

ANA CAROLINA DE SOUSA SILVA

**Aplicação de técnicas de processamento digital de  
sinais na caracterização de sinais cerebrais de  
bovinos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Zootecnia.

Área de Concentração: Qualidade e Produtividade Animal

Orientador: Prof. Dr. Ernane José Xavier Costa

Pirassununga

2005

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

*À minha família pelo amor e incentivo constantes  
e aos meus verdadeiros amigos por tornarem minha família maior.*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. Ernane José Xavier Costa, pela contribuição à minha formação acadêmica, por sua amizade e pela boa convivência.

Ao técnico do LAFAC, Aldo Ivan Céspedes Arce, pelo auxílio na execução do Projeto e pela boa convivência.

Ao graduando Guilherme Augusto Onody, pelo auxílio durante a experimentação animal.

Ao Prof. Evaldo Antonio Lencioni Titto, por sua colaboração com a experimentação animal.

Ao pós-graduando Felipe Braga e ao Prof. Dr. Flávio Vieira Meirelles, pelo auxílio no estudo da anatomia do crânio bovino.

Aos funcionários do Campus que auxiliaram durante a experimentação.

Aos funcionários e amigos da Biblioteca da FZEA – USP.

Aos colegas do ZAB, pelo “social”.

Às minhas “cobaias”, Juliana e Tatiana.

Aos colegas da pós – graduação.

Aos professores, alunos e ex-alunos do LAFAC, Prof. Sérgio Paulo, Prof. Andrés, Flávia, Aline, Tatiana, Carine, Marta, Livia, Juliana, Erick, Vanderson, Rafael e André.

À Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos, pela oportunidade de realização deste trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão da Bolsa de Mestrado.

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão do auxílio financeiro.

À Prefeitura do Campus Administrativo de Pirassununga, pelo empréstimo dos animais.

A todos aqueles que, de uma forma ou de outra, contribuíram para a realização deste trabalho.

## RESUMO

SILVA, A.C.S. **Aplicação de técnicas de processamento digital de sinais na caracterização de sinais cerebrais de bovinos.** 2005. 91 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos, Universidade de São Paulo, Pirassununga, 2005.

A aquisição de sinais cerebrais de bovinos adultos, utilizando um equipamento de transmissão telemétrica dos dados e eletrodos de superfície, foi avaliada neste trabalho através de técnicas de processamento digital de sinais. Foram estudados a melhor disposição dos eletrodos, diferentes métodos de remoção de artefatos e as características em frequência do sinal. A remoção de artefatos foi feita de duas maneiras: (1) uso de um filtro que substituíria valores extremos do sinal por seu valor médio e (2) decomposição utilizando a capacidade de multiresolução das ondaletas. Os resultados obtidos mostraram que apenas trechos de sinal livres de artefatos podem ser processados. O processamento indicou faixas de frequências em acordo com a literatura. A metodologia usada neste trabalho mostrou-se suficiente para concluir que é possível monitorar e analisar sinais cerebrais de bovinos adultos que podem se mover livremente, sem acrescentar ao experimento o estresse característico de contenção.

**Palavras-chave:** EEG, densidade espectral de potências, estresse térmico, ondaletas, filtros digitais, bovinos.

## **ABSTRACT**

SILVA, A.C.S. **Digital signal processing techniques applied to bovine brain electrical activity monitoring.** 2005. 91 f. M.Sc. Dissertation – Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos, Universidade de São Paulo, Pirassununga, 2005.

Acquisition of brain electrical activity from grown bovines, using a telemetric data transmitter system and scalp electrodes, was evaluated in this work. Electrodes placement, different artifact removal methodologies and signal frequency component were studied. Artifacts removal was carried out in two different ways: (1) by means of a filter that replaced elevated amplitude points for the signal's mean value and (2) decomposition using wavelet multiresolution capability. Results using filters show that only artifact-free signal stretches can be processed. The processing indicated that frequency ranges are in agreement with literature. The methodology applied in this work is enough to conclude that it is possible to analyze brain electrical signal from grown bovines that can move freely, without add restrain stress factors to experiment.

**Key-words:** EEG, power spectral density, heat stress, wavelets, digital filters, bovines.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – (a) Corte paramediano da cabeça de um bezerro. (b) Corte paramediano de bovino adulto. 1 – Seio paranasal frontal. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004).....	19
Figura 2 – Vista lateral do crânio de bovino adulto. Dissecção superficial da cabeça. 1 – Músculo Frontal; 2 – Músculo orbicular do olho; 3 – Músculo Interscutular; 4 – Músculos auriculares rostrais; 5 – Músculos auriculares ventrais; 6 – Músculo retrator do ângulo lateral do olho. Adaptado de Schaller (1999). ....	20
Figura 3 – Vista dorsal do crânio de bovino adulto. 1 – Seio frontal rostral lateral; 2 - Seio frontal rostral medial; 3 - Seio frontal caudal. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004). ....	21
Figura 4 – Vista lateral do crânio de um bovino adulto. 1 – Nervo cornual; 2 – Linha temporal; 3 – Nervo auriculopalpebral. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004).....	21
Figura 5 – Diagrama de blocos funcionais do módulo transmissor (módulo um). ....	38
Figura 6 – Exemplo de um filtro ativo de ordem um (passa-baixas) usando um amplificador operacional.....	38
Figura 7 – Disposição dos pinos e dimensões do dispositivo BiM2-433-160, extraída do “Data Sheet” do fabricante (BIM2-433-160...).....	40
Figura 8 – “Screenshot” do software Boi-ta-tá, sistema de aquisição telemétrico de EEG em bovinos.....	42
Figura 9 – Aparato experimental para avaliação do equipamento teste (ET) no laboratório usando EEG de humanos. ....	44
Figura 10 – Configurações das disposições dos eletrodos: POS1, POS2 e POS3.....	46
Figura 11 – Senóide de 3,90Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento teste (ET). ....	50
Figura 12 – Senóide de 3,90Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento controle (EC).....	50



Figura 13 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 3,90Hz amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).....	51
Figura 14 – Senóide de 30,20Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento teste (ET). .....	52
Figura 15 – Senóide de 30,20Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento controle (EC).....	52
Figura 16 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 30,20Hz amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).....	53
Figura 17 – Sinal de EEG de humanos amostrado a 100Hz com o (a) – equipamento controle (EC) e (b) equipamento teste. ....	54
Figura 18 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para o sinal de EEG humano amostrado pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).....	54
Figura 19 – Sinal de EEG coletado na posição POS1, com freqüência de amostragem de 50Hz. ....	55
Figura 20 – Sinal de EEG coletado na posição POS2, com freqüência de amostragem de 50Hz. ....	56
Figura 21 – Sinal de EEG coletado na posição POS3, com freqüência de amostragem de 50Hz. ....	56
Figura 22 – Trecho, com 16s de duração, extraído da posição POS1.....	57
Figura 23 – Trecho, com 30s de duração, extraído da posição POS2.....	57
Figura 24 – Trecho, com 20s de duração, extraído da posição POS3.....	58
Figura 25 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS1 (figura 22).....	58
Figura 26 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS2 (figura 23).....	59
Figura 27 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS3 (figura 24).....	59
Figura 28 – Gráfico do sinal de EEG obtido de animal consciente e com liberdade parcial de movimento. Amostragem a 100Hz. A1 indica o trecho selecionado para análise. ....	60

Figura 29 – Trecho A1 obtido a partir de A (figura 28). .....	61
Figura 30 – Densidade espectral de potências para o trecho A1.....	61
Figura 31 – Gráfico do sinal de EEG obtido de animal consciente e com liberdade parcial de movimento. Amostragem a 100Hz. B1 indica o trecho selecionado para análise. ....	62
Figura 32 – Trecho B1 obtido a partir de B (figura 31).....	62
Figura 33 – Densidade espectral de potências para o trecho B1. ....	63
Figura 34 – (a) Sinal de EEG proveniente de animal com liberdade total de movimento dentro do piquete experimental. Amostragem feita a 100Hz com animal exposto a sol intenso. As setas indicam os pontos a serem substituídos pelo valo médio; (b) sinal após substituição dos pontos indicados pelo valor médio do sinal.....	64
Figura 35 – Gráfico da densidade espectral de potências para o sinal original e para o sinal filtrado.....	65
Figura 36 – Gráfico comparativo entre a decomposição em coeficientes de detalhe do sinal mostrado na figura 34-a feitas com a utilização da ondaleta beyklin (coluna a) e da db20 (coluna b). ....	66
Figura 37 – (a) trecho selecionado a partir do seno de 10Hz. (b) trecho do seno de 10Hz adicionado dos picos de amplitude 100. (c) trecho selecionado a partir da primeira decomposição do seno em (a) por uma ondaleta de beyklin. (d) trecho selecionado a partir da primeira decomposição do sinal em (b) por uma ondaleta de beyklin. ....	67
Figura 38 – Densidade espectral de potências para os gráficos apresentados na figura 50.....	68
Figura 39 – Densidade espectral de potencias para (a) seno de 38Hz; (b) seno de 38Hz adicionado de picos de amplitude 100; (c) primeira decomposição usando ondaleta beyklin para o seno de 38Hz e (d) primeira decomposição usando ondaleta beyklin para o seno de 38Hz adicionado dos picos.....	69
Figura 40 – Sinal de EEG de bovino amostrado a 100Hz (sinal) e suas 3 primeiras decomposições beyklin (D1, D2 e D3). ....	70
Figura 41 – Gráfico mostrando trecho entre 49,2 e 50,2s selecionado a partir da figura 53.....	71

Figura 42 – Densidade espectral de potências para o sinal de EEG e suas decomposições beyklin (figura 53).....	72
Figura 43 – Densidade espectral de potências para (a) sinal de EEG amostrado a 100Hz com animal exposto a sombra; (b) primeira decomposição beyklin para este sinal; (c) segunda decomposição beyklin para este sinal e (d) terceira decomposição beyklin para este sinal. ....	73
Figura 44 - Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal exposto a sol intenso e suas 5 primeiras decomposições de ondaletas (D1, D2, D3, D4 e D5).....	74
Figura 45 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 44.....	74
Figura 46 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal exposto a sol intenso e suas 5 primeiras decomposições de detalhes (D1, D2, D3, D4 e D5).....	75
Figura 47 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 59.....	76
Figura 48 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal na sombra e suas 5 primeiras decomposições de ondaletas (D1, D2, D3, D4 e D5).....	77
Figura 49 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 48.....	77
Figura 50 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal na sombra e suas 5 primeiras decomposições de detalhes (D1, D2, D3, D4 e D5).....	78
Figura 51 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 50.....	79
Figura 52 – Módulo um.....	90
Figura 53 – Módulo dois. ....	91

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 – Configuração dos modos de recepção e transmissão do dispositivo BIM2.....	40
---	----

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

EEG = eletroencefalograma.

FFT = Transformada rápida de Fourier. Do inglês, “Fast Fourier Transform”.

ECG = eletrocardiograma.

SFTD = Série de Fourier de Tempo Discreto.

i.i.d. = independente e igualmente distribuído.

AMR = Análise de Multiresolução.

DC = corrente contínua, do inglês, “direct current”.

A/D = analógico/digital.

kbps = kilo bite por segundo.

## LISTA DE SÍMBOLOS

Hz = Hertz, unidade de medida de frequência.

V = Volts, unidade de medida para potencial elétrico.

k =  $\times 10^3$ , “kilo”.

M =  $\times 10^6$ , “mega”.

$\mu$  =  $\times 10^{-6}$ , “micro”.

$j$  = número imaginário,  $j = \sqrt{-1}$ .

# SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1 Introdução.....	17
1.1 O crânio bovino .....	19
1.2 O sinal de EEG de bovinos.....	21
1.3 Processamento digital dos sinais.....	23
1.3.1 Amostragem de sinais contínuos.....	24
1.3.1.1 Teorema da amostragem .....	27
1.3.2 Densidade Espectral de Potências .....	27
1.3.2.1 A Série de Fourier para sinais periódicos e de tempo discreto .....	28
1.3.2.2 Densidade Espectral de Potencias para sinais periódicos.....	30
1.3.3 Análise de multiresolução usando ondaletas .....	31
1.3.3.1 A transformada de ondaletas .....	33
2 Objetivos .....	35
3 Materiais e Métodos.....	36
3.1 O equipamento .....	36
3.1.1 Módulo um .....	36
3.1.1.1 Amplificação e condicionamento do sinal .....	37
3.1.1.2 Conversão digital e amostragem.....	39
3.1.1.3 Transmissão dos dados.....	39
3.1.2 Módulo dois .....	41
3.2 Teste do equipamento no laboratório.....	42
3.2.1 Amplificação de sinais de baixa amplitude e freqüência.....	43
3.2.2 Aquisição de sinais de EEG de humanos.....	44
3.3 Experimentação Animal.....	45
3.3.1 Teste de posição dos eletrodos com animal inconsciente .....	45

3.3.2 Animal consciente e com liberdade parcial de movimentos .....	47
3.3.3 Animal consciente e com liberdade total de movimentos.....	48
4 Resultados.....	49
4.1 Validação do equipamento .....	49
4.1.1 Amplificação de sinais de baixa amplitude e freqüência.....	49
4.1.2 Aquisição de sinais de EEG de humanos.....	53
4.2 Experimentação Animal.....	55
4.2.1 Teste de posição dos eletrodos com animal inconsciente .....	55
4.2.2 Animal consciente e com liberdade parcial de movimentos .....	60
4.2.3 Animal consciente e com liberdade total de movimentos.....	63
5 Discussão.....	80
6 Conclusões .....	85
Referências .....	86
APÊNDICE A – Módulo um .....	90
APÊNDICE B – Módulo dois .....	91
ANEXO A – Algoritmo do filtro “wavelet” empregado neste trabalho .....	92



## 1 Introdução

A exportação de produtos de origem animal é uma importante atividade econômica para o Brasil e as necessidades e as exigências do mercado internacional tanto em relação à qualidade da carne, quanto ao bem-estar do animal são de interesse do sistema produtivo brasileiro.

Há muitos fatores que interferem na produtividade animal, como genética, nutrição e fatores ambientais. Nas condições ambientais brasileiras, a maior preocupação é com o estresse térmico, uma vez que, o desconforto térmico sofrido pelos animais durante períodos de elevadas temperaturas pode resultar em perdas na produção, devido à redução da ingestão de alimentos, redução no ganho de peso e, em casos extremos, até a morte do animal (BROWN-BRANDL et al., 2003; HAHN, 1999; MADER et al., 2002). Os produtores necessitam de informações sobre como e porque seus animais respondem aos desafios climáticos, para que possam tomar decisões, estabelecer estratégias de atuação e táticas para reduzir as perdas em períodos de temperatura elevada. Para minimizar estas perdas, são usados muitos índices de estresse ambiental, baseados nas frequências cardíaca e respiratória (BROWN-BRANDL et al., 2003) e, nas temperaturas timpânica (MADER et al., 2002; HAHN, 1999), retal (CARVALHO et al., 1995) e corporal (LEFCOURT; ADAMS, 1996), mas estes índices representam respostas fisiológicas posteriores ao estresse térmico, este fato justifica o estudo de técnicas que quantifiquem o estresse térmico antes das respostas adaptativas dos animais. O estudo da atividade elétrica cerebral é uma boa alternativa para estudar o comportamento e produção animal antes de suas respostas adaptativas (MUMFORD; WETHERELL, 2001).

O registro elétrico colhido na superfície do escalpo tornou-se a principal fonte de informação não invasiva da atividade elétrica cerebral. O eletroencefalograma (EEG) é o gráfico resultante do registro da atividade elétrica cerebral, obtido através de eletrodos colocados na superfície do encéfalo. Em humanos, os sinais de EEG tornaram-se fontes importantes

para diagnósticos de distúrbios mentais, tais como a epilepsia e o mal de Parkinson (KELLAWAY; PETERSÉN, 1976) e como interface cérebro computador (BCI - Brain Computer Interface) para indivíduos com sérios danos motores (COSTA et al., 2000). Em tais aplicações, métodos de processamento digital de sinais acoplados a técnicas de classificação, baseadas em redes neurais artificiais possibilitaram retirar mais informações dos sinais de EEG do que o obtido na sua representação na forma de uma série temporal. Tais métodos de processamento compreendem a análise tempo-freqüência (QIAN; CHEN, 1994; QIAN; CHEN, 1996; MARCHANT, 2003), Wavelets (DAUBECHIES, 1992), modelos não lineares e da teoria de sistemas complexos (COSTA; CABRAL, 2000).

A aquisição de sinais de EEG em animais apresenta certas dificuldades técnicas com relação ao ambiente de estudo. Normalmente o animal é retirado do seu “habitat” e condicionado no local onde é feita a aquisição dos sinais. Segundo Brockway e Hassler (1993), o uso de métodos de contenção durante a experimentação permite que se faça coleta de dados de animais conscientes, mas pode introduzir artefatos relativos ao estresse e causar problemas no manejo animal. Estes autores ainda afirmam que minimizar ou eliminar as fontes de estresse externo é crucial para entender o processo a ser avaliado. Por este motivo, faz-se necessário o uso de um sistema telemétrico, pois a rádio-telemetria permite a medida de sinais biológicos de animais conscientes e que podem se mover livremente (BROCKWAY; HASSLER, 1993). A maior vantagem desta metodologia é que o animal não está estressado, nem devido ao confinamento e nem pela presença humana durante a coleta de dados (GACSALYI; ZABIELSKI; PIERZYNOWSKI, 2000).

## 1.1 O crânio bovino

O sinal elétrico cerebral possui amplitude reduzida e os dados podem ser bastante prejudicados pela movimentação do animal. Por este motivo, a escolha do ponto para posicionamento dos eletrodos é de grande importância para a qualidade do sinal adquirido.

O crânio bovino adulto apresenta formato triangular, devido ao desenvolvimento tardio dos seios paranasais frontais, que invadem os ossos da abóbada craniana, transformando os contornos abaulados da cabeça do bezerro (figura 1-a), na região frontal ampla e achatada do adulto (figura 1-b). Esta morfologia e a proporção menor do cérebro em relação ao crânio dificultam a aquisição de sinais elétricos cerebrais (EEG) nos animais adultos.

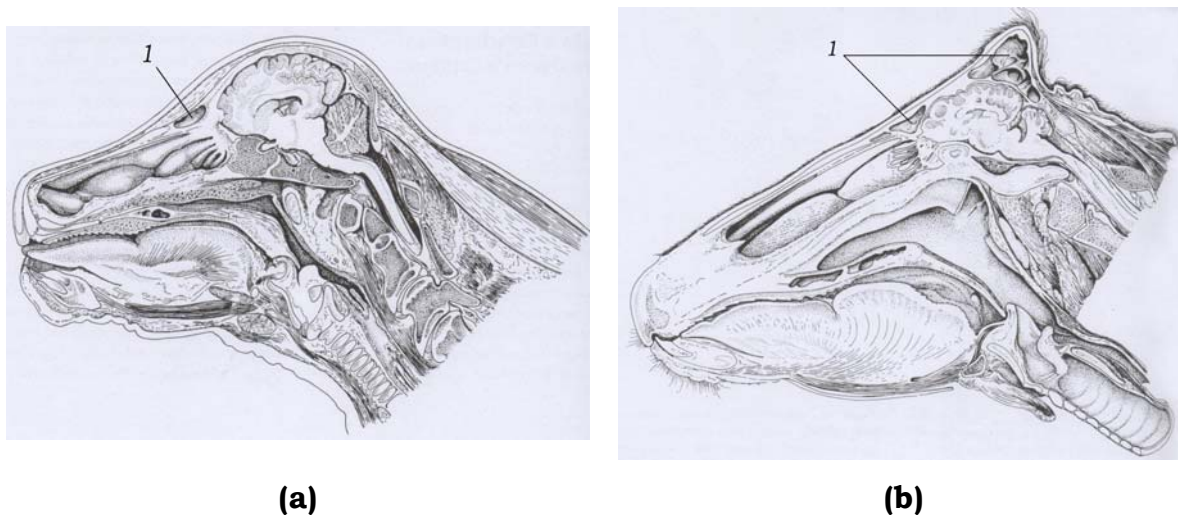


Figura 1 – (a) Corte paramediano da cabeça de um bezerro. (b) Corte paramediano de bovino adulto. 1 – Seio paranasal frontal. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004).

Na região do osso frontal, encontramos músculos (figura 2) cuja movimentação poderia introduzir artefatos no sinal. Há também, os seios paranasais frontais (figura 3), que aumentam a distância do eletrodo ao encéfalo, e a localização dos nervos cranianos (figura 4), que inviabiliza o

posicionamento dos eletrodos na região temporal e torna, assim, a região frontal a melhor opção para colocação dos eletrodos.

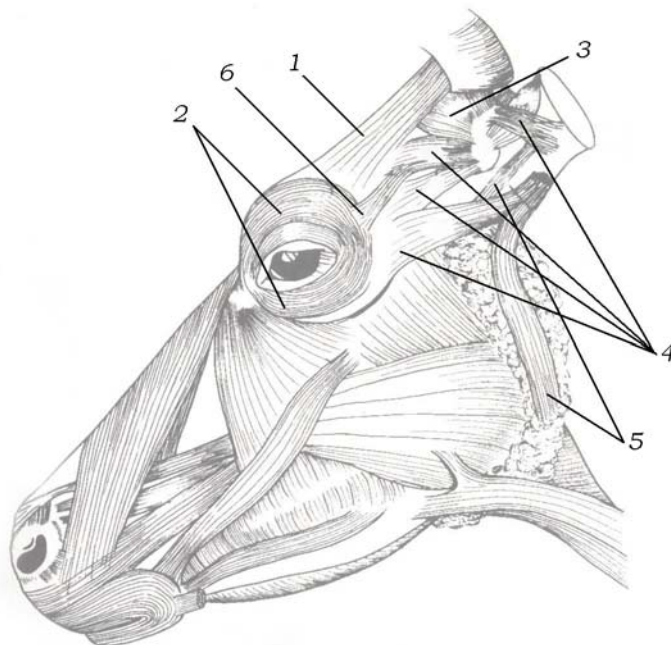


Figura 2 – Vista lateral do crânio de bovino adulto. Dissecação superficial da cabeça. 1 – Músculo Frontal; 2 – Músculo orbicular do olho; 3 – Músculo Interscutular; 4 – Músculos auriculares rostrais; 5 – Músculos auriculares ventrais; 6 – Músculo retrator do ângulo lateral do olho. Adaptado de Schaller (1999).

