



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
DE COMPUTAÇÃO



Um estudo e análise do teste de emissões otoacústicas através de uma plataforma móvel

Talis Lincoln Fonsêca Barbalho

Orientador: Prof. Dra. Ana Maria Guimarães Guerreiro

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN (área de concentração: Engenharia de Computação) como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Número de ordem PPgEEC: M422
Natal, RN, janeiro de 2014

Barbalho, Talis Lincoln Fonsêca
B228u Um estudo e análise da teste de emissões otoacústicas
realizadas através de uma plataforma móvel/ Talis Lincoln
Fonsêca Barbalho. -- Natal/RN: UFRN, 2014.
x, 66 f.: il. ; 31 cm.
Orientador: Ana Maria Guimarães Guerreiro
Tese (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do
Norte, Mestrado em Engenharia Elétrica e Computação, 2014.
Referências bibliográficas: f. 63-66
1. Engenharia Biomédica. I. Guerreiro, Ana Maria Guimarães.
II. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Mestrado em
Engenharia Elétrica e Computação.

CDD – 621.3

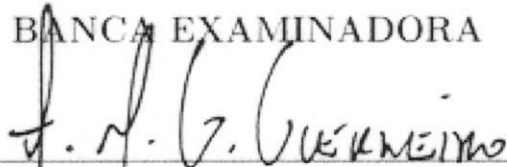
Bibliotecária Mychelle Machado Alves CRB-15/362

TALIS LINCOLN FONSÊCA BARBALHO

Um estudo e análise do teste de emissões otoacústicas
realizadas através de uma plataforma móvel

Dissertação apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Engenharia Elétrica e de
Computação da Universidade Federal do Rio
Grande do Norte como parte dos requisitos
para a obtenção do título de Mestre em En-
genharia Elétrica e de Computação

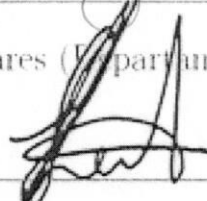
BANCA EXAMINADORA



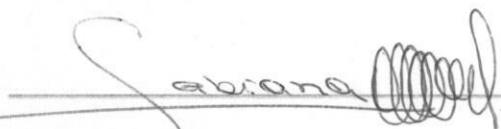
Prof^ª. Dr^ª. Ana Maria Guimarães Guerreiro- Orientador (Departamento de Engenharia
Biomédica-UFRN)



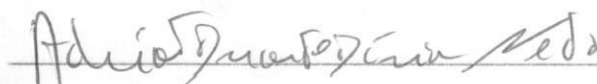
Prof^ª. Dr^ª. Heliana Bezerra Soares (Departamento de Engenharia Biomédica-UFRN)



Prof^ª. Dr^ª. Cicília Raquel Maia Leite (Departamento de Informática-UERN)



Prof^ª. Dr^ª. Fabiana Cristina Mendonça de Araújo (Departamento de
Fonoaudiologia-UFRN)



Prof. Dr. Adrião Duarte Dória Neto (Departamento de Engenharia de Computação e
Automação-UFRN)

Para:

Deus, Senhor e Salvador. Fonte de amor incondicional e graça.

Ao meu pai: **Lucílio Barbalho Filho** e

À minha mãe: **Zoraide Fonsêca Barbalho** e

Meus irmãos: **Túlio Cezar Fonsêca Barbalho** e **Tomas Dalton**.

Pensamento:

**Quem quiser se orgulhar, que se orgulhe daquilo que o Senhor faz
(1 Coríntios 1.31).**

Agradecimentos

Em primeiro lugar a Deus, pelas bênçãos de cada dia, por ter me guiado para que eu chegasse a esse ponto e ainda me dando as forças necessárias para superar mais esta etapa em minha vida.

Ao meu pai, Lucílio Barbalho Filho, que não mede esforços ou sacrifício pessoal, para que eu possa ter o melhor enquanto eu continuo a minha jornada de estudos. Também sendo o meu primeiro professor.

À minha mãe, Zoraide Fonsêca Barbalho, que desempenhou tão bem todos os significados que a palavra mãe pode receber. Nunca deixando de lembrar de mim mesmo apesar da distância, e as coisas e compromissos que ela tem que passar e enfrentar diariamente.

À Prof^a. Dr^a. Ana Maria Guimarães Guerreiro, pela orientação e atenção, pela paciência, me ajudando sempre quando preciso, dando os melhores conselhos e ensinamentos, que serão sempre lembrados na minha carreira científica e também nesta vida. Sou grato por ter me aceitado como aluno, mesmo tendo que deixar parte de suas tarefas para me ajudar com os trabalhos.

Ao Prof. Dr. Edvan Moreira, que não tenho nem como dizer o quão grato sou por todos os seus esforços para me orientar, ajudar, corrigir e sem contar na sua amizade, companheirismo e paciência durante boa parte da minha vida acadêmica. Sem contar no grande mestre da minha vida espiritual, me dando exemplos e sábias palavras para que eu

possa superar cada uma das dificuldades de minha vida e compartilhar de cada uma das bênçãos que eu recebia.

À minha noiva e amiga Catherine Braga, pela paciência sem igual. O carinho e amor durante todos esse tempo foi mais que fundamentais para continuar caminhando.

À Prof^a. Dr^a. Heliana Soares, por toda sua ajuda como professora que mesmo sem necessariamente ter que fazer, estava sempre disposta a ouvir e tentar ajudar a tirar minhas dúvidas.

Às Professoras Dra. Cicília Raquel Maia Leite, Dra. Fabiana Cristina Mendonca de Araújo e Prof. Dr. Adrião Duarte Dória Neto pela disponibilidade e cooperação na avaliação desta dissertação de mestrado.

À Juliano Senna e Gustavo Leitão, por acreditar na minha pessoa profissional e, principalmente, por todas as conversas, dicas e ensinamentos.

Aos meus irmãos, pais e amigos que ganhei aqui em Natal, em especial os da Comunidade de Cristo.

Aos meus familiares aqui em natal que me apoiam e suportaram enquanto estou longe de casa.

Aos amigos que ganhei na engenharia Rivaldo Rodrigues, Danilo Curvelo, Samir Lima, Aluisio Igor, Daniel Guerra, que me ajudaram quando eu mais estava precisando.

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação PPGEEC.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Resumo

O Exame de Emissões Otoacústicas foi criado para que pudesse ser realizado logo nos primeiros dias de vida da criança, ou até no máximo com 6 meses de vida, pois determinados problemas se não forem superados podem causar danos neurológicos permanentes nessa área da audição. Devido a importância do exame na prevenção de doenças auditivas, este exame tornou-se obrigatório em todo território nacional em 2010, através da Lei 12.303/10.

Depois que a Lei foi aprovada no Brasil, foi necessário a compra de muitos equipamentos para tornar possível a realização do exame nas maternidades públicas do país, mas o aparelho custa entre R\$ 20.000,00 e R\$ 30.000,00 reais. Assim, valor pode ser muito alto para compra de equipamentos para todas as áreas do país, principalmente para algumas menores cidades do interior.

Dessa forma, esse trabalho é inserido nesse contexto para auxiliar a obtenção dos testes em áreas com mais difícil acesso, pois através de um celular é possível realizar o Teste da Orelhinha, em seguida, através de uma conexão com internet é possível enviar esse Teste para uma central que possui o aplicativo que irá verificar esses Testes e obter gráficos para uma melhor análise dos resultados pelos profissionais responsáveis da equipe médica.

Abstract

The Otoacoustic Emissions Exam was created so it could be performed in the first days of the child's life, or until a maximum of 6 months of life, for certain problems if they can not overcome can cause permanent neurological damage in the area of hearing. due to importance of examining the prevention of hearing disorders, this test became mandatory nationwide in 2010, by the Law 12.303/10 .

After the Act was passed in Brazil, it was necessary to purchase many equipment to make possible the examination in public hospitals in the country , but the device costs between R\$ 20,000.00 and R\$ 30,000.00 reais. Thus, this value may be too high to buy equipment for all areas of the country, especially for some smaller towns.

Thus, this work is inserted in this context to help obtain testing in areas with difficult access because it is possible to perform the Otoacoustic Exam using a mobile phone and then through a connection to Internet can send the results of this test for a center that has the application which will check these tests and charts to get a better analysis of results by professionals responsible for medical staff.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Motivação e Justificativa	3
1.2	Objetivos do trabalho	4
1.2.1	Objetivos específicos	5
1.3	Estrutura do Trabalho	5
	Lista de Figuras	1
2	Telemedicina	7
2.1	Introdução	7
2.2	Conceitos	9
2.3	História	10
2.4	Vantagens e dificuldades da telemedicina	11
2.5	Aplicações de telemedicina	12
2.6	Plataforma Sana	14
2.6.1	Infraestrutura	15
2.6.2	Segurança nas operações em redes não seguras	16

3	Emissões Otoacústicas	18
3.1	Introdução	18
3.2	A cóclea	20
3.2.1	A função da cóclea	21
3.3	A natureza das emissões otoacústicas	22
3.3.1	Emissões Otoacústicas	23
3.3.2	Tipos de Emissões Otoacústicas	25
3.4	Emissões otoacústicas evocadas de produto de distorção (DPOAEs)	26
3.5	Emissões otoacústicas evocadas de transientes (TEOAEs)	26
3.6	Primeiras aplicações para análise de recém nascidos	27
3.7	O desenvolvimento de instrumentos para emissões otoacústicas e aplicações .	28
3.8	Aplicações para diagnósticos de OAEs	29
4	Um sistema embarcado em plataforma móvel para realização do Teste de Emissões Otoacústicas	31
4.1	Introdução	31
4.1.1	Emissões otoacústicas evocadas de Transientes (TEOAE)	32
4.2	ER-10C + computador pessoal	32
4.3	Processamento dos sinais biológicos	35
4.3.1	Propriedade básica dos sinais	35
4.4	Resultados	37
4.4.1	DPOAEs	37
4.4.2	TEOAEs	40
4.4.3	Aplicativo exemplo desenvolvido no Matlab	43

5	Conclusão	46
	Apêndices	48
A		48
A.1	Especificações dos dispositivos	48
A.1.1	ER-10C - especificações de acordo com a documentação	48
A.1.2	Dispositivo <i>Android</i> - <i>Samsung Galaxy Nexus</i>	48

Lista de Figuras

2.1	Estimativa da crescente quantidade de assinaturas de celulares e internet . . .	14
2.2	Infraestrutura do Sana	16
3.1	Representação das divisões da orelha (fonte: AudioVoxFonoaudiologia) . . .	19
3.2	Esquema da cóclea e da cóclea “desenrolada”	22
4.1	Esquema elétrico para o adaptador TRRS utilizado.	33
4.2	Cabo para dividir o canal TRRS.	34
4.3	Capacitor no cabo que foi utilizado para entrada do microfone no celular . .	35
4.4	Um exemplo típico na gravação do DPOAE, mostrando as duas frequências primárias e o produto da distorção que eh definida por $2f_1 - f_2$	38
4.5	Análise da resposta do sinal para o paciente 1 no teste DPOAE	40
4.6	Análise da resposta do sinal para o paciente 2 no teste DPOAE	41
4.7	Primeira etapa do processo de captura do sinal TEOAE. Aqui são apresentados os sinais capturados, antes e depois de serem filtrados.	42
4.8	Gráfico apresentado a energia de cada bloco de impulsos.	43
4.9	Resultados obtidos com o teste TEOAE.	43
4.10	Aplicativo desenvolvido no Matlab	44

Capítulo 1

Introdução

A audição é um sentido muito importante para o desenvolvimento da criança. O bebê já escuta desde da gestação na vida intra-uterina, antes mesmo de ser erguido pelo doutor em sua apresentação ao mundo. Isso acontece a partir do quinto mês de gestação, onde o bebê ouve os sons do corpo da mãe e sua voz. É através da audição e da experiência que as crianças têm com os sons, ainda na barriga da mãe, que se inicia o desenvolvimento da linguagem. Qualquer perda na capacidade auditiva, mesmo que pequena, impede a criança de receber adequadamente as informações sonoras que são essenciais para a aquisição da linguagem.

Depois dessas informações fica mais fácil saber a importância do Teste da Orelhinha, ou Triagem Auditiva Neonatal, que é realizado já no segundo ou terceiro dia de vida do bebê.

O exame logo é imprescindível para todos os bebês, principalmente àqueles recém nascidos prematuros que apresentam fatores de risco. Estudos indicam que um bebê que tenha um diagnóstico e intervenção fonoaudiológica até os seis meses de idade pode desenvolver linguagem muito próxima a de uma criança ouvinte.

O grande problema é que a maioria dos diagnósticos de perda auditiva em crianças acontecem tardiamente, com três ou quatro anos, quando o prejuízo no desenvolvimento emocional, cognitivo, social e de linguagem da criança está seriamente comprometido. Em

bebês normais, a surdez varia de 1 a 3 crianças em cada 1000 nascimentos, já em bebês de UTI Neonatal, varia de 2 a 6 em cada 1000 recém-nascidos.

A deficiência auditiva é a doença mais frequente encontrada no período neonatal quando comparada a outras patologias. Só como exemplo, o Teste do Pezinho aponta uma criança em cada 10 mil nascimentos, muito menos que o teste da orelhinha.

Portanto, o Teste da Orelhinha é algo fundamental ao bebê, já que os problemas auditivos afetam a qualidade de vida da criança, interferindo no processo da fala, entre muitas outras atividades da criança. Assim o teste tornou-se obrigatório por lei. Com promulgação da lei federal 2794/01, tornou-se obrigatória a realização do teste da orelhinha em todos os bebês nascidos em hospitais e maternidades. De acordo com o último censo realizado pelo IBGE, 5,7 milhões de brasileiros possuem algum grau de deficiência auditiva, os números para os pequenos também são preocupantes, cerca de 6% das crianças com idade de até 4 anos sofrem de perda auditiva ocorrida nos primeiros três anos de vida. Seis em cada mil crianças brasileiras apresentam perda de audição no nascimento.

