

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA

EDUARDO MENDONÇA VILELA

AVALIAÇÃO DO TEMPO DE PICO DA ONDA R EM GATOS HÍGIDOS

UBERLÂNDIA

2025

EDUARDO MENDONÇA VILELA

AVALIAÇÃO DO TEMPO DE PICO DA ONDA R EM GATOS HÍGIDOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Medicina Veterinária.

Orientador(a): Prof. Dr. Matheus Matioli Mantovani

UBERLÂNDIA

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

V699 2025	<p>Vilela, Eduardo Mendonça, 2002- Avaliação do Tempo de Pico R em Gatos Hígidos [recurso eletrônico] / Eduardo Mendonça Vilela. - 2025.</p> <p>Orientador: Matheus Matioli Mantovani . Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Uberlândia, Graduação em Medicina Veterinária. Modo de acesso: Internet. Inclui bibliografia.</p> <p>1. Veterinária. I. , Matheus Matioli Mantovani, 1986-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Graduação em Medicina Veterinária. III. Título.</p> <p>CDU: 619</p>
--------------	---

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

EDUARDO MENDONÇA VILELA

AVALIAÇÃO DO TEMPO DE PICO R EM GATOS HÍGIDOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Medicina Veterinária

Área de concentração: Medicina Veterinária

Uberlândia, 16 de setembro de 2025.

Banca Examinadora:

Matheus Mاتيoli Mantovani – Doutor (UFU)

Carolina Franchi João Cardilli – Doutora (UFU)

Julia Moreira – Pós Graduada (UFU)

AGRADECIMENTOS

Chegar ao fim deste ciclo é olhar para trás e ver que essa jornada foi construída por muitas mãos, corações e incentivos. Este trabalho é o resultado não apenas de pesquisa, mas de afeto, paciência e apoio. E a essas pessoas, dedico minha mais profunda gratidão.

Nesse caminho, tive a sorte de encontrar pessoas que se tornaram pilares. Ao Prof. Dr. Matheus Mاتيoli Mantovani, agradeço por ter acreditado em meu potencial, sua confiança me abriu portas que eu nem sabia que existiam e me ensinou a ir além. À Dra. Suzana Akemi Tsuruta, agradeço pela paciência e pelo seu dom em ensinar. Seus conhecimentos foram a base sólida sobre a qual pude construir meu aprendizado. A vocês, por me guiarem com tanta sabedoria, muito obrigado.

Se hoje celebro esta conquista, é porque tive a sorte de ser erguido sobre as duas bases mais sólidas da minha vida. Tudo que sou começou em vocês! Mãe, Daniele Cristina de Souza Mendonça, obrigado por ser meu porto seguro e a voz que sempre me incentivou a ir além. Cada passo que dei foi sustentado pela sua força, seu apoio e seu amor incondicional. E à minha vó, Maria das Graças Rodrigues Vilela, que hoje me aplaude de um lugar especial. Seu amor foi o solo fértil onde meus sonhos puderam crescer, e sei que hoje seu orgulho ilumina meu caminho e seu carinho continua a me guiar todos os dias. Essa conquista também é de vocês!

Nesta jornada, tive a sorte de ter ao meu lado o melhor companheiro de viagem. Ao meu grande companheiro de vida, Lucas Vinícius Ribeiro de Souza. Sou imensamente grato por seu incentivo incondicional em todas as minhas escolhas. Você não apenas me apoiou, mas me impulsionou a ser melhor e a acreditar no meu próprio caminho. Saber que você estava comigo em cada passo, celebrando as vitórias e me reerguendo nas dificuldades, foi minha maior força. Obrigado por ser meu porto seguro e o maior entusiasta dos meus sonhos.

E o que seria de uma grande jornada sem os amigos para compartilhar o caminho? À Julia Lima Rodrigues, minha parceira de todas as horas nos corredores da UFU, obrigado por cada prova que fizemos juntos, cada café, cada estudo e por fazer a rotina universitária ser infinitamente mais leve. À minha amiga de uma vida inteira, Giovana Maria Salmazi de Carvalho. É difícil colocar em palavras o que sua amizade significa. Seja para um conselho sábio, um abraço apertado ou uma partida de jogo que me fizesse esquecer o mundo, você sempre esteve lá. Mais do que uma amiga, você foi uma arquiteta da minha felicidade e da pessoa que me tornei. Por toda a leveza, por toda a profundidade e por uma amizade que é meu lar, muito obrigado.

RESUMO

A cardiomiopatia hipertrófica é a principal causa cardiológica de mortalidade em felinos, tornando essencial a busca por ferramentas diagnósticas acessíveis e não invasivas de triagem. O tempo de pico da onda R (RpT), um parâmetro eletrocardiográfico que reflete o tempo de ativação ventricular transmural, surge como um marcador promissor. Contudo, sua aplicação clínica na medicina felina é limitada pela ausência de valores de referência estabelecidos para animais hígidos. Diante disso, o presente estudo teve como objetivo principal mensurar e estabelecer os parâmetros de referência para o RpT, bem como a duração do complexo QRS em uma população de gatos saudáveis. Para isso, 13 felinos hígidos, após triagem clínica e ecocardiográfica, foram submetidos ao exame de eletrocardiograma (ECG) de 6 derivações em decúbito lateral direito. As variáveis foram mensuradas digitalmente por um avaliador experiente e os dados foram analisados por estatística descritiva, determinando-se a média, o desvio padrão (DP), a mediana, os valores mínimo e máximo e o intervalo de confiança (IC) de 95% para cada variável. Nas derivações do plano frontal, a média para o RpT em DII foi de $30,00 \pm 4,15$ ms (IC 95%: 27,49–32,51 ms), enquanto em aVF foi de $30,26 \pm 4,34$ ms (IC 95%: 27,63–32,88 ms). Para a duração do QRS, a média em DII foi de $53,23 \pm 5,82$ ms (IC 95%: 49,71–56,75 ms) e em aVF foi de $53,54 \pm 6,33$ ms (IC 95%: 49,72–57,36 ms). Conclui-se que este estudo estabeleceu uma base de dados quantitativa inédita para estes marcadores eletrocardiográficos em gatos hígidos, oferecendo aos clínicos uma ferramenta prática que poderá auxiliar na decisão de aprofundar a investigação diagnóstica em pacientes com suspeita de remodelamento ventricular.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Tempo de pico R, Feline.

