



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



KAYO LUANN NOGUEIRA PINTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DE
EMISSIONES OTOACÚSTICAS EVOCADAS TRANSIENTES
PARA AUXÍLIO À TRIAGEM AUDITIVA**

**MOSSORÓ - RN
2016**

KAYO LUANN NOGUEIRA PINTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DE
EMISSIONES OTOACÚSTICAS EVOCADAS TRANSIENTES
PARA AUXÍLIO À TRIAGEM AUDITIVA**

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.

Orientadora: Prof^a Cicília Raquel Maia Leite, D.Sc.

Coorientadora: Prof^a Ana Maria Guimarães Guerreiro, D.Sc.

**MOSSORÓ - RN
2016**

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

PP659 Pinto, Kayo Luann Nogueira.
d Desenvolvimento de um sistema de análise de Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes para auxílio à triagem auditiva / Kayo Luann Nogueira Pinto. - 2016.
60 f. : il.

Orientadora: Cicília Raquel Maia Leite.
Coorientadora: Ana Maria Guimarães Guerreiro.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal Rural do Semi-árido, Programa de Pós-graduação em Ciência da Computação, 2016.

1. Otoleitor. 2. TEOAE. 3. M-Health. 4. Telemedicina. 5. Sinais Otoacústicos. I. Leite, Cicília Raquel Maia, orient. II. Guerreiro, Ana Maria Guimarães, co-orient. III. Título.

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

KAYO LUANN NOGUEIRA PINTO

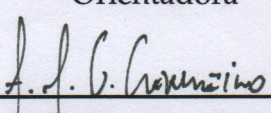
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DE EMISSÕES OTOACÚSTICAS EVOCADAS TRANSIENTES PARA AUXÍLIO À TRIAGEM AUDITIVA

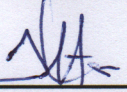
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

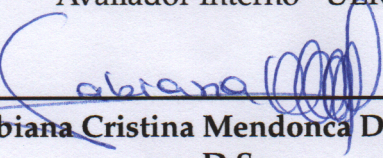
APROVADA EM: 02 / 07 / 2016.

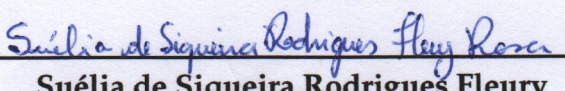
BANCA EXAMINADORA


Cicília Raquel Maia Leite, D.Sc.
Orientadora


Ana Maria Guimarães Guerreiro, D.Sc.
Coorientadora - UFRN


Carlos Heitor Pereira Liberalino, D.Sc.
Avaliador Interno - UERN


Fabiana Cristina Mendonça De Araújo,
D.Sc.
Avaliadora Externa - UFRN


Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury
Rosa, D.Sc.
Avaliadora Externa - UNB

*A meu pai Dedé, minhas irmãs Karlla e
Klarysse e especialmente a minha mãe,
Zefinha.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pois sem Ele nada disso seria possível, por sempre me dar forças e fazer com que as escolhas em meu caminho fossem corretas.

A minha família, meu pai Dedé, minhas irmãs Karlla e Klarisse e especialmente minha mãe Zefinha, por me darem as oportunidades que tive, por terem sempre me apoiado, me motivado e acreditarem que eu seria capaz de tudo isso.

A Suellem, Leandro e Hitalo que fizeram esse trabalho ao meu lado, compartilhando dúvidas e aprendizado, sempre dispostos e sorrindo da situação. Levarei a amizade de vocês para vida toda.

A minha orientadora, Cicília Leite, pela dedicação e paciência, pelos constantes ensinamentos, e por sempre motivar e aconselhar nos momentos de dúvidas.

A minha coorientadora, Ana Maria, por está sempre motivada a colaborar com o trabalho, incentivando e buscando um melhor resultado.

Aos amigos de Umarizal, mesmo estando distantes, continuam sempre acreditando e me motivando. A família GES por ter me acolhido e ensinado o que realmente significa trabalhar em equipe, sempre dispostos a ajudar, independente do assunto e pelos momentos de diversão.

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 e técnicos deste programa que me propuseram desafios e novos conhecimentos.

Muito obrigado a todos.

*“A arte de escutar é como uma luz
que dissipa a escuridão da ignorância.
Se você é capaz de manter sua mente constantemente
rica através da arte de escutar, não tem o que temer.
Este tipo de riqueza jamais lhe será tomado.
Essa é a maior das riquezas.”
Tenzin Gyatso (14º Dalai Lama)*

RESUMO

A telemedicina tem possibilitado uma maior aproximação entre o profissional de saúde e o paciente, a utilização de *smartphones* como ferramenta para troca de dados tem permitido um acompanhamento a distância, tanto da situação do paciente diariamente, como da realização de procedimentos médicos. Um problema que requer muita atenção em que a telemedicina pode ser aplicada como possível solução é o pré-diagnóstico da deficiência auditiva. Quando não diagnosticada, em tempo, em recém-nascidos, a mesma pode acarretar uma série de complicações, como desajustes de comportamento, distúrbios da linguagem oral e escrita, baixo rendimento escolar do neonato, entre outros. Porém, se previamente diagnosticado e tratado, a criança pode desenvolver-se igualmente a uma não deficiente, tal diagnóstico pode ser dado através do teste de Emissões Otoacústicas. Diante da importância da análise audiológica, o Congresso Nacional Brasileiro aprovou a Lei No 12.303, de 2 de agosto de 2010, que tornou obrigatória a realização do teste de Emissões Otoacústicas em toda a rede básica de saúde no país. No entanto, o equipamento responsável por realizar o teste possui um alto custo, ocasionando a não realização em grande parte da população, em sua grande maioria carente, devido aos poucos aparelhos distribuídos na rede hospitalar de saúde pública. Observando essa necessidade, este trabalho utiliza-se de um *smartphone* conectado a uma placa de prototipação Arduino Mega ADK para desenvolver uma ferramenta que auxilia a realização do teste de Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes (TEOAE) em neonatos. Utilizando a placa Arduino para gerar o sinal e o *smartphone* para realizar a gravação, através de uma sonda posicionada no ouvido do paciente foram realizadas 3 gravações do *noise floor*, 5 gravações do sinal de estímulo e 7 gravações dos testes no ouvido do paciente. As gravações ocorreram de forma contínua, iniciando e finalizando simultaneamente ao estímulo. Posteriormente realizou-se uma análise espectral através do Matlab buscando identificar a existência de TEOAE, apesar da identificação de respostas do ouvido nas gravações, ainda não foi possível confirmar que tais respostas são realmente TEOAE.

Palavras-chave: TEOAE, Otoleitor, M-Health, Telemedicina, Sinais Otoacústicos.

ABSTRACT

Telemedicine has enabled a closer relationship between the health professional and the patient, the use of smartphones as a tool for data exchange has allowed monitoring the distance of both the patient's situation daily, as performing medical procedures. A problem that requires great attention and that telemedicine can be applied as a possible solution is the pre-diagnosis of hearing loss. When not diagnosed in time, in neonates, it can cause a number of complications, such as behavioral maladjustment, oral and written language disorders, poor school performance of the newborn, among others. But if previously diagnosed and treated, the child may also develop itself like a non-defective, such diagnosis can be given through the Otoacoustic Emissions test. Considering the importance of the audiological analysis, the Brazilian Congress approved Law No. 12.303, of August 2, 2010, which made mandatory the completion of the Otoacoustic Emissions test across the primary care network in the country. However the equipment responsible for performing the test has a high cost, leading to non-realization of most of the population, in its great majority poor, because the few devices distributed in the hospital network of public health. Observing this need, this paper makes use of a smartphone connected to a prototyping board Arduino Mega ADK to develop a tool that helps the realization of the Transient Evoked Otoacoustic Emissions (TEOAE) test in neonates. Using Arduino board to generate the signal and the smartphone to perform recording through a probe positioned in the patient's ear were performed 3 noise floor recordings, 5 stimulus signal recording and 7 recordings tests in the patient's ear. The recordings occurred continuously, starting and ending simultaneously with the stimulus. Subsequently held a spectral analysis via Matlab seeking to identify the existence of TEOAE, despite the identification of ear responses in the recordings, we still can not confirm that such responses are really TEOAE.

Key-words: TEOAE, Otoleitor, M-Health, Telemedicine, Otoacoustic Signals.

LISTA DE ALGORITMOS

1	Algoritmo responsável por gravar as EOA	37
2	Espectro do sinal	44

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de canal de registro analógico e digital.	15
Figura 2 – Processamento de sinais e alguns periféricos.	16
Figura 3 – Posição e ajuste do microdispositivo ou sonda no ouvido.	17
Figura 4 – Limiar auditivo na relação frequência por intensidade.	18
Figura 5 – Estrutura anatômica do ouvido.	19
Figura 6 – Variação das frequências dentro da cóclea.	19
Figura 7 – Cóclea dividida por faixas de frequências.	20
Figura 8 – TEOAE apurada de um neonato sob o estímulo de 84dB SPL.	20
Figura 9 – Classificação da resposta em faixas de frequência.	21
Figura 10 – Fluxograma do procedimento da TANU.	31
Figura 11 – Arquitetura do sistema de pré-diagnóstico de deficiência auditiva.	33
Figura 12 – Tela inicial, menu de opções e anamnese (respectivamente) do aplicativo OtoLeitor.	34
Figura 13 – Especificações das TEOAE.	35
Figura 14 – Arduino Mega ADK	36
Figura 15 – Decomposição da FFT, um sinal com 16 pontos decomposto em 16 sinais contendo um único ponto.	39
Figura 16 – Processo de reordenação reversa de bit da FFT, o primeiro vetor representa o sinal de entrada e o segundo a reordenação feita pela FFT.	40
Figura 17 – Decomposição de zeros feita pela FFT do domínio do tempo para o domínio da frequência.	41
Figura 18 – Combinação de duas frequências espectrais de 4 pontos em uma de 8 (a), cálculo borboleta (b).	42
Figura 19 – Diagrama de fluxo da Transformada Rápida de Fourier.	42
Figura 20 – Janelamento de Hamming.	43
Figura 21 – Representação gráfica dos passos da análise espectral.	44
Figura 22 – Gravações do ouvido sem estímulo, em ambiente silencioso.	46
Figura 23 – Gravações apenas do estímulo realizados na seringa.	47
Figura 24 – Gravações das respostas do ouvido.	47
Figura 25 – Comparação entre estímulo e resposta entre 0 e 22 kHz.	48
Figura 26 – Comparação entre estímulo e resposta entre 0 e 5 kHz.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Trabalhos relacionados.	29
--	----

LISTA DE SIGLAS

AIDS	<i>Acquired Immunodeficiency Syndrome</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
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
GATANU	Grupo de Apoio a Triagem Auditiva Neonatal Universal
GOe	<i>Global Observatory for E-Health</i>
HIV	<i>Human Immunodeficiency Virus</i>
HL	<i>Hearing Level</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
JCIH	<i>Joint Committee on Infant Hearing</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LabSIM	Laboratório de Sinais e Imagens Médicas
OAE	<i>Otoacoustic Emission</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PEATE	Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico
PDA	<i>Personal Digital Assistant</i>
SMS	<i>Short Message Service</i>
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
TA	Tecnologia Assistiva

TANU Triagem Auditiva Neonatal Universal

TEOAE *Transient Evoked Otoacoustic Emissions*

TIC Tecnologias da Informação e Comunicação

UERN Universidade do Estado do Rio Grande do Norte

UFRN Universidade Federal do Rio Grande do Norte

USB *Universal Serial Bus*

UTI Unidade de Terapia Intensiva

SUMÁRIO

1	Introdução	11
1.1	Motivação	11
1.2	Objetivo geral	12
1.3	Objetivos específicos	13
1.4	Organização do trabalho	13
2	Fundamentação Teórica	14
2.1	Sinais Biológicos	14
2.1.1	Aquisição	14
2.1.2	Processamento	15
2.1.3	Medição dos sinais otoacústicos	16
2.2	<i>M-Health</i>	21
2.3	Emissões Otoacústicas	25
2.4	Trabalhos Relacionados	27
3	Desenvolvimento de um algoritmo para realização do teste de TEOAE	30
3.1	Triagem Auditiva Neonatal Universal	30
3.2	Otoleitor	32
3.3	Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes	34
3.4	Emissões dos Estímulos	35
3.5	Gravações das EOAs	37
3.6	Técnicas de Processamento	38
4	Aplicação do algoritmo e análise da resposta do ouvido	45
4.1	Descrição do Experimento	45
4.2	Análise dos dados	46
5	Considerações finais	50
	REFERÊNCIAS	52
	 Anexos	 55
	ANEXO A Formulário TANU	56
	ANEXO B Formulário TANU com fatores socioeconômico	60

1 INTRODUÇÃO

A Organização Mundial de Saúde (OMS) constatou que mais de um bilhão de pessoas, aproximadamente 15% da população mundial, possui algum tipo de deficiência física WHO2015. No Brasil, segundo o Censo Demográfico de 2010 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), observou que 9,7 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência auditiva, e 6% desse grupo são crianças de até quatro anos (totalizando aproximadamente 580 mil) (IBGE, 2012).

Sabe-se que a deficiência auditiva em crianças, com níveis de perdas moderadas ou leves, pode gerar desajustes no comportamento, distúrbios da linguagem oral e escrita, além de baixo rendimento escolar. Porém, se diagnosticado previamente, o mesmo pode receber acompanhamento e tratamento evitando, assim, tais problemas, e permitindo o desenvolvimento normal da criança.

Existem exames clínicos neonatais que têm por finalidade diagnosticar possíveis problemas que comprometem o desenvolvimento do recém nascido. Um dos exames que ganhou grande destaque no mundo e, principalmente no Brasil, foi o teste de Emissões Otoacústicas (EOA), do inglês, Otoacoustic Emission (*OAE*), mais conhecido como Teste da Orelhinha.

