



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA TELEINFORMÁTICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA**

**HENRIQUES MATEUS JOAQUIM ZACARIAS**

**AVALIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL  
BASEADA EM MÉTRICAS NÃO-LINEARES**

**FORTALEZA**

**2015**

**HENRIQUES MATEUS JOAQUIM ZACARIAS**

**AVALIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL  
BASEADA EM MÉTRICAS NÃO-LINEARES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE em ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA. Área de concentração: **Sinais e Sistemas.**

Orientador: Prof. Dr. Charles Casimiro Cavalcante.

Coorientador: Prof. Dr. Paulo César Cortez

FORTALEZA

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Biblioteca Universitária  
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

---

Z15a Zacarias, Henrique Mateus Joaquim.  
Avaliação da frequência cardíaca fetal baseada em métricas nao-lineares / Henrique Mateus Joaquim Zacarias. – 2015.  
82 f. : il. color.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática, Fortaleza, 2015.

Orientação: Prof. Dr. Charles Casimiro Cavalcante.

Coorientação: Prof. Dr. Paulo César Cortez.

1. Cardiocografia. 2. Frequência cardíaca fetal. 3. Entropia aproximada e amostral . 4. Entropia multiescala . 5. Detrended fluctuation analysis. I. Título.

CDD 621.38

---

**HENRIQUES MATEUS JOAQUIM ZACARIAS**

**AVALIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA FETAL  
BASEADA EM MÉTRICAS NÃO-LINEARES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia de Teleinformática. Área de concentração: Sinais e Sistemas.

Aprovada em: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Charles Casimiro Cavalcante (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Paulo César Cortez (Coorientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Pedro Petrosa  
Instituto Federal do Ceará (IFCE)

---

Prof. Dr. João Paulo Madeiro  
Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira (UNILAB)

Ao Casal Zacarias, tudo o que sou devo a  
vocês. À Avo Maria “*In memorim*”, por tudo e  
por nada, por seres quem és e como és e que a  
terra te seja leve.

## AGRADECIMENTOS

A Deus todo poderoso por todas as bênçãos e oportunidades que me concedeu na vida.

A minha *FAMÍLIA* pelo amor, apoio incondicional e acima de tudo por aceitarem embarcar comigo nessa luta. Essa conquista não é minha. É NOSSA.

Ao Dr. João Alexandre Lobô Marques e a sua família, *PROFESSOR* é só palavra, *PAI* é o significado. Por veres em mim o que ninguém mais vê, OBRIGADO É POUCO!

À Família Pinheiro por ter aberto as portas da sua casa e das suas vidas para um “Estranho”, vocês são mais do que amigos para mim são a minha *FAMÍLIA*.

Aos Prof. Dr. Charles Casimiro Cavalcante e Prof. Dr. Paulo César Cortez, pela excelente orientação e acima de tudo por nunca terem desistido de mim.

À Família de Angolanos em Fortaleza (Madolo, Abiude, Mishack, Lazaro) obrigado, meus irmãos de outras Mães por todo apoio!

À TriumGmbH, pela Base de Dados.

À FUNCAP/FINEP e ao CNPQ, pelo apoio financeiro com a manutenção da bolsa de auxílio e por financiarem parcialmente o projeto.

À Centrovita, pelo apoio na Execução do Projeto.

Aos professores participantes da banca examinadora, pelo tempo, pelas valiosas colaborações e sugestões.

Aos colegas da turma de mestrado, pelas reflexões, críticas e sugestões recebidas.

“A essência do conhecimento consiste em aplicá-lo, uma vez possuído.”

Confúcio

## RESUMO

A gestação é um período de inúmeras modificações fisiológicas para adequar o organismo materno às exigências de formação e desenvolvimento fetal. O monitoramento contínuo de sinais biológicos maternos e fetais por meio da Cardiotocografia (CTG) permite sua avaliação como fonte de auxílio ao diagnóstico médico. O presente trabalho apresenta um conjunto de pesquisas realizadas em sinais fetais, a partir do exame de CTG, com o objetivo de avaliar o comportamento da Frequência Cardíaca Fetal (FCF), usando ferramentas não-lineares, visando à posterior adição ao sistema multiparamétrico já existente para a avaliação do estado de saúde fetal. As métricas não-lineares utilizadas são: entropia aproximada (*ApEn*), entropia amostral (*SampEn*), entropia multiescala (*MSE*), e a DFA (*Detrended Fluctuation Analysis*). Os resultados foram obtidos utilizando-se uma base de dados previamente classificada pela equipe médica da empresa *Trium GmbH* da Alemanha. A base, identificada como **CTG-A**, possui 39 exames com a FCF e as UC em fase anteparto, com períodos gestacionais variando de 28 a 34 semanas, divididos em 5 diferentes classes: Normal, Alta variação, autossimilar, Bradicardia e Altas Desacelerações. Analisaram-se os valores das entropias para duas janelas diferentes de amostras, sendo a primeira com 1200 amostras (5 minutos) e a segunda com 2400 amostras (10 minutos). Já para a DFA, variou-se o tamanho das janelas para cálculo dos expoentes de escalonamento  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ , sendo primeiro  $k=1:3$  e  $k=4:10$  e posteriormente  $k=1:5$  e  $k=5:10$  respectivamente. Ao avaliar o comportamento das entropias, observou-se que a *ApEn*, quer utilizada de forma isolada, quer utilizada como base para a *MSE*, apresenta maior sensibilidade às variações temporais do sinal e sua variabilidade de longo prazo. Ao comparar-se diretamente a *ApEn* com a *SampEn*, ambas apresentaram comportamento similar, com diferenças nas intensidades das variações registradas para detecção de alterações no sinal original. O processo de variação da janela de amostras pode apresentar resultados relevantes para detectar a queda na complexidade do sinal quando ocorrem padrões repetitivos na FCF, que podem ser patológicos. Por fim, a análise da DFA permite caracterizar o grau de autossimilaridade do sinal, possibilitando a observação de todos os exames analisados possuem características de autossimilaridade em alguma faixa, o que pode caracterizar uma classificação do sinal avaliado. Os resultados obtidos permitem concluir que as abordagens em conjunto são mais eficientes do que aplicadas separadamente, e podem ser consideradas como métricas viáveis para uma melhor caracterização dos sinais fetais em sistemas de apoio ao diagnóstico.

**Palavras-chave:** Cardiotocografia, Frequência cardíaca fetal, Entropia aproximada (*ApEn*), Entropia amostral (*SampEn*), Entropia multiescala (*MSE*), *Detrended fluctuation analysis*

## ABSTRACT

*Gestation is a period of countless physiologic modifications to adapt the maternal organism to the fetal formation demands and development. The continuous monitoring of maternal and fetal biological signs through Cardiotocography (CTG) allows their evaluation as a source of aid to medical diagnosis. The present work presents a group of researches accomplished over fetal signals, starting from the CTG tests, aiming at evaluating the behavior of the Fetal Heart Rate (FHR), using non-linear tools, seeking the subsequent addition of the proposed metrics already developed multparametric system for evaluation of fetal health condition. The used non-linear metrics are the approximated entropy (ApEn), sample entropy (SampEn), multi-scale entropy (MSE) and the DFA (Detrended Fluctuation Analysis). The results were obtained using a database classified previously by the medical team of the Germany company TriumGmbH. The database, identified as CTG-A, presents 39 CTG record in antepartum phase, with gestation periods varying from 28 to 34 weeks, divided in 5 different classes: Normal, High variation, self-similar, deceleration and High sample windows. The entropy values were analyzed for two different sizes of samples windows, being the first with 1200 samples and the second with 2400 samples. Concerning DFA, the window widths were varied for the computing of the scaling exponents  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$ . First  $k=1:3$  and  $k=4:6$  and second  $k=1:5$  and  $k=5:10$ , respectively. When evaluating the behavior of the applied entropies, it was observed that ApEn, either used in an isolated way, either used as a tool for MSE, presents the highest sensibility to the signal time variations and long term variability. When ApEn and SampEn, are compared both present a similar behavior, just differing in the intensities of the variations registered for detection of changes in the original signal. The process of adjust window width, can provide relevant results for the detection of the signal complexity decreasing of the signal when repetitive patterns occur through FHR signal, which can indicate pathologies. Finally, the DFA analysis allows to characterize the degree of self-similarity of the analyzed signal. According to the detained results all of the analyzed records present different levels of self-similarity, which can characterize a classification of the evaluated signal. The results allow to conclude that combine different approaches more efficient than apply each one individually and all of them can be considered as viable metrics for a better characterization of the fetal signals for aid to medical diagnosis.*

**Key words:** *Cardiotocography, fetal heart rate, Approximated entropy (ApEn), Sample entropy (SampEn), Multi-scale entropy (MSE), Detrended fluctuation analysis (DFA)*

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação de uma CTG com os sensores de detecção.....	15
Figura 2 - Sinais da Frequência Cardíaca Fetal e Contrações Uterinas em uma CTG.....	16
Figura 3 - FCF Basal e a linha de base.....	21
Figura 4 - Variabilidade da FCF.....	21
Figura 5 - Acelerações.....	22
Figura 6 - Desacelerações e faixa normal da FCF.....	22
Figura 7 - Alguns tipos de desacelerações.....	23
Figura 8 - Traçados de uma CTG com a FCF e as UC.....	23
Figura 9 - Esquema ilustrativo do procedimento de granulação grossa extraído de Costa et al (2005).....	29
Figura 10 - Gráfico da FCF para o exame ctg0419153. E sequencialmente os gráficos das entropias ApEn e SampEn.....	40
Figura 11 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg0419153 para valores elevados das duas entropias.....	41
Figura 12 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg0419153 para valores baixos e sinusoidal das duas entropias.....	41
Figura 13 - Gráfico da ApEn e SampEn com janela de 10 minutos do exame ctg0419153 ....	42
Figura 14 - (a) Gráfico da FCF para o exame ctg0433563, e (b) os gráficos das entropias ApEn e SampEn.....	42
Figura 15 - Gráfico da ApEn e SampEn com janela de 10 minutos do exame ctg0433563 ....	43
Figura 16 - Gráfico da FCF do exame ctg2034363.....	43
Figura 17 - Gráficos das ApEn e SampEn do exame ctg2034363. Em (a) gráfico com janela de 5 minutos, e (b) gráfico com janela de 10 minutos.....	44
Figura 18 - Gráfico da FCF do exame ctg1642343.....	45
Figura 19 - Apresentação dos gráficos das ApEn e SampEn do exame ctg1642343, (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos.....	46
Figura 20 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg1642343 para valores mínimos das duas	

entropias .....	46
Figura 21 - Gráfico da FCF do exame ctg2100315 .....	47
Figura 22 - Apresentação dos gráficos das entropias ApEn e SampEn do exame ctg2100315, para (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos .....	47
Figura 23 - Gráficos dos valores médios das entropias. (a) entropia aproximada - 5 minutos (b) entropia aproximada - 10 minutos, (c) entropia amostral - 5 minutos (d) entropia amostral - 10 minutos .....	50
Figura 24 - Gráficos das linhas de tendências dos valores médios (a) entropia aproximada - 5 minutos (b) entropia aproximada - 10 minutos, (c) entropia amostral - 5 minutos (d) entropia amostral - 10 minutos .....	51
Figura 25 - Apresentação dos gráficos da MSE do exame ctg0419153, para (a) janela de 5 minutos e (b) gráfico com janela de 10 minutos. ....	53
Figura 26 - Apresentação dos gráficos das MSE do exame ctg0433563, para (a) gráfico com janela de 5 minutos e (b) gráfico com janela de 10 minutos. ....	54
Figura 27 - Gráfico da MSE do exame ctg2034363 para janela de 5 minutos.....	55
Figura 28 - Gráfico da MSE do exame ctg2034363 para janela de 10 minutos.....	55
Figura 29 - Apresentação dos gráficos da MSE do exame ctg1642343, para (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos.....	56
Figura 30 - Gráficos das MSE do exame ctg2100315, (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos .....	57
Figura 31 - Linhas de tendência linear dos entropias Mustiescala janela de 5 minutos, (a) Baseada em aproximada, (b) baseada em amostral .....	59
Figura 32 - Linhas de tendência linear dos entropias Mustiescala janela de 10 minutos, (a) Baseada em aproximada, (b) baseada em amostral .....	60
Figura 33 - Gráfico de valores dos expoentes de escalonamento para o primeiro caso .....	63
Figura 34 - Valores dos expoentes de escalonamento, (a) Classe 1, (b) Classe 2, (c) Classe 3, (d) Classe 5 .....	64

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Critérios de classificação estabelecidos pela FIGO.....	24
Tabela 2 - Valores do expoente de correlação e suas propriedades de autocorrelação.....	31
Tabela 3 - Estrutura de classificação proposta com 5 classes e respectivas quantidades de exames.....	39
Tabela 4 - Análise estatística dos resultados das entropias dos exames apresentados com janela de 5 minutos.....	48
Tabela 5 - Análise estatística dos resultados das entropias dos exames apresentados com janela de 10 minutos.....	48
Tabela 6 - Dados estatísticos da entropia MSE dos exames analisados para janela de 5 minutos.....	57
Tabela 7 - Dados estatísticos da entropia MSE dos exames analisados para janela de 10 minutos.....	58
Tabela 8 - Valores de $\alpha_1$ o expoente referente a janela de comprimento que vai $k=1:3$ e $\alpha_2$ referente ao comprimento $k=4:10$ .....	61
Tabela 9 - Valores de $\alpha_1$ o expoente referente a janela de comprimento que vai $k=1:5$ e $\alpha_2$ referente ao comprimento $k=5:10$ .....	62

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACOG	<i>American College of Obstetricians and Gynecologists</i>
<i>ApEn</i>	<i>Approximate Entropy</i>
BPM	Batimentos por minuto
CTG	Cardiotocografia
UC	Contrações Uterinas
DFA	<i>Detrended Fluctuation Analysis</i>
EEG	Eletroencefalograma
ECG	Eletrocardiograma
FCF	Frequência Cardíaca Fetal
FEBRASGO	Federação Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia
FIGO	Federação Internacional de Ginecologia e Obstetrícia
NICHD	<i>National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop</i>
<i>MSE</i>	<i>Mustiescale Entropy</i>
PRSA	<i>Phase-Rectified Signal Averaging</i>
RCOG	<i>Rolly College of Obstetricians and Gynecologists</i>
<i>SampEn</i>	<i>Sample Entropy</i>
<i>Std</i>	Standard Deviation ou Desvio Padrão
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivo</b> .....	<b>16</b>
<b>1.2</b>	<b>Organização desta dissertação</b> .....	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>18</b>
<b>2.1</b>	<b>Monitoramento fetal</b> .....	<b>18</b>
<b>2.1.1</b>	<i>Cardiotocografia</i> .....	<b>20</b>
<b>2.1.2</b>	<i>Interpretação do CTG</i> .....	<b>20</b>
<b>2.2</b>	<b>Análise não-linear de séries temporais</b> .....	<b>25</b>
<b>2.3</b>	<b>Complexidade e entropias</b> .....	<b>26</b>
<b>2.3.1</b>	<i>Entropia aproximada</i> .....	<b>26</b>
<b>2.3.2</b>	<i>Entropia amostral</i> .....	<b>28</b>
<b>2.3.3</b>	<i>Entropia multiescala</i> .....	<b>28</b>
<b>2.4</b>	<b>Detrended fluctuation analysis – DFA</b> .....	<b>30</b>
<b>2.4.1</b>	<i>Expoente de escalonamento <math>\alpha</math></i> .....	<b>31</b>
<b>2.5</b>	<b>Considerações finais</b> .....	<b>32</b>
<b>3</b>	<b>ESTADO DA ARTE</b> .....	<b>33</b>
<b>3.1</b>	<b>Cardiotocografia</b> .....	<b>33</b>
<b>3.2</b>	<b>Entropias aproximada e amostral</b> .....	<b>35</b>
<b>3.3</b>	<b>Entropia multiescala (MSE)</b> .....	<b>36</b>
<b>3.4</b>	<b>Detrended fluctuation analysis - DFA</b> .....	<b>37</b>
<b>3.5</b>	<b>Considerações finais</b> .....	<b>38</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>39</b>
<b>4.1</b>	<b>Resultados das entropias aproximada e amostral</b> .....	<b>39</b>

<b>4.2</b>	<b>Resultados da entropia multiescala.....</b>	<b>52</b>
<b>4.3</b>	<b>Resultados da detrended fluctuation analysis – DFA.....</b>	<b>60</b>
<b>4.4</b>	<b>Considerações finais .....</b>	<b>65</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>66</b>
<b>5.1</b>	<b>Trabalhos futuros.....</b>	<b>67</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>68</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>73</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O corpo humano produz um conjunto de sinais biológicos que caracterizam uma grande escala de eventos fisiológicos, cujas características diferem de caso a caso, como os batimentos cardíacos, que podem ser monitorados pelo Eletrocardiograma (ECG), ou as ondas cerebrais, com o Eletroencefalograma (EEG). No campo da Engenharia Biomédica, tais sinais podem ser estudados com a teoria dos sistemas dinâmicos não-lineares, com cada um dos subsistemas possuindo características temporais próprias.

As permanentes alterações em um sinal biológico possuem origens diversas, podendo, em alguns casos, estar vinculadas a fatores ambientais, como no caso fetal em que ocorrem desacelerações na FCF devido à compressão do cordão umbilical, ou ainda em outros casos, as alterações persistem mesmo em ambientes controlados, como é o caso de irregularidades detectadas em eletroencefalogramas de pessoas em repouso, mantidas em ambiente sem interferências externas (Marques, 2010); (Zacarias, et al., 2014).

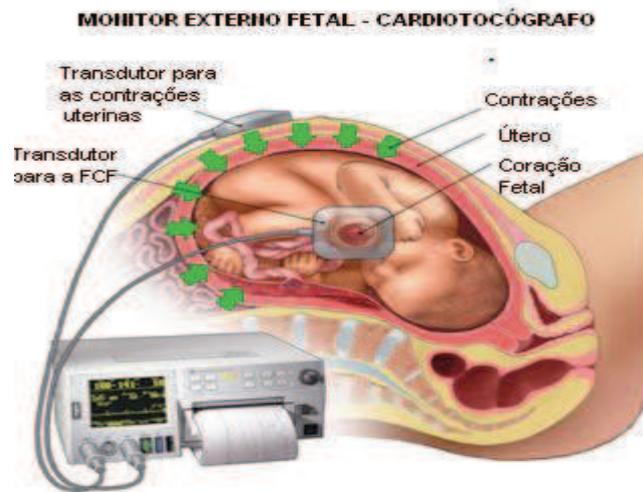
Mais especificamente, para a análise do período de gestação, inúmeras modificações fisiológicas ocorrem para adequar o organismo materno às exigências de formação e desenvolvimento fetal (Febrasgo, 2006). Tais modificações exigem um monitoramento constante. Com isso, os profissionais ligados à área da Medicina Fetal buscaram desenvolver diversas formas de acompanhamento materno-fetal.

Uma das principais formas utilizadas pela Medicina Fetal consiste na realização de exames visuais, através dos equipamentos baseados em ultrassom. Mas, usam-se também, outros sistemas baseados em sensores de tecnologia Doppler e tocográficos, sendo os primeiros para o monitoramento dos batimentos cardíacos fetais e os demais para o mapeamento das contrações uterinas maternas. Estes sensores permitem que seja realizado um acompanhamento contínuo dos sinais fetais e maternos, uma vez que a correlação entre as duas medições permite que sejam feitas análises do estado fetal. Com estes acompanhamentos, torna-se possível determinar um grande conjunto de características fisiológicas e mesmo de patologias ou alterações na saúde do feto examinado, isso de acordo com Ingemarsson *et al* (1993) citado por (Marques, 2007).

Esta forma de monitoramento fetal, é denominada da cardiotocografia (CTG), um exame que

permite fazer o registro eletrônico de forma contínua e simultânea da Frequência Cardíaca Fetal (FCF) e a ocorrência de contrações uterinas maternas, podendo ainda registrar a movimentação fetal. Esses registros são obtidos com o uso do equipamento denominado cardiotocógrafo.

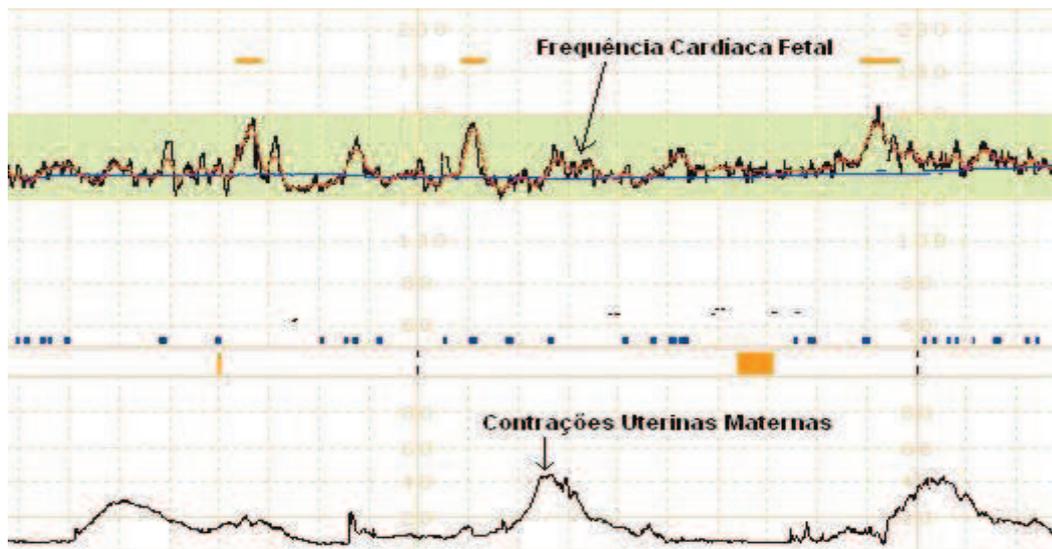
Na figura 1 está representada uma cardiotocografia com os respectivos sensores para detecção dos sinais.



*Figura 1 - Representação de uma CTG com os sensores de detecção*

Um exemplo típico de amostra de sinais de FCF e de contrações uterinas, registrados simultaneamente em uma CTG, é apresentado na figura 2. A análise destes dois sinais auxilia o diagnóstico médico a detectar diversos problemas fetais como alterações neurológicas ou baixos níveis de oxigenação (Marques, 2007). Normalmente, a CTG é recomendada como ferramenta de monitoramento em gestações de risco quando detectados problemas fetais como: anencefalia, taquicardia, bradicardia, dentre outros, ou na gestação: descolamento da placenta, pouco líquido amniótico, hipertensão arterial materna, e outros (Febrasgo, 2006).

Alterações na FCF, analisadas conjuntamente com a ocorrência de contrações uterinas, constituem uma base de informações eficiente para o monitoramento fetal. Com isso, diversos fatores externos que podem causar modificações do estado fetal devem ser considerados, como por exemplo: problemas fetais, alterações no estado materno ou mesmo o uso de medicamentos (Marques, 2007).



*Figura 2 - Sinais da Frequência Cardíaca Fetal e Contrações Uterinas em uma CTG*

A análise visual do exame apresenta um alto grau de subjetividade. Além disso, a interpretação pode basear-se em diversos padrões internacionais como: FIGO, ACOG, NICHD. Estes dois aspectos resultam em grandes variações na interpretação dos dados, o que pode gerar para o mesmo exame avaliações distintas caso seja analisado por diferentes especialistas.

A figura 2 apresenta na parte superior o gráfico da FCF que permite avaliar a variabilidade da Frequência e outras análises sobre o estado fetal, e na parte inferior o gráfico das contrações uterinas maternas que geralmente é relacionado a FCF gerando informações adicionais e melhorando a precisão da análise do exame.

Diante do exposto, há a necessidade de se aumentar a precisão e confiabilidade na análise dos sinais destes exames, para diminuir aspectos subjetivos, com a ajuda de sistemas computacionais (Marques, 2007).

## **1.1 Objetivo**

Dentro do contexto apresentado, o presente trabalho tem por objetivo principal avaliar o comportamento da Frequência Cardíaca Fetal usando métricas não-lineares, visando à posterior junção com outros sistemas de auxílio ao diagnóstico para a avaliação do estado de saúde fetal.

## **1.2 Organização desta dissertação**

No Capítulo 2, é feita a fundamentação teórica da dissertação, apresentando-se inicialmente conceitos e parâmetros existentes na área de monitoramento fetal, seguidos da apresentação de conceitos de não linearidade. Posteriormente, são apresentadas as propriedades e as equações das técnicas não-lineares utilizadas.

Uma apresentação do estado da arte na área de pesquisa de interesse para o exame estudado e as técnicas apresentadas é feita no Capítulo 3. São implementações e abordagens relacionadas a pesquisas que aplicam técnicas não-lineares de séries temporais.

No Capítulo 4, são apresentados os resultados da Dissertação, seguindo duas linhas de análise. A primeira apresenta os resultados quantitativos das técnicas utilizadas para a avaliação do comportamento da FCF. A segunda relaciona os resultados das diferentes técnicas utilizadas.

Finalmente, no Capítulo 5, são apresentadas as conclusões da Dissertação, suas contribuições e ainda um conjunto de possíveis trabalhos a serem desenvolvidos para dar continuidade ao projeto.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

No presente capítulo, são apresentados os aspectos teóricos do monitoramento fetal, da análise não-linear de séries temporais em geral e das técnicas utilizadas para classificar os exames de acordo com a prática médica.

### **2.1 Monitoramento fetal**

Desde os primórdios, o homem preocupou-se com o seu bem-estar. Durante a gestação, várias alterações acontecem tanto na gestante quanto no feto. Tais alterações podem ser fisiológicas ou patológicas, e podem levar a morte ou ao aparecimento de sequelas após o nascimento. Com isso, diversos esforços têm sido envidados de modo a desenvolverem-se técnicas e equipamentos que permitem realizar o monitoramento fetal com a maior precisão e o menor risco possíveis.

