

AMANDA NUNES BARROS

**Comparação das rotações do vetorcardiograma de  
Frank com as obtidas a partir da matriz de  
transformação de eletrocardiograma de Kors**

São Paulo  
2024

AMANDA NUNES BARROS

**Comparação das rotações do vetorcardiograma de Frank com as obtidas a partir da matriz de transformação de eletrocardiograma de Kors**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração:  
Engenharia Biomédica

Orientador:  
Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya

São Paulo  
2024

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 6 de agosto de 2024

Assinatura do autor: Amanda Barros.

Assinatura do orientador: Henrique J. Moreira

#### Catálogo-na-publicação

Barros, Amanda

Comparação das rotações do vetorcardiograma de Frank com as obtidas a partir da matriz de transformação de eletrocardiograma de Kors / A. Barros -- versão corr. -- São Paulo, 2014.

84 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1. Vetorcardiograma, Frank, matriz de Kors, rotação, tempo I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

## Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, que sempre foram meu exemplo de dedicação, carinho e amor. E à minha tia Fátima que é o meu maior exemplo como pesquisadora e como pessoa!



# AGRADECIMENTOS

Quero inicialmente agradecer a Deus por me dar forças para chegar até aqui, mesmo com todos os percalços presentes no caminho. Agradeço também à minha família, que sempre me apoiou nessa caminhada, me motivando e suportando em todos os momentos. Agradeço aos meus pais, Regina e Antônio (também conhecido como Toninho), por sempre respeitarem as minhas escolhas e por participarem ativamente de todos os meus processos de evolução e amadurecimento. Agradeço aos meus irmãos, Mateus e Pedro, que deixam minha vida mais alegre e leve e que me ajudaram em vários momentos dessa pesquisa. Agradeço aos meus tios, Fátima, Luís e Rita, por serem muito mais que minha família em São Paulo, preocupados em me ajudar e me ver feliz, fazendo com que eu sempre me sentisse querida e amada. Por fim, agradeço aos meus avós, Cacilda, Lourdes e Domingos (em memória), por todas as orações e docinhos, que me davam forças e deixavam meus dias melhores e com uma dose extra de carinho.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya, que sempre acreditou no meu potencial e me ajudou constantemente ao longo desse processo, como pessoa e pesquisadora. Henrique, muito obrigada pela paciência, pelas horas de trabalho e conversa para evoluirmos nesse trabalho e principalmente por me ajudar a não desistir dessa conquista. Seu apoio e sua orientação foram essenciais para que tudo isso acontecesse, e para que eu me sentisse apoiada ao longo desse processo. Agradeço também aos amigos e colegas, que conheci dentro dessa carreira acadêmica e que me ajudaram durante o processo; quando trabalhamos perto de pessoas incríveis que se ajudam colaborativamente até as matérias mais complexas e difíceis se tornam entendíveis e possíveis.

Agradeço aos meus amigos, principalmente Juliana, Isabella Noronha, Mariana, Isabella Hungaro, Laura e Eliane, e também ao meu namorado, Felipe, que comemoraram cada conquista comigo e acreditaram todo o tempo na minha capacidade. Como diria Emicida,

“Quem tem um amigo tem tudo  
Se o poço devorar, ele busca no fundo  
É tão 10, que junto todo o stress é miúdo  
É um ponto pra escorar quando for absurdo”.

Além destes, quero agradecer também ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, principalmente ao Dr. Renato de Aguiar Hortegal, por ajudarem ativamente nesta pesquisa, tanto na obtenção dos dados quanto na construção de pontos importantes do texto.

“Precisamos encorajar mais mulheres a se atreverem a mudar o mundo.”

— Chimamanda Ngozi Adichie

## RESUMO

O estudo do funcionamento do músculo cardíaco é muito importante para garantir uma boa execução do ciclo cardíaco. Dentre as possibilidades para estudo do coração existem o eletrocardiograma (ECG) e o vetorcardiograma (VCG), que pode ser obtido também a partir do ECG. O objetivo deste trabalho é analisar dados do VCG, obtidos por meio do uso de matrizes de transformação do ECG, utilizando a matriz de Kors com foco na variável de rotação, considerando os planos e ondas presentes no sinal cardíaco. Foram analisados 40 pacientes com sinais adquiridos por 10 minutos para ECG (com 12 derivações) e para VCG de Frank. A partir dessa análise, foi possível observar que, dentro da amostra da pesquisa, em média 25% das rotações analisadas foram divergentes entre Kors e Frank, e a maioria das divergências ocorreram com rotação horária para Kors e anti-horária para Frank. Considerando os planos do sinal, notou-se que a máxima dos erros de rotação por plano foi similar, no entanto os valores mais baixos ocorreram no plano Sagital e ocorreu uma variação menor no plano Horizontal, que pode estar ligada à forma de obtenção do VCG por meio de parte das derivações do ECG. Analisando as ondas do sinal e a variação das rotações, no complexo QRS notou-se valores menores que nas demais ondas, que pode estar relacionado à obtenção automática das mesmas. Em relação ao tempo de análise do exame, considerando os 10 minutos aquisitados, houve troca de sentido para mais de 20% das rotações analisadas. Notou-se diferença para Kors e Frank ao longo do tempo de exame, no qual Frank obteve mais mudanças de rotação ao longo do tempo. Além disso, também notou-se uma variação maior em Frank nos planos Horizontal e Sagital e uma variação menor para o complexo QRS tanto para Frank quanto para Kors.

**Palavras-Chave:** Vetorcardiograma, Frank, matriz de Kors, rotação, tempo.

# ABSTRACT

The study of the functioning of the heart muscle is very important to ensure a good execution of the cardiac cycle. Among the possibilities for studying the heart there are the electrocardiogram (ECG) and the vectorcardiogram (VCG), which can also be obtained from the ECG. The objective of this work is to analyze VCG data, obtained through the use of ECG transformation matrices, using the Kors matrix focusing on the rotation variable, considering the planes and waves present in the cardiac signal. 40 patients were analyzed with signals acquired for 10 minutes for ECG (with 12 leads) and for Frank's VCG. From this analysis, it was possible to observe that within the research sample, on average, 25% of the rotations analyzed were divergent between Kors and Frank, and the majority of divergences occurred with clockwise rotation for Kors and counterclockwise for Frank. Considering the signal planes, it was noted that the maximum rotation errors per plane were similar, however the lowest values occurred in the Sagittal plane and a smaller variation occurred in the Horizontal plane, which may be linked to the way of obtaining the VCG through part of the ECG leads. Analyzing the signal waves and the variation in rotations, lower values were noted in the QRS complex than in the other waves, which may be related to their automatic acquisition. Regarding the exam analysis time, considering the 10 minutes acquired, there was a change of direction for more than 20% of the rotations analyzed. A difference was noted for Kors and Frank throughout the examination time, in which Frank obtained more rotation changes over time. Furthermore, a greater variation was also noted in Frank in the Horizontal and Sagittal planes and a smaller variation in the QRS complex for both Frank and Kors.

**Keywords:** Vectorcardiogram, Frank, Kors Matrix, rotation, time.

# LISTA DE FIGURAS

- 1 Fluxo do sangue dentro do músculo cardíaco, com a nomenclatura dos átrios, ventrículos, artérias e veias, que mostra a entrada do sangue nas veias passando pelos átrios e ventrículos e saindo para pulmões e demais partes do corpo pelas artérias. . . . . 22
- 2 Exemplo de potencial de ação com as três fases da membrana celular: repouso, despolarização e repolarização de acordo com o tempo de duração de cada uma das fases em milissegundos e com a alteração do potencial de membrana apresentada em mV. . . . . 23
- 3 Processo detalhado da alteração do potencial de membrana que ocorre durante o potencial de ação em um neurônio de forma ilustrativa, e que possui um comportamento semelhante na célula muscular. O processo se inicia no repouso, seguido por algum estímulo que gera a despolarização da célula e, em seguida, as alterações nas concentrações de sódio ( $Na^+$ ) e potássio ( $K^+$ ) chegando até a repolarização e retornando ao repouso novamente. . . 24
- 4 Visão dos diferentes potenciais de ação que ocorrem em diferentes lugares do músculo cardíaco, como nodo sinoatrial e atrioventricular, átrios e ventrículos em seus respectivos momentos de contração do músculo, de forma que cada uma das partes do músculo cardíaco possui seu ápice do potencial em um momento diferente já que o sinal elétrico percorre todo o músculo. O ECG obtido é a soma destes potenciais de ação ao longo do tempo. . . . . 25
- 5 Fluxo elétrico enumerado do coração, iniciando no nodo sinoatrial (1), e passando, respectivamente, pelos átrios (2), nodo atrioventricular (3), ramos direito (4) e esquerdo (4) e ventrículos (4). . . . . 26
- 6 Alterações da pressão e do volume no ventrículo e átrio esquerdos durante o batimento cardíaco de acordo com o intervalo de tempo de cada uma das fases do batimento cardíaco em segundos. . . . . 28
- 7 Posicionamento dos eletrodos nos braços direito e esquerdo, perna esquerda e tórax para coleta das 12 derivações presentes no ECG. . . . . 30

8	Posicionamento dos eletrodos nos braços direito e esquerdo e perna esquerda para coleta das derivações bipolares no ECG, DI, DII e DIII com imagem do triângulo de Einthoven posicionada sobre o coração. . . . .	31
9	Relação entre as derivações bipolares (I, II e III) e as derivações aumentadas (aVR, aVL e aVF) dentro do triângulo de Einthoven que se posiciona ao redor do músculo cardíaco. . . . .	33
10	Posicionamento dos eletrodos no tórax para coleta das derivações precordiais no ECG que são V1, V2, V3, V4, V5 e V6 e são posicionadas de forma sequencial. . . . .	33
11	Exemplo do comportamento elétrico e bioquímico cardíaco considerando o posicionamento dos eletrodos na derivação DII, durante o período de despolarização dos ventrículos, e o sentido do vetor resultante. . . . .	34
12	Exemplo do comportamento da derivações de acordo com o fluxo da corrente elétrica cardíaca, mostrando que quanto mais próximo da derivação mais positivo o sinal se torna e quanto mais distante, mais negativo se torna o sinal. . . . .	35
13	Fluxo do estímulo elétrico no músculo cardíaco com os nomes respectivos de cada parte desse músculo, iniciando no nodo sinoatrial, átrios, nodo atrioventricular, feixe de His, fibras de Purkinje e ventrículos. . . . .	36
14	Exemplo de ECG, típico da derivação II, com as ondas P, QRS e T e a atividade elétrica respectiva em cada uma das ondas presentes no ciclo cardíaco, como a ativação dos átrios e ventrículos e a recuperação dos músculos antes do início do próximo ciclo. . . . .	36
15	Exemplo de VCG com suas respectivas alças representando o movimento do vetor em cada onda (P em verde, QRS em vermelho e T em turquesa) nos planos Horizontal, Sagital Esquerdo e Frontal. . . . .	37
16	Exemplos de figuras de Lissajous de acordo com as fases, que variam de 0 a $3\pi/4$ , e a relação entre as frequências que no exemplo variam de 1:1 a 1:2.	38
17	Exemplo da relação entre sentido da composição da figura de Lissajous e o pico das figuras analisadas, mostrando que no sentido horário o sinal $x$ está igual ou a frente do $y$ e no sentido anti-horário ocorre o fenômeno inverso.	39

18	Exemplo de VCG com a onda QRS percorrendo sentidos diferentes de acordo com o plano, sendo o sentido anti-horário no plano Frontal, oito no plano Horizontal e horário no plano Sagital Direito observados no mesmo paciente. . . . .	40
19	VCG Axial com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame. . . . .	41
20	VCG Tetraedro com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame. . . . .	42
21	VCG Cúbico com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame. . . . .	42
22	Exemplo de VCG e os eixos que são considerados nesse exame — Frontal, Horizontal e Sagital Esquerdo. . . . .	43
23	Posição dos sete eletrodos utilizados para captação do VCG de Frank: A, C, E, F, H, I e M. . . . .	44
24	Imagem de um dos pacientes durante a realização do exame; ao lado o instrumento utilizado para coleta das informações e também a colaboradora da enfermagem que apoiou a realização dos exames. . . . .	51
25	Imagem de um dos eletrodos utilizados para captura do sinal dos pacientes participantes da pesquisa. . . . .	51
26	Fluxo da geração dos dados analisados na pesquisa, desde a aquisição do sinal até a planilha final com todos os pacientes da amostra. . . . .	52
27	Exemplo de cabo de paciente utilizado para obtenção do ECG padrão de 12 derivações. . . . .	53
28	Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente com seus eletrodos de acordo com o padrão de 12 derivações. . . .	53
29	Exemplo do cabo de paciente utilizado para obtenção do VCG de Frank. . .	54
30	Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente e seus eletrodos de acordo com Frank. . . . .	54
31	Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente e seus eletrodos nas costas de acordo com Frank. . . . .	55

32	Exemplo ilustrativo do tempo analisado para cada um dos pacientes em cada um dos minutos dentro do tempo total de coleta do exame de 10 minutos. . . . .	55
33	Exemplo de resultado de ECG e VCG de um dos pacientes no sistema utilizado para análise, com visualização do VCG de acordo com as ondas e o plano do sinal, juntamente com os valores de amplitude, ângulo e também rotação. . . . .	56
34	Exemplo de laudo emitido pelo equipamento exportado em formato PDF para VCG de Frank que possui os dados do exame do paciente para um dos minutos analisados, com visualização das ondas do VCG de acordo com o plano; na região A em destaque têm-se as informações referentes à rotação de cada uma das ondas para os planos do exame. . . . .	57
35	Exemplo de laudo emitido pelo equipamento exportado em formato PDF para VCG de Kors, obtido por meio do ECG, que possui os dados do exame do paciente para um dos minutos analisados, com visualização do ECG e do VCG de acordo com o plano, na região A em destaque têm-se as informações referentes à rotação de cada uma das ondas em cada um dos planos. . . . .	57
36	Fluxograma ilustrativo para a obtenção do número de trocas de rotação para cada um dos métodos analisados, Kors e Frank, e para cada plano em cada uma das ondas do sinal. . . . .	60
37	Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank, considerando os 10 minutos analisados e todas as variáveis que possuem rotação: as três ondas nos três planos. . . . .	61
38	Histograma da porcentagem de erros de acordo com a quantidade de pacientes. . . . .	62
39	Porcentagem das rotações iguais entre Kors e Frank considerando todos os pacientes em todos os planos e alças das ondas. . . . .	62
40	Porcentagem das rotações diferentes entre Kors e Frank considerando todos os pacientes em todos os planos e ondas. . . . .	63



41	Porcentagem geral das rotações iguais por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações iguais geradas por Frank de acordo com os planos. . . . .	63
42	Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações diferentes geradas por Frank de acordo com os planos. . . . .	64
43	Boxplot da porcentagem de erros de acordo com o plano comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank. . . . .	64
44	Porcentagem geral das rotações iguais por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações iguais geradas por Frank de acordo com as alças das ondas. . . . .	65
45	Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações diferentes geradas por Frank de acordo com as alças das ondas. . . . .	65
46	Boxplot da porcentagem de erros de acordo com as alças das ondas comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank. . . . .	66
47	Porcentagem das mudanças de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada paciente do gênero feminino. . . . .	66
48	Porcentagem das mudanças de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada paciente do gênero masculino. . . . .	67
49	Histograma da porcentagem das trocas de rotação para Kors e para Frank ao longo dos 10 minutos da amostra. . . . .	67
50	Boxplot da porcentagem de mudança de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada um dos planos. . . . .	68
51	Boxplot da porcentagem de mudança de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada uma das alças das ondas. . . . .	68
52	Amplitude cúbica (mV) das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors. . . . .	82
53	Amplitude (mV) no Plano Horizontal das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors. . . . .	83

54	Amplitude (mV) no Plano Vertical das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors. . . . .	83
55	Amplitude (mV) no Plano Sagital das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors. . . . .	83

## LISTA DE TABELAS

1	Coefficientes baseados em oito derivações da matriz de Kors. . . . .	48
2	Variáveis ligadas à rotação presentes nos dados matriciais dos exames de VCG de acordo com as ondas do sinal e seus respectivos planos. . . . .	58
3	Combinações possíveis entre as rotações obtidas por Kors e por Frank. . .	59
4	Exemplo de cálculo da variável de trocas de rotação para cada um dos métodos na onda T no plano Sagital. . . . .	60

# LISTA DE ABREVIACOES

Abreviaao	Descriao
AA	Sentido anti-horário na matriz de Kors e para Frank
AH	Sentido anti-horário na matriz de Kors e horário para Frank
AO	Sentido anti-horário na matriz de Kors e oito para Frank
BD	Braço direito
BE	Braço esquerdo
Ca <sup>2+</sup>	Cálcio
ECG	Eletrocardiograma
HA	Sentido horário na matriz de Kors e anti-horário para Frank
HH	Sentido horário na matriz de Kors e para Frank
HO	Sentido horário na matriz de Kors e oito para Frank
I ou DI	Derivaao bipolar 1
II ou DII	Derivaao bipolar 2
III ou DIII	Derivaao bipolar 3
IMC	ndice de Massa Corporal
K <sup>+</sup>	Potássio
ms	milissegundos
mV	milivolt
Na <sup>+</sup>	Sódio
OA	Sentido oito na matriz de Kors e anti-horário para Frank
OO	Sentido oito na matriz de Kors e para Frank
OH	Sentido oito na matriz de Kors e horário para Frank
PE	perna esquerda
TC	Terminal central
V	Tensão elétrica
V1	Eletrodo 1 posicionado no tórax
V2	Eletrodo 2 posicionado no tórax
V3	Eletrodo 3 posicionado no tórax
V4	Eletrodo 4 posicionado no tórax
V5	Eletrodo 5 posicionado no tórax
V6	Eletrodo 6 posicionado no tórax
VCG	Vetorcardiograma
aVF	Derivaao unipolar na perna esquerda
aVL	Derivaao unipolar no braço esquerdo
aVR	Derivaao unipolar no braço direito
iDower	Matriz inversa de Dower

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>18</b>
1.1	Objetivos . . . . .	19
1.2	Justificativa . . . . .	19
<b>2</b>	<b>Revisão Bibliográfica</b>	<b>21</b>
2.1	Funcionamento do coração . . . . .	21
2.1.1	Potencial de ação . . . . .	22
2.1.2	Fluxo elétrico cardíaco . . . . .	25
2.2	Eletrocardiograma . . . . .	28
2.2.1	Coleta dos sinais . . . . .	28
2.2.2	Posição dos eletrodos . . . . .	29
2.2.3	Comportamento dos sinais das derivações . . . . .	34
2.2.4	Ondas que compõem o ECG . . . . .	35
2.3	Vetorcardiograma . . . . .	37
2.3.1	Figuras de Lissajous . . . . .	38
2.3.2	Variáveis obtidas do VCG . . . . .	39
2.3.3	Vectorcardiograma de Frank . . . . .	42
2.3.4	Obtenção dos sinais de VCG a partir de ECG . . . . .	45
2.3.4.1	Matriz de Burger . . . . .	45
2.3.4.2	Matriz de Kors . . . . .	47
<b>3</b>	<b>Materiais e métodos</b>	<b>50</b>
3.1	Protocolo experimental . . . . .	50
3.2	Coleta dos dados . . . . .	51

3.2.1	Aquisição do ECG e do VCG de Frank do paciente . . . . .	52
3.2.2	Geração de arquivo para cada minuto para VCG de Frank e VCG de Kors por meio do ECG . . . . .	55
3.2.3	Geração do arquivo em PDF para cada um dos minutos para cada método . . . . .	56
3.2.4	Obtenção automática das variáveis de amplitude (mV) e ângulo por meio da função em R . . . . .	56
3.2.5	Obtenção manual das rotações da alça para cada uma das ondas em cada plano para ambos os métodos . . . . .	58
3.2.6	Geração da planilha para análise geral da amostra . . . . .	58
3.2.7	Comparação dos dados . . . . .	58
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>61</b>
4.1	Perspectiva geral . . . . .	61
4.2	Perspectiva por planos . . . . .	63
4.3	Perspectiva por alças das ondas . . . . .	64
4.4	Perspectiva ao longo do tempo . . . . .	66
<b>5</b>	<b>Discussão</b>	<b>69</b>
5.1	Perspectiva geral . . . . .	69
5.2	Perspectiva por planos . . . . .	70
5.3	Perspectiva por alças das ondas . . . . .	71
5.4	Perspectiva ao longo do tempo . . . . .	72
5.5	Comparação com a literatura . . . . .	74
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>76</b>
	<b>Referências</b>	<b>77</b>
	<b>Apêndice A – Dados detalhados da amplitude dos pacientes analisados</b>	<b>82</b>

# 1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia, as doenças cardiovasculares, afecções do coração e da circulação, são o motivo de 28% das mortes no Brasil no ano de 2022 e 86% destas mortes poderiam ter sido evitadas ou postergadas por meio de prevenção e tratamento [1]. Para entender mais sobre as doenças ou motivos para este alto índice de mortalidade é necessário compreender o funcionamento do sistema cardíaco, dentre outros sistemas. Um dos métodos que possibilita a análise de tal comportamento a fim de detectar doenças ou desempenhos anormais são as formas de obtenção de sinais cardíacos, como os exames explorados nesta pesquisa.

Dentro dos exames disponíveis para análise do funcionamento cardíaco, o eletrocardiograma (ECG), que é um exame bidimensional que coleta sinais referentes ao funcionamento do ciclo cardíaco, é um dos exames mais comuns [2]. A partir dele é possível detectar informações importantes sobre o funcionamento cardíaco, como identificar se o coração está com um ritmo mais acelerado que o considerado normal ou se a musculatura cardíaca está sendo utilizada da forma mais otimizada possível [3,4].

Existem várias formas de analisar o ECG, dentre elas o estudo do formato da onda ou do intervalo entre os picos do sinal, também conhecido como intervalo R-R. Além do ECG, há também o vetorcardiograma (VCG), que gera uma visualização tridimensional do funcionamento cardíaco [2,4]. Simplificadamente, ao invés de analisar o comportamento cardíaco como um sinal elétrico, da mesma forma que é realizado no ECG, o VCG observa o comportamento elétrico do coração como um campo elétrico representado por um vetor e o analisa em três planos diferentes — Vertical, Horizontal e Sagital [5].

Por ser muito simples de ser realizado e também devido à sua grande importância e aplicabilidade, o ECG se tornou muito comum rapidamente. O ECG começou a ser utilizado por Einthoven, em 1913, e é extensivamente usado até a atualidade [2]. Embora o ECG seja mais comum e mais conhecido, o VCG possui diversas variáveis que apresentaram, em vários estudos, forte potencial diagnóstico para doenças cardíacas [2,6,7]. Este exame, da forma que é aplicado hoje, é realizado de acordo com o criado por Frank [8].

Dentro do VCG existem diferentes variáveis, como amplitude, ângulo e também rotação. A maioria das pesquisas sobre o VCG são focadas nas duas primeiras variáveis [2, 9]; no entanto, nesta pesquisa o foco será na variável de rotação, que também mostrou ser um dado relevante no exame [10, 11].