Para a realização do teste é necessário utilizar o aparelho de Emissões Otoacústicas, esse aparelho ainda tem o seu mercado dominado por empresas internacionais. Faz-se necessário o desenvolvimento e fabricação nacionalmente. Sendo assim, este trabalho está inserido no contexto do projeto aprovado no Edital de Tecnologias Assistivas 2010 aprovado no Edital de tecnologias Assistivas 2010 do FINEP pelo Laboratório de Sinais e Imagens Médicas (LabSIM) coordenado pela profa. Dra. Ana Maria Guimarães Guerreiro. O objetivo deste projeto é o desenvolvimento do aparelho Otoleitor, com tecnologia nacional e a um custo bem mais baixo do que os oferecidos hoje no mercado, sendo realizado com o auxílio de uma plataforma móvel.

O estudo da audição e suas alterações oferecem um campo de aplicação muito vasto, compreendendo aspectos científicos, médicos e sociais. A medida de Latência de Emissões Otoacústicas - Produto de Distorção é considerada uma ferramenta útil para analisar mudanças na maturação coclear, assim como os mecanismos cocleares, já que há uma relação entre a Latência das emissões Otoacústicas - Produto de Distorção e Onda Viajante.

Para viabilizar esse estudo e testes é necessário desenvolver um aparelho capaz de

realizar as funções necessárias para mapear o funcionamento das células ciliadas externas ao longo do Orgão de Corti, possibilitando a identificação de local onde se encontram as células lesadas. O equipamento de teste das Emissões Otoacústicas Evocadas (EOAs).

Uma das importâncias das EOAs é a possibilidade de estudar os aspectos mecânicos da função coclear de forma não invasiva e objetiva, e que independe do potencial de ação neural. Desta maneira, informações objetivas podem ser obtidas, clinicamente, sobre os elementos pré-neurais da cóclea. A maioria das deficiências auditivas, como as induzidas pelo ruído, as de caráter hereditário, têm sua origem nestes elementos.

Para o estudo e desenvolvimento do equipamento são medido as emissões otoacústicas evocadas transientes e produto de distorção. Dessa forma Esse trabalho tem como o objetivo a geração e processamento dos sinais a serem enviados nos testes, adequação a plataforma móvel, e a análise dos sinais captados a serem apreciados e submetidos a uma plataforma de laudos médicos. Dessa forma, ajudará os médicos com um pré-diagnóstico através dos resultados obtidos e gerados no aparelho.

1.1 Motivação e Justificativa

Todos os sentidos são muito importantes para o desenvolvimento de um ser humano. A audição, entretando, tem um destaque em bebês, pois os bebês escutam os sons do corpo da mãe. É através da audição e da experiência que as crianças têm na vida uterina que inicia o desenvolvimento da linguagem. Qualquer perda na capacidade auditiva, mesmo que pequena, impede a criança de receber adequadamente as informações sonoras que são essenciais para a aquisição da linguagem.

Porém, mesmo tendo um sistema tão confiável quanto o nosso sistema auditivo, nós não somos perfeitos e, em muitos casos, podem ser encontrados alguns problemas auditivos. A taxa de deficiência auditiva é consideravelmente alta, nos dias atuais, e chega à aproximadamente 3:1000, quando se diz respeito à recém nascidos sem qualquer problema. Em

crianças com problemas na gestação essa taxa aumenta para 6:1000 [1]. O diagnóstico precoce da deficiência auditiva em crianças é preferencialmente realizado nos primeiros 6 meses de vida.

O problema é que a maioria dos diagnósticos de perda auditiva em crianças acontece muito tardiamente, com três ou quatro anos, quando o prejuízo no desenvolvimento emocional, cognitivo, social e de linguagem da criança está seriamente comprometido [1].

Assim, o teste tornou-se obrigatório por lei, através da promulgação da lei federal 2794/01 - Teste da Orelhinha nos hospitais públicos. A Lei prevê que o teste deverá ser realizado à partir do nascimento, preferencialmente nos três primeiros meses de vida do bebê para que se possa detectar perdas precoces, que dificultam o aprendizado - tornou-se obrigatória a realização do teste da orelhinha em todos os bebês nascidos em hospitais e maternidades. De acordo com o penúltimo censo realizado pelo IBGE, 5,7 milhões de brasileiros possuem algum grau de deficiência auditiva. Cerca de 6% das crianças com idade até quatro anos sofrem de perda auditiva ocorrida nos primeiros três anos de vida, seis em cada mil crianças brasileiras apresentam perda de audição no nascimento.

Para a realização do teste é necessário utilizar o aparelho de emissões otoacústicas, porém o seu mercado é dominado por empresas internacionais. Por isso, é necessário o desenvolvimento e fabricação nacional desse aparelho. Esse trabalho se insere na geração e processamento dos sinais otoacústicos realizados nos testes de EOAs.

1.2 Objetivos do trabalho

As emissões otoacústicas foram observadas pelo inglês David Kemp, em 1978, o qual as definiu como liberação de energia sonora originada da cóclea, que se propaga pela orelha média, até alcançar o conduto auditivo externo. O registro das ondas sonoras é captado através de uma pequena sonda introduzida no canal acústico externo. Ele pode demonstrar que as emissões otoacústica estão presentes em todos os ouvidos funcionalmente normais e

que deixam de ser detectados quando os limiares tonais estiverem acima de 20-30dB.

Assim, o objetivo desse trabalho é explorar a área de processamento de sinais realizando o processamento dos sinais das emissões otoacústicas, aplicando algoritmos de processamento de sinais para a viabilização da visualização do teste por profissionais da saúde. Com isso será possível apresentar uma forma para melhor visualização dos resultados obtidos e para que o profissional da saúde possa analisar esses resultados para auxiliá-lo na apresentação do seu laudo.

1.2.1 Objetivos específicos

- Estudo sobre a fisiologia da orelha e entendimento do processo auditivo;
- Geração dos sinais otoacústicos a serem utilizados nos testes de sinais de emissões otoacústicas de distorção e sinais de emissão otoacústicas transientes;
- Teste das emissões dos sinais na plataforma móvel;
- Aquisição dos sinais de resposta na plataforma móvel;
- Análise dos sinais captados através da plataforma móvel, no celular, com algoritmos clássicos para um pré-diagnóstico.

1.3 Estrutura do Trabalho

Este trabalho apresenta no Capítulo 2 o estado da arte das atuais tecnologias na área de aplicações móveis aplicado a saúde e em particular a plataforma *Sana*, que é um aplicativo para Android para coletar informações de pacientes e enviar para um servidor onde os profissionais da saúde podem analisar.

O Capítulo 3, descreve de forma geral o sistema auditivo humano. Além disso, é explicado o que são as emissões otoacústicas, as suas divisões e como cada uma delas acontecem.

No Capítulo 4 é apresentada a proposta de implementação deste trabalho.

O Capítulo 5 apresenta a conclusão obtida.

Telemedicina

2.1 Introdução

O conceito de telemedicina pode ser resumido como sendo a fusão do conhecimento médico com as tecnologias de informática, robótica e telecomunicações, possibilitando aos profissionais da saúde receber e enviar informações, provendo atendimento médico em locais distantes dos pacientes. Atualmente, a telemedicina vem sendo utilizada em instituições de saúde que buscam hospitais de referência para consultar, trocar informações e obter uma segunda opinião médica na assistência a pacientes que necessitam de tratamento especializado, quando não existe especialista no local. Isso acaba assumindo um papel muito importante na assistência às regiões um pouco mais distantes, possibilitando a centralização de especialistas e a descentralização da assistência primária.

O desenvolvimento da telemedicina tem despertado muito interesse nos últimos anos é um fato que a tecnologia na área da saúde avança cada vez mais rápido com o passar dos tempos [2]. São criados novos equipamentos e melhorado os equipamentos antigos com o objetivo de se obter resultados cada vez mais precisos e assim ajudar ainda mais a situação da saúde mundial e, muitas vezes, até mesmo reduzir os custos. Por isso que, junto a esse desenvolvimento também deve vir a atualização dos médicos em termos de conhecimento

científico, aumentando a qualidade dos programas educacionais para médicos e residentes para que esses novos equipamentos não deixem de ser utilizados por falta de conhecimento dos profissionais da saúde [7].

Dentro do grupo de dispositivos móveis, esse trabalho foca especificamente nos celulares, especificamente *smart phones* pois eles já dispõem de uma grande quantidade de recursos, tais como GPS, internet e etc. As aplicações em celulares na saúde podem úteis das mais variadas maneiras, pois podem possibilitar um monitoramento remoto dos usuários e assim melhorar a qualidade de tratamento: provendo tratamento hospitalar domiciliar e diminuindo os seus custos, pois os doentes poderiam ficar mais tempo fora do hospital [8]. Nos sistemas públicos de saúde, os pacientes vão aos terapeutas uma vez por semana e, às vezes, até mesmo uma vez por mês. Nesses casos seria interessante um procedimento para abordar-los entre esses intervalos, mas nesses casos é muito importante que eles participe desses procedimentos. As abordagens para essa técnica existente, uso de formulários em papéis, não tem se mostrado muito eficiente devido a falta de engajamento dos pacientes [9]. Nesse caso, é mais fácil alertar os pacientes através de um celular, podendo ser usado até mesmo mensagens de texto para indicar quais procedimentos devem ser feitos entre os atendimentos.

Aplicações com dispositivos móveis, tais como celular, acompanhadas de sua portabilidade e possibilidade de acoplar sensores poderá melhorar monitoramentos médicos a longo prazo e de diferentes formas, e ainda podendo prover uma *interface* mais amigável ao usuário. Uma outra vantagem do desenvolvimento de dispositivos móveis será a não necessidade dos computadores de mesa (*desktops*) nas salas de exame o que vai ajudar, entre outras coisas, na falta de espaço e no custo desses computadores.

Uma dessas possibilidades é o monitoramento da posição e dos sinais vitais de crianças. É importante saber se a criança não está dormindo com as costas para cima, para que suas vias aéreas estejam liberadas e que ela possa respirar. Além disso, o monitoramento da temperatura e a taxa de pulso são sinais que devem ser monitorados, pois a criança não pode se expressar quando, por exemplo, está com frio [10]. É também possível o monitoramento a longo prazo, através de um histórico como por exemplo: de uma pessoa com doenças crônicas (como diabetes), indivíduos tentando mudar o comportamento (perder

peso).

No Brasil, que é um país em desenvolvimento e possui uma vasta dimensão territorial com distribuição pouco uniforme de recursos, a telemedicina é de grande utilidade para proporcionar serviços remotos de medicina às zonas menos dotadas [3].

2.2 Conceitos

A Organização Mundial de Saúde (OMS) define a telemedicina como sendo a oferta de serviços ligados aos cuidados com a saúde, nos casos em que a distância é um fator crítico. No Brasil, a telemedicina foi definida pelo Conselho Federal de Medicina (CFM) em sua Resolução 1.643/2002, como sendo a utilização da medicina com metodologias para comunicação audiovisual e de dados, com o objetivo de assistência, educação e pesquisa em saúde.

A *American Telemedicine Association* (ATA) diz que a telemedicina é a transmissão da informação médica através de um meio eletrônico com o propósito de melhorar os cuidados ao paciente. Existe também uma definição pela *Telemedicine Information Exchange* (TIE) que diz que a telemedicina é a transferência de dados médicos por meios eletrônicos.

Para *National Air and Space Agency* (NASA), a telemedicina é a integração de tecnologias de telecomunicações de informação, de interface homem-máquina e de cuidados médicos com o propósito de melhorar os cuidados com a saúde em vôos espaciais que onde essa definição, obviamente, contempla mais questões ligadas à permanência do homem no espaço.

Contudo todas essas definições, bem como outras definições de telemedicina ou tele-saúde que abrange as mais diversas áreas relacionadas como fisioterapia, enfermagem, nutrição e etc, compartilham elementos comuns tais como a separação geográfica entre as pessoas envolvidas e o uso das tecnologias de informação e comunicação.

2.3 História

No final dos anos 50, os progressos alcançados em circuitos fechados de televisão e telecomunicações atingiram um grau de confiabilidade e redução de preço, de tal forma que os profissionais da área médica passaram a considerar seriamente sua utilização [4]. O esforço e dedicação para utilizar esses equipamentos na área médica foram feitos principalmente pelos engenheiros e cientistas da NASA que possuíam essa necessidade, para monitorar à distância, as funções fisiológicas dos astronautas que estavam no espaço. Dessa forma era possível fazer constantes medições das funções do corpo humano, como pressão sanguínea, ritmo respiratório e temperatura.

Em 1962 foi estabelecida a primeira ligação por meio de vídeo interativo entre o Instituto Psiquiátrico de Nebraska, em Omaha, e o Hospital Estadual de Norfolk, distantes 180 Km um do outro [5]. O primeiro sistema completo e interativo de telemedicina com provedores e consultas regulares entre provedores e pacientes foi instalado em Boston, em 1967 [7]. Essas consultas e os seus resultados podiam ser analisados pela televisão, podendo serem feitas presencialmente ou à distância, a fim de realizar comparações. A transmissão entre os locais era feita por uma conexão de microondas. As principais conclusões relativas a essa iniciativa foram obtidas a partir de observações com atendimento oferecido a 1000 pacientes, entre agosto de 1968 e dezembro de 1969. Naquela época foi também descoberto que era possível o envio de raios X, prontuários médicos e dados de laboratórios sem perdas de informação.

Devido aos altos custos iniciais, bem como o alto valor de manutenção, essa tecnologia só poderia ser implantada no Brasil através de programas financiados por órgãos federais. Não durou muito até que o Governo Federal mandasse suspender os programas e gastos, sem ter obtido um grau significativo dos resultados, mas mesmo sem os resultados desejados, pois os programas não chegaram a durar 5 anos, essa fase inicial foi muito importante para avaliação da telemedicina. Mais tarde, por volta da década de 90, aconteceu a necessidade do ressurgimento da telemedicina devido aos problemas na área de saúde, tais como dificuldade

de acesso, distribuição irregular de recursos geográficos e qualidade desigual.

Atualmente, os sistemas implantados de telemedicina fazem uso das tecnologias e estruturas já usadas pelas empresas de telecomunicações, tais como *internet*. Com isso, é possível prestar um serviço confiável, de alta velocidade e com grande capacidade de transmissão, e com equipamentos sofisticados que permitem que a informação sobre a saúde dos pacientes seja tratada das mais diferentes formas possíveis (texto, som, imagem, vídeo). Contudo o custo para implantação dessa infraestrutura ainda é um fator impeditivo na implantação desse recurso a serviço da saúde, mas, no Brasil, devido a queda no preço dos computadores e o aumento da velocidade nas comunicações, muitos projetos de telemedicina começaram a surgir como resultado de parceria entre diversas universidades.

