

## MONITORAÇÃO DA PRESSÃO INTRACRANIANA EM CÃES E GATOS: O QUE SABEMOS?

Recebido em: 03/06/2024

Aceito em: 18/10/2024

DOI: 10.25110/arqvet.v27i1.2024-11308



Giselle de Lima Bernardes<sup>1</sup>  
Iago Smaili dos Santos<sup>2</sup>  
Mônica Vicky Bahr Arias<sup>3</sup>

**RESUMO:** Monitorar a pressão intracraniana (PIC) permite otimizar o tratamento de pacientes com diversas afecções, já que a hipertensão intracraniana (HIC) pode causar isquemia. A aferição da PIC pode ser realizada de maneira invasiva, que é o método mais acurado, mas requer a introdução de um sensor no ventrículo ou parênquima, o que pode causar hemorragia e infecção. Existem ainda diversos métodos não invasivos, que aliados aos parâmetros clínicos, podem ser utilizados como alternativa para avaliar a PIC. O uso de cateter ventricular, epidural e microtransdutores são descritos na veterinária como métodos invasivos, porém, nenhum deles é considerado padrão ouro em pequenos animais, mas presume-se que o uso de microtransdutores intraparenquimatosos seja o mais preciso. Dentre os métodos não invasivos, a mensuração do diâmetro da bainha do nervo óptico (DBNO), ressonância magnética, ultrassonografia (US) com *doppler* transcraniano e elasticidade óssea intracraniana foram relatados. Em gatos, o DBNO foi mensurado por US transpalpebral em animais saudáveis e com HIC presumida e mostrou ser um método viável. A monitoração da PIC não é rotineiramente usada na medicina veterinária, mas poderia guiar e otimizar o tratamento em diversas afecções, portanto, o objetivo desta revisão narrativa é descrever os métodos de monitoração da PIC em cães e gatos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Complacência Intracraniana; Hipertensão Intracraniana; Canino; Felino.

### INTRACRANIAL PRESSURE MONITORING: WHAT DO WE KNOW?

**ABSTRACT:** Monitoring intracranial pressure (ICP) allows for the optimization of treatment in patients with various conditions, as intracranial hypertension (ICH) can lead to ischemia. ICP measurement can be conducted invasively, which is the most accurate method, but it requires the introduction of a sensor into the ventricle or parenchyma,

<sup>1</sup> Doutoranda do Programa de Pós-graduação em Ciência Animal, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

E-mail: [giselle.bernardes@uel.br](mailto:giselle.bernardes@uel.br) ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5900-3631>

<sup>2</sup> Mestrando do Programa de Pós-graduação em Ciência Animal, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

E-mail: [iago.smaili.santos@uel.br](mailto:iago.smaili.santos@uel.br) ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6540-2412>

<sup>3</sup> Professora Associada do Departamento de Clínicas Veterinárias, Universidade Estadual de Londrina (UEL).

E-mail: [vicky@uel.br](mailto:vicky@uel.br) ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1760-1155>

posing risks of hemorrhage and infection. Additionally, there are various non-invasive methods that, when combined with clinical parameters, can serve as alternatives for assessing ICP. The use of ventricular catheters, epidural catheters, and microtransducers is described in veterinary medicine as invasive methods; however, none are considered the gold standard in small animals, although the use of intraparenchymal microtransducers is presumed to be the most precise. Among non-invasive methods, measurement of the optic nerve sheath diameter (ONSD), magnetic resonance imaging, transcranial Doppler ultrasound, and intracranial bone elasticity have been reported. In cats, ONSD has been measured via transpalpebral ultrasound in healthy animals and those with presumed ICH, proving to be a viable method. While ICP monitoring is not routinely employed in veterinary medicine, it could guide and optimize treatment for various conditions. Therefore, the aim of this narrative review is to describe the methods of ICP monitoring in dogs and cats.

**KEYWORDS:** Intracranial Compliance. Intracranial Hypertension. Canine. Feline.

## MONITOREO DE LA PRESIÓN INTRACRANEAL EN PERROS Y GATOS: ¿QUÉ SABEMOS?

**RESUMEN:** Monitorear la presión intracraneal (PIC) permite optimizar el tratamiento de pacientes con diversas afecciones, ya que la hipertensión intracraneal (HIC) puede causar isquemia. La medición de la PIC puede realizarse de manera invasiva, que es el método más preciso, pero requiere la introducción de un sensor en el ventrículo o parénquima, lo que puede causar hemorragia e infección. Existen también diversos métodos no invasivos que, combinados con parámetros clínicos, pueden utilizarse como alternativa para evaluar la PIC. El uso de catéteres ventriculares, epidurales y microtransductores se describe en la medicina veterinaria como métodos invasivos; sin embargo, ninguno de ellos se considera el estándar de oro en pequeños animales, aunque se presume que el uso de microtransductores intraparenquimatosos sea el más preciso. Entre los métodos no invasivos, se han reportado la medición del diámetro de la vaina del nervio óptico (DVNO), la resonancia magnética, la ecografía (US) con doppler transcraneal y la elasticidad ósea intracraneal. En gatos, se ha medido el DVNO por ecografía transpalpebral en animales sanos y con HIC presumida, demostrando ser un método viable. La monitorización de la PIC no se utiliza de manera rutinaria en la medicina veterinaria, pero podría guiar y optimizar el tratamiento en diversas afecciones. Por lo tanto, el objetivo de esta revisión narrativa es describir los métodos de monitorización de la PIC en perros y gatos.

**PALABRAS CLAVE:** Complacencia Intracraneal; Hipertensión Intracraneal; Canino; Felino.

### 1. INTRODUÇÃO

A monitoração da pressão intracraniana (PIC) em cães e gatos é indicada para as mesmas afecções descritas em seres humanos (trauma cranioencefálico, hidrocefalia, neoplasias intracranianas entre outros). No entanto, este procedimento não é realizado de maneira rotineira na medicina veterinária (Giannasi *et al.*, 2020; Seki *et al.*, 2019).

A monitoração da PIC pode ser realizada por meio da aferição de maneira direta ou invasiva. O método invasivo é o mais acurado para diagnosticar a HIC (Wijdicks, 2019). Entretanto, requer a introdução de um sensor no ventrículo, parênquima ou nos espaços subdural, epidural e subaracnóide, o que pode causar hemorragia e infecção (Cabella *et al.*, 2016). Métodos indiretos ou não invasivos, aliados aos parâmetros clínicos, podem ser utilizados como uma alternativa mais segura, porém com diversas limitações (Evensen; Eide, 2020; Robba *et al.*, 2020). A técnica ideal deve ser confiável, precisa, de baixo custo e não deve causar morbidade ao paciente (Giugno *et al.*, 2003).

Na medicina veterinária há poucas descrições do uso de técnicas invasivas fora do ambiente das pesquisas (Ilie *et al.*, 2015). Na maioria dos estudos, a PIC foi avaliada de forma invasiva em animais saudáveis ou com HIC induzida experimentalmente (Giannasi *et al.*, 2020). Os métodos não invasivos de monitoração da PIC descritos em cães com doenças intracranianas são a ressonância magnética (RM) (Bittermann *et al.*, 2014), US com *doppler* transcraniano (Sasaoka *et al.*, 2018) e mensuração do diâmetro da bainha do nervo óptico (DBNO) (Ilie *et al.*, 2015). Em gatos, o número de estudos é ainda menor, podendo-se citar um método invasivo por meio de um sistema de monitoramento peridural (Dewey *et al.*, 1997) e dois trabalhos sobre métodos não invasivos, um com US transorbital para avaliar o DBNO (Evangelisti *et al.*, 2020) e um estudo retrospectivo de RM que descreveu repetibilidade das medidas DBNO, diâmetro do nervo óptico (DNO) e diâmetro transverso do globo ocular (DTGO) (Lodzinska *et al.*, 2020).

