

Universidade de São Paulo

Escola Politécnica– Departamento de engenharia Mecatrônica

SÍNTESE DE FONEMAS DO PORTUGUÊS FALADO NO BRASIL
ATRAVÉS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA ESTRATÉGIA
CIS UTILIZADA EM IMPLANTES COCLEARES.

Rodolfo Ferraz de Almeida Morteau

São Paulo

2010

Rodolfo Ferraz de Almeida Morteau

SÍNTESE DE FONEMAS DO PORTUGUÊS FALADO NO BRASIL
ATRAVÉS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA ESTRATÉGIA
CIS UTILIZADA EM IMPLANTES COCLEARES.

Relatório final

Monografia apresentada como requisito
para a conclusão do curso de engenharia
mecatrônica da escola Politécnica da
Universidade de São Paulo

Orientador:

Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

São Paulo

2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Mortean, Rodolfo Ferraz de Almeida

Síntese de fonemas do português falado no Brasil através da simulação computacional da estratégia CIS utilizada em implantes cocleares / R.F.A. Mortean. -- São Paulo, 2010.

67 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1. Cóclea (Implantação) I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. t.

Dedico este trabalho aos meus pais que me ensinaram a buscar a excelência, o sucesso e a felicidade, de forma honesta, através do esforço próprio, construindo uma sociedade melhor.

“Loucura é fazer tudo sempre do mesmo
jeito e esperar um resultado diferente”.
(A. Einstein)

Existe uma diferença muito grande entre
dizer “Não sei” e “Não sei ainda”.

RESUMO

Com o objetivo de criar um algoritmo capaz de simular o funcionamento do processador da fala de implantes cocleares que utilizam a estratégia CIS (Continuous interleaved sampling), foi pesquisada na literatura a conversão dos sinais acústicos para sinais elétricos realizada pelo ouvido interno. Foram investigadas na literatura as diferentes implementações da estratégia CIS. O algoritmo criado simula diversos meios de implementar tal estratégia, etapa por etapa. É possível reconstruir aproximadamente sinais sonoros a partir de diferentes métodos de separação de canais e medição de envelope, bem como diferentes configurações de números e faixas de frequência dos canais. Com a realização de algumas simulações variando tais parâmetros é possível avaliar as vantagens e desvantagens de cada configuração da estratégia CIS, como por exemplo, a qualidade do envelope medido por cada meio de medição. Este trabalho é parte de um simulador de desempenho de implantes cocleares para fonemas do português falado no Brasil.

Palavras chaves: cóclea, implante coclear, CIS, Continuous Interleaved Sampling,

ÍNDICE

1. Introdução	2
1.1. Histórico do implante coclear	3
1.2. Motivação	4
1.3. Objetivo	4
2. O mecanismo da audição humana	5
2.1. O ouvido externo	5
2.2. O ouvido médio	5
2.3. O ouvido interno	6
3. O implante coclear	9
3.1. Mecanismo do implante coclear	9
3.2. A estratégia CIS (<i>Continuous Interleaved Sampling</i>) de processamento	14
4. Metodologia	19
5. Projeto do simulador	20
5.1. Requisitos do algoritmo	20
5.2. Plataforma de programação	21
5.3. Estrutura do algoritmo	21
5.4. Método Alternativo de separação em canais	26
6. Implementação e utilização do algoritmo	28
6.1. Estrutura geral	28
6.2. Opções globais	29
6.3. Funções	34
7. Análises e discussão	44
7.1. Ajustes do algoritmo	44
7.2. Comparação de meios de implementação da estratégia CIS	51

7.3. Avaliação de diferentes parâmetros dos métodos implementados	54
7.4. Trens de pulsos gerados	61
8. Comentários finais	63
9. Referências.....	65

1. INTRODUÇÃO

Várias são as causas e os níveis de surdez que podem atingir um ser humano. Muitas das causas que levam a perda da audição atingem as células ciliadas da cóclea humana. A cóclea que faz parte do labirinto ou ouvido interno é o que transforma as ondas de pressão acústica em estímulos neurais a partir das células ciliadas auditivas. Uma lesão na grande maioria das células ciliadas pode levar a uma perda significativa da audição e até mesmo a uma surdez profunda.

A maioria dos casos de surdez causada por esta perda de funcionalidade das células ciliadas do órgão de Corti deixa os neurônios auditivos intactos. Nestes casos é possível estimular eletricamente os neurônios restantes, simulando a ação das células ciliadas. Este processo de estimulação é resultado de um aparelho implantado no ouvido, que capta sons por um microfone, processa o sinal recebido e os envia para um eletrodo. Tal aparelho é conhecido como implante coclear ou ouvido biônico.

O córtex cerebral percebe qualquer tipo de estímulo elétrico nas terminações nervosas de um órgão sensorial como sensações daquele órgão. Partindo desse princípio fisiológico é possível restituir a audição por meio da substituição do mecanismo normal de audição através da estimulação direta nos nervos auditivos ganglionares restantes dentro do modíolo da cóclea. É, no entanto, necessário saber como e quais neurônios estimular para transmitir um sinal que permita compreender especialmente a fala humana. [1]

Sabe-se que a estimulação das células ciliadas ocorre pela movimentação da membrana basilar em resposta ao estímulo sonoro, que vibra em pontos específicos dependendo do estímulo. Isso faz com que diferentes frequências sonoras sejam percebidas em diferentes pontos do órgão de Corti. [1]

A resolução natural desse órgão é bastante alta, pois existem milhares de células ciliadas na sua extensão, que são excitadas em grupos pequenos, nas proximidades do ponto do órgão de Corti que vibra em uma determinada frequência. Para que seja percebido um som semelhante por um indivíduo implantado seria necessário que, para uma dada frequência, os mesmo nervos que seriam estimulados naturalmente, e apenas eles, sejam estimulados pelo eletrodo. [1]

Para coordenar o acionamento desses eletrodos de forma que seja recebido um sinal interpretável pelo córtex cerebral é necessário um processamento do som recebido. Existem

vários métodos de processamento desse sinal [2], no entanto, o mais aceito ultimamente é chamado de *Continuous Interleaved Sampling* (CIS), Amostragem Contínua Intercalada, em português. [3]

Atualmente existem implantes com vários números de eletrodos, que possibilitam a excitação isolada em diversos pontos do ouvido interno, sendo maior o número de pontos quanto maior for o número de eletrodos. No entanto, nenhum implante realmente atinge a resolução natural do ouvido humano, e quanto maior é o número de eletrodos maior é o custo do implante. [4]

Dada a dificuldade de realizar testes práticos a respeito da inteligibilidade da fala em função do número de eletrodos, é necessário o desenvolvimento de um método que permita simular estes aspectos computacionalmente. Através dessa simulação, seria possível prever o número mínimo teórico de eletrodos e o posicionamento destes na cóclea, a fim de se obter níveis aceitáveis de inteligibilidade da fala humana por implantados.

1.1. Histórico do implante coclear

O interesse na estimulação elétrica da audição teve o seu início nos fins do século 18, quando Alessandro Volta descobriu a célula eletrolítica. Volta foi o primeiro a estimular o sistema auditivo eletricamente, ao ligar uma bateria de cerca de 50V a duas hastes metálicas que foram inseridas em suas orelhas. A partir desse experimento surgiu a hipótese de que seria possível simular a audição humana com pulsos elétricos. [4]

Depois de um período de descrédito quanto à aplicabilidade de energia elétrica para curar a surdez, na década de 1930, foi renovado interesse na possível reprodução artificial da audição. O trabalho de Wever e Bray (1930) demonstrou que a resposta elétrica registrada nas proximidades do nervo auditivo de um gato é semelhante em frequência e amplitude aos sons a que o ouvido tinha sido exposto. [4]

Em 1950, Lundberg realizou uma das primeiras tentativas registrada de estimular o nervo auditivo com uma corrente sinusoidal durante uma operação neurocirúrgica. Sua paciente, entretanto, só podia ouvir o ruído. [4]

Em 1964, Doyle et al., relatou ter inserindo uma série de eletrodos na cóclea de um paciente com surdez total. Os eletrodos foram desenhados para limitar a propagação do campo elétrico e foram estimulados em sequência com ondas quadradas sobrepostas com sinais de fala. [4]

As aplicações clínicas da estimulação elétrica do nervo auditivo foram retocadas por House (1976) e Michelson (1971) com a implantação de eletrodos na *scala tympani* ativados por receptor-estimulador implantado. Em 1972, um processador de fala foi desenvolvido para interagir com o implante House3M de eletrodo único. Este foi o primeiro a ser comercializado. Formalmente a FDA (*Food and Drug Administration*) aprovou a comercialização do implante coclear House3M em Novembro de 1984. [4]

Através dos anos 90, estudos clínicos resultaram em progressos na tecnologia e na abordagem clínica dos implantes cocleares. O eletrodo e o processador de fala agora produzem codificações estratégias que são associadas a níveis mais elevados de desempenho. [4]

1.2. Motivação

A motivação do presente trabalho é a contribuição para os avanços tecnológicos na área de medicina, contribuindo para a (re) habilitação de pessoas com perdas auditivas de severa a profunda. Criando uma base para um futuro desenvolvimento de um implante coclear totalmente adaptado para o território nacional

1.3. Objetivo

O objetivo do presente trabalho é gerar um algoritmo computacional que simule o potencial de ação no nervo auditivo causado por um implante coclear que utiliza a estratégia CIS. Tal simulação segue todas as etapas da estratégia CIS de processamento, que produz sinais de corrente enviados a cada eletrodo do implante. Estes sinais de corrente serão utilizados como entrada de um problema inverso de identificar fonemas da língua portuguesa em trabalhos futuros. O algoritmo reconstrói o fonema a partir dos sinais de corrente, dando uma ideia aproximada da qualidade do implante.

2. O MECANISMO DA AUDIÇÃO HUMANA

2.1. O ouvido externo

O ouvido externo é a parte externa do aparelho auditivo composta pelo pavilhão auditivo, concha e meato acústico. Ele capta toda a energia acústica e a focaliza no tímpano (membrana timpânica). As pregas de cartilagem em torno do canal do ouvido são o pavilhão auditivo. As ondas sonoras são refletidas e atenuadas quando batem no pavilhão, e essas mudanças fornecer informações adicionais que ajudam o cérebro a determinar a direção a partir da qual os sons vieram. [5]

As ondas sonoras entram no canal auditivo, um tubo aparentemente simples. Este amplifica os sons que se situam entorno de três kHz. A amplificação torna os seres humanos sensíveis às frequências nesta faixa. A maioria dos sons da fala humana é igualmente distribuída na banda em torno de três kHz. [6]

O marco final do canal auditivo é o tímpano (ou membrana timpânica), que marca o início do ouvido médio. [7]

2.2. O ouvido médio

O ouvido médio é a porção interna do tímpano e externa da cóclea, ambos localizados no ouvido. O ouvido médio contém três ossículos conhecidos com: martelo, bigorna e estribo. Os ossículos têm nomes dos objetos martelo, bigorna e estribo justamente por se parecerem com eles. [7]

Os ossículos convertem mecanicamente as vibrações do tímpano em ondas de pressão que são amplificadas e transmitidas ao fluido da cóclea (ou ouvido interno). O tímpano é fundido com o martelo, este está conectado com a bigorna, que por fim se conecta com o estribo. Vibrações do estribo introduzem ondas de pressão no ouvido interno através da janela oval.

Os ossículos auditivos também podem reduzir a pressão sonora (o ouvido interno é muito sensível à estimulação exagerada), através do aumento da tensão de certos músculos, que leva a um aumento na rigidez do sistema, atenuando a amplificação. [7]

O espaço oco do ouvido médio é chamado de caixa timpânica. A trompa de Eustáquio se junta à caixa timpânica e a cavidade nasal, permitindo equalizar o ouvido interno e a garganta com o aumento de pressão. [7]

2.3. O ouvido interno

O ouvido interno é composto pela cóclea e pelo aparelho vestibular.

O último osso da cadeia ossicular, o estribo, está acoplado a uma fina membrana chamada de janela oval. A janela oval é uma entrada para o ouvido interno, onde está contido o órgão da audição, a cóclea, um canal em forma de caracol preenchido por líquidos. Quando o osso estribo é movido, movimentada também a janela oval, que transmite as vibrações à cóclea, onde são transformadas em ondas de compressão que por sua vez ativam o órgão de Corti. [8]

A Cóclea é dividida em três câmaras distintas: *Scala vestibuli* (galeria superior), *Scala tympani* (galeria inferior) e *Scala media*, como pode ser observado na figura 3-1. A *Scala vestibuli* recebe as vibrações que são aplicadas na janela oval, que se encontra na sua base. A *Scala tympani* termina na janela redonda (uma membrana simples que atua como escape de pressão). Por fim, é na *Scala media* onde se encontra o órgão de Corti, que contém as células sensoriais auditivas. [7]

2.3.1 Órgão de Corti

O Órgão de Corti é o órgão sensorial da audição, que se situa ao longo do tubo enrolado da cóclea, separando duas câmaras de líquido. Ele pode ser pensado como o microfone do corpo. Situa-se sobre a membrana basilar em um dos três compartimentos da cóclea e contém quatro fileiras de células ciliadas, localizadas sobre esta membrana. Acima delas está a membrana tectorial, que pode mover-se em resposta a variações na pressão do fluido de enchimento dos canais timpânico e vestibular. Existem cerca de 16.000 a 20.000 células ciliadas distribuídas ao longo da membrana basilar que segue a espiral da cóclea. [8]

O local ao longo da membrana basilar onde ocorre a máxima excitação das células ciliadas e a frequência de excitação está relacionado com a percepção de frequência e volume do som, respectivamente. [1] A intensidade, ou volume, do som depende do número de fibras ativadas e suas frequências de impulsos nervosos. Quando muitas fibras são ativadas, a sensação é de um som intenso. Já a percepção de frequência depende do local da cóclea que é

estimulado. As sensações de frequências baixas (graves) são provocadas quando as células perto do ápice são estimuladas, enquanto sensações de frequências altas (agudos) são

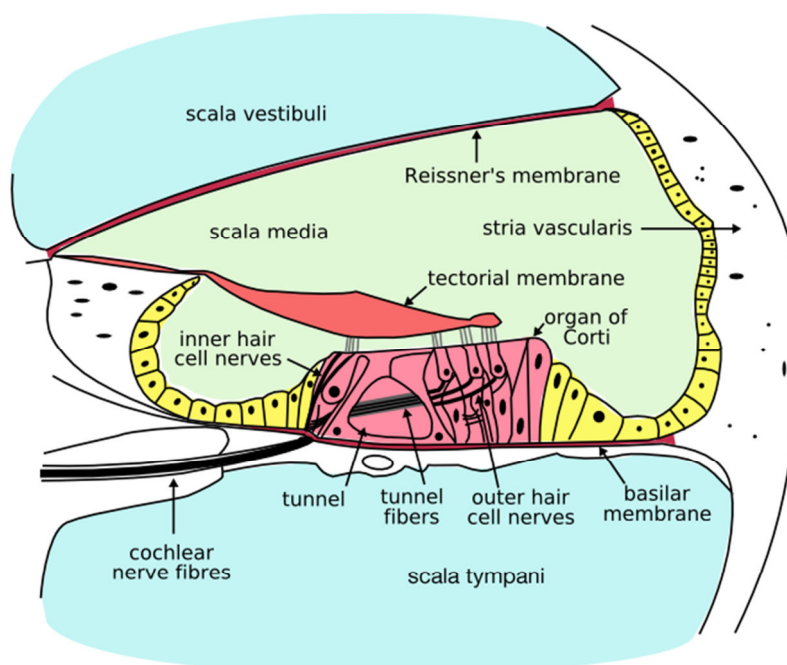


Figura 2-1 - Ilustração do interior da Cóclea (GFDL)

provocadas pela estimulação de células próximas às regiões basais da cóclea. (1; 8)

Minúsculos movimentos relativos das camadas da membrana são suficientes para estimular as células ciliadas. Tal como as outras células nervosas, a sua resposta ao estímulo é enviar um pequeno pulso de tensão através das suas fibras nervosas (axônios), esses pulsos são chamados "potencial de ação". Estes viajam para as áreas auditivas do cérebro para processamento. [5]

2.3.2 A membrana basilar

Uma onda mecânica proveniente da janela oval estimula a membrana basilar de formas diferentes em sua extensão devido a sua variação da espessura e rigidez ao longo do comprimento. Cada região ao longo da membrana basilar funciona como um filtro passa-faixa, sendo estimulado prioritariamente por uma determinada banda de frequência. [9]

Os estímulos de alta frequência estimulam a parte basal, onde a membrana é mais fina e mais rígida, e os estímulos de baixa frequência estimulam a parte apical, onde a membrana é mais espessa e menos tensa. [10]

Experimentos de Greenwood, no ano de 1961, possibilitaram a criação de uma função que determina o local excitado por cada frequência sonora ao longo da membrana basilar. O resultado das experiências foi uma curva ajustada por uma função exponencial: [11]

$$f = \int_0^x \Delta f_{cb} = A(10^{ax} - K) \quad (2.1)$$

- f é frequência característica do som em Hertz
 - A é uma constante escalar entre a frequência característica e a frequência limite superior da espécie.
 - a é a inclinação da parte linear da curva de relação entre frequência e posição
 - x é a distância em milímetros da extremidade apical da cóclea para a região de interesse normalizada pelo comprimento total em milímetros da espiral coclear
 - K é uma constante de integração que representa a divergência causada pela natureza logarítmica da curva e é determinada pela menor frequência audível limite da espécie.
- Para a espécie humana, adota-se a função: $f = 165.4(10^{2.1x} - 0.88)$. De acordo com [10]

3. O IMPLANTE COCLEAR

Na maioria dos casos de perda de audição severa a profunda, a causa do problema está na transmissão da energia acústica do pavilhão auditivo até o nervo coclear, como é o caso da lesão das células ciliadas auditivas, que pode ser causada por: trauma cranioencefálico, doenças genéticas, drogas ototóxicas, ruído intenso, hipóxia, surdez súbita, labirintite infecciosa, viral, meningite, rubéola, icterícia neonatal e outras. [1]

Neste caso o implante pode ser utilizado para substituir todo o mecanismo intermediário da audição, estimulando, através de impulsos elétricos em pontos precisos, o nervo coclear. [1]

3.1. Mecanismo do implante coclear

Os elementos comuns de um implante coclear são: microfone, processador de sinal, sistema de transmissão, eletrodo único ou múltiplo. O chamado eletrodo monocanal já não é mais utilizado, tendo sido substituído pelo eletrodo multicanal. (1) Existem implantes em que o processador de sinal e as baterias ficam numa caixa auxiliar, colocada em geral na cintura ou em outro local de fácil fixação. No entanto, a maioria dos implantes modernos dispensa essa caixa auxiliar, de forma que o processador de sinais e as baterias ficam num dispositivo colocado atrás da orelha, comum a todos os implantes. [12]

3.1.1 Microfone

O microfone fica, na maioria dos casos, posicionado no dispositivo colocado atrás da orelha, podendo também ser colocado na caixa auxiliar, nos modelos que a possuem. Existem microfones externos aos aparelhos, estes podem ser colocados em qualquer lugar do corpo, de forma a aperfeiçoar a captação da fala. Quando um microfone externo é conectado, normalmente o microfone contido no dispositivo é desligado. Um microfone ótimo para essa utilização deve ter uma ampla resposta em frequência, mas não pode ser sensível a frequências muito baixas como sons provocados pelo balançar do corpo ao andar ou por movimentos da cabeça. [12] Tais sons seriam indesejáveis e se tornariam ruído para o paciente implantado.

Um microfone direcional pode ajudar bastante os implantados, especialmente em ambientes muito ruidosos ou com muitas pessoas. Outra abordagem para melhorar a

qualidade do sinal sonoro adquirido é o uso de diversos microfones. Utilizando um processamento simples é possível amplificar o sinal de interesse e, ao mesmo tempo, minimizar os ruídos. [12]

3.1.2 Processador de sinal

O processador de sinal é responsável por processar o som como os ouvidos médio e interno o fariam e enviar um sinal inteligível pelo córtex cerebral através do conjunto de eletrodos. [1] Existem vários métodos para fazer esse processamento, podem ser citados o *Spectral Peak* (SPEAK), *Advanced Combination Encoder* (ACE), *Spectral Maxima Sound Processor* (SMSP), *Simultaneous Analog Strategy* (SAS), *Paired Pulsatile Sampler* (PPS), *Quadruple Pulsatile Sampler* (QPS), entre muitos outros. No entanto, o mais aceito e utilizado nas duas últimas décadas é o *Continuous Interleaved Sampling* (CIS). (13; 14)

O processador de sinais é alimentado por baterias e pode tanto ficar no dispositivo atrás da orelha, como numa caixa auxiliar, como já dito anteriormente. No caso do processador estar incorporado no dispositivo atrás da orelha, são utilizadas baterias menores, especialmente desenvolvidas para este tipo de dispositivo. É bastante interessante que esta bateria dure ao menos um dia inteiro (entre 12 e 16 horas) e seja carregada durante a noite. Para isso ser possível, é necessário que o processador de sinais utilize componentes de baixo consumo de energia, e algoritmos de alta eficiência. [12] [2] Se o processador for colocado em uma caixa auxiliar ele pode ser alimentado por pilhas comuns, maiores e de fácil substituição. [12]

Os fatores que diferenciam os diversos tipos do processador de sinais são: [12]

- O número de canais de saída do sinal;
- A atribuição entre canais e eletrodos;
- A forma do estímulo, que pode ser pulsátil ou analógica;
- A forma de processamento da fala:
 - Separação em bandas de frequência;
 - Processamento de características da fala.