Apesar da existência de exames clínicos que permitam o diagnóstico prévio de doenças em neonatos, há uma grande dificuldade para a realização desses exames, devido à ausência de profissionais de saúde, principalmente em áreas mais isoladas, e ao alto custo dos dispositivos para realização dos testes, como é o caso do teste da orelhinha.

1.1 MOTIVAÇÃO

Ainda no ventre da mãe, o bebê consegue escutar os sons externos. Isso acontece a partir do quinto mês de gestação, em que o bebê ouve os sons do corpo da mãe, assim como a voz. É através da experiência com os sons, por meio da audição, que as crianças iniciam o desenvolvimento da linguagem. Então, qualquer perda na capacidade auditiva, mesmo que pequena, impede a criança de receber adequadamente informações sonoras que são essenciais à aquisição da linguagem.

Um estudo realizado por Gatto e Tochetto (2007) demonstrou que um bebê que receba um diagnóstico e intervenção fonoaudiológica até os seis meses de idade pode desenvolver uma linguagem muito próxima à de uma criança ouvinte. O problema é que a maioria dos diagnósticos de perda auditiva em crianças acontece muito tardiamente, com três ou quatro anos, quando os prejuízos no desenvolvimento emocional, cognitivo e linguístico da criança já estão seriamente comprometidos.

Os sentidos são os nossos canais de comunicação com o mundo exterior, cada um com sua importância peculiar. Através da audição, é possível identificar todos os sons do ambiente em diferentes graus e intensidades graças ao sistema auditivo, que é conectado ao sistema nervoso central.

A deficiência auditiva é 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. Em crianças, como citado anteriormente, perdas moderadas e leves da audição podem levar a desajustes no comportamento, distúrbios da linguagem oral e escrita, além de baixo rendimento escolar. É notória a necessidade de impedir que a criança se desenvolva dessa maneira, portanto, o diagnóstico precoce é imprescindível.

Em bebês normais, a surdez varia de 1 a 3 crianças em cada 1000 nascimentos; em bebês de Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal, varia de 2 a 6 em cada 1000 recém-nascidos. A deficiência auditiva pode ser detectada no período neonatal através do Teste da Orelhinha.

Diante da importância da análise audiológica, o Congresso Nacional Brasileiro 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.

A triagem auditiva neonatal constitui-se de um processo inicial de avaliação da audição infantil, que permite a detecção precoce de possíveis alterações auditivas, 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 cujo objetivo é analisar os sinais otoacústicos recebidos do ouvido do recém-nascido.

Em razão da importância desse exame, observa-se o quanto o equipamento para realização do teste de EOA é necessário em todos os hospitais e clínicas. Infelizmente, no Brasil, existe uma deficiência econômica no setor público, o que torna o exame indisponível para a maior parte da população carente.

Surge, então, a oportunidade e a necessidade de um sistema para a realização da triagem auditiva neonatal, utilizando emissões otoacústicas com um custo mais baixo que possa realizar em locais mais remotos, não restringindo as clínicas e hospitais dos grandes centros.

1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema de análise de emissões otoacústicas evocadas transientes para auxílio à triagem auditiva. Ressalta-se que, este trabalho faz parte de um projeto maior intitulado Otoleitor - Projeto de um Equipamento Médico-Hospitalar para o Testes Auditivo de Emissões Otoacústicas. Esse projeto foi aprovado através da Chamada Pública MCT/FINEP - Ação Transversal - Tecnologia Assistiva No. 01/2010 pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP)

na busca de desenvolver uma alternativa nacional e de custos mais acessíveis para um equipamento médico hospitalar, capaz de auxiliar o diagnóstico na realização da Triagem Auditiva Neonatal Universal através do Teste de Emissões Otoacústicas.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar o estado da arte relacionado à telemedicina e *M-Health*, e análise dos sinais otoacústicos;
- Mapear o conhecimento para aquisição e processamento de sinais biológicos;
- Desenvolver algoritmo para estímulo e captura da Emissão Otoacústica Evocadas Transientes;
- Analisar as gravações e identificar as Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes;
- Integração com o sistema Otoleitor.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado da seguinte forma. O Capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica sobre os sinais biológicos produzidos pelo corpo humano e captados para a realização dos testes, sobre tecnologias assistivas e suas categorias, sobre *M-Health* e suas características. O Capítulo 3 especifica o teste de emissões otoacústicas evocadas transientes e o otoleitor e posteriormente. O Capítulo 4 apresenta a aplicação do estímulo e análise da resposta do ouvido. Por fim, o Capítulo 5 apresenta as conclusões deste trabalho e as perspectivas futuras.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, são abordados temas referentes à elaboração deste trabalho. Na seção 2.1 são discutidos sinais biológicos, etapas como aquisição e processamento; na seção 2.2 são apresentados M-Health e suas características; a seção 2.3 refere-se às emissões otoacústicas, apresentando os tipos de emissões e, por último, na seção 2.4 são apresentados trabalhos relacionados.

2.1 SINAIS BIOLÓGICOS

A rápida evolução das técnicas de processamento digital de sinais e sua influência em todos os setores do conhecimento humano se devem ao desenvolvimento da microeletrônica e, em especial, dos microprocessadores. As técnicas que utilizam processamento digital de sinais vêm ganhando espaço em diversas aplicações, como: processamento de voz, áudio, imagem e vídeo, comunicações, reconhecimento e identificação de padrões e todas as áreas em que é possível utilizar um computador digital para processar informações. No âmbito da engenharia biomédica, é possível observar o grande avanço tecnológico resultante dos equipamentos digitais, como por exemplo, equipamentos de tomografia computadorizada ou scanners de ressonância magnética nuclear (BRASIL, 2008).

O organismo humano emite sinais das mais variadas naturezas, mas somente alguns têm valor diagnóstico, por refletirem de forma discreta diversas alterações patológicas do órgão ou sistema em que ocorrem. Alguns variam no tempo de forma lenta (por exemplo, a temperatura interna), outras de forma muito rápida (por exemplo, a vibração das cordas vocais) (SABBATINI, 1995).

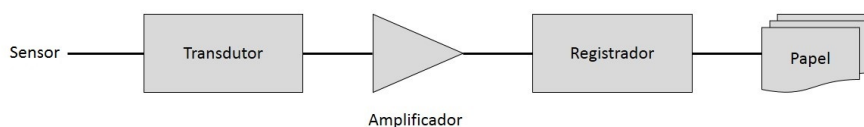
2.1.1 AQUISIÇÃO

Para a aquisição de sinais biológicos, faz-se necessário o uso de um canal de registro. Na Figura 1, são demonstradas as duas formas de canais de registro.

O Canal de Registro Analógico é composto por:

- Sensor: elemento de captação do sinal;
- Transdutor: que converte o sinal não-elétrico, como a pressão, em um analógico ou elétrico;
- Amplificador: amplifica o sinal registrado;
- Registrador: parte que recebe os impulsos elétricos e registra o sinal de forma visível.

CANAL DE REGISTRO ANALÓGICO



CANAL DE REGISTRO DIGITAL

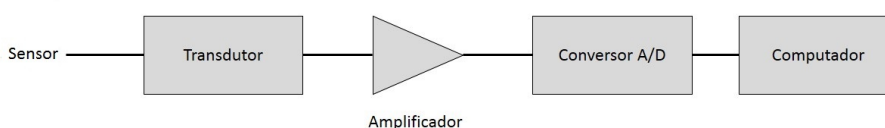


Figura 1 – Esquema de canal de registro analógico e digital.

Fonte: Adaptado de Sabbatini (1995).

Segundo Sabbatini (1995), os sistemas de registros analógicos são assim chamados porque representam e registram a informação sobre um sinal biológico na forma de quantidades análogas à energia elétrica, enquanto o registro digital é definido como um sistema computadorizado de aquisição e processamento de sinais biológicos. Em um registro digital, exemplificado na Figura 1, os primeiros elementos são idênticos aos do canal analógico, ou seja, são necessários o sensor, o transdutor e o amplificador, porém, o último elemento é substituído por um computador que é usado para converter, armazenar, exibir e/ou registrar os dados provenientes dos canais de entrada. Para isso, é necessário transformar o sinal original (analógico) em digital, realizando a amostragem, quantização e codificação do mesmo, sendo analisado por um circuito eletrônico, chamado conversor analógico-digital, ou conversor A/D.

2.1.2 PROCESSAMENTO

É de extrema importância que, na fase de aquisição dos sinais, ocorra uma filtragem do ruído e processamento do sinal para que seja possível fazer a análise dos parâmetros mais importantes e, assim, conseguir um diagnóstico.

Os dados, já no formato digital, são tratados por meio de um processador de sinais, este, dependendo da aplicação a que se destina, pode apresentar um arquitetura embarcada baseada em microcontrolador, em um processador de sinais. O equipamento pode ainda utilizar uma plataforma hospedeira, que pode ser um computador pessoal ou um *smartphone* em conjunto com condicionadores de sinais externos. A interface analógica/digital pode ser externa ao dispositivo, utilizando uma entrada USB para comunicação (BRASIL, 2008).

Segundo Brasil (2008), os periféricos mais comuns são os apresentados na Figura

2, embora exista uma infinidade de periféricos capazes de se comunicar com um sistema de processamento digital de sinais.

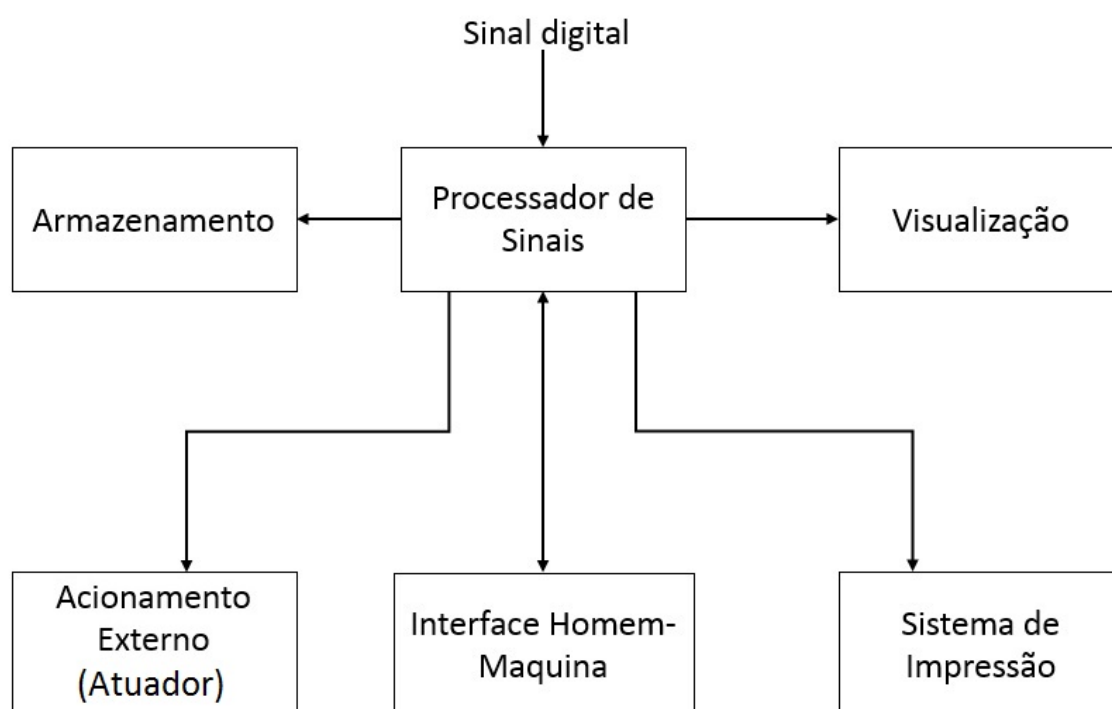


Figura 2 – Processamento de sinais e alguns periféricos.

Fonte: Adaptado de Brasil (2008).

- Armazenamento: memória de massa é utilizada para armazenamento temporário;
- Visualização: monitor de vídeo, periférico de visualização de informações que podem estar no formato de texto ou gráfico;
- Sistema de impressão: permite a impressão de relatórios e dados diversos;
- Acionamento externo: dispositivo de comando ou controle externo;
- Interface homem-máquina: interface para troca de informações.

Durante o processamento, também são aplicadas técnicas de processamento de sinal digital.

2.1.3 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 Transient Evoked Otoacoustic Emissions (TEOAE) ou Emissões Otoacústicas

Evocadas Transientes, devido a diversos motivos (JCIH, 2007): utiliza estímulos sonoros de fraca intensidade, abrange uma vasta faixa de frequências e efetua o registro em pouco tempo (poucos segundos ou minutos). O método consiste na colocação de um dispositivo (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, como demonstra a Figura 3.

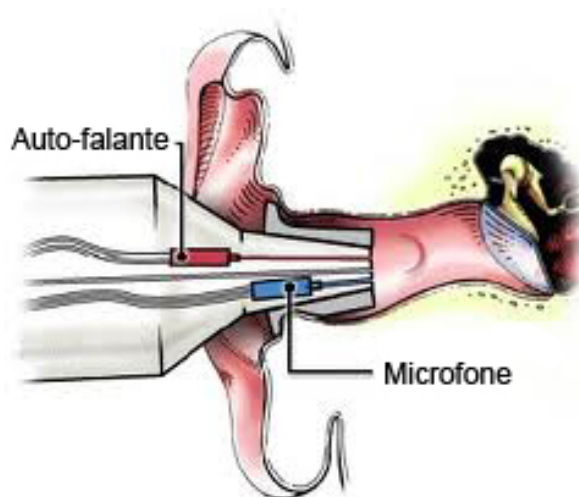


Figura 3 – Posição e ajuste do microdispositivo ou sonda no ouvido.

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.

