

Marcelo de Sousa Londe

**Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através da
eletrovetorcardiografia.**

São Paulo

2025

Marcelo de Sousa Londe

**Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através da
eletrovetorcardiografia**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Pastore

São Paulo

2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Londe, Marcelo de Sousa

Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através
da eletrovectrocardiografia / Marcelo de Sousa Londe; Carlos
Alberto Pastore, orientador. -- São Paulo, 2025.

Tese (Doutorado) -- Programa de Cardiologia. Faculdade
de Medicina da Universidade de São Paulo, 2025.

1.Sistema de condução do coração 2.Eletrofisiologia
cardíaca 3.Vectrocardiografia 4.Anatomia 5.Electrocardiograma
6.Plano ortogonal 7.Electrovectrocardiograma I.Pastore, Carlos
Alberto, orient. II.Título

USP/FM/DBD-172/25

Responsável: Daniela Amaral Barbosa, CRB-8 7533

Dedicatória

Agradeço a Deus em primeiro lugar por dar forças nesta caminhada, sempre com fé e esperança e na perseverança acreditando que este dia poderia chegar.

Dedico este trabalho aos meus pais. Ao meu Pai Sebastião da Costa Londe (in memoriam) me ensinou a trabalhar e ter o compromisso desde pequeno, todos os seus ensinamentos me fizeram chegar até aqui e tenho a certeza de que se orgulha....

A minha querida mãe Aparecida Gonçalves de Sousa Londe que sempre me incentivou a estudar e me acompanhou nesta jornada, pouco presente e mais a distância, mas com amor sobejamente presente, sempre na torcida, apoio e orações para que este dia chegasse.

A minha irmã, Priscila Mariele sempre na torcida, nos momentos de dificuldade sempre incentivando a continuar a caminhada para chegar até aqui, Obrigado.

Com amor para Juliana Rodrigues da Silva esposa, pelo companheirismo e constante incentivo de todas as fases de preparo deste trabalho. E para João Marcelo meu filho, luz em nossas vidas e futuro de nossos sonhos e ideais.

Ao professor Dr Carlos Alberto Pastore só tenho a lhe agradecer, que desde um e-mail em 2018 em que conversamos o senhor me proporcionou a oportunidade de estágio junto a equipe do setor de eletrocardiograma de quinze dias, uma experiência única. E ao chegar para o estágio no primeiro dia logo cedo o senhor tinha chegado de viagem do Japão estava cansado, mas me recebeu e me presenteou com uma apostila do congresso brasileiro de cardiologia de eletrovetocardiografia no qual o senhor deu aula fiquei muito feliz. E por ela juntamente aos livros publicado pelo senhor comecei a estudar este assunto que hoje se tornou este trabalho. Por toda a nossa convivência destes cinco anos de muita luta, desafios com nosso trabalho, o senhor sempre conversava comigo nas reuniões antes e depois, me orientava, dava os puxões de orelha, mas considero o senhor um amigo, mestre irmão um pai, por tudo que me ajudou.

Ao Dr Nelson Samesima lhes agradeço por me acolher, por acreditar no meu trabalho, sempre me tirando dúvidas por mensagem ou até mesmo vídeo chamadas pelas dúvidas que surgiam ao longo do percurso e que me ensinou muito, aprendi muito com o senhor. Obrigado por todo o apoio que o senhor me deu, a amizade, atenção, motivação, cordialidade e pelas valiosas orientações oferecidas, para a construção desta tese.

AGRADECIMENTOS

A Márcia Dancini, a senhora me ajudou desde o meu estágio no setor de eletro, sempre me tirando dúvidas, para que em um momento pudesse ingressar na pós-graduação. A senhora me ajudou no começo de tudo, sem as orientações da senhora teria sido muito difícil, com tanta documentação em que eu não fazia ideia de onde começar, me orientava no que eu deveria fazer até mesmo à distância, sempre me ajudou com o projeto alinhando para submissão para a comissão de pós-graduação em cardiologia.

A Maria Fernanda Naufel, Fernanda, obrigado por toda a ajuda, desde a minha qualificação até o presente momento. Mesmo presencial ou a distância me orientando em cada detalhe a ser seguido seja com as documentações de questões burocráticas, seja com dados estatísticos, orientações da escrita da tese, orientações e sugestões nas apresentações nas reuniões as quintas feiras. Minha gratidão pelo auxílio na preparação da tese, pelo apoio e pelas sugestões oferecidas meu muito obrigado Fernanda por tudo de coração.

A Dra Nancy Tobias, Dra Bruna Madaloso e Dra Mirela, as quais no período de estágio pude aprender muito sobre eletrocardiografia com as professoras, momento que assistia suas aulas e que sempre ao final das aulas ainda ficava tirando dúvidas dos eletros.

Ao Dr Horácio Além de assistir as suas aulas durante o estágio, sempre trocávamos ideia da forma comparativa dos eletros da espécie canina e humana. Suas aulas de vetocardiografia me ensinaram muito e também graças ao senhor pude chegar até aqui pelo ensinamento de eletrovetercardigrafia. Agradeço ao senhor sempre pelo auxílio na revisão de conteúdo, pelas ideias e sugestões muito importantes para elaboração desta Tese.

Dr Caio sempre presente nas discussões nas reuniões de quinta feira. Sempre me incentivando e pelo apoio e pelas sugestões apresentadas das orientações das análises estatísticas durante toda elaboração desta Tese.

Agradeço também a Dra Cássia Fré da Costa, que participou em minha banca avaliadora de qualificação. Sua participação foi muito importante para este trabalho. Obrigado por ter aceito o convite para avaliação.

Agradeço toda a comissão de pós-graduação do InCor, ao comitê de ética e gestão de projetos. Em especial a toda a equipe do setor de eletro a Juliana ao Francisco, por toda ajuda em todos estes tempos.

Ao senhor Percival Gomes Netto da tecnologia eletrônica brasileira TEB, agradeço muito ao senhor pela oportunidade das reuniões que fizemos na TEB e nas quais o senhor acompanhou no InCor. Obrigado por todo apoio desde o projeto e até a conclusão deste trabalho aprendi muito com o senhor.

A fundação Zerbini, fico muito agradecido pela oportunidade, ajuda e apoio para a realização deste trabalho.

Agradeço a Dra professora Viviane Feliciano Xavier diretora do hospital veterinário Puc Minas Betim-MG que colaborou com a utilização hospital para a coleta de dados. Ao senhor Valdeci técnico de necropsia, que me ajudou muito com a necropsia de cães, após aulas de patologia me tirando as dúvidas, para entender melhor o posicionamento do coração dentro do tórax dos cães. Aos bibliotecários desta mesma instituição Maria Fernanda e Vidal, que não mediram esforços para encontrar e acessar tantos materiais e trabalhos antigos. Agradeço a todos os professores desta instituição que me ajudaram muito obrigado. Muito obrigado ao comitê de ética da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais pela parceria neste projeto.

Agradeço ao colega amigo Giovanni Canta por todo companheirismo trocas de ideias e nas análises dos dados sua ajuda foi muito importante. A Fabiana Fadel e Rodrigo Machado, Euler Fraga, também não mediram esforços para a ajuda e confecção deste trabalho agradeço muito a vocês por toda esta ajuda, amizade e companheirismo.

Ao Tiago Cornélio da Silva, por toda a sua dedicação, momentos que ficávamos horas discutindo a elaboração das imagens, software de animação baseado planos cartesianos ortogonais, alças vetoriais juntamente a eletrocardiogramas, só tenho a te dizer muito obrigado, as imagens ficaram ótimas.

“Instrua o homem sábio, e ele será ainda mais sábio; ensine o homem justo, e ele aumentará o seu saber. ” Provérbios 9:9.

O saber supera o fazer, o que supera o fazer e o saber é o amor....

Resumo

Londe MS. Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através da eletrovetorcardiografia [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

Desde os primórdios da eletrocardiologia canina até os dias atuais, os estudos utilizam diferentes metodologias de colocação de eletrodos. Todas estas metodologias tentam posicionar o coração canino de forma espacial dentro do triângulo equilátero descrito por Einthoven, utilizado atualmente em humanos. É possível depreender que mesmo o coração do cão estando de forma espacial no centro do triângulo, a referência do que é direito e esquerdo não é respeitado devido implantação da disposição dos eletrodos padronizada para bípede em um quadrúpede. Desta forma, é feita uma adaptação do método da cardiologia humana para a colocação dos eletrodos nos membros e tórax dos cães, não levando em consideração a conformação anatômica e a eletrofisiologia do coração da espécie canina. A nova proposta de disposição dos eletrodos deste estudo é de criar novos planos e eixos coerentes com a anatomia do coração canino dentro do tórax, bem como planos ortogonais (X, Y e Z), de forma a estabelecer o real posicionamento do coração dentro da morfologia do tórax para a espécie canina, havendo uma visualização global, simultânea e espacial da ativação do coração e, ao mesmo tempo, a forma detalhada do registro dos fenômenos das forças eletromotrizes do coração obtida por meio da eletrovetorcardiografia (VCG) para a espécie canina. Assim, o estudo objetivou comparar dois métodos de aquisição pelo eletrocardiograma (ECG), avaliando sua voltagem em todas as ondas, nas derivações do plano frontal e horizontal, e por meio da aferição dos ângulos (grau), das ondas e do VCG, os ângulos das alças obtidas nos três planos. Foram avaliados 90 cães com diferentes conformações torácicas, idade entre 1 e 5 anos, pesos variados e de ambos os sexos. Os animais foram avaliados clinicamente e, posteriormente, foram realizadas medidas antropométricas seguida de exame ecocardiográfico. Todos os cães foram submetidos à duas metodologias distintas de exame de ECG de

12 derivações simultâneas, e dois exames de VCG sequencias. O primeiro método foi realizado de acordo com o que se preconiza na medicina veterinária e o segundo, de acordo com a nova metodologia. **Resultados:** Pelo novo método de disposição dos eletrodos através da eletrovetorcardiografia, foi possível demonstrar que DI, AVL, V5 e V6 demonstraram de forma precisa a lateral esquerda do ventrículo esquerdo ($p<0,0001$). O plano frontal, horizontal e sagital pela nova disposição dos eletrodos, foi possível constatar coerência das ondas P, QRS, J e onda T ao eletrocardiograma de 12 derivações e pelo vetorcardiograma, além de centralizar o coração dentro do tórax canino pelos novos planos e eixos. **Conclusão:** O novo método de disposição dos eletrodos por meio da eletrovetorcardiografia é uma metodologia única e original, não sendo uma adaptação, segue os princípios de Waller, Enthoven e Frank. O novo posicionamento demonstrou ser mais adequado e representativo da atividade elétrica cardíaca quando comparado aos vários métodos anteriormente propostos. A eletrovetorcardiografia pela nova disposição dos eletrodos pode ser ferramenta para diagnóstico precoce e triagem na cardiologia da medicina veterinária em cães. A nova técnica de disposição dos eletrodos tem potencial de ser mais assertiva, aumentando a sensibilidade e especificidade para diagnósticos patológicos por meio da eletrovetorcardiografia.

Palavras-chave: Sistema de condução do coração. Eletrofisiologia cardíaca. Vetorcardiografia. Anatomia. Eletrocardiograma. Plano ortogonal. Eletrovetorcardiograma.

ABSTRACT

Londe MS. Proposal for positioning electrodes on dogs through electrovectorcardiography [thesis]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

Since the early days of canine electrocardiology to the present day, studies have used different electrode placement methodologies. These methodologies attempt to position the canine heart spatially within the equilateral triangle described by Einthoven, which is currently used in humans. It is possible to infer that even though the dog's heart is spatially in the center of the triangle, the reference of what is right and left is not respected due to the implementation of the standardized electrode arrangement for bipeds in a quadruped. Thus, an adaptation of the human cardiology method is made for the placement of electrodes on the limbs and thorax of dogs, without taking into account the anatomical conformation and electrophysiology of the heart of the canine species. The new proposal for the arrangement of the electrodes in this study is to create new planes and axes consistent with the anatomy of the canine heart within the thorax, as well as orthogonal planes (X, Y, and Z), to establish the real positioning of the heart within the morphology of the thorax for the canine species, providing a global, simultaneous and spatial visualization of the activation of the heart and, at the same time, the detailed form of the recording of the phenomena of the electromotive forces of the heart obtained through electrovectorcardiography (VCG) for the canine species. Thus, the study aimed to compare two methods of acquisition by the electrocardiogram (ECG), evaluating its voltage in all waves, in the derivations of the frontal and horizontal planes, and through the measurement of the angles (degree), of the waves and the VCG, the angles of the loops obtained in the three planes. Ninety dogs with different thoracic conformations, ages between 1 and 5 years, varied weights, and of both sexes were evaluated. The animals were clinically evaluated and anthropometric measurements were subsequently performed, followed by echocardiography. All dogs underwent two distinct methodologies of simultaneous 12-lead ECG examination and two sequential VCG examinations. The first method was performed by the recommendations of veterinary medicine

and the second, according to the new methodology. Results: Using the new method of electrode arrangement through electrovectorcardiography, it was possible to demonstrate that DI, AVL, V5, and V6 accurately demonstrated the left lateral aspect of the left ventricle ($p < 0.0001$). In the frontal, horizontal, and sagittal planes, using the new electrode arrangement, it was possible to verify the coherence of the P, QRS, J, and T waves in the 12-lead electrocardiogram and the vectorcardiogram, in addition to centralizing the heart within the canine thorax using the new planes and axes. Conclusion: The new method of electrode arrangement by electrovectorcardiography is a unique and original methodology, not an adaptation, following the principles of Waller, Enthoven, and Frank. The new positioning proved to be more adequate and representative of cardiac electrical activity when compared to the various methods previously proposed. Electrovectorcardiography by the new electrode arrangement can be a tool for early diagnosis and screening in veterinary cardiology in dogs. The new electrode arrangement technique has the potential to be more assertive, increasing the sensitivity and specificity for pathological diagnoses by electrovectorcardiography.

Keywords: Heart conduction system. Cardiac electrophysiology. Vectorcardiography. Anatomy. Electrocardiogram. Orthogonal plane. Electrovectorcardiogram.

Sumário

Lista de abreviaturas

Lista de Tabelas

Lista de Figuras

Resumo

Abstract

1. INTRODUÇÃO.....	01
2. OBJETIVO.....	10
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	11
3.1. Delineamento do estudo.....	11
3.2. Critérios de inclusão.....	12
3.3. Critério de exclusão.....	12
3.4. Exames.....	13
3.5. Eixo Elétrico.....	13
3.5.1 Eletrocardiograma de repouso de 12 derivações.....	13
3.6. Método convencional de ECG de 12 derivações (Santilli).....	14
3.7. Novo método de ECG de 12 derivações.....	15
3.8. Parâmetros eletrocardiográficos.....	16
3.9. Vetorcardiograma.....	18
3.10. Plano ortogonal – Método Santilli, Sistema Frank para medicina veterinária.....	21
3.11. Plano ortogonal – Novo método de vetorcardiograma para Medicina Veterinária.....	22
3.12. Ecocardiograma transtorácico.....	25
3.13. Mensuração do tórax.....	25
3.14. Cálculo amostral.....	26
3.15. Análise estatística.....	27

4. RESULTADOS.....	28
5. DISCUSSÃO.....	40
5.1. Possíveis aplicações práticas da nova metodologia.....	52
5.2. Limitações do estudo.....	59
6. CONCLUSÃO.....	60
7. REFERÊNCIAS.....	61
8. ANEXOS.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AD	Átrio direito
AE	Átrio esquerdo
AVF	Derivação aumentada inferior
AVL	Derivação aumentada esquerda
AVR	Derivação aumentada direita
CAPPEsq	Comitê de ética para análise de projetos de pesquisa
CECCA	Centro de estudos em clínica e cirurgia de animais
CEUAUSP	Comissão de ética no uso de animais universidade São Paulo
Cm	Centímetro
DI	Derivação I
DII	Derivação II
DIII	Derivação III
ECG	Eletrocardiograma
ECGPC	Eletrocardiograma PC
ETT	Ecocardiograma transtorácico
ECO	Ecocardiograma
F	Feminino
GE	General Electric
HCFMUSP	Hospital das clínicas faculdade medicina universidade São Paulo
InCor	Instituto do Coração
Kg	Quilograma
M	Masculino
MHz	Mega-hertz
mV	Milivolts
PF	Plano frontal
PH	Plano horizontal
PO	Plano ortogonal
PS	Plano Sagital
TEB	Tecnologia eletrônica brasileira
V1	Derivação torácica
V2	Derivação torácica
V3	Derivação torácica

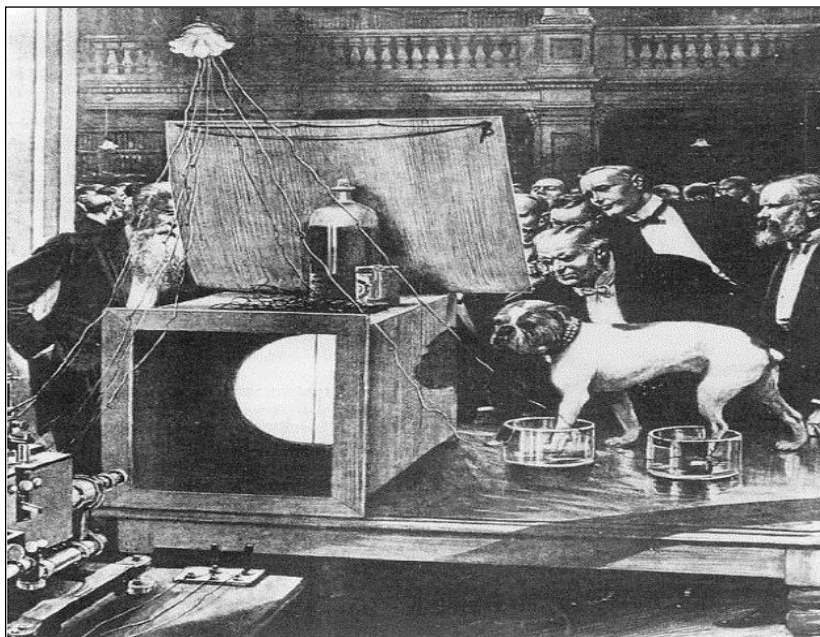
V4	Derivação torácica
V5	Derivação torácica
V6	Derivação torácica
VCG	Vetocardiograma
VD	Ventrículo direito
VE	Ventrículo esquerdo
X	Horizontal
Y	Vertical
Z	Ântero- posterior

1. INTRODUÇÃO

O coração possui um sistema elétrico acoplado ao músculo que rege de maneira organizada e rítmica a irrigação sanguínea, partindo desde os átrios até os ventrículos. A atividade elétrica cardíaca é captada a superfície corpórea por meio de aparelhos como eletrocardiógrafos e vetorcardiográficos¹.

Em 1888 Waller^{2,3} realizou os primeiros estudos experimentais onde frequentemente avaliava seu cão Jimmie, imergindo as patas do cão em potes com solução salina como sendo eletrodos (Figura 1). O pesquisador teve como objetivo analisar além da atividade elétrica, a diferença de potencial elétrico partindo da base ao ápice. Ele então concluiu que o coração poderia ser considerado um dipolo, sendo este dipolo um vetor resultante.

Figura 1 Demonstração em 1888 de Waller. Captura do sinal elétrico do coração de seu cão, Bulldog Jimmie.



Fonte: Tratado de ECG.

Em 1902, levando em consideração estes primeiros fundamentos, Einthoven⁴ sofisticou, modernizou e idealizou a informação do método em humanos, de modo a captar a atividade elétrica da superfície corpórea, criando as derivações clássicas denominadas DI, DII e DIII, formando o triângulo equilátero.

O vetorcardiograma (VCG) é um exame que reflete a ativação espacial dos átrios e dos ventrículos de forma tridimensional, trazendo à tona minúcias para a detecção e confirmação de diferentes diagnósticos. O engenheiro americano Ernest Frank (1956)⁵ publicou o sistema de derivação vetorcardiográfica empregando principalmente o sistema ortogonal de derivações corrigidas. Este sistema propõe corrigir excentricidade do gerador cardíaco. Desta forma, a partir das numerosas contribuições para a medicina humana, a medicina veterinária nesta mesma época também se beneficiou, começando seus estudos na eletrocardiografia (ECG).

Vários estudiosos ao longo do tempo desenvolveram inúmeras metodologias para estudar a atividade elétrica do coração de cães, contudo, sempre trazendo o conceito da aplicação prática da disposição dos eletrodos da morfologia bípede para o quadrupede. Muitos são os estudos realizados na eletrocardiologia canina, que desde 1949 vem estudando o assunto, e nos quais várias formas foram criadas para tentar obter o melhor entendimento sobre a despolarização e repolarização do coração em cães ^{6-11-25,27,28}.

MÉTODO DE ENTHOIVEM NA MEDICINA VETERINÁRIA

John Hill⁶ menciona que foi Lannek, em 1949, quem definiu os estudos sobre o ECG, incluindo a metodologia das precordiais, usando parte do posicionamento dos eletrodos de Wilson⁷.

Posteriormente, em 1964, durante o *Criteria Committee of The New York Heart Association*, citado por Detweiler e Patterson, percebeu-se a necessidade de se discutir a padronização dos métodos eletrocardiográficos em cães^{7,8}. Desta forma Detweiler, Patterson e demais autores, propuseram que a realização do exame de vetorcardiograma para os cães seja com os animais em decúbito lateral direito, seguindo a metodologia de precordial proposto por Lannek, em 1949, onde quatro eletrodos unipolares eram colocados no tórax dos cães.

Posteriormente, chegou-se ao consenso de que os eletrodos deveriam ser posicionados nos membros anteriores e posteriores, como proposto para

humanos por Einthoven (em membros superiores e inferiores), dando origem ao ECG de superfície, de modo a formar um triângulo equilátero, composto por cinco deflexões sucessivas, P, QRS e T, que foram adaptadas para a espécie canina (quadrúpedes)⁴⁻⁷.

Considerando as derivações bipolares padrão DI, DII e DIII e também as derivações AVR, AVL e AVF, concluiu-se que o registro através do ECG, estaria captando em cães a mesma atividade elétrica do coração que era observada em humanos. Tal consenso é aceito e utilizado até os dias atuais, com base em adaptação da Medicina Humana^{4-7,8}.

Entretanto, outras pesquisas foram realizadas com novos posicionamentos de eletrodos, como Takahashi em 1964, que utilizou doze derivações precordiais, diferente do número de Lannek, sendo seis no hemitórax esquerdo e seis no direito, criando uma metodologia de derivação complexa, usando um grande número de eletrodos distribuídos no tórax de cães na tentativa de avaliar o coração da mesma forma que no tórax humano (Figura 2)⁹.

Figura 2. Distribuição dos eletrodos no hemitórax direito e esquerdo.

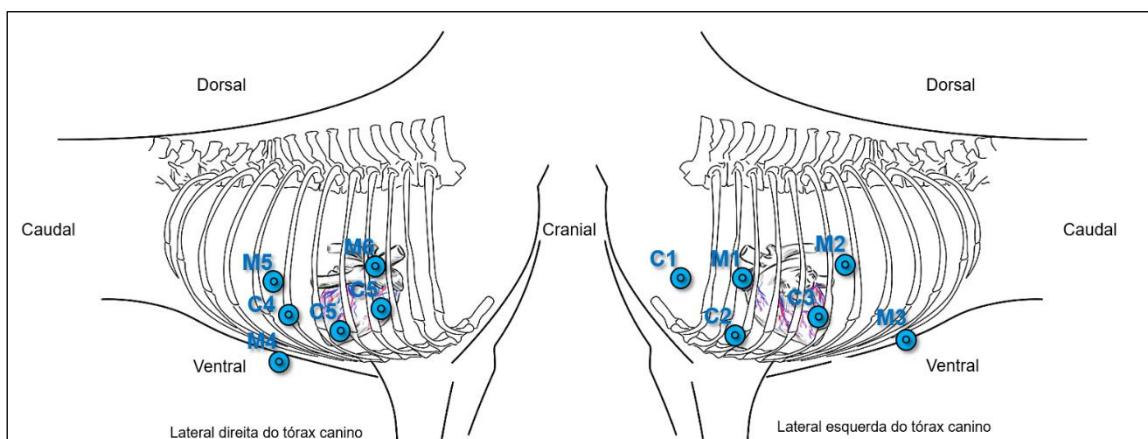


Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva

Em 1965, Detweiler e Patterson^{7,8} modificaram a metodologia descrita por Takahashi⁹ e decidiram reduzir o número de eletrodos. Com esta nova disposição, que incluiu um eletrodo do lado direito do tórax e três do lado esquerdo, foi possível avaliar todo o processo de ativação do coração, assim como em humanos (Figura 3).

Figura 3. Disposição dos eletrodos no precórdio direito e esquerdo

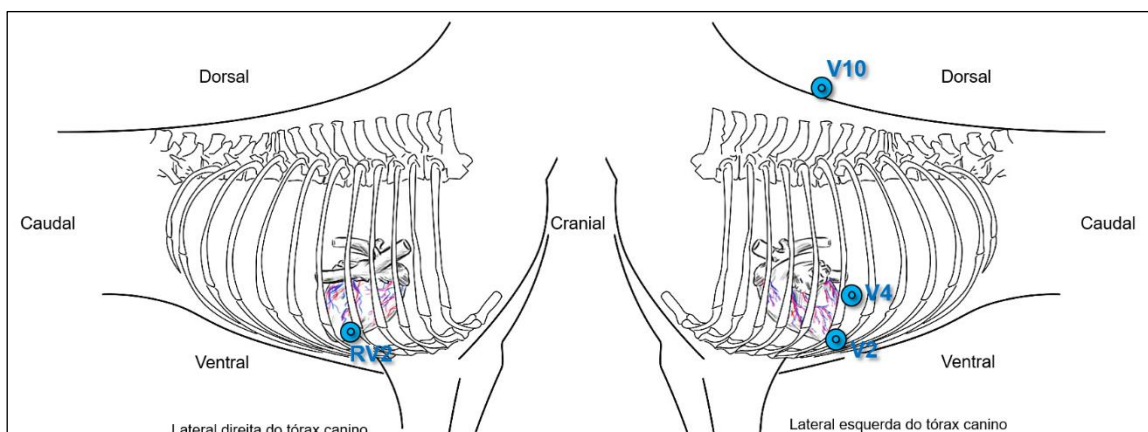


Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva

Em estudo conduzido por Hill em 1968, os eletrodos foram colocados apenas nos membros dos cães, onde diferentes posições foram adotadas para avaliar o quão a mudança na posição das patas dos membros anteriores dos cães poderia afetar o eixo elétrico do complexo QRS. Pelo fato de eletrodos serem colocados nos membros, seguindo a forma de adaptação, a posição do eixo elétrico humano foi implantada para o cão ^{6-9,10}.

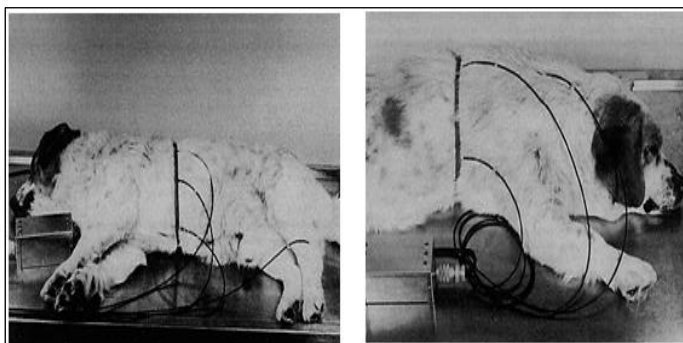
Nunes, Moffa e Iwasaki, em 1990, realizaram um estudo experimental em cães saudáveis e compararam com cães portadores de doenças cardíacas. Os autores identificaram um plano látero-lateral oblíquo que poderia auxiliar na interpretação do registro eletrocardiográfico. Neste estudo, a vetorcardiografia voltou a ser aplicada para cães, onde os pesquisadores se preocuparam com a anatomia do coração em relação ao plano horizontal ^{4-8-10,11}. No entanto, no que tange ao plano frontal, com os eletrodos nos membros, seguiram o que é preconizado por Lannek ⁶⁻¹⁰, e também o que consta nos trabalhos de Takahashi ⁹ e Hill ^{6,7,10}.

MÉTODO DE FRANK: PLANO ORTOGONAL NA MEDICINA VETERINÁRIA

Desde 1956 diversos estudiosos, por meio da VCG, têm utilizado dois métodos para avaliação do plano ortogonal (X, Y e Z) em cães ^{5-12,13,14,15,16,17} (Figuras 4 e 5), usando a mesma disposição dos eletrodos preconizada pelo sistema de Ernest Frank para o tórax humano ^{4,18}.

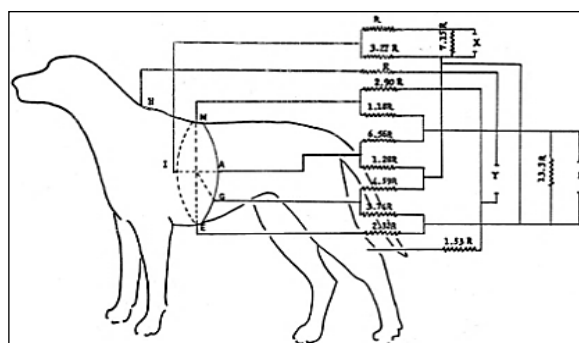
Em pesquisa realizada em 1969¹⁹, com cães anestesiados, Bojrab coloca o diagrama da rede de resistores para o sistema de derivação de Frank no tórax de cães. Os eletrodos A, C, E, F, H, I e M, foram colocados em um plano transversal no quinto espaço intercostal de forma a circular o tórax. Os eletrodos A e I foram colocados respectivamente nas linhas médio-laterais esquerda e direita, e os eletrodos E e M foram colocados sobre o esterno e a coluna vertebral, respectivamente. O eletrodo C foi colocado entre os eletrodos A e E. O eletrodo H foi colocado sobre o processo espinhoso da segunda vértebra torácica, e o eletrodo F foi colocado logo acima do calcâneo caudal ao membro. Os cães foram então colocados em posição prona, em decúbito esternal.

Figura 4. Colocação dos eletrodos no tórax canino pelo método Frank.



Fonte: Cook, 1966.

Figura 5. Posição dos 7 eletrodos (I, E, C, A, M, H, F) pelo sistema de derivação ortogonal de Frank.



Fonte: Bojrab, 1969

O eletrocardiograma de alta resolução ou, do inglês, *signal averaged eletrocardiography*, é um método para analisar os potenciais tardios no final da ativação do QRS^{1,5,20,21}. Este é um método que, para a obtenção do registro,

depende das derivações ortogonais X, Y e Z, com a disposição dos eletrodos arranjada nos três planos, frontal, sagital e horizontal de tal forma que o eletrodo X é colocado na linha médio axilar direita e esquerda^{1,5,20,21}.

O eletrodo Y representa o plano vertical, com dois eletrodos posicionados na região anterior do tórax, sendo um na parte superior e outro inferior, e o eletrodo Z posicionado na face anterior e na face posterior, formando o plano horizontal^{1,5,20,21}.

Em 1998 Calvert²², ao estudar eletrocardiografia de alta resolução em cães, descreveu uma metodologia da disposição dos eletrodos do plano ortogonal X, Y e Z para cães, entretanto os eletrodos foram dispostos da mesma forma como é descrito para o tórax humano. Os cães foram colocados em decúbito lateral esquerdo e os eletrodos colocados na seguinte disposição: o eletrodo X positivo no 5º espaço intercostal direito, e o eletrodo X negativo no 6º espaço intercostal esquerdo. O eletrodo Y positivo posicionado na região do apêndice xifoide, e o eletrodo Y negativo na cartilagem manúbrio, eletrodo positivo Z no processo espinhoso ao nível da vértebra torácica T7, e o eletrodo Z negativo e oposto ventral eletrodo positivo no esterno^{22,23,24}.

As propostas existentes seguem a teoria e a prática utilizadas na medicina humana em relação ao posicionamento dos eletrodos, realizando apenas adaptações de colocação dos eletrodos para os membros e tórax dos cães, não levando em consideração a eletrofisiologia e a posição do coração em relação à morfologia torácica da espécie canina^{22,23,24}.

MÉTODO DE KRAUS - ELETROCARDIOGRAMA DE 12 DERIVAÇÕES - MEDICINA VETERINÁRIA

Kraus,²⁵ em 2002, propõe a junção dos métodos propostos pela medicina humana, ou seja, mantém o uso dos eletrodos nos membros, mas modificando a metodologia das precordiais, aplicando o mesmo posicionamento e quantidade de eletrodos (seis) proposto por Wilson⁷ para o tórax de cães. O pesquisador considerou os diferentes formatos de tórax dos cães em relação ao tórax humano, que assume o formato planar, enquanto o dos cães caracteriza-se pelas mais variadas morfologias²⁵. O estudo analisaria arritmia, porém, apresentou como hipótese que a disposição dos eletrodos proposta conseguiria

avaliar toda a ativação desde os átrios até os ventrículos, com distinção da relação do ventrículo direito, septo interventricular e ventrículo esquerdo, sendo que ele readequou a colocação e número de eletrodos, mas seguindo o que é determinado na medicina humana²⁵ (Figura 6).

Figura 6. Posicionamento eletrodos unipolares precordiais de Wilson modificado por Kraus.

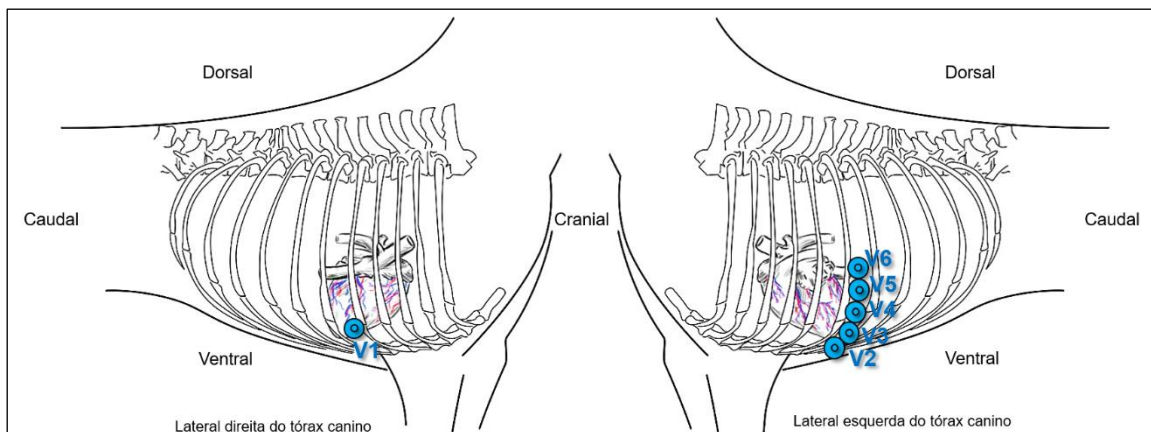


Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva

MÉTODO DE SANTILLI

O trabalho mais recente, de Roberto Santilli e colaboradores, publicado em 2019^{26,27}, procura avaliar a ativação atrial e ventricular, utilizando ECG de 12 derivações nos vários formatos de tórax, utilizando o mesmo posicionamento preconizado por Kraus para o plano frontal e horizontal, adaptado para os cães pela disposição da medicina humana.

Os eletrodos foram colocados nos membros anteriores e posteriores dos cães, formando o triângulo de Einthoven, imaginando que o coração estaria no centro deste triângulo⁴⁻⁷. Santilli e colaboradores^{26,27,28} apenas modificam o plano horizontal recomendado por Kraus²⁵, mantendo o mesmo ponto de observação com o eletrodo V1 do lado direito, mas modificando o posicionamento, colocando no 1º espaço intercostal a direita, diferente de Kraus²⁵ que posicionava no 5º espaço intercostal à direita (Figura 7).

O objetivo de tal posicionamento era que este eletrodo melhor representasse a atividade atrial e ventricular nas mais variadas conformações de tórax como braquiomórficas, mesomórficas e dolicomórficas, descrito por (Dyce;

Sack; Wensing, 1997)²⁹, Tauz (1997)³⁰ e Santilli et al (2019)^{27,28} e que avaliaria a relação do ventrículo direito, septo interventricular e ventrículo esquerdo, assim como na medicina humana.

Figura 7. Colocação dos eletrodos pela metodologia de precordial unipolar de Wilson modificado por Santilli.