Além disso, existem matrizes que ao multiplicarem alguns sinais do ECG, transformam o exame em um VCG, como a matriz de Kors [5, 12]. Estas matrizes colaboram fortemente na obtenção de dados para análise no formato de VCG e fazem que o mesmo se torne cada vez mais comum [2].

Esta pesquisa visa comparar, em um grupo de pacientes de um ambulatório cardiológico, o VCG obtido por Frank com o VCG obtido pela matriz de Kors considerando a variável de rotação para os três planos presentes no sinal e também de acordo com as principais ondas presentes no ciclo cardíaco: onda P, complexo QRS e onda T.

## 1.1 Objetivos

O objetivo geral dessa pesquisa é comparar o VCG obtido por Frank com a aproximação do VCG gerada a partir do ECG por meio da matriz de Kors, com foco na variável de rotação para os diferentes planos e ondas presentes no sinal, em um grupo de pacientes de um ambulatório cardiológico.

## 1.2 Justificativa

O VCG é um exame que possui potencial para diagnóstico [2] porém é pouco explorado pela medicina atualmente [13]. Além disso, dentre as pesquisas mais focadas em VCG, a maioria não foca em rotação para comparação de matrizes de transformação de ECG para VCG [5, 14]; no entanto, pesquisas têm indicado que esta variável pode ser relevante e atualmente é pouco explorada [10, 11]. Dessa forma, uma das justificativas é entender as informações presentes neste exame, focado principalmente no estudo da variável de rotação.

Uma vez que o ECG pode ser facilmente transformado em um VCG, por meio das matrizes de transformação, é possível que o VCG seja utilizado com mais frequência e como um apoio na análise do músculo cardíaco [13, 15]. Além disso, uma vez que estamos utilizando a forma matricial deste sinal, é possível estender tal forma de análise para um banco de dados maior.



Ademais, o projeto também busca analisar se o VCG possui alteração significativa ao longo do tempo, já que em análises clínicas a maioria dos exames de eletrocardiograma e vetorcardiograma possuem uma duração curta, cerca de poucos segundos de aquisição [16].

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão bibliográfica tem como objetivo embasar o que foi realizado neste estudo, abordando tópicos como: funcionamento do coração, eletrocardiograma e vetorcardiograma.

### 2.1 Funcionamento do coração

O corpo humano é um objeto de estudo complexo composto por diversos músculos, órgãos e demais organelas. Dentre tais músculos temos o coração, que é essencial para o funcionamento do corpo [4]. O músculo cardíaco é responsável por bombear sangue para toda a estrutura física, fazendo assim com que as ações que nosso corpo executa, como andar, pensar e comer, sejam possíveis.

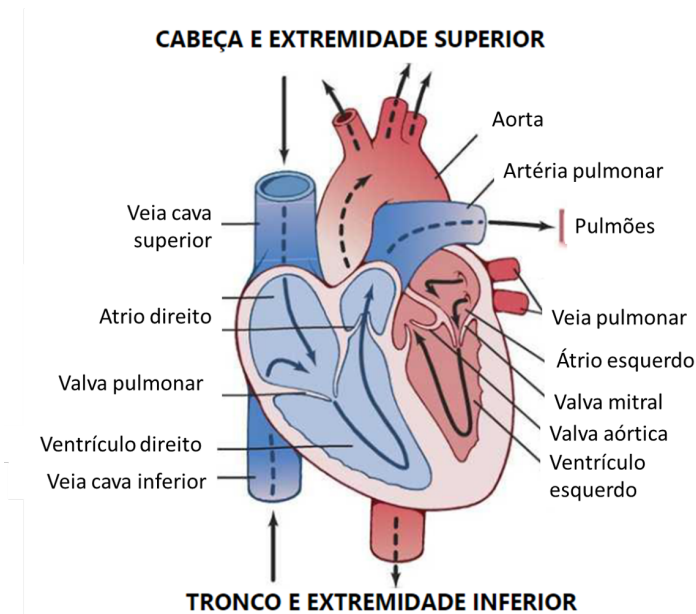
O músculo cardíaco é o principal músculo do sistema circulatório [17], sistema responsável por prover nutrientes e levar o sangue para os demais órgãos do corpo. Para realizar esta importante função, o coração é composto, em linhas gerais, por três tipos de músculos diferentes: o músculo atrial, o músculo ventricular e o tecido muscular especializado para os sinais elétricos que ocorrem no coração. Esses tipos diferentes de músculos trabalham em conjunto para realizar os batimentos cardíacos na frequência e velocidade que permitem a otimização da circulação sanguínea [4, 18].

Detalhando os músculos presentes no coração, de forma resumida, têm-se um átrio direito e um esquerdo, um ventrículo direito e um esquerdo e conectando todos estes músculos existem células responsáveis por transmitir a atividade elétrica cardíaca. O lado direito do coração é responsável por bombear sangue aos pulmões, enquanto o lado esquerdo realiza o bombeamento sanguíneo para os órgãos periféricos; e todo esse bombeamento só ocorre devido à atividade elétrica [4].

Observando-se o ciclo cardíaco, pode se assumir que tudo se inicia com a chegada do sangue aos átrios; uma vez que os átrios estão cheios de sangue, com maior pressão interna

e com o estímulo elétrico, ocorre a contração; dessa forma, as valvas que conectam os átrios aos ventrículos se abrem. Estas valvas são chamadas atrioventriculares (tricúspide e mitral) e, além de conectarem os átrios aos ventrículos, também evitam o refluxo de sangue dos ventrículos para os átrios. Em seguida, os ventrículos se enchem de sangue, quando também ocorrem o aumento da pressão interna e o estímulo elétrico, gerando a contração ventricular. A seguir, a valva pulmonar é aberta no ventrículo direito para a circulação pulmonar, enquanto a valva aórtica se abre no ventrículo esquerdo para a circulação sistêmica [4, 19]. A Figura 1 representa o fluxo cardíaco e valvas percorridas durante esse fluxo.

Figura 1: Fluxo do sangue dentro do músculo cardíaco, com a nomenclatura dos átrios, ventrículos, artérias e veias, que mostra a entrada do sangue nas veias passando pelos átrios e ventrículos e saindo para pulmões e demais partes do corpo pelas artérias.



Fonte: [4]

Dentro do funcionamento do sistema circulatório, existem dois momentos importantes da atividade cardíaca, que são os bombeamentos sanguíneos, tanto o que leva sangue para os pulmões quanto o que leva sangue para o resto do corpo. Tais bombeamentos só acontecem devido ao estímulo presente nas fibras condutoras que é advindo de mudanças iônicas [18], também é conhecido como potencial de ação e que será detalhado a seguir.

### 2.1.1 Potencial de ação

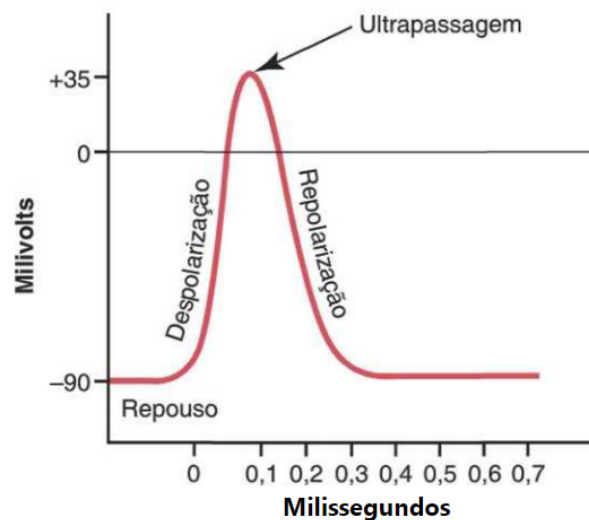
Como dito anteriormente, o coração recebe um estímulo para que ocorram as contrações dos átrios e dos ventrículos nos momentos adequados. Tal estímulo acontece também em vários outros músculos do corpo e é conhecido como potencial de ação.

Existem algumas células no corpo que são capazes de iniciar ou propagar um potencial de ação, estas células são chamadas de “células excitáveis” e podem ser células nervosas ou musculares; no caso do coração são células musculares [18]. A partir dessas células são gerados os potenciais de ação, estímulos eletroquímicos que afetam de forma rápida a membrana celular e podem se propagar pelo corpo, gerando inclusive atividade elétrica [4].

O potencial de ação é um sinal elétrico advindo de alterações iônicas no potencial de membrana das células, o qual representa a separação das cargas elétricas por meio da membrana celular [20], que geram a despolarização e repolarização dessas células. Tais alterações iônicas ocorrem devido as mudanças na permeabilidade da membrana celular que possibilitam a movimentação de íons de sódio ( $Na^+$ ), potássio ( $K^+$ ) e cálcio ( $Ca^{2+}$ ) para dentro ou fora da célula. Essa movimentação pode fazer com que as células alcancem um patamar iônico, ou elétrico, que pode estimular as demais células ou músculos próximos, gerando, por exemplo, a contração de algum músculo [4, 17, 18]. Tudo isso acontece de forma rápida, cerca de 0,3 ms e gera uma mudança significativa no potencial da membrana celular [4].

A partir desse potencial de ação, gerado por meio da difusão dos íons pela membrana celular, existem três estágios presentes na célula que ocorrem de acordo com a movimentação dos íons: repouso, despolarização e repolarização [4, 20]. Os estágios comentados podem ser observados na Figura 2.

Figura 2: Exemplo de potencial de ação com as três fases da membrana celular: repouso, despolarização e repolarização de acordo com o tempo de duração de cada uma das fases em milissegundos e com a alteração do potencial de membrana apresentada em mV.



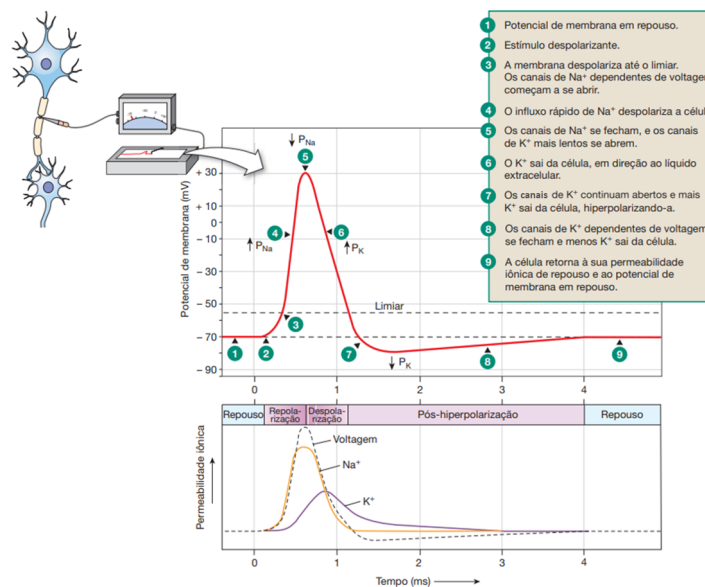
Fonte: [4]

O primeiro deles é o estágio de repouso, que ocorre antes do início do potencial de

ação, é o momento em que a movimentação dos íons na membrana é muito baixa e não há mudanças significativas no potencial elétrico. No repouso, os íons estão em equilíbrio em relação aos ambientes interno e externo da célula, tal estado pode ser calculado para cada íon por meio da equação de Nernst [17, 18].

Depois do repouso, há o início do potencial de ação, que é o estágio de despolarização, nesse momento a membrana fica permeável aos íons de  $Na^+$ . Quando ocorre a entrada de vários íons de  $Na^+$  na membrana, a presença dos muitos íons positivos dentro da célula faz com que o potencial da membrana fique cada vez mais positivo até chegar próximo a zero, ou positivo em alguns casos. Nesse momento, a membrana também fica mais permeável aos íons de  $Ca^{2+}$ . Para finalizar, após alguns milissegundos de permeabilidade da membrana aos íons de  $Na^+$  e  $Ca^{2+}$ , ocorre o terceiro estágio, que é a repolarização. Nesse momento, os canais de  $Na^+$  começam a se fechar e parte dos canais de  $Ca^{2+}$  também se fecham; ao mesmo tempo são abertos os canais de  $K^+$ ; dessa forma o potencial de membrana volta a se tornar mais negativo caminhando para um estado de repouso novamente [4, 17]. Todo esse fluxo descrito que se inicia no repouso e se encerra no mesmo estado, como pode ser observado na Figura 3.

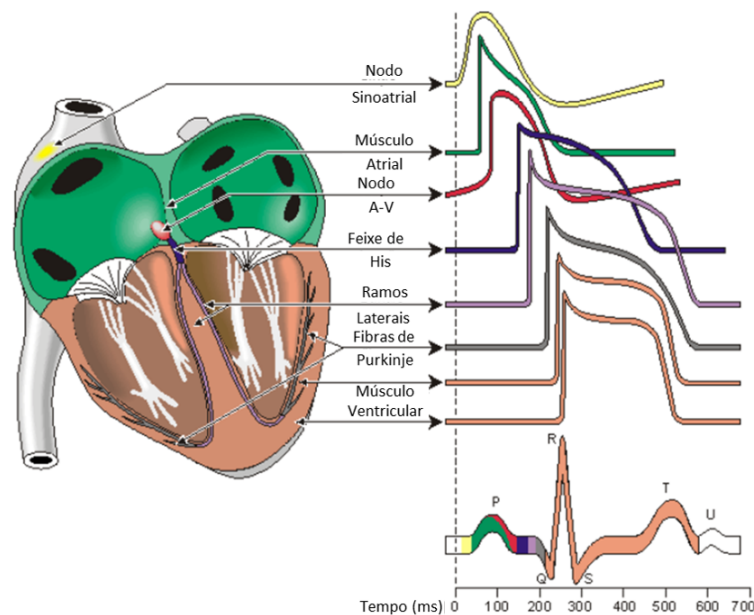
Figura 3: Processo detalhado da alteração do potencial de membrana que ocorre durante o potencial de ação em um neurônio de forma ilustrativa, e que possui um comportamento semelhante na célula muscular. O processo se inicia no repouso, seguido por algum estímulo que gera a despolarização da célula e, em seguida, as alterações nas concentrações de sódio ( $Na^+$ ) e potássio ( $K^+$ ) chegando até a repolarização e retornando ao repouso novamente.



Fonte: adaptado de [20]

Todo esse fluxo eletroquímico acontece também nas células musculares do coração, gerando a contração e o relaxamento dos átrios e ventrículos. Parte desse fluxo pode ser captado e traduzido como o potencial elétrico do músculo cardíaco, que é o resultante de vários potenciais de ação, como exemplificado na Figura 4. Tal resultante pode ser capturada em parte pela superfície da pele, e é analisada no ECG [17].

Figura 4: Visão dos diferentes potenciais de ação que ocorrem em diferentes lugares do músculo cardíaco, como nodo sinoatrial e atrioventricular, átrios e ventrículos em seus respectivos momentos de contração do músculo, de forma que cada uma das partes do músculo cardíaco possui seu ápice do potencial em um momento diferente já que o sinal elétrico percorre todo o músculo. O ECG obtido é a soma destes potenciais de ação ao longo do tempo.

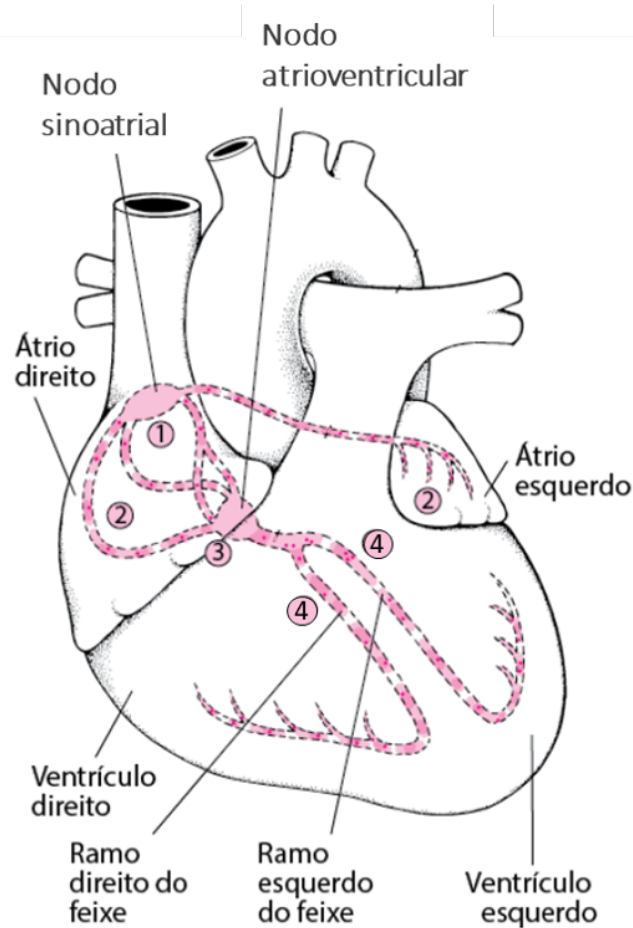


Fonte: adaptado de [21]

### 2.1.2 Fluxo elétrico cardíaco

O fluxo sanguíneo cardíaco detalhado anteriormente, no qual o sangue percorre os átrios e ventrículos cardíacos, só ocorre devido aos potenciais de ação presentes nas células cardíacas. Tais potenciais estimulam a contração e o relaxamento dos músculos cardíacos; tal fluxo elétrico é detalhado a seguir, de acordo com os números presentes na Figura 5 [4, 17, 18]:

Figura 5: Fluxo elétrico enumerado do coração, iniciando no nodo sinoatrial (1), e passando, respectivamente, pelos átrios (2), nodo atrioventricular (3), ramos direito (4) e esquerdo (4) e ventrículos (4).



Fonte: Adaptado de [www.msmanuals.com](http://www.msmanuals.com)

1. O processo se inicia no nodo sinoatrial, também conhecido como nódulo ou nó sinusal (ou simplesmente nodo S-A), que gera o impulso elétrico de contração. Essa geração do impulso acontece devido à autoexcitação que parte das fibras cardíacas possuem e/ou a ação do sistema autonômico.
2. Tal impulso elétrico desencadeia potenciais de ação nas células que estão ao redor do nodo sinoatrial, fazendo com que ocorra a propagação desse sinal elétrico por meio das fibras condutoras para os átrios direito e esquerdo, a partir desse estímulo estas estruturas se contraem.
3. Após atingir os átrios, o estímulo elétrico chega ao nodo atrioventricular, ou nodo A-V, no qual ocorre um retardo temporal de forma a otimizar a circulação sanguínea, aguardando a passagem do sangue dos átrios aos ventrículos.

4. Em seguida, ocorre a condução do estímulo elétrico aos ventrículos, que acontece por meio das fibras de Purkinje especializadas, tais fibras são mais calibrosas e possuem a capacidade de conduzir o potencial de ação de forma mais rápida, cerca de seis vezes maior que as demais fibras do nodo atrioventricular.
5. A partir dessa estimulação elétrica ocorre a contração dos ventrículos, levando sangue ao pulmão e demais partes do corpo. Em seguida, ocorre a repolarização das células, quando os músculos se encontram relaxados.

A partir desse fluxo elétrico do músculo cardíaco, são estudados dois momentos importantes:

- Sístole - período de contração dos músculos cardíacos;
- Diástole - período de relaxamento dos músculos cardíacos [17, 18].

Ao longo do batimento cardíaco ocorre também a mudança de pressão; tais mudanças podem ser observadas considerando também a sístole e a diástole, conforme exemplificado na Figura 6. A partir disso, é possível notar que a sístole e a diástole ocorrem tanto para o átrio quanto para o ventrículo, e em momentos diferentes do ciclo cardíaco.

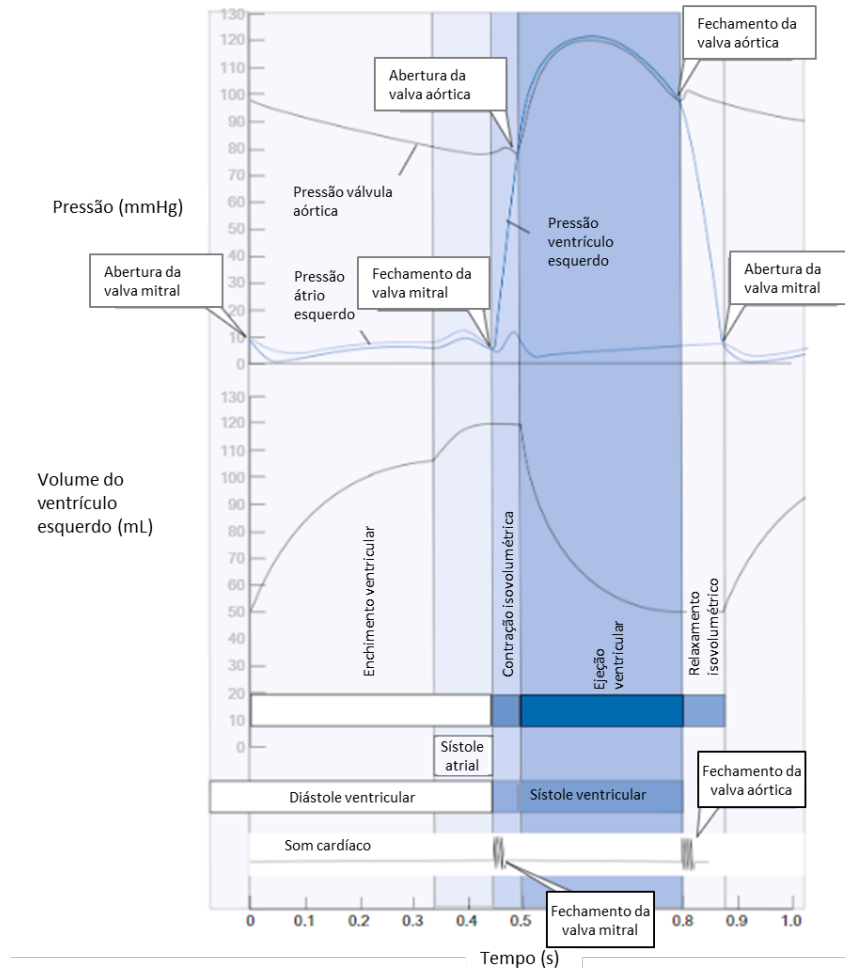
Observa-se também que as ações elétricas são coordenadas com o aumento e a redução da pressão interna nos átrios e ventrículos. Isso porque, além das fibras condutoras de estímulo elétrico serem especializadas em conduzir efetivamente o estímulo elétrico para a contração dos músculos, elas também são responsáveis por coordenar essas contrações para que o funcionamento cardíaco seja otimizado; desse modo, em uma execução normal, os ventrículos só se contraem depois que há, no mínimo, quantidade sanguínea para a circulação em todo o corpo [4, 18].

Tal funcionamento cardíaco para realizar a contração de forma otimizada ocorre também devido às células cardíacas serem autoexcitáveis e esta característica é devida ao potencial de membrana mais instável para essas células, cerca de -60 mV, ao invés de -80 mV. Ao invés de ser chamado de potencial de repouso, esse potencial é chamado de potencial de marca-passo [20].