Na grande maioria dos indivíduos que apresentam audição normal, independentemente da idade e sexo, há incidência das emissões otoacústicas em quase 100% das orelhas, e as TEOAE são detectadas em recém-nascidos nesta mesma proporção (KEMP; RYAN, 1991). As emissões são registradas em todos os indivíduos cujos limiares auditivos sejam melhores que 20 a 30 dB Hearing Level (HL) (ou Limiar Auditivo). O limiar auditivo apresentado na Figura 4 é uma relação que mede a capacidade de a criança ouvir em relação à frequência do som. Quanto mais baixo um som que pode ser escutado nitidamente, maior é a capacidade auditiva.

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 - 30 dB HL) (BCCH, 2013). Porém, o teste da Orelhinha não mede isso, seu intuito é de analisar se há emissões otoacústicas em várias faixas de frequência, se houver, essas emissões devem ter uma amplitude média considerada satisfatória (KEMP, 2002).

Em vários exames, a resposta do ouvido do neonato deve ter amplitude média

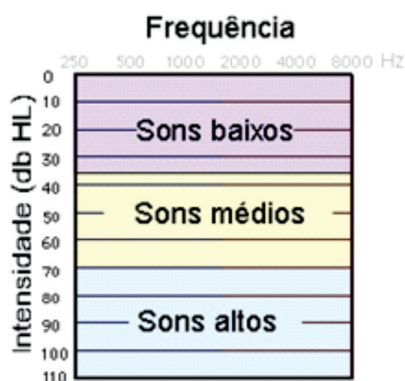


Figura 4 – Limiar auditivo na relação frequência por intensidade.

Fonte: BCCH (2013).

de 15dB a 30dB *Sound Pressure Level* (SPL) (ou Nível de Pressão Sonora) 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, pois eles oferecem os melhores pré-requisitos para o teste: são facilmente acessíveis, estão relativamente livres de infecções da orelha média e permanecem inativos e quietos por longos períodos.

Para o entendimento de como as emissões ocorrem no ouvido, é necessário compreender a estrutura e o funcionamento da audição humana. A Figura 5 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 por ossículos chamados martelo, bigorna e estribo, com o objetivo de transmitir 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.

A cóclea, órgão com formato semelhante ao de um caracol exibido na Figura 5, é formada pelo órgão da corti, que é uma estrutura que contém milhares de pequenas células ciliares (prolongamentos semelhantes a pelos), que ficam na superfície da membrana basilar. A membrana basilar tem uma estrutura peculiar, ela é formada por várias células ciliares (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 o sons percorrem a cóclea as fibras ficam mais longas e flexíveis, isso faz com que as fibras tenham frequências ressoantes diferentes como é apresentado na Figura 6.

Quando essas células ciliares são movidas, elas enviam um impulso elétrico pelo nervo da cóclea. Esse nervo envia esses impulsos para o córtex cerebral, onde o cérebro os interpreta. A energia mecânica liberada pela contração rápida das células

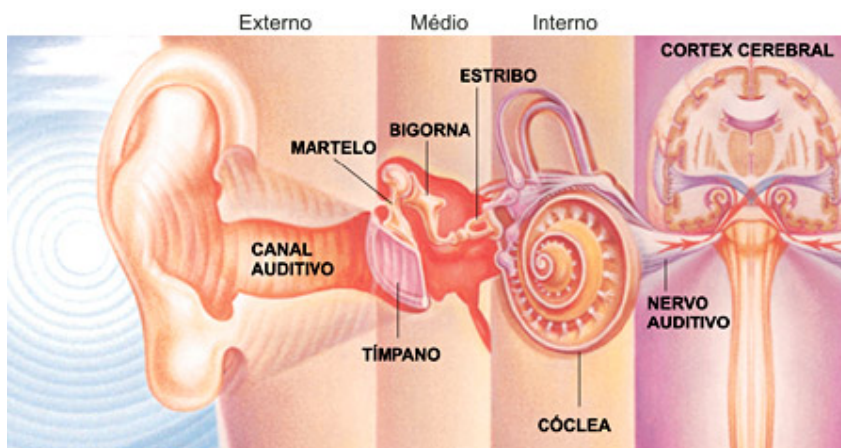


Figura 5 – Estrutura anômica do ouvido.

Fonte: Barros et al. (2013b).

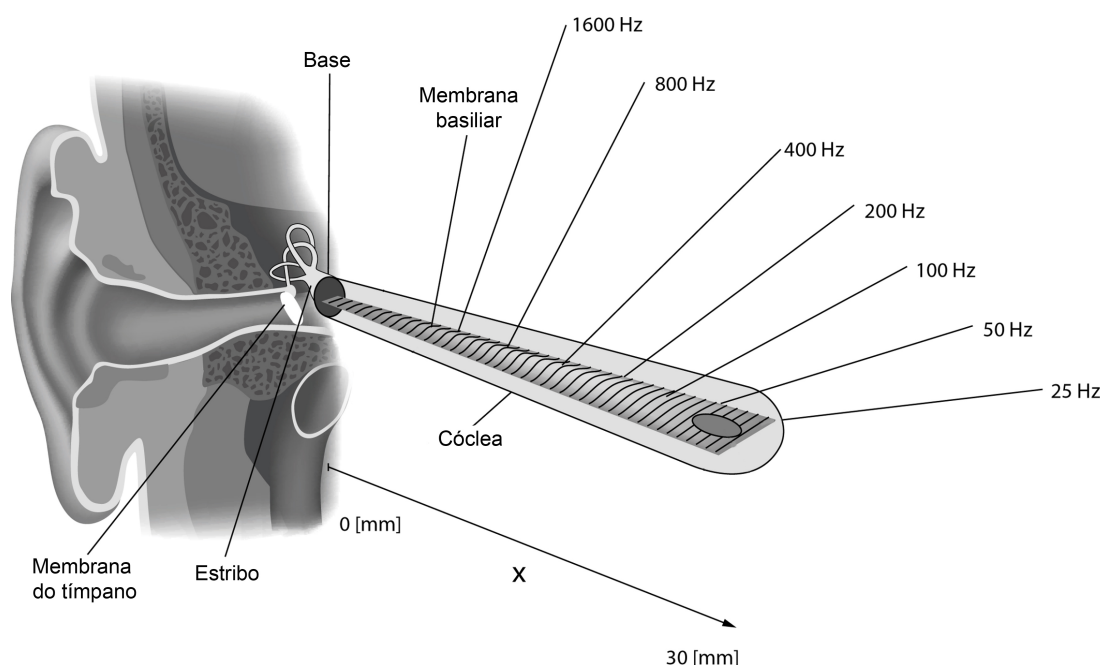


Figura 6 – Variação das frequências dentro da cóclea.

Fonte: Samuel (2011).

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 à orelha externa.

Diante desse contexto, as emissões otoacústicas são os sinais biológicos que serão levados em consideração para a apuração da resposta da cóclea e classificação de seu correto funcionamento. Bekesy (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 7:

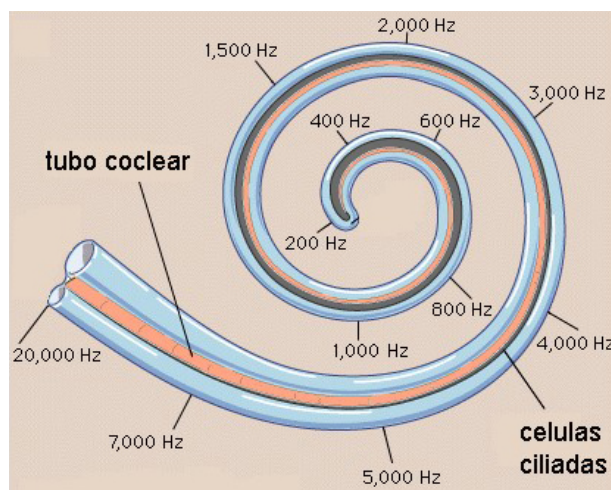


Figura 7 – Cóclea dividida por faixas de frequências.

Fonte: Barros et al. (2013b).

Um teste de emissões otoacústicas estimula toda a cóclea com o uso de um tom puro, portanto, esse tom deve conter todas as frequências necessárias para isso. A Figura 8 demonstra um estímulo (*click*) 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. Um estímulo com intensidade de pico de 84dB SPL implicou 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.

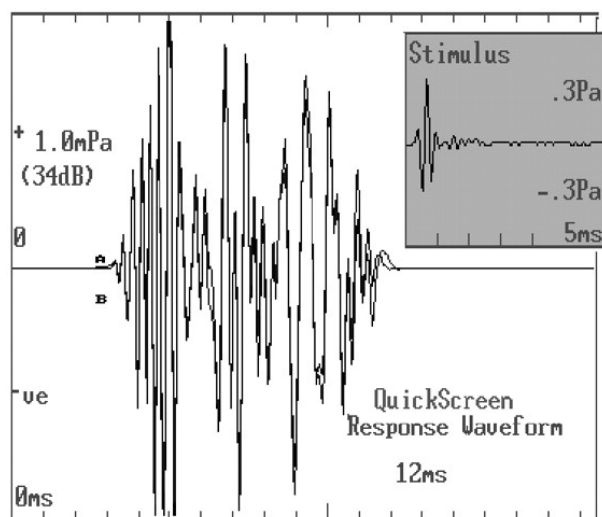


Figura 8 – TEOAE apurada de um neonato sob o estímulo de 84dB SPL.

Fonte: Kemp (2003).

Segundo Kemp (2003), adicionalmente, podem-se usar mais *clicks* de intensidades variadas para estimular a cóclea de formas e velocidades diferentes, bem como utilizar técnicas avançadas de eliminação de ruído, que exigem notável poder de processamento,

com base em parâmetros pré-definidos. O fonoaudiólogo é o responsável por definir a taxa de *clicks* que serão enviados por segundo para a cóclea.

A Figura 9 ilustra a OAE convertida por um sistema específico, separada e classificada em faixas de frequências através do processamento de sinais. A parte acinzentada é considerada contaminação por ruído e a parte branca é o que, é de fato, o sinal otoacústico. Na figura, esse equipamento classifica os sinais na faixa de 1 - 8 kHz.

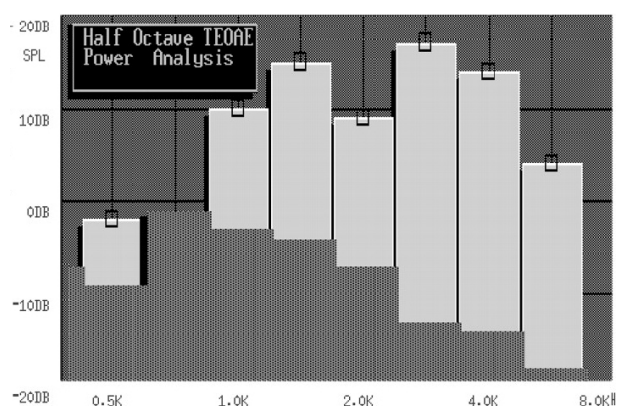


Figura 9 – Classificação da resposta em faixas de frequência.

Fonte: Kemp (2002).

É importante ressaltar, por último, que os sinais biológicos otoacústicos são adquiridos por um computador de maneira *online*, ou seja, o canal de gravação é conectado ao computador, e o software de processamento é responsável pela conversão e armazenamento do sinal simultaneamente à sua geração, como um sistema em tempo real.

2.2 M-HEALTH

O acesso, equidade, qualidade e relação custo-benefício são os principais problemas da assistência médica em países desenvolvidos ou em desenvolvimento. As Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) tais como computadores, internet e telefones celulares, revolucionaram a forma como as pessoas se comunicam, buscam e trocam informações, enriquecendo suas vidas. Estas tecnologias têm um grande potencial para ajudar a resolver problemas contemporâneos de saúde global, pois a OMS e seus Estados-Membros recomendam a *E-Health* ou telemedicina, como parte de uma solução sustentável para os problemas de saúde enfrentados pelos países em desenvolvimento (WHO, 2009).

Blaya, Fraser e Holt (2010) definiram *E-Health* como "o uso das tecnologias da informação e comunicação no apoio à saúde e campos relacionados, incluindo serviços, acompanhamento, literatura e educação para a saúde, conhecimento e pesquisa". Sendo uma técnica com o potencial para melhorar a eficiência dos serviços de saúde e os

resultados dos pacientes, assim como expandir ou ampliar a chegada de tratamento aos milhares de pacientes nos países em desenvolvimento.

M-Health é um componente de *E-Health*, até o momento, nenhuma definição padronizada de *M-Health* foi estabelecida. Para fins de pesquisas, o Global Observatory for E-Health (GOe) definiu *M-Health* ou *Mobile Health* (saúde móvel) como uma prática de saúde médica e pública suportada por dispositivos móveis, como: telefones móveis, dispositivos de monitoramento de pacientes, tablets e outros dispositivos sem fios.

E-Health e *M-Health* estão inseparavelmente ligados, onde os dois agem para o bem mútuo, ambos são usados para melhorar os resultados da saúde e suas tecnologias trabalham em conjunto. Por exemplo, muitas iniciativas de *E-Health* envolvem a digitalização de registros de pacientes, criando o principal suporte eletrônico com o intuito de padronizar o acesso aos dados do paciente dentro de um sistema nacional. Programas de *M-Health* podem ser utilizados: como ponto de acesso para a entrada de dados de pacientes nos sistemas nacionais de informação de saúde; e como ferramentas de informações remotas, que podem fornecer dados para clínicas de saúde, atendimentos domiciliares e trabalhadores de saúde no campo. Apesar de existirem muitos programas de *M-Health* independentes, é importante observar a oportunidade que *M-Health* apresenta para iniciativas de *E-Health* onde softwares trabalhem em conjunto (CONSULTING, 2009).

A *E-Health* é uma tecnologia a serviço da prática médica. Ela já é uma realidade presente em numerosas áreas de especialização na assistência à saúde em diversos países, consistindo-se ainda em novidade para outros, como no Brasil. Calcula-se um investimento anual em torno de 20 bilhões de dólares no mundo em *E-Health*. E hoje é a especialidade que mais cresce em Medicina.

