

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

Zargos Neves Masson

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE APARELHOS DE
AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL COM BASE
EM NORMAS INTERNACIONAIS**

Florianópolis

2016

Zargos Neves Masson

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE APARELHOS DE
AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL COM BASE
EM NORMAS INTERNACIONAIS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.

Coorientador: Stephan Paul, Dr. Eng.

Florianópolis
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Masson, Zargos Neves

Avaliação do desempenho de aparelhos de amplificação sonora individual com base em normas internacionais

Zargos Neves Masson ; orientador, Júlio Apolinário Cordioli ; coorientador, Stephan Paul. - Florianópolis, SC, 2016.

202 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Correção de Deficiência Auditiva. 3. Normas. 4. Instrumentação. I. Cordioli, Júlio Apolinário. II. Paul, Stephan. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Zargos Neves Masson

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE APARELHOS DE
AMPLIFICAÇÃO SONORA INDIVIDUAL COM BASE
EM NORMAS INTERNACIONAIS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 01 de Agosto de 2016.

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Jr., Dr.Eng.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng. – Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil

Guillaume Barrault, Dr. Eng.
Wavetech Soluções Tecnológicas, Brasil

Zemar Martins Defilippo Soares, Dr. Eng.
INMETRO/LAETA, Brasil

Profa. Renata Coelho Scharlach, Dra. Fonoaudióloga
Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil

Dedico este trabalho aos seres de luz.

AGRADECIMENTOS

À minha família, pelo suporte aos meus estudos, amizade, companheirismo e amor ao longo desses anos.

À minha companheira Larissa, por fazer parte da minha vida de uma forma tão maravilhosa.

À Mia por ter acompanhado ao meu lado a escrita desse documento, sempre me proporcionando momentos de alegria.

À Silvio e Saara, pelo carinho e apoio durante essa jornada.

Aos Professores Júlio Cordioli e Stephan Paul, pela orientação, paciência e amizade.

À Zemar Soares pela amizade e valiosas discussões acerca das normas e contribuições para o trabalho.

À Eduardo Bresciani, pela ajuda e acompanhamento durante as medições.

Aos companheiros de andar, Leonardo, André Spilere, André Loch, Bernardo Murta, pelos cafés e tortas aliados a boas risadas e deliciosas discussões.

À todos os integrantes do LVA que fazem do laboratório um lugar especial.

À Gert Ravn pela amostra e resultados cedidos.

À comissão CE 26.120.03 da ABNT pelas diversas discussões nas traduções das normas.

À Guillaume Barrault e Professora Renata Scharlach por toparem fazer parte da banca de avaliação e realizarem contribuições ao trabalho.

À CAPES e CNPQ pelos auxílios financeiros e apoio a pesquisa.

*Arrume um trabalho que lhe dê prazer, e
você nunca terá que trabalhar na vida*

(Confúcio)

RESUMO

Os aparelhos de amplificação sonora individual (AASI) são atualmente as próteses mais utilizadas para reabilitação de pessoas com deficiência auditiva. Conhecer a performance eletroacústica do AASI e equipará-las com as necessidades do indivíduo é um fator crítico para o sucesso da adaptação do AASI à necessidade do usuário. Procedimentos para avaliação da performance eletroacústica dos aparelhos são descritos pelas principais normas de avaliação de AASI que incluem a série IEC 60118, a qual é composta por 15 partes. A parte 0 apresenta procedimentos para a determinação das principais informações que devem constar na folha de dados, enquanto a parte 7 estabelece procedimentos e tolerâncias para avaliações de controle de qualidade. Já a parte 8 utiliza um manequim para simular a performance do AASI em um indivíduo e inclui ensaios para a análise das características direcionais. Entretanto, o desempenho dos AASI em indivíduos reais podem diferir significativamente dos obtidos através das técnicas da série IEC 60118. Em vista disso, a IEC 61669 estipula uma série de procedimentos para realização de ensaios em orelha real, que são fundamentais para o processo de adaptação do AASI. O presente trabalho tem por objetivo implementar e avaliar os resultados obtidos através dos procedimentos estabelecidos pelas normas supracitadas. Os requisitos das normas foram analisados e soluções em termos de equipamentos foram propostas, seguidas por uma análise de incerteza das grandezas medidas. A implementação da parte 0 foi comparada e validada com base nos resultados produzidos por um laboratório acreditado. Seis AASIs comerciais foram avaliados segundo as tolerâncias da parte 7 e apresentaram a maioria dos resultados dentro dos limites de aceitação. Os resultados da parte 8 mostraram-se contundentes com o tipo de AASI testado. Por fim, os ensaios segundo a IEC 61669 foram conduzidos no manequim através de um sistema comercial de testes. Na comparação entre os resultados da parte 8 com a IEC 61669 foram encontradas diferenças relevantes, provavelmente oriundas de problemas no acoplamento e colocação do microfone sonda. A implementação dessas normas viabiliza ao laboratório a condução de futuras investigações na área de AASI. Além disso, o trabalho estabelece de forma detalhada soluções que obedecem os requisitos estabelecidos na norma e detalhes acerca da implementação dos procedimentos das mesmas.

Palavras-chave: Correção de Deficiência Auditiva; Normas; Instrumentação.

ABSTRACT

Hearing aids are currently the most common device used for rehabilitation of people with hearing impairments. The hearing aids electroacoustic performance is of utmost importance for hearing care professionals to properly choose and adapt the device for a particular individual. The evaluation of electroacoustic performance of hearing aids are described by the hearing aids main standards, which includes the IEC 60118 series. This series is composed by 15 parts; part 0 provides procedures for the determination of the key information to be included in the data sheet, while part 7 establishes procedures and tolerances for quality control assessments. Part 8 uses a manikin to simulate the performance of hearing aids in an individual and includes tests to analyze directional characteristics. However, the hearing aid performance in real individuals may differ significantly from those obtained through the techniques described by IEC 60118. As a result, the IEC 61669 provides a set of procedures for performing tests in real ear, which are fundamental to hearing aids fitting process. This paper aims to describe the implementation process and analysis of results obtained through the procedures established by the standards previously cited. The standards' requirements have been raised and solutions in terms of equipment was proposed, followed by an uncertainty analysis of the measured quantities. The implementation of Part 0 was compared and validated based on the results produced by an accredited laboratory. Six commercial hearing aids were evaluated according to the tolerance on part 7 and most of the results were found acceptable. The results of part 8 proved to be conclusive with the type of hearing aids tested. Finally, the tests according to IEC 61669 were conducted on the manikin using a commercial test system. The comparison between results of Part 8 and IEC 61669 revealed relevant differences, probably from the coupling and placement of the probe microphone. The implementation of these standards enables the laboratory to conduct further investigations on hearing aids area. In addition, this work establishes solutions that meet the standards requirements and describes in details the implementation of the procedures.

Keywords: Correction of Hearing Impairment; Standards; Instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Distorção de Intermodulação.....	44
Figura 2.2	Componentes de um aparelho auditivo tipo BTE.....	45
Figura 2.3	Classificação de aparelhos auditivos.....	47
Figura 2.4	Exemplo de um audiograma.....	49
Figura 2.5	Duas configurações para o acoplador de 2CC.....	56
Figura 3.1	Dimensões das cunhas utilizadas.....	64
Figura 3.2	NPS do Ruído de fundo ambiente e ruído medido no acoplador 2CC.....	65
Figura 3.3	Verificação da redução do NPS com a distância.....	66
Figura 3.4	Resultado da medição para DTH das fontes utilizadas para dois níveis de NPS.....	68
Figura 3.5	Ilustração dos pontos (em vermelho) para medição da uniformidade da frente de onda.....	69
Figura 3.6	Diferenças entre o NPS no ponto de referência e o NPS em quatro pontos do entorno a 15cm.....	70
Figura 3.7	Esquema do dispositivo de movimentação angular desenvolvido.....	72
Figura 3.8	Simulador de Bateria.....	74
Figura 3.9	Esquema da fonte de campo eletromagnético construída.....	74
Figura 3.10	Esquemático do sistema de testes FONIX 8000 com a câmara modelo 5020.....	76
Figura 3.11	Desenho esquemático do sistema de testes FONIX 8000 com módulo <i>Probe Remote</i>	77
Figura 3.12	Posicionamento relativo dos equipamentos conforme IEC 60118-0 e IEC 60118-7.....	78
Figura 3.13	Montagem do ensaio na câmara para IEC 60118-0 e IEC 60118-7.....	78
Figura 3.14	Esquema da montagem dos ensaios com fonte de campo eletromagnético.....	80
Figura 3.15	Esquema de medição da corrente da bateria.....	80
Figura 3.16	Montagem dos ensaios conforme IEC 60118-8.....	81
Figura 3.17	Molde para acoplamento orelha-AASI utilizado nos experimentos.....	82
Figura 3.18	Esquema do posicionamento nos ensaios conforme IEC	

61669.....	83
Figura 3.19 Posicionamento do microfone sonda segundo IEC 61669.	84
Figura 3.20 Ilustração da Curva Básica de Resposta em Frequência do AASI com a determinação da faixa de frequência e tolerâncias	91
Figura 3.21 Exemplo do NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec}	95
Figura 3.22 Indicação do ponto de referência e ângulo de elevação	98
Figura 3.23 Eixo de rotação (vermelho) e eixo de simetria estabelecido pela norma visão de topo	99
Figura 3.24 Curva de correção do campo acústico para aparelhos do tipo BTE.....	101
Figura 3.25 Ganho de orelha aberta do manequim.....	101
Figura 3.26 Ensaios para determinação do RECD(f).....	106
Figura 4.1 Cadeia de medição dos ensaios acústicos das partes 0/7.	111
Figura 4.2 Cadeia de medição dos ensaios acústicos da parte 8...	111
Figura 5.1 Função NPSS90(f) do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.....	118
Figura 5.2 Função GAM(f) do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.....	120
Figura 5.3 Comparação GAM(f) utilizando dois tipos de excitação diferentes.....	121
Figura 5.4 Curva básica de resposta em frequência do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.	122
Figura 5.5 Distorção Harmônica Total do AASI de referência para um NPS_{p-ref} de 60 dB.....	124
Figura 5.6 Distorção total da diferença de frequência utilizando dois sinais de 64 dB com frequências correspondentes a uma diferença de 125 Hz.....	126
Figura 5.7 Ruído de entrada equivalente em bandas de terço de oitava.....	127
Figura 5.8 Ruído de Entrada Equivalente em bandas de terço de oitava do AASI de referência medido com o simulador de orelha e o acoplador de 2CC.....	128
Figura 5.9 Entrada-Saída para o aparelho de referência.	129
Figura 5.10 NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 55 dB a 80 dB em 1,6 kHz.	130
Figura 5.11 NPS no acoplador em relação ao tempo para determi-	

nação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 55 dB a 90 dB em 2kHz.....	131
Figura 5.12 Curva básica para bobina de indução do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.....	132
Figura 5.13 Comparação dos espectros obtidos com dois métodos de entrada do AASI: Bobina (Bob) e Microfone (CBRF(f)).	133
Figura 5.14 Comparação da CBRF(f) para diferentes distâncias entre microfone de controle e AASI.	135
Figura 5.15 Curvas básica de resposta em frequência do AASI de referência medidas com e sem a presença do microfone de controle.	136
Figura 5.16 Avaliação do NPS produzido pelo AASI no acoplador para vários comprimentos de tubo.....	137
Figura 5.17 Posições do AASI em relação a fonte de campo magnético para a avaliação da influência do posicionamento nos resultados.	139
Figura 5.18 Avaliação do NPS produzido pelo AASI no acoplador com a bobina como método de entrada para várias posições relativas entre AASI e fonte de campo magnético.	140
Figura 5.19 Comparação da CBRF(f) utilizando diferentes acopladores.	140
Figura 5.20 Resultados dos ensaios de NPSS90(f), GAM(f), CBRF(f) e Entrada-Saída segundo ABNT IEC60118-7 para o AASI comercial A.....	142
Figura 5.21 Resposta do manequim RGOAM _{0°} (f) medida para orelha esquerda (OE) e para orelha direita (OD) acompanhada dos limites estabelecidos pela IEC 60318-7 e o RGOAM _{0°} (f) estabelecida no manual do KEMAR	146
Figura 5.22 Comparação RGOAM _{0°} (f) para orelha direita obtida por diferentes autores.	148
Figura 5.23 Resposta direcional do manequim obtida no LVA e fornecida pelo manual do KEMAR para as frequências 250 Hz, 1 kHz, 4 kHz e 8 kHz.	149
Figura 5.24 Desvio padrão em dB da resposta direcional do manequim obtida no LVA para as frequências 250 Hz, 1 kHz, 4 kHz e 8 kHz.	150
Figura 5.25 Ganho de inserção GIS(f) do AASI de referência utilizando o Método do NPS constante na entrada (NPSCCE) e o método do NPS constante no simulador de orelha(NPSCSO), acompanhados dos respectivos desvios padrões (DP) para as seis itera-	

ções executadas.....	150
Figura 5.26 Resultados para o AASI de referência do ganho de inserção simulado $GIS_{0^\circ}(f)$, do ganho simulado <i>in situ</i> $GIS_{0^\circ}(f)$, do ganho de inserção simulado obtido com o método simplificado $GIS_{simp}(f)$ e do ganho simulado <i>in situ</i> $GIS_{simp}(f)$	151
Figura 5.27 Resultados para o AASI de referência do NPSS90 simulado <i>in situ</i> $NPSS90SIS(f)$, dos $NPSS90(f)$ obtidos segundo a IEC 60118-0 com o acoplador 2CC $NPSS90(f)$ 2CC e com o simulador de orelha $NPSS90(f)$ SO.....	152
Figura 5.28 resposta direcional simulada <i>in situ</i> $RDSIS_f(\theta)$ do AASI de referência (esquerda) e desvio padrão da $RDSIS_f(\theta)$ (direita). 153	
Figura 5.29 Resposta direcional de inserção simulada $RDIS_\theta(f)$ do AASI de referência para os ângulos de incidência sonora θ 30°, 90°, 180° e 270°.....	154
Figura 5.30 Média e desvio padrão dos resultados de ganho da orelha não ocluída $REUG(f)$ do KEMAR obtidas segundo a IEC 61669.....	156
Figura 5.31 Resultados de ganho da orelha com AASI $REAG(f)$ e do KEMAR com AASI de referência obtidas segundo a IEC 61669.157	
Figura 5.32 Resultados de ganho da orelha não ocluída do KEMAR fornecido pelo manual, e obtidos a partir dos ensaios segundo a IEC 60118-8 e IEC 661669.....	158
Figura 5.33 Resultados do ganho do AASI no KEMAR e do ganho de inserção do obtidos a partir dos ensaios segundo a IEC 60118-8 e IEC 661669.....	159
Figura II.1 Curva básica de resposta em frequência do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0 para Múltiplos NPS_{p-ref} .181	
Figura II.2 Distorção Harmônica Total do AASI de referência para um NPS_{p-ref} de 70 dB.....	182
Figura II.3 NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 60 dB a 100 dB.....	183
Figura II.4 Resposta do AASI com simulador de orelha para múltiplas magnitudes de campo magnético.....	183
Figura II.5 Distorção Harmônica Total do AASI de referência para bobina como método de entrada e magnitude do campo magnético em 100 mA/m.....	184
Figura II.6 Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 para o aparelho comercial B.....	185

Figura II.7 Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 para o aparelho comercial C	186
Figura II.8 Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 para o aparelho comercial D	187
Figura II.9 Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 para o aparelho comercial E	188
Figura II.10 Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 para o aparelho comercial F	189
Figura II.11 Histograma da distribuição de valores das diferenças em [dB].....	190
Figura B.1 Coordenadas para os ângulos azimute e de elevação ..	201
Figura B.2 Ilustração dos planos e eixos do manequim	202

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Requisitos para a fonte sonora.....	67
Tabela 3.2	Requisitos para o sistema de medição.....	71
Tabela 3.3	Requisitos para o simulador de bateria.....	73
Tabela 3.4	Limites para as condições ambientais.....	75
Tabela 3.5	Equipamentos selecionados para aferição das condições ambientais.....	75
Tabela 3.6	Análise do NPS_{p-ref}	86
Tabela 3.7	Parâmetros utilizados no software de ensaio criado com LabVIEW.....	87
Tabela 3.8	Parâmetros do $NPSS90(f)$	89
Tabela 3.9	Parâmetros da função $GAM(f)$	90
Tabela 3.10	Parâmetros da Curva Básica de Resposta em Frequência.....	92
Tabela 3.11	Frequências e NPS_{p-ref} para o ensaio de distorção harmônica total conforme IEC 60118-0 e IEC 60118-7.....	92
Tabela 3.12	Fatores de ponderação para o cálculo do índice de diretividade 2D ponderado estabelecidos pela IEC 60118-8.....	103
Tabela 4.1	Máxima incerteza de medição expandida permitida estabelecidas pelas normas IEC 60118-0/7/8.....	107
Tabela 4.2	Limites de tolerância: limites de aceitação e incerteza máxima expandida.....	108
Tabela 4.3	Especificações do FONIX.....	108
Tabela 4.4	Balanco da incerteza na medição de NPS do microfone de controle.....	112
Tabela 4.5	Balanco da incerteza na medição de NPS com acoplador 2CC.....	112
Tabela 4.6	Balanco da incerteza na medição do NPS no simulador de orelha.....	113
Tabela 4.7	Balanco da incerteza na medição do NPS no simulador de orelha montado no manequim.....	113
Tabela 4.8	Balanco da incerteza do nível de força do campo magnético gerado pela espira.....	114
Tabela 4.9	Balanco da incerteza da umidade relativa.....	116
Tabela 4.10	Balanco da incerteza da pressão atmosférica.....	116

Tabela 4.11	Balanço da incerteza da temperatura.....	116
Tabela 5.1	Nomenclatura utilizada nos ensaios.....	117
Tabela 5.2	Parâmetros da NPSS90(f) do AASI de referência conforme IEC 60118-0.....	119
Tabela 5.3	Parâmetros da GAM(f) do AASI de referência conforme IEC 60118-0.....	120
Tabela 5.4	Parâmetros da CBRF(f) do AASI de referência conforme IEC 60118-0.....	123
Tabela 5.5	Distorção harmônica total do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.....	124
Tabela 5.6	Resultados de distorção para três iterações em uma mesma montagem para NPS _{p-ref} 60 dB.....	125
Tabela 5.7	Comparação dos parâmetros obtidos a partir dos ensaios de corrente para o aparelho de referência.....	126
Tabela 5.8	Ruído de entrada equivalente do AASI de referência conforme IEC 60118-0.....	128
Tabela 5.9	Tempos de ataque e tempos de recuperação do AASI de referência.....	131
Tabela 5.10	Comparação dos parâmetros obtidos a partir do ensaio com bobina para o aparelho de referência.....	134
Tabela 5.11	Diferentes configurações para tempos de estabilização e integração utilizadas no processamento de sinal dos ensaios....	138
Tabela 5.12	Parâmetros obtidos nos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial A.....	143
Tabela 5.13	Índice de diretividade ID _{2D} (f) e índice de diretividade ponderada IDPII _{2D} para o AASI de referência.....	155
Tabela I.1	Balanço da incerteza da medição da tensão pela entrada analógica da placa PXI-e 4461.....	173
Tabela I.2	Balanço da incerteza da tensão de saída da placa PXI-e 4461 conectado ao amplificador modelo 2718.....	174
Tabela I.3	Parâmetros utilizados para o ar.....	178
Tabela I.4	Balanço da incerteza da tensão de saída da placa PXI-e 4461 conectado ao amplificador modelo 2718.....	179
Tabela A.1	Dados da calibração para o microfone de campo livre.	197
Tabela A.2	Dados da calibração para o microfone de campo de pressão 1.....	198
Tabela A.3	Dados da calibração para o microfone de campo de	

pressão 2. 199

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

GER_{meta}	Ganho do Ensaio de Referência
$GIS-GAM_{0^\circ}(f)$	Ganho de inserção Simulada <i>in situ</i> com ganho acústico máximo
$GIS_{0^\circ}(f)$	Ganho de inserção Simulada <i>in situ</i>
$GIS_{simp}(f)$	Ganho de inserção simulado simplificado
$GSIS_{0^\circ}(f)$	Ganho simulado <i>in situ</i>
$GSIS_{simp}(f)$	Ganho simulado <i>in situ</i> simplificado
$IDPII_{2D}$	Índice de Diretividade 2D Ponderado
ID_{2D}	Índice de diretividade 2D
$NPS_{p\ ref}$	NPS medido no ponto de Referência
$RDIS_{\theta}(f)$	Resposta Direcional Simulada in Situ para frequência f em função de θ
$RDM_f(\theta)$	Resposta direcional do manequim para frequência f em função de θ
$RDSIS_f(\theta)$	Resposta Direcional Simulada in Situ para frequência f em função de θ
$REAG(f)$	Ganho do AASI em orelha real (<i>Real ear aided gain response</i>)
$REAR(f)$	Resposta do AASI em orelha real (<i>Real ear aided response</i>)
$RECD(f)$	Diferença entre orelha real e acoplador (<i>real ear to coupler difference</i>)
$REIG(f)$	Ganho de inserção em orelha real (<i>Real ear insertion gain</i>)
$REOG(f)$	Ganho da orelha real ocluída (<i>Real ear Occluded gain</i>)
$REOR(f)$	Resposta da orelha real ocluída (<i>Real ear occluded response</i>)
$REUG(f)$	Ganho em orelha real não ocluída (<i>Real ear unaided gain response</i>)
$REUR(f)$	Resposta em orelha real não ocluída (<i>Real ear unaided response</i>)
$RM_{\alpha}(f)$	Resposta do ganho de orelha aberta do manequim para o ângulo θ
$RM_{\alpha}(f)$	Resposta do manequim para o ângulo θ
$RSIS_{0^\circ}(f)$	Resposta simulada <i>in situ</i>
$textREDD(f)$	diferença entre orelha real e o audiômetro (<i>Real Ear to Dial Difference</i>)

parte 0	IEC 60118-0
2CC	Acoplador de 2 cm^3
AASI	Aparelhos de Amplificação Sonora Individual
ABIMO	Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AER	Ajuste do Controle de Ganho para o Ensaio de Referência
AGC	Controle Automático de Ganho (Automatic Gain Control)
ANSI	American National Standards Institute
BRF	Curva Básica de Resposta em Frequência
BRFBI	Curva Básica para Bobina de Indução
CBRF(f)	Curva Básica de Resposta em Frequência
dB	Decibel
DIM	Distorção de intermodulação
ESRP	Entrada-Saída em Regime Permanente
GAM	Configuração do AASI com ganho acústico no máximo
GAM(f)	Curva de resposta do ganho acústico no máximo
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IEC	International Electrotechnical Commission
Inc. LAR	Incerteza expandida do laboratório de referência
KEMAR	Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research
LVA	Laboratório de Vibrações e Acústica
MAF-NPSIV	NPS da média de alta frequência em um campo eletromagnético vertical com magnitude de 31,6 mA/m
MAF-NPSS90	Média de alta frequência da função NPSS90(f)
MAF-NSMA	Nível de Sensibilidade Magneto-acústica Máxima na MAF
MOR	Medições em Orelha Real
Máx NPSS90	Ponto máximo da curva da função NPSS90(f)
NFC	Comunicação por Campo de Proximidade (NFC , <i>Near Field Communication</i>)
NPS	Nível de Pressão Sonora
NPSCE	NPS constante na entrada
NPSCSO	NPS constante no simulador de orelha
PDS	Processador Digital de Sinais
RBIGAM	curva de resposta da bobina de indução com ganho acústico no máximo
REE	ruído de entrada equivalente de banda larga
SEBI	Sensibilidade Equivalente da Bobina de Indução

SO
UFSC

Simulador de Orelha
Universidade Federal de Santa Catarina

LISTA DE SÍMBOLOS

$\tilde{\delta}_H$	Incerteza devido à Umidade Relativa	[dB]
$\tilde{\delta}_R$	Incerteza devido à Resolução	[dB]
$\tilde{\delta}_{2CC}$	Incerteza devido ao acoplador 2CC	[dB]
$\tilde{\delta}_P$	Incerteza devido à Pressão atmosférica	[dB]
$\tilde{\delta}_{cal}$	Incerteza devido à Calibração do microfone	[dB]
$\tilde{\delta}_{desnom}$	Incerteza devido ao desvio nominal NPS_{p-ref}	[dB]
$\tilde{\delta}_{dir}$	Diretividade do microfone	[dB]
$\tilde{\delta}_{lin}$	Incerteza devido à linearidade na frequência	[dB]
$\tilde{\delta}_T$	Incerteza devido à Temperatura	[dB]
$\tilde{\delta}_{R_{de}}$	Incerteza devido ao ruído de densidade espectral	[dB]
$\tilde{\delta}_{R_{id}}$	Incerteza devido ruído <i>idle</i>	[dB]
$\tilde{\delta}_{SO4-8KHz}$	Incerteza devido ao simulador de orelha de 4kHz a 8 kHz	[dB]
$\tilde{\delta}_{SO4kHz}$	Incerteza devido ao simulador de orelha até 4kHz	[dB]
$\tilde{\delta}_{V_{eq}}$	Incerteza devido ao volume equivalente	[dB]
$\tilde{\delta}_{linamp}$	Incerteza devido à linearidade na frequência do amplificador externo	[dB]
$\tilde{\delta}_{mont}$	Incerteza devido à montagem	[dB]
P_{ref}	Pressão sonora de referência	[Pa]
P_{rms}	Valor eficaz da pressão sonora	[Pa]
$p(t)$	Pressão sonora em função do tempo	[Pa]
μ_{Ac}	Incerteza devido à acurácia	[dB]
μ_{cal}	Incerteza combinada da calibração de microfones	[dB]
$\mu_{condatm}$	Incerteza devido à condições atmosféricas	[dB]
μ_{L_s}	Incerteza da sensibilidade do microfone	[dB]
μ_{L_V}	Tensão medida	[dB]
$\mu_{L_{V_{out}}}$	Incerteza combinada de $L_{V_{out}}$	[dB]
μ_L	Incerteza do comprimento da espira	[m]
μ_V	Incerteza combinada da tensão de saída V	[dB]
μ_{hcal}	Incerteza herdada da calibração	[dB]
ω	frequência angular	[rad/s]
ρ	densidade do ar	[Kg/m ³]
DHT%	Distorção harmônica total	[%]
DTDF%	Distorção total da diferença de frequência	[%]
NPS_{p-ref}	NPS no ponto de referência	[dB]
θ	Ângulo de incidência da fonte sonora	[o]
μ_{Req}	Incerteza padrão da Resistência equivalente	[Ω]

$\mu_{\text{NPS,ref}}$	Repetibilidade do	[dB]
a	Dimensão lateral da espira quadrada	[m]
c_0	Velocidade do som no ar	[m/s]
f_{max}	Frequência máxima do AASI	[Hz]
f_{min}	Frequência mínima do AASI	[Hz]
H	Campo eletromagnético	[A/m]
i	Corrente	[A]
i_{RMS}	Corrente elétrica eficaz	[A]
L	Comprimento do lado da espira	[m]
L_v	Tensão aplicada na fonte sonora	[V]
P_f	Pressão sonora da frequência fundamental	[Pa]
P_{h_n}	Pressão sonora da n ésima harmônica	[Pa]
R	Resistência	[Ω]
R_{eq}	Resistência equivalente	[Ω]
S_{fonte}	Sensibilidade fonte sonora V/NPS	[dB/dB]
U_V	Incerteza expandida da tensão de saída V	[dB]
V	Tensão	[V]
V_{eff}	Volume efetivo	[mm ³]
$Z_{2\text{CC}}$	Impedância de transferência do acoplador 2CC	[dB]

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	35
1.1 Contextualização	35
1.2 Objetivos	37
1.2.1 Objetivo geral	37
1.2.2 Objetivos específicos	38
1.3 Estrutura	39
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	41
2.1 Conceitos básicos de acústica	41
2.1.1 Som	41
2.1.2 Nível de pressão sonora	41
2.1.3 Resposta em frequência	42
2.1.4 Ganho	42
2.1.5 Distorção	42
2.2 Aparelhos de Amplificação Sonora Individual	44
2.2.1 Componentes	44
2.2.2 Funcionamento	46
2.2.3 Tipos	46
2.2.4 Circuitos de controle automático de ganho	47
2.2.5 Adaptação e programação	48
2.3 Breve histórico de medições de AASI	50
2.4 Normas	52
2.4.1 Normas para avaliação de características eletroacústicas de AASI	52
2.4.1.1 IEC 60118-0	52
2.4.1.2 ABNT NBR IEC 60118-7	53
2.4.1.3 ABNT NBR IEC 60118-8	54
2.4.1.4 IEC 61669	55
2.4.2 Normas para acopladores	55
2.4.3 Norma para manequim	57
2.5 Avaliação de incertezas de medição	58
3 IMPLEMENTAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS	63
3.1 Espaço para realização dos ensaios	63
3.1.1 Ruído de fundo	64
3.1.2 Verificação de condições de campo livre	65
3.2 Equipamentos	66
3.2.1 Fonte sonora	67
3.2.2 Sistema de aquisição e geração de sinais	70

3.2.3	Microfones e acopladores	71
3.2.4	Dispositivo de movimentação angular do manequim	72
3.2.5	Sistema de medição para corrente da bateria	72
3.2.6	Fonte de campo eletromagnético	73
3.3	Condições ambientais	75
3.4	Sistema comercial de testes para AASI	76
3.5	Montagem	77
3.5.1	IEC60118-0 e IEC60118-7	77
3.5.1.1	Ensaio acústicos com fonte sonora	77
3.5.1.2	Ensaio com fonte de campo eletromagnético	79
3.5.1.3	Ensaio de corrente da bateria	80
3.5.2	IEC60118-8	81
3.5.3	IEC 61669	82
3.6	Métodos de ajuste e controle do campo acústico	84
3.6.1	IEC 60118-0 e IEC 60118-7	84
3.6.2	IEC 60118-8	85
3.6.3	IEC 61669	85
3.6.4	Implementação	85
3.7	Implementação dos ensaios em <i>LabVIEW</i>	87
3.8	Descrição dos ensaios	88
3.8.1	IEC60118-0 e 7	88
3.8.1.1	Função NPSS90(f)	89
3.8.1.2	Função do ganho acústico máximo	90
3.8.1.3	Determinação do ajuste do ensaio de referência (AER) ..	90
3.8.1.4	Curva básica de resposta em frequência	91
3.8.1.5	Distorção harmônica total	92
3.8.1.6	Distorção de Intermodulação	92
3.8.1.7	Ruído de Entrada Equivalente	93
3.8.1.8	Medições para AASI com controle automático de ganho ..	94
3.8.1.9	Medições para aparelhos com bobinas de indução	95
3.8.1.10	Corrente de bateria	97
3.8.1.11	Características do circuito elétrico de entrada	97
3.8.1.12	Medições adicionais	97
3.8.2	IEC60118-8	97
3.8.2.1	Resposta do manequim	99
3.8.2.2	Resposta direcional do manequim	99
3.8.2.3	Ganho de inserção simulado	100
3.8.2.4	Resposta direcional simulada <i>in situ</i>	101
3.8.2.5	Resposta direcional de inserção simulada	102
3.8.3	Índice de diretividade e índice de diretividade ponderada ..	102
3.8.3.1	NPSS90 simulado <i>in situ</i>	104

3.8.4	IEC 61669	104
3.9	Seleção das amostras de AASI	105
4	AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO	107
4.1	Considerações gerais	108
4.2	Balanços de incerteza	110
4.3	NPS	110
4.4	Campo magnético	114
4.5	Frequência	115
4.6	Distorção harmônica total	115
4.7	Condições Ambientais	116
5	RESULTADOS	117
5.1	IEC 60118-0	117
5.1.1	Comparação com resultado de referência	117
5.1.1.1	Função NPSS90(f)	118
5.1.1.2	Função ganho acústico no máximo	119
5.1.1.3	Curva básica de resposta em frequência	122
5.1.1.4	Distorção harmônica total	123
5.1.1.5	Distorção de intermodulação	125
5.1.1.6	Corrente de Bateria	126
5.1.1.7	Ruído de entrada equivalente	127
5.1.1.8	Avaliação do controle automático do ganho - ensaio Entrada-Saída	129
5.1.2	Avaliação do controle automático do ganho - tempo de ataque e tempo de recuperação	130
5.1.3	Ensaio com bobina de indução	132
5.1.4	Investigação da influência dos parâmetros nos resultados	134
5.1.4.1	Posicionamento relativo entre AASI e microfone de controle	134
5.1.4.2	Exclusão do microfone de controle	135
5.1.4.3	Variação do comprimento dos tubos que acoplam o AASI ao acoplador 2CC	136
5.1.4.4	Parâmetros de processamento de sinais	137
5.1.4.5	Posicionamento do AASI em relação a fonte de campo magnético	138
5.1.4.6	Acopladores	139
5.2	IEC60118-7 - Avaliação de conformidade utilizando dados do fabricante como referência	141
5.3	IEC60118-8	145
5.3.1	Respostas do Manequim	145
5.3.2	Ganho de inserção simulado	149
5.3.3	NPSS90 simulado <i>in situ</i>	152
5.3.4	Características direcionais	153

5.4 Resultados segundo IEC 61669 utilizando o KEMAR	156
5.5 Comparação entre os resultados dos métodos descritos na IEC 60118-8 e na IEC 61669	158
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	161
6.1 Conclusões	161
6.2 Sugestões para trabalhos futuros	163
REFERÊNCIAS	165
Apêndices	171
APÊNDICE I – Complemento Avaliação da Incerteza de medição	173
I.1 Tensão de entrada	173
I.2 Tensão de Saída	174
I.3 NPS	175
I.3.1 Simulador de Orelha	176
I.3.2 Acoplador 2CC	177
I.3.3 Calibrador do microfone	178
I.4 Campo magnético	179
I.5 Condições atmosféricas	179
APÊNDICE II – Resultados Adicionais	181
II.1 IEC 60118-0 - Aparelho de Referência	181
II.2 IEC60118-7 - Aparelhos Comerciais	185
II.3 Análise da distribuição de probabilidade	189
ANEXO A – Folha de dados dos equipamentos utilizados	191
A.1 FONIX 8000	191
A.2 Fonte Sonora	194
A.3 Multímetro	196
A.4 Certificados Microfone	197
ANEXO B – Orientações do Manequim para IEC 60118-8201	
Anexos	191

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

Todos os dias o ser humano entra em contato com o meio externo, ou seja, tudo aquilo que não faz parte de si. Essa interação é realizada através dos sentidos, que são definidos classicamente, desde Aristóteles, como cinco: olfato, paladar, visão, tato e audição [1]. É através da captação e interpretação desses estímulos que um indivíduo se relaciona com o ambiente ao redor, permitindo sua sobrevivência e adaptação.

A audição baseia-se na percepção das alterações da pressão causadas pelas ondas sonoras sobre as estruturas das orelhas. Ela consiste em um dos elementos fundamentais para a comunicação, pois através da escuta desenvolvemos a linguagem oral, forma predominante para troca de informações.

A privação sensorial da audição é o que caracteriza a deficiência auditiva, cujo sintoma comum é uma reação anormal diante do estímulo sonoro [2]. O impacto dessa privação na vida de um indivíduo é profundo, pois não afeta somente sua capacidade de compreender adequadamente as informações sonoras, mas principalmente o modo de se relacionar com seu meio e sua cultura, podendo provocar consequências biológicas, psicológicas e sociais [3].

Segundo dados do censo realizado em 2010 pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o número de indivíduos que declararam ter algum tipo de deficiência auditiva correspondia a quase 10 milhões, ou seja, em torno de 5,1% da população brasileira [4]. Hábitos da vida moderna, como frequentar ambientes sujeitos a elevados níveis de pressão sonora e utilizar fones de ouvido [5, 6], aliados ao envelhecimento da população [7], sugerem para uma tendência crescente desse número.

O grande número de deficientes auditivos associado à sua tendência de crescimento transformam a perda auditiva em um sério problema não só de saúde pública mas também social e econômico. Há pesquisas que indicam que trabalhadores com deficiência auditiva não tratada podem sofrer prejuízo salarial [8]. Além disso, sempre que crianças com perda auditiva não são identificadas e não recebem intervenção precoce, a educação especial dedicada às mesmas tem um custo anual equivalente ao dobro da educação regular [9].

Existem diferentes tipos de perdas auditivas, mas pode-se dividi-las basicamente em quatro grupos: condutiva, neurosensorial, mista

e neural [10]. A perda neural é encontrada quando as estruturas da orelha média e interna são funcionais, porém há algum problema na transmissão realizada pelo nervo auditivo ou ainda com o próprio cérebro. Na perda condutiva a orelha externa ou a média são as afetadas, caracterizada por irregularidades nos componentes dessas regiões que de alguma forma impedem a condução do estímulo sonoro até a orelha interna. Para a maioria das perdas condutivas existe bom prognóstico, sendo normalmente tratadas através de medicamentos ou cirurgias [11]. Já a perda neuro-sensorial, geralmente é irreversível e é caracterizada pela destruição das células ciliadas da cóclea, por uma lesão na cóclea ou por danos no sistema sistema auditivo central. Para estes casos não existe, em sua maioria, efetivo tratamento medicamentoso. É possível, porém, explorar a audição residual através de um Aparelho de Amplificação Sonora Individual (AASI). Os AASIs têm como função amplificar o som de modo a provocar uma sensação auditiva similar a da audição normal. Os aparelhos auditivos, nome mais comum dado aos AASIs, são as próteses auditivas mais utilizadas na atualidade e possibilitam uma melhora significativa da qualidade de vida dos deficientes. Para os casos mais graves existe a possibilidade de intervenção cirúrgica através da introdução de um implante coclear, todavia essa opção é invasiva e envolve diversos riscos inerentes a cirurgias, sendo geralmente aplicada para os casos onde os indivíduos não obtiveram resposta satisfatória com AASI. Já a perda mista é a combinação da perda condutiva e a neuro-sensorial.

Com o objetivo de adequar o AASI para atender um determinado usuário, os profissionais da saúde realizam a adaptação do aparelho. Esta etapa consiste em uma etapa fundamental do processo de reabilitação audiológica. Para isso é necessário conhecer as especificações do aparelho, programá-lo e adotar procedimentos que visam verificar se o dispositivo possibilita resultados satisfatórios no usuário. A equiparação da performance eletroacústica do AASI com as necessidades de um indivíduo é um fator crítico para o sucesso da adaptação [12]. Outro aspecto de grande importância, no que se refere ao processo de reabilitação, é determinar a qualidade do aparelho auditivo, ou seja, verificar se este está de acordo com as especificações do fabricante. Recentemente, no Brasil, tem-se realizado um esforço por parte de órgãos governamentais para normatizar e regular a avaliação de aparelhos auditivos, de modo a verificar as especificações declaradas e a qualidade dos produtos no mercado.

Para garantir que os dados fornecidos pelo fabricante para um modelo e os dados medidos com o AASI no paciente sejam confiáveis,

é necessária a especificação de ensaios que sigam procedimentos estabelecidos em normas nacionais e internacionais [13]. Nesse sentido, a metrologia se coloca como um fator fundamental para garantir a confiabilidade dos resultados de qualquer ensaio, em especial na área da saúde, na qual medições incorretas levam os indivíduos e a sociedade a riscos indesejáveis [14]. Para se ter segurança nos sistemas e procedimentos de medições, é fundamental que estes sejam comparados entre diferentes laboratórios. Este procedimento é conhecido como intercomparação laboratorial (*Round robin*), no qual cada laboratório implementa os procedimentos de medição localmente e os dados medidos, acompanhados pelas respectivas incertezas são comparados.

No âmbito internacional, várias normas são utilizadas para avaliar o desempenho de AASIs em diferentes condições. Porém, nenhuma delas foi implementada no Brasil em um contexto laboratorial. As principais normas são publicadas pela *International Electrotechnical Commission* (IEC, Comissão Internacional de Eletrotécnica) e incluem a série IEC 60118, que descrevem a avaliação de diversos aspectos do AASI em diferentes condições, e a norma IEC 61669, que abrange a avaliação do AASI no usuário. Atualmente a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) em parceria com a Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios (ABIMO), criou uma Comissão de Estudo (CE 26.120.03 - Aparelhos Auditivos do CB 26) que tem como objetivo traduzir e adaptar as normas da série IEC 60118 [13].

Diante do cenário exposto, este trabalho tem como finalidade realizar o estudo e implementação das normas consideradas mais relevantes para a avaliação da desempenho eletroacústico de AASIs utilizando a estrutura do Laboratório de Vibrações e Acústica (LVA) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Os resultados segundo a IEC 60118-0 serão analisados e comparados com resultados de referência produzidos por um laboratório acreditado internacionalmente.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

O presente trabalho terá como objetivo geral implementar e avaliar os procedimentos das principais normas para avaliação do desempenho de Aparelhos de Amplificação Sonora Individual (AASI).

1.2.2 Objetivos específicos

A partir do objetivo geral, foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- Implementar nas dependências do LVA os ensaios das normas:
 - *IEC 60118-0: Electroacoustics — Hearing aids - Measurement of the performance characteristics of hearing aids* [15] (IEC 60118-0: Eletroacústica - Aparelhos de amplificação sonora individual - Medições das características de desempenho eletroacústicas);
 - ABNT NBR IEC 60118-7:2014 Eletroacústica — Aparelhos de amplificação sonora individual - Parte 7: Medições das características de desempenho de aparelhos de amplificação sonora individual, com a finalidade de garantir a qualidade da produção, do fornecimento e da entrega [16];
 - ABNT NBR IEC 60118-8:2014 Eletroacústica — Aparelhos de amplificação sonora individual - Parte 8: Métodos para as medições de características de desempenho de aparelhos de amplificação sonora individual em condições de funcionamento simuladas *in situ* [17];
 - *IEC 61669: Electroacoustics — Measurement of real-ear acoustical performance characteristics of hearing aids* [18] (IEC 61669: Eletroacústica - Medições das características de desempenho eletroacústicas em orelha real), através de um sistema de testes comercial.
- Validar os procedimentos e sistemas para ensaios conforme IEC 60118-0 através da comparação com resultados de referência fornecidos por um laboratório acreditado;
- Realizar a análise da incerteza das variáveis e verificar a conformidade com as normas selecionadas;
- Realizar uma análise comparativa entre as versões IEC 60118-0:1983 [19] e a IEC 60118-0:2015 [15];
- Analisar e avaliar a implementação dos procedimentos das normas e influência de variação de parâmetros nos resultados;
- Avaliar um dispositivo disponível comercialmente para a realização dos ensaios da IEC 60118-7.

1.3 Estrutura

Além deste capítulo de introdução, no qual a contextualização, relevância do assunto e os objetivos são apresentados, este trabalho está estruturado em mais cinco capítulos. O Capítulo 2 traz definições importantes da área de acústica, explica as questões relevantes do AASI, e traz uma breve explicação sobre cada norma que será implementada, seguida pelo embasamento teórico necessário para realização da análise da incerteza de medição. No Capítulo 3, os requisitos e soluções adotadas para implementação das normas são apresentados e discutidos, acompanhados do detalhamento dos procedimentos para cada ensaio a ser implementado. No Capítulo 4, a análise da incerteza de medição é realizada. O Capítulo 5 mostra os resultados obtidos para cada norma implementada em conjunto com uma análise sobre a finalidade de cada ensaio, aspectos importantes e comparações entre diferentes ensaios e parâmetros. Por último, no Capítulo 6, as contribuições e conclusões do trabalho são discutidas finalizando com sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será apresentado o embasamento teórico necessário para a compreensão e aplicação dos procedimentos das normas. Inicia-se com a definição de alguns conceitos básicos em acústica. Na sequência são apresentadas informações acerca dos aparelhos auditivos, como classificação, descrição dos componentes, princípio de funcionamento e processo de adaptação. Em seguida, um breve retrospecto acerca de medições em aparelhos auditivos é realizado, sucedido pela descrição do escopo e objetivo das normas selecionadas para implementação. Por último, aborda-se a teoria para a análise da incerteza de medições.

2.1 Conceitos básicos de acústica

2.1.1 Som

O som é caracterizado por oscilações da pressão em um meio elástico. A propagação do som em fluidos ocorre na forma de ondas longitudinais, envolvendo uma sucessão de compressões e rarefações. Para o caso no qual o meio é um fluido, as oscilações são definidas como pressão sonora, $p(t)$, e assumem valores superiores e inferiores à pressão estática ambiente ao longo do tempo, no caso do ar a pressão atmosférica [20]. Em geral, sons do dia-a-dia são oscilações complexas de pressão que variam em fase, frequência e amplitude.

2.1.2 Nível de pressão sonora

O nível de pressão sonora (NPS) representa a pressão sonora em escala (dB) a qual é definida com base em um valor de referência e é calculada através da expressão:

$$\text{NPS} = 20 \log_{10} \frac{P_{\text{rms}}}{P_{\text{ref}}}, \quad (2.1)$$

sendo P_{rms} a pressão sonora eficaz¹, e P_{ref} a pressão de referência, equivalente a $20 \mu\text{Pa}$ para o ar. Esse valor de referência representa a pressão sonora eficaz mínima que um ser humano é capaz de perceber, também conhecido como limiar de audibilidade. O limite superior da pressão sonora eficaz que a audição humana considerada normal pode suportar está na faixa de 60 Pa, ou 130 dB [20], e é definido como o limiar do nível de desconforto.

2.1.3 Resposta em frequência

O conceito de resposta em frequência está ligado principalmente a análise de sistemas. Um sinal pode ser analisado no domínio no tempo pode ser transformado para o domínio da frequência. A Função Resposta em Frequência (FRF) corresponde a razão entre a resposta e a excitação de um sistema no domínio da frequência e é dada por:

$$H(f) = \frac{Y(f)}{X(f)}, \quad (2.2)$$

sendo $X(f)$ o sinal de entrada no domínio da frequência, $Y(f)$ o sinal de saída no domínio da frequência e $H(f)$ a função de transferência, também denominada FRF.

2.1.4 Ganho

O ganho de um AASI consiste na diferença entre dois NPSs medidos em configurações diferentes. Quando analisado na frequência, o ganho pode ser interpretado como uma resposta em frequência, uma vez que relaciona dois níveis. Para o caso do aparelho estar conectado a um acoplador o ganho pode ser definido como a diferença entre o NPS na sua entrada, tipicamente localizada em um ponto próximo ao microfone do aparelho auditivo, e o NPS gerado no interior do acoplador.

2.1.5 Distorção

A distorção é caracterizada como uma alteração indesejada de um sinal através de um sistema. Distorções são oriundas de imperfei-

¹Valor eficaz, também conhecido como raiz do valor quadrático médio (*Root Mean Square* em inglês).

ções que dão origem a comportamentos não lineares. Normalmente a análise da distorção é realizada no domínio da frequência comparando a característica espectral do sinal de saída com a do sinal de entrada. O parâmetro mais comum encontrado na literatura é a distorção harmônica, que surge devido a não-linearidade do sistema. Esta consiste em computar o espalhamento da energia de um sinal tonal de entrada para suas frequências múltiplas, conhecidas como harmônicas. A expressão para o cálculo do percentual da distorção harmônica total (DHT%) é dada por

$$\text{DHT}\% = 100 \sqrt{\frac{\sum_{k=2}^n P_{h_n}^2}{P_{\text{fund}}^2}}, \quad (2.3)$$

sendo P_{h_n} a pressão sonora da n -ésima harmônica e P_{fund} é a pressão sonora da frequência fundamental. A Equação 2.3 expressa razão entre a energia total das harmônicas e a energia da frequência fundamental.