Os sons cardíacos do feto têm sido utilizados desde há mais de 100 anos para distinguir entre um feto vivo e um feto morto. O estetoscópio de Pinard é ainda um instrumento útil para este objetivo (Sundström, et al., 2000)

O desenvolvimento da eletrônica e outras áreas afins permitiu a natural continuação e aprimoramento de técnicas de monitoramento fetal durante os últimos anos. A capacidade de monitorizar reações fetais de um modo contínuo, utilizando uma análise de frequência cardíaca mais detalhada, parecia fornecer uma oportunidade única de identificar situações de hipóxia e de prevenir lesões cerebrais. Com o decorrer do tempo e o aprimoramento das técnicas de monitoramento, outro parâmetro, a variabilidade do ritmo cardíaco, assumiu também um papel importante a ser considerado (Sundström, et al., 2000).

A Medicina Fetal é uma área recente da Obstetrícia que visa monitorar e determinar ações para proporcionar o bem-estar do feto. Até pouco tempo atrás, as equipes médicas não possuíam equipamentos que as ajudassem a obter informações úteis e precisas sobre o estado do feto. Hoje em dia, equipamentos de alta tecnologia permitem o acesso a estas informações (Marques, 2007).

A atuação da equipe de Medicina Fetal junto ao obstetra vem se tornando um diferencial na assistência à saúde reprodutiva no sentido de rastrear, diagnosticar e abordar as mais variadas patologias fetais através de avançadas técnicas de suporte à saúde materno-fetal, permitindo que diferentes profissionais contribuam para a obtenção de melhores resultados perinatais (Paula, et al., 2007).

O monitoramento materno-fetal pode ser classificado de acordo com a época gestacional em que é realizado, podendo ser monitoramento *antepartum*, realizado durante a gravidez, capaz de detectar diversas alterações no feto, levando a importantes tomadas de decisão sobre a gestação, e o monitoramento *intrapartum*, que é realizado durante o trabalho de parto, uma fase em que diversas complicações podem ser evitadas, caso haja um monitoramento eficiente Freeman (1991), citado por (Marques, 2007). Outro fator ser considerado é a técnica utilizada para monitorar do feto, isto é, técnicas invasivas, quando para a detecção das informações do exame é necessário contato direto com o feto, ou técnicas não invasivas, quando a detecção das informações do exame é feita de forma externa, oferecendo menor risco de aborto ou infecções para ambos.

Macones et al. (2008) enfatizam que uma avaliação completa durante o monitoramento fetal requer uma enumeração qualitativa e quantitativa de:

- FCF Basal;
- Variabilidade da FCF Basal;
- Presença de acelerações;
- Períodos ou episódios de desacelerações;
- Mudanças dos padrões da FCF ao longo do tempo;
- Contrações Uterinas.

Dentre os principais métodos de avaliação da vitalidade fetal, pode-se citar: a contagem dos movimentos fetais, a medida da altura do fundo uterino, a cardiotocografia, o estímulo vibro acústico fetal, o estímulo manual fetal, a avaliação intermitente e contínua dos batimentos cardíacos fetais, a oximetria de pulso, o eletrocardiograma fetal, o perfil biofísico fetal e a dopplervelocimetria (Costa, et al., 2009).

Dos diversos métodos existentes para a avaliação do bem-estar fetal, a cardiotocografia consagra-se como um dos métodos de avaliação mais aplicado nas últimas décadas, majoritariamente para o auxílio no seguimento das gestações de alto risco, isso por ser um método não-invasivo e por ser de fácil execução na prática clínica.

A frequência cardíaca fetal é um importante sinal a ser analisado para a determinação do bem-estar de um feto, podendo ser detectado de maneira não invasiva, através de equipamentos denominados cardiotocógrafos, e com um grau de precisão de boa qualidade

(Marques, 2007).

O acompanhamento constante do sinal de frequência cardíaca fetal (FCF), associado às contrações uterinas maternas, é possível através de um exame denominado Cardiotocografia ou CTG, que é realizado com o uso do equipamento cardiotocógrafo. Este equipamento registra eletronicamente, de forma sucessiva e simultânea, a frequência cardíaca fetal, a movimentação fetal e a ocorrência de contrações uterinas maternas.

### **2.1.1 Cardiotocografia**

A cardiotocografia tem por finalidade detectar precocemente o sofrimento fetal por meio da avaliação visual de traçados da frequência cardíaca fetal e das contrações uterinas ao longo de um determinado período.

A cardiotocografia pode ser *intrapartum* ou *antepartum*, sendo a *antepartum* divide-se em: cardiotocografia de repouso ou basal, cardiotocografia estimulada, sendo o estímulo Mecânico ou Vibra-acústico, e cardiotocografia com sobrecarga que se divide em Teste de esforço (Stemberg), teste do estímulo mamilar e teste da ocitocina (prova de Pose) (Ribeiro & Sousa, 2014).

Para a realização do exame CTG, é requerida uma duração mínima de 20 minutos, de forma a ser interpretado corretamente devido a alterações no estado de sono e na atividade uterina (Sundström, et al., 2000). Vale ressaltar que a qualidade do sinal é absolutamente essencial para uma interpretação correta. Se a qualidade do sinal for baixa, é preferível tirar algum tempo para melhorar o sinal através da substituição do eletrodo de escalpe ou do sensor Toco ao invés de tentar interpretar dados errôneos.

### **2.1.2 Interpretação do CTG**

Para a interpretação adequada do CTG, é essencial que se tenha em conta quais os parâmetros a serem interpretados e que a interpretação pode ser de todos os parâmetros em simultâneo ou não. Nesta seção, são apresentados os parâmetros a serem interpretados e consequentemente os critérios de classificação para os mesmos.

**FCF Basal** é definida como a FCF registrada entre contrações ao longo de um período de pelo menos 10 minutos. A FCF basal normalmente é definida entre 110 a 150 batimentos por minuto em casos normais. A taquicardia é definida como uma frequência cardíaca basal superior a 150 batimentos por minuto e a bradicardia é definida como sendo um ritmo

cardíaco basal com menos de 110 batimentos por minuto (Sundström, et al., 2000). O valor médio da FCF no intervalo de 10 minutos é denominado linha de base, na figura 3, observa-se a mesma na cor azul.

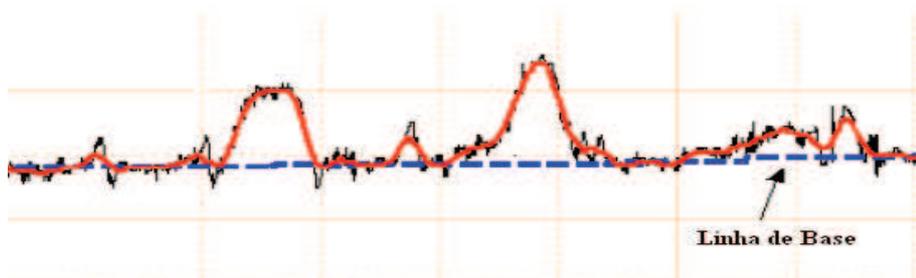


Figura 3 - FCF Basal e a linha de base.

**Variabilidade:** de acordo com Signoriniet al, 2003, mencionado por (Marques, 2010), a variabilidade é a característica mais importante da FCF para a determinação do estado fetal imediato. A presença de uma variabilidade normal é reflexo de uma modulação neurológica perfeita da FCF e de uma característica de resposta normal do coração. São considerados dois componentes: a variabilidade de curto prazo, registrada em milissegundos, e a irregularidade de longo prazo, registrada em bpm, também conhecida como variabilidade de longo prazo.

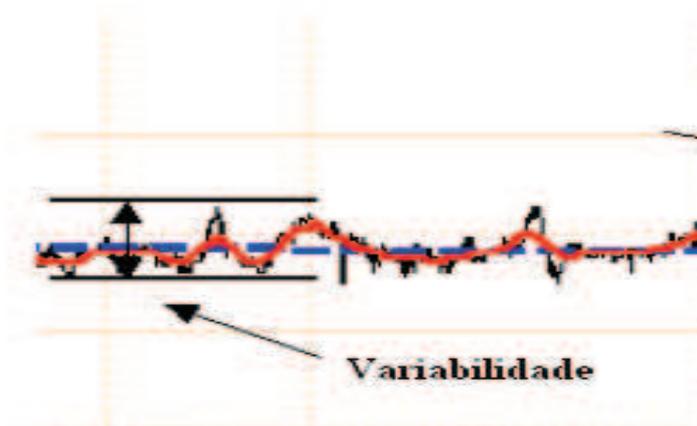


Figura 4 - Variabilidade da FCF

**Acelerações:** uma aceleração é definida como um aumento periódico da frequência cardíaca em mais de 15 batimentos, com uma duração superior a 15 segundos. São indicativo de normalidade, podendo ser detectadas na fase anteparto, no início do trabalho de parto ou ainda associadas a alguns tipos de desacelerações (Marques, 2010) e (Sundström, et al., 2000). Na figura 4, observa-se momentos de acelerações consideradas normais.

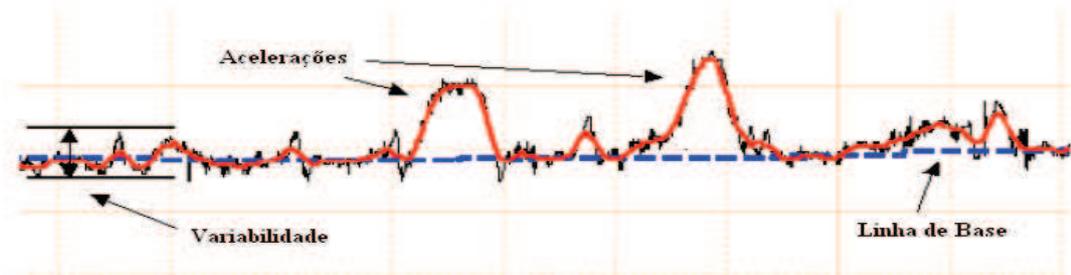


Figura 5 - Acelerações

**Desacelerações:** uma desaceleração é definida como sendo uma queda no ritmo cardíaco em mais de 15 batimentos, com uma duração superior a 15 segundos. As desacelerações podem constituir conclusões importantes, pois estão relacionadas com contrações e, por conseguinte com o desenvolvimento de hipóxia. No entanto, a maioria das desacelerações não têm qualquer relação com a hipóxia, sendo provocadas por alterações no ambiente fetal (Sundström, et al., 2000). A figura 5, apresenta um caso de desaceleração da FCF, na mesma também se observa o intervalo considerado normal da FCF e a linha de base.



Figura 6 - Desacelerações e faixa normal da FCF

As desacelerações são classificadas em quatro tipos distintos de acordo com a sua forma e a relação temporal com as contrações uterinas, sendo:

- Desacelerações precoces: ocorrem simultaneamente às contrações uterinas, sendo que ocorre um fenômeno de espelhamento, com o valor mínimo da FCF coincidindo com o valor máximo da contração, e não indicam sofrimento fetal;
- Desacelerações tardias: ocorrem posteriormente às contrações uterinas, são reflexos de alguma alteração causada pela contração uterina e indicam algum sofrimento fetal;

- Desacelerações variáveis: sem padrões de forma, normalmente de curta duração e sem correlação com as contrações uterinas;
- Desacelerações prolongadas: com maior duração, normalmente têm um componente forte de queda e um retorno lento à linha de base. Não possui correlação direta com as contrações uterinas.

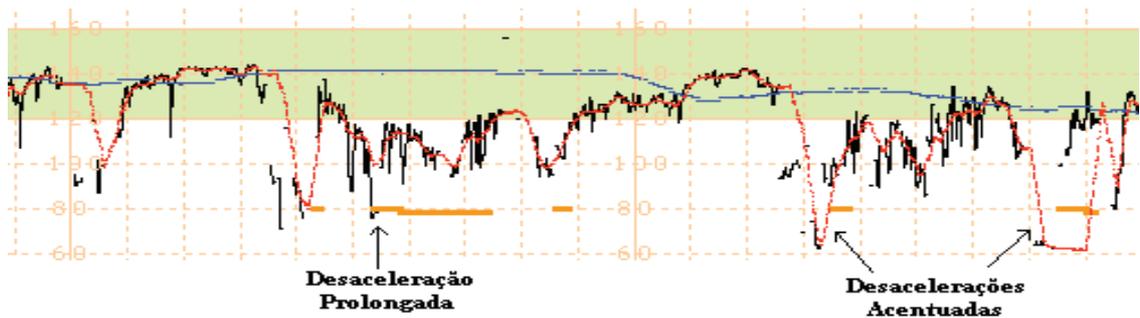


Figura 7 - Alguns tipos de desacelerações

**Contrações uterinas** são movimentos da contração do músculo uterino que podem ser periódicas ou não, dependendo do tempo de gestação. Seu monitoramento é importante para que seja possível verificar a ocorrência de patologias e para estabelecer a correlação indicada com as desacelerações da FCF.

A figura 8, os traçados completos de uma CTG normal, com a FCF no intervalo considerado como normal e as contrações uterinas com os aspectos importantes a serem considerados na análise da mesma.

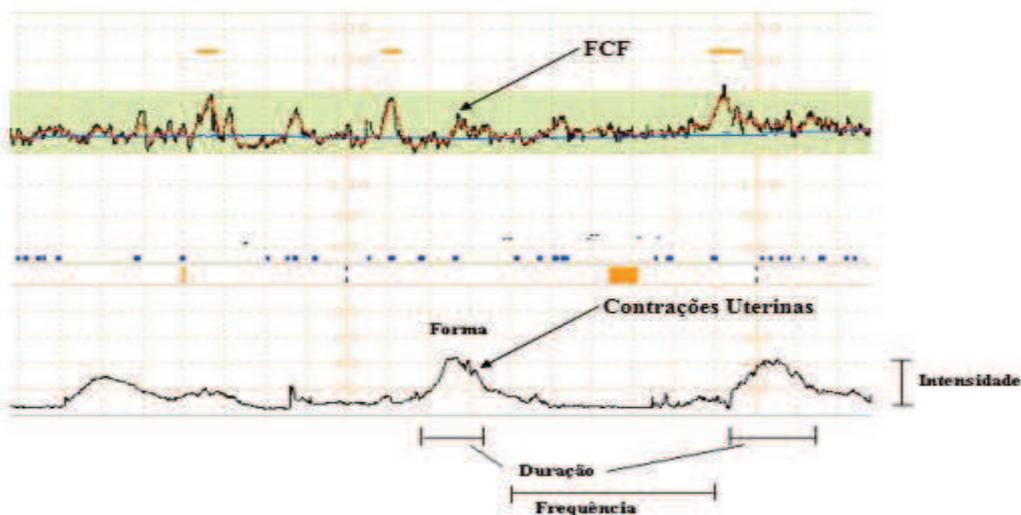


Figura 8 - Traçados de uma CTG com a FCF e as UC

No que tange aos critérios de classificação, com o elevado número de variáveis a serem analisadas, surge um problema: a diversidade de interpretações e nomenclaturas para expressar tanto as patologias quanto a vitalidade fetal, o que faz com que um mesmo exame possa ter mais de uma interpretação se for observado por critérios distintos. Com isso, têm surgido iniciativas de classificação usadas pela comunidade médica internacional, das quais destaque deve ser dado para:

- FIGO – Federação Internacional de Ginecologia e Obstetria;
- ACOG – *American College of Obstetricians and Gynecologists*;
- RCOG – *Royal College of Obstetricians and Gynecologists*;
- FEBRASCO - Federação Brasileira de Ginecologia e Obstetria.
- NICHD - *National Institute of Child Health and Human*.

A FIGO, visando gerar uma uniformização na nomenclatura e nos critérios de análise das cardiocorografias, definiu seu conjunto de critérios, os quais são adotados por diversas entidades pelo mundo os quais serão utilizados neste trabalho (FIGO, 2009).

A FIGO classifica um CTG anteparto em três categorias distintas: “Normal”, “Suspeito” e “Patológico”, determinando-se as condições de cada variável separadamente, como apresentado resumidamente na tabela a 2.1. Vale Frisar que uma conjugação de diversas observações suspeitas resultara num CTG patológico.

*Tabela 1 - Critérios de classificação estabelecidos pela FIGO*

<b>Classificação CTG</b>	<b>FC (bpm)</b>	<b>Basal</b>	<b>Variabilidade (bpm)</b>	<b>Acelerações</b>	<b>Desacelerações</b>
<b>Normal</b>	[110-150]		[5-25]	≥ 2 Acel. em 10 min	Ausência ou leve e esporádica de curta duração.
<b>Suspeito</b>	[100-110] [150-170]		> 25 ou [5-10] por tempo > 40 min	Apenas 1 em 10 min	Desacelerações variáveis não complexas
<b>Patológico</b>	<100 ou >170 ou sinusoidal		< 5 por mais de 40 min	Ausência	Desacelerações vereáveis complexas e tardias repetidas

Fonte: Compilado de: (FIGO, 2009), (Marques, 2010), (Marques, 2007)

Dadá a dificuldade na interpretação e classificação do CTG, quer pela não padronização internacional das nomenclaturas quer pelas dificuldades de leitura e interpretação do exame, sistemas computadorizados vêm sendo desenvolvidos e aperfeiçoados com o intuito de

padronizar nomenclaturas, facilitar a interpretação e definições para gerar um resultado de primeiro nível confiável para auxílio ao diagnóstico médico.

Importa realçar que apesar do crescimento da utilização o CTG possui algumas fragilidades. Nesse sentido, (Freeman & Nageotte, 2010) enfatizam que “se a monitoração eletrônica fetal fosse perfeita, haveria 100% de falsos casos positivos, isso porque todas as paralisias cerebrais resultantes da hipóxia aguda *intrapartum* poderiam ser evitadas”. O simples fato de se estar lidando com um exame desta natureza, leva a diversos estudos fazendo podendo-se aplicar técnicas matemáticas lineares, não-lineares e outras, de modos a tornar os resultados dos exames mais precisos e concisos.

Em seguida, são apresentadas as técnicas não-lineares utilizadas no presente trabalho.

## **2.2 Análise não-linear de séries temporais**

Diversas abordagens atuais para análise dos sistemas fisiológicos são baseadas na análise matemática de sistemas lineares. No entanto, muitos sinais biomédicos apresentam comportamento aparentemente aleatório ou aperiódico. Tradicionalmente, a aleatoriedade em sinais biológicos tem sido atribuída ao ruído ou à interações entre um grande número de componentes constituintes (Akay, 2001)

O desenvolvimento da teoria da dinâmica não-linear nos últimos anos forneceu ao mundo científico uma rica variedade de métodos para investigar sistemas dinâmicos. A principal compreensão dos mecanismos em tais sistemas está associada com o desenvolvimento de diversos métodos para a descrição e análise de processos não-lineares. A nova visão do mundo atraiu mais e mais interesse de várias ciências em dinâmica não-linear (Kikuchi, et al., 2006).

O desenvolvimento do sistema de análise dinâmico não-linear tem levado à introdução de uma grande quantidade de técnicas de análise de sinal destinadas à extração de parâmetros não-lineares de séries temporais experimentais (Signorini, 2004).

Métodos não-lineares de análise de sinais geralmente são utilizados na caracterização de dinâmicas complexas (Kuusela, et al., 2002). De acordo com Coffey (1998) citado por Kikuchi *et al* (2006), dinâmicas não-lineares incluindo a teoria do caos, surgem como uma nova forma de análise também para o estudo de sistemas biológicos complexos como o cérebro, o coração, as bactérias, as epidemias e câncer (Kikuchi, et al., 2006).

Kuusela et al.,(2002) consideram que diversos métodos não-lineares têm sido utilizados

em estudos clínicos e experimentais nos mais distintos sinais biomédicos para a caracterização de diferentes assuntos, como a dinâmica da taxa cardíaca e pressão arterial. Em conformidade com Eckberg (1997), citado por (Kuusela, et al., 2002), geralmente os métodos lineares são úteis e têm sido amplamente adotados nos estudos da saúde e de doença devido à interpretação simplificada de seus resultados em termos fisiológicos. Mas, por sua vez, apresentam diversas limitações principalmente no estudo de sinais biomédicos, pelo fato de os sinais biomédicos apresentarem propriedades de não-linearidade e não estacionariedade (Márton, et al., 2013).

Métodos não-lineares podem ser empregues também junto aos sinais de natureza lineares (Klonowski, 2011), o que torna a sua aplicação mais ampla, pois podem ser utilizados mesmo para séries temporais de curta duração.

O presente trabalho considerou um conjunto de métricas não-lineares para avaliação da FCF, visando compreender seu comportamento não-linear, a partir da avaliação do sinal no domínio do tempo. As técnicas abordadas são:

- Entropia Aproximada (ApEn);
- Entropia Amostral (SampEn);
- Entropia Multi-Escala (MSE);
- DFA - Detrended Fluctuation Analysis.

A seguir, são definidos matematicamente os métodos não-lineares listados.

## **2.3 Complexidade e entropias**

A análise da complexidade de um sistema avalia normalmente o seu comportamento temporal. A entropia aproximada (*ApproximateEntropy* - **ApEn**), entropia amostral (*SampleEntropy* - **SampEn**) e a entropia multiescala (*MultiScaleEntropy* - **MSE**) são medidas que permitem quantificar esta complexidade de acordo com o número de amostras avaliadas.

### **2.3.1 Entropia aproximada**

Para melhor compreensão da entropia aproximada como métrica de complexidade de um sinal, é fundamental que se conheça sua formulação matemática.

Seja  $S_N$  uma série temporal com  $N$  amostras. Devem ser determinados dois parâmetros de entrada  $m$  e  $r$ , para que seja calculada a entropia aproximada  $ApEn(S_N, m, r)$ . O parâmetro  $m$  é o comprimento de um subconjunto de amostras de  $S_N$ , que é utilizado como padrão, enquanto que  $r$  é o parâmetro denominado critério de similaridade. A subsequência ou padrão de  $m$  amostras de  $S_N$  que se inicia no índice  $i$  é denominada de  $p_{m(i)}$  (Pincus, 1991).

Sejam dois padrões  $p_{m(i)}$  e  $p_{m(j)}$ , que se iniciam, respectivamente, nos índices  $i$  e  $j$ . Tais padrões são considerados similares caso o módulo da diferença entre quaisquer pares de amostras correspondentes for menos do que  $r$ , ou seja (Pincus, 1991):

$$|S_{i+k} - S_{j+k}| < r, \text{ para } 0 \leq k < m. \quad (1)$$

Considere  $P_m$  o conjunto de todos os padrões de comprimento  $m$  de  $S_N$ . Pode-se, então, definir a relação:

$$C_{i,m}(r) = \frac{n_{i,m}(r)}{N-m+1}, \quad (2)$$

em que  $n_{i,m}(r)$  é o número de padrões em  $P_m$  similares a  $p_{m(i)}$ , de acordo com o critério de similaridade  $r$ . Calcula-se, então,  $C_{i,m}(r)$  para cada padrão pertencente a  $P_m$ . Ao final calcula-se também a média de todos os  $C_{i,m}(r)$ , denominada de  $C_m(r)$ . Esta média representa o nível de predominância de padrões similares de tamanho  $m$  em  $S_N$ . Define-se a entropia aproximada,  $ApEn(S_N, m, r)$ , da série  $S_N$  para padrões de comprimento  $m$  e critério de similaridade  $r$ , por (Pincus, 1991),

$$ApEn(S_N, m, r) = \ln \frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)}, \quad (3)$$

isto é, a  $ApEn$  é o logaritmo natural da razão entre o nível de predominância de padrões repetidos de tamanho  $m$  e de tamanho  $m + 1$ .

### 2.3.2 Entropia amostral

O cálculo da entropia amostral,  $SampEn(S_N, m, r)$ , para uma série temporal  $S_N$  é basicamente o mesmo da entropia aproximada, aplicando-se a mesma formulação na determinação dos parâmetros  $m$  e  $r$ .

A principal diferença entre as duas métricas é a consideração ou não de autossimilaridades (baseada no critério  $r$ ) para padrões  $P_{m(i)}$  e  $P_{m+1(i)}$  sendo que para o cálculo da entropia aproximada devem ser excluídas estas autossimilaridades ao passo que na entropia amostral as mesmas são consideradas. O objetivo desta exclusão é reduzir a polarização existente no cálculo da  $ApEn$ , sendo que no cálculo da entropia amostral são considerados apenas os primeiros  $N - m$  padrões de tamanho  $m$ , e na entropia aproximada são considerados todos os padrões.

### 2.3.3 Entropia multiescala

Determinados algoritmos tradicionais indicam maior complexidade para certos processos patológicos associados a saídas aleatórias do que para dinâmicas saudáveis, exibindo alta escala de correlação. Este paradoxo talvez aconteça pelo fato de que algoritmos convencionais falhem ao ter em conta a múltipla escala de tempo inerente a dinâmicas fisiológicas saudáveis. Este fator levou à introdução de um método para calcular a entropia  $MSE$  para séries temporais complexas, considerando (Costa, et al., 2002)

Para melhor compreensão da entropia Multiescala como métrica de complexidade de um sinal, é fundamental que se conheça sua formulação matemática.

Seja uma série unidimensional discreta no tempo,  $\{x_1, \dots, x_i, \dots, x_N\}$ . São construídas consecutivas séries temporárias de granulação grossa,  $\{y^{(\tau)}\}$ , correspondente ao fator de

escala  $\tau$ . Primeiro é dividida a série original em janelas não sobrepostas de acordo com o tamanho de  $\tau$ . Em seguida, é calculada a média dos pontos dados dentro de cada janela, como ilustra a figura 9. Em geral, cada elemento dessa série temporal de granulação grossa é calculado de acordo com a equação (Costa, et al., 2005):

$$y_j^{(\tau)} = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} x_i, \quad 1 \leq j \leq N/\tau \quad (4)$$

Para escala um, a série temporal  $\{y^{(1)}\}$  é simplesmente a série temporal original. O comprimento de cada série temporal de granulação grossa é igual ao comprimento da série original dividido pelo fator escalar  $\tau$ .