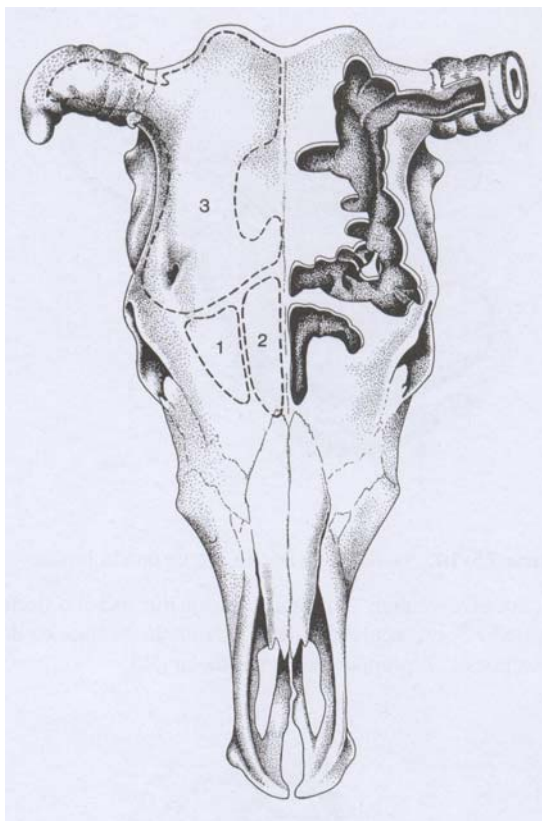


Figura 3 – Vista dorsal do crânio de bovino adulto. 1 – Seio frontal rostral lateral; 2 – Seio frontal rostral medial; 3 – Seio frontal caudal. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004).

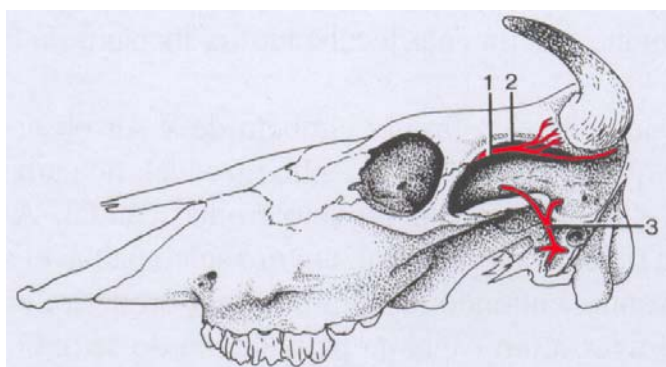


Figura 4 – Vista lateral do crânio de um bovino adulto. 1 – Nervo cornual; 2 – Linha temporal; 3 – Nervo auriculopalpebral. Adaptado de Dyce, Sack e Wensing (2004).

## **1.2 O sinal de EEG de bovinos**

Em 1966, West e Merrick apresentaram um equipamento telemétrico para a aquisição de EEG em grandes animais e apresentaram os resultados dos testes de seu equipamento com medidas em bovinos, mostrando as características temporais do sinal sem, contudo, fazer menção às características em frequência.

Pouco depois, em 1971, Merrick e Scharp, usando novilhas com idades entre 24 e 29 semanas, encontraram frequências nas faixas de 12 a 16Hz e 24 a 27Hz, dependendo da atividade do animal.

Já Suzuki et al., em 1990, trabalhando com bezerros de dez semanas de idade, afirmaram que, livres de problemas neurológicos e acordados, os animais apresentaram ondas de baixa amplitude (20 a 30 $\mu$ V) e baixa atividade (2 a 7Hz), com superimposição de ondas de baixa amplitude e elevada atividade (5 a 10 $\mu$ V, 15 a 30Hz).

Também em 1990, Bager et al. usaram o sinal de EEG para estimar o tempo para que cessasse a atividade cortical, após abate do animal, utilizando a densidade espectral de potências, para obter informação sobre as frequências presentes no sinal antes e depois deste evento.

Em 1991 Costa et al., em estudo comparativo entre dois tipos de anestesia, utilizando bezerros, observaram que os dados obtidos dos animais anestesiados eram suavizados e livres de complicações (artefatos). Lin et al. (1991), também em estudos de anestesia em bovinos (bezerros) mostraram que nestas condições o sinal adquirido era caracterizado por baixas frequências e amplitudes elevadas, apresentaram também os gráficos do sinal no tempo. Jones e Pettitt (1992) também apresentaram gráficos do sinal de EEG no tempo e, dada a dificuldade em diferenciar sinal e ruído a partir dos padrões obtidos, propuseram um método baseado no uso do periodograma (suavizado) para avaliar diferentes animais.

Em 1998, Takeuchi, Sitizyo e Harada encontraram frequências na faixa de 18 a 30Hz para bezerros entre sete e dez semanas de idade, com os eletrodos posicionados nas regiões frontal e occipital.

### **1.3 Processamento digital dos sinais**

O termo *senal* geralmente se refere a uma função de uma ou mais variáveis que contém informação sobre o comportamento ou natureza de alguns fenômenos (QIAN, 2002).

Um sistema pode ser definido como um dispositivo físico que realiza operações sobre o sinal. Quando o sinal é passado em um sistema, diz-se que o sinal foi processado. Um dado sistema é caracterizado pelo tipo de operação que ele realiza sobre o sinal e estas operações são denominadas de *processamento de sinais* (PROAKIS; MANOLAKIS, 2002). É conveniente ressaltar que um sistema não inclui apenas dispositivos físicos (*hardware*), mas também operações realizadas por procedimentos algorítmicos (*softwares*).

Uma das primeiras tarefas da análise de sinais é entender quais informações podem ser obtidas de um dado sinal e como extrair estas informações (QIAN, 2000).

A maioria dos sinais encontrados na natureza é analógica, ou seja, são funções de uma variável contínua e apresentam valores contínuos no tempo ou no espaço. Porém, processar um sinal na forma analógica envolve uma série de fatores relacionados principalmente a limitações físicas de re-configuração de hardware e controle da precisão do dispositivo de processamento. No entanto, um sistema digital pode ser fácil e rapidamente re-configurado, bastando, para tal, alterações em um algoritmo computacional. Sinais digitais podem ser facilmente armazenados e permitem o uso de algoritmos mais sofisticados no processamento. Além disso, o processamento digital pode ter custo muito menor que o processamento na forma analógica.

Para que se faça o processamento com o sinal, na sua forma digital, é necessário que se converta o sinal analógico em um sinal digital, antes de se iniciar a análise. Um sinal digital é um sinal de tempo discreto que assume valores discretos dentro de um conjunto de possíveis valores. Portanto, para

que se obtenha um sinal digital a partir de um sinal analógico, inicialmente este deve ser amostrado e em seguida deve ser quantizado, ou seja seus valores devem ser aproximados, ou por arredondamento, ou por truncamento.

Uma das maneiras de se efetuar a análise dos sinais é compará-los a conjuntos de funções conhecidas. De acordo com as funções escolhidas, diferentes informações podem ser obtidas.

No caso da Transformada e da Série de Fourier<sup>1</sup>, a decomposição é feita em senos e cossenos. A transformada de Fourier é usada para sinais aperiódicos, enquanto a série de Fourier é usada para sinais periódicos.

Um das limitações da Transformada de Fourier é que ela exhibe as componentes em frequência do sinal, sem determinar a localização temporal destas componentes. Na prática esta limitação pode ser parcialmente resolvida usando-se a STFT (do inglês, “Short Time Fourier Transform”), que é a aplicação da Transformada de Fourier a segmentos do sinal e não diretamente ao sinal todo. A desvantagem prática deste método é o aumento computacional e a perda de resolução de frequências que não ocorrem no segmento do sinal escolhido. Tanto o problema de localização temporal como o de tempo computacional pode ser resolvido pelo uso de bases de funções que não tenham resolução tempo-frequência fixa, que é o que acontece com a Transformada “Wavelets” ou Transformada de Ondas. Outra vantagem da transformada de ondas em relação à transformada de Fourier é a capacidade de multiresolução das ondas, que permite decompor um sinal em diferentes escalas e acessar as informações contidas nestas diferentes escalas.

### **1.3.1 Amostragem de sinais contínuos**

---

<sup>1</sup> Jean Baptiste Joseph Fourier foi o primeiro a dizer que qualquer sinal periódico podia ser representado por uma série de funções harmônicas, como senos e cossenos.



Os sinais de tempo-discreto ou digitais estão definidos apenas para alguns instantes de tempo específicos; estes instantes de tempo não precisam ser eqüidistantes, mas, para garantir a simetria temporal do sinal, normalmente são escolhidos desta forma.

Um sinal digital pode ser obtido através da amostragem de um sinal analógico. Existem muitas maneiras de se amostrar um sinal, mas a mais usada é a *uniforme* ou *periódica*, ou seja, realizada em intervalos de tempo eqüidistantes,  $T$ .

Seja  $x_a(t)$  um sinal analógico, para efeito de simplificação, nas deduções necessárias, serão utilizadas oscilações harmônicas de amplitude ( $A$ ), fase ( $\theta$ ) e freqüência ( $F$ ). Assim, podemos considerar  $x_a(t)$ , como:

$$\begin{aligned} x_a(t) &= A \cos(2\pi Ft + \theta) = A \cos(\Omega t + \theta) \\ \Omega &= 2\pi F \end{aligned} \quad (1)$$

Definimos

$$x(n) = x_a(nT), \quad -\infty < n < \infty \quad (2)$$

em que  $n$  é um número inteiro,  $x(n)$  é o sinal discreto obtido ao se tomar amostras de  $x_a(t)$  a cada  $T$  segundos.  $T$  é chamado de *período de amostragem* ou *intervalo de amostragem* e,  $1/T = F_s$  é chamada de *freqüência de amostragem*. Assim,  $x(n)$  é dado por:

$$\begin{aligned} x(n) &= A \cos(2\pi fn + \theta) = A \cos(\omega n + \theta) \\ \omega &= 2\pi f \end{aligned} \quad (3)$$

em que  $f$  é a freqüência do sinal digital.

A amostragem periódica estabelece relações entre a variável contínua  $t$  e a variável discreta  $n$ , ou seja:

$$t = nT = \frac{n}{F_s} \quad (4)$$

Como conseqüência da eq.(4) existe também uma relação entre a variável  $F$  (ou  $\Omega=2\pi F$ ) para sinais analógicos e a variável  $f$  (ou  $\omega=2\pi f$ ) para sinais digitais. Para estabelecer esta relação, considere-se o sinal analógico.

$$x_a(t) = A \cos(2\pi Ft + \theta) \quad (5)$$

que amostrado periodicamente a  $F_s = 1/T$  nos dá:

$$x_a(nT) \equiv x(n) = A \cos(2\pi F n T + \theta) = A \cos\left(\frac{2\pi n F}{F_s} + \theta\right) \quad (6)$$

comparando a eq.(6) com a eq.(3), temos:

$$f = \frac{F}{F_s} \quad (7)$$

ou

$$\omega = \Omega T \quad (8)$$

Pode-se também verificar, a partir da eq.(1), que

$$\begin{aligned} -\infty < F < \infty \\ -\infty < \Omega < \infty \end{aligned} \quad (9)$$

e, de maneira análoga, pode-se verificar, a partir da eq.(3), que

$$\begin{aligned} -\frac{1}{2} < f < \frac{1}{2} \\ -\pi < \omega < \pi \end{aligned} \quad (10)$$

Com auxílio da eq.(7), a inequação (10) pode ser reescrita como:

$$-\frac{1}{2} < \frac{F}{F_s} < \frac{1}{2} \quad (11)$$

Uma vez que,  $F_s = 1/T$  a inequação (11) pode ser reescrita na forma

$$-\frac{1}{2T} < -\frac{F_s}{2} \leq F \leq \frac{F_s}{2} = \frac{1}{2T} \quad (12)$$

que é equivalente a:

$$-\frac{\pi}{T} = -\pi F_s \leq \Omega \leq \pi F_s = \frac{\pi}{T} \quad (13)$$

Conclui-se, então, que a amostragem periódica de um sinal analógico implica o mapeamento do intervalo infinito de frequências  $F$  em um intervalo finito das frequências  $f$ . O que resulta em:

$$\begin{aligned} F_{\max} < \frac{F_s}{2} = \frac{1}{2T} \\ \Omega_{\max} < \pi F_s = \frac{\pi}{T} \end{aligned} \quad (14)$$

### 1.3.1.1 Teorema da amostragem

Um dos problemas da amostragem de sinais é, dado um determinado sinal analógico, como escolher a frequência de amostragem  $F_s$ . Para que isto seja feito corretamente, é necessário que se tenha informação sobre as frequências presentes no sinal a ser analisado, mais precisamente, temos que conhecer a máxima frequência presente no sinal ( $F_{max}$ ), uma vez que devemos ter:

$$F_s > 2F_{max} \quad (15)$$

em que  $F_{max}$  é a maior componente em frequência presente no sinal analógico. Com  $F_s$  selecionada desta maneira, qualquer frequência  $F_i$  presente no sinal analógico é mapeada em uma senóide de tempo discreto com frequências dadas por:

$$-\frac{1}{2} \leq f_i = \frac{F_i}{F_s} \leq \frac{1}{2} \quad (16)$$

Se  $F_s$  for escolhida conforme a eq.(15) todas as componentes em frequência presentes no sinal analógico são representadas sem ambigüidade no sinal digital e a reconstrução do sinal pode ser feita sem distorções, através do uso de uma função de interpolação adequada.

A frequência  $F_N \leq 2F_{max}$  é também conhecida como frequência de Nyquist.

### 1.3.2 Densidade Espectral de Potências

A maioria dos sinais de interesse pode ser decomposta em uma soma de componentes senoidais (frequências). Para a classe dos sinais periódicos,

esta decomposição é chamada Série de Fourier; já para a classe dos sinais aperiódicos, é chamada de Transformada de Fourier.

A análise em frequência de um sinal envolve a resolução do sinal em componentes de frequência, compondo um espectro de frequências para o sinal dado. Diferentes formas de onda (sinais) têm diferentes espectros e estes podem ser usados para caracterizar o sinal.

O processo para se obter o espectro de um determinado sinal, usando ferramentas matemáticas, é conhecido como análise espectral (PROAKIS; MANOLAKIS, 2002); no entanto, o processo de se obter o espectro de um sinal na prática é conhecido como estimação de espectro, uma vez que o sinal a ser analisado é apenas uma amostra do sinal real. Desta maneira, o espectro obtido é uma estimativa do espectro do sinal original.

O sinal proveniente do cérebro, que carrega as informações sobre os processos cerebrais, é analógico (contínuo no tempo) e periódico. Assim, para que se possa empregar as ferramentas de processamento digital de sinais, este sinal deve ser digitalizado. Portanto, este texto apresentará a Densidade Espectral de Potências apenas para este caso, ou seja, sinais periódicos e de tempo-discreto<sup>2</sup>.

### **1.3.2.1 A Série de Fourier para sinais periódicos e de tempo discreto**

Suponha  $x(t)$  um sinal periódico e contínuo no tempo. Seja  $x(n)$  a seqüência obtida ao amostrar  $x(t)$  com uma frequência  $F_s$ . O período de  $x(n)$  é  $N$ , ou seja,  $x(n) = x(n+N)$ . A série de Fourier para  $x(n)$  consiste de  $N$  funções exponenciais harmonicamente relacionadas

$$e^{j2\pi kn/N} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (17)$$

e é expressa por

<sup>2</sup> Para os demais casos ver Proakis e Manolakis (2000, Cap. 4).

<sup>3</sup>  $j$  é o número imaginário  $j = \sqrt{-1}$

$$x(n) = \sum_{k=0}^{\infty} c_k e^{j2\pi kn/N} \quad (18)$$

sendo  $\{c_k\}$  os coeficientes que representam a série.

Para obter a expressão para a série de Fourier, consideremos a seguinte relação:

$$\sum_{k=0}^{\infty} e^{j2\pi kn/N} = \begin{cases} N, k = 0, \pm N, \pm 2N, \dots \\ 0, k \neq 0, \pm N, \pm 2N, \dots \end{cases} \quad (19)$$

Para obter uma expressão para os coeficientes  $\{c_k\}$  basta multiplicar os dois lados da eq.(18) por  $e^{-j2\pi ln/N}$  e somar o produto de  $n=0$  até  $n=N-1$ , que nos dá:

$$\sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi ln/N} = \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} c_k e^{j2\pi(k-l)n/N} \quad (20)$$

Se primeiramente, efetuarmos a soma em  $n$  do lado direito, obtém-se:

$$\sum_{k=0}^{\infty} e^{j2\pi(k-l)n/N} = \begin{cases} N, k = 0, \pm N, \pm 2N, \dots \\ 0, k \neq 0, \pm N, \pm 2N, \dots \end{cases} \quad (21)$$

sendo que, foi feito uso da eq.(19) para chegar neste resultado, desta forma, o lado direito da eq.(20) se reduz a  $N.c_l$  e esta pode ser reescrita como:

$$c_l = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi nl/N} \quad l = 0, 1, \dots, N-1 \quad (22)$$

Temos então as expressões para os coeficientes de Fourier em termos do sinal  $x(n)$ . A expressão mostrada pela eq.(22) é também conhecida como *Equação de Análise*, assim como a expressão mostrada pela eq.(18) é comumente chamada de *Equação de Síntese*, ou então *Série de Fourier de Tempo-Discreto* (SFTD).

Os coeficientes  $c_k$  fornecem uma descrição de  $x(n)$  no domínio da frequência, uma vez que  $c_k$  representa a amplitude e a fase associadas a uma determinada componente de frequência

$$s_k(n) = e^{j2\pi kn/N} = e^{j\omega_k n} \quad (23)$$

em que  $\omega_k = 2\pi k/N$ .

Como em um sinal periódico as componentes em frequência estão igualmente espaçadas, temos que  $s_k(n) = s_k(n+N)$ , isto implica que os coeficientes de Fourier  $c_k$ , quando avaliados dentro do intervalo  $k = 0, 1, \dots, N-1$ , também satisfazem a condição de periodicidade.

Conseqüentemente, o espectro de potências de um sinal  $x(n)$ , com período  $N$ , é uma seqüência periódica, com período  $N$  e, assim,  $N$  amostras consecutivas de um sinal periódico ou seu espectro oferecem uma completa descrição de um sinal no domínio do tempo e da freqüência.

### 1.3.2.2 Densidade Espectral de Potências para sinais periódicos

A potência média de um sinal periódico é definida como:

$$P_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2 \quad (24)$$

Vamos agora escrever a eq.(24) em função dos coeficientes  $c_k$  dados pela eq.(22):

$$P_x = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x^*(n) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \left( \sum_{k=0}^{N-1} c_k^* e^{-j2\pi kn/N} \right) \quad (25)$$

Mudando a ordem dos somatórios e fazendo uso da eq. (22), temos:

$$P_x = \sum_{k=0}^{N-1} c_k^* \left[ \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \right] = \sum_{k=0}^{N-1} |c_k|^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2 \quad (26)$$

Observando a expressão dada pela eq.(26), podemos concluir que a potência média de um sinal periódico é a soma das potências das componentes individuais de freqüência. Na prática a densidade espectral de potências é determinada utilizando-se métodos numéricos de solução para a eq.(26) (SMITH, 2003).

### 1.3.3 Análise de multiresolução usando ondaletas

Na análise de Fourier, toda função  $g(x)$  periódica de período  $2\pi$  e de quadrado integrável, ou seja,  $g(x) \in L^2(0, 2\pi)$ , é gerada por uma superposição de exponenciais complexas,  $\omega_n(x) = e^{jnx}$ ,  $n = 0, \pm 1, \dots$ , obtidas por dilatações da função  $\omega(x) = e^{jx}$ :  $\omega_n(x) = \omega(nx)$ . O objetivo é estender essa idéia para  $L^2(\mathbb{R})$ , isto é, gerar esse espaço a partir de uma única função  $\psi$ . Isso é conseguido por dilatações (ou compressões) e translações de  $\psi$  tais que

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (27)$$

A função  $\psi$  é chamada de *ondaleta-mãe* e usualmente são tomados valores especiais para  $a$  e  $b$ :  $a = 2^{-j}$ ,  $b = k2^{-j}$ ,  $j, k \in \mathbb{Z}$  (MORETTIN, 1999).

Dilatações e translações da função mãe ou ondaleta analisadora  $\psi(t)$ , definem uma base ortogonal ou base de ondaletas:

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (28)$$

As variáveis  $j$  e  $k$  são inteiros que escalam e dilatam a função  $\psi$  para gerar uma família de ondaletas discretas. A escala  $j$  indica a largura da ondaleta, enquanto  $k$  determina sua posição.

Note que as ondaletas-mãe são dilatadas por potências de 2 (dois) e transladadas por inteiros. As ondaletas se tornam particularmente interessantes por causa da capacidade de auto-similaridade proveniente das escalas e dilatações. Uma vez que se tenha informação sobre a ondaleta-mãe, tudo sobre a base passa a ser conhecido (GRIPS, 1995).

