

**DAS** Departamento de Automação e Sistemas  
**CTC** **Centro Tecnológico**  
**UFSC** Universidade Federal de Santa Catarina

# Wave | **Fit** : Software Brasileiro para Ajuste de Aparelhos Auditivos

*Relatório submetido à Universidade Federal de Santa Catarina  
como requisito para a aprovação na disciplina  
**DAS 5511: Projeto de Fim de Curso***

***André Vicente Milack***

*Florianópolis, fevereiro de 2015*

# **WaveFit: Software Brasileiro para Ajuste de Aparelhos Auditivos**

***André Vicente Milack***

Esta monografia foi julgada no contexto da disciplina  
**DAS5511: Projeto de Fim de Curso**  
e aprovada na sua forma final pelo  
**Curso de Engenharia de Controle e Automação**

***Prof. Eugênio de Bona Castelan Neto***

---

Assinatura do Orientador

Banca Examinadora:

João Carlos Silva dos Santos  
*Orientador na Empresa*

Prof. Eugênio de Bona Castelan Neto  
*Orientador no Curso*

Prof. Jomi Fred Hübner  
*Avaliador*

Eduardo Fensterseifer Schmidt  
Pedro Henrique Prates Peralta  
*Debatedores*

## Agradecimentos

Dedico este espaço para expressar minha gratidão às pessoas que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho.

De forma especial, aos meus pais Maria Antonio Vicente Milack e Arlindo Milack, pela educação, pelo apoio, pelos valorosos conselhos, e pelo esforço incansável que me trouxe à Universidade Federal de Santa Catarina, e ali me fez permanecer até então. Mais do que minha, é deles a conquista da conclusão deste curso.

Aos engenheiros Alexandre André Ferreira e Guillaume Fraçois Gilbert Barrault, pela oportunidade de trabalhar na empresa WaveTech, proporcionando grande aprendizado e crescimento nos âmbitos pessoal e profissional. Ainda na empresa, ao engenheiro João Carlos Silva dos Santos, pela orientação e pelo auxílio na resolução de eventuais problemas ao longo do trabalho. A Pedro Henrique Peralta e Guilherme Nakayama da Silva, pelo conhecimento compartilhado no início do projeto, o que me permitiu dar continuidade ao mesmo. Também a Natan Grando, pelo auxílio e pela parceria no desenvolvimento do WaveFit.

A todos os professores da UFSC que me transmitiram um pouco de seu conhecimento e me ajudaram a crescer como pessoa, em especial o professor Eugênio de Bona Castelan Neto, pela orientação no PFC, e a professora Renata Coelho Scharlach, pela colaboração na parte de *Fitting Assistance*. Aos colegas e amigos do curso, especialmente os da turma 2010.1, pela convivência e pelos momentos inesquecíveis que para sempre levarei na lembrança dos tempos da faculdade.

## Resumo

O ajuste de aparelhos auditivos no Brasil é feito através de softwares fornecidos por fabricantes estrangeiros, já que a maioria dos aparelhos são importados. Tais softwares são desenvolvidos com o propósito de serem utilizados em diversos lugares do mundo, e por isso não podem levar fatores locais em conta.

A WaveTech Soluções Tecnológicas, empresa *startup* de Florianópolis – SC, possui um projeto de software para ajuste de aparelhos auditivos, em colaboração com profissionais da saúde auditiva na região, buscando atender as necessidades dos fonoaudiólogos brasileiros. Este software, denominado WaveFit, deve permitir ao usuário manter um registro de pacientes, inserir audiogramas e realizar o ajuste de aparelhos auditivos. O objetivo deste trabalho é de continuar o projeto, que hoje já se encontra funcional, embora ainda não esteja completo.

Primeiramente foi implementada a comunicação com o hardware utilizando o ARK (*Application Resources Kit*), um kit de desenvolvimento fornecido pela empresa OnSemiconductor, cujos chips são os únicos suportados pelo WaveFit no momento. Esta implementação permitiu executar operações de leitura e gravação nos chips, bem como prever a resposta do aparelho através de um gráfico de acordo com o valor ajustado dos seus parâmetros.

Este trabalho também envolve a integração do WaveFit com o Noah, um sistema unificado voltado para a saúde auditiva que permite o gerenciamento de pacientes, realização de audiogramas e ajuste de aparelhos de diversos fabricantes em um só lugar.

Também foi desenvolvido o *Fitting Assistance*, uma ferramenta para auxiliar o fonoaudiólogo a resolver desconfortos ou problemas relatados por usuários de aparelhos auditivos. Esta ferramenta busca traduzir o problema relatado em ações técnicas a serem tomadas sobre os valores dos parâmetros do aparelho auditivo.

## Abstract

In Brazil, hearing aid devices are adjusted using softwares provided by foreign manufacturers, because most of these devices are imported. Those softwares are developed with the purpose of being used in several places around the world, which causes local aspects not to be taken into account.

WaveTech Soluções Tecnológicas, a startup enterprise from Florianópolis, Brazil, is carrying a project of a software for hearing aid fitting, in collaboration with hearing health care professionals from the region, aiming at satisfying the needs of Brazilian audiologists. This software, called WaveFit, must allow the user to keep a record of patients, insert audiograms and adjust hearing aid devices. The primary goal of this work is to continue the project, which is currently functional, although not yet complete.

At first, the communication between software and hardware was implemented using a development kit called ARK (Application Resources Kit), provided by OnSemiconductor, whose chips are the only ones supported by WaveFit at this time. This implementation allowed read/write operations to be carried out in the memory of the chips, as well as to foresee a hearing aid response in a graph according to the values that were set on its parameters.

This work also involves the integration of WaveFit with Noah, a unified system for hearing health care that provides patients management, audiogram storage and hearing aid fitting interfaces for many manufacturers, all in one single software.

At last, Fitting Assistance was created, which consists of a tool intended to help an audiologist to fix problems or discomforts experimented by hearing aid users. This tool tries to translate the reported problem into technical actions upon the values of the hearing aid parameters.

# Sumário

Agradecimentos.....	4
Resumo .....	5
Abstract .....	6
Sumário .....	7
Simbologia.....	9
Capítulo 1: Introdução .....	10
1.1: Sobre a Empresa .....	12
Capítulo 2: Aspectos da Perda Auditiva .....	13
2.1: Deficiência Auditiva.....	13
2.1.1: Tipos de Deficiência Auditiva .....	14
2.1.2: Compressão Dinâmica.....	15
2.2: Audiometria .....	17
2.3: Aparelhos Auditivos.....	19
2.3.1: Tipos de Aparelhos Auditivos.....	20
2.3.2: Ajuste.....	21
2.4: Noah.....	22
Capítulo 3: WaveFit.....	25
3.1: Módulo de Paciente.....	27
3.2: Módulo de Audiograma .....	28
3.3: Módulo de Seleção de Aparelho .....	29
3.4: Módulo de Ajuste .....	30
3.5: Configurações .....	34
Capítulo 4: Implementação.....	36
4.1: Ambiente de Desenvolvimento.....	36

4.2: Comunicação com o Hardware .....	37
4.2.1: ARK e Interactive Datasheet.....	37
4.2.2: ARKModule.....	39
4.2.3: Integração do ARKModule ao WaveFit.....	41
4.3: Integração do Ajuste com o Noah 4 .....	42
4.4: Fluxo de Procedimentos.....	44
4.5: <i>Fitting Assistance</i> .....	48
4.5.1: Banco de Dados .....	48
4.5.2: Algoritmo de Atuação.....	50
4.5.3: Distância Levenshtein.....	52
4.5.4: Algoritmo de Busca Textual .....	53
4.5.5: Cálculo do Índice de Relevância.....	54
Capítulo 5: Conclusões e Perspectivas .....	57
Bibliografia:.....	58



## **Simbologia**

AASI – Aparelho de Amplificação Sonora Individual

ARK – *Application Resources Kit*

CSV – *Comma Separated Values*

HL – *Hearing Level*

I2C – *Inter-Integrated Circuit*

MVVM – *Model View ViewModel*

SPL – *Sound Pressure Level*

UCL – *Uncomfortable Listening Level*

VA – Via Aérea

VO – Via Óssea

WPF – *Windows Presentation Foundation*

## Capítulo 1: Introdução

A deficiência auditiva atinge uma parcela significativa dos brasileiros. Segundo o censo de 2010 feito pelo IBGE [ 1 ], cerca de 5% da população é acometida por este tipo de deficiência, o que corresponde a mais de 9,7 milhões de pessoas. Uma das formas de melhorar a qualidade de vida delas é o uso de aparelhos de amplificação sonora individual (AASI), que são oferecidos gratuitamente pelo SUS (Sistema Único de Saúde), conforme resolução da portaria nº 587 do Ministério da Saúde. Para se ter uma ideia da demanda, mais de 600 mil aparelhos auditivos foram fornecidos pelo SUS de janeiro de 2012 a abril de 2014, de acordo com publicação do Ministério da Saúde [ 2 ].

O paciente conta com auxílio de um fonoaudiólogo para realizar o ajuste do aparelho auditivo, que ocorre periodicamente. Isto se dá porque a perda da capacidade auditiva de cada paciente é diferente uma da outra, na severidade, nas frequências afetadas e em outros fatores. Para realizar o ajuste de um aparelho auditivo digital se utiliza um software fornecido pelo fabricante do aparelho, que permite ao fonoaudiólogo configurar uma série parâmetros de modo que a resposta do aparelho seja adequada à perda auditiva específica do paciente. Neste contexto, é notável o destaque do Noah, uma plataforma de integração de softwares voltados à saúde auditiva. O padrão Noah é desenvolvido pela HIMSA (*Hearing Instruments Manufacturers' Software Association*) em conjunto com mais de 120 empresas do ramo em todo o mundo.

Devido à falta de tecnologia desenvolvida no país até então, todos os aparelhos fornecidos pelo SUS são importados. O sistema público de saúde é o maior comprador de aparelhos auditivos do país, tendo alcançado 70% do volume de compras em 2007 [ 3 ]. Apesar da existência de próteses auditivas montadas no Brasil, as mesmas não são compatíveis com a plataforma Noah, o que dificulta o processo de ajuste por parte dos fonoaudiólogos. A utilização de aparelhos auditivos estrangeiros implica o uso do software de ajuste dos respectivos fabricantes. Estes softwares são projetados para serem utilizados em diversos países, e por isso não levam fatores locais em conta. O uso de softwares estrangeiros no Brasil se dá através da tradução literal do programa, geralmente do inglês. Isto pode não ser

totalmente adequado para a realidade dos fonoaudiólogos brasileiros, tendo em vista que aspectos culturais por vezes requerem uma estrutura diferenciada para o software, de forma que este possa ser melhor utilizado por profissionais do Brasil.

Tendo esta realidade em vista, a empresa WaveTech Soluções Tecnológicas, de Florianópolis, elaborou um projeto para criar um software brasileiro voltado para o ajuste de aparelhos auditivos. O software, chamado WaveFit, vem sendo desenvolvido desde setembro de 2013, e deve permitir ao fonoaudiólogo cadastrar seus pacientes, registrar seus audiogramas, detectar os aparelhos conectados ao computador e atuar sobre a configuração do aparelho. Uma descrição mais detalhada sobre a especificação do WaveFit é dada no Capítulo 3. Com o objetivo de dar continuidade ao projeto, o autor iniciou suas atividades em agosto de 2014, trabalhando juntamente com o engenheiro orientador na empresa e com outro estagiário. Entre os objetivos específicos deste trabalho podem ser citados:

- Familiarização do autor com o projeto e seu ambiente de desenvolvimento;
- Implementação da comunicação do software com o hardware;
- Conclusão da integração do WaveFit com o Noah;
- Planejamento e implementação do fluxo de procedimentos a serem executados no WaveFit;
- Criação de uma ferramenta interna que auxilie o fonoaudiólogo a resolver problemas ou desconfortos relatados pelo paciente.

Atualmente, o software se encontra em estágio avançado de desenvolvimento, embora ainda não esteja completamente pronto.

No Capítulo 2 deste documento, dá-se uma visão geral sobre o contexto do projeto, que abrange conceitos sobre deficiência auditiva, aparelhos auditivos, softwares de ajuste, entre outros.

No Capítulo 3, como já mencionado, será apresentada uma descrição do WaveFit, dando detalhes do seu funcionamento, dos procedimentos realizados e das funcionalidades que oferece aos fonoaudiólogos, bem como aos administradores do programa.

As contribuições mais significativas do autor para o projeto são apresentadas no Capítulo 4, onde se mostram os métodos de implementação e seu embasamento teórico.

## 1.1: Sobre a Empresa

A WaveTech Soluções Tecnológicas<sup>1</sup> é uma empresa *startup*, fundada em 2012 por seus dois sócios engenheiros, os quais possuem ampla experiência em sistemas embarcados, processamento de imagens e engenharia submarina. Está instalada no edifício CELTA, pertencente ao Parque Tecnológico Alfa, em Florianópolis – SC, e conta com cerca de 15 funcionários.

As atividades da WaveTech abrangem projetos de engenharia biomédica, engenharia submarina, controle ativo de ruído e vibração e geoprocessamento. Entre esses projetos, além do desenvolvimento do WaveFit, destacam-se:

- Supervisão no desenvolvimento do primeiro chip para aparelhos auditivos feito no Brasil (em conjunto com duas empresas nacionais);
- Elaboração de algoritmos de processamento de sinais para aparelhos auditivos;
- Desenvolvimento de um simulador de implante coclear;
- Projeto e design de cápsulas para aparelhos auditivos;
- Aplicativo simulador de próteses auditivas para *iPhone*;
- Desenvolvimento de dispositivo sonar.

---

<sup>1</sup> <http://wavetech-st.com/>

## Capítulo 2: Aspectos da Perda Auditiva

Este capítulo tem por objetivo apresentar alguns conceitos envolvidos no contexto deste trabalho, de forma a facilitar o entendimento do que será exposto nos capítulos posteriores.

### 2.1: Deficiência Auditiva

O ouvido humano possui capacidade para ouvir sons em uma larga escala de intensidade, que vai de aproximadamente 20  $\mu\text{Pa}$  a 20 Pa, sendo Pa a unidade de pressão do sistema internacional (Pascal). Devido à tamanha diferença entre as ordens de grandeza e à forma como o ser humano percebe variações de volume, a intensidade sonora costuma ser tratada em escala logarítmica, e expressa em dB SPL (*Sound Pressure Level*, ou nível de pressão sonora). Adota-se 20  $\mu\text{Pa}$  como valor de referência. Portanto, um som que tenha nível de pressão igual a P em Pascal, terá nível N em decibéis SPL conforme a fórmula a seguir [ 4 ]:

$$N = 20 \log_{10} \left( \frac{P}{20 \cdot 10^{-6}} \right)$$

Sons próximos a 0 dB SPL ficam perto do limiar de audibilidade de um ser humano saudável, isto é, o valor mínimo do nível de pressão sonora necessário para que se consiga escutar. Por outro lado, sons próximos a 120 dB SPL ficam perto do limiar da dor de um ser humano saudável, sendo este limiar o valor máximo do nível de pressão sonora que se consegue ouvir sem sofrer danos fisiológicos nem sentir dor.

No entanto, a percepção do ouvido humano varia de acordo com a frequência do som. O gráfico da Figura 1 mostra o limiar de audibilidade de uma pessoa comum conforme a frequência. O gráfico mostra que a região de frequência mais sensível ao ouvido humano é a que vai de 500 Hz a 4 kHz, que é uma região de extrema importância para o reconhecimento da fala. Já em baixas frequências, o ouvido é relativamente menos sensível.

