

Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Potencialidades da Utilização de Lasers de CO₂ e Díodo em Cirurgia de Tecidos Moles – Apresentação de Casos Clínicos

Relatório de Estágio Final do Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Maria Inês Silva Mendes Pereira dos Santos

Orientador: Professor Doutor Luís Miguel Viana Maltez da Costa

Coorientador: Dr. Juan Ramón Arrazola



Vila Real, 2020

Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Potencialidades da Utilização de Lasers de CO₂ e Díodo em Cirurgia de Tecidos Moles – Apresentação de Casos Clínicos

Relatório de Estágio Final do Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Maria Inês Silva Mendes Pereira dos Santos

Orientador: Professor Doutor Luís Miguel Viana Maltez da Costa

Coorientador: Dr. Juan Ramón Arrazola

Composição do Júri:

Professora Doutora Ana Patrícia Antunes Lopes

Professor Doutor Carlos Alberto Antunes Viegas

Professora Doutora Maria Isabel Ribeiro Dias

Professor Doutor Luís Miguel Viana Maltez da Costa

Vila Real, 2020

Declaração

Nome: Maria Inês Silva Mendes Pereira dos Santos

Correio Eletrónico: inesmendes.1995@gmail.com

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Medicina Veterinária

Título da Dissertação de Mestrado: Potencialidades da Utilização de Lasers de CO₂ e Díodo em Cirurgia de Tecidos Moles – Apresentação de Casos Clínicos

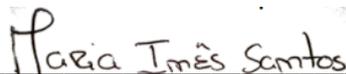
Orientador: Professor Doutor Luís Miguel Viana Maltez da Costa

Coorientador: Dr. Juan Ramón Arrazola

Ano de Conclusão: 2019

Declaro que esta dissertação de mestrado é resultado da minha pesquisa e trabalho pessoal e das indicações do meu orientador e coorientador. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto e na bibliografia final. Declaro ainda que este trabalho não foi apresentado em nenhuma outra instituição para obtenção de qualquer grau académico.

Vila Real, outubro de 2019



(Maria Inês Silva Mendes Pereira dos Santos)

Para a minha “bó”, minha estrelinha, esteja ela onde estiver.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à mui nobre Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro (UTAD), personificada pela figura do senhor Reitor Professor António Augusto Fontaínhas Fernandes, por me providenciar a possibilidade de escrita desta tese de Mestrado.

Ao meu orientador, Professor Doutor Luís Miguel Viana Maltez da Costa, por toda a paciência que teve comigo, por ter sido um verdadeiro mentor e exemplo, sempre disponível e prestável para me ajudar quando mais precisei.

Ao meu coorientador, Dr. Juan Ramón Arrazola, por ter aceite o meu convite para me orientar neste trabalho e por ter sido um grande auxílio durante os meus três meses de estágio em Valência.

A toda a equipa do Hospital Veterinário Valência Sur, por me ter acolhido como um membro da família durante três fantásticos meses e por me ter feito sempre sentir em casa.

A toda a equipa do Hospital Veterinário do Porto e do Hospital Veterinário da Universidade do Tennessee, pelo papel preponderante que tiveram no meu processo de aprendizagem e por toda a ajuda prestada para a redação deste trabalho.

À minha mãe, meu verdadeiro pilar e única razão pela qual este trabalho e conclusão do curso foram possíveis. Um enorme obrigada por tudo!

A toda a minha família, por todo o carinho e apoio demonstrado ao longo do meu percurso académico.

Aos meus amigos, em particular, Joana, Carolina, André, Sofia, Ana, Irina, Fábio, Carlos, Anabela, Maria João, Raquel, Catarina e Diana, por terem feito destes cinco anos, os melhores da minha vida. Levo-vos para sempre no coração!

À Beatriz, ao Domingos, ao Pimenta, à Fialho e ao Armando por todo o apoio e incentivo dado para a finalização deste trabalho e por todos estes anos de amizade que serão, certamente, para a vida! Obrigada pela paciência que tiveram comigo!

Por último, mas não menos importante, a toda a família AEMV-UTAD, por me apoiar sempre e me fazer crescer, não só como profissional, mas também enquanto ser humano.

Resumo

A descoberta do fenômeno eletromagnético, no século XIX, veio revolucionar o mundo da Ciência e da Medicina em geral (Freeman *et al.*, 2019).

Com a criação de dispositivos através dos quais é estimulada a emissão de energia eletromagnética sob a forma de feixe de luz, ou seja, LASERS (*Light Amplification by Stimulated Emission*) (Franck *et al.*, 2016), surgiu um novo leque de opções terapêuticas para algumas patologias, não só em Medicina Humana, como também, mais recentemente, em Medicina Veterinária (Berger & Eeg, 2006). Na verdade, a opção por uma cirurgia com recurso a um dispositivo laser foi rapidamente aceite na comunidade médico-veterinária, dado os seus resultados positivos relativos à diminuição de dor pós-cirúrgica, hemorragia durante o procedimento e edemaciação pós-cirúrgica (Berger & Eeg, 2006).

A escolha de um dispositivo LASER deve ter em consideração qual o seu propósito cirúrgico e quais as características do tecido no qual se pretende atuar (Berger & Eeg, 2006). Os LASERS mais frequentemente utilizados em Medicina Veterinária, para cirurgia de tecidos moles, são os LASERS de CO₂ e de díodo, cada um com características muito próprias e distintas (Berger & Eeg, 2006).

De forma a destacar as suas potencialidades, ilustrando-as convenientemente, foram apresentados neste trabalho quatro casos clínicos distintos, observados aquando do meu período de estágio no Hospital Veterinário Valência Sur, dois dos quais onde se recorreu ao uso de LASER de CO₂, e os restantes dois onde se recorreu ao uso do LASER de díodo, em procedimentos cirúrgicos. Os casos escolhidos tiveram por base a sua diversificação, na medida em que todos retratam situações completamente distintas, provando, em certa medida, a versatilidade da utilização deste tipo de dispositivos.

Palavras-chave: cirurgia tecidos moles, LASER, LASER de CO₂ e LASER de díodo.

Abstract

The discovery of the electromagnetic phenomenon, in the nineteenth century, has revolutionized the world of Science and Medicine in general (Freeman *et al.*, 2019).

By the creation of devices through which the emission of electromagnetic energy in the form of light beams is stimulated, or LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission*) (Franck *et al.*, 2016), a new range of therapeutic options has emerged, not only in Human Medicine, but also and most recently in Veterinary Practice (Berger & Eeg, 2006). In fact, the option for LASER surgery was immediately accepted in the veterinary community, due to its positive results regarding decrease of postoperative pain, bleeding during the procedures and decrease of typical postoperative swelling (Berger & Eeg, 2006).

The choice of a LASER device must take into consideration its surgical purpose and the knowledge about the tissue in which it is intended to act (Berger & Eeg, 2006). In soft tissue surgery, the most commonly used LASER devices are CO₂ LASER and diode LASER (Berger & Eeg, 2006).

In order to highlight their potentialities and illustrate them properly, four different clinical cases were presented in this paper, observed during my externship at the Valencia Sur Veterinary Hospital. In two of the cases we used the CO₂ LASER and in the other two we used the diode LASER. The choice of these cases was based on their diversification, since they all portray completely different situations, proving the versatility of the use of such devices.

Keywords: soft tissue surgery, LASER, CO₂ LASER and diode LASER.

Índice

| | |
|--|--------------|
| Declaração..... | v |
| Agradecimentos | ix |
| Resumo | xi |
| Abstract | xiii |
| Índice de Figuras | xix |
| Índice de Tabelas..... | xxi |
| Índice de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos | xxiii |
| Estrutura e objetivos do relatório de estágio | 1 |
| CAPÍTULO I | |
| Radiação Eletromagnética | 3 |
| 1.1. Considerações históricas..... | 5 |
| 1.2. Fundamentos físicos e químicos..... | 8 |
| CAPÍTULO II | |
| O Laser..... | 11 |
| 2.1. Componentes de um dispositivo laser e seu funcionamento | 13 |
| 2.2. Fundamentos físicos e químicos da radiação emitida..... | 14 |
| 2.3. Interação de um feixe de radiação laser com um dado tecido biológico..... | 16 |
| CAPÍTULO III | |
| O Laser de CO₂ | 25 |
| 3.1. Fundamentos físicos e químicos | 27 |
| 3.2. Riscos e normas de segurança para a sua utilização | 29 |
| 3.3. Aplicações clínicas em cirurgia de tecidos moles | 33 |
| CAPÍTULO IV | |
| O Laser de Díodo..... | 37 |
| 4.1. Fundamentos físicos e químicos | 39 |
| 4.2. Riscos e normas de segurança para a sua utilização | 44 |
| 4.3. Aplicações clínicas em cirurgia de tecidos moles | 45 |

CAPÍTULO V

| | |
|--|-----------|
| Casos clínicos | 47 |
| 5.1. Caso clínico número 1 | 49 |
| 5.1.1. Identificação do animal e anamnese | 49 |
| 5.1.2. Exame físico | 50 |
| 5.1.3. Lista de problemas | 51 |
| 5.1.4. Diagnósticos diferenciais | 51 |
| 5.1.5. Exames complementares | 51 |
| 5.1.6. Diagnóstico definitivo | 54 |
| 5.1.7. Tratamento | 54 |
| 5.1.8. Prognóstico | 56 |
| 5.1.9. Discussão | 56 |
| 5.2. Caso clínico número 2 | 61 |
| 5.2.1. Identificação do animal e anamnese | 61 |
| 5.2.2. Exame físico | 61 |
| 5.2.3. Lista de problemas | 62 |
| 5.2.4. Diagnósticos diferenciais, exames complementares e diagnóstico definitivo | 62 |
| 5.2.5. Tratamento | 62 |
| 5.2.6. Prognóstico | 64 |
| 5.2.7. Discussão | 64 |
| 5.3. Caso clínico número 3 | 68 |
| 5.3.1. Identificação do animal e anamnese | 68 |
| 5.3.2. Exame físico | 70 |
| 5.3.3. Lista de problemas | 70 |
| 5.3.4. Diagnósticos diferenciais | 71 |
| 5.3.5. Exames complementares | 71 |
| 5.3.6. Diagnóstico definitivo | 74 |
| 5.3.7. Tratamento | 75 |
| 5.3.8. Prognóstico | 76 |
| 5.3.9. Discussão | 79 |
| 5.4. Caso clínico número 4 | 82 |
| 5.4.1. Identificação do animal e anamnese | 82 |
| 5.4.2. Exame físico | 83 |
| 5.4.3. Lista de problemas | 83 |
| 5.4.4. Diagnósticos diferenciais, exames complementares e diagnóstico definitivo | 83 |
| 5.4.5. Tratamento | 84 |

| | |
|--|------------|
| 5.4.6. Prognóstico..... | 84 |
| 5.4.7. Discussão | 85 |
| Competências adquiridas e perspectivas futuras | 91 |
| Bibliografia | 93 |
| Anexos | 107 |
| Anexo I – Tabela relativa à casuística cirúrgica com recurso a laser verificada durante o período de estágio..... | 107 |
| Anexo II – Tabela relativa à casuística cirúrgica observada no geral durante o período de estágio..... | 108 |
| Anexo III – Tabela relativa ao protocolo anestésico utilizado nos quatro casos apresentados no capítulo V deste trabalho | 109 |

Índice de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1: Representação esquemática da interação do campo elétrico com o campo magnético, constituintes do fenômeno eletromagnético. | 5 |
| Figura 2: Representação esquemática do fenômeno de emissão e absorção de radiação. | 7 |
| Figura 3: Relação entre o comprimento de onda e a frequência de ondas eletromagnéticas. | 9 |
| Figura 4: Representação esquemática das diferentes radiações eletromagnéticas consoante o seu comprimento de onda. | 9 |
| Figura 5: Representação esquemática da constituição de um dispositivo laser e seu modo de funcionamento. | 13 |
| Figura 6: Representação esquemática do processo de emissão estimulada. | 14 |
| Figura 7: Comparação esquemática entre a luz emitida por um dispositivo laser e a luz emitida por uma lâmpada simples. | 16 |
| Figura 8: Representação esquemática de dois feixes de radiação laser de densidades de potência diferentes. | 19 |
| Figura 9: Representação esquemática dos vários tipos de interações de um feixe de luz com um determinado material. | 19 |
| Figura 10: Representação esquemática da dispersão dos fótons num tecido relativamente ao diâmetro do ponto de incidência do feixe de radiação. | 22 |
| Figura 11: Representação esquemática das várias transformações que podem ocorrer à energia radiante após o processo de absorção pelos tecidos. | 22 |
| Figura 12: Dispositivo laser de CO ₂ de braço articulado. | 29 |
| Figura 13: Gráfico representativo da absorção de diversos componentes a diferentes comprimentos de onda. | 40 |
| Figura 14: Diferentes tipos de pontas de fibras de laser de díodo disponíveis no mercado . . | 41 |

| | |
|---|----|
| Figura 15: Modo de contacto de um laser de díodo e respetiva interação tissular. | 42 |
| Figura 16: Modo de feixe livre de um laser de díodo e respetiva interação tissular..... | 43 |
| Figura 17: Snooky..... | 50 |
| Figura 18: Defeito verificado na mucosa palatina ao nível da localização das peças dentárias 205, 206 e 207. | 50 |
| Figura 19: Bloqueio AV de primeiro grau, com ritmo sinusal base. | 52 |
| Figura 20: Bloqueio AV de segundo grau, Mobitz tipo I.. | 53 |
| Figura 21: Bloqueio AV de segundo grau, Mobitz tipo II.. | 53 |
| Figura 22: Bloqueio AV de terceiro grau..... | 53 |
| Figura 23: Imagem do estudo tomográfico em 3D de Snooky. | 54 |
| Figura 24: Colocação de osso liofilizado no defeito..... | 55 |
| Figura 25: Aspeto do defeito imediatamente após a cirurgia..... | 56 |
| Figura 26: Representação esquemática (A-D) da utilização de um enxerto ósseo concomitantemente com uma membrana. | 59 |
| Figura 27: Lesões compatíveis com um processo de gengivoestomatite observadas na cavidade oral de Júlia. | 62 |
| Figura 28: Lesão após fotovaporização com laser de CO ₂ | 64 |
| Figura 29: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região da cavidade nasal. | 72 |
| Figura 30: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região dos seios frontais e do mesencéfalo. | 73 |
| Figura 31: Imagem, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região do mesencéfalo..... | 73 |

| | |
|---|----|
| Figura 32: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecidos moles, na região do mesencéfalo. | 74 |
| Figura 33: Imagem, em plano sagital, relativa ao estudo tomográfico crânio-encefálico de controlo, com recurso a janela de tecidos moles, na região da cavidade nasal. | 77 |
| Figura 34: Comparação entre os dois estudos tomográficos crânio-encefálicos realizados, ambos em corte axial e com recurso a janela de tecido ósseo, ao nível da cavidade nasal, um antes e um após o procedimento cirúrgico realizado. | 77 |
| Figura 35: Comparação entre os dois estudos tomográficos crânio-encefálicos realizados, ambos em corte axial e com recurso a janela de tecido ósseo, ao nível da cavidade nasal, um antes e um após o procedimento cirúrgico realizado. | 78 |
| Figura 36: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico de controlo realizado, ao nível do mesencéfalo, com recurso a janela de tecidos moles. | 78 |

Índice de Tabelas

| | |
|---|-----|
| Tabela 1: Efeitos tissulares provocados pela aplicação de radiação laser a diferentes temperaturas. | 23 |
| Tabela 2: Parâmetros gerais para a utilização de laser de CO ₂ | 34 |
| Tabela 3: Número de casos observados durante o período de estágio curricular onde foram utilizados dispositivos laser como tratamento..... | 107 |
| Tabela 4: Número de casos observados durante o período de estágio, no serviço de cirurgia de tecidos moles. | 108 |
| Tabela 5: Protocolo anestésico utilizado nos procedimentos descritos nos casos expostos no capítulo V deste trabalho..... | 109 |

Índice de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos

| | |
|-----------------------|---|
| LASER | <i>Light Amplification by Stimulated Emission</i> |
| CO₂ | Dióxido de carbono |
| Er:YAG | <i>Erbium-doped yttrium aluminium garnet</i> |
| KTP | <i>Potassium-Titanyl-Phosphate</i> |
| Nd:YAG | <i>Neodymium-doped yttrium aluminium garnet</i> |
| IV | Infravermelho |
| UV | Ultravioleta |
| °C | Graus Celsius |
| ° | Graus |
| DC/AC | <i>Direct current and alternating current</i> |
| % | Por cento |
| O₂ | Oxigénio |
| OMS | Organização Mundial de Saúde |
| AlGaAs | Alumínio gálio arsénio |
| ICG | Corante verde de indocianina |
| PDT | Terapia fotodinâmica |
| TC | Tomografia Computorizada |
| ECG | Eletrocardiograma |
| bpm | Batimentos por minuto |
| AV | Auriculo-ventricular |
| USP | <i>United States Pharmacopeia</i> |
| RTG | Regeneração tissular guiada |
| DOP cells | <i>Determined Osteogenic Precursor cells</i> |

| | |
|--------------|--|
| rpm | Respirações por minuto |
| FeLV | Vírus da leucemia felina |
| FIV | Vírus da imunodeficiência felina |
| PIF | Peritonite infecciosa felina |
| AINE | Anti-inflamatório não esteróide |
| HEAR | Hamartoma Epitelial Adenomatóide Respiratório |
| HEARC | Hamartoma Epitelial Adenomatóide Respiratório Condro-ósseo |

Estrutura e objetivos do relatório de estágio

O estágio que desencadeou a escrita deste relatório decorreu no Hospital Veterinário Valência Sur, por um período de três meses consecutivos. Durante este período, cingi grande parte das minhas funções ao serviço de cirurgia deste mesmo Hospital, mais concretamente ao serviço de cirurgia de tecidos moles. Apesar da maior parte do meu tempo ter sido concentrada neste serviço, acompanhei também, parcialmente, o trabalho dos serviços de imagem, traumatologia, anestesia e cuidados intensivos. Assisti, igualmente, a formações diárias relativas a várias áreas, nomeadamente, cirurgia, anestesia, medicina interna, traumatologia, cardiologia, imagem e cuidados intensivos. Relativamente ao meu papel no serviço de cirurgia, desempenhei funções enquanto técnica auxiliar, ajudando e assistindo na preparação da sala de cirurgia e do doente antes e após cada procedimento, bem como acompanhando e responsabilizando-me por todo o período de recobro, até à estabilização do animal. De igual modo, participei ativamente em alguns dos procedimentos cirúrgicos aos quais assisti. Desenvolvi também algumas competências na área de anestesia, nomeadamente no que concerne à montagem de todo o equipamento anestésico das salas de cirurgia, assim como à pré-medicação, indução e monitorização anestésica de alguns doentes durante o decorrer de um procedimento cirúrgico.

A escolha do tema “Potencialidades da Utilização de Lasers de CO₂ e Díodo em Cirurgia de Tecidos Moles – Apresentação de Casos Clínicos” surgiu em discussão com o meu coorientador, Dr. Juan Ramón Arrazola, que me sugeriu por se tratar de um tema bastante atual e vanguardista na prática cirúrgica veterinária de animais de companhia. Uma vez que a utilização deste tipo de equipamentos é uma realidade bastante comum em Espanha, não se verificando o mesmo em Portugal, considerei da máxima relevância expor este tema. Assim, pretendo transmitir quais as diversas potencialidades deste tipo de dispositivos e o porquê de considerar a sua aquisição uma mais valia, principalmente para Hospitais Veterinários, primando pela qualidade de serviço prestado aos clientes através do alargamento do leque de opções de tratamento para os seus animais.

Este trabalho é, desta forma, composto por uma parte de revisão bibliográfica, subdividida em quatro capítulos, cada um referente a uma temática específica, e por uma parte de discussão de casos clínicos, que está inserida no capítulo V. Serão, deste modo, abordados em detalhe quatro casos clínicos, dois referentes à utilização do LASER de CO₂ e outros dois referentes à utilização do LASER de díodo, todos eles observados no âmbito do meu estágio

curricular. No final, serão ainda apresentadas, em jeito de conclusão, algumas considerações finais e perspectivas futuras relativas ao meu ponto de vista sobre esta temática em particular e ao meu interesse em continuar a desenvolver trabalhos neste âmbito. Estarão ainda, em anexo, três tabelas, uma referente à casuística cirúrgica observada durante o estágio, e que se insere no âmbito da temática abordada neste trabalho (**Anexo I**); uma outra com a restante casuística cirúrgica observada, na sua generalidade (**Anexo II**); e, por último, uma outra referente ao protocolo anestésico utilizado nestes pacientes (**Anexo III**).

CAPÍTULO I

Radiação Eletromagnética

1.1. Considerações históricas

Em física, define-se radiação como a transmissão de energia entre dois pontos distintos, através ou não de um meio material (Berger & Eeg, 2006; Okuno & Yoshimura, 2010).

No caso de um dispositivo LASER (de agora em diante será utilizada, ao longo deste trabalho, a denominação laser para *Light Amplification by Stimulated Emission*), e tal como o nome indica, é estimulada a emissão de energia eletromagnética sob a forma de um feixe de luz (Franck *et al.*, 2016). De notar que a energia eletromagnética se pode propagar não só através de um meio específico (sólido, líquido ou gasoso), como também através do vácuo (Berger & Eeg, 2006).

Historicamente, Faraday, em 1831, e Maxwell em 1864, foram considerados como os pioneiros na demonstração do fenómeno de interação entre o campo elétrico e magnético, dando assim origem à definição do fenómeno eletromagnético (Freeman *et al.*, 2019). Maxwell, mais concretamente, descreveu pela primeira vez a propagação de energia eletromagnética sob a forma de ondas, resultantes da perpendicularidade entre um campo magnético e um campo elétrico (**Figura 1**) (Okuno & Yoshimura, 2010). De igual forma, reconheceu pela primeira vez a luz ótica como uma forma de manifestação de energia eletromagnética, assim como todos os fenómenos a ela associados (reflexão, refração, difração, interferência e polarização). Para além da luz ótica, abordou também o comportamento da radiação de elevada energia (raios gama e raios x), e da radiação de baixa energia (infravermelhos, micro-ondas e ondas rádio) (Berger & Eeg, 2006).

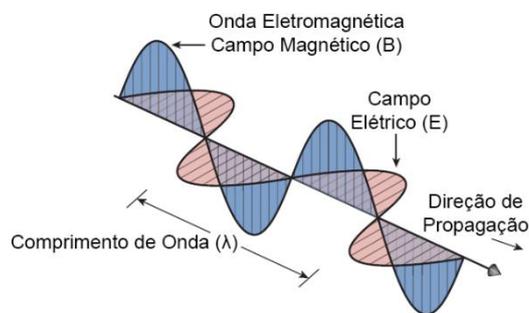


Figura 1: Representação esquemática da interação do campo elétrico com o campo magnético, constituintes do fenómeno eletromagnético (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

No entanto, a teoria desenvolvida por Maxwell gerou alguma discussão por parte da comunidade científica, uma vez que apresentava algumas incongruências na forma como

Capítulo I

Radiação Eletromagnética

descrevia todos os comportamentos da radiação eletromagnética (Berger & Eeg, 2006). Assim, a 14 de dezembro de 1900, Max Planck apresentou, pela primeira vez, o conceito de energia quântica à Sociedade de Física Alemã, postulando que a energia radiante consiste em unidades indivisíveis denominadas de quantum, sendo a energia dessa radiação proporcional à frequência destas unidades (Klein, 1961).

A partir do postulado de Planck, foram vários os cientistas que se dedicaram ao estudo desta temática e que contribuíram para a formulação da atual teoria da energia quântica. Em 1905, Albert Einstein publicou num volume de “*Annalen der Physik*”, três trabalhos que se iriam revelar verdadeiros marcos para a história da física: o movimento Browniano, a teoria da relatividade e a introdução à luz quântica (Haar, 1967). Neste último, introduziu conceitos como o efeito fotoelétrico e explicou que um raio de luz, quando se propaga no espaço, não o faz de forma contínua, mas sim através de um número finito de luz quântica ou energia quântica, surgindo assim, pela primeira vez, o conceito de fóton (Haar, 1967).

Igualmente, Niels Bohr deu o seu contributo quando, em 1913, desenvolveu trabalhos no âmbito da energia quântica por considerar que esta possuía algumas limitações quando aplicada à explicação dos fenómenos atômicos relacionados com a energia eletromagnética (Bohr, 1928). Bohr não se baseou apenas no trabalho de Planck, mas principalmente no trabalho desenvolvido por Ernest Rutherford. Rutherford, cuja área de interesse primária e principal alvo de estudo era a radioatividade, considerou interessante a teoria desenvolvida por Joseph Thomson anos antes, na qual defendia que os átomos, mesmo dos elementos mais básicos como o Hidrogénio e o Hélio, eram nada mais do que conglomerados de milhares de eletrões, que formavam como uma esfera (Kragh, 2012). Assim, e após alguns estudos desenvolvidos neste âmbito, Rutherford publicou na *Philosophical Magazine* em maio de 1911, o trabalho que estava a desenvolver relacionado com esta temática, onde caracterizou um átomo como sendo constituído por uma região central maciça, de uma determinada carga elétrica, que por sua vez era rodeada por uma espécie de nuvem composta por cargas opostas (Kragh, 2012). Rutherford prosseguiu com o estudo deste tema e mais tarde, em 1913, acabou por publicar um novo trabalho onde abordou, pela primeira vez, o conceito de núcleo atômico, caracterizando-o como sendo uma área semelhante a uma esfera, de raio inferior a 10^{-12} metros, e de carga elétrica positiva (Kragh, 2012). Contudo, este trabalho não explicava de forma clara e concreta o modelo atômico, uma vez que não abordava questões como a organização que os eletrões dispunham no átomo ou o fenómeno de dispersão de luz ou das regularidades do seu espetro (Kragh, 2012). Assim, face a estas incongruências, e como

forma de completar o trabalho de Rutherford, Niels Bohr desenvolveu a sua teoria, que foi considerada como a primeira teoria bem sucedida na explicação do modelo atômico, publicada em julho de 1913 também na *Philosophical Magazine* (Kragh, 2012). Entre outras coisas, Bohr afirmou que um átomo pode existir em diferentes estados energéticos, denominados por estados estacionários, nos quais não emite qualquer tipo de radiação (Haar, 1967). Desta forma, a luz apenas seria emitida ou absorvida aquando da passagem de um átomo entre dois estados estacionários distintos (**Figura 2**) (Haar, 1967).

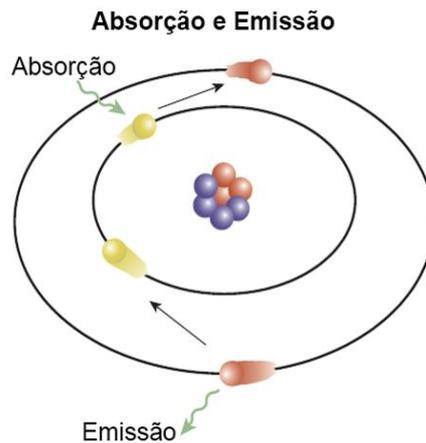


Figura 2: Representação esquemática do fenômeno de emissão e absorção de radiação (adaptado de: Berger & Eeg., 2006).

Este refere também que é impossível prever ou explicar o comportamento de um átomo durante este processo de transição (Haar, 1967). Este modelo atômico ficaria mais tarde conhecido como modelo atômico de Bohr-Rutherford, tendo em conta a complementaridade das duas teorias (Kragh, 2012).

Um outro físico também importante para a formulação da Teoria da Mecânica Quântica, tal como atualmente é conhecida, foi Louis-Victor de Broglie, quando em 1924 surgiu com a teoria da dualidade onda-partícula e, assim, com a noção de comprimento de onda. Segundo Broglie, “a toda a partícula está associada uma onda e a toda a onda está associada uma partícula”, tendo este conceito sido estendido a todos os tipos de partículas (Okuno & Yoshimura, 2010).

1.2. Fundamentos físicos e químicos

A maioria dos átomos existe naturalmente num nível energético mais baixo. Quando se encontram neste estado, os elétrons que os constituem podem ser excitados para níveis energéticos superiores, aquando da absorção de energia térmica, ótica ou elétrica. Uma vez num estado excitado, os elétrons tornam-se instáveis e têm tendência a retomar, espontaneamente, ao seu estado mais estável, isto é, a um nível energético mais baixo (Felice, 2010). Neste processo, que se denomina por emissão espontânea (Felice, 2010), ocorre a emissão de energia sob a forma de pequenas partículas que são nada mais do que as unidades fundamentais que constituem a radiação eletromagnética (Okuno & Yoshimura, 2010; Franck *et al.*, 2016).

Note-se que os fótons se movem continuamente, num padrão de onda sinusal, a uma velocidade de 2.998×10^8 m/s no espaço vazio (Berger & Eeg, 2006; Franck *et al.*, 2016). Esta velocidade é dependente tanto do comprimento de onda (distância entre cristas de duas ondas sucessivas), como da sua frequência, podendo ser representada através da seguinte equação: $v = \lambda \cdot f$ (Berger & Eeg, 2006). Estas duas variáveis são inversamente proporcionais (**Figura 3**) e são ambas responsáveis por conferir as diferentes características que compõem as distintas radiações eletromagnéticas. Assim, quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência e, por conseguinte, maior a energia da radiação (Berger & Eeg, 2006; Okuno & Yoshimura, 2010). A radiação eletromagnética pode, então, variar desde comprimentos de onda muito curtos (menos de 400 nm), como é o caso da radiação gama, até comprimentos de onda mais longos (acima de 700 nm), como é o caso da radiação infravermelha (**Figura 4**) (Berger & Eeg, 2006; Franck *et al.*, 2016). No caso da luz visível ao olho humano, por exemplo, esta pode variar entre 390 nm (luz violeta) e 700 nm (luz vermelha) (Franck *et al.*, 2016). Relativamente à radiação laser, é de salientar que esta ocupa uma porção relativamente pequena do espectro eletromagnético, cujo comprimento de onda geralmente é descrito em nanómetros (nm), micrómetros (μm) ou milímetros (mm) (Berger & Eeg, 2006).

