

Oswaldo Ishizava

**ANÁLISE DA OXIGENAÇÃO E DA ACIDEMIA FETAL
RECONHECIDAS POR MEIO DA VARIABILIDADE DE CURTO
PRAZO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL**

Ilha Solteira
2021

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Osvaldo Ishizava

**ANÁLISE DA OXIGENAÇÃO E DA ACIDEMIA FETAL
RECONHECIDAS POR MEIO DA VARIABILIDADE DE CURTO
PRAZO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia - UNESP -
Campus de Ilha Solteira, para a obtenção do título de Doutor
em Engenharia Elétrica.

Área de Conhecimento: Automação

Orientador: Prof. Dr. Jozué Vieira Filho

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

- I79a Ishizava, Osvaldo.
Análise da oxigenação e da acidez fetal reconhecidas por meio da
variabilidade de curto prazo da frequência cardíaca fetal / Osvaldo Ishizava. --
Ilha Solteira: [s.n.], 2021
87 f. : il.
- Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia
de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação , 2021
- Orientador: Jozué Vieira Filho
Inclui bibliografia
1. Variabilidade de curto prazo. 2. Acidemia fetal. 3. Monitoramento da
frequência cardíaca fetal. 4. Análise de características. 5. Engenharia
paraconsistente de características.


Raiane da Silva Santos

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: ANÁLISE DA OXIGENAÇÃO E ACIDEMIA FETAL RECONHECIDAS POR MEIO DA VARIABILIDADE DE CURTO PRAZO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL

AUTOR: OSVALDO ISHIZAVA

ORIENTADOR: JOZUE VIEIRA FILHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. JOZUE VIEIRA FILHO (Participação Virtual)
Coordenadoria Executiva / Câmpus Experimental de São João da Boa Vista - UNESP

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Profa. Dra. SUELY CUNHA AMARO MANTOVANI (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. MARCO APARECIDO QUEIROZ DUARTE (Participação Virtual)
Departamento de Matemática / Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul - UEMS

Prof. Dr. EVERTHON SILVA FONSECA (Participação Virtual)
Setor Indústria / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - IFSP

Ilha Solteira, 02 de junho de 2021



DEDICATÓRIA

Agradeço à Deus, minha esposa Cristiane, meus filhos, netas e todos que direta ou indiretamente participaram desta jornada, apoiando, confiando, incentivando e inspirando a cada instante deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos a Deus, todos os familiares, amigos, professores, colaboradores, funcionários da FEIS-UNESP, IBILCE-UNESP, CAMF e Santa Casa de São José do Rio Preto, que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste estudo. Em especial, dedico meus agradecimentos:

- A Deus, por ter me dado força e saúde para chegar até aqui;
- À minha esposa Cristiane pelo amor, apoio, confiança, fonte da inspiração deste estudo e incentivo em todos os momentos mais difíceis;
- Aos meus filhos Daniel, Alexandre, Amanda, Leonardo, Felipe e Matheus e minhas netas Cecília e Alice pelo amor, carinho, apoio, inspiração e incentivo que tenho recebido;
- Ao Prof. Dr. Jozué Vieira Filho, por todo ensinamento, incentivo, confiança, orientação e persistência ao longo destes anos de convivência;
- Ao Prof. Dr. Rodrigo Capobianco Guido, por todo ensinamento, incentivo, confiança, orientação, sobriedade e acima de tudo paciência;
- Ao Prof. Dr. Guaraci Silveira Garcia, responsável pela motivação e inspiração deste estudo devido sua dedicação e conhecimento na especialidade, pelo acompanhamento nas pesquisas, sugestões e incentivo;
- Aos meus amigos e colegas dos laboratórios que de forma direta ou indiretamente contribuíram para a execução deste estudo;
- Às funcionárias do Centro de Avaliação Materno Fetal - CAMF, em especial à Gislaine Fátima Cicone, pela colaboração nas coletas dos sinais cardiotocográficos;
- Ao Dr. Marcos Antônio Lelis Moreira Filho - Médico Ginecologista, chefe do Departamento de Ginecologia e Obstetrícia da Santa Casa de São José do Rio Preto, pela colaboração e incentivo nas coletas dos sinais cardiotocográficos;
- Às funcionárias do Centro Obstétrico da Santa Casa de São José do Rio Preto, em especial à Daniele, Maiara, Gilmar, Neusa e demais colaboradores(as), pelo auxílio nas coletas dos sinais cardiotocográficos e sangue do cordão umbilical, que foram fundamentais para este estudo.
- *"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001"*

RESUMO

Neste trabalho, são apresentados o desenvolvimento a implementação de um algoritmo dedicado a investigar a correlação entre a variabilidade de curto prazo (VCP) da frequência cardíaca fetal (FCF) e os níveis de oxigenação e de acidemia fetal coletados no sangue da artéria umbilical. Os sinais dos batimentos cardíacos fetais foram coletados utilizando um cardiotocógrafo computadorizado, para a obtenção dos vetores de características (VCs) baseados nos conceitos de energia, taxa de cruzamentos por zero (ZCR), entropia e suas respectivas massas. Posteriormente, para a análise dos VCs foi utilizado os recursos da engenharia paraconsistente de características (EPC) para definir o grupo de VCs ideais, apontando para a melhor separação existente entre duas classes, isto é, VCs de gestações anormais e normais, caracterizando assim a correlação procurada para predição da oxigenação e da acidemia fetal. Foram utilizados os dados brutos selecionados sinais do batimento cardíaco fetal, considerando-se sinais de gestações consideradas anormais com pH inferior a 7,20 e sinais de gestações consideradas normais com pH superior a 7,20. Com o processamento destes sinais considerados anormais e normais, obteve-se a matriz de confusão com 81,67% de acurácia, com a aplicação de procedimento de validação cruzada em que 50% dos FVs para cada classe foi usado para treinamento e o restante 50% foi usado para teste, apresentando um significativo resultado a partir desta análise, podendo ser considerado um excelente avanço de nascimento com sucesso.

Palavras-chave: Variabilidade de curto prazo. Acidemia fetal. Monitoramento da frequência cardíaca fetal. Análise de características. Engenharia paraconsistente de características.

ABSTRACT

In this work, the development and implementation of an algorithm dedicated to investigating the correlation between short-term variability (SVC) of fetal heart rate (FHR) and levels of oxygenation and fetal acidemia collected in umbilical artery blood are presented. The fetal heart rate signals were collected using a computerized cardiotocograph to obtain characteristic vectors (FVs) based on the concepts of energy, zero crossing rate (ZCR), entropy and their respective masses. Subsequently, for the analysis of the FVs, the resources of paraconsistent engineering of characteristics (PEC) were used to define the group of ideal FVs, pointing to the best existing separation between two classes, that is, VCs of abnormal and normal pregnancies, thus characterizing the correlation sought for prediction of fetal oxygenation and acidemia. Raw data selected for fetal heartbeat signals were used, considering signs of pregnancies considered abnormal with a pH lower than 7.20 and signs of pregnancies considered normal with a pH higher than 7.20. With the processing of these signals considered abnormal and normal, the confusion matrix was obtained with 81.67% accuracy, with the application of a cross validation procedure in which 50% of the FVs for each class was used for training and the remaining 50% was used for testing, showing a significant result from this analysis, and can be considered an excellent successful birth advance.

Keywords: Short term variability. Fetal acidemia. Fetal heart rate monitoring. Features analysis. Paraconsistent engineering of characteristics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo unidimensional para A_3 , com janela $w_i[\cdot]$ de comprimento L_{wi} , para $i = 0, 1, 2, 3, \dots, T - 1$	30
Figura 2 – Cossenóide e seus cruzamentos por zero	30
Figura 3 – Onda composta: onda quadrada e suas harmônicas.	32
Figura 4 – Exemplo 1D para B3, da janela $w_i[\cdot]$, para $i = 0, 1, 2, 3, \dots, T - 1$, com comprimento L_{wi} , atingindo $TC\%$ dos ZCRs de $s[\cdot]$	33
Figura 5 – Duas ondas quadradas: limpa e com ruído, respectivamente desenhadas em vermelho e azul.	35
Figura 6 – Estrutura para obtenção da entropia (H)	38
Figura 7 – Combinando recursos baseados em H com um classificador baseado em conhecimento.	39
Figura 8 – Método C_1 da entropia aplicado a um sinal de entrada 1D $s[\cdot]$. Como A_1 , descrito por Guido (2016b), inspira C_1 , esse diagrama é herdado desse artigo, no qual as únicas diferenças são os componentes do vetor de característica $f[\cdot]$	39
Figura 9 – Esquema de classificação usual para abordagens modernas de padrões, baseadas no conhecimento e combinadas	41
Figura 10 – Abordagem proposta foi baseada na EPC: análise intraclasse (superior esquerda), análise interclasse (direita) e análise paraconsistente (inferior esquerda).	44
Figura 11 – O plano paraconsistente representa os graus de confiança (α) e contradições (β), podemos considerar para $\alpha = 1$ totalmente confiável, $\alpha = 0$ não confiável, $\beta = 1$ contraditório, $\beta = 0$ totalmente contraditório	45
Figura 12 – Os vetores de características das classes C_1 para os casos normais, e C_2 para os casos anormais localizados no espaço.	46
Figura 13 – O ponto P é representado como ponto no plano paraconsistente para o exemplo numérico.	46
Figura 14 – Sistema de Monitoramento Fetal - CMS800H da Contec Medical SYstems Co. Ltd.	50
Figura 15 – Tela do Sistema de Monitoramento Fetal CMS800H	52
Figura 16 – Tela do exame cardiotocográfico de uma gestante no trabalho de parto do sistema de Monitoramento Fetal CMS800H, onde são mostradas a faixa da frequência cardíaca fetal basal, traçado da FCF, traçado das contrações uterinas e indicação das movimentações fetais	53

Figura 17 – Cardiotocografia com o traçado da frequência cardíaca fetal e contrações uterinas utilizado para análise do perfil biofísico realizado visualmente por especialista sobre o estado materno-fetal	54
Figura 18 – Plotagem do sinal padrão do batimento cardíaco fetal obtido no Matlab	55
Figura 19 – Resultado da FFT do sinal padrão da FCF	56
Figura 20 – Energia - Método A_3 - Resultados das características dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais anormais utilizando o Algoritmo 2.	57
Figura 21 – Energia - Método A_3 - Resultados das características dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais utilizando o Algoritmo 2.	57
Figura 22 – Energia - Método A_3 - Resultados dos valores médios das características de energia dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais utilizando o Algoritmo 2.	58
Figura 23 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos processamentos dos 130 sinais extraídos das gravações de gestações anormais.	59
Figura 24 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos processamentos dos 290 sinais extraídos das gravações de gestações normais.	59
Figura 25 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos valores médios das características das ZCRs dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais	60
Figura 26 – Entropia - Método C_1 - Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação anormais para variados tipos de valores de $D = pow(2,i)$ onde $i = 14$	60
Figura 27 – Entropia - Método C_1 - Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação normal para variados tipos de valores de $D = pow(2,i)$ onde $i = 14$	61
Figura 28 – Entropia - Método C_1 - Resultados dos valores médios das características das entropias dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais. Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação normal para variados tipos de valores de $D = pow(2,i)$ onde $i = 14$	61
Figura 29 – Massa da Energia - Método A_3 - Gestações anormais	62
Figura 30 – Massa da Energia - Método A_3 - Gestações normais	63
Figura 31 – Massa da Energia - Método A_3 - Valores médios das massas de energias de gestações normais e anormais	63
Figura 32 – Massa da ZCR - Método B_3 - Gestações anormais	64
Figura 33 – Massa da ZCR - Método B_3 - Gestações normais	64
Figura 34 – Massa da ZCR - Método B_3 - Valores médios das massas das ZCRs de gestações normais e anormais	65
Figura 35 – Massa da Entropia - Método C_1 - Gestações anormais	65

Figura 36 – Massa da Entropia - Método C_1 - Gestações normais	66
Figura 37 – Massa da Entropia - Método C_1 - Valores médios das massas das entropias de gestações normais e anormais	66
Figura 38 – Distâncias entre os pontos P de cada combinação ao vértice $P = (1,0)$, apresentando a menor distância euclidiana o grupo $H + HM$ com a menor distância Euclidiana obtida pela aplicação da EPC.	67
Figura 39 – Plotagem dos pontos (G_1 e G_2) dos grupos testados apresentando os grupos $H + HM$ com a menor distância Euclidiana para o vértice $P = (1,0)$ obtida pela EPC.	68
Figura 40 – Energia	77
Figura 41 – ZCR	78
Figura 42 – Entropia	79
Figura 43 – Vetor característica da Energia, ZCR e Entropia	80
Figura 44 – Massa da energia dos sinais	81
Figura 45 – Massa da ZCR dos sinais	82
Figura 46 – Massa da entropia dos sinais	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Base de dados utilizada na validação do sistema Fuzzy.	21
Tabela 2 – Avaliação do sistema utilizando a base de dado da Tabela 1.	21

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Amplitude
AG	Algoritmo genético
ACOG	Faculdade Americana de Obstetrícia e Ginecologia (<i>American College of Obstetricians and Gynecologists</i>)
AM	Modulação em amplitude
ATP	Reserva de energia celular
ANFIS	Sistema de inferência Neuro-Fuzzy adaptativo
CAMF	Centro de Avaliação e Medicina Fetal
CE	Cesariana de emergência
CTG	Cardiotocografia
CTU-UHB	<i>Czech Technical University in Prague and the University Hospital in Brno</i>
DESA	Algoritmo de separação de energia discreta
DNN	Rede Neural Profunda
DSP	Processamento digital de sinais - " <i>Digital Signal Processing</i> "
DUS	Ultrassonografia com Doppler fetal
ECG	Eletrocardiograma
EPC	Engenharia paraconsistente de características
FCF	Frequência cardíaca fetal
FCM	Frequência cardíaca materna
FM	Modulação em frequência
FSI	Índice de <i>stress</i> fetal
H	Entropia
IA	Inteligência artificial
IFR	Índice de reserva fetal

mvFEG	Entropia difusa multivariada global
mvFEL	Entropia difusa multivariada loca
mvFME	Entropia de medidafuzzy multivariada
mvSE	Entropia amostralmultivariada comumente utilizada
NICHD	Instituto Nacional de Saúde Infantil e Desenvolvimento Humano (<i>National Institute of Child Health and Human Development</i>)
OCU	Oclusão do cordão umbilical
PA	Máxima possível
PC	Paralisia cerebral
PL	Lógica paraconsistente
PR	Reconhecimento de padrões
RPSbC	Reconhecimento de padrões e sistemas baseados no conhecimento
PSO	Otimização de enxame de partículas (<i>Particle swarm optimization</i>)
SEDI	Laboratório de Sistemas Eletrônicos Digital e Imagem
STV	Short-term variation
SVM	Máquina de suporte de vetores
TA	Quantidade total
T	Operador de energia <i>Teager</i>
UC	Contrações uterinas
VC	Vetor de características
VCs	Vetores de características
VCP	Variabilidade de curto prazo
ZCR	Taxa de cruzamentos por zeros - " <i>Zero crossing rates</i> "

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Nível de crédito nas características
β	Nível de descrédito nas características
η	Massa
ω	Frequência instantânea

LISTA DE ALGORITMOS

Algoritmo 1	–	Fragmento do código C++ para o método A_3 utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais	85
Algoritmo 2	–	Fragmento do código C++ para o método B_3 , utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais	86
Algoritmo 3	–	Código-fonte C++ para o método C_1 em 1D, utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais	87

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	18
1.1 Objetivos Específicos	19
1.2 Estrutura do Trabalho	19
2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
3 – TÉCNICAS DE ANÁLISE DE SINAIS BIOMÉDICOS	28
3.1 Variabilidade de curto prazo e a correlação com a acidemia fetal	28
3.2 Energia	29
3.2.1 Método A_3	29
3.3 Taxa de cruzamento por zero - ZCR	30
3.3.1 Método B_3	32
3.4 Entropia	33
3.4.1 As abordagens propostas	35
3.4.2 Método C_1	37
3.5 Massa do sinal	39
3.6 Vetores de características	40
3.7 Engenharia paraconsistente de características - EPC	41
3.8 Máquina de suporte de vetores - SVM	45
4 – METODOLOGIA E RESULTADOS	48
4.1 Critérios de exclusão	48
4.2 Riscos	48
4.3 Benefícios	49
4.4 Estratégia de análise de dados	49
4.5 Sistema de monitoramento fetal – CMS800H	50
4.6 Coleta de dados	51
4.7 Implementação	53
4.8 Caracterização dos sinais	54
4.8.1 Energia do sinal	55
4.8.2 Taxa de Cruzamentos por Zero - ZCR	56
4.8.3 Entropia	58
4.8.4 Massa do Sinal	62
4.8.5 Vetores de características	64
4.9 Aplicação da engenharia paraconsistente de caractrísticas - EPC	65
4.10 Análise e discussão dos resultados	69

Referências	71
-----------------------	----

Apêndices	76
------------------	-----------

APÊNDICE A–Vetor característica da energia do sinal	77
---	----

APÊNDICE B–Vetor característica do ZCR do sinal	78
---	----

APÊNDICE C–Vetor característica da entropia do sinal	79
--	----

APÊNDICE D–Vetor característica da energia, ZCR e entropia do sinal . .	80
---	----

APÊNDICE E–Vetor característica da massa da energia	81
---	----

APÊNDICE F–Vetor característica da massa da ZCR	82
---	----

APÊNDICE G–Vetor característica da massa da entropia	83
--	----

Anexos	84
---------------	-----------

ANEXO A–Algoritmo 1	85
-------------------------------	----

ANEXO B–Algoritmo 2	86
-------------------------------	----

ANEXO C–Algoritmo 3	87
-------------------------------	----

1 INTRODUÇÃO

A má oxigenação do sangue fetal pode deixar sequelas importantes na vida de um indivíduo, ou mesmo levar ao [obito] ainda na fase intrauterina. Entender, identificar e atuar preventivamente nesse processo, traduz-se clinicamente na redução do sofrimento fetal e sucesso no nascimento.

São várias as condições para alterar o equilíbrio da oxigenação fetal. A queda acentuada da perfusão placentária impede a chegada de oxigênio para as células fetais, assim como a retirada de gás carbônico e toxinas provenientes do metabolismo, resultando na perda de reservas de energia celular (ATP) somando-se à redução progressiva do pH intracelular, e como consequência, à disfunção celular. Isso conduzirá a um processo isquêmico grave e prolongado, ou seja, a autólise e morte celular (GARCIA, 2006).

A frequência cardíaca fetal (FCF) tem sido um dos parâmetros biofísicos pioneiros utilizados dentro do arsenal propedêutico para análise da vitalidade fetal. Quando a FCF é registrada eletronicamente, em concomitância com a dinâmica uterina e a movimentação fetal, fica estabelecido um método propedêutico chamado cardiotocografia (CTG).

Um parâmetro muito importante na avaliação da vitalidade fetal é a variabilidade de curto prazo (VCP) ou *short-term variation (STV)* da frequência cardíaca fetal, cujo valor é mensurado pela diferença das médias de intervalos de pulso. O valor obtido no cálculo da VCP correlaciona-se com a acidose metabólica fetal e morte intrauterina (HENSON; DAWES; REDMAN, 1984; STREET et al., 1991; DAWES; MOULDEN; REDMAN, 1992).

A coleta da amostra do sangue fetal tem como objetivo fundamental a identificação do grau de oferta da oxigenação e a acidemia fetal (SALING, 1962; GARCIA, 2006). A queda do pH do sangue fetal proporciona a mensuração do grau de hipóxia em função das mudanças ocorridas pelo metabolismo anaeróbico na diminuição da oferta de oxigênio ao feto. Portanto, a análise do sangue da artéria umbilical é considerada o padrão ouro na avaliação da condição bioquímica fetal (GARCIA, 2006; MAEDA, 2013).

Assim, neste trabalho, são apresentados o desenvolvimento e implementação de algoritmos dedicados a investigar a correlação entre a VCP da FCF, níveis da oxigenação e acidemia fetal, tornando possível a análise e validação dos resultados dos processamentos obtidos pelos algoritmos, comparando com os resultados dos laudos obtidos por meio dos exames laboratoriais do sangue da artéria umbilical coletados no momento do nascimento.

Os sinais dos batimentos cardíacos fetais foram coletados com o auxílio de um cardiotocógrafo computadorizado, equipado com sensor de efeito Doppler. Os sinais dos batimentos cardíacos fetais possibilitaram a geração de vetores de características (VCs) baseados nos conceitos de energia, taxa de cruzamentos por zero, entropia e massa dos sinais, e avaliados por meio da engenharia de recursos paraconsistente. Com isso foi possível determinar qual VC possuía as melhores características do problema alvo.

Posteriormente, a análise dos VCs foi utilizada para mostrar a separação existente entre duas classes, isto é, VCPs de gestações normais com pH do sangue umbilical maior que 7,20 e de gestações anormais com pH do sangue do cordão umbilical menor que 7,20, caracterizando assim a correlação procurada. Este estudo foi realizado em parceria com a unidade hospitalar CAMF de São José do Rio Preto - SP que auxiliou na análise dos sinais cardiotocográficos e com a Santa Casa de São José do Rio Preto, possibilitando a coleta dos sinais cardiotocográficos de 75 gestantes em trabalho de parto ou intraparto entre 35 a 41 semanas de gestação, resultando em aproximadamente 1500 minutos de gravação da FCF para análise.

1.1 Objetivos Específicos

- sistema para determinação de acidemia e oxigenação fetal por meio dos sinais dos batimentos cardíacos fetais;
- algoritmos para a realização das propostas;
- técnicas para determinação da acidemia e oxigenação fetal;
- comparar os resultados do processamento da FCF com os exames laboratoriais que comprovam os níveis da acidemia e oxigenação fetal.

1.2 Estrutura do Trabalho

Este trabalho possui 5 (cinco) capítulos e está organizado da forma como segue:

No Capítulo 2, é apresentado o estudo sobre a FCF e VCP e a correlação com a acidemia fetal responsável pela avaliação da vitalidade fetal, capaz de prever a existência de acidemia no sangue enviado ao feto.

No Capítulo 3, são estudadas técnicas de análises de sinais biométricos, onde são apresentadas as ferramentas e seus métodos para obtenção das características da FCF, como Energia, ZCR, Entropia e suas respectivas massas. Estudou-se também a aplicação dos recursos da engenharia para consistência de características, responsável por transformar dados brutos em informações relevantes, configurando classificadores de processamento digital de sinais - (DSP - *Digital Signal Processing*) e reconhecimento de padrões (PR). Adicionalmente, são estudados trabalhos correlatos que foram importantes para direcionar os objetivos deste trabalho em busca do aperfeiçoamento das técnicas de caracterização e classificação dos sinais do batimento cardíaco fetal, importante para a análise e diagnóstico da acidose e oxigenação fetal para vigilância do bem estar fetal.

No Capítulo 4, apresentam-se os algoritmos propostos e os resultados obtidos durante a análise dos sinais da FCF para obtenção da VCP, acompanhado das discussões pertinentes.

No Capítulo 5, são apresentadas as análises, discussões de resultados e conclusões, apresentando uma nova ferramenta para classificação da FCF para a análise da acidose e oxigenação fetal.

Finalmente, são apresentadas as referências, apêndices e anexos, algoritmos, resultados dos algoritmos e resultados dos processamentos e respectivos laudos dos exames realizados.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

J.N.O. Fernandes, P.Cortez, J. Maques e F. Feitosa (FERNANDES et al., 2016) citam que a cardiotocografia possibilita a análise precisa da frequência cardíaca fetal (FCF) e sua correlação com as contrações uterinas (UC), permitindo o diagnóstico e a antecipação de muitos problemas relacionados ao sofrimento fetal e à preservação de sua vida. Apresentaram resultados de um sistema baseado em um agente inteligente utilizando a lógica nebulosa desenvolvida para analisar os sinais da FCF coletados por exames de cardiotocografia (CTG). O sistema foi desenvolvido no MATLAB v.7. Os resultados são muito promissores, com acurácia diagnóstica variando de 84,84% a 100%, de acordo com os tipos dos diagnósticos característicos para a análise. A metodologia de validação dos resultados obtidos pelo sistema foram comparados com diagnósticos apresentados por especialistas obstetras brasileiros a partir dos sinais cardiotocográficos. A partir de uma amostra de 100 exames, conforme descrito na Tabela 1, foram utilizados para a análise e validação dos resultados obtidos descritos na Tabela 2, apresentando resultados com os 84,84% de acertos nos diagnósticos considerados "Graves e Gravíssimos", com resultado final de 93% de acertos dos diagnósticos. A inferência dos resultados apresentados por este sistema, desenvolvido com lógica nebulosa Fuzzy, com 93% de acertos pode ser considerado um excelente avanço para a contribuição de nascimento com sucesso.

Tabela 1 – Base de dados utilizada na validação do sistema Fuzzy.

Diagnóstico	Quantitativo
Normal	49
Atenção	18
Grave/Gravíssimo	33
Total	100

Fonte: Fernandes et al. (2016)

Tabela 2 – Avaliação do sistema utilizando a base de dado da Tabela 1.

Diagnósticos	Acerto	Erro	Total
Normal	100,00%	00,00%	100,00%
Atenção	88,88%	11,12%	100,00%
Grave/Gravíssimo	84,84%	15,16%	100,00%
Total	93,00%	7,00%	100,00%

Fonte: Fernandes et al. (2016)

H. Gonçalves (GONÇALVES et al., 2016) citam que a cardiotocografia convencional apresenta dificuldade para detectar a hipóxia e acidose fetal, e que a inclusão da análise da frequência cardíaca materna (FCM) poderá melhorar a análise da hipóxia e acidemia fetal durante o trabalho de parto. Os estudos iniciais foram realizados em 51 gestantes a termo de única gestação e realizados durante as últimas duas horas do trabalho de parto. Foi realizada a comparação do pH do sangue da artéria do cordão umbilical. Foram realizadas as análises da FCF e FCM separadamente e em conjunto FCF-FCM. As evidências de melhores resultados para a análise da hipóxia e acidemia fetal foram constatadas quando as FCF-FCM foram analisadas simultaneamente, comparados com os resultados obtidos com a análise da FCF separadamente. A predição de acidemia fetal com a inclusão da FCM para a análise alcançou valores de sensibilidade de quase 89,1 e 100%, sugerindo que a análise simultânea da FCF e da FCM pode melhorar a identificação da acidemia fetal em comparação com a análise da FCF efetuada isoladamente.

A. Zaylaa (ZAYLAA et al., 2015) apresentam dois novos conceitos para discriminação de sinais de diferentes complexidades. O primeiro focou inicialmente na solução do problema para definir descritores de entropia variando o tamanho do padrão em vez de variar a tolerância. Isso levou à busca pelo tamanho ideal do padrão que maximizou a entropia de similaridade. O segundo paradigma foi baseado na entropia de similaridade de ordem n que engloba a entropia de similaridade de ordem 1. Para melhorar a estabilidade estatística, foi proposta a entropia de similaridade difusa de ordem- n . O movimento browniano fracional foi simulado para validar os diferentes métodos propostos, e sinais de frequência cardíaca fetal foram usados para discriminar gestações normais e anormais. Em todos os casos, verificou-se que era possível discriminar séries temporais de diferentes complexidades, como o movimento browniano fracionário e os sinais da frequência cardíaca fetal. Os melhores níveis de desempenho em termos de sensibilidade (90%) e especificidade (90%) foram obtidos com a entropia de similaridade difusa de ordem- n . No entanto, foi demonstrado que o tamanho ótimo do padrão e a máxima medida de similaridade estavam relacionados a características intrínsecas da série temporal.

Segundo A. Zaylaa, J. Charara e J.M. Girault (ZAYLAA; CHARARA; GIRAULT, 2015) a cardiotocografia de sinais biofísicos demonstram complexidade por meio de gráficos de recorrência sendo um desafio. E a quantificação de recorrências é frequentemente influenciada por pontos de permanência que escondem transições dinâmicas. Para superar esse problema, as séries temporais foram anteriormente incorporadas em altas dimensões. No entanto, ninguém quantificou a eliminação de pontos de permanência e taxa de detecção, nem o aprimoramento da detecção de transição foi investigado. Este artigo relata os esforços contínuos para melhorar a detecção de transições dinâmicas de mapas logísticos e corações fetais, reduzindo os pontos de permanência. Foram desenvolvidos três gráficos de recorrência baseados em sinais, isto é, incorporados com configurações específicas, ancoradas em derivativos e padrões *m-time*. Determinismo, determinismo-cruzado e porcentagem de pontos de permanência reduzida foram computados para detectar transições. Os erros relativos entre fetos normais e anormais foram

de 153%, 95% e 91%. Mais de 50% dos pontos de permanência foram eliminados, permitindo uma melhor detecção das transições cardíacas desencadeadas por fatores de troca gasosos. Isso pode ser significativo para melhorar o diagnóstico do estado fetal.

C. Ray e A. Ray (RAY; RAY, 2017) dizem que o objetivo do monitoramento fetal intraparto realizado com o uso de um cardiotocógrafo é identificar sinais precoces do desenvolvimento de hipóxia. Em contextos com poucos recursos, a análise da gasometria do sangue do cordão umbilical pode fornecer informações importantes sobre os fetos expostos a eventos hipoxêmicos intraparto e pode distinguir o lactente com alto risco de asfixia e sequelas relacionadas. Esse estudo incluiu 301 mulheres com gestações únicas a termo em trabalho de parto. A CTG intraparto foi tomada e classificada em normal (categoria I), indeterminada (categoria II) e anormal (categoria III) de acordo com a classificação NICHD 2008 (adaptado por ACOG 2013). O sangue arterial do cordão umbilical foi coletado imediatamente após o nascimento, em uma seringa pré-heparinizada e enviado ao laboratório para estudo do pH para detectar acidose. O pH do sangue do cordão menor ou igual 7,2 foi tomado como acidose e o pH do sangue do cordão maior que 7,2 foi considerado normal. A partir da análise deste estudo, pode-se concluir que uma CTG anormal deve ser tratada adequadamente e sem demora, a fim de prevenir a acidose no neonato e sequelas adversas em longo prazo.

L. Zhao (ZHAO et al., 2016) cita que a análise simultânea de séries temporais multivariadas fornece uma visão dos mecanismos subjacentes de interação do sistema cardiovascular e recentemente se tornou um foco decrescente. Propuseram uma nova medida de entropia multivariada, denominada entropia de medida fuzzy multivariada (mvFME), para a análise de séries temporais cardiovasculares multivariadas. Os desempenhos do mvFME e seus dois subcomponentes - a entropia difusa multivariada local (mvFEL) e a entropia difusa multivariada global (mvFEG) - bem como a entropia amostral multivariada comumente utilizada (mvSE), foram testados tanto em simulação quanto em multivariada cardiovascular. Para a análise de séries temporais triviais, apenas o mvFME tem a capacidade de discriminação para os dois estados fisiológicos, enquanto o mvSE não. Em resumo, o novo método mvFME proposto mostrou melhor estabilidade estatística e melhor capacidade de discriminação para análises de séries temporais multivariadas do que o método tradicional mvSE.

M. Romano (ROMANO et al., 2016) diz que apesar do uso difundido da cardiotocografia no monitoramento fetal, a avaliação do estado fetal sofre de uma considerável variabilidade inter e intra-observador. O software proposto utilizou traços cardiotocográficos simulados e reais para testar a sua confiabilidade. Os resultados da análise computadorizada dos sinais reais foram comparados com a avaliação visual realizada por 18 médicos especialistas e três índices de desempenho foram computados para obter informações sobre o desempenho do software proposto. O software apresentou um desempenho preliminar considerado satisfatório, pois os resultados correspondiam completamente aos requisitos, como comprovado por testes em sinais artificiais em que todos os eventos simulados eram detectados a partir do software. Os índices de desempenho calculados em comparação com as avaliações dos obstetras, pelo contrário,

não são tão satisfatórios; na verdade, eles levaram a obter os seguintes valores dos parâmetros estatísticos: sensibilidade igual a 93%, valor preditivo positivo igual a 82% e precisão igual a 77%. Muito provavelmente isso decorre da alta variabilidade da anotação de traços realizada pelos clínicos.