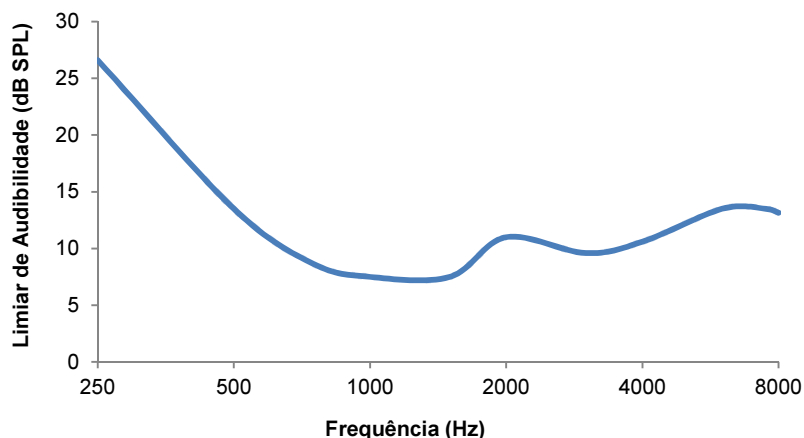


Figura 1 - Limiar de audibilidade em um ouvido saudável<sup>2</sup>.

Uma deficiência auditiva se manifesta através da elevação do limiar de audibilidade, que faz com que o paciente necessite de uma pressão sonora maior para conseguir ouvir. A diferença entre o limite de audibilidade em uma determinada pessoa e outra que ouve normalmente é expressa em dB HL (*Hearing Level*, ou nível de audição).

No dia a dia, essa deficiência se reflete na capacidade de comunicação. Indivíduos com perdas bastante severas são incapazes de ouvir a fala de outras pessoas, exceto quando se grita a uma distância próxima. Já indivíduos com perda auditiva moderada são capazes de ouvir certos fonemas, mas não outros. Isso ocorre porque existem fonemas bastante parecidos, sendo a diferença um pico em torno de uma determinada frequência. Como a perda auditiva pode ser mais acentuada em algumas frequências e menos em outras, uma pessoa pode ouvir uma frase alto o suficiente, mas sem clareza [ 5 ].

### 2.1.1: Tipos de Deficiência Auditiva

As perdas auditivas podem ocorrer de quatro maneiras [ 4 ]:

- **Perda condutiva:** consiste em uma desordem no ouvido médio ou externo que faz com que o som não seja conduzido adequadamente, dando uma sensação semelhante a um ouvido entupido. Pode ser causada por presença de cerume, infecção, lesões aos ossos do ouvido médio ou malformação congênita. Em certos casos pode ser

<sup>2</sup> Dados obtidos de [ 4 ].

corrigida com tratamento ou intervenção cirúrgica. Quando não pode ser corrigida, utiliza-se o aparelho auditivo. Este tipo abrange cerca de 10% das ocorrências de perda auditiva em geral;

- **Perda neurossensorial:** ocorre por mal funcionamento da cóclea (sensorial), e possivelmente também do nervo auditivo (neuro). Pode ser causada por uma diversidade de fatores, incluindo hereditariedade, induzida por ruído, envelhecimento, doença, entre outros. Pessoas com este tipo de perda não ouvem os sons mais suaves, porém, percebem um som forte tão alto quanto uma pessoa sem perda auditiva. Não existem meios de corrigir uma perda neurossensorial, pessoas acometidas por ela geralmente utilizam aparelho auditivo, ou nos casos mais severos, um implante coclear. É o tipo mais comum de perda auditiva, aproximadamente 90% das perdas são desse tipo;
- **Perda mista:** é uma combinação das perdas condutiva e neurossensorial, ou seja, o indivíduo tem tanto os ouvidos médio e externo afetados como a cóclea e, em certos casos, o nervo auditivo;
- **Perda central:** ocorre quando o sistema nervoso auditivo central é afetado, algo bastante raro. Este tipo de perda quase não altera o limiar de audibilidade, mas prejudica a capacidade de reconhecer palavras. Atualmente não existe tratamento disponível.

### 2.1.2: Compressão Dinâmica

O problema da elevação do limiar de audibilidade pode ser resolvido por um aparelho auditivo através da amplificação linear, que consiste em fornecer um ganho fixo nas frequências em que esse limiar é maior do que o normal. Entretanto, isso pode gerar um problema. Nos casos de perda auditiva neurossensorial, que é a mais comum, a elevação do limiar da dor não acompanha a do limiar de audibilidade. Em outras palavras, o indivíduo tem a sua faixa dinâmica reduzida. Isto é melhor ilustrado no esquema da Figura 2.

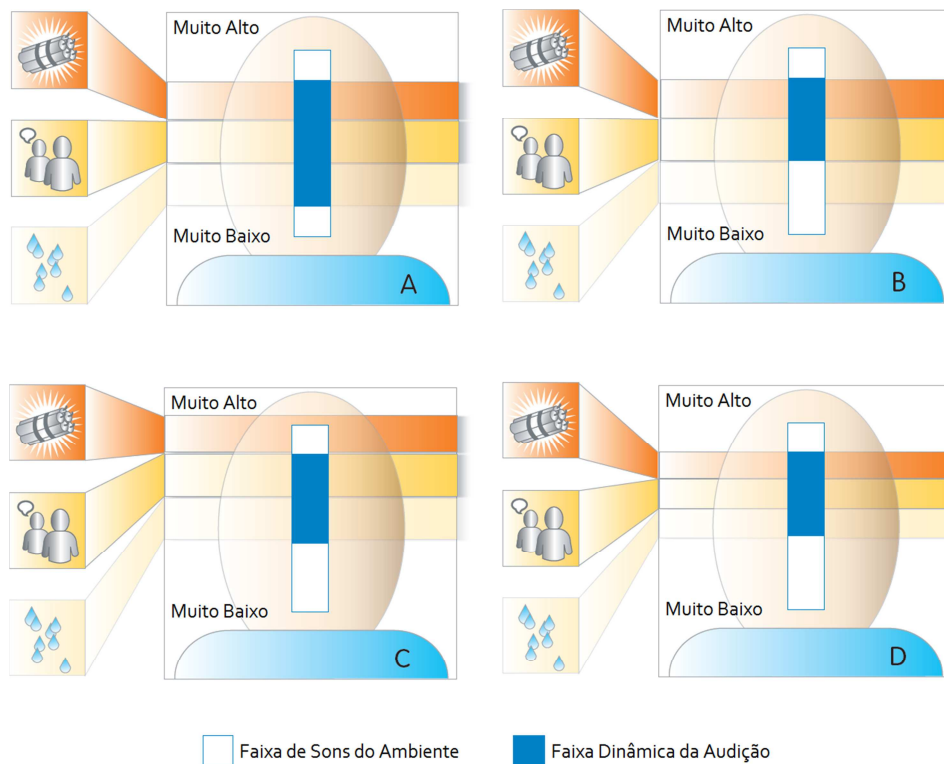


Figura 2 - Esquema ilustrando a importância da compressão dinâmica<sup>3</sup>.

Neste esquema, cada diagrama representa uma faixa de sons que estão sujeitos a ocorrer no ambiente. As três faixas horizontais representam três tipos de sons:

- Som fraco, como o barulho de gotas caindo suavemente;
- Som moderado, como o de uma conversação normal;
- Som forte, como o de um estouro.

A barra azul corresponde à faixa dinâmica, isto é, os sons que a pessoa consegue ouvir, mas sem sentir dor nem sofrer danos. O caso A representa uma pessoa normal, que mantém sua faixa dinâmica preservada. O caso B representa um indivíduo com perda auditiva neurossensorial. Neste caso, o limiar de audibilidade é elevado em relação ao caso A, o que impede a pessoa de ouvir os sons mais suaves, mas mantém o mesmo limiar da dor. O caso C ilustra o mesmo indivíduo do caso B, mas agora usando um aparelho auditivo com amplificação linear. Como resultado, o usuário do aparelho auditivo passa a ouvir os sons suaves

<sup>3</sup> Fonte: adaptado de [ 6 ].



que não conseguia anteriormente, no entanto, começa a sentir desconforto ou dor ao ouvir sons intensos que antes não lhe causavam problema.

A solução deste impasse é apresentada no caso D, chamada de compressão dinâmica. Ela consiste em aplicar ganhos maiores para sons fracos, a fim de que o indivíduo passe a ouvi-los, e ganhos menores para sons mais intensos, de forma que eles não ultrapassem o limiar da dor, preservando o conforto do usuário.

## **2.2: Audiometria**

Existem alguns métodos utilizados pelos fonoaudiólogos para medir a capacidade que um indivíduo tem de ouvir. Entre esses métodos se encontram a audiometria tonal, que avalia a resposta do ouvido a tons puros (senoides), e a audiometria vocal, que avalia a capacidade de compreensão da fala, servindo como um complemento à audiometria tonal. É recomendado que estes exames sejam sempre realizados em uma cabine acústica para evitar interferências do ambiente.

A audiometria tonal é realizada com auxílio de um audiômetro, um equipamento calibrado capaz de gerar sinais sonoros em frequências específicas e com nível de pressão conhecido. As frequências utilizadas para fins de diagnóstico são 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6kHz e 8kHz. Em certos casos, quando a perda é mais acentuada em baixas frequências, também se faz o teste em 125 Hz [ 7 ]. Uma audiometria tonal pode ser do tipo VA, VO, UCL, entre outros.

No tipo VA (Via Aérea), o sinal sonoro é conduzido pelo ar, através de um fone de ouvido. Ao se emitir um sinal, o paciente deve dizer se consegue ouvi-lo ou não. Este teste é feito com as frequências mencionadas acima, variando o nível de pressão do sinal emitido conforme estabelecido por norma, de modo a se descobrir qual o menor nível de intensidade perceptível pelo paciente em cada frequência, com resolução de 5 dB HL. O tipo VO (Via Óssea) é bastante similar, mas a condução do som é feita diretamente pelos ossos, através de um vibrador estimulando a mastoide, que retransmite o sinal aos ossículos do ouvido médio. Já o UCL (*UnComfortable listening Level*, ou *UnComfortable Level of loudness*) mede o nível sonoro que faz o indivíduo se sentir desconfortável, mas sem sentir dor.

Os resultados de uma audiometria são representados em uma forma gráfica denominada audiograma. O eixo das abcissas representa a frequência em escala

logarítmica, enquanto que o eixo das ordenadas representa o nível de audição em dB HL, isto é, o valor de intensidade sonora emitido em dB SPL menos o valor correspondente à mesma frequência no gráfico da Figura 1. O eixo das ordenadas é invertido para facilitar a interpretação. Deste modo, quanto mais para cima se encontra um ponto do audiograma (VA ou VO), menor a intensidade sonora necessária para o paciente conseguir ouvi-lo, portanto, melhor a sua audição naquela frequência. Um exemplo de audiograma pode ser visto na Figura 3.

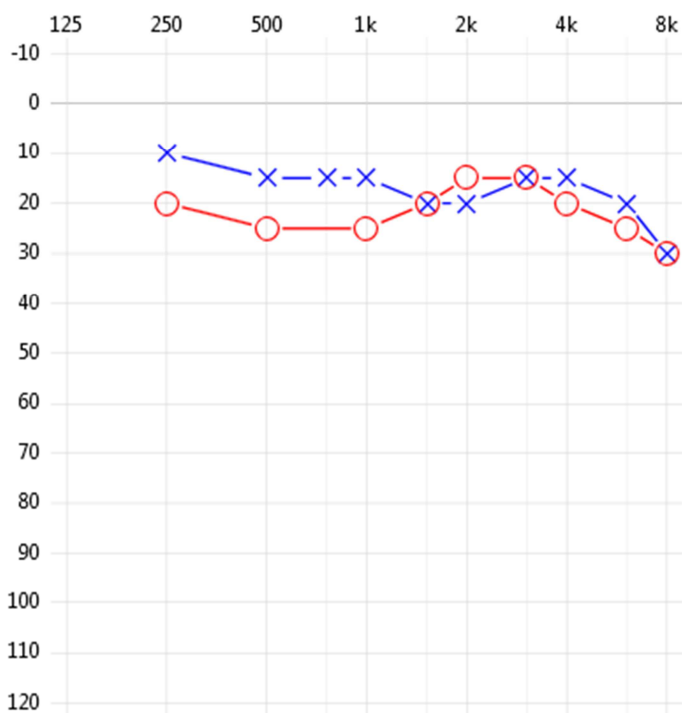


Figura 3 – Exemplo de audiograma do tipo VA.

Por padrão, a orelha esquerda é sempre representada em cor azul, e a direita em cor vermelha. Quando mostrados separados, o audiograma da orelha esquerda é mostrado à direita e vice-versa, pois o fonoaudiólogo vê o paciente sempre de frente. Os símbolos utilizados em um audiograma são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Símbolos utilizados no audiograma.

	Direita	Esquerda
VA	○	×
VO	<	>
UCL	≡	≡

Quanto à severidade da perda auditiva, os valores de um audiograma VA ou VO são interpretados da seguinte forma:

- Normal: valores menores que 10 dB HL;
- Perda mínima: entre 10 dB e 25 dB;
- Perda leve: entre 25 dB e 40 dB;
- Perda moderada: entre 40 dB e 55 dB;
- Perda moderadamente severa: entre 55 dB e 60 dB;
- Perda severa: entre 60 dB e 90 dB;
- Perda profunda: valores maiores que 90 dB.

### 2.3: Aparelhos Auditivos

Através do processamento digital de sinais e da miniaturização de componentes, a tecnologia proporcionou um aumento significativo da qualidade de vida das pessoas com deficiência auditiva. Os aparelhos auditivos (ou próteses auditivas) digitais consistem em um conjunto de elementos capazes de captar o som ambiente, tratá-lo de acordo com as necessidades de um indivíduo com deficiência auditiva e reproduzir o resultado diretamente em seu ouvido. Os componentes que fazem parte dos aparelhos auditivos digitais são [ 5 ]:

- **Microfone:** responsável por converter som em sinal elétrico;
- **Chip:** contém circuitos que fazem a amplificação e o processamento do sinal fornecido pelo microfone;
- **Receptor:** um alto-falante em miniatura, que recebe o sinal elétrico do chip e o transforma novamente em som;
- Uma forma de acoplar o receptor ao canal auditivo do usuário (ex. molde);
- **Bateria:** fornece energia ao circuito eletrônico.

### 2.3.1: Tipos de Aparelhos Auditivos

Existem alguns tipos de aparelhos auditivos quanto ao seu posicionamento durante o uso. O maior deles é o aparelho de bolso (*body aid*), constituído de uma caixa e um molde. A caixa contém os circuitos que realizam o processamento de sinal, os controles e a bateria, e fica guardada no bolso do usuário, pendurado no pescoço ou em um cinto preso ao corpo. O molde, por sua vez, é um elemento projetado anatomicamente para ser inserido na orelha e que conduz o som até a mesma. O receptor fica alojado dentro do molde, e é ligado à caixa por meio de um cabo. Apesar do incômodo de carregar a sua caixa, um aparelho de bolso pode ter amplificadores mais potentes e baterias mais duradouras por um baixo custo devido à maior tolerância na restrição de tamanho.

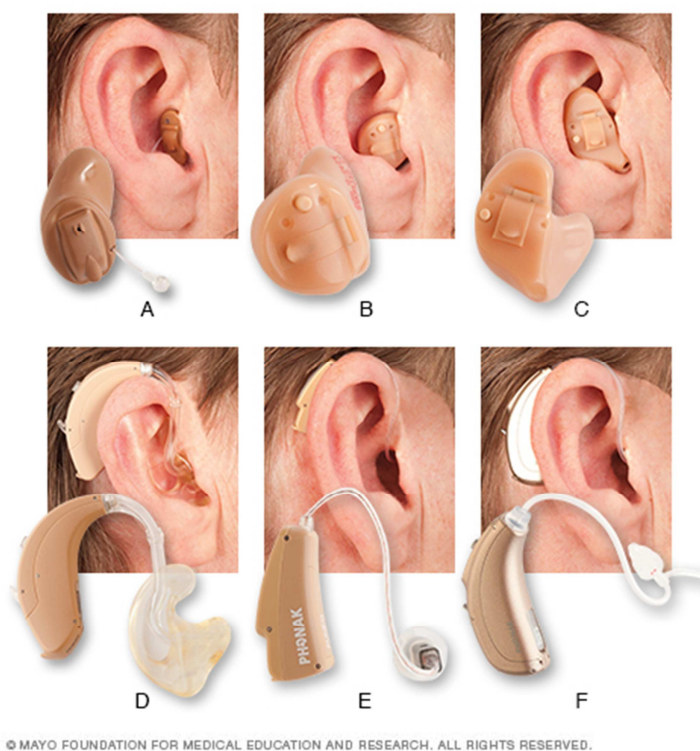
Outro tipo de aparelho é o BTE (*Behind The Ear*), ou retroauricular. O microfone, o receptor, o chip e a bateria são montados dentro de uma cápsula, que é colocada atrás da orelha do usuário. Os aparelhos retroauriculares podem ser de adaptação fechada (convencional) ou aberta (*open fitting*). Nos aparelhos convencionais, o usuário utiliza um molde que conduz o som até o seu ouvido, ligado por um tubo ao receptor do aparelho. Já nos de adaptação aberta, apenas um tubo fino e transparente leva o som até o canal auditivo. Há um novo tipo de aparelhos BTE que são ainda menores, chamados Mini BTE.