ABSTRACT

Hypertrophic cardiomyopathy is the main cardiological cause of mortality in felines, making the search for accessible and non-invasive screening diagnostic tools essential. The R-wave peak time (RpT), an electrocardiographic parameter that reflects the transmural ventricular activation time, emerges as a promising marker. However, its clinical application in feline medicine is limited by the absence of established reference values for healthy animals. Therefore, the main objective of the present study was to measure and establish the reference parameters for the RpT, as well as the QRS complex duration, in a population of healthy cats. For this purpose, 13 healthy felines, after clinical and echocardiographic screening, underwent a 6-lead electrocardiogram (ECG) examination in right lateral recumbency. The variables were digitally measured by an experienced evaluator and the data were analyzed using descriptive statistics, determining the mean, standard deviation (SD), median, minimum and maximum values, and the 95% confidence interval (CI) for each variable. In the frontal plane leads, the mean for the RpT in DII was 30.00 ± 4.15 ms (95% CI: 27.49–32.51 ms), while in aVF it was 30.26 ± 4.34 ms (95% CI: 27.63–32.88 ms). For the QRS duration, the mean in DII was 53.23 ± 5.82 ms (95% CI: 49.71–56.75 ms) and in aVF it was 53.54 ± 6.33 ms (95% CI: 49.72–57.36 ms). It is concluded that this study established an unprecedented quantitative database for these electrocardiographic markers in healthy cats, offering clinicians a practical tool that can assist in the decision to deepen the diagnostic investigation in patients with suspected ventricular remodeling.

Key-Words: Eletrocardiogram, Hypertrophic cardiomiopathy, R peak-time.

SUMÁRIO

RESUMO	6
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	7
2.1 Cardiomiopatia hipertrófica	7
2.2 Anatomia e sistema de condução elétrica	7
2.2.1 Nó sinusal	8
2.2.2 Nó atrioventricular	9
2.2.3 Feixe de Hiss e Fibras de Purkinje.....	9
2.3 Eletrocardiograma	10
2.4 Ondas Eletrocardiográficas	10
2.5 Tempo de Pico R.....	12
3 OBJETIVOS	13
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
4.1 População do estudo e preparo do paciente.....	14
4.2 Exame eletrocardiográfico.....	15
4.3 Mensuração do tempo de pico da onda R.....	16
4.4 Análise estatística.....	17
5 RESULTADOS	18
6 DISCUSSÃO	19
7 CONCLUSÃO.....	21

1 INTRODUÇÃO

As cardiomiopatias representam uma das principais causas de mortalidade em felinos domésticos, com o fenótipo hipertrófico (CMH) sendo a forma mais comumente diagnosticada (Romito *et al.*, 2018). A prevalência da CMH pode atingir 15% em gatos aparentemente saudáveis, o que evidencia a necessidade de ferramentas diagnósticas que sejam acessíveis e não invasivas para a detecção precoce da doença (Andrade, 2021). Nesse contexto, o eletrocardiograma (ECG) surge como o método mais utilizado na rotina clínica para a avaliação cardiovascular, sendo indispensável para a identificação de arritmias cardíacas e distúrbios de condução (Kligfield *et al.*, 2007). A interpretação do ECG oferece informações cruciais sobre as dimensões e a atividade das câmaras cardíacas, a frequência, o ritmo e a sincronia da condução atrioventricular (Santilli *et al.*, 2018).

O sistema de condução cardíaco é formado por células musculares especializadas, incluindo o nó sinusal, nó atrioventricular, feixe de Hiss e as Fibras de Purkinje, responsáveis pela iniciação e coordenação do ritmo cardíaco (Boyett, 2009). A propagação do impulso elétrico através dessas estruturas e pelo miocárdio funcional depende da integridade das junções comunicantes, que garantem a contração sincronizada do coração (Desplantez *et al.*, 2007). Alterações estruturais no miocárdio, como a hipertrofia dos cardiomiócitos e a fibrose intersticial presentes na CMH, interferem diretamente na velocidade e na trajetória desse impulso (ANDRADE, 2021). Tais alterações histopatológicas promovem um fenômeno conhecido como “remodelamento elétrico”, que pode ser mais significativo clinicamente do que a própria alteração anatômica e que pode ser investigado por meio da análise detalhada dos parâmetros eletrocardiográficos (Anderson *et al.*, 2009).

Para aumentar a acurácia diagnóstica, novos marcadores eletrocardiográficos têm sido propostos (Romito *et al.*, 2018). Dentre eles, destaca-se o tempo de pico da onda R (RpT), terminologia recomendada pela American Heart Association (AHA) para o parâmetro também conhecido como tempo de ativação ventricular (Kligfield *et al.*, 2007). Fisiologicamente, o RpT representa a fase inicial da despolarização ventricular e mensura o tempo de trânsito do impulso elétrico desde o endocárdio até o epicárdio, sendo um reflexo direto da saúde da condução intraventricular (Miquerol *et al.*, 2004; Murphy; Lazzara, 2016). Em humanos, o prolongamento do RpT é uma das anormalidades eletrocardiográficas mais frequentes em pacientes com CMH, sendo um critério validado para identificação de sobrecarga ventricular e

distúrbios de condução como os bloqueios de ramo (Pérez-Riera *et al.*, 2016). De forma similar, estudos em cães com degeneração mixomatosa da valva mitral demonstram um aumento progressivo do RpT conforme a doença avança, validando seu uso na estratificação de cardiopatias nesta espécie (Andrade, 2021).

Apesar do seu comprovado valor em outras espécies, a aplicação do RpT na medicina felina permanece limitada pela carência de valores de referência para animais hígidos (Andrade, 2021). A ausência de um padrão de normalidade impede a correta interpretação de possíveis desvios em animais cardiopatas, inviabilizando a incorporação desse prático e não invasivo marcador na rotina clínica de triagem de diagnóstico (Pérez-Riera *et al.*, 2016). Desta forma, o estabelecimento de valores de referência para o RpT, assim como para parâmetros de despolarização e repolarização, como a duração com complexo QRS, constitui um passo fundamental e necessário para avançar o conhecimento da eletrofisiologia cardíaca felina e aprimorar o diagnóstico das cardiomiopatias nesta espécie (Romito *et al.*, 2018; Andrade 2021).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 *Cardiomiopatia hipertrófica*

A CMH, considerada a doença cardíaca mais comumente relatada em gatos, caracteriza-se pela hipertrofia do ventrículo esquerdo na ausência de dilatação e outras alterações sistêmicas primárias que justifiquem o aumento da massa miocárdica (Hanas; Tidholm; Holst, 2017). As manifestações fenotípicas da doença estão associadas a mutações de proteínas sarcoméricas que promovem a hipertrofia concêntrica do VE por mecanismos ainda não bem elucidados, resultando em uma arquitetura miocárdica desorganizada e, frequentemente, em anormalidade no aparato da valva mitral (Khor *et al.*, 2015; Schober; Todd, 2010).

A variação no espectro morfológico e funcional da CMH acarreta, primeiramente, em disfunção ventricular diastólica esquerda, que por sua vez, ocasiona a obstrução da via de saída do ventrículo esquerdo e disfunção atrial (Bartoszuk *et al.*, 2019). Diante do caráter heterogêneo das alterações anatômicas observadas, os animais afetados apresentam sinais clínicos associados a insuficiência cardíaca congestiva (ICC), tromboembolismo arterial (ATE), síncope, morte súbita ou de forma compensada, não apresentando nenhuma sintomatologia (Payne *et al.*, 2015).