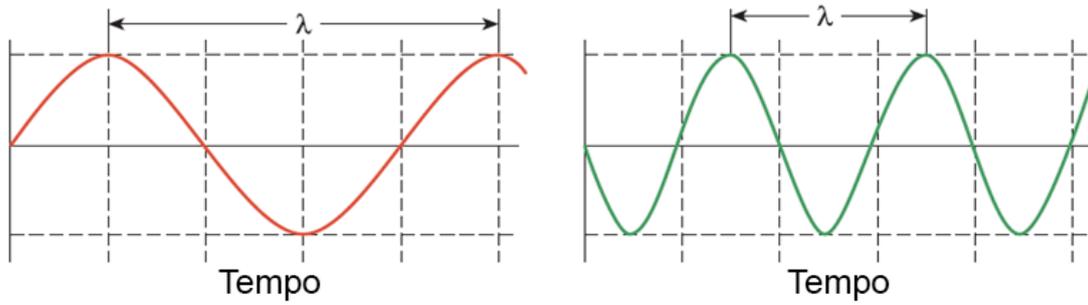


Figura 3: Relação entre o comprimento de onda e a frequência de ondas eletromagnéticas (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

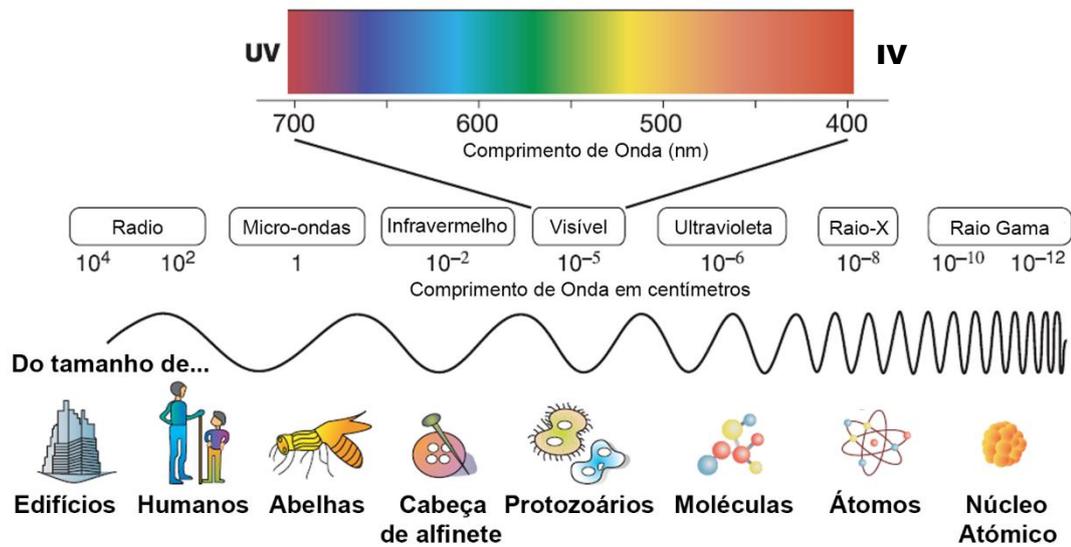


Figura 4: Representação esquemática das diferentes radiações eletromagnéticas consoante o seu comprimento de onda (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

CAPÍTULO II

O Laser

2.1. Componentes de um dispositivo laser e seu funcionamento

Um dispositivo laser é essencialmente composto por uma fonte de energia e por uma cavidade ótica ressonante (ressonador ótico) que contém um determinado meio (gasoso, líquido ou sólido) que é o responsável por determinar o comprimento de onda da luz produzida pelo dispositivo (**Figura 5**) (Berger & Eeg, 2006; Franck *et al.*, 2016).

Abordando cada um dos componentes individualmente:

- **Fonte de energia:** é o que providencia a energia para o sistema laser (Franck *et al.*, 2016). Esta pode ser sob a forma de descargas elétricas, lâmpadas de flash, luz de outro dispositivo laser e reações químicas. O tipo de fonte utilizado depende do meio contido na cavidade ótica ressonante (Felice, 2010).
- **Ressonador ótico:** consiste num tubo com um meio no seu interior, encerrado por dois espelhos em cada extremidade, sendo um deles opaco e o outro parcialmente opaco e, portanto, parcialmente transmissível (Franck *et al.*, 2016).
- **Meio:** pode ser sólido, cristal líquido, líquido, ou gás. É o meio que determina o comprimento de onda da radiação que emite e que, por sua vez, identifica também o tipo de dispositivo laser, isto é, se é, por exemplo, de rubi, gás argônico, CO₂, Er:YAG, alexandrite, díodo, KTP, Nd:YAG (Franck *et al.*, 2016).

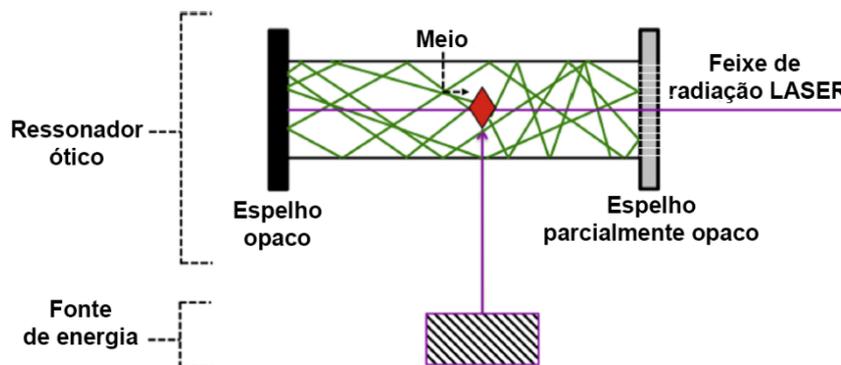


Figura 5: Representação esquemática da constituição de um dispositivo laser e seu modo de funcionamento (adaptado de: Franck *et al.*, 2016).

Relativamente à função de cada um destes componentes, pode-se resumir o funcionamento de um dispositivo laser da seguinte forma: a fonte de energia leva a que os elétrons que constituem o meio passem para o estado excitado. Com o retornar ao estado não excitado, fótons de um comprimento de onda específico são emitidos em todas as direções

Capítulo II

O Laser

dentro do tubo. Se um elétron já se encontra no estado excitado e se cruza com outro fóton com determinada energia, este irá emitir um outro fóton com o mesmo comprimento de onda. Tanto o fóton estimulante como o que é originado pelo elétron estimulado continuam o seu caminho e vão perpetuando novas reações noutros elétrões, de forma a produzir novos fótons e assim sucessivamente. Alguns dos fótons que se deslocam paralelamente entre si e na mesma direção libertam-se do ressonador ótico através do espelho parcialmente transmissível, originando assim um feixe de radiação laser (Felice, 2010; Franck *et al.*, 2016).

2.2. Fundamentos físicos e químicos da radiação emitida

Os fundamentos que explicam o fenómeno de amplificação de luz por emissão estimulada de radiação eletromagnética foram propostos, pela primeira vez, por Einstein, em 1917 (Einstein, 1917), ao desenvolver um trabalho onde abordou o conceito de emissão estimulada de energia (Felice, 2010). Neste, demonstrou que se um elétron já num estado excitado se cruza com um fóton com determinada energia, este irá passar para um nível de energia mais baixo, emitindo assim um fóton (Einstein, 1917). Por sua vez, o fóton estimulante continua o seu percurso, resultando então em dois fótons cuja energia e comprimento de onda são semelhantes (**Figura 6**). De notar que, uma vez que os átomos têm tendência a permanecer no nível energético mais baixo possível, estes permanecem excitados por um período de tempo muito curto, o que reduz bastante as hipóteses de que o fóton certo se cruze com o elétron de forma a produzir este efeito de emissão estimulada (Einstein, 1917; Felice, 2010).

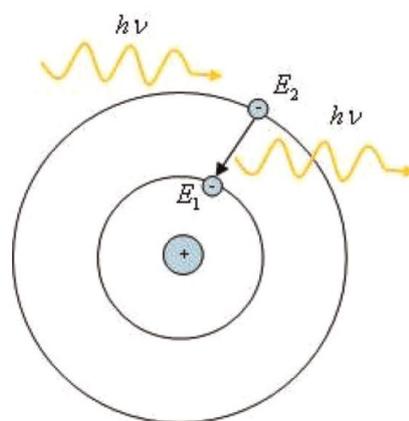


Figura 6: Representação esquemática do processo de emissão estimulada (adaptado de: Felice, 2010).

Einstein abordou também no seu trabalho que para que a emissão estimulada predomine em relação à espontânea, é necessário que vários elétrons se encontrem em níveis energéticos superiores (Einstein, 1917). Este fenômeno é denominado de inversão populacional e surge através da transferência de energia elétrica ou sob a forma de luz para uma população de átomos, de forma a movê-los para níveis de energia mais elevados (Felice, 2010).

O fenômeno de emissão estimulada permite, desta forma, que a luz emitida pelos dispositivos laser seja colimada, ou seja, que os fótons que constituem o feixe de radiação laser estejam dispostos paralelamente entre si e possuam igual comprimento de onda, amplitude e frequência (Tanzi *et al.*, 2003; Berger & Eeg, 2006). A grande consequência desta característica é que, ao contrário do que acontece com a luz emitida, por exemplo, por uma lâmpada, que adquire várias direções (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010), a luz emitida por um laser apenas adquire uma única direção (Berger & Eeg, 2006). Isto permite que esta luz possa atingir longas distâncias com o mínimo de distorção, fazendo com que um feixe de radiação laser seja mais potente do que a luz emitida, por exemplo, por uma simples lâmpada com a mesma potência (**Figura 7**) (Felice, 2010; Franck *et al.*, 2016). Desta forma, a quantidade de energia absoluta gerada por um dispositivo laser é bastante reduzida, uma vez que é altamente eficiente, sendo que apenas aproximadamente 0,1% do *input* energético é convertido em radiação (Franck *et al.*, 2016).

Para além de colimado, o feixe de radiação laser é também monocromático, uma vez que os fótons que o compõe possuem igual comprimento de onda, ao contrário do que acontece, novamente, com a luz emitida por uma simples lâmpada, cujos fótons possuem distintos comprimentos de onda (**Figura 7**) (Berger & Eeg, 2006; Franck *et al.*, 2016).

Por último, considera-se também que o feixe de radiação laser é coerente, uma vez que os comprimentos de onda dos fótons estão sincronizados em relação ao tempo e espaço em que são emitidos (**Figura 7**) (Franck *et al.*, 2016).

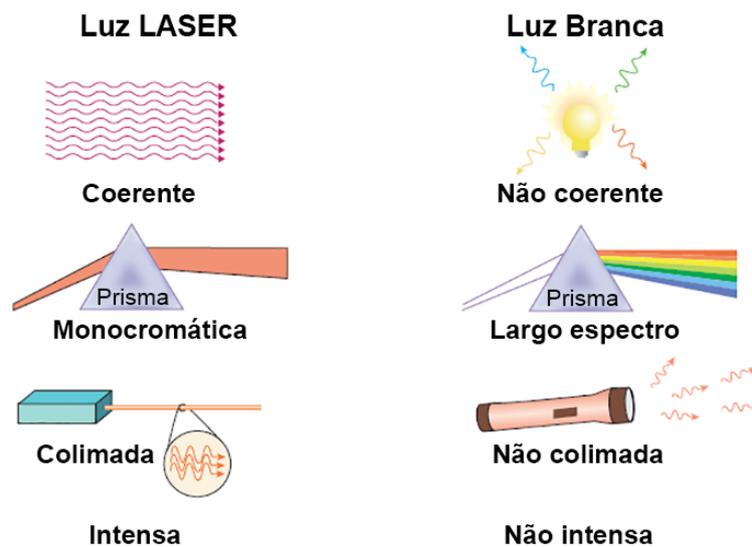


Figura 7: Comparação esquemática entre a luz emitida por um dispositivo laser e a luz emitida por uma lâmpada simples. Como se verifica no esquema, a luz laser é coerente, monocromática e colimada (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

A grande maioria dos dispositivos laser emite radiação não ionizada na gama da luz visível, infravermelha ou ultravioleta (Felice, 2010; Franck *et al.*, 2016), cujo comprimento de onda pode ser medido em três unidades distintas: nanómetros (nm), micrómetros (μm), ou milímetros (mm). Atualmente, existe um número significativo de comprimentos de onda disponíveis para uso clínico veterinário. A grande parte dos dispositivos utilizados pode ser programada de forma a emitir fótons no exato comprimento de onda, amplitude e frequência necessários para atingir uma determinada finalidade num tecido (Berger & Eeg, 2006).

2.3. Interação de um feixe de radiação laser com um dado tecido biológico

Para determinar qual o tipo de interação que um dado feixe de luz irá ter com um determinado tipo de material, deve-se ter em consideração quais as características da luz incidente e quais as propriedades óticas desse material (Walsh, 2011). O mesmo acontece aquando da interação de um feixe de radiação laser com um determinado tecido biológico, sendo estes parâmetros os responsáveis por prever qual a aplicação clínica que um dado dispositivo laser poderá ter nas mais diversas situações (Walsh, 2011; Jacques, 2013). Esta interação fóton-tecido rege-se pelas leis básicas de uma área que se denomina como

fotobiologia, e que permite, assim, a repetibilidade de um determinado efeito num tecido biológico (Berger & Eeg, 2006).

No que concerne às características inerentes a um feixe de luz, independentemente do seu tipo, destacam-se como adquirindo um papel importante para a interação com os tecidos: o comprimento de onda da luz incidente ou energia fotônica equivalente; a área irradiada; a sua potência por unidade de área irradiada ou energia por unidade de área irradiada; o tempo ou duração de irradiação (também designado como duração de pulso) e o tempo de exposição; a distância entre o feixe de luz incidente e o material ou tecido que está a ser irradiado; entre outras (Thomsen, 1991; Berger & Eeg, 2006; Walsh, 2011). Deste modo, a radiação laser também não é exceção, sendo que cada uma das suas características únicas influenciam a forma como esta deve ser aplicada nos tecidos biológicos, tendo em conta as propriedades físicas, químicas e biológicas dos mesmos (Thomsen, 1991; Berger & Eeg, 2006; Carroll & Humphreys, 2006).

Atualmente, com toda a evolução verificada na área Médica e Médico-veterinária, já é possível que a emissão dos fótons por um dispositivo laser seja efetuada num comprimento de onda, amplitude e frequência tão exatos que permitem que este tipo de dispositivos se adeque exclusivamente a um dado tecido biológico, minimizando possíveis efeitos adversos (Berger & Eeg, 2006).

Relativamente ao comprimento de onda, note-se que este parâmetro influencia a profundidade que a radiação laser pode atingir nos tecidos, sendo que quanto maior for o comprimento de onda, maior será a profundidade atingida (Carroll & Humphreys, 2006). Deste modo, e de maneira a facilitar a sua aplicação clínica, foram desenvolvidos vários estudos de forma a determinar e, por conseguinte, a tabelar quais as propriedades óticas de diferentes tipos de tecidos biológicos medidos a comprimentos de onda específicos (Cheong, 1995; Bashkatov *et al.*, 2011; Kim & Wilson, 2011; Sandell & Zhu, 2011). Uma exceção a esta regra surge com a luz laser que no espectro eletromagnético se situa para além da região média do infravermelho (Herd *et al.*, 1997).

Uma outra característica muito própria de um feixe de radiação laser que também influi na forma como este atua nos tecidos é a colimação (Berger & Eeg, 2006; Carroll & Humphreys, 2006), uma vez que impede a tendência natural da dispersão da luz (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). Esta propriedade permite que um feixe de luz de um dispositivo laser possa ser propagado através de longas distâncias por meio de fibras óticas (como é o caso dos lasers de díodo) ou de dispositivos munidos de um braço articulado (como é o caso dos lasers de CO₂),

Capítulo II

O Laser

direcionando-o de forma relativamente fácil, paralelamente até ao local alvo pretendido num tecido, sem grande dispersão de energia (Thomsen, 1991; Reinisch, 1996; Berger & Eeg, 2006).

Um outro parâmetro importante a ter em consideração aquando da escolha de um dispositivo laser para uma dada funcionalidade clínica é a intensidade do seu feixe de radiação, que pode ser descrito através do conceito de densidade de potência (Berger & Eeg, 2006). Pode definir-se densidade de potência como sendo a energia radiante que é direcionada para um dado alvo, por unidade de área de secção transversal de um feixe de radiação laser (Berger & Eeg, 2006). Esta é, assim, uma função de energia¹, potência², fluência³ e irradiância⁴ (Carroll & Humphreys, 2006). Desta forma, através da manipulação destes parâmetros, pode-se adaptar qualquer dispositivo laser para o uso clínico pretendido (Carroll & Humphreys, 2006). A nível cirúrgico, conciliar a potência adequada de um dispositivo laser com o tamanho do ponto focal ou ponto de incidência do feixe de radiação num tecido é fundamental para a obtenção do resultado pretendido (Berger & Eeg, 2006). Um ponto focal relativamente pequeno aplicado a uma potência adequada durante um período de tempo específico é a combinação ideal para a produção de vaporização num tecido, produzindo igualmente menos efeitos térmicos colaterais (Berger & Eeg, 2006). Para uma incisão mais “limpa”, isto é, com a menor afeção do tecido periférico possível, será mais adequada a utilização de um laser com elevada densidade de potência (Berger & Eeg, 2006). Por seu lado, quando é necessária uma aplicação do laser a nível mais profundo nos tecidos, é mais vantajoso um ponto focal mais pequeno, pois concentra uma maior densidade energética (fluência) numa zona mais restrita, tornando a vaporização dessa área mais rápida (Berger & Eeg, 2006). No entanto, se o objetivo primordial é a coagulação, será mais interessante obter um ponto focal de maior área, uma vez que reduz tanto a densidade de potência como a fluência total que atinge o tecido alvo, fazendo com que a energia seja assim dispersa por uma área maior (**Figura 8**) (Berger & Eeg, 2006).

¹ Medida em joules (Carroll & Humphreys, 2006).

² Taxa de despendimento de energia, medida em joules por segundo (Carroll & Humphreys, 2006).

³ Densidade de energia de um feixe de radiação laser, medida em joules por cm² (Carroll & Humphreys, 2006).

⁴ Representa a potência do feixe de radiação laser dividida pela área desse mesmo feixe, medida em *watts* por cm². A fluência e irradiância são diretamente proporcionais (Carroll & Humphreys, 2006).

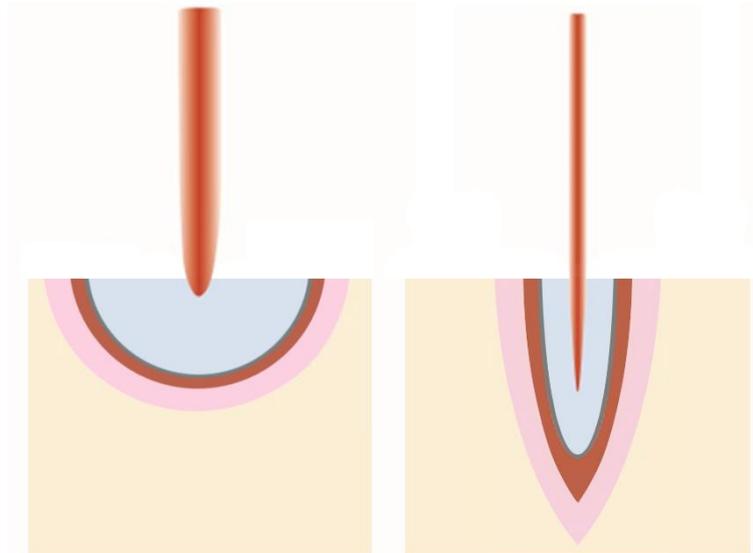


Figura 8: Representação esquemática de dois feixes de radiação laser de densidades de potência diferentes. O feixe da esquerda possui uma densidade de potência menor, produzindo um defeito mais superficial no tecido, sendo indicado, por exemplo, para promover a coagulação num tecido. Por sua vez, o feixe representado do lado direito possui uma densidade de potência elevada, produzindo um defeito no tecido mais profundo, sendo assim indicado para uma ablação de um tecido ou incisão. Note-se que na representação da esquerda se verifica uma ampla área envolvente afetada pela ação do laser, enquanto que na representação da direita a afeção do tecido envolvente é mínima (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

De uma forma simplista, afirma-se que um feixe de luz pode interagir com um dado material de quatro maneiras principais: transmissão, reflexão, dispersão e absorção (**Figura 9**) (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010).

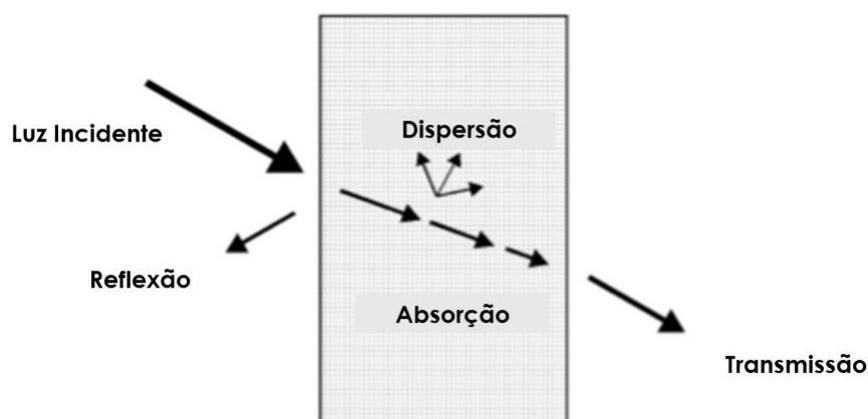


Figura 9: Representação esquemática dos vários tipos de interações de um feixe de luz com um determinado material (adaptado de: Niemz, 2007).

Abordando de forma mais detalhada cada uma destas interações:

- ✱ **Reflexão:** é definida como o retorno do feixe de luz até à sua fonte, sem ocorrer entrada do feixe no material ou tecido no qual incide (Carroll & Humphreys, 2006; Walsh, 2011). Através do conhecimento do grau de reflexão ótica de um feixe de luz num tecido, é possível determinar qual a porção desse feixe que efetivamente penetra no tecido (Felice, 2010). O fenómeno de reflexão da luz é diretamente proporcional ao seu ângulo de incidência no tecido, sendo minimizado quando o feixe incidente é perpendicular à superfície do tecido (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). Assim, se este fenómeno ocorrer de forma errante, podem surgir danos em tecidos ou locais não esperados (Carroll & Humphreys, 2006). Por exemplo, um feixe de radiação laser de 10,600 nm pode causar danos na córnea devido ao seu conteúdo em água (Carroll & Humphreys, 2006).
- ✱ **Transmissão:** é definida como uma porção do feixe de luz que penetra e atravessa o tecido onde é incidente (Felice, 2010; Walsh, 2011), fazendo com que a energia do feixe apenas tenha um efeito mínimo no tecido alvo, uma vez que não é absorvida pelo mesmo (Berger & Eeg, 2006). Isto ocorre quando o comprimento de onda do feixe incidente não interage com nenhum componente do tecido alvo, ao contrário do que seria expectável (Berger & Eeg, 2006). Consegue-se determinar o grau em que um feixe de radiação é transmitido através de um tecido, sabendo a porção energética desse feixe que é refletida, dispersa, absorvida ou refratada¹ (Berger & Eeg, 2006).
- ✱ **Dispersão:** é um fenómeno que surge durante a passagem de luz dentro do tecido no qual é incidente e que se deve essencialmente à estrutura heterogénea desse mesmo tecido (Berger & Eeg, 2006), isto é, às variações verificadas no tamanho das partículas e no índice de refração das diferentes partes constituintes do mesmo (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). Deste modo, a dispersão adquire um papel importante na distribuição espacial da energia absorvida, resultando numa área irradiada maior do que a prevista e diminuindo a sua intensidade no local pretendido (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). Uma forma de aumentar a densidade energética no local alvo é através do aumento do diâmetro do feixe incidente, o que mantém os fotões que se encontram dispersos no tecido na mesma zona de incidência do feixe (**Figura 10**) (Felice, 2010). A dispersão limita igualmente a profundidade de penetração de um

¹ Refração: ocorre quando um feixe de radiação laser atravessa uma interface entre dois meios com diferentes índices de refração, alterando o seu comprimento de onda, direção e velocidade (Berger & Eeg, 2006).

feixe de radiação nos tecidos alvo, uma vez que pode ocorrer em várias direções, sendo que em geral é inversamente proporcional ao comprimento de onda do feixe de radiação (Carroll & Humphreys, 2006).

- ✿ **Absorção:** é o fenômeno responsável pela ocorrência de um efeito biológico aquando da aplicação de um feixe de radiação num dado tecido (Berger & Eeg, 2006; Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). A maximização deste fenômeno em detrimento de outros que possam ocorrer em simultâneo é o objetivo primordial da aplicação de uma luz laser num tecido (Berger & Eeg, 2006). O que ocorre é, então, a transferência de energia fotónica para outras moléculas ou grupos de átomos do tecido incidente, que a absorvem (Berger & Eeg, 2006). Uma vez ocorrida essa absorção, dá-se uma transferência de potencial energético para o tecido alvo, induzindo uma alteração no mesmo (Berger & Eeg, 2006). Quanto maior o grau de absorção, maior será o grau de transformação de energia fotónica (Felice, 2010). Os componentes de um tecido que absorvem fótons dependem preferencialmente do comprimento de onda do feixe de radiação, e são denominados por cromóforos, sendo os principais algumas proteínas como a hemoglobina e a melanina, e a água (Carroll & Humphreys, 2006; Felice, 2010). O processo de absorção de energia radiante por um cromóforo resulta, assim, em conversão desta em energia térmica (Carroll & Humphreys, 2006). Deste modo, quando se seleciona um dispositivo laser para aplicar num dado tecido, é imperativo ter em conta os cromóforos presentes no tecido alvo de forma a selecionar o comprimento de onda mais adequado (Felice, 2010). Por exemplo, a luz infravermelha (IV) é absorvida primariamente pela água, enquanto que as luzes visível e ultravioleta (UV) são primariamente absorvidas pela hemoglobina e melanina, respetivamente (Felice, 2010). Para aplicação cirúrgica, apenas é útil a conversão de energia radiante em energia cinética (Berger & Eeg, 2006). Fenómenos como excitação, energia potencial química e fluorescência não têm grande interesse na prática clínica diária de um cirurgião veterinário (**Figura 11**) (Berger & Eeg, 2006).

Capítulo II

O Laser

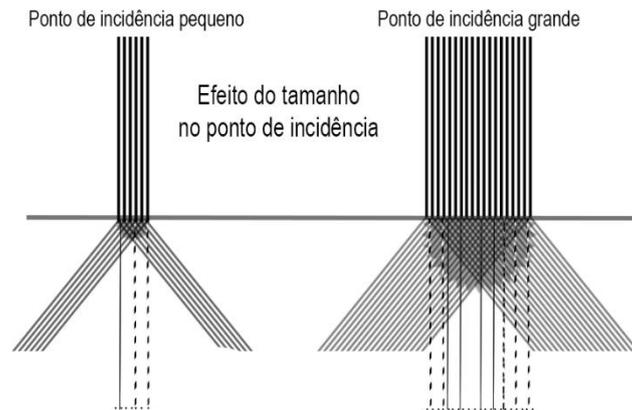


Figura 10: Representação esquemática da dispersão dos fótons num tecido relativamente ao diâmetro do ponto de incidência do feixe de radiação. De notar que quanto maior o diâmetro, maior é a área de fótons dispersos abrangida, aumentando a densidade energética no local alvo pretendido (adaptado de: Felice, 2010).

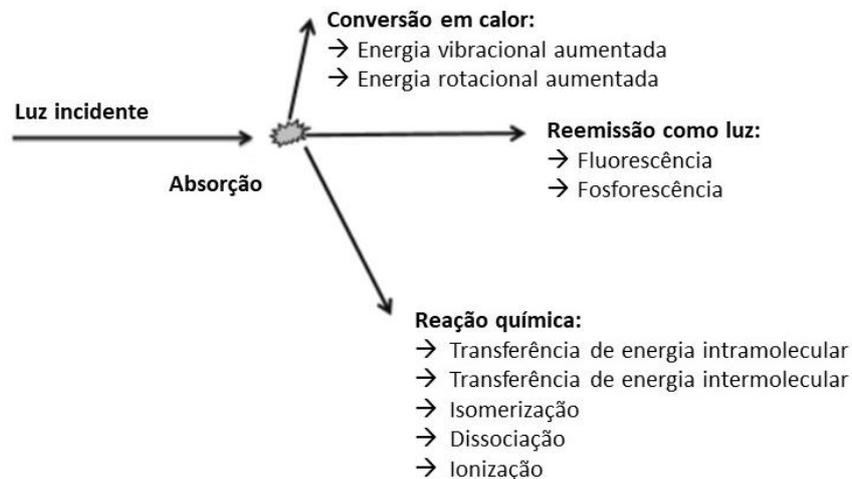


Figura 11: Representação esquemática das várias transformações que podem ocorrer à energia radiante após o processo de absorção pelos tecidos (adaptado de: Walsh, 2011).

Tal como foi abordado, a absorção da energia radiante por parte dos cromóforos presentes nos tecidos induz a ocorrência de alterações biológicas nos mesmos, destacando-se os efeitos fototérmico, fotoquímico e fotomecânico ou fotoplasmático como sendo os principais para a prática clínica cirúrgica veterinária (Thomsen, 1991; Felice, 2010).

Começando pelo efeito fototérmico, este ocorre quando a luz laser é absorvida pelos cromóforos e posteriormente convertida em calor (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010),

resultando num aumento de temperatura do tecido alvo (Berger & Eeg, 2006). Dependendo da duração e do pico de temperatura atingidos, podem ser observados efeitos distintos (**Tabela 1**) (Felice, 2010). Apesar de na maioria das aplicações clínicas apenas ser desejado obter um efeito específico, vários efeitos térmicos podem ocorrer em simultâneo, tendo em conta as propriedades do dispositivo laser utilizado (Welch *et al.*, 2001; Niemz, 2007).

| Pico de temperatura | Efeito |
|---------------------|--|
| Entre 42 e 50°C | Alterações nas membranas celulares, com destruição das ligações intercelulares. Caso estes picos persistam durante vários minutos, parte do tecido pode mesmo necrosar, sendo que é difícil de determinar qual o exato momento em que se inicia esta reação. |
| Superior a 50°C | Redução da atividade enzimática, com imobilidade celular e inativação dos mecanismos de reparação celular |
| A 60 °C | Desnaturação das proteínas e do colagénio, o que induz a coagulação e a necrose das células. |
| Superior a 80°C | Aumento da permeabilidade membranar. |
| A 100 °C | Rutura celular mecânica e decomposição térmica do tecido (fotoablação) induzidas por vaporização das moléculas de água e conseqüente formação de bolhas de ar. |
| Superior a 100°C | Carbonização. |
| Superior a 300°C | Fusão (dependendo do material alvo). |

Tabela 1: Efeitos tissulares provocados pela aplicação de radiação laser a diferentes temperaturas (adaptado de: Felice, 2010).

Para além do efeito fototérmico, um feixe de radiação laser de potência muito baixa tem a capacidade de induzir efeitos fotoquímicos nos tecidos, sem ocorrer necessariamente um aumento de temperatura (Felice, 2010). O pressuposto deste fenómeno reside na ativação de certas moléculas, naturais ou aplicadas, que constituem o tecido alvo e que funcionam como fotossensibilizadores, captando assim a energia para o tecido pretendido (Berger & Eeg, 2006). A presença destes fotossensibilizadores em células específicas provocam um aumento da fotossensibilidade por parte destas à aplicação de um feixe de radiação laser, em detrimento de outras células presentes na mesma região (Berger & Eeg, 2006). Um exemplo desta interação

Capítulo II

O Laser

é a terapia fotodinâmica com um derivado da hematoporfirina utilizada para o tratamento de certos tumores (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010). O mecanismo de ação deste derivado ainda não está totalmente esclarecido, mas pensa-se que existam recetores proteicos específicos na superfície de células cancerígenas com elevada afinidade para este composto, o que explica a sua retenção por um longo período neste tipo de células (Berger & Eeg, 2006). Em células ditas saudáveis, este composto apenas fica retido durante 72 horas, o que permite que haja uma janela temporal definida após a qual se consegue promover uma fotodegradação seletiva das células cancerígenas malignas (Berger & Eeg, 2006). Outra das reações que está descrita é a bioestimulação por aplicação de radiação laser, mais concretamente, uma potencial ação anti-inflamatória e cicatrizante promovida por lasers de baixa potência (entre os 1 e os 5 mW) (Felice, 2010). No entanto, este assunto é ainda bastante controverso, uma vez que os estudos elaborados neste âmbito apresentam resultados contraditórios (Felice, 2010).