Existem também os aparelhos RIC (*Receptor In Canal*), cuja forma é bastante parecida com a dos aparelhos BTE de adaptação aberta. No entanto, em vez do receptor ser montado dentro da cápsula, ele é inserido no canal auditivo, sendo ligado ao aparelho através de um pequeno fio.

O próximo tipo de aparelho é o ITE (*In The Ear*) ou intrauricular, que consiste em uma peça única, inserida na orelha, ocupando toda a concha e mais a metade do canal auditivo. Assim como o molde dos aparelhos BTE e de bolso, os aparelhos intrauriculares são customizados, isto é, produzidos especificamente para o formato da orelha do usuário. Existem variações deste tipo de aparelho que ocupam apenas metade da concha, chamados de HS (*Half-Shell*).

Semelhantes aos do tipo ITE são os aparelhos ITC (*In The Canal*), ou intracanalais, que possuem um formato reduzido, ocupando uma parte bastante

restrita da concha. Há ainda os aparelhos CIC (*Completely In the Canal*), ou microcanal, que cabem inteiramente no canal auditivo.



*Figura 4 - Estilos de aparelhos auditivos<sup>4</sup>.*

A Figura 4 apresenta alguns dos modelos de aparelhos auditivos citados neste tópico. Os aparelhos apresentados são, na respectiva ordem: microcanal (A), intracanal (B), intraauricular (C), retroauricular convencional (D), receptor no canal (E) e retroauricular de adaptação aberta (F).

### **2.3.2: Ajuste**

Conforme pode-se ver através do audiograma, cada paciente possui uma deficiência auditiva diferente, no tipo da deficiência, na severidade, nas frequências mais afetadas, entre outros. Por isso, o uso do aparelho auditivo digital requer um processo de ajuste, de forma que o funcionamento da prótese venha a compensar a perda específica do usuário. Como já mencionado anteriormente, este processo é feito com auxílio de um fonoaudiólogo.

<sup>4</sup> Fonte: <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/hearing-loss/multimedia/hearing-aid-styles/img-20008215>.

Com base na audiometria realizada com o paciente, o fonoaudiólogo faz uma prescrição de ganhos. Isto consiste em determinar qual o ganho que o aparelho auditivo deve ter em cada frequência, para diferentes níveis de intensidade, dando origem às curvas de referência (alvo). O método que faz a ligação entre o audiograma e as curvas de referência é denominado regra de ganho.

Tendo estabelecidas as curvas alvo, o próximo passo será o ajuste dos parâmetros do aparelho, que irão determinar sua configuração, e por consequência, o seu funcionamento. A configuração escolhida deve ser tal que o ganho do aparelho seja o mais próximo possível das curvas de referência. Por vezes também tem o objetivo de corrigir eventuais queixas de pacientes que já utilizam a prótese a algum tempo.

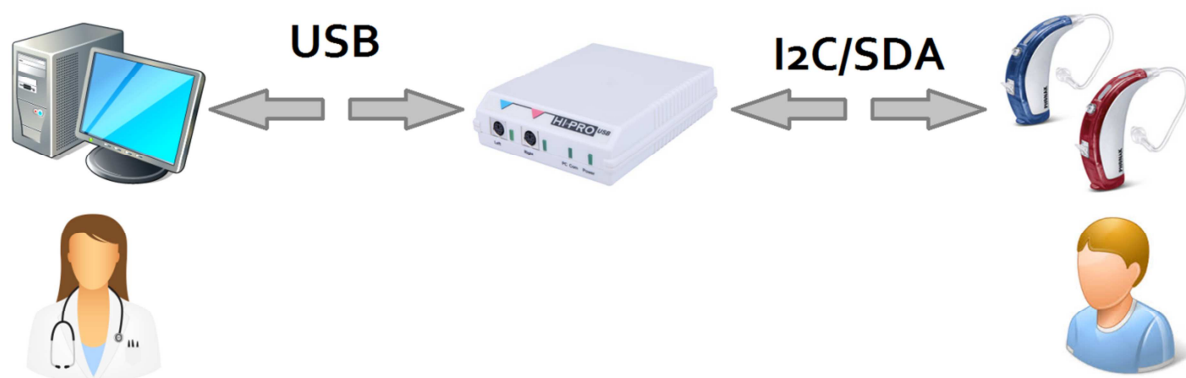


Figura 5 – Diagrama mostrando as conexões para o ajuste do aparelho auditivo<sup>5</sup>.

A configuração de um aparelho auditivo é feita conforme mostra o diagrama da Figura 5. O aparelho é conectado através de um cabo a um dispositivo denominado programadora. Esta comunicação ocorre de acordo com o protocolo I2C (*Inter-Integrated Circuit*). A programadora, por sua vez, se conecta a um computador por meio de um cabo USB (*Universal Serial Bus*). Através do computador, o fonoaudiólogo irá programar o aparelho com os valores adequados para seus parâmetros, utilizando o software do fabricante da prótese.

## 2.4: Noah

O trabalho dos fonoaudiólogos pode ser bastante difícil ao ter de lidar com vários softwares ao mesmo tempo, um para cada fabricante de aparelhos auditivos,

<sup>5</sup> Programadora HI-PRO da GN Otometrics, e próteses auditivas da Phonak.

ou outros instrumentos voltados para a saúde auditiva. Além disso, a comunicação entre esses softwares pode tornar esta tarefa ainda pior, por exemplo, a transferência de audiogramas e informações dos pacientes. Isso levou à criação do padrão Noah, com o objetivo de fornecer aos profissionais da área da saúde auditiva um sistema unificado que permita executar as tarefas voltadas ao cliente.

O padrão Noah pertence à HIMSA (*Hearing Instruments Manufacturers' Software Association*)<sup>6</sup>, fundada em 1993 com sede em Copenhagen, Dinamarca, com o objetivo de desenvolver e comercializar o Noah. Apesar de a HIMSA ser uma organização privada, todos os seus membros participam ativamente da evolução do padrão Noah. Atualmente, mais de 120 empresas são membros da HIMSA, dando suporte a este padrão.

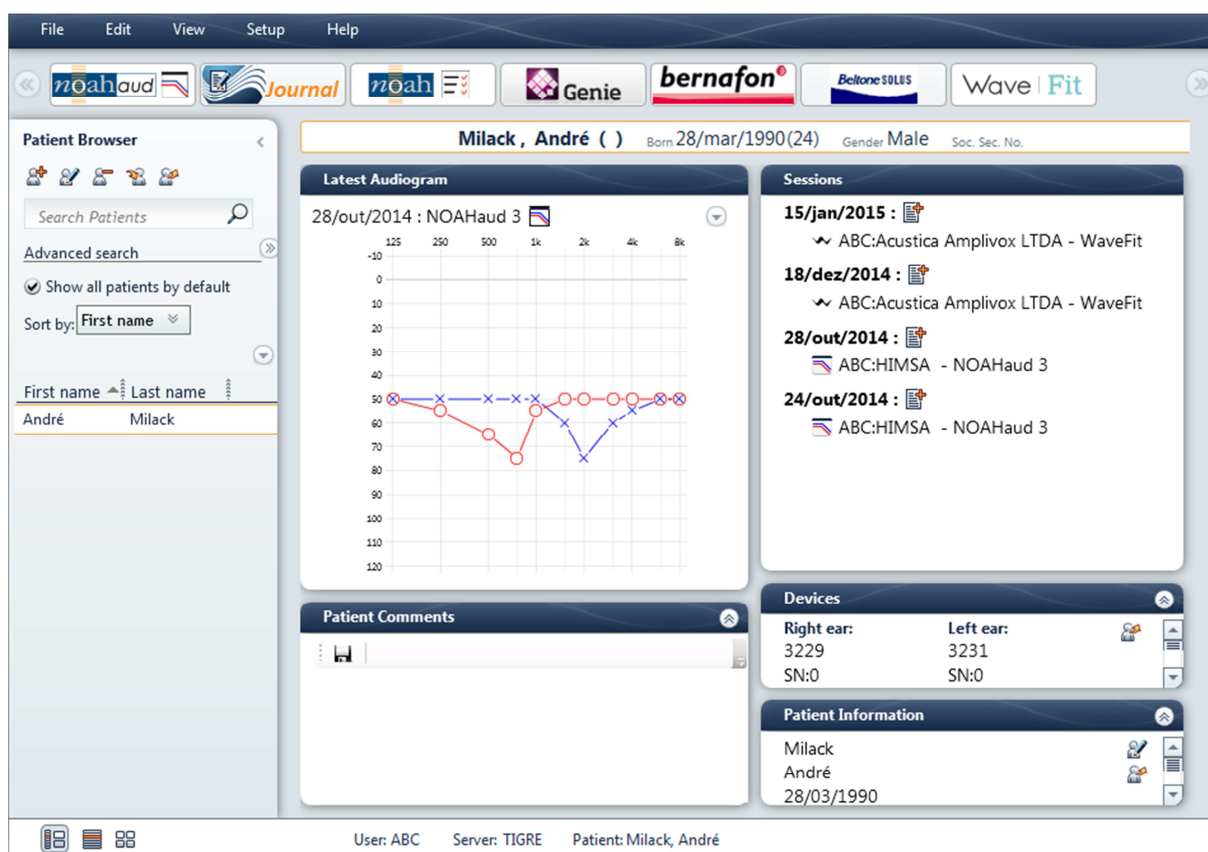


Figura 6 - Tela inicial do Noah.

A Figura 6 mostra a tela do Noah 4, a versão mais recente do software que implementa o padrão desenvolvido pela HIMSA. Ao lado esquerdo da tela, tem-se uma aba para gerenciamento de pacientes. No centro, são mostradas as

<sup>6</sup> <http://www.himsa.com/>

informações do paciente que estiver selecionado, incluindo o seu audiograma, o histórico de sessões e os aparelhos auditivos utilizados. Cada sessão corresponde a uma consulta, que é constituída de ações. Uma ação pode ser uma audiometria, um ajuste, uma seleção de aparelho, etc. Na parte superior da tela, o Noah 4 apresenta os módulos registrados. Cada módulo é fornecido por um fabricante membro da HIMSA, ou mesmo pela própria, e possui uma funcionalidade específica. Por exemplo, o primeiro módulo à esquerda (NOAHaud) permite registrar um audiograma, enquanto que os quatro últimos módulos à direita permitem ajustar os aparelhos auditivos dos respectivos fabricantes.

Portanto, em vez de lidar com diversos softwares ao mesmo tempo, o fonoaudiólogo trabalha com apenas um, que centraliza todas as funcionalidades necessárias para lidar com o paciente, permitindo o ajuste de qualquer aparelho, independente do fabricante. Além disso, a transferência de informações entre os módulos é inerente ao padrão, sendo completamente transparente ao fonoaudiólogo.



## Capítulo 3: WaveFit

Este capítulo tem o objetivo de apresentar o WaveFit ao leitor, dando uma ideia geral sobre o funcionamento do ponto de vista do usuário, sem enfatizar aspectos de implementação. Ressalta-se que parte do que será apresentado neste capítulo não foi implementado pelo autor.

O WaveFit é um software para ajuste de aparelhos auditivos digitais. Seu uso é voltado para clínicas de fonoaudiologia, embora possa ser utilizado facilmente por fonoaudiólogos individuais, que possuam consultório próprio. Feito para o sistema Windows, versão XP ou superior, o software permite aos seus usuários:

- Cadastrar pacientes, mantendo um registro de suas informações e das sessões realizadas;
- Registrar audiogramas do paciente;
- Selecionar o(s) aparelho(s) do paciente e realizar seu ajuste;
- Configurar o próprio software, incluindo o cadastro de novos usuários, gerenciamento de pacientes removidos, registro de novos aparelhos e seus componentes, e adaptação da interface de ajuste.

O WaveFit é projetado tanto para uso *stand-alone*, isto é, como um software isolado, quanto para uso integrado com o Noah 4. No modo *stand-alone*, o software apresenta sua funcionalidade completa, conforme os tópicos citados acima, e todas as informações dos pacientes são armazenadas no banco de dados do programa. Já no uso integrado com o Noah, que tem uma interface própria para registro de pacientes e de seus audiogramas, o WaveFit fornece apenas uma interface para seleção e ajuste de aparelhos, sendo todas as informações do paciente gravadas no banco de dados do Noah.

Atualmente, o software é feito para permitir o ajuste de aparelhos auditivos digitais da WaveTech e de outra empresa parceira. Em ambos os casos, todos os modelos possuem chip fornecido pela empresa americana OnSemiconductor, portanto, o software possui capacidade para programar apenas os chips deste fabricante. No entanto, a WaveTech também possui um projeto para lançar, em

parceria com outras duas empresas nacionais, o primeiro chip brasileiro de aparelho auditivo, ao qual o software deverá dar suporte no futuro.

O WaveFit possui três níveis de permissão para os seus usuários:

- **Usuário fonoaudiólogo:** é o usuário comum, que tem o acesso mais limitado ao programa. Tem permissão para cadastrar, editar ou remover pacientes, inserir audiogramas, selecionar aparelhos e ajustá-los. No entanto, não possui acesso a nenhuma configuração do software;
- **Usuário administrador:** é o usuário com nível intermediário de acesso, planejado para uso do supervisor da clínica. Possui acesso ao gerenciamento de usuário e de aparelhos, podendo registrar novos fonoaudiólogos e administradores, recuperar pacientes removidos e cadastrar, editar ou excluir aparelhos auditivos. Não pode gerenciar chips nem componentes de um aparelho auditivo;
- **Usuário *master*:** é o usuário com acesso total aos recursos do programa, feito para ser usado exclusivamente por funcionários da WaveTech.

A Figura 7 apresenta a tela principal do software. A estrutura da interface é dividida em duas partes: uma barra superior contendo botões de acesso, e a parte inferior, que apresenta o conteúdo do módulo utilizado pelo usuário no momento. No centro da barra superior, existem botões que representam o sequenciamento dos procedimentos realizados para um determinado paciente. Estes botões dão acesso, respectivamente, aos módulos:

- Módulo de Paciente;
- Módulo de Audiograma;
- Módulo de Seleção de Aparelho;
- Módulo de Ajuste.

Tais módulos serão detalhados nos subcapítulos seguintes. Já no canto superior direito, existem botões para configuração do software, ajuda e *logout*, sendo que o de configuração estará desabilitado para o usuário fonoaudiólogo.

The screenshot displays the WaveFit software interface. At the top left is the logo 'Wave | Fit'. To its right are navigation icons: a person, an ear, a refresh symbol, and a list of tools. Further right are icons for settings, help, and a document. Below the header is a 'Pacientes' section with a search bar and buttons for 'Novo', 'Editar', and 'Remover'. A table lists five patients with columns for 'Id', 'Nome', 'Sobrenome', 'Data de Nascimento', 'Última Consulta', and 'Próxima Consulta'. Below this is a 'Formulário' section with 'Configurar' and 'Esconder' buttons, containing a form for patient details. To the right is a 'Histórico' section with 'Ver' and 'Usar' buttons, showing a list of sessions and two audiogram graphs for 'Orelha Direita' and 'Orelha Esquerda'.

