



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

**JACKSON HENRIQUE BRAGA DA SILVA**

**INCERTEZA DE MEDIÇÃO: UMA ABORDAGEM PROBABILÍSTICA NA  
AVALIAÇÃO DE PROJETOS DE ELETROCARDIOGRAMA**

**FORTALEZA**

**2024**

JACKSON HENRIQUE BRAGA DA SILVA

INCERTEZA DE MEDIÇÃO: UMA ABORDAGEM PROBABILÍSTICA NA AVALIAÇÃO  
DE PROJETOS DE ELETROCARDIOGRAMA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de doutor em Engenharia de Teleinformática. Área de Concentração: Sinais e sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Cortez.

Coorientador: Prof. Dr. Victor Hugo Costa de Albuquerque.

FORTALEZA

2024

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

---

S58i Silva, Jackson Henrique Braga da.  
INCERTEZA DE MEDIÇÃO : UMA ABORDAGEM PROBABILÍSTICA NA AVALIAÇÃO DE  
PROJETOS DE ELETROCARDIÓGRAFO / Jackson Henrique Braga da Silva. – 2024.  
90 f. : il. color.

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação  
em Engenharia de Teleinformática, Fortaleza, 2024.

Orientação: Prof. Dr. Paulo César Cortez.

Coorientação: Prof. Dr. Victor Hugo Costa de Albuquerque.

1. Incerteza de Medição. 2. Método de Monte Carlo. 3. NLM. 4. ECG. I. Título.

CDD 621.38

---

JACKSON HENRIQUE BRAGA DA SILVA

INCERTEZA DE MEDIÇÃO: UMA ABORDAGEM PROBABILÍSTICA NA AVALIAÇÃO  
DE PROJETOS DE ELETROCARDIOGRAMA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de doutor em Engenharia de Teleinformática. Área de Concentração: Sinais e sistemas.

Aprovada em: 31/01/2024.

BANCA EXAMINADORA

---

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

---

Prof. Dr. Victor Hugo Costa de Albuquerque (Coorientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Jarbas Aryel Nunes da Silveira  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa Félix  
Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (Inmetro)

---

Prof. Dr. Auzuir Ripardo de Alexandria  
Instituto Federal do Ceará (IFCE)

A Deus.

Aos meus pais, Manoel (em memória) e Albaniza. Aos meus avós maternos, José e Raimunda (em memória) e em memória de meus avós paternos Antônio e Maria. Aos meus irmãos, tios, primos e amigos, que foram muito importantes para a realização desta fase de minha vida.



## AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria de agradecer à existência das universidades públicas do Brasil. E, por tanto, agradecer às políticas que puderam manter essas universidades de pé até o presente momento em que esta tese é publicada. Políticas públicas que ajudaram a rever diretrizes educacionais e a criar ações afirmativas que possibilitaram semear um princípio de revisões onto epistemológicas do solo científico sobre o qual pisamos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Para a realização deste trabalho, algumas pessoas me ajudaram bastante e sem elas não teria sido fácil concluí-lo. A todas elas, as quais seria exaustivo aqui enunciar, a minha profunda gratidão. A algumas delas pelo apoio especial que me prestaram ao longo deste trabalho gostaria de agradecer especialmente:

Ao Prof. Dr. Paulo César Cortez, que aceitou orientar meu doutorado, revelando uma especial atenção e dedicação para garantir os resultados alcançado e ao Prof. Victor Hugo C. de Albuquerque pela valiosa coorientação, sua permanente valorização do trabalho e entusiasmo funcionaram como uma força motriz para essa realização.

Aos professores participantes da banca examinadora Dr. Auzuir Ripardo de Alexandria, Dr. Jarbas Aryel Nunes da Silveira e Dr. Rodrigo Pereira Barretto da Costa Félix, pelas valiosas colaborações e sugestões.

Ao meu amigo Francisco das Chagas Magalhães por permitir a conciliação do meu trabalho no Nutec com a realização do meu doutorado na UFC. Sua compreensão e todo o apoio e incentivos dedicados a mim foram determinantes para que eu concluísse mais esta etapa da minha carreira profissional e acadêmica.

A todos os que em algum momento da minha vida foram meus professores. Graças a vocês consegui trilhar este caminho até aqui.

"Se você conseguir expressar em números, aquilo de que estiver falando, e conseguir expressar a incerteza desses números, você pode afirmar o quão bem conheço aquilo de que estás a falar e, quando possível, pode até melhorá-lo."  
(Jackson Silva)

## RESUMO

A incerteza de medição é um conceito muito difundido e aplicado em trabalhos técnicos e científicos, principalmente para estimar a precisão dos resultados de medição, em um primeiro momento, e para avaliar a conformidade de produtos e processos, em um segundo momento. Entretanto, nesses mesmos trabalhos técnicos e científicos, a análise de incerteza é pouco utilizada durante as fases de projeto e desenvolvimento de um sistema de medição. Nesta tese, apresenta-se essa incerteza como um parâmetro que acrescenta informação e, conseqüentemente, conhecimento sobre um objeto de estudo, em um primeiro momento, e como um parâmetro que indica possibilidades de melhorias sobre o que se estuda, em um segundo momento. Nesta tese, propõe-se uma metodologia probabilística que aborda a incerteza de medição como parâmetro para tomada de decisões por uma sistemática de síntese e análise para projetos de eletrocardiógrafos. Esta metodologia consiste na aplicação do método de Monte Carlo para cálculo da incerteza de medição como um parâmetro para guiar implementações de melhorias e por um algoritmo de um filtro adaptativo, o filtro NLM-SC que tem como parâmetro de controle um valor de incerteza alvo pré-estabelecido. Este filtro adaptativo NLM-SC produz resultados melhores, em comparação com o método NLM já conhecido na literatura, quando aplicada no processamento de sinal de ECG. Essa metodologia é avaliada, por meio de simulação computacional, num projeto de um eletrocardiógrafo. Para essa simulação, o modelo computacional do sistema de medição é dividido em dois módulos: o pré-amplificador e o estágio final. A partir dos resultados obtidos, conclui-se que o módulo pré-amplificador tem maior influência nos resultados de medição do que o módulo de estágio final. Também pode-se concluir que a principal fonte de incerteza de medição do ECG está relacionada ao mensurando, bem como utilizando-se resistores com precisão de 0,1% reduz a incerteza do sistema como um todo de 2,13% para 0,82%, em relação ao resultado da medição, para um nível de probabilidade de abrangência especificado de 95%. A metodologia proposta nesta tese é avaliada com base na incerteza de medição aplicada na fase de projeto de sistema de medição, contribuindo para o estado da arte desse tema. Além disso, o filtro adaptativo NLM-SC desenvolvido e a identificação dos locais estratégicos para ações de melhorias no projeto de um eletrocardiógrafo constituem contribuições importantes para a área.

**Palavras-chave:** Incerteza de Medição; Método de Monte Carlo; NLM; ECG.

## ABSTRACT

Measurement uncertainty is a widespread concept applied in technical and scientific work, mainly to estimate the precision of measurement results, initially, and to evaluate the conformity of products and processes, secondly. However, in these same technical and scientific works, uncertainty analysis is little used during the design and development phases of a measurement system. In this thesis, this uncertainty is presented as a parameter that adds information and, consequently, knowledge about an object of study, initially, and as a parameter that indicates possibilities for improvements on what is studied, in a second moment. In this thesis, a probabilistic methodology is proposed that addresses measurement uncertainty as a parameter for decision-making through a systematic synthesis and analysis for electrocardiograph projects. This methodology consists of applying the Monte Carlo method to calculate measurement uncertainty as a parameter to guide improvement implementations and an adaptive filter algorithm, the NLM-SC filter, which has as a control parameter a predefined target uncertainty value. -established. This NLM-SC adaptive filter produces better results, compared to the NLM method already known in the literature, when applied to ECG signal processing. This methodology is evaluated, through computer simulation, in an electrocardiograph project. For this simulation, the computational model of the measurement system is divided into two modules: the pre-amplifier and the final stage. From the results obtained, it is concluded that the pre-amplifier module has a greater influence on the measurement results than the final stage module. It can also be concluded that the main source of ECG measurement uncertainty is related to the measurand, and using resistors with an accuracy of 0.1% reduces the uncertainty of the system as a whole from 2.13% to 0.82%, relative to the measurement result, for a specified confidence level of 95%. The methodology proposed in this thesis is evaluated based on the measurement uncertainty applied in the measurement system design phase, contributing to the state of the art on this topic. Furthermore, the NLM-SC adaptive filter developed and the identification of strategic locations for improvement actions in the design of an electrocardiograph constitute important contributions to the area.

**Keywords:** Measurement uncertainty; Monte Carlo method; NLM; ECG.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Sistema genérico de monitoração de pacientes . . . . .	20
Figura 2 – Um sistema de comunicação. . . . .	21
Figura 3 – Elementos do processo de medição. . . . .	22
Figura 4 – A trajetória do sinal elétrico do coração. . . . .	23
Figura 5 – Um ECG simplificado. . . . .	24
Figura 6 – Padrão de notação dos vetores medidos por ECG. . . . .	25
Figura 7 – Terminal central de Wilson. . . . .	25
Figura 8 – Medição das derivações no plano frontal. . . . .	26
Figura 9 – Posição dos eletrodos precordiais. . . . .	27
Figura 10 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos. . . . .	31
Figura 11 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos. . . . .	32
Figura 12 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos. . . . .	34
Figura 13 – Sinal de Eletrocardiograma (ECG) processado com filtro passa-faixa, remoção de tendências e remoção da PLI. . . . .	35
Figura 14 – Sinal de ECG processado com filtro passa-banda, remoção de tendências e filtro NLM. . . . .	36
Figura 15 – Fluxo do método <i>Nonlocal Means</i> (NLM). . . . .	37
Figura 16 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes configurações de parâmetros. . . . .	38
Figura 17 – Simulação numérica aplicada a medição. . . . .	40
Figura 18 – Dados originais das 12 derivações de uma das amostras da base de dados utilizada. . . . .	45
Figura 19 – Fluxograma da metodologia proposta para avaliação de incerteza de medição na fase de projeto. . . . .	46
Figura 20 – Projeto simplificado de um eletrocardiógrafo com amplificar e filtro. . . . .	49
Figura 21 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de $P$ . . . . .	50
Figura 22 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de $M$ . . . . .	50
Figura 23 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de $\lambda$ . . . . .	52
Figura 24 – FFT das 12 derivações de uma das amostras da base de dados utilizada. . . . .	53
Figura 25 – Imagem tratada com filtro NLM. . . . .	54
Figura 26 – Falta de suavidade na transição de janelas de busca. . . . .	54

Figura 27 – Fluxo do método NLM proposto. . . . .	55
Figura 28 – Grafo de fluxo de sinal do método proposto. . . . .	55
Figura 29 – Diagrama das fontes de incerteza consideradas nesta tese. . . . .	59
Figura 30 – Função de Densidade de Probabilidade (FDP) do sinal de saída $v_{out}$ . . . . .	61
Figura 31 – FDP dos módulos pré-amplificador e estágio final. . . . .	62
Figura 32 – ECG da derivação V2, conforme disponibilizado. . . . .	65
Figura 33 – ECG da derivação V2 - influência da linha de base. . . . .	66
Figura 34 – FFT da derivação V2. . . . .	66
Figura 35 – ECG da derivação V2, removido a linha de tendência e filtrado. . . . .	67
Figura 36 – FFT da derivação V2, após aplicação do método NLM proposto. . . . .	67
Figura 37 – Eliminação do problema de falta de suavidade na transição de janelas de busca. . . . .	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Definição das derivações. . . . .	27
Tabela 2 – Tempo de processamento . . . . .	51
Tabela 3 – Valores <i>a priori</i> e FDP . . . . .	60
Tabela 4 – Resultados das simulações iniciais das fontes de incerteza . . . . .	63
Tabela 5 – Resultados das simulações após melhorias no sistema de medição . . . . .	64
Tabela 6 – Valores <i>a priori</i> e FDP, considerando o sinal processado e as melhorias propostas. . . . .	69
Tabela 7 – Resultados das simulações considerando o processamento do sinal de entrada e as melhorias no sistema de medição . . . . .	70
Tabela 8 – Desempenho . . . . .	73
Tabela 9 – Requisitos de desempenho. . . . .	81

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DP	Distorção Percentual
ECG	Eletrocardiograma
EMQ	Erro Médio Quadrático
FDP	Função de Densidade de Probabilidade
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
MMC	Método de Monte Carlo
NLM	<i>Nonlocal Means</i>
NLM-SC	NLM - Simplificado e Controlado
PLI	<i>Power-line Interference</i>
RSN	Relação Sinal/Ruído

## LISTA DE SÍMBOLOS

$v_{ecg}$	Tensão de entrada do ECG
$v_o$	Tensão de saída do ECG
$CA$	Corrente alternada
$Y$	Mensurando
$X$	Grandeza de entrada
$y$	Estimativa do mensurando
$x$	Estimativa da grandeza de entrada
$u$	Incerteza padrão
$u_c$	Incerteza padrão combinada
$k$	Fator de abrangência
$p$	Probabilidade de abrangência
$v_{eff}$	Graus de liberdade efetivos
$v$	Graus de liberdade
$U_p$	Incerteza expandida
$V$	Sinal com ruídos
$\Phi$	Sinal sem ruídos
$\zeta$	Ruídos
$s$	Valor central do conjunto de dados a serem corrigidos
$\phi$	Sinal após processamento
$t$	Valor central do conjunto de dados vizinhos utilizados para cálculo dos pesos de correção
$N$	Conjunto de dados para processamento
$P$	Limite da região para cálculo da média ponderada
$M$	Limite da área de busca
$Z$	Fator de normalização dos pesos
$w$	Pesos
$\lambda$	Parâmetro de largura de banda

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>16</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos . . . . .</b>	<b>17</b>
<i>1.1.1</i>	<i>Objetivo Geral . . . . .</i>	<i>17</i>
<i>1.1.2</i>	<i>Objetivos Específicos . . . . .</i>	<i>17</i>
<b>1.2</b>	<b>Contribuições . . . . .</b>	<b>18</b>
<b>1.3</b>	<b>Produção Científica . . . . .</b>	<b>18</b>
<b>1.4</b>	<b>Organização do Trabalho . . . . .</b>	<b>18</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA . . . . .</b>	<b>20</b>
<b>2.1</b>	<b>A Medição de Biossinais e suas Incertezas . . . . .</b>	<b>20</b>
<i>2.1.1</i>	<i>A medição da atividade elétrica do coração com um eletrocardiografo . . .</i>	<i>23</i>
<i>2.1.2</i>	<i>A incerteza da medição com um eletrocardiografo . . . . .</i>	<i>28</i>
<b>2.2</b>	<b>A Incerteza na Fase de Projeto do Sistema de Medição . . . . .</b>	<b>32</b>
<b>2.3</b>	<b>A Incerteza no Processamento de Dados . . . . .</b>	<b>35</b>
<b>2.4</b>	<b>A Incerteza em Métodos Computacionais . . . . .</b>	<b>39</b>
<b>2.5</b>	<b>O Estado da Arte . . . . .</b>	<b>41</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .</b>	<b>44</b>
<b>3.1</b>	<b>Base de Dados . . . . .</b>	<b>44</b>
<b>3.2</b>	<b>Avaliação da Incerteza de Projetos de Sistemas de Medição . . . . .</b>	<b>44</b>
<b>3.3</b>	<b>Avaliação da Incerteza do Processamento de Dados . . . . .</b>	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>4.1</b>	<b>A Incerteza de um Projeto de ECG . . . . .</b>	<b>59</b>
<i>4.1.1</i>	<i>Estimativa a priori e atribuição da FDP . . . . .</i>	<i>59</i>
<i>4.1.2</i>	<i>Avaliação das fontes de incerteza . . . . .</i>	<i>62</i>
<b>4.2</b>	<b>A Incerteza dos Dados de ECG . . . . .</b>	<b>64</b>
<i>4.2.1</i>	<i>Algumas considerações sobre a amostra de dados utilizada . . . . .</i>	<i>64</i>
<i>4.2.2</i>	<i>Aplicação das metodologias propostas . . . . .</i>	<i>65</i>
<i>4.2.3</i>	<i>Avaliação das melhorias com o sinal processado . . . . .</i>	<i>68</i>
<b>4.3</b>	<b>Comparação das metodologias propostas com a literatura . . . . .</b>	<b>71</b>
<i>4.3.1</i>	<i>Em relação a avaliação de incerteza de medição na fase de projeto . . . . .</i>	<i>71</i>
<i>4.3.2</i>	<i>Em relação ao processamento dos dados . . . . .</i>	<i>72</i>

<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES, CONTRIBUIÇÕES E TRABALHOS FUTUROS . . .</b>	<b>74</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>76</b>
	<b>APÊNDICE A –REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA O ELETRO- CARDÍOGRAFO . . . . .</b>	<b>81</b>
	<b>APÊNDICE B –NLM SIMPLIFICADO E CONTROLADO . . . . .</b>	<b>83</b>
	<b>ANEXO A –CÓDIGO NLM . . . . .</b>	<b>86</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Em 1883 William Thomson (Lord Kelvin), físico inglês, afirmou que: "Quando você pode medir o que você está falando e expressá-lo em números, você sabe algo sobre isso; mas quando você não pode expressá-lo em números, seu conhecimento é de um tipo escasso e insatisfatório". Lord Kelvin também afirmou que: "Se você não pode medi-lo, você não pode melhorá-lo".

Essas duas afirmações estimulam a reflexão de que, em muitas situações, o conhecimento adquirido por meio de pesquisas e experimentos é transformado em números a partir de medições e que o conhecimento já existente só pode ser aprimorado por meio de medições, quer sejam diferentes medições utilizando o mesmo método ou diferentes medições utilizando métodos diferentes.

Outro questionamento que pode surgir a partir de uma reflexão sobre essas afirmações de Lord Kelvin é: como avaliar o quanto ou quão bem se conhece aquilo que se descreve com números? Em outras palavras, como avaliar a qualidade ou o nível de confiança dos números que são gerados durante as medições?

Essas são questões bastante atuais no contexto de análise e desenvolvimento de um sistemas de medição, bem como na análise de resultados de medições e tomadas de decisões a partir desses resultados. Nesse contexto, destaca-se que uma das maneiras de se avaliar a qualidade dos resultados de uma medição é por meio da avaliação da incerteza relacionada a esses resultados (JCGM/WG-1, 2008a).

Diversos trabalhos recentes, como os desenvolvidos por Gitelson *et al.* (2022), Separovic e Lourenço (2022), Silva *et al.* (2021), realizaram análises da incerteza de medição para validar sistemas e/ou métodos de medição. Nesses trabalhos, a incerteza de medição é utilizada com o objetivo de avaliar o nível de confiança dos resultados ou com o objetivo de comparar resultados obtidos por diferentes métodos de medição. Já nos trabalhos desenvolvidos por Petri *et al.* (2020), Yang *et al.* (2021), a incerteza de medição é utilizada como base para se realizar uma tomada de decisão e para a avaliação da conformidade.

Por outro lado, em muitos trabalhos recentes, como os de Galli *et al.* (2022), Li *et al.* (2020), não se mostra como a análise de incerteza é realizada ou, até mesmo, qual a incerteza dos resultados apresentados. Esses trabalhos abordam métodos de medição, nos quais, não necessariamente, o sistema de medição é o foco, mas chama-se a atenção para o fato de que muitos outros trabalhos recentes, como os desenvolvidos por Uguz *et al.* (2022), Wang *et al.*

(2021), Lim *et al.* (2020), que propõem um novo sensor ou um novo sistema de medição também não mostram como a incerteza de medição é analisada.

O avanço no desenvolvimento de sistemas de medição inteligentes tem proporcionado grandes mudanças em diversos campos de atividades como na medicina, em que esses dispositivos são utilizados para o monitoramento contínuo de pacientes. Além de realizar medições e monitoramento, esses sistemas desempenham uma função de maior importância, que é auxiliar na tomada de decisões com base nessas medições. As informações amostradas, processadas e transmitidas por esses sistemas podem ser utilizadas como parte de um diagnóstico para se decidir sobre qual procedimento adotar no tratamento de um paciente (MA *et al.*, 2017).

Nota-se no estado da arte, que são poucos os trabalhos encontrados que, de alguma forma, consideram a incerteza relacionada aos dados processados e/ou aos dados gerados em suas aplicações. Nesta tese, a incerteza de medição é abordada como um parâmetro que contém informações que podem ser utilizada para avaliar o quão bem se conhece o objeto de estudo e suas interações com outros fatores, externos a ele, como as instabilidades do mensurando e as interferências causadas por oscilações do meio ambiente. A incerteza de medição também é abordada como um indicador para a orientação de ações de melhorias no objeto de estudo, apontando quais ações poderiam gerar melhor relação custo/benefício.

Esta tese propõe uma metodologia que utiliza a incerteza de medição como parâmetro para avaliar o desempenho e orientar ações de melhoria em projetos e desenvolvimentos de sistemas de medição. Propõe-se também uma metodologia para o tratamento dos sinais de entrada desse sistema, utilizando um filtro adaptativo.

## **1.1 Objetivos**

### ***1.1.1 Objetivo Geral***

Esta tese tem como objetivo geral propor métodos de avaliação da incerteza de medição que passam pelas fases de projeto do sistema de medição, realização de medições e tomada de decisões a partir dos resultados dessas medições.

### ***1.1.2 Objetivos Específicos***

O objetivo geral desta tese pode ser dividido nos seguintes objetivos específicos:

- i. apresentar uma metodologia para avaliação da incerteza de medição utilizando

métodos numéricos com base no Método de Monte Carlo, que possa ser aplicada ainda na fase de projeto de um sistema de medição.

- ii. propor uma metodologia de filtro capaz de se ajustar melhor as características do sinal de ECG, levando-se em consideração a incerteza de medição.

## 1.2 Contribuições

Nesta tese, a incerteza de medição é abordada como um parâmetro que contém informações úteis para se ampliar o conhecimento sobre fenômenos em estudo, em um primeiro momento, e que pode ser levada em consideração para guiar ações de melhorias, em um segundo momento. Nesta tese, mostra-se ainda que a incerteza de medição pode ser utilizada para garantir maior confiabilidade nas decisões tomadas com base em dados de medições. Todas essas ideias são demonstradas com aplicações que se utilizam de simulações de medições com um eletrocardiógrafo e com o processamento de dados reais de ECG. Por fim, destacam-se as seguintes contribuições:

- i. sistemática de avaliação da incerteza em projetos de sistemas de medição.
- ii. proposta de um filtro adaptativo para processamento de sinais de ECG.

## 1.3 Produção Científica

O desenvolvimento desta tese possibilitou a publicação de um artigo intitulado:

- i. *ECG Measurement Uncertainty based on Monte Carlo Approach: An Effective Analysis for a Successful Cardiac Health Monitoring System*, disponível na base MDPI em <<https://doi.org/10.3390/bioengineering10010115>>, classificado com A1 no *Qualis* e Fator de Impacto 4.6 no JCR .
- ii. *Measurement Uncertainty and Machine Learning in the Diagnosis of Diseases with the Electrocardiogram*. (Trabalho em escrita).

## 1.4 Organização do Trabalho

Esta tese está organizada em cinco Capítulos. No Capítulo 2, inicialmente são descritas as características dos sinais elétricos do coração humano, bem como são apresentados os conceitos e os princípios de funcionamento de um eletrocardiógrafo. Além disso, ainda no mesmo Capítulo, é apresentada a fundamentação teórica e a modelagem matemática para

os métodos utilizados nesta tese, de acordo com a doutrina mais recente. No Capítulo 3 são descritas as metodologias propostas para: i) realizar a avaliação da incerteza de medição ainda na fase de projeto de um eletrocardiógrafo e ii) realizar o processamento do sinal de entrada do ECG, levando em consideração a incerteza do sinal de entrada. No Capítulo 4, por sua vez, são apresentados e discutidos os resultados das simulações realizadas, utilizando uma base de dados de acesso livre para validar os métodos propostos. Por fim, no Capítulo 5, são apresentadas as conclusões, contribuições, considerações e trabalhos futuros.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

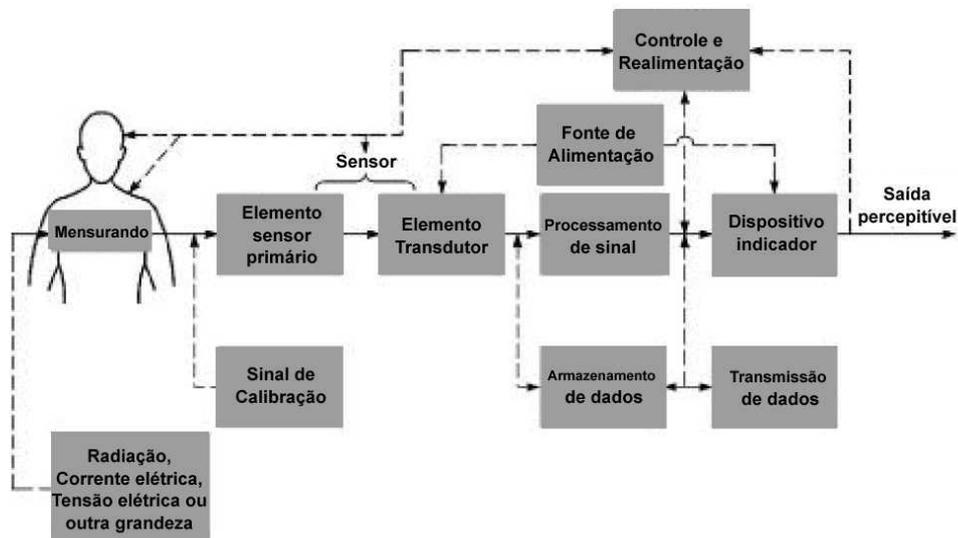
Este Capítulo explora os conceitos e características relacionados ao processo de monitoramento dos sinais elétricos do coração humano que utiliza um eletrocardiógrafo como sistema de medição. Além disso, são apresentadas as teorias de base utilizadas para a modelagem matemática e para o desenvolvimento das metodologias propostas nesta tese.

As informações abordadas nesta tese são apresentadas do nível mais genérico para o mais específico, com o objetivo de contextualizar um assunto de maior interesse para este trabalho. Inicialmente são abordados os princípios de medição de sinais biomédicos, antes de se abordar os fenômenos presentes na medição de sinais da atividade elétrica do coração (assunto específico de interesse). De forma mais específicas, para os objetivos desta tese, na sequência são abordados os conceitos relativos a incerteza de medição associada ao sinal de ECG, bem como os efeitos da incerteza de medição presentes nas fases de projeto de um sistema de medição, nas medições realizadas e na tomada de decisão a partir dos dados de medições.