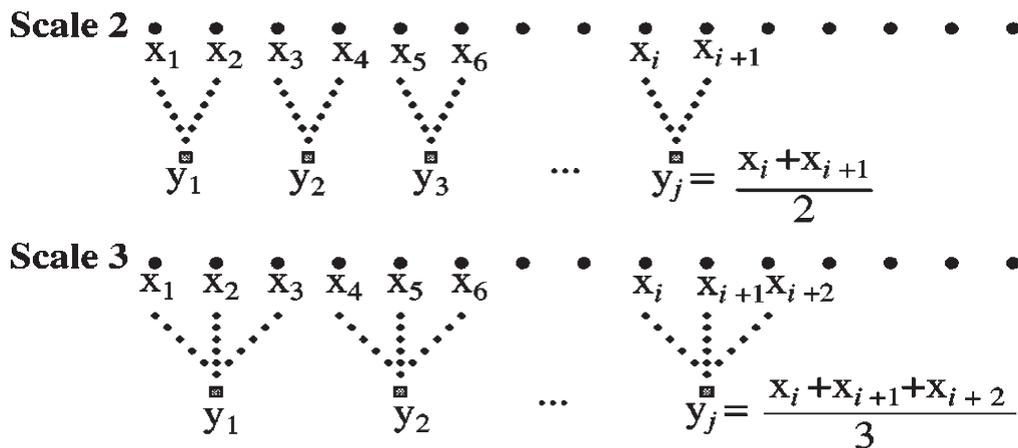


Figura 9 - Esquema ilustrativo do procedimento de granulação grossa extraído de Costa et al (2005)

Finalmente, é calculada uma medida de entropia amostral ou aproximada para cada série temporal de granulação grossa, e a mesma é plotada como uma função do fator de escala  $\tau$ .

A curva da entropia  $MSE$  é utilizada para comparar a relatividade complexa de séries temporais normalizadas, baseada nas seguintes diretrizes: (1) se para a maioria dos escalares os valores da entropia são mais elevados para uma série temporal do que para outra, a

primeira é considerada mais complexa que a última; (2) monotonia decrescente dos valores da entropia indicam que o sinal contém informações somente em pequena escala (Costa, et al., 2005).

#### 2.4 Detrended fluctuation analysis – DFA

A DFA é uma técnica utilizada para determinar propriedades de escala fractal e a detecção de correlação de longo alcance em séries temporais ruidosas e não estacionárias (Aziz, et al., 2005) e (Cheng & Liu, 2014). A DFA foi proposta originalmente como uma técnica para avaliar a variação da frequência cardíaca em adultos (Peng, et al., 1995).

Para melhor compreensão da mesma como métrica para determinar a escala fractal, é fundamental que se conheça a sua formulação matemática.

O algoritmo da DFA apresentado, aplica-se a um sinal unidimensional. Considera-se a série temporal  $B(i)$ , onde  $i = 1, \dots, M$  e  $M$  é o comprimento da série.

Começamos por calcular a integração do sinal para obter as séries temporais cumulativas pela fórmula:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (B(i) - B_{avg}) \quad (5)$$

Onde,  $B_{avg}$  é o valor médio do sinal. Feito isso, o sinal integrado  $y(k)$  é então segmentado em várias janelas não sobrepostas de comprimento  $n$ . Para cada janela, uma aproximação linear  $y_n(k)$  é calculada representando a tendência da mesma.

Feito isso, calcula-se flutuação média  $F(n)$  do sinal em torno da tendência  $y_n(k)$  com relação a integração do sinal  $y(k)$ , pela seguinte formula:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (y(k) - y_n(k))^2} \quad (6)$$

Os cálculos são repetidos para todos os valores de  $n$  considerados. O nosso interesse é na relação entre  $F(n)$  e o tamanho do segmento  $n$ . Em geral,  $F(n)$  é diretamente proporcional ao tamanho deste segmento (Golinska, 2012).

Em seguida, é criado um gráfico em escala logarítmica dupla ( $\log [F(n)] \times \log[n]$ ).

Um comportamento linear no gráfico indica a presença de autoflutuação do sinal e a inclinação da reta determina o expoente de escalonamento  $\alpha$  (Márton, et al., 2013):

$$F(n) \sim n^\alpha \quad (7)$$

#### 2.4.1 Expoente de escalonamento $\alpha$

O parâmetro  $\alpha$  denominado como escala exponencial, expoente de autocorrelação ou parâmetro de autossimilaridade, representa as propriedades de autocorrelação do sinal (Golinska, 2012) e (Aziz, et al., 2005). Na tabela 2.2 são apresentados os valores do expoente de escalonamento e respectivas propriedades.

Tabela 2 - Valores do expoente de correlação e suas propriedades de autocorrelação

Expoente de autocorrelação ( $\alpha$ )	Propriedades de autocorrelação
$< 0.5$	Sinal anticorrelacionado
$= 0.5$	Sinal Descorrelacionado (ruído Branco)
$> 0.5$	Autocorrelação positiva no sinal
$= 1$	Ruído 1/f (ruído rosa)
$= 1.5$	Ruído Browniano ou passeios aleatórios

Fonte: compilado de (Golinska, 2012) e (Aziz, et al., 2005).

À medida que o comprimento da janela aumenta, o erro de aproximação  $y(k) - y_n(k)$  normalmente aumenta. Então,  $F(n)$  tende a ser uma função monotonamente crescente (Leite, et al., 2010).

A curva do gráfico da flutuação pode claramente ser modelado com dois expoente diferente, um para valores pequenos valores de  $n$  e outro para valores de  $n$  grandes, o que

permite ter por exemplo  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$  como coeficientes de autocorrelação representando flutuações de curto e longo prazo respectivamente. (Peng, et al., 1995)

## **2.5 Considerações finais**

A fundamentação apresentada é a base teórica matemática, estatística e conceitual das principais abordagens utilizadas nesta dissertação. Com isso, pode-se analisar os diversos trabalhos relacionados a estas abordagens, visando aplicar, posteriormente, métodos e técnicas nos sinais materno-fetais, perspectivando o auxílio ao diagnóstico médico.

### 3 ESTADO DA ARTE

O presente capítulo, faz uma abordagem sobre referências bibliográficas que tratam de pesquisas voltadas à Cardiotocografia e à utilização de técnicas não-lineares em geral e, em particular as utilizadas para o presente trabalho, para a análise de sinais biomédicos.

Métodos clássicos de análise de sinais são adequados, principalmente, para sinais estacionários. No entanto, os sinais biomédicos apresentam propriedades de não-linearidade e não estacionariedade (Márton, et al., 2013). Com isso, novas abordagens baseadas em novos métodos para sinais com dinâmica não-linear podem ser consideradas para se expandir a capacidade de auxílio ao diagnóstico de sistemas computacionais desenvolvidos para este fim.

#### 3.1 Cardiotocografia

AACOG, citada por Marques J. A. (2010), considera que a análise da FCF e das contrações uterinas em uma CTG permite gerar um prognóstico com a finalidade de detectar diversos problemas fetais, tais como alterações neurológicas e baixos níveis de oxigenação, sendo indicado principalmente para as gestações de risco.

Embora a CTG apresente algumas limitações e problemas em relação à monitoração contínua, é uma abordagem que continua sendo utilizada em centros obstétricos de todo o mundo. De acordo com a academia americana de Ginecologia e obstetrícia nos EUA cerca de 3,5 milhões, 85% dos 4,1 milhões de nascimentos são monitorados (ACOG, 2009). Na Europa, foram monitorados 33% dos nascimentos em 2008(Furley, 2012)

O exame de CTG passou a ser adotado no Brasil a partir da década de 70 e tem se acompanhado um crescimento na sua utilização como uma das técnicas de monitoramento fetal. A FEBRASGO recomenda a realização regular do CTG para gestações de risco (Febrasgo, 2006)

A cardiotocografia, quando realizada de maneira cuidadosa e meticulosa durante a gestação e o parto, pode garantir a vitalidade fetal durante todo o trabalho de parto, especialmente em gestantes de baixo risco. Nesses casos, a monitoração eletrônica aumenta a produtividade, a segurança e o aprendizado, principalmente para profissionais da área médica que estão em princípios da especialidade (Furley, 2012).

A CTG não gera efeito concreto sobre as taxas de partos do tipo cesariana, sendo que com uma boa educação e uma correta interpretação dos traçados, a CTG possibilita maior

precisão nas avaliações das condições fetais durante a fase de trabalho de parto (*intrapartum*) de acordo com (Morais, et al., 1998).

Costa, et al., (2009) em sua análise dos métodos de avaliação da vitalidade fetal com base em evidências científicas, no que diz respeito à CTG, concluem que a cardiotocografia anteparto não tem efeito significativo nos resultados perinatais de morbidade e mortalidade, bem como no aumento de cesárea eletiva ou indução do parto. Entretanto, a CTG *intrapartum* tem a principal função de reduzir as intervenções neonatais.

Ao avaliar o efeito da hidralazina venosa sobre o traçado cardiotocográfico, droga escolhida para ser utilizada em gestantes internadas em emergência hipertensiva, verifica-se que os efeitos da hidralazina sobre a vitabilidade do nascituro não diferiram estatisticamente. Considerando a utilização da nifedipina sob a forma sublingual, ressaltou-se que os sinais de comprometimento fetal observados nos exames cardiotocográficos estavam mais interligados ao grau pressórico que propriamente à droga ministrada. Concluiu-se que a cardiotocografia se revelou inalterada ao uso da hidralazina endovenosa, nas gestantes em emergência hipertensiva (Roeder, 2006).

O desenvolvimento da tecnologia e o aprimoramento da sua aplicação na medicina têm permitido o desenvolvimento de sistemas computadorizados para distintas áreas da medicina, incluindo a cardiotocografia.

Apesar da CTG computadorizada não ser um método habitualmente utilizado na prática clínica, no âmbito da pesquisa, os trabalhos verificam sua aplicação em casos de restrição do crescimento fetal e insuficiência placentária. A cardiotocografia computadorizada, em substituição aos métodos tradicionais de interpretação visual do traçado, tem melhor desempenho quando em combinação com a dopplervelocimetria na avaliação fetal, de acordo com Turan, et al. (2007), citado por (Nomura, et al., 2009).

A utilização da cardiotocografia computadorizada possibilita que os traços do exame sejam gravados em formato digital e apresentados como sinais, o que permite a aplicação de técnicas de processamento digital de sinais baseadas em ferramentas matemáticas e computacionais utilizando-as para avaliação e classificação das alterações que ocorrem no sinal, tais como estudos de estacionariedade, análises não-lineares caóticas e análise de ruído.

Na sequência, são apresentadas referências relevantes das técnicas matemáticas para a realização do presente trabalho.

### 3.2 Entropias aproximada e amostral

Gonçalves (2004) em seu trabalho de caracterização da variabilidade da frequência cardíaca através de métodos lineares e não-lineares, considera que a inclusão da medida *ApEn* e de outras medidas não-lineares na caracterização destes dados é de extrema importância e bastante útil por si só, e também combinadas com medidas clássicas de análise de sinais.

O sistema de Análise Multiparamétrico para Auxílio ao Diagnóstico Médico Fetal Baseado em Exames Cardiotocográficos desenvolvido por Marques (2010) utiliza as entropias aproximada e amostral. As entropias apresentam um comportamento similar, com diferenças nas intensidades das variações registradas para detecção de alterações no sinal original. Fato que indica que a *ApEn* é mais sensível do que a *SampEn*, para os exames cardiotocográficos avaliados. Contudo, a pesquisa considera que devem ser realizados experimentos com uma quantidade maior de exames para confirmação dos resultados. Identificou-se a queda na complexidade do sinal quando ocorrem padrões repetitivos na FCF, o que pode ser patológico, observou-se ainda a queda na variabilidade de curto prazo e que tende a resultar em queda nos valores das entropias.

Lake, et, al., (2002) apresentam a *SampEn* da Variabilidade da Frequência Cardíaca Neonatal, utilizada como medida em séries temporais regulares do intervalo R-R em recém-nascidos. Concluíram que a *SampEn* apresenta uma queda rápida em casos de *sepses* neonatal e *sepses* como doença; além de cair também na presença de picos em um registo com pouca variabilidade.

Sabe-se que, no decorrer da gravidez, variabilidade da frequência cardíaca fetal aumenta simultaneamente a uma tendência para a redução da frequência cardíaca fetal (Cysarz, et al., 2000) confirmam esse aumento na variabilidade pelos resultados apresentados na sua pesquisa sobre irregularidade e não-linearidade da frequência cardíaca em séries temporais periódicas durante a gravidez, onde concluem que a irregularidade quantificada pela entropia *ApEn* contém um componente não-linear, uma vez que os valores *ApEn* dos conjuntos de dados de substituição foram significativamente maiores do que aqueles dos dados originais. Na geração dos dados de substituição, o componente não-linear dos dados originais foi trocado por um componente aleatório. Os dados sintetizados mantiveram a distribuição e propriedades espectrais dos dados originais enquanto randomizavam sua ordem.

A entropia permite avaliar a complexidade de dados da série temporal. Em uma avaliação da entropia em pacientes com o coração transplantado, observou-se ocorrência de

mudanças significativas na entropia da variabilidade da frequência cardíaca após o transplante de coração. Esta descoberta pode facilitar o uso desse método em uma avaliação mais profunda destes pacientes. A complexidade dos sistemas diminui em pacientes que se submeteram a transplante de coração. Isto pode estar relacionado com a perda da modulação neuronal da frequência cardíaca. Não está claro se o novo controle nervoso ou religação nervosa se desenvolve ou não após o transplante de coração, dada a quantidade limitada de pacientes avaliados (Tuzcu & Nas, 2009)

Aktaruzzaman & Sassi (2013) Consideram a utilização da *SampEn* como parâmetro de estimação da Variabilidade da Frequência cardíaca, sendo utilizada para caracterização da VFC regular. Além disso, a parametrização estimada dos valores da *SampEn* suporta a afirmação de que há uma redução na complexidade da VFC antes do começo da fibrilação atrial. No entanto, a amostra utilizada é de um número reduzido de pacientes.

Em outro tipo de estudo com entropias, consideram-se pacientes com fibrilação atrial, a arritmia cardíaca mais associada ao risco de acidente vascular cerebral isquêmico (Sungnoon, et al., 2014). As propriedades eletrofisiológicas arteriais são influenciadas por alterações do ritmo cardíaco. A atividade arterial analisada com a *SampEn*, e a frequência fibrilatória arterial são ferramentas úteis para o estudo da evolução das propriedades eletrofisiológicas arteriais. Com isso pode-se afirmar que a *SampEn* não se altera depois da recuperação do acidente vascular cerebral, quando a frequência fibrilatória arterial tende a decrescer. Conclui-se que as propriedades eletrofisiológicas arteriais para a *SampEn* e a frequência fibrilatória arterial não são influenciadas pelas perturbações do sistema cardíaco autônomo durante o período de Acidente vascular cerebral isquêmico agudo.

### **3.3 Entropia multiescala (MSE)**

A *MSE* foi usada para quantificar a complexidade de largos intervalos de séries temporais obtidos ao caminhar sem restrições em taxas lentas, normal e rápidas. Ainda foi testada a hipótese de a complexidade desta serie temporal estar codificada em ordem sequencial de intervalo de passos e não em histograma de intervalo de passos. Os resultados obtidos por Costa, et al., (2003) mostram que séries temporais fisiológicas são mais complexas que as demais. Nesta ordem de ideias, saídas espontâneas do sistema locomotor humano durante uma caminhada habitual são mais complexas que uma caminhada apressada ou lenta. Os resultados obtidos usando a *MSE* são notáveis porque eles sondam uma propriedade dinâmica não identificada por outros métodos estatísticos e têm implicação na

quantificação e modelagem do controle de marcha sob condições patológicas ou fisiológicas (Costa, et al., 2003).

Em um estudo de (Ferrario, et al., 2006) as entropias *SampEn* e *ApEn* são avaliadas em análise da *MSE* em dados simulados para reforçar as principais características de ambos avaliadores. Aplicou-se a entropia aproximada e a amostral para os sinais cardíacos fetais em ambas as escalas simples e múltiplas para a identificação precoce de sofrimento fetal anteparto. Os resultados mostram que o índice da *ApEn* distingue significativamente sofrimento de fetos normais entre a 30<sup>a</sup> e a 35<sup>a</sup> semana de gestação. Além disso, os dados mostram que os valores da *MSE* são indicadores de confiança do sofrimento fetal associada com a presença de um estado patológico no nascimento. A pesquisa ainda considera que utilização da entropia *MSE* em sinais simulados apresenta indicadores interessantes para o estudo de séries temporais. Sendo que quando a *MSE* é uma medida global da regularidade, a abordagem multiescala dá mais detalhes sobre a escala de tempo em que a irregularidade ocorre.

Kang et al., (2009) aplicam a entropia *MSE* para três casos: corações saudáveis, fibrilação arterial e insuficiência cardíaca congestiva, observando que é necessário cautela ao interpretar esta abordagem em termos de dinâmicas subjacentes. Em particular, mostram que diferentes sistemas dinâmicos podem exibir a mesma abordagem dependendo da amostragem de tempo, e que sistemas similares podem ter diferentes abordagens dependendo da escala de tempo envolvida.

### **3.4 Detrended fluctuation analysis - DFA**

Leite, et al., (2010) apresentam um *software* no Matlab para análise da DFA da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), em que a DFA é aplicada em um contexto onde o sinal é não-estacionário, uma vez que, envolve a remoção de tendências de flutuação do sinal. O *software* apresentado pode facilitar o estudo de patologias em exames de longa duração ou durante os exames que envolvem condições de estresse variáveis, uma vez que a DFA não faz suposições sobre estacionariedade do sinal. A saída da análise DFA é um par de coeficientes numéricos (*alpha1* e *alpha2*), que permite fazer a análise estatística destes sinais de maneira simples e prática.

Segundo (Márton, et al., 2013), a maioria dos estudos consideram a DFA uma ferramenta muito útil para estudar dinâmicas neuronais na saúde e na doença. O fato de a DFA

ser uma técnica que permite analisar as propriedades de escala de sinais nãoestacionários faz com que possa ser usada como uma medida robusta de dinâmicas oscilatórias, que capta diferentes características de atividade do cérebro, se comparados os seus resultados com os observados na análise clássica tal como a análise espectral.

Cheng & Liu(2014) projetam um esquema experimental baseado em DFA para avaliar sinais de ECG em quatro tipos de estados afetivos: felicidade, tristeza, raiva e medo. O expoente de escalonamento da DFA (*alpha1 e alpha2*) foi usado para realizar a detecção de afeto. Os resultados mostram que o ECG de felicidade apresenta um comportamento anti-correlacionado, o ECG de tristeza tem características de longo prazo, mas nenhuma correlação. Por sua vez, o ECG de pacientes demonstrando raiva e medo é persistente de longo alcance e apresenta correlação do tipo *power-law*.

Ao analisar exemplos selecionados da aplicação do método DFA em cardiologia, neurologia e outros estudos. E conclui-se que o uso do método de DFA permite distinguir indivíduos saudáveis de não saudáveis, afirma ainda que a mesma ferramenta permite determinar a regularidade e complexidade do sinal, o que é muito útil para a análise de sinais biomédicos. Outrossim, o uso de métodos não-lineares dinâmicos, como o método DFA, facilita o estudo de sinais fisiológicos quantitativa e qualitativamente (Golinska, 2012).

A DFA é uma técnica bastante robusta, mas que por si só não garante a total confiabilidade dos resultados obtidos, sendo necessário combiná-la com outras técnicas. No trabalho previamente publicado (Zacarias, et al., 2014), conclui-se a partir da análise do comportamento da frequência cardíaca fetal, que a DFA comporta-se como uma ferramenta bastante útil, mas que deve ser complementada por outras técnicas de análises temporais.

Em outro trabalho (Leite, et al., 2010) considera-se que DFA, combinada com outros métodos de classificação de padrões baseado em redes neurais, torna-se uma ferramenta de diagnóstico potencialmente poderosa.

### **3.5 Considerações finais**

Com base na fundamentação teórica e no estado da arte apresentados, pode-se propor um conjunto de metodologias apropriadas para avaliar o comportamento da frequência cardíaca fetal, o que vai ser útil para posterior incorporação no sistema multiparamétrico capaz de auxiliar o diagnóstico médico fetal a partir de exames cardiotocógrafos, visando contribuir para a evolução deste tipo de diagnóstico.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados foram obtidos utilizando-se uma base de dados previamente marcada e classificada pela equipe médica da empresa *Trium GmbH*, sediada em Munique, Alemanha e parceira do projeto. A base de dados, identificada como **CTG-A**, possui 39 exames em fase anteparto, com períodos gestacionais variando de 28 a 34 semanas, divididos em 5 diferentes classes, de acordo com seu comportamento temporal, conforme apresentado na Tabela 4.1, para a análise das métricas utilizadas, selecionou-se aleatoriamente um exame em cada classe para o estudo qualitativo dos métodos, sendo que em trabalhos futuros, utilizar-se-á a base de dados completa.

*Tabela 3 - Estrutura de classificação proposta com 5 classes e respectivas quantidades de exames*

Classes	Descrição	No. de Exames
1	Normal	22
2	Alta Variação	5
3	Autossimilar	7
4	Bradycardia	1
5	Altas Desacelerações	4

### 4.1 Resultados das entropias aproximada e amostral

As entropias podem ser calculadas sobre o sinal completo, formando assim uma métrica de complexidade de longa duração, ou ainda considerar diferentes janelas de amostras sobreposição, o que permite avaliar a evolução da complexidade de um sinal no decorrer do tempo.

Para as entropias aproximada e amostral, foram consideradas 2 janelas diferentes de amostras, sendo: 1200 amostras,  $\Delta t = 5$  minutos; 2400 amostras,  $\Delta t = 10$  minutos. Os valores  $m$  e  $r$  considerados são 2 e 20% do desvio padrão do sinal completo respectivamente, para ambas entropias.

Conforme apresentado no capítulo 2, devido a abordagem similar em seus cálculos, ao avaliar as entropias para exames escolhidos para cada classe, observa-se um comportamento similar entre as entropias aproximada e amostral, com primeira variando com maior

intensidade em intervalos de tempo menores, considerando-se este fator como um indicativo de maior sensibilidade na análise do comportamento do sinal, tais resultados são apresentados no decorrer do presente capítulo.

Para o exame *ctg0419153* previamente classificado como normal, são apresentados na figura 10 os gráficos da FCF e as suas entropias aproximada e amostral, considerando uma janela de duração igual a 5 minutos.