Id	Nome	Sobrenome	Data de Nascimento	Última Consulta	Próxima Consulta
1	Guillaume	Barrault	01/01/1980		15/10/2016
2	Alexandre	Ferreira	03/01/1983		Clique para agendar
3	João Carlos	Silva dos Santos	01/01/1980	15/01/2015	Clique para agendar
4	André Vicente	Milack	28/03/1990	26/01/2015	27/01/2015
5	Natan	Grando	01/01/1990	16/01/2015	05/02/2015

Figura 7 - Tela principal do WaveFit.

### 3.1: Módulo de Paciente

Conforme mostrado na Figura 7, o módulo de paciente faz parte da tela principal do software. Neste módulo, o usuário tem acesso à lista de pacientes cadastrados. Um campo de pesquisa permite obter mais rapidamente o usuário procurado. Botões na parte superior da lista permitem inserir, editar e remover um paciente. Quando um usuário é removido, ele não é imediatamente apagado do banco de dados, mas sim deixado inativo. Um usuário administrador ou *master* poderá resgatá-lo em caso de remoção acidental.

Na parte inferior tem-se um formulário usado para exibir informações gerais do paciente (nome, identidade, endereço, etc.), ou para introduzi-las e modificá-las ao inserir ou editar um paciente. O usuário pode definir quais destas informações são obrigatórias e quais não são. Ao lado do formulário, tem-se o histórico do paciente. Cada item do histórico corresponde a uma sessão, isto é, uma consulta, constando a sua data e o usuário (fonoaudiólogo) que a realizou. Uma sessão, por sua vez, consiste em ações, cada qual pode ser uma audiometria ou um ajuste. Ao

selecionar uma ação do histórico, um gráfico em miniatura exibe o seu conteúdo. Em se tratando de uma audiometria, o usuário poderá clicar em “Ver” para visualizá-la em uma tela mais ampla, ou também clicar em “Usar”, para iniciar uma nova audiometria baseada naquela que está selecionada, direcionando o usuário ao módulo de audiograma. Já em caso de um ajuste, o botão “Ver” não possui função. O botão “Usar”, por sua vez, permite iniciar um novo ajuste baseado no que está selecionado, direcionando o usuário ao módulo de ajuste. Neste caso, os aparelhos escolhidos no ajuste selecionado devem estar devidamente conectados. O formulário e o histórico podem ser expandidos para melhor visualização.

Ao final de uma sessão (ou quando for adequado ao usuário), pode-se agendar a data da próxima consulta, que aparece na última coluna da lista de pacientes. Os pacientes que farão a próxima consulta em breve aparecerão em uma cor diferenciada, para que o usuário possa tomar consciência deste fato.

### 3.2: Módulo de Audiograma

O módulo de audiograma tem a função de registrar uma nova audiometria para um determinado paciente. A tela deste módulo pode ser vista na Figura 8.

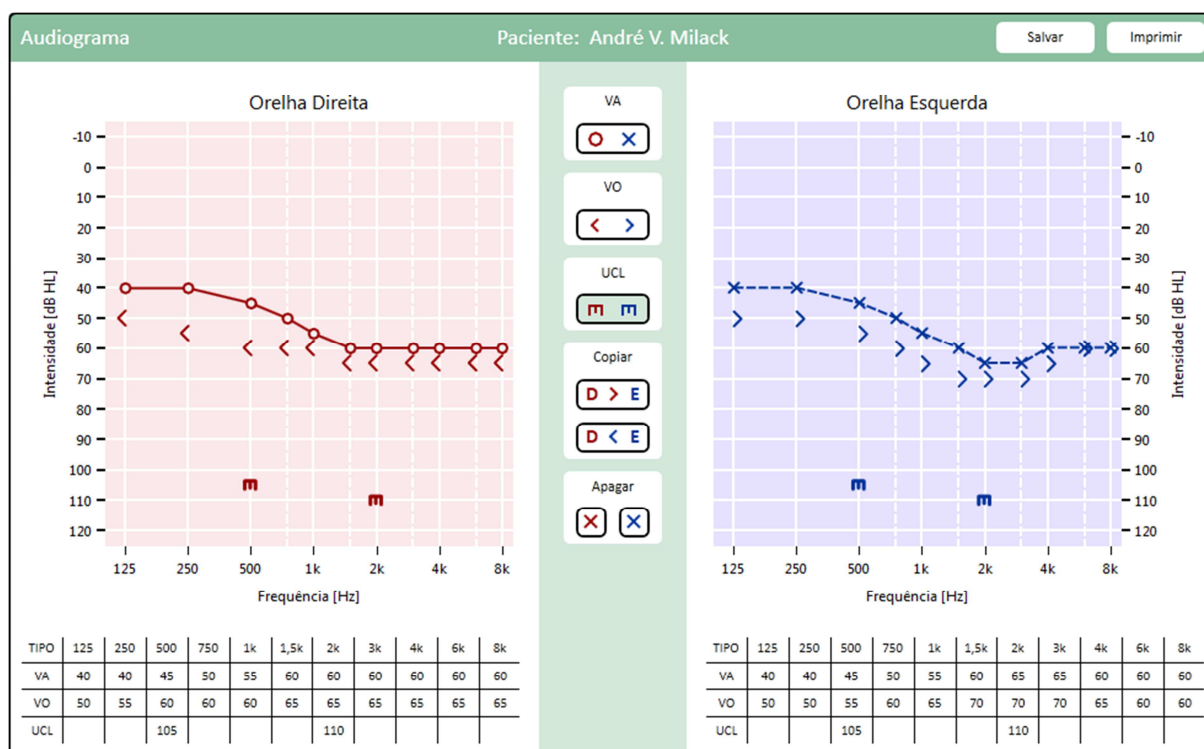


Figura 8 - Tela do módulo de audiograma.

Ao realizar uma audiometria, o fonoaudiólogo obterá os pontos de resposta do ouvido do paciente, os quais deverão ser inseridos no software. Isto pode ser feito de duas formas: escolhendo o tipo de audiograma (VA, VO ou UCL) no menu central, e em seguida clicando com o botão esquerdo do mouse sobre o gráfico desejado, ou alterando o valor diretamente na tabela que está logo abaixo, na linha do tipo desejado de audiograma. No menu central se tem a opção de copiar os pontos de um lado para outro, e também de apagar a curva. Na parte superior direita da tela existem botões para salvar a audiometria e imprimi-la.

### **3.3: Módulo de Seleção de Aparelho**

Ao clicar no botão do módulo de seleção de aparelho, na barra superior, o programa executa um procedimento de detecção de hardware. Primeiramente, o software procura por uma programadora conectada ao computador. Em seguida, verifica qual o tipo de chip que está conectado em cada lado. De posse dessa informação, é feita uma busca no banco de dados por aparelhos que utilizam os chips encontrados. Durante todo este processo, podem ocorrer erros ou resultados inesperados, por exemplo, de o software não encontrar a programadora, ou os chips, ou mesmo um aparelho compatível no banco de dados. Nestas situações o usuário tem a opção de tentar executar o processo novamente ou de prosseguir em modo de simulação. Neste último caso, o usuário faz todo o processo de ajuste do aparelho auditivo sem que o mesmo esteja conectado.

Após a detecção de hardware, abre-se a tela mostrada na Figura 9. Na parte central da tela, o usuário escolhe um aparelho auditivo para cada orelha. As opções disponíveis serão somente aquelas compatíveis com os aparelhos conectados e que foram encontrados no banco de dados, exceto no modo de simulação, em que todos os aparelhos cadastrados se encontram disponíveis. Ainda na parte central o usuário escolhe o receptor (quando existir mais de um) e também o diâmetro da ventilação. Informações técnicas do aparelho são mostradas mais acima. Em cada lado é mostrado o audiograma de cada orelha, e logo abaixo é exibida uma ilustração do aparelho selecionado. No audiograma é exibida uma faixa em destaque, correspondente à faixa de ganhos que o aparelho selecionado tem capacidade de aplicar. No canto superior direito existe o botão Detectar, que repete o procedimento de detecção de hardware, caso o usuário deseje fazê-lo novamente.

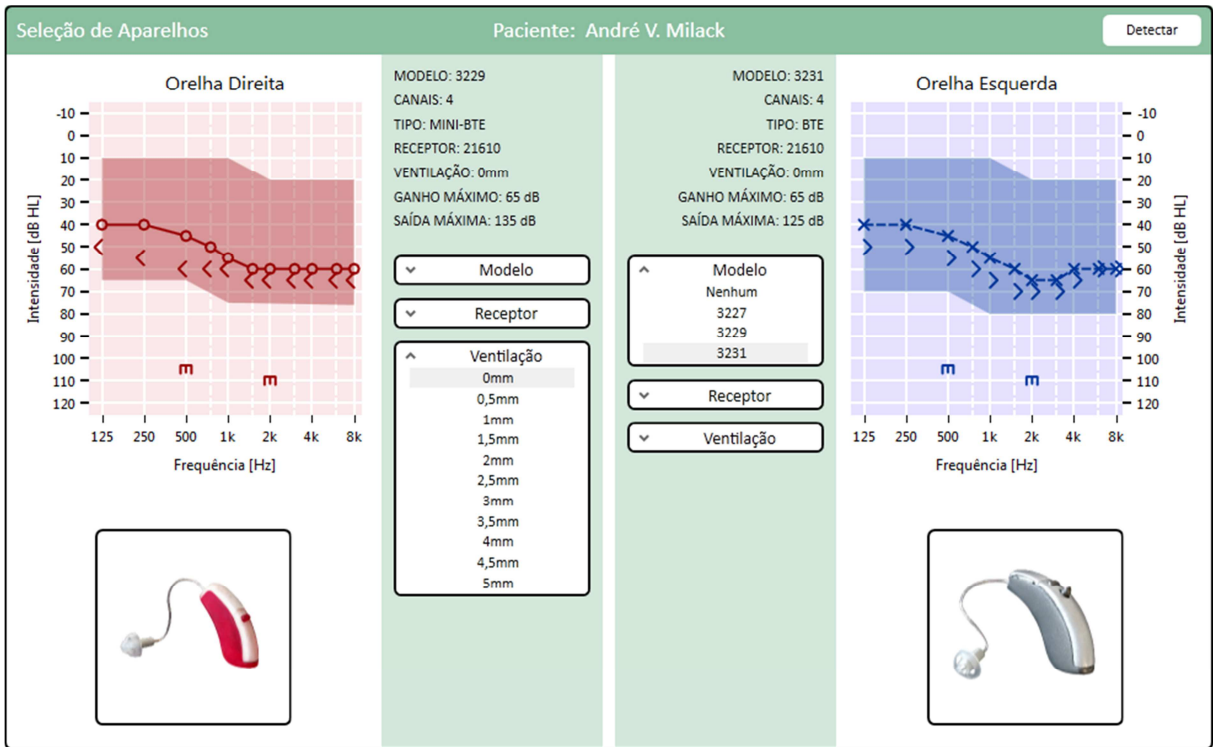


Figura 9 - Tela do módulo de seleção de aparelho.

### 3.4: Módulo de Ajuste

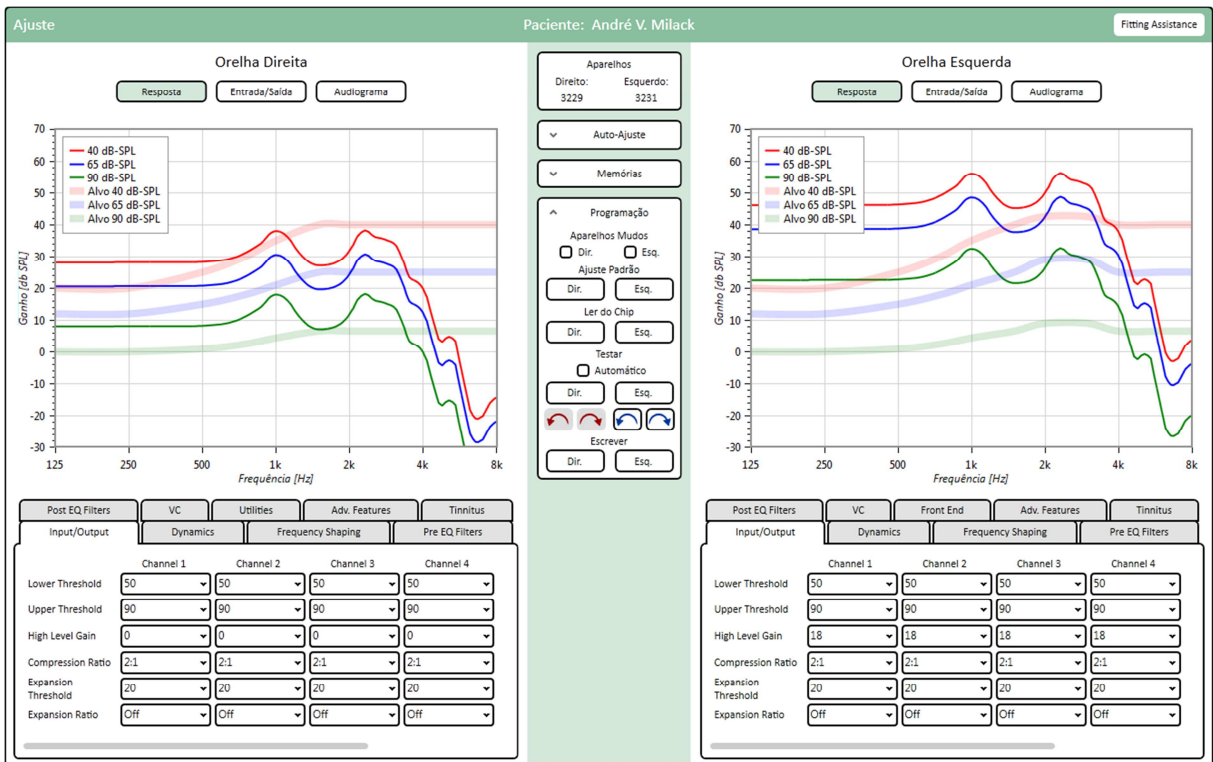


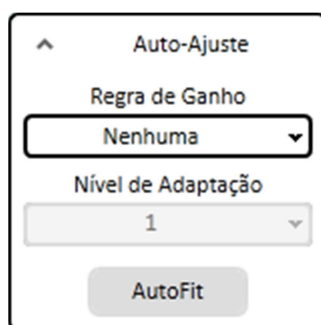
Figura 10 - Tela de ajuste.

De forma semelhante como ocorre a detecção do hardware antes de abrir a tela de seleção de aparelho, faz-se a inicialização dos aparelhos auditivos antes de abrir a tela do módulo de ajuste, mostrada na Figura 10. O módulo de ajuste apresenta um menu central e uma interface de ajuste para cada orelha. Nesta interface, mostra-se um gráfico na parte superior e um painel logo abaixo contendo um conjunto de controles para alterações dos parâmetros. O gráfico exibido pode ser escolhido através dos três botões que estão acima do mesmo:

- **Resposta:** apresenta uma previsão da intensidade sonora na saída do aparelho de acordo com a frequência de um sinal captado pelo microfone. São exibidas três curvas, variando-se o nível de intensidade do sinal de entrada;
- **Entrada/Saída:** apresenta a intensidade sonora na saída do aparelho de acordo com a intensidade do sinal de entrada. Novamente, são exibidas três curvas, variando-se a frequência do sinal;
- **Audiograma:** exibe o último audiograma salvo para o paciente que está sendo atendido.

A interface do painel de parâmetros é diferente para cada aparelho, pois contém os parâmetros disponíveis no chip específico que está sendo usado, e também pode ser configurada.

O menu central contém três conjuntos de opções, sendo o primeiro deles o Auto-Ajuste, mostrado em detalhe na Figura 11.