3.1.3 Transmissão de informações

Existe apenas duas formas de transmitir a informação do processador da fala no aparelho externo para os eletrodos implantados: a conexão transcutânea e a conexão percutânea. No caso da transmissão percutânea, pode-se citar a vantagem de não existir quase nenhuma limitação quanto ao tipo do sinal enviado. Já a conexão transcutânea apresenta diversas limitações práticas em função das suas características técnicas. Também pode ser considerada uma vantagem o fato desse tipo de conexão permitir uma medição com alta fidelidade dos potenciais de ação intracocleares, bastante útil para determinar as características fisiológicas do nervo auditivo de cada paciente com uma resolução suficiente para diferenciar setores da cóclea. Isso permite uma programação mais precisa do processador da fala. [12]

Adicionalmente, tem-se que a vantagem mais importante da conexão transcutânea é que a pele fica fechada sobre os componentes implantados, reduzindo significativamente o risco de infecções quando comparado ao sistema de transmissão usando um conector percutâneo. A maior desvantagem desse sistema, já citada anteriormente, é que a informação transmitida através da pele, por uma ligação transcutânea, é limitada, tanto em tipo como quantidade. Isso, em geral quer dizer que a frequência que os estímulos podem ser atualizados é limitada, assim como a forma de onda é limitada, dependendo do sistema apenas uma forma de onda pode ser transmitida, como o pulso bifásico. [12]

Atualmente, todos os sistemas de implante disponíveis comercialmente usam a ligação transcutânea. Em alguns casos, essa conexão é bidirecional, permitindo a transmissão de informações dos componentes implantados para a bobina externa e o processador da fala, como é o caso da ligação transcutânea. As informações enviadas dos componentes implantados para os componentes externos podem ser, por exemplo: [12]

- Informações sobre o estado do receptor e do estimulador, como a medição de tensões críticas;
- Impedância dos eletrodos implantados;
- Tensões nos eletrodos não estimulados;
- Os potenciais da ação neurológicos medidos através de eletrodos não estimulados.

3.1.4 Conjunto de eletrodos

O conjunto de eletrodos é inserido na cóclea e as fibras do nervo auditivo são estimuladas em diferentes locais, de forma que sejam percebidas várias frequências distintas de sons. Diferentes eletrodos são estimulados dependendo da frequência do sinal. Eletrodos da base da cóclea correspondem aos sinais de alta frequência, eletrodos do ápice correspondem a sinais de baixa frequência. [1]

Os eletrodos da grande maioria de sistemas de implantes atuais são colocados na *Scala tympani*. A *Scala tympani* é um local acessível, relativamente perto do gânglio espiral (receptor dos sinais das células ciliadas), que não é facilmente acessível pelas atuais técnicas cirúrgicas. [12]

Os eletrodos e o porta eletrodo (juntos chamados de conjunto de eletrodos) devem ser biocompatíveis e permanecem assim durante a vida do paciente. A matriz também deve ser mecanicamente estável e facilitar a inserção sem traumas. A manipulação cirúrgica da matriz é determinada pela sua rigidez e área transversal. Em geral, as matrizes flexíveis e com áreas transversais estreitas facilitam a inserção. Além disso, o uso de lubrificantes biocompatíveis, como o ácido hialurônico pode facilitar a inserção. [12]

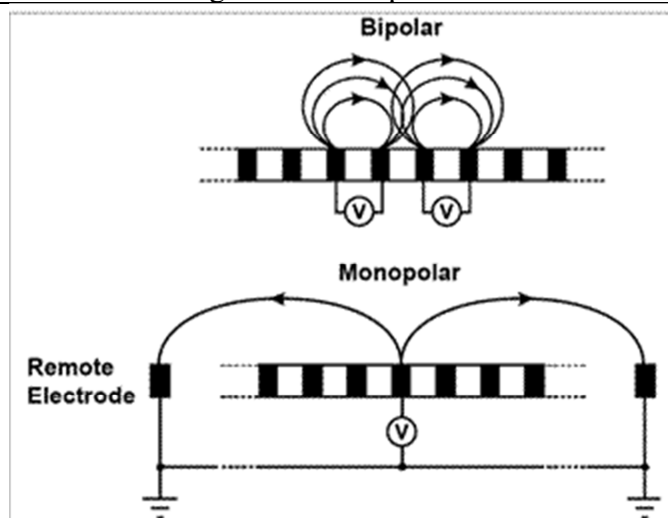


Figura 3-1: Ilustração da estimulação elétrica nos eletrodos monopolar e multipolar. Fonte: Graeme, M. Clark, Laureate, Prof Emer - Personal reflections on the multichannel cochlear implant and a view of the future. [3]

Eletrodos intracocleares podem ser estimulados em uma configuração monopolar ou bipolar. Na configuração monopolar, cada eletrodo é estimulado com referência a um eletrodo remoto, geralmente no músculo temporal ou fora do encapsulamento do receptor/estimulador implantado. Na configuração bipolar, um eletrodo intracoclear é estimulado com referência a outro eletrodo (nas proximidades). Diferentes pares de eletrodos são usados para estimular diferentes locais ao longo do conjunto de eletrodos. A figura 4-1 ilustra a diferente forma de estimulação pelos diferentes tipos de eletrodos. [12] [3]

A especificidade espacial de estimulação, para a ativação seletiva de diferentes populações de neurônios cocleares, depende de muitos fatores, incluindo: [12]

- Se os processos neurais periféricos às células ganglionares estão presentes ou ausentes;
- O número e a distribuição das células ganglionares sobreviventes;
- A distância entre os eletrodos e os neurônios-alvo;
- A configuração de acoplamento do eletrodo.

Esses fatores podem interagir de maneira a produzir campos de excitação seletivos na estimulação monopolar ou bipolar, e a produzir amplos campos de excitação para qualquer tipo de estimulação. Por exemplo, campos altamente seletivos podem ser produzidos com eletrodos bipolares orientados ao longo do comprimento dos processos neurais periféricos às células ganglionares sobreviventes. Campos altamente seletivos também podem ser

produzidos com a colocação dos eletrodos monopolares perto dos neurônios-alvo ou através do uso de "controle de campo", regime em que o campo produzido por um eletrodo central é afinado com a aplicação simultânea de campos de fase oposta em eletrodos vizinhos. [12]

Um objetivo importante do projeto de implante é maximizar o número de populações de neurônios não sobrepostas que podem ser estimuladas com o conjunto de eletrodos. Isto pode ser conseguido através da utilização de uma configuração de acoplamento bipolar, para algumas situações, ou através do posicionamento dos contatos do eletrodo imediatamente adjacente à parede interna da *Scala tympani*. Tal posicionamento tende a minimizar a distância entre os contatos e as células ganglionares. [12]

3.2. A estratégia CIS (*Continuous Interleaved Sampling*) de processamento

A estratégia CIS consiste em separar o som em diversas bandas de frequência, cada uma relativa a um eletrodo que, supostamente, está posicionado na cóclea na região correspondente à frequência central da banda em questão. Os eletrodos são acionados através de pulsos bifásicos simétricos de maneira coordenada de forma que um eletrodo não interfira no sinal do outro, sendo estritamente acionado apenas um de eletrodo por vez, evitando assim qualquer tipo de sobreposição temporal. A figura 4-2 apresenta um diagrama de blocos referente à implementação da estratégia. [13,3]

Um grande atrativo da estratégia CIS é a sua simplicidade de implementação. Isso garante um algoritmo fácil de adaptar a diversas necessidades e de baixo custo computacional. Esta segunda característica é bastante desejável para que se possa utilizar um hardware simples e de baixo consumo energético. [2,13]

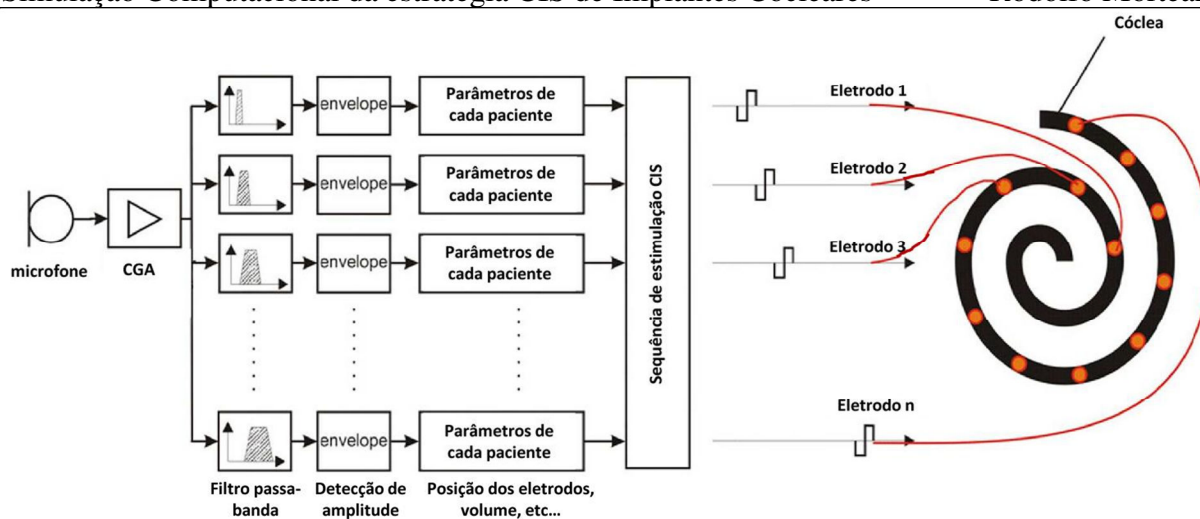


Figura 3-2 - Diagrama de blocos da estratégia CIS. (Fonte: <http://www.uibk.ac.at/activeimplants>)

Estímulos recebidos através do microfone podem passar por um controle de ganho automático opcional (AGC) e são processados por um filtro de pré-ênfase, que atenua os componentes de frequência abaixo 1.2kHz em 6dB por oitava. Este filtro de pré-ênfase ajuda consoantes relativamente fracas (com um conteúdo predominante de frequência acima de 1,2 kHz) competir com as vogais, que são intensas em comparação com a maioria das consoantes e tem fortes componentes inferiores a 1,2 kHz. [12]

A saída do filtro pré-ênfase é dirigida a um banco de filtros passa-banda cada um relativo a um canal. Cada canal inclui estágios de filtragem passa-banda, a detecção de envelope, e compressão. A detecção de envelope normalmente é realizada com um retificador, seguido por um filtro passa-baixa (a transformada de Hilbert também tem sido utilizada para a detecção de envelope). Uma transformação logarítmica é usada para mapear a relativamente ampla gama dinâmica de sinais derivados dos sinais de envelope para a faixa dinâmica bastante estreita dos potenciais de ação da audição. As saídas dos canais são utilizadas para modular os trens de pulsos bifásicos. Essa transformação produz um crescimento normal ou quase normal de intensidade com o aumento da intensidade do som. Os pulsos modulados são enviados para seus respectivos canais através de uma conexão percutânea ou transcutânea, sendo cada canal correspondente a um eletrodo na cóclea. Estímulos derivados de canais com frequências centrais baixas nos seus filtros passa-banda são direcionados para eletrodos

apicais do implante, e estímulos derivados de canais com frequências centrais altas nos seus filtros passa-banda são direcionados para eletrodos basais no implante. [12]

Os padrões de estimulação para uma implementação simplificada de um processador CIS com quatro canais está ilustrada na Figura 5.2. As entradas de fala são mostradas nas ilustrações superiores e os pulsos de estímulo são mostrados para cada um dos quatro eletrodos (e canais) nas ilustrações inferiores. Os quatro eletrodos são dispostos em uma ordem do ápice para a base, com o quarto eletrodo sendo o mais basal. As amplitudes dos pulsos para cada um dos eletrodos são obtidas a partir dos sinais de envelope do canal passa-banda correspondente. O sinal de envelope no canal passa-banda com a menor frequência de centro controla a amplitude de pulsos enviados aos eletrodos mais apicais, e o sinal de envelope no canal passa-banda com a menor frequência de centro controla a amplitude de pulsos enviados aos eletrodos mais basais. Este arranjo imita a organização tonotópica da cóclea de uma pessoa com audição normal. [12]

As informações extraídas da amplitude de cada banda espectral são representadas no padrão de estimulação elétrica. No entanto, a informação de fase é completamente descartada e não reflete no padrão de estimulação, embora existam evidências de que a informação de fase possa ser realmente útil para o paciente, pelo menos na faixa de frequência mais baixa, até cerca de 1kHz. [14]

Processadores CIS utilizam taxas relativamente altas de estimulação para representar as rápidas variações temporais dos sinais transmitidos pelos canais. A pulsação deve ser superior a duas vezes a frequência de corte dos filtros passa-baixa (nos detectores de envelope) para evitar efeitos de *aliasing*. Resultados de estudos recentes da resposta do nervo auditivo a trens de pulso de amplitude modulada senoidalmente indicam que a taxa deve ser ainda maior, de quatro a cinco vezes a frequência de corte, para evitar outras distorções nas representações neurais da modulação de onda. Um processador CIS típico pode utilizar uma taxa de pulso de 1000 pulsos/s/electrodo ou superior, em conjunto com uma frequência de corte de 200 Hz para os filtros passa-baixa. [12]

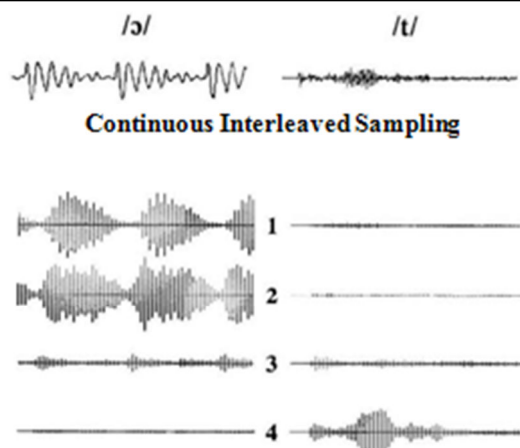


Figura 3-3 Estímulos produzidos através de uma aplicação simplificada da técnica de processamento CIS. As formas de onda superiores mostram as entradas pré-enfáticas (atenuação de 6dB por oitava abaixo 1.2kHz) de fala. Uma entrada correspondente a um som uma sílaba sonora ("aw") é mostrado nas ondas à esquerda e uma entrada correspondente a um som de uma consoante não articulada ("t") é mostrado nas ondas à direita. As onda abaixo mostram os pulsos estímulo produzido por um processador CIS para essas entradas. Os números indicam os eletrodos em que os estímulos são entregues. O número mais baixo corresponde ao eletrodo mais apical e maior número ao eletrodo mais basal. As amplitudes de pulso na figura refletem a amplitude dos sinais de envelope para cada canal. Em implementações reais, a faixa de amplitudes de pulso é comprimida usando uma transformação logaritma ou da lei de potência do sinal do envelope de cada canal. A duração de cada uma das ondas é de 25.4ms. [12]

Uma visualização ampliada dos estímulos durante um pequeno segmento da entrada da vogal é apresentada na Figura 5.3. Esta figura mostra o entrelaçamento e a ordem dos pulsos de estímulo através dos eletrodos. Nesta implementação particular de um processador CIS, os pulsos de estímulo são enviados em uma sequência para garantir a não sobreposição, do eletrodo mais basal (eletrodo quatro) para o eletrodo mais apical (eletrodo um). A taxa de pulsos em cada eletrodo pode ser alterada através da manipulação da duração dos pulsos e o tempo entre pulsos sequenciais. Qualquer ordem de eletrodos pode ser utilizada na sequência de estimulação, como uma ordem do ápice para a base, ou uma ordem escalonada (isto é, uma ordem projetada para produzir, em média, a máxima separação espacial entre os eletrodos estimulados em sequência).

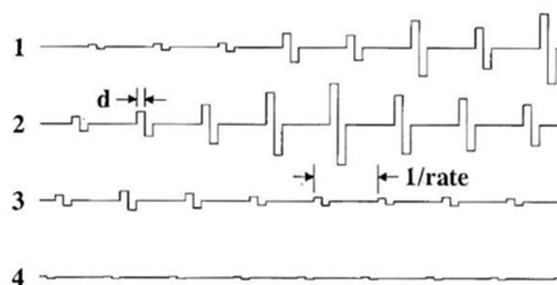


Figura 3-4 Visualização ampliada dos estímulos produzidos pela estratégia CIS, a duração do pulso por fase (d) e o período entre pulsos em cada eletrodo ($1/\text{taxa}$) estão indicados. A seqüência dos eletrodos estimulados é 4-3-2-1 (uma ordem de base-a-ponta). A duração de cada linha é de 3.3ms. [12]

Ao contrário de algumas estratégias de tratamento anteriores para implantes, nenhuma característica específica da fala é extraída ou representada nos processadores CIS. Em vez disso, as variações do envelope de cada banda são enviadas aos eletrodos através de trens de pulsos modulados intercalados. As taxa de estimulação para cada canal e eletrodo não varia entre sílabas surdas e sonoras (ver a ilustração disso comparando os painéis esquerdos e direito da Fig. 5.2.). Esta representação por "formato de onda" ou "banco de filtros" não faz nenhuma suposição sobre como o discurso é produzido ou percebido. [12]

Uma característica fundamental das estratégias CIS, n-de-m, ACE, e SPEAK é o entrelaçamento de pulsos de estímulo enviados aos eletrodos. Isso elimina um dos principais componentes de interação entre os eletrodos que seriam produzidos através da soma vetorial dos campos elétricos de diferentes (simultaneamente estimulados) eletrodos. Essa interação, se mantida, iria provavelmente diminuir a facilidade do implantado em diferenciar quais frequências estão sendo estimuladas. [12]

Um aspecto adicional da CIS, n-de-m, e ACE são as relativamente altas frequências de corte dos filtros passa-baixa nos detectores de envelope, junto com as taxas de estimulação que são suficientemente elevadas para representar as frequências mais elevadas sem *aliasing* ou outras distorções. As frequências de corte geralmente estão na faixa de 200 a 400 Hz. Esta gama abrange a frequência fundamental da fala de sons vocais (ver a periodicidade de variações do envelope nos painéis inferior esquerdo da figura 5.2.) e as transições rápidas na fala, como os produzidos por consoantes oclusivas. Esta gama também não excede o espaço perceptivo de pacientes típicos. Em particular, a maioria dos pacientes percebem as mudanças na frequência ou taxa de estimulação, como as alterações de altura do som (relativa à frequência, não à intensidade) de até cerca de 300Hz ou 300 pulsos/s, respectivamente. Novos

aumentos na frequência ou na taxa de pulsos não produzem aumentos na altura para a maioria dos pacientes, para um estímulo de intensidade equilibrada. Alguns indivíduos têm limites de saturação de tom mais alto, tão alto quanto 1000Hz, mas estes indivíduos são a exceção e não a regra. Assim, a representação de frequências muito além 300 Hz provavelmente não transmite qualquer informação adicional que possa ser entendida ou utilizada por pacientes típicos. [12]

4. METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho consiste em desenvolver um algoritmo capaz de processar arquivos de som como seria feito por diversos tipos de implantes cocleares, possibilitando assim uma futura comparação de seu desempenho. Por tanto foi realizada uma revisão bibliográfica a respeito da anatomia e fisiologia do aparelho auditivo, e sobre diversos implantes cocleares.

O algoritmo foi desenvolvido permitindo diversos ajustes de parâmetros e diferentes formas de implementação da estratégia CIS. Algumas alternativas de detecção de envelope do sinal sonoro e diversas técnicas de realizar filtros passa-faixa devem ser comparadas quanto a tempo de processamento e qualidade do sinal resultante. Estas análises permitem a escolha da melhor implementação para cada caso.

5. PROJETO DO SIMULADOR

Como proposto pelo objetivo do trabalho, será desenvolvido um algoritmo computacional que simulará a atuação do processador de fala CIS.

5.1. Requisitos do algoritmo

O algoritmo deverá receber um arquivo de áudio e transformá-lo num arquivo que representa o estímulo recebido pelas células ganglionares do órgão de Corti. Este arquivo será comparado com outro, que representa a percepção do mesmo som por uma pessoa com audição normal.

Para realizar esta conversão o algoritmo deverá imitar o mais fielmente possível o funcionamento de todas as etapas de processamento de fala de um implante coclear que utiliza a estratégia CIS de processamento da fala. Por tanto o processamento será realizado em diversas etapas, cada uma simulando uma etapa da conversão realizada por um processador de fala que implementa a estratégia CIS.

O algoritmo deverá permitir a simulação de diversos tipos de implantes diferentes, com diferentes características, tanto quanto ao número de canais, número de eletrodos, gama de frequência de cada canal, frequência de corte do filtro passa-baixa e frequência de estimulação dos eletrodos. Dessa forma o algoritmo deverá ser totalmente adaptativo a estas variações de características, permitindo de forma simples a definição:

- Do valor da frequência de corte do filtro passa-baixa
- Do número de canais
- Da relação entre os canais e os eletrodos
- Do número de eletrodos
- Das frequências mínima e máxima de cada canal
- Da frequência de estimulação

Estes parâmetros serão passados para o algoritmo na sua estrutura de chamada, juntamente com o nome do arquivo a ser analisado e convertido. O algoritmo não apresentará nenhuma interface gráfica.

5.2. Plataforma de programação

Foram avaliadas duas possíveis plataformas de programação, na verdade uma linguagem e uma plataforma. A linguagem analisada foi C e a plataforma foi Matlab.

A grande vantagem da linguagem C é a sua velocidade de processamento e flexibilidade, além de ser uma linguagem livre o que representa custo zero. O grande ponto contra a utilização dessa linguagem é a falta de foco em processamento de sinais. Isso implica que as limitadas funções existentes nessa área são provenientes de bibliotecas de terceiros, de difícil utilização, e ainda há funções simplesmente inexistentes, o que implicaria a criação de novas funções de processamentos de sinais, o que foge ao escopo desse trabalho.

A plataforma Matlab, apesar de proprietária e mais lenta que um programa feito em C é uma poderosa ferramenta para o processamento de sinais em geral, tendo a disposição diversos filtros e funções de conversão, bastante documentadas, o que representa um grande ganho em tempo e eficiência na programação. Mesmo que o foco do trabalho fosse desenvolver um algoritmo em C, seria altamente recomendável fazer um ‘esboço’ em Matlab pela facilidade em detectar e corrigir erros.

5.3. Estrutura do algoritmo

De forma a ser o mais fiel possível à proposta de imitar perfeitamente a estratégia CIS de processamento da fala, o algoritmo executará exatamente os mesmos passos executados pela estratégia CIS, na mesma ordem e da mesma forma. Apenas no caso de processamentos paralelos que venham a ocorrer na estratégia CIS, para ganho de tempo, no algoritmo estes processamentos serão sequenciais. Isso não afetará o resultado final, visto que um próximo passo só será dado assim que toda a informação, que seria processada paralelamente na implementação original, esteja processada na implementação sequencial. A figura 5-1 ilustra as etapas de processamento do algoritmo.