Outro parâmetro descrito na literatura é a distorção de intermodulação (DIM). A DIM é oriunda da modulação da amplitude dos sinais que contêm duas ou mais frequências diferentes. A intermodulação entre cada componente de frequência irá formar componentes adicionais, não apenas nas frequências harmônicas de ambos, como na distorção harmônica explicada anteriormente, mas também em somas e diferenças entre as frequências originais e em seus múltiplos [21]. Um caso especial da DIM é distorção da diferença de frequência (DDF) que considera apenas os componentes das subtrações das frequências dos componentes originais, ignorando assim os componentes da soma. A Figura 2.1 ilustra o espectro de um sinal com duas frequências fundamentais e as respectivas frequências nas quais são esperadas as DDF, que são divididas em diferentes ordens de acordo com o múltiplo. O cálculo da distorção total da diferença de frequência (DTDF) é expresso de forma análoga a da DHT:

$$\text{DDFT}\% = 100 \sqrt{\frac{\sum_{k=2}^n P_{i_n}^2}{P_{f_1}^2 + P_{f_2}^2}}, \quad (2.4)$$

sendo P_{i_n} a pressão sonora da n -ésima componente da DDF, P_{f_1} e P_{f_2} as pressões sonora nas frequências f_1 e f_2 , respectivamente.

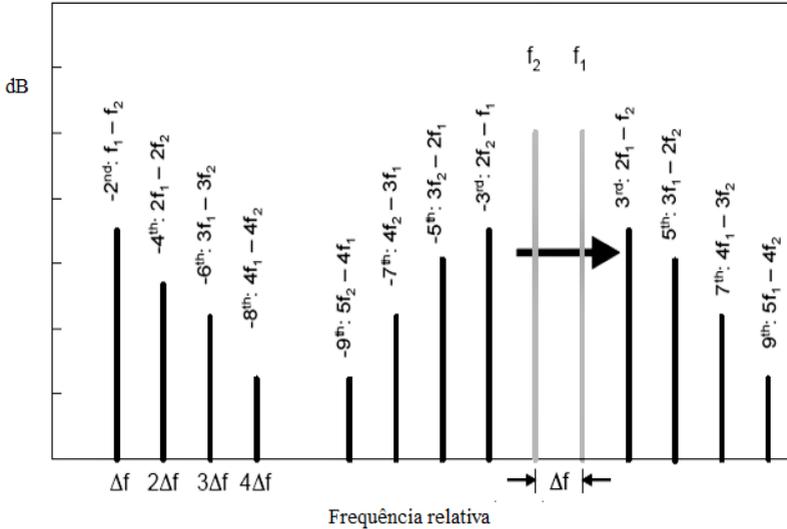


Figura 2.1 – Distorção de Intermodulação [Adaptado de [22]].

2.2 Aparelhos de Amplificação Sonora Individual

Tendo em vista que este trabalho tem por objetivo implementar as normas para ensaios eletroacústicos em aparelhos auditivos, é fundamental obter informações sobre esse dispositivo o qual tem-se o intuito de testar.

2.2.1 Componentes

Os AASI são compostos por cinco elementos principais [23]:

- um ou mais microfones, que tem a finalidade de converter o som em um sinal elétrico;
- sistema de amplificação para aumentar a potência do sinal elétrico;
- alto-falante miniaturizado, responsável por transformar o sinal elétrico em sonoro;
- um meio para conectar a saída do sinal sonoro amplificado ao canal da orelha; e

- uma bateria para fornecer energia necessária para o amplificador.

Além dos componentes citados, existem outros que podem compor um aparelho auditivo. Diversos aparelhos oferecem, além do microfone, outros sensores para captação do sinal desejado. Uma delas é através de uma bobina de indução (*Telecoil*), a qual é capaz de produzir um sinal de tensão quando exposta a um campo magnético variável. O sinal gerado pela bobina terá as mesmas informações que o utilizado para gerar o campo magnético. Esse componente é útil para o uso com telefones especiais, ou ainda em locais que possuem laços de indução (*induction loops*), pois permitem a transmissão direta de um sinal, ou seja, um sinal livre de ruídos do ambiente que seriam captados pelo microfone. Os laços de indução não são muito comuns no Brasil, mas são amplamente utilizados em outros países em espaços públicos, como escolas, teatros e cinemas, mas também podem ser instalados em salas de TV, por exemplo. Além dessa forma de captação, o sinal pode também ser recebido diretamente através de uma entrada elétrica, denominada sapata de áudio, para que o usuário possa ouvir música diretamente de um dispositivo de áudio, por exemplo. Além disso, há AASI com formas de conectividade sem fio, como *Bluetooth* e Comunicação por Campo de Proximidade (NFC, *Near Field Communication*). A Figura 2.2 ilustra os elementos de um aparelho auditivo do tipo BTE (ver seção 2.2.3).

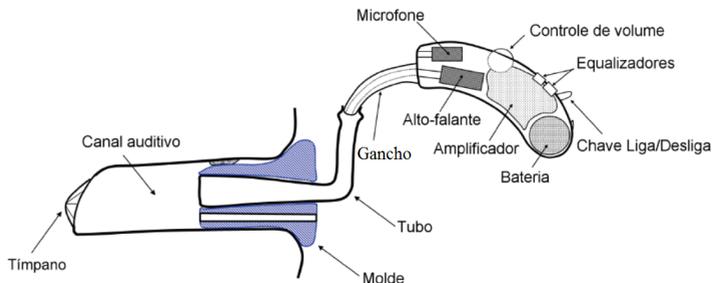


Figura 2.2 – Componentes de um aparelho auditivo tipo BTE [23].

Nos primeiros aparelhos, todo o tratamento do sinal para adaptá-lo às necessidades do usuário era realizado de forma analógica, e caso o amplificador não dispusesse de circuitos específicos para modificação do sinal, o mesmo era apenas amplificado como um todo. Com o início

da era digital, vieram os microprocessadores que hoje são responsáveis por esse processo nos AASIs, o que garantiu mais possibilidades de processamento de sinais e consequente melhora na qualidade dos aparelhos, em virtude dos diversos algoritmos desenvolvidos. Atualmente, mais de 90% dos aparelhos possuem microprocessadores, e por isso são classificados como digitais.

2.2.2 Funcionamento

O princípio de funcionamento do aparelho auditivo é relativamente simples. O sinal sonoro é captado através de um ou mais microfones (ou através dos elementos citados na seção 2.2.1), o qual transforma o sinal sonoro em elétrico. Este sinal é então encaminhado para o processador digital de sinais (DSP, *Digital Signal Processor*), o qual, através de um conversor analógico digital (ADC, *Analog to Digital Converter*) transforma o sinal, caso for analógico, para o formato digital. É neste microprocessador que algoritmos são aplicados para garantir a amplificação adequada às necessidades do usuário, filtragem de ruídos indesejados e adaptação ao ambiente. Posteriormente o sinal é transformado para analógico e é recebido pelo alto-falante que o converte para ondas sonoras, as quais são transmitidas para o canal auditivo. Esta descrição vale para os AASI digitais. Quando o AASI é analógico, ao invés do DSP, o sinal é tratado e amplificado através de um circuito analógico que modifica o sinal sem transformá-lo para digital.

2.2.3 Tipos

Existem diferentes categorias de aparelhos auditivos, os quais podem ser agrupados de diversas maneiras. Normalmente, os AASI são classificados de acordo com o seu posicionamento no usuário, ilustrado na Figura 2.3 e descrito a seguir:

- de bolso (*Body Worn*) - aparelhos que parte dos componentes ficam dentro de uma caixa que é usada no corpo (bolso, cinto, etc.) e um fio que conecta ao canal auditivo;
- retroauricular (BTE, *Behind-the-ear*), aparelhos posicionados atrás do pavilhão auditivo;
- intra auricular (ITE, *In-the-ear*), aparelhos posicionados na concha do pavilhão auricular;

- intracanal (ITC, *In-the-canal*), aparelhos posicionados no interior do meato acústico externo;
- microcanal (CIC, *Completely-in-the-canal*), aparelhos posicionados no interior do canal auditivo de forma a não ser possível visualizá-lo; e
- receptor no canal (RIC, *Receiver-in-the-ear*), aparelhos como o retroauricular porém com o alto-falante posicionado no interior do meato acústico externo.

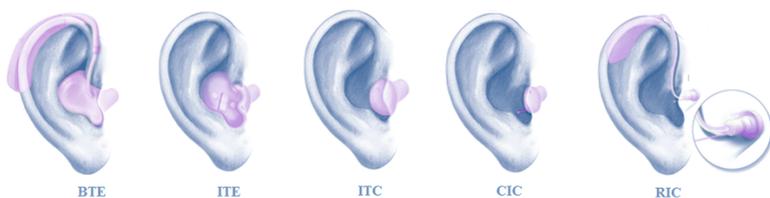


Figura 2.3 – Classificação de aparelhos auditivos [24].

Existem ainda algumas variações e subdivisões das categorias apresentadas. Outro tipo de classificação importante para aparelhos auditivos é conforme a sua tecnologia, podendo ser divididos em analógicos e digitais.

2.2.4 Circuitos de controle automático de ganho

Um aspecto importante da deficiência auditiva, que deve ser considerado na adaptação de um AASI, é a diminuição da faixa dinâmica da audição (Recrutamento). Essa faixa está compreendida entre o limiar de audibilidade e de nível de desconforto (vide seção 2.1.2). Na perda da audição neurosensorial e mista, o limiar de audibilidade desloca-se, entretanto o mesmo não ocorre para o limiar do nível de desconforto, diminuindo efetivamente a faixa. Dessa forma há de se ter cuidado na forma como os sons são amplificados pelo AASI. É preciso que a amplificação seja dependente do nível de entrada, de modo a acomodar o nível de saída na faixa residual da audição, também chamada de faixa dinâmica do usuário e definida pela faixa entre seu limiar de audição e o limiar do nível de desconforto.

Aparelhos ditos lineares² proporcionam ganho fixo a partir do sinal de entrada, limitados pelo nível máximo que o alto-falante consegue produzir. Para sons com baixo NPS, a amplificação é suficiente para que os níveis produzidos estejam dentro da faixa dinâmica residual do indivíduo. Entretanto, mantendo essa amplificação podem ocorrer níveis de pressão sonora na saída a produção de níveis que alcancem o limiar do nível de desconforto. Portanto é necessário um mecanismo que atrele a amplificação ao nível de entrada. Essa função é chamada Controle Automático de Ganho (AGC, *Automatic Gain Control*).

O AGC abre a possibilidade da restauração da sensação do crescimento do volume sonoro, que foi perdida com a perda auditiva. Existem diversas formas e técnicas para implementação de AGC com diferentes implicações, que podem ser encontradas na literatura especializada [23, 25].

2.2.5 Adaptação e programação

Não existe um único padrão para a perda auditiva. Cada deficiência é individual e terá características específicas que devem ser endereçadas pelos profissionais da saúde, principalmente fonoaudiólogos e otorrinolaringologistas, para o restabelecimento da audição. Dentre os exames realizados para o diagnóstico está a audiometria tonal liminar, a qual visa mensurar o limiar auditivo para cada faixa de frequência. Este exame pode usar excitação por via aérea ou via óssea. As faixas de frequência são normalmente em bandas de 1/1 oitava, e possui certa relação com as chamadas bandas críticas, as quais correspondem a regiões na frequência onde é difícil para o sistema auditivo identificar sons de diferentes frequências [26]. Na Figura 2.4 é ilustrado o resultado da audiometria tonal liminar de via aérea (audiograma).

Vale salientar que o eixo da ordenada no audiograma está em nível de audibilidade dBNA, o qual é diferente do NPS em dB. Isto se deve ao fato de que nossa sensação de volume sonoro ser diferente para diferentes frequências se exposto ao mesmo NPS de tons puros. A utilização dessa escala facilita o diagnóstico, pois caso o audiograma estivesse em NPS a curva correspondente a uma audição saudável não seria uma reta horizontal. Após o diagnóstico audiológico e identificação da necessidade de reabilitação auditiva através de AASI, o fonoaudiólogo é quem faz a seleção e adaptação do aparelho. Nesta etapa é

²Entende-se que o termo linear refere-se aqui à curva que relaciona o NPS de entrada e o NPS de saída.

fundamental conhecer as características de desempenho dos aparelhos.



Figura 2.4 – Exemplo de um audiograma (Adaptado de [27]).

Uma das características é a faixa de frequência do aparelho. Ao demarcar a região de frequência e nível de audibilidade em que os fone- mas estão localizados (em verde na Figura 2.4), percebe-se que o formato encontrado assemelha-se a uma banana, dando origem ao termo “banana da fala”. Essa região tem a sua faixa de frequência localizada aproximadamente entre 300 e 8000 Hz [28]. Esse conceito é funda- mental e dá uma ideia da faixa de frequência na qual o aparelho deve apresentar uma resposta satisfatória para que a percepção da fala seja restabelecida.

A sequência da seleção do AASI consiste normalmente na se- guintes etapas: seleção do tipo de aparelho que cabe a cada paciente, seleção e confecção dos moldes auriculares, decisão entre adaptação biauricular ou monoauricular, processamento do sinal a ser utilizado, tipo de amplificação, características acústicas selecionadas individual- mente, condições estéticas, nível de expectativa e ansiedade do paciente e, finalmente, processo de testes e adaptação [29].

Após a determinação do ajuste do AASI, o aparelho precisa ser

programado. Para os AASI analógicos essa etapa normalmente é feita através de botões de controle. Já para os digitais, a programação é realizada através de *softwares* que permitem selecionar a configuração do aparelho e programá-lo via cabo de programação ou tecnologias sem fio.

Após programado, o fonoaudiólogo realiza uma série de testes objetivos no indivíduo, a fim de verificar se a resposta do aparelho corresponde àquela prevista e se ajustes são necessários. Entretanto, é através da interação com o usuário que é possível garantir o sucesso da adaptação, por meio de ajustes nas configurações de acordo com as sensações auditivas detalhadas pelo usuário.

Vale ressaltar que o processo aqui explicado foi generalizado e simplificado, focando apenas em etapas fundamentais. A população por meio do Sistema Único de Saúde tem o direito à reabilitação audiológica, inclusive com o fornecimento dos AASI [30]. No Brasil, esse processo é normalmente realizado através de uma equipe multidisciplinar, que envolve também profissionais de serviço social e psicologia, com o objetivo de tratar a adaptação com o AASI de forma global. Há ainda o processo de acompanhamento posterior que envolve orientações e readaptações para garantir a manutenção da capacidade auditiva do usuário.

2.3 Breve histórico de medições de AASI

O sistema auditivo foi a primeira ferramenta de análise de aparelhos auditivos. Técnicos e engenheiros testavam os aparelhos em si próprios ou utilizavam um usuário com deficiência auditiva. Muitos aparelhos foram desenvolvidos através dessa técnica, útil, e amplamente utilizada até hoje. O histórico de medições de parâmetros específicos em aparelhos auditivos acompanha a evolução das técnicas e instrumentos para medição de grandezas acústicas.

No final do século XIX, o disco de Rayleigh proporcionou o primeiro método com relativa acurácia para realização dessas medições. Este consistia em um disco leve conectado por uma suspensão de torção. Quando submetido a um campo sonoro, o disco girava de forma proporcional a intensidade sonora [31]. Em 1917, o microfone do tipo condensador foi apresentado. Este instrumento foi aperfeiçoado e é ainda hoje um dos mais utilizados para medição de pressão sonora. Há registros de microfones sendo utilizados para medições de aparelhos auditivos pelo menos desde 1932 [25]. Nesta mesma época, ocorreram

as primeiras publicações de medições em orelhas reais, utilizando microfones com pequenos tubos conectados (sondas) que permitiam a sua inserção no interior do meato acústico externo.

Em paralelo ao desenvolvimento dos microfones, pesquisadores começavam a utilizar os primeiros acopladores, os quais consistiam em simples cavidades com um microfone em uma das extremidades. Por meio deles, era possível simular com certas limitações as condições às quais o aparelho era submetido, com a vantagem de se obter melhor reprodutibilidade nos experimentos se comparados com os ensaios realizados diretamente na orelha. Em 1942, o acoplador 2CC foi apresentado em conjunto com uma série de procedimentos que se tornaram um alicerce para as primeiras normas de avaliação de AASI [25, 32]. Em 1944, a associação de aparelhos auditivos publicou a norma *Tentative Code for Performance of Hearing Aid* (Código provisório para performance de aparelhos auditivos) [33]. Desde então diversas normas foram publicadas pela *American National Standards Institute* (ANSI, Instituto Nacional de Normas Americano) e pela IEC. O desenvolvimento e atualização das normas é realizado pelos grupos de trabalho em acústica tanto na ANSI como na IEC.

Em meados da década de 70, foi proposto um acoplador que tinha por objetivo representar a impedância da orelha humana [34]. Logo em seguida, a Industrial Research Inc., uma subsidiária da *Knowles Inc.*, apresentou o primeiro manequim destinado ao desenvolvimento e à avaliação de aparelhos auditivos *in situ*, o *Knowles Acoustics Manikin for Acoustic Research* (KEMAR, Manequim da *Knowles Electronics* para pesquisa em acústica) [35, 36]. As dimensões do tronco, cabeça e orelha foram selecionadas através da análise estatística de dados antropométricos de militares da época e incluiu o uso de simuladores de orelha. Permitiu-se assim realizar avaliações dos aparelhos que considerassem efeitos geométricos de uma pessoa, facilitando comparações pelo aspecto imutável do manequim.

Antes da década de 70 as medições em AASIs eram restritas a fabricantes e assistências técnicas devido ao alto custo dos equipamentos envolvidos. Em 1973, as empresas *Bruel&Kjaer* e *FRYE Electronics* lançaram sistemas de teste com algum grau de automatização que se popularizaram em clínicas de distribuição de aparelhos, difundindo a realização de testes em aparelhos auditivos.

2.4 Normas

2.4.1 Normas para avaliação de características eletroacústicas de AASI

O principal propósito de se estabelecer um conjunto de normas técnicas na indústria de AASI é o de caracterizar o seu desempenho eletroacústico [37], garantindo a comparabilidade de produtos de diferentes fabricantes segundo os mesmos critérios de medição [38]. Além disso, disponibilizam-se de dados confiáveis para a utilização no processo de seleção e adaptação de AASI em usuários. As normas de maior relevância na indústria de AASI são as publicadas pela IEC e ANSI. As normas das duas organizações no que tange os procedimentos para avaliação das características eletroacústicas dos aparelhos auditivos são muito similares. Pelo fato do Brasil ser membro da IEC e estar traduzindo e adotando os documentos redigidos por essa organização, elas são o objeto de estudo desse trabalho para os casos onde a publicação pela ABNT ainda não foi realizada.

Nas seções a seguir o escopo de cada uma das normas selecionadas será introduzido. As alterações relevantes em revisões recentes da norma são comentadas. Os requisitos e procedimentos para implementação são abordados de forma detalhada no Capítulo 3. Além disso, são mencionadas partes da série IEC 60318, que especificam alguns componentes a serem utilizados nos ensaios.

2.4.1.1 IEC 60118-0

A IEC 60118-0, abreviada como parte 0, foi em 2015 revisada e publicada pelo comitê responsável da IEC [39], e também encontra-se em processo final de publicação da sua tradução pela ABNT através da Comissão de Estudo CE 26.120.03 - Aparelhos Auditivos do CB 26. Com a publicação da última revisão em 2015, a parte 1 que tratava de aparelhos auditivos com bobina de indução, a parte 2 que abordava aparelhos com AGC, a parte 3 que abrangia os aparelhos que não eram totalmente “vestidos” no usuário e a parte 6 que englobava as características de entrada elétrica dos aparelhos, foram incorporadas na parte 0. A alteração mais significativa proposta na revisão de 2015 foi a troca do acoplador utilizado nos ensaios. A versão anterior, IEC 60118-0:1983 [19] estabelecia o uso de um simulador de orelha para os ensaios, enquanto a versão atual IEC 60118-0:2015 [15] descreve os pro-

cedimentos usando o acoplador 2CC. As implicações dessa troca serão discutidas no Capítulo 5.

A parte 0 tem como escopo dar recomendações para ensaios, cujo objetivo é determinar as características de desempenho eletroacústico de AASI de condução aérea de um determinado tipo/modelo, através de ensaios em condições de campo livre simulado com um acoplador acústico. O acoplador acústico utilizado deve estar de acordo com a norma IEC 60318-5 (ver seção 2.4.2), a qual fornece as informações necessárias para sua construção. Normalmente, os fabricantes de AASI utilizam a norma 60118-0 como referência para a realização de ensaios para obtenção dos parâmetros que são apresentados na folha de dados do aparelho auditivo.

Os dados obtidos segundo a IEC 60118-0 facilitam a comparação entre diferentes modelos. No entanto, estes resultados podem divergir significativamente do desempenho real do aparelho no usuário [23]. Apesar disso, os dados obtidos através dessa norma são fundamentais no desenvolvimento de novos aparelhos, pois possibilita, dentro de certos limites, a identificação de avanços, retrocessos, ou ainda diferenças a fim de atender um determinado propósito.

Os procedimentos detalhados serão descritos no Capítulo 3, porém de forma simplificada as etapas básicas no caso dos ensaios acústicos são:

- programar o AASI para a configuração apropriada;
- conectá-lo ao acoplador acústico, garantindo a vedação adequada entre o acoplador e a saída do AASI;
- posicionar o conjunto em uma área determinada dentro de uma câmara de testes ou câmara anecoica;
- fechar a câmara de testes e através do uso de analisadores de sinais e uma fonte acústica calibrada, ou seja, que possibilite controlar e conhecer o nível de pressão sonora em um determinado ponto, iniciar os testes utilizando excitação em frequências discretas.

2.4.1.2 ABNT NBR IEC 60118-7

A ABNT NBR IEC 60118-7, abreviada como parte 7, tem como escopo dar recomendações para medições das características de desempenho de AASI de condução aérea, assim como a parte 0. Porém, as medições são realizadas com a finalidade de garantir a qualidade da pro-

dução, do fornecimento e da entrega, para um aparelho de um modelo em particular.

O fabricante normalmente atribui valores nominais à cada parâmetro, comumente contidos na folha de dados do aparelho (obtidos através dos ensaios descritos na parte 0). Os procedimentos dessa norma visam verificar a conformidade dos valores medidos com àqueles informados pelo fabricante. Esta conformidade é demonstrada quando os resultados das medições, estendidos pela incerteza de medição expandida do laboratório de ensaios, estiverem totalmente dentro das tolerâncias especificadas na norma.

Vale ressaltar que os procedimentos dos ensaios descritos nas atuais partes 0 e 7 são idênticos, assim como o acoplador utilizado a ser usado nos ensaios. A única diferença é em relação à exigência da faixa de frequência analisada. Enquanto a parte 0 exige que os ensaios sejam realizados na faixa de 200 *Hz* a 8000 *Hz*, a parte 7 permite uma faixa reduzida, com a frequência máxima em 5000 *Hz*. Salienta-se ainda que nem todos os ensaios contidos na parte 0 estão presentes na avaliação da conformidade proposta pela parte 7.

2.4.1.3 ABNT NBR IEC 60118-8

As normas descritas anteriormente são muito importantes para avaliação dos AASI nos aspectos competidos as mesmas. Contudo, os seus resultados não auxiliam no ajuste dos aparelhos, pois não levam em consideração a influência acústica do usuário sobre o desempenho do AASI. A IEC 60118-8, abreviada como parte 8, tem por objetivo suprir parte das informações necessárias ao auxílio no processo de seleção e ajuste dos AASI em usuários. Ela estabelece diretrizes para medições simuladas *in situ* através da utilização de um manequim descrito pela norma IEC 60318-7 (ver seção 2.4.3), o qual visa simular os efeitos acústicos de um usuário adulto médio, equipado com simulador de orelha ocluída³ normatizada pela IEC 60318-4 (ver seção 2.4.2). A parte 8 descreve ainda métodos para a avaliação das características direcionais do AASI.

³Orelha ocluída corresponde a obstrução do meato acústico.

2.4.1.4 IEC 61669

A norma IEC 61669 tem como escopo estabelecer recomendações para a medição ou estimativa das características de desempenho acústico de AASI de condução aérea em orelha real, além de medições de certas características acústicas da orelha, relacionadas a aplicação de aparelhos auditivos. A normatização dos procedimentos busca garantir que a medição da performance do AASI em um determinado indivíduo possa ser replicada em outro local com equipamentos e operadores diferentes com o mesmo indivíduo. Esses são amplamente utilizados no contexto clínico. Muitas vezes esses ensaios são realizados em ambientes com características acústicas pouco controladas. Dessa forma, a norma estabelece as condições que devem ser garantidas para uma melhor confiabilidade no resultados dos ensaios.

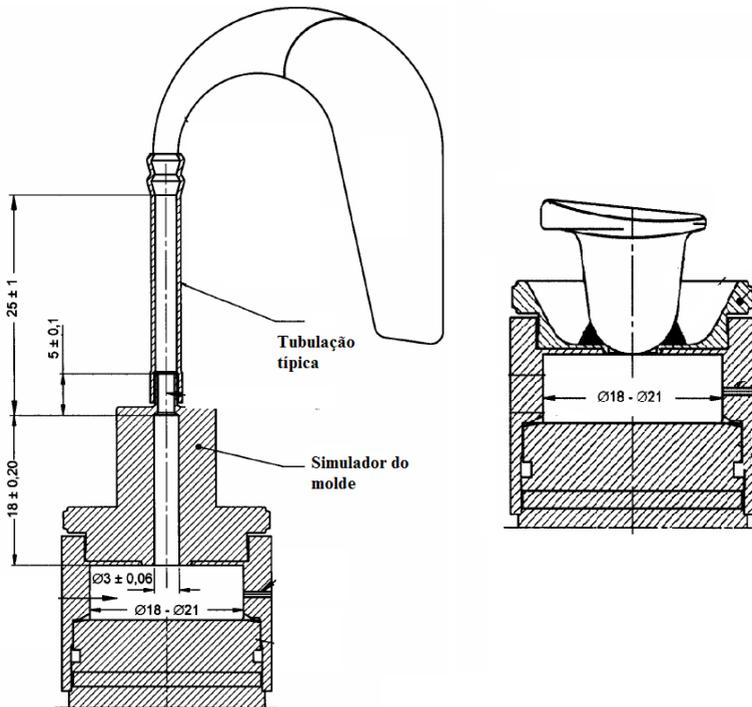
As medições em orelha real (MOR) descritas na norma são fundamentais para o trabalho dos fonoaudiólogos, pois possibilitam que estes tenham uma forma válida e confiável para verificar o ganho e a saída do AASI *in situ* [40]. Sendo assim, as medições em orelha real são a única maneira de se conhecer o verdadeiro desempenho de um determinado AASI no usuário [41]. As aplicações clínicas desses ensaios são diversas e permitem, por exemplo, um ajuste fino na adaptação do aparelho auditivo, ou ainda verificar a eficácia de algoritmos específicos dos aparelhos auditivos [40].

2.4.2 Normas para acopladores

Os acopladores são cavidades que tem por objetivo simular características da orelha de um indivíduo. Nas normas de avaliação da performance são utilizados dois tipos de acopladores conhecidos como 2CC e o simulador de orelha. O acoplador 2CC tem essa denominação em alusão ao seu volume interno de 2 cm³. Esse volume foi escolhido pois se aproximava do volume residual do canal auditivo com o molde na orelha (vide Figura 2.3). Porém essa aproximação não é fiel por não reproduzir a impedância acústica da orelha, principalmente em altas frequências [23].

As especificações para a construção e verificação do acoplador 2CC estão descritas na norma *IEC 60318-5 Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 5: 2 cm³ coupler for the measurement of hearing aids and earphones coupled to the ear by means of ear inserts* (IEC 60318-5 Eletroacústica - Simuladores de cabeça e orelha

humana - Parte 7: Acoplador de 2 cm^3 para medições de AASIs e fones de ouvido acoplados por inserção) [42]. Vale ressaltar que o acoplador deve conter os elementos que representam a conexão com a orelha de acordo com o tipo de aparelho. Para o caso de um aparelho do tipo BTE, por exemplo, o acoplamento é realizado através de um tubo e um molde. A Figura 2.5a mostra a forma as dimensões estabelecidas pela norma para representar o molde e o tubo na conexão com o acoplador. Já para um aparelho do tipo CIC, ITE e ITC, não existe nenhum tipo de tubo ou molde, uma vez que os mesmos são inseridos diretamente no canal auditivo, portanto a sua conexão é direta com o volume do acoplador como mostrado na Figura 2.5b.



(a) Acoplamento para aparelhos do tipo BTE.

(b) Acoplamento para aparelhos do tipo CIC, ITE e ITC.

Figura 2.5 – Duas configurações para o acoplador de 2CC.

O simulador de orelha foi concebido de forma a imitar a orelha em relação à variação da impedância com a frequência. A sua construção clássica consiste em uma cavidade principal com cavidades laterais menores. A norma *IEC 60318-4 Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts* (IEC 60318-4 Eletroacústica - Simuladores de cabeça e orelha humana - Parte 4: Simulador de orelha ocluída para medição de fones de inserção acoplados a orelha) [43], traz as especificações em termos da impedância normalizada e suas tolerâncias para o simulador de orelha. Os principais fabricantes de equipamentos de medição em acústica fornecem opções de simuladores de orelha que diferem em sua construção, mas estão de acordo com a norma por sua impedância estar dentro das tolerâncias estabelecidas.

Além dos já comentado simulador de orelha e 2CC, um terceiro acoplador vem sendo utilizado para ensaios em aparelho auditivos, o acoplador 0.4CC. O acoplador 0.4CC surgiu devido a miniaturização dos aparelhos auditivos e a necessidade de melhor representar a resposta desses aparelhos. Aparelhos do tipo CIC por exemplo, são inseridos de forma que o volume residual do canal auditivo acaba sendo bem menor que os clássicos 2 cm^3 . Dessa forma testes para analisar esse tipo de AASI acabam subestimando o real desempenho dos mesmos. O 0.4CC possui volume de $0,4 \text{ cm}^3$ considerado mais próxima para este tipo de AASI, apesar de ainda não configurar na norma é amplamente utilizado para avaliar esse tipo de aparelho.

2.4.3 Norma para manequim

Uma das grandes questões na avaliação da performance de AASI através dos acopladores é a falta de concordância entre os resultados obtidos através dos ensaios descritos pela parte 0 quando comparados com os obtidos em condições reais em um indivíduo. Isso se deve ao fato de que os efeitos relacionados ao torso e à cabeça sobre o campo acústico incidente e sua interação com o AASI influenciam na performance do AASI quando utilizado em uma pessoa. É, portanto, fundamental prover uma maneira de incluir esses efeitos. Testes utilizando indivíduos reais são úteis e muito utilizados no processo de adaptação, entretanto proporcionam baixa reprodutibilidade, dificultando análises comparativas. Nesse contexto foi desenvolvido o KEMAR, citado na seção 2.3, que traz as vantagens de permitir fácil posicionamento e não

apresentar mudanças de resposta em função da fadiga ou outras alterações fisiológicas ou psicológicas, podendo permanecer parado por tempo indeterminado, facilitando a realização e reprodução de testes.

A já mencionada norma *IEC 60318-7-Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 7: Head and torso simulator for acoustic measurement of hearing aids* (IEC 60318-7 Eletroacústica - Simuladores de cabeça e orelha humana - Parte 7: Simulador de torso e cabeça para medições acústicas de aparelhos auditivos) [44] traz as especificações do manequim em termos de suas dimensões geométricas e propriedades acústicas.

2.5 Avaliação de incertezas de medição

Quando se relata o resultado de medição de uma grandeza física deve-se sempre dar alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade [45]. Isto é necessário pois o resultado de uma medição é considerado apenas uma aproximação ou estimativa do valor verdadeiro do mensurando. É necessário, portanto, que exista um procedimento para caracterizar a qualidade do resultado de uma medição. Este processo é amplamente conhecido como análise da incerteza da medição. O guia ISO GUM [45] foi publicado com o objetivo de estabelecer procedimentos uniformes para avaliar e expressar a incerteza de medição, estabelecendo métodos que permitem que medições realizadas em diferentes países possam ser facilmente comparadas. De acordo com ele, o objetivo de uma medição é determinar o valor do mensurando, isto é, o valor da grandeza específica a ser medida, sendo portanto, fundamental a especificação apropriada do mensurando, do método de medição e do procedimento de medição.

A incerteza em um resultado de uma medição geralmente consiste em vários componentes, mas são normalmente agrupados em duas categorias de acordo com o método utilizado para estimar o seu valor numérico [46]:

- tipo A: incertezas são avaliadas estatisticamente com base em uma série de observações;
- tipo B: incertezas são avaliadas por outros meios que não estatísticos (dados experimentais, conhecimento ou experiência, as especificações do fabricante, os dados de certificados, dados de referência publicados, etc).

Ambos os tipos de incerteza, podem ter natureza aleatória e/ou

sistemática. Efeitos sistemáticos correspondem a uma diferença entre a média dos valores medidos e o valor verdadeiro do mensurando. Caso propriamente identificado e quantificado a parcela sistemática pode ser minimizada através da aplicação de uma correção ao valor medido, porém essa correção tem uma incerteza que deve ser considerada na análise.

Já os efeitos aleatórios decorrem de variações aleatórias das observações de uma grandeza e representam a dispersão dos valores possíveis atribuídos ao mensurando. Para o caso dos efeitos aleatórios determinados a partir uma série de observações (Tipo A) sob condições de repetibilidade⁴, a sua incerteza padrão é expressa pelo desvio padrão amostral.

Outro fator importante é a função densidade de probabilidade, que reflete a distribuição de probabilidade de uma variável aleatória. Na prática os dois casos mais recorrentes são a distribuição normal e a distribuição retangular [47].

Normalmente as especificações do fabricante, documentos de calibração fornecem a incerteza na forma de desvios padrão ou múltiplos destes, e salvo indicação contrária, pode-se supor que a distribuição normal foi adotada. Por outro lado, existem muitas situações práticas em que a distribuição retangular pode ser adotada. Neste caso, a probabilidade do valor estar dentro da faixa é um e a de estar fora da faixa é zero.

Para os casos nos quais o mensurando é medido diretamente, como por exemplo o diâmetro de um cilindro através de um paquímetro a incerteza da medição é obtida diretamente através da análise da incerteza devido ao instrumento utilizado. Porém grande parte das grandezas não são medidas diretamente e normalmente são obtidas através uma relação matemática entre várias grandezas diretamente mensuráveis. No caso de um mensurando Y determinado através de outras N grandezas X_1, X_2, \dots, X_N através da relação funcional f , tem-se:

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N). \quad (2.5)$$

Esta função expressa o modelo matemático da medição, sendo de fundamental importância a determinação correta desse modelo afim de uma correta avaliação da incerteza de medição. O conjunto de valores de entrada X_1, X_2, \dots, X_N pode ser categorizado como:

⁴Repetibilidade: consiste no grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição.

- grandezas cujos valores e respectivas incertezas são diretamente determinadas através de medição. Nesse caso, estes podem ser obtidos a partir de uma única observação, repetidas observações ou julgamento baseado na experiência. Além disso, podem envolver a determinação de correções para os instrumentos de leituras e correções para grandezas de influência; e
- grandezas cujos valores e suas respectivas incertezas podem ser incorporados na medição através de fontes externas, como normas, certificados de calibração de materiais de referência, ou dados de referências obtidos da literatura, etc.

Uma estimativa do mensurando Y , designado por y , pode ser obtida através da Equação 2.5, usando as estimativas de entrada x_1, x_2, \dots, x_N , para os valores das N grandezas X_1, X_2, \dots, X_N . Assim, o resultado da medição, ou seja, a estimativa de saída y , é dado por:

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_N). \quad (2.6)$$

Em alguns casos, a estimativa y pode ser obtida através de

$$y = \bar{Y} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K Y_k = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K f(x_1^k, x_2^k, \dots, x_N^k), \quad (2.7)$$

sendo Y_k a k -ésima observação de Y . Portanto, y é a média aritmética de k observações independentes Y_k , sendo que cada observação tem a mesma incerteza baseada em um conjunto completo de valores observados das N grandezas de entrada X obtidos simultaneamente.

Além da forma citada anteriormente, pode-se ainda obter a média por meio de:

$$y = f(\bar{X}_1, \bar{X}_2, \dots, \bar{X}_N), \quad (2.8)$$

na qual \bar{X}_n é a média da n -ésima grandeza de entrada dada por

$$\bar{X}_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K x_n^k, \quad (2.9)$$

e x_n^k corresponde a k -ésima estimativa da n -ésima grandeza de entrada.

A primeira forma de se obter a média pode ser preferível quando f é uma função não linear das grandezas de entrada. Entretanto, caso f seja uma função linear, os dois procedimentos são idênticos.

O desvio padrão estimado associado à estimativa de saída ou resultado de medição y , chamado incerteza-padrão combinada e de-

signado por u_c , é determinado utilizando a incerteza padrão estimada u_{xn} , associado com cada estimativa de entrada x_n , utilizando a lei de propagação de incertezas dada por

$$u_c(y)^2 = \sum_{k=1}^n c_n^2 u_{xn}^2, \quad (2.10)$$

sendo c_n o coeficiente de sensibilidade da n -ésima grandeza de entrada, calculado através de

$$c_n = \frac{\partial y}{\partial x_n}. \quad (2.11)$$

Essa formulação só é válida para se as grandezas não forem correlacionadas, caso contrário parcelas referentes à correlação entre duas grandezas devem ser consideradas.

Apesar do valor u_c ser utilizado para expressar a incerteza do resultado de uma medição, é muitas vezes necessário fornecer uma medida de incerteza que defina uma faixa de valores que poderiam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. A medida adicional de incerteza que satisfaz o requisito da medida citada anteriormente é denominada incerteza expandida, e representada por U . Esta é obtida multiplicando-se a incerteza padrão combinada u_c por um fator de abrangência k , tal que

$$U = k u_c. \quad (2.12)$$

O resultado de uma medição é então convenientemente expresso como $Y = y \pm U$, que significa que a melhor estimativa do valor atribuível ao mensurando Y é y , e que $y - U \leq Y \leq y + U$ é um intervalo com o qual se espera abranger uma extensa fração da distribuição de valores que podem ser razoavelmente atribuídos a Y .

O valor do fator de abrangência k é escolhido com base no nível da confiança requerido para o intervalo $y - U$ a $y + U$. Em geral, k está entre 2 e 3 [45]. Entretanto, para aplicações especiais, k pode estar fora desta faixa.

3 IMPLEMENTAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS

Neste capítulo serão descritos os requisitos e procedimentos estabelecidos pelas normas selecionadas, acompanhadas pela respectiva descrição das soluções adotadas. Os requisitos serão tratados de forma conjunta para todas as normas em virtude da semelhança dos testes e equipamentos necessários. A maioria dos requisitos para parte 0 e parte 7 é idêntica, portanto estas serão citadas como partes 0 e 7.

Para realizar uma comparação dos resultados obtidos através dos procedimentos descritos na parte 7, um sistema comercial de testes para aparelhos auditivos foi utilizado e será descrito na Seção 3.4. Este sistema possui um módulo para realização de medições em orelha real que foi selecionado para a execução dos procedimentos da IEC 61669.

3.1 Espaço para realização dos ensaios

O espaço para realização dos ensaios consiste no local onde as medições são realizadas. A escolha do espaço foi pautada pelo atendimento dos requisitos mais rígidos dentre as normas selecionadas. Para atender aos requisitos da parte 8 são necessárias condições que se aproximem de um campo livre na faixa de frequências de 200 Hz a 8000 Hz. Já a IEC 61669 permite certa flexibilidade com relação ao ambiente em que as medições são realizadas, porém recomenda condições que se aproximam de um campo livre. As partes 0 e 7 utilizam uma técnica que simula campo livre, não exigindo condições de campo livre propriamente ditas (ver Seção 3.6). Diante disso, os requisitos estabelecidos pela parte 8 serão considerados para escolha do espaço, pois estes também atendem aos requisitos das demais normas.

Câmaras anecoicas ou semi-anecoicas são salas especiais que tem sua superfície coberta por materiais de alta absorção acústica, que propiciam condições que se aproximam do campo livre. A câmara semi-anecoica localizada no LVA é, portanto, um local apropriado para a condução dos ensaios. Esta possui dimensões de 7 m x 7 m x 4 m entre as pontas das cunhas, e teve seu piso coberto por materiais de alta absorção acústica para minimizar reflexões do piso. As dimensões das cunhas acústicas utilizadas são apresentadas na Figura 3.1.

Nas seções a seguir são apresentados os resultados das análises realizadas para garantir a conformidade com os requisitos das normas.

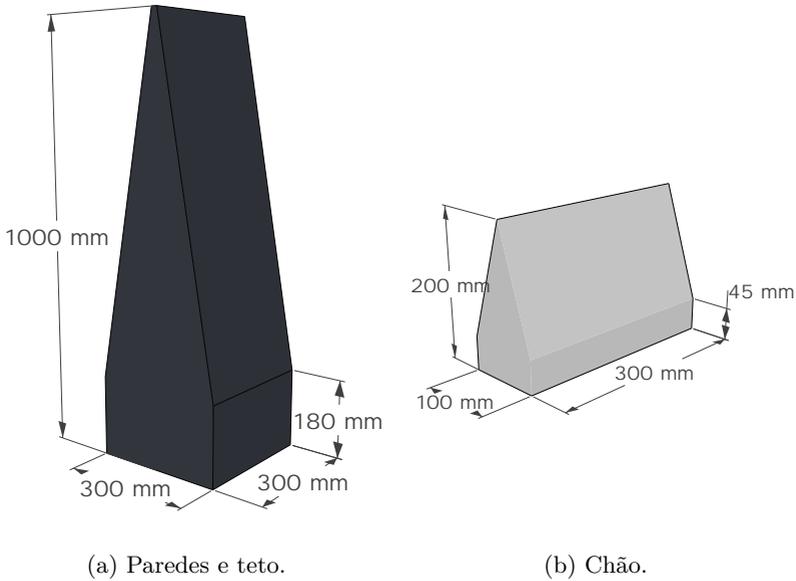


Figura 3.1 – Dimensões das cunhas utilizadas.

3.1.1 Ruído de fundo

Todas as normas selecionadas exigem que sinais indesejáveis, tais como ruído de fundo e interferências não afetem o resultado da medição, ou seja, mudem o resultado em mais 0,5 dB. A Figura 3.2 mostra o ruído de fundo presente na câmara, medidos com um microfone de pressão (especificado na Seção 3.2.3) localizado no centro da câmara.

O menor NPS utilizado na excitação dos dispositivos sob teste, os AASI, é de 50 dB e o NPS do ruído de fundo global foi menor que 30 dB (próximo da limitação do próprio microfone), portanto é possível garantir que o ruído de fundo não tem influência significativa nos resultados. As normas recomendam ainda que seja verificado se o nível medido pelo microfone responsável pela aquisição da resposta do AASI diminui em pelo menos 10 dB quando a fonte do sinal for desligada, pois dessa forma é excluída a possibilidade de que outros sinais estejam influenciando nos resultados. Essa recomendação foi seguida em todos os ensaios, com uma redução sempre maior que 30 dB.

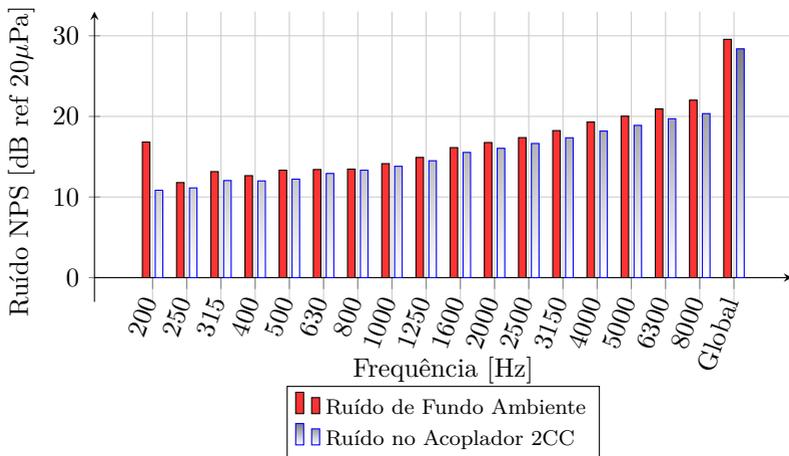


Figura 3.2 – NPS do Ruído de fundo ambiente e ruído medido no acoplador 2CC.

3.1.2 Verificação de condições de campo livre

A parte 8 considera estabelecidas as condições de campo livre quando o NPS nas posições 100 mm à frente e 100 mm atrás do ponto de referência, (localizado a um metro da fonte) não desvia da lei da distância¹ por mais de ± 2 dB, na faixa de 200 Hz a 400 Hz, e ± 1 dB, na faixa de 400 Hz a 8 000 Hz [49]. Na Figura 3.3 são apresentados os gráficos mostrando a redução do NPS com a distância relativa da fonte. A curva teórica foi obtida utilizando o NPS da posição mais próxima da fonte como referência através da equação:

$$L_{p_n} = L_{p_1} - 20 \log_{10} \frac{d_1}{d_n}, \quad (3.1)$$

sendo L_{p_n} o NPS teórico no ponto n , L_{p_1} o NPS medido no ponto 1, mais próximo da fonte, r_1 a distância entre o ponto 1 e a fonte (0,8m) e r_n a distância entre o ponto n e a fonte.

¹Através das equações em acústica é possível verificar que a sonora diminui com o quadrado da distância de sua fonte, e através da relação entre do nível de potência sonora e NPS calcula-se o a redução do NPS com a distância [48].

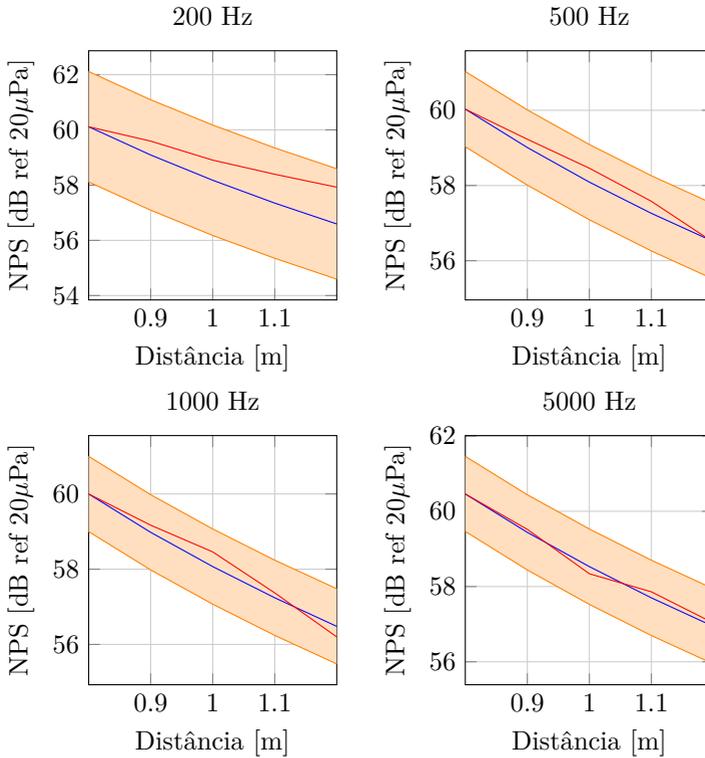


Figura 3.3 – Verificação do decaimento do NPS com a distância - resposta teórica(—), resposta medida (—) e limites estabelecidos pela norma(—).

As medições foram conduzidas nas frequências centrais das banda de terço de oitava e apresentaram resultados dentro dos limites estabelecidos, conforme pode ser verificado pelas curvas da Figura 3.3 para algumas frequências.

3.2 Equipamentos

Para viabilizar a implementação dos ensaios diversos equipamentos com requisitos específicos são exigidos. Nesta seção apresenta-se a seleção realizada e onde for necessário será demonstrada a conformidade dos equipamentos com as exigências das normas. Alguns dos requisitos estabelecidos envolvem a combinação de um ou mais equipamentos,

ou ainda o próprio espaço de ensaios e para os quais a conformidade é demonstrada. Assim como para o espaço de ensaios, a escolha dos equipamentos foi realizada de modo que o requisito mais rigoroso fosse atendido.