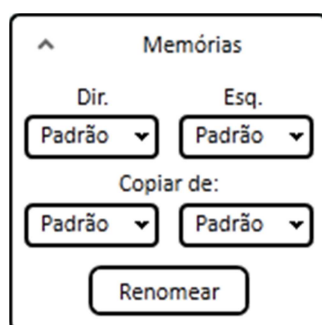


*Figura 11 - Detalhe das opções de Auto-Ajuste.*

As opções de auto-ajuste têm a função de ajustar automaticamente os valores dos parâmetros do aparelho auditivo, de forma a compensar a perda auditiva do paciente, expressa no seu audiograma. Para isso, primeiramente o usuário

seleciona uma regra de ganho. Esta regra de ganho irá utilizar as informações do audiograma para gerar as curvas de referência, que são as curvas de resposta em frequência que o aparelho deve ter para compensar a perda auditiva do paciente específico. Estas curvas irão aparecer para o usuário no gráfico de resposta. O WaveFit oferece duas opções de regra de ganho: a FIG6 e a Wave, sendo esta última proposta pela empresa. A regra Wave leva em conta o nível de adaptação do paciente, isto é, se o paciente já está acostumado ao uso do aparelho auditivo ou não. O botão AutoFit irá executar um algoritmo para alterar os valores dos parâmetros do aparelho para que as curvas de resposta em frequência do mesmo sejam o mais próximo possível das curvas de referência.

Outro conjunto de opções do menu central é o de Memórias, mostrado em detalhe na Figura 12. Nele, o usuário pode trocar entre os perfis de memória do aparelho, renomeá-los, ou copiar a configuração dos parâmetros de um perfil para o outro.

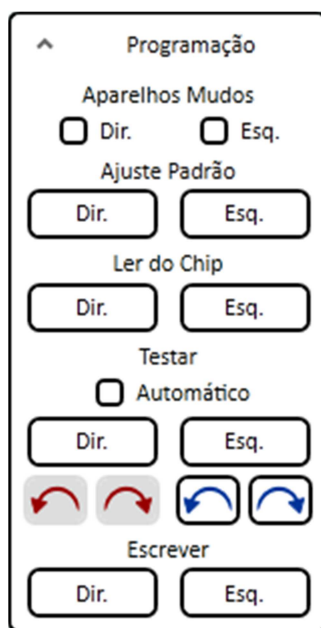


*Figura 12 – Detalhe das opções de Memórias.*

Por fim, o terceiro conjunto de opções do menu central é o de Programação, que aparece em detalhe na Figura 13. Nele, o usuário pode colocar o aparelho em mudo, ou ativá-lo novamente, carregar os valores padrão de ajuste, ler os valores dos parâmetros gravados no aparelho, e testar ou escrever no aparelho o ajuste realizado. Por testar o ajuste entende-se gravar os valores dos parâmetros na memória RAM do aparelho, de forma não definitiva, mas que permite ao usuário sentir o ajuste que está sendo feito. A opção de teste Automático faz com que o ajuste seja testado logo após qualquer mudança no valor de um parâmetro. Ainda sobre o teste do ajuste, têm-se os botões em forma de setas. Toda vez que se clica no botão de testar, o software armazena a configuração atual do aparelho em uma lista. Ao clicar na seta para a esquerda, o programa resgata o ajuste anterior, e na



seta para a direita, resgata o ajuste posterior. Isso permite ao paciente comparar diretamente duas ou mais opções de ajuste, basta ir e voltar entre as configurações testadas. Já o botão Escrever grava o ajuste na memória EEPROM do aparelho, isto é, de forma definitiva, sobrescrevendo os valores dos parâmetros. Além disso, este botão grava o ajuste efetuado no banco de dados do programa, permitindo que este ajuste seja utilizado como base no futuro.



*Figura 13 - Detalhe das opções de Programação.*

No canto superior direito da tela de ajuste, existe o botão de Fitting Assistance, que consiste em uma ferramenta para auxiliar o fonoaudiólogo a resolver um problema ou desconforto relatado pelo paciente, quando este volta a fazer uma consulta após certo tempo de utilização do aparelho auditivo. Ao clicar neste botão, abre-se uma aba, conforme mostrado na Figura 14.

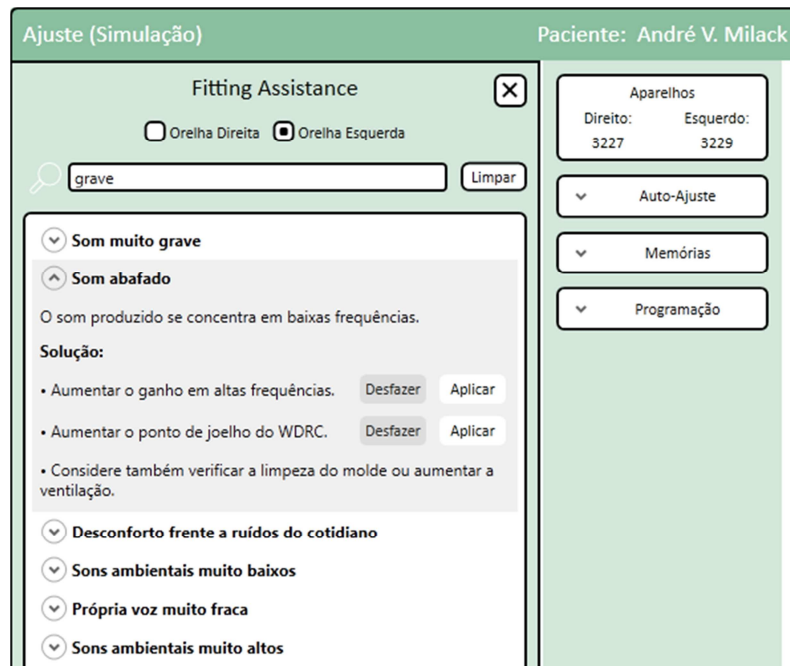


Figura 14 – Detalhe da interface do Fitting Assistance.

A interface do *Fitting Assistance* contém uma lista de problemas dos quais os pacientes reclamam com certa frequência. Ao ouvir o relato de um paciente, o fonoaudiólogo poderá extrair palavras-chave e inseri-las no campo de pesquisa, filtrando os problemas que possuem maior relevância em relação às palavras-chave digitadas. Ao ser selecionado, um item da lista irá se expandir, revelando uma descrição do problema e possíveis soluções. Ao lado de cada solução, existe o botão *Aplicar*, que altera os parâmetros do aparelho do lado selecionado nos botões da parte superior, de acordo com as orientações mostradas ao usuário. Após clicar no botão *Aplicar*, o usuário também terá a opção de desfazer. Existem também soluções que não envolvem alterações nos parâmetros do aparelho, como por exemplo, verificar a limpeza do molde.

### 3.5: Configurações

As configurações do WaveFit podem ser acessadas por usuários do tipo administrador ou *master* através do botão de configuração na tela principal, conforme ilustrado anteriormente na Figura 7. Neste momento, o botão de configuração toma outra forma, de modo que, quando acionado, retorna à tela principal.

Ao entrar nas configurações, o usuário *master* tem acesso a telas de gerenciamento através dos botões da barra superior. Entre estas telas, encontram-se:

- **Gerenciamento de usuários e pacientes removidos:** permite adicionar e remover contas de *login* para acesso do software (fonoaudiólogos e administradores) e também recuperar pacientes que tenham sido removidos;
- **Gerenciamento de aparelhos:** permite adicionar, remover e editar os modelos de aparelhos auditivos disponíveis para ajuste;
- **Gerenciamento de chips:** permite criar novos modelos de chips e alterar a forma de como os parâmetros de cada chip são mostrados na tela;
- **Gerenciamento de receptores:** permite adicionar, remover e editar receptores que podem ser usados para fazer parte de aparelhos auditivos, bem como alterar suas curvas de sensibilidade e de saturação;
- **Gerenciamento de microfones:** permite adicionar, remover e editar microfones e sua curva de sensibilidade;
- **Gerenciamento do *Fitting Assistance*:** permite adicionar, remover e editar os problemas a serem resolvidos pelo *Fitting Assistance*, incluindo sua descrição, suas palavras-chave e os parâmetros a serem alterados.

## Capítulo 4: Implementação

Este capítulo tem o objetivo de descrever as principais contribuições do autor ao projeto WaveFit, dando detalhes sobre a implementação, bem como o seu embasamento. Resumidamente, tais contribuições foram:

- Implementação da comunicação do software com o hardware;
- Integração do WaveFit com o Noah 4;
- Implementação do fluxo de procedimentos;
- Desenvolvimento do *Fitting Assistance*, uma ferramenta para auxiliar a resolução de problemas e desconfortos do paciente com o aparelho auditivo.

### 4.1: Ambiente de Desenvolvimento

O WaveFit é desenvolvido em linguagem C#, orientada a objetos, através do ambiente de desenvolvimento Visual Studio 2012. É utilizada a tecnologia WPF (*Windows Presentation Foundation*), que é um sistema para criação de aplicações para Windows. O WPF utiliza uma gráficos vetorizados e independente de resolução, aproveitando recursos modernos do hardware existente. As interfaces desenvolvidas em WPF são criadas através da linguagem XAML (*eXtensible Application Markup Language*), que permite uma rica composição de elementos gráficos, possibilitando a criação de interfaces bastante sofisticadas. Já o comportamento destas interfaces é escrito em C# através do chamado *Code Behind*. O XAML também permite *Data Binding*, uma forma de automatizar a ligação entre os controles da interface e a propriedade que eles representam no código, permitindo também a validação de dados de uma forma mais transparente.

Durante o desenvolvimento do WaveFit, buscou-se seguir a metodologia MVVM (*Model View ViewModel*), amplamente baseada no padrão MVC (*Model-View-Controller*). No MVVM, cada interface XAML consiste em uma *View*, que deve conter apenas elementos de visualização, e em seu *Code Behind* deve haver a implementação apenas de lógica relacionada à interface. A lógica interna do programa e o gerenciamento de seus dados são implementados em uma camada

separada, denominada *Model*. A lógica de apresentação dos dados é descrita em um objeto especial, denominado *ViewModel*, que faz a ponte entre as camadas *View* e *Model*. Um diagrama ilustrando a interação entre as camadas é apresentado na Figura 15.

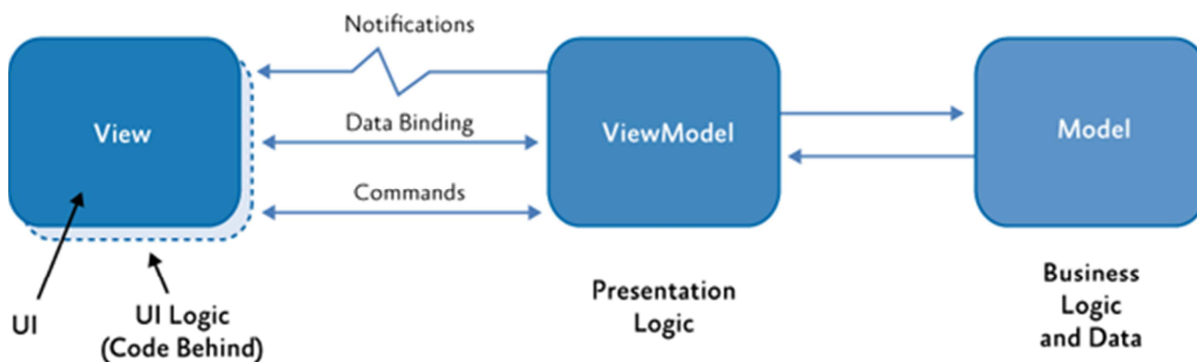


Figura 15 - Interação das camadas do padrão MVVM<sup>7</sup>.

## 4.2: Comunicação com o Hardware

Conforme mencionado no Capítulo 3, o WaveFit interage com a programadora no procedimento de detecção de hardware, ao inicializar os aparelhos, e ao executar o ajuste. Como o WaveFit permite o ajuste apenas de chips fornecidos pela empresa OnSemiconductor, a comunicação do software com o hardware foi feito por meio de um kit de desenvolvimento disponibilizado pelo próprio fabricante: o ARK (*Application Resources Kit*)<sup>8</sup>.

### 4.2.1: ARK e Interactive Datasheet

O ARK consiste em um conjunto de DLLs (*Dynamic-Link Library*) contendo objetos COM (*Component Object Model*). COM é um padrão de interface binária desenvolvido pela Microsoft e introduzido em 1993. Este padrão define uma forma de implementar objetos independentemente da linguagem, permitindo que estes objetos sejam utilizados em ambientes diferentes daqueles em que foram criados, como é o caso do uso do ARK no WaveFit.

Entretanto, o ARK carece de uma documentação detalhada, limitando-se a oferecer o código-fonte do IDS (*Interactive Datasheet*), que é uma aplicação

<sup>7</sup> Fonte: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/gg405484%28v=pandp.40%29.aspx>

<sup>8</sup> <http://ark.onsemi.com/>

completa de exemplo. Por isso, boa parte do tempo dedicado à implementação da comunicação com o hardware foi destinado a inspecionar o código desta aplicação, escrita em Visual Basic 6.0.

Uma imagem do programa *Interactive Datasheet* pode ser vista na Figura 16. Basicamente, esta aplicação permite alterar os parâmetros de um aparelho, visualizar os gráficos de ganho e entrada/saída, ler e gravar na memória, entre outros.

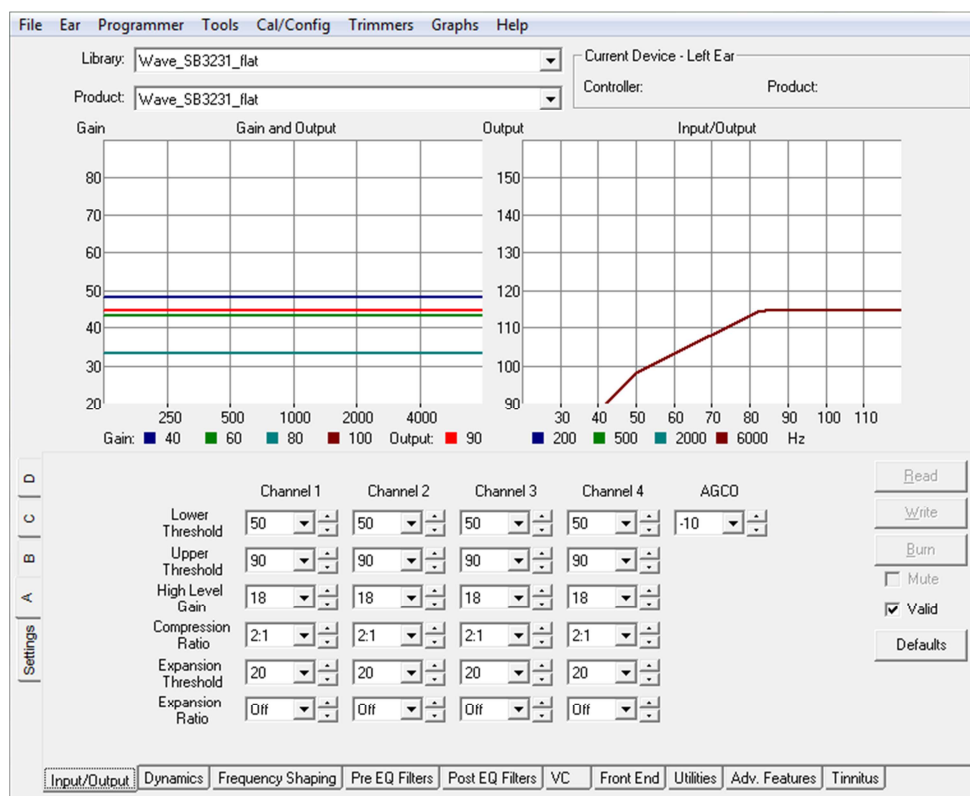


Figura 16 - Tela principal do *Interactive Datasheet*.

O usuário seleciona o tipo de programadora que está conectada e em qual dos ouvidos deseja trabalhar (esquerdo ou direito). Em seguida, são escolhidos uma biblioteca (*Library*) e um produto (*Product*), itens que fazem parte da estrutura do ARK.

No contexto do ARK, um produto representa um aparelho auditivo, sendo composto de um microfone, um mapa de parâmetros e um receptor. O microfone e o receptor são apenas modelos que contribuem na resposta do aparelho mostrada nos gráficos. Já o mapa de parâmetros possui informações sobre o tipo do chip, os canais que possui, os perfis de memória, os parâmetros existentes e seus possíveis valores, entre outras. Por outro lado, uma biblioteca consiste em um conjunto de

produtos que compartilham o mesmo mapa de parâmetros. Portanto, se um determinado aparelho, que possui um determinado chip, pode ser corretamente ajustado com um dos produtos de uma biblioteca, também poderá ser ajustado da mesma forma utilizando qualquer outro produto da mesma biblioteca devido ao fato dos mapas de parâmetros serem iguais. Entretanto, o comportamento expresso nos gráficos de resposta só será condizente com o aparelho utilizado se o produto selecionado for exatamente aquele que corresponde ao mesmo.