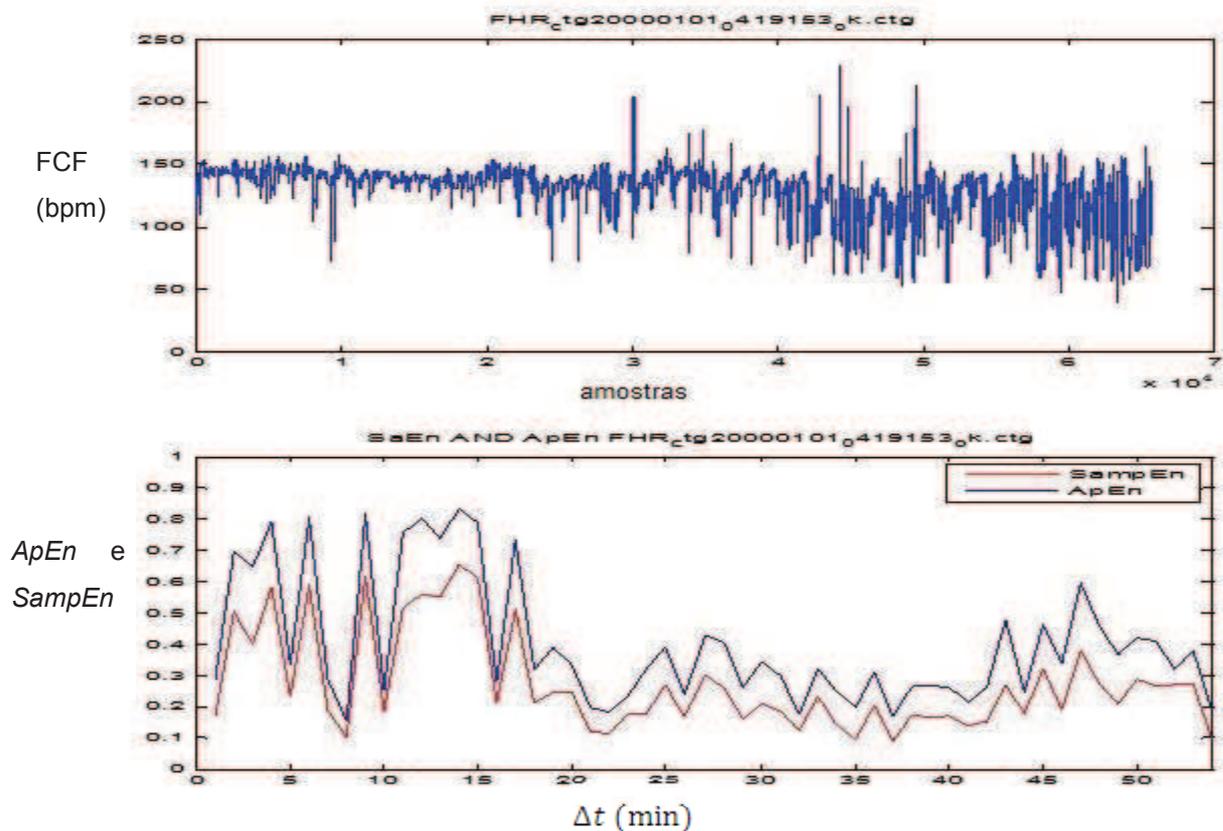
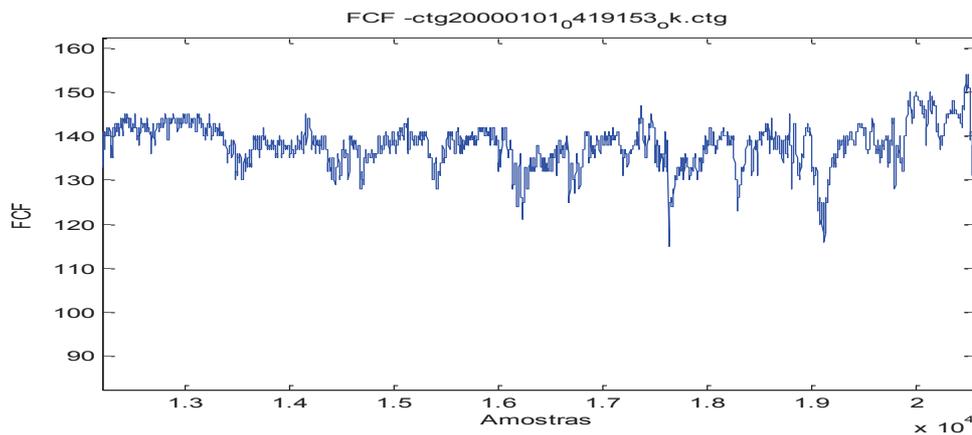


Figura 10 - Gráfico da FCF para o exame *ctg0419153*. E sequencialmente os gráficos das entropias *ApEn* e *SampEn*

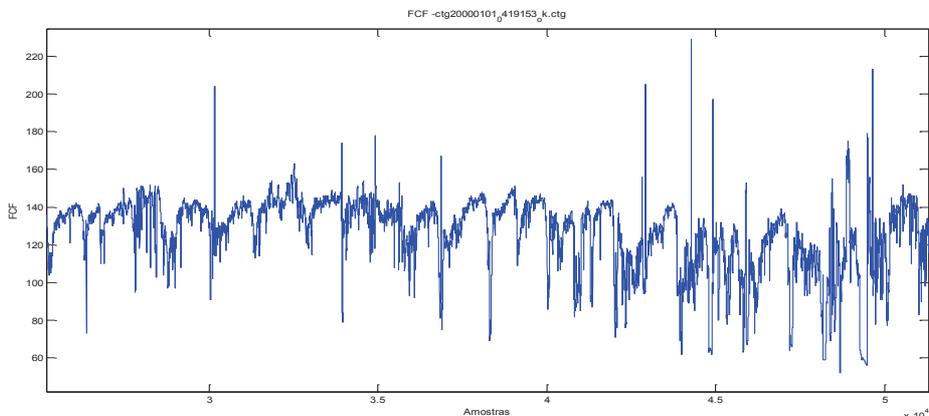
A partir da figura 10, alguns intervalos são avaliados com o propósito de estabelecer parâmetros de análise para o comportamento da complexidade da FCF. Inicialmente, no intervalo  $11 \leq \Delta t(\text{min}) \leq 18$  ( $13200 \leq \text{amostras} \leq 21600$ ), são encontrados valores elevados para ambas entropias tendo como referência (Pincus, 1991). Avaliando-se o sinal original para este intervalo de amostras, detecta-se um comportamento com algumas oscilações crescentes e decrescentes, conforme pode ser visto na figura 11.

Sequencialmente, na figura 12, observa-se um comportamento aparentemente sinusoidal

nas entropias com valores baixos no intervalo de  $20 \leq \Delta t \leq 43$ , fruto do comportamento do sinal original neste intervalo, onde apresenta oscilações crescentes e decrescentes e algumas acelerações e desacelerações, correspondentes ao comportamento normal da FCF.



*Figura 11 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg0419153 para valores elevados das duas entropias.*



*Figura 12 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg0419153 para valores baixos e sinusoidal das duas entropias*

Aumentando-se a janela para 10 minutos, observa-se valores altos das entropias no intervalo de  $6.5 \leq \Delta t \leq 8.5$ , aproximadamente correspondente ao número de amostras em que se apresentou a alta dos valores para as entropias quando aplicadas janelas de 5 minutos. Seguindo-se de um decrescimento e oscilações dos valores das entropias como podemos observar na figura 13.

O exame *ctg0419153* foi catalogado como um exame normal, e pode-se observar que a alteração no tamanho das janelas para o cálculo das entropias não diferencia muito a avaliação do comportamento da FCF.

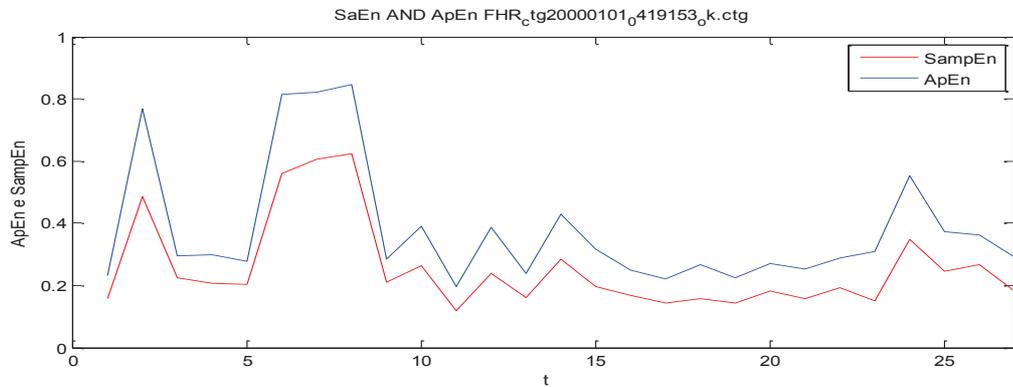


Figura 13 - Gráfico da ApEn e SampEn com janela de 10 minutos do exame *ctg0419153*

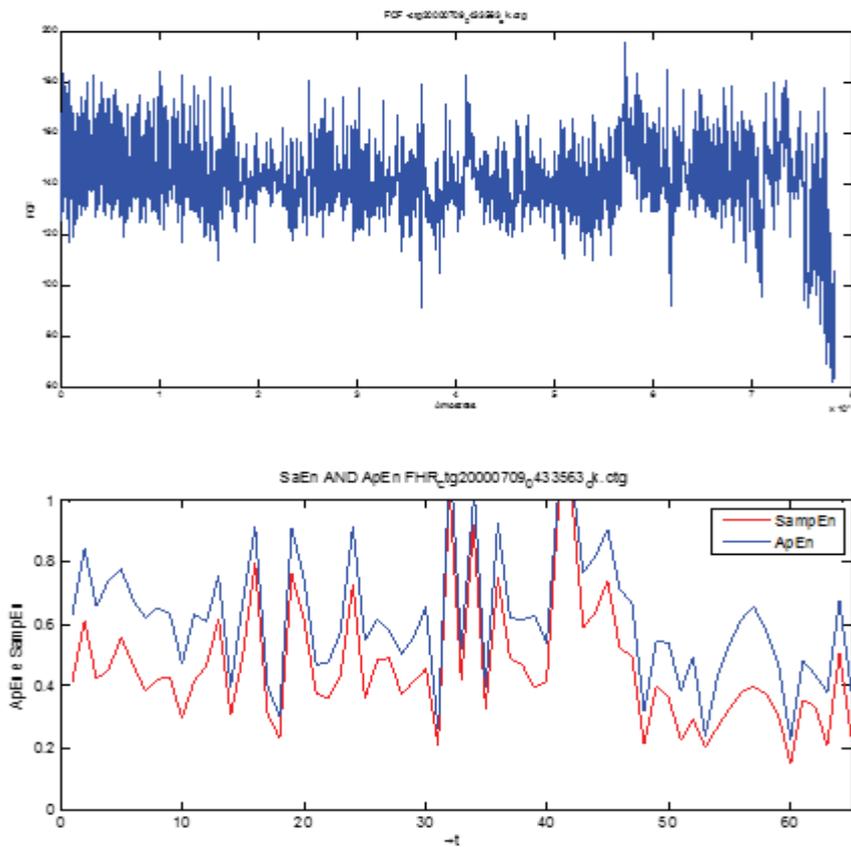


Figura 14 - (a) Gráfico da FCF para o exame *ctg0433563*, e (b) os gráficos das entropias ApEn e SampEn

O Exame *ctg043356,3* previamente classificado como exame com alta variação, apresenta desde o princípio, um grau de oscilações crescentes e decrescentes bastante elevado, diminuindo em alguns intervalos. Outrossim, dada a complexidade que o sinal original apresenta, as entropias apresentam também um comportamento bastante variado e não se observam quedas que aproximem os valores das entropias a zero, como se observa na figura 14.

Ao observarem-se as entropias para janelas de 10 minutos, nota-se que, de igual modo quanto a entropia para janela de 5 minutos, durante todo o gráfico os valores das entropias são altos, e ainda que a entropia apresenta um grau de variação elevado, figura 15.

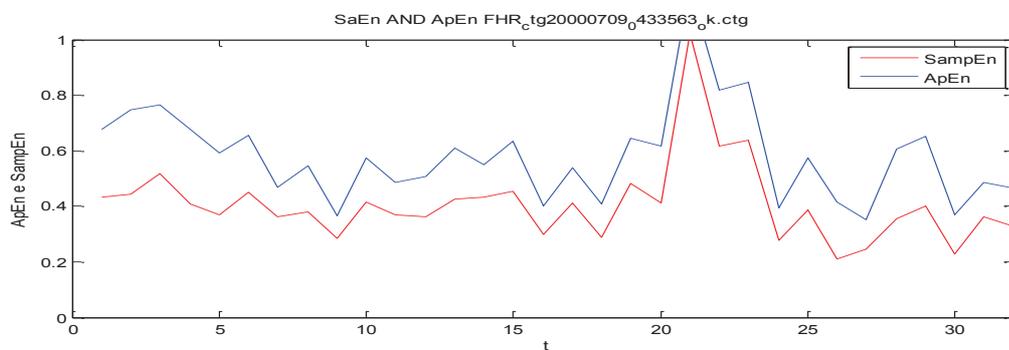


Figura 15 - Gráfico da ApEn e SampEn com janela de 10 minutos do exame *ctg0433563*

A FCF do exame *ctg2034363*, ilustrada na figura 16, refere-se a um exame previamente caracterizado como um exame de autossimilar, sendo possível observar em vários trechos que o sinal apresenta esta similaridade.

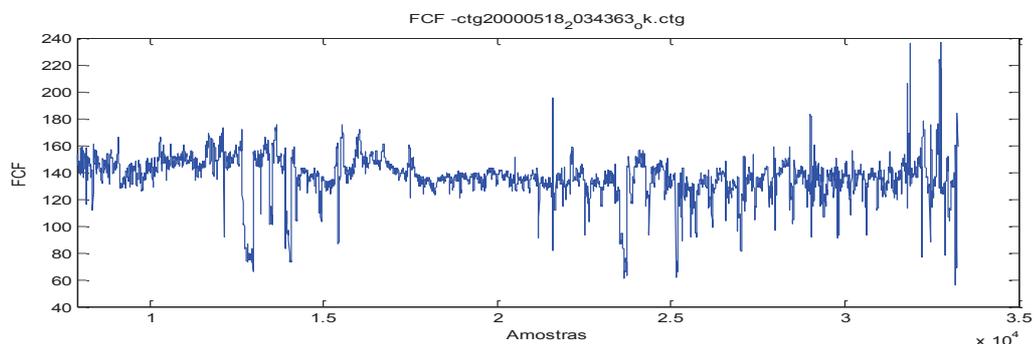


Figura 16 - Gráfico da FCF do exame *ctg2034363*

Calculando-se os valores das entropias, com janela de 5 minutos, é baixo o grau de

complexidade. Isso ocorre porque os intervalos estabelecidos para cálculo da entropia diferenciam-se de certo modo dos intervalos de autossimilaridade do sinal original. Ainda assim, nota-se no gráfico das entropias que em alguns trechos há uma queda dos valores da entropia, diminuindo-se a complexidade e consequentemente aumentando a similaridade no sinal original como mostra a figura 17 (a). Por sua vez, ao se aumentar a janela 10 minutos, observa-se uma queda da complexidade do sinal, isso porque o intervalo a ser avaliado é maior e certamente as características de autossimilaridade do sinal original se fazem sentir com maior incidência, figura 17 (b)

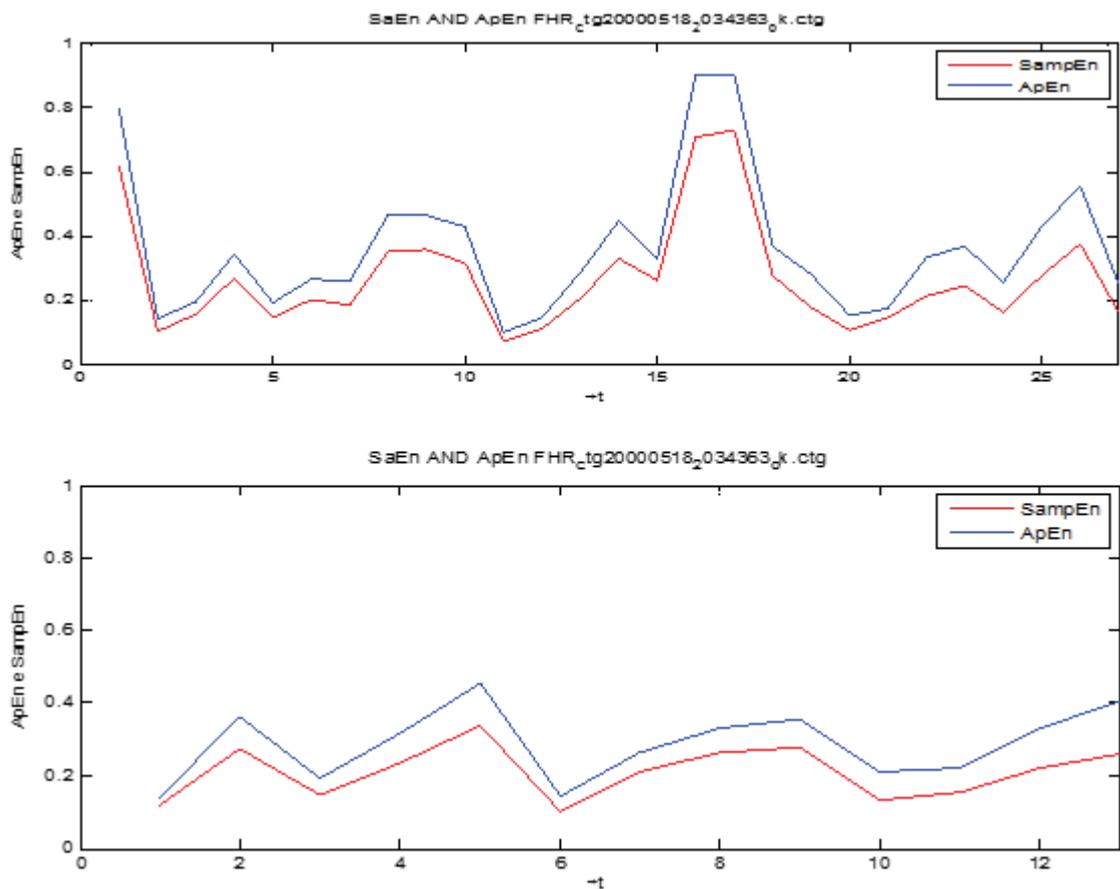


Figura 17 - Gráficos das ApEn e SampEn do exame ctg2034363. Em (a) gráfico com janela de 5 minutos, e (b) gráfico com janela de 10 minutos.

O exame *ctg1642343* apresenta a FCF com um comportamento característico de uma bradicardia, apresentando durante o início o exame uma desaceleração da frequência cardíaca. A figura 18 apresenta o comportamento da FCF deste sinal. Calculando-se os valores das entropias para janelas de 5 minutos, observa-se, na figura 19 (a) que há uma queda no

intervalo de  $1 \leq \Delta t \leq 10$  indicando uma perda de complexidade no sinal original para essas amostras, seguindo-se intervalos de maior complexidade, com crescimento dos valores no intervalo de  $18 \leq \Delta t \leq 22$ , devido as diversas oscilações que se observa e a constante permanência da FCF abaixo da linha de base (figura 20). Os valores da entropia a janela de 10 minutos (figura 19 (b)) permitem observar mais nitidamente as variações de complexidade do sinal nos intervalos acima mencionados.

Vale ressaltar que o CTG é um sinal da frequência cardíaca que reflete informações de curto e longo prazo tanto do sistema cardiovascular quanto do sistema nervoso. No entanto, variações de longo prazo são lentas e graduais o que não se faz refletir em medidas de autossimilaridade como as entropias estudadas.

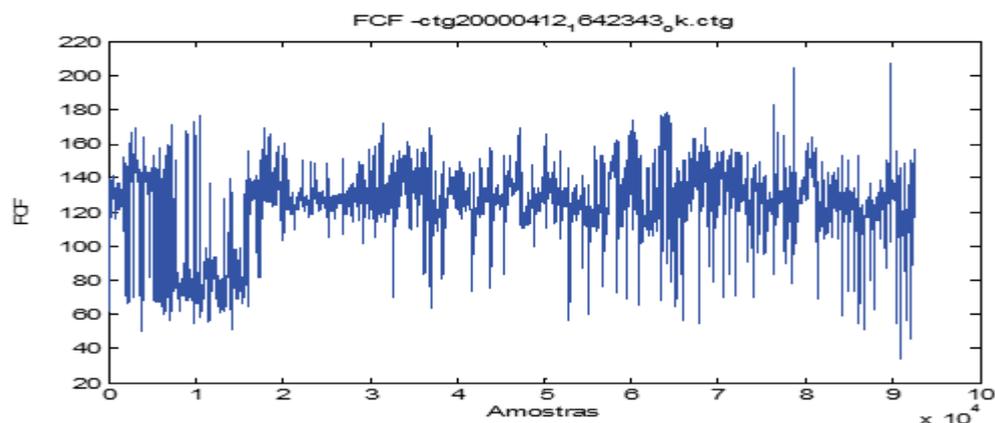


Figura 18 - Gráfico da FCF do exame ctg1642343

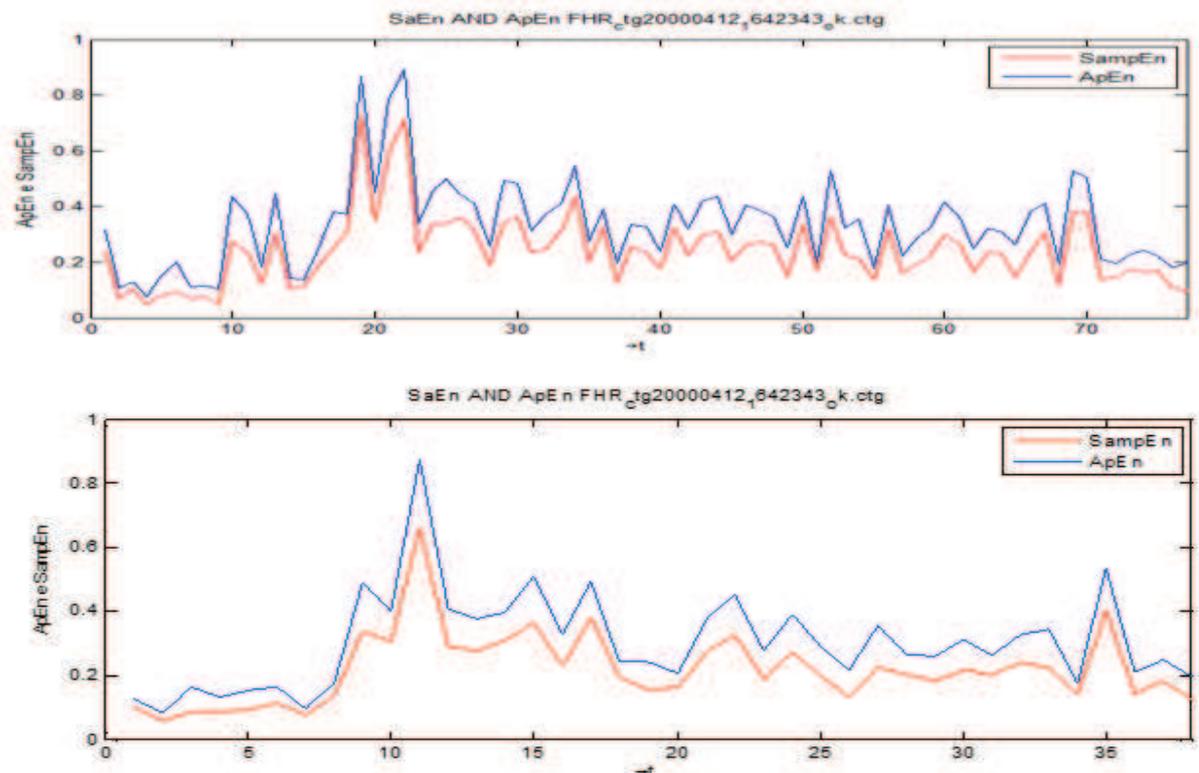


Figura 19 - Apresentação dos gráficos das ApEn e SampEn do exame ctg1642343, (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos

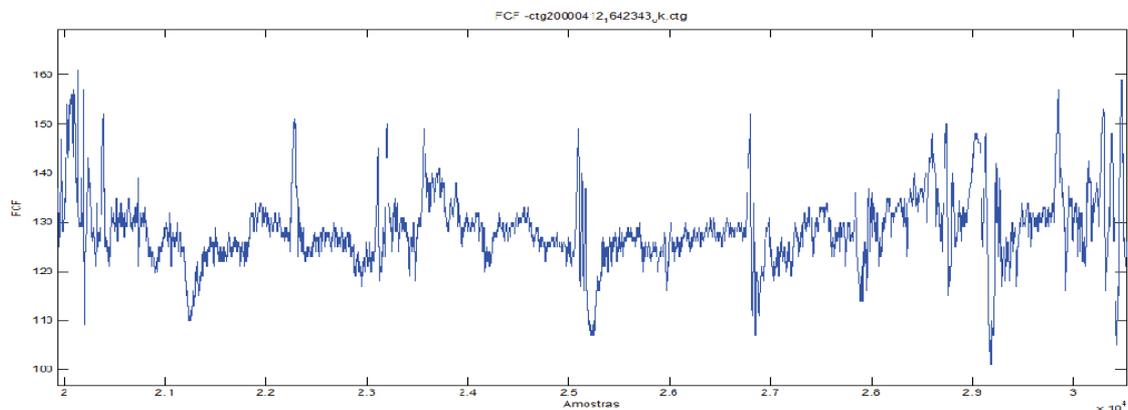


Figura 20 - Intervalo extraído da FCF do exame ctg1642343 para valores mínimos das duas entropias

A medida da complexidade da FCF pode ser utilizada como indicador de alterações transitórias no sinal temporal (Marques, 2010). O exame *ctg2100315* foi previamente classificado como um exame de altas desacelerações, apresentando em vários trechos severas desacelerações como pode ser visto na figura 4.21. Dado o comportamento do sinal original, é possível observar nos gráficos das entropias, figuras 22(a) e 22 (b), que os valores das

entropias são próximos de zero e que se observam ainda poucos ou quase nenhum intervalo com alta complexidade, pelo fato de ocorrerem padrões repetitivos no sinal original característicos das diversas e constantes desacelerações.

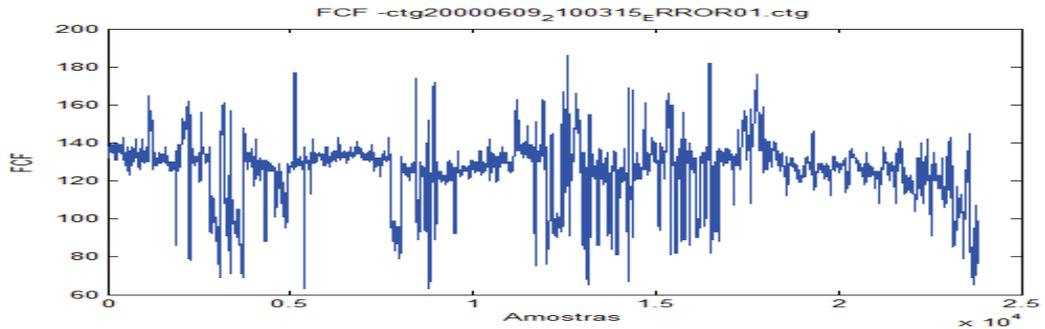


Figura 21 - Gráfico da FCF do exame ctg2100315

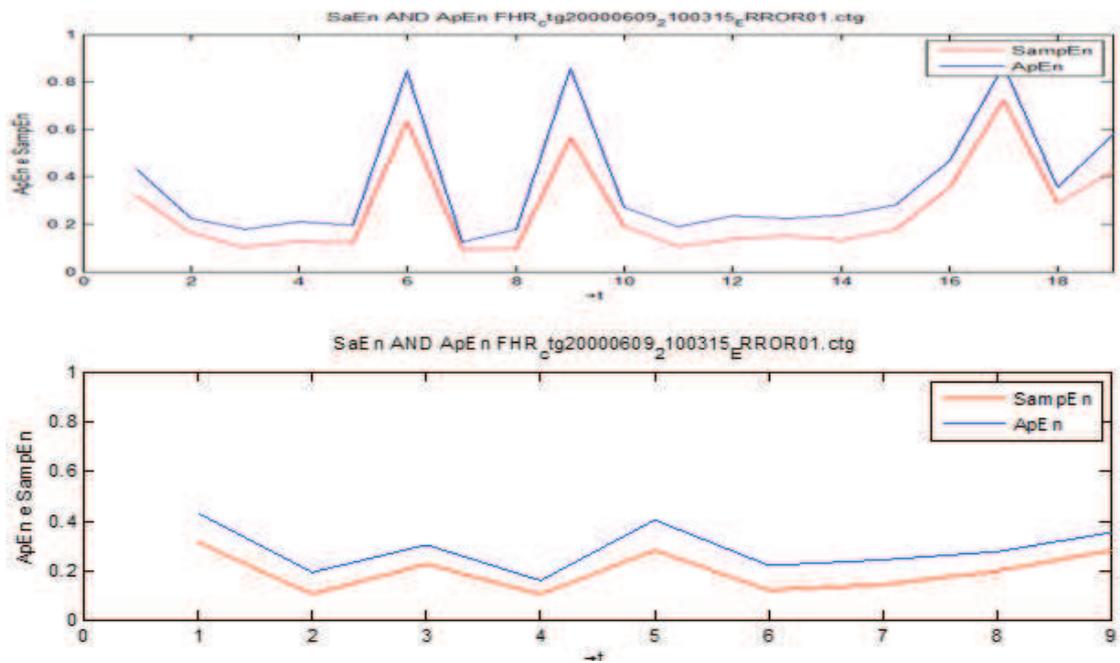


Figura 22 - Apresentação dos gráficos das entropias  $ApEn$  e  $SampEn$  do exame ctg2100315, para (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos

Na sequência, são apresentados os dados estatísticos para as entropias  $ApEn$  e  $SampEn$  dos exames realizados. A tabela 4.2 apresenta os dados estatísticos para  $ApEn$  e  $SampEn$  com janela de 5 minutos. Todos os exames possuem média próximo de zero, fator que ocorre devido as valores baixos das entropias e conseqüentemente sinais originais tendem a apresentar baixo grau de complexidade.