As alterações histopatológicas presentes na CMH são marcadas por um desarranjo da arquitetura dos miócitos, hipertrofia celular, fibrose intersticial e deposição de colágeno. Essas alterações estruturais são a base do remodelamento elétrico, pois interferem diretamente na condução do impulso (Khor *et al.*, 2015). O aumento da espessura da parede ventricular e a presença de fibrose intramural distorcem e retardam a propagação transmural do estímulo do endocárdio ao epicárdio. Isso ocorre porque a frente de onda de ativação deve percorrer uma distância maior através de um tecido desorganizado, resultando em um prolongamento da duração com complexo QRS e, especificamente, do tempo de pico da onda R (RpT) (Pérez-Riera *et al.*, 2016).

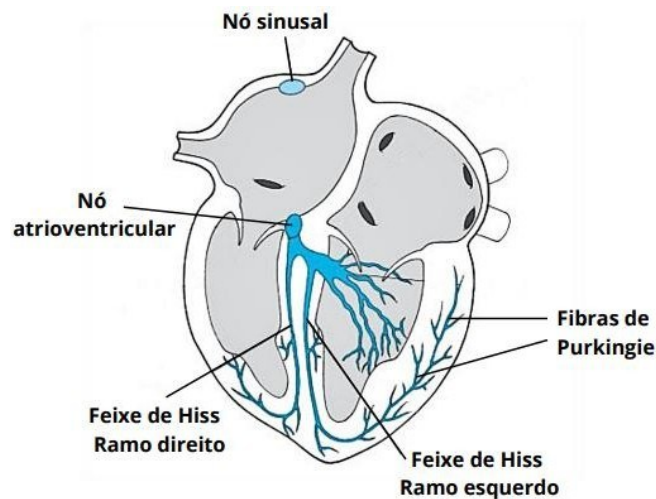
2.2 *Anatomia e sistema de condução elétrica*

Embora todos os cardiomiócitos de trabalho possuam a capacidade intrínseca de conduzir um impulso elétrico, a função rítmica e coordenada do coração é governada por um sistema

especializado (Anderson *et al.*, 2009). Este sistema é anatomicamente composto pelo nó sinusal, pelas vias de condução atriais, pelo nó atrioventricular e pelo sistema de condução intraventricular, que inclui o feixe de Hiss, seus ramos direito e esquerdo e a rede terminal de fibras de Purkinje (Dobrzynski *et al.*, 2013), como representado pela Figura 1.

Cada um desses componentes é formado por cardiomiócitos que, apesar da origem muscular, são funcionalmente especializados, possuindo características moleculares e eletrofisiológicas distintas que lhes conferem propriedade de automatismo e condução rápida (Anderson *et al.*, 2009). É a interação precisa entre essas partes que assegura a iniciação e a propagação coordenada do impulso elétrico, garantindo o ritmo cardíaco normal (Boyett, 2009).

Figura 1: Sistema de Condução elétrica



Fonte: Santilli et al., 2018.

2.2.1 Nó sinusal

O nó sinusal consiste em um tecido funcional e estruturalmente complexo e heterogêneo, situado na região subepicárdica entre as veias cavas craniais e caudais do átrio direito do coração, que se estende ao longo da crista terminal (Wiese *et al.*, 2009). Devido à sua capacidade de despolarização espontânea (automatismo) em uma frequência mais alta que outras estruturas cardíacas, o NS é referido como marcapasso primário do coração, responsável pelo início do potencial de ação cardíaco que, uma vez gerado, se espalha pelo restante do coração, desencadeando a sequência de batimentos e controlando o ritmo cardíaco (Boyett, 2009).

Os miócitos nodais estão envolvidos em uma rede de tecido conjuntivo e cercam a artéria do nó sinusal. O potencial de ação se origina no centro do nó sinusal, referido como nó sinusal compacto, onde os miócitos são menores em comparação com os miócitos atriais (Boyett *et al.*,

2000). Pesquisas recentes sugerem que o nó sinusal deve ser considerado como um complexo que inclui não apenas o nó sinusal compacto, mas também as vias de saída e as células de transição que o conectam ao tecido atrial adjacente (Santilli *et al.*, 2018).

2.2.2 Nó atrioventricular

Anatomicamente, o Nó atrioventricular (AV) é a estrutura central do eixo de condução atrioventricular e constitui o único conduto elétrico fisiológico entre os átrios e os ventrículos. Ele está localizado na base do septo atrial, no ápice da área conhecida como triângulo de Koch, cujo limites anatômicos são o óstio do seio coronariano, o tendão de Todaro e o folheto septal da valva tricúspide (Dobrzynski *et al.*, 2013; Ho; Ho, 2001) como apresentado na figura 2.

A principal função do nó AV é conduzir o potencial de ação dos átrios para os ventrículos, de forma lenta, propriedade conhecida como condução decremental. Este retardo na condução é um mecanismo fisiológico fundamental, pois assegura um intervalo de tempo para que a sístole atrial seja completada, proporcionando um enchimento ventricular otimizado antes do início da contração ventricular (Temple *et al.*, 2013).

Adicionalmente, o período refratário relativamente longo do nó AV é crucial para a proteção ventricular, pois atua como um “filtro” que limita a frequência dos potenciais de ação transmitidos durante taquiarritmias atriais, como a fibrilação atrial (Dobrzynski *et al.*, 2003). Em situações de falha do nó sinusal, as células da junção AV também podem atuar como um marcapasso subsidiário, gerando um ritmo de escape para manter a função cardíaca (Temple *et al.*, 2013).

2.2.3 Feixe de Hiss e Fibras de Purkinje

A porção do sistema de condução cardíaca que se estende do nó AV até o miocárdio ventricular é vital. Sua estrutura garante a ativação coordenada do miocárdio ventricular, resultando em uma eficiente função de bombeamento (Miquerol *et al.*, 2004). O feixe de His constitui o segmento distinto do eixo de condução AV, reconhecido anatomicamente quando separado do miocárdio atrial por tecido colágeno. Esse feixe, assim estabelecido, normalmente serve como a única rota de condução AV (Atkinson *et al.*, 2011).

O papel primordial do sistema His-Purkinje é conduzir rapidamente o potencial de ação pelos ventrículos, assegurando a correta sequência de contração do músculo ventricular do ápice à base, de forma a expelir o sangue para os troncos arteriais (Anderson *et al.*, 2009). Além disso, ele desempenha a função de atuar como um marcapasso ventricular em casos de bloqueio

cardíaco sendo altamente especializado na condução rápida do potencial de ação (Desplantez *et al.*, 2007).