Por último, um outro efeito que pode ser promovido pela ação da radiação laser é, então, o efeito fotomecânico ou fotoplasmático (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010). Este ocorre quando um laser pulsado em nanossegundos incide sobre uma área muito pequena, com uma intensidade de pulso muito elevada, ionizando os átomos de um tecido, o que dá origem a uma nuvem gasosa rica em eletrões livres, também conhecida como plasma (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010). O local onde este processo ocorre fica assim sujeito a um elevado gradiente de pressão, o que produz a propagação de uma onda acústica de choque pelo tecido adjacente sob a forma de energia cinética, causando um efeito destrutivo nos tecidos adjacentes (Berger & Eeg, 2006; Felice, 2010). Outra das reações que pode ocorrer é a vaporização explosiva do tecido alvo, que ocorre quando o tempo de exposição a um feixe de radiação laser é o suficiente para que haja aquecimento do tecido alvo, mas que em simultâneo seja também breve o suficiente para que não haja difusão de calor pelo tecido adjacente (Felice, 2010). Finalmente, uma outra reação que pode ocorrer é a cavitação, que sugere que para além de ocorrer uma contenção térmica, à semelhança do que acontece no processo de vaporização explosiva, surge em simultâneo uma contenção mecânica, criando-se uma bolha de gás nas células alvo que irá implodir aquando da interrupção da irradiação com a luz laser (Welch *et al.*, 1989; Niemz, 2007). Este é o mecanismo usado para a fragmentação de cálculos urinários, para facilitar a sua extração (Welch *et al.*, 1989; Berger & Eeg, 2006; Niemz, 2007). Neste processo, a fibra ótica é colocada em contacto com o cálculo urinário por via endoscópica, sendo que neste caso a contenção mecânica é obtida pela ação da urina, que impede a dispersão do feixe mecanicamente (Welch *et al.*, 1989; Niemz, 2007).

CAPÍTULO III

O Laser de CO₂

3.1. Fundamentos físicos e químicos

Um dispositivo de laser de CO₂ é assim denominado por possuir uma mistura de dióxido de carbono, azoto e hélio como meio no ressonador ótico que o constitui (Berger & Eeg, 2006). Este meio é excitado por uma corrente elétrica do tipo DC/AC (corrente contínua/corrente alternada) (Berger & Eeg, 2006), que dá origem à emissão de um feixe de radiação de comprimento de onda de 10.6 μm, inserindo-se, assim, na porção final da região correspondente à radiação infravermelha no espectro de radiação eletromagnética (Coluzzi, 2004).

Segundo o *Core medical equipment* publicado em 2011 pela Organização Mundial de Saúde (OMS), os dispositivos laser de CO₂ possuem dois modos principais de operação (Organization, 2011):

- ✱ Onda contínua: a energia laser é emitida continuamente durante o período de utilização do dispositivo (Organization, 2011). A potência média libertada pelo laser neste modo é superior quando comparada ao modo pulsátil, apesar de ser menos preciso do que este último (Organization, 2011).
- ✱ Pulsátil: a energia laser é disparada sob a forma de pulsos (de forma descontínua) (Organization, 2011). Subentende os modos: pulsado, cuja duração dos pulsos é compreendida entre os 2 e os 25 ms; superpulsado, onde ocorre a emissão de pulsos com duração compreendida entre os 200 e os 1000 μs, o que é útil quando é necessária uma maior precisão de trabalho; e o mais recente modo descoberto denominado ultrapulsado, cujo pico de energia dos seus pulsos possui uma duração maior do que o superpulsado, sujeitando, assim, o tecido a uma maior carga energética por pulso (Organization, 2011).

Devido ao seu comprimento de onda, o feixe de radiação laser emitido por um dispositivo laser de CO₂ é bem absorvido pela água, que constitui cerca de 90% do volume da maior parte das células dos tecidos moles, não sofrendo grande dispersão para os tecidos adjacentes (máximo de 0.05 mm a 0.1 mm), minimizando, assim, a ocorrência de danos térmicos nos mesmos (Berger & Eeg, 2006). Isto justifica, por exemplo, o facto de ser um tipo de laser muito utilizado em cirurgia dentária (Eto *et al.*, 1999), como será abordado mais detalhadamente ao longo deste trabalho.

De facto, a energia absorvida pelos tecidos é rapidamente convertida em calor, o que causa um aquecimento praticamente instantâneo da água intracelular, conduzindo a uma expansão rápida do volume das células e consequente lise das mesmas (Berger & Eeg, 2006).

Capítulo III

O Laser de CO₂

Os resíduos celulares resultantes deste processo de lise são transformados numa espécie de nuvem de fumo, processo ao qual se dá o nome de vaporização (Wright, 1982; Berger & Eeg, 2006). Para além disto, o laser de CO₂ promove também a hemostase de vasos sanguíneos com um calibre inferior a metade do diâmetro do feixe de radiação nele incidentes (até 0,5 a 0,6 mm de diâmetro) (Berger & Eeg, 2006), evitando a ocorrência de hemorragia durante um procedimento cirúrgico (Bohigian, 1986; Mison *et al.*, 2003). À semelhança do que acontece com os vasos sanguíneos, a incidência deste tipo de lasers em vasos linfáticos faz com que estes sejam selados, o que diminui o edema típico decorrente de um processo pós-cirúrgico (Bohigian, 1986; Berger & Eeg, 2006). Outra das estruturas tissulares que é afetada pela aplicação do laser de CO₂ são as terminações nervosas contidas nos tecidos (Bohigian, 1986; Berger & Eeg, 2006). Ao incidir nestas, o feixe de radiação vaporiza-as e sela-as, inibindo o início de um potencial de ação e, por conseguinte, a perceção da dor decorrente de um procedimento cirúrgico (Bohigian, 1986; Berger & Eeg, 2006). Para além disso, este tipo de lasers atua também em bactérias, fungos e vírus, vaporizando-os, o que contribui para a assepsia do campo cirúrgico e um desbridamento mais “limpo” de feridas (Bohigian, 1986).

Os primeiros lasers de CO₂ eram dispositivos muito limitados e pouco práticos de ser utilizados, daí a sua aplicação na prática clínica ser também muito limitada (Berger & Eeg, 2006). Atualmente, com todos os avanços tecnológicos verificados, já é possível que a radiação laser seja conduzida através de guias flexíveis, incrementando as possibilidades da sua utilização na arena cirúrgica (**Figura 12**) (Berger & Eeg, 2006).



Figura 12: Dispositivo laser de CO₂ de braço articulado (fotografia captada aquando do estágio curricular no Hospital Veterinário Valência Sur).

3.2. Riscos e normas de segurança para a sua utilização

O primeiro princípio a ter em conta numa terapia ou cirurgia com recurso a um dispositivo laser, independentemente do seu tipo, é a segurança (Fader & Ratner, 2000). Por isso mesmo, apenas Médicos Veterinários especificamente treinados para o efeito devem realizar cirurgias a laser (Berger & Eeg, 2006). Também a manutenção do equipamento é preponderante para o sucesso de uma cirurgia, pelo que os Técnicos Auxiliares Veterinários devem ser igualmente treinados para o modo como o equipamento deve ser higienizado e conservado (Berger & Eeg, 2006).

Para uniformizar as normas de utilização deste tipo de equipamentos, a Comissão Internacional Eletrotécnica desenvolveu padrões de referência à escala global, que servem como guia normativo e informativo para fabricantes e clínicos que utilizam dispositivos laser no seu quotidiano (Smalley, 2011). Estes padrões não são regulamentares, servindo apenas

Capítulo III

O Laser de CO₂

como documentos de consenso para promoção de uma melhor prática clínica (Smalley, 2011). Assim sendo, estes são muitas vezes utilizados como base para decisões médico-legais em casos de acidentes provocados a pacientes ou profissionais, ou outro tipo de ocorrências dignas de ser reportadas a autoridades competentes (Smalley, 2011). Na Europa, a *guideline* utilizada é a IEC-60825, documento este que serve como guia não regulamentar para identificação e controlo dos maiores riscos associados à utilização de dispositivos lasers médicos (Smalley, 2011).

De forma a facilitar a sua compreensão, os riscos associados à manipulação de um dispositivo laser podem ser divididos em 5 categorias distintas: mecânicos, ambientais, microbiológicos, microbiológicos e iatrogénicos (Fader & Ratner, 2000). Abordando cada um deles mais detalhadamente:

- ✱ **Riscos mecânicos:** de forma a suportar a potência necessária para a produção de um feixe de radiação laser, é necessário um sistema de alta voltagem, o que acresce o risco de ocorrência de choques elétricos (Fader & Ratner, 2000). Desta forma, é da máxima importância que tanto a instalação de um dispositivo laser numa sala de cirurgia, como todos os procedimentos de segurança a ele associados, seja da responsabilidade de um engenheiro biomédico competente ou técnico hospitalar com formação na área (Sloney, 1995). Antes de iniciar qualquer procedimento, o cirurgião deve testar as definições selecionadas no dispositivo num local como, por exemplo, um depressor de língua, de forma a confirmar se estas estão de acordo com o pretendido, antes de iniciar qualquer procedimento cirúrgico no paciente (Rohrich *et al.*, 1997).
- ✱ **Riscos ambientais:** o maior risco ambiental que um dispositivo laser de CO₂ pode acarretar é o risco de incêndio, associado à presença de oxigénio (O₂) (Fader & Ratner, 2000). Em Medicina Humana, foram reportados casos, tanto em ambiente laboratorial como clínico, de combustão de tubos endotraqueais por ação direta do laser, com consequentes queimaduras na região laringotraqueal do paciente (Hirshman & Smith, 1980; Meyers, 1981; Rohrich *et al.*, 1997), uma vez que o material que constitui estes tubos é inflamável (Hermens *et al.*, 1983). Situações como esta ocorrem predominantemente durante procedimentos cirúrgicos orofaríngeos (Fader & Ratner, 2000). Para evitar que isto aconteça, recomenda-se a colocação de uma gaze húmida à volta do tubo endotraqueal (Rohrich *et al.*, 1997; Meyers, 1981). Para além disso, o posicionamento de toalhas humedecidas à volta da cabeça e pescoço do paciente durante o procedimento cirúrgico também reduz significativamente o risco de ocorrência de

acidentes, uma vez que estes absorvem a luz proveniente deste tipo de dispositivos (Rohrich *et al.*, 1997). Por outro lado, os procedimentos cutâneos são mais seguros, uma vez que, apesar de serem efetuados na presença de O₂, não existe nenhum tipo de material inflamável ou combustível na região alvo (Wald *et al.*, 1998). Como já foi abordado anteriormente, um feixe de radiação laser mal direcionado, pode causar danos, não só no paciente, como também nos profissionais clínicos, pelo que estes dispositivos devem ser mantidos em modo *standby* até ao momento da sua utilização (Fader & Ratner, 2000). Os pedais associados ao modo de operação destes dispositivos devem ser devidamente etiquetados e estar apenas acessíveis à utilização pelo cirurgião encarregue pelo procedimento (Fader & Ratner, 2000). A sala de cirurgia deve conter também sinalização de aviso específica na sua entrada e o acesso a esta deve ser limitado durante este tipo de procedimentos, de forma a evitar possíveis acidentes com profissionais que apenas se encontrem a assistir aos mesmos (Sloney, 1995; Rohrich *et al.*, 1997).

- ✱ Riscos microbiológicos: devido à sua elevada incidência, consideram-se as lesões oculares como sendo o principal risco associado à manipulação de dispositivos laser (Rockwell, 1997). Na verdade, o olho é uma estrutura bastante vulnerável a este tipo de radiação, uma vez que a colimação característica dos feixes de radiação laser pode resultar numa intensa concentração de energia em estruturas oculares vitais (Fader & Ratner, 2000). No caso do laser de CO₂, considera-se a córnea como sendo a estrutura mais vulnerável à sua utilização, devido à sua elevada composição em água (Leibowitz & Peacock, 1969; Sloney, 1995; Rohrich *et al.*, 1997). Embora a lesão epitelial corneal superficial seja rapidamente reparada, a cicatrização da córnea decorrente de uma exposição profunda à radiação laser pode conduzir à perda de visão (Sloney, 1995). É por este motivo que a proteção ocular é tão importante, não só por parte dos profissionais clínicos, como também do doente (Fader & Ratner, 2000). Assim, recomenda-se a utilização de escudos metálicos protetores para os olhos do mesmo, que devem ser colocados após lubrificação oftálmica, com ou sem utilização de anestésico tópico (Reis *et al.*, 1996; Rohrich *et al.*, 1997). Para além disso, também os profissionais clínicos devem usar protetores oculares, sendo que o uso de óculos comuns com lentes de vidro funcionam como barreira suficiente contra a radiação emitida por um laser de CO₂, seja esta direta ou refletida através de outra superfície (Fader & Ratner, 2000).

Num estudo sobre incidentes relacionados com a exposição a radiação laser, levado a cabo por Rockwell nos anos noventa, verificou-se que em 13,9% dos casos foi

Capítulo III

O Laser de CO₂

verificada uma exposição acidental à radiação com consequentes lesões na pele (Rockwell, 1997). Sabe-se que lesões térmicas decorrentes de energia laser infravermelha podem resultar em vários graus de eritema, formação de bolhas ou até mesmo ulceração cutânea (Fader & Ratner, 2000). Na prática, as lesões na pele raramente ocorrem por reflexão da luz laser, mas sim por ação direta da mesma (Sloney, 1995).

Também os dentes podem ser afetados pela ação da radiação proveniente de um laser de CO₂, associado a um longo período de exposição a níveis elevados de energia, o que pode conduzir à formação de crateras dentárias por derretimento e posterior ressolidificação do esmalte (Fader & Ratner, 2000). Outros efeitos secundários como carbonização dentária, formação de fissuras e descamação foram reportados a níveis de exposição mais baixos (Porgel *et al.*, 1993). Para proteção da arcada dentária do paciente durante o procedimento cirúrgico com laser, recomenda-se, assim, a utilização de gazes humedecidas (Rohrich *et al.*, 1997).

- ✱ **Riscos microbiológicos:** como já foi abordado anteriormente, o processo de vaporização desenvolve uma espécie de névum de fumo cuja constituição possui fragmentos tissulares, os quais podem ter influência no aparecimento de problemas a nível pulmonar e infeccioso (Fader & Ratner, 2000). De forma a averiguar possíveis complicações a nível pulmonar, foram efetuados estudos em ratos onde foi demonstrado que, com o aumento da exposição a fumos provenientes da utilização do laser de CO₂, alguns animais desenvolveram patologia pulmonar grave compatível com pneumonia intersticial congestiva e enfisema (Baggish & Elbakry, 1987). Contudo, nenhuma alteração patológica foi observada em ratos protegidos com um sistema de evacuação de fumos, duplamente filtrado, cuja constituição possuía dois tipos de filtros, com capacidade para reter partículas de 0,1 µm (Fader & Ratner, 2000). Verificou-se, também, que um sistema de filtração composto por um único tipo de filtro, com capacidade de reter partículas de tamanho igual ou superior a 0,5 µm, não foi suficiente para proteger completamente os pulmões dos ratos, embora tenha diminuído marcadamente o aparecimento de inflamação e hiperplasia bronquial, bem como de enfisema (Baggish *et al.*, 1988). Desta forma, pode-se concluir que as máscaras cirúrgicas comuns da prática clínica, que retêm partículas até 0,5 µm, não são suficientemente eficazes na proteção contra as partículas decorrentes do processo de vaporização com laser CO₂ (Nezhat *et al.*, 1987). Um outro risco a nível pulmonar é a

inalação de produtos de pirólise com carcinogénios, induzidos pelo processo de vaporização, como é o caso das nitrosaminas e outros subprodutos tóxicos, encontrados na névem de fumo formada por esse processo (Sliney, 1995). Assim, considera-se que a principal medida de precaução é então a utilização de um sistema de evacuação de fumo com filtros, cuja eficácia revelada em alguns estudos é de 98,6% quando este sistema é colocado a 1 centímetro do local de tratamento, sendo que esta reduz para 50% quando este é colocado a 2 centímetros da região alvo (Trevor, 1987; Smith *et al.*, 1989). Contudo, dada a evolução verificada atualmente, os dispositivos laser de CO₂ mais recentes já possuem um sistema evacuador de fumo incorporado na região do dispositivo que é manuseada pelo operador (peça de mão) (Rohrich *et al.*, 1997). Também é recomendável, assim, o uso de óculos para proteção ocular contra possíveis partículas que possam atingir esta mucosa, assim como para proteção contra o próprio feixe de radiação laser (Fader & Ratner, 2000).

- ✱ **Riscos iatrogénicos:** o conhecimento e a experiência do profissional clínico que trabalha com este tipo de dispositivos é um dos fatores de segurança mais importantes a ter em consideração na utilização destes equipamentos, de forma a reduzir a probabilidade de ocorrência de acidentes por falta de conhecimento do seu manuseamento (Penoff, 1996; Field, 1998; Koch, 1998).

3.3. Aplicações clínicas em cirurgia de tecidos moles

Para que se atinjam os objetivos cirúrgicos pretendidos, é da máxima importância possuir um conhecimento detalhado sobre as várias interações laser-tecido (Berger & Eeg, 2006), já abordadas anteriormente neste trabalho. Para além disto, é também necessário ter em conta que cada fabricante possui as suas próprias especificações relativas ao seu dispositivo, como por exemplo a distância que deve ser mantida entre a peça de mão do aparelho e a região alvo que se pretende atingir (Berger & Eeg, 2006).

Relativamente ao seu posicionamento, o dispositivo laser deve ser mantido na perpendicular em relação ao local alvo, de forma a maximizar a sua potencialidade, tendo em conta a sua geometria (Berger & Eeg, 2006). De facto, uma angulação do feixe de radiação irá criar uma disparidade geométrica entre o bordo cranial e caudal do mesmo, afetando a sua ação, que será diferente em distintas partes da região alvo, uma vez que a energia não chegará com a mesma intensidade a todos os locais (Berger & Eeg, 2006).

Capítulo III

O Laser de CO₂

Uma das grandes vantagens da utilização do laser é a redução da manipulação dos tecidos por parte do clínico, uma vez que a sua utilização não requer um contacto direto com os mesmos (Berger & Eeg, 2006).

Dadas as suas características, nomeadamente o seu comprimento de onda, considera-se que o laser de CO₂ é ideal para realização de corte e vaporização, uma vez que é altamente absorvido pela água, sendo o seu pico de absorção de 6 μm (Berger & Eeg, 2006). Também o facto de promover a hemostase de vasos sanguíneos de pequeno calibre auxilia na visualização do campo cirúrgico, uma vez que reduz o grau de hemorragia normalmente associado a uma cirurgia (Berger & Eeg, 2006).

De forma a uniformizar a sua utilização, foram criados protocolos com base na experiência de diversos clínicos e cujos parâmetros por eles definidos obtiveram resultados satisfatórios na prática clínica (**Tabela 2**) (Berger & Eeg, 2006).

| | Incisão | Ablação/vaporização | Incisão em localização delicada | Excisão |
|----------------------------------|-------------------------------------|---|--|---|
| Diâmetro do feixe | 0,4 mm | 0,8 mm | 0,3 a 0,4 mm | 0,8 mm |
| Configuração de potência | 6 a 10 W | 10 a 20 W | 3 a 6 W | 8 a 15 W |
| Modo de saída de potência | Onda contínua (superpulsado ou não) | Onda contínua (onda pulsada em áreas delicadas) | Onda pulsada ou modo superpulsado | Onda contínua (modo superpulsado piora a hemostase) |

Tabela 2: Parâmetros gerais para a utilização de laser de CO₂ (adaptado de: Berger & Eeg, 2006).

Tal como se verifica na tabela 2, as incisões na pele devem ser feitas, sempre que possível, com um diâmetro de feixe menor do que 0,8 mm, idealmente de 0,4 mm, sob ligeira tensão e com uma densidade de potência adequada, de forma a que com uma única passagem se consiga uma penetração total das camadas cutâneas, sem ocorrência de carbonização tissular (Berger & Eeg, 2006). Para incisões mais precisas, recomenda-se, ainda, a utilização do modo superpulsado (Berger & Eeg, 2006). Uma vez que não existe contacto direto com os tecidos, é evitada a sua deformação por contacto, condição essencial em regiões mais delicadas (Berger & Eeg, 2006).

No que concerne ao processo de excisão, pode-se utilizar a mesma técnica aplicada para a incisão cutânea, mas desta vez ao longo do tecido subcutâneo e conector, com recurso a um feixe de diâmetro de 0,8 mm, ligeiramente superior ao utilizado para a incisão (Berger & Eeg, 2006). Neste caso, não se deve utilizar o modo superpulsado, para melhorar a hemostase e, deste modo, promover a coagulação de vasos sanguíneos de pequeno calibre (Berger & Eeg, 2006). Também neste caso é favorável exercer uma ligeira tensão nos tecidos, com retração dos mesmos na vertical (a cerca de 45° a 90°) para auxiliar a vaporização dos tecidos mais profundos e a remoção do tecido que se pretende excisar (Berger & Eeg, 2006).

Tal como já foi abordado anteriormente, os dispositivos laser de CO₂ são excelentes para promover a vaporização dos tecidos, sendo que o diâmetro de feixe considerado ótimo para esta técnica é de 0,8 mm (Berger & Eeg, 2006).

É importante salientar que se deve manter sempre uma determinada distância de segurança entre o dispositivo laser e a derme, para evitar a ocorrência de danos térmicos nos tecidos periféricos e, por consequência, afetar negativamente a irrigação sanguínea da derme (Berger & Eeg, 2006).

Efetivamente, são diversas as técnicas cirúrgicas nas quais se pode utilizar este tipo de dispositivos (Berger & Eeg, 2006). Algumas dessas técnicas serão abordadas ao longo do capítulo V, com devida ilustração de casos clínicos.

CAPÍTULO IV

O Laser de Díodo

4.1. Fundamentos físicos e químicos

Um laser de díodo, ou também denominado de laser de díodo semicondutor, é um dispositivo eletrônico que emite luz laser após passagem de uma corrente elétrica através do mesmo (Manni, 1992). Historicamente, a sua primeira operação remonta a 16 de setembro de 1962, por uma equipa de cientistas do *General Electric Research Development Center in Schenectady*, em Nova Iorque, equipa essa que também foi a responsável pela criação desse dispositivo (Hall *et al.*, 1962; Dupuis, 2004).

Na prática cirúrgica veterinária, o laser de díodo semicondutor mais utilizado é composto por alumínio, gálio e arsénio (AlGaAs), que emite radiação laser a um comprimento de onda tal que permite que esta seja transmitida de forma eficiente através de fibras óticas de quartzo (Manni, 1992). Estes dispositivos são compostos por um chip semicondutor no qual, ao ser aplicada uma dada voltagem, se desencadeia uma transformação de energia elétrica em energia ótica, com conseqüente emissão de luz laser, sendo considerados, de entre todos os tipos de lasers, o mais eficiente na conversão de energia elétrica em energia ótica (Moll, 2006).

No que concerne ao seu comprimento de onda, constata-se que este depende essencialmente da temperatura de operação do laser, mas também da sua concentração em elementos de dopagem, da corrente motriz que o atravessa e da presença de um campo eletromagnético (Moll, 2006). Os lasers de díodo mais comuns utilizados em Medicina Veterinária emitem radiação com comprimentos de onda na ordem dos 810 nm a 980 nm (Berger & Eeg, 2006), com um *output* de potência compreendido entre os 10 e os 60 *watts* (Moll, 2006). Estes comprimentos de onda inserem-se na região proximal da radiação infravermelha inserida no espectro de radiação eletromagnética, sendo preferencialmente absorvidos pela hemoglobina, oxihemoglobina e melanina (Moll, 2006).

Quando se utiliza um laser da região proximal da radiação infravermelha, como é o caso do laser de díodo, existem mais variáveis relacionadas com a interação laser-tecido, nomeadamente mais efeitos secundários térmicos em regiões periféricas, como é o caso da necrose térmica, que pode alcançar os 9 mm em relação ao local de incidência, quando os tecidos são arrefecidos de forma inadequada (Berger & Eeg, 2006). Por outro lado, outros efeitos como a descamação tissular têm sido reportados em casos cujo operador do laser é inexperiente e aplicou erroneamente uma fluência excessiva, independentemente do comprimento de onda da radiação emitida (Berger & Eeg, 2006).

Capítulo IV

O Laser de Díodo

De notar ainda que a radiação com comprimento de onda de 980 nm é bem absorvida pela água, embora em menor grau quando comparada com a absorção da radiação emitida por um laser de CO₂ (**Figura 13**) (Moll, 2006). Isto faz com que a radiação com este comprimento de onda seja mais eficaz em processos de excisão e disseção do que a radiação com 810 nm (Moll, 2006). Também através da figura 13 é possível verificar que a hemoglobina é melhor absorvida a um comprimento de onda de 810 nm do que a 980 nm, o que permite concluir uma maior eficiência de corte e ablação de tecidos vasculares a 810 nm (Berger & Eeg, 2006). Não obstante, o laser de díodo promove uma melhor hemostase de vasos de grande calibre quando comparado com o laser de CO₂ devido, em parte, à sua melhor absorção pela hemoglobina (Berger & Eeg, 2006).

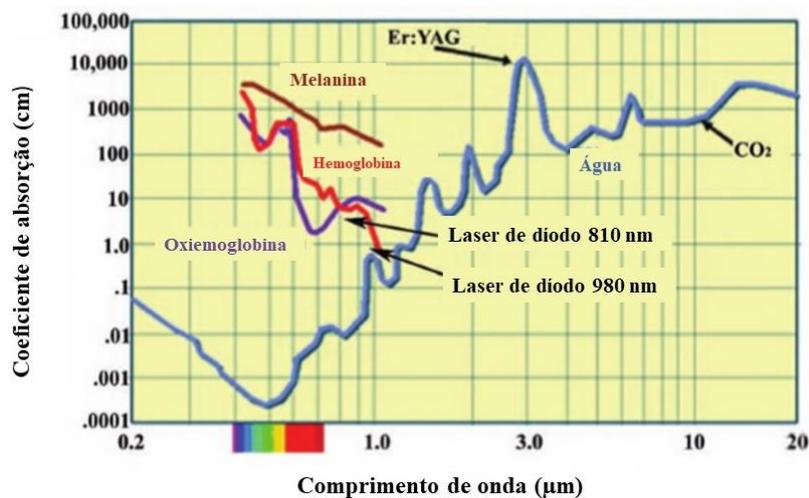


Figura 13: Gráfico representativo da absorção de diversos componentes a diferentes comprimentos de onda (adaptado de: Moll, 2006).

É importante referir que, embora a penetração dos lasers de díodo cirúrgicos não seja considerada muito profunda (Berger & Eeg, 2006), estes atingem, ainda assim, maiores profundidades nos tecidos do que os lasers de CO₂, o que faz com que seja fulcral ter em consideração as estruturas subjacentes ao local da cirurgia, durante o seu planeamento (Moll, 2006). A profundidade real atingida é dependente: do tipo de tecido; da potência aplicada; do diâmetro do feixe ou, neste caso, da fibra ótica; do tempo de exposição; e do modo de exposição (onda contínua ou pulsada) (Moll, 2006).

No que diz respeito à radiação com comprimento de onda de 810 nm, o seu efeito fototérmico pode ser ampliado pela injeção endovenosa de corante verde de indocianina (ICG) (Moll, 2006), que permite uma ablação mais eficaz de lesões de pele, quando o dispositivo laser é usado em modo de feixe livre (sem contacto direto com a pele) (Szeimies *et al.*, 2001). Para

além disso, a utilização de ICG também permite que o tratamento com laser seja seletivo, isto é, apenas sob o tecido que se pretende atingir, sem afetar partes viáveis (Sato *et al.*, 2001; Lloyd & Mirkov, 2002).

Existem, também, outros tipos de lasers de díodo usados em Medicina, e que possuem comprimentos de onda compreendidos entre os 630 nm e os 730 nm (Moll, 2006). Estes são principalmente utilizados em terapia fotodinâmica (PDT), que está a ser investigada para o tratamento de certos processos neoplásicos e doenças crônicas ulcerativas (Moll, 2006).

Relativamente ao sistema de transmissão de energia de um laser de díodo, esta é transmitida através de uma fibra de sílica flexível, revestida por plástico ou silicone, o que lhe permite ser utilizado em aparelhos como endoscópios flexíveis, otoendoscópios, laparoscópios, rinoscópios e cistoscópios (Moll, 2006). Estas fibras de quartzo reesterilizáveis estão disponíveis no mercado, com diâmetros entre os 300 μm e os 1000 μm , com diferentes tipos de ponta, específicos para utilizações distintas (**Figura 14**) (Moll, 2006). Uma vez que o comprimento de onda do laser de díodo não se encontra na região da luz visível, um feixe com função de mira é usado, especialmente no modo de não contacto, para auxiliar o clínico a visualizar e a atingir a região alvo (Moll, 2006).

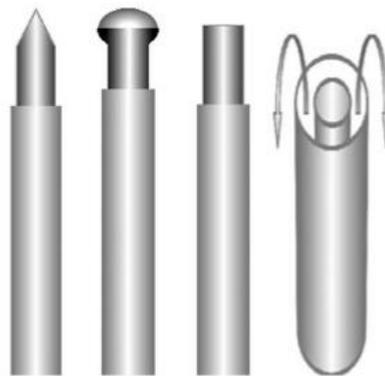


Figura 14: Diferentes tipos de pontas de fibras de laser de díodo disponíveis no mercado (adaptado de: Moll, 2006).

No que concerne à fluência destes dispositivos (energia por cm^2), são 3 as variáveis que a influenciam, nomeadamente: a dimensão do feixe de radiação que atinge a região alvo, e que é controlada pela distância a que o dispositivo se encontra dessa região e pelo diâmetro da fibra ótica (sendo que o diâmetro é inversamente proporcional à densidade de potência que atinge a região alvo); a potência, que é controlada nas configurações do laser; e o tempo de exposição (Moll, 2006).