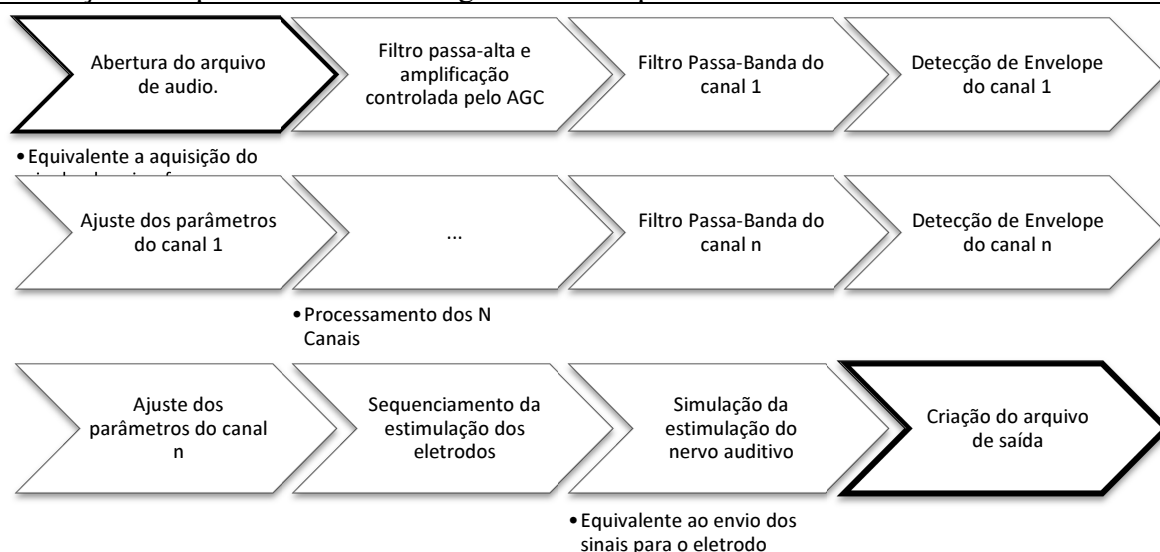


Figura 5-1 Fluxograma do algoritmo. Baseado no diagrama de blocos da estratégia CIS (figura5-1)

5.3.1 Abertura do arquivo de áudio

Nesta etapa o arquivo de áudio a ser processado será aberto pelo algoritmo e interpretado, transportando os dados contidos para a memória e fazendo eventuais conversões para compatibilização de formato. O formato de arquivo utilizado será cru, ou seja, não comprimido, portanto de fácil manipulação e interpretação.

5.3.2 Filtro passa-alta e amplificação controlada pelo AGC

O AGC (Automatic Gain Control) é um sistema que amplifica um sinal até o limite da saturação. O ganho é controlado dinamicamente, de forma que quando o sinal aumenta de intensidade o ganho diminui rapidamente, para evitar a saturação, e quando o sinal diminui de intensidade o ganho aumenta lentamente até que os picos do sinal de saída estejam no limite da saturação.

Em muitos casos as frequências responsáveis pela maior variação de amplitude das ondas são as frequências mais baixas. Essas frequências serão descartadas, pois não aparecem em nenhum canal. Portanto não faz muito sentido maximizar um sinal que as contém para depois cortá-las, o melhor é cortar essas frequências, grandes contribuintes da amplitude do sinal, para depois maximizar o sinal restante.

No caso dos implantes cocleares, este primeiro filtro é, em geral, analógico, por ser algo simples. [15] Portanto será utilizado um filtro simples para cortar as frequências mais baixas.

Os filtros mais conhecidos são o elíptico, o Chebyshev do Tipo I / Tipo II e Butterworth. Qualquer tipo de filtro pode ser descrito pela sua ordem, que, resumidamente, indica o quão complexo e preciso um filtro é. Uma ordem maior indica um filtro mais complexo e mais preciso, ou seja, com um aumento de atenuação mais rápido com o aumento da frequência. [16]

Comparado com um filtro Chebyshev do Tipo I / Tipo II ou com um filtro elíptico, o filtro Butterworth possui uma queda relativamente mais lenta, e, portanto irá requerer uma ordem maior para implementar uma especificação de banda particular, mas os filtros Butterworth passa-banda possuem uma resposta em fase mais linear do que os filtros Chebyshev do Tipo I / Tipo II e filtros elípticos podem alcançar. [16] Isso garante um filtro mais suave, apesar de menos preciso no corte das bandas.

Na utilização em questão é melhor um filtro que crie menos distorções no sinal, para não introduzir erros nas etapas de processamento futuras, portanto o filtro de Butterworth é a melhor escolha. A figura 5-2 ilustra a resposta em frequência do filtro Butterworth de várias ordens.

Para utilizar o filtro Butterworth, ou qualquer outro tipo de filtro, é necessário primeiro desenhar esse filtro, calculando o nominador e o denominador da função de transferência relativa ao filtro em questão. Existem funções que dados os parâmetros do filtro devolvem dois vetores, um representando o nominador e outro o denominador da função de transferência do filtro com os parâmetros dados. [17]

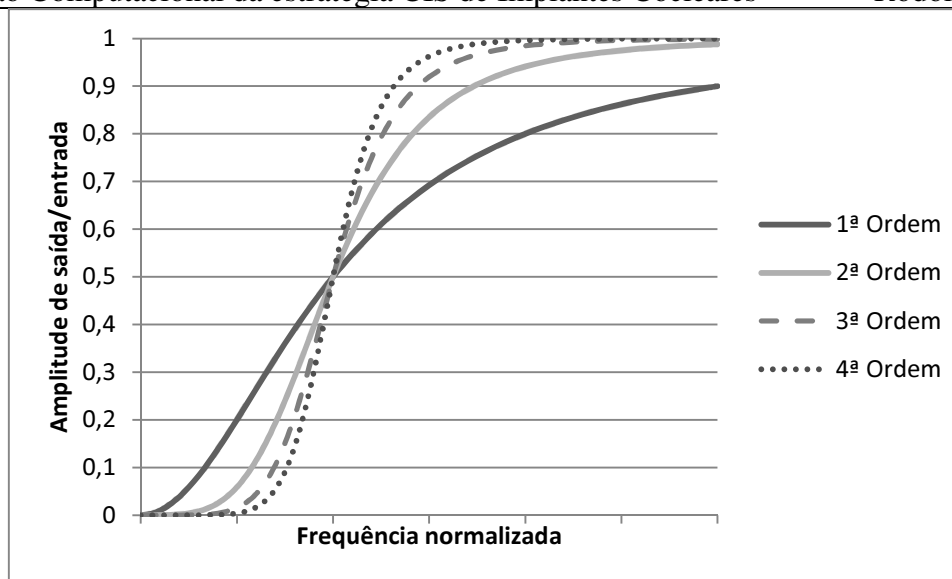


Figura 5-2 Ilustração esquemática da resposta em frequência do filtro Butterworth passa-alta de 1ª a 4ª Ordem

Para aplicar o filtro ao sinal basta utilizar uma função que recebe os vetores nominador e denominador e aplica a função de transferência ao sinal de entrada. A saída dessa função é um vetor com o sinal já filtrado. [17]

Existem diversas implementações de AGC diferentes para sinais recebidos e processados em tempo real, que requerem lógicas eficientes e confiáveis. No entanto o sinal a ser tratado por este algoritmo está gravado e é estático, isso possibilita que todo o sinal seja avaliado antes de definir o ganho adequado. Os sinais avaliados serão fonemas gravados, e, portanto, sinais de curta duração. Esse fato e a facilidade de ter todo o sinal a ser avaliado já gravado permite a utilização de uma estratégia simples. Tal estratégia consistirá na detecção do valor máximo do sinal, e então a determinação do valor do ganho para que este valor máximo atinja o limite da saturação do sinal.

5.3.3 Filtro Passa-Banda

O filtro passa-banda é o responsável por filtrar as frequências que serão direcionadas para cada canal. Existem diversas formas de realizar esse filtro, principalmente no domínio digital. Como no filtro passa-alta, será utilizado o filtro de janela de Butterworth. A única diferença é que neste caso serão passadas duas frequências ao filtro, para que ele crie uma janela ao invés de um degrau.

5.3.4 Detecção do envelope

Há basicamente dois meios para a detecção de envelope digitalmente com uma precisão adequada. Um bastante simples, que consiste em elevar o sinal ao quadrado e utilizar um filtro passa-baixa, e outro mais preciso e complexo que envolve uma transformada de Hilbert. [17] Há implantes que utilizam a detecção de envelope através da transformada de Hilbert, o que eleva a qualidade do sinal de saída gerado. [18]

Como existem esses dois meios para detectar o envelope do sinal nos implantes cocleares modernos, os dois estarão disponíveis. Assim será possível simular uma gama maior de implantes.

A detecção através da transformada de Hilbert é bastante simples de implementar, basta calcular a transformada do sinal e calcular a raiz do quadrado da transformada. Pode-se utilizar um filtro passa baixo em seguida para suavizar o sinal, mas este não é realmente necessário. [16]

5.3.5 Ajuste dos parâmetros do canal

Esses parâmetros são ajustados de acordo com a necessidade de cada paciente, para garantir uma correta estimulação do nervo auditivo, diferente em cada paciente [12]. No entanto a simulação será realizada assumindo um cenário médio e, portanto, não há sentido em permitir esse ajuste fino que depende de cada paciente, nesta simulação. Por conseguinte essa etapa do algoritmo será suprimida

5.3.6 Sequenciamento da estimulação dos eletrodos

Essa etapa consistirá na geração dos pulsos que seriam enviados ao conjunto de eletrodos. Como o próprio nome da estratégia sugere, os pulsos são gerados de maneira intercalada entre os canais, ou seja, nenhum canal é estimulado ao mesmo tempo em que outro. [2] [13] [10] Dessa forma será gerado um trem de pulsos para cada canal, numa sequência pré-estabelecida, e cada trem de pulsos será multiplicado pela função envelope do respectivo canal para regular a sua amplitude. Esta é uma estratégia bastante simples que imita o que acontece num implante coclear real.

A taxa de pulsos por segundo poderá ser definida externamente, visto que este é um parâmetro relevante na configuração do implante. [12] A largura do pulso será ajustada

automaticamente de acordo com a frequência de estimulação. Porém será possível especificar uma largura de pulso diferente, desde que seja menor que a largura de pulso calculada.

5.3.7 Simulação da estimulação do nervo auditivo

A simulação da estimulação do nervo auditivo será a etapa mais imprecisa do algoritmo, pois envolve fatores de grande complexidade. A estimulação do nervo auditivo pelo eletrodo é influenciada pelo posicionamento do eletrodo, pela distância do eletrodo até o nervo alvo e pela configuração do eletrodo, que pode ser monopolar ou bipolar. [13]

O algoritmo assumirá uma curva padrão que representará a estimulação dos nervos em torno da frequência central do canal estimulado. Isso pressupõe um eletrodo inserido numa profundidade exata. Poderá ser utilizada outra curva para simular a estimulação do nervo, conforme for conveniente. Será assumido que o sistema auditivo de uma pessoa padrão possui uma resolução menos precisa do que meio semitom, portanto será utilizada uma discretização de meio semitom pra reconstruir o sinal sonoro com ondas senoidais.

A intensidade do estímulo no tempo será regida por uma função de subida e decaimento a partir do pulso de estimulação do eletrodo. Esta função também poderá ser alterada, e inicialmente seguirá fielmente o pulso de estimulação.

5.3.8 Criação do arquivo de saída

Serão escritos dois arquivos ao fim do algoritmo. Um arquivo de saída terá o mesmo formato do arquivo de entrada, portanto será um arquivo de áudio simples, sem compressão, e que poderá ser executado em qualquer player de mídia. O outro arquivo de saída será uma matriz dos valores separados por vírgula (.csv) que representará a distribuição espectral do sinal com o tempo. Neste arquivo as linhas representarão as frequências e as colunas o tempo.

5.4. Método Alternativo de separação em canais

Um método mais eficiente para a separação dos canais de acordo com sua frequência mínima e máxima é aplicar a FFT ao sinal de entrada e trabalhar no domínio das frequências. Com o espectro de frequências calculado é possível simplesmente calcular uma média da intensidade das frequências relativas a cada canal e assim se obtém a intensidade do estímulo para aquele canal. Como esta abordagem calcula a FFT apenas uma vez, e depois trabalha em

cima do seu resultado ela é computacionalmente muito mais eficiente do que as abordagens com uso de filtros IIR (como é o caso do filtro por janela de Butterworth). [15]

A opção FFT também oferece flexibilidade, pois muitas funções podem ser implementadas por meio de operações aritméticas simples. Por exemplo, parâmetros como a atribuição de frequências por canal, a ordem do filtro e a sobreposição de bandas entre os canais vizinhos, podem ser facilmente controlados com a simples alteração do número de amostras da FFT a serem medidas e seus pesos. [15]

No entanto este método apresenta uma desvantagem no que diz respeito ao cálculo do envelope. Pois como ele trabalha com a média da intensidade dos sinais fica impossível variar o envelope no tempo. Portanto, para cada amostra analisada a saída de envelope será constante. Este problema é facilmente solucionado diminuindo o tamanho da amostra.

Esse método elimina várias etapas do método proposto anteriormente. O fluxograma do algoritmo utilizando essa abordagem fica muito mais simples, como o ilustrado na figura 5-3.

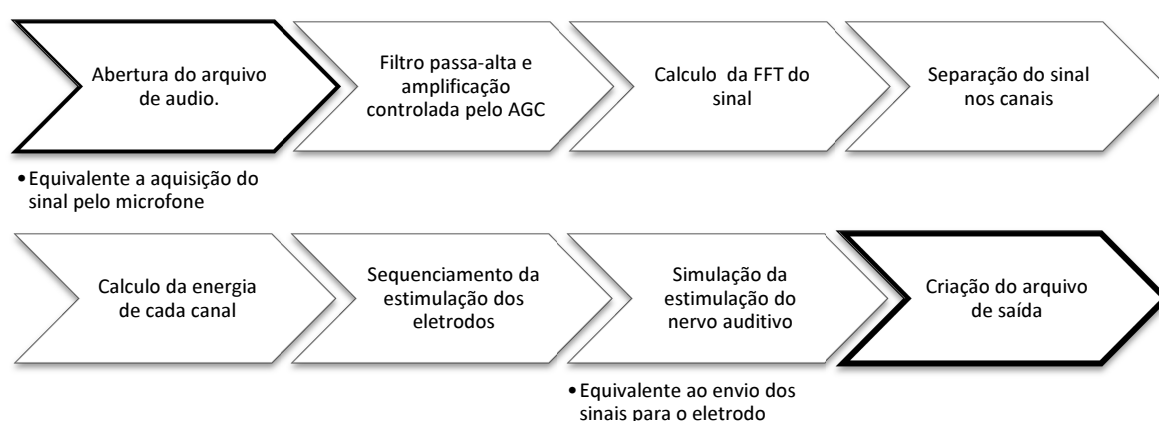


Figura 5-3 Fluxograma do algoritmo utilizando a abordagem de separação dos canais através da FFT

5.4.1 Cálculo da FFT

O cálculo da Transformada de Fourier é bastante simples de executar, e tem um custo computacional bastante baixo. Basta utilizar a função de cálculo da FFT e depois tratar o sinal para que ele represente as frequências corretamente e com a intensidade normalizada. [17]

Como já exposto é necessário realizar todas as etapas do processamento para pequenas amostras, visto que o envelope para cada amostra será constante, e uma amostra muito grande

Portanto o sinal é dividido em pequenos intervalos que são calculados sequencialmente.

5.4.2 Separação do sinal nos canais

A separação do sinal nos diversos canais é feita de maneira bem simples. É feita uma janela com as frequências máxima e mínima do canal, e aplica-se essa janela ao resultado da transformada de Fourier, ficando assim apenas com as frequências para aquele canal. Essa janela não é necessariamente quadrada, podendo ser qualquer formato de curva. Isso possibilita a escolha de curvas que melhorem a qualidade do sinal para o implantado. [15]

5.4.3 Calculo da energia de cada canal

O calculo da energia de cada canal, para a definição do envelope, é feito com a média das frequências daquele canal, ponderada pela curva da janela. [15] Esta ponderação, quanto mais frequências envolvidas, mais atenua a intensidade do sinal, portanto faz-se necessário uma correção de amplitude. Com a energia calculada a já são geradas as curvas de envelope para cada canal.

6. IMPLEMENTAÇÃO E UTILIZAÇÃO DO ALGORITMO

6.1. Estrutura geral

O algoritmo foi composto por uma função principal, que não faz muito processamento na prática, mas define os parâmetros globais, opções do algoritmo e chama as funções de processamento na ordem correta e de acordo com as opções selecionadas. Como existem, eventualmente, mais de uma possibilidade de executar a mesma tarefa todas as possibilidades estudadas foram implementadas, e, dependendo das opções adotadas, uma ou outra podem ser executadas.

As outras funções executam tarefas bastante pontuais, tentando manter seu tamanho bastante reduzido. Assim, além de fáceis de compreender, as funções podem ser avaliadas e executadas individualmente, o que permitirá diversas análises a respeito da qualidade e custo computacional de cada opção de conversão.

Dois parâmetros, que são assumidos mais variáveis que os demais, devem ser passados na chamada do algoritmo, junto com o nome do arquivo a ser convertido. São a matriz contendo pares de frequência que delimitam a largura de banda de cada canal e a ordem de ativação dos eletrodos. De fato o que é assumido mais variável é a matriz com os pares de frequência, que representam a frequência mínima e máxima de cada canal. Mas como o número de canais também pode variar com essa matriz, a ordem de ativação dos mesmos também deve ser sempre indicada.

6.1.1 Estrutura de chamada do algoritmo

A chamada do algoritmo é feita com a seguinte linha de comando:

```
converte(Arquivo, FrequenciasCanais, SequenciaCanais)
```

Arquivo é o nome do arquivo que será convertido, com extensão e entre aspas simples. Ex: 'Fala.wav' .

FrequenciasCanais é a matriz contendo os pares de frequências mínima e máxima para cada canal, e é da forma:

$$\text{FrequenciasCanais} = \begin{bmatrix} \text{FMin}_1 & \text{FMáx}_1 \\ \text{FMin}_2 & \text{FMáx}_2 \\ \vdots & \vdots \\ \text{FMin}_n & \text{FMáx}_n \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

Sendo n o número total de canais.

SequenciaCanais é um vetor de n números inteiros, não repetidos, de um a n , que representam a ordem de ativação dos canais. O primeiro número do vetor é o número do primeiro canal a ser ativado e assim por diante. Ex.: `SequenciaCanais = [1 3 2 4]`

6.2. Opções globais

As opções globais permitem alterações na forma de construção do espectro de frequências final. Estas opções permitem variar desde alguns parâmetros simples, como frequências de corte ou o número de amostras usadas para o cálculo da FFT, até parâmetros mais complexos, como a curva de resposta do nervo auditivo a um estímulo elétrico. Estas opções podem ser divididas em três categorias: Seletores de estratégia de processamento, parâmetros do implante coclear e parâmetros da resposta fisiológica.

6.2.1 Seletores de estratégia de processamento

O algoritmo permite três diferentes estratégias de processamento, duas utilizando um banco de filtros e uma utilizando uma FFT para separar os canais e calcular o envelope. Nas estratégias que utilizam o banco de filtros existem dois meios para calcular o envelope do sinal de cada canal, um mais simples utilizando uma média RMS e outro mais complexo utilizando a transformada Hilbert.

As opções são, portanto:

- **FFT:** Pode ser 0 ou 1. Se for definido como 1 será utilizada a estratégia FFT e a próxima opção será ignorada.
- **Hilbert:** Pode ser 0 ou 1 também. Se definida como 1 será utilizado o cálculo do envelope do sinal utilizando a transformada de Hilbert.

6.2.2 Parâmetros do implante coclear

Estes são parâmetros que diferenciam os tipos de implantes cocleares. Apesar de que as estratégias de processamento também serem um diferencial dos implantes, a seleção das estratégias é tratada de maneira bastante diferente pelo algoritmo. Estes parâmetros incluem valores de frequência de corte de filtros, ordem desses filtros parâmetros de estimulação, entre outros. As opções são:

- **Fcb:**

É a frequência de corte do filtro passa-alta em hertz aplicado no começo do processamento. Esse filtro elimina as baixas frequências que podem ser originados de diversas fontes de ruído e seriam prejudiciais ao sinal. Valores habitualmente adotados são 200Hz ou 400Hz [19] [15]

- **NButtter:**

Ordem do filtro de janela Butterworth que será utilizado para separar os canais da estratégia de banco de filtros. Um valor muito baixo cria filtros com decaimento pequeno, o que não garante um filtro eficiente, no entanto, um valor muito grande pode gerar um filtro instável. Para facilitar a definição dos filtros, se um filtro se

tornar instável, sua ordem é automaticamente reduzida, e isso é informado ao usuário.

- **NAmos:**

Número de amostras que serão utilizadas no cálculo de cada FFT, no caso de ser utilizada esta estratégia. Este valor influencia a distância entre duas frequências diferentes detectadas pela FFT e a resolução temporal da função envelope calculada por este método.

Um valor muito pequeno elevará a resolução da função envelope, mas diminuirá a resolução no domínio das frequências, interferindo negativamente na qualidade da detecção das frequências componentes de cada canal. No limite, um canal poderia ficar entre duas frequências detectadas pela FFT, e, portanto seria erroneamente calculado.

Por outro lado um valor muito grande reduziria muito a resolução da função envelope gerado, o que reduziria muito a qualidade do impulso gerado. Os canais com variação mais rápida do envelope são os mais atingidos por este efeito.

Para otimizar o desempenho do algoritmo recomenda-se a utilização de potências de dois para o número de amostras. Valores recomendados são 512 (2^9) e 1024 (2^{10}).

- **CurvaPonder:**

É uma curva de ponderação da intensidade das frequências contidas em cada canal no espectro gerado pela FFT. Este ajuste pode ser utilizado para melhorar a qualidade do sinal obtido através dessa estratégia. [15] Como o tamanho da janela é sempre variável a curva deverá ter um tamanho padrão que será automaticamente ajustado ao tamanho da janela em questão.

A curva deve ser representada por um vetor com 10 elementos. É importante lembrar que como as frequências são interpretadas em escala logarítmica a frequência central de um canal, na escala logarítmica, corresponderá aproximadamente ao quarto elemento do vetor.