O exame *ctg0433563* apresenta a maior média de entropias. Se associar essa informação aos gráficos da FCF e das entropias, pode-se relacionar que devido à alta variabilidade do sinal espera-se uma redução de padrões repetitivos, podendo gerar valores maiores de entropia no sinal. E o contrário se observa no exame *ctg1642343*, que foi classificado como bradicardia e apresenta a média de entropia mais baixa, também relacionada diretamente com o comportamento da FCF, que apresenta padrões repetitivos.

Os dados estatísticos, para janela de 10 minutos são apresentados na Tabela 5, em que se observam comportamentos similares aos resultados obtidos na tabela 4, ocorrendo simplesmente pequenas reduções nos valores. Tal fato permite-nos afirmar claramente que o aumento da janela de amostras afecta diretamente o cálculo das entropias podendo implicar queda na complexidade do sinal.

*Tabela 4 - Análise estatística dos resultados das entropias dos exames apresentados com janela de 5 minutos*

Exames	SampEn					ApEn				
	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° perc	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° perc
<i>ctg0419153</i>	0,27311	0,15825	0,17012	0,21218	0,29867	0,40194	0,20551	0,26075	0,32904	0,46120
<i>ctg0433563</i>	0,40671	0,19113	0,26623	0,37105	0,46757	0,5472	0,21831	0,38081	0,5077	0,65374
<i>ctg2034363</i>	0,25455	0,13014	0,16543	0,23266	0,31057	0,35262	0,16631	0,23719	0,32523	0,42697
<i>ctg1642343</i>	0,24966	0,13492	0,16247	0,23392	0,31057	0,34686	0,17032	0,22128	0,32523	0,42697
<i>ctg2100315</i>	0,32110	0,19990	0,16169	0,28537	0,39781	0,44125	0,25137	0,22996	0,38864	0,53556

*Tabela 5 - Análise estatística dos resultados das entropias dos exames apresentados com janela de 10 minutos*

Exames	SampEn					ApEn				
	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° pec	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° perc
<i>ctg0419153</i>	0,25431	0,14445	0,15889	0,20163	0,26486	0,38012	0,19883	0,26014	0,29631	0,38806
<i>ctg0433563</i>	0,36667	0,15573	0,269183	0,35238	0,414393	0,51559	0,19592	0,373643	0,479585	0,601918
<i>ctg2034363</i>	0,22316	0,08134	0,15459	0,20606	0,27461	0,31244	0,10885	0,22618	0,28534	0,37823
<i>ctg1642343</i>	0,22132	0,10695	0,14254	0,19697	0,29442	0,22132	0,10695	0,14254	0,19697	0,29442
<i>ctg2100315</i>	0,28108	0,16044	0,15943	0,26527	0,32763	0,39569	0,21782	0,23326	0,35826	0,44033

Sabe-se que os bio-sinais possuem diversas oscilações crescentes e decrescentes consideradas normais ou patológicas, Tais oscilações podem influenciar no valor das entropias de acordo com a complexidade do sinal. Os valores médios das entropias Aproximada e Amostrai para cada exame são apresentados em seguida de forma gráfica para janelas de amostra de 1200 e 2400 respectivamente.

Levando em consideração a diferença do número de exames por classes, em particular da classe 1, existe uma necessidade de apresentar os valores de forma clara, assim, a classe 1 foi dividida em dois grupos aproximando a quantidade de exames as demais classes, assim, dois gráficos são apresentados para cada janela de amostras, figura 23. Em todos os gráficos podemos observar que no de forma geral os exames normais (classe 1), apresentam os menores valores, seguidos pelos valores dos exames classificados como Autos similares (classe 3) isso pelo facto de os exames apresentarem uma grande similaridade em vários intervalos, o que influencia no comportamento da entropia. Quanto aos exames caracterizados por Alta variação (Classe 2) observa-se que os valores médios das entropias são maioritariamente superior os valores das classes antes mencionadas assim como a classe 5 dos exames classificados como Alta Desacelerações, tal facto ocorre pelo facto de que as classes apresentarem um maior índice de oscilações e tais oscilações não representarem o comportamento normal da Frequência Cardíaca. A classe 4 é representada por somente um exame, o que dificulta uma análise conjunta.

Nota-se pelas linhas de tendências lineares apresentadas na figura 24 que os exames da classe 1 apresentam um declive menor que das demais classes, e uma linha mais próxima de zero, mostrando que a entropia nesta classe tende a ser menor que as demais devido o comportamento da Frequência Cardíaca dos sinais originais. O comportamento das linhas de tendências lineares é similar para as duas janelas de amostras

As demais medidas estatística fruto dos resultados das entropias, têm comportamento semelhante o das médias, se pode observar no anexo 1.

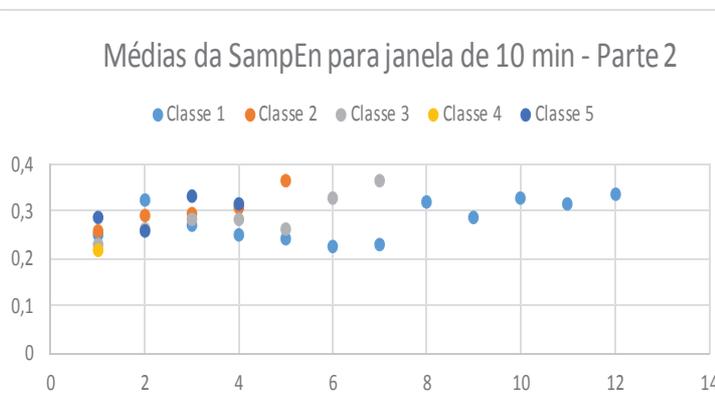
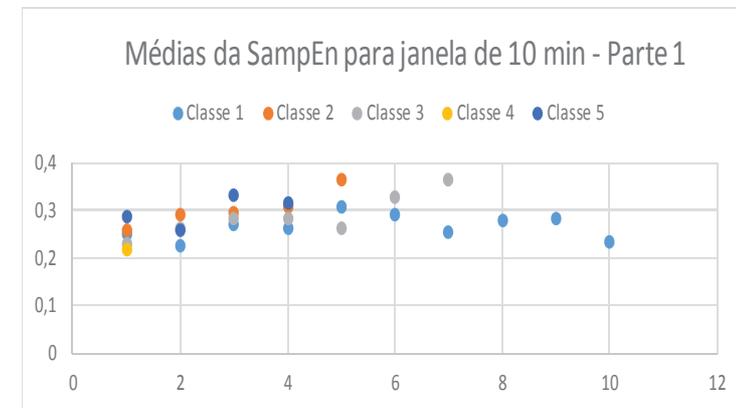
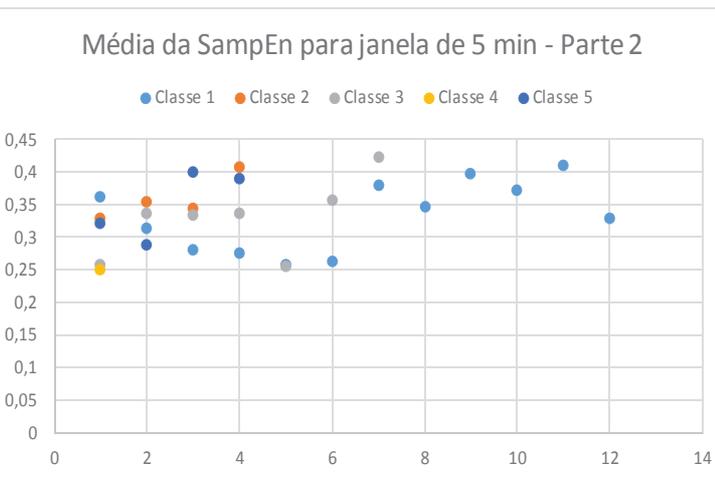
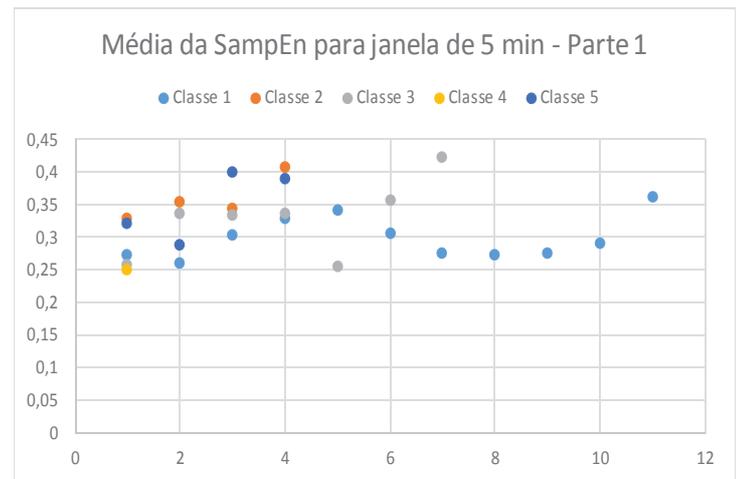
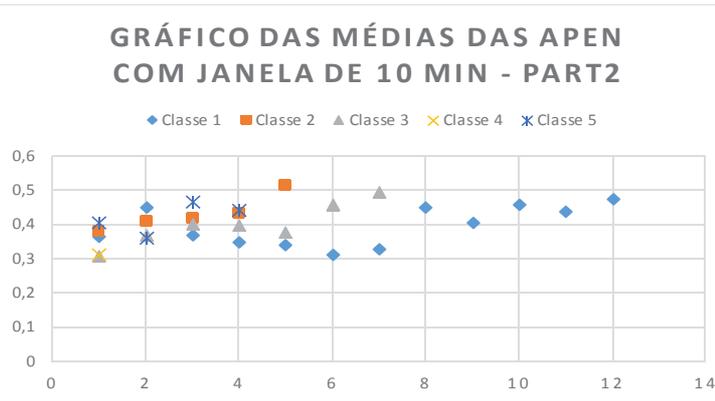
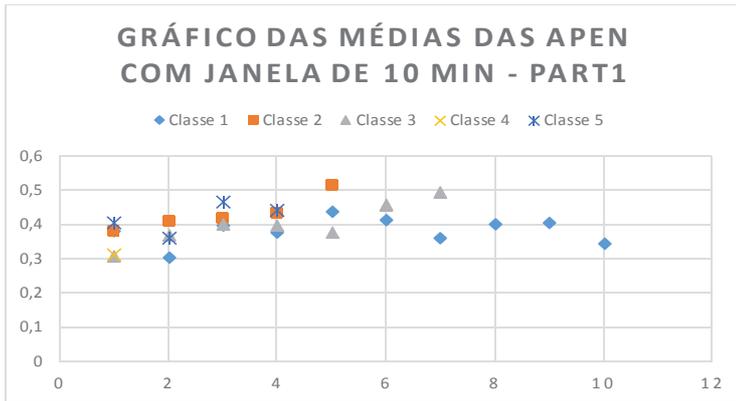
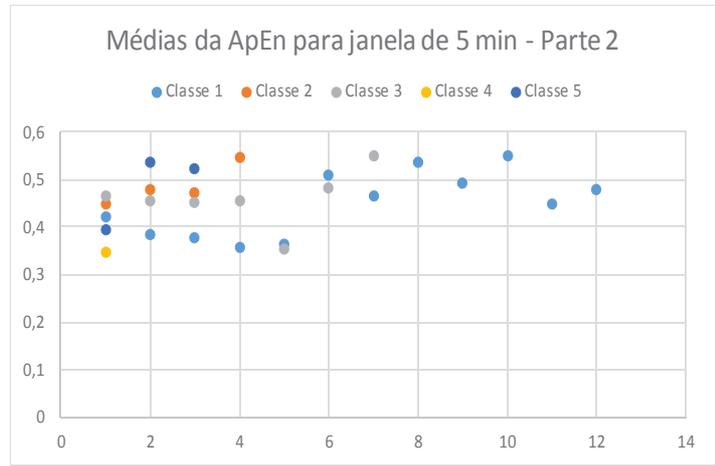


Figura 23 - Gráficos dos valores médios das entropias. (a) entropia aproximada - 5 minutos (b) entropia aproximada - 10 minutos, (c) entropia amostral - 5 minutos (d) entropia amostral - 10 minutos

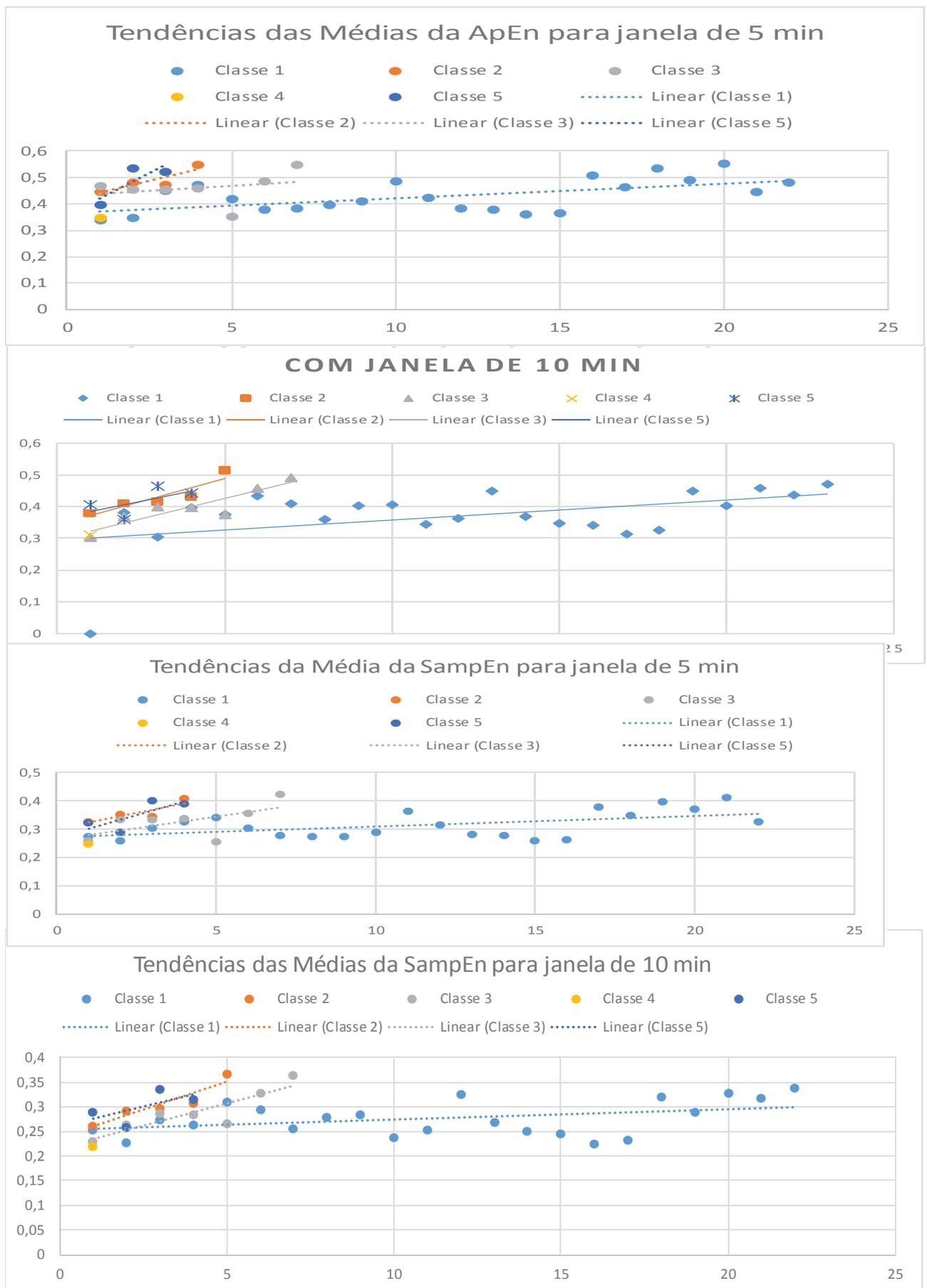


Figura 24 - Gráficos das linhas de tendências dos valores médios (a) entropia aproximada - 5 minutos (b) entropia aproximada - 10 minutos, (c) entropia amostral - 5 minutos (d) entropia amostral - 10 minutos

As entropias aproximada e amostral, representam índices e caracterização do comportamento da FCF, levando em consideração o nível de complexidade dos exames. Mas os resultados das entropias *ApEn* e *SampEn*, por si só não são suficientes para caracterizar o sinal original. Isso porque, primeiro, dependendo da janela de amostras observadas, as entropias apresentam valores distintos e, conseqüentemente, gráficos com comportamentos também diferentes para um mesmo sinal. Segundo, porque a FCF pode apresentar diversas alterações (acelerações e desacelerações) não patológicas. Ao avaliar o comportamento da FCF pelos resultados das entropias, é necessário levar em consideração esse fator.

## 4.2 Resultados da entropia multiescala

Para a entropia *MSE*, também foram consideradas 2 janelas diferentes de amostras sendo: 1200 amostras,  $\Delta t = 5$  minutos; 2400 amostras,  $\Delta t = 10$  minutos. Os valores *m* e *r* considerados são 2 e 20% do desvio padrão do sinal completo respectivamente, e o *fator de escala* variável de acordo com o exame, sendo calculado por arredondamento da razão entre o comprimento do sinal original e as 1200 amostras ou 2400 amostras, correspondentes às janelas de amostras.

Assim como se observou nos cálculos das entropias aproximada e amostral, para a entropia multiescala, observando-se todos os exames, foi possível constatar que os valores da *MSE* baseada na *ApEn* apresentam maior intensidade os valores da *MSE* baseada na *SampEn*, devido às propriedades analisadas das duas entropias.

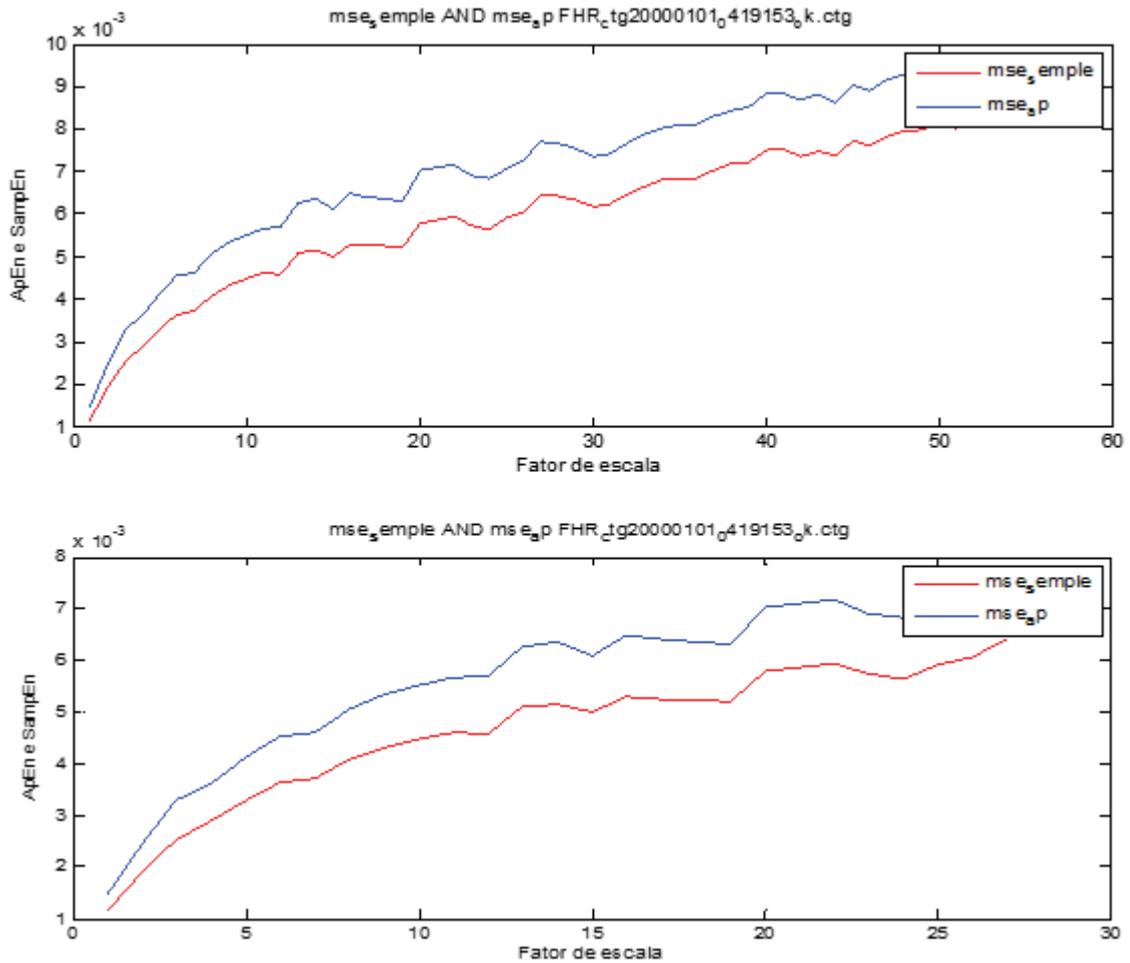


Figura 25 - Apresentação dos gráficos da MSE do exame ctg0419153, para (a) janela de 5 minuto se (b) gráfico com janela de 10 minutos.

Para o exame ctg0419153, observa-se um crescimento exponencial dos valores da *MSE* com poucas variações (figura 25 (a)), caracterizando um nível de complexidade baixo no sinal original. Aumentando o tamanho da janela para 10 minutos, mantém-se o crescimento exponencial, com a diminuição diminuem as oscilações no comportamento da *MSE* (figura 25 (b)). Como o exame não apresenta patologia, constata-se que o sinal original apresenta várias repetições de padrões, alternados com algumas acelerações ou desacelerações fisiológicas, que geram a oscilação nos valores da *MSE*.

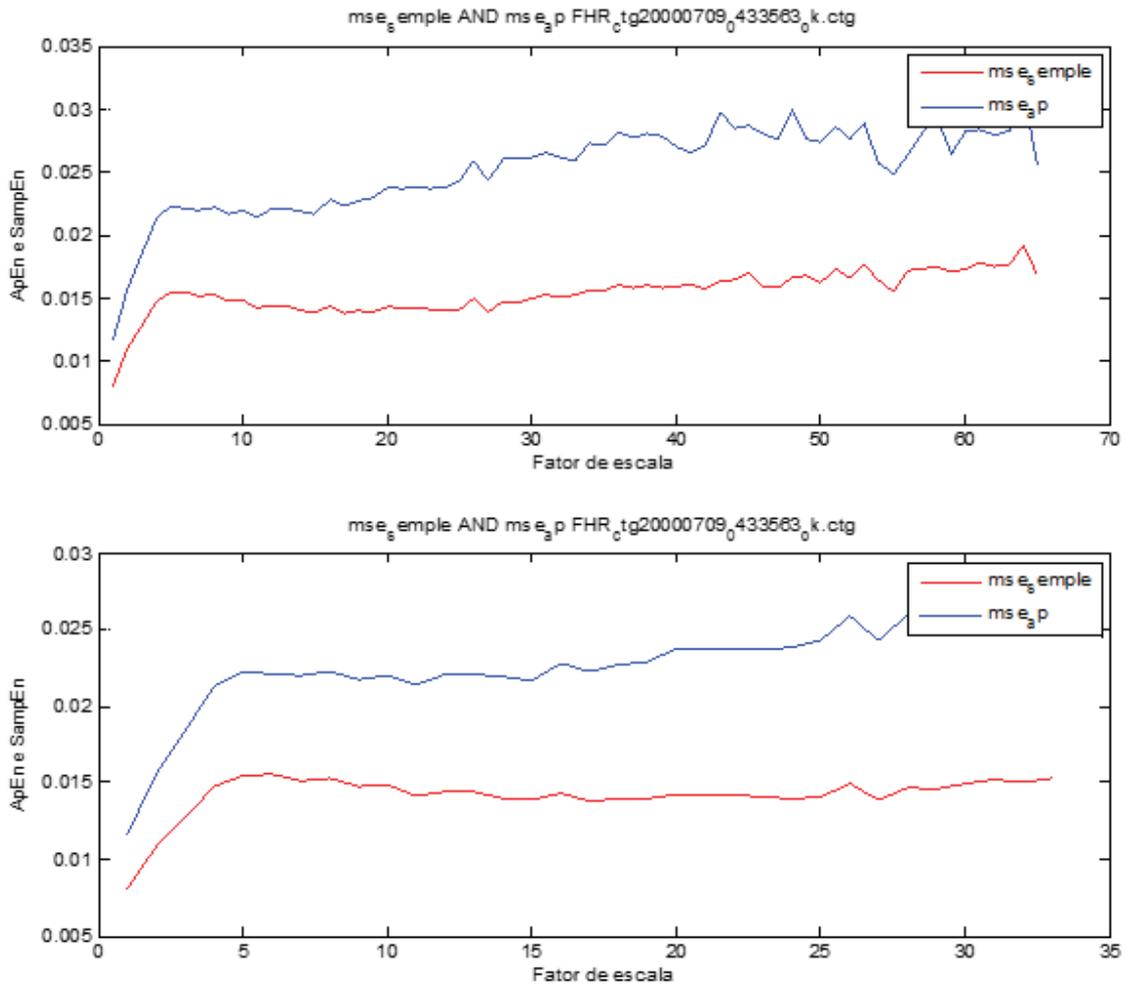


Figura 26 - Apresentação dos gráficos das MSE do exame ctg0433563, para (a) gráfico com janela de 5 minutos e (b) gráfico com janela de 10 minutos.