### 2.1 A Medição de Biossinais e suas Incertezas

Os sistemas de medição utilizados para monitoração de pacientes podem ser descritos, de forma genérica, como representado na Figura 1. Neste caso, o fluxo principal de informação é representado da esquerda para a direita e os elementos, cujas conexões estão representadas por linhas tracejadas, são acessórios que podem não aparecer em alguns sistemas.

Figura 1 – Sistema genérico de monitoração de pacientes



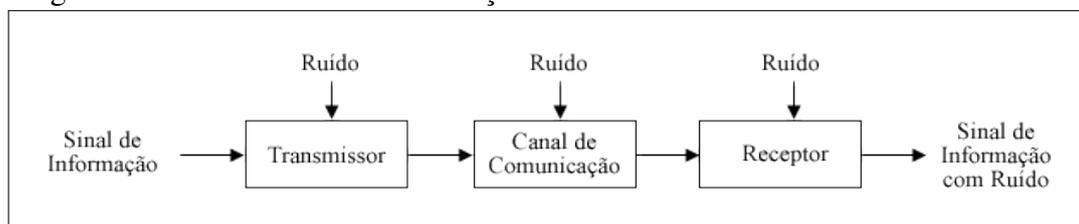
Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

Os principais elementos de um sistema de monitoração de pacientes estão representados na Figura 1: i) o mensurando, que é a grandeza a ser medida, por exemplo radiação, um sinal de corrente ou tensão elétrica; ii) o sensor que, nesse contexto, pode ser dividido em dois elementos, um elemento primário que interage com o mensurando e o transdutor que transforma o sinal gerado no elemento primário de uma grandeza em outra, geralmente uma grandeza elétrica; iii) o elemento de processamento de sinais, que pode ser um amplificador ou um filtro, por exemplo; iv) o dispositivo indicador que torna visível o resultado das medições, que pode ser a tela de um monitor, por exemplo.

Tem-se ainda representado na Figura 1 os elementos secundários que podem ou não compor o sistema de medição e monitoração de pacientes, que são: i) elemento de armazenamento de dados; ii) elemento de transmissão de dados que podem ser com ou sem fio; iii) elemento de controle e realimentação que pode ser utilizado para administração de medicamentos; iv) a fonte de alimentação que é um elemento utilizado para energizar o dispositivo de indicação e/ou o transdutor, geralmente fornecendo um valor de referência para a grandeza de medição desse elemento; e v) o sinal de calibração que é um elemento utilizado para configurar parâmetros de medição do sistema com o objetivo de reduzir o erro de medição do sensor.

Destaca-se que sistemas utilizados para medição de biosinais, como representados na Figura 1, estão susceptíveis a influência de fatores externos que podem causar efeitos indesejáveis (ruídos) no sinal de interesse, como representado na Figura 2. Esses ruídos associados ao sinal de informações, por sua vez, geram uma zona de dúvida em torno dos valores indicados pelo sistema de medição chamada de incerteza da medição.

Figura 2 – Um sistema de comunicação.



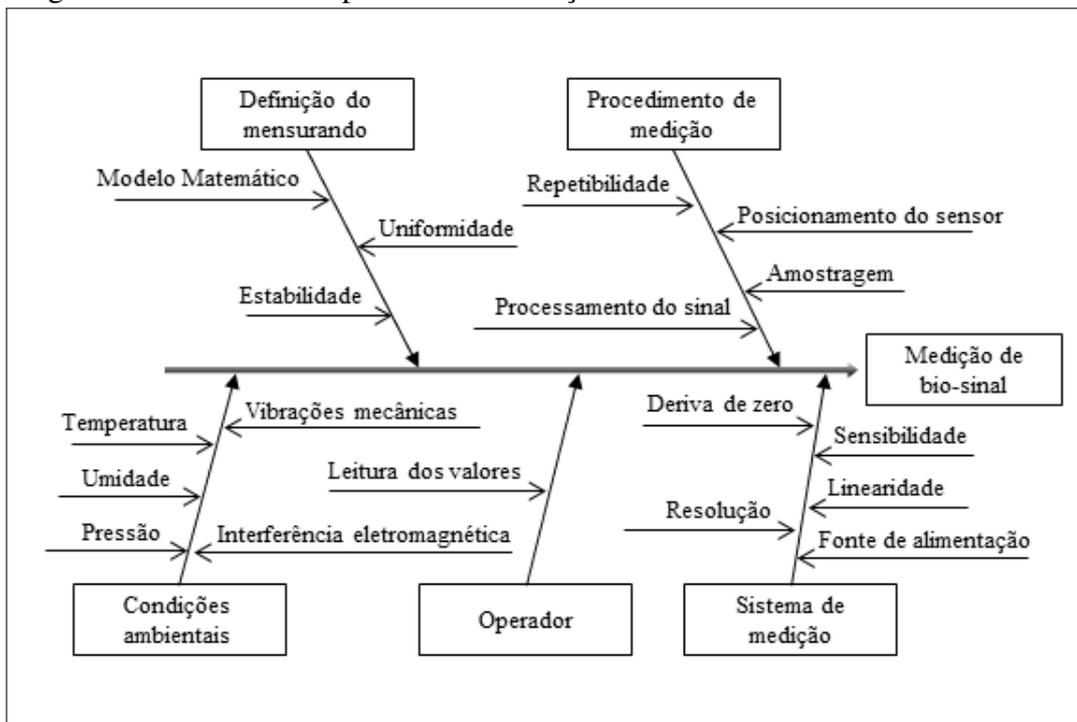
Fonte: Adaptado de (ROBERTS, 2009).

Roberts (2009) explica que, em um sistema, o sensor/transdutor gera o sinal de interesse, um sinal de informação, e o transmissor envia esse sinal ao receptor por meio de um canal de comunicação, que é o caminho que o sinal percorre desde o transmissor até o receptor. Roberts (2009) afirma, ainda, que a presença de ruídos é inevitável no transmissor, canal e receptor, muitas vezes em múltiplos pontos, como representado na Figura 2.

Ressalta-se que as incertezas de medições representadas na Figura 2 não são as únicas presentes em um processo de medição. Essas podem ser colocadas em um grupo de fontes de incerteza que está ligado ao meio ambiente (interação do sistema com o meio em sua volta). Albertazzi e Sousa (2018) afirmam que todas as fontes de incerteza presentes em um processo de medição podem ser divididas em cinco grupos: i) Definição do mensurando; ii) Procedimento de medição; iii) Condições ambientais; iv) Operador; e v) Sistema de medição.

As principais fontes de incerteza presentes em medições de biosinais são exemplificadas na Figura 3. Ressalta-se que esses exemplos não esgotam as possíveis fontes de incerteza presentes nesse tipo de medição, também não se afirma que todos esses exemplos devem estar presentes em todas as medições deste tipo. Mas se pode afirmar que as incertezas são fatores que sempre estarão presentes em processos de medições, podendo influenciar em maior ou menor grau os resultados dessas medições e consequentemente as decisões decorrentes desses resultados (JCGM/WG-1, 2012).

Figura 3 – Elementos do processo de medição.



Fonte: O autor.

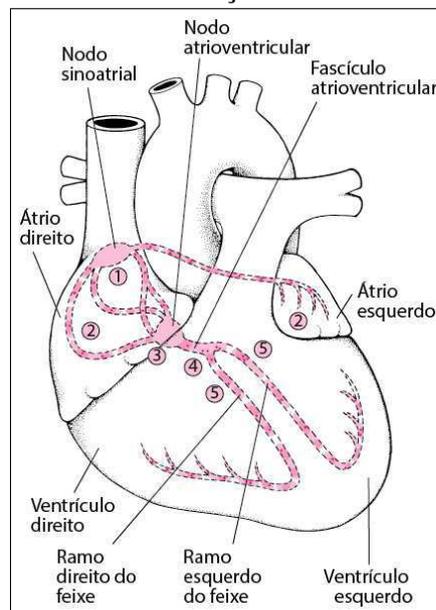
Com isso, nota-se que o conhecimento da natureza dos fenômenos envolvidos em um processo de medição, bem como os princípios de funcionamento dos sensores e demais elementos a serem utilizados são requisitos fundamentais para a análise e desenvolvimento de um sistema de medição e monitoramento com confiabilidade metrológica.

### 2.1.1 A medição da atividade elétrica do coração com um eletrocardiógrafo

Com o objetivo de se conhecer os fenômenos envolvidos na medição dos sinais elétricos do coração, mensurando na medição com um eletrocardiógrafo, primeiramente é apresentada brevemente a anatomia do coração com um destaque para os principais eventos associados aos batimentos cardíacos.

No ciclo de batimentos cardíacos, a atividade elétrica se inicia no nódulo sinoatrial, indicado por (1) na Figura 4. Assim, os impulsos elétricos gerados, nesse nódulo, se dividem pelos átrios (direito e esquerdo) (2), fazendo com que se contraíam, e pelo nódulo atrioventricular (3), que sofre um pequeno retardo. Após passar pelo o atrioventricular, o impulso então passa pelo feixe de His (4), dividindo-se entre o ramo direito para o ventrículo direito (5) e o ramo esquerdo para o ventrículo esquerdo (5), provocando suas contrações (WEBSTER, 2010).

Figura 4 – A trajetória do sinal elétrico do coração.



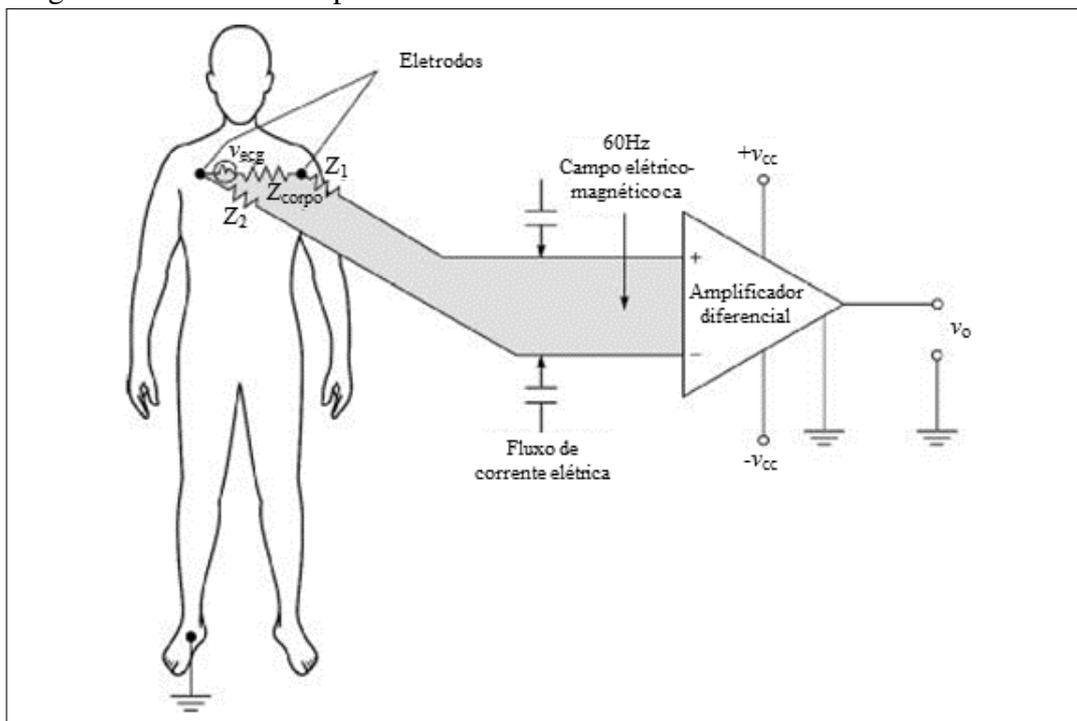
Fonte: (MITCHELL, 2023).

Esses impulsos são suficientes para gerar uma diferença de potencial entre dois eletrodos de um eletrocardiógrafo que é um sistema utilizado para medir e monitorar a atividade elétrica do coração, gerando informações para a avaliação das condições de saúde de um paciente.

Um esquema simplificado de medição do sinal elétrico do coração é mostrado na Figura 5, no qual devido à impedância do corpo humano, o impulso elétrico que se propaga pelo coração gera um sinal de tensão ( $v_{egc}$ ) da ordem de micro-volts entre os dois eletrodos. Esse sinal é amplificado para se obter na saída o sinal processado ( $v_o$ ). Na mesma Figura, destacam-se

dois fatores de interferência no sinal de entrada: o efeito da indução de campos eletromagnéticos CA do ambiente que causa ruídos na faixa de 60 Hz e o efeito de acoplamentos capacitivos que produzem um fluxo de corrente elétrica dentro do circuito do eletrocardiógrafo. Esses são apenas alguns exemplos de fatores que podem gerar erros e incertezas neste processo de medição, ressaltando-se que existem diversos outros fatores que causam erros e incertezas nos resultados desse tipo de medição (WEBSTER, 2010).

Figura 5 – Um ECG simplificado.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

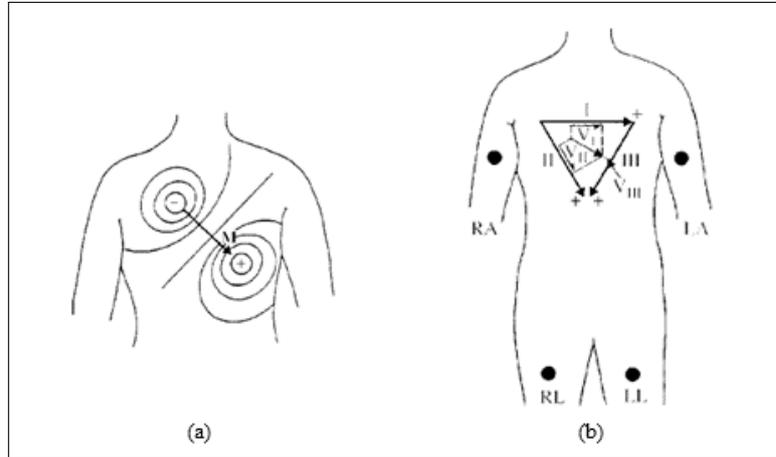
Dos principais aspectos do processo de medição com um eletrocardiógrafo, destaca-se que o sinal da atividade elétrica do coração pode ser aproximado por uma grandeza vetorial e que um par ou um conjunto de eletrodos pode ser utilizado para medir a magnitude desse sinal, bem como sua dependência com a grandeza tempo (WEBSTER, 2010).

Cada uma dessas medições é chamada de derivação que representa a projeção desse vetor sobre um plano específico (frontal ou transversal) e caracteriza a atividade elétrica do coração. A derivação em destaque na Figura 6.(a) é o máximo dipolo, projetado sobre o plano frontal, que corresponde a derivação utilizada para a medição da onda R. Na Figura 6.(b), tem-se a representação dos vetores das seis derivações projetados no plano frontal e os pontos de conexão RA, LA, RL e LL, que correspondem aos quatro eletrodos periféricos.

As seis derivações, mostradas na Figura 6.(b), são obtidas com a combinação de pares

de eletrodos. Os vetores I, II e III, que formam aproximadamente um triângulo equilátero, são obtidos pela diferença de potencial entre os eletrodos LA-RA, LL-RA e LL-LA, respectivamente.

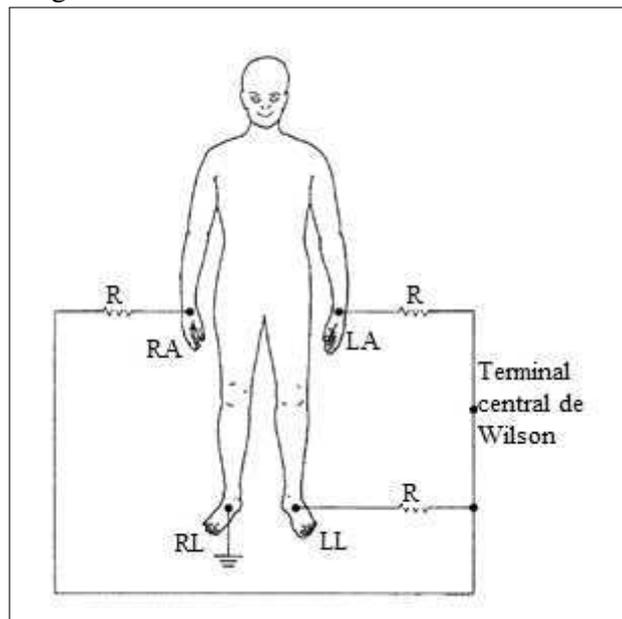
Figura 6 – Padrão de notação dos vetores medidos por ECG.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

Uma das formas de configuração dos eletrodos para esse tipo de medição se utiliza de um ponto central como referência, conforme mostrado na Figura 7, chamado de terminal central de Wilson. Assim, a diferença de potencial é medida em relação a esse ponto central. O sinal obtido entre o ponto central de referência e o eletro LA é denotado por VL, e entre o RA é denotado por VR e entre o LL por VF.

Figura 7 – Terminal central de Wilson.

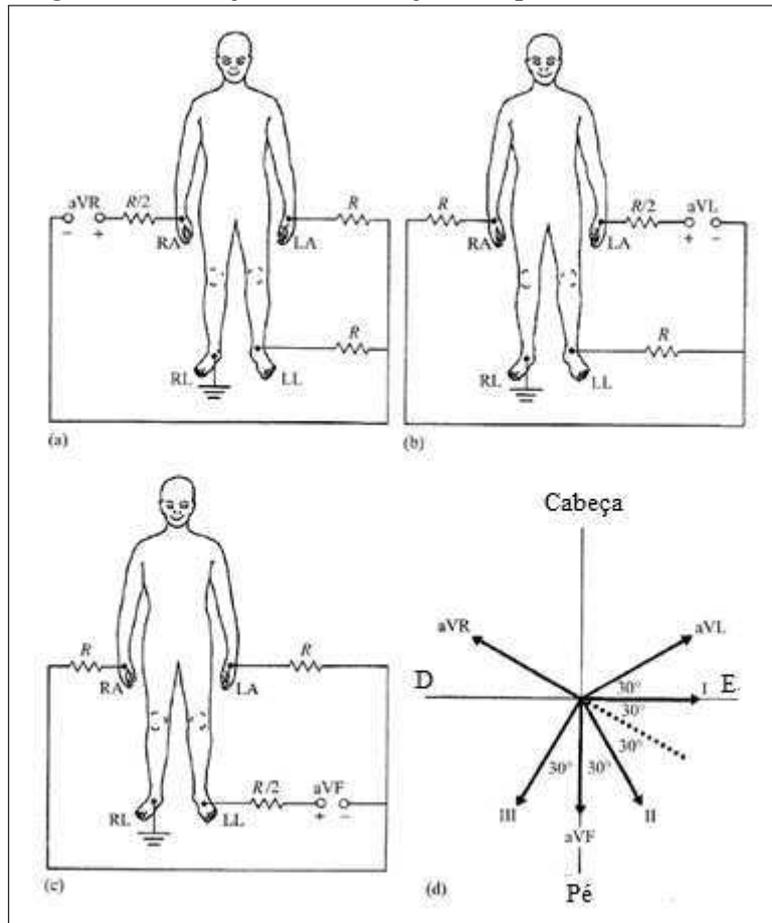


Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

O resistor utilizado nesta configuração reduz o valor do sinal medido entre o eletrodo

e o terminal central, de tal forma que, se o valor de resistência for reduzido pela metade, o valor do sinal medido aumenta em 50%. Fazendo isso, como demonstrado na Figura 8, obtém-se novas derivações, chamadas de derivações aumentadas e representadas por aVL, aVR e aVF. As derivações aumentadas mantêm a mesma direção, alterando apenas a amplitude do sinal.

Figura 8 – Medição das derivações no plano frontal.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

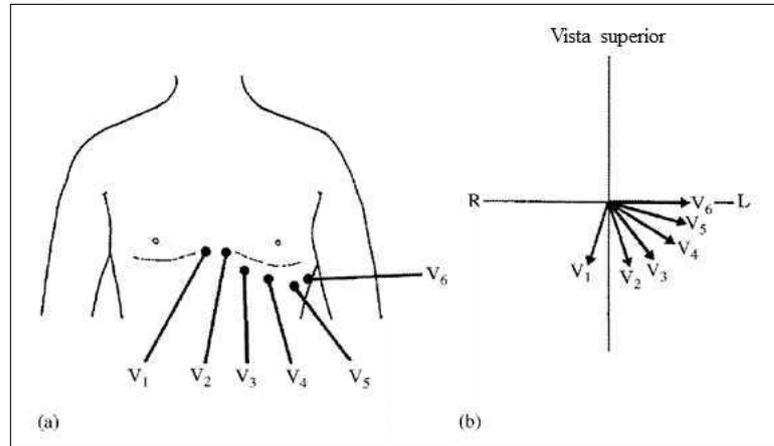
Com isso, obtém-se as seis derivações (I, II, III, aVL, aVR e aVF) que são utilizadas para monitoramento do ciclo cardíaco, permitindo que se reconheça a posição do ciclo pela derivação que apresentar maior amplitude de sinal naquele momento de interesse. Essas seis derivações são plotadas no plano frontal separadas de 30°, como pode ser observado na Figura 8.

Quando se faz necessário observar as derivações no plano precordial (plano transversal), são utilizados eletrodos precordiais posicionados estrategicamente no tórax, como mostrado na Figura 9. O sinal da derivação específica é obtido pela diferença de potencial entre o respectivo eletrodo e a média das diferenças de potencial dos eletrodos periféricos e o ponto central de Wilson. Na Tabela 1, tem-se o resumo das definições dessas doze derivações.

Assim, com essas doze derivações, é possível monitorar a atividade elétrica do

coração e, conseqüentemente, a saúde de pacientes, diagnosticando-se diversas doenças cardíacas por meio da análise do sinal de ECG.

Figura 9 – Posição dos eletrodos precordiais.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

Tabela 1 – Definição das derivações.

Representação	Definição	Nome da derivação
I	$I = LA - RA$	Derivações bipolar
II	$II = LL - RA$	
III	$III = LL - LA$	
aVR aVL aVF	$aVR = RA - 0.5 (LA + LL)$ $aVL = LA - 0.5 (LL + RA)$ $aVF = LL - 0.5 (LA + RA)$	Derivações aumentadas
V1 V2 V3 V4 V5 V6	$V1 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$ $V2 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$ $V3 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$ $V4 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$ $V5 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$ $V6 = V - 0.333 (LA + RA + LL)$	Derivações unipolar

Fonte: (AAMI, 2001).

Como os eletrocardiógrafos são amplamente utilizados na medicina e existem vários fabricantes deste tipo de instrumento, requisitos de desempenho foram estabelecidos por organizações internacionais ao longo dos anos, a fim de garantir a confiabilidade dos valores indicados por estes instrumentos. No Apêndice A, apresenta-se uma tabela que fornece um resumo dos requisitos de desempenho mais recentes, estabelecidos na norma (AAMI, 2001).

Além desses requisitos que estão relacionados aos aspectos de projeto e fabricação do eletrocardiógrafo existem normas que estabelecem requisitos de avaliação da conformidade do equipamento, como a norma (ABNT, 2014), que aborda requisitos de segurança e desempenho desses equipamentos, e a recomendação internacional (OIML, 1990), que estabelece requisitos e

métodos de verificação da conformidade metrológica do eletrocardiógrafo.

Com um estudo atencioso dessas normas e de recomendações nacionais e internacionais, aplicáveis ao eletrocardiógrafo, pode-se afirmar que a incerteza de medição, presente em todo tipo de medição com qualquer tipo de equipamento, não é abordada de forma completa nesses documentos. A norma (ABNT, 2014) aborda requisitos de desempenho que inclui a calibração do eletrocardiógrafo, que se executada por uma organização competente, deve levar em consideração a incerteza desse processo. E apesar da recomendação (OIML, 1990) abordar com mais detalhes os métodos de verificação metrológica do eletrocardiógrafo, esse documento não aborda com o mesmo nível de detalhes a incerteza de medição.

Esses documentos estabelecem parâmetros de avaliação de desempenho, como erro de medição de tensão, histerese, desvio da linha de base etc. Estabelecendo também os limites de aceitação para esses parâmetros, a exemplo do que é mostrado na Tabela 9, bem como os métodos para realização dos ensaios para a avaliação desses parâmetros.

O que chama a atenção nesses documentos é o fato desses parâmetros serem avaliados apenas como erro relativo (erro sistemático ou tendência em termos percentuais) e o erro aleatório ou a incerteza de medição não é considerada nem de forma individual e nem de forma combinada, que considera os efeitos das diversas fontes de erro agindo concomitantemente.

### ***2.1.2 A incerteza da medição com um eletrocardiógrafo***

Antes de se explorar em detalhes um eletrocardiógrafo e as incertezas presentes em seu processo de medição é importante apresentar uma definição formal para os conceitos de medição e de incerteza de medição. Neste caso, a medição é um processo de obtenção experimental de um ou mais valores que podem ser, razoavelmente, atribuídos a uma grandeza. Já a incerteza de medição é um parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas (INMETRO, 2012).

Parafraseando Lord Kelvin, o conhecimento sobre um fenômeno físico de interesse só será satisfatório quando se consegue descrever esse fenômeno por meio de números. Esses números podem ser gerados a partir de medições, conforme definido. Mas se ressalta o fato de que a definição de medição sugere que o valor atribuído a uma grandeza de interesse, a partir do processo experimental, não é um valor único. Assim, isso pode ser melhor entendido com a definição de incerteza de medição, que associa uma dispersão de valores ao resultado de medição.

A definição de incerteza de medição traz também um destaque para as informações

utilizadas, o que sugere a importância de uma análise adequada do fenômeno de interesse para definição e modelagem matemática do processo de medição, bem como para identificar todos os fatores de influência e seus respectivos efeitos no resultado de medição, como já exemplificado anteriormente nas Figuras 5 e 3, respectivamente.

De uma forma genérica, um processo de medição pode ser representado matematicamente por  $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$ , que define o mensurando  $Y$  partindo de informações de  $N$  outras grandezas. Ressaltam-se que as grandezas de entrada  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , podem ser consideradas como mensurandos e depender de outras grandezas, incluindo por exemplo, correções para efeitos sistemáticos que, por conseguinte, pode levar a uma função  $f$  que talvez não possa ser escrita de modo explícito ou que a sua solução por meios analíticos seja exaustiva. Além disso,  $f$  pode ser determinada experimentalmente ou por meio de um algoritmo resolvido numericamente (JCGM/WG-1, 2008a).

