



**UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO GRANDE DO NORTE  
UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA  
COMPUTAÇÃO**



**NATAN MOREIRA BARROS**

**SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE PERDA  
AUDITIVA EM NEONATOS**

**MOSSORÓ - RN  
2015**

**NATAN MOREIRA BARROS**

**SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE PERDA  
AUDITIVA EM NEONATOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação - associação ampla entre a Universidade do Estado do Rio Grande do Norte e a Universidade Federal Rural do Semi-Árido, para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

Orientador: Prof<sup>a</sup> D.Sc. Cícilia Maia Raquel Leite

Coorientador: Prof<sup>a</sup> D.Sc. Ana Maria Guimarães Guerreiro

**MOSSORÓ - RN  
2015**

**Catálogo da Publicação na Fonte.  
Universidade do Estado do Rio Grande do Norte.**

Barros, Natan Moreira

Sistema de auxílio ao diagnóstico de perda auditiva em neonatos. / Natan  
Moreira Barros – Mossoró, RN, 2015.

87 f.

Orientador: Profa. Dra. Círcia Raquel Maia Leite

Dissertação (Mestrado) Universidade do Estado do Rio Grande do Norte.  
Universidade Federal Rural do Semi-Árido. Programa de Pós-Graduação em  
Ciência da Computação.

1. Ciência da Computação – Emissões Otoacústicas. 2. Processamento  
Digital de Sinais e Triagem Auditiva Neonatal Universal. I. Leite, Círcia Raquel  
Maia. II. Universidade do Estado do Rio Grande do Norte. III. Universidade  
Federal Rural do Semi-Árido. IV. Título.

UERN/BC

CDD 004

Bibliotecária: Jocelania Marinho Maia de Oliveira – CRB 15 319

**NATAN MOREIRA BARROS**

**SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE PERDA  
AUDITIVA EM NEONATOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

APROVADA EM: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

---

**D.Sc. Cicília Raquel Maia Leite**  
Orientadora

---

**D.Sc. Ana Maria Guimarães Guerreiro**  
Coorientadora

---

**D.Sc. Suélia de Siqueira Rodrigues  
Fleury Rosa**  
Avaliadora Externa

---

**D.Sc. Daniel Sabino Amorim de Araújo**  
Avaliador Interno

*Dedico todo esse trabalho as minhas maiores  
joias: minha esposa e filha, Simone e Olivia*

## AGRADECIMENTOS

Quero antes de tudo agradecer a Deus, que sem ele seria impossível conseguir alcançar tal feito, pois é através dele que pude ter forças e inexplicavelmente consegui terminar todo esse trabalho. Então rendo graças a esse Deus maravilhoso e misericordioso que me sustentou e supriu todas as minhas necessidades durante esses dois anos de trabalho.

Também não posso deixar de agradecer minha amada esposa, que diante de todo esse contexto de pesquisa, me apoiou, suportou e ajudou a conseguir chegar até o final. E a minha filha, que mesmo sem saber me ajudou dormindo bem depois dos primeiros dias de vida. Pois sem elas esse título e os benefícios futuros não terão sentido.

Aos meus pais que sempre me apoiaram a continuar estudando, mesmo em tempo difíceis. E ao meu irmão que sem participar muito, ainda se mostrava preocupado com o andamento desse trabalho.

As minhas orientadoras, Cicília Maia (orientadora) e Ana Maria (coorientadora), pela confiança em mim como estudante capaz de realizar essa pesquisa e pela oportunidade de trabalhar com pessoas tão experientes.

Aos amigos e companheiros de estudo, Rodrigo, Irlan, Jomar, Davi e Ciro que sempre estavam prontos a ajudar, conversar e até mesmo a se desesperar com os problemas mútuos.

A todos os que compõem o Laboratório de Engenharia de Software por proporcionarem um ótimo ambiente de estudos.

A UERN e a UFERSA pela oportunidade de aperfeiçoamento acadêmico e infraestrutura fornecida, bem como ao CNPQ pelo apoio financeiro. Como também, a todos os professores deste programa que me propuseram desafios e novos conhecimentos.

*"Todo atleta em tudo se domina; aqueles para alcançar uma coroa corruptível; nós, porém, a incorruptível. Assim corro também eu, não sem meta... Prossigo para o alvo, para o prêmio da soberana vocação de Deus em Cristo Jesus."*

*Apóstolo Paulo*

## RESUMO

Quando se fala em avanços das Tecnologias da Informação e Comunicação voltadas para a saúde, está intrínseco o foco nos cuidados com o paciente, isso porque o uso dessas tecnologias não está mais limitado aos centros hospitalares, pois, os dispositivos móveis estão sendo amplamente utilizados para diminuir a distância entre médico e paciente. Em virtude disso, o paciente que antes não tinha acesso a procedimentos básicos de saúde, agora tem a possibilidade de obter testes e exames básicos sem sair de suas localidades. Dentro desse ambiente de avanços e aumento dos cuidados para com o paciente, é possível destacar uma deficiência que requer atenção, a deficiência auditiva em crianças, pois perdas moderadas e leves de audição acarretam em desajustes no comportamento, distúrbios da linguagem oral e escrita, além de baixo rendimento escolar. Todas essas dificuldades podem ser amenizadas através de um diagnóstico precoce, que é possível por meio do teste de Emissões Otoacústicas. O problema é que a maioria dos diagnósticos de perda auditiva em crianças acontece muito tardiamente, quando a criança já está com três ou quatro anos de idade, quando os prejuízos no desenvolvimento emocional, cognitivo e linguístico dela já estão seriamente comprometidos. Diante da importância da análise audiológica precoce, o Congresso Nacional aprovou a Lei nº 12.303, de 2 de agosto de 2010, que tornou obrigatória a realização do teste de Emissões Otoacústicas, ou Teste da Orelhinha, em toda a rede básica de saúde no país. Em razão da importância desse exame é que se vê o quanto é necessário que cada hospital esteja equipado apropriadamente para a realização do mesmo. Infelizmente, no Brasil, o equipamento que realiza tal exame possui alto custo, o que o torna indisponível para a maior parte da população. Baseado nessa necessidade, este trabalho objetiva o desenvolvimento de um sistema de auxílio ao diagnóstico de perda auditiva em neonatos, que envolva tanto a triagem auditiva quanto os testes audiológicos. Com o propósito de massificação desse teste em neonatos, todos esses procedimentos serão realizados por meio de *smartphones* como uma forma de baratear e facilitar esse processo.

**Palavras-chave:** Emissões Otoacústicas, Processamento Digital de Sinais e Triagem Auditiva Neonatal Universal.

## ABSTRACT

When we speak of advances in information and communication technologies aimed at health, is intrinsic focus on patient care, in addition, the use of these technologies is no longer limited to hospitals, because mobile devices are being widely used for decrease the distance between doctor and patient. This decrease barriers have provided to patients who previously had access to basic health procedures, a means of obtaining basic tests and exams without leaving their locations. Within this environment of progress and greater range of patient care, it is possible to highlight a disability that requires attention, hearing loss in children, for moderate and mild hearing losses cause imbalances in the conduct of the oral and written language disorders as well low school performance. All these difficulties can be mitigated through early diagnosis, which is possible through the otoacoustic emissions test. The problem is that most hearing loss diagnoses in children occurs very late, with three or four years, when the losses in emotional, cognitive and language of the child are already seriously compromised. Given the importance of audiological tests Congress approved Law No. 12,303, of August 2, 2010, which made mandatory the performance of the otoacoustic emissions test or Test Online Hearing in all the primary care network in the country. Given the importance of this test is that you see how much this equipment is needed in all hospitals, but unfortunately, in Brazil, this equipment has a high cost which makes the examination unavailable to most of the population. Based on this need is that this work is to develop a support system for the diagnosis of hearing loss in newborns, involving both hearing screening as audiological tests. For the purpose of this test mass in neonates all these procedures will be performed by smartphones, as a way to cheapen and facilitate the review process which is crucial for the education and development of children with hearing loss.

**Key-words:** Otoacoustic Emissions, Digital Signal Processing and Universal Newborn Hearing Screening.

## LISTA DE ALGORITMOS

1	Criação da onda . . . . .	42
2	Gravação . . . . .	44
3	Espectro do sinal . . . . .	51

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de mensagem de texto enviado para usuário participante do Projeto Masiluleke. . . . .	19
Figura 2 – Exemplo de coleta de dados a partir de um formulário do EpiSurveyor. . . . .	20
Figura 3 – Jogo interativo para capacitar diabéticos criado pelo projeto <i>Chinese Aged Diabetic Assistant</i> . . . . .	21
Figura 4 – Acompanhamento e tratamento de paciente com HIV, realizado pela equipe do <i>Mobile HIV/AIDS Support</i> . . . . .	22
Figura 5 – Entrevista e coletade de sintomas através do <i>Teledoc</i> . . . . .	22
Figura 6 – Exemplos de alguns dos recursos de tecnologia assistiva: a adaptação em talheres (a), teclado com ajustes para pessoas com desajustes motores (b), órteses e próteses (c) e aparelhos de aumento sonoro (d). . . . .	24
Figura 7 – Esquema de canal de registro digital. . . . .	28
Figura 8 – Etapas do processamento de sinais biológicos. . . . .	29
Figura 9 – Posição e ajuste do microdispositivo ou sonda no ouvido. . . . .	30
Figura 10 – Limiar auditivo na relação frequência por intensidade, indicando a classificação do tipo de audição: normal (menor que 25 db) ou surdez leve, moderada, severa e profunda. . . . .	31
Figura 11 – Estrutura anatômica do ouvido. . . . .	32
Figura 12 – Variação das frequências dentro da cóclea. . . . .	32
Figura 13 – Cóclea dividida por faixas de frequências. . . . .	33
Figura 14 – EOAET apurada de um neonato sob o estímulo de 84dB SPL, visualizado graficamente em milipascal por milissegundos. . . . .	34
Figura 15 – Classificação da resposta em faixas de frequência. . . . .	34
Figura 16 – Visão geral do sistema, o qual é dividido em vários componentes que vêm sendo desenvolvidos por diferentes pesquisadores. Esse sistema está dividido em: ER-10C, na construção de um <i>hardware</i> nacional; Servidor, feito para armazenar todos os dados coletados; Interface de gerenciamento, desenvolvido para a utilização dos fonoaudiólogos; e <i>Smartphone</i> Android, que é o foco deste trabalho. . . . .	38
Figura 17 – Tela inicial, menu de opções e parte da triagem adutiva do sistema móvel OtoLeitor, respectivamente. . . . .	39
Figura 18 – Fluxograma da geração e análise das EOA. . . . .	40
Figura 19 – Onda senoidal gerada pelo MatLab, com frequência de 1kHz e taxa de amostragem de 44100, visualizada no domínio do tempo. . . . .	43
Figura 20 – Decomposição da FFT, um sinal com 16 pontos decomposto em 16 sinais contendo um único ponto. . . . .	45

Figura 21 – Processo de reordenação reversa de bit da FFT, o primeiro vetor representa o sinal de entrada e o segundo a reordenação feita pela FFT.	46
Figura 22 – Decomposição de zeros feita pela FFT do domínio do tempo para o domínio da frequência, demonstrando que quando o sinal no domínio do tempo é decomposto com zeros, o domínio da frequência é duplicado. Se o sinal de domínio de tempo também é deslocado por uma amostra durante a diluição, o espectro, adicionalmente, será multiplicado por uma senoide.	48
Figura 23 – Combinação de duas frequências espectrais de 4 pontos em uma de 8 (a), cálculo borboleta (b).	49
Figura 24 – Diagrama de fluxo da Transformada Rápida de Fourier.	50
Figura 25 – Janelamento de Hamming.	51
Figura 26 – Representação gráfica dos passos da análise espectral.	52
Figura 27 – Quantidade de testes realizados, com a discriminação dos testes válidos e inválidos registrados.	55
Figura 28 – Resultado do teste de 2 kHz representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).	57
Figura 29 – Resultado do teste de 1 kHz representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).	59
Figura 30 – Resultado do teste de 3 kHz representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo entre os dois dados processados (c).	60
Figura 31 – Resultado do teste de 4 kHz, representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).	61
Figura 32 – Resultado do teste de 6 kHz representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).	62
Figura 33 – Resultado do teste de 8 kHz representando os processamentos realizados pelo <i>smartphone</i> (a), pelo Maltab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Trabalhos relacionados. . . . .	16
--	----

## LISTA DE SIGLAS

<i>M-Health</i>	<i>Mobile Health</i>
ADA	<i>Americans with Disabilities Act</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
CDC	<i>Center for Disease Control</i>
DPOAE	<i>Distortion product otoacoustic emissions</i>
DSP	<i>Digital Signal Processing</i>
EOA	Emissões Otoacústicas
EOAET	Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes
EOAPD	Emissões Otoacústicas Evocadas de Produto de Distorção
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
GATANU	Grupo de Apoio à Triagem Auditiva Neonatal Universal
GPS	<i>Global Positioning System</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMIA	<i>International Medical Information Association</i>
JCIH	<i>Joint Committee on Infant Hearing</i>
OAE	Otoacoustic Emission
OMS	Organização Mundial de Saúde
PCM	<i>Pulse-Code Modulation</i>
SMS	<i>Short Message Service</i>
SO	Sistema Operacional
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
TA	Tecnologia Assistiva
TANU	Triagem Auditiva Neonatal Universal

TEOAE	<i>Transiently Evoked Otoacoustic Emissions</i>
TIC	Tecnologia da Informação e Comunicação
UERN	Universidade do Estado do Rio Grande do Norte
UFRN	Universidade Federal do Rio Grande do Norte
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>Referencial Teórico</b>	<b>15</b>
2.1	Estado da Arte	15
2.2	<i>M-Health</i>	17
2.3	Tecnologias Assistivas	23
2.4	Emissões Otoacústicas	25
<b>3</b>	<b>Sinais Biológicos</b>	<b>27</b>
3.1	Aquisição	27
3.2	Processamento	29
3.3	Medição dos sinais otoacústicos	29
<b>4</b>	<b>Sistema de auxílio ao diagnóstico de perda auditiva em neonatos</b>	<b>35</b>
4.1	Triagem Auditiva Neonatal Universal	35
4.2	Emissões Otoacústicas Produto de Distorção	37
4.3	Visão Geral do Sistema	37
4.4	Emissão dos Sinais e Gravação Otoacústicas	40
4.5	Técnicas de Emissão e Gravação	42
4.6	Técnicas de Processamento	44
<b>5</b>	<b>Aplicação das técnicas de registros e análise das EOA</b>	<b>53</b>
5.1	Descrição do Experimento	53
5.2	Registros e análise dos sinais das Emissões Otoacústicas Produto de Distorção	55
5.2.1	Calibração	55
5.2.2	Validação	56
5.2.3	Análise e Discussões dos Resultados	57
<b>6</b>	<b>Conclusão</b>	<b>65</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>67</b>
	<b>Anexos</b>	<b>71</b>
	<b>ANEXO A Formulário TANU.</b>	<b>72</b>
	<b>ANEXO B Formulário TANU com fatores socioeconômicos</b>	<b>76</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A evolução das Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) tem proporcionado mudanças significativas à sociedade moderna. A saúde está entre as áreas que mais buscam inovação através das TIC, investigando processos, métodos, equipamentos e/ou dispositivos que possam melhorar o serviço prestado à sociedade.

Segundo Filho, Xavier e Adriano (2001), quando os sistemas de informação hospitalares foram desenvolvidos tinham por propósito atender às necessidades administrativas: aplicações financeiras, folha de pagamento, contabilidade, etc. Em 1988, a Associação Internacional de Informática Médica (IMIA<sup>1</sup>) recomendou que o tratamento dos pacientes deveria ser o foco principal dos sistemas de informação hospitalares (BALL; DOUGLAS, 1991). Desde então, a visão do computador como uma inovação para as atividades administrativas hospitalares já não existe, faz parte da rotina.

No século XXI, quando se fala em avanços das TIC voltadas para a saúde, está intrínseco o foco nos cuidados com o paciente, além disso, o uso dessas tecnologias não está mais limitado aos centros hospitalares, pois os dispositivos móveis estão sendo amplamente utilizados para diminuir a distância entre médico e paciente. E ainda, ao considerar a dinâmica das atividades dos profissionais da área de saúde, a computação móvel vem se mostrando uma importante aliada para a atividade médica. Exemplos disso são: o armazenamento das informações médicas em formato digital, que possibilita transmissões e troca de dados com mais facilidade; treinamento de profissionais da saúde, que capacita os mesmos em sua própria localidade; consultas e diagnósticos remotos, que leva cuidados básicos, como os testes neonatais, além de outros, aos pacientes que não possuem condições de deslocamento .

Dentro desse ambiente de avanços e maior alcance dos cuidados com o paciente, a audição é um assunto que requer atenção, pois através dela é possível identificar todos os sons do ambiente em diferentes graus e intensidades graças ao sistema auditivo, que é conectado ao sistema nervoso central. Ainda no ventre da mãe o bebê consegue escutar os sons externos, e por meio dessas experiências com os sons é que as crianças iniciam o desenvolvimento da linguagem. Por isso, qualquer perda na capacidade auditiva, mesmo que pequena, impede a criança de receber adequadamente informações sonoras que são essenciais à aquisição da linguagem.

A deficiência auditiva é conhecida como a falta de habilidade em perceber ou interpretar o som, compreende desde a dificuldade de ouvir sons suaves ou entender a fala, até a completa surdez. É um assunto que requer atenção, principalmente em

<sup>1</sup> Sigla derivada do inglês *International Medical Information Association*.

crianças, pois, perdas moderadas e leves da audição podem levar a desajustes no comportamento, distúrbios da linguagem oral e escrita e baixo rendimento escolar. É notória a necessidade de impedir que a criança se desenvolva dessa maneira, portanto, o diagnóstico precoce é imprescindível (MOREIRA; RAMOS; SANTOS, 2001).

A triagem auditiva neonatal constitui-se de um processo inicial de avaliação da audição infantil que permite a detecção precoce da deficiência auditiva, abrangendo todos os neonatos, inclusive aqueles que não possuem indicadores de risco para a surdez. Comumente o exame é feito com o auxílio de um equipamento leitor de emissões otoacústicas portátil, que analisa os sinais recebidos do ouvido do recém-nascido.

Um estudo feito por Gatto e Tochetto (2007) demonstrou que um bebê que receba um diagnóstico e intervenção fonoaudiológica até os seis meses de idade poderá desenvolver uma linguagem muito parecida com a de uma criança ouvinte, pois, a partir desse diagnóstico precoce é que os pais poderão buscar informações de como lidar com a deficiência de seus filhos. O problema é que a maioria dos diagnósticos de perda auditiva em crianças acontece muito tardiamente, quando já estão com três ou quatro anos de idade e o desenvolvimento emocional, cognitivo e linguístico já estão seriamente comprometidos.

O Centro de Controle de Doenças dos Estados Unidos (CDC<sup>2</sup>) relata que de cada 1000 habitantes 1,2 possui deficiência auditiva. Afirma ainda que, mais de 7,7% da população dos países em desenvolvimento sofrem com algum tipo de perda auditiva (CDC, 2009). No Brasil, segundo o Censo Demográfico de 2010 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 9,7 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência auditiva, e 6% desse grupo (aproximadamente 580 mil) são crianças de até quatro anos (IBGE, 2012).

Em bebês, a cada 1000 nascidos 1 a 3 tem alguma deficiência auditiva, e dentre aqueles que vão para Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal a estatística é de 2 a 6 para cada 100 nascidos (WHITE, 1997). A deficiência auditiva pode ser detectada no período neonatal através do Teste de Emissões Otoacústicas. Entretanto, um agravante apontado para a falta da realização desse teste é o alto preço do equipamento, cujo mercado e tecnologia são dominados por empresas estrangeiras e possui alto custo associado à logística e economia de escala, inviabilizando a democratização do mesmo para boa parcela da população brasileira.

Diante da importância da análise audiológica o Congresso Nacional aprovou a Lei nº 12.303, de 2 de agosto de 2010, que tornou obrigatória a realização do teste de Emissões Otoacústicas, ou Teste da Orelhinha, em toda a rede de saúde básica no país.

Em virtude da relevância desse exame fica clara a necessidade de equipar todos os hospitais com o aparelho que realiza o mesmo. Porém, em razão do seu custo elevado, surge a necessidade de um sistema confiável e de baixo custo para a realização da

<sup>2</sup> Sigla derivada do inglês *Center for Disease Control*.

triagem auditiva neonatal e análise gráfica dos testes de emissões otoacústicas.

Baseado nessa necessidade é que este trabalho apresenta um sistema de auxílio ao diagnóstico de perda auditiva em neonatos, que envolva tanto a triagem auditiva quanto os testes audiológicos. Para isso, esse sistema utilizará de técnicas computacionais de envio e recebimento de informações, como também, de técnicas de processamento digital de sinais para que possa realizar o processamento dos dados oriundos do ouvido, com o intuito de representar graficamente as informações sobre o estado auditivo do paciente em questão. Com o propósito de massificação desse teste em neonatos todos os procedimentos serão realizados por meio de *smartphones* como uma forma de baratear e facilitar esse exame, que é crucial para a educação e o desenvolvimento de crianças com deficiência auditiva.

Até o presente momento toda a parte referente a realização da triagem auditiva através de *smartphones* já está funcionando, abrangendo o processo da aquisição dos dados e o armazenamento dos mesmos em um servidor. Essa virtualização das triagens facilitou a recuperação, atualização e análise de quaisquer dados, seja da mãe ou do próprio recém-nascido, dando maior versatilidade e rapidez aos serviços dos profissionais de saúde.

A parte responsável pela emissão e análise dos sinais otoacústicos está em sua fase de testes. Toda a descrição desses testes será apresentada neste trabalho, como também, as técnicas de processamento de sinais utilizadas para a visualização e análise gráfica, sendo este o foco deste trabalho.

Os capítulos desse trabalho estão organizados como segue. O Capítulo 2 apresenta as definições sobre *M-Health*, Tecnologias Assistivas, Emissões Otoacústicas e os Trabalhos Relacionados. O Capítulo 3 explica os Sinais Biológicos descrevendo-os e exemplificando como podem ser utilizados em decisões clínicas. O Capítulo 4 apresenta a visão geral do sistema e a implementação das técnicas de processamento de sinais. O Capítulo 5 expõe os testes realizados em um ambiente real. O Capítulo 6 apresenta as conclusões deste trabalho e as perspectivas futuras.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são abordados pesquisas e conceitos sobre o sistema de emissões otoacústicas, objeto de estudo desta dissertação de mestrado. Assim, para melhor entendimento, este capítulo está subdividido em quatro seções:

**2.1 ESTADO DA ARTE**, expõe um estudo sobre as pesquisas relacionadas ao desenvolvimento deste trabalho, apontando as principais pesquisas desenvolvidas sobre a aquisição e o processamento das emissões otoacústicas;

**2.2 M-HEALTH**, aborda a área de atuação do sistema;

**2.3 TECNOLOGIA ASSISTIVA**, trata sobre as definições de Tecnologias Assistivas e como são categorizadas;

**2.4 EMISSÕES OTOACÚSTICAS**, expõe o que são as emissões otoacústicas e demonstra a sua importância no diagnóstico audiológico.