Considerando que a monitoração da PIC permite otimizar o tratamento (Abraham; Singhal, 2015), auxiliar na determinação do prognóstico (Canac *et al.*, 2020) e faz parte dos cuidados de intensivismo e da rotina clínica neurológica na medicina humana (Robba *et al.*, 2020; Evensen; Eide, 2020), o objetivo desta revisão narrativa é descrever métodos invasivos e não invasivos de monitoração da PIC em cães e gatos e suas vantagens e limitações.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 Pressão intracraniana**

O crânio é uma caixa semirrígida, que contém no seu interior o encéfalo, sangue e líquido cérebro-espinhal (LCE), que exercem uma pressão levemente positiva em relação à pressão atmosférica, conhecida como PIC (Abraham; Singhal, 2015). Qualquer fator, seja sob condições fisiológicas (mudanças na postura, função cardiovascular,

função respiratória entre outras) ou patológicas (edema cerebral ou lesão expansiva), pode causar distúrbio da circulação e levar à HIC (Harary; Dolmans; Gormley, 2018).

O fluxo sanguíneo cerebral (FSC) ou fluxo de sangue que chega ao tecido cerebral em uma fração de tempo, garante um suprimento contínuo de oxigênio e nutrientes ao encéfalo (Slupe; Kirsch, 2018). A vascularização encefálica deve manter o FSC estável, apesar de mudanças na pressão de perfusão cerebral (PPC), o que depende de inúmeros fatores, tais como pressão parcial arterial de oxigênio (PaO<sub>2</sub>), de dióxido de carbono (PaCO<sub>2</sub>) e pressão arterial sistêmica (Aritage-Chan; Wetmore; Chan, 2006). A PPC é calculada pela diferença entre a pressão arterial média (PAM) e a PIC; e o FSC equivale à divisão da PPC pela resistência vascular cerebral (RVC). Sendo assim representada pela seguinte fórmula: (Raisis; Musk, 2013):

$$\text{FSC} = (\text{PAM} - \text{PIC}) / \text{RVC}$$

A manutenção da PIC também depende da quantidade de LCE, pois alterações na quantidade secretada ou drenada podem causar seu acúmulo, com consequente HIC (Bothwell; Janigro; Patabendige, 2019). No paciente saudável, durante a sístole, a expansão das artérias cerebrais basais produz uma onda de pressão dentro do LCE, o que leva ao fluxo deste através do forame magno para o espaço perimedular. Da mesma forma, com a diástole, o LCE retorna para o crânio (Shardlow; Jackson, 2011).

Segundo a doutrina de Monro-Kellie, se houver aumento de volume de um dos componentes intracranianos, ocorre um mecanismo compensatório de diminuição de volume em outro, para evitar o aumento da PIC. Assim, em condições normais, os mecanismos compensatórios para evitar a HIC incluem o deslocamento do LCE para o espaço perimedular, diminuição do FSC e alteração do parênquima por meio da perda de água e até neurônios e células da glia em condições crônicas (Rodríguez-Boto *et al.*, 2015). A taxa de pressão entre os três compartimentos é constantemente ajustada para manter o balanço do sistema intracraniano e a PIC no seu valor normal (Cabella *et al.*, 2016).

Quando os mecanismos compensatórios falham, o aumento da PIC pode causar diminuição da PPC. Neste caso, três situações podem se desenvolver: (1) o aumento do volume intracraniano não afeta a PIC porque o LCE e o sangue se deslocam para compensar a mudança de volume, (2) o sistema autorregulatório de compensação do sistema nervoso central (SNC) fica sobrecarregado e não consegue compensar o aumento da PIC e (3) o sistema autorregulatório para de funcionar e pequenas mudanças no volume

intracraniano causam aumento importante da PIC (Rodríguez-Boto *et al.*, 2015).

O volume necessário para aumentar a PIC é chamado de complacência cerebral intracraniana, que é a capacidade adaptativa do crânio de suportar um aumento de volume dependendo dos mecanismos de compensação. O inverso, que é a resistência que se opõe à expansão do volume intracraniano, é conhecida como elastância (Rodríguez-Boto *et al.*, 2015). As propriedades elásticas do reservatório cranioespinhal determinam quanto volume adicionado pode ser acomodado antes que a PIC comece a aumentar. Portanto, a PIC reflete a relação entre as alterações no volume cranioespinhal e a capacidade do neuroeixo de acomodar esse volume extra (Fan *et al.*, 2008). Uma vez que a complacência cerebral seja esgotada, ocorre aumento rápido da PIC e HIC, que pode levar a dano neurológico grave e até a morte (Abraham; Singhal, 2015).

## 2.2 Hipertensão intracraniana

A HIC é caracterizada em cães e gatos pelo aumento contínuo da PIC acima do valor de referência (Sasaoka *et al.*, 2018), ou seja, maior que 20 mmHg em relação à pressão atmosférica, por um período maior que cinco minutos (Ballocco *et al.*, 2019). No entanto, o valor de referência não está bem definido em cães e gatos, pois os valores de PIC podem variar de 5-12 mmHg; além disso, valores de 25-40 mmHg com PPC normal foram vistos em alguns animais que se recuperaram normalmente (Sturges, 2015).

O diagnóstico provável de HIC pode ser inferido pelo exame neurológico, que inclui nível de consciência (NC), reflexos de tronco encefálico, padrão respiratório e resposta motora e postural (Sturges; Lecouteur, 2008). Contudo, as alterações são inespecíficas e, em muitos casos, podem não estar presentes (Sasaoka *et al.*, 2018). Os achados de exame físico que podem ser associados à HIC incluem midríase, alterações da postura e do NC (Wijdicks, 2019), fornecendo informações sobre a capacidade funcional do córtex cerebral e sistema reticular ascendente no tronco encefálico. As alterações pupilares podem sugerir disfunção cerebral como, por exemplo, a presença de midríase bilateral não responsiva, que pode indicar herniação (Platt; Radaelli; McDonnell, 2001).

Um dos sinais clínicos usados pelos clínicos para identificar a possibilidade de HIC instalada é o reflexo de *Cushing* (Ilie *et al.*, 2015), que é uma resposta vasomotora à isquemia cerebral resultante da elevação da PIC. É caracterizada por hipertensão arterial sistêmica e bradicardia compensatória. O mecanismo de desenvolvimento deste reflexo é

o seguinte: em caso de perda da autorregulação cerebral em decorrência de HIC, há diminuição do FSC, isquemia e consequente acúmulo de dióxido de carbono encefálico; o que por sua vez, estimula a liberação de catecolaminas, com o objetivo de promover vasoconstrição sistêmica para aumentar a PAM. Entretanto, acaba ocorrendo hipertensão arterial sistêmica que é captada por barorreceptores na circulação geral, o que desencadeia bradicardia reflexa através de centro vagais no tronco encefálico (Sturges; Lecouteur, 2008).