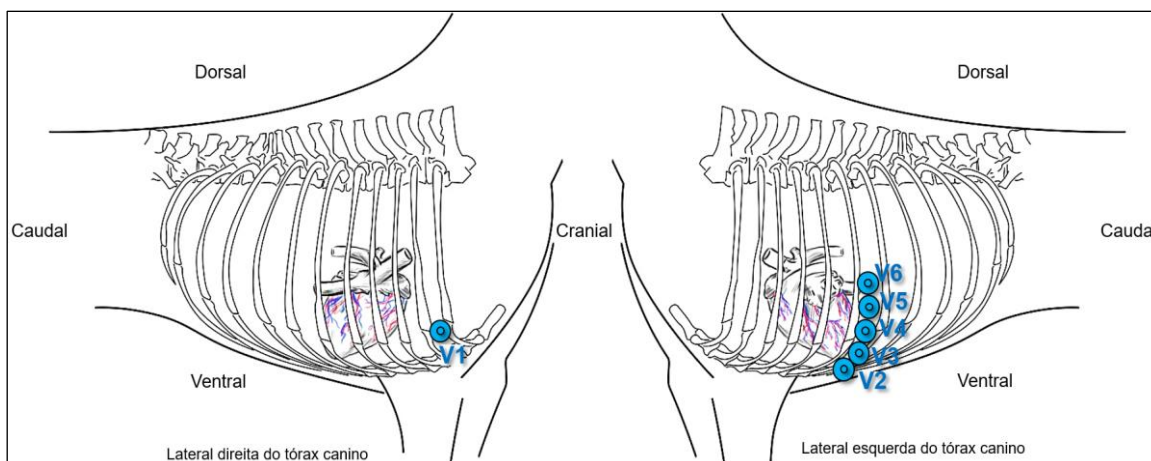
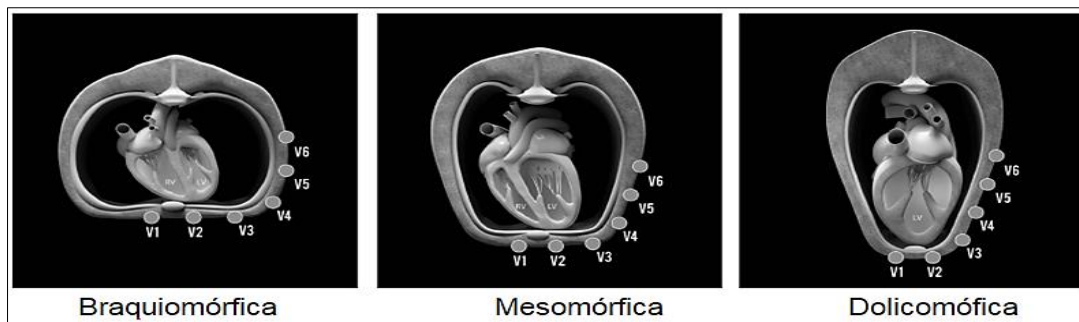


Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva

De acordo com Santilli e colaboradores, esta forma de disposição dos eletrodos é capaz de diferenciar a posição anatômica e elétrica do coração dos cães para o plano frontal e principalmente o plano horizontal²⁶.

O eletrodo V1 cranialmente no 1º espaço intercostal direito analisaria, nos cães de conformação braquiomórfica, o ventrículo direito. Para tórax mesomórfico este eletrodo estaria captando atividade do septo interventricular, e na conformação torácica dolicomórfica, o ventrículo esquerdo (Figura 8)²⁶.

Figura 8. Conformações torácicas de diferentes formatos.



Fonte: Santilli et al, 2019.

Desta forma, de acordo com esta revisão histórica, fica evidente a importância de se reavaliar os métodos clássicos de avaliação de ECG em cães já que, a disposição sugerida dos eletrodos nos métodos tradicionais ainda não definiu de forma consistente a real posição espacial do coração destes animais.

2. OBJETIVO

Avaliar uma nova distribuição de posicionamento de eletrodos no tórax canino por meio da eletrovetorcardiografia, e compará-la com o método convencional da medicina veterinária.

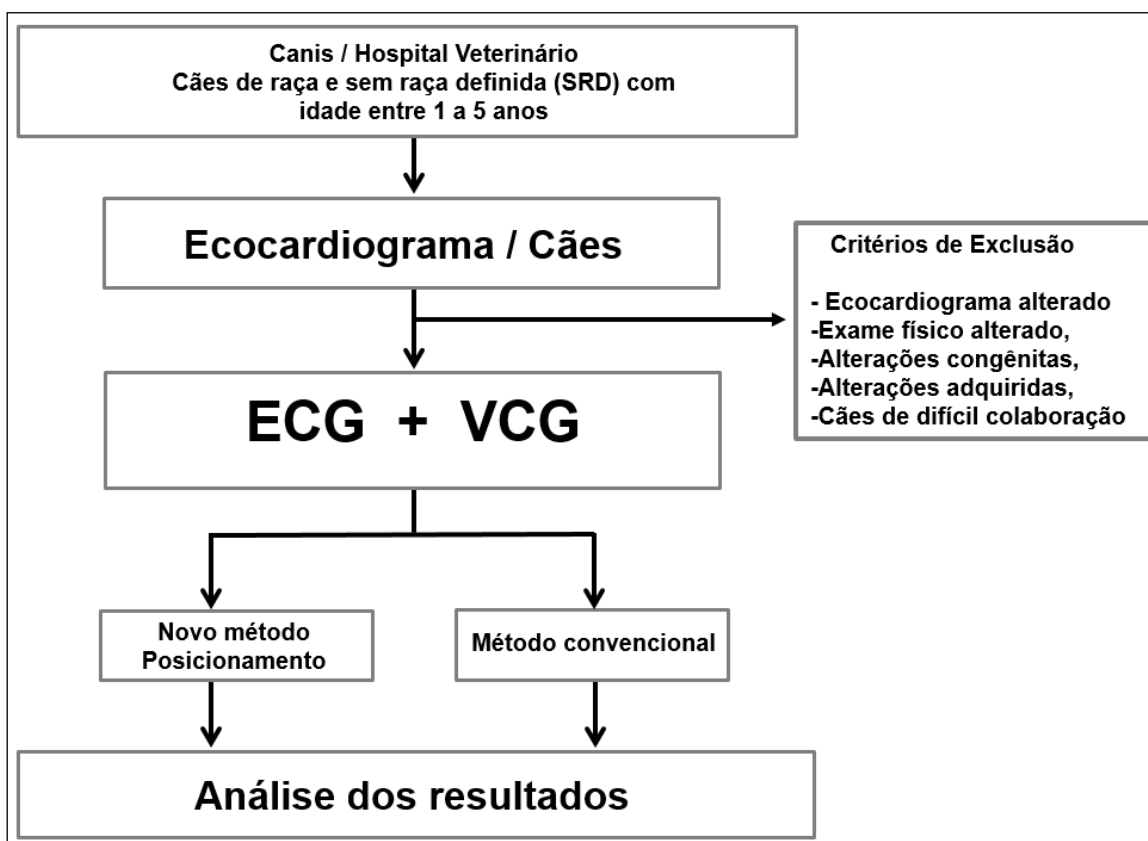
3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. DELINEAMENTO DO ESTUDO

Estudo clínico experimental, transversal, prospectivo, no qual foram avaliados 90 cães.

Foram realizados exames de ecocardiograma, eletrocardiograma e vetorcardiograma em local de origem como: hospital escola veterinário e canis particulares (Figura 9).

Figura 9: Fluxograma.



Os exames (ECO, ECG e VCG), dados clínicos e antropométricos foram obtidos em hospital veterinário escola (Centro de Estudos em Clínica e Cirurgia de Animais (CECCA) da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais) e canis particulares na cidade de Betim e região metropolitana de Belo Horizonte, sendo provenientes de origem doméstica, e que de forma aleatória o responsável

do cão ou de canis levaram ao atendimento do CECCA para consulta clínica cirúrgico eletivo.

O projeto (SDC5110_20_139) foi aprovado pelo Comitê de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, parecer nº 1540/2021, apresentada pela Comissão Científica do InCor - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica (ou ensino).

Foi também aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Medicina da USP em 10/02/2021, e pela Comissão de Ética no uso de Animais da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (CEUA-PUC Minas), em 07/10/2020.

O estudo encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA).

3.2. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram incluídos cães com idade entre 1 a 5 anos, pesos variados, várias raças e de ambos os sexos.

3.3. CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Os cães foram excluídos caso apresentassem qualquer anormalidade detectada e diagnosticada aos exames clínico, físico e/ou de anamnese cardiovascular pelo eletrocardiograma e ecocardiograma, incluindo alterações congênitas e adquiridas, que frequentemente acometem a espécie canina.

Os animais agitados, pouco colaborativos e de temperamento agressivo também foram excluídos do estudo e substituídos por outros semelhantes, já que todo estresse emocional pode interferir nos resultados.

3.4. EXAMES

Todos os exames realizados foram executados pelo mesmo médico veterinário cardiologista.

3.5. EIXO ELÉTRICO

O eixo elétrico pode ser representado por um vetor que é capaz de unificar todos os vetores de uma determinada alça vetorcardiográfica como alças da despolarização atrial ventricular e repolarização⁴⁰.

O resultado do eixo elétrico foi avaliado seguindo os princípios da trigonometria que através dos valores (cateto, cateto oposto e hipotenusa) avalia amplitudes do complexo QRS das derivações DI e AVF, conforme utilizado na medicina humana^{65,66,67}.

Amplitude das ondas

O complexo QRS representa a despolarização dos ventrículos. O QRS típico tem três componentes de ondas Q deflexão negativa, onda R deflexão positiva e onda S deflexão negativa. Foi realizada a análise da voltagem pelo (QRS somatório) que é a soma algébrica das suas amplitudes em milivolts em derivação específica⁶⁸.

3.5.1. Eletrocardiograma de repouso de 12 derivações

Foi utilizado eletrocardiógrafo de repouso digital de 12 derivações simultâneas, portátil, da marca Tecnologia Eletrônica Brasileira (TEB), modelo ECGPC, com 10 dez cabos, duas velocidades (25 mm/s; 50 mm/s) e três formatos de ganho (5, 10, 50 milivolts (mV)).

Para a execução do exame a velocidade estabelecida foi de 50 mm/s e com ganho em 10 mV. Eletrodos metálicos foram colocados à pele do animal, com o auxílio de álcool a 70%, que foi utilizado como meio condutor para captar a atividade elétrica. O profissional responsável aguardou para que o cão diminuísse a tensão para a gravação dos exames de eletrocardiograma

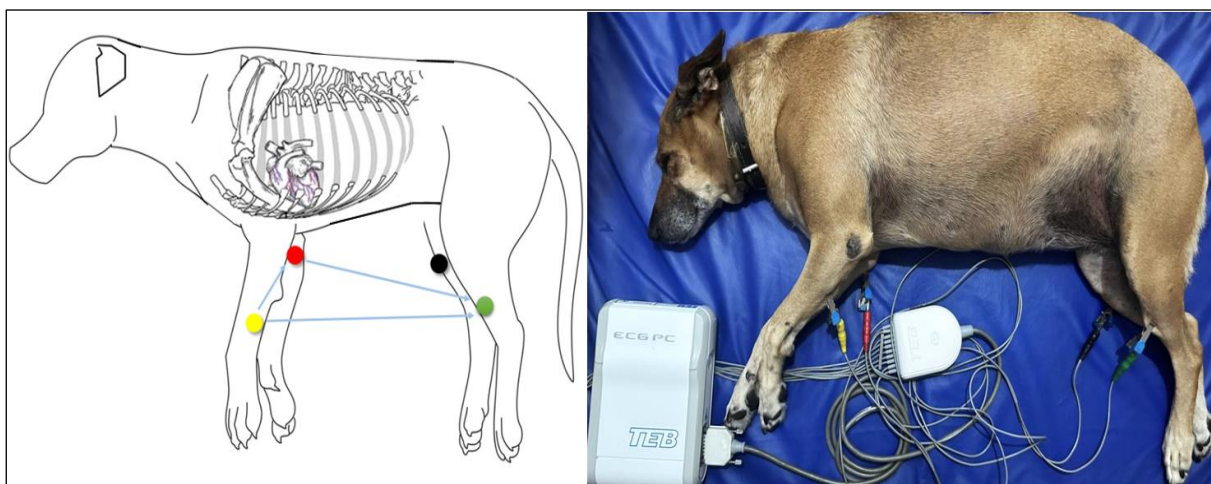
Os exames de ECG foram realizados com o cão em decúbito lateral direito, ou seja, deitado. Ambos os exames foram realizados em dois momentos, sendo o primeiro momento constituído pela colocação dos eletrodos conforme

recomendado pelo método convencional, atual e, em um segundo momento, de acordo com a nova proposta de colocação de eletrodos.

3.6. MÉTODO CONVENCIONAL DE ELETROCARDIOGRAMA DE 12 DERIVAÇÕES (SANTILLI)

Seguindo as orientações do método de Santilli^{26,27,28}, com eletrocardiograma de 12 derivações, os cães foram colocados em decúbito lateral direito, e os eletrodos arranjados da seguinte maneira para o plano frontal: eletrodo amarelo no membro anterior esquerdo, eletrodo vermelho no membro anterior direito, eletrodo verde no membro posterior esquerdo e eletrodo preto no membro posterior direito (Figura 10).

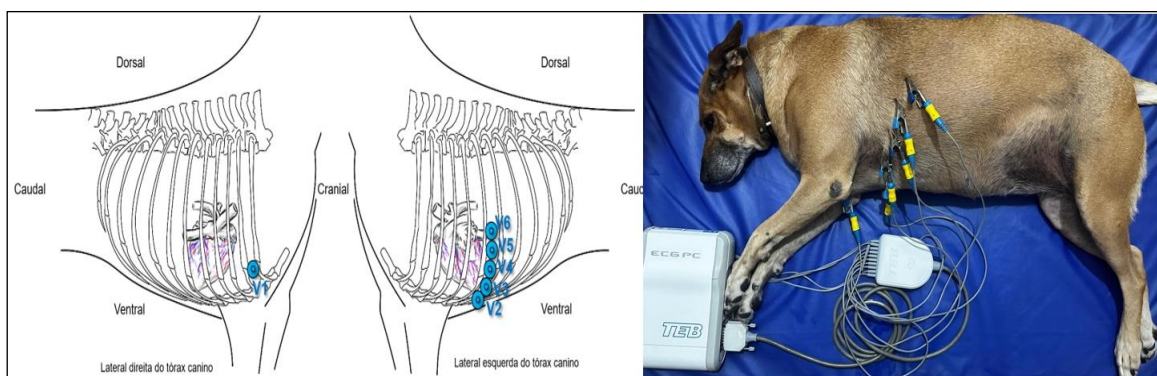
Figura 10. Disposição dos eletrodos para os membros



Fonte: elaborado pelo autor. (Vermelho membro anterior direito, amarelo membro anterior esquerdo, verde membro posterior esquerdo e preto membro posterior direito. (Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva).

Para o plano horizontal, os eletrodos foram disponibilizados de forma que o eletrodo V1 cranialmente no 1º espaço intercostal a direita do tórax e de V2 a V6 colocados no hemitórax esquerdo no sexto espaço intercostal (Figura 11).

Figura 11. Disposição dos eletrodos para o horizontal

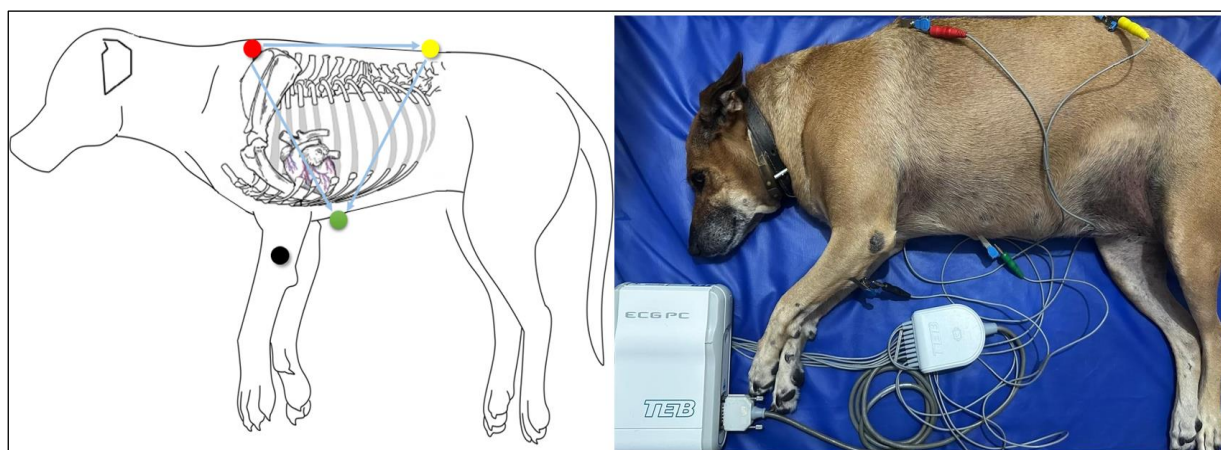


Fonte: elaborado pelo autor. Eletrodo V1 no 1º espaço intercostal. De V2 a V6 sexto espaço intercostal (Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva).

3.7. NOVO MÉTODO DE ELETROCARDIOGRAMA DE 12 DERIVAÇÕES

Para avaliação pelo novo método, os cães foram colocados na mesma posição que o método padrão (decúbito lateral direito), com os eletrodos dispostos na seguinte disposição: ao plano frontal, eletrodo vermelho (negativo) dorsal a escápula na região da cartilagem escapular, eletrodo amarelo (positivo) caudalmente a última costela (flutuante região lombar), o outro eletrodo verde (positivo) na região ao processo xifoide e o eletrodo preto (neutro) no membro anterior esquerdo no terço médio (Figura 12).

Figura 12. Nova disposição dos eletrodos para o plano frontal

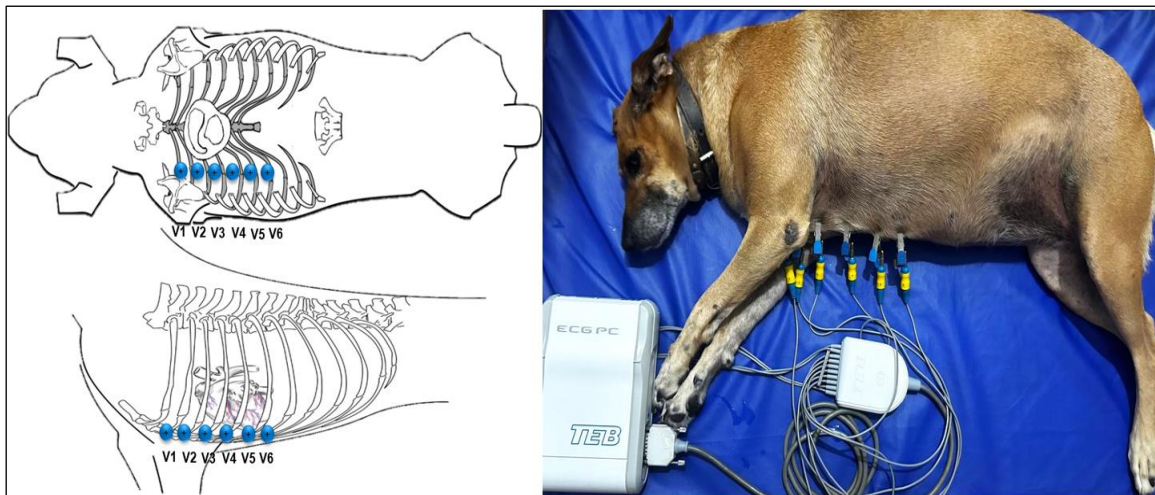


Fonte: elaborado pelo autor. Eletrodo do vermelho dorsal a cartilagem escápula, amarelo região dorsal última costela flutuante, verde processo xifoide e preto membro anterior esquerdo. (Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva).

Ao plano horizontal os eletrodos unipolares foram colocados de V1 no primeiro, V2 no segundo, V3 no terceiro, V4 no quarto, V5 no quinto espaço e

V6 no sexto espaço intercostal esquerdo, próximo à junção costondral, seguindo uma linearidade de disposição dos mesmos (figura 13).

Figura 13. Nova disposição dos eletrodos ao plano horizontal



Fonte: elaborado pelo autor. Eletrodo V1 - 1°, V2 - 2°, V3 - 3°, V4 - 4°, V5 - 5° e V6 - 6° espaço intercostal a esquerda. (Imagem realizada por Tiago Cornélio da Silva).

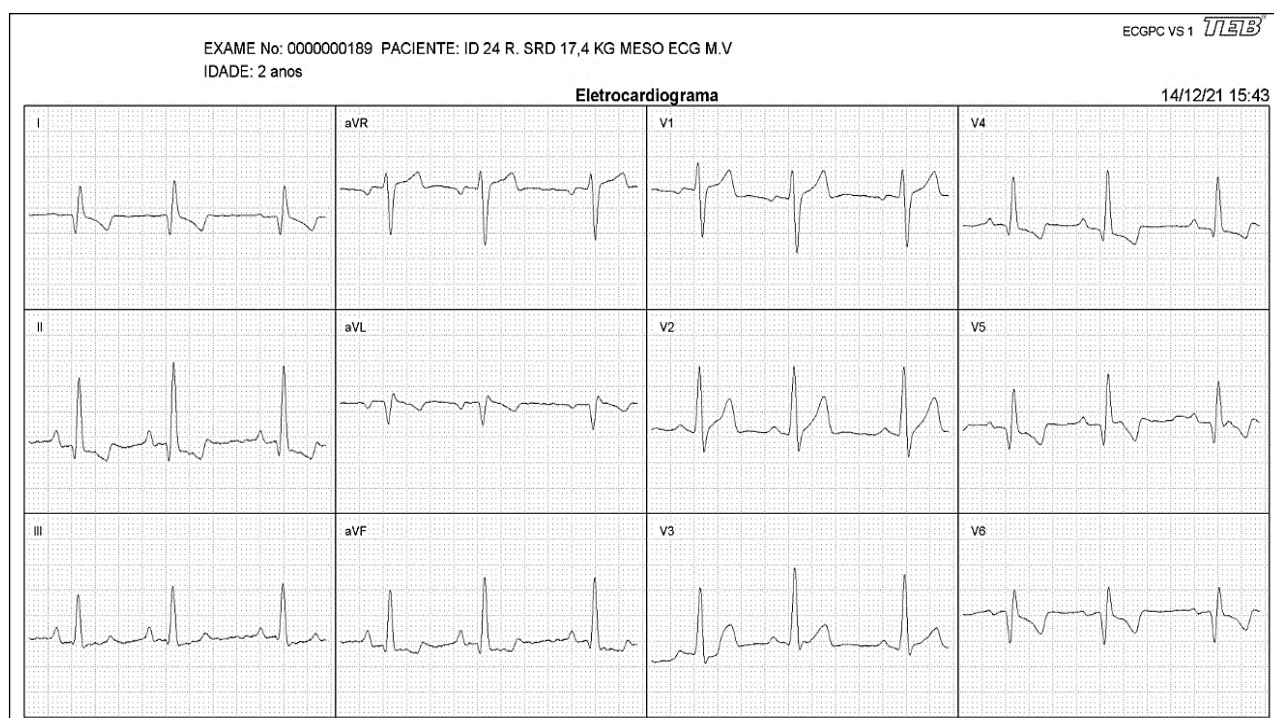
Variáveis estudadas do eletrocardiograma de 12 derivações

As variáveis do estudo ao exame de eletrocardiograma foram as seguintes ondas, P, Q, R, S, QRS somatório, ponto J, T e onda U em sua milivolts (mV). Levando em consideração de análise as seis derivações do plano frontal e seis derivações do plano horizontal.

3.8. PARÂMETROS ELETROCARDIOGRÁFICOS

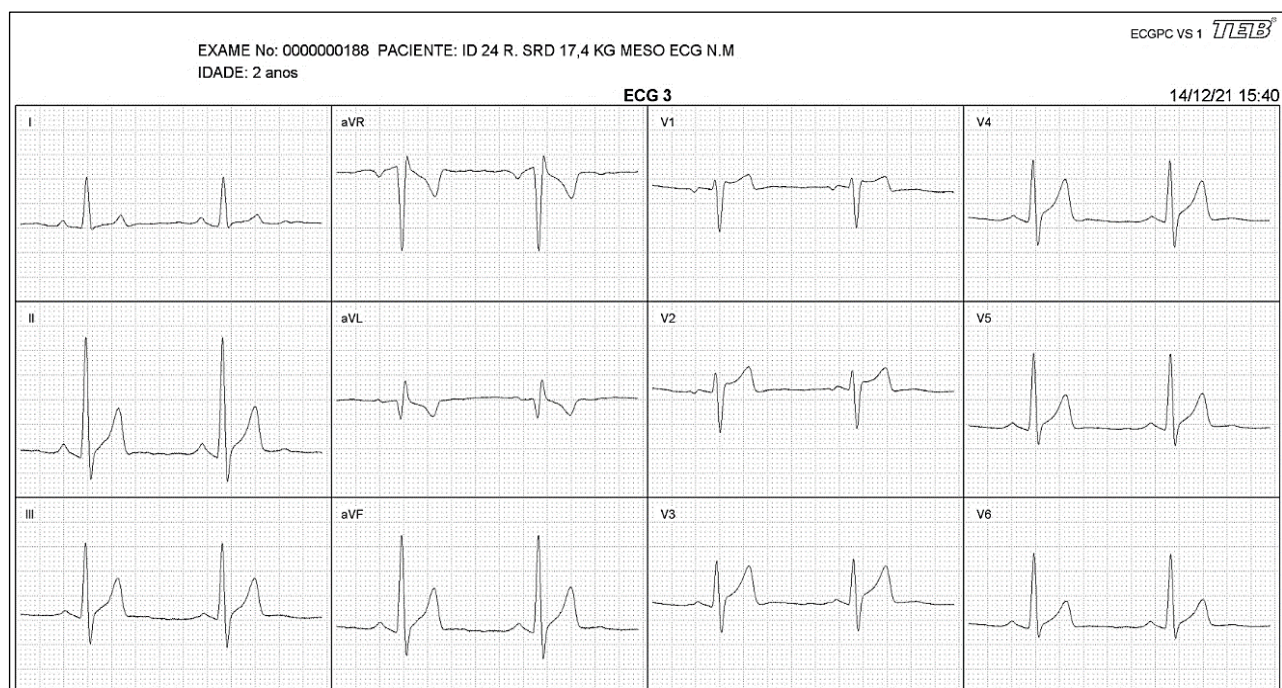
As análises quantitativas eletrocardiográficas foram feitas por dois examinadores, médicos veterinários cardiologistas, que fizeram as seguintes mensurações: mV das ondas P, Q, R, S, QRS somatório, J, T e U pelo PF e PH de forma que um examinador avaliou os eletrocardiogramas de 12 derivações pelo método convencional de disposição dos eletrodos (Figura 14) e o outro avaliador analisou os eletrocardiogramas de 12 derivações pelo novo método (figura 15).

Figura 14. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações metodologia medicina veterinária.



Fonte: Arquivo pessoal.

Figura 15. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações nova disposição dos eletrodos.



Fonte: Arquivo pessoal.

3.9. VETORCARDIOGRAMA

O vetorcardiograma é um exame que foi obtido a partir de um software módulo que está acoplado ao modelo de ECGPC (TEB). A partir do traçado eletrocardiográfico de 12 derivações ocorrem transformações das derivações de Frank que correspondem ao vetorcardiograma^{1,33,34,35}.

O módulo expressa as alças vetocardiográficas de P, QRS e T nos três planos ortogonais X, Y e Z decompostas em plano frontal, horizontal e sagital direito. Pelo *software* foram aferidos os valores das medidas cúbicas das alças de P, QRS, T, e a projeção do vetor em cada plano de P, QRS, T. Ainda foram avaliados os ângulos e eixos das alças P, QRS e T e o sentido de rotação vetorial para cada alça vetorcardiográfica^{33,34,35,36}.

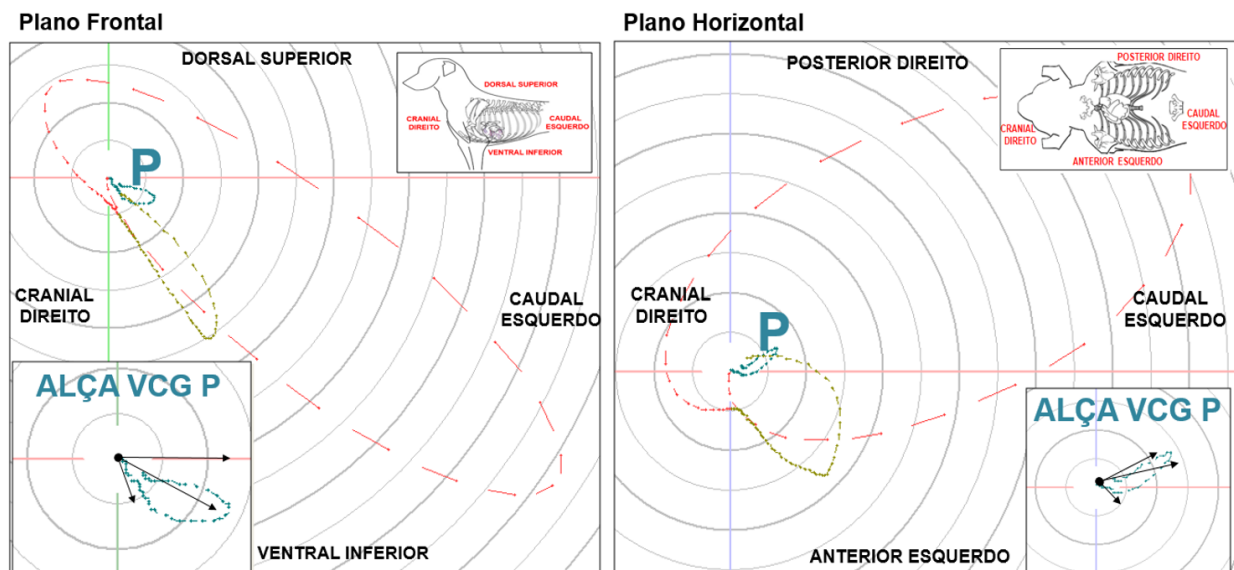
Cada cão foi submetido ao exame de vetocardiograma com o uso de um cabo específico (Frank⁵) de sete vias, para obtenção e avaliação das alças do VCG nos três planos (frontal, horizontal e sagital direito). Os exames de VCG foram realizados com o cão em decúbito lateral direito, onde foi proposto novas referências topográfica ao plano frontal como superior dorsal, inferior ventral, cranial direita, caudal esquerda e ao plano horizontal, anterior esquerdo e posterior esquerdo (Figura 16). Ambos os exames foram realizados em dois momentos, sendo o primeiro momento constituído pela colocação dos eletrodos conforme recomendado pelo método convencional, em um segundo momento, de acordo com a nova proposta de colocação de eletrodos pelo sistema Frank.

O *software* módulo de vetorcardiograma está acoplado ao modelo de ECGPC (TEB). A partir do traçado eletrocardiográfico de 12 derivações ocorrem transformações das derivações de Frank que correspondem ao vetorcardiograma^{33,34,35}.

O módulo expressa as alças de P, QRS e T nos três planos ortogonais X, Y e Z decompostas em plano frontal, horizontal e sagital. O *software* permite medir os valores das medidas cúbicas das alças de P, QRS, T, e a projeção do vetor em cada plano de P, QRS, T. O *software* analisou os ângulos e eixos dos complexos P, QRS e T e o sentido de rotação vetorial para cada alça vetorcardiográfica^{1,34}.

A primeira alça vetorcardiográfica a ser ativada representa a onda P do eletrocardiograma, sendo uma única onda, de pequena amplitude, denotando a atividade atrial direita e esquerda (Figura 16).

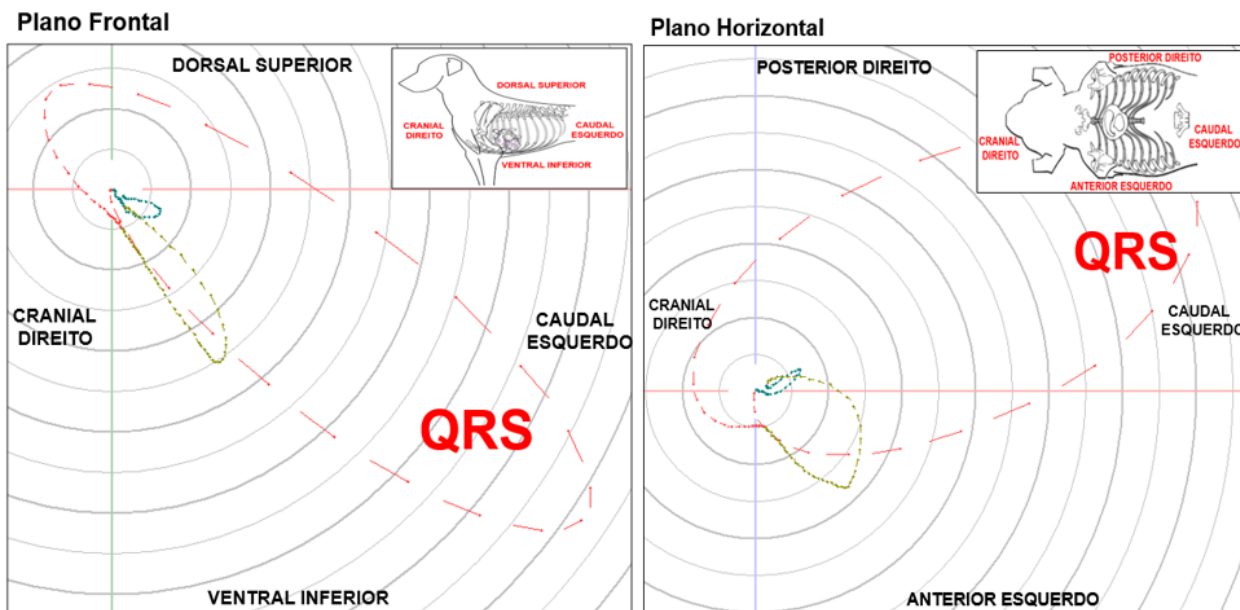
Figura 16. Alça vetocardiográfica onda P



Fonte: elaborada pelo autor.

Em segunda instância, outra alça aberta de grande proporção, de aspecto circular, ovalada ou até mesmo triangular, formando complexo QRS do eletrocardiograma, no qual mostra a sístole ventricular (Figura 17) ^{1,20,34,35,36}.

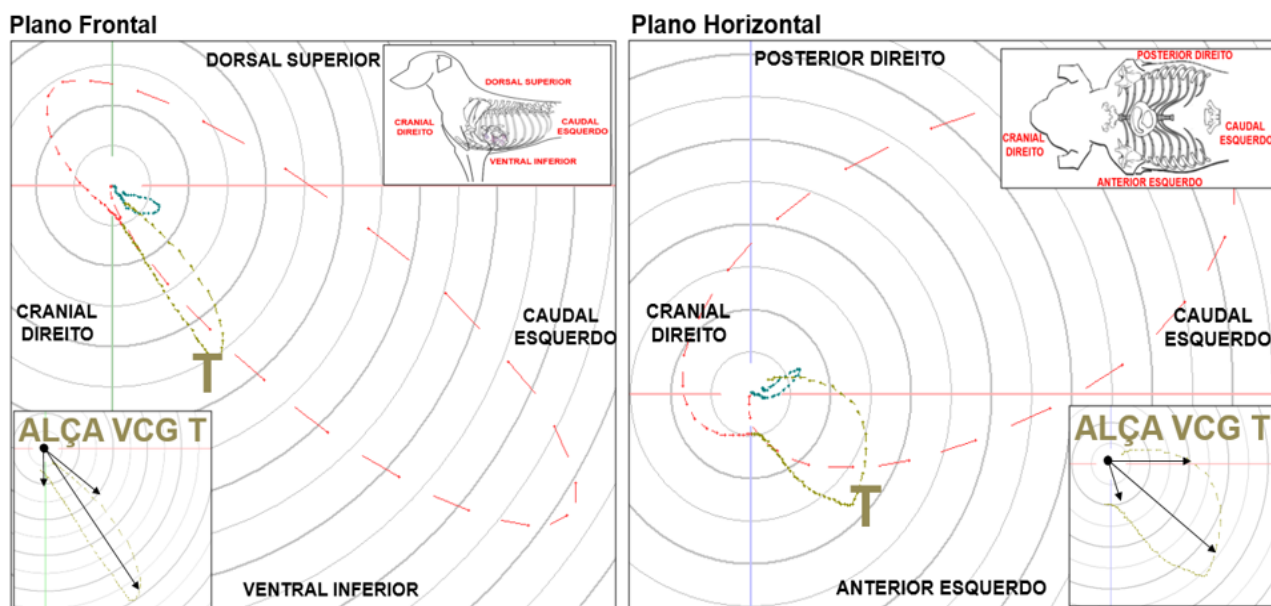
Figura 17. Alça vetocardiográfica onda QRS



Fonte: elaborada pelo autor.

A última alça a se formar representa a onda T, que ao eletrocardiograma tem morfologia assimétrica e arredondada, sendo a repolarização dos ventrículos. Todas estas alças vetocardiográficas são advindas de vários vetores, iniciando e terminando no centro da ativação (Figura 18) ^{1,20,33,35}.