A *E-Health* tem como finalidade fornecer suporte clínico, destinando-se a superar barreiras geográficas, conectando os usuários que não estão no mesmo local físico, utilizando tipos diversos de TIC, com o objetivo de melhorar as técnicas de saúde (WHO, 2009).

Gomes, Junior e Timerman (2011) também afirmam que existem diferentes tecnologias associadas à *E-Health*, sendo elas:

- Armazenamento e envio: consiste no armazenamento e envio de informação a distância. Esta tecnologia é utilizada tipicamente em situações de não emergência, quando o diagnóstico ou consulta podem ser feitos nas próximas 24 - 48 horas e envio de volta. São exemplos desta tecnologia, qualquer comunicação assíncrona entre dois profissionais de saúde ou entre um profissional de saúde e seu paciente.
- Videoconferência: consiste na comunicação em tempo real entre dois ou mais intervenientes na prática clínica. É utilizada quando uma consulta "cara-a-car" a distância é necessária. Esta tecnologia tem diminuído de preço e de complexidade. Existem muitas configurações possíveis para uma consulta a distância, contudo,

a mais típica é de um local rural para um urbano. Nesta situação, o paciente não tem de se deslocar a um local urbano para ver um especialista, permitindo o acesso a cuidados especializados onde não existiam anteriormente. Quase todas as especialidades médicas podem ser conduzidas por meio deste tipo de consultas, incluindo psiquiatria, medicina interna, reabilitação, cardiologia, pediatria, obstetrícia e ginecologia. Existem também muitos aparelhos periféricos os quais podem ser ligados a computadores que podem auxiliar no exame interativo. Por exemplo, um estetoscópio permite ao médico ouvir os batimentos cardíacos a distância.

De acordo com Consulting (2009), estudos de *M-Health* apontam cada vez mais para a expansão de *M-Health*, e afirmam que a saúde do paciente melhorou de três maneiras diferentes, sendo elas:

- Melhor cumprimento do regime de tratamento: um estudo de 2007 com pacientes que usaram um sistema chamado SIMpill mostra que houve uma adesão de mais de 90% dos pacientes com Tuberculose que receberam lembretes através do Serviço de Mensagens Curtas ou Short Message Service (SMS) para tomar sua medicação. O SIMpill também foi usado na África do Sul, e também mostrou resultados favoráveis, onde 90% dos pacientes que usaram o sistema passaram a tomar a medicação de forma correta, em comparação com uma taxa de 22 a 60% sem o sistema. Nos Estados Unidos, onde o mesmo sistema foi implantado, verificou-se uma melhora na adesão a medicamentos em pacientes com Vírus da Imunodeficiência Humana ou Human Immunodeficiency Virus (HIV) positivo. Na Espanha, Austrália, Finlândia e Coreia, estudos também revelam os benefícios do uso da tecnologia móvel ajudando nos resultados finais dos pacientes.
- Melhora na sensibilização da população: na África do Sul, o Projeto Masiluleke (intitulado Projeto M), que através de mensagens SMS incentiva os destinatários a fazerem o teste e tratar o HIV, resultando em um aumento de 350% em chamadas de telefone a linha nacional de Síndrome da Imunodeficiência Adquirida ou, do inglês, Acquired Immunodeficiency Syndrome (AIDS).
- Melhora no acompanhamento de doença: um estudo realizado nos Estados Unidos sobre o uso de Assitente Pessoal Digital ou Personal Digital Assistant (PDA) com internet sem fio utilizado por pacientes com Diabetes Tipo 2 encontrou grandes melhorias nos indicadores de açúcar no sangue entre os usuários que usam o dispositivo regularmente em comparação com os usuários menos frequentes.

Um número cada vez maior de países em desenvolvimento estão aderindo ao uso da tecnologia móvel para atender às necessidades de saúde. As áreas de aplicações de *M-Health* são extremamente dinâmicas e a vasta quantidade de aplicativos que

estão sendo desenvolvidos cresce exponencialmente. As áreas chaves das aplicações em *M-Health* utilizadas nos países em desenvolvimento são:

- Educação e conscientização - para aplicações com esse propósito são enviadas SMS para os telefones celulares para oferecer informações sobre testes, métodos de tratamento, a disponibilidade mais próxima de 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 onipresença das mensagens de texto têm o potencial de mudar a conscientização sobre a saúde por ser acessível e proporcionar à população chances de tomar decisões bem informadas.
- 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. Tal processo de coleta é mais eficiente e confiável se realizado através de *smartphones* ou telefones celulares, onde a informação estará disponível para inserção ou atualização dos dados, ao invés de formulários em papéis que devem (depois de preenchidos) ser inseridos manualmente em um banco de dados. O objetivo da coleta de dados é proporcionar aos funcionários públicos 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.
- Monitoramento remoto - este grupo de aplicações envolve uma ou duas vias de comunicação, para: monitoramento de condições de saúde, aproximação paciente/médico e garantir o 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 um acompanhamento de pacientes em condições crônicas ou mórbidas em casa, o que tem melhorado consideravelmente as taxas de sobrevivência.
- Comunicação e treinamento para profissionais de saúde - há uma grande deficiência no número de profissionais de saúde, o que se torna também um grande desafio: formação e capacitação dos profissionais da saúde. Conectar esses trabalhadores de 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 à 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.

- Acompanhamento de surtos de doenças ou epidemias - doenças transmissíveis, muitas vezes começam em bolsos e, quando não detectada, pode evoluir para epidemias, como por exemplo, a cólera, a tuberculose e a dengue. A utilização de dispositivos móveis pode ser decisiva para a prevenção e a contenção de surtos. Antes da implantação das redes móveis, os alertas eram feitos por escrito, por rádio ou até via satélite, o que despendia de muito tempo ou altos custos.
- Apoio de diagnóstico e tratamento - diagnósticos incorretos podem ter graves problemas ou até mesmo fatais. 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.

M-Health permite ao paciente acesso à informação e cuidados médicos 24 horas por dia, permite também que o médico possua dados sobre seus pacientes a qualquer momento, sendo possível também a formação contínua de profissionais de saúde, qualquer que seja o local em que se encontrem, isso faz com que sejam diminuídas as lacunas de especialidades médicas locais. Outra vantagem da M-Health é a possibilidade que profissionais de saúde comuniquem-se estando fisicamente distantes, e acessem a mesma informação simultaneamente, sendo que todas essas vantagens acarretam em diminuição de despesas com a saúde (GOMES; JUNIOR; TIMERMAN, 2011).

M-Health pode ser adequada a diversos contextos e avanços tecnológicos, além disso, está de acordo com os aspectos cruciais da sustentabilidade: social, ambiental e econômico.

2.3 EMISSÕES OTOACÚSTICAS

As Emissões Otoacústicas, ou do inglês *Otoacoustic Emissions*, fornecem informações clínicas sobre alterações da função auditiva. E através das mesmas é possível avaliar a atividade auditiva de forma não invasiva (PROBST; LONSBURY-MARTIN; MARTIN, 1991).

O início dos 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 era só capaz de receber sinais, mas também de enviá-los, quando alcançado por um estímulo sonoro (GOLD, 1948). Anos depois, David Kemp provou a existência da EOAs, baseado nos estudos de Gold. Para realizar os testes utilizou-se um estímulo acústico. Logo após o estímulo (cerca de 5-10 ms), foi possível observar que ocorriam algumas respostas às Emissões Otoacústicas Evocadas (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, as respostas pelo ouvido dos sinais sonoros começaram 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 mecânico ativo não-linear dentro 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 analisar as 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.
 - Transientes (TEOAE): são resultantes de estímulos passageiros, transitórios. São registradas em quase 100% das pessoas com audição normal. Elas representam uma resposta da cóclea quando estimuladas por sinais acústicos de curta duração (*clicks* ou tons). Tem bastante utilidade clínica devido ao alcance dos exames.
 - Produto de Distorção (*Distortion Product Otoacoustic Emissions* (DPOAE)): resultam do estímulo de dois tons puros, simultâneos, numa relação $F2/F1 = 1,22$. 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 àsquelas das emissões transientes. Por ser evocada por um sinal contínuo, há uma grande dificuldade de separar o estímulo da resposta, tornando-o de difícil aplicação na prática clínica.

Diante do exposto, o sistema será composto de: i) um aplicativo móvel visando análise de emissões otoacústicas evocadas transientes para auxílio à triagem auditiva; ii) de um *Smartphone* para execução do aplicativo móvel, um Arduino Mega ADK para geração do estímulo, e um ER10C para amplificação do sinal e reprodução através do probe. O sistema desenvolvido incorporar o conceito de tecnologia assistiva, voltado para a prevenção dos danos causados pela deficiência auditiva, visando o diagnóstico precoce de algum déficit auditivo, provendo com que os pacientes que apresentem algum problema auditivo tenham ajuda em tempo hábil, promovendo, assim, qualidade de vida para esses indivíduos.

2.4 TRABALHOS RELACIONADOS

Dentre os estudos relacionados às emissões otoacústicas, podem ser observados vários tipos de pesquisas correlatas envolvendo a medição e o tratamento dessas emissões. O trabalho apresentado por Escamilla, Poblano e 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 tem como objetivo demonstrar a importância dos baixos níveis de frequências utilizadas no teste audiométrico; frequências estas que variam de 0.7 à 4 kHz. Para alcançar tal conclusão, foram realizados testes através das emissões otoacústicas evocadas transientes e produto por distorção, a fim de elaborar um comparativo entre os dois métodos. Tais testes foram realizados com dois equipamentos portáteis (no Brasil o valor aproximado desses equipamentos varia de 27 a 31 mil reais), ILO 292 (Otodynamics) e the HearId (Mimosa Acoustics); os dois *hardwares* apresentaram resultados bem parecidos, mas o método de produto por distorção foi superior, pois conseguiu obter mais informações na faixa de 0.7 à 1 kHz.

Já Kaf e Danesh (2013) demonstra 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.

Peng et al. (2010) apresenta um estudo sobre a neuropatia auditiva, comparando o teste de emissões otoacústicas evocadas transientes em sujeitos com neuropatia auditiva com indivíduos com audição normal, os testes foram realizados com sujeitos com idades a partir de 6 meses de vida até 50 anos, os dados foram coletados através do sistema

Otodynamics ILO92, havendo uma análise estatística baseada no tempo e na frequência. Observou-se um grande numero de respostas entre a frequência de 1 kHz a 2 kHz.

O trabalho realizado por Marchesi, Tognola e Paglialonga (2013) demonstra uma nova abordagem para testes não-lineares de emissões otoacústicas evocadas transientes. A não linearidade das TEOAEs foi estudada através de biespectro descobrindo acoplamento entre frequências que não são geradas apenas por uma fonte coclear independente, mas pelo resultado da interação entre várias fontes cocleares. Os resultados confirmaram a presença dessas frequências em adultos e crianças, sendo em adultos em torno de 2 kHz e em crianças entre 3,5 - 4 kHz.

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). O trabalho demonstra como as ondas senoidais são geradas e como a análise é feita, utilizando o método de produto por 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.

Seguindo a mesma linha de raciocínio, 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 é um algoritmo redutor de ruídos, contudo, não teve grande sucesso.

O trabalho de Leite et al. (2013) apresenta um sistema que realiza o teste de Emissões Otoacústicas em locais de difícil acesso, baseado em dispositivos móveis e com baixo valor aquisitivo. Nessa proposta, o dispositivo móvel realiza o teste e envia os dados coletados, incluindo a resposta do ouvido, 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.

Por fim, Barros et al. (2013a) desenvolveu um trabalho que realiza o teste de Emissões Otoacústicas por Produto de Distorção através de dispositivos móveis, utilizando múltiplas frequências e realizando a análise no próprio aparelho, o trabalho de Barros et al. (2013a) faz parte do mesmo projeto que este trabalho, porém, enquanto este foca o teste de TEOAE, o dele realiza o teste de DPOAE.

A Tabela 1 demonstra um comparativo entre as áreas de atuação de todos os trabalhos já citados e a proposta de desenvolvimento deste trabalho.

Tabela 1 – Trabalhos relacionados.

	TEOAE	DPOAE	Dispositivos móveis	Múltiplas frequências	Análise móvel
Escamilla, Poblano e Rodríguez (2013)	★	★		★	
Jedrzejczak et al. (2013)	★	★		★	★
Kaf e Danesh (2013)		★			
Bennett e Ozdamar (2009)		★			
Peng et al. (2010)	★				
Marchesi, Tognola e Paglialonga (2013)	★			★	
Azeez et al. (2009)			★	★	★
Leite et al. (2013)	★	★	★	★	
Barros et al. (2013a)		★	★	★	★
Este trabalho	★		★	★	★

São apresentadas diferentes estratégias e técnicas para realização e análise de Emissões Otoacústicas, identificando a importância de estímulos em múltiplas frequências, tanto na utilização do teste por DPOAE ou por TEOAE, também são identificados trabalhos que utilizam dispositivos móveis para realização do teste, todavia, não realizam o processamento. Este trabalho busca reunir as principais características destacadas nos trabalhos relacionados, permitindo que o teste e processamento dos dados ocorra através de um dispositivo móvel, e que possam ser definidas múltiplas frequências para a realização do mesmo.

3 DESENVOLVIMENTO DE UM ALGORITMO PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE TEOAE

As emissões otoacústicas se mostraram de grande importância na identificação da deficiência auditiva, tanto em crianças como em adultos. Este trabalho foca em desenvolver uma alternativa nacional e de custos mais acessíveis para um equipamento médico hospitalar capaz de auxiliar o diagnóstico na realização da Triagem Auditiva Neonatal Universal, através do Teste de Emissões Otoacústicas Evocadas Transiente. Este trabalho faz parte do projeto aprovado através da CHAMADA PÚBLICA MCT/FINEP - Ação Transversal - TECNOLOGIA ASSISTIVA – 01/2010, com o desenvolvimento de um sistema de pré-diagnóstico de deficiência auditiva neonatal, denominado Otoleitor.