Por sua vez, para o caso do exame ctg0433563, classificado como um exame de alta variação, observa-se, no gráfico da entropia *MSE* (figuras 26 (a) e (b)), inicialmente um crescimento monotônico para ambas entropias, seguindo-se de um período de estabilidade (maior incidente para janelas de 10 minutos) com pequenas oscilações crescentes e decrescentes. O comportamento da *MSE* é caracterizado pela variação da complexidade que a FCF apresenta. Observando o gráfico do sinal original, verifica-se que o sinal apresenta ao longo de sua faixa diversas oscilações crescentes e decrescentes, mas, como essas oscilações não são periódicas, há pouca repetição de padrões na FCF, o que aumenta a complexidade no sinal e levou a *MSE* a apresentar tal comportamento.

O exame ctg2034363, classificado como autossimilar, apresenta resultados com crescimento de tendência exponencial dos valores da *MSE*, para a janela 5 minutos (Figura

27.). Isso ocorre devido às elevadas repetições de padrões.

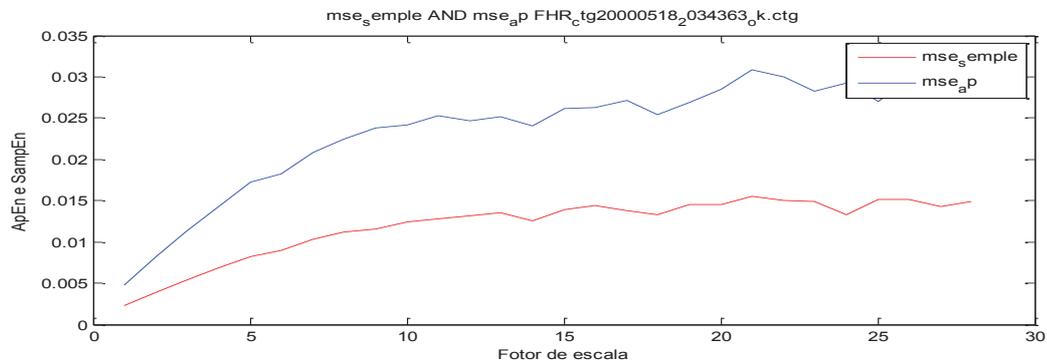


Figura 27 - Gráfico da MSE do exame ctg2034363 para janela de 5 minutos

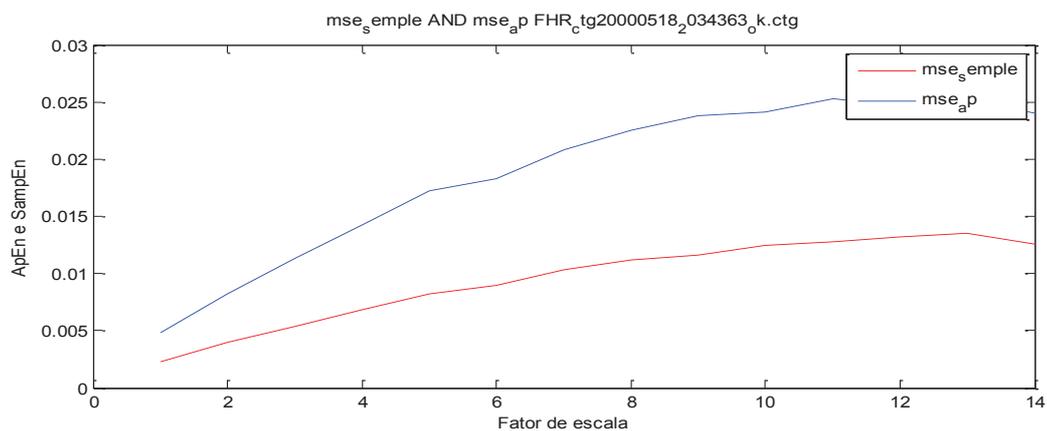


Figura 28 - Gráfico da MSE do exame ctg2034363 para janela de 10 minutos

Ao aumentar-se a janela de amostras para 10 minutos, nota-se um comportamento que se pode considerar linear (figura 28), o que implica que para esse intervalo de amostras, a complexidade no sinal original apresenta uma queda.

De acordo com Costa, et al., (2005) contrastando com a *ApEn* e a *SampEn*, a *MSE*, apresenta os valores de entropia mais altos para os indivíduos saudáveis. O gráfico da figura 29(a), mostra a *MSE* do exame *ctg1642343* na qual se observa um crescimento inicial dos valores das entropias representando a alta complexidade do sinal, motivado por uma faixa em que a FCF apresenta-se como normal, e em seguida, os valores apresenta um decréscimo aproximando-se muito de zero, dado que começa a se notar com maior frequência a repetição de padrões na FCF. Em 4.18 (b) também é possível observar esse comportamento, com maior intensidade.

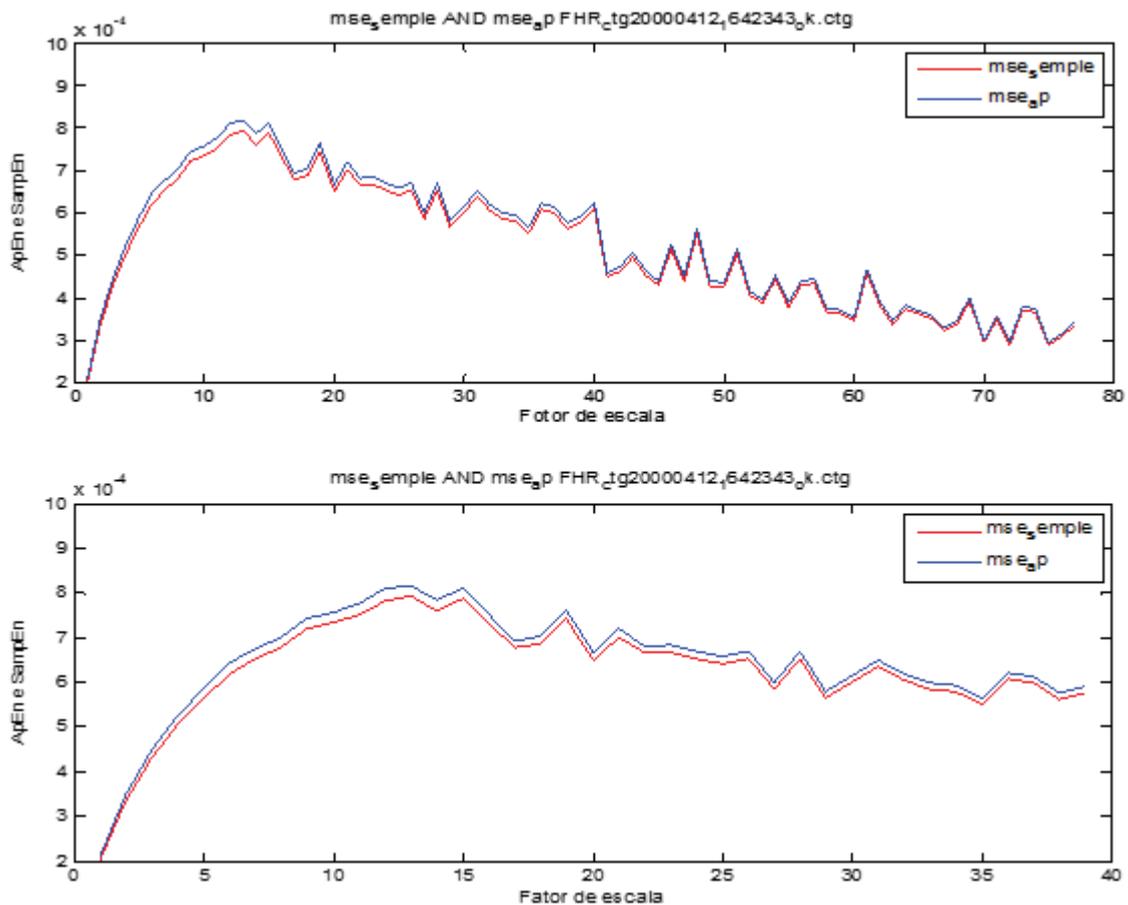


Figura 29 - Apresentação dos gráficos da MSE do exame *ctg1642343*, para (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos.

O elevado número de desacelerações associado à severidade das mesmas, permitem que os valores da *MSE* calculados para o exame *ctg2100315* apresentem um comportamento monotonamente crescente, apresentando pequenas oscilações em alguns trechos independentemente da janela de amostra (5 ou 10 minutos) (figura 30(a)), apresentando um comportamento com tendência linear crescente ao aumentar o tamanho das janelas de 5 para 10 minutos (figura 30(b)). Observando-se o sinal original, verifica-se que o comportamento da *MSE* é devido às constantes desacelerações, que geram um padrão repetitivo do sinal.

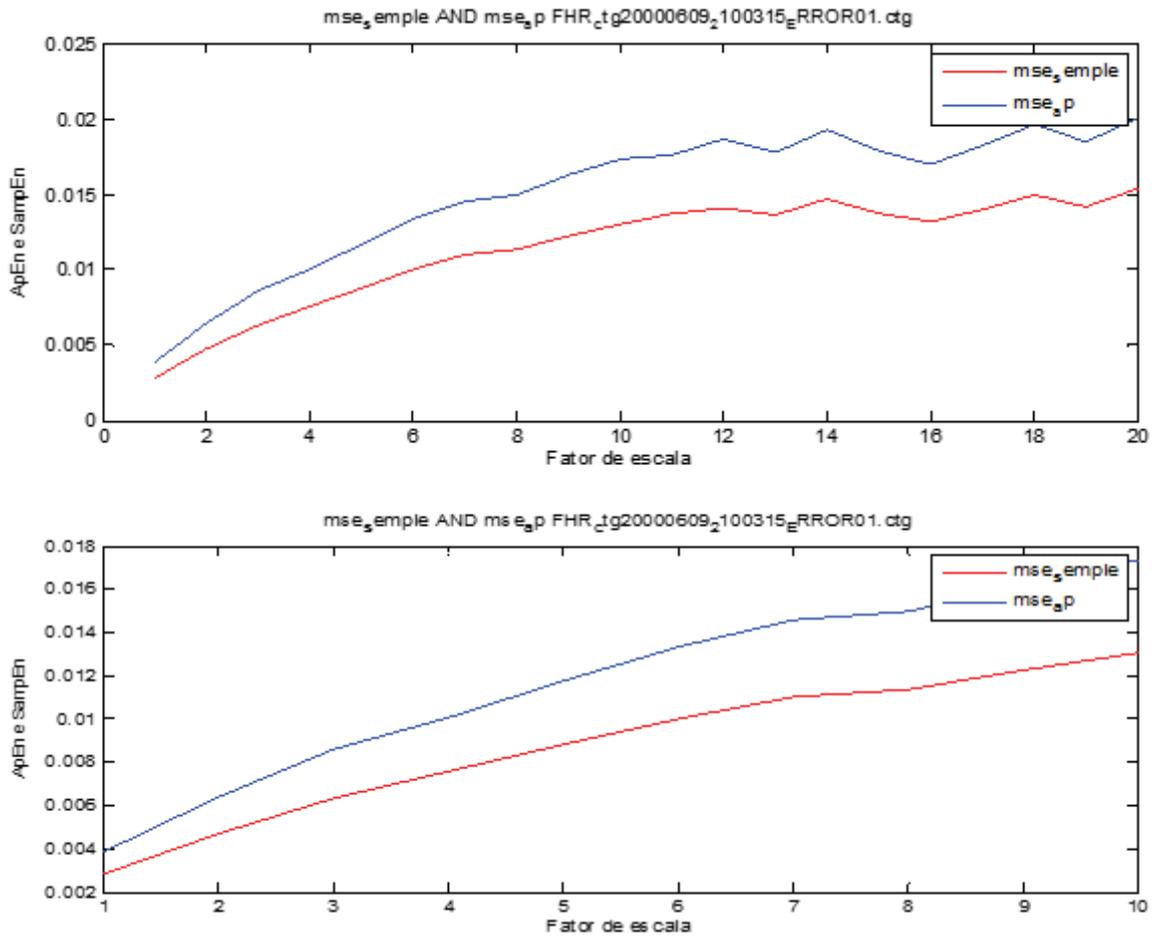


Figura 30 - Gráficos das MSE do exame ctg2100315, (a) janela de 5 minutos e (b) janela de 10 minutos

Em seguida, nas tabelas 4.4 e 4.5 são apresentados os resultados estatísticos dos exames avaliados, para subsidiar a avaliação do comportamento da FCF.

Tabela 6 - Dados estatísticos da entropia MSE dos exames analisados para janela de 5 minutos.

Exames	MSE baseada na SampEn					MSE Baseada na ApEn				
	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° pec	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° perc
ctg0419153	0,00601	0,00173	0,00512	0,00624	0,00742	0,00717	0,00192	0,00628	0,00741	0,00875
ctg0433563	0,01538	0,00170	0,01430	0,01552	0,01648	0,02520	0,00346	0,02268	0,02607	0,02777
ctg2034363	0,01199	0,00355	0,011	0,0133	0,0145	0,02351	0,00665	0,02208	0,02535	0,0279
ctg1642343	0,00052	0,00015	0,00038	0,00051	0,00065	0,00053	0,00016	0,00039	0,00053	0,00067
ctg2100315	0,01148	0,00364	0,00971	0,01311	0,01404	0,01510	0,00468	0,01294	0,01718	0,01831

Tabela 7 - Dados estatísticos da entropia MSE dos exames analisados para janela de 10 minutos.

Exames	MSE baseada na <i>SampEn</i>					MSE Baseada na <i>ApEn</i>				
	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° pec	Média	Std	25° Perc	Mediana	75° perc
<i>ctg0419153</i>	0,00462	0,00134	0,00390	0,00509	0,00569	0,00565	0,00156	0,00482	0,00625	0,00686
<i>ctg0433563</i>	0,01417	0,00140	0,01396	0,01430	0,01490	0,02269	0,00302	0,02198	0,02268	0,02428
<i>ctg2034363</i>	0,00387	0,00127	0,00310	0,00390	0,00465	0,00813	0,00266	0,00655	0,00830	0,00980
<i>ctg1642343</i>	0,00063	0,00012	0,00058	0,00065	0,00069	0,00065	0,00012	0,00060	0,00067	0,00071
<i>ctg2100315</i>	0,00879	0,00339	0,00664	0,00941	0,01128	0,01171	0,00443	0,00896	0,01254	0,01490

Ao analisarem-se as tabelas 6 e 7, observou-se que o exame *ctg1642343* apresenta os menores resultados para todos dados estatísticos calculados, o que para a *MSE* representa menor complexidade. Sabe-se que o exame em questão é patológico e é referente a uma bradicardia. E do mesmo modo como ocorre na *ApEn* e *SampEn*, o exame *ctg0433563*, apresenta os maiores resultados. Associando esses resultados aos gráficos da *MSE*, é possível compreender esse comportamento. No exame *ctg0433563* depois de um crescimento inicial acentuado, os gráficos apresentam um crescimento lento com o valor quase constante, fruto da complexidade do sinal que diminui com o fator de escala.

Para o exame *ctg1642343*, observando os gráficos, verificou-se um crescimento dos valores das entropias para pequenos valores do fator de escala, seguido de um decréscimo dos valores da *MSE*, o que levou a valores baixos da entropia.

Sabe-se que para a entropia multiescala, quanto maior for o valor da entropia, menor é o grau de complexidade do sinal original. Tal comportamento da entropia pode também ser observado nos gráficos de valores médios dos exames de cada classe independentemente da janela de amostragem, sendo que os exames caracterizados como normal apresentam linhas de tendência linear com declive positivo mas não com um valor muito elevado, isso devido ao facto de que os exames dessa classe tendem a apresentar características comuns no comportamento dos sinais originais, como mostram as figuras 31 e 32.

Observa-se ainda que nos exames classificados como alta variação e altas desacelerações, classes 3 e 5 respectivamente, as linhas de tendências dos valores médios apresentam declives negativos, situação que ocorre devido as características dos sinais

originais. Sendo que para o primeiro caso a característica dos sinais é de constantes repetições de trechos do sinal repetição essa fora do padrão normal do exame, quanto ao segundo caso, os resultados estatísticos da entropia tendem a ter tal comportamento devido a alternadas de constantes desacelerações que os sinais originais apresentam

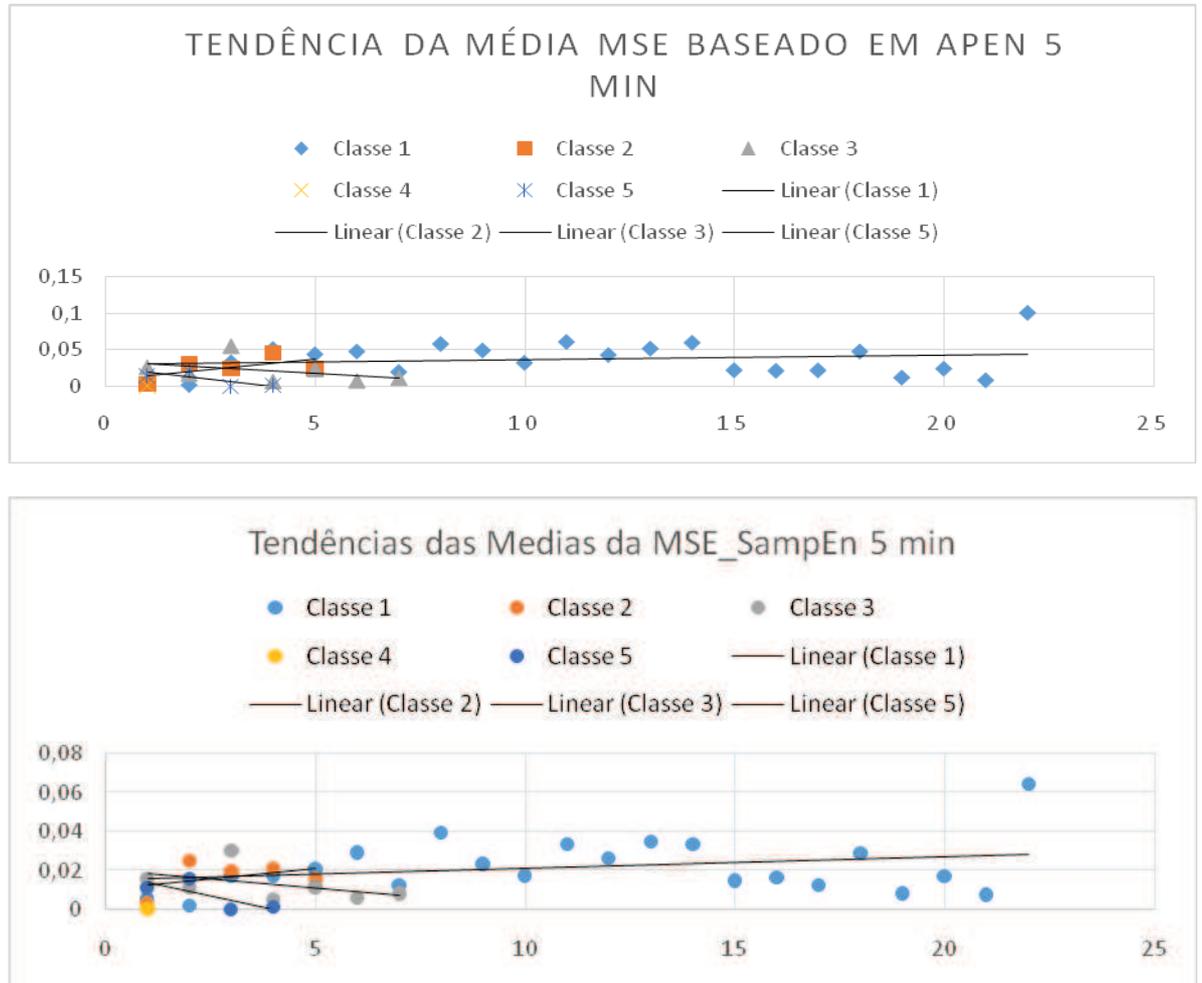


Figura 31 - Linhas de tendência linear dos entropias Mustiescala janela de 5 minutos, (a) Baseada em aproximada, (b) baseada em amostral

A classe 2, previamente caracterizada como alta variação, possui uma linha de tendência linear com declive positivo também. Porém com um declive meramente inferior a classe normal

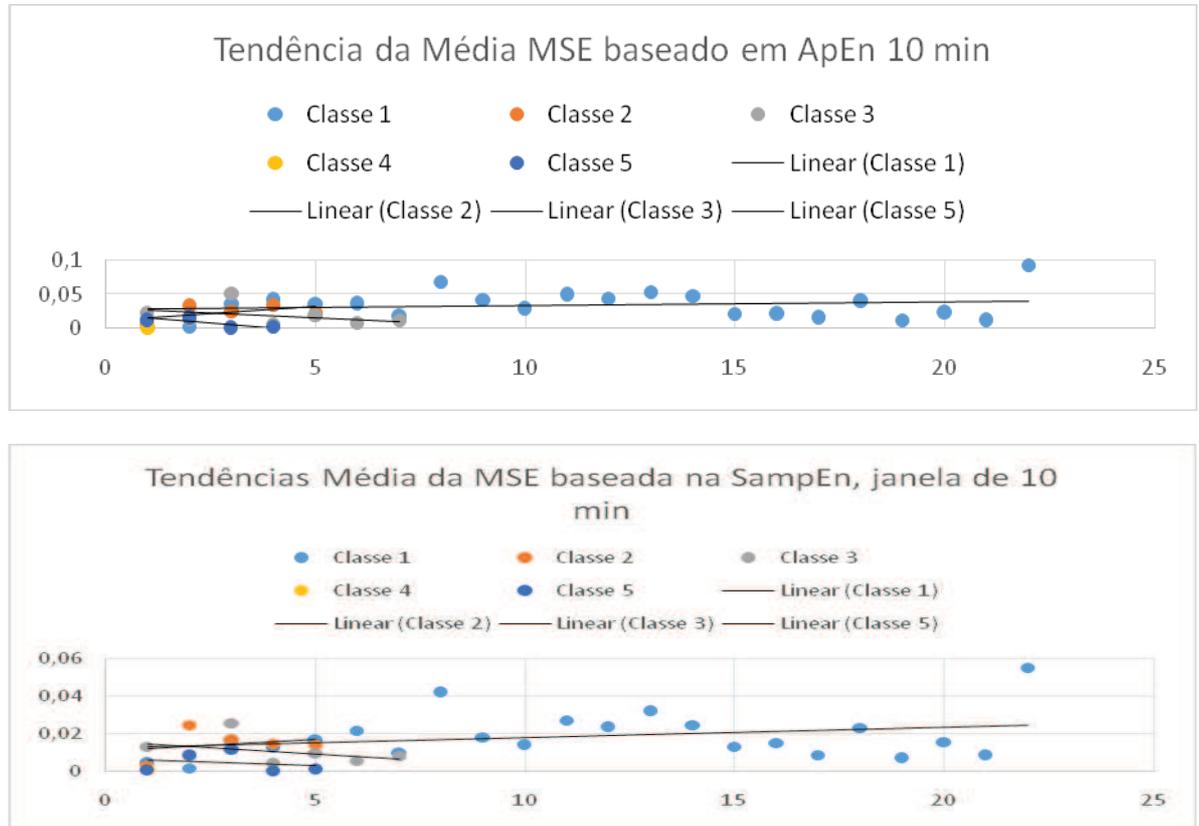


Figura 32 - Linhas de tendência linear dos entropias Mustiescala janela de 10 minutos, (a) Baseada em aproximada, (b) baseada em amostral

### 4.3 Resultados da detrended fluctuation analysis – DFA

O sinal da FCF, tende a ter autossimilaridade em alguns trechos, o que ocorre devido ao comportamento do sinal original, uma vez que o comportamento do intervalo R-R tende a ser repetitivo.

Os exames utilizados são os mesmos empregados para análise das entropias *ApEn*, *SampEn* e *MSE*, usando a totalidade das amostras do sinal, variando-se o valor de  $n$  a partir de 100 amostras até 1.000 com intervalos iguais de 100 amostras,  $\{N=100, 200, 300, \dots, 1.000\}$ , gerando assim 10 janelas sem sobreposição ( $k$ ). Foram calculados expoentes de escalonamento para duas janelas de comprimentos diferentes para dois casos distintos, sendo,

no primeiro  $\alpha_1$  o expoente referente a janela de comprimento que vai  $k=1:3$  e  $k=4:10$  o comprimento referente à  $\alpha_2$  e no segundo caso,  $k=1:5$  referente  $\alpha_1$  e  $k=5:10$  referente  $\alpha_2$ . A tabela 8 apresenta os expoentes de escalonamento para o primeiro caso.