Cada uma dessas áreas fundamenta o contexto do desenvolvimento do sistema, tornando clara a forma como todas elas estão vinculadas dentro do mesmo.

### 2.1 ESTADO DA ARTE

Dentre os estudos relacionados às emissões otoacústicas podem ser observadas várias pesquisas correlatas envolvendo a medição e o tratamento dessas emissões. Azeez *et al.* (2009) apresenta um sistema que realiza o teste audiométrico em locais com muito ruído. O sistema apresentado também é gerenciado pelo computador, onde os dados são gerados e analisados através do LabVIEW. O diferencial dessa pesquisa foi o desenvolvimento de um algoritmo redutor de ruídos, contudo, não teve grande sucesso.

Podem ser encontradas, também, iniciativas de redução de custos com a construção de um sistema aberto, como é o caso de Bennett e Ozdamar (2009). Este trabalho demonstra como as ondas senoidais são geradas e como a análise é feita, utilizando o método de produto de distorção. O sistema de geração e análise dos sinais é formado por um processador digital de sinal, uma placa ADC/DAC *on-board* e uma sonda ER-10D, o sinal é gerado pelo computador e analisado pelo mesmo através do MATLAB.

O trabalho apresentado por Uribe-Escamilla, Poblano e Alfaro-Rodríguez (2013) demonstra um comparativo sobre a utilização de várias frequências dentro dos testes de EOA. Foi concluído que, ao utilizar a amplitude seletiva, é possível ter uma maior

dimensão do estado da audição do paciente. As amplitudes testadas foram as de 0,7, 1,5, 2,2, 3,0 e 3,7 kHz, provando a real utilidade de tais amplitudes no meio clínico.

A pesquisa realizada por Jedrzejczak *et al.* (2013) também teve como objetivo comprovar a importância dos baixos níveis de frequências utilizadas no teste audiométrico; frequências estas que variam de 0,7 à 4 kHz. Para chegar a esta conclusão, foram realizados testes através das emissões otoacústicas evocadas transientes e produto de distorção, afim de elaborar um comparativo entre os dois métodos. Esses testes foram realizados com dois equipamentos portáteis (no Brasil o valor desses equipamentos varia de 27 a 31 mil reais), ILO 292 (Otodynamics) e o HearId (Mimosa Acoustics); os dois *hardwares* apresentaram resultados bem parecidos, mas o método de produto por distorção sobressaiu, pois conseguiu obter mais informações na faixa de 0,7 à 1 kHz.

Já Kaf e Danesh (2013) mostra um outro aspecto das emissões otoacústicas. Muitos trabalhos têm apresentado as EOA como uma medição para o déficit auditivo, mas neste trabalho as emissões otoacústicas evocadas produto por distorção são utilizadas para identificar hipersensibilidade auditiva. Para a detecção desta sensibilidade, as EOA fornecem um meio de monitoramento do funcionamento da cóclea, podendo, então, definir o nível da sensibilidade do ouvido testado.

Por fim, o trabalho de Leite *et al.* (2013) apresenta um sistema que realiza as emissões de um modo remoto, baseado em dispositivos móveis e com baixo valor aquisitivo. Nessa proposta, o dispositivo móvel realiza o teste e envia os resultados para uma base de dados para que possam ser analisados e, assim, um diagnóstico remoto é obtido. Toda análise ocorre através do MATLAB, mas os estudos continuam para que os resultados sejam processados no próprio dispositivo.

A Tabela 1 demonstra um comparativo entre as áreas de atuação de todos os trabalhos já citados e o sistema apresentado neste trabalho: Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes (EOAET), Emissões Otoacústicas Produto de Distorção (EOAPD), Tecnologia Assistiva (TA), Dispositivos Móveis (DM), Múltiplas Frequências (MF) e Análise Móvel (AM).

Tabela 1 – Trabalhos relacionados.

	EOAET	EOAPD	TA	DM	MF	AM
Uribe-Escamilla, Poblano e Alfaro-Rodríguez (2013)	*	*			*	
Jedrzejczak <i>et al.</i> (2013)	*	*			*	*
Kaf e Danesh (2013)		*				
Bennett e Ozdamar (2009)		*				
Azeez <i>et al.</i> (2009)				*	*	*
Leite <i>et al.</i> (2013)	*	*	*	*	*	
Este Trabalho		*	*	*	*	*

Diante de todo esse contexto relacionado à utilização de múltiplas frequências no teste de EOA e ao desenvolvimento de novas maneiras de realização dos testes, este

trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de emissões otoacústicas que realiza tanto a triagem quanto o teste de emissões otoacústicas através de *smartphones*. O *smartphone* é o responsável por realizar toda aquisição das informações, registro e análises das EOA e triagem, fornecendo um meio confiável e seguro de armazenamento das mesmas, através de nuvens. Todo o processo de geração e análise gráfica estão devidamente documentados e descritos neste trabalho. A ideia desse sistema já tem sido divulgada e aceita em congressos internacionais, com duas publicações (LEITE *et al.*, 2013; BARROS *et al.*, 2013) e um aceite (BARROS *et al.*, 2014) e um capítulo de livro nacional (BARROS *et al.*, 2013).

## 2.2 M-HEALTH

As principais pesquisas na área da saúde estão orientadas a: sistemas de monitoramento (materiais, funcionários e, principalmente, pacientes); sistemas de gerenciamento e controle (marcação de consulta, controle de farmácia, prontuário eletrônico, internamento, laboratório, entre outros); sistemas de comunicação (rastreamento de pacientes, materiais e funcionários); equipamentos/dispositivos médicos, hospitalares e de laboratórios; e sistemas de apoio à decisão e/ou ao trabalho colaborativo (de acordo com cada especialidade).

Devido ao grande volume de informações envolvidas e operações a serem realizadas nos processos de gestão hospitalar, tornam-se bastante complexos o controle e o gerenciamento dos dados que subsidiam as informações no apoio à tomada de decisão.

É neste ambiente permeado pela implantação de novas tecnologias, às quais envolvem desde modelagens e/ou simulações de ambientes reais a desenvolvimento de aplicações médico-hospitalares voltadas para a otimização dos processos da área da saúde, que vários termos e pesquisas têm surgido na literatura, visando contribuir e melhorar a qualidade dos serviços prestados, aprimorar o atendimento e minimizar os riscos à saúde dos pacientes - fatores estes que contribuem para a melhoria da qualidade de vida da população.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) recomenda o uso da telemedicina como instrumento político e estratégico no planejamento e execução de ações na área da saúde (WHO, 2010). Para o presente século, é considerada como a mais importante ferramenta para a promoção do acesso aos recursos disponíveis na saúde para grande parte da população mundial.

A OMS define que Telemedicina compreende a oferta de serviços ligados aos cuidados com a saúde nos casos em que a distância é um fator crítico. Tais serviços

são prestados por profissionais da área em estabelecimentos de saúde usando TIC, as quais servem para o intercâmbio de informações válidas para diagnósticos, prevenção e tratamento de doenças, além de contribuir com a contínua educação de prestadores de serviços na área da saúde para fins de pesquisas e avaliações.

A utilização desse recurso visa facilitar e ampliar o atendimento por parte dos profissionais da saúde através do uso das tecnologias de comunicação como: internet, intranet, satélites, dentre outras. Há várias especialidades médicas que já vêm fazendo uso desse tipo de recurso, por exemplo: a dermatologia, a oncologia, a cardiologia e a radiologia, que através do telediagnóstico realiza o envio dos dados do paciente (eletrocardiograma, tomografias, dados laboratoriais, etc) para avaliação remota; a psiquiatria, com a utilização da teleconsulta, que consiste na consulta médica entre dois pontos remotos; a cirurgia, com a telecirurgia, onde o procedimento cirúrgico é realizado à distância; e o atendimento domiciliar, com o apoio da telemonitoração, que realiza a monitoração do paciente remotamente (MATTOS *et al.*, 2002).

Apesar da telemedicina está sendo fortemente utilizada e expandida nos países desenvolvidos como Europa, Estados Unidos e Canadá (SACHPAZIDIS *et al.*, 2006), o Brasil já está desenvolvendo e testando sua política e planejamento de implementação da telemedicina como uma ferramenta de otimização do sistema de saúde.

O termo telemedicina foi o primeiro a ser utilizado para as práticas de assistência médica à distância, sendo que, inicialmente estava restrito ao tratamento médico à distância. Este conceito foi sendo ampliado e passou a incluir a transferência de dados através de meios eletrônicos. Em Istepanian, Laxminarayan e Pattichis (2005) o termo *M-Health* (*Mobile Health*<sup>1</sup>) é descrito como "*emerging mobile communications and network technologies for healthcare*", ou seja, *M-Health* é a integração das tecnologias de rede e de comunicações móveis para os cuidados com a saúde.

Várias definições foram propostas por diversos autores e vêm sendo utilizadas, como: telemedicina, telessaúde, e-saúde, *e-Health*. Porém, todas tratam de uma mesma situação: o cuidado médico que rompe as barreiras do consultório, ou seja, isso tudo é *M-Health*.

É importante entender que, independente do termo utilizado, ou da área da saúde a ser abrangida, há três fatores que são preponderantes quando se fala em *M-Health*: a distância entre o profissional da saúde e o paciente, o uso de telecomunicação e o grau de instrução. O propósito é de facilitar, melhorar e possibilitar cuidados clínicos fornecendo um atendimento eficaz, hábil e amplo, além de fazer o levantamento e armazenamento de dados. Sendo que, a partir destes, é possível obter informações sobre a saúde, realizar pesquisas sobre grupos (faixa etária, sexo, cidades ou regiões, dentre outros) e/ou patologias.

Um número cada vez maior de países em desenvolvimento está aderindo ao uso

---

<sup>1</sup> Saúde Móvel

da tecnologia móvel para atender às necessidades de saúde. As áreas de aplicações de *M-Health* são extremamente dinâmicas e a quantidade de aplicativos que estão sendo desenvolvidos cresce exponencialmente. Conforme afirma VWC (2009) as áreas chaves das aplicações em *M-Health* utilizadas nos países em desenvolvimento são:

- Educação e conscientização - para aplicações com esse propósito são utilizadas as *Short Message Service (SMS<sup>2</sup>)*. SMS são enviadas para os telefones celulares fornecendo informações sobre testes, métodos de tratamento e os locais mais próximos para serviços de saúde e gestão de doenças. Sua atuação tem causado um forte impacto sobre grande parte dos usuários, seu poder de influência tem sido maior que as campanhas de rádio e televisão. O baixo custo e a abrangência das mensagens de texto têm o potencial de mudar a educação da saúde, pois, trata-se de um recurso acessível, que proporciona a população um meio de tomar decisões bem informadas. A Figura 1 demonstra o funcionamento do Projeto Masiluleke - África do Sul, que usa as mensagens de texto para a prevenção da HIV/AIDS. Exemplos de projetos de educação e conscientização: *Freedom HIV/AIDS Project* - Índia; *HIV ConfidantI* - África do Sul; *Learning about Living* - Nigéria; etc (VWC, 2009).

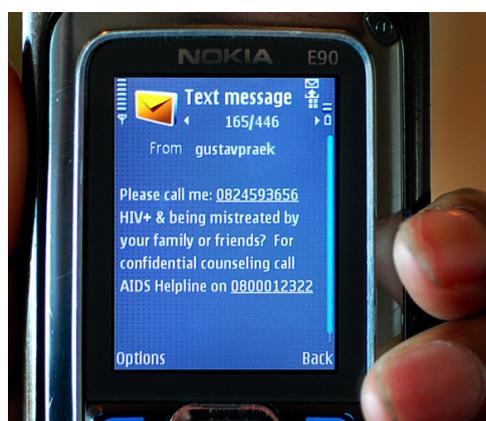


Figura 1 – Exemplo de mensagem de texto enviado para usuário participante do Projeto Masiluleke.

Fonte: Price (2008).

- Coleta remota de dados - são aplicativos cruciais para os programas de saúde pública. A coleta de dados de campo é de extrema importância, pois muitos indivíduos não possuem condições de ir ao hospital, mesmo em caso de doenças graves. Esse processo de coleta é mais eficiente e confiável se realizado através de *smartphones* ou telefones celulares, pois a informação estará disponível para inserção ou atualização dos dados, diferente dos formulários em papéis que devem

<sup>2</sup> Serviço de Mensagens Curtas

(depois de preenchidos) ser inseridos manualmente em um banco de dados. O objetivo da coleta de dados é proporcionar aos profissionais de saúde uma forma de avaliar a eficácia dos programas de saúde, de alocar recursos de forma mais eficiente, e ajustar programas e políticas de conformidade com maior agilidade tanto na inserção quanto na obtenção desses dados. A Figura 2 exemplifica o sistema da EpiSurveyor - Kenya, Uganda, Zambia, que utiliza dispositivos Android para a coleta de dados. São exemplos de projetos de coleta de dado remotos: *Nokia Data Gathering* - Brasil; *Cell-PREVEN* - Peru; *Dokoza System* - África do Sul; dentre outros (VWC, 2009).

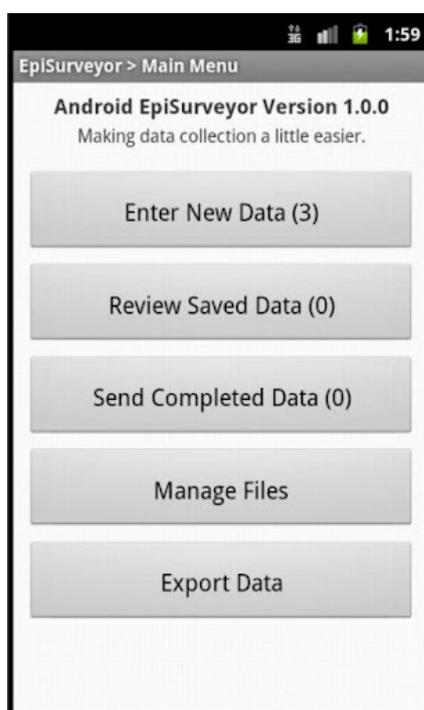


Figura 2 – Exemplo de coleta de dados a partir de um formulário do EpiSurveyor.

Fonte: EpiSurveyor (2009).

- Monitoramento remoto - este grupo de aplicações envolve uma ou duas vias de comunicação para monitoramento de condições de saúde, aproximação paciente/médico e garantia do regime de medicação. Monitoramento remoto inicia novos meios para o cuidado com pacientes em regime ambulatorial, onde o acesso a leitos hospitalares é limitado. Tem como propósito realizar acompanhamento de pacientes em condições crônicas ou mórbidas em casa, e isso tem levado a melhorias consideráveis das taxas de sobrevivência. A Figura 3 ilustra um jogo educativo criado pelo projeto *Chinese Aged Diabetic Assistant* - China, que ajuda diabéticos a administrar sua doença, e ainda realiza recomendações e diretrizes relacionadas à atividade física, glicose, e monitoramento da pressão arterial, medição de peso e dieta. Exemplos de projetos de monitoramento remoto: *Cell-Life*

*Project - África do Sul; Mobile Care, Support and Treatment Manager - Índia; Phoned Pill Reminders for TB Treatment - Tailândia; etc (VWC, 2009).*



Figura 3 – Jogo interativo para capacitar diabéticos criado pelo projeto *Chinese Aged Diabetic Assistant*.

Fonte: CADA (2009).

- Comunicação e treinamento para profissionais de saúde - há uma grande deficiência no número de profissionais de saúde, o que trás um grande desafio: a formação e capacitação dos profissionais da saúde. Conectar esses trabalhadores da saúde a fontes confiáveis de informação através da tecnologia móvel é um caminho viável para a resolução desse problema. Existe ainda a necessidade de melhoramento da comunicação entre as unidades de saúde. Devido à falta de telefones fixos e computadores com acesso a internet, vidas podem ser perdidas pelo simples fato de não saber se há vagas ou não em uma unidade vizinha, por exemplo. Os telefones celulares vêm preenchendo essas lacunas e salvando vidas. Como exemplo disso, existe o *Mobile HIV/AIDS Support* - Uganda (Figura 4 demonstra a sua utilização em um ambiente real), esse projeto tem como objetivo fornecer informações médicas de alta qualidade e aconselhamento para profissionais de saúde que lidam com o tratamento do HIV/AIDS. Há ainda outros exemplos de projetos de comunicação e treinamento: *HealthLine* - Paquistão; *Uganda Health Information Network* - Uganda; dentre outros (VWC, 2009).



Figura 4 – Acompanhamento e tratamento de paciente com HIV, realizado pela equipe do *Mobile HIV/AIDS Support*.

Fonte: AIDSMap (2012).

- Apoio de diagnóstico e tratamento - diagnósticos incorretos podem levar à serias complicações e até a fatalidades. As aplicações desta área são destinadas a oferecer diagnósticos e conselhos de tratamentos remotos através de acessos a bases de dados de informação médica ou mesmo ao pessoal médico. Com isso, os pacientes podem receber tratamento em suas próprias casas, evitando a necessidade de visitas hospitalares. Os telefones celulares dos profissionais da saúde são equipados com várias ferramentas que acessam um banco de dados compartilhado por vários médicos, que podem diagnosticar a doença e prescrever o tratamento, o *Teledoc* - Índia (Figura 5 ilustra um atendimento utilizando o *Teledoc*), realiza o envio de sintomas para uma central urbana e recebe um diagnóstico baseado nas informações enviadas. Exemplos de aplicativos dessa área são: *Digital Inclusion Kit in Health and Higher Education* - Argentina; *Mobile E-IMCI* - Tanzânia; etc (VWC, 2009).



Figura 5 – Entrevista e coleta de sintomas através do *Teledoc*.

Fonte: CHMI (2003).

Filho e Branco (2008) demonstram que a distribuição de médicos pelo Brasil é bastante desigual, sendo que, há uma maior concentração dos serviços de saúde e de escolas de medicina em regiões economicamente mais favorecidas. O Brasil tem falhado em cumprir o princípio constitucional do direito à saúde. Porém, o avanço das TIC *M-Health* vem se apresentando como uma alternativa viável para sanar esse problema.

Como foi possível observar, além das várias possibilidades de utilização de *M-Health*, ela surge também como uma boa opção para lugares onde há falta de médicos, pois a formação destes leva tempo, e muitos deles não querem trabalhar em áreas remotas. Assim, agentes comunitários de saúde podem ser treinados para executar muitas tarefas médicas simples.

Há grandes possibilidades para a aplicação de *M-Health* em todas as áreas da saúde, contudo, para fazer uso de sua funcionalidade é preciso inserir novos conceitos tanto de gestão como de trabalho, pois, *M-Health* não é apenas uma proposta para vencer barreiras geográficas, mas também uma alternativa para reduzir os custos com a saúde através de uma oferta de medicina preventiva, seja através de alertas, ou até mesmo, por meio exames simples.

### 2.3 TECNOLOGIAS ASSISTIVAS

O termo *Assistive Technology*, traduzido no Brasil como Tecnologia Assistiva (TA), foi criado em 1988 como importante elemento jurídico dentro da legislação norte-americana conhecida como *Public Law*<sup>3</sup> 100-407 e foi renovado em 1998 como *Assistive Technology Act* de 1998 (ROBITAILLE, 2010; SARTORETTO; BERSCH, 2013).

No Brasil, o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), propõe o seguinte conceito:

Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (CAT, 2006).

A Tecnologia Assistiva, de acordo com Sartoretto e Bersch (2013), é um termo que começou a se popularizar a partir do ano de 2007, sendo utilizado para definir ou identificar todo o tipo de recursos e/ou serviços que visam melhorar as habilidades funcionais de pessoas com deficiência, promovendo vida independente e inclusão. Entretanto podem ser encontrados outros termos que são sinônimos das TA, como por exemplo: Ajudas Técnicas, Tecnologia de Apoio, Tecnologia Adaptativa e Adaptações.

<sup>3</sup> Ou Direito Público é a parte da lei que rege as relações entre os indivíduos e o governo.

Existe duas grandes vertentes das Tecnologias Assistivas: os recursos e os serviços. Os recursos podem ser descritos como quaisquer itens ou equipamentos (ou parte dele) utilizados para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais de equipamentos simples, como uma bengala, a complexos, como sistemas computadorizados. Os serviços são exercidos pelas pessoas que auxiliam diretamente os indivíduos com deficiência, por exemplo: fisioterapia, terapia ocupacional, fonoaudiologia e etc.

Essas tecnologias são ainda separadas em categorias baseadas nas diretrizes da *Americans with Disabilities Act* (ADA<sup>4</sup>), que podem mudar dependendo dos autores (ROBITAILLE, 2010; BERSCH, 2013). Tal classificação tem o intuito de organizar a identificação dos recursos, facilitando a busca dos equipamentos mais apropriados para a necessidade do usuário.

Os recursos de TA são divididas em: auxílios para a vida diária, comunicação aumentativa e alternativa, recursos de acessibilidade ao computador, sistema de controle de ambiente, projetos arquitetônicos, órteses e próteses, adequação postural, auxílios de mobilidade, auxílios para cegos ou visão subnormal, auxílios para surdos ou com déficit auditivo e adaptação em veículos. A Figura 6 exemplifica alguns dos recursos da TA.



Figura 6 – Exemplos de alguns dos recursos de tecnologia assistiva: a adaptação em talheres (a), teclado com ajustes para pessoas com desajustes motores (b), órteses e próteses (c) e aparelhos de aumento sonoro (d).

Portanto o objetivo das TA é proporcionar independência, qualidade de vida e inclusão social por meio da ampliação da mobilidade, do controle de ambiente, das habilidades de aprendizado e de interação com a sociedade.

<sup>4</sup> ADA - órgão que regula os direitos dos cidadãos com deficiência nos Estado Unidos da América, além de prover a base legal dos fundos públicos para compra dos recursos que estes necessitam.

## 2.4 EMISSÕES OTOACÚSTICAS

As Emissões Otoacústicas (EOA<sup>5</sup>) fornecem informações clínicas sobre alterações da função auditiva. Através delas é possível avaliar a atividade auditiva de forma não invasiva (PROBST; LONSBURY-MARTIN; MARTIN, 1991).

Os estudos das emissões começaram em 1948 com Thomaz Gold, que descreveu uma teoria sobre os mecanismos da orelha interna, mostrando que o ouvido humano não só era capaz de receber sinais, como também de enviá-los quando alcançado por um estímulo sonoro (GOLD, 1948). Anos depois, David Kemp provou a existência da EOA baseado nos estudos de Gold. Para isso utilizou-se um estímulo acústico; logo após o estímulo (cerca de 5-10 milissegundos), foi possível observar que ocorriam algumas emissões acústicas (KEMP, 1978).

Segundo Kemp (1978), os sinais devolvidos pelo ouvido mantinham relação com o funcionamento da estrutura auditiva e os ouvidos de pessoas com deficiência auditiva não respondiam ao estímulo ou respondiam com um sinal muito fraco, a partir de então, os sinais sonoros devolvidos pelo ouvido passaram a ser denominados Emissões Otoacústicas.