Na seção 3.1, será abordado o protocolo Triagem Auditiva Neonatal Universal (TANU); posteriormente, a seção 3.2, possui uma explanação sobre o aplicativo para dispositivos móveis chamado Otoleitor; na seção 3.3, é demonstrado como deve ocorrer o teste de TEOAE; em seguida, na seção 3.4, é explicado como ocorre a criação e a emissão do estímulo para realizar o teste, e na seção 3.5, como a resposta do ouvido é gravado para análise; e, por último, na seção 3.6, é explicada a análise e o processamento da resposta.

3.1 TRIAGEM AUDITIVA NEONATAL UNIVERSAL

Segundo o Grupo de Apoio a Triagem Auditiva Neonatal Universal (GATANU), a audição é fundamental para a aquisição e o desenvolvimento da fala e da linguagem. A realização da TANU de rotina é a única estratégia capaz de detectar precocemente alterações auditivas que poderão interferir na qualidade de vida do indivíduo. O processo de detecção de alterações auditivas deve começar com a triagem auditiva neonatal, acompanhada do diagnóstico, protetização e intervenção precoces (GATANU, 2010).

A TANU surgiu baseada nos estudos de White (1997), no desenvolvimento do Programa de Avaliação da Audição de *Rhode Island*, a primeira experiência clínica de larga escala com EOA nos Estados Unidos. Pôde ser observado que, em berçário comum e em UTI neonatal, para cada 1000 recém-nascidos, a prevalência de perda auditiva neurossensorial variou entre 1,5 a 5,95 crianças (WHITE, 1997). A partir desses estudos, ficou evidente a necessidade de uma universalidade da triagem neonatal quanto à audição.

A TANU deve ser realizada, preferencialmente, nos primeiros dias de vida na maternidade e, no máximo, durante o primeiro mês de vida, a não ser em casos quando o estado de saúde da criança não permita a realização dos exames (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012).

A Figura 10 representa o fluxograma que demonstra os passos da TANU realizados pelo profissional da saúde. Este protocolo é parte do funcionamento geral do sistema, que envolve tanto a aquisição dos dados por meio da entrevista (TANU), como também a geração e a análise das emissões otoacústicas.

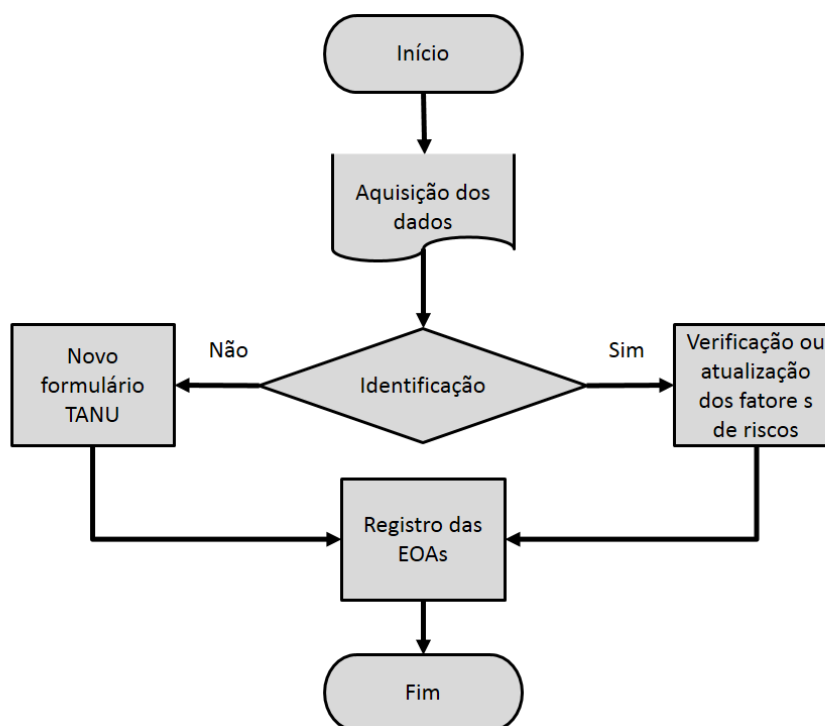


Figura 10 – Fluxograma do procedimento da TANU.

Em neonatos sem indicadores de risco, é recomendada a utilização de EOA durante a triagem auditiva, enquanto que, em recém-nascidos com indicadores de risco, utiliza-se do teste de Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico (PEATE). São considerados indicadores de risco para deficiência auditiva aqueles que apresentam os seguintes fatores de risco (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012; JCIH, 2007):

- Preocupação dos pais com o desenvolvimento da criança, da audição, fala ou linguagem.
- Antecedente familiar de surdez permanente, com início desde a infância, sendo assim, considerado como risco de hereditariedade ou casos de consanguinidade.
- Permanência na UTI por mais de cinco dias, ou a ocorrência de qualquer uma das seguintes condições, independente do tempo de permanência na UTI: ventilação extracorpórea; ventilação assistida; exposição a drogas ototóxicas como antibióticos aminoglicosídeos e/ou diuréticos de alça; hiperbilirrubinemia; anóxia perinatal grave; Apgar Neonatal de 0 a 4 no primeiro minuto, ou 0 a 6 no quinto minuto; peso ao nascer inferior a 1.500 gramas.

- Infecções congênitas como toxoplasmose, rubéola, citomegalovírus, herpes, sífilis, HIV.
- Anomalias craniofaciais envolvendo orelha e osso temporal.
- Síndromes genéticas que usualmente expressam deficiência auditiva, como Waardenburg, Alport, Pendred, entre outras.
- Distúrbios neurodegenerativos, como ataxia de Friedreich ou síndrome de Charcot-Marie-Tooth.
- Infecções bacterianas ou virais pós-natais, como citomegalovírus, herpes, sarampo, varicela e meningite.
- Traumatismo craniano.
- Quimioterapia.

Esses indicadores de riscos podem ser observados na anamnese realizada com a mãe do recém-nascido através do aplicativo Otoleitor, explicado na seção 3.2, que também possui um questionário socioeconômico, e a partir dele, realizar a TANU, utilizando as emissões otoacústicas.

3.2 OTOLEITOR

O Otoleitor baseia-se na análise da anamnese do paciente, ou TANU (JCIH, 2007), e da aquisição dos sinais das EOA com o equipamento ER-10C ligado ao celular. O aplicativo do celular é responsável por produzir o estímulo e gravar a resposta auditiva. Tal resposta é pré-processada no celular, por meio de algoritmos de processamento de sinais, usando a análise de tempo-frequência.

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, retornando 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 de qualquer lugar. Desse modo, o servidor fica disponível para receber, processar e responder às solicitações enviadas pelo cliente. Para o cliente ter acesso às informações armazenadas ou mesmo para conseguir inserir dados no banco, precisará estar conectado a uma rede sem fio - Wi-Fi ou 3G/4G - tornando toda a arquitetura de rede transparente ao usuário.

Baseado nessa arquitetura, a visão geral do sistema é exemplificada na Figura 11. 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.

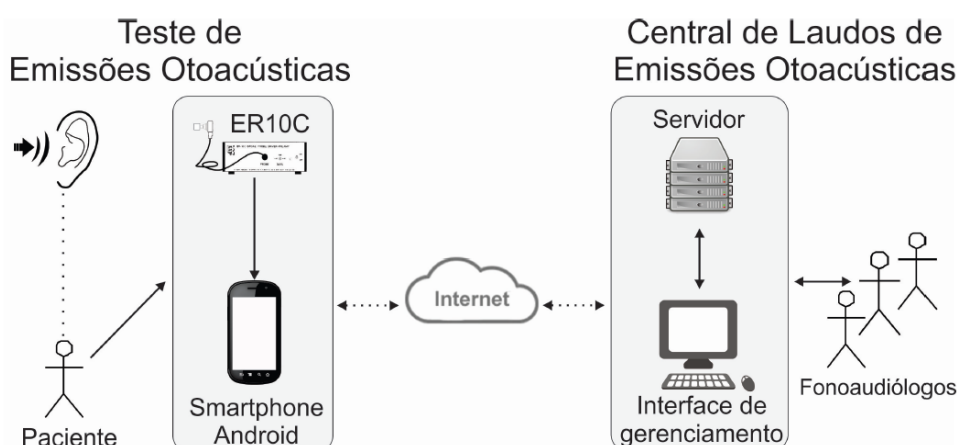


Figura 11 – Arquitetura do sistema de pré-diagnóstico de deficiência auditiva.

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, desenvolvido para armazenar todos os dados coletados; interface de gerenciamento, desenvolvido para a utilização dos fonoaudiólogos; e Smartphone Android, que é o foco deste trabalho.

OtoLeitor foi desenvolvido buscando oferecer ao profissional da saúde (fonoaudiólogo) uma melhor capacidade de aquisição dos dados da triagem auditiva, fornecendo ainda um meio de visualização dos resultados dos testes de emissões otoacústicas para a obtenção de um diagnóstico mais preciso, a Figura 12 demonstra a tela inicial do aplicativo móvel, como também o menu de opções ao início da anamnese.

Além da realização desse protocolo, o sistema tem o propósito de facilitar, melhorar e possibilitar cuidados clínicos, fornecendo um atendimento eficaz, hábil e amplo, além de possibilitar o levantamento e o armazenamento de todos os dados

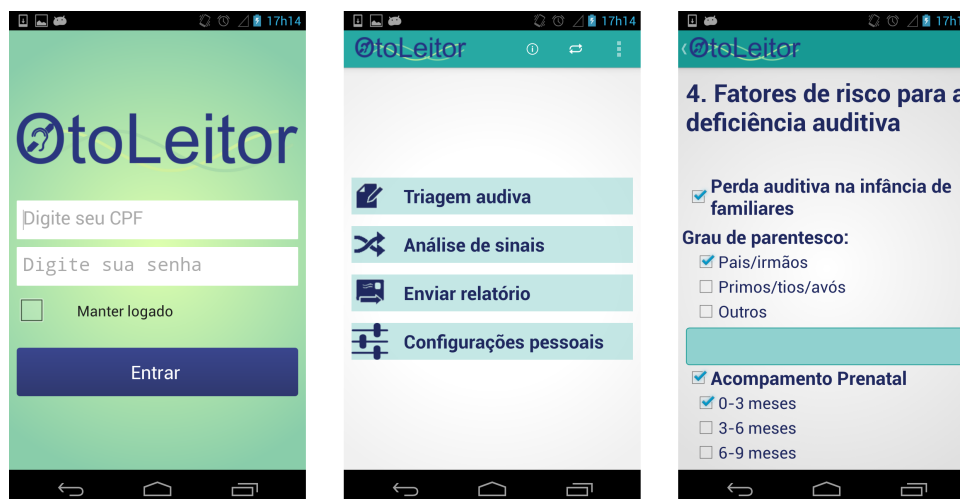


Figura 12 – Tela inicial, menu de opções e anamnese (respectivamente) do aplicativo OtoLeitor.

coletados. 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.

3.3 EMISSÕES OTOACÚSTICAS EVOCADAS TRANSIENTES

Como foi mencionado anteriormente, o teste de EOA pode ser realizado de 3 formas diferentes: Estímulo Frequência que possui difícil aplicação na prática; Produto Distorção que resulta do estímulo de dois tons puros simultâneos; e o Transiente, onde os pacientes são estimulados por clicks ou tons, sendo este último o tema deste trabalho.

Segundo Kemp, Ryan e Bray (1990), uma forma prática de gerar as EOA de uma grande parte da cóclea simultaneamente é gerando um estímulo que, no tempo, é um impulso, de duração muito pequena, mas na frequência é um sinal de banda larga. Estímulos transientes podem ser processados para gerar informações sobre uma ampla gama de frequências simultaneamente, enquanto outros testes, como no tronco cerebral, não podem.

Durante o exame clínico, é necessário ter certeza de que o áudio gravado no ouvido está sendo EOA. Primeiramente, deve separar o estímulo ou ruído de fundo de uma possível resposta e, posteriormente analisar se o sinal gravado possui as características de uma EOA realmente. O sinal de estímulo pode ser de dois tipos, linear ou não-linear, a Figura 13 possui especificações sobre o sinal de estímulo.

O estímulo linear é composto de quatro pulsos retangulares de 80 microssegundos de duração e amplitudes similares, havendo um intervalo entre um pulso e outro de 20 milissegundos, como pode ser observado na Figura 13.a; enquanto que o estímulo não-linear também é composto por quatro pulsos, porém, o último é invertido e possui três vezes a amplitude dos outros, demonstrado na Figura 13.b. Sabendo que os dois métodos são eficazes para realização do teste de TEOAE, esse trabalho faz uso do

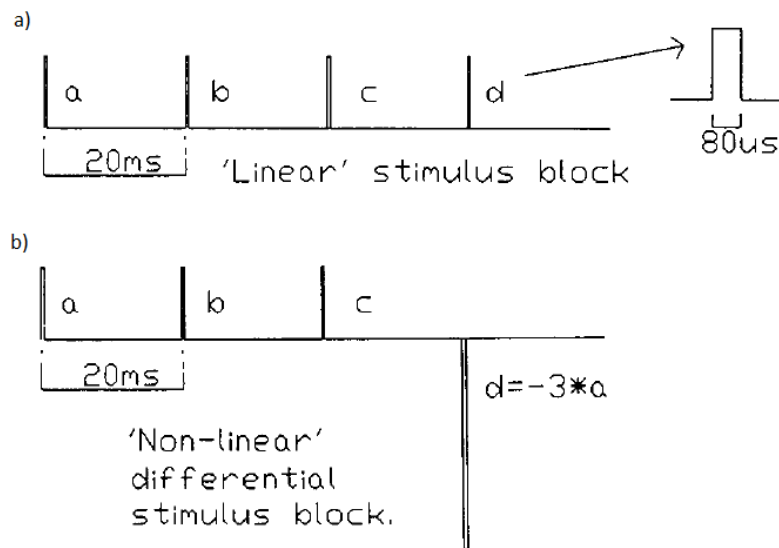


Figura 13 – Especificações das TEOAE.