Ao selecionar a biblioteca e o produto, o usuário já poderá alterar os parâmetros e visualizar o comportamento da resposta, apesar de que nada ocorrerá no aparelho, pois o mesmo ainda não foi inicializado. Isso é semelhante a fazer uma simulação no WaveFit. Os parâmetros são organizados por abas na parte inferior da interface, e os perfis de memória podem ser selecionados nas abas à esquerda.

Antes de ler e gravar na memória do aparelho, são necessários três passos:

- I. Abrir a programadora;
- II. Detectar o controlador;
- III. Inicializar o aparelho.

Estes procedimentos podem ser feitos através da guia *Programmer* no menu superior. Caso o chip conectado não corresponda ao produto selecionado, o programa irá exibir uma mensagem de erro, ou em alguns casos, redirecionar para o produto correto. Após inicializar o aparelho, podem ser feitas as operações *Read*, *Write* e *Burn*. A operação *Read* permite ler os valores da memória EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*, definitiva) do aparelho. O *Write* permite escrever os parâmetros ajustados na memória RAM (*Random-Access Memory*, temporária), para sentir como ficou o ajuste. Por fim, o *Burn* faz a escrita definitiva dos parâmetros na memória EEPROM.

#### **4.2.2: ARKModule**

Após uma análise cuidadosa do código-fonte do *Interactive Datasheet*, nas funcionalidades interessantes ao WaveFit, desenvolveu-se uma estrutura dentro do código deste, visando a encapsular tais funcionalidades. Esta estrutura, pertencente à camada *Model*, foi implementada na forma de uma classe estática pública isto é, uma classe que não é instanciada, mas que apenas possui um estado interno e

disponibiliza métodos e propriedades acessíveis aos demais componentes do software. Esta classe, chamada de ARKModule, consiste em uma versão reduzida e adaptada do próprio *Interactive Datasheet*, contendo uma boa parte de código traduzido de Visual Basic para C#. Foram retiradas as partes de interface e outras funcionalidades que não são necessárias no WaveFit. Uma das adaptações feitas foi a duplicação do estado interno a fim de suportar a manipulação dos dois ouvidos ao mesmo tempo, já que o IDS trabalha apenas com uma orelha de cada vez.

Entre as funcionalidades fornecidas pela classe ARKModule destacam-se:

- Procurar uma programadora e abrir a primeira que for encontrada;
- Detectar o aparelho conectado e indicar quais são as bibliotecas e produtos compatíveis com ele;
- Selecionar a biblioteca e o produto que serão utilizados;
- Ler e escrever na memória EEPROM, e escrever na memória RAM do aparelho;
- Trocar o perfil de memória e copiar os parâmetros de uma memória para outra;
- Colocar o aparelho em mudo ou ativá-lo novamente, se possível;
- Obter ou alterar o valor dos parâmetros e validá-los;
- Obter as curvas de resposta do aparelhos frente aos valores dos parâmetros ajustados;
- Fechar a programadora.

Outra propriedade da classe ARKModule implementada foi o *AutoWrite*, que é a escrita automática na memória RAM do aparelho logo após qualquer mudança de parâmetro. No entanto, isso gerou certo desconforto ao usuário do software, pois a operação de escrita leva um tempo da ordem de 1 a 2 segundos, tempo este que a interface do módulo de ajuste fica sem responder. Por isso, foi criado um mecanismo semelhante a um *watchdog*. Em vez de chamar a operação de escrita logo após a mudança de parâmetro, esta mudança passou a ativar um cronômetro regressivo. Se durante o tempo estabelecido ocorre outra mudança de parâmetro, o cronômetro volta ao seu estado inicial, embora continue contando. Assim que o cronômetro



estoura, isto é, quando não existe mudança de parâmetro a um certo tempo desde a última vez, aí sim a operação de escrita é realizada. Com isso, a interface se torna mais agradável ao usuário, principalmente ao manipular controles do tipo *slider*.

### 4.2.3: Integração do ARKModule ao WaveFit

Apesar da classe ARKModule conter encapsulada toda a funcionalidade necessária para interagir com a programadora e com os aparelhos da OnSemiconductor que estiverem conectados, esta classe não se comunica diretamente com as *ViewModels*. Entre elas, existem outras classes: a WaveChip, a ChipOnsemi e a WaveHardware. A integração entre elas é mostrada no diagrama simplificado da Figura 17. As setas em preto indicam métodos que chamam outros métodos.

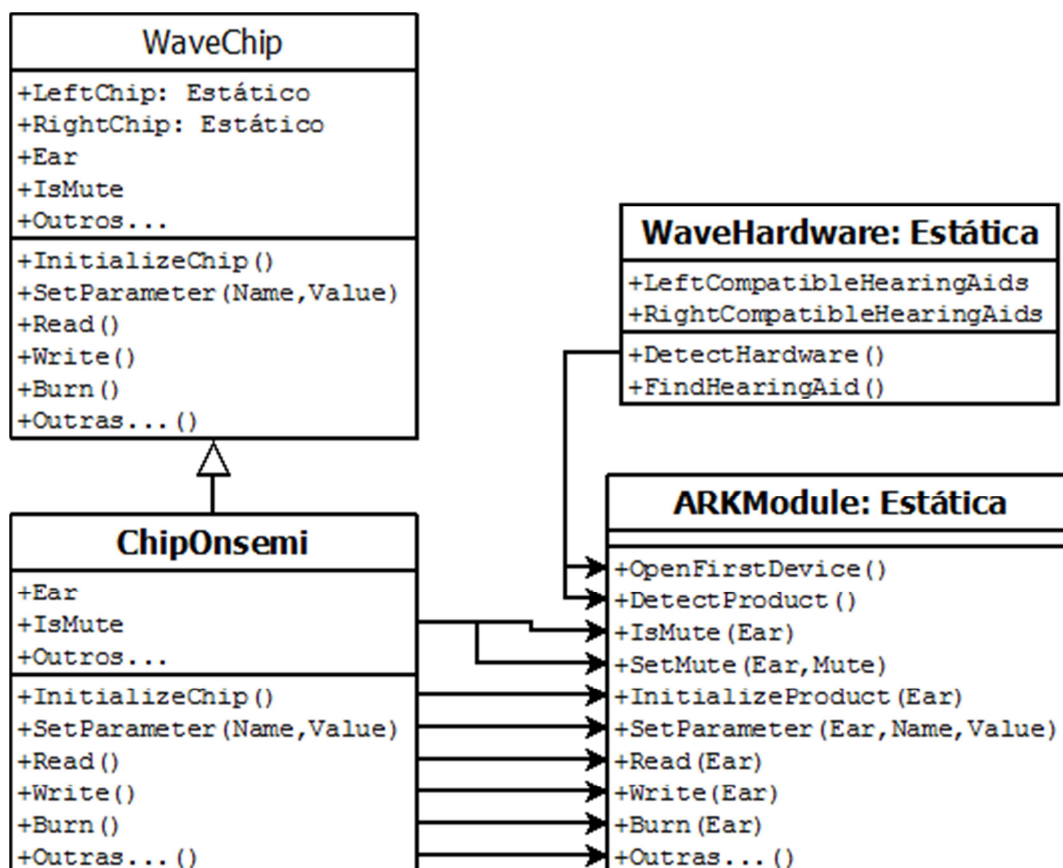


Figura 17 - Diagrama demonstrando a integração da classe ARKModule.

A classe WaveHardware é responsável por executar a detecção de hardware, que consiste em abrir a programadora e identificar quais são as bibliotecas compatíveis com o chip detectado, e também por encontrar no banco de dados

quais os aparelhos possuem chip que pertencem a estas bibliotecas. Como se vê no diagrama da Figura 17, a função de detecção de hardware da classe WaveHardware utiliza funções da classe ARKModule. A importância de haver a separação destas duas classes se baseia em duas necessidades: a de retornar um modelo de aparelho auditivo entre os cadastrados no banco de dados (e não apenas um nome de biblioteca e/ou produto), e a de uma possível futura expansão do WaveFit, compatível com aparelhos de outros fabricantes, e não apenas da OnSemiconductor.

As outras duas classes do diagrama acima são WaveChip e ChipOnsemi. A WaveChip é uma classe abstrata que representa um chip genérico, e possui as funcionalidades para tal, como ajuste de parâmetros, colocar o aparelho em mudo, escrever na memória, entre outras, apesar de não tê-las implementadas. Além disso, possui duas propriedades estáticas, que independem de instanciação: o chip esquerdo e o chip direito, que devem ser acessíveis a todo o software. A classe ChipOnsemi, por sua vez, implementa a classe WaveChip utilizando as funções da ARKModule. Novamente, é importante a separação dessas classes para que as camadas superiores do WaveFit possam manipular um chip genérico, cuja implementação dependerá do tipo de chip, permitindo futuramente dar suporte a chips de outros fabricantes.

### **4.3: Integração do Ajuste com o Noah 4**

No início das atividades do autor no projeto, o WaveFit já havia sido preparado para a integração com o Noah através do uso da API fornecida pela HIMSA. O software já se registrava como um módulo do Noah, e já possuía procedimentos de inicialização diferentes para uso *stand-alone* e com o Noah. Além disso, a leitura do paciente e do seu audiograma já estava sendo feito quando o módulo WaveFit era aberto. Porém, como a comunicação com o hardware e grande parte do módulo de ajuste ainda não havia sido implementada, faltava também programar a escrita da seleção de aparelhos e do ajuste realizado no banco de dados do Noah, semelhante ao que ocorre no banco de dados do próprio WaveFit quando é executado em *stand-alone*.

Na estrutura do WaveFit, já existia uma classe chamada DatabaseHandler, capaz de encapsular as funções que lidam com o banco de dados do programa. Mas

quando o WaveFit é executado dentro do Noah, nenhuma gravação é feita neste banco de dados, as informações são repassadas ao Noah para que ele mesmo as armazene no seu próprio banco de dados. Para manter o mesmo padrão, decidiu-se criar outra classe semelhante, chamada NoahHandler, com o objetivo de encapsular todas as funções que fazem o envio das informações de seleção de aparelho e ajuste do WaveFit para o Noah.

Conforme já mencionado, o histórico de um paciente no Noah é dividido em sessões, que são compostas de ações. Cada ação possui um espaço de memória que pode ser lido por qualquer módulo, mas só pode ser escrito pelo módulo que a criou. É neste espaço de memória que são gravados os pontos de um audiograma, os valores dos parâmetros de um ajuste, etc. Ao gravar neste espaço através da API do Noah, o módulo deve fornecer um vetor de bytes, assim como também receberá um vetor de bytes ao ler os dados de uma ação. Para certos tipos de ações, existem padrões desenvolvidos pela HIMSA para a escrita destes dados, o que permite que diferentes módulos consigam ler uma mesma informação. É o caso do audiograma e da seleção de aparelhos. Para um ajuste, no entanto, não existe nenhum padrão. Neste caso, cada fabricante escreve seu ajuste no banco de dados do Noah da maneira que lhe for mais conveniente.

No WaveFit, uma seleção de aparelho auditivo é gravada sempre que um ajuste é realizado com um aparelho novo, diferente do último que foi utilizado. Para a gravação dos aparelhos selecionados no WaveFit, foi utilizado o padrão *Hearing instrument selection format 500*, disponibilizado pela HIMSA em sua página na internet, e que é o mais atual que existe no momento para esta finalidade. Trata-se de um formato em XML (*eXtensible Markup Language*), contendo nome do aparelho, tipo de dispositivo, bateria, e outras informações. No caso do WaveFit, utilizou-se apenas o nome do aparelho e seu número de série. Um documento XML é criado em com auxílio do .NET Framework, embutido no Visual Studio, que já contém funções para a estruturação do XML. Também com auxílio do .NET, este documento XML é serializado, isto é, convertido em bytes para ser enviado ao Noah. Ao ler o aparelho selecionado em uma ação, estes dados podem ser facilmente desserializados e convertidos novamente em XML.

Já no caso de um ajuste, como não existe um padrão no Noah, optou-se por criar uma classe serializável contendo todas as informações relativas à ação, como

a identificação do aparelho, do receptor e do microfone, a lista dos valores de cada parâmetro ajustado, etc. Dessa forma, torna-se mais fácil criar a entidade que representa o ajuste, a qual pode ser facilmente serializada e enviada ao Noah, tal como acontece na seleção de aparelho. No entanto, ao contrário daquele caso, apenas o WaveFit conseguirá ler os dados do ajuste, por se tratar de um padrão fechado.

#### **4.4: Fluxo de Procedimentos**

Conforme visto no Capítulo 3, o WaveFit possui uma interface com um sequenciamento de operações: seleção do paciente, introdução do audiograma, seleção do aparelho, ajuste. Porém, a ordem nem sempre será esta. Foi necessário planejar o que aconteceria quando o usuário do WaveFit desejasse pular direto para a seleção de aparelho, ou para o ajuste. Ou ainda, o que fazer quando o fonoaudiólogo desejar fazer um novo ajuste baseado em outro, através do botão “Usar” no histórico. Para fazer este planejamento, a equipe de desenvolvimento se reuniu e elaborou fluxogramas que foram implementados no WaveFit pelo autor.

O procedimento de detecção de hardware, mencionado anteriormente, é detalhado no fluxograma da Figura 18. Ao executar este procedimento, o software busca uma programadora, e caso a encontra, tenta detectar quais os chips que estão conectados, isto é, a qual biblioteca pertence. Caso nenhuma programadora seja encontrada, ou nenhum chip seja reconhecido, é impossível continuar, exceto por simulação. O usuário pode cancelar a operação, ou tentar reiniciar o processo. Se um chip é detectado em apenas um lado da programadora, o usuário pode decidir se deseja continuar mesmo assim. Após detectar o(s) chip(s), o próximo passo é encontrar os aparelhos auditivos cadastrados no banco de dados que utilizam a biblioteca daquele chip. Novamente, se nenhum aparelho for encontrado, é impossível prosseguir a não ser por simulação.

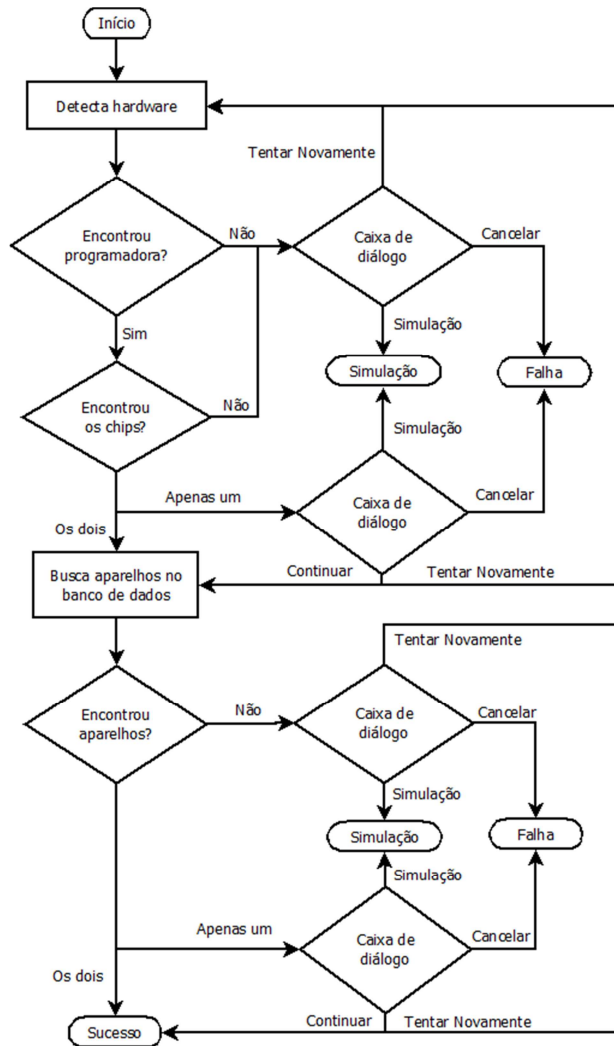


Figura 18 - Fluxograma do procedimento de detecção de hardware.