- **FreqPulsos:**

É a frequência de envio de pulsos pelo implante em Pulsos/s. estes pulsos são enviados alternadamente para os diversos canais. Não confundir com outro parâmetro bastante citado a respeito dos implantes que é a frequência de pulsos por canal. Este valor corresponde ao $FreqPulsos$ dividido pelo número de canais. Um valor razoável para este parâmetro é 4000 Pulsos/s no caso de quatro canais, ou seja, 1000 pulsos/s/canal. [15]

- **DuracaoPul:**

Duração de cada pulso em micro segundos. Deve-se atentar ao valor limite, dada a frequência de estimulação total ($FreqPulsos$) para que não ocorra sobreposição de pulsos. O valor desse parâmetro, portanto, não deve ser superior a:

$$\frac{10^6}{FreqPulsos} \quad (6.3)$$

Um valor comum para este parâmetro é 50 microssegundos. [15] [10]

6.2.3 Parâmetros da resposta fisiológica

Estes parâmetros são utilizados para simular a audição de uma pessoa implantada. São relativos a resposta do ouvido a estímulos elétricos, curva de interferência de um estímulo nas frequências adjacentes a frequência central estimulada, etc.

- **CurvaF**

É uma curva que simula a influência do estímulo de um eletrodo posicionado numa determinada altura da cóclea, relativa a uma determinada frequência central nas frequências adjacentes. Diferente da curva $FreqPulsos$, esta curva já é interpretada na escala logarítmica, e portando a frequência central é realmente a frequência central na escala logarítmica.

Esta curva deve ter um número ímpar de elementos, e o elemento central, que se recomenda ser definido como 1, representa a frequência central relacionada ao eletrodo estimulado. Os elementos ao lado do elemento central representam as frequências imediatamente adjacentes de acordo com a resolução definida para o ouvido humano.

Também se recomenda que o vetor tenha um tamanho de 5 a 7 elementos, caso a resolução seja ajustada para um semitom e de 9 a 13 para resolução de meio semitom. Ex. $CurvaF = [0.3, 0.7, 1, 0.7, 0.3]$

- **Res**

Representa a resolução do ouvido em função de semitons musicais. Se o valor for definido como 1 a diferença de entre duas frequências adjacentes será de um semitom, se for definido com meio, a diferença será de meio semitom. Foi escolhida essa relação com semitons por esta já ser uma escala logarítmica. Valores razoáveis para este parâmetro são 1 e ½, apesar de que uma resolução de ½ semitom é bastante alta, e provavelmente irreal.

- **CurvaT**

É uma curva que representa a resposta temporal do nervo auditivo a um pulso. A curva independe do tempo, e é normalizada pela distância entre dois pulsos consecutivos para o mesmo canal, sendo que esta distância equivale a 50 elementos na curva. Portanto para saber o tempo correspondente aos 50 elementos basta calcular:

$$DuraçãoCurvaT(s) = \frac{1}{\frac{FreqPulsos}{N^{\circ} Canais}} \quad (6.4)$$

É possível definir uma curva com mais ou menos de 50 elementos, mais de 50 elementos causará uma sobreposição de duas curvas consecutivas, menos de 50 elementos deixará um espaço vazio entre as duas curvas. Recomenda-se que as curvas preenchassem totalmente o espaço entre dois pulsos, podendo haver sobreposição entre duas curvas desde que isso não crie picos anormais na sobreposição. Os valores da curva devem estar entre 0 e 1.

6.3. Funções

6.3.1 Abertura de arquivo

`[Onda, Fa] = abreArquivo(Arq)`

Arq é o nome do arquivo a ser lido entre aspas simples.

Onda é uma única onda sonora, om valores de -1 a 1.

Fa é a frequência de amostragem da onda.

É uma função bastante simples que apenas lê um arquivo de áudio e informa sua frequência de amostragem e a onda sonora. Se o arquivo contiver dois canais, e, portanto duas ondas, esta função já converte em uma onda só, tirando a média das duas ondas originais.

6.3.2 Normalização da onda

`[OndaN] = ampAGC(Onda, Fa, Fcb)`

Fcb é a frequência de corte da onda

OndaN é a onda resultante

Como as frequências de menor amplitude serão descartadas ao longo do processo essas frequências já são cortadas logo no começo, e a onda resultante é amplificada. Para isso é utilizado um filtro passa-alta de Butterworth de ordem 10.

Para utilizar um filtro é necessário primeiro projetar o filtro, definindo o numerador e denominador da sua função de transferência. Tendo esses valores basta utilizar a função que aplica a função de transferência ao sinal.

Após filtrado o sinal é normalizado simplesmente achando o seu máximo, e dividindo todo o sinal por este valor. Isto garante que se ele estiver com picos maiores que 1 ele será reduzido e se estiver muito baixo será amplificado até os picos serem 1.

6.3.3 Projeto do banco de filtros

`[BAs] = desenhaFiltros(FreqsC, Fa, NButtter)`

FreqsC é a matriz com os pares de frequência mínima e máxima para cada canal. O número de pares indica o número de canais

NButtter é a ordem dos filtros que será utiliza inicialmente

BAs é a matriz de vetores que representam os filtros

No caso de ser utilizado o banco de filtros para separar os canais é necessário primeiro projetar os filtros para cada canal. Serão novamente utilizados filtros de Butterworth, mas dessa vez passa-banda. O filtro receberá a frequência mínima e máxima para cada canal, a ordem do filtro e com isso definirá os polinômios do numerador e denominador da função de transferência que representam cada filtro.

Dependendo da diferença entre a frequência máxima e mínima de cada canal e da ordem do filtro, este pode se tornar instável. Por isso após o projeto de cada filtro sua curva de ganho em função das frequências é avaliada, e se houverem ganhos inconsistentes ou maiores do que 1 a ordem é diminuída para aquele filtro e ele é redesenhado. Este processo é feito recursivamente até chegar a um filtro estável para cada canal. Esta etapa não está presente nos implantes cocleares, mas foi desenvolvida para facilitar a utilização do algoritmo. Acredita-se que num implante real será sempre utilizada a maior ordem de filtro que não causa instabilidade para cada canal.

O formato da saída desse filtro é uma tabela de vetores. Cada vetor representa um polinômio. Os vetores ficam em pares, um representando o nominador e outro o denominador do filtro de cada canal.

6.3.4 Separação do sinal em canais

```
[Ondas] = separaCanais(OndaN, BAs)
```

Ondas é a matriz contendo as ondas de cada canal. O número da coluna indica o número do canal.

Uma vez que o banco de filtros esteja projetado é só aplica cada filtro ao sinal original, como explicado anteriormente, e gravar o sinal processado. O sinal relativo a cada canal é guardado numa coluna de uma matriz.

6.3.5 Medição do envelope de cada canal por RMS

```
[Env] = detectaEnvRMS (Ondas, FreqsC, Fa)
```

Env é a matriz contendo os Envelopes das ondas de cada canal.

Existem dois jeitos de medir o envelope relativo a cada canal uma vez que o sinal de cada um deles já foi processado. Um deles é através da utilização de uma média RMS (média quadrática) da onda. Isso pode ser implementado de diversas maneiras diferentes. Neste

algoritmo foi utilizada uma técnica simples. Primeiro é calculado o quadrado do sinal, e este sinal apenas positivo é multiplicado por dois. Este fator corresponde ao inverso da média RMS de um sinal senoidal. Como a média do sinal será utilizada como seu envelope será necessário amplificar o sinal de forma que sua média acompanhe o topo do sinal original.

Após essa conversão é aplicado um filtro passa-baixa de Butterworth, com frequência de corte de um terço da mínima frequência que, teoricamente, compõe o sinal. Esta frequência mínima equivale a mínima frequência do filtro de janela utilizado para separar os canais. O valor relativo da frequência de corte foi determinado experimentalmente, significando uma frequência suficientemente alta para acompanhar as variações de amplitude do sinal e suficientemente baixa para não acompanhar as subidas e decidas das ondas que compõe o sinal. Por fim é calculada a raiz quadrada do envelope.

Os resultados são guardados numa matriz bastante semelhante à matriz das ondas para cada canal. Será uma matriz em que cada coluna representa o envelope da onda de um canal.

6.3.6 Medição do envelope pela transformada de Hilbert

[Env] = detectaEnvH (Ondas)

A transformada de Hilbert, de maneira simplificada, causa um atraso e um avanço de fase de 90° nas funções senoidais num domínio complexo [20]. Assim é uma ótima maneira de se calcular o envelope de uma onda formada por senoides, pois a multiplicação do módulo das ondas deslocadas será uma curva que aproximadamente acompanha a amplitude da onda original.

Assim, medir o envelope utilizando a transformada de Hilbert é bastante simples. Para cada canal se calcula a transformada de Hilbert. Em seguida basta multiplicar ponto a ponto a onda de saída da transformada pela sua conjugada. Isso gera uma curva que representam quadrado do envelope da onda original. Por fim tira-se a raiz quadrada da onda obtida e obtém-se a curva do envelope da onda.

6.3.7 Calculo do envelope pela FFT

[Env] = separaCanaisFFT (OndaN, FreqsC, Fa, NAmos, CurvaPonder)

NAmos é o número de amostras utilizadas no calculo de cada FFT

CurvaPonder é a curva de ponderação de intensidade em relação às frequências.

Outra maneira de separar os canais e medir o envelope da função é através da transformada de Fourier. Atualmente é bastante difundido o uso do algoritmo FFT (*Fast Fourier Transform*) para este cálculo, por ser bastante eficiente computacionalmente. Com a FFT calculamos uma distribuição da intensidade da onda no espectro de frequências. Analisando esta distribuição é possível determinar a energia média de cada canal num determinado momento. [16]

O cálculo da FFT trabalha com um número finito de amostras, e faz uma média da energia de cada frequência componente do sinal nestas amostras. Portanto, se a transformada fosse aplicada ao sinal inteiro de uma só vez seriam obtidas apenas as médias das intensidades das frequências em todo o sinal, mas isto não permitiria calcular medir a função envelope do sinal ao longo do tempo. Para conseguir tal medição, o sinal deve ser separado em pequenas amostras que serão calculadas independentemente, e assim, para cada amostra, obtém-se a intensidade média das frequências componentes do sinal. Por questões de eficiência computacional é conveniente adotar sempre uma potência de dois como número de amostras. [16]

É importante atentar ao fato de que a FFT dá, como resposta, o mesmo número de elementos que recebe, sendo que metade desses elementos é descartada, pois é apenas o espelhamento da outra metade dos elementos. [16] Portanto, a resolução da transformada no domínio das frequências será metade do número de elementos da amostra, ou seja, para uma amostra muito pequena, que aumenta a resolução temporal do envelope da função, a resolução no domínio das frequências também será muito pequena. Além disso, a escala de frequências da FFT é linear o que prejudica principalmente as baixas frequências com a perda de resolução, visto que sempre é utilizada a escala logarítmica no domínio das frequências. Assim, a partir de um número de amostras não será mais possível medir a intensidade dos canais de menor frequência.

O resultado da FFT não é relativo às frequências e sim às amostras, portanto para conseguir relacionar as intensidades com suas respectivas frequências é necessário criar um vetor externo, que considera a frequência de amostragem do sinal, e o número de elementos na amostra. Este vetor é criado logo no começo da função. A fórmula que relaciona o número da amostra com a frequência a que ela se refere é: [17]

$$Frequência (Hz) = \frac{Freq.Amostragem(Hz)}{2} * N^{\circ} da amostra; \quad (6.5)$$

Para melhorar a qualidade da curva envelope gerada dessa maneira é possível definir uma curva de ponderação para as frequências contidas em cada canal. Esta curva tem um comprimento fixo e é definida no começo do algoritmo. No entanto as janelas relativas aos canais possuem um tamanho variável, de forma que é necessário fazer um ajuste dessa curva de ponderação para cada janela.

Para cada canal é feita uma busca no vetor das frequências para encontrar quais elementos estão contidos em cada janela. Para isso procura-se o primeiro valor maior ou igual a frequência mínima do canal e o último valor maior ou igual a frequência máxima do canal. Caso a janela não contenha nenhuma frequência, será adotada a frequência mais próxima. Depois de encontrados os índices no vetor das frequências que contém esses valores é possível determinar o tamanho da janela e fazer um ajuste para que a curva de ponderação fique exatamente do tamanho da janela, em número de elementos.

A seguir a onda é dividida em amostras com um número pré determinado de elementos. Para cada amostra é calculada a FFT, e depois ela tem a intensidade normalizada pelo número de elementos da amostra, desse maneira a intensidade fica normalizada entre 0 e 1. Com a distribuição da intensidade das ondas no espectro de frequência daquela amostra, pode-se obter a intensidade em cada canal. Para isso multiplica-se a curva de ponderação pelas intensidade de frequência relativa a cada canal, elemento a elemento. Com isso se obtém uma curva do tamanho da janela com as intensidades das ondas componentes ponderadas pela curva de ponderação para aquele canal. Então basta dividir a soma dessas intensidades pela soma dos elementos da curva de ponderação ajustada. O ajuste foi feito através de análises experimentais e será discutido mais adiante.

Como o número de elementos na onda dificilmente será múltiplo do número de elementos em cada amostra os passos anteriores são repetidos para a última parte da onda, com um número de elementos menor que o utilizado até então, tomando os devidos cuidados com ajustes. A última etapa é gerar as amostras das curvas de envelope de cada canal com o valor médio obtido. A curva de envelope fica com um aspecto de escada, por este método.

6.3.8 Geração do trem de pulsos de estimulação

```
[Pulsos] = geraPulsos (FreqPulsos, DuracaoPul, SeqCanais,  
Env, Fa)
```

FreqPulsos é a frequência em que os pulsos são gerados

DuracaoPul é a duração de cada pulso em milissegundos

SeqCanais é um vetor contendo o sequenciamento de ativação dos canais

Pulsos é uma matriz contendo em cada coluna os pulsos em função do tempo para um canal

O implante envia pulsos alternados entre os canais para os eletrodos para fazer a estimulação do nervo auditivo. [1] Para isso é necessário criar o sequenciamento dos pulsos em função do tempo. Dada a taxa de pulsos por segundo, e a duração de um pulso é criado um pulso básico. Nesta etapa verifica-se se os pulsos não são maiores que o intervalo entre pulsos, e se forem terão seu comprimento reduzido.

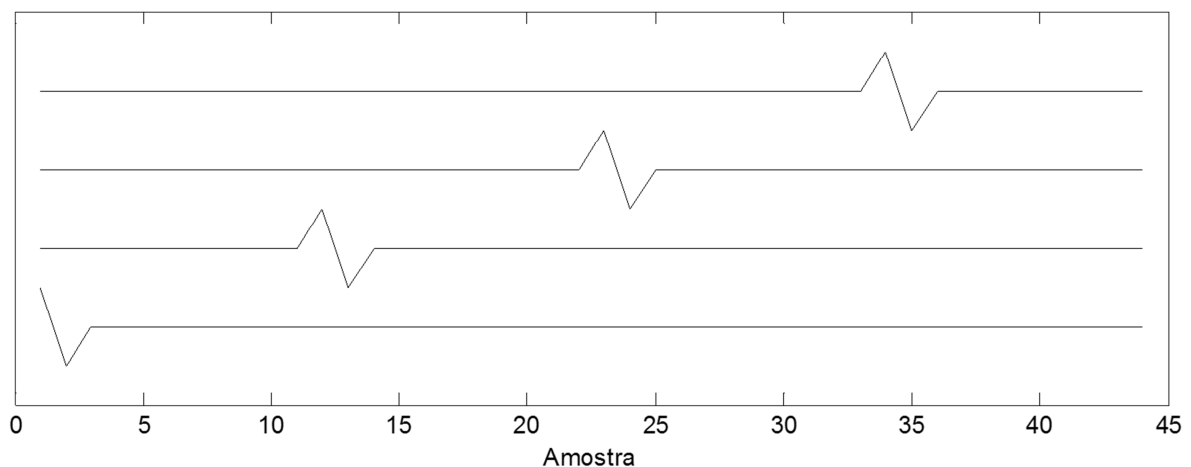


Figura 6-1 Ilustração de sequência inicial de pulsos. Os canais foram ativados na ordem de 1 a 4, sendo o canal um o mais inferior do gráfico e o 4 o mais superior.

Com o pulso base é criada uma sequência inicial de ativação dos canais. Para isso é somado sequencialmente em cada canal um pulso base, seguindo a sequência de ativação dos canais. Para um exemplo de quatro canais, 4000 pulsos por segundo com duração de 50 μ s obtém-se inicialmente a onda ilustrada na figura 6-1. Essa primeira sequência é então repetida até ter o tamanho dos vetores de envelope. Tendo as duas matrizes, a de pulsos e a de

envelopes das ondas basta multiplicar as duas, elemento a elemento, para se obter uma matriz de pulsos normalizados pelo envelope.

6.3.9 Calcula a frequência central de cada canal

```
[FreqsCen] = achaFC (FreqsC)
```

FreqsCen é o vetor contendo as frequências centrais dos canais

Acha as frequências centrais em escala logarítmica, dado um conjunto de pares de frequências. Isto é feito somando a metade da diferença entre as duas frequências na escala logarítmica à frequência mínima do canal.

6.3.10 Simulação do estímulo ao nervo auditivo

```
[Espec, FreqsEspec] = simulaEstimulo(Pulsos, FreqsCen,  
CurvaF, CurvaT, Res)
```

CurvaF é a distribuição das amplitudes das ondas de frequências em torno da frequência central de estimulação de cada canal.

CurvaT representa a resposta temporal ao estímulo a partir de um pulso.

Res é a resolução da audição em função de um semitom.

Espec é a matriz do espectro de frequências no tempo.

FreqEspec é um vetor que relaciona cada frequência com uma coluna da matriz Espec.

A última etapa do processamento é simular o efeito dos pulsos no nervo auditivo, gerando o espectro de frequência que seria percebido pelo nervo auditivo. Para realizar esta simulação é necessário assumir alguns parâmetros de resposta fisiológica do ouvido aos impulsos.

O primeiro parâmetro a ser estimado é a resolução nas frequências do ouvido humano. Para estimar este parâmetro foram levados em consideração alguns conceitos teóricos de música. A resolução do ouvido foi então definida em função da menor divisão de da escala de notas musicais, o semitom. A maioria das pessoas só consegue diferenciar notas distantes um semitom se estas forem tocadas num curto espaço de tempo. Portanto é razoável assumir a resolução de um semitom para o ouvido humano. No entanto, para fins experimentais e

futuras correções o algoritmo permite alterar essa resolução, sempre em função de semitons, podendo ser aumentada por meio semitom, um terço, etc.

Além da resolução nas frequências é necessário estimar a interferência do estímulo na região responsável por uma determinada frequência nas regiões responsáveis pelas frequências adjacentes. Para isso é utilizada uma curva de distribuição da amplitude das frequências, em torno da frequência central de cada canal. Esta curva tem um número ímpar de elementos e o elemento central representa a frequência central relativa ao canal e deve ser definido como 1. Os valores adjacentes ao central representam a influência na frequência imediatamente anterior e posterior à frequência central do canal em questão, na escala logarítmica, separadas pela resolução definida anteriormente. Essa curva, na prática, depende do tipo de eletrodo utilizado, o tipo de estimulação e o posicionamento do eletrodo, próximo ou afastado das células ganglionares. No entanto não faz parte do escopo desse trabalho o estudo da forma com que estes parâmetros influenciam a curva

O último parâmetro a ser estimado é a curva de resposta temporal do nervo auditivo a um pulso. Esta curva é representada por um vetor com cerca de 50 elementos. Um vetor com 50 elementos corresponde exatamente ao tempo entre dois pulsos em um canal, mas este vetor pode conter menos ou mais elementos, apesar de isso não ser recomendado. Essa curva é provavelmente a mais difícil de estimar com precisão, de forma que serão necessários vários experimentos para atingir uma curva razoavelmente coerente. A largura dos pulsos possivelmente influencia diretamente esta curva, mas como não há nenhuma análise de como esta influência pode ocorrer este aspecto é ignorado pela função.

A primeira etapa da função localiza o início de cada pulso, calculando a derivada do módulo da onda que representa os pulsos modulados para cada canal e descartando a parte negativa da onda obtida. Observe que se o pulso for ascendente serão indicadas duas subidas consecutivas, mas este efeito é benéfico para a simulação, portanto não foi tratado. Em seguida é realizada a convolução dos vetores de subida dos pulsos pela curva de resposta temporal. Isso gera novas curvas de envelope para as frequências centrais estimuladas pelos eletros. Estas curvas já são colocadas em uma matriz com diversas colunas representando as frequências componentes do sinal, em que colunas adjacentes representam frequências separadas pela resolução definida. Para a criação da matriz é gerado antes um vetor que relaciona cada coluna com uma frequência específica, este vetor utiliza as frequências centrais de cada canal como base, para depois posicionar as outras frequências.

Após o posicionamento das curvas de envelope nas frequências centrais de cada canal estas curvas são replicadas para as frequências adjacentes, seguindo a distribuição definida pela curva de distribuição pelas frequências adjacentes. Isso finaliza a criação da matriz de espectro de frequências.

6.3.11 Gravação da matriz em um arquivo externo

```
salvaEspectro (Nome, Espec, FreqsEspec, Fa)
```

Nome é o nome do arquivo de saída, de estar entre aspas simples e terminar por ‘.csv’.

Para permitir futuras análises a matriz será gravada em um arquivo externo, do tipo *csv* (*comma separated values* ou valores separados por vírgula). Este formato de arquivo tem a grande vantagem de poder ser aberto por qualquer editor de textos, mas tem o inconveniente de ser extremamente pesado se comparado com outros arquivos. Recomenda-se a conversão deste arquivo de saída para um formato otimizado para tal utilização, visando a economia de espaço em disco.

A primeira linha contém as frequências componentes da matriz, e a primeira coluna o tempo em segundos correspondente àquela amostra. Os dados na matriz são normalizados de 0 a 1.

6.3.12 Simulação em áudio da conversão

```
[Som] = simulaSom(Espec, FreqsEspec, Fa)
```

Som é a onda sonora resultante da simulação

Esta função não está prevista no escopo do projeto, mas é bastante útil para analisar os resultados. Ela permite escutar algo semelhante ao que um implantado escutaria, assumindo que os parâmetros utilizados estejam corretos. Isto permite avaliar a coerência dos parâmetros utilizados, bem como a qualidade resultante das diversas opções de processamento.

6.3.13 Comparação de ondas de áudio

```
analiOndas(OndaN, Som, Fa, Segmentos);
```

Segmentos é a quantidade de segmentos em que as ondas serão divididas para refinar a análise.