Fonte: Adaptado de Kemp, Ryan e Bray (1990)

modo linear, por possuir maior facilidade de implementação e execução do *hardware* responsável.

3.4 EMISSÕES DOS ESTÍMULOS

Para realizar a triagem auditiva, o dispositivo móvel deve ser ligado ao ER-10C através da entrada e saída de áudio para captura da emissão otoacústica, e conectado também ao Arduino Mega ADK pela conexão *Universal Serial Bus* (USB) para o envio do estímulo, e a sonda (composta por dois fones e um microfone) inserida dentro do ouvido do recém-nascido. O estímulo é enviado pelo Arduino, capturado pelo microfone e amplificado pelo ER-10C.

O *smartphone* possui limitações de geração de sinais, inicialmente realizamos testes evitando a adição de um *hardware* externo, mas, com a evolução do projeto, temos o objetivo de colocar um único *hardware* para a geração do sinal mais um amplificador para substituir o ER10C.

Como alternativa a limitação do *smartphone* foi utilizado uma placa Arduino Mega ADK, o mesmo é uma plataforma de prototipação de código livre, capazes de ler entradas de dados, como por exemplo, ligar um sensor ou apertar um botão, e também de gerar uma saída como a ativação de um motor, ligar um *Light Emitting Diode* (LED) ou publicar saídas *online* para definir a programação da placa é utilizada uma linguagem de programação e *Integrated Development Environment* (IDE) própria (ARDUINO, 2016).

Entre os diversos modelos de placas Arduino o modelo Mega ADK foi escolhido, modelo da Figura 14, por possuir interface de conexão USB com o dispositivos móveis

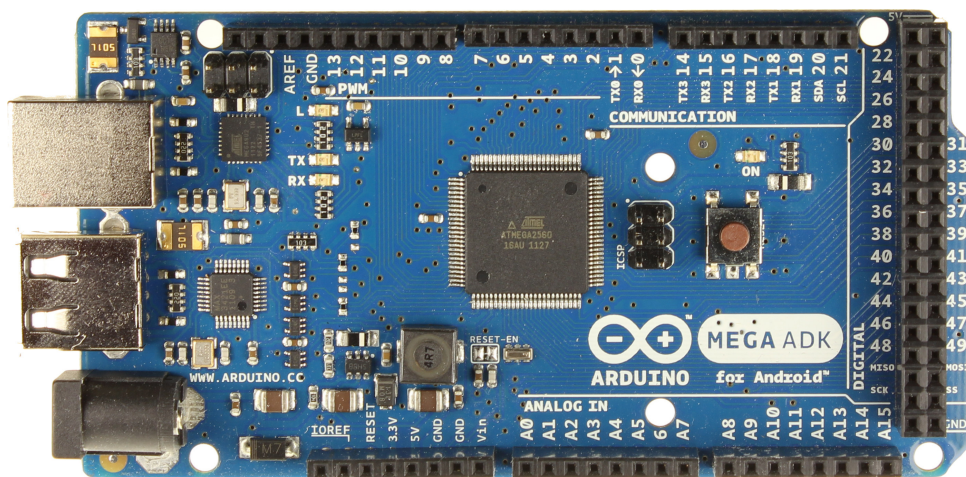


Figura 14 – Arduino Mega ADK

Fonte: Adaptado de Kemp, Ryan e Bray (1990)

com Android. Para realizar a comunicação entre os *hardwares* foi necessário utilizar a biblioteca *USB Host Shield 2.0* no arduino, uma biblioteca também código aberto. Foi então implementado o algoritmo na placa Arduino para que, no momento que o *smartphone* enviar um comando de execução, o arduino realize a função e gere o sinal de estímulo (*click*).

O algoritmo foi implementado de acordo com as etapas a seguir:

- Inicialmente o Arduino aguarda uma conexão USB;
- Após o Arduino e *smartphone* estarem conectados via USB, aguarda-se um comando de início de teste, pois quem controla o teste é o telefone móvel;
- Quando o comando de teste é recebido no Arduino, é enviado uma mensagem de confirmação;
- Em seguida é gerado o sinal de estímulo, sendo 256 estímulos de 4 *clicks* idênticos com duração de 80 microssegundos e um intervalo de 20 milissegundos;
- Ao fim do estímulo é enviado uma última mensagem para o *smartphone* informando o fim da geração;
- Por fim, o Arduino volta ao estado de espera, aguardando um comando para realização de um novo teste.

A aplicação Android é responsável por enviar um comando para o arduino informando que o estímulo deve ser gerado, isso só é possível devido à utilização de duas classes, *UsbManager* e *UsbAccessory*. *UsbManager* permite comunicação e ativação do modo acessório USB, enquanto que o objeto *UsbAccessory* é responsável por conectar-se a outro *hardware* via USB e gerar a comunicação. A comunicação é realizada através de *streams* fornecidas por esses dois objetos.

3.5 GRAVAÇÕES DAS EOAS

Para realizar a gravação a classe *AudioRecord* foi utilizada. Essa classe administra os recursos de áudio nas aplicações Java para gravar o áudio do *hardware* de entrada. Isso 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.

Dentro da definição de um objeto *AudioRecord*, 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 no intervalo 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.

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. Foi escolhida a codificação PCM_16BIT, pelo fato de ser compatível com todos os dispositivos e ter maior precisão.

Algoritmo 1 Algoritmo responsável por gravar as EOA

```

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

```

O Algoritmo 1 é responsável pelo 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.

3.6 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO

Processamento Digital de Sinal, do inglês, *Digital Signal Processing* (DSP) 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, entre outros. 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, além de outros.

Uma 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 *Fast Fourier Transform* (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 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 15). 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 15 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.

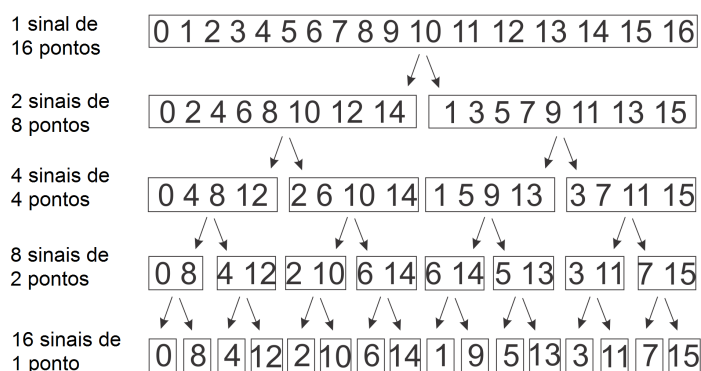


Figura 15 – Decomposição da FFT, um sinal com 16 pontos decomposto em 16 sinais contendo um único ponto.

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 16 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 16).

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 16 – 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 15. 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 17 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 17, 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.

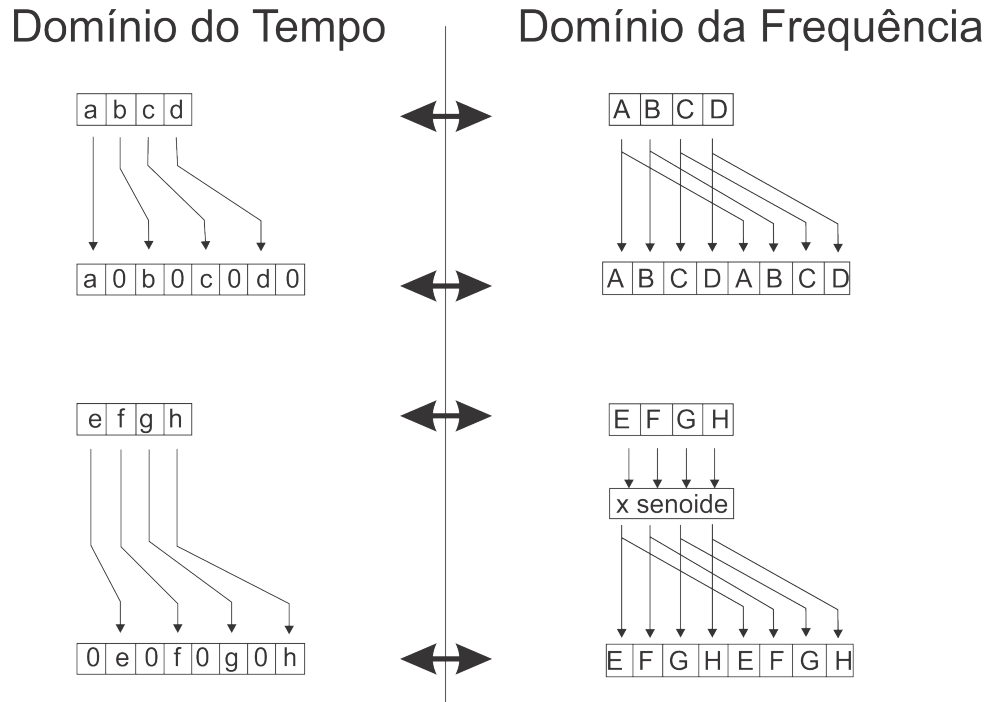


Figura 17 – Decomposição de zeros feita pela FFT do domínio do tempo para o domínio da frequência.

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 17. 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 18, que descreve uma nova divisão do sinal gerado (aebfcgdh), onde os ímpares estão separados dos pares, conforme ilustra a Figura 18.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 18.b).

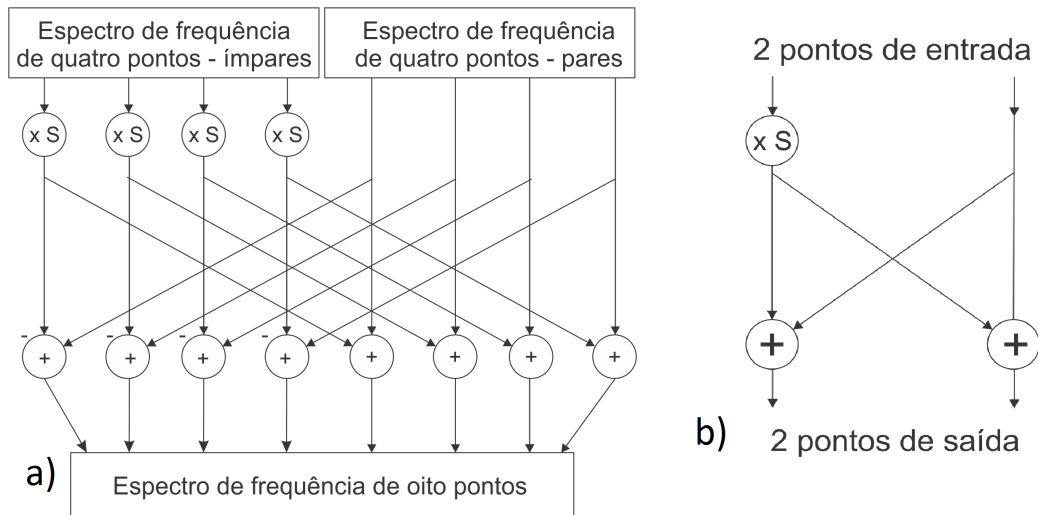


Figura 18 – Combinação de duas frequências espectrais de 4 pontos em uma de 8 (a), cálculo borboleta (b).

Fonte: Adaptado de Smith (2002).

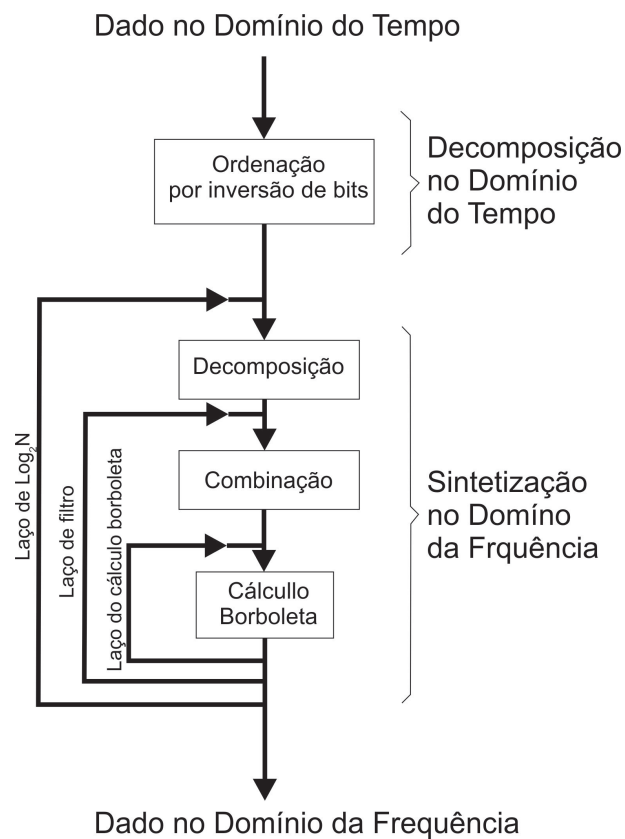


Figura 19 – Diagrama de fluxo da Transformada Rápida de Fourier.

Fonte: Smith (2002).

Por fim, a Figura 19 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 15, 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.