Existem, então, dois tipos de utilização distintas dos feixes de radiação laser:

- ✱ **Modo de contacto (Figura 15):** é indicado, essencialmente, para tecidos pigmentados, sendo que nos menos pigmentados aconselha-se a criação de uma fina camada de carvão na ponta da fibra do laser, de forma a promover a chegada de energia térmica à região alvo (Moll, 2006). Esta camada tem como função absorver a energia do laser de díodo e convertê-la em energia térmica, de forma a promover a vaporização do tecido (Moll, 2006). Este modo pode ser utilizado para incisão, excisão ou ablação de tecido anormal (Moll, 2006). Em caso de carbonização do tecido, a porção afetada deve ser imediatamente removida, pois esta irá absorver uma grande quantidade de energia térmica, maior do que a desejada, pelo que irá resultar em graves danos colaterais nos tecidos (Moll, 2006). É por este motivo que a irrigação contínua do tecido com água esterilizada ou solução salina durante o processo de utilização de um laser de díodo é fundamental para reduzir a probabilidade de ocorrência de danos térmicos (Moll, 2006). Ainda assim, o dano térmico causado neste modo é menor do que o provocado pelo modo de feixe livre (Berger & Eeg, 2006). Note-se que o modo de contacto promove uma excelente hemostase com reduzido dano periférico (300 μm a 600 μm) (Judy *et al.*, 1993; Willems *et al.*, 2001), sendo que potências menores do que 10 *watts*, nomeadamente entre 2 a 5 *watts*, permitem uma excelente coagulação de vasos de calibre menor ou igual a 2 mm de diâmetro com hemorragia ativa (Moll, 2006).

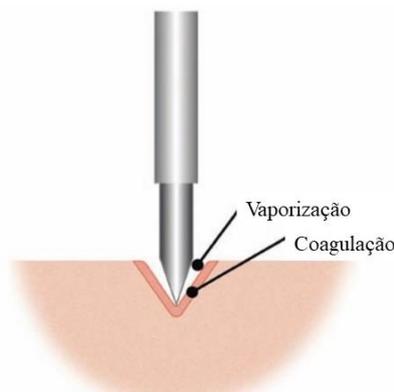


Figura 15: Modo de contacto de um laser de díodo e respetiva interação tissular (adaptado de: Moll, 2006).

- ✱ **Modo de feixe livre (Figura 16):** é indicado, preferencialmente, para tecidos muito pigmentados ou altamente vascularizados, devido ao *output* de potência destes lasers (Moll, 2006). Na verdade, a potência é dependente da dimensão do feixe usado, isto é, quanto maior for o diâmetro do feixe de radiação, maior será a potência necessária para que se promova o efeito pretendido no tecido alvo (Moll, 2006). Assim, neste modo,

quanto maior a potência utilizada (na ordem dos 60 *watts* ou superior), mais eficaz será a sua utilização, principalmente para a vaporização dos tecidos, estando, neste caso, também indicada a sua utilização sob a forma de onda contínua (Moll, 2006). Este modo pode ainda ser utilizado, em potências de 1 e 4 *watts*, para fotocoagulação de retina ou outro tipo de tecido ocular (Moll, 2006).

De forma a otimizar o efeito de um feixe de radiação em modo livre e, por conseguinte, a sua densidade de potência, é fundamental a manutenção da ponta da fibra ótica utilizada, pois reduz a quantidade de dispersão de luz e, portanto, a ocorrência de danos nos tecidos periféricos (Moll, 2006). De igual modo, a superfície do tecido alvo deve ser mantida livre de carbonização, na medida em que qualquer material carbonizado na superfície tissular ou na extremidade da fibra irá absorver a energia do laser de díodo, convertendo-a em energia térmica e sobreaquecendo não só o tecido como também a própria fibra, danificando-a (Moll, 2006). A ocorrência de carbonização pode ser reduzida limitando o tempo de exposição e a irrigação do tecido com solução salina ou água destilada nos intervalos entre exposições, de forma a permitir o arrefecimento tanto da fibra como do tecido (Moll, 2006). Em geral, o tempo de exposição deve ser limitado a 3 segundos e a utilização destes lasers em modo pulsado pode ser uma forma de permitir o arrefecimento do equipamento entre exposições (Moll, 2006).

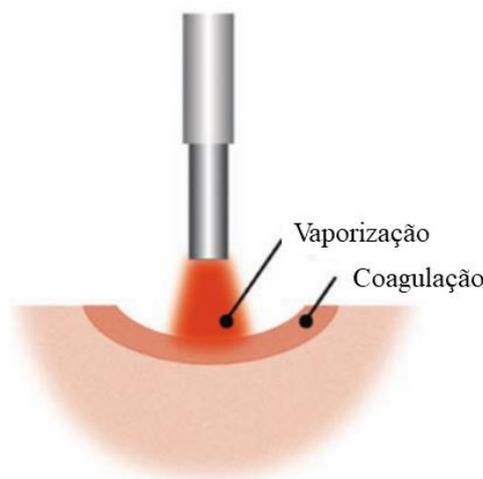


Figura 16: Modo de feixe livre de um laser de díodo e respetiva interação tissular (adaptado de: Moll, 2006).

4.2. Riscos e normas de segurança para a sua utilização

Algumas das normas de segurança que devem ser aplicadas aquando da utilização de um laser de díodo são transversais à utilização de um laser de CO₂, pelo que já foram abordadas ao longo do ponto 3.2 do capítulo III deste trabalho. Contudo, existem variações em algumas especificações destas normas, tendo em conta as distintas características destes dispositivos, que serão abordadas em seguida.

Tal como se sugere na utilização de um laser de CO₂, também para a operação do laser de díodo é fundamental o uso de óculos próprios para proteção contra a radiação emitida, sendo particularmente importante quando o laser é usado conjuntamente com equipamentos endoscópicos óticos, uma vez que a energia laser é transmitida diretamente para os olhos do utilizador (Moll, 2006). Isto pode resultar em destruição da retina, com conseqüente perda de visão (Moll, 2006). Uma forma de diminuir este risco é através da utilização de um vídeo endoscópio, em detrimento de um endoscópio ótico, na medida em que a imagem que o cirurgião observa é indireta, isto é, é visualizada através de um ecrã, não contactando, deste modo, diretamente com a radiação laser (Moll, 2006).

Uma outra característica destes dispositivos que se deve ter em conta é a facilidade de sobreaquecimento da fibra ótica, principalmente no modo de feixe livre, uma vez que não existe tecido ou fluido para dissipar o calor que é gerado na extremidade da fibra (Moll, 2006). Isto pode ser evitado com a limitação do tempo de exposição à radiação a um máximo de 3 segundos por pulso, para permitir algum arrefecimento entre estes, ou com a utilização de um sistema de arrefecimento por irrigação contínua com solução salina ou água destilada (Moll, 2006). Estas medidas permitem, assim, estender o período de vida da fibra ótica e impedir a ocorrência de danos térmicos em tecidos adjacentes e subjacentes ao tecido alvo (Moll, 2006).

Outra das considerações que se deve ter em conta é um sistema de evacuação da pluma de fumo originada aquando do processo de vaporização dos tecidos (Moll, 2006). Quando a fibra é utilizada em conjunto com equipamento endoscópico, esta pluma pode ser removida através do tubo de sucção ou portal de ar destes equipamentos (Moll, 2006). Note-se, no entanto, que quando o laser é utilizado em ambientes com presença de fluido, não é necessário nenhum sistema de evacuação específico (Moll, 2006).

4.3. Aplicações clínicas em cirurgia de tecidos moles

Dada a sua portabilidade, dimensão reduzida, eficácia e baixo custo de aquisição, o laser de díodo é muito comum na prática clínica de grandes animais (Moll, 2006). Por outro lado, em clínica de animais de companhia tem vindo a ser usado apenas como um complemento à utilização do laser de CO₂ (Moll, 2006). No entanto, com o incremento atual do uso de equipamento endoscópico para procedimentos minimamente invasivos, estes têm vindo a adquirir cada vez mais um papel preponderante no acompanhamento da evolução da cirurgia de animais de companhia (Moll, 2006).

As aplicabilidades dos lasers de díodo variam consoante o seu modo de utilização (Moll, 2006). De entre todas, destacam-se principalmente:

- ✿ Incisões cutâneas rotineiras: para as incisões cutâneas é indicado o modo de contacto, idealmente com recurso a fibras óticas de diâmetro de 600 µm, em modo de onda contínua, com 7 a 9 *watts* de potência (Moll, 2006). Como a pele é, geralmente, avascular e pouco pigmentada, a extremidade da fibra deve ser previamente carbonizada, de forma a que seja transferida diretamente energia térmica ao tecido através da camada de carvão formada (Moll, 2006). Contudo, é de notar que a pele pigmentada é mais facilmente incidida do que a pele não pigmentada ou clara, uma vez que a radiação proveniente de um laser de díodo é bem absorvida pela melanina (Moll, 2006). Atualmente, estão disponíveis no mercado extremidades de fibras óticas que absorvem por si só a energia do laser de díodo e a convertem em energia térmica, não sendo necessária a sua carbonização prévia (Moll, 2006). Não esquecer, contudo, que é sempre importante evitar o sobreaquecimento da extremidade das fibras e do tecido alvo (Moll, 2006), como já foi abordado anteriormente. Para além disto, considera-se ainda que o comprimento de onda do laser de CO₂ é mais adequado para a realização deste procedimento do que o do laser de díodo (Moll, 2006).
- ✿ Coagulação/hemostase: relativamente ao efeito de coagulação dos tecidos, os lasers de díodo providenciam uma melhor hemostase que os lasers de CO₂, principalmente devido ao facto do seu comprimento de onda ser bem absorvido pela hemoglobina (Berger & Eeg, 2006). Enquanto que os lasers de CO₂ criam zonas de coagulação periférica de 50 µm a 100 µm, os lasers de díodo vão até 450 µm a 600 µm (Janda *et al.*, 2002).

Capítulo IV

O Laser de Díodo

- ✿ Tratamento de dor: salienta-se a utilização de lasers de díodo de baixa potência para tratamento de dor crônica (Moll, 2006).

Na verdade, são diversas as técnicas cirúrgicas nas quais se pode aplicar o laser de díodo (Moll, 2006), sendo que algumas destas serão abordadas ao longo do próximo capítulo, com devida ilustração de casos clínicos.

CAPÍTULO V

Casos clínicos

Os casos clínicos apresentados neste trabalho foram observados aquando do meu período de estágio de três meses no Hospital Veterinário Valência Sur. Todas as informações obtidas relativamente aos mesmos foram gentilmente cedidas pelos membros da direção dessa instituição. Alguma falta de informação relativa a estes casos deve-se ao facto de este Hospital ser um Hospital de Referência, pelo que apenas é efetuado parte do acompanhamento dos casos. O restante acompanhamento é feito pelas Clínicas ou profissionais Médico-Veterinários responsáveis pelos mesmos. Serão, assim, descritos detalhadamente quatro casos, dois onde foi utilizado o laser de CO₂ e outros dois onde foi utilizado o laser de dióxido. De salientar ainda que, em alguns casos, não foi autorizada a captação de fotografias por parte dos tutores, motivo que leva a que alguns casos não estejam tão bem documentados do ponto de vista fotográfico. Por último, é de realçar que o protocolo anestésico utilizado nestes casos está exposto numa tabela em anexo, no final deste trabalho (**Anexo III**).

5.1. Caso clínico número 1

5.1.1. Identificação do animal e anamnese

Snooky (**Figura 17**) era uma cadela de raça *Pug*, com 6 anos, que foi recebida em consulta no Hospital Veterinário Valência Sur, no dia 10 de janeiro de 2019, referenciada pela sua clínica veterinária habitual, para realizar uma tomografia computadorizada (TC), seguida de uma possível cirurgia para reconstrução de um defeito localizado previamente na hemimaxila esquerda.

Segundo a tutora, esta tinha-se apresentado na semana anterior à consulta na sua clínica veterinária de confiança, por ter reparado que Snooky manifestava, acerca de duas semanas, uma halitose muito marcada e alguma dificuldade na preensão e mastigação dos alimentos. Após um exame físico detalhado, a sua Médica Veterinária habitual instituiu uma antibioterapia como plano terapêutico, por um período de uma semana, por considerar que esta sintomatologia estaria relacionada com a presença de um abscesso na hemimaxila esquerda. Contudo, uma vez que o animal não apresentou melhorias no final do tratamento implementado, foi sugerida a transferência do caso para o Hospital Veterinário Valência Sur para uma investigação mais aprofundada do mesmo, com realização de novos exames complementares.



Figura 17: Snooky (fotografia gentilmente cedida pelo Hospital Veterinário Valência Sur).

5.1.2. Exame físico

Ao exame físico, Snooky pesava 6,3 kg, apresentando uma condição corporal de 7/9. À exploração da cavidade oral, verificou-se a presença de gengivite generalizada muito marcada e uma halitose também bastante evidente. Ao nível da localização das peças dentárias 205, 206 e 207 (hemimaxila esquerda) verificava-se um defeito cavitário com material purulento no seu interior, com afeção da mucosa palatina (**Figura 18**), e com perda dessas mesmas peças dentárias, compatível com uma fístula oronasal.

Os restantes parâmetros fisiológicos encontravam-se dentro da normalidade para a espécie e raça (estado mental alerta; mucosas rosadas; tempo de repleção capilar inferior a 2 segundos; nível de hidratação superior a 95%; pulso forte; frequência cardíaca a 130 bpm; frequência respiratória a 24 rpm; e temperatura a 38,2°C).

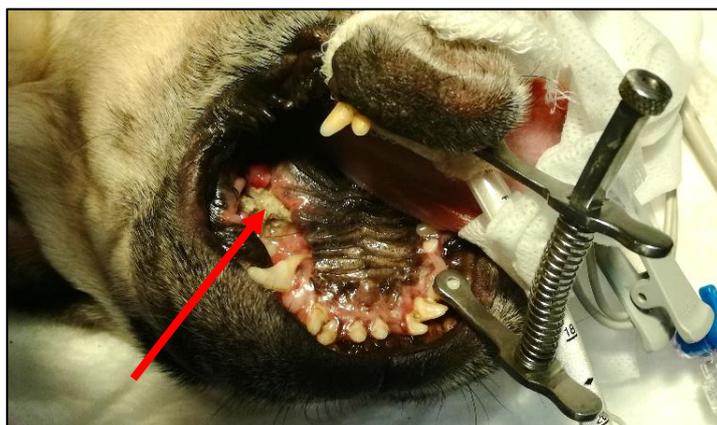


Figura 18: Defeito verificado na mucosa palatina ao nível da localização das peças dentárias 205, 206 e 207 (seta vermelha) (fotografia capturada aquando do período de estágio no Hospital Veterinário Valência Sur).

5.1.3. Lista de problemas

Como lista de problemas, salientaram-se assim:

- ✿ Halitose;
- ✿ Dificuldade na apreensão de alimentos e mastigação;
- ✿ Gengivite marcada generalizada;
- ✿ Lesão cavitária purulenta com afeção da mucosa palatina e perda associada das peças dentárias 205, 206 e 207, compatível com uma fístula oronasal.

5.1.4. Diagnósticos diferenciais

Após a anamnese e o exame físico realizados, e tendo em conta a sintomatologia apresentada por Snooky, propôs-se como diagnósticos diferenciais:

- ✿ Fístula oronasal;
- ✿ Doença periodontal em estadio 1 (gengivite);
- ✿ Neoplasia da cavidade oral associada a processo infeccioso concomitante.

5.1.5. Exames complementares

Como exames complementares, foi então proposta a realização de uma TC, como já estava previsto pela Médica Veterinária que tinha referenciado o caso. Uma vez que a realização desse exame requeria anestesia geral, foi proposta também uma ecocardiografia e um eletrocardiograma (ECG) de controlo, bem como um painel analítico pré-anestésico, no qual não foram verificadas alterações dignas de registo.

Na ecocardiografia não foram observadas alterações dignas de registo. Contudo, no ECG, o animal apresentou um ritmo sinusal de 130 bpm¹, com presença esporádica de bloqueios atrioventriculares (AV) de segundo grau Mobitz tipo II. Note-se que os bloqueios AV podem ser parciais (de primeiro ou segundo grau) ou completos (de terceiro grau) (Martin, 2015). Os de primeiro grau ocorrem quando existe um atraso na condução através do nódulo AV, num ritmo sinusal base (**Figura 19**) (Martin, 2015). Por seu lado, um bloqueio AV de segundo grau, como se verificava no caso da Snooky, ocorre quando existe uma falha

¹ Para cães de pequeno porte (até 5 kg), a taxa de batimento cardíaco sinusal normal varia entre os 100 e os 140 bpm (Day, 2005), pelo que 130 bpm se encontra dentro dos valores normais para a espécie e raça em questão. Já para cães de raças de grande porte, a frequência cardíaca varia entre os 80 e os 100 bpm (Day, 2005). De notar que, num cachorro, o batimento cardíaco pode chegar aos 220 bpm (Gompf, 2008).

Capítulo V

Casos clínicos

intermitente na condução elétrica para os ventrículos, isto é, ocorre despolarização atrial, mas esta não é seguida por despolarização ventricular, como seria expectável (Martin, 2015).

Neste tipo de bloqueios, é visível no ECG que está presente uma onda P, correspondente à despolarização atrial, e que esporadicamente não é seguida por um complexo QRS (correspondente à despolarização dos ventrículos), como seria expectável (Martin, 2015). Os bloqueios de segundo grau podem ainda ser classificados segundo duas classes distintas: Mobitz I, também denominado por fenómeno de Weckenbach, que é caracterizado por um aumento gradual do intervalo P-R até à ocorrência de um bloqueio (**Figura 20**); e Mobitz II, quando o intervalo P-R se mantém constante previamente à ocorrência de um bloqueio, numa frequência geralmente constante (**Figura 21**) (Martin, 2015).

Por último, existem ainda os bloqueios de terceiro grau, que ocorrem quando existe uma falha persistente na despolarização do nódulo AV, sendo que a despolarização ventricular fica, assim, encarregue por nódulos errantes ao nível dos ventrículos (**Figura 22**) (Martin, 2015). Estes nódulos podem, então, surgir: a partir de ramificações do nódulo AV, produzindo um complexo QRS normal; a partir de células de Purkinje, produzindo um complexo QRS anormal; ou, no caso dos gatos, a partir de ambos os anteriores em simultâneo (Martin, 2015).

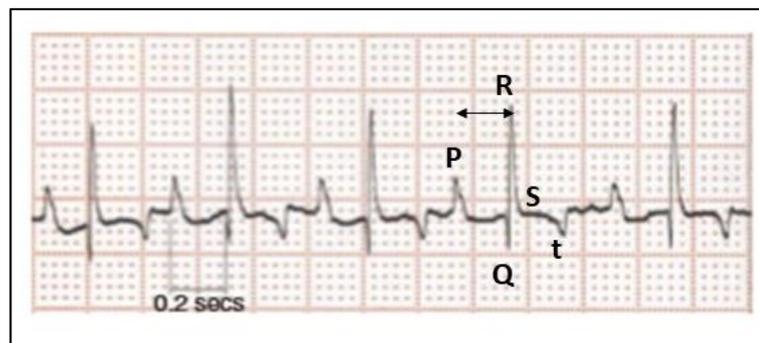


Figura 19: Bloqueio AV de primeiro grau, com ritmo sinusal base. Verifica-se um aumento prolongado do intervalo entre as ondas P e R, de 0,18 a 0,2 segundos (adaptado de: Martin, 2015).

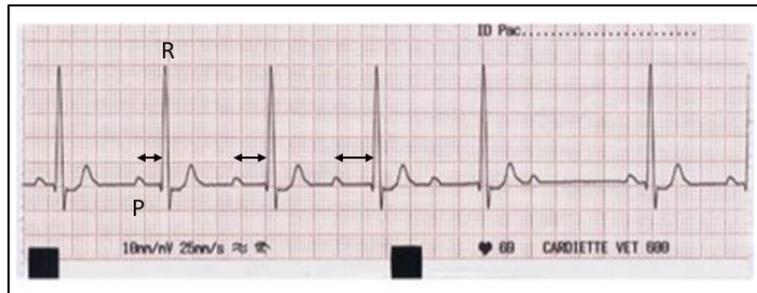


Figura 20: Bloqueio AV de segundo grau, Mobitz tipo I. Verifica-se um aumento gradual do intervalo entre as ondas P e R, até que ocorre um bloqueio, com presença de uma onda P sem presença de complexo QRS correspondente (adaptado de: Montoya & Ynaraja, 2007).

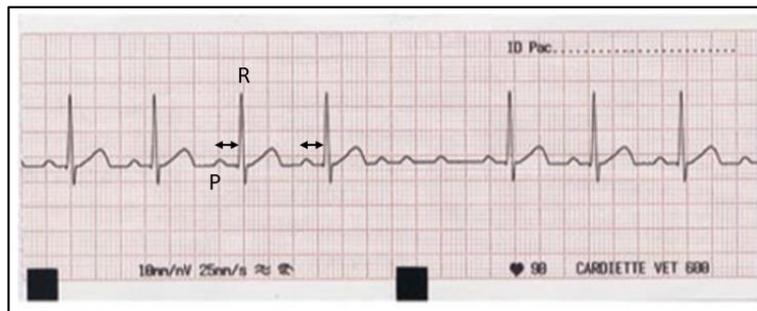


Figura 21: Bloqueio AV de segundo grau, Mobitz tipo II. Verifica-se um intervalo constante entre as ondas P e R, até que ocorre um bloqueio, com presença de uma onda P sem seguimento por um complexo QRS, como seria expectável (adaptado de: Montoya & Ynaraja, 2007).

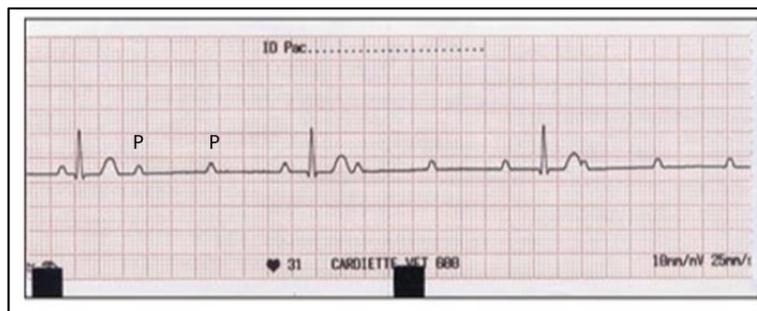


Figura 22: Bloqueio AV de terceiro grau (adaptado de: Montoya & Ynaraja, 2007).

Uma vez que o estudo ecocardiográfico não apresentou nenhuma alteração clinicamente relevante para o animal que pudesse comprometer um procedimento anestésico, e sendo que os bloqueios Mobitz tipo II verificados no ECG foram considerados apenas como alterações ocasionais, avançou-se para a TC.

No estudo tomográfico observou-se, então, a presença de um defeito cavitário ao nível da mucosa palatina na localização das peças dentárias 205, 206 e 207, com perda das mesmas. Este defeito permitia a comunicação entre a cavidade nasal e a cavidade oral, sendo que estava

Capítulo V

Casos clínicos

também associado a sinais de reabsorção óssea da hemimaxila esquerda e parte do osso zigomático ipsilateral (**Figura 23**), com presença concomitante de material purulento.

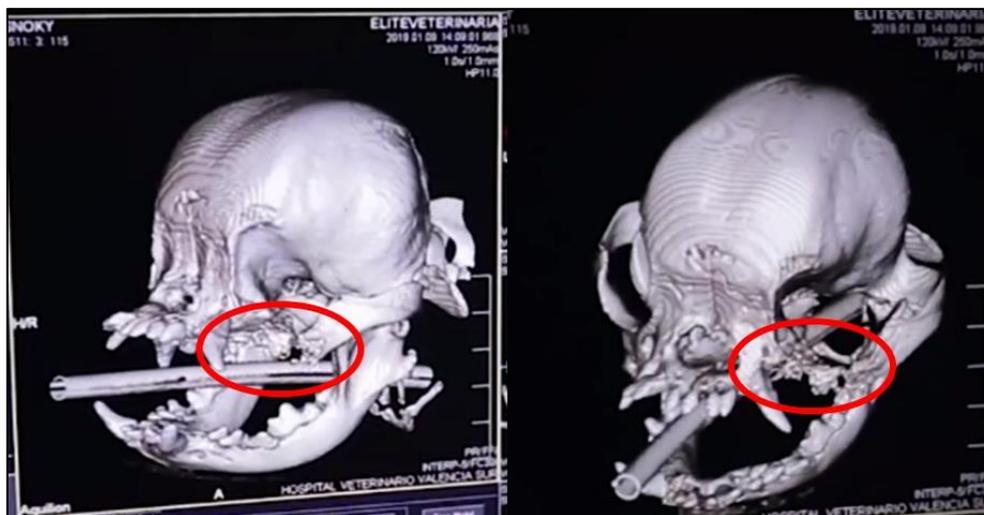


Figura 23: Imagem do estudo tomográfico em 3D de Snooky. Observa-se uma extensa área de reabsorção óssea ao nível da hemimaxila esquerda e parte do osso zigomático (círculo vermelho) (imagem gentilmente cedida pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

5.1.6. Diagnóstico definitivo

Após o resultado dos exames complementares realizados, Snooky foi diagnosticada com uma fístula oronasal de origem não determinada.

5.1.7. Tratamento

Uma vez que o tratamento médico prévio (antibioterapia) não tinha resultado, e como já havia sinais de reabsorção óssea visíveis na TC, foi proposto um tratamento cirúrgico.

O animal foi, assim, submetido a anestesia geral e posicionado em decúbito dorsal, para facilitar o acesso ao local do defeito.

A cirurgia consistiu, então, primeiramente na remoção do osso necrosado do defeito, seguido por fotovaporização com recurso a laser de CO₂, com potência de 16 *watts* em modo pulsado, para limpeza cirúrgica do tecido afetado, de forma a obter margens limpas da lesão.

Para além disso, realizou-se também ablação fototérmica do tecido, de forma a garantir que todas as margens da lesão ficavam limpas, isto é, livres de qualquer tecido com sinais de infeção evidentes. Uma vez que a sua viabilidade se encontrava comprometida, dada a extensão da lesão, procedeu-se, igualmente, à extração da peça dentária 204.

Para promover o encerramento do defeito, utilizaram-se duas membranas de colagénio derivadas de pericárdio porcino e osso liofilizado (osteobiol[®]) (**Figura 24**). Por fim, realizou-se um enxerto de mucosa do palato duro e mucoperiósteo, que se suturou à mucosa oral, mediante um padrão de pontos simples com material monofilamentar absorvível 3/0 USP, encerrando por completo o defeito (**Figura 25**).

Tanto a cirurgia como a anestesia decorreram sem incidentes.

Como tratamento pós-cirúrgico foi prescrita clindamicina (11 mg/kg) a cada 24 horas e Metadona (0,3 mg/kg) a cada 4 horas. Snooky teve alta hospitalar no próprio dia da cirurgia, dado o sucesso da mesma.

Como tratamento ambulatorio, foi apenas prescrita clindamicina (11 mg/kg) a cada 24 horas durante 8 dias. Foi aconselhada ainda uma consulta de reavaliação no seu centro veterinário de confiança no final do período de administração do antibiótico. Foi sugerida igualmente a introdução de dieta húmida durante, pelo menos, duas semanas, com reintrodução gradual, após esse período, da sua dieta seca habitual.

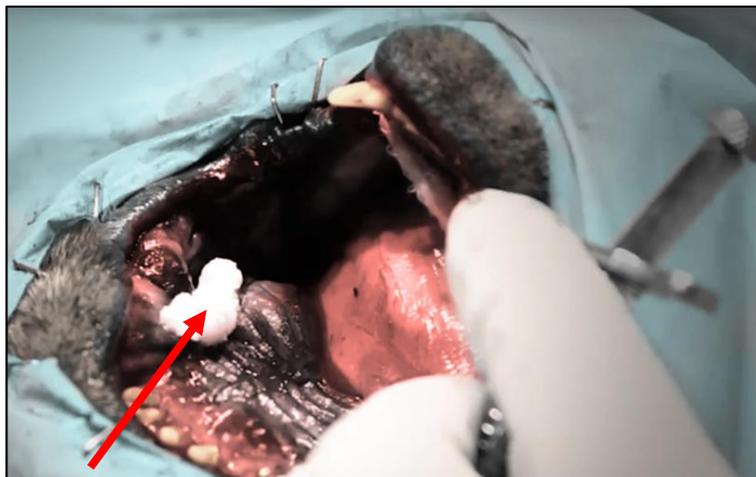


Figura 24: Colocação de osso liofilizado no defeito (seta vermelha) (fotografia gentilmente cedida pelo Hospital Veterinário Valência Sur).



Figura 25: Aspeto do defeito imediatamente após a cirurgia (círculo vermelho) (fotografia captada aquando do período de estágio no Hospital Veterinário Valência Sur).

5.1.8. Prognóstico

O animal compareceu à sua primeira consulta de revisão uma semana após a cirurgia. Segundo a tutora, Snooky já comia com bastante facilidade e já não apresentava halitose. A ferida não apresentava sinais de deiscência, sendo que, ao exame físico, todos os parâmetros avaliados se encontravam dentro da normalidade (estado mental, mucosas, tempo de repleção capilar, estado de hidratação, frequência cardíaca e respiratória, e temperatura). O peso tinha-se mantido igual, o que seria um indicador de que o animal se alimentava sem grandes problemas.

Após cultura do material contido no defeito, foi isolada uma bactéria gram negativa (*Serratia marcescens*), pelo que foi alterada a antibioterapia de clindamicina (eficaz contra gram positivos) para marbofloxacina (eficaz contra gram negativas), na dose de 2 mg/kg, por via oral, durante 7 dias consecutivos.

Propôs-se ainda a realização de nova TC três a seis meses após a cirurgia para avaliar detalhadamente o processo de regeneração tissular, mas devido a questões económicas, a tutora não aceitou esta proposta.

5.1.9. Discussão

Relativamente aos bloqueios AV de segundo grau Mobitz tipo II verificados aquando do estudo eletrocardiográfico de Snooky, é de salientar que, na maioria dos casos, estes são

considerados graves, uma vez que geralmente evoluem para um bloqueio AV de terceiro grau (completo) (Martin, 2015). A maioria dos casos reportados com este tipo de bloqueios indicam que estes têm uma origem idiopática, embora tenha sido também observado em cães geriátricos com fibrose do nódulo AV e em *Hisin Pugs*, associado à presença de estenose hereditária do feixe (Martin, 2015). Outras duas causas também conhecidas são: a intoxicação por digitálicos ou outros fármacos como a xilazina, a detomidina e a atropina; ou um desequilíbrio dos níveis de potássio séricos (Martin, 2015). Pensa-se ainda que patologias como o hipotireoidismo e o hipoadrenocorticismo possam, também, estar na origem destes bloqueios (Martin, 2015).

A escolha de um tratamento cirúrgico para este caso baseou-se na falha do tratamento médico previamente implementado. No entanto, gostaria de evidenciar que, no caso de Snooky, não se procedeu a uma colheita de material purulento do local da lesão para cultura e antibiograma, o que deveria ter sido considerado previamente à tomada desta decisão, de forma a determinar se a antibioterapia prévia implementada tinha sido a mais adequada e, caso não fosse, fazer uma nova tentativa com um antibiótico mais adequado.