Para S.A. Alnuaimi et al. (ALNUAIMI; JIMAA; KHANDOKER, 2017) a ultrassonografia com Doppler fetal (DUS) é comumente usada para monitorar a frequência cardíaca fetal e também pode ser usada para identificar os horários dos eventos dos movimentos da válvula cardíaca fetal. Nos fetos em estágio inicial, o sinal detectado pelo Doppler sofre influência de ruído e perda de sinal devido aos movimentos fetais e alteração da localização fetal durante o procedimento de medição. Os intervalos cardíacos fetais, que podem ser estimados medindo-se os tempos dos eventos cardíacos fetais, são os marcadores mais importantes do desenvolvimento e bem-estar fetal. Para avançar os métodos de monitoramento fetal baseados em DUS, vários métodos poderosos e avançados de processamento de sinais e aprendizado de máquina foram desenvolvidos recentemente. Esta revisão fornece uma visão geral das técnicas existentes usadas no monitoramento da atividade cardíaca fetal e uma pesquisa abrangente sobre estruturas de processamento de sinal de Doppler cardíaco fetal. A revisão é estruturada com foco em suas deficiências e vantagens, o que ajuda a compreender os métodos de processamento de sinal por eletrocardiograma fetal Doppler e os procedimentos de análise de sinal de Doppler relacionados, fornecendo informações clínicas valiosas. Finalmente, um conjunto de recomendações é sugerido para futuras direções de pesquisa e o uso de análise, processamento e modelagem de sinais de Doppler cardíaco fetal para abordar os desafios subjacentes.

M.Jezewski et al. (JEZEWSKI et al., 2016) descrevem a avaliação dos sinais de CTG, com base no agrupamento fuzzy com pares de protótipos. A eficiência do método proposto é verificada usando dois conjuntos de dados de referência dos sinais CTG (CTU-UHB e SisPorto), e os problemas da classificação de duas e três classes são considerados. Os resultados obtidos mostram a melhoria da qualidade da avaliação do estado fetal automatizado de acordo com os procedimentos de referência aplicados: o agrupamento *fuzzy* ($c + p$) - *signing* e o *Lagrangian Support Vector Machines*. Para verificar a eficiência do classificador *fuzzy*, foram utilizados dois conjuntos de benchmark (CTU-UHB - *Czech Technical University in Prague and the University Hospital in Brno* e SisPorto) contendo os dados cardiotocográficos. No caso do CTU-UHB, foi difícil comparar a eficiência de classificação obtida com os resultados da literatura devido a diferentes entradas e saídas dos classificadores. No entanto, houve melhora em relação aos métodos de referência aplicados. No caso da análise de três classes do conjunto de dados do SisPorto, o aumento da qualidade de classificação foi percebido quando comparado com os procedimentos de referência aplicados; no entanto, não melhoramos a precisão geral da classificação.

Para P. Manickam e H. Prabha (MANICKAM; PRABHA, 2016) a extração do eletrocardiograma (ECG) fetal ainda é uma tarefa desafiadora para o diagnóstico. O objetivo é encontrar um método melhor no processo de extração e também um método para aperfeiçoar a qualidade

extraída do ECG fetal. O algoritmo usando o sistema de inferência Neuro-Fuzzy adaptativo (ANFIS) para identificar o componente materno presente no sinal do ECG do abdômen e retirar o sinal composto do abdômen. O sinal resultante contém ruído errante da linha de base e outros ruídos de alta frequência. O filtro de média móvel é usado para identificar o ruído da linha de base e, em seguida o sinal é extraído. Finalmente, os outros ruídos são removidos usando a técnica de remoção de ruídos *wavelet*. A estrutura do ANFIS possui dois conjuntos de parâmetros, como parâmetros de premissa e parâmetros consequentes. Esses parâmetros são inicializados e, em seguida, atualizados em cada iteração do algoritmo. É necessário identificar o ECG fetal a partir do sinal do abdômen na análise clínica. O método proposto de ANFIS com aprendizado híbrido ou aprendizagem baseada em otimização de enxame de partículas (PSO - *particle swarm optimization*) ou algoritmo de genética (AG) é capaz de extrair o ECG fetal, e também a clareza de extração é melhorada pelas técnicas de pós-processamento, tais como filtragem média móvel para remoção de ruído errante da linha de base e remoção de ruído *wavelet* para outros ruídos de alta frequência.

Segundo L. Butruille et al. (BUTRUILLE et al., 2017) os batimentos cardíacos fetais na ausência da VCP refletem um desequilíbrio entre os sistemas nervosos parassimpático e simpático. Nessa situação, a asfixia fetal pode ser suspeitada e pode ser confirmada por medidas metabólicas ao nascimento, como valores baixos de pH. O objetivo deste estudo foi determinar se a asfixia fetal durante o trabalho de parto está relacionada à atividade do sistema nervoso parassimpático. Este foi um estudo retrospectivo coletado em 5 centros. Duzentos e noventa e nove traçados de frequência cardíaca fetal coletados durante o parto foram analisados. O sistema nervoso autônomo, especialmente o sistema nervoso parassimpático, foi analisado usando um índice de *stress* fetal: o FSI (*Fetal Stress Index*). O FSI é uma avaliação da atividade parassimpática baseada na análise da variabilidade da frequência cardíaca fetal. Os bebês foram agrupados com base no valor normal ou baixo do pH no nascimento. O FSI foi medido durante os últimos 30 minutos de trabalho de parto antes do nascimento e comparado entre os grupos. O valor mínimo do FSI durante os últimos 30 minutos antes do parto foi significativamente menor no grupo com o menor valor do pH arterial do cordão umbilical. Neste estudo piloto durante o trabalho de parto, o FSI foi menor no grupo de bebês com pH arterial baixo ao nascimento.

P. Fergus, M. Selvaraj e C. Chalmers (FERGUS; SELVARAJ; CHALMERS, 2018) reafirmam que a inspeção visual dos traçados é usada para monitorar o feto durante o trabalho de parto e evitar a mortalidade e a morbidade neonatal. O problema, no entanto, é que a interpretação visual dos traços de cardiotocografia está sujeita a alta variabilidade inter e intra observador. Decisões incorretas, causadas pela falta de interpretação, podem levar a resultados perinatais adversos e, em casos graves, à morte. Apresentando uma da interpretação de traços de cardiotocografia humana e argumenta que a aprendizagem de máquina, usada como um sistema de apoio à decisão por obstetras e parteiras, pode fornecer uma medida objetiva ao lado de práticas normais. Isso ajudará a aumentar a capacidade preditiva e reduzir

os resultados negativos. Uma metodologia robusta é apresentada para a engenharia de conjunto de recursos usando um banco de dados aberto que compreende 552 gravações intraparto. O estado da arte em técnicas de processamento de sinal é aplicado a rastreamentos fetais de cardiotocografia em batimentos cardíacos para extrair 13 características. Aqueles com baixa capacidade discriminativa são removidos usando *Recursive Feature Elimination*. O conjunto de dados é desequilibrado com diferenças significativas entre as probabilidades anteriores de ambos os partos normais e os entregues por cesariana. Esse problema é abordado pela sobreamostragem das instâncias de treinamento usando uma técnica de sobreamostragem de minoria sintética para oferecer uma distribuição de classe balanceada. Vários algoritmos simples, mas poderosos, de aprendizado de máquina são treinados, usando o conjunto de recursos, e seu desempenho é avaliado com dados reais de teste. Os resultados são encorajadores usando um classificador composto por Análises Linear Discriminantes Fisher, classificadores *Random Forest* e máquina de suporte de vetores (SVM), com 87% (95% Intervalo de Confiança: 86%, 88%) para Sensibilidade, 90% (95% CI: 89%, 91%) para especificidade e 96% (95% CI: 96%, 97%) para a área sob a curva, com um erro médio quadrático de 9% (95% CI: 9%, 10%).

R.D. Eden et al. (EDEN et al., 2018) confirmaram que o uso quase onipresente do monitoramento fetal eletrônico não conseguiu diminuir as taxas de paralisia cerebral (PC) e de cesarianas de emergência (CEs). Suas métricas de desempenho têm baixa sensibilidade, especificidade e valores preditivos para ambos. Existem muitas CEs, mas a grande maioria tem resultados normais. As CEs, no entanto, causam graves interrupções na rotina do parto com aumento de complicações, ansiedade e preocupação com todos. R.D. Eden et al. (EDEN et al., 2018) desenvolveram o índice de reserva fetal (IRF) como algoritmo multicomponente incluindo 4 componentes da FCF (analisados individualmente), atividade uterina e fatores de risco materno, obstétrico e fetal para avaliar o risco de paralisia cerebral e CEs. As pontuações foram categorizadas em zonas verdes, amarelas e vermelhas. Foram estudados 300 pacientes pelo IRF, todos com resultados neonatais normais. Tentando distinguir o curso clínico dos casos que exigiam uma CE. Os resultados de 51 casos com CEs tiveram IRFs muito inferiores a 249 casos não-CEs. A zona vermelha teve uma sensibilidade de 92% para CEs, com um valor preditivo positivo de 64% e uma taxa de falso positivo de 10,4%. Concluiu-se que os dados sugerem que o IRF pode reduzir significativamente a incidência de CEs, identificando a oportunidade de ressuscitação intra-uterina. Nesta abordagem podem ser reduzidos os efeitos disruptivos dos CEs e seus riscos aumentados concomitantes de complicações. O IRF pode fornecer uma métrica que pode refinar o gerenciamento do trabalho para reduzir os PCs e CEs.

G. Garcia (GARCIA, 2006) estabeleceu o ponto de corte para a variação de curto prazo (VCP) como único parâmetro único na predição de acidemia ao nascimento. O estudo analisou seqüencialmente 41 gestações únicas de pacientes hipertensas após a 27^a semana no Hospital São Paulo (UNIFESP) e no Hospital Maternidade Leonor Mendes de Barros (SES), com um traçado de cardiotocografia computadorizada, realizado em gestantes com indicação de cesariana antes de entrarem em trabalho de parto. a menos de 24 horas do

nascimento. Amostras de sangue de uma das artérias umbilicais foram coletadas imediatamente após o nascimento. Foi construída uma curva ROC (*receiver operator characteristics*) para a VCP como uma variável preditora independente e o pH da artéria umbilical como variável dependente. Posteriormente, foram calculadas a sensibilidade, especificidade, valores preditivos positivo (VPP) e negativo (VPN). Encontrando uma correlação significativa entre a VCP e a análise de acidemia no sangue do cordão umbilical ao nascimento e valores de VCP < 5,25 ms foram significativamente capazes de prever acidemia (pH < 7,20), (sensibilidade de 57,1%; especificidade de 85,2%, $p < 0,05$). Valores menores que 5,25 ms para a VCP foram capazes de prever pH menores que 7,20 na artéria umbilical ao nascimento.

Os estudos apresentados nesta revisão bibliográfica foram fundamentais para orientação deste trabalho, contribuindo desde as abordagens iniciais durante as primeiras coletas de dados, exames laboratoriais e seleção das ferramentas computacionais que contribuísem para o aperfeiçoamento das análises da FCF.

Os resultados das pesquisas realizadas por Garcia (2006) foram fundamentais para a elaboração do presente estudo na determinação da VCP < 5,25ms com a indicação prévia da acidemia fetal por meio da análise dos sinais vitais da FCF coletados antes do nascimento, cujos resultados foram confirmados com a análise laboratorial do sangue do cordão umbilical coletados logo após o nascimento.

3 TÉCNICAS DE ANÁLISE DE SINAIS BIOMÉDICOS

As causas e os mecanismos da oxigenação e da acidemia fetal são de origens diversas. Este estudo tem como objetivo desenvolver um método de processamento da FCF para avaliação do grau de acidemia, oxigenação e bem-estar fetal (GARCIA, 2006), sem a pretensão de posicioná-la como método preferencial ou definitivo, mas sim o de contribuir para o desenvolvimento de um novo método que se torne valioso para permitir que o produto de uma concepção atinja seu potencial máximo durante a sua existência.

As técnicas de análise de sinais biomédicos utilizados será apresentado neste capítulo, onde são estudados os recursos de energia, taxa de cruzamentos por zero (ZCR), entropia, massa da energia, massa da ZCR, massa da entropia, máquina de suporte de vetores (SVM) e engenharia paraconsistente de características, para extração de características e classificação da VCP da FCF para da acidemia e da oxigenação fetal.

3.1 Variabilidade de curto prazo e a correlação com a acidemia fetal

A análise da variável VCP na avaliação da vitalidade fetal tem o valor mensurado pela diferença das médias de intervalos de pulsos, expressas em milissegundos, calculadas em janelamentos de 3,75 segundos, ou seja, 1/16 de minuto para todos os minutos válidos do traçado (DAWES; REDMAN, 1995).

O valor obtido no cálculo da VCP correlaciona-se com a acidose metabólica fetal e morte intrauterina (DAWES; MOULDEN; REDMAN, 1991; HENSON; DAWES; REDMAN, 1984; DAWES; REDMAN, 1995).

Considerando-se os critérios de normalidade de Dawes e Redman, o objetivo do estudo foi o de avaliar individualmente um dos parâmetros, ou seja, a VCP, que é estabelecida inicialmente após os primeiros 10 minutos de exame e, consecutivamente, a cada 2 minutos após essa primeira interpretação (DAWES; M.; REDMAN, 1996).

Os critérios de normalidade de Dawes e Redman são:

- A VCP (STV – Short-term variation) deve ser superior ou igual a 3 milissegundos;
- O nível da linha de base (FCF) deve estar entre 110 e 160 bpm;
- Deve ocorrer no mínimo um episódio de alta variação;
- Deve ocorrer no mínimo um movimento fetal (registrado pela mãe) ou 3 acelerações;
- Não devem ocorrer desacelerações com mais de 20 "batimentos perdidos"(MACONES et al., 2008).

Existe também uma correlação significativa entre a VCP e a análise de acidemia no sangue do cordão umbilical ao nascimento e valores de VCP < 5,25 ms que foram significativamente capazes de prever acidemia fetal com pH < 7,20, ou seja, pH < 7,20 na artéria umbilical ao nascimento é considerado o limite para pré-acidose fetal (GARCIA, 2006).

A faixa de normalidade do pH na vida adulta é de 7,35 a 7,45, variando na vida fetal entre 7,30 e 7,35 (SALING, 1962). Assim, no feto, valores superiores a 7,25 são considerados normais, e valores entre 7,20 e 7,25 são considerados pré-acidóticos (ACOG, 1996).

3.2 Energia

A energia de um sinal é a capacidade de executar trabalho (THEODORIDIS; KOUTROUMBAS, 2008; SEJDIĆ; DJUROVIC; JIANG, 2009). Por exemplo, o sinal dos batimentos cardíacos fetais é considerado trabalho, assim, descreve a energia que o coração do feto realiza para a troca do sangue venoso e arterial por meio do cordão umbilical, em função do tempo. A energia de um sinal discreto $s[\cdot]$ de comprimento M é definida na Equação (1):

$$E(s[\cdot]) = \sum_{i=0}^{M-1} (s_i)^2 \quad (1)$$

As técnicas da análise do método A_3 descritas por Guido (2016b) constituem a base para a obtenção da energia. O funcionamento básico dá-se como segue.

3.2.1 Método A_3

O método A_3 consiste em determinar os comprimentos proporcionais, ou áreas, do sinal em análise que são necessários para atingir níveis predefinidos de energia. A consequência direta dessa abordagem é a caracterização de A_3 como ideal para inspecionar a constância em ação da entidade física responsável por gerar $s[\cdot]$ (GUIDO, 2016b).

Especificamente, C é definido como o nível básico crítico de energia, ($0 < C < 100$), e, para 1D, o vetor de característica $f[\cdot]$, do tamanho T , é determinado da seguinte forma:

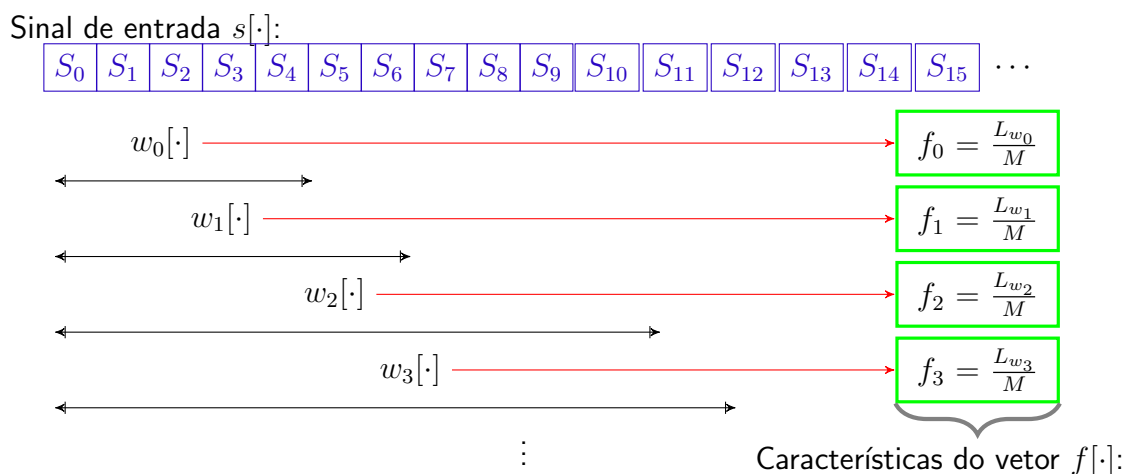
- f_0 é a proporção de $s[\cdot]$ e comprimento (Lw_0) desde o início, coberta pela janela $w_0[\cdot]$ e necessária para atingir $C\%$ da energia total do sinal;
- f_1 é a proporção de $s[\cdot]$ e comprimento (Lw_1) desde o início, coberta pela janela w_1 e necessária para atingir $2C\%$ da energia total do sinal;
- f_2 é a proporção de $s[\cdot]$ e comprimento (Lw_2) desde o início, coberta pela janela $w_2[\cdot]$ e necessária para atingir $3C\%$ da energia total do sinal;
- ...
- f_T é a proporção de $s[\cdot]$ e comprimento (Lw_T) desde o início, coberta pela janela $w_{T-1}[\cdot]$, necessária para atingir $(T.C)\%$ da energia total do sinal, de modo que $(T.C) < 100\%$.

Para A_3 , o valor de T é definido na Equação (2), até o nível desejado de energia, isto é, C , $2.C$, $3.C$, ..., $T.C$ é atingido.

$$T = \begin{cases} \frac{100}{C} - 1 & \text{se } C \text{ é múltiplo de } 100 \\ \lfloor \frac{100}{C} \rfloor & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2)$$

Na Figura 1 mostra o método A_3 trabalhando para um sinal unidimensional, e o Algoritmo 1 do Anexo A apresenta as respectivas implementações deste método.

Figura 1 – Exemplo unidimensional para A_3 , com janela $w_i[\cdot]$ de comprimento L_{wi} , para $i = 0, 1, 2, 3, \dots, T - 1$.



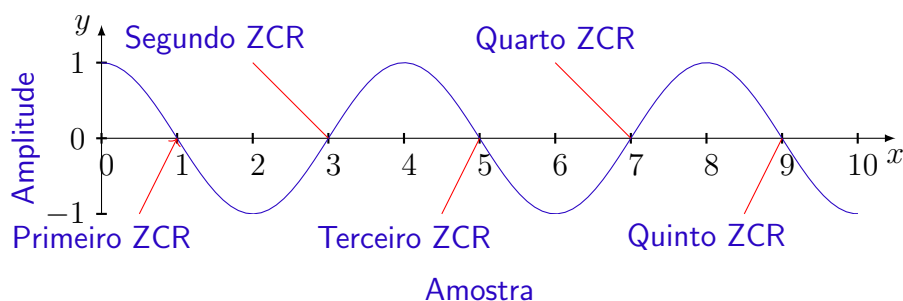
Fonte: Adaptado de Guido (2016a)

3.3 Taxa de cruzamento por zero - ZCR

Outra técnica de análise de sinais biomédicos são as ZCRs, podem ser utilizadas como ferramentas para extração de informações espectrais básicas a partir de sinais no domínio do tempo sem sua conversão para o domínio da frequência, desempenhando um papel importante na área de processamento de sinais e reconhecimento de padrões (OPPENHEIM; SCHAFER, 2013; GUIDO, 2016b).

Em outras palavras, ZCR é definida como sendo o número de vezes em que a forma de onda de um determinado sinal cruza o eixo zero, como observado no exemplo de uma onda cossenoidal mostrado na Figura 2 cruzando duas vezes o eixo zero em cada período.

Figura 2 – Cossenóide e seus cruzamentos por zero



Fonte: Adaptado de Guido (2016a)

A taxa de cruzamentos por zeros (ZCR) é uma das ferramentas existentes mais simples usadas para extrair informações espectrais básicas a partir de sinais no domínio do tempo sem sua conversão explícita para o domínio de frequência, desempenhando um papel importante no

processamento digital de sinais (DSP) e no reconhecimento de padrões e sistemas baseados no conhecimento (RPSbC) (GUIDO, 2016a).

Uma forma alternativa e formal para expressar a ZCR, assumindo que $s[\cdot] = s_0, s_1, s_2, \dots, s_M - 1$ seja um sinal de tempo discreto de comprimento $M > 1$, mostrado na Equação (3), sendo $ZCR(s[\cdot]) \geq 0$ para qualquer $s[\cdot]$ e $sign(x) = \begin{cases} 1 & \text{se } x \geq 0 \\ -1 & \text{caso contrário} \end{cases}$

$$ZCR(s[\cdot]) = \frac{1}{2} \sum_{j=0}^{M-2} |sign(s_j) - sign(s_{j+1})| \quad (3)$$

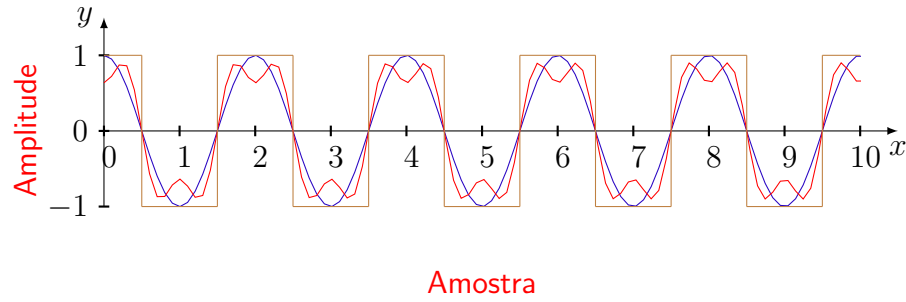
No entanto, é necessária muita atenção para entender o significado físico correto das ZCRs, evitando subestimações. Para isso, é necessária uma entrada básica extraída da teoria de Fourier e sua série matemática (HAYKIN; VEEN, 2002): a afirmação que confirma que qualquer forma distinta de sinal de onda senoidal pode ser decomposta como uma combinação linear de infinitas senoidais com múltiplas frequências, chamados de harmônicos.

Assim, uma forma de onda de sinal que corresponde exatamente a uma função senoidal, com certo período, fase e amplitude, é classificada como pura. Por outro lado, qualquer outra forma de onda de sinal consiste em uma senóide principal denominada fundamental ou primeiro harmônico, possuindo a menor frequência entre o conjunto, somado as outras senóides de frequências mais altas, ou seja, o segundo harmônico, o terceiro harmônico, o quarto harmônico, e assim por diante, em uma ordem decrescente de magnitude.

A conexão entre ZCRs e séries de Fourier agora é explicada com base no exemplo seguinte, ilustrado na Figura 3. Em azul, vermelho e marrom, respectivamente, uma onda senoidal pura, uma composição de duas ondas senoidais e uma onda quadrada, que é essencialmente a soma de senóides infinitos, são mostradas, todas com o mesmo comprimento. Curiosamente, as três curvas têm exatamente o mesmo número de ZCRs, no entanto, de acordo com a teoria de Fourier, suas conexões de frequência são consideravelmente diferentes. Com base no exemplo, a lição aprendida é que os primeiros harmônicos de um sinal não puro são dominantes sobre os outros, enquanto obrigatórios para definir sua forma geral de forma de onda. Consequentemente, muitas vezes são as pequenas oscilações produzidas pelas harmônicas mais altas que não geram cruzamentos de zero. Portanto, é muito mais provável que a ZCR de um determinado sinal forneça informação em sua frequência fundamental do que uma descrição detalhada de seu conteúdo de frequência total.

Outro conceito relevante é a relação direta entre a frequência fundamental de um sinal e sua ZCR. Uma vez que as senóides são periódicas em 2π , cada período contém dois cruzamentos zero. Assim, se um sinal unidimensional $s[\cdot]$ de comprimento M cruza G vezes a amplitude zero, ele contém períodos senoidais $\frac{G}{2}$ a essa frequência. Considerando que, no momento em que o sinal foi convertido do seu analógico para a sua versão digital (HAYKIN; VEEN, 2002), a unidade da taxa de amostragem é de número de amostras por segundo, então $\frac{1}{R}$ é o período de tempo entre amostras consecutivas, que implica que $M \cdot \frac{1}{R} = \frac{M}{R}$ é a extensão do tempo do sinal analógico em segundos. Concluindo, em $\frac{M}{R}$ segundos há $\frac{G}{2}$ períodos da

Figura 3 – Onda composta: onda quadrada e suas harmônicas.



Fonte: Adaptado de Guido (2016a)

senóide, implicando que, proporcionalmente, existem $\frac{G \cdot R}{2 \cdot M}$ períodos por segundo, ou seja, a frequência F , capturada pelos ZCRs é:

$$F(ZCR(f[\cdot])) = \frac{G \cdot R}{2 \cdot M} \text{Hz} \quad (4)$$

Obviamente, a formulação anterior é válida somente se as senóides não forem deslocados no eixo da amplitude, isto é, nenhum valor constante é adicionado a eles. De modo equivalente, o sinal em análise é necessário para que sua média aritmética seja igual a zero, o que implica que um ajuste inicial pode ser necessário antes de contar as ZCRs, caso contrário, eles não seriam fisicamente significativos. O processo mais simples para normalizar um sinal $s[\cdot]$ para transformar sua média em zero é mudar cada uma de suas amostras, subtraindo sua média original, isto é,

$$s_k \leftarrow s_k - \frac{(\sum_{j=0}^{M-1} s_j)}{M}, (0 \leq k \leq M - 1) \quad (5)$$

Neste caso, as técnicas do método B_3 descritas por Guido (2016a) constituem a base para a obtenção dos ZCRs. O funcionamento básico é descrito a seguir.

3.3.1 Método B_3

O método B_3 consiste em determinar os comprimentos proporcionais do sinal sob a análise necessário para atingir porcentagens predefinidas da ZCR total. Normalizações não se aplicam neste caso. A consequência direta dessa abordagem é a caracterização de B_3 como sendo ideal para inspecionar a constância na frequência da entidade física responsável por gerar $s[\cdot]$ (GUIDO, 2016a).

Especificamente, C é definido como sendo o nível básico crítico de ZCRs de $(0 < C < 100)\%$ e, em seguida, para 1D, o vetor de características $f[\cdot]$ do tamanho T é determinado da seguinte forma:

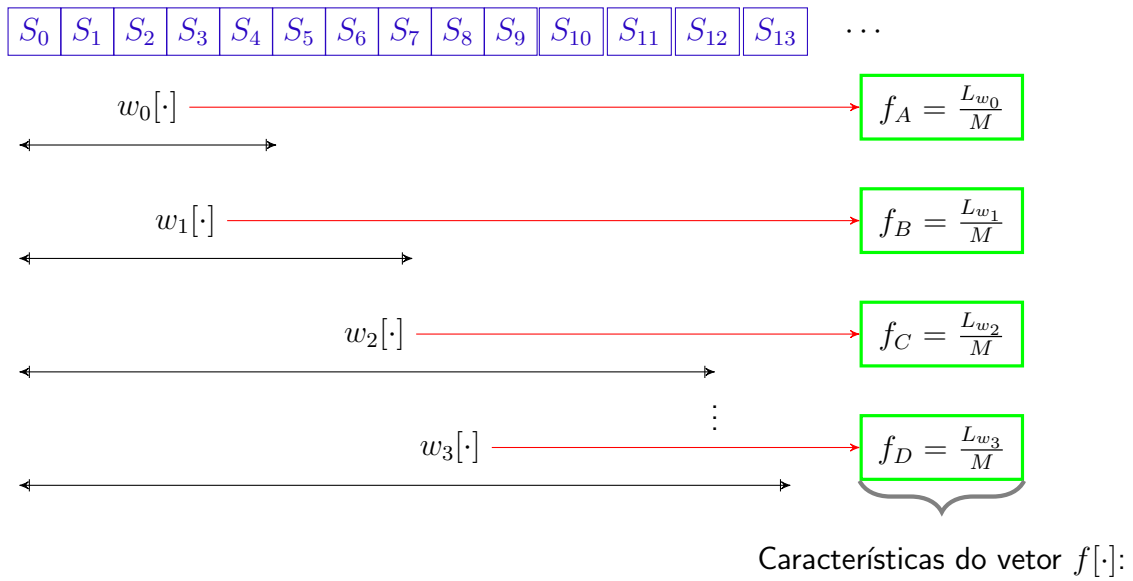
- f_0 é a proporção do comprimento de $s[\cdot]$, isto é, M , começando do seu início, que é coberto pelo posicionamento da janela $w_0[\cdot]$, necessário para atingir $C\%$ do ZCR total;

- f_B é a proporção do comprimento de $s[\cdot]$, isto é, M , começando do seu início, que é coberto pelo posicionamento da janela $w_1[\cdot]$, necessário para atingir $2.C\%$ do ZCR total;
- f_A é a proporção do comprimento de $s[\cdot]$, isto é, M , começando do seu início, que é coberto pelo posicionamento da janela $w_2[\cdot]$, necessário para atingir $3.C\%$ do ZCR total;
- ...
- f_{T-1} é a proporção do comprimento de $s[\cdot]$, ou seja, M , desde o início, que é coberto pela colocação da janela $w - (T - 1) [\cdot]$, necessária para atingir $(T.C)\%$ da ZCR total, de modo que $(T.C) < 100\%$;

Finalmente, a Figura 4, e o Algoritmo 2 do Anexo B, complementam as soluções sobre o método da extração das características de energia B_3 para $s[\cdot]$.

Figura 4 – Exemplo 1D para B3, da janela $w_i[\cdot]$, para $i = 0, 1, 2, 3, \dots, T-1$, com comprimento L_{w_i} , atingindo $TC\%$ dos ZCRs de $s[\cdot]$

Sinal de entrada $s[\cdot]$:



Fonte: Adaptado de Guido (2016a)

3.4 Entropia

A Energia é usada para expressar o potencial para executar um trabalho, assim como ZCRs, que são comumente aplicados à análise de conteúdo espectral elementar, atuando de forma distinta em correlação com a entropia (H).

Segundo Guido (2018), a entropia pode revelar características do sinal em análise que são improváveis de serem encontradas com ZCR e energia. Particularmente, a entropia pode distinguir facilmente os sinais, enquanto a energia e os ZCRs não conseguem fazê-lo.

Da mesma forma que a caracterização dos ZCRs como agentes de neurocomputação (GUIDO, 2016a), H é mostrada como o resultado de uma rede neural profunda (DNN) sintonizada especificamente que funde informações importantes, trazendo um ponto de vista inovador para DSP e PR. Além disso, experimentos e aplicações no reconhecimento de fala com vocabulário restrito e síntese de imagens garantem a eficácia das técnicas propostas.

A entropia está comprometida com um equilíbrio entre criatividade, simplicidade e precisão Guido (2016a), Guido (2016b). Uma revisão sobre H acompanhada de algumas de suas aplicações recentes é o tema da próxima subseção.

A técnica C_1 descrita por Guido (2018) constitui a base para a obtenção da entropia.

A exposição a seguir é inspirada no artigo tradicional de Shannon (1948), considerado o pai da Teoria da Informação, e por outros materiais bibliográficos respeitados.

Seja $p_i = \frac{\alpha_i}{M} = \frac{1}{(M/\alpha_i)}$, ($0 \leq i < K$) and ($0 \leq \alpha_i < M$), seja a probabilidade citada por Pishro-Nik (2014) onde o i -ésimo dado distinto, isto é, símbolo, em um conjunto $s[\cdot] = \{s_0, s_1, s_2, \dots, s_{M-1}\}$ do tamanho M com K símbolos distintos. Consequentemente, existem símbolos α_i dentro de M correspondentes à i -ésima equivalente, existe um entre $\frac{1}{(M/\alpha_i)}$. Especificamente, o denominador (M/α_i) representa o número normalizado de possibilidades para o i -ésimo símbolo, com a normalização interpretada de forma que cada subconjunto de elementos repetidos seja convertido em um tamanho único representativo de medida igual ao de todo subconjunto. Além disso, (M/α_i) , escrito com base em um determinado alfabeto, produz palavras para as quais o comprimento corresponde ao que conhecemos como informação.