O sistema His-Purkinje desempenha um papel significativo na arritmogênese e está associado a várias formas diferentes arritmias (Boyden *et al.*, 2003). As fibras de Purkinje demonstraram ser propensas a pós-despolarizações precoces devido a sua longa duração de potencial de ação, o que pode levar à arritmia Torsade de Pointes em pacientes com síndrome do QT longo (Schram *et al.*, 2002).

2.3 Eletrocardiograma

Cem anos após a criação do galvanômetro de cordas, por Willem Einthoven, o eletrocardiograma (ECG) emergiu como o método diagnóstico cardiovascular mais utilizado e uma ferramenta essencial na rotina clínica (Kligfield *et al.*, 2007).

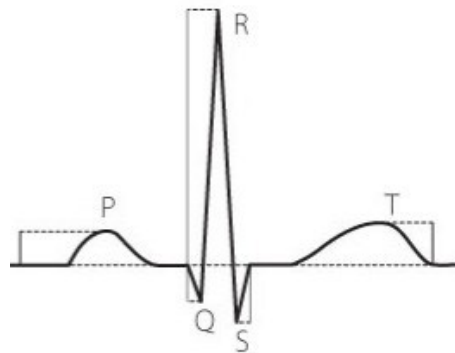
Diversas técnicas precordiais foram sugeridas para aplicação na prática veterinária, algumas delas adaptadas de métodos utilizados na medicina humana, enquanto outras foram desenvolvidas especialmente para animais domésticos (Santilli *et al.*, 2019). Os registros de ECG são indispensáveis para o diagnóstico de síndromes coronarianas agudas e é o meio mais preciso de diagnosticar distúrbios de condução intraventricular, arritmias cardíacas, aumento de câmara e hipertrofia ventricular (Rishniw *et al.*, 2002).

O ECG convencional de doze derivações inclui três derivações bipolares clássicas de membros (I, II e III), três derivações unipolares de membros aumentadas, denominadas de derivações unipolares periféricas (aVR, aVL e aVF), e seis derivações precordiais (V1 a V6) (Kligfield *et al.*, 2007). O sistema precordial é composto por um conjunto de derivações unipolares do ECG colocadas em diversas áreas do tórax para capturar o potencial elétrico do coração no plano horizontal e são suplementares às derivações de membro (Santilli *et al.*, 2018).

2.4 Ondas Eletrocardiográficas

O eletrocardiograma (ECG) compreende as ondas P, o intervalo PR, o complexo QRS, o segmento ST, a onda T e o intervalo QT. A atividade atrial é representada nas ondas P e no intervalo PR, enquanto o complexo QRS, o segmento ST, a onda T e o intervalo QT fornecem dados sobre a atividade ventricular (John; Fleisher, 2006), como representado na Figura 2.

Figura 2: Ondas eletrocardiográficas



Fonte: Santilli et al., 2018.

A parte inicial da onda P é principalmente originada pela despolarização do átrio direito, enquanto a parte posterior é em grande parte resultado da despolarização do átrio esquerdo. A despolarização se propaga pelos ventrículos, primariamente da área endocárdica para a epicárdica (Hurst, 1998). A forma típica da onda P, que representa a despolarização atrial normal, é caracterizada por ser pequena, estendida, com irregularidades, apresentando ângulos e direcionada inferiormente para a esquerda dentro do quadrante padrão (Ho; Ho, 2001).

O intervalo PR indica o tempo necessário para que o impulso elétrico originado no nó sinusal estimule o tecido atrial, atravesse os sistemas de condução atrioventricular e intraventricular, e inicie a despolarização ventricular (Santilli *et al.*, 2018).

O complexo QRS compreende o período de ativação, despolarização e contração ventricular. Durante esse momento, a maior parte do músculo cardíaco realiza uma contração sincronizada e coordenada para impulsionar o sangue para as circulações pulmonar e sistêmica, garantindo a manutenção dos processos vitais (John; Fleisher, 2006). O intervalo QT foi estabelecido como o período entre o início da onda Q e o ponto em que o ECG retorna ao ponto seguindo pela onda T e representa a duração da despolarização e repolarização ventricular. O prolongamento desse intervalo consiste em uma manifestação eletrocardiográfica de repolarização ventricular prolongada e determina um fator de risco clínico para o desenvolvimento de doenças cardiovasculares (Batey; Doe, 2002).

A onda T é produzida pela repolarização dos ventrículos e desloca-se predominantemente do epicárdio para o endocárdio e possui mesma direção de despolarização representada pelo complexo QRS (Hurst, 1998).

2.5 Tempo de Pico R

A onda R, chamada também de pico R, refere-se à primeira deflexão positiva do complexo após a onda P e aumenta a amplitude precordial da direita para a esquerda, indicando maior proximidade do coração com o eletrodo (Santilli *et al.*, 2018). A onda R' caracteriza-se por outra deflexão positiva no traçado eletrocardiográfico que ocorre imediatamente após a onda R, que pode representar a despolarização tardia da via de saída do ventrículo direito ou da face basilar do septo (John; Fleisher, 2006).

Esse parâmetro descreve a etapa inicial da despolarização ventricular, identificando o período em que a onda de excitação se espalha do endocárdio para a superfície epicárdica dos ventrículos (Pérez-Rieira *et al.*, 2016). Desse modo a hipertrofia cardíaca resulta em vias mais longas de ativação elétrica e repolarização do miocárdio ventricular, devendo, portanto, ser acompanhada de alongamento da duração do intervalo QRS (Constable *et al.*, 1994).

A duração do complexo QRS, de forma geral, é frequentemente aumentada em condições clínicas de HVE), manifestando-se especificadamente pelo aumento do tempo de pico R nas derivações precordiais laterais V5 e/ou V6 (50 m/s) (Pérez-Rieira *et al.*, 2016).

A mensuração do TPR é um parâmetro eletrocardiográfico com várias utilidades clínicas. Devido à sua facilidade de obtenção e medição, pode ser clinicamente útil, especialmente em animais que sofrem de cardiomiopatia congênita ou adquirida, distúrbios do ritmo cardíaco e distúrbios de condução (Mateos Pañero *et al.*, 2021).