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. Ela possui uma forma similar a meio ciclo de uma onda cossenoidal. Sendo definida pela Fórmula 3.1 e resultando na ilustração da Figura 20.

$$\sum_{n=1}^N 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi\left(\frac{n}{N-1}\right)\right) \quad (3.1)$$

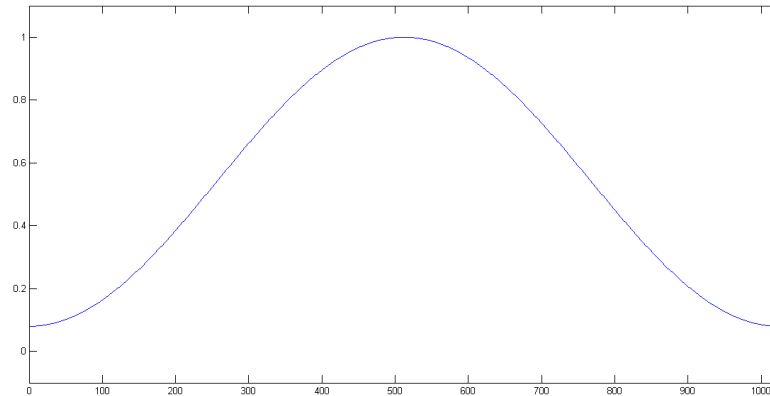


Figura 20 – Janelamento de Hamming.

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 21.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 21.c). Após concluir o janelamento é aplicado sobre esse sinal o FFT (Figura 21 d), para obter o seu espectro da frequência. E o último laço é responsável pela realização da média de todos os sinais

janelados (Figura 21.e). Todos esses processos podem ser melhor visualizados na Figura 21.

Algoritmo 2 Espectro do sinal

```

1: função OBTERESEPECTRO(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:        $espectro[1][j] \leftarrow (espectro[1][j] + fft[k]) / (i + 1)$  ▶ média dos sinais janelados
9:     fim para
10:  fim para
11: fim função
  
```

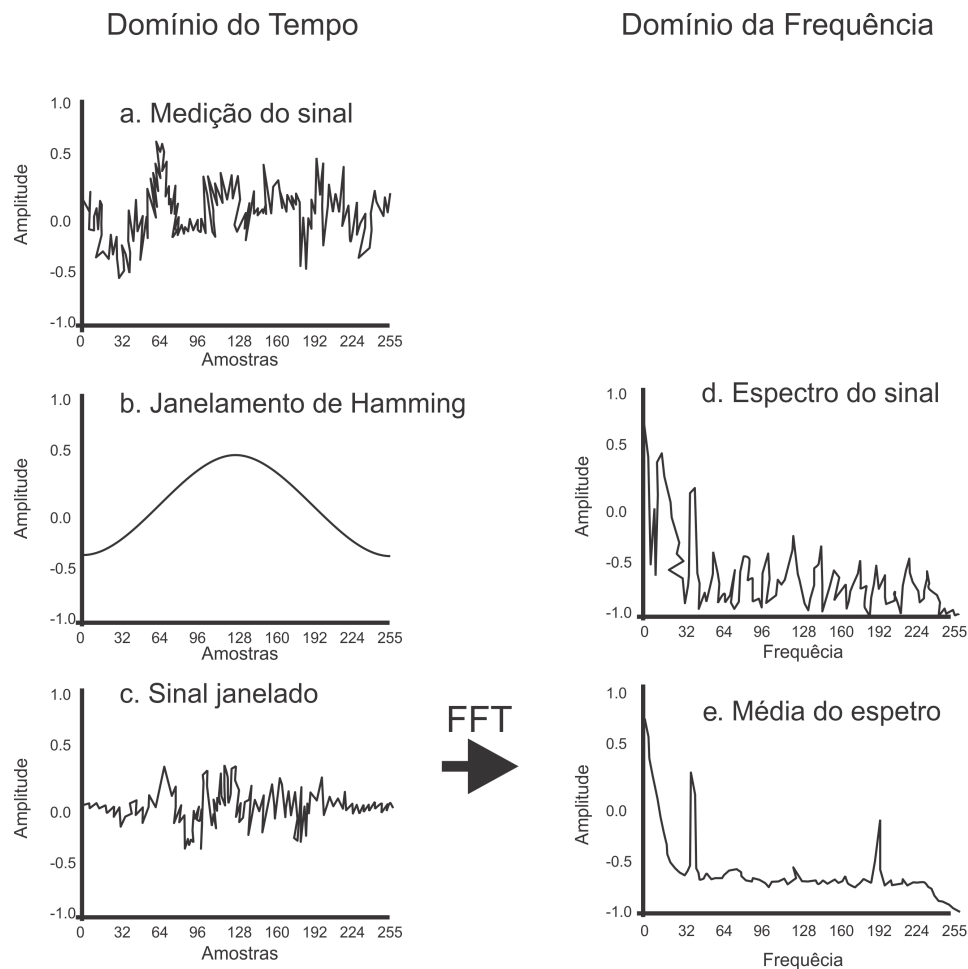


Figura 21 – Representação gráfica dos passos da análise espectral.

Fonte: Smith (2002).

4 APLICAÇÃO DO ALGORITMO E ANÁLISE DA RESPOSTA DO OUVIDO

Todo o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), 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 e no Laboratório de Processamento da Informação da UFRN, também foram realizados testes no Laboratório de Engenharia de Software da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN). Os equipamentos utilizados foram fornecidos pelo Laboratório de Sinais e Imagens Médicas (LabSIM) - UFRN , pelo Laboratório de Engenharia de Software – UERN e pela Clínica de Fonoaudiologia – UFRN.

4.1 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO

Os testes foram realizados com um indivíduo de audição normal, sexo masculino, 24 anos, em ambiente silencioso, com o participante confortavelmente sentado.

Durante a pesquisa foram utilizados os seguintes equipamentos:

- *Smartphone* Samsung S4 Mini- utilizado para a gravação e registro das emissões otoacústicas;
- Arduino Mega ADK - para gerar o sinal de estímulo;
- MSO9104A Osciloscópio de Sinal Misto - utilizado para verificar a eficiência da emissão feita pelo arduino e medir a intensidade do sinal;
- ER10C - hardware responsável por emitir e gravar os registros a partir do ouvido através de uma sonda composta por dois autofalantes e um microfone.

Inicialmente, foi verificado se o *smartphone* estava gravando corretamente, todo o processo de emissão foi observado pelo osciloscópio para garantir que o sinal gerado estivesse de acordo com a especificação (*click* de 80 microsegundos de duração e 20 milisegundos de silêncio). Foi realizado inicialmente, a emissão e a gravação em uma seringa utilizando a marca de 2cm^3 com objetivo de simular o ouvido humano, e gravar apenas a emissão do sinal. Posteriormente, foi gravado apenas o silêncio no ouvido humano, com objetivo de captar o ruído existente durante o teste e, por último, foi realizado o teste de TEOAE no ouvido do participante, foram realizadas 5 na seringa, 3 gravações sem estímulo para captar o ruído e 7 gravações do teste, que são analisadas a seguir.

4.2 ANÁLISE DOS DADOS

É importante salientar que, para a realização da análise, todas as gravações foram convertidas do domínio do tempo para o domínio da frequência através da FFT e do Janelamento de Hamming, como explicado na sessão 3.6. A Figura 22 possui a análise das gravações realizadas no ouvido, com o objetivo de identificar os ruídos que seriam captados nos testes seguintes. A gravação ocorre sem nenhum estímulo, porém, é identificada a presença de sons. Apesar de a gravação ocorrer em ambiente silencioso, são captados alguns ruídos, tanto do ambiente onde o teste está sendo realizado, como também, do próprio corpo do indivíduo.

Realiza-se essa medida do ruído, chamado *noise floor*, para poder retirar e minimizar quando for gravado o sinal otoacústico. Realizando a calibração do equipamento no meio, muito importante no nosso projeto, pois muitas das medições serão realizadas fora do ambiente de hospitais e clínicas.

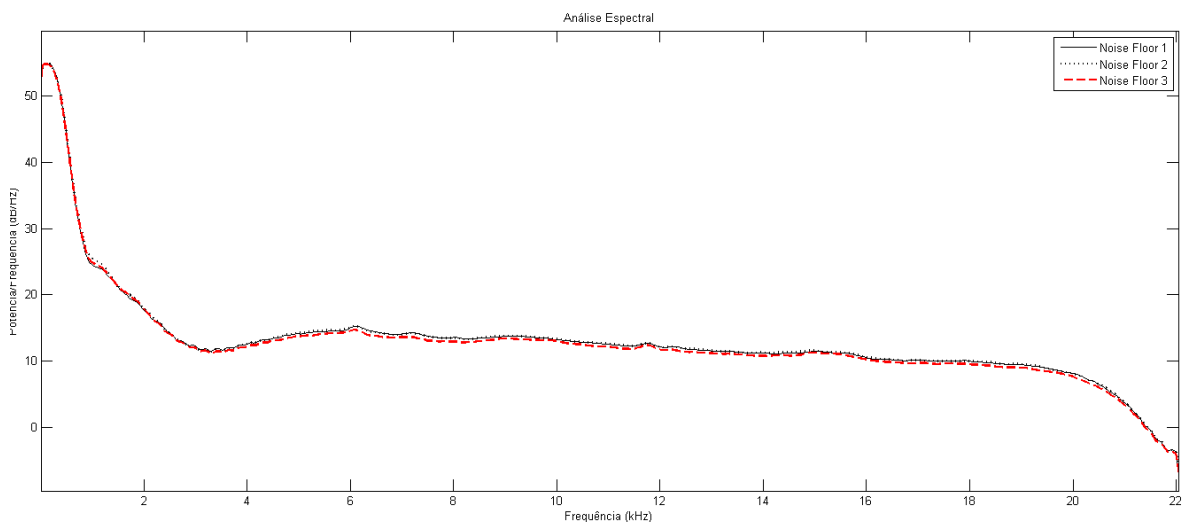


Figura 22 – Gravações do ouvido sem estímulo, em ambiente silencioso.

Na Figura 23, são demonstradas as gravações realizadas na seringa, com o objetivo de gravar apenas o *click* de estímulo. Percebe-se que as emissões foram semelhantes, de forma que plotadas juntas, chegam a se sobrepor.

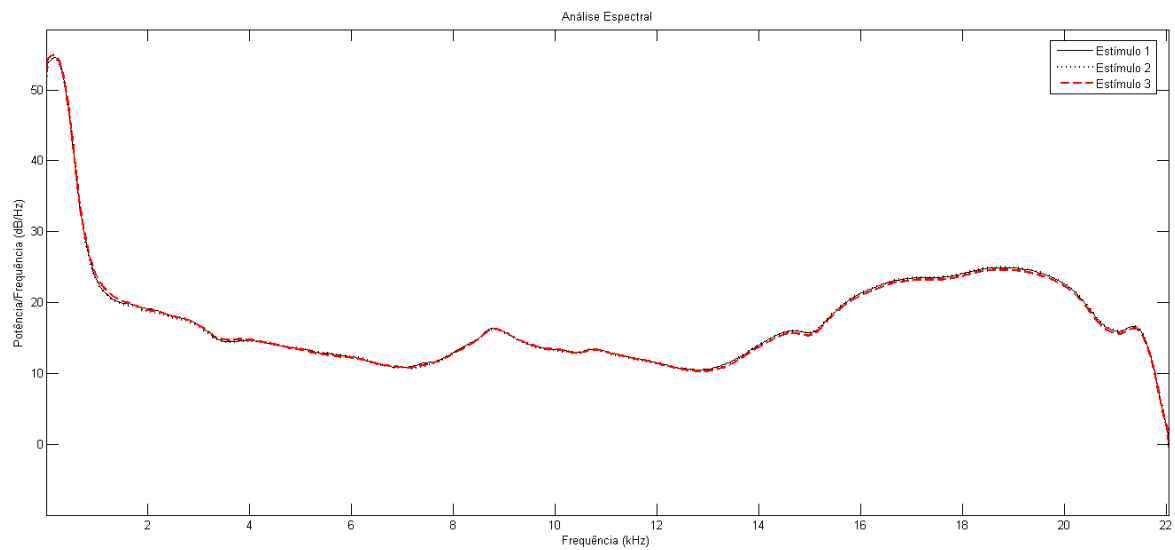


Figura 23 – Gravações apenas do estímulo realizados na seringa.

Na Figura 24 são apresentadas as gravações das TEOAEs. Observa-se que o comportamento do áudio não foi idêntico para todos, diferentemente das gravações do estímulo e do ruído. No entanto, não existe grande mudança entre elas, que permanecem com características semelhantes.

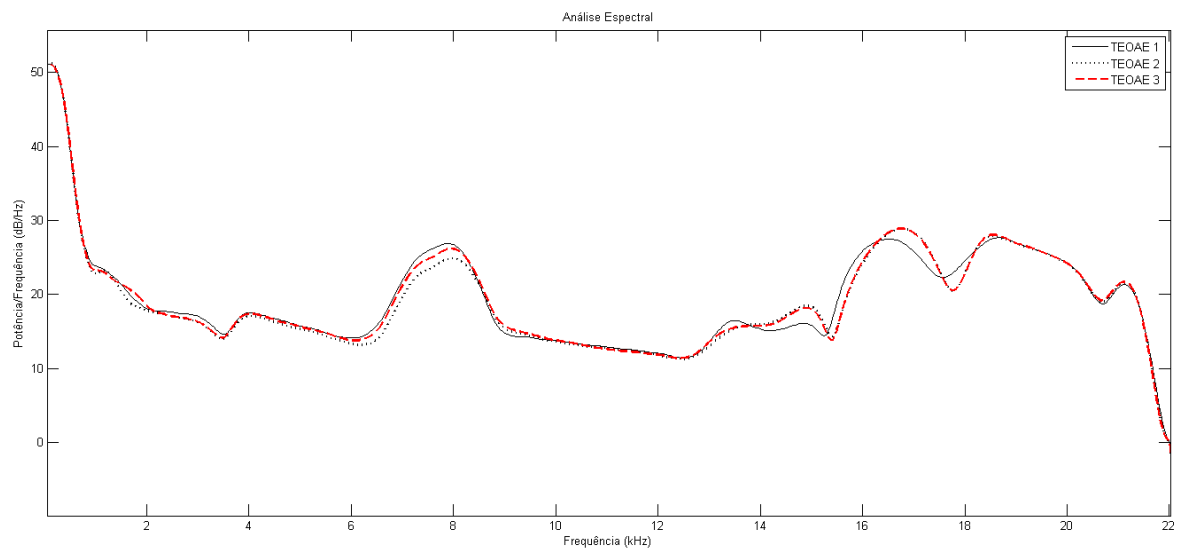


Figura 24 – Gravações das respostas do ouvido.