Geralmente, o $\log\beta(\frac{1}{p_i})$ expressa informações em termos do número de elementos necessários para escrever $\frac{1}{p_i}$ normalizados de possibilidades para posicionamentos baseados no alfabeto β .

Para obter uma quantificação global para as informações em todo o conjunto $s[\cdot]$, o procedimento mais natural corresponde ao cálculo da soma ponderada das quantidades independentes de informação, onde as probabilidades de ocorrência são os respectivos pesos. Portanto,

$$H = \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \log\beta\left(\frac{1}{p_i}\right) \quad (6)$$

Alternativamente, e levando em consideração a propriedade dos logaritmos, que afirma que $\log\left(\frac{1}{x}\right) = -\log(x)$, $\forall x \in \mathbb{R}^+$, Equação (6) que pode ser reescrita como na Equação (7), sendo essa a maneira mais tradicional usada para expressar entropia.

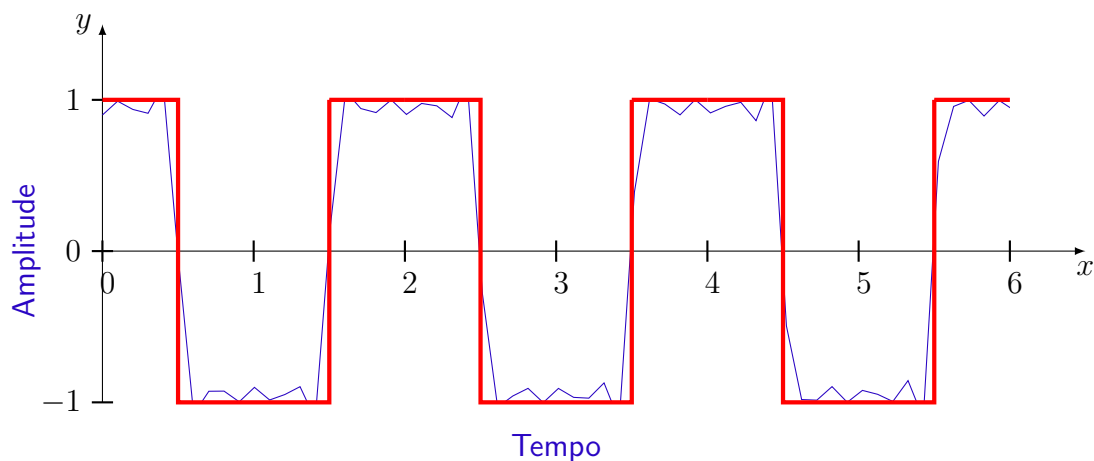
$$H = - \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \log\beta(p_i) \quad (7)$$

Também conhecida como entropia de Shannon (1948), H pode alternativamente ser entendido como uma medida de imprevisibilidade do conteúdo da informação, enquanto que é igual a zero em um resultado concreto e totalmente previsível, ou seja, quando $K = 1$ e $p_0 = 1$.

É necessária atenção ao fato de que nem o significado particular dos símbolos em $s[\cdot]$ nem as posições específicas que eles ocupam afetam o valor de H .

O exemplo simples mostrado na Figura 5 ilustra essa capacidade. Supondo que uma janela de comprimento fixo seja adotada para analisar os sinais, nem energia nem ZCRs podem ser empregados com sucesso para distinguir entre as ondas quadradas limpas e ruidosas, desenhadas respectivamente em vermelho e azul. Por um lado, a energia de ambos os sinais é praticamente a mesma, porque os picos positivos do ruído senoidal compensam a amplitude dos negativos. Assim, e em relação aos ZCRs, ambas as curvas cruzam zero exatamente o mesmo número de vezes em um determinado intervalo. Por outro lado, o sinal ruidoso exige que mais informações sejam caracterizadas em comparação com sua versão limpa, porque diferem em termos do número de valores de amplitude distintos que eles contêm. Assim, a entropia pode distinguir facilmente os sinais, enquanto a energia e os ZCRs não conseguem fazê-lo.

Figura 5 – Duas ondas quadradas: limpa e com ruído, respectivamente desenhadas em vermelho e azul.



Fonte: Adaptado de Guido (2018)

3.4.1 As abordagens propostas

Cálculo de H na prática

Antes de estudar as abordagens propostas, utilizando-se o método C_1 aplicado no Algoritmo 3, criado para calcular a entropia de um sinal digital de comprimento M . Diferentes tipos de sinais, como fala, música e imagem, podem usar o mesmo método, não havendo necessidade de especialidades.

Primeiro, $s[\cdot]$ é percorrido usando um procedimento de triagem de bolhas citado por E. Joseph (JOSEPH, 2012) que contém uma ordem logarítmica de complexidade de tempo conforme citado por S. Arora e B. Barak (ARORA; BARAK, 2009) para organizar seus elementos em ordem crescente, favorecendo consequentemente o cálculo do número de símbolos distintos e suas probabilidades. Qualquer outra estratégia de classificação também pode ser usada.

O segundo passo do algoritmo é peculiar, oferecendo a possibilidade de redimensionar $s[\cdot]$. Lembrando que a quantização de um sinal digital reflete o tamanho da etapa adotada para dividir seu eixo de amplitude durante a digitalização (OPPENHEIM; SCHAFER, 2013), a redimensionização pode ser particularmente interessante na prática sempre que a maior precisão possível não for necessária. Assim, esse processo evita valores próximos de amplitude, que podem ser distintos devido a ruídos ou artefatos, para aumentar de maneira conveniente o número de símbolos diferentes, dificultando a análise.

Se $s[\cdot]$ não for quantificado novamente, esses valores serão interpretados como símbolos distintos, perturbando o valor esperado para H na prática. A terceira e quarta etapas, respectivamente, referentes ao cálculo das probabilidades requeridas e da entropia, ocorrem assim que a classificação e a requantização opcional são concluídas. O algoritmo 2 contém o código-fonte completo na linguagem de programação C/C++ (STROUSTRUP, 2013). Ele implementa a classificação de bolhas com um *loop for* dentro de uma repetição *do while*, que continua até que uma determinada travessia de $s[\cdot]$ não exija a alteração de nenhum de seus elementos vizinhos, o que implica que o vetor seja classificado como pretendido. As diferenças entre as variáveis c e p são usadas estrategicamente para contabilizar quantos símbolos idênticos ou próximos em caso de requantização existem; os quais certamente se agruparam devido à classificação anterior.

Cálculo de entropia: associação com redes neurais profundas

Nesta subseção, um ponto de vista interessante é oferecido aos leitores. O uso da propriedade do logaritmo $\log_{\beta}(x) = \frac{\ln(x)}{\ln(\beta)}$, permitindo a equivalência de H , como sendo:

$$H = - \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \log_{\beta}(p_i) = - \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \frac{1}{\ln(\beta)} \cdot \ln(p_i) = \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \ln(p_i) \cdot \left(-\frac{1}{\ln \beta}\right) \quad (8)$$

Além disso, a expansão de $\ln(x)$ usando a série de Taylor (HIRSCHMAN, 2014) permite reescrever H ,

$$H = \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \ln(p_i) \cdot \left(-\frac{1}{\ln \beta}\right) = \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \left(2 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{2n+1} \left(\frac{p_i-1}{p_i+1}\right)^{2n+1}\right) \cdot \left(-\frac{1}{\ln \beta}\right) \quad (9)$$

$$H = \left(-\frac{2}{\ln \beta}\right) \cdot \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \left(\sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{2n+1} \left(\frac{p_i-1}{p_i+1}\right)^{2n+1}\right) \quad (10)$$

$$H = \left(-\frac{2}{\ln \beta}\right) \sum_{i=0}^{k-1} p_i \cdot \left(\left(\frac{p_i-1}{p_i+1}\right) + \left(\frac{p_i-1}{p_i+1}\right)^3 + \left(\frac{p_i-1}{p_i+1}\right)^5 + \dots\right) \quad (11)$$

Sendo que $\left(-\frac{2}{\ln \beta}\right)$ é um valor constante.

Na Figura 6, que representa graficamente a A formulação proposta, corrobora o fato de que, independentemente da multiplicação pela constante $\left(-\frac{2}{\ln \beta}\right)$, H é a soma ponderada dos

escalares K , com $p_0, p_1, \dots, p_{k-1}$ como os pesos correspondentes e predefinidos. Particularmente, cada escalar, corresponde à saída de uma máquina de suporte de vetores (SVM) isolada (DUDA; HART; STORK, 2000; HAYKIN, 2009b). Para cada SVM, o elemento inicial, os elementos ocultos e o elemento de saída são, respectivamente, núcleos passivos, ativos, do tipo polinomial não linear (HAYKIN, 2009b) e linear ativo. Por um lado, os elementos passivos apenas encaminham suas entradas para as saídas correspondentes.

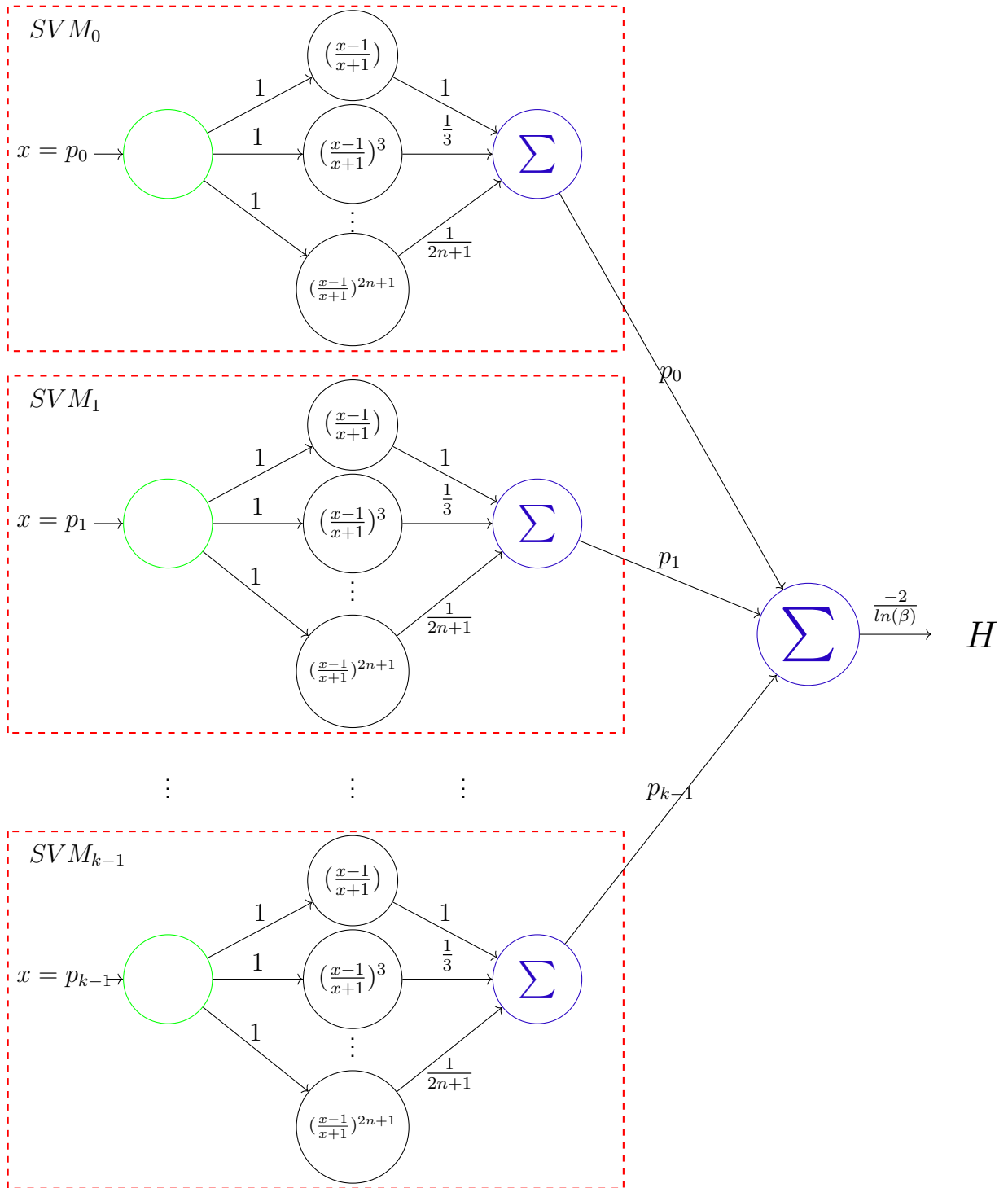
Inspecionando a Figura 6, observa-se claramente a afirmação de que a estrutura completa é composta por quatro camadas, das quais apenas a primeira é passiva, onde H é a soma ponderada de K isolados das SVM parcialmente pré-sintonizados, formando uma estrutura profunda. Teoricamente, o número de elementos ocultos em cada SVM é infinito. Notavelmente e de acordo com resultados recentes (GIBSON; PATTERSON, 2017), três camadas ativas são suficientes para caracterizar a arquitetura proposta como sendo a de uma rede profunda, ou seja, H por si só consiste no resultado de um procedimento de fusão de informações a partir de K SVMs distintos e particularmente ajustados.

Por fim, os leitores sabem que recursos como H geralmente são empregados como entrada para classificadores de correspondência de padrões ou baseados em conhecimento. Especificamente, quando o último tipo de classificador é adotado, como mostrado na Figura 7, todo o algoritmo corresponde ao de uma rede profunda e, portanto, possui um potencial considerável para resolver tarefas de classificação. Felizmente, esse ponto de vista em particular motiva as comunidades DSP e PR a usar a H . Uma vez que ambos os algoritmos projetados para calcular H são apresentados e complementados com um ponto de vista particular, que caracteriza H como o resultado de uma estrutura neural profunda parcialmente pré-ajustada, pode-se entender o método que foi proposto, isto é, C_1 , conforme detalhado na próxima subseção. Por um lado, C_1 é inspirado em A_1 e B_2 , respectivamente de (GUIDO, 2016a; GUIDO, 2016b), que são baseados nas análises de quantidades acumuladas de energia e ZCRs, não admitindo nenhuma extensão a ser usada com H .

3.4.2 Método C_1

Da mesma forma que os métodos A_1 (GUIDO, 2016b) e B_1 (GUIDO, 2016a), C_1 é o método mais simples proposto por Guido (2018). Para o sinal de entrada 1D $s[\cdot]$ de comprimento M , ele consiste em uma janela retangular deslizante, w , de comprimento L atravessando o sinal, de modo que, para cada posicionamento, H seja calculado sobre essa posição. Cada posicionamento subsequente se sobrepõe em $V\%$ ao anterior, sendo o excesso de conteúdo no final, insuficiente para cobrir uma janela, descartado. As restrições ($2 \leq L \leq M$) e ($0 \leq V \leq 100$) se aplicam necessariamente.

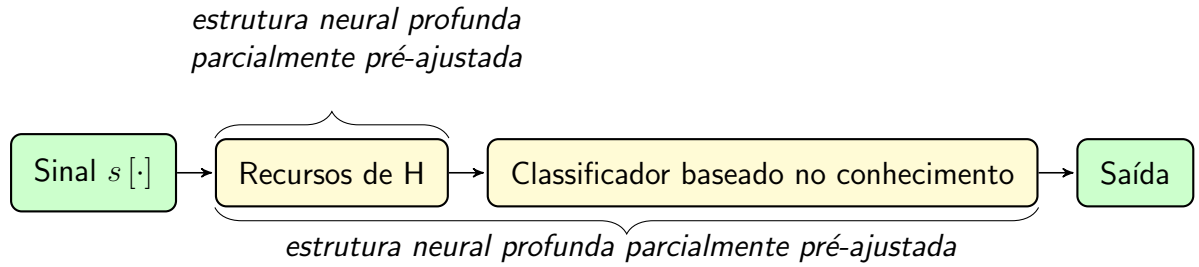
Como explicado em (GUIDO, 2016b) para energia, o FE artesanal baseado em entropia também exige que $s[\cdot]$ seja convertido em um vetor de recurso, $f[\cdot]$, de comprimento $T = \left\lfloor \frac{(100M) - (LV)}{(100-V).L} \right\rfloor$, sendo $\lfloor \cdot \rfloor$ o operador de menor inteiro. Nesse caso, cada f_k ($0 \leq k \leq (T - 1)$) corresponde a H calculado sobre a k -ésima posição da janela w . Como

Figura 6 – Estrutura para obtenção da entropia (H)

Fonte: adaptado de Guido (2018)

também está documentado em (GUIDO, 2016b), $f[\cdot]$ requer normalização antes de seu uso como entrada para um classificador, com a entropia relativa sugerido por Scalassara et al. (2009) como o método apropriado. Ele permite avaliações baseadas em H por comparações, forçando particularmente o H mais alto em $f[\cdot]$ a 1 e ajustando o restante, proporcionalmente, dentro do intervalo $(0 \sim 1)$. O procedimento consiste em dividir cada valor individual em $f[\cdot]$

Figura 7 – Combinando recursos baseados em H com um classificador baseado em conhecimento.



Fonte: Adaptado de Guido (2018)

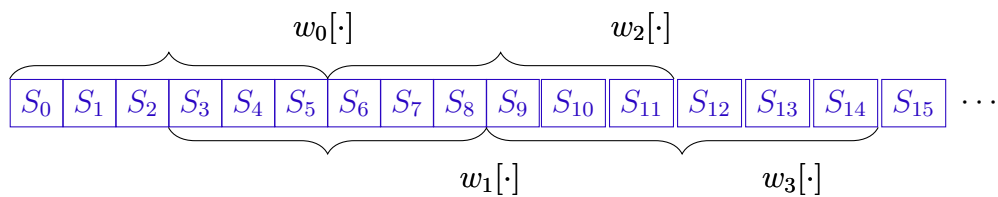
pelo maior H não normalizado contido nele, que é aquele calculado sobre o posicionamento da janela chamado w_h , ou seja,

$$f_r \leftarrow \frac{f_r}{H(w_h)}, (0 \leq r \leq T - 1) \quad (12)$$

O Algoritmo 3 do Anexo C contém as implementações C/C++ para o método de extração de características da entropia C_1 em 1D. Além disso, a Figura 8 ilustra o modo como C_1 funciona para entradas 1D.

Figura 8 – Método C_1 da entropia aplicado a um sinal de entrada 1D $s [.]$. Como A_1 , descrito por Guido (2016b), inspira C_1 , esse diagrama é herdado desse artigo, no qual as únicas diferenças são os componentes do vetor de característica $f [.]$.

Sinal de entrada 1D $s [.]$:



Características do vetor $f [.]$ para $w_i [.]$:

$f_0 = \frac{H(w_0[.])}{H(w_h[.])}$	$f_1 = \frac{H(w_1[.])}{H(w_h[.])}$	$f_0 = \frac{H(w_0[.])}{H(w_h[.])}$	$f_0 = \frac{H(w_0[.])}{H(w_h[.])}$
-------------------------------------	-------------------------------------	-------------------------------------	-------------------------------------

Fonte: Adaptado de Guido (2018)

3.5 Massa do sinal

O Operador de Energia Teager (T) original modela aproximadamente a energia de um sinal de tempo discreto ($x [.]$) como produto do quadrado de sua amplitude (A) por sua frequência instantânea (Ω), mas também $x [.]$ possui uma massa (η) que expressa a resistência

na alteração da amplitude do sinal ao longo do tempo. Além disso, T é modificado com base em η para que $A^2.\Omega^2$ seja calculado exatamente em termos de $x[\cdot]$, criando um operador de energia aprimorado (T) que permite análises mais precisas em contraste com as fornecidas pela ferramenta original (GUIDO, 2019a).

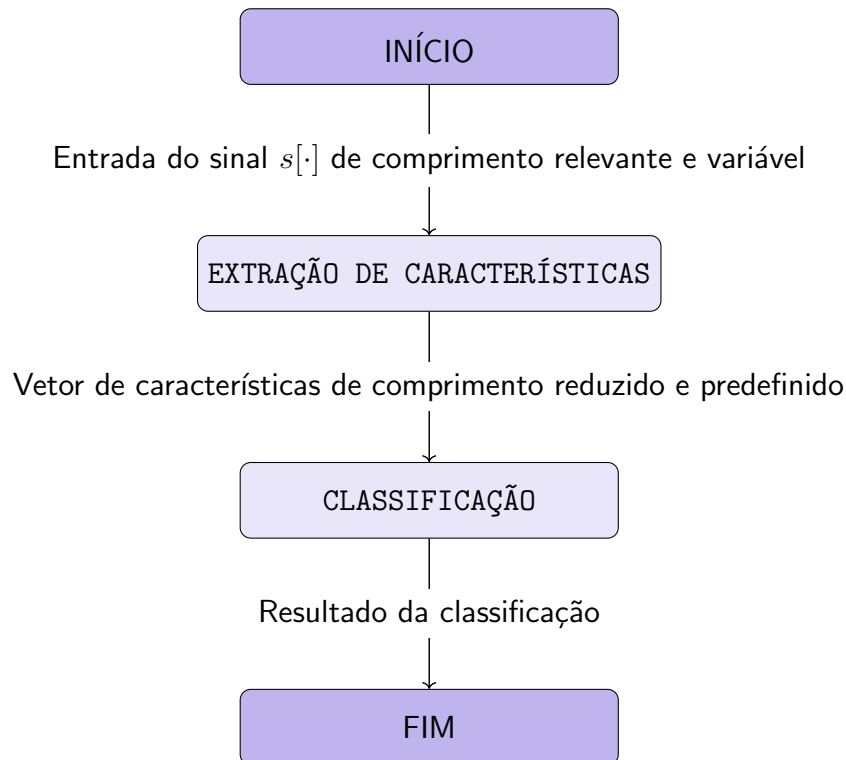
Em problemas modernos de processamento de sinal digital (DSP), o conceito de energia (E) tem estado na vanguarda dos fenômenos físicos, como mostrado em Energia e ZCR. Especificamente, componentes espectrais instantâneos de um procedimento de modulação em amplitude (AM) e modulação em frequência (FM) podem ser estimados usando energia (PACHORI; SIRCAR, 2010). A filtragem de sinais biomédicos pode ser baseada em uma decomposição de sinais AM-FM, onde o algoritmo de separação de energia discreta (DESA) desempenha um papel importante (PACHORI; SHARMA, 2017). Complementarmente, o DESA também pode ser aplicado para extrair o pacote de amplitude de um sinal de voz com voz isolada, como mostrado em (PACHORI; SIRCAR, 2006). Essas são aplicações interessantes de energia, entre muitas outras. Como nos casos anteriores, o Operador de Energia Teager (T) (KAISER, 1990), que permite que os procedimentos de AM e FM sejam considerados em conjunto (HAYKIN, 2009a), impulsionou o desenvolvimento de importantes avanços no mundo do DSP, como os relacionados ao processamento de fala (HOLAMBE; DESHPANDE, 2012). Particularmente, T modela aproximadamente a energia de um sinal de entrada em análise, daqui em diante $x[\cdot]$, como produto quadrado de sua amplitude (A) por sua frequência instantânea (Ω) com base na relação $x_i^2 - x_{i-1}.x_{i+1}$, $\forall i \in Z$.

Como T foi definido há algumas décadas, percebe-se que não apenas a matéria, mas também os sinais de tempo discreto, têm uma massa (η) que expressa a resistência imposta por suas fontes à inércia ao longo do tempo. Além disso, T é modificado com base em η de maneira que $A^2.\Omega^2$ possa ser calculado exatamente como uma função de $x[\cdot]$, fornecendo informações precisas com o recém-definido Operador de Energia Teager (T) avançado. Ele pode ser aplicado em muitos campos, como reconhecimento de fala, identificação de alto-falante, aprimoramento de fala, detecção de emoção de fala, análise de sinal biomédico e reconhecimento de padrões (GUIDO, 2019a).

3.6 Vetores de características

A caracterização do sinal extraído por meio desses métodos será útil para o treinamento do sistema para a atribuição do sinal ou de sua identificação, comparados aos modelos ou avaliados por um especialista. Além disso, informações fundamentais para a classificação podem estar escondidas nos dados brutos ou ruidosos. Portanto, estágios que extraem as características sempre são necessários. Esse conceito é mostrado na Figura 9, sendo óbvia e necessária a extração de recursos com procedimentos de perdas, reduzindo consideravelmente a dimensão do sinal de entrada. Portanto, quanto mais características preservadas das informações do sinal em análise, mais preciso será o resultado da classificação (GUIDO, 2016b).

Figura 9 – Esquema de classificação usual para abordagens modernas de padrões, baseadas no conhecimento e combinadas



Fonte: Adaptado de Guido (2016b)

3.7 Engenharia paraconsistente de características - EPC

A EPC emergiu como o campo da ciência responsável por transformar dados brutos em informações de entrada relevantes, configurando classificadores no domínio de processamento de sinal digital (DSP) e reconhecimento de padrões (PR). Apesar dos esforços contínuos para melhorar o aprendizado de recursos, a extração artesanal ainda desempenha um papel muito importante.

Nesse contexto, uma escolha cuidadosa de recursos é extremamente relevante para criar uma classificação precisa (GUIDO, 2019b).

Em Guido (2019b) esclarece que o problema da qualidade de recursos usando um sistema lógico não-clássico capaz de lidar com situações conflitantes é conhecido como lógica paraconsistente (PL).

Normalmente os algoritmos de inteligência artificial (IA) especificamente dedicados à PR dominam os sistemas de DSP, estimulando estudos adicionais sobre engenharia de recursos (ZHENG; CASARI, 2018). Sempre que a lógica clássica não resolve um problema neste campo, a PL pode ser uma solução (CARNIELLI; CONIGLIO, 2016).

Segundo Guido (2019b), a comunidade de reconhecimento de padrões admite que os vetores de características favoráveis exibem similaridade considerável quando extraídos de entradas de uma classe particular e uma distinção notável quando provenientes de classes

diferentes.

Além disso, sempre que os recursos da EPC contribuem substancialmente para resolver um problema, eles evitam o simples encaminhamento de um problema não polido para o classificador, que é o próximo estágio do sistema de classificação.

Como resultado, o problema é o de definir uma estratégia quantitativa para investigar as características extraídas, observando que análises intraclasse e interclasse independentes podem causar conflitos.

Como a maioria dos classificadores, a técnica adotada para resolver o problema declarado também requer que todos os vetores de características sejam primeiro normalizados dentro da faixa 0 a 1, o que permite uma escala adequada de inspeção.

Contrariamente, registros adequados de grandezas relacionadas a uma quantidade máxima contêm a unidade como o maior valor possível, como nos métodos A_3 e B_3 , também definidos em (GUIDO, 2016a; GUIDO, 2016b).

Quando a normalização estiver completa, os vetores de recursos estarão prontos para ser estudados adequadamente.

Como mencionado, esse problema é resolvido usando dois critérios independentes: um para quantificar as semelhanças intraclasse e outro para refletir as diferenças interclasses. Cada um é representado pelas quantidades α que expressam o nível de crédito nas características, e β que especifica seu nível de descrédito ($0 \leq \alpha, \beta \leq 1$). A independência indica que α e β não são complementares, isto é, $\alpha + \beta$ pode ser diferente da unidade, implicando que a lógica ordinária (SMULLYAN, 2014) não é a ferramenta apropriada para tratar este problema.

Como base para a realização da análise intraclasse, notamos que a amplitude, ou alcance, de um conjunto de K números reais, isto é, $s[\cdot] = \{s_0, s_1, \dots, s_{K-1}\}$, é a maneira mais simples de medir seu desvio (BRUCE; BRUCE, 2017).

É definido como $A = L(s[\cdot]) - S(s[\cdot])$, isto é, a diferença entre o maior e o menor valor em $s[\cdot]$. Notavelmente, quanto menor for A , mais próximos estarão os escalares no conjunto, e vice-versa. Desde que ($0 \leq A \leq 1$), devido às suas normalizações anteriores, $Y = (1 - A)$ pode ser usado como uma medida padronizada de similaridade entre os escalares de tal maneira que $Y \approx 0$ e $Y \approx 1$ indicam baixa e alta similaridade, respectivamente.

O objetivo é encontrar a similaridade entre os vetores de características do tamanho T_P , não os escalares. Consequentemente, pode-se executar, separadamente para cada classe, uma computação vetorial de similaridade elementar, onde o elemento i representa a similaridade entre os componentes correspondentes dos vetores de características, como mostrado na Figura 10.

A seguir, os vetores de similaridade são intuitivamente denominados como $svC_1[\cdot], svC_2[\cdot], \dots, svC_N[\cdot]$. A aritmética correspondente da Equação (13), que são usados para balancear seus respectivos valores individuais, correspondem às similaridades intraclasse. Idealmente, todos eles seriam próximos de 1.

$$\begin{aligned}
\bar{Y}(C_1) &= \frac{1}{T_P} \sum_{i=0}^{T_P-1} svC_1[i] \\
\bar{Y}(C_2) &= \frac{1}{T_P} \sum_{i=0}^{T_P-1} svC_2[i] \\
&\dots \\
\bar{Y}(C_N) &= \frac{1}{T_P} \sum_{i=0}^{T_P-1} svC_N[i]
\end{aligned} \tag{13}$$

Assim, para avaliar o pior caso, define-se α como a menor entre as semelhanças intraclasse, isto é,

$$\alpha = \min \{ \bar{Y}(C_1), \bar{Y}(C_2), \dots, \bar{Y}(C_N) \} \tag{14}$$

Uma vez que os cálculos para encontrar α estão completos, o próximo passo é definir β como segue.

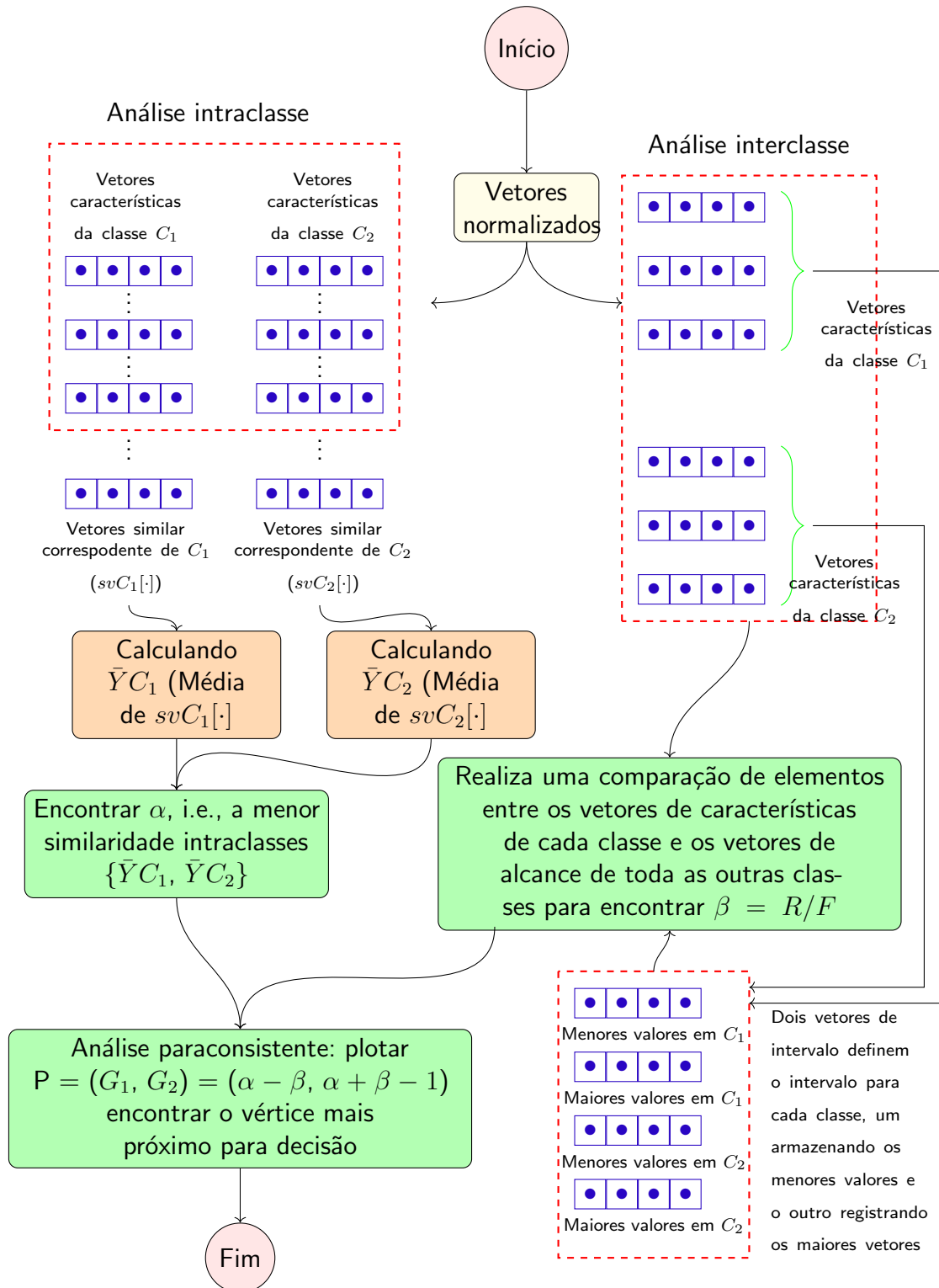
Para executar a análise interclasse, como mostrado na Figura 10, inicialmente calculamos dois vetores de intervalo de tamanho T_P para cada classe: um com valores mínimos de todo o conjunto e o outro com valores máximos de todo o conjunto. Assim, os vetores de intervalo armazenam o intervalo exato contendo todos os valores do vetor de recursos de suas respectivas classes.