2.4 Vantagens e dificuldades da telemedicina

Algumas vantagens da telemedicina podem ser mencionadas nesse contexto, tais como:

- Acesso mais rápido a especialistas em locais distantes quando acontece algum desastre e emergência, ou seja, é possível alcançar uma maior área sem ter custos adicionais e sem a necessidade de haver deslocamento geográfico por parte do paciente;
- Melhor uso dos recursos, centralizando os especialistas e descentralizando a assistência primária em saúde, podendo atingir um maior número de pessoas. No modelo atual de medicina os pacientes têm que ir até os especialistas, entretanto com o uso da telemedicina, essa forma de atendimento tende a mudar, pois agora o especialista que vai até o paciente, quebrando as barreiras geográficas, do tempo e até mesmo possíveis dificuldades financeiras, trazendo um maior benefício ao paciente;
- Com o uso de celulares, será possível realizar testes e exames em locais mais distantes e difícil acesso, como a área rural. Esses resultados podem ser armazenados ou serem enviados, através da internet, para algum profissional da saúde, o que mostra que essas mudanças trazem uma melhoria na qualidade da medicina, principalmente a especializada, de centros remotos menos especializados a grandes centros especializados;

- Reduzir a quantidade de consultas presenciais, desafogando bastante os hospitais, através das coletas eletrônicas de dados clínicos dos pacientes;
- Proporciona acesso ao prontuário do paciente eletronicamente.

Com esses pontos pode-se perceber as vantagens da telemedicina e a sua demanda aumentará junto ao avanço dos meios de telecomunicações.

Contudo, ainda existe uma grande barreira a ser vencida que pode ser considerada como um dos maiores desafios da telemedicina é a barreira cultural. Ainda não existem dados concretos no Brasil que comprovem o uso e os benefícios da telemedicina, por isso, algumas dificuldades são encontradas como: desenvolver técnica e cientificamente essa área; integrar no modelo econômico das instituições de saúde, como um serviço prestado na área; e inserir a telemedicina no contexto da medicina social e privada. Se não houver um bom investimento econômico, o desenvolvimento da telemedicina se torna difícil nos mais diversos setores, ficando apenas no setor privado de pacientes particulares, sendo usada por uma pequena parcela da população e não beneficiando a quem realmente precisa que é o setor público.

Um fato que a tecnologia na área de saúde avança cada vez mais rápido com o passar dos tempos, novos equipamentos são criados e/ou melhorado os antigos com o objetivo de se ter resultados cada vez mais precisos e assim ajudar a saúde mundial. Contudo, a quantidade de mão de obra existente, principalmente em países em desenvolvimento, não acompanham esse avanço. Por isso, as vezes, mesmo possuindo o equipamento necessário, não é possível fornecer um tratamento adequado pois os agentes de saúde não tem treinamento ou especialidade para usar os equipamentos [7].

2.5 Aplicações de telemedicina

Como já foi mencionado, os projetos envolvendo telemedicina possibilitam o uso dos recursos tecnológicos para ampliar as ações de profissionais de saúde não somente no atendimento especializado a pacientes remotos, mas também, ajudam na atualização científica bem como

na educação dos profissionais da área. Os projetos a seguir se encaixam perfeitamente nessas metas da telemedicina e já estão funcionando com sucesso no Brasil.

O primeiro projeto é do Instituto Materno Infantil de Pernambuco (IMIP), juntamente com o Centro de Hematologia e Oncologia de Pernambuco (CEHOPE), Recife - PE, que integram os serviços de oncologia pediátrica do hospital (trabalhando também em parceria com o *St. Jude Children's Research Hospital* - SJCRH), com um mecanismo de atendimento contínuo para prevenção, diagnóstico e tratamento de patologias, desde 1994.

Como parte desse projeto, a partir de outubro de 1998, surgiu um novo programa permitindo que os médicos do IMIP/CEHOPE interajam ao menos três vezes por semana com os médicos do SJCRH. Durante esses encontros são discutidos os mais variados assuntos referentes às internações e tratamento dos pacientes atendidos, com visualização do paciente, exames das imagens radiológicas, citológicas e histológicas, assim como, a monitoração eficaz em cirurgias oncológicas mais complexas, desenvolvendo também um programa eficaz de segunda opinião médica. Essa participação de médicos de várias regiões e o intercambio de imagens ampliam as ações de saúde e podem levar essas instituições a se tornarem grandes centros de referência devido a quantidade de informações que eles reterão em um futuro próximo.

A área de telecominuação cresceu e alcançado grandes números, mesmo em países em desenvolvimento. No final do ano de 2011, foi identificado a assinatura de 5,9 bilhões de celulares no mundo, alcançando a impressionante marca de 87% do mundo inteiro, e 79% em países em desenvolvimento [11], e esse desenvolvimento nos últimos anos pode ser analisado na Figura 2.1. Além disso existe uma estimativa que 90% da população mundial consegue cobertura 2G e 45% 3G (com mais de 1,2 bilhões de assinaturas), através de celulares ou dispositivos que usam este tipo de conectividade.

Visando esse crescente uso e desenvolvimento dos celulares, instituições e empresas passaram a investir mais recursos pessoas e financeiros nesses dispositivos e em suas aplicações. Parte desses investimento estão diretamente relacionados com buscar e gerar soluções para melhorar e ajudar a saúde. O sana foi é uma das aplicações que surgiram como fruto de um desses trabalhos e esforços investidos em aplicativos para celular.

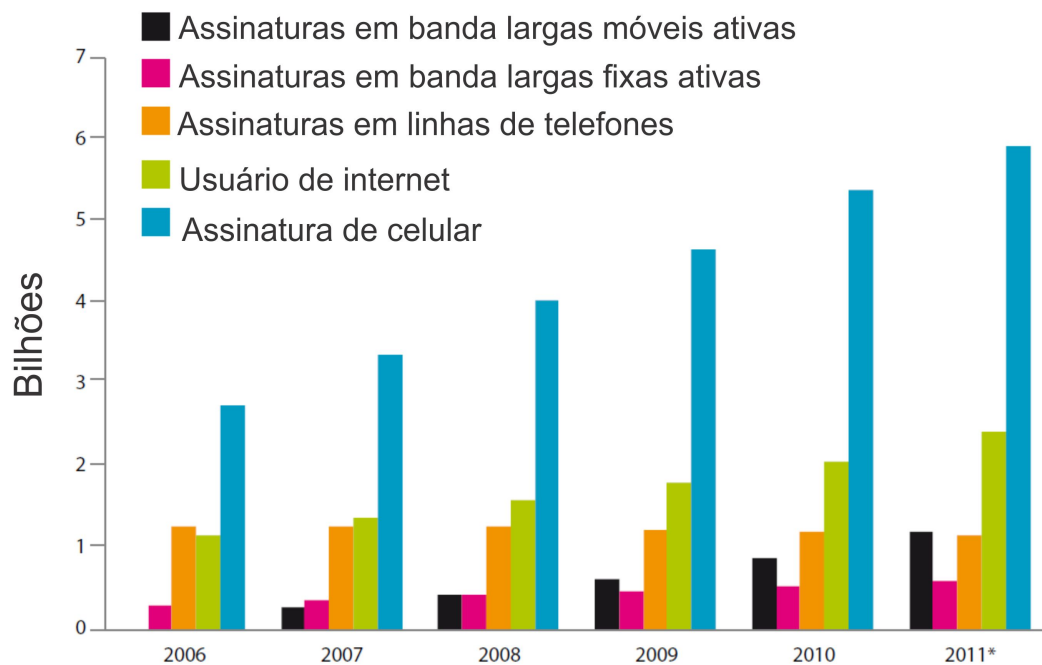


Figura 2.1: Estimativa da crescente quantidade de assinaturas de celulares e internet

2.6 Plataforma Sana

Sana é uma organização estudantil sediada no Instituto de Tecnologia de Massachusetts (*Massachusetts Institute of Technology* - MIT) que conecta agentes de saúde à profissionais da área médica. A equipe é composta por profissionais das mais diferentes áreas: medicina, ciências da computação, ciências sociais, etc [12].

Sana, que significa saúde em espanhol e italiano, e esperança em filipino, representa a inspiração desse projeto que tem como objetivo a assistência médica que é fornecida as populações rurais ou de regiões pobres. Sana é um sistema *open-source* para saúde em dispositivos móveis. A vantagem do uso de dispositivos móveis é que é possível obter informações sobre o paciente de diferentes formas, para que essas informações possam ser utilizadas da maneira mais apropriada ao caso, e o Sana já oferece suporte à utilização de diversas formas: áudio, imagens, dados baseados em localização por GPS, texto e, em breve, video. O *front-end* da plataforma Sana para a captura de dados e imagens é acessado por uma in-

terface programável e que pode ser facilmente utilizada e customizada para uso de qualquer organização. O *back-end*, por sua vez, fornece uma *interface* de usuário intuitiva para o gerenciamento das mídias médicas. A plataforma não requer muita experiência para programar novos fluxos de trabalho. Porém, para usuários mais avançados, a natureza *open-soure* do *software* permite customizações mais sofisticadas, incluindo a conexão de equipamento sem fio como eletrocardiogramas e medidores de glicose.

A ideia do Sana é que os cuidados com a saúde em áreas com difícil acesso possa ser revolucionado através de inovadores serviços de informações para dispositivos móveis. Com ele é possível melhorar o acesso dos especialistas médicos aos pacientes para um diagnóstico mais rápido e mais eficiente, pois pode-se enviar informações sobre o paciente ao especialista através de mensagem de texto, foto, formulários e etc. Graças ao trabalho de várias organizações, estudantes, e patrocinadores, o Sana oferece uma plataforma de coleção e colaboradores para pesquisas clínicas, e uma melhor prática na assistência médica para uma população pobre e com mais necessidades.

2.6.1 Infraestrutura

O sistema do Sana consiste em pelo menos um celular e um servidor conectado a internet. As conexões e estruturas do Sana podem ser visualizadas através da ilustração da Figura 2.2. O servidor executa um sistema de registro médicos (OpenMRS) e o programa *Sana Dispatch Server*. O *Sana Dispatch Server* é um programa do servidor responsável pela comunicação dos celulares registrados no sistema, é ele também que realiza a recepção dos dados através da sincronização e empacotamento de baixo nível que os celulares com Sana realizam. Além disso há *plugins* que permitem a interface com o sistema de registro médicos, pois o Sana usa uma versão customizada do OpenMRS, no qual esse pacote permite ter uma fila de diagnósticos pendentes e também anexar imagens vinculadas ao paciente.

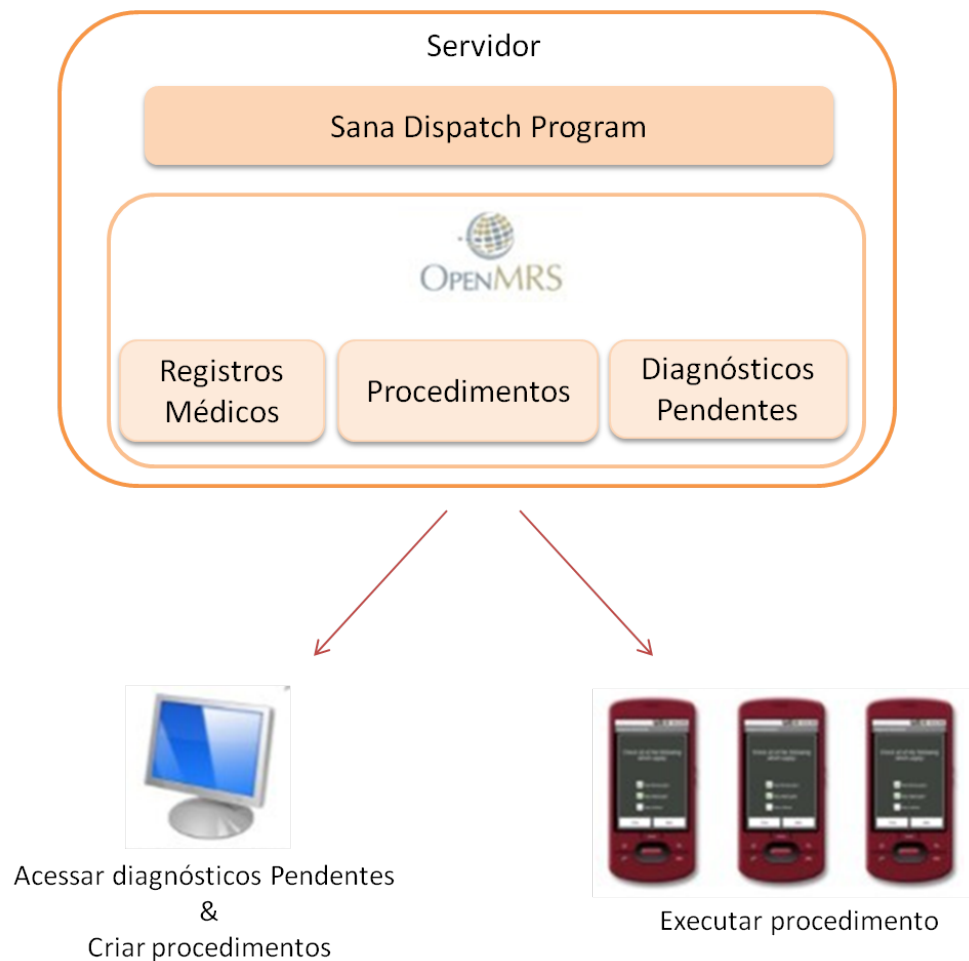


Figura 2.2: Infraestrutura do Sana

2.6.2 Segurança nas operações em redes não seguras

Com a possibilidade de usar celulares para melhorar o tratamento hospitalar, também surgem novos problemas com as questões de segurança e privacidade das informações dos pacientes utilizando esses novos aparelhos [13]. Além disso, um outro desafio no desenvolvimento de aplicações para diagnósticos remotos que fazem uso da rede de celular é o problema da conectividade. Para que um sistema que envolve diretamente dados de pacientes possa ser amplamente utilizado ele deve ter alguns requisitos básicos: não pode alterar informações dos pacientes que estão sendo enviadas, não pode perder as informações e deve fornecer algum tipo de segurança para as mesmas. Sana usa algumas estratégias para assegurar a segurança

e baixo custo para as transferência dos dados.