Desse modo, é possível notar que o estímulo elétrico habilita a contração muscular de forma coordenada e que é responsável por levar sangue para todo o corpo. Dada a importância do funcionamento elétrico do coração, foram criadas diferentes formas de analisar seu funcionamento, como por exemplo o ECG e o VCG que serão descritos com mais profundidade a seguir.



Figura 6: Alterações da pressão e do volume no ventrículo e átrio esquerdos durante o batimento cardíaco de acordo com o intervalo de tempo de cada uma das fases do batimento cardíaco em segundos.



Fonte: adaptado de [18]

## 2.2 Eletrocardiograma

Uma das formas de se realizar a captação da atividade elétrica e analisar o funcionamento do músculo cardíaco é por meio do ECG, que é um método não invasivo, comum e que se tornou mais conhecido no começo do século XX, principalmente por meio da pesquisa de Einthoven [22,23]. Para realização desse exame, é necessário realizar a aquisição dos sinais, que será descrita a seguir.

### 2.2.1 Coleta dos sinais

Para realizar a coleta dos sinais, é importante entender qual informação chega até a pele. Quando ocorre o impulso elétrico, ou potencial de ação, que estimula o batimento

cardíaco, uma corrente iônica também se propaga nos tecidos fisicamente próximos ao coração; parte dessa corrente pode ser observada na superfície do corpo. Desse modo, para realizar a coleta dos sinais, são colocados eletrodos sobre a pele que registram os potenciais elétricos gerados devido a essa corrente, tal registro é conhecido como ECG [4].

Os eletrodos são fundamentais para o exame pois possibilitam a aquisição de sinais elétricos realizando a interface entre a o equipamento que coleta os sinais e a superfície corporal. Quando se é realizada a captação de um sinal biológico, existem alguns itens que podem afetar o sinal final obtido, como, por exemplo, ruído dos componentes eletrônicos e sinal de interferência entre pele e eletrodo [17].

O tipo de interferência mais comum na aquisição desse tipo de sinal é a interferência de 60Hz, que vem da rede de alimentação elétrica e pode ser inserido ao sinal por meio da diferença de impedância entre os eletrodos. Uma forma de reduzir esse tipo de interferência é por meio da aplicação de filtros no sinal. Para tratamento de um sinal analógico e de origem biológica, como é o ECG, é necessário o tratamento do sinal antes de transformá-lo em um sinal digital, utilizando filtros *anti-aliasing*, amplificador de instrumentação e desacoplamento de *offset* [17].

Além disso, uma das características importantes de um eletrodo é o material que o compõe; visto que cada material que pode ser utilizado tem características diferentes. Uma destas características, por exemplo, é o potencial de meia célula que é relevante na definição do potencial elétrico e, principalmente, na diferença entre potenciais elétricos [17]. Além do material do eletrodo, é importante também levar em consideração a interface eletrodo-eletrólito (condutor elétrico), pois o eletrólito ajuda na condução dos íons que vão até o eletrodo [17].

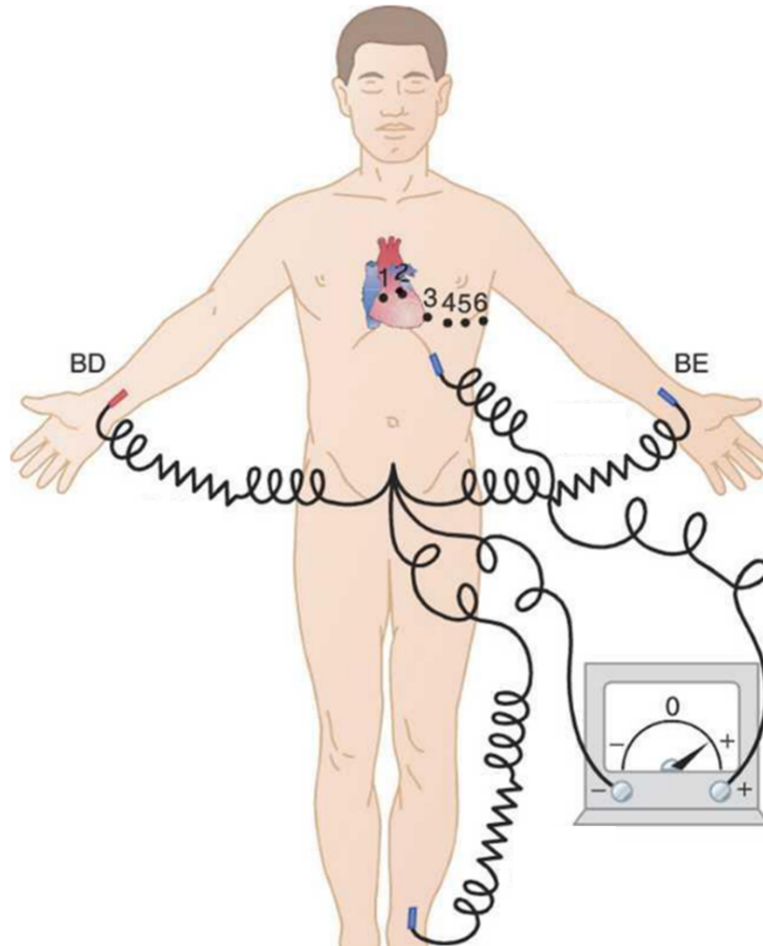
Para a aquisição de um ECG são usados alguns eletrodos e para obtenção do sinal são feitas diferentes comparações dos sinais adquiridos de acordo com as derivações utilizadas. Algumas formas mais comuns de posicionamento desses eletrodos serão abordadas na seção a seguir.

## 2.2.2 Posição dos eletrodos

Existem três formas principais de posicionamento dos eletrodos: as derivações bipolares, aumentadas e precordias. Estes posicionamentos resultam em 12 derivações diferentes, que representam 12 formas de visualização elétrica do coração diferentes entre si. O posicionamento dos eletrodos para obtenção de tais derivações pode ser observado na figura

7.

Figura 7: Posicionamento dos eletrodos nos braços direito e esquerdo, perna esquerda e tórax para coleta das 12 derivações presentes no ECG.



Fonte: Adaptado de [4]

Para a aquisição de um ECG geralmente são posicionados dez eletrodos, sendo seis no tórax e um para cada um dos braços e das pernas [3,4]. A partir da combinação dos sinais obtidos por esses eletrodos podem ser analisados 12 pontos de vista diferentes do comportamento eletroquímico do coração, também conhecidos como derivações. Destes pontos de vista, seis deles são gerados a partir dos eletrodos posicionados nos braços e nas pernas e os demais seis a partir dos eletrodos do tórax. Por meio dos eletrodos presentes nos membros, é possível observar o coração em um plano vertical, utilizando os eletrodos posicionados nos braços e na perna esquerda, uma vez que o eletrodo posicionado na perna direita é considerado como o eletrodo neutro, sendo visto somente como um ponto de referência para o circuito eletrônico e não é empregado no cálculo de nenhuma derivação [24]. A partir dos eletrodos posicionados no tórax, o funcionamento do coração

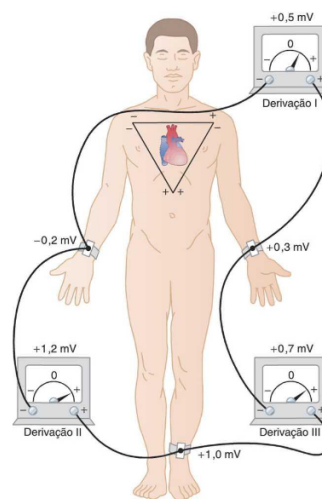
pode ser observado no plano Horizontal [25].

Para detalhar de maneira mais profunda o ECG é importante reforçar que cada uma das derivações considera um eletrodo de referência, que é considerado como negativo. A derivação é a diferença entre um eletrodo que é considerado positivo, e o eletrodo de referência, que pode variar para cada derivação e que pode ser composto por mais de um eletrodo.

Começando pelos eletrodos posicionados nos membros, existem as derivações bipolares, também conhecidas como padrões, tais derivações tem seus nomes decorrentes da forma que o sinal é obtido nesse método. “Bipolar” provém do fato de que é o sinal é adquirido por meio de dois eletrodos que se posicionam em lados diferentes do membro em análise, (nesse caso o coração) e nessa análise um dos eletrodos é considerado positivo e outro negativo, gerando um bipolo [4, 17].

Considerado um dos pais da eletrocardiologia, William Einthoven desenvolveu o chamado “Triângulo de Einthoven” que é composto por três derivações bipolares, chamadas de DI, DII e DIII, ou simplesmente I, II e III. Tais derivações são compostas pelas diferenças entre os potenciais de ação entre o braço esquerdo e o braço direito, o braço direito e a perna esquerda e a perna esquerda e o braço esquerdo; respectivamente, como exemplificado na Figura 8 [4]. Estas equações podem ser observadas na equações 2.1.

Figura 8: Posicionamento dos eletrodos nos braços direito e esquerdo e perna esquerda para coleta das derivações bipolares no ECG, DI, DII e DIII com imagem do triângulo de Einthoven posicionada sobre o coração.



Fonte: [4]

$$\begin{aligned}
I &= \text{braço esquerdo(BE)} - \text{braço direito(BD)} \\
II &= \text{perna esquerda(PE)} - \text{braço direito(BD)} \\
III &= \text{perna esquerda(PE)} - \text{braço esquerdo(BE)}
\end{aligned}
\tag{2.1}$$

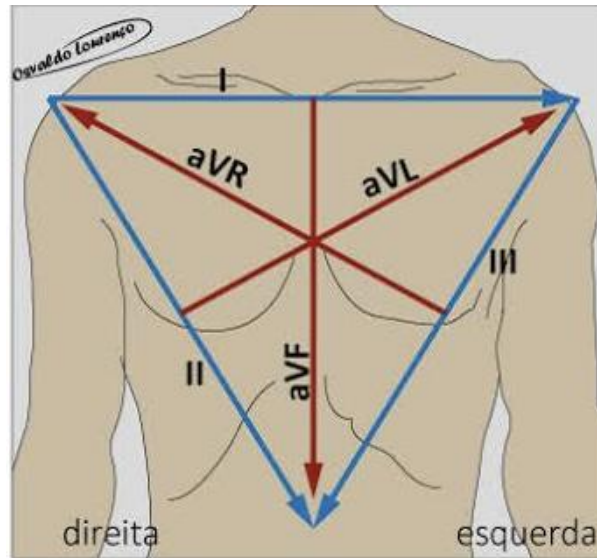
Para criação desse triângulo, Einthoven utilizou uma premissa importante que simplifica a análise e a criação do ECG, considerando que todos os lados do triângulo analisado por ele tem tamanhos iguais, conforme exemplificado na Figura 8. Uma vez que o comportamento elétrico do coração pode ser analisado como um vetor, possuindo intensidade, ângulo e direção [4, 17, 23].

A partir dos eletrodos utilizados nas derivações padrões é possível obter as derivações aumentadas, ou unipolares, conforme exibido nas equações em 2.2 adaptadas de [24]. Tais derivações possuem esse nome porque analisam a diferença do potencial elétrico de um ponto com outros dois eletrodos, e são chamadas de aumentadas porque têm maior sensibilidade do que as derivações bipolares. São três derivações unipolares: aVR (Derivação unipolar no braço direito), aVL (Derivação unipolar no braço esquerdo) e aVF (Derivação unipolar na perna esquerda), que variam de acordo com a posição com terminal positivo, podendo ser o braço direito, braço esquerdo ou perna esquerda, respectivamente [4].

$$\begin{aligned}
aVR &= BD - \frac{BE + PE}{2} \\
aVL &= BE - \frac{BD + PE}{2} \\
aVF &= PE - \frac{BD + BE}{2}
\end{aligned}
\tag{2.2}$$

Estas derivações podem ser obtidas também em função das derivações padrões (I, II e III) [3]. A relação entre as derivações bipolares e aumentadas pode ser observada dentro do triângulo de Einthoven, conforme Figura 9.

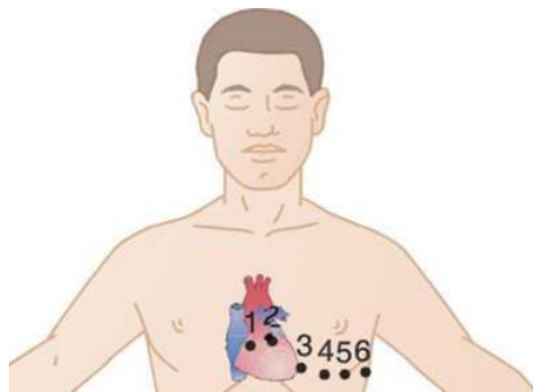
Figura 9: Relação entre as derivações bipolares (I, II e III) e as derivações aumentadas (aVR, aVL e aVF) dentro do triângulo de Einthoven que se posiciona ao redor do músculo cardíaco.



Fonte: Adaptado de angomed.com

Além das derivações bipolares e aumentadas, existem as derivações precordiais, também conhecidas como torácicas por terem seus eletrodos posicionados próximos ao tórax, que registram o funcionamento cardíaco em um plano Horizontal. Existem seis derivações precordiais chamadas de V1, V2, V3, V4, V5 e V6; e são posicionadas de forma sequencial conforme a Figura 10.

Figura 10: Posicionamento dos eletrodos no tórax para coleta das derivações precordiais no ECG que são V1, V2, V3, V4, V5 e V6 e são posicionadas de forma sequencial.



Fonte: adaptado de [4]

Nas derivações precordiais são utilizados seis eletrodos posicionados no tórax, chamados de C1 a C6, e o terminal central (TC) que é a média dos eletrodos utilizados para as derivações padrões, conforme equação em 2.3 [4, 17, 24].

$$TC = [BD + BE + PE]/3 \quad (2.3)$$

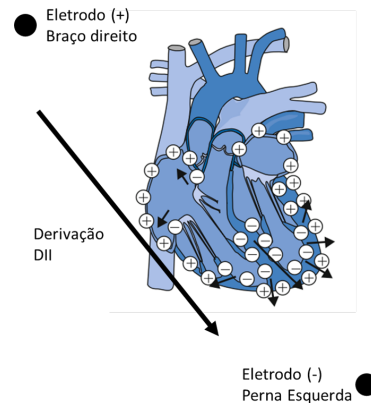
As derivações precordiais são obtidas de acordo com as equações em 2.4.

$$\begin{aligned} V1 &= C1 - TC \\ V2 &= C2 - TC \\ V3 &= C3 - TC \\ V4 &= C4 - TC \\ V5 &= C5 - TC \\ V6 &= C6 - TC \end{aligned} \quad (2.4)$$

### 2.2.3 Comportamento dos sinais das derivações

Cada uma das derivações representa a visualização do comportamento elétrico e bioquímico do coração em um ponto de vista diferente. Dessa forma, uma despolarização na direção de um dos eletrodos pode ser vista como um aumento na tensão elétrica capturada do sinal, ao mesmo passo que uma despolarização que vá na direção oposta ao eletrodo gera uma redução na tensão elétrica [5,26]. Podemos tomar como exemplo o complexo QRS, que é a despolarização dos ventrículos e que, em corações sem acometimentos cardíacos, tem seu eixo mais próximo da DII, como exemplificado na Figura 11.

Figura 11: Exemplo do comportamento elétrico e bioquímico cardíaco considerando o posicionamento dos eletrodos na derivação DII, durante o período de despolarização dos ventrículos, e o sentido do vetor resultante.

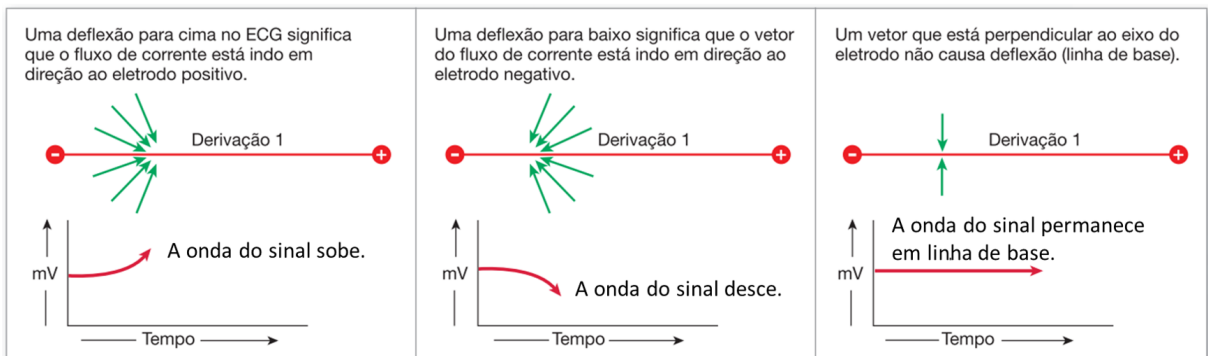


Fonte: adaptado de [18]

Desse modo, quando o fluxo elétrico do coração se movimenta no sentido mais próximo

da DII o sinal se torna mais positivo [25], conforme exemplificado na Figura 12. Tal característica das derivações foi considerada para a construção das matrizes de transformação (capítulo 2.3.4), considerando o posicionamento dos eletrodos e os planos analisados no VCG, que pode ser resumido na seguinte frase, de acordo com [20], “A direção da deflexão no traçado do ECG indica a relação entre a direção do vetor do fluxo de corrente elétrica e o eixo da derivação”.

Figura 12: Exemplo do comportamento da derivações de acordo com o fluxo da corrente elétrica cardíaca, mostrando que quanto mais próximo da derivação mais positivo o sinal se torna e quanto mais distante, mais negativo se torna o sinal.



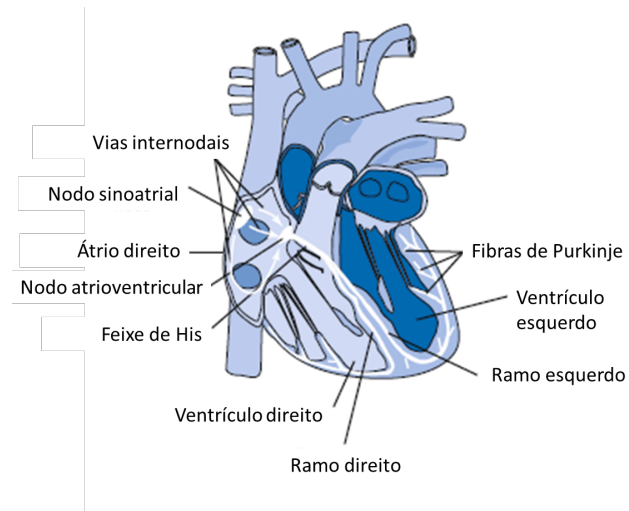
Fonte: Adaptado de [20]

## 2.2.4 Ondas que compõem o ECG

Como dito anteriormente, o ECG é um sinal que representa parte da atividade cardíaca. Dentro do coração, o sinal coletado se inicia no nodo sinoatrial, percorre o miocárdio e chega até as fibras de Purkinje, conforme pode ser observado na Figura 13. Todo esse percurso pode ser observado por meio das principais ondas do sinal do ECG — P, QRS e T — que correspondem à propagação de uma série de potenciais de ação no coração [18, 27, 28].



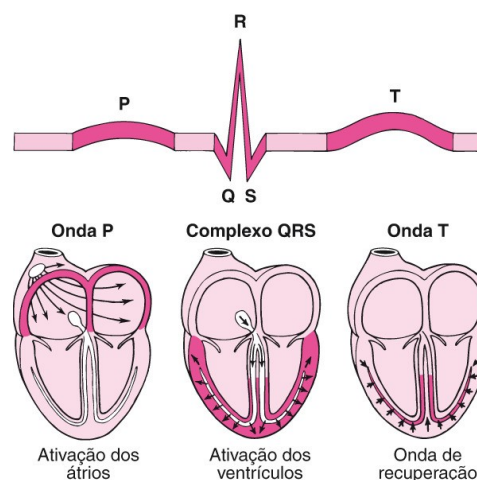
Figura 13: Fluxo do estímulo elétrico no músculo cardíaco com os nomes respectivos de cada parte desse músculo, iniciando no nodo sinoatrial, átrios, nodo atrioventricular, feixe de His, fibras de Purkinje e ventrículos.



Fonte: adaptado de [18]

Cada onda representa um trecho do percurso do sinal elétrico; dessa forma, a onda P representa a despolarização dos átrios que ocorre antes da contração dos mesmos, também chamada de ativação. O complexo QRS indica a despolarização dos ventrículos que ocorre antes da contração destes. Por fim, a onda T indica a repolarização, ou recuperação, dos ventrículos [4, 27]. A Figura 14 ilustra o sinal da derivação DII de um ECG ao longo do tempo e como o sinal elétrico percorre o músculo cardíaco em cada uma das fases.

Figura 14: Exemplo de ECG, típico da derivação II, com as ondas P, QRS e T e a atividade elétrica respectiva em cada uma das ondas presentes no ciclo cardíaco, como a ativação dos átrios e ventrículos e a recuperação dos músculos antes do início do próximo ciclo.



Fonte: adaptado de [29]

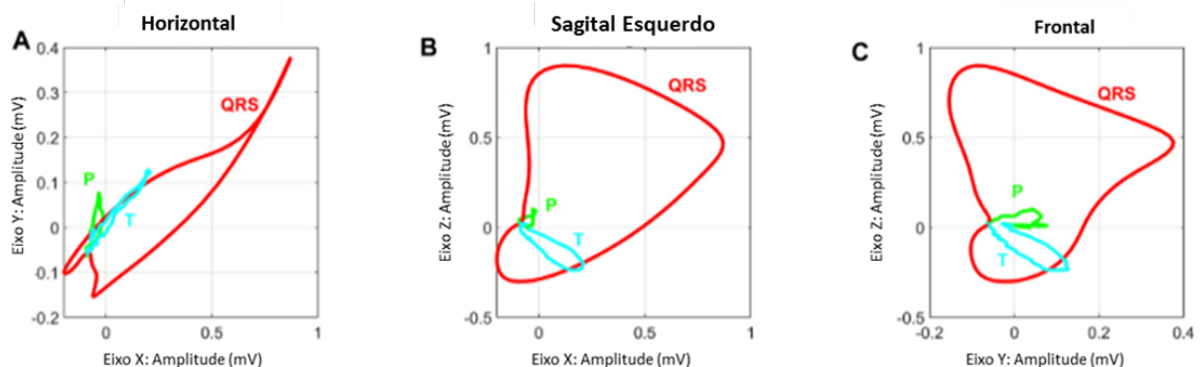
Além disso, é importante reforçar que para que ocorra a contração do músculo cardíaco é preciso que existam os processos químicos de despolarização do músculo [4]. No ECG, o coração é analisado como um gerador elétrico, que pode ser representado por um dipolo com orientação e magnitude variando no domínio do tempo. Em cada momento é calculada a resultante das áreas ativadas do coração como um único dipolo no centro elétrico cardíaco [3]; além de analisar a resultante desse gerador elétrico ao longo do tempo, é possível analisar esse dipolo como um vetor em três dimensões, esta forma de análise será descrita a seguir.