Em seguida, realiza-se uma comparação baseada em elementos entre os vetores de características de cada classe e os vetores de intervalo de todas as outras classes para definir R , ou seja, o número de elementos vetoriais de feições, se houver, que se sobrepõem ao respectivo intervalo. Cada elemento sobreposto significa que uma característica de uma classe invadiu o intervalo usado pelos recursos de outra classe, o que é desvantajoso para a classificação, ou seja, uma linha reta não é capaz de separar esses recursos interclasses, e uma técnica não linear é provavelmente necessária. Finalmente, define-se β , onde F é o número máximo possível de sobreposições. Assumindo que cada uma das classes contém X vetores de características de tamanho T_P , então $F = N \cdot (N - 1) \cdot X \cdot T_P$. Notavelmente, consideramos uma comparação como uma olhada em uma posição particular de ambos os vetores de intervalo de uma classe.

$$\beta = \frac{R}{F} \tag{15}$$

As quantidades α e β criam duas medidas distintas e possivelmente conflitantes. Neste ponto, é importante notar que $\alpha = 1$ sugere fortemente que os vetores de característica intraclasse são similares e representam suas respectivas classes precisamente. Complementarmente, $\beta = 0$ sugere que os vetores de características da interclasse não se sobrepõem, confirmando assim a confiança em α e β . Ambas as condições são esperadas, pelo menos aproximadamente, para uma classificação precisa e fácil de executar.

Figura 10 – Abordagem proposta foi baseada na EPC: análise intraclasse (superior esquerda), análise interclasse (direita) e análise paraconsistente (inferior esquerda).



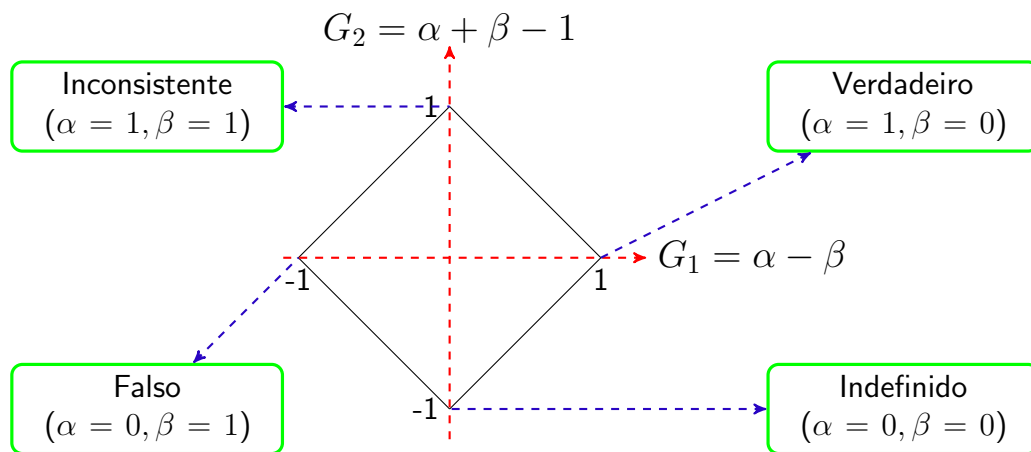
Fonte: Adaptado de Guido (2019b)

Apesar desse melhor caso, há três outras possibilidades extremas envolvendo essas medidas, ou seja, $(\alpha, \beta) = (0,1)$, $(\alpha, \beta) = (0,0)$ e $(\alpha, \beta) = (1,1)$, além de um número infinito

de valores intermediários onde $(0 \leq \alpha, \beta \leq 1)$. Para lançar alguma luz sobre esse cenário, adota-se uma ferramenta simples, porém flexível, usada para tratar informações conflitantes como potencialmente informativas: PL. Descrito em (CARNIELLI; CONIGLIO, 2016; CARVALHO; ABE, 2018; ABE, 2015), ele usa α e β para calcular o grau de certeza, ou seja, $G_1 = \alpha - \beta$, e o grau de contradição, ou seja, $G_2 = \alpha + \beta - 1$, de um estágio, onde $(-1 \leq G_1, G_2 \leq 1)$, como mostrado na Figura 10.

Por um lado, a certeza varia da falsidade à verdade, ou seja, $G_1 = -1$ e $G_1 = 1$, respectivamente. Por outro lado, a contradição varia de indefinição à ambiguidade, ou seja, $G_2 = -1$ e $G_2 = 1$, respectivamente. Na Figura 11, que contém explicações adicionais, mostra o plano paraconsistente onde o ponto $P = (G_1, G_2)$ é plotado para permitir a análise pretendida. Particularmente, as distâncias de P para os cantos $(-1, 0)$, $(1, 0)$, $(0, -1)$ e $(0, 1)$, ou seja, $\sqrt{(G_1 + 1)^2 + (G_2)^2}$, $\sqrt{(G_1 - 1)^2 + (G_2)^2}$, $\sqrt{(G_1)^2 + (G_2 + 1)^2}$, $\sqrt{(G_1)^2 + (G_2 - 1)^2}$, respectivamente, revelam a seguinte conclusão: vetores de características favoráveis coloquem P mais perto do canto $(1, 0)$ do que com os outros cantos, como pode ser visualizado no exemplo da Figura 13, representando diferentes classes C_1 e C_2 , por exemplo para as classes normais e anormais.

Figura 11 – O plano paraconsistente representa os graus de confiança (α) e contradições (β), podemos considerar para $\alpha = 1$ totalmente confiável, $\alpha = 0$ não confiável, $\beta = 1$ contraditório, $\beta = 0$ totalmente contraditório

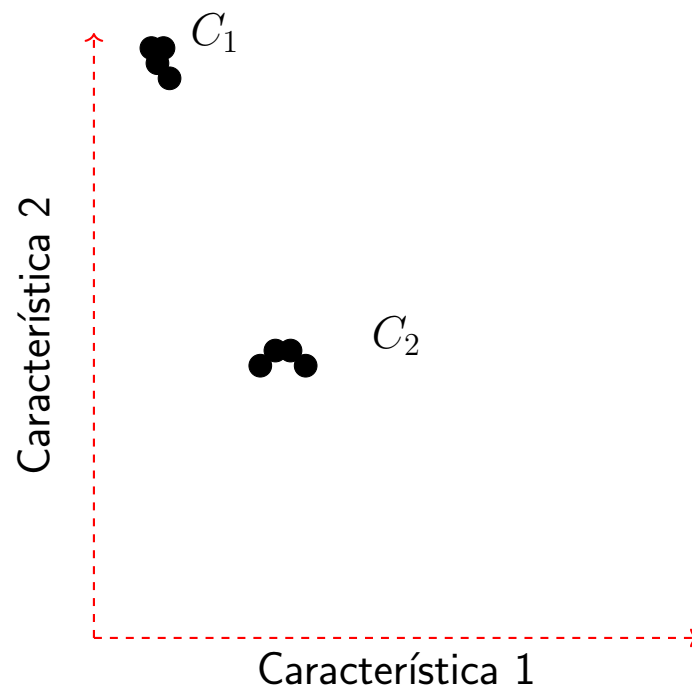


Fonte: Adaptado de Guido (2019b)

3.8 Máquina de suporte de vetores - SVM

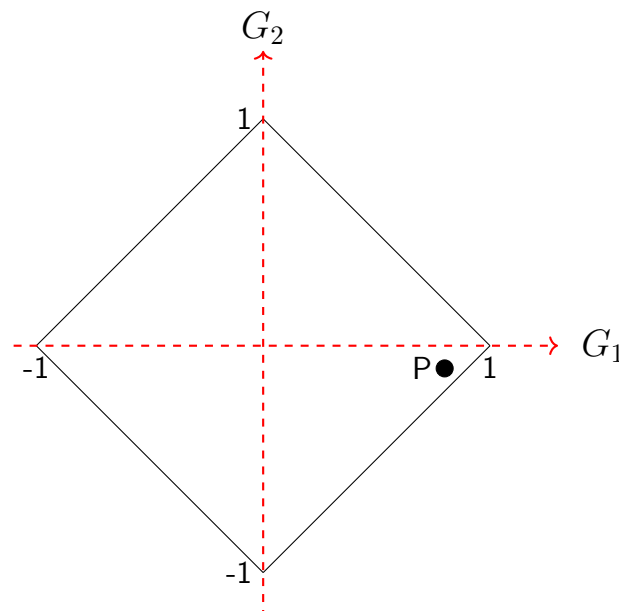
A máquina de vetores de suporte (SVM) é uma máquina de aprendizado universal proposta por Vladimir Vapnik (VAPNIK, 1995), aplicada tanto à regressão quanto ao reconhecimento de padrões (VAPNIK; CORTES, 1995). A SVM pode trabalhar com problemas lineares e não lineares e usa uma função chamada *kernel* (núcleo) para mapear o espaço de entrada de dados para um espaço de alta dimensão no qual o problema se torna linearmente separável. A

Figura 12 – Os vetores de características das classes C_1 para os casos normais, e C_2 para os casos anormais localizados no espaço.



Fonte: Adaptado de Guido (2019b)

Figura 13 – O ponto P é representado como ponto no plano paraconsistente para o exemplo numérico.



Fonte: Adaptado de Guido (2019b)

boa capacidade de generalização, a robustez em grandes dimensões, a convexidade da função objetivo e uma teoria estatística e matemática bem definida de aprendizado são vantagens importantes do classificador SVM (CRISTIANINI; SHAW- TAYLOR, 2000).

A formulação de problemas de reconhecimento de padrões (binários) da SVM traz uma série de vantagens sobre outras abordagens, algumas das quais são: 1) garantia de que uma vez que uma solução seja alcançada, esta seja a solução global única; 2) boas propriedades de generalização da solução; 3) fundamentação teórica sólida baseada na teoria da aprendizagem [minimização de risco estrutural (SRM)] e na teoria da otimização; 4) bases / formulações comuns para a classe separável e os problemas não-separáveis da classe (por meio da introdução de fatores de penalidade apropriados de grau arbitrário na função de custo de otimização), bem como para problemas lineares e não-lineares (através do chamado "truque do *kernel*") e; 5) clara intuição geométrica na tarefa de classificação. Devido às boas propriedades acima citadas, a SVM foi e tem sido usada com sucesso em várias aplicações (MAVROFORAKIS; THEODORIDIS, 2006; ZANATY; AFIFI, 2011).

4 METODOLOGIA E RESULTADOS

O desenvolvimento do sistema de monitoramento e análise da oxigenação e acidemia fetal reconhecidos por meio da VCP da FCF, disponibiliza uma ferramenta para análise da FCF que contribui para que profissionais e especialistas em obstetrícia tenham informações preditivas da acidose e oxigenação fetal, possibilitando a elaboração de diagnósticos mais precisos. Desta forma possibilitará tomadas de decisões importantes durante o ante parto ou intraparto como método não invasivo aumentando o sucesso de nascimentos.

Por meio da aferição dos dados obtidos com a coleta do sangue da artéria umbilical no nascimento, foram desenvolvidos algoritmos em linguagem C++ para análise da variabilidade de curto prazo para determinar a oxigenação e a acidemia fetal. Os resultados obtidos foram concisos e confiáveis, considerando-se os critérios de normalidade de Dawes, M. e Redman (1996), para análise da FCF determinando-se a VCP durante os exames no ante parto ou intraparto. Com a determinação da VCP foi possível determinar a acidemia fetal, cujos valores de VCP $< 5,25$ ms indicando acidemia fetal com pH $< 7,20$ (GARCIA, 2006).

A aquisição e a gravação da FCF foram realizadas em gestantes com idade gestacional de 35 a 41 semanas no trabalho de parto ou intraparto em ambiente hospitalar. Estes exames foram fundamentais para a comparação dos valores obtidos por meio do processamento dos sinais da FCF para obtenção da VCP, acidose e oxigenação fetal, possibilitando a realização da aferição do sistema com o pH do sangue da artéria umbilical coletado no momento do nascimento. Desta forma, pode-se enriquecer, validar e comprovar o algoritmo desenvolvido para atuar na prevenção durante o trabalho de parto.

Pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) conforme Certificado de Apresentação de Apreciação Ética (CAAE) 14329919.7.0000.5402, conforme parecer do CEP 3.844.264 de 18 de fevereiro de 2020.

Com os resultados dos processamentos obtidos, foi possível realizar a comparação com os valores laboratoriais do sangue da artéria umbilical coletado no nascimento, considerando-se o limite do valor de pH $< 7,20$ para pré-acidose fetal (GARCIA, 2006).

4.1 Critérios de exclusão

Foram excluídos deste estudo gestações gemelares e menores de 18 anos desacompanhadas de seus responsáveis legais, gravações com interrupção dos sinais, gravações sem o exame laboratorial do sangue arterial umbilical e exames com tempo inferior a 20 minutos.

4.2 Riscos

A aquisição e gravação da FCF foram realizadas em gestantes no trabalho de parto ou intraparto em ambiente hospitalar acompanhado de especialistas, como auxílio de um

equipamento de cardiocografia para gravação do áudio. Este método não é invasivo e não ofereceu risco à gestante e ao feto, e a coleta do sangue da artéria umbilical da placenta foi realizada após o nascimento.

4.3 Benefícios

É de fundamental importância destacar que a análise da oxigenação e da acidemia fetal reconhecido por meio da VCP da FCF, baseado em processamento digital dos sinais, utiliza os conceitos de engenharia paraconsistentes de características como contribuição original para a análise de sinais biomédicos.

Com robusta fundamentação teórica e a adequação metodológica, justificam-se por meio dos resultados elencados no presente estudo, garantindo que os elementos mencionados são passíveis de exploração e certamente trarão frutos interessantes e inovadores à saúde e à ciência.

4.4 Estratégia de análise de dados

Neste trabalho buscou-se pela análise da variável VCP na avaliação da vitalidade fetal, cujo valor é mensurado pela diferença das médias de intervalos de pulso, expressas em milissegundos, calculadas em períodos (janelamento) de 3,75 segundos, ou seja, 1/16 de minuto para todos os minutos válidos do traçado (DAWES; REDMAN, 1995). A VCP é determinada pelo cálculo da diferença entre a média dos períodos da janela de 3,75 segundos e a média dos períodos da janela de 3,75 segundos anterior. O valor obtido no cálculo da VCP correlaciona-se com acidose metabólica fetal e morte intrauterina (DAWES; MOULDEN; REDMAN, 1991; DAWES; MOULDEN; REDMAN, 1992; DAWES; REDMAN, 1995).

Considerando os critérios de normalidade de Dawes e Redman, o objetivo do estudo foi o de avaliar individualmente um dos parâmetros, a VCP, que é estabelecida inicialmente após os primeiros 10 minutos de exame e, consecutivamente, a cada 2 minutos após essa primeira interpretação (DAWES; M.; REDMAN, 1996).

Os critérios de normalidade de Dawes e Redman são:

- a VCP (*STV – Short-term variation*) deve ser superior ou igual a 3 milissegundos;
- o nível da linha de base (FCF) deve estar entre 110 e 160 bpm;
- deve ocorrer no mínimo um episódio ou período de alta variação;
- deve ocorrer no mínimo um movimento fetal (registrados pela mãe) ou 3 acelerações;
- não devem ocorrer desacelerações com mais de 20 batimentos perdidos (MACONES et al., 2008).

Existe também uma correlação significativa entre a VCP e a análise de acidemia no sangue do cordão umbilical ao nascimento e valores de VCP $< 5,25$ ms que foram significativamente capazes de prever acidemia fetal com pH $< 7,20$, na artéria umbilical ao nascimento considerando-se o limite para pré-acidose fetal (GARCIA, 2006).

A faixa de normalidade do pH na vida adulta é de 7,35 a 7,45, variando na vida fetal entre 7,30 e 7,35 (SALING, 1962). Assim, no feto, valores superiores a 7,25 são considerados normais e valores entre 7,20 e 7,25 são considerados pré-acidóticos (ACOG, 1996).

4.5 Sistema de monitoramento fetal – CMS800H

Para as coletas das FCF, contrações uterinas (UC) e movimentação fetal (MF) das gestantes, foi utilizado o sistema de monitoramento fetal – CMS800H da Contec Medical Systems Co. Ltd. – conforme Figura 14, com interface USB para ser conectado ao PC, possibilitando a gravação dos sinais e emissão do relatório do traçado cardiotocográfico em conjunto do software FetalMonitor da Contec, para avaliação visual por especialista.

Figura 14 – Sistema de Monitoramento Fetal - CMS800H da Contec Medical SYstems Co. Ltd.



Fonte: o autor

O sistema de aquisição dos sinais da FCF do CMS800H grava em formato WAV monocanal, com taxa de amostragem de 4KHz e 32 bits, os resultados também podem impressos para análise visual dos especialistas conforme pode ser visto na Figura 17, Possibilitando desta forma a utilização dos sinais vitais da FCF gravados nos processos de caracterização e classificação dos sinais aplicando-se os métodos com energia, taxa de cruzamentos por zero, entropia e massa da energia, massa da ZCR e massa da entropia. Permitindo desta forma a realização da comparação com os resultados dos exames laboratoriais do sangue da artéria umbilical coletado após o nascimento.

Características técnicas do equipamento:

- sensor ultrassom por efeito tipo doppler:
 - frequência nominal de 1,0MHz,

- frequência de trabalho 1,0MHz $\pm$ 10%,
 - intervalo da FCF de 50 a 240 BCF,
 - resolução de 1 batimento cardíaco fetal,
 - precisão de $\pm$ 2 batimento cardíaco fetal.
- sensor de contrações uterinas (toco) com registro de 0 a 100%, com ajuste do zero,
 - resolução de 1% do fundo de escala.
- sensor pulsador de movimentação uterina fetal com botão manual (operado pela gestante), exibindo na tela a marca no instante da movimentação,
- interface de comunicação USB 2.0 com o PC,
- indicação da FCF normal para a escala de 120 a 160 batimentos cardíaco fetais, com sistema de alarme sonoro com configuração para indicação fora desta faixa,
- gravação da FCF em formato wav, mono, taxa de amostragem de 4KHz e 32 bits.

4.6 Coleta de dados

Esta coleta de dados foi realizada sob a orientação de profissionais da área, foram realizados os exames de cardiotocografia, gravações dos batimentos cardíacos das gestantes em trabalho de parto e respectiva coleta do sangue das artérias umbilicais ao nascimento.

As gravações foram realizadas sempre com o consentimento das gestantes ou responsáveis. Foram coletadas neste período informações do batimento cardíaco de 75 gestantes, totalizando 1.500 minutos de gravação.

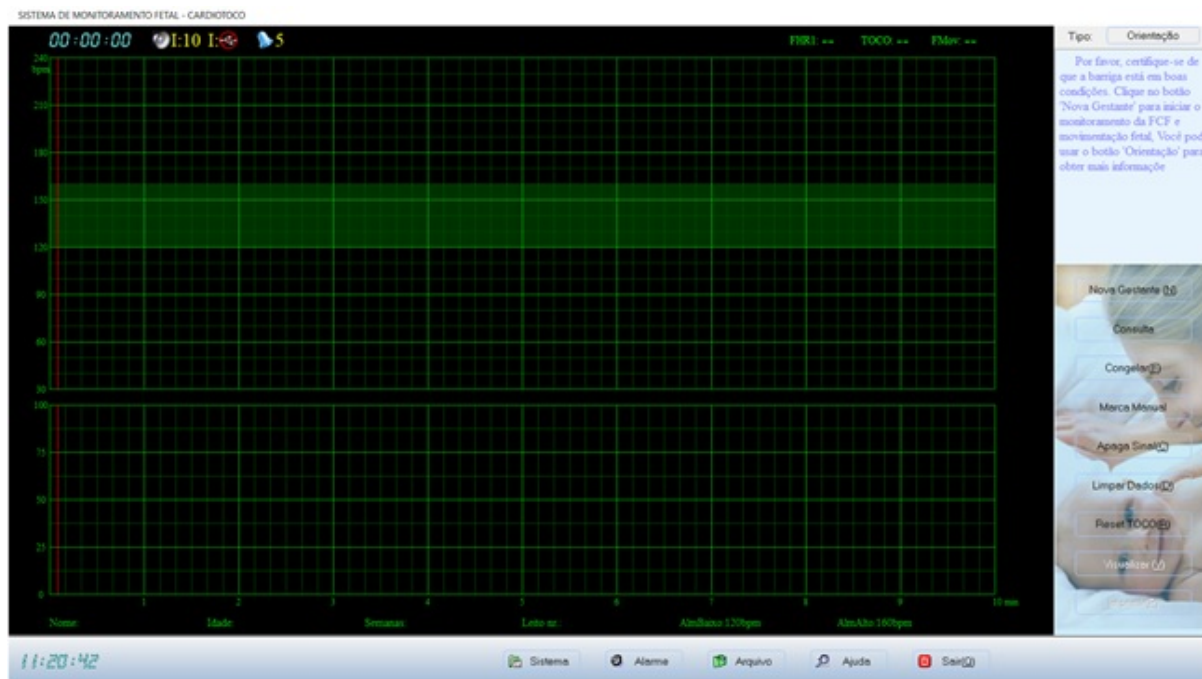
No monitor pode-se observar a escala da FCF, contrações uterinas e movimentações fetais. É uma interface intuitiva e amigável, com sinais de onda coloridos da FCF e contrações uterinas, permitindo fácil visualização Figura 15 para o operador.

As aquisições dos sinais da FCF de diversas gestantes foram coletados durante o trabalho de parto no Centro Obstétrico da Santa Casa de São José do Rio Preto, onde o sinal de áudio gravado, pode ser visualizado na Figura 16. Os dados destes exames foram processados utilizando os algoritmos 1 a 8 dos anexos A a H desenvolvidos e comparados com os resultados impressos, exames laboratoriais e análise visual dos especialistas. Foi possível separar os exames que apresentaram níveis de acidose menor que 7,20, podendo-se comparar também a oxigenação do sangue do cordão umbilical coletados ao nascimento.

Os resultados dos exames do sangue do cordão umbilical realizados pelo Laboratório Único - Medicina Diagnóstica e Preventiva, foram comparados com os sinais cardiotocográficos analisados por especialistas, e selecionados em gestações normais e anormais, permitindo desta forma a realização da comparação com os resultados dos processamentos dos sinais com os algoritmos desenvolvidos.

A realização da coleta do sangue arterial umbilical no momento do nascimento, foi fundamental para a obtenção dos resultados laboratoriais da gasometria, e foi imprescindível a participação de um profissional de saúde acompanhando o parto. Para a realização da coleta do sangue da artéria umbilical, utilizou-se uma seringa específica para coleta de sangue arterial para

Figura 15 – Tela do Sistema de Monitoramento Fetal CMS800H



Fonte: o autor

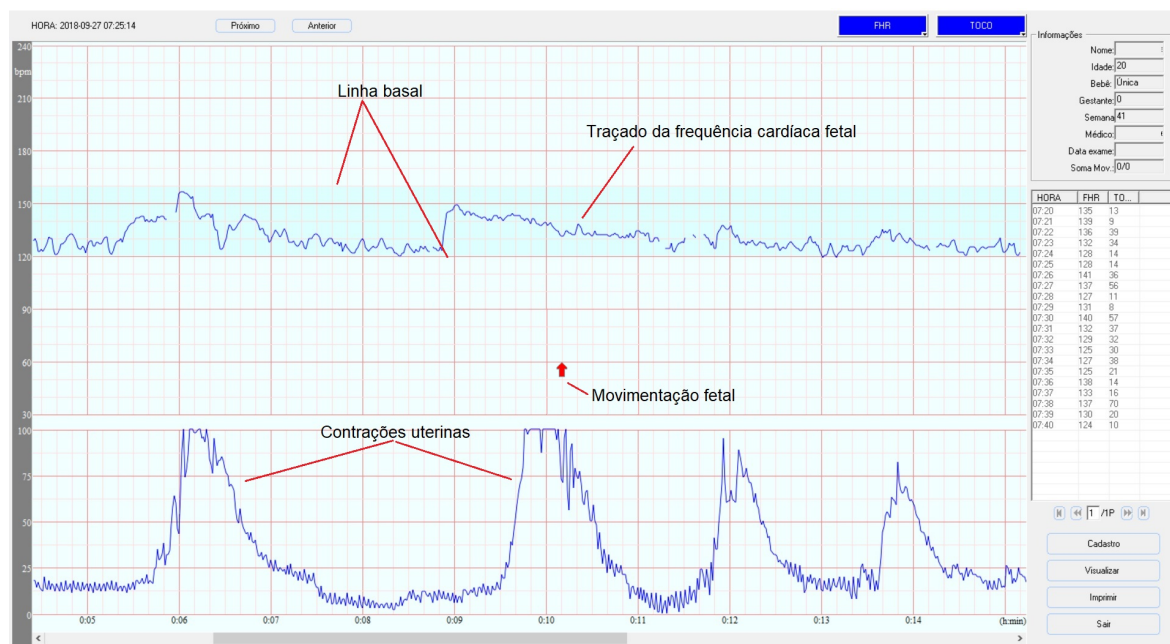
gasometria, preparada com o aditivo químico (heparina) para evitar que o sangue coagulasse antes da realização da gasometria. Este exame possibilitou o fornecimento dos resultados de pH, PaO₂ (parcial de oxigênio) e PaCO₂ (parcial de dióxido de carbono) (CASTRO; PATIL; KEENAGHAN, 2021) necessários para a validação do estudo, viabilizando a identificação dos os níveis de acidose e oxigenação fetal no do nascimento.

Foram emitidos os exames cardiotocográficos de cada gestante, conforme modelo apresentado na Figura 17, contendo os traçados da frequência cardíaca fetal, contrações uterinas e movimentações fetais, possibilitando a análise visual do especialista sobre o estado clínico da gestante e do feto.

Foram efetuadas com sucesso a gasometria venosa de 50 coletas do sangue do cordão umbilical no nascimento com informações de pH, PaO₂, PaCO₂, HCO₃ e SaO₂ (saturação de oxigênio) por meio da análise do sangue venoso, utilizando-se o método de potenciometria e amperometria efetuado pelo Laboratório Unique - Medicina Diagnóstica e Preventiva situado à rua Capitão José Verdi 1421, Boa Vista, São José do Rio Preto/SP.

Dessa análise do sangue do cordão umbilical no nascimento, 16 amostras ficaram com pH < 7,20 e foram classificadas como anormais e 34 amostras ficaram com pH > 7,20 que foram classificadas como normais, considerando-se que valores de pH < 7,20 podem indicar acidemia fetal, ou seja, pH < 7,20 na artéria umbilical ao nascimento é considerado o limite para pré-acidose fetal (GARCIA, 2006).

Figura 16 – Tela do exame cardiotocográfico de uma gestante no trabalho de parto do sistema de Monitoramento Fetal CMS800H, onde são mostradas a faixa da frequência cardíaca fetal basal, traçado da FCF, traçado das contrações uterinas e indicação das movimentações fetais



Fonte: o autor

4.7 Implementação

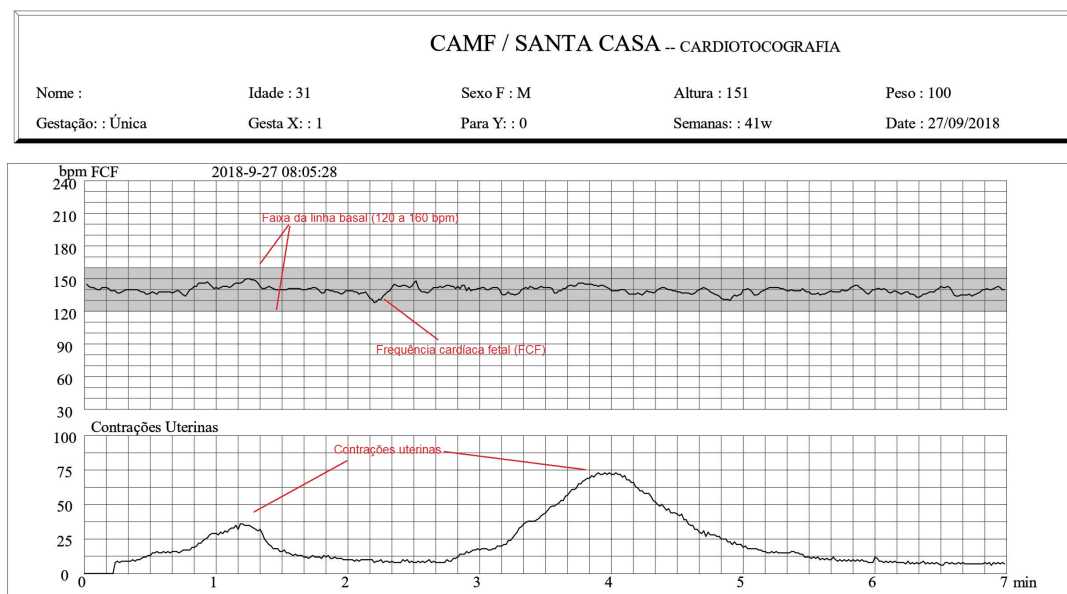
O algoritmos propostos foram processados em um computador pessoal utilizando a linguagem de programação C++ sob ambiente Linux, para a análise dos sinais gravados da FCF, onde cada exame tem uma duração de 20 minutos.

Com o auxílio do Matlab (2018b), utilizando as aplicações para análise de sinais wav, foi possível analisar o sinal padrão da FCF, mostrado na Figura 18. Obtendo-se o espectro de frequência do sinal, aplicando-se as transformadas de Fourier, pode-se observar por meio do gráfico que as frequências dos batimentos cardíacos fetais são inferiores a 200Hz. Desta forma, foi possível projetar os filtros para eliminação de ruídos, amplificação dos sinais na faixa de 1Hz a 200Hz, possibilitando normalizar e equalizar os sinais na faixa de frequência do sinal padrão da FCF.

Com a aplicação da função $[x, f_a] = \text{audioread}('BCF - Padrao.wav')$ foi possível realizar a captura do sinal padrão da FCF para que possa ser inserido no ambiente Matlab. Esta função retorna o vetor x deste sinal, com tamanho de 19990 pontos e frequência de amostragem $f_a = 4KHz$, sinal este que pode ser visualizado na Figura 18.

Aplicando-se a transformada rápida de Fourier (fft), utilizando-se a função $\text{fft}(x)$, obteve-se como resultado o espectro que pode ser visto na Figura 19. Pode-se verificar a faixa de frequência de 0Hz a 500Hz, onde estão concentrados as maiores amplitudes no espectro de frequência.

Figura 17 – Cardiotocografia com o traçado da frequência cardíaca fetal e contrações uterinas utilizado para análise do perfil biofísico realizado visualmente por especialista sobre o estado materno-fetal



Fonte: o autor

Para processamento dos sinais utilizando-se os métodos energia, ZCR e entropia, apresentados nas seções a seguir, conhecida a característica do sinal padrão da FCF mostrado na Figura 18, e seu espectro de frequência na Figura 19, foram realizados testes com filtros digital de 1KHz, 551Hz e 250Hz. A partir destes testes optou-se pelo filtro digital para uma faixa de 250Hz sem que o sinal fosse descaracterizado, preservando-se as características das informações do sinal em análise, e em um menor espaço de tempo conseguir os mesmos resultados que poderiam ser obtidos com sinais originalmente gravados em formato WAV monocal com taxa de 4KHz e 32 bits.