1. Sincronização: Quando um procedimento de um determinado paciente que foi feito *upload* é completo, o par perguntas/respostas bem como as outras mídias (fotos, sons e etc.) são guardados em um banco de dados local (no celular). O programa fica constantemente checando pelo serviço de internet do celular. Assim que esse serviço está disponível, todos os questionários são enviados para o servidor.

2. Empacotamento. Alguns dados que são adquiridos são muito grande, tais como vídeos ou imagens de alta resolução, demoram para serem enviados para o servidor usando GPRS. Às vezes o serviço de envio será interrompido devido a péssima qualidade da rede de serviço, apesar de que uma parte significativa dos dados já ter sido transferida. Esse cancelamento de envio no meio da transferência causa a queda completa dos dados. Usando o sistema de empacotamento, Sana envia grandes arquivos em pedaços para que apenas uma pequena largura de banda seja utilizada a cada envio.

3. Transferência multimodal. Sana tem a habilidade de transferir dados usando vários tipos de *interfaces*, incluindo GPRS, WiFi, SMS, e USB. Diferentes *interfaces* são usadas para diferentes coisas. Por exemplo, imagens e sons devem ser transferidos ou por GPRS, WiFi, ou USB, mas um texto de um formulário pode ser enviado usando SMS. O diagnóstico de resposta que é enviado para o celular pode ser enviado usando SMS. Isso é feito por diversos motivos, como por exemplo: se o celular estiver fora da área de cobertura, a operadora da rede de celular irá entregar a resposta por SMS assim que o serviço do celular estiver disponível.

Esse capítulo teve por objetivo prover um embasamento teórico sobre telemedicina, pois o nosso trabalho se encontra nesse contexto. O aplicativo desenvolvido no projeto tem como alicerce a plataforma Sana para a realização do questionário paciente, sendo este o primeiro passo para a realização do Teste da Orelhinha. Esse questionário tem como um dos objetivos obter informações sócio-econômicas e fatores de risco do paciente.

Emissões Otoacústicas

3.1 Introdução

O sistema auditivo humano é composto por três grandes grupos básicos, como podemos visualizar de uma forma geral na Figura 3.1: primeiro a orelha externa, que é a parte de entrada do som ao nosso ouvido, onde fica a cartilagem do lado de fora de nossas cabeças e o duto externo auditivo (meato acústico) que é um caminho até o tímpano. Segundo, após o tímpano já é considerado orelha média, uma cavidade preenchida por ar, onde encontram-se alguns ossículos (martelo, bigorna e estribo) que vibram com a chegada de sons e enviam essas vibrações para a orelha interna pela janela oval. Terceiro, ao chegar na orelha interna, o sinal sonoro vai para a cóclea, que é um tubo organizado de forma espiral, órgão responsável por decompor as ondas sonoras nas frequências que elas contêm, e codificar a informação da frequência em impulsos que serão enviados ao cérebro para então serem processados mais tarde [14].

O órgão de corti, localizado na cóclea, produz um som de baixo nível que é enviado pelas células ciliadas externas, espontaneamente ou como parte do processo de envio do som ao cérebro, esses sinais foram chamados de Emissões Otoacústicas (EOA) [15]. As emissões otoacústicas foram observadas pelo inglês David Kemp, em 1978, o qual as definiu

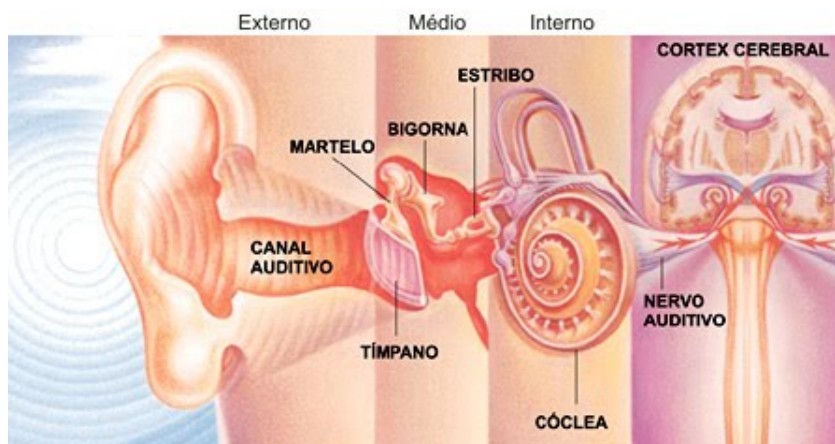


Figura 3.1: Representação das divisões da orelha (fonte: AudioVoxFonoaudiologia)

como liberação de energia sonora originada da cóclea, que se propaga pela orelha média, até alcançar o conduto auditivo externo. O registro das ondas sonoras é captado através de uma pequena sonda introduzida no meato acústico externo. Esse registro pode demonstrar que as emissões otoacústicas estão presentes em todos os ouvidos funcionalmente normais e que deixam de ser detectados quando os limiares tonais estiverem acima de 20dB [16]. As EOAs têm sido de grande utilidade em aplicações clínicas pois a sua presença indica que o mecanismo de recepção coclear é capaz de responder a sons de uma forma normal [17]. Neste capítulo é realizado estudos sobre a fisiologia da orelha e sobre os sinais de emissões otoacústicas alvo deste trabalho.

Os equipamentos de emissões otoacústicas atuais são bem diferentes dos primeiros equipamentos que foram usados na época dos anos 1970s e 1980s, principalmente porque os eventos que aconteceram naquela época não possuíam impacto em nenhuma aplicações práticas. A razão disso é que, com o equipamento que eles possuíam, não era possível fazer um experimento que pudesse ter o seu resultado duplicado para ser validado.

A origem do entendimento de como a cóclea processa os sons é datada do meio do século 19. Naquela época os estudos dos sons eram feitos pelas mais diferentes áreas de teoria e instrumento musical, bem como por matemáticos, tais como Fourier. Eles tiveram sucesso interpretando sons complexos como uma soma de sons harmônicos genéricos. Além disso, Helmholtz teve sucesso analisando sons acusticamente fazendo uso de ressonadores e acreditava que a orelha usava um processo parecido.

Por volta de 1930, o engenheiro de telefone, von Békésy, se colocou na tarefa de rastrear a vibração sonora passando pela cóclea. Foi então que ele, fazendo uso de técnicas microscópicas, descobriu que existe uma lenta (1 m/s) onda sonora que é criada e entregue a diferentes partes do órgão de corti, dependendo do sinal que foi ouvido. Depois dessas descobertas, muitos fisiologistas de audição ficaram satisfeitos com os resultados obtidos por von Békésy com cadáveres menos um biofísico, Thomas Gold. Gold afirmava que os experimentos de von Békésy falharam em mostrar a verdadeira resposta da cóclea porque os espécimes utilizados estavam mortos e não apresentavam mais um comportamento ativo.

A existência e a natureza das emissões otoacústicas na orelha humana foram publicadas primeiramente por Kemp, em 1978 [25]. Esse termo, emissões otoacústicas, na verdade, veio das ciências materiais, e era usado para representar a energia que ficava armazenada internamente em metais e poderia ser liberada espontaneamente ou através de uma excitação física. Mesmo em 1978, assim como em 1948, era muito difícil para os cientistas aceitarem essa nova modelagem do comportamento da cóclea, mas agora era possível verificar através de realização de experimentos na forma de emissões otoacústicas.

Por volta de 1983, as medições das seletividades mecânicas de frequência feitas pelas células ciliadas foi finalmente demonstrada por Brownell [26]. Assim, mudaram completamente a forma como as deficiências auditivas eram vistas. Agora elas passaram a ser vistas também como uma perda do sistema biomecânico ativo além de uma perda na sensibilidade das células ciliadas internas.

3.2 A cóclea

Esta região da orelha interna é formada por escavações no osso temporal, revestidas por membrana e preenchidas por líquido. A conexão desta com a orelha média é realizada pelas janelas oval, redonda e os ossículos. A orelha interna apresenta uma parte anterior, a cóclea ou caracol - relacionada com a audição, e uma parte posterior, labirinto - relacionada com o equilíbrio e constituída pelo vestíbulo e pelos canais semicirculares.

A cóclea é um órgão localizado no ouvido interno, em uma parte inacessível do crânio totalmente envolvida por osso. É a principal responsável para traduzir os sinais acústicos, recebidos pela orelha externa, em decargas neuronais para serem enviados ao cérebro [18] e representa o último estágio mecânico no processo da escuta. Ela possui uma forma espiral com cerca de 3 voltas, semelhante a uma concha de caracol (de onde foi derivado o seu nome cóclea) [19]. Além disso, é constituída por três canais preenchidos com líquido, ou flúido coclear. Ainda, na base da cóclea, existem duas membranas flexíveis, a janela oval e a janela redonda, que separam o flúido coclear no interior da cóclea do ar (à pressão atmosférica) existente no espaço da orelha média [20].

3.2.1 A função da cóclea

A audição humana é capaz de diferenciar uma grande variedade de sons. O nosso sistema auditivo realiza um tipo de tradução para reduzir a quantidade de informações enviadas para o cérebro [21] e a cóclea tem um importante papel nesse trabalho de redução de informação: a amplitude da vibração da membrana basilar cai em uma média de 60dB [22].

Variações da pressão acústica geram vibrações no tímpano, que são conduzidas através da cadeia ossicular, localizadas na orelha média, que funcionam como um sistema de alavancas produzindo vibrações na janela oval. Essas vibrações transformam-se em um gradiente de pressões através da partição coclear que se propaga ao longo da sua extensão e que atinge uma amplitude máxima numa posição que é função da frequência da vibração. O deslocamento da partição, por sua vez vai fazer com que os cílios das células ciliadas sejam deflectidas produzindo uma variação de tensão através das membranas das células ciliadas. A cóclea é sensível a mais de 7 ordens de magnitude, de um susurro a uma explosão. Pode-se ouvir sons variando em uma frequência de 10Hz até por volta de 20kHz, por exemplo: músicos treinados conseguem distinguir tons puros com uma variação de 1Hz [23].

Uma importante característica da cóclea é que a energia nas ondas acústicas é separada por frequência e cada ponto na cóclea corresponde a uma frequência. De certa forma, a cóclea mapeia o conteúdo dos sinais no domínio espacial. A base da cóclea (onde os sons entram) é sensível à altas frequências e quando a onda viaja para o fim da cóclea as baixas

frequências são capitadas.

Como uma consequência da amplificação não linear ativa, fenômenos como emissões otoacústicas ocorrem. Uma outra consequência é a precisão da cóclea em níveis de estimulação. As vibrações da membrana basilar são mais precisas para sons de baixa frequência, apresentando um alto pico na frequência característica. Ao aumentar os níveis de estímulos, as vibrações tornam-se mais abrangentes e o pico desloca-se em direção a base da cóclea. Algumas dessas características são bem apresentadas na Figura 3.2 [24].

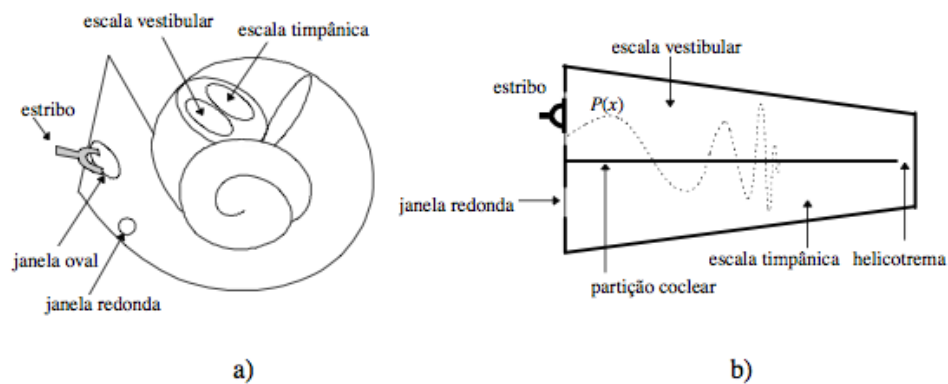


Figura 3.2: a) Esquema da cóclea. b) Esquema simplificado com a cóclea “desenrolada”. A vibração do estribo cria variações de pressão no fluido coclear; as diferenças de pressão produzem uma onda que se propaga ao longo da cóclea.

3.3 A natureza das emissões otoacústicas

As emissões otoacústicas acontecem apenas quando o órgão de corti está próximo as condições normais de funcionamento, ou pelo menos é sobre essas condições que elas podem ser detectadas com a orelha média também funcionando normalmente. Não são necessários eletrodos para detectar esses sinais, pois eles não possuem uma natureza elétrica, mas sim a natureza vibratória. Vedar o canal auditivo é parte essencial da técnica de emissões otoacústicas pois isso possibilita que os movimentos oscilatórios do tímpano sejam mais eficientes comprimindo o ar que passa pelo canal auditivo.

Emissões otoacústicas mais fortes passam uma maior confiança que a audição está normal. Contudo, isso é apenas um dos fatores que influenciam os níveis de gravação das emissões e ruídos podem alterar bastante os resultados de emissões. Contudo pode ser ter de certeza é que orelhas saudáveis possuem algum mecanismo capaz de retornar som para a orelha média, enquanto cócleas com significantes problemas não conseguem. Por isso, os exames de emissões otoacústicas apresenta-se como uma ferramenta para testes clínicos.

Em 1993, diante de todas essas descobertas e resultados, o Instituto Nacional de Saúde dos Estados Unidos (*National Institute of Health - NIH*) recomendou o exame de emissões otoacústicas como método primário para identificação de perda auditiva em bebês e crianças, antes mesmo de sair do hospital [27]. Através das emissões é possível conseguir informações de diferentes partes da cóclea simultaneamente, pois elas respondem à frequências específicas. Nenhum outro exame clínico testa especificamente a cóclea como esse ou combina a velocidade de duração do exame, sensibilidade, objetividade, não invasivo, e a seletividade das frequências como esse [17].