3 OBJETIVOS

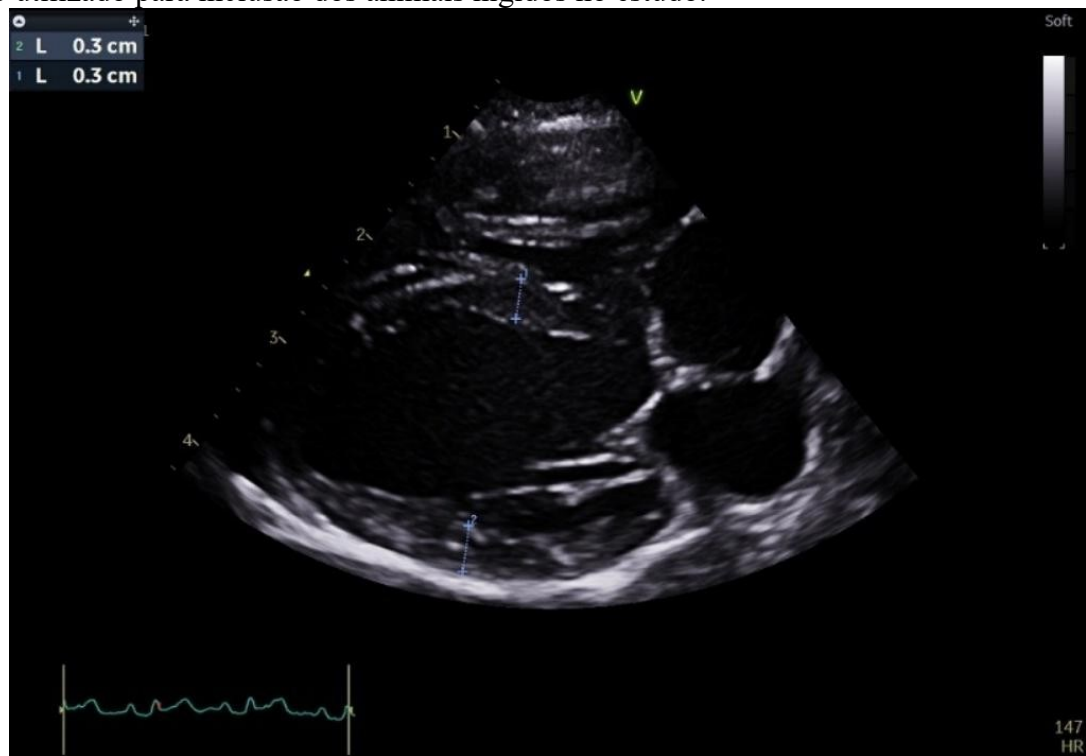
Essa pesquisa teve como objetivo avaliar e estabelecer os valores de referência do tempo de pico da onda R (RpT) e da duração do complexo QRS em gatos hígidos, por meio da mensuração eletrocardiográfica. Para a obtenção destes parâmetros, foi utilizado um sistema de 6 derivações do plano frontal, composto pelas três derivações bipolares clássicas (I, II e III) e pelas três derivações unipolares aumentadas dos membros (aVR, aVL e aVF).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 População do estudo e preparo do paciente

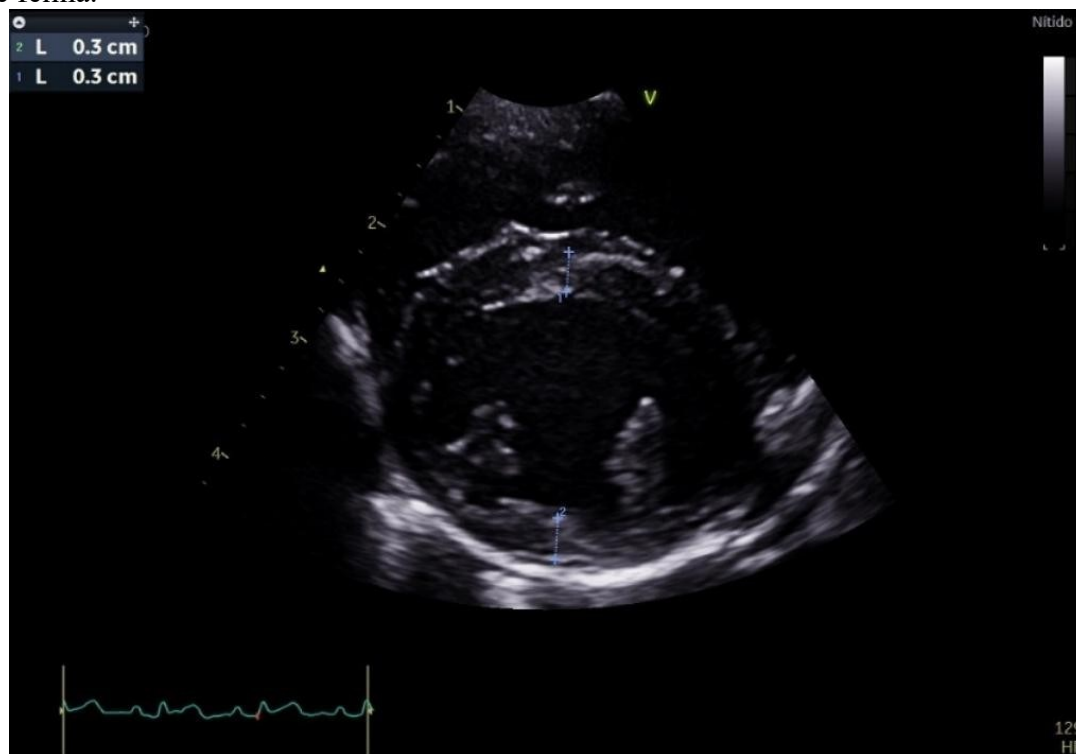
Foram selecionados 13 gatos hígidos, sem a presença de alterações ventriculares evidentes. Para assegurar a inclusão de animais saudáveis, todos os felinos passaram por uma criteriosa triagem clínica e ecocardiográfica. A avaliação ecocardiográfica foi realizada para confirmar a ausência de alterações estruturais, como a hipertrofia ventricular. A metodologia de mensuração da espessura das paredes ventriculares, utilizada para confirmar a normalidade dos animais selecionados para o estudo, é ilustrada nas Figuras 3 e 4.

Figura 3: Imagem ecocardiográfica bidimensional em corte longitudinal paraesternal direito, evidenciando a mensuração da espessura do septo interventricular e da parede livre do ventrículo esquerdo em diástole. As medidas atestam a ausência de hipertrofia ventricular, critério utilizado para inclusão dos animais hígidos no estudo.



Fonte: Setor de Cardiologia HV-UFU.

Figura 4 – Imagem ecocardiográfica bidimensional em corte transversal, ao nível dos músculos papilares. A imagem demonstra a mensuração da espessura do septo interventricular e da parede livre do ventrículo esquerdo ao final da diástole, com valores dentro da normalidade para a espécie felina.



Fonte: Setor de Cardiologia HV-UFU

Posteriormente, os animais foram aclimatados ao ambiente e tranquilizados com butorfanol 0,3mg/kg/IM, de modo a não ocasionar interferências no exame eletrocardiográfico por estresse. Após 15 minutos da aplicação, os gatos foram posicionados e contidos manualmente em decúbito lateral direito, com as patas dianteiras paralelas entre si e perpendiculares ao do longo eixo do corpo, e os membros posteriores em posição neutra semiflexionada conforme proposto por Romito *et al.*(2018).

4.2 Exame eletrocardiográfico

As derivações de ECG de membros foram fixadas à pele por cliques de jacaré achatados na face caudal do membro torácico ao nível do olecrano e sobre os ligamentos patelares na face cranial dos membros posteriores.