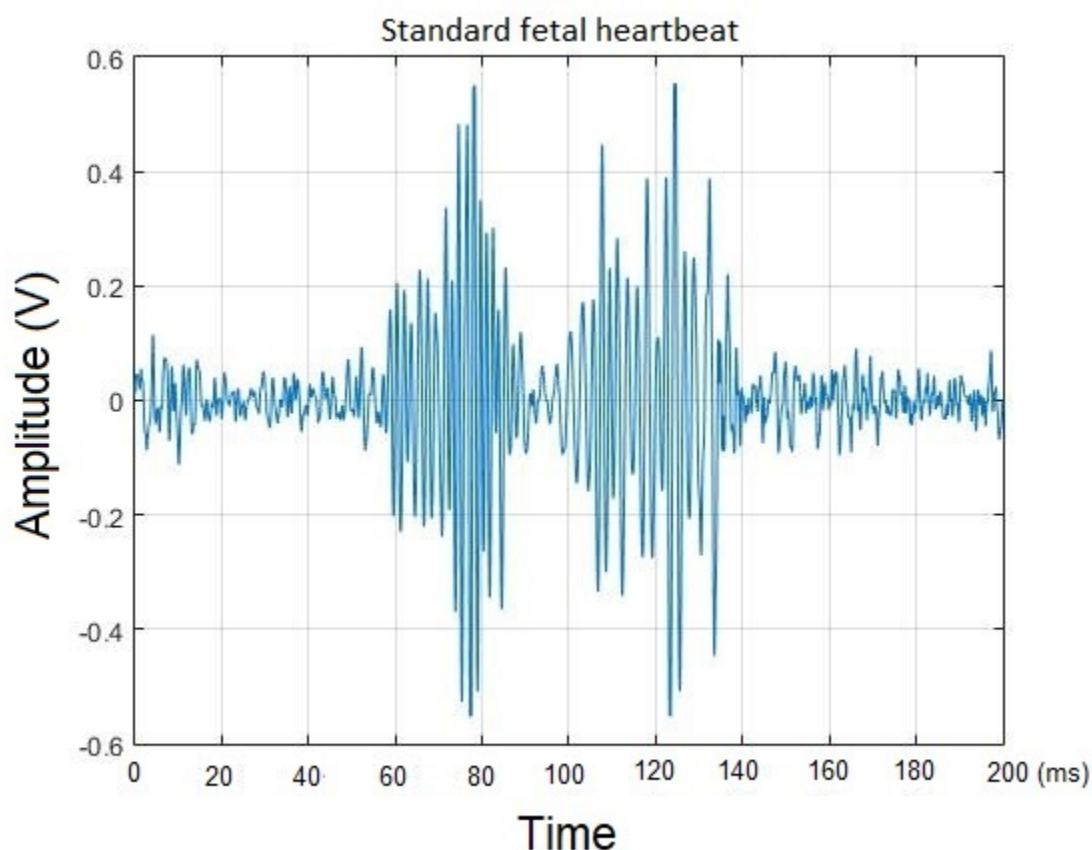
4.8 Caracterização dos sinais

Analisando-se os sinais gravados dos 50 exames com os resultados da gasometria, foram selecionados 42 gravações, sendo composto por 13 exames normais e 29 exames anormais. Os outros exames foram descartados por apresentarem falhas na gravação ou tempo de gravação insuficiente para análise.

Para cada gravação de exames de cardiotocografia de 20 minutos foram extraídas deste conjunto 10 frações de amostras de sinais de 60 segundos, após 10 minutos do início do exame. Obtendo-se, assim, 420 amostras de sinais divididas em 130 sinais de gestações consideradas anormais e 290 sinais de gravações consideradas normais.

Para a extração das características dos sinais foram selecionados os algoritmos: Energia - método A_3 (GUIDO, 2016b), ZCR - método B_3 (GUIDO, 2016a), Entropia - método C_1

Figura 18 – Plotagem do sinal padrão do batimento cardíaco fetal obtido no Matlab



Fonte: o autor

(GUIDO, 2018), Massa da Energia, Massa do ZCR e Massa da Entropia (GUIDO, 2019a)..

A partir das características do sinal, foram calculadas a variância da característica do sinal, derivada da característica do sinal e variância da derivada da característica do sinal, possibilitando determinar o vetor característica de cada sinal.

4.8.1 Energia do sinal

Método A_3

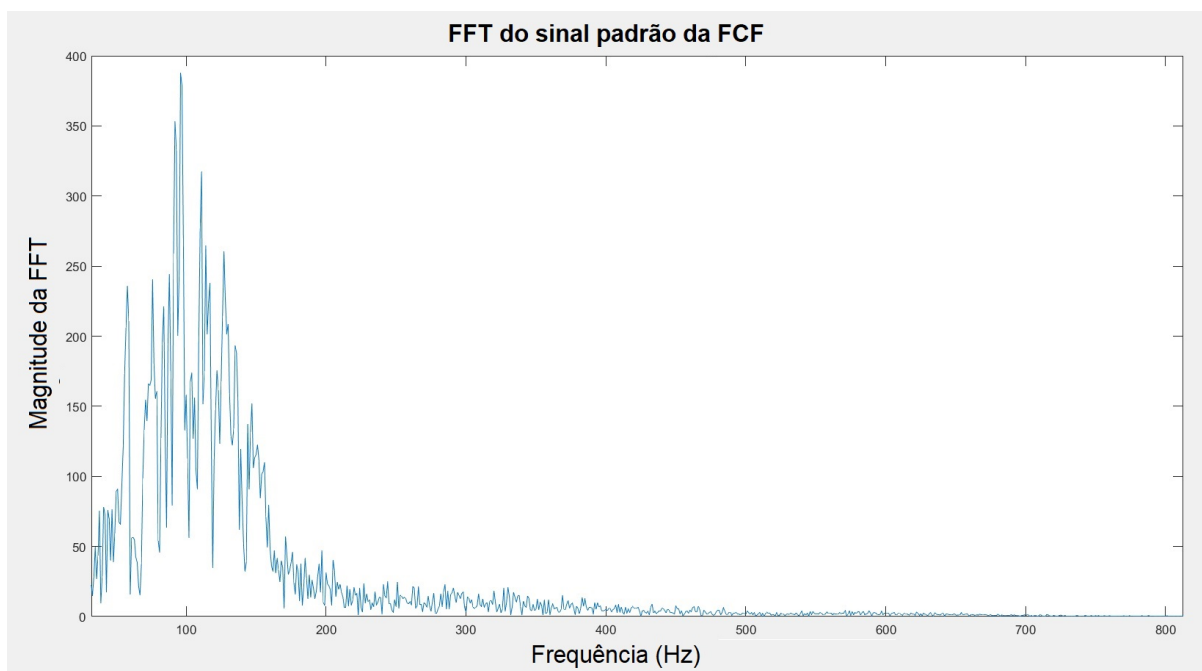
Para a extração das característica dos sinais foi definido para a caracterização da energia o método A_3 (GUIDO, 2016b) utilizando-se o Algoritmo 1 do Anexo A.

Este método de caracterização por A_3 , ideal para inspecionar a constância em ação da entidade física responsável por gerar $s[\cdot]$ definida por Guido (2016b).

Com o processamento dos sinais aplicando-se a energia no método A_3 para caracterização dos sinais da FCF, foram utilizados os dados brutos selecionados dos 420 sinais do batimento cardíaco fetal após a comparação com os resultados das análises laboratoriais do sangue do cordão umbilical.

Foram consideradas normais as gestações quando a análise do sangue do cordão umbilical

Figura 19 – Resultado da FFT do sinal padrão da FCF



Fonte: o autor

no nascimento apresentou resultado do pH superior a 7,20, e anormais onde a análise apresentou pH inferior a 7,20. Os resultados estão apresentados na Figura 40 do Apêndice A. Para todos os sinais foi aplicado o Algoritmo 1 do Anexo A (GUIDO, 2016b).

Pode ser observado nas Figuras 20 e 21 que as características dos sinais anormais apresentam diferentes formas comparadas com as características dos sinais normais Figura 21 utilizando o método A_3 de extração das características de energia, mas é difícil a discriminação visual das características.

Na Figura 22 utilizando-se os valores médios das energias, a caracterização é de difícil interpretação e separação das classes normais e anormais utilizando o método A_3 .

4.8.2 Taxa de Cruzamentos por Zero - ZCR

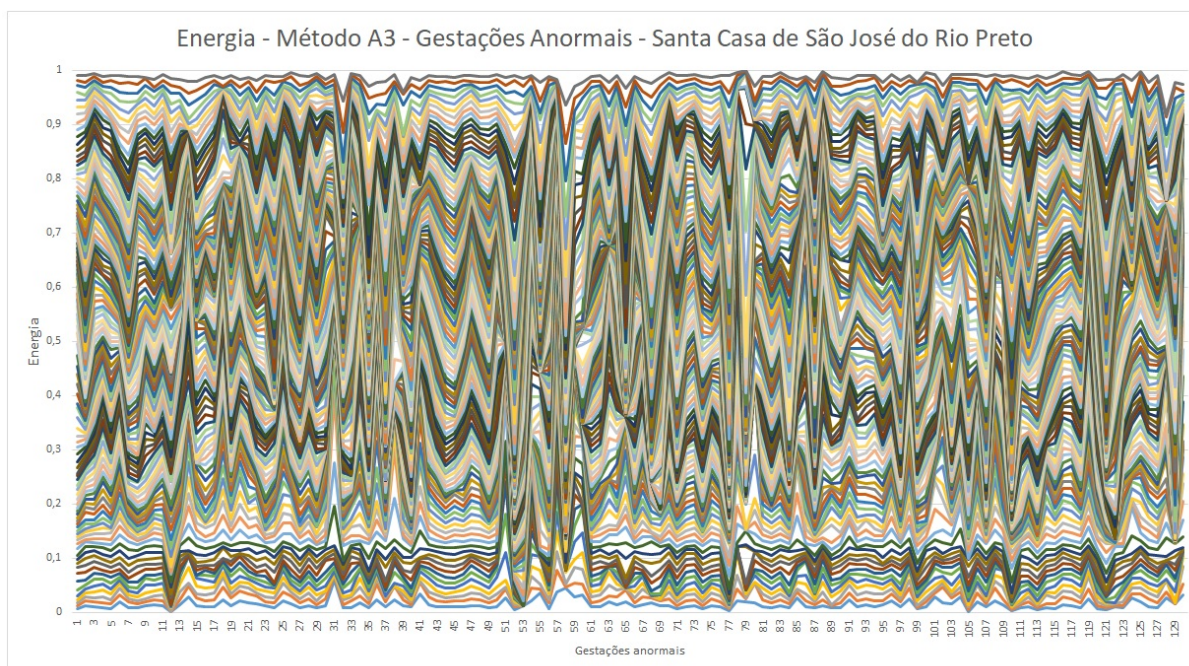
Este estudo está relacionado à taxa de cruzamento por zero (ZCR – *Zero Crossing Rate*) dos sinais manipulados para recuperar o comportamento espectral da FCF.

Um conceito importante é a relação direta entre a frequência fundamental de um sinal e sua ZCR. Por exemplo, em um sinal cossenoidal o período 2π , e cada período contém dois cruzamentos por zero, como pode ser observado na Figura 2 (GUIDO, 2016a).

Método B_3

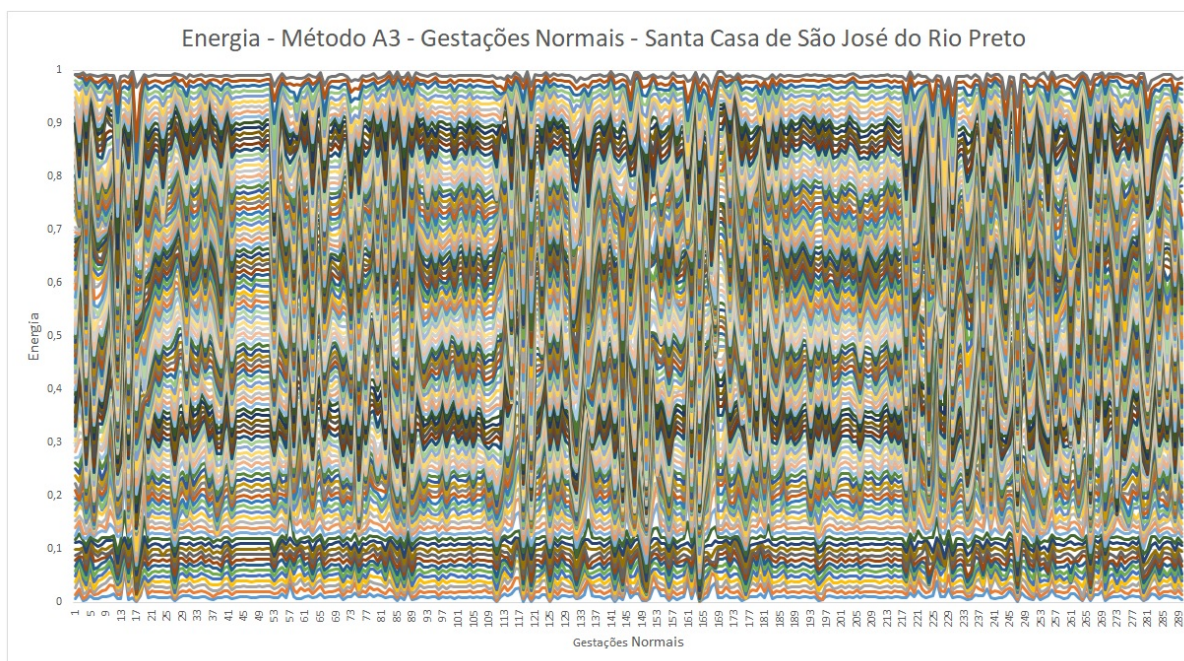
O método B_3 , utilizado no Algoritmo 2 do Anexo B, apresentou resultados constantes do Apêndice B, onde se observa uma semelhança ao ao método A_3 de energia. Consiste em determinar os comprimentos proporcionais, ou áreas, do sinal sob análise que são necessários para atingir porcentagens pré-definidas do total de ZCR, as normalizações não se aplicam neste

Figura 20 – Energia - Método A_3 - Resultados das características dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais anormais utilizando o Algoritmo 2.



Fonte: o autor

Figura 21 – Energia - Método A_3 - Resultados das características dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais utilizando o Algoritmo 2.



Fonte: o autor

caso. A consequência direta desta abordagem é a caracterização de B_3 como sendo ideal para inspecionar a constância na frequência da entidade física responsável pela geração dos sinais de $s[\cdot]$ para unidimensional (GUIDO, 2016a).

Assim, utilizou-se o método B_3 para caracterização dos sinais cardiotocográficos gravados, considerado ideal para este tipo de sinal. Os resultados do processamento pelo método B_3 estão apresentados graficamente nas Figuras 23 e 24, onde eixo horizontal representa o sinal de cada gestação, e o eixo vertical representa a ZCR. Observa-se que, dos valores de ZCR para os sinais anormais e normais é de difícil discriminação visual das características.

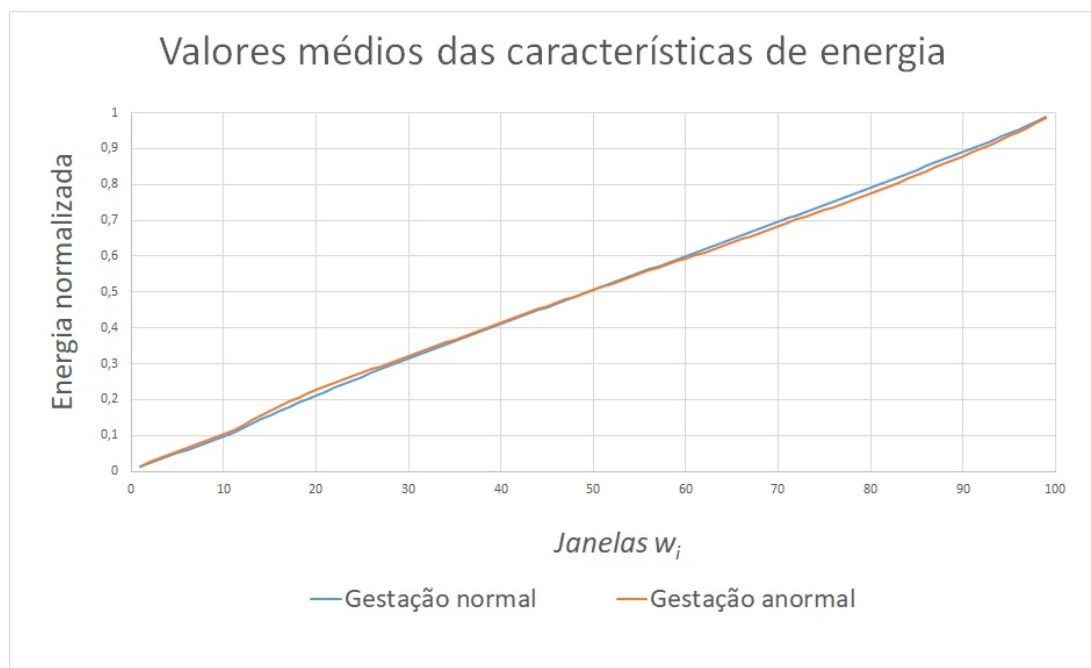
Na Figura 25 utilizando-se os valores médios das ZCRs, a caracterização também é de difícil interpretação e separação das classes normais e anormais utilizando o método B_3 .

4.8.3 Entropia

A Energia, que é usada para expressar o potencial para executar um trabalho, e a ZCR, que é comumente aplicada à análise de conteúdo espectral elementar, atuam de forma densa em correlação com a entropia (H). As características exploradas neste estudo utilizam este método para extração de características para uso no processamento digital dos sinais e reconhecimento dos padrões (GUIDO, 2018).

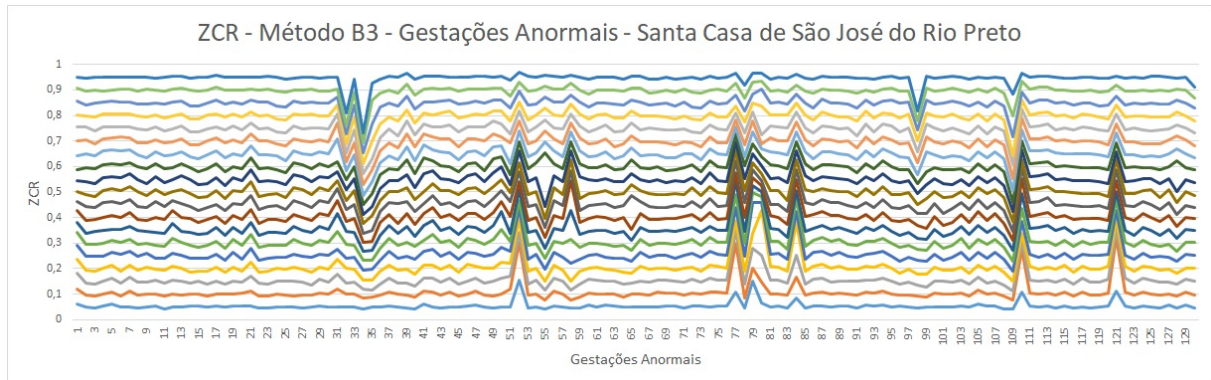
A entropia dos sinais da FCF é obtida com base no processamento dos dados unidimensionais (1D), utilizando-se o algoritmo C_1 resulta na caracterização de H , que é mostrado

Figura 22 – Energia - Método A_3 - Resultados dos valores médios das características de energia dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais utilizando o Algoritmo 2.



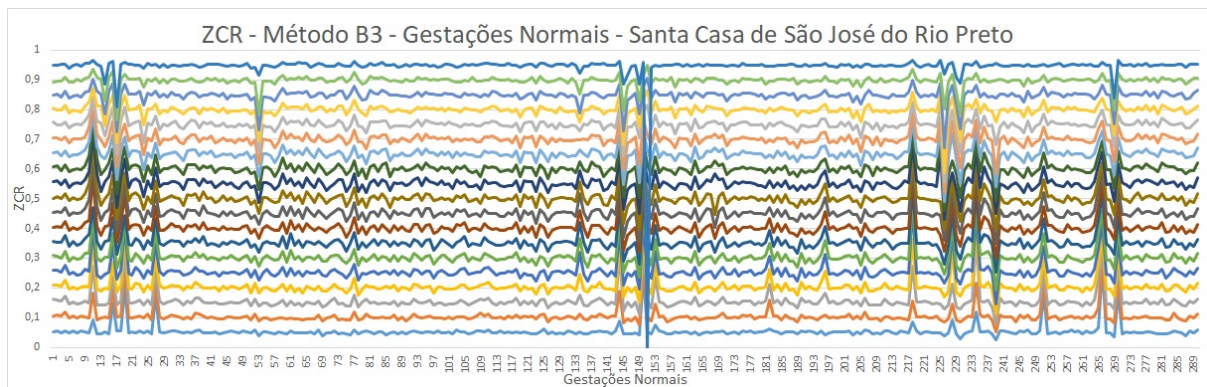
Fonte: o autor

Figura 23 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos processamentos dos 130 sinais extraídos das gravações de gestações anormais.



Fonte: o Autor

Figura 24 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos processamentos dos 290 sinais extraídos das gravações de gestações normais.



Fonte: o Autor

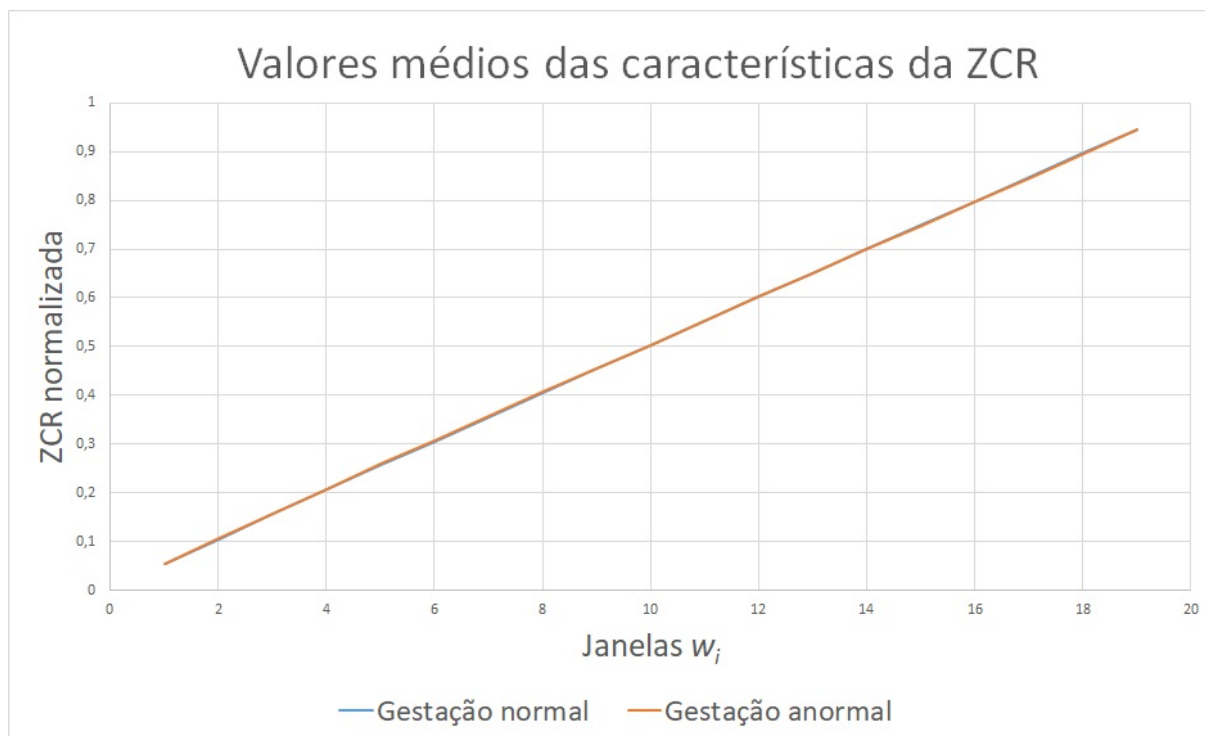
como resultado da aplicação exaustiva dos código-fonte apresentados no Algoritmo 3 dos Anexos C citeGuido2018, obtendo-se como resultados das características dos processamento dos sinais coletados na Santa Casa de São José do Rio Preto, apresentadas nas Figuras 26 e 27 respectivamente para as gestações normais e anormais.

Para a caracterização de H , com a realização para cada amostra de sinal, foram alterados para testes os de $pow(2,i)$ onde $i = 1,2,3,...,14$, e para a aplicação foi selecionado $i = 14$ para o processamento dos sinais da FCF definindo o vetor características da entropia.

Para obtenção dos resultados apresentados nas Figuras 26 e 27 com os dados do Apêndice C foram realizados exaustivos testes com a aplicação do Algoritmo 3 do Anexo C. Para a caracterização de H , com a realização para cada amostra de sinal, foram alterados para testes o valor de i da instrução $pow(2,i)$ onde $i = 1,2,3,...,14$, e para a aplicação foi selecionado $i = 14$ para o processamento dos sinais da FCF coletados.

Na Figura 28 utilizando-se os valores médios das entropias, a caracterização, interpretação e separação das classes normais e anormais utilizando o método C_1 mostra de forma mais

Figura 25 – ZCR - Método B_3 - Resultados dos valores médios das características das ZCRs dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais

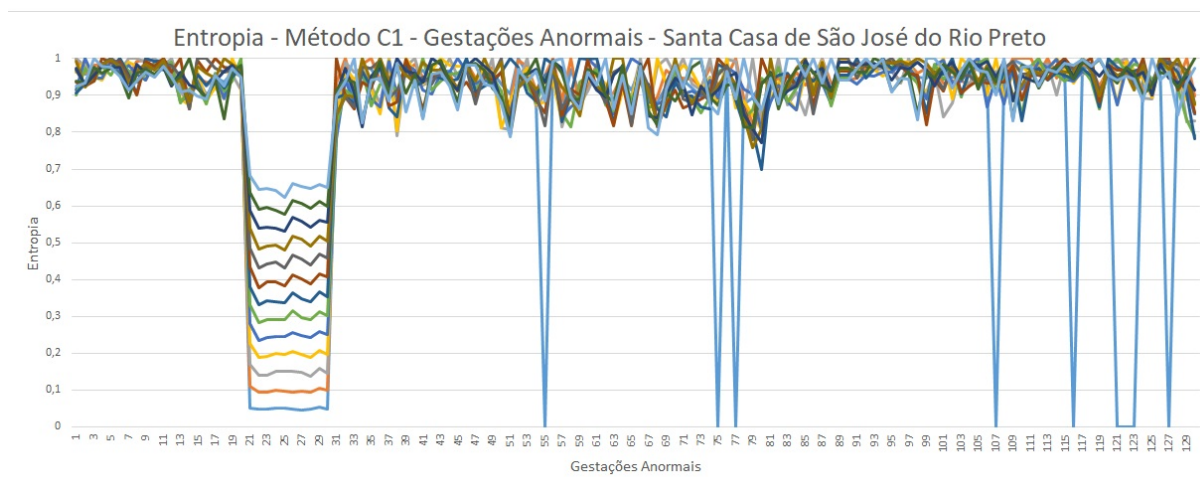


Fonte: o Autor

clara a discriminação e as diferenças entre elas.

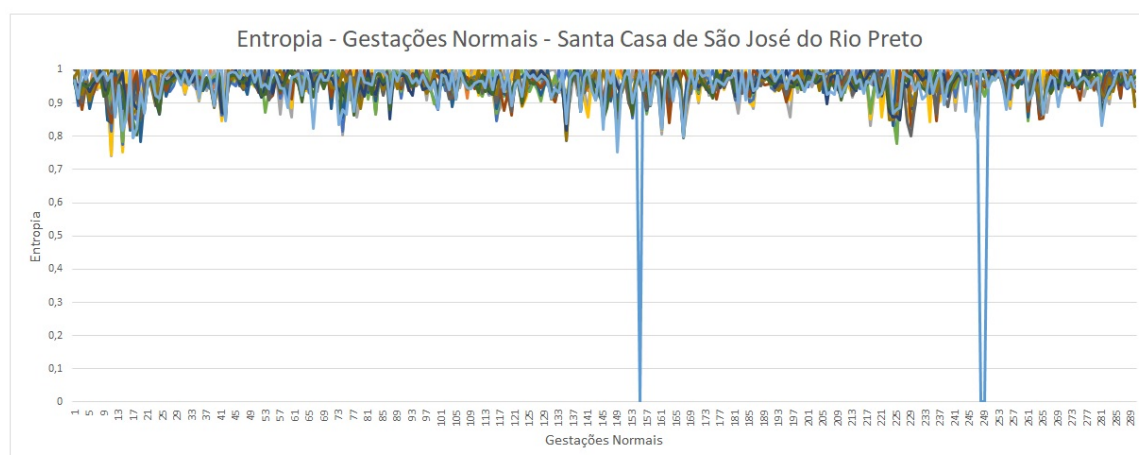
Pode-se observar que, em algumas ocasiões os padrões podem ser identificados visualmente, mas, em outras ocasiões a identificação visual não é possível realizar a distinção entre sinais normais e anormais apenas olhando para o resultados das curvas.

Figura 26 – Entropia - Método C_1 - Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação anormais para variados tipos de valores de $D = \text{pow}(2, i)$ onde $i = 14$



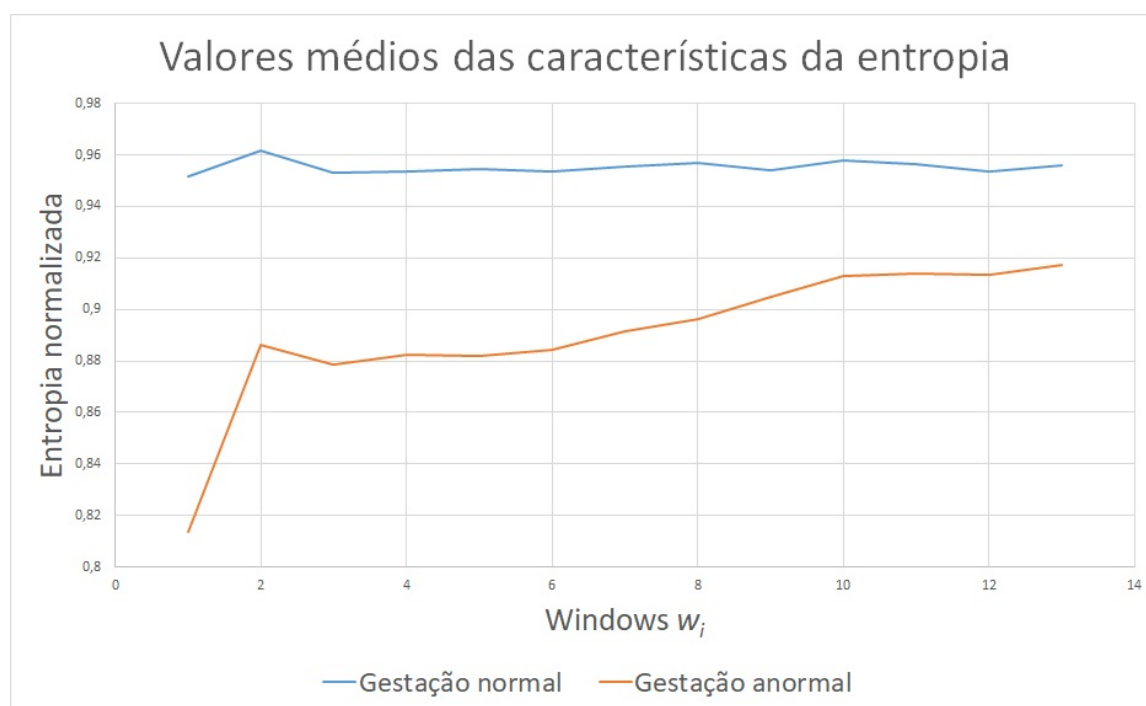
Fonte: o Autor

Figura 27 – Entropia - Método C_1 - Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação normal para variados tipos de valores de $D = \text{pow}(2,i)$ onde $i = 14$



Fonte: o Autor

Figura 28 – Entropia - Método C_1 - Resultados dos valores médios das características das entropias dos processamentos dos sinais de batimentos cardíacos fetais normais e anormais. Utilizando um intervalo de 60 segundos do sinal da FCF coletados de cada sinal de gestação normal para variados tipos de valores de $D = \text{pow}(2,i)$ onde $i = 14$



Fonte: o Autor

4.8.4 Massa do Sinal

O Operador de Energia Teager (T) definido no Capítulo 3, demonstrando que não apenas a matéria, mas também os sinais em tempo discreto, como por exemplo a FCF, têm uma massa (η) que expressa a resistência imposta por suas fontes à inércia ao longo do tempo.