*Tabela 8 - Valores de  $\alpha_1$  o expoente referente a janela de comprimento que vai  $k=1:3$  e  $\alpha_2$  referente ao comprimento  $k=4:10$ .*

<b>Exames</b>	<b><i>Alpha</i></b>	<b><i>Alpha1</i></b>	<b><i>Alpha2</i></b>
<i>ctg0419153</i>	1,0747	1,1535	0,87622
<i>ctg2034363</i>	0,99472	1,1099	0,82774
<i>ctg0433563</i>	1,014	1,0914	0,93062
<i>ctg1642343</i>	0,97047	1,1349	0,86688
<i>ctg2100315</i>	0,96098	1,1468	0,87519

A partir dos dados da tabela 4.6 pode-se notar que todos os sinais originais apresentam autossimilaridade para todas as janelas de comprimento, uma vez que os seus valores são maiores que 0.5 para todos os expoentes de escalonamento, não havendo diferenças significativas.

Ao analisar expoentes de escalonamento do segundo caso,  $k=1:5$  referente  $\alpha_1$  e  $k=5:10$  referente a  $\alpha_2$ , nota-se que os resultados apresentam alguma diferença com o que observamos no primeiro caso, tabela 9. O exame *ctg0419153*, se avaliado de forma global, apresenta para *alpha* uma autossimilaridade em toda a sua faixa. Já ao analisar os valores de *alpha1* e *alpha2*, nota-se que durante o período correspondente a primeira janela, o sinal tem uma forte autossimilaridade e no período seguinte perde esta autossimilaridade, apresentando um comportamento anticorrelacionado. Isso acontece, porque o sinal da FCF, apresenta em algumas faixas oscilações crescentes e decrescentes que são consideradas normais como se pode observar nos gráficos do sinal original e das entropias do exame.

Tabela 9 - Valores de  $\alpha_1$  o expoente referente a janela de comprimento que vai  $k=1:5$  e  $\alpha_2$  referente ao comprimento  $k=5:10$

Exames	$\alpha$	$\alpha_1$	$\alpha_2$
<i>ctg0419153</i>	1,0293	1,1225	0,46057
<i>ctg2034363</i>	0,86784	0,98834	0,72288
<i>ctg0433563</i>	0,66644	0,80152	0,31543
<i>ctg1642343</i>	0,96489	1,0113	0,99229
<i>ctg2100315</i>	1,0377	1,1656	0,84964

O exame *ctg2034363*, apesar de ser previamente classificado como um exame autossimilar, apresenta para  $\alpha_2$  um comportamento não correlacionado, para as janelas escolhidas, o que ocorre justamente devido os intervalos escolhidos, para o cálculo dos expoentes, uma vez que ao analisar os resultados deste exame para o primeiro caso, observa-se valores altamente correlacionados.

Ao avaliar o comportamento da DFA do exame *ctg1642343*, que foi previamente catalogado como uma bradicardia, é claramente visível que os valores dos expoentes de escalonamento são valores muito próximos de 1 valor considera de Ruído 1/f (ruído rosa), tal fato pode estar relacionado com o constante retardamento da frequência cardíaca que o sinal original apresenta, associado as constantes oscilações do sinal, o que aumenta a complexidade do sinal, indo de acordo com o que se observa nas entropias, uma vez que de acordo com (Costa, et al., 2005), quando o decrescimento monotônico do sinal na *MSE* representa uma patologia tende a aproximar-se ao comportamento de um ruído rosa.

Os exames *ctg2034363* e *ctg2100315*, apresenta valores de autossimilaridade bastante altos. Ao observar-se o sinal original, verifica-se a presença de variações constantes na FCF, o que faz com que independentemente do comprimento da janela de escalonamento escolhida a DFA apresente sempre valores altos. O mesmo acontece com o *ctg2100315*, que devido às constantes desacelerações, tem um comportamento similar ao exame *ctg2034363*.

Feita uma análise completa da base de dados, no primeiro caso (considerando  $k=1:5$  referente  $\alpha_1$  e  $k=5:10$  referente a  $\alpha_2$ ), observa-se que os sinais originais apresentam são auto correlacionados para todos exames quando analisado o expoente de escalonamento quer avaliando de forma global, quer considerando  $k=1:3$  referente  $\alpha_1$  e  $k=4:10$  referente a  $\alpha_2$  como se pode observar na figura 33.

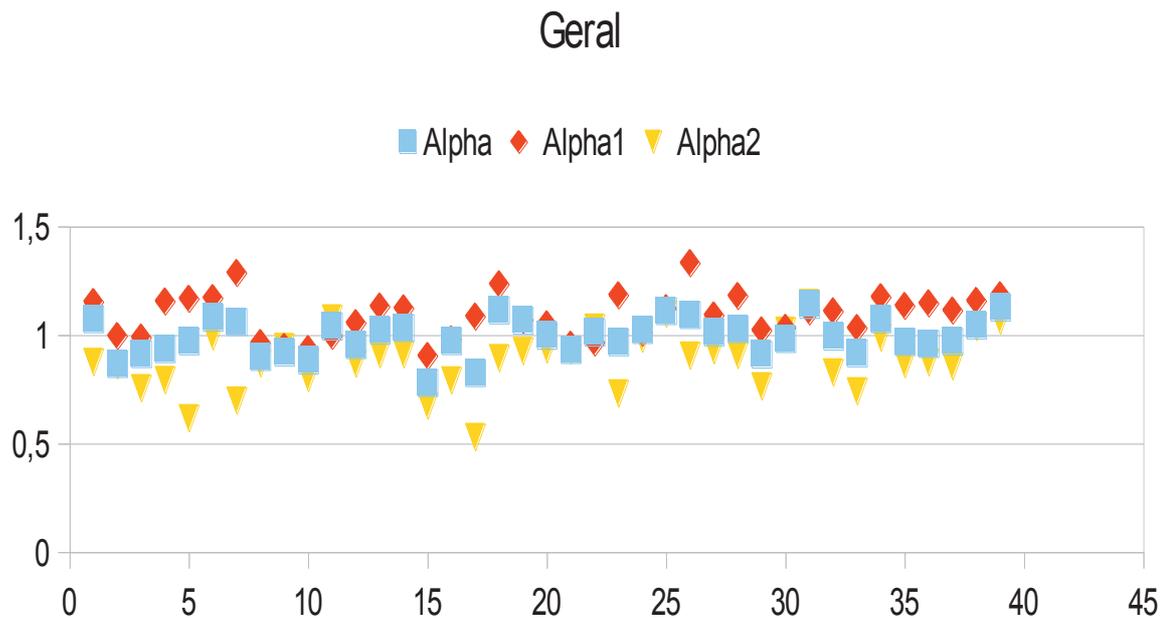
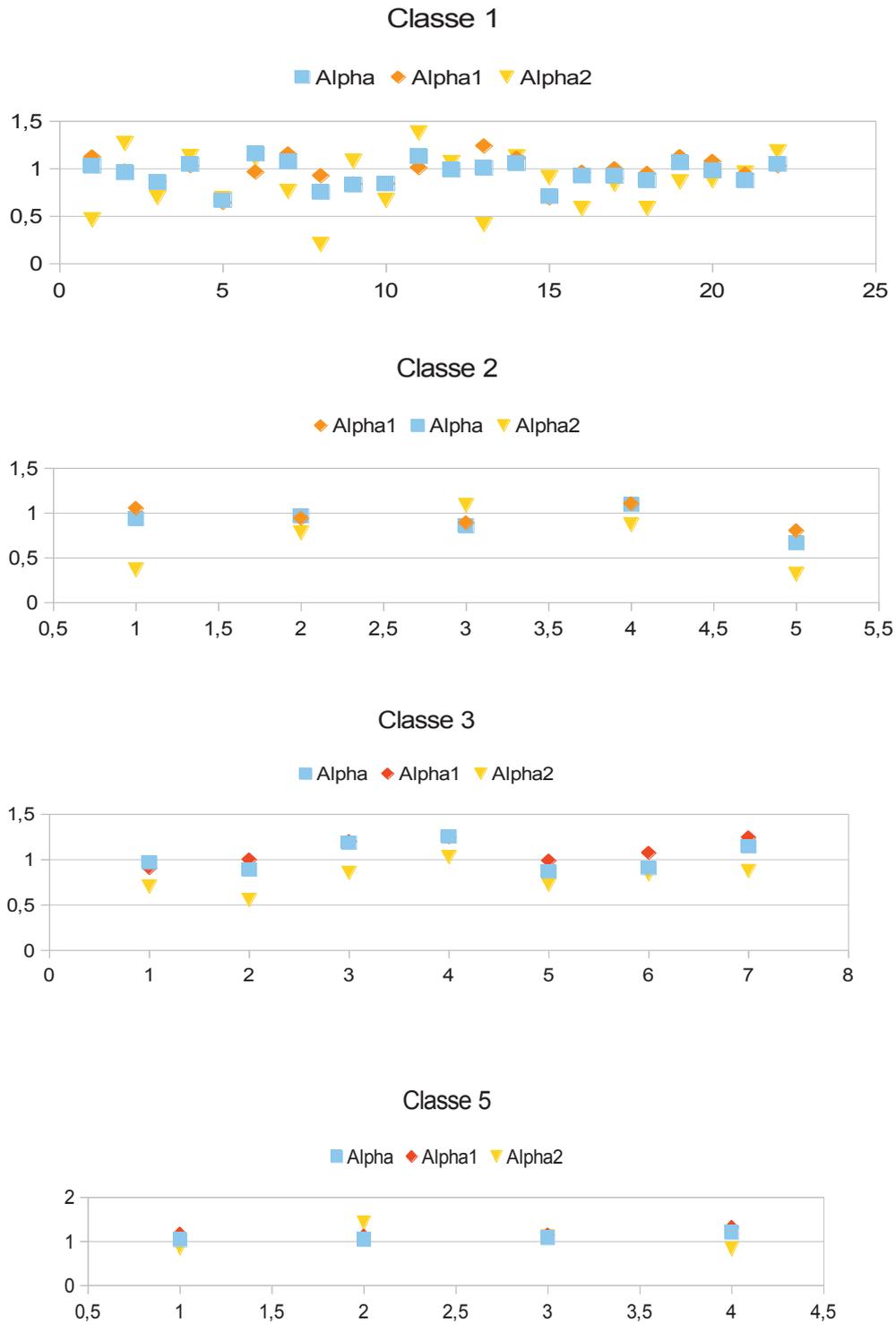


Figura 33 - Gráfico de valores dos expoentes de escalonamento para o primeiro caso

Para o segundo caso, fazendo  $k=1:5$  referente  $\alpha_1$  e  $k=5:10$  referente a  $\alpha_2$ , observa-se de igual modo que para todos os exames ao avaliar o expoente de escalonamento de forma global todos os exames apresentam de igual modo para todos os exames autocorrelações positivas.

Observando os sinais de acordo com  $k=1:5$  referente  $\alpha_1$ , nota-se que para todas as classes os valores de *alpha* são superiores a 0.5 o que traduz autocorrelação positiva em todos os exames de todas classes, porem se observarmos  $k=6:10$  referente  $\alpha_2$  nota-se que em alguns exames o valor do expoente de escalonamento é inferior a 0.5 traduzindo anticorrelação do sinal. Como se pode observar na figura 34.



*Figura 34 - Valores dos expoentes de escalonamento, (a) Classe 1, (b) Classe 2, (c) Classe 3, (d) Classe 5*

#### **4.4 Considerações finais**

Os resultados apresentados validam os objetivos da Dissertação, permitindo a obtenção de novas informações sobre o comportamento da FCF, expandindo assim a capacidade de análise dos sinais através de novos parâmetros não-lineares para o auxílio ao diagnóstico médico. Neste sentido, diversas conclusões e contribuições importantes são obtidas com o desenvolvimento desta Dissertação. Além disso, considerando-se que as técnicas propostas devem ser avaliadas com uma base de dados mais extensa, alguns trabalhos futuros devem ser realizados, visando seu aprimoramento.

## 5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

O uso da cardiocardiografia como técnica de monitoramento fetal é uma prática crescente em nível mundial, por se tratar de um exame não invasivo, de baixo custo e de fácil aplicação. Apesar disso, apresenta alguma subjetividade. Os sistemas computacionais para auxílio ao diagnóstico ajudam a diminuir o nível de subjetividade e aumentar a precisão na análise destes exames. Além disso, informações adicionais à análise convencional podem ser obtidas, considerando-se componentes não-lineares presentes nos sinais.

O principal objetivo desta dissertação é de avaliar o comportamento da Frequência Cardíaca Fetal usando ferramentas não-lineares, visando à posterior adição a um sistema multiparamétrico já existente para avaliação do estado de saúde fetal. Dentre a vasta gama de publicações de aplicações destas métricas, pequeno número de aplicações foram encontradas na análise de sinais cardíacos fetais.

As entropias apresentaram comportamento similar, com diferenças nas intensidades das variações registradas para detecção de alterações no sinal original.  $ApEn$  é mais sensível do que a  $SampEn$ , tanto quando calculada de maneira individual, quando associada à entropia  $MSE$ , para os exames cardiocardiográficos avaliados. Em alguns casos, a alteração da janela de amostras, fornece informações relevantes do sinal original. Calculando-se as entropias para janelas de 5 minutos e para a janela de 10 minutos, realiza-se um estudo da complexidade do sinal, de acordo com o comportamento dos sinais da FCF. Os resultados permitem identificar queda na complexidade do sinal quando ocorrem padrões repetitivos na FCF, que podem ser patológicos.

A  $MSE$  apresenta uma abordagem diferente das demais entropias, uma vez que os valores da entropia crescem quando diminui a complexidade. É possível observar alguns resultados peculiares na análise do comportamento do sinal original que não são vistos a partir das entropias  $ApEn$  e  $SampEn$ .

Apesar dos resultados obtidos, outros testes devem ser realizados com uma quantidade maior de exames e alguma variação na janela de amostras para todas as entropias de modos a se observar tendências estatisticamente significantes.

Os valores estatísticos calculados para as entropias, servem de auxílio para a

interpretação dos dados como ferramenta de análise do comportamento da FCF.

A DFA é uma ferramenta que permite observar com alguma facilidade o parâmetro autossimilaridade da FCF, o que a torna uma ferramenta poderosa mas, necessitando no entanto, estar associada a outras ferramentas. Sua análise isolada e sem correlação temporal pode levar a falsas conclusões, uma vez que um exame patológico com constantes acelerações e desacelerações pode apresentar elevados coeficientes de autossimilaridade.

## 5.1 Trabalhos futuros

São identificados diversos trabalhos futuros visando melhorar ou expandir os resultados encontrados, destacando-se:

- Usar uma base de dados maior (disponível no Physiobank entre outras);
- Introduzir as métricas utilizadas ao sistema multidimensional para a avaliação do estado de saúde fetal;
- Aplicação das mesmas métricas para avaliação do comportamento das contrações uterinas e sua posterior correlação com o comportamento da FCF;
- Avaliar outras técnicas não-lineares de processamento de sinal para o FCF e para a UC, como PRSA (*Phase Rectified signal averaging*);
- Correlacionar estudos sobre a avaliação do comportamento da FCF com da Frequência cardíaca da gestante.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACOG, T. A. C. O. O. & G., 2009. PRACTICE BULLETIN: Intrapartum Fetal Heart Rate Monitoring: Nomenclature, Interpretation, and General Management Principles. *Clinical Management Guidelines For Obstetrician–Gynecologists Vol. 114, No. 1*, July, pp. 192-202.
- Akay, M., 2001. *NONLINEAR BIOMEDICAL SIGNAL PROCESSING Dynamic Analysis and Modeling. Volume II*. Hanover, NH: Dartmouth College.
- Aktaruzzaman, M. & Sassi, R., 2013. Sample Entropy Parametric Estimation for Heart Rate Variability Analysis. *Computing in Cardiology, At Zaragoza, Spain*.
- Aziz, W., Abbas, R. & Arif, M., 2005. Detrended Fluctuation Analysis of Synthetic and Real RR-interval time Series of Healthy Subjects. *J. App Em Sc:1 (2)*, pp. 58-63.
- Cheng, J. & Liu, G., 2014. Detrended Fluctuation Analysis Based on the Affective ECG. *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics 7:1*, pp. 91-102.
- Coffey, D., 1998. Self-organization, complexity and chaos. The new biology for medicine.. *Nat Med*.
- Costa, A. G. d., Gadelha, P. S. & Lima, G. P. d., 2009. Análise crítica dos métodos de avaliação da vitalidade fetal com base em evidências científicas. *Femina v37n8*, Agosto, pp. 453-457.
- Costa, M., Goldberger, A. L. & Peng, C.-K., 2002. Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series. *PHYSICAL REVIEW LETTERS, Vol 89 No 6*.
- Costa, M., Goldberger, A. L. & Peng, C.-K., 2005. Multiscale entropy analysis of biological signals. *PHYSICAL REVIEW E 71, 021906 s2005d*, 18 Fevereiro.
- Costa, M., Peng, C. K., Goldberger, A. L. & Hausdor, J. M., 2003. Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A 330*, p. 53 – 60.
- Cysarz, D., Leeuwen, P. V. & Bettermann, H., 2000. Irregularities and nonlinearities in fetal heart period time series in the course of pregnancy. *Herzschrittmachertherapie und Elektrophysiologie, Band 11, Heft 3 (2000)*, pp. 179-183.
- Eckberg, D., 1997. Sympathovagal balance: a critical appraisal.. *Circulation 96*, p. 3224–3232.
- Febrasgo, F. B. d. G. e. O., 2006. *Assistência Pré-Natal - Manual de Orientação. [S.I.]*. s.l.:s.n.

- Ferrario, M., Signorini, M. G., Magenes, G. & Cerutti, S., 2006. Comparison of Entropy-Based Regularity Estimators: Application to the Fetal Heart Rate Signal for the Identification of Fetal Distress. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 53, NO. 1*, pp. 119-125.
- FIGO, F. I. d. G. e. O., 2009. *Guidelines for the use of fetal monitoring*, Zurich: s.n.
- Freeman, R. K., Garite, T. J. & Nageotte, M. P., 1991. *Fetal Heart Rate Monitoring. [S.l.]*. Baltimore: Williams Wilkins.
- Freeman, R. K. & Nageotte, M. P., 2010. Comments on American College of Obstetricians and Gynecologists Practice Bulletin No. 106. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, pp. 411-412.
- Furley, P. R., 2012. *Carditocografia Prática - Anteparto e Intraparto, 3ª Edição*. Rio de Janeiro: Rubio.
- Golinska, A. K., 2012. Detrended Fluctuation Analysis (DFA) in biomedical signal processing: selected examples. *Studies in Logic, Grammar and Rhetoric 29 (42)*, pp. 107-115.
- Gonçalves, H. M. d. S. L. M., 2004. *Caracterização da Variabilidade da Frequência Cardíaca Através de Métodos Lineares e Não Lineares*. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Ingemarsson, I., Ingemarsson, E. & Spencer, J. A. D., 1993. *Fetal Heart Rate Monitoring - A Practical Guide. [S.l.]*. Oxford Medical Publications – Oxford University Press,.
- Kang, X. et al., 2009. Multiscale Entropy Analysis of EEG for Assessment of Post-Cardiac Arrest Neurological Recovery Under Hypothermia in Rats. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol 56, No 4*, pp. 1023-1031.
- Kikuchi, A. et al., 2006. Nonlinear analyses of heart rate variability in normal and growth-restricted fetuses. *Early Human Development v.82*, pp. 217-226.
- Klonowski, W., 2011. Application of new non-linear dynamics methods. *Proceedings of the World Medical Conference, Julho*, pp. 180-187.
- Kuusela, T. A., Jartti, T. T., Tahvanainen, K. U. O. & Kaila, T. J., 2002. Nonlinear methods of biosignal analysis in assessing. *AJP-Heart Circ Physiol, VOL 282*, Fevereiro, pp. 773-783.
- Lake, D. E., Richman, J. S., Griffin, M. P. & Moorman, J. R., 2002. Sample entropy analysis

of neonatal heart rate variability. *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol* 283, pp. 789-797.

Leite, F. S., Rocha, A. F. d. & Carvalho, J. L. A., 2010. Matlab software for detrended fluctuation analysis of heart rate variability. *BIOSIGNALS 2010 - International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, pp. 225-229.

Macones, G. A. et al., 2008. The 2008 National Institute of Child Health and Human Development Workshop Report on Electronic Fetal Monitoring. *American College of Obstetricians and Gynecologists V. 112 N° 3*, pp. 661-666.

Marques, J. A. L., 2007. *SISCTG - Um Sistema Inteligente Para Classificação De Sinais Cardiotocógrafos Para Auxílio Ao Diagnóstico Médico*, Fortaleza - Ceará: Universidade Federal do Ceará - Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática.

Marques, J. A. L., 2010. *Sistema de Análise Multiparamétrico para Auxílio ao Diagnóstico Médico Fetal Baseado em Exames Cardiotocográficos. [Tese]*, Fortaleza - Ceará: Universidade Federal do Ceará - Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática.

Márton, L., Brassai, S., Bakó, L. & Losonczy, L., 2013. Detrended fluctuation analysis of ECG signals. *The 7th International Conference Interdisciplinarity in Engineering*, pp. 123-129.

Morais, E. N., Spara, P. & Farias, F. M., 1998. Repercussão da monitorização fetal intraparto sobre os índices de operação cesariana. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia (On-line version ISSN 1806-9339)*.

Nomura, R. M. Y., Kwon, C., Miyadahira, S. & Zugaib, M., 2009. Cardiotocografia computadorizada na avaliação da resposta cardíaca fetal à estimulação sônica. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia (On-line version ISSN 1806-9339)*.

Paula, T. B. C. d., Murta, C. G. V. & Fernandes, C. D., 2007. Diagnóstico das malformações fetais: implicações médico-jurídicas. *Femina v35 n2*, Fevereiro, pp. 123-126.

Peng, C. K., Havlin, S., Stanley, H. & Goldberger, A. L., 1995. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series, *Chaos*, 5. p. 82-87.

Pincus, S. M., 1991. Approximate entropy as a measure of system complexity.. *Proceedings of*

*the National Academy of Science*, v. 88, pp. 2297-2301.

RCOG, R. C. o. O. a. G., 2001. *The Use of The Electronic Fetal Electronic Fetal*. London: s.n.

Ribeiro, G. G. & Sousa, P. C. P. d., 2014. [Online] Available at: [http://www.meac.ufc.br%2Farquivos%2Fbiblioteca\\_cientifica%2FFile%2FPROTOCOLOS%2520OBSTETRICIA%2Fobstetriciaabril2013%2Fobs](http://www.meac.ufc.br%2Farquivos%2Fbiblioteca_cientifica%2FFile%2FPROTOCOLOS%2520OBSTETRICIA%2Fobstetriciaabril2013%2Fobs) [Acesso em 2015].

Roeder, E. d. C., 2006. *Efeito sobre o traçado cardiotocográfico da hidralazina venosa utilizada como droga de escolha em gestantes internadas com emergência hipertensiva, (dissertação)*. Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais.

Signorini, M. G., 2004. Nonlinear analysis of Heart Rate Variability signal: physiological knowledge and diagnostic indications. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS - San Francisco*, 1-5 Setembro, pp. 5407-5410.

Signorini, M., Magenes, G., Cerutti, S. & Arduini, D., 2003. Linear and nonlinear parameters for the analysis of fetal heart rate signal from cardiotocographic recordings.. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, pp. 365-374.

Sundström, A.-K., Rosén, D. & Rosén, K. G., 2000. *Vigilância Fetal*. Goteburgo: neoventa.

Sungnoon, R., Suwanprasert, K. & Muengtawepongsa, S., 2014. Atrial electrophysiological property analysis by sample entropy and atrial fibrillatory rate with cardiac autonomic derangements in acute ischemic stroke with atrial fibrillation. *Neurology Asia*, Março , pp. 11-18.

Thuraisingham, R. A. & Gottwald, G. A., 2005. On multiscale entropy analysis for physiological data. *Physica A*.

Turan, S. et al., 2007. Computerized fetal heart rate analysis, Doppler ultrasound and biophysical profile score in the prediction of acid-base status of growth. *Ultrasound Obstet Gynecol*.

Tuzcu, V. & Nas, S., 2009. Sample Entropy Analysis of Heart Rhythm Following Cardiac Transplantation.