3.2.1 Fonte sonora

A fonte sonora é responsável pela geração do campo acústico ao qual o AASI estará submetido. Todos os testes utilizam sinais harmônicos e a fonte deve ser capaz de reproduzir um determinado NPS no ponto de referência, abreviado por NPS_{p-ref} . A Tabela 3.1 traz os requisitos das normas a serem implementadas com relação a fonte sonora.

Tabela 3.1 – Requisitos para a fonte sonora.

	Partes 0/7	Parte 8
NPS_{p-ref} mínimo	50 dB	50 dB
NPS_{p-ref} máximo	90 dB	90 dB
Discretização do NPS	5 dB	5 dB
DHT para NPS até 70 dB	1%	2%
DHT para NPS até 90 dB	2%	3%
DHT (0,5; 0,8; 1,6; e 3,2 kHz), NPS até 70 dB	0,5%	-
DHT (0,5; 0,8; 1,6; e 3,2 kHz), NPS até 90 dB	1%	-
Elementos Coaxiais	Não	Sim
Máxima Dimensão Linear	-	0,3m
Tolerância no NPS de 200 a 3000 Hz	1,5 dB	1,5 dB
Tolerância no NPS de 3000 Hz a 8000 Hz	2,5 dB	1,5 dB
Tolerância na indicação da frequência	2%	2%

Apesar de tecnicamente ser possível encontrar uma única fonte que atendesse a todos os requisitos, foram selecionadas duas fontes diferentes. Para a partes 0 e 7, o modelo 8240A da marca GENELEC foi escolhido. Esse modelo tem duas vias (*tweeter* e *woofer*) não coaxiais e amplificador embutido sendo normalmente utilizado em estúdios de gravação por possuir uma resposta em frequência plana (± 1 dB) na faixa de 58 Hz a 20 kHz. Com relação a distorção o fabricante afirma que com um NPS de 90 dB a 1 metro da fonte a DHT é menor que 0,5 % (Anexo A).

Já para a parte 8, a fonte ter dimensões reduzidas é fundamental, para minimizar a influência da sua geometria no campo acústico. A

fonte que acompanha o sistema para medições em orelha real FONIX foi selecionada, em virtude da disponibilidade e conformidade com as exigências. Entretanto, um amplificador externo foi necessário, uma vez que a placa de saída escolhida não possui potência suficiente para que a fonte sonora produzisse o NPS_{p-ref} máximo exigido. O amplificador escolhido foi o modelo 2718 da empresa *Bruel&Kjaer*, em virtude de suas especificações as quais incluem uma resposta plana.

Para validar e confirmar as especificações do fabricante, a DHT das fontes foi verificada, afim de validar as exigências apresentadas na Tabela 3.1. As medições utilizaram tons puros na faixa de 200 a 8000 Hz com frequências espaçadas em 1/24 oitava. Os resultados são apresentados na Figura 3.4. As medições utilizaram um microfone de campo livre posicionado a 0° no ponto de referência correspondente a cada uma das normas².

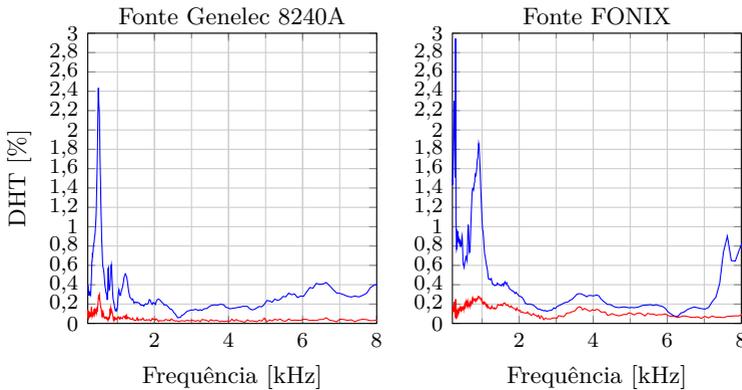


Figura 3.4 – DTH para um NPS de 70dB (—), DTH para um NPS de 90dB (—).

Através da análise da Figura 3.4 é confirmada a conformidade da fonte FONIX em relação à DHT para parte 8, porém a fonte GENELEC apresentou um comportamento irregular em 500 Hz, ultrapassando o limite estabelecido pela norma para o NPS de 90 dB para atender a parte 0 e 7. Entretanto, como para as medições de DHT são utilizados níveis de pressão sonora de até 70 dB esse comportamento não prejudicará a implementação da norma. Recomenda-se, porém, cuidado na interpretação de resultados em torno dessa frequência para excitações com NPS superior a 70 dB.

²A 1 m para parte 8 e a 1,5 m para a partes 0 e 7.

A parte 8 estabelece ainda algumas exigências adicionais relacionadas à uniformidade da frente de onda gerada pela fonte sonora no entorno do ponto de referência. A uniformidade pode ser verificada por meio da análise dos desvios do NPS_{p-ref} em relação ao NPS em quatro posições afastadas a 15 cm do ponto de referência, medidas na ausência do manequim. As diferenças não devem ser maiores que ± 2 dB. Duas das quatro posições devem estar no plano de referência, à esquerda e à direita do ponto de medição, em relação a fonte sonora, as outras duas devem estar no eixo de rotação acima e abaixo do ponto de medição, conforme ilustrado pelos pontos vermelhos na Figura 3.5. A Figura 3.6 mostra os resultados das medições.

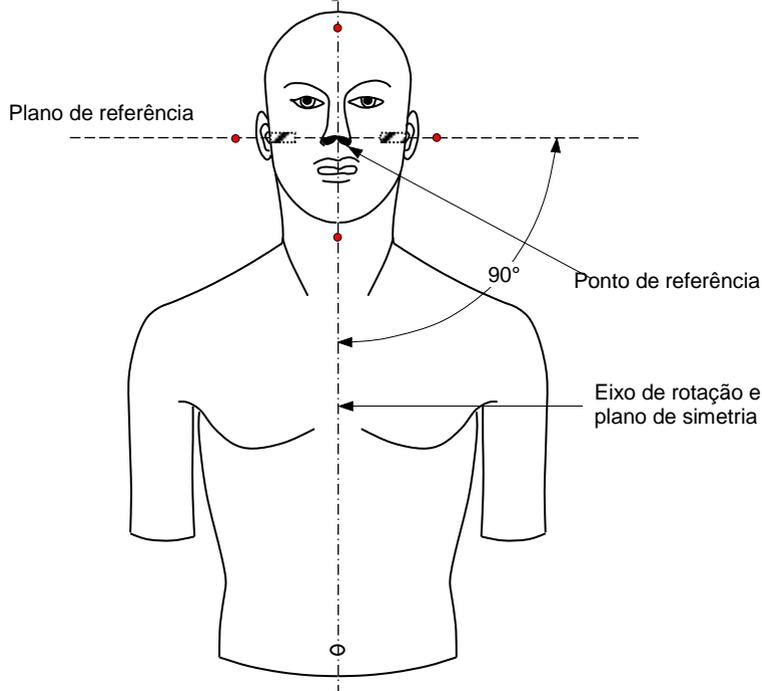


Figura 3.5 – Ilustração dos pontos (em vermelho) para medição da uniformidade da frente de onda.

Em todas as frequências, com exceção de 8 kHz, a diferença está dentro dos limites aceitáveis. As diferenças encontrados nessa frequência são provavelmente causados pela diretividade da fonte nessa frequência. Mesmo considerando que a angulação é pequena pode ser a diretividade da fonte pode ter um lóbulo para essa frequência. Outra

hipótese é que alguma interação ocorra entre os elementos posicionados no espaço de testes, influenciando o campo acústico. Portanto, para a interpretação dos resultados em 8 kHz deve ser considerada essa não conformidade com a uniformidade da frente de onda.

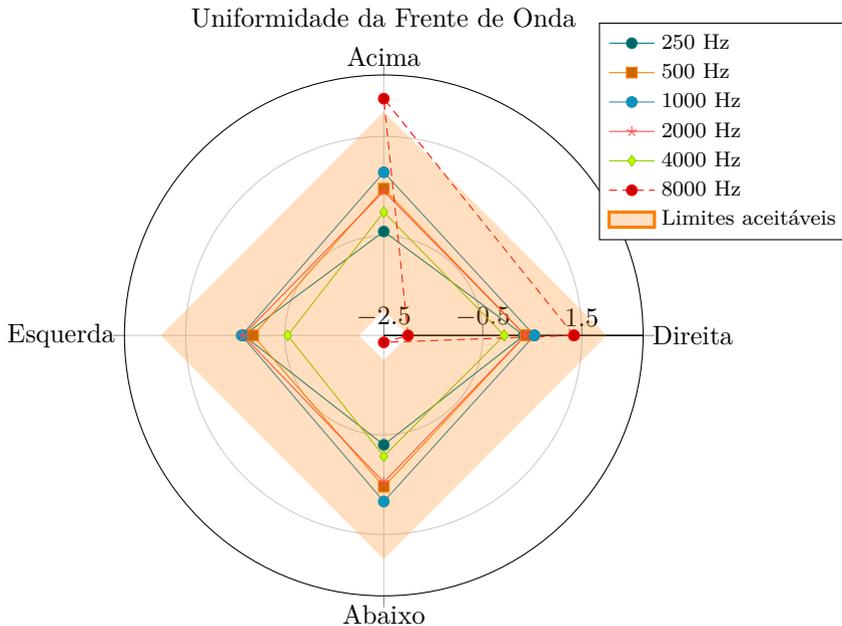


Figura 3.6 – Diferenças entre o NPS no ponto de referência e o NPS em quatro pontos do entorno a 15cm.

3.2.2 Sistema de aquisição e geração de sinais

Os requisitos do sistema de aquisição e geração de sinais foram estabelecidos em função das exigências definidas pela norma, como por exemplo DHT, e também considerando as incertezas expandidas máximas permitidas, e são fornecidos na Tabela 3.2.

O sistema de medição selecionado consiste no chassi NI PXI-e 1045 equipado com uma placa de aquisição e geração de sinais analógicos NI PXI-4461, ambos da National Instruments. Essa placa possui duas entradas e duas saídas, atendendo as necessidades definidas. Esse sistema possibilita a programação em LabVIEW. Desta forma, é possível programar o procedimento de todos os ensaios de forma integrada,

os quais serão comentados com mais detalhes na Seção 3.7. Para a comunicação com um computador a placa NI PXI 8361 foi empregada. As especificações das placas podem ser verificadas no Anexo A.

Tabela 3.2 – Requisitos para o sistema de medição.

Requisito
2 entradas analógica
1 saída analógica
DHT < -100dB
Razão Sinal Ruído < -100dB
Taxa de amostragem > 25 kHz
Filtro anti aliasing analógico
24 bit na conversão analógico/digital

3.2.3 Microfones e acopladores

A especificação do microfone partiu da incerteza máxima expandida para o NPS estabelecida pelas normas, e sua escolha foi baseada em instrumentos que atendessem ao padrão *Working Standard Microphones* (Microfones padrão de trabalho), os quais atendem a requisitos estabelecidos pela série IEC 61094.

Diante disso, nas partes 0 e 7 foram selecionados da empresa GRAS, 2 conjuntos microfone de campo de pressão com pré amplificador, modelo 46AO 1/2"; um acoplador de 2CC, modelo RA0038, em conformidade com IEC 60318-5; e um simulador de orelha³, modelo RA0045-S1 em conformidade com IEC 60318-4. Já para a parte 8 foi escolhido um conjunto de microfone de campo livre e pré amplificador, modelo 46AE 1/2", além do manequim KEMAR que conta com dois simuladores de orelha. Para a verificação das sensibilidades dos microfones e simuladores de orelha, foi utilizado o pistãofone da marca GRAS modelo 42AP. Os microfones selecionados foram calibrados pelo INMETRO e as cartas de calibração encontram-se no Anexo A.4.

³O simulador de orelha possui microfone integrado.

3.2.4 Dispositivo de movimentação angular do manequim

A parte 8 tem no seu escopo o objetivo de avaliar as características direcionais do AASI quando colocado no manequim. Para isso é necessário realizar medições em diversas orientações relativas entre a fonte sonora e o manequim. Existem alguns dispositivos comerciais disponíveis que executam esse tipo de movimentação, entretanto optou-se pelo desenvolvimento de um sistema com essa finalidade por motivações de disponibilidade dos materiais e custo. A solução adotada foi realizada por meio de uma adaptação do tripé que acompanha o manequim. Duas engrenagens e um motor de passo, controlado via LabVIEW, foram acoplados ao eixo do tripé. A Figura 3.7 ilustra o dispositivo de movimentação angular do manequim.



Figura 3.7 – Esquema do dispositivo de movimentação angular desenvolvido.

3.2.5 Sistema de medição para corrente da bateria

Os requisitos do sistema para a medição da corrente da bateria nas partes 0 e 7 são:

- Incerteza máxima expandida de $\pm 5\%$ do valor da corrente medida;

- Tensão de carga⁴ ≥ 50 mV;
- Impedância >1 W de 200 Hz a 5000.

Parte do sistema de medição de corrente consiste no simulador de bateria, o qual é constituído por uma fonte de tensão com uma resistência em série⁵. O simulador foi construído utilizando uma fonte de tensão variável, uma placa *proto-board* e resistências conforme requisitos da Tabela 3.3. Para a medição propriamente dita, foi escolhido o multímetro modelo 8846A da fabricante Fluke. No Anexo A.3 as especificações da função de medição de corrente do multímetro estão detalhadas, as quais atendem as partes 0 e 7. Na Figura 3.8b o circuito equivalente é ilustrado.

Tabela 3.3 – Requisitos para o simulador de bateria [15].

Tipo de bateria designação IEC/ANSI	Resistores em série [Ω]	Tensão de circuito aberto [V]
PR521/5A	8,2	1,3
PR70/10A	6,2	1,3
PR41/312	6,2	1,3
PR48/13	6,2	1,3
PR44/675	3,3	1,3

3.2.6 Fonte de campo eletromagnético

Conforme explicado na Seção 2.2, um AASI pode utilizar como transdutor de entrada uma bobina de indução. Para que o sinal seja captado pelo aparelho, é necessário a criação de um campo eletromagnético vertical. A partes 0 e 7 sugere a utilização de uma espira quadrada em material com boa condutividade elétrica. O campo eletromagnético, H , calculado no ponto central da espira quadrada é obtido através da relação entre a dimensão do lado da espira a e a corrente elétrica eficaz i_{RMS} , dada por

$$H = \frac{2\sqrt{2} i_{\text{RMS}}}{\pi a} \text{ A/m.} \quad (3.2)$$

⁴Queda de tensão da corrente contínua através do dispositivo de medição da corrente

⁵A resistência depende do tamanho da bateria utilizada no AASI.

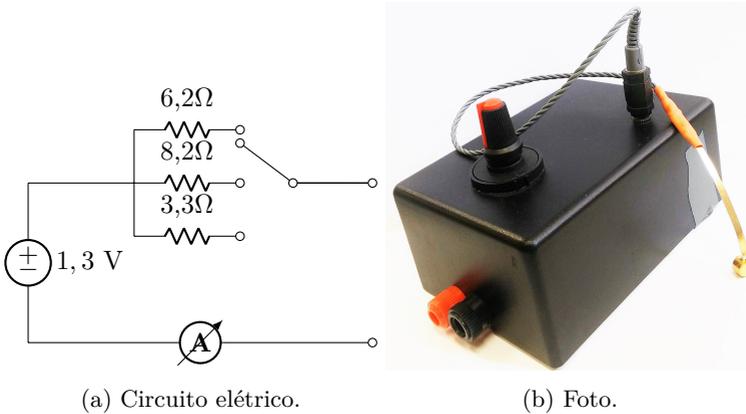


Figura 3.8 – Simulador de Bateria.

A confecção da espira foi efetuada através de um perfil quadrado maciço de alumínio. Este foi conformado manualmente nas dimensões apresentadas na Figura 3.9. O tamanho foi escolhido de modo a garantir que na região no interior de uma esfera de 10 cm de diâmetro cujo centro coincide com o da espira, o desvio dos valores nominais do campo eletromagnético em magnitude e direção são inferiores a $\pm 5\%$ e $\pm 10^\circ$, respectivamente.

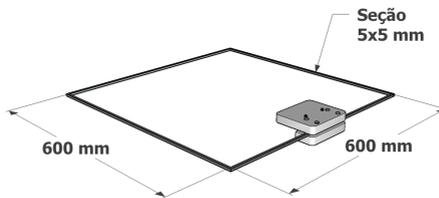


Figura 3.9 – Esquema da fonte de campo eletromagnético construída.

Uma das premissas para obtenção da Equação 3.2 é que a corrente não varie significativamente ao longo da espira. Isso pode ser alcançado através da colocação de uma resistência em série com resistividade de pelo menos 100 vezes superior à da resistência da espira. Medições da resistência elétrica da espira com os conectores de entrada foram realizadas e os valores foram inferiores a $1\ \Omega$. Portanto, uma

resistência de 200Ω foi colocada em série. Substituindo os valores utilizados na Equação 3.2 e deixando-a em função da tensão V , tem-se que $0,007503 V$ [A/m].

O amplificador selecionado para fonte sonora (Seção 3.2.1) foi também utilizado. Dessa forma, o sistema é capacitado a produzir 10 mA/m; 31,6 mA/m e 100 mA/m, exigidos pelas normas.

3.3 Condições ambientais

Em se tratando de experimentos em que os resultados podem apresentar certa sensibilidade às condições ambientais, as normas exigem que as condições de temperatura, umidade relativa e pressão estática (atmosférica) não extrapolem os limites apresentados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Limites para as condições ambientais.

	Tolerância
Temperatura:	$23 \pm 5 \text{ }^\circ\text{C}$
Umidade relativa:	20% – 80%
Pressão atmosférica:	$101, 3_{-20}^{+5} \text{ kPa}$

Para o monitoramento das condições ambientais no espaço de ensaios foram utilizados os equipamentos listados na Tabela 3.5. A análise da conformidade dos equipamentos com as exigência das normas será realizada no Capítulo 4.

Tabela 3.5 – Equipamentos selecionados para aferição das condições ambientais.

Equipamento	Descrição
Romiotto CP110	Medição de pressão atmosférica
Romiotto CT110	Medição de temperatura e umidade

3.4 Sistema comercial de testes para AASI

O FONIX® 8000 Hearing aid Test System é um sistema de testes para aparelhos auditivos que possibilita a realização de uma vasta gama de ensaios com aparelhos auditivos, inclusive àqueles previstos na IEC 60118-7. A escolha desse equipamento comercial foi em decorrência de suas especificações que atendem aos requisitos da norma e sua disponibilidade dentro do laboratório. O módulo principal tem um painel físico de controle que permite controlar as operações do analisador. Um monitor de vídeo externo é utilizado para visualização dos resultados. O espaço de testes consiste em uma pequena câmara forrada com material absorvente e um alto-falante embutido. No interior da câmara há uma entrada para o microfone que acompanha o sistema, além de uma saída para utilização de pilhas falsas de bateria, as quais visam alimentar o AASI e permite a medição da corrente. A Figura 3.10 ilustra os componentes do módulo.

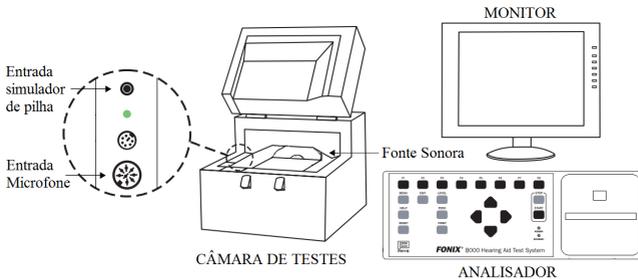


Figura 3.10 – Esquemático do sistema de testes FONIX 8000 com a câmara modelo 5020 (Adaptado de [50]).

O sistema conta ainda com acessórios opcionais para a realização de testes em orelha real. Este foi utilizado na implementação dos ensaios descritos na IEC 61669 e consiste em um módulo remoto que controla uma fonte sonora e dois conjuntos de microfone sonda e de referência. As especificações desse sistema encontram-se no Anexo A.1. A Figura 3.11 apresenta um desenho esquemático do analisador utilizando o módulo.

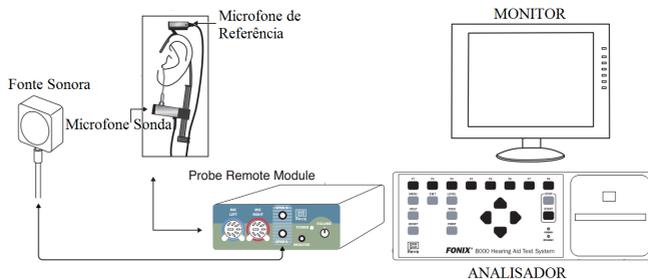


Figura 3.11 – Desenho esquemático do sistema de testes FONIX 8000 com módulo *Probe Remote* (Adaptado de [50]).

3.5 Montagem

Nesta seção serão abordadas as particularidades relacionadas ao posicionamento dos equipamentos e do AASI no espaço de testes para cada norma.

3.5.1 IEC60118-0 e IEC60118-7

3.5.1.1 Ensaios acústicos com fonte sonora

A disposição dos equipamentos está relacionada com o método de medição recomendado pela norma, o qual visa simular condições de campo livre. Essa condição pode ser estabelecida mantendo o NPS constante em um ponto próximo ao AASI, sob a premissa que o campo acústico será homogêneo no entorno. Os detalhes acerca do método de controle do campo acústico estão descritos na Seção 3.6. O ponto de referência (PR) encontra-se no meio entre o ponto médio da(s) porta(s) de entrada(s) do aparelho auditivo, a qual é definida como a abertura conectada a um microfone do AASI. A Figura 3.12 mostra os posicionamentos relativos dos instrumentos e AASI no ambiente de testes, enquanto a Figura 3.13 ilustra os equipamentos e suas posições nos ensaios realizados na câmara.

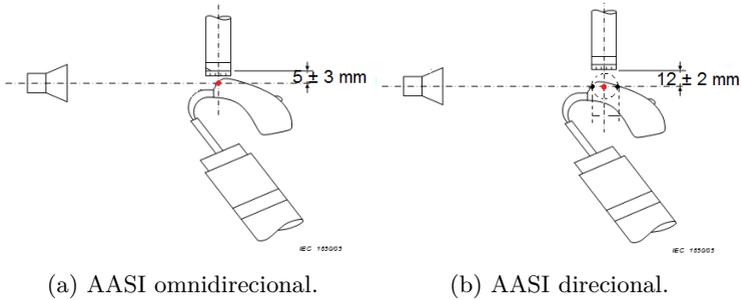


Figura 3.12 – Posicionamento relativo dos equipamentos conforme IEC 60118-0 e IEC 60118-7 (Adaptado de [15]).

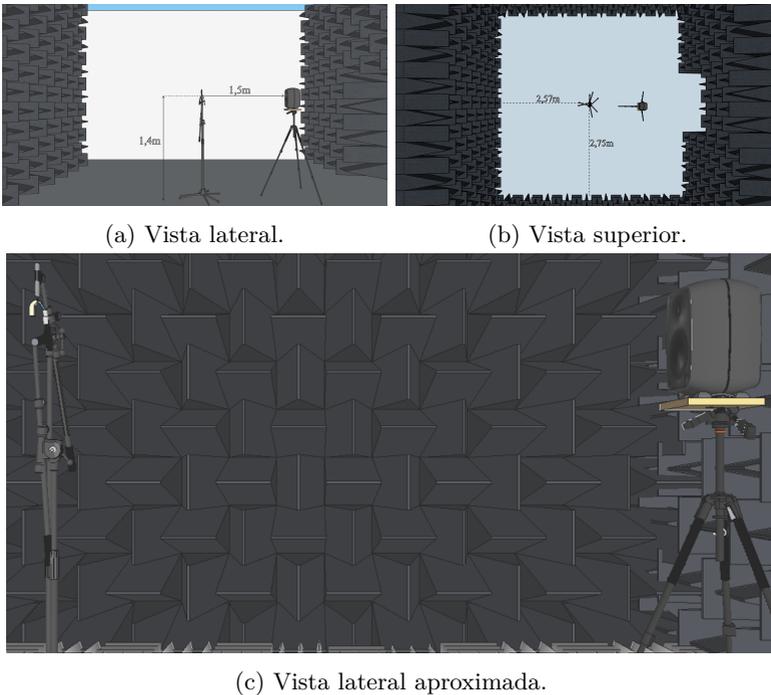


Figura 3.13 – Montagem do ensaio na câmara para IEC 60118-0 e IEC 60118-7⁶.

⁶As cunhas que forram o piso da câmara não estão demonstradas na figura, porém estavam presentes na realização dos ensaios.

O eixo de simetria do microfone de controle, responsável pela medição do NPS_{p-ref} , deve ser ortogonal ao eixo acústico⁷ do alto-falante e a interseção dos eixos deve acontecer no ponto de referência (marcado em vermelho na Figura 3.12). O microfone de controle deve ser posicionado o mais próximo possível do ponto de referência, com o objetivo de garantir condições de campo de pressão. A distância do microfone de controle é superior para AASI direcionais, pois estes normalmente possuem mais de um microfone e a presença do microfone de controle pode causar uma sombra acústica, influenciando o resultado.

A norma não estipula uma distância exata entre a fonte e o AASI, mas testes preliminares mostraram resultados consistentes quando medidos em diferentes distâncias (1; 1,5; e 2 m). A norma ANSI S3.22 (norma americana equivalente a IEC 60118-7) afirma que a distância e a orientação da fonte não são elementos críticos [22]. Para aparelhos direcionais, entretanto, há a exigência de que no ponto de ensaio as ondas sejam planas progressivas. Os requisitos do ambiente de testes e a distância de 1,4 m é considerada suficiente para atender a essa demanda. Para garantir consistência no posicionamento, foram utilizados ainda uma trena a laser e um nível a laser.

3.5.1.2 Ensaio com fonte de campo eletromagnético

Os equipamentos para os ensaios utilizando a bobina de indução do AASI, configuração tipicamente chamada de modo T, foram posicionados na câmara semi-anecoica devido à disponibilidade e baixo ruído de fundo e elétrico. Testes realizados em uma sala comum com ruído de fundo acústico de aproximadamente 60 dB mostraram resultados similares. A Figura 3.14 apresenta a configuração do ensaio.

Linhas de algodão foram colocadas na espira com o objetivo de demarcar um quadrado de 10 cm de lado (ver Seção 3.2.6). Teoricamente, o posicionamento do AASI em qualquer ponto no interior dessa região deve apresentar resultados similares, afirmação que será verificada no Capítulo 5. A orientação do AASI deve garantir a maior sensibilidade da bobina. Normalmente, essa é similar a orientação do aparelho quando utilizado na orelha com o indivíduo em pé.

⁷O eixo acústico neste caso corresponde ao ponto médio entre os centros dos falantes e é fornecido pelo fabricante.

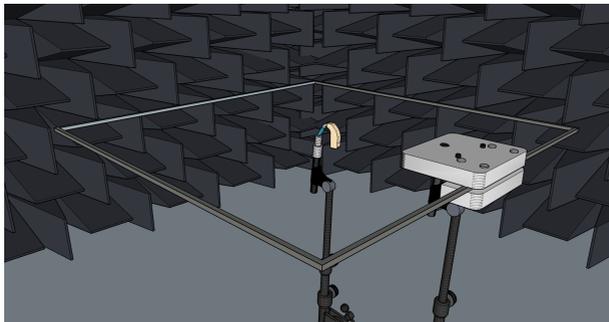


Figura 3.14 – Esquema da montagem dos ensaios com fonte de campo eletromagnético.

3.5.1.3 Ensaios de corrente da bateria

Os ensaios de corrente da bateria utilizam a mesma configuração dos ensaios acústicos. É necessário apenas o acréscimo dos equipamentos listados na Seção 3.2.5. A Figura 3.15 apresenta as conexões dos equipamentos.

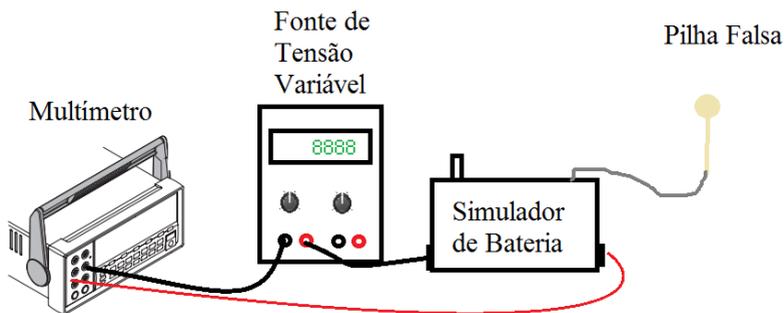


Figura 3.15 – Esquema de medição da corrente da bateria.

Para realização da medição é necessário fazer a seleção adequada no simulador de bateria, da resistência correspondente ao tipo de pilha e a da pilha falsa para encaixe no AASI. Devido à pequena área ocupada pelos equipamentos adicionais, a presença dos mesmos no interior da câmara não altera significativamente o campo acústico na faixa de interesse a ponto de impactar na medição da corrente.

3.5.2 IEC60118-8

Para montagem dos ensaios descritos na parte 8 é necessário obedecer distâncias mínimas entre o manequim e as superfícies do ambiente, as quais devem respeitar $1/4$ do comprimento de onda da menor frequência. Aproximando a velocidade do som para 343 m/s e considerando a menor frequência como sendo 200 Hz a distância mínima das superfícies do manequim deve ser de 43 cm . A distância entre a fonte sonora e o ponto de referência deve ser de 1 m . Isto é considerado suficiente para reduzir a interação entre a fonte sonora e o manequim a um nível aceitável quando este último estiver localizado no ponto de referência. O ponto de referência é definido como a posição que divide ao meio a linha que une os centros das aberturas dos condutos auditivos externos (ver Anexo B).

É importante dispor de métodos que garantam que o posicionamento do manequim seja facilmente repetido com acurácia. Marcações com fitas foram realizadas no piso para marcar as posições dos elementos, além da utilização de um nível a laser e uma trena a laser para verificações das orientações e distâncias. A Figura 3.16 demonstra a configuração de ensaio para os ensaios conforme a parte 8.

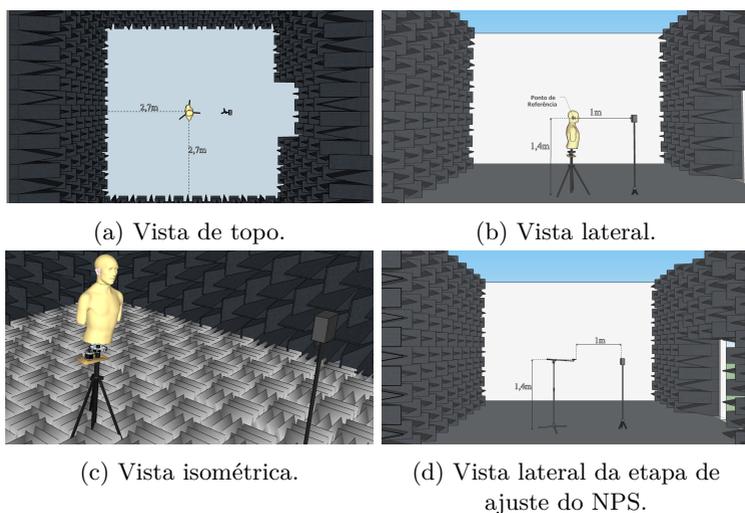


Figura 3.16 – Montagem dos ensaios conforme IEC 60118-8.

A Figura 3.16d ilustra a etapa de ajuste do $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ utilizando

o microfone de campo de campo livre orientado a 0° em relação ao eixo da fonte sonora. O ajuste é realizado com o manequim ausente. A norma afirma que o AASI deve ser colocado na orelha de acordo com a utilização típica real e deve ser estabelecida pelo fabricante. O tipo de simulador de dispositivo de acoplamento na orelha e qualquer tubulação empregada devem ser informados. O acoplamento entre AASI e orelha foi efetuado através de um molde fechado customizado para a orelha esquerda do KEMAR, com um tubo de 2 mm de diâmetro e comprimento total de 32 mm, conforme ilustrado na Figura 3.17. A conexão entre o molde e a extensão do meato acústico externo deve ser cuidadosamente realizada para evitar vazamento nos ensaios.



(a) Impressão utilizada no molde. (b) Molde na orelha do KEMAR.

Figura 3.17 – Molde para acoplamento orelha-AASI utilizado nos experimentos.

3.5.3 IEC 61669

Para realização dos ensaios segundo a IEC 61669, o indivíduo submetido aos testes deve ser posicionado a uma distância mínima de 0,5 m da fonte a 0° ou 45° em relação ao ângulo de incidência sonora. Optou-se por manter o mesmo posicionamento que fora usado nos en-

saios conforme a parte 8, ilustrado pela Figura 3.16. A localização do ponto de referência deve ser recomendada pelo fabricante, ou pela forma construtiva do equipamento. No caso das medições realizadas com o FONIX o ponto de referência é localizado no topo da orelha externa do usuário, onde fica posicionado o microfone utilizado no ajuste do NPS, conforme mostrado na Figura 3.18.

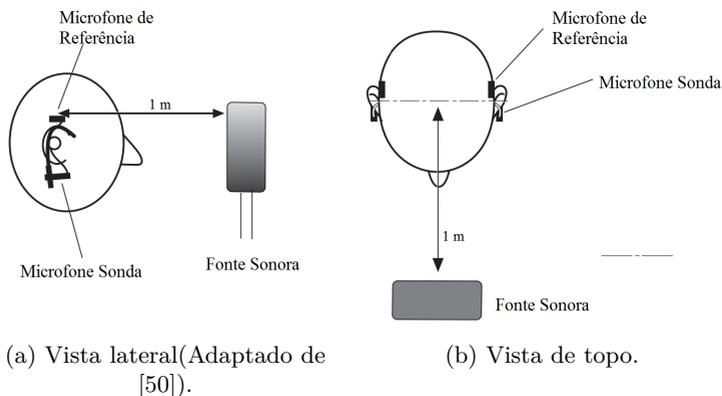
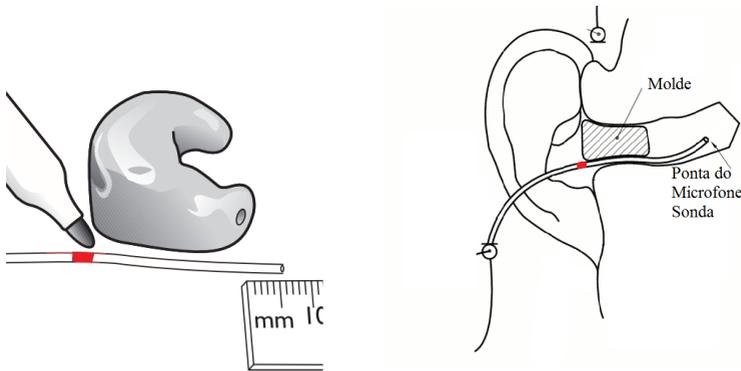


Figura 3.18 – Esquema do posicionamento nos ensaios conforme IEC 61669.

A posição da extremidade da sonda no interior do canal auditivo, deve ser escolhida de forma que uma mudança de 2 mm, produza uma diferença de menos de 2 dB no NPS global entre 200 Hz e 6000 Hz. Para medições com a orelha não ocluída a sonda estava posicionada a 5 mm da membrana timpânica, sendo que a norma afirma que em torno de 6 mm deve ser suficientemente próximo. Já para os ensaios com a orelha ocluída, a ponta da sonda estava afastada 5 mm da face interna do molde, afastamento mínimo recomendado⁸. A Figura 3.19 mostra um esquema com a localização dos elementos e a forma como foi realizado o posicionamento do microfone sonda

Antes da inserção do microfone, a norma recomenda a realização de uma otoscopia por um profissional qualificado para verificação se há acúmulo de cerúmen e se existe algum risco ao usuário. Além disso, deve-se tomar cuidado para que o usuário não sofra nenhum desconforto na colocação do da sonda. No caso do manequim isso não foi necessário.

⁸Caso isso não seja possível, a distância deve ser declarada.



(a) Marcação do ponto na sonda (Adaptado de [50]). (b) Esquema do posicionamento na orelha (Adaptado de [18]).

Figura 3.19 – Posicionamento do microfone sonda segundo IEC 61669.

3.6 Métodos de ajuste e controle do campo acústico

3.6.1 IEC 60118-0 e IEC 60118-7

As partes 0 e 7 apresentam dois métodos para se manter o NPS_{p-ref} do AASI constante: método da pressão e o método da substituição. Ambos utilizam um microfone de pressão posicionado conforme ilustrado na Figura 3.12. No método da pressão o sistema monitora o NPS do microfone que é ajustado simultaneamente valor desejado através da variação da tensão aplicada na fonte sonora. Já no método da substituição a tensão necessária para produzir o NPS é previamente determinada e o valor armazenado, e posteriormente o microfone pode ser substituído por um dispositivo que simule a presença do microfone⁹.

É importante que o ajuste seja realizado com o modelo de AASI a ser ensaiado, pois os resultados podem diferir caso outro AASI seja empregado que não seja o modelo sendo testado. Nos ensaios realizados nesse trabalho, o método da substituição foi utilizado, com o próprio microfone de controle mantido na posição de referência e monitorando o NPS_{p-ref} , porém sem atuar na tensão aplicada.

⁹O dispositivo deve possuir paredes rígidas com as mesmas dimensões do microfone.

3.6.2 IEC 60118-8

A parte 8 estabelece dois métodos para ajuste do NPS. O método NPS constante na entrada (NPSCE) é realizado com o manequim ausente e um microfone de campo livre no ponto de referência. Para os ensaios em que o objetivo é determinar o ganho em relação a orelha não ocluída, a norma permite a utilização do método NPS constante no simulador de orelha (NPSCSO). Nesse método o ajuste é realizado com o microfone do simulador de orelha do próprio manequim sem o AASI, obtendo-se um NPS constante no simulador de orelha. A utilização do método NPSCSO é limitada aos ensaios onde o objetivo é obter o ganho entre a orelha não ocluída e a orelha com o AASI, como será explicado na Seção 3.8.2.

3.6.3 IEC 61669

A IEC 61669 trata do processo de ajuste do NPS em termos de equalização (*equalization*) e apresenta os seguintes métodos:

- Método da substituição: ajuste do NPS realizado com o sujeito a ser testado ausente;
- Método da pressão modificado - equalização armazenada: ajuste do NPS com o sujeito submetido ao teste na posição onde serão realizados os ensaios;
- Método da pressão modificado - equalização simultânea: ajuste do NPS é automático e ocorre simultaneamente ao ensaio.

O FONIX utiliza o método da pressão modificado com equalização armazenada¹⁰. A IEC 61669 recomenda que o ajuste deve ser realizado sempre que ocorrer uma mudança no ambiente acústico. Nas medições o ajuste foi realizado em todas as iterações.

3.6.4 Implementação

Para determinação dos valores de tensão necessários para produzir um determinado NPS_{p-ref} , utilizou-se a relação entre o nível de

¹⁰A equalização armazenada consiste apenas na gravação da tensão que deve ser aplicada ao alto falante para produzir o NPS desejado em um determinado ponto.

tensão aplicada (L_v) e o NPS medido (L_p), tratada como sensibilidade da fonte sonora S_{fonte}

$$S_{\text{fonte}}(f) = L_v(f) - L_p(f). \quad (3.3)$$

Essa equação pode ser aplicada pois a relação entre $L_v(f)$ [dB] e $L_p(f)$ [dB] é linear com coeficiente angular unitário. Então com a determinação da sensibilidade é possível calcular o nível de tensão e a tensão necessária para produzir qualquer L_p . Entretanto essa relação é dependente da frequência, pois a resposta da fonte não é exatamente plana na frequência.

O procedimento para determinar a sensibilidade é realizado utilizando uma tensão arbitrária e fixa para todas as frequências. De modo a diminuir a dispersão dos valores de L_p em torno do valor desejado, após uma primeira determinação da sensibilidade o ensaio é repetido de forma a obter valores de sensibilidade para os NPS dos principais ensaios: 50, 60 e 90 dB. Ao realizar esse procedimento, erros de linearidade do sistema são minimizados pois a sensibilidade é calculado em torno de NPS que será posteriormente utilizado.

Antes de cada rodada de medições o NPS_{p-ref} era verificado. Com uma análise de 30 ensaios independentes para três NPS diferentes (50; 60; 90 dB) calculou-se a diferenças entre NPS_{p-ref} nominal e NPS_{p-ref} medido. As diferenças obtidas apresentaram uma distribuição similar a distribuição normal com média e desvio padrão conforme a Tabela 3.6.

Tabela 3.6 – Análise do NPS_{p-ref}.

NPS _{p-ref}	Média das diferenças [dB]	Desvio Padrão [dB]
50	0,06	0,16
60	0,00	0,12
90	0,03	0,14

Da análise da Tabela 3.6 é possível verificar a baixa dispersão dos valores e que a média da diferença está muito próxima de 0, números que atestam a qualidade do procedimento desenvolvido. Esses valores serão posteriormente utilizados na análise da incerteza de medição do microfone de controle.

3.7 Implementação dos ensaios em *LabVIEW*

Os procedimentos de aquisição e processamento dos ensaios foram implementados através do software *LabVIEW*. Esta ferramenta, consiste em uma plataforma de programação gráfica baseada em fluxo de dados, sendo que a execução é determinada pela estrutura gráfica do diagrama de blocos. O módulo *Sound and Vibration toolkit* foi amplamente utilizado, visto que possui funções específicas para ensaios em acústica.

Este módulo possui um conjunto de funções para determinação da resposta em frequência utilizando varredura discreta de tons puros¹¹. Dá-se como entrada as frequências e amplitudes de excitação e o sistema excita cada tom separadamente, extraindo o NPS na frequência de excitação. As informações acerca da forma de implementação das funções podem ser encontradas em [51]. A Tabela 3.7 apresenta os parâmetros utilizados no sistema.

Tabela 3.7 – Parâmetros utilizados no software de ensaio criado com LabVIEW.

Parâmetro	Valor
Frequência de amostragem [Amostras /segundo]	51200
Tempo de integração (por frequência) [ms]	100
Tempo de estabilização do sinal (por frequência) [ms]	50
Tempo de estabilização do equipamento [ms]	1000

A sequência dos passos executados para a realização dos ensaios através da excitação harmônica é descrita a seguir:

1. Define-se o vetor de frequências a serem ensaiadas;
2. Define-se o NPS desejado no ponto de referência;
3. Através da matriz de sensibilidade da fonte sonora (conforme Seção 3.6.4), um vetor de amplitude é obtido para realizar a excitação;
4. Os parâmetros da Tabela 3.7 são selecionados;
5. O sistema inicia a geração do sinal da primeira frequência;
6. Espera-se pelo tempo de estabilização do equipamento;

¹¹Funções pertencentes a paleta *Swept sine Measurements*

7. Espera-se pelo tempo de estabilização do sinal;
8. A aquisição do sinal dos microfones é realizada pelo período definido pelo tempo de integração;
9. O sinal adquirido é então transformado para o domínio da frequência, através da Transformada Rápida de Fourier (FFT)¹²;
10. Extrai-se do sinal no domínio da frequência o valor na frequência de excitação;
11. Calcula-se o valor da pressão sonora, considerando a sensibilidade do microfone na frequência de excitação (ver Seção A.4);
12. Calcula-se o NPS em dB através da Equação 2.1;
13. O sistema repete a partir do item 5 o procedimento para cada frequência.

3.8 Descrição dos ensaios

3.8.1 IEC60118-0 e 7

Nessa seção são descritos os procedimentos de cada ensaio para a determinação dos parâmetros exigidos pelas partes 0 e 7 em conjunto com as respectivas tolerâncias exigidas, estabelecidas na parte 7. Além disso, serão discutidos a importância de cada parâmetro e sua respectiva interpretação. Todas as medições para determinação das curvas em frequência foram implementadas utilizando a técnica varredura discreta de tons puros, descrita na Seção 3.7, para a faixa de 200 a 8000 Hz com discretização pautada pelo ISO R40 [52]¹³. O termo resposta em frequência é utilizado na norma inclusive para os resultados que são espectros de NPS. Nesses casos, o termo “resposta em frequência” será suprimido e indicado por uma nota de rodapé.

A norma estabelece alguns parâmetros, como se verá a seguir, que são calculados a partir da média aritmética de três frequências, conhecida como média de alta frequência (MAF). As frequências utilizadas na MAF são tipicamente 1000, 1600 e 2500Hz¹⁴ e tem relação com a região de frequência com maior importância para a fala.

¹² *Fast Fourier Transform* em inglês

¹³ Frequências espaçadas aproximadamente em 1/24 oitava.

¹⁴ A norma permite a utilização de outras frequências se o fabricante julgar que será mais representativo para a aplicação do aparelho.

O ajuste dos controles do AASI devem ser configurados obedecendo às seguintes premissas:

- a faixa de resposta em frequência seja a mais larga disponível;
- a MAF com o ganho acústico no máximo (GAM) seja a maior possível (definida na Seção 3.8.1.2);
- a função do AGC esteja desligada (com exceção dos ensaios onde o AGC está sendo avaliado);
- outras funções adaptativas, como redução de ruído, sistemas de supressão de retroalimentação, entre outros, estejam desabilitadas;
- caso não seja possível desabilitar as funções específicas, a configuração utilizada deve ser declarada nos resultados.

Existem duas configurações de ganho definidas na partes 0 e 7. Os primeiros dois ensaios (NPSS90 e RGAM) são realizados com o aparelho configurado com o ganho acústico no máximo. Os demais procedimentos são realizados utilizando uma configuração de referência, explicada na Seção 3.8.1.3.

3.8.1.1 Função NPSS90(f)

A função NPSS90(f)¹⁵ corresponde ao espectro do NPS do AASI para um NPS_{p-ref} de 90dB. Esse NPS_{p-ref} é normalmente suficiente para permitir que o aparelho gere o seu máximo NPS possível em cada frequência. Por isso, esse parâmetro também é conhecido como nível de saturação do AASI. É importante ressaltar que como o sinal utilizado é um tom puro, ou seja, toda a energia está concentrada em uma frequência o desempenho pode diferir significativamente se comparado quando submetido a um sinal de banda larga. Da função NPSS90(f) são extraídos os parâmetros apresentados na Tabela 3.8.

Tabela 3.8 – Parâmetros do NPSS90(f).

Parâmetro	Descrição	Tolerância
Máx NPSS90	NPS máximo da função NPSS90(f)	+3 dB
MAF-NPSS90	Média aritmética função NPSS90(f) nas frequências de referência	±4 dB

¹⁵ Chamada de “curva de resposta em frequência do NPSS90” na IEC 60118-0 e IEC 60118-7.

3.8.1.2 Função do ganho acústico máximo

A função do ganho acústico máximo, $GAM(f)$ ¹⁶ é obtida subtraindo o NPS produzido pelo aparelho do NPS_{p-ref} (50 dB). Esse resultado representa o maior ganho possível que o AASI é capaz de produzir. Da função $GAM(f)$ são extraídos os parâmetros apresentados na Tabela 3.9.

Tabela 3.9 – Parâmetros da função $GAM(f)$.

Parâmetro	Descrição	Tolerância
Máx-GAM	Ganho máximo da $GAM(f)$	+3 dB
MAF-GAM	Média aritmética do $GAM(f)$ nas frequências de referência	± 5 dB

3.8.1.3 Determinação do ajuste do ensaio de referência (AER)

A configuração do controle de ganho para o ensaio de referência (AER) corresponde à produção de um ganho médio nas frequências da MAF para uma entrada de 60 dB conforme a relação:

$$GER_{meta} = MAF-NPSS90 - 77 \text{ dB}, \quad (3.4)$$

sendo GER_{meta} a meta para o ganho de ensaio de referência (GER). O GER medido deve estar entre $\pm 1,5$ dB do GER_{meta} .