## 2.3 Vetorcardiograma

Outra forma existente de analisar o funcionamento do músculo cardíaco é considerando o comportamento elétrico deste músculo como um dipolo cujo potencial elétrico pode ser representado por um vetor, e essa é uma das premissas na construção do VCG. Neste tipo de exame utiliza-se um vetor para representar a intensidade e a direção do campo elétrico do dipolo cardíaco em três dimensões, que são os planos Frontal, Sagital e Horizontal. Logo os exames são apresentados nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  permitindo a visualização de um músculo tridimensional em um sistema de coordenadas tridimensional ao invés de adaptar para uma visão simplificada bidimensional [5, 23].

A partir dessa representação, é possível observar que o exame possui também três alças que representam as ondas P, QRS e T do ECG [2]. Um exemplo desse exame em seus diferentes planos se encontra na Figura 15.

Figura 15: Exemplo de VCG com suas respectivas alças representando o movimento do vetor em cada onda (P em verde, QRS em vermelho e T em turquesa) nos planos Horizontal, Sagital Esquerdo e Frontal.



Fonte: Adaptado de [13]

### 2.3.1 Figuras de Lissajous

Por ser um exame tridimensional, o VCG pode também ser analisado em cada um dos seus três planos (Frontal, Horizontal e Sagital), e para análise em cada um dos planos pode ser utilizada a perspectiva das figuras de Lissajous. Tais figuras ficaram mais popularmente conhecidas depois do artigo de 1857 de Jules Antoine Lissajous [30]. O objetivo destas figuras, de maneira simplificada, é analisar de forma visual a relação entre dois sinais, comparando principalmente a frequência dos mesmos [31].

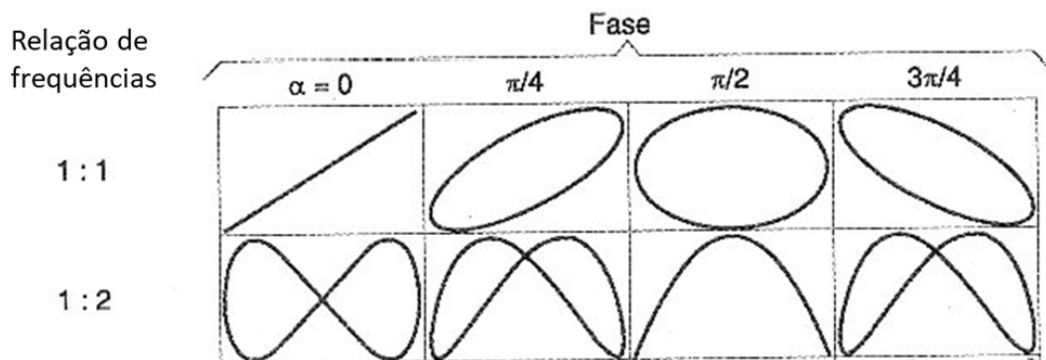
As figuras de Lissajous são amplamente empregadas para analisar de forma visual a superposição de movimentos harmônicos e geralmente são escritas dessa forma:

$$x(t) = A + \text{sen}(a \cdot t + \delta_x) \quad (2.5)$$

$$y(t) = B + \text{sen}(b \cdot t + \delta_y) \quad (2.6)$$

Nas quais A e B representam a amplitude dos sinais nos respectivos eixos,  $a$  e  $b$  são as frequências dos sinais e  $\delta$  são as fases iniciais de cada um dos sinais. Dessa forma, existem sinais que podem ter a mesma fase ( $\delta_x$  e  $\delta_y$ ) e frequência ( $a$  e  $b$ ), ou variar nestes valores, formando diferentes formatos da figura de Lissajous, conforme pode ser observado na Figura 16 [31].

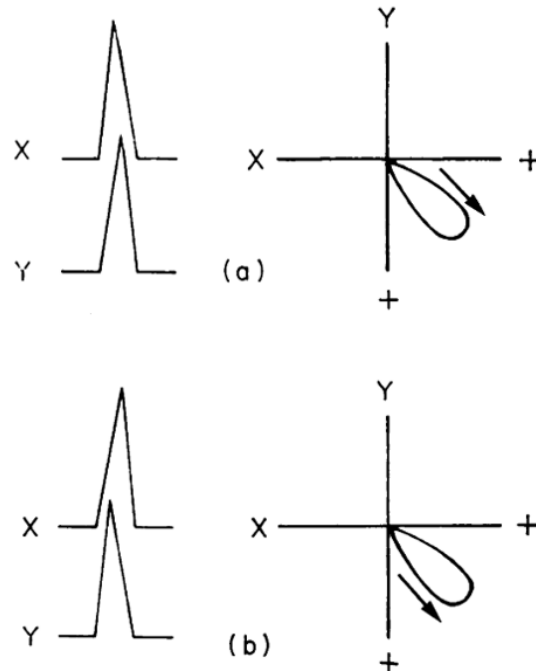
Figura 16: Exemplos de figuras de Lissajous de acordo com as fases, que variam de 0 a  $3\pi/4$ , e a relação entre as frequências que no exemplo variam de 1:1 a 1:2.



Fonte: Adaptado de [32]

Além do formato das figuras, que possibilitam observar qual a frequência e a fase dos sinais, é possível também observar a diferença entre os picos do sinal de acordo com o sentido que a figura vai se compondo, conforme pode ser observado na Figura 17.

Figura 17: Exemplo da relação entre sentido da composição da figura de Lissajous e o pico das figuras analisadas, mostrando que no sentido horário o sinal  $x$  está igual ou a frente do  $y$  e no sentido anti-horário ocorre o fenômeno inverso.



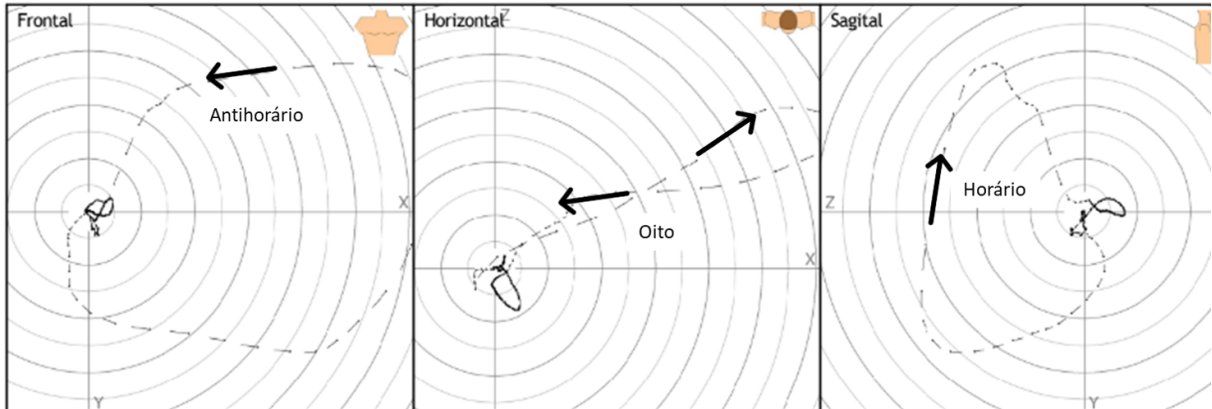
Fonte: [15]

### 2.3.2 Variáveis obtidas do VCG

Por ser um exame tridimensional, o VCG pode ser descrito então por meio de variáveis de ângulo, intensidade e sentido, que são, respectivamente, ângulos de cada uma das ondas, amplitude do sinal (mV) e o sentido da rotação.

Considerando então os formatos possíveis de figuras de Lissajous e também a relação entre os picos destas ondas, ambos citados anteriormente, no VCG a rotação representa o formato da figura no plano que pode relacionar a frequência e a fase dos sinais com a diferença dos picos destes mesmos sinais. Assim, o sentido da rotação pode variar entre três diferentes opções: horário, anti-horário e oito, na qual oito é o sentido no qual o sinal inicia no sentido horário ou anti-horário e altera o sentido ao longo do onda, conforme exemplos na Figura 18.

Figura 18: Exemplo de VCG com a onda QRS percorrendo sentidos diferentes de acordo com o plano, sendo o sentido anti-horário no plano Frontal, oito no plano Horizontal e horário no plano Sagital Direito observados no mesmo paciente.



Fonte: De autoria própria

Geralmente o sentido da rotação da alça pode ser observado visualmente por meio de pequenos cometas que representam a alça. Tais cometas representam o sentido do movimento que foram simplificados por uma seta maior em alguns exemplos desta pesquisa.

Além disso, uma variável que pode ser estudada também, por meio da amplitude, é a amplitude cúbica, que são os valores máximos do módulo do vetor nas alças P, QRS e T [33].

O VCG é uma técnica que, atualmente, é utilizada com menor frequência do que o ECG [2], no entanto tem um valor significativo na pesquisa e também na prática clínica por permitir a visualização tridimensional de um órgão que existe tridimensionalmente. O surgimento desses exames ocorreu em momentos históricos próximos, porém o VCG ficou mais conhecido somente nos anos 90, graças às matrizes de transformação, que possibilitaram a geração de um VCG a partir das derivações de um ECG. No período em que esse exame se tornou mais conhecido, ainda não havia capacidade de armazenamento de informações em massa para exames com muitas imagens, como o VCG [2]. Além disso, também há o posicionamento dos eletrodos para obtenção de Frank, que varia em relação ao padrão de 12 derivações, os eletrodos utilizados também são diferentes, bem como o hardware para geração desse exame [14, 33].

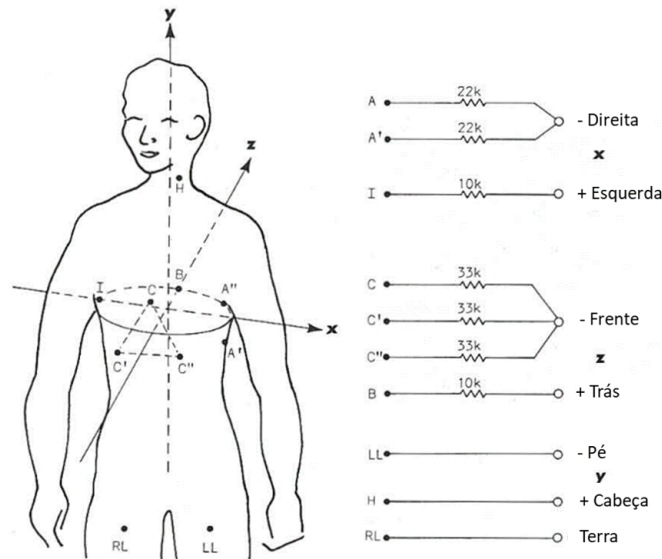
Por ser um exame tridimensional e com o traço percorrido pelo vetor cardíaco, um dos objetivos para uso do VCG é a forma de visualização diferenciada, que pode potencializar diagnósticos cardíacos e também a possibilidade de medir de forma dinâmica o vetor

cardíaco [2, 6].

Além disso, mostrou-se que o ECG individualmente foi mais efetivo para detecção de pacientes saudáveis, no entanto o ECG juntamente com o VCG, reconstruído a partir do ECG, foi mais efetivo para detectar hipertrofia e infarto [34]. E levando a consideração o acerto geral de identificação de doenças, o ECG combinado com VCG reconstruído teve um resultado maior (83,3%) em relação ao ECG isolado (80,3%) considerando a opinião de especialistas como base de referência. Concluindo, conforme o artigo de Rieira e colaboradores [34], que duas fontes são melhores do que somente uma, como ECG e VCG ou ECG e VCG reconstruído com base no ECG [5].

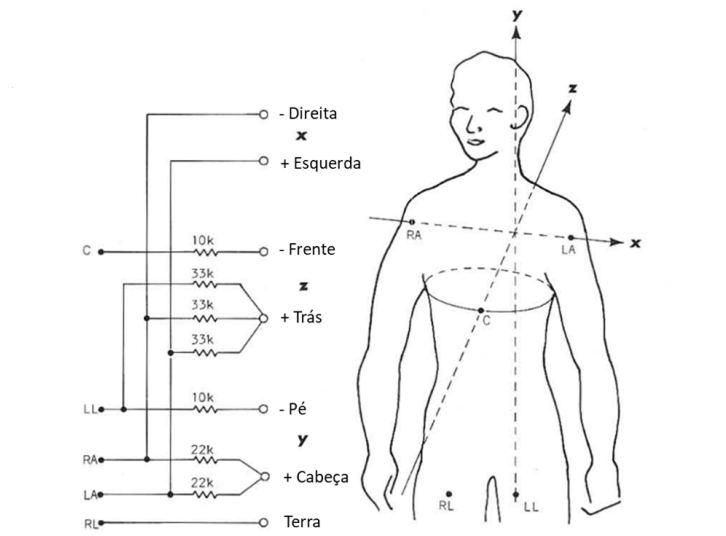
Vários pesquisadores diferentes criaram formas de analisar o coração de maneira vetorial, como por exemplo, o VCG Axial [17, 35], VCG Tetraedro [17, 36] e o VCG Cúbico [17, 37], conforme exemplificado nas Figuras 19, 20 e 21, respectivamente. Nos dias atuais, o VCG mais utilizado foi criado por Ernest Frank, uma vez que essa foi considerada a forma mais precisa de realizar este exame [17]. Dessa forma, neste texto, sempre que um VCG for citado, fará referência a esse exame que será detalhado na subseção a seguir.

Figura 19: VCG Axial com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame.



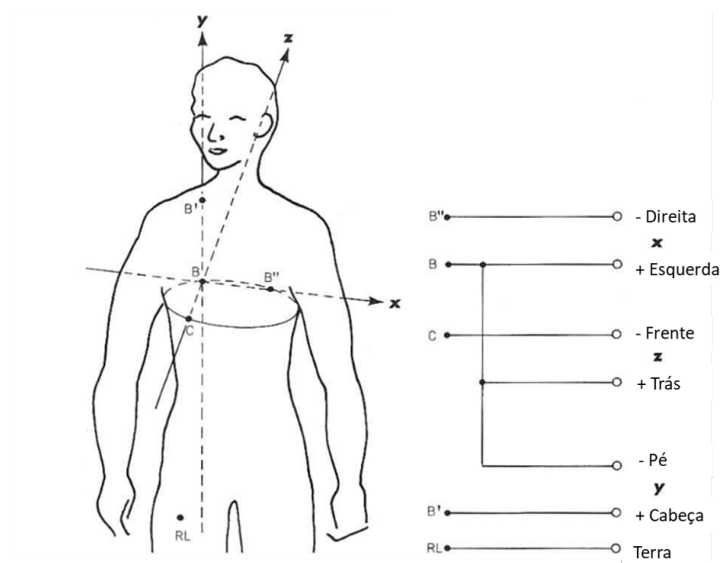
Fonte: Adaptado de [17]

Figura 20: VCG Tetraedro com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame.



Fonte: Adaptado de [17]

Figura 21: VCG Cúbico com respectivo posicionamento dos eletrodos e combinação dos sinais para obtenção do exame.



Fonte: Adaptado de [17]

### 2.3.3 Vectorcardiograma de Frank

O VCG, como é utilizado hoje, foi criado por Ernest Frank [14] e consiste em considerar o coração como um músculo tridimensional. Dessa forma, é possível realizar a análise desse órgão levando em consideração os três planos diferentes do sinal. Para a construção desse exame, Frank elencou as seguintes premissas:

- os eixos deveriam ser paralelos aos eixos anatômicos;
- os eixos deveriam ser ortogonais entre si e as projeções nos eixos deveriam apresentar tamanhos compatíveis de excursão;
- o exame deveria ser sensível ao tamanho e posição do coração.

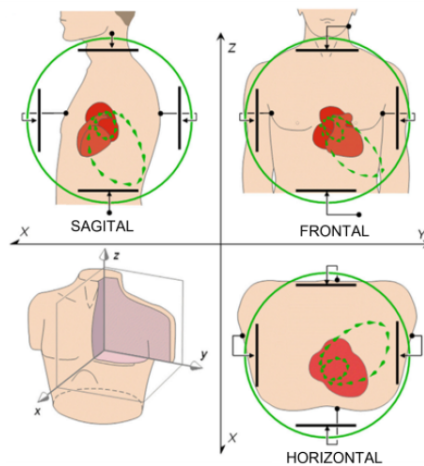
Dadas estas premissas, Frank realizou uma série de experimentos e pesquisas até chegar no formato de captação de VCG que é utilizado hoje conhecido pelo nome do seu autor, que utiliza oito eletrodos para realizar a captação. Uma dessas pesquisas inclusive foi o preenchimento de um torso humano de tamanho real com um líquido condutivo para simular a atividade elétrica do músculo cardíaco [8].

Além das premissas já destacadas, Frank também assumiu as seguintes informações para a criação do exame:

1. A despolarização ventricular pode ser representada a cada instante de tempo por um dipolo equivalente que varia em força e orientação; mas que tem um ponto fixo e depende da anatomia de cada indivíduo;
2. O meio no qual as correntes do coração são produzidas é homogêneo, resistivo e linear para todos os indivíduos com limites iguais aos da forma individual do torso [14]

A partir dessas premissas, foi criado o exame que analisa em três diferentes planos o músculo cardíaco durante seu ciclo, como exemplificado na Figura 22.

Figura 22: Exemplo de VCG e os eixos que são considerados nesse exame — Frontal, Horizontal e Sagital Esquerdo.

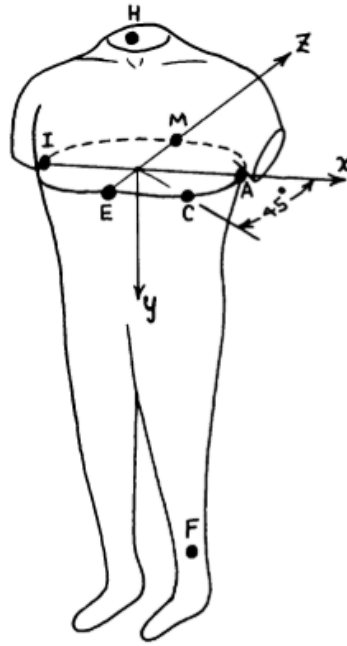


Adaptado de [13]



Levando em consideração o objetivo de construção do VCG e as informações assumidas para desenvolvimento do exame, as posições dos sete eletrodos (A, C, E, F, H, I e M) para realização do exame são colocadas de acordo com a Figura 23.

Figura 23: Posição dos sete eletrodos utilizados para captação do VCG de Frank: A, C, E, F, H, I e M.



Fonte: adaptado de Frank (1956)

Um oitavo eletrodo é geralmente colocado na perna direita para, assim como na aquisição de ECG, servir como eletrodo neutro, ponto de referência para o circuito eletrônico [24]. A partir desses eletrodos, é possível obter a tensão elétrica (V) do sinal em relação a cada um dos eixos presentes no exame, de acordo com o conjunto de equações exibidas em 2.7 a 2.9 [14].

$$V_X = 0,610 \cdot V_A + 0,171 \cdot V_C - 0,781 \cdot V_I \quad (2.7)$$

$$V_Y = 0,655 \cdot V_F + 0,345 \cdot V_M - 1,000 \cdot V_H \quad (2.8)$$

$$V_Z = 0,133 \cdot V_A + 0,736 \cdot V_M - 0,264 \cdot V_I - 0,374 \cdot V_E - 0,231 \cdot V_C \quad (2.9)$$

A partir desse posicionamento é possível obter um exame tridimensional que, assim como o ECG, possui as três ondas principais presentes no ciclo cardíaco porém como alças: alça da onda P, alça do complexo QRS e alça da onda T.

Visto que o ECG é um exame realizado com frequência maior do que o VCG, diversos pesquisadores [5,26] analisaram formas de transformar um ECG em um VCG, ou realizar

a transformação inversa, levando em consideração uma série de vantagens nessa possível transformação, como, por exemplo, o potencial diagnóstico que o VCG possui [2]. A partir desse estudo de formas de transformação entre os exames, surgiram matrizes de transformação de ECG para VCG, que são matrizes numéricas que, ao multiplicar derivações do ECG, resultam nos valores dos eixos do VCG.

Vários pesquisadores criaram diferentes matrizes para realizar essa transformação, que inclusive continuam em aperfeiçoamento [7, 38]. A partir dessas matrizes analisadas inicialmente, a matriz de Kors foi estudada em profundidade nesta pesquisa. Um ponto importante a ser destacado em relação às matrizes de transformação é que somente algumas derivações são utilizadas para obtenção do VCG, que são as derivações bipolares I e II e as derivações precordiais, de V1 a V6 [4, 13, 18]. Isso ocorre porque tanto a derivação bipolar III quanto as derivações aumentadas podem ser obtidas por meio de uma combinação das derivações bipolares I e II.

Uma das características importantes do ECG para a criação do VCG é que cada uma das 12 derivações representa 12 maneiras diferentes de visualizar o comportamento elétrico e químico do coração, de acordo com cada uma das derivações é possível observar o comportamento do sinal biológico de uma forma diferente.

A partir dessas considerações angulares de cada uma das derivações é possível obter o vetor que representa o funcionamento cardíaco em cada momento, e por meio dessas derivações obter o VCG, utilizando matrizes de transformação, tal processo será descrito com mais detalhes na seção 2.3.2.1.

## **2.3.4 Obtenção dos sinais de VCG a partir de ECG**

### **2.3.4.1 Matriz de Burger**

Dentre as matrizes de transformação existentes, há a matriz de Kors, que foi gerada a partir da matriz de Burger. Para garantir entendimento mais profundo sobre o tema, é importante entender o processo de construção da matriz de Burger. Desse modo, serão então detalhados os principais artigos deste autor e seus colaboradores publicados sobre o tema.

Os artigos de Burger que se relacionam com a construção da matriz de transformação de ECG para VCG se dividem em dois grupos: o entendimento da construção do vetor cardíaco e a construção do VCG a partir de derivações.

Em seu primeiro artigo ligado ao tema [39], Burger conecta sua pesquisa ao triângulo

de Einthoven [23], detalhando a construção do vetor que representa o funcionamento cardíaco, que é a base do VCG. Dessa forma, a pesquisa detalha que este vetor é a soma do sinal eletroquímico presente em cada uma das partes do coração, tendo então sua direção e amplitude de acordo com o momento do ciclo cardíaco, como por exemplo, repolarização e despolarização dos átrios. A partir dessa construção, Burger detalha que cada derivação pode ser construída a partir de uma combinação do sinal elétrico em três dimensões, de acordo com a equação 2.10, na qual  $a$ ,  $b$  e  $c$  são números reais constantes ao longo do tempo e do ciclo cardíaco, que variam de acordo com a derivação estudada, e  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  representam a amplitude do vetor cardíaco nos três diferentes planos.

$$\text{Derivação} = a \cdot X + b \cdot Y + c \cdot Z \quad (2.10)$$

Por meio de um experimento com um objeto que simula o formato cardíaco e um líquido eletroliticamente condutor, Burger e demais autores foram capazes de encontrar parte dos números para as derivações consideradas, iniciando o processo de obtenção da aproximação do VCG a partir das derivações do ECG.