Uma das maneiras de se gerar ondaletas é pela função escala ou ondaleta-pai,  $\phi$ , que é uma solução da equação

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_k l_k \phi(2t - k) \quad (29)$$

Essa função gera uma família ortonormal em  $L^2(\mathbb{R})$ ,

$$\phi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \phi(2^j t - k), \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (30)$$

Nessas condições  $\psi$  pode ser obtida de  $\phi$  por

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_k h_k \phi(2t - k) \quad (31)$$

em que

$$h_k = (-1)^k l_{1-k} \quad (32)$$

é a chamada *relação para filtros de quadratura por espelho*. Na realidade,  $l_k$  e  $h_k$  são coeficientes de filtros passa-alta e passa-baixa, respectivamente, chamados de *filtros de quadratura por espelho*, usados para calcular a transformada de ondaleta discreta. Esses coeficientes são dados por

$$l_k = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \phi(t) \phi(2t - k) dt \quad (33)$$

$$h_k = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) \phi(2t - k) dt \quad (34)$$

As eq. (29) e (31) são chamadas equações de dilatação. As ondaletas  $\phi$  geram determinados subespaços de uma análise de multiresolução (MORETTIN, 1999).

A análise de multiresolução (AMR) permite analisar os dados disponíveis em várias escalas de resolução.

A idéia geral da AMR é a seguinte: considere uma função  $f$  de  $L^2(\mathbb{R})$  e queremos obter aproximações a  $f$  em vários níveis de resolução. Cada nível de resolução corresponde a um subespaço  $V_j$ , constituído de funções aproximantes, sendo que a melhor aproximação é obtida considerando-se a projeção ortogonal de  $f$  sobre cada  $V_j$ .

O fato de  $V_j \subset V_{j+1}$  significa que ao passar do nível de resolução  $j$  (ou escala  $2^j$ ) para o nível de resolução  $(j+1)$ , ganhamos informação (ou adicionamos “detalhes”). À medida que a resolução aumenta ( $j \rightarrow \infty$ ), a função aproximada converge para a original. Por outro lado, quando aproximamos  $f$  a níveis de resolução cada vez menores ( $j \rightarrow -\infty$ ), perdemos informação. Ou seja, a aproximação de  $f$  converge para a função nula.

Numa AMR, o espaço  $V_{j+1}$  é obtido de  $V_j$  escalando-se as funções aproximadoras pela razão dos respectivos níveis, ou seja, se

$$f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(2t) \in V_{j+1}, \quad \forall j \quad (35)$$



### 1.3.3.1 A transformada de ondaletas

Para  $f$  de  $L^2(\mathbb{R})$ , a transformada de ondaletas, com respeito a  $\psi$ , é definida por

$$(W_{\psi}f)(a,b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt, \quad a,b \in \mathbb{R}, \quad a \neq 0 \quad (36)$$

Note que a transformada é o produto interno de  $f$  pela função  $\psi_{a,b}$ , dada pela eq.(27).

Suponha que tenhamos dados  $\mathbf{X} = (X_0, X_1, \dots, X_T)'$ , que no momento podem representar observações de uma amostra i.i.d (independente e igualmente distribuída) ou de um processo estocástico. Vamos supor também que  $T = 2^M$ ,  $M > 0$  e inteiro.

Definimos como a transformada de ondaletas discreta de  $\mathbf{X}$ , com respeito à ondaleta-mãe  $\psi$ , como

$$d_{j,k}^{(\psi)} = \sum_{t=0}^{T-1} X(t)\psi_{j,k}\left(\frac{t}{T}\right) \quad (37)$$

que denotaremos apenas por  $d_{j,k}$ . Essa transformada é calculada para  $j = 0, 1, \dots, M-1$  e  $k = 0, 1, \dots, 2^{j-1}$ . Contudo, para  $T$  observações devemos ter  $T$  coeficientes e, na enumeração acima, temos  $T-1$ ; logo, denotaremos o restante por  $d_{-1,0}$ .

Podemos escrever a eq.(37) na forma matricial

$$\mathbf{D} = \mathbf{W}\mathbf{X} \quad (38)$$

supondo as condições de fronteira ideais, a transformada é ortogonal e pode ser invertida

$$\mathbf{X} = \mathbf{W}' \mathbf{d} \quad (39)$$

em que  $\mathbf{W}'$  indica a transposta de  $\mathbf{W}$ .

O fato importante é que a solução da eq.(37) não é obtida por meio da eq.(38) e sim por um algoritmo piramidal de complexidade  $O(T)$ , consistindo numa seqüência de filtros passa-alta e passa-baixa.

O vetor  $\mathbf{X}$  pode ser associado a uma função  $f$  sobre o intervalo  $[0,1)$ , definida por

$$f(t) = \sum_{k=0}^{2^M-1} X_k I_{\left\{\frac{k}{2^M} \leq t < \frac{(k+1)}{2^M}\right\}} \quad (40)$$

Usualmente não se consideram todos os níveis  $M$  de resolução, mas sim, um valor  $J$ , que corresponde à escala mais grossa,  $2^{-J}$ , ou a parte suave dos dados. Nesse caso podemos escrever a eq.(40) como

$$f(t) = \sum_k c_{J,k} \phi_{J,k}(t) + \sum_{j=J}^{M-1} \sum_{k=0}^{2^j-1} d_{j,k} \psi_{j,k}, \quad j \geq J \quad (41)$$

A eq.(41) pode ser escrita em uma forma alternativa. Seja

$$V_J X = \sum_{J < j} d_{j,k} \psi_{j,k} \quad (42)$$

a reconstrução parcial dos dados com “estrutura grossa” e

$$W_J X = \sum_{0 \leq k < 2^j} d_{j,k} \psi_{j,k}, \quad j \geq J \quad (43)$$

a reconstrução parcial dos dados a partir de termos com nível de resolução  $j$ , ou escala  $2^j$ . Então

$$X = V_J X + \sum_{J \leq j < M} W_J X \quad (44)$$

é a decomposição de multiresolução de  $\mathbf{X}$ .

Na prática a implementação de uma transformada de ondaletas discreta constitui-se em convoluir o sinal com um filtro passa-baixas dado pela eq.(33) e assim, obter os coeficientes denominados de *coeficientes de ondaletas* (coeficientes “wavelets”) e com um filtro passa-altas dado pela eq.(34), denominados de *coeficientes de detalhes*.

## 2 Objetivos

Os objetivos deste trabalho baseiam-se na seguinte hipótese:

*“É possível adquirir sinal de EEG de bovinos adultos de forma não invasiva, transmitir os dados telemetricamente e analisá-los utilizando técnicas de processamento digital de sinais”.*

São eles:

- 1- Desenvolver equipamento para aquisição telemétrica do sinal de EEG (eletroencefalograma),
- 2- Testar técnicas para adquirir o sinal de EEG, utilizando eletrodos de superfície e o equipamento desenvolvido no item um,
- 3- Aplicar técnicas de processamento digital de sinais para avaliar as características temporais e em frequência do sinal de EEG de bovinos
- 4- Com base nos resultados do item dois, propor uma técnica para aquisição de sinais de EEG em bovinos, que possa ser usada em futuros estudos de estresse térmico.

## **3 Materiais e Métodos**

### **3.1 O equipamento<sup>4</sup>**

O equipamento de aquisição de dados foi desenvolvido segundo as normas padrões de segurança e qualidade para equipamentos médicos, utilizando-se para isso componentes eletrônicos, especificamente desenvolvidos para esta área da instrumentação. O sistema desenvolvido constitui-se de dois módulos: o módulo um, de amplificação e transmissão do sinal de EEG e o módulo dois de recepção e conexão do sistema com o computador. Os softwares foram desenvolvidos usando-se linguagem de máquina específica, no caso dos microcontroladores e o compilador Borland® C++ 6.0 para implementar a interface RS232 e o software de aquisição no microcomputador.

Nesta seção, será descrita a metodologia de desenvolvimento do equipamento de EEG com suporte telemétrico, bem como o teste de funcionamento do mesmo.

#### **3.1.1 Módulo um**

O módulo um medindo 2,5 x 7,0 x 11,0 cm<sup>3</sup> e pesando 180g (apêndice A) é o módulo que será embarcado no animal e consiste de três partes:

---

<sup>4</sup> O equipamento será descrito sem maiores detalhes, uma vez que deverá ser patenteado em breve.

- 1) Amplificação e condicionamento do sinal
- 2) Conversão digital e sistema de controle de comunicação digital microprocessada e
- 3) Transmissão dos dados digitais.

### **3.1.1.1 Amplificação e condicionamento do sinal**

O diagrama da figura 5 descreve os blocos funcionais do amplificador. O circuito foi concebido usando o AD620 que é um amplificador de instrumentação e o TL064AC que contém quatro entradas para amplificadores operacionais com tecnologia JFET (Do inglês, “junction field effect transistor”). O circuito realiza uma pré-amplificação com o AD620 (1000 vezes), então o sinal amplificado passa por um filtro ativo passa-alta de ordem 3 (em 0.05Hz) e um passa-baixas (em 1.5kHz), implementados em duas das quatro portas do TL064AC. A terceira porta do TL064AC é usada para amplificar o sinal 100 vezes. Os filtros ativos foram calculados segundo as notas de aplicações do fabricante do TL064AC (LOW-POWER ...). Os cálculos dos filtros foram feitos usando-se a teoria básica de projetos de filtros ativos, onde, dado um circuito de um filtro ativo conforme figura 6, a função de transferência do filtro é dada por:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{H_o \omega_o}{j\omega + \omega_o} \Rightarrow \left| \frac{V_o}{V_i} \right| = |H_o| \frac{\omega_o}{\sqrt{\omega^2 + \omega_o^2}} \quad (45)$$

Para altas frequências ( $\omega \gg \omega_o$ ), o capacitor age como um curto circuito então o ganho do amplificador é nulo. Para baixas frequências ( $\omega \ll \omega_o$ ), o capacitor age como um componente aberto no circuito e o ganho do amplificador é  $H_o$ .

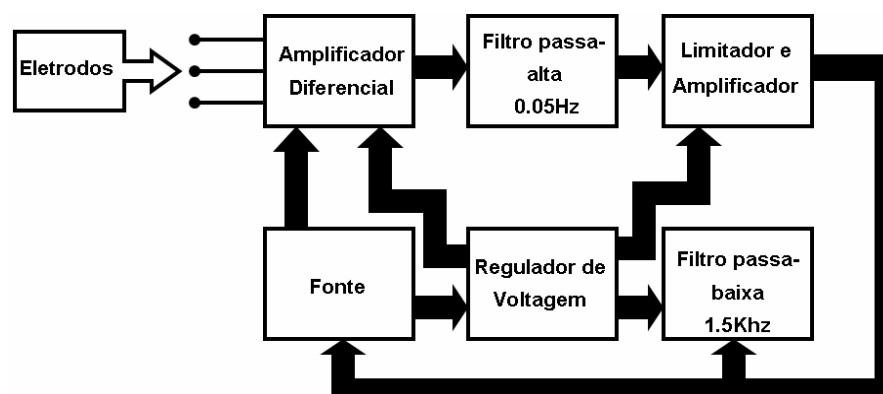


Figura 5 – Diagrama de blocos funcionais do módulo transmissor (módulo um).

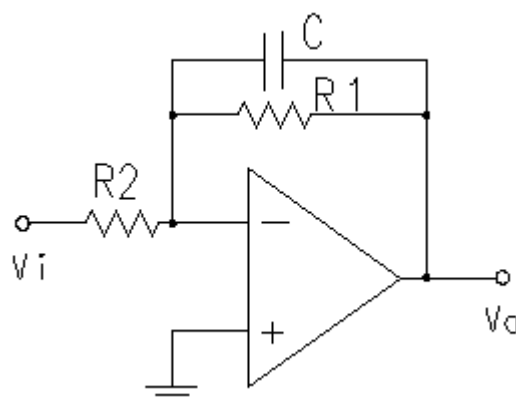


Figura 6 – Exemplo de um filtro ativo de ordem um (passa-baixas) usando um amplificador operacional.

Partindo deste princípio, pode-se projetar o filtro ativo de acordo com a resposta em frequência desejada. A ordem do filtro deve obedecer a um critério ótimo entre o número de componentes no circuito e a forma de operação do filtro.

### **3.1.1.2 Conversão digital e amostragem**

Após o estágio de amplificação e condicionamento do sinal, a próxima etapa do circuito realiza a conversão analógico-digital (A/D) do sinal. Esta conversão é realizada através de um conversor A/D de 10 bits, pelo método das aproximações sucessivas. Este conversor A/D é configurado dentro de um microcontrolador, que através de um programa, controla a frequência de amostragem do sinal. O microcontrolador usado foi o 12F675 da Microchip®, que apresenta em sua configuração quatro portas de entrada e saída, quinze conjuntos de instruções básicas e pode operar a uma frequência de 4MHz, realizando uma instrução a cada quatro ciclos de “clock”. Foi desenvolvido um software de controle para o microcontrolador 12F675. O software de aquisição de dados foi implementado em linguagem de máquina e gravado no 12F675, usando o programa de desenvolvimento da Microship®. O programa desenvolvido controla a amostragem do sinal, feita a 100Hz, e a sua transmissão através de uma interface RS232. Além disso, o software desenvolvido para o microcontrolador gerencia toda a tarefa de envio e recebimento de dados no módulo um. Os dados coletados são transmitidos telemetricamente, para uma estação base conforme descrito no item 3.1.1.3.

### **3.1.1.3 Transmissão dos dados**

O sistema telemétrico desenvolvido apresenta baixo consumo e alta capacidade de recepção, utilizando para este fim o transceptor BiM2-433-160 da Radiometrix®, que é ideal para transmissões bidirecionais a até 200m. O dispositivo BiM2 apresenta um consumo menor que 20mA a 3V, é

bastante compacto e transmite dados a 64kbps. A figura 7 mostra o diagrama de pinos do dispositivo BiM2, juntamente com suas dimensões.

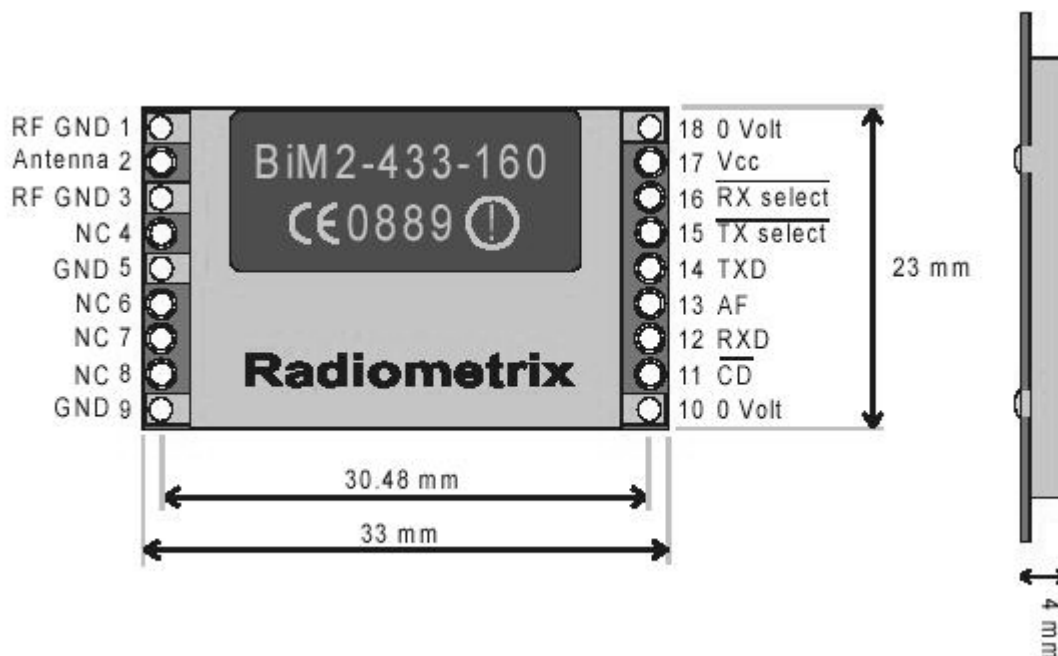


Figura 7 – Disposição dos pinos e dimensões do dispositivo BiM2-433-160, extraída do “Data Sheet” do fabricante (BIM2-433-160...).

A configuração do módulo como transmissor ou receptor foi realizada usando os pinos 15 e 16 do dispositivo conforme a tabela um a seguir:

Tabela 1 – Configuração dos modos de recepção e transmissão do dispositivo BiM2.

Pino 15 TX	Pino 16 RX	Função
1	1	Desligado ( $<1\mu\text{A}$ )
1	0	Receptor
0	1	Transmissor
0	0	Auto-teste

O módulo um, através do dispositivo BiM2 pode receber e enviar dados permitindo desta forma uma operação em rede com outros transmissores acoplados em outros animais, durante a realização do experimento, bastando para tal um protocolo de comunicação entre os módulos.



### 3.1.2 Módulo dois

Este módulo, medindo 2,5 x 7,0 x 11,0 cm<sup>3</sup> e pesando 180g (apêndice B) é responsável pela recepção do sinal enviado pelo módulo um, ou seja, é uma estação rádio-base. Trata-se de um único canal de 433MHz, usando como transceptor o BiM2 da Radiometrix®. Nesta primeira etapa, o sistema realiza um protocolo de comunicação ponto-a-ponto dedicado, ou seja, só está recebendo de um único transmissor.

A interface entre o módulo dois e a estação rádio-base é feita através de um software escrito em linguagem C++, que realiza as seguintes tarefas:

- comunica-se com o módulo dois usando uma API (do inglês, “Application Program Interface”) do sistema operacional Windows®,
- gera uma saída gráfica dos sinais de EEG do animal na tela e armazena a informação em um banco de dados.

A figura 8 mostra um “scrennsbot” do Boi-ta-tá, nome dado ao software de aquisição de sinais de EEG em bovinos.



Figura 8 – “Screenshot” do software Boi-ta-tá, sistema de aquisição telemétrico de EEG em bovinos.

### **3.2 Teste do equipamento no laboratório**

A aferição e teste do equipamento de EEG (eletroencefalograma) desenvolvido, aqui denominado de equipamento teste (ET), foi realizado em duas etapas. A primeira etapa foi realizada no laboratório e consistiu em avaliar a eficiência do equipamento na aquisição de sinais de EEG, em humanos, a capacidade de amplificação de sinais de baixa amplitude e frequência e compará-lo com um equipamento de EEG comercial, aqui denominado de equipamento controle (EC). Este equipamento é um canal de

EEG da empresa EMSA Equipamentos Médicos S/A e uma placa de aquisição de dados PCIDAS-2001L com 12 bits de resolução e 32 canais analógicos. A segunda consistiu em monitorar a atividade elétrica de um bovino a campo, para avaliar a robustez, problemas de disposição de eletrodos e fixação do equipamento.

### 3.2.1 Amplificação de sinais de baixa amplitude e frequência

Para esta etapa, foi utilizado um gerador de senos acoplado tanto ao equipamento teste (ET), quanto ao equipamento controle (EC). Foram coletados trechos de 5s de duração, a uma frequência de amostragem de 100Hz. As frequências usadas para avaliação do equipamento foram: 3,90Hz e 30,20Hz. Em seguida, foram feitas comparações tanto no domínio da frequência como do tempo. No domínio da frequência, a comparação foi feita através da densidade espectral de potências, obtida pelo método de Welch utilizando-se uma função do software MATLAB®; a janela utilizada foi Hanning com 50% de sobreposição. Já no domínio do tempo, esta comparação foi feita conforme descrito por Kavitha e Dutt (1999). O método consiste em considerar o equipamento desenvolvido como sendo a saída de um preditor não linear do sinal de EEG adquirido pelo equipamento controle. Assim, pode se calcular o SER, do inglês, “Signal to Error Ratio”, dado pela seguinte expressão:

$$SER = 10 \log_{10} \left[ \frac{\sum_{i=1}^N (x(i))^2}{\sum_{i=1}^N (x(i) - p(i))^2} \right] dB \quad (46)$$

em que  $x(i)$  é o sinal obtido no canal do equipamento controle (EC) e  $p(i)$  é o sinal obtido no canal do equipamento teste (ET). O algoritmo para o cálculo do valor da função SER foi implementado no MATLAB®.

### 3.2.2 Aquisição de sinais de EEG de humanos

A seguir foram realizados testes com EEG humano (10s de duração). Os sinais de EEG de humanos já são bem conhecidos e descritos pela literatura; desta forma, um teste de validação do equipamento, usando-se sinais de EEG de humanos, foi realizado. A figura 9 mostra um esquema do aparato experimental usado para avaliar o equipamento teste. Os sinais de EEG foram adquiridos de uma voluntária, com idade de 26 anos, e amostrados a 100Hz. Os eletrodos foram fixados na posição C3-C4 do sistema 10-20 (JASPER, 1958) na superfície do couro cabeludo. Durante a aquisição dos dados, a voluntária permaneceu sentada, com os olhos fechados e moveu-se o mínimo possível.

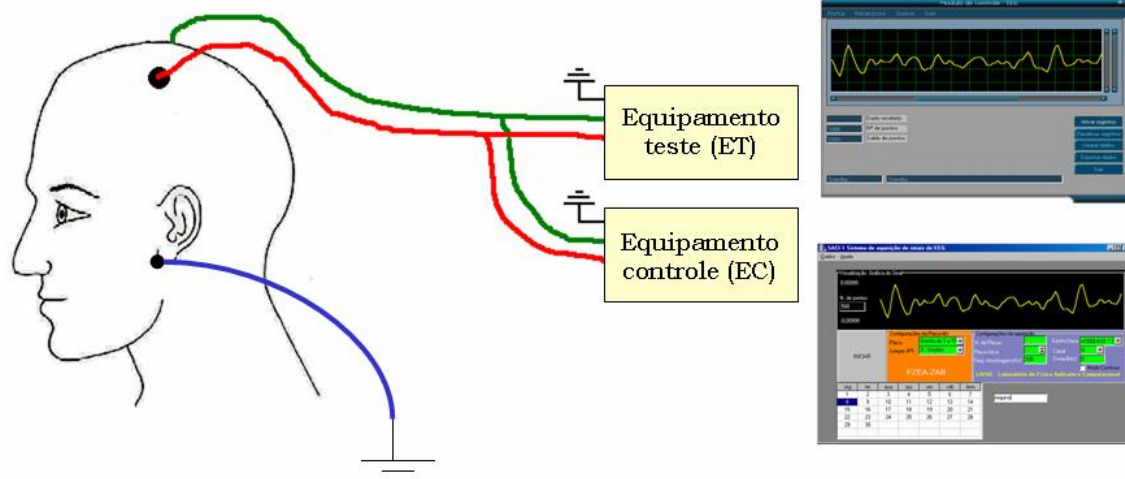


Figura 9 – Aparato experimental para avaliação do equipamento teste (ET) no laboratório usando EEG de humanos.