No que concerne à cirurgia propriamente dita, é de realçar que o recurso ao laser de CO₂ teve por base as suas propriedades bactericidas (Berger & Eeg, 2006). Le Goff *et al.* protagonizaram um estudo no qual se pretendia avaliar o uso do laser de CO₂ para desinfeção endodôntica (Le Goff *et al.*, 1999). Os resultados obtidos indicaram uma redução média de 85% do número de unidades de colónias bacterianas no grupo tratado com laser, quando comparado com o grupo de controlo (Le Goff *et al.*, 1999).

Já Coffelt *et al.* elaboraram um estudo no qual se pretendia determinar qual a fluência mínima necessária para que a radiação proveniente de um laser de CO₂ produzisse um efeito bactericida (Coffelt *et al.*, 1997). Os resultados desse estudo indicaram que este tipo de dispositivos produzia um efeito bactericida, quando usado a uma densidade energética de 11 a 41 J/cm², sem infligir qualquer tipo de dano à superfície da raíz dentária (Coffelt *et al.*, 1997).

Também Taghavi *et al.* desenvolveram um estudo *in vitro* em que se pretendia comparar o efeito antibacteriano entre o laser de CO₂ e uma solução de clorexidina a 0,2% contra duas populações de bactérias distintas (*Staphylococcus aureus* e *Pseudomonas aeruginosa*). Através deste foi comprovado que a irradiação com laser de CO₂ de um local infetado, por um período de 15 segundos, promovia a eliminação da população bacteriana na sua totalidade, sendo tão eficaz quanto uma exposição do mesmo local a clorexidina a 0,2% por um período igual ou superior a 1 minuto (Taghavi *et al.*, 2016). Note-se que estas populações bacterianas são responsáveis pelo desenvolvimento de numerosas doenças da cavidade oral, nomeadamente

Capítulo V

Casos clínicos

queilite, sialadenite e artrite séptica da articulação temporomandibular, no caso de *Staphylococcus aureus*, e gengivite ulcerativa necrotizante, otite média supurativa crónica e pneumonia, no caso de *Pseudomonas aeruginosa* (Glick, 2008).

Na verdade, o papel e a importância de diferentes tipos de lasers para controlo de infeções, sobretudo na cavidade oral, tem sido enfatizado ao longo de diversos estudos realizados *in vitro* (Ando *et al.*, 1996; Folwaczny *et al.*, 2002; Schoop *et al.*, 2004; Kojima *et al.*, 2005; Bergmans *et al.*, 2006; Fukui *et al.*, 2008; Kuvvetli *et al.*, 2009). Uma vez que o Hospital Veterinário Valência Sur apenas dispunha de laser de CO₂ e laser de diodo, e tendo em conta a sua eficácia antibacteriana comprovada (Coffelt *et al.*, 1997; Le Goff *et al.*, 1999; Taghavi *et al.*, 2016), optou-se pelo uso de laser de CO₂ para o caso da Snooky.

Outro dos principais objetivos da cirurgia efetuada foi a correção da fístula oronasal. Para esse efeito, foram utilizados materiais com o propósito de promover uma regeneração tissular guiada (RTG), processo que consiste na delimitação do local no qual se pretende promover a regeneração através de barreiras que têm como função permitir uma proliferação e diferenciação celular seletiva (Becker & Becker, 1990; Bornstein *et al.*, 2007). De salientar, contudo, que neste caso, uma vez que havia perda de três peças dentárias consecutivas, o princípio base da regeneração tissular guiada aplicada foi promover a neoformação de osso maxilar e não do periodonto, embora tenha por base esse pressuposto.

De facto, o grande objetivo de todo o processo de RTG é uma restituição, não só da arquitetura, como também da função dos tecidos perdidos, ao contrário do que acontece, por exemplo, num processo comum de reparação tissular, no qual ocorre a formação de tecido cicatricial, com total perda de arquitetura e função do tecido original (Escarpa *et al.*, 2018).

Note-se que o processo de regeneração pode ser: completo, se se consegue uma recuperação total da arquitetura e função do tecido; ou parcial, quando há apenas uma regeneração da arquitetura, sendo este processo o mais comum (Escarpa *et al.*, 2018).

Tal como foi referido anteriormente, a RTG é estimulada por biomateriais, que nada mais são do que substâncias naturais ou sintéticas desenvolvidas para implantação em contacto direto com tecidos vivos, por serem: biocompatíveis, inertes, estéreis, facilmente manipuláveis, lentamente absorvíveis, resistentes a infeções e com capacidade de serem integrados a nível celular (Hardwick *et al.*, 1995; Escarpa *et al.*, 2018). No caso da Snooky, foram utilizados como biomateriais: duas membranas de colagénio derivadas de pericárdio porcino e osso liofilizado.

Relativamente ao uso de membranas, alguns estudos demonstraram que a colocação de uma membrana com função de barreira sobre uma superfície radicular ou sobre um defeito

periodontal previamente desbridado, impedia o crescimento do epitélio gengival, permitindo que o repovoamento do defeito fosse apenas conduzido pelos tipos celulares desejados, sugerindo, por outras palavras, a importância da RTG (Nyman *et al.*, 1982; Gottlow *et al.*, 1984).

Por outro lado, pode-se considerar também que o uso de uma membrana desempenha um papel de estabilização e delimitação do espaço durante o processo de RTG, uma vez que a quantidade de tecido regenerado é limitada pelo espaço disponibilizado debaixo da mesma (Wikeshjö & Nilvéus, 1990; Haney *et al.*, 1993).

Um dos grandes problemas relacionados com a aplicação destas membranas é o seu colapso sobre o defeito onde foram aplicadas, pelo que o uso de materiais de enxerto, como osso autólogo, concomitantemente, poderá ser uma forma de eliminar este problema (**Figura 26**) (Sculean *et al.*, 2008).

De forma a demonstrar se efetivamente teria alguma vantagem o uso simultâneo de uma membrana com um enxerto ósseo, quando comparado com o uso singular de cada um destes componentes, Sculean *et al.* desenvolveram um estudo de revisão, para avaliar os resultados obtidos em diversos estudos pré-clínicos prévios (Sculean *et al.*, 2008). Nestes, tinha sido utilizada a combinação de membranas com um enxerto ósseo (Sculean *et al.*, 2008).

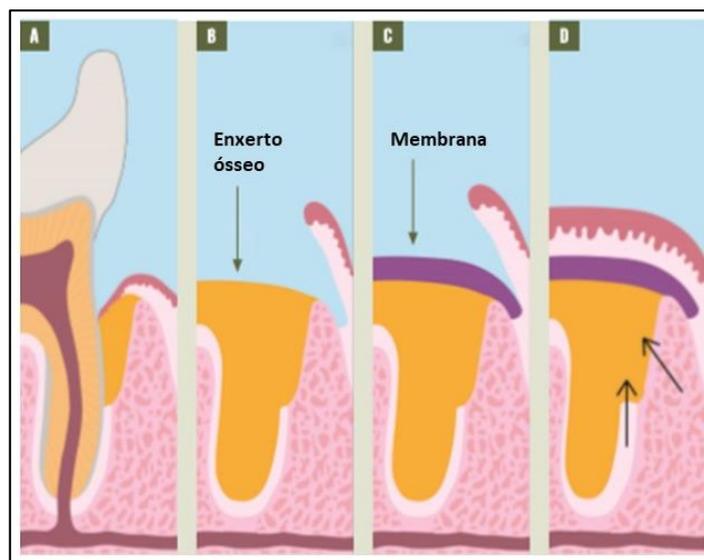


Figura 26: Representação esquemática (A-D) da utilização de um enxerto ósseo concomitantemente com uma membrana (adaptado de: Escarpa *et al.*, 2018).

Assim sendo, verificou-se que a maior parte dos estudos demonstraram melhores resultados histológicos na cicatrização de defeitos onde foi utilizada a combinação da membrana com um enxerto ósseo do que quando comparado com uma técnica simples de desbridamento (Sculean *et al.*, 2008).

Capítulo V

Casos clínicos

Verificou-se, também, que em defeitos mais profundos e, portanto, com maior perda de integridade estrutural, a utilização destes dois tipos de materiais em simultâneo apresentou melhores resultados do ponto de vista histológico, quando comparado com a utilização destes materiais separadamente (Sculean *et al.*, 2008).

Já Jung *et al.* desenvolveram um estudo cujo objetivo foi verificar o papel de membranas de colagénio quando usadas em conjunto com partículas de hidroxiapatite bovina incorporadas numa matriz de colagénio, para enxertos de revestimento lateral em cães (Jung *et al.*, 2013). Nesse estudo, verificou-se que a quantidade e qualidade de regeneração óssea foi significativamente superior no grupo em que se utilizou a membrana de colagénio, quando comparado com o grupo onde não se utilizou nenhuma membrana (Jung *et al.*, 2013).

No caso de Snooky foram, assim, utilizadas duas membranas de colagénio, uma vez que, como se tratava de um defeito fistuloso e, portanto, com comunicação para duas cavidades (nasal e oral), foi necessário delimitar o defeito em ambas as aberturas.

Relativamente ao biomaterial utilizado como enxerto ósseo, este pode ser sob a forma partículas ou em bloco (Jung *et al.*, 2013).

No que concerne ao biomaterial de partículas, este possui como grande vantagem, para além da sua porosidade, uma boa capacidade de adaptação a defeitos de dimensões e formas irregulares (Hammerle *et al.*, 2008). Contudo, as suas propriedades físicas fazem com que este seja um tipo de material instável, com possível deslocamento de partículas durante o processo de cicatrização, pelo que a conjugação deste tipo de biomateriais com membranas de colagénio revela-se fundamental na estabilização do enxerto e delimitação do espaço no qual este é colocado (Hammerle *et al.*, 2008).

Por outro lado, o biomaterial em bloco consegue manter a sua forma original sem ser necessário o uso adjuvante de membranas, mesmo quando colocado em locais sobre os quais pode ocorrer uma certa pressão ou carga externa (Zecha *et al.*, 2011). Contudo, quando comparado com o biomaterial de partículas, nota-se que é menos flexível e que necessita de ser moldado para que possa ser usado em defeitos irregulares (Zecha *et al.*, 2011).

No caso de Snooky, foi utilizado um tipo de biomaterial que conjuga o melhor dos dois mundos, e que consiste num material de enxerto ósseo, de origem heteróloga, que contém uma mistura de grânulos provenientes de osso cortico-esponjoso associado a uma matriz de colagénio (Osteobiol, 2019). Este material é gradualmente reabsorvido e extremamente osteocondutor, sendo que a matriz de colagénio auxilia também no processo de coagulação e subsequente proliferação das células com função reparadora e regenerativa (Osteobiol, 2019).

De facto, a incorporação do colagénio permite a ocupação dos espaços entre as partículas, conferindo, assim, maior estabilidade e estrutura ao enxerto, através da promoção da sua conexão (Jung *et al.*, 2013). Este tipo de biomateriais tem vindo a ser utilizado principalmente para a preservação da estrutura anatómica após extração de peças dentárias, preenchendo o defeito criado após este procedimento, não tendo sido documentados quaisquer efeitos secundários do ponto de vista imunológico até à data (Araújo *et al.*, 2008; Heberer *et al.*, 2008).

5.2. Caso clínico número 2

5.2.1. Identificação do animal e anamnese

Júlia era uma gata, de raça europeu comum, com 7 anos. Foi recebida em consulta no Hospital Veterinário Valência Sur, no dia 8 de janeiro de 2019, referenciada pelo seu Médico Veterinário de confiança, para uma avaliação detalhada de lesões presentes na cavidade oral e possível cirurgia para a sua remoção. Segundo o seu Médico, estas seriam compatíveis com lesões inflamatórias associadas a uma infeção prévia por calicivírus.

5.2.2. Exame físico

No exame físico, verificou-se que Júlia pesava 3,6 kg, apresentando uma condição corporal de 5/9. À exploração da cavidade oral, observou-se, como seria expectável, a presença de múltiplas lesões proliferativas compatíveis com um processo de gengivoestomatite felina, que se estendiam até à orofaringe e base da língua, contactando igualmente com a face lingual do epitélio gengival (**Figura 27**).

Os restantes parâmetros fisiológicos, encontravam-se dentro da normalidade para a espécie e raça em questão (estado mental alerta; tempo de repleção capilar inferior a 2 segundos; nível de hidratação superior a 95%; frequência cardíaca de 150 bpm; frequência respiratória de 24 rpm; e temperatura de 37,6°C).



Figura 27: Lesões compatíveis com um processo de gengivostomatite observadas na cavidade oral de Júlia (círculo vermelho). Nesta imagem é visível apenas uma das lesões, que se estendia desde a orofaringe até à base da língua, contactando de igual modo com a face lingual do epitélio gengival (fotografia capturada aquando do estágio no Hospital Veterinário Valência Sur).

5.2.3. Lista de problemas

Como lista de problemas, salienta-se, assim, a presença de múltiplas lesões proliferativas compatíveis com um processo de gengivostomatite felina, com afeção da orofaringe, base da língua e face lingual do epitélio gengival.

5.2.4. Diagnósticos diferenciais, exames complementares e diagnóstico definitivo

Uma vez que Júlia já tinha um diagnóstico definitivo prévio elaborado pelo seu Médico Veterinário de confiança, apenas foi realizado um painel analítico pré-anestésico de rotina, no qual não foram observadas alterações dignas de registo.

5.2.5. Tratamento

O animal foi submetido a anestesia geral e posicionado em decúbito ventral, para facilitar o acesso ao local onde se encontravam as lesões. Deu-se início ao procedimento cirúrgico com a excisão, com recurso a laser de CO₂, a 15 *watts* e em modo de onda contínua, da lesão de maior dimensão, que se localizava na comissura labial esquerda. Em seguida, fotovaporizaram-se, em modo superpulsado, as lesões que se apresentavam em ambos os lados da base da língua. Por fim, procedeu-se à fotovaporização de uma outra lesão que se encontrava ao nível da comissura labial direita.

Imediatamente após a cirurgia, manifestou-se uma edemaciação generalizada dos locais intervencionados, pelo que se administrou uma dose única de dexametasona (0,5 mg/IV), cujo efeito tardou cerca de 10 minutos. Após esse período, e uma vez que já não eram visíveis sinais de edemaciação tissular (**Figura 28**) Júlia foi despertada da anestesia, sem apresentar qualquer dificuldade respiratória durante este processo.

Tanto a cirurgia como a anestesia decorreram sem incidentes.

Dado o facto de ter surgido edemaciação dos tecidos logo após a cirurgia, e uma vez que Júlia teria de ficar em jejum durante as primeiras 12 horas pós-cirúrgicas, esta ficou internada durante 24 horas no Hospital Veterinário Valência Sur para um controlo mais estrito. Após as 12 horas, foram-lhe então oferecidas pequenas quantidades de dieta húmida, que tolerou sem inconvenientes.

Durante todo o período de internamento, foi mantida a fluidoterapia com Ringer Lactato (taxa de manutenção de 7,5 ml/h), uma vez que, ainda assim, não estava a ser alimentada convenientemente. Foram também realizados exames físicos em intervalos de 4 horas, sendo que os parâmetros analisados (estado mental, mucosas, estado de hidratação, tempo de repleção capilar, temperatura, frequência cardíaca e frequência respiratória) se encontraram sempre dentro dos valores normais para a espécie e raça.

Ainda durante este período, o animal apresentou abundante sialorreia, bem como secreção proveniente da glote, o que seria expectável dado o carácter da intervenção cirúrgica realizada.

Como tratamento ambulatorio, foi prescrito prednisona (0,5 mg/kg), por via oral, uma vez por dia, durante 5 dias consecutivos seguidos por um período adequado de desmame, e ácido hialurónico, por via oral, duas vezes por dia.

Recomendou-se, ainda, à tutora que a alimentação fosse à base de dieta húmida, fornecida em pequenas quantidades e várias vezes ao dia, durante este período de tratamentos.



Figura 28: Lesão após fotovaporização com laser de CO₂. Nota-se uma evidente redução do tamanho da lesão verificada anteriormente e alguma carbonização dos tecidos submetidos a tratamento (fotografia captada aquando do período de estágio no Hospital Veterinário Valência Sur).

5.2.6. Prognóstico

Foi realizada nova fotovaporização dos locais das lesões, passadas duas semanas em relação à primeira intervenção. O animal apresentava notórias melhorias, embora ainda evidenciasse algumas lesões associadas a gengivostomatite. Após a segunda intervenção, o animal foi recebido em consultas de reavaliação na sua Clínica Veterinária de conveniência, não tendo voltado ao Hospital Veterinário Valência Sur para novo tratamento.

5.2.7. Discussão

Define-se gengivostomatite felina como sendo um processo inflamatório crónico, difuso ou focal, da mucosa oral e gengiva dos gatos (Nakanishi *et al.*, 2019). Estima-se que esta condição afete cerca de 6 a 7% de todos os gatos (Reubel *et al.*, 1992; Fujita & Sakai, 1999). Existem algumas evidências de que certas raças são afetadas mais frequentemente, o que pode ser indicativo de uma predisposição genética para esta doença (Curran *et al.*, 2000; Greenberg & Pinto, 2003). Contudo, a sua etiologia é geralmente desconhecida, embora estejam descritas como possíveis causas infeções multifatoriais, que incluem uma conjugação de vírus, bactérias, fatores genéticos, fatores nutricionais e fatores ambientais (Lyon, 2005).

Os sinais clínicos apresentados não são patognomónicos, sendo os mais comuns: dor, ulceração da mucosa oral, halitose, disfagia, anorexia e perda de peso (Williams & Aller, 1992; Lyon, 2005), e ainda, nalguns casos, hiperglobulinemia (Nakanishi *et al.*, 2019). Os gatos

podem ser afetados ainda muito jovens, sendo muitas vezes necessário instaurar uma terapêutica vitalícia, uma vez que é uma condição geralmente refratária aos tratamentos instituídos (Addie *et al.*, 2003; Nakanishi *et al.*, 2019).

A patogenia desta doença oral é, tal como a sua etiologia, pouco definida (Lyon, 2005), mas através da análise histopatológica das lesões presentes na cavidade oral percebe-se que esta possui uma forte componente de resposta imunológica, que pode surgir contra os próprios tecidos do animal devido a um processo inflamatório exacerbado, e que é visível através da presença de células plasmocitárias, com presença de um número moderado variável de linfócitos, neutrófilos e macrófagos (Lyon, 2005; Harley *et al.*, 2011).

Desta forma, qualquer alteração ao nível do sistema imunitário, nomeadamente a sua supressão, influi no modo de manifestação da doença, sendo uma condição propícia à ocorrência de infeções oportunistas (Lyon, 2005). Doenças víricas como o vírus da leucemia felina (FeLV), o vírus da imunodeficiência felina (FIV), o calicivírus, a peritonite infecciosa felina (PIF), o herpes vírus tipo 1 e o vírus da panleucopénia, associam-se, muitas vezes, ao aparecimento de inflamações na cavidade oral (Lyon, 2005), quer como causas quer como consequências (Addie *et al.*, 2003).

Nakanishi *et al.* formularam um estudo cujo objetivo era examinar a frequência de deteção de certas bactérias e vírus comuns nos gatos, para determinar uma potencial associação com a ocorrência de gengivoestomatite felina (Nakanishi *et al.*, 2019). Nesse estudo, foram avaliados 104 gatos (72 pertencentes a um grupo de controlo e 32 pertencentes a um grupo que manifestava gengivoestomatite felina), aos quais foi efetuada uma colheita de amostras da cavidade oral para pesquisa da presença de vírus e bactérias como o calicivírus, o herpes vírus felino tipo 1, a *Chlamydia felis*, o *Mycoplasma felis* e a *Bordetella bronchiseptica* (Nakanishi *et al.*, 2019). De todos os microrganismos identificados, apenas o calicivírus apresentou uma taxa de crescimento em cultura significativamente superior nos animais com gengivoestomatite quando comparado com os animais do grupo de controlo (Nakanishi *et al.*, 2019).

De facto, sabe-se que este vírus é responsável pelo aparecimento de doenças do trato respiratório superior e ulceração oral aguda em gatos (Gaskell, 1985), pelo que Druet & Hennet protagonizaram um estudo no qual se colocou a hipótese de que elevadas cargas virais de calicivírus estariam diretamente relacionadas com o aumento da gravidade das lesões da cavidade oral, o que influenciaria negativamente no resultado ao tratamento instituído e consecutivo prognóstico (Druet & Hennet, 2017). Os resultados deste estudo demonstraram,

Capítulo V

Casos clínicos

contudo, que não existe uma correlação entre a carga viral que afeta os animais com a sintomatologia apresentada, nem com o prognóstico pós tratamento (Druet & Hennet, 2017).

O tratamento desta doença deve focar-se essencialmente na natureza da resposta imunitária do animal, enquanto ser individual, e na sua causa adjacente, caso esta seja conhecida (Lyon, 2005). Na verdade, são vários os tratamentos propostos para a sua resolução (Lyon, 2005). De entre os possíveis, destacam-se:

- ✿ Exodontia: aplicável quando se verifica uma afeção de peças dentárias cuja viabilidade é questionável, ou até mesmo na presença de doença periodontal grave, com comprometimento das peças dentárias associadas (Lyon, 2005). Num estudo protagonizado por Hennet, onde se pretendia analisar a resposta de animais com gengivoestomatite a este tipo de tratamento (exodontia), verificou-se que 80% tinha melhorado significativamente, ou estava curado, passados 11 a 24 meses de tratamento (Hennet, 1997).
- ✿ Termoablação a laser: é uma outra opção, mais concretamente para citorredução da proliferação crónica da mucosa oral associada geralmente a este processo (Lyon, 2005). O objetivo deste procedimento é, por um lado promover a formação de tecido cicatricial no processo de re-epitelização, diminuindo assim a resposta imunológica do hospedeiro contra os seus próprios tecidos, uma vez que o tecido cicatricial é deficitário em aporte sanguíneo, e por outro remover a porção de tecido responsável pela produção de antigénios que irão desencadear uma resposta imunitária contra o próprio tecido, e que é coincidente com o local onde estão sequestradas bactérias (Lyon, 2005). Contudo, é de notar que este tratamento não atua na causa subjacente ao aparecimento de gengivoestomatite (Lyon, 2005). Assim, a termoablação a laser combinada com outras terapias, como a médica, promove bons resultados, sem ser necessário recorrer a exodontia (Lyon, 2005). O sucesso deste tratamento é dependente da total eliminação do tecido proliferado e, por conseguinte, do processo inflamatório associado, assim como da obtenção de contornos gengivais adequados, da estabilização das peças dentárias associadas ao local afetado e da manutenção de uma adequada higiene oral (Lyon, 2005). Os tipos de dispositivos laser mais utilizados para este procedimento são: o laser de CO₂, pela sua elevada taxa de absorção pela água, e o laser Nd:YAG, devido à sua excelente capacidade de promoção de hemostase, ao seu sistema de distribuição sob a forma de fibra ótica flexível, à sua precisão e à sua facilidade de manuseamento

(Lyon, 2005). No caso de Júlia, optou-se pelo laser de CO₂, como já foi descrito anteriormente ao longo do tratamento implementado.

- ✱ Tratamento médico: este consiste na utilização de antissépticos tópicos como gluconato de clorexidina, para diminuição da carga bacteriana oral, ou antimicrobianos sistémicos como a amoxicilina associada, ou não, a ácido clavulânico, a cefalexina, a clindamicina, a doxiciclina, a enrofloxacina e o metronidazol (Lyon, 2005). O principal objetivo é, assim, prevenir a colonização bacteriana, que é o primeiro passo para a ocorrência de uma infeção (Lyon, 2005). No entanto, deve-se garantir, em primeiro lugar, que não está presente, nesse momento, uma infeção ativa, uma vez que, o objetivo desta terapia é preventivo e não curativo (Lyon, 2005).

Às terapêuticas abordadas anteriormente, pode-se ainda adjuvar a utilização de outros medicamentos de forma a combater mais eficazmente a inflamação e promover uma cicatrização mais rápida do epitélio (Lyon, 2005). No caso de Júlia, optou-se pela utilização de prednisona, de forma a diminuir o edema e a inflamação pós cirúrgicos (Lyon, 2005), e de ácido hialurónico.

De forma a compreender melhor o mecanismo de ação do ácido hialurónico, deve-se salientar, em primeiro lugar, que se trata de um glicosaminoglicano não sulfatado (polissacarídeo linear) de elevado peso molecular, que é sintetizado na matriz extracelular do tecido conjuntivo, fluido sinovial, mesênquima embrionário, humor vítreo, pele e muitos outros órgãos e tecidos corporais (Ialenti & Di Rosa, 1994), como o periodonto, sendo parte integrante dos mesmos (Ijuin *et al.*, 2001; Dahiya & Kamal, 2013). Este possui uma função estrutural e de regulação da resposta inflamatória, nomeadamente na cavidade oral (Casale *et al.*, 2016).

De facto, no decorrer de um processo inflamatório, o ácido hialurónico é degradado em moléculas de baixo peso molecular (Bartold & Page, 1986), por ação de espécies reativas ao oxigénio que são geradas durante o processo de fagocitose bacteriana (Waddington *et al.*, 2000; Casale *et al.*, 2016). Estas moléculas irão servir como sinalizadores do tecido danificado e estimular, assim, a mobilização de células do sistema imunitário, promovendo o processo de inflamação (Manzanares *et al.*, 2007).

As moléculas de ácido hialurónico que não são degradadas vão atuar no sentido de suprimir a resposta imunitária do indivíduo, balanceando, assim, o processo inflamatório de forma a impedir a sua exacerbação (Manzanares *et al.*, 2007).

Capítulo V

Casos clínicos

Pensa-se que, na cavidade oral, esta degradação do ácido hialurônico ocorra num estágio inicial da doença periodontal (Yamalik *et al.*, 1998), como resultado da ação de enzimas bacterianas como as hialuronidasas (Tipler & Embery, 1985).

De salientar ainda que, para além disto, o ácido hialurônico possui propriedades viscoelásticas que permitem reduzir a penetração de vírus e bactérias nos tecidos (Sutherland, 1998) e, assim, auxiliar o processo de cicatrização tanto de tecidos mineralizados como não mineralizados, nomeadamente na formação de tecido de granulação e epitelial e na remodelação tissular (Bertolami & Messadi, 1994; Chen & Abatangelo, 1999).

No caso de Júlia, o intuito da sua utilização foi precisamente auxiliar o processo de cicatrização e impedir a penetração de vírus e bactérias através do local danificado.

5.3. Caso clínico número 3

5.3.1. Identificação do animal e anamnese

Joia era uma cadela, de raça Pastor Belga Malinois, com 10 meses de idade, que foi atendida em consulta pela primeira no Hospital Veterinário Valência Sur, no dia 4 de janeiro de 2019, para investigação de uma secreção nasal esverdeada bilateral e de uma massa nasal, que apresentava desde o nascimento.

Segundo a tutora, na primeira consulta no seu Médico Veterinário de conveniência, em março de 2018, foi-lhe prescrito um AINE (Meloxicam®) e doxiciclina durante uma semana, por suspeita de rinite e bronquite, tratamento ao qual respondeu favoravelmente numa fase inicial.

Em maio do mesmo ano, voltou a visitar o seu Médico Veterinário de conveniência por apresentar novamente secreções nasais, desta vez associadas a dificuldades respiratórias e a uma postura ortopneica frequente. Posto isto, foi realizada uma cultura e antibiograma da secreção nasal e instituído um tratamento com cefadroxil e fenbendazol, até à chegada do resultado da cultura. Uma vez que a cultura foi positiva para *Streptococcus spp.*, foi-lhe alterado o antibiótico para azitromicina.

Após este tratamento foi feita nova cultura, que deu negativa à presença de bactérias. Uma vez que não tinha apresentado grandes melhorias, voltou a ser atendida em consulta pelo seu Médico Veterinário, em junho de 2018, onde realizou uma lavagem traqueobronquial, com cultura, na qual se identificou a presença de *Escherichia coli*. Uma vez que apresentava também um linfonodo reativo, foi realizada uma citologia e instituído tratamento com trimetoprim sulfá.

Decorrido novamente um mês, em julho de 2018, voltou ao seu Médico Veterinário por apresentar picos de febre na ordem dos 40°C. Foi realizado um hemograma, no qual se verificou uma leucocitose por neutrofilia. Posto este resultado, foi-lhe prescrita nova antibioterapia com trimetoprim sulfa associado a enrofloxacina.

Em agosto de 2018, um mês depois, voltou à consulta por apresentar dificuldades respiratórias, lassitude das articulações, dor generalizada, apatia e hiporéxia. Foi-lhe prescrito um tratamento com corticoesteróides, ao qual teve uma resposta favorável inicial.

Em novembro de 2018, voltou ao seu Médico Veterinário para realização de um hemograma e perfil bioquímico básico. Constatou-se que ainda apresentava uma leucocitose por neutrofilia e trombocitose. Apresentava igualmente hipoalbuminémia, e aumento das gamaglobulinas.

Em dezembro de 2018, foi novamente atendida em consulta, por evidenciar, para além de secreção nasal, uma secreção ocular associada a inflamação, ambas observadas no olho esquerdo, suspeitando-se, desta forma, de uma conjuntivite. Nessa altura, realizou uma TC ao crânio, onde se verificou a presença de lesões hipodensas, mal definidas e de extensa distribuição, que ocupavam na totalidade a cavidade nasal. Após a administração de contraste, verificou-se a sua captação moderada em algumas regiões.

Para além disso, verificou-se uma grande quantidade de material hipodenso, que não captou contraste, e que se estendia por quase toda a cavidade nasal, coanas e seios frontais. Observou-se, igualmente, uma evidente destruição dos cornetos nasais e etmoidais, bem como osteólise das paredes da cavidade nasal (ossos maxilar e palatino), permitindo a extensão da massa até ao espaço periorbital medial esquerdo.

A lâmina crivosa apresentava perda da sua estrutura laminar normal, com osteólise. Evidenciou-se ainda uma moderada reação periosteal ao nível do osso frontal, deformando ligeiramente a sua silhueta.

Os nódulos linfáticos regionais (submandibulares e retrofaríngeos mediais) apresentavam um aumento significativo de tamanho. Adjacente a ambas as articulações temporomandibulares e lateralmente ao osso estiloide, verificou-se a presença de umas estruturas amorfas, de bordos irregulares e de densidade mineral, com aproximadamente 1,3 por 1,5 cm.

A parede da bolha timpânica direita apresentava-se mais espessada do que a da esquerda, com bordos lisos.

Capítulo V

Casos clínicos

O osso basioccipital apresentava também uma assimetria lateral. Após análise histopatológica, verificou-se a presença de um processo inflamatório crónico da cavidade nasal. Foi solicitado o cultivo de uma amostra da cavidade nasal, cujo resultado foi positivo para *Staphylococcus aureus* e negativo para fungos.

Foi implementado tratamento com amoxicilina em associação com ácido clavulânico. Uma das razões pelas quais se apresentou a esta consulta (4 de janeiro de 2019), para além do motivo já referido, foi o facto de os tutores verificarem que o processo inflamatório presente no olho esquerdo parecia estar a piorar, desde há cerca de 20 dias.

5.3.2. Exame físico

Ao exame físico, Joia pesava 11 kg, apresentando uma condição corporal de 2/9.