Caso mesmo com o ajuste do ganho na posição GAM não seja possível atingir o GER_{meta} , o AER será equivalente ao GAM. A utilização do AER tem por objetivo evitar que o sinal atinja a saturação para NPS típicos da fala¹⁷, utilizando um ajuste mais próximo de um caso real de uso.

¹⁶ Chamada de “curva de resposta do ganho acústico no máximo” na IEC 60118-0 e IEC 60118-7.

¹⁷ O sinal da fala normalmente tem NPS médio de 65 dB com variações entre +12 dB e -18 dB [23].

3.8.1.4 Curva básica de resposta em frequência

Para a obtenção da Curva Básica de Resposta em Frequência $CBRF(f)$ ¹⁸ o controle de ganho do aparelho deve ser ajustado para o AER. O NPS_{p-ref} é mantido em 60 dB e a frequência de excitação é variada registrando a resposta do AASI, assim como nos testes anteriores. O ganho médio¹⁹ nas frequências da MAF corresponderá ao GER. Da $CBRF(f)$ extrai-se a faixa de frequência do aparelho da seguinte forma: uma reta horizontal é traçada no ponto correspondente ao $GER + 60 - 20$ dB²⁰, as frequências onde a curva intercepta a reta são definidas como frequência máxima $f_{m\acute{a}x}$, no caso da frequência superior, e frequência mínima $f_{m\acute{i}n}$, no caso da frequência inferior. A Figura 3.20 mostra a curva com as marcações para a determinação da faixa de frequência e tolerâncias, estabelecidas na Tabela 3.10.

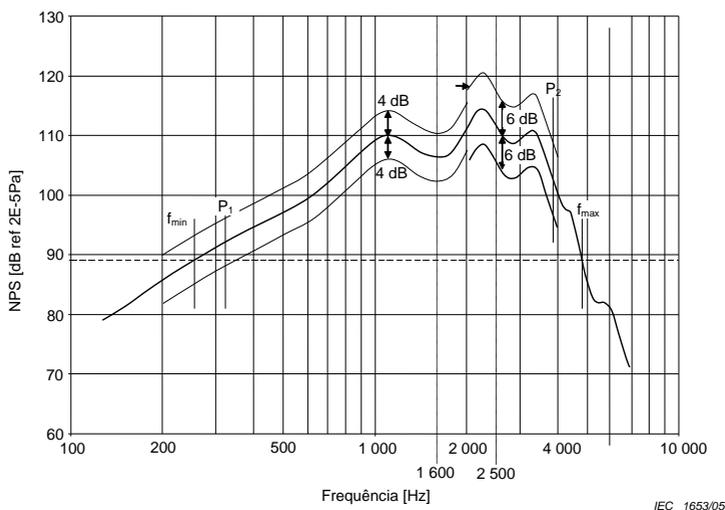


Figura 3.20 – Ilustração da Curva Básica de Resposta em Frequência do AASI com a determinação da faixa de frequência e tolerâncias [16].

¹⁸O resultado desse ensaio pode ser apresentado na forma de ganho ou pelo espectro do NPS. Nesse trabalho a $CBRF(f)$ será apresentada na forma do espectro do NPS.

¹⁹Média aritmética.

²⁰Caso a curva esteja apresentada em ganho não deverá ser somado 60 dB.

Tabela 3.10 – Parâmetros da Curva Básica de Resposta em Frequência.

Faixa de frequências	Tolerância
Baixa - P_1 (Máximo entre $1,25f_{\min}$ e 200 Hz) a 2000 Hz	± 4 dB da curva nominal
Alta - 2000 Hz a P_2 (Mínimo entre 4000 Hz e $0,8f_{\max}$)	± 6 dB da curva nominal

Opcionalmente, pode-se também determinar a CBRF para outros NPS_{p-ref} . No caso um NPS_{p-ref} de 50 dB a denominação seria $CBRF50(f)$ e assim por diante. A apresentação da resposta para vários NPS_{p-ref} em um mesmo gráfico permite a visualização do comportamento do aparelho conforme o NPS de entrada.

3.8.1.5 Distorção harmônica total

As partes 0 e 7 exigem a determinação da DHT conforme introduzido na Seção 2.1.5 para as frequências e NPS de acordo com a Tabela 3.11. Caso a diferença do NPS entre a frequência fundamental e seu segundo harmônico seja maior ou igual a 12 dB, os ensaios de distorção nesta frequência podem ser omitidos.

Tabela 3.11 – Frequências e NPS_{p-ref} para o ensaio de distorção harmônica total conforme IEC 60118-0 e IEC 60118-7.

Frequência	NPS_{p-ref}	Tolerância
500 Hz	70 dB	
800 Hz	70 dB	Até 3% acima do valor nominal
1600 Hz	65 dB	
3200 Hz ²¹	60 dB	

3.8.1.6 Distorção de Intermodulação

A avaliação da DIM é opcional na parte 0 e é realizada através da determinação da DDFIT, introduzida na 2.1.5. O procedimento é exe-

²¹A frequência de 3200 Hz não é mandatória para a IEC 60118-7

cutado utilizando um sinal de entrada composto por dois componentes harmônicos f_1 e f_2 com NPS de 64 dB cada um e Δf de 125 Hz. Os níveis dos produtos de distorção de segunda ordem ($f_2 - f_1$) e de terceira ordem ($2f_1 - f_2$) devem ser medidos e expressos em porcentagem com referência ao NPS de f_2 . A inclusão de componentes de ordens superiores é facultativa. O resultado deve ser plotado em função de f_2 .

3.8.1.7 Ruído de Entrada Equivalente

O ruído de entrada equivalente de banda larga REE representa uma comparação do ruído interno do aparelho com sua capacidade de ganho. Para o cálculo do REE, deve-se determinar o NPS do ruído gerado pelo AASI, medido com a fonte sonora desligada, utilizando uma largura de banda de 200 Hz a 8000 Hz²² com um tempo de integração de pelo menos 0,5 s. É preciso garantir que o NPS do ruído do equipamento de ensaio, medido com o AASI desligado, seja suficientemente baixo. Para isso o NPS deve estar pelo menos 10 dB abaixo do NPS do ruído gerado pelo aparelho auditivo, o que foi garantido no ensaio.

A capacidade de ganho é avaliada através da média aritmética do ganho nas frequências da MAF para uma entrada de 50 dB, MAF(50 dB)²³. O REE é então calculado pela seguinte expressão:

$$\text{REE} = R_{\text{AASI}} - \text{MAF}(50 \text{ dB}), \quad (3.5)$$

sendo, R_{AASI} o NPS global do ruído medido no acoplador com a fonte desligada. A tolerância estabelecida pela parte 7 é de que o REE não deve exceder o valor nominal em mais de 3 dB.

Alternativamente a parte 0 traz como uma medição opcional a determinação NPS do ruído de entrada equivalente em bandas de terço de oitava. O procedimento é similar ao descrito anteriormente porém o NPS do ruído do aparelho é determinado para cada banda de frequência, e subtraído do ganho do aparelho para uma entrada de 50 dB na frequência central da banda, conforme a equação:

$$\text{REE}(f) = R_{\text{AASI}}(f) - \text{GNPSS}50(f), \quad (3.6)$$

sendo $R_{\text{AASI}}(f)$ o NPS do ruído para a frequência f e o $\text{NPSS}50(f)$ é o ganho do AASI para um $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ de 50 dB em função da frequência

²²Para a IEC 60118-7 a largura de banda é reduzida 200 Hz a 5000 Hz.

²³Esse valor é diferente do MAF-GAM, uma vez que o aparelho está na configuração GER.

f.

3.8.1.8 Medições para AASI com controle automático de ganho

As medições para a avaliação do controle automático de ganho devem ser realizadas obrigatoriamente para a frequência de 2000 Hz, entretanto outras frequências na faixa de 200 Hz a 8000 Hz podem ser testadas adicionalmente²⁴. Como o objetivo é verificar o comportamento do AGC essa função deve ser habilitada.

O ensaio de Entrada-Saída em Regime Permanente (ESRP), visa determinar a característica estática do AGC. O procedimento para uma determinada frequência consiste em ir incrementando o NPS_{p-ref} e verificar a resposta do AASI, apresentada através de um gráfico entrada-saída. As medições devem ser realizadas na faixa de 50 a 90dB em incrementos mínimos de 5 dB. É fundamental que a duração de cada passo seja longa o suficiente para permitir a entrada em regime permanente. O ensaio foi implementado de 30 a 100dB em passos de 1 dB com duração de 200 ms. A parte 7 estabelece uma tolerância de ± 5 dB em relação a curva nominal.

Já para as características dinâmicas do AGC são determinados o tempo de ataque t_{atq} e o tempo de recuperação t_{rec} . O tempo de ataque é o período que o aparelho demora para ativar o circuito de compressão, enquanto o tempo de recuperação consiste no período necessário para que o aparelho saia do modo de compressão e restaure o ganho normal²⁵.

O t_{atq} é determinado pelo período necessário para estabilização do sinal, dentro de ± 3 dB, para uma mudança repentina do NPS_{p-ref} , de 55 dB para 90 dB. Já o t_{rec} consiste no tempo decorrido a partir da alteração do NPS_{p-ref} de 90 dB para 55 dB, até o ponto no qual o sinal gerado pelo AASI se estabilize dentro de ± 4 dB. A Figura 3.21 apresenta o NPS em relação ao tempo no acoplador acústico para um AASI submetido à mudança do NPS_{p-ref} segundo a recomendação da IEC 60118-0:2015 e as indicações dos limites para obtenção do t_{atq} e do t_{rec} . É importante que a duração do sinal gerado em cada amplitude seja longa o suficiente para a estabilização do sinal. A parte 7 estabelece como tolerância, que os tempos não devem exceder ± 5 ms ou $\pm 50\%$ do

²⁴A versão anterior da norma (IEC 60118-0:1983) a frequência obrigatória era 1600 Hz.

²⁵Um circuito elétrico não consegue acompanhar de forma instantânea as mudanças que acontecem no ambiente, porque necessita de tempo para realizar essas mudanças [53].

valor nominal, aquele que for maior.

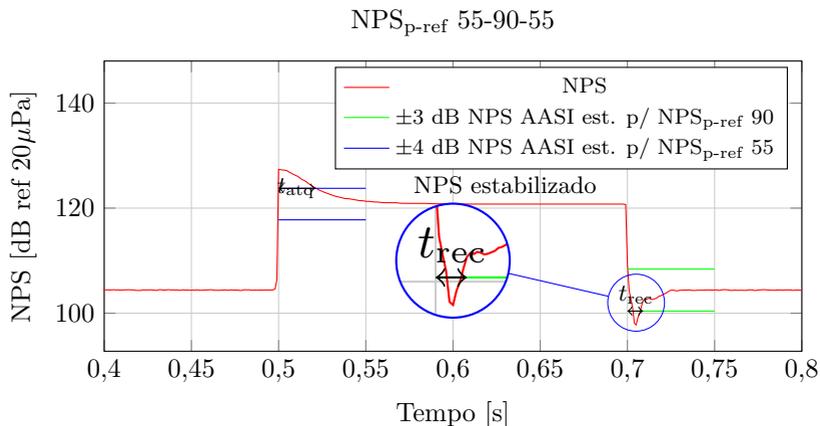


Figura 3.21 – Exemplo do NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec}

A IEC 60118-0:1983 [19] estabelecia dois conjuntos de NPS para o cálculo das características dinâmicas do AGC, resultando em dois t_{atq} e dois t_{rec} . O primeiro variando de 50 dB à 80 dB, e o segundo variando de 60 dB à 100 dB, utilizando a frequência de 1600 Hz.

Tal procedimento foi implementado excitando durante 0,5 s no nível inferior, 0,25 s no nível superior e novamente 0,5 s no nível inferior. O cálculo do NPS foi executado em blocos de 1 ms.

3.8.1.9 Medições para aparelhos com bobinas de indução

A partes 0 e 7 estabelecem que dois parâmetros devem ser obrigatoriamente determinados para AASI com bobinas de indução, sendo o primeiro parâmetro a Sensibilidade Equivalente da Bobina de Indução (SEBI), o qual tem por objetivo dar uma ideia da diferença de volume na alteração do método de entrada entre microfone e bobina de indução e o segundo o Nível de Sensibilidade Magneto-acústica Máxima na MAF (MAF-NSMA).

Para se obter a SEBI, primeiro é necessário determinar a resposta do aparelho submetido a um campo eletromagnético com magnitude de 31,6 mA/m nas frequências da MAF, denominada MAF-NPSIV e em seguida utiliza-se a expressão:

$$\text{SEBI} = \text{MAF-NPSIV} - \text{GER} + 60 \text{ [dB]}. \quad (3.7)$$

A parte 7 exige que o valor da SEBI não deva exceder o valor nominal em 4 dB.

Para se obter a MAF-NSMA, é necessário determinar a resposta do aparelho submetido a um campo eletromagnético com magnitude de 10 mA/m nas frequências da MAF (MAF-BI10), em seguida aplica-se a expressão

$$\text{MAF-NSMA} = \text{MAFBI10} - 20 \text{ [dB]}. \quad (3.8)$$

A subtração do valor 20 dB corresponde ao nível do campo eletromagnético com magnitude de 10 mA/m em dB ref 1 mA/m. O NSMA-MAF não deve se desviar do valor nominal em mais de ± 6 dB, tolerância estabelecida pela parte 7.

A parte 0 estabelece como ensaios opcionais a determinação do espectro do NPS para determinados níveis de campo eletromagnético e ajuste de controles. A Curva Básica para Bobina de Indução (BRFBI)²⁶ é determinada com o campo eletromagnético de 31,6 mA/m e o ajuste dos controles em AER. É muito comum os fabricantes compararem essa curva com a CBRF. A parte 0 faz uma menção específica com relação a isso, afirmando que as respostas em frequência medidas acusticamente e magneticamente podem diferir por causa dos diferentes transdutores de entrada, mas na maioria dos casos não devem diferir significativamente. A SEBI fornece um parâmetro que é limitado na sua interpretabilidade, uma vez que considera apenas três frequências. Avaliando as CBRF e BRFBI é possível verificar as diferenças e ter-se uma visão mais clara sobre a resposta do AASI com os dois métodos de entrada.

Outro ensaio sugerido é a determinação da curva de resposta da bobina de indução com ganho acústico no máximo (RBIGAM). Para tal o AASI é submetido a um campo eletromagnético de 10 mA/m com os ajustes de controle no GAM.

Além desses, a norma ainda recomenda como ensaio adicional, a avaliação da DHT para um campo magnético de 100 mA/m. A implementação do procedimento dos ensaios com a bobina segue o mesmo procedimento explicado na Seção 3.7. Entretanto, o vetor de amplitude utilizado era calculado através da relação estabelecida pela Equação 3.2.

²⁶Curva Básica de Resposta em Frequência para Bobina de Indução Na IEC 60118-0.

3.8.1.10 Corrente de bateria

O valor da corrente da bateria do AASI deve ser medida com o AASI submetido a um NPS_{p-ref} de 65 dB na frequência de 1 kHz. A parte 7 estabelece que a corrente medida nesse caso não deve exceder o valor nominal em mais de 20%. Os fabricantes normalmente fornecem um valor de corrente denominado como corrente quiescente. Esta corrente é obtida com a fonte sonora desligada através de um procedimento descrito pela ANSI S3.22-2014 [22].

Ensaio adicionais podem ser realizados verificando a influência na performance do aparelho com a variação dos parâmetros da bateria, tais como a resistência interna e tensão de alimentação. A infraestrutura montada no permite a realização desses ensaios, porém os mesmos não serão avaliados nesse trabalho.

3.8.1.11 Características do circuito elétrico de entrada

Os procedimentos dos ensaios para avaliação do aparelho tendo como modo de entrada a sapata de áudio não foram implementados pois não foi possível obter um aparelho que tivesse tal atributo. A parte 0 estabelece regras para os valores da impedância de entrada e a sensibilidade elétrica do AASI.

3.8.1.12 Medições adicionais

A parte 0 ainda traz recomendações para medições opcionais para avaliação da performance na variação de controles ou características do AASI, como variação do controle de ganho, controle de volume e variações na alimentação do aparelho (tensão e resistência interna). Esses ensaios são realizados utilizando o mesmo procedimento introduzidos nas seções anteriores, porém variando os parâmetros supracitados.

3.8.2 IEC60118-8

Todas as medições da parte 8 foram realizadas usando como sinal de excitação tons puros na faixa de 200 a 8000 Hz, com a mesma discretização em frequência utilizada na parte 0. As medições para a avaliação das características direcionais foram executados no plano

horizontal, ou seja, com ângulo de elevação $\alpha = 0^\circ$ (Figura 3.22), em passos de 10° no eixo de rotação do manequim (azimutal) no sentido anti-horário, conforme apresentado na Figura 3.23. Quando o manequim está posicionado de frente para a fonte sonora, o ângulo azimute de incidência sonora θ é definido como 0° e esta posição é denominada posição de referência, quando a orelha esquerda está posicionada de frente para a fonte sonora, o ângulo de azimute de incidência sonora é definido como 90° . Além disso, as frequências selecionadas para os ensaios de avaliação das características direcionais foram as centrais das bandas de terço de oitava de 200 a 8000 Hz.

No Anexo B os esquemas da IEC 60118-8 são apresentados e identificam os pontos e eixos de referência com maiores detalhes. O aparelho foi colocado na orelha esquerda, e a única configuração de ganho disponível foi usada (GAM). O eixo de rotação utilizado no manequim apresenta um deslocamento de (1, 2 cm, marcado em vermelho na Figura 3.23) em relação ao estipulado pela norma, o que gera pequenos desvios no posicionamento. O motivo de tal deslocamento é que o eixo do furo no manequim para acoplamento com o tripé não está alinhado com o eixo de simetria (rotação) descrito pela norma. Além disso, a orientação em relação a rotação do ângulo de azimute de incidência sonora na IEC 60118-8 é horária, esta foi invertida nesse trabalho em virtude da utilização da orelha esquerda para os ensaios com aparelho.

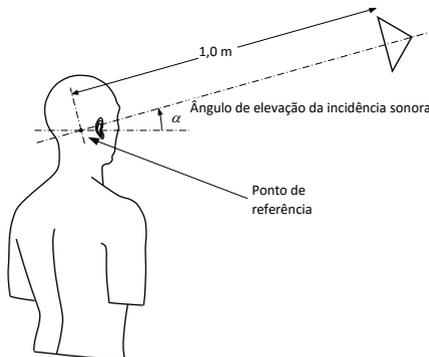


Figura 3.22 – Indicação do ponto de referência e ângulo de elevação [Adaptado de [17]].

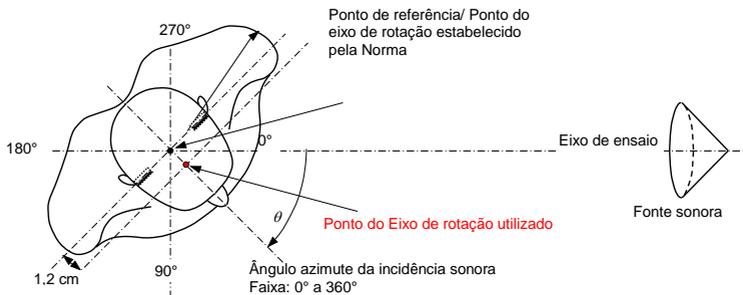


Figura 3.23 – Eixo de rotação (vermelho) e eixo de simetria estabelecido pela norma visão de topo [Adaptado de [17]].

3.8.2.1 Resposta do manequim

A resposta do manequim $RM_{0^\circ}(f)^{27}$ corresponde ao NPS obtido no simulador de orelha do manequim com um NPS_{p-ref} de 60 dB para o ângulo de azimute de incidência sonora a 0° . Pode-se representar o resultado desse ensaio através da resposta do ganho de orelha aberta do manequim $RGOAM_{0^\circ}(f)^{28}$, obtido pela diferença entre o NPS no simulador de orelha e o NPS_{p-ref} . Esse ensaio tem por objetivo estabelecer o desempenho do manequim sem o AASI para posteriormente o ganho de inserção ser calculado. O ensaio pode ser repetido para outras orientações.

3.8.2.2 Resposta direcional do manequim

A resposta direcional do manequim $RDM_f(\theta)$ é obtido pela subtração do NPS medido no simulador de orelha do manequim para uma frequência f para um ângulo de azimute θ pelo NPS no simulador de orelha na posição de referência ($\theta = 0^\circ$). O objetivo deste ensaio é determinar o desempenho do manequim de acordo com a direção de incidência da fonte sonora na ausência do AASI, para posteriormente, calcular a resposta direcional de inserção.

²⁷Denominada “resposta em frequência do manequim” na IEC 60118-8.

²⁸Denominada “resposta em frequência do ganho de orelha aberta do manequim” na IEC 60118-8. Na literatura o termo em geral utilizado é *Head Related Transfer Function* (HRTF, funções de transferência relativas à cabeça).

3.8.2.3 Ganho de inserção simulado

O ganho de inserção simulado $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$ corresponde ao ganho proporcionado pelo aparelho *in situ* em relação ao ganho de orelha aberta do manequim. Para sua obtenção basta subtrair o $\text{RGOAM}_{0^\circ}(f)$ do ganho simulado *in situ* $\text{GSIS}_{0^\circ}(f)$. O $\text{GSIS}_{0^\circ}(f)$ é obtido através da subtração do NPS no simulador de orelha com o AASI, denominada nesse trabalho por resposta simulada *in situ* $\text{RSIS}_{0^\circ}(f)$, pelo $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$. O $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$ pode ser determinado utilizando um dos métodos de ajuste possíveis do campo sonoro introduzidos na seção 3.6.2: o NPSCSO ou NPSCE. Devido às modificações do campo sonoro causadas pela cabeça e pelo meato acústico externo aberto, o método do NPSCSO resultará em um NPS consideravelmente mais baixo na entrada (microfone) do AASI do que o método do NPSCE em certas frequências. A vantagem do método do NPSCSO, é entretanto, que os resultados são obtidos utilizando apenas o microfone do simulador de orelha. O $\text{GSIS}_\theta(f)$ pode ainda ser medido para outros ângulos de incidência sonora θ . A parte 8 exige que a medição do $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$ seja realizada para o ajuste GAM, obtendo-se assim o ganho de inserção simulado com ganho acústico máximo o $\text{GIS-GAM}_{0^\circ}(f)$. O ganho de inserção pode ser determinado complementarmente para outros ajustes de ganho do AASI.

A parte 8 estabelece ainda um método simplificado para a determinação do ganho de inserção utilizando a montagem da parte 0 com um simulador de orelha sem a necessidade do manequim, denominado ganho de inserção simulado simplificado $\text{GIS}_{\text{simp}}(f)$. Primeiro, deve-se adicionar a correção do campo sonoro de acordo com o tipo de AASI, a Figura 3.24 mostra a curva estabelecida pela norma para um AASI do tipo BTE. Para realizar essa correção basta adicionar os valores da curva ao $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ desejado e proceder para o ajuste do $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$. Esta correção visa considerar a influência no campo sonoro do manequim com um determinado tipo de AASI.

Posteriormente, a curva do ganho acústico no máximo, conforme descrito na Seção 3.8.1.2, deve ser obtida com o ajuste do campo sonoro realizado anteriormente²⁹. O resultado dessa medição é equivalente ao $\text{GSIS}_{0^\circ}(f)$. Em seguida, diminui-se desse resultado o ganho de orelha aberta do manequim fornecido pela norma, apresentada na Figura 3.25, obtendo assim o $\text{GIS}_{\text{simp}}(f)$.

²⁹O ganho deve ser calculado utilizando o $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ de antes da correção do campo sonoro.

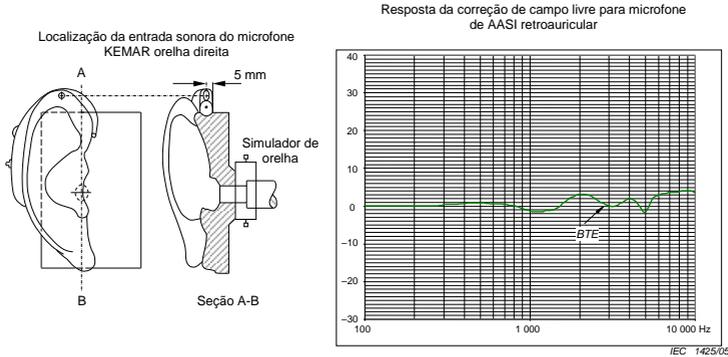


Figura 3.24 – Curva de correção do campo acústico para aparelhos do tipo BTE [17].

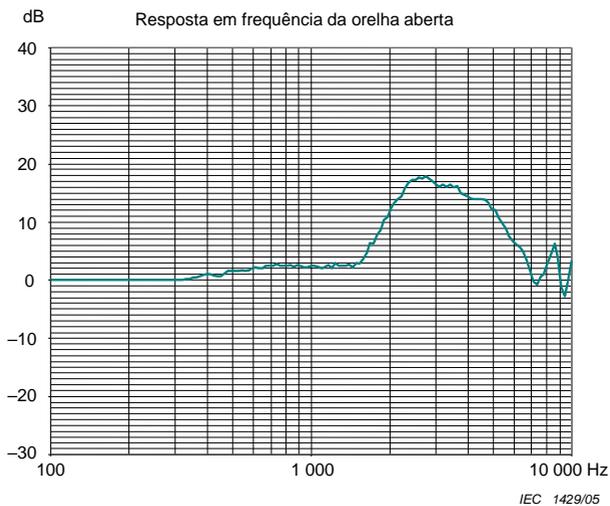


Figura 3.25 – Ganho de orelha aberta do manequim [17].

3.8.2.4 Resposta direcional simulada *in situ*

A resposta direcional simulada *in situ* $RDSIS_f(\theta)$ tem por finalidade avaliar os efeitos direcionais combinados do manequim com o AASI. Para isso, o mesmo procedimento da $RDM_f(\theta)$ é realizado porém com o AASI montado no manequim. Para se obter a $RDSIS_f(\theta)$

basta subtrair do NPS no simulador de orelha para cada ângulo θ o NPS no simulador de orelha para a posição de referência ($\theta = 0^\circ$).

3.8.2.5 Resposta direcional de inserção simulada

O propósito da avaliação da Resposta Direcional de Inserção Simulada $RDIS_\theta(f)$ é comparar as características direcionais do AASI no manequim com as do manequim sem o AASI. Para determiná-la, subtrai-se da $RDSIS_f(\theta)$ a $RDM_f(\theta)$ para um determinado ângulo de azimute da fonte sonora θ em cada frequência.

3.8.3 Índice de diretividade e índice de diretividade ponderada

O índice de diretividade ($ID_{2D}(f)$) para cada frequência f é obtido a partir dos resultados dos ensaios para avaliação das características direcionais previamente explicados, considerando que estes foram realizados apenas no plano horizontal (ângulo de elevação $\alpha = 0^\circ$). Este parâmetro tem por finalidade quantificar o efeito das características direcionais do AASI e corresponde a razão entre a resposta para incidência frontal ($\theta = 0^\circ$) e as respostas de todas as direções. Para medições realizadas em passos de 10° , totalizando 36 posições, o (ID_{2D}) é calculado pela expressão:

$$ID_{2D}(f) = 10 \log \left[\frac{22,92}{\sum_{j=0}^{35} \left[\frac{\frac{RDSIS_j(f)}{10}}{\frac{RDSIS_0(f)}{10}} \right] \sin |\theta_j|} \right] dB. \quad (3.9)$$

Caso outra discretização angular seja utilizada o fator 22,92 deve ser recalculado.

índice calculado a partir do ID_{2D} , sobre o qual é aplicada uma função de ponderação na frequência (band-importance functions) que representa a importância relativa das diferentes frequências para a percepção da fala, obtendo-se, assim, um índice independente da frequência

A partir do $ID_{2D}(f)$ é possível calcular o índice de diretividade 2D ponderado $SIIDI_{2D}$, o qual consiste em um parâmetro que representa o índice de diretividade considerando a importância relativa de cada frequência na percepção da fala. Para isso, aplica-se ao $ID_{2D}(f)$ uma função de ponderação na frequência (*band-importance functions*) dada pela Tabela 3.12. O cálculo do $IDPII_{2D}$ é detalhado a seguir:

$$IDPII_{2D} = \sum_{f_i}^{f_{\max}} ID_{2D}(f)Po(f) \quad (3.10)$$

onde f_i é a i -ésima frequência, f_{\max} é a frequência máxima e $Po(f)$ é a ponderação com valores como apresentado na Tabela 3.12.

Tabela 3.12 – Fatores de ponderação para o cálculo do índice de diretividade 2D ponderado estabelecidos pela IEC 60118-8³⁰.

Frequência	Ponderação (Po)
200	0,01
250	0,01
315	0,03
400	0,04
500	0,06
630	0,07
800	0,08
1000	0,08
1250	0,09
1600	0,09
2000	0,09
2500	0,09
3150	0,08
4000	0,08
5000	0,05
6300	0,04
8000	0,02

A ANSI S3.35, norma análoga a IEC 60118-8, apresenta ainda outras ponderações também baseadas no índice de inteligibilidade da fala, englobando faixas de frequência reduzidas [55].

³⁰ A ponderação utilizada pela IEC 60118-8 está de acordo com a ANSI S3.5:1997 [54]

3.8.3.1 NPSS90 simulado *in situ*

O NPSS90 simulado *in situ* NPSS90SIS(f) é o valor medido do NPS no simulador de orelha para um $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ de 90 dB. O ajuste do controle do ganho deve estar no máximo (GAM).

3.8.4 IEC 61669

Os ensaios conforme a IEC 61669 foram implementados utilizando excitação por tons puros disponível no FONIX com discretização de 100 Hz na faixa de 200 Hz a 8000 Hz. A IEC 61669 permite que outros tipos de sinais sejam utilizados, entretanto, para a comparação posterior com os resultados obtidos com os procedimentos descritos na IEC 60118-8, decidiu-se utilizar o mesmo sinal. Normalmente o ajuste do AASI é o correspondente a adaptação para o usuário em que os testes serão realizados. Como o AASI de referência foi usado, este foi configurado para GAM, único ajuste disponível. Após o ajuste do $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ os ensaios consistem em obter o espectro medido pelo microfone sonda³¹ no interior do canal auditivo para diferentes configurações.

No primeiro ensaio o usuário é posicionado no ambiente de ensaios sem o AASI colocado na orelha. A partir da variação da frequência de excitação e o registro do sinal do microfone sonda, são obtidos as seguintes funções:

- Resposta da orelha não ocluída REUR(f) (*Real ear unaided response*), correspondente ao NPS medido pelo microfone sonda para um determinado $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ em função da frequência;
- Ganho da orelha não ocluída REUG(f) (*Real ear unaided gain*), calculada subtraindo o $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ do REUR(f).

Posteriormente, o usuário é mantido na mesma posição e o AASI é colocado, porém mantido desligado. A partir da variação da frequência de excitação e o registro do sinal do microfone sonda, são obtidos outras duas funções:

- Resposta da orelha real ocluída REOR(f) (*Real ear occluded response*), correspondente ao NPS medido pelo microfone sonda para um determinado $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ em função da frequência, com o AASI posicionado e desligado;

³¹Tubo de material flexível com diâmetro de aproximadamente 1 mm

- Ganho da orelha real ocluída $REOG(f)$ (*Real ear Occluded gain*), calculada subtraindo o NPS_{p-ref} do $REOR(f)$.

Na sequência, mantendo o usuário na mesma posição com o aparelho ligado, varia-se a excitação e registra-se a resposta medida pelo microfone sonda. Desse ensaio, as seguintes funções são obtidos:

- Resposta do AASI em orelha real $REAR(f)$ (*Real ear aided response*), correspondente ao NPS medido pelo microfone sonda para um determinado NPS_{p-ref} , com o AASI posicionado e ligado;
- Ganho do AASI em orelha real $REAG(f)$ (*Real ear aided gain response*), calculada subtraindo o NPS_{p-ref} do $REAR(f)$.

Para o cálculo da resposta do ganho de inserção $REIG(f)$ (*Real ear insertion gain*), que permitirá avaliar qual o ganho que o AASI foi efetivamente capaz de fornecer, basta subtrair o $REAG(f)$ do $REUG(f)$. O uso principal do $REIG(f)$ é determinar se a configuração realizada no AASI foi capaz de alcançar os valores teóricos prescritos pelo fonoaudiólogo.

A IEC 61669 ainda estabelece outras medições, como a diferença entre orelha real e acoplador $RECD(f)$ (*real ear to coupler difference*). Esta consiste na diferença entre o NPS produzido perto da membrana timpânica no canal auditivo ocluído por uma fonte sonora³² acoplada a orelha, e o NPS produzido no acoplador 2CC com a mesma fonte sonora acoplada. A Figura 3.26 ilustra a montagem para as duas medições.

O último ensaio descrito pela IEC 61669 é a diferença entre orelha real e o audiômetro $REDD(f)$ (*Real Ear to Dial Difference*) e consiste na avaliação da diferença entre o NPS produzido pelo audiômetro³³ e o medido pelo microfone sonda. Os ensaios correspondentes $REOR(f)$, $RECD(f)$ e $REDD(f)$ não serão implementados nesse trabalho.

3.9 Seleção das amostras de AASI

Um aparelho analógico para o qual foram disponibilizados resultados segundo a IEC 60118-0:1983 produzidos por um laboratório dinamarquês acreditado foi utilizado como referência para a validação dos procedimentos dos ensaios conforme a parte 0. A principal diferença entre a IEC 60118-0:1983 e a IEC60118-0:2015 está na utilização

³²A fonte sonora deve ter uma impedância alta em relação a da orelha. Normalmente conhecida como *Insert Earphone* (fonte sonora de inserção).

³³Tipicamente chamado de Níveis de audibilidade (*Hearing Levels*).

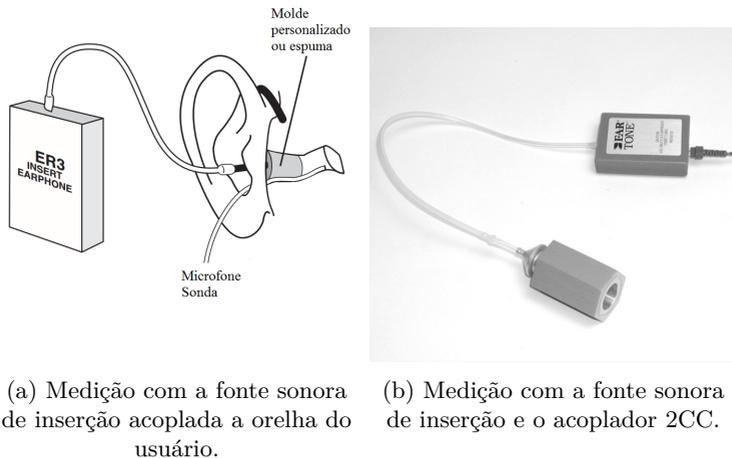


Figura 3.26 – Ensaios para determinação do RECD(f).

do acoplador 2CC para realização dos ensaios ao invés do simulador de orelha. Em decorrência disso, a comparação dos resultados será realizada utilizando o mesmo tipo de acoplador. Porém, os resultados obtidos com o 2CC também serão mostrados e as eventuais diferenças nos procedimentos e resultados das duas versões serão analisadas.

Para a avaliação segundo a IEC60118-7 seis aparelhos comerciais digitais foram submetidos a medições utilizando o sistema comercial FONIX e o sistema implementado no LVA. Os resultados foram comparados com aqueles fornecidos na fichas técnicas (*datasheets*) do fabricante e avaliados tendo em vista as tolerâncias permitidas.

A programação dos AASI comerciais foi realizada através da interface HI-PRO³⁴ e o software comercial do fabricante, o qual permitia configurar o aparelho para os dois ajustes necessários (GAM e AER) tendo o microfone do AASI como transdutor de entrada. Em virtude da indisponibilidade do modo de teste tendo a bobina de indução como transdutor de entrada, esses testes não foram realizados para os aparelhos comerciais.

³⁴O HI-PRO consiste em uma interface de hardware para comunicação com aparelhos auditivos e é tido como um padrão na indústria.

4 AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO

Como já discutido na Seção 2.5 o valor de uma medição deve vir acompanhado pela sua respectiva incerteza. Neste capítulo será apresentada a análise da incerteza de medição das grandezas utilizadas. Primeiro serão detalhadas as premissas utilizadas na análise, seguida pela análise da incerteza da medição de cada grandeza. A partir dessa análise será verificado a conformidade com as exigências das normas estabelecidas na Tabela 4.1 através da máxima incerteza de medição expandida permitida $U_{\text{máx}}$ para cada grandeza confirmando se a escolha dos equipamentos foi adequada. A única grandeza que não foi avaliada foi o índice de diretividade.

Tabela 4.1 – Máxima incerteza de medição expandida permitida estabelecidas pelas normas IEC 60118-0/7/8.

Grandeza medida	IEC 60118-0	IEC 60118-7	IEC 60118-8
NPS (200 Hz a 4000 Hz)	2,0 dB	1,0 dB	1,0 dB
NPS (Superior a 4000 Hz)	2,5 dB	1,5 dB	1,5 dB
Nível do Campo Magnético	1,0 dB	1,0 dB	-
Frequência	0,50%	0,50%	0,50%
DHT	0,50%	0,50%	
Temperatura	0,5 °C	0,5 °C	
Umidade relativa	5%	5%	-
Pressão atmosférica	0,1 kPa	0,1 kPa	-
Índice de diretividade	-	-	0,5 dB

O fato da parte 7 estabelecer exigências mais rígidas que a parte 0 justifica-se pelo seu escopo de medições com o intuito de garantir a qualidade dos aparelhos auditivos. Para se garantir que o resultado da medição está dentro das tolerâncias exigidas é preciso levar em consideração a interpretação da incerteza, a qual é diferente para o fabricante e para o comprador. Limites para o ensaio de produção do fabricante devem ser avaliados utilizando a tolerância subtraída da incerteza de medição. Limites para aceitação da medição por parte do comprador devem ser avaliados utilizando os dados nominais somados à incerteza de medição.

A IEC 61669:2015 aborda a incerteza de forma diferente das demais normas discutidas nesse trabalho. Em virtude dos ensaios serem utilizados principalmente em um ambiente clínico, para verificar a con-

formidade com as exigências da norma basta que o procedimento utilizado para verificação do sistema de testes tenha incerteza expandida menor que a $U_{\text{máx}}$ estabelecida na Tabela 4.2, e o resultado dessa aferição esteja dentro das tolerâncias estabelecidas pelos limites de aceitação da Tabela 4.2 somadas a incerteza expandida do equipamento utilizado para aferição.

Tabela 4.2 – Limites de tolerância: limites de aceitação e incerteza máxima expandida [18].

Grandeza	Limites de aceitação	$U_{\text{máx}}$
NPS microfone sonda	$\pm 3,0$ dB	1,0 dB
NPS microfone de controle	$\pm 3,0$ dB	1,0 dB
Frequência	± 2 %	0,5
DHT	2	1

O instrumento utilizado para a verificação e ajuste da sensibilidade foi o calibrador acústico descrito na Seção 3.2.3, que tem incerteza máxima expandida 0,07 dB (análise no Apêndice I.3.3). Antes de cada medição a sensibilidade dos microfones era ajustada com esse calibrador. Com esse procedimento realizado e as especificações do FONIX declaradas pelo fabricante (Anexo A.1) e apresentadas na Tabela 4.3 é possível afirmar a conformidade do sistema com as exigências da norma IEC 61669:2015.

Tabela 4.3 – Especificações do FONIX [50].

Grandeza	Limites de aceitação
Acurácia da medição do NPS pelo microfone sonda	$\pm 2,5$ dB
Acurácia da medição do NPS pelo microfone de controle	$\pm 3,0$ dB
Erro máximo leitura da frequência	$\pm 1,6$ %
DHT	0,6%

4.1 Considerações gerais

Para análise da incerteza algumas premissas foram estabelecidas e serão comentadas nessa seção. A primeira delas é com relação à utilização da escala logarítmica [dB]. É importante atentar que na com-

binção das incertezas todos os valores devem estar na mesma escala e em unidades compatíveis. Boa parte dos valores obtidos para as fontes de incerteza nessa análise através das especificações eram declaradas diretamente em [dB], e para os casos onde os valores estava em escala linear, a transformação para [dB] foi realizada.

O fato de se utilizar uma escala não linear traz algumas complicações na conversão das incertezas expandidas em incertezas padrão e vice versa, porém, conforme apontado por [56] é possível realizar a análise de incertezas com grandezas em escala logarítmica [dB] sem prejudicar a análise. Isto é corroborado pelo fato de que a combinação das incertezas resulta em uma estimativa conservadora, se comparada com a realização da combinação de incertezas em escala linear. Tal abordagem, também é realizada em um dos exemplos do suplemento do ISO GUM [57].

Algumas das fontes de incerteza identificadas não foram incluídas na análise quando identificado que sua influência é muito pequena¹. No Apêndice I cada fonte de incerteza presente na análise é descrita em mais detalhes. Quando não foi encontrada informação sobre o tipo de distribuição da incerteza foi adotado uma abordagem conservadora. Para isso, considerou-se uma distribuição retangular conforme recomendação do GUM [45]. Para os casos em que a incerteza depende do valor do mensurando, esta foi calculada avaliando um caso crítico. Além disso, todas as fontes de incerteza foram consideradas não correlacionadas na análise.

Foi feito um esforço para se identificar todos os elementos presentes na cadeia de medição e quais fatores contribuía como fonte de incerteza. As fontes de incerteza em que correções do mensurando eram possíveis foram contabilizadas sem a realização das correções, caso dos coeficientes de correção devido as condições ambientais.

Para quase todas as grandezas, a relação matemática para obtenção da mesma consiste em um somatório de variáveis, por exemplo

$$y = \sum_{k=1}^n x_n, \quad (4.1)$$

sendo y a grandeza a ser determinada dependente de n variáveis e x_n a n -ésima variável. Portanto a combinação da incerteza corresponde aplicando das equações 2.11 e 2.10 para a Equação 4.1, obtendo-se

¹Fontes que o valor é pelo menos 20 vezes menor que a maior fonte de incerteza

$$\mu_{y_c} = \sqrt{\sum_{k=1}^n \mu_{x_n}^2}, \quad (4.2)$$

sendo μ_{y_c} a incerteza combinada da grandeza y e μ_{x_n} a incerteza da variável x_n .

Para os casos nos quais onde a relação matemática difere do exemplo ilustrado pela Equação 4.1, o desenvolvimento matemático para combinação da incerteza será demonstrado. Para determinação das incertezas expandidas, dada pela Equação 2.12, foi utilizado o fator de cobertura 2, correspondente a um fator de abrangência de 95,45%.

4.2 Balanços de incerteza

4.3 NPS

A incerteza do NPS será apresentada para quatro casos diferentes em virtude das variações entre os transdutores utilizados. A primeira etapa foi realizar a identificação dos elementos presentes na cadeia de medição, o qual é mostrado na Figura 4.1 para os ensaios das partes 0 e 7 e na Figura 4.2 para os ensaios da parte 8.

As linhas pontilhadas nas Figuras 4.1 e 4.2 designam os procedimentos adicionais. A etapa de checagem da sensibilidade do microfone corresponde à medição da resposta obtida através da conexão com um calibrador acústico, que produz um NPS conhecido. A sensibilidade obtida foi utilizada para os casos nos quais não foi feita uma calibração dos microfones por laboratório acreditado. Já para os casos onde os microfones tinham sido previamente calibrados, essa etapa consistia apenas em uma checagem dos valores, onde foi constatado que os resultados obtidos com as respectivas incerteza eram concordantes.

Com a análise do ajuste do NPS pode-se avaliar qual a incerteza do NPS_{p-ref} medido pelo microfone de controle. Apesar de microfones diferentes terem sido utilizados para os ensaios conforme a parte 8 e parte 7, eles tem as mesmas fontes de incerteza com valores similares, possibilitando uma única análise. A Tabela 4.4 apresenta a análise de incertezas do NPS medido pelo microfone de controle.

As normas exigem que o NPS produzido pela fonte no ponto de referência (NPS_{p-ref}) deva estar dentro de uma tolerância de $\pm 1,5$ dB de 200 Hz a 2000 Hz e $\pm 2,5$ dB de 2000 Hz a 8000 Hz. A incerteza expandida $U_{NPS_{ref}} = 0,52$ comprova a conformidade com essa exigência.

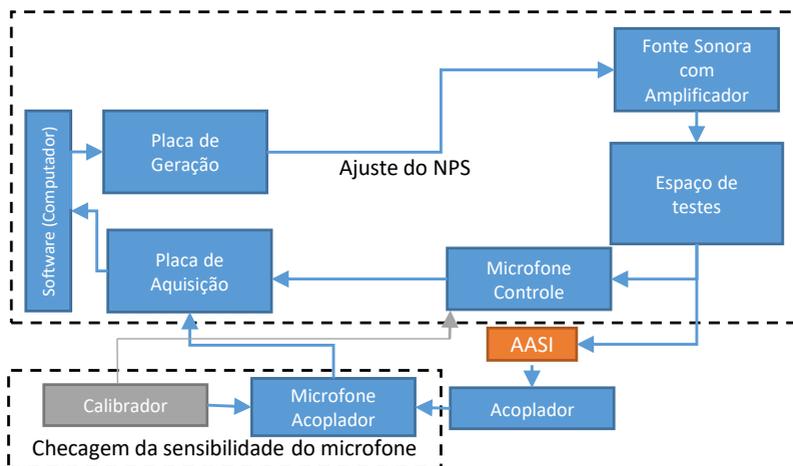


Figura 4.1 – Cadeia de medição dos ensaios acústicos das partes 0/7.

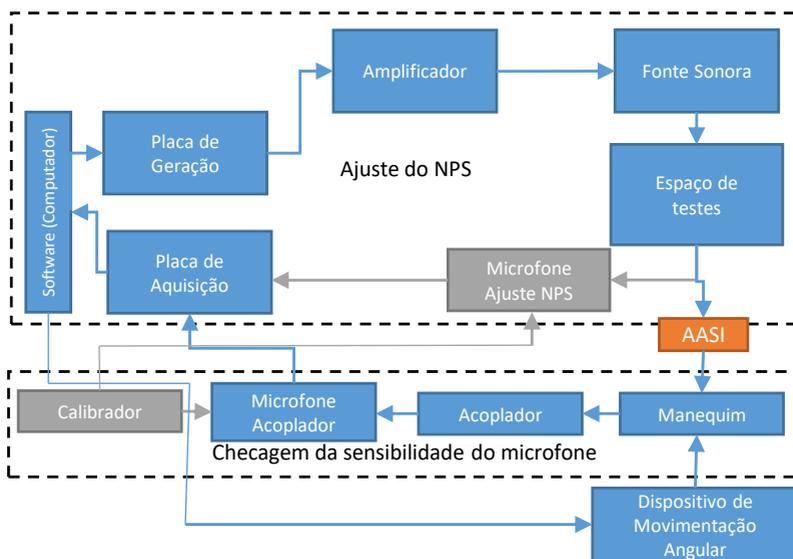


Figura 4.2 – Cadeia de medição dos ensaios acústicos da parte 8.