O mensurando  $Y$  é definido por um valor essencialmente único, mas na prática o que se obtém é uma estimativa  $y$ , obtida a partir de estimativas  $x_1, x_2, \dots, x_N$  para as grandezas de entrada  $X_1, X_2, \dots, X_N$ . Em alguns casos, quando  $f$  é uma função não linear das grandezas de entrada  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , a estimativa  $y$  pode ser obtida por

$$y = \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n Y_k = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n f(X_{1.k}, X_{2.k}, \dots, X_{N.k}), \quad (2.1)$$

em que,  $y$  é a média de  $n$  determinações independentes ( $Y_k$ ) de  $Y$ , sendo cada uma baseada em um conjunto completo de valores observados das  $N$  grandezas de entrada ( $X_i$ ), obtidos ao mesmo tempo (JCGM/WG-1, 2008a).

O desvio-padrão associado com a estimativa de saída ou resultado de medição  $y$ , na Equação 2.1, é chamado de incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$  e pode ser estimado pela desvio-padrão associado com cada estimativa de entrada  $x_i$ , denominado incerteza-padrão  $u(x_i)$ . A incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$  é a raiz quadrada positiva da variância combinada  $u_c^2(y)$ , que pode ser determinada por (JCGM/WG-1, 2008a):

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j) = \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j). \quad (2.2)$$

Nesta Equação a incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$  é um desvio-padrão estimado que caracteriza a dispersão dos valores que poderiam, razoavelmente, ser atribuídos ao mensurando

$Y$ . A Equação 2.2 pode ser utilizada tanto quando as grandezas de entrada ( $x_i$ ) são independentes, como quando elas são correlacionadas (JCGM/WG-1, 2008a).

Aplicando-se o Teorema do Limite Central, a incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$  pode assumir uma distribuição de probabilidade aproximada por uma distribuição- $t$  e, sendo um desvio-padrão obtido com a aplicação da Equação 2.2, tem um nível de abrangência de aproximadamente 68%. Em muitas aplicações são exigidos níveis de probabilidade de abrangência maiores, que podem ser alcançados com a utilização de um fator de abrangência  $k$  que, neste caso, pode ser obtido da tabela estatística "*t-Student*" em função do nível de probabilidade de abrangência  $p$  desejado e do número de graus de liberdade efetivo  $\nu_{eff}$ , calculado por (JCGM/WG-1, 2008a):

$$\nu_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{u_i^4(y)}{\nu_i}}, \quad (2.3)$$

em que  $u_i(y)$  é a incerteza padrão de cada uma das estimativas das grandezas de entrada  $x_i$  e  $\nu_i$  é o respectivo grau de liberdade da incerteza-padrão. Já a incerteza-padrão  $u_i(y)$  pode ser obtida por (JCGM/WG-1, 2008a):

$$u_i(y) \equiv \left| \frac{\partial f}{\partial x_i} \right| u(x_i), \quad (2.4)$$

assim, encontra-se uma incerteza expandida  $U_p = k_p u_c(y) = t_p(\nu_{eff}) u_c(y)$ .

Em geral, o resultado de uma medição é somente uma aproximação ou estimativa do valor do mensurando e, assim, só é completo quando acompanhado pela declaração da incerteza dessa estimativa. O resultado da medição do mensurando  $Y$  pode ser expresso como um intervalo, tendo um nível de probabilidade de abrangência aproximado  $p$ , da seguinte forma (JCGM/WG-1, 2008a):

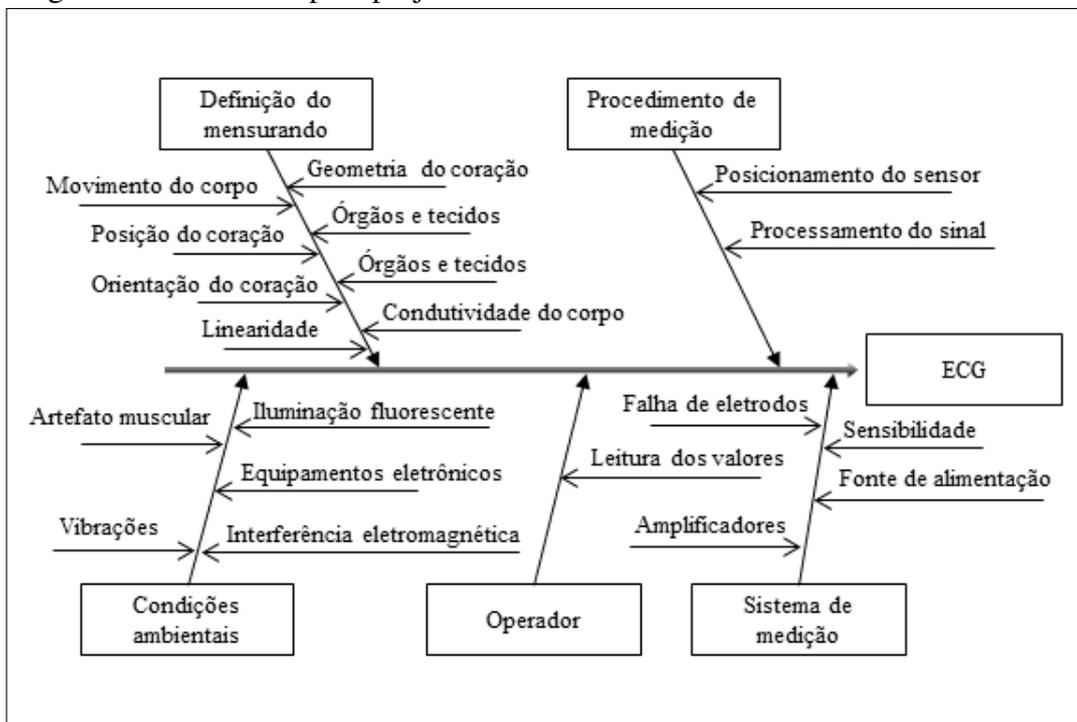
$$Y = y \pm U_p. \quad (2.5)$$

Pode-se dizer que o objetivo de uma medição é determinar o intervalo de valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando para um determinado nível de confiança. Uma medição começa, portanto, com uma especificação apropriada do mensurando, do método de medição e do procedimento de medição. A partir de então, com o conhecimento dos

fenômenos envolvidos, bem como dos fatores que podem influenciar os resultados, pode-se realizar a modelagem matemática do processo e a avaliação da incerteza de medição.

Em seu trabalho, Lux (2000) analisou os efeitos de diferentes relações sinal-ruído e conseqüentemente da incerteza de medição nas ondas QRS, SST e QRST. Com esse estudo, pôde propor algumas orientações para melhorar a precisão da avaliação e interpretação do ECG. Lux (2000) também identificou as principais fontes de incerteza desse processo, as quais são apresentadas no diagrama da Figura 10.

Figura 10 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos.



Fonte: O autor.

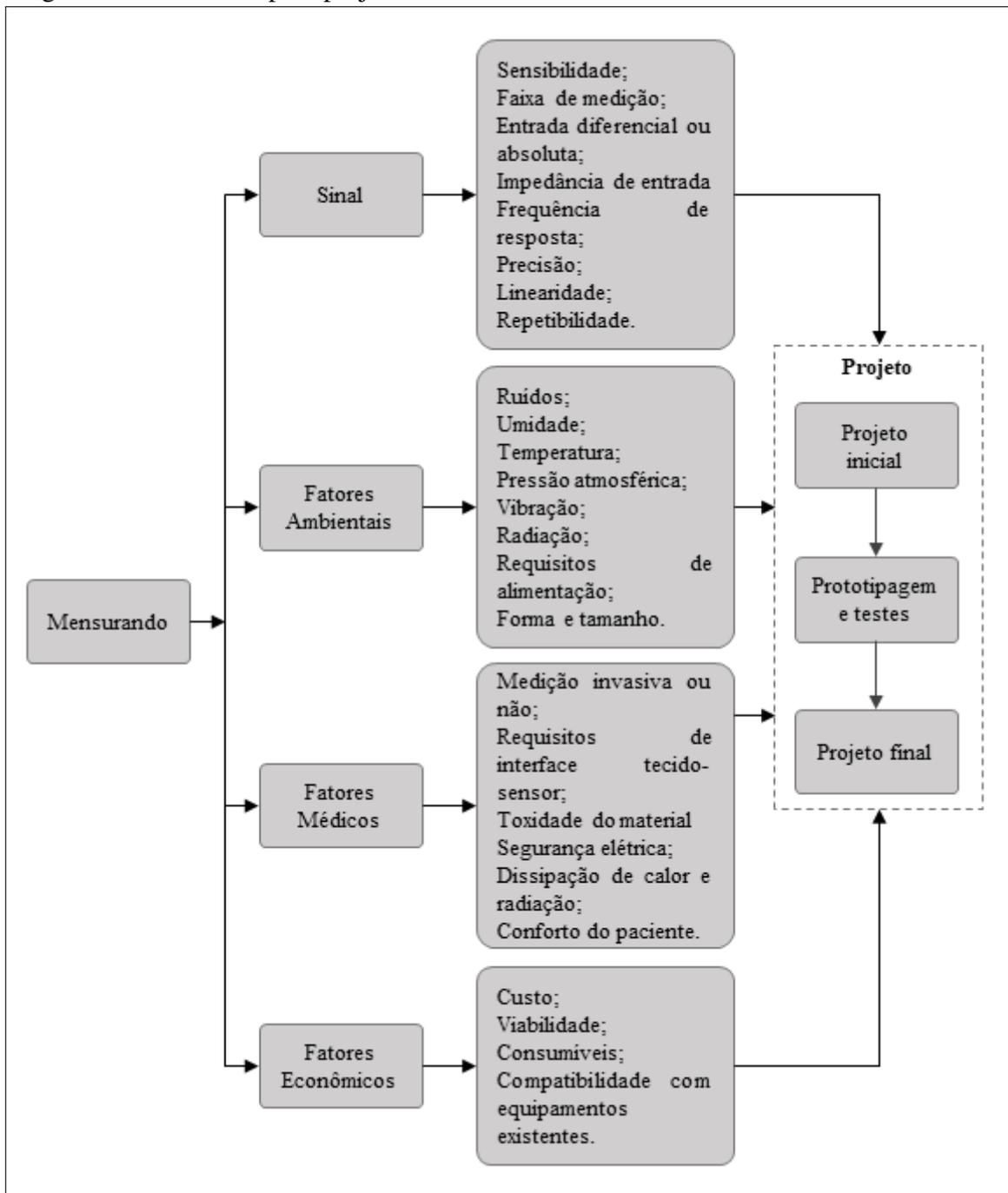
Embora a magnitude dos efeitos para cada um dos fatores identificados na Figura 10 seja diferente, eles contribuem de forma significativa para uma variação nas características do sinal de ECG que, em última análise, dificulta a detecção ou caracterização bem-sucedida de doenças cardíacas (LUX, 2000).

Algumas das fontes de incerteza, identificada por Lux (2000), foge completamente ao controle do desenvolvedor do instrumento de medição como a geometria do coração do paciente ou outros órgãos e tecidos ou ainda como o controle das condições ambientais, no qual o papel do desenvolvedor se limita a recomendações de condições adequadas. Mas outras fontes de incerteza como amplificadores, sensibilidade e susceptibilidade a ruídos podem ser trabalhadas e melhoradas a nível de projeto e desenvolvimento.

## 2.2 A Incerteza na Fase de Projeto do Sistema de Medição

O desenvolvimento de um novo sistema de medição ou a implementação de melhorias em projetos já existentes depende do nível de complexidade do sistema a ser projetado ou melhorado, do conhecimento a respeito dos fenômenos inerente ao objeto de estudo, dos recursos disponíveis, das diversas restrições físicas e de negócios e de outros fatores (HALE, 1999).

Figura 11 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2010).

Webster (2010) destaca as principais etapas do processo de projeto de um instrumento biomédico que são mostradas na Figura 11. Com as quais, partindo-se do conhecimento do mensurando, diversos fatores devem ser levados em consideração antes de se iniciar o projeto, propriamente dito, do instrumento. Ressalta-se que o esquema mostrado na Figura 11 engloba, de forma mais genérica, os fatores especificados na Figura 3 que foram esquematizado num contexto de avaliação de um sistema de medição já em utilização.

Em seu trabalho, Webster (2010) também aborda aspectos que vão além da fase de projeto de um instrumento biomédico, como aspectos ligados a regulamentação e comercialização do instrumento, que são aspectos muito importantes. Inclusive requisitos ligados a esses aspectos podem ser levados em consideração na fase de projeto. Para os objetivos desta tese é suficiente abordar os aspectos apenas até a etapa do projeto final do instrumento.

A fase de projeto, conforme (WEBSTER, 2010), é um processo iterativo que pode ser dividido em três etapas: i) Projeto inicial - que incorpora todos os aspectos levantados anteriormente para proposição de uma solução fiel a esses requisitos; ii) Prototipagem e testes - em que é implementada a solução e realizados testes para se avaliar o quão bem o protótipo atende aos requisitos iniciais; e iii) Projeto final - solução que melhor atende aos requisitos iniciais, alcançada após realizadas iterações e testes específicos.

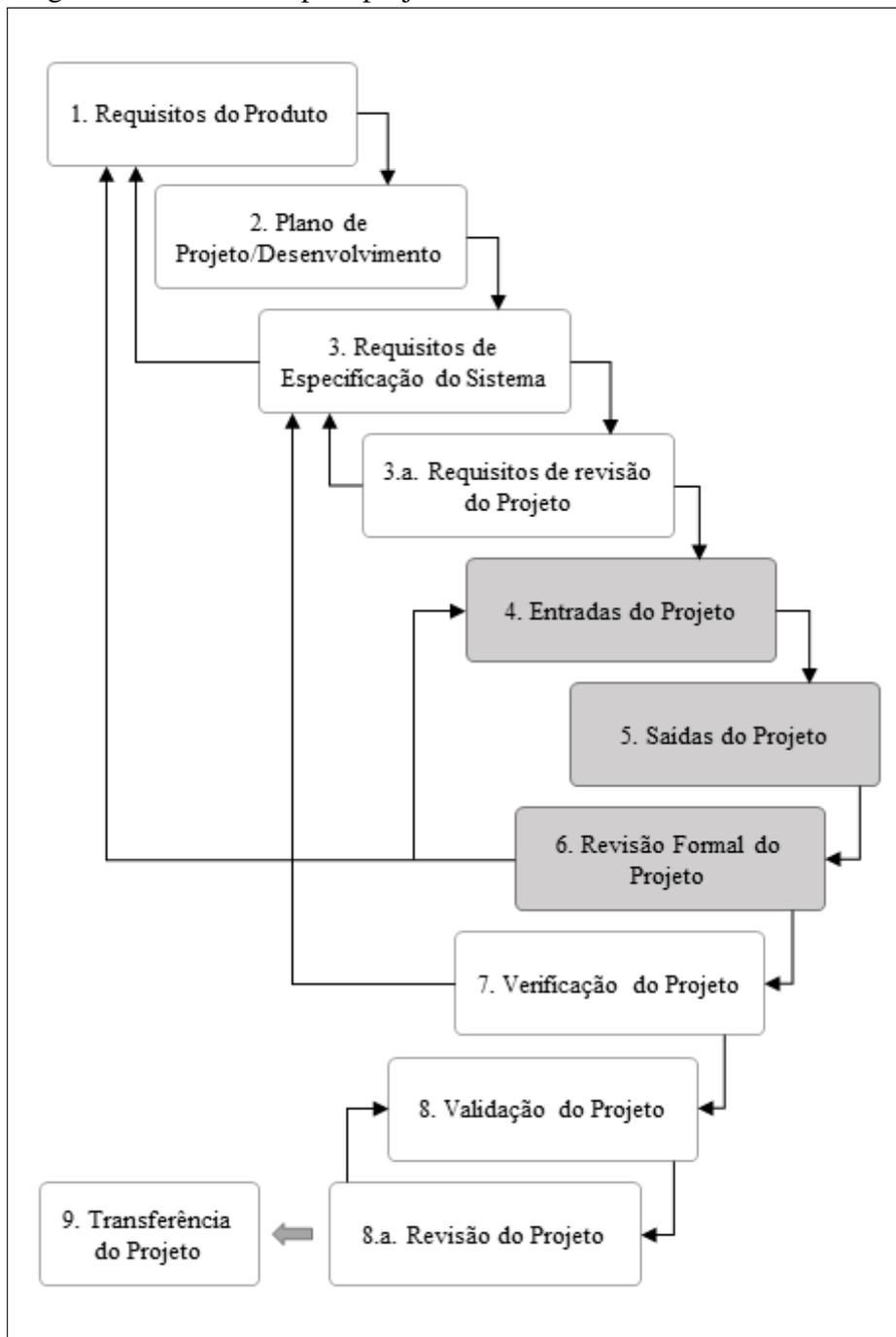
Essa fase de projeto é mais detalhada por King *et al.* (2015), conforme mostrado na Figura 12, na qual se pode ver com mais clareza as iterações do projeto. Destaca-se, nessa Figura, a principal etapa de iteração da fase de projeto, em que as entradas do projeto são processadas para se obter as saídas que, por sua vez, são analisadas e, se necessário, o projeto é revisado e então as entradas são processadas novamente até se obter saídas satisfatórias em comparação com os requisitos pré-estabelecidos. Também orientam os seguintes requisitos gerais para realização da avaliação dos resultados de saída do projeto:

- i. critérios de aceitação devem ser estabelecidos para permitir a verificação e validação dos resultados relacionados ao desempenho do dispositivo como precisão e confiabilidade que devem ser definidos como limites de tolerância;
- ii. as saídas devem ser documentadas e avaliadas quanto à conformidade em relação às entradas do projeto, além de se manter a rastreabilidade dos resultados; e
- iii. os resultados do projeto, que são essenciais para a qualidade, segurança e funcionamento adequado do dispositivo devem ser identificados.

Um dos requisitos para avaliação de desempenho de um sistema de medição em fase

de projeto, apontado por King *et al.* (2015), é a precisão que está diretamente relacionada à incerteza de medição. Tanto King *et al.* (2015) como Webster (2010) não detalham como esse critério pode ser avaliado na fase de projeto, apenas apontam que pode ser utilizado como um limite de tolerância.

Figura 12 – Processos para projeto de instrumentos biomédicos.



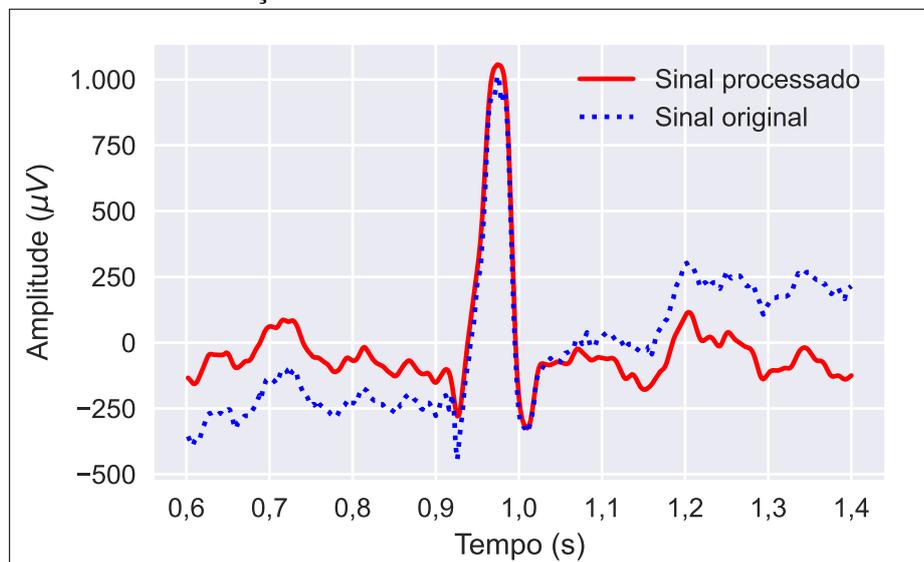
Fonte: Adaptado de (KING *et al.*, 2015).

### 2.3 A Incerteza no Processamento de Dados

O processamento e/ou filtro do sinal gerado pelo sensor, antes da apresentação dos resultados, faz parte de um sistema de medição, como já esquematizado na Figura 1, e é essencial para análises e tomadas de decisões posteriores. Mas ao se aplicar um filtro em um sinal qualquer, sempre existirá uma perda, em maior ou menor grau, de informação potencialmente útil, que é retirada junto com ruídos, que são informações indesejadas.

Em geral o processamento do sinal de ECG é realizado em etapas com a aplicação de diferentes filtros. Pode-se inicialmente aplicar um filtro do tipo passa-faixa e posteriormente um filtro para remoção da variação da linha de base, como aplicado por Cleveland (1979), Cappellari *et al.* (2013), He (2023). Por fim, pode-se aplicar outro filtro para remoção de interferência da linha de energia utilizando um método conhecido como *Power-line Interference* (PLI), como realizado por Keshtkaran e Yang (2014). Um exemplo do resultado obtido com a aplicação dessas operações pode ser observado na Figura 13.

Figura 13 – Sinal de ECG processado com filtro passa-faixa, remoção de tendências e remoção da PLI.



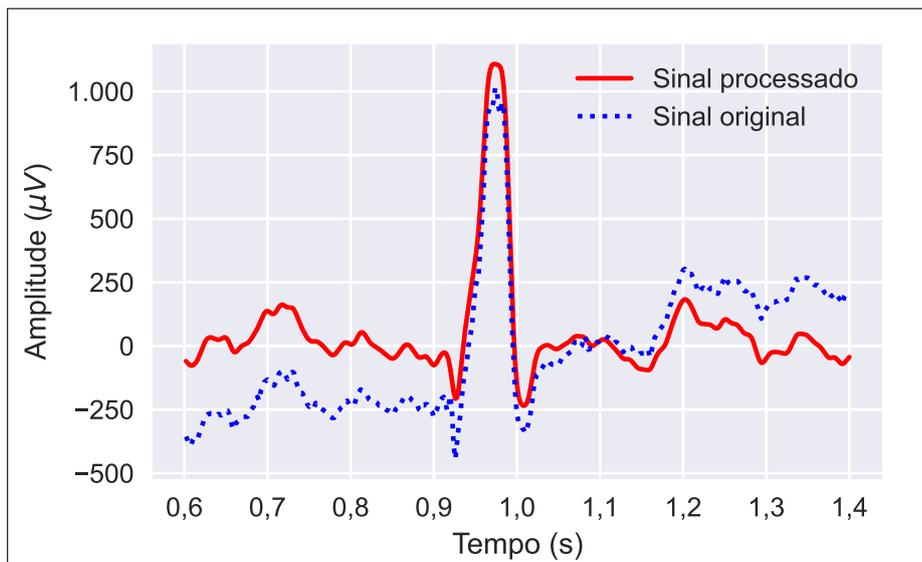
Fonte: O autor.

Como discutido na Seção 2.1.2 e resumido na Figura 10, fontes externas ao eletrocardiograma interferem de forma significativa no sinal de ECG e essas fontes de interferência, que são também fontes de incerteza, pode prejudicar as análises posteriores como em aplicações de algoritmos de detecção ou de classificação de padrões. Com isso, diversas metodologias com adaptações específicas para o processamento de sinais de ECG foram propostas ao longo dos anos (LUX, 2000; LEVKOV *et al.*, 2005).

O método de remoção de interferências PLI promete remover interferências na faixa de frequência da linha de energia CA, sem alterar a forma e a magnitude do sinal. Destaca-se que no processamento do sinal, apresentado na Figura 13, também foi removida a variação da linha de base e por isso a aparente alteração de forma. O método PLI já foi aplicado em diversos trabalhos desenvolvidos por Levkov *et al.* (2005), Keshtkaran e Yang (2014), Mihov (2018) e também foi implementado em uma biblioteca de processamento de sinais no software SciLab.

Outro exemplo de metodologia, bastante citada na literatura, para o processamento dos dados de ECG, trata-se de um método conhecido como *Nonlocal Means* (NLM) (MOURAD, 2022). Esse método foi inicialmente aplicado em processamento de imagens digitais, mas com o tempo, notou-se que devido a natureza periódica do sinal de ECG, essa técnica poderia ser utilizada em seu processamento, como mostrado na Figura 14 (TRACEY; MILLER, 2012).

Figura 14 – Sinal de ECG processado com filtro passa-banda, remoção de tendências e filtro NLM.



Fonte: O autor.

Em sua essência, o método NLM é um filtro adaptativo que se mostra eficiente no processamento de sinais de ECG, conforme mostrado na Figura 14. Este resultado foi obtido com a aplicação do método proposto por Tracey e Miller (2012), que é uma adaptação do método proposto por Darbon *et al.* (2008) usado em processamento de imagens digitais.

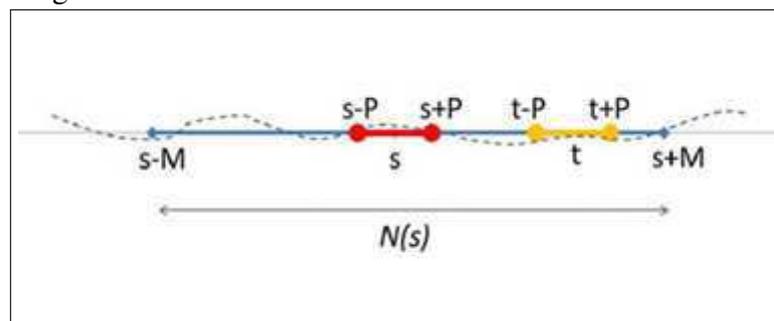
Trabalhos desenvolvidos por Sun e Chen (2012), Gao *et al.* (2022), LIU *et al.* (2023), também aplicaram a metodologia NLM com algumas adaptações e/ou melhorias e alcançaram bons resultados. Mas todos esses trabalhos são aplicados em processamento digital de imagens, o que representa melhorias da referida metodologia aplicada ao processamento de sinais 2D.

Em seu trabalho, Chatterjee *et al.* (2022), que aborda diversas metodologias para processamento de sinais de ECG, afirmam que a metodologia NLM elimina ruídos gaussianos, mas falha na região do complexo QRS de maior frequência devido à utilização de uma submédia. Mourad (2022) explica que esse método utiliza a média de dados vizinhos, não locais, para ponderar os pesos que são utilizados no algoritmo para eliminar ruídos de dados locais. Essa estratégia é válida devido à natureza repetitiva do sinal de ECG, na qual os dados vizinhos costumam apresentar boa semelhança para a aplicação da metodologia. Entretanto, em alguns casos essa semelhança pode não ser tão boa. O que pode ocorrer em regiões com ruídos de frequência mais elevadas, conforme apontado por Chatterjee *et al.* (2022) e Mourad (2022).