Em animais saudáveis, os tecidos intracranianos são complacentes às elevações intermitentes na PIC e não há consequências clínicas. Contudo, em animais com anormalidades intracranianas e HIC preexistente, a PIC pode aumentar abruptamente e pode permanecer elevada (Sturges, 2015).

### **2.3 Monitoração e morfologia das ondas da pressão intracraniana**

Na monitoração invasiva da PIC, após implantação de transdutores no espaço subdural, epidural, subaracnóide ou parênquima encefálico e montagem do sistema, a medida da PIC em relação à pressão atmosférica pode ser observada na tela de um monitor multiparamétrico ou sistema de monitoração específico. Entretanto, além da mensuração da PIC em um número absoluto em milímetros de mercúrio, também é possível observar o traçado das ondas da PIC (Kirkness *et al.*, 2000). Este traçado é pulsátil e reflete o ciclo cardíaco e respiratório e, por isso, tem duas frequências, sendo a primeira síncrona com o pulso arterial e a segunda mais lenta, no tempo da respiração (Rodríguez-Boto *et al.*, 2015). A morfologia normal das ondas de pulso da PIC têm três picos característicos: P1 (onda de percussão) relacionada ao pulso arterial e transmitido ao plexo coroide, P2 (onda de maré) que representa a complacência cerebral e pode ser reflexo da onda do pulso arterial ricocheteando no leito do parênquima encefálico e P3 (onda dicrótica) associada ao fechamento da válvula aórtica (Abraham; Singhal, 2015; Sturges, 2015).

Em condições normais, os três picos da morfologia das ondas da PIC estão relacionados, sendo P1 maior que P2 e P2 maior que P3 (Ballesterro *et al.*, 2017). À medida que a capacidade adaptativa cranioespinhal diminui, a PIC aumenta, assim como a amplitude da onda da PIC. Inicialmente, todos os picos aumentam simultaneamente de modo que três picos característicos permanecem visíveis; em seguida, P2 se torna maior que P1, de modo que P2 é predominante e, finalmente, todos os picos se tornam indistinguíveis (Fan *et al.*, 2008). A alteração na amplitude na forma da onda geralmente

permite identificação precoce de mudanças da PIC e da complacência encefálica (Sturges, 2015). O aumento de P2 está relacionado à perda da complacência cerebral, com consequente aumento da PIC. O valor de referência da razão P2/P1 não está bem definido, com estudos que descrevem parâmetros variando de 0,8 (Ballesteros *et al.*, 2017; Kirkness *et al.*, 2000) a 1,2 em seres humanos (Brasil *et al.*, 2021).

Com base na relação entre os três picos, quatro classes de forma de onda de pressão de pulso foram descritas: (1) classe 1 é considerada normal se P1 ultrapassar P2 e P3; (2) classe 2 é potencialmente patológica se P2 for igual ou ligeiramente superior a P1 mas P3 é igual ou menor que P1; (3) classe 3 é provavelmente patológica pois P2 e P3 ultrapassam P1 e (4) classe 4 é patológica pois P2 e P3 superam P1 e a curva da onda pode ficar arredondada, com os três picos indistinguíveis (Nucci *et al.*, 2016).

O estudo da morfologia das ondas da PIC contribui com informações sobre a fisiologia intracraniana e cerebrovascular, pois sua análise auxilia na previsão de HIC e prevenção de complicações. Contudo, é uma análise complexa, pois as ondas são suscetíveis a interferências como, por exemplo, mudanças agudas nos níveis de concentração sanguínea de dióxido de carbono, alterações da complacência cranioespinhal e diminuição do FSC (Scalzo *et al.*, 2012).

## 2.4 Métodos invasivos de monitoração da pressão intracraniana

Os dispositivos de monitoração intracraniana são transdutores que convertem a PIC em um sinal elétrico e podem ser usados intra ou extracranialmente. Os dispositivos extracranianos são transdutores do tipo *strain gauge* que se comunicam com o espaço intracraniano por meio de um tubo repleto de fluido. Os transdutores de pressão intracranianos são implantados dentro de um dos compartimentos intracranianos, como o intraparenquimatoso, epidural, subdural e subaracnóide (Sturges, 2015). A seguir serão descritos os métodos invasivos descritos em cães e gatos.

### 2.4.1 Cateter ventricular

Nesse método, um dreno é inserido no ventrículo lateral através de um orifício de trepanação e é conectado a um transdutor de pressão externo. As limitações em cães e gatos são o custo do *kit* comercial estéril de uso único e do tipo de transdutor escolhido, o formato variado do crânio e dos ventrículos laterais e a maior espessura do músculo temporal, que pode dificultar a identificação dos pontos de referência ósseos. Além disso,

algumas afecções intracranianas, tais como neoplasias, podem causar distorção anatômica dos ventrículos laterais, o que também dificulta a inserção do cateter ventricular (Sturges, 2015). A técnica é considerada padrão ouro no monitoramento da PIC, e além disso o LCR pode ser drenado conforme necessário para o tratamento da HIC, por isso é comumente usada em humanos (Sturges *et al.*, 2019), entretanto as principais complicações são infecção, hemorragia e obstrução (Kolecka *et al.*, 2019).

A técnica foi usada no período transoperatório de 23 cães naturalmente acometidos por hidrocefalia durante a realização da cirurgia de derivação ventricular (figura 1) e a PIC variou de 3 a 18 mmHg (Kolecka *et al.*, 2019). Também foi realizada em cães com trauma cranioencefálico (TCE) induzido (Grasberger *et al.*, 1984) e cães submetidos a hemorragia, pneumotórax hipertensivo, tamponamento cardíaco e lesão intracraniana em massa induzidos (Palafox *et al.*, 1981).

**Figura 1:** A) Seta preta indicando local para trepanação no lobo temporal. B) Inserção do sensor para dentro do ventrículo pelo orifício de trepanação. C) Controle do local de implantação com RM pós-operatória.



Fonte: Kolecka *et al.*, (2019).