O objetivo da Figura 25 é demonstrar a presença de TEOAE, considerando que frequências sonoras captadas acima da frequência de estímulo são sons produzidos pelo ouvido em resposta à emissão do estímulo.

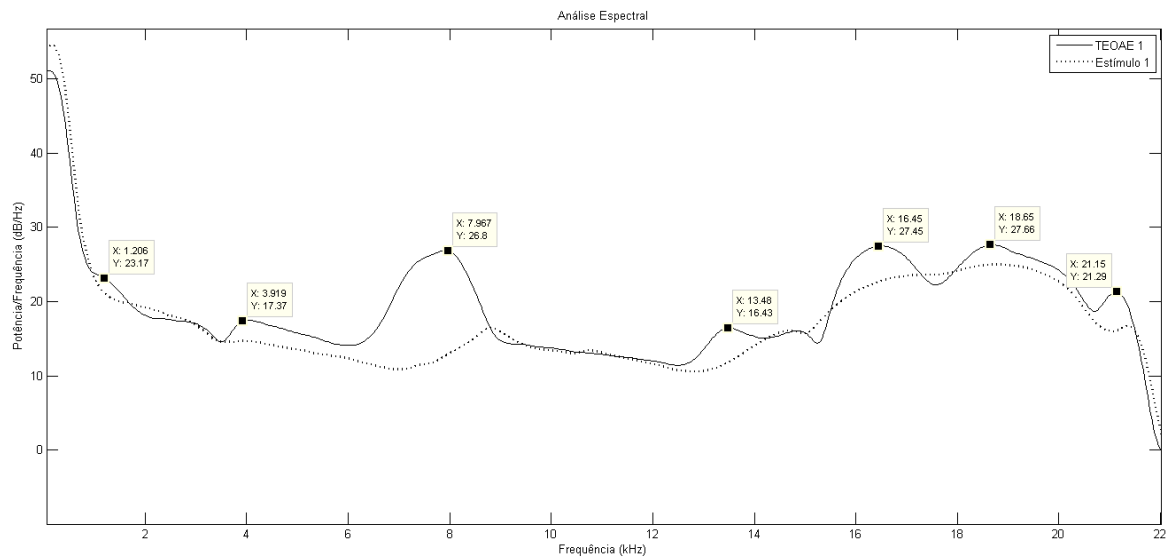


Figura 25 – Comparação entre estímulo e resposta entre 0 e 22 kHz.

Observa-se que o *click* estimula múltiplas frequências simultaneamente, identifica-se no gráfico uma maior intensidade do estímulo entre 12 kHz e 21 kHz, possuindo também pequenos picos em frequências menores como 8 kHz. É observado também que quando comparado com a gravação que foi realizada no ouvido, são identificadas respostas sonoras do ouvido em diversas frequências, a de maior destaque está na faixa de 4 a 9 kHz possuindo seu pico aos 8 kHz. São percebidos picos de respostas nas frequências de 16, 18 e 21 kHz. No entanto, TEOAEs não são identificadas acima de 5 kHz, caracterizando assim, esses sinais como possíveis respostas do ouvido, mas não como TEOAEs.

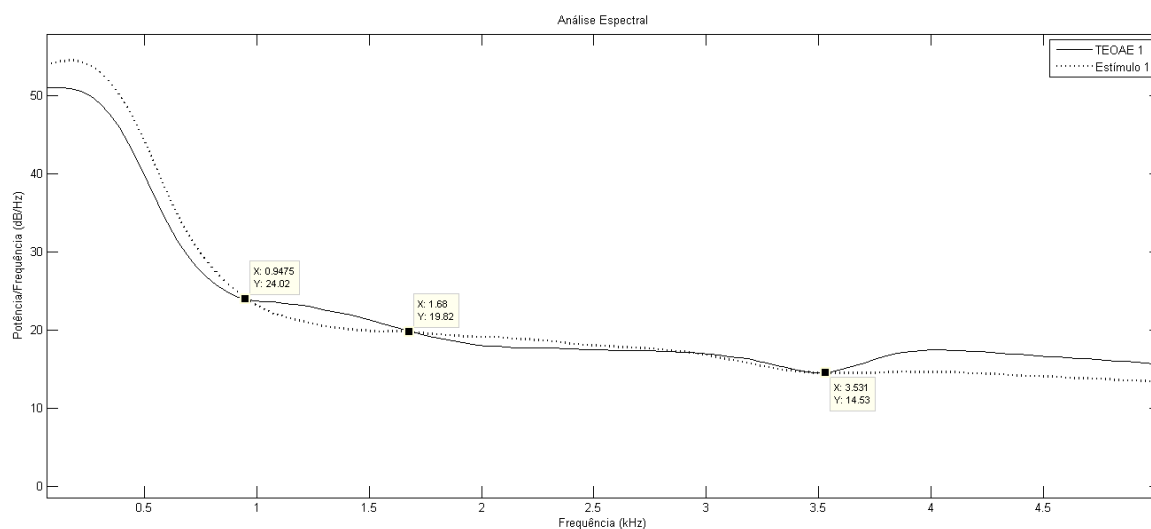


Figura 26 – Comparação entre estímulo e resposta entre 0 e 5 kHz.

Sabendo que as TEOAEs são diagnosticadas apenas entre 0,5 a 5,0 kHz, ampliou-se a Figura 25 nesse intervalo, criando a Figura 26, onde exibe com mais detalhes o comportamento do sinal emitido e do sinal gravado, é possível observar uma resposta acima do sinal de estímulo entre 0,9 kHz e 1,6 kHz e também a partir de 3,5 kHz, essa resposta identificada são possíveis TEOAEs, porém são necessários que mais testes sejam realizados para poder comprovar essa afirmação.

É possível constatar com os testes apresentados o funcionamento correto do sistema, observando que a comunicação entre telefone móvel e placa Arduino foi realizada corretamente permitindo que o sinal de estímulo seja gerado a partir de um comando da aplicação, e ocorrendo paralelamente a gravação da resposta do ouvido. As gravações permitiram identificar o nível de *noise floor*, considerando que os testes não foram realizados em ambiente acusticamente isolado, contendo, assim, maior índice de ruídos, e se aproximando do cenário real ao qual o projeto Otoleitor foca, e por último, a identificação de respostas do ouvido após ser estimulado, quando comparado a uma gravação do estímulo.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho foram apresentados a estrutura e o comportamento do ouvido humano buscando melhor compreender seu funcionamento, também foram demonstrados as etapas para aquisição e processamento de sinais biológicos, além dos conceitos e exemplos de *M-Health* e sua importância na rede de saúde moderna, buscando destacar os pontos essenciais para desenvolver um sistema de análise de Emissões Otoacústicas Evocadas Transiente para auxílio à triagem auditiva.

O algoritmo para realizar o teste de TEOAE faz parte do sistema Otoleitor, sistema esse que segue o protocolo TANU, contendo informações pessoais e sócio-econômicas sobre o recém-nascido e sua mãe, buscando, além do teste, analisar fatores de riscos que possam prejudicar a audição do neonato, uma base de dados contendo essas informações permite a aplicação de técnicas de mineração de dados buscando extrair novos conhecimentos sobre a relação de fatores que possam influenciar na audição da criança.

É importante observar também que 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 Biomédica e Fonoaudiologia e destacar que, sempre que uma etapa do projeto é concluída, é adicionado ao Otoleitor, para que entre em execução. Atualmente, o sistema Otoleitor está implantado na Clínica de Fonoaudiologia, do Departamento de Fonoaudiologia, da Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

Inicialmente, buscava-se realizar o estímulo apenas por meio do *smartphone*, foi possível observar através do osciloscópio que a geração do sinal realizado pela placa arduíno ocorreu corretamente, e a gravação através do *smartphone* também. Analisando as gravações percebeu-se uma grande semelhança dos resultados entre os testes similares e, ao comparar a gravação da resposta do ouvido com a gravação contendo apenas o estímulo, foi possível perceber a presença de respostas do ouvido, no entanto, uma grande parte dessas respostas não se caracterizam como TEOAEs, mas não exclui a importância dessa aquisição, possibilitando que futuramente elas se tornem objeto de estudo, em relação as respostas localizadas no intervalo de 0,5 kHz a 5 kHz serão necessário uma maior quantidade de testes para afirmar se são realmente TEOAE.

Necessita-se destacar também, que este trabalho contribui com o desenvolvimento e evolução das pesquisas em dispositivos móveis em nosso país, ampliando o uso de *M-Health* ao qual o aplicativo caracteriza-se como: um aplicativo de coleta remota de dados devido a aquisição da informação que pode ser realizada em locais de difícil acesso, como por exemplo, zonas rurais; monitoramento remoto pois o profissional de

saúde pode manter o histórico de seus pacientes e visualizar tanto através do *smartphone* como da aplicação *web*, pertencente ao Otoleitor; e apoio a diagnóstico e tratamento sendo que a aplicação busca auxiliar o profissional de saúde na identificação das TEOAE e realização do Teste da Orelhinha.

Conclui-se que os objetivos do trabalho foram alcançados através da análise dos registros apresentados neste trabalho, porém, que melhorias e complementos podem ser realizados, destacando-se possíveis trabalhos futuros:

- Realizar pequenas gravações entre estímulos, ao invés de uma única gravação contínua, e analisar qual método possui melhor resultado;
- Desenvolver o estímulo não-linear, e analisar as diferenças de resposta com o linear;
- Realizar testes em ambientes isolados acusticamente e em ambientes ruidosos, e buscar estratégias de minimizar a influência do ruído;
- Analisar a diferença de comportamento entre as respostas produzidas pelo TEOAE e pelo Produto Distorção na ferramenta Otoleitor;
- Realizar testes com maior número de participantes, incluindo recém-nascidos e deficientes auditivos para melhor validação do algoritmo;
- Analisar a viabilidade de desenvolvimento da ferramenta para outros sistemas operacionais móveis.

REFERÊNCIAS

- ARDUINO. *Arduino Mega ADK*. 2016.
<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMegaADK>. Disponível em:
 <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMegaADK>>.
- AZEEZ, D. et al. 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.
- BARROS, N. M. et al. 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. et al. Desenvolvimento de uma solução em software móvel de um equipamento médico-hospitalar para o teste de emissões otoacústicas. In: *Tecnologias Assistivas: Experiências e Desafios*. 1a edição. ed. [S.l.]: Edições UERN, 2013. cap. 7, p. 83–114.
- BCCH British Columbian Children's Hospital. *Effects of Hearing Loss*. 2013. Disponível em: <<http://goo.gl/i0t9Qk>>. Acesso em: 5 Junho 2013.
- BEKESY, V. G. *Experiments in Hearing*. McGraw, 1960. (McGraw-Hill series in Psychology). Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=8n0KAAAAMAAJ>>.
- 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.
- BLAYA, J. A.; FRASER, H. S. F.; HOLT, B. *E-health technologies show promise in developing countries*. [S.l.]: Health Aff, 2010.
- BRASIL, L. *Informática Em Saúde*. [S.l.]: EDUEL, 2008. ISBN 9788560485031.
- CONSULTING, V. W. *mHealth for Development: The Opportunity of Mobile Technology for Healthcare in the Developing World*. [S.l.]: UK:UN Foundation - Vodafone Foundation Partnership, 2009.
- ESCAMILLA, R. U.; POBLANO, A.; RODRÍGUEZ, A. 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>>.
- GATANU, G. de Apoio a T. A. N. U. *Triagem Auditiva Neonatal*. 2010. Disponível em: <<http://www.gatanu.org/>>.
- 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.

GOMES, A. G.; JUNIOR, J. B. M. X. M.; TIMERMAN, S. Telemedicina e sua aplicação em emergências. 2011. Disponível em: <<http://www.projetotime.com/apostilas/Cap.08.pdf>>.

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.

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. et al. 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>.

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 otoacoustic emissions. *Ear and hearing*, UNITED STATES, v. 11, p. 93–105, Apr 1990. ISSN 0196-0202 (Linking).

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. et al. Democratizing the newborn hearing screening in Brazil. *AAATE Conference Management System*, v. 12, p. 6, 2013.

MARCHESI, S.; TOGNOLA, G.; PAGLIALONGA, A. A bispectral approach to analyze nonlinear cochlear active mechanisms in transient evoked otoacoustic emissions. *Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, v. 7, n. 4, p. 401–413, Aug 2013. ISSN 1932-4545.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de Atenção da Triagem Auditiva Neonatal*. 2012. Disponível em: <http://bvsmis.saude.gov.br/bvsmis/publicacoes/diretrizes_atencao_triagem_auditiva_neonatal.pdf>.

- PENG, C. et al. Time-frequency analysis of transient evoked otoacoustic emissions of subjects with auditory neuropathy. In: *Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), 2010 4th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1–4. ISSN 2151-7614.
- 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.
- SABBATINI, R. M. E. O computador no processamento de sinais biológicos. *Revista Informática*, v. 2, n. 12, p. 5–9, 1995.
- 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/>>.
- SMITH, S. W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. 1. ed. [S.l.]: Newnes, 2002.
- 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, W. H. O. *Telemedicine: opportunities and developments in Member States: report on the second global survey on eHealth*. [S.l.]: WHO Library Cataloguing-in-Publication Data, 2009.

Anexos

ANEXO A – FORMULÁRIO TANU

ANAMNESE

1. IDENTIFICAÇÃO:

Nome da mãe: _____ Leito: _____
Registro-MEJC: _____ Estado Civil: _____ Nº _____
Filhos: _____ Nº 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
EOAT	OD	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()
	OE	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()
PEATE	OD	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()
	OE	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	Passa () Falha ()	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 SOCIOECONÔMICO



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



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 () Inadida () 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