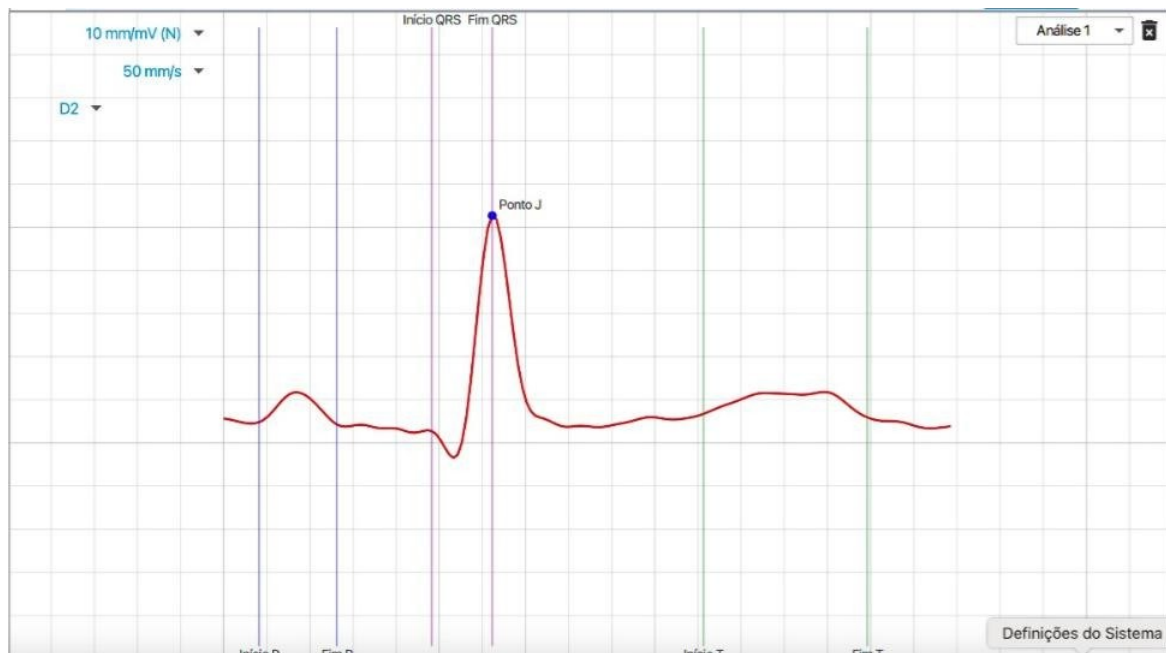
Álcool isopropílico foi aplicado para manter o contato elétrico com a pele. Foram realizados ECGs padrão de 6 derivações de membros (derivações I, II, III, aVR, aVL e aVF), os quais foram registrados por 5 min consecutivos em todos os gatos. As variáveis analisadas

incluíram ritmo cardíaco, frequência cardíaca (FC), duração e amplitude das ondas P e complexo QRS, bem como duração dos intervalos PR e QT.

4.3 Mensuração do RpT e QRS

A mensuração do tempo de pico da onda R (RpT) foi realizada digitalmente, utilizando o software específico do equipamento (Incario; Inpulse Animal Health Care®). Para cada uma das seis derivações do plano frontal, foram selecionados três batimentos cardíacos consecutivos e livres de artefatos, sendo o valor médio utilizado para a análise estatística. O intervalo foi medido em milissegundos (ms), a partir do ponto de início da primeira deflexão do complexo QRS até o ápice da onda R, ou R' (Figura 5). Para minimizar a variabilidade, todas as medições foram realizadas por um único avaliador experiente e de forma cega.

Figura 5: Demonstração da metodologia de mensuração digital do Rpt na derivação DII em um gato hígido do estudo. A medição foi realizada com o software inCardio.



Fonte: Setor de Cardiologia HV-UFU

A duração do complexo QRS foi igualmente mensurada digitalmente (Incario; Inpulse Animal Health Care®) em cada uma das seis derivações do plano frontal. A medição foi realizada a partir da média de três complexos QRS consecutivos, selecionados de um traçado livre de artefatos. O intervalo foi medido em milissegundos (ms), a partir do ponto de início da primeira deflexão do complexo QRS até o seu término, identificado como o ponto de junção (ponto J) onde o traçado retorna à linha de base após a onda S, conforme demonstrado na figura

6. As medições foram realizadas pelo mesmo avaliador experiente, de forma cega, para garantir a consistência dos dados.

Figura 6: Demonstração da metodologia de mensuração digital do QRS na derivação DII em um exemplo de gato hígido do estudo.



Fonte: Setor de Cardiologia HV-UFU

4.4 Análise estatística

As análises estatísticas dos dados coletados foram feitas por um software comercialmente disponível. Para cada parâmetro eletrocardiográfico em cada derivação, foram calculados a média, o desvio padrão (DP), a mediana, os valores mínimo e máximo, e o intervalo de confiança (IC) de 95%.

5 RESULTADOS

A população final do estudo foi composta por 13 felinos hígidos, que atenderam a todos os critérios de inclusão e foram submetidos ao exame eletrocardiográfico. Em todos os animais avaliados, o ritmo cardíaco de base foi classificado como sinusal.

Os resultados para cada variável são apresentados como média, desvio padrão (DP), mediana, valores mínimo e máximo, e o intervalo de confiança (IC) de 95%. Os valores de referência detalhados, mensurados nas seis derivações do plano frontal, encontram-se sumarizados na Tabela 1.

A análise dos parâmetros de despolarização ventricular revelou uma variação entre as derivações. Para a duração do complexo QRS, a menor média foi registrada na derivação DI ($47,18 \pm 5,83$ ms), enquanto as maiores médias foram observadas nas derivações DII ($53,23 \pm 5,82$ ms) e aVF ($53,54 \pm 6,33$ ms) (Tabela 1). Para o tempo de pico da onda R (RpT), principal marcador avaliado neste estudo, a variação entre as derivações foi expressiva. As derivações com os menores tempos médios de ativação ventricular foram aVR ($13,74 \pm 3,99$ ms) e aVL ($16,77 \pm 10,14$ ms) (Tabela 1). Em contrapartida, as derivações que refletiram os maiores tempos médios de ativação foram aVF ($30,26 \pm 4,34$ ms) e DII ($30,00 \pm 4,15$ ms).