Tabela 4.4 – Balanço da incerteza na medição de NPS do microfone de controle.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm dB]	Distribuição de probabilidade	μ [dB]
$\mu_{NPS_{ref}}$	Repetibilidade	0,32	normal	0,16
μ_{L_V}	Tensão	0,33	normal	0,16
μ_{L_s}	Sensibilidade microfone	0,12	normal	0,06
δ_T	Temperatura	0,05	retangular	0,03
δ_P	Pressão atmosférica	0,01	retangular	0,01
δ_H	Umidade relativa	0,02	retangular	0,01
δ_{cal}	Calibração do microfone	0,10	retangular	0,06
δ_{dir}	Diretividade do microfone	0,10	retangular	0,06
δ_{desnom}	Desvio em relação ao NPS_{p-ref}	0,10	normal	0,06
$\mu_{cNPS_{ref}}$	Incerteza combinada do NPS_{ref}		normal	0,26
$U_{NPS_{ref}}$	Incerteza expandida do NPS_{ref}		normal	0,52

Nas Tabelas 4.6, 4.5 e 4.7 são mostrados os balanços de incerteza para medições do NPS no acoplador 2CC (IEC60118-0/7), para a medição do NPS no simulador de orelha (IEC 60118-0) e para a medição do NPS com o KEMAR (IEC 60118-8), respectivamente.

Tabela 4.5 – Balanço da incerteza na medição de NPS com acoplador 2CC.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm dB]	Distribuição de probabilidade	μ [dB]
$\mu_{NPS_{ref}}$	Repetibilidade	0,32	normal	0,16
μ_{L_V}	Tensão	0,33	normal	0,16
μ_{L_s}	Sensibilidade microfone	0,12	normal	0,06
δ_T	Temperatura	0,05	retangular	0,03
δ_P	Pressão atmosférica	0,01	retangular	0,01
δ_H	Umidade relativa	0,02	retangular	0,01
δ_{2CC}	Acoplador 2CC	0,15	retangular	0,09
δ_{cal}	Calibração do microfone	0,10	retangular	0,06
δ_{tub}	Tubos de conexão	0,56	retangular	0,28
δ_{mont}	Montagem	0,50	normal	0,29
$\mu_{cNPS_{2CC}}$	Incerteza combinada do NPS_{2CC}		normal	0,46
$U_{NPS_{2CC}}$	Diretividade do microfone NPS_{2CC}		normal	0,91

Para todos os casos analisados, a incerteza expandida ficou dentro do permitido pelas respectivas normas. Alguns dos parâmetros utilizados foram estimados através da avaliação de algumas medições, tentando realizar uma estimativa cautelosa. Um exemplo foram as es-

Tabela 4.6 – Balanço da incerteza na medição do NPS no simulador de orelha.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm dB]	Distribuição de probabilidade	μ [dB]
$\mu_{\text{NPS}_{\text{ref}}}$	Repetibilidade	0,32	normal	0,16
μ_{L_V}	Tensão	0,33	normal	0,16
μ_{L_s}	Sensibilidade microfone	0,50	normal	0,29
δ_T	Temperatura	0,05	retangular	0,03
δ_P	Pressão atmosférica	0,01	retangular	0,01
δ_H	Umidade relativa	0,02	retangular	0,01
$\delta_{\text{SO}4\text{kHz}}$	Simulador de orelha até 4kHz	0,40	retangular	0,23
$\delta_{\text{SO}4-8\text{kHz}}$	Simulador de orelha de 4kHz a 8 kHz	0,80	retangular	0,46
δ_{cal}	Calibração do microfone	0,10	retangular	0,06
δ_{tub}	Tubos de conexão	0,56	normal	0,28
δ_{mont}	Montagem	0,50	retangular	0,29
$\mu_{\text{cNPS}_{\text{SO}-4\text{kHz}}}$	Incerteza combinada do $\text{NPS}_{\text{SO}-4\text{kHz}}$		normal	0,58
$\mu_{\text{cNPS}_{\text{SO}-4-8\text{kHz}}}$	Incerteza combinada do $\text{NPS}_{\text{SO}-4-8\text{kHz}}$		normal	0,70
$U_{\text{NPS}_{\text{SO}-4\text{kHz}}}$	Incerteza expandida $\text{NPS}_{\text{SO}-4\text{kHz}}$		normal	1,16
$U_{\text{NPS}_{\text{SO}-4-8\text{kHz}}}$	Incerteza expandida $\text{NPS}_{\text{SO}-4-8\text{kHz}}$		normal	1,41

Tabela 4.7 – Balanço da incerteza na medição do NPS no simulador de orelha montado no manequim.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm dB]	Distribuição de probabilidade	μ [dB]
μ_{L_V}	Tensão	0,33	normal	0,16
μ_{L_s}	Sensibilidade microfone	0,50	normal	0,29
δ_T	Temperatura	0,05	retangular	0,03
δ_P	Pressão atmosférica	0,01	retangular	0,01
δ_H	Umidade relativa	0,02	retangular	0,01
$\delta_{\text{SO}4\text{kHz}}$	Simulador de orelha até 4kHz	0,40	retangular	0,23
$\delta_{\text{SO}4-8\text{kHz}}$	Simulador de orelha de 4kHz a 8 kHz	0,80	retangular	0,46
δ_{cal}	Calibração do microfone	0,10	retangular	0,06
δ_{mont}	Incerteza montagem	0,80	retangular	0,49
$\mu_{\text{cNPS}_{\text{Kemar}-4\text{kHz}}}$	Incerteza combinada do $\text{NPS}_{\text{Kemar}-4\text{kHz}}$		normal	0,62
$\mu_{\text{cNPS}_{\text{Kemar}-4-8\text{kHz}}}$	Incerteza combinada do $\text{NPS}_{\text{Kemar}-4-8\text{kHz}}$		normal	0,73
$U_{\text{NPS}_{\text{Kemar}-4\text{kHz}}}$	Incerteza expandida $\text{NPS}_{\text{Kemar}-4\text{kHz}}$		normal	1,23
$U_{\text{NPS}_{\text{Kemar}-4-8\text{kHz}}}$	Incerteza expandida $\text{NPS}_{\text{Kemar}-4-8\text{kHz}}$		normal	1,47

timativas da incerteza devido à montagem: basicamente foi avaliado o desvio padrão de várias medições e adicionou-se um coeficiente de segurança.

4.4 Campo magnético

A equação para o cálculo do campo magnético foi apresentada na Seção 3.2.6. Utilizando a Lei de Ohm dada por,

$$V = Ri \quad (4.3)$$

sendo V a tensão, R a resistência e i a corrente, é possível reescrever a Equação 3.2 da seguinte forma:

$$H = \frac{2\sqrt{2} V}{\pi L R_{eq}}, \quad (4.4)$$

sendo que R_{eq} corresponde a resistência equivalente da espira. Aplicando as Equações 2.10 e 2.11 para a Equação 4.4 é possível obter a relação:

$$\frac{u_{cH}}{H} = \sqrt{\left(\frac{u_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{u_V}{V}\right)^2 + \left(\frac{u_{Req}}{Req}\right)^2} \quad (4.5)$$

sendo H o campo magnético, L o comprimento do lado da espira e V a tensão

Analisando para o caso mais crítico, que corresponde ao menor valor do campo magnético exigido pela norma equivalente a magnitude de 10 mA/m], e substituindo os valores, obtêm-se os dados mostrados na Tabela 4.8.

Tabela 4.8 – Balanço da incerteza do nível de força do campo magnético gerado pela espira.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm]	Distribuição de probabilidade	μ
$\mu_{R_{eq}}$	Resistência equivalente [Ω]	0,284	normal	0,142
μ_{L_V}	Tensão[V]	0,132	retangular	0,076
μ_L	Comprimento da espira [m]	0,030	retangular	0,017
μ_{cm}	Incerteza combinada [A/m]	-	normal	0,0005
U_{cm}	Incerteza expandida Campo Mag. [A/m]	-	normal	0,0010
U_{cm}	Inc. expandida Campo Mag. [A/m] [dB]	-	normal	0,91

A incerteza do comprimento da espira procura considerar a descontinuidade de um dos lados da espira onde é realizado a conexão com os cabos.

4.5 Frequência

A incerteza da frequência do sinal de saída tem como principal contribuidor o *clock* da placa de geração de sinal utilizada, que possui incerteza de ± 20 ppm². Isso significa que para cada um milhão de Hz o erro máximo será de 20 Hz. Em porcentagem esse valor fica em 0,002% [58]. Já para a aquisição do sinal a placa realiza um *oversampling*³ a partir do valor escolhido para frequência de amostragem. Para a taxa de amostragem utilizada, 51,2 kS/s a placa realiza uma amostragem real de 3276,8 kS/s. Isso significa que cada amostra é coletada a cada 0,3 μ s, utilizando esse valor como erro máximo e combinando com o erro devido ao *clock*, e analisando para a frequência de 8000 Hz o erro máximo da frequência para o sinal de entrada é inferior a 0,25%.

4.6 Distorção harmônica total

Os elementos principais em termos da contribuição para a incerteza da DHT são o alto-falante, o microfone do acoplador e a placa de aquisição e geração de sinais. A placa utilizada possui baixos níveis de DHT, conforme pode ser verificado pelos dados fornecidos pelo fabricante, quando comparada com as outras fontes, portanto será desconsiderada. A análise para o microfone do acoplador é complicada, pois fabricantes afirmam apenas que o valor de DHT para NPS de até 150 dB é de no máximo 3%. Isto se deve à dificuldade em se determinar a DHT de microfones, pois tipicamente um alto-falante utilizado para realizar essa medição causam maiores distorções do que o microfone [59]. Sabe-se entretanto, que os microfones escolhidos (Microfones padrão de trabalho, conforme explicado na Seção 3.2.3) apresentam baixos níveis de distorção quando usados bem abaixo do limite da sua faixa dinâmica. Além disso, para um microfone de outra marca, mas de mesmo tipo construtivo, foi obtido DHT 0,2% para NPS de até 140 dB [60], valor que será assumido na análise da DHT.

O NPS máximo utilizado nos ensaios de DHT da norma são de 70 dB. Através da análise dos resultados obtidos pelas fontes sonoras na Seção 3.2.1 é possível afirmar que para esse NPS a DHT das fontes sonoras fica abaixo de 0,3%. A combinação das duas fontes de distorção, microfone e fonte sonora, resultará em uma DHT menor que 0,5%

²Partes por milhão

³Utiliza uma taxa de aquisição maior do que a escolhida

4.7 Condições Ambientais

A análise da incerteza das medição das condições atmosféricas consiste na análise dos dois instrumentos apresentados na Seção 3.3. O balanço de incerteza para as grandezas umidade relativa U , pressão atmosférica P_{atm} e temperatura T , é apresentado nas Tabelas 4.9, 4.10 e 4.11 respectivamente.

Tabela 4.9 – Balanço da incerteza da umidade relativa.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [$\pm\%$]	Distribuição de probabilidade	μ [%]
δ_R	Resolução	0,05	retangular	0,03
μ_{cal}	Calibração	0,88	normal	0,44
δ_T	Temperatura	0,40	retangular	0,23
μ_{Ac}	Acurácia	1,80	normal	0,90
μ_{U_r}	Inc. combinada de U_r	-	normal	1,03
U_{U_r}	Inc. expandida de U_r	-	normal	2,06

Tabela 4.10 – Balanço da incerteza da pressão atmosférica.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm kPa]	Distribuição de probabilidade	μ [kPa]
δ_R	Resolução	0,1	retangular	0,03
μ_{Ac}	Acurácia	1,0	retangular	0,58
$\mu_{P_{\text{atm}}}$	Inc. combinada da P_{atm}	-	retangular	0,58
$U_{P_{\text{atm}}}$	Inc. expandida da P_{atm}	-	retangular	1,00

Tabela 4.11 – Balanço da incerteza da temperatura.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [$\pm^\circ C$]	Distribuição de probabilidade	μ [$^\circ C$]
δ_R	Resolução	0,10	retangular	0,06
μ_{Ac}	Acurácia	0,42	retangular	0,24
μ_T	Inc. combinada T	-	retangular	0,25
U_T	Inc. expandida	-	retangular	0,43

Das análises apresentadas conclui-se que os instrumentos escolhidos para o monitoramento das condições atmosféricas estão em conformidade com as normas cujos procedimentos estão sendo implementados.

5 RESULTADOS

5.1 IEC 60118-0

5.1.1 Comparação com resultado de referência

Os dados apresentados nessa seção consistem na comparação de resultados obtidos dos ensaios conforme IEC 60118-0 entre dois laboratórios para um AASI de referência. É importante observar que o resultado fornecido pelo laboratório de referência foi realizado segundo a IEC60118-0:1983, enquanto a mais recente é a IEC60118:2015. Em vista disso, serão mostrados ensaios feitos com ambas as versões da parte 0, sendo que a principal diferença é acoplador utilizado. As eventuais discrepâncias entre as respostas do acoplador 2CC e do simulador de orelha, abreviados como 2CC e SO nas figuras, serão discutidas ao longo da apresentação de cada resultado quando oportuno, sendo o foco principal da discussão realizada na Seção 5.1.4.6. Para a comparação dos resultado obtidos conforme a parte 0:2015 foram realizados ensaios com o FONIX. A incerteza expandida para o NPS declarada pelo laboratório de referência será apresentada em todos os resultados pertinentes, através da sigla “Inc. LAR”. A Tabela 5.1 apresenta a nomenclatura utilizada para referenciar o local dos ensaios e normas utilizadas.

Tabela 5.1 – Nomenclatura utilizada nos ensaios.

Legenda	Local	Versão da norma	Acoplador
LAR SO	Lab. Acreditado de Referência	1983	SO
LVA SO	Lab. de Vibrações e Acústica	1983	SO
LVA 2CC	Lab. de Vibrações e Acústica	2015	2CC
FONIX 2CC	FONIX	2015	2CC

Lab: Laboratório

5.1.1.1 Função NPSS90(f)

Normalmente o NPS gerado pelo AASI aumenta com um incremento do NPS na entrada. Entretanto, há uma limitação no NPS máximo que pode ser gerado pelo AASI, que é dependente do conjunto de características do microfone, do amplificador e do alto-falante do AASI [61]. Diante disso, assume-se que pequenas variações no $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ pouco influenciarão no $\text{NPSS90}(f)$. Portanto, pode-se afirmar que as eventuais discrepâncias entre os resultados para sistemas diferentes, são fruto da incerteza associada aos elementos da cadeia de medição a partir do gancho de saída do AASI, ou seja, incluem o tubo de conexão, acoplador, microfone e sistema de aquisição e processamento. As funções $\text{NPSS90}(f)$ obtidas para os diferentes sistemas podem ser verificados na Figura 5.1.

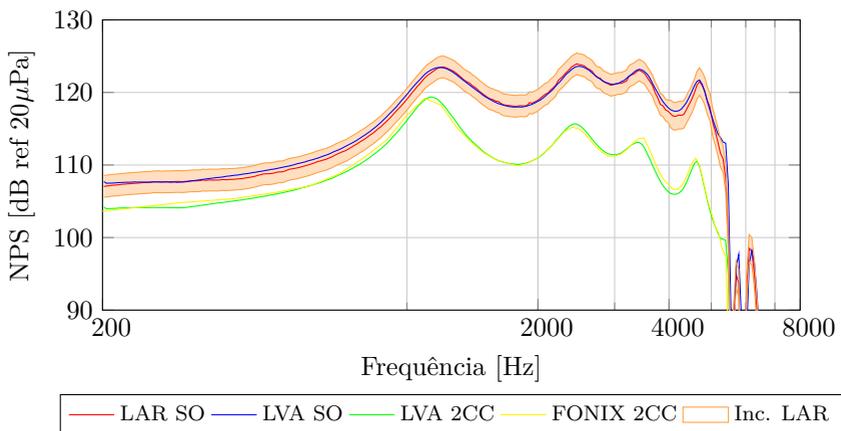


Figura 5.1 – Função $\text{NPSS90}(f)$ do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.

Na Figura 5.1 percebe-se uma boa concordância entre as curvas com o simulador de orelha. A diferença na frequência do primeiro pico pode ser em decorrência de pequenas variações no comprimento dos tubos, por exemplo, o que altera a função de transferência do sistema AASI-Acoplamento e influencia a forma da curva. Do ensaio realizado obtém-se os parâmetros apresentados na Tabela 5.2, os quais corroboram o argumento de que os resultados obtidos com os diferentes sistemas tiveram boa conformidade.

As pequenas diferenças entre os dados obtidos no LVA e no laboratório de referência podem ser explicadas pelas tolerâncias permitidas pela norma em relação aos vários elementos da cadeia de medição. Porém, quando incluídas as respectivas incertezas pode-se afirmar que as curvas da Figura 5.1 são metrologicamente concordantes. Além disso, o próprio AASI pode apresentar variações na sua resposta em relação ao tempo (deriva temporal) porém estas não foram quantificadas para essa comparação. Na análise com o acoplador 2CC a conclusão é a mesma, ressalta-se apenas a questão da diferença na discretização da frequência, onde no FONIX estão espaçadas em 100 Hz. Isso pode ocasionar eventualmente uma não representação adequada de algum pico, porém, desde que esses não sejam demasiadamente pontiagudos a análise não é prejudicada.

Tabela 5.2 – Parâmetros da NPSS90(f) do AASI de referência conforme IEC 60118-0.

	Referência	LVA	LVA 2CC	FONIX
Máx-NPSS90 [dB]	123,94	123,61	119,21	119,21
MAF-NPSS90 [dB]	120,57	120,65	113,84	114,16

Vale observar que o tipo de sinal utilizado pode alterar o NPS máximo que o aparelho é capaz de gerar, uma vez que a medição é realizada excitando uma frequência por vez. Caso a excitação seja de banda larga, por exemplo, é possível que o aparelho produza um NPS menor em cada frequência, pois a energia terá que ser distribuída.

5.1.1.2 Função ganho acústico no máximo

Amplificadores de AASI não são capazes de produzir sinais com amplitudes de tensão maiores que um valor específico. Este máximo está normalmente associado à tensão da bateria do AASI. O NPS_{p-ref} de 50 dB é escolhido para esse ensaio por ser baixo o suficiente e evitar que seja atingido o nível de saturação do aparelho, permitindo a obtenção do máximo ganho. A função $GAM(f)$ é apresentada na Figura 5.2.

Diferentemente do ensaio anterior, a parte da cadeia de medição responsável pela geração do sinal e a questão do posicionamento podem ter influência significativa no resultado. Percebe-se maiores diferenças entre as curvas obtidas com o simulador de orelha em baixa frequência, principalmente no primeiro pico. As mesmas hipóteses discutidas para

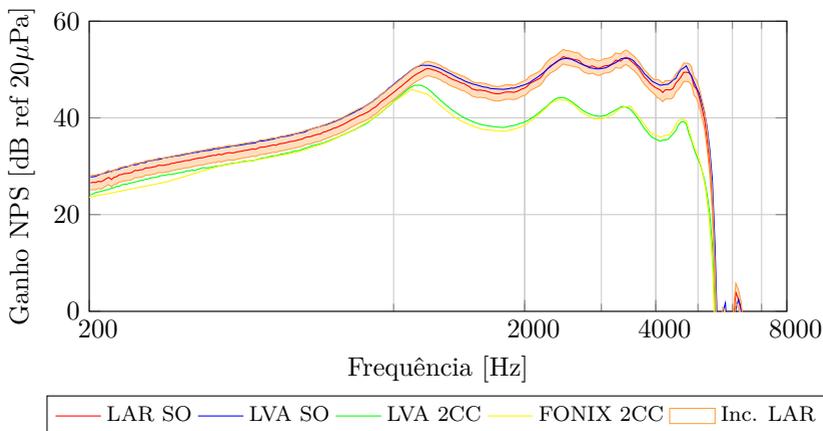


Figura 5.2 – Função $GAM(f)$ do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.

o ensaio da $NPSS90(f)$ são válidas para essa análise. Entretanto, pelo menor NPS_{p-ref} essa medição fica mais suscetível à influência de pequenas flutuações oriundas dos elementos presentes na cadeia de medição. A Tabela 5.3 exhibe os parâmetros calculados a partir da $GAM(f)$.

Tabela 5.3 – Parâmetros da $GAM(f)$ do AASI de referência conforme IEC 60118-0.

	Referência	LVA	LVA 2CC	FONIX
Máx-GAM [dB]	52,67	52,35	46,43	45,86
MAF-GAM [dB]	47,79	48,64	41,49	41,50

Caso o NPS_{p-ref} seja o obtido em etapa anterior ao ensaio, circunstância que ocorre nos sistemas comerciais com apenas um microfone, que utilizam uma geometria para simular o microfone de controle, há um fator adicional de incerteza. Ainda assim, na comparação entre os resultados obtidos com o acoplador 2CC boa concordância é observada também. No primeiro pico o menor valor medido pelo FONIX evidencia que a discretização realizada pode não ser suficiente para representar adequadamente o Máx-GAM.

A questão da influência do tipo de sinal já foi comentada no ensaio da $NPSS90(f)$, e a mesma observação vale para o restante dos ensaios. A norma ANSI S3.42 de 1992 [62] versa sobre alternativas

de sinais e métodos de processamento para avaliações da resposta do AASI. A Figura 5.3 mostra a comparação da função $GAM(f)$ utilizando dois tipos de sinais diferentes. Na medição com ruído branco, o ganho é determinado subtraindo-se o espectro do AASI pelo NPS_{p-ref} medido simultaneamente no ensaio.

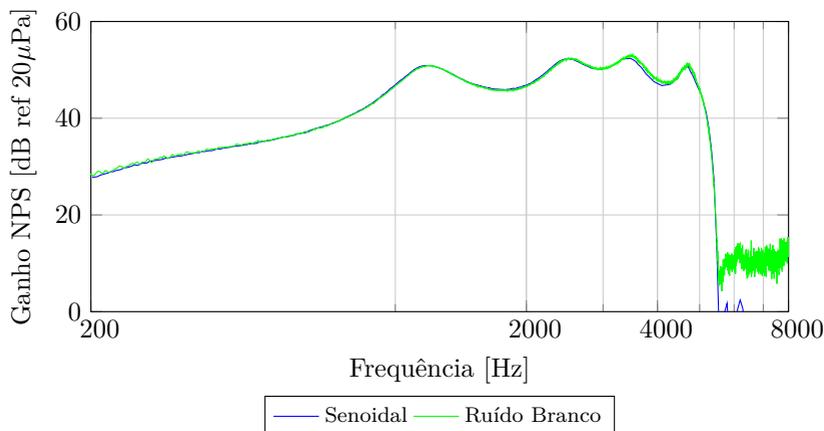


Figura 5.3 – Comparação $GAM(f)$ utilizando dois tipos de excitação diferentes, senoidal(—) e ruído branco(—), com simulador de orelha.

A utilização do ruído branco tem algumas vantagens, principalmente em relação ao tempo total do ensaio. Porém, em virtude da harmonização e características mais fáceis de serem reproduzidas, o uso de tons puros é escolhido como padrão para as normas, tanto na IEC quanto na ANSI. Na comparação entre os dois sinais mostrados na Figura 5.3, observa-se que não há diferença significativa entre as duas curvas, podendo-se concluir que para o aparelho em questão é capaz de atribuir o ganho máximo em todo espectro para um NPS_{p-ref} de 50 dB independente do tipo de sinal. A diferença encontrada em frequências superiores a 5 kHz é relacionada às diferenças oriundas do processamento do sinal, e não é relevante uma vez que já está fora da faixa de resposta do aparelho.

A norma ANSI S3.22:2014 prevê a utilização de sinais especificados na ANSI S3.42, como o ruído branco, para determinação do ganho. No entanto, os resultados obtidos não podem desviar-se em mais de 1 dB em comparação com o método que utiliza tons puros [22].

5.1.1.3 Curva básica de resposta em frequência

Para o ensaio da $CBRF(f)$ dever-se-ia realizar uma alteração na configuração de ganho conforme explicado na Seção 3.8.1.3. Entretanto, para evitar a adição de mais uma fonte de incerteza, o AASI sob teste permite apenas uma configuração de ganho (GAM). Se o ajuste do ganho fosse realizado, deveria haver um decréscimo no ganho geral do aparelho atendendo à Equação 3.4, resultando em GER_{meta} de 37,16 dB. A Figura 5.4 apresenta a comparação da $CBRF(f)$ obtida com os diferentes sistemas.

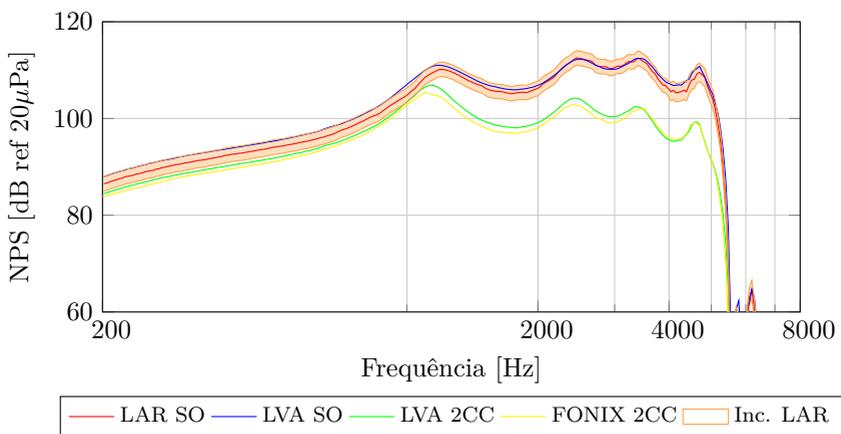


Figura 5.4 – Curva básica de resposta em frequência do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.

Observa-se na Figura 5.4 o mesmo comportamento identificado no ensaio anterior, o que de certa forma já era esperado. A comparação entre os resultados obtidos com o acoplador 2CC revelam maiores diferenças, que se deve provavelmente a um problema de posicionamento relativo dos elementos no ambiente de testes ou do tubo de conexão na medição com o FONIX, gerando uma alteração maior na resposta. Na Tabela 5.4 são apresentados os parâmetros calculados a partir da $CBRF(f)$.

A partir da $CBRF(f)$ determina-se a faixa de frequência útil do aparelho conforme explicado na Seção 3.8.1.4. Existe apenas uma pequena variação na f_{min} no ensaio com simulador de orelha, reflexo da pouca diferença entre as respostas. A diferença encontrada no f_{max} para os ensaios com 2CC deve-se às diferentes discretizações.

Tabela 5.4 – Parâmetros da CBRF(f) do AASI de referência conforme IEC 60118-0.

	Referência	LVA	LVA 2CC	FONIX
f_{\min} [Hz]	221,8	212,8	<200	<200
f_{\max} [Hz]	5395	5395	5250	5300
GER [dB]	47,62	48,61	41,51	40,90

5.1.1.4 Distorção harmônica total

A norma exige que o ensaio para medir a DHT seja efetuado para pelo menos quatro frequências, conforme estabelecido na Tabela 3.11. Entretanto, com o intuito de validar o sistema, o laboratório de referência forneceu resultados para diversas frequências na faixa de análise, com as contribuições do segundo e terceiro harmônico separadas. A seleção das frequências foi arbitrada pelo LAR tendo como premissa uma resolução de dez pontos por oitava. Foram realizadas medições com NPS_{p-ref} de 60 dB e 70 dB. O resultado da DHT para um NPS_{p-ref} de 60 dB é apresentado na Figura 5.5, enquanto o para 70dB pode ser visualizado no Apêndice II.

O laboratório de referência não forneceu informações acerca da incerteza associada à medição da DHT. Os resultados obtidos no sistema do LVA apresentaram boa concordância comparados com o do laboratório de referência. As discrepâncias encontradas podem ser oriundas de diferenças entre os sistemas de testes. O AASI de referência apresenta em geral uma baixa distorção. Seria relevante que um AASI com maior DHT também fosse ensaiado, a fim de comparar os sistemas usados no LVA com o laboratório de referência em uma condição diferente. A diferença encontrada entre a DHT dos dois acopladores é pequena, e a ascendência da curva LVA 2CC acima de 5 kHz deve-se a proximidade do segundo harmônico com a primeira frequência de ressonância do acoplador 2CC. A Tabela 5.5 apresenta o resultado nas frequências exigidas pela norma.

Em geral, as medições DHT tem algum significado até cerca da metade do limite de frequência superior do aparelho auditivo [63], portanto não há de ser feita qualquer interpretação a respeito da qualidade do aparelho em relação a sua distorção em frequências superiores a 2700 Hz.

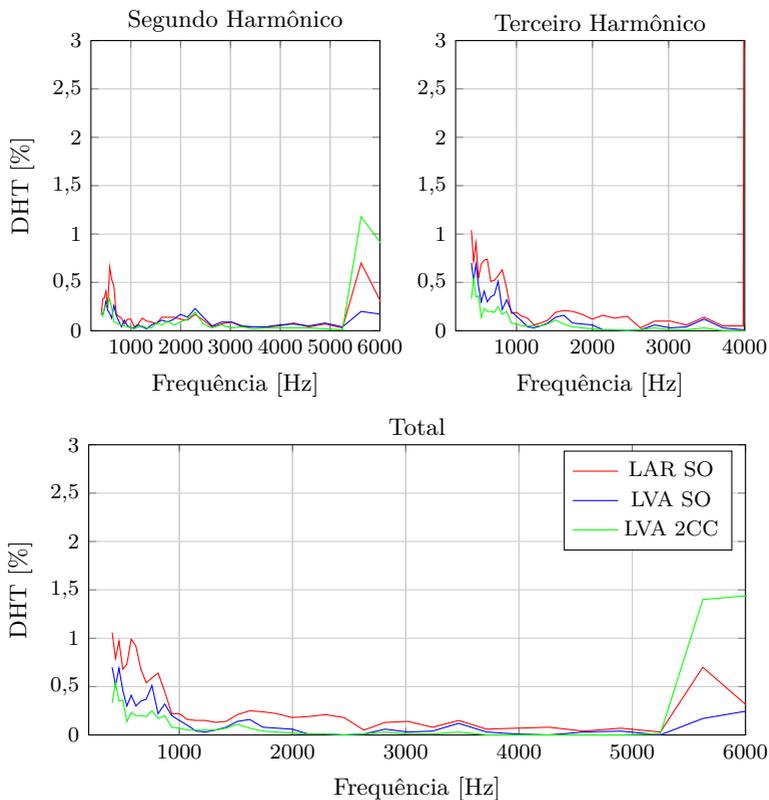


Figura 5.5 – Distorção Harmônica Total do AASI de referência para um NPS_{p-ref} de 60 dB.

Tabela 5.5 – Distorção harmônica total do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.

	Referência	LVA	LVA 2CC	FONIX
DHT% 500 Hz	1,85	0,89	0,81	0,70
DHT% 800 Hz	2,04	1,58	0,98	0,30
DHT% 1600 Hz	0,61	0,42	0,21	0,20
DHT% 3200 Hz	0,08	0,06	0,07	

Uma análise de repetibilidade do ensaio de distorção utilizando o simulador de orelha é apresentada na Tabela 5.6. Constata-se um baixo

Tabela 5.6 – Resultados de distorção para três iterações em uma mesma montagem para NPS_{p-ref} 60 dB.

Freq	Distorção Segundo harmônico [%]					Distorção Terceiro harmônico [%]					
	i=1	i=2	i=3	Média	Desv Pad	Freq	i=1	i=2	i=3	Média	Desv Pad
407	0,13	0,23	0,20	0,19	0,04	407	0,58	0,62	0,95	0,72	0,17
501	0,23	0,27	0,43	0,31	0,09	501	0,26	0,70	0,71	0,56	0,21
813	0,09	0,02	0,03	0,05	0,03	813	0,56	0,81	0,73	0,70	0,10
1000	0,04	0,01	0,07	0,04	0,02	1000	0,40	0,51	0,49	0,47	0,04
1622	0,09	0,16	0,08	0,11	0,04	1622	0,50	0,31	0,17	0,33	0,13
1995	0,16	0,19	0,15	0,17	0,02	1995	0,30	0,43	0,55	0,43	0,10
2455	0,13	0,15	0,16	0,15	0,01	2455	0,32	0,34	0,25	0,30	0,04
3020	0,09	0,09	0,09	0,09	0,00	3020	0,45	0,40	0,23	0,36	0,10
3981	0,06	0,06	0,06	0,06	0,00	3981	0,46	0,36	0,30	0,38	0,07
4898	0,08	0,08	0,08	0,08	0,00	4898	0,46	0,57	0,51	0,51	0,04
6026	0,17	0,17	0,17	0,17	0,00	6026	0,37	0,12	0,24	0,24	0,10

desvio padrão tanto para o segundo como para o terceiro harmônico. Os valores maiores medidos para o terceiro harmônico são explicados pelo baixo NPS encontrado nessas frequências, sendo influenciados por ruídos externos.

5.1.1.5 Distorção de intermodulação

Dois ensaios de DTDF foram executados com diferentes NPS_{p-ref} , devido à disponibilidade do resultado fornecido pelo laboratório de referência. A Figura 5.6 apresenta o resultado para a DTDF de segunda e terceira ordem com um NPS_{p-ref} de 64 dB para os dois tons com Δf de 125 Hz conforme recomendado pela IEC60118-0:2015¹. No Apêndice II é mostrado o resultado para um NPS_{p-ref} de 54 dB.

A primeira constatação é que o AASI escolhido apresenta níveis muito baixos de distorção de intermodulação, o que compromete a análise do sistema de medição. Os resultados referentes à distorção de segunda ordem apresentaram baixas diferenças, diferente dos de terceira ordem, onde identificou-se diferenças razoáveis. Essa diferença pode existir em virtude de algum elemento da cadeia de medição, ou ainda pelos componentes de terceira ordem incluídos na análise.

¹Dois tons com NPS de 64 dB cada.

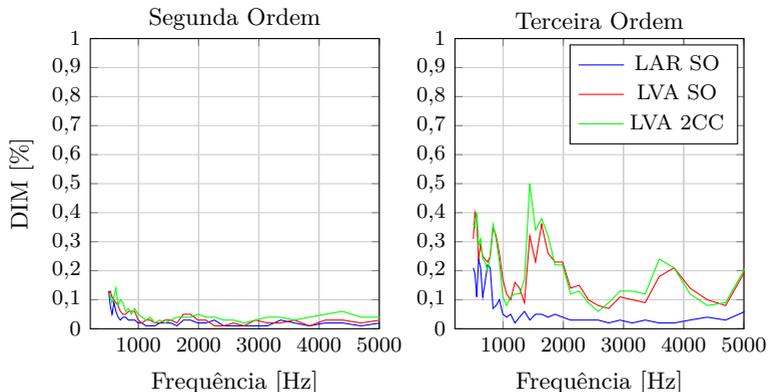


Figura 5.6 – Distorção total da diferença de frequência utilizando dois sinais de 64 dB com frequências correspondentes a uma diferença de 125 Hz.

5.1.1.6 Corrente de Bateria

Não foram fornecidos pelo laboratório de referência, resultados do ensaio de corrente de bateria, portanto, a comparação apresentada na Tabela 5.7 traz apenas os valores medidos no sistema do LVA e com o FONIX. Os ensaios foram realizados utilizando o procedimento explicado na Seção 3.8.1.10. Os dois sistemas mediram valores idênticos e coerentes com a literatura, que afirma que o consumo médio de AASI é em torno de 1 mA [64].

Tabela 5.7 – Comparação dos parâmetros obtidos a partir dos ensaios de corrente para o aparelho de referência.

	Referência	LVA	LVA 2CC	FONIX
Corrente [mA]	-	0,86	0,86	0,86
Corrente quiescente [mA]	-	0,84	0,84	0,84

Os fabricantes utilizam o valor de consumo de corrente para estimar a duração da bateria. Apesar de ser uma estimativa relevante, é importante que outros testes sejam realizados com o aparelho em modo normal de funcionamento, ou seja, com algoritmos ativados que influenciam no consumo.

5.1.1.7 Ruído de entrada equivalente

O REE representa visa estimar o ruído do AASI em relação à sua capacidade de amplificar o sinal. Na Figura 5.7 o REE consiste na subtração das duas primeiras colunas conforme a Equação 3.6. Foram realizadas três medições com SO, e na parte superior de cada coluna o desvio padrão é indicado. Observa-se um desvio padrão de no máximo 0,1 dB que pode ser interpretado como baixa variabilidade. Salienta-se que apesar do baixo número de iterações em outras medições realizadas, observou-se o mesmo comportamento.

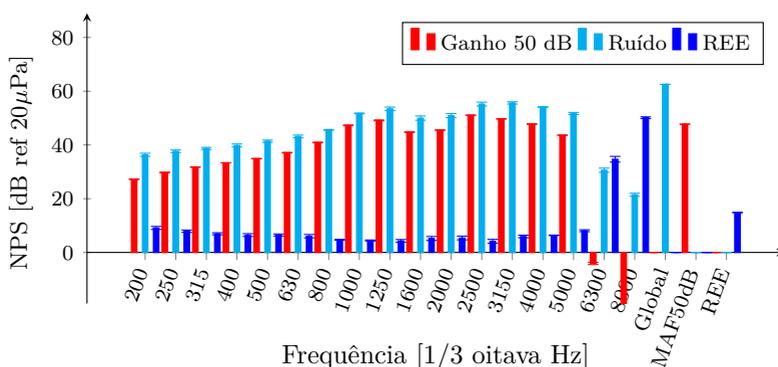


Figura 5.7 – Ruído de entrada equivalente em bandas de terço de oitava.

É importante lembrar que os NPSs do ruído do AASI encontram-se bem acima dos visualizados na Figura 3.2, que apresentavam o ruído de fundo no acoplador, garantindo que o ruído de fundo não influenciará no resultado. Se a análise se limitasse a mensurar apenas o NPS do ruído gerado pelo aparelho, aparelhos com maior poder de amplificação seriam considerados mais ruidosos em geral. Porém, esses aparelhos mais potentes são normalmente utilizados para perdas profundas, onde o grau de percepção do usuário para o ruído seria menor. Por esse motivo, o parâmetro de avaliação de ruído é relacionado com a capacidade de amplificação. A Figura 5.8 e a Tabela 5.8 mostram os resultados com os diferentes sistemas.

Conforme pode ser observado, os valores obtidos são próximos e metrologicamente concordantes, considerando que estas estão dentro

²O FONIX não permite obter o resultado em terços de oitava. O laboratório de referência forneceu o resultado do REE em terços de oitava apenas.

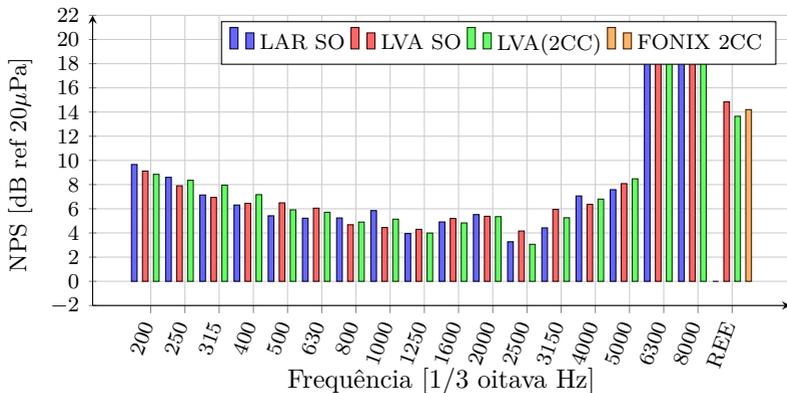


Figura 5.8 – Ruído de Entrada Equivalente em bandas de terço de oitava do AASI de referência medido com o simulador de orelha²e o acoplador de 2CC.

Tabela 5.8 – Ruído de entrada equivalente do AASI de referência conforme IEC 60118-0.

	LAR SO	LVA SO	LVA 2CC	FONIX
REE [dB]	-	14,84	13,71	14,20

dos limites de incertezas dos sistemas. As diferenças podem ser causadas por influências como ruído de fundo e montagem. Com relação às diferenças entre o REE obtido com o acoplador 2CC e o simulador de orelha, é esperado que o resultado independa do acoplador, pois em se tratando de uma subtração a influência do acoplador é cancelada. Para as frequências acima de 5000 Hz o resultado obtido não reflete a característica do ruído interno do AASI, apenas reforça a limitação do AASI em produzir NPS nas altas frequências.

Ao discutir as questões relacionadas ao ruído em AASI, uma distinção deve ser feita entre o ruído interno e ruído externo. O ruído interno corresponde ao ruído gerado pelos elementos no interior do aparelho, enquanto o ruído externo é àquele que está presente na entrada do microfone do AASI. Os principais elementos responsáveis pelo ruído interno do AASI são o microfone e o amplificador. Já o ruído externo nada mais é que o ruído ambiente.

É preciso tomar cuidado também na interpretação do REE sem

a visualização do espectro do ruído. Dois aparelhos podem ter o mesmo REE, mas podem ter espectros significativamente diferentes. Isso pode prejudicar a seleção do AASI, fundamentando a importância da realização da análise em bandas de terço de oitava.

5.1.1.8 Avaliação do controle automático do ganho - ensaio Entrada-Saída

Os resultados para o ensaio de entrada-saída são apresentados na Figura 5.9. Para os ensaios com o simulador de orelha foi utilizada a frequência de 1600 Hz, exigida pela versão da IEC6011-0:1983.

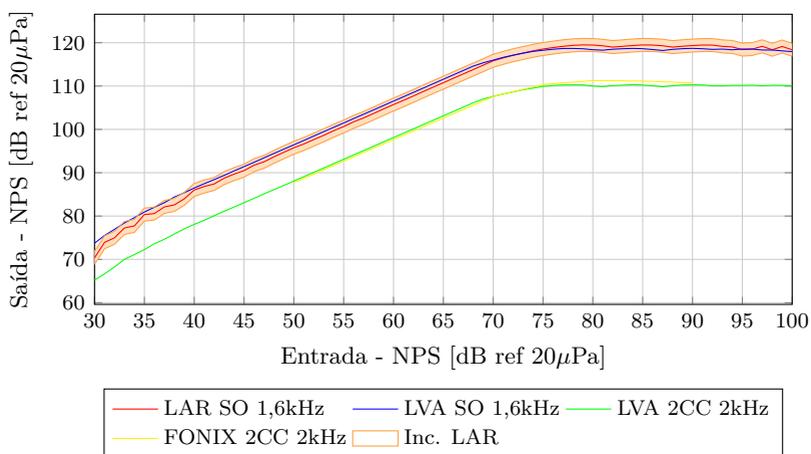


Figura 5.9 – Entrada-Saída para o aparelho de referência.

Novamente, as curvas obtidas com o SO pelo LVA e pelo laboratório de referência apresentam boa correlação e estão dentro dos limites de incerteza do laboratório de referência (Inc. LAR). O mesmo é observado para as curvas obtidas com o acoplador 2CC. O aparelho de referência não possui AGC, portanto a interpretabilidade da curva é limitada. Verifica-se apenas a questão do aspecto linear do amplificador e o máximo NPS gerado, que seria uma espécie de compressão forçada relacionada à saturação do AASI.

No caso de um AASI com AGC, a atuação do mesmo seria identificada nas mudanças de inclinação da reta. No caso da função de expansão, a inclinação aumentaria. Enquanto que para a compressão a inclinação da reta iria diminuir. Essa função é fundamental nos AASIs conforme comentado na Seção 2.2.4.

5.1.2 Avaliação do controle automático do ganho - tempo de ataque e tempo de recuperação

Foram realizados ensaios de acordo com as duas versões da IEC 60118-0, conforme detalhado na Seção 3.8.1.8. Na Figura 5.10 é apresentada a curva do NPS medido no acoplador em relação ao tempo, com o NPS_{p-ref} variando entre 55 dB e 80 dB na frequência de 1,6 kHz³ obtida com o sistema do LVA utilizando o simulador de orelha. Enquanto na Figura 5.11 é apresentada a curva para NPS_{p-ref} variando entre 55 dB e 90 dB na frequência de 2 kHz⁴, obtida com o acoplador 2CC também com o sistema do LVA.

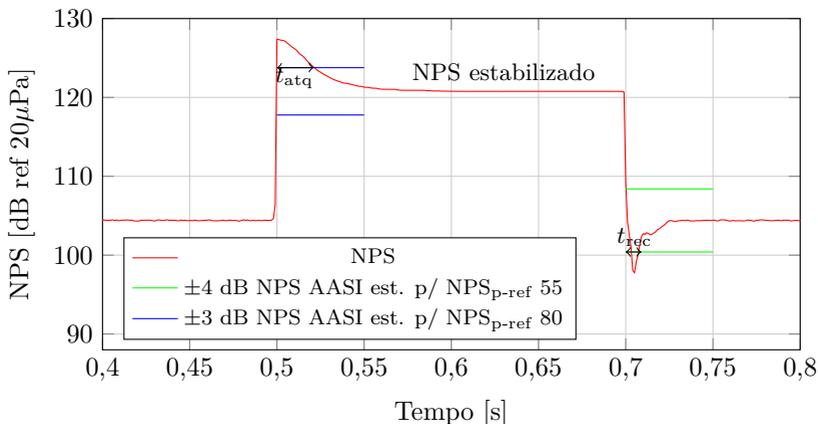


Figura 5.10 – NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 55 dB a 80 dB em 1,6 kHz.

³Frequência exigida conforme versão IEC60118-0:1983

⁴Frequência exigida conforme versão IEC60118-0:2015

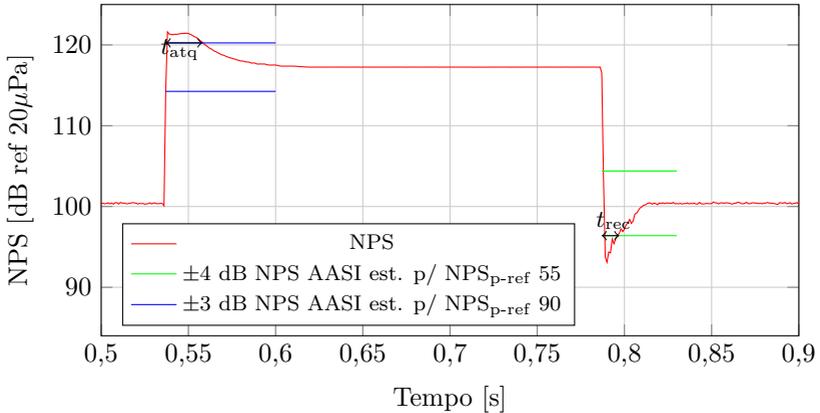


Figura 5.11 – NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 55 dB a 90 dB em 2kHz.

Os limites foram estabelecidos a partir das tolerâncias introduzidas na Seção 3.8.1.8 e o NPS médio após o período de 200 ms. Este tempo é considerado suficiente para a maioria dos AASI atingir a estabilização do NPS. Os t_{atq} e t_{rec} foram determinados a partir dos resultados dos ensaios e são apresentados na Tabela 5.9.

Tabela 5.9 – Tempos de ataque e tempos de recuperação do AASI de referência.

	LAR SO	LVA SO	LVA 2CC	FONIX 2CC
t_{atq} (55 dB - 80dB) [ms]	22	22	-	-
t_{rec} (80 dB - 55 dB) [ms]	9	9	-	-
t_{atq} (60 dB - 100 dB) [ms]	20	21	-	-
t_{rec} (100 dB - 60 dB) [ms]	43	34	-	-
t_{atq} (55 dB - 90 dB) [ms]	-	-	21	24
t_{rec} (90 dB - 55 dB) [ms]	-	-	29	41

Houve boa concordância entre os resultados obtidos no LVA e o laboratório de referência, apenas no caso do t_{rec} (100 dB - 60 dB) uma maior diferença foi observada. Formula-se a hipótese de alguma anormalidade apresentada pelo aparelho, uma vez que os outros parâmetros apresentaram resultados praticamente iguais. Idealmente os testes teriam que ser repetidos para uma segunda verificação, mas não

foi possível. Comparações entre os dois acopladores não foram realizadas, porém não há razão aparente para o tipo de acoplador influenciar no resultado.

Os resultados obtidos com o FONIX comparados com os do sistema do LVA apresentaram diferença considerável para o t_{rec} . Supõe-se que o FONIX realiza o cálculo de forma diferente, porém não foi encontrada documentação específica para a verificação.

Esse parâmetro é muito importante para um AASI principalmente nos casos de molde abertos (*open fitting*), pois grandes atrasos podem prejudicar a inteligibilidade da fala. Há ainda o problema que tempos muito curtos podem fazer com que o AGC acompanhe as pequenas flutuações de sons como os da fala, causando uma percepção como a de um bombeamento [65].