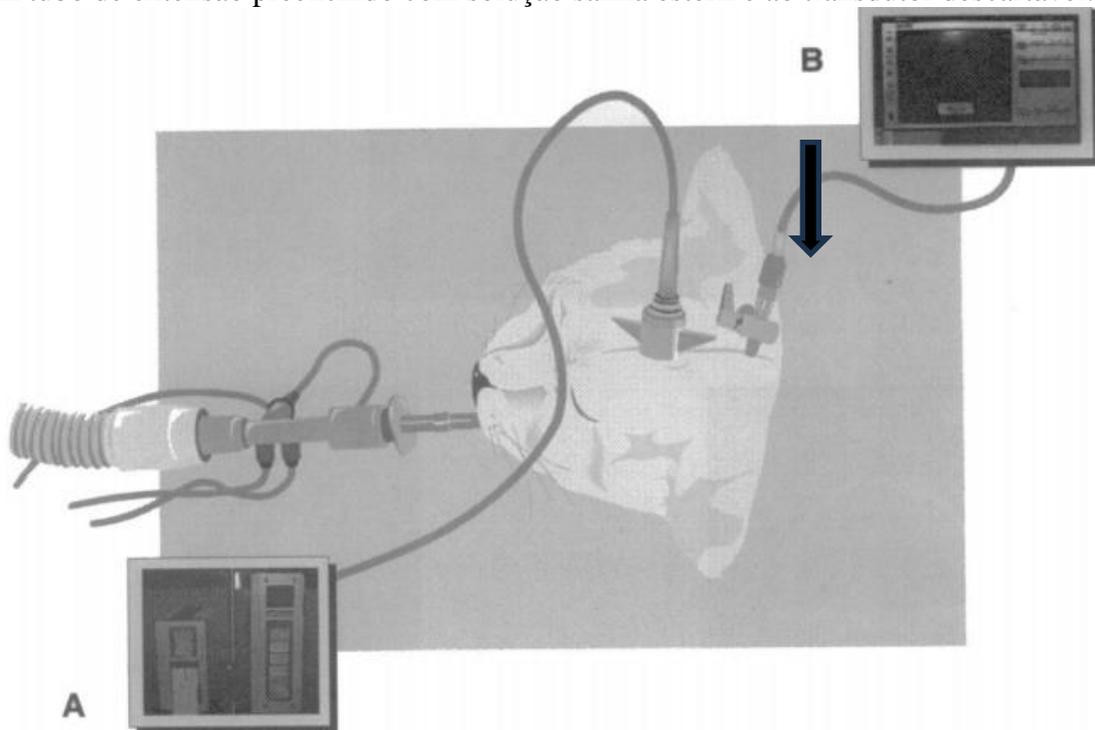
Devido ao custo do *kit*, foi realizado um estudo em coelhos no qual se utilizou sonda uretral flexível como método alternativo ao cateter de ventriculostomia, para aferição invasiva da PIC dos animais submetidos a trauma cranioencefálico induzido. Foi constatado que a sonda uretral permitiu o registro da PIC, entretanto com valores menores quando comparado ao obtido com cateter específico, assim no estudo foi desenvolvida uma equação para correção dos valores (Aiello *et al.*, 2017).

#### 2.4.2 Epidural

Este método consiste na implantação de uma torneira de três vias em contato com a dura-máter, por meio de um orifício criado na região caudal do osso parietal. A torneira de três vias é encaixada dentro do orifício, de modo que sua extremidade circular fique

contato com a dura-máter. Em seguida, a torneira é conectada a um tubo de extensão preenchido com solução salina estéril, e por fim, o tubo de extensão é vinculado a um transdutor descartável, colocado ao nível horizontal da cabeça (Figura 2). A área da dura-máter circunscrita pela ponta da via de acesso da torneira capta as mudanças de pressão e transmite ao transdutor de pressão (Dewey *et al.*, 1997). Este método é considerado econômico e atende ao propósito do monitoramento, contudo, sua precisão é questionável (Sturges, 2015).

**Figura 2:** A) Transdutor intraparenquimatosos de fibra óptica. B) Torneira de três vias inserida no orifício criado na região caudal do osso parietal (flecha preta), conectada a um tubo de extensão preenchido com solução salina estéril e ao transdutor descartável.



Fonte: Dewey *et al.*, (1997).

Este sistema de monitoramento da PIC foi estudado em gatos normais, em comparação a um transdutor intraparenquimatoso de fibra óptica e observou-se que o sistema epidural foi preciso tanto em uma faixa de PIC normal quanto anormal. Constatou-se, ainda, que a colocação da torneira foi fácil e permitiu a obtenção de boas ondas de pressão da PIC. Contudo, como complicação ocorreu o amortecimento do pulso da onda por coágulos sanguíneos. No entanto, isso foi facilmente corrigido com a limpeza da torneira. O estudo cita como vantagem a diminuição da taxa de complicações relacionadas a infecções e o baixo custo (Dewey *et al.*, 1997).

### 2.4.3 Microtransdutores

São um grupo de dispositivos que podem ser divididos em microtransdutores de fibra óptica, medição de tensão e sensores pneumáticos. Apresentam como vantagem a possibilidade de inserção no espaço intraventricular, parenquimatoso, subaracnóide, subdural ou compartimento epidural (Abraham; Singhal, 2015).

O microtransdutor do tipo medidor de tensão foi avaliado em cães com afecções ocorridas naturalmente. Em 20 cães com gliomas e três cães saudáveis, o dispositivo foi capaz de monitorar a PIC após implantação do sensor na região intraparenquimatosa ipsilateral ao lado da massa encefálica. O valor da PIC nos cães com glioma foi de 15,6 mmHg e 10,4 mmHg nos pacientes saudáveis, sem diferença estatística entre os cães controle e os portadores de tumores (Giannasi *et al.*, 2020). Em 17 cães submetidos a craniotomia terapêutica para ressecção tumoral, o transdutor foi inserido no parênquima do hemisfério contralateral ao da cirurgia. Nesse estudo, de caráter retrospectivo, foi observado que nos cinco pacientes que não sobreviveram, houve aumento significativo da PIC apenas 15 minutos após o início da fase de recuperação anestésica, indicando a importância de monitoração da PIC no pós-operatório imediato de ressecção de neoplasias encefálicas (Seki *et al.*, 2019).

O transdutor de medição de tensão também foi utilizado experimentalmente no espaço subdural e intraparenquimatoso de sete cães saudáveis, sendo observado que o método permitiu monitoração da PIC de forma contínua nos animais anestesiados e na sequência acordados. Observou-se ainda flutuação nos valores da PIC nos pacientes acordados e de acordo com as variações da posição da cabeça. Os dois modos de colocação do sensor causaram hemorragia ou lesões no parênquima, mas que não estiveram associadas a alterações clínicas (Sturges *et al.*, 2019).

O dispositivo de fibra óptica foi utilizado na superfície do parênquima encefálico contralateral ao local de lesão em um estudo com cinco cães submetidos a craniectomia devido a lesões intracranianas. Não foram observadas complicações com o uso da técnica, tampouco foi observada HIC, porém os pacientes receberam manitol no pré-operatório (Bagley *et al.*, 1995).

Em estudos experimentais foram usados microtransdutores de fibra óptica dentro do parênquima encefálico de cães saudáveis. Em um deles foi avaliada a relação entre a PIC e o volume de um balão de um cateter de Foley inflado gradativamente no espaço peridural intracraniano; o sensor foi inserido no parênquima da região frontoparietal

contralateral ao local da colocação do cateter (Packer *et al.*, 2011). No outro estudo foi avaliado o uso de medetomidina intravenosa sobre variáveis cardiorrespiratórias e PIC. Observou-se que o fármaco não alterou a PIC, mas foi associado a reduções significativas nas variáveis cardiorrespiratórias (Keegan *et al.*, 1995).

O microtransdutor de fibra óptica também foi utilizado em dois gatos e um cão com TCE natural e o sensor foi implantando dentro do parênquima e a PIC monitorada antes e após a administração de manitol ou de solução salina hipertônica (SSH). Observou-se a redução da PIC e melhora da PPC com o tratamento, especialmente após administração de SSH em comparação ao manitol. Porém, esse trabalho apresentou como limitações o pequeno número e heterogeneidade da amostra (Ballocco *et al.*, 2019).

Os microtransdutores são dispositivos que estão associados a menor risco de infecção, quando comparado ao cateter intraventricular. Em contrapartida, são mais caros e não podem ser recalibrados, o que pode afetar a precisão da mensuração da PIC (Harary; Dolmans; Gormley, 2018). Além disso, pode ocorrer mensuração localizada da pressão em uma área do encéfalo, o que não reflete a PIC como um todo (Nag *et al.*, 2019).