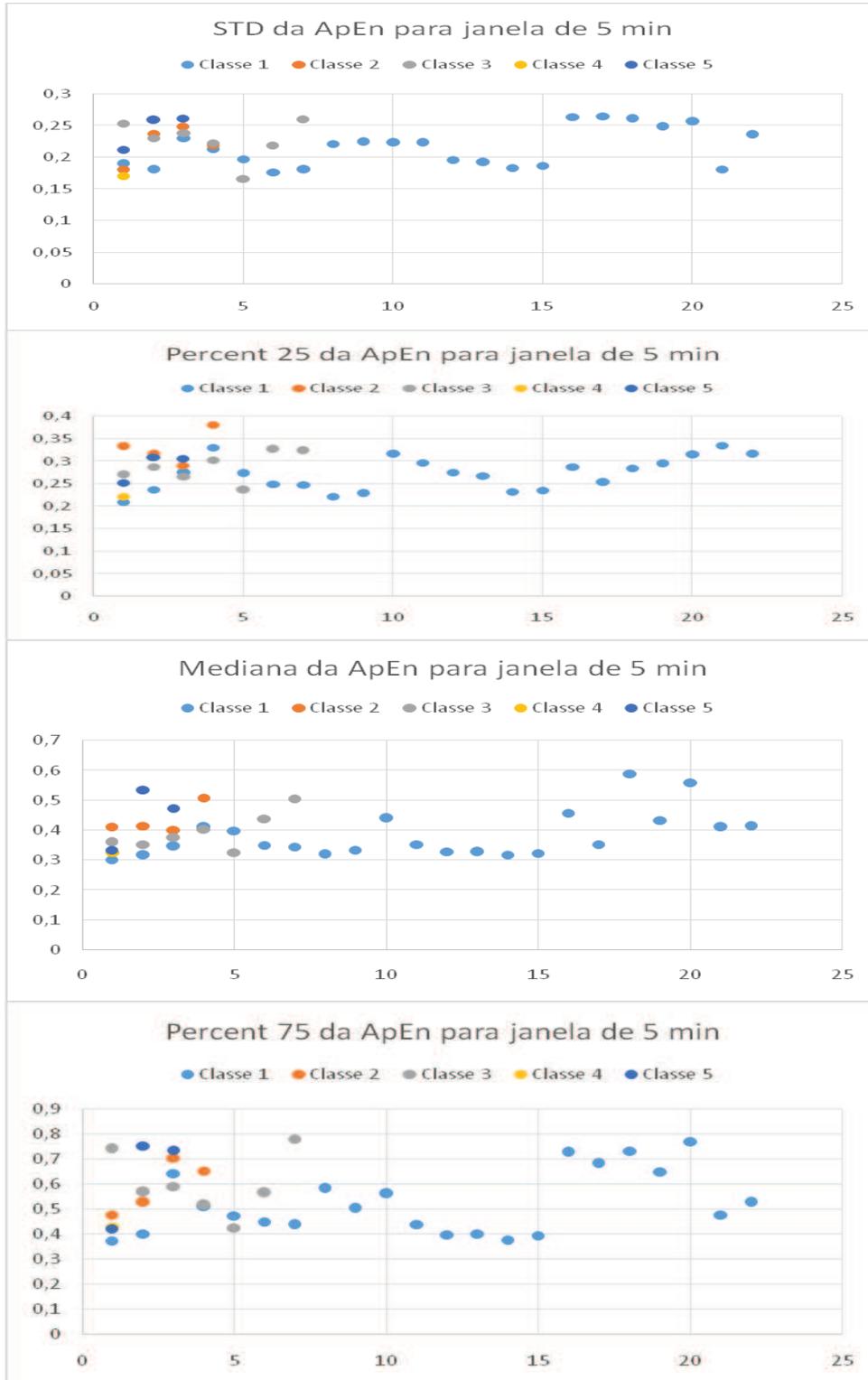
Zacarias, H. M. J. et al., 2014. Detrended Fluctuation Analysis como ferramenta para Avaliação do Comportamento da Frequência Cardíaca Fetal em exames cardiotocográficos.

*XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, Outubro.*

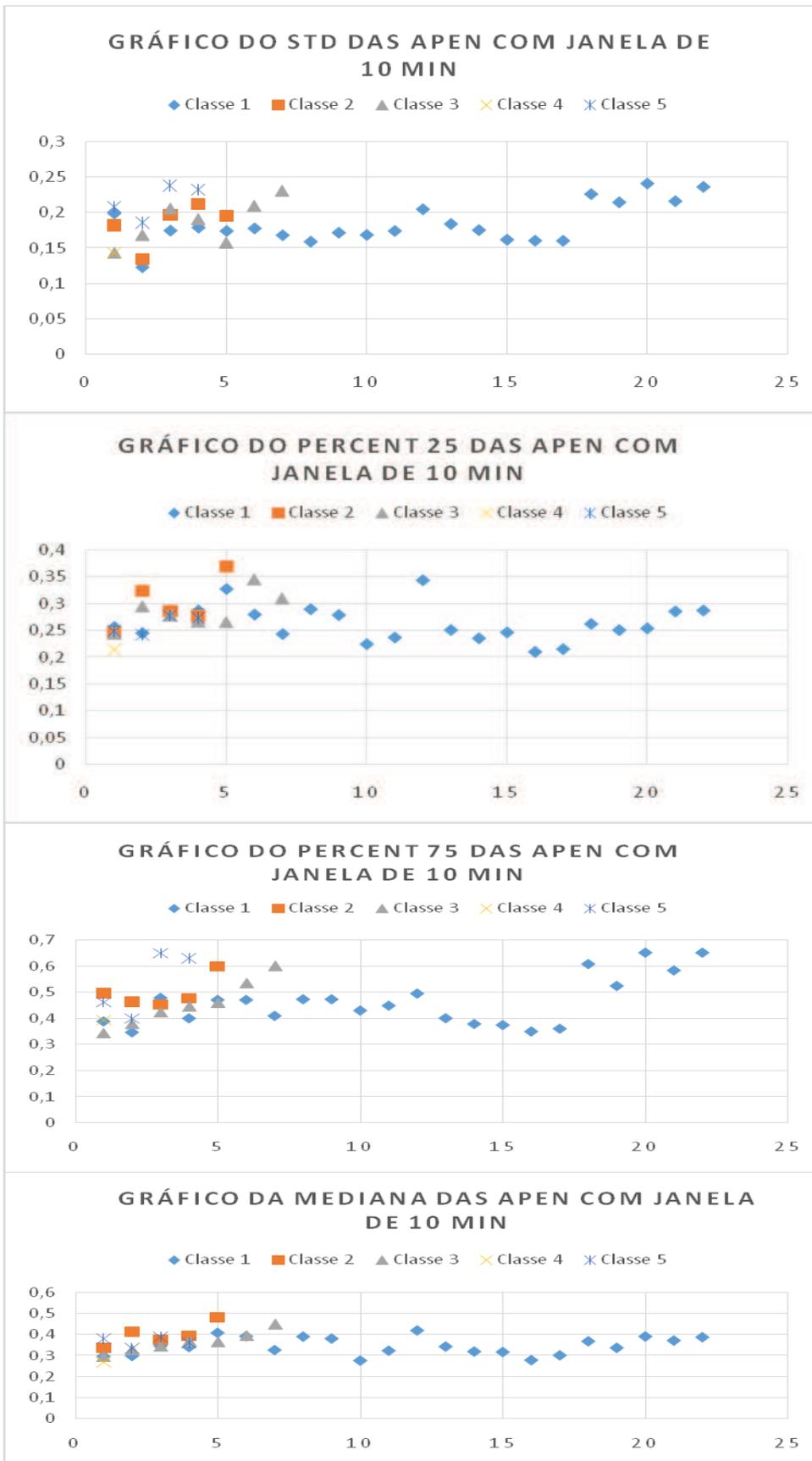
## ANEXOS

### Anexo 1 – Gráficos dos resultados estatísticos da base de dados completa.

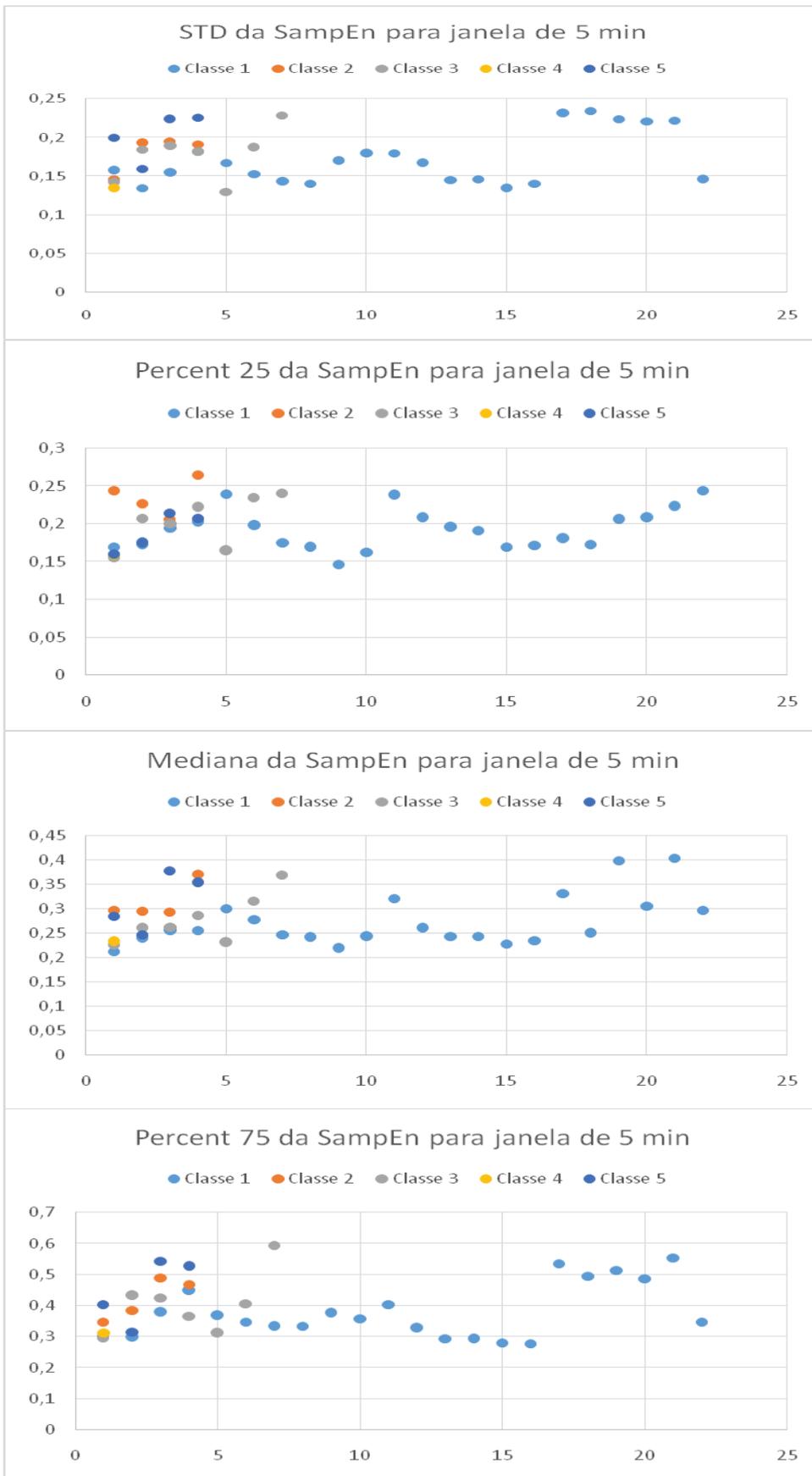
#### Gráficos da Entropia Aproximada – janela de 5 minutos



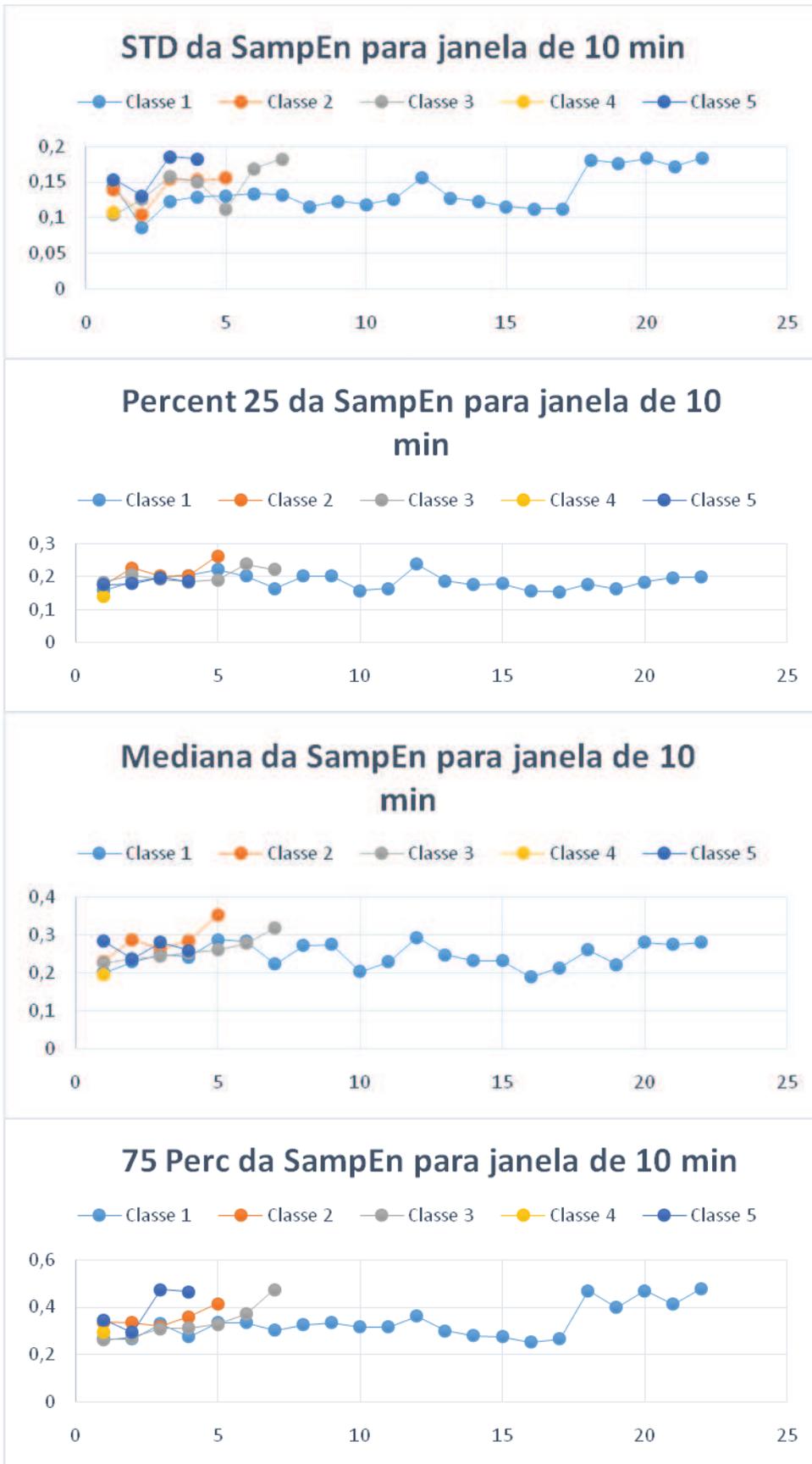
#### Gráficos da Entropia Aproximada – janela de 10 minutos



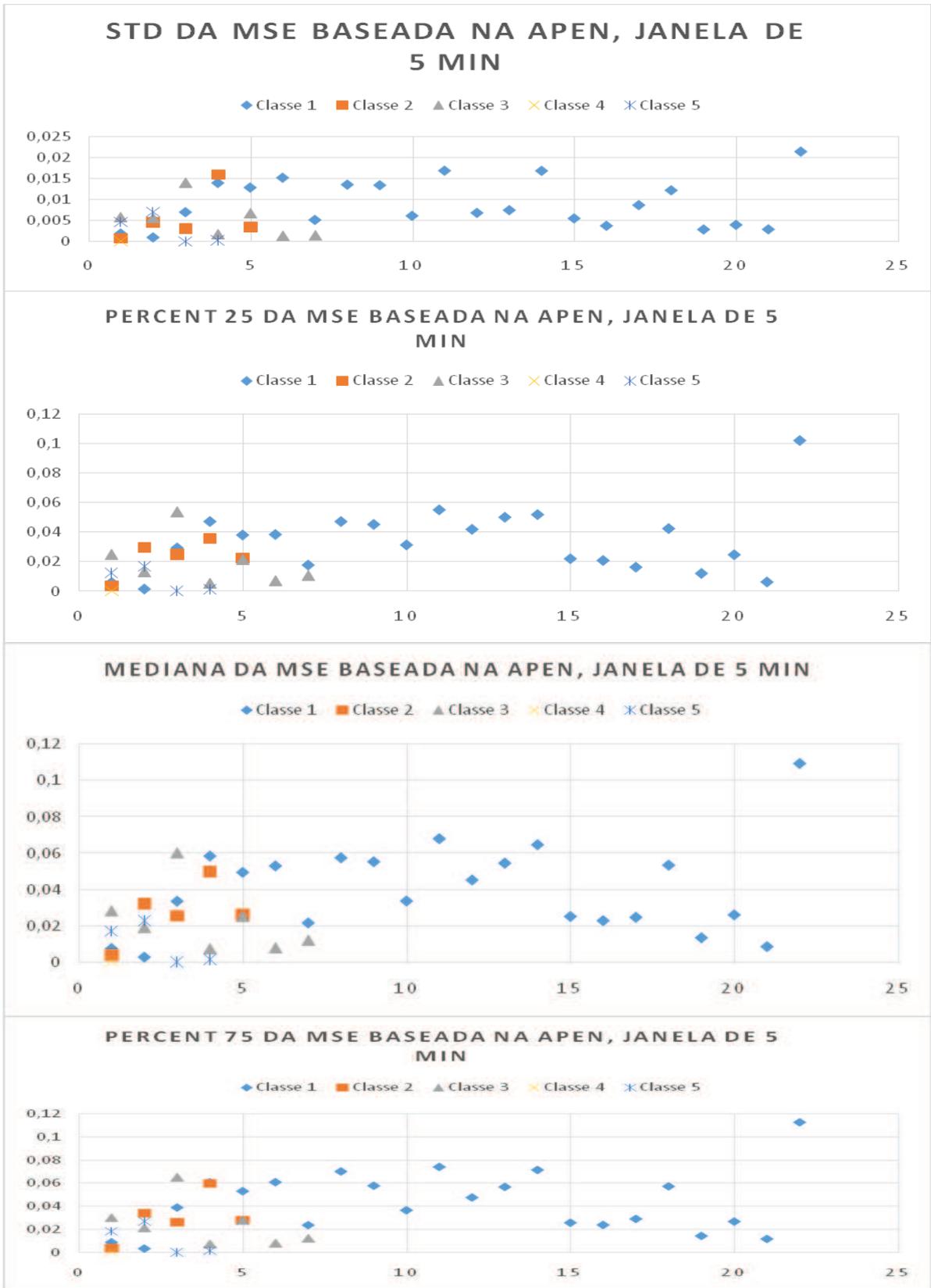
**Gráficos da Entropia Amostral – janela de 5 minutos**



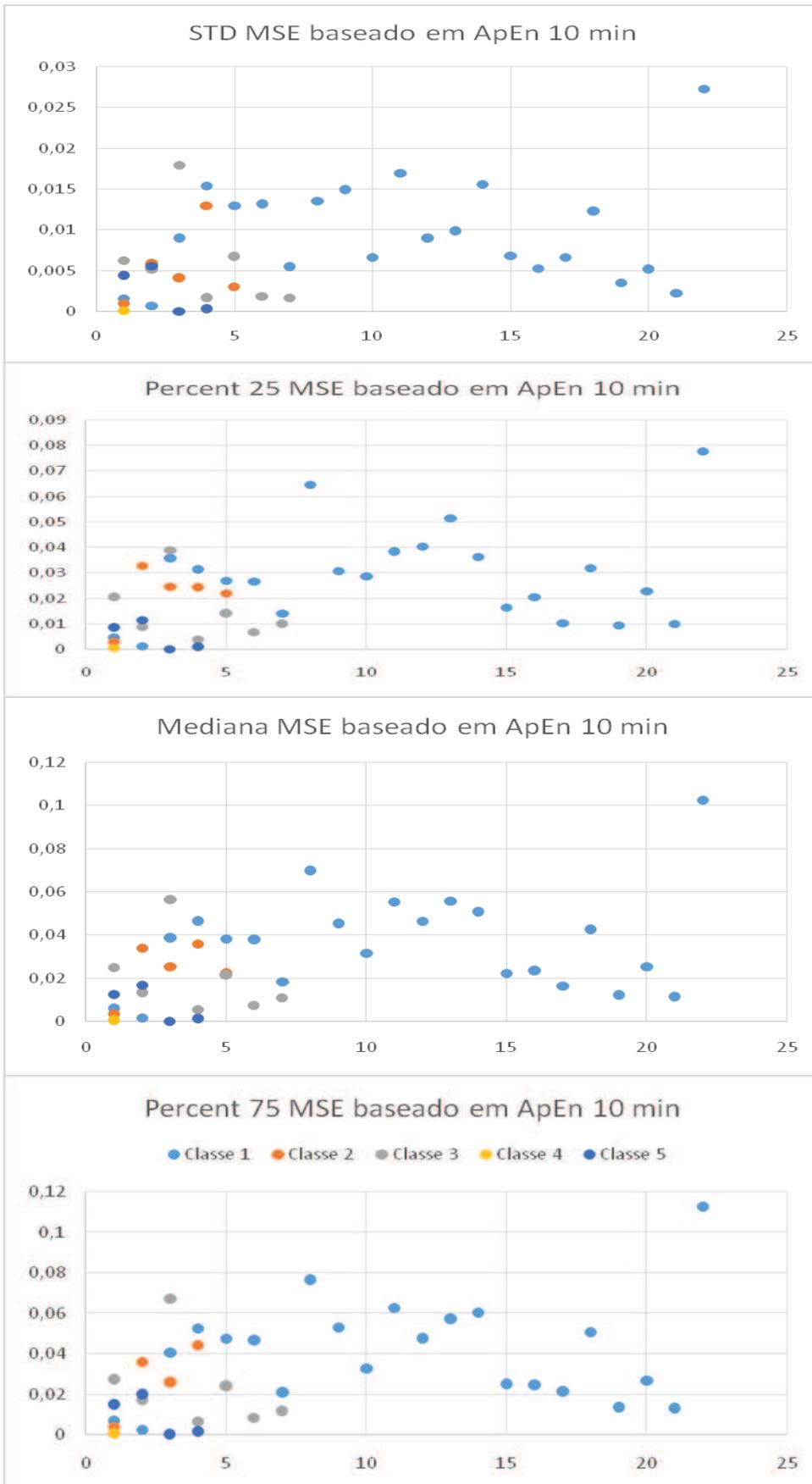
### Gráficos da Entropia Amostral – janela de 10 minutos



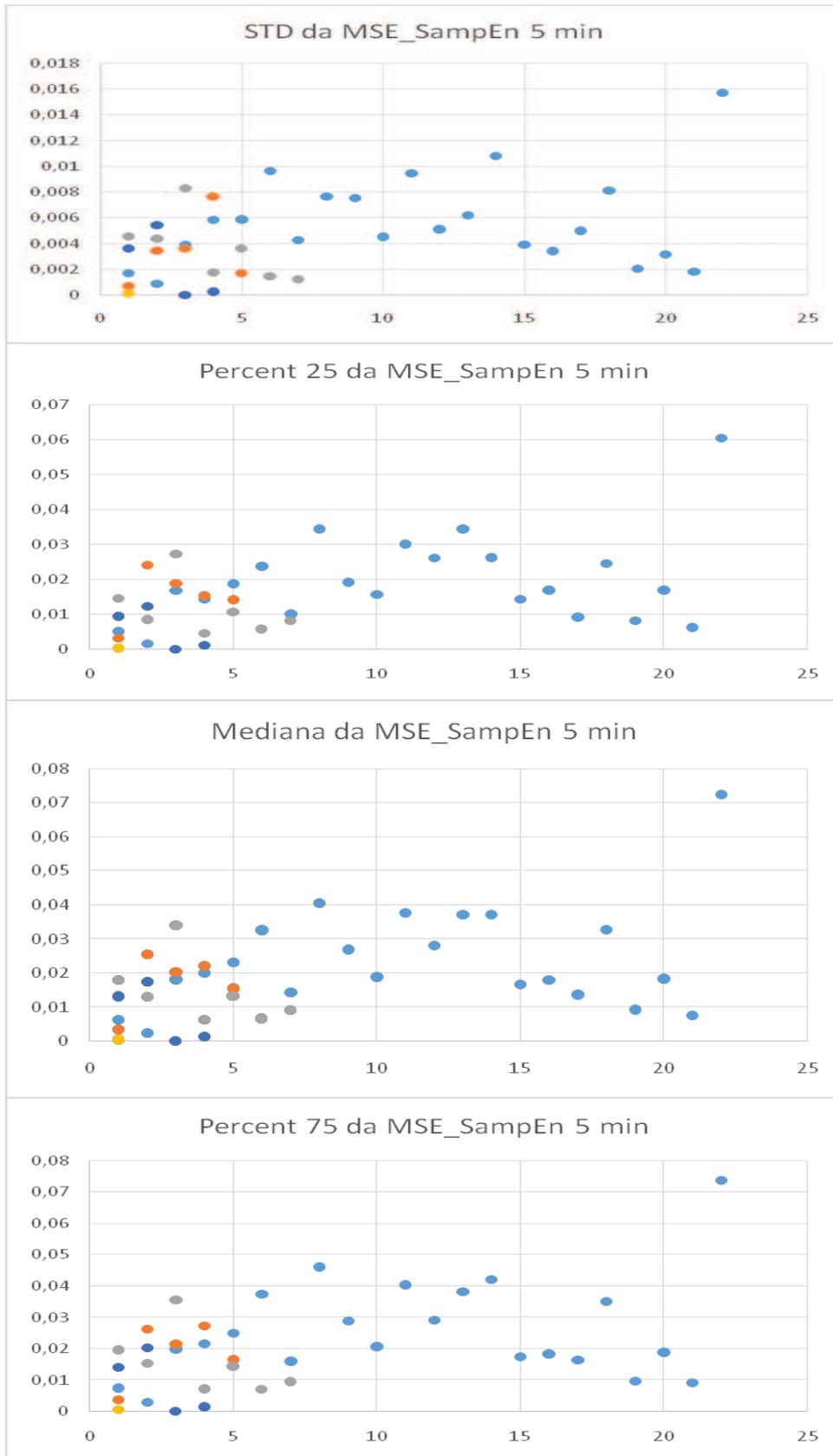
### Gráficos da Entropia Multiescala Baseada em Aproximada – janela de 5 minutos



### Gráficos da Entropia Multiescala baseada em aproximada – janela de 10 minutos



### Gráficos da Entropia Multiescala baseada em amostral – janela de 5 minutos



## Gráficos da Entropia Multiescala baseada em amostral– janela de 10 minutos