Tabela 1. Medianas (Min – máx) das variáveis eletrocardiográficas de gatos hígidos

Derivação	Variável	Média \pm DP	Mediana	Mínimo - Máximo	IC 95%
D1	Duração QRS	$47,18 \pm 5,83$	48,00	37,33 - 58,00	43,66 - 50,70
	RpT	$24,97 \pm 9,52$	28,67	9,33 - 36,67	19,22 - 30,73
D2	Duração QRS	$53,23 \pm 5,82$	54,00	37,33 - 58,67	49,71 - 56,75
	RpT	$30,00 \pm 4,15$	29,33	20,00 - 36,67	27,49 - 32,51
D3	Duração QRS	$52,56 \pm 3,40$	52,00	46,67 - 58,67	50,51 - 54,62
	RpT	$28,08 \pm 3,89$	28,67	21,33 - 34,33	25,73 - 30,43
aVR	Duração QRS	$49,18 \pm 5,64$	50,67	40,00 - 60,00	45,77 - 52,59
	RpT	$13,74 \pm 3,99$	12,67	8,67 - 21,33	11,33 - 16,15
aVL	Duração QRS	$55,33 \pm 36,67$	44,67	39,33 - 176,67	33,17 - 77,49
	RpT	$16,77 \pm 10,14$	11,33	8,67 - 38,00	10,64 - 22,89
aVF	Duração QRS	$53,54 \pm 6,33$	54,00	41,33 - 63,33	49,72 - 57,36
	RpT	$30,26 \pm 4,34$	31,33	21,33 - 39,33	27,63 - 32,88

6 DISCUSSÃO

O presente estudo estabeleceu uma base de dados de referência, estatisticamente detalhada, para os parâmetros de despolarização ventricular com foco no tempo de pico da onda R (RpT) e na duração do complexo QRS em uma população de gatos domésticos hígidos. A carência de valores de normalidade para a espécie felina tem sido o principal obstáculo para a aplicação clínica destes marcadores, apesar do seu comprovado valor diagnóstico em outras espécies (Pérez-Rieira *et al.*, 2016). Ao fornecer os valores de média, desvio padrão, mediana e os intervalos de confiança a 95%, este trabalho preenche uma lacuna fundamental na literatura, oferecendo à comunidade veterinária uma ferramenta quantitativa para a interpretação destes parâmetros eletrocardiográficos em gatos. Este é o passo inicial para viabilizar futuras investigações sobre o potencial do RpT como marcador de triagem para cardiopatias em felinos.

Uma observação de grande importância nos dados obtidos foi a variação dos parâmetros de despolarização ventricular entre as diferentes derivações do plano frontal. Especificamente, as durações mais curtas para o RpT foram consistentemente observadas nas derivações aVR (média de 13,74 ms) e aVL (média de 16,77 ms), enquanto as durações mais longas foram registradas em DII (média de 30,00 ms) e aVF (média de 30,26 ms). Este padrão eletrocardiográfico é um reflexo direto da sequência de ativação ventricular e da anatomia cardíaca (John; Fleisher, 2006; Santilli *et al.*, 2018). As derivações DII e aVF captam os potenciais elétricos a partir de uma perspectiva inferior e esquerda, alinhando-se com o vetor elétrico principal da despolarização do ventrículo esquerdo, que possui a parede miocárdica mais espessa. Consequentemente, o tempo de trânsito do impulso do endocárdio ao epicárdio (o RpT) é naturalmente maior quando medido a partir deste ponto de vista (Pérez-Rieira *et al.*, 2016). Em contrapartida, derivações como a aVR observam a atividade elétrica a partir de uma perspectiva superior direita, captando predominantemente as forças elétricas iniciais e de menor magnitude, o que resulta em um RpT mais curto.

Ao contextualizar os presentes achados com a literatura, observa-se uma notável consistência com os poucos dados disponíveis para a espécie felina. O estudo de Andrade (2021), que avaliou parâmetros similares em gatos hígidos, reportou uma mediana para o RpT na derivação DII de 29 ms, valor quase idêntico à mediana de 29,33 ms encontrada nesta pesquisa. Essa concordância entre estudos independentes confere grande robustez aos valores de referência aqui propostos, sugerindo que eles representam de forma fidedigna a população de gatos saudáveis. Adicionalmente, o padrão de um RpT mais curto nas derivações que

refletem o ventrículo direito (como aVR) e mais longo nas que refletem o ventrículo esquerdo (como DII e aVF) está em harmonia com o descrito em cães, descrito por Santilli. Os valores absolutos, embora naturalmente mais curtos que os reportados para humanos devido à menor massa cardíaca, seguem o mesmo princípio fisiológico de que o tempo de ativação transmural é dependente da espessura da parede ventricular.

A principal contribuição deste estudo é a sua aplicabilidade clínica direta. A cardiomiopatia hipertrófica (CMH) é frequentemente uma doença silenciosa, com muitos gatos permanecendo assintomáticos até a ocorrência de eventos graves como insuficiência cardíaca congestiva ou tromboembolismo arterial (Payne *et al.*, 2015; Romito *et al.*, 2018). A base de dados de referência estabelecida nesta pesquisa oferece ao clínico uma nova ferramenta, objetiva e de baixo custo, para a triagem de pacientes. Durante um exame de rotina ou em uma avaliação pré-anestésica, o valor do RpT obtido no ECG pode ser comparado com o intervalo de confiança de 95% aqui estabelecido. Um valor que exceda o limite superior deste intervalo deve ser interpretado como um sinal de alerta para um possível remodelamento elétrico ventricular. É fundamental ressaltar que um RpT prolongado não é, isoladamente, um diagnóstico de CMH, mas sim uma evidência que fortalece a recomendação clínica para o encaminhamento do paciente para a realização de um ecocardiograma, exame padrão-ouro para o diagnóstico de cardiopatias estruturais.

Para que se possa comparar, de forma confiável, os achados em animais cardiopatas com os de animais saudáveis, é indispensável que primeiro se conheça com precisão os parâmetros de normalidade. Seguindo este princípio, o presente trabalho foi delineado como um estudo de base, com o objetivo focado em caracterizar, os parâmetros de RpT em uma população de gatos hígidos. A decisão de focar em um grupo hígido constrói a base da normalidade antes que futuras comparações possam ser realizadas. Os dados de referência aqui estabelecidos são, portanto, o ponto de partida que viabiliza futuras pesquisas comparativas, que poderão utilizar esta base para investigar as alterações eletrofisiológicas em felinos cardiopatas com maior precisão.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo, foram estabelecidos os valores de referência para o tempo de pico da onda R (RpT) e para a duração do complexo QRS em uma população de gatos hígidos. Os parâmetros, analisados por meio de estatística descritiva, forneceram os valores de média, desvio padrão e os intervalos de confiança a 95% para as seis derivações do plano frontal.