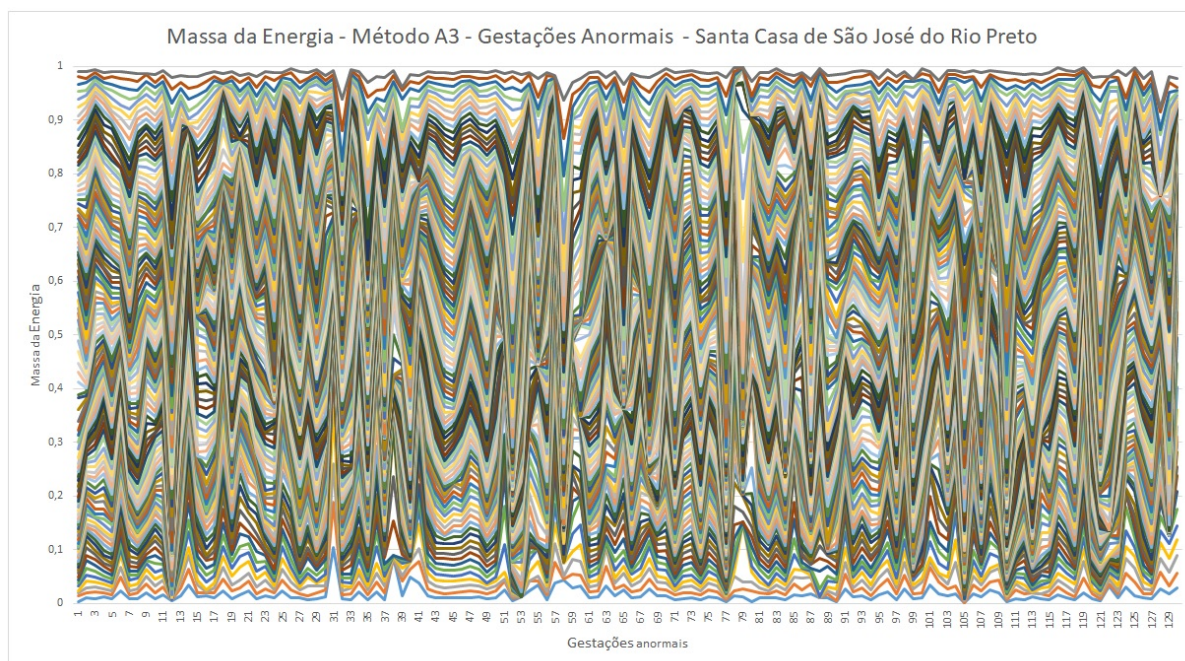
Além disso, T é modificado com base em η de maneira que $A^2 \cdot \Omega^2$ possa ser calculado exatamente como uma função dos sinais da FCF, fornecendo informações precisas com o recém-definido Operador de Energia Teager (T) avançado.

Adotando os mesmos procedimentos para obtenção das características dos sinais da FCF extraindo energia, ZCR e entropia, foram realizados novos processamentos para obtenção das informações da massa da energia, ZCR e entropia dos sinais da FCF, que resultaram em novas características dos sinais da FCF, apresentados nos Apêndice E, Apêndice F e Apêndice G.

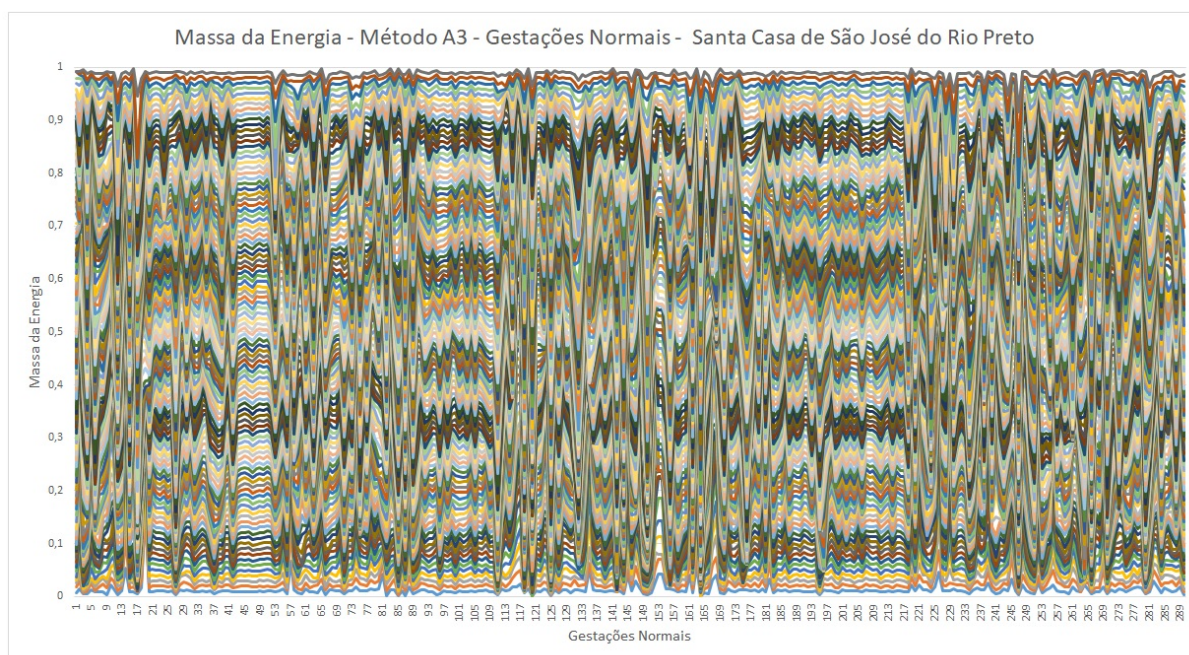
Realizando-se uma análise visualizual nas Figuras 29 a 36, observa-se claramente que as massas resultantes das energias, ZCRs e entropia para as gestações normais e anormais é de difícil interpretação visual, o mesmo ocorre com os resultados das médias dos valores das massas das energias e ZCRs.

Portanto, os resultados das médias das massas das entropias apresenta melhores resultados, deixando de forma mais clara uma discriminação entre as classes normais e anormais.

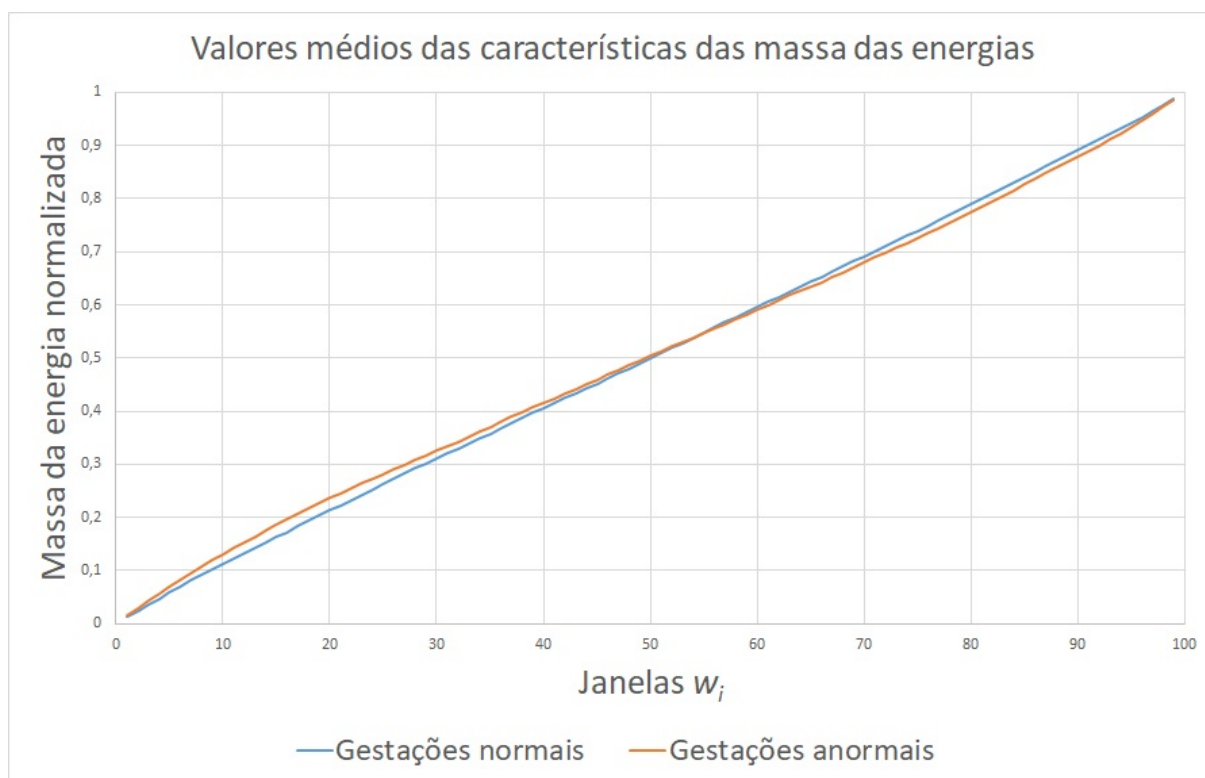
Figura 29 – Massa da Energia - Método A_3 - Gestações anormais



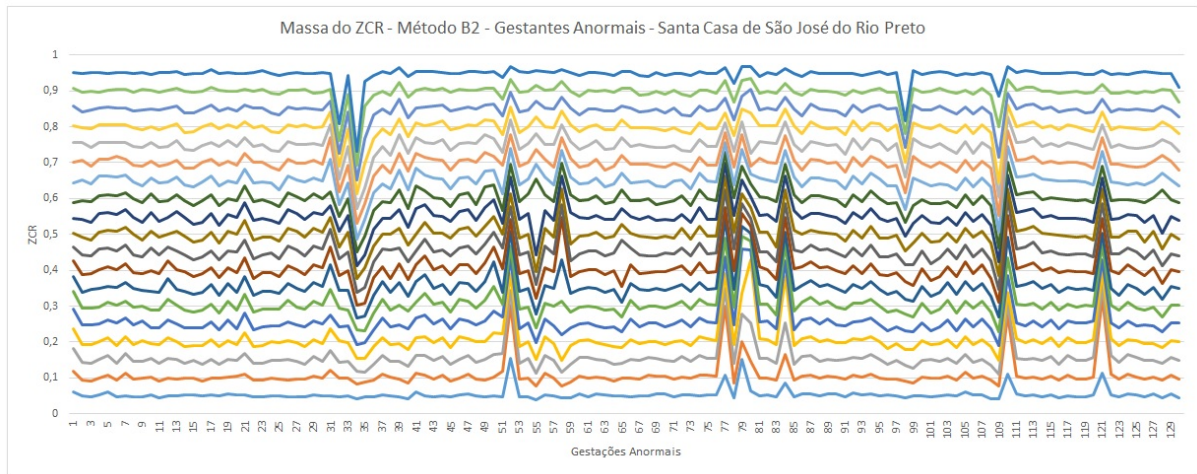
Fonte: o Autor

Figura 30 – Massa da Energia - Método A_3 - Gestações normais

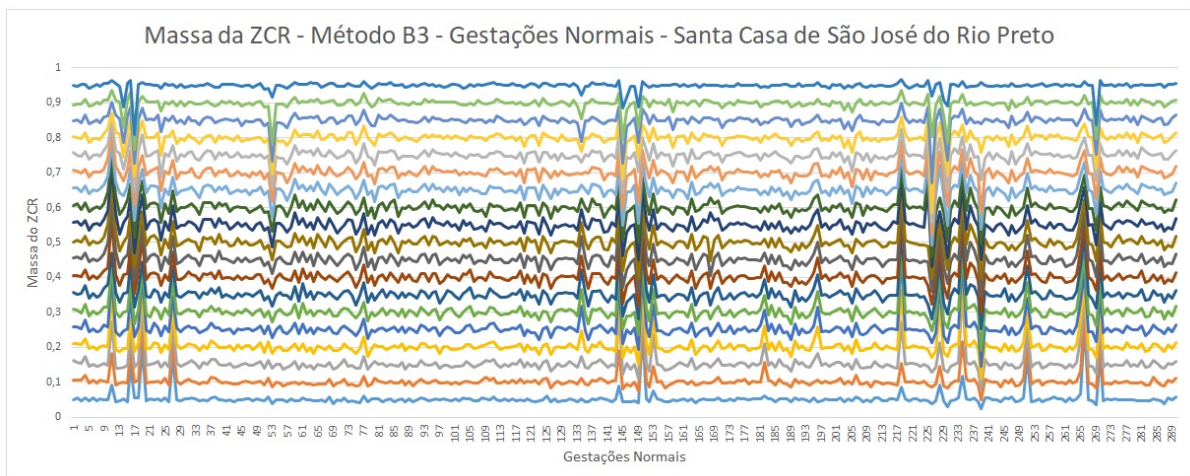
Fonte: o Autor

Figura 31 – Massa da Energia - Método A_3 - Valores médios das massas de energias de gestações normais e anormais

Fonte: o Autor

Figura 32 – Massa da ZCR - Método B_3 - Gestações anormais

Fonte: o Autor

Figura 33 – Massa da ZCR - Método B_3 - Gestações normais

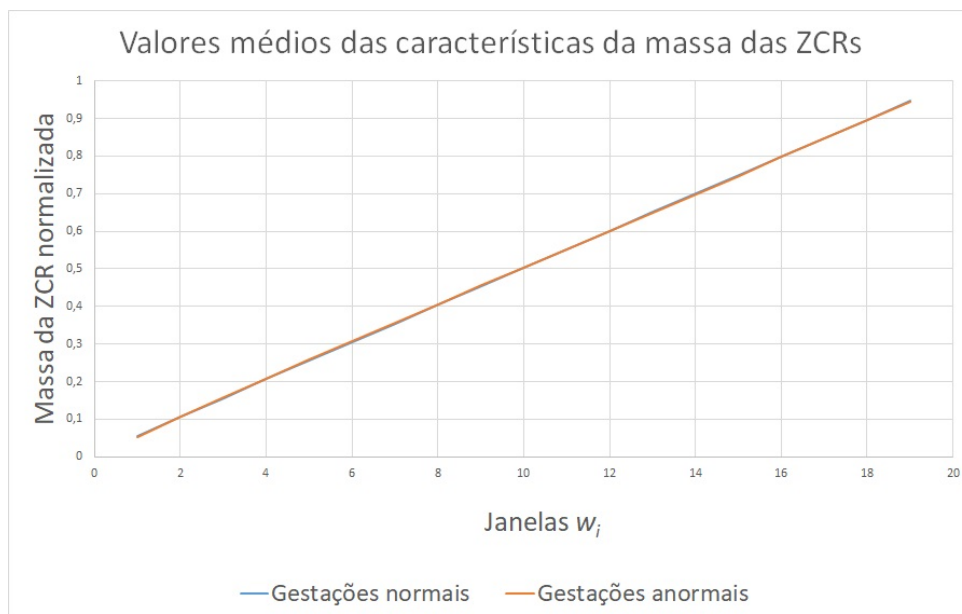
Fonte: o Autor

4.8.5 Vetores de características

Os VCs foram extraídos por meio dos métodos A_3 da energia, B_3 do ZCR, C_1 da entropia e suas respectivas massas a partir dos sinais gravados da FCF de gestante normais e anormais.

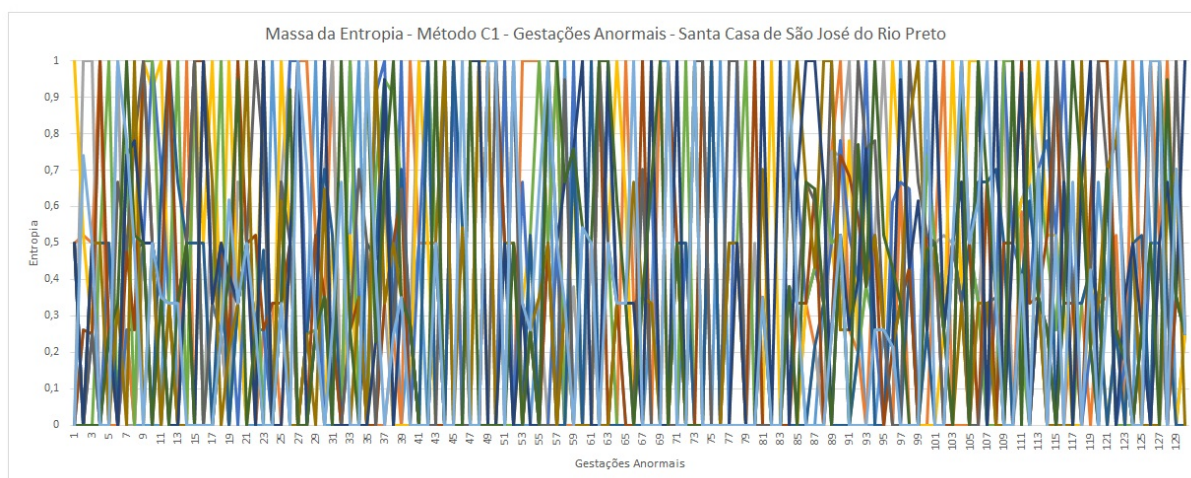
Para a extração destes VCs, conforme apresentado no Apêndice D e Apêndice E, pode-se considerar que os sinais em análise foram preservados, e o resultado da classificação poderá ser utilizado no treinamento do sistema para a atribuição do sinal ou de sua identificação, que poderá ser aferido com os laudos de especialistas e análises laboratoriais do sangue do cordão umbilical de cada recém nascido. Estes vetores características foram testados em grupos e em várias combinações utilizando a engenharia paraconsistente.

Figura 34 – Massa da ZCR - Método B_3 - Valores médios das massas das ZCRs de gestações normais e anormais



Fonte: o Autor

Figura 35 – Massa da Entropia - Método C_1 - Gestações anormais

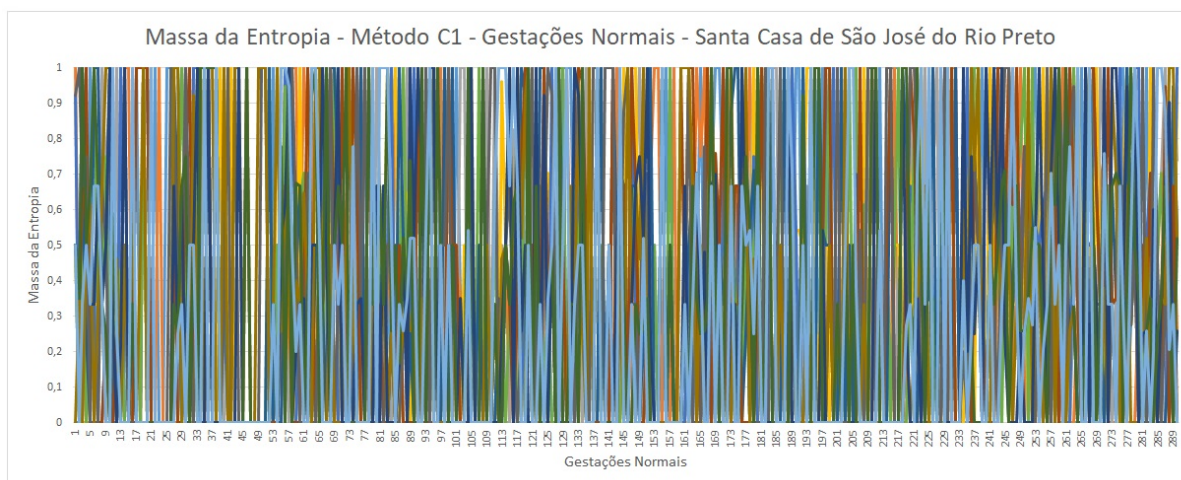


Fonte: o Autor

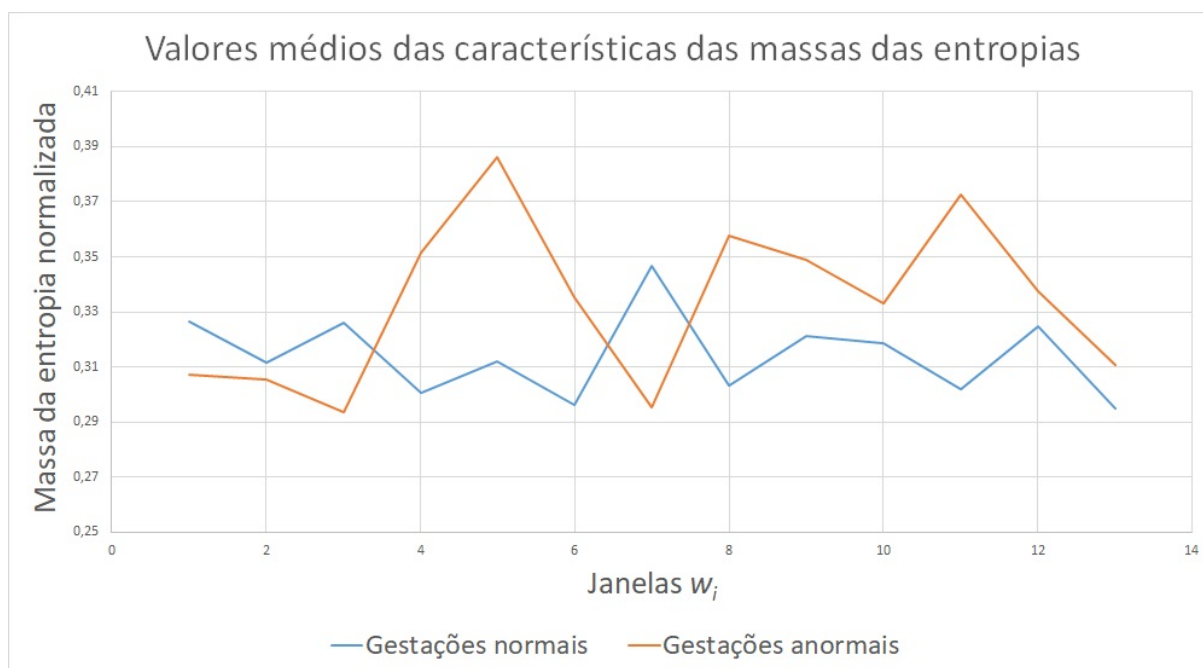
4.9 Aplicação da engenharia paraconsistente de características - EPC

Como estratégia quantitativa, aplica-se os recursos da EPC para investigar as características extraídas, de forma a buscar o melhor classificador, ou seja, VCs favoráveis, cujo ponto $P = (G_1, G_2)$ esteja mais próximo do vértice definido pelo ponto $P = (1, 0)$.

Como resultado do processamentos dos VCs, analisados individualmente pela EPC, pode-se obter a distância do ponto P ao vértice $P = (1, 0)$ de cada uma das combinações dos sinais analisados.

Figura 36 – Massa da Entropia - Método C_1 - Gestações normais

Fonte: o Autor

Figura 37 – Massa da Entropia - Método C_1 - Valores médios das massas das entropias de gestações normais e anormais

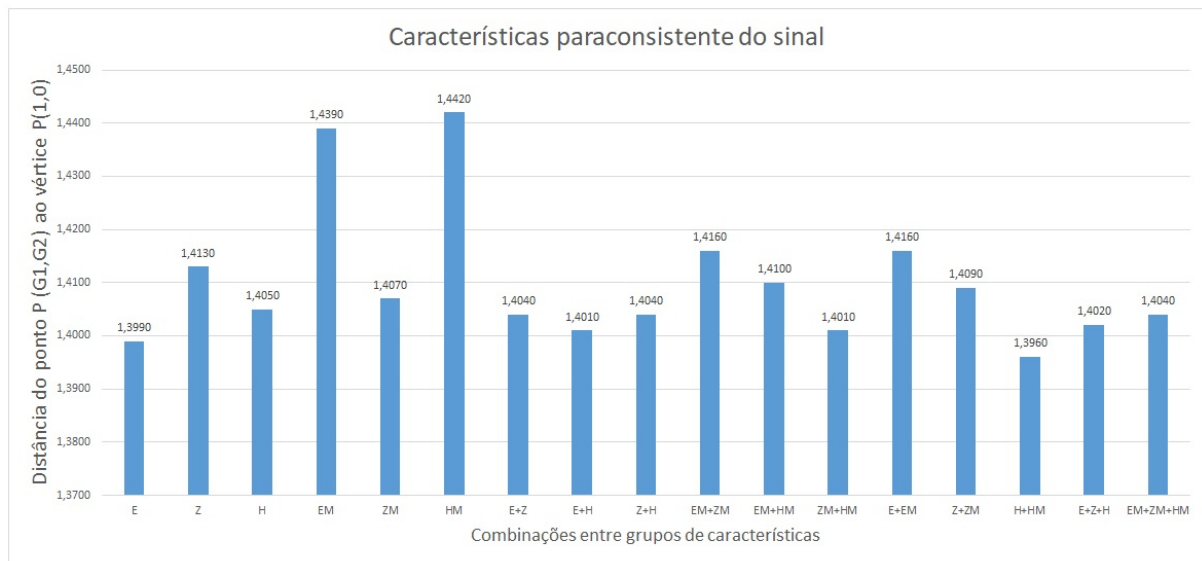
Fonte: o Autor

Utilizando-se os de sinais de 60 segundos da FCF gravados, e realiza-se o processamento individual de cada um dos sinais, o que resultou nos grupos de características da energia, ZCR e entropia. O mesmo processamento exaustivo também foi realizado para obtenção dos grupos da massa da energia, ZCR e entropia, por meio da extração artesanal, efetuando-se diversas combinações entre os grupos de características para a análise paraconsistente, determinando para cada combinação a distância do ponto P ao vértice $P = (1,0)$.

Após exaustivas combinações entre os grupos de características, os grupos da entropia(H)

e massa da entropia (HM) obtiveram juntos a menor distância Euclidiana do vértice $P = (1,0)$ distância ao ponto $P = (G_1, G_2)$ no valor de 1,396, que pode ser observado na Figura 38. O ponto $P = (-0,226, 0,669)$ da combinação dos grupos $H + HM$ ao vértice $P = (1,0)$, pode ser observado em destaque na Figura 39. Portanto os VCs da combinação entre os grupos $H + HM$ foram utilizadas para classificação dos sinais utilizando os recursos do SVM por apresentar a menor distância entre o ponto P e o vértice $P = (G_1, G_2)$.

Figura 38 – Distâncias entre os pontos P de cada combinação ao vértice $P = (1,0)$, apresentando a menor distância euclidiana o grupo $H + HM$ com a menor distância Euclidiana obtida pela aplicação da EPC.



Fonte: o Autor

Como a maioria dos classificadores, SVM foi a primeira técnica adotada para resolver o problema declarado em que todos os VCs foram normalizados dentro da faixa 0 a 1, o que permite uma escala adequada de inspeção.

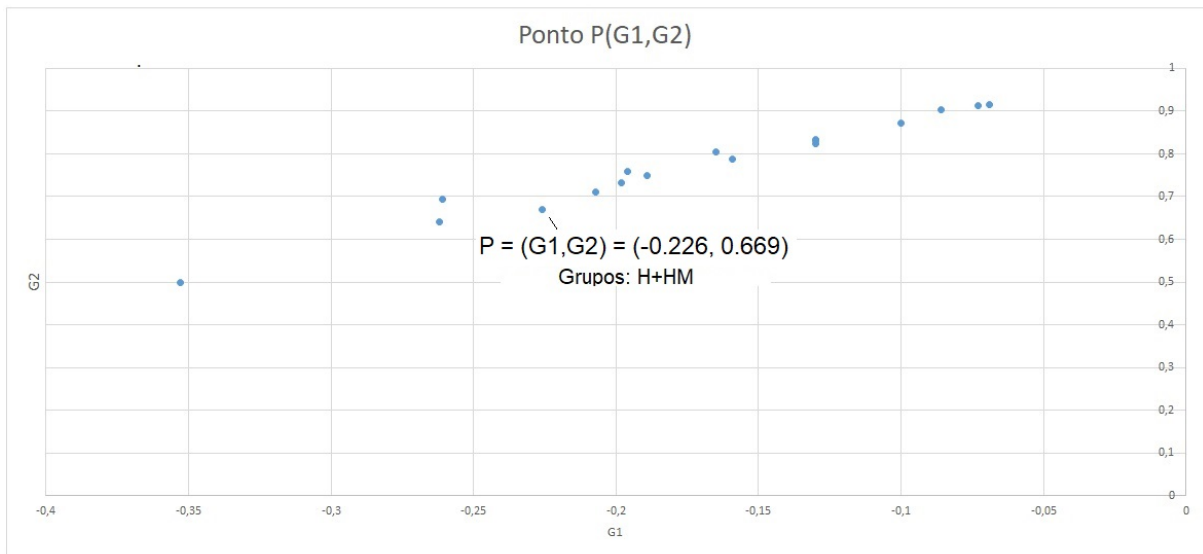
Existem diferentes maneiras de fazer isso; por exemplo, para analisar o comportamento de uma entidade física em particular nos intervalos de tempo que são observados, frequentemente registrou sua distribuição percentual, como nos métodos A_1 , A_2 , B_1 e B_2 de Guido (2016b) e Guido (2016a).

Contrariamente, registros adequados de grandezas relacionadas a uma quantidade máxima contêm a unidade como o maior valor possível, como nos métodos A_3 e B_3 , também definidos Guido em (GUIDO, 2016a; GUIDO, 2016b).

Portanto, a normalização, bem como a escolha estratégica de recursos de engenharia paraconsistente, foram etapas importantes de pré-processamento, que ajudaram a representar convenientemente gestações normais e anormais.

Foram realizadas todas as combinações possíveis numa estratégia *hold-out* para amostrar a melhor matriz de confusão.

Figura 39 – Plotagem dos pontos (G_1 e G_2) dos grupos testados apresentando os grupos $H + HM$ com a menor distância Euclidiana para o vértice $P = (1,0)$ obtida pela EPC.



Fonte: o Autor

Utilizando-se como classificador a EPC, a menor distância do ponto $P = (G_1, G_2)$ ao vértice $P = (1,0)$ foi encontrada pelo cálculo da entropia (H) e massa da entropia (HM) do método C_1 , conforme pode ser mostrado na Equação (16).

Uma estrutura SVM comum de três camadas com duas classes, $\frac{130}{2} + \frac{290}{2} = 65 + 145 = 210$, e um neurônio nas camadas de entrada, oculta e de saída, respectivamente, foi adotado. O número de neurônios na camada de entrada, que é passivo, corresponde à dimensão dos melhores VCs selecionados no estágio da engenharia paraconsistente de características. Consequentemente, o número de neurônios na camada oculta corresponde ao número de VCs usados para o treinamento, ou seja, 50% do conjunto. Existe apenas um neurônio na camada de saída porque apenas um escalar é necessário para diferenciar entre as classes: 0 e 1 para indicar sinais anormais e normais, respectivamente. Os neurônios na camada oculta são ativos com uma função de base radial como *kernel*, onde o i -ésimo neurônio foi sintonizado em um procedimento não supervisionado para a saída máxima, ou seja, a unidade, para o i -ésimo VC de treinamento. Entre a camada de entrada e a camada oculta, todos os pesos são unitários. Ao contrário disso, os pesos entre a camada oculta e a camada de saída são encontrados durante a etapa supervisionada do treinamento. O neurônio na camada final é linear ativo e apenas combina linearmente as saídas da camada oculta com os pesos correspondentes.

Com os exaustivos testes realizados, a melhor matriz de confusão apresentada na Equação (16), onde a primeira linha e coluna representam os casos normais, e a segunda linha e coluna representam os anormais, obteve uma acuracidade de $\frac{25+24}{30+30} \approx 81,67\%$, que é a média de percentual de gestações normais e anormais corretamente classificadas, conforme pode ser visualizado na Equação (16). A SVM continuou não melhorando o resultado da distância

Euclidiana, portanto não sendo necessário.