A comparação no domínio do tempo e no domínio da frequência foi feita da mesma forma descrita no item 3.2.2.

Feitos os testes de laboratório, o equipamento passou a ser avaliado diretamente no animal; primeiramente, com o animal inconsciente, e a

seguir, com ele consciente, porém sem total liberdade de movimento e, finalmente, os testes que representam o objetivo deste trabalho, ou seja, animal consciente e com total liberdade de movimento, dentro do piquete experimental.

### **3.3 Experimentação Animal**

Os experimentos foram realizados no Campus da USP de Pirassununga, no interior do estado de São Paulo, de janeiro a outubro de 2004. Foram utilizadas duas novilhas da raça Holandesa, com  $(528 \pm 28)$  kg e, com aproximadamente 2,5 anos, em condições normais de saúde. O experimento foi realizado de acordo com a bioética do Campus de Pirassununga e todo o procedimento foi acompanhado pelo médico veterinário da prefeitura do Campus.

#### **3.3.1 Teste de posição dos eletrodos com animal inconsciente**

O animal foi mantido por 24h sem alimentação para ser anestesiado. A anestesia utilizada foi Rompun da Bayer®, na dosagem de 1mL/kg de peso, totalizando 6mL, suficientes para manter o animal em sedação intensa por cerca de 40min.

Após o animal ser sedado, foi realizada uma tricotomia nos pontos onde os eletrodos seriam posicionados. Com base na discussão feita no item 1.1, foram testadas três posições na região frontal da cabeça dos animais (figura 10). As posições para avaliação foram determinadas traçando uma

linha do ângulo lateral dos olhos até o ângulo oposto do processo cornual, o cruzamento destas linhas definiu um ponto no centro do osso frontal. Em seguida foi traçada uma reta perpendicular ao plano mediano com aproximadamente 2,5 cm. Lateralmente à linha mediana foram posicionados os eletrodos da posição dois, enquanto os eletrodos da posição um e três ficaram a 2,0 cm acima e abaixo respectivamente ao eletrodo da posição dois.

Para cada posição foram realizadas coletas de sinal com duração entre 20 e 70s e, a partir destas coletas, foram selecionados trechos livres de artefato para análise.

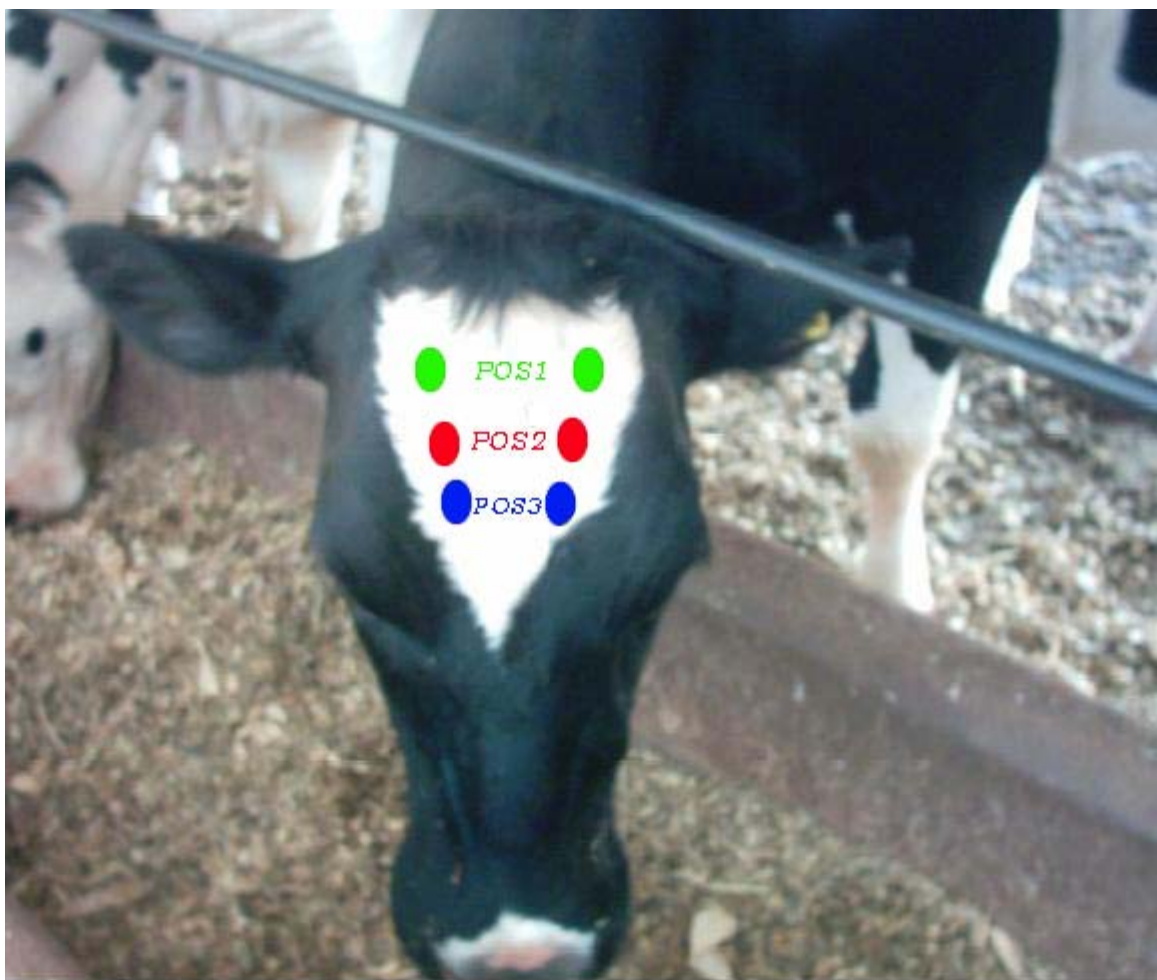


Figura 10 – Configurações das disposições dos eletrodos: POS1, POS2 e POS3.

O sinal foi amostrado a 50Hz e alguns trechos, de acordo com suas características no tempo (presença ou não de artefatos produzidos por movimentação do animal), foram selecionados para análise. A densidade espectral de potências foi obtida, utilizando-se janela Hanning com 50% de sobreposição.

Nesta primeira etapa, dadas as condições do animal (sedado), o equipamento ainda não estava fixo e os eletrodos foram fixados com o auxílio de fitas adesivas.

### **3.3.2 Animal consciente e com liberdade parcial de movimentos**

No item 3.3.1 foi selecionada uma posição para coleta dos dados, esta posição foi novamente avaliada, agora com o animal livre de medicação, porém preso por um cabresto de corda à cerca, podendo se mover em um semi-círculo de aproximadamente 2m de raio. A contenção do animal foi feita para que, em caso de uma reação negativa deste ao equipamento ou aos experimentadores, ele pudesse ser facilmente controlado.

O sinal de EEG foi novamente amostrado, porém a 100Hz, e alguns trechos (com menor quantidade de artefatos) selecionados para análise.

Foram testados cabrestos elásticos e fitas adesivas (comuns e “silver-tape”) para fixação dos eletrodos. Foi testado também o uso de pequenas bolsas, fixas aos animais, como forma de posicionar o equipamento no animal para que a etapa seguinte, em que a coleta de dados seria feita com o animal totalmente livre, pudesse ser executada.

Foram feitos experimentos com uma hora de duração e durante este período foram coletados trechos de 10 a 50s. O sinal foi avaliado no domínio do tempo (identificação de artefatos), foram selecionados trechos livres de artefato para avaliação no domínio da frequência (densidade espectral de potências), conforme item 3.3.1.

### **3.3.3 Animal consciente e com liberdade total de movimentos**

Os estudos preliminares permitiram realizar experimentos com animais que podiam se mover livremente.

Os eletrodos foram fixados a cabeça do animal usando fita do tipo “silver tape”, que apresentou bom desempenho para este fim. O equipamento foi acondicionado em bolsa impermeável colada ao dorso do animal, com o animal totalmente livre, dentro do piquete experimental (100x50m<sup>2</sup>). O sinal foi amostrado a 100Hz e trechos com aproximadamente 2 minutos de duração foram coletados. As coletas foram feitas em dias e horários distintos.

Como estes eram os sinais de principal interesse para este trabalho, foram acrescentadas algumas etapas ao processamento do sinal. A preocupação inicial estava na remoção dos artefatos presentes no sinal, ocasionados principalmente por intensa movimentação do animal. A tentativa de remoção foi feita de duas maneiras distintas: (1) substituição de pontos extremos pelo valor médio do sinal, (2) transformadas de ondaletas (“wavelets”) desenvolvidas em linguagem C++ usando o algoritmo apresentado no ANEXO A. Feito isto, os espectros de potência foram avaliados, a obtenção do espectro foi feita da mesma forma descrita nos itens anteriores (uso do MATLAB®, janela Hanning com 50% de sobreposição).

Na primeira etapa, a representação temporal do sinal foi utilizada e os pontos extremos marcados. Após marcação dos extremos, foi calculada a média do sinal e, então, os pontos extremos foram substituídos pelo valor médio.

O último filtro a ser avaliado foi o de ondaletas (“wavelets”). Para melhor entendimento da forma de atuação da ondaleta no sinal, os testes iniciais foram realizados, utilizando-se senos com frequências conhecidas adicionados de picos com valores cem vezes maiores que a amplitude do



seno em pontos específicos. Inicialmente foram testadas diferentes ondaletas, de acordo com sua capacidade de minimizar a amplitude dos picos adicionados. As ondaletas utilizadas foram Beyklin 18, Deubechies 4, 6, 10 e 20. A escolha foi feita utilizando-se como critério a ondaleta capaz de minimizar os picos com o menor número de resoluções. Escolhida a ondaleta (Beyklin 18), passou-se a avaliação do seu comportamento com senos de diferentes frequências.

Compreendido o seu comportamento, testamos as ondaletas no mesmo trecho de sinal em que testamos a remoção de picos extremos. Após decompor o sinal, utilizando as transformadas de ondaletas para encontrar uma resolução que tivesse os picos menores e preservasse as características em frequência, as ondaletas foram aplicadas a trechos de 5s de duração, livres de artefatos, retirados dos trechos de 2min sob sol intenso e sombra, primeiramente para avaliar se o comportamento do trecho (5s) é semelhante ao sinal total (2min) e também para verificar a possibilidade de, em alguma decomposição, diferenciar o espectro para o sinal de EEG, coletado com o animal exposto a sol intenso daquele com o animal posicionado na sombra.

## **4 Resultados**

### ***4.1 Validação do equipamento***

#### **4.1.1 Amplificação de sinais de baixa amplitude e frequência**

As figuras 11 e 12 mostram os gráficos da senóide de 3,90Hz, amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC), respectivamente.

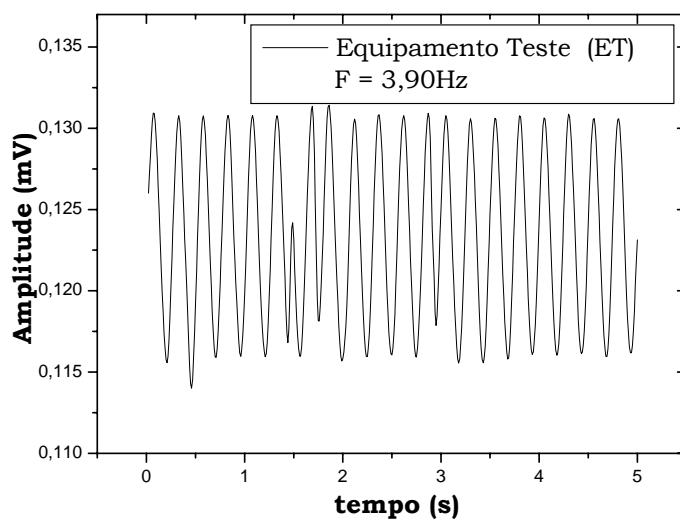


Figura 11 – Senóide de 3,90Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento teste (ET).

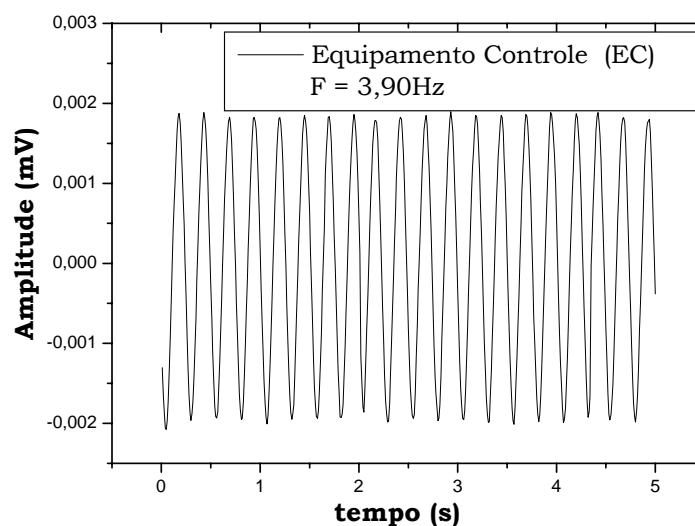


Figura 12 – Senóide de 3,90Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento controle (EC).

A razão sinal-erro para a senóide de 3,90Hz foi de 39,35 db.

A figura 13 mostra o gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 3,90Hz (figuras 11 e 12) amostrada pelo equipamento teste e pelo equipamento controle.

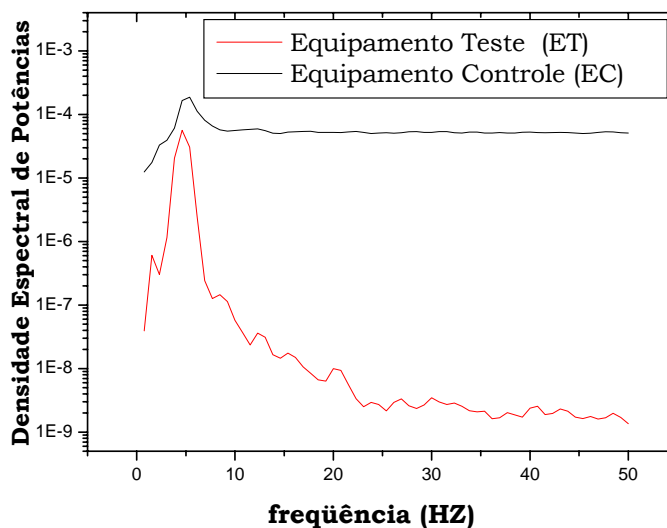


Figura 13 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 3,90Hz amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).

As figuras 14 e 15 mostram os gráficos da senóide de 30,20Hz, amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC), respectivamente.

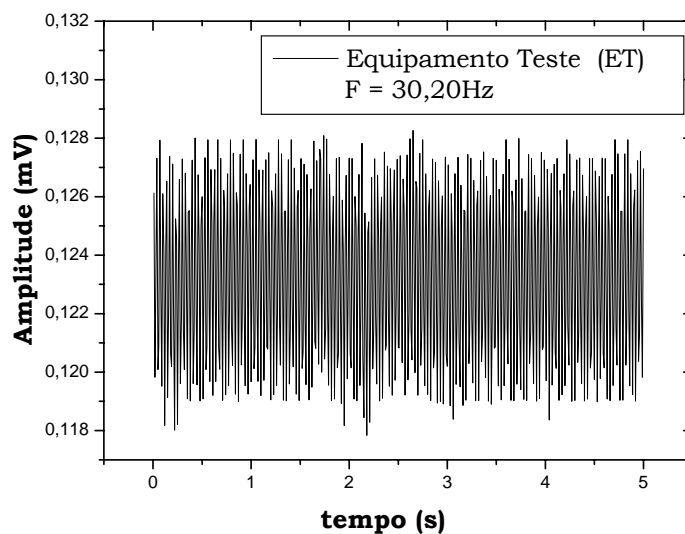


Figura 14 – Senóide de 30,20Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento teste (ET).

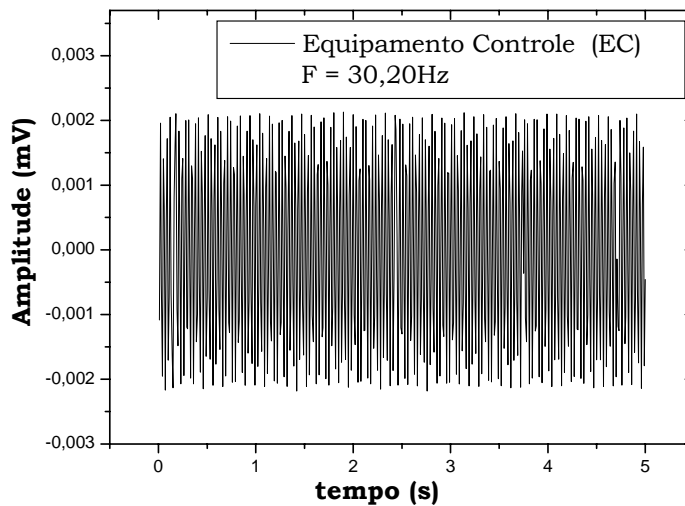


Figura 15 – Senóide de 30,20Hz, amostrada a 100Hz, pelo equipamento controle (EC).

A razão sinal-erro para a senóide de 30,20Hz foi de 38,36 db.

A figura 16 mostra o gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 30,20Hz (figuras 14 e 15) amostrada pelo equipamento teste e pelo equipamento controle.

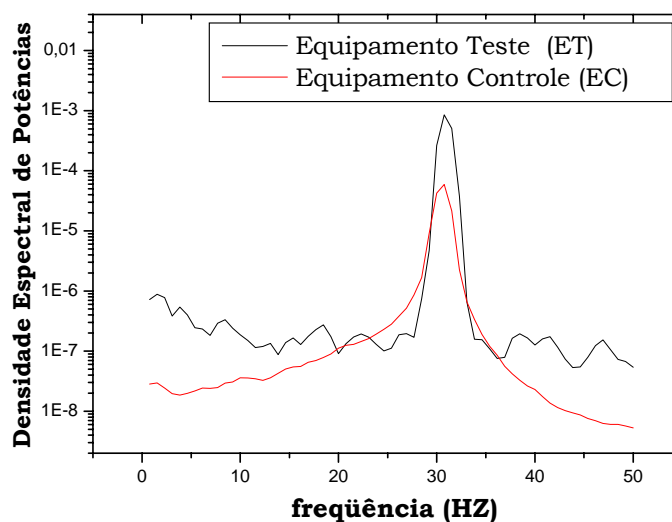


Figura 16 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para a senóide de 30,20Hz amostrada pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).

#### 4.1.2 Aquisição de sinais de EEG de humanos

A razão sinal-erro para o sinal de EEG coletado de humano foi de 2,41 db.

A figura 17-a mostra o sinal de EEG de humanos amostrado a 100Hz com o equipamento controle (EC) e a figura 17-b o mesmo trecho, também amostrado a 100Hz com o equipamento teste (ET). A figura 18 mostra o gráfico comparativo a densidade espectral de potências para os trechos mostrados pela figura 17.

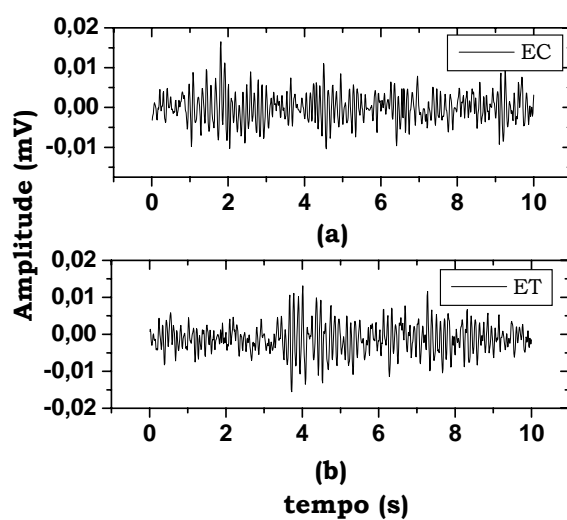


Figura 17 – Sinal de EEG de humanos amostrado a 100Hz com o (a) – equipamento controle (EC) e (b) equipamento teste.

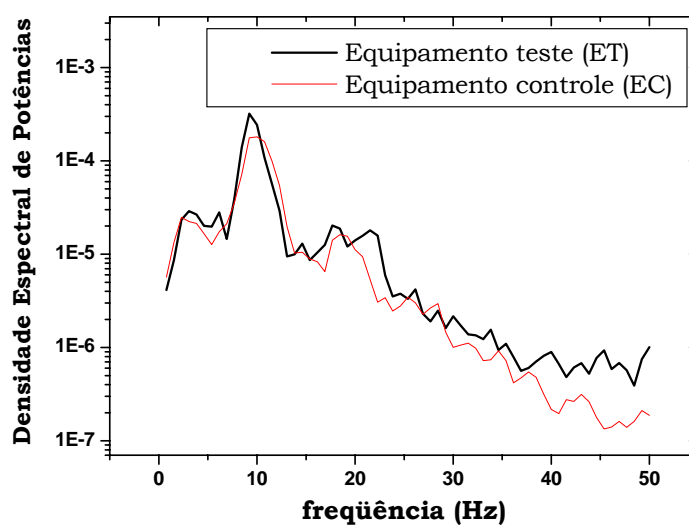


Figura 18 – Gráfico comparativo da densidade espectral de potências para o sinal de EEG humano amostrado pelo equipamento teste (ET) e pelo equipamento controle (EC).