3.3.1 Emissões Otoacústicas

As Emissões Otoacústicas (OAEs) medidas no canal da orelha externa é um produto normal do resultado ativo em processo de escuta. As células ciliadas externas são parte ativa na geração dessa energia. O requerimento técnico principal para medir as OAEs é reduzir o ruído ambiente e utilizar um protocolo de estímulo apropriado para separar as emissões de baixo nível dos componentes e artefatos estímulos que não são desejados. A falta de solução para esses requerimentos é provavelmente a razão pela qual as emissões otoacústicas não foram detectadas mais cedo, mesmo se com pouco ruído e com microfones muito sensíveis estivessem disponíveis antes de 1978. As emissões são classificadas de acordo com o estímulo que as induziram. Emissões otoacústicas espontâneas são sinais de banda muito estreita e de baixo nível, que são produzidos sem estímulos acústicos e estão presentes em cerca de 25%-70% das orelhas normais. Emissões otoacústicas evocadas de transiente (TEOAEs) ocorre depois de um estímulo curto, cliques. As emissões otoacústicas evocadas de produto

de distorção (DPOAEs) são produzidas pelo estímulo simultâneo de dois tons primários nas frequências f_1 e f_2 ($f_1 < f_2$), e ocorre na frequência $2f_1 - f_2$, correspondendo ao produto de distorção.

Multi Componentes DPOAEs ou tons de combinações podem ser observados em frequências correspondentes a $mf_1 - (m - 1)f_2$ para produtos ímpares de distorção, e para $mf_2 - mf_1$ para ordens pares de distorção (onde m é um número inteiro).

As características das OAEs incluem:

- 1 OEAs são consequências de um processo ativo da orelha interna e as células ciliadas externas são a fonte. Assim, as emissões podem ser usadas para identificar alcances de frequências em patologias de orelhas normais.
- 2 As gerações das OAEs são altamente não lineares, levando a um uso de protocolo não linear para gravação das TEOAEs e para a geração das DPOAEs.
- 3 TEOAEs podem ser usados para extrair informação dos lugares associados a informação da membrana basilar. Pois cada posição da membrana é responsável por uma frequência diferente, assim é possível enviar frequências específicas para obter informações das áreas da membrana desejadas;
- 4 A geração das OAEs podem ser influenciadas por muitos outros fatores. Esses sinais podem estar sincronizados com alguma atividade fisiológica ou neural, como por exemplo a respiração;
- 5 A medição das OAEs é não invasivo o que o torna muito aplicável para verificar audição de recém-nascidos.
- 6 A gravação das emissões requerem que a orelha-média do paciente esteja saudável.

Tanto o TEOAEs e o DPOAEs podem ser usados para identificar perda de audição devido as disfunções na abrangência das frequências onde eles seriam normalmente esperadas. Geralmente DPOAEs são mais sensíveis e mais específicos em termos de frequência do que o TEOAEs.

3.3.2 Tipos de Emissões Otoacústicas

Convencionalmente, existem duas categorias de EOA - espontâneos e evocados [28]. EOA espontâneos, como o próprio nome diz, ocorrem sem estímulo algum, mas não tem muita aplicação clínica, pois a ausência dessas emissões não implicam uma disfunção coclear [29]. Para sinais evocados, a classificação do sinal é determinado de acordo com a característica do sinal utilizado. Quando o sinal usado para estimular é um pulso são chamadas emissões otoacústicas evocadas por *clicks* ou transientes e esses sons refletem as atividades das células ciliadas na forma de ecos dos pulsos enviados. Estímulos que são geralmente usados são pulsos retangulares ou *clicks* gaussianos. As frequências são usadas geralmente depois de se usar um filtro passa alta com uma frequência de corte entre 300 a 500 Hz [31], e depois realiza-se a média, no caso dessas medição a forma de onda acústica seguida do seu curto estímulo.

Quando o estímulo são sinais contínuos de duas frequências puras, f_1 e f_2 , e diferentes, apresentadas simultaneamente são chamados de emissões otoacústicas evocadas por produto de distorção [32]. Nesse produto de distorção, a razão entre as frequências (f_2/f_1) deve ser aproximadamente 1.2. Clinicamente é mais apropriado que as frequências usadas no estímulo sejam 1 kHz, 2 kHz e 3 kHz, pois são as mais usadas no campo da audiologia [29].

A escolha do estímulo é determinada não apenas pela porção da cóclea que deve ser estimulada, mas também pela forma de processamento necessária para a extração da resposta emissão otoacústica. Pesquisadores da cóclea ensinam que tons puros estimulam uma porção substancial da cóclea simultaneamente, não apenas um ponto, como geralmente imaginado. Todavia, existe uma diferença operacional entre o uso da banda larga (*clicks*) e o uso da banda estreita (tons). Com o estímulo de tons, apenas parte da cóclea está sendo estimulada, por isso é necessário uma série de medidas para percorrer o teste de todas as frequências da cóclea. Enquanto no estímulo por *clicks*, os dados coletados são respostas de uma grande parte da cóclea simultaneamente e as respostas são divididas em frequências.

3.4 Emissões otoacústicas evocadas de produto de distorção (DPOAEs)

As emissões otoacústicas por produto de distorção (DPOAEs) são sinais da cóclea como resposta à dois tons simultaneos, chamados de tons primários. Essa resposta é chamada de *distorcida* porque ela é um tom originado na cóclea que não está presente no tom usado para excitação. Por convenção o tom de frequência menor é chamado de f_1 , e o outro tom, com frequência maior, é chamado de f_2 . Essas duas frequências primárias se relacionam entre si da forma da razão f_2/f_1 , onde é possível encontrar os maiores produtos de distorção é na razão entre 1,21 e 1,2 [30]. Os produtos de distorção que são frequentemente medidos e usados em aplicações clínicas correspondem a equação $2f_1 - f_2$, mas a cóclea também produz outros tons, tais como: $f_2 - f_1$, $2f_2 - f_1$. O principal motivo pelo qual essa distorção foi escolhida é porque essas são as emissões otoacústica encontrada de maior amplitude em mamíferos.

Como a resposta da cóclea é não linear e, como já foi dito, é necessário usar dois tons, é preciso ter dois alto-falantes e também para que as frequências possam misturar-se acusticamente, ao invés de eletronicamente. Os estímulos usados são geralmente sintetizados e, depois de coletado, é realizado algum tipo de processamento digital na resposta obtida.

As emissões otoacústicas por produto de distorção tendem a diminuir com o aumento da idade para a maioria das frequências, especialmente as frequências acima de 2 kHz. As emissões também são geralmente maiores em mulheres do que em homens e também diminui com o passar da idade para ambos os casos.

3.5 Emissões otoacústicas evocadas de transientes (TE-OAEs)

O método TEOAEs separa estímulo e resposta no tempo como um eco, o que fez com que esse tipo de emissão ganhasse o nome de “Emissões otoacústicas atrasadas”, mas é que todas as emissões possuem um tipo de atraso similar a esse. A função de identificação das emissões otoacústicas evocadas de transientes podem ser alcançadas explorando as propriedades não lineares do sinal. Isso permite que as OAE sejam separadas do som do estímulo e da resposta acústica da orelha média. Para controlar a contaminação adicionada por tocar o estímulo no meio, é usado a média do sinal captado. Dessa forma, apenas a parte saturada da emissão fisiológica é passada para o sinal depois da média. Essa técnica tem várias vantagens. Primeiramente, ela remove todos os artefatos da orelha média que poderiam facilmente confundidos com os dados das emissões. Depois, devido ao gerenciamento efetivo dos artefatos, uma maior alcance de frequências podem ser atingido, aumentando o nível das emissões e resultando em uma maior uniformidade e maior alcance de frequências de resposta.

3.6 Primeiras aplicações para análise de recém nascidos

Em 1983, Niels Johnsen, trabalhando no Hospital Universitário Gentofte, na Dinamarca, aplicou as TEOAE em recém-nascido pela primeira vez usando uma máquina construída no hospital. Ele completou com sucesso e sugeriu isso como um método de análise de crianças. Essa ideia foi adotada na França por Pujol e Uziel por volta de 1986. Usando os seus próprios instrumentos eles confirmaram o potencial das emissões otoacústicas e promoveu o uso das mesmas como análise.

De 1988 o Britânico ILO88 começou a ser aplicado no exame de audição em recém-nascidos com algum sucesso. Com o Dr. Peter Watkin, o ILO88 funcionou no Whipps Cross Hospital, em Londres, o qual se tornou o primeiro hospital no mundo a oferecer o exame de audição para recém-nascidos com as OAEs.

Em 1989, o Departamento de Maternidade e Saúde da Criança dos Estados Unidos desenvolveu o estudo do exame em recém-nascidos, me Rhode Island, com a liderança do Dr. Betty Vohr e o diretor científico Karl White.

Nos Estados Unidos, o NIDCD Multi-Center Screening comparou a efetividade das TEOAEs, DPOAEs e ABR e descobriu que eles são igualmente efetivos em detectar problemas na audição de crianças, quando as simulações e critérios ótimos foram utilizados.

3.7 O desenvolvimento de instrumentos para emissões otoacústicas e aplicações

A relutância dos fabricantes em investir nas tecnologias de OAE nos anos 1980s e o colapso da única companhia comercial interessada, Peters Ltd., em 1987 atrasou o desenvolvimento da instrumentação clínica das OAE. Dez anos depois da primeira demonstração do “Cochlear Sounder” não parecia para a indústria que precisaria de um aumento de um sistema robusto para OAE em aplicações clínicas.

Em 1988 a família de Kemp decidiu comprar os direitos de patente das OAE do governo britânico e ganhou a permissão do Institute of Laryngology and Otology, na Universidade de Londres, para fabricar e vender comercialmente o “ILO88” pelo royalties para apoiar a pesquisa no ILO e RNTNE Hospital.

A companhia Otodynamics Ltd. foi formada, oferecendo o sistema ILO88 por email para instalações próprias e com sistema compatível com os computadores da IBM. Uma característica chave do software foi a rica informação de feedback que era dada ao operador do sistema. O ILO88 ganhou autorização para ser vendido nos EUA em 1989. Entretanto, as negociações de distribuição faliram e a Otodynamics começaram a fazer as propagandas diretamente nos EUA.

No Japão, o ILO88 foi oferecido para propósitos de pesquisa juntamente com um *laptop*. Logo, muitos hospitais academicos e laboratório de pesquisas pelo mundo inteiro estavam fazendo pedidos pelos kits do ILO88. A companhia de Kemp foi um sucesso e ganhou um prêmio britânico nacional pela quantidade de exportações conseguidas em 1993.

Tanto a Otodynamics e The Virtual Coporation lançaram um instrumento para

DPOAE em 1992. The Virtual 330 foi um instrumento para realizar apenas DPOAEs e fazia interface com o Mac Apple. Dessa forma, existiam altas expectativas nessa época que as tecnologias para DPOAE poderia prover um audiograma objetivo, que ainda não havia sido apresentado pelo TEOAE.

Otodynamics lançou o ILO92, que foi o primeiro instrumento de OAE que oferecia tanto a medição TEOAE quanto DPOAE. Com a sua avançada ferramenta de análise, ele tornou-se uma ferramenta amplamente utilizada em laboratórios e pesquisas clínicas.

Contudo, começou a surgir uma necessidade por uma portabilidade em aplicações em recém-nascidos. Em 1993 Otodynamics atenderam a essa necessidade introduzindo um instrumento alimentado por uma bateria e ligado a qualquer computador IBM. Além disso, no mesmo ano, Otodynamics também lançaram um aparelho para análise de OAE, o Echosensor, desenvolvido por David Brass. Essa unidade era alimentada por uma bateria, não precisava de um computador e mostrava a intensidade das OAE diretamente.

O Biologic AuDX foi um dispositivo de DPOAE que escaneava um número de frequências. Entrou no mercado por outros instrumentos, incluindo o Etymotic Eroscan, também um instrumento DPOAE. Em seguida a opção de TEOAE foi adicionada para ambos esses instrumentos de DPOAE.

Na Europa, particularmente no programa nacional do Reino Unido, existiu a necessidade detalhada do dado das OAE e do histórico dos testes. Isso foi uma fonte para a melhoria da metodologia dos testes de emissões. Análises usando os instrumentos de computadores pessoas tais como o Echoport continuam sendo usados por essa razão.

Otodynamics lançou um dispositivo móvel alimentado a bateria - o ILO292 - em 1996, que tem sido constantemente atualizado. Ele realiza as funções de TEOAE e DPOAE entre outras.

3.8 Aplicações para diagnósticos de OAEs

Medições de alta qualidades devem ser obtidas em uma larga escala de condições de simulação. As gravações DPOAE e TEOAEs se complementam. O método DPOAE funciona melhor das frequências de 2 kHz pra cima. As dificuldades de calibração acústica impedem as medições acima de 8 kHz em orelhas humanas. A latência em OAE podem ser medidas com acurácia, mas as aplicações clínicas para isso ainda são muito limitadas para testar a validade das respostas. A intensidade da DPOAE pode ser usada para monitorar continuamente o *status* da cóclea que tem aplicações clínicas obvias.

As emissões otoacústicas espontâneas podem servir como monitor ainda mais sensível do status da cóclea, apesar de que menos da metade das orelhas normais apresentam esses sinais.

Este capítulo teve como objetivo apresentar uma visão sobre a fisiologia da orelha humana e um referencial teórico sobre as emissões otoacústicas.

Capítulo 4

Um sistema embarcado em plataforma móvel para realização do Teste de Emissões Otoacústicas

4.1 Introdução

Os primeiros diagnósticos de algum tipo de perda auditiva geralmente são feitas depois dos 2 anos e meio de idade da criança, nos países subdesenvolvidos. As suspeitas de problemas de audição são feitas em mais de 60% dos casos são feitas pelos pais e apenas 8% são feitas por profissionais da saúde. A melhor época de realizar esse exame seria com até 6 meses de vida, visto que a perda auditiva a longo prazo pode acarretar problemas irreversíveis de linguagens e cognição.

Os recém nascidos oferecem os melhores pre-requisitos para o teste, que é de fácil acesso, e relativamente livre de infecções na orelha média em se encontrar em local silencioso e em repouso.