Em seu segundo artigo sobre o tema [40], este objeto foi evoluído, considerando outras partes do corpo, como as pernas para posicionamento dos eletrodos. Neste estudo, os autores exploram a relação entre as derivações padrões com o vetor cardíaco e iniciam a análise das derivações precordiais, utilizando também a forma de analisar o coração como um tetraedro ao invés de um triângulo, a partir de premissas semelhantes as de Eithonven [23, 41].

Por meio do terceiro artigo listado na Tabela ?? os autores detalham que é possível, por meios matemáticos e físicos, obter uma matriz de aproximação para o VCG baseada nas derivações.

Então, a partir do quarto artigo [42], tais autores detalham a construção dessa matriz. Para isso, foram utilizados seis eletrodos, sendo três deles na posição comum do ECG, braços direito (R) e esquerdo (L) e perna esquerda (F), e mais três eletrodos sendo um no tórax, um no esterno na altura das axilas (B), e o último nas costas na sétima vértebra torácica (W). A partir destes eletrodos foram criadas quatro derivações que representam a diferença de potencial de um eletrodo a outro, são as seguintes: LR, FR, BR e WR. Utilizando as derivações citadas, foram geradas as equações 2.11 a 2.13.

$$X = 56 \cdot LR + 16 \cdot FR + 4 \cdot BR - 9 \cdot WR \quad (2.11)$$

$$Y = -9 \cdot LR + 26 \cdot FR - 3 \cdot BR + 7 \cdot WR \quad (2.12)$$

$$Z = 9 \cdot LR - 27 \cdot FR - 20 \cdot BR + 40 \cdot WR \quad (2.13)$$

Já no último artigo [43], que foi utilizado de base por Kors [5], os autores criam dois sistemas matriciais que transformam um VCG obtido em um sistema de variáveis em outro VCG em um diferente sistema, a partir de maneiras diferentes, e comparam as aproximações obtidas ao VCG, incluindo uma matriz que é a multiplicação das duas matrizes criadas. Com base nisso, a pesquisa concluiu que a matriz gerada baseada na heterogeneidade da condução elétrica no torso humano possui a melhor aproximação aos loops presentes nos VCGs presentes na base da pesquisa, sendo conhecida no futuro como Matriz de Burger.

#### 2.3.4.2 Matriz de Kors

Dentre as matrizes de transformação existentes, há a matriz de Kors, que é uma matriz numérica que realiza a transformação de um ECG para VCG. Um dos primeiros estudos sobre essa matriz foi realizado em 1990 [5], tal artigo inicial também realiza a comparação entre as matrizes de transformação, efetuando essa comparação inclusive com outra matriz matemática, a inversa de Dower (iDower) [26].

No estudo de Kors e colaboradores [5], três métodos foram utilizados para reconstruir o VCG de Frank baseados no ECG de 12 derivações. O primeiro método reconstrói o VCG partindo de uma matriz em que praticamente todos os valores multiplicadores da matriz são nulos, com exceção dos valores ortogonais; dessa forma este modelo ficou conhecido como “quase-ortogonal”. O segundo método utilizado é a matriz iDower, que foi criada inicialmente para transformar um VCG em um ECG, e teve sua matriz inversa calculada [5, 26]. O terceiro e último método ficou conhecido futuramente como matriz de Kors.

Esta matriz de Kors utiliza uma abordagem estatística por meio da regressão, buscando minimizar a soma dos quadrados das diferenças entre o VCG original e o obtido pela matriz; tal forma de cálculo foi realizada primeiramente por Burger e colaboradores [43], e aperfeiçoada por Kors e colaboradores [5]. Dessa forma, o exercício realizado por Kors para criação dessa matriz foi realizar o cálculo proposto por Burger e colaboradores [43] considerando os dois sistemas de variáveis do VCG, sendo um de Frank e outro das derivações I e II e as precordiais.

Para realização da pesquisa, foram utilizados dois conjuntos de ECGs [5]. A primeira

base para geração das matrizes com 147 pacientes, composta pela seguintes porcentagens: 30% saudáveis (funcionamento cardíaco normal), 15% hipertróficos, 30% com infarto do miocárdio e 25% outros casos. Já a segunda base possuía 90 casos para teste e comparação dos resultados e era composta pelas seguintes porcentagens: 30% saudáveis, 25% hipertróficos, 30% com infarto do miocárdio e 15% de outros casos. A partir da base inicial, para geração da Matriz de Kors, foi aplicado um método de regressão baseado na diferença entre o VCG obtido por Frank e sua reconstrução, da mesma forma que [43]. Detalhando a matriz de Kors, foi utilizado um pacote estatístico para realização de regressão multivariada em diferentes segmentos do sinal cardíaco, considerando as ondas P, T e o complexo QRS. A comparação visual dessas regressões apresentou poucas diferenças, porém os autores decidiram seguir com a regressão obtida baseado no complexo QRS. A matriz de coeficientes obtidos se encontram na Tabela 1 e são gerados a partir das derivações I, III e V1 a V6 [5].

Tabela 1: Coeficientes baseados em oito derivações da matriz de Kors.

	X	Y	Z
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,20
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31

Fonte: Kors (1990)

Para analisar os diferentes métodos de obter o VCG, foram realizadas comparações entre os VCGs originais e os obtidos por cada um dos três modelos [5]. A avaliação se dividiu em duas partes: a primeira foi o cálculo da distância numérica (baseada em comparação morfológica, analisando o módulo das distâncias de acordo com as ondas presentes no sinal) e a segunda foi uma comparação visual categorizando a semelhança dos exames em três diferentes grupos: “idêntico”, “similar” ou “diferente” [5]. O formato de avaliação desses métodos utilizado por Kors [5] era muito semelhante ao utilizado por Edenbrant [44]. Ademais, por meio da comparação visual, os VCGs também foram classificados em cinco categorias diferentes: normal, provavelmente normal, possivelmente patológico, provavelmente patológico e patológico. A partir desta última classificação, também foram comparados o resultado diagnóstico de cada uma das matrizes de transformação [5].

Após as análises, os autores de [5] perceberam que o desempenho da matriz de Kors, utilizando regressão e iDower eram semelhantes, ambas as matrizes tiveram resultados melhores que a matriz quase-ortogonal [5]. Além disso, por meio de uma variável que mede a distância ponto a ponto dos exames analisados, notou-se que a matriz de Kors obteve resultados matematicamente superiores [5]. No entanto, o resultado dos diagnósticos obtidos a partir de cada uma das matrizes foi similar entre iDower e Kors [5]. A partir deste estudo, os autores perceberam que a reconstrução de Kors não é necessariamente um substituto ao VCG (ou ao ECG), mas pode ser analisada juntamente com o ECG [5].

A reconstrução do VCG realizada por Kors se baseia em encontrar o mínimo da soma dos quadrados das diferenças entre os eixos do sinal original e do sinal reconstruído. Importante salientar que os dados utilizados para realizar o cálculo dos coeficientes não foram os mesmos utilizados para realizar a comparação dos resultados, com o intuito de evitar um super ajuste do método aos dados [5].

Além da criação da matriz de transformação de Kors, este grupo de pesquisa também evoluiu utilizando a matriz de Kors para aumentar a eficiência diagnóstica do ECG [12]. Depois, na geração da matriz de Kors, e também na iDower, assim como de outras matrizes existentes com o objetivo de aproximar numericamente o formato dos sinais considerando, principalmente amplitude, ângulo e formato do loop das ondas [5,26]. No entanto, até onde foi possível notar, o sentido da rotação não foi considerada na geração da aproximação e também na comparação das matrizes, dessa forma o desenho final da aproximação, por exemplo, poderia ser semelhante mesmo que o sentido quando comparado com Frank seja o oposto.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir são descritos os materiais e os métodos para realização da pesquisa divididos em quatro partes: protocolo experimental, coleta dos dados, organização dos dados obtidos e análise de dados.

### 3.1 Protocolo experimental

Para realização dessa pesquisa, foram utilizados dados de pacientes obtidos em parceria com o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (São Paulo - SP). A coleta de dados foi realizada de acordo com o Certificado de Apresentação de Apreciação Ética 76085317.5.3001.5185 da Plataforma Brasil, proposto pelo Instituto, com financiamento próprio; e com o título “Avaliação de parâmetros eletrocardiográficos como ferramenta de rastreamento e estratificação de doença cardiovascular”.

Para essa dissertação, foram utilizados dados de 40 pacientes, sendo 20 mulheres e 20 homens, a idade média foi de 65 anos com desvio padrão de 11 anos e o Índice de Massa Corporal (IMC) médio destes pacientes foi 34,2 com desvio padrão de 7,2. A seleção da amostra foi feita por conveniência, entre pacientes que fazem acompanhamento no ambulatório para análise de doenças cardíacas, acompanhamento de rotina ou voluntários da pesquisa, e que estariam na instituição no período da pesquisa. Aos participantes da pesquisa foi apresentado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e, se decidissem assinar, realizava-se a aquisição de sinais eletrocardiográficos com 12 derivações/10 eletrodos e também a aquisição do VCG de Frank, obtido por meio de oito eletrodos. A Figura 24 mostra a sala de realização de exames durante a coleta do ECG e do VCG, e a Figura 25 exhibe um exemplo do eletrodo usado para a realização da aquisição do sinal.

Além dos itens já comentados, foi feita também uma lista de verificação, com os passos a serem seguidos durante o ECG e VCG, envolvendo características como: o posicionamento do paciente, limpeza da pele com soro fisiológico e localização dos eletrodos dos membros superiores e inferiores.

Figura 24: Imagem de um dos pacientes durante a realização do exame; ao lado o instrumento utilizado para coleta das informações e também a colaboradora da enfermagem que apoiou a realização dos exames.



Fonte: De autoria própria

Figura 25: Imagem de um dos eletrodos utilizados para captura do sinal dos pacientes participantes da pesquisa.



Fonte: De autoria própria

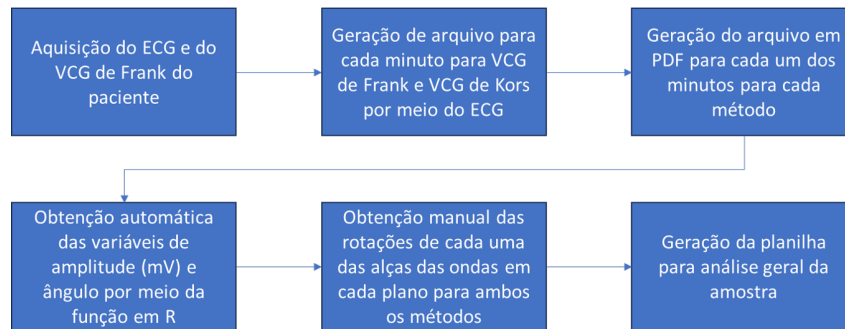
## 3.2 Coleta dos dados

Para entendimento mais detalhado do fluxo realizado para geração dos dados analisados desta pesquisa, foi gerada a Figura 26.

A partir deste fluxo inicial, serão detalhados as subseções desta seção.



Figura 26: Fluxo da geração dos dados analisados na pesquisa, desde a aquisição do sinal até a planilha final com todos os pacientes da amostra.



Fonte: De autoria própria

### 3.2.1 Aquisição do ECG e do VCG de Frank do paciente

A obtenção dos sinais de ECG foi realizada utilizando um microcomputador e um software proprietário (ECGPC VS 1 RV 7, TEB, Brasil) com módulo de aquisição de ECG (C30+, TEB, Brasil), a uma frequência de amostragem de 1,2kHz para cada sinal. Além disso, também foi utilizado um módulo específico para geração do VCG (MVT, TEB, Brasil). Os instrumentos utilizados eram propriedade da instituição com o objetivo de minimizar possíveis interferências no material coletado.

Foram realizadas duas coletas de 10 minutos, uma com 12 derivações e 10 eletrodos para a coleta do ECG e outra com oito eletrodos para a coleta do VCG de Frank. Importante destacar que os conjuntos utilizados para cada uma das coletas foram diferentes, já que para obtenção do VCG de Frank foram utilizados eletrodos específicos para este módulo, que não são comerciais e só são gerados sob encomenda por serem eletrodos gerados de maneira artesanal pela empresa que também criou o software proprietário utilizado.

Para aquisição do ECG, os eletrodos e cabos de pacientes, exemplificados na Figura 27 foram posicionados de acordo com a indicação padrão de 12 derivações, conforme exemplificado na Figura 28.

Figura 27: Exemplo de cabo de paciente utilizado para obtenção do ECG padrão de 12 derivações.



Fonte: De autoria própria

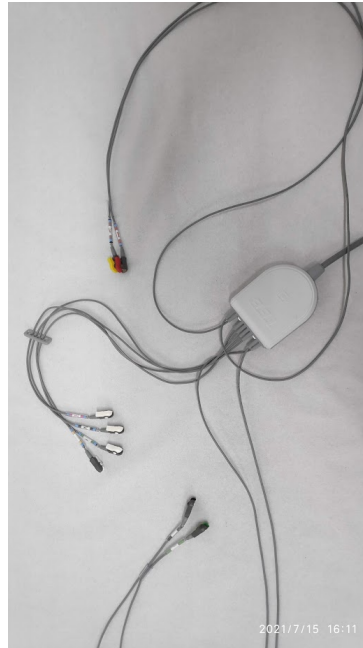
Figura 28: Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente com seus eletrodos de acordo com o padrão de 12 derivações.



Fonte: De autoria própria

Já para o VCG, o posicionamento dos oito eletrodos, exemplificados na Figura 29, foi realizado conforme descrito na seção 2.3.1, que detalha o posicionamento dos eletrodos e dos cabos de paciente de acordo com Frank [14], tal posicionamento realizado nos pacientes pode ser observado nas Figuras 30 e 31.

Figura 29: Exemplo do cabo de paciente utilizado para obtenção do VCG de Frank.



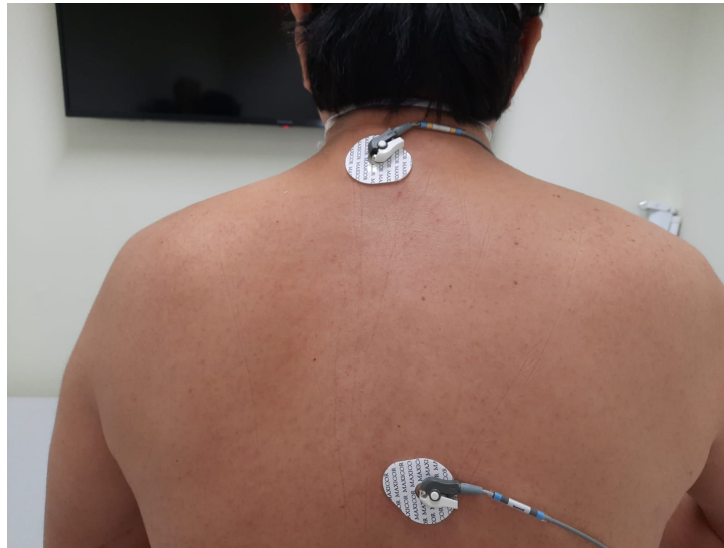
Fonte: De autoria própria

Figura 30: Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente e seus eletrodos de acordo com Frank.



Fonte: De autoria própria

Figura 31: Exemplo de um dos pacientes analisados com posicionamento do cabo de paciente e seus eletrodos nas costas de acordo com Frank.



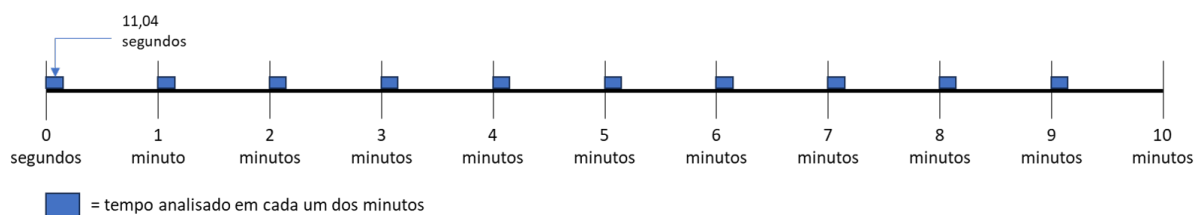
Fonte: De autoria própria

### 3.2.2 Geração de arquivo para cada minuto para VCG de Frank e VCG de Kors por meio do ECG

Os dados dos pacientes foram analisados utilizando o mesmo software proprietário de aquisição. A análise dos VCGs foi realizada por meio da extração de informações do sinal obtidas de forma matricial, por meio da matriz de Kors.

Para análise do sinal de 10 minutos, foi realizada a divisão deste sinal em 11 partes, começando em 0s e terminando em 10 minutos, com variação de cerca de um minuto entre cada uma das partes do sinal. Para esta pesquisa, foram utilizados os segundos iniciais de cada minuto conforme ilustrado na Figura 32. Cada parte analisada do sinal tem duração de 11,04s, referente ao tamanho padrão do arquivo utilizado pelo programa aplicado na análise de dados.

Figura 32: Exemplo ilustrativo do tempo analisado para cada um dos pacientes em cada um dos minutos dentro do tempo total de coleta do exame de 10 minutos.



Fonte: De autoria própria

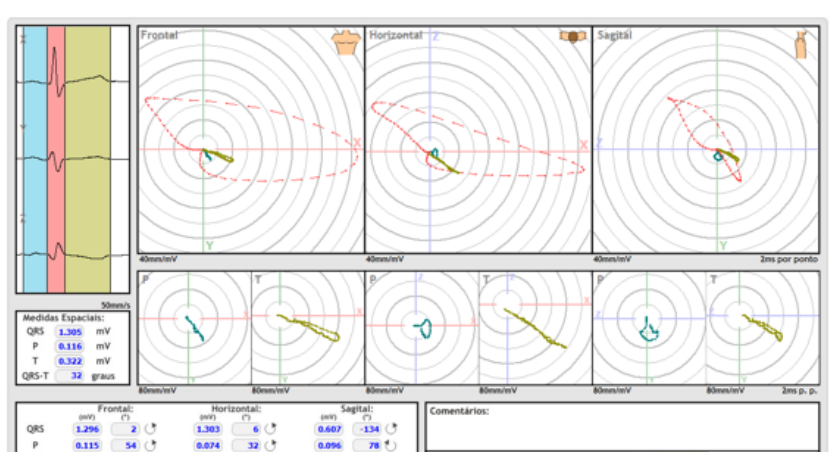
Durante o processo de separação do sinal em partes para análise, alguns trechos não

punderam ser analisados de acordo com a configuração do programa, por não possuírem batimento médio. Caso ainda persistisse a falha para a análise, seriam analisados os próximos 11,04s a partir dos seguintes 5s e assim sucessivamente.

### 3.2.3 Geração do arquivo em PDF para cada um dos minutos para cada método

Para obtenção dos dados dos pacientes foi utilizado um software (ECGPC, TEB, Brazil) que obtém os dados do ECG e do VCG de acordo com o formato de obtenção do exame e da matriz de transformação selecionada. A partir destas informações, o software gera visualização do exame e possibilita a exportação destes dados de acordo com o exemplo na Figura 33.

Figura 33: Exemplo de resultado de ECG e VCG de um dos pacientes no sistema utilizado para análise, com visualização do VCG de acordo com as ondas e o plano do sinal, juntamente com os valores de amplitude, ângulo e também rotação.



Fonte: De autoria própria

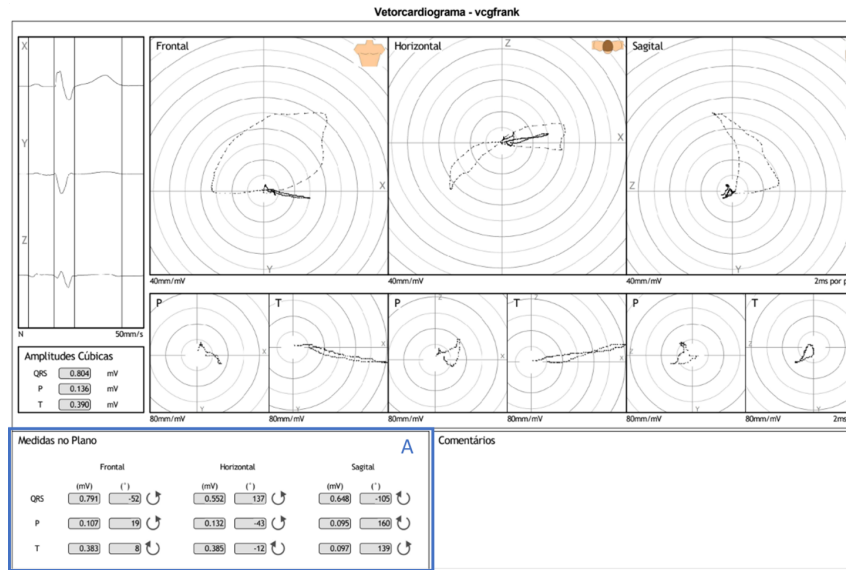
Para realização da análise, foi gerado um arquivo para cada minuto de cada um dos pacientes considerando dois métodos diferentes: Kors e Frank. Cada arquivo gerado foi exportado no formato PDF e a partir da exportação destes arquivos os dados de amplitude e ângulo foram obtidos de forma automática.

### 3.2.4 Obtenção automática das variáveis de amplitude (mV) e ângulo por meio da função em R

Para obtenção automática dos dados foi gerada uma função na linguagem R [45] que, por meio da localização previamente fornecida dessas informações no exame de acordo

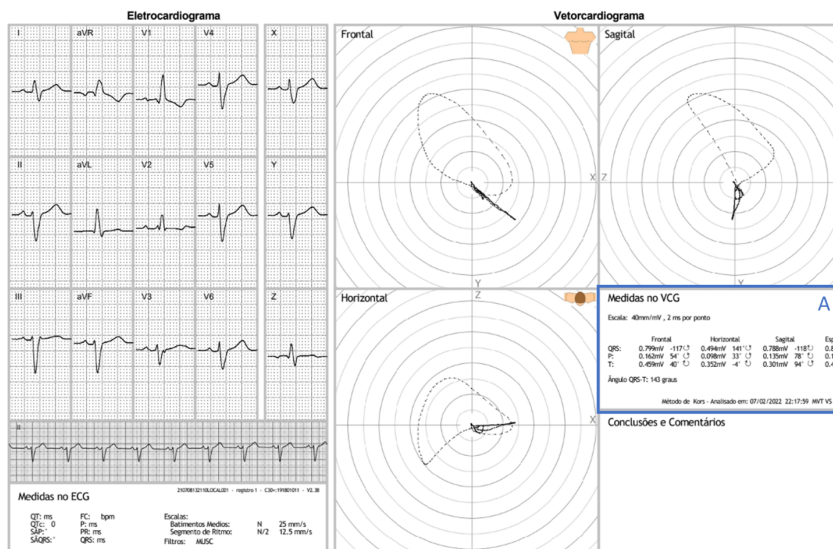
com o método de geração do VCG, conforme exemplos nas Figuras 34 e 35, é capaz de obter os números do exame, inclusive com seus respectivos sinais: positivo ou negativo.

Figura 34: Exemplo de laudo emitido pelo equipamento exportado em formato PDF para VCG de Frank que possui os dados do exame do paciente para um dos minutos analisados, com visualização das ondas do VCG de acordo com o plano; na região A em destaque têm-se as informações referentes à rotação de cada uma das ondas para os planos do exame.