Figura 18. Alça vetocardiográfica onda T



Fonte: elaborada pelo autor.

O foco foi analisar a alça do QRS (rotação horária / anti-horária, duração, orientação) e o ponto J (posição, amplitude do vetor resultante e ângulo formado entre o final da alça do QRS e o início da onda T). O vetor resultante do ponto J foi obtido através da não coincidência do início da alça do QRS e seu fim. Adicionalmente, foi medida a amplitude desse vetor, assim como seu ângulo^{1,35}.

3.10. PLANO ORTOGONAL - MÉTODO SANTILLI, SISTEMA FRANK PARA MEDICINA VETERINÁRIA

De acordo com Santilli e colaboradores^{26,27,28}, o plano ortogonal nos cães, mesmo sendo quadrúpedes e assumindo planos anatômicos diferentes, possui subdivisões relativas dos planos e eixos que podem ser consideradas a mesma dos bípedes, ou seja, semelhante à humana, como retrata a (Figura 19).

Desta forma Santilli^{26,27}, assim como Calvert²², e demais autores^{23,24} descrevem que os eletrodos devem ser colocados da seguinte forma: o eletrodo negativo X no 5° intercostal direito, o eletrodo positivo no 6° espaço intercostal esquerdo, o eletrodo Y polo negativo colocado na região do manúbrio, o eletrodo Y positivo a cartilagem xifoide, o eletrodo positivo Z no processo espinhoso da vértebra torácica T 7 e o eletrodo Z negativo região ventral no esterno.

Figura 19. Planos e eixos corpo humano e, planos e eixos do corpo do cão

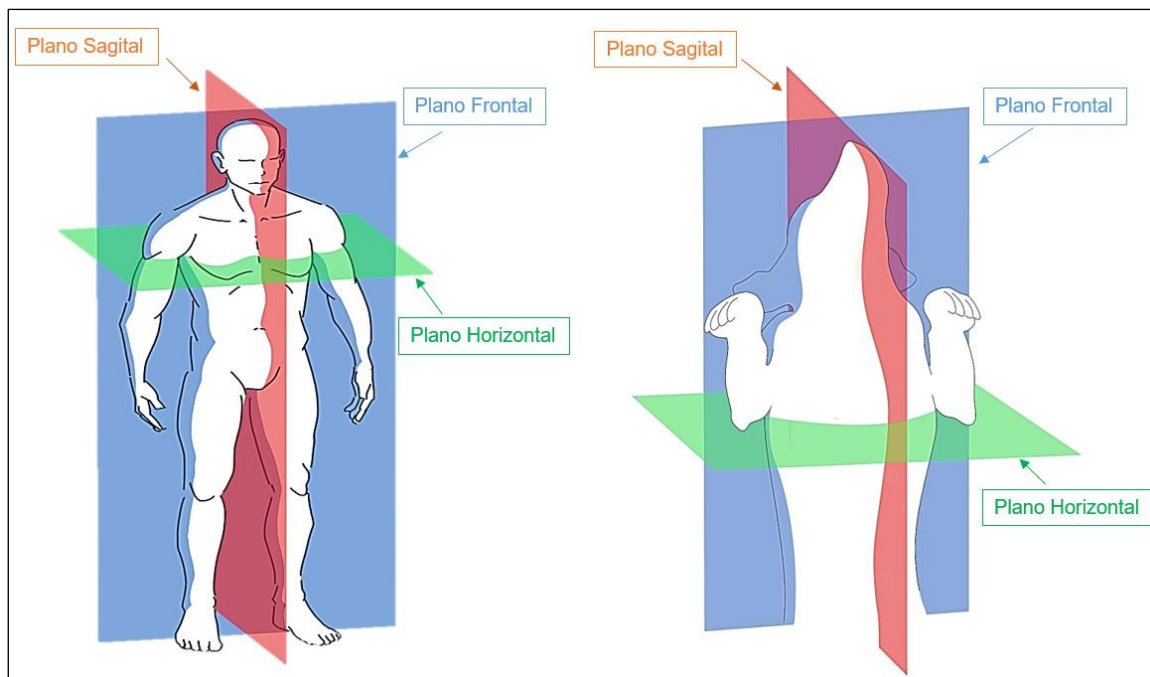


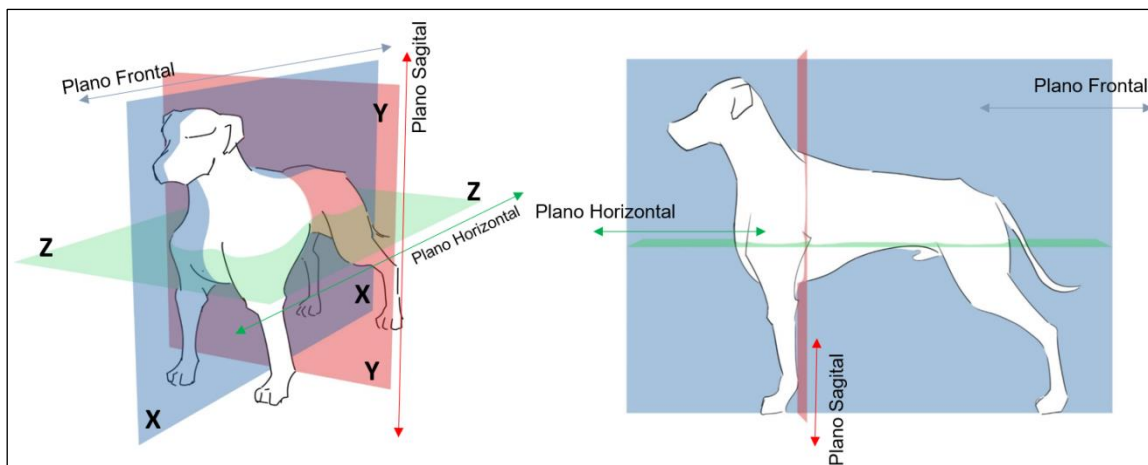
Imagem elaborada por Tiago Cornélio da Silva.

3.11. PLANO ORTOGONAL – NOVO MÉTODO DE VETOCARDIOGRAMA PARA MEDICINA VETERINÁRIA

A vetocardiografia é um dos métodos de registro das forças eletromotrizas do coração no tempo e no espaço. Desse modo, a magnitude e direção das referidas forças podem ser representadas por uma sucessão de vetores instantâneos. Dos vários sistemas de derivações corrigidas, o introduzido por Frank em 1956 tem sido o de maior aceitação na literatura⁵.

Existem inúmeros modelos¹²⁻¹⁷, mas o que se preconiza e é validado é o proposto por Ernest Frank, que utiliza sete eletrodos para determinar os componentes, horizontal (X), vertical (Y) e ântero-posterior (Z), formando eixo ortogonal⁵ (figura 20)

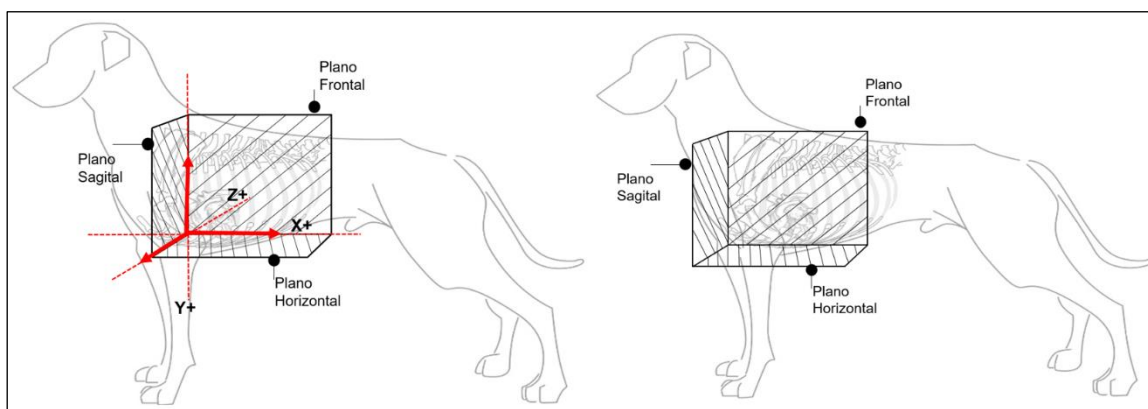
Figura 20. Novos planos e eixos por meio da eletrovotorcardiografia.



Fonte: elaborada pelo autor. Imagem elaborada por Tiago Cornélio da Silva.

Os eletrodos utilizados seguem o formato de disposição preconizado por Ernest Frank⁵ no 5º espaço intercostal e outros pontos do corpo. As letras (I, E, C, A, M, H e F) representam os eletrodos que são dispostos no tórax. Entretanto, para a proposta de estudo em questão, para a espécie canina, foram colocados estes mesmos eletrodos em disposição diferente, em conformação com a anatomia do tórax, seguindo os princípios de Frank⁵ (Figura 21).

Figura 21. Nova proposta para o formato dos planos e eixos para a espécie canina

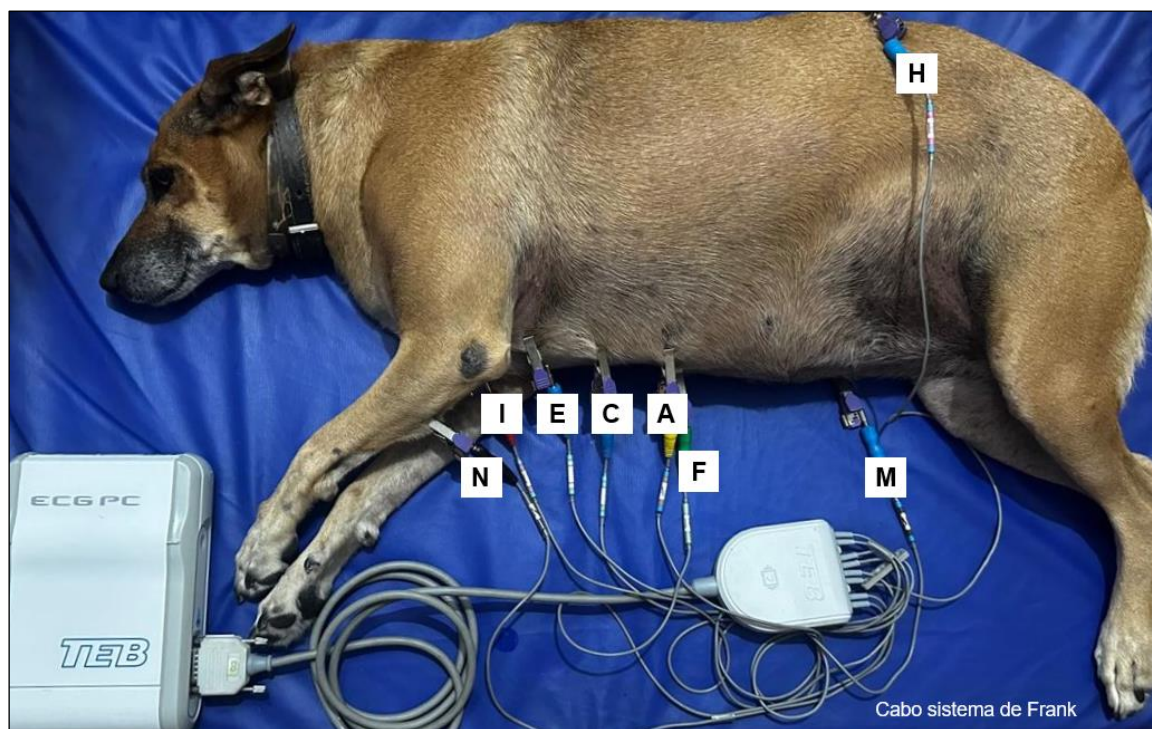


Fonte: Elaborado pelo autor. Imagem elaborada por Tiago Cornélio da Silva.

Por meio da nova proposta de disposição dos eletrodos, se dá a seguinte forma para o tórax do cão: o cão em decúbito lateral direito, com os eletrodos (I 1º), (E 3º), (C 5º), (A 7º) no espaço intercostal esquerdo ao nível da junção costocostal. O eletrodo (H) caudalmente a última costela (flutuante, região lombar esquerda), eletrodo (M) na região mesogástrica direita no terço médio do

abdômen, o eletrodo (F) no processo xifoide e o eletrodo (N) na região do terço médio do membro anterior esquerdo (Figura 22). O arranjo destes eletrodos teve por objetivo, por meio de várias resistências que formaram os planos ortogonais, centralizar o coração.

Figura 22 Nova disposição dos eletrodos do sistema Frank para cães



Fonte: Arquivo pessoal.

Variáveis estudadas do vetorcardiograma

As variáveis analisadas pelo vetorcardiograma incluíram a orientação, angulação (grau), rotação e amplitude (mV) espacial das alças de P, QRS T nos planos horizontal, frontal e sagital direito, bem como o ângulo formado entre o ponto J e o início da onda T, nos três planos. A análise dos vetorcardiogramas foram feitas por médico cardiologista da Unidade de Eletrocardiografia do InCor - HCFMUSP e havendo dúvida, um outro examinador analisaria os resultados.

3.12. ECOCARDIOGRAMA TRANSTORÁCICO (ETT)

O ETT, exame dinâmico e não invasivo, é uma ferramenta importante para avaliar a anatomia, função e movimentação cardíaca, bem como as estruturas como os grandes vasos e respectivos fluxos^{37,38,39}.

O exame foi realizado com aparato adequado (colchão/mesa de exame) e com o cão em decúbito lateral direito e esquerdo, utilizado para visualização das janelas acústicas do paraesternal direito e esquerdo^{38,39}.

O coração então foi avaliado por ecocardiografia Doppler em modo 2-D, estudo do movimento cardíaco modo M espectral e colorido. O exame ETT auxiliou na avaliação de ausência de sobrecarga de câmaras cardíacas e mesmo alterações congênitas.

O uso do ecocardiograma foi necessário para avaliar e excluir participantes com quaisquer alterações cardiovasculares que poderiam interferir nas análises³⁸. O modelo do equipamento portátil de ecocardiograma utilizado foi o da marca General Electric GE, modelo Vivid E, com software para cardiologia com transdutores multifrequencial 2,5 a 7 MHz.

Variáveis avaliadas pelo Ecocardiograma Transtorácico:

- a) Aorta (AO), átrio esquerdo (AE), relação átrio esquerdo aorta (AE/AO), diástole (d); sístole (s), ventrículo esquerdo (VE), septo interventricular na diástole (SIVEd), diâmetro interno do ventrículo esquerdo na diástole (DIVEd), parede livre do ventrículo esquerdo na diástole (PLVEd), volume diastólico final (VDFVE), índice de massa do VE indexado pelo peso.
- b) Septo interventricular na sístole (SIVEs), diâmetro interno do ventrículo esquerdo na sístole (DIVEs), parede livre do ventrículo esquerdo na sístole (PLVEs), fração de encurtamento (FS), fração de ejeção (FE), frequência cardíaca (FC) e velocidades dos fluxos.

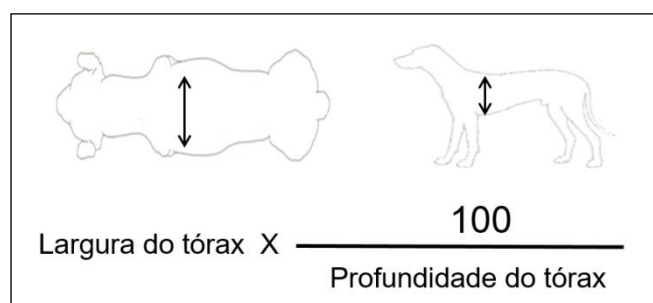
3.13. MENSURAÇÃO DO TÓRAX

Antes da realização dos exames de eletrocardiograma (ECG), vetorcardiograma (VCG) e ecocardiograma transtorácico (ETT), foram feitas as avaliações clínicas e, posteriormente, a morfometria de cada cão em posição estacionária (em pé), medindo a largura e profundidade do tórax com o uso de

uma régua antropométrica, e posteriormente classificando a morfologia com base na conformação torácica. A altura dos cães também foi medida, do início do membro anterior (chão) até a região da cernelha (a nível proximal da escápula na altura da cartilagem escapular) para indexar o peso associado à altura ao ecocardiograma, com a finalidade de obter o índice de massa miocárdica.

Para a aferição, como mostra a figura 23, medimos o índice torácico (largura torácica X 100 / profundidade torácica). Cães com índice torácico de 90 a 100, 60 a 89, e 50 a 59 foram classificados nos grupos braquimórfico, mesomórfico e dolicomórfico, respectivamente^{29,30,31,32}.

Figura 23. Morfometria torácica



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.14. CÁLCULO AMOSTRAL

Para o cálculo do tamanho amostral, utilizamos como desfecho primário a magnitude da onda R em D2, sendo observado na literatura valor médio de 1,31 milivolts (mV) com variabilidade de 1,08 mV (DP = 1,08 mV)⁴¹, espera-se encontrar uma diferença de pelo menos 0,5 mV na onda R em D2 com o novo método de posicionamento dos eletrodos, com poder estatístico de 85% e confiança de 95%, a amostra necessária para a realização do estudo é de 84 animais, considerando teste bicaudal para amostras pareadas^{42,43,44}.

3.15. ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis quantitativas avaliadas foram descritas como média, desvio padrão, mediana e quartis, e as variáveis qualitativas foram descritas com uso de frequências absolutas e relativas^{42,43,44}.

Para a avaliação da distribuição dos dados da amostra estudada foi utilizado o teste Kolmogorov-Smirnov, sendo os valores dos parâmetros de ECG e VCG expressos de acordo com os testes de normalidade, com uso de média e desvio padrão ou medianas e quartis, sendo comparados os parâmetros entre os métodos de posicionamento dos eletrodos com uso de teste *t-Student* pareado ou teste de Wilcoxon. Quanto aos dados qualitativos de alça VCG, os resultados foram descritos utilizando frequências absolutas e relativas e analisadas as possíveis associações entre os métodos com uso de testes de homogeneidade marginal (Kirkwood e Sterne, 2006)⁴⁴.

As análises foram realizadas com uso do *software* IBM-SPSS *for Windows* versão 22.0. Os testes foram realizados com nível de significância de 5%.

4. RESULTADOS

Inicialmente, utilizando o teste de análise de variância (ANOVA), analisamos os cães alocando-os em três diferentes grupos, de acordo com a largura do tórax (21 braquicefálica (23,3%), 60 mesocefálica (66,7%) e 9 dolicocefálica (10%). Os resultados demonstraram que, apesar da diferença da morfologia torácica, não houve diferenças significantes entre os grupos (tabela 1).

Tabela 1. Plano frontal e plano horizontal.

Variável	Método novo			Método antigo			P Método	P Grupo
	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico		
DI								
QRS (mV)	0,66 ± 0,36	0,78 ± 0,38	0,63 ± 0,32	0,35 ± 0,25	0,24 ± 0,22	0,09 ± 0,31	<0,001	0,158
DII								
QRS (mV)	1,08 ± 0,47	1,33 ± 0,63	1,24 ± 0,31	0,95 ± 0,55	0,85 ± 0,47	0,38 ± 0,67	<0,001	0,204
DIII								
QRS (mV)	0,38 ± 0,42	0,57 ± 0,47	0,82 ± 0,4	0,65 ± 0,42	0,65 ± 0,5	0,37 ± 0,35	0,714	0,538
AVR								
QRS (mV)	-0,86 ± 0,29	-1,06 ± 0,5	-0,85 ± 0,26	0,26 ± 0,82	-0,03 ± 0,69	0,09 ± 0,6	<0,001	0,075
AVL								
QRS (mV)	0,21 ± 0,24	0,22 ± 0,26	0,01 ± 0,22	0,26 ± 0,24	0,16 ± 0,28	0,09 ± 0,23	0,632	0,066
AVF								
QRS (mV)	0,68 ± 0,42	0,9 ± 0,51	0,9 ± 0,5	0,79 ± 0,43	0,88 ± 0,83	0,23 ± 0,46	0,089	0,106
V1								
QRS (mV)	-0,39 ± 0,28	-0,42 ± 0,35	-0,27 ± 0,24	-0,05 ± 0,48	-0,07 ± 1,23	0,54 ± 0,7	0,001	0,161
V2								
QRS (mV)	-0,15 ± 0,29	-0,18 ± 0,34	-0,01 ± 0,48	0,79 ± 0,46	0,77 ± 0,59	0,8 ± 0,5	<0,001	0,657
V3								
QRS (mV)	0,05 ± 0,37	0,13 ± 0,35	0,05 ± 0,16	0,9 ± 0,43	0,92 ± 0,58	0,97 ± 0,59	<0,001	0,840
V4								
QRS (mV)	0,36 ± 0,36	0,45 ± 0,41	0,43 ± 0,24	0,67 ± 0,71	0,78 ± 0,53	0,79 ± 0,48	<0,001	0,617
V5								
QRS (mV)	0,7 ± 0,28	0,68 ± 0,43	0,64 ± 0,3	0,58 ± 0,31	0,47 ± 0,47	0,54 ± 0,6	0,049	0,741
V6								
QRS (mV)	0,76 ± 0,29	0,79 ± 0,4	0,99 ± 0,51	0,27 ± 0,33	0,21 ± 0,47	0,14 ± 0,41	<0,001	0,836

*Milivolt (mV), QRS (Somatório).

Estes achados demonstram que as diferenças na morfologia torácica dos cães avaliados não interferiram nos resultados eletrocardiográficos. Desta forma, decidimos analisar os dados dos 90 cães pela avaliação dos dois diferentes métodos, porém considerando todos os cães em um mesmo grupo.

Foram avaliados 90 cães de raça e sem raça definida (SRD), sendo 50 (55,6%) fêmeas e 40 (44,5%) machos, com o peso médio de 17,05 kg, altura média de 0,40 cm, e faixa etária média de 2,6 anos. Os dados demográficos são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Dados demográficos.

	Idade	Peso (Kg)	Altura (cm)	Largura do Tórax (cm)	Profundidade do Tórax (cm)	Medida Total (cm)
Média	2,5	17,5	0,40	15,4	19,2	80,6
Mediana	2,0	14,0	0,38	16,0	19,0	80,0
Mínimo	1,0	2,1	0,21	7,0	9,0	50,0
Máximo	5,0	46,0	0,59	26,5	34,0	124,0
Desvio Padrão	1,36	10,2	0,11	4,3	4,74	14,9
Erro Padrão	0,14	1,08	0,01	0,46	0,50	1,57

*Dados expressos em: média, mediana, valor mínimo, máximo, desvio padrão e erro padrão da média.

4.1. Comparação dos achados eletrocardiográficos no plano frontal entre o método novo e o convencional

Todas as derivações no plano frontal pelo novo método, demonstraram diferenças significantes, quando comparadas ao método convencional. As derivações que compõe o plano frontal e horizontal foram adicionadas em associação ao QRS e o QRS somatório dos valores das deflexões do complexo QRS no eletrocardiograma⁶⁸.

Nas derivações do plano frontal, a onda P mostrou-se duas a três vezes maiores em milivolts (mV) pelo novo método. A onda P de DI se mostrou três vezes e em AVL duas vezes maior ($p < 0,001$), quando comparado ao método convencional, como observado pelo ECG (Figuras 24 e 25).

Figura 24. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações pela metodologia convencional.

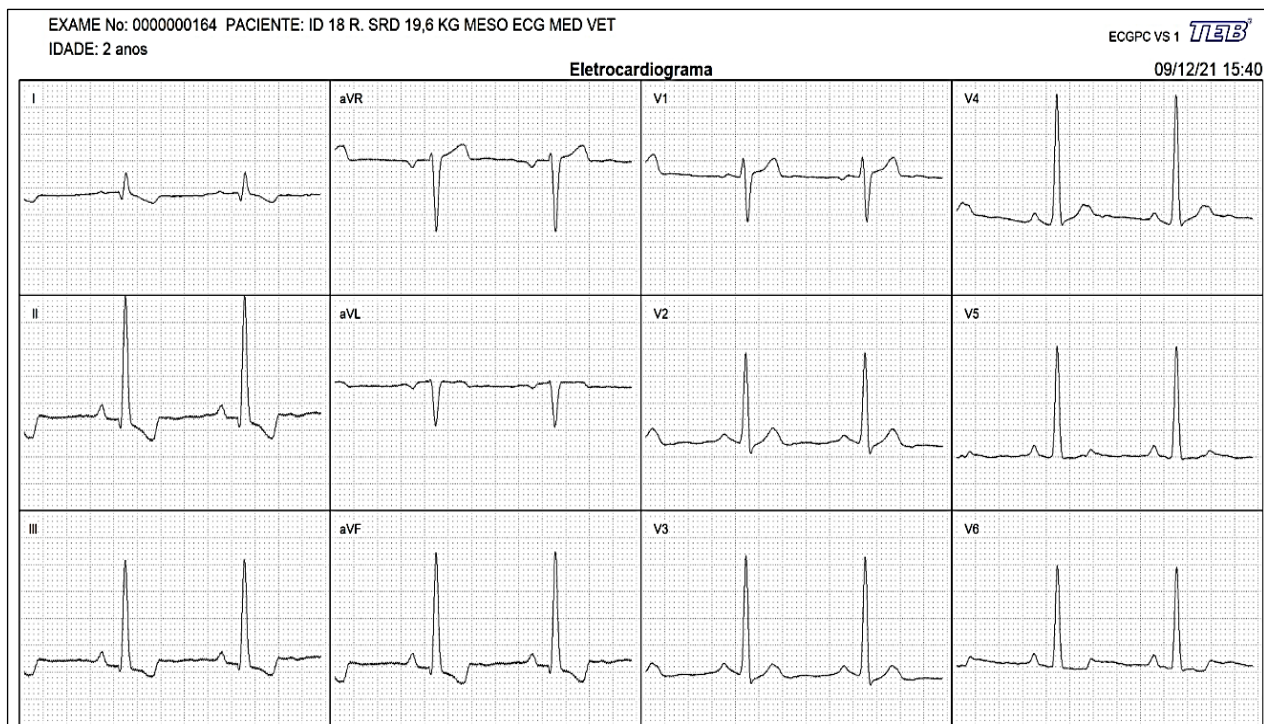
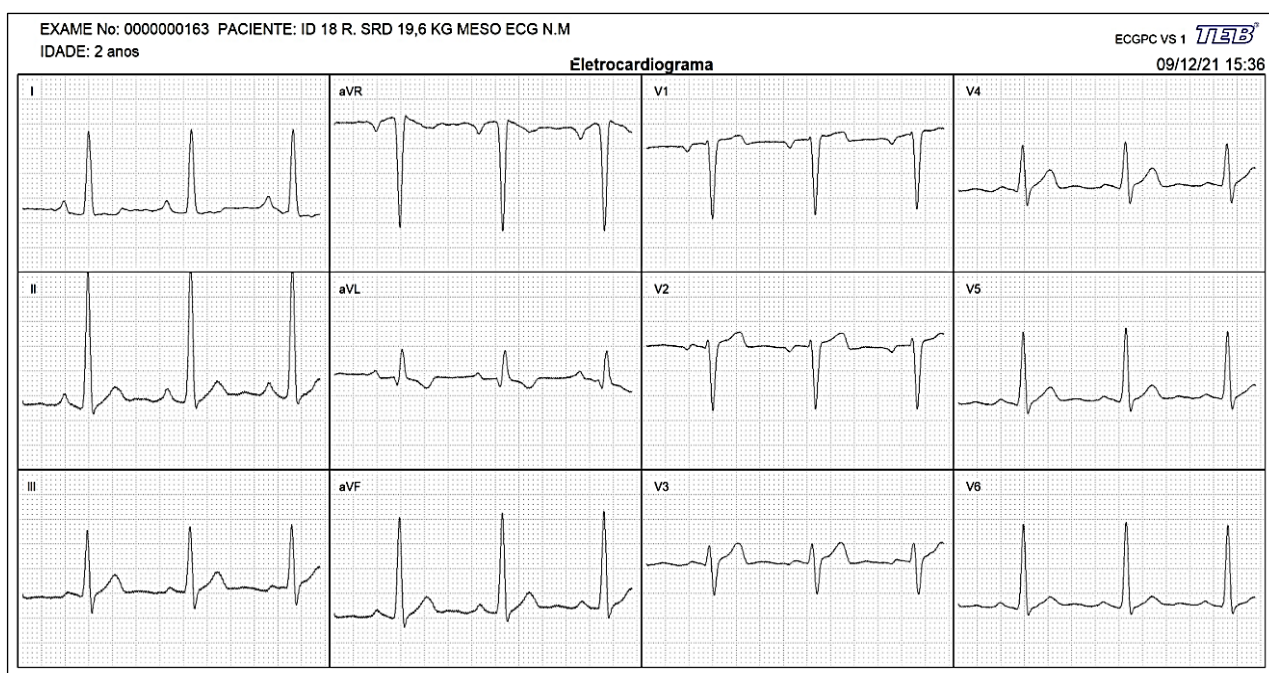


Figura 25. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações na nova disposição dos eletrodos



Nas derivações DI, DII, DIII e AVF pelo método convencional, observa-se ondas Q anormais. E mais que anormal, é a condição de doença que esta onda traz com o seu surgimento mostrando região de necrose. Enquanto no novo

método estas mesmas derivações não detectaram o fenômeno, a presença de ondas Q nos 90 cães, ao passo que, são cães normais ($p<0,001$) (Tabela 2).

A amplitude das ondas R nas derivações DI, DII, DIII e AVF, demonstrou ser maior pelo novo método de disposição dos eletrodos, onde em DI mostrou ser duas vezes maior em milivolts comparativamente ao método convencional (Tabela 2) e (Figuras 24 e 25).

As ondas S das derivações de DI, DII, DIII, e AVF pela nova disposição dos eletrodos, foram negativas e estiveram presente nos 90 cães. Além disso, a porção final do QRS caracterizada pelo ponto J está presente pelo novo método, enquanto no método convencional não se detecta o ponto J de forma clara, evidente (Tabela 2).

As derivações do QRS somatório de DI apresentaram média em mV de $0,74 \pm 0,37$ no novo método, enquanto na metodologia tradicional de disposição dos eletrodos a média foi de $0,25 \pm 0,24$ ($p<0,001$). Assim, a nova metodologia de disposição dos eletrodos apresentou média em mV três vezes maior. As derivações como DII, DIII, AVF foram positivas e AVR negativo. O QRS somatório demonstrou ser maior em mV na nova metodologia ($p<0,001$) (Tabela 2).

Quanto as ondas T, ao plano frontal pelo novo método, elas apresentam polaridade positiva nas derivações DI, DII, DIII e AVF de única polaridade ($p<0,0001$) comparativamente a disposição dos eletrodos pelo método convencional, que mostra diversos valores de mVs, além de variadas polaridades como positiva, negativa e bifásica (Tabela 2).

Tabela 2. Parâmetros eletrocardiográficos obtidos no plano frontal.

Variável	Método		p
	Novo	Antigo	
DI			
P (mV)	0,15 ± 0,07	0,07 ± 0,06	<0,001
Q (mV)	0 ± 0,01	-0,15 ± 0,17	<0,001
R (mV)	0,82 ± 0,33	0,41 ± 0,24	<0,001
S (mV)	-0,08 ± 0,13	0 ± 0,01	<0,001
QRS (mV)	0,74 ± 0,37	0,25 ± 0,24	<0,001
J (mV)	0,03 ± 0,1	0 ± 0	<0,001
T (mV)	0,15 ± 0,18	-0,1 ± 0,14	<0,001
DII			
P (mV)	0,18 ± 0,07	0,18 ± 0,07	0,464
Q (mV)	0 ± 0	-0,19 ± 0,19	<0,001
R (mV)	1,6 ± 0,48	1,07 ± 0,46	<0,001
S (mV)	-0,33 ± 0,26	-0,02 ± 0,06	<0,001
QRS (mV)	1,26 ± 0,57	0,83 ± 0,53	<0,001
J (mV)	0,07 ± 0,11	0 ± 0,01	<0,001
T (mV)	0,49 ± 0,28	-0,13 ± 0,24	<0,001
DIII			
P (mV)	0,09 ± 0,03	0,13 ± 0,07	<0,001
Q (mV)	0 ± 0	-0,07 ± 0,15	<0,001
R (mV)	0,9 ± 0,36	0,73 ± 0,44	0,006
S (mV)	-0,35 ± 0,23	-0,03 ± 0,19	<0,001
QRS (mV)	0,55 ± 0,47	0,62 ± 0,47	0,198
J (mV)	0,09 ± 0,09	0 ± 0,01	<0,001
T (mV)	0,35 ± 0,2	-0,06 ± 0,21	<0,001
AVR			
P (mV)	-0,15 ± 0,08	-0,07 ± 0,1	<0,001
Q (mV)	-1,16 ± 0,35	-0,03 ± 0,17	<0,001
R (mV)	0,19 ± 0,15	0,45 ± 0,36	<0,001
S (mV)	-0,02 ± 0,16	-0,37 ± 0,51	<0,001
QRS (mV)	-0,99 ± 0,44	0,05 ± 0,72	<0,001
J (mV)	-0,03 ± 0,13	0,01 ± 0,03	0,003
T (mV)	-0,32 ± 0,2	0,08 ± 0,22	<0,001
AVL			
P (mV)	0,1 ± 0,05	0,05 ± 0,07	<0,001
Q (mV)	-0,14 ± 0,18	-0,07 ± 0,13	<0,001
R (mV)	0,35 ± 0,23	0,28 ± 0,21	0,003
S (mV)	-0,01 ± 0,05	-0,04 ± 0,13	0,006
QRS (mV)	0,2 ± 0,26	0,18 ± 0,27	0,728
J (mV)	0 ± 0,05	0 ± 0	0,406
T (mV)	-0,04 ± 0,17	-0,02 ± 0,13	0,721
AVF			
P (mV)	0,12 ± 0,04	0,15 ± 0,06	<0,001
Q (mV)	0 ± 0,01	-0,13 ± 0,15	<0,001
R (mV)	1,19 ± 0,43	0,95 ± 0,69	<0,001
S (mV)	-0,33 ± 0,24	-0,01 ± 0,19	<0,001
QRS (mV)	0,85 ± 0,5	0,79 ± 0,75	0,244
J (mV)	0,07 ± 0,09	0 ± 0	<0,001
T (mV)	0,42 ± 0,24	-0,08 ± 0,23	<0,001

Amplitude em mV, valores descritos em média e desvio padrão.

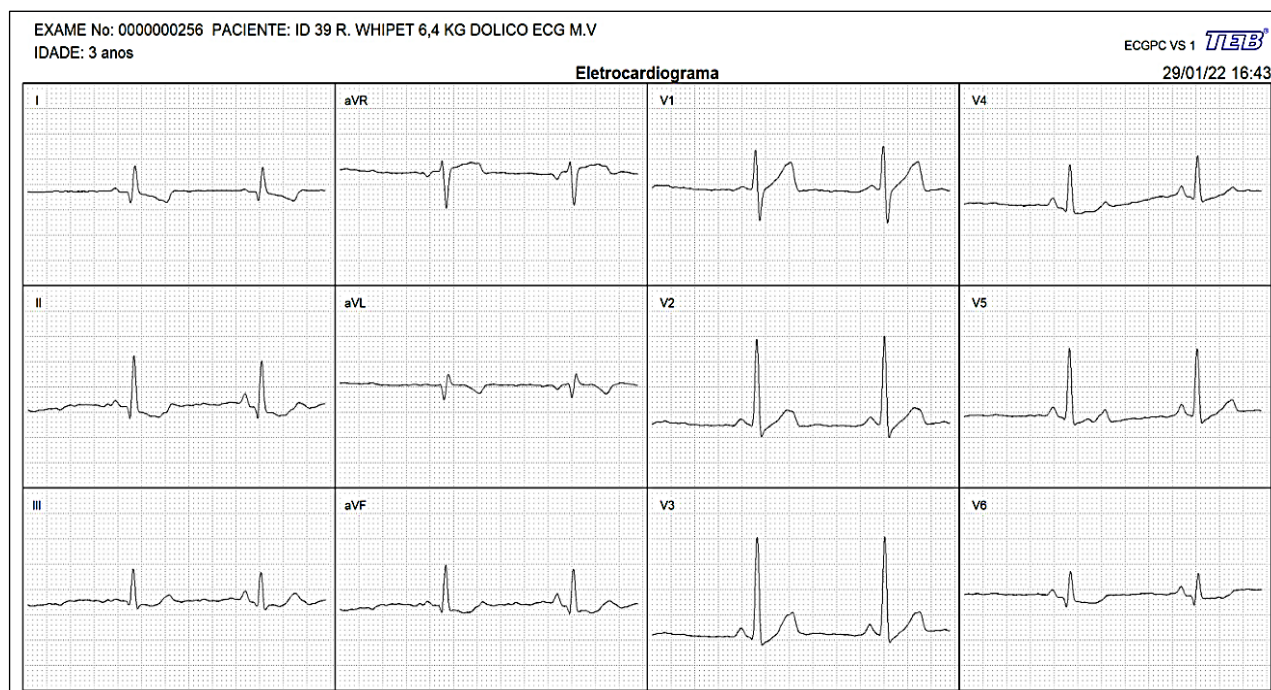
4.2. Comparação dos achados eletrocardiográficos no plano horizontal entre o novo método e o convencional

Ao plano horizontal a onda P de V1 e V2 se mostrou mais negativa pelo novo método ($p < 0,001$). Na disposição de V3 a V6 a onda P pela nova disposição dos eletrodos se apresentou positiva (Tabela 3).