Dessa forma, o desenvolvimento do protótipo desse projeto visa analisar as emissões otoacústicas (TEOAEs e DPOAEs).

4.1.1 Emissões otoacústicas evocadas de Transientes (TEOAE)

Este é um método de gravação rápido, com uma média de duração de 75 s para cada orelha, e consiste em colocar uma sonda (contendo o microfone e o gerador de sinal) no canal externo do ouvido. O estímulo sonoro, com um espectro amplo de frequência (clicks), passa pela orelha média e pela cóclea, e com suas funções preservadas e são retornados na direção oposta como uma forma de eco, que será captado e gravado por um microfone no canal auditivo.

4.2 ER-10C + computador pessoal

A princípio, a proposta é usar o computador pessoal devido as facilidades, principalmente em termos de *software*. Estaremos usando o *software* MatLab, devido a quantidade de ferramentas e algoritmos que ele dispõe. A realização dessa etapa do projeto será fundamental para testar os algoritmos de geração dos sons para relizar o teste de emissões otoacústicas. Como o foco principal é verificar se é possível a obtenção e análise do sinal através de um dispositivo móvel, então não existe a necessidade de reinventar algoritmos que já são bastante utilizados e testados.

Apesar do computador de mesa não oferecer portabilidade, os testes dos algoritmos que usamos foram feitos com um computador pessoal. Testes como a necessidade de amplificação do sinal e a possível aplicação de filtros que possam ser necessários ao capturar os sons depois de serem amplificados. É testado também se os sinais que vão ser gerados resultam a forma de onda esperada. O computador também será usado para realizar um pré-processamento do sinal, e após isso, será aplicados ferramentas inteligentes para realização de um pré-diagnóstico do teste da orelhinha.

O ER-10C é um pré-amplificador e a ele existe um cabo com microfone e os alto-falantes para colocar no ouvido. O ER-10C receberá um sinal gerado pela placa de som do

PC e enviará esse sinal para o ouvido através de pequenos alto falantes, ao mesmo tempo que existe um microfone captando qualquer resposta que a orelha possa enviar.

Para a conexão do telefone com o ER-10C é utilizado o *layout* padrão do TRRS de 4 pinos para telefones é: saída1, saída2, saída3 e terra. A maioria dos celulares, incluindo o *Samsung Galaxy*, usam a configuração do *iPhone*: esquerda, direita, terra e microfone. Por isso é necessário utilizar um adaptador que troca os pinos 3 e 4 como podemos ver representado na Figura 4.1.

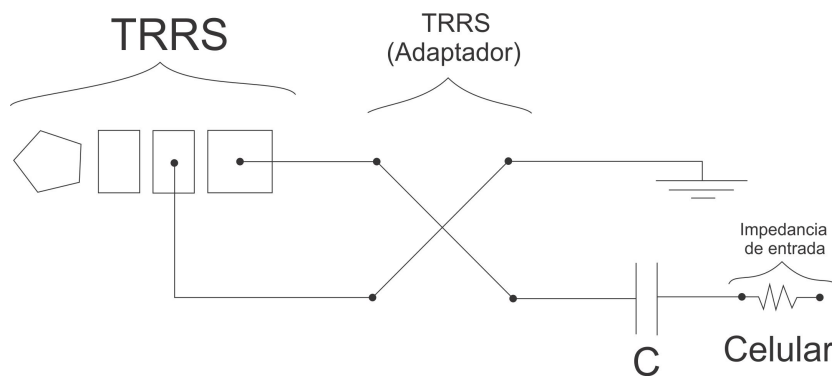


Figura 4.1: Esquema elétrico para o adaptador TRRS utilizado.

Além disso, é necessário separar os canais do cabo TRRS e, para isso, foi usado um cabo TRRS para 3xRCA, ilustrado na Figura 4.2. Esse cabo usa o *sleeve* definido como terra na maioria dos celulares, por isso esse cabo tem que ser usado com o adaptador descrito acima. Os fios brancos e vermelhos são o *tip* e o *ring1*, respectivamente. O fio amarelo é o canal da entrada do microfone para o celular: *ring2* nesse cabo, *sleeve* depois de conectar ao adaptador.

Um ponto importante é a implementação do TRRS para o celular. Geralmente os microfones e *headsets* para dispositivos móveis são microfones elétricos, o que requer energia. E essa energia é conseguida aplicando uma voltagem no mesmo canal em que o sinal gravado está chegando. Os aparelhos testados até agora colocaram de +2 a +2.5 V no canal de entrada, em relação ao terra. Não se sabe ao certo o comportamento ou a linearidade do ER-10C ao receber esse nível DC, assim foi bloqueado esse nível DC com um capacitor em série com a passagem do sinal no microfone.

A escolha do valor do capacitor é determinada pela resposta de frequência desejada:



Figura 4.2: Cabo para dividir o canal TRRS.

esse capacitor combinado com a impedância de entrada do celular forma um filtro passa alta (é informado uma frequência de corte para esse filtro, e todos os valores acima desse valor são filtrados), que foi usado para bloquear o nível DC. Contudo, as frequências que serão trabalhadas estarão entre 1 e 4 kHz, então será cortada qualquer frequência abaixo de 1 kHz e a impedância de alguns celulares androides foram medidas por volta de 1 k Ω .

$$f_c = 1/(RC \times 2\pi), \text{ ou } f_c = 1/(2\pi RC) < 1\text{kHz} \quad (4.1)$$

assim,

$$C > 1/(2\pi \times 1\text{kHz} \times 1\text{k}\Omega) \approx 159\text{nF} \quad (4.2)$$

O primeiro conjunto de cabo utilizado foi com um capacitor de 10 μF , o que é muito maior do que o necessário. Isso pode causar alguns problemas, como o circuito necessitar de

mais corrente do que o ER-10C pode oferecer.

$$i = C \times \frac{dV}{dt} \quad (4.3)$$

Usando a Equação 4.3, obtem-se aproximadamente uma corrente de 0.1 A para um sinal de 1 V e 2 kHz, mas não é usado um sinal com 1 V nesses testes, e por isso, um melhor capacitor deve ser escolhido para testes futuros.



Figura 4.3: Capacitor no cabo que foi utilizado para entrada do microfone no celular

4.3 Processamento dos sinais biológicos

4.3.1 Propriedade básica dos sinais

Para alguns sinais, uma representação dele no tempo pode apresentar informações importantes, mas na maioria dos sinais biomédicos não são tão fáceis de serem interpretados simplesmente pela representação no tempo, assim faz-se necessário um processamento adi-

cional. Algumas medições podem ser usadas em um sinal para se extrair mais informações dele.

Média, desvio padrão e variância

Para estimar a média de uma série de números, simplesmente soma todos os números dessa série e então divide-se pela quantidade de números existente. A média pode ser representada matematicamente da seguinte forma:

$$x_{avg} = \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (4.4)$$

onde n é o índice do número que indica um número específico da série. É comum encontrar na literatura o valor de n variando de 0 a $N - 1$, mas como os índices no MATLAB começam do 1, a fórmula descrita deve ser utilizada.

Apesar da média do sinal ser uma propriedade básica do sinal, ela não fornece nenhuma informação sobre como esse sinal está variando. O valor da média quadrática (*RMS – RootMeanSquared*) é uma medição que inclui tanto a média como a variabilidade do sinal. A representação matemática para o valor RMS de uma sequência é:

$$x_{rms} = \left[\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2 \right]^{1/2} \quad (4.5)$$

Um dado estatístico relacionado com o valor RMS é a variância, ϑ^2 . A variância é uma medida da variabilidade do sinal em relação a sua média dado pela seguinte fórmula:

$$\vartheta^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (x_n - \bar{x})^2 \quad (4.6)$$

Quando múltiplas medições são feitas, múltiplos valores ou sinais serão gerados. Se essas medições são combinadas ou adicionadas umas as outras, a média combinada possui o

valor da média dos sinais individuais. O mesmo vale para a variancia: a soma das variâncias e a média delas em cada uma das medições combinadas é a média das variancias individuais:

$$\bar{\vartheta}^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \vartheta_n^2 \quad (4.7)$$

Quando um número de sinais são adicionados, pode ser mostrado que o valor do ruído é reduzido por um fator igual a $1/N$, onde N é o número de medições que foi tirado a média.

$$\bar{\vartheta}_{Noise} = \vartheta / \sqrt{N} \quad (4.8)$$

Em outras palavras, medições de média de diferente sensores, ou média de múltiplas medições da mesma fonte, irá reduzir o desvio padrão da variabilidade da medição ou do ruído pela raiz quadrada do número de médias.

4.4 Resultados

4.4.1 DPOAEs

As emissões otoacústicas evocadas de produto de distorção são produzidas pela cóclea como resposta de dois tons puros. Essas emissões são chamadas de distorcidos porque ele apresenta uma resposta da coclear que não estava no sinal de estímulo. A frequência mais baixa é definida por f_1 e a frequência mais alta é definida por f_2 . Essas frequências são separadas por uma razão $\frac{f_2}{f_1} \cong 1.2$. A maioria das medições analisadas estão presentes em $2f_1 - f_2$, contudo a cóclea também produz outras frequências, tais como $f_2 * f_1$, $2f_2 - f_1$, $3f_1 - f_2$.

A Figura 4.4 apresenta o modelo padrão de como seria um DPOAE usando um computador pessoal. Entretanto, esse computador pode ser substituído por uma placa com

microprocessador. Uma sonda é colocada no ouvido para capturar os sinais. Essa sonda possui 2 fones e um microfone muito sensível.

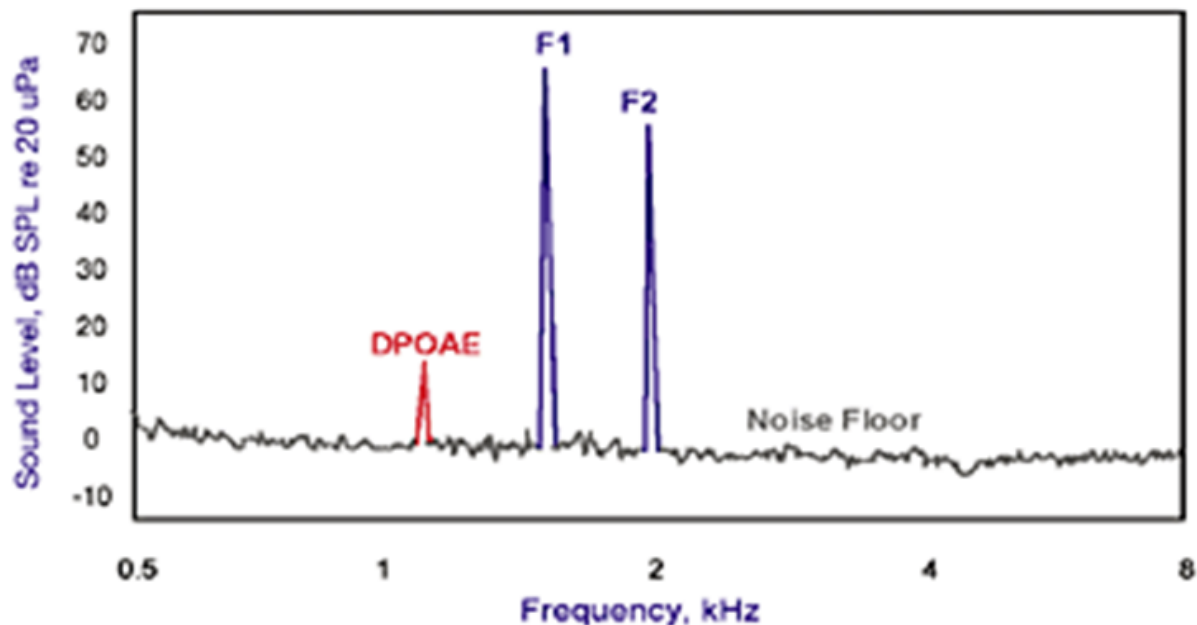


Figura 4.4: Um exemplo típico na gravação do DPOAE, mostrando as duas frequências primárias e o produto da distorção que é definida por $2f_1 - f_2$.

Dessa forma, a ideia geral é enviar dois sinais de frequências puras para a cóclea e analisar em que pontos do espectro esses valores foram obtidos e, assim, verificar se existe alguma área de frequência faltando, o que representará a área com problemas da cóclea. Diferente do exame de emissões por clicks, onde a resposta encontra-se em um espectro muito mais abrangente, as emissões por produtos de distorção seguem um padrão baseado nas frequências usadas na entrada. Dessa forma, ao obter uma resposta, devemos procurar no espectro de frequência se ele possui as respostas desejadas. Os testes utilizados nesse trabalho foram obtidos utilizando o teste para frequências de 4 kHz. Para esse teste as duas frequências que foram utilizadas são: 3255 e 3906. Essas frequências, como já foi mencionado, possuem um valor fixo que podemos observar na Tabela 4.4.1

Após o envio dos tons puros para formar o sinal de 4 kHz de enviar e gravar a resposta, é necessário transformar essa resposta em algum dado que possa ser analisado, pois por esse sinal ser obtido internamente, os mais diversos tipos de interferência podem atuar

Frequencia desejada (1000 kHz)	f_1	f_2	Resposta ($2f_1 - f_2$)
1000	936	1123	739
2000	1587	1940	1269
4000	3255	3906	2604
8000	6673	8007	5338

Tabela 4.1: Tabela com as frequencias para o exame DPOAE.

sobre ele. Assim, obtem-se o espectro de frequência do sinal extraído para verificar quais as frequências encontradas na resposta gravada.

Existem várias formas de obter o espectro de frequência, mas nesse trabalho faz uso do método de Welch. A preferência por esse método é porque ele tem um baixo custo computacional de eficiência e como queremos desenvolver aplicações para dispositivos móveis, o custo é um fator muito importante. Esse método passa a perder eficiência quando as ondas são muito próximas em termos de distancia entre elas. Contudo, para a nossa aplicação, esse método funcionou e conseguimos obter resultados satisfatórios como poderemos ver nas imagens a seguir.