Esta função também não estava prevista inicialmente, mas foi criada para permitir a análise e o ajuste de parâmetros mais profundamente. Esta função recebe duas ondas e desenha, para cada segmento das ondas, um gráfico de espectro de frequências e outro com o envelope. Desta forma é possível identificar semelhanças e discrepâncias nas duas ondas

7. ANÁLISES E DISCUSSÃO

Muitos dos parâmetros e aspectos construtivos dos implantes cocleares não são revelados por seus fabricantes, de forma que vários aspectos foram ensaiados para se chegar a valores ou escolhas coerentes. E mesmo aspectos diferentes entre os tipos de implantes cocleares devem ser analisados para que se possa ter uma conclusão sobre a qualidade e eficiência de cada estratégia.

7.1. Ajustes do algoritmo

7.1.1 Tipos de filtro

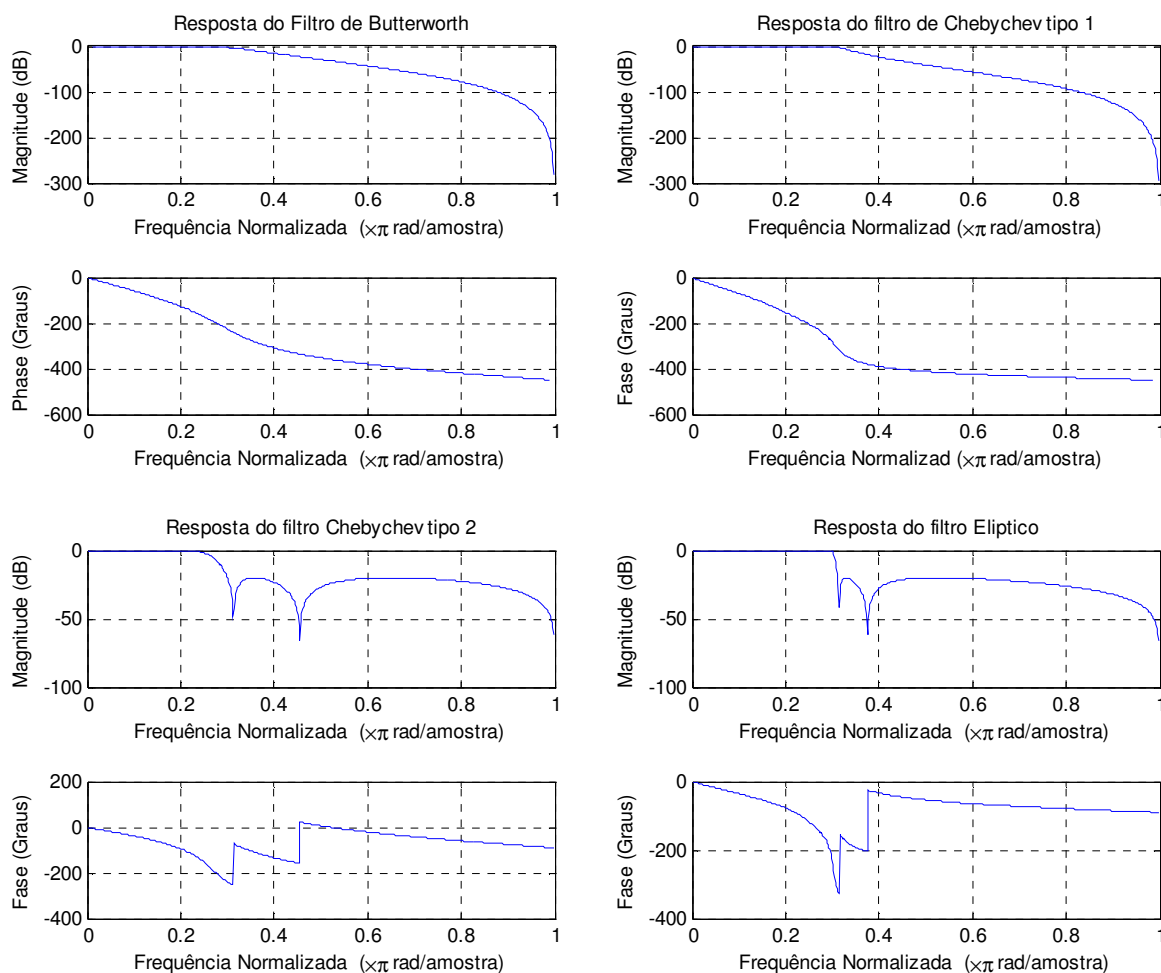


Figura 7-1 Comparativo dos filtros de Butterworth, Chebyshev tipo 1 e 2 e elíptico em função da sua resposta em frequência.

Foram estudados quatro tipos de filtro bastante conhecidos. O filtro de Butterworth, de Chebyshev Tipo 1 e Tipo 2 e o filtro Elíptico [16]. A figura 7-1 ilustra a resposta em frequência para os quatro filtros de ordem cinco. Através dessa ilustração é fácil perceber que o filtro mais suave é o de Butterworth e o que tem o decaimento mais rápido é o filtro elíptico. Para cada etapa foram feitas análises a respeito da resposta e estabilidade de cada filtro.

Em questão de desempenho todos os filtros se comportam de maneira bastante semelhante. Para 10 sinais com o mesmo número de amostras foram calculados os tempos de criação e utilização de cada filtro, o resultado está apresentado na tabela 1.

Tabela 1 Tempo de processamento, em milisegundos, de um sinal contendo 190000 amostras, para os quatro tipos de filtro. Última linha apresenta a média dos tempos.

Elíptico	Butterworth	Chebyshev 1	Chebyshev 2
54,5	36,6	51,7	42,3
44,4	143,6	42,1	41,9
53,1	42,5	42,7	41,1
42,2	40,0	41,0	41,8
51,0	41,7	40,9	44,6
45,4	42,5	41,7	46,9
44,5	41,3	42,9	40,1
45,3	32,2	32,6	33,4
38,3	30,7	31,5	31,1
35,9	32,5	33,9	33,5
45,4	48,4	40,1	39,7

Tendo em vista que há uma grande necessidade em preservar ao máximo a qualidade do sinal será utilizado o filtro de Butterworth para realizar o filtro passa-alta e para a separação nos diversos canais. A outra etapa que utiliza um filtro é a detecção do envelope das ondas através do cálculo RMS, para esta etapa a qualidade final da onda não se resume a manutenção da proporção entre as frequências componentes da onda, o mais importante é que a curva resultante acompanhe com a maior precisão possível os picos da onda sonora. Para isso foi feita uma análise dos quatro tipos de filtro para avaliar qual apresentava o melhor acompanhamento dos picos da onda sonora.

A figura 7-2 mostra a utilização dos quatro tipos de filtro na configuração passa-baixa para a obtenção do envelope do sinal. Os filtros utilizados neste caso eram de quinta ordem. Pode-se observar claramente que todos os filtros apresentam um atraso de fase significativo, o que é confirmado pela curva de atraso em frequência deles. No entanto, no quesito de

acompanhamento da curva o filtro de Butterworth tem um desempenho melhor, enquanto as curvas obtidas com os filtros elíptico e Chebyshev tipo 1 praticamente se sobrepõem, com desempenho inferior ao de Butterworth. Portanto o filtro de Butterworth é utilizado para todos os processamentos do algoritmo.

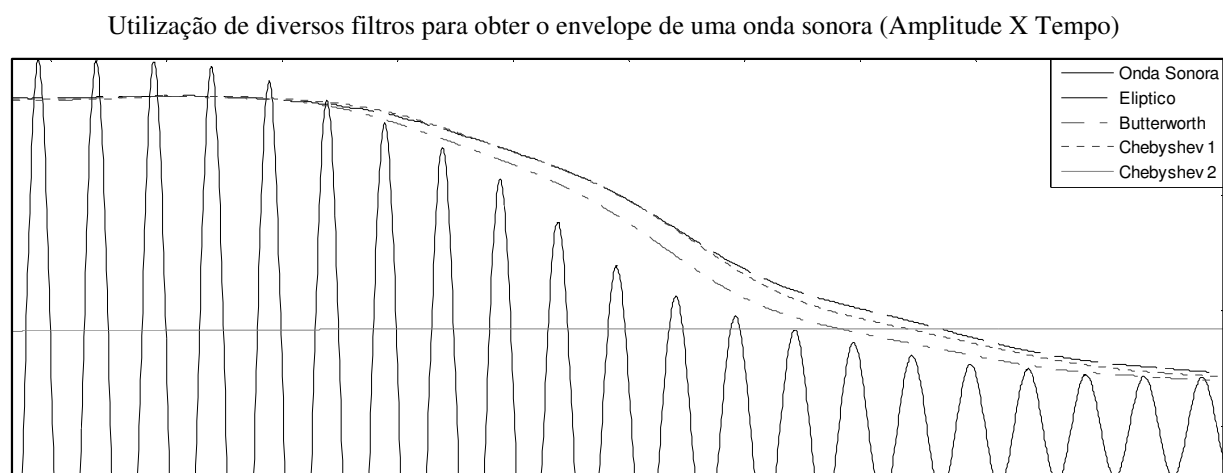


Figura 7-2 Comportamento dos quatro tipos diferentes de filtro, de quinta ordem, para medir o envelope da onda original.

7.1.2 Parâmetros do cálculo do envelope por RMS

O cálculo do envelope da onda utilizando o RMS é bastante simples conceitualmente, mas para se obter um resultado ótimo deve-se encontrar os parâmetros adequados. O tipo de filtro a ser utilizado foi definido na análise dos filtros, resta definir a frequência de corte e a ordem do filtro.

A ordem do filtro influencia em dois aspectos, o atraso de fase e a suavidade da curva. Uma ordem elevada garante um decaimento mais rápido, portanto um corte maior das frequências mais altas, no entanto isso causa um atraso de fase maior. E uma ordem menor gera um sinal mais ruidoso. A figura 7-3 mostra o comparativo de três curvas de envelope obtidas com filtros de Butterworth de ordem 1 a 3.

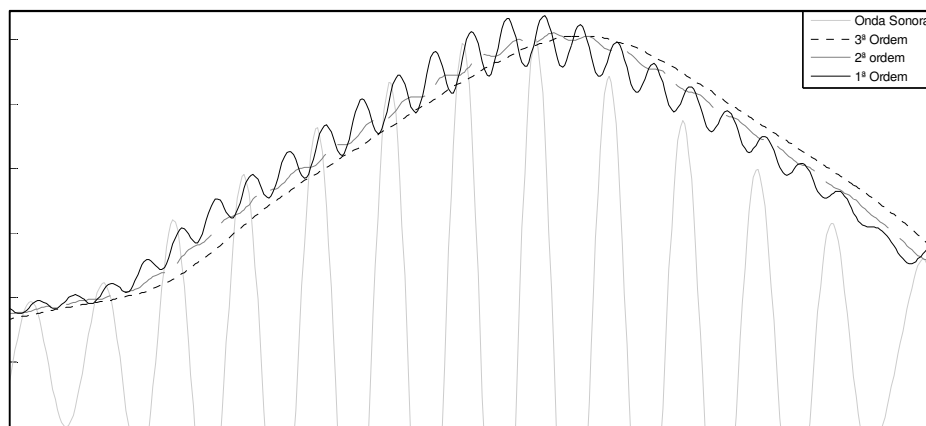


Figura 7-3 Comparativo das ondas de envelope obtidas com o filtro de Butterworth de primeira, segunda e terceira ordem

Analisando o gráfico das três curvas percebe-se bem o efeito do atraso de fase e de suavidade da curva. Uma escolha ótima é o filtro de segunda ordem, pois já é muito mais suave que o de primeira ordem e apresenta um atraso de fase pouco maior para as frequências do sinal. O sinal apresentado representa o primeiro canal, contendo as frequências mais baixas, mas este comportamento se repete em todos os canais.

Agora resta definir uma frequência de corte adequada. Uma frequência de corte muito baixa impediria a curva envelope de acompanhar subidas e decidas muito rápidas da onda. No entanto, frequências muito altas permitiriam que a função envelope acompanhasse a onda em si, não apenas sua amplitude, gerando uma curva muito oscilante. Como a onda da qual deverá ser obtido o envelope é uma onda filtrada em uma faixa relativamente estreita de frequências, é possível tirar proveito disso e definir a frequência de corte em função da frequência mínima componente da onda. A figura 7-4 apresenta o comparativo de três curvas de envelope, uma utilizando a frequência mínima do canal como frequência de corte, uma com $\frac{1}{2}$ da frequência mínima e a terceira com $\frac{1}{4}$ da frequência mínima contida no canal.

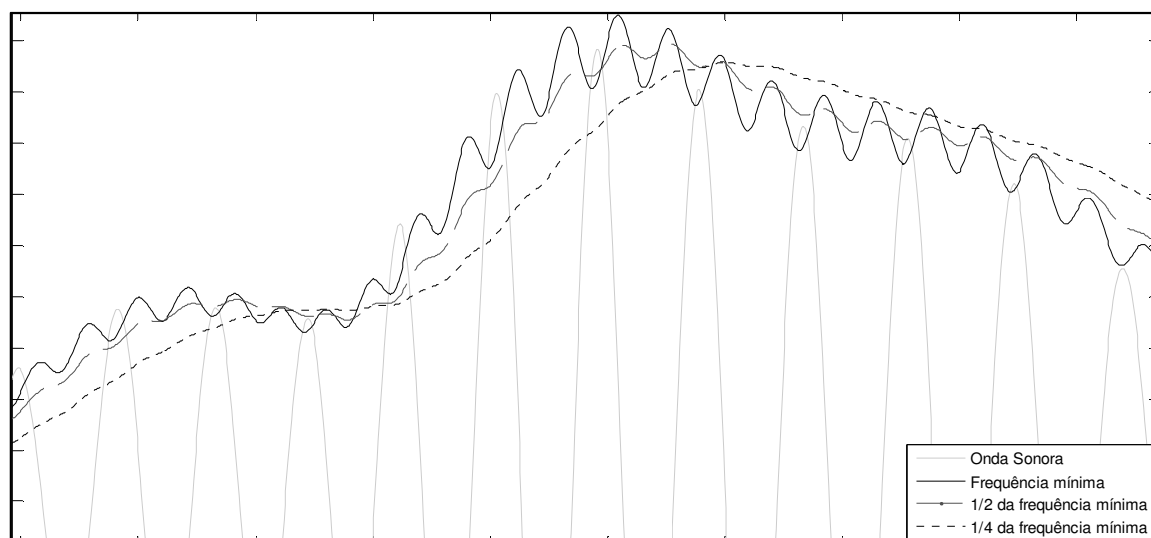


Figura 7-4 três curvas de envelope da mesma onda geradas a partir de filtros passa-baixa com frequências de corte variando entre a Frequência mínima componente da onda e $\frac{1}{4}$ dessa frequência

Novamente o comportamento se mostrou bastante semelhante para todos os canais. Como já era esperado, uma frequência de corte menor garante uma curva mais suave. Pode-se também observar que a diminuição na frequência de corte causa um atraso de fase maior, isso porque a diminuição da frequência de corte modifica a resposta do filtro em relação ao atraso em função da frequência. Novamente a opção media se mostra a mais adequada.

7.1.3 Ponderação de amplitude do cálculo por FFT.

Um método muito mais eficiente computacionalmente para a geração da curva de envelope de cada canal é utilizar a transformada de Fourier para obter a intensidade das ondas em função da frequência e a partir disso separar e calcular o envelope dos canais do implante. Para melhorar a qualidade do sinal gerado pelo algoritmo pode até mesmo ser utilizada uma curva de ponderação em função das frequências em cada canal. [15]

No entanto foi observado que este método induz um erro na amplitude da curva envelope, como pode ser observado nas figuras 7-5 e 7-6. Especialmente nos canais de frequências mais elevadas. Portanto é necessário introduzir uma correção para que se possa utilizar este método sem perder qualidade perante os outros.

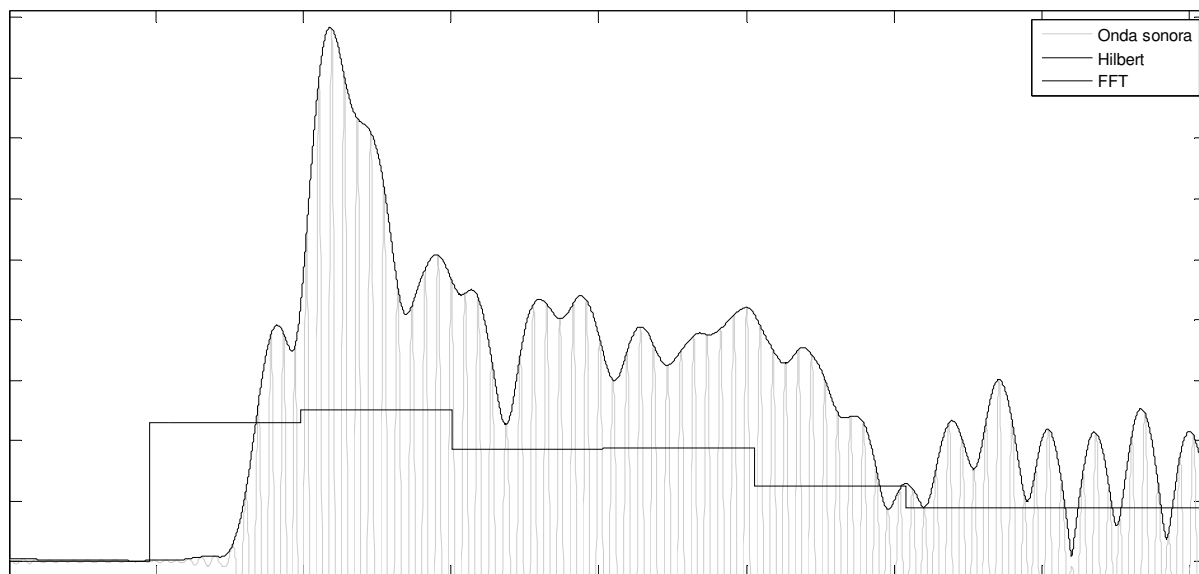


Figura 7-5 Curvas de envelope de uma onda sonora de frequências entre 403Hz e 539Hz. Uma utilizando o cálculo por FFT (mais baixa e quadrada) e outra utilizando a transformada de Hilbert.

Como o cálculo da curva de envelope pela transformada de Fourier tem uma resolução muito menor do que o método pela transformada de Hilbert era de se esperar que a transformada se mantivesse mais alta em alguns pontos e mais baixa em outro, mas que, na média a intensidade fosse igual. No entanto, para as quatro janelas de sinais medidas houve discrepâncias grandes, como apresentado na Tabela 2. Nota-se inclusive um aumento da divergência com o aumento da frequência central.

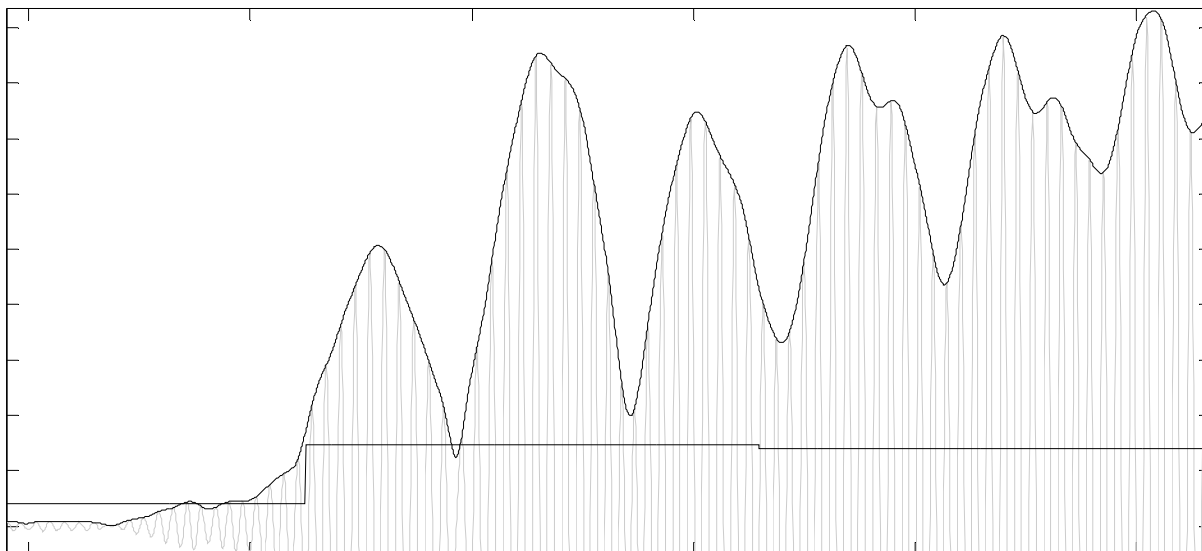


Figura 7-6 Curvas de envelope de uma onda sonora de frequências entre 1281Hz e 1710Hz. Uma utilizando o cálculo por FFT (mais baixa e quadrada) e outra utilizando a transformada de Hilbert.

Através de um ajuste de curva descobre-se que a curva que mais se aproxima da distribuição é uma curva exponencial de potência 0,43. Portanto foi utilizada uma correção aplicando uma raiz quadrada no denominador da fórmula de ponderação da intensidade de energia através do cálculo por FFT.

Tabela 2 Desvio médio de intensidade da curva envelope calculada pelo método da FFT e da transformada de Hilbert para canais com diferentes frequências centrais

Frequência central(Hz)	466	659	960	1357	1976	2794	4067
Média das diferenças	48%	49%	64%	69%	71%	76%	71%

Tal correção resultou numa diminuição bastante significativa das divergências entre o cálculo da curva de envelope através da transformada de Fourier e da transformada de Hilbert. O resultado da utilização do fator de correção pode ser observado na tabela 3

Tabela 3 Desvio médio de intensidade da curva envelope calculada pelo método da FFT e da transformada de Hilbert para canais com diferentes frequências centrais após a introdução de um fator de correção exponencial no cálculo pelo método da FFT

Frequência central (Hz)	466	659	960	1357	1976	2794	4067
Média das diferenças	10%	-2%	11%	8%	-4%	-1%	-53%

7.2. Comparação de meios de implementação da estratégia CIS

A estratégia CIS é bastante difundida por ser uma estratégia simples, e, portanto permitir diversas adaptações ou implementações diferentes, conforme a necessidade. [2] [18] [15] Tendo isso em vista foram estudadas e implementadas três maneiras de se executar a conversão da fala em pulsos pela estratégia CIS. Acredita-se que cada um dessas estratégias tenha suas vantagens e desvantagens em alguns pontos distintos. Para explorar essas diferenças serão executadas três conversões, com dois arquivos diferentes e dois números de canais, quatro ou oito, para cada uma das opções de conversão.