Observamos pela nova metodologia que a onda Q é registrada em V6 de forma pouco expressiva enquanto na metodologia convencional registramos ondas Q de V2 a V6^{26,27} (Tabela 3).

O novo método de disposição dos eletrodos registrou em V1 e V2 ondas R de amplitude 3,5 vezes menores quando comparado ao método convencional^{26,27}. Nas derivações de V3 a V6, pelo novo método, as ondas R aumentam sua amplitude de forma progressiva, enquanto o método convencional tende a diminuir (Tabela 3), podendo ser visualizado também no ECG (Figuras 26 e 27).

Figura 26. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações



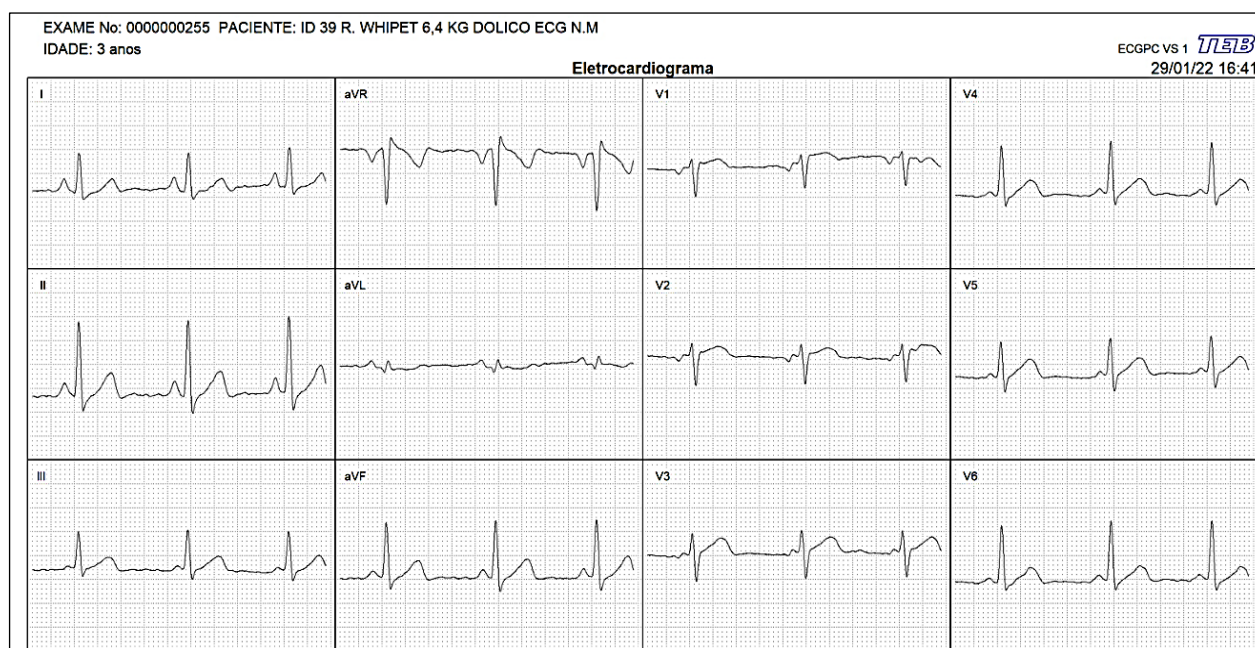
Fonte: Arquivo pessoal

Desta forma, o QRS somatório pelo novo método se apresentou mais negativo nas derivações V1 e V2, quando comparado ao método tradicional (Tabela 3).

Ao compararmos a derivação V2 pelo método convencional, o QRS somatório representa uma variação positiva maior em mV comparado ao novo método. Em V3, o QRS somatório pela nova disposição se torna positivo ($p<0,001$) como pode ser observado na Tabela 3.

De V4 a V6 a nova disposição dos eletrodos, o QRS somatório vai se tornando positivo e com maior milivoltagem ($p<0,001$). Pela disposição dos eletrodos da medicina veterinária ao plano horizontal, é possível observar que a voltagem diminui em V4, V5 e V6. As ondas do ponto J pelo novo método estão presentes de V1 a V6 com ($p<0,001$), ECG das Figuras 26 e 27.

Figura 27. Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações nova disposição dos eletrodos



Fonte: Arquivo pessoal

As ondas T de V1 a V6, pela nova disposição dos eletrodos, apresenta aspecto positivo. A onda T pela disposição dos eletrodos do método convencional no plano horizontal de V3 a V6 vai se tornando negativa.

Tabela 3. Parâmetros eletrocardiográficos obtidos no plano horizontal.

Variável	Método		p
	Novo	Antigo	
V1			
P (mV)	-0,08 ± 0,06	0,04 ± 0,08	<0,001
Q (mV)	0 ± 0	-0,02 ± 0,11	0,018
R (mV)	0,16 ± 0,13	0,57 ± 0,31	<0,001
S (mV)	-0,56 ± 0,31	-0,55 ± 0,89	0,295
QRS (mV)	-0,4 ± 0,32	-0,01 ± 1,06	<0,001
J (mV)	0,07 ± 0,08	0 ± 0,02	<0,001
T (mV)	0,11 ± 0,19	0,32 ± 0,28	<0,001
U (mV)	0 ± 0,01	0,01 ± 0,03	0,587
V2			
P (mV)	-0,03 ± 0,08	0,11 ± 0,05	<0,001
Q (mV)	0 ± 0	0,03 ± 0,19	0,175
R (mV)	0,28 ± 0,19	0,99 ± 0,5	<0,001
S (mV)	-0,44 ± 0,29	-0,24 ± 0,21	<0,001
QRS (mV)	-0,16 ± 0,34	0,78 ± 0,55	<0,001
J (mV)	0,08 ± 0,07	0,01 ± 0,03	<0,001
T (mV)	0,19 ± 0,23	0,3 ± 0,39	0,005
U (mV)	0 ± 0,02	0 ± 0,03	0,498
V3			
P (mV)	0,04 ± 0,07	0,12 ± 0,05	<0,001
Q (mV)	0 ± 0	0,01 ± 0,13	0,673
R (mV)	0,49 ± 0,25	1,09 ± 0,53	<0,001
S (mV)	-0,39 ± 0,23	-0,17 ± 0,17	<0,001
QRS (mV)	0,1 ± 0,34	0,92 ± 0,55	<0,001
J (mV)	0,09 ± 0,09	0 ± 0,01	<0,001
T (mV)	0,25 ± 0,22	0,22 ± 0,25	0,301
U (mV)	0,01 ± 0,03	0 ± 0,01	0,013
V4			
P (mV)	0,08 ± 0,04	0,13 ± 0,05	<0,001
Q (mV)	0 ± 0,01	-0,02 ± 0,11	0,008
R (mV)	0,75 ± 0,32	0,9 ± 0,49	0,005
S (mV)	-0,32 ± 0,2	-0,13 ± 0,33	<0,001
QRS (mV)	0,42 ± 0,39	0,75 ± 0,57	<0,001
J (mV)	0,07 ± 0,05	0,01 ± 0,04	<0,001
T (mV)	0,29 ± 0,21	0,14 ± 0,38	<0,001
U (mV)	0,01 ± 0,04	0,01 ± 0,04	0,628
V5			
P (mV)	0,1 ± 0,06	0,11 ± 0,06	0,006
Q (mV)	0 ± 0,01	-0,08 ± 0,22	<0,001
R (mV)	0,95 ± 0,32	0,64 ± 0,42	<0,001
S (mV)	-0,26 ± 0,17	-0,05 ± 0,09	<0,001
QRS (mV)	0,68 ± 0,39	0,51 ± 0,45	0,001
J (mV)	0,06 ± 0,06	0 ± 0,02	<0,001
T (mV)	0,36 ± 0,63	0 ± 0,24	<0,001
U (mV)	0 ± 0,02	0 ± 0,02	0,705
V6			
P (mV)	0,09 ± 0,03	0,11 ± 0,05	0,005
Q (mV)	0,01 ± 0,13	-0,21 ± 0,21	<0,001
R (mV)	0,98 ± 0,35	0,47 ± 0,36	<0,001
S (mV)	-0,19 ± 0,21	-0,04 ± 0,11	<0,001
QRS (mV)	0,81 ± 0,39	0,22 ± 0,43	<0,001
J (mV)	0,03 ± 0,05	0 ± 0,01	<0,001
T (mV)	0,26 ± 0,19	-0,08 ± 0,19	<0,001
U (mV)	0 ± 0,01	0 ± 0,01	>0,999

Amplitude em mV, valores descritos em média e desvio padrão.

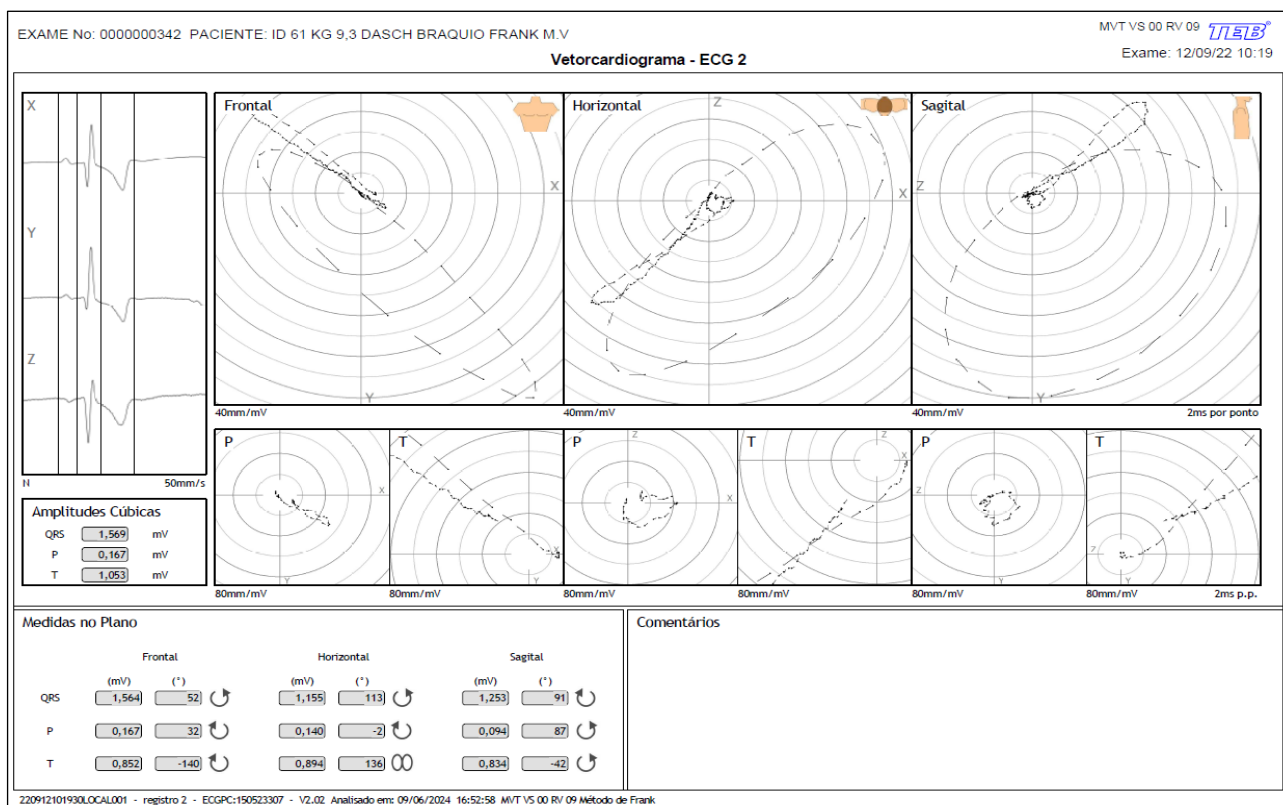
4.3. – Comparação dos achados vetorcardiográficos no plano frontal entre o novo método e o convencional

A alça vetorcardiográfica da onda P pelo novo método, apresenta angulação média de $3,5 \pm 37,3^\circ$ graus, enquanto o método convencional que ocorre em uma variação ampla em graus de $41,9 \pm 49,2^\circ$.

O eixo da alça do QRS em graus pela nova disposição dos eletrodos, apresentou média de $30,1 \pm 24,2^\circ$ enquanto o da medicina veterinária tradicional coloca o eixo da alça do QRS em graus pelo VCG com média de $22,4^\circ \pm 72,1^\circ$, mostrando uma variação de 35%.

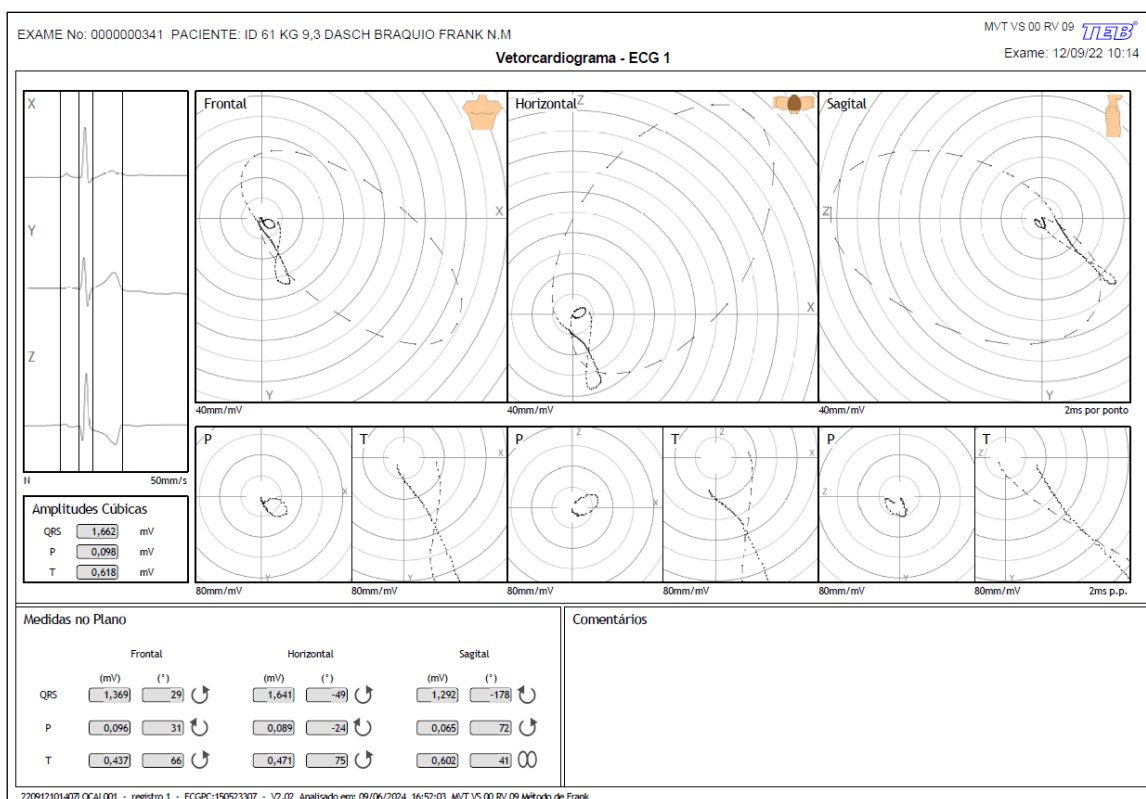
A alça T no plano frontal, pelo novo método, apresenta diferença de 44% em relação ao método convencional ($p < 0,001$), enquanto a alça do VCG pela nova disposição foi de $53,6^\circ \pm 46,5^\circ$ enquanto que na convencional resultou em média de $-95,2^\circ \pm 110,1^\circ$ (Tabela 4). A apresentação destas alças vetorcardiográficas podem ser observadas nas Figuras 28 e 29.

Figura 28. Vetorcardiograma sistema Frank Medicina Veterinária



Fonte: Arquivo pessoal

Figura 29. Vetorcardiograma sistema Frank novo método



Fonte: Arquivo pessoal

4.4. – Comparação dos achados vetorcardiográficos no plano horizontal entre o novo método e o convencional

O grau de localização da alça de P foi de, em média, $-29,6 \pm 36,8^\circ$ pela nova disposição dos eletrodos, enquanto pela colocação convencional apresentou média de $42,9 \pm 51,0^\circ$, uma diferença de 31%.

Pelo método convencional da disposição dos eletrodos, a alça vetorcardiográfica do QRS apresentou média de $69,4 \pm 56,7^\circ$, enquanto a média da nova disposição foi de $-20,4 \pm 26,8^\circ$, representando uma diferença maior que 70%.

A alça de T pelo novo método de colocação dos eletrodos está em torno de $45,1 \pm 108,5^\circ$. Em contrapartida, pela colocação dos eletrodos pelo método convencional, observou-se uma variação ampla de em média $121,2 \pm 34,6^\circ$, uma diferença de 62%.

Ao plano sagital, os complexos P, QRS, T pela nova metodologia de disposição dos eletrodos demonstra ser concordante ao plano frontal e horizontal. Enquanto, na metodologia convencional ocorre discordância principalmente da alça T, que está negativa ($-23,6 \pm 26^\circ$) (Tabela 4) e (Figuras 28 e 29)

Tabela 4. Parâmetros obtidos das alças do VCG

Variável	Método		p
	Novo	Antigo	
Medidas Cúbicas-Espaciais			
P (mV)	0,18 ± 0,07	0,19 ± 0,07	0,029
QRS (mV)	1,32 ± 0,48	1,34 ± 0,42	0,648
T (mV)	0,49 ± 0,23	0,69 ± 0,32	<0,001
Graus (°)	51 ± 39,6	86,8 ± 55,7	<0,001
Frontal			
P (mV)	0,16 ± 0,12	0,18 ± 0,07	<0,001
P Graus (°)	3,5 ± 37,3	41,9 ± 49,2	<0,001
QRS (mV)	1,24 ± 0,45	1,14 ± 0,48	0,028
QRS Graus (°)	30,1 ± 24,2	22,4 ± 72,1	0,024
T (mV)	0,43 ± 0,22	0,52 ± 0,33	0,006
T Graus (°)	53,6 ± 46,5	-95,2 ± 110,1	<0,001
Horizontal			
P (mV)	0,18 ± 0,13	0,14 ± 0,05	<0,001
P Graus (°)	-29,6 ± 36,8	42,9 ± 51	<0,001
QRS (mV)	1,12 ± 0,44	1,17 ± 0,37	0,291
QRS Graus (°)	-20,4 ± 26,8	69,4 ± 56,7	<0,001
T (mV)	0,35 ± 0,2	0,64 ± 0,3	<0,001
T Graus (°)	45,1 ± 108,5	121,2 ± 34,6	<0,001
Sagital			
P (mV)	0,12 ± 0,06	0,16 ± 0,06	<0,001
P Graus (°)	31,1 ± 137,3	64,4 ± 38,4	0,176
QRS (mV)	0,88 ± 0,36	17,95 ± 159,9	<0,001
QRS Graus (°)	43,8 ± 115,4	32,3 ± 45,6	0,228
T (mV)	0,41 ± 0,2	0,55 ± 0,26	<0,001
T Graus (°)	59,8 ± 40,1	-23,6 ± 26	<0,001

Amplitude em mV e graus, valores descritos em média e desvio padrão

Na Tabela 5, tem-se que, no plano frontal as alças VCG de (P) e (T) apresentaram estatisticamente significantes entre os métodos ($p < 0,001$ e $p = 0,005$ respectivamente), sendo observado um número maior de alça P, aumentou com rotação horária, e na alça T houve um aumento da rotação anti-horária com o novo método. Já no plano horizontal, houve associação estatisticamente significativa entre os métodos para a alça P ($p = 0,029$), aumentando a frequência na rotação anti-horária no novo método.

Tabela 5. Rotação das alças do VCG.

Variável	Método		p
	Novo	Antigo	
Frontal			
Alça (P)			<0,001
Horário	79 (87,8%)	49 (54,4%)	
Anti-horário	5 (5,6%)	32 (35,6%)	
Em 8	6 (6,7%)	9 (10%)	
Alça (QRS)			0,162
Horário	1 (1,1%)	15 (16,7%)	
Anti-horário	89 (98,9%)	68 (75,6%)	
Em 8	0 (0%)	7 (7,8%)	
Alça (T)			0,005
Horário	12 (13,3%)	32 (35,6%)	
Anti-horário	70 (77,8%)	51 (56,7%)	
Em 8	8 (8,9%)	7 (7,8%)	
Horizontal			
Alça (P)			0,029
Horário	73 (81,1%)	86 (95,6%)	
Anti-horário	11 (12,2%)	0 (0%)	
Em 8	6 (6,7%)	4 (4,4%)	
Alça (QRS)			0,083
Horário	0 (0%)	3 (3,3%)	
Anti-horário	90 (100%)	87 (96,7%)	
Em 8	0 (0%)	0 (0%)	
Alça (T)			0,353
Horário	10 (11,1%)	8 (8,9%)	
Anti-horário	73 (81,1%)	72 (80%)	
Em 8	7 (7,8%)	10 (11,1%)	
Sagital			
Alça (P)			0,131
Horário	11 (12,2%)	3 (3,3%)	
Anti-horário	72 (80%)	80 (88,9%)	
Em 8	7 (7,8%)	7 (7,8%)	
Alça (QRS)			0,739
Horário	86 (95,6%)	88 (97,8%)	
Anti-horário	4 (4,4%)	1 (1,1%)	
Em 8	0 (0%)	1 (1,1%)	
Alça (T)			0,886
Horário	71 (78,9%)	73 (81,1%)	
Anti-horário	12 (13,3%)	9 (10%)	
Em 8	7 (7,8%)	8 (8,9%)	

Comportamento em percentual da rotação das alças nos planos frontal, horizontal e sagital

5. DISCUSSÃO

O novo método propõe uma nova distribuição de posicionamento dos eletrodos no tórax de cães para análise da eletrovetorcardiográfica. Diferente dos muitos métodos apresentados até a atualidade, esta não é mais uma forma adaptada de avaliar ECG e VCG em cães, mas uma metodologia que respeita os princípios de Waller, Einthoven, Frank e toda a anatomia dos planos e eixos, bem como toda a eletrofisiologia cardíaca canina.

Desta forma é possível depreender que, mesmo o coração do cão estando de forma espacial no centro do triângulo, a referência do que é direito e esquerdo não é respeitado devido implantação da disposição dos eletrodos do bípede em um quadrúpede. Assim, o método convencional é uma adaptação da cardiologia humana para a colocação dos eletrodos nos membros e tórax dos cães, não levando em consideração a conformação anatômica e a eletrofisiologia do coração da espécie canina.

Os autores Detweiler et al⁸, Kraus²⁵, Takahashi⁹, Hill^{6,11}, e Santilli et al.,^{26,27,28} perceberam que a colocação dos eletrodos nos membros enxerga as ondas P, QRS e T gerados pelo coração através das derivações ao plano frontal de diversos formatos. Esta disposição poderia levar a aspectos patológicos em animais saudáveis. Entretanto, os autores^{8-11,27,28} consideram normais os formatos, como ondas P de várias morfologias, Q com voltagens profundas, complexos QRS se alternando em voltagens, segmentos ST e ondas T com vários formatos, positivas, isoeletricas e negativas, todas estas oscilações se alternando no mesmo traçado eletrocardiográfico do mesmo cão.

Foram criadas várias formas para obter o entendimento sobre a despolarização e repolarização do coração em cães. O método convencional proposto e aceito pelos pesquisadores Detweiler et al⁸, Kraus²⁵, Takahashi⁹, Hill^{6,11}, Santilli et al.,^{26,27,28}, entre outros até os dias de hoje, sofre variação ampla e significativa da captação de atividade elétrica, dificultando a distinção da visualização do que seria ventrículo direito e ventrículo esquerdo, em relação à posição quadrúpede e a morfologia torácica dos cães.

Baseado em corações de cães saudáveis, os autores Tilley⁴⁵, Feitosa⁴⁶ e Ettinger⁴⁷ determinaram em seus estudos que o eixo elétrico médio do QRS no plano frontal possa estar entre 40° e 100°, mas Catcott⁴⁸ discorre em seu estudo que o eixo tem variação de 0 a 104°.

É consenso em diversos trabalhos^{6-11,26-28,45-49}, que se o eixo elétrico médio estiver além de -40°, sugere sobrecarga ventricular esquerda, em virtude da rotação do eixo elétrico. Ao passo que o autor Fillipi⁴⁹, faz uma observação interessante e importante, que para esta avaliação deve-se usar o vetorcardiograma, por ser mais preciso para essas informações.

Também é consenso e motivo de estudo até os dias de hoje ^{6-10,26,27,28,47,49} que as conformações torácicas (braquiomórfica, mesomórfica e dolocomórfica) dos cães influenciam no eixo elétrico médio do QRS e onda P e T. Desta forma, em seu estudo os pesquisadores Ettinger e Suttet ⁴⁷ mencionam que os cães com o tórax estreito apresentam eixo acima de 90°, cães de tórax largo o eixo se encontra menor que 90°, e tórax intermediário apresenta o eixo abaixo dos 90°. A metodologia de arranjo dos eletrodos pelo método convencional, a depender da morfologia do tórax, obtém-se resultados diferentes e de magnitudes de achados eletrocardiográficos. Pela análise dos dados obtida pelo estudo atual, com a nova disposição dos eletrodos, não observamos diferença entre as conformações torácicas. Esta nova disposição dos eletrodos mostra uma outra realidade, isto porque esse novo método à disposição dos eletrodos é o método correto para a análise eletrovectrocardiográfica.

A nova disposição dos eletrodos por meio da eletrovectrocardiografia segue a premissa dos princípios de Waller, Einthoven e Frank^{2,3,4,5}. A disposição dos eletrodos ao plano frontal, pelo novo método, coloca o coração no centro do triângulo de Einthoven.

Inúmeros estudos anteriores são obtidos muitas variações das ondas (P negativo/positivo QRS positivo/negativos e ondas T com polaridade negativo/positivo e bifásica) e com a nova disposição dos eletrodos a polaridade das ondas obtidas P QRS e T com o novo método, são mais condizentes com a origem do fenômeno.

De acordo com Santilli^{26,27}, a ativação atrial apresenta um vetor com eixo superior para inferior, depois de anterior para posterior, da direita para a esquerda, o que determina ondas P com polaridade positiva nas derivações inferiores DII, DIII e AVF. Ainda, de acordo com o autor, como a direção do vetor é quase paralela à direção da derivação DII, a derivação DI não enxergaria a atividade elétrica devido o vetor estar na perpendicular à derivação DI. O triângulo de Einthoven deveria projetar os vetores na posição vertical, porém ele processa de forma horizontal, pelos eletrodos estarem nos membros, e isso inverte a captação da atividade elétrica, apresentando pouca visualização pela derivação DI.

Pelo novo método nas derivações do plano frontal, a onda P mostrou-se duas vezes maior em AVL e três vezes maior em DI, quando comparado ao método de Santilli. A alça vetocardiografiográfica da onda P no plano frontal, o eixo elétrico apresentou angulação em média de $3,5 \pm 37,3^\circ$ graus; o que comprova a melhor visualização da onda P pela nova metodologia de disposição dos eletrodos.

Devido a variação do eixo elétrico podendo estar de $-33,8$ a $37,3^\circ$, comparativamente a metodologia de colocação dos eletrodos pela método convencional que ocorre em uma variação ampla em graus, sendo de $41,9 \pm 49,2^\circ$. Este achado indica segundo Borgarelli, Bussadori e Santilli⁶⁴ que o eixo elétrico deve estar de -18 a 90° . Desta forma, ele determina que na derivação DI a polaridade da onda P possa ser positiva, difásica ou até mesmo isodifásica e nas derivações de AVR e AVL, ela assume polaridade negativa. Este achado dificultaria a interpretação do eletrocardiograma, uma vez que para que o ritmo seja dado como sinusal é preciso que a onda P seja positiva como determina Pastore,^{21,35}. No novo método as derivações DI, DII e AVF apresentaram ondas P positivas ($p < 0,0001$), respeitando a eletrofisiologia e eletrovetorcardiográfica.

Foi observado que as derivações que avaliam a parede lateral esquerda do coração como DI apresentou-se duas vezes maior em milivolts comparativamente ao método convencional. Na derivação AVL a onda R demonstrou aumento da amplitude em média de $0,35 \pm 0,23$ mV, quando comparado ao proposto pela pelo método convencional que é foi $0,28 \pm 0,21$ mV. As derivações do plano horizontal como V5 ($0,68 \pm 0,39$ mV) e V6 ($0,81 \pm 0,39$

mV), pela nova disposição dos eletrodos, mostrou ser de maior evidência em suas milivoltagens ($p < 0,0001$), quando comparada a metodologia convencional²⁷.

De acordo com Santilli²⁷ o primeiro vetor do septo interventricular tem orientação inferior para superior e da esquerda para a direita no plano frontal. Em 80% dos cães o eixo elétrico médio mostrou neste estudo estar entre $+40$ a $+100^\circ$ (seguindo o método que estamos denominando como convencional), a atividade elétrica vista pelas derivações DI, DII, DIII e AVF registraram a deflexão negativa como onda Q.

Nossos achados, com a disposição dos eletrodos pelo método convencional, corroboram com os resultados citados acima nas derivações DI, DII, DIII e AVF onde observamos ondas Q que surgem em DI com média de $-0,15 \pm 0,17$, DII $-0,19 \pm 0,19$, DIII $-0,07 \pm 0,15$ e AVF $-0,13 \pm 0,15$ mV.

Assim, observamos em nosso estudo, que os cães que realizaram o eletrocardiograma pelo método convencional apresentaram, em grande parte, a expressão do fenômeno de uma onda negativa seguida de onda positiva terminal configurando padrão QR na parede inferior representadas por DII, DIII e AVF. Ao vetorcardiograma, a alça do QRS ela sai para cima, a direita valorizando muito a direita do VD, representando ao ECG ondas Q. posteriormente a alça roda nas derivações DII, DIII, AVF ondas R e termina na porção basal. O início da repolarização, também tem direção a direita e para cima, configurando ondas T negativas nas derivações inferiores.

A presença de ondas Q, na cardiologia da medicina humana, são consideradas patológicas, que a luz da eletrofisiologia e eletrovetrocardiografia são representadas por uma área eletricamente inativa^{1,21,40}. Assim, os vetores iniciais e médios da ativação ventricular tem orientação de forma oposta, dirigindo-se para cima, algo em torno de -90° graus, como que se houvesse distanciamento da região necrosada, inscrevendo ondas Q profunda em DII, DIII e AVF (derivações cujo o eletrodo explorador positivo está situado inferiormente, avaliando a parede inferior do coração)^{40,65}.

Tal distúrbio, com desbalanço eletrolítico e metabólico do tecido leva a ocorrência de necrose^{40,65}. De acordo com Samesima, et al⁵¹ e Pastore, et al⁵².

a presença de ondas Q, na parede inferior composta por DII, DIII e AVF, representam uma área elétrica inativa relacionando-se com uma zona de necrose. Comparativamente pelo novo método, com a nova disposição dos eletrodos, a derivação DI apresenta médias $-0 \pm 0,01$, DII 0 ± 0 , DIII 0 ± 0 e AVF $-0,01 \pm 0,01$, em que não se detecta o fenômeno de aparecimento de ondas Q na parede inferior ($p < 0,0001$).

O autor Santilli^{26,27}, em seus trabalhos mais recentes, comenta sobre sistema de derivações ortogonais e vetorcardiograma, porém, não foi observado a sua aplicabilidade para a determinação dos respectivos vetores ao plano frontal e nem tão pouco ao plano horizontal. Este trabalho pela nova disposição dos eletrodos, além do eletrocardiograma de 12 derivações, demonstra por meio da vetorcardiografia que o eixo elétrico do QRS em graus, apresenta média de $30,1 \pm 24,2^\circ$, enquanto o formato de disposição dos eletrodos do método convencional coloca o eixo do QRS em graus pelo VCG com média de $22,4 \pm 72,1^\circ$.

Podemos explicar que os resultados pela nova disposição dos eletrodos se devem ao fato de o coração do cão estar no centro do triângulo de Einthoven, e que pela alça do VCG pelo sistema Frank, a ativação septal se dá paralelamente a AVF, DII e DIII, não registrando ondas Q.

De acordo com Samesima⁵¹ e Pastore⁵⁰⁻⁵³, o plano frontal se registra ondas S em DI, DII, DIII e AVF. Corroborando estes fatos, as ondas S estão presentes pela nova disposição dos eletrodos nas derivações DI, DII, DIII, e AVF, além de serem registradas, foram de maior negatividade em nosso trabalho, as ondas S também esteve presentes na maioria dos cães nas derivações DII, DIII, AVF, V6 e AVR com o surgimento de atraso final de condução (AFC) .

Podemos explicar e até mesmo inferir que o AFC, ocorre quando o ventrículo direito tem despolarização lenificada além do normal, mas sem ter bloqueio do ramo direito e as forças não são opostas as do ventrículo esquerdo.

Desta forma o surgimento destas ondas ao ECG de 12 derivações ocorre pelos bloqueios divisionais do ramo direito ou que possa existir uma região mais pobre de fibras de purkinje na via de saída do VD^{1,40,50-58}.

Nesta situação a S de DII é maior que o S de DIII, devido as forças terminais de ativação serem opostas a esta derivação. Estes cães além de terem idade menor que 5 anos, são todos normais a luz do ecocardiograma³⁸, e tal manifestação, pode ser uma variante da normalidade, ou um fenômeno benigno caracterizando atraso final de condução. Este achado refere-se a uma velocidade mais lenta do estímulo pelo ramo direito, mas não lento o suficiente para ser designado bloqueio do ramo direito, ou seja, um retardo normal considerado em grande parte da população canina deste estudo, com atraso do ramo direito^{1,40,50-57}.

O atraso final de condução, a expressão do fenômeno, se dá inferiormente. De acordo com Pastore³⁵, Samesima⁵¹ e demais autores⁵²⁻⁵⁷, é preciso que haja ondas R em DII maior que em DIII ou igual em AVF, Rr' em AVR e onda S empastadas em DI e V6.

O método de disposição dos eletrodos proposto pela medicina veterinária, no qual é irrisória a voltagem das ondas S no plano frontal, é mais um dos motivos que mostra pela disposição dos eletrodos na medicina veterinária atual, não é possível enxergar o que é direito ou esquerdo.

As ondas S e o ponto J nas derivações de DI, DII, DIII, e AVF além de serem registradas pela nova metodologia de disposição dos eletrodos, são de maior negatividade, diferentemente ao método de disposição dos eletrodos proposto pelo método convencional. De acordo com Santilli²⁷ e colaboradores, o ponto J em cães ainda não está bem compreendida, e em uma raça específica de cão Petit Griffon Vendéen, relata que a incidência do J é alta.

O ponto J deve estar nivelado com o segmento PR. Tolerando uma variação para cima ou para baixo entre 0,5 a 1 mm de amplitude⁵¹ pela nova disposição dos eletrodos o ponto J se torna mais evidente e claro a expressão de seu surgimento ao final do QRS, e que demonstrou ser maior em mV, quando comparado ao método convencional, onde não se detecta o ponto J. E estes cães, não apresentaram alterações do ventrículo direito ao ecocardiograma³⁵.

A forma pela qual Santilli^{27,28} sinaliza que o primeiro vetor tem orientação a AVR, inscreve ondas R, porém, torna-se confuso esta observação, devido este mesmo autor salientar que a atividade septal se dá inferior para superior e da

esquerda para a direita. Em virtude de gerarem ondas R em DII, DIII, e AVF o mesmo vetor visto em derivações AVR e AVL capta a atividade elétrica da onda S profundas.

A forma pela qual os eletrodos são dispostos, pela forma adaptativa da medicina humana para método convencional, aponta uma inversão vetorial, com registros de ondas P negativas e ondas R positivas, seguida de ondas S, porém com onda T de caráter positiva, discordante a P e QRS.

É possível observar também as ondas T presentes nas derivações DI, DII, DIII e AVF de forma negativa pelo método convencional. Enquanto para a nova disposição dos eletrodos, a repolarização ventricular representada pela onda T, demonstrou-se de forma positiva nas derivações DI, DII, DIII e AVF nos 90 cães.

Apesar de Santilli e colaboradores^{26,27,28} considerarem que a onda T nos cães tem diversas formas de polaridade, sendo positivas, negativas e bifásicas, em seus trabalhos mais recente, estes autores sinalizam que a forma pela qual o coração está dentro do tórax para as diferentes morfologias torácicas podem ser a causa dessa vasta variação de polaridade. Assim, quando obtidas pelo método convencional são hipóteses onde não há um consenso. Tal fato não ocorreu no novo posicionamento, porque gerou uma análise fidedigna da ativação elétrica cardíaca que não é influenciada pela diferença morfológica do tórax.