As emissões otoacústicas são, portanto, sons produzidos pela cóclea, os quais são as respostas a um estímulo sonoro transmitido de forma reversa por meio da orelha média e convertido em sinal acústico na orelha externa. Estes sons emitidos pela cóclea são respostas mecânicas não-lineares (KIM; SIEGEL; MOLNAR, 1979).

A descrição de um processo reativo proveniente da cóclea estimulou várias pesquisas sobre as EOA. De acordo com o relato histórico de Kemp (2003), no mesmo ano, o engenheiro Rudolph Chum desenvolveu um equipamento em laboratório chamado "*Cochlear Sounder*" capaz de aplicar e satisfazer as teorias de emissões otoacústicas. Esse equipamento chamou a atenção de empresas do ramo para a produção de um equipamento examinador com o intuito de fabricá-lo em larga escala.

Segundo Probst, Lonsbury-Martin e Martin (1991), há duas técnicas de apuração das emissões otoacústicas: as espontâneas e as evocadas.

- Emissões Otoacústicas Espontâneas: são sinais de banda estreita, de nível sonoro baixo, medidos na ausência de estimulação acústica deliberada. Sua ocorrência é de 50% nas orelhas normais, sendo assim, possui pouca utilidade clínica, mas podem ter implicações em pesquisas.
- Emissões Otoacústicas Evocadas: são aquelas geradas em resposta a um estímulo acústico. São divididas em transientes, produto de distorção e estímulo-frequência.

<sup>5</sup> Também conhecida como *Otoacoustic Emission* (OAE)

- Transientes (EOAET<sup>6</sup>): são resultantes de estímulos passageiros, transitórios. São registradas em quase 100% das pessoas com audição normal. Elas representam uma resposta da cóclea quando estimulada por sinais acústicos de curta duração ("*clicks*" ou "*tons*"). Tem bastante utilidade clínica devido ao alcance dos exames.
- Produto de Distorção (EOADP<sup>7</sup>): resultam do estímulo de dois tons puros, simultâneos, numa relação  $\frac{F2}{F1} = 1,22$ .  $F1$  representa o estímulo de menor frequência e  $F2$  representa o estímulo de maior frequência. O produto de distorção atende à fórmula acima e suas maiores amplitudes de frequência ficam em  $2F1 - F2$  e  $2F2 - F1$ . O exame usualmente é realizado nas frequências 500 a 8000 Hz.
- Estímulo-frequência: são produzidas por tons puros, contínuos e mostram características semelhantes às das emissões transientes. Por ser evocada por um sinal contínuo, há uma grande dificuldade de separar o estímulo da resposta, o que dificulta sua aplicação na prática clínica.

O objetivo ao retratar estas três áreas é demonstrar como o sistema proposto nesse trabalho está fundamentado. Diante do exposto, esse sistema será uma ferramenta de *M-Health*, isto é, uma ferramenta de apoio ao diagnóstico e tratamento focado no diagnóstico auditivo e baseado na análise das emissões otoacústicas evocadas. Além disso, pode ainda ser considerado como um instrumento de tecnologia assistiva voltado para a minimização dos danos causados pela deficiência auditiva, visando o diagnóstico precoce de algum déficit auditivo, fazendo com que crianças que apresentem esse problema tenham ajuda em tempo hábil, promovendo, assim, qualidade de vida para esses indivíduos.

<sup>6</sup> Também conhecida como *Transiently evoked otoacoustic emissions* (TEOAE).

<sup>7</sup> Também conhecida como *Distortion product otoacoustic emissions* (DPOAE).

### 3 SINAIS BIOLÓGICOS

Neste capítulo são abordados os conceitos principais sobre os sinais biológicos e a forma de suas medições:

**3.1 AQUISIÇÃO**, expõe os dois métodos do registro de um sinal;

**3.2 PROCESSAMENTO**, explica o objetivo do processamento de sinais;

**3.3 MEDIÇÃO DOS SINAIS OTOACÚSTICOS**, demonstra o funcionamento da cóclea e como as emissões otoacústicas são geradas.

Todos os seres vivos, até mesmo organismos unicelulares, produzem sinais de origem biológica; Os quais podem ser: elétricos (despolarização de uma célula ou músculo cardíaco), mecânicos (sons gerados pelos encerramentos das válvulas cardíacas) ou químicos (saturação de oxigênio do sangue); Esses sinais podem ser utilizados para a monitorização de doentes ou até mesmo para investigação biomédica. Na área de Engenharia Biomédica, o sinal é entendido como qualquer evento que carregue informação (SABBATINI, 1995), e é com base nessa visão que os sinais biológicos são definidos neste trabalho.

Então, sinais biológicos são sinais elétricos, magnéticos ou sonoros gerados por alguma atividade biológica no corpo humano, podendo possuir fontes distintas, como por exemplo, sinais gerados pelo coração ou sinais gerados pelo cérebro. Tais sinais possuem características distintas, como amplitudes e frequências, nas quais a importância clínica reside na transformação de alguns desses sinais, para que possam ser analisados na frequência em relação ao tempo (FMUP, 2011).

#### 3.1 AQUISIÇÃO

Para a aquisição de sinais biológicos é necessário o uso de um canal de registro. Na Figura 7 são demonstradas as duas formas de canais de registro.

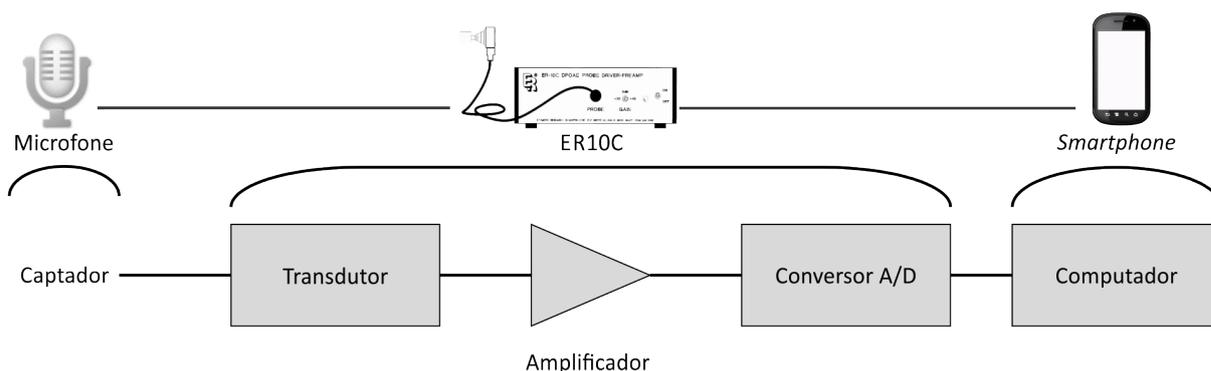


Figura 7 – Esquema de canal de registro digital.

O Canal de Registro Digital é composto por:

- Captador: elemento de captação do sinal;
- Transdutor: que converte o sinal não-elétrico, como a pressão, em um análogo ou elétrico;
- Amplificador: amplifica o sinal registrado;
- conversor A/D: transformar o sinal analógico em números discretos.

Segundo Sabbatini (1995), o registro digital é definido como um sistema computadorizado de aquisição e processamento de sinais biológicos. Para essa aquisição são necessários o captador, o transdutor, o amplificador e um computador, que é usado para converter, armazenar, exibir e/ou registrar os sinais provenientes dos canais de entrada. Para isso, é necessário transformar o sinal original (analógico) em números discretos (dígitos), fragmentando então a amplitude do sinal em intervalos regulares de tempo, e convertendo essas medidas em números digitais com certo grau de precisão. Esse processo é chamado de digitalização e é realizado por um circuito eletrônico especializado, geralmente uma placa que se acopla internamente ao microcomputador, chamado conversor analógico-digital ou conversor A/D.

O registro digital no sistema apresentado neste trabalho utiliza: microfone, responsável por captar o sinal; ER-10C, que engloba o transdutor, o amplificador e o conversor A/D; e por fim, o *smartphone*, que é o responsável pela geração das ondas e pelo armazenamento do sinal capturado. O ER-10C é um sistema de baixo ruído, feito para a realização das emissões otoacústicas, para isso possui uma sonda contendo dois fones (canais direito e esquerdo) e um microfone, e ainda um chaveamento (0, 20 ou 40 dB) para amplificação do sinal capturado. Ele opera com uso de baterias, proporcionando mobilidade para os usuários

### 3.2 PROCESSAMENTO

O processamento de sinais biológicos tem como objetivo conseguir informação clínica a partir dos sinais biológicos. É de extrema importância que na fase de aquisição dos sinais ocorra uma diminuição do ruído e redução na quantidade de dados para que seja possível fazer o processamento dos parâmetros mais importantes e, assim, conseguir um diagnóstico. Segundo FMUP (2011), o processamento de sinais biológicos consiste em quatro fases, conforme ilustra a Figura 8:

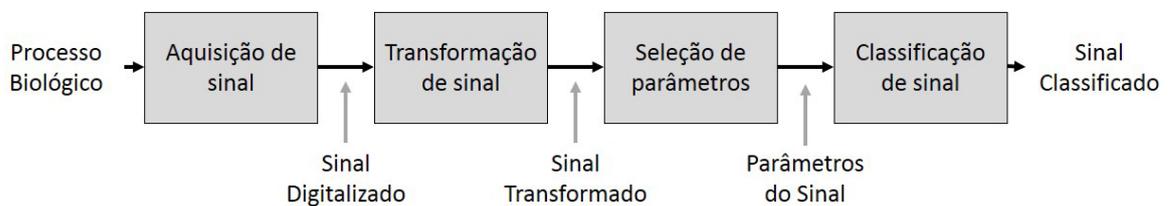


Figura 8 – Etapas do processamento de sinais biológicos.

Fonte: FMUP (2011).

- Aquisição de sinal, medida ou observação: acontece a utilização de transdutores para obter sinal biológico que pode ser utilizado por computadores;
- Transformação e redução do sinal ou como pré-processamento: consiste na eliminação do ruído, aplicação de filtros e eliminação da redundância, uma vez que os sinais biológicos contêm informações que não são necessárias para o processamento, reduzindo o volume dos dados;
- Seleção dos parâmetros: separa os sinais que são relevantes para o diagnóstico e encontra os parâmetros relevantes do sinal adquirido.
- Interpretação ou classificação do sinal: etapa que compreende o reconhecimento do padrão, a interpretação do sinal e a conclusão.

### 3.3 MEDIÇÃO DOS SINAIS OTOACÚSTICOS

A técnica mais empregada e recomendada pelo *Joint Committee on Infant Hearing* (JCIH), um protocolo americano que visa a massificação da Triagem Auditiva Neonatal,

tem sido as Emissões Otoacústicas Evocadas. Isso se deve a vários motivos (JCIH, 2007): elas utilizam estímulos sonoros de fraca intensidade, abrangem uma vasta faixa de frequências e efetuam o registro em pouco tempo (poucos segundos ou minutos). O método consiste na colocação de um microdispositivo (contendo gerador de estímulos sonoros e um microfone) na entrada da orelha externa da criança certificando-se de que ele realmente está vedando a orelha (Figura 9).

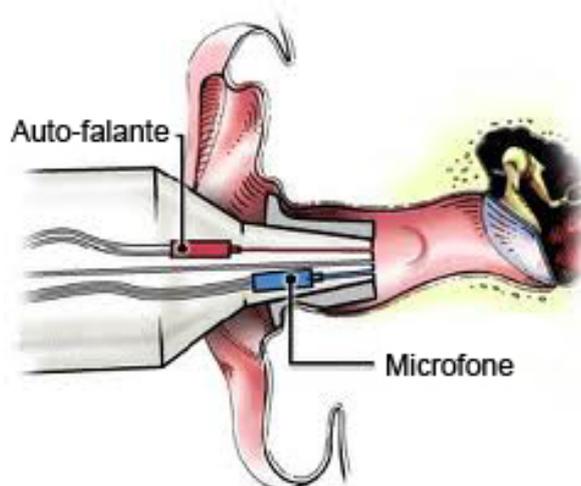


Figura 9 – Posição e ajuste do microdispositivo ou sonda no ouvido.

Fonte: BCCH (2013).

O estímulo é enviado para o tímpano, que vibra e passa o sinal às outras partes do ouvido até chegar à cóclea. As células ciliadas externas reagem ao estímulo e enviam um som contrário que chega até o tímpano, fazendo-o vibrar novamente. Essa vibração (ou sinal otoacústico), é então, captada pelo microfone.

Dentre os indivíduos que apresentam audição normal, independentemente da idade ou sexo, há incidência das emissões otoacústicas em quase 100% das orelhas, e as EOA são detectadas em recém-nascidos nesta mesma proporção (KEMP; RYAN, 1991). As emissões são registradas em todos os indivíduos cujos limiares auditivos estejam entre 0 a 30 dB. Esse limiar (Figura 10) é a relação que mede a capacidade da criança ouvir em relação à frequência do som, quanto mais baixo um som que pode ser escutado nitidamente, maior é a capacidade auditiva.

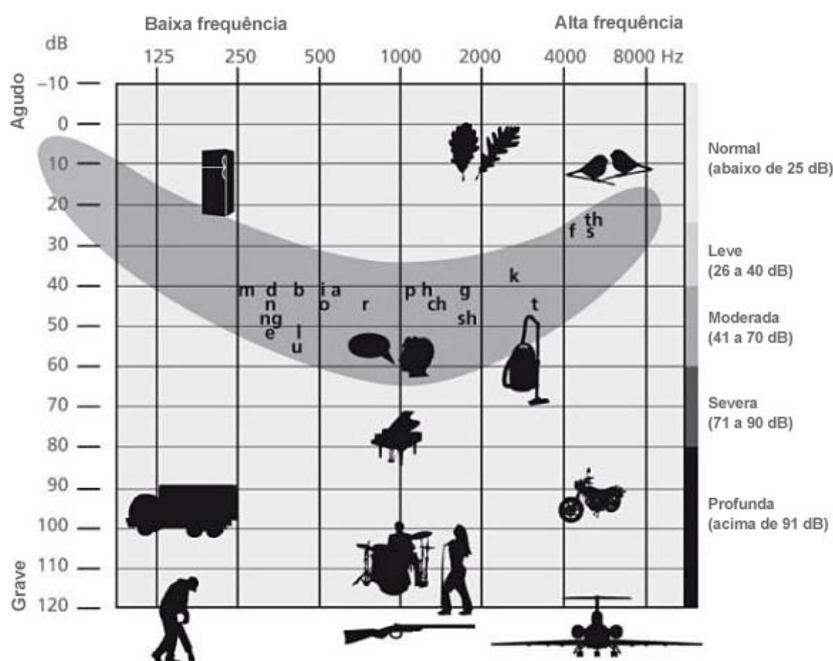


Figura 10 – Limiar auditivo na relação frequência por intensidade, indicando a classificação do tipo de audição: normal (menor que 25 db) ou surdez leve, moderada, severa e profunda.

Fonte: Audium (2013).

As crianças possuem o melhor limiar auditivo (próximo a 0 dB HL), à medida que elas crescem e se tornam um adulto ou idoso, a intensidade necessária para a audição vai aumentando, isso significa que a capacidade auditiva vai diminuindo (indo até 20 ou 30 dB) (BCCH, 2013). Porém, o teste da Orelhinha não mede isso, seu propósito é verificar se há emissões otoacústicas em várias faixas de frequência, se houver, essas emissões devem ter uma amplitude média considerada satisfatória (KEMP, 2002).

No exame, a resposta do ouvido do neonato deve ter amplitude média de 15dB a 30 dB SPL (Nível de Pressão Sonora<sup>1</sup>) ou mais, mas alguns fatores podem influenciar no resultado de um teste otoacústico, como: ruídos externos, ajuste incorreto da sonda, formação de cera, presença de líquidos que não fazem parte da formação natural do ouvido, inquietação do paciente, entre outros (KEMP, 1978). Os neonatos, de acordo com Kemp e Ryan (1991), são ideais para esse teste: são facilmente acessíveis, estão relativamente livres de infecções da orelha média e permanecem inativos e quietos por longos períodos.

Para entender como as emissões ocorrem no ouvido, é necessário compreender a estrutura e o funcionamento da audição humana. A Figura 11 ilustra a divisão da estrutura auricular, composta por: orelha externa, que é composta pelo pavilhão auditivo, que capta os sons do ambiente e os leva para a segunda parte; orelha média, que é formada pela membrana timpânica e por ossículos chamados martelo, bigorna

<sup>1</sup> Sigla derivada do inglês *Sound Pressure Level*

e estribo, que transmite os sons da orelha externa para a interna, amplificando-os simultaneamente; e orelha interna, onde se localiza a cóclea, que é a responsável pela audição.

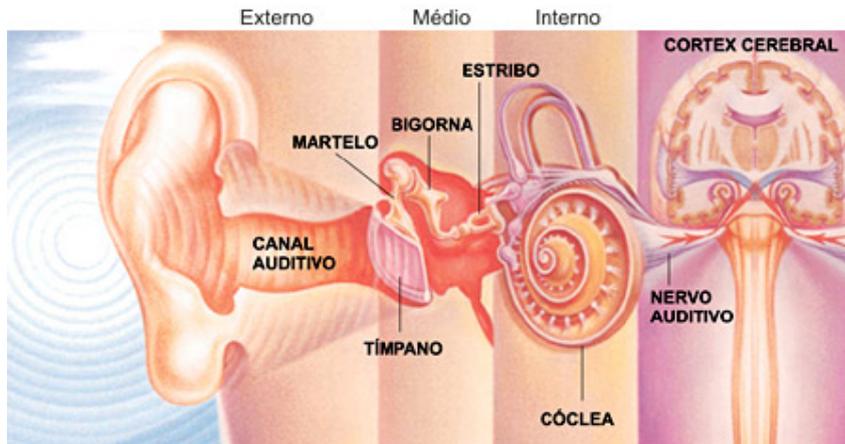


Figura 11 – Estrutura anatômica do ouvido.

Fonte: Barros *et al.* (2013).

A cóclea (órgão com formato semelhante ao de um caracol - Figura 11) é formada pelo órgão da corti, que é uma estrutura que contém milhares de pequenas células ciliadas (prolongamentos semelhantes a pelos), que ficam na superfície da membrana basilar. A membrana basilar tem uma estrutura peculiar, ela é formada por várias células ciliadas (cerca de 20 a 30 mil) que se estendem por toda a largura da cóclea. As vibrações sonoras, transmitidas do ouvido médio, fazem com que a membrana basilar vibre, mas à medida que os sons percorrem a cóclea as fibras ficam mais longas e flexíveis, isso faz com que as fibras tenham frequências ressoantes diferentes (Figura 12).

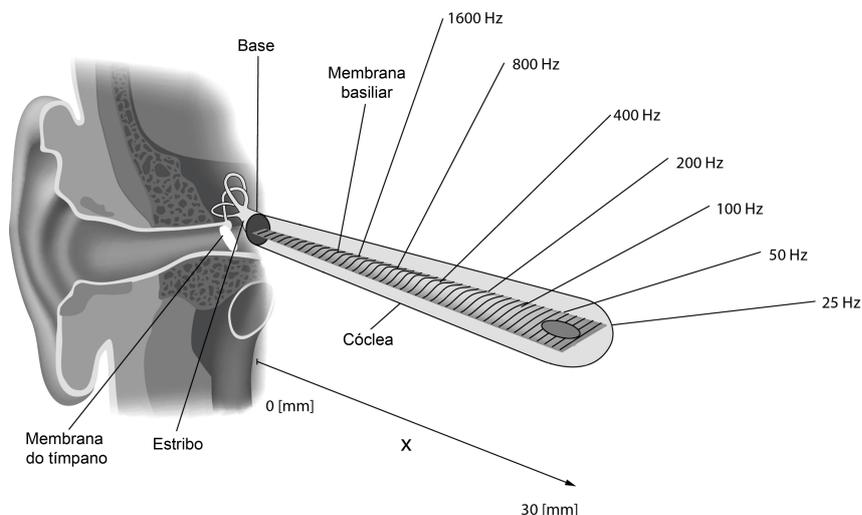


Figura 12 – Variação das frequências dentro da cóclea.

Fonte: Samuel (2011).

Quando essas células ciliadas são movidas, elas enviam um impulso elétrico pelo nervo da cóclea. Este envia os impulsos para o córtex cerebral, onde o cérebro os interpreta. A energia mecânica liberada pela contração rápida das células ciliadas externas geram ondas sonoras de fraca intensidade, que são as próprias emissões otoacústicas. Essa energia sonora é transmitida pela estrutura auricular, em sentido inverso percorrido pelo som, fazendo o tímpano vibrar até chegar a orelha externa.

Assim, emissões otoacústicas são os sinais biológicos que serão levados em consideração para a apuração da resposta da cóclea e classificação de seu correto funcionamento. Békésy (1960) demonstrou que a estrutura da cóclea pode ser conceitualmente dividida em faixas de frequência, no sentido de que determinadas partes só são estimuladas quando expostas a determinadas frequências, conforme apresenta a Figura 13:

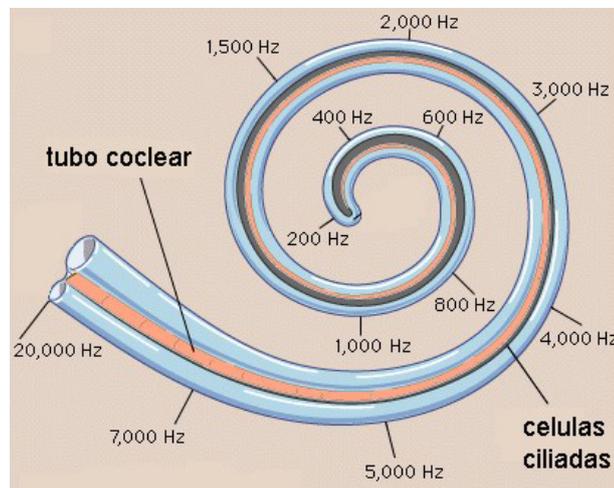


Figura 13 – Cóclea dividida por faixas de frequências.

Fonte: Barros *et al.* (2013).

O teste de emissões otoacústicas estimula toda a cóclea com o uso de um tom puro, este deve conter todas as frequências necessárias para isso. A Figura 14 demonstra um estímulo (clique) de 84 dB SPL aplicado no ouvido de um neonato com audição saudável (KEMP, 2002), sendo o gráfico menor o estímulo aplicado, e o maior a resposta gerada. O estímulo com intensidade de pico de 84dB SPL resultou em uma resposta com amplitude média de 30dB SPL, que, de acordo com o que foi mencionado no início dessa seção, caracteriza uma resposta satisfatória.