7.2.1 Arquivo pequeno e quatro canais

Foi realizado um teste com um arquivo de som de cerca de 20 mil amostras, portanto pouco menos de meio segundo de áudio. Os tempos para a separação nos quatro canais e geração das curvas envelope foram de:

- 74,160 milissegundos utilizando a transformada de Hilbert
- 47,408 milissegundos utilizando a média RMS
- 14,343 milissegundos utilizando a FFT

Para uma comparação qualitativa do sinal gerado serão apresentadas, na figura 7-7, as curvas envelope para o canal de menor e o de maior frequência central. Esta visualização permite fazer uma avaliação da fidelidade da conversão do sinal.

Pode-se notar que a curva de envelope que acompanha a onda sonora com maior fidelidade é a curva gerada a partir da transformada de Hilbert, seguida pela curva obtida pela média RMS, e por ultimo, muito pior que as duas anteriores, a obtida pela transformada de Fourier. Apesar das curvas de envelope apresentarem diferenças significativas, é também necessário avaliar a diferença dos pulsos gerados, pois estes alterarão diretamente a percepção do implantado se forem muito discrepantes. A figura 7-8 mostra os pulsos gerados por cada uma das estratégias para o canal de menor frequência central. O intervalo de amostras é bastante próximo ao utilizado na figura 7-7, portanto é possível fazer uma comparação direta, entre os dois gráficos e concluir que os pulsos acompanham com grande fidelidade a função envelope. Portanto uma curva de envelope distorcida já é o suficiente para distorcer a percepção do som por um paciente implantado.

Envelope de onda (Aplitude X Tempo)

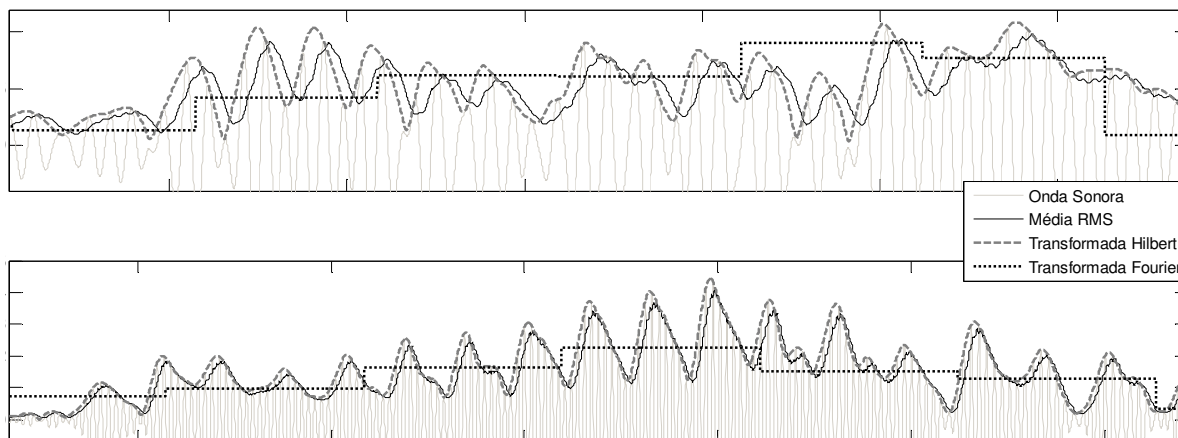


Figura 7-7 Curvas de envelope, calculadas utilizando métodos diferentes, dos canais de menor e maior frequências de som curto, separado em quatro canais, sendo o gráfico superior relativo ao canal de menor frequência. Os gráficos apresentam cerca de 0,1 segundos da onda.

Pulsos gerados para uma onda de alta frequência (Aplitude X Tempo)

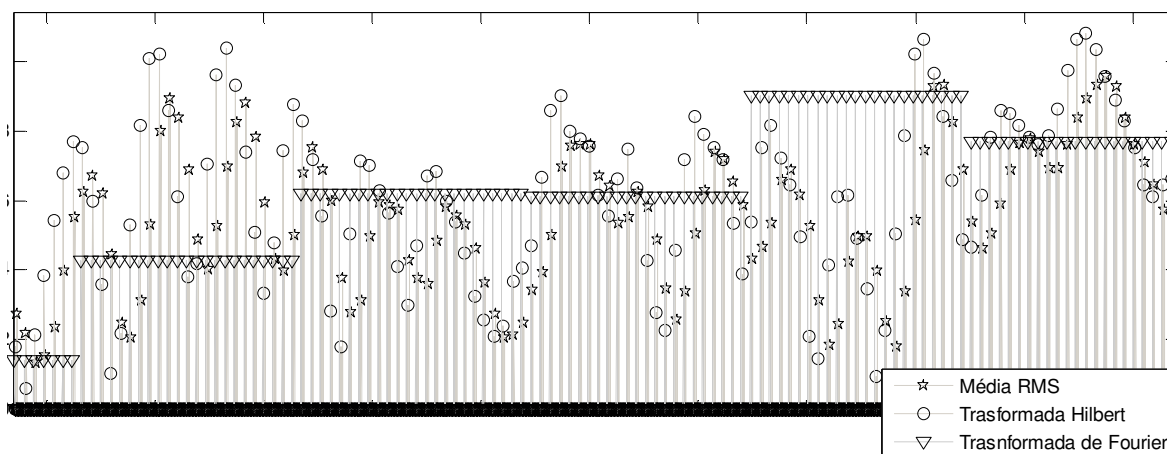


Figura 7-8 Pulsos enviados ao canal de menor frequência, gerados a partir de diferentes implementações da estratégia CIS.

7.2.2 Arquivo de som longo, quatro canais.

Esta análise será bastante parecida com a primeira, apenas variando o número de amostras na onda sonora, portanto é esperado um aumento significativo no tempo de processamento. Nesta análise não serão comparadas as curvas de envelope para as diferentes estratégias, pois os resultados não serão diferentes da primeira análise. A onda dessa vez é composta por cerca de 135 mil amostras, e foi processada em:

- 249,330 milissegundos utilizando a transformada de Hilbert

- 122,995 milissegundos utilizando a média RMS
- 35,721 milissegundos utilizando a FFT

O número de amostrar é cerca de sete vezes maior do que na análise anterior, no entanto o tempo de processamento foi 2,3 vezes utilizando a FFT, 2,5 vezes maior Utilizando a média RMS e 3,4 vezes maior utilizando a transformada de Hilbert. Este resultado não é coerente, especialmente para o caso da estratégia que utiliza a FFT, em que o algoritmo separa a onda em pequenos trechos e faz o calculo separadamente para cada amostra trecho, portanto o aumento do tempo de processamento deveria ser proporcional ao aumento de número de trechos.

Isso pode ocorrer devido à estrutura de processamento da plataforma utilizada, e mesmo do processador do computador, que ganham velocidade ao fazem a mesma tarefa repetidas vezes, diluindo assim o ‘custo’ de uma mudança de tarefa. Como este tipo de analise não faz parte do escopo do projeto, as razões desse resultado inesperado não serão investigadas, no entanto isso já serviu de alerta para que não sejam feitas comparações quantitativas entre o tempo de processamento para diferentes tamanhos de onda.

7.2.3 Arquivo de som curto, oito canais

Esta analise fornecerá informações sobre o custo computacional do aumento do número de canais, apesar de que, como já foi observado anteriormente, esta análise deverá ser qualitativa, pois a precisão dos números obtido é questionável. Para a onda com 20 mil amostras os tempos de processamento foram:

- 130,033 milissegundos utilizando a transformada de Hilbert
- 79,168 milissegundos utilizando a média RMS
- 16,706 milissegundos utilizando a FFT

Em comparação com o primeiro processamento fica claro um aumento no tempo de processamento muito maior nas implementações que utilizam o banco de filtros, sendo que o tempo de processamento delas quase dobrou. O aumento do tempo de processamento para a estratégia que utiliza a FFT não aumentou muito significativamente, o que já era esperado, pois adicionar canais nesta implementação depende apenas de operações matemáticas

simples, o que não representa um grande aumento do custo computacional, principalmente se comparado com aumento imposto pelo cálculo de mais filtros.

O ganho mais significativo de se utilizar mais canais não é mensurável numericamente, pois se trata de inteligibilidade do sinal gerado. É bastante difícil avaliar tal aspecto, mesmo porque os implantados passam por treinamentos e com o tempo se acostumam com o tipo de som produzido pelo implante. O som simulado é, em geral, pouco ou nada inteligível, muitas vezes parecendo um ruído branco modulado, ou algo que se assemelha a uma voz robotizada.

7.3. Avaliação de diferentes parâmetros dos métodos implementados

A comparação entre diferentes métodos é bastante importante, no entanto a variação de parâmetros relativos às opções de implementação de cada estratégia pode trazer melhorias significativas para o entendimento da fala. O parâmetro que mais pode impactar no entendimento do som é a quantidade de canais, bem como a configuração de cada canal. Porém outros fatores também podem influenciar a qualidade final do som como a ordem dos filtros utilizados, as curvas de ajuste, entre outros.

Para obter uma análise mais significativa dois aspectos das ondas sonoras serão comparados, as curvas de envelope e as distribuições espectrais. Não é seguro que isto forneça uma análise precisa, mas é sem dúvidas mais precisa que uma simples comparação auditiva entre os dois sons.

7.3.1 Método da transformada de Hilbert

Este método será avaliado primeiro por ser o com maior qualidade na detecção do envelope, e conseqüentemente na geração dos pulsos. Os parâmetros obtidos com este método servirão de base para analisar os outros, pois teoricamente já será possível saber alguns parâmetros ótimos.

A primeira análise será feita com um filtro passa-alta de 400 Hz e quatro canais, dados pelos pares de frequência: 403 e 508; 523 e 659; 679 e 855; 880 e 1109. O resultado para o som de curta duração está representado na figura 7-9.

Esta análise mostra uma necessidade de amplificar as baixas frequências, isso deve incluir uma redução no valor do filtro passa-alta. Pela curva de resposta em frequência, um

valor adequado seria em torno de 200 Hz. Esta curva também nos mostra frequências acima das máximas analisadas o que indica distorções na reconstrução do sinal.

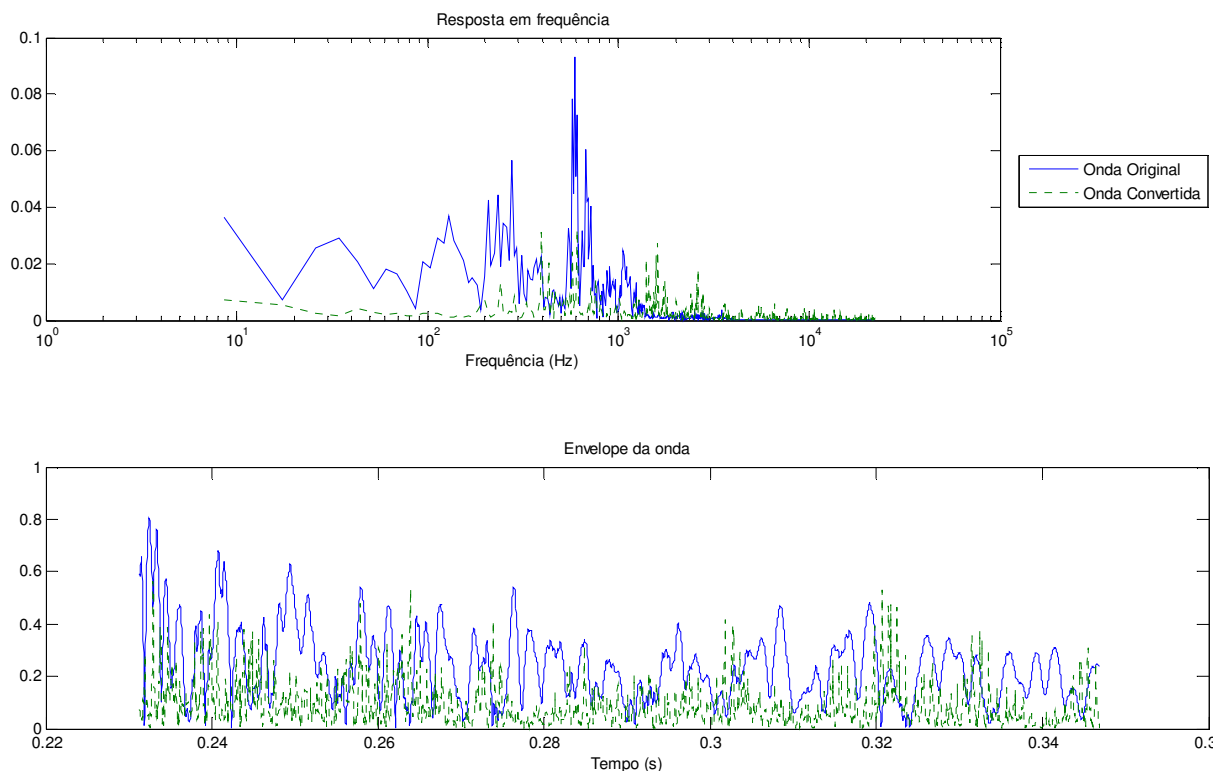


Figura 7-9 Resposta em frequência e envelope da onda original e da onda convertida na primeira análise.

Para a próxima etapa será mantido o número de canais, no entanto haverá uma redução nas frequências como o descrito acima. Agora os pares de frequência serão 202 e 294, 302 e 440, 453 e 659, 679 e 988. Para estes valores, naturalmente a frequência de corte do filtro passa-alta será reduzido para 200 Hz.

A figura 7-10 já revela uma melhoria na distribuição espectral da onda processada. E também uma aproximação, ainda que pequena, na função envelope.

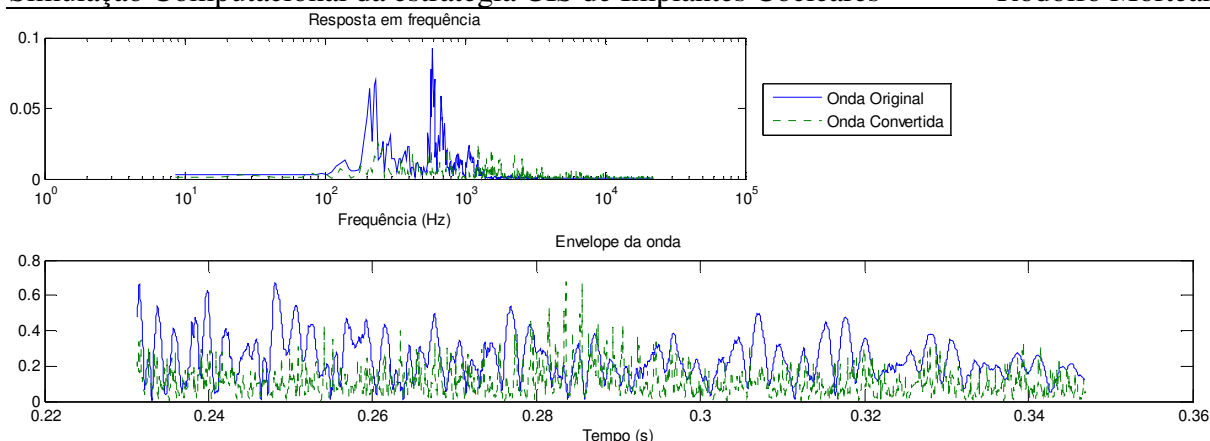


Figura 7-10 Resposta em frequência e envelope da onda original e da onda convertida na segunda análise.

Numa terceira análise foram avaliadas as possíveis fontes do ruído de alta frequência. A fonte mais provável era a própria simulação da estimulação do nervo auditivo. E de fato a onda de resposta temporal utilizada introduzia o ruído de alta frequência. Para as próximas análises será considerada uma resposta em degraus unitários simples, preenchendo todo o espaço entre dois pulsos. As curvas de resposta após este ajuste ficaram como exposto na figura 7-10.

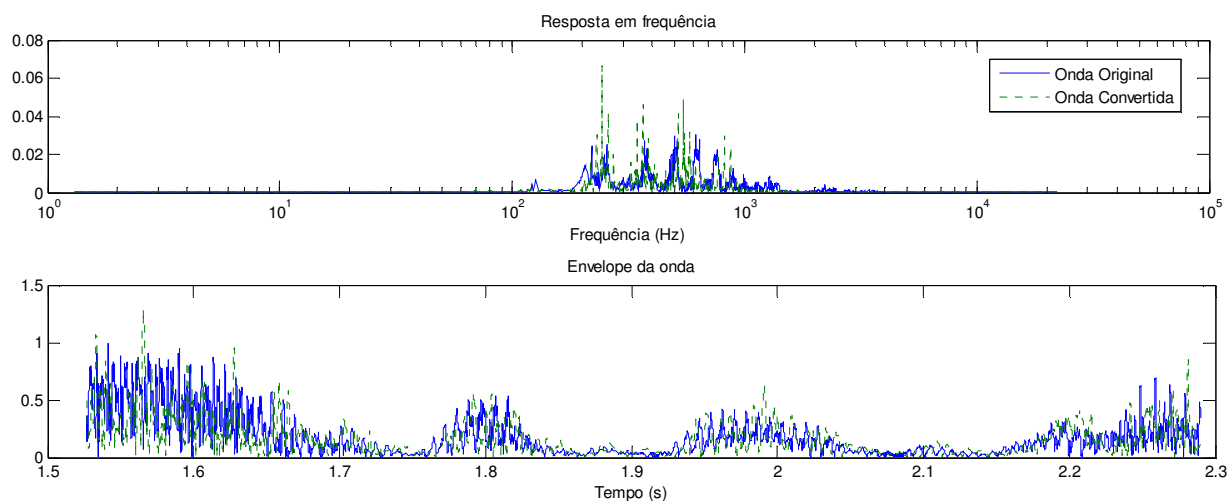


Figura 7-11 Resposta em frequência e envelope da onda após a terceira análise

Observando novamente a resposta em frequência, e também a curva envelope é possível notar uma falta de suporte a frequências mais altas, e também uma falta de resolução nas médias frequências. Para melhorar este aspecto foram introduzidos dois novos canais, de

forma que os pares de filtro agora são: 202 e 294, 302 e 440, 453 e 622, 640 e 880, 906 e 1245, 1281 e 1760. O resultado deste novo banco de filtros está ilustrado na figura 7-12.

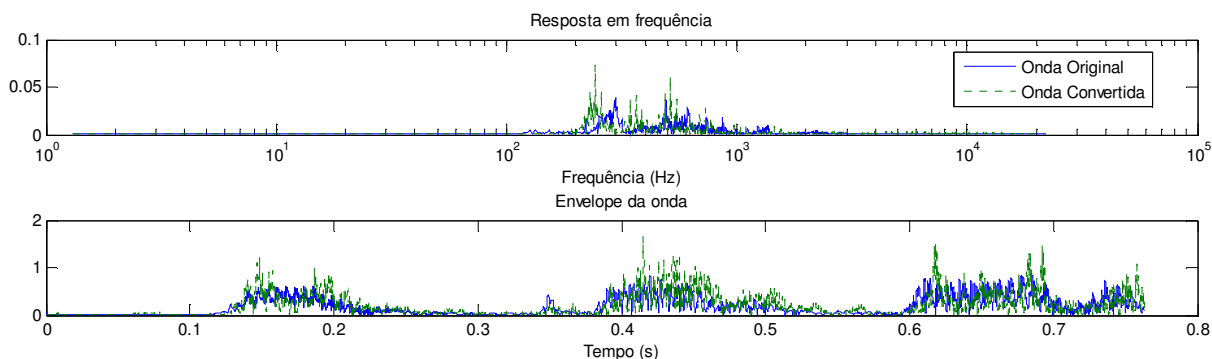


Figura 7-12 Resposta em frequência e envelope da abordagem com seis canais.

Resultado apresentado após o aumento do número de canais já é bastante satisfatório. O som resultante já é possível de entender mesmo sem nenhum treino ou costume. Portanto agora é necessário estudar os parâmetros para transportar essa qualidade para os outros métodos, que tem o custo computacional mais baixo.

7.3.2 Método da média RMS

Este método está no meio termo entre qualidade e custo computacional. Não sendo tão bom quando o método da transformada de Hilbert, nem tão eficiente quanto o cálculo pela FFT. No entanto há uma grande semelhança com o da transformada de Hilbert por ambos separarem os canais através de um banco de filtros. Portanto espera-se que os resultados para este método sejam semelhantes ao da transformada de Hilbert.

A primeira análise será realizada utilizando exatamente os mesmo parâmetros da última análise do método anterior. Por isso espera-se uma resposta bastante semelhante, como a apresentada na figura 7-13.

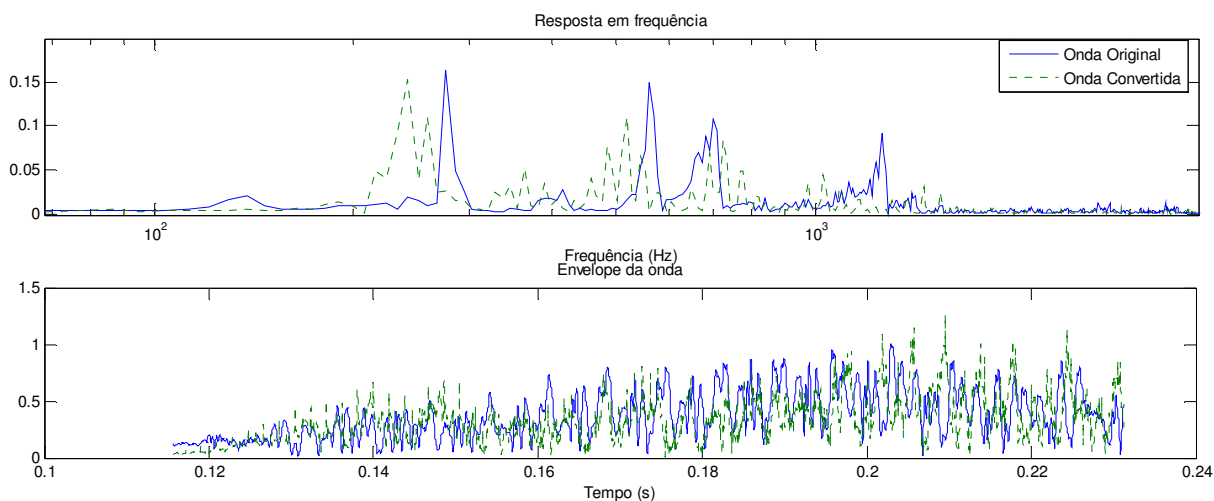


Figura 7-13 Resposta da simulação com o método de medição do envelope por média RMS, utilizando os mesmo parâmetros da última análise do método da transformada de Hilbert.