Um procedimento de validação cruzada de validação em que 50% dos VCs para cada classe foi usado para treinamento e o restante 50% foi usado para teste. Entre os resultados, derivados de 10.000 testes aleatórios, a melhor matriz de confusão foi:

$$\begin{pmatrix} 25 & 5 \\ 6 & 24 \end{pmatrix} \quad (16)$$

Foi utilizada apenas a distância Euclidiana com classificador baseado em casamento de padrões. Os vetores ficaram dispostos de tal modo que a SVM não melhorou o resultado.

Testes com SVM e RNA Perceptron não trouxeram resultados consistentes, porque a quantidade de amostras não foram suficientes. Talvez o uso de *deep learning* faça o resultado chegar em 100%, para tanto é necessário uma quantidade maior de amostras para processamento.

4.10 Análise e discussão dos resultados

Foi realizado o processamento dos sinais das FCF de 130 sinais de gestações consideradas anormais e 290 sinais de gestações normais, avaliados pelos traçados cardiotocográficos e análises laboratoriais do sangue da artéria umbilical após o nascimento.

Para o processamento dos sinais, foram utilizados os métodos A_3 de energia, B_3 de ZCR, C_1 da entropia e suas respectivas massas para a extração das características dos sinais dos batimentos cardíacos fetais. Obteve-se a partir destes sinais os respectivos VCs, conforme apresentado no Apêndice D e Apêndice E, possibilitando a análise com determinação destes classificadores para o desenvolvimento e treinamento de uma rede neural artificial. Isso permite que os resultados do processamento possam ser analisados, aferidos por especialistas e comparados com os exames laboratoriais do sangue da artéria umbilical ao nascimento, avaliando a oxigenação e a acidemia fetal.

Observou-se que os resultados da massa da entropia (HM), utilizando a os recursos da EPC, permite definir a aplicação destas características para os sinais de gestação normais e anormais. Possibilitando desta forma a implementação de classificadores com a utilização das RNAs com a obtenção da melhor matriz de confusão com 81,67% de acurácia no processamento dos sinais.

O presente trabalho foi realizado com base no processamento e na análise de sinais dos batimentos cardíacos, a partir das gravações coletadas durante o trabalho de parto. A coleta dos sinais dos batimentos cardíaco fetais e a análise do sangue do cordão umbilical no nascimento, em ambiente hospitalar, possibilitaram experimentos com um conjunto rico de casos.

Os resultados apresentados neste trabalho são coincidentes com a avaliação visual das cardiotocografias, permitindo dessa forma a constatação de que a técnica proposta é válida, trazendo uma acurácia média de 81,67%. Desse modo, valida-se a aplicação do conjunta da

energia, da taxa de cruzamento por zeros e da entropia, associadas ao novo conceito de massa dos sinais.

Complementarmente, a análise da EPC, nunca antes utilizada para a finalidade proposta, mostrou-se adequada, caracterizando assim uma contribuição notável que permitiu, de modo diferenciado, escolher as melhores características representantes do problema em questão.

Desta forma, foi possível a obtenção de resultados com o processamento e testes dos algoritmos, e os respectivos resultados podem ser aferidos e validados com a análise de especialistas colaboradores e exames laboratoriais do sangue da artéria umbilical possibilitando a aferição dos valores exatos de oxigenação e acidemia fetal no momento do nascimento, considerado por Guaraci Garcia (GARCIA, 2006) como padrão ouro para a análise dos exames cardiotocográficos na obtenção da oxigenação e acidemia fetal e, conseqüentemente, como resultado, os nascimentos de sucesso.

Com a comprovação dos resultados aferidos baseados na aplicação dos algoritmos para análise da oxigenação e acidemia fetal, será possível viabilizar a aplicação da técnica proposta para uso em clínicas e hospitais, aumentando o número de nascimentos de sucesso.

Os resultados aqui apresentados são coincidentes com a avaliação visual dos traçados cardiotocográficos, validando assim a abordagem proposta com um valor de precisão próximo de 82%. Assim, a aplicação da entropia associada ao conceito recente de massa do sinal, é útil para a análise pretendida. Além disso, a engenharia paraconsistente de características, que nunca havia sido utilizado para o propósito proposto, mostrou-se adequado para a seleção de características, caracterizando uma contribuição notável que permitiu, de forma diferenciada, escolher as melhores características que representavam o problema.

Por fim, a abordagem proposta estimula a aplicação de algoritmos de inteligência artificial em clínicas e hospitais, aumentando o número de partos com sucesso. Como trabalho futuro, pretendemos testar abordagens relacionadas a wavelets utilizando uma base de dados com maior quantidade de amostras.

Referências

- ABE, J. M. **Paraconsistent intelligent-based systems: new trends in the applications of paraconsistency**. New York, Springer-Verlag, 2015.
- ACOG TECHNICAL BULLETIN. **Umbilical artery blood acid-base analysis: n.207**. Washington, 1996. 305-310 p.
- ALNUAIMI, S. A.; JIMAA, S.; KHANDOKER, A. H. Fetal cardiac doppler signal processing techniques: challenges and future research directions. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, Switzerland, v. 5, p. 82, 2017. ISSN 2296-4185. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fbioe.2017.00082>. Acesso em: 28 nov. 1998.
- ARORA, S.; BARAK, B. **Computational complexity: a modern approach**. Cambridge, Cambridge University Press, 2009. ISBN 9780521424264.
- BRUCE, P.; BRUCE, A. **Practical statistics for data scientists: 50 essential concepts**. Sebastopol, CA: O'Reilly Media, Inc., 2017.
- BUTRUILLE, L.; JONCKHEERE, J. D.; FLOCTEIL, M.; GARABEDIAN, C.; HOUFFLIN-DEBARGE, V.; STORME, L.; DERUELLE, P.; LOGIER, R. Parasympathetic tone variations according to umbilical cord ph at birth: a computerized fetal heart rate variability analysis. **Journal of Clinical Monitoring and Computing**, Dordrecht, v. 31, n. 6, p. 1197–1202, Dec 2017. ISSN 1573-2614. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10877-016-9957-y>. Acesso em: 28 jun. 2021.
- CARNIELLI, W.; CONIGLIO, M. E. **Paraconsistent logic: consistency, contradiction and negation**. Berlin, Springer-Verlag, 2016.
- CARVALHO, F. R.; ABE, J. M. **A paraconsistent decision-making method**. Berlin, Springer-Verlag, 2018.
- CASTRO, D.; PATIL, S.; KEENAGHAN, M. **Arterial blood gas**. Bethesda MD, 2021. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536919/>. Acesso em: 28 jun. 2021.
- CRISTIANINI, N.; SHAW-TAYLOR, J. **An introduction to support vector machines and other kernel-based learning methods**. Cambridge, Cambridge University Press, 2000.
- DAWES, G. S.; M., M.; REDMAN, C. W. Improvements in computerized fetal heart rate analysis antepartum. **J Perinat Med**, Berlin, v.24, p.25–36, 1996.
- DAWES, G. S.; MOULDEN, M.; REDMAN, C. W. The advantages of computerized fetal heart rate analysis. **J Perinat Med**, Berlin, v.19, n.1-2, p.39–45, 1991.
- DAWES, G. S.; MOULDEN, M.; REDMAN, C. W. Short-term fetal heart rate variation, decelerations, and umbilical flow velocity waveforms before labor. **Obstet Gynecol**, Washington, p. 80: 673–8, 1992.
- DAWES, G. S.; REDMAN, C. W. Sonicaid system 8002: objective ctg analysis system user guide. **Oxford Instruments Medical System Division**, Oxford, v. 19, p. 39–45, 1995.

DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. **Pattern classification**. Hoboken, NJ: Wiley-InterScience, 2000.

EDEN, R. D.; EVANS, M. I.; EVANS, S. M.; SCHIFRIN, B. S. Reengineering electronic fetal monitoring interpretation: using the fetal reserve index to anticipate the need for emergent operative delivery. **Reproductive Sciences**, Switzerland, v. 25, n. 4, p. 487–497, 2018. PMID: 29137550. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1933719117737849>. Acesso em: 28 jun. 2021.

FERGUS, P.; SELVARAJ, M.; CHALMERS, C. Machine learning ensemble modelling to classify caesarean section and vaginal delivery types using cardiotocography traces. **Computers in Biology and Medicine**, S.I., v. 93, p. 7 – 16, 2018. I SSN 0010-4825. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482517303918>. Acesso em: 28 jun. 2021.

FERNANDES, J. N. O.; CORTEZ, P. C.; MARQUES, J. A. L.; FEITOSA, F. E. L. A fuzzy intelligent agent for analysis and classification of fetuses' cardiac signals. **IEEE Latin America Transactions**, S.I., v. 14, n. 5, p. 2052–2058, 2016. ISSN 1548-0992.

GARCIA, G. S. **Prediction of fetal acidemia by Short-term Variation measured by Computerized Cardiotocography in pregnancies with Hypertensive Syndrome**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Obstetrícia, São Paulo, 2006.

GIBSON, A.; PATTERSON, J. **Deep Learning: A Practitioner's Approach**. Sebastopol CA, O'Reilly Media, 2017.

GONÇALVES, H.; PINTO, P.; SILVA, M.; CAMPOS, D. Ayres-de; BERNARDES, J. Toward the improvement in fetal monitoring during labor with the inclusion of maternal heart rate analysis. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Switzerland, v. 54, n. 4, p. 691–699, Apr 2016. I SSN 1741-0444. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1359-7>. Acesso em: 28 jun. 2021.

GUIDO, R. C. Zcr - aided neurocomputing. **Know.-Based Syst.**, Elsevier Science Publishers B. V., Amsterdam, v. 105, n. C, p. 248–269, ago. 2016a. I SSN 0950-7051. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.knosys.2016.05.011>. Acesso em: 28 jun. 2021.

GUIDO, R. C. Atutorial on signal energy and its applications. **Neurocomputing**, S.I, v. 179, p. 264 – 282, 2016b. I SSN 0925-2312. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925231215019281>> Acesso em: 28 jun. 2021.

GUIDO, R. C. A tutorial review on entropy-based handcrafted feature extraction for information fusion. **Information Fusion**, S.I, v. 41, p. 161 – 175, 2018. I SSN 1566-2535. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1566253517303846>. Acesso em: 28 jun. 2021.

GUIDO, R. C. Enhancing teager energy operator based on a novel and appealing concept: Signal mass. **Journal of the Franklin Institute**, S.I, v. 356, n. 4, p. 2346 – 2352, 2019a. I SSN 0016-0032. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0016003218307348>. Acesso em: 28 jun. 2021.

GUIDO, R. C. Paraconsistent feature engineering [lecture notes]. **IEEE Signal Processing Magazine**, S.I., v. 36, p. 154–158, 01 2019b.

- HAYKIN, S. **Communication Systems**. 5th. ed. New York, Wiley Publishing, 2009. ISBN 0471697907.
- HAYKIN, S. S. **Neural networks and learning machines**. Third. Upper Saddle River, NJ, Pearson Education, 2009.
- HAYKIN, S. S.; VEEN, B. V. **Signals and Systems**. New York, Wiley, 2002. ISBN 9780471164746.
- HENSON, G.; DAWES, G. S.; REDMAN, C. W. Characterization of the reduced heart rate variation in growth-retarded fetuses. **Br J Obstet Gynaecol**, New York, v. 91, p. 751–5, 1984.
- HIRSCHMAN, I. I. **Infinite Series**. New York, Dover Publications Inc., 2014. ISBN 0486789756.
- HOLAMBE, R. S.; DESHPANDE, M. S. **Advances in Non-Linear Modeling for Speech Processing: Speech Technology**. 1st. ed. New York, Springer Publishing Company, Incorporated, 2012. ISBN 1461415047.
- JEZEWSKI, M.; CZABANSKI, R.; HOROBA, K.; LESKI, J. Clustering with pairs of prototypes to support automated assessment of the fetal state. **Applied Artificial Intelligence**, S.I., v. 30, n. 6, p. 572–589, 2016.
- JOSEPH, E. **Sorting Algorithm: Analysis and Comparison Performance**. Germany: LAP Lambert Academic Publishing, 2012. ISBN 3659185477, 9783659185472.
- KAISER, J. F. On a simple algorithm to calculate the 'energy' of a signal. In: **International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing**. Albuquerque, 1990. v. 1, p. 381–384.
- MACONES, G. A.; HANKINS, G. D. V.; SPONG C. Y., H. J.; MOORE, T. The 2008 national institute of child health and human development workshop report on electronic fetal monitoring: Update on definitions, interpretation, and research guidelines. **Journal of Obstetric, Gynecologic, Neonatal Nursing**, S.I., v.37, .510–515, 2008.
- MAEDA, M. de F. Y. **Cardiotocografia computadorizada e dopplervelocimetria em gestações com insuficiência placentária: associação com a lesão miocárdia e acidemia no nascimento**. 2013. 134 p. Dissertação (Mestrado no Programa de Obstetrícia e Ginecologia) — Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.
- MANICKAM, P.; PRABHA, H. Extraction of fetal ecg from the composite abdomen signal by anfis with different learning algorithm. **Advances in Natural and Applied Sciences**, S.I., v. 10, p. 207, 2016.
- MAVROFORAKIS, M.; THEODORIDIS, S. A geometric approach to support vector machine (svm) classification. **IEEE Transactions on Neural Networks**, S.I., v. 17, n. 3, p. 671–682, May 2006. ISSN 1941-0093.
- OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. **Discrete-time Signal Processing**. London, Pearson, 2013.
- PACHORI, R; SHARMA, R **Automatic sleep stages classification based on iterative filtering of electroencephalogram signals**. S.I., Neural Computing and Applications, p. 2959–2978, 2017.

PACHORI, R. B.; SIRCAR, P. Speech analysis using fourier-bessel expansion and discrete energy separation algorithm. In: **2006 IEEE 12th Digital Signal Processing Workshop 4th IEEE Signal Processing Education Workshop**. Piscataway N.J., p. 423–428, 2016.

PACHORI, R. B.; SIRCAR, P. Analysis of multicomponent am-fm signals using fb-desa method. **Digital Signal Processing**, S.l., v. 20, n. 1, p. 42 – 62, 2010. ISSN 1051-2004. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105120040900075X>. Acesso em: 28 jun. 2021.

PISHRO-NIK, H. **Introduction to Probability, Statistics and Random Processes**. S.l.: Kappa Research LLC, 2014. Disponível em: <https://www.probabilitycourse.com>.

RAY, C.; RAY, A. Intrapartum cardiotocography and its correlation with umbilical cord blood ph in term pregnancies: a prospective study. **International Journal of Reproduction, Contraception, Obstetrics and Gynecology**, S.l., v. 6, n. 7, p. 2745–2752, 2017. ISSN 2320-1789. Disponível em: <https://www.ijrcog.org/index.php/ijrcog/article/view/2929>.

ROMANO, M.; BIFULCO, P.; RUFFO, M.; IMPROTA, G.; CLEMENTE, F.; CESARELLI, M. Software for computerised analysis of cardiotocographic traces. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, S.l., v. 124, p. 121 – 137, 2016. ISSN 0169-2607. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260715002680>.

SALING, E. A new method for examination of the child during labor. introduction, technic and principles. **Arch Gynakol**, S.l., v.197, p.108–22, 1962.

SCALASSARA, P. R.; DAJER, M. E.; MACIEL, C. D.; GUIDO, R. C.; PEREIRA, J. C. Relative entropy measures applied to healthy and pathological voice characterization. **Applied Mathematics and Computation**, S.l., v. 207, n. 1, p. 95 – 108, 2009. ISSN 0096-3003. Includes Special issue on Emergent Applications of Fractals and Wavelets in Biology and Biomedicine. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0096300308000234>. Acesso em: 28 jun. 2021.

SEJDIĆ, E.; DJUROVIC, I.; JIANG, J. Time-frequency feature representation using energy concentration: An overview of recent advances. **Digital Signal Processing**, S.l., v. 19, p. 153–183, 2009.

SHANNON, C. A mathematical theory of communication. **The Bell System Technical Journal**, S.l., v. 27, n. 3, p. 379–423, July 1948. ISSN 0005-8580.

SMULLYAN, R. M. **A Beginner's Guide to Mathematical Logic**. New York: Dover Publications Inc., 2014. ISBN 0486492370.

STREET, P.; DAWES, G.; MOUDELEN, M.; REDMAN, C. Short term variation in abnormal antenatal fetal heart rate records. **Am J Obstet Gynecol**, Washington, v. 165, p. 515–23, 1991.

STROUSTRUP, B. **The C++ Programming Language (Hardcover)**. 4th. ed. S.l., Addison-Wesley Professional, 2013. ISBN 0321958322.

THEODORIDIS, S.; KOUTROUMBAS, K. **Pattern Recognition**. San Diego CA, Elsevier, 2008. ISBN 9781597492720.

VAPNIK, V. **The Nature of Statistical Learning Theory**. New York, Springer, 1995.

VAPNIK, V.; CORTES, C. **Support vector networks**. New York, Machine Learning, p. 273-297, 1995.

ZANATY, E.; AFIFI, A. Support vector machines (svms) with universal kernels. **Applied Artificial Intelligence**, S.l., v. 25, p. 575–589, 2011.

ZAYLAA, A.; CHARARA, J.; GIRAULT, J.-M. Reducing sojourn points from recurrence plots to improve transition detection: Application to fetal heart rate transitions. **Computers in Biology and Medicine**, S.l., v. 63, p. 251 – 260, 2015. ISSN 0010-4825. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482514002583>. Acesso em: 28 jun. 2021.

ZAYLAA, A.; OUDJEMIA, S.; CHARARA, J.; GIRAULT, J. n-order and maximum fuzzy similarity entropy for discrimination of signals of different complexity: Application to fetal heart rate signals. **Computers in Biology and Medicine**, S.l., v. 64, p. 323 – 333, 2015. ISSN 0010-4825. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482515000840>. Acesso em: 28 jun. 2021.

ZHAO, L.; WEI, S.; TANG, H.; LIU, C. Multivariable fuzzy measure entropy analysis for heart rate variability and heart sound amplitude variability. **Entropy**, S.l., v. 18, n. 12, 2016. ISSN 1099-4300. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1099-4300/18/12/430>. Acesso em: 28 jun. 2021.

ZHENG, A.; CASARI, A. **Feature Engineering for Machine Learning: Principles and Techniques for Data Scientists**. 1st. ed. Sebastopol CA, O'Reilly Media, Inc., 2018. ISBN 1491953241.

Apêndices

APÊNDICE A – Vetor característica da energia do sinal

Energia do sinal utilizando o método A_3 - Resultado das características do processamento dos 50 sinais coletados na Santa Casa de São José do Rio Preto dos batimentos cardíacos fetais utilizando o Algoritmo 2

Figura 40 – Energia

Gestante	ANORMAIS			
	Energia	Variância	Derivada	Variância
26	0,48517737373737400000	0,07685097795067850000	0,01003755102040820000	0,00000923136134943773
33	0,47523363636363600000	0,06244142683122130000	0,00988530612244898000	0,00004769590245730950
42	0,45072070707070700000	0,07965496501667180000	0,00994510204081633000	0,00001303929233652640
44	0,34072171717171700000	0,06340767052129380000	0,01004448979591840000	0,00010676483086214100
45	0,493308080808080100000	0,07835617712863990000	0,00998275510204082000	0,00000205564649104541
54	0,43621232323232300000	0,08344396787642080000	0,00999591836734690000	0,00002737999575177010
60	0,626456666666666700000	0,08011749444848490000	0,00982428571428571000	0,00007759326326530620
61	0,53826838383838400000	0,07437304050647890000	0,00994683673469388000	0,00008736132162640580
80	0,55844030303030300000	0,10745124915041300000	0,01010346938775510000	0,00013963579000416500
83	0,54294161616161600000	0,05802982353072140000	0,00989836734693878000	0,00037899571978342300
88	0,47220090909090900000	0,07586949408099170000	0,00998734693877551000	0,00003037832765514370
92	0,47553818181818200000	0,05996839215022960000	0,00984683673469388000	0,00003396794611620160
93	0,51254737373737400000	0,08823248836684010000	0,01008857142857140000	0,00004398678163265300
115	0,462046666666666700000	0,05963052737777780000	0,00986744897959184000	0,00005310462512494790
117	0,48004434343434300000	0,07520846050133660000	0,00998316326530612000	0,00000993325427946689
118	0,60570626262626300000	0,07400140305572900000	0,00987918367346939000	0,00006956320953769260

Gestante	NORMAIS			
	Energia	Variância	Derivada	Variância
25	0,49364000000000000000	0,08039623490303030000	0,01003255102040820000	0,00004651355573719290
27	0,71254585858585900000	0,08211496340002040000	0,00980806122448979000	0,00017962858297584300
30	0,49373010101010100000	0,08002433069796960000	0,00998030612244898000	0,00000697580704914619
32	0,48077686868686900000	0,08061608233261910000	0,01002530612244900000	0,00000237066572261558
34	0,49432454545454500000	0,08292887629954090000	0,01002448979591840000	0,00000021458596418159
36	0,46292373737373700000	0,06890629697290080000	0,00978193877551020000	0,00002842445236359850
37	0,49743494949495000000	0,07154553555833080000	0,00992581632653061000	0,00000887906923157020
40	0,46066101010101000000	0,08298988143736350000	0,01002438775510200000	0,00000827976748229904
46	0,49202838383838400000	0,09875958175496380000	0,01007963877551000000	0,00002076960908996250
47	0,53466878787878800000	0,08626496639853070000	0,00991948979591837000	0,00013832529055601800
48	0,47663919191919200000	0,08173368930641770000	0,00999969387755102000	0,00000288211725322782
56	0,50057939393939400000	0,07974610655720850000	0,00999561224489796000	0,00000056347360474802
57	0,56287747474747500000	0,08683792904917860000	0,00991020408163265000	0,00003399109587671800
64	0,53013292929292900000	0,09314813097222730000	0,00999989795918367000	0,00001329956835693460
66	0,46873929292929300000	0,08417688795808590000	0,00996581632653061000	0,00000736751004789671
68	0,49958707070707100000	0,06585274675202530000	0,00962877551020408000	0,00003230681278633900
73	0,50493757575757600000	0,07835496434765840000	0,00992693877551020000	0,00001196527430237400
75	0,47789585858585800000	0,07543693916971740000	0,00977346938775510000	0,00012731431857559300
77	0,54694616161616200000	0,07663611902567080000	0,00992020408163265000	0,00001128729383590170
81	0,52173898989899000000	0,07887766046766660000	0,00996540816326530000	0,00000338936769054560
84	0,49822787878787900000	0,07945032210964190000	0,00999918367346939000	0,00000206251566014160
89	0,51052313131313100000	0,08140340427807370000	0,01002867346938780000	0,00000211557068929611
97	0,50270262626262600000	0,08119280248603200000	0,01000081632653060000	0,00000031824831320283
100	0,50774303030303000000	0,07967523627768590000	0,00997673469387755000	0,00000125815872553103
102	0,53271797979798000000	0,08439430588076720000	0,00985816326530612000	0,00009529517621824240
103	0,42596121212121200000	0,06521478857024790000	0,00990602040816327000	0,00002994683008121620
104	0,55128333333333300000	0,07880380410101010000	0,00988887755102041000	0,00002354676710745520
114	0,49427383838383800000	0,08194373126809510000	0,00998030612244898000	0,00000585691317159517
126	0,45134818181818200000	0,07707496646538110000	0,00997112244897959000	0,00001985510180133280
127	0,50543575757575800000	0,07416821592139570000	0,00994693877551020000	0,00001820763960849650
128	0,52940888888888900000	0,08879525207654320000	0,01001989795918370000	0,00001445370509162850
131	0,48975898989899000000	0,08227349179493930000	0,00996775510204082000	0,00003352347455226990
134	0,53801858585858600000	0,08990601749092940000	0,01001877551020410000	0,00000638430870470636
136	0,52107101010101000000	0,08799985635453520000	0,01009020408163270000	0,00001980891016243230

Fonte: o autor

APÊNDICE B – Vetor característica do ZCR do sinal

Resultados do processamento do sinais gravados de gestações normais e anormais com o para o ZCR utilizando método B_3 .

Figura 41 – ZCR

Gestante	ANORMAIS			
	ZCR	Variância	Derivada	Variância
26	0,50537052631578900000	0,07233784065761770000	0,04934444444444440000	0,00002027655802469140
33	0,50621578947368400000	0,07659508768753460000	0,05039666666666670000	0,00001796176666666660
42	0,49984842105263200000	0,07619871709750690000	0,05030611111111110000	0,0000599146820987658
44	0,59363736842105300000	0,07519744353518010000	0,05088055555555560000	0,00072749126080246900
45	0,50535578947368400000	0,07575326110858730000	0,05029055555555560000	0,00000711161635802468
54	0,57439947368421100000	0,05393486017340720000	0,04292944444444440000	0,00000724087191358022
60	0,49985789473684200000	0,07300636892188370000	0,04993611111111110000	0,00000963296820987658
61	0,57195368421052600000	0,07347276092853190000	0,04768333333333330000	0,00035360734444444400
80	0,55450157894736800000	0,09446379652908590000	0,05226888888888890000	0,00045570939876543200
83	0,47734421052631600000	0,08758010687700830000	0,05099166666666670000	0,00043724133611111100
88	0,48650947368421100000	0,07696174385761770000	0,05008222222222220000	0,00002347208395061730
92	0,45507210526315800000	0,08803051134293630000	0,05136500000000000000	0,00051424060277777800
93	0,49943947368421100000	0,07166291334182820000	0,04922222222222220000	0,00000635011728395068
115	0,50069684210526300000	0,08051137193739610000	0,05034333333333330000	0,00022851112222222200
117	0,50337736842105300000	0,07542614088254850000	0,05013333333333330000	0,0000044240444444443
118	0,50357368421052600000	0,07527699387590030000	0,04999611111111110000	0,00000949835709876544

Gestante	NORMAIS			
	ZCR	Variância	Derivada	Variância
25	0,49946263157894700000	0,07391386575623270000	0,04965722222222220000	0,00000655007561728394
27	0,47659210526315800000	0,07044305555346260000	0,04765055555555560000	0,00001601877191358030
30	0,47572157894736800000	0,06844314756064800000	0,04912777777777780000	0,00005359139506172830
32	0,49494894736842100000	0,07411084383102500000	0,04981888888888890000	0,00000415653209876542
34	0,49875473684210500000	0,07475718450914130000	0,04991833333333330000	0,00000607741388888886
36	0,46955894736842100000	0,06372599547257620000	0,04552277777777780000	0,00001893566450617290
37	0,49148578947368400000	0,07659211757174520000	0,05034833333333330000	0,00000945649166666665
40	0,49391157894736800000	0,07662099963434900000	0,05023888888888890000	0,00001221478765432090
46	0,50049842105263200000	0,07413494944487540000	0,05015666666666670000	0,00000731103333333334
47	0,49626578947368400000	0,07207810587700830000	0,04870277777777780000	0,00002289748672839500
48	0,49969631578947400000	0,07364745824432130000	0,05009833333333330000	0,00001015076944444450
56	0,49756631578947400000	0,07620346383379500000	0,04996388888888890000	0,00000614312376543205
57	0,50433368421052600000	0,07480172372853180000	0,05011444444444440000	0,00000473608024691356
64	0,49305789473684200000	0,07881116038504150000	0,05042222222222220000	0,00001167201728395060
66	0,49997684210526300000	0,07840034016897510000	0,05046277777777780000	0,00001550893117283950
68	0,48095315789473700000	0,07532034773739610000	0,05036888888888890000	0,00003829909876543200
73	0,52974368421052600000	0,06446285859168970000	0,04607500000000000000	0,00001267595833333340
75	0,48855368421052600000	0,07341147544432130000	0,05004611111111110000	0,00009514317932098760
77	0,48921736842105300000	0,07544163286149580000	0,04992777777777780000	0,00000922752839506173
81	0,50383473684210500000	0,07686770782493080000	0,04991944444444440000	0,00000912328302469140
84	0,48709684210526300000	0,07406595692686980000	0,04977888888888890000	0,00000910603209876544
89	0,49202789473684200000	0,07573674633241000000	0,05009500000000000000	0,00001444664722222220
97	0,50319736842105300000	0,07414249274570640000	0,04996944444444440000	0,00000443733858024688
100	0,49604894736842100000	0,07528312733573410000	0,05005166666666670000	0,00000639163611111108
102	0,47574000000000000000	0,07943734834736840000	0,05071222222222220000	0,00011193881728395100
103	0,46607631578947400000	0,06963015128642660000	0,04931611111111110000	0,00009391716820987640
104	0,50751000000000000000	0,07368766654736840000	0,04968388888888890000	0,00001243203487654320
114	0,50566421052631600000	0,07440674382437670000	0,04991388888888890000	0,00000365384598765438
126	0,50183842105263200000	0,07429845825540170000	0,04985777777777780000	0,00000542528395061729
127	0,49829263157894700000	0,07469554309307480000	0,05000277777777780000	0,00000511852006172837
128	0,49164526315789500000	0,07512549135124650000	0,05020000000000000000	0,00000710684444444446
131	0,50406947368421100000	0,07379321228919670000	0,05009444444444440000	0,00001114543580246910
134	0,49616789473684200000	0,07300959919556790000	0,06446285859168970000	0,00000764477932098768
136	0,49616789473684200000	0,07300959919556790000	0,04982611111111110000	0,00000764477932098768

Fonte: o Autor

APÊNDICE C – Vetor característica da entropia do sinal

Resultados do processamento da entropia dos sinais gravados de gestações normais e anormais com o para o método C_1

Figura 42 – Entropia

Gestante	ANORMAIS			
	H	Variância	Derivada	Variância
26	0,95520307692307700000	0,00061570931360946700	-0,00312384615384616000	0,00081983009945380000
33	0,92555538461538500000	0,00149760405562130000	-0,00647307692307692000	0,00073638742708238600
42	0,95979307692307700000	0,00032848411360946700	-0,00146846153846154000	0,00020515682999544800
44	0,92756923076923100000	0,00198104225325444000	-0,00044846153846153900	0,00255200345011379000
45	0,96724538461538400000	0,00034884831715976300	-0,00258461538461538000	0,00032427837587619500
54	0,96445615384615400000	0,00049085270059171600	-0,00345692307692308000	0,00050861942767410100
60	0,83051615384615400000	0,00526889196213018000	0,00889384615384615000	0,00252756172371416000
61	0,93260307692307700000	0,00176021652899408000	-0,00245461538461538000	0,00345552462972235000
80	0,88024692307692300000	0,00532541435976310000	0,00729692307692308000	0,00377911139927174000
83	0,92242846153846100000	0,00225061976686390000	-0,00294384615384616000	0,00263846905211652000
88	0,92321769230769200000	0,00168147983313609000	0,00646692307692307000	0,00145472913714155000
92	0,91498307692307700000	0,00225996066745562000	-0,00132153846153846000	0,00147589090040965000
93	0,95935769230769200000	0,00068075441775147900	0,00208615384615385000	0,00089844682075557500
115	0,95967461538461500000	0,00030310594792899400	-0,00114615384615384000	0,00071110035685025000
117	0,98009384615384600000	0,00025072285443787000	-0,00413923076923077000	0,00011768851238051900
118	0,91802307692307700000	0,00240694725207100000	0,00011384615384615700	0,00127744351898043000