O método de Welch consiste em dividir o sinal em segmentos, com tamanhos fixos. É necessário também definir qual a porcentagem em que cada janela terá de *overlap* uma sobre a outra. Depois de dividir o sinal em segmentos, aplica-se uma janela sobre cada segmento, ainda no domínio do tempo. Esse janelamento é o que torna esse método um periodograma modificado. Ao obter esses resultados do janelamento o periodograma é enfim calculado aplicando-se a transformada de Fourier discreta e elevando o resultado ao quadrado.

Um detalhe importante é que a cóclea é um sistema não linear, por isso os tons puros devem ser enviados ao mesmo tempo e não podem ser somados para formar um único sinal e ser enviado. Um outro ponto muito importante é que a aquisição seja feita por um profissional da área de fonoaudiologia, pois existem muitas coisas que podem obstruir a obtenção do sinal, tais como a sujeira do ouvido, e prejudicar a resposta.

Comparamos os resultados que obtivemos com os algoritmos desenvolvidos no Matlab, com os resultados usando o algoritmo desenvolvido em java pelo grupo de pesquisa do MiT e podemos ver que ambos os resultados estão dentro do esperado. Nas figuras 4.5

é o resultado da frequência de 4 kHz para um primeiro paciente que testamos. A região marcada em ambas as figuras demonstra a região onde o resultado deveria se encontrar. Os outros picos apresentados nas figuras são outras respostas que a cóclea fornece para o sinal de entrada, mas para esse trabalho é suficiente os resultados encontrados na região $2f_1 - f_2$.

As figuras 4.6 são respostas para um outro paciente, mas que também segue o mesmo padrão de resultado, como esperado. Com esses resultados é possível perceber que é possível tornar mais barato e mais acessível o exame de emissões otoacústicas e assim, beneficiar muito mais pessoas que, de outra forma, não teriam condições de receber esse tipo de exame.

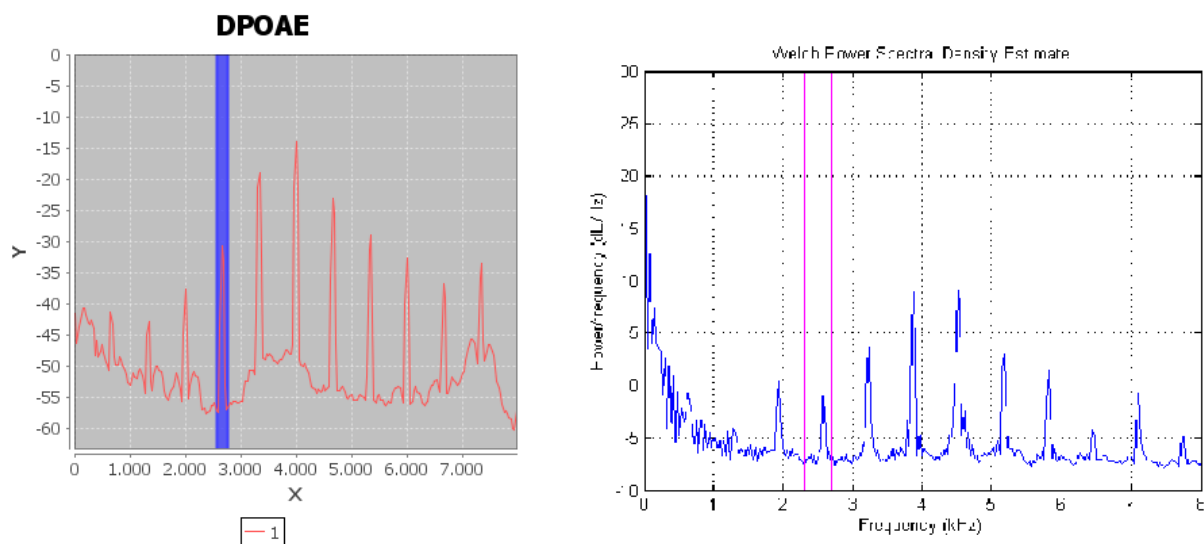


Figura 4.5: Análise da resposta do sinal para o paciente 1 no teste DPOAE

4.4.2 TEOAEs

Depois de enviar os cliques e gravar a resposta, uma série de algoritmos foram utilizados para trabalhar com o sinal e poder extrair as frequências presentes. Como os sinais capturados são uma resposta do sinal enviado, pode ser que apareçam frequências menores ou até mesmo maiores do que os esperados e isso dar-se devido a quantidade de ruídos interferir na gravação. Assim, é dada uma margem para os sinais e são filtrados os que estiverem fora

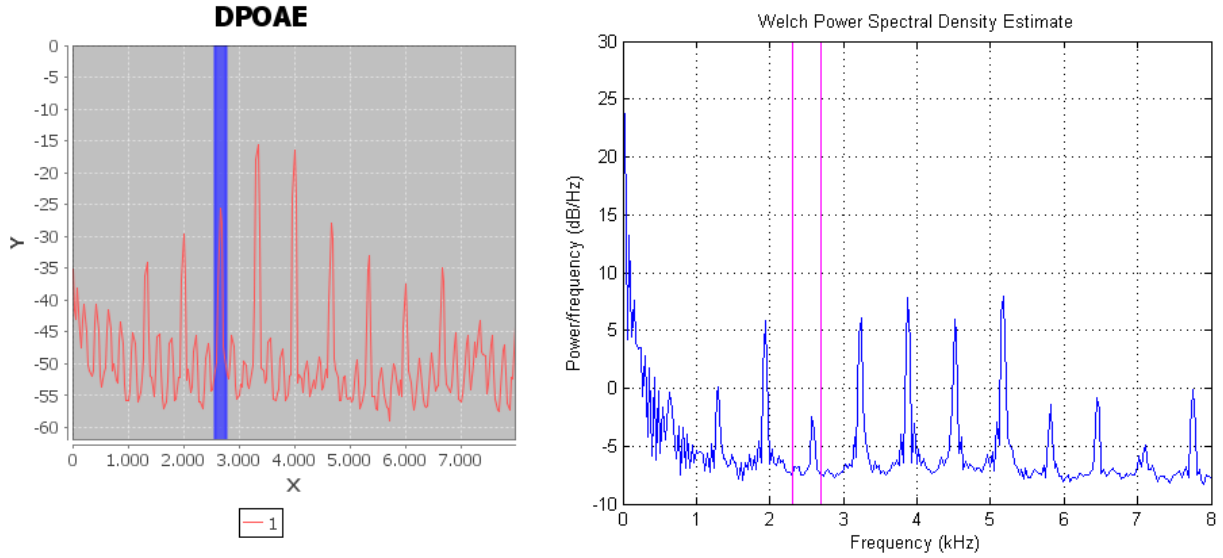


Figura 4.6: Análise da resposta do sinal para o paciente 2 no teste DPOAE

do alcance desejado, considerados ruídos. Foi utilizado um filtro butterworth passa alta com uma frequência de corte de 500 Hz e um outro butterworth passa baixa de 5 kHz.

Como a cóclea é um sistema não linear e o objetivo é identificar as frequências de resposta desse sistema, então é necessário remover primeiro a parte linear desse sinal. Por isso que na Figura 4.7 existem blocos que estão ligeiramente mais na parte superior (parte positiva da amplitude) intercalados com blocos que estão mais na parte de baixo (parte negativa da amplitude) no gráfico. É possível também perceber que parte do ruído foi removido com a aplicação do filtro, devido a amplitude dos sinais apresentados nos gráficos.

O primeiro passo para remover a parte linear foi identificar onde cada um dos pulsos aconteceu. Para isso, é calculada a energia do sinal e , em seguida, definido como um gatilho t que é definido pela subtração da média pelo desvio padrão da energia do sinal e que é a resposta da cóclea, como pode ser visualizado na Figura 4.8.

$$t = \mu_e - \sigma_e \quad (4.9)$$

Com isso, qualquer ponto da energia que seja maior do que esse gatilho t é definido como pertencente a um bloco. Contudo, isso pode se tornar um claro problema pois ruídos

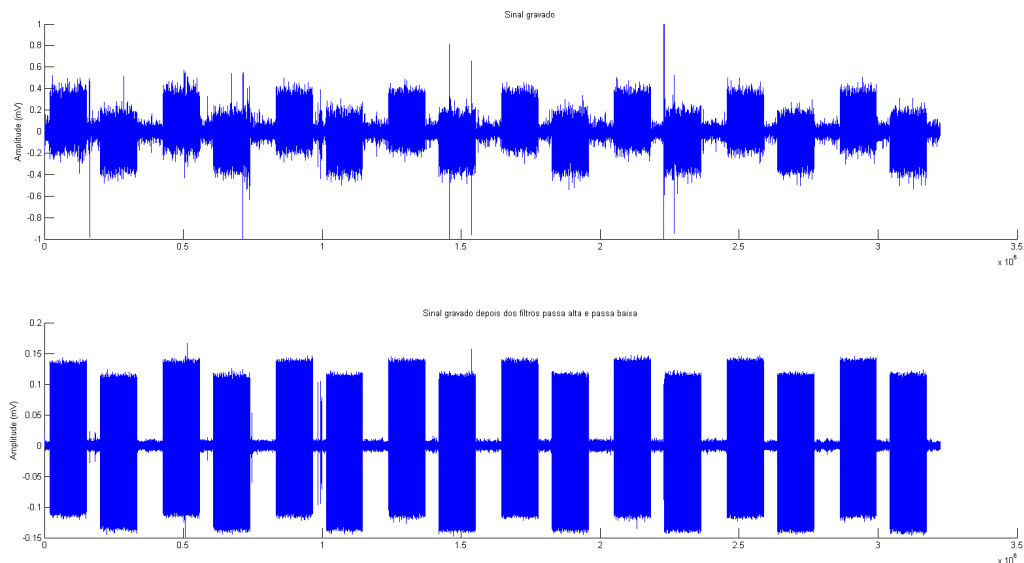


Figura 4.7: Primeira etapa do processo de captura do sinal TEOAE. Aqui são apresentados os sinais capturados, antes e depois de serem filtrados.

podem interferir diretamente no que consideramos um bloco ou não. Para solucionar esse problema, é levando em consideração também a duração dos blocos de energia. Assim, é possível marcar blocos de energia que pertencem de fato ao sinal e ignorar os ruídos.

Feito a separação de cada bloco de positivos e negativos, é necessário separar o início e o fim de cada clique. Esse procedimento é feito similar ao processo de separação dos blocos, mas foi usado uma janela menor, pois agora o foco é encontrar a energia de um único pulso. Ao identificar cada um dos pulsos, soma-se todos os pulsos do bloco para conseguir uma média. A média dos pulsos do bloco positivo é então somada com a média dos pulsos negativos para obter uma resposta sem a parte linear do sinal.

Na Figura 4.9 é possível visualizar 3 gráficos. No primeiro gráfico (o do topo), é amostrado a densidade espectral da resposta de cada click positivo, em azul, e da resposta de cada click negativo, em vermelho. O gráfico do meio é a diferença entre os clicks positivos e negativos. E, por último, o gráfico de baixo é a média da densidade espectral da diferença dos clicks.

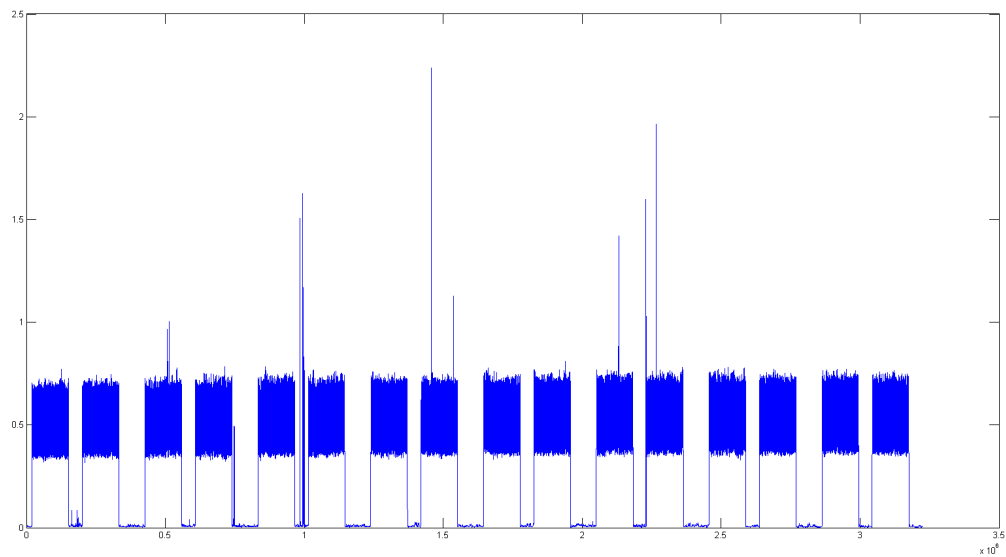


Figura 4.8: Gráfico apresentado a energia de cada bloco de impulsos.

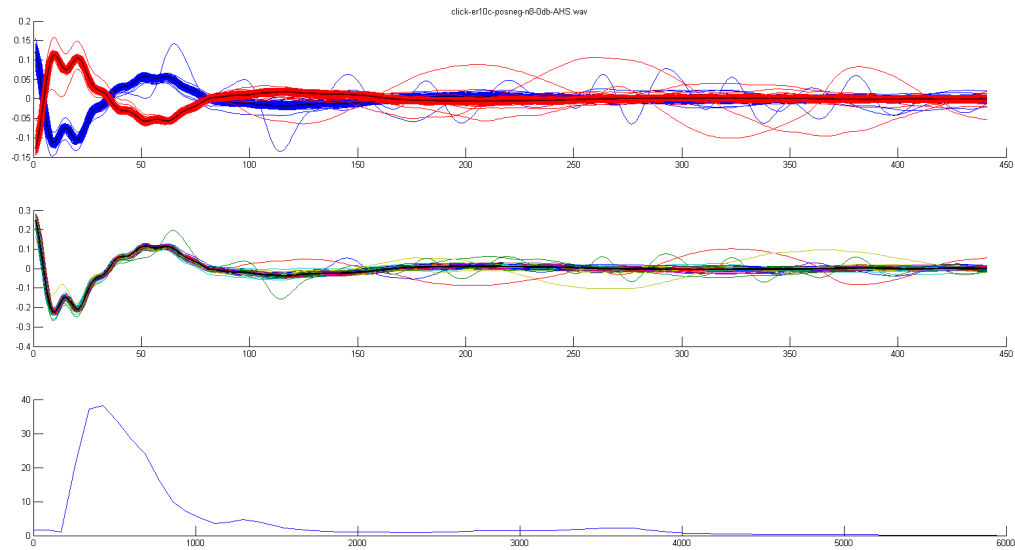


Figura 4.9: Resultados obtidos com o teste TEOAE.