Segundo os pesquisadores Detweiler et al⁸, Krau²⁵, Takahashi⁹, Hill^{6,10}, Santilli^{27,28}, ondas T negativas, são consideradas normais para os cães. Porém, este evento para o homem não deve ocorrer, uma vez que tal fenômeno caracteriza situações de dano isquêmico miocárdico¹⁶.

Os autores Bloch, Winston, Busch, Lewis e Tren¹⁴ demonstraram que a característica das ondas/alças de T negativa para o cão seria normal, ao visualizarem a alça vetorcardiográfica da onda T em sentido oposto ao QRS. Entretanto, utilizaram análises metodológicas de vetocardiograma consideradas equivocadas para a espécie, realizando apenas o plano frontal e sagital.

Com a nova disposição dos eletrodos que propomos, as ocorrências relacionadas às ondas T não foram identificadas. A análise mostrou que traçados eletrovetercardiográficos das ondas/alças de T ao plano frontal e

horizontal obtiveram uma forma homogênea e eletrovetorcardiograficamente equilibrada em relação às morfologias e voltagens do método convencional.

O estudo realizado por Antzelevitch e colaboradores^{59,60,61} demonstra experimentalmente em corações de cães que existe um processo eletrofisiológico a ser respeitado na fase de repolarização. O coração ao se ativar terá uma sequência: átrios, septo interventricular, as paredes livres e, por fim, a base. A repolarização também segue esta sequência.

Assim, pode-se entender a repolarização ventricular como somatório de todos os potenciais de ação dos miócitos ventriculares, repolarizando três camadas, primeiramente o epicárdio, passando pelo endocárdio e, por último, as células M, o que caracteriza eletrofisiologicamente a onda T positiva e de aspecto assimétrico, sendo assim considerada normal^{1,35,40,59,60}. Em um evento isquêmico ou alteração ventricular, a onda T configuraria formato negativo, devido à alteração de toda essa sequência de repolarização destas camadas⁵⁹

De acordo com Antzelevitch tanto no homem quanto nos cães, entre as camadas do miocárdio existe um tempo normal considerado dispersão espacial da repolarização. Formando e gerando a dispersão transmural, transeptal e ápico-basal da repolarização, criando gradientes de voltagem responsáveis por produzir a onda J e a onda T do eletrocardiograma de forma fisiológica^{59,60,61}. O Achado Antzelevitch ele é oposto ao que se considera normal pelo método convencional da eletrocardiografia da medicina veterinária em cães.

Pelo novo método, as ondas T inscreveram-se de caráter positivas em todos os 90 animais e nas diversas conformações de tórax, ou seja, mantiveram um padrão de positividade explicado pela eletrofisiologia das camadas endocárdio, epicárdio e células M, por meio da eletrovetorcardiografia, assim como demonstrou Antzelevitch⁵⁹. Visto que a metodologia antiga, pela disposição dos eletrodos distorce todo o processo da repolarização.

Em nosso estudo, por termos uma população de cães normais, não existe coerência ao registrar ondas/alças T negativa ao ECG/VCG em cães que apresentam a função sistó-diastólica normal pelo ecocardiograma^{37,38,39}.

A onda T negativa em seres humanos é um achado patológico, independente da origem, configura patologia. Não é admissível no ser humano que em seu eletrocardiograma com ondas T negativas ser considerado normal, não existe! Esta representação ao plano frontal e horizontal, além de representar

uma alteração importante da repolarização, pode até mesmo sinalizar a fase aguda de um infarto. Não há entendimento nem consenso nesses estudos ^{6-10,25,27,28,49} sobre a colocação dos eletrodos nos membros e regiões do tórax pelo método convencional, de tal forma que os eletrodos captariam atividade elétrica invertida de todos os vetores.

De acordo com os autores Pastore, et al³⁵; e Samesima, et al⁵¹, a onda T é positiva pela nova disposição dos eletrodos, nas derivações do plano frontal e horizontal e principalmente as derivações que enxergam a lateral esquerda do VE. Isto ocorreu em nosso trabalho, mas sendo o oposto descrito pela metodologia convencional da veterinária.

No plano horizontal com a disposição dos eletrodos sugerida pelo método novo, foi possível caracterizar a orientação e sentido da atividade elétrica dos átrios e ventrículos, bem como a repolarização dos ventrículos de maneira racional e eletrofisiológica. A alça do VCG da onda P é a menor alça vetorcardiográfica e suas forças iniciais correspondem ao átrio direito tendo orientação anterior, inferior (ventral) e discretamente para a esquerda (caudal) no PF e no PH com uma parte inicial pequena anterior e um componente tardio posterior.

A alça VCG do QRS é a composição de todos os vetores instantâneos da ativação ventricular. No plano frontal, destaca a ativação septal ocorrida sempre na porção superior e à direita do plano, iniciando-se pelo seu lado direito (em relação ao VD) e seguindo à esquerda e para baixo (ventral). Ao plano horizontal, a ativação septal ocorre sempre na porção anterior, iniciando pelo seu lado direito em direção à esquerda (caudal esquerdo).

Isto se dá em acordo com a noção anatômica do coração canino – no plano horizontal, o ventrículo esquerdo, de maior massa e, conseqüentemente, maior deflexão no ECG, situa-se posteriormente ao ventrículo direito. E a alça VCG tem maior magnitude, de aspecto ovoide ou arredondado e sentido de rotação anti-horária. A ativação das paredes livres se mantém à esquerda, com um claro predomínio da localização da alça na parte posterior.

A alça da onda T, pela nova metodologia, apresenta de forma elíptica ou alongada, sendo seu ramo eferente bem mais lento que o ramo aferente. E o

vetor máximo tem orientação inferior e para a esquerda, sendo a orientação para frente, com rotação da alça acompanhando a do QRS, ou seja, é anti-horária no plano horizontal, horária no plano sagital e variável no plano frontal.

A nova disposição dos eletrodos demonstra uma média menor de $(-0,4 \pm 0,32\text{mV})$ em V1 com $p < 0,001$, quando comparado a colocação dos eletrodos pela medicina veterinária que apresenta uma média em V1 de $(-0,01 \pm 1,06\text{ mV})$ ^{26,27}. O QRS somatório pelo novo método representa ser mais negativo nas derivações V1.

E a onda T de V1 pela nova disposição apresenta média $(0,11 \pm 0,19)$ $p < 0,001$, enquanto a onda T, a amplitude pelo método convencional tem média $(0,32 \pm 0,28)$. A derivação V6 com nova disposição dos eletrodos demonstra uma média do QRS somatório $(0,81 \pm 0,39\text{mV})$ $p < 0,001$. Já no método convencional $(0,22 \pm 0,43)$. E a onda T desta mesma derivação pela nova disposição dos eletrodos demonstra de característica positiva com média $(0,26 \pm 0,19)$ $p < 0,001$ e no método convencional de aspecto negativo $(-0,08 \pm 0,19)$ ^{26,27}.

De acordo com Santilli^{26,27} as derivações precordiais esquerdas estão corretamente posicionadas e refletem a despolarização ventricular normal. Ele sinaliza que alterações na amplitude da onda R do plano horizontal, particularmente com uma diminuição na amplitude entre as derivações V5 e V6, seria o resultado de um efeito atenuante dos pulmões ou pela posição mais dorsal de V6 no tórax, em relação a V5.

O novo método de disposição dos eletrodos ao plano horizontal demonstra uma melhor clareza, fácil entendimento e, além disto, mostrando o fisiológico que as ondas R progridem, crescem V1 a V6 e as ondas S vão diminuindo de V1 a V6. Onde V1 e V2 enxergam a ativação do VD, V3 e V4, a passagem pelo o septo interventricular e por fim, V5 e V6 a parede livre do ventrículo esquerdo, diferente ao método convencional as ondas R diminuem de V4 a V6.

Além disso, amplitude da onda R nas derivações dos membros e precordiais, tiveram menor tamanho para o grupo braquiomórfico. A explicação que o pesquisador^{26,27} propõe, é de que a voltagem do potencial elétrico

registrado pelos eletrodos precordiais depende da direção e magnitude do vetor cardíaco resultante gerado do epicárdio para a superfície do corpo.

Desta forma Santilli e colaboradores²⁶ observaram que nos cães braquimórficos existe uma distância que foi estipulada por eles, uma distância maior do coração à parede torácica do que cães mesomórficos e dolicomórficos, provavelmente devido ao seu formato torácico bastante redondo e à propensão desses cães a ter mais gordura corporal do que cães de outra morfologia torácica. Essas características, em conjunto com um eixo elétrico razoavelmente horizontal no plano frontal, podem induzir uma baixa amplitude do QRS no ECG de superfície.

De V4 a V6, pelo novo método, não se observou estas variações quanto a morfologia torácica, peso, sexo, raça ou altura. Com a nova disposição dos eletrodos, apesar das diferentes morfologias torácicas, o padrão foi mantido, onde QRS somatório se mostrou, além de positivo, com maior amplitude V4 ($0,42 \pm 0,39$ mV), V5 ($0,68 \pm 0,39$ mV) e V6 ($0,81 \pm 0,39$ mV), ou seja, V5 e V6 apresentou melhor clareza em enxergar a lateral esquerda do VE.

Ao inverso das várias metodologias que fazem adaptação dos eletrodos do bípede para o quadrupede, a colocação dos eletrodos no plano que deveria ser horizontal, é vertical! A ativação, o sentido é de frente para trás da direita para esquerda, e a disposição de eletrodos pelo método convencional capta o estímulo elétrico indo de frente para trás, mas com a observação em um mesmo ponto mudando apenas a altura. Desta forma observação do fenômeno elétrico fica perpendicular, ao caminho elétrico da ativação.

Assim, a posição dos eletrodos pelo método convencional de forma vertical, aplicado as várias morfologias de tórax, claramente são diferentes obtém-se então resultados distintos. Entretanto pela nova disposição dos eletrodos, seguindo a ativação elétrica no sentido crânio-caudal (direita/esquerda), a conformação do tórax não influencia, independentemente de ser (braquiocefálico, mesocefálico ou dolicocefálico).

Isto corrobora a impropriedade eletrovetorcardiográfica da metodologia convencional e método de Santilli e colaboradores^{26,27}, por manifestar a ocorrência de baixa voltagem das derivações de V5 e V6 com média do QRS

somatório de $0,22 \pm 0,43$ mV, uma representação ínfima do ponto de vista de voltagem, levando em consideração a massa miocárdica com média do VE de 241,2 g.⁶⁸

Pelo novo método, que seguiu o sistema Frank, foi possível ter uma excelente compressão da orientação espacial dos vetores em relação à anatomia do coração canino dentro do tórax, por meio dos novos planos e eixos configurando ortogonalidade.

É possível criar a representação da atividade elétrica espacial pela direção e a amplitude das ondas de despolarização atrial e ventricular, que é um processo que descreve um infinito da sucessão de vários vetores que são necessários para dar módulo, sentido e direção à atividade elétrica^{1,33,40,62}.

Nesta discussão ficou evidente que a nova metodologia de distribuição de eletrodos proposta pelo autor, baseada nos princípios consagrados pelos desenvolvedores do ECG/VCG, coloca o coração dentro do tórax, na sua posição anatômica.

Não há dúvida que ao se conseguir traçados de ECG e VCG muito semelhantes a ativação elétrica dos humanos, a comparação com os padrões já consagrados nos favorece e evita padrões questionáveis do fenômeno elétrico.

Nas comparações entre os dois métodos foi possível criar um padrão ECG/VCG que respeitou a eletrofisiológica do coração e facilitou os conhecimentos vetoriais do processo.

A nossa proposta visa criar uma nova discussão de como o ECG/VCG nos cães pode mostrar mais informações no campo das voltagens das câmaras Esquerda/Direita, nos bloqueios tronculares e divisionais, e nas áreas eletricamente inativas. Isso reforça que o método novo de disposição dos eletrodos, diferentemente do convencional que utiliza o eletrocardiograma como ferramenta para identificar ritmo ou arritmias cardíacas, problemas no ritmo. O novo método possibilita a análise de doenças cardíacas em cães.

Os resultados da vetorcardiografia, sequenciando a atividade elétrica pelas câmaras do coração, pode facilitar os diagnósticos discutidos.

Já sabemos que as comorbidades, doenças e condições que afetam seres humanos, também afetam cães, com apresentação clínica e fenotípica semelhante. A eletrovetorcardiografia pela nova disposição dos eletrodos pode ser ferramenta para diagnóstico precoce e triagem na cardiologia da medicina

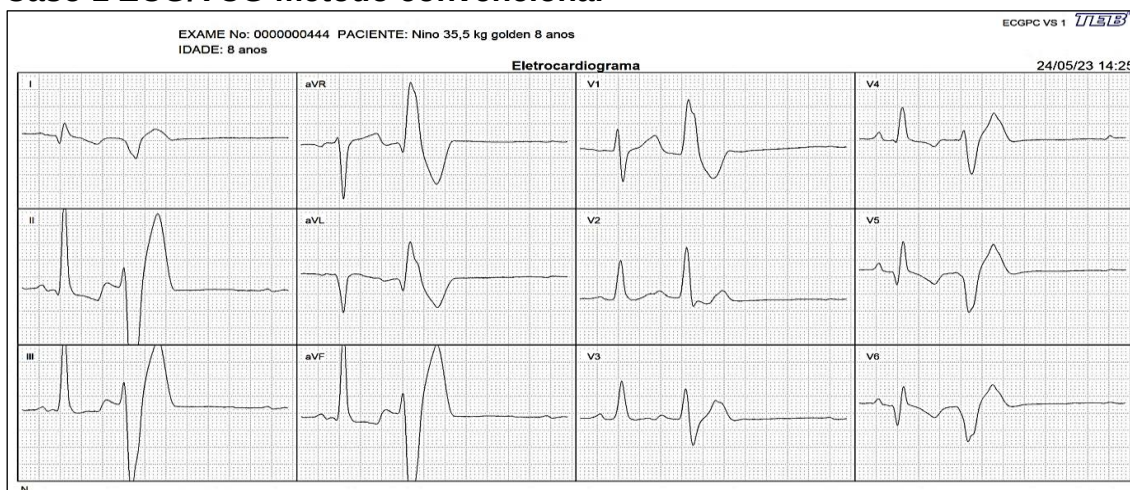
veterinária em cães, assim como em humanos. A nova técnica de disposição dos eletrodos demonstra potencial de ser mais assertiva, aumentando a sensibilidade e especificidade para diagnósticos patológicos por meio da eletrovetorcardiografia.

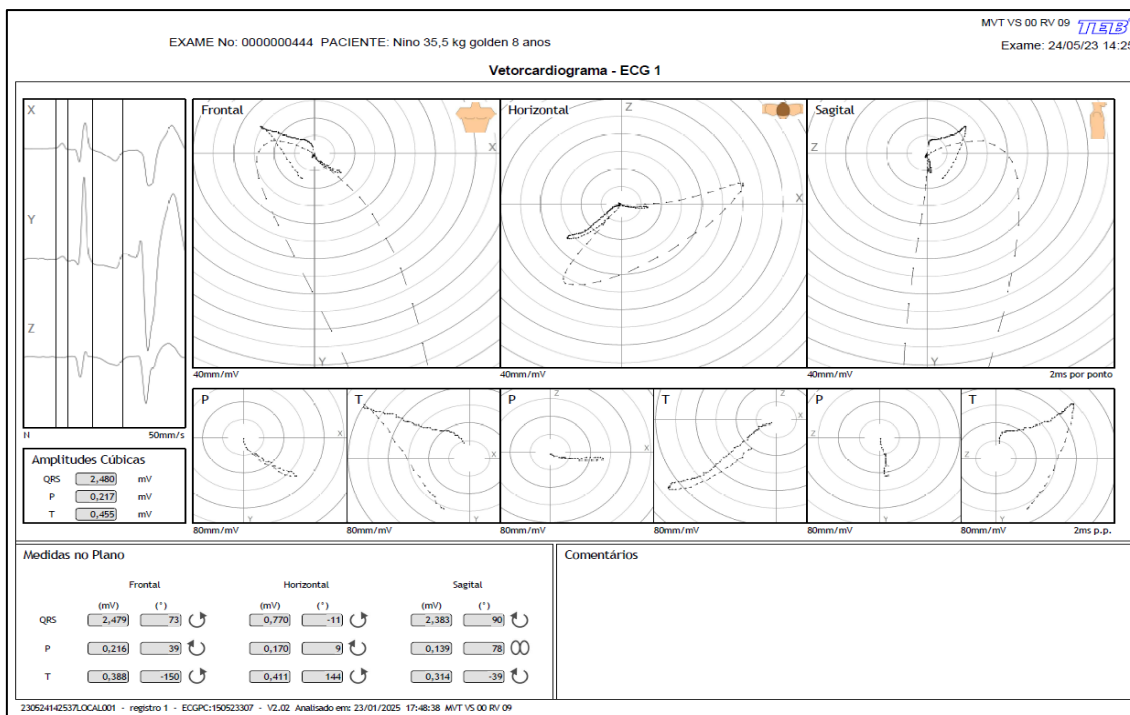
5.1. Possíveis aplicações práticas da nova metodologia

Caso 1

Nino cão da raça Golden Retriever 8 anos 38 kg, com letargia intolerância a caminhadas curtas, cansaço dispneia em repouso e aos pequenos esforços. Exame ecocardiográfico $VE_{(n)}$, normalizado pelo peso com (DIVEd) 2,06 cm (ref. $\leq 1,70$). Rel. AE/AO de 1,87 cm (ref. $\leq 1,5$ cm). Vel. onda E 1,62 m/s (ref. $\leq 0,7$ m/s). Rel. E/Triv 3,05 (ref. $\leq 2,0$) Fração de ejeção 32% (ref. $\geq 45\%$) e fração de encurtamento 15% (ref. $\geq 28\%$) paciente com disfunção sistólica-biventricular. Diagnóstico cardiomiopatia dilatada (CMD)

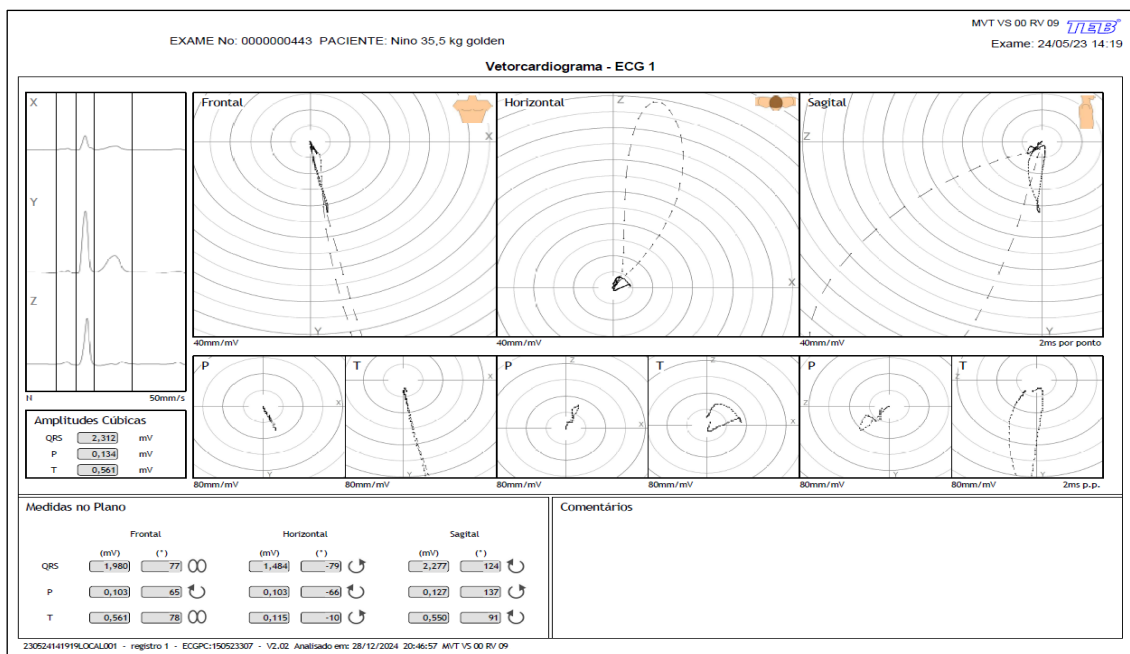
Caso 1 ECG/VCG método convencional





Caso 1 ECG/VCG novo método





CASO 1

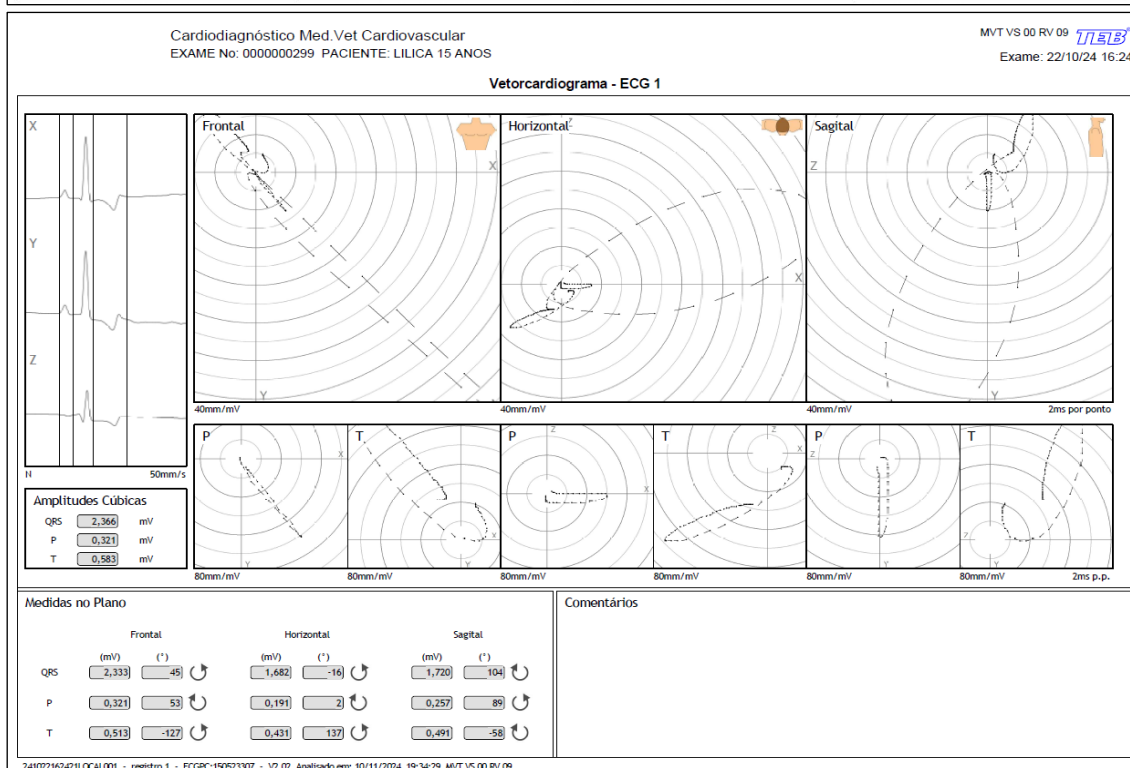
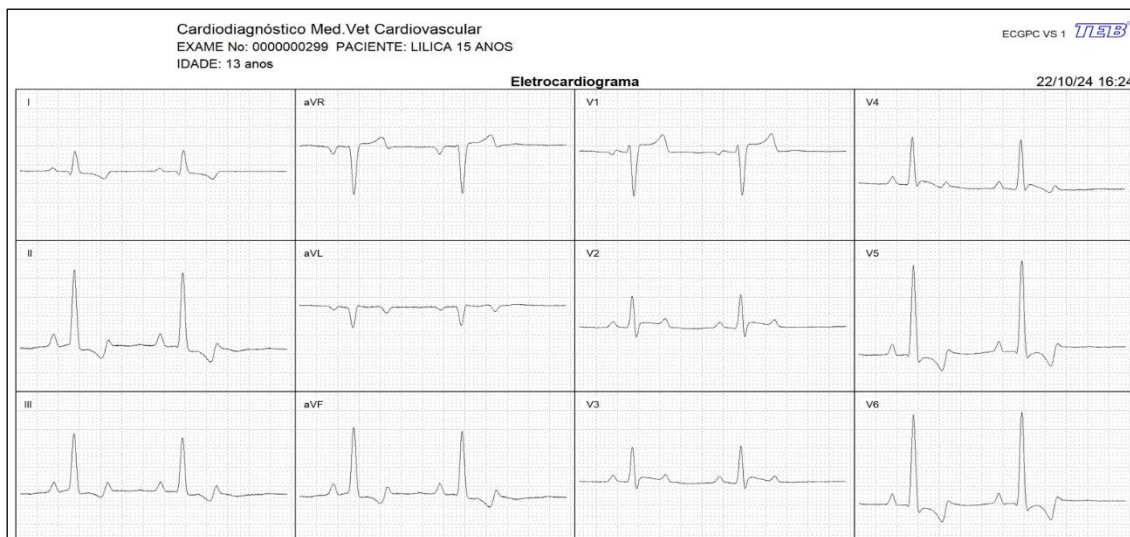
A ativação ventricular ondas/alças mostra complexos QRS com orientação no plano frontal para baixo e para a esquerda e para trás no plano horizontal. Contudo, o aspecto morfológico evidencia a presença de complexos do tipo QS de V1 a V4, rS em V5, R em V6. A análise vetorcardiográfica da alça de QRS no plano frontal e no plano horizontal apresenta-se com grandes alterações quando comparado ao padrão normal. Tais características de alça são encontradas em grandes áreas elétricas inativas da parede anterior, com fuga vetorial das áreas necróticas. A forma de início apresenta atividade anômala da ativação septal habitual e seu término deslocando-se para frente com alterações difusas repolarização. Os achados eletro-vetorcardiográficos permitem assim o diagnóstico de área elétrica inativa anterior extensa. Os achados eletro-vetorcardiográficos descritos são encontrados comumente em portadores de discinesia ventricular (aneurisma ventricular), extensa área elétrica inativa em parede anterior. A metodologia convencional não é capaz a área infartada. Diferentemente, a nova metodologia de disposição dos eletrodos demonstra claramente a associação do ECG/VCG sendo altamente compatível com os achados ecocardiográficos. **Conclusão: Registro eletro-vetorcardiográfico compatível área elétrica inativa anterior extensa (Infarto) e alterações da repolarização ventricular.**

Caso 2

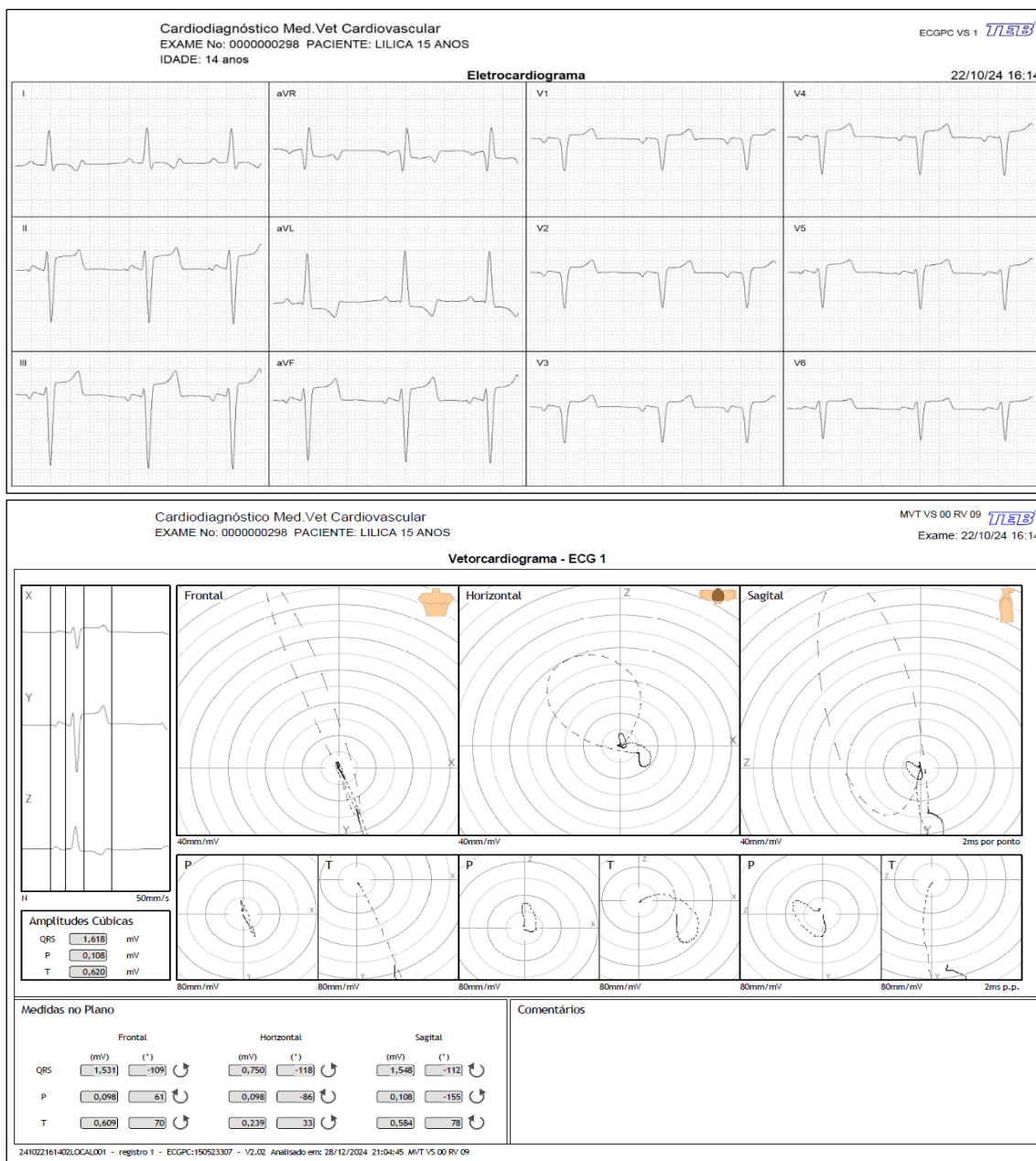
Lilica cão sem raça definida (SRD) 15 anos 8 kg, encaminhada para avaliação para risco cirúrgico. De acordo com responsável paciente apresenta tosse, cansaço (dispneia em repouso aos pequenos esforços como caminhada).

Exame ecocardiográfico VE_(n), normalizado pelo peso com (DIVEd) 0,98 cm (ref. $\geq 1,27$ a 1,70). Septo interventricular em diástole (SIVd) 1,2 cm (ref. $\geq 0,29$ a 0,59). Diâmetro interno do VE em sístole (DIVEs) 0,73 cm (ref. $\geq 0,71$ a 1,26) e Parede livre do VE em diástole (PLVEd) 0,80 cm (ref. $\geq 0,29$ a 0,60). Rel. AE/AO de 1,09 cm (ref. $\leq 1,5$ cm). Vel. onda E 0,56 m/s (ref. $\leq 0,7$ m/s). Insuf. Mitral 1,42 m/s e grad. 8,03 discreta. Fração de ejeção 92% (ref. $\geq 45\%$) e fração de encurtamento 62% (ref. $\geq 28\%$) paciente com disfunção diastólica tipo I. Diagnóstico remodelamento concêntrico, sinais de hipertrofia ventricular esquerdo.