Observando-se as Figuras 13 e 14, que foram gerada a partir do processamento dos mesmos dados brutos de entrada e passaram pelas mesmas etapas iniciais de processamento, nota-se uma pequena diferença no sinal processado, principalmente na região do complexo QRS, cuja diferença pode ser atribuída às características do método aplicado.

O método NLM pode ser considerado um filtro adaptativo que se propõe a recuperar um sinal  $\Phi$ , a partir de um conjunto de dados com ruídos  $V = \Phi + \zeta$ , em que  $\zeta$  representa a informação ruidosa. Essa estratégia parte da hipótese de que, para uma amostra  $s$ , pode-se obter uma estimativa  $\phi(s)$  por meio de uma soma ponderada dos dados  $t$  de um conjunto de pesquisa  $N(s)$ . Na Figura 15, tem-se um diagrama desse processo.

Figura 15 – Fluxo do método NLM.



Fonte: (TRACEY; MILLER, 2012).

Em palavras, pode-se descrever o fluxo mostrado na Figura 15 da seguinte forma. Para uma amostrada de dados, centrada em  $s$  e com tamanho  $2P$ , são obtidas informações para eliminação de seus ruídos a partir da média ponderada de outras amostras de dados, centradas em  $t$ , também com tamanho  $2P$ . As amostras centradas em  $t$  têm seus pesos estabelecidos por ferramentas estatísticas, levando-se em consideração critérios de semelhança com a amostra centrada em  $s$ . Essas amostras centradas em  $t$  são selecionadas dentro de um campo de pesquisa

$N(s)$ , centrado em  $s$ , com tamanho  $2M$ .

Matematicamente, esse método pode ser descrito por Tracey e Miller (2012):

$$\phi(s) = \frac{1}{Z(s)} \sum_{t \in N(s)} w(s,t)v(t), \quad (2.6)$$

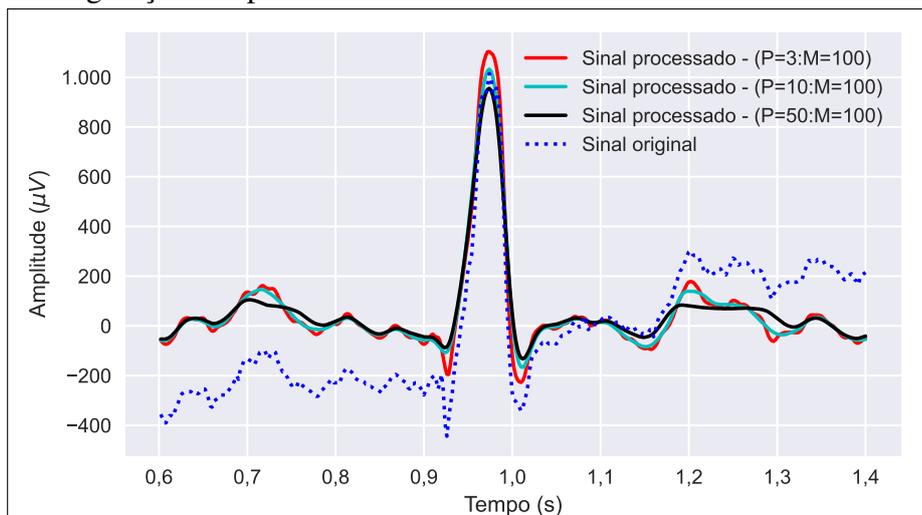
com um fator de normalização dos pesos  $Z(s) = \sum_t w(s,t)$  e os pesos  $w(s,t)$ :

$$w(s,t) = \exp\left(-\frac{\sum_{\delta \in \Delta} (v(s+\delta) - v(t+\delta))^2}{2M_\Delta \lambda^2}\right) \equiv \exp\left(-\frac{d^2(s,t)}{2M_\Delta \lambda^2}\right), \quad (2.7)$$

na qual,  $\Delta = [-P, P]$  representa valores discretos que irão definir a região local em torno de  $s$  e a região não local em torno de  $t$ . Nesta Equação  $\lambda$  é um parâmetro de largura de banda utilizado para controlar a filtragem e o denominador também é chamado de  $h$ .

Os resultados da aplicação da método NLM com três diferentes configurações para os parâmetros P e M são apresentados na Figura 16. Na qual, observam-se significativas diferenças na forma de onda do sinal de saída, não só na região do complexo QRS, mas ao longo de todo o sinal. Essa evidência aponta para o fato de que o processamento de sinal também gera incerteza.

Figura 16 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes configurações de parâmetros.



Fonte: O autor.

Em geral, o desempenho desses métodos de processamento de sinais são avaliados por meio de métricas como a Relação Sinal/Ruído (RSN) em decibéis, Erro Médio Quadrático (EMQ) e Distorção Percentual (DP). Nesta tese é apresentada uma proposta de melhoria do

método NLM baseado na teoria de filtros adaptativos, levando-se em consideração a incerteza do processamento para ajuste automático dos parâmetros da metodologia.

Dada a quantidade de fontes de incertezas mostradas na Figura 10, a complexidade matemática para se estabelecer um modelo analítico e tendo consciência do fato de que não se conhece completamente todas as fontes de incertezas, bem como sua influência no sinal de saída é conveniente utilizar modelos estatísticos para aplicações como essa (JCGM/WG-1, 2020).

Neste contexto, para uma estimativa da incerteza de medição no processamento de sinais de ECG, pode-se aplicar um modelo estatístico bayesiano, uma vez que se tem acesso apenas a valores empíricos. Esses valores são capazes de fornecerem informações estatísticas (distribuição a posteriori) para estimativas das incertezas das entradas que, nesse modelo, figuram como distribuição *a priori* (JCGM/WG-1, 2020).

## 2.4 A Incerteza em Métodos Computacionais

Na medição de uma grandeza, cujo seu valor varia em função do tempo durante o período em que a medição é realizada, sugerem-se mais cuidados para se garantir resultados com melhor exatidão (ALBERTAZZI; SOUSA, 2018).

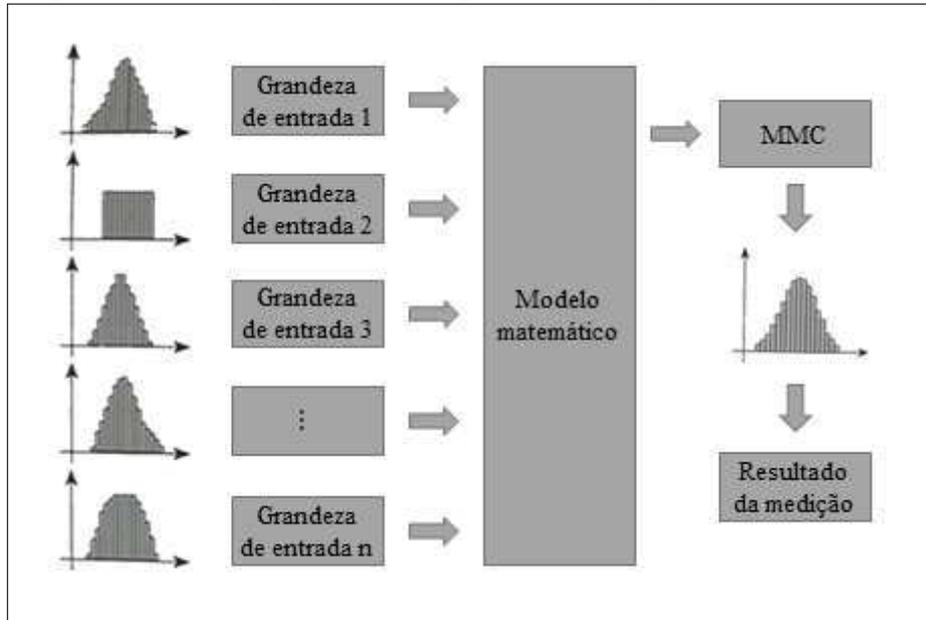
A avaliação e quantificação da influência de cada uma das fontes de incerteza de medição pode ser realizada com base em ferramentas estatísticas, podendo ou não serem usadas rotinas numéricas. Dada a complexidade de estrutura e de relacionamento entre os elementos que compõem um sistema de medição em estudo, deve-se usar uma abordagem numérica para estimativa das incertezas de medição. Neste sentido, podem ser aplicados os conceitos de simulação numérica por meio do Método de Monte Carlo (MMC), como aplicado em trabalhos de igual complexidade realizados por Białek *et al.* (2020), Deng *et al.* (2023), Jahmunah *et al.* (2023), Barandas *et al.* (2024).

Um esquema típico de simulação numérica aplicada a um processo de medição é mostrado na Figura 17, no qual as grandezas de entrada, que influenciam significativamente o sinal de saída, são combinadas por meio de um modelo matemático e analisadas estatisticamente.

A essência do MMC é realizar simulações numéricas a partir de um número massivo de repetições e obter conclusões sobre os fenômenos em estudo a partir da análise estatística das respostas. Desta forma, a simulação por meio do MMC é aplicada para avaliar a influência das principais fontes de incerteza identificadas, agindo simultaneamente sobre os resultados obtidos (ALBERTAZZI; SOUSA, 2018).

Com a abordagem pelo MMC, cujo esquema se encontra na Figura 17, promove-se a propagação da Função de Densidade de Probabilidade (FDP) das grandezas de entrada, obtendo-se uma função normal ou gaussiana na saída.

Figura 17 – Simulação numérica aplicada a medição.



Fonte: Adaptado de (ALBERTAZZI; SOUSA, 2018).

Assim, a aproximação da FDP para a grandeza de saída Y pode ser definida por (JCGM/WG-1, 2008b).

$$G_Y(\eta) = \int_{-\infty}^{\eta} g_Y(z) dz, \quad (2.8)$$

sendo uma aproximação de  $g_Y(\eta)$ , obtida de forma mais eficiente. Uma definição matemática formal para FDP de Y é obtida por (JCGM/WG-1, 2008b):

$$g_Y(\eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \cdots \int_{-\infty}^{\infty} g_X(\xi) \delta(\eta - f(\xi)) d\xi_N \dots d\xi_1. \quad (2.9)$$

Nesta equação,  $\delta(\cdot)$  denota a função delta de Dirac. Essa integral múltipla geralmente não pode ser resolvida por métodos analíticos. Nesses casos, uma rotina de integração numérica pode ser aplicada para fornecer uma aproximação para  $g_Y(\eta)$ , mas esta não é uma abordagem eficiente (JCGM/WG-1, 2008b).

Um método de simulação numérica, como o MMC, é mais indicado quando a complexidade do modelo adotado para medição não permite que seja expresso analiticamente ou quando se faz necessário muitas iterações.

O nível de precisão dessas aproximações está sob o controle do analista que, teoricamente, pode aumentar tanto quanto queira a amostra simulada. Esta precisão de aproximação pode ser determinada pela incerteza padrão estimada por (JCGM/WG-1, 2008b)

$$u = \frac{1}{\sqrt{n(n-1)}} \left\{ \sum_{i=1}^n \left( g_Y(\eta_i) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (g_Y(\eta_i)) \right) \right\}^{1/2}. \quad (2.10)$$

Com modelos matemáticos e estatísticos utilizados ou implementados de alta complexidade para serem resolvidos analiticamente, opta-se por utilizar métodos numéricos para avaliação da incerteza de medição.

## 2.5 O Estado da Arte

Nesta tese, realizou-se um levantamento sistemático na base de dados da Elsevier, por meio da plataforma ScienceDirect e na base dados da Web of Science por meio da plataforma Periódicos CAPES, com o objetivo de identificar trabalhos científicos que abordem a incerteza na fase de projeto de um sistema de medição.

Para o levantamento dos trabalhos foram considerados os que em seu título, resumo ou conjunto de palavras chaves fazem referência a algum destes termos: “*measurement*”, “*uncertainty*”, “*design*” e “*instrument*”. Essa busca foi realizada utilizando os recursos de pesquisa avançada das referidas plataformas de busca. Com esses critérios foram recuperados 876 trabalhos publicados a partir do ano 2000, sendo artigos de pesquisa ou de revisão bibliográfica.

Após a recuperação desses trabalhos, realizou-se a leitura dos resumos e introduções para verificar se realmente o assunto era abordado de forma a utilizar a incerteza no contexto de projeto e desenvolvimento de sistema de medição ou apenas citado em contextos diferentes. Esse critério foi utilizado para excluir artigos que não se mostraram relevantes para os objetivos deste trabalho.

Com essa análise dos artigos, identificou-se 53 trabalhos completamente fora do contexto objetivado nesta tese e outros 776, como (DEWJI *et al.*, 2016; FLORIS *et al.*, 2021; GASTIS *et al.*, 2022) que apenas aborda a incerteza de medição como um parâmetro relacionado aos resultados expressos ou como um parâmetro a ser levado em consideração para comparar ou validar os resultados obtidos.

Outros 57 artigos abordam propostas de um novo sistema de medição ou melhorias em alguns já existentes. Desses, 46 artigos como (MA; YAN, 2000; MURATAA *et al.*, 2019;

LIU *et al.*, 2023), aplicam técnicas de avaliação da incerteza de medição apenas no estágio final da implementação proposta, com o objetivo de comprá-la com outras soluções existentes. Os outros quatro artigos abordam o assunto de forma mais próxima dos objetivos deste trabalho e serão analisados em mais detalhes. Embora alguns não sejam recentes, mas é o que consta na literatura pesquisada.

O trabalho desenvolvido por Daponte *et al.* (1999) aborda um método de projeto de uma rede neural para o processamento e geração de sinais analógicos em instrumentos de medição. Sabendo-se que, em cada procedimento de processamento, as operações a serem realizadas no sinal de entrada são representadas por blocos funcionais matemáticos e de controle simples. Esse trabalho propõe um modelo em que cada bloco pode ser substituído por neurônios analógicos com conexões adequadas entre eles. Nessa aplicação, também são apresentados meios para avaliar a incerteza de cada operação básica realizada pelos respectivos neurônios.

O trabalho de Hall (2006) aborda a propagação de incerteza entre os módulos que compõem um sistema de medição e propõe uma aplicação por meio de uma interface que calcula de forma automática a incerteza desses módulos. Peerani e Weber (2012), numa abordagem semelhante, utilizam simulação de Monte Carlo para avaliar a incerteza global de sistema de medição, bem como a incerteza individual de elementos como o modelo físico, eletrônica de aquisição e a amostra dos dados.

Considerando a incerteza de medição o principal parâmetro para avaliação de desempenho de um sistema de medição em comparação com outros, Moschioni *et al.* (2013) propõem uma metodologia de análise fatorial de experimentos combinada com avaliação de incerteza de medição, por meio de simulação de Monte Carlo, para identificar os erros sistemáticos e aleatórios das diversas configurações possíveis para um sistema de medição e, assim, por meio da comparação das respostas encontradas, definir a configuração ótima para o sistema de medição.

Apesar de Moschioni *et al.* (2013) escrever que utiliza simulação de Monte Carlo para propagação das fontes de incertezas de medições, apenas utiliza um algoritmo para cálculo automático das 2400 configurações possíveis. Tais configurações são apontadas pela análise fatorial do experimento para o sistema de medição em teste e por meio de uma análise de variância (ANOVA), identifica-se os parâmetros críticos e a melhor configuração do sistema.

Com o objetivo de investigar o desempenho metrológico de um gerador de nano-ângulo, Alcock *et al.* (2023) realizam o balanço de incerteza detalhado para se identificar a influência de parâmetros como o índice de retração do ar e não linearidades do modelo

matemático em uma determinada faixa de medição. Essa análise das fontes de incerteza foi realizada seguindo a metodologia tradicional da publicação GUM.

Com esse levantamento bibliográfico, nota-se que existe um espaço para pesquisas na área de projeto e desenvolvimento de sistema de medição. Observa-se que, no geral, quando se está projetando um sistema de medição, utilizam-se modelos matemáticos que tem por objetivo simular a realidade, gerando resultados que melhor se aproximam dos resultados encontrados em experimentos reais. Neste sentido, destaca-se o fato de que as técnicas de modelagem utilizadas nesses projetos geram aproximações, sugerindo-se que sempre existirá uma diferença entre os valores obtidos com a aplicação desse modelo e os valores reais do fenômeno em análise. Em outras palavras, sempre haverá uma faixa de incerteza em torno dos valores encontrado.

Neste contexto, esta tese propõe uma metodologia que utiliza a incerteza de medição como parâmetro para avaliar o desempenho e orientar ações de melhoria em projetos e desenvolvimento de sistemas de medição. Nessa metodologia, utiliza-se o MMC cuja essência é realizar simulações numéricas com um grande número de repetições e alcançar conclusões a partir de análises estatísticas das respostas obtidas.

Estando bem definido os objetivos na Seção 1.1, esses foram perseguidos com a estruturação de experimentos computacionais com o intuito de se avaliar os resultados obtidos como respostas a aplicação dos métodos propostos nesta tese para o projeto de sistema de medição e para o processamento de sinais, utilizando-se dos conceitos de metodologia indutiva, como definido por Prodanov e Freitas (2013).

Tendo conhecimento sobre os princípios de funcionamento de um eletrocardiógrafo, exposto na Seção 2.1, essa pesquisa se utilizou dos conceitos apresentados na Seção 2.2 sobre medições realizadas com um eletrocardiógrafo, numa abordagem quantitativa e de natureza aplicada, para uma observação mais realista e melhor compreensão dos fenômenos envolvidos. Os conceitos da Seção 2.3 foram utilizados para ampliar o conhecimento e a utilização do conceito de incerteza de medição, agregando melhorias às técnicas já consagradas em processamentos de sinais. Os conceitos da Seção 2.4 foram utilizados com um objetivo explicativo, para justificar o desempenho de cada um dos procedimentos avaliados (GERHARDT; SILVEIRA, 2009).

Uma vez definidos e descritos os principais fundamentos teóricos empregados nesta tese, podem-se descrever seus materiais e métodos.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste Capítulo são descritos os materiais e os métodos empregados para produzir os resultados necessários que justificam esta tese. inicia-se pela base de dados e, em seguida, abordam-se os métodos que são implementados e testados. Salienta-se que esta pesquisa foi estruturada, planejada e executada, seguindo conceitos de procedimentos experimentais, como definido por Gerhardt e Silveira (2009).

#### 3.1 Base de Dados

Para a realização desta tese, utiliza-se uma base de dados de acesso livre, que consiste em 45.152 ECGs de pacientes. Essa é uma nova base de dados que foi compilada e disponibilizada à comunidade científica, para que essa possa projetar e analisar técnicas estatísticas e de aprendizado de máquina, em estudos focados em arritmia e outras condições cardiovasculares (ZHENG *et al.*, 2022).

Todos esses dados foram obtidos a partir de medições, dos sinais elétricos do coração de pacientes em repouso, com um eletrocardiógrafo de 12 derivações, realizada por um período de 10 segundos com uma taxa de amostragem de 500 Hz. Neste caso, as condições cardíacas do paciente como ritmo, apresentadas nesses dados, foram rotuladas por dois médicos especialistas. Nos casos em que houvesse discordância na opinião desses dois, utilizou-se a opinião de um terceiro médico para se estabelecer o consenso (ZHENG *et al.*, 2022).

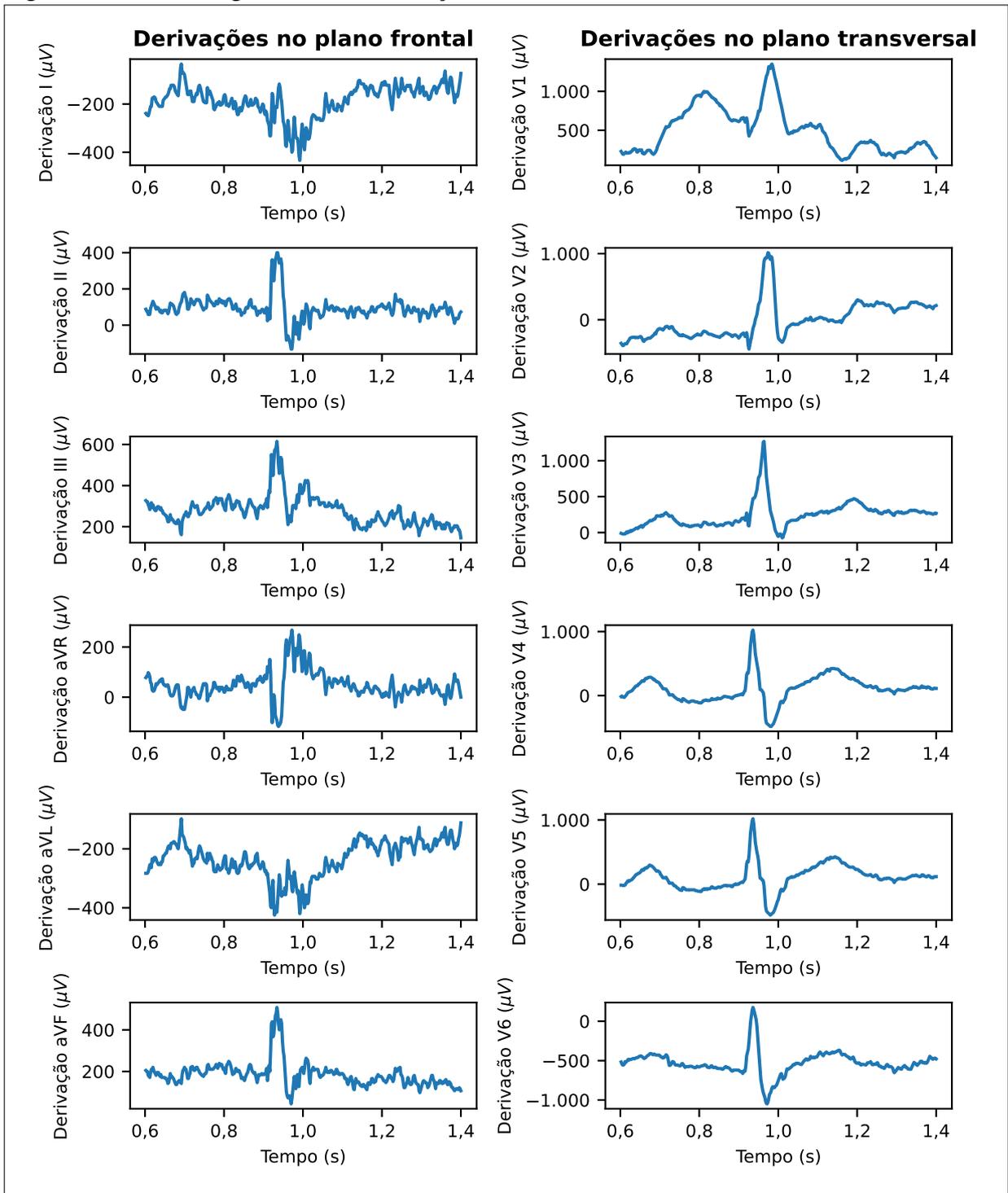
Uma amostra dos dados brutos utilizada nesta tese é mostrada na Figura 18, da forma como é disponibilizada para a comunidade científica. Nesta tese, esses dados foram processados e analisados de acordo com cada objetivo específico, abordado nas seções seguintes

#### 3.2 Avaliação da Incerteza de Projetos de Sistemas de Medição

A metodologia proposta nesta tese é indicada para a realização da avaliação de desempenho de um sistema de medição, podendo ser aplicada na fase de desenvolvimento ou para avaliar projetos já definidos. Esta metodologia consiste basicamente em uma forma de síntese e análise, considerando-se a incerteza de medição do sistema em desenvolvimento. A aplicação dessa metodologia é apresentada de forma esquematizada na Figura 19.

Para a avaliação de desempenho de um sistema de medição, com seu pré-projeto ou projeto inicial já elaborado, este sistema de medição deve, inicialmente, ser dividido em

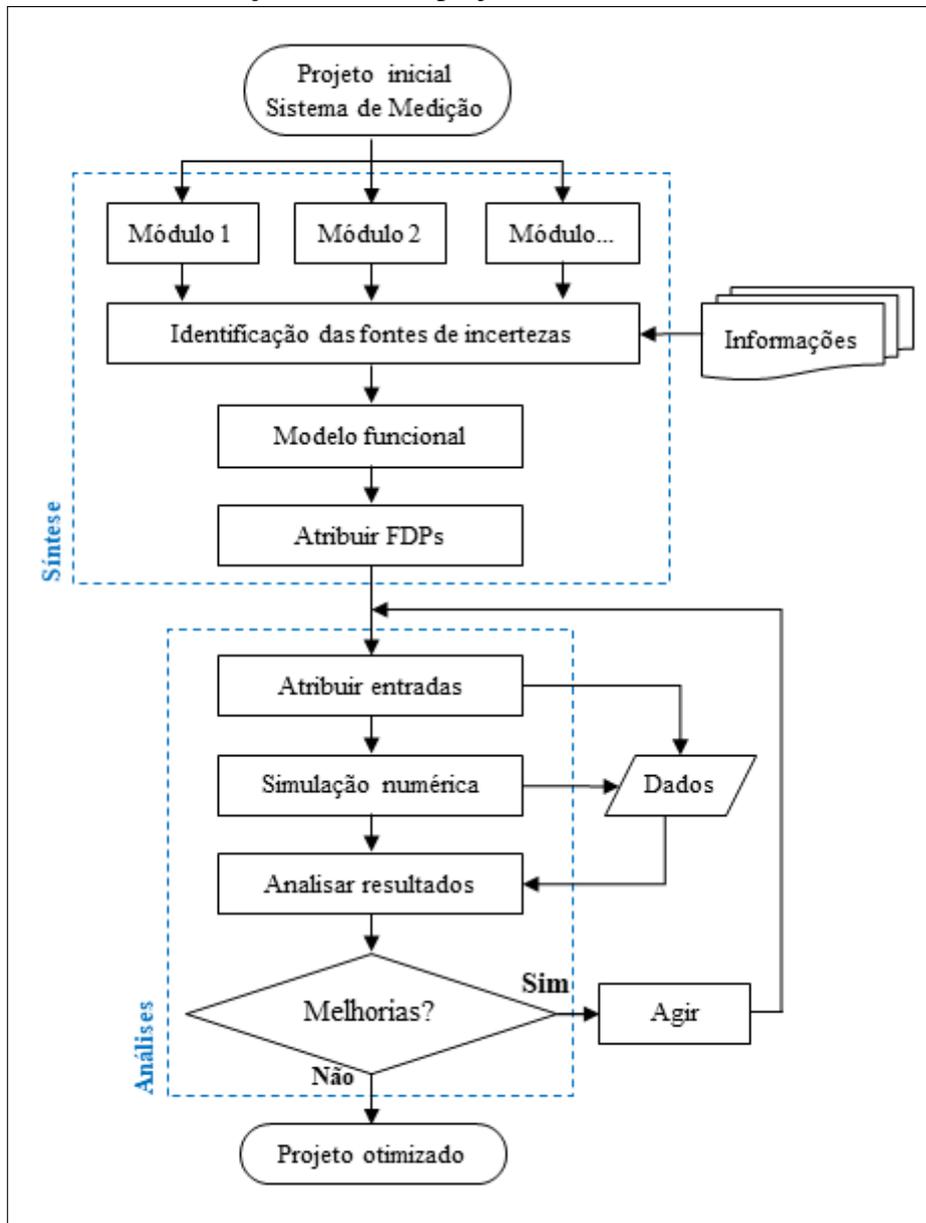
Figura 18 – Dados originais das 12 derivações de uma das amostras da base de dados utilizada.