Conclui-se que o RpT é um marcador eletrocardiográfico prático, não invasivo e de fácil mensuração. A base de dados de normalidade aqui estabelecida constitui uma ferramenta quantitativa inédita, com potencial para ser incorporada na rotina clínica como um método de triagem para auxiliar na identificação de pacientes com suspeita de remodelamento elétrico ventricular. Este trabalho cumpre a etapa fundamental de caracterizar estes parâmetros na espécie, viabilizando futuras pesquisas comparativas com populações de felinos cardiopatas.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, Henrique Augusto Souza. **DERIVAÇÕES PRECORDIAIS EM FELINOS SAUDÁVEIS**: caracterização do eletrocardiograma de 12 derivações. 2021. Dissertação (Mestrado em Ciências Veterinárias) – Universidade Federal de Lavras, Lavras, 2021.
- ANDERSON, Robert H. *et al.* The anatomy of the cardiac conduction system. **Clinical Anatomy**, v. 22, n. 1, p. 99–113, jan. 2009a.
- ATKINSON, Andrew *et al.* Anatomical and molecular mapping of the left and right ventricular His-Purkinje conduction networks. **Journal of Molecular and Cellular Cardiology**, v. 51, n. 5, p. 689–701, nov. 2011.
- BARTOSZUK, U. *et al.* Holter monitoring demonstrates that ventricular arrhythmias are common in cats with decompensated and compensated hypertrophic cardiomyopathy. **Veterinary Journal**, v. 243, p. 21–25, 1 jan. 2019.
- BATEY, Andrew J.; DOE, Christopher P. A. A method for QT correction based on beat-to-beat analysis of the QT/RR interval relationship in conscious telemetred beagle dogs. **Journal of Pharmacological and Toxicological Methods**, v. 48, n. 1, p. 11–19, 2002.
- BOYDEN, Penelope A. *et al.* Nonuniform Ca²⁺ transients in arrhythmogenic Purkinje cells that survive in the infarcted canine heart. **Cardiovascular Research**, v. 57, n. 3, p. 681–693, 1 mar. 2003.
- BOYETT, M. R.; HONJO, H.; KODAMA, I. **The sinoatrial node, a heterogeneous pacemaker structure** *Cardiovascular Research*. [S.l.: S.n.]. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/cardioreswww.elsevier.nl/locate/cardiores>.
- BOYETT, Mark R. “And the beat goes on” the cardiac conduction system: The wiring system of the heart. **Experimental Physiology**, v. 94, n. 10, p. 1035–1049, 2009a.
- CONSTABLE, Peter D. *et al.* **Athletic heart syndrome in dogs competing in a long-distance sled race**. [S.l.: S.n.]. Disponível em: <www.physiology.org/journal/jappl>.
- DESPLANTEZ, Thomas *et al.* **Gap junction channels and cardiac impulse propagation**. **Journal of Membrane Biology**, ago. 2007.
- DOBZYNSKI, Halina *et al.* Site of Origin and Molecular Substrate of Atrioventricular Junctional Rhythm in the Rabbit Heart. **Circulation Research**, v. 93, n. 11, p. 1102–1110, 28 nov. 2003.
- DOBZYNSKI, Halina *et al.* Structure, function and clinical relevance of the cardiac conduction system, including the atrioventricular ring and outflow tract tissues. **Pharmacology and Therapeutics**, v. 139, n. 2, p. 260–288, ago. 2013.
- HANÅS, Sofia; TIDHOLM, Anna; HOLST, Bodil S. Ambulatory electrocardiogram recordings in cats with primary asymptomatic hypertrophic cardiomyopathy. **Journal of Feline Medicine and Surgery**, v. 19, n. 2, p. 158–164, 2017.

HO, Kalon K. L.; HO, Shiu K. Use of the sinus P wave in diagnosing electrocardiographic limb lead misplacement not involving the right leg (ground) lead. **Journal of Electrocardiology**, v. 34, n. 2, p. 161–171, 2001.

HURST, J. Willis. **Naming of the Waves in the ECG, With a Brief Account of Their Genesis**. [S.l.: S.n.]. Disponível em: <<http://ahajournals.org>>.

JOHN, A. D.; FLEISHER, Lee A. Electrocardiography: The ECG. **Anesthesiology Clinics of North America**, v. 24, n. 4, p. 697–715, dez. 2006.

KHOR, K. H. *et al.* Myocardial collagen deposition and inflammatory cell infiltration in cats with pre-clinical hypertrophic cardiomyopathy. **Veterinary Journal**, v. 203, n. 2, p. 161–168, 1 fev. 2015.

KLIGFIELD, Paul *et al.* Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology: A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. **Circulation**, v. 115, n. 10, p. 1306–1324, mar. 2007.

MATEOS PAÑERO, M. *et al.* R-peak time in clinically healthy dogs with different thoracic conformations. **Veterinary Journal**, v. 268, 1 fev. 2021.

MIQUEROL, Lucile *et al.* Architectural and functional asymmetry of the His-Purkinje system of the murine heart. **Cardiovascular Research**, v. 63, n. 1, p. 77–86, 1 jul. 2004.

MURPHY, Cliona; LAZZARA, Ralph. Current concepts of anatomy and electrophysiology of the sinus node. **Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology**, v. 46, n. 1, p. 9–18, 1 jun. 2016.

PAYNE, J. R. *et al.* Risk factors associated with sudden death vs. congestive heart failure or arterial thromboembolism in cats with hypertrophic cardiomyopathy. **Journal of Veterinary Cardiology**, v. 17, p. S318–S328, 1 dez. 2015.

PÉREZ-RIERA, Andrés Ricardo *et al.* R-Peak Time: An Electrocardiographic Parameter with Multiple Clinical Applications. **Annals of Noninvasive Electrocardiology**, v. 21, n. 1, p. 10–19, 1 jan. 2016.

RISHNIW, Mark *et al.* Effect of body position on the 6-lead ECG of dogs. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 16, n. 1, p. 69–73, 2002.

ROMITO, G. *et al.* Diagnostic and prognostic utility of surface electrocardiography in cats with left ventricular hypertrophy. **Journal of Veterinary Cardiology**, v. 20, n. 5, p. 364–375, 1 out. 2018a.

SANTILLI, Roberto *et al.* **Electrocardiography of the dog and cat DIAGNOSIS OF ARRHYTHMIAS 2nd edition**. [S.l.: S.n.]. v. 2

SANTILLI, Roberto A. *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** Magda Gerou-Ferriani dvm. [S.l.: S.n.].

SCHOBBER, Karsten; TODD, Amanda. Echocardiographic assessment of left ventricular geometry and the mitral valve apparatus in cats with hypertrophic cardiomyopathy. **Journal of Veterinary Cardiology**, v. 12, n. 1, p. 1–16, abr. 2010.

SCHRAM, Gernot *et al.* Differential distribution of cardiac ion channel expression as a basis for regional specialization in electrical function. **Circulation Research**, v. 90, n. 9, p. 939–950, 17 maio 2002.

TEMPLE, Ian P. *et al.* Connexins and the atrioventricular node. **Heart Rhythm**, v. 10, n. 2, p. 297–304, 2013.

WIESE, Cornelia *et al.* Formation of the sinus node head and differentiation of sinus node myocardium are independently regulated by Tbx18 and Tbx3. **Circulation Research**, v. 104, n. 3, p. 388–397, 13 fev. 2009.