## 4.2 Experimentação Animal

### 4.2.1 Teste de posição dos eletrodos com animal inconsciente

As figuras 19, 20 e 21 mostram os gráficos do sinal elétrico cerebral (EEG) coletado nas posições POS1, POS2 e POS3, respectivamente.

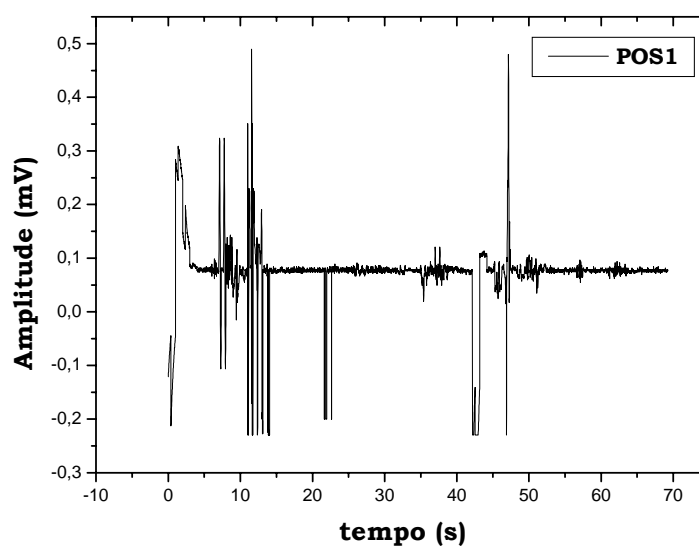


Figura 19 – Sinal de EEG coletado na posição POS1, com frequência de amostragem de 50Hz.

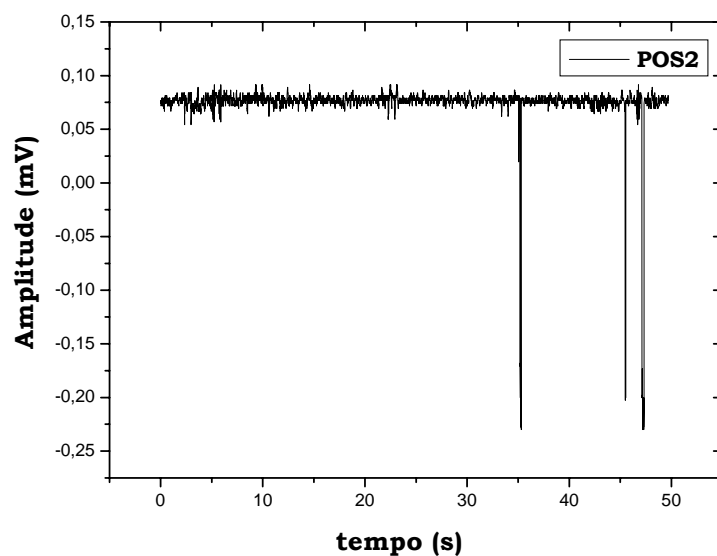


Figura 20 – Sinal de EEG coletado na posição POS2, com frequência de amostragem de 50Hz.

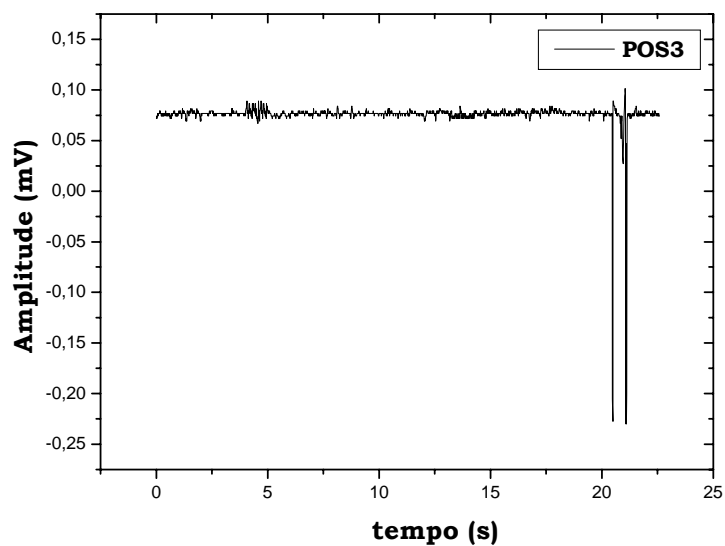


Figura 21 – Sinal de EEG coletado na posição POS3, com frequência de amostragem de 50Hz.

As figuras 22, 23 e 24 representam os trechos selecionados a partir do sinal coletado nas posições POS1, POS2 e POS3, respectivamente.



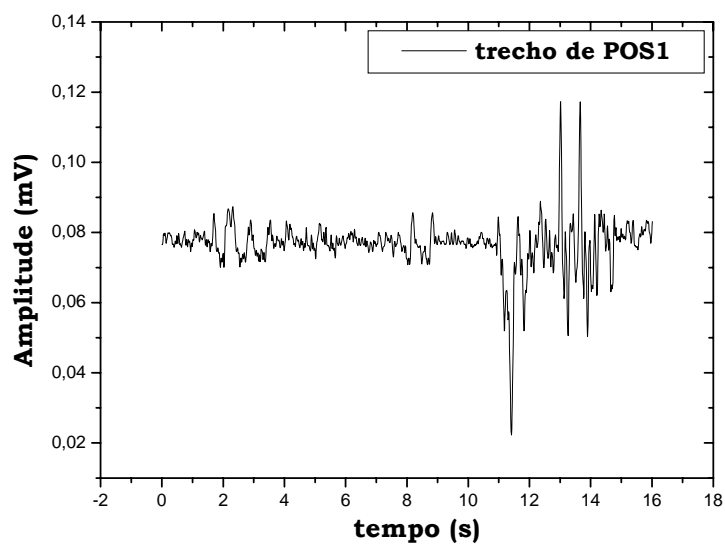


Figura 22 – Trecho, com 16s de duração, extraído da posição POS1.

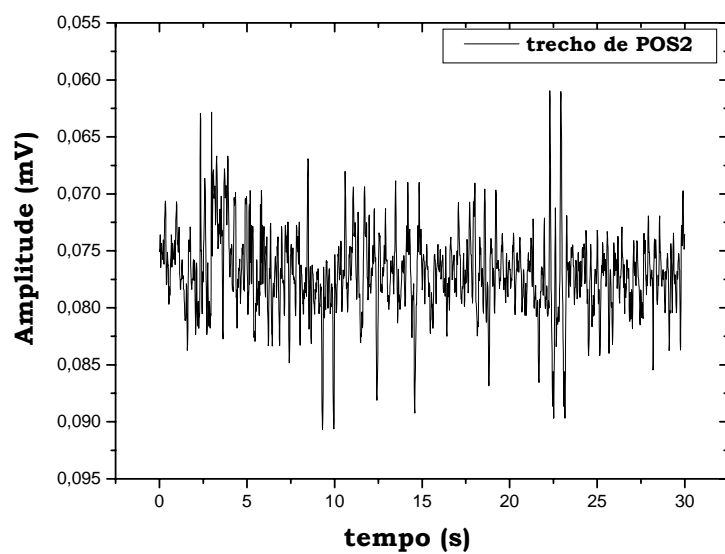


Figura 23 – Trecho, com 30s de duração, extraído da posição POS2.

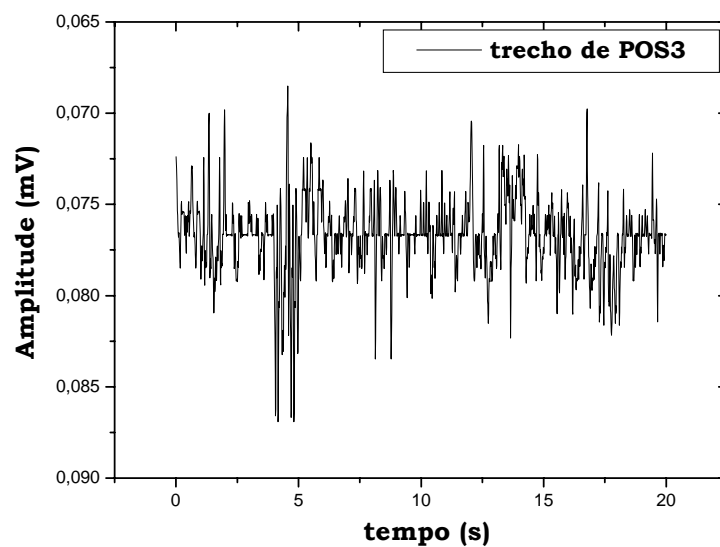


Figura 24 – Trecho, com 20s de duração, extraído da posição POS3.

As figuras 25, 26 e 27 mostram a densidade espectral de potências para cada um dos trechos selecionados.

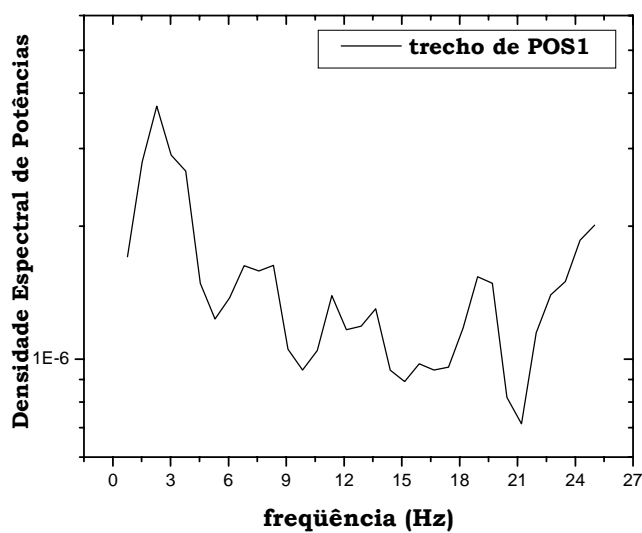


Figura 25 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS1 (figura 22).

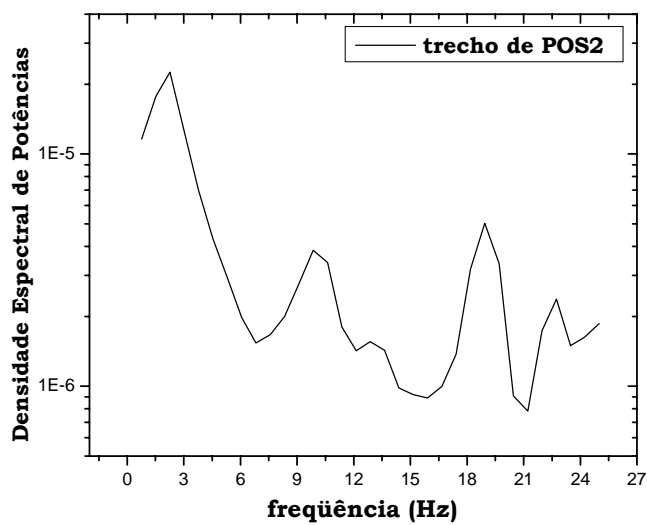


Figura 26 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS2 (figura 23).

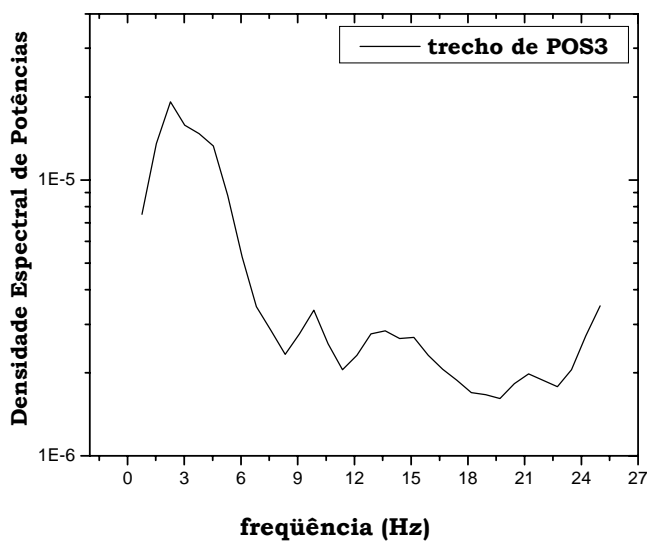


Figura 27 – Densidade espectral de potências para trecho extraído de POS3 (figura 24).

#### 4.2.2 Animal consciente e com liberdade parcial de movimentos

Os cabrestos testados nesta etapa foram rejeitados pelos animais. As bolsas coladas ao couro do animal mostraram-se satisfatórias para o acondicionamento do equipamento.

A figura 28 mostra uma das coletas (A) realizadas conforme descrito no item 3.3.2. Nela pode-se observar o trecho selecionado para análise, visto em detalhe na figura 29. A figura 30 mostra a densidade espectral de potências para o trecho mostrado pela figura 29.

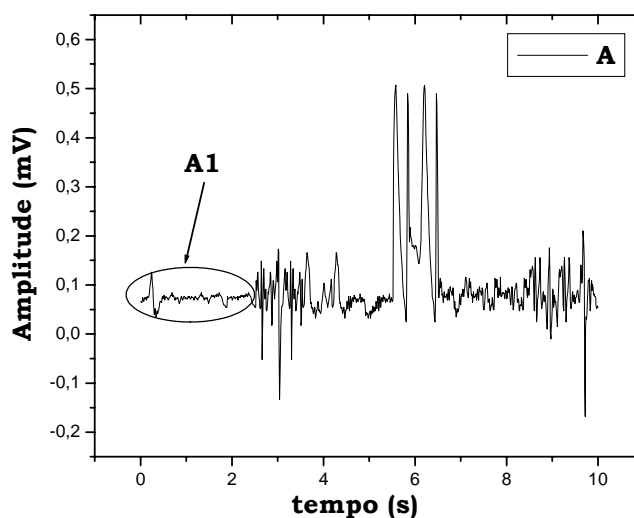


Figura 28 – Gráfico do sinal de EEG obtido de animal consciente e com liberdade parcial de movimento. Amostragem a 100Hz. A1 indica o trecho selecionado para análise.

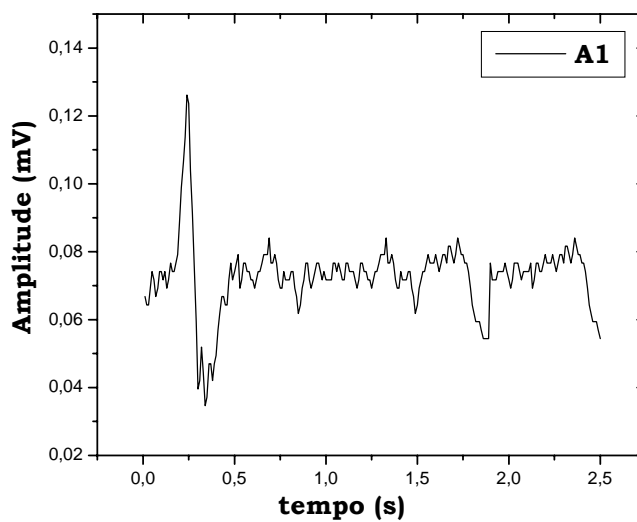


Figura 29 – Trecho A1 obtido a partir de A (figura 28).

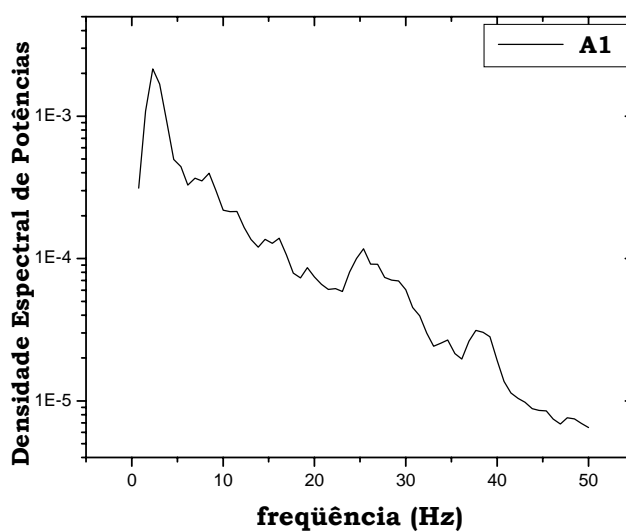


Figura 30 – Densidade espectral de potências para o trecho A1.

A figura 31 mostra mais um trecho coletado sob as mesmas condições do apresentado pela figura 29.

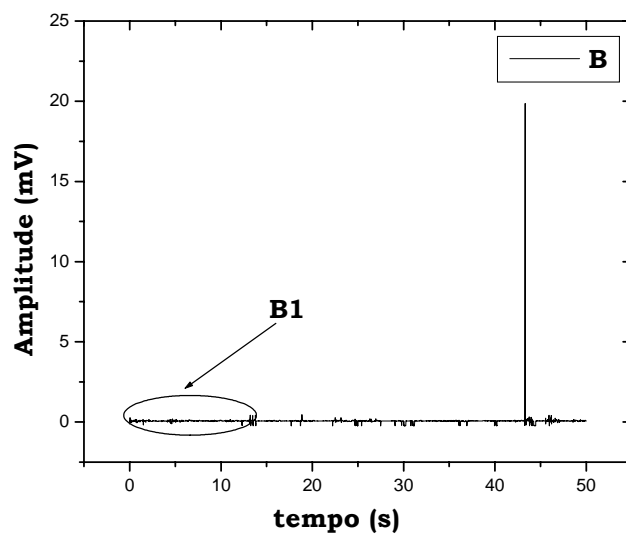


Figura 31 – Gráfico do sinal de EEG obtido de animal consciente e com liberdade parcial de movimento. Amostragem a 100Hz. B1 indica o trecho selecionado para análise.

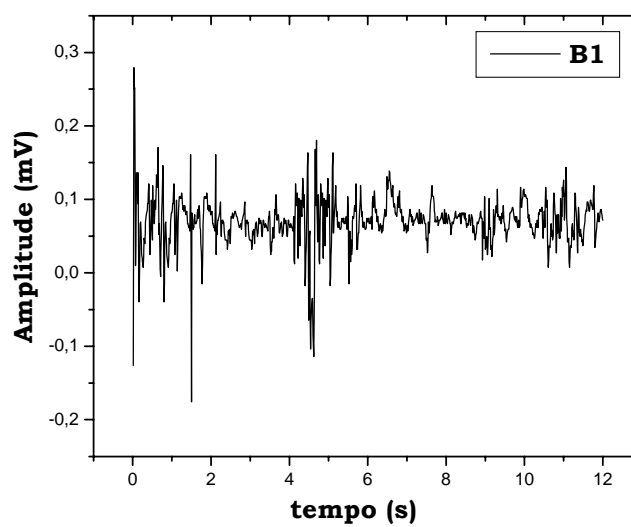


Figura 32 – Trecho B1 obtido a partir de B (figura 31).

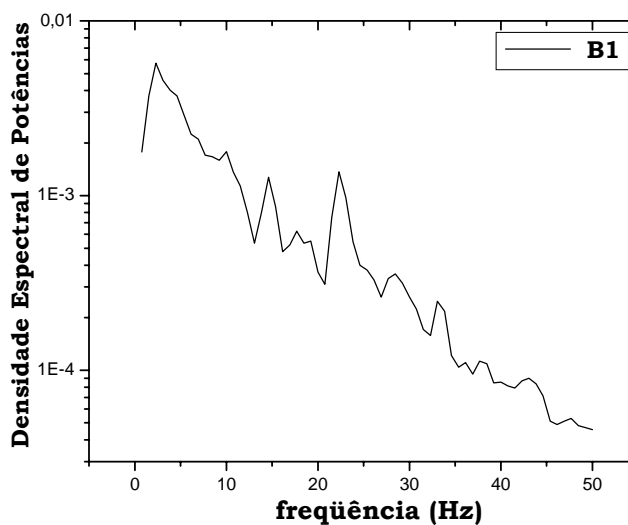


Figura 33 – Densidade espectral de potências para o trecho B1.

### 4.2.3 Animal consciente e com liberdade total de movimentos

Para fixação dos eletrodos, optou-se pelo uso de fita adesiva do tipo “silver tape”, que permitiu até 3 horas de experimentação com eletrodos na mesma posição. O equipamento permaneceu acondicionado em bolsa impermeável colada ao couro do animal.

A figura 34-a mostra o sinal utilizado para análise com os picos selecionados para remoção indicados pelas setas e a figura 34-b mostra o sinal mostrado na figura 34-a, após substituição dos pontos indicados pelo valor médio do sinal.

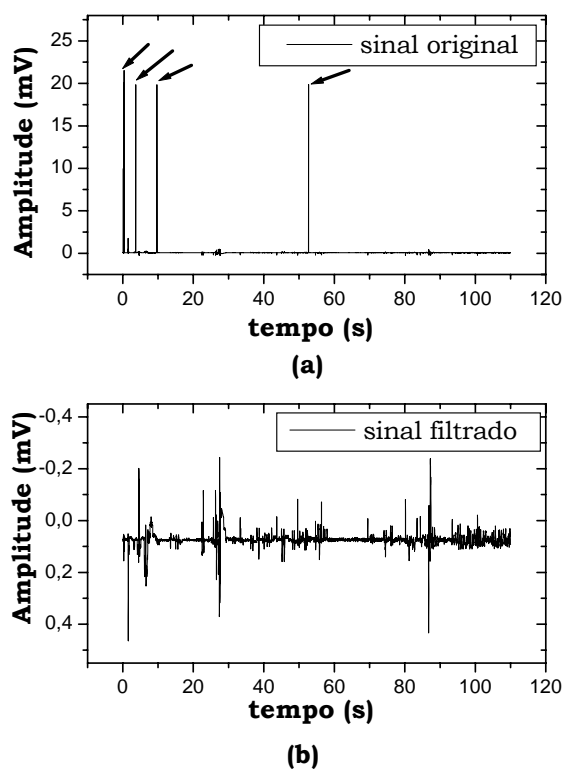


Figura 34 – (a) Sinal de EEG proveniente de animal com liberdade total de movimento dentro do piquete experimental. Amostragem feita a 100Hz com animal exposto a sol intenso. As setas indicam os pontos a serem substituídos pelo valor médio; (b) sinal após substituição dos pontos indicados pelo valor médio do sinal.