Gestante	NORMAIS			
	H	Variância	Derivada	Variância
25	0,94697846153846100000	0,00079680262840236600	0,00419000000000000000	0,00118472457692308000
27	0,83242384615384600000	0,00576472408520710000	0,00847769230769230000	0,00332084284337733000
30	0,83242384615384600000	0,00576472408520710000	0,00847769230769230000	0,00332084284337733000
32	0,96833692307692300000	0,00029707139053254400	-0,00210384615384615000	0,00017233005685025000
34	0,97123076923076900000	0,00032669639171597600	-0,00300000000000000000	0,00017498126153846200
36	0,94676230769230800000	0,00083046963313609400	0,00033384615384615500	0,00122924137341830000
37	0,96047076923076900000	0,00047765959171597600	-0,00345307692307692000	0,00028151887205279900
40	0,94745769230769200000	0,00098985815621301900	-0,00181384615384616000	0,00066983818998634600
46	0,95020076923076900000	0,00108654168402367000	0,00377923076923077000	0,00073617511593081300
47	0,92472384615384600000	0,00237753414674556000	-0,00456153846153846000	0,00193883474893036000
48	0,96635153846153900000	0,00040942930532544400	-0,00157846153846154000	0,00015301357141556700
56	0,96853692307692300000	0,00030143003668639000	-0,00142153846153847000	0,00027332875366408700
57	0,92653692307692300000	0,00114186779053254000	0,00226692307692308000	0,00074357936436049100
64	0,94491769230769200000	0,00084910189467455700	0,00533615384615385000	0,00067899505921711400
66	0,97249846153846100000	0,00021054296686390500	-0,00078538461538461900	0,00014851588416021800
68	0,89739384615384600000	0,00205928819289941000	-0,00385230769230769000	0,00161381061201639000
73	0,95449923076923100000	0,00051571640710059100	-0,00265615384615384000	0,00041253485803368200
75	0,90377076923076900000	0,00233240728402367000	-0,00061461538461538000	0,00353511707469276000
77	0,96498000000000000000	0,00075019286153846200	0,00120769230769230000	0,00031600248538916700
81	0,94341000000000000000	0,00128659976923077000	-0,00204384615384615000	0,00055776732312244000
84	0,96490307692307700000	0,00031139159053254400	0,00045538461538461000	0,00042838961137915300
89	0,97379384615384600000	0,00032049233136094700	0,00217384615384615000	0,00039204733081474800
97	0,97013769230769200000	0,00014249451005917200	-0,00017307692307692100	0,00017075582471552100
100	0,95754153846153900000	0,00053354004378698200	-0,00099384615384615700	0,00026565225980883000
102	0,92812615384615400000	0,00111498163905325000	-0,00219615384615384000	0,00174157175507510000
103	0,94172615384615400000	0,00166681310059172000	0,00372846153846154000	0,00117724104182977000
104	0,97140461538461500000	0,00053339104023668600	0,00302923076923077000	0,00040123106563495600
114	0,91338000000000000000	0,06962763121538460000	0,07567461538461540000	0,06940736950072830000
126	0,95015153846153900000	0,00056396272071005900	-0,00082923076923077000	0,00041147358989531200
127	0,96178384615384600000	0,00049211650059171600	0,00080923076923077600	0,00054204797214383200
128	0,97607230769230800000	0,00014782081775148000	0,00212230769230769000	0,00020833491083295500
131	0,93881000000000000000	0,00160431153846154000	-0,00266307692307692000	0,00125515111524807000
134	0,95544769230769200000	0,00057496861775147900	0,00396923076923077000	0,00022659857687756000
136	0,97842923076923100000	0,00032284753017751500	0,00114307692307693000	0,00050660014246700000

Fonte: o Autor

APÊNDICE D – Vetor característica da energia, ZCR e entropia do sinal

Vetor característica com sinal da FCF das gestantes coletadas com aplicação de filtro passa baixa de 276Hz, com a aplicação de Energia, ZCR e Entropia

Figura 43 – Vetor característica da Energia, ZCR e Entropia

Gestante	ANORMAIS											
	Energia				ZCR				ENTROPIA			
	Energia	Variação	Derivada	Variação	ZCR	Variação	Derivada	Variação	H	Variação	Derivada	Variação
26	0,485177373737	0,076850977951	0,010037551020	0,000009231361	0,505370526316	0,072337840658	0,049344444444	0,000020278558	0,955203076923	0,000615709314	-0,003123846154	0,000819830099
33	0,475233636364	0,062441438311	0,009885306122	0,000047499502	0,506215789474	0,076595087688	0,050396666667	0,000017861767	0,925553384615	0,001497840956	-0,006473076923	0,000778387427
42	0,450720707071	0,079654965017	0,009945102041	0,000013039292	0,499848421053	0,076198717098	0,050306111111	0,000005991468	0,959793076923	0,000328484114	-0,001468461538	0,000205156830
44	0,340721717172	0,063407670521	0,010044489796	0,000106764831	0,593637368421	0,075197443535	0,050880555556	0,000727491261	0,927569230769	0,001981042253	-0,000448461538	0,0002552003450
45	0,493308080808	0,078356177129	0,009982755102	0,000002055646	0,505355789474	0,075753261109	0,050290555556	0,000007116161	0,967453384615	0,000348848317	-0,000258461538	0,000324278376
54	0,436212323232	0,083443967876	0,009999591837	0,000027379996	0,574399473684	0,053934860173	0,042929444444	0,000007240872	0,964645153846	0,000490852701	-0,003456923077	0,000506619428
60	0,624645666667	0,080117494448	0,009824205714	0,000075932653	0,499857994737	0,073006368922	0,049936111111	0,000009632968	0,839515338461	0,005268891862	0,000893846154	0,000257561724
61	0,538268383838	0,074373040506	0,009946836735	0,000087361322	0,571953684211	0,073472760929	0,047683333333	0,000353607244	0,932603076923	0,001760216529	-0,002454615385	0,0003455524630
80	0,558400303030	0,107451249150	0,010103469388	0,000139635790	0,554501578947	0,094463796529	0,052168888889	0,000455709399	0,880246923077	0,005325413460	0,007296923077	0,000377911399
83	0,542941616162	0,058029623531	0,009898367347	0,000378995720	0,477344210526	0,087501068777	0,050991666667	0,000437241336	0,922484615385	0,002250619767	-0,002943846154	0,000363469052
88	0,472200090901	0,075869494081	0,00987346939	0,000030378328	0,486509473684	0,076961743858	0,050082222222	0,000023472084	0,923217692308	0,001681479833	0,006466923077	0,0001454723137
92	0,475538181818	0,059968392150	0,009846836735	0,000033967946	0,455072105263	0,088030511343	0,051365000000	0,000514240603	0,914983076923	0,002259960667	-0,001321538462	0,000475899900
93	0,512547373737	0,088232488367	0,010088571429	0,000043967862	0,499439473684	0,071662931342	0,049222222222	0,00006350117	0,953957692308	0,000680754418	0,002086153846	0,000899446821
115	0,462046666667	0,059630527378	0,009867448980	0,000053104625	0,500696842105	0,080511371937	0,050343333333	0,000228511122	0,959674615385	0,000203105948	-0,001146153846	0,000711002057
117	0,480044343434	0,075208460501	0,009983163265	0,000099932564	0,503377368421	0,075426140883	0,050133333333	0,000004424044	0,980093846154	0,000250728254	-0,004193461538	0,000117688512
118	0,605706262626	0,074001403056	0,009879183673	0,000069563210	0,503573684211	0,075276993876	0,049996111111	0,000009498357	0,918023076923	0,0002406947252	0,000113846154	0,0001277443519
Gestante	NORMAIS											
	Energia				ZCR				ENTROPIA			
	Energia	Variação	Derivada	Variação	ZCR	Variação	Derivada	Variação	H	Variação	Derivada	Variação
25	0,493640000000	0,080396234903	0,010032551020	0,000046513556	0,499462631579	0,073913865756	0,049657222222	0,000065500076	0,946978461538	0,000796802628	0,004190000000	0,001184724577
27	0,712545858586	0,082114963400	0,009808061224	0,000179628583	0,476592105263	0,070443055553	0,047650555556	0,000016018772	0,832423846154	0,005764724085	0,008477692308	0,003320842843
30	0,493730101010	0,080024330698	0,009980306122	0,000069758007	0,475721578947	0,068443147561	0,049127777778	0,000053591395	0,832423846154	0,005764724085	0,008477692308	0,003320842843
32	0,480776868687	0,080616082333	0,010025306122	0,000002370666	0,494949497368	0,074110843483	0,049818888889	0,000004156532	0,968336923077	0,000297071391	-0,002103846154	0,000172330057
34	0,494324045455	0,082928763900	0,010024489796	0,000000145656	0,498754736842	0,074571845609	0,049918333333	0,000060077414	0,971230769231	0,000326696392	-0,003000000000	0,000174981262
36	0,462392737374	0,068906296973	0,009781938776	0,000028424452	0,469558947368	0,063725995473	0,045522777778	0,000018935665	0,946762307692	0,000830469633	0,000333846154	0,000122941373
37	0,497434949495	0,071545535558	0,009925816327	0,000088790693	0,491485789474	0,076592117572	0,050348333333	0,000009464942	0,960470769231	0,000477659592	-0,003453076923	0,000281518872
40	0,460661010101	0,082398881437	0,010024387755	0,000008279567	0,493915157894	0,076620999634	0,050238888889	0,000012214788	0,947457692308	0,000989858156	-0,001813846154	0,000669881930
46	0,492028383838	0,098759581755	0,010079693878	0,000020769609	0,500498421053	0,074134949445	0,050156666667	0,000007311033	0,950200769231	0,001086541684	0,000779230769	0,000786175116
47	0,534668787879	0,086244964399	0,009919489796	0,000138325291	0,496355789474	0,072078105877	0,048702777778	0,000021897487	0,924712384615	0,002377534147	0,004561538462	0,000193883749
48	0,476639191919	0,081733689306	0,009996938778	0,000002882117	0,499696315789	0,073647548244	0,050098333333	0,000010150769	0,966351538462	0,00040493905	-0,001578461538	0,000153013571
56	0,500793939393	0,079746106557	0,009995612245	0,00000563474	0,497566315789	0,076203463834	0,049963888889	0,000006143124	0,968536923077	0,000301430037	-0,002142384615	0,000678995059
57	0,562877474747	0,086837929409	0,009910204082	0,000033991096	0,504333684211	0,074801723729	0,050114444444	0,000004736080	0,926536923077	0,000141867793	0,002266923077	0,000743579364
64	0,530132929293	0,093148130972	0,00999897959	0,000013299568	0,493057894737	0,078811160385	0,050422222222	0,000011672017	0,944917692308	0,000849101895	0,005336153846	0,000678995059
66	0,484793292929	0,084176887958	0,009965816327	0,000007367510	0,499976842105	0,078400340169	0,050462777778	0,000015508931	0,874499461538	0,000210542967	-0,000785384615	0,000148515884
68	0,499587070707	0,063522746752	0,009632775510	0,000032308812	0,480953157895	0,075230247327	0,050268888889	0,000028299099	0,897293846154	0,000259380192	-0,003852307692	0,000161881052
73	0,504937575758	0,078354964348	0,009926938776	0,00011965274	0,529743684211	0,064462858592	0,046075000000	0,000012675958	0,954498230769	0,000515716407	-0,002656153846	0,00041534858
75	0,477895585858	0,075436939170	0,009773469388	0,00012734319	0,488553684211	0,073411475444	0,050046111111	0,000095143179	0,903776923077	0,00033407284	-0,000614615385	0,000353511705
77	0,546946161616	0,076636119026	0,009920204082	0,000011287294	0,489217368421	0,075441632861	0,049927777778	0,000009227528	0,964980000000	0,000750192862	0,0001207692308	0,000316002485
81	0,521738989899	0,078877660468	0,009965408163	0,000003389368	0,503847368421	0,07686770825	0,049919444444	0,000009122283	0,943410000000	0,000128559769	-0,000204846154	0,000557767323
84	0,498227878788	0,079450232110	0,009999183673	0,00000262516	0,48709642105	0,07406595927	0,049778888889	0,000009106202	0,964960307692	0,000311391591	-0,000455384615	0,000423898611
89	0,510523131313	0,081403404278	0,010028673469	0,000002115571	0,492027894737	0,075736746332	0,050095000000	0,000014446647	0,973793846154	0,000230492331	0,000127384615	0,000392047331
97	0,502702626263	0,081190202486	0,010000816327	0,000000318248	0,503197368421	0,074142492746	0,049969444444	0,000004473339	0,970137692308	0,000142494910	-0,000173076923	0,00017055825
100	0,507743030303	0,079675236278	0,009976734694	0,000001258159	0,496048947368	0,075283127336	0,050051666667	0,000006391636	0,957541538462	0,000533540044	-0,000993846154	0,000265652260
102	0,532717797798	0,084394305881	0,009858163265	0,000095295176	0,475740000000	0,079437348347	0,050712222222	0,000111938817	0,928126153846	0,001114861639	-0,002196153846	0,0001741571755
103	0,425961212121	0,065214788570	0,009906020408	0,0000229946830	0,466076315789	0,069630151286	0,049316111111	0,000099917168	0,941726153846	0,001666811302	0,003728461538	0,00017234042
104	0,551383333333	0,078803840121	0,009888877551	0,000013546767	0,507510000000	0,074687666457	0,049483888889	0,000012432059	0,971404615385	0,00033913040	0,003020230769	0,00040131066
114	0,494733838384	0,081943731268	0,009980306122	0,000005856913	0,505664210526	0,074406743824	0,049913888889	0,000003653846	0,913380000000	0,069627631215	0,075674615385	0,069407369501
126	0,451388181818	0,077074966465	0,009971122449	0,000019855102	0,501838421053	0,074298485255	0,049857777778	0,000005425284	0,950151538462	0,00063967221	0,000428081818	0,0004173590
127	0,505435757576	0,074168215921	0,009946938776	0,000018207640	0,498292631579	0,074695543093	0,050002777778	0,000005118520	0,961783846154	0,000492116501	-0,000809230769	0,000401447972
128	0,529408888889	0,088795252077	0,010019897959	0,000014453705	0,491645263158	0,075125491351	0,050200000000	0,000007106844	0,976023076923	0,000147820818	-0,002122307692	0,000208334911
131	0,489758989899	0,082274941795	0,009967755102	0,000033524475	0,504069473684	0,0777						
134	0,521071010101	0,0899960145	0,010001775510	0,000006384939	0,496167894737	0,07300959196	0,0464358592	0,00000644779	0,955447923079	0,00052486183	0,000936730769	0,000252588577
136	0,530017010101	0,0899960145	0,010002400000	0,0000198089101</								

APÊNDICE E – Vetor característica da massa da energia

Vetor característica da massa da energia do sinal da FCF das gestantes coletadas com aplicação de filtro passa baixa de 276Hz.

Figura 44 – Massa da energia dos sinais

Gestante	ANORMAIS			
	Energia	Variância	Derivada	Variância
26	0,44898868686868700000	0,08420804688211410000	0,01002938775510200000	0,00001340338533944190
33	0,48527787878787900000	0,05951865018034900000	0,00983959183673469000	0,00004803270799666810
42	0,45679171717171700000	0,07771347441018260000	0,00999887755102041000	0,00001321778955643480
44	0,30338595959596000000	0,06230553277963470000	0,01001530612244900000	0,00012127280449812600
45	0,49641575757575800000	0,07747328810119370000	0,00997836734693877000	0,00000220560753852562
54	0,33704474747474700000	0,08594128516433020000	0,00992295918367347000	0,00005703624328404830
60	0,66208333333333300000	0,06559099172929290000	0,00982020408163265000	0,00007212936526447310
61	0,56014515151515200000	0,06708526073204780000	0,00998704081632653000	0,00009304479430445650
80	0,48538282828282800000	0,12076753739604100000	0,00998612244897959000	0,00016147386455643500
83	0,58351727272727300000	0,04282954244205690000	0,00998897959183673000	0,00035860207242815500
88	0,47608818181818200000	0,07483971839669420000	0,00998714285714286000	0,00002901306326530620
92	0,50381434343434300000	0,05159028816396290000	0,00980867346938775000	0,00003949524211786760
93	0,45701575757575800000	0,10135798098604200000	0,01008500000000000000	0,00005588311479591840
115	0,48561434343434400000	0,05319334076598310000	0,00989571428571429000	0,00005515189795918370
117	0,45506272727272700000	0,08052265326023880000	0,00992326530612245000	0,00001528000158267390
118	0,63153656565656600000	0,06463536693163960000	0,00991795918367347000	0,00006962903256976270

Gestante	NORMAIS			
	Energia	Derivada	Variância	
25	0,50311606060606100000	0,01003367346938780000	0,00004463183548521450	
27	0,75570414141414200000	0,00992418367346939000	0,00017213659372136600	
30	0,49052454545454500000	0,00997306122448980000	0,00000703134777176177	
32	0,47205797979798000000	0,01003336734693880000	0,00000299262233444399	
34	0,47740787878787900000	0,01001530612244900000	0,00000123948817159517	
36	0,45923686868686900000	0,00978336734693878000	0,00002755807131403580	
37	0,51171383838383800000	0,00997530612244898000	0,00001019817184506460	
40	0,42676212121212100000	0,00999071428571429000	0,00001468609642857140	
46	0,47729848484848500000	0,01009642857142860000	0,00002112429642857140	
47	0,55511969696969700000	0,00980122448979592000	0,00013611404543940000	
48	0,47103959595959600000	0,00999714285714286000	0,00000317268775510205	
56	0,49985676767676800000	0,01000510204081630000	0,00000060343519366931	
57	0,57673494949495000000	0,00989132653061224000	0,00003279356252603080	
64	0,54865090909090900000	0,00999857142857143000	0,00001361217142857140	
66	0,47701858585858600000	0,00996520408163265000	0,00000747489638692211	
68	0,53411040404040400000	0,00964867346938776000	0,00004093468089337770	
73	0,50493757575757600000	0,00992693877551020000	0,00001196527430237400	
75	0,47789585858585800000	0,00977346938775510000	0,00012731431857559300	
77	0,54694616161616200000	0,00992020408163265000	0,00001128729383590170	
81	0,52173898989899000000	0,00996540816326530000	0,00000338936769054560	
84	0,49822787878787900000	0,00999918367346939000	0,00000206251566014160	
89	0,51052313131313100000	0,01002867346938780000	0,00000211557068929611	
97	0,50270262626262600000	0,01000081632653060000	0,00000031824831320283	
100	0,50774303030303000000	0,00997673469387755000	0,00000125815872553103	
102	0,53271797979798000000	0,00985816326530612000	0,00009529517621824240	
103	0,42596121212121200000	0,00990602040816327000	0,00002994683008121620	
104	0,55128333333333300000	0,00988887755102041000	0,00002354676710745520	
114	0,49427383838383800000	0,00998030612244898000	0,00000585691317159517	
126	0,45134818181818200000	0,00997112244897959000	0,00001985510180133280	
127	0,50543575757575800000	0,00994693877551020000	0,00001820763960849650	
128	0,52940888888888900000	0,01001989795918370000	0,00001445370509162850	
131	0,48975898989899000000	0,00996775510204082000	0,00003352347455226990	
134	0,53801858585858600000	0,01001877551020410000	0,00000638430870470636	
136	0,52107101010101000000	0,01009020408163270000	0,00001980891016243230	

Fonte: o Autor

APÊNDICE F – Vetor característica da massa da ZCR

Vetor característica da massa da ZCR do sinal da FCF das gestantes coletadas com aplicação de filtro passa baixa de 276Hz.

Figura 45 – Massa da ZCR dos sinais

Gestante	ANORMAIS			
	ZCR	Variância	Derivada	Variância
26	0,50537052631578900000	0,07233784065761770000	0,04934444444444440000	0,00002027655802469140
33	0,50621578947368400000	0,07659508768753460000	0,05039666666666670000	0,00001796176666666660
42	0,49984842105263200000	0,07619871709750690000	0,05030611111111110000	0,00000599146820987658
44	0,59363736842105300000	0,07519744353518010000	0,050880555555555560000	0,00072749126080246900
45	0,50535578947368400000	0,07575326110858730000	0,050290555555555560000	0,0000071161635802468
54	0,57439947368421100000	0,05393486017340720000	0,04292944444444440000	0,00000724087191358022
60	0,49985789473684200000	0,07300636892188370000	0,04993611111111110000	0,00000963296820987658
61	0,57195368421052600000	0,07347276092853190000	0,04768333333333330000	0,00035360734444444400
80	0,55450157894736800000	0,09446379652908590000	0,05226888888888890000	0,00045570939876543200
83	0,47734421052631600000	0,08758010687700830000	0,05099166666666670000	0,00043724133611111100
88	0,48650947368421100000	0,07696174385761770000	0,05008222222222220000	0,00002347208395061730
92	0,45507210526315800000	0,08803051134293630000	0,05136500000000000000	0,00051424060277777800
93	0,49943947368421100000	0,07166291334182820000	0,04922222222222220000	0,00000635011728395068
115	0,50069684210526300000	0,08051137193739610000	0,05034333333333330000	0,00022851112222222200
117	0,50337736842105300000	0,07542614088254850000	0,05013333333333330000	0,0000044240444444443
118	0,50357368421052600000	0,07527699387590030000	0,04999611111111110000	0,00000949835709876544

Gestante	NORMAIS			
	ZCR	Variância	Derivada	Variância
25	0,49946263157894700000	0,07391386575623270000	0,04965722222222220000	0,00000655007561728394
27	0,47659210526315800000	0,07044305555346260000	0,047650555555555560000	0,00001601877191358030
30	0,47572157894736800000	0,06844314756066480000	0,04912777777777780000	0,00005359139506172830
32	0,49494894736842100000	0,07411084348310250000	0,04981888888888890000	0,00000415653209876542
34	0,49875473684210500000	0,07475718450914130000	0,04991833333333330000	0,00000607741388888886
36	0,46955894736842100000	0,06372599547257620000	0,04552277777777780000	0,00001893566450617290
37	0,49148578947368400000	0,07659211757174520000	0,05034833333333330000	0,00000945649166666665
40	0,49391157894736800000	0,07662099963434900000	0,05023888888888890000	0,00001221478765432090
46	0,50049842105263200000	0,0741349494487540000	0,05015666666666670000	0,00000731103333333334
47	0,49626578947368400000	0,07207810587700830000	0,04870277777777780000	0,00002289748672839500
48	0,49969631578947400000	0,07364745824432130000	0,05009833333333330000	0,00001015076944444450
56	0,49756631578947400000	0,07620346383379500000	0,04996388888888890000	0,00000614312376543205
57	0,50433368421052600000	0,07480172372853180000	0,05011444444444440000	0,00000473608024691356
64	0,49305789473684200000	0,07881116038504150000	0,05042222222222220000	0,00001167201728395060
66	0,49997684210526300000	0,07840034016897510000	0,05046277777777780000	0,00001550893117283950
68	0,48095315789473700000	0,07532034773739610000	0,05036888888888890000	0,00003829909876543200
73	0,52974368421052600000	0,06446285859168970000	0,04607500000000000000	0,00001267595833333340
75	0,48855368421052600000	0,07341147544432130000	0,05004611111111110000	0,000009514317932098760
77	0,48921736842105300000	0,07544163286149580000	0,04992777777777780000	0,00000922752839506173
81	0,50383473684210500000	0,07686770782493080000	0,04991944444444440000	0,00000912328302469140
84	0,48709684210526300000	0,07406595692686980000	0,04977888888888890000	0,00000910603209876544
89	0,49202789473684200000	0,07573674633241000000	0,05009500000000000000	0,00001444664722222220
97	0,50319736842105300000	0,07414249274570640000	0,04996944444444440000	0,000000443733858024688
100	0,49604894736842100000	0,07528312733573410000	0,05005166666666670000	0,00000639163611111108
102	0,47574000000000000000	0,07943734834736840000	0,05071222222222220000	0,00011193881728395100
103	0,46607631578947400000	0,06963015128642660000	0,04931611111111110000	0,00009391716820987640
104	0,50751000000000000000	0,07368766654736840000	0,04968388888888890000	0,00001243203487654320
114	0,50566421052631600000	0,07440674382437670000	0,04991388888888890000	0,00000365384598765438
126	0,50183842105263200000	0,07429845825540170000	0,04985777777777780000	0,00000542528395061729
127	0,49829263157894700000	0,07469554309307480000	0,05000277777777780000	0,00000511852006172837
128	0,49164526315789500000	0,07512549135124650000	0,05020000000000000000	0,00000710684444444446
131	0,50406947368421100000	0,07379321228919670000	0,05009444444444440000	0,00001114543580246910
134	0,49616789473684200000	0,07300959919556790000	0,06446285859168970000	0,00000764477932098768
136	0,49616789473684200000	0,07300959919556790000	0,04982611111111110000	0,00000764477932098768

Fonte: o Autor

APÊNDICE G – Vetor característica da massa da entropia

Vetor característica da massa da entropia do sinal da FCF das gestantes coletadas com aplicação de filtro passa baixa de 276Hz.

Figura 46 – Massa da entropia dos sinais

Gestante	ANORMAIS			
	H	Variância	Derivada	Variância
26	0,33619153846153800000	0,10350863993609500000	0,03988692307692310000	0,15952593191110600000
33	0,54701769230769200000	0,11483753241775100000	0,00000000000000000000	0,20576472320000000000
42	0,54214076923076900000	0,07894275011479290000	0,00000000000000000000	0,13167166747692300000
44	0,42753000000000000000	0,15321007501538500000	0,01923076923076920000	0,07583442150823850000
45	0,23077230769230800000	0,07495132151005920000	-0,02564153846153850000	0,12749808934419700000
54	0,46154153846153800000	0,11176846812071000000	0,05128230769230770000	0,06554304051911700000
60	0,30494923076923100000	0,10353340000710100000	0,07692307692307690000	0,06662490339335460000
61	0,39031923076923100000	0,16263136671479300000	-0,01709230769230770000	0,16028592055757900000
80	0,46154538461538400000	0,11390508877869800000	-0,0000000000000000427	0,11538423080000000000
83	0,34615384615384600000	0,16863905325443800000	0,00000000000000000000	0,11538461538461500000
88	0,43223538461538500000	0,12470268570177500000	0,04761769230769230000	0,03192058209308150000
92	0,35663769230769200000	0,10273096394082800000	-0,01196692307692310000	0,11180304769453800000
93	0,40469923076923100000	0,08829596734556210000	0,06041615384615380000	0,12134830128170200000
115	0,41840153846153800000	0,06780412216686390000	-0,06378923076923080000	0,06773874639462910000
117	0,53888923076923100000	0,05885476009940830000	-0,02173923076923080000	0,06062142861060540000
118	0,25017461538461500000	0,06809787025562130000	-0,01155000000000000000	0,11506485214615400000

Gestante	NORMAIS			
	H	Variância	Derivada	Variância
25	0,54416615384615400000	0,15202765213136100000	0,07692307692307690000	0,14483367403950800000
27	0,29437461538461500000	0,06230236053254430000	-0,01359076923076920000	0,10975412391415600000
30	0,07692307692307690000	0,07100591715976340000	0,00000000000000000000	0,15384615384615400000
32	0,53296461538461500000	0,16688614425562100000	-0,07692307692307690000	0,17572714050104700000
34	0,23076923076923100000	0,17751479289940800000	0,00000000000000000000	0,30769230769230800000
36	0,33333538461538500000	0,13675247864023700000	0,07692307692307690000	0,15602169120873900000
37	0,15602169120873900000	0,46997769230769200000	0,01481307692307690000	0,21106132057146100000
40	0,43681769230769200000	0,08342555497159760000	-0,01923076923076920000	0,16688168276977000000
46	0,36038307692307700000	0,08121511108284020000	0,04077076923076920000	0,12501097880528000000
47	0,56537076923076900000	0,06140540114556210000	0,00219923076923077000	0,07988838588279470000
48	0,41208307692307700000	0,17437008103668600000	0,03846153846153850000	0,34258946184833900000
56	0,28846538461538500000	0,13659918347100600000	-0,07692307692307690000	0,14593967416258500000
57	0,43125461538461500000	0,07899389385562130000	0,03030230769230770000	0,13809410544456100000
64	0,41016384615384600000	0,07914673950059170000	-0,04615461538461540000	0,12642125869244400000
66	0,15384615384615400000	0,13017751479289900000	0,00000000000000000000	0,30769230769230800000
68	0,27883923076923100000	0,09492164193017750000	-0,01359076923076920000	0,05688878325261720000
73	0,95449923076923100000	0,00051571640710059100	-0,00265615384615384000	0,00041253485803368200
75	0,90377076923076900000	0,00233240728402367000	-0,00061461538461538000	0,00353511707469276000
77	0,96498000000000000000	0,00075019286153846200	0,00120769230769230000	0,00031600248538916700
81	0,94341000000000000000	0,00128659976923077000	-0,00204384615384615000	0,00055776732312244000
84	0,96490307692307700000	0,00031139159053254400	0,00045538461538461000	0,00042838961137915300
89	0,97379384615384600000	0,00032049233136094700	0,00217384615384615000	0,00039204733081474800
97	0,97013769230769200000	0,00014249451005917200	-0,00017307692307692100	0,00017075582471552100
100	0,95754153846153900000	0,00053354004378698200	-0,00099384615384615700	0,00026565225980883000
102	0,92812615384615400000	0,00111498163905325000	-0,00219615384615384000	0,00174157175507510000
103	0,94172615384615400000	0,00166681310059172000	0,00372846153846154000	0,00117724104182977000
104	0,97140461538461500000	0,00053339104023668600	0,00302923076923077000	0,00040123106563495600
114	0,91338000000000000000	0,06962763121538460000	0,07567461538461540000	0,06940736950072830000
126	0,95015153846153900000	0,00056396272071005900	-0,00082923076923077000	0,00041147358989531200
127	0,96178384615384600000	0,00049211650059171600	0,00080923076923077600	0,00054204797214383200
128	0,97607230769230800000	0,00014782081775148000	0,00212230769230769000	0,00020833491083295500
131	0,93881000000000000000	0,00160431153846154000	-0,00266307692307692000	0,00125515111524807000
134	0,95544769230769200000	0,00057496861775147900	0,00396923076923077000	0,00022659857687756000
136	0,97842923076923100000	0,00032284753017751500	0,00114307692307693000	0,00050660014246700000

Fonte: o Autor

Anexos

ANEXO A – Algoritmo 1

Algoritmo 1: Fragmento do código C++ para o método A_3 utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais

Dados: Dados bruto do sinal da FCF

Resultado: Energia

```

...
M* = 0.1
L = 0
C = 1
T = ((100/C) - ((int)(100/C)) == 0)?(100/C) - 1 : (int)(100/C)
f = newdouble[T]
z = energy(&s[0],M) * ((double)(C)/100)
k = 0
repita
|   Para k < T
|   while energy(&s[0],L) < ((k + 1) * z) do
|   |   L = L + 1
|   |   f[k] = (double)(L)/(double)(M)
|   end
até k => T;
Função energia
e = 0; i = 0
repita
|   e+ = pow(input_vector[i],2) i = i + 1
até i => length;
...

```

Fonte: Adaptado de Guido (2016b)

ANEXO B – Algoritmo 2

Algoritmo 2: Fragmento do código C++ para o método B_3 , utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais

Dados: Dados bruto do sinal da FCF

Resultado: ZCR

```

...
e  $mean = 0$ ;  $k = 0$ 
repita
| Para  $k < M$ 
|    $mean+ = s[k]/(double)(M)$ 
|    $k = k + 1$ 
até  $k < M$ ;
 $k = 0$ 
repita
| Para  $k < M$ 
|    $s[k] - = mean$ 
|    $k = k + 1$ 
até  $k \Rightarrow M$ ;
 $L = 0$ 
 $C = 10$ 
 $T = (100/C) - ((int)(100/C)) == 0 ? (100/C) - 1 : (int)(100/C)$ 
 $*f = newdouble[T]$ 
 $z = zcr(\&s[0], M) * ((double)(C)/100)$ 
 $k = 0$ 
repita
| Para  $k < T$ 
|   while  $zcr(\&s[0], L) < ((k + 1) * z)$  do
|   |  $L++$ 
|   |  $f[k] = (double)(L)/(double)(M)$ 
|   end
|    $k = k + 1$ 
até  $k \Rightarrow T$ ;
Função ZCR
 $z = 0$ 
 $i = 0$ 
repita
|  $z+ = (input\_vector(i) * input\_vector(i + 1) < 0) ? 1 : 0$ 
|  $return(z)$   $i = i + 1$ 
até  $i \Rightarrow length - 1$ ;
...

```

Fonte: Adaptado de Guido (2016b)

ANEXO C – Algoritmo 3

Algoritmo 3: Código-fonte C++ para o método C_1 em 1D, utilizado para a extração das características dos batimentos cardíacos fetais

Dados: Dados bruto do sinal da FCF

Resultado: Entropia

```

...
L = (int)(M/10.0)
V = 25
T = (int)((100 * M - L * V)/((100 - V) * L))
highest_H = 0
*f = newdouble[T]
k = 0
repita
| Para k < T
|   f[k] = entropy_1D(&s[k * ((int)((100 - V)/100.0) * L)],L)
|   if f[k] > highest_H then
|     | highest_H = f[k]
|   end
|   k = k + 1
até k => T;
k = 0
repita
| Para k < T
|   f[k]/ = highest_H
|   k = k + 1
até k => T;
...

```

Fonte: Adaptado de Guido (2016b)