Fonte: De autoria própria

Figura 35: Exemplo de laudo emitido pelo equipamento exportado em formato PDF para VCG de Kors, obtido por meio do ECG, que possui os dados do exame do paciente para um dos minutos analisados, com visualização do ECG e do VCG de acordo com o plano, na região A em destaque têm-se as informações referentes à rotação de cada uma das ondas em cada um dos planos.



Fonte: De autoria própria

### 3.2.5 Obtenção manual das rotações da alça para cada uma das ondas em cada plano para ambos os métodos

Após a execução do método em R que realiza a leitura dos valores de amplitude e ângulo automaticamente, foram obtidos de forma manual o sentido das rotações de cada uma alças das ondas em cada um dos planos; estes sentidos poderiam ser horário, anti-horário e oito.

### 3.2.6 Geração da planilha para análise geral da amostra

No final da obtenção de todas as informações, foi gerada uma planilha na qual cada linha representava um dos minutos analisados, para cada método utilizado considerando cada um dos pacientes. Nesta planilha, cada coluna possuía os valores das variáveis analisadas, dessa forma cada paciente possuía 10 linhas de análise para Frank e 10 linhas para Kors.

Como o foco desta pesquisa é a rotação, os pacientes foram analisados com foco nesta variável, que pode variar entre horário, anti-horário e oito e que também varia de acordo com o plano e a onda, conforme exibido na Tabela 2.

Tabela 2: Variáveis ligadas à rotação presentes nos dados matriciais dos exames de VCG de acordo com as ondas do sinal e seus respectivos planos.

Plano	Onda	Variáveis
		Rotação (Horário, Anti-horário, Oito)
Frontal	P	Rotação Frontal P
	QRS	Rotação Frontal QRS
	T	Rotação Frontal T
Horizontal	P	Rotação Horizontal P
	QRS	Rotação Horizontal QRS
	T	Rotação Horizontal T
Sagital	P	Rotação Sagital P
	QRS	Rotação Sagital QRS
	T	Rotação Sagital T

### 3.2.7 Comparação dos dados

Com foco na rotação do exame em cada um dos planos e cada uma das ondas, a comparação das rotações foi realizada de acordo com cada minuto analisado, tomando o VCG de Frank como base comparativa. Dessa forma, se o VCG possuía uma rotação



diferente da rotação observada em Frank, a rotação era considerada diferente ou errada. Dentro de cada minuto, a rotação foi analisada de acordo com a alça da onda (P, QRS e T) e de acordo com o plano do sinal (Horizontal, Vertical e Sagital). A partir destas comparações era possível obter as combinações descritas na Tabela 3 para as rotações obtidas por Kors e por Frank.

Tabela 3: Combinações possíveis entre as rotações obtidas por Kors e por Frank.

<b>Rotação Kors</b>	<b>Rotação Frank</b>	<b>Combinação das rotações</b>
Horário (H)	Horário (H)	HH
	Anti-horário (A)	HA
	Oito (O)	HO
Anti-horário (A)	Horário (H)	AH
	Anti-horário (A)	AA
	Oito (O)	AO
Oito (O)	Horário (H)	OH
	Anti-horário (A)	OA
	Oito (O)	OO

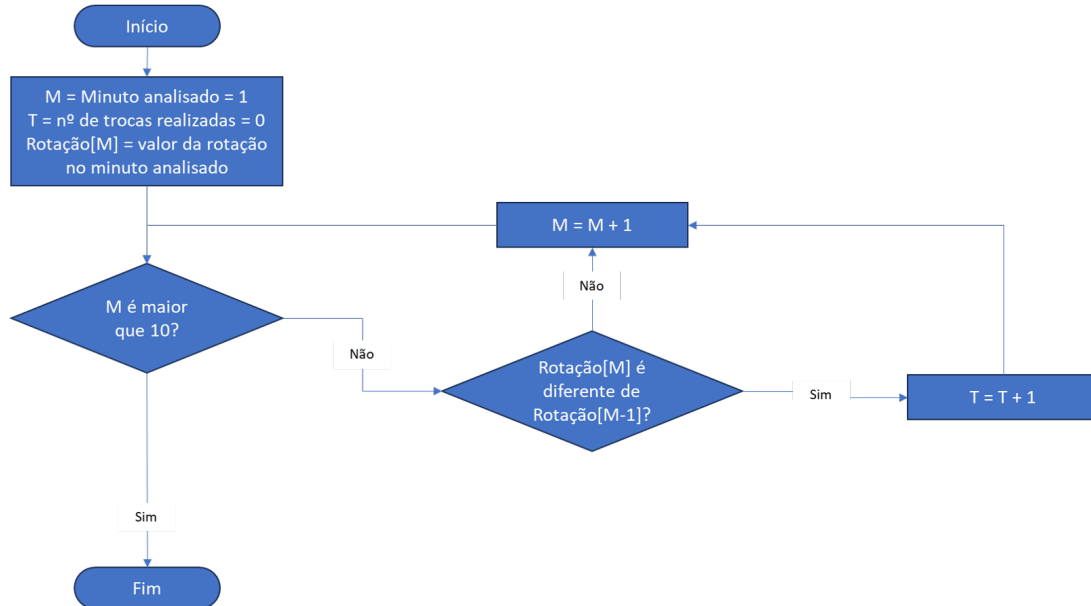
A partir destas combinações, é possível observar então que as combinações convergentes para Kors e Frank são: AA (anti-horário-anti-horário), HH (horário-horário) e OO (oito-oito). Da mesma forma, nota-se que para as combinações divergentes existem seis diferentes combinações: AH, AO, HA, HO, OA e OH. Por meio da análise dessas combinações em cada uma das ondas para cada um dos planos foram analisadas a porcentagem de rotações convergentes e divergentes. Tal análise considerou toda a amostra de 10 minutos dos pacientes, e em seguida foi detalhada por planos e ondas dentro do sinal.

Além desta análise, também foram analisadas as mudanças de rotação para cada um dos minutos analisados mapeando o número de trocas de rotação para cada uma das variáveis tanto para Frank quanto para Kors, conforme fluxo descrito na Figura 36 e exemplificado na Tabela 4.

A partir da variável de troca de rotações ao longo do tempo, foi analisado para cada paciente a troca de rotações e também as trocas por plano e por alça da onda dentro do sinal.



Figura 36: Fluxograma ilustrativo para a obtenção do número de trocas de rotação para cada um dos métodos analisados, Kors e Frank, e para cada plano em cada uma das ondas do sinal.



Fonte: De autoria própria

Tabela 4: Exemplo de cálculo da variável de trocas de rotação para cada um dos métodos na onda T no plano Sagital.

Método	Frank			Kors		
	Rotação (Rotação[M])	Mudança de rotação?	Nº de trocas (T)	Rotação (Rotação[M])	Mudança de rotação?	Nº de trocas (T)
Minuto 0	Oito	Não se aplica	0	Anti-horário	Não se aplica	0
Minuto 1	Oito	Não	0	Horário	Sim	1
Minuto 2	Anti-horário	Sim	1	Anti-horário	Sim	2
Minuto 3	Anti-horário	Não	1	Oito	Sim	3
Minuto 4	Anti-horário	Não	1	Horário	Sim	4
Minuto 5	Oito	Sim	2	Oito	Sim	5
Minuto 6	Anti-horário	Sim	3	Anti-horário	Sim	6
Minuto 7	Oito	Sim	4	Oito	Sim	7
Minuto 8	Oito	Não	4	Oito	Não	7
Minuto 9	Anti-horário	Sim	5	Anti-horário	Sim	8

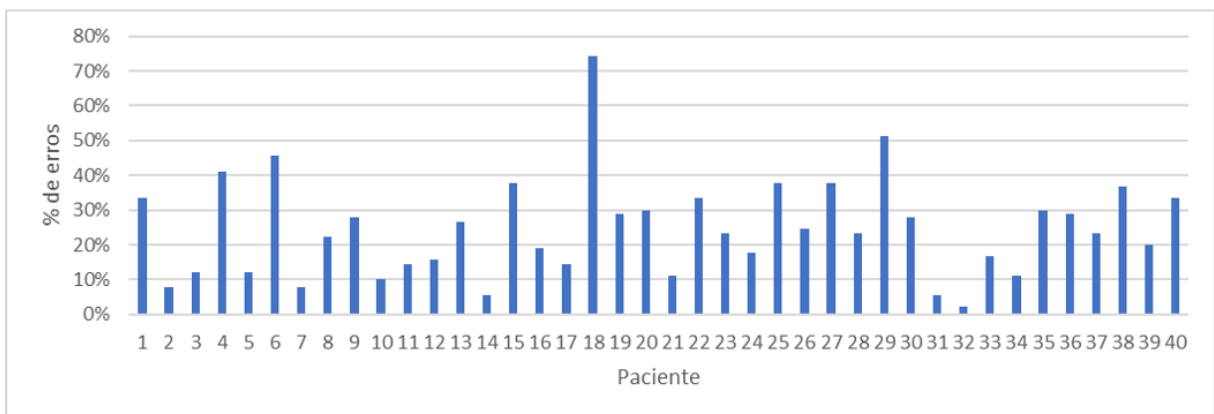
## 4 RESULTADOS

Para realizar a análise da rotação obtida por Kors e por Frank foram obtidos os gráficos presentes nesta seção que, conforme detalhado na seção de materiais e métodos (3), são divididos em quatro subseções: visão geral, por planos, por alças das ondas e ao longo do tempo.

### 4.1 Perspectiva geral

Iniciando com o primeiro grupo, a Figura 37 exibe a porcentagem dos erros encontrados para cada paciente considerando todos os planos e todas as ondas do sinal.

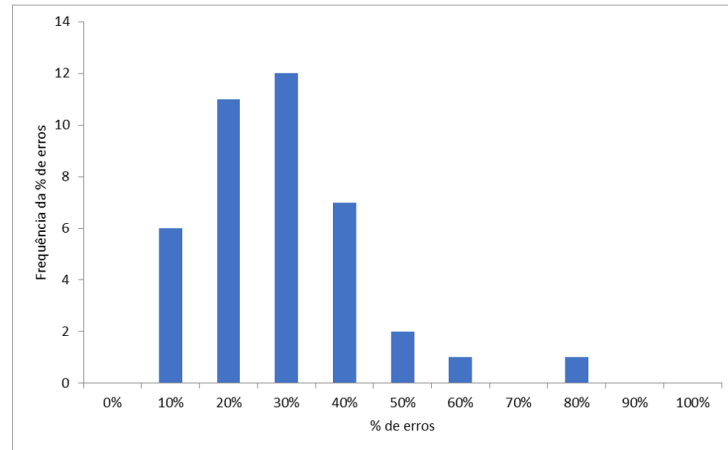
Figura 37: Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank, considerando os 10 minutos analisados e todas as variáveis que possuem rotação: as três ondas nos três planos.



Fonte: De autoria própria

A partir dos erros obtidos, foi também analisada a frequência ocorrida dos erros para cada paciente, presente na Figura 38.

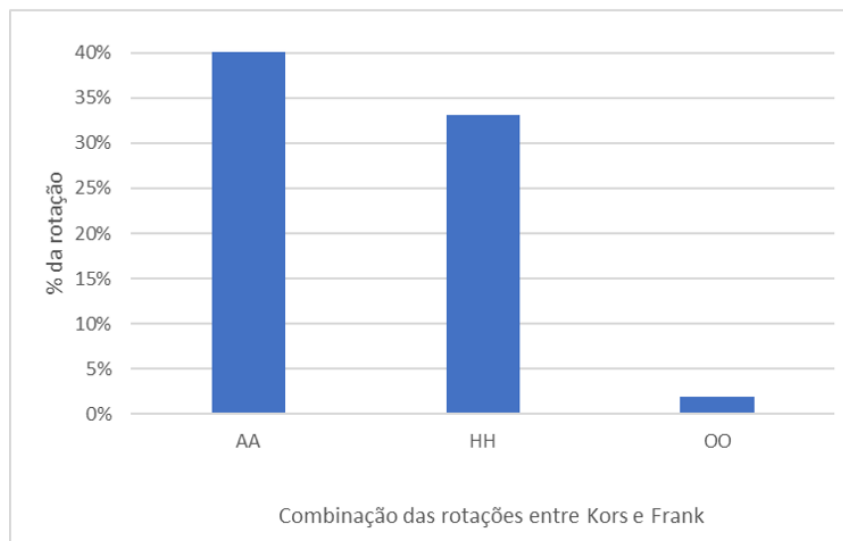
Figura 38: Histograma da porcentagem de erros de acordo com a quantidade de pacientes.



Fonte: De autoria própria

As possíveis combinações convergentes (AA, HH e OO) entre as rotações obtidas por Kors e Frank e suas respectivas frequências se encontram na Figura 39.

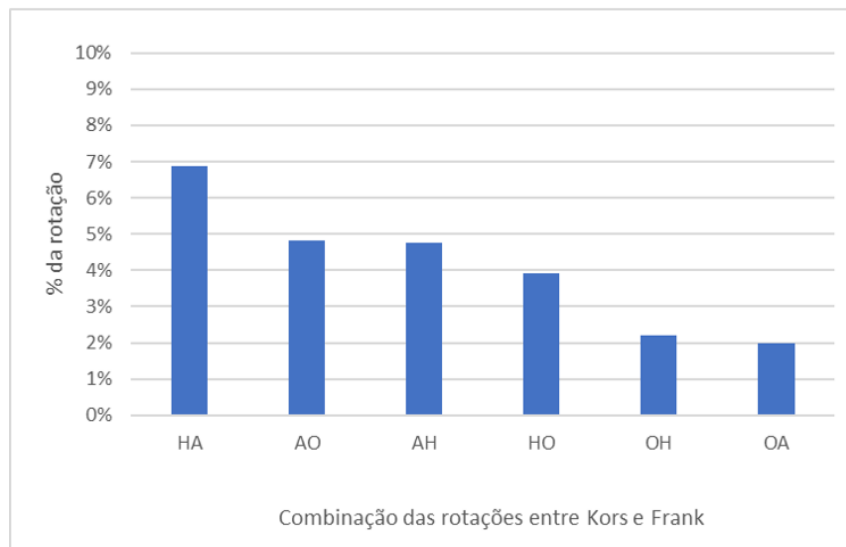
Figura 39: Porcentagem das rotações iguais entre Kors e Frank considerando todos os pacientes em todos os planos e alças das ondas.



Fonte: De autoria própria

As possíveis combinações divergentes (HA, AO, AH, HO, OH e OA) entre as rotações obtidas por Kors e Frank e suas respectivas frequências se encontram na Figura 40.

Figura 40: Porcentagem das rotações diferentes entre Kors e Frank considerando todos os pacientes em todos os planos e ondas.

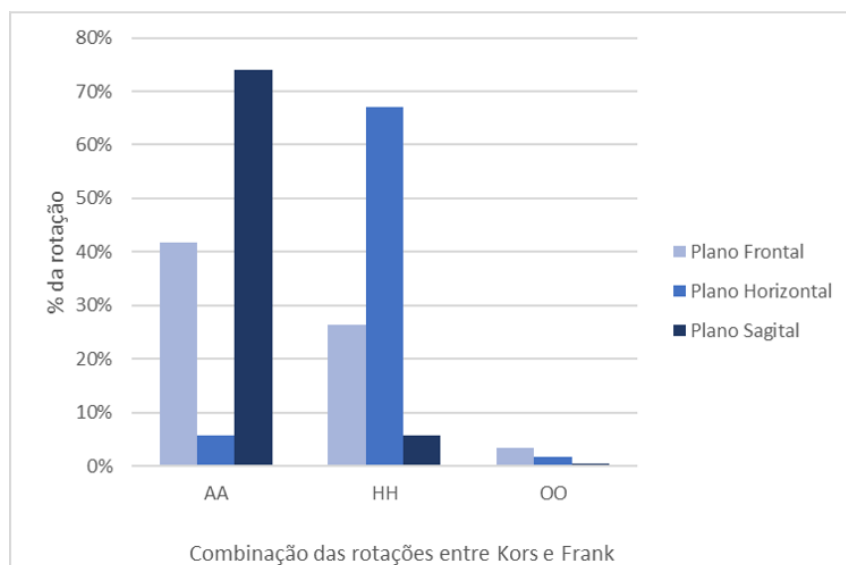


Fonte: De autoria própria

## 4.2 Perspectiva por planos

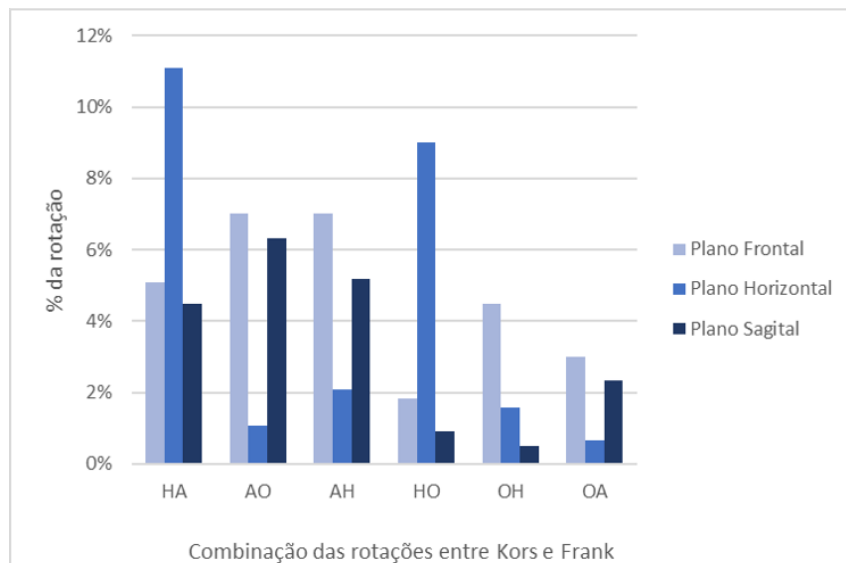
Analisando os dados de acordo com os planos presentes no exame, as Figuras 41 e 42 exibem a porcentagem das combinações das rotações entre Kors e Frank sendo, respectivamente, as combinações iguais das rotações e as diferentes.

Figura 41: Porcentagem geral das rotações iguais por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações iguais geradas por Frank de acordo com os planos.



Fonte: De autoria própria

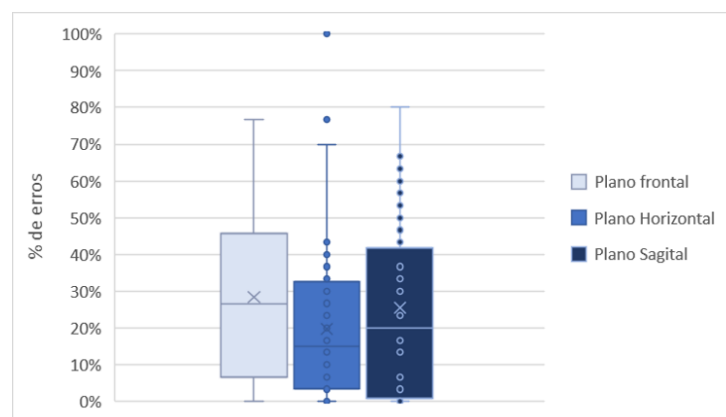
Figura 42: Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações diferentes geradas por Frank de acordo com os planos.



Fonte: De autoria própria

Observando os erros de acordo com os planos, a Figura 43 apresenta a variação dessa porcentagem na amostra estudada.

Figura 43: Boxplot da porcentagem de erros de acordo com o plano comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank.

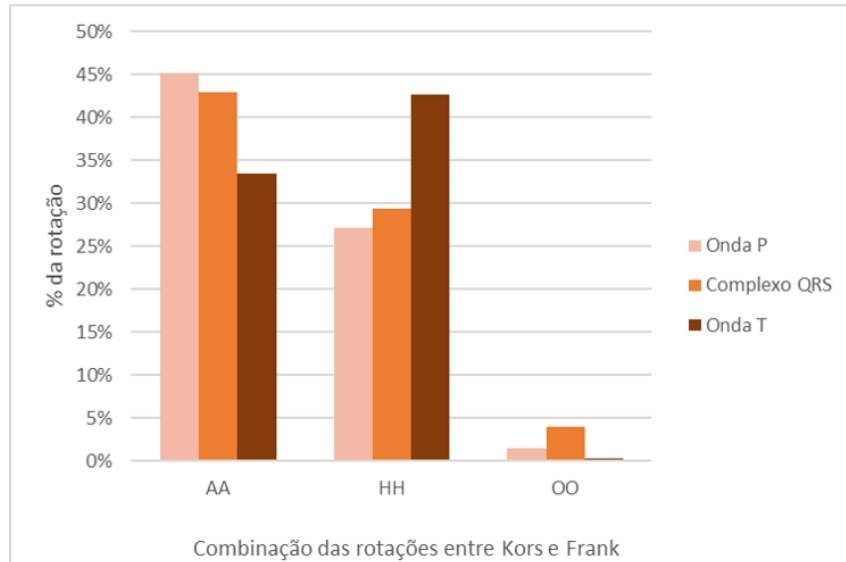


Fonte: De autoria própria

### 4.3 Perspectiva por alças das ondas

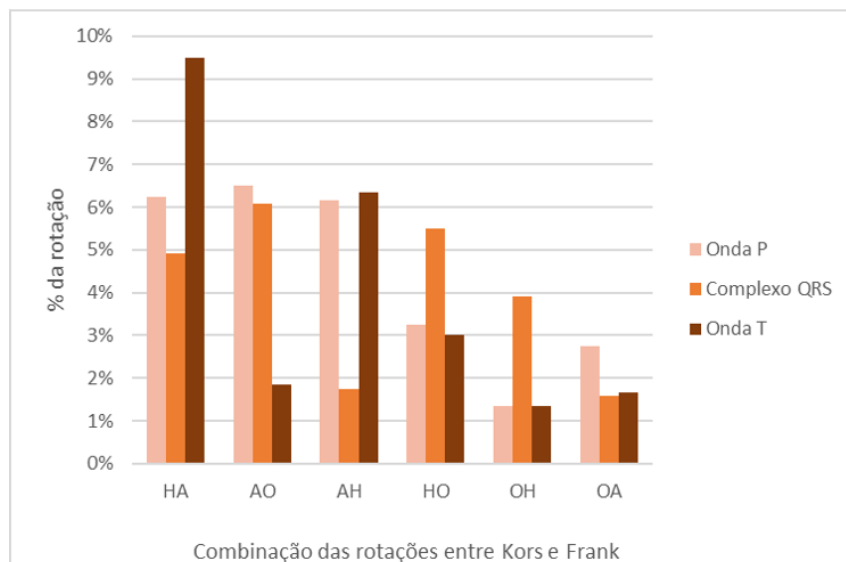
Em seguida, sobre as combinações das rotações obtidas por Kors e por Frank com foco nas alças das ondas têm-se as Figuras 44 e 45 com as combinações das rotações iguais e diferentes, respectivamente.

Figura 44: Porcentagem geral das rotações iguais por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações iguais geradas por Frank de acordo com as alças das ondas.