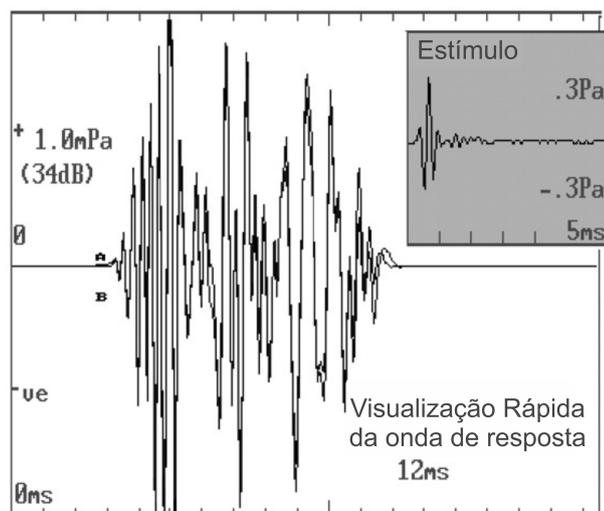


Figura 14 – EOAET apurada de um neonato sob o estímulo de 84dB SPL, visualizado graficamente em milipascal por milissegundos.

Fonte: Kemp (2003).

Segundo Kemp (2003), adicionalmente, pode-se usar mais cliques, de intensidades variadas, para estimular a cóclea de formas e velocidades diferentes, bem como utilizar técnicas avançadas de eliminação de ruído (pois, exigem notável poder de processamento), com base em parâmetros pré-definidos. O fonoaudiólogo é o responsável por definir a taxa de cliques por segundo que serão enviados para a cóclea.

A Figura 15 ilustra a EOA convertida por um sistema específico, separada e classificada em faixas de frequências através do processamento de sinais. A parte B da Figura 15 é considerada contaminação por ruído e a parte A, da mesma figura, é o sinal otoacústico propriamente dito. Na Figura 15, esse equipamento classifica os sinais na faixa de 1 - 8 kHz, onde podem ser identificados: a amplitude da emissão otoacústica (Figura 15 amplitude A), abaixo dela, a amplitude do ruído (Figura 15 amplitude B) e a amplitude total que representa a relação sinal-ruído (a soma das duas amplitudes).

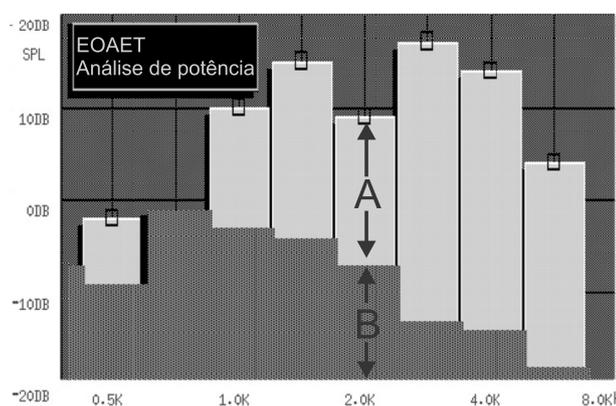


Figura 15 – Classificação da resposta em faixas de frequência.

Fonte: Kemp (2002).

## 4 SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE PERDA AUDITIVA EM NEONATOS

O objetivo desse capítulo é apresentar uma visão geral do sistema proposto e detalhar todo o comportamento da realização das emissões otoacústicas, bem como o processamento do seu resultado. Isso será feito através das seções:

**4.1 TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL**, que demonstra as principais características utilizadas nessa triagem;

**4.2 EOAPD**, apresenta a sua utilização clínica;

**4.3 VISÃO GERAL DO SISTEMA**, expõe o modo como o sistema irá funcionar em um ambiente real;

**4.4 EMISSÃO DOS SINAIS E GRAVAÇÕES OTOACÚSTICAS**, relata as funções utilizada pelo sistema para realizar todas as técnicas.

**4.5 TÉCNICAS DE EMISSÃO E GRAVAÇÃO**, descreve os procedimentos realizados para fazer o estímulo e a gravação das emissões otoacústicas.

**4.6 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO**, explica como foram aplicadas as técnicas de processamento de sinal digital para a visualização gráfica da resposta do ouvido.

Portanto, o sistema apresentado por este trabalho baseia-se na análise da anamnese do paciente, na TANU, e na aquisição dos sinais das EOA com o equipamento ER-10C ligado ao *smartphone*. O aplicativo do *smartphone* é responsável por produzir o estímulo e gravar a resposta auditiva. Essa resposta é processada no celular por meio de algoritmos de processamento de sinais usando a análise do espectro de frequência.

### 4.1 TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL

O Grupo de Apoio à Triagem Auditiva Neonatal Universal (GATANU), afirma que a triagem auditiva é a única estratégia capaz de identificar o mais cedo as possíveis alterações auditivas que poderão interferir na qualidade de vida do indivíduo (GATANU, 2010).

Por triagem, entende-se um processo simples, rápido e barato, que identifique aqueles indivíduos com maior probabilidade de uma alteração na função testada. Assim, o objetivo da TANU é minimizar o impacto dos severos efeitos negativos da perda auditiva o mais cedo possível. Para alcançar esse objetivo ela avalia tanto características socioeconômicas como os indicadores de risco, levando em consideração o resultado

dos testes audiológicos. As características socioeconômicas têm o objetivo de avaliar as condições da família, como: a escolaridade da mãe, renda familiar, condições de moradia, dentre outras; Os indicadores de riscos são utilizados para identificar os recém-nascidos que, apesar de terem obtido resultados satisfatórios nos testes audiológicos, poderão apresentar perda auditiva tardia. Isso significa que, a partir da triagem auditiva é possível identificar três grupos de crianças: aquelas que passaram na triagem auditiva, e que não possuem fatores de risco; aquelas que passaram na triagem, mas que possuem algum fator de risco, e que necessitam de monitoramento auditivo, e aquelas que falharam na triagem, as quais devem ser encaminhadas para procedimentos de reteste ou diagnóstico audiológico de maior complexidade (os anexos A e B demonstram a triagem utilizada por este trabalho).

São considerados recém-nascidos com indicadores de riscos os que apresentam alguns dos seguintes fatores (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012; JCIH, 2007):

- Antecedente familiar de surdez, sendo considerado como risco de hereditariedade;
- Permanência na UTI por mais de cinco dias, ou qualquer ocorrência de uma das seguintes condições: ventilação extracorpórea, ventilação assistida, exposição a drogas ototóxicas (antibióticos aminoglicosídeos e/ou diuréticos de alça), hiperbilirrubinemia, apgar neonatal de 0 a 4 no primeiro ou 0 a 6 no quinto minuto, peso ao nascer menor que 1.500 gramas;
- Infecções congênitas – toxoplasmose, rubéola, citomegalovírus, herpes, sífilis, HIV;
- Anomalias craniofaciais envolvendo o meato acústico, apêndices pré-auriculares e osso temporal;
- Síndromes genéticas que usualmente expressam deficiência auditiva, perda auditiva progressiva ou de manifestação tardia, tais como: neurofibromatose, osteopetrose, síndrome de *Usher*, *Waardenburg*, *Alport*, *Pendred*, dentre outras;
- Distúrbios neurodegenerativos - como a síndrome de Hunter, a ataxia de *Friedreich* e a síndrome de *Charcot-Marie-Tooth*;
- Infecções bacterianas ou virais pós-natais como citomegalovírus, herpes, sarampo, varicela e meningite;
- Traumatismo craniano;
- Quimioterapia.

Uma outra parte muito importante da triagem é a medição das emissões otoacústicas, pois, através dela é possível identificar algum tipo de desajuste na audição.

## 4.2 EMISSÕES OTOACÚSTICAS PRODUTO DE DISTORÇÃO

Existem dois tipos de emissões otoacústicas: as espontâneas e as evocadas. Dentro do grupo das evocadas se destacam as Emissões Otoacústicas Produto de Distorção (EOAPD) e as Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes (EOAET).

As EOAPD são as mais vantajosas para avaliação da função coclear, pois com o seu registro é possível notar o surgimento e o crescimento da resposta da EOA de acordo com a elevação do estímulo. Este procedimento é conhecido como curva de crescimento, o qual possibilita a análise do limiar de detectabilidade (KEMP, 2002).

Segundo Kemp, Ryan e Bray (1990), a origem do produto de distorção ocorre por meio de um processo coclear associado aos movimentos não-lineares das células ciliadas externas saudáveis. Essas emissões são produzidas pela interação de dois tons puros simultâneos em duas frequências diferentes, denominadas de  $F1$  e  $F2$ , e com duas intensidades distintas, conhecidas como  $L1$  e  $L2$ . Tanto as frequências como as amplitudes mantêm relações entre si, isto é, as frequências possuem uma razão que determina os seus valores, que é definida por  $\frac{F2}{F1} = 1.22$ ; e as amplitudes mantêm uma diferença de 10dB ( $L2 - L1 = 10dB$ ) variando entre intensidades que vão de 50 a 70dB.

No momento em que a cóclea é submetida a esse tipo de excitação, várias frequências de respostas podem ser registradas:  $f2 - f1$ ,  $2f2 - f1$ ,  $3f1 - 2f2$ . Mas a resposta com maior amplitude reside sempre na frequência de  $2F1 - F2$ , apresentando uma amplitude média de 5 à 15dB, sendo este o foco das análises. Desta forma, as EOAPD podem ser analisadas pelo espectro de frequência, avaliando a que possui maior intensidade.

## 4.3 VISÃO GERAL DO SISTEMA

O sistema foi desenvolvido baseado em uma arquitetura cliente-servidor que é composta por três componentes principais:

- Servidor - fornece um determinado serviço que fica disponível para todo Cliente que necessitar. Um exemplo desse serviço é a comunicação com o banco de dados, que retorna as requisições dos Clientes.
- Rede - meio pelo qual os dados são transportados do Cliente para o Servidor e vice-versa.

- Cliente - processo que interage com o usuário através de uma interface gráfica ou não; permite a execução de consultas ou inserções para a recuperação, atualização ou criação de novos dados, ou seja, é o meio pelo qual os resultados são visualizados e/ou modificados pelo usuário.

Assim, quando o servidor estiver conectado à internet todos os seus serviços ficam à disposição do cliente, para que este possa acessá-lo a qualquer momento e em qualquer lugar. Desse modo, o servidor fica disponível para receber, processar e responder às solicitações enviadas pelo cliente. Para que este tenha acesso às informações armazenadas ou mesmo consiga inserir dados no banco, precisará estar conectado a uma rede sem fio - *Wi-Fi* ou 3G - o que torna toda a arquitetura de rede transparente ao usuário.

Baseado nessa arquitetura, a visão geral do sistema é exemplificada na Figura 16. O componente servidor está instalado em uma central de laudos de emissões otoacústicas, e o cliente pode ser tanto uma ferramenta web para o gerenciamento médico da informação, como também o *smartphone* utilizado para aquisição dos dados e das emissões otoacústicas. Sendo assim, a anamnese do paciente e o teste audiológico são realizados pelo dispositivo móvel juntamente com o módulo ER-10C. Logo após a gravação dos resultados todos os dados (EOA e triagem) são enviados para o servidor.

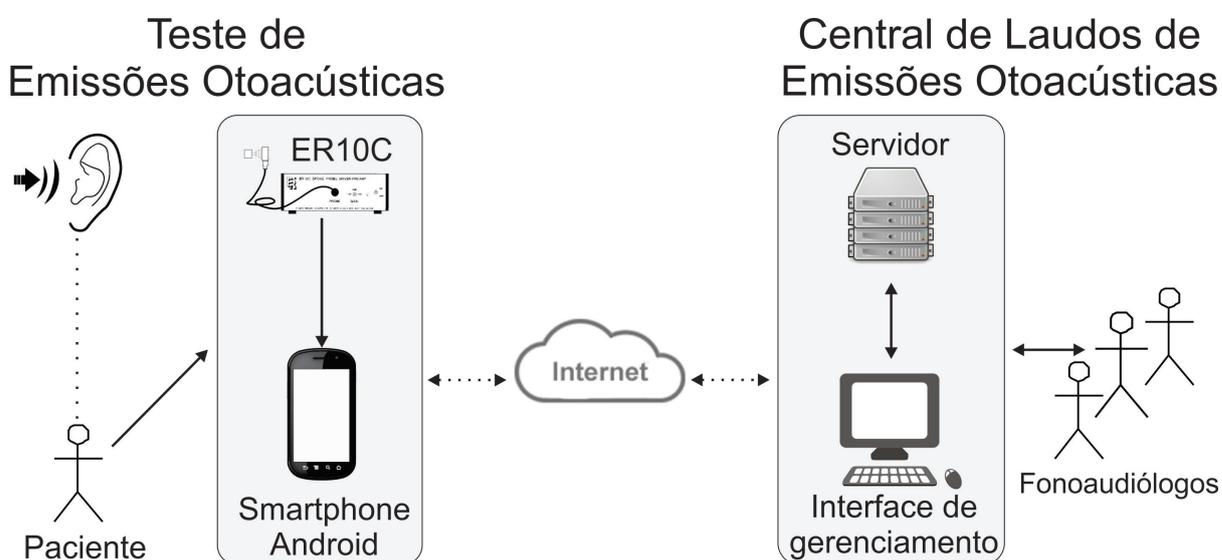


Figura 16 – Visão geral do sistema, o qual é dividido em vários componentes que vêm sendo desenvolvidos por diferentes pesquisadores. Esse sistema está dividido em: ER-10C, na construção de um *hardware* nacional; Servidor, feito para armazenar todos os dados coletados; Interface de gerenciamento, desenvolvido para a utilização dos fonoaudiólogos; e *Smartphone* Android, que é o foco deste trabalho.

Conforme citado anteriormente, a parte do sistema para a realização do protocolo da TANU para dispositivos móveis está funcionando. Esse sistema, intitulado OtoLeitor, oferece ao profissional da saúde uma melhor capacidade de aquisição dos dados da triagem auditiva, fornecendo ainda um meio de visualização dos resultados dos testes de emissões otoacústicas de maneira rápida e confiável. A Figura 17 demonstra a tela inicial, menu de opções e parte da triagem auditiva do sistema móvel.

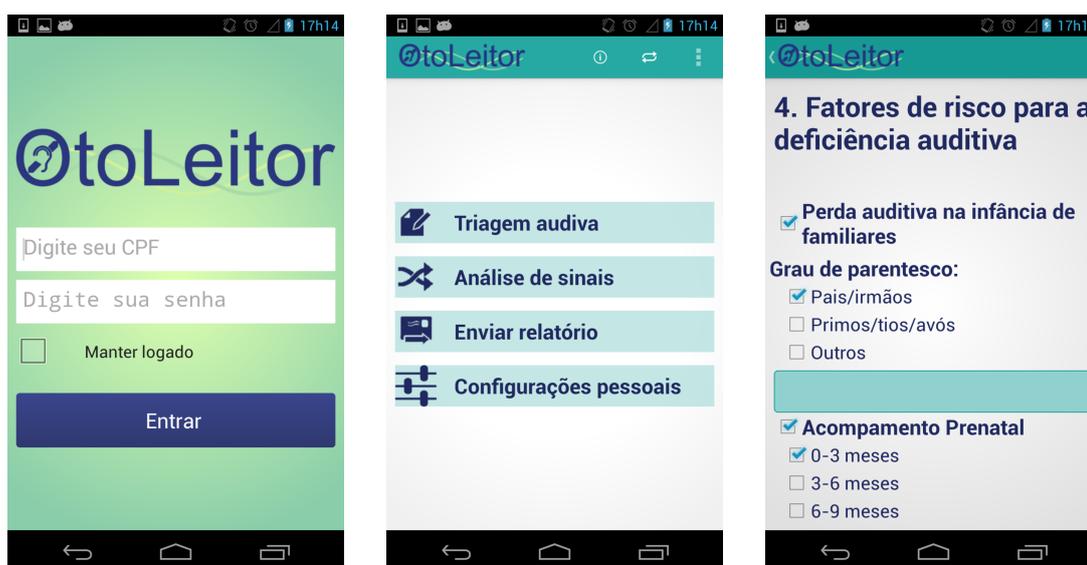


Figura 17 – Tela inicial, menu de opções e parte da triagem adutiva do sistema móvel OtoLeitor, respectivamente.

Uma das vantagens ao se utilizar esse sistema é a não utilização de protocolos impressos, evitando volume desnecessário de papel, e a rapidez e eficiência que um sistema computadorizado oferece. A partir disso, esse sistema possibilita o armazenamento e levantamento de todos os dados coletados, ou seja, é possível obter informações sobre a saúde, realizar pesquisas sobre grupos (faixa etária, sexo, cidades ou regiões, dentre outros) e/ou patologias.

Tendo em vista esse sistema, o objetivo deste trabalho é demonstrar tanto como foi construído o processo das emissões quanto o processamento das EOA, que estão sendo integrados ao sistema móvel do OtoLeitor. Então, conforme demonstrado na Figura 16, no momento da realização do teste o ER-10C deve ser ligado ao dispositivo móvel, e a sonda (composta por dois fones e um microfone) inserida dentro do ouvido do recém-nascido. O estímulo é enviado pelos fones, capturado pelo microfone e amplificado pelo ER-10C. O sinal é gerado, captado, processado e apresentado pela aplicação instalada no *smartphone*, conforme ilustra a Figura 18. A etapa do processamento, que é a contribuição principal deste trabalho, será composta por duas fases: análise dos sinais, que será feita pela Transformada Rápida de Fourier (FFT<sup>1</sup>), um algoritmo que expressa uma função

<sup>1</sup> Sigla derivada do inglês *Fast Fourier Transform*.

em termo de senoides simples revelando quais frequências estão sendo retornadas pelo ouvido, e o janelamento, que tem como objetivo aumentar as características espectrais de um sinal amostrado, minimizando as margens de transição em forma de ondas truncadas.

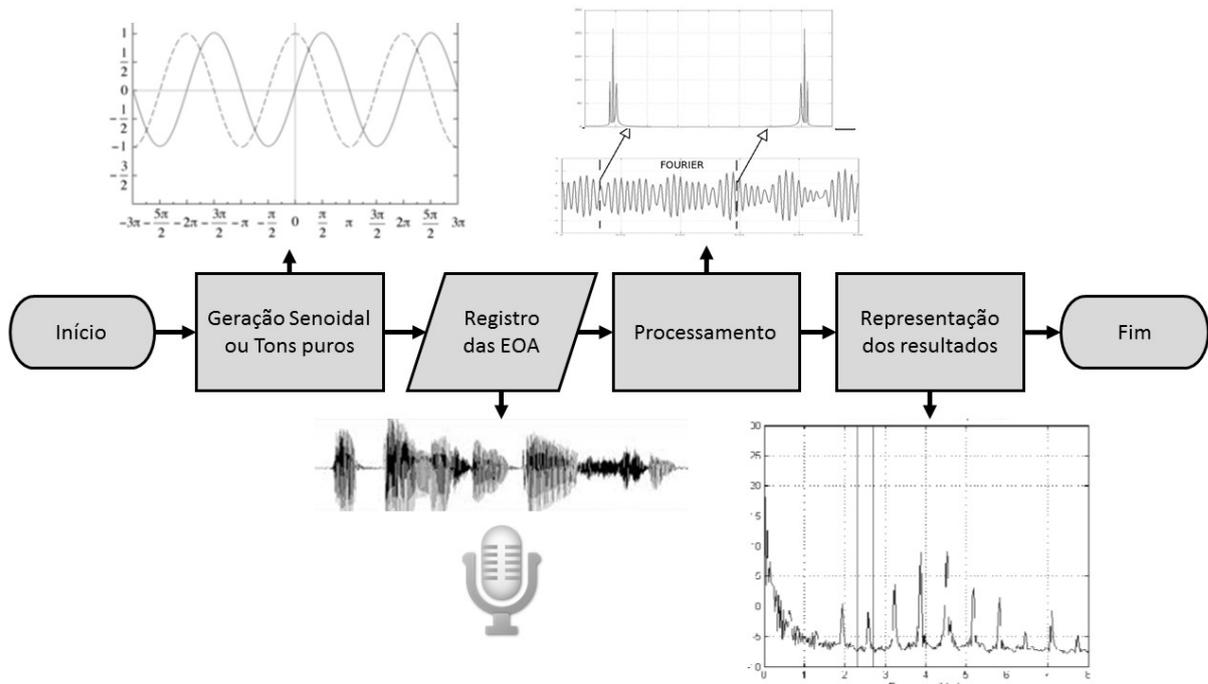


Figura 18 – Fluxograma da geração e análise das EOA.

#### 4.4 EMISSÃO DOS SINAIS E GRAVAÇÃO OTOACÚSTICAS

As Emissões Otoacústicas, como mencionado anteriormente, foram observadas e descritas como a liberação de energia sonora produzida na cóclea que se propaga pela orelha média até o meato acústico externo (KEMP, 1978). Para provocar essa liberação de energia é necessário a emitir tons puros, ou seja, ondas senoidais que consigam realizar a excitação necessária na cóclea (tais ondas podem assumir frequências desde 400Hz à 8000Hz).

Para a emissão de tons puros em dispositivos com o sistema operacional Android, foi utilizada a classe *AudioTrack*. Essa classe está disponível desde o Android 1.5, *Application Programming Interface* (API) nível 3, e oferece uma maneira extremamente simples de enviar dados *Pulse-Code Modulation* (PCM) diretamente ao *hardware* de áudio do dispositivo. Isto é feito ao gravar os dados para o objeto *AudioTrack* usando um dos

seguintes métodos: *write(byte [], int, int)*, *write(short [], int, int)*, ou *write(float [], int, int, int)*.

Um objeto dessa classe pode ser utilizado de dois modos: *STATIC* ou *STREAMING*. No modo de *STREAMING*, o aplicativo grava um fluxo contínuo de dados para o *AudioTrack* usando um dos métodos de gravação, ao realizar essa tarefa, ele bloqueia o fluxo e o retorna quando os dados forem transferidos da camada Java para a camada nativa na fila de reprodução. O modo de *STREAMING* é mais útil quando se utiliza blocos de dados de áudio. O modo *STATIC* é usado quando se lida com sons curtos que se encaixam na memória e que necessitam ser tocados com a menor latência possível.

A maior diferença entre os dois métodos está na utilização do *buffer*. No *STATIC* o tamanho do *buffer* é o tamanho máximo de dados que podem ser executados, enquanto no *STREAMING* esse tamanho pode ser usado de um modo mais flexível, ou seja, os dados enviados para a fila de reprodução podem ser menores ou maiores que o tamanho do *buffer* sem a necessidade de criar uma nova instância.

Dentro da definição de um objeto *AudioTrack* é necessário informar qual tipo de codificação será utilizado: *PCM\_16BIT* ou *PCM\_8BIT*. A codificação é o processo de representação dos valores amostrados como um número binário na gama de 0 a n. O lado negativo disso é que a quantidade de dados digitais necessários para representar o sinal analógico aumenta, ou seja, na criação de bloco de dados, do tipo inteiro, será necessário o dobro do tamanho para a sua representação binária.

Dessa forma, o objeto *AudioTrack* utilizado neste trabalho fará uso: Do modo *STREAMING*, pois o áudio gerado não precisa ter um tamanho definido; Da codificação *PCM\_16BIT*, pelo fato de ser compatível com todos os dispositivos e ter maior precisão; Do canal *MONO*, pela necessidade de emitir duas ondas senoidais com frequências e amplitude distintas e da taxa de amostragem, que está definida como 44100Hz.