No final do procedimento de detecção de hardware, pode-se chegar a três resultados: sucesso, quando no mínimo um chip é detectado e seu respectivo aparelho é encontrado no banco de dados; simulação, quando o usuário decide simular um ajuste na falta de uma programadora ou dos aparelhos físicos; e falha, quando o processo é cancelado.

A detecção de hardware é utilizada em duas situações: quando o usuário deseja fazer a seleção do aparelho, ou quando deseja fazer um ajuste. Quando o módulo de seleção de aparelhos é acionado, executa-se o procedimento descrito através do fluxograma da Figura 19. Se a tela em que o usuário se encontra é o próprio módulo de seleção de aparelho, o processo é abortado, ou seja, o software permanece na tela em que está sem realizar nenhum tratamento adicional. Se o usuário estiver na tela de ajuste, o software volta para o módulo de seleção de aparelhos sem precisar detectar o hardware novamente, uma vez que isto já terá sido

feito. Porém, em qualquer outra tela, antes de acionar o módulo de seleção de aparelhos, o usuário deve ter um paciente selecionado e que tenha pelo menos um audiograma. Se este for o caso, é executada a detecção de hardware, descrita na Figura 18. Se a detecção falhar, o software permanece na tela em que estiver. Em caso de sucesso, o software constrói a tela de seleção de aparelhos, e disponibiliza em cada lado apenas os modelos de aparelhos auditivos condizentes com o chip detectado. Já em caso de simulação, todos os aparelhos do banco de dados serão mostrados.

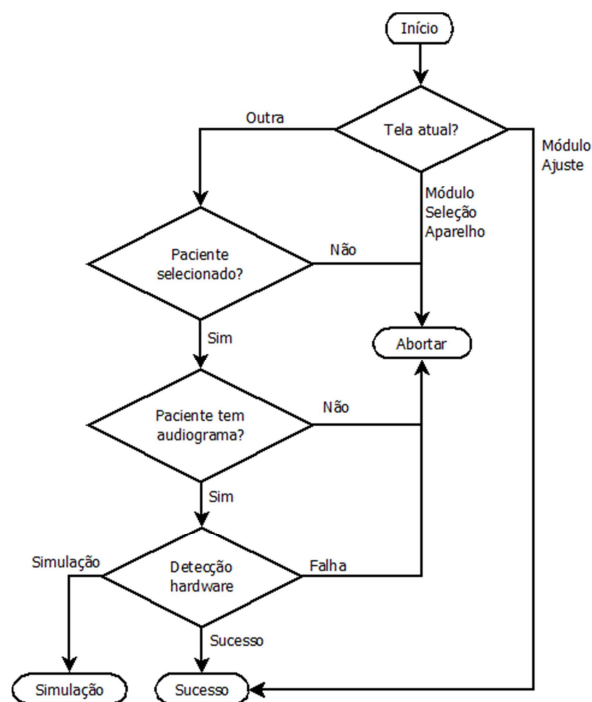


Figura 19 - Fluxograma do acionamento do módulo de seleção de aparelho.

No acionamento do módulo de ajuste, é executado o procedimento representado no fluxograma da Figura 20. Se o usuário já estiver no módulo de ajuste, o procedimento é abortado, e o software permanece na tela em que está. Caso esteja no módulo de seleção de aparelho, significa que a detecção de hardware já foi realizada, conforme visto na Figura 19. Portanto, basta apenas inicializar o aparelho, se o procedimento anterior não tiver resultado em simulação, e carregar os parâmetros iniciais. Se um ajuste anterior já tiver sido feito utilizando o mesmo aparelho, os parâmetros carregados serão deste ajuste. Caso contrário, os parâmetros serão carregados da memória EEPROM dos aparelhos conectados, ou serão carregados os valores padrão quando o ajuste for simulado.

Já em caso do módulo de ajuste ser acionado a partir de outra tela, deverá existir um paciente selecionado, o qual deverá possuir pelo menos um ajuste realizado. Neste caso, o último ajuste que foi feito será tomado como base, exceto quando o usuário utilizar um outro ajuste a partir do histórico do paciente. Os aparelhos utilizados para o novo ajuste serão os mesmos daquele que foi tomado como base, assim como os valores iniciais dos parâmetros que serão carregados.

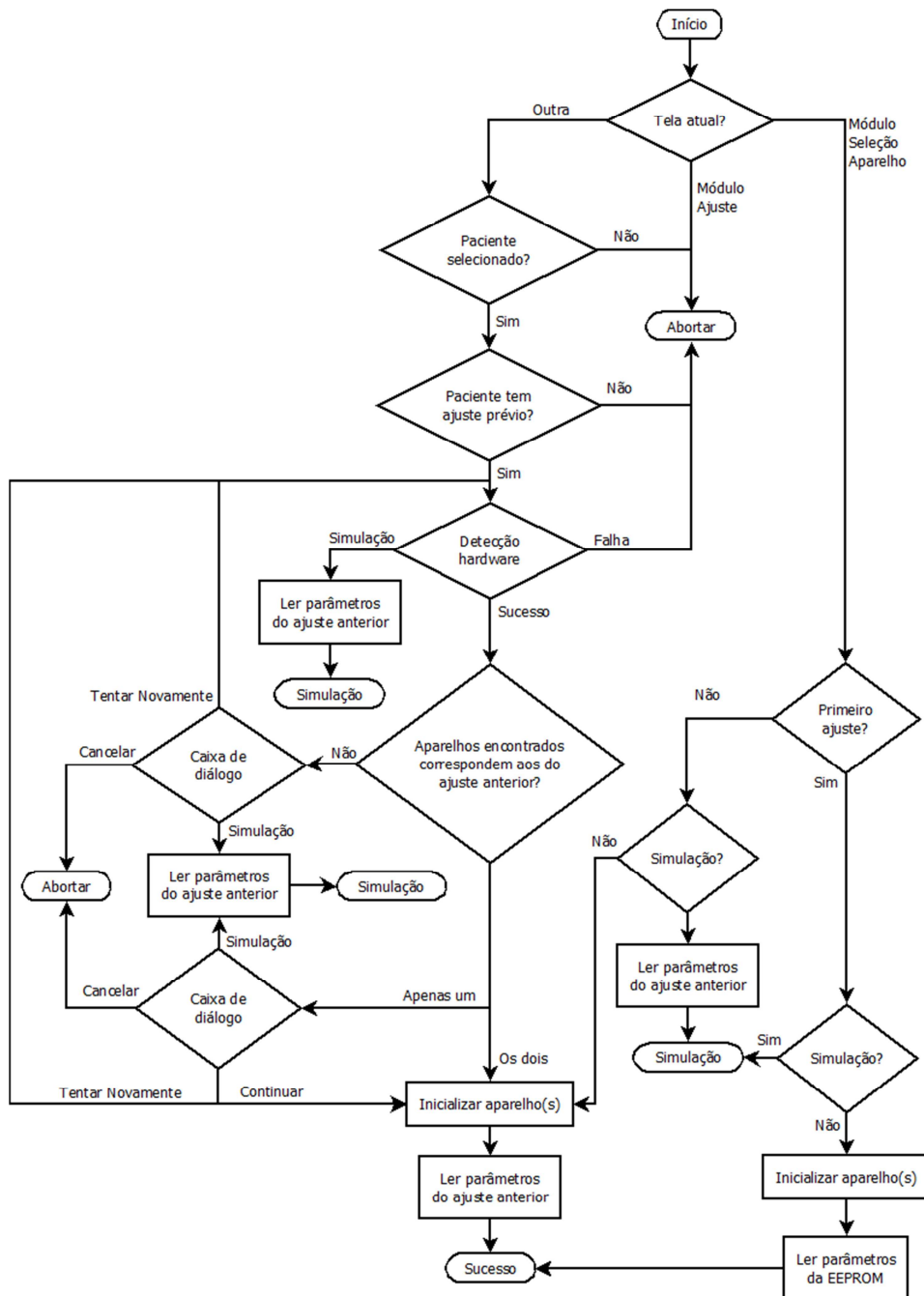


Figura 20 - Fluxograma do acionamento do módulo de ajuste.

Faz-se a detecção de hardware, e em caso de falha, o processo é abortado e o software permanece na tela em que estiver. Em caso de simulação, a interface de ajuste será construída, e algumas funcionalidades estarão indisponíveis devido à ausência de conexão com um aparelho físico. Já em caso de sucesso, deve-se verificar se os aparelhos detectados correspondem aos que foram utilizados no ajuste tomado como base. Se não, o usuário pode cancelar o processo, tentar novamente a detecção de hardware, ou entrar em modo de simulação. Se apenas um dos dois aparelhos for o mesmo, o usuário também poderá continuar, ignorando o aparelho não correspondente. Se ambos os aparelhos detectados forem os mesmos, ou se o ajuste tomado como base tiver sido feito em apenas um lado e o aparelho detectado for o mesmo, será feita a inicialização dos aparelhos (ou do aparelho) e a interface do módulo de ajuste será construída.

#### **4.5: *Fitting Assistance***

O *Fitting Assistance* é uma ferramenta que busca ajudar o fonoaudiólogo a ajustar um aparelho auditivo de pacientes que já o utilizam, mas que sentem algum incômodo específico em relação ao som que recebem do aparelho. Durante a consulta, o paciente relata seu problema de forma subjetiva para o fonoaudiólogo, e este deverá traduzir a queixa do paciente em ações técnicas sobre os parâmetros do aparelho, buscando reduzir ou eliminar o incômodo relatado. Para facilitar esta tarefa, o *Fitting Assistance* deverá fornecer um catálogo de problemas frequentes, contendo um conjunto de ações potencialmente adequadas para cada caso. Além de indicar soluções, a ferramenta deve fornecer ao fonoaudiólogo uma maneira rápida de aplicar e desfazer as ações propostas. Também deve haver um mecanismo de busca por meio de palavras-chave extraídas do relato do paciente, de forma a ajudar o fonoaudiólogo a encontrar um item relevante mais rapidamente.

##### **4.5.1: Banco de Dados**

Para comportar a funcionalidade proposta pelo *Fitting Assistance*, é necessária uma estrutura de dados que possa armazenar os problemas a serem exibidos, suas descrições, as ações a serem tomadas e demais detalhes que sejam convenientes.



Cada problema armazenado no banco de dados possui um nome, uma descrição textual, palavras-chave e um conjunto de soluções. Cada solução tem sua descrição, um tipo de parâmetro a ser alterado (pode ser nenhum), a faixa qualitativa de frequência afetada, e a ação a ser tomada sobre o parâmetro. As soluções nem sempre terão parâmetros a serem alterados, por exemplo, uma solução pode sugerir ao fonoaudiólogo que verifique a limpeza do molde. A Tabela 2 e a Tabela 3 detalham a estrutura do *Fitting Assistance* no banco de dados.

*Tabela 2 - Tabela Issue, que guarda os dados referentes aos problemas.*

	<b>Coluna</b>	<b>Tipo</b>	<b>Descrição</b>
(PK)	IssueID	Integer	Identificador do problema na tabela.
	Name	String	Título do problema.
	Description	String	Descrição textual do problema.
	Keywords	String	Palavras-chave relacionadas ao problema.

*Tabela 3 - Tabela IssueSolution, contendo as ações a tomar em cada problema.*

	<b>Coluna</b>	<b>Tipo</b>	<b>Descrição</b>
(PK)	IssueSolutionID	Integer	Identificador da solução na tabela.
(FK)	IssueID	Integer	Problema a que pertence a solução.
	Text	String	Descrição textual da solução.
	ParamType	Integer	Código do tipo de parâmetro a ser alterado.
	ParamModifier	Integer	Código indicando a faixa de frequência afetada.
	ActionType	Integer	Código indicando a ação a ser tomada.

Os códigos utilizados na Tabela 3 e seus significados são apresentados na Tabela 4. À medida que o *Fitting Assistance* for aprimorado, novos códigos poderão ser facilmente introduzidos.

Tabela 4 - Códigos utilizados na tabela de soluções.

Código	ParamType	ParamModifier	ActionType
0	Nenhum	Todas as Frequências	
1	Ganho	Graves	Aumentar
2	Taxa de Compressão	Médios	Diminuir
3	Filtro	Agudos	Ativar
4	Ponto de Joelho (WDRC)		Desativar
5	Redução de Ruído		
6	Cancelador de Feedback		
7	AGCO		
8	Tempo de Ataque		
9	Tempo de Recuperação		

#### 4.5.2: Algoritmo de Atuação

O *Fitting Assistance* deve fornecer ao fonoaudiólogo uma maneira rápida de agir sobre os parâmetros do aparelho seguindo a orientação dada para o caso de um determinado problema. Para que isso seja possível, o software deve ter um algoritmo que utiliza as informações gravadas no banco de dados para saber em quais parâmetros atuar e que valores inserir.

No banco de dados, conforme explicado anteriormente, constam três informações a respeito de uma solução de um problema: tipo de parâmetro, faixa qualitativa de frequência e tipo de ação. No entanto, para atuar sobre os parâmetros do aparelho, deve-se ter em mãos o nome do parâmetro e o novo valor a ser ajustado. Do chip conectado, podem ser extraídas informações, como a lista completa de parâmetros disponíveis e o número de canais.

O algoritmo do WaveFit que atua sobre os parâmetros do aparelho é dividido em duas etapas. A primeira delas consiste em criar uma lista de parâmetros a serem alterados em uma determinada solução, e ocorre quando a interface do *Fitting Assistance* é gerada. A segunda etapa consiste em executar, de fato, as mudanças nos valores dos parâmetros listados.

Para criar a lista de parâmetros a serem alterados, são considerados os nomes típicos dos parâmetros que se está procurando. Por exemplo, parâmetros de ganho possuem nome "HLGAINx", ou simplesmente "GAINx", onde x é um número correspondente ao canal afetado pelo parâmetro. Os parâmetros que representam taxa de compressão e ponto de joelho possuem um padrão semelhante, cujos nomes são "CRx" e "THx" (ou "LTHx"), respectivamente. Existem ainda parâmetros que não se dividem em canais, como é o caso do AGCO ("AGCO"), redução de ruído ("NOISEREDUCTION", ou "NOISE REDUCTION") e cancelador de feedback ("FEEDBACKCANCELLER"). Além desses, há também parâmetros que atuam em frequências diferentes, mas possuem nomenclatura diferenciada, por exemplo, os parâmetros de filtros: "LOWCUTORDER", "HIGHCUTORDER", "500 HZ", "1 KHZ", entre outros.

A estratégia adotada para identificar quais parâmetros se está procurando foi criar uma lista de prefixos e outra de sufixos. A lista de prefixos contém o começo dos nomes dos parâmetros procurados. Por exemplo, se o tipo de parâmetro procurado é um ganho, adiciona-se "HLGAIN" e "GAIN" na lista de prefixos. Se for um tipo de parâmetro que não é dividido em canais, ou possui uma nomenclatura diferente, o nome inteiro dos parâmetros possíveis é adicionado à lista de prefixos. Por outro lado, a lista de sufixos contém os números dos canais em que os parâmetros procurados atuam. Esta informação é retirada do número de canais do chip e da faixa desejada de frequências. Por exemplo, considere uma solução que atua nas altas frequências e um chip de 4 canais. Neste caso, a lista de sufixos terá os números 3 e 4, que são os canais mais agudos.

Tendo sido montada as listas de prefixos e sufixos, varre-se a lista de parâmetros visíveis do chip. Todos aqueles cujos nomes começam com qualquer item da lista de prefixos e terminam com qualquer item da lista de sufixos (ou que eventualmente são idênticos a um dos prefixos) são adicionados à lista de parâmetros que serão alterados. A lista de cada solução ficará guardada na memória, e será acessada a cada vez que o fonoaudiólogo aplicar esta mesma solução.