## 2.5 Métodos não invasivos de monitoração da pressão intracraniana

Nenhum método descrito acima é considerado padrão-ouro em pequenos animais, seja em ambientes clínicos ou de pesquisa, mas presume-se que o sistema com uso de microtransdutores intraparenquimatosos seja o mais preciso. Porém, por ser um método invasivo e que exige mão de obra e centros especializados, alguns métodos não invasivos foram pesquisados em cães e gatos (Evangelisti *et al.*, 2020) e serão descritos a seguir.

### 2.5.1 Mensuração do diâmetro da bainha do nervo óptico

A mensuração do DBNO é uma alternativa não invasiva de detecção da HIC, pois devido à relação anatômica do nervo óptico com as meninges e LCE, se houver aumento da PIC, ocorre expansão da bainha do nervo óptico (Price *et al.*, 2020), que pode ser detectada pela US ocular ou pela RM (Scrivani *et al.*, 2013).

Quando a mensuração é realizada por meio da US, a probe do transdutor linear é colocada sobre a pálpebra fechada para obter a imagem da bainha do nervo óptico. Embora seja um método facilmente aplicável à beira-leito, há dificuldades na sua padronização devido à variação do tamanho do nervo óptico de acordo com a idade e peso do paciente e necessidade de profissionais capacitados, além de não ser possível realizar

a monitoração contínua da PIC (Canac *et al.*, 2020). Em carnívoros, o US é favorecido pela órbita óssea incompleta, o que reduz possíveis artefatos de sombra acústica. A abordagem transpalpebral é facilmente realizada em pacientes acordados, sem necessidade de gel ou colocação do transdutor diretamente sobre a córnea. Os nervos ópticos caninos e felinos têm forma sigmoide, não possuem uma única artéria retiniana central, mas sim vários ramos derivados de um plexo de artérias cilioretinianas (Evangelisti *et al.*, 2020).

Foi avaliado o uso da US transpalpebral em 78 cães saudáveis, sendo observado correlação entre o DBNO e o peso, escore corporal e idade, porém não com o sexo (Smith *et al.*, 2018). Em outro estudo, com 15 cães saudáveis, o US foi utilizado para mensurar o DBNO 5 mm caudalmente ao disco óptico. Não foi observada diferença estatística das medidas realizadas entre o olho direito e esquerdo, assim como entre sexo, idade e peso. Entretanto, houve diferença estatística entre raças, observando-se o valor médio da raça Yorkshire ( $2,10 \pm 0,22\text{mm}$ ) e Maltês ( $1,63\text{mm} \pm 0,23\text{ mm}$ ) (Lee *et al.*, 2003).

Em gatos, o DBNO foi mensurado por US transpalpebral em 57 pacientes, destes, 50 animais com diagnóstico presuntivo de HIC e sete saudáveis. Nos animais com HIC presumida, o DBNO em ambos os olhos foi significativamente maior que nos animais saudáveis. Além disso, foi visto que o método foi reprodutível em todos os gatos (Evangelisti *et al.*, 2020).

O DBNO foi avaliado pela RM em 100 cães com doenças neurológicas e foi constatado que o método pode ser um preditor útil de HIC, sendo observada uma correlação moderada entre o DBNO e o peso. Os critérios de imagem da RM, como efeito de massa, edema perilesional, apagamento de sulcos, desvio da linha média e dilatação ventricular, foram utilizados por dois radiologistas diplomados para a divisão em dois grupos: HIC presumida (n=22) e PIC normal (n=78). Em seguida, outros dois radiologistas realizaram as medidas do DBNO de todos os cães em cortes transversais ponderados em T2 para cada olho, sem as informações dos achados de imagem supracitados. Os 22 cães que foram classificados com HIC presumida apresentaram maior razão DBNO/peso (mediana de  $0,21\text{ mm/kg}$ ) em comparação aos cães sem sinais de HIC pela RM (mediana de  $0,14\text{ mm/kg}$ ). Não houve correlação da idade com as medidas do DBNO e foi demonstrada boa concordância entre os radiologistas ao mensurar o DBNO pela RM, demonstrando a possibilidade e repetibilidade de se utilizar essa avaliação em cães (Scrivani *et al.*, 2013).

Em gatos, em um estudo retrospectivo, a RM foi utilizada para mensurar o DBNO, DNO e diâmetro transverso do globo ocular (DTG). O estudo evidenciou que existe diferença significativa no DBNO entre o grupo com PIC normal e o com HIC presumida, mas apenas quando a idade do paciente não foi considerada, pois observou-se que o DNO aumenta com a idade, mas o tamanho da bainha permanece inalterado. Os autores consideraram essas descobertas inesperadas, pois em humanos e cães existe uma associação positiva significativa entre o DBNO e o aumento da PIC. Portanto, a mensuração do DBNO e a razão DBNO/DTG na RM ponderada em T2 pode não ser confiável para o diagnóstico de HIC em gatos (Lodzinska *et al.*, 2020).

Os aparelhos de RM de baixo campo são eficazes em identificar e mensurar o DBNO e o DNO em todo trajeto (intraorbitária, intracanalicular e intracraniana), sendo a sequência com supressão da gordura (“*fat-sat*”) a mais útil, o que foi comprovado em um estudo com seis cães saudáveis de porte médio (Boroffka *et al.*, 2008).

### 2.5.2 Ressonância Magnética

Imagens de ressonância magnética (RM) e tomografia computadorizada (TC) são usados em humanos para avaliar HIC, mas esse método tem como limitação representar um único momento de observação. Em um estudo com 91 cães, 73 foram classificados com PIC normal e 18 com suspeita de elevação da PIC a partir do exame neurológico, exame de oftalmoscopia e ultrassom *doppler* transcraniano. Todos os animais foram submetidos à RM do crânio, que foi considerada anormal em 46 pacientes. Dentre os animais com suspeita de HIC, as alterações que apresentaram forte correlação com a suposta HIC foram efeito de massa, herniação transtentorial caudal, herniação subfalcina, edema perilesional, deslocamento da lâmina quadrigeminal e apagamento dos sulcos cerebrais. A RM demonstrou uma sensibilidade de 72% e especificidade de 96% em presumir HIC na presença de duas ou mais das seguintes alterações: compressão de recesso suprapineal, compressão de terceiro ventrículo, compressão de quarto ventrículo, apagamento de sulcos e giros e transposição caudal da lâmina quadrigeminal. No entanto, os exames de RM foram realizados em quatro equipamentos diferentes, variando entre baixo e alto campo, podendo ter ocorrido diferenças nos critérios de avaliação das características de imagem e posterior classificação dos animais em HIC presumida ou PIC normal (Bittermann *et al.*, 2014).