As únicas alterações dignas de registo aquando da exploração física foram: auscultação muito evidente de ruídos inspiratórios; linfadenopatia mandibular bilateral e pré-escapular leve; exoftalmia do olho esquerdo, com abundante secreção mucopurulenta e sobrecrescimento da mucosa conjuntival; secreção nasal bilateral esverdeada, com obstrução parcial do fluxo de ar; manifestação de dor à abertura da cavidade oral, aquando da sua exploração.

Os restantes parâmetros fisiológicos encontravam-se dentro da normalidade para a espécie e raça (estado mental alerta; mucosas rosadas; tempo de repleção capilar inferior a 2 segundos; nível de hidratação superior a 95%; pulso forte; frequência cardíaca a 100 bpm; frequência respiratória a 32 rpm; e temperatura a 38,6°C).

5.3.3. Lista de problemas

Como lista de problemas, salientaram-se assim:

- ✱ Auscultação muito evidente de ruídos inspiratórios;
- ✱ Linfadenopatia mandibular bilateral e pré-escapular leve;
- ✱ Exoftalmia do olho esquerdo, com abundante secreção mucopurulenta e sobrecrescimento da mucosa conjuntival;
- ✱ Secreção nasal bilateral esverdeada, com parcial obstrução do fluxo de ar;
- ✱ Manifestação de dor à abertura da cavidade oral.

5.3.4. Diagnósticos diferenciais

Após a anamnese e o exame físico realizados, e tendo em conta a sintomatologia apresentada por Joia, propôs-se como diagnósticos diferenciais:

- ✱ Massa na cavidade nasal de origem congénita, como hamartoma;
- ✱ Disquinésia ciliar primária;
- ✱ Estenose nasofaríngea;
- ✱ Rinite;
- ✱ Corpo estranho de origem infecciosa;
- ✱ Neoplasia (linfoma, carcinoma).

5.3.5. Exames complementares

De forma a avaliar convenientemente os problemas apresentados por Joia, foram propostos os seguintes exames complementares:

- ✱ Hemograma: no qual se verificou uma anemia normocítica normocrômica ligeira semirregenerativa (hematócrito de 37,2%) e leucocitose.
- ✱ Bioquímica sérica: na qual se verificou hipoalbuminemia.
- ✱ Análise de urina: a qual não apresentou alterações dignas de registo.
- ✱ Ecografia abdominal: a qual também não apresentou qualquer alteração digna de registo.
- ✱ Citologia dos linfonodos aumentados: na qual se verificou uma hiperplasia linfoide reativa, com presença de regiões de linfadenite macrofágica.
- ✱ Citologia da cavidade nasal: na qual se verificou uma inflamação neutrofílica (supurativa), assim como uma hiperplasia das células caliciformes.
- ✱ TC: foi realizado um estudo do crânio e tórax, antes e depois da administração de contraste iodado não iónico (Iomerol® 250 mg/ml a uma dose de 400 mg/kg). Nesse estudo verificou-se a presença de uma massa que obstruía completamente ambas as fossas nasais, provocando uma extensa lise dos cornetos nasais bilateralmente, assim como do vómer, do septo nasal, do osso maxilar esquerdo, dos ossos frontais ao nível das fossas orbitárias e da placa cribiforme (**Figura 29**). Após a administração de contraste, verificou-se que a massa captou contraste de forma marcada e aleatória. Esta massa apresentava, assim, um comportamento de neoplasia, compatível com: rinite imunomediada secundária

Capítulo V

Casos clínicos

a disquinésia ciliar, com acumulação de secreção nasal que terá dado origem a uma osteomielite bilateral extensa; ou com um granuloma parasitário ou fúngico; ou com uma neoplasia, embora seja improvável dada a simetria da lesão e a idade do animal. Estas alterações eram acompanhadas por uma reação perióstea irregular a nível rostral e lateral de ambos os ossos frontais e por uma hiperostose marcada, rostralmente a ambos os ossos estilo-hioides, provavelmente de origem infecciosa/inflamatória ou idiopática (**Figura 30**). Rostroventralmente a esta região de hiperostose, observou-se a protusão das tonsilas em direção ao lúmen da orofaringe, de forma bilateral (**Figura 31**). Observou-se igualmente uma linfadenopatia submandibular e retrofaríngea bilateral, moderada a grave, com origem provavelmente reativa, mas também, embora menos provável, de origem neoplásica (**Figura 32**).

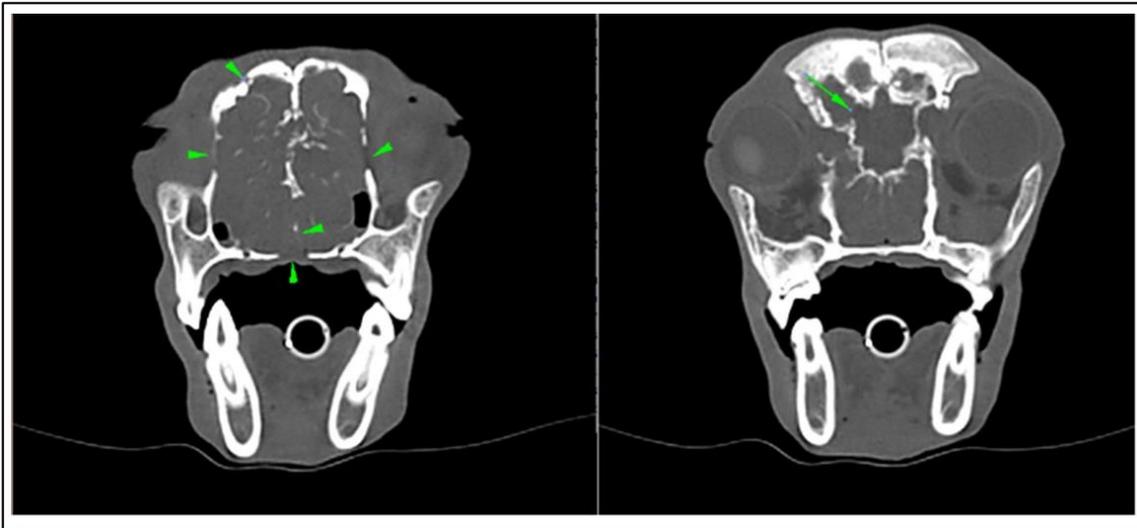


Figura 29: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região da cavidade nasal. Na imagem da esquerda, assinalada com as pontas de setas verdes, é visível a lise extensa dos cornetos nasais a nível bilateral, assim como do vómer, septo nasal, osso maxilar esquerdo, ossos frontais e fossas orbitárias. Na imagem da direita, assinalado com uma seta verde, é visível uma região de lise da placa cribiforme (imagens gentilmente cedidas pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).



Figura 30: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região dos seios frontais (imagem da esquerda) e do mesencéfalo (imagens central e da direita). Na imagem da esquerda, assinalada com as pontas de setas verdes, é visível uma reação periosteal irregular na região rostral e lateral de ambos os ossos frontais, assim como presença de conteúdo ao nível do seio frontal, com captação de contraste. Na imagem central e à direita é visível, assinalado com setas verdes, uma hiperostose extensa rostral a ambos os ossos estilo-hioides (imagens gentilmente cedidas pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

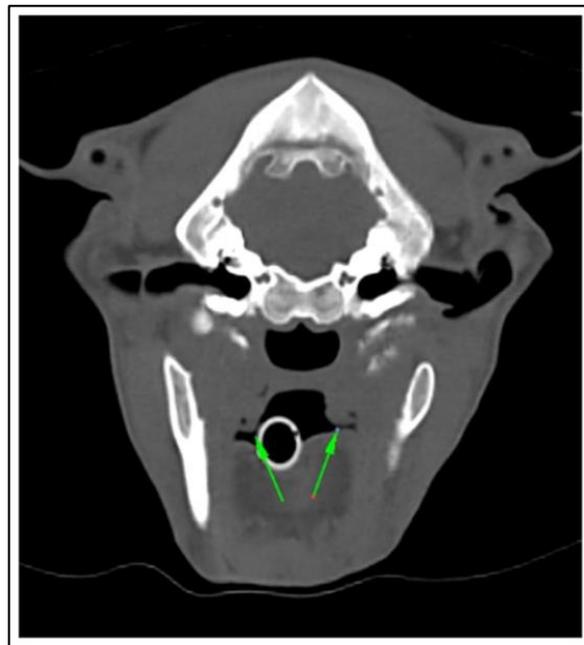


Figura 31: Imagem, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecido ósseo, na região do mesencéfalo. Observa-se uma protusão bilateral das tonsilas em direção ao lúmen da orofaringe, assinalado com setas verdes (imagem gentilmente cedida pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

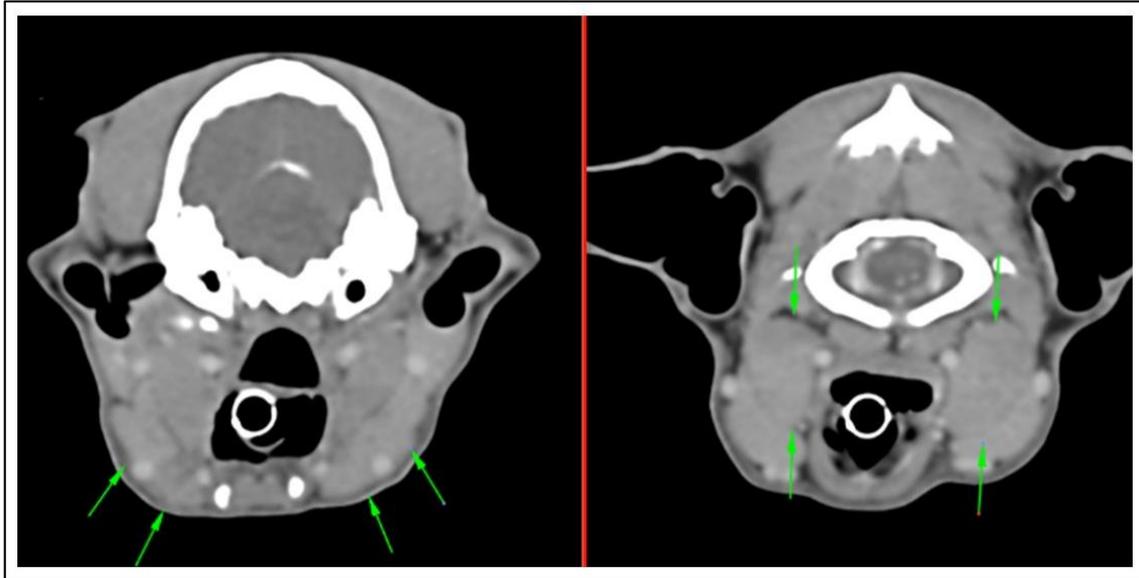


Figura 32: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico crânio-encefálico realizado, com recurso a janela de tecidos moles, na região do mesencéfalo. Em ambas as imagens é visível uma linfadenopatia submandibular e retrofaríngea moderada a grave, de forma bilateral (assinalado com as setas verdes) (imagens gentilmente cedidas pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

- ✱ **Histopatologia:** onde se verificaram fragmentos de mucosa e submucosa hiperplásicos, com expansões polipoides e quísticas, associadas aos cornetos nasais. Observaram-se, igualmente, inúmeras glândulas hiperplásicas na região da mucosa, com acumulação de secreção mucoide, material fibroso e algumas áreas com hemorragia, derivada da ectasia e rutura glandular secundária. Verificaram-se, ainda, regiões de reatividade óssea nos cornetos nasais e regiões com ulceração do epitélio de revestimento, recobertas por material fibrino-necrótico, o que poderia ser indicativo de um processo crónico, associado à presença de macrófagos reativos. De notar que não se observaram quaisquer agentes infecciosos ou células compatíveis com malignidade.

5.3.6. Diagnóstico definitivo

Dado os resultados obtidos principalmente através da TC e da histopatologia, e tendo em conta igualmente a idade do animal, foi apontado como diagnóstico definitivo um hamartoma nasal.

5.3.7. Tratamento

Para a resolução deste caso foi então proposto um tratamento de ordem cirúrgica, adjuvado com terapia médica. O animal foi submetido a anestesia geral e posicionado em decúbito ventral, para facilitar o acesso à cavidade nasal.

A cirurgia iniciou-se com uma rinotomia dorsal, realizando-se uma incisão ao nível da linha média da região superior do tabique nasal. Com recurso a um elevador do periósteo, expôs-se o osso nasal. Com auxílio a uma serra de osso, acedeu-se ao interior da cavidade nasal.

Mediante a utilização de Cottonoid® (compressa neurocirúrgica de material sintético) e de curetagem, realizou-se a extração de grande parte do conteúdo da cavidade nasal, através do local da rinotomia e de ambas as narinas. Após o esvaziamento da cavidade nasal, procedeu-se à fotovaporização com laser de díodo, com o objetivo de garantir uma limpeza eficaz e total da mesma, bem como promover a hemostase.

Foi realizada igualmente uma limpeza da cavidade nasal com soro fisiológico frio, também para promover a hemostase.

O defeito ósseo criado foi encerrado com uma membrana de colagénio, sendo que, por sua vez, a incisão foi encerrada, por planos, com recurso a material monofilamentar absorvível 3/0 USP, através de um padrão de sutura contínuo, no tecido subcutâneo, e intradérmico, na pele.

Tanto a anestesia como a cirurgia decorreram sem incidentes.

Como tratamento médico hospitalar pós-cirúrgico, foi-lhe administrado: um AINE (Meloxicam®) a uma dose de 0,1 mg/kg, por via intravenosa, de 24 em 24 horas; doxiciclina, a uma dose de 10 mg/kg, por via oral, de 24 em 24 horas; e metadona, a uma dose de 0,3 mg/kg, por via intravenosa, a cada 4 horas, para maneio de dor pós-cirúrgico.

Como tratamento ambulatorio, foi proposto a administração de doxiciclina a uma dose de 10 mg/kg, por via oral, de 24 em 24 horas. Uma vez que Joia mantinha, ainda, sintomatologia associada a uma inflamação ocular, foi prescrito igualmente um colírio à base de soro fisiológico e solução de iodopovidona, ambos a 50%, a aplicar de 6 em 6 horas. Foi prescrito igualmente, para o tratamento ocular, Oftalmowell® colírio, na dosagem de uma gota a cada 4 horas.

5.3.8. Prognóstico

Joia voltou à consulta no dia 23 de janeiro de 2019, na qual não se verificaram melhorias clínicas significativas. Desta forma, aconselhou-se a manter a terapia que tinha sido instituída anteriormente, auxiliada pela adição de corticoesteróides (cortisona) na dose de 1 mg/kg a cada 24 horas.

No dia 6 de fevereiro de 2019, Joia voltou à consulta. Clinicamente encontrava-se muito melhor, com excelente resposta à terapia instituída com cortisona. A secreção nasal tinha desaparecido por completo, assim como a exoftalmia evidenciada anteriormente. Apenas mantinha alguns estridores nasais.

A tutora referia também que o animal apresentava polifagia. Nessa consulta foi efetuado um perfil renal de controlo, devido à toma de corticoides, que não apresentou qualquer alteração digna de registo.

Foi realizada, igualmente, nova TC de controlo, de crânio e tórax, antes e depois da administração de contraste iodado não iónico (Iomerol® a 250 mg/ml, na dosagem de 400 mg/kg).

Ao nível do crânio, observou-se que a massa que anteriormente obstruía por completo a cavidade nasal, apenas se encontrava agora localizada na porção caudal da mesma, sendo que rostralmente a esta massa, na região onde deveriam estar localizados os cornetos nasais, se encontrava uma lesão cavitária extensa, com ausência dos mesmos, cranialmente às peças dentárias 108/208 (**Figura 33**).

A massa observada constituía, desta forma, uma obstrução à passagem do ar até à nasofaringe (**Figura 33**). A lise e hiperostose dos ossos vizinhos, assim como a hiperostose rostral a ambos os ossos estilo-hioides, mantiveram-se sem alterações relativamente ao estudo prévio (**Figuras 34 e 35**).

Os gânglios linfáticos regionais apresentaram-se sem alterações dignas de registo (**Figura 36**). Não foram verificadas quaisquer alterações após a administração de contraste.

Através deste estudo de controlo concluiu-se, então, que o hamartoma apenas tinha sido removido parcialmente, nomeadamente a nível rostral, existindo ainda um remanescente na porção mais caudal da cavidade nasal, o que provocava, desta forma, uma obstrução parcial do fluxo do ar até à nasofaringe.

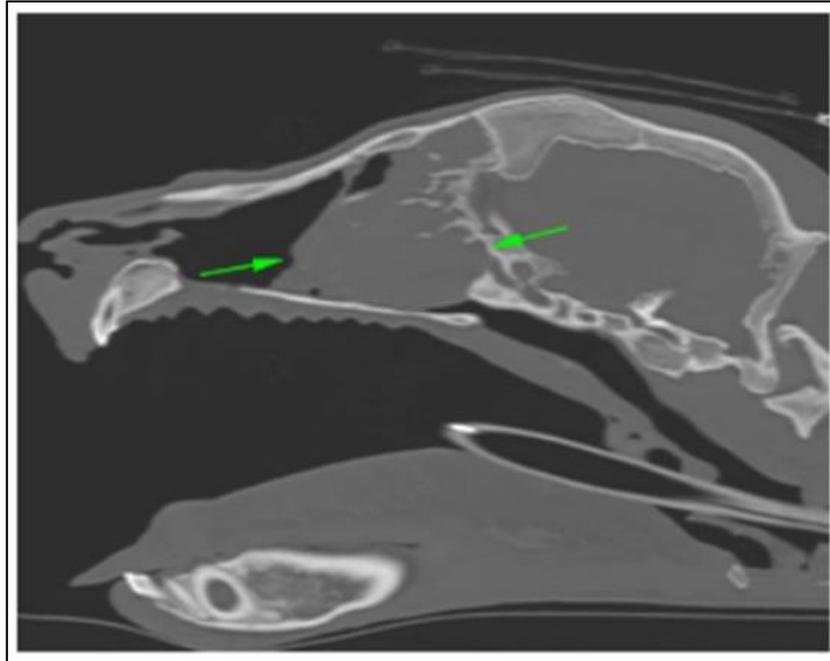


Figura 33: Imagem, em plano sagital, relativa ao estudo tomográfico crânio-encefálico de controle, com recurso a janela de tecidos moles, na região da cavidade nasal. Nesta, assinalado com setas verdes, verifica-se a presença de uma massa localizada na porção mais caudal das cavidades nasais, e que provoca obstrução na passagem do ar até à nasofaringe (imagem gentilmente cedida pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

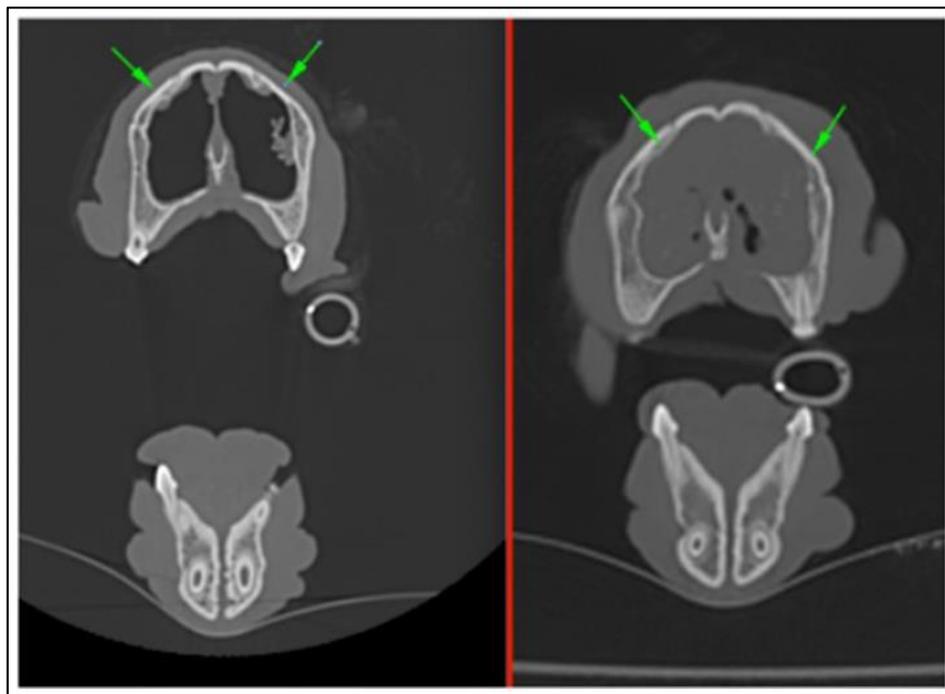


Figura 34: Comparação entre os dois estudos tomográficos crânio-encefálicos realizados, ambos em corte axial e com recurso a janela de tecido ósseo, ao nível da cavidade nasal, um antes (imagem da direita) e um após o procedimento cirúrgico realizado (imagem da esquerda). Verifica-se que após a cirurgia, se formou uma lesão cavitária, rostralmente na cavidade nasal, com ausência dos cornetos nasais (imagem gentilmente cedida pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

Capítulo V

Casos clínicos

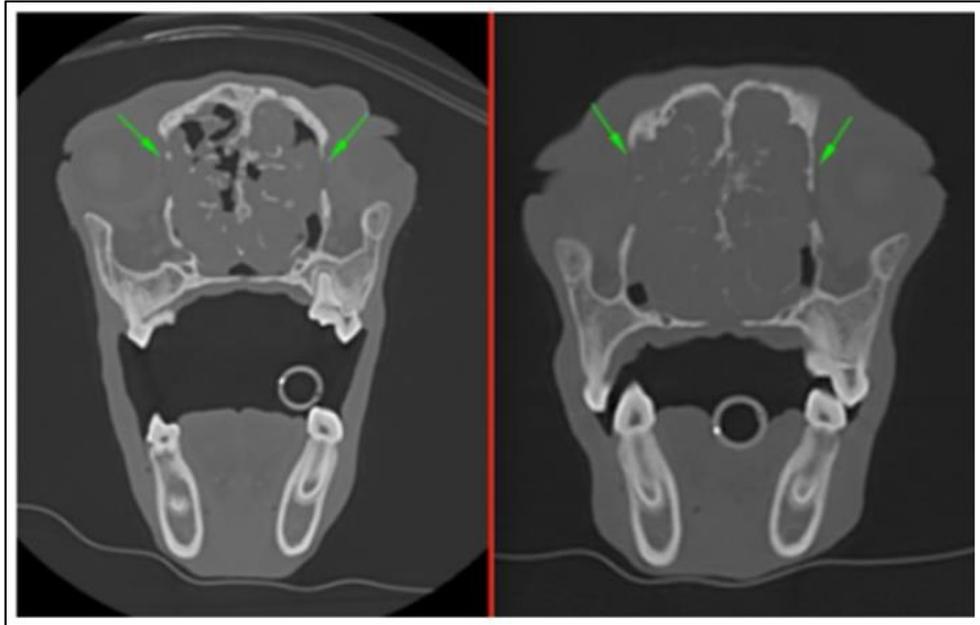


Figura 35: Comparação entre os dois estudos tomográficos crânio-encefálicos realizados, ambos em corte axial e com recurso a janela de tecido ósseo, ao nível da cavidade nasal, um antes (imagem da direita) e um após o procedimento cirúrgico realizado (imagem da esquerda). As setas verdes representam as regiões de lise óssea dos tecidos vizinhos à região onde se localiza a massa, que se mantém inalterada entre os dois estudos (imagens gentilmente cedidas pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

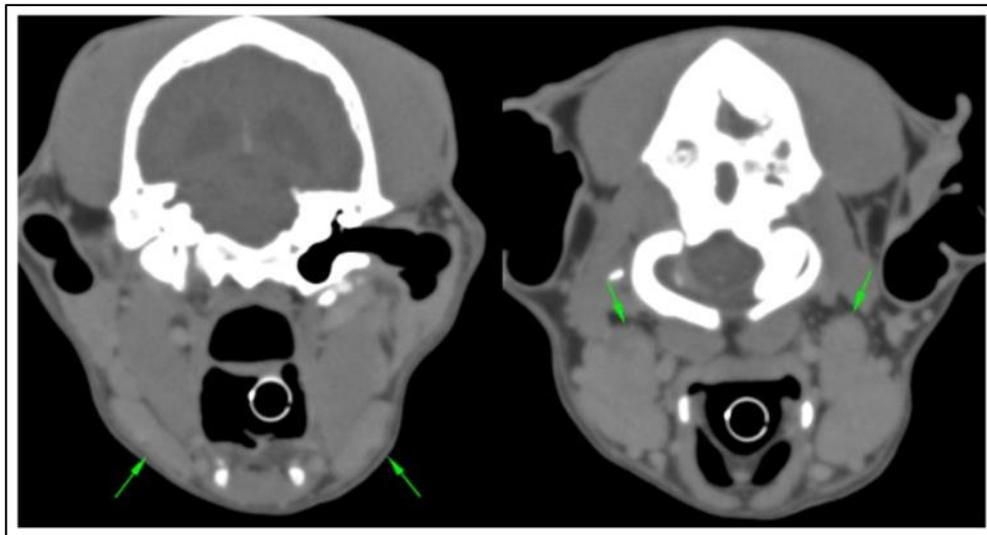


Figura 36: Imagens, em corte axial, do estudo tomográfico de controlo realizado, ao nível do mesencéfalo, com recurso a janela de tecidos moles. Não se verificam alterações nos gânglios regionais (assinalados com setas verdes) (imagem gentilmente cedida pelo departamento de imagem do Hospital Veterinário Valência Sur).

Após este estudo de controle, o plano consistiu em manter o tratamento com doxiciclina e cortisona, assim como o agendamento de nova consulta de revisão passadas duas a três semanas, de forma a avaliar a evolução clínica. Recomendou-se, igualmente, a realização de nova TC no prazo de mês e meio, para averiguar possíveis alterações tomográficas e planejar uma nova fotovaporização da massa com laser de dióxido, de forma a removê-la na sua totalidade.

5.3.9. Discussão

Os hamartomas são lesões raras, benignas, não neoplásicas, que se caracterizam como um sobrecrecimento desorganizado de células ou tecidos endógenos à região onde se localizam (Delbrouck *et al.*, 2004; Di Carlo *et al.*, 2006). Estas lesões têm tendência a afetar apenas um tipo de tecido (Kafarnik *et al.*, 2010), sendo que o seu crescimento é limitado, não sofrendo nova expansão posteriormente a um certo limite (Koestner & Higgins, 2002). Pensa-se que a sua origem recaia sobre erros durante o desenvolvimento fetal ou distúrbios pós-natais do tecido imaturo (Delbrouck *et al.*, 2004).

Em cães, o surgimento de hamartomas tem sido descrito, ao longo do tempo, nos mais variados órgãos e tecidos, incluindo rins, pulmões, pele, ligamento periodontal, vasos, músculos, nervos periféricos, medula espinhal e hipotálamo, sendo que estes casos reportados surgem num número pouco representativo (Njoku *et al.*, 1972; Splitter *et al.*, 1972; Cook, 1977; Goldschmidt *et al.*, 1998; Takahashi *et al.*, 2000; Smith *et al.*, 2001; Machida *et al.*, 2002; Sanders *et al.*, 2002; Liu & Mikaelian, 2003; Taney *et al.*, 2005; Saunders, 2007; Booler, 2008). Estão ainda descritas outras localizações como as pálpebras (Kafarnik *et al.*, 2010) e a cavidade nasal (Delbrouck *et al.*, 2004; LaDouceur *et al.*, 2016).

Em Humanos, os hamartomas foram descritos pela primeira vez por Albrect, em 1904 (Craig, 1965). Embora estes possam estar presentes em qualquer parte do corpo, tal como no cão, as localizações descritas como as mais comuns são: pulmão, rins, fígado, baço e intestino (Delbrouck *et al.*, 2004).

Para além destas localizações, Birt e Knight-Jones descreveram, pela primeira vez, um caso de hamartoma na nasofaringe, em 1969 (Wenig & Heffner, 1995), sendo que mais tarde, em 1995, Wenig e Heffner descreveram um subtipo de hamartoma com origem na superfície do epitélio, isto é, com elementos glandulares que emergiam desde esse epitélio e não das glândulas seromucosas, designado como Hamartoma Epitelial Adenomatóide Respiratório (HEAR) (Wenig & Heffner, 1995; Mortuaire *et al.*, 2007). Após essa referência, a HEAR foi

Capítulo V

Casos clínicos

reportada em cerca de 400 pessoas e apenas num cão (Delbrouck *et al.*, 2004; Nguyen *et al.*, 2014).

De notar que, clinicamente, em Humanos, a HEAR causa descargas nasais, dor à palpação facial, pressão facial, enxaquecas e comprometimento ou perda total da capacidade olfativa (Nguyen *et al.*, 2014).

Embora esta lesão seja geralmente considerada benigna e, portanto, sem metastização associada, algumas revisões recentes indicam que a sua patogénese é controversa, apontando como possível causa para o seu aparecimento um processo inflamatório ou até mesmo neoplásico (Nguyen *et al.*, 2014; Nomura *et al.*, 2014).

Na verdade, em Humanos, a HEAR está descrita tanto na cavidade nasal, como também nos seios paranasais e na nasofarínge (Fitzhugh & Mirani, 2008; Nguyen *et al.*, 2014), podendo definir-se ainda, tendo em conta a característica do tecido a partir do qual os hamartomas são originários, em epiteliais, mesequimatosos ou mistos, sendo que a grande maioria descrita é unicamente do tipo epitelial (Liang *et al.*, 2007). De notar que estas lesões tendem a organizar-se de forma polipóide (Fitzhugh & Mirani, 2008).

Os diagnósticos diferenciais de HEAR incluem pólipos inflamatórios, papilomas invertidos e adenocarcinomas sinonasais de baixo grau (Romashko & Stankiewicz, 2005).

O seu diagnóstico direto apenas é obtido através da examinação ao microscópio, cujas características histológicas incluem uma componente glandular, que consiste em epitélio respiratório originário do epitélio superficial, e um crescimento polipóide, que é resultante da proliferação adenomatosa do epitélio respiratório (Nguyen *et al.*, 2014), características que correspondem às observadas na lesão de Joia.

De notar ainda que, também em Humanos, está descrito um subtipo de HEAR, no qual o sobrecrescimento celular abordado anteriormente está organizado em torno de uma matriz condro-óssea, ao qual se dá o nome de hamartoma epitelial adenomatóide respiratório condro-ósseo (HEARC) (Fedda *et al.*, 2013). São poucos os casos reportados deste tipo de lesão, tanto em Humanos como em animais, sendo que, até à data, apenas existe um caso reportado em cães (Flavin *et al.*, 2005; Choi *et al.*, 2006; Fedda *et al.*, 2013; Nomura *et al.*, 2014; LaDouceur *et al.*, 2016).

Relativamente ao tratamento, é de salientar que, em Humanos, os casos de HEAR estão considerados como tendo um excelente prognóstico após remoção cirúrgica completa da lesão, procedimento esse que é considerado como curativo (Fitzhugh & Mirani, 2008).