Caso 2 ECG/VCG método convencional



Caso 2 ECG/VCG novo método



Caso 2

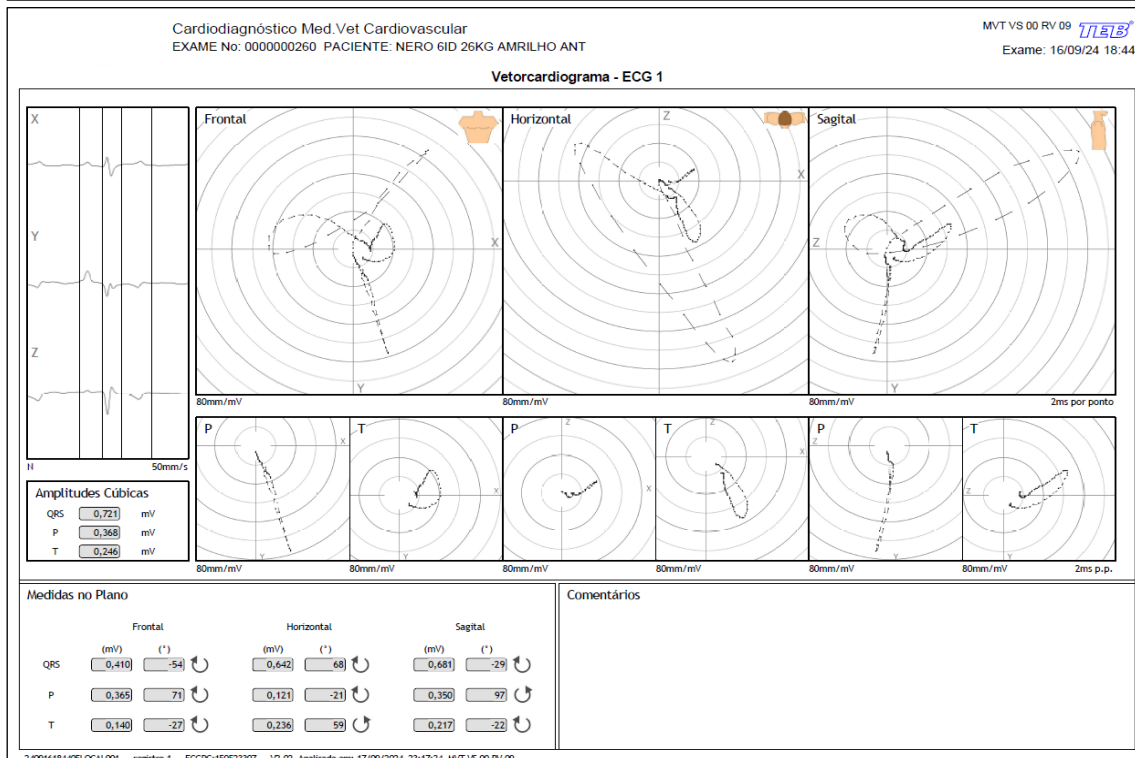
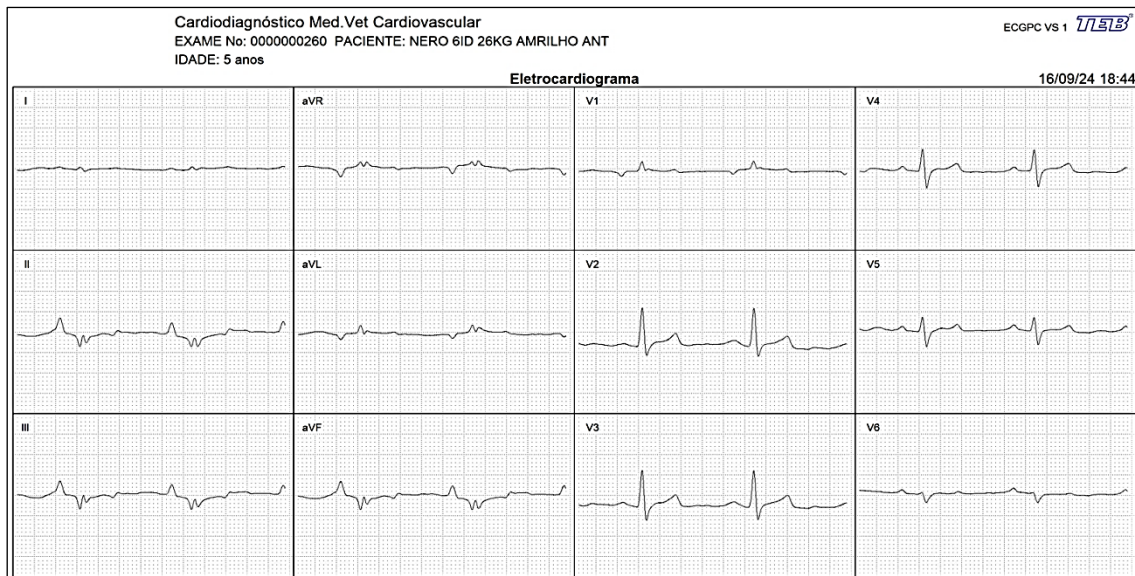
Presença de complexos QS de V1 a V6 com supra desnivelamento segmento ST refletindo perda dos vetores iniciais. O infarto neste cão, antero septal representa a união de um infarto da região média V1-V2 associado a um infarto da região baixa do septo observado por V3 e V4 do plano horizontal. Os vetores terminais continuam orientados para a esquerda, desta forma V5 e V6 podem ou não existir ondas S ou elas serem pequenas. A partir do momento que perde as forças dos vetores iniciais, que tem projeção para frente. Desta forma o plano frontal também capta pelas derivações como DIII, AVF e DII a área inativa, liberando as forças para esquerda e para cima ocasionando bloqueio da divisão antero superior. **Conclusão: A metodologia convencional enxerga apenas regiões ainda sadia do miocárdio. Diferentemente a nova metodologia de disposição dos eletrodos que registra ao ECG/VCG compatível com área elétrica inativa anterior extensa e inferior (Infarto) e alterações da repolarização ventricular e bloqueio da divisão ântero septal (BDAS).**

Caso 3

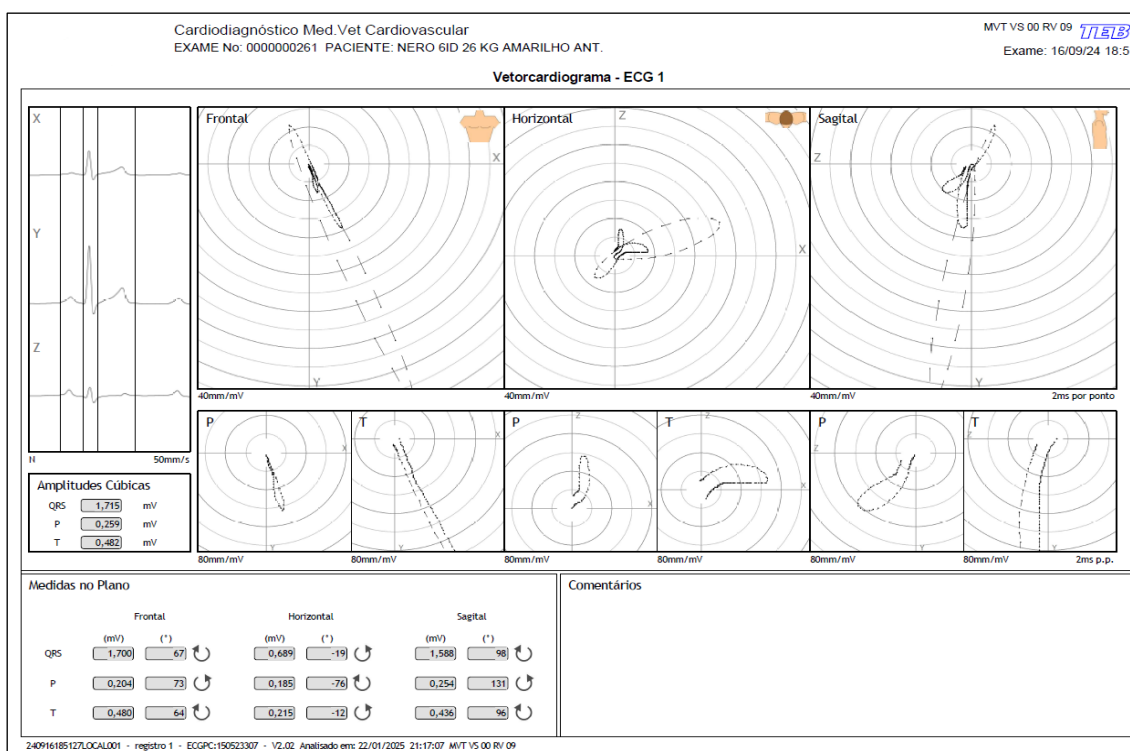
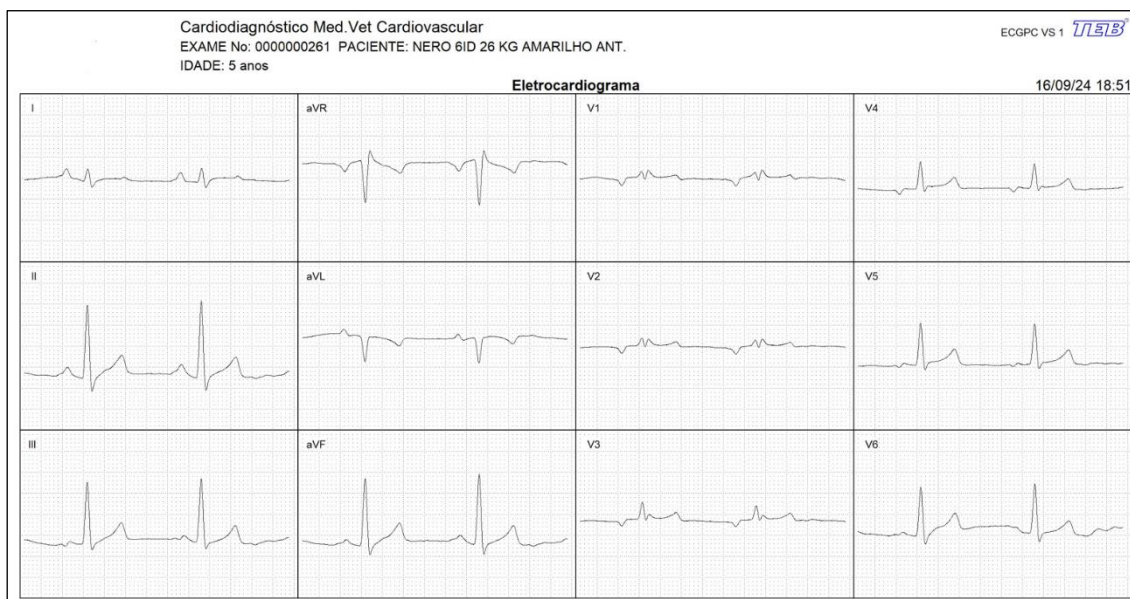
Nero cão raça Border Collie 6 anos 26 kg, encaminhado para avaliação para risco cirúrgico. Nada digno de Nota na avaliação clínica.

Exame ecocardiográfico VE_(n), normalizado pelo peso com (DIVEd) 1,34 cm (ref. $\geq 1,27$ a 1,70). Septo interventricular em diástole (SIVd) 0,50 cm (ref. $\geq 0,29$ a 0,59). Diâmetro interno do VE em sístole (DIVEs) 0,93 cm (ref. $\geq 0,71$ a 1,26) e Parede livre do VE em diástole (PLVEd) 0,52 cm (ref. $\geq 0,29$ a 0,60). Rel. AE/AO de 1,5 cm (ref. $\leq 1,5$ cm). Vel. onda E 0,8 m/s (ref. $\leq 0,7$ m/s). Fração de ejeção 49% (ref. $\geq 45\%$) e fração de encurtamento 29% (ref. $\geq 28\%$) paciente com relaxamento ventricular normal. Diagnóstico Função sistó-diastólica preservada.

Caso 3 ECG/VCG método convencional



Caso 3 ECG/VCG novo método



Caso3 para o diagnóstico das áreas eletricamente inativas (AEI) o padrão ouro é VCG, pois as dificuldades na definição das ondas Q patológicas ou a perda de ondas R no ECG podem ser muito bem visualizadas no ECG/VCG. Essa parceria torna possível definir as reais mudanças provocadas pelas AEI no sentido e na orientação das alças vetorcardiográficas, tanto no plano horizontal (PH) como no plano frontal (PF). **Conclusão:** No caso em questão, o paciente apresenta o ECG / VCG normal, apenas com bloqueio de ramo direito um atraso final de condução quando visto pela nova disposição dos eletrodos e que pela metodologia convencional condena este paciente a uma área inferior visto por DII, DIII e AVF infartada.

5.2. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Apesar do número amostral do presente estudo ser relevante dando consistência, uma das limitações do estudo incluiu a dificuldade em conseguir o número de cães de determinada característica de morfologia torácica.

Também presenciamos resistência dos responsáveis pelos cães em aceitar participar do estudo.

Durante o processo de realização dos exames de ECO e ECG/VCG, no meio da atividade, muitos cães ficaram estressados o que inviabilizou a continuação da realização dos exames, sendo necessária a substituição oportuna por outro cão de mesma característica.

6. CONCLUSÃO

O novo método de disposição dos eletrodos nos cães, por meio da eletrovetorcardiografia, se mostrou uma metodologia única e original.

Esta nova metodologia pode ser utilizada como referência para avaliações eletrovetorcardiográficas em cães, independente da morfologia do tórax.

7. REFERÊNCIAS

1. Tranchesi J. Eletrocardiograma normal e patológico. São Paulo: Roca, 2001.
2. Waller AD. Introductory address on the electromotive properties of the human heart. British Medical Journal. 1888; 2(1449): 751. doi: [10.1136/bmj.2.1449.751](https://doi.org/10.1136/bmj.2.1449.751).
3. Waller AD. IV On the electromotive changes connected with the beat of the mammalian heart, and of the human heart in particular. Phil Trans. 1889;180: 169-194. doi:[10.1098/rstb.1889.0004](https://doi.org/10.1098/rstb.1889.0004).
4. Snellen HA. Willem Einthoven (1860–1927) Father of electrocardiography: Life and work, ancestors and contemporaries. Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1995.
5. Frank E. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. Circulation. 1956;13(5):737-749. doi: [10.1161/01.CIR.13.5.737](https://doi.org/10.1161/01.CIR.13.5.737).
6. Hill JD. The electrocardiogram in dogs with standardized body and limb positions. J Electrocardiol 1968;1(2):175-82. doi: [10.1016/S0022-0736\(68\)80025-1](https://doi.org/10.1016/S0022-0736(68)80025-1).
7. Wilson FN, et al. The precordial electrocardiogram. Am Heart J. 1944;27(1):19-85. doi: [10.1016/S0002-8703\(44\)90603-4](https://doi.org/10.1016/S0002-8703(44)90603-4).
8. Detweiler DK, Patterson DF. The prevalence and types of cardiovascular disease in dogs. Ann. N. Y. Acad Sci. 1965;127:481-516. doi: [10.1111/j.1749-6632.1965.tb49421.x](https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1965.tb49421.x)
9. Takahashi M. Experimental studies on the electrocardiogram of the dog. Nihon Juigaku Zasshi. Jap J Vet Sci. 1964;26(4):191-210. doi: [10.1292/jvms1939.26.191](https://doi.org/10.1292/jvms1939.26.191)
10. Hill JD. The significance of foreleg positions in the interpretation of electrocardiograms and vectorcardiograms from research animals. Am Heart J. 1968;75(4):518-27. doi: [10.1016/0002-8703\(68\)90009-4](https://doi.org/10.1016/0002-8703(68)90009-4).
11. Nunes AA, Moffa PJ, Iwasaki M. Standardization of a new precordial chest leads system in the dog. Braz J Vet Res Anim Sci. 1990;27(2):233-46.

12. Mcfee R, Parungao A. An orthogonal lead system for clinical electrocardiography. Am Heart J. 1961;62(1):93-100. doi: [10.1016/0002-8703\(61\)90488-4](https://doi.org/10.1016/0002-8703(61)90488-4)
13. Boineau JP, et al. Basis of the electrocardiogram in right ventricular hypertrophy: Relationship between ventricular depolarization and body surface potentials in dogs with spontaneous RVH-contrasted with normal dogs. Am Heart J. 1968 Nov;76(5):605-27. doi: [10.1016/0002-8703\(68\)90160-9](https://doi.org/10.1016/0002-8703(68)90160-9).
14. Bloch WN, Busch KA, Lewis TR. The frank vectorcardiogram of the beagle dog. J Electrocardiol. 1972;5(2):119–25. doi:[10.1016/S0022-0736\(72\)80027-X](https://doi.org/10.1016/S0022-0736(72)80027-X)
15. Bruninx P, Kulbertus HE. The McFee-Parungao vectorcardiogram in normal dogs. J Electrocardiol 1974;7(3):133-236. doi:[10.1016/0022-0736\(74\)80034-8](https://doi.org/10.1016/0022-0736(74)80034-8).
16. Horan L, Burch GE, Cronvich JA. Spatial vectorcardiograms in normal dogs. Circ Res. 1957;5(2):133-6. doi: [10.1161/01.res.5.2.133](https://doi.org/10.1161/01.res.5.2.133).
17. Chastain CB. McFee and parungao orthogonal lead vectorcardiography in normal dogs [M. Sc, thesis] Ames, Iowa: Iowa State University; 1972.
18. Cook JK. Study of the Frank vectorcardiogram in dogs [M. Sc, thesis] Stillwater Oklahoma: Oklahoma State University; 1966.
19. Bojrab MJ. Vectorcardiography in unanesthetized dogs using the Frank lead system [M. Sc, thesis]. Oklahoma: Oklahoma State University; 1969.
20. EL-Sherif N. Turitto G. High-resolution electrocardiography. Ed. 1°. Editora Wile-Black well 1 março 1993.
21. Pastore CA, Grupi CJ, Moffa PJ. Eletrocardiografia atual. São Paulo: Atheneu, 2008.
22. CALVERT, Clay A. High-resolution electrocardiography. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, v. 28, n. 6, p. 1429-1447, 1998.
23. FERREIRA, Wagner Luis; DIAS, Fernanda Gosuen Gonçalves; CAMACHO, Aparecido Antonio. Avaliação da eletrocardiografia de alta resolução em cães

- cl clinicamente normais. Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science, v. 42, n. 4, p. 271-275, 2005.
24. CHAMAS, Patricia Pereira Costa et al. Time-domain signal-averaged electrocardiogram in healthy German Shepherd and Boxer dogs. Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia, v. 66, p. 778-786, 2014.
 25. Kraus MS, et al. Morphology of ventricular arrhythmias in the Boxer as measured by 12 lead electrocardiography with pace-mapping comparison. J Vet Intern Med. 2002;16(2):153-8. doi: 10.1892/0891-6640(2002)016<0153:movait>2.3.co;2.
 26. Santilli RA, et al. Development and assessment of a novel precordial lead system for accurate detection of right atrial and ventricular depolarization in dogs with various thoracic conformations. Am J Vet Res. 2019;80(4):358-368. doi: 10.2460/ajvr.80.4.358.
 27. Santilli R, et al. Electrocardiography of the dog and cat: Diagnosis of arrhythmias. Milão: Edra, 2018.
 28. Santilli RA, Perego M. Elettrocardiografia del cane e del gatto. Milão: Elsevier, 2009.
 29. Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Tratado de anatomia veterinária. Rio de Janeiro: Guanabara, 1997, Cap 13, 273-279p,.
 30. Tauz B. Dicionário de cinologia. São Paulo: Nobel, 1997.
 31. Bonetti F. Le regioni del tronco. In: Carosio R, ed. *Zoognostica del cane*. Bologna, Italy: Sestante Edizioni, 1995; 303.
 32. Canton M. Prontuario di cinometria: Come misurare classificare I cani. Ed 1° digitale 2013
 33. Tranches J. Eletrocardiograma: normal e patológico, noções de vetorcardiografia, São Paulo: Atheneu, 1975.
 34. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Eletrovetorcardiografia bases e princípios e aplicabilidades atuais. 72° Congresso Brasileiro de Cardiologia SBC - Curso de eletrovetorcardiografia; São Paulo, 2017.

35. Pastore CA, et al. Aplicabilidade do Eletrovetorcardiograma na Atual Prática Clínica - Um Retrato Preciso da Ativação Elétrica Cardíaca. *Arq Bras Cardiol.* 2019;113(1):87-99. doi: 10.5935/abc.20190095.
36. Malmivuo P, Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Oxford University Press: USA, 1995
37. Armstrong WF, Ryan TF. Echocardiography. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.
38. Boon JA. Veterinary echocardiography. USA: Blackwell, 2011.
39. BOSWOOD, Adrian et al. Effect of pimobendan in dogs with preclinical myxomatous mitral valve disease and cardiomegaly: the EPIC study—a randomized clinical trial. *Journal of veterinary internal medicine*, v. 30, n. 6, p. 1765-1779, 2016.
40. Tranchesi J. Eletrocardiograma: normal e patológico, noções de vetorcardiografia, São Paulo: Atheneu, 1983.
41. Mukherjee J, Mohapatra SS, Jana S, Das PK, Ghosh PR, Banerjee KDAD. A study on the electrocardiography in dogs: Reference values and their comparison among breeds, sex, and age groups. *Vet World.* 2020 Oct;13(10):2216-2220. doi: 10.14202/vetworld.2020.2216-2220. Epub 2020 Oct 23. PMID: 33281359; PMCID: PMC7704303.
42. KIRKWOOD, B. R. and STERNE, J. A. C (2006). Essential medical statistics. 2nd ed. Blackwell Science: Massachusetts, USA. p.502.
43. McCULLAGH, P. and NELDER, J. A., (1989). Generalized linear models. 2nd ed. Chapman and Hall: New York, USA. p.511.
44. NETER, J., KUTNER, M. H., NACHTSHEIM, C. J. And WASSERMAN, W. (1996). Applied Linear Statistical Models. 4. ed. Illinois: Richard D. Irwing. 1408p.
45. Tilley, Larry Patrick. Essential of canine and feline electrocardiography. Philadelphia: Lea e Febiger 1985

46. Feitosa, Francisco LF. *Semiologia Veterinária. A arte do diagnóstico*. São Paulo 2004.
47. Ettinger, Stephen J; Sutter Petter F. *Canine Cardiology*. Philadelphia: WB Sander, 1970.
48. Catcott E. J. *Canine medicine Santa Bárbara (califórnia) American Veterinary Publication* 1979.
49. Henrique L, F. *Tratado eletrocardiografia de cães e gatos 2 ed*. Varzea Paulista SP Fontoura , 2024.
50. Pastore CA, Moffa PJ, Tobias NM, de Moraes AP, Nishioka SA, Chierighini JE, Cruz Mdo C, Del Nero Júnior E, Bellotti G, Pileggi F. Segmental blocks of the right bundle-branch and electrically inactive areas. Differential electro-vectorcardiographic diagnosis. *Arq Bras Cardiol*. 1985 Nov;45(5):309-17. Portuguese. PMID: 3838049.
51. Samesima, Nelson et al. Brazilian Society of Cardiology Guidelines on the Analysis and Issuance of Electrocardiographic Reports–2022. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 119, p. 638-680, 2022.
52. Pastore CA, et al. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre análise e emissão de laudos eletrocardiográficos. *Arq Bra Cardiol*. 2016;106(4): 1-23. doi: 105935/abc20160054.
53. Pastore CA, Tobias NMO, Moffa PJ. Aspectos vetocardiográficos do infarto do ventrículo direito. Estudo experimental em cão [Resumo]. *Arq Bras Cardiol*. In: Congresso Brasileiro de Cardiologia. 1981;37:156. Resumo no. 37.
54. UHLEY HN, RIVKIN L. Peripheral distribution of the canine A-V conduction system; observations on gross morphology. *Am J Cardiol*. 1960 May;5:688-91. doi: 10.1016/0002-9149(60)90137-5. PMID: 13840231.
55. Uhley HN, Rivkin LM. Electrocardiographic patterns following interruption of the main and peripheral branches of the canine left bundle of his. *Am J Cardiol*. 1964 Jan;13:41-7. doi: 10.1016/0002-9149(64)90220-6. PMID: 14103186.

56. Hara T. Morphological and histochemical studies on the cardiac conduction system of the dog. *Arch Histol Jpn.* 1967 Jun;28(3):227-46. doi: 10.1679/aohc1950.28.227. PMID: 5626125.
57. Gallagher JJ, Ticzon AR, Wallace AG, Kasell J. Activation studies following experimental hemiblock in the dog. *Circ Res.* 1974 Nov;35(5):752-63. doi: 10.1161/01.res.35.5.752. PMID: 4425311.
58. Uhley HN, Rivkin L. Peripheral distribution of the canine AV conduction system: Observations on gross morphology. *Am J Cardiol.* 1960;5(5): 688-691. Doi:1016/0002-9149(60)90137-5.
59. Yan GX, Shimizu W, Antzelevitch C. Characteristics and distribution of M cells in arterially perfused canine left ventricular wedge preparations. *Circulation.* 1998 Nov 3;98(18):1921-7. doi: 10.1161/01.cir.98.18.1921. PMID: 9799214.
60. GUSSAK, Ihor et al. (Ed.). *Cardiac repolarization: bridging basic and clinical science.* 2003.
61. ANTZELEVITCH, Charles; YAN, Gan-Xin (Ed.). *J Wave Syndromes: Brugada and Early Repolarization Syndromes.* Springer, 2016.
62. ELLISON, Robert Curtis. *Vectocardiography in congenital heart disease. A method for estimating severity.* United State of American. 1972.
63. PUECH P, ESCLAVISSAT M, SODI-PALLARES D, CISNEROS F. Normal auricular activation in the dog's heart. *Am Heart J.* 1954 Feb;47(2):174-91. doi: 10.1016/0002-8703(54)90248-3. PMID: 13114182.
64. BORGARELLI, Michelle; SANTILLI, Roberto A.; BUSSADORI, Claudio. *Manuale de cardiologia del cane del gato.* Milano. Edra, 2018.
65. CARNEIRO, F E. *O eletrocardiograma 10 anos depois.* Rio de Janeiro: Enéas Ferreira Carneiro, 1991.
66. Dahl, Rasmus & Berg, Ronan. Trigonometry of the ECG: A formula for the mean electrical axis of the heart. *Physiology News.* (2020) 10.36866/pn.120.25.
67. da Costa CF, Samesima N, Pastore CA. Cardiac Mean Electrical Axis in Thoroughbreds-Standardization by the Dubois Lead Positioning System. *PLoS One.*

2017 Jan 17;12(1): e0169619. doi: 10.1371/journal.pone.0169619. PMID: 28095442; PMCID: PMC5241011.

68. Oikarinen L, Karvonen M, Viitasalo M, Takala P, Kaartinen M, Rossinen J, Tierala I, Hänninen H, Katila T, Nieminen MS, Toivonen L. Electrocardiographic assessment of left ventricular hypertrophy with time-voltage QRS and QRST-wave areas. *J Hum Hypertens*. 2004 Jan;18(1):33-40. doi: 10.1038/sj.jhh.1001631. PMID: 14688808.

Apêndices

Aprovação do Comitê de Ética para análise projetos (CAPPesq) aprovação comissão de ética no uso de animais (CEUA – USP)

Aprovação comissão de ética no uso de animais (CEUA- PUC Minas)

Apêndices Descrição das características ecocardiográficas dos animais.

Traçados eletrovetocardiográficos de 12 derivações obtido pela nova metodologia e metodologia convencional

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Demonstração em 1888 de Waller, captura sinal elétrico do coração de seu cão, Bulldog Jimmie_____	01
Figura 2.	Distribuição dos eletrodos no hemitórax direito e esquerdo_____	03
Figura 3.	Disposição dos eletrodos no precórdio direito e esquerdo_____	04
Figura 4.	Colocação dos eletrodos no tórax canino pelo método Frank_____	05
Figura 5.	Posição dos 7 eletrodos (I, E, C, A, M, H, F) pelo sistema de derivação ortogonal de Frank_____	05
Figura 6.	Posicionamento eletrodos unipolares precordiais de Wilson modificado por Kraus _____	07
Figura 7.	Colocação dos eletrodos pela metodologia de precordial unipolar de Wilson modificado por Santilli _____	08
Figura 8.	Conformações torácicas de diferentes formatos _____	09
Figura 9.	Fluxograma. _____	11
Figura 10.	Disposição dos eletrodos para os membros_____	14
Figura 11.	Disposição dos eletrodos para o horizontal _____	15
Figura 12.	Nova disposição dos eletrodos para o plano Frontal_____	16
Figura 13.	Nova disposição dos eletrodos ao plano horizontal_____	17
Figura 14.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações metodologia medicina veterinária_____	18
Figura 15.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações nova disposição dos eletrodos _____	19
Figura 16.	Alça vetocardiográfica onda P _____	20
Figura 17.	Alça vetocardiográfica onda QRS _____	21

Figura 18.	Alça vetocardiográfica onda T _____	22
Figura 19.	Novos planos e eixos por meio da eletrovatorcardiografia _____	23
Figura 20.	Novos planos e eixos por meio da eletrovatorcardiografia _____	23
Figura 21.	Nova proposta para o formato dos planos e eixos para a espécie canina _____	24
Figura 22.	Nova disposição dos eletrodos do sistema Frank para cães _____	25
Figura 23.	Morfometria Torácica _____	26
Figura 24.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações metodologia medicina veterinária _____	29
Figura 25.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações nova disposição dos eletrodos _____	31
Figura 26.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações método convencional dos eletrodos _____	32
Figura 27.	Traçado do eletrocardiograma de 12 derivações nova disposição dos eletrodos _____	33
Figura 28.	Vetorcardiograma sistema Frank Medicina Veterinária _____	35
Figura 29.	Vetorcardiograma sistema Frank novo método _____	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Plano frontal e plano horizontal, relação entre os grupos _____ 27

Tabela 2. Dados demográficos _____ 28

Tabela 3. Parâmetros em mV plano horizontal _____ 34

Tabela 4. Dados em mV das alças do VCG _____ 37

Tabela 5. Dados em rotação das alças do VCG _____ 38

8. ANEXOS

Anexo 1. Dados demográficos dos cães estudados

Cão ID	Peso (kg)	Largura do tórax (cm)	Profundidade tórax (cm)	Medida total (cm)	Morfologia tórax	Altura do cão (cm)	Raça	Idade (anos)	Sexo
ID 1	20,00	17,00	19,50	87,00	Mesocefálico	0,38	SRD	2,0	M
ID 2	29,00	16,00	23,00	69,00	Mesocefálico	0,51	Pastor Malinois	5,0	F
ID 3	33,00	18,00	22,50	80,00	Mesocefálico	0,55	Pastor Malinois	4,0	M
ID 4	27,40	20,10	24,50	82,00	Mesocefálico	0,57	Pastor Malinois	5,0	F
ID 5	30,50	18,50	28,00	66,00	Mesocefálico	0,59	Pastor Malinois	2,0	M
ID 6	31,80	19,40	27,40	70,00	Mesocefálico	0,58	Pastor Malinois	2,0	M
ID 7	25,00	18,00	27,00	66,00	Mesocefálico	0,56	Dobermann	1,0	M
ID 8	10,90	13,00	16,50	78,00	Mesocefálico	0,27	SRD	4,0	M
ID 9	27,10	20,50	22,50	91,00	Braquicefálico	0,52	American Bully	2,0	M
ID 10	20,20	16,50	20,50	80,00	Mesocefálico	0,5	American Bully	2,0	F
ID 11	7,15	11,00	17,00	64,00	Mesocefálico	0,3	Poodle	5,0	F
ID 12	4,80	11,10	13,50	82,00	Mesocefálico	0,21	Maltês	5,0	F
ID 13	20,00	16,50	21,00	78,00	Mesocefálico	0,48	SRD	5,0	F
ID 14	12,30	15,50	20,00	77,50	Mesocefálico	0,45	American Bully	3,0	M
ID 15	23,90	19,00	23,70	82,20	Mesocefálico	0,59	SRD	3,0	M
ID 16	13,80	16,50	18,00	91,60	Braquicefálico	0,33	SRD	3,0	M
ID 17	17,50	17,50	22,50	77,70	Mesocefálico	0,49	SRD	2,0	M
ID 18	19,60	17,00	22,00	77,00	Mesocefálico	0,48	SRD	2,0	F
ID 19	19,30	17,00	19,00	97,00	Braquicefálico	0,5	SRD	2,0	M
ID 20	12,00	18,50	19,00	92,10	Braquicefálico	0,49	Bulldog	2,0	F
ID 21	20,50	17,50	22,00	81,00	Mesocefálico	0,48	Pitt Bull	1,0	M
ID 22	19,00	18,00	21,10	86,00	Mesocefálico	0,5	Pitt Bull	1,0	M
ID 23	29,00	18,20	21,00	107,00	Braquicefálico	0,52	Bulldog	3,0	M
ID 24	17,40	22,50	24,00	68,70	Mesocefálico	0,45	SRD	2,0	F
ID 25	15,70	16,50	22,40	73,60	Mesocefálico	0,4	SRD	2,0	M
ID 26	23,50	16,50	20,00	107,50	Braquicefálico	0,5	Bulldog	1,0	F
ID 27	39,50	21,50	29,00	91,30	Braquicefálico	0,52	Golden Retriever	5,0	F
ID 28	40,00	26,50	30,00	81,60	Mesocefálico	0,5	SRD	3,0	M
ID 29	26,60	17,00	25,50	66,60	Mesocefálico	0,46	SRD	3,0	M
ID 30	23,60	23,50	21,50	109,30	Braquicefálico	0,59	SRD	2,0	M
ID 31	7,30	9,00	17,00	52,90	Dolicocefálico	0,41	Whipett	1,0	M
ID 32	6,00	9,00	15,50	58,60	Dolicocefálico	0,38	Whipett	1,0	F
ID 33	5,80	9,00	15,20	59,20	Dolicocefálico	0,34	Whipett	1,0	M
ID 34	5,60	9,00	16,00	56,20	Dolicocefálico	0,36	Whipett	1,0	M
ID 35	36,00	26,00	21,50	120,90	Braquicefálico	0,33	SRD	3,0	F
ID 36	33,40	18,50	21,00	88,00	Mesocefálico	0,45	SRD	3,0	M
ID 37	5,40	9,00	16,00	56,20	Dolicocefálico	0,32	Whipett	2,0	M
ID 38	5,30	7,00	14,00	50,00	Dolicocefálico	0,33	Whipett	1,0	F
ID 39	6,40	9,50	17,00	55,80	Dolicocefálico	0,37	Whipett	3,0	M
ID 40	6,30	9,50	16,00	59,30	Dolicocefálico	0,35	Whipett	1,0	F
ID 41	7,50	11,00	14,50	75,80	Mesocefálico	0,31	SRD	4,0	F
ID 42	6,00	11,00	16,00	68,00	Mesocefálico	0,35	SRD	1,0	M
ID 43	13,80	14,50	19,50	74,00	Mesocefálico	0,36	SRD	2,0	F
ID 44	30,30	22,50	23,00	97,80	Braquicefálico	0,40	SRD	4,0	M
ID 45	20,00	13,00	19,00	68,00	Mesocefálico	0,46	Border Collie	3,0	F

* Quilo (Kg); Centímetro (cm); Sem raça definida (SRD) Feminino (F); Masculino (M).

Continua. Dados demográficos dos cães estudados

Cão ID	Peso (kg)	Largura do tórax (cm)	Profundidade tórax (cm)	Medida total (cm)	Morfologia tórax	Altura do cão (cm)	Raça	Idade (anos)	Sexo
ID 46	14,00	14,50	19,00	76,00	Mesocefálico	0,35	Border Collie	1,0	F
ID 47	12,00	13,00	16,50	78,00	Mesocefálico	0,38	Coker	2,0	F
ID 48	12,00	14,50	18,00	80,00	Mesocefálico	0,33	Coker	2,0	F
ID 49	11,00	11,00	17,00	64,00	Mesocefálico	0,35	Coker	1,0	F
ID 50	13,00	14,00	19,00	73,00	Mesocefálico	0,36	Coker	1,0	F
ID 51	14,00	14,60	17,00	85,00	Mesocefálico	0,38	Coker	5,0	F
ID 52	15,00	15,50	17,50	88,00	Mesocefálico	0,34	Coker	3,0	M
ID 53	9,00	13,50	14,00	96,00	Braquicefálico	0,26	Bulldog	1,0	F
ID 54	13,00	16,00	14,50	110,00	Braquicefálico	0,30	Bulldog	4,0	F
ID 55	12,00	14,50	15,00	96,00	Braquicefálico	0,32	Bulldog	5,0	F
ID 56	11,50	16,00	15,50	103,20	Braquicefálico	0,30	Bulldog	4,0	M
ID 57	3,50	10,00	12,00	83,30	Mesocefálico	0,21	York Shire	3,0	F
ID 58	14,00	16,00	17,00	94,10	Braquicefálico	0,33	Bulldog	5,0	M
ID 59	28,00	19,00	24,50	77,50	Mesocefálico	0,52	Golden Retriever	4,0	F
ID 60	32,00	20,00	25,00	80,00	Mesocefálico	0,54	Golden Retriever	3,0	F
ID 61	9,30	14,00	14,00	100,00	Braquicefálico	0,25	Daschund	3,0	F
ID 62	23,50	17,00	27,00	62,90	Mesocefálico	0,59	Pastor Alemão	2,0	F
ID 63	13,00	18,00	18,60	96,70	Braquicefálico	0,30	Bulldog	1,0	F
ID 64	9,05	12,00	15,00	80,00	Mesocefálico	0,25	SRD	1,0	F
ID 65	30,00	20,00	19,00	105,00	Braquicefálico	0,45	American Bully	2,0	F
ID 66	10,10	13,00	15,00	86,60	Mesocefálico	0,32	SRD	1,0	F
ID 67	12,10	12,50	18,00	69,00	Mesocefálico	0,45	SRD	1,0	F
ID 68	20,80	15,00	21,50	69,90	Mesocefálico	0,48	SRD	3,0	M
ID 69	27,00	17,00	34,00	50,00	Dolicocefálico	0,57	Pastor Malinois	3,0	F
ID 70	4,30	9,50	12,00	79,00	Mesocefálico	0,23	Shitzu	3,0	F
ID 71	3,00	10,50	12,00	87,00	Mesocefálico	0,26	Shitzu	3,0	M
ID 72	8,90	11,00	17,00	64,00	Mesocefálico	0,30	SRD	1,0	M
ID 73	12,00	15,50	19,00	81,00	Mesocefálico	0,36	Coker	4,0	F
ID 74	10,00	12,00	15,50	77,00	Mesocefálico	0,32	Coker	1,0	F
ID 75	11,00	13,50	17,00	79,00	Mesocefálico	0,35	Coker	1,0	F
ID 76	7,30	13,00	17,00	76,00	Mesocefálico	0,31	Shitzu	2,0	M
ID 77	7,35	13,50	16,50	81,00	Mesocefálico	0,39	SRD	1,0	F
ID 78	28,20	20,00	24,50	81,60	Mesocefálico	0,52	Golden Retriever	1,0	F
ID 79	2,10	7,00	9,00	77,70	Mesocefálico	0,21	York Shire	1,0	F
ID 80	27,90	23,00	18,50	124,00	Braquicefálico	0,52	Pitt Bull	2,0	M
ID 81	23,00	19,00	22,00	86,00	Mesocefálico	0,45	Border Collie	4,0	F
ID 82	28,00	19,00	19,50	97,00	Braquicefálico	0,35	American Bully	5,0	M
ID 83	5,10	11,00	11,50	95,00	Braquicefálico	0,24	Shitzu	2,0	F
ID 84	16,20	16,00	19,00	84,20	Mesocefálico	0,37	Border Collie	4,0	F
ID 85	10,10	12,00	16,00	75,00	Mesocefálico	0,35	SRD	3,0	M
ID 86	3,00	10,00	12,00	83,00	Mesocefálico	0,24	York Shire	5,0	M
ID 87	3,10	9,00	11,00	81,00	Mesocefálico	0,22	York Shire	5,0	F
ID 88	46,00	21,00	28,00	75,00	Mesocefálico	0,57	Rottweiler	2,0	M
ID 89	38,00	24,00	27,00	88,00	Mesocefálico	0,52	Golden Retriever	3,0	F
ID 90	16,30	18,00	22,00	81,00	Mesocefálico	0,35	SRD	3,0	M

* Quilo (Kg); Centímetro (cm); Sem raça definida (SRD) Feminino (F); Masculino (M).

Anexo 2. Descrição dos parâmetros do plano frontal segundo grupos cefálicos, métodos e resultado das comparações.