A qualidade atingida utilizando os mesmo parâmetros foi bastante semelhante à obtida utilizando o método anterior. Mesmo o som gerado é bastante semelhante, o que nos leva a uma análise direta entre as ondas geradas pelos dois métodos. A figura 7-14 ilustra perfeitamente a hipótese de que uma onda gerada com os mesmo parâmetros, pelos dois métodos diferentes, seria quase igual. De fato é possível notar uma quase sobreposição nas duas curvas de resposta das ondas. Portanto não há a necessidade de estender as análises para este método.

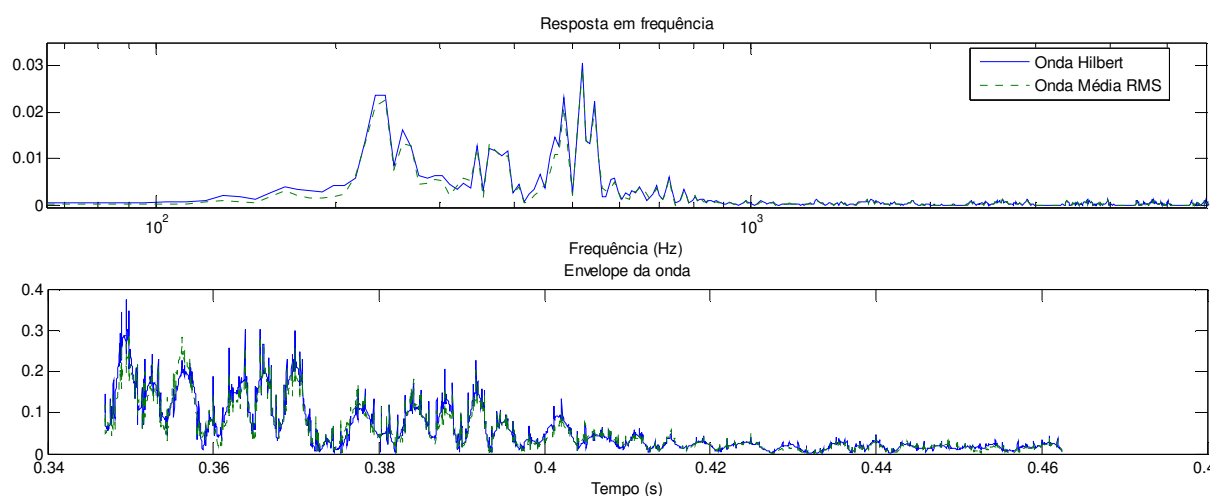


Figura 7-14 Comparação entre a onda gerada pelo método da transformada Hilbert e pela Média RMS. Pode-se observar uma quase total sobreposição

7.3.3 Método da transformada de Fourier

Este é o método mais eficiente do ponto de vista de custo computacional, o que é bastante desejável por questões de custos, por outro lado é o que apresenta a pior qualidade. Através de análises dos parâmetros desse filtro pode-se chegar a um projeto ótimo que concilie velocidade e qualidade. Numa primeira análise serão novamente utilizados os mesmos parâmetros das últimas duas análises. O método da FFT requer a definição de alguns parâmetros adicionais, como o tamanho da amostra a ser utilizado e a ponderação da janela de frequências. Serão utilizadas 1024 amostras, e não será utilizada ponderação nesta primeira análise, assim sendo todos os elementos da curva serão definidos como 1.

Para um som curto nota-se apenas uma pequena perda de qualidade em relação às curvas obtidas pelos outros métodos. A figura 7-15 mostra uma pequena diferença entre as curvas da onda original e da onda gerada. Uma possibilidade de melhorar essa onda é diminuir o número de amostras de cada cálculo, o que aumentaria a resolução temporal da curva envelope gerada. Isso permitiria variações mais rápidas da intensidade das frequências componentes da onda e possivelmente uma aproximação das curvas de resposta em frequência da curva gerada com a da curva original.

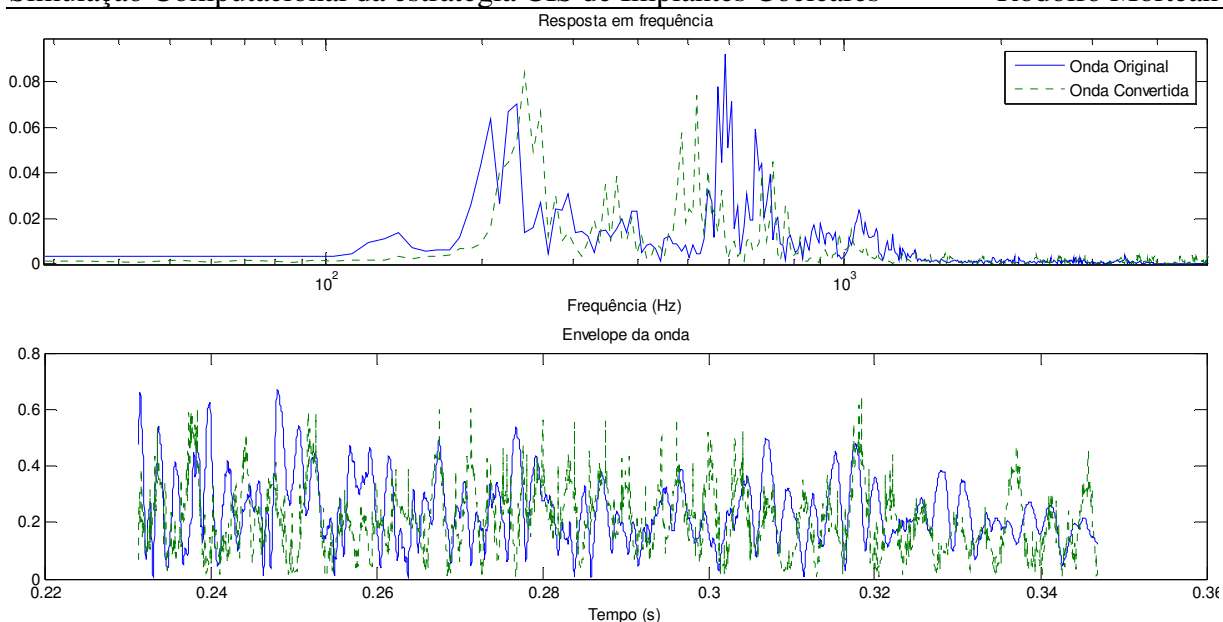


Figura 7-15 Resposta em frequência e envelope da onda original e da onda convertida utilizando o método da separação de canais e cálculo da curva de envelope pela transformada de Fourier.

Observa-se na figura 7-15 que a resposta em frequência da onda calculada utilizando apenas 512 elementos por iteração não difere significativamente da calculada com 1024 elementos. E nem a curva de envelope da onda, que teoricamente seria a mais afetada apresentou mudanças significativas. Isso leva a crer para as baixas frequências, como é o caso da configuração utilizada, o número de amostras utilizadas em cada etapa do cálculo não tem tanta influência. Portanto, para a configuração de frequências apresentada a estratégia de cálculo através da FFT apresenta resultados bastante satisfatórios, e numa análise inicial não poderia ser descartada. Vale lembrar que os testes foram feitos com amostras pequenas de sons, pois esta análise não era o escopo e sim uma validação deste trabalho. Para atingir resultados mais conclusivos e reais é necessário prosseguir com análises para diferentes falantes, diferentes ambientes, etc.

Outros parâmetros que devem ser variados para um estudo mais profundo são as curvas relativas à resposta fisiológica ao estímulo. Nessas simulações foram utilizadas ou curvas arbitrárias ou resposta em degrau unitário para simplificar o problema. Um estudo mais avançado pode determinar a forma correta de tais curvas e assim fornecer um algoritmo ainda mais confiável para a simulação da estimulação das células ganglionares por um implante coclear.

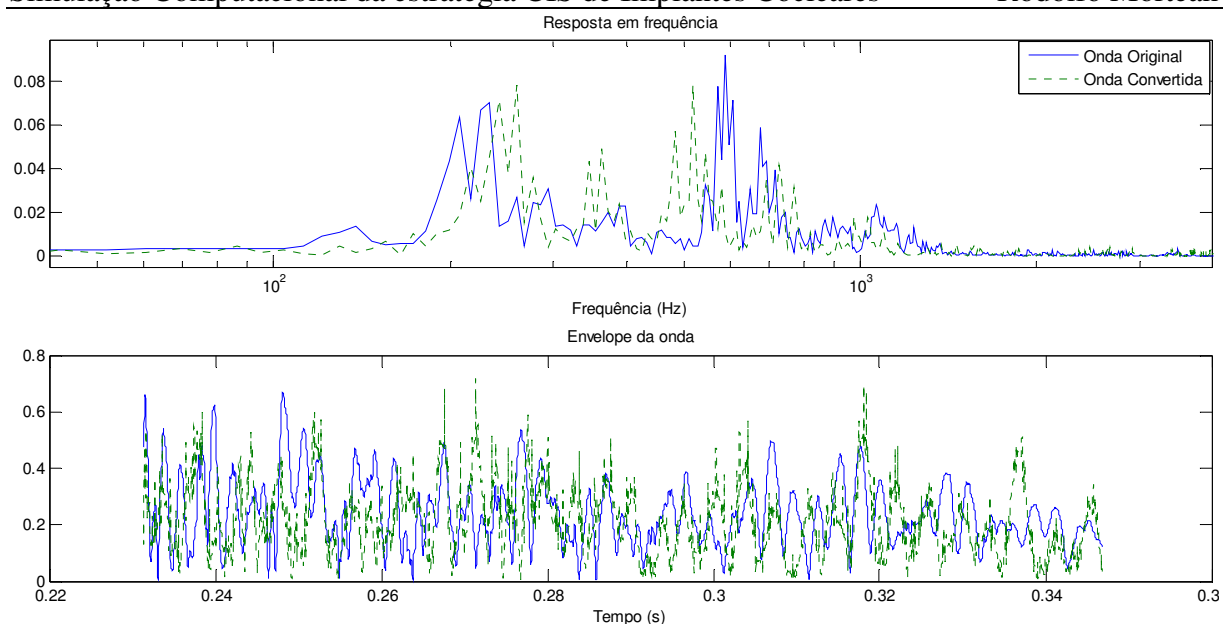


Figura 7-16 Resposta em frequência e curva envelope da onda gerada através do método da FFT com 512 amostras por cálculo

7.4. Trens de pulsos gerados

Para ilustrar o funcionamento do algoritmo, a figura 4-1 apresenta uma onda convertida em trem de pulsos. Esta ainda não é a saída da etapa final de conversão, que seria o espectro de frequências, porém é o exemplo mais elucidativo. Para tal conversão foi utilizada a estratégia de banco de filtros com envelope medido pela transformada de Hilbert, com quatro canais. Os canais estavam nas faixas de frequência de 254 a 381 Hz, 392 a 587 Hz, 605 a 831 Hz e 855 a 1175 Hz.

A figura 4-2 apresenta a saída de trens de pulsos para a mesma onda utilizada na figura anterior, utilizando a mesma configuração de canais. No entanto a separação nos canais e medição do envelope foi realizada através da transformada de Fourier da onda. As duas figuras explicitam as diferenças de resultados obtidos ao serem utilizados diferentes meios de implementação da estratégia CIS.

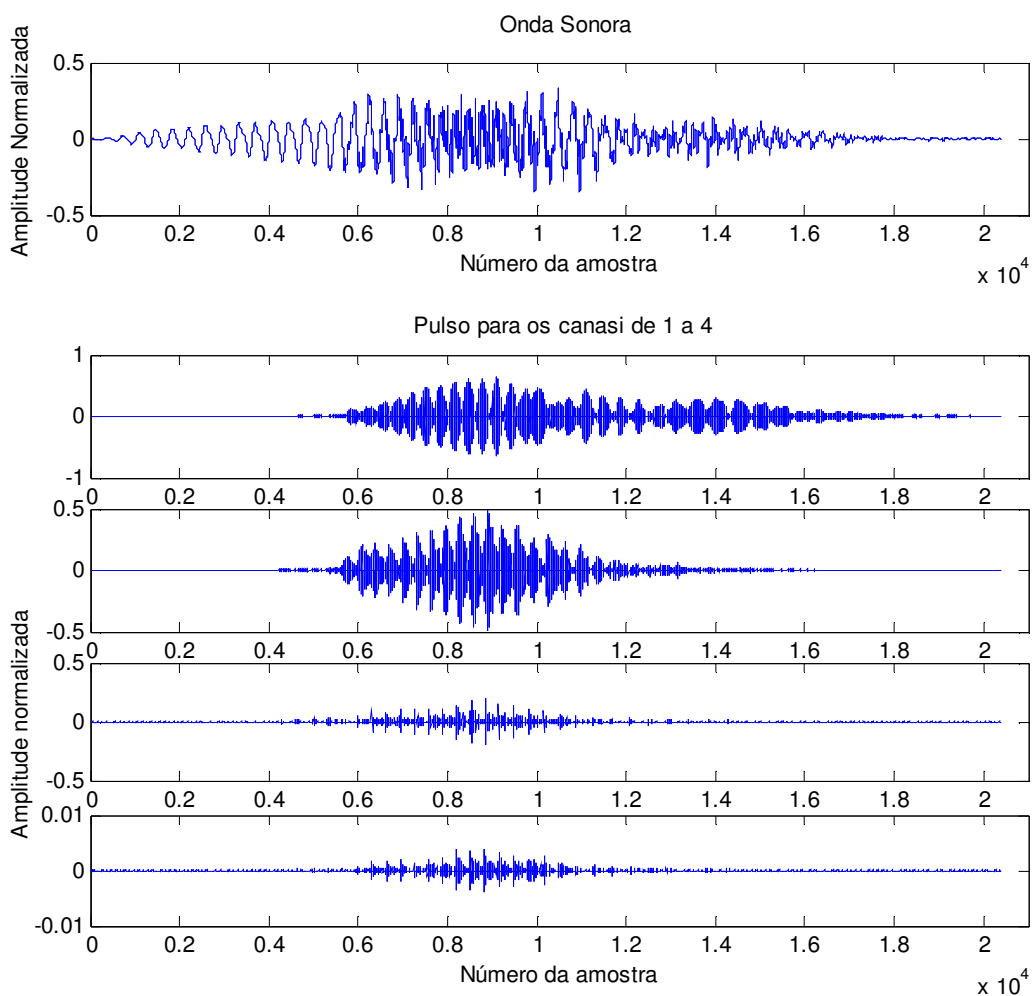


Figura 7-17 Resultado da conversão de uma palavra curta utilizando o método do banco de filtros e envelope medido pela transformada de Hilbert. O primeiro gráfico representa a onda sonora recebida, os gráficos seguintes representam os trens de pulsos enviados para os canais de um a quatro, nesta ordem.

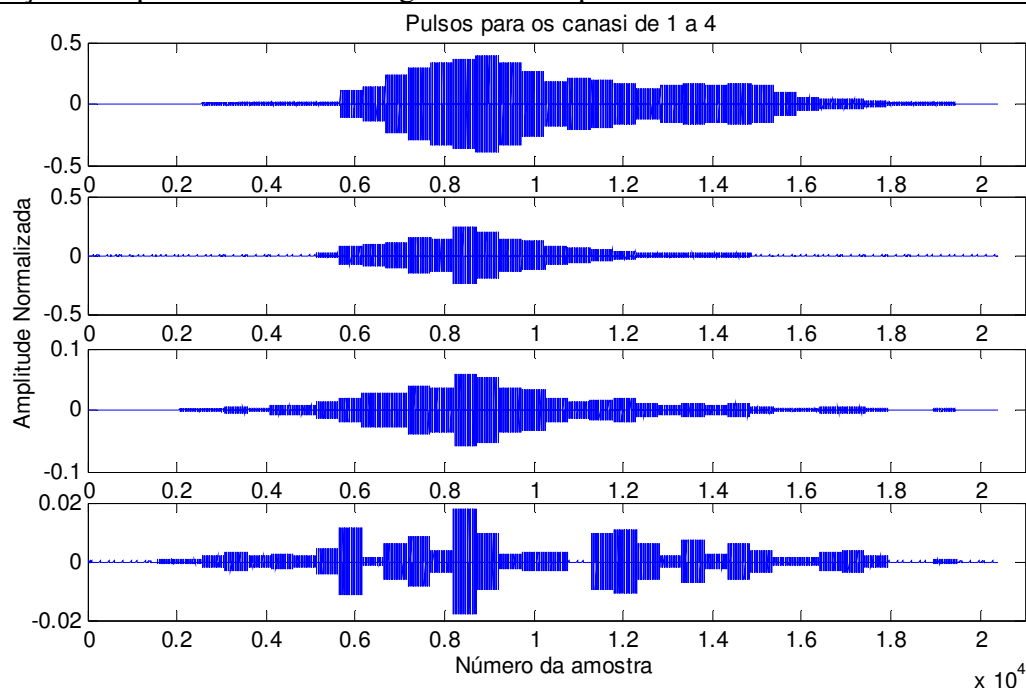


Figura 7-18 Trens de pulsos obtidos a partir da onda exposta na figura 4-1, utilizando a separação de canais e a medição do envelope a partir da FFT da onda. Os gráficos representam, na ordem, os pulsos enviados para os canais de um a quatro

8. COMENTÁRIOS FINAIS

Os implantes cocleares são uma alternativa próxima da realidade para os brasileiros que sofreram uma perda auditiva severa ou profunda. As maiores barreiras para se beneficiar de tal tecnologia é o custo muito elevado e o baixo índice de resultados satisfatórios atingidos. Por isso se justifica um extenso estudo com a finalidade de desenvolver a melhor configuração para o implante coclear de falantes e ouvintes do português brasileiro.

Muitos estudos fazem os ajustes tecnológicos e tiram conclusões baseados em testes com pacientes já implantados há anos, para entender o que cada indivíduo pensa a respeito do seu implante e como isso poderia ser melhorado, quais as maiores dificuldades de entendimento dessas pessoas e como sanar estas dificuldades. No entanto estes ajustes são muito dependentes da língua local, portanto os estudos devem utilizar pessoas do território em que ele ocorre. Neste ponto surge outro empecilho, que é a pequena quantidade de brasileiros implantados para realizar tais estudos. Portanto a solução é criar meios de simular a percepção dos implantados, aproveitando-se do poder computacional disponível atualmente.

A fisiologia do ouvido humano é bastante complexa e, portanto dificulta uma simulação precisa do seu funcionamento. Por isso a ideia de criar um algoritmo com vários parâmetros ajustáveis, para poderem ser corrigidos ou aprimorados ao longo do tempo, é fundamental para o sucesso de um simulador. É importante a facilidade de variar os parâmetros relevantes de cada implante coclear, para pode atingir resultados melhorados.

O presente trabalho desenvolveu uma ferramenta para simular o processamento de sinais em implantes cocleares, seguindo a estratégia CIS. Permitirá, portanto, avaliar a performance de implantes cocleares relatados na literatura mundial, tendo em vista os fonemas peculiares da língua portuguesa. Esta avaliação servirá para identificar parâmetros de projeto para um implante coclear nacional.

9. REFERÊNCIAS

- 1 OLIVEIRA, J. **Implante coclear**. [S.l.]: Medicina (Ribeirão Preto), 2005.
- 2 AHMAD, TALHA J.; AL, HUSSNAIN; AJAZ, MUHAMMAD ASIM; KHAN, SHOAB A. Efficient Algorithm development of CIS Speech Processing Strategy for Cochlear Implants. **Annual International Conference of the IEEE EMBS**, 2009.
- 3 CLARK, G. M.; EMER, L. P. Personal reflections on the multichannel cochlear implant and a view of the future. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, 45, 2008.
- 4 BROWN UNIVERSITY - DIVISION OF BIOLOGY AND MEDICINE. History of cochlear implants. Disponível em: <http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2001_Groups/Cochlear_Implants/history.html>. Acesso em: 27 abr. 2009.
- 5 VATER, M.; MENG, J.; FOX, R. Hearing organ evolution and specialization: Early and later mammals. In: GA MANLEY, A. P. R. F. (. **Evolution of the Vertebrate Auditory System**. New York: Springer-Verlag, 2004.
- 6 KOIKE, E. A. Modeling of the human middle ear. **Journal of the Acoustical Society of America**, 111, n. 3, 2002.
- 7 RICHARD L. DRAKE, P. D. . A. W. M. M. W. V. H. G. **Gray's Anatomy For Students**. [S.l.]: Churchill Livingstone, 2004.
- 8 VON BÉKÉSY, G. **Experiments in Hearing**. New York: McGraw-Hill, 1960.
- 9 OGHALAI, J. S. **The cochlear amplifier**: augmentation of the traveling wave within the inner ear. Houston: Department of Otorhinolaryngology & Communicative Sciences, Baylor College of Medicine, 2004.
- 10 WILSON, B. S. Engineering Design of Cochlear Implants. In: ZENG FG, P. A. F. R. **Cochlear Implants: Auditory Protheses and Electric Hearing**. New York: [s.n.], 2004.
- 11 GREENWOOD, D. A cochlear frequency-position function for several species - 29 years later. **Journal of the Acoustical Society of America**, 87, 1990.
- 12 ZENG, F.-G.; POPPER, A. N.; RAY, R. **Cochlear Implants: Auditory Protheses and Electric Hearing**. Irvine: Springer, 2004.
- 13 WILSON, BLAKE S.; FINLEY, CHARLES C.; LAWSON, DEWEY T.; WOLFORD, ROBERT D.; ZERBI, MARIANGELI. Design and evaluation of a continuous interleaved

- sampling (CIS) processing strategy for multichannel cochlear implants. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 1993.
- 14 UNIVERSITY OF INNSBRUCK. Christian Doppler Laboratory for Active Implantable Systems. **Christian Doppler Laboratory for Active Implantable Systems**, 26 abr. 2010. Disponível em: <<http://www.uibk.ac.at/activeimplants/>>. Acesso em: 13 set. 2010.
- 15 WILSON, BLAKE S. ; KWAN AN, SOON; PARK, SE-IK; JUN, SANG BEOM; LEE, CHOONG JAE; BYUN, KYUNG MIN; SUNG, JUNG HYUN; REBSCHER, STEPHEN. Design for a Simplified Cochlear Implant System. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, 54, n. 6, 2007.
- 16 BIANCHI, G.; SORRENTINO, R. **Electronic filter simulation & design**. [S.l.]: McGraw Hill, 2007.
- 17 THE MATHWORKS, INC. **Matlab 7.10 Help**. [S.l.]. 2010.
- 18 NIE, K.; BARCO, A.; ZENG, F.-G. Spectral and Temporal Cues in Cochlear Implant Speech Perception. **Ear & Hearing**, 27, n. 2, 2006.
- 19 COCHLEAR implant maker says hi-fi bionic ear will help the deaf hear music. **News.com.au**, 2008.
- 20 HALMOS, P. **A Hilbert Space Problem Book**. [S.l.]: Springer-Verlag, 1982.