Para realizar a gravação uma outra classe será usada: *AudioRecord*. Essa classe administra os recursos de áudio nas aplicações Java para gravar o áudio do *hardware* de entrada. Isto é possível através de um dos métodos de leitura de dados de um objeto *AudioRecord*: *read(byte [], int, int)*, *read(short [], int, int)* ou *read(ByteBuffer, int)*. A escolha do método depende do formato de armazenamento de dados de áudio, isto é, o que for mais conveniente para cada aplicação.

Durante a criação, um objeto *AudioRecord* inicializa seu *buffer* de áudio associado à quantidade de dados que poderá ser gravado, isso quer dizer que ele determina quanto tempo esse objeto pode gravar antes da sobrescrita de dados que ainda não foram lidos. Esses dados são lidos a partir do *hardware* de áudio em pedaços de tamanhos inferiores ao tamanho total do *buffer* de gravação.

Para criar uma instância desse objeto é necessário definir todos os parâmetros do seu construtor, neste trabalho eles foram definidos como: a fonte do áudio *MIC*, para que sejam carregadas todas as definições padrão de gravação; e o canal de configuração

MONO, pois é suportado por todos os dispositivos e a codificação PCM\_16BIT, da mesma forma que no *AudioTrack*.

#### 4.5 TÉCNICAS DE EMISSÃO E GRAVAÇÃO

Após visualizar como cada componente do Android pode ser utilizado (em especial o *Audio Manager*, que fornece um meio de manipular os sons de mídia tornando possível a emissão dos tons puros através dos fones de ouvido, por exemplo) e as principais classes que irão compor o algoritmo de registros das emissões otoacústicas, é possível entender tanto o algoritmo de EOA quanto o algoritmo de processamento digital de sinais.

Pode ser observado no Algoritmo 1 o momento em que a onda senoidal se forma. Todas as variáveis são criadas baseadas na taxa de amostragem, que em todo o algoritmo é definida como 44100 Hz (baseado no teorema de Nyquist), e na duração, que permite a criação da onda senoidal com qualquer tempo desejado. Por exemplo, sabendo que a taxa de amostragem é de 44100 Hz, isso significa que dentro de 1 segundo o vetor amostra terá 44100 valores armazenados; mas se a onda tiver que ser formada com o tempo de 100 milissegundos, o tamanho de AMOSTRAS será reduzido para 4410, pois 0.1 segundos vezes a taxa de amostragem resulta em 4410 posições.

---

---

#### Algoritmo 1 Criação da onda

```
1: função CRIARONDA
2:   numAmostras ← duracao * taxadeamostragem
3:   amostras[numAmostras]
4:   somGerado[2 * numAmostras]
5:   para i ← 1 até numAmostras faça
6:     numAmostras[i] ← GeracaoSenoid
7:   fim para
8:   somGerado = converteParaBytes(amostras)
9: fim função
```

---

O vetor SOMGERADO possui o dobro do tamanho do vetor AMOSTRAS, isso se dá porque todos os valores deste último são construídos com números inteiros, e SOMGERADO é do tipo binário. Logo após a construção, todos os valores são armazenados em AMOSTRAS e, consecutivamente, convertidos e atribuídos em SOMGERADO. Essa conversão é necessária porque o método utilizado do *AudioTrack* necessita de um sinal em *bytes*.

A onda senoidal é gerada com base na Fórmula 4.1, onde cada interação do laço realiza o cálculo do seno baseado em  $n$ . A Figura 19 mostra a criação da onda gerada pelo MatLab com frequência de 1kHz e taxa de amostragem de 44100.

$$\sum_{n=1}^{taxa_{amostragem}} \sin \left( \frac{2\pi n}{\frac{taxa_{amostragem}}{frequencia}} \right) \quad (4.1)$$

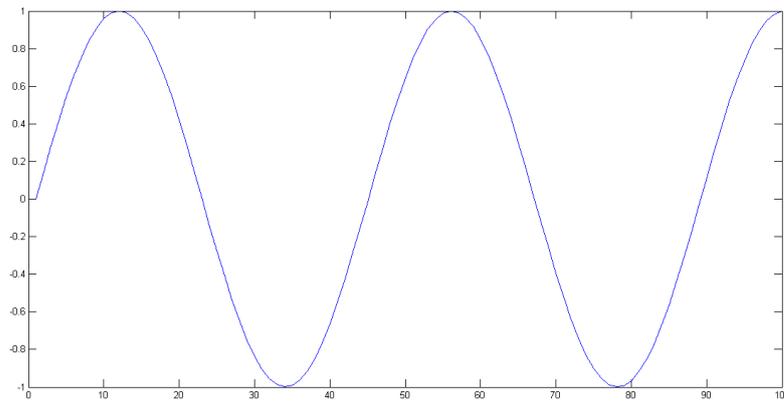


Figura 19 – Onda senoidal gerada pelo MatLab, com frequência de 1kHz e taxa de amostragem de 44100, visualizada no domínio do tempo.

Todo esse processo descreve a criação de uma onda, mas, para alcançar o objetivo de estímulo da cóclea através do método do produto de distorção são necessárias duas ondas senoidais com frequências, amplitudes e canais diferentes. Para isso, foram utilizadas duas *threads*, uma para o canal direito e outra para o canal esquerdo. No momento da criação de cada uma dessas *threads*, informações como, frequência, amplitude, duração e canal devem ser configuradas antes que as *threads* sejam executadas.

Para realizar a gravação foi utilizado o método *AudioRecord*, como mencionado na seção anterior, mas antes da gravação ser iniciada foi necessário criar um arquivo binário do tipo *.raw*, para o armazenamento das informações gravadas.

O Algoritmo 2 demonstra o processo de gravação do *AudioRecord*, onde um laço de repetição é iniciado com o valor verdadeiro para que a gravação possa ser contínua. Pode ainda ser observado que, dentro do laço ENQUANTO existe um PARA, isso acontece com o propósito de evitar a sobrescrita dos dados pelo método *read* do *AudioRecord*, perdendo, assim, os dados que ainda não foram gravados no arquivo. No momento em que o vetor *AUDIODADO* é completamente preenchido, o laço PARA é iniciado para salvar os dados gravados até aquele determinado instante.

---

**Algoritmo 2** Gravação

---

```
1: função INICIARGRAVACAO
2:   audioDado[tamanhoMinBuffer]
3:   estaGravando ← verdadeiro
4:   enquanto estaGravando faça
5:     audioDado ← AudioRecord.read()
6:     para i ← 1 até tamanhoMinBuffer faça
7:       arquivo ← audioDado[i]
8:     fim para
9:   fim enquanto
10: fim função
```

---

#### 4.6 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO

Processamento Digital de Sinal (DSP<sup>2</sup>) é uma área que se distingue de outras áreas em ciência da computação pelo tipo único de dados que usa: sinais. Na maioria dos casos, esses sinais são captados como dados sensoriais do mundo real: vibrações sísmicas, imagens visuais, ondas sonoras, etc. A base do DSP é a matemática, ou seja, são os algoritmos e as técnicas utilizadas para manipular esses sinais depois de convertidos em formato digital. Isso inclui uma grande variedade de objetivos, tais como: melhoria das imagens visuais, reconhecimento e geração de sons, compressão de dados para armazenamento e transmissão, etc.

Um das técnicas do DSP para se trabalhar com onda sonoras é a análise espectral. O espectro de um sinal são todas as frequências que compõem o mesmo, e a análise espectral é a separação ou visualização de cada um desses componentes. Para realizar essa análise, este trabalho utilizará a FFT para dividir todos os componentes de frequência. A FFT é um algoritmo que trabalha com números complexos, por isso, o intuito desta seção é descrever o seu funcionamento geral abstraindo as operações com estes números (conforme Smith (2002) o faz).

Em notação complexa, ambos os domínios do tempo e da frequência contêm um sinal constituído por  $N$  pontos complexos. Cada um destes pontos complexos é composto por dois números, a parte real e a parte imaginária. Por exemplo, quando falamos do complexo da amostra, ou vetor  $X$  [42], refere-se à combinação de  $\text{Re}X$  [42] e  $\text{Im}X$  [42]. Quando duas variáveis complexas são multiplicadas, os quatro componentes

---

<sup>2</sup> Sigla derivada do inglês *Digital Signal Processing*.

individuais devem ser combinados de modo a formar os dois componentes do produto. Essa pequena introdução sobre números complexos é para que se possa compreender os termos a seguir: sinal, ponto, amostra e valor, cada um deles se refere à combinação da parte real e da parte imaginária.

A FFT opera primeiramente na decomposição de um sinal de N pontos no domínio do tempo para N sinais constituídos por um único ponto também no domínio do tempo (conforme ilustra a Figura 20). Depois disso, ela calcula o espectro de N frequências correspondentes a estes N sinais no domínio do tempo. Por fim, os N espectros são sintetizados em um único espectro de frequência.

A Figura 20 demonstra um exemplo de decomposição no domínio do tempo utilizado na FFT. Neste exemplo, um sinal de 16 pontos é decomposto através de quatro fases separadas: a primeira quebra o sinal de 16 pontos em dois sinais, cada um composto de 8 pontos; a segunda etapa decompõe os dados em quatro sinais de 4 pontos. Este padrão continua até que não haja mais sinais compostos por mais de um ponto. Essa decomposição funciona basicamente na divisão de suas partes, isto é, o sinal é separado em amostras pares e ímpares. A complexidade computacional exigida na decomposição é de  $\log_2 N$ , ou seja, um sinal de 16 pontos ( $2^4$ ) requer 4 etapas, um sinal de 512 pontos ( $2^7$ ) requer 7 estágios, um sinal de 4096 pontos ( $2^{12}$ ) requer 12 estágios, e assim por diante.

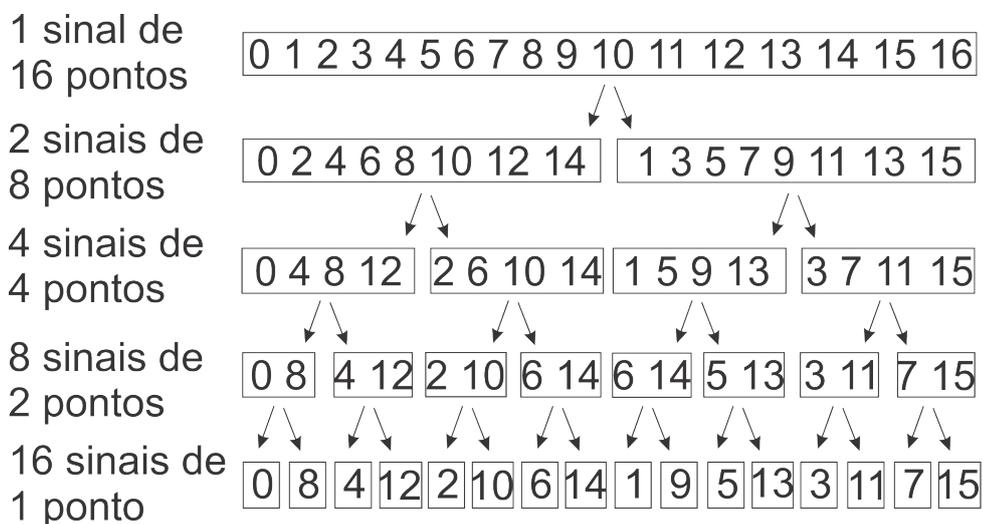


Figura 20 – Decomposição da FFT, um sinal com 16 pontos decomposto em 16 sinais contendo um único ponto.

Fonte: Adaptado de Smith (2002).

Depois observar a estrutura da decomposição, percebe-se que esse método é apenas um reordenamento das amostras do sinal. A Figura 21 exemplifica o padrão da reorganização necessária. No lado esquerdo, os números das amostras do sinal original estão listados juntamente com os seus equivalentes binários. À direita, os números das amostras reorganizados são listados, também junto com seus equivalentes binários. A

ideia principal da reorganização é que os números binários iguais ao inverso de outro troquem de posição para que a reordenação possa ocorrer. Por exemplo, o número da amostra 3 (0011) é trocado com o da amostra 12 (1100); da mesma forma, o número da amostra de 14 (1110) é trocado com o da amostra 7 (0111), e assim por diante. A decomposição, no domínio do tempo, feita pela FFT é, geralmente, realizada por um algoritmo de ordenação de inversão de bit. Em outras palavras, esse tipo de algoritmo rearranja a ordem das N amostras no domínio do tempo por contagem binária, apenas reordenando os bits virando-os da esquerda para a direita (tal como na coluna mais à direita na Figura 21).

Amostra em ordem normal			Amostra em ordem inversa	
Decimal	Binário		Decimal	Binário
0	0000		0	0000
1	0001		8	1000
2	0010		4	0100
3	0011		12	1100
4	0100		2	0010
5	0101		10	1010
6	0110	→	6	0100
7	0111		14	1110
8	1000		1	0001
9	1001		9	1001
10	1010		5	0101
11	1011		13	1101
12	1100		3	0011
13	1101		11	1011
14	1110		7	0111
15	1111		15	1111

Figura 21 – Processo de reordenação reversa de bit da FFT, o primeiro vetor representa o sinal de entrada e o segundo a reordenação feita pela FFT.

Fonte: Adaptado de Smith (2002).

O próximo passo no algoritmo da FFT é encontrar um ponto do espectro de frequência do sinal no domínio do tempo. Nesse ponto não há praticamente nada para ser feito, pois, o espectro de frequência de um ponto do sinal é igual a si mesmo, ou seja, o espectro de frequência é o resultado da ordenação inversa de bits. Isso quer dizer que cada ponto do sinal é agora um espectro de frequência, e não um sinal no domínio do tempo.

A última etapa para a FFT é combinar os  $N$  espectros de frequência exatamente na ordem inversa que a decomposição de domínio do tempo realizou. Infelizmente, o atalho com o algoritmo de ordenação por reversão de bits não pode ser utilizado, sendo, então necessário realizar os passos inversos descritos na Figura 20. Na primeira fase, os 16 espectros de frequência (1 ponto cada) são sintetizados em 8 espectros de frequência (2 pontos cada), na segunda, os 8 espectros de frequências (2 pontos cada) são sintetizados em 4 (4 pontos cada), e assim por diante. Resultando em um espectro de frequência com 16 pontos.

Para que todos esses espectros sejam reagrupados novamente, como demonstrado nos passos anteriores, é importante entender como o algoritmo realiza essa tarefa. A Figura 22 mostra como dois espectros de frequência, cada um composto de 4 pontos, são combinados em um único espectro de frequência de 8 pontos. Este é o processo inverso discutido anteriormente.

Considere dois sinais no domínio do tempo:  $abcd$  e  $efgh$ . Um sinal no domínio do tempo de 8 pontos pode ser formado por duas etapas: Decompor cada sinal de 4 pontos com zeros para torná-lo um sinal de 8 pontos, e depois juntá-los. Isto é,  $abcd$  torna-se  $a0b0c0d0$ , e  $efgh$  torna-se  $0e0f0g0h$ , juntando estes dois sinais em um de 8 pontos resulta em  $aebfcgdh$ . Como demonstrado na Figura 22, decompor o domínio do tempo com zeros corresponde a uma duplicação do espectro de frequência. Por conseguinte, os espectros de frequência são combinados na FFT responsável por duplicá-los, que, em seguida, junta os espectros duplicados.

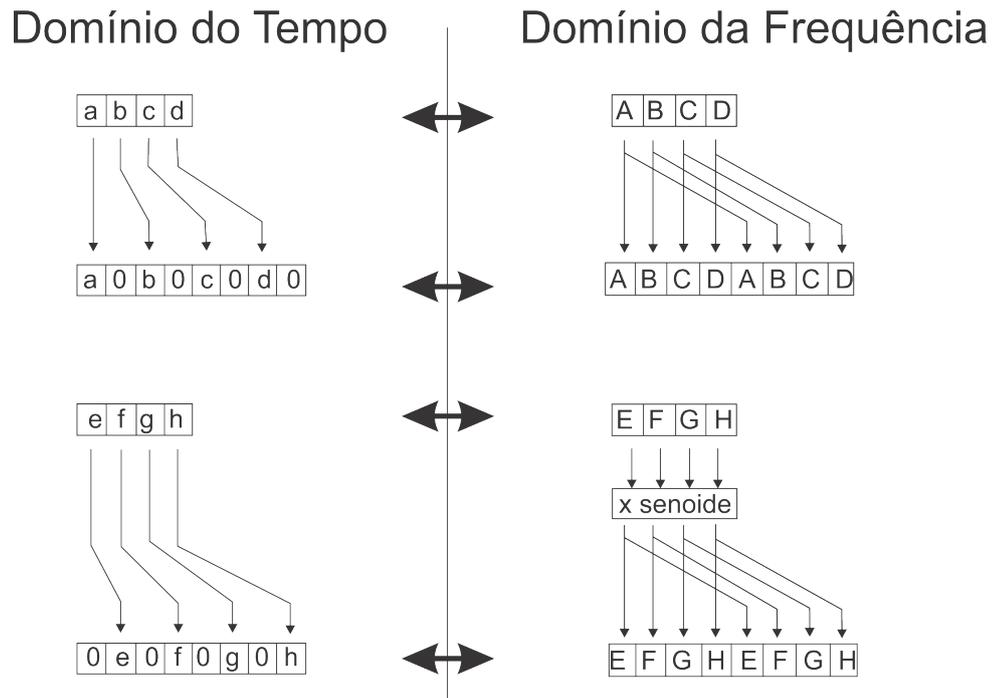


Figura 22 – Decomposição de zeros feita pela FFT do domínio do tempo para o domínio da frequência, demonstrando que quando o sinal no domínio do tempo é decomposto com zeros, o domínio da frequência é duplicado. Se o sinal de domínio de tempo também é deslocado por uma amostra durante a diluição, o espectro, adicionalmente, será multiplicado por uma senoide.

Fonte: Smith (2002).

Para que essa combinação aconteça, a decomposição de cada parte dos sinais deve ocorrer de modo diferente como é representado na Figura 22. Em um dos sinais todos os pontos pares devem conter zeros e no outro, os ímpares. Para que essa diferença aconteça, o segundo sinal deve ter suas posições deslocadas para a direita por meio da multiplicação da função delta de deslocamento, ou seja, por uma senoide com uma frequência determinada pelo próprio algoritmo.

A combinação desses dois sinais ocorre como exemplifica a Figura 23, que descreve uma nova divisão do sinal gerado (aebfcgdh), onde os ímpares estão separados dos pares, conforme ilustra a Figura 23 a. A partir dessa ilustração é possível entender como funciona a formação desse novo espectro de frequência. A primeira posição do espectro de 8 pontos é formada pela multiplicação do primeiro elemento ímpar pela onda senoidal e pelo primeiro elemento par, esse processo é chamado de cálculo borboleta. O cálculo borboleta é o elemento computacional básico da FFT, que transforma dois pontos complexos em dois outros pontos complexos (Figura 23 b).

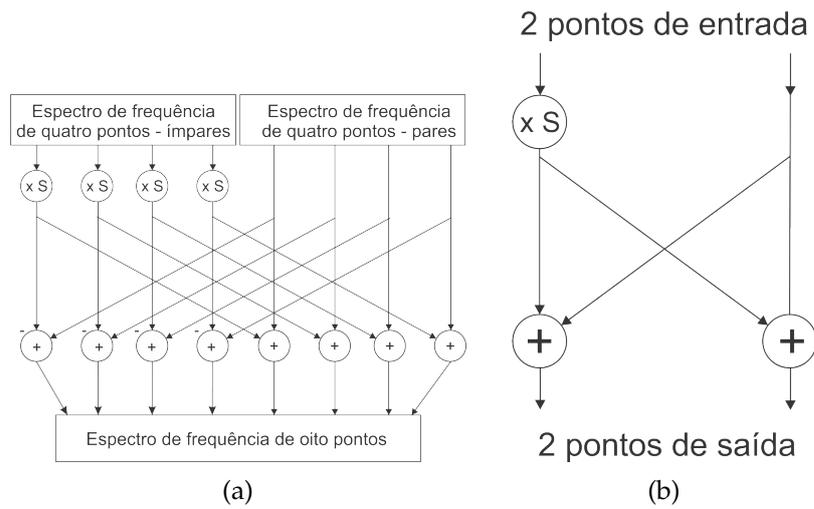


Figura 23 – Combinação de duas frequências espectrais de 4 pontos em uma de 8 (a), cálculo borboleta (b).

Por fim, a Figura 24 apresenta toda a estrutura da FFT. A primeira etapa é conseguida por um algoritmo de ordenação por inversão de bits, que transforma os dados no domínio do tempo para o domínio da frequência. O reagrupamento desses dados transformados é composto por três laços de repetição: O primeiro laço percorre todas as  $\log_2 N$  etapas, conforme a Figura 20, iniciando de baixo para cima; O segundo laço trabalha como um filtro, reorganizando as frequências que serão unidas e o último laço realiza todo o cálculo borboleta.

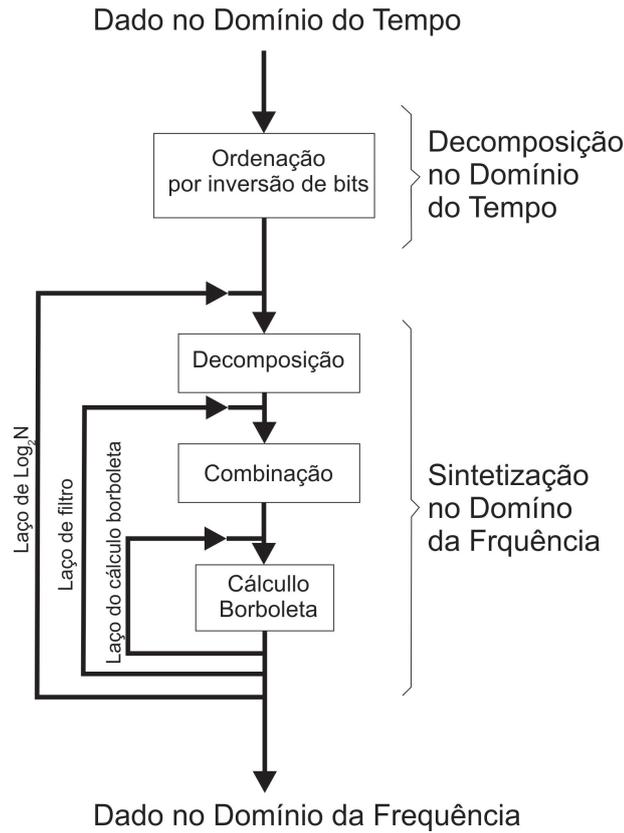


Figura 24 – Diagrama de fluxo da Transformada Rápida de Fourier.

Fonte: Smith (2002).

Juntamente com a transformada de Fourier, uma outra técnica é utilizada para melhorar a visualização do espectro: o janelamento. Pois ele proporciona o aumento das características de um sinal. Por exemplo, ao analisar um sinal através de Fourier, o janelamento minimiza as margens de transição em forma de ondas truncadas, reduzindo, assim, a perda espectral sem distorcer o sinal original.