Variável	Método novo			Método antigo			P Método	P Grupo	P Interação
	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico			
DI									
P (mV)	0,13 ± 0,06	0,15 ± 0,06	0,23 ± 0,06	0,09 ± 0,03	0,07 ± 0,06	0,06 ± 0,05	<0,001	0,062	<0,001
Q (mV)	0 ± 0,02	0 ± 0,01	0 ± 0	-0,09 ± 0,08	-0,16 ± 0,18	-0,21 ± 0,23	<0,001	0,178	0,142
R (mV)	0,74 ± 0,35	0,87 ± 0,33	0,67 ± 0,29	0,45 ± 0,24	0,41 ± 0,24	0,3 ± 0,21	<0,001	0,111	0,189
S (mV)	-0,08 ± 0,12	-0,09 ± 0,13	-0,04 ± 0,17	0 ± 0	0 ± 0,01	0 ± 0	<0,001	0,510	0,563
QRS (mV)	0,66 ± 0,36	0,78 ± 0,38	0,63 ± 0,32	0,35 ± 0,25	0,24 ± 0,22	0,09 ± 0,31	<0,001	0,158	0,084
J (mV)	0,02 ± 0,05	0,04 ± 0,11	0 ± 0,01	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0,120	0,616	0,616
T (mV)	0,09 ± 0,13	0,19 ± 0,19	0,04 ± 0,19	-0,07 ± 0,05	-0,1 ± 0,16	-0,14 ± 0,11	<0,001	0,026	0,064
DII									
P (mV)	0,16 ± 0,07	0,18 ± 0,06	0,28 ± 0,1	0,18 ± 0,07	0,17 ± 0,07	0,23 ± 0,07	0,165	<0,001	0,093
Q (mV)	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	-0,08 ± 0,09	-0,2 ± 0,16	-0,44 ± 0,33	<0,001	<0,001	<0,001
R (mV)	1,43 ± 0,42	1,64 ± 0,52	1,69 ± 0,3	1,13 ± 0,43	1,08 ± 0,47	0,87 ± 0,44	<0,001	0,656	0,017
S (mV)	-0,35 ± 0,24	-0,31 ± 0,26	-0,45 ± 0,26	-0,02 ± 0,07	-0,02 ± 0,05	-0,04 ± 0,09	<0,001	0,249	0,459
QRS (mV)	1,08 ± 0,47	1,33 ± 0,63	1,24 ± 0,31	0,95 ± 0,55	0,85 ± 0,47	0,38 ± 0,67	<0,001	0,204	0,007
J (mV)	0,06 ± 0,13	0,07 ± 0,11	0,1 ± 0,06	0 ± 0	0 ± 0,01	0 ± 0	<0,001	0,678	0,716
T (mV)	0,41 ± 0,18	0,53 ± 0,32	0,37 ± 0,15	-0,08 ± 0,19	-0,12 ± 0,26	-0,27 ± 0,25	<0,001	0,097	0,127
DIII									
P (mV)	0,08 ± 0,04	0,09 ± 0,03	0,11 ± 0,02	0,12 ± 0,05	0,12 ± 0,07	0,21 ± 0,06	<0,001	<0,001	0,032
Q (mV)	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	-0,02 ± 0,05	-0,06 ± 0,14	-0,28 ± 0,17	<0,001	<0,001	<0,001
R (mV)	0,82 ± 0,25	0,89 ± 0,36	1,18 ± 0,43	0,74 ± 0,38	0,74 ± 0,48	0,66 ± 0,27	0,001	0,486	0,101
S (mV)	-0,44 ± 0,21	-0,32 ± 0,25	-0,36 ± 0,16	-0,06 ± 0,16	-0,02 ± 0,2	-0,01 ± 0,11	<0,001	0,090	0,642
QRS (mV)	0,38 ± 0,42	0,57 ± 0,47	0,82 ± 0,4	0,65 ± 0,42	0,65 ± 0,5	0,37 ± 0,35	0,714	0,538	0,015
J (mV)	0,07 ± 0,05	0,09 ± 0,1	0,1 ± 0,11	-0,01 ± 0,02	0 ± 0	0 ± 0	<0,001	0,589	0,817
T (mV)	0,34 ± 0,17	0,37 ± 0,2	0,26 ± 0,27	-0,02 ± 0,18	-0,06 ± 0,22	-0,14 ± 0,19	<0,001	0,153	0,659
AVR									
P (mV)	-0,13 ± 0,05	-0,15 ± 0,08	-0,21 ± 0,1	-0,07 ± 0,11	-0,1 ± 0,07	0,11 ± 0,09	<0,001	0,001	<0,001
Q (mV)	-1,02 ± 0,29	-1,21 ± 0,38	-1,12 ± 0,16	0,04 ± 0,22	-0,06 ± 0,15	0 ± 0,09	<0,001	0,007	0,667
R (mV)	0,16 ± 0,17	0,18 ± 0,14	0,27 ± 0,16	0,42 ± 0,38	0,46 ± 0,37	0,48 ± 0,29	<0,001	0,580	0,873
S (mV)	0 ± 0	-0,03 ± 0,19	0 ± 0	-0,2 ± 0,59	-0,42 ± 0,5	-0,39 ± 0,37	<0,001	0,199	0,323
QRS (mV)	-0,86 ± 0,29	-1,06 ± 0,5	-0,85 ± 0,26	0,26 ± 0,82	-0,03 ± 0,69	0,09 ± 0,6	<0,001	0,075	0,835
J (mV)	-0,02 ± 0,07	-0,04 ± 0,15	0,02 ± 0,04	0,01 ± 0,02	0,01 ± 0,04	0,01 ± 0,03	0,249	0,457	0,626
T (mV)	-0,27 ± 0,12	-0,35 ± 0,23	-0,2 ± 0,12	0,04 ± 0,12	0,09 ± 0,25	0,17 ± 0,21	<0,001	0,108	0,169
AVL									
P (mV)	0,08 ± 0,04	0,1 ± 0,05	0,15 ± 0,06	0,05 ± 0,05	0,05 ± 0,08	0,1 ± 0,05	<0,001	0,001	0,764
Q (mV)	-0,12 ± 0,12	-0,13 ± 0,18	-0,29 ± 0,17	-0,04 ± 0,07	-0,07 ± 0,14	-0,09 ± 0,12	<0,001	0,033	0,116
R (mV)	0,35 ± 0,21	0,36 ± 0,24	0,3 ± 0,16	0,31 ± 0,23	0,28 ± 0,21	0,2 ± 0,15	0,038	0,504	0,693
S (mV)	-0,02 ± 0,05	-0,01 ± 0,05	0 ± 0	-0,02 ± 0,05	-0,05 ± 0,15	-0,02 ± 0,04	0,214	0,801	0,438
QRS (mV)	0,21 ± 0,24	0,22 ± 0,26	0,01 ± 0,22	0,26 ± 0,24	0,16 ± 0,28	0,09 ± 0,23	0,632	0,066	0,251
J (mV)	0 ± 0,05	-0,01 ± 0,05	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0,858	0,668	0,668
T (mV)	-0,07 ± 0,22	-0,02 ± 0,15	-0,1 ± 0,15	-0,04 ± 0,1	-0,02 ± 0,14	0,03 ± 0,12	0,084	0,283	0,202
AVF									
P (mV)	0,12 ± 0,04	0,12 ± 0,04	0,14 ± 0,07	0,13 ± 0,05	0,15 ± 0,06	0,2 ± 0,05	<0,001	0,015	0,200
Q (mV)	0 ± 0,01	0 ± 0	0 ± 0,01	-0,03 ± 0,08	-0,13 ± 0,12	-0,33 ± 0,22	<0,001	<0,001	<0,001
R (mV)	1,04 ± 0,35	1,23 ± 0,44	1,31 ± 0,42	0,83 ± 0,41	1,02 ± 0,79	0,76 ± 0,37	0,001	0,257	0,384
S (mV)	-0,36 ± 0,21	-0,31 ± 0,26	-0,41 ± 0,21	0,02 ± 0,33	-0,01 ± 0,12	-0,07 ± 0,1	<0,001	0,400	0,513
QRS (mV)	0,68 ± 0,42	0,9 ± 0,51	0,9 ± 0,5	0,79 ± 0,43	0,88 ± 0,83	0,23 ± 0,46	0,089	0,106	0,047
J (mV)	0,06 ± 0,08	0,07 ± 0,09	0,08 ± 0,07	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	<0,001	0,868	0,868
T (mV)	0,39 ± 0,18	0,45 ± 0,27	0,32 ± 0,09	-0,03 ± 0,18	-0,07 ± 0,23	-0,21 ± 0,25	<0,001	0,122	0,325

* Milivolts (mV)

Continua Anexo 2 Descrição dos parâmetros do plano horizontal segundo grupos cefálicos e métodos e resultado das comparações.

Variável	Método novo			Método antigo			P Método	P Grupo	P Interação
	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico	Braquicefálico	Mesocefálico	Dolicocefálico			
V1									
P (mV)	-0,06 ± 0,06	-0,08 ± 0,07	-0,12 ± 0,03	0,04 ± 0,08	0,04 ± 0,08	0,07 ± 0,07	<0,001	0,738	0,129
Q (mV)	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	-0,03 ± 0,07	-0,03 ± 0,13	0 ± 0	0,215	0,756	0,756
R (mV)	0,12 ± 0,12	0,16 ± 0,13	0,27 ± 0,15	0,44 ± 0,19	0,58 ± 0,31	0,8 ± 0,37	<0,001	0,002	0,153
S (mV)	-0,51 ± 0,25	-0,58 ± 0,33	-0,53 ± 0,24	-0,46 ± 0,47	-0,63 ± 1,02	-0,26 ± 0,65	0,469	0,368	0,601
QRS (mV)	-0,39 ± 0,28	-0,42 ± 0,35	-0,27 ± 0,24	-0,05 ± 0,48	-0,07 ± 1,23	0,54 ± 0,7	0,001	0,161	0,467
J (mV)	0,08 ± 0,09	0,06 ± 0,08	0,1 ± 0,04	0 ± 0	0,01 ± 0,02	0 ± 0	<0,001	0,505	0,177
T (mV)	0,09 ± 0,14	0,1 ± 0,21	0,22 ± 0,13	0,32 ± 0,41	0,32 ± 0,24	0,38 ± 0,19	<0,001	0,408	0,841
U (mV)	0 ± 0	0 ± 0,02	0 ± 0	0,01 ± 0,03	0 ± 0,01	0,02 ± 0,07	0,022	0,297	0,051
V2									
P (mV)	-0,02 ± 0,07	-0,03 ± 0,09	-0,06 ± 0,08	0,09 ± 0,05	0,11 ± 0,05	0,11 ± 0,03	<0,001	0,488	0,227
Q (mV)	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0,03 ± 0,15	0 ± 0,14	0,19 ± 0,43	0,004	0,022	0,022
R (mV)	0,23 ± 0,2	0,28 ± 0,19	0,4 ± 0,18	0,95 ± 0,44	1,03 ± 0,49	0,86 ± 0,71	<0,001	0,645	0,321
S (mV)	-0,38 ± 0,23	-0,46 ± 0,29	-0,42 ± 0,43	-0,21 ± 0,19	-0,26 ± 0,21	-0,24 ± 0,25	<0,001	0,326	0,947
QRS (mV)	-0,15 ± 0,29	-0,18 ± 0,34	-0,01 ± 0,48	0,79 ± 0,46	0,77 ± 0,59	0,8 ± 0,5	<0,001	0,657	0,856
J (mV)	0,07 ± 0,05	0,07 ± 0,07	0,14 ± 0,11	0,01 ± 0,04	0 ± 0,02	0 ± 0	<0,001	0,064	0,036
T (mV)	0,14 ± 0,17	0,19 ± 0,26	0,25 ± 0,14	0,21 ± 0,13	0,31 ± 0,3	0,43 ± 0,98	0,040	0,220	0,796
U (mV)	0 ± 0	0 ± 0,02	0,01 ± 0,03	0 ± 0	0 ± 0,02	0,02 ± 0,07	0,475	0,024	0,568
V3									
P (mV)	0,03 ± 0,06	0,05 ± 0,07	-0,03 ± 0,09	0,1 ± 0,02	0,13 ± 0,06	0,11 ± 0,06	<0,001	0,015	0,042
Q (mV)	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	-0,01 ± 0,02	0,02 ± 0,16	-0,04 ± 0,1	0,577	0,374	0,374
R (mV)	0,41 ± 0,23	0,51 ± 0,27	0,56 ± 0,14	1,04 ± 0,4	1,1 ± 0,57	1,19 ± 0,55	<0,001	0,446	0,947
S (mV)	-0,36 ± 0,22	-0,38 ± 0,24	-0,51 ± 0,18	-0,13 ± 0,16	-0,19 ± 0,16	-0,18 ± 0,24	<0,001	0,281	0,358
QRS (mV)	0,05 ± 0,37	0,13 ± 0,35	0,05 ± 0,16	0,9 ± 0,43	0,92 ± 0,58	0,97 ± 0,59	<0,001	0,840	0,784
J (mV)	0,07 ± 0,05	0,09 ± 0,1	0,08 ± 0,05	0,01 ± 0,02	0 ± 0	0 ± 0	<0,001	0,539	0,319
T (mV)	0,18 ± 0,17	0,27 ± 0,24	0,24 ± 0,06	0,16 ± 0,14	0,27 ± 0,26	0,07 ± 0,23	0,034	0,049	0,122
U (mV)	0,01 ± 0,04	0,01 ± 0,03	0 ± 0	0,01 ± 0,02	0 ± 0,01	0 ± 0	0,173	0,392	0,678
V4									
P (mV)	0,07 ± 0,04	0,08 ± 0,04	0,09 ± 0,04	0,11 ± 0,05	0,13 ± 0,05	0,13 ± 0,05	<0,001	0,135	0,739
Q (mV)	0 ± 0,01	0 ± 0,02	0 ± 0,01	-0,03 ± 0,06	-0,01 ± 0,12	-0,06 ± 0,13	0,049	0,531	0,510
R (mV)	0,64 ± 0,31	0,78 ± 0,33	0,81 ± 0,16	0,88 ± 0,34	0,9 ± 0,54	0,97 ± 0,43	0,012	0,561	0,666
S (mV)	-0,29 ± 0,17	-0,33 ± 0,21	-0,37 ± 0,19	-0,18 ± 0,65	-0,11 ± 0,13	-0,12 ± 0,2	<0,001	0,909	0,449
QRS (mV)	0,36 ± 0,36	0,45 ± 0,41	0,43 ± 0,24	0,67 ± 0,71	0,78 ± 0,53	0,79 ± 0,48	<0,001	0,617	0,984
J (mV)	0,06 ± 0,07	0,07 ± 0,05	0,05 ± 0,04	0 ± 0	0,01 ± 0,05	0 ± 0	<0,001	0,313	0,888
T (mV)	0,19 ± 0,18	0,33 ± 0,22	0,29 ± 0,08	0,06 ± 0,15	0,19 ± 0,45	-0,02 ± 0,22	<0,001	0,042	0,469
U (mV)	0,02 ± 0,04	0,02 ± 0,04	0 ± 0	0,01 ± 0,02	0,01 ± 0,04	0,02 ± 0,07	0,847	0,956	0,273
V5									
P (mV)	0,09 ± 0,04	0,1 ± 0,07	0,09 ± 0,01	0,1 ± 0,06	0,11 ± 0,06	0,11 ± 0,09	0,250	0,760	0,977
Q (mV)	0 ± 0,01	0 ± 0,01	0 ± 0,01	-0,01 ± 0,19	-0,1 ± 0,18	-0,06 ± 0,43	0,057	0,237	0,304
R (mV)	0,91 ± 0,23	0,96 ± 0,36	0,97 ± 0,23	0,63 ± 0,32	0,64 ± 0,45	0,62 ± 0,48	<0,001	0,932	0,930
S (mV)	-0,21 ± 0,12	-0,27 ± 0,19	-0,33 ± 0,16	-0,04 ± 0,07	-0,06 ± 0,11	-0,02 ± 0,04	<0,001	0,229	0,209
QRS (mV)	0,7 ± 0,28	0,68 ± 0,43	0,64 ± 0,3	0,58 ± 0,31	0,47 ± 0,47	0,54 ± 0,6	0,049	0,741	0,727
J (mV)	0,06 ± 0,06	0,06 ± 0,06	0,04 ± 0,05	0 ± 0	0,01 ± 0,02	0 ± 0	<0,001	0,589	0,821
T (mV)	0,21 ± 0,15	0,43 ± 0,76	0,25 ± 0,12	-0,02 ± 0,14	0,02 ± 0,27	-0,04 ± 0,19	0,001	0,265	0,547
U (mV)	0,01 ± 0,02	0 ± 0,02	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0,03	0 ± 0	0,688	0,788	0,796
V6									
P (mV)	0,08 ± 0,03	0,1 ± 0,03	0,09 ± 0,02	0,09 ± 0,06	0,11 ± 0,04	0,12 ± 0,04	0,024	0,082	0,480
Q (mV)	0,05 ± 0,26	0 ± 0,02	0 ± 0,01	-0,11 ± 0,23	-0,23 ± 0,2	-0,33 ± 0,21	<0,001	0,003	0,210
R (mV)	0,89 ± 0,32	1 ± 0,37	1,05 ± 0,21	0,39 ± 0,23	0,49 ± 0,4	0,49 ± 0,28	<0,001	0,256	0,951
S (mV)	-0,19 ± 0,11	-0,21 ± 0,17	-0,05 ± 0,45	-0,02 ± 0,11	-0,05 ± 0,11	-0,01 ± 0,03	<0,001	0,094	0,280
QRS (mV)	0,76 ± 0,29	0,79 ± 0,4	0,99 ± 0,51	0,27 ± 0,33	0,21 ± 0,47	0,14 ± 0,41	<0,001	0,836	0,283
J (mV)	0,04 ± 0,06	0,04 ± 0,04	-0,02 ± 0,09	0 ± 0	0 ± 0,01	0 ± 0	0,009	0,015	0,025
T (mV)	0,18 ± 0,17	0,3 ± 0,19	0,18 ± 0,1	-0,1 ± 0,12	-0,07 ± 0,21	-0,1 ± 0,18	<0,001	0,032	0,354
U (mV)	0,01 ± 0,02	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0	0 ± 0,01	0 (0; 0)	0,620	0,640	0,236

* Milivolts (mV)

Apêndice A



Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Avenida Dr. Arnaldo, 455
Pacaembu – São Paulo – SP

COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

Certificamos que a proposta intitulada “**Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através da eletrovetorcardiografia**”, registrada com o nº **1540/2021**, sob a responsabilidade de **CARLOS ALBERTO PASTORE** e **MARCELO DE SOUSA LONDE**, apresentada pela Comissão Científica do InCor - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovada pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) da Faculdade de Medicina da USP em reunião de 10/02/2021

Finalidade	() Ensino (x) Pesquisa Científica
Vigência da autorização	Início: 08-09-2020 Término: 06-09-2021
Espécie/linhagem/raça	Cão
Nº de animais	45 machos e 45 fêmeas
Peso/Idade	1-5 anos
Origem	Clínica do Hospital veterinário PUC Betim Pontif. Univ. Católica - MG; e Canis particulares

A CEUA FMUSP solicita que ao final da pesquisa seja enviado Relatório com todas as atividades.

CEUA-FMUSP, 10 de fevereiro de 2021

Dr. Eduardo Pompeu
Coordenador
Comissão de Ética no Uso de Animais

Apêndice B



Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
Pró-reitoria de Pesquisa e de Pós-graduação
Comissão de Ética no Uso de Animais - CEUA PUC Minas

PARECER DA CEUA PUC MINAS

Certificamos que o projeto intitulado “Proposta de posicionamento dos eletrodos em cães através da eletrovetorcardiografia”, protocolo projeto de pesquisa nº 03/2020, sob a responsabilidade de Profa. Viviana Feliciano Xavier – que envolve o uso de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica – encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA- PUC Minas) da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, em 07/10/2020.

Vigência do projeto	07/10/2020 a 31/10/2021
Espécie	Número de animais
<i>Canis familiaris</i>	90 indivíduos
Equipe envolvida	Profa. Viviana Feliciano Xavier
	Marcelo de Souza Londe
	Carlos Alberto Pastore
	Nelson Samesima
	Giovanni Naves Canta

Profa. Dra. Gisele Pires de Mendonça Dantas
Coordenadora da Comissão de Ética no Uso de Animais- PUC Minas

Apêndice C

Descrição das características ecocardiográficas dos animais.

Variável	Descrição (N = 90)
Peso (Kg)	
média ± DP	17,1 ± 10,3
mediana (p25; p75)	14 (9,1; 25,4)
SIVEd (cm)	
média ± DP	0,87 ± 0,19
mediana (p25; p75)	0,85 (0,71; 1,04)
DIVEd (cm)	
média ± DP	3,22 ± 0,67
mediana (p25; p75)	3,27 (2,75; 3,71)
DIVEs (cm)	
média ± DP	2,02 ± 0,5
mediana (p25; p75)	2,05 (1,65; 2,34)
PPVEd (cm)	
média ± DP	0,87 ± 0,19
mediana (p25; p75)	0,89 (0,73; 1)
SIVEs (cm)	
média ± DP	1,19 ± 0,28
mediana (p25; p75)	1,15 (1; 1,39)
PPVEs (cm)	
média ± DP	1,21 ± 0,24
mediana (p25; p75)	1,24 (1; 1,39)
Ao (cm)	
média ± DP	1,73 ± 0,4
mediana (p25; p75)	1,72 (1,47; 1,99)
Ae (cm)	
média ± DP	2,42 ± 0,56
mediana (p25; p75)	2,47 (1,97; 2,86)
AE/Ao	
média ± DP	1,39 ± 0,15
mediana (p25; p75)	1,43 (1,27; 1,52)
FE (%)	
média ± DP	68,7 ± 7,5
mediana (p25; p75)	69 (63,6; 73,4)
FEC (%)	
média ± DP	37,9 ± 5,4
mediana (p25; p75)	37,7 (33; 41,3)
Bpm	
média ± DP	109,4 ± 25,1
mediana (p25; p75)	110,1 (92,6; 125,4)
IMVEd (grm²)	
média ± DP	241,2 ± 70,1
mediana (p25; p75)	240 (207,6; 292,3)
ER (gr)	
média ± DP	0,53 ± 0,1
mediana (p25; p75)	0,53 (0,45; 0,6)

Apêndice D

(continuação). Descrição das características ecocardiográficas dos animais.

Variável	Descrição (N = 90)
MVEs (gr)	
média ± DP	76,9 ± 51,3
mediana (p25; p75)	62,4 (34,7; 107,3)
MVEd (gr)	
média ± DP	91,2 ± 60,9
mediana (p25; p75)	77,4 (38,5; 134,6)
SIVEd (normalizado/peso)	
média ± DP	0,45 ± 0,06
mediana (p25; p75)	0,46 (0,40; 0,50)
DIVEd (normalizado/peso)	
média ± DP	1,45 ± 0,12
mediana (p25; p75)	1,45 (1,34; 1,54)
DIVES (normalizado/peso)	
média ± DP	0,86 ± 0,10
mediana (p25; p75)	0,85 (0,78; 0,94)
PPVED (normalizado/peso)	
média ± DP	0,86 ± 0,10
mediana (p25; p75)	0,85 (0,78; 0,94)
Vel. Onda Em/ms	
média ± DP	0,7 ± 0,14
mediana (p25; p75)	0,71 (0,61; 0,79)
Vel. Onda Am/ms	
média ± DP	0,44 ± 0,1
mediana (p25; p75)	0,43 (0,37; 0,52)
Rel. Onda E/A ms	
média ± DP	1,61 ± 0,27
mediana (p25; p75)	1,61 (1,41; 1,79)
T. Desac. Vm/ms	
média ± DP	134,3 ± 37,2
mediana (p25; p75)	126,2 (110,5; 151,4)
TRIV ms	
média ± DP	77,5 ± 21,4
mediana (p25; p75)	76,5 (59,9; 90,4)
Rel. E- TIRV	
média ± DP	1,02 ± 0,43
mediana (p25; p75)	0,93 (0,67; 1,27)
TDI S'(m/s)	
média ± DP	0,58 ± 0,2
mediana (p25; p75)	0,57 (0,46; 0,73)
E' (m/s)	
média ± DP	0,13 ± 0,05
mediana (p25; p75)	0,12 (0,1; 0,14)
A' (m/s)	
média ± DP	0,1 ± 0,04
mediana (p25; p75)	0,09 (0,08; 0,11)

E'/A'

média ± DP 1,37 ± 0,26

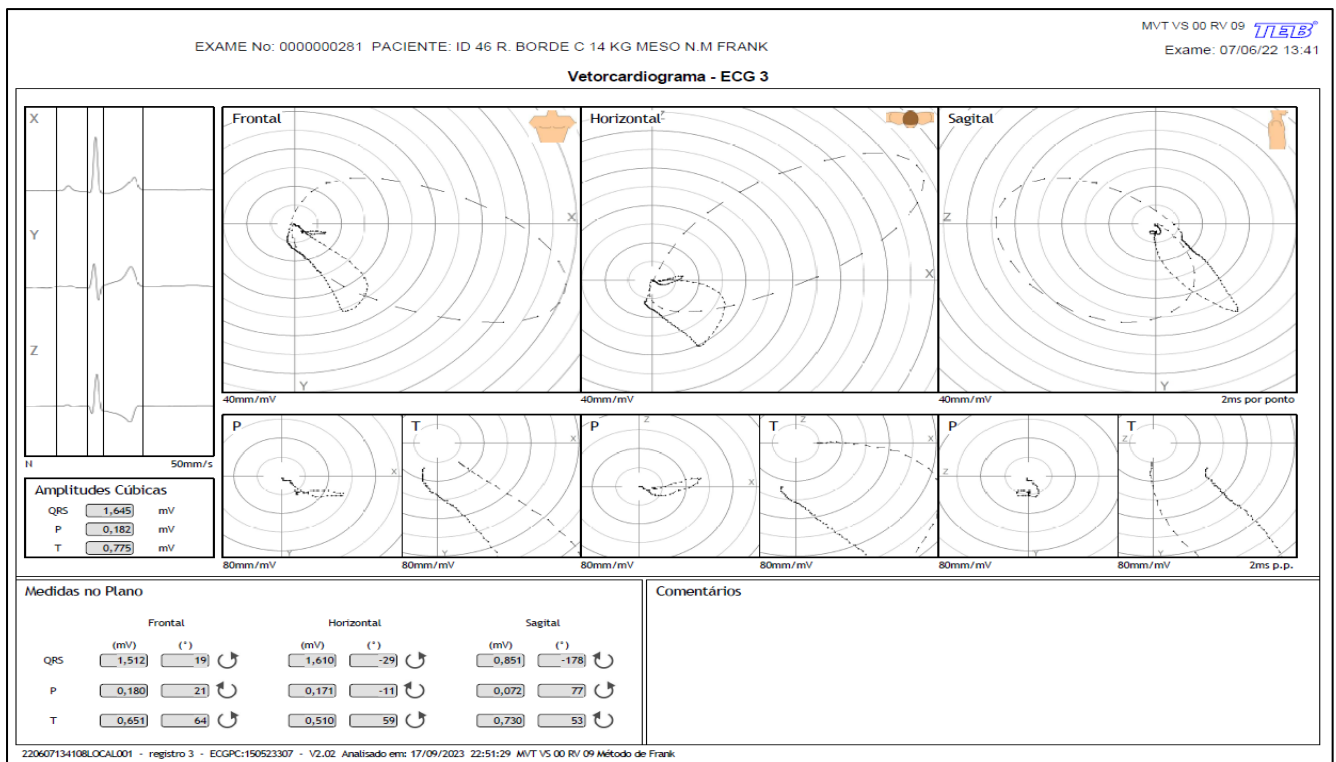
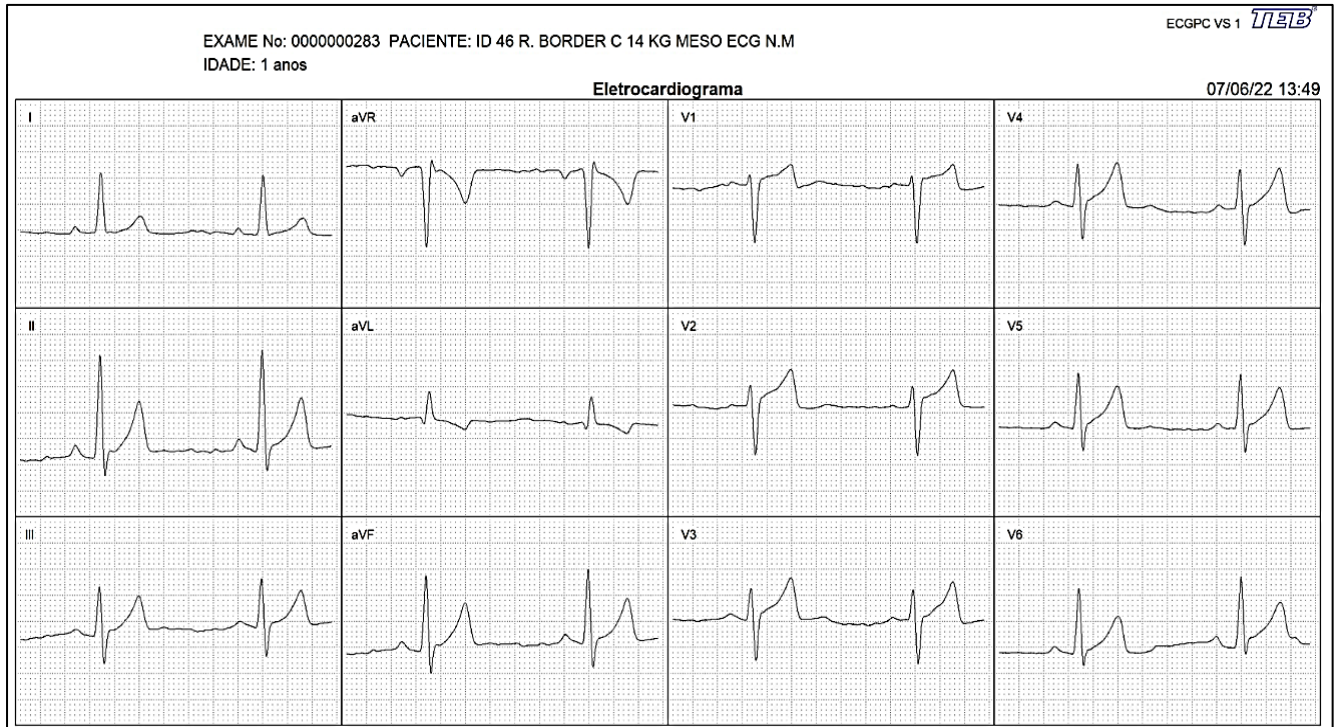
mediana (p25; p75) 1,28 (1,19; 1,49)

Variável	Descrição (N = 90)
Vel. Onda Et/ms	
média ± DP	0,53 ± 0,12
mediana (p25; p75)	0,53 (0,44; 0,6)
Vel. Onda At/ms	
média ± DP	0,35 ± 0,1
mediana (p25; p75)	0,34 (0,28; 0,4)
T. Desac. VT/ms	
média ± DP	188,2 ± 48,2
mediana (p25; p75)	188 (152,6; 212,7)
Rel. Onda Et/At	
média ± DP	1,56 ± 0,29
mediana (p25; p75)	1,58 (1,36; 1,76)
Valva M Vel. máx	
média ± DP	0,88 ± 0,25
mediana (p25; p75)	0,88 (0,75; 1)
G. Press	
média ± DP	1,78 ± 0,72
mediana (p25; p75)	1,74 (1,1; 2,51)
Valva T Vel. máx	
média ± DP	0,53 ± 0,13
mediana (p25; p75)	0,53 (0,45; 0,6)
G. Press	
média ± DP	1,18 ± 0,56
mediana (p25; p75)	1,11 (0,8; 1,43)
Valva AO Vel. máx	
média ± DP	0,98 ± 0,22
mediana (p25; p75)	0,98 (0,8; 1,15)
G. Press	
média ± DP	3,88 ± 1,71
mediana (p25; p75)	3,65 (2,57; 4,98)
Valva P Vel. máx	
média ± DP	0,83 ± 0,21
mediana (p25; p75)	0,81 (0,68; 0,96)
G. Press	
média ± DP	2,82 ± 1,36
mediana (p25; p75)	2,58 (1,8; 3,6)

*Peso quilo (kg), Aorta (AO), átrio esquerdo (AE), relação átrio esquerdo aorta (AE/AO), diástole (d); sístole (s), ventrículo esquerdo (VE), septo interventricular na diástole (SIVEd), diâmetro interno do ventrículo esquerdo na diástole (DIVEd), parede livre do ventrículo esquerdo na diástole (PLVEd), volume diastólico final (VDFVE), índice de massa do VE indexado pelo peso (IMVEd grm^2), Espessura relativa de parede (ER gr). Massa do Ventrículo esquerdo (gramas) em sístole, Massa do Ventrículo esquerdo (gramas) em diástole. Fração de ejeção (FE), Fração de encurtamento (FEC), Batimento por minuto (BPM), Septo interventricular na sístole (n) (SIVEs), diâmetro interno do ventrículo esquerdo na sístole (n) (DIVEs), parede livre do ventrículo esquerdo na sístole (n) (PLVEs), parede livre do ventrículo esquerdo (n) (DIVEd) normalizado pelo peso, Velocidade onda E mitral/ms, Velocidade onda A mitral/ms, Relação ondas E/A ms. Tempo de desaceleração Valva mitral/ms. Tempo de relaxamento isovolumétrico. Relação E- TRIV. Doppler Tecidual (TDI) Velocidade onda E'. Velocidade de onda A'. Relação velocidade E'/A'. Velocidade onda E tricúspide (Vel. Onda Et/ms), Velocidade onda A tricúspide (Vel. onda At/ms), Tempo desaceleração valva tricúspide (T. Desac. Vt/ms). Relação Onda Et/At, Velocidade máxima valva mitral, gradiente de pressão, Velocidade máxima valva tricúspide, Velocidade máxima da valva aórtica, Velocidade máxima valva pulmonar.