Apêndice I – Código fonte do programa

```
function Som = converte(Arq, FreqsC, SeqCanais)
%Função principal, apenas chama as outras funções na ordem correta.
%
%Arq: Nome do arquivo a ser convertido
%
%FreqsC: Matriz com duas colunas contendo em cada linha a frequência
% mínima e máxima de cada canal

%*Opções do Programa

%Frequencia de corte do filtro passa-alta aplicado no começo
Fcb = 200;

%Ordem do filtro de janela Butterworth (esse filtro é ajustado
%automaticamente, mas um valor adequado representa um ganho de tempo)
NButtter = 5;

%Decide se utiliza o cálculo por FFT ou por Banco de filtros
FFT = 1;

%No caso de utilizar o banco de filtro decide se detecta o envelope
%usando a transformada de Hilbert ou RMS
Hilbert = 0;

%No caso da FFT devem ser definidos o tamanho da amostra que será
%analisada em cada interação e uma curva de ponderação nas frequências
%de 10 elementos
NAmos = 2^9;
CurvaPonder(1:10) = 1;

%Frequencia dos pulsos do implante, essa frequencia será dividida pelo
%número de canais
FreqPulsos = 6000; % pulsos/s

%Duração total de cada Pulso
DuracaoPul = 50; %Microsegundos, ã recomendado menos que 50

%Curva de influência do estímulo em frequências adjacentes
CurvaF = [0.1 ; 0.3 ; 0.7 ; 1 ; 0.7 ; 0.3 ; 0.1];

%Curva da resposta no tempo do sistema nervoso a um estímulo no nervo
%auditivo
CurvaT(1:50) = 1;

%Resolução da audição em função dos Semitons, musicais. Recomenda-se
%utilizar 1 ou 1/2;
Res = 1;

%Fim das opções

%As explicações sobre cada função podem ser encontradas na descrição de
%cada uma delas.
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
[Onda, Fa] = abreArquivo(Arq);

[OndaN] = ampAGC(Onda, Fa, Fcb);

%Verifica se utilizará o cálculo por FFT ou por banco de filtros
if FFT
    [Env] = separaCanaisFFT (OndaN,FreqsC,Fa,NAmos, CurvaPonder);
    [Ondas] = 0;
else
    [BAs] = desenhaFiltros(FreqsC,Fa,NButtter);

    [Ondas] = separaCanais(OndaN,BAs);

    %decide se detecta o envelope usando a transformada de Hilbert ou RMS
    if Hilbert
        [Env] = detectaEnvH (Ondas);
    else
        [Env] = detectaEnvRMS (Ondas,FreqsC, Fa);
    end

end

[Pulsos] = geraPulsos (FreqPulsos, DuracaoPul, SeqCanais, Env, Fa);

[FreqsCen] = achaFC (FreqsC);

%Ajuste da CurvaT para o tamanho correto entre pulsos
C = size(FreqsC,1);
L = floor(Fa/FreqPulsos*C);
LCT = length(CurvaT);
CurvaT = interp1(1:1:LCT,CurvaT,1:49/(L-1):LCT,'spline');

[Espec, FreqsEspec] = simulaEstimulo(Pulsos, FreqsCen, CurvaF,
CurvaT,Res);

[Som] = simulaSom(Espec, FreqsEspec, Fa);

analiOndas(OndaN, Som, Fa, 4);

Nome = [Arq '.csv'];

salvaEspectro (Nome, Espec, FreqsEspec, Fa);
end

function [Onda, Fa] = abreArquivo(Arq)
    %Função que abre o arquivo .wav e converte para variáveis q serão
    %utilizadas no programa. Se o arquivo for estéreo ele será convertido
    %em mono.

    %abre o arquivo .wav e já separa suas ondas e a frequencia de
    %amostragem
    [Onda, Fa] = wavread(Arq);
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
%Determina se o arquivo é estéreo, e se for o converte para mono
%tirando a média entre os dois canais.
l=size(Onda);
if l(2) == 2
    Onda = (Onda(:,1)+Onda(:,2))/2;
end
end

function [OndaN] = ampAGC(Onda, Fa, Fcb)
%Filtra as frequencias baixas da Onda, determina o máximo da Onda
%filtrada e normaliza toda a onda em função deste máximo.
%
%Onda: Vetor representando a Onda a ser processada
%Fa: Frequência de amostragem da Onda
%Fcb: Frequência de corte do filtro passa-alta

%Determinação do Nominador e Denominador da função de transferência de
%um filtro Butterworth passa-alta de ordem 10 e frequencia de corte Fcb
[b,a] = butter(7,Fcb*2/Fa,'high');

%Aplica o filtro especificado acima ao sinal, através da sua função de
%transferências
Onda = filter(b,a,Onda);

%Localiza o valor máximo da Onda
MaxOnda = max(abs(Onda));

%amplifica a onda de forma que seu valor máximo seja 1.
Fator = 1/MaxOnda;
OndaN = Onda*Fator;
end

function [Env] = separaCanaisFFT (Onda,FreqsC,Fa,NAmos, CurvaPonder)
% Função que utiliza a apenas a transformada de Fourier para separar os
% diversos canais e já calcular o envelope.
%
%Onda: Onda do sinal a ser processado
%
%FreqsC: Pares de frequencia dos canais
%
%Fa: frequencia de amostragem
%
%NAmos: Número de amostras a serem utilizadas no cálculo da FFT.
%Recomenda-se utilizar potencias de 2.A resolução será tão maior quanto
%maior for a amostrapara uma amostra de 2^10 a resolução é de 44Hz
%
%CurvaPonder: Curva de ponderação com 10 valores de 0 a 1, que
%representa a distribuição dos pesos dos valores para se calcular a
%potência do canal

%Acha o comprimento da onda
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
L = length(Onda);

%Acha o número de canais
NCan = size(FreqsC,1);

%Cria o vetor com as frequencias relativas a cada valor da FFT
FreqsF = Fa/2*linspace(0,1,NAmos/2+1);

%Acha as posições no vetor de frequencias relativas a cada canal
for I=1:NCan
    IFreqsC(I,1) = find(FreqsF >= FreqsC(I,1),1);
    IFreqsC(I,2) = find(FreqsF <= FreqsC(I,2),1,'last');
    %Cria um vetor de ponderação para a janela do Canal
    TFreqsC = IFreqsC(I,2) - IFreqsC(I,1) + 1;

    %Verifica quantos elementos existem na janela
    if TFreqsC == 1
        %caso seja apenas um ignora a curva de ponderação
        CurvaCan(1,I) = 1;
    elseif TFreqsC < 1
        %caso seja menos que um ajusta para um e ignora a curva de
ponderação
        IFreqsC(I,2) = IFreqsC(I,1);
        display(['Janela do canal ' int2str(I) ' não encontrada!
Ser'...
                'á utilizada a frequência mais próxima.'])
        CurvaCan(1,I) = 1;
    else
        %nos casos normais só ajusta a curva de ponderação
        Temp = 1:9/(TFreqsC-1):10;
        CurvaCan(1:TFreqsC,I) =
interp1(1:10,CurvaPonder,Temp,'spline');
    end
end
%Fator de correção para perda de potência
Fat = 1/2;
%Inicia a calculo da FFT e do envelope pra cada amostra.
L1 = L-NAmos;
Env(1:L,1:NCan) = 0;
for I=1:NAmos:L1 %Calcula até a última amostra com NAmos elementos
    %calcula a FFT da amostra e já normaliza a amplitude das
frequencias
    FFT = fft(Onda(I:(I+NAmos-1)),NAmos)/NAmos;
    %Ajusta a FFT para valores absolutos
    FFT = 2*abs(FFT(1:NAmos/2+1));
    %Calcula o evelope para cada canal
    for J=1:NCan
        TFreqsC = IFreqsC(J,2) - IFreqsC(J,1) + 1;
        %Faz a média da energia distribuida pelas frequencias dentro da
%janela, ponderadas pela curva de distribuição.
        Temp = FFT(IFreqsC(J,1):IFreqsC(J,2)).*CurvaCan(1:TFreqsC,J);
        Temp = sum(Temp)/(sum(CurvaCan(1:TFreqsC,J))).^Fat;
        %Foi adicionada uma correção através de observação empírica pra
%compensar as perdas devido à média de vários sinais de baixa
%potência nas altas frequencias
        Env(I:(I+NAmos-1),J) = Temp;
    end
end
end
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```

%calcula a última amostra, se existir, menor do q NAmos
if I < L
    FFT = fft(Onda(I:L),NAmos)/(L-I+1);
    FFT = 2*abs(FFT(1:NAmos/2+1));
    for J=1:NCan
        TFreqsC = IFreqsC(J,2) - IFreqsC(J,1) + 1;
        Temp = sum(FFT(IFreqsC(J,1):IFreqsC(J,2)).*...
            CurvaCan(1:TFreqsC,J))/(sum(CurvaCan(1:TFreqsC,J)).^Fat;
        Env(I:L,J) = Temp;
    end
end
end

function [BAs] = desenhaFiltros(Freqs,Fa,N)
%Função que recebe uma matriz com Pares de frequência, a frequência de
%amostragem do sinal que será filtrado e ordem dos filtros. Com isso
%gera uma matriz de duas colunas contendo a vetores que representam os
%numeradores (b) e denominadores (a) da função de transferência
%relativa a um filtro de Janela de Butterworth para cada canal. Cada
%linha dessa matriz será relativa a um canal.
%
%Freqs: Matriz de duas colunas com pares de Frequencia sendo as colunas
% a frequência mínima e a máxima, respectivamente, para cada canal. O
% número de linhas da matriz representa p número de canais.
%
%Fa: frequência de amostragem do sinal que será filtrado
%
%N: Ordem do filtro a ser utilizado

%Determina o número de canais
C=length(Freqs);

%Gera os filtros recursivamente
for I=1:C
    [BAs(:,1,I),BAs(:,2,I)] =
    butter(N,[Freqs(I,1)*2/Fa,Freqs(I,2)*2/Fa]);
    BAs(1,3,I) = length(BAs(:,1,I));

    %verifica a estabilidade do filtro
    [h,~] = freqz(BAs(:,1,I),BAs(:,2,I));
    N1 = N;

    %se o filtro ã for estável, diminui a ordem e desenha novamente
    while max(abs(h)) > 1 && N1 > 1
        N1 = N1 - 1;
        [b,a] = butter(N1,[Freqs(I,1)*2/Fa,Freqs(I,2)*2/Fa]);
        [h,~] = freqz(b,a);
        BAs(1,3,I) = length(b);
        BAs(1:BAs(1,3,I),1,I) = b;
        BAs(1:BAs(1,3,I),2,I) = a;
    end

    %informa se a orde do filtro foi reduzida
    if N1 < N

```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
display(['O filtro original do canal ' int2str(I) ' ficou
inst'...
        'ável! Sua ordem foi reduzida para: ' int2str(N1)]);
    end
end
end

function [OndasC] = separaCanais(Onda,BAs)
%Divide a onda de entrada em uma onda para cada canal. O número de
%canais é detectado automaticamente pelo número de pares de Nominadores
%e denominadores passados para a função. Cada par representa um canal.
%
%Onda: Onda de áudio de entrada
%
%BAs: Matriz de duas colunas contendo os vetores que representam os
%nominadores e denominadores dos filtros para cada canal.

%Detecta o número de canais
S = size(BAs);
N = S(3);

%Aplica o filtro para cada Canal
for I=1:N
    b=BAs(1:BAs(1,3,I),1,I);
    a=BAs(1:BAs(1,3,I),2,I);
    OndasC(:,I)= filter(b,a,Onda);
end
end

function [Env] = detectaEnvH (Ondas)
%Detecta o envelope das Ondas presentes na matriz Ondas. Utiliza o
%Método que emprega a transformada de Hilbert.
%
%Ondas: Matriz com uma ou mais ondas que terão o envelope calculado

%Verifica a quantidade de ondas no vetor
N = size(Ondas, 2);

%Calcula o envelope para cada onda
for I=1:N
    %Calcula a transformada de Hilbert do sinal dado
    OndaH = hilbert(Ondas(:,I));

    % Eleva a transformada de Hilbert ao quadrado e tira sua raiz para
    % fica com um sinal de envelope positivo
    Env(:,I) = sqrt(OndaH.*conj(OndaH));
end
end

function [Env] = detectaEnvRMS (Ondas,Freqs, Fa)
%Detecta o envelope das Ondas presentes na matriz Ondas. Utiliza o
%método de calculo pela média quadrática da onda, através da elevação
%da onda ao quadrado e utilização de um filtro passa-baixa com
%frequência de corte igual a 1/3 da frecuencia mínima da onda
%
%Ondas: Matriz com uma ou mais ondas que terão o envelope calculado
%
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
%Freqs: Pares de frequencias que representam a gama de frequencias em
%cada onda
%
%Fa: Frequencia de amostragem da onda

%REbate a parte negativa da onda e adiciona um multiplicador para
%corrigir a perda ao aplicar o filtro passa baixa
Ondas2 = 2*Ondas.*Ondas;
Ondas2 = sqrt(Ondas2);

%Verifica quantas ondas existem
N = size(Ondas2,2);

%Aplica o filtro passa baixa a cada onda
for I=1:N
    %Calcula os coeficientes do filtro
    [b,a] = butter(2,(Freqs(I,1)/2)*2/Fa);

    %Aplica o filtro à onda
    Env(:,I) = filter (b,a,Ondas2(:,I));
end
end

function [PulsosF] = geraPulsos (Freq, Durac, Seq, Envelope, Fa)
    %Gera os trens de pulsos relativos a cada eletrodo normalizados pelo
    %envelope do canal relativo. Podem ser ajustados a frequencia dos
    %pulsos e a duração dos pulsos.
    %
    %Freq: Frequencia de envio dos pulsos, independente do número de
    %canais. A frequenci para cada canal será Freq/'# Canais'
    %
    %Durac: Duração do pulso em microsegundos
    %
    %Seq: Vetor contendo a sequencia de ativação dos canais. Deve ter o
    %tamnha do número de canais, e ter um, e somente um número relativo a
    %cada canal.
    %
    %Envelope: vetor contendo o envelope de cada canal.
    %
    %Fa: Frequencia de amostragem do sinal de Envelope

    %espaçao entre o inicio de dois pulsos em Amostras
    FPAmo = round(Fa/Freq);

    %duração de um pulso em Amostras
    DPAmo = round(Fa*Durac*1E-6);

    %Garante que o intervalo entre o início de dois pulsos é maior ou igual
    %a duração do pulso
    if DPAmo > FPAmo
        DPAmo = FPAmo;
    end

    %cria o pulso
    Pulso(1:floor(DPAmo/2)) = 1;
    Pulso(floor(DPAmo/2)+1:DPAmo) = -1;
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
if DPAmo < FPAmo
    Pulso(DPAmo+1:FPAmo) = 0;
end

%Acha número de canais
N = size(Envelope,2);

%Acha o comprimento do vetor envelope
TEnv = size (Envelope,1);

%Cria uma seqüencia de ativação seguindo a ordem de ativação dos canais
Pulsos(1:FPAmo,1:N) = 0;
for I = 1:N
    Pulsos((1+(I-1)*FPAmo):(I*FPAmo),Seq(I)) = Pulso;
end

%Dobra o tamanho do vetor de pulsos até que ele fique maior que o vetor
%da onda envelope.
while length(Pulsos) < TEnv
    Pulsos = [Pulsos ; Pulsos];
end

%Cria um vetor de pulsos do tamanho do vetor envelope
PulsosF = Pulsos(1:TEnv,:);

%Modula os pulsos com o envelope gerado
PulsosF = PulsosF.*Envelope;
end

function [FreqsC] = achaFC (Freqs)
    %Acha as frequências centrais em escala logarítmica dado um conjunto de
    %pares de frequencias.

    FreqsC = Freqs(:,1).*sqrt(Freqs(:,2)./Freqs(:,1));
end

function [Espec, Freqs] = simulaEstimulo(Pulsos, FreqsC, CurvaF,
CurvaT,Res)
    %Esta função gera um espectro de frequencias com intuito de simular a
    %percepção das frequencias de som por um paciente implantado. A partir
    %dos pulsos é gerado um espetro de frequencias ditribuidas em torno das
    %frequencias centrais de cada canal de acordo com uma curva de
    %distribuição de amplitude por frequencia, em torno das frequencias
    %centrais do canais estimulados, e com a amplitude no tempo regulada
    por
    %uma onda que representa a percepção do som após um impulso. A
    %resolução do ouvido para as frequências pode ser defidida em termos de
    %Semitons musicais.
    %
    %Pulsos: Vetores com os pulsos de estimulação de cada eletrodo.
    %
    %FreqsC: Frequencias centrais de cada canal
    %
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
%CurvaF: Curva de distribuição das amplitude das ondas de frequencias
em
%torno da frequencia celntral de estimulação de cada canal. O intervalo
%de frequencia entre duas amostras depende de Res (resolução tonal
%empregada em cada caso). A Curva deverá ter um número ímpar de
%elementos, e o elemento central corresponderá À frequencia central.
%
%CurvaT: Curva que representa a resposta temporal ao estímulo a partir
%de um pulso.
%
%Res: Resolução da audição em função de um Semitom. 1 significa
%resolução de 1 Semitom, 1/2 de meio semitom.

%Acha o início de cada pulso e sua amplitude
PulsosN = abs(Pulsos);
PulsosN = diff(PulsosN);
PulsosN = (PulsosN+abs(PulsosN))/2;

%Acha o número de canais
N = size(Pulsos,2);

%Faz a Convolução dos inícios de pulsos com a onda de estimulação
%temporal
for I=1:N
    Temp = conv(PulsosN(:,I), CurvaT);
    EstiT(:,I) = Temp(1:length(Pulsos));
end

%calcula os logs em base 2 das frequências centrais para calcular a
%distância máxima em passos entre elas numa escala logarítmica
Log2 = log2(FreqsC);
IMinF = find(Log2 == min(Log2));
IMaxF = find(Log2 == max(Log2));
DistF = round((Log2(IMaxF)-Log2(IMinF))*12/Res);

%Acha a quantidade de frequencias ao lado de cada frequencia central
FLat = (length(CurvaF)-1)/2;
%Acha o tamanho da curva de distribuição nas frequencias
TF = DistF + FLat*2;

%Cria o vetor com os valores das frequências
Freqs = [0:1:TF]';
Freqs = Freqs*1/12*Res;
Freqs = Freqs+(Log2(IMinF)-Freqs(FLat+1));
Freqs = 2.^Freqs;

%Relaciona cada canal com sua respectiva frequência
ColC = round((Log2 - Log2(IMinF))*12/Res)+FLat+1;

%Cria a matriz de espectro de frequencia, multiplicando a onda do
%estímulo no tempo pela curva de estímulo em torno da frequencia
%princiapal para todos os canais, e posicionando os resultados dessa
%curva de maneira adequada na matriz.
Espec(1:length(Pulsos),1:TF) = 0;
for I=1:N
    K = 1; %Índice da curva de frequencia
    for J = (ColC(I)-FLat):(ColC(I)+FLat)
```

Apêndice I – Código fonte do programa

```
    Espec(:,J) = CurvaF(K)*EstiT(:,I);
    K = K + 1;
end
end
end

function [Som] = simulaSom(Espec, FreqsEspec, Fa)
    %Transforma uma matriz de distribuição espectral em um som, gerando uma
    %onda senoidal para cada frequência contida no espectro.
    %
    %Espec: Matriz do espectro de frequências no tempo
    %
    %FreqEspec: Frequências das ondas contidas no espectro
    %
    %Fa: Frequência de amostragem do espectro

    %acha o tamanho da matriz de espectro
    L = size(Espec,1);
    F = size(Espec,2);

    %Cria um vetor de tempo
    Tempo = [1:L]';
    Tempo = Tempo/Fa;

    %Cria uma matriz com as mesmas dimensões da matriz de frequências, com
    %ondas senoidais relativa a cada frequência.
    Senos(1:L,1:F) = 0;
    for I=1:F
        %cria ondas senoidais de mesma energia para cada canal
        Senos(:,I) = sin(2*pi*Tempo*FreqsEspec(I))/sqrt(FreqsEspec(I));
    end

    %Normaliza a matriz senos
    Senos = Senos./max(max(Senos));

    %Pondera cada onda pelo seu espectro relativo
    Sons = Senos.*Espec;

    %Junta todas as ondas em uma
    Som = sum(Sons,2);
end

function [FFTs,Envs] = analiOndas(Onda1, Onda2, Fa, Segmentos)
    %Função que recebe duas ondas e faz uma análise em função do envelope e
    %das frequências.

    L = length(Onda1);
    LSeg = ceil(L/Segmentos);
    FreqsF = Fa/2*linspace(0,1,LSeg/2+1);

    OndaH = hilbert(Onda1);
    Envs(:,1) = sqrt(OndaH.*conj(OndaH));
```


Apêndice I – Código fonte do programa

```
%acha o tamanho da matriz de espectro
L = size(Espec,1);
F = size(Espec,2);

%Cria um vetor de tempo
Tempo = [1:1:L]';
Tempo = Tempo/Fa;

%Monta a Matriz para exportação, com a escala de tempo e de frequencia
M(1,1) = 0;
M(2:L+1,1) = Tempo;
M(1,2:F+1) = FreqsE';
M(2:L+1,2:F+1) = Espec;

%Arruma o nome do arquivo
Nome = [Nome '.csv'];

%escreve o arquivo
csvwrite(Nome, M);

display(['Arquivo salvo com o nome: ' Nome]);
end
```