5.1.3 Ensaios com bobina de indução

Os ensaios tendo a bobina como transdutor de entrada foram realizados para três magnitudes de campo magnético. A Figura 5.12 mostra o resultado para uma magnitude de 31,6 mA/m, o resultado para as demais magnitudes podem ser encontrados no Apêndice II.

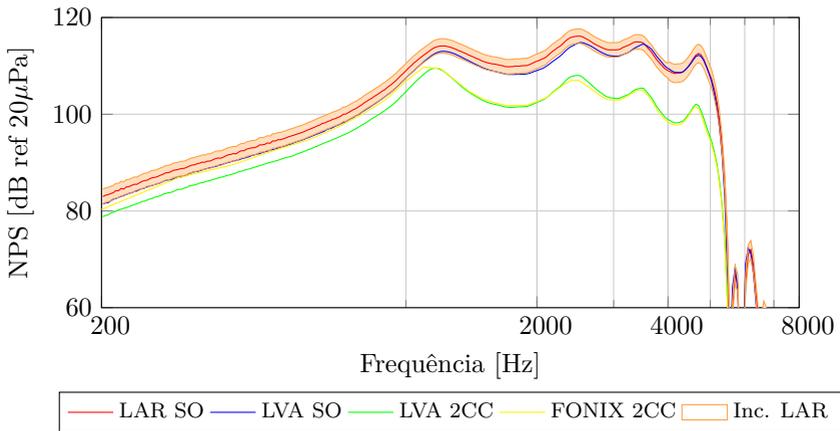


Figura 5.12 – Curva básica para bobina de indução do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0.

Os resultados para bobina como transdutor de entrada apresentaram uma diferença um pouco maior entre o LAR SO e o LVA SO

quando comparada com as diferenças entre os ensaios para o microfone do AASI como transdutor de entrada. Entretanto o resultado do LVA na comparação com o laboratório de referência ainda está dentro dos limites de incerteza. A diferença pode ser causada por discrepâncias na magnitude do campo magnético, pois percebe-se uma diferença fixa até a faixa de 3 kHz. Como será visto na Seção 5.1.4.5, questões como orientação do aparelho influenciam na sua resposta. A hipótese de que a corrente estava variando ao longo da frequência também foi formulada, porém testes efetuados com o multímetro mostraram que a variação é pequena. As curvas obtidas com o acoplador 2CC apresentaram diferenças bem pequenas com exceção das baixas frequências nas quais o desvio foi aproximadamente 1 dB.

Uma questão fundamental do ponto de vista do usuário é a análise das diferenças entre as respostas a partir dos dois métodos de entrada do AASI: bobina de indução e microfone. Tal análise é importante, pois não é interessante que ao trocar o método de entrada o usuário tenha uma mudança brusca em termos de volume e espectro. A SEBI consegue quantificar uma estimativa dessa diferença, porém a análise do espectro apresenta mais informações e é recomendado. A Figura 5.13 apresenta a comparação entre a resposta dos diferentes métodos de entrada.

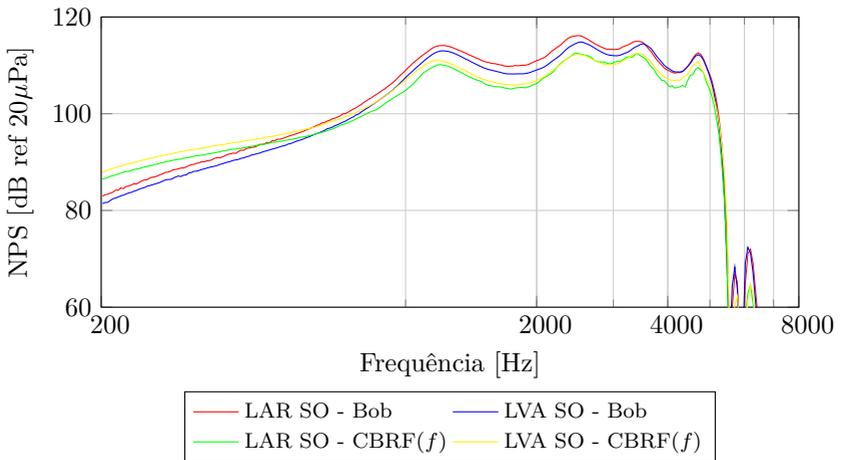


Figura 5.13 – Comparação dos espectros obtidos com dois métodos de entrada do AASI: Bobina (Bob) e Microfone (CBRF(f)).

Verifica-se na Figura 5.13 diferenças antes do primeiro pico para ambos os métodos de entrada, porém em “direções” opostas. Enquanto nos ensaios com a bobina a curva do LVA ficou abaixo da do laboratório de referência, para os ensaios com o microfone como método de entrada a do LVA ficou acima. Tal comportamento se reflete no cálculo da SEBI, apresentada na Tabela 5.10 que apresenta também os outros parâmetros calculados a partir dos ensaios com a bobina.

Tabela 5.10 – Comparação dos parâmetros obtidos a partir do ensaio com bobina para o aparelho de referência.

	LAR SO	LVA SO	LVA 2CC	FONIX 2CC
MAF NPSIV [dB]	111,84	110,80	104,92	105,4
SEBI [dB]	4,23	2,18	3,41	4,5
MAF MASL [dB]	81,82	80,72	74,83	-

Apesar das diferenças encontradas no cálculo da SEBI, considera-se que há razoável concordância entre os valores. Os outros parâmetros calculados mostraram-se com boa concordância. Na comparação dos resultados obtidos com o acoplador de 2CC observa-se que os valores estão próximos. Em investigações futuras, a questão do controle de magnitude do campo magnético e a forma de posicionamento do AASI no campo deve ser observado e relatada cuidadosamente para comparação do sistema.

5.1.4 Investigação da influência dos parâmetros nos resultados

Nesta seção serão apresentados ensaios em que parâmetros foram variados e a influência nos resultados foi analisada e discutida. Todas as investigações são realizadas a partir dos ensaios da $CBRF(f)$.

5.1.4.1 Posicionamento relativo entre AASI e microfone de controle

Foram avaliadas três distâncias entre o AASI e o microfone de controle. Além das distâncias já previstas nas normas, 5 mm e 12 mm, foi também avaliada a distância de 20 mm. Os resultados são apresentados na Figura 5.14.

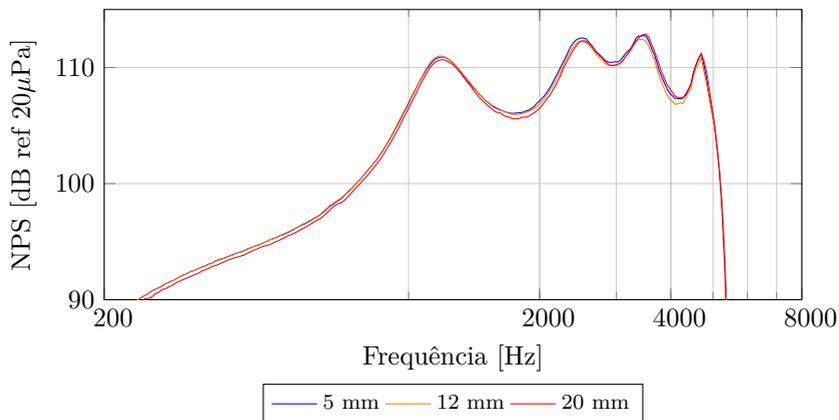


Figura 5.14 – Comparação da CBRF(f) para diferentes distâncias entre microfone de controle e AASI.

A comparação demonstra que a influência da distância entre o AASI e o microfone de controle no resultado é pequena, dentro do que foi considerado na incerteza de medição como erro relacionado a montagem. Entretanto, essa conclusão é limitada a esse tipo de aparelho, uma vez que para aparelhos direcionais a distância pode influenciar consideravelmente, pelos motivos discutidos na Seção 3.5.1.1.

5.1.4.2 Exclusão do microfone de controle

Esta análise teve por finalidade avaliar a influência da presença do microfone de controle. Para isso, o mesmo foi retirado do ambiente de testes após o ajuste do NPS_{p-ref} . Uma outra configuração também foi testada, onde primeiro o NPS_{p-ref} era ajustado como descrito na IEC 60118-8, ou seja com um microfone de campo livre e sem a presença do AASI. Após o ajuste do NPS_{p-ref} , o microfone de controle era retirado da posição e o AASI era colocado no mesmo ponto. Este método foi chamado de método da comparação sequencial (MCS). Os resultados são apresentados na Figura 5.15.

Percebe-se que a retirada do microfone de controle não alterou significativamente o resultado da CBRF(f). Porém, não é possível entender essa conclusão para qualquer tipo de AASI. Como já comentado, AASI direcionais podem ser mais suscetíveis a presença do microfone de controle. Já na comparação do MCS com as demais curvas percebe-se

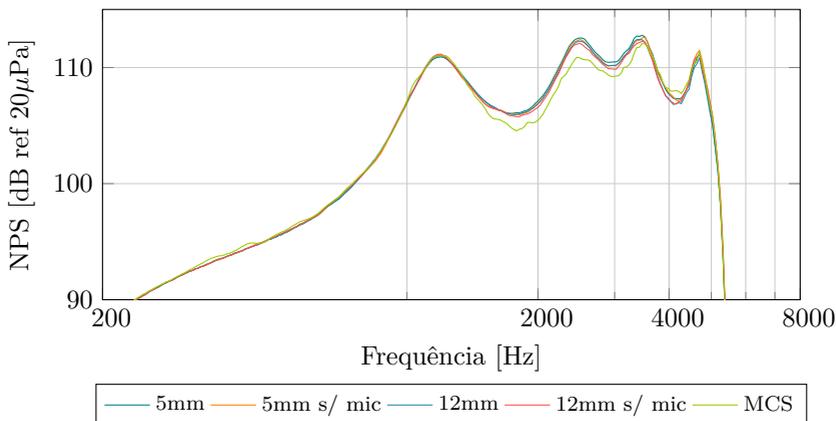


Figura 5.15 – Curvas básica de resposta em frequência do AASI de referência medidas com e sem a presença do microfone de controle.

uma considerável discrepância nas médias frequências, evidenciada por uma queda da amplitude da $CBRF(f)$. A diferença entre a geometria do microfone e a do AASI é provavelmente a responsável por esse comportamento, que tende a ficar mais evidente em frequências mais altas, quando as dimensões do AASI e do microfone começam a influenciar o campo acústico.

5.1.4.3 Variação do comprimento dos tubos que acoplam o AASI ao acoplador 2CC

A IEC 60318-5 estabelece que o tubo de conexão entre o acoplador e o AASI deve ter um comprimento de 25 ± 1 mm, e um diâmetro de 2 mm. Dezoito tubos foram cortados em dimensões que atendiam à norma e foram testados no AASI com a bobina como método de entrada em um campo magnético de magnitude de 100 mA/m. O ensaio foi realizado com a bobina pela indisponibilidade do ambiente de testes no momento da análise, e a magnitude é suficiente para que o AASI produza o seu máximo NPS. Em geral, o corte dos tubos seguiu um padrão aleatório, porém foi feita questão de que tubos nos extremos das tolerâncias fossem incluídos. Os resultados do NPS medido no acoplador em função da frequência são apresentados na Figura 5.16 para os vários comprimentos de tubos utilizados.

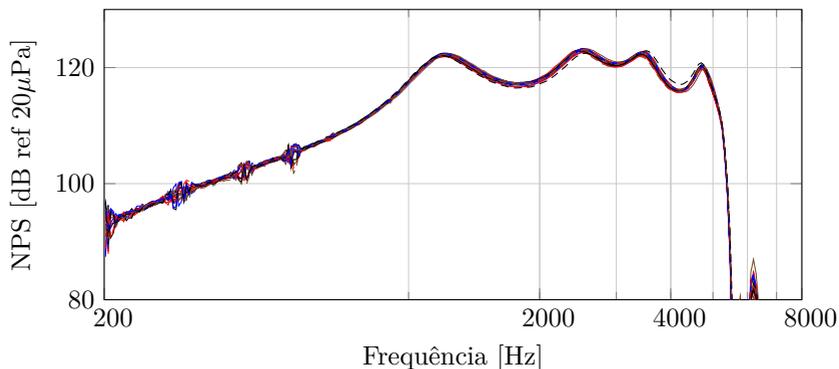


Figura 5.16 – Avaliação do NPS produzido pelo AASI no acoplador para vários comprimentos de tubo.

Os resultados acabaram sendo prejudicados por ruídos em determinadas frequências, pois o local onde foi posicionado o laço de indução estava sujeito a influência externas. Porém, esse ruído não prejudicará análise realizada em questão.

Observa-se uma dispersão razoável nos resultados obtidos, de maneira que é fundamental a inclusão da variação dos tubos como uma fonte de incerteza. Além disso, vale salientar que o próprio processo de colocação do tubo também contribui para a incerteza, uma vez que uma variação do comprimento é esperada pelo fato de ser impossível colocar o tubo exatamente na mesma posição.

Para estimar a incerteza devido a colocação e ao comprimento do tubo, foi realizada uma avaliação da dispersão dos resultados em torno da média por frequência. Foram apenas excluídas da análise as frequências de fora da faixa de resposta do aparelho e onde o ruído atrapalhou a medição. A distribuição dos valores foi verificada através de um histograma e constatou-se que ela é aproximadamente normal através de uma análise visual (Apêndice II.3). Em seguida, o desvio padrão dos valores foi calculado em 0,28 dB. Com um fator de cobertura de 95,45%, a incerteza expandida foi estimada em 0,56 dB

5.1.4.4 Parâmetros de processamento de sinais

Ensaio da $CBRF(f)$ com diferentes combinações de tempos de integração e tempos de espera, explicados na Seção 3.7, foram avaliadas

conforme apresentado na Tabela 5.11. Da análise das $CBRF(f)$ obtidas observou-se pequena variação dos resultados, corroborados por um desvio padrão abaixo de 0,03 dB em cada frequência, evidenciando que um maior tempo de aquisição ou de espera para aquisição não influencia no resultado. Portanto, não há a necessidade realizar a excitação por longos períodos para cada frequência, o que reduz o tempo total dos ensaios.

Tabela 5.11 – Diferentes configurações para tempos de estabilização e integração utilizadas no processamento de sinal dos ensaios.

Tempo de Integração [ms]	Tempo de Acomodação [ms]
50	50
200	50
350	50
50	100
200	100
350	100
500	500

5.1.4.5 Posicionamento do AASI em relação a fonte de campo magnético

As partes 0 e 7 estabelecem que a posição do AASI em relação a bobina deve ser centralizada e com a orientação de modo a produzir o maior NPS no acoplador. Com a finalidade de verificar o comportamento da resposta com variações no posicionamento, foram avaliadas cinco posições do AASI em relação a espira conforme apresentado na Figura 5.17 e uma mudança na orientação do AASI na posição 1, onde o mesmo foi colocado na horizontal. A Figura 5.18 mostra os resultados obtidos para cada posicionamento.

Com exceção da posição 3, e da posição 1 com o AASI na horizontal, todas as configurações apresentaram resultados similares com uma baixa dispersão. Conforme esperado o deslocamento do AASI para fora da esfera onde a norma garante baixos desvios mostrou que o campo naquela posição era mais intenso, refletindo diretamente na amplitude da curva. Para o caso da curva com o AASI rotacionado, a

orientação da bobina em relação ao campo não é ótima, resultando em uma resposta de menor amplitude em comparação com as outras. Essa acaba sendo uma questão relevante para laços de indução instalados em salas de tv, onde um usuário pode adotar uma posição diferente, por exemplo deitado. Nesse caso, o aparelho estará fora da posição ótima em termos de orientação para recepção do sinal, resultando em um ganho menor, forçando o usuário a alterar manualmente o controle do ganho para correção.

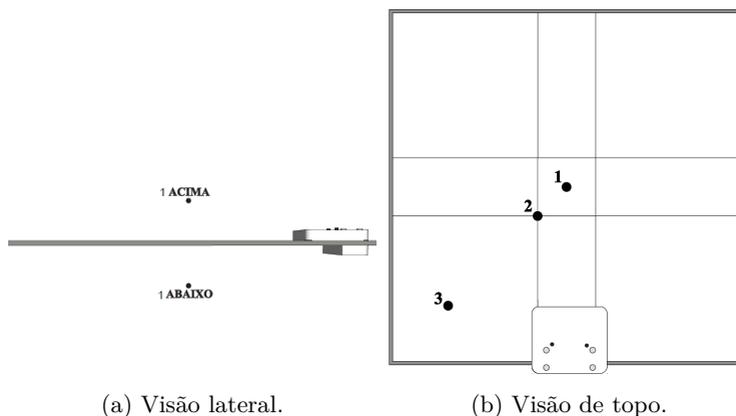


Figura 5.17 – Posições do AASI em relação a fonte de campo magnético para a avaliação da influência do posicionamento nos resultados.

5.1.4.6 Acopladores

A Figura 5.19 apresenta uma comparação da $CBRF(f)$ para os três tipos de acopladores introduzidos na Seção 2.4.2, o Simulador de orelha, o acoplador 2CC e o acoplador 0,4CC.

A diferença na resposta do AASI usando diferentes acopladores é considerável. Todos tem sua importância, dependendo da aplicação requerida. Percebe-se que as frequências de ressonâncias são praticamente mantidas. O AASI conectado ao acoplador 0,4CC produz níveis consideravelmente maiores que os outros dois em baixa frequência. Isso evidencia a importância de se ter acopladores que simulem propriamente o acoplamento do AASI com a orelha de acordo com o seu tipo.

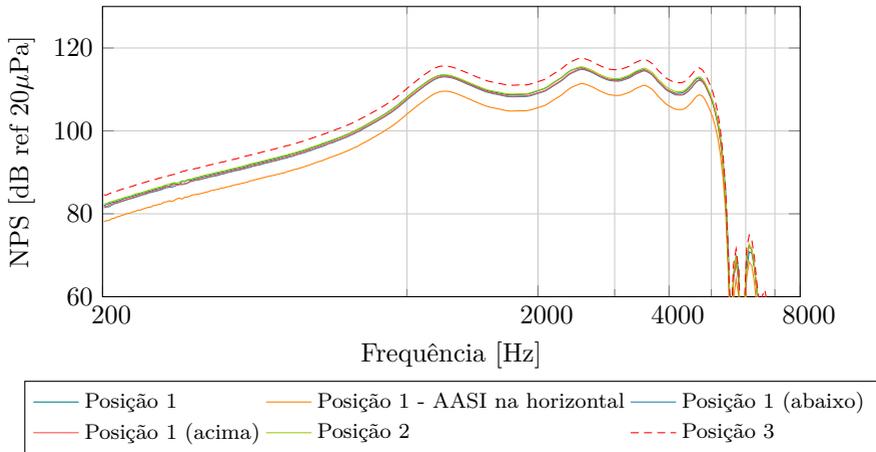


Figura 5.18 – Avaliação do NPS produzido pelo AASI no acoplador com a bobina como método de entrada para várias posições relativas entre AASI e fonte de campo magnético.

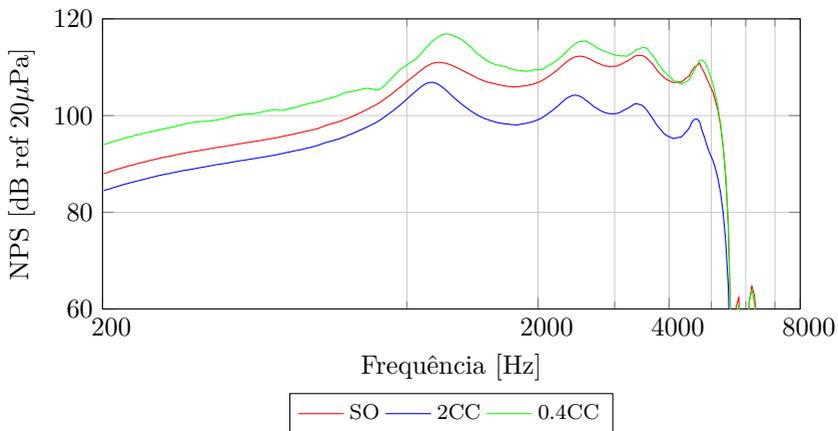


Figura 5.19 – Comparação da CBRF(f) utilizando diferentes acopladores.

O AASI conectado ao acoplador 2CC produz um NPS menor em comparação com o simulador de orelha, pelos motivos já discutidos na Seção 2.4.2 e se aproxima mais da performance em um indivíduo. Entretanto, apesar dos resultados obtidos pelos procedimentos de me-

dição descritos na IEC 60118-0 serem um bom ponto de partida para a avaliação pelos profissionais da saúde, a verificação da performance em orelha real é indispensável. Portanto, os resultados obtidos com o simulador de orelha não tem nenhuma vantagem clínica em comparação com o acoplador de 2CC. Essas razões fazem do acoplador 2CC mais adequada para os fins da IEC 60118-0 e corroboram na explicação do motivo da alteração do acoplador na versão mais nova. Além disso, com a introdução do acoplador 2CC para os ensaios da IEC 60118-0, houve harmonização com o acoplador utilizado na IEC 60118-7, dispensando a obrigatoriedade de testes com o acoplador 2CC e o simulador de orelha⁵.

5.2 IEC60118-7 - Avaliação de conformidade utilizando dados do fabricante como referência

Foram ensaiados seis aparelhos comerciais segundo a norma IEC 60118-7 [16]. A Figura 5.20 apresenta os resultados gráficos obtidos de um dos AASI ensaiados, e a Tabela 5.12 traz os parâmetros calculados a partir dos ensaios. Os resultados obtidos com os demais AASI estão resumidos no Apêndice II.

⁵A IEC 60118-0:2015 afirma que adicionalmente, os ensaios podem ser realizados com o simulador de orelha.

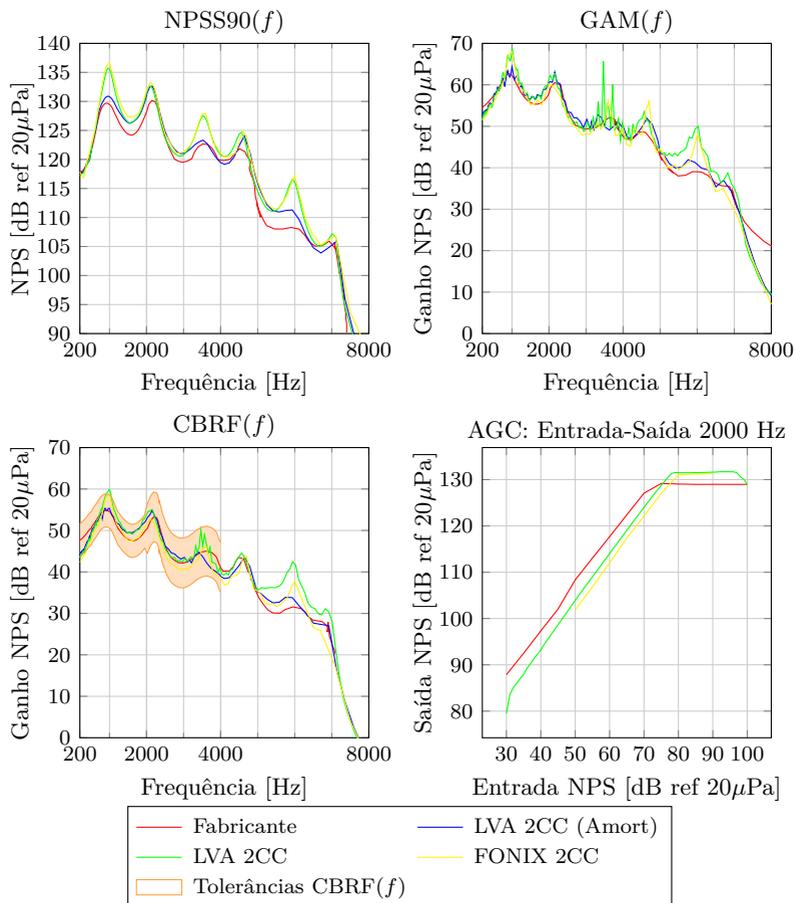


Figura 5.20 – Resultados dos ensaios de NPSS90(f), GAM(f), CBRF(f) e Entrada-Saída segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o AASI comercial A.

Após a realização dos ensaios com todos os aparelhos, e durante o processamento dos dados, constatou-se uma resposta com picos acentuados, ilustrados pelas curvas LVA e FONIX. Após uma análise minuciosa das possíveis causas, verificou-se que o gancho (vide Figura 2.2) utilizado na medição de todos os aparelhos não continha o elemento de borracha responsável por suavizar a curva (amortecedor acústico⁶). Es-

⁶em inglês, *acoustic damper*.

Tabela 5.12 – Parâmetros obtidos nos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial A.

Parâmetros	Fabr. (nominal)	Tol.	LVA(Am.)	LVA	FONIX
Máx NPSS90 [dB]	130	133	132,64	135,72	136,71
MAF-NPSS90 [dB]	126	122-130	127,33	128,6	129,5
Máx-GAM [dB]	63	66	64,35	68,86	68,05
MAF-GAM [dB]	58	53-63	58,13	59,41	58,49
f_{\min} [Hz]	<200	-	<200	<200	<200
f_{\max} [Hz]	6500	-	6300	6400	6300
GER [dB]	49		50,38	51,67	50,08
DHT 500 Hz [%]	2	5	-	1,83	2,30
DHT 800 Hz [%]	1	4	-	0,40	0,40
DHT 1600 Hz [%]	1	4	-	0,30	0,40
REE [dB]	21	24	-	13,90	14,10
Corrente [mA]	1,3	1,56	-	1,77	1,63
Corrente Q [mA]	1,1	1,32	-	1,10	
t_{atq} [ms]	1	5	-	2	9
t_{rec} [ms]	50	75	-	21	65

tes elementos fazem parte do aparelho, mas eventualmente podem ser perdidos. Após esta constatação, foi possível repetir alguns dos procedimentos com o gancho contendo o amortecedor para um dos aparelhos, apresentados com a legenda *LVA (Amort.)*. Os ensaios com os demais aparelhos (Apêndice II) foram realizados sem o amortecedor pela falta de tempo hábil para refazer as medições até a conclusão desse trabalho

Para realizar a avaliação do aparelho em termos das tolerâncias estabelecidas pela norma, comparou-se os resultados obtidos com os dados fornecidos pelo fabricante. Algumas análises serão consideradas incompletas, pois os resultados obtidos foram prejudicados pela ausência do amortecedor no gancho.

A análise das tolerâncias será realizada sob a ótica do comprador, ou seja adicionando a incerteza dos ensaios à tolerância, conforme comentado no Capítulo 4. Analisando os gráficos da Figura 5.20 verifica-se uma boa concordância entre as curvas obtidas com o FONIX e a montagem no LVA, refletida também nos parâmetros apresentados pela Tabela 5.12.

A única curva, para a qual são estabelecidas tolerâncias é a $\text{CBRF}(f)$. Nota-se que toda a curva *LVA (Amort.)* encontra-se dentro dos limites estabelecidos pela norma. Os parâmetros obtidos pela

CBRF(f) ilustrados na Tabela 5.12 apresentam resultados consistentes. Para os parâmetros obtidos pelos ensaios para determinação da GAM(f) e da NPSS90(f), os valores encontrados também se encontram dentro das tolerâncias estabelecidas.

Na folha de dados de diversos fabricantes de AASI, existem avisos a respeito da utilização de tons puros. Esses avisos informam que medições com tons puros em AASIs digitais podem resultar em uma resposta com ondulações. Este comportamento é resultado da utilização de um sinal de entrada de banda estreita e não reflete o desempenho real com sinais de entrada de banda larga [66, 67]. Este comportamento é realmente observado nas curvas GAM(f) e CBRF(f). A título de comparação, o aparelho de referência, o qual é analógico, não apresentou esse comportamento.

Para os ensaios de corrente, boa concordância entre os valores medidos e o fornecido pelo fabricante foi encontrada para a corrente quiescente⁷. Entretanto, para o ensaio com o AASI submetido a um sinal tonal, os valores obtidos para a corrente ficaram acima do valor estabelecido, demonstrando uma possível não conformidade. Na comparação entre os dois sistemas os valores de corrente ficaram próximas, corroborando para a tese de que o AASI se comportou de forma diferente do estabelecido pelo fabricante.

O ruído gerado pelo aparelho, representado pelo REE, ficou bem abaixo do valor nominal declarado pelo fabricante, porém há boa consistência entre os dois sistemas de testes. Entretanto, não é possível comparar os valores diretamente, pois as medições foram realizadas sem o elemento de amortecimento no gancho. Dessa forma, não é possível realizar uma afirmação acerca da conformidade em termos do REE.

Para as características do AGC o fabricante não estabelece qual configuração foi utilizada e se alguma função do AGC estava ativada. Optou-se então, por realizar as medições utilizando o AER, e verificou-se pela curva nominal da característica estática (Entrada-Saída), que a referida função não se encontra ativada na configuração utilizada pelo fabricante, uma vez que não existe nenhuma mudança de inclinação da reta a não ser na saturação. O desvio sistemático entre as curvas nominal e as medidas é provavelmente decorrente da falta do amortecedor, já que não foi possível medir nessa condição.

Já para as características dinâmicas (t_{atq} e t_{rec}), percebe-se uma diferença considerável entre os resultados obtidos com o FONIX e a montagem no LVA. Porém, mesmo utilizando os dados do FONIX atesta-se a conformidade com a norma. Entretanto, a interpretação

⁷A corrente quiescente não foi medida pelo FONIX.

desse resultado também é dúbia pois o AGC não estava ativado e o fabricante não forneceu dados relacionados à configuração a ser utilizada.

Frisa-se aqui a importância de realizar os ensaios do aparelho com seus acessórios corretos, uma vez que como pode ser observado pela Tabela 5.12 e Figura 5.20 a não utilização do gancho com o amortecedor, acarretaria na possível reprovação desse AASI. A responsabilidade nesse caso em particular, não recai sobre o fabricante, já que na folha de dados existe a informação sobre a utilização do gancho com amortecedor.

5.3 IEC60118-8

Os ensaios realizados segundo a IEC 60118-8 tiveram seis iterações com reposicionamento dos elementos em todas elas. Os resultados apresentados consistem na média das seis medições a não ser que indicado ao contrário. A posição da fonte sonora não foi alterada em nenhuma dessas iterações, porém para cada uma delas o manequim foi retirado para o ajuste do NPS_{p-ref} e reposicionado para os testes. O aparelho de referência foi utilizado na configuração GAM e posicionado na orelha esquerda, e a cada rodada de testes o aparelho era recolocado. Os resultados serão todos apresentados na forma de ganho ⁸. Os resultados com o AASI aqui apresentados só devem ser interpretados na faixa de frequência do aparelho, ou seja, de 200 Hz a 5300 Hz.

5.3.1 Respostas do Manequim

As $RGOAM_{0^\circ}(f)$ para orelha esquerda (OE) e orelha direita (OD) obtida através dos ensaios no LVA é apresentada na Figura 5.21 acompanhadas do desvio padrão (DP) das seis iterações realizadas. Além disso, para realizar uma comparação dos resultados, são apresentadas as tolerâncias estabelecidas pela norma IEC 60318-7 [44] e a $RGOAM_{0^\circ}(f)$ fornecida pelo manual do KEMAR [68].

Os resultados foram satisfatórios, porém se esperava maior concordância nas frequências mais altas. Até aproximadamente 3 kHz as curvas estão muito próximas, já que a partir dessa frequência o comportamento das curvas difere de forma considerável do Manual do KEMAR. Os valores obtidos estão dentro das tolerâncias estabelecidas pela IEC 60318-7, entretanto, em se tratando do mesmo tipo de manequim

⁸Para obtenção da resposta absoluta, basta somar o NPS_{p-ref} (60 dB).

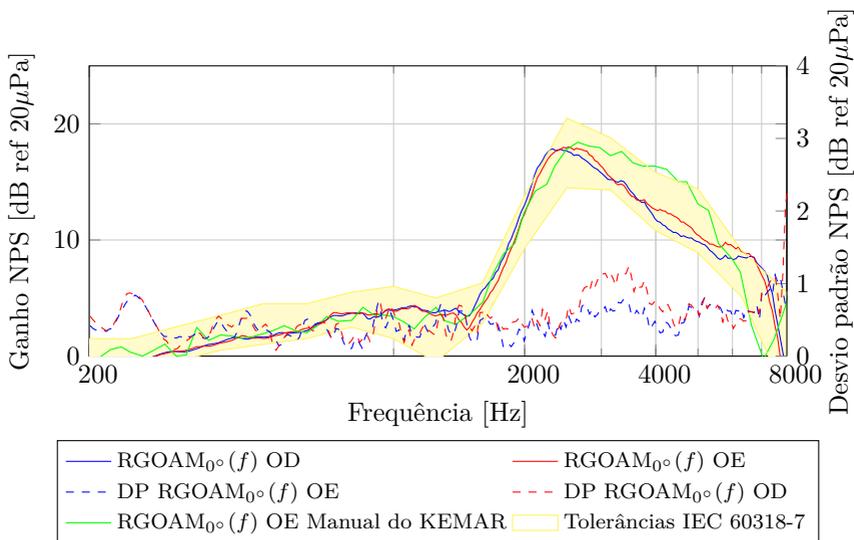


Figura 5.21 – Resposta do manequim RGOAM_{0°}(*f*) medida para orelha esquerda (OE) e para orelha direita (OD) acompanhada dos limites estabelecidos pela IEC 60318-7 [44] e o RGOAM_{0°}(*f*) estabelecida no manual do KEMAR [68]

as curvas deveriam estar mais próximas. A dispersão dos resultados, ilustrada pelo desvio padrão, está dentro do esperado (em torno de 0,5 dB) e deve-se principalmente às incertezas no posicionamento. A diferença encontrada entre os lados esquerdo e direito é esperada, uma vez que o manequim não é perfeitamente simétrico. Além disso, pequenos erros na orientação (ângulo de azimute de incidência sonora) podem contribuir para uma diferença maior.

Um problema na montagem do simulador de orelha e do pavilhão auditivo⁹ foi formulado como possível hipótese pela discrepância encontrada entre a curva do manual e a medida. Uma variação da posição do pavilhão pode influenciar consideravelmente em alta frequência. Outra hipótese considerada, foi a influência da cobertura com material acústico do piso. A colocação das cunhas foi feita de forma manual e foi feito um esforço para se evitar que o piso ficasse exposto, porém pode ser que essa solução não tenha sido totalmente eficiente provocando

⁹O Pavilhão auditivo é removível e feito de um material de silicone, o seu encaixe na cabeça do KEMAR é feito por pressão.

reflexões no piso e alterando o campo acústico. Há ainda uma terceira hipótese relacionada a distância entre manequim e fonte. Pode ser que essa distância seja pequena e interações entre o manequim e a fonte estejam ocorrendo. No entanto, apesar dessa distância ter sido estabelecida pela norma, recomenda-se que investigações futuras avaliem se a distância de 1 m é suficiente.

Uma conferência em 1978 organizada por M.D. Buckard aglutinou diversas documentações acerca de medições realizadas com o KEMAR, afim de comparar os resultados obtidos com o manequim criado anos antes [35]. Na Figura 5.22 os resultados apresentados nessa conferência foram comparados com as curvas obtida no LVA e também com a $RGOAM_{0^\circ}(f)$ obtida por Vorlander [69].

É importante ponderar que na comparação da $RGOAM_{0^\circ}(f)$ apresentada na Figura 5.22 os resultados apresentados na conferência foram realizados com uma versão do KEMAR que utilizava o simulador de orelha do de Zwisloski. Dito isso, percebe-se que os resultados mostram uma variabilidade considerável. Beck & Cause apresentam os resultados de duas medições separadas por oito dias, nas quais verifica-se discrepância razoável. A conclusão no documento da conferência foi de que houve boa concordância entre os resultados obtidos pelos diferentes autores e que a variabilidade é adequada para realização de ensaios com aparelhos auditivos no KEMAR. Com essas considerações, o resultado obtido pelo autor foi considerado aceitável para a realização dos ensaios da IEC 60118-0. Salienta-se porém, que é importante futuramente realizar novas investigações utilizando outros manequins e simuladores de orelha, e verificar o comportamento apresentado.

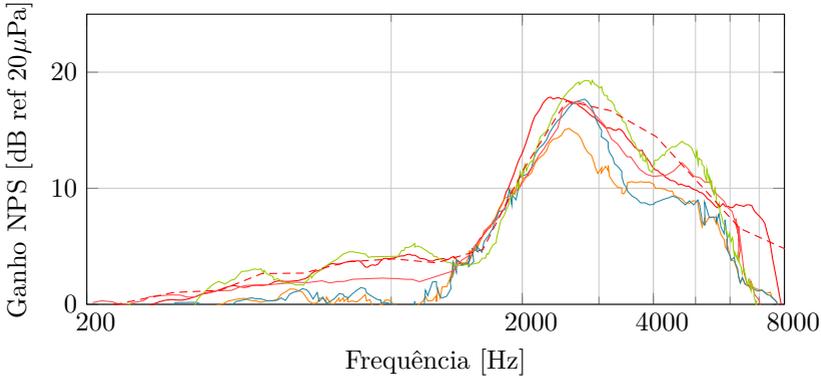


Figura 5.22 – Comparação $RGOAM_{0^\circ}(f)$ para orelha direita obtida por diferentes autores [35, 69].

A Figura 5.23 apresentam a $RDM_f(\theta)$ para quatro frequências obtidas no LVA, acompanhado pelos valores estabelecidos no manual do KEMAR [68]. Já na Figura 5.24 o desvio padrão para cada frequência das medições realizadas no LVA é apresentado.

A $RDM_f(\theta)$ apresentou boa conformidade na comparação com os dados fornecidos pelo manual, com exceção da frequência 8 kHz. A análise de uniformidade da frente de onda realizada na Seção 3.2.1 já havia mostrado algumas inconsistências em altas frequências. Na RDM constata-se uma maior diferença dos valores nas frequências mais altas acompanhadas por uma maior desvio padrão. Este comportamento corrobora para as questões já discutidas com relação a incerteza do posicionamento que tem sua influência maximizada com o aumento da frequência. Isso demonstra que o sistema desenvolvido para a movimentação angular talvez deva ser reavaliado para garantir uma melhor precisão da posição. Percebeu-se que as engrenagens utilizadas para realizar a transferência do torque entre o motor de passo e o eixo de rotação apresenta uma leve folga, e portanto foi estimado que erros de até 5° podem acontecer durante a rotação completa do manequim. Porém, a análise para resultados até frequência de 5 kHz pode ser realizada sem prejuízos na interpretação, uma vez que quanto menor a frequência menor a influência dos erros relacionados ao posicionamento.

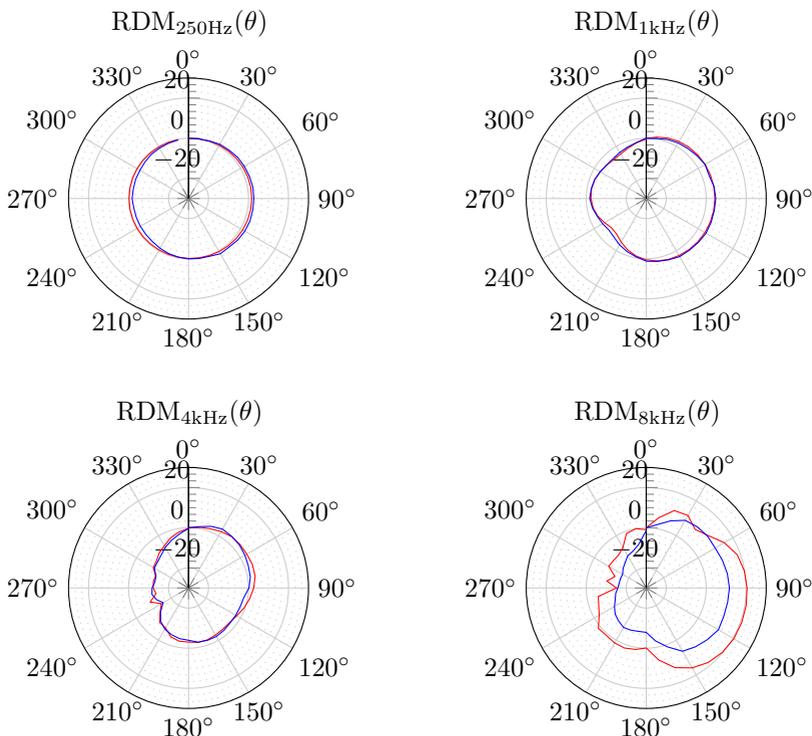


Figura 5.23 – Resposta direcional do manequim obtida no LVA — e fornecida pelo manual do KEMAR — para as frequências 250 Hz, 1 kHz, 4 kHz e 8 kHz.

5.3.2 Ganho de inserção simulado

A Figura 5.25 apresenta os resultados do ganho de inserção com AASI de referência obtidas com os diferentes métodos de ajuste do $NPS_{p\text{-ref}}$ discutidas na Seção 3.6.2: o NPSCE e o NPSCSO. Também na Figura 5.25 é mostrado o desvio padrão para cada método (eixo da ordenada à direita) das seis iterações utilizando os dois métodos .

A comparação entre os resultados do ganho de inserção obtidos pelos dois métodos de ajuste do $NPS_{p\text{-ref}}$, demonstrou pouca variação, a maior diferença foi verificada no desvio padrão que de forma geral é menor para o método NPSCO. Isso já era esperado, pois no caso do método NPSCE além de serem utilizados dois transdutores diferentes,

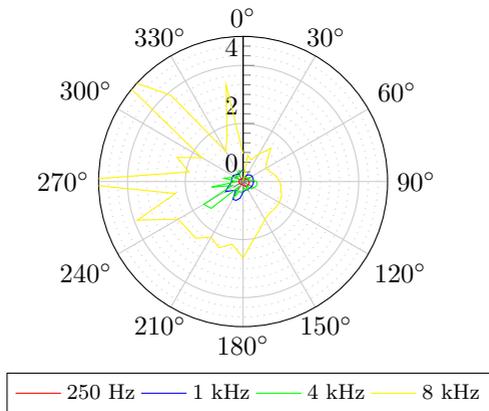


Figura 5.24 – Desvio padrão em dB da resposta direcional do manequim obtida no LVA para as frequências 250 Hz, 1 kHz, 4 kHz e 8 kHz.

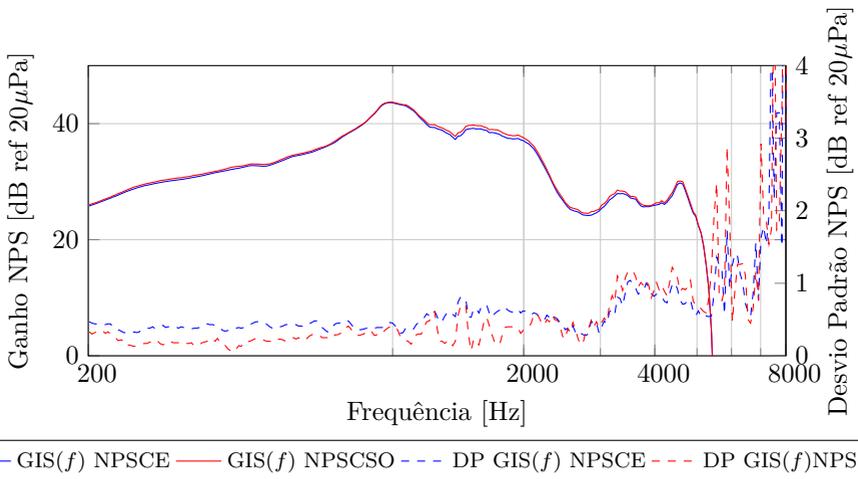


Figura 5.25 – Ganho de inserção $GIS(f)$ do AASI de referência utilizando o Método do NPS constante na entrada (NPSCE) e o método do NPS constante no simulador de orelha (NPSCSO), acompanhados dos respectivos desvios padrões (DP) para as seis iterações executadas.

existem duas etapas em que há um reposicionamento do manequim e do microfone de controle a cada iteração. Já no NPSCSO não existe esse reposicionamento pois o ajuste é realizado pelo mesmo transdutor. Os desvios aumentam em alta frequência devido as questões já discutidas anteriormente relacionadas ao comprimento de onda e incerteza do posicionamento, além disso, frequências acima de $5,5\text{ kHz}$ estão fora da faixa de frequência do AASI de referência, conforme discutido na Seção 5.1.1.3.

O resultado obtido a partir do método simplificado para a determinação do ganho de inserção é apresentado na Figura 5.26. O ensaio foi efetuado através da mesma montagem utilizada para IEC 60118-0 e seguiu o procedimento discutido na Seção 3.8.2.3.

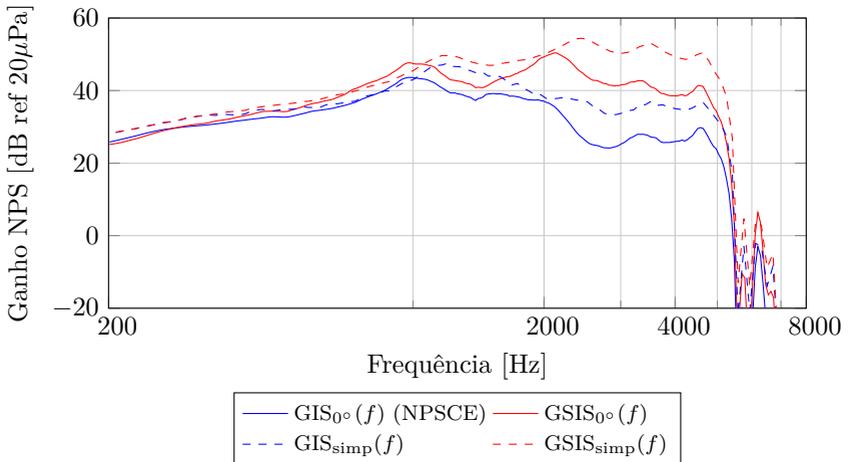


Figura 5.26 – Resultados para o AASI de referência do ganho de inserção simulado $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$, do ganho simulado *in situ* $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$, do ganho de inserção simulado obtido com o método simplificado $\text{GIS}_{\text{simp}}(f)$ e do ganho simulado *in situ* $\text{GIS}_{\text{simp}}(f)$

O método simplificado apresentou uma estimativa de ganho maior do que a obtida utilizando o procedimento com o manequim. As fontes dessas diferenças são os volumes residuais no interior do canal auditivo do manequim e o comprimento dos tubos. Além disso, a diferença entre a resposta do manequim fornecida pela norma (Figura 3.25) e a obtida no LVA contribui para a diferença observada. Para investigações futuras, recomenda-se que o molde da orelha do KEMAR e o comprimento do tubo sejam estabelecidos para ficar com as dimensões mais próximas

das estabelecidas na IEC 60318-5, ilustradas na Figura 2.5a.

5.3.3 NPSS90 simulado *in situ*

O resultado obtido para o NPSS90 simulado *in situ* é mostrado na Figura 5.27 e é comparado com o NPSS90 obtido conforme os procedimentos da IEC 60118-0 usando o acoplador de 2CC e o simulador de orelha.