Ainda em Humanos, a forma de ressecção cirúrgica é baseada no local de origem e na extensão da lesão dentro da cavidade nasal e seios paranasais (Bignami *et al.*, 2014). Dependendo da forma como a lesão se expressa, pode ser necessária uma ressecção endoscópica por disseção subperióstea e perfuração do osso subjacente (Lombardi *et al.*, 2011; Karligkiotis *et al.*, 2014), sendo que, em casos em que a HEAR se protunde desde a fossa olfativa, a turbina média é retirada para melhor exposição e completa remoção da lesão a partir da mesma (Bignami *et al.*, 2014).

Já em casos em que esteja associada uma polipose nasal, a cirurgia sinusal endoscópica é considerada como o tratamento *standard*, sem ser necessária disseção subperiosteal ou perfuração óssea (Bignami *et al.*, 2014).

No caso de Joia, tendo em conta a extensão das lesões, revelou-se necessário um acesso por meio de uma rinotomia dorsal, de forma a aceder à cavidade nasal e a tentar remover eficazmente toda a lesão. Na verdade, a utilização adjuvante do laser de dióxido de titânio, em conjunto com um rinoscópio, nestes casos, revela-se especialmente útil, uma vez que este pode tratar certas lesões que, de outra forma, necessitaria de procedimentos cirúrgicos mais extensos, invasivos e debilitantes (Moll, 2006).

Estes procedimentos geralmente ocorrem na presença de bastante fluido, o que torna a utilização deste tipo de dispositivos ainda mais eficaz (Moll, 2006). Na verdade, sob contínua ou intermitente irrigação, as fontes de hemorragia são rapidamente identificáveis e facilmente coaguladas, sendo que a hemostase pode ser obtida com potências compreendidas entre os 3 e os 6 *watts*, num modo de contacto, durante cerca de 3 segundos de aplicação do dispositivo, que é o preconizado para este tipo de procedimentos (Moll, 2006).

Para além disso, a imersão do laser numa região com bastante fluido aumenta a visualização da área que se pretende atingir, sendo que, qualquer tecido que, por algum motivo, seja carbonizado, pode ser rapidamente removido, minimizando o risco de danificação térmica periférica (Moll, 2006). É de salientar, ainda, que a escolha do tamanho da fibra é também dependente da dimensão da lesão e do canal de trabalho do endoscópio utilizado (Moll, 2006).

A excisão de massas através da utilização de um laser de dióxido de titânio pode ser obtida de duas formas distintas (Moll, 2006): esta pode ser primeiramente removida com recurso a um instrumento de biópsias e só posteriormente o leito de onde foi removida ser tratado com laser, ou então a ablação da massa ser feita diretamente com recurso ao mesmo (Moll, 2006).

Segundo a primeira hipótese descrita, e que corresponde à utilizada no caso de Joia, é permitido um controlo adequado da hemorragia que emerge posteriormente à ablação da massa

Capítulo V

Casos clínicos

e, do mesmo modo, à remoção de qualquer tecido anormal remanescente (Moll, 2006). Através deste método, o conforto pós-operatório do doente parece ser equivalente ao de uma excisão direta (Moll, 2006). No entanto, salienta-se que qualquer biópsia da massa que se pretenda obter para submeter a uma análise histopatológica, deve ser recolhida antes do uso do laser (Moll, 2006), o que foi feito também no caso de Joia.

Relativamente à segunda hipótese, esta é indicada para massas cujo caráter benigno foi provado previamente (Moll, 2006). Este processo de ablação direta implica a introdução da fibra ótica do laser no meio da massa, com potências compreendidas entre os 10 e os 25 *watts*, até que o tecido adquira uma aparência esbranquiçada, que simboliza a sua desvitalização (Moll, 2006). Este tecido pode, assim, ser removido através de fórceps de biópsia (Moll, 2006).

É de salientar, ainda, que a utilização de dispositivos laser de diodo para a remoção de hamartomas é muito comum em Medicina Humana, em casos de hamartomas endobronquiais, por meio de broncoscópios, quer rígidos quer flexíveis (Rai *et al.*, 2010).

De referir ainda que a utilização de Cottonoid® teve como objetivo promover a hemostase após a realização da rinotomia, que é um procedimento bastante hemorrágico. Este tipo de compressas são utilizadas para proteger tecidos delicados e estruturas nervosas durante procedimentos neurocirúrgicos, nomeadamente craniotomias ou laminectomias (Saramall, 2011). Estas são compostas por fibras sintéticas porosas que lhes permitem adquirir uma potente capacidade de absorção e adaptação a superfícies irregulares, sem retenção do tecido no qual são aplicadas (Saramall, 2011).

A utilização de uma membrana de colagénio, no caso de Joia, para encerrar o defeito ósseo criado através da realização de uma rinotomia dorsal, teve como objetivo fornecer uma boa base de suporte e estrutura para o seu encerramento total (Escarpa *et al.*, 2018).

5.4. Caso clínico número 4

5.4.1. Identificação do animal e anamnese

Bart era um *Labrador retriever*, de 9 anos de idade, inteiro, que foi consultado no Hospital Veterinário Valência Sur, no dia 2 de fevereiro de 2019, remitido pelo seu Médico Veterinário de confiança, para ablação de um mastocitoma na região perianal direita.

Os seus tutores referiram que há aproximadamente um ano notaram uma pequena massa nessa região, massa essa que teria sofrido um crescimento abrupto num curto período de tempo (cerca de 2 meses), pelo que foi realizada cirurgia para a sua remoção.

Nessa altura, a massa foi enviada para análise histopatológica, cujo diagnóstico confirmou tratar-se de um mastocitoma.

Passados cerca de três meses após a cirurgia, verificaram que a massa tinha recidivado, sendo que o crescimento, desta vez, teria sido ainda mais rápido do que o verificado anteriormente.

Realizaram, assim, três sessões de quimioterapia, sendo que após a primeira sessão notaram uma evidente redução de tamanho da massa. Após as seguintes duas sessões, notaram igualmente uma redução do seu tamanho, pelo que o seu Médico Veterinário remitiu o caso para que fosse feita uma ablação da mesma, mediante a utilização de laser de diodo.

5.4.2. Exame físico

Ao exame físico, Bart pesava 40,8 kg, apresentando uma condição corporal de 6/9.

À exploração da região perianal direita, verificou-se a presença de uma massa com cerca de 3 a 4 cm de diâmetro, aderida, sem mobilidade, e de consistência sólida.

No que concerne aos restantes parâmetros fisiológicos, estes encontravam-se dentro da normalidade para a espécie e raça (estado mental alerta; mucosas rosadas; tempo de repleção capilar inferior a 2 segundos; nível de hidratação superior a 95%; pulso forte; frequência cardíaca a 80 bpm; frequência respiratória a 30 rpm; auscultação cardiopulmonar normal; e temperatura a 38,7°C).

5.4.3. Lista de problemas

Como lista de problemas, salienta-se assim a presença de uma massa, na região perianal direita, com cerca de 3 a 4 centímetros de diâmetro, aderida, sem mobilidade, e de consistência sólida.

5.4.4. Diagnósticos diferenciais, exames complementares e diagnóstico definitivo

Uma vez que Bart já tinha um diagnóstico definitivo prévio elaborado pelo seu Médico Veterinário de confiança, e que inclusivamente já estava a ser submetido a quimioterapia no mesmo, apenas foi realizado um painel analítico pré-anestésico de rotina, uma radiografia de tórax e uma ecografia abdominal de controlo.

Capítulo V

Casos clínicos

No hemograma não foram observadas alterações dignas de registo. Contudo, na bioquímica sérica foi verificado um aumento dos valores das transaminases hepáticas.

Na radiografia de tórax não foram observadas quaisquer alterações dignas de registo.

Na ecografia abdominal, verificou-se uma hepatomegalia inespecífica, compatível com uma possível hepatopatia esteroideia ou inflamatória ou, menos provável, neoplásica. Ao nível das glândulas adrenais, verificaram-se alterações compatíveis com atrofia bilateral, possivelmente por administração exógena de glucocorticoides. Os restantes órgãos não apresentaram alterações dignas de registo.

5.4.5. Tratamento

O tratamento consistiu, então, na ablação cirúrgica da massa, por intermédio de um laser de diódo. Iniciou-se a cirurgia com uma incisão em 360°, circundando a massa que se pretendia retirar, por intermédio de um laser de diódo, promovendo, em simultâneo, a hemostase dos vasos daquela região. A extração da massa foi feita com o máximo cuidado possível, de forma a respeitar a conformação do músculo esfíncter anal externo. Realizou-se, em seguida, a síntese do plano subcutâneo, mediante um padrão de sutura simples, com material monofilamentar absorvível 2/0 USP. Por sua vez, a síntese da pele e união mucocutânea foi feita mediante a utilização de material absorvível monofilamentar 3/0 USP. De notar que a massa foi enviada para exame histopatológico.

Tanto a cirurgia como a anestesia decorreram sem incidentes.

Foi instituída como terapia pós-operatória com marbofloxacina a 2 mg/kg, de 24 em 24 horas.

Como tratamento ambulatorio manteve-se a marbofloxacina a 2 mg/kg, a cada 24 horas, durante 7 a 10 dias consecutivos e tramadol 2 mg/kg, a cada 8 horas, durante 3 dias consecutivos.

5.4.6. Prognóstico

Cinco dias após a cirurgia, chegaram os resultados da histopatologia, onde se obteve um diagnóstico compatível com mastocitoma cutâneo de grau III ou alto grau. Nesses resultados, verificou-se igualmente que as margens cirúrgicas obtidas foram adequadas, à exceção de uma

delas que ficou ligeiramente mais reduzida do que o recomendável (entre 1 a 2 mm mais reduzida do que a dimensão padronizada).

Segundo a tutora, o animal continuou com o tratamento quimioterápico na sua clínica. Esta comentou igualmente que ocorreu deiscência de sutura, algo que estava a ser devidamente tratado na sua clínica de conveniência.

Um mês após a cirurgia, foi realizado um novo estudo ecográfico abdominal, onde se verificou que tanto o fígado como as glândulas adrenais já não apresentavam alterações dignas de registo. Por outro lado, verificava-se uma linfadenopatia ilíaca medial bilateral moderada e hipogástrica grave compatível com uma lesão metastática secundária à neoplasia extraída anteriormente.

5.4.7. Discussão

Os mastocitomas são o tipo de cancro de pele mais comum em cães (Welle *et al.*, 2008). Na verdade, eles podem surgir na maior parte dos órgãos e tecidos do corpo, sendo, no entanto, mais comuns em localizações que estão em contacto com o ambiente externo, nomeadamente pele, pulmões e trato gastrointestinal (Page & Foreman, 1993).

A sua etiologia é desconhecida, mas, como a maior parte das formas de cancro, esta é provavelmente multifatorial e, tendo em conta as predisposições raciais documentadas, provavelmente terá uma componente genética (Dobson & Scase, 2007).

De facto, estimativas recentes apontam que a idade média dos cães diagnosticados com mastocitoma varia entre os 7,5 e os 9 anos de idade (O'Connell & Thomson, 2013; Shoop *et al.*, 2015; Mochizuki *et al.*, 2017), faixa etária na qual se insere Bart. Nenhuma predisposição específica foi observada relativamente ao género do animal (Dobson & Scase, 2007).

Já no que diz respeito à raça, o *Boxer* e o *Bulldog* (incluindo *Bullmastiff*, *Boston terrier* e *Staffordshire bull terrier*) estão reportados como apresentando um risco aumentado em desenvolver este tipo de tumores, o que poderá ser derivado da existência de um ancestral comum entre estas raças (Peters, 1969). Outras raças também reportadas como tendo um elevado risco de aparecimento destes tumores são: *Rhodesian ridgebac*, *Pug*, *Weimaraner*, *Labrador retriever*, *Beagle* e *Golden retriever* (Dobson J., 1994).

De notar, contudo, que embora os *Boxers* e *Bulldogs* pareçam mais predispostos ao aparecimento deste tipo de tumores, estes têm tendência a ser afetados por tipos de mastocitomas menos agressivos, tal como nos *Pugs* (McNiel *et al.*, 2006). Por outro lado,

Capítulo V

Casos clínicos

Labrador retrievers tendem a ser afetados por tumores mais agressivos, e *Golden retrievers* apresentam maior risco de desenvolver múltiplos tumores (Murphy *et al.*, 2006).

Os mastocitomas cutâneos são, geralmente, lesões solitárias, apesar da sua aparência clínica poder ser variável e alguns cães poderem desenvolver mais do que um mastocitoma em simultâneo (Dobson & Scase, 2007). Macroscopicamente, pode ser muito semelhante a outros tumores cutâneos, pelo que deve ser sempre incluído nos diagnósticos diferenciais (Dobson & Scase, 2007).

A maior parte dos cães afetados são tratados com sucesso através de cirurgia e/ou radioterapia local. No entanto, salienta-se que cerca de 30% dos casos exige um tratamento sistémico devido à ocorrência de metástases, sendo o prognóstico muito reservado (Dobson & Scase, 2007).

Segundo a Organização Mundial de Saúde, os mastocitomas em cães podem ser classificados segundo 4 estádios clínicos distintos (Owen, 1980):

- Grau I: Presença apenas de um tumor, confinado à derme, sem envolvimento de linfonodos (Owen, 1980);
- Grau II: Presença apenas de um tumor, confinado à derme, porém com envolvimento dos linfonodos locais ou regionais (Owen, 1980);
- Grau III: Presença de múltiplos tumores na derme, ou um único tumor com elevada infiltração, com ou sem envolvimento dos linfonodos locais ou regionais (Owen, 1980);
- Grau IV: Qualquer tumor com metástases afastadas (Owen, 1980).

Contudo, é de frisar que alguns estudos questionaram a utilidade deste sistema, especialmente no que respeita aos de grau III (Dobson *et al.*, 2004; McNiel *et al.*, 2006; Murphy *et al.*, 2006).

Na verdade, este sistema é bastante vago na definição do estadio III, uma vez que agrupa tipos de lesões distintas, nomeadamente múltiplos nódulos cutâneos com um tumor altamente infiltrativo (Dobson & Scase, 2007). Também o uso do termo derme pode ser altamente enganador, uma vez que se o sistema de classificação histológica deste tipo de tumores for aplicado de forma estrita, a grande maioria dos tumores de grau II e III será classificada clinicamente como sendo de grau III ou superior, pois estes, por definição, não se limitam à derme (Dobson & Scase, 2007). Isto pode sugerir que um grande número de mastocitomas de grau II, do ponto de vista histológico, possa ser tratado incorretamente, como se fosse de um

grau superior, isto é, com uma terapia substancialmente mais agressiva do que o necessário (Dobson & Scase, 2007).

De facto, do ponto de vista histológico, características como a diferenciação celular, a taxa mitótica e a invasão celular podem ser utilizadas para classificar e, desta forma, prever o comportamento biológico e o prognóstico de mastocitomas (Dobson & Scase, 2007).

Existem, assim, dois sistemas de classificação histológica publicados para mastocitomas cutâneos em cães (Bostock, 1973; Patnaik *et al.*, 1984). O sistema mais utilizado é o de Patnaik, embora existam também inúmeros problemas na padronização dos critérios de classificação histológica estabelecidos no seu artigo original, tal como foi exemplificado por estudos que demonstraram que diferentes patologistas veterinários classificaram de forma distinta o mesmo caso (Northrup *et al.*, 2005).

Segundo diversos estudos da área, o tratamento de mastocitomas baseia-se, assim, na ressecção cirúrgica de tumores, radioterapia, quimioterapia, ou uma combinação das três (Dobson & Scase, 2007).

De facto, nos primeiros estudos relativos à classificação destes tumores, ficou estabelecido que: mais de 80% dos cães com tumores de grau I sobrevive mais de quatro anos após a cirurgia, percentagem essa que baixa para cerca de 44% em cães com tumores de grau II e para 6% em cães com tumores de grau III (Patnaik *et al.*, 1984).

Murphy *et al.*, num estudo de 340 casos de mastocitomas, verificaram que cães com tumores de grau I e II tiveram tempos médios de sobrevivência de cerca de 1300 dias, pelo que os de grau III apenas tiveram de cerca de 278 dias, o que vem apoiar o que já tinha sido descrito por Patnaik (Murphy *et al.*, 2004).

Para além disso, Seguin *et al.* e Weisse *et al.* verificaram nos seus estudos que cães com mastocitomas de grau II melhoraram em cerca de 90% a sua esperança de vida apenas com tratamento através de cirurgia (Seguin, *et al.*, 2001; Weisse *et al.*, 2002).

De acordo com a bibliografia, a margem de excisão, para ser considerada “limpa”, deve ter, pelo menos 3 cm (Dobson & Scase, 2007). Contudo, Simpson *et al.* demonstraram que 75% de 20 tumores de grau II foram completamente excisionados com margens de 1 cm, sendo que todos foram completamente excisionados com 2 cm de margens (Simpson *et al.*, 2004). Os autores deste estudo concluíram, assim, que uma margem lateral de 2 cm e uma margem profunda de um plano fascial parecem ser as mais adequadas para uma excisão completa de tumores de graus I e II (Simpson *et al.*, 2004). Num estudo prospetivo posterior, esta hipótese foi também confirmada (Fulcher *et al.*, 2006).

Capítulo V

Casos clínicos

De facto, o laser de díodo é o dispositivo mais adequado para a disseção e excisão de massas subcutâneas e internas (Moll, 2006).

A sua possibilidade de utilização em modo de contacto e o seu controlo tátil permitem uma elevada precisão na disseção destas massas e na hemostase dos tecidos, o que fazem deste tipo de laser melhor do que o laser de CO₂ para este tipo de procedimentos cirúrgicos (Moll, 2006). Na verdade, a hemostase é fundamental neste tipo de lesões, uma vez que os tecidos neoplásicos são, por norma, mais vascularizados do que o normal (Moll, 2006).

Na excisão de neoplasias por intermédio deste tipo de equipamentos, é de salientar que a dimensão das margens cirúrgicas deve ser baseada no tipo de tumor e nas possíveis complicações ou benefícios que possam estar associados à remoção de tecido normal, sendo que as *guidelines* das dimensões das margens de excisão de neoplasias com recurso a laser são, em geral, diferentes das usadas na cirurgia convencional (Moll, 2006).

Relativamente às características do aparelho, devem ser usadas potências compreendidas entre os 3 e os 14 *watts*, consoante a velocidade que se pretende, a precisão e a própria vascularização do tecido alvo (Moll, 2006). Deve-se ter sempre em consideração que potências mais elevadas e um tempo de exposição mais longo podem rapidamente sobreaquecer a fibra (Moll, 2006).

Assim, para a hemostase, aconselha-se a utilização de potências entre os 2 e os 4 *watts*, com tempos de exposição mais longos (Moll, 2006). Já para incisão ou excisão, aconselham-se potências entre 6 a 14 *watts*, mas com tempos de exposição mais reduzidos, nomeadamente menores do que 3 segundos (Moll, 2006).

Por seu lado, em casos em que a completa excisão não é possível ou em que a massa é altamente pigmentada ou mais vascularizada que o tecido adjacente, o laser de díodo pode ser usado em modo de feixe livre, pois permite um maior diâmetro do feixe a potências elevadas (Moll, 2006). Nestes casos, podem ser utilizadas fibras de 600 ou 1000 μm , com uma potência de 15 a 60 *watts*, sendo que o feixe de radiação deve ser alinhado de forma precisa com o tecido alvo (Moll, 2006). Assim, a absorção da energia laser pelo tecido alvo irá causar vaporização da superfície do tecido, coagulação e subsequente necrose do tecido mais profundo (até 3 mm), pelo que se revela imperativo considerar as estruturas que se localizam por baixo do tecido no qual se está a atuar, de forma a prever potenciais complicações (Moll, 2006).

Outras opções terapêuticas como a radioterapia e a quimioterapia devem ser consideradas como adjuvantes de procedimentos cirúrgicos (Dobson & Scase, 2007).

No caso da radioterapia, esta tem sido usada principalmente para o tratamento pós-cirúrgico de mastocitomas de grau II, onde a ressecção cirúrgica completa não foi possível ou onde não foram obtidas margens totalmente “limpas” (Dobson & Scase, 2007). De facto, segundo Al-Sarraf *et al.* e Frimberger *et al.*, a combinação da cirurgia com radioterapia parece ser bastante bem sucedida neste tipo de tumores, com 94 a 97% dos casos a atingir taxas de sobrevivência sem doença de 12 meses (Al-Sarraf *et al.*, 1996; Frimberger *et al.*, 1997).

Contudo, note-se que uma potencial consequência de irradiar este tipo de células é a libertação de histamina a partir das células neoplásicas (Dobson & Scase, 2007). Por esse mesmo motivo, Dobson, num estudo de sua autoria, implantou um tratamento com 40 mg/m² de prednisolona durante 10 a 14 dias em cães com mastocitomas que não eram possíveis de ser completamente excisionados, antes de se proceder à radioterapia (Dobson *et al.*, 2004). Neste verificou-se que, num grupo de 35 cães com mastocitomas não excisionais localizados na cabeça ou porção distal dos membros, tratados, assim, com radioterapia, as taxas de sobrevivência livres de recaídas por um período de 1 e 2 anos foram de, pelo menos, 60% e 53%, respetivamente (Dobson *et al.*, 2004).

Assim, em alguns casos em que a cirurgia é difícil tendo em conta a localização da massa em questão, uma combinação de elevadas doses de prednisolona seguida de radioterapia, pode representar uma alternativa não invasiva à cirurgia (Dobson & Scase, 2007).

No que concerne à quimioterapia, esta apenas está indicada no maneio de tumores de grau III, como adjuvante da cirurgia, como foi o caso de Bart, de forma a reduzir o risco de metástases ou como tratamento paliativo de tumores primários cuja remoção não é possível (Dobson & Scase, 2007). Casos de tumores de grau II com elevada metastização são também candidatos para a realização de quimioterapia como tratamento adjuvante (Dobson & Scase, 2007).

Assim, um requisito básico de um protocolo de quimioterapia com vários fármacos é que cada agente individual exerça um determinado efeito sobre o tumor (Dobson & Scase, 2007).

Na verdade, existe pouca bibliografia relativa à resposta quimioterápica deste tipo de tumores. Os estudos existentes são baseados num reduzido número de casos, sendo que os mastocitomas incluídos nos mesmos possuem vários graus e estadios clínicos, o que resulta em resultados heterogéneos, dificultando, assim, a obtenção de qualquer tipo de conclusão com validade científica (Dobson & Scase, 2007).

Capítulo V

Casos clínicos

A combinação de vinblastina com prednisolona aparenta ser o protocolo ideal em casos de matocitomas cutâneos caninos, embora existam poucos estudos publicados sobre o uso dessa combinação, principalmente, como terapia adjuvante pós-operatória (Davies *et al.*, 2004; Trumel *et al.*, 2005; Thamm *et al.*, 2006).

Outros estudos abordaram também a utilização de prednisolona e vincristina isoladamente como agentes quimioterápicos para o tratamento deste tipo de lesões, mas os resultados ficaram à quem das expectativas (McCaw *et al.*, 1994; McCaw *et al.*, 1997).

Também a lomustina está reportada como sendo um possível agente quimioterápico a usar nestes casos, onde se verificou que 42% dos animais apresentaram alguma resposta mensurável para uma duração média de 109 dias (Rassnick *et al.*, 1999).

Um outro estudo que combinava como protocolo quimioterápico a vincristina com a ciclofosfamida, hidroxiureia e prednisolona demonstrou uma taxa de resposta de cerca de 59%, com uma duração média de resposta de 53 dias (Gerritsen *et al.*, 1998).

Olsen *et al.* demonstraram, num estudo mais recente, que a combinação de vinblastina, prednisolona e fosfato de toceranib para o tratamento de mastocitomas de graus II e III em cães obteve resposta em 90% dos pacientes com doença mensurável (Olsen *et al.*, 2018).

Outros agentes têm vindo a ser estudados para o tratamento deste tipo de tumores, nomeadamente: água hipotónica, uma vez que os mastócitos parecem ser excepcionalmente sensíveis a choque hipotónico, o que sugere que a injeção de uma solução hipotónica no local do tumor após excisão incompleta poderá destruir células tumorais residuais (Grier *et al.*, 1990); e pequenas moléculas cinase inibidoras, na medida em que as proteínas cinases têm surgido como alvos terapêuticos promissores contra diferentes tipos de neoplasias, com o desenvolvimento de inibidores específicos direcionados para essas proteínas (Dobson & Scase, 2007).

Competências adquiridas e perspectivas futuras

Em jeito de conclusão, considero que o meu período de estágio foi fundamental para a consolidação de conhecimentos adquiridos ao longo do meu percurso académico e para aperfeiçoar, fundamentalmente, a prática diária clínica, principalmente em relação à área da cirurgia de tecidos moles.

Relativamente às potencialidades da cirurgia a laser na área médico-veterinária, considero que representam uma mais valia para a prática clínica cirúrgica, principalmente em hospitais veterinários.

Embora o custo de aquisição deste tipo de equipamentos seja elevado, e uma vez que é necessário também um investimento por parte do próprio Médico Veterinário na sua formação nesta área em concreto, considero que o retorno financeiro que pode advir, tendo em conta o período de semivida deste tipo de equipamentos, compensa o investimento realizado. Em áreas como a cirurgia de mínima invasão, que já é considerada o futuro e que cada vez mais adquire adeptos da sua prática, considero que o uso de laser de diodo, por exemplo, é fundamental para a resolução de casos que, de outra forma, não seriam possíveis de ser resolvidos.

As potencialidades deste tipo de dispositivos são, de facto, inúmeras, tal como se pode perceber ao longo deste trabalho, pelo que o seu papel tem ganho cada vez mais peso na prática diária cirúrgica, principalmente em Medicina Humana. No entanto, saliento que ainda são escassos os estudos realizados com este tipo de equipamentos, principalmente na área médico-veterinária, o que poderá influir diretamente na taxa de sucesso e de procura de aquisição destes equipamentos. Note-se que estes representam, acima de tudo, uma nova alternativa de tratamento, pelo que os tutores terão todo o interesse em levar o seu animal a um local que possua todos os meios possíveis disponíveis para o tratamento do problema dos seus animais.

Num futuro próximo, gostaria de desenvolver um estudo neste âmbito, relacionado com as potencialidades de regeneração tissular inerentes à utilização do laser. Considero que poderá ser uma área em ascensão e uma possível potencialidade do laser que deverá ser explorada mais afincadamente. Se se comprovar efetivamente a sua eficácia, poderá ser mais uma vantagem da utilização destes dispositivos, a acrescer a todas as outras potencialidades já previamente comprovadas.

Bibliografia

- Addie, D. D., Radford, A., Yam, P. S., & Taylor, D. J. (2003). Cessation of feline calicivirus shedding coincident with resolution of chronic gingivostomatitis in a cat. *Journal of Small Animal Practice*, 44(4), 172-176.
- Al-Sarraf, R., Mauldin, G. N., Patnaik, A. K., & Meleo, K. A. (1996). A prospective study of radiation therapy for the treatment of grade 2 mast cell tumors in 32 dogs. *Journal of veterinary internal medicine*, 10(6), 376-378.
- Ando, Y., Aoki, A., Watanabe, H., & Ishikawa, I. (1996). Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers in Surgery and Medicine*, 19(2), 190-200.
- Araújo, M., Linder, E., Wennström, J., & Lindhe, J. (2008). The influence of Bio-Oss Collagen on healing of an extraction socket: an experimental study in the dog. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(2), 123-135.
- Baggish, M. S., & Elbakry, M. (1987). The effects of laser smoke on the lungs of rats. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, 156(5), 1260-1265.
- Baggish, M. S., Baltoyannis, P., & Sze, E. (1988). Protection of the rat lung from harmful effects of laser smoke. *Lasers in Surgery and Medicine*, 8(3), 248-253.
- Bartold, P. M., & Page, R. C. (1986). The effect of chronic inflammation on gingival connective tissue proteoglycans and hyaluronic acid. *Journal of Oral Pathology & Medicine*, 15(7), 367-374.
- Bashkatov, A. N., Genina, E. A., & Tuchin, V. V. (2011). Optical properties of skin, subcutaneous and muscle tissues: a review. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 4(1), 9-38.
- Becker, W., & Becker, B. E. (1990). Guided tissue regeneration for implants placed into extraction sockets and for implant dehiscences: surgical techniques and case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 10(5), 376-391.
- Berger, N., & Eeg, P. H. (2006). Introduction to Clinical Applications of CO2 Laser Energy in Veterinary Medical and Surgical Services. Em N. Berger, & P. H. Eeg, *Veterinary Laser Surgery: A Practical Guide* (1^a ed., pp. 139-182). Iowa: Blackwell Publishing.
- Berger, N., & Eeg, P. H. (2006). Theory of Laser Surgery. Em N. Berger, & P. H. Eeg, *Veterinary Laser Surgery: A Practical Guide* (1^a ed., pp. 4-75). Iowa: Blackwell Publishing.
- Bergmans, L., Moisiadis, P., Teughels, W., Van Meerbeek, B., Quirynen, M., & Lambrechts, P. (2006). Bactericidal effect of Nd:YAG laser irradiation on some endodontic pathogens ex vivo. *International Endodontic Journal*, 39(7), 547-557.
- Bertolami, C. N., & Messadi, D. V. (1994). The role of proteoglycans in hard and soft tissue repair. *Oral Biology and Medicine*, 5(3-4), 311-337.

- Bignami, M., Volpi, L., Karligkiotis, A., De Bernardi, F., Pistochini, A., AlQahtani, A., . . . Castelnuovo, P. (2014). Endoscopic endonasal resection of respiratory epithelial adenomatoid hamartomas of the sinonasal tract. *International Forum of Allergy & Rhinology*, 4(12), 961-965.
- Bohigian, G. M. (1986). Lasers in Medicine and Surgery: The Other Issues. *Journal of the American Medical Association*, 256(7), 900-910.
- Bohr, N. (1928). The Quantum Postulate and the Recent Development of Atomic Theory. *Nature*, 121, 580-590.
- Booler, H. (2008). Congenital intrahepatic vascular anomaly in a clinically normal laboratory beagle. *Toxicologic Pathology*, 36(7), 981-984.
- Bornstein, M. M., Bosshardt, D., & Buser, D. (2007). Effect of two different bioabsorbable collagen membranes on guided bone regeneration: a comparative histomorphometric study in the dog mandible. *Journal of Periodontology*, 78(10), 1943-1953.
- Bostock, D. E. (1973). The prognosis following surgical removal of mastocytomas in dogs. *The Journal of Small Animal Practice*, 14(1), 27-41.
- Brunsvold, M. A., & Melloning, J. T. (1993). Bone grafts and periodontal regeneration. *Periodontology 2000*, 1(1), 80-91.
- Carroll, L., & Humphreys, T. R. (2006). LASER-tissue interactions. *Clinics in Dermatology*, 24(1), 2-7.
- Casale, M., Moffa, A., Vella, P., Sabatino, L., Capuano, F., Salvinelli, B., . . . Salvinelli, F. (2016). Hyaluronic acid: Perspectives in dentistry. A systematic review. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, 29(4), 572-582.
- Chen, F. M., & Jin, Y. (2010). Periodontal tissue engineering and regeneration: current approaches and expanding opportunities. *Tissue Engineering. Part B, Reviews*, 16(2), 219-255.
- Chen, W. Y., & Abatangelo, G. (1999). Functions of hyaluronan in wound repair. *Wound Repair and Regeneration*, 7(2), 79-89.
- Cheong, W. F. (1995). Appendix to chapter 8: Summary of optical properties. Em A. J. Welch, & M. J. van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser Irradiated Tissue* (1^a edição ed.). New York: Plenum.
- Choi, E., Catalano, P. J., & Chang, K. G. (2006). Chondro-osseous respiratory epithelial hamartoma of the sinonasal tract. *Otolaryngology, head and neck surgery*, 134(1), 168-169.
- Coffelt, D. W., Cobb, C. M., MacNeill, S., Rapley, J. W., & Killoy, W. J. (1997). Determination of energy density threshold for laser ablation of bacteria. An in vitro study. *Journal of Clinical Periodontology*, 24(1), 1-7.

- Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 751-770.
- Cook, R. W. (1977). Hypothalamic hamartoma in a dog. *Veterinary Pathology*, 14(2), 138-145.
- Craig, O. (1965). Hamartoma. *Postgraduate Medical Journal*, 41(480), 636-638.
- Curran, M. A., Kaiser, S. M., Achacoso, P. L., & Nolan, G. P. (2000). Efficient transduction of nondividing cells by optimized feline immunodeficiency virus vectors. *Molecular therapy: the journal of the American Society of Gene Therapy*, 1(1), 31-38.
- Dahiya, P., & Kamal, R. (2013). Hyaluronic Acid: A Boon in Periodontal Therapy. *North American Journal of Medical Sciences*, 5(5), 309-315.
- Davies, D. R., Wyatt, K. M., Jardine, J. E., Robertson, I. D., & Irwin, P. J. (2004). Vinblastine and prednisolone as adjunctive therapy for canine cutaneous mast cell tumors. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 40(2), 124-130.
- Day, T. K. (2005). How to Use This Book. Em T. K. Day, *ECG Interpretation in the Critically III Dog and Cat* (1^a ed., p. 12). Iowa: Blackwell Publishing.
- Delbrouck, C., Fernandez, S. A., Choufani, G., & Hassid, S. (2004). Respiratory epithelial adenomatoid hamartoma associated with nasal polyposis. *American Journal of otolaryngology*, 25(4), 282-284.
- Di Carlo, R., Rinaldi, R., Ottaviano, G., & Pastore, A. (2006). Respiratory epithelial adenomatoid hamartoma of the maxillary sinus: case report. *ACTA Otorhinolaryngologica Italica*, 26(4), 225-227.
- Dobson, J. (1994). Skin Tumours of the Dog and Cat by M. H. Goldschmidt and F. S. Shofer. *Journal of Small Animal Practice*, 35(6), 325.
- Dobson, J. M., & Scase, T. J. (2007). Advances in the diagnosis and management of cutaneous mast cell tumours in dogs. *Journal of Small Animal Practice*, 48(8), 424-431.
- Dobson, J., Cohen, S., & Gould, S. (2004). Treatment of canine mast cell tumours with prednisolone and radiotherapy. *Veterinary and comparative oncology*, 2(3), 132-141.
- Druet, I., & Hennes, P. (2017). Relationship between Feline calicivirus Load, Oral Lesions, and Outcome in Feline Chronic Gingivostomatitis (Caudal Stomatitis): Retrospective Study in 104 Cats. *Frontiers in veterinary science*, 4, 209.
- Dupuis, R. D. (2004). The Diode Laser - The First 30 Days, 40 Years Ago. *Optics and Photonics News*, 15(4), 30-35.
- Einstein, A. (1917). Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physika Zeitschrift*(18), 121-136.
- Escarpa, T., Valtierra, M. A., Arrazola, J. R., Villagr a, D. B., Vitullo, N., Linares, P., . . . Orozco, A. W. (2018). Regeneraci n tisular guiada en odontolog a veterinaria. *Canis et felis*, 153(2), 12-19.

- Eto, J. N., Niu, W., Takeda, H. F., Kimura, Y., & Matsumoto, K. (1999). Morphological and atomic analytical changes of root canal wall dentin after treatment with thirty-eight percent Ag(NH₃)₂F solution and CO₂ laser. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 17(1), 19-24.
- Fader, D. J., & Ratner, D. (2000). Principles of CO₂/Erbium Laser Safety. *Dermatologic Surgery*, 26(3), 235-239.
- Fedda, F., Boulos, F., & Sabri, A. (2013). Chondro-osseous respiratory epithelial adenomatoid hamartoma of the nasal cavity. *International Archives of Otorhinolaryngology*, 17(2), 218-221.
- Felice, E. (2010). Shedding light: Laser physics and mechanism of action. *Phlebology: The Journal of Venous Disease*, 25(1), 11-28.
- Field, L. M. (1998). Laser resurfacing bacteria. The media, the marketers, the companies, and us. *Surgical Dermatology*, 24(6), 684-686.
- Fitzhugh, V. A., & Mirani, N. (2008). Respiratory Epithelial Adenomatoid Hamartoma: A Review. *Head and Neck Pathology*, 2(3), 203-208.
- Flavin, R., Russell, J., Phelan, E., & McDermott, M. B. (2005). Chondro-osseous respiratory epithelial adenomatoid hamartoma of the nasal cavity: a case report. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 69(1), 87-91.
- Folwaczny, M., Mehl, A., Aggstaller, H., & Hickel, R. (2002). Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(1), 73-78.
- Franck, P., Henderson, P., & Rothaus, K. O. (2016). Basics of Lasers: History, Physics, and Clinical Applications. *Clinics in Plastic Surgery*, 43(3), 505-513.
- Freeman, R., King, J., & Lafyatis, G. (2019). Essentials of Electricity and Magnetism. Em *Electromagnetic Radiation* (pp. 3-35). Oxford: Oxford University Press.
- Frimberger, A. E., Moore, A. S., LaRue, S. M., Gliatto, J. M., & Bengtson, A. E. (1997). Radiotherapy of incompletely resected, moderately differentiated mast cell tumors in the dog: 37 cases (1989-1993). *Journal of the American Animal Hospital Association*, 33(4), 320-324.
- Fujita, K., & Sakai, T. (1999). Some factors involved in production of feline gingivostomatitis. *Journal of the Japan Veterinary Medical Association*, 52, 175-179.
- Fukui, M., Toshioka, M., Satomura, K., & Nakanishi. (2008). Specific-wavelength visible light irradiation inhibits bacterial growth of *Porphyromonas gingivalis*. *Journal of Periodontal Research*, 43(2), 174-178.
- Fulcher, R. P., Ludwig, L. L., Bergman, P. J., Newman, S. J., Simpson, A. M., & Patnaik, A. K. (2006). Evaluation of a two-centimeter lateral surgical margin for excision of grade

- I and grade II cutaneous mast cell tumors in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 228(2), 210-215.
- Gaskell, R. M. (1985). Viral-induced respiratory disease. Em E. A. Chandler, C. J. Gaskell, & A. D. Hilbery, *Feline Medicine and Therapeutics* (pp. 257-270). UK: Blackwell Science.
- Gerritsen, R. J., Teske, E., Kraus, J. S., & Rutteman, G. R. (1998). Multi-agent chemotherapy for mast cell tumours in the dog. *The Veterinary Quarterly*, 20(1), 28-31.
- Glick, M. (2008). Burket's Oral Medicine. Em M. Glick, *Burket's Oral Medicine* (pp. 53, 81, 209, 252, 301). Ontario: BC Decker Inc.
- Goldschmidt, M. H., Dunstan, R. W., & Starnard, A. A. (1998). Histological Classification of Epithelial and Melanocytic Tumors of the Skin Domestic Animals. Em W. H. Organization, *International Classification of Tumors of Domestic Animals* (Vol. 3, pp. 35-36). Washington DC: American Registry of Pathology.
- Gompf, R. E. (2008). Chapter 1: The History and Physical Examination. Em L. P. Tilley, F. W. Smith Jr., M. A. Oyama, & M. M. Sleeper, *Manual of Canine and Feline Cardiology* (4^a ed., p. 14). Missouri: Saunders, Elsevier.
- Gottlow, J., Nyman, S., Karring, T., & Lindhe, J. (1984). New attachment formation as a result of controlled tissue regeneration. *Journal of Clinical Periodontology*, 11(8), 494-503.
- Greenberg, M. S., & Pinto, A. (2003). Etiology and management of recurrent aphthous stomatitis. *Current Infectious Disease Reports*, 5(3), 194-198.
- Grier, R. L., Di Guardo, G., Schaffer, C. B., Pedrosa, B., Myers, R., Merkley, D. F., & Thouvenelle, M. (1990). Mast cell tumor destruction by deionized water. *American Journal of Veterinary Research*, 51(7), 1116-1120.
- Haar, D. T. (1967). Bohr's Atom. Em *The Old Quantum Theory* (pp. 34-43). Glasgow: Pergamon Press Ltd.
- Hall, R. N., Fenner, G. E., Kingsley, J. D., Soltys, T. J., & Carlson, R. O. (1962). Coherent Light Emission From GaAs Junctions. *Physical Review Letters*, 9(9), 366-368.
- Hammerle, C. H., Jung, R. E., Yaman, D., & Lang, N. P. (2008). Ridge augmentation by applying bioresorbable membranes and deproteinized bovine bone mineral: a report of twelve consecutive cases. *Clinical Oral Implants Research*, 19(1), 19-25.
- Haney, J. M., Nilvéus, R. E., McMillan, P. J., & Wikesjö, U. M. (1993). Periodontal repair in dogs: expanded polytetrafluoroethylene barrier membranes support wound stabilization and enhance bone regeneration. *Journal of Periodontology*, 64(9), 833-890.
- Hardwick, R., Hayes, B. K., & Flynn, C. (1995). Devices for dentoalveolar regeneration: an up-to-date literature review. *Journal of Periodontology*, 66(6), 495-505.

- Harley, R., Gruffydd-Jones, T. J., & Day, M. J. (2011). Immunohistochemical characterization of oral mucosal lesions in cats with chronic gingivostomatitis. *Journal of comparative pathology*, *144*(4), 239-250.
- Heberer, S., Al-Chawaf, B., Hildebrand, D., Nelson, J. J., & Nelson, K. (2008). Histomorphometric analysis of extraction sockets augmented with Bio-Oss Collagen after a 6-week healing period: a prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, *19*(12), 1219-1225.
- Hennet, P. R. (1997). Chronic gingivo-stomatitis in cats: Long-term follow-Up of 30 cases treated by dental extractions. *Journal of veterinary dentistry*, *14*(1), 15-21.
- Herd, R. M., Dover, J. S., & Arndt, K. A. (1997). Basic laser principles. *Dermatology Clinics*, *15*(3), 355-372.
- Hermens, J. M., Bennett, M. J., & Hirshman, C. A. (1983). Anesthesia for laser surgery. *Anesthesia and Analgesia*, *62*(2), 218-229.
- Hirshman, C. R., & Smith, J. (1980). Indirect ignition of endotracheal tubes during carbon dioxide laser surgery. *Archives of Otorhinolaryngology*, *106*, 639-641.
- Ialenti, A., & Di Rosa, M. (1994). Hyaluronic acid modulates acute and chronic inflammation. *Agents and actions*, *43*(1-2), 44-47.
- Iezzi, G., Degidi, M., Piattelli, A., Mangano, C., Scarano, A., Shibli, J. A., & Perrotti, V. (2011). Comparative histological results of different biomaterials used in sinus augmentation procedures: a human study at 6 months. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(12), 1369-1376.
- Ijuin, C., Ohno, S., Tanimoto, K., Honda, K., & Tanne, K. (2001). Regulation of hyaluronan synthase gene expression in human periodontal ligament cells by tumour necrosis factor-alpha, interleukin-1beta and interferon-gamma. *Archives of oral biology*, *46*(8), 767-772.
- Jacques, S. L. (2013). Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in Medicine and Biology*, *58*(14), 37-61.
- Janda, P., Sroka, R., Betz, C. S., Baumgartner, R., & Leunig, A. (2002). Comparison of laser induced effects on hyperplastic inferior nasal turbinates by means of scanning electron microscopy. *Lasers in Surgery and Medicine*, *30*(1), 31-39.
- Judy, M. M., Matthews, J. L., Aronoff, B. L., & Hulst, D. F. (1993). Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: Thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation. *Lasers in Surgery and Medicine*, *13*(5), 528-536.
- Jung, U. W., Lee, J. S., Lee, G., Lee, I. K., Hwang, J. W., Kim, M. S., . . . Chai, J. K. (2013). Role of collagen membrane in lateral onlay grafting with bovine hydroxyapatite

- incorporated with collagen matrix in dogs. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 43(2), 64-71.
- Kafarnik, C., Calvarese, S., & Dubielzig, R. R. (2010). Canine mesenchymal hamartoma of the eyelid. *Veterinary Ophthalmology*, 13(2), 94-98.
- Karligkiotis, A., Bignami, M., Terranova, P., Gallo, S., Meloni, F., Padoan, G., . . . Castelnuovo, P. (2014). Oncocytic Schneiderian papillomas: Clinical behavior and outcomes of the endoscopic endonasal approach in 33 cases. *Head & Neck*, 36(5), 624-630.
- Kim, A., & Wilson, B. C. (2011). Measurement of Ex Vivo and In Vivo Tissue Optical Properties: Methods and Theories. Em A. J. Welch, & M. J. van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated* (2^a edição ed., pp. 267-319). Berlin: Springer.
- Klein, M. J. (1961). Max Planck and the beginnings of the quantum theory. *Archive for History of Exact Sciences*, 1(5), 459-479.
- Koch, R. J. (1998). Laser skin resurfacing. What credentials are necessary? *Surgical Dermatology*, 24(5), 595-596.
- Koestner, A., & Higgins, R. J. (2002). Tumors of the nervous system. Em D. J. Meuten, *Tumors in Domestic Animals* (4^a ed., pp. 697-739). Iowa: Iowa State Press.
- Kojima, T., Shimada, K., Iwasaki, H., & Ito, K. (2005). Inhibitory effects of a super pulsed carbon dioxide laser at low energy density on periodontopathic bacteria and lipopolysaccharide in vitro. *Journal of Periodontal Research*, 40(6), 469-473.
- Kragh, H. (2012). Atomic Theories Before 1913. Em *Niels Bohr and the Quantum Atom: The Bohr Model of Atomic Structure 1913-1925* (pp. 1-39). Oxford: Oxford University Press.
- Kuvvetli, S. S., Sandalli, N., Topcuoglu, N., & Kulekci, G. (2009). Antibacterial efficacy of diode and Er:YAG laser irradiation in experimentally contaminated primary molar root canals. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(1), 43-48.
- LaDouceur, E. E., Michel, A. O., Bylicki, B. J., Cifuentes, F. F., Affolter, V. K., & Murphy, B. G. (2016). Nasal Cavity Masses Resembling Chondro-osseous Respiratory Epithelial Adenomatoid Hamartomas in 3 Dogs. *Veterinary Pathology*, 53(3), 621-624.
- Le Goff, A., Dautel-Morazin, A., Guigand, M., Vulcain, J. M., & Bonnaure-Mallet, M. (1999). An evaluation of the CO2 laser for endodontic disinfection. *Journal of Endodontics*, 25(2), 105-108.
- Leibowitz, H. M., & Peacock, G. R. (1969). Corneal injury produced by carbon dioxide laser radiation. *Archives of Ophthalmology*, 81(5), 713-721.
- Liang, J., O'Malley, B. W., Feldman, M., & Newman, J. G. (2007). A case of respiratory epithelial adenomatoid hamartoma. *American Journal of Otolaryngology*, 28(4), 277-279.

- Liu, S. M., & Mikaelian, I. (2003). Cutaneous smooth muscle tumors in the dog and cat. *Veterinary Pathology*, 40(6), 685-692.
- Lloyd, J. R., & Mirkov, M. (2002). Selective photothermolysis of the sebaceous glands for acne treatment. *Lasers in Surgery and Medicine*, 31(2), 115-120.
- Lombardi, D., Tomenzoli, D., Buttà, L., Bizzoni, A., Farina, D., Sberze, F., . . . Nicolai, P. (2011). Limitations and complications of endoscopic surgery for treatment for sinonasal inverted papilloma: a reassessment after 212 cases. *Head & Neck*, 33(8), 1154-1161.
- Lyon, K. F. (2005). Gingivostomatitis. *The Veterinary clinics of North America. Small Animal Practice*, 35(4), 891-911.
- Machida, N., Katsuda, S., Yamamura, H., Kashida, Y., & Mitsumori, K. (2002). Myocardial hamartoma of the right atrium in a dog. *Journal of comparative pathology*, 127(4), 297-300.
- Manni, J. (1992). Surgical Diode Lasers. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 10(5), 377-380.
- Manzanares, D., Monzon, M. E., Savani, R. C., & Salathe, M. (2007). Apical oxidative hyaluronan degradation stimulates airway ciliary beating via RHAMM and RON. *American journal of respiratory cell and molecular biology*, 37(2), 160-168.
- Martin, M. (2015). Abnormalities in the conduction system. Em M. Martin, *Small Animal ECGs: an introductory guide* (3^a ed., pp. 58-60). UK: John Wiley & Sons Ltd.
- McAllister, B. S., & Haghghat, K. (2007). Bone augmentation techniques. *Journal of Periodontology*, 78(3), 377-396.
- McCaw, D. L., Miller, M. A., Bergman, P. J., Withrow, S. J., Moore, A. S., Knapp, D. W., . . . Johnson, J. C. (1997). Vincristine therapy for mast cell tumors in dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 11(6), 375-378.
- McCaw, D. L., Miller, M. A., Ogilvie, G. K., Withrow, S. J., Brewer, W. G., Klein, M. K., & Anderson, S. K. (1994). Response of canine mast cell tumors to treatment with oral prednisone. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 8(6), 406-408.
- McNiel, E. A., Prink, A. L., & O'Brien, T. D. (2006). Evaluation of risk and clinical outcome of mast cell tumours in pug dogs. *Veterinary and comparative oncology*, 4(1), 2-8.
- Meyers, A. (1981). Complications of CO2 laser surgery of the larynx. *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 90(2.1), 132-134.
- Mison, M. B., Steficek, B., Lavagnino, M., Teunissen, B. D., Hauptman, J. G., & Walshaw, R. (2003). Comparison of the Effects of the CO2 Surgical Laser and Conventional Surgical Techniques on Healing and Wound Tensile Strength of Skin Flaps in the Dog. *Veterinary Surgery*, 32(2), 153-160.

- Mochizuki, H., Motsinger-Reif, A., Bettini, C., Moroff, S., & Breen, M. (2017). Association of breed and histopathological grade in canine mast cell tumours. *Veterinary and comparative oncology*, 15(3), 829-839.
- Moll, J. R. (2006). Diode Lasers, Physics, and Biomechanics. Em N. Berger, & P. H. Eeg, *Veterinary Laser Surgery - A Practical Guide* (pp. 111 - 135). Iowa: Blackwell Publishing.
- Montoya, J. A., & Ynaraja, E. (2007). Lectura e interpretación del ECG (Parte 2) (Conceptos básicos). *Revista oficial de la Asociación Veterinaria Española de Especialistas en Pequeños Animales*, 27(4), 93-96.
- Mortuaire, G., Pasquesoone, X., Leroy, X., & Chevalier, D. (2007). Respiratory epithelial adenomatoid hamartomas of the sinonasal tract. *European archives of otorhinolaryngology*, 264(4), 451-453.
- Murphy, S., Sparkes, A. H., Blunden, A. S., Brearley, M. J., & Smith, K. C. (2006). Effects of stage and number of tumours on prognosis of dogs with cutaneous mast cell tumours. *The Veterinary record*, 158(9), 287-291.
- Murphy, S., Sparkes, A. H., Smith, K. C., Blunden, A. S., & Brearley, M. J. (2004). Relationships between the histological grade of cutaneous mast cell tumours in dogs, their survival and the efficacy of surgical resection. *The veterinary record*, 154(24), 743-746.
- Nakanishi, H., Furuya, M., Soma, T., Hayashiuchi, Y., Yoshiuchi, R., Matsubayashi, M., . . . Sasai, K. (2019). Prevalence of microorganisms associated with feline gingivostomatitis. *Journal of Feline Medicine and Surgery*, 21(2), 103-108.
- Nezhat, C., Winer, W. K., Fezhat, F., Forrest, D., & Reeves, W. G. (1987). Smoke from laser surgery: Is there a health hazard? *Lasers in Surgery and Medicine*, 7(4), 376-382.
- Nguyen, D. T., Gauchotte, G., Arous, F., Vignaud, J. M., & Jankowski, R. (2014). Respiratory epithelial adenomatoid hamartoma of the nose: an updated review. *American Journal of Rhinology & Allergy*, 28(5), 187-192.
- Niemz, M. H. (2007). Interaction Mechanisms. Em M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions Fundamentals and Applications* (pp. 45-47). Nova Iorque: Springer.
- Njoku, C. O., Henry, J. D., Cook, J. E., & Guffy, M. M. (1972). Pulmonary vascular hamartoma in a dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 161(4), 378-381.
- Nomelini, S. M., Souza-Gabriel, A. E., Marchesan, M. A., Sousa-Neto, M. D., & Silva-Sousa, Y. T. (2009). Ultrastructural Analysis of Radicular Dentine Surface Submitted to CO2 Laser at Different Parameters. *Microscopy Research and Technique*, 72(10), 737-743.
- Nomura, K., Oshima, T., Maki, A., Suzuki, T., Higashi, K., Watanabe, M., & Kobayashi, T. (2014). Recurrent chondro-osseous respiratory epithelial adenomatoid hamartoma of the nasal cavity in a child. *Ear, nose, & throat journal*, 93(1), 29-31.

- Northrup, N. C., Harmon, B. G., Gieger, T. L., Brown, C. A., Carmichael, K. P., Garcia, A., . . . Howerth, E. W. (2005). Variation among pathologists in histologic grading of canine cutaneous mast cell tumors. *Journal of Veterinary Diagnostic Investigation: official publication of the American Association of Veterinary Laboratory Diagnosticians*, 17(3), 245-248.
- Nyman, S., Gottlow, J., Karring, T., & Lindhe, J. (1982). The regenerative potential of the periodontal ligament. An experimental study in the monkey. *Journal of Clinical Periodontology*, 9(3), 257-265.
- O'Connell, K., & Thomson, M. (2013). Evaluation of prognostic indicators in dogs with multiple, simultaneously occurring cutaneous mast cell tumours: 63 cases. *Veterinary and comparative oncology*, 11(1), 51-62.
- Okuno, E., & Yoshimura, E. (2010). Radiação. Em *Física das Radiações* (pp. 11-29). São Paulo: Oficina de Textos.
- Olsen, J. A., Thomson, M., O'Connell, K., & Wyatt, ., K. (2018). Combination vinblastine, prednisolone and toceranib phosphate for treatment of grade II and III mast cell tumours in dogs. *Veterinary Medicine and Science*, 4(3), 237-251.
- Organization, W. H. (2011). *Medical devices - Core Medical Equipment*. Obtido em 18 de Setembro de 2019, de World Health Organization: https://www.who.int/medical_devices/publications/med_dev_core_equipt/en/
- Osteobiol. (2019). *GTO*. Obtido em 2 de outubro de 2019, de OsteoBiol by TecnoSS: <https://www.osteobiol.com/products/bone-substitutes/gto.html>
- Owen, L. (1980). *TNM Classification of Tumours in Domestic Animal*. Obtido em 14 de outubro de 2019, de World Health Organization: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/68618?locale-attribute=pt&>
- Page, C., & Foreman, J. C. (13 de dezembro de 1993). Introduction to mast cells and basophils. *Immunopharmacology of Mast Cells and Basophils*, pp. 1-4.
- Patnaik, A. K., Ehler, W. J., & MacEwen, E. G. (1984). Canine cutaneous mast cell tumor: morphologic grading and survival time in 83 dogs. *Veterinary Pathology*, 21(5), 469-474.
- Penoff, J. (1996). Laser skin resurfacing. *Annals of Plastic Surgery*, 36(4), 392-393.
- Peters, J. A. (1969). Canine mastocytoma: excess risk as related to ancestry. *Journal of the National Cancer Institute*, 42(3), 435-443.
- Porgel, M. A., Muff, D. F., & Marshall, G. W. (1993). Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. *Lasers in Surgery and Medicine*, 13(1), 89-96.
- Rai, S. P., Patil, A. P., Saxena, P., & Kaur, A. (2010). Laser resection of endobronchial hamartoma via fiberoptic bronchoscopy. *Lung India*, 27(3), 170-172.

- Rassnick, K. M., Moore, A. S., Williams, L. E., London, C. A., Kintzer, P. P., Engler, S. J., & Cotter, S. M. (1999). Treatment of canine mast cell tumors with CCNU (lomustine). *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 13(6), 601-605.
- Reinisch, L. (1996). Laser physics and tissue interactions. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 29(6), 893-914.
- Reis, W. R., Clymer, M. A., & Reinisch, L. (1996). Laser safety features of eye shields. *Lasers in Surgery and Medicine*, 18(3), 309-315.
- Reubel, G. H., Hoffmann, D. E., & Pedersen, N. C. (1992). Acute and Chronic Fauritis of Domestic Cats. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 22(6), 1347-1360.
- Rockwell, R. J. (1997). Laser Incidents: a review of recent events. *Report ILSC 1997* (pp. 564-575). Cincinnati: OH: Rockwell Laser Industries.
- Rohrich, R. J., Gyimesi, I. M., Clark, P., & Burns, A. J. (1997). CO2 laser safety considerations in facial skin resurfacing. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 100(5), 1285-1290.
- Romashko, A. A., & Stankiewicz, J. A. (2005). Routine histopathology in uncomplicated sinus surgery: Is it necessary? *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 132(3), 407-412.
- Sandell, J. L., & Zhu, T. C. (2011). A review of in-vivo optical properties of human tissues and its impact on PDT. *Journal of Biophotonics*, 4(11-12), 773-787.
- Sanders, S. G., Bagley, R. S., Gavin, P. R., Konzik, R. L., & Cantor, G. H. (2002). Surgical treatment of an intramedullary spinal cord hamartoma in a dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 221(5), 643-644.
- Saramall. (2011). *Cottonoid*. Obtido em 14 de outubro de 2019, de Saramall: <https://www.saramall.com.ar/english/products/jnj/neuro/cotonoides.html>
- Sato, M., Ishihara, M., Arai, T., Asazuma, T., Kikuchi, T., Hayashi, T., . . . Fujikawa, K. (2001). Use of a new ICG-dye-enhanced diode laser for percutaneous laser disc decompression. *Lasers in Surgery and Medicine*, 29(3), 282-287.
- Saunders, G. K. (2007). Cranial nerve hamartoma in a dog. *Veterinary Pathology*, 44(2), 253-254.
- Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelic, N., Georgopoulos, A., & Sperr, W. (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers in Surgery and Medicine*, 35(2), 111-116.
- Sculean, A., Nikolidakis, D., & Schwarz, F. (2008). Regeneration of periodontal tissues: combinations of barrier membranes and grafting materials - biological foundation and preclinical evidence: a systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(8), 106-116.

- Séguin, B., Leibman, N. F., Bregazzi, V. S., Ogilvie, G. K., Powers, B. E., Dernell, W. S., . . . Withrow, S. J. (2001). Clinical outcome of dogs with grade-II mast cell tumors treated with surgery alone: 55 cases (1996-1999). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 218(7), 1120-1123.
- Shoop, S. J., Marlow, S., Church, D. B., English, K., McGreevy, P. D., Stell, A. J., . . . Brodbelt, D. C. (2015). Prevalence and risk factors for mast cell tumours in dogs in England. *Canine Genetics and Epidemiology*, 2(1), 1-10.
- Simpson, A. M., Ludwig, L. L., Newman, S. J., Bergman, P. J., Hottinger, H. A., & Patnaik, A. K. (2004). Evaluation of surgical margins required for complete excision of cutaneous mast cell tumors in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 224(2), 236-240.
- Sliney, D. H. (1995). Laser safety. *Lasers in Surgery and Medicine*, 16(3), 215-225.
- Smalley, P. J. (2011). Laser safety: Risks, hazards, and control measures. *Laser Therapy*, 20(2), 95-106.
- Smith, J. P., Moss, E., Bryant, C. J., & Fleeger, A. K. (1989). Evaluation of a smoke evacuator used for laser surgery. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9(3), 276-281.
- Smith, S. H., & Van Winkle, T. (2001). Cerebral vascular hamartomas in five dogs. *Veterinary pathology*, 38(1), 108-112.
- Splitter, G. A., Rawlings, C. A., & Casey, H. W. (1972). Renal hamartoma in a dog. *American journal of veterinary research*, 33(1), 273-275.
- Sutherland, I. W. (1998). Novel and established applications of microbial polysaccharides. *Trends in biotechnology*, 16(1), 41-46.
- Szeimies, R. M., Lorenzen, T., Karrer, S., Abels, C., & Plettenberg, A. (2001). Photochemotherapy of cutaneous AIDS-associated Kaposi sarcoma with indocyanine green and laser light. *Hautarzt*, 52(4), 322-326.
- Taghavi, A., Asadollahi, A., Eslami, H., Attaran, R., Ranjkesh, M. R., & Kafil, H. S. (2016). Comparing Anti-bacterial Effect of CO2 Laser and 0.2% Chlorhexidine Solution on *Staphylococcus aureus* and *Pseudomonas aeruginosa*: In Vitro Study. *Journal of Advanced Oral Research*, 7(1), 29-34.
- Takahashi, K., Maeda, K., Nakamura, S., Fujita, M., Orima, H., Tagawa, M., . . . Maita, K. (2000). Pulmonary Microcystic Hamartoma in an Adult Dog. *Veterinary Pathology*, 37(5), 499-501.
- Taney, K. G., Dubielzig, R. R., Trotter, T. S., & Smith, M. M. (2005). Bilateral maxillary periodontal ligament hamartoma in a dog. *Journal of veterinary dentistry*, 22(2), 91-95.
- Tanzi, E. L., Lupton, J. R., & Alster, T. S. (2003). Lasers in dermatology: Four decades of progress. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 49(1), 1-34.

- Thamm, D. H., Turek, M. M., & Vail, D. M. (2006). Outcome and prognostic factors following adjuvant prednisone/vinblastine chemotherapy for high-risk canine mast cell tumour: 61 cases. *The Journal of Veterinary Medical Science*, 68(6), 581-587.
- Thomsen, S. (1991). Pathologic Analysis of Photothermal and Photomechanical Effects of Laser-Tissue Interactions. *Photochemistry and Photobiology*, 53(6), 825-835.
- Tipler, L. S., & Embery, G. (1985). Glycosaminoglycan-depolymerizing enzymes produced by anaerobic bacteria isolated from the human mouth. *Archives of Oral Biology*, 30(5), 391-396.
- Trevor, M. (1987). Presence of virus in CO2 laser plumes raises infection concern. *Hospitalary Infection Control*, 14, 166-167.