Fonte: O autor.

módulos. A partir das informações reunidas na síntese do projeto, as grandezas de entrada e as principais fontes de incerteza de medição devem ser identificadas. Além do conhecimento dos princípios de funcionamento dos módulos em que o instrumento foi dividido, faz-se necessário saber como esses módulos estão interligados e como eles se comportam individualmente e em conjunto. Com base neste conhecimento é possível determinar um modelo matemático, capaz de

Figura 19 – Fluxograma da metodologia proposta para avaliação de incerteza de medição na fase de projeto.



Fonte: O autor.

caracterizar o comportamento metrológico do sistema completo, bem como o comportamento de cada módulo individualmente. Diretrizes para a modelagem matemática desse sistema podem ser encontradas em JCGM/WG-1 (2020).

Conforme o fluxo definido na Figura 19, como a análise a ser realizada é fundamentada em ferramentas estatísticas, faz-se necessário atribuir, a cada uma das fontes de incerteza, uma FDP que caracterize o seu comportamento aleatório (JCGM/WG-1, 2008b).

A fase de análise destacada na Figura 19 consiste em um processo iterativo, na qual as faixas de variações e outros os parâmetros indispensáveis são atribuídos às grandezas de

entrada. Então, aplicando o MMC na simulação numérica do modelo matemático previamente definido, as saídas são analisadas com aplicação de ferramentas estatísticas e os resultados obtidos são comparados com o desempenho desejado para o sistema.

Além dessa metodologia propor o uso da incerteza de medição como um parâmetro para se avaliar o desempenho de um sistema de medição, ela também se destaca por utilizar simulações numéricas em uma abordagem probabilística com a aplicação do MMC, que pode ser implementado em software para computação matemática. Nesta tese, utilizou-se um rotina computacional, como mostrado no Algoritmo 1, para a realização da análise das variáveis de entrada e de saída.

Esse algoritmo requer como parâmetros de entrada valores coerentes para as grandezas em análise, bem como estimativas para as incertezas de medição associadas a cada uma das grandezas de entrada. Sua saída é um vetor de dados contendo valores para a grandeza de saída considerando as influências de cada uma das fontes de incertezas de medição individualmente e elas atuando concomitantemente.

A função  $p$ , no Algoritmo 1, é usada para gerar números aleatórios de acordo com a FDP adequada ao comportamento da incerteza de medição associada à variável de entrada. O guia de expressão da incerteza de medição (JCGM/WG-1, 2008b) fornece recomendações para atribuições de FDPs.

A seção do ciclo de repetição do Algoritmo 1 foi implementada para avaliar a influência, no resultado de saída, de uma fonte de incerteza atuando individualmente. Entretanto, pode ser modificada para avaliar a influência de um grupo de fontes de incerteza, que caracterizaria o comportamento de um módulo do sistema, bastando adicionar linhas em B.

Chama-se a atenção para o fato de que o modelo matemático implementado na simulação numérica permite conhecer o comportamento metrológico do sistema como um todo, bem como de cada módulo individualmente. Isso permite uma análise do desempenho relativo de cada módulo em relação ao desempenho do sistema completo. Essa análise é muito conveniente para identificar qual ação promove uma melhoria significativa no desempenho do sistema, bem como avaliar os custos para tal melhoria. Assim, um projeto otimizado pode ser alcançado considerando a melhor relação custo-benefício.

A metodologia proposta nesta tese é aplicada na avaliação de desempenho de um projeto simplificado de um eletrocardiógrafo constituído de um circuito elétrico de alta impedância de entrada, mostrado na Figura 20. Para a análise realizada nesta tese, esse sistema foi

---

**Algoritmo 1:** Implementação do MMC
 

---

**Entrada:**  $X[x_1, x_2, x_3, \dots, x_n]; U[u_1, u_2, u_3, \dots, u_n]$

$m \leftarrow c_1$  //Inicializa M (Número de iterações)  
 $A[n : m]$  // Declara o vetor A  
 $A(1, 1 : m) \leftarrow p(m, x_1, u_1, fdp)$  //Gera valores aleatório conforme FDP  
 $A(2, 1 : m) \leftarrow p(m, x_2, u_2, fdp)$   
 $A(3, 1 : m) \leftarrow p(m, x_3, u_3, fdp)$   
 $\vdots$   
 $A(n, 1 : m) \leftarrow p(m, x_n, u_n, fdp)$

$Y[n + 1 : m + 2]$  //Declara o vetor Y  
 $Y(n + 1, 1 : m) \leftarrow g(A)$  //Função g define o modelo matemático  
 $Y(n + 1, m + 1) \leftarrow \text{Media}(Y(n + 1, 1 : m))$   
 $A(n + 1, m + 2) \leftarrow \text{DesvioPadrao}(Y(n + 1, 1 : m))$

$B[n : m] \leftarrow h(n, X)$  //Declara o vetor B com n linhas constante

*for*  $i = 1$  to  $n$   
 $Z[1 : m] \leftarrow B(i : m)$   
 $B(i : m) \leftarrow A(i : m)$   
 $Y(i, 1 : m) \leftarrow g(B)$   
 $Y(i, m + 1) \leftarrow \text{Media}(Y(i, 1 : m))$   
 $Y(i, m + 2) \leftarrow \text{DesvioPadrao}(Y(i, 1 : m))$   
 $B(i : m) \leftarrow Z$

---

dividido em dois módulos. O primeiro é o pré-amplificador em que ocorre o primeiro estágio de amplificação do sinal de entrada. No segundo módulo, o sinal é filtrado e passa pelo segundo estágio de amplificação.

Esse sistema é modelado utilizando a ferramenta Xcos do SciLab, software livre e de código aberto, versão 6.1.1. Considerando-se algumas idealizações para esse circuito, tem-se:  $R_1 = R_3$ ;  $R_4 = R_6$ ;  $R_5 = R_7$  e  $R_9 = R_{10}$ , para o qual a função de transferência pode ser formulada para o pré-amplificador

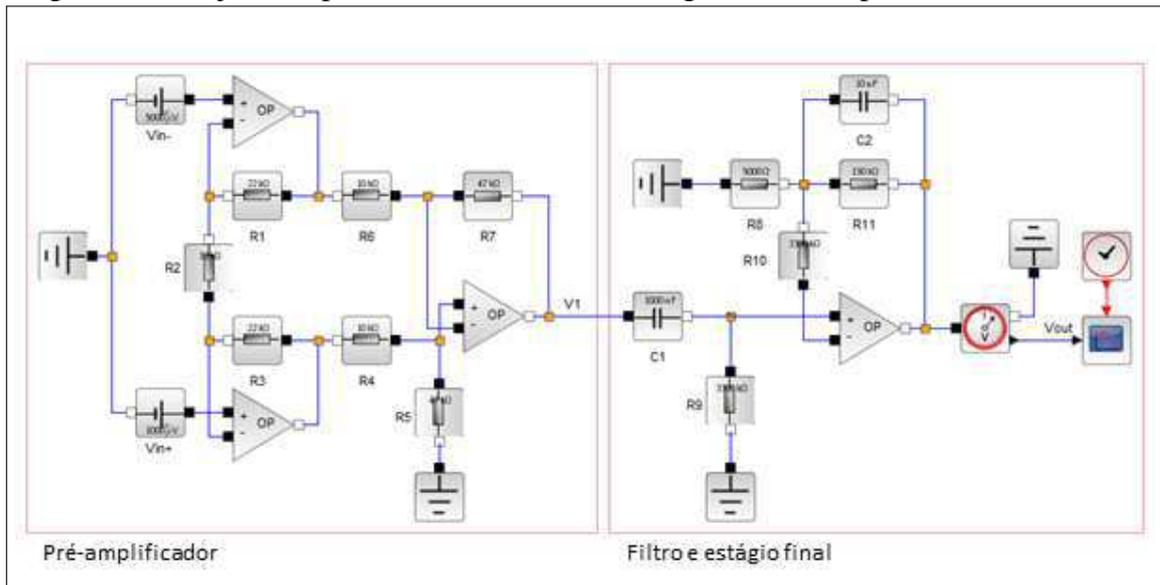
$$v_1 = \left(1 + \frac{2R_1}{R_2}\right) \frac{R_5}{R_4} (v_{in+} - v_{in-}), \quad (3.1)$$

e para o estágio final

$$v_{out} = \left(1 + \frac{R_{11}}{R_8}\right) (v_1). \quad (3.2)$$

As frequência de corte do primeiro e do segundo módulo, responsáveis por atenuar o efeito do ruído no sinal de entrada, são dadas respectivamente por:  $f_1 = \frac{1}{2\pi C_1 R_9}$  e  $f_2 = \frac{1}{2\pi C_2 R_{11}}$ .

Figura 20 – Projeto simplificado de um eletrocardiógrafo com amplificar e filtro.



Fonte: O autor.

Com essas equações se torna possível avaliar o comportamento de cada módulo, isoladamente e do sistema por completo. Também é possível avaliar a contribuição de cada elemento desse circuito para a precisão do sistema. Com isso, pode-se identificar exatamente o local para melhorar o desempenho de um módulo específico e, conseqüentemente, do sistema de medição em desenvolvimento.

### 3.3 Avaliação da Incerteza do Processamento de Dados

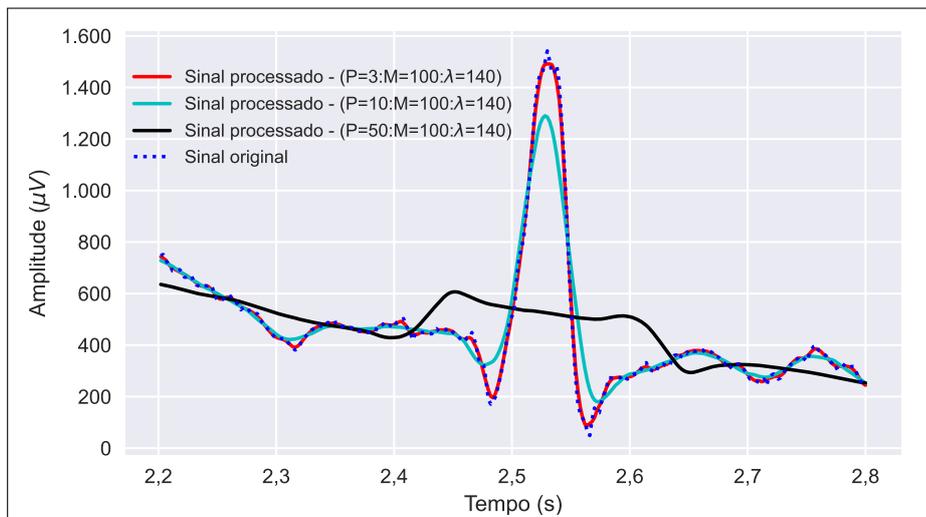
Para a estruturação da proposta de uma metodologia para processamento dos dados de ECG que considera a incerteza de medição, inicialmente se realiza um detalhamento do método NLM proposto por Tracey e Miller (2012). Nesta tese é proposto um incremento de melhorias nesse método. Em seguida, é realizada uma análise crítica das características do sinal de ECG, obtido da base de dados (ZHENG *et al.*, 2022), começando pelos pontos críticos, apontados na revisão do estado da arte relacionados a ruídos de alta frequência.

O método NLM proposto por Tracey e Miller (2012) é fundamentalmente um filtro adaptativo, que adapta os pesos  $w(s, t)$ , de acordo com comportamento estatístico dos dados de entrada, tendo como parâmetro de ajuste dos pesos a média ponderada de uma amostra menor desses dados.

Outros três parâmetros nesse método merecem atenção, que são:  $P$ ,  $M$  e  $\lambda$ . A princípio, cada um desses parâmetros pode influenciar os dados retornados pelo método NLM e eles são definidos como constates de entrada. Na Figura 16 é possível observar a influência do

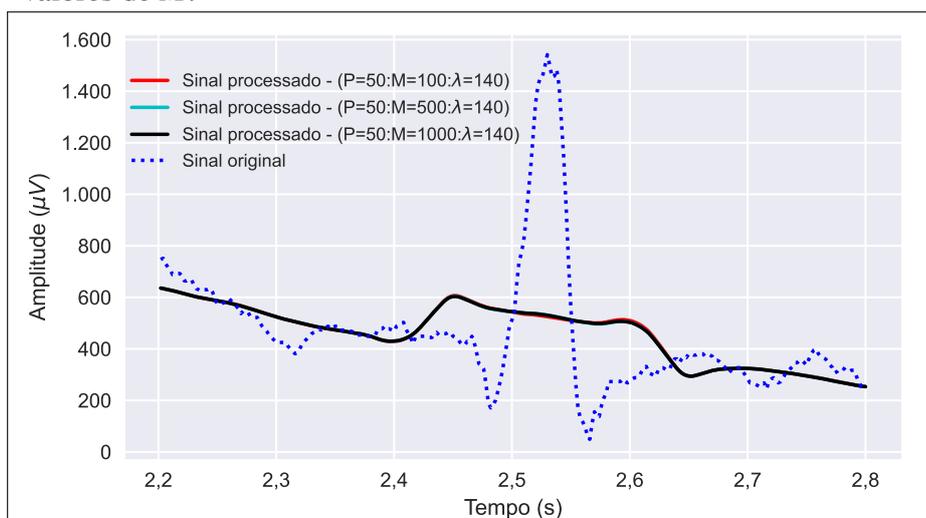
parâmetro  $P$  que suaviza a curva de saída. Observa-se que quanto maior o valor de  $P$  maior é a suavização. Ressalta-se que nessa Figura o sinal de ECG, antes de passar pelo processamento com o método NLM, já havia passado por um filtro passa-faixa e havia sido removido o efeito da deriva de linha de base. Na Figura 21 é apresentado o resultado do processamento, aplicando-se apenas o método NLM e se fazendo variar o parâmetro  $P$ . Já na Figura 22, tem-se o resultado do processamento, variando-se o parâmetro  $M$ .

Figura 21 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de  $P$ .



Fonte: O autor.

Figura 22 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de  $M$ .



Fonte: O autor.

Destaca-se na Figura 21 a forma do sinal de saída após o processamento com  $P = 50$ , em que o complexo QRS foi quase que completamente suavizado. Isso se deve ao fato do

conjunto de dados, limitados por  $P$ , utilizados para o cálculo dos pesos  $w$  conter mais valores de baixa amplitude, que irão ponderar os valores de alta amplitude.

Dentre as várias possibilidades de combinação dos valores atribuídos aos parâmetros  $P$ ,  $M$  e  $\lambda$ , para a análise gráfica realizada nesta tese, escolheu-se as imagens que proporcionam melhor distinção entre as curvas de saída. Analisando os gráficos das Figuras 21 e 22, observa-se que o parâmetro  $P$  tem uma grande influência na forma do sinal de saída, enquanto que o parâmetro  $M$ , quase não tem influência. Isso não é surpresa, já que o parâmetro  $P$  define o tamanho da amostra de dados da qual são calculados os pesos  $w(s,t)$ , enquanto  $M$  define o tamanho do campo de busca das amostras de tamanho  $P$  para o cálculo dos pesos  $w(s,t)$ .

Os resultados do tempo de processamento computacional da rotina de implementação do método NLM utilizado para gerar os dados são apresentados na Tabela 2. Percebe-se que a medida em que o valor de  $P$  aumenta, o tempo de processamento também aumenta de forma diretamente proporcional. Já em relação ao valor de  $M$ , este tempo é inversamente proporcional.

Tabela 2 – Tempo de processamento

	Tempo (s)		
	$M = 100$	$M = 1000$	$M = 5000$
$P = 5$	0,2014	0,1122	0,0051
$P = 10$	0,4346	0,2502	0,0093
$P = 50$	1,9062	1,0060	0,0413

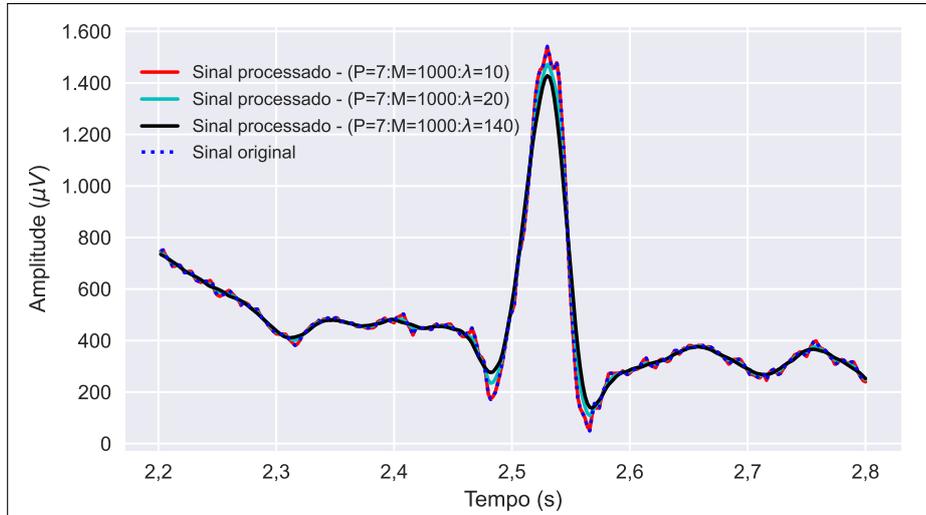
Fonte: O autor.

As evidências na Figura 22 e na Tabela 2 indicam que o parâmetro  $M$  poderia ser desprezado no processamento de sinal 1D com o método NLM proposto por Tracey e Miller (2012), visto que não tem efeito significativo na forma do sinal de saída e contribui para aumentar o tempo de processamento.

Por outro lado, o parâmetro de largura de banda  $\lambda$  influencia a forma do sinal de saída com uma menor sensibilidade do que o parâmetros  $P$ , mas de forma perceptível, além de também suavizar o sinal de saída. Logo, os parâmetros críticos na aplicação desse método são o tamanho da amostra não local  $P$  e o parâmetro de largura de banda  $\lambda$ .

A partir de uma análise do espectro de frequência, obtido por meio da transformada rápida de Fourier (FFT) aplicada aos dados brutos das doze derivações do sinal de ECG. Observa-se na Figura 24 que nas doze derivações não existem contribuições de frequências acima de 50 Hz, indicando que os sinais são basicamente compostos por baixas frequências. Conhecendo o projeto de um eletrocardiógrafo, como mostrado na Figura 20, por exemplo, isso não seria

Figura 23 – Sinal de ECG processado com filtro NLM com diferentes valores de  $\lambda$ .



Fonte: O autor.

surpresa, visto que no projeto de eletrocardiógrafos são implementados com filtros analógicos para atenuar os efeitos das altas frequências, uma vez que se sabe que as informações de interesse são de baixas frequências. Logo, a aplicação do método NLM não deve gerar problemas em aplicações com esse tipo de sinal em relação às altas frequências.

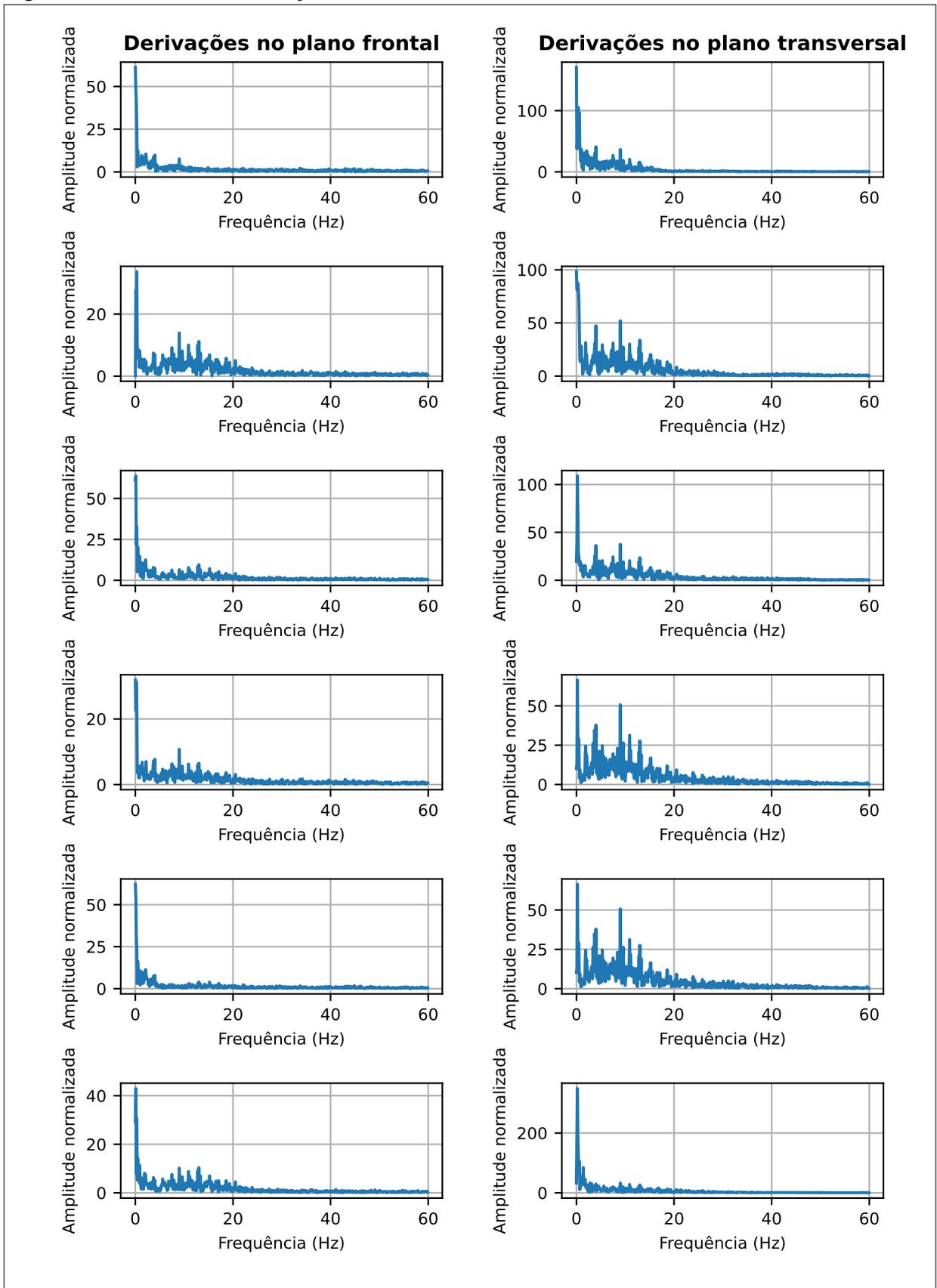
Como já mencionado, esse método NLM foi inicialmente desenvolvido para o tratamento de sinais 2D, mais especificamente, para o processamento digital de imagens. Com esse tipo de sinal, obtém-se bons resultados devido a natureza do sinal de entrada, onde em uma determinada região, um determinado ponto deve possuir muita semelhança com os seus pontos vizinhos. Então com base nessa teoria seria possível eliminar ruídos, corrigindo um determinado ponto utilizando a média ponderada de seus vizinhos em uma região limitada, como mostrado na Figura 25.

Sabe-se que a variação dos valores numéricos atribuídos aos pontos vizinhos de uma imagem não é tão grande quanto a variação dos pontos vizinhos de um sinal de ECG. Esse fato deve ser considerado para evitar situações como a mostrada na Figura 22, nas quais valores de alta amplitude foram suavizados severamente por sofrerem uma influência de maior peso de muitos vizinhos de baixa amplitude.

Outro importante aspecto também relacionado a natureza do sinal que merece atenção no processamento de sinais de ECG com o método NLM e que não foi abordado na literatura revisada é o fenômeno que pode ocorrer nos pontos de transição de uma janela de busca para outra, como mostrado na Figura 26.

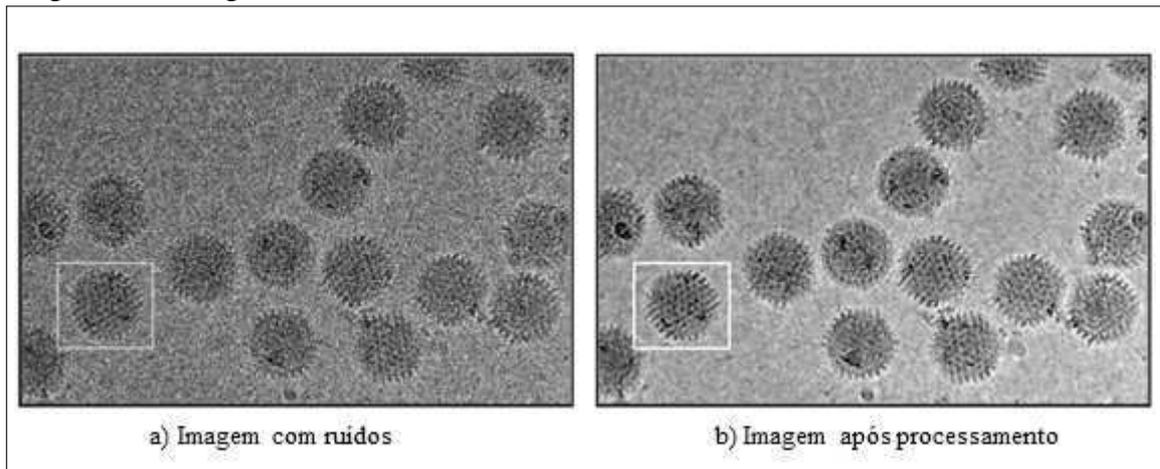
Esse fenômeno se deve ao fato de existir diferenças na média ponderada utilizada

Figura 24 – FFT das 12 derivações de uma das amostras da base de dados utilizada.