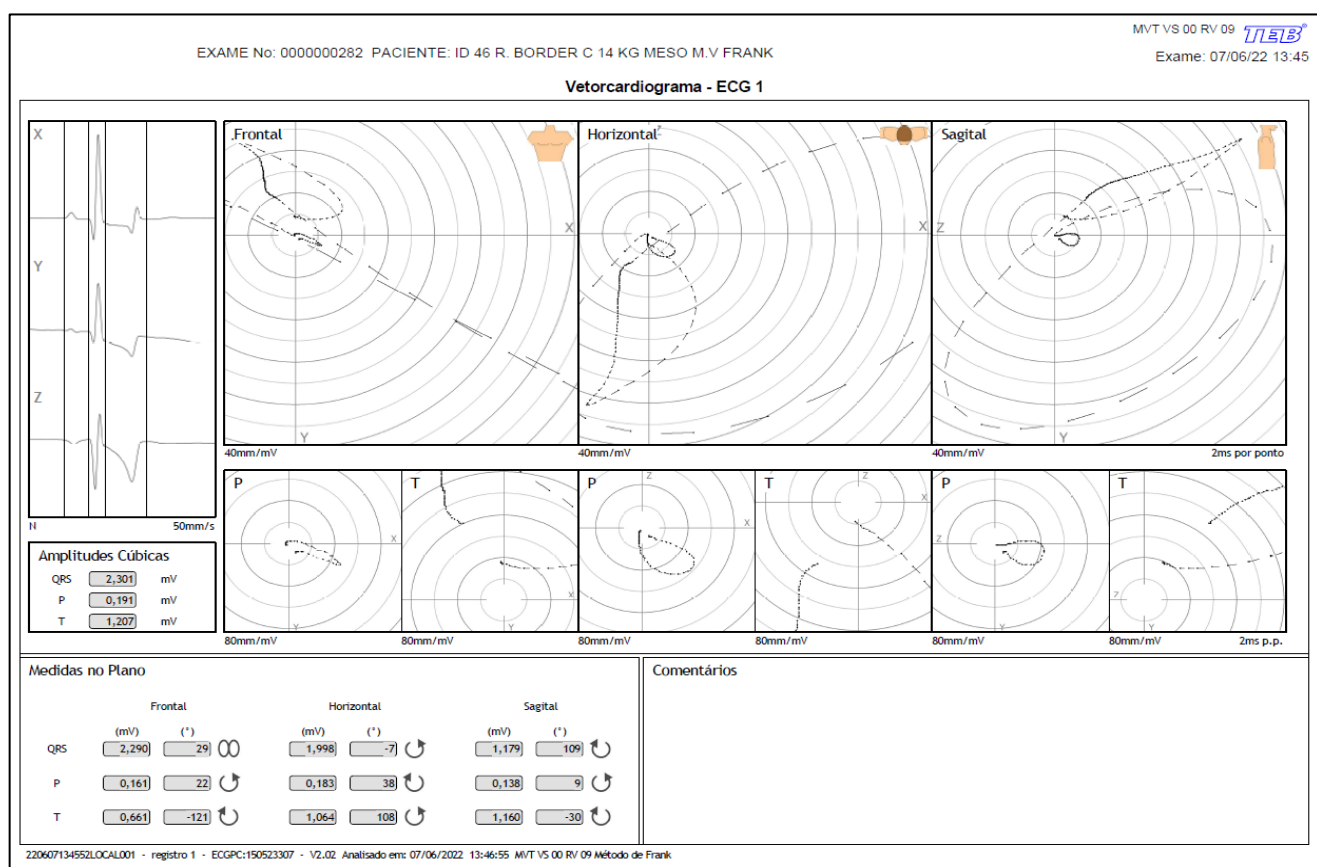
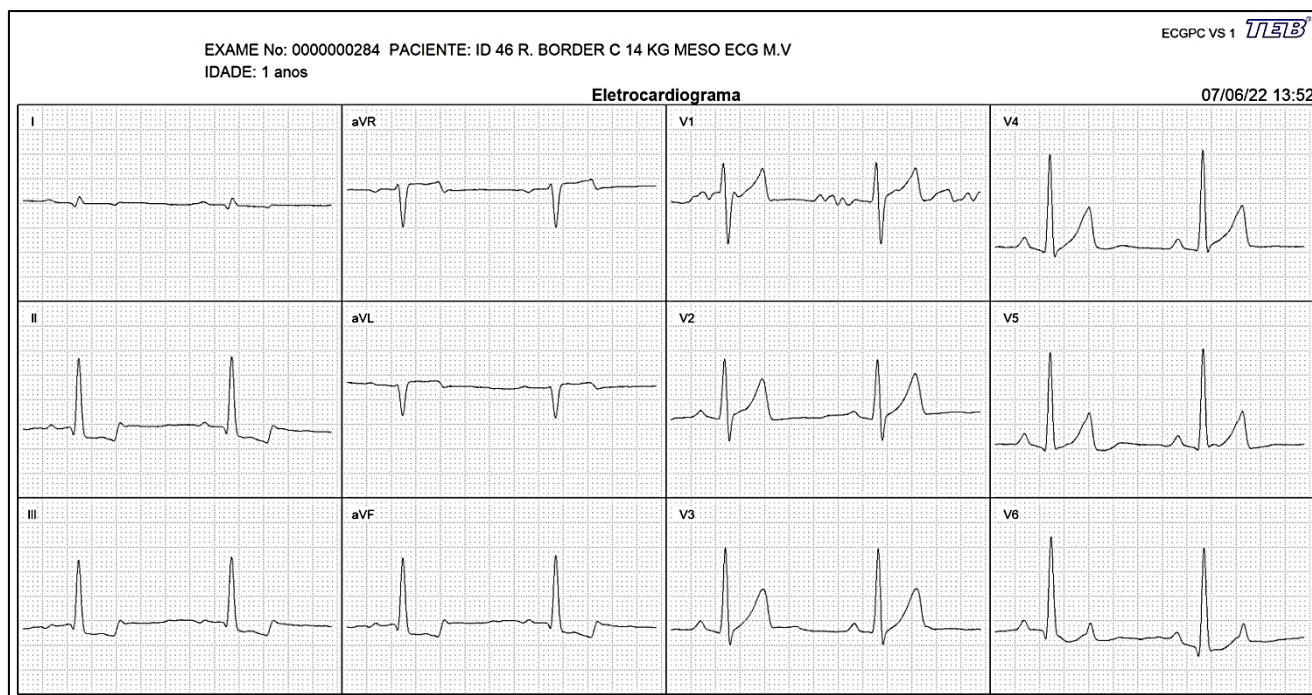
Apêndice F

ECG/VCG novo método



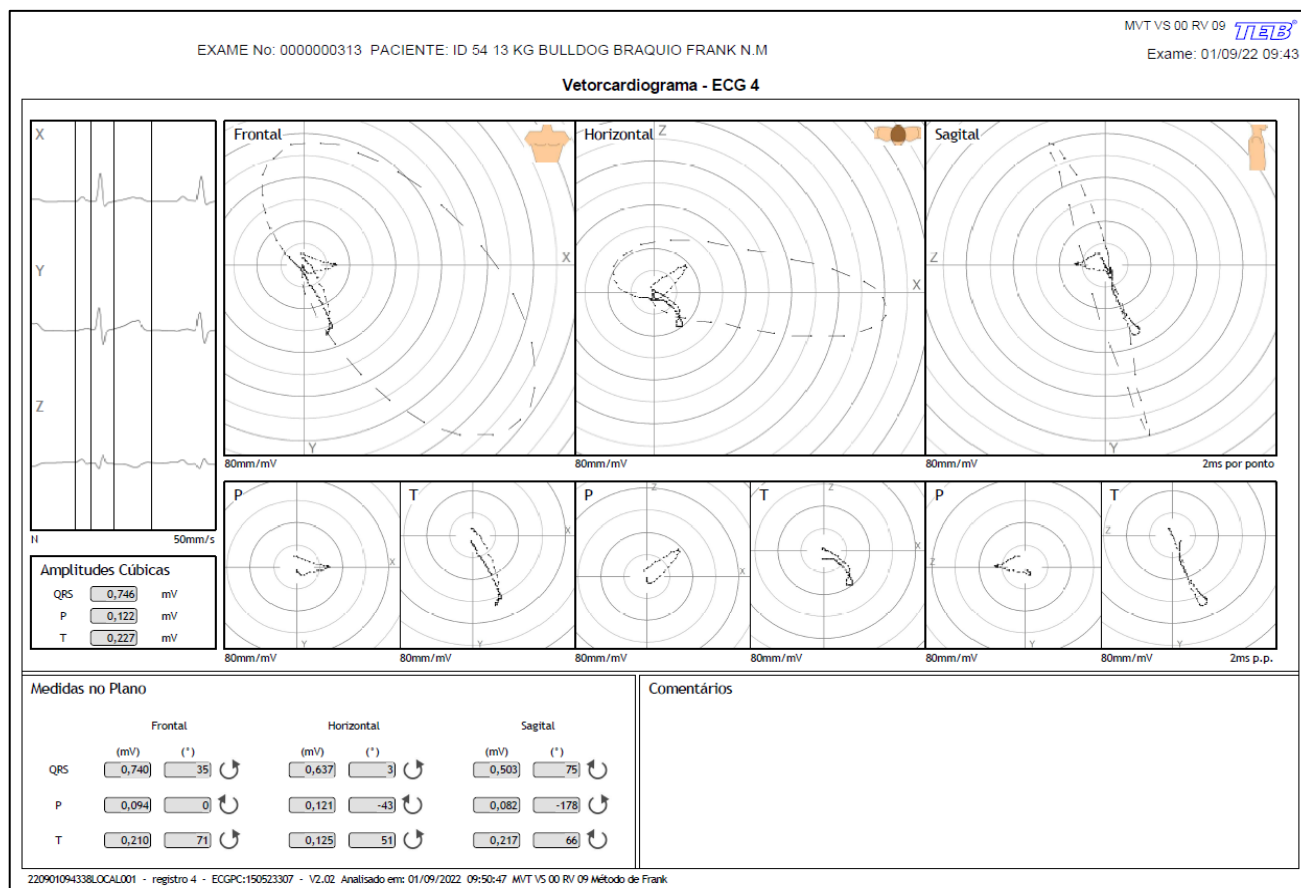
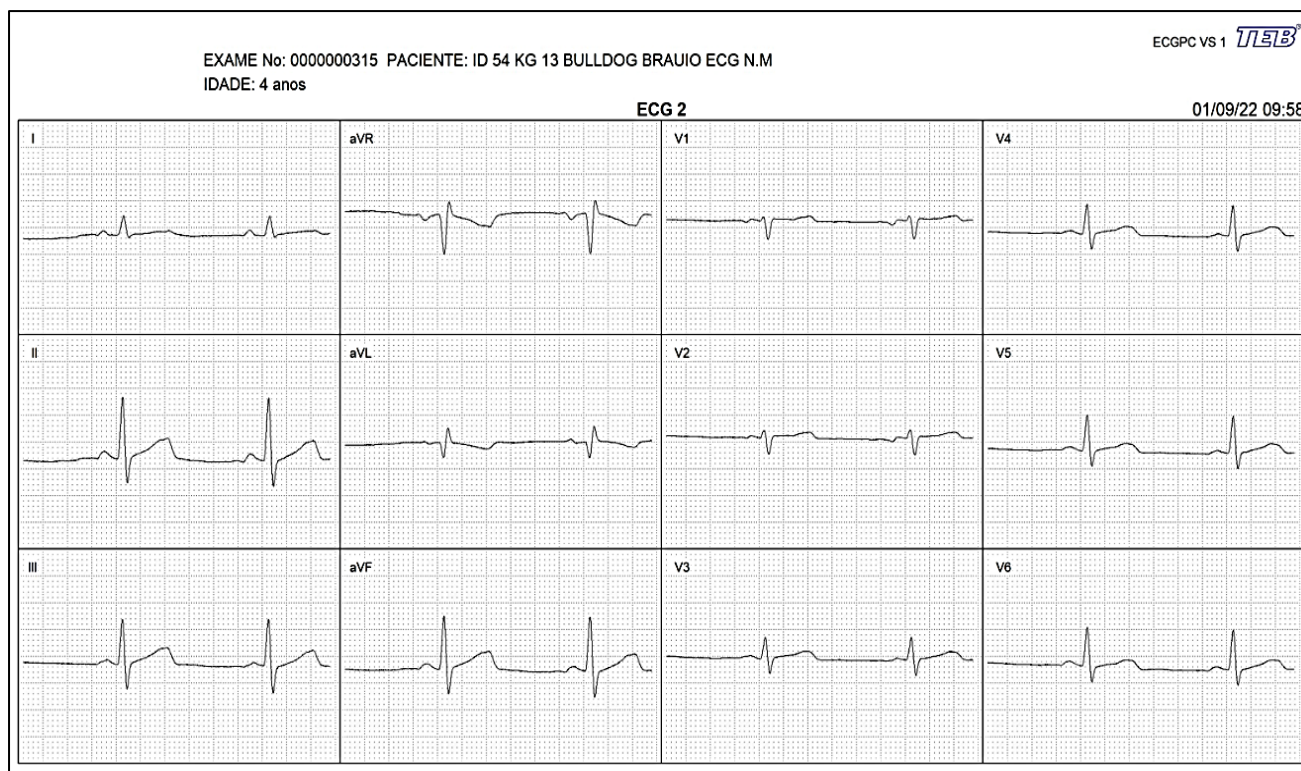
Apêndice G

ECG/VCG método convencional



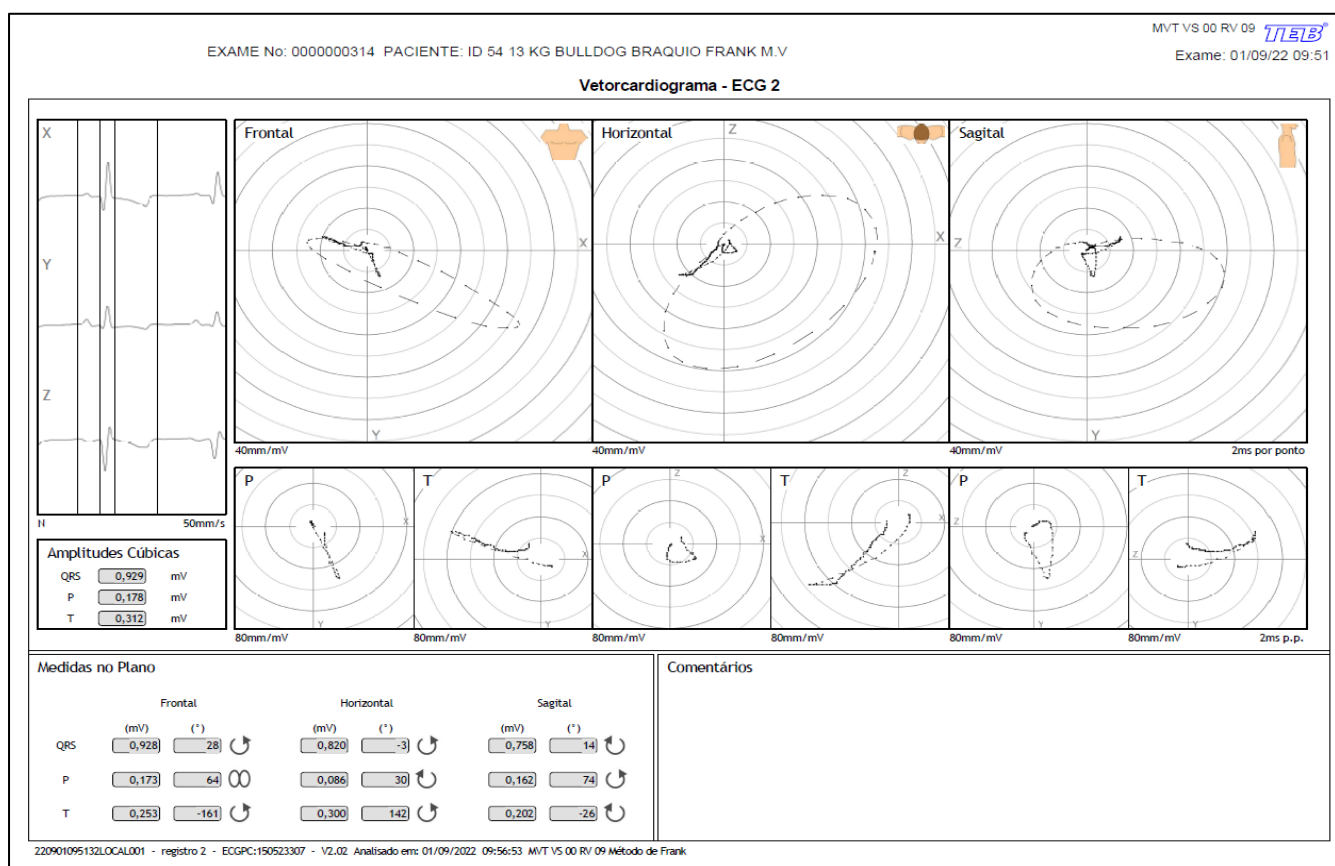
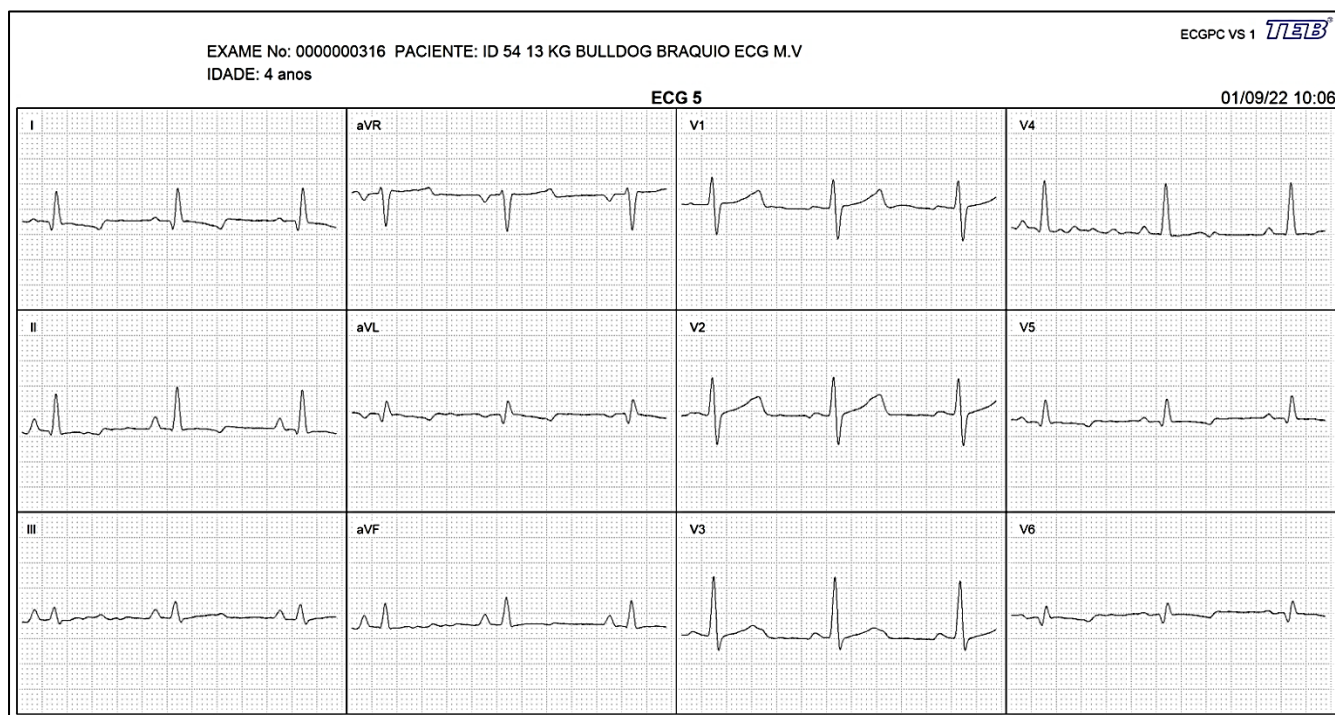
Apêndice H

ECG/VCG método convencional



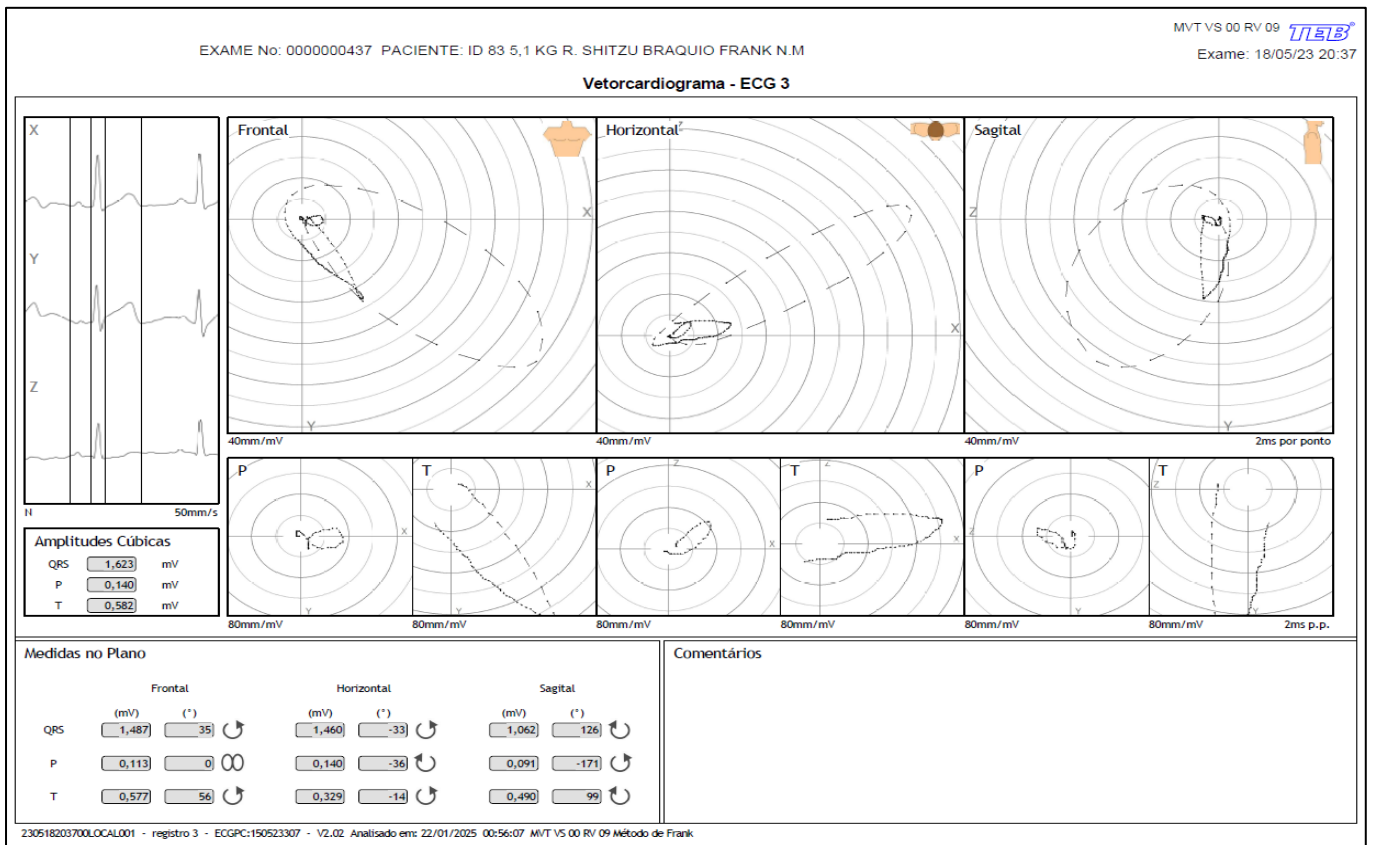
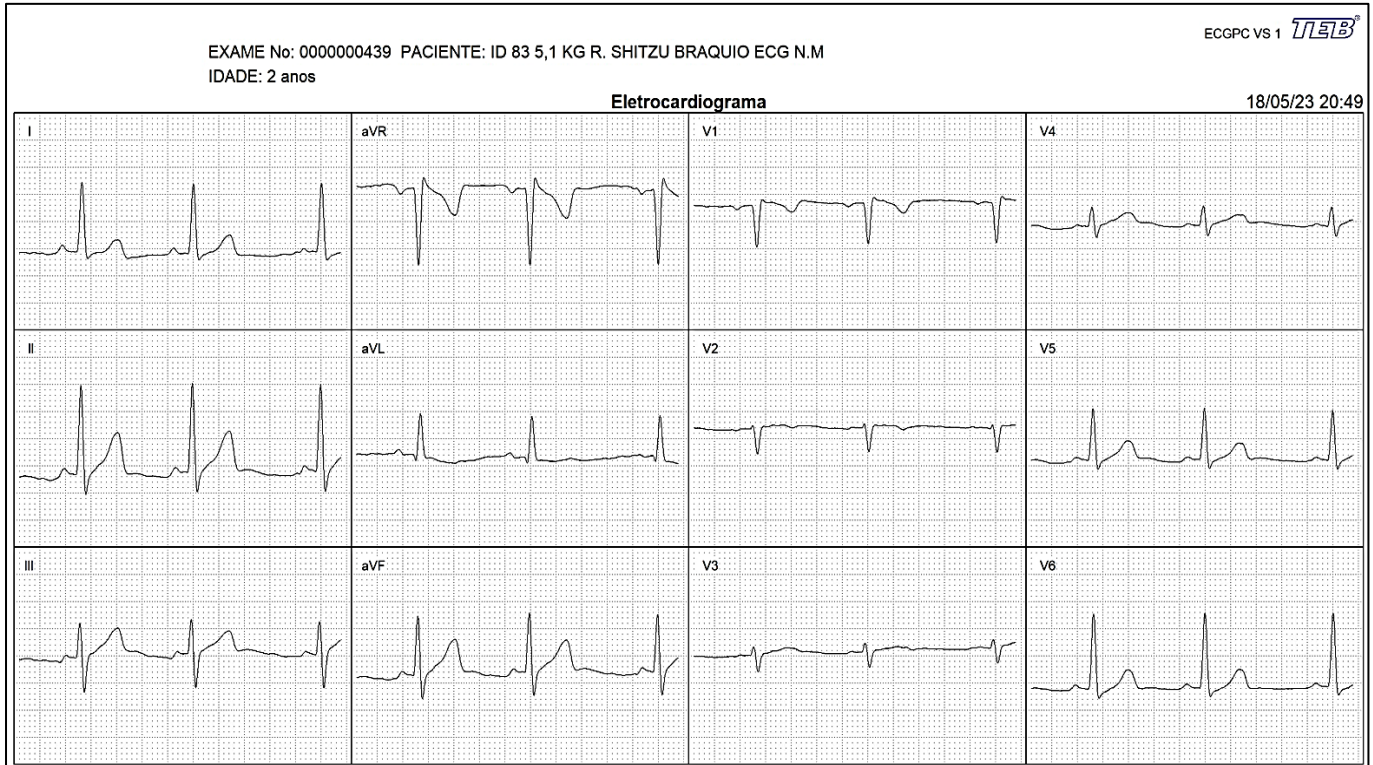
Apêndice I

ECG/VCG método convencional



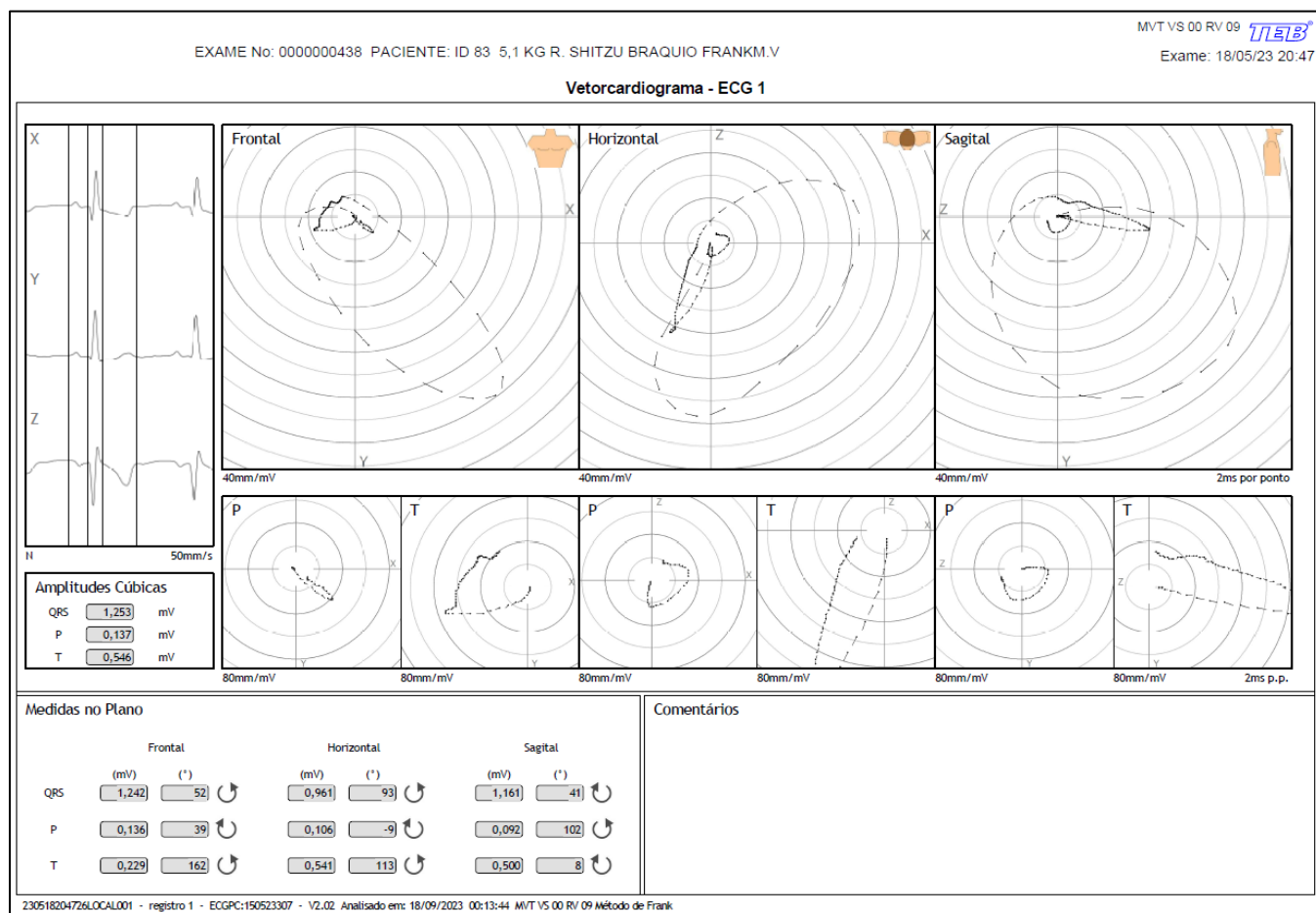
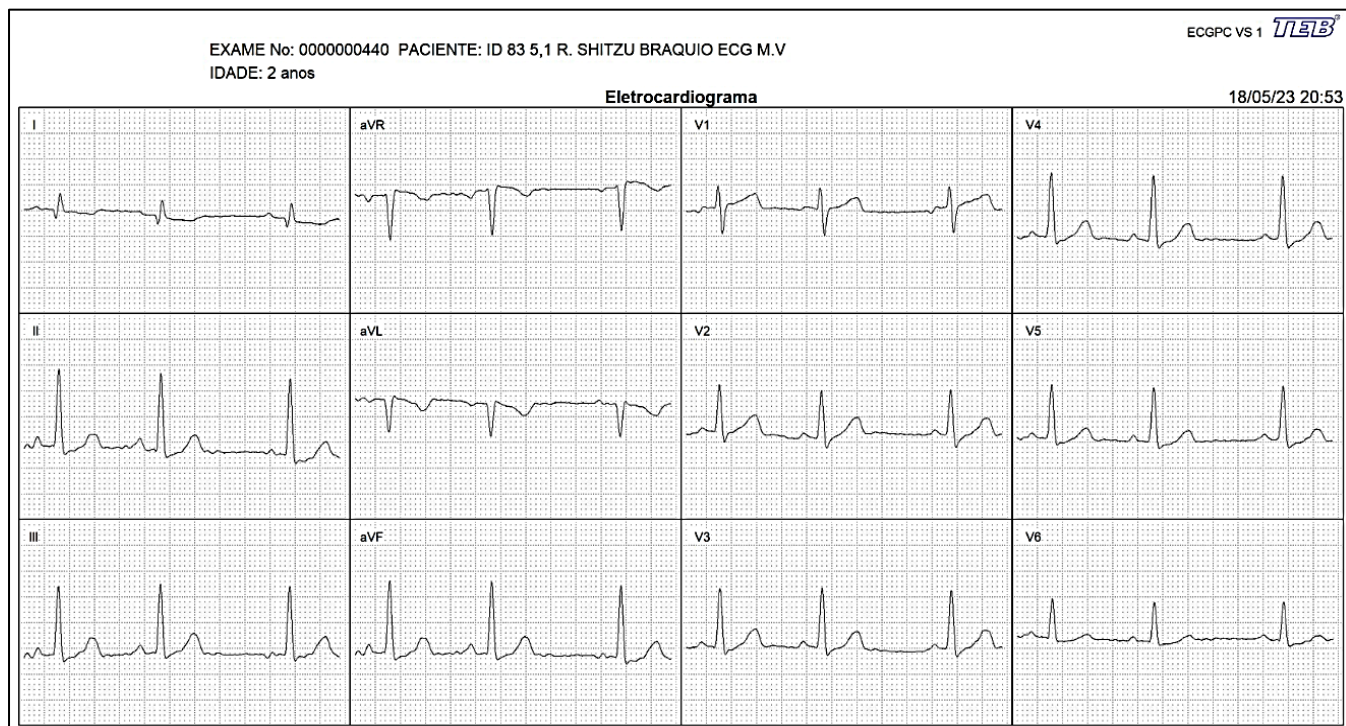
Apêndice J

ECG/VCG novo método



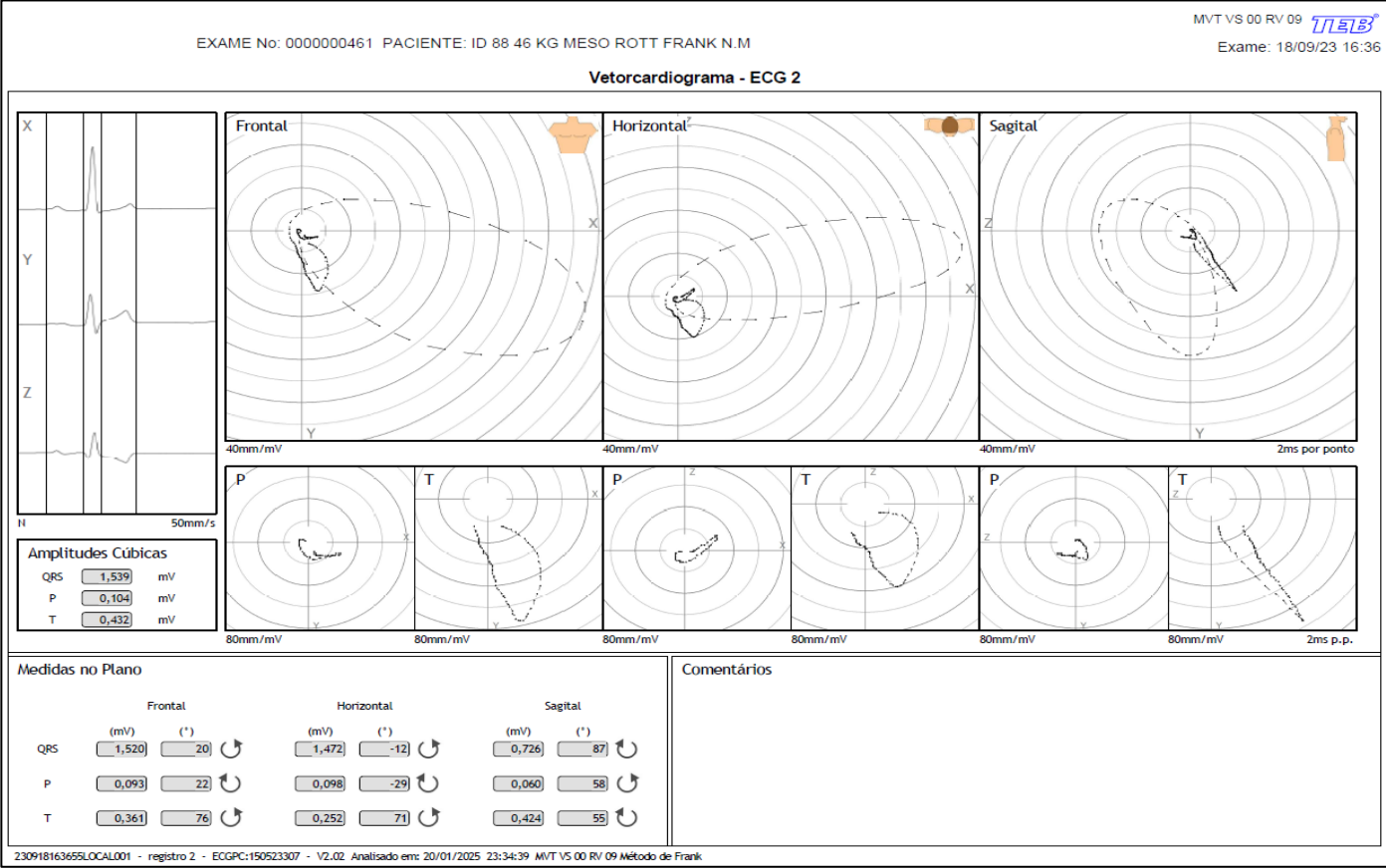
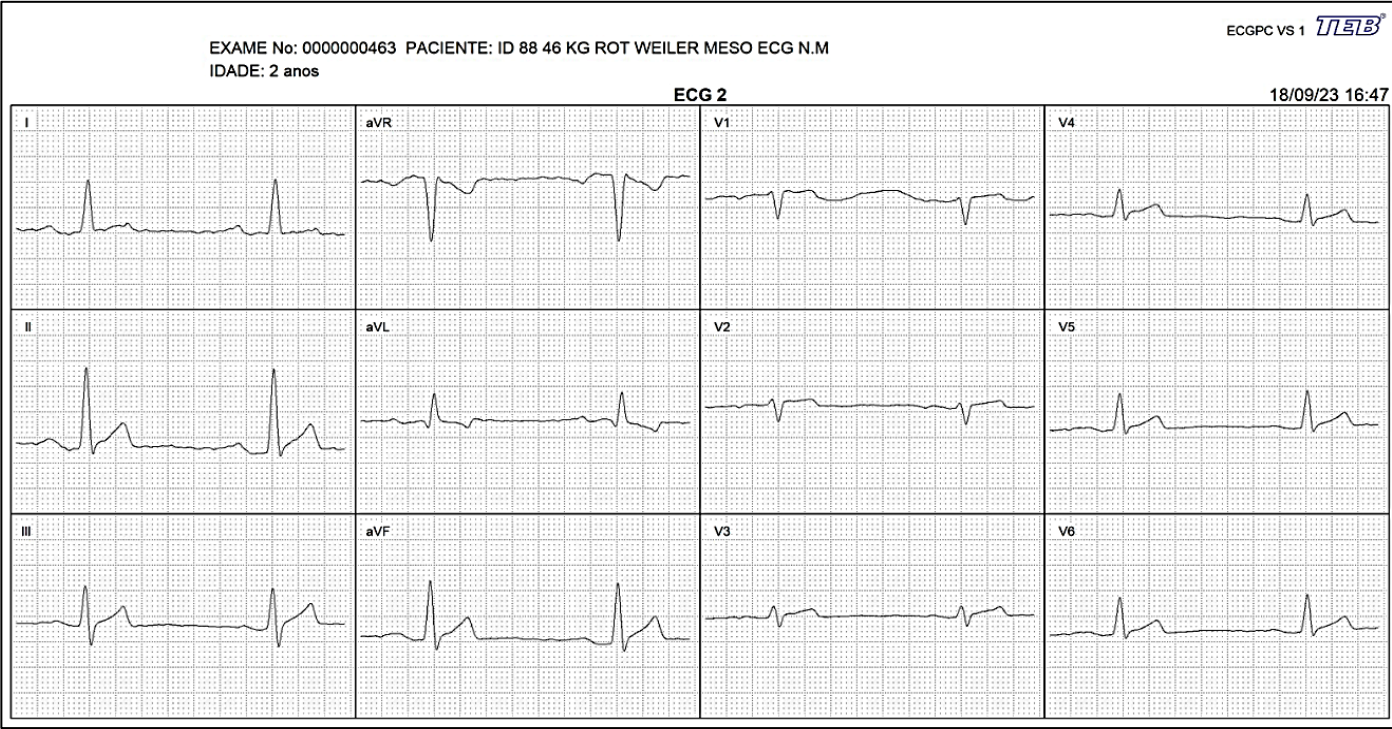
Apêndice L

ECG/VCG método convencional



Apêndice M

ECG/VCg novo método



Apêndice N

ECG/VCG método convencional