A figura 35 mostra a densidade espectral de potências para o sinal amostrado (figura 34-a) e para o sinal após substituição dos pontos indicados na figura 34-a (figura 34-b), aqui chamado de sinal filtrado.



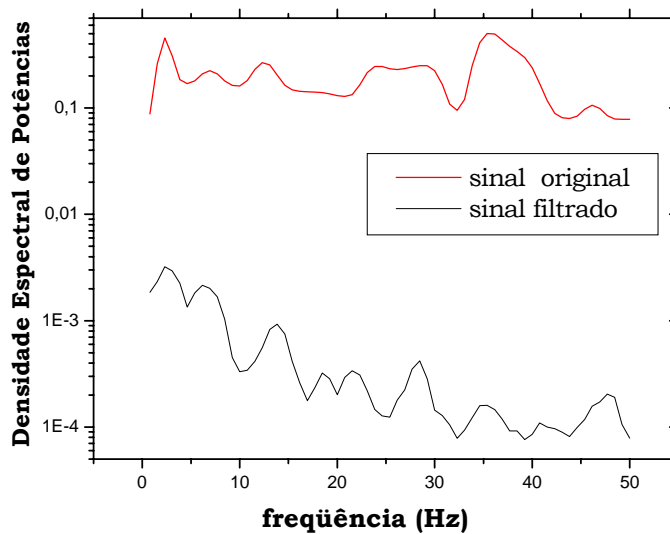


Figura 35 – Gráfico da densidade espectral de potências para o sinal original e para o sinal filtrado.

A figura 36 mostra as duas primeiras decomposições utilizando as ondaletas beyklin (coluna a), db4 (coluna b) e db20 (coluna c) no sinal gerado pela soma de um seno de 10Hz com picos de amplitude 100 vezes maior que a amplitude do seno.

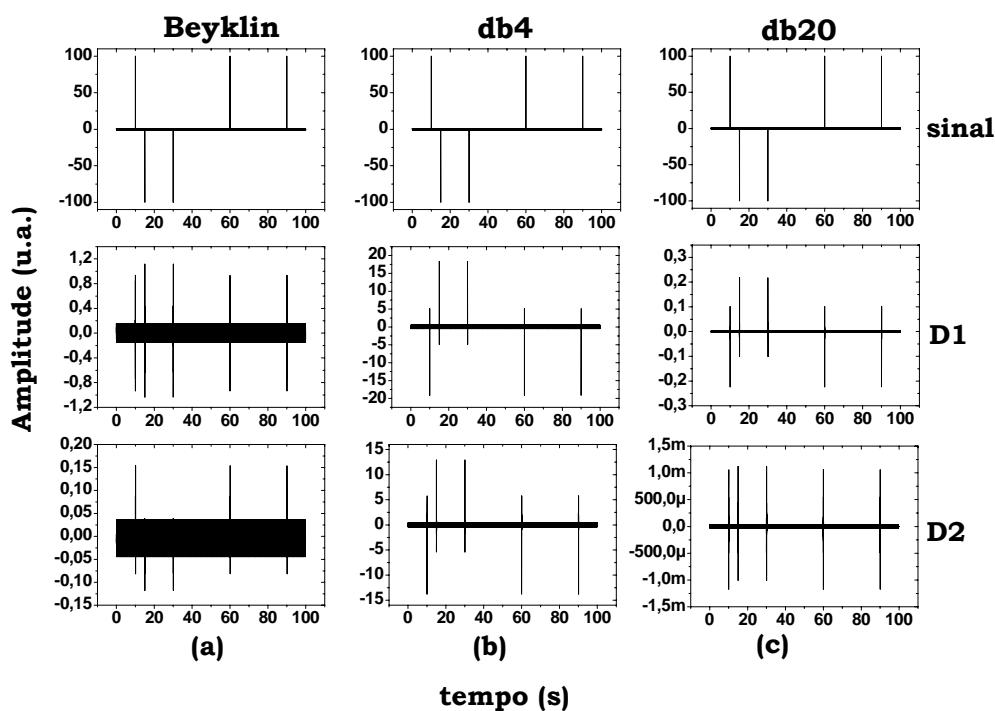


Figura 36 – Gráfico comparativo entre a decomposição em coeficientes de detalhe do sinal mostrado na figura 34-a feitas com a utilização da ondaleta beyklin (coluna a) e da db20 (coluna b).

De acordo com o critério pré-estabelecido, de selecionar, para posteriores análises, a ondaleta que minimizasse os picos na menor resolução possível, a ondaleta Beyklin 18 foi escolhida. Os gráficos para as demais ondaletas avaliadas (db6 e db10) e as demais decomposições para as ondaletas mostradas (decomposições 3 a 10 para db4, db20 e beyklin) foram omitidos uma vez que foram avaliadas 10 resoluções para cada uma das ondaletas citadas no item 3.3.3.

A figura 37 mostra os gráficos do seno de 10Hz, deste seno adicionado dos picos de amplitude 100 e da primeira decomposição usando ondaleta de beyklin para ambos.

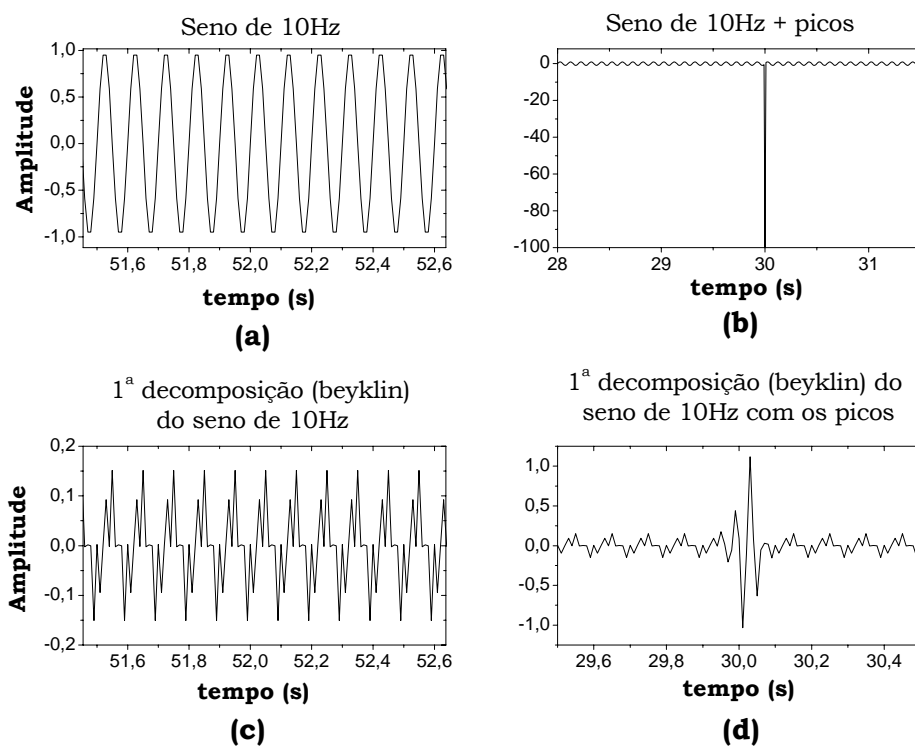


Figura 37 – (a) trecho selecionado a partir do seno de 10Hz. (b) trecho do seno de 10Hz adicionado dos picos de amplitude 100. (c) trecho selecionado a partir da primeira decomposição do seno em (a) por uma ondaleta de beyklin. (d) trecho selecionado a partir da primeira decomposição do sinal em (b) por uma ondaleta de beyklin.

A figura 38 mostra a densidade espectral de potências para os gráficos mostrados na figura 37.

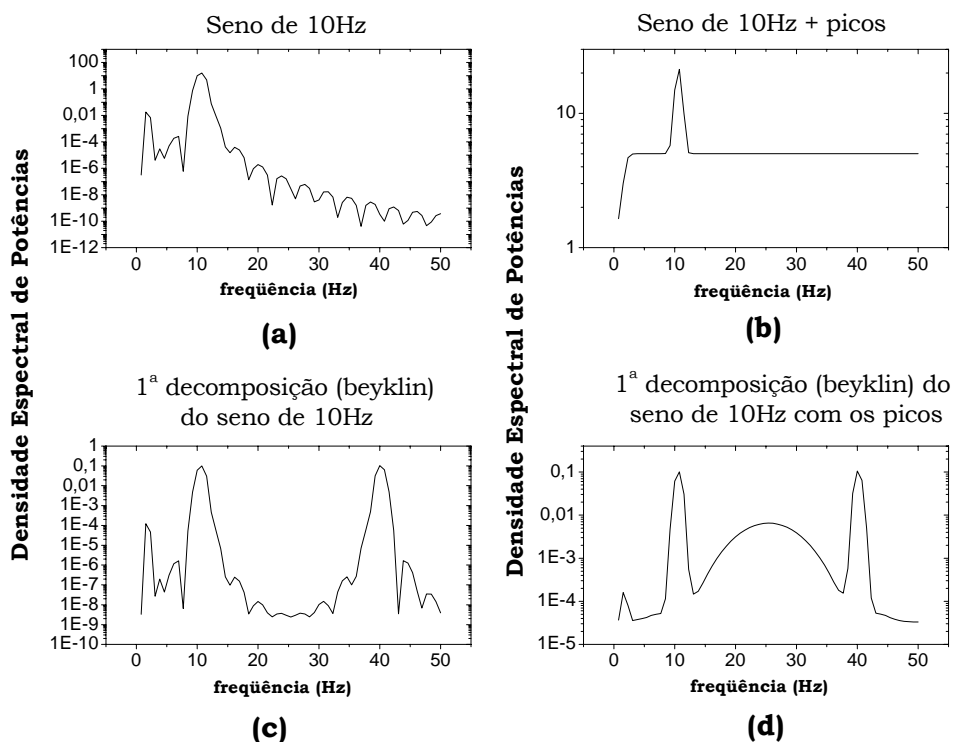


Figura 38 – Densidade espectral de potências para os gráficos apresentados na figura 50.

Devido à elevada semelhança do efeito observado, o gráfico no tempo para o trecho utilizando-se o seno de 38Hz não foi mostrado. A figuras 39 mostra a densidade espectral de potências para o conjunto 38Hz.

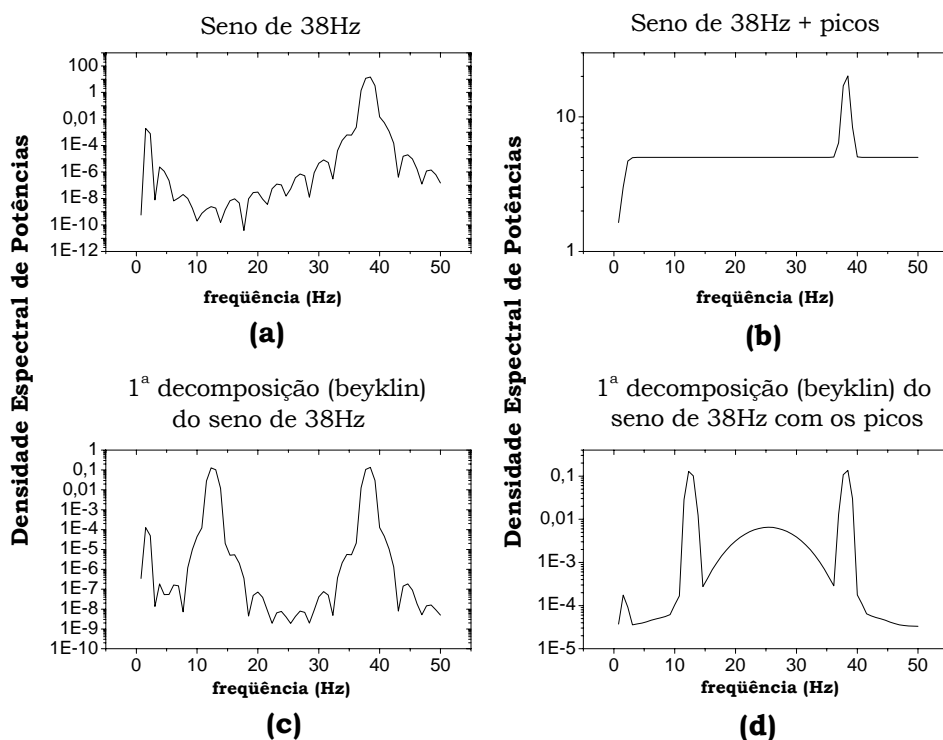


Figura 39 – Densidade espectral de potências para (a) seno de 38Hz; (b) seno de 38Hz adicionado de picos de amplitude 100; (c) primeira decomposição usando ondaleta beyklin para o seno de 38Hz e (d) primeira decomposição usando ondaleta beyklin para o seno de 38Hz adicionado dos picos.

A figura 40 mostra a decomposição beyklin (primeira, segunda e terceira) para o mesmo trecho de EEG mostrado na figura 34-a.

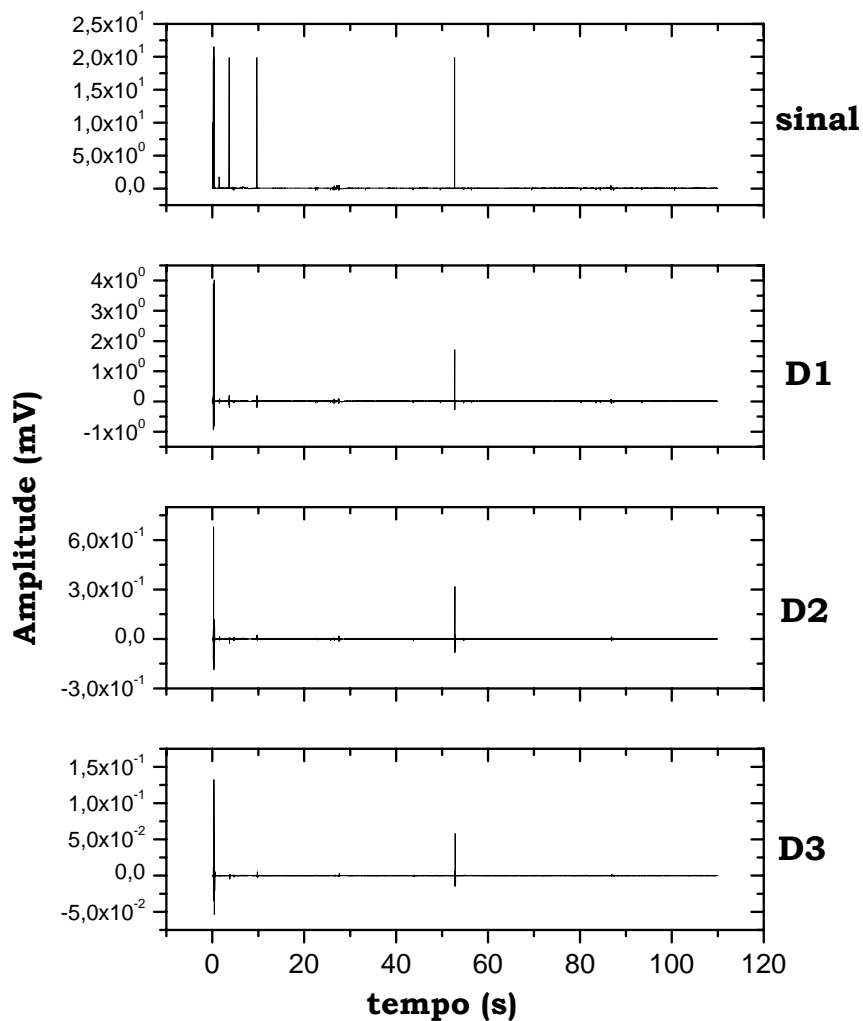


Figura 40 – Sinal de EEG de bovino amostrado a 100Hz (sinal) e suas 3 primeiras decomposições beyklin (D1, D2 e D3).

A figura 41 destaca uma região entre 49,2 e 50,2s para melhor visualização do efeito da decomposição, mostrada na figura 40.

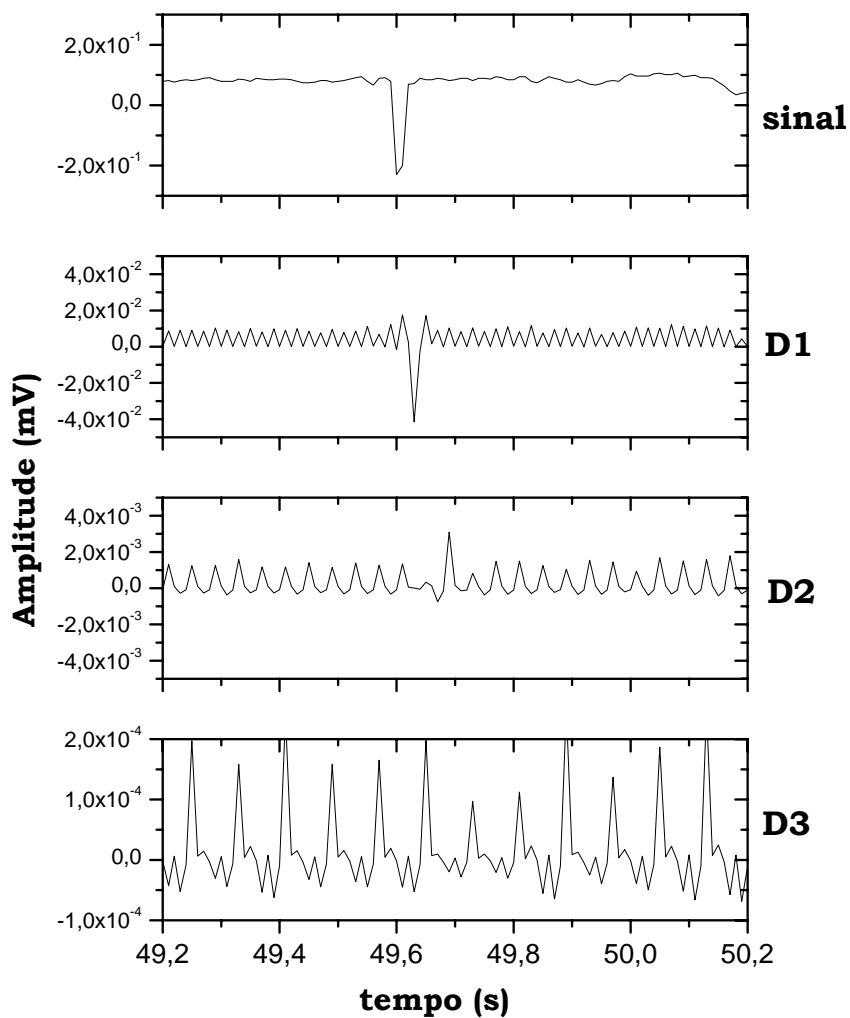


Figura 41 – Gráfico mostrando trecho entre 49,2 e 50,2s selecionado a partir da figura 53.

A figura 42 mostra a densidade espectral de potências para o sinal de EEG e suas decomposições (figura 40).

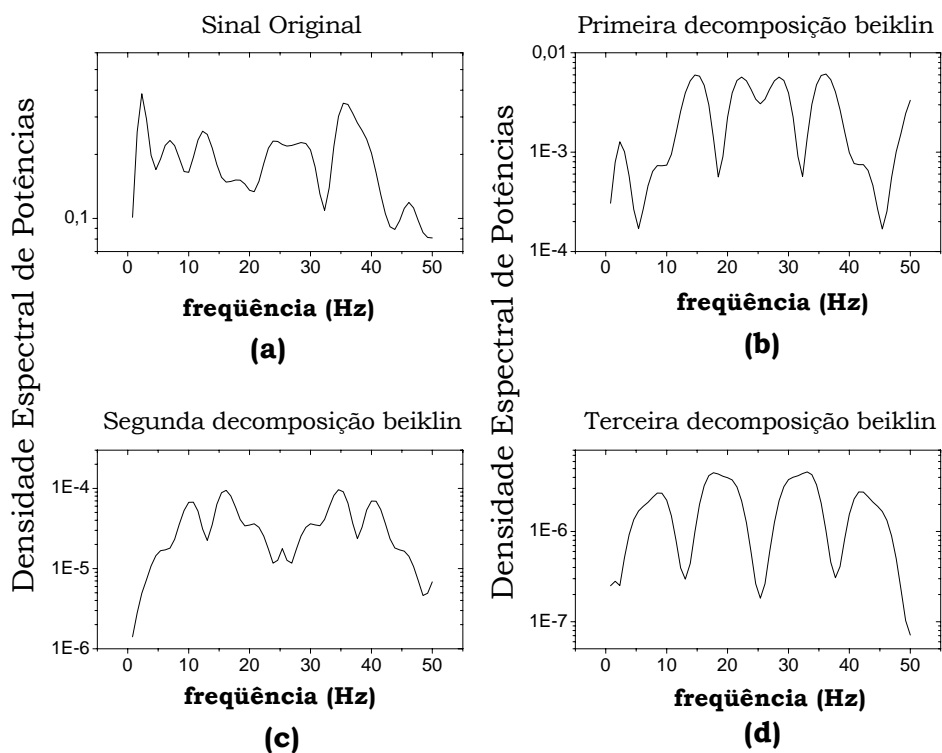


Figura 42 – Densidade espectral de potências para o sinal de EEG e suas decomposições beiklin (figura 53).

A figura 43 mostra a densidade espectral de potências para o sinal de EEG coletado com o animal posicionado na sombra.