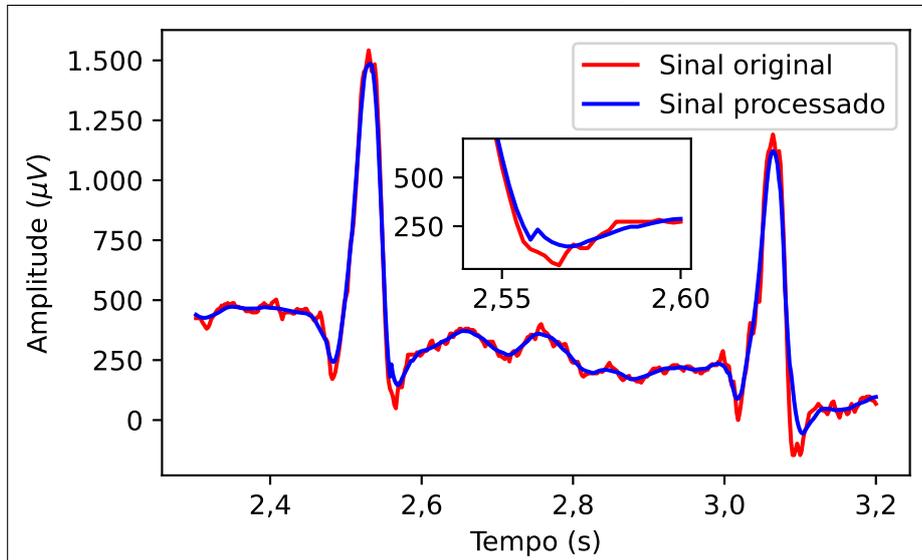
Fonte: O autor.

Figura 25 – Imagem tratada com filtro NLM.



Fonte: Adaptado de (DARBON *et al.*, 2008).

Figura 26 – Falta de suavidade na transição de janelas de busca.



Fonte: O autor.

para corrigir um mesmo ponto a depender da janela de busca utilizada. Essa diferença pode ser grande o suficiente para ser perceptível em alguns casos, como destacado na Figura 26, que demonstra uma pequena falta de suavidade na transição de janelas de buscas. Mas vale ressaltar que não é sempre que isso acontece.

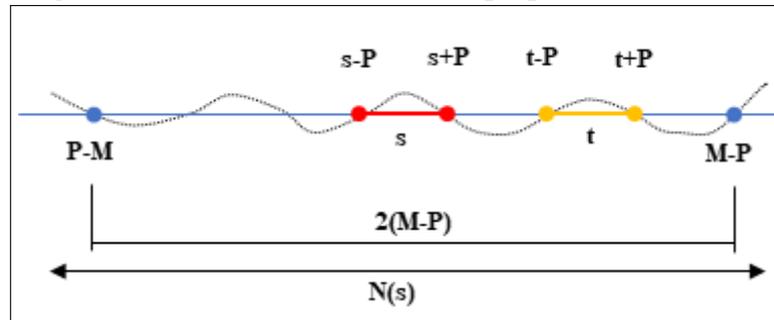
Com base nessas observações e ressaltando que Tracey e Miller (2012) não notaram que seu método, que se estrutura nas bases do método rápido proposto por Darbon *et al.* (2008), quando implementado em Python ou em outra linguagem com operações vetoriais, torna o parâmetro  $M$  um fator de *loop* desnecessário, conforme pode ser observado no código utilizado por eles, apresentado no Anexo A. Com base no exposto, são propostas as seguintes melhorias:

- i. implementação de uma rotina computacional independente do parâmetro  $M$ , para o processamento do sinal de ECG; e

- ii. os parâmetros  $P$  e  $\lambda$  devem ser ajustados automaticamente, tendo com critério uma incerteza alvo.

Com as adaptações propostas nesta tese, o método NLM para processamento de sinais de ECG considera a janela de busca, o parâmetro relacionado a  $M$ , como sendo a amostra completa do sinal a ser processado. Já o parâmetro  $P$  continua sendo o delimitador da região de amostragem dos pontos  $s$  e  $t$ . Na Figura 27, tem-se a definição desses parâmetros na metodologia proposta.

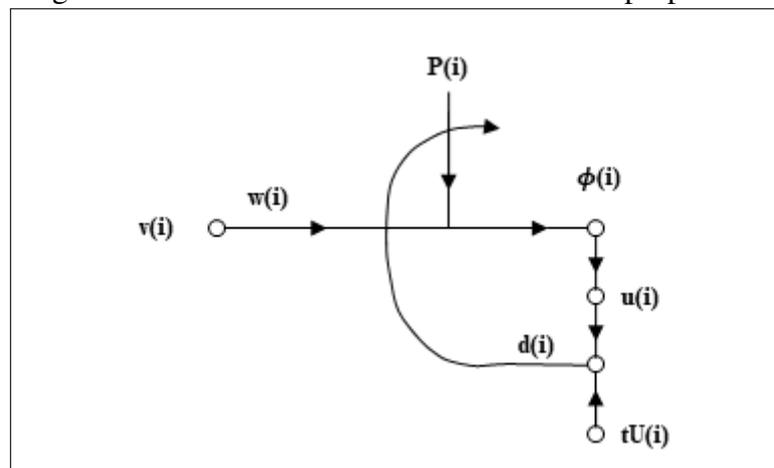
Figura 27 – Fluxo do método NLM proposto.



Fonte: O autor.

Outro aspecto fundamental é o fato de que, em geral, os métodos de processamento de sinais têm seus respectivos desempenhos avaliados por métricas como RSN e EMQ em comparação com outros métodos. Entretanto, uma questão prática que não é considerada na bibliografia revisada é até quanto um aumento no valor de RSN ou uma diminuição do EMQ é vantajoso ou confiável?

Figura 28 – Grafo de fluxo de sinal do método proposto.



Fonte: O autor.

A metodologia desta tese responde a essa questão utilizando a incerteza relacionada

ao sinal processado, na qual seus parâmetros são ajustados até se atingir um valor de incerteza alvo, que funciona como controle. Na Figura 28, tem-se o fluxo de sinal da metodologia proposta nesta tese para o processamento do sinal de ECG. Inicialmente se atribui um valor qualquer ao parâmetro ( $P$ ), atribui-se zero aos pesos ( $w$ ) e então o algoritmo do sistema dinâmico é executado para se obter as saídas ( $\phi$ ), a partir das quais se calcula a incerteza do processo ( $u$ ) e a compara com o valor de incerteza alvo ( $tU$ ). Dessa comparação, gera-se um sinal ( $d$ ) de ajuste do parâmetro ( $P$ ) e dos pesos ( $w$ ), até atingir a incerteza alvo ( $tU$ ).

Na proposta desta tese, além de excluir a necessidade de definição do parâmetro ( $M$ ), também se propõe formas simples de se definir os valores para os parâmetros ( $\lambda$ ) e ( $h$ ), definidos respectivamente por

$$\lambda = \sigma = \sqrt{\frac{\sum (v_i - \bar{v})^2}{n - 1}}, \quad (3.3)$$

e

$$h = 2P * \lambda^2. \quad (3.4)$$

Além disso, o numerador da Equação 2.7 pode ser escrito como

$$Sdx = \sum_{\delta \in \Delta} (v(s + \delta) - v(t + \delta))^2. \quad (3.5)$$

Dessa forma, a Equação 2.7 pode ser reescrita como

$$w(s, t) = \exp\left(-\frac{Sdx}{h}\right). \quad (3.6)$$

A incerteza do processamento dos dados, conforme sugerida por JCGM/WG-1 (2020) pode ser obtida por

$$u = \sqrt{\frac{\sum (\phi(i) - v(i))^2}{n}}, \quad (3.7)$$

em que  $\phi(i)$  representa o sinal processado e  $v(i)$  representa o sinal conforme deu entrada no sistema de processamento de sinais.

Com o método NLM simplificado, proposto neste trabalho, é mantida a praticidade dos métodos trabalhados por (TRACEY; MILLER, 2012; DARBON *et al.*, 2008) e a quantidade de parâmetros definido pelo usuário é reduzida para um parâmetro, sendo esse a incerteza alvo, além de acrescentar maior confiabilidade metrológica ao processo.

Com base nas considerações expostas, tem-se o Algoritmo 2 do sistema dinâmico proposto nesta tese, um método de NLM - Simplificado e Controlado (NLM-SC), cujo código fonte implementado na linguagem Python se encontra no Apêndice B.

---

**Algoritmo 2:** Implementação do NLM-SC
 

---

**Entrada:** Sinal de entrada =  $v$ , Frequência de amostragem =  $sF$ , Incerteza alvo =  $tU$

**Saída:**  $\phi$

**Variáveis temporárias:**  $Sdx$ ,  $Z$ ,  $u$

**início**

Amostra de ajuste dos parâmetros:  $x$

$n = 3 * sF$

$Sdx \leftarrow 0$

$Z \leftarrow 0$

$P \leftarrow 20$

$\lambda \leftarrow$  usando a Eq. 3.3

**repita**

$h \leftarrow$  usando a Eq. 3.4 ;

**para cada**  $\delta \in [-P : P]$  **faça**

$Sdx \leftarrow$  usando a Eq. 3.5

**para cada**  $s \in [P : n - P]$  **faça**

$\phi(s) \leftarrow \phi(s) + w * \phi(s + \delta)$  usando a Eq. 3.6

$Z(s) = Z(s) + w$

**fim**

**fim**

**para cada**  $s \in [P : n - P]$  **faça**

$\phi(s) \leftarrow \frac{\phi(s)}{Z(s)+e}$

**fim**

$u \leftarrow$  usando a Eq. 3.7

$P = P - 1$

**até**  $u < tU$ ;

Para o sinal de entrada:  $v$

$n \leftarrow \text{tamanho}(v)$

$Sdx \leftarrow 0$

$Z \leftarrow 0$

$\lambda \leftarrow$  usando a Eq. 3.3

$h \leftarrow$  usando a Eq. 3.4 ;

**para cada**  $\delta \in [-P : P]$  **faça**

$Sdx \leftarrow$  usando a Eq. 3.5

**para cada**  $s \in [P : n - P]$  **faça**

$\phi(s) \leftarrow \phi(s) + w * \phi(s + \delta)$  usando a Eq. 3.6

$Z(s) = Z(s) + w$

**fim**

**fim**

**para cada**  $s \in [P : n - P]$  **faça**

$\phi(s) \leftarrow \frac{\phi(s)}{Z(s)+e}$

**fim**

**retorna**  $\phi$

**fim**

---

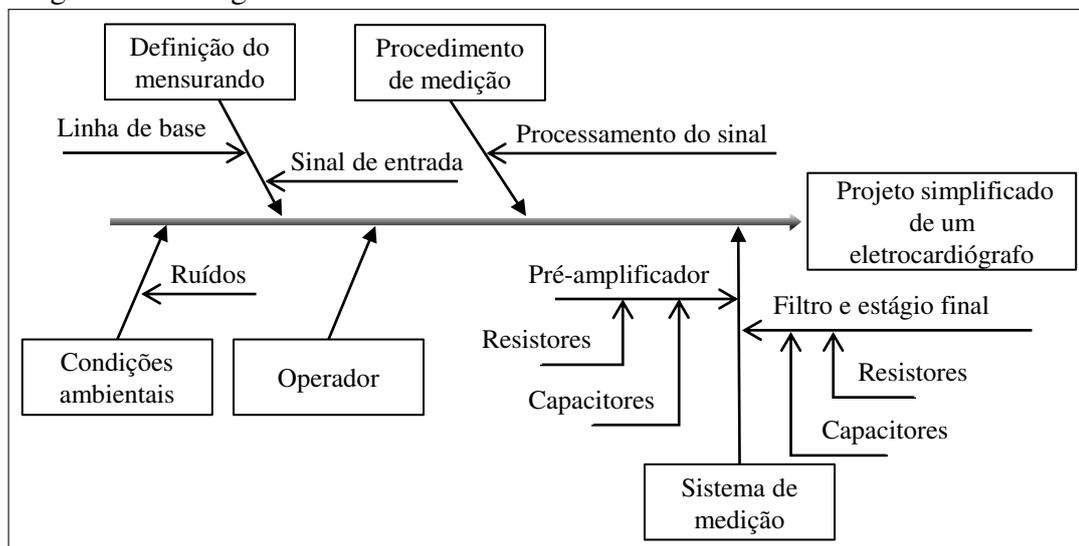
## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este Capítulo apresenta os resultados da aplicação dos métodos propostos nesta tese, desde a proposta de abordagem da incerteza de medição na fase de projeto de sistema de medição, passando pela fase de processamento dos dados de medições até a análise dos resultados para tomadas de decisões.

### 4.1 A Incerteza de um Projeto de ECG

A aplicação dessa metodologia proposta se inicia com a coleta de informações e a definição clara do sistema de medição a ser estudado, incluindo o seu projeto com a identificação de módulos e outras partes fundamentais para o seu funcionamento adequado. Para a aplicação nesta tese, o sistema utilizado foi apresentado na Figura 20 como já abordado em detalhes na Seção 3.2. Identificadas as principais fontes de incerteza dessa aplicação, apresentadas na Figura 29, e definido o modelo matemático, aplicam-se os conceitos abordados na Seção 2.4, iniciando com a estimativa *a priori* e com a atribuição de uma FDP para cada fonte de incerteza considerada na avaliação.

Figura 29 – Diagrama das fontes de incerteza consideradas nesta tese.



Fonte: O autor.

#### 4.1.1 Estimativa *a priori* e atribuição da FDP

Para cada uma das fontes de incertezas, consideradas significativas na análise anterior, são atribuídos valores *a priori*, caracterizados pelo seu valor médio ( $\mu$ ) e pela sua faixa de

variação, que pode ser definida por um desvio padrão ( $\sigma$ ) ou por um intervalo do tipo  $(a, b)$ . Além desses valores, são atribuídas FDP que caracterizam o comportamento aleatório das fontes de incertezas consideradas.

Na Tabela 3 são apresentados os valores e a FDP para as fontes de incerteza consideradas nesta tese, divididas em três grupos de fatores. O primeiro grupo reúne os fatores relacionados ao mensurando, ou seja, os sinais elétricos que são fatores que não estão totalmente sob o controle de quem desenvolve o sistema de medição. O segundo grupo reúne os fatores relacionados ao sistema de medição que são fatores internos ao sistema e que podem ser analisados para se identificar oportunidades de melhoria no projeto, portanto esses compõem o foco dessa aplicação. Por fim, o terceiro grupo reúne os fatores externos, relacionados ao ambiente onde se realizam as medições.

Tabela 3 – Valores *a priori* e FDP

Fonte de Incerteza	FDP	Parâmetros				
		$\mu$	$\sigma$	a	b	Uni.
<b>Mensurando:</b>						
$v_{in+}$	$N(\mu, \sigma)$	300,00	6,00			$\mu V$
$v_{in-}$	$N(\mu, \sigma)$	0,00	6,00			$\mu V$
Linha de base	$N(\mu, \sigma)$	0,00	25,00			$\mu V$
<b>Sistema de medição:</b>						
$R_1$	$R(a, b)$	22,00		21,78	22,22	$k\Omega$
$R_2$	$R(a, b)$	10,00		9,90	10,10	$k\Omega$
$R_4$	$R(a, b)$	10,00		9,90	10,10	$k\Omega$
$R_5$	$R(a, b)$	47,00		46,53	47,47	$k\Omega$
$R_8$	$R(a, b)$	5,00		4,95	5,05	$k\Omega$
$R_9$	$R(a, b)$	3,30		2,27	3,33	$M\Omega$
$R_{11}$	$R(a, b)$	150,00		148,50	151,50	$k\Omega$
$C_1$	$U(a, b)$	1,00		0,99	1,01	$\mu F$
$C_2$	$U(a, b)$	10,00		9,90	10,10	$nF$
<b>Ambiente:</b>						
Ruído	$N(\mu, \sigma)$	0,00	4,50			%

Fonte: O autor.

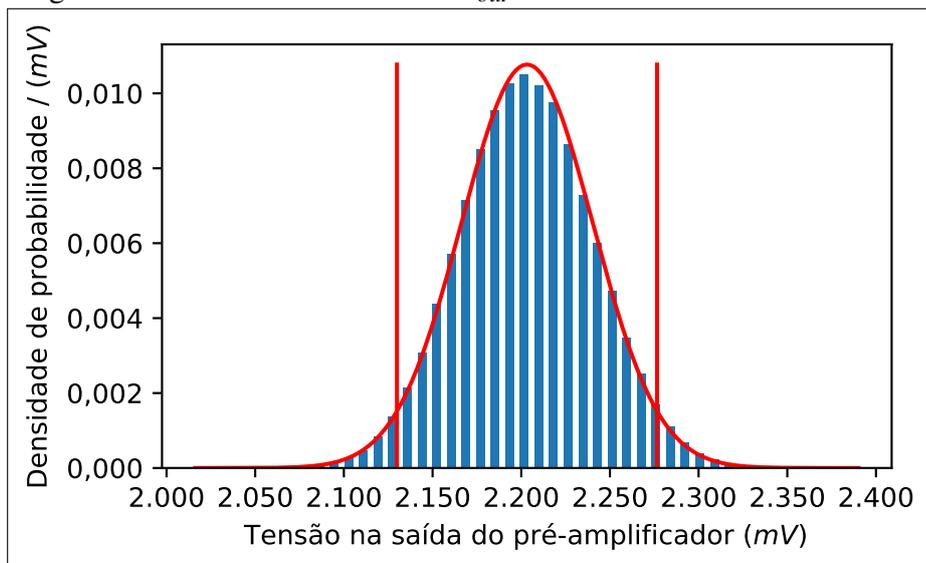
Nesta tese, todas as interferências externas, bem como qualquer outra fonte de incerteza não identificada na Tabela 3 são tratadas como ruídos no sinal de medição. Utilizam-se rotinas implementadas na linguagem de programação Python para a realização das simulações computacionais, abordadas na Seção 2.4, e a base de dados de ECG apresentada na Seção 3.1, a partir da qual são obtidos os parâmetros relacionados à linha de base e ao ruído do sinal.

Na metodologia proposta, utiliza-se o MMC para análise das fontes de incerteza porque, além de permitir a realização de iterações numéricas, a sua utilização é recomendada para situações em que a linearização do modelo matemático de medição fornece uma representação inadequada. Ou ainda quando a FDP da grandeza de saída se afasta sensivelmente de uma distribuição gaussiana ou de uma distribuição  $t$  (JCGM/WG-1, 2008b).

Para a implementação do MMC, conforme o Algoritmo 1, são necessárias FDP normal, retangular e em forma de U, sendo geradas  $M = 2,0 \cdot 10^5$  amostras com o objetivo de se obter resultados com um nível de probabilidade de abrangência de 95%.

Como resposta inicial da simulação com os valores de entrada estabelecidos na Tabela 3, obtém-se dados de saída com distribuição de probabilidade normal, média de 2203  $mV$  e desvio padrão de 38  $mV$ , conforme mostrado na Figura 30. Neste caso a incerteza de medição, calculada para probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%, é de  $\pm 74 mV$  que corresponde a 3,36% do valor médio.

Figura 30 – FDP do sinal de saída  $v_{out}$ .



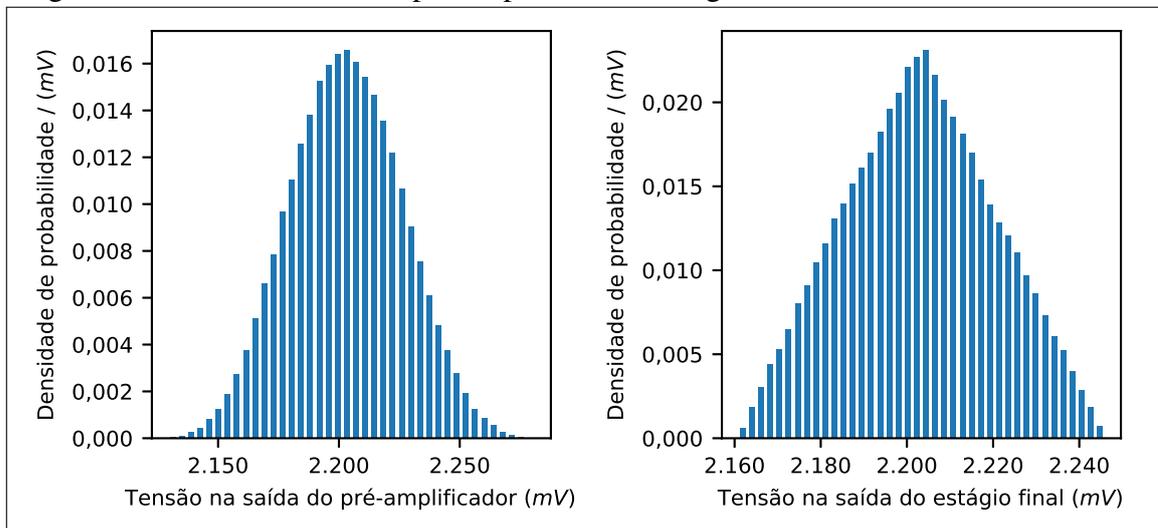
Fonte: O autor.

O resultado anterior, mostrado na Figura 30, refere-se a simulação com todas as fontes de incerteza atuando simultaneamente. Mas esse método de simulação também pode ser

aplicado variando apenas uma ou um conjunto de fontes de incerteza por vez para avaliar seu nível de influência nos resultados.

As FDP obtidas com aplicação do MMC para os dois módulos do sistema de medição em estudo, analisados separadamente, são mostradas na Figura 31. Destaca-se que, para o primeiro módulo, a sua função de probabilidade segue uma curva normal e o segundo módulo assume uma curva triangular. Esse fato ressalta a importância da utilização do MMC nesta metodologia, uma vez que métodos analíticos tradicionais como JCGM/WG-1 (2008a), assumem que as saídas são caracterizadas por uma curva normal de distribuição de probabilidade.

Figura 31 – FDP dos módulos pré-amplificador e estágio final.



Fonte: O autor.

A utilização do MMC garante maior confiança aos resultados obtidos com a aplicação da metodologia proposta nesta tese, uma vez que esse método possibilita, além da propagação das incertezas em módulos, a propagação das FDP.

#### 4.1.2 Avaliação das fontes de incerteza

O resultado de uma simulação das fontes de incerteza, consideradas significativas neste trabalho, analisadas individualmente ou em blocos são apresentados na Tabela 4. Destaca-se que as fontes de incerteza apresentadas na Tabela 3, referentes ao sistema de medição, são agrupadas em módulos na Tabela 4, com o objetivo de mostrar o potencial da metodologia proposta.

Tabela 4 – Resultados das simulações iniciais das fontes de incerteza

Fonte de Incerteza	$V_{out}$ (mV)			$U_{95}(\%)$
	$\mu$	$\sigma$	$U_{95}$	
<b>Mensurando:</b>				
$v_{in}$	2203	7	13	0,59
Linha de base	2203	20	39	1,77
<b>Sistema de medição:</b>				
Pré-amplificador	2203	23	45	2,04
Estágio final	2203	17	34	1,54
<b>Ambiente:</b>				
Ruído	2203	11	21	0,95

Fonte: O autor.

A partir desses resultados, pode-se observar que a incerteza mais significativa está associada a variações no módulo pré-amplificador e que as variações na linha de base e a interferência de ruídos têm uma influência significativa nos resultados obtidos, quando comparadas com outras fontes de incerteza.

Na análise inicial é considerada a utilização de resistores de precisão de 1% no circuito elétrico dos dois módulos, ver Tabela 3. Ao considerar a utilização de resistores de alta precisão de 0,1% do valor nominal, apenas no módulo pré-amplificador, obtém-se uma saída com média de 2203 mV, desvio padrão de 29 mV e incerteza de 58 mV. Isto corresponde a 2,63% do valor médio. Torna-se evidente que, em relação ao valor médio, a contribuição do módulo pré-amplificador cai de 2,09% para 0,23%.

Considerando a utilização de resistores com precisão de 0,1% em todo o arranjo experimental mostrado na Figura 20, obtém-se a uma incerteza de 47 mV que corresponde a 2,13% do valor médio. Isto representa uma melhoria de 1,23% na precisão do sinal de ECG em análise. Estes resultados são apresentados na Tabela 5.

Conforme afirmado anteriormente, a fonte com maior contribuição de incerteza está relacionada ao mensurando, sobre o qual o projetista não tem controle. Porém, vale ressaltar que as ações de melhoria identificadas, promovem reduções significativas nas contribuições dos módulos analisados.

Tabela 5 – Resultados das simulações após melhorias no sistema de medição

Fonte de Incerteza	$V_{out}$ (mV)			$U_{95}(\%)$
	$\mu$	$\sigma$	$U_{95}$	
<b>Mensurando:</b>				
$v_{in}$	2203	7	13	0,59
Linha de base	2203	20	39	1,77
<b>Sistema de medição:</b>				
Pré-amplificador	2203	2	5	0,23
Estágio final	2203	2	3	0,14
<b>Ambiente:</b>				
Ruído	2203	11	21	0,95

Fonte: O autor.