Em um estudo que avaliou cães com tumores intracranianos, os achados da RM

foram comparados aos resultados obtidos da monitoração da PIC por meio do uso de um sensor intraparenquimatoso. As alterações qualitativas observadas na RM mais prováveis de estarem presentes nos cães com HIC foram: herniação subfalcina, herniação através do forame magno, deslocamento caudal da lâmina quadrigeminal, compressão do III ventrículo, edema perilesional e desvio da linha média. Já os sinais quantitativos incluíram: maior volume da lesão, maior razão “volume da lesão/volume cerebral” e maior razão “DBNO/peso corporal”, sendo observada diferença estatística significativa em relação ao DBNO/peso em cães com HIC presumida (GOD: 0,33 cm/kg e GOE: 0,35 cm/kg) em relação ao grupo controle (GOD: 0,24 cm/kg e GOE: 0,22 cm/kg). Ainda, foi demonstrado que quando a PIC está acima do limiar de 15 mmHg, a sensibilidade e especificidade da RM em prever HIC foi de 90% e 69%, respectivamente. Por fim, foi demonstrada ausência dos diferentes tipos de herniação encefálica em cães com PIC normal pela RM, o que salienta o valor preditivo negativo quando não for visibilizada esta alteração na RM (Giannasi *et al.*, 2020).

A RM apresenta limitações, especialmente, por não permitir a monitoração contínua ou avaliações sucessivas (Robba *et al.*, 2020), necessitar de tempo prolongado para a realização do procedimento sob anestesia geral (Giannasi *et al.*, 2020), ter alto custo para implantação, uma vez que muitos hospitais ainda não possuem essa tecnologia (Evensen; Eide, 2020), em particular na medicina veterinária.

### 2.5.3 Ultrassonografia com *doppler* transcraniano

O *doppler* transcraniano (DTC) usa um transdutor de baixa frequência para avaliar as artérias cerebrais basais e emite um feixe ultrassônico que, após cruzar o crânio, se reflete de volta pelo movimento dos eritrócitos em uma frequência alterada. Como os eritrócitos se movem em velocidades diferentes, o sinal do *doppler* é uma mistura de componentes em diferentes frequências, dispostos como um sinal gráfico que calcula o pico de velocidade, velocidade média e índice de pulsatilidade (Sharma *et al.*, 2020).

A análise das ondas do DTC é utilizada como ferramenta para a estimar a PIC, devido às mudanças que esta causa na velocidade do fluxo sanguíneo cerebral (Robba *et al.*, 2015). Os vasos sanguíneos cerebrais são submetidos tanto à PIC quanto a pressão arterial sistêmica, assim, são observadas as mudanças na forma da onda devido à velocidade do fluxo sanguíneo cerebral quando há HIC, hipotensão arterial e hipocapnia (Cardim *et al.*, 2016).

Em um estudo experimental com sete cães, foi analisado se os parâmetros de mensuração da artéria basilar se correlacionavam com a PIC e PPC na hipertensão intracraniana extrema experimentalmente induzida. Constatou-se que conforme a PIC se elevava, o mesmo acontecia com o índice de pulsatilidade (IP) e índice de resistividade (IR). Assim, a mensuração da velocidade do fluxo sanguíneo da artéria basilar em cães com hipertensão intracraniana induzida foi útil em estimar a circulação intracraniana (Fukushima *et al.*, 2000).

Na medicina veterinária, o uso da técnica do DTC foi descrito em 32 cães com hidrocefalia antes e após 30 dias de tratamento clínico. Foi observada diminuição no índice de resistividade (IR) no grupo de pacientes com melhora clínica ou que se mantiveram estáveis, o que pode implicar que a diminuição do IR poderia prever melhora no estado clínico (Carvalho *et al.*, 2010).

Em 11 cães com histopatologia confirmatória de meningoencefalite granulomatosa (MEG), as imagens de DTC *ante-mortem* demonstraram diminuição difusa da ecogenicidade do parênquima encefálico em nove cães, ventriculomegalia em oito, atrofia cerebral em quatro e lesões focais hiperecóticas em seis animais. Tais achados foram consistentes com a enfermidade encontrada no exame histopatológico *post-mortem*. Em 10 de 11 cães, o DTC pelo modo espectral foi utilizado para detectar as seis principais artérias cerebrais do círculo de Willis e estas mostraram valores normais e elevados no IR. Não há referências na literatura sobre achados de DTC para MEG, assim, mais estudos são necessários para verificar se o IR das artérias cerebrais pode ser utilizado como parâmetro para monitoramento da evolução clínica e para avaliar a eficácia das terapias para esta doença (Carvalho *et al.*, 2012).

Em 50 cães com doença intracraniana estrutural, os pacientes foram submetidos à exame de ressonância magnética e DTC. Avaliou-se o IR, índice de pulsatilidade e a razão entre a velocidade média sistólica e diastólica, que aumentaram conforme aumentava o número de achados sugestivos de hipertensão intracraniana observados na RM. A conclusão foi que houve associação entre os resultados observados na RM e no DTC que sugeriam HIC e que, portanto, as variáveis de resistência vascular do DTC podem ser usadas para detectar HIC em cães (Sasaoka *et al.*, 2018).

Embora a técnica seja descrita como eficaz, pode apresentar como limitações o fato de ocorrerem variações intra e inter-observadores e necessitar de treinamento intenso

(Shen *et al.*, 1999). É um método de baixo custo (Canac *et al.*, 2020) e que pode ser facilmente repetido à beira do leito sem risco ao paciente (Bellner *et al.*, 2004).

#### 2.5.4 Elasticidade óssea intracraniana

Embora a doutrina de Monro-Kellie postule que ocorra regulação do volume de sangue, LCE e tecido nervoso dentro de uma estrutura rígida e não expansível como o crânio, há estudos que mostram a existência de elasticidade de ossos e das suturas do crânio, que podem ser detectadas por meio do uso de dispositivos não invasivos (Heisey; Adams, 1993), que atuam com base no princípio dos sensores de deformações de materiais e que podem ser colocados sobre a pele do crânio para monitorar de maneira contínua as ondas da PIC (Yue; Wang, 2009).

Inicialmente, em 1985, foi demonstrado ser possível mensurar alterações no diâmetro do crânio em um experimento com crânios de cadáveres humanos e de seis cães anestesiados e submetidos a um procedimento para causar HIC (Pitlyk; Piantanida; Ploeger, 1985). Posteriormente, em 2009, foi confirmado em um estudo com ratos que havia correlação positiva entre HIC e a deformação do crânio (Moraes; Silva, 2021).

No Brasil, a empresa Brain4care<sup>TM</sup> Inc. desenvolveu um método de monitoração não invasiva da PIC que consiste de um sensor do tipo “*strain gauge*” capaz de captar as deformações ósseas induzidas pelas ondas da pressão intracraniana. Assim, quando as ondas e pulsos da PIC atingem o crânio, causam a sua expansão ou retração (Bollela *et al.*, 2017). O sensor deve tocar a pele da superfície do crânio da região parietal lateral em humanos (Cabella *et al.*, 2016). As informações são transmitidas a um equipamento que filtra, amplifica e digitaliza o sinal (Ballesterro *et al.*, 2017). A compreensão do funcionamento dessa tecnologia exige o conhecimento da morfologia das ondas da PIC.

O aparelho foi inicialmente validado em um estudo com sete ratos submetidos à indução do aumento da PIC por meio da infusão de solução salina no espaço subaracnóide lombar, realizando-se avaliação simultânea do método invasivo intraparenquimatoso com o monitor Brain4care<sup>®</sup>. Os resultados obtidos identificaram similaridade entre os dois métodos, com correlação de 80% entre eles (Cabella *et al.*, 2016).