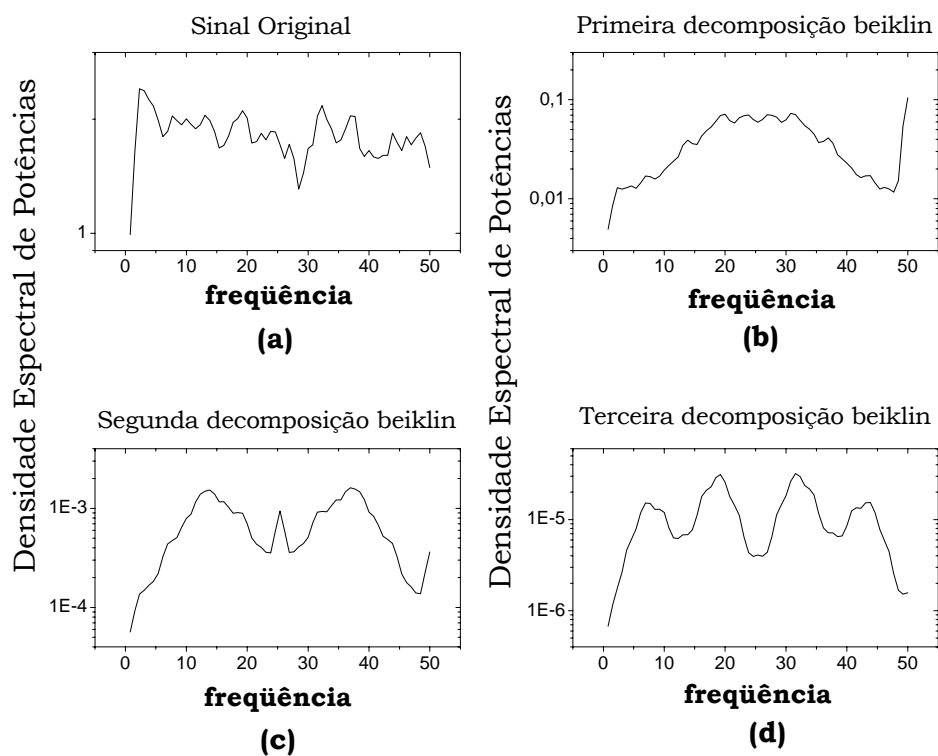


Figura 43 – Densidade espectral de potências para (a) sinal de EEG amostrado a 100Hz com animal exposto a sombra; (b) primeira decomposição beyklin para este sinal; (c) segunda decomposição beyklin para este sinal e (d) terceira decomposição beyklin para este sinal.

A figura 44 mostra o trecho selecionado (5s) a partir do sinal coletado com o animal exposto à temperatura elevada (2min) e as 5 primeiras decomposições de ondaletas para este trecho; a figura 58 mostra a densidade espectral de potências para o trecho e suas decomposições.

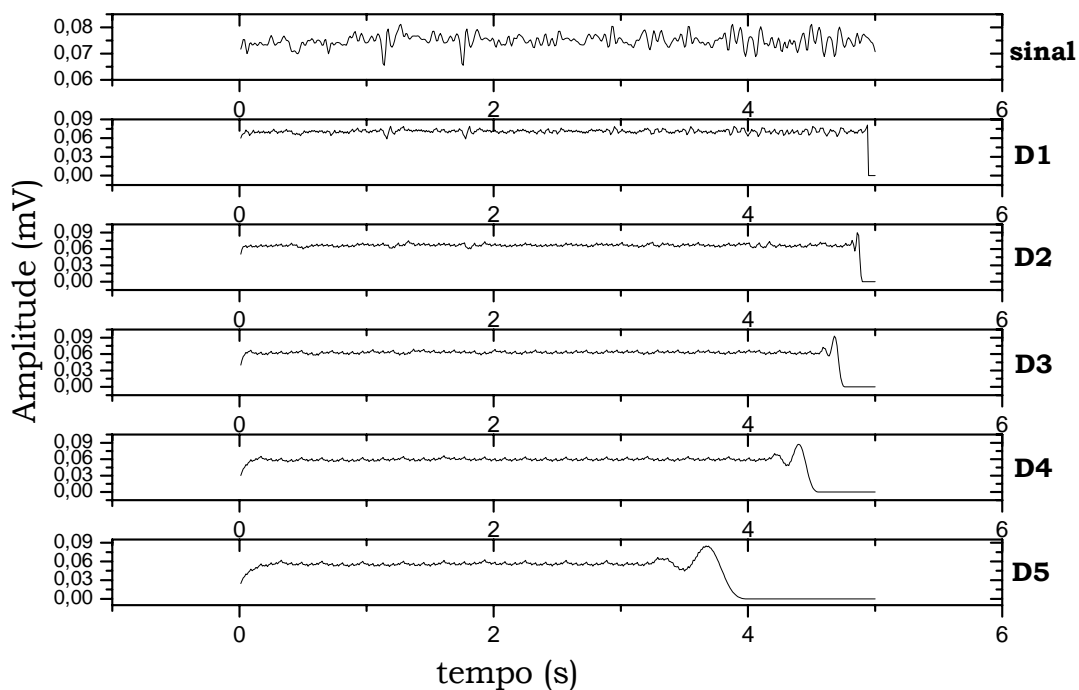


Figura 44 - Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal exposto a sol intenso e suas 5 primeiras decomposições de ondaletas (D1, D2, D3, D4 e D5).

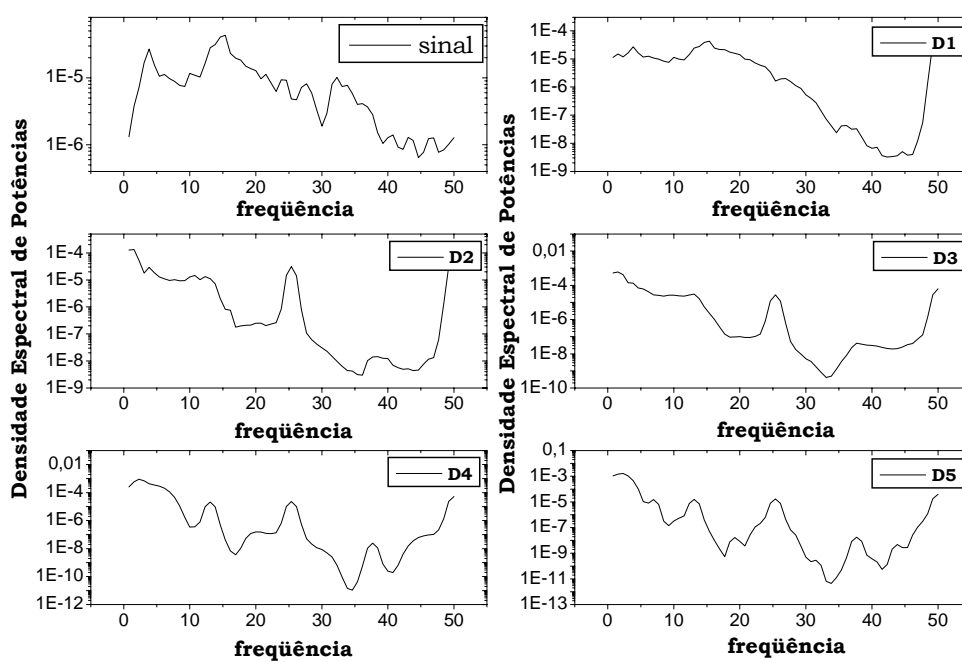


Figura 45 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 44.

A figura 46 mostra o trecho selecionado (5s) a partir do sinal coletado com o animal exposto a sol intenso (2min) e, as 5 primeiras decomposições de detalhes para este trecho; a figura 47 mostra a densidade espectral de potências para o trecho e suas decomposições.

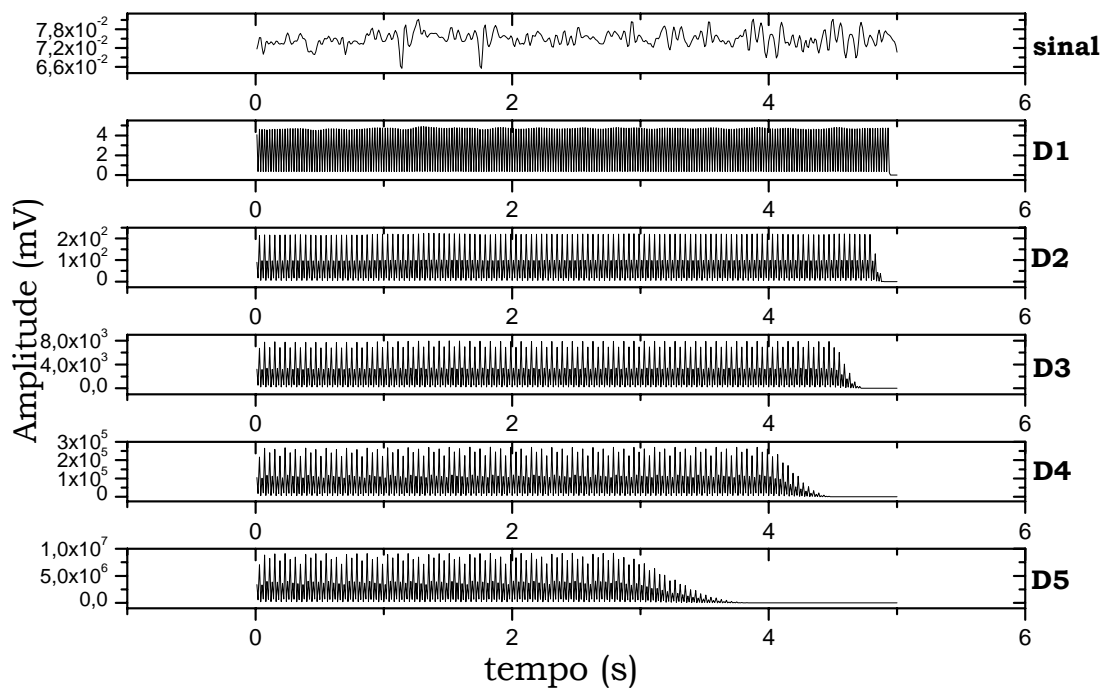


Figura 46 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal exposto a sol intenso e suas 5 primeiras decomposições de detalhes (D1, D2, D3, D4 e D5).

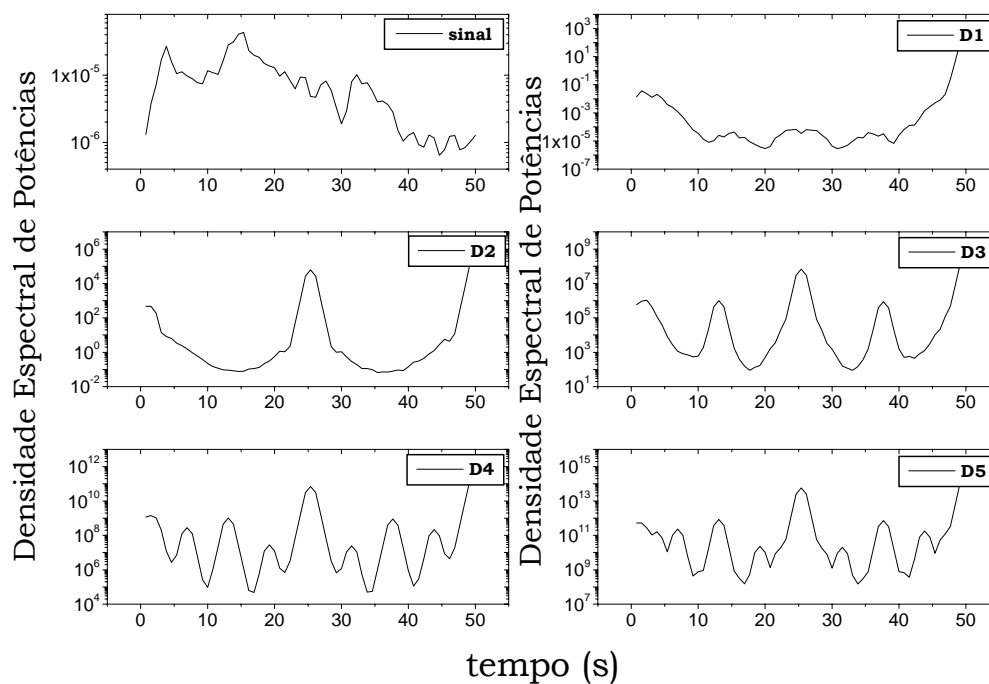


Figura 47 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 59.

A figura 48 mostra o trecho selecionado (5s) a partir do sinal coletado com o animal exposto na sombra (2min) e, as 5 primeiras decomposições de ondaletas para este trecho; a figura 49 mostra a densidade espectral de potências para o trecho e suas decomposições.

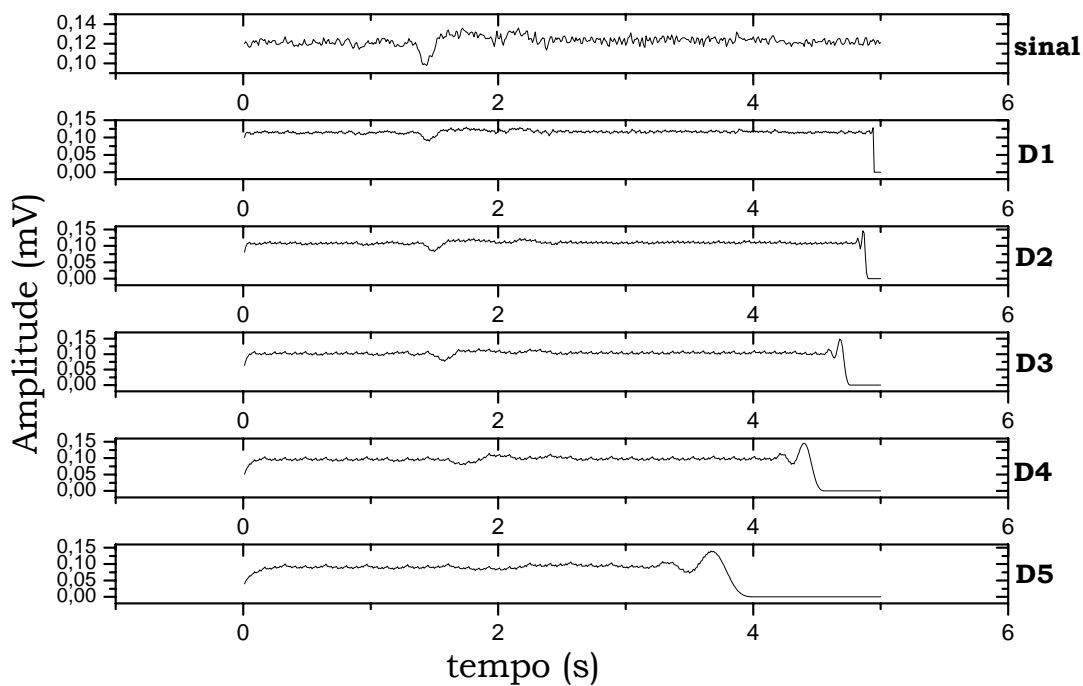


Figura 48 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal na sombra e suas 5 primeiras decomposições de ondaletas (D1, D2, D3, D4 e D5).

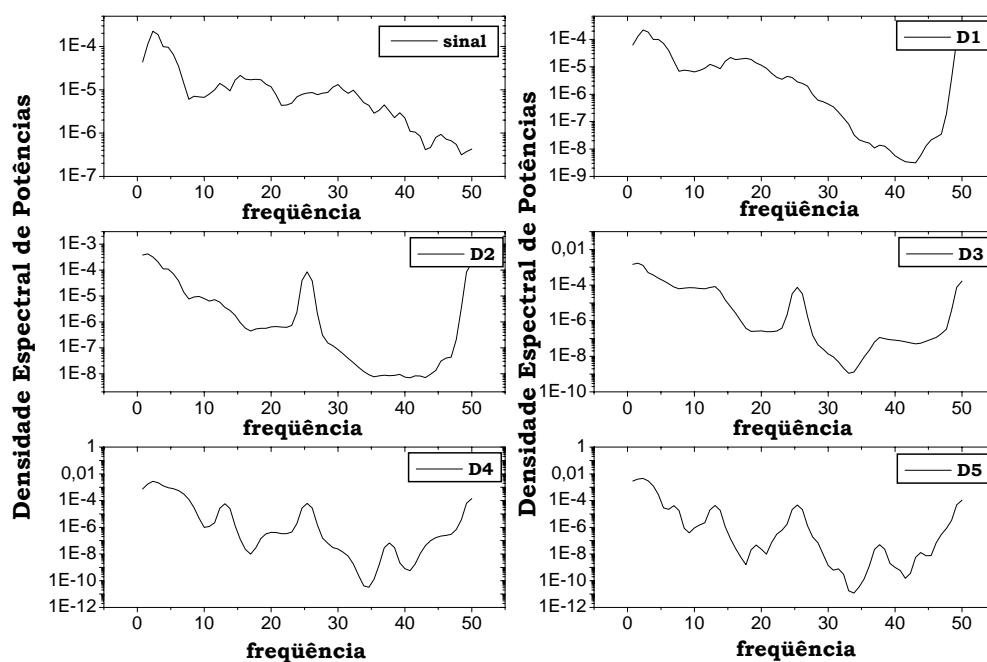


Figura 49 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 48.

A figura 50 mostra o trecho selecionado (5s) a partir do sinal coletado com o animal exposto à temperatura amena (2min) e as 5 primeiras decomposições de detalhes para este trecho; a figura 51 mostra a densidade espectral de potências para o trecho e suas decomposições.

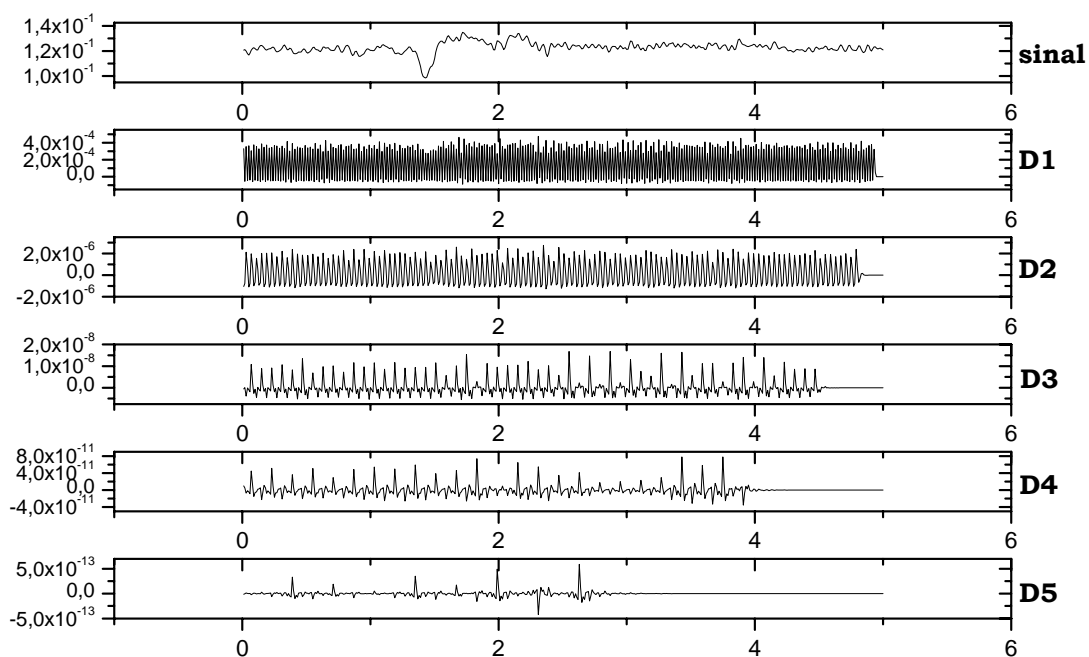


Figura 50 – Trecho livre de artefatos, com duração de 5s, extraído a partir do sinal coletado do animal na sombra e suas 5 primeiras decomposições de detalhes (D1, D2, D3, D4 e D5).

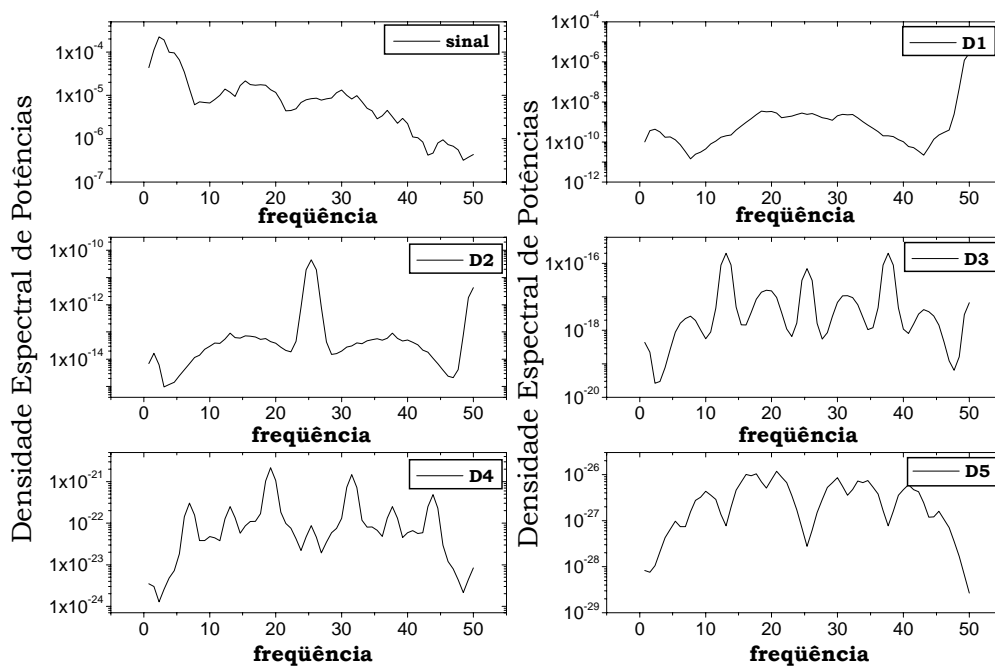


Figura 51 – Densidade espectral de potências para os sinais apresentados na figura 50.