## 4.2 A Incerteza dos Dados de ECG

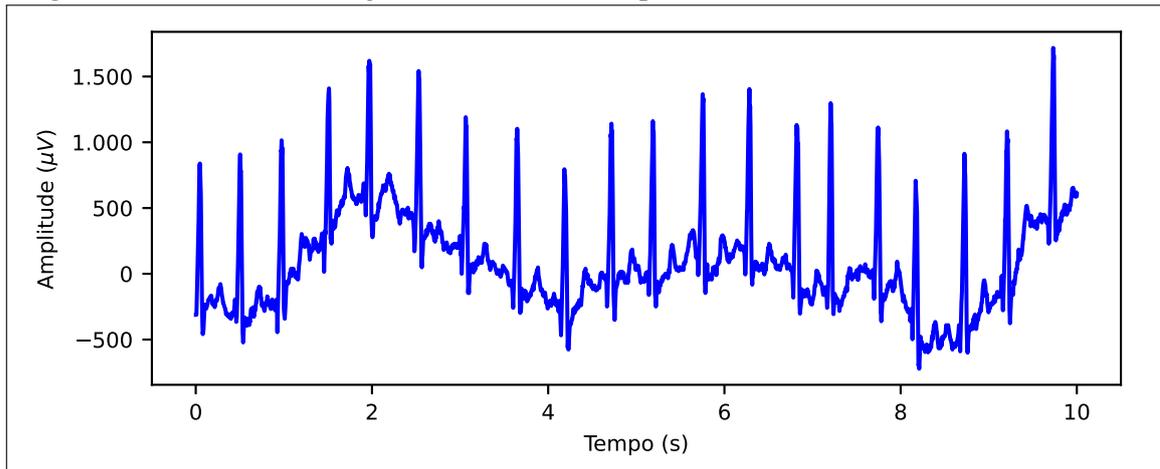
Sabe-se que diversas fontes de ruídos estão presentes durante o processo de aquisição desses dados e se sabe também que o próprio eletrocardiógrafo possui implementados filtros analógicos que diminuem o efeito desses ruídos no sinal adquirido. Como já mencionado, existem diversas causas para que o sinal de entrada seja afetado por ruídos, como a colocação inadequada de sensores no corpo do paciente, movimentos do paciente durante as medições, a interferência eletromagnética de outros equipamentos. Além da natureza do próprio mensurando que é a atividade elétrica do coração e outras fontes de incerteza que não estão sob controle de quem projeta o sistema de medição. Portanto, o ruído não pode ser considerado uma fonte de incerteza que apresenta sempre o mesmo comportamento estatístico, em outras palavras, não se pode assumir que os valores que caracterizam esse parâmetro serão sempre os mesmos.

### 4.2.1 Algumas considerações sobre a amostra de dados utilizada

Para a aplicação do método proposto nesta tese no processamento de dados de ECG, utiliza-se uma amostra da base de dados, denominada de "JS00001.mat" que possui dados de um paciente do sexo masculino com 85 anos de idade e que apresenta as seguintes doenças:

i) fibrilação atrial; ii) bloqueio de ramo direito; e iii) alterações da onda T. Essas doenças influenciam de forma significativa o sinal elétrico captado pelos eletrodos do eletrocardiógrafo, principalmente a fibrilação atrial que pode causar eventos com uma frequência maior que a normal para um sinal de ECG. Na Figura 32, tem-se o sinal de ECG (derivação V2), conforme disponibilizado por (SUN; CHEN, 2012).

Figura 32 – ECG da derivação V2, conforme disponibilizado.



Fonte: O autor.

Sabendo disso, nesta tese se utiliza uma metodologia de estimativa da incerteza de medição como critério de controle do processamento do sinal de entrada. Definindo-se os parâmetros mostrados na Tabela 3 para a fonte de incerteza relacionada à variação do sinal de entrada e ao ruído. Estes parâmetros caracterizam duas das fontes de maior influência na variação perceptível da curva do sinal de saída. Com essas fontes de incerteza, podem-se definir os valores iniciais para o controle do processo como referência para melhorias no projeto do sistema de medição e a incerteza alvo para o processamento de dados.

#### **4.2.2 Aplicação das metodologias propostas**

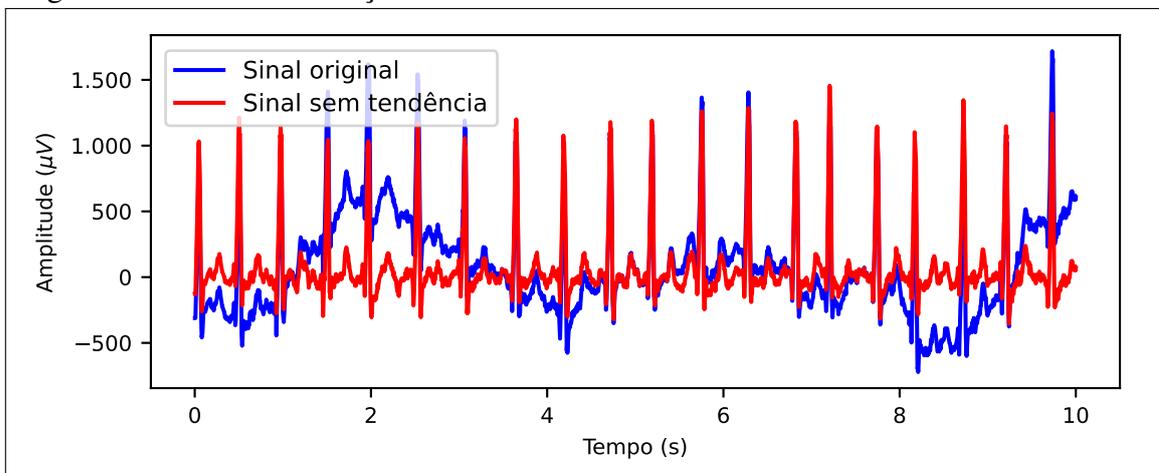
Aplicando a metodologia proposta nesta tese para avaliação de incertezas, apresentada na Seção 3.2, considerando a influência apenas dessas duas fontes (variação do sinal de entrada e ruídos), encontra-se uma incerteza relativa ao valor médio 2203 mV de 1,04%, com uma probabilidade de abrangência de 95%. Mas se destaca que na etapa de filtragem do sinal, o processamento ocorre nos dados de entrada dessas metodologias, ou seja, ocorre antes de se atribuir as FDP e os parâmetros de estimativas para as fontes de incertezas.

A partir dos dados da Tabela 3, infere-se que a combinação dessas duas fontes

de incertezas é correspondente a aproximadamente 5,00% do valor de entrada. Esse valor é utilizado como parâmetro para aplicação do filtro NLM nesta tese. Mas antes da aplicação desse filtro, remove-se a influência da variação da linha de base.

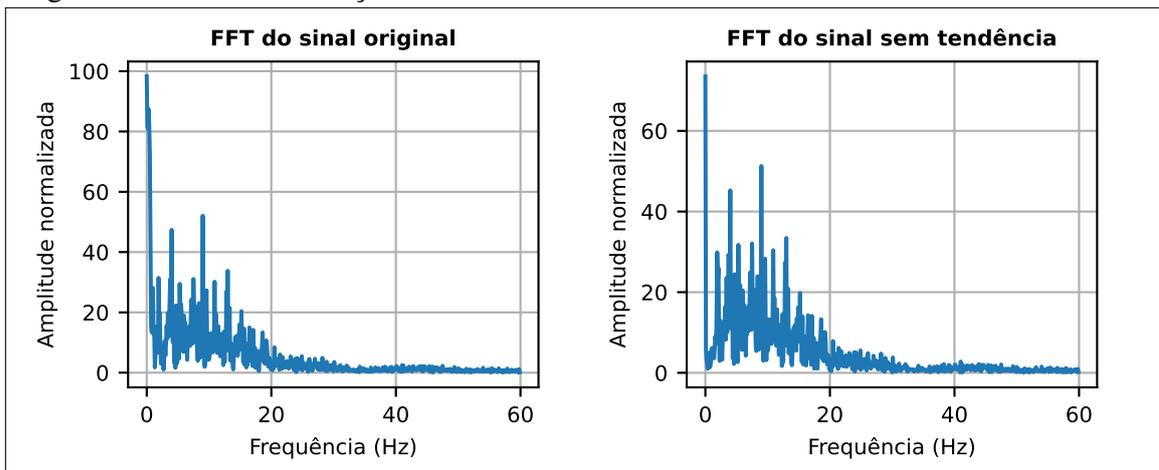
O sinal real juntamente com sinal após removida a influência devido a variação da linha de base, bem como a *Fast Fourier Transform* (FFT) destes sinais, encontram-se mostrados nas Figuras 33 e 34, respectivamente. Isto tem por objetivo evidenciar que a operação de remoção da variação de linha de base é independente dos ruídos no sinal de entrada.

Figura 33 – ECG da derivação V2 - influência da linha de base.



Fonte: O autor.

Figura 34 – FFT da derivação V2.



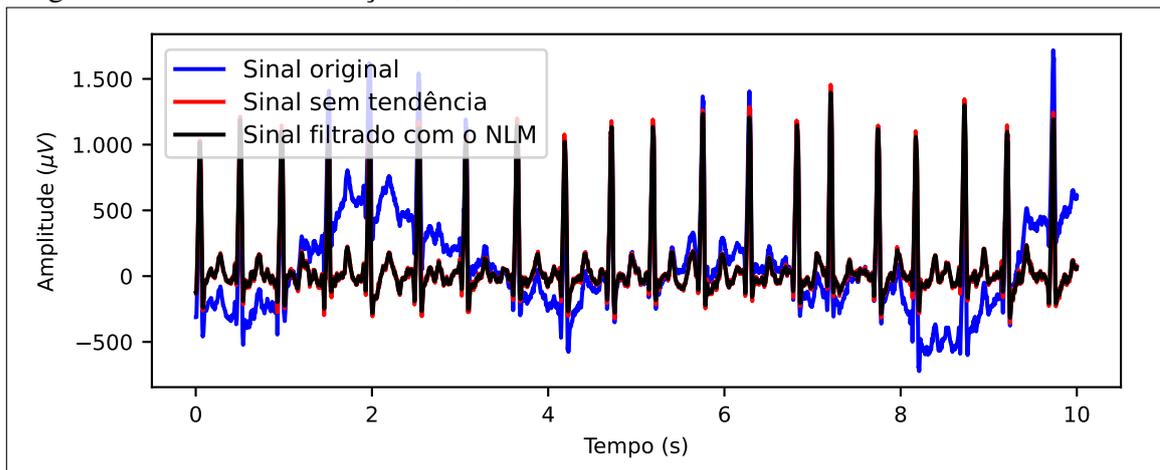
Fonte: O autor.

Na Seção 3.3, demonstrou-se que a região do complexo QRS, que também é a região de maior amplitude do sinal, é a região mais crítica em aplicações de filtros do tipo NLM. Nessa região, a média dos picos de amplitude do sinal após removida a influência devido a variação de

linha de base é de  $1175 \mu V$ . Com isso, aplica-se a metodologia proposta nesta tese, do método NLM-SC, tendo como valor de incerteza alvo  $60 \mu V$ .

Os sinais real e após removida a variação da linha de base após a aplicação do filtro proposto nesta tese estão mostrados na Figura 35.

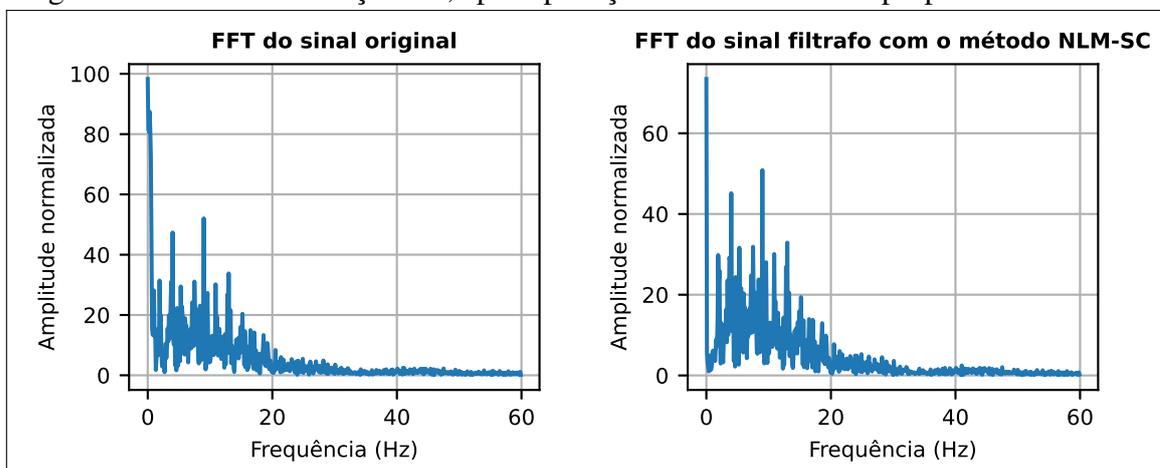
Figura 35 – ECG da derivação V2, removido a linha de tendência e filtrado.



Fonte: O autor.

Com a aplicação do método NLM-SC, proposto nesta tese, a incerteza relacionada ao filtro de sinal, calculada com a aplicação da Equação 3.7 é de  $45 \mu V$ , o que demonstra que o método controlado atingiu seu objetivo. Na Figura 36, tem-se a FFT do sinal real e do sinal filtrado com o método NLM-SC. Pode-se observar que com a aplicação desse filtro houve a atenuação de ruídos com frequências acima de  $50 Hz$ , funcionando como um filtro passa-baixas, o que evidencia que ruídos de maior frequência não seria um problema, como apontado por alguns trabalhos abordados na caracterização do estado da arte.

Figura 36 – FFT da derivação V2, após aplicação do método NLM proposto.



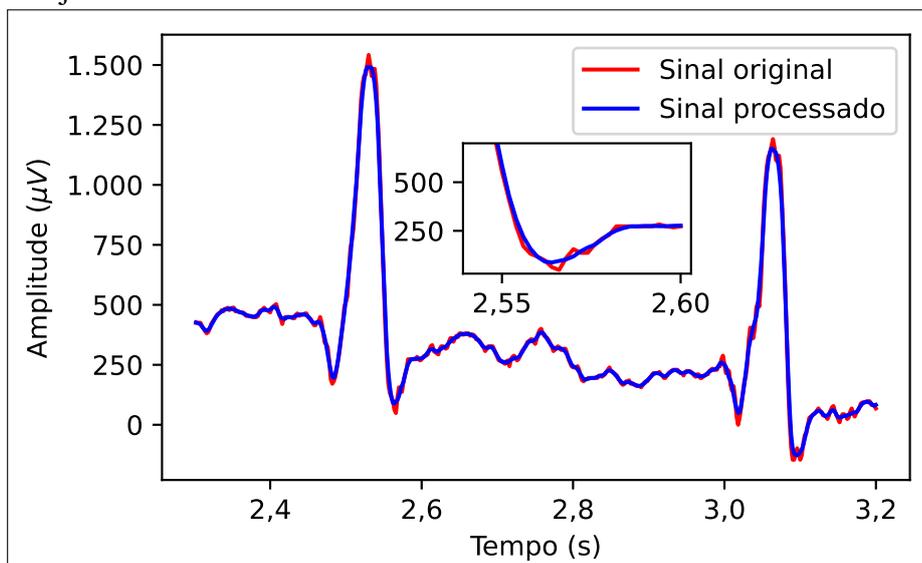
Fonte: O autor.

Utilizando-se técnicas de suavização do sinal de entrada, conforme implementado por Cappellari *et al.* (2013), com um fator de suavização de 0,1 é possível corrigir a variação da linha de base dos sensores e, com a variância associada a essa correção, é possível estimar a incerteza remanescente, relacionada à essa variação. Com a dispersão dos valores observados em posições equivalentes do período do sinal, em repetidos ciclos de medição, é possível estimar a incerteza relacionada aos ruídos no sinal de entrada.

Então, com a remoção das tendências devido a variação da linha de base e com a aplicação do filtro NLM-SC, proposto nesta tese, os erros sistemáticos e a incerteza (erro aleatório), relacionados ao sinal de entrada, são atenuados.

Para demonstrar que o problema da transição de janelas de busca está resolvido, aplica-se o método NLM-SC, exatamente nas mesmas condições de aplicação mostrada na Figura 26, quando a influência da variação da linha de base ainda não havia sido removida, obtendo-se os sinais mostrados na Figura 37.

Figura 37 – Eliminação do problema de falta de suavidade na transição de janelas de busca.



Fonte: O autor.

#### 4.2.3 Avaliação das melhorias com o sinal processado

Refazendo-se as estimativas apresentadas inicialmente na Tabela 3, mas considerando as melhorias apresentadas na Seção 4.1 e o sinal filtrado mostrado na Figura 35, obtém-se os valores apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores *a priori* e FDP, considerando o sinal processado e as melhorias propostas.

Fonte de Incerteza	FDP	Parâmetros				Uni.
		$\mu$	$\sigma$	a	b	
<b>Mensurando:</b>						
$v_{in+}$	$N(\mu, \sigma)$	300,00	3,00			$\mu V$
$v_{in-}$	$N(\mu, \sigma)$	0,00	3,00			$\mu V$
Linha de base	$N(\mu, \sigma)$	0,00	5,00			$\mu V$
<b>Sistema de medição:</b>						
$R_1$	$R(a, b)$	22,00		21,978	22,022	$k\Omega$
$R_2$	$R(a, b)$	10,00		9,990	10,010	$k\Omega$
$R_4$	$R(a, b)$	10,00		9,990	10,010	$k\Omega$
$R_5$	$R(a, b)$	47,00		46,953	47,047	$k\Omega$
$R_8$	$R(a, b)$	5,00		4,995	5,005	$k\Omega$
$R_9$	$R(a, b)$	3,30		3,297	3,303	$M\Omega$
$R_{11}$	$R(a, b)$	150,00		149,850	150,150	$k\Omega$
$C_1$	$U(a, b)$	1,00		0,99	1,01	$\mu F$
$C_2$	$U(a, b)$	10,00		9,90	10,10	$nF$
<b>Ambiente:</b>						
Ruído	$N(\mu, \sigma)$	0,00	2,00			%

Fonte: O autor.

Com essas novas estimativas é possível alcançar uma incerteza combinada de 16  $mV$ , com todas as fontes de incerteza atuando concomitantemente, o que corresponde a 0,73% do valor médio que é 2203  $mV$ . Já na Tabela 7, tem-se o resultado do cálculo de incerteza para as diversas fontes abordadas nesta tese.

Com base nestes resultados, percebe-se que as fontes de incerteza relacionadas a linha de base e aos ruídos continuam sendo as de maiores pesos na composição geral. Porém essas fontes de incertezas saíram de um nível de contribuição de 1,77% e 0,95%, respectivamente, para 0,41% cada. Destaca-se que o nível de incerteza do sistema como um todo, saiu de 2,13% para 0,73%, o que representa uma melhoria significativa.

Tabela 7 – Resultados das simulações considerando o processamento do sinal de entrada e as melhorias no sistema de medição

Fonte de Incerteza	$V_{out}$ (mV)			$U_{95}(\%)$
	$\mu$	$\sigma$	$U_{95}$	
<b>Mensurando:</b>				
$v_{in}$	2203	3	7	0,32
Linha de base	2203	5	9	0,41
<b>Sistema de medição:</b>				
Pré-amplificador	2203	2	5	0,23
Estágio final	2203	2	3	0,14
<b>Ambiente:</b>				
Ruído	2203	5	9	0,41

Fonte: O autor.

É importante esclarecer que, ao remover a variação da linha de base, remove-se um efeito sistemático, o que implica que de fato houve uma redução na incerteza combinada do processo. Neste caso, o efeito da variação da linha de base é reduzido de 1,77% para 0,41% porque é removida a parcela sistemática, ficando apenas a parcela aleatória dessa fonte de incerteza. Isto pode ser tratada como a incerteza relacionada à correção do efeito sistemático que pode ser percebido facilmente nas Figuras 33 e 35, sendo o maior responsável pela mudança na forma de onda do sinal.

Por outro lado, em relação à fonte de incerteza relacionada aos ruídos no sinal de entrada, a situação é diferente. Em todos os momentos o ruído foi tratado como um efeito completamente aleatório, ou seja, sem componente sistemático e que não pode ser corrigido e ter seu efeito reduzido como no caso da variação devido a variação de linha de base.

Já no caso da redução da contribuição da fonte de incerteza relacionada ao ruído de 0,95% para 0,41% que ocorre porque, nesse passo, optou-se por desconsiderar momentaneamente o efeito de uma parcela dessa informação para se poder analisar melhor o comportamento de outras informações de interesse, visto que essa parcela excluída não acrescentaria informações úteis. Mas vale ressaltar, que ela não foi corrigida como a tendência e nem deixou de existir, apenas não foi levada em consideração nos passos seguintes na análise em execução. Esta

parcela pode ser identificada como a fonte de incerteza relacionada ao filtro do sinal que, nessa aplicação é de aproximadamente 3,83% do valor medido. Se essa fonte de incerteza for levada em consideração, retorna-se ao estado anterior à aplicação do filtro.

Por isso não se deve aplicar filtros de forma indiscriminada em sinais de sistema de medição, porque pode se correr o risco de eliminar informações úteis para a caracterização da verdadeira natureza do mensurando. Com essa discussão, destaca-se a importância do conhecimento das fontes de incerteza, bem como, de seus respectivos comportamentos em relação ao processo de medição.

### 4.3 Comparação das metodologias propostas com a literatura

As metodologias propostas são avaliadas nas duas fases desenvolvidas que são a de projeto e a de processamento de sinais. Essa avaliação consiste na comparação dos resultados obtidos com as metodologias propostas nesta tese e dos resultados obtidos com metodologia já conhecidas na literatura.

#### 4.3.1 Em relação a avaliação de incerteza de medição na fase de projeto

Em termos de avaliação da incerteza de medição, o método mais difundido na literatura é o método analítico publicado no GUM (JCGM/WG-1, 2008a). Neste método, basicamente, calcula-se uma incerteza-padrão combinada a nível de aproximadamente 68% de abrangência, desenvolvendo-se a Equação 2.2, para se obter a expressão

$$u_c(Y) = \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial X_1}u(X_1)\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial X_2}u(X_2)\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial y}{\partial X_n}u(X_n)\right)^2}, \quad (4.1)$$

na qual  $u_c(Y)$  é a incerteza padrão combinada associada à grandeza de saída e  $u(X_i)$  é a incerteza padrão atribuída a  $i$ -ésima grandeza de entrada que está sendo combinada. Para o cálculo da incerteza expandida com um nível de probabilidade de abrangência de 95%, utiliza-se a Equação 2.5 com  $k = 1,96$  e considerando os graus de liberdades efetivos tendendo ao infinito.

Devido a complexidade do desenvolvimento matemático para se considerar todas as fontes de incerteza, aplicou-se esse método ao problema em questão considerando apenas duas fontes de incerteza não correlacionadas, a variação de linha de base e o ruído do sinal. Tendo como entradas os dados da Tabela 6, encontra-se uma incerteza de  $\pm 12 \text{ mV}$ . Isto corresponde a 0,54% do valor medido. Ressalta-se que, para os mesmos parâmetros e valores de entradas, o

valor encontrado com a metodologia proposta nesta tese é de  $\pm 10 \text{ mV}$  que corresponde a 0,45% do valor medido.

Esses resultados demonstram a coerência do método de cálculo de incerteza utilizado nesta tese. Além disso, esse método tem a vantagem em relação à metodologia tradicional em aplicações como essas, devido a sua capacidade de propagar distribuições de probabilidade, garantindo maior confiança aos resultados obtidos, como demonstrado anteriormente na Figura 31. Acrescentando ainda o fato de que em aplicações nas quais a derivação analítica de funções matemáticas não podem ser empregados na modelagem do problema, a metodologia proposta nesta tese proporciona maior praticidade.

Com isso, evidencia-se que a metodologia proposta de avaliação de incerteza de medição durante o projeto e desenvolvimento de sistemas de medição produz resultados coerentes com o conhecimento já estabelecido, além de proporcionar uma nova abordagem para desenvolver e melhorar sistemas de medição de forma mais racional e eficiente.

#### ***4.3.2 Em relação ao processamento dos dados***

O método NLM-SC de processamento de sinais, proposto nesta tese, é aplicado com base em um valor de incerteza alvo, ou seja esse método ajusta seus parâmetros de forma a atingir o valor de incerteza desejado para o sinal processado. Isso o difere de outros métodos encontrados na literatura, que em sua maioria objetiva melhorar parâmetros como RSN e EMQ.

Para avaliar o desempenho do método proposto nesta tese, não faz muito sentido, simplesmente, determinar RSN e EMQ em uma aplicação qualquer, porque esse método pode ser aplicado com variáveis específicas, definidas pelo usuário, para atingir valores alvos para esses parâmetros. Então, para avaliar o desempenho do método NLM-SC, demonstra-se que ele é capaz de atingir resultados precisos quando comparado ao método NLM.

Na Tabela 8, estão expostos os resultados de desempenho desses dois métodos, aplicados em condições equivalentes, já que os parâmetros definidos pelo usuário são definidos de forma diferente para cada método. A partir destes resultados, evidencia-se que ambos apresentam desempenhos semelhantes. Sendo que o método NLM foi aplicado com as variáveis  $P = 3$  e  $M = 7$  e o método NLM-SC foi aplicado com um valor de incerteza alvo de  $25 \mu\text{V}$ .

Com essa comparação, evidencia-se o melhor desempenho do método NLM-SC proposto nesta tese em comparação com outro método já conhecido da literatura. Ressaltando-se que as vantagens do método proposto nesta tese em comparação com o da literatura, é a maior

simplicidade sem perda de desempenho e a possibilidade de aplicação em um contexto de projeto e desenvolvimento de sistema de medição. Tudo isto de forma a proporcionar maior confiabilidade metrológica ao processo, visto que esse método pode ser aplicado para se atingir um valor de incerteza alvo, pré-estabelecido no projeto.

Tabela 8 – Desempenho

	Método	
	NLM	NLM-SC
RSN (dB)	521,00	527,25
EMQ ( $\mu V^2$ )	150,32	148,53

Fonte: O autor.

Enfatiza-se que o usuário pode configurar aquelas variáveis de entrada para tornar o desempenho do método tão bom quanto desejar limitado apenas quando a aplicação do método retorna exatamente o sinal de entrada, ou seja, o sinal de saída é o mesmo de entrada. Por isso, que se deve avaliar até que ponto se deve melhorar o desempenho do filtro aplicado ao sinal de entrada de um sistema de medição.

Com base no exposto anteriormente, a vantagem da metodologia proposta nesta tese, que tem como parâmetro de controle a incerteza de medição alvo, estabelecida de forma coerente com a natureza do mensurando e, assim, garantindo maior confiabilidade metrológica ao processo.

## 5 CONCLUSÕES, CONTRIBUIÇÕES E TRABALHOS FUTUROS

Esta tese descreve duas propostas de metodologias pouco exploradas na literatura, abordando a incerteza de medição. A primeira utiliza a incerteza de medição como um parâmetro para guiar ações de melhorias durante as fases de projeto e desenvolvimento de um eletrocardiógrafo. A segunda utiliza a incerteza como parâmetro de controle em uma aplicação de filtro adaptativo para o processamento de sinais de ECG.