Este monitor foi testado em cães neurologicamente normais e com doenças neurológicas e, nesta espécie, foi verificado que o melhor local para colocação do sensor é na região parietal, com os pacientes anestesiados e em decúbito lateral. O traçado com ondas de pulso de PIC foi similar ao descrito em seres humanos. Nos cães saudáveis a

razão P2/P1 foi avaliada com os pacientes sob anestesia geral e os valores variam de 0,27 a 0,78. Seis cães com suspeita de doenças encefálicas apresentaram razão P2/P1 maior que 0,8, destes, quatro animais com TCE, avaliados sem anestesia, apresentaram razão P2/P1 média de 1,54 e após a administração de manitol esse valor reduziu para 0,64, entre estes animais, três sobreviveram e receberam alta, e um, com escala de coma de Glasgow modificada baixa, morreu (Bahr Arias *et al.*, 2022).

O aparelho também foi avaliado em três cães acometidos por mielopatias submetidos à mielografia, para avaliar a capacidade do monitor de detectar as alterações da dinâmica da PIC induzidas pela injeção de contraste no espaço subaracnóide. Simultaneamente, a monitoração da pressão subaracnóide foi realizada e foi possível observar que o aparelho foi capaz de detectar o aumento e a diminuição da PIC durante e após a administração do contraste, respectivamente (Rocha *et al.*, 2023).

O método possui limitações relacionadas à metodologia de calibração (Cabella *et al.*, 2016) e necessidade de anestesia geral em cães e gatos, devido à delicadeza do sensor que exige que o paciente fique imóvel (Bahr Arias *et al.*, 2022). Entretanto, o método é promissor, pois evita as complicações das técnicas invasivas, sendo necessários mais estudos e melhoria da técnica para possibilitar aplicação clínica.

### 3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Na medicina humana, os métodos invasivos de monitoramento da PIC são considerados a forma mais precisa de medir e monitorar a PIC. Embora haja algumas controvérsias, as diretrizes do manejo de HIC recomendam o procedimento para auxiliar nas decisões terapêuticas. Na medicina veterinária, por diversas razões a técnica não é usada rotineiramente, mas poderia contribuir com mais conhecimentos sobre a dinâmica da PIC, além de guiar e otimizar o tratamento em diversas afecções. Algumas técnicas não invasivas existentes têm potencial para uso clínico na rotina e tratamento intensivo de cães e gatos com afecções neurológicas, mas é necessário conhecer os métodos disponíveis, suas vantagens e limitações.

### REFERÊNCIAS

ABRAHAM, M.; SINGHAL, V. Intracranial pressure monitoring. **Journal of Neuroanaesthesiology and Critical Care**, v. 02, n. 3, p. 193–203, 2015.

AIELLO, G. *et al.* Sonda uretral flexível como método alternativo para aferição invasiva da pressão intracraniana em trauma cranioencefálico induzido em coelhos. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 69, n. 6, p. 1551–1559, 2017.

ARITAGE-CHAN, E.; WETMORE, L.; CHAN, D. L. Anesthesia for patients with head trauma. **Journal of Veterinary Emergency and Critical Care**, v. 17, p. 5–14, 2006.

BAGLEY, R. S. *et al.* Intraoperative monitoring of intracranial pressure in five dogs with space-occupying intracranial lesions. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 207, n. 5, p. 588–591, 1995.

BAHR ARIAS, M. V. *et al.* Preliminary evaluation of a non-invasive device for monitoring intracranial pressure waveforms in dogs. **Journal of Small Animal Practice**, v. 63, n. 8, p. 624–631, 2022.

BALLESTERO, M. F. M. *et al.* Prediction of intracranial hypertension through noninvasive intracranial pressure waveform analysis in pediatric hydrocephalus. **Child's Nervous System: ChNS: Official Journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery**, v. 33, n. 9, p. 1517–1524, 2017.

BALLOCCO, I. *et al.* A pilot study evaluating the effect of mannitol and hypertonic saline solution in the treatment of increased intracranial pressure in 2 cats and 1 dog naturally affected by traumatic brain injury. **Journal of Veterinary Emergency and Critical Care**, v. 29, n. 5, p. 578–584, 2019.

BELLNER, J. *et al.* Transcranial Doppler sonography pulsatility index (PI) reflects intracranial pressure (ICP). **Surgical neurology**, v. 62, p. 45–51, 2004.

BITTERMANN, S. *et al.* Magnetic resonance imaging signs of presumed elevated intracranial pressure in dogs. **Veterinary Journal**, v. 201, n. 1, p. 101–108, 2014.

BOLLELA, V. R. *et al.* Noninvasive intracranial pressure monitoring for HIV-associated cryptococcal meningitis. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 50, n.9, 2017.

BOROFFKA, S. A. E. B. *et al.* Magnetic resonance imaging of the canine optic nerve. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 49, n. 6, p. 540–544, 2008.

BOTHWELL, S. W.; JANIGRO, D.; PATABENDIGE, A. Cerebrospinal fluid dynamics and intracranial pressure elevation in neurological diseases. **Fluids and Barriers of the CNS**. 2019.

BRASIL, S. *et al.* A novel noninvasive technique for intracranial pressure waveform monitoring in critical care. **Journal of Personalized Medicine**, v. 11, n. 12, p. 1302, 2021.

CABELLA, B. *et al.* Validation of a new noninvasive intracranial pressure monitoring method by direct comparison with an invasive technique. **Acta Neurochirurgica. Supplement**, v. 122, p. 93–96, 2016.

CANAC, N. *et al.* Review: pathophysiology of intracranial hypertension and noninvasive intracranial pressure monitoring. **Fluids and Barriers of the CNS**, v. 17, n. 1, p.40, 2020.

CARDIM, D. *et al.* Non-invasive monitoring of intracranial pressure using transcranial doppler ultrasonography: Is it possible? **Neurocritical Care**, v. 25, n. 3, p. 473–491, 2016.

CARVALHO, C. F. *et al.* Transcranial duplex doppler ultrasonography in dogs with hydrocephalus. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 62, n. 1, p. 57–63, 2010.

CARVALHO, C. F. *et al.* Transcranial doppler sonographic findings in granulomatous meningoencephalitis in small breed dogs. **The Canadian Veterinary Journal**, v. 53, n. 8, p. 855–859, 2012.

DEWEY, C. W. *et al.* Evaluation of an epidural intracranial pressure monitoring system in cats. **Journal of Veterinary Emergency and Critical Care**, v. 7, n. 1, p. 20–33, 1997.

EVANGELISTI, M. A. *et al.* Repeatability of ultrasound examination of the optic nerve sheath diameter in the adult cat: comparison between healthy cats and cats suffering from presumed intracranial hypertension. **Journal of Feline Medicine and Surgery**, v. 22, n. 10, p. 959–965, 2020.

EVENSEN, K. B.; EIDE, P. K. Measuring intracranial pressure by invasive, less invasive or non-invasive means: limitations and avenues for improvement. **Fluids and Barriers of the CNS**, v. 17, n. 1, p. 34, 2020.

FUKUSHIMA, U. *et al.* Evaluation of intracranial pressure by transcranial Doppler ultrasonography in dogs with intracranial hypertension. **The Journal of Veterinary Medical Science**, v. 62, n. 3, p. 353–355, 2000.

GIANNASI, S. *et al.* Comparison of direct measurement of intracranial pressures and presumptive clinical and magnetic resonance imaging indicators of intracranial hypertension in dogs with brain tumors. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, maio. 2020.