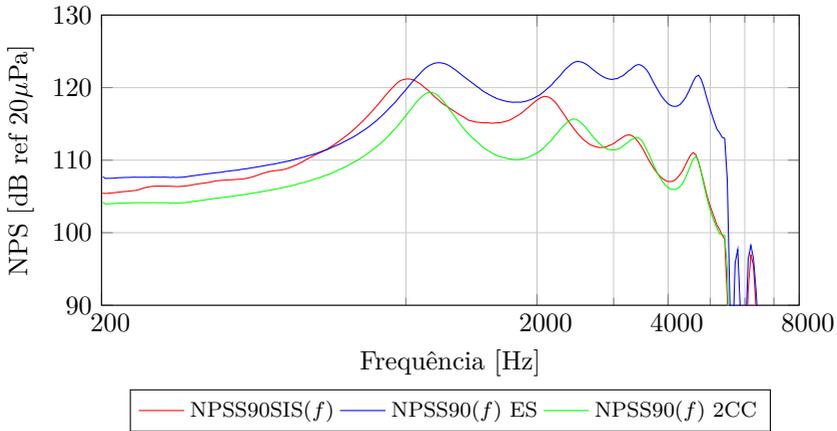


Figura 5.27 – Resultados para o AASI de referência do NPSS90 simulado *in situ* NPSS90SIS(f), dos NPSS90(f) obtidos segundo a IEC 60118-0 com o acoplador 2CC NPSS90(f) 2CC e com o simulador de orelha NPSS90(f) SO.

As diferenças encontradas mostram a importância dos resultados obtidos *in situ*. A resposta do AASI no usuário é claramente dependente dos sistemas utilizados para a condução do som até a orelha do usuário. Esse ensaio fornece uma melhor indicação do nível de saturação do aparelho, para um determinado sistema que compreende AASI, tubo de conexão e molde. Os ensaios segundo IEC 60118-0 utilizam tubos de comprimentos que simulam uma conexão típica entre AASI e orelha, entretanto existe uma grande variabilidade dessas conexões na prática.

5.3.4 Características direcionais

A Figura 5.28 apresenta a resposta direcional simulada *in situ* $RDSIS_f(\theta)$ do AASI de referência para algumas frequências. Além disso, também é mostrado na Figura 5.28 o desvio padrão correspondente aos dados obtidos para as seis medições realizadas.

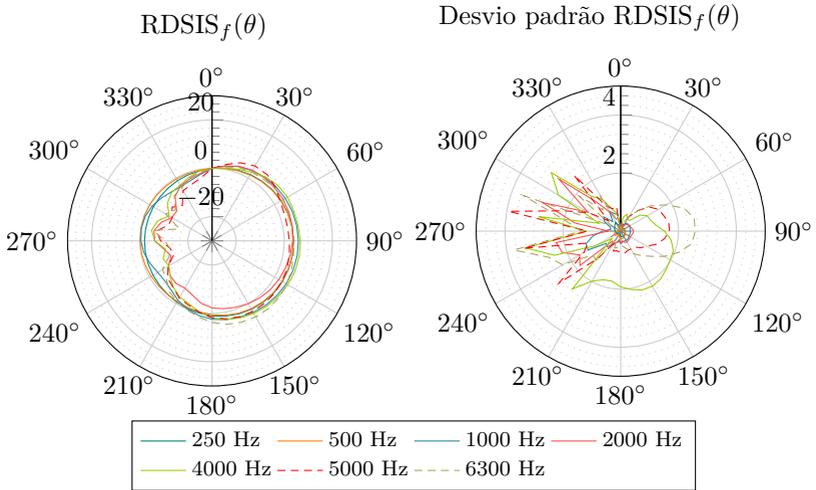


Figura 5.28 – resposta direcional simulada *in situ* $RDSIS_f(\theta)$ do AASI de referência (esquerda) e desvio padrão da $RDSIS_f(\theta)$ (direita).

O padrão demonstrado no SISDR do aparelho de referência é interpretado como omnidirecional. Apenas para frequências mais altas nota-se uma redução do $RDSIS_f(\theta)$ para os sons incidentes pelo lado contralateral. Tal comportamento é esperado em decorrência da difração, que depende do comprimento da onda, não sendo necessariamente uma característica do AASI, mas sim do seu posicionamento na cabeça. A direcionalidade do AASI é ditada pelas características dos microfones do aparelho auditivo. Com o advento dos AASI digitais e da possibilidade de utilização de técnicas de processamento de sinais avançadas que reduzem o ruído vindo de determinadas direções, alguns AASI vêm sendo projetados com o intuito de ter características direcionais.

Do ponto de vista do usuário, a direcionalidade pode exercer um papel importante na percepção da qualidade do aparelho, principalmente para conversações. Em um diálogo, normalmente o usuário

localiza-se à frente do locutor, portanto, a amplificação do sinal que incide frontalmente é mais importante que a dos sinais originados de outras direções. Sem contar a possibilidade de utilização de um microfone remoto, os microfones direcionais são com certeza a maneira mais eficaz de melhorar a inteligibilidade em ambientes ruidosos.

O resultado obtido anteriormente para o $RDSIS_f(\theta)$ reflete as características direcionais do AASI montado no manequim. Para se comparar as características direcionais do AASI montado do manequim com às características direcionais do manequim sem o AASI, a resposta direcional de inserção simulada $RDIS_\theta(f)$ é determinada para alguns ângulos de incidência sonora conforme mostrado na Figura 5.29.

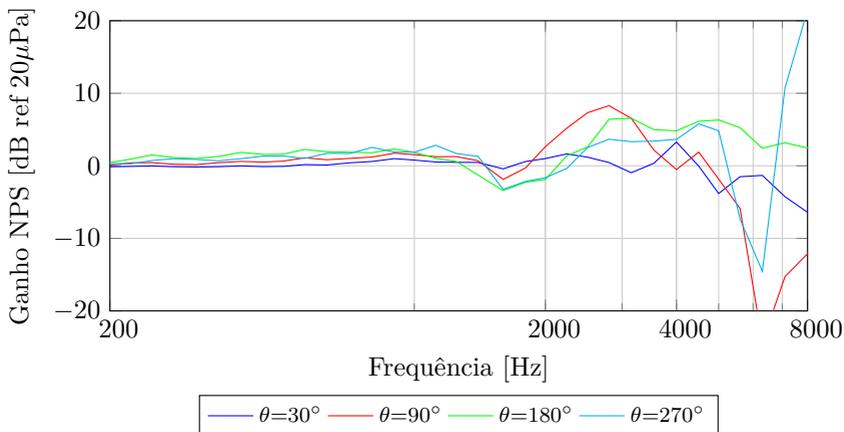


Figura 5.29 – Resposta direcional de inserção simulada $RDIS_\theta(f)$ do AASI de referência para os ângulos de incidência sonora θ 30°, 90°, 180° e 270°.

Novamente as características omnidirecionais são confirmadas e nota-se um pequeno ganho em frequências a partir de 3 kHz para os ângulos de incidência lateral e contralateral. Devido a faixa de frequência do aparelho de referência a análise dos resultados acima de 5,5 kHz (f_{\max}) é de pouca utilidade.

A partir do $RDIS_\theta(f)$ foram determinados o índice de diretividade $ID_{2D}(f)$ e o índice de diretividade ponderado IDP_{II2D} , apresentados na Tabela 5.13 para cada uma das seis iterações executadas.

A partir da análise da Tabela 5.13 constata-se que para a maioria das frequências os valores de ID_{2D} são negativos. Isso significa que menor amplificação é aplicada aos sons com incidência frontal se com-

Tabela 5.13 – Índice de diretividade $ID_{2D}(f)$ e índice de diretividade ponderada $IDPII_{2D}$ para o AASI de referência.

Frequência [Hz]	ID_{2D} 1 [dB]	ID_{2D} 2 [dB]	ID_{2D} 3 [dB]	ID_{2D} 4 [dB]	ID_{2D} 5 [dB]	ID_{2D} 6 [dB]	Média [dB]	Desvio Padrão [dB]
200	-0,89	-0,73	-0,71	-0,67	-0,55	-0,62	-0,70	0,11
250	-1,35	-1,57	-1,63	-1,42	-1,54	-1,31	-1,47	0,12
315	-1,03	-0,95	-1,04	-0,88	-0,90	-0,80	-0,93	0,08
400	-1,59	-1,81	-2,00	-1,66	-1,80	-1,72	-1,76	0,13
500	-1,60	-1,72	-1,85	-1,73	-1,59	-1,56	-1,67	0,10
630	-3,08	-2,72	-2,72	-2,47	-2,48	-2,52	-2,67	0,21
800	-2,95	-2,63	-2,86	-2,32	-2,73	-2,42	-2,65	0,23
1000	-2,77	-2,93	-3,38	-2,48	-3,19	-2,70	-2,91	0,30
1250	-5,00	-3,87	-4,00	-3,22	-3,69	-3,68	-3,91	0,54
1600	-0,71	-1,68	-1,40	-1,03	-1,40	-1,11	-1,22	0,31
2000	-0,52	-0,32	-1,01	0,16	-0,40	-0,32	-0,40	0,35
2500	-2,44	-2,39	-3,61	-1,96	-3,04	-2,40	-2,64	0,54
3150	-3,93	-3,59	-3,74	-3,07	-3,46	-4,31	-3,68	0,39
4000	-1,59	-1,05	-2,20	0,88	-0,55	-0,57	-0,85	0,96
5000	-3,41	-3,90	-2,01	0,61	-2,20	-2,12	-2,17	1,43
6300	2,40	2,47	3,37	5,03	3,72	4,77	3,63	1,02
8000	-4,81	-3,53	-17,02	1,83	-1,06	-9,11	-5,61	6,10
$SIIDI_{2D}$	-2,28	-2,14	-2,62	-1,23	-1,93	-1,96	-2,03	0,39

parados com os demais ângulos. Conforme esperado, o desvio padrão do ID_{2D} seguiu a mesma tendência de crescimento com a frequência observada nos ensaios. O ID_{2D} tem forte correlação com a melhora na relação sinal ruído proporcionada pelo AASI para os casos onde o locutor está próximo do usuário [23]. Normalmente AASI omnidirecionais apresentam ID_{2D} entre 0 e 1 (ou até negativo), enquanto que direcionais considerados bem projetados, apresentam algo entre 4 e 6 [25]. Entretanto, para alguns AASI com *arrays* de microfones o ID_{2D} pode chegar em até 14. Diante disso, os valores do ID_{2D} corroboram para a afirmação das características omnidirecionais do AASI de referência. Os valores negativos encontrados evidenciam uma deficiência do aparelho no aspecto de que sons de incidência frontal não são priorizados na amplificação, o que de forma geral não é desejado.

No cálculo do $SIIDI_{2D}$ nota-se que a variabilidade entre os ensaios foi provocada principalmente pelas altas frequências que estão fora da faixa de resposta do AASI. A IEC 60118-8 não dá nenhum tipo de recomendação para não considerar as frequências nesse caso, enquanto a ANSI S3.35 dá opções para a aplicação da ponderação em faixas de frequência reduzidas. A ponderação do índice de diretividade é interessante para dar representatividade ao resultado com relação ao grau de

importância de cada região de frequência com relação a percepção da fala.

5.4 Resultados segundo IEC 61669 utilizando o KEMAR

Os resultados obtidos segundo a IEC 61669 foram realizados no KEMAR utilizando o AASI de referência. A Figura 5.30 apresenta a média do ganho da orelha não ocluída $REUG(f)$ para a orelha esquerda (OE) e orelha direita (OD), obtido a partir dos resultados de dez medições com o reposicionamento do microfone sonda em cada uma delas. Na Figura 5.30 também são mostrados os respectivos desvios padrão (DP).

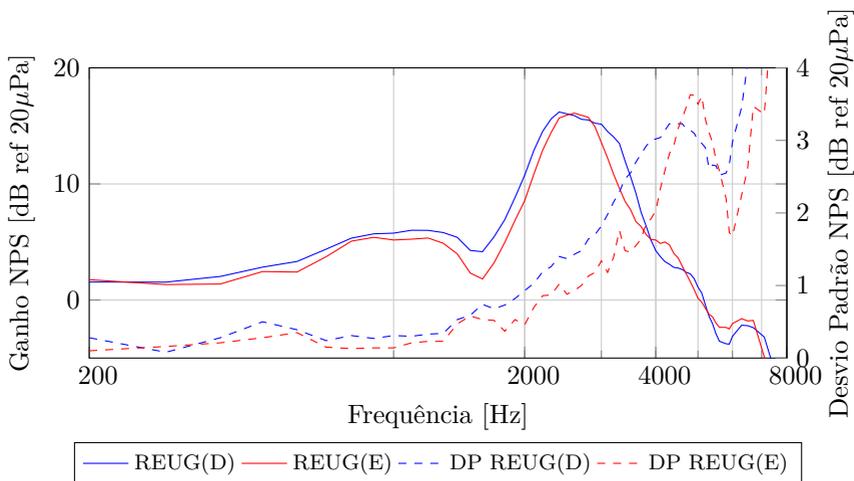


Figura 5.30 – Média e desvio padrão dos resultados de ganho da orelha não ocluída $REUG(f)$ do KEMAR obtidas segundo a IEC 61669.

A pequena diferença entre as duas orelhas também é observada nesse ensaio. O desvio padrão observado é crescente com o aumento da frequência e atinge níveis consideráveis, levando ao questionamento da validade dos ensaios a partir de 3 kHz. Este ensaio permite avaliar com boa exatidão quais níveis o usuário efetivamente percebe. Além disso, no processo de adaptação do AASI o $REUG(f)$ permite a conversão entre o resultado da audiometria, dado em dB NA, para dB, fundamental para a programação apropriada do aparelho. Os resultado do

$REUG(f)$ pode indicar ainda anomalias do canal auditivo ou da orelha médio [70]. Tipicamente, o $REUG(f)$ é obtido para proporcionar uma referência para o a determinação do ganho de inserção $REIG(f)$, o qual é apresentado na Figura 5.31 em conjunto com o $REAG(f)$ utilizado para a sua determinação.

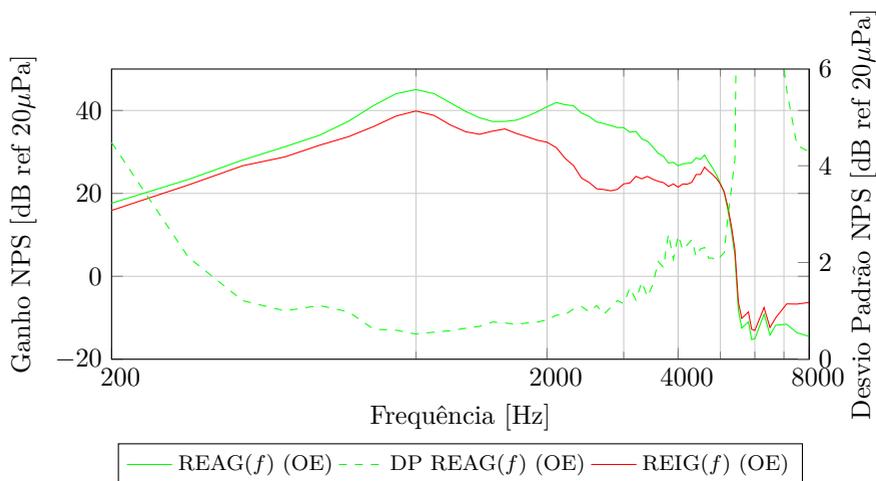


Figura 5.31 – Resultados de ganho da orelha com AASI $REAG(f)$ e do KEMAR com AASI de referência obtidas segundo a IEC 61669.

Os ensaios com o aparelho montado foram realizados para orelha esquerda (OE) em virtude da disponibilidade do molde para esse lado. Na colocação da sonda dentro do canal auditivo com o molde foram encontradas dificuldades em manter a sonda desobstruída. Isso aconteceu pois o canal do KEMAR é rígido e o molde apresentava também considerável rigidez. Por diversas vezes, após o posicionamento do molde percebeu-se uma queda brusca do ganho. Para esses casos, a montagem era realizada novamente, na tentativa de não pressionar demais a sonda.

O $REAG(f)$ apresentou comportamento esperado, com um desvio padrão considerado baixo para frequências dentro da faixa de frequência do aparelho. O Cálculo do ganho de inserção em orelha real $REIG(f)$ foi obtido através da subtração da média do $REAG(f)$ pela média do $REUG(f)$. O $REIG(f)$ apresentou o comportamento esperado, similar ao obtido pelos ensaios da IEC 60118-8. Esse ensaio é um dos mais importantes para seleção e adaptação do AASI, pois fornece informações

essenciais que permitem maior precisão nos ajustes e na avaliação das características da amplificação efetivamente percebida pelo deficiente auditivo [71].

5.5 Comparação entre os resultados dos métodos descritos na IEC 60118-8 e na IEC 61669

Nesta seção comparam-se os resultados do AASI no manequim obtidos com os procedimentos da norma IEC 60118-8, na qual a resposta é medida pelo simulador orelha, e os obtidos com os procedimentos da norma IEC 61669, a qual descreve o uso de um microfone sonda no interior do canal auditivo para medição da resposta. A Figura 5.32 apresenta para os dois casos os ganhos da orelha não ocluída, tanto para orelha direita (OD), como para orelha esquerda (OE). Além disso, o resultado do ganho da orelha não ocluída apresentado pelo manual do KEMAR [68] é também incluído na Figura 5.32 para comparação.

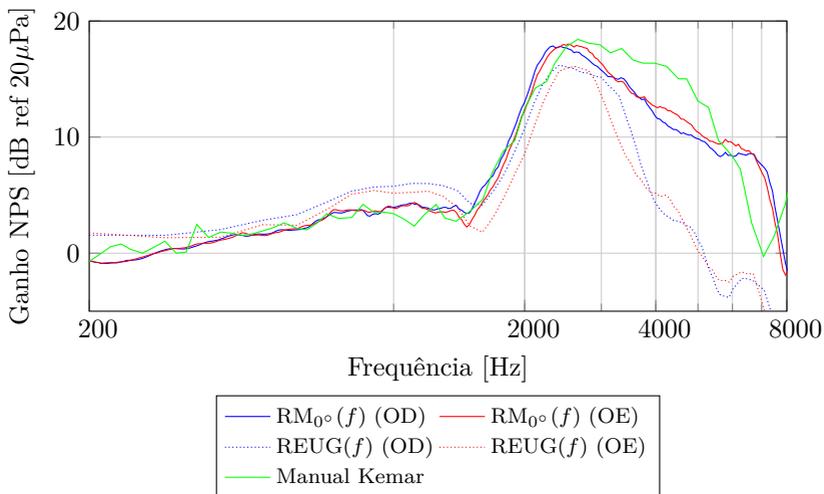


Figura 5.32 – Resultados de ganho da orelha não ocluída do KEMAR fornecido pelo manual, e obtidos a partir dos ensaios segundo a IEC 60118-8 e IEC 661669.

Até aproximadamente 3 kHz as curvas apresentam boa concórdância. A partir dessa frequência os ganhos obtidos através do microfone sonda apresentam uma forte redução. Uma das prováveis causas é

a diferença no método de ajuste do NPS_{p-ref} . Os ensaios segundo a IEC 61669 tiveram o NPS_{p-ref} ajustado com o manequim presente, através de um microfone posicionado acima da orelha. Enquanto que nos ensaios segundo a IEC 60118-8 o ajuste do NPS_{p-ref} foi realizado com o manequim ausente. Portanto, já era esperado que diferenças fossem encontradas, entretanto não nessa magnitude. Esta queda também pode estar associada ao posicionamento inadequado da sonda no interior do canal auditivo. Os procedimentos descritos na IEC 61669 e recomendados pelo manual do equipamento de testes [50] foram realizados para a colocação da sonda. Recomenda-se em análises posteriores que uma investigação mais detalhada da variação do posicionamento da sonda seja realizado.

Na Figura 5.33 os resultados do ganho proporcionado pelo AASI no manequim obtidos pelos diferentes métodos descritos na IEC 60118-8 e IEC 61669 são apresentados. Nota-se que o métodos simplificado apresentou ganhos consideravelmente superiores aos medidos com o usuário a partir de 1,5 kHz. As razões já foram apresentadas e deve-se principalmente pela diferença no sistema de conexão que conduz o sinal sonoro do AASI até a orelha.

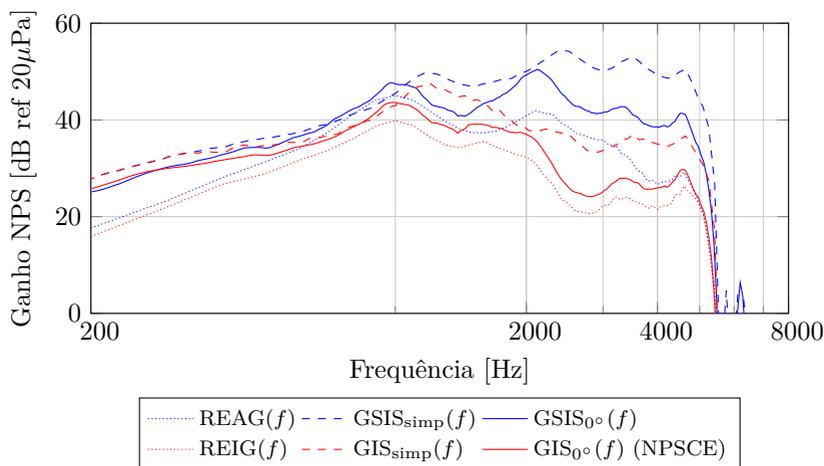


Figura 5.33 – Resultados do ganho do AASI no KEMAR e do ganho de inserção do obtidos a partir dos ensaios segundo a IEC 60118-8 e IEC 661669.

As discrepâncias encontradas entre $GSIS_{0^\circ}(f)$ e $REAG(f)$ podem ser explicadas através da dificuldade encontrada para o posicio-

namento da sonda sem obstruí-la, conforme comentado na Seção 5.4. Com a sonda parcialmente obstruída os níveis podem ter apresentado uma queda. Uma solução possível para essa questão em medições futuras, é realizar um acesso pelo próprio molde da orelha para colocação do microfone sonda.

O ganho de inserção para os métodos em que o manequim foi utilizado ($\text{REIG}(f)$ e $\text{GIS}_{0^\circ}(f)$), apresentaram boa consistência com uma diferença constante em quase toda faixa de frequência, com exceção das baixas frequências. O menor ganho em baixa frequência pode ser devido a um problema de vedação em virtude do recuo do molde para a colocação do microfone sonda, o que também pode ter causado uma redução do ganho total. A diferença sistemática também pode ter sido provocada pela obstrução parcial da sonda, uma vez que o ganho de inserção teoricamente não deveria apresentar dependência do método de ajuste do $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ utilizado.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

6.1 Conclusões

As normas IEC 60118-0, IEC 60118-7, IEC 60118-8 e IEC 61669 foram selecionadas para ter seus procedimentos implementados. Estas normas possuem como escopo a determinação da performance eletroacústica de AASIs em diferentes condições. Para que os procedimentos fossem implementados de forma apropriada, foi realizado uma análise dos requisitos das normas selecionadas. Na sequência, foram selecionados equipamentos que atendessem às exigências mais rígidas estabelecidas, e análises de incerteza das grandezas medidas foram conduzidas de forma a verificar a conformidade das escolhas dos equipamentos com as exigências das normas.

Os procedimentos de cada ensaio das normas foi descrito e analisado visando sua correta implementação. Um AASI de referência, em que resultados segundo a IEC 60118-0 foram disponibilizados por um laboratório acreditado, foi utilizado para a validação da montagem realizada no LVA. Em virtude da recente revisão da norma IEC 60118-0 em 2015, os resultados disponibilizados pelo laboratório de referência foram realizados conforme a versão antiga, IEC 60118-0:1983, a qual estabelecia o uso de um simulador de orelha para os ensaios. Já a versão atual, IEC 60118-0:2015, descreve o uso de um acoplador 2CC. Em vista disso os procedimentos foram implementados utilizando o simulador de orelha e o acoplador de 2CC. Com exceção da questão do acoplador, as duas versões apresentam procedimentos bem similares, as diferenças encontradas foram comentadas ao longo do trabalho, mas não prejudicaram a validação dos procedimentos. Na comparação entre os resultados obtidos com os procedimentos realizados no LVA e os resultados emitidos pelo laboratório de referência, foi observado boa concordância. Em todos os ensaios realizados os resultados foram metrologicamente equivalentes, quando consideradas as respectivas incertezas de medição. Dessa forma os procedimentos implementados foram considerados validados e o *set up* pronto para realização de ensaios com confiança nos resultados obtidos. Para a comparação dos resultados obtidos com o acoplador de 2CC um sistema comercial de testes em aparelhos auditivos foi utilizado. Os ensaios foram executados para o AASI de referência e os resultados obtidos também apresentaram boa concordância.

Como os procedimentos descritos na IEC 60118-0 e na IEC 60118-

7 são similares é possível estender a validação do sistema montado no LVA para a IEC 60118-7. A avaliação de seis aparelhos auditivos comerciais segundo a IEC 60118-7 foi conduzida utilizando o sistema e procedimentos implementados no LVA e o sistema comercial de testes em aparelhos auditivos. De forma geral os resultados obtidos indicaram conformidade dos AASI com as exigências da norma. Entretanto a análise foi prejudicada em virtude da ausência de um componente no gancho do aparelho, o qual estava especificado pelo fabricante. Apenas um dos aparelhos foi ensaiado com o gancho especificado pelo fabricante, o qual apresentou quase todos os seus resultados em conformidade com a norma, com exceção da corrente da bateria.

Os ensaios conforme a IEC 60118-8 mostraram resultados com uma dispersão significativa para frequências mais altas, limitando a frequência máxima de análise. Recomenda-se, portanto que em testes futuros sejam reavaliadas a questão da cobertura do piso da câmara com material acústico e o sistema de movimentação angular. Entretanto, devido a limitação da faixa de frequência do aparelho ensaiado, a interpretabilidade dos resultados não foi prejudicadas. Os resultados para os ensaios de avaliação das características direcionais do AASI foram coerentes com a característica omnidirecional do AASI de referência.

Nas avaliações em orelha real segundo a IEC 61669, utilizou-se um sistema comercial de testes e os ensaios foram conduzidos no manequim com o AASI de referência. Os resultados obtidos foram considerados problemáticos em alta frequência. Isso ficou evidente na comparação com os resultados obtidos segundo a IEC 60118-8. É necessário que investigações futuras sejam conduzidas para confirmar as hipóteses apresentadas. Já para o ganho de inserção, a comparação entre os resultados obtidos pela IEC 61669 e pela IEC 60118-8 apresentaram boa consistência apesar das maiores diferenças em baixa frequência.

De forma global os objetivos propostos foram alcançados. A realização desse trabalho confirma a capacidade técnica e infraestrutural do LVA tornar-se futuramente um laboratório acreditado para realização de ensaios em conformidade com as normas para avaliação de AASI. A estrutura física e técnica montada viabiliza ao laboratório a condução de futuras investigações na área de AASI. Além disso, o trabalho estabelece de forma prática soluções que obedecem os requisitos estabelecidos na norma e detalha todo procedimento necessário para uma adequada implementação das mesmas. O conhecimento dos métodos de avaliação é fundamental para o desenvolvimento de novos produtos e novas tecnologias, dessa forma o LVA possui também posicionamento estratégico caso deseje seguir na linha de pesquisa e desenvolvimento

da área de AASI.

6.2 Sugestões para trabalhos futuros

Diante das perspectivas de continuidade do trabalho, sugere-se como trabalhos futuros:

- Reavaliação do dispositivo de movimentação angular do manequim;
- Realização da análise da incerteza de medição para o índice de diretividade;
- Ensaiar aparelhos direcionais segundo os procedimentos da IEC 60118-8;
- Realização de uma intercomparação entre laboratórios para os procedimentos da norma IEC 60118-0;
- Realização de uma intercomparação entre laboratórios para os procedimentos da norma IEC 60118-8;
- Implementar os procedimentos das demais normas previstas na série IEC 60118.

REFERÊNCIAS

- [1] Fundação CECIERJ. A química e os sentidos i: Paladar e olfato. **Extensão, CECIERJ, Brasil**, 2010. Disponível em: <<http://200.156.70.12/sme/cursos/EQU/EQ18/modulo1/aula0/pdfs/IntroducaoNeuroquimica.pdf>>.
- [2] GAGLIARDI, C.; BARRELLA, F. Uso da informática na educação do deficiente auditivo: um modelo metodológico. **Anais da XVI Reunião Anual de Psicologia**, p. 120–123, 1986.
- [3] SILMAN, S. et al. Próteses auditivas: um estudo sobre seu benefício na qualidade de vida de indivíduos portadores de perda auditiva neurossensorial. **Distúrbios da Comunicação. ISSN 2176-2724**, v. 16, n. 2, 2004.
- [4] BRASIL. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, **CENSO 2010**. 2010.
- [5] VOGEL, I. et al. Adolescents risky mp3-player listening and its psychosocial correlates. **Health education research**, Oxford Univ Press, p. cyq091, 2011.
- [6] TUNG, C.-Y.; CHAO, K.-P. Effect of recreational noise exposure on hearing impairment among teenage students. **Research in developmental disabilities**, Elsevier, v. 34, n. 1, p. 126–132, 2013.
- [7] VERAS, R. P.; MATTOS, L. C. Audiologia do envelhecimento: revisão da literatura e perspectivas atuais. **Rev Bras Otorrinolaringol**, SciELO Brasil, v. 73, n. 1, p. 128–34, 2007.
- [8] LIMB, S. J. et al. Ensuring financial access to hearing aids for infants and young children. **Pediatrics**, Am Acad Pediatrics, v. 126, n. Supplement 1, p. s43–s51, 2010.
- [9] MOHR, P. E. et al. The societal costs of severe to profound hearing loss in the united states. **International journal of technology assessment in health care**, Cambridge Univ Press, v. 16, n. 04, p. 1120–1135, 2000.
- [10] ELZOUKI, A. Y. et al. **Textbook of clinical pediatrics**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2011.

- [11] RINALDI, G. et al. Deficiência auditiva. **Série Atualidades Pedagógicas**, n. 4, 1997.
- [12] BERNARDEZ-BRAGA, G. R. A. **Comparação das medidas com microfone sonda realizadas face a face e via teleconsulta**. Dissertação (Mestrado) — Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2008.
- [13] CORDIOLI, J. A. **PROJETO DE PESQUISA: Avaliação do desempenho de aparelhos auditivos com base em normas internacionais e intercomparação entre laboratórios nacionais**. [S.l.], 2013.
- [14] INMETRO. **Metrologia Legal**. 2014. Acessado em 17 de outubro de 2014. Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/metlegal/definicao.asp>>.
- [15] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. Iec 60118-0. **Electroacoustics - Hearing aids - Measurement of the performance characteristics of hearing aids**, 2015.
- [16] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60118-7. **Eletroacústica – Aparelhos de amplificação sonora individual - Parte 7: Medições das características de desempenho de aparelhos de amplificação sonora individual, com a finalidade de garantir a qualidade da produção, do fornecimento e da entrega.**, 2014.
- [17] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60118-8. **Eletroacústica – Aparelhos de amplificação sonora individual - Parte 7: Medições das características de desempenho de aparelhos de amplificação sonora individual em condições de funcionamento simuladas in situ**, 2014.
- [18] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. 61669:2015. **Electroacoustics – Measurement of real-ear acoustical performance characteristics of hearing aids**, 2015.
- [19] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. 60118-0:1983/amd1:1994. **Amendment 1 - Hearing aids. Part 0: Measurement of electroacoustical characteristics**, 1983.

- [20] HANSEN, C. H. Fundamentals of acoustics. **Occupational Exposure to Noise: Evaluation, Prevention and Control**. World Health Organization, 2001.
- [21] BUTLER, L. Intermodulation performance and measurement of intermodulation components. **Amateur Radio**, August, 1997.
- [22] AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Asa s3. 22-2014, specification of hearing aid characteristics. **New York, NY: American National Standards Institute**, 2014.
- [23] DILLON, H. **Hearing aids**. Thieme, 2001. [S.l.]: Thieme, 2001.
- [24] Acessado em 28 de Junho de 2016. Disponível em: <<http://brown-howlett.com/hummingbird/hearing-aid-types/>>.
- [25] KILLION, M. C.; CHRISTENSEN, L. A. Hearing aid amplification. **Textbook of Hearing Aid Amplification**, Cengage Learning, p. 171, 2000.
- [26] SCHARF, B. Critical bands. **Foundations of modern auditory theory**, Academic Press New York, v. 1, p. 157–202, 1970.
- [27] Acessado em 28 de Junho de 2016. Disponível em: <<https://betterhearingblog.com/category/audiology/page/2/>>.
- [28] RUSSO, I.; BEHLAU, M. **Percepção da fala: análise acústica do português brasileiro**. [S.l.]: Lovise, 1993.
- [29] MATAS, C. et al. Verificação e validação do processo de seleção e adaptação de próteses auditivas. **Almeida K, Iório MCM. Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas**. 2ª ed. São Paulo: Lovise, p. 306–22, 2003.
- [30] BRASIL. Portaria n 2.073. **Institui a Política Nacional de Atenção a Saúde Auditiva**. Ministério da Saúde do Brasil., 2004. Disponível em: <<http://portal.saude.gov.br>>.
- [31] KONIG, W. Theory of the rayleigh disc. **Wied. Ann**, v. 43, p. 43–60, 1891.
- [32] ROMANOW, F. F. Methods for measuring the performance of hearing aids. **The Journal of the Acoustical Society of America**, Acoustical Society of America, v. 13, n. 3, p. 294–304, 1942.

- [33] ASSOCIATION, C. of the A. H. A. et al. **Tentative code for measurement of performance of hearing aids**. [S.l.]: Amer, 1945.
- [34] ZWISLOCKI, J. J. **An acoustic coupler for earphone calibration**. [S.l.]: Laboratory of Sensory Communication, Syracuse University, 1970.
- [35] BURKHARD, M. D. **Manikin Measurements: Conference Proceedings**. [S.l.]: Industrial Research Products, Incorporated, 1978.
- [36] PAUL, S. Binaural recording technology: A historical review and possible future developments. **Acta acustica united with Acustica**, S. Hirzel Verlag, v. 95, n. 5, p. 767–788, 2009.
- [37] R, M. T. G. Hearing aids - acoustic and emc test methods/standards. **Annual International Conference of the IEEE**, n. 18, p. p. 2196–7, 1996. Anais Amsterdam - The Netherlands.
- [38] PENTEADO, S. P. **Desenvolvimento de prótese auditiva retroauricular, digital e de especificações mínimas**. Tese (Doutorado) — Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, 2009.
- [39] COMMISSION, I. E. **IEC WEBSTORE**. 2014. Acessado em 10 de outubro de 2014. Disponível em: <<http://webstore.iec.ch/>>Acessadoem07/10/2014>.
- [40] JESPERSEN, C. T.; MØLLER, K. N. Reliability of real ear insertion gain in behind-the-ear hearing aids with different coupling systems to the ear canal. **International journal of audiology**, Informa Healthcare Stockholm, v. 52, n. 3, p. 169–176, 2013.
- [41] AUDIOLOGY, B. S. of. Guidance on the use of real ear measurement to verify the fitting of digital signal processing hearing aids. Disponível em: <<http://www.thebsa.org.uk/docs/RecPro/REM.pdf>>.
- [42] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. 60318-5:2006. **Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 5: 2 cm³ coupler for the measurement of**

hearing aids and earphones coupled to the ear by means of ear inserts, 2006.

- [43] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMISSION. 60318-4:2010. **Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts**, 2010.
- [44] INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMISSION. 60318-7:2011. **Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 7: Head and torso simulator for acoustic measurement of hearing aids**, 2011.
- [45] ISOGUM. Avaliação de dados de medição - guia para a expressão de incerteza de medição. **Duque de Caxias, RJ: INMETRO/CICMA/SEPIN**, n. 1 Edição Brasileira da 1 Edição do BIPM de 2008, 2008.
- [46] CIPM (1980). Rapport bipm-80/3 (report on the bipm enquiry on error statements, bipm proc.-verb. com. int. poids et mesures 48). **Bur. Intl. Poids et**, 1980.
- [47] FLESCHE, C. A. **METROLOGIA E ELETRÔNICA BÁSICA PARA INSTRUMENTAÇÃO**. 2003.
- [48] DUNN, F. et al. **Springer handbook of acoustics**. [S.l.]: Springer, 2015.
- [49] IEC 60118-8: Electroacoustics - Hearing Aids - Part 8: Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated in situ working conditions.
- [50] FONIX ®8000. **Hearing Aid Test System Operator's Manual**. 2.41. ed. [S.l.], 2013.
- [51] National Instruments. **Sound and Vibration Toolkit**. [S.l.].
- [52] INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION. Iso 3 preferred numbers – series of preferred numbers. 1973.
- [53] DILLON, H. Compression in hearing aids. **Handbook of hearing aid amplification**, v. 1, p. 121–145, 1988.
- [54] (R2007), A. S.-. Methods for calculation of the speech intelligibility index. 2007.

- [55] AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Asa s3. 35-2010, method of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated real-ear working conditions. **New York, NY: American National Standards Institute**, 2010.
- [56] PEDROSO, M. A. **ASPECTOS METROLÓGICOS DA CALIBRAÇÃO DE AUDIÔMETROS**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2002.
- [57] ISOGUM. Versão brasileira do documento de referência ea-4/02-s1, suplemento 1 ao ea-4/02 - expressão de incerteza de medição na calibração - exemplos. **Rio de Janeiro, INMETRO e SBM**, 1999.
- [58] National Instruments. Making accurate frequency measurements. **National Instruments White Papers**, 2013.
- [59] TEMME, S. Audio distortion measurements. **Application Note, Bruel & Kjar**, 1992.
- [60] HANDBOOK, M. Vol. 1: Theory. **Technical Documentation Bruel & Kjaer**, 1996.
- [61] BANERJEE, S. **The compression handbook**. [S.l.]: Starkey, 2011.
- [62] AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE. Asa s3. 42-1992:r2012, testing hearing aids with broad-band noise signal. **New York, NY: American National Standards Institute**, 1992.
- [63] AGNEW, J. The causes and effects of distortion and internal noise in hearing aids. **Trends in amplification**, Sage Publications, v. 3, n. 3, p. 82, 1998.
- [64] DAVIS, S. Hearing aid balances energy efficiency and performance. **Power Electronics**, 2011. Disponível em: <<http://powerelectronics.com/mobile/hearing-aid-balances-energy-efficiency-and-performance>>.
- [65] ARMSTRONG, S. Chips and dips-an engineering perspective of hearing aids circuits, power, supplies and the like. **Paper presented at Jackson Hole Rendevoez**, 1996.

- [66] OTICON. **Product and fitting information OTICON Hearing aids Datasheets**. [S.l.]. Disponível em: <http://sejk.oep.hu/getfile.php?object=310172014_1325501052_rxf343.pdf&name=Adapto_ITE_adatlap.pdf>.
- [67] PHONAK. **Technical Data Hearing Aids (Versata SP)**. [S.l.]. Disponível em: <https://www.phonakpro.com/content/dam/phonak/b2b/C_M_tools/Hearing_Instruments/Versata/datasheets/com_datasheet_Versata_SP_GB.pdf>.
- [68] GRAS. **Manual KEMAR**. [S.l.].
- [69] VORLANDER, M. Freifeld- und diffusfeld-obertragungsmabe von natiirlichen kopfen und von kunstkopfen. [1991]. *Acustica*, v. 74, p. 192, 1991.
- [70] MUELLER, H. G.; HAWKINS, D. B.; NORTHERN, J. L. **Probe microphone measurements: Hearing aid selection and assessment**. [S.l.]: Singular, 1992.
- [71] COSTA, M.; COUTO, C.; ALMEIDA, K. A utilização das mensurações in situ na avaliação do desempenho das próteses auditivas. **Próteses auditivas: fundamentos teóricos e aplicações clínicas**, Lovise São Paulo, v. 2, p. 141–60, 2003.
- [72] TELECOMMUNICATION STANDARDIZATION SECTOR OF ITU. **SERIES P: TERMINALS AND SUBJECTIVE AND OBJECTIVE ASSESSMENT METHODS - Artificial ears**.
- [73] BARHAM KNUD RASMUSSEN, T. F. D. R. R.; ZMIERCZAK., T. **Measurement of the acoustical impedance of artificial ears**. [S.l.], 2008.
- [74] RASMUSSEN, G. **The Artificial Ear Dilemma: The challenges of modern handset testing**. [S.l.], 2000.

APÊNDICE I – Complemento Avaliação da Incerteza de medição

Neste apêndice são detalhados os valores utilizados para as fontes de incertezas no Capítulo 4.

I.1 Tensão de entrada

O balanço de incerteza para a medição da tensão de entrada no canal de entrada analógica da placa PXI-e 4461 é apresentado na Tabela I.1.

Tabela I.1 – Balanço da incerteza da medição da tensão pela entrada analógica da placa PXI-e 4461.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm]	Distribuição de probabilidade	μ
δ_R	Resolução	0,002	retangular	0,001
μ_{Ac}	Acurácia da amplitude do ganho	0,030	normal	0,021
δ_{lin}	Linearidade na frequência	0,006	retangular	0,003
$\delta_{R_{de}}$	Ruído de densidade espectral	0,180	normal	0,127
$\delta_{R_{id}}$	Ruído <i>idle</i>	0,143	normal	0,101
μ_V	Inc. combinada da tensão de saída V	-	normal	0,164
U_V	Inc. expandida da tensão de saída V	-	normal	0,328

Os valores das incertezas foram estimados considerando o caso mais crítico, correspondente a tensão gerada pelo microfone com sensibilidade de -40 dBV/Pa com o menor NPS utilizado na excitação dos dispositivos sob teste, 50 dB.

- Resolução δ_R : para obter a contribuição na incerteza pela resolução da placa considera-se a taxa de bits da placa (24) e o ganho do canal (30 dB), com esses dados calcula-se a menor divisão possível do sinal. O valor da menor divisão é então dividido por 2 e a incerteza expandida é estimada em 0,02 dB para o caso crítico explicado acima.
- Acurácia μ_{Ac} : o valor da acurácia da amplitude do ganho é fornecido pelo fabricante da placa e é equivalente a 0,03 dB.
- Linearidade na frequência δ_{lin} : em virtude da não linearidade na frequência do amplificador da placa (*AI flatness*) é preciso

contabilizá-la como incerteza, esse dado é fornecido pelo fabricante como 0,006 dB para as configurações utilizadas.

- Ruído de densidade espectral $\delta_{R_{de}}$: o ruído de densidade espectral (*AI Spectral Noise Density*) é obtido através das especificações da placa ($8nV\sqrt{Hz}$) considerando uma faixa de frequência até 10kHz estimada em 0,180 dB para o caso crítico explicado acima
- Ruído interno do canal $\delta_{R_{id}}$: o ruído interno do canal (*AI idle channel noise*) é fornecido pelo fabricante nas especificações da placa para as configurações utilizadas e a incerteza foi estimada em 0,143 dB para o caso crítico explicado acima.

I.2 Tensão de Saída

O balanço de incerteza para a tensão de saída da placa PXI-e 4461 conectado ao amplificador modelo 2718 da empresa *Bruel&Kjaer* é apresentado na Tabela I.2.

Tabela I.2 – Balanço da incerteza da tensão de saída da placa PXI-e 4461 conectado ao amplificador modelo 2718.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm]	Distribuição de probabilidade	μ
δ_R	Resolução	0,002	retangular	0,001
μ_{Ac}	Acurácia da amplitude do ganho	0,1	normal	0,056
δ_{lin}	Linearidade na frequência	0,008	retangular	0,005
$\delta_{lin_{amp}}$	Linearidade na frequência do amplificador externo	0,5	normal	0,289
$\mu_{L_{V_{out}}}$	Inc. combinada de $L_{V_{out}}$	-	normal	0,164
$U_{L_{V_{out}}}$	Inc. expandida de $L_{V_{out}}$	-	normal	0,328

A descrição de cada fonte de incerteza da Tabela I.2 é detalhada abaixo:

- Resolução δ_R : considerando o sinal de saída necessário para gerar o menor nível do campo magnético na espira a contribuição da limitação da resolução para incerteza é de 0,002 dB.
- Acurácia da amplitude do ganho μ_{Ac} : é fornecido pelo fabricante para as configurações utilizadas sendo 0,1 dB (*AI Gain amplitude Accuracy*).
- Linearidade na frequência δ_{lin} : Em virtude da não linearidade na frequência do amplificador da placa PXI-e 4461 (*AI flatness*) o fabricante fornece o valor 0,008 dB para contabilizar a incerteza do comportamento.

- Linearidade na frequência do amplificador externo $\delta_{\text{lin_amp}}$: Em virtude da não linearidade na frequência do amplificador externo modelo 2718 o fabricante fornece o valor 0,5 dB para contabilizar a incerteza do comportamento.

I.3 NPS

As fontes de incerteza relacionadas a medição do NPS são detalhadas abaixo:

- Repetibilidade $\mu_{\text{NPS}_{\text{ref}}}$: A repetibilidade foi estimada através da análise descrita na Seção 3.6.4 para o microfone de controle e assumida como a mesma para as demais análises, o que se mostrou coerente através das análises estatísticas realizadas posteriormente com os resultados.
- Tensão μ_{L_V} : O valor utilizado é detalhado na Tabela I.1.
- Sensibilidade do microfone μ_{L_s} : A incerteza da sensibilidade dos microfones calibrados no INMETRO foi obtida da carta de calibração dos mesmos, caso dos microfones utilizado para o ajuste do $\text{NPS}_{\text{p-ref}}$ e no acoplador 2CC. Para o microfone do simulador de orelha o valor de 0,5 dB com distribuição retangular foi assumido. Esse valor visa englobar a não linearidade da sensibilidade com a frequência e foi estimado a partir da carta de calibração típica dos microfones fornecida pelo fabricante
- Temperatura δ_T : A partir do coeficiente de temperatura fornecido pelo fabricante do microfone ($-0,01 \text{ dB}/^\circ\text{C}$) considera-se que os valores de temperatura ficaram dentro da faixa $23 \pm 2,5 \text{ }^\circ\text{C}$, essa possível variação é assumida como erro máximo.
- Pressão atmosférica δ_P : A partir do coeficiente de pressão atmosférica fornecido pelo fabricante do microfone ($-0,01 \text{ dB/kPa}$) considera-se que os valores de pressão atmosférica ficaram dentro da faixa $101,3_{-20}^{+5}$, essa possível variação é assumida como erro máximo.
- Umidade Relativa δ_H : A partir do coeficiente de umidade relativa fornecido pelo fabricante do microfone ($-0,001 \text{ dB}/\%$) considera-se que os valores de umidade relativa variaram no máximo entre ficaram dentro da faixa 40% – 80%, essa possível variação é assumida como erro máximo.
- Calibração do microfone δ_{cal} : Detalhada na Seção I.3.3

- Desvio nominal NPS_{p-ref} δ_{desnom} : O desvio do valor nominal para o microfone de controle foi estimado em $-0,1$ dB a partir da análise na Seção 3.6.4 através da média das diferenças.
- Diretividade do microfone δ_{dir} : O fabricante fornece apenas curvas de 30 e 30 graus e o erro estimado de posicionamento é da ordem de 5 graus portanto estimou-se um erro máximo de 0,1 dB a partir da curvas declaradas.
- Montagem δ_{mont} : A incerteza devido à montagem foi estimada para cada um dos balanços através da análise estatística de diversas medições realizadas, no caso dos ensaios para IEC60118-0 a análise é mostrada na Seção 5.1.1.3.
- Simulador de orelha até 4kHz δ_{SO4kHz} : Detalhado na Seção I.3.1.
- Simulador de orelha até 4kHz $\delta_{SO4-8kHz}$: Detalhado na Seção I.3.1.
- Acoplador 2CC δ_{2CC} : Detalhado na Seção I.3.2

I.3.1 Simulador de Orelha

A incerteza do NPS em função do conjunto acoplador e microfone (simulador de orelha) pode ser estimada diretamente a partir da incerteza da impedância ¹ de transferência acústica do acoplador, uma vez que a impedância é obtida através da razão entre a pressão acústica e a velocidade de partícula. Esse parâmetro é normalmente expresso na carta de calibração através de um volume efetivo para uma determinada frequência, e assim é possível atestar a sua conformidade. Entretanto o fabricante não fornece a incerteza desse valor e muito menos os valores para outras frequências. Impedindo, portanto, com apenas esses dados a obtenção de uma estimativa para incerteza do acoplador.