Neste trabalho a técnica de janelamento utilizada será a janela de Hamming. Esta janela possui uma forma similar a meio ciclo de uma de onda cossenoidal. Sendo definida pela Fórmula 4.2 e resultando na ilustração da Figura 25.

$$\sum_{n=1}^N 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi\left(\frac{n}{N-1}\right)\right) \tag{4.2}$$

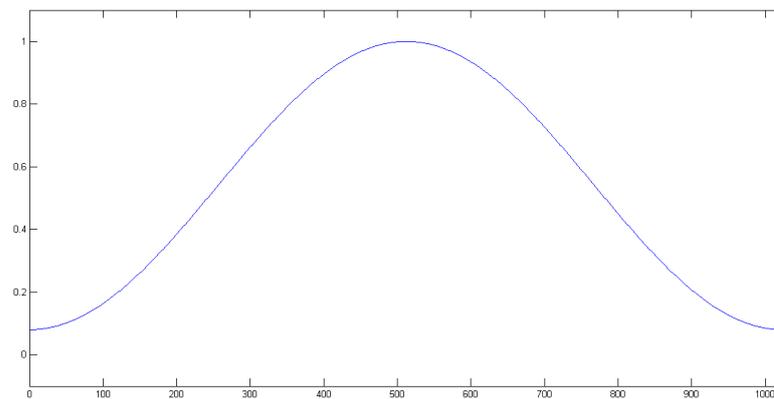


Figura 25 – Janelamento de Hamming.

Ao aplicar o janelamento em várias partes do sinal, a informação desejada será facilmente identificada. Essa técnica que utiliza várias janelas é chamada de sobreposição. A partir dela é possível dividir o sinal em várias partes a aplicar o janelamento em cada uma delas a fim de realizar a média desse sinal janelado.

O Algoritmo 3 demonstra exatamente os passos descritos anteriormente. O início desse algoritmo se dá com a entrada de um sinal qualquer (Figura 26 a), o primeiro laço apresenta a taxa de sobreposição, onde é realizada a multiplicação de vários pedaços do sinal pela janela e este é armazenado em `SINALJANELADO` (Figura 26 c). Após concluir o janelamento é aplicado sobre esse sinal o FFT (Figura 26 d), para obter o seu espectro da frequência. E o último laço é responsável pela realização da média de todos os sinais janelados (Figura 26 e). Todos esses processos podem ser melhor visualizados na Figura 26.

---



---

#### Algoritmo 3 Espectro do sinal

```

1: função OBTERESPECTRO(sinal[])
2:   para i ← 1 até tamanhoSinal faça
3:     para k ← 1 até tamanhoJanela faça
4:        $sinalJanelado[k] \leftarrow sinal[i] * janelaHamming(k, tamanhoJanela)$ 
5:     fim para
6:      $fft[] \leftarrow FFT(sinalJanelado)$ 
7:     para j ← 1 até tamanhoJanela faça
8:        $espectro[1][j] \leftarrow (espectro[1][j] + fft[k]) / (i + 1)$   $\triangleright$  média dos sinais janelados
9:     fim para
10:  fim para
11: fim função

```

---

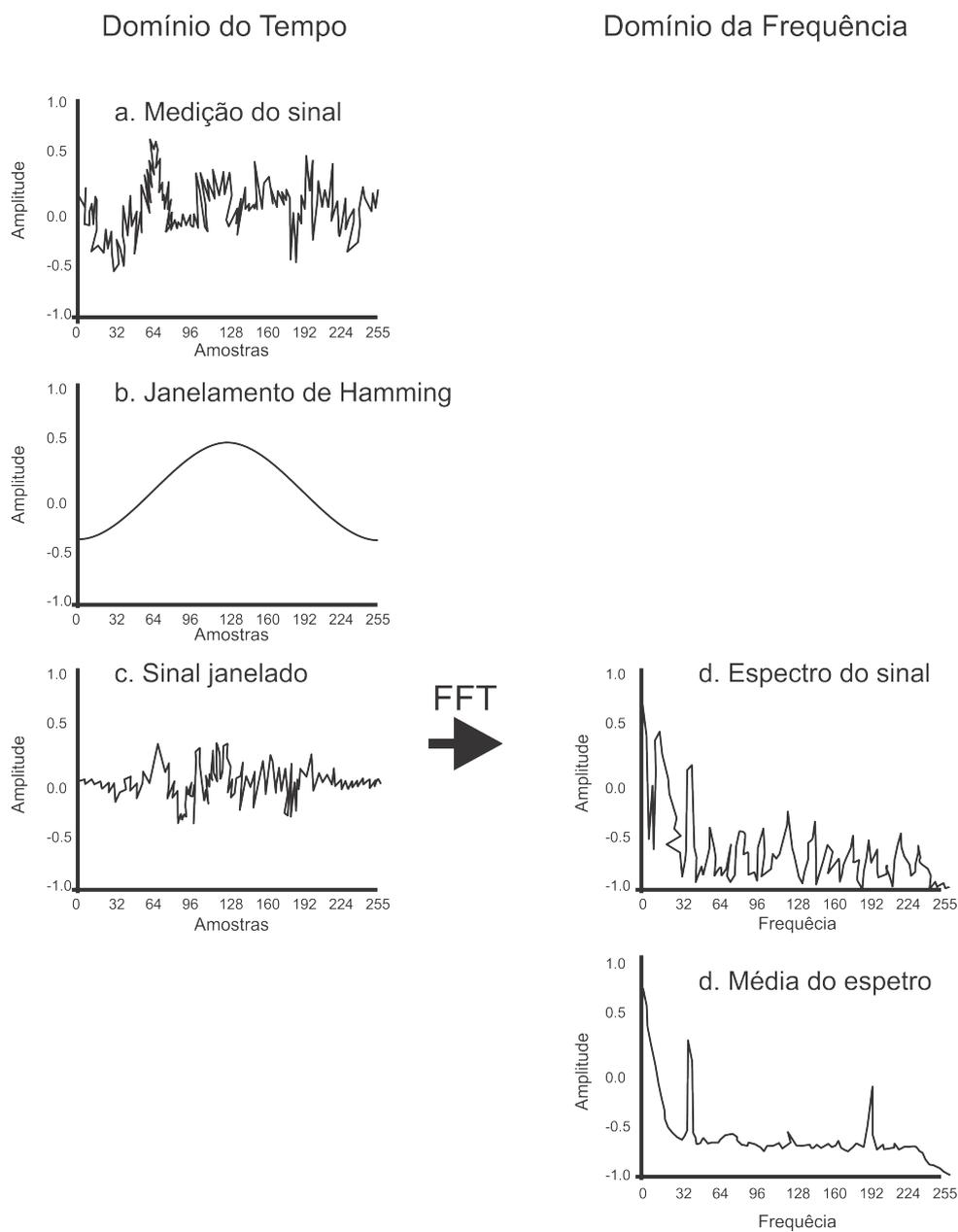


Figura 26 – Representação gráfica dos passos da análise espectral.

Fonte: Smith (2002).

## 5 APLICAÇÃO DAS TÉCNICAS DE REGISTROS E ANÁLISE DAS EOA

Este trabalho de dissertação é parte de um projeto maior que foi aprovado através da CHAMADA PÚBLICA MCT/FINEP - Ação Transversal - TECNOLOGIA ASSISTIVA – 01/2010, uma parceria entre a Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) e a Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN). O projeto Otoleitor tem por propósito desenvolver um sistema de auxílio ao diagnóstico de perda auditiva em neonatos, sendo de responsabilidade deste trabalho o registro e a análise das emissões otoacústicas.

Todo o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, que aprovou esta pesquisa através do parecer de número 323/2010, CEP/UFRN 141/10 e CAAE 0159.0.051.000-10. Os testes foram realizados na Clínica de Fonoaudiologia da UFRN e no Laboratório de Engenharia de Software da UERN, todos as pessoas que se submeteram ao teste faziam parte da equipe do projeto. Os equipamentos utilizados foram fornecidos pelo Laboratório de Automação Hospitalar e Bioengenharia – UFRN, pelo Laboratório de Engenharia de Software – UERN e pela Clínica de Fonoaudiologia – UFRN.

Este capítulo está dividido da seguinte maneira:

**5.1 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO**, apresenta os detalhes do objeto de estudo desta dissertação de mestrado, destacando os critérios de inclusão e o procedimento dos testes;

**5.2 REGISTROS E ANÁLISE DOS SINAIS DAS EMISSÕES OTOACÚSTICAS PRODUTO DE DISTORÇÃO**, apresenta como a calibração e a validação ocorreram, além dos resultados obtidos e das discussões a respeito dos mesmos.

### 5.1 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO

Esta pesquisa contou com a participação de 4 integrantes da equipe do projeto citado anteriormente. Dentre os quais, 3 homens e 1 mulher, com idades entre 22 a 35 anos.

Os critérios de inclusão foram:

- Possuir audição normal;
- Disposição para realizar a bateria de testes;

- Termo de consentimento assinado pelo participante.

Os testes tiveram seu início no mês de setembro de 2014 e foram até dezembro do mesmo ano. Todos os experimentos foram feitos em ambientes silenciosos, com os participantes confortavelmente sentados. Para manter a padronização dos resultados foi pedido a todos os participantes que utilizassem primeiro a orelha esquerda e em seguida a direita. Antes da realização dos testes, foi esclarecido a cada participante como os mesmos seriam conduzidos, deixando bem claro todo o protocolo a ser seguido.

Durante a pesquisa, foram utilizados os seguintes equipamentos:

- *Smartphone* Samsung S4 Mini: para a gravação e registro das emissões otoacústicas;
- Osciloscópio Rigol e Tektronix: utilizados para verificar a eficiência da emissão feita pelo *smartphone* e medir a intensidade do sinal (Volt RMS);
- ER10C: hardware responsável por emitir e gravar os registros a partir do ouvido através de uma sonda composta por dois autofalantes e um microfone;
- Placa pré-amplificadora: feita para ser utilizada entre o *smartphone* e o ER-10C, com o intuito de amplificar o sinal gerado para atingir o mínimo de 1 Volt RMS.

A bateria de testes consiste na realização da emissão e registro das EOA em cinco faixas de frequências diferentes: 1 kHz ( $F1 = 1641$  e  $F2 = 2016$ ), 3 kHz ( $F1 = 2297$  e  $F2 = 2813$ ), 4 kHz ( $F1 = 3281$  e  $F2 = 3984$ ), 6 kHz ( $F1 = 4594$  e  $F2 = 5625$ ) e 8 kHz ( $F1 = 6516$  e  $F2 = 7969$ ). Cada uma dessas frequências foi testada, no mínimo, 15 vezes em cada orelha. Caso não fosse registrada nenhuma informação válida, o teste era repetido o mesmo número de vezes. Isso porque, durante o teste, podem haver falhas devido a mau posicionamento do aparelho no ouvido, ou, por algum ruído externo que invalidasse a amostra. Todo esse procedimento, considerando os que tiveram que repetir alguma etapa, levou entre 10 a 20 minutos para ser realizado com cada participante.

O número total de registros armazenados foram 760, dos quais 600 válidos, e 160 inválidos (justificáveis devido às possibilidades de erros descritos acima), conforme ilustra a Figura 27. A Figura 27 expõe o número de testes válidos divididos em dois grupos: 40 e 20 dB. Essa divisão existe por causa do controle de ganho feito no ER10C, ou seja, o ER10C possui um chaveamento que permite amplificar a gravação feita pelo microfone (0, 20 ou 40 dB). Dentro dos testes preliminares foi identificado que apenas os testes de 20 e 40 dB eram capazes de representar as variações de interesse. Nos testes reais só foram utilizados os de 40 dB, pois apresentaram melhores distinções entre os sinais e os ruídos.



Figura 27 – Quantidade de testes realizados, com a discriminação dos testes válidos e inválidos registrados.

## 5.2 REGISTROS E ANÁLISE DOS SINAIS DAS EMISSÕES OTOACÚSTICAS PRODUTO DE DISTORÇÃO

Para a realização dos registros e análises, algumas etapas significativas tiveram que ser executadas. A primeira etapa consistiu na calibração, ou seja, em fazer os ajustes necessários entre o *smartphone* e o ER10C. A segunda foi a validação tanto da emissão quanto do algoritmo de análises. Estas duas etapas serão descritas a seguir seguidas pela análise dos resultados.

### 5.2.1 Calibração

Todos os testes foram realizados com *smartphone*, placa pré-amplificadora e ER10C. Essa placa foi utilizada para realizar a calibração do canal esquerdo e direito, para isso foi necessário alcançar 1 Volt RMS a 1000 Hz, pois o ER10C garante que uma onda emitida com frequência de 1kHz a 1Volt RMS resulte em um som com intensidade de 72 dB SPL.

Com os materiais utilizados não foi possível identificar com quantos decibéis as outras frequências foram emitidas, mas, por causa da calibração, todos os dados enviados para o ouvido mantiveram uma diferença de 10 dB entre L1 e L2, independente de se conhecer a intensidade de outras frequências (conforme explica a seção 3.2).

Esse controle entre as intensidades foi possível através do *smartphone*. Ao configurar a amplitude da onda, é possível controlar a intensidade de cada sinal, já que, o volume do dispositivo será o mesmo para ambos os canais. Foi identificado que o maior número que pode ser representado por uma variável do tipo *short* é 32767, ou seja, essa é a amplitude máxima. Por isso, esse valor de amplitude é utilizado na função de conversão de *short* para *byte*. Para manter essa variação constante de 10 dB, basta realizar a conversão da amplitude máxima em decibéis, subtrair a quantidade desejada (10 dB) e reconverter para o valor de amplitude. Todo esse cálculo pode ser simplificado através da Fórmula 5.1 (WINTER, 2014).

$$A = 20 \log_{10} \frac{P_1}{P_2} \quad (5.1)$$

Sendo:

- $A$  a variação de decibéis;
- $P_1$  o valor desejado;
- $P_2$  o valor máximo ou o valor de referência.

Baseado na fórmula apresentada o valor encontrado foi 10362, ou seja, 10362 é 10 dB a menos que 32762. Isso pode ser comprovado substituindo os valores de  $P_1$  e  $P_2$  na fórmula: resolvendo  $\frac{P_1}{P_2}$  temos 0,316, o logaritmo desse valor é  $-0,5$ , que, finalmente, multiplicado por 20 resulta em  $-10$ , isto é, a diferença entre  $P_1$  e  $P_2$  é exatamente de 10 dB.

### 5.2.2 Validação

Após obter o controle da amplitude, e antes de ser testado no ouvido dos participantes, todo esse software passou por vários testes de emissões, gravações e processamento.

A seção 4.5 demonstra a fórmula utilizada para a geração da onda senoidal. Essa fórmula foi validada através do MatLab e do osciloscópio, onde foi verificada com exatidão a frequência e sua amplitude.

Com a confirmação do bom funcionamento da função geradora de onda, a etapa seguinte consistiu na avaliação do algoritmo do processamento de sinais, que tomou como base o MatLab para a verificação dos dados amostrados. A Figura 28 apresenta o resultado de um experimento que foi realizado dentro de uma seringa utilizando a marca de  $2\text{cm}^3$ , com o intuito de simular o ouvido humano. Foi gerada uma com frequência de 2 kHz, com amplitude e volume máximos, com duração de 500

milissegundos. Observeu-se o mesmo comportamento nos dois ambientes (*smartphone* e MatLab), apenas com uma variação de amplitude em todo o sinal de 2 dB (Figura 28c).

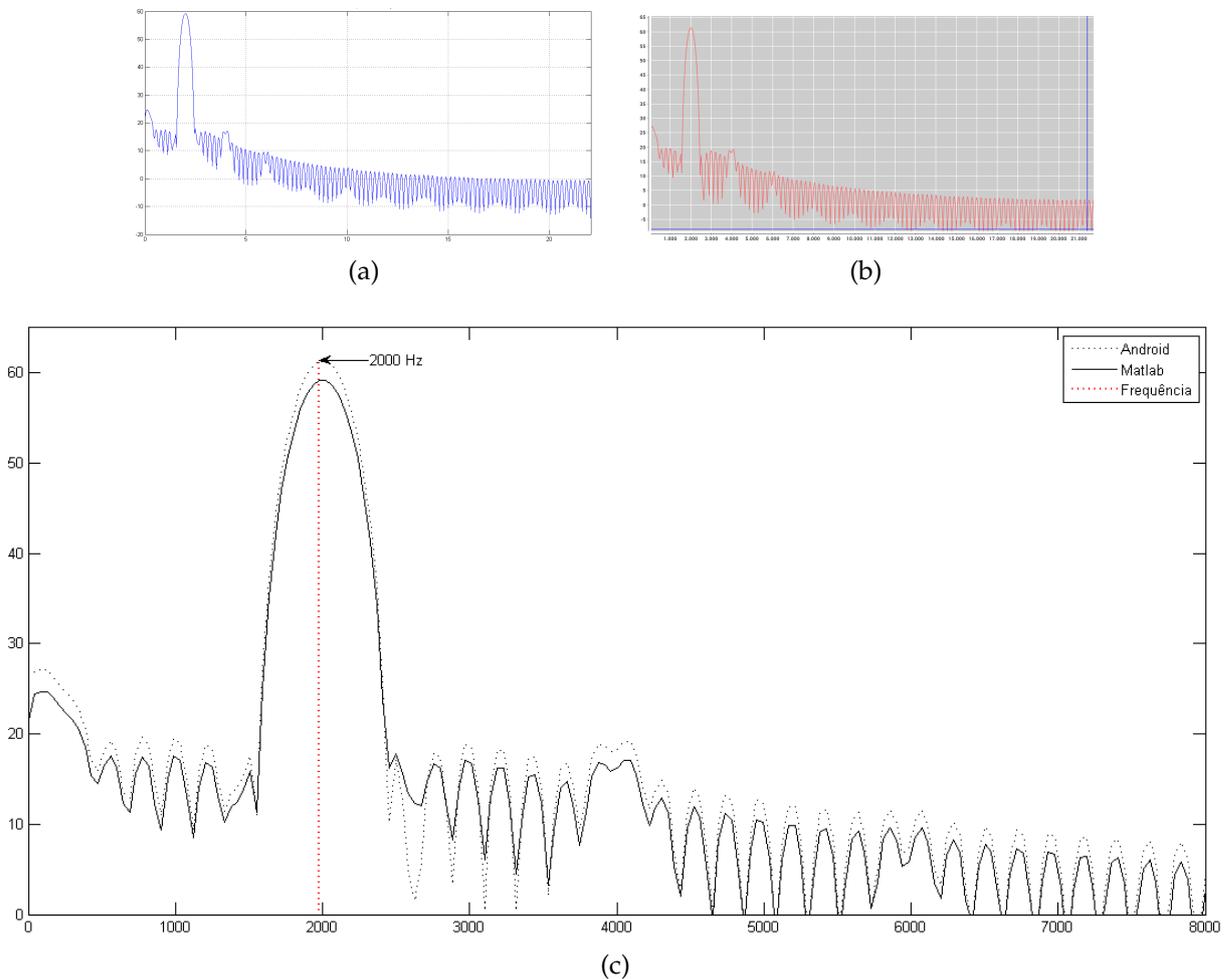


Figura 28 – Resultado do teste de 2 kHz representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo MatLab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).

### 5.2.3 Análise e Discussões dos Resultados

Todos os resultados obtidos serão apresentados graficamente utilizando tanto o processamento realizado pelo *smartphone*, pelo MatLab e por fim um comparativo que mostra a diferença entre eles, bem como os picos de frequências (produto de distorção, F1 e F2).

Com a confirmação do funcionamento de todo o processo de emissão e gravação dos sinais, os testes em um ambiente real foram iniciados. Da mesma forma que na seção anterior, essa seção também demonstrará todos os resultados obtidos utilizando tanto o processamento realizado pelo MatLab como pelo *smartphone*, como também, um

comparativo que demonstra a diferença entre os processamentos nos dois ambientes, discriminando ainda os picos de frequências de interesse: produto de distorção (PD), F1 e F2. Todos os resultados representados graficamente contêm todo o conteúdo dos testes, ou seja, o sinal representado possui tanto a gravação das ondas quanto do retorno do ouvido. Esse tipo de gravação foi realizada para que fosse possível a identificação de algum erro e para não perder nenhum tipo de informação (por esse motivo as frequências F1 e F2 terão uma amplitude bem elevada).

A Figura 29 ilustra o resultado do teste de 1 kHz, ou seja, o teste realizado com F1 possuindo uma frequência de 1641 Hz e F2 2016 Hz. Na Figura 29 é possível notar a região do PD, F1 e F2, respectivamente. No gráfico feito pelo MatLab e *smartphone* (Figura 29c) é observado exatamente onde os picos de todas as 3 frequências analisadas estão, e que na região do PD a intensidade da onda não permite dizer com clareza se realmente é ou não o sinal esperado, pois o produto de distorção se torna semelhante a um ruído. É possível ainda verificar que no *smartphone* a região do PD é melhor representada do que no MatLab, porém, possui amplitude bem inferior. A diferença entre os dois processamentos ficou visível neste teste, e os picos das regiões analisadas possuem o mesmo comportamento em ambos os gráficos, mantendo uma diferença constante de 2 dB.