A metodologia proposta para a análise de um projeto usa a incerteza como um parâmetro para se avaliar o desempenho metrológico de um sistema de medição, destacando-se por utilizar simulações numéricas em uma abordagem probabilística com a aplicação do Método de Monte Carlo. Essa abordagem permite conhecer com profundidade e confiança o comportamento de um sistema de medição, bem como o comportamento individual de um elemento ou de um módulo desse sistema, possibilitando atuar de forma mais eficiente para melhorar seu desempenho.

A partir da análise realizada do projeto do eletrocardiógrafo, é possível identificar que o pré-amplificador é o módulo com maior influência na incerteza de medição do sistema e que as variações na linha de base do sensor e a interferência de ruídos tiveram uma influência significativa nos resultados obtidos, quando comparadas com outras fontes de incerteza. Com essa análise, conclui-se que ações podem ser tomadas para se promover melhorias na precisão do sistema, tais como ações para melhorar a estabilidade da linha de base ou ações para reduzir o efeito de ruídos.

Com essa estratégia, utilizando-se resistores com precisão de 0,1% em todo o arranjo experimental é possível reduzir a incerteza do sistema como um todo de 2,13% para 0,82% em relação ao resultado da medição, para um nível de probabilidade de abrangência especificado de 95%, o que representa uma melhoria significativa na precisão do sistema de medição.

Também é realizada uma análise crítica, do ponto de vista de avaliação da incerteza de medição, de uma das classes de métodos de filtro de sinais mais utilizadas em processamento de sinais de ECG, que é a dos métodos NLM. Nesta análise, a abordagem usada quebra paradigmas relacionados à aplicação dessa classe de métodos, como possíveis falhas em frequências mais elevadas e ressalta aspectos que não são abordados em trabalhos anteriores, tais como o efeito da transição de janelas de busca em métodos NLM. Como resultado dessa análise, apresenta-se uma proposta de filtro adaptativo NLM, simplificado e controlado, a metodologia NLM-SC que apresenta melhores resultados, em comparação com o método NLM da literatura estudada.

Essa metodologia proposta para o processamento de sinais de ECG usa a incerteza de medição como parâmetro de controle da aplicação do filtro NLM-SC. Em outras palavras, a aplicação deste filtro atenua o efeito de ruídos até um determinado valor de incerteza alvo.

Com base nos resultados dessa aplicação, conclui-se que não se deve aplicar filtros de forma indiscriminada em sinais de sistema de medição, porque pode se correr o risco de eliminar informações úteis para a caracterização da verdadeira natureza do mensurando. Com isso, destaca-se a importância do conhecimento das fontes de incerteza, bem como, de seus respectivos comportamentos em relação ao processo de medição.

No desenvolvimento desta tese, ainda podem se destacar como contribuições:

- i. a estruturação de uma metodologia de avaliação de incerteza de medição aplicada na fase de projeto de sistema de medição, contribuindo para o estado da arte desse tema;
- ii. a implementação de simplificações e de controles em uma classe de filtros adaptativos utilizados no processamento de sinais de ECG, contribuindo com a literatura de processamento de sinais, por meio da proposta de um método NLM-SC; e
- iii. identificação dos locais estratégicos para ações de melhorias no projeto de um eletrocardiógrafo.

Entretanto, há limitações da metodologia proposta nesta tese que são:

- i. os testes são realizados apenas no domínio do tempo, portanto para aplicações no domínio da frequência se faz necessário ajustes nos algoritmos propostos; e
- ii. nas capacidades do modelo matemático de descrever o comportamento metrológico dos elementos e módulos que compõem o sistema de medição e dos modelos probabilístico em estimar o comportamento aleatório das fontes de incertezas consideradas na análise.

Ainda assim, os métodos propostos possuem pontos potenciais para evolução e melhoria, que são sugeridos como trabalhos futuros:

- i. investigações futuras podem ser realizadas com o objetivo de identificar melhorias em outros sistemas de medição com a aplicação das metodologias propostas; e
- ii. implementar e/ou aprimorar a ideia de utilização da incerteza de medição como parâmetro de controle em outros tipos de filtros adaptativos.

## REFERÊNCIAS

- ALBERTAZZI, A.; SOUSA, A. R. **fundamentos de METROLOGIA científica e industrial**. Barueri-SP: Manole, 2018.
- ALCOCK, S. G.; YACOOT, A.; INCE, R.; PATEL, H. Generating and measuring pico-radian angles. **Metrologia**, IOP Publishing, v. 59, p. 1–15, 2023.
- ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION. **ANSI/AAMI EC11**: Diagnostic electrocardiographic devices. Washington: AAMI, 2001.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-2-25**: Equipamento eletromédico parte 2-25: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de eletrocardiógrafos. Rio de Janeiro: ABNT, 2014.
- BARANDAS, M.; FAMIGLINI, L.; CAMPAGNER, A.; FOLGADO, D.; SIMÃO, R.; CABITZA, F.; GAMBOA, H. Evaluation of uncertainty quantification methods in multi-label classification: A case study with automatic diagnosis of electrocardiogram. **Information Fusion**, Elsevier, v. 101, p. 1–19, 2024.
- BIAŁEK, A.; DOUGLAS, S.; KUUSK, J.; ANSKO, I.; VABSON, V.; VENDT, R.; CASAL, T. Example of monte carlo method uncertainty evaluation for above-water ocean colour radiometry. **Remote sensing**, MDPI, v. 12, p. 1–28, 2020.
- CAPPELLARI, M.; MCDERMID, R. M.; ALATALO, K.; BLITZ, L.; BOIS, M.; BOURNAUD, F.; BUREAU, M.; CROCKER, A. F.; DAVIES, R. L.; DAVIS, T. A.; ZEEUW, P. T. d.; DUC, P.-A.; EMSELLEM, E.; KHOCHFAR, S.; KRAJNOVIĆ, D.; KUNTSCHNER, H.; MORGANTI, R.; NAAB, T.; OOSTERLOO, T.; SARZI, M.; SCOTT, N.; SERRA, P.; WEIJMANS, A.-M.; YOUNG, L. M. The atlas<sup>3D</sup> project—xx. mass–size and mass– $\sigma$  distributions of early-type galaxies: bulge fraction drives kinematics, mass-to-light ratio, molecular gas fraction and stellar initial mass function. **Royal Astronomical Society**, Oxford University Press, v. 432, p. 1862–1893, 2013.
- CHATTERJEE, S.; THAKUR, R.; YADAV, R.; GUPTA, L. Sparsity-based modified wavelet de-noising autoencoder for ecg signals. **Signal Processing**, Elsevier, v. 198, p. 1–14, 2022.
- CLEVELAND, W. S. Robust locally weighted regression and smoothing scatterplots. **Journal of the American Statistical Association**, American Statistical Association, v. 74, p. 829–836, 1979.
- DAPONTE, P.; GRIMALDI, D.; MICHAELI, L. Analogue neural network design for the processing of measurement signals. **Measurement**, Elsevier, v. 26, p. 1–17, 1999.
- DARBON, J.; CUNHA, A.; CHAN, T. F.; OSHER, S.; JENSEN, G. J. Fast nonlocal filtering applied to electron cryomicroscopy. **Int. Symp. Biomed. Imag.**, IEEE, v. 5, p. 1331–1334, 2008.
- DENG, T.; AMBÍA, J.; TORRES-VERDÍN, C. Efficient bayesian inversion of borehole geophysical measurements with a gradient-based markov chain monte carlo method. **Geophysical Prospecting**, John Wiley Sons, v. 71, p. 471–494, 2023.
- DEWJI, S.; LEE, D.; CROFT, S.; HERTEL, N.; CHAPMAN, J.; JR., R. M.; CLEVELAND, S. Validation of gamma-ray detection techniques for safeguards monitoring at natural uranium

- conversion facilities. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A**, Elsevier, v. 823, p. 135–148, 2016.
- FLORIS, I.; SALES, S.; CALDERÓN, P. A.; ADAM, J. M. Measurement uncertainty of multicore optical fiber sensors used to sense curvature and bending direction. **Measurement**, Elsevier, v. 132, p. 35–46, 2021.
- GALLI, A.; GIORGI, G.; NARDUZZI, C. Standardized gaussian dictionary for ecg analysis a metrological approach. **IEEE Open Journal of Instrumentation and Measurement**, IEEE, v. 1, p. 1–9, 2022.
- GAO, X.; ZHANG, X.; LI, K.; WANG, P. Image signal denoising method of grating linear displacement sensor based on nlm. **Measurement**, Elsevier, v. 203, p. 1–10, 2022.
- GASTIS, P.; WINKELBAUER, J.; CONNOLLY, D.; KUVIN, S.; MOSBY, S.; PROKOP, C.; STETCU, I. Absolute mass calibration of fission product distributions measured with the e-v method. **Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A**, Elsevier, v. 1037, p. 1–8, 2022.
- GERHARDT, T. E.; SILVEIRA, D. T. **Métodos de pesquisa**. Porto Alegre: Editora da UFRGS, 2009.
- GITELSON, A.; VIÑA, A.; INOUE, Y.; ARKEBAUER, T.; SCHLEMMER, M.; SCHEPERS, J. Uncertainty in the evaluation of photosynthetic canopy traits using the green leaf area index. **Agricultural and Forest Meteorology**, Elsevier, v. 320, p. 108955, 2022.
- HALE, L. C. **Principles and Techniques for Designing Precision Machines**. 1999. 492 f. Tese (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) – Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, California, 1999.
- HALL, B. Component interfaces that support measurement uncertainty. **Computer Standards & Interfaces**, Elsevier, v. 28, p. 306–310, 2006.
- HE, Y. Optimal smoothing factor with coarsening by a factor of three for the mac scheme for the stokes equations. **Computers and Mathematics with Applications**, Elsevier, v. 132, p. 63–72, 2023.
- INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais de termos associados**: (vim 2012). Duque de Caxias, 2012. 94 p.
- JAHMUNAH, V.; NG, E.; TAN, R.-S.; OH, S. L.; ACHARYA, U. R. Uncertainty quantification in densenet model using myocardial infarction ecg signals. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Elsevier, v. 229, p. 1–14, 2023.
- JCGM/WG-1, W. G. . of the Joint Committee for Guides in M. "**Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement**". JCGM, 2008. Disponível em: [https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM\\_100\\_2008\\_E.pdf/cb0ef43f-baa5-11cf-3f85-4dcd86f77bd6?version=1.10&t=1659082531978&download=true](https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_100_2008_E.pdf/cb0ef43f-baa5-11cf-3f85-4dcd86f77bd6?version=1.10&t=1659082531978&download=true).
- JCGM/WG-1, W. G. . of the Joint Committee for Guides in M. "**Evaluation of measurement data — Supplement 1 to the “Guide to the expression of uncertainty in measurement” — Propagation of distributions using a Monte Carlo method**". JCGM, 2008. Disponível em: [https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM\\_101\\_2008\\_E.pdf/325dcaad-c15a-407c-1105-8b7f322d651c](https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_101_2008_E.pdf/325dcaad-c15a-407c-1105-8b7f322d651c).

JCGM/WG-1, W. G. . of the Joint Committee for Guides in M. "**Evaluation of measurement data - The role of measurement uncertainty in conformity assessment**". JCGM, 2012. Disponível em: [https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM\\_106\\_2012\\_E.pdf/fe9537d2-e7d7-e146-5abb-2649c3450b25?version=1.7&t=1659083025736&download=true](https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_106_2012_E.pdf/fe9537d2-e7d7-e146-5abb-2649c3450b25?version=1.7&t=1659083025736&download=true).

JCGM/WG-1, W. G. . of the Joint Committee for Guides in M. **Guide to the expression of uncertainty in measurement — Part 6: Developing and using measurement models**. JCGM, 2020. Disponível em: [https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM\\_GUM\\_6\\_2020.pdf/d4e77d99-3870-0908-ff37-c1b6a230a337?version=1.9&t=1679905339843&download=true](https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_GUM_6_2020.pdf/d4e77d99-3870-0908-ff37-c1b6a230a337?version=1.9&t=1679905339843&download=true).

KESHTKARAN, M. R.; YANG, Z. A fast, robust algorithm for power line interference cancellation in neural recording. **Journal of Neural Engineering**, IOP Publishing, v. 11, p. 1–20, 2014.

KING, P. H.; FRIES, R. C.; JOHNSON, A. T. **Design of Biomedical Devices and Systems**. Danvers: CRC Press, 2015. ISBN 978-1-4665-6914-0.

LEVKOV, C.; MIHOV, G.; IVANOV, R.; DASKALOV, I.; CHRISTOV, I.; DOTSINSKY, I. Removal of power-line interference from the ecg: a review of the subtraction procedure. **BioMedical Engineering OnLine**, BioMed Central, v. 4, p. 1–18, 2005.

LI, N.; WANG, L.; JIA, J.; YANG, Y. A novel method for the image quality improvement of ultrasonic tomography. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, IEEE, v. 70, p. 1–10, 2020.

LIM, A.; SCHONEWILLE, A.; FORBRIGGER, C.; LOOI, T.; DRAKE, J.; DILLER, E. Design and comparison of magnetically-actuated dexterous forceps instruments for neuroendoscopy. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 68, n. 3, p. 846–856, 2020.

LIU, J.; XUAN, Y.; TENG, L.; ZHU, Q.; ZHENG, H.; LIU, X. Design and application of a novel direct light-driven thermogravimetric analyzer. **Solar Energy**, Elsevier, v. 253, p. 554–562, 2023.

LIU, X.; WU, Z.; WANG, X. Validity of non-local mean filter and novel denoising method. **Virtual Reality & Intelligent Hardware**, Elsevier, v. 5(4), p. 338–350, 2023.

LUX, R. L. Uncertainty of the electrocardiogram: old and new ideas for assessment and interpretation. **Journal of Electrocardiology**, Elsevier, v. 33, p. 203–208, 2000.

MA, A. J.; RAWAT, N.; REITER, A.; SHROCK, C.; ZHAN, A.; STONE, A.; RABIEE, A.; GRIFFIN, S.; NEEDHAM, D. M.; SARIA, S. Measuring patient mobility in the icu using a novel noninvasive sensor. **Critical care medicine**, v. 45, n. 4, p. 620–636, 2017.

MA, J.; YAN, Y. Design and evaluation of electrostatic sensors for the measurement of velocity of pneumatically conveyed solids. **Flow Measurement and Instrumentation**, Elsevier, v. 11, p. 195–204, 2000.

MIHOV, G. Subtraction procedure for power-line interference removal from ecg signals with high sampling rate. **INT. J. BIOAUTOMATION, INTERNATIONAL JOURNAL BIOAUTOMATION**, v. 22(2), p. 147–158, 2018.

- MITCHELL, L. B. **Considerações gerais sobre arritmias cardíacas**. 2023. Disponível em: <https://www.omega.nl/pptst/PXM01-5V.html>. Acesso em: 12 set. 2023.
- MOSCHIONI, G.; SAGGIN, B.; TARABINI, M.; HALD, J.; MORKHOLT, J. Use of design of experiments and monte carlo method for instruments optimal design. **Measurement**, Elsevier, v. 46, p. 976–984, 2013.
- MOURAD, N. Ecg denoising based on successive local filtering. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier, v. 73, p. 1–13, 2022.
- MURATAA, C. H.; HONDAB, C. J.; LAVÍNIAC, N. C.; CALDASB, L. V.; MEDEIROS, R. B. The performance of a prototype device designed to evaluate quality parameters of radiological equipment: Complementary study. **Radiation Physics and Chemistry**, Elsevier, v. 159, p. 131–137, 2019.
- ORGANISATION INTERNATIONALE DE MÉTROLOGIE LÉGALE. **R 90**: Electrocardiographs - metrological characteristics methods and equipment for verification. Paris: OIML, 1990.
- PEERANI, P.; WEBER, A.-L. Analysis of uncertainties affecting the monte carlo simulation of a neutron multiplicity counter. **Radiation Measurements**, Elsevier, v. 47, p. 306–310, 2012.
- PETRI, D.; CARBONE, P.; MARI, L. Quality of measurement information in decision-making. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, IEEE, v. 70, p. 1–16, 2020.
- PRODANOV, C. C.; FREITAS, E. C. de. **Metodologia do trabalho científico**: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico. Rio Grande do Sul: Feevale, 2013.
- ROBERTS, M. J. **Fundamentos em sinais e sistemas**. São Paulo: McGraw-Hill, 2009.
- SEPAROVIC, L.; LOURENÇO, F. R. Measurement uncertainty evaluation of an analytical procedure for determination of terbinafine hydrochloride in creams by hplc and optimization strategies using analytical quality by design. **Microchemical Journal**, Elsevier, v. 178, p. 107386, 2022.
- SILVA, R. J. B. da; SAAME, J.; ANES, B.; HEERING, A.; LEITO, I.; NÄYKKI, T.; STOICA, D.; DELEEBEECK, L.; BASTKOWSKI, F.; SNEDDEN, A. *et al.* Evaluation and validation of detailed and simplified models of the uncertainty of unified phabsh2o measurements in aqueous solutions. **Analytica Chimica Acta**, Elsevier, v. 1182, p. 338923, 2021.
- SUN, Z.; CHEN, S. Modifying nl-meanstoaniversalfilter. **Optics Communications**, Elsevier, v. 285, p. 4918–4926, 2012.
- TRACEY, B. H.; MILLER, E. L. Nonlocal means denoising of ecg signals. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, IEEE, v. 59(9), p. 2383–2386, 2012.
- UGUZ, D. U.; CANBAZ, Z. T.; ANTINK, C. H.; LÜKEN, M.; LEONHARDT, S. A novel sensor design for amplitude modulated measurement of capacitive ecg. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, IEEE, v. 71, p. 1–10, 2022.

WANG, Q.; ZHAO, L.; YANG, T.; LIAO, Z.; XUE, X.; WU, B.; ZHANG, W.; ZANG, J.; CUI, D.; ZHANG, Z. *et al.* A mathematical model of a piezoelectric micro-machined hydrophone with simulation and experimental validation. **IEEE Sensors Journal**, IEEE, v. 21, n. 12, p. 13364–13372, 2021.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: application and desing**. Hoboken-NW: Malloy Inc., 2010. ISBN 978-0-471-67600-3.

YANG, H.; CAI, Y.; ZHU, B.; XUAN, G.; LI, X.; SUN, L.; CHENG, L. A universal measurement method for nanoparticle number concentration based on atomic force microscope. **IEEE Transactions on Nanotechnology**, IEEE, v. 20, p. 852–859, 2021.

ZHENG, J.; GUO, H.; CHU, H. **A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study (version 1.0.0)**: Database - acesso livre. PhysioNet, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.13026/wgex-er52>. Acesso em: 03 june 2023.

## APÊNDICE A – REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA O ELETROCARDIÓGRAFO

Os requisitos de desempenho para um eletrocardiógrafo, estabelecidos pela norma AAMI (2001), são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Requisitos de desempenho.

	Mín./Máx.	Uni.	Valor
<b>Condições de operação:</b>			
Linha de voltagem	Faixa	V RMS	104 a 1127
Frequência		Hz	$60 \pm 1$
Temperatura	Faixa	$^{\circ}C$	$25 \pm 10$
Umidade relativa	Faixa	%	$50 \pm 20$
Pressão atmosférica	Faixa	Pa	$7 \cdot 10^4$ to $10,6 \cdot 10^4$
<b>Faixa de entrada dinâmica:</b>			
Faixa de operação linear do sinal de entrada	Mín	mV	$\pm 5$
Variação de amplitude com o deslocamento de CC	Máx	%	$\pm 5$
<b>Ganho, precisão e estabilidade:</b>			
Erro de ganho	Máx	%	5
Variação de ganho taxa/mín	Máx	%/min	$\pm 0,33$
Ganho total variação/h	Máx	%	$\pm 3$
<b>Seleção e precisão na base de tempo:</b>			
Erro na base tempo	Máx	%	$\pm 5$
<b>Indicador do sinal de saída:</b>			
Erro de decisão	Máx	%	$\pm 2$
Erro no marcador de tempo	Máx	%	$\pm 2$
<b>Precisão do sinal de entrada:</b>			
Erro geral para os sinais	Máx	%	$\pm 5$
Erro no fator de ponderação das derivações	Max	%	5
Histerese após uma deflexão de 15mm na linha de base	Máx	mm	0,5

<b>Padronização da tensão:</b>			
Erro de amplitude	Máx	%	±5
<b>Ruídos no sistema:</b>			
Interferência multicanais	Máx	%	2
<b>Estabilidade da linha de base:</b>			
Taxa de desvio da linha de base RTI	Máx	$\mu V/s$	10
Desvio total da linha de base RTI (período <i>2min</i> )	Máx	$\mu V$	500

Fonte – (AAMI, 2001).

## APÊNDICE B – NLM SIMPLIFICADO E CONTROLADO

```

1 # =====
2 # Autor: Jackson Silva
3 # Verss o: 00
4 # Data: 20/10/23
5
6 import sys
7 import math as mt
8 import numpy as np
9
10 def nlm(signal, fS, tUncert):
11     # signal - Sinal de entrada na forma de um vetor linha
12     # fS - Frequ ncia de amostragem do sinal de entrada,
13         como um escalar
14     # tUncert - incerteza alvo, como um escalar
15
16     signal = np.array(signal) # Sinal de entrada
17     n = len(signal)
18
19     bestP = int(fS/10)
20     y = denoise(signal[0:2*fS-1], bestP)
21     u = uncertainty(signal[0:2*fS-1], y)
22
23     while u > tUncert and bestP > 1:
24         y = denoise(signal[0:2*fS-1], bestP)
25         u = uncertainty(signal[0:2*fS-1], y)
26         bestP = int(bestP+bestP*(tUncert-u)/u)
27
28     if bestP < 2:
29         bestP = 2

```

```

30     y = denoise(signal, bestP)
31
32     return y
33 # =====
34
35 def denoise(y, P):
36
37     n = len(y)
38     denoisedSig = np.zeros(n)
39     Z = np.zeros(n)
40
41     lmb = np.std(y)
42     h = 2*P*lmb**2
43
44     Delta = np.array(range(-P, P+1))
45
46     for idx in Delta: # loop sobre todas as poss vel
47         diferen as: s - t
48
49         k = np.array(range(n))
50         kplus = k + idx
51
52         igood = np.where((kplus >= 0) & (kplus < n))
53         SSD = np.zeros(len(k))
54         SSD[igood] = (y[k[igood]] - y[kplus[igood]])**2
55         Sdx = np.cumsum(SSD)
56
57         for ii in range(P+1, n-P): # loop sobre todos os
58             pontos 's'
59
60             d = Sdx[ii+P] - Sdx[ii-P]
61             w = mt.exp(-d/h)

```

```

60
61         t = ii + idx
62         if t > 0 and t < n:
63             denoisedSig[ii] = denoisedSig[ii] + w * y[t
64                 ]
65             Z[ii] = Z[ii] + w
66
67         # =====
68         denoisedSig = denoisedSig/(Z + sys.float_info.epsilon)
69         denoisedSig[0: P+1] = y[0: P+1]
70         denoisedSig[- P:] = y[- P:]
71
72         return denoisedSig
73 # =====
74
75 def uncertainty(y, f):
76
77     assert y.size == f.size, 'Input vectors (y, f) must
78         have the same size'
79     S = sum((y-f)**2)
80     U = 2*mt.sqrt(S/len(y))
81
82     return U
83 # =====

```

## ANEXO A – CÓDIGO NLM

```

1 # *****
2 # Copyright 2017-2019, Jianwei Zheng, Chapman University,
3 # zhengl20@mail.chapman.edu
4 # Licensed under the Apache License, Version 2.0 (the "
   License");
5 # you may not use this file except in compliance with the
   License.
6 # You may obtain a copy of the License at:
7 #   http://www.apache.org/licenses/LICENSE-2.0
8 # Unless required by applicable law or agreed to in writing
   , software
9 # distributed under the License is distributed on an "AS IS
   " BASIS,
10 # WITHOUT WARRANTIES OR CONDITIONS OF ANY KIND, either
   express or implied.
11 # See the License for the specific language governing
   permissions and
12 # limitations under the License.
13 # Written by Jianwei Zheng.
14
15 from scipy import signal
16 import matplotlib.pyplot as plt
17 import sys
18 import math
19 import numpy as np
20
21 def NLM_1dDarbon(signal, Nvar, P, PatchHW):
22     if isinstance(P, int): # scalar has been entered;
       expand into patch sample index vector
23         P = P-1 # Python start index from 0

```

```

24     Pvec = np.array(range(-P, P+1))
25 else:
26     Pvec = P # use the vector that has been input
27
28     signal = np.array(signal)
29     N = len(signal)
30     denoisedSig = np.empty(len(signal)) # NaN * ones(size(
31         signal));
32     denoisedSig[:] = np.nan
33     # to simplify, don't bother denoising edges
34     iStart = PatchHW+1
35     iEnd = N - PatchHW
36     denoisedSig[iStart: iEnd] = 0
37
38     # initialize weight normalization
39     Z = np.zeros(len(signal))
40     cnt = np.zeros(len(signal))
41
42     # convert lambda value to 'h', denominator, as in
43     original Buades papers
44     Npatch = 2 * PatchHW + 1
45     h = 2 * Npatch * Nvar**2
46
47     for idx in Pvec: # loop over all possible differences:
48         s - t
49         # do summation over p - Eq.3 in Darbon
50         k = np.array(range(N))
51         kplus = k + idx
52         # ignore OOB data; we could also handle it
53         igood = np.where((kplus >= 0) & (kplus < N))
54         SSD = np.zeros(len(k))

```

```

52     SSD[igood] = (signal[k[igood]] - signal[kplus[igood
53         ]])**2
54     Sdx = np.cumsum(SSD)
55     for ii in range(iStart, iEnd): # loop over all
56         points 's'
57         # Eq 4; this is in place of point - by - point
58         MSE
59         distance = Sdx[ii + PatchHW] - Sdx[ii - PatchHW
60             -1]
61         # but note the - 1; we want to include the
62         point ii - iPatchHW
63
64         w = math.exp(-distance/h) # Eq 2 in Darbon
65         t = ii + idx # in the papers, this is not made
66         explicit
67
68         if t > 0 and t < N:
69             denoisedSig[ii] = denoisedSig[ii] + w *
70                 signal[t]
71             Z[ii] = Z[ii] + w
72
73     # loop over shifts
74
75     # now apply normalization
76     denoisedSig = denoisedSig/(Z + sys.float_info.epsilon)
77     denoisedSig[0: PatchHW+1] = signal[0: PatchHW+1]
78     denoisedSig[- PatchHW:] = signal[- PatchHW:]
79
80     return denoisedSig

```