A calibração, segundo o fabricante, é realizada em conformidade com a norma ITU P.57 [72], a qual também é utilizada para a calibração de outro simulador de orelha descrito na norma IEC60318-1 *Electroacoustics - Simulators of human head and ear - Part 1: Ear simulator for the measurement of supra-aural and circumaural earphones*. Em 2008 uma rodada de testes entre laboratórios (*round robin tests*) foi realizada para simuladores de orelha segundo a norma IEC60318-1, onde foram os laboratórios conseguiram determinar a impedância com incerteza expandida de aproximadamente 0,5 dB até a frequência

¹(Considerando que apenas ondas planas se propagam, o que é razoável abaixo da frequência de ressonância do acoplador(14 kHz).

de 10 kHz [73]. Em um documento técnico o fabricante afirma que simuladores de orelha fabricado segundo as tolerâncias da IEC60318-4 possuem uma reprodutibilidade da impedância da ordem de 0,2 dB até 4000 Hz [74].

A variabilidade da impedância é exclusivamente dependente das tolerâncias geométricas do acoplador. É reconhecido o avanço dos últimos anos com relação as técnicas de fabricação e verificação de tolerâncias dos acopladores.

Diante das informações encontradas acerca do simulador de orelha, optou-se de forma conservadora, por estimar a incerteza expandida do simulador de orelha em 0,4 dB até 4000 Hz e 0,8 dB para faixa de 4000 Hz a 8000 Hz, com distribuição retangular. Outra opção seria utilizar as tolerâncias presentes na norma, 1 dB até 4000 Hz e 1,2 dB de 4000 Hz a 6300 Hz e 1,7 dB de 6300 Hz a 8000 Hz, porém tal abordagem acarretaria em uma influência que provavelmente não reflete a real incerteza do simulador de orelha.

I.3.2 Acoplador 2CC

O acoplador de 2CC da marca GRAS utilizado tem declarado na sua carta de calibração o volume efetivo de 1995 mm³ que contabiliza a influência da geometria do microfone quando este está acoplado. Porém a carta não traz nenhum valor de incerteza dessa medição. A partir da premissa introduzida na Seção I.3.1, que considera que a relação entre impedância e NPS, a incerteza no NPS devido ao acoplador será estimada.

Partindo do princípio que para a frequência de 250 Hz² as dimensões do acoplador são muito menores comparado comprimento de onda é possível assumir que a pressão é a mesma para qualquer ponto. Considerando o ar dentro do acoplador como um gás ideal e assumindo compressão e expansão adiabática do gás e pode-se calcular a impedância de transferência do acoplador, Z_{2CC} através da Equação I.1 [48].

$$Z_{2CC} = \frac{\rho c_0^2}{j\omega V_{eff}}, \quad (I.1)$$

sendo ρ a densidade do ar, c_0 a velocidade do som no ar, ω a frequência angular e V_{eff} o volume efetivo da cavidade.

Pela norma IEC60318-5 a medição do volume efetivo deve ter uma incerteza expandida máxima de 30mm³ tendo-se em vista que o

²O volume efetivo na carta de calibração é com relação à frequência de 250 Hz.

Tabela I.3 – Parâmetros utilizados para o ar

Condições Ambientais	densidade do ar ρ	velocidade do som c_0
$T = 23C, p_{atm} = 101325kPa;$	$1.1859997 \text{ Kg}/m^3$	345.677519 [m/s]

volume efetivo da carta de calibração é de $1995mm$ é possível colocar estimar a incerteza do volume efetivo como um erro máximo de $\pm 35mm^3$ tendo-se em vista que não se pretende aplicar correção em decorrência do desvio do valor nominal. Com a incerteza do volume efetivo é possível estimar a incerteza da impedância, através da seguinte relação.

$$\mu_{Z_{AB}} = \frac{\rho c_0^2 \mu V_{eff}}{j\omega V_{eff}^2}, \quad (I.2)$$

Utilizando valores apresentados na Tabela I.3 é possível obter uma estimativa da incerteza da impedância de 0, 15 dB.

Diferente do simulador de orelha a impedância na faixa de 125 Hz até 8000 Hz é considerada plana sendo plausível utilizar o valor obtido para 250 Hz para toda faixa. A relação entre a impedância o NPS é obtida da mesma forma como explicado para o simulador de orelha, portanto a incerteza do NPS devido ao acoplador será de 0, 15 dB

I.3.3 Calibrador do microfone

O calibrador de microfone utilizado foi o pistãofone ³ modelo 42AP que já possui sensores de temperatura e pressão atmosférica e apresenta o valor em NPS gerado no interior da cavidade corrigido pela variação da pressão atmosférica. Na incerteza do calibrador são englobados a calibração e as influências do correção do volume equivalente, temperatura, umidade e pressão atmosférica, obtidas através do manual. A Tabela I.4 apresenta o balanço de incerteza

Apesar dos microfones utilizados na parte 0 e no ajuste do campo sonoro para a parte 8 terem sido calibrados recentemente, durante as medições foram realizadas checagens com o calibrador em questão, as quais se mostraram estar dentro das tolerâncias dos valores da carta de calibração, quando analisadas considerando as respectivas incertezas.

³ *Pistonphone* em inglês

Tabela I.4 – Balanço da incerteza da tensão de saída da placa PXI-e 4461 conectado ao amplificador modelo 2718.

Símbolo	Descrição da fonte de incerteza	Valor Bruto [\pm]	Distribuição de probabilidade	μ
μ_{hcal}	Herdada da calibração (k=99%)	0,1	normal	0,033
$\mu_{condatm}$	Condições atmosféricas	0,015	retangular	0,011
$\delta_{V_{eq}}$	Volume equivalente	0,004	retangular	0,002
μ_{cal}	Inc. combinada da calibração de microfones	-	normal	0,035
U_{cal}	Inc. expandida da calibração de microfones	-	normal	0,070

Como esse procedimento fez parte da medição, optou-se por inserir no balanço geral de incertezas a sua contribuição. Já para o simulador de orelha a calibração com o pistãofone é fundamental e permite o ajuste da sensibilidade após a montagem do simulador de orelha no manequim.

I.4 Campo magnético

As fontes de incerteza relacionadas ao campo magnético são detalhadas abaixo:

- Resistência equivalente $\mu_{R_{eq}}$: A incerteza da resistência equivalente foi estimada em $0,286 \Omega$ através das especificações da função de medição de resistência do multímetro FLUKE 8846A.
- Tensão μ_{L_V} : O valor utilizado é detalhado na Tabela I.2.
- Comprimento da espira μ_L : A incerteza do comprimento da espira foi estimada em $0,030$ m através de medições realizadas com uma régua e também contabilizou o pequeno vão na posição de conexão com os cabos⁴.

I.5 Condições atmosféricas

As fontes de incerteza relacionadas as condições atmosféricas foram as declaradas na folha de dados pelo fabricante dos equipamentos utilizados.

⁴O vão é necessário para não curto-circuitar a espira.

APÊNDICE II – Resultados Adicionais

II.1 IEC 60118-0 - Aparelho de Referência

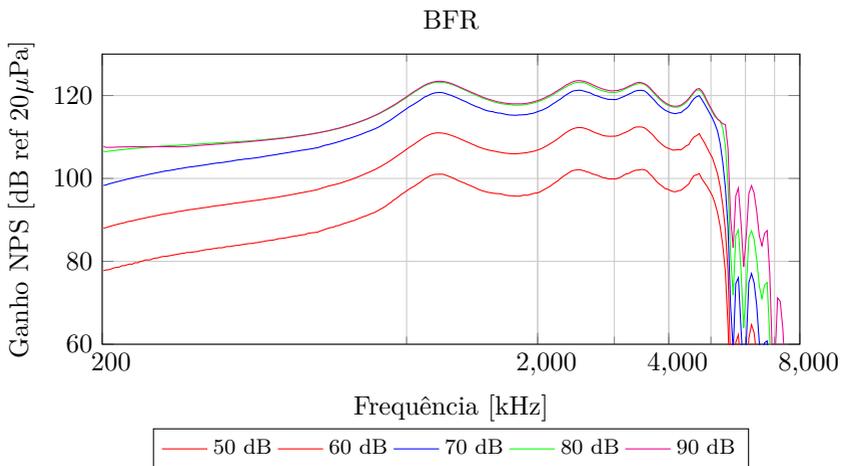


Figura II.1 – Curva básica de resposta em frequência do AASI de referência medida conforme IEC 60118-0 para Múltiplos NPS_{p-ref} .

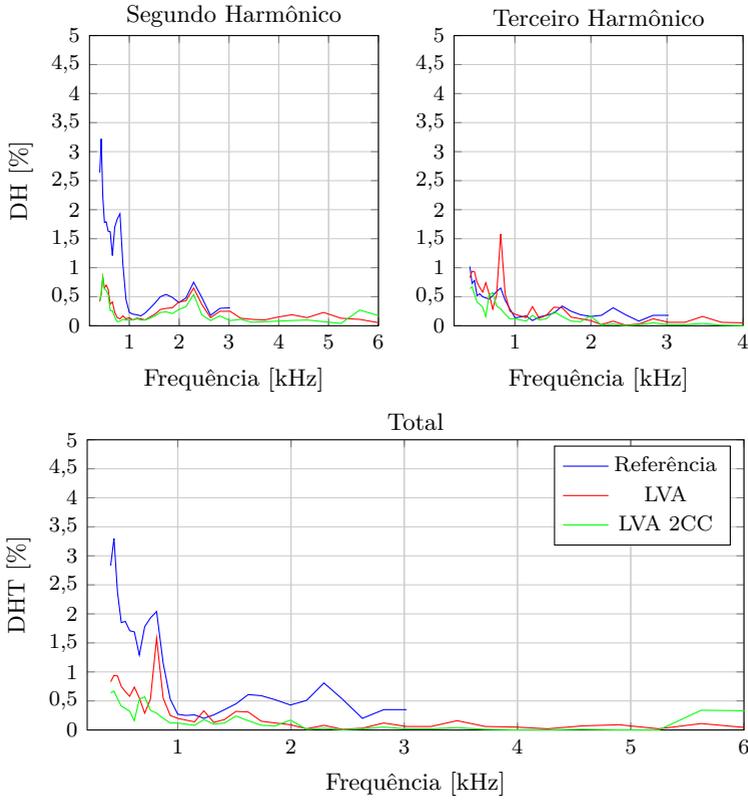


Figura II.2 – Distorção Harmônica Total do AASI de referência para um NPS_{p-ref} de 70 dB.

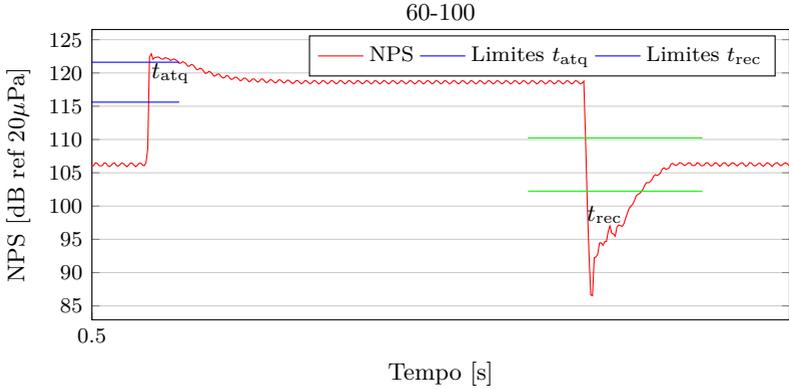


Figura II.3 – NPS no acoplador em relação ao tempo para determinação dos t_{atq} e t_{rec} para o AASI de referência, variando o NPS_{p-ref} de 60 dB a 100 dB.

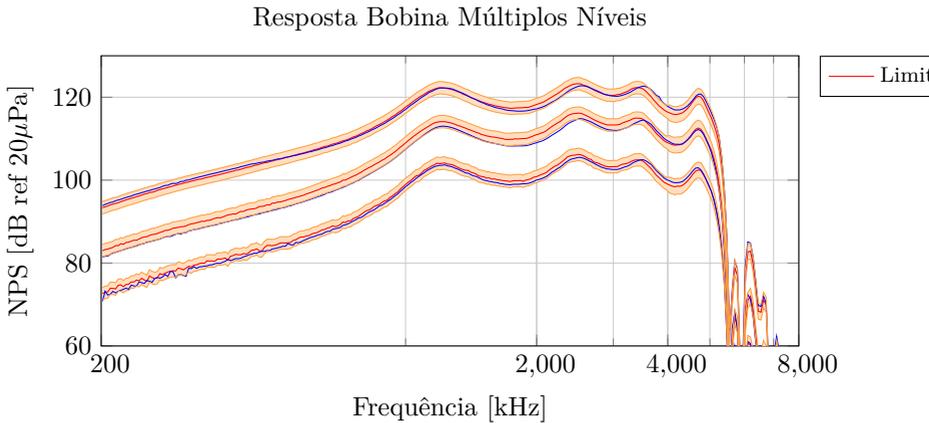


Figura II.4 – Resposta do AASI com simulador de orelha para múltiplos magnitudes de campo magnético de campo magnético (de baixo para cima 10 mA/m; 31,6 mA/m; 100 mA/m;).

LARSO —; LVASO —; Incerteza do LAR —.

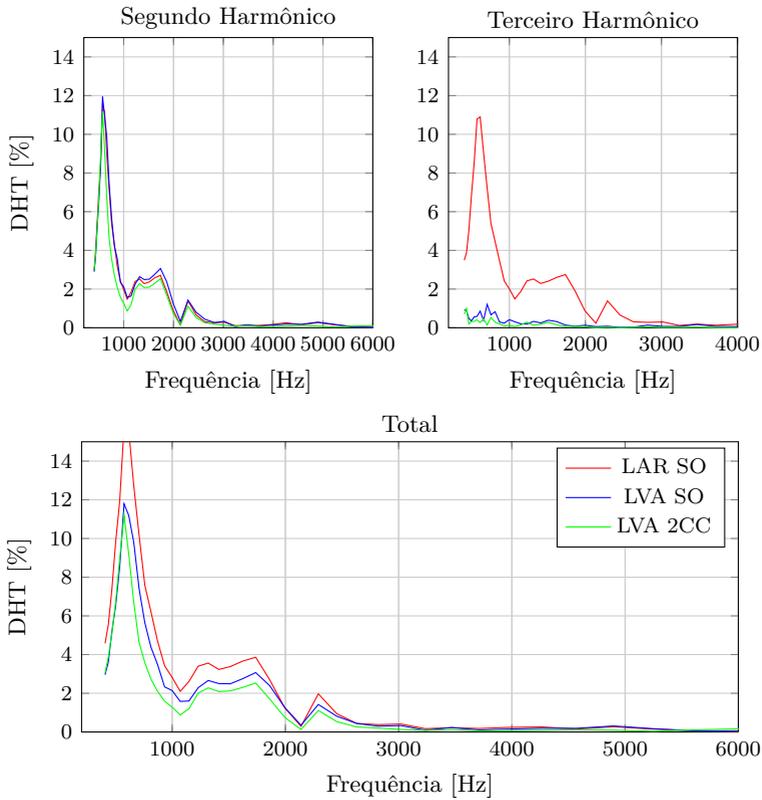


Figura II.5 – Distorção Harmônica Total do AASI de referência para bobina como método de entrada e magnitude do campo magnético em 100 mA/m.

II.2 IEC60118-7 - Aparelhos Comerciais

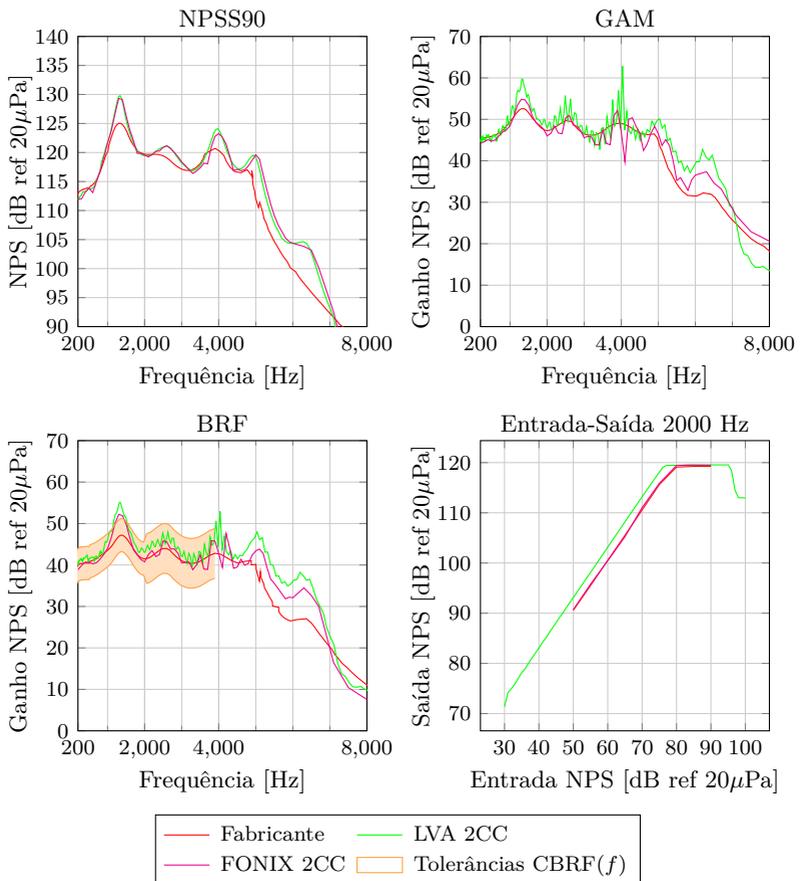


Figura II.6 – Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial B.

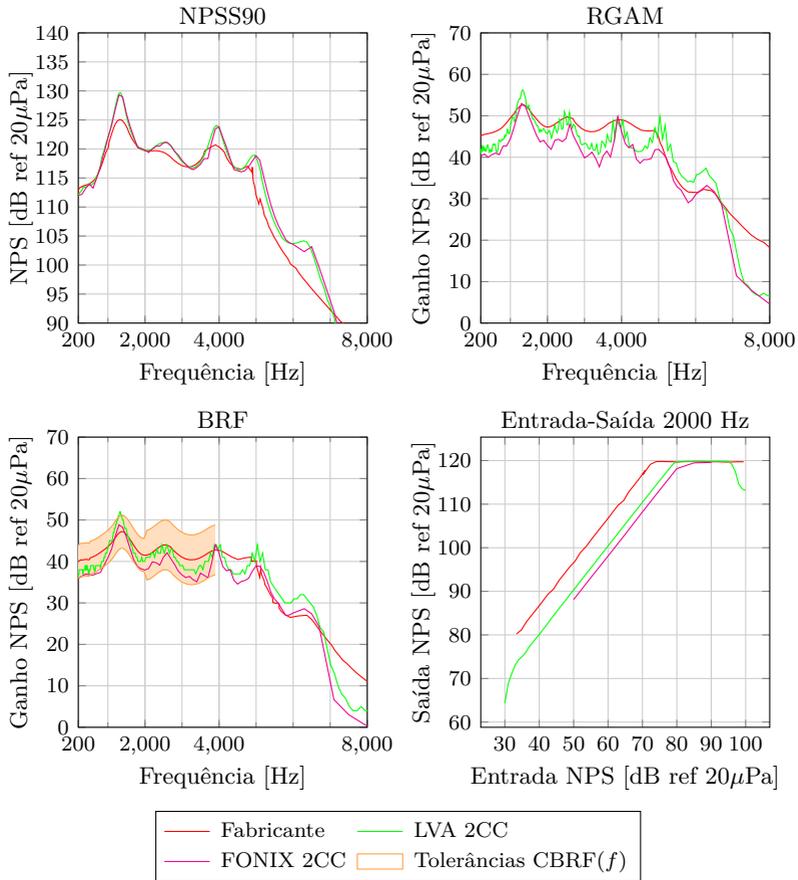


Figura II.7 – Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial C.

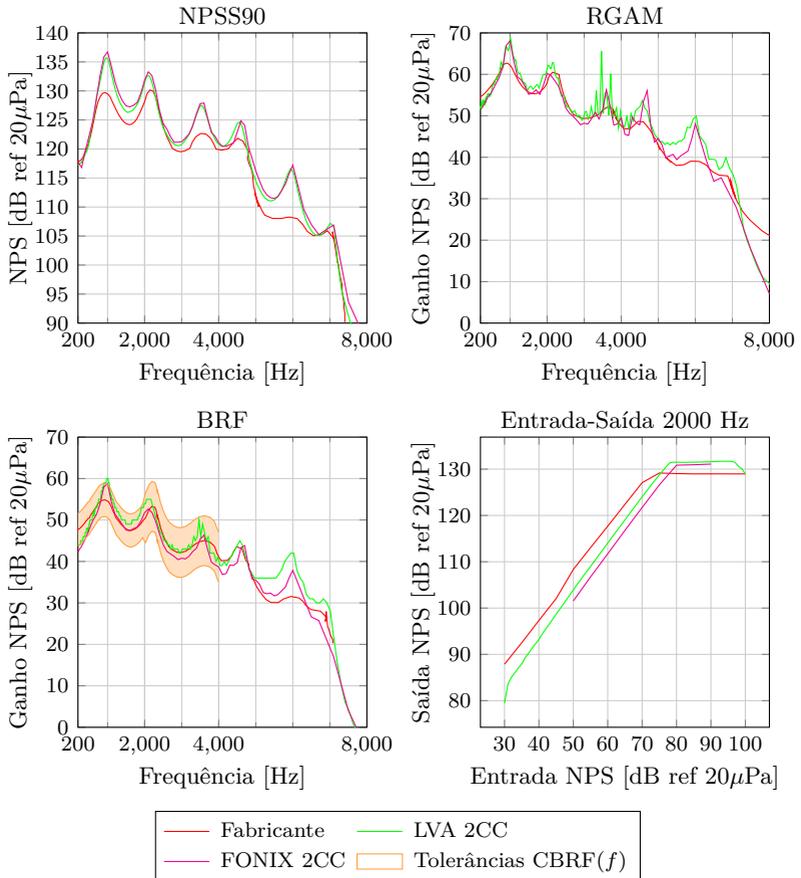


Figura II.8 – Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial D.

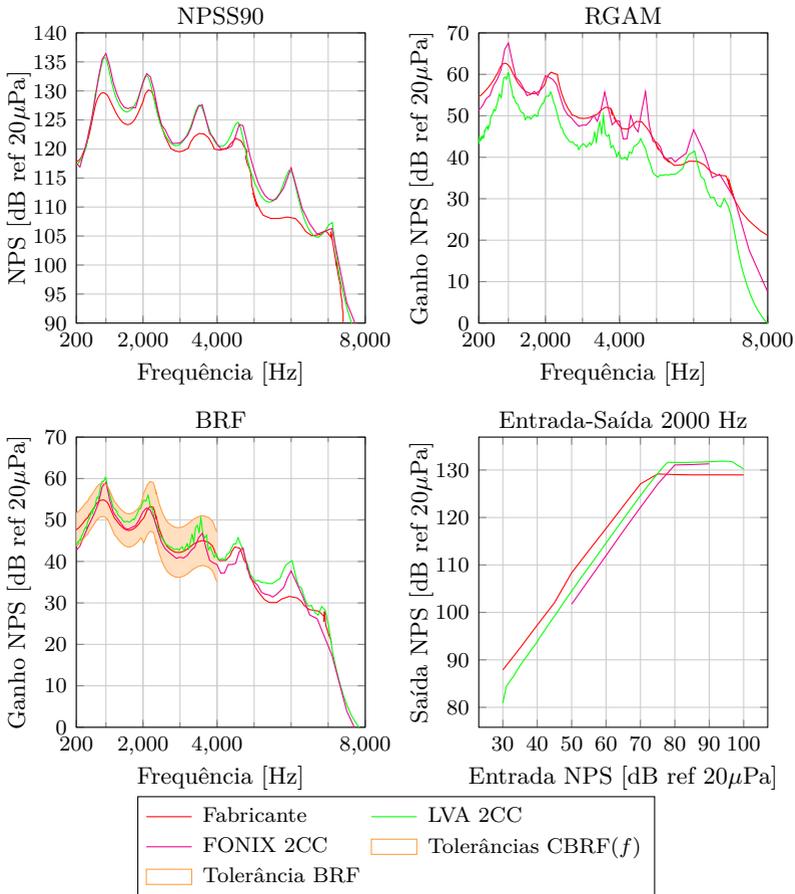


Figura II.9 – Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial D.

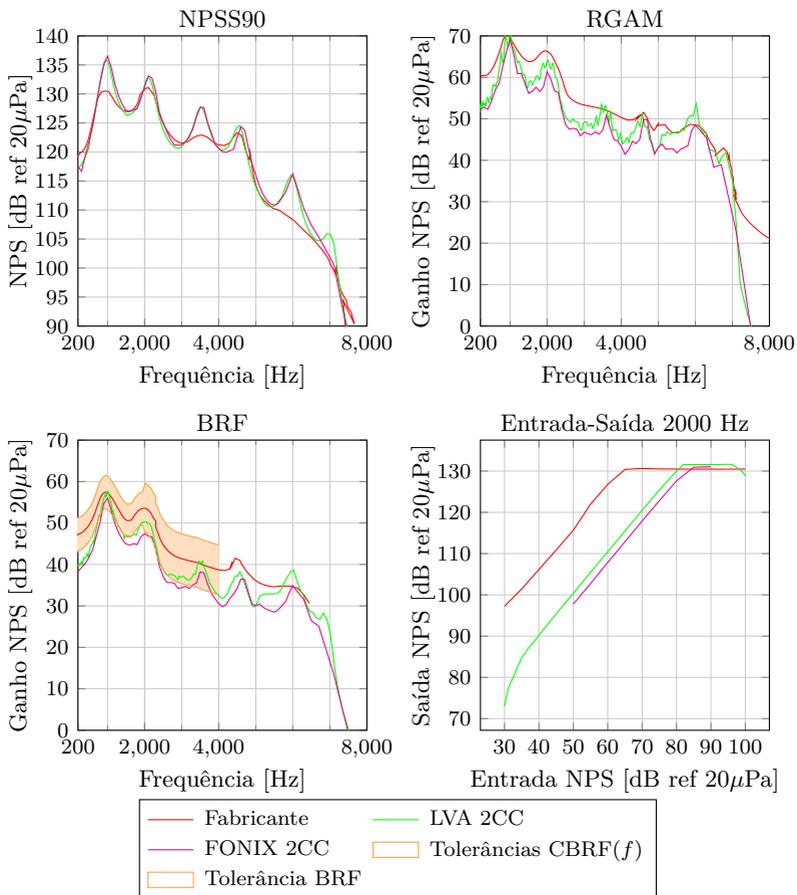


Figura II.10 – Gráficos ensaios segundo ABNT IEC60118-7 [16] para o aparelho comercial F.

II.3 Análise da distribuição de probabilidade

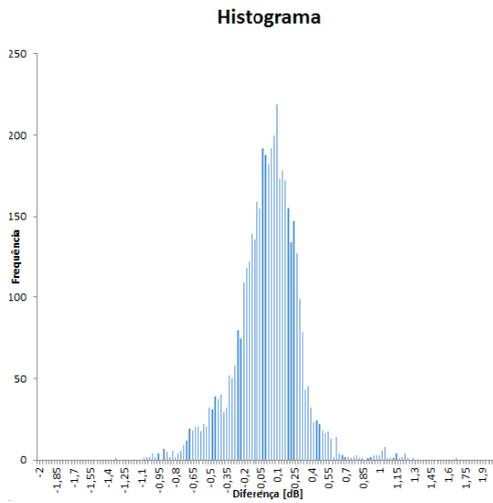


Figura II.11 – Histograma da distribuição de valores das diferenças em [dB].

ANEXO A – Folha de dados dos equipamentos utilizados

A.1 FONIX 8000

ACOUSTICAL OUTPUTS

Frequencies:	200-8000 Hz in 100 Hz intervals (user interface) 200-8000 Hz in 50 Hz intervals (RS232)
Frequency Accuracy:	1%
Amplitudes:	40-100 dB in 5 dB intervals coupler, 40-90 dB in 5 dB intervals real-ear (user interface) 40-100 dB in 0.01 dB intervals coupler, 40-90 dB in 0.01 dB intervals real-ear (RS232)
Accuracy	Coupler: ± 1 dB from 300 to 5000 Hz, all others ± 3 dB (after leveling) Real-ear: ± 3 dB, 200-8000 Hz (after leveling)
Distortion (at 70 dB SPL):	Puretone: $< 0.5\%$, 400-2500 Hz

TELECOIL OUTPUTS

Field Strength:	1, 1.78, 3.16, 5.62, 10, 17.8, 31.6, 56.2, 100 mA/m (user interface) 0-180 mA/m in 0.01 mA/m specified intervals (RS232)
Accuracy:	± 2 dB

BATTERY CURRENT

Readout Range:	0.00-25.00 mA
Available Current:	greater than 50 milliamps
Accuracy:	$\pm 5\%$ of reading \pm one digit
Resolution:	8 μ A
Voltages supplied:	1.5 (silver), 1.3 (zinc air)
Voltage Accuracy:	± 15 millivolts. (open circuit)
Resistance accuracy:	($\pm 6\% \pm 0.5$ ohm)

DIGITAL READOUT OF SOUND PRESSURE LEVEL

Frequency Range:	200-8000 Hz
Amplitude Range:	0-150 dB SPL
Resolution:	0.1 dB
Accuracy:	Coupler mic: ± 1.0 dB ± 1 digit, 300-5000 Hz, ± 2 dB ± 1 digit all other frequencies Probe mic: ± 2.5 dB ± 1 digit, 250-8000 Hz Ref mic: ± 3 dB ± 1 digit, 100-8000 Hz

ATTACK/RELEASE

Range: 1.25 to 5000 mSec.
Accuracy: $\pm 10\%$ or ± 2 ms, whichever is larger
Signals: Puretone: 200-8000 Hz, in 100 Hz intervals (user interface), 50 Hz intervals (RS232), Composite

AVAILABLE TESTS

Automated Test Sequences: ANSI S3.22-1987, ANSI S3.22-1996, ANSI S3.22-2003, ANSI S3.22-2009, IEC 60118-7:1994, IEC 60118-7:2005, ANSI S3.42-1992, IIS:2000
Additional Coupler Tests: Profiler, ISTS, Enhanced DSP, Input/Output, Attack & Release, Battery Current, Coupler Multicurve
Real-Ear: Audiogram Entry, Target Edit, Insertion Gain, Real-ear SPL, Visible Speech
Optional: Coupler Directional (requires 8120 Polar Plot Chamber)

POWER

Source voltage: 100-240 volt AC.
Frequency Range: 50-60 Hz.
Power Requirement: 0.6 A.
Fuse: T 630mA, 0.63A / 250 V~, Type T, IEC 60127-2 Sheet III (Slo-Blo Type, Glass, 5mm x 20mm), Qty 2.

ELECTRONICS MODULE

Size: 17.3"W x 10.8"D x 6.5"H (43.9 x 27.4 x 16.5 cm).
Weight: 14.3 lbs.(6.49 kg).

PRINTER, INTERNAL

Type: High speed line thermal printer
Paper width: 4.41" (112 mm)

TEST CHAMBER: 8050 COMPACT

Test Area: 5"W x 6"D x 1.5"H (12.7 x 15.2 x 3.8 cm).
Ambient Noise Isolation: 45 dB at 1 kHz (allows THD measurement to within 3% at 60 dB source level and a 60 dB ambient).

TEST CHAMBER: 8120 POLAR PLOT

Test Area:	4"W x 4"D x 1.75"H (10.2 x 10.2 x 4.4cm) with Removable Test Surface 4"W x 4"D x 1.75"H + 5.38" cavity height (10.2 x 10.2 x 4.4 + 13.7cm) with Rotating Shaft
Ambient Noise Isolation:	45 dB at 1 kHz (allows THD measurement to within 3% at 60 dB source level and a 60 dB ambient).
Size:	13.5"W x 19"H x 14.5"D (34.3 x 48.3 x 36.8cm). Latch protrudes another 2.25" (5.7 cm) out the front.
Weight:	40.4 lbs. (18.3 kg).

ENVIRONMENTAL CONDITIONS

Shipping/Storage Humidity:	5 to 95 percent relative humidity (non-condensing)
Shipping/Storage Temperature:	-20 to 60 degrees Celsius (-4 to 140 degrees Fahrenheit)
Operating Relative Humidity:	5 to 90 percent relative humidity (non-condensing)
Operating Temperature:	15 to 35 degrees Celsius

MONITOR HEADSET

Monitored channel:	Probe microphone
Headphone type:	Stereo 3.5mm
Usable headphone impedance:	32 ohms to 600 ohms (intended for Walkman style head- phones)

GUARANTEE

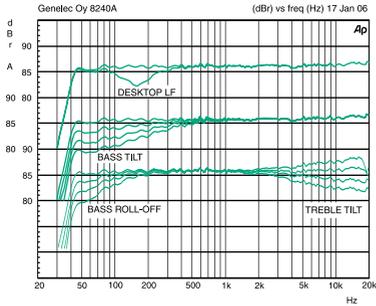
The FONIX 8000 and its accessories are guaranteed to be free from manufacturing defects which would prevent the products from meeting these specifications for a period of one year from date of purchase.

A.2 Fonte Sonora

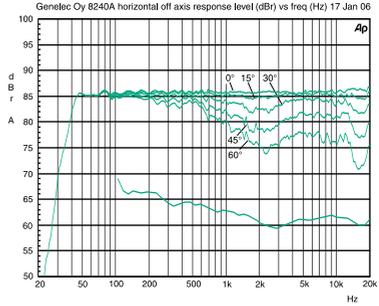
GENELEC®

SPECIFICATIONS

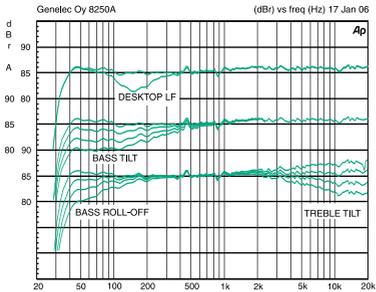
	8240A	8250A
Lower cut-off frequency, -3 dB	≤ 45 Hz	≤ 35 Hz
Upper cut-off frequency, -3 dB	≥ 21 kHz	≥ 21 kHz
Free field frequency response of system (± 1.0 dB)	48 Hz - 20 kHz	38 Hz - 20 kHz
Maximum short term sine wave acoustic output on axis in half space, averaged from 100 Hz to 3 kHz @ 1 m @ 0.5 m	≥ 105 dB SPL ≥ 111 dB SPL	≥ 110 dB SPL ≥ 116 dB SPL
Maximum long term RMS acoustic output in same conditions with IEC weighted noise (limited by driver unit protection circuit) @ 1 m	≥ 99 dB SPL	≥ 101 dB SPL
Maximum peak acoustic output per pair above console top, @ 1 m from the engineer with music material	≥ 115 dB SPL	≥ 120 dB SPL
Self generated noise level in free field @ 1m on axis (A-weighted)	≤ 10 dB	≤ 10 dB
Harmonic distortion at 90 dB SPL @ 1m on axis 50 to 100 Hz > 100 Hz	< 2 % < 0.5 %	< 2 % < 0.5 %
Drivers: Bass Treble Both drivers are magnetically shielded	165 mm (6 1/2") 19 mm (3/4") metal dome	205 mm (8") 25 mm (1") metal dome
Weight:	9.4 kg (20.8 lbs)	14.6 kg (32 lbs)
Dimensions: Height (without Iso-Pod table support) Height (including Iso-Pod table support) Width Depth	350 mm (13 13/16") 365 mm (14 3/8") 237 mm (9 3/8") 223 mm (8 13/16")	433 mm (17 1/16") 452 mm (17 13/16") 286 mm (11 1/4") 278 mm (10 15/16")



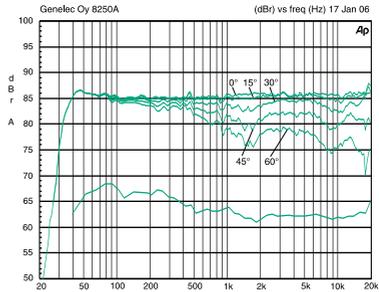
The curves above show the effect of the "Bass Tilt", "Treble Tilt", "Desktop Low Frequency" and "Bass Roll-Off" controls on the free field response of the 8240A.



The upper curve group shows the horizontal directivity characteristics of the 8240A measured at 1 m. The lower curve shows the system's power response.



The curves above show the effect of the "Bass Tilt", "Treble Tilt", "Desktop Low Frequency" and "Bass Roll-Off" controls on the free field response of the 8250A.



The upper curve group shows the horizontal directivity characteristics of the 8250A measured at 1 m. The lower curve shows the system's power response.

A.3 Multímetro

DC Current

Input Protection.....	Tool-accessible 11 A/1000 V and 440 mA/1000 V fuses, limits 400 mA continuous 550 mA for 2 minutes on, 1 minute off.
Common Mode Rejection	140 dB at 50 or 60 Hz $\pm 0.1\%$ (1 k Ω unbalance)
Normal Mode Rejection	60 dB for NPLC of 1 or greater with analog filter off and power frequency $\pm 0.1\%$ 100 dB for NPLC of 1 or greater with analog filter on and power frequency $\pm 0.1\%$
Analog Filter.....	When using the analog filter, specifications are relative to with hour of using the ZERO function for that range and NPLC setti

Input Characteristics

Range	Resolution	Resolution			Shunt Resistance (Ohms)	Burden Voltage
		4½ Digits	5½ Digits	6½ Digits		
100 μ A	100.0000 μ A	10 nA	1 nA	100 pA	100 Ω	<0.015 V
1 mA	1.000000 mA	100 nA	10 nA	1 nA	100 Ω	<n 15 V
10 mA	10.00000 mA	1 μ A	100 nA	10 nA	1 Ω	<0.025 V
100 mA	100.0000 mA	10 μ A	1 μ A	100 nA	1 Ω	<0.25 V
400 mA ^[3]	400.000 mA	100 μ A	10 μ A	1 μ A	1 Ω	<0.50 V
1 A ^[2]	1.000000 A	100 μ A	10 μ A	1 μ A	0.01 Ω	<0.05 V
3 A ^[1]	3.00000A	1 mA	100 μ A	10 μ A	0.01 Ω	<0.15 V
10 A	10.00000 A	1 mA	100 μ A	10 μ A	0.01 Ω	<0.5 V

[1] Part of 10 A range.

[2] Available on the front panel terminal only.

[3] 400 mA available in software version 2.0 or greater only. 400 mA continuously; 550 mA for 2 minutes on, 1 minute off.

Accuracy (8846A)

Accuracy is given as \pm (% measurement + % of range)

Range	24 Hour (23 ± 1 °C)	90 Days (23 ± 5 °C)	1 Year (23 ± 5 °C)	Temperature Coefficient/ °C Outside 18 to 28 °C
100 μ A	0.01 + 0.02	0.04 + 0.025	0.05 + 0.025	0.002 + 0.003
1 mA	0.007 + 0.005	0.030 + 0.005	0.05 + 0.005	0.002 + 0.0005
10 mA	0.007 + 0.02	0.03 + 0.02	0.05 + 0.02	0.002 + 0.002
100 mA	0.01 + 0.004	0.03 + 0.005	0.05 + 0.005	0.002 + 0.0005
400 mA ^[3]	0.03 + 0.004	0.04 + 0.005	0.05 + 0.005	0.005 + 0.0005
1 A ^[2]	0.03 + 0.02	0.04 + 0.02	0.05 + 0.02	0.005 + 0.001
3 A ^{[1][2]}	0.05 + 0.02	0.08 + 0.02	0.1 + 0.02	0.005 + 0.002
10 A ^[2]	0.1 + 0.008	0.12 + 0.008	0.15 + 0.008	0.005 + 0.0008

[1] Part of 10 A range

[2] Available at front panel connectors only

[3] 400 mA available in software version 2.0 or greater only. 400 mA continuously; 550 mA for 2 minutes on, 1 minute off.

A.4 Certificados Microfone

Tabela A.1 – Dados da calibração para o microfone de campo livre.

Cliente:	Ufsc / Inmetro - Projeto AA	
Equipamento:	Microfone capacitivo + Pré-amplificador	
Fabricante:	G.R.A.S.	
Modelo:	40AE (mic.) / 26CA (pré.)	
Nº de série:	195995 (mic.) / 210316 (pré.)	
Código:	000240	
Data:	23/06/2015	
Umidade (%):	62,4	
Pressão (mbar):	1019,0	
Temp. (oC):	23,0	
Normas utilizadas:	IEC 61094-1, IEC 61094-4 e IEC 61094-8	
Frequência [Hz]	Sensibilidade [dB ref. 1 V/Pa]	Incerteza Padrão [dB ref. 1 V/Pa]
100	-26,0	0,25
125	-26,1	0,25
160	-26,0	0,25
200	-26,1	0,25
250	-26,1	0,25
315	-26,1	0,25
400	-26,1	0,25
500	-26,1	0,25
630	-26,1	0,25
800	-26,1	0,25
1000	-26,1	0,25
1250	-25,9	0,25
1600	-26,2	0,25
2000	-26,1	0,25
2500	-26,1	0,25
3150	-26,1	0,25
4000	-26,1	0,25
5000	-26,1	0,25
6300	-25,8	0,3
8000	-25,9	0,3
10000	-25,2	0,3
12500	-24,6	0,3
16000	-24,7	0,3
20000	-26,8	0,3
Resultados válidos apenas para este conjunto microfone capacitivo + pré-amplificador.		

Tabela A.2 – Dados da calibração para o microfone de campo de pressão 1.

Cliente:	Ufsc / Inmetro - Projeto AA	
Equipamento:	Microfone capacitivo + Pré-amplificador	
Fabricante:	G.R.A.S.	
Modelo:	40AO (mic.) / 26CA (pré.)	
Nº de série:	151844 (mic.) / 211948 (pré.)	
Código:	000257	
Data:	23/06/2015	
Umidade (%):	62,4	
Pressão (mbar):	1019,0	
Temp. (oC):	23,0	
Normas utilizadas:	IEC 61094-1, IEC 61094-4 e IEC 61094-8	
Frequência [Hz]	Sensibilidade [dB ref. 1 V/Pa]	Incerteza Padrão [dB ref. 1 V/Pa]
100	-38,69	0,09
125	-38,70	0,08
160	-38,70	0,08
200	-38,70	0,08
250	-38,70	0,08
315	-38,71	0,08
400	-38,71	0,08
500	-38,71	0,08
630	-38,71	0,08
800	-38,70	0,08
1000	-38,70	0,08
1250	-38,69	0,08
1600	-38,68	0,09
2000	-38,67	0,09
2500	-38,63	0,09
3150	-38,58	0,1
4000	-38,50	0,1
5000	-38,37	0,11
6300	-38,15	0,11
8000	-37,84	0,12
10000	-37,36	0,13
12500	-37,19	0,16
16000	-37,48	0,2
Resultados válidos apenas para este conjunto microfone capacitivo + pré-amplificador.		

Tabela A.3 – Dados da calibração para o microfone de campo de pressão 2.

Cliente:	Ufsc / Inmetro - Projeto AA	
Equipamento:	Microfone capacitivo + Pré-amplificador	
Fabricante:	G.R.A.S.	
Modelo:	40AO (mic.) / 26CA (pré.)	
Nº de série:	151844 (mic.) / 211948 (pré.)	
Código:	000257	
Data:	23/06/2015	
Umidade (%):	62,4	
Pressão (mbar):	1019,0	
Temp. (oC):	23,0	
Normas utilizadas:	IEC 61094-1, IEC 61094-4 e IEC 61094-8	
Frequência [Hz]	Sensibilidade [dB ref. 1 V/Pa]	Incerteza Padrão [dB ref. 1 V/Pa]
100	-38,69	0,09
125	-38,70	0,08
160	-38,70	0,08
200	-38,70	0,08
250	-38,70	0,08
315	-38,71	0,08
400	-38,71	0,08
500	-38,71	0,08
630	-38,71	0,08
800	-38,70	0,08
1000	-38,70	0,08
1250	-38,69	0,08
1600	-38,68	0,09
2000	-38,67	0,09
2500	-38,63	0,09
3150	-38,58	0,1
4000	-38,50	0,1
5000	-38,37	0,11
6300	-38,15	0,11
8000	-37,84	0,12
10000	-37,36	0,13
12500	-37,19	0,16
16000	-37,48	0,2
Resultados válidos apenas para este conjunto microfone capacitivo + pré-amplificador.		

ANEXO B – Orientações do Manequim para IEC 60118-8

A Figura B.1 mostra as coordenadas e nomenclatura para posicionamento do manequim

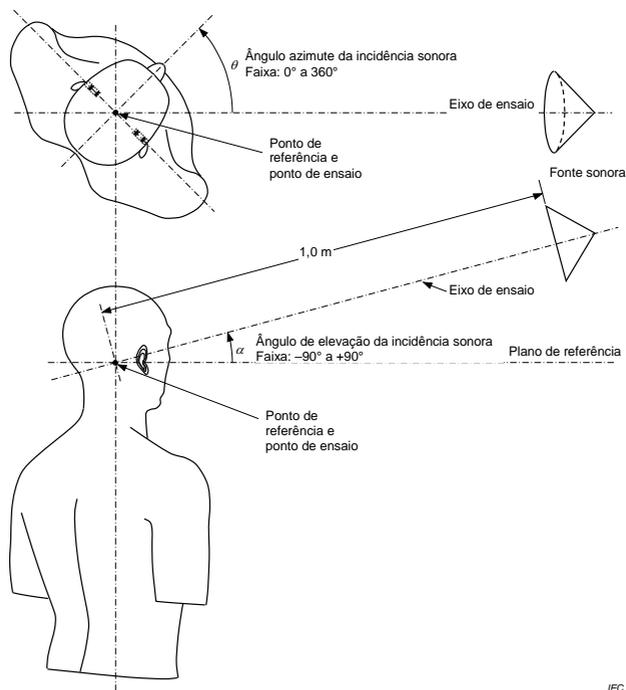


Figura B.1 – Coordenadas para os ângulos azimute e de elevação [17].

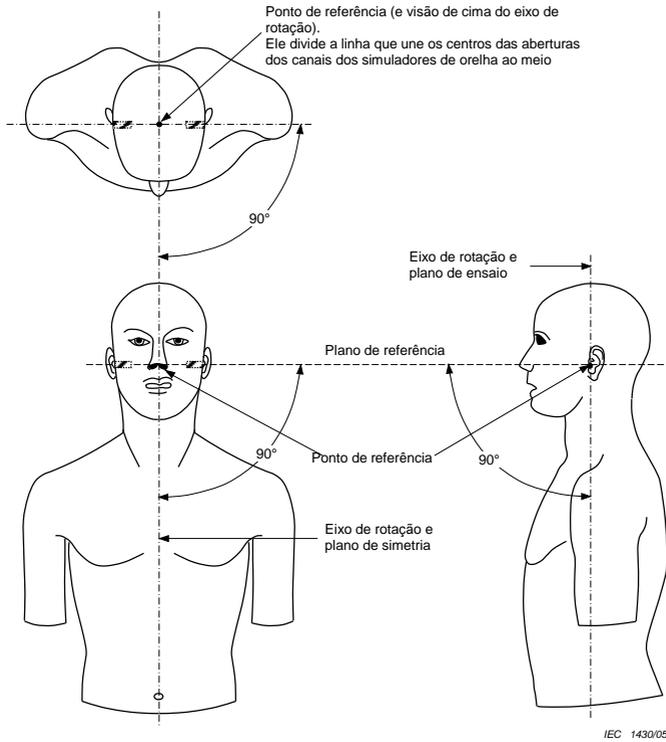


Figura B.2 – Ilustração dos planos e eixos do manequim [17].