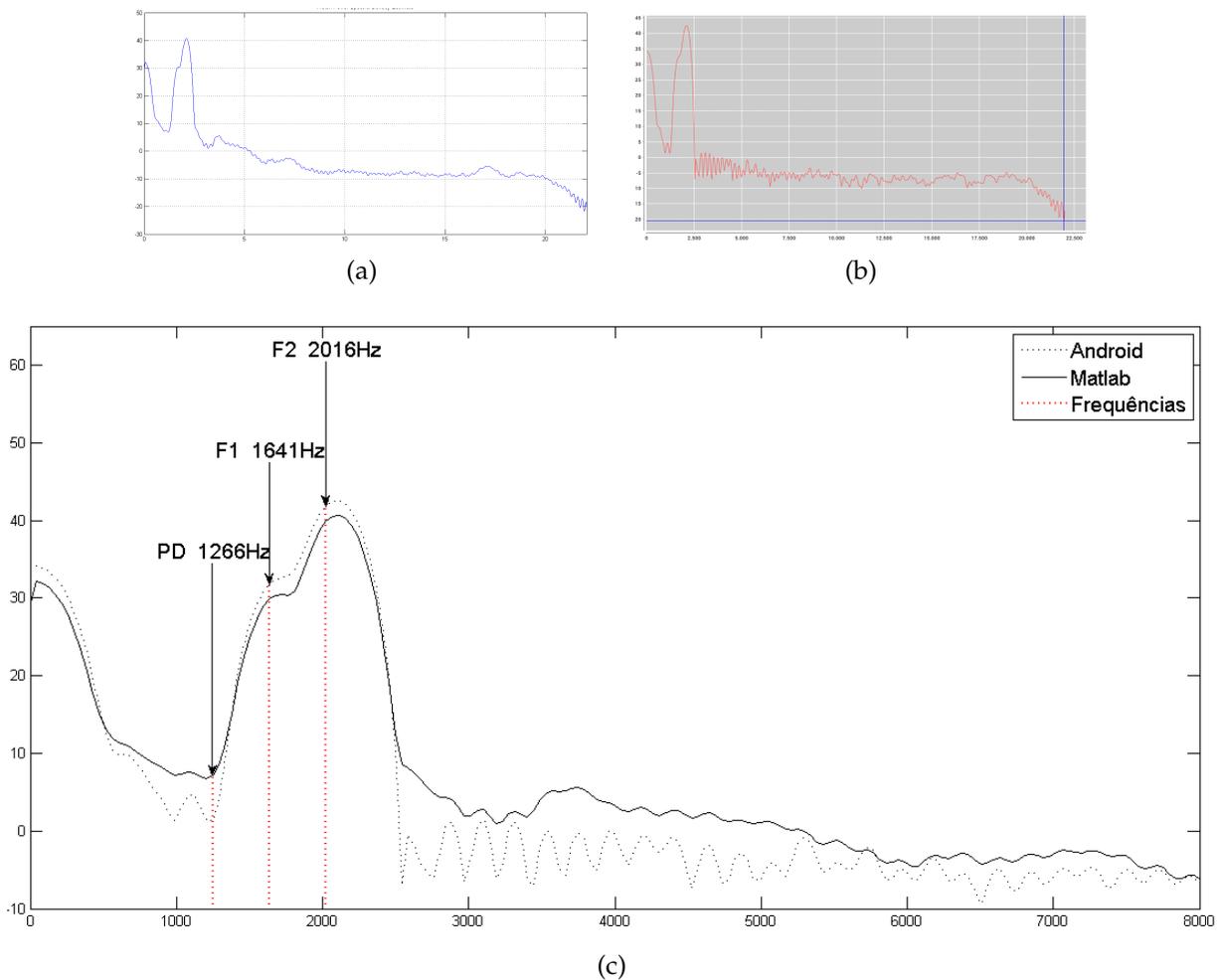


Figura 29 – Resultado do teste de 1 kHz representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo Matlab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).

No próximo teste, que é representado pela Figura 30, é mostrado o sinal composto por: F1, com frequência de 2297 Hz; F2, com frequência de 2813 Hz e o produto de distorção presente na faixa de 1781 Hz. Diferentemente do teste anterior, este mostra resultados significativos, pois as frequências F1 e F2 estão conforme o emitido e o produto de distorção apresenta uma amplitude significativa, sendo possível afirmar que é um resultado de emissões otoacústicas, conforme ilustra a Figura 30c. Da mesma forma que o sinal é representado pelo MatLab, o *smartphone* também consegue representar, mantendo uma variação de diferença entre 1,5 a 2 dB para mais ou para menos, ilustrados, respectivamente, pelas Figuras 30b e 30a.

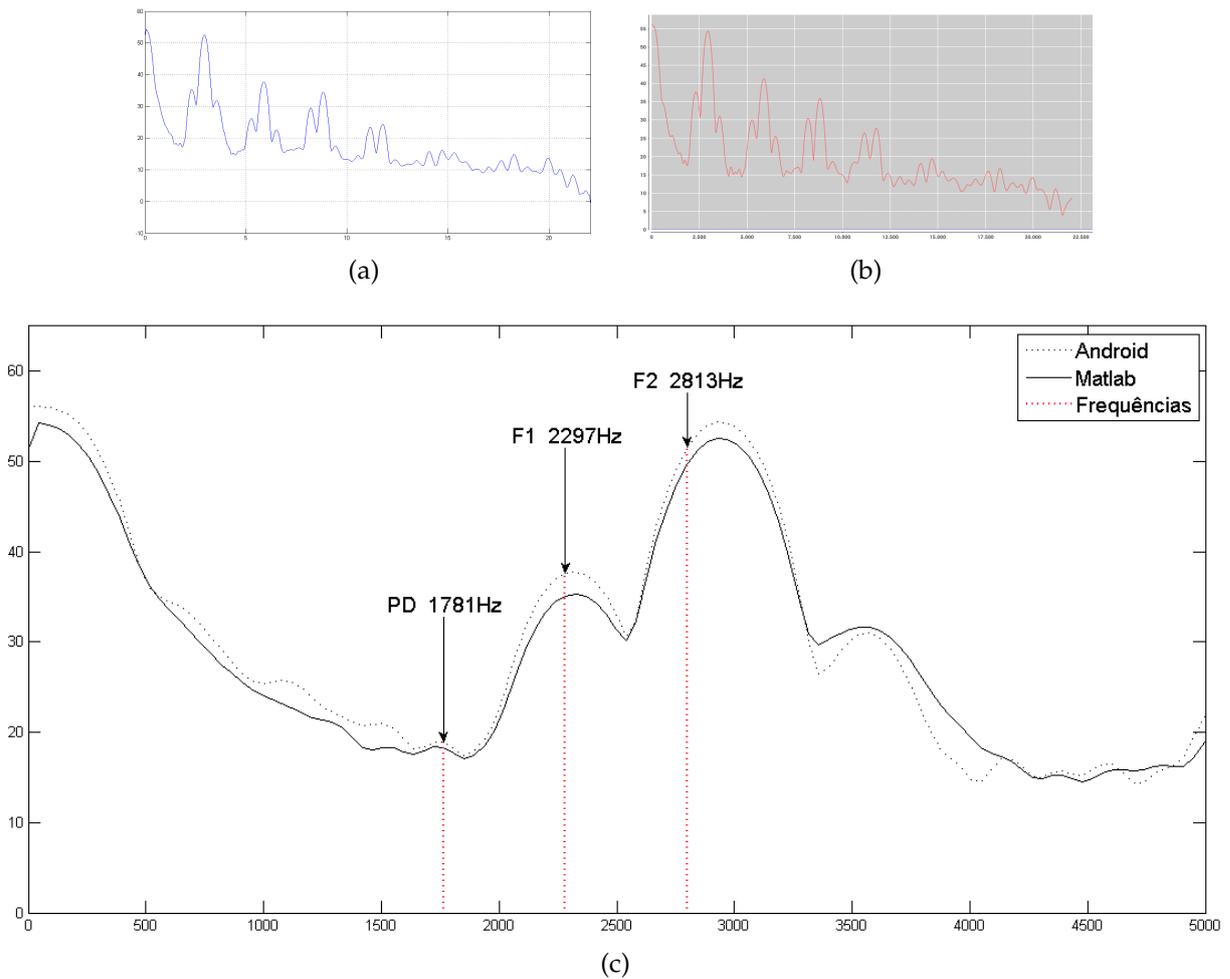


Figura 30 – Resultado do teste de 3 kHz representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo Matlab (b) e o comparativo entre os dois dados processados (c).

Já o teste de 4 kHz, que é demonstrado pela Figura 31, possui uma frequência F1 de 3281 Hz e F2 com 3984 Hz. Da mesma forma que o teste anterior, as frequências (F1 e F2) estão dispostas no exato local, enquanto o produto de distorção, aparentemente, sofreu algum tipo de deslocamento para direita (conforme a Figura 31c), que o *smartphone* conseguiu representar melhor que o MatLab. Os gráficos, representados nas Figuras 31a e 31b seguiram o mesmo comportamento, mantendo uma variação de 2 dB entre os mesmos.

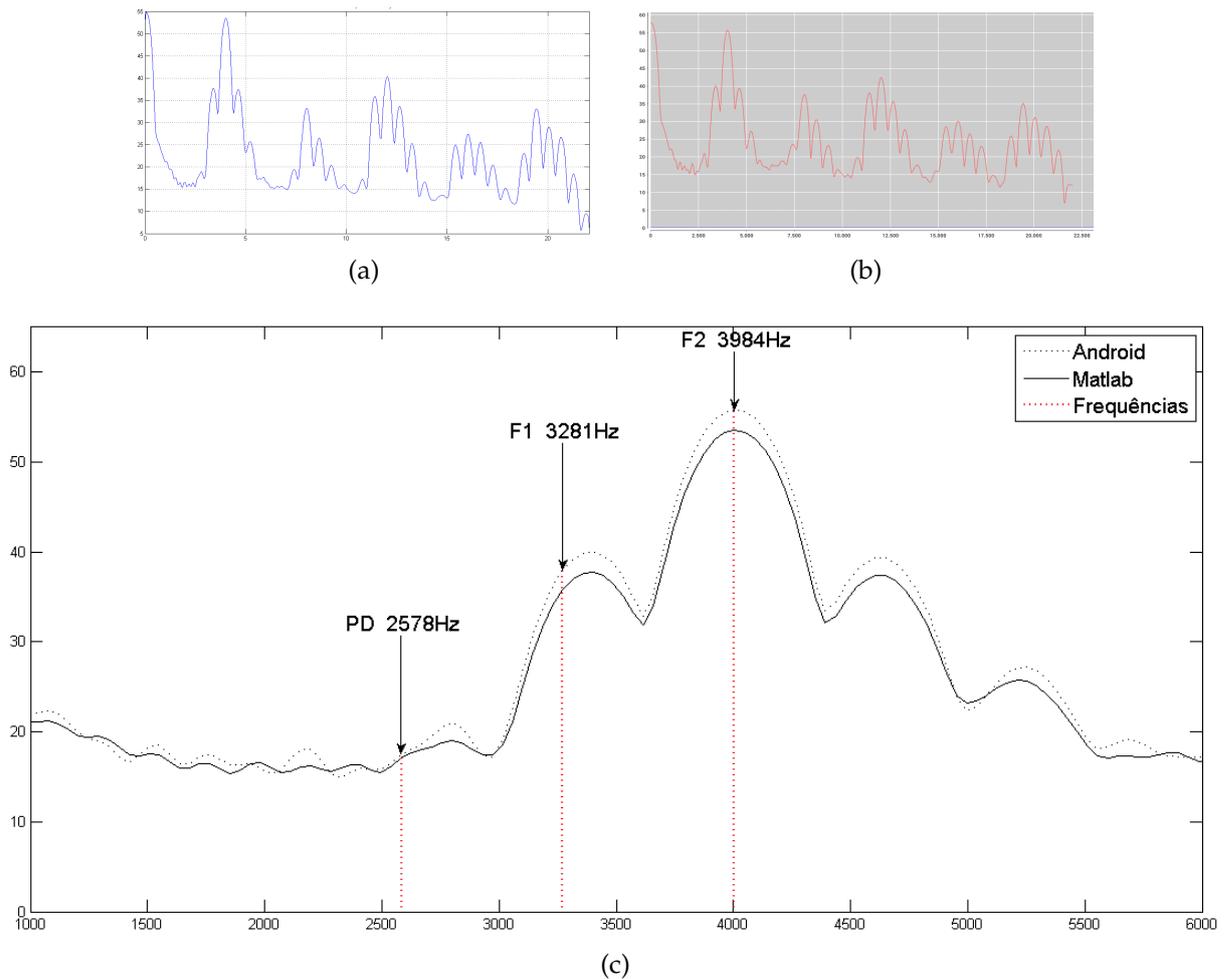


Figura 31 – Resultado do teste de 4 kHz, representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo Matlab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).

Entretanto, o teste realizado com  $F1$  4594 Hz e  $F2$  5625 mostra resultados com deslocamentos semelhantes ao teste de 3 kHz. A Figura 32 ilustra o comportamento do resultado do teste de 6 kHz, possuindo o produto de distorção dentro da faixa de  $2F1 - F2$  (3563 Hz), mas demonstrando as duas ondas ( $F1$  e  $F2$ ) deslocadas, cerca de 400 Hz em  $F1$  e mais de 600 Hz em  $F2$ . E o comportamento gráfico dos dois ambientes permaneceu muito próximo, mantendo a diferença de 2 dB nos picos e 7 dB nos seus vales.

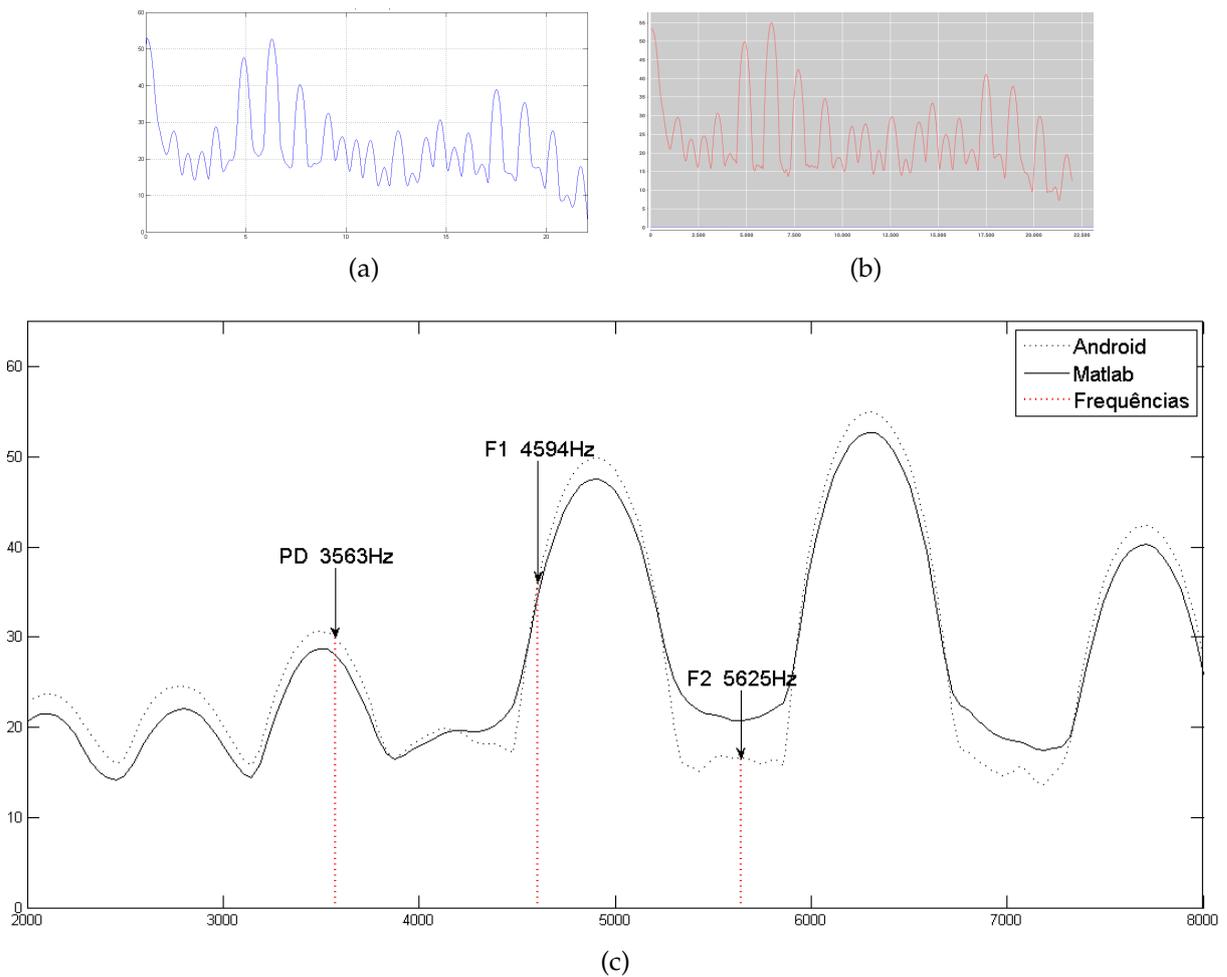


Figura 32 – Resultado do teste de 6 kHz representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo Matlab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).

Por fim, a Figura 33 expõe os resultados obtidos pelo teste realizado em 8 kHz. Neste último teste, os resultados não foram satisfatórios, pois as ondas de 6516 Hz (F1) e 7969 Hz (F2) possuem um deslocamento superior ao esperado e o produto de distorção não é registrado. A diferença de decibéis entre os gráficos ficou com a maior variação sem manter nenhum padrão, em um pico apresenta 3 dB e em outro apresenta 7 dB, diferentemente de todos os outros testes.

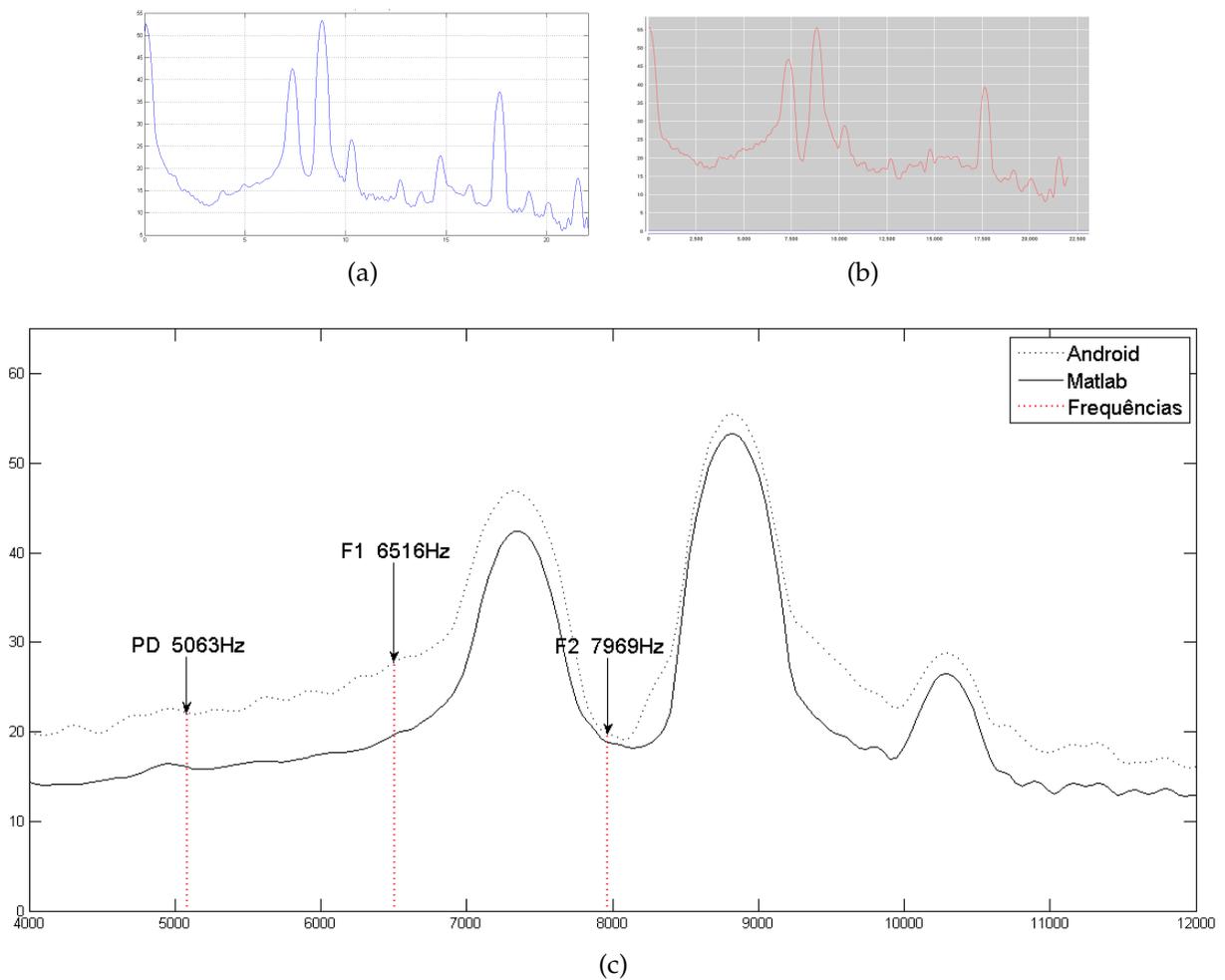


Figura 33 – Resultado do teste de 8 kHz representando os processamentos realizados pelo *smartphone* (a), pelo Matlab (b) e o comparativo dos entre os dois dados processados (c).

Após analisar cada um dos testes apresentados é importante lembrar a forma como as ondas devem ser geradas, sendo necessárias duas ondas senoidais com frequências (variando 1.22 entre F1 e F2), amplitudes (variando 10 dB entre L1 e L2) e canais diferentes ao mesmo tempo. Foi apresentado como essas ondas são criadas e que a técnica computacional utilizada para satisfazer a esses requisitos foi a utilização de *threads*, pois, com elas é possível criar duas instâncias de um mesmo objeto para executar ao ‘mesmo tempo’. Na realidade, quando se fala em execução ao mesmo tempo, o que se quer dizer é que os processos irão disputar por um mesmo recurso ao mesmo tempo, em outras palavras, na execução de duas *threads* para gerar duas ondas, canal direito e esquerdo, haverá sempre um atraso de execução de uma para a outra.

Neste trabalho foi possível calcular o atraso da geração de áudio de um canal para o outro, que variou entre 7 e 18 milissegundos, existindo uma sensação de simultaneidade para o homem, mas computacionalmente existe um atraso. Este pode ser justificado pelo fato de o *smartphone* não ter apenas essa função ou esta tarefa para ser executada, mas

sim uma gama de serviços gerenciados pelo SO. Tal atraso não pôde ser considerado benéfico ou maléfico, contudo, é possível concluir que, independentemente disso as emissões otoacústicas foram registradas.

Em relação ao algoritmo de processamento de sinais implementado no *smartphone*, é possível dizer que seu comportamento é bastante similar ao processamento realizado pelo MatLab. Para mostrar a eficiência do processamento implementado, foram exibidos todos os resultados tanto com o MatLab quanto com o *smartphone*. Existe uma pequena distinção entre os dois gráficos, na maioria dos casos há uma diferença de 2 dB em todas as amostras feitas pelo *smartphone*. Por exemplo, se um gráfico no MatLab iniciar em 30 dB o *smartphone* irá iniciar em 32 dB, e todo o gráfico terá essa mesma variação, podendo apresentar alguns pontos com variações um pouco maiores ou menores. Essa variação pode ter ocorrido por uma conversão errada, ou até mesmo, por alguma operação matemática equivocada. E o que se pode concluir desses resultados é que o processamento realizado pelo *smartphone* não pode ser invalidado, pois, a despeito desse acréscimo de 2 dB, as suas representações de dados não estão erradas.

Sobre os resultados da técnica do produto de distorção, verificou-se que houve estímulo basicamente em todas as frequências testadas, menos na de 8 kHz. Todas as emissões registradas válidas tiveram um aproveitamento de 80%, ou seja, a cada 15 testes realizados com a mesma frequência foram obtidas, em média, 12 amostras com sinais válidos do produto de distorção. Em todos os ouvidos testados o comportamento foi o mesmo, tal como apresentado neste capítulo, salvo o teste de 8 kHz. Só foi possível obter algum tipo de resposta na frequência de 1 kHz nos testes realizados na clínica de fonoaudiologia, pois foram realizados em um ambiente com controle de ruídos, diferente dos realizados no laboratório de engenharia de software. Os melhores testes registrados foram nas frequências de 3, 4 e 6 kHz, mas apenas o de 4 kHz apresentou um deslocamento na região do produto de distorção. Os testes de 1 e 8 kHz não representaram resultados satisfatórios, o primeiro representou uma pequena resposta na região esperada, mas ainda não pode ser dito que é realmente uma emissão otoacústicas antes que seja realizado o cálculo que determine o nível do ruído; e o último, não representou nenhuma informação na região do produto de distorção.