4.4.3 Aplicativo exemplo desenvolvido no Matlab

Além dos resultados já apresentados, também foi implementado um aplicativo no Matlab, com uma interface muito fácil de ser usada por qualquer tipo de usuário. Nesse aplicativo encontram-se algumas coisas interessantes para esse trabalho e a seguir serão apresentadas alguma delas com um pouco mais detalhes. Esse aplicativo pode ser dividido basicamente em quatro partes, como podemos ver os números na imagem.

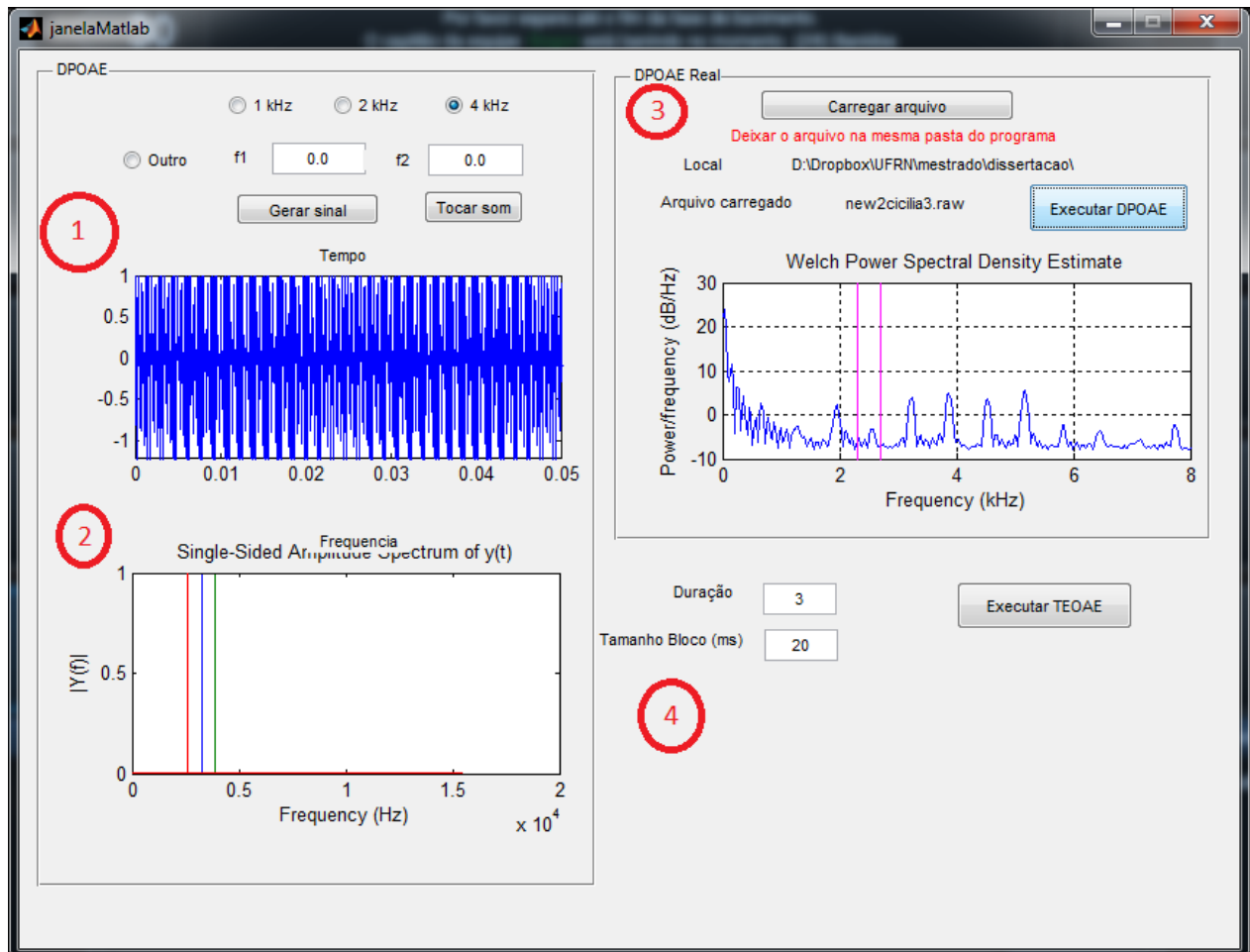


Figura 4.10: Aplicativo desenvolvido no Matlab

1. Na primeira parte do programa é possível configurar e escolher entre frequências pré-definidas ou até mesmo escolher manualmente as frequências para realização do teste DPOAE. Depois de escolhida as frequências, é possível ouvir o som que é gerado pela combinação dos sinais nas respectivas frequências.
2. Na segunda parte do programa, é possível visualizar o gráfico mostrando onde os picos de

frequências para esse tipo de teste devem ser apresentados. Esse resultado é obtido como já mencionado anteriormente nesse trabalho.

3. Na terceira parte, é possível carregar um arquivo do formato *.raw* que contém a gravação de um exame em algum paciente fazendo uso do aplicativo do celular. Ao carregar esse arquivo, é possível analisar a resposta do nosso software.
4. Por último é possível simular um sinal e ouvi-lo para o teste do TEOAE. Para esse sinal é necessário informar o tamanho dos blocos e a duração do sinal como um todo.

Capítulo 5

Conclusão

Pensando em tentar amenizar o problema nacional no que diz respeito a o Exame da Orelhinha em todo o país, o objetivo desse trabalho é explorar a área de processamento de sinais realizando um estudo do processamento das emissões otoacústicas, aplicando algoritmos de processamento de sinais para viabilização da visualização do teste por profissionais da saúde. Foram desenvolvidas rotinas de algoritmos e um aplicativo para desktop no matlab para realizar esse teste de uma forma mais econômica e que eles possam ser realizados também em locais de mais distantes da capital em que os exames são feitos.

Os resultados obtidos através de simulação mostraram que é possível simular os mesmo sinais usados nos testes, ate mesmo ouvi-los e alterar configurações deles (tais como frequência e duração). Os resultados obtidos também foram muito satisfatórios porque as respostas foram apresentadas dentro dos resultados clínicos usados atualmente.

Como perspectivas futuras tem-se: melhorar ainda mais a interface do usuário no programa do MATLAB. Esse programa poderá ser usado em salas de aula, para demonstrar como o teste funciona, os resultados esperados e ate mesmo poder ouvir o som reproduzido durante o teste.

Uma outra perspectiva futura para o trabalho futuro é criar um hardware com um processamento e tratamento de som independente, para que assim ele possa trabalhar juntamente

com o celular na aquisição e processamento dos sinais. Com isso, os testes tornarão-se ainda mais eficientes na questão de mobilidade, podendo ser usadas nas áreas menos favorecidas do país.

Apêndice **A**

A.1 Especificações dos dispositivos

A.1.1 ER-10C - especificações de acordo com a documentação

Entrada

- 2 canais BNC;
- Impedância: $50\ k\Omega$;
- $1V_{RMS} = 72\ \text{dB SPL}$.

Saída do microfone

- 1 canal BNC;
- Impedância: $100\ \Omega$;
- $0\ \text{dB SPL} = 0\ \text{dB}\mu V_{RMS} = 72\ \text{dB SPL}$.

A.1.2 Dispositivo *Android - Samsung Galaxy Nexus*

Entrada

- 1 canal (TRRS - sleeve);

- Impedância: $1\text{ k}\Omega$;
- Aproximadamente 100 mV .

Saída

- 2 canais BNC;
- Impedância: $20\text{ à }50\ \Omega$;
- Voltagem máxima de saída: 1 V_{PP} .

Referências Bibliográficas

- [1] Alessandra Jácomo Loyola, *Emissões Otoacústicas e a Detecção Precoce da Deficiência Auditiva em Recém-nascidos*, CEFAC, 1999.
- [2] Satava, R. M, Simon. I. B. *Teleoperation, telerobotics and telepresence in surgery*. Endoscopy Surge Allied Technology, [S.I.: s.n.], 1998.
- [3] Sabbatini, R. M. E.; Maceratini R. *Telemedicina: a nova revolução*. Revista Informédica. V 1, n. 6, jan/fev 1994.
- [4] Bashshur, R. L. em et al. A new health care delivery system. Annual Review Public Health, n. 21, p. 613-637, 2000.
- [5] 6 Witson, C.; Benschoter, R. *Two-way television: helping the medical center reach out*. American Psychiatry; [S.I.: s.n.], 1972.
- [6] Murphy, R.; Bird, K. T. *Telediagnosis: a new community Health resource*. American Public Health [S.I: s.n.], n. 64, 1974.
- [7] Mobile Health Education,. *Harnessing the Mobile Revolution to Bridge the Health Education & Training Gap in Developing Countries*, Disponível em: <http://www.itu.int/ITU-D/ict/facts/2011/material/ICTFactsFigures2011.pdf> Acesso em: 06 de dezembro, 2013.
- [8] David Kotz, Sasikanth Avancha, Amit Baxi, *A Privacy Framework for Mobile Health and Home-Care System*, SPIMACS'09. 13 nov, 2009, Chicago, Illinois, USA.

-
- [9] Mark Matthews, Gavin Doherty, David Coyle, John Sharry, *Design Mobile Applications to support Mental Health Interventions*, Handbook of Research on User Interface Design and Evaluation for Mobile Technology, Lumsden Jo (Ed.), IGI, Information Science Reference, pp. 635-656, 2008.
 - [10] Chris R. Baker et. al, *Wireless Sensor Networks for Home Health Care*, 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops (AINAW'07), 2007.
 - [11] International Telecommunication Union. *The World in 2011: ICT Facts and Figures*, Disponível em: <<http://www.itu.int/ITU-D/ict/facts/2011/material/ICTFactsFigures2011.pdf>>. Acesso em: 27 jul, 2012.
 - [12] SANA, Care, Anywhere. Disponível em: <<http://sana.mit.edu/>>. Acesso em: 19 jul, 2012.
 - [13] M. Meingast, T. Roosta, and S. Sastry, *Security and privacy issues with health care information technology*, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. Ago, 2006.
 - [14] Edward Givelber, and Julian Bunn, *A comprehensive Three-Dimensional Model of the cochlea*, Elsevier Science, 2002.
 - [15] Qian Yang, Xinyu Chai, *Time Frequency Analysis for Transient Evoked Otoacoustic Emissions in Different Time Windows*, Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology, 27 Annual Conference, Shangai, China, 2005.
 - [16] J. L. Allen, *Cochlear Modeling 1980*, ICASSP, páginas 766-769, Atlanta, Abril 1981.
 - [17] David T. Kemp, Siobhan Ryan, and Peter Bray, *A Guide to the Effective Use of Otoacoustic Emissions*, Ear and Hearing, Vol. 11, No 2, 1990.
 - [18] Stephen Taylor Neely, *Mathematical Models of the Mechanics of the Cochlea*, California Institute of Technology, 1978.

- [19] Hisako Shiraishi, Dr. André van Schaik, *Design of an Analog VLSI Cochlea*, University of Sydney. Electrical and Information Engineering, Março 2006. Disponível em <http://hdl.handle.net/2123/556>. Acesso em: 27 jul, 2012.
- [20] D. O. Kim, C. E. Molnar, J. W. Matthews, *Cochlear Mechanics: Nonlinear Behavior in Two-Tone Responses as Reflected in Cochlear-Nerve-Fiber Responses and in Ear-Channel Sound Pressure*, JASA, páginas 1704-1721, 1980.
- [21] L. Robles, M. A. Ruggero, *Mechanics of the Mammalian Cochlea*, Physiological Reviews, páginas 1305-1352, 2001.
- [22] Z. Bureš, *Human Cochlear Model: A simulink implementation*, FEE, Praga, 2003.
- [23] Edward Givelber, Julian Bunn, *A comprehensive Three-Dimensional Model of the cochlea*, Elsevier Science, 2002.
- [24] F. M. S. Perdigão, *Modelos dos sistemas Auditivo Periférico no Reconhecimento Automático da Fala*, Universidade de Coimbra, 1997.
- [25] D. T. Kemp, *Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system*, J. Acoust. Soc. Am., vol. 64, no.5, páginas 1386-1391, 1978.
- [26] W. E. Brownell, *Observations on a motile response in isolated outer hair cells*, In W. R. Webster & L. M. Aitken (Eds.): *Mechanisms of hearing* (pp. 5-10). Monash University Press., 1983.
- [27] National Institute of Health, *Early identification of hearing impairment in infants and young children*, NIH Consensus Development Conf, Rockville, MD, 1993.
- [28] P. M. Tujal, M. N. Souza, *Stimulus Artifact Cancellation in Click Evoked Otoacoustic Emissions using Linear Prediction*, 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, 17-21 set, 2003.
- [29] James W. Hall, III, *Handbook of Otoacoustic Emissions*, Delmar, Cengage Learning, 2000.

-
- [30] Gaskill, S. A., Brown, A. M. (1990). *The behavior of the of the acoustic distortion product, $2f_1 - f_2$, from the human ear and its relation to auditory senitivity.* Journal of the Acoustical Society of America, 88, 821-839, 1990.
- [31] Rudolf Probst, Brenda L. Lonsbury-Marin, Glen K. Marin, *A review of otoacoustic emissions*, J. Acoust. Soc. Am., Vol. 89, No. 5, mai 1990.
- [32] Rafael E. Delgado, Ozcan Ozdamar, Syed Rahman, and Carlos N. Lopez, *Adaptative Noise Cancellation in a Multimicrophone System for Distortion Product Otoacoustic Emission Acquisition*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 47, no. 9, September 2000.
- [33] Fei Chu, Danfeng Zhang, Xinyu Chai, Xiaoping Qian *A novel Design of a Portable Otoacoustic Emissions Detecting System Based on ARM*, Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference, Shangai, China, September 1-4, 2005.