## 5 Discussão

O primeiro equipamento telemétrico para coleta de EEG desenvolvido (WEST; MERRICK, 1966) pesava aproximadamente 0,450kg, media 5,08 x 7,62 x 15,24 cm<sup>3</sup>, transmitia dados a até 91,44m e era totalmente analógico. O custo do equipamento foi de cerca de 1500 dólares, incluindo o receptor. A literatura não reporta o desenvolvimento e o uso de outros equipamentos de EEG, para uso em bovinos após este, desenvolvido por West e Merrick.

O equipamento desenvolvido, no decorrer deste trabalho, mede 2,5 x 7,0 x 11,0 cm<sup>3</sup>, pesa 180g e transmite dados a até 200m. Além disso, possui um sistema de processamento microcontrolado que permite a transmissão digital dos dados; apresentou custo final de aproximadamente R\$ 300,00 por unidade (cerca de 100 dólares).

A validação do equipamento foi feita em duas etapas: amplificação de sinais de baixa amplitude e frequência e aquisição de EEG de humanos. No domínio do tempo, os sinais apresentaram diferença pouco significativa, quando comparados através do método proposto por Kavitha e Dutt (1999). A principal diferença entre os sinais ocorreu devido à resolução dos equipamentos, que era de 10bits no equipamento teste (ET) e 12bits no equipamento controle. Já a densidade espectral de potências indicou as mesmas frequências tanto para os senos gerados (figura 16), quanto para o sinal proveniente de humanos (figuras 17 e 18).

Após o teste do equipamento em laboratório, foram realizados testes de posicionamento e fixação dos eletrodos, que serviram para validação do equipamento a campo.

Na literatura, os eletrodos utilizados são do tipo agulha (MERRICK; SCHARP, 1971; SUZUKI et al, 1990; BAGER et al, 1990; COSTA et al, 1991; JONES; PETTITT, 1992; TAKEUCHI; SITIZYO; HARADA, 1998). O uso deste tipo de eletrodo caracteriza uma medida invasiva, diferentemente dos eletrodos de superfície, que são não invasivos. Os eletrodos foram fixados



utilizando fita adesiva do tipo “silver- tape”, esta ainda não é a melhor forma de fixação, uma vez que a fita pode ser facilmente removida pelo animal, sendo o período máximo de fixação atingido de 3 horas. O cabresto inicialmente testado, de material elástico foi rejeitado pelo animal e um outro tipo de cabresto deverá ser desenvolvido em etapa posterior.

A literatura reporta coleta de sinal de EEG principalmente em bezerros (BAGER et al, 1990; COSTA et al, 1991; MERRICK; SCHARP, 1971; TAKEUCHI; SITIZYO; HARADA, 1998; SUZUKI et al, 1990). Isto ocorre provavelmente pelo fato de, em bezerros, os seios paranasais estarem pouco desenvolvidos, deixando o cérebro mais próximo da superfície, na região frontal do escalpo (figuras 1-a e 1-b), facilitando a aquisição do sinal cerebral.

Porém, a proposta deste trabalho é de coletar sinal de EEG em animais adultos e permitir futuros estudos do efeito do estresse térmico no cérebro. Por este motivo, as regiões para provável posicionamento dos eletrodos foram avaliadas em duas etapas (animal anestesiado e animal consciente, com liberdade parcial de movimentos). Com o animal anestesiado, a configuração de eletrodos, na posição dois, apresentou trechos livres de artefato com maior duração. Isso pode ter ocorrido devido o fato de, na posição dois, o eletrodo ficar sobre uma região do seio frontal que possui um espaço oco menor quando comparado com as posições um e três (figuras 1 e 3); também, os eletrodos da posição três localizam-se mais próximos das orelhas recebendo interferência dos músculos auriculares (figura 2). Enquanto os eletrodos da posição um localizam-se mais próximos dos olhos, recebendo interferência dos músculos orbiculares (figura 2). A densidade espectral de potências para trechos selecionados, a partir das coletas feitas nas posições em avaliação, não apresentaram grandes diferenças. Optou-se, então, pela posição dois que permitiria coletas com maior duração. Porém, antes da efetivação da posição dois para coleta do sinal, esta foi novamente avaliada, agora com o animal consciente e com liberdade parcial de movimentos. A duração de trechos livres de artefatos foi menor, de acordo com a afirmação de Costa et al (1991), que disseram que o sinal de EEG obtido de animais anestesiados é mais suave e livre de complicações

(artefatos). Como as frequências contidas no sinal podem ser um indicativo melhor que suas características temporais (JONES; PETTITT, 1992), a densidade espectral de potências foi usada como ferramenta de avaliação da qualidade do sinal coletado. As frequências encontradas (2-10Hz; 13-27Hz) estão de acordo com o obtido por Suzuki et al (1990). A posição dois foi efetivada como posição ideal para coleta de sinal de EEG em bovinos. A posição escolhida (POS2), através da análise do sinal coletado, está de acordo com o previsto (figura 1-b).

Feita a experimentação preliminar, iniciou-se o estudo do sinal de EEG de animais conscientes e que podiam se mover livremente. No entanto, nestas condições, o sinal coletado passa a apresentar maior quantidade de artefatos, oriundos de movimentações bruscas dos animais, que devem ser desconsiderados ou filtrados, para se obter trechos de boa qualidade.

A literatura, envolvendo EEG de bovinos reporta o uso de trechos de sinal de pouca duração, como por exemplo, 8,5s (JONES; PETTITT, 1992), 8,2s (BAGER et al, 1990) e 5s (MERRICK; SCHARP, 1971), que são normalmente trechos livres de artefatos em uma coleta. Para que se utilizem trechos de maior duração para análise, é necessário filtrar o sinal para remover artefatos. Foram testadas três formas de redução de artefatos.

A substituição dos picos de elevada amplitude pelo valor médio do sinal coletado causou melhorias na densidade espectral de potências, que passou a apresentar picos com maior definição (figuras 34 e 35).

A aplicação dos filtros de Chebychev e elíptico, ao sinal simulado (seno de 10Hz + picos), em todas as ordens testadas causou redução pouco significativa nos picos (cerca de 20%) e provocou deformações em até 2s de sinal localizado na vizinhança do pico a ser removido. A densidade espectral de potências, ainda indicava a presença da componente de 10Hz, porém em amplitude bastante inferior à da apresentada pelo sinal antes de ser filtrado.

Para melhor entendimento do seu comportamento as transformadas de ondaletas também foram aplicadas a sinais simulados (seno de 10Hz + picos e seno de 38Hz + picos) antes de se estudar o caso mais genérico (sinal contendo muitas frequências e artefatos). Os artefatos presentes no sinal, por serem esporádicos e apresentarem amplitude elevada, podem ser

considerados como sendo de baixa frequência. Desta maneira, o sinal de EEG pode ser considerado como um *detalhe* em relação aos picos no sinal adquirido. Partindo deste conceito, uma transformação, capaz de extrair os detalhes do sinal, reduz a presença dos picos. A transformada de ondaletas possui capacidade de “zoom” nas componentes de baixa frequência (coeficiente de detalhes) e alta frequência (coeficientes de ondaletas).

A ondaleta foi selecionada de acordo com sua capacidade de minimizar os picos na menor resolução possível, lembrando que, quanto menor a resolução, mais próximo do sinal original (item 1.3.4). A ondaleta Beyklin 18, considerando o valor pico a pico, apresentou picos com amplitude apenas 3 vezes maior que o sinal já na primeira decomposição, enquanto as ondaletas db4 e db20, apresentaram picos 18 e 40 vezes maior que a amplitude do sinal, lembrando que para o sinal original esta relação é de 100 vezes. A densidade espectral de potências para a primeira decomposição Beyklin dos dois sinais simulados, apresentou ainda picos indicativos da componente principal, mas acrescentou um outro em posição simétrica a ele (simetria em relação ao eixo  $f = 25\text{Hz}$ ). Este fenômeno ocorre devido à decimação usada na reconstrução do sinal e também pelo fato de usar uma transformada baseada em senos e cossenos, para visualizar as componentes em frequência de um sinal que está em função de uma base ortonormal, com auto-simetria e bem definida no tempo.

A densidade espectral de potências, para a decomposição (até a terceira resolução) utilizando coeficientes de detalhes do trecho (2min) de sinal coletado com animal exposto a sol intenso e do trecho (2min) com animal na sombra, sugeriu uma diferenciação.

Assim, além de aplicar a transformada de ondaletas a trechos menores (5s) de sinal, obtidos nas duas condições (sol e sombra), para verificar a semelhança entre o espectro do trecho de maior duração com o de menor duração, o número de decomposições a ser avaliado foi aumentado (5 resoluções) e, além dos coeficientes de detalhe, foram também calculados os coeficientes de ondaletas, em busca de uma resolução em que essa diferenciação pudesse ser verificada.

A semelhança entre o espectro do sinal livre de artefatos (5s) e o sinal com presença de artefatos (2min) não se verificou, indicando que a presença dos picos de elevada amplitude alteram o tipo de informação contida no sinal. Deve-se, portanto, optar pela seleção de trechos livre de artefatos na análise. Não foi possível ainda, estabelecer uma relação segura de diferenciação das situações de sol e sombra. No entanto esta forma de diferenciação não pode ser ainda descartada, pois a reprodutibilidade do experimento ainda está comprometida pela dificuldade em manter os eletrodos sempre na mesma posição. Entretanto, os resultados mostram que é possível adquirir sinais de EEG de bovinos adultos usando o sistema desenvolvido e analisado neste trabalho.

## 6 Conclusões

O equipamento desenvolvido para aquisição telemétrica de sinal de EEG apresentou funcionamento satisfatório e pode ser utilizado em trabalhos futuros. Pode ser utilizado em outros animais, desde que padronizada a técnica de aquisição dos sinais.

A posição selecionada para aquisição dos dados apresentou bons resultados, porém a forma de fixação dos eletrodos deve ser melhorada, para permitir a reprodutibilidade do experimento. O uso de eletrodos de superfície não prejudicou os resultados e apresenta-se como solução para preservação do bem estar animal durante experimento de aquisição de sinal de EEG.

Os filtros empregados para remoção de artefatos apresentaram resultados pouco satisfatórios, sendo mais indicado selecionar trechos livres de artefato para análise.

A análise de multiresolução, utilizando ondaletas, sugeriu existência de informações nos sinais decompostos, que possam estar relacionadas ao estresse térmico, viabilizando estudos nesta área.

## Referências

BAGER, F. et al. Comparison of EEG and ECoG for detecting cerebrocortical activity during slaughter of calves. **Meat Science**, Barking, v.27, n.3, p.211-225, 1990.

BIM2-433-160 Data Sheet. 433MHz high speed FM radio transceiver module. Radiometrix Co. (2003). Disponível em: <<http://www.radiometrix.co.uk/dsheets/bim2.pdf>>. Acesso em: 24 jan. 2005.

BROCKWAY, B.P.; HASSLER, C.R. Application of radiotelemetry to cardiovascular measurements in pharmacology and toxicology. In: SALEM, H.; BASKEN, S.I. (Ed.). **New technologies and concepts for reducing drug toxicities**. Boca Raton: CRC Press, c1993. p.109-132.

BROWN-BRANDL, T.M. et al. Thermoregulatory responses of feeder cattle. **Journal of Thermal Biology**, Oxford, v.28, n.2., p.149-157, 2003.

CARVALHO, F.A. et al. Breed affects thermoregulation and epithelial morphology in imported and native cattle subjected to heat stress. **Journal of Animal Science**, Savoy, v.73, n.12, p.3570-3573, 1995.

COSTA, A.G.D. et al. Haemodynamic, blood gas and blood biochemical changes following chloralhydrate-magnesium sulphate sedation in calves. **Indian Journal of Animal Science**, Haryana, v.61, n.9, p.939-941, 1991.

COSTA, E.J.X. **Interface cérebro-computador usando redes neurais artificiais e técnicas avançadas de processamento digital de sinais**. 2000. 216 f. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

COSTA, E.J.X.; CABRAL, E.F. Short time fractal dimension for EEG signal processing in brain-computer interface. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON SIGNAL PROCESSING APPLICATION AND TECHNOLOGY, 2000, Dallas. **Proceedings...** Dallas: CMP Media Inc., 2000. CD-ROM.

DAUBECHIES, I. **Ten lectures on wavelets**. Philadelphia: CBMS Lectures notes series - SIAM, 1992.

DYCE, K.M.; SACK, W.O.; WENSING, C.J.G. **Tratado de anatomia veterinária**. Tradução de Fabiana Buassaly e Maria Eugênia Lauritto Siemma. São Paulo: Elsevier, c2004.

GACSALYI, U.; ZABIELSKI, R.; PIERZYNOWSKI, S.G. Telemetry facilitates long-term recording of gastrointestinal myoelectrical activity in pigs. **Experimental Physiology**, New York, v.85, n.2, p.239-241, 2000.

GRAPS, A. An introduction to wavelets. **Signal and Image Processing**. p.50-61. Disponível em: <<http://www.amara.com/IEEEwave/IEEEwavelet.html>>. Acesso em: 25 jan. 2005.

HAHN, G.L. Dynamic responses of cattle to thermal heat loads. **Journal of Animal Science**, Savoy, v.77, p.10-20, 1999. Supplement 2.

JASPER, H.H. The ten-twenty electrode system of the international federation. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Limerick, v.10, n.2, p.371-375, 1958.

JONES, P.N.; PETTITT, A.N. Comparison of EEGs before and after stunning of cattle taking account of animal-to-animal variation. **Journal of Biomedicine**, Berlin, v.34, n.7, p.815-825, 1992.

KAVITHA, V.; NARAYANA, D. A chaos-based model for low complexity predictive coding scheme for compression and transmission of electroencephalogram data. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Stevanage, v.37, n.3, p.316-321, 1999.

KELLAWAY, P.; PETERSÉN, I. **Quantitative analytic studies in epilepsy**. New York: Raven Press, 1976.

LEFCOURT, A.M.; ADAMS, W.R. Radiotelemetry measurement of body temperatures of feedlot steers during summer. **Journal of Animal Science**, Savoy, v.74, n.11, p.2633-2640, 1996.

LIN, H.C. Hemodynamic response of calves to tiletamine-zolazepam-xylazine anesthesia. **American Journal of Veterinary Research**, Schaumburg, v.52, n.10, p.1606-1610, 1991.

LOW-POWER JFET-input operational amplifiers. Disponível em: <<http://www.ges.cz/sheet/t/tl061-64.pdf>>. Acesso em: 24 jan. 2005. Data sheet.

MADER, T.L. et al. Feeding strategies for managing heat load in feedlot cattle. **Journal of Animal Science**, Savoy, v.80, n.9, p.2373-2382, 2002.

MARCHANT, B.P. Time-frequency analysis for biosystems engineering. **Biosystems Engineering**, San Diego, v.85, n.3, p.261-281, 2003.

MERRICK, A.W.; SCHARP, D.W. Electroencephalography of resting behavior in cattle, with observations on the question of sleep. **American Journal of Veterinary Research**, Schaumburg, v.32, n.12, p.1993-1997, 1971.

MORETTIN, P.A. **Ondas e ondaletas**: da análise de Fourier à análise de ondaletas. São Paulo: Edusp, 1999.

MUMFORD, H.; WETHERELL, J.R. A simple method for measuring EEG in freely moving guinea pigs. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v.107, n.(1-2), p.125-130, 2001.

PROAKIS, J.G.; MANOLAKIS, D.G. **Digital signal processing**: principles, algorithms, and applications. 3rd ed. New Delhi: Prentice-Hall, 2002.

QIAN, S. **Introduction to time-frequency and wavelets transforms**. New Jersey: Prentice-Hall, 2002.

QIAN, S.; CHEN, D. **Joint time-frequency analysis**: methods and applications. Upper Saddle River: PTR Prentice Hall, c1996.

\_\_\_\_\_. Signal representation using adaptive normalized gaussian function. **Signal Processing**, Amsterdam, v.36, n.1, p.1-11, 1994.



SCHALLER, O. (Ed.); NASCIMENTO, F.G. (Trad.). **Nomenclatura anatômica veterinária ilustrada**. São Paulo: Manole, 1999. p.101.

SMITH, S.W. **Digital signal processing**: a practical guide for engineers and scientists. Amsterdam: Newnes, 2003.

SUZUKI, M. et al. Electroencephalogram of japanese black calves affected with cerebrocortical necrosis. **Japanese Journal of Veterinary Science**, Tokyo, v.52, n.5, p.1077-1087, 1990.

TAKEUCHI, T.; SITIZYO, K.; HARADA, E. Analysis of the electroencephalogram in growing calves by use of power spectrum and cross correlation. **American Journal of Veterinary Research**, Schaumburg, v.59, n.6, p.777-781, 1998.

WEST, J.K.; MERRICK, A.W. A three channel EEG telemetry system for large animals. **Medical and Biological Engineering**, Oxford, v.4, p.273-281, 1966.

## APÊNDICE A – Módulo um

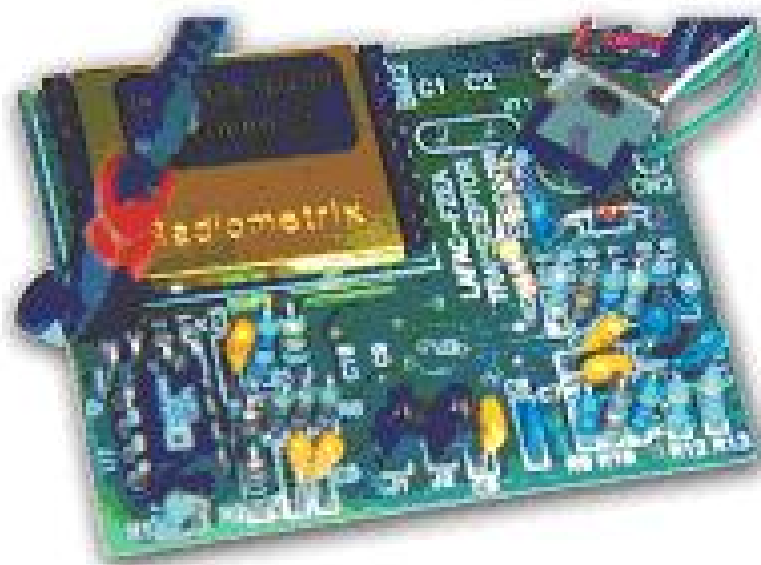


Figura 52 – Módulo um.

## APÊNDICE B – Módulo dois

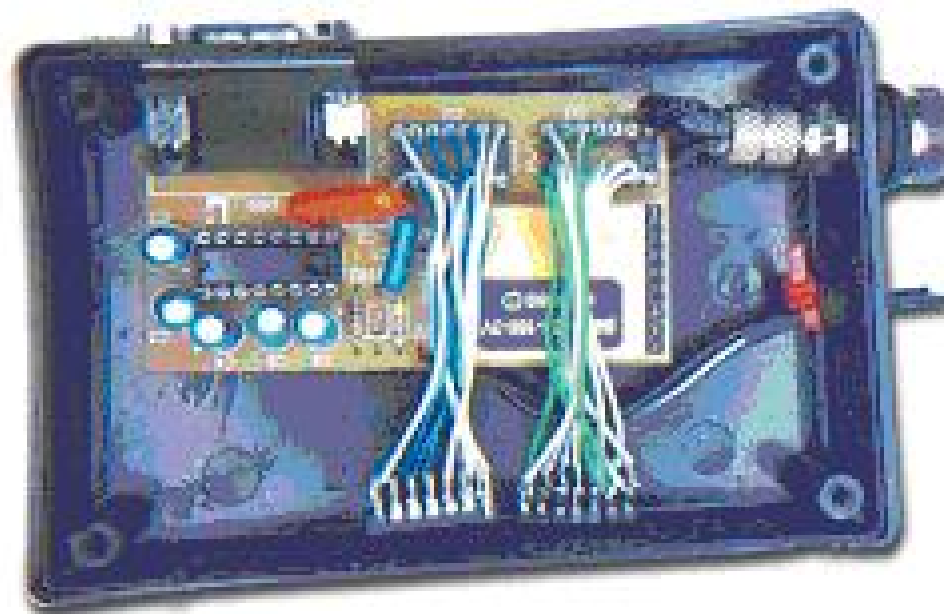


Figura 53 – Modulo dois.

## ANEXO A – Algoritmo do filtro “wavelet” empregado neste trabalho

Definindo os operadores

$$H = \sum_n h(2k - n) \text{ e } G = \sum_n g(2k - n)$$

que são filtros passa-baixa e passa-alta, respectivamente, o algoritmo que decompõe um sinal  $f(t)$  em várias resoluções  $r$ , pode ser descrito como<sup>5</sup>

1. Definir o número de resoluções  $r$  para decompor o sinal
2. Aplicar o filtro  $H$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Hx$  na resolução 1
3. Aplicar o filtro  $G$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Gx$  na resolução 1
4. Decimar  $Hx$  obtendo-se  $Hx_1$
5. Decimar  $Gx$  obtendo-se  $Gx_1$
6. Aplicar o filtro  $H$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Hx$  na resolução 2
7. Aplicar o filtro  $G$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Gx$  na resolução 2
8. Decimar  $Hx$  obtendo-se  $Hx_2$
9. Decimar  $Gx$  obtendo-se  $Gx_2$
10. Aplicar o filtro  $H$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Hx$  na resolução  $r$
11. Aplicar o filtro  $G$  no sinal  $f(t)$  obtendo-se  $Gx$  na resolução  $r$
12. Decimar  $Hx$  obtendo-se  $Hx_r$
13. Decimar  $Gx$  obtendo-se  $Gx_r$

---

<sup>5</sup> (Costa EJJ, 2000).

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)