## 6 CONCLUSÃO

Todo o sistema demonstrado por este trabalho, o qual foi responsável pela emissão, gravação e processamento dos sinais otoacústicos, já está sendo implementado, testado e implantado na Clínica de Fonoaudiologia e no Hospital Universitário da UFRN. Pois logo que cada grupo finaliza suas etapas de projeto, os protótipos resultantes são colocados em teste.

Até este momento toda a parte relacionada ao dispositivo móvel foi concluída, esta engloba tanto a triagem como a análise do sinal retornado do ouvido. No que se refere a triagem, já está funcionando e encontra-se em sua fase de implantação. Entretanto, a parte relacionada a geração do estímulo, captura das EOA e análise está em sua fase inicial de testes, os quais foram demonstrados durante este trabalho.

Baseado no que foi apresentado no estado da arte, dois grupos de trabalhos são notórios: o desenvolvimento de novos equipamentos de EOA e a relevância de se utilizar múltiplas frequências para obter o estado da cóclea. Dentro das pesquisas relacionadas ao desenvolvimento de novas técnicas existem trabalhos isolados, que não integram informação e não tiveram continuidade. Diferentemente disso, o OtoLeitor tem se apresentado como um sistema que integra componentes e áreas de conhecimentos diferentes, agregando conhecimentos e técnicas da ciência da computação, engenharia da computação, engenharia elétrica e fonoaudiologia.

Infelizmente o sistema ainda não está funcionando em sua totalidade, apenas algumas funcionalidades, como o armazenamento da triagem e a aplicação de mineração de dados. Todo o processo da aquisição dos dados da triagem tem apresentado resultados satisfatórios, pois através deles, técnicas de mineração de dado têm sido aplicadas para descoberta de novas informações, resultando na sequência de outras etapas do sistema.

Dentre as várias partes que devem ser integradas a esse sistema existe o processamento das emissões otoacústicas através de *smartphones*, que foi apresentado neste trabalho. Dentro de todos os testes realizados, contando com os sinais obtidos válidos, houve um aproveitamento de 80% em todos as faixas de frequências testadas (1, 3, 4, 6 e 8 kHz). Dos testes realizados, somente os de 3, 4 e 6 kHz apresentaram resultados satisfatórios, sendo que, os de 4 kHz sofreram um pequeno deslocamento; os de 1 kHz não apresentaram resultados conclusivos, pois as frequências utilizadas são facilmente afetadas por ruídos; e os de 8 kHz, que não apresentaram nenhuma informação esperada na região do produto de distorção.

Os testes, em sua totalidade, representaram resultados positivos, pois através deles foi possível verificar que houve, realmente, a presença de missões otoacústicas, e confirmar o bom funcionamento dos algoritmos implementados. Assim, este trabalho

oferece uma base sólida de conhecimento para que o projeto do OtoLeitor possa ser aperfeiçoado e incrementado.

É importante salientar que essa etapa do processamento está em sua fase inicial, ou seja, trata-se do primeiro passo e ainda não se configura como um produto final. Para que se possa alcançar o objetivo do projeto, realizar a análise otoacústica, são necessários, ainda, vários outros estudos e testes.

Por fim, conclui-se que os objetivos apresentados foram alcançados através das análises dos registros apresentados durante todo este trabalho. Foi possível também identificar pontos a serem melhorados e/ou adicionados, que podem se caracterizar como trabalhos futuros:

- Calcular o nível de ruído (*noise floor*), pois através dele será possível determinar o nível máximo do ruído e, a partir daí, identificar o sinal desejado;
- Analisar o algoritmo de processamento de sinais, com o intuito de identificar o motivo do acréscimo de 2 dB, buscando corrigi-lo;
- Implementar outros métodos de emissões otoacústicas, como por exemplo as transientes, com o intuito de avaliar as diferenças de seus resultados;
- Realizar a medição dos níveis sonoros para que o gráfico de sinal-ruído possa ser construído, com o intuito de facilitar ou prover outro método de análise.

## REFERÊNCIAS

- AIDSMAP. *Mobile technologies playing a growing role in HIV care and treatment support*. 2012. Disponível em: <<http://www.aidsmap.com/Mobile-technologies-playing-a-growing-role-in-HIV-care-and-treatment-support/page/2454372/>>. Acesso em: 5 Junho 2013.
- AUDIUM. *Causas e tipos de perda auditiva*. 2013. Disponível em: <<http://www.audiumbrasil.com.br/pt/perda-auditiva/causas-e-tipos-de-perda-auditiva/>>. Acesso em: 15 Março 2014.
- AZEEZ, D.; ALI, M.; HUSAIN, H.; BENG, G. K.; UMAT, C.; MUSTAFA, R. Implementation of active noise control for hearing test application using pc. In: *Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 2009 International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–4.
- BALL, M. J.; DOUGLAS, J. V. Hospital information systems: Looking into the future. In: *Proceedings of the Annual Symposium on Computer Application in Medical Care*. Merylan: Baltimore, 1991. p. 224–227.
- BARROS, N. M.; MEDEIROS, R. A.; RIBEIRO, A. G. C. D.; LOPES, M. A. S.; ARAUJO, F. C. M.; LEITE, C. R. M.; GUERREIRO, A. M. G. Otoleitor: A protocol implementation of universal newborn hearing screening by a mobile platform in brazil. *International Conference on e-Health Networking, Applications and Services*, v. 15, p. 3, 2013.
- BARROS, N. M.; PINTO, K. L. N.; MEDEIROS, R. A. de; LEITE, C. R. M.; ARAUJO, F. C. M.; GUERREIRO, A. M. G. An integration otoleitor and sana platform a mobile application for performing hearing screening and analysis of signals otoacoustic emissions. *International Instrumentation and Measurement Technology Conference*, p. 4, 2014.
- BARROS, N. M.; RIBEIRO, A. G. C. D.; ARAÚJO, F. C. M. de; LEITE, C. R. M.; GUERREIRO, A. M. G. Desenvolvimento de uma solução em software móvel de um equipamento médico-hospitalar para o teste de emissões otoacústicas. In: *Tecnologias Assistivas: Experiências e Desafios*. 1. ed. Mossoró - RN: Edições UERN, 2013. cap. 7, p. 83–114.
- BCCH British Columbians Children's Hospital. *Effects of Hearing Loss*. 2013. Disponível em: <<http://goo.gl/i0t9Qk>>. Acesso em: 5 Junho 2013.
- BENNETT, C. L.; OZDAMAR, O. High resolution system for improved transient-evoked otoacoustic emission acquisition. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 6263–6266. ISSN 1557-170X.
- BERSCH, R. *Introdução à ecnologia Assistiva*. 2013. Disponível em: <[http://www.assistiva.com.br/Introducao\\_Tecnologia\\_Assistiva.pdf](http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf)>. Acesso em: 5 Julho 2013.
- BéKÉSY, V. G. *Experiments in Hearing*. McGraw, 1960. (McGraw-Hill series in Psychology). Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=8n0KAAAAMAAJ>>.
- CADA Chinese Aged Diabetic Assistant. *Use smart phones to promote diabetes self-management: robust elderly in urban and rural China*. 2009. Disponível em: <<http://www.cadaproject.com/>>. Acesso em: 5 Janeiro 2013.

CAT Comitê de Ajudas Técnicas. *Ata da VII reunião do Comitê de Ajudas Técnicas*. 2006. Disponível em: <<http://goo.gl/dvGoYY>>. Acesso em: 5 Julho 2013.

CDC Center for Disease Control. *CDC's Hearing Screening and Follow-up Survey*. 2009. Disponível em: <[http://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/2009-data/2009\\_ehdi\\_hsfsummary\\_508\\_ok.pdf](http://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/2009-data/2009_ehdi_hsfsummary_508_ok.pdf)>. Acesso em: 5 Março 2014.

CHMI Center for Health Market Innovations. *TeleDoc*. 2003. Disponível em: <<http://healthmarketinnovations.org/program/teledoc>>.

EPISURVEYOR. *The fastest, easiest, least expensive way to collect data on mobile phones*. 2009. Disponível em: <<http://www.episurveyor.org/user/index>>. Acesso em: 5 Janeiro 2013.

FILHO, J. R.; XAVIER, J. C. B.; ADRIANO, A. L. A tecnologia da informação na área hospitalar: um caso de implementação de um sistema de registro de pacientes. *Revista de Administracao Contemporanea*, v. 05, n. 01, p. 105–120, 2001.

FILHO, R. M.; BRANCO, M. A. F. *Rumo ao interior: médicos, saúde da família e mercado de trabalho*. [S.l.]: Fiocruz, 2008. 208 p.

FMUP Faculdade de Medicina Universidade do Porto. *Sinal e Imagem - Processamento de sinal*. 2011. Disponível em: <[http://im.med.up.pt/sinal\\_imagem/sinal\\_imagem.html](http://im.med.up.pt/sinal_imagem/sinal_imagem.html)>. Acesso em: 15 Março 2014.

GATANU Grupo de Apoio à Triagem Auditiva Neonatal Universal. *Triagem auditiva neonatal*. 2010. Disponível em: <<http://www.gatanu.org/>>. Acesso em: 5 Julho 2013.

GATTO, C. I.; TOCHETTO, T. M. Deficiência auditiva infantil: implicações e soluções. *Revista de Administracao Contemporanea*, v. 9, n. 1, p. 110–115, 2007.

GOLD, T. Hearing. ii. the physical basis of the action of the cochlea. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, v. 135, n. 881, p. 492–498, 1948.

IBGE Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. *Censo 2010: escolaridade e rendimento aumentam e cai mortalidade infantil*. 2012. Disponível em: <<http://goo.gl/ugkIx>>. Acesso em: 5 Janeiro 2013.

ISTEPANIAN, R. S. H.; LAXMINARAYAN, S.; PATTICHIS, C. S. *M-health: emerging mobile health systems*. New York: Springer, 2005.

JCIH Joint Committee on Infant Hearing. Position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, v. 120, n. 4, p. 898–921, oct 2007. Disponível em: <<http://pediatrics.aappublications.org/content/120/4/898.full.pdf+html>>.

JEDRZEJCZAK, W. W.; PIOTROWSKA, A.; KOCHANEK, K.; SLIWA, L.; SKARZYNSKI, H. Low-frequency otoacoustic emissions in schoolchildren measured by two commercial devices. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 77, n. 10, p. 1724 – 1728, 2013. ISSN 0165-5876. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165587613003686>>.

KAF, W. A.; DANESH, A. A. Distortion-product otoacoustic emissions and contralateral suppression findings in children with aspergers syndrome. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 77, n. 6, p. 947 – 954, 2013. ISSN 0165-5876. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165587613001146>>.

KEMP, D. T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am.*, v. 64(5), p. 1386–91, November 1978.

KEMP, D. T. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *British Medical Bulletin*, v. 63, p. 223–241, 2002. Disponível em: <[http://bmb.oxfordjournals.org/content/63/1/223.full.pdf?origin=publication\\_detail](http://bmb.oxfordjournals.org/content/63/1/223.full.pdf?origin=publication_detail)>.

KEMP, D. T. *The OAE Story: An Illustrated History of OAE Research and Applications Through the First 25 Years*. Otodynamics Limited, 2003. ISBN 9781901739015. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=NXkeAAAACAAJ>>.

KEMP, D. T.; RYAN, S. Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngol Suppl*, v. 482, p. 73–84, 1991.

KEMP, D. T.; RYAN, S.; BRAY, P. A guide to the effective use of emissions. *Ear and Hearing*, v. 4, p. 234–248, 1990.

KIM, D. O.; SIEGEL, J. H.; MOLNAR, C. E. Cochlear nonlinear phenomena in two-tone responses. *Scand Audiol Suppl*, v. 9, p. 63–81, 1979.

LEITE, C. R. M.; RIBEIRO, A. G. C. D.; BARROS, N. M.; BARBALHO, T. L.; GOÇALVES, M. J.; ARAUJO, F. C. M.; SILVA, I.; PAIK, K.; CELI, L.; GUERREIRO, A. M. G. Democratizing the newborn hearing screening in Brazil. *AAATE Conference Management System*, v. 12, p. 6, 2013.

MATTOS, S. S.; MOSER, L.; SEVERI, R.; HEDAYOGLU, F. Telemedicina em cardiologia pediátrica e fetal. *Revista Brasileira de Ecocardiologia*, v. 15, n. 2, p. 63–70, 2002.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de Atenção da Triagem Auditiva Neonatal*. Brasília: Ministério da Saúde, 2012.

MOREIRA, A. R. P.; RAMOS, D. da C. B. L.; SANTOS, I. C. dos. Teste da orelhinha: o que é? *Lata e Senso: Belém*, v. 2, n. 3.2, p. 90–92, 2001.

PRICE, A. *Pop!Tech 08: Project Masiluleke*. 2008. Disponível em: <<http://www.good.is/posts/poptech-08-project-masiluleke>>. Acesso em: 5 Janeiro 2013.

PROBST, R.; LONSBURY-MARTIN, B. L.; MARTIN, G. K. A review of otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am.*, v. 89(5), p. 2027–67, 1991.

ROBITAILLE, S. *The illustrated guid to Assistive Technology and Devices*. [S.l.]: Demos Health New York, 2010.

SABBATINI, R. M. E. O computador no processamento de sinais biológicos. *Revista Informádica*, v. 2, n. 12, p. 5–9, 1995.

SACHPAZIDIS, I.; STEPHAN, K.; SELBY, P.; OH, R.; SAKES, G. A medical network for teleconsultations in brazil and colombia. *Proceedings of second IASTED International Conference Telehealth*, v. 2, p. 16–21, 2006.

SAMUEL, L. *The Function of the Organ of Corti*. 2011. Disponível em: <<http://www.interactive-biology.com/1939/the-function-of-the-organ-of-corti-episode-39/>>.

SARTORETTO, M. L.; BERSCH, R. *Assistiva - Tecnologia e Educação*. 2013. Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>>. Acesso em: 5 Julho 2013.

SMITH, S. W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. 1. ed. [S.l.]: Newnes, 2002.

URIBE-ESCAMILLA, R.; POBLANO, A.; ALFARO-RODRÍGUEZ, A. Transient evoked otoacoustic emissions and cochlear dysfunction. *Egyptian Journal of Ear, Nose, Throat and Allied Sciences*, v. 14, n. 3, p. 195 – 200, 2013. ISSN 2090-0740. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2090074012001053>>.

VWC Vital Wave Consulting. *mHealth for Development: The Opportunity of Mobile Technology for Healthcare in the Developing World*. Washington, D.C. and Berkshire, UK: UN, 2009.

WHITE, K. R. *Universal Newborn Hearing Screening Issues and Evidence*. 1997. Disponível em: <<http://www.infanthearing.org/summary/materials/cdc.pdf>>. Acesso em: 10 Janeiro 2012.

WHO World Health Organization. *Telemedicine: opportunities and developments in Member States - report on the second global survey on eHealth*. 2010. Disponível em: <[http://www.who.int/goe/publications/goe\\_telemedicine\\_2010.pdf](http://www.who.int/goe/publications/goe_telemedicine_2010.pdf)>. Acesso em: 5 Janeiro 2013.

WINTER, A. *dB or not dB? Everything you ever wanted to know about decibels but were afraid to ask . . .* Columbia: Maryland, 2014.

## **Anexos**

**ANEXO A – FORMULÁRIO TANU.**

## ANAMNESE

### 1. IDENTIFICAÇÃO:

Nome da mãe: \_\_\_\_\_ Leito: \_\_\_\_\_  
Registro-MEJC: \_\_\_\_\_ Estado Civil: \_\_\_\_\_ N°  
Filhos: \_\_\_\_\_ N° de Gestações: \_\_\_\_\_  
Endereço: \_\_\_\_\_  
Bairro: \_\_\_\_\_  
Cidade/Estado: \_\_\_\_\_  
Data da Anamnese: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### 2. GESTAÇÃO

Pré-natal: Sim ( ) Não ( ) Quantas visitas? \_\_\_\_\_  
Medicamentos: Sim ( ) Não ( )  
Quais? \_\_\_\_\_  
Intercorrências na gestação: Sim ( ) Não ( )  
Quais? \_\_\_\_\_  
Parto: Normal ( ) Cesária ( )

### 3. RECÉM NASCIDO

Nome do Bebê: \_\_\_\_\_  
DN: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_\_ horas  
Idade Gestacional: \_\_\_\_\_ Sexo: Mas. ( ) Fem. ( )  
RNT ( ) RNPT ( ) RNPósT ( ) Peso: \_\_\_\_\_  
RN: PIG ( ) AIG ( ) GIG ( )

### 4. FATORES DE RISCO PARA A DEFICIÊNCIA AUDITIVA: SIM ( ) NÃO ( )

( ) Preocupação dos pais com o desenvolvimento da criança, da audição, da fala ou linguagem  
( ) Hereditariedade

- Consanguinidade
- Permanência na UTI > 5 dias
- Anoxia Perinatal
- Sífilis  Toxoplasmose  Citomegalovírus  Herpes  Rubéola  HIV+
- Hiperbilirrubinemia Dosagem: \_\_\_\_\_ Zona: \_\_\_\_\_ Hexanguineo transfusão: Sim  Não
- Síndromes associadas à DA. Qual?

APGAR: 1º mim.(<4) \_\_\_\_\_ 5º mim(<6) \_\_\_\_\_ 10º mim (<6) \_\_\_\_\_

Anomalias Crânio-faciais

Qual? \_\_\_\_\_

- Ventilação extracorpórea
- Ventilação mecânica prolongada
- Ototóxicos (getamicina, trombomicina) ou loop de diuréticos (furosemide/Laxis)
- Prematuridade
- Baixo peso (< 1.500g)
- PIG
- Distúrbios Neurovegetativos
- Traumatismo craniano
- Quimioterapia
- Outros: \_\_\_\_\_

## 5. TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL

PROCEDIMENTOS		TESTE	RETESTE	RETESTE	RETESTE
<b>EOAT</b>	OD	Passa ( ) Falha ( )			
	OE	Passa ( ) Falha ( )			
<b>PEATE</b>	OD	Passa ( ) Falha ( )			
	OE	Passa ( ) Falha ( )			

## 6. CONDUTA:

- Alta com orientação
- Monitoramento auditivo de 3 em 3 meses
- Diagnóstico Audiológico

## 7. ENCAMINHAMENTOS E OBSERVAÇÕES:

---



---

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

---

Fonoaudiólogo Responsável

---

Estagiário

**ANEXO B – FORMULÁRIO TANU COM FATORES SOCIOECONÔMICOS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE FONOAUDIOLOGIA  
CURSO DE FONOAUDIOLOGIA



**1. Dados de Identificação da Mãe**

Nome: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_ Telefone para contato: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Nº de filhos: \_\_\_\_\_ Ocupação \_\_\_\_\_

Estado Civil: ( ) Solteira ( ) Separada ( ) Casada ( ) Divorciada ( ) Viúva ( ) União informal

Renda Pessoal: R\$ \_\_\_\_\_ (no mês anterior)

Renda Familiar: R\$ \_\_\_\_\_ (no mês anterior- todas as pessoas da família)

Escolaridade da Mãe: ( ) Analfabeta ( ) 1º grau incompleto ( ) 1º grau completo ( ) 2º grau incompleto ( ) 2º grau completo ( ) 3º grau incompleto ( ) 3º grau completo

Residência: ( ) Própria ( ) Alugada ( ) Cedida ( ) Invadida ( ) Outros

Possui Iluminação Elétrica: ( ) Sim ( ) Não

Possui Sanitário: ( ) Interno ( ) Externo ( ) Com descarga ( ) Sem descarga ( ) Não tem

Coleta de Lixo: ( ) Coleta direta ( ) coleta indireta (coletor) ( ) Enterrado ( ) Queimado ( ) Terreno baldio ( ) Outros

Canalização da Água: ( ) Interna ( ) Externa ( ) Rede geral (via Compesa) ( ) Poço ( ) Chafariz ( ) Outros

Possui: ( ) Televisão ( ) Geladeira ( ) Telefone ( ) Fogão a gás ( ) Carro

## 2. Dados de Identificação do Recém-nascido

Nome: \_\_\_\_\_

Filiação: PAI \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Data da entrevista: \_\_\_\_\_ Sexo: ( ) F ( ) M

Maternidade: \_\_\_\_\_

Perda auditiva na infância de familiares: ( ) Sim ( ) Não

Grau de parentesco: ( ) Pais/irmãos ( ) Primos/tios/avós ( ) Outros \_\_\_\_\_

Acompanhamento pré-natal: ( ) Sim ( ) Não

( ) 0-3 meses ( ) 3-6 meses ( ) 6-9 meses

Número de consultas realizadas: \_\_\_\_\_

Infecções intra-uterina: ( ) Sim ( ) Não

( ) Citomegalovírus: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) Rubéola: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) Herpes: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) Toxoplasmose: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) Sífilis: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) HIV: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

( ) outros: ( ) Sim ( ) Não Qual? \_\_\_\_\_

Quando? \_\_\_\_\_

Ruptura prematura de membrana: ( ) Sim ( ) Não Quando? \_\_\_\_\_

Outras intercorrências na gestação: ( ) Sim ( ) Não

( ) Uso de drogas ( ) Uso de álcool ( ) Fumo ( ) Uso de medicamentos ( ) Outros

Qual: \_\_\_\_\_

Idade gestacional (em semanas): \_\_\_\_\_ Peso ao nascer: \_\_\_\_\_

Apgar: 1º minuto: \_\_\_\_\_ 5º minuto: \_\_\_\_\_

Hiperbilirrubenia: ( ) Sim ( ) Não

( ) Precoce (24hs) ( ) Tardia (após 24hs)

Nível: \_\_\_\_\_

Procedimento: ( ) Fototerapia ( ) Ex-sanguineo transfusão

Permanência UTI neonatal: ( ) Sim ( ) Não

Quanto tempo: ( ) < 5 dias ( ) > 5 dias

Uso de ventilação mecânica: ( ) Sim ( ) Não

Quanto tempo: ( ) < 5 dias ( ) > 5 dias

Uso de medicação ototóxica: ( ) Sim ( ) Não

Qual? ( ) Aminoglicosídeo ( ) Aminoglicosídeo + diurético ( ) Agentes quimioterápicos ( ) Ceftriaxone ( ) Outros Qual: \_\_\_\_\_

Presença de má-formação de cabeça/pescoço ou síndrome: ( ) Sim ( ) Não

Intercorrências clínicas: ( ) Sim ( ) Não

( ) Meningite bacteriana ( ) Distúrbios metabólicos ( ) Convulsões neonatais ( )

Hemorragia intra-ventricular ( ) Hipoglicemia ( ) Outros Qual(is): \_\_\_\_\_

Traumatismo craniano: ( ) Sim ( ) Não