Fonte: De autoria própria

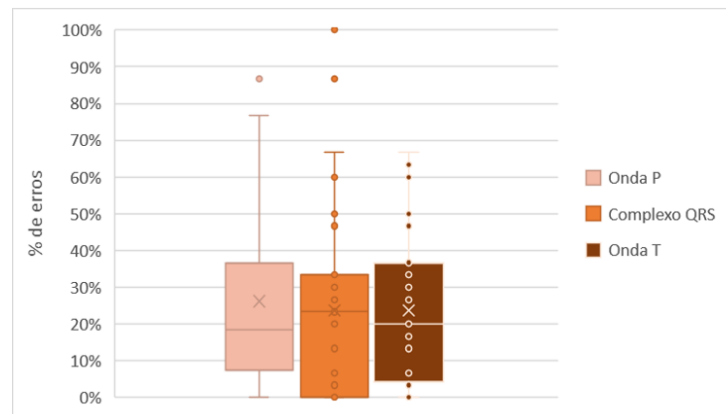
Figura 45: Porcentagem geral de erros por cada paciente comparando a rotação obtida por Kors com as rotações diferentes geradas por Frank de acordo com as alças das ondas.



Fonte: De autoria própria

Observando os erros, há a Figura 46 que possui a variação da porcentagem dos erros para as alças das ondas P, QRS e T.

Figura 46: Boxplot da porcentagem de erros de acordo com as alças das ondas comparando a rotação obtida por Kors com a rotação gerada por Frank.

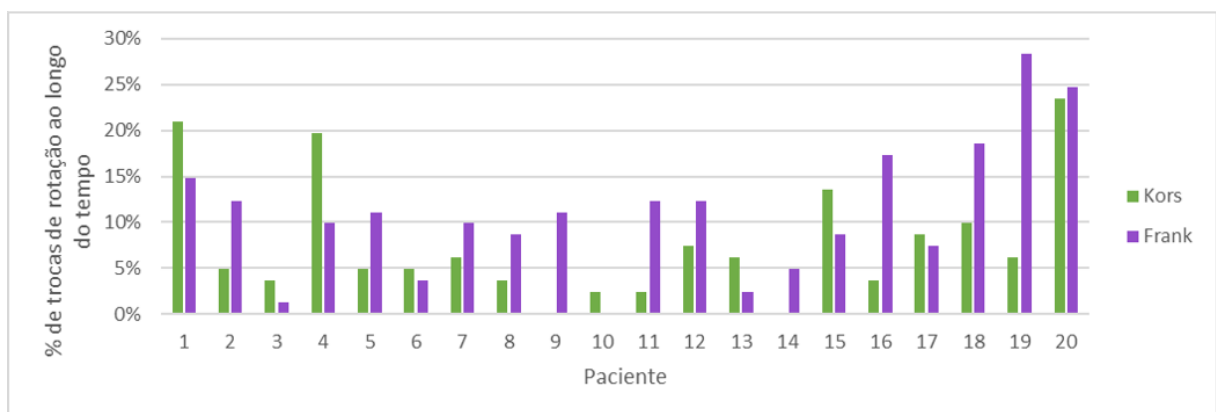


Fonte: De autoria própria

## 4.4 Perspectiva ao longo do tempo

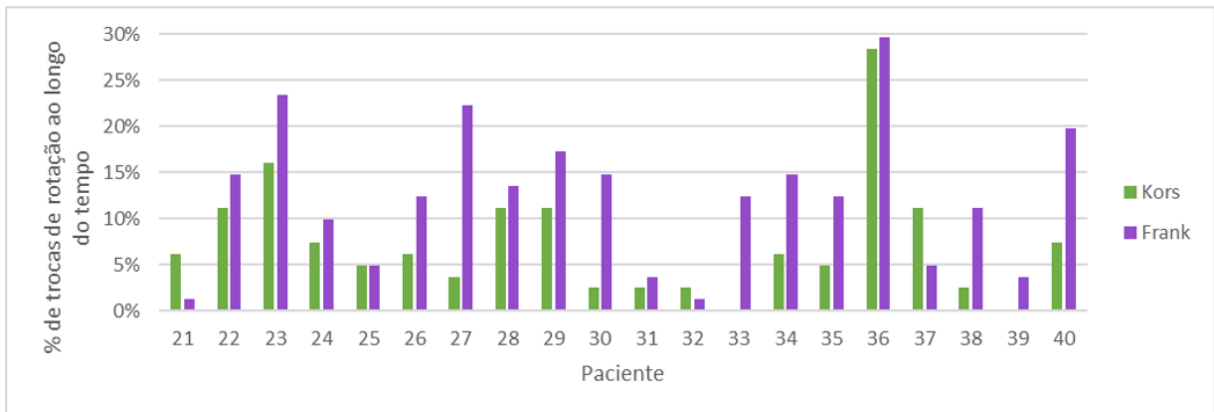
Analisando o comportamento das rotações ao longo do tempo, as Figuras 47 e 48 exibem a porcentagem de trocas de rotação ao longo do tempo para Kors e Frank de acordo com o gênero, feminino e masculino, respectivamente. Tais mudanças de rotação foram analisadas também de acordo com a frequência, para Kors e Frank, como pode ser observado na Figura 49.

Figura 47: Porcentagem das mudanças de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada paciente do gênero feminino.



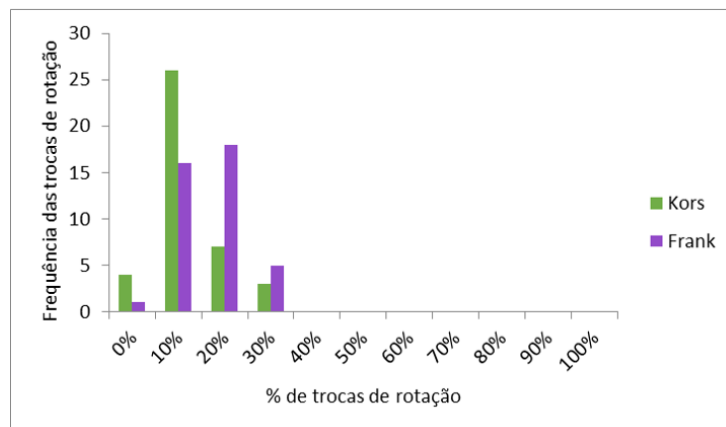
Fonte: De autoria própria

Figura 48: Porcentagem das mudanças de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada paciente do gênero masculino.



Fonte: De autoria própria

Figura 49: Histograma da porcentagem das trocas de rotação para Kors e para Frank ao longo dos 10 minutos da amostra.

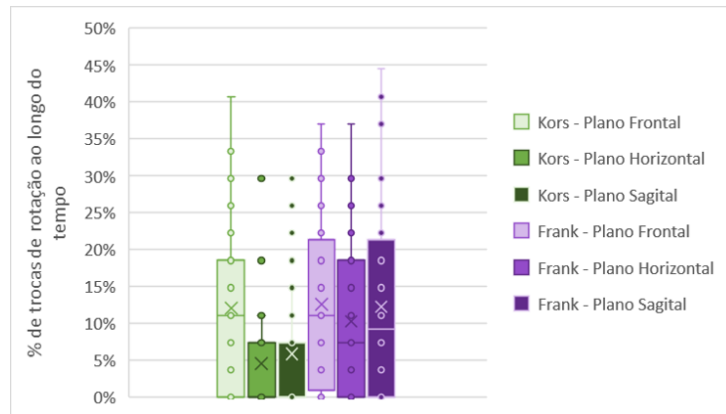


Fonte: De autoria própria

Em relação as mudanças ao longo do tempo, tem-se a Figura 50 que retrata a distribuição das porcentagens de troca de acordo com os planos.



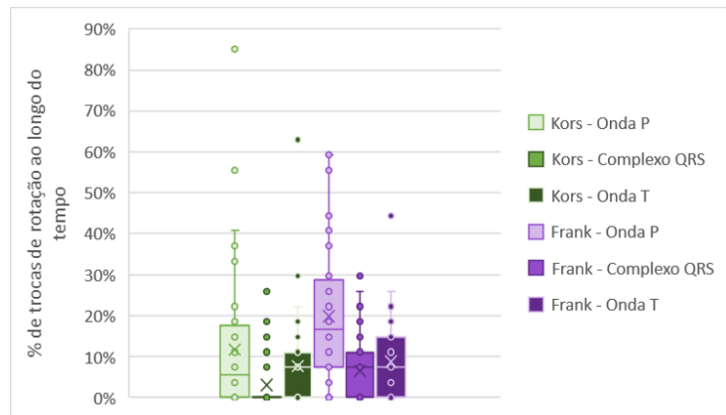
Figura 50: Boxplot da porcentagem de mudança de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada um dos planos.



Fonte: De autoria própria

Finalizando os resultados, tem-se a visualização da mudança de rotação ao longo do tempo considerando as alças das ondas analisadas na Figura 51.

Figura 51: Boxplot da porcentagem de mudança de rotação ao longo dos 10 minutos para Kors e Frank em cada uma das alças das ondas.



Fonte: De autoria própria

## 5 DISCUSSÃO

O VCG foi um exame que surgiu em um período próximo ao ECG [2]; no entanto, devido a uma série de motivos, incluindo a tecnologia que permite análise e armazenamento de muitas informações, os cabos de pacientes diferentes para a realização do exame, bem como o posicionamento dos seus respectivos eletrodos no corpo, além do hardware diferente, foi menos utilizado. Porém, recentemente, tal forma de examinar o comportamento eletroquímico do coração passou a ser mais utilizada, principalmente devido à possibilidade de obter o VCG por meio das matrizes de transformação do ECG, juntamente com a evolução tecnológica de armazenamento e análise automática do exame [13, 34].

Especificamente, em relação às matrizes que aproximam o VCG por meio das informações presentes no ECG, as matrizes mais citadas são a matriz inversa de Dower (iDower) [26] ou a matriz de Kors [5, 12]. Dentre tais matrizes, a matriz de Kors se destaca nas pesquisas como uma aproximação muito relevante quando comparada com o VCG de Frank.

### 5.1 Perspectiva geral

A partir das análises realizadas nesta pesquisa, foram encontradas diferenças significativas considerando a rotação que serão detalhadas a seguir. Iniciando com a Figura 37, é possível observar a porcentagem de erros obtidos na análise da rotação de cada paciente, comparando Frank com Kors. A partir deste primeiro resultado, é possível notar que para cada um dos pacientes foi encontrado pelo menos um erro de rotação. A frequência destes erros pode ser observada na Figura 38, com máximo abaixo de 80% e média de 25%. Dessa forma, na média 1/4 das rotações analisadas possuíam divergência entre o VCG de Frank e a aproximação obtida por Kors.

Analisando as possíveis combinações entre as rotações obtidas por Kors e por Frank, nota-se que a maioria das rotações foram iguais, Figura 39, somando 76% das rotações no total, com maioria dos ângulos no sentido anti-horário seguido pelo sentido horário.

Observando as rotações divergentes, exibidas na Figura 40, o maior valor foi notado em HA, com sentido horário para Kors e anti-horário para Frank, seguido por AO e AH, as duas rotações com sentido anti-horário para Kors. Os valores mais baixos para as rotações divergentes ocorreram no sentido oito para Kors, com OA e OH.

Dessa forma, é importante destacar que embora a rotação não seja uma variável analisada profundamente na maioria das pesquisas sobre VCG de Frank e a aproximação de Kors [11], 1/4 das rotações analisadas na amostra foram divergentes. Por ser um exame tridimensional e com três ondas diferentes, serão detalhadas a seguir as diferenças entre as rotações nestes focos: planos e ondas.

## 5.2 Perspectiva por planos

Iniciando então pelos três planos analisados, na Figura 41, é possível notar que no plano Frontal as rotações convergentes entre Kors e Frank variaram entre anti-horário e horário, e nos planos Horizontal e Sagital, a maioria ocorreu em horário e anti-horário, respectivamente. Além disso, analisando as rotações divergentes, presentes na Figura 42, o plano Horizontal teve os maiores valores percentuais, com rotação no sentido horário em Kors, para HA e HO. Os menores valores, em sua maioria, foram obtidos com oito para Kors, em OH e OA.

Além disso, finalizando a análise por planos, a distribuição dos erros de acordo com o plano, apresentado na Figura 43, nota-se que a máxima dos planos foi muito semelhante, com exceção dos *outliers* no plano Horizontal. Em relação a mediana da amostra, nota-se que a maior mediana está no plano Frontal, e a menor no plano Sagital. Além disso, observa-se que no plano Sagital ocorrem valores mais baixos que nos demais planos, e o plano Horizontal possui uma variação menor.

Observando os resultados obtidos referentes aos planos, é importante considerar que a matriz de Kors é uma aproximação obtida a partir das derivações presentes no ECG [5, 12]. Deste modo, considerando as derivações que podem ser utilizadas para obtenção da aproximação, o eixo z pode não ter um comportamento tão próximo ao observado por Kors, devido aos posicionamentos dos eletrodos que podem afetar na obtenção deste eixo. Uma vez que na matriz de Kors são utilizadas todas as oito derivações (I, II e V1 a V6) para obtenção do eixo z, na forma de Frank são utilizados cinco eletrodos que se posicionam ao redor do tronco, facilitando consideravelmente a análise de dados ligados a este eixo.

### 5.3 Perspectiva por alças das ondas

Focando então a análise nas alças das ondas presentes no exame: onda P, complexo QRS e onda T, na Figura 44 é possível observar que os valores tiveram uma maior variação entre as ondas do que entre os planos, com valor máximo próximo de 45%, e valores máximos para cada onda consideravelmente próximos, menos de 5% de diferença. Além disso, nota-se que a maioria das rotações convergentes estão no sentido anti-horário, seguido por horário.

Já em relação às rotações divergentes apresentadas na Figura 45, é possível observar que os valores mais altos estão em sua maioria em HA, com valor máximo nas alças da onda T, e os menores valores, em média, estão nas rotações que possuem o sentido oito para Kors.

Em relação à análise dos erros de acordo com as alças das ondas, presente na Figura 46, nota-se que há mais *outliers* principalmente nas alças da onda P e do complexo QRS; e a mediana mais alta se encontra nas alças do complexo QRS, seguida pelas alças da onda T e depois da onda P. No entanto, considerando a variação dos valores obtidos para cada onda, nota-se valores menores para as alças do complexo QRS do que nas demais ondas.

É possível que esta variação entre as ondas tenha relação com pesquisas que comentam sobre os desafios em detectar as ondas P e T nos exames de ECG e VCG, o que pode ter relação com valores mais altos de porcentagem de erros para estas ondas. Nos anos 1980 várias pesquisas foram geradas relacionadas ao estudo do ECG e obtenção automática das ondas. Como o complexo QRS possui duração maior e amplitude maior também, em relação às demais ondas, a maioria destas pesquisas foram focadas neste complexo e não nas ondas P e T [46, 47]. Dessa forma, grande parte das pesquisas de detecção das ondas do ECG iniciaram no complexo QRS e depois evoluíram nas demais ondas [47]. Focando para pesquisas mais recentes, a forma de obtenção das ondas do ECG segue baseada no complexo QRS, principalmente na obtenção do pico da onda R, que costuma ser o maior valor de amplitude durante o ciclo cardíaco [48, 49], indicando uma possível obtenção mais exata do complexo QRS do que das demais ondas do sinal.

Ademais dos itens já comentados, é possível observar que a maioria dos valores menores, tanto de ângulos convergentes quanto de divergentes, ocorre no sentido oito. Tal acontecimento notado na amostra pode ter relação com o fato de que para ter uma figura neste formato, a frequência de um dos sinais precisa ser mais alta que o outro [31]. Além

disso, também é válido destacar que por ser um exame tridimensional, porém observado bidimensionalmente, o formato em oito pode ser também uma simples consequência da projeção no plano analisado; dessa forma, para projetos futuros pode fazer sentido analisar o sentido de rotação inicial da alça e não o formato geral da alça da onda.

## 5.4 Perspectiva ao longo do tempo

Finalizando a análise dos resultados obtidos nesta pesquisa, um dos pontos importantes a serem reforçados é que no início da pesquisa tínhamos um grupo que reforça o caráter multidisciplinar na análise e obtenção dos dados; e a partir disso, foi possível implementar a realização de um exame que é mais longo que o usual, com duração de 10 minutos, muito além dos poucos segundos que costumam ser utilizados na maioria das pesquisas sobre este tema. Inicialmente, a ideia de obter este exame com duração mais longa era conectada com a possibilidade de poder ter mais trechos disponíveis para análise, no caso de ocorrer algum problema durante a obtenção do dado. No entanto, o interessante foi que analisando as rotações dos pacientes, notou-se que houveram mudanças dos sentidos das rotações ao longo do tempo, e que estas mudanças variavam entre Frank e Kors.

Iniciando então a análise dos dados ao longo do tempo por meio dos gráficos disponíveis nas Figuras 47 e 48 é possível notar que para todos os pacientes, independente do gênero e do método de obtenção do VCG, houveram trocas no sentido da rotação, ou para o VCG de Frank ou para a aproximação obtida por Kors. Para alguns pacientes, a troca dos sentidos foi muito significativa ao longo do tempo, ocorrendo em mais de 20% da amostra para três pacientes em Kors e cinco para Frank.

A partir da análise paciente a paciente, foi obtido também o histograma destes erros na Figura 49, no qual é possível observar que para o VCG de Frank ocorreram mais trocas do que para a aproximação de Kors. Além disso, quando analisado de acordo com os planos, na Figura 50, é notável que a variação em Frank é maior em todos os planos, em relação a Kors, principalmente nos planos Horizontal e Sagital, os quais possuem o eixo z, já comentado anteriormente.

Finalizando os resultados presentes nesta pesquisa, nota-se na Figura 51 que a variação também foi maior para Frank do que Kors analisando as alças das ondas do sinal; e, além disso, no complexo QRS houve uma variação menor, quando comparada às demais ondas, tanto para Frank quanto para Kors. Isto pode ter ligação com a maior facilidade na obtenção do complexo QRS do que as ondas P e T, conforme comentado anteriormente

sobre os algoritmos de obtenção automática das ondas por meio da obtenção da onda R do complexo QRS e em seguida das demais ondas a partir deste ponto [47, 49].

Em relação ao exame longo, sabe-se que existe a possibilidade de realizar um holter no paciente que pode obter informações do paciente por um tempo mais longo. Porém, considerando o tempo de 10 minutos, observado nesta pesquisa, que é um tempo mais curto que um holter e mais longo que o frequentemente realizado em clínicas e hospitais houveram trocas no sentido das rotações, analisando tanto plano quanto ondas do sinal cardíaco. Ademais, é importante considerar também que na maioria das vezes o holter coleta cerca de três derivações [50], o que não possibilita a geração de um VCG por meio das matrizes de transformação já que são necessárias mais derivações.

Além do holter, existe também o vetorcardiograma contínuo, que pode ajudar na identificação de eventos isquêmicos por meio da mudança de comportamento do ciclo cardíaco, como por exemplo o formato do complexo QRS [51]. Finalizando esta seção, vale ressaltar a importância de um tempo mais longo de análise do vetorcardiograma, Ottander e colaboradores [52] realizaram uma pesquisa sobre as alterações observadas na elevação do segmento ST do ciclo cardíaco durante as 24 horas seguintes ao infarto do miocárdio para analisar prognósticos de um a cinco anos pós infarto. Por meio desta pesquisa, notou-se que quantos mais episódios notados neste período, pior o prognóstico do paciente ao longo do tempo [52].

Ademais, considerando as limitações da pesquisa, três pontos são importantes:

- Considerando que a base de pacientes utilizada nessa pesquisa não possui somente pacientes saudáveis, do ponto de vista cardíaco, como também pacientes encaminhados para um ambulatório que estudava insuficiência cardíaca com fração de ejeção preservada, que pode influenciar em tais alterações ao longo do tempo.
- Na comparação do tempo, os momentos de coleta dos 10 minutos para o ECG que gerou os VCGs de Kors e os VCGs obtidos por Frank não foram capturados exatamente no mesmo momento, e sim uma coleta seguida do outro.
- O tempo analisado para cada minuto foi de 11,04s justamente pela configuração do aparelho utilizado na pesquisa, no entanto não existem indícios específicos de que esse possa ser o momento mais representativo para análise de todo o minuto presente na coleta.

Além disso, assim como as pesquisas citadas anteriormente, pode existir também uma relação entre as mudanças no sentido das rotações e anomalias cardíacas, tais possibilidades serão abordadas em pesquisas futuras.

## 5.5 Comparação com a literatura

Em uma das pesquisas recentes, por exemplo, Vondrak e colaboradores [53] comparam Kors com outras três matrizes de transformação de VCG, valor mínimo quadrado para complexo QRS, iDower e Quasi-ortogonal, Kors se mantém como a melhor aproximação numérica. Além disso, considerando também a comparação visual de matrizes de aproximação de VCG, a matriz de Kors mantém seu destaque positivo quando comparada com outras quatro matrizes, regressão linear para onda P, regressão linear para o complexo QRS, iDower e Quasi-ortogonal [38]. Ademais de estas pesquisas, muitas outras realizam comparações semelhantes focados, em sua maioria, nas variáveis de amplitude e ângulo [9, 54–58].

No entanto, mesmo que existam uma série de pesquisas que estudam a matriz de Kors para aproximar o VCG de Frank, há poucas pesquisas que focam em rotação [11]. Porém, algumas pesquisas indicam que pode haver uma relação entre a rotação no sentido horário associada a outra rotação no sentido anti-horário com a mortalidade por doenças cardíacas para homens e mulheres [11]. Também há algumas pesquisas que estudam a conexão direta da rotação com variáveis importantes, como vetor máximo do QRS [10]. Nosso grupo de pesquisa iniciou um foco na análise das rotações observadas no VCG obtidos pela transformação de Kors e iDower, comparando de acordo com o gênero e notando divergências significativas no plano Sagital e uma diferença menor no plano Horizontal [59].

Ademais das pesquisas já citadas, uma das pesquisas comenta sobre a relação direta entre o sentido anti-horário no complexo QRS e o dano antero-lateral no miocárdio [15]. E várias pesquisas indicam o uso conjunto do ECG com o VCG como forma de diagnóstico, geralmente obtendo o VCG por meio de transformação matricial, o que reforça ainda mais a importância do entendimento e análise destas aproximações do VCG de Frank. Pastore e colaboradores [60] citam que o uso combinado do ECG e do VCG traz uma visão mais completa da orientação tridimensional dos átrios e também da atividade ventricular, além disso o chamado *eletrovetorcardiograma* (ECG juntamente com VCG) trouxe ganhos importantes para o diagnóstico de algumas doenças cardíacas. Piccolo e colaboradores [61] também comentam sobre melhora no diagnóstico de assínergia pós infarto do ventrículo

esquerdo utilizando os métodos combinados.

Vale também reforçar a pesquisa realizada por Riera e colaboradores [34] que cita 20 vantagens que o VCG possui em relação ao ECG, dentre elas a sensibilidade para informações tridimensionais dos átrios e dos ventrículos, sensibilidade maior para detecção de algumas doenças ou anomalias cardíacas como, por exemplo, aumento do ventrículo esquerdo, área eletricamente inativa no septo ou parede ântero-septal do ventrículo esquerdo e infarto do miocárdio agudo.