A segunda parte do algoritmo, responsável por executar a mudança de parâmetro, consiste em varrer a lista dos parâmetros a serem alterados, obtida na primeira etapa, e aplicar os valores de acordo com o tipo de ação especificado no

banco de dados. Existem quatro tipos de ações: aumentar, diminuir, ativar e desativar. O valor de um parâmetro, sob a ótica das camadas de mais baixo nível do software, é tratado como um número inteiro. Sempre que o tipo da ação for aumentar ou diminuir, o valor do parâmetro é variado em uma unidade, conforme o caso. Já se o tipo da ação for ativar ou desativar, o valor do parâmetro é ajustado para 1 ou 0, respectivamente.

#### 4.5.3: Distância Levenshtein

Como citado anteriormente, o *Fitting Assistance* deve prover ao fonoaudiólogo um mecanismo de busca entre os problemas cadastrados no banco de dados, de modo a encontrar rapidamente os itens mais relevantes. Este mecanismo conterá um algoritmo que compare o nome, a descrição, as palavras-chave e as soluções de um problema do banco de dados com o texto inserido pelo fonoaudiólogo (texto de busca), resultante do relato do paciente. Após a comparação, o algoritmo deve indicar se o problema avaliado é ou não pertinente ao caso, bem como atribuir a ele um índice que permita exibir os problemas por ordem de relevância.

Neste algoritmo foi utilizado o conceito de distância Levenshtein, que tem ampla utilidade em busca aproximada de *strings*. A distância Levenshtein entre duas strings equivale ao número mínimo de operações que se deve fazer em uma delas para transformá-la na outra. Estas operações estão limitadas a:

- Inserir um novo caractere à *string*, em qualquer posição;
- Retirar qualquer caractere da *string*;
- Substituir um dos caracteres por outro qualquer.

Por exemplo, a distância Levenshtein entre as palavras “balão” e “avião” é 3, pois é possível transformar uma palavra na outra com apenas três operações, e não menos que isso:

- Partindo da palavra **balão**, retirar a primeira letra: **alão**;
- Trocar a letra L pela letra V: **avão**;
- Inserir a letra I no meio da palavra: **avião**.

Matematicamente, a distância Levenshtein entre duas strings  $a$  e  $b$  é definida como  $lev_{a,b}(|a|, |b|)$ , sendo [ 8 ]:

$$lev_{a,b}(i, j) = \begin{cases} \max(i, j) & \text{se } \min(i, j) = 0 \\ \min \begin{cases} lev_{a,b}(i-1, j) + 1 \\ lev_{a,b}(i, j-1) + 1 \\ lev_{a,b}(i-1, j-1) + 1_{(a_i \neq b_j)} \end{cases} & \text{caso contrário} \end{cases}$$

onde  $|a|$  e  $|b|$  representam o tamanho das strings  $a$  e  $b$ , respectivamente, e  $1_{(a_i \neq b_j)}$  é igual a 1 sempre que o  $i$ -ésimo caractere da string  $a$  for diferente do  $j$ -ésimo caractere da string  $b$ , e igual a zero caso contrário.

Em função da recursividade envolvida, o cálculo da distância Levenshtein através da definição apresenta uma complexidade de ordem exponencial, sendo inadequado para uso prático. Uma solução mais eficiente consiste em montar uma matriz  $L$  de ordem  $|a| + 1 \times |b| + 1$ , sendo cada elemento  $l_{i,j} = lev_{a,b}(i, j)$  (neste contexto, para facilitar o entendimento, os índices da matriz começam em zero, indo de  $l_{0,0}$  a  $l_{|a|,|b|}$ ). De acordo com a definição, a primeira linha da matriz  $l_{0,j} = j$ , e a primeira coluna  $l_{i,0} = i$ . Os demais elementos  $l_{i,j}$  podem ser facilmente calculados pela definição conhecendo-se os valores de  $l_{i-1,j}$ ,  $l_{i,j-1}$  e  $l_{i-1,j-1}$ . Efetuando os cálculos dessa forma, a matriz é preenchida da esquerda para a direita e de cima para baixo, de forma iterativa e evitando recalculiar resultados que já foram obtidos. O resultado desejado,  $lev_{a,b}(|a|, |b|)$ , corresponde ao último elemento da matriz,  $l_{|a|,|b|}$ , que é também o último a ser calculado.

#### 4.5.4: Algoritmo de Busca Textual

O algoritmo de busca implementado no WaveFit faz, primeiramente, um pré-processamento de todo o texto envolvido, elevando todas as letras para maiúsculas e eliminando símbolos e acentos gráficos. Então, cada um dos textos (o de busca, o nome, a descrição, as palavras-chave e as soluções do problema) é transformado em um vetor de *strings*, separando cada palavra em uma posição. Os vetores criados a partir do nome, descrição, palavras-chave e soluções do problema são considerados vetores candidatos. O vetor de busca será comparado com cada um dos vetores candidatos através de um algoritmo heurístico, que calcula um

índice de relevância do candidato em relação à busca. Estes índices são nomeados da seguinte forma:

- $r_n$ : relevância do nome;
- $r_d$ : relevância da descrição;
- $r_k$ : relevância das palavras-chave (*keywords*);
- $r_s$ : relevância das soluções.

Tendo estes índices, calcula-se a relevância  $r_p$  do problema como um todo conforme a fórmula:

$$r_p = \max \begin{cases} r_n \\ 0,8 \cdot r_d \\ r_k \\ 0,6 \cdot r_s \end{cases}$$

Por fim, os problemas que possuírem  $r_p > 40\%$  serão mostrados em ordem decrescente de relevância.

#### 4.5.5: Cálculo do Índice de Relevância

Sejam  $B$  um vetor de strings de busca contendo  $|B|$  palavras e  $C$  um vetor candidato contendo  $|C|$  palavras. O índice de relevância  $r_c$  é calculado de acordo com o algoritmo descrito a seguir. Todas as palavras  $b_i$  pertencentes a  $B$  (sendo  $1 \leq i \leq |B|$ ) são cruzadas com as palavras  $c_j$  pertencentes a  $C$  (sendo  $1 \leq j \leq |C|$ ). Para cada par  $(b_i, c_j)$  de palavras, calcula-se a distância relativa  $d_{i,j}$  entre elas conforme a fórmula abaixo:

$$d_{i,j} = \frac{\text{lev}_{b_i, c_j}(|b_i|, |c_j|)}{\max(|b_i|, |c_j|)}$$

Quando duas palavras são idênticas, a distância Levenshtein entre elas é zero, portanto a distância relativa terá o mesmo valor. Quando forem completamente diferentes, sem nenhum caractere em comum, a distância Levenshtein será igual ao tamanho da maior palavra, pois o melhor que se pode fazer para transformar a menor palavra na maior é substituir todas as letras e adicionar as que faltam. Neste caso, portanto, a distância relativa será igual a um.

Após calcular a distância relativa, calcula-se um índice de similaridade  $s_{i,j}$  entre as palavras  $b_i$  e  $c_j$ . Se  $d_{i,j} < 20\%$ , o índice de similaridade é calculado como segue:

$$s_{i,j} = (1 - d_{i,j})^2$$

Caso contrário, o algoritmo irá dividir a palavra candidata  $c_j$  em *substrings* de tamanho  $|b_i|$  e calcular a distância relativa de  $b_i$  com cada substring. Neste caso, sendo  $dm_{i,j}$  a menor entre essas distâncias relativas, o índice de similaridade  $s_{i,j}$  será calculado conforme a fórmula:

$$s_{i,j} = [0,8 \cdot (1 - dm_{i,j})]^2$$

Isto é feito para valorizar os casos em que uma das palavras de busca se encontra inserida dentro de uma palavra candidata. Por exemplo, suponha que o texto de busca seja "MATEMATICA", e que uma das palavras do vetor candidato seja "MATEMATICAMENTE". A distância relativa entre estas palavras é de 1/3, portanto o índice de similaridade seria aproximadamente 44%, se calculado através da primeira fórmula. No entanto, a palavra de busca é idêntica à primeira *substring* da palavra candidata, o que implica distância relativa igual a zero. De acordo com a segunda fórmula, o índice de similaridade seria igual a 64%, ou seja, houve uma valorização de quase 20% em relação ao primeiro caso.

Tendo os índices de similaridade de todos os pares  $(b_i, c_j)$ , são calculados dois vetores de números reais:  $\mathbf{O}$ , de tamanho  $|\mathbf{O}| = \max(|\mathbf{B}|, |\mathbf{C}|)$ , e  $\mathbf{P}$ , de tamanho  $|\mathbf{P}| = |\mathbf{B}|$ . O vetor  $\mathbf{P}$  é utilizado para avaliar se cada palavra de busca aparece no texto candidato, enquanto que o vetor  $\mathbf{O}$  é utilizado para verificar se as palavras aparecem na mesma ordem. Os elementos  $p_i$  do vetor  $\mathbf{P}$  consistem no maior índice de similaridade encontrado nas comparações utilizando a palavra de busca  $b_i$ . De outra forma:

$$p_n = \max\{s_{i,j} : i = n\}, 1 \leq n \leq |\mathbf{B}|$$

Portanto, se  $p_i = 1$ , significa que a palavra de busca  $b_i$  foi encontrada no texto candidato, escrita exatamente da mesma forma (desconsiderando acentos gráficos e letras maiúsculas/minúsculas). Já se  $p_i = 0$ , significa que todas as palavras do texto candidato são completamente diferentes da palavra de busca  $b_i$ .

Por outro lado, cada elemento  $o_i$  do vetor  $\mathbf{O}$  é calculado da seguinte forma:

$$o_i = \begin{cases} \sum_{k=1}^{|\mathbf{B}|} S_{k, (k+i-1) \bmod |\mathbf{C}|+1} & \text{se } |\mathbf{B}| \leq |\mathbf{C}| \quad (1 \leq i \leq |\mathbf{C}|) \\ \sum_{k=1}^{|\mathbf{C}|} S_{(k+i-1) \bmod |\mathbf{B}|+1, k} & \text{se } |\mathbf{B}| > |\mathbf{C}| \quad (1 \leq i \leq |\mathbf{B}|) \end{cases}$$

O que as fórmulas buscam fazer é somar os índices de similaridade de palavras consecutivas, tanto no vetor de busca quanto no vetor candidato. O índice  $(k + i - 1) \bmod n + 1$  das fórmulas acima são iguais a  $k$  deslocados em  $i$  unidades, com limite em  $n$ . Quando o deslocamento atinge o limite, o valor volta a contar a partir de 1. Para ilustrar melhor o efeito das fórmulas citadas acima, suponha um vetor  $\mathbf{B}$  contendo duas palavras, e um vetor  $\mathbf{C}$  com quatro palavras. O vetor  $\mathbf{O}$  teria o seguinte formato:

$$\begin{bmatrix} s_{1,1} + s_{2,2} \\ s_{1,2} + s_{2,3} \\ s_{1,3} + s_{2,4} \\ s_{1,4} + s_{2,1} \end{bmatrix}$$

Neste exemplo, cada posição do vetor pode ter um valor máximo de 2 (isto é,  $\min(|\mathbf{B}|, |\mathbf{C}|)$ ), já que os índices de similaridade chegam a no máximo 1. Para que uma posição do vetor  $\mathbf{O}$  chegue ao valor máximo, a palavra de busca  $b_1$  deve ser idêntica a uma das palavras candidatas  $c_j$ , e a palavra  $b_2$  deve ser idêntica à palavra candidata que vem logo em seguida, ou seja,  $c_{j \bmod 4 + 1}$ . Dessa forma, o valor máximo encontrado no vetor  $\mathbf{O}$  indica se as palavras de busca encontradas no vetor candidato estão na mesma ordem ou não.

Por fim, tendo-se os vetores  $\mathbf{O}$  e  $\mathbf{P}$ , calcula-se o valor  $r_c$  da relevância do vetor candidato em relação ao de busca através da fórmula:

$$r_c = 0,2 \cdot \frac{\max\{o_i\}}{\min(|\mathbf{B}|, |\mathbf{C}|)} + 0,8 \cdot \frac{1}{|\mathbf{B}|} \cdot \sum_{i=1}^{|\mathbf{B}|} p_i$$

Em outras palavras, o valor de  $r_c$  corresponde a 80% da média dos valores do vetor  $\mathbf{P}$  mais 20% do maior valor normalizado do vetor  $\mathbf{O}$ .



## Capítulo 5: Conclusões e Perspectivas

Neste trabalho, deu-se continuidade ao projeto do software WaveFit, levando-o a um estágio bastante avançado de desenvolvimento. Conclui-se que as contribuições do autor ao projeto tiveram grande relevância, tendo em vista que elas permitiram a concretização do objetivo primário do software: ajustar próteses auditivas digitais. Em breve pretende-se implantar o software em uma clínica de fonoaudiologia, a fim de obter um retorno dos fonoaudiólogos e adaptar o WaveFit às suas necessidades.

A análise do código do *Interactive Datasheet*, fornecido pela OnSemiconductor, levou à implementação bem sucedida da comunicação do WaveFit com a programadora e com os chips dos aparelhos auditivos a ela conectados. Além disso, toda uma estrutura foi preparada no software para permitir suporte a chips de outros fabricantes no futuro, já também tendo em vista o primeiro chip brasileiro de aparelhos auditivos, cujo desenvolvimento é supervisionado pela WaveTech. Também se conseguiu integrar o software com o Noah 4, o que permitirá maior agilidade para fonoaudiólogos que utilizam esta plataforma, que é amplamente aceita no SUS. Destaca-se também a criação do *Fitting Assistance*, que será de grande utilidade aos profissionais da saúde auditiva. Sua estrutura de dados permitirá que se cadastre facilmente novos problemas e suas respectivas soluções. Por se tratar de uma funcionalidade recentemente desenvolvida, é certo que os fonoaudiólogos terão sugestões para melhorar esta ferramenta.

O desenvolvimento do WaveFit tem grande importância no cenário nacional da saúde auditiva, uma vez que se tem um software feito para atender as necessidades dos fonoaudiólogos brasileiros, e cuja estrutura pode ser aprimorada dependendo do retorno destes profissionais. Este trabalho também foi fundamentalmente importante quanto ao crescimento pessoal e profissional do autor, tanto em função dos conhecimentos específicos adquiridos em desenvolvimento de software quanto da vivência do trabalho em equipe e da responsabilidade de dar continuidade ao projeto.

## Bibliografia:

- [ 1 ] CENSO DEMOGRÁFICO 2010. Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro: IBGE, 2012. Acompanha 1 CD-ROM. Disponível em: <[ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo\\_Demografico\\_2010/Caracteristicas\\_Gerais\\_Religiao\\_Deficiencia/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia.pdf](ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religiao_Deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia.pdf)>. Acesso em: jan. 2015.
- [ 2 ] AMORIM, Ana Cláudia. SUS: mais de 600 mil aparelhos auditivos em três anos. 2014. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/profissional-e-gestor/principal/noticias/15470-sus-mais-de-600-mil-aparelhos-auditivos-em-tres-anos>>. Acesso em: jan. 2015.
- [ 3 ] IORIO, M. C; COSTA, L. P. Universal Hearing Health Care: Brazil. 2008. Disponível em: <<http://www.asha.org/Publications/leader/2008/081216/f081216d.htm>>. Acesso em: jan. 2015.
- [ 4 ] SCHAUB, Arthur. Digital Hearing Aids. New York: Thieme Medical Publishers, InDILLON, Harvey.
- [ 5 ] Hearing Aids. Turrumurra, Australia: Boomerang Press, 2001.c., 2008.
- [ 6 ] BANERJEE, Shilpi. The Compression Handbook. 2011. Disponível em: <[https://starkeypro.com/pdfs/Compression\\_Handbook.pdf](https://starkeypro.com/pdfs/Compression_Handbook.pdf)>. Acesso em: jan. 2015.
- [ 7 ] American Speech-Language-Hearing Association. Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry. 2005. Disponível em: <<http://www.asha.org/policy/GL2005-00014/>>. Acesso em jan. 2015.
- [ 8 ] LEVENSHTEIN V.I. Binary Codes Capable of Correcting Deletions, Insertions and Reversals. Soviet Physics – Doklady. 1966.