GIUGNO, K. M. *et al.* Tratamento da hipertensão intracraniana. **Jornal de Pediatria**, v. 79, n. 4, p. 287–296, 2003.

GRASBERGER, R. C. *et al.* Effect of high-frequency ventilation versus conventional mechanical ventilation on ICP in head-injured dogs. **Journal of Neurosurgery**, v. 60, n. 6, p.1214-1218, 1984.

HARARY, M. *et al.* Intracranial pressure monitoring- review and avenues for development. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 18, n. 2, 2018.

HEISEY, S. R.; ADAMS, T. Role of cranial bone mobility in cranial compliance. **Neurosurgery**, v. 33, n. 5, p. 869-877, 1993.

ILIE, L. A. *et al.* Relationship between intracranial pressure as measured by an epidural intracranial pressure monitoring system and optic nerve sheath diameter in healthy dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 76, n. 8, p. 724-731, 2015.

KEEGAN, R. D. *et al.* Effects of medetomidine administration on intracranial pressure and cardiovascular variables of isoflurane-anesthetized dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 56, n. 2, p. 193-198, 1995.

KIRKNESS, C. J. *et al.* Intracranial pressure waveform analysis: clinical and research implications. **The Journal of Neuroscience Nursing: Journal of the American Association of Neuroscience Nurses**, v. 32, n. 5, p. 271-277, 2000.

KOLECKA, M. *et al.* Intraoperative measurement of intraventricular pressure in dogs with communicating internal hydrocephalus. **PLoS ONE**, v. 14, n. 9, 2019.

LEE, H. C. *et al.* Ultrasonographic measurement of optic nerve sheath diameter in normal dogs. **Journal of Veterinary Science**, v. 4, n. 3, p. 265, 2003.

LODZINSKA, J. *et al.* MRI of the optic nerve sheath and globe in cats with and without presumed intracranial hypertension. **Journal of Feline Medicine and Surgery**. 2020.  
MORAES, F. M. DE; SILVA, G. S. Noninvasive intracranial pressure monitoring methods: a critical review. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 79, p. 437-446, 2021.

NAG, D. S. *et al.* Intracranial pressure monitoring: Gold standard and recent innovations. **World Journal of Clinical Cases**, v. 7, n. 13, p. 1535-1553, 2019.

NUCCI, C. G. *et al.* Intracranial pressure wave morphological classification: automated analysis and clinical validation. **Acta Neurochirurgica**, v. 158, n. 3, p. 581-588; 2016.

PACKER, R. A. *et al.* Evaluation of an acute focal epidural mass model to characterize the intracranial pressure-volume relationship in healthy Beagles. **American Journal of Veterinary Research**, v. 72, n. 1, p. 103-108, 2011.

PALAFIX, B. A. *et al.* ICP changes following application of the MAST suit. **The Journal of Trauma**, v. 21, n. 1, p. 55-59, 1981.

PITLYK, P.; PIANTANIDA, T.; PLOEGER, D. Noninvasive intracranial pressure monitoring. **Neurosurgery**. 1985.

PLATT, S. R.; RADAELLI, S. T.; MCDONNELL, J. J. The prognostic value of the modified glasgow coma scale in head trauma in dogs. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 15, n. 6, p. 581-584, 2001.

PRICE, D. A. *et al.* Review of non-invasive intracranial pressure measurement techniques for ophthalmology applications. **British Journal of Ophthalmology**, v. 104, n. 7, p. 887–892, 2020.

ROBBA, C. *et al.* Doppler non-invasive monitoring of ICP in an animal model of acute intracranial hypertension. **Neurocritical Care**, v. 23, n. 3, p. 419–426, 2015.

ROBBA, C. *et al.* Multimodal non-invasive assessment of intracranial hypertension: an observational study. **Critical Care**, v. 24, n. 1, p. 379, 2020.

ROCHA, N. L. F. C. *et al.* Monitoramento não invasivo do formato das ondas de pressão intracraniana usando o monitor Braincare® BCMM 2000 em cães com mielopatias submetidos à mielografia. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 43, 2023.

RODRÍGUEZ-BOTO, G. *et al.* Basic concepts about brain pathophysiology and intracranial pressure monitoring. **Neurologia** v. 30, n. 1, p. 16–22, 2015.

SASAKA, K. *et al.* Transcranial doppler ultrasound examination in dogs with suspected intracranial hypertension caused by neurologic diseases. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 32, n. 1, p. 314–323, 2018.

SCRIVANI, P. V. *et al.* T2-Weighted magnetic resonance imaging measurements of optic nerve sheath diameter in dogs with and without presumed intracranial hypertension. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 54, n. 3, p. 263–270, 2013.

SEKI, S. *et al.* Impact of intracranial hypertension on the short-term prognosis in dogs undergoing brain tumor surgery. **The Journal of Veterinary Medical Science**, v. 81, n. 8, p.1205–1210, 2019.

SHARDLOW, E.; JACKSON, A. Cerebral blood flow and intracranial pressure. **Anaesthesia & Intensive Care Medicine, Neurosurgical Anaesthesia / Physiology**. v. 12, n. 5, p. 220–223, 2011.

SHARMA, S. *et al.* The role of transcranial doppler in cerebral vasospasm: A literature review. **Acta Neurochirurgica. Supplement**, v.127, p.201-205, 2020.

SHEN, Q. *et al.* Inter observer variability of the transcranial doppler ultrasound technique: Impact of lack of practice on the accuracy of measurement. **Journal of Clinical Monitoring and Computing**, v. 15, n. 3, p. 179–184, 1999.

SLUPE, A. M.; KIRSCH, J. R. Effects of anesthesia on cerebral blood flow, metabolism, and neuroprotection. **Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism**, v. 38, n. 12, p.2192–2208, 2018.

SMITH, J. J. *et al.* Transpalpebral ultrasonographic measurement of the optic nerve sheath diameter in healthy dogs: Optic nerve transpalpebral ultrasound measurements in dogs. **Journal of Veterinary Emergency and Critical Care**, v. 28, n. 1, p. 31–38, 2018.

STURGES, B. K. Intracranial pressure Monitoring. *In*: SILVERSTEIN, D. C.; HOPPER, K. **Small Animal Critical Care Medicine (2°ed)**. Saunders, p.998–1001, 2015.

STURGES, B. K. *et al.* Intracranial pressure monitoring in normal dogs using subdural and intraparenchymal miniature strain-gauge transducers. **Journal of Veterinary Internal Medicine**, v. 33, n. 2, p. 708–716, 2019.

STURGES, B. K.; LECOUTEUR, R. A. Intracranial hypertension. *In*: Silverstein DC, Hopper K. **Small Animal Critical Care Medicine (1°ed)**. Saunders, p.423, 2009.

WIJDICKS, E. F. M. Lundberg and his waves. **Neurocritical Care**, v. 31, n. 3, p. 546–549, 2019.

YUE, X.; WANG, L. Deformation of skull bone as intracranial pressure changing. **African Journal of Biotechnology**, v.8, p.6, 2009.

## CONTRIBUIÇÃO DE AUTORIA

Todos os autores contribuíram igualmente para este artigo e participaram da concepção, revisão da literatura e escrita do manuscrito. Todos os autores leram e aprovaram a versão final do manuscrito.