## 6 CONCLUSÕES

O objetivo principal desta pesquisa foi comparar o VCG obtido por Frank com a aproximação do VCG obtida por meio da matriz de Kors utilizando os sinais do ECG, com foco na rotação. Dessa forma, observou-se que o VCG é muito importante para entendimento do funcionamento cardíaco, principalmente devido à característica tridimensional que o exame possui. Além disso, o processo de obtenção do VCG por Frank e também pela matriz de Kors foi compreendido e detalhado nesta pesquisa. Os resultados obtidos na pesquisa, focada em rotação, notou-se diferença entre o VCG de Frank e o VCG obtido por meio da matriz de transformação de ECG de Kors. Com cerca de 1/4 de divergência das rotações presentes da amostra entre os dois métodos. Além disso, um dos pontos importantes da pesquisa também é analisar a relevância de se realizar uma aquisição mais longa dos sinais de ECG e VCG, dessa forma, considerando o tempo de exame mais longo, notou-se que houveram trocas de rotação durante os 10 minutos de exame, tanto para Kors quanto para Frank; no entanto as trocas para Frank foram mais frequentes durante o período analisado.

Desse modo, observou-se que, embora a matriz de Kors tenha se mostrado uma aproximação muito efetiva para o VCG de Frank em diversas pesquisas, principalmente considerando amplitude e ângulo, para a rotação as diferenças são significativas e isso também é notado ao longo do tempo de um exame mais longo. Ademais dessa pesquisa, foram também publicados artigos relativos ao VCG e suas respectivas variáveis e matrizes de transformação [57–59]. Indícios sobre as diferenças encontradas nesta pesquisa podem ser aprofundados em trabalhos futuros.

## REFERÊNCIAS

- [1] CARDIOLOGIA, S. B. de. Relatório Anual 2022 – Sociedade Brasileira de Cardiologia. Disponível em: <https://www.portal.cardiol.br/arquivos/gerais/relatorio-anual-2022.pdf>. Acesso em: 29 de Fevereiro. 2024.
- [2] MAN, S. et al. Vectorcardiographic diagnostic & prognostic information derived from the 12-lead electrocardiogram: Historical review and clinical perspective. [S.l.]: Churchill Livingstone Inc., 2015. 463–475 p.
- [3] MACFARLANE, P. W. et al. Comprehensive Electrocardiology, Second Edition [4-Volume Set] (Springer Reference). 2011.
- [4] GUYTON, A. Hall. Tratado de Fisiologia Médica. 12<sup>a</sup> Edição. [S.l.]: Editora Elsevier/Medicina Nacional, 2011.
- [5] KORS, J. A. et al. Reconstruction of the frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: Diagnostic comparison of different methods. European Heart Journal, v. 11, n. 12, p. 1083–1092, 1990. ISSN 0195668X.
- [6] HASAN, M. A.; ABBOTT, D.; BAUMERT, M. Beat-to-Beat Vectorcardiographic Analysis of Ventricular Depolarization and Repolarization in Myocardial Infarction. PLoS ONE, v. 7, n. 11, 2012. ISSN 19326203.
- [7] TERESHCHENKO, L. G. et al. Analysis of speed, curvature, planarity and frequency characteristics of heart vector movement to evaluate the electrophysiological substrate associated with ventricular tachycardia. Computers in Biology and Medicine, Elsevier Ltd, v. 65, p. 150–160, oct 2015. ISSN 18790534.
- [8] FRANK, E.; KAY, C. F. A reference potential for unipolar electrocardiographic measurements on models. American Heart Journal, v. 46, n. 2, p. 195–214, 1953. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002870353902002>>.
- [9] CORTEZ, D. L.; SCHLEGEL, T. T. When deriving the spatial QRS-T angle from the 12-lead electrocardiogram, which transform is more Frank: regression or inverse Dower? Journal of Electrocardiology, v. 43, n. 4, p. 302–309, 2010. ISSN 00220736.
- [10] PIPBERGER, H. V. The normal orthogonal electrocardiogram and vectorcardiogram: With a critique of some commonly used analytic criteria. Circulation, Am Heart Assoc, v. 17, n. 6, p. 1102–1111, 1958.
- [11] NAKAMURA, Y. et al. Prognostic values of clockwise and counterclockwise rotation for cardiovascular mortality in japanese subjects: a 24-year follow-up of the national integrated project for prospective observation of noncommunicable disease and its trends in the aged, 1980–2004 (nippon data80). Circulation, Am Heart Assoc, v. 125, n. 10, p. 1226–1233, 2012.

- [12] KORS, J. A. et al. Improvement off automated electrocardiographic diagnosis by combination of computer interpretations of the electrocardiogram and vectorcardiogram. The American Journal of Cardiology, v. 70, n. 1, p. 96–99, 1992. ISSN 0002-9149. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000291499291397M>>.
- [13] VONDRAK, J.; PENHAKER, M. Review of processing pathological vectorcardiographic records for the detection of heart disease. Frontiers in Physiology, Frontiers, v. 13, p. 856590, 2022.
- [14] FRANK, E. An Accurate, Clinically Practical System For Spatial Vectorcardiography. Advances in internal medicine, v. 6, p. 91–131, 1956. ISSN 00652822.
- [15] EMSLIE-SMITH, D.; LOWE, K. The spatial vectorcardiogram in diagnosis. Postgraduate Medical Journal, BMJ Publishing Group, v. 44, n. 507, p. 39, 1968.
- [16] KLIGFIELD, P. et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part i: The electrocardiogram and its technology. Journal of the American College of Cardiology, v. 49, n. 10, p. 1109–1127, 2007. A Scientific Statement From the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology.
- [17] STRONG, P. Biophysical Measurements. [S.l.]: Tektronix, 1970. (Measurement concepts).
- [18] Front-matter. In: FEHER, J. (Ed.). Quantitative Human Physiology (Second Edition). Second edition. Boston: Academic Press, 2017. p. i–iii. ISBN 978-0-12-800883-6. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128008836000951>>.
- [19] ARMSTRONG, E. J.; BISCHOFF, J. Heart valve development: endothelial cell signaling and differentiation. Circulation research, Am Heart Assoc, v. 95, n. 5, p. 459–470, 2004.
- [20] SILVERTHORN, D. U. Fisiologia humana: uma abordagem integrada. [S.l.]: Artmed editora, 2017. (7a edição).
- [21] MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Oxford University Press, 1995. ISBN 9780195058239. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=H9CFM0TqWwsC>>.
- [22] PELTER, M. M. et al. A research method for detecting transient myocardial ischemia in patients with suspected acute coronary syndrome using continuous ST-segment analysis. Journal of visualized experiments : JoVE, n. 70, p. 1–10, 2012. ISSN 1940087X.
- [23] EINTHOVEN, W. The different forms of the human electrocardiogram and their signification. The Lancet, Elsevier, v. 179, n. 4622, p. 853–861, 1912.

- [24] Associação Brasileira de Normas Técnicas. Equipamentos eletromédicos - Parte 2-25: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de eletrocardiógrafos. [S.l.], 2014.
- [25] MEDIA, A. M. 12 Lead ECG Explained, Animation. Disponível em: <https://www.youtube.com/@Alilamedicalmedia>. Acesso em: 26 de setembro. 2023.
- [26] DOWER, G. E.; MACHADO, H. B.; OSBORNE, J. A. On Deriving the Electrocardiogram from Vectorcardiographic Leads. Clinical Cardiology, v. 3, n. 2, p. 87–95, 1980. ISSN 0160-9289.
- [27] FELDMAN, J.; GOLDWASSER, G. P. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. Revista da SOCERJ, v. 17, n. 4, p. 251–6, 2004. ISSN 1806-907X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19475231>>.
- [28] RUDY, Y. Molecular basis of cardiac action potential repolarization. Annals of the New York Academy of Sciences, v. 1123, p. 113–118, 2008. ISSN 17496632.
- [29] MANUALS, M. The Trusted Provider of Medical Information since 1899. Disponível em: [www.msmanuals.com](http://www.msmanuals.com). Acesso em: 31 Janeiro. 2021.
- [30] JR, T. B. G. All about lissajous figures. The Physics Teacher, American Association of Physics Teachers, v. 31, n. 6, p. 364–370, 1993.
- [31] NUSSENZVEIG, H. Curso De Fisica Basica, V.2: FLUIDOS, OSCILAÇÕES E ONDAS, CALOR. EDGARD BLUCHER. ISBN 9788521207474. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=rtSvgAACAAJi>>.
- [32] BRAGA, N. C. Figuras de Lissajous. Disponível em: <https://www.newtoncbraga.com.br/usando-os-instrumentos/689-figuras-de-lissajous.html?highlight=WyJmaWd1cmFzliwiZGUiLCJsaXNzYWpvdXMiXQ==>. Acesso em: 29 de Fevereiro, 2024.
- [33] BRASIL, T. TEB MVT – Módulo de Síntese de Vetorcardiograma. Disponível em: <https://teb.com.br/blog-teb-mvt-modulo-de-sintese-de-vetorcardiograma/>. Acesso em: 29 de Fevereiro, 2024.
- [34] RIERA, A. R. P. et al. Significance of vectorcardiogram in the cardiological diagnosis of the 21st century. Clinical cardiology, Wiley-Blackwell, v. 30, n. 7, p. 319, 2007.
- [35] MCFEE, R.; PARUNGAO, A. An orthogonal lead system for clinical electrocardiography. American Heart Journal, v. 62, n. 1, p. 93–100, 1961. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002870361904884>>.
- [36] GARDBERG, M. A simple geometric analysis of cardiac. Circulation, Citeseer, v. 9, p. 563, 1965.
- [37] HUGENHOLTZ, P. G.; LIEBMAN, J.; DONALDSON, E. The orthogonal vectorcardiogram in 100 normal children (frank system) with some comparative data recorded by the cube system. Circulation, Am Heart Assoc, v. 26, n. 5, p. 891–901, 1962.
- [38] JAROS, R.; MARTINEK, R.; DANYS, L. Comparison of different electrocardiography with vectorcardiography transformations. Sensors (Switzerland), v. 19, n. 14, p. 1–19, 2019. ISSN 14248220.

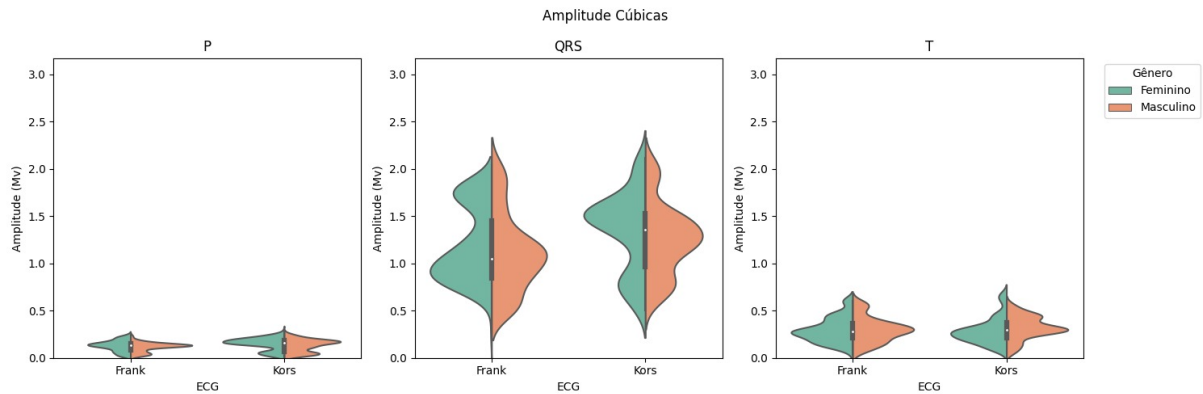
- [39] HC, B.; MILAAN, J. V. Heart-vector and leads. British Heart Journal, v. 8, p. 157–161, 1946.
- [40] BURGER, H.; MILAAN, J. V. Heart-vector and leads. part ii. British heart journal, BMJ Publishing Group, v. 9, n. 3, p. 154, 1947.
- [41] WILSON, F. N.; JOHNSTON, F. D.; KOSSMANN, C. E. The substitution of a tetrahedron for the einthoven triangle. American Heart Journal, Elsevier, v. 33, n. 5, p. 594–603, 1947.
- [42] BURGER, H.; BRUMMELEN, A. V.; HERPEN, G. V. Compromise in vectorcardiography displacement of electrodes as a means of adapting one lead system to another. American Heart Journal, Elsevier, v. 62, n. 3, p. 398–400, 1961.
- [43] BURGER, C.; van Brummelen, A.; van Herpen, G. Compromise in vectorcardiography ii. alterations of coefficients as a means of adapting one lead system to another: Subjective and mathematical comparison of four systems of vcg. American Heart Journal, v. 64, n. 5, p. 666 – 678, 1962. ISSN 0002-8703. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002870362902521>>.
- [44] EDENBRANDT, L.; PAHLM, O. Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ECG: Superiority of the inverse Dower matrix. Journal of Electrocardiology, v. 21, n. 4, p. 361–367, 1988. ISSN 00220736.
- [45] R Core Team. R: A Language and Environment for Statistical Computing. Vienna, Austria, 2020. Disponível em: <<https://www.R-project.org/>>.
- [46] FRADEN, J.; NEUMAN, M. Qrs wave detection. Medical and Biological Engineering and computing, Springer, v. 18, p. 125–132, 1980.
- [47] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time qrs detection algorithm. IEEE transactions on biomedical engineering, IEEE, n. 3, p. 230–236, 1985.
- [48] DEWANGAN, N. K.; KOWAR, M. K. Ecg signal denoising and qrs complex detection using multiresolution sub-band filter and thresholding technique. Global J. of Mod. Biol. and Tech, v. 3, n. 1, p. 1, 2013.
- [49] DEWANGAN, N. K.; KOWAR, M. A review on ecg signal de-noising, qrs complex, p and t wave detection techniques. International journal of innovative research in electrical, electronics, instrumentation and control engineering, v. 3, n. 2, p. 10–14, 2015.
- [50] GALLI, A.; AMBROSINI, F.; LOMBARDI, F. Holter monitoring and loop recorders: from research to clinical practice. Arrhythmia & electrophysiology review, Radcliffe Cardiology, v. 5, n. 2, p. 136, 2016.
- [51] SEDERHOLM, M. The origin of monitoring of acute myocardial infarction with continuous vectorcardiography. Journal of Electrocardiology, v. 47, n. 4, p. 418–424, 2014. ISSN 0022-0736. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022073614001253>>.

- [52] OTTANDER, P. et al. Ischemic st-segment episodes during the initial 24 hours of st elevation myocardial infarction predict prognosis at 1 and 5 years. Journal of Electrocardiology, Elsevier, v. 43, n. 3, p. 224–229, 2010.
- [53] VONDRAK, J.; PENHAKER, M.; JUREK, F. Selected transformation methods and their comparison for vcg leads deriving. Alexandria Engineering Journal, Elsevier, v. 61, n. 5, p. 3475–3485, 2022.
- [54] MAN, S. et al. Influence of the vectorcardiogram synthesis matrix on the power of the electrocardiogram-derived spatial QRS-T angle to predict arrhythmias in patients with ischemic heart disease and systolic left ventricular dysfunction. Journal of Electrocardiology, Elsevier Inc., v. 44, n. 4, p. 410–415, 2011. ISSN 15328430. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2011.04.007>>.
- [55] SCHREURS, C. A. et al. The spatial QRS-T angle in the Frank vectorcardiogram: accuracy of estimates derived from the 12-lead electrocardiogram. Journal of Electrocardiology, Elsevier Inc., v. 43, n. 4, p. 294–301, 2010. ISSN 00220736. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2010.03.009>>.
- [56] CORTEZ, D. et al. Visual transform applications for estimating the spatial qrs-t angle from the conventional 12-lead ecg: Kors is still most frank. Journal of electrocardiology, Elsevier, v. 47, n. 1, p. 12–19, 2014.
- [57] BARROS, A. N. et al. Evaluation of vectorcardiography parameters matrixed synthesized. In: SPRINGER. Brazilian Congress on Biomedical Engineering. [S.l.], 2020. p. 1673–1677.
- [58] BARROS, A. N. et al. Análise de parâmetros do vcg obtidos a partir de matrizes de transformação do ecg em pacientes com hipertrofia cardíaca. Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo, v. 31, n. supl. 2B, p. 135–135, abr-jun. 2021. Artigo em Português — CONASS, Sec. Est. Saúde SP, SESSP-IDPCPROD, Sec. Est. Saúde SP — ID: biblio-1284180.
- [59] FUZINATO, G. Y. et al. Comparison of rotation of vectorcardiograms from inverse dower and kors transformation matrices. In: MARQUES, J. L. B. et al. (Ed.). IX Latin American Congress on Biomedical Engineering and XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. CLAIB CBEB 2022 2022. Cham: Springer, 2024. (IFMBE Proceedings, v. 100).
- [60] PASTORE, C. A. et al. Applicability of the electro-vectorcardiogram in current clinical practice. Arquivos brasileiros de cardiologia, SciELO Brasil, v. 113, p. 87–99, 2019.
- [61] PICCOLO, E. et al. Diagnostic value of electrocardiogram and vectorcardiogram in postinfarction ventricular asynergy. Journal of Electrocardiology, v. 17, n. 2, p. 169–178, 1984. ISSN 0022-0736. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022073684810924>>.

# APÊNDICE A – DADOS DETALHADOS DA AMPLITUDE DOS PACIENTES ANALISADOS

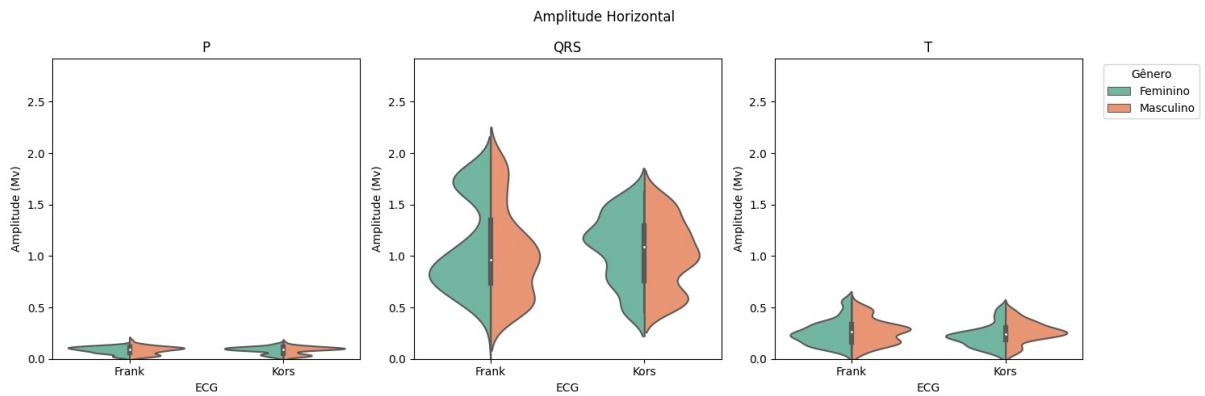
A Figura 52 possui a visão geral da distribuição das amplitudes cúbicas de acordo com o gênero do paciente, comparando Frank e Kors. As demais Figuras, 53 a 55, possuem a distribuição das amplitudes de acordo com cada um dos planos analisados e cada uma das ondas presentes no sinal.

Figura 52: Amplitude cúbica (mV) das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors.



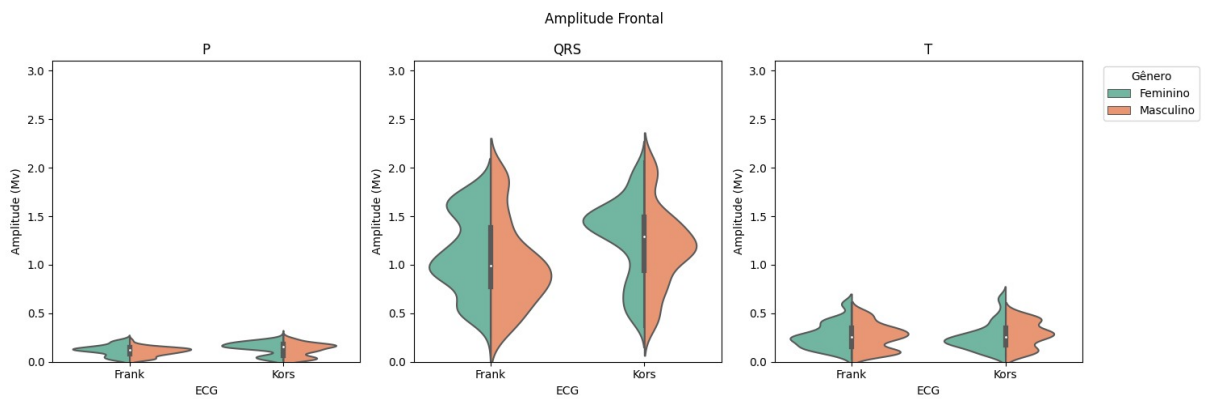
Fonte: De autoria própria

Figura 53: Amplitude (mV) no Plano Horizontal das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors.



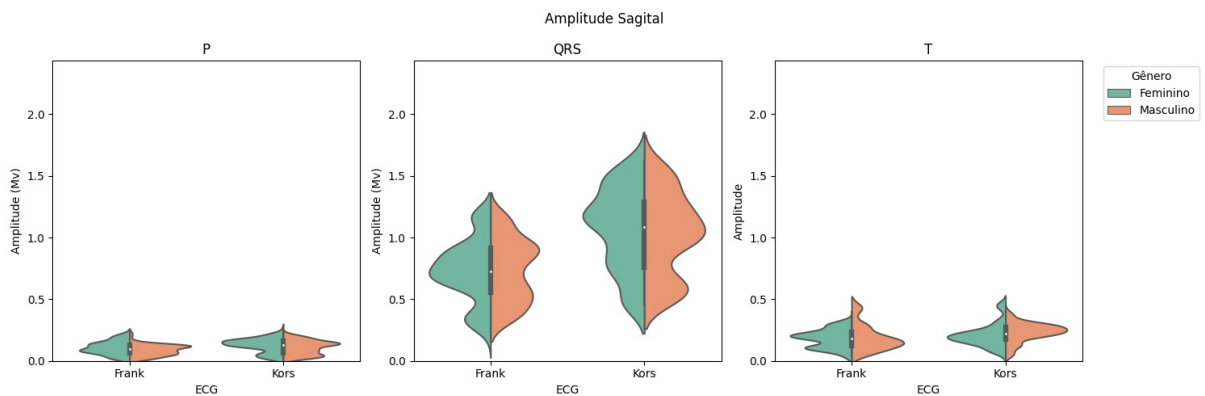
Fonte: De autoria própria

Figura 54: Amplitude (mV) no Plano Vertical das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors.



Fonte: De autoria própria

Figura 55: Amplitude (mV) no Plano Sagital das ondas P, QRS e T obtido por Frank e com a matriz de Kors.



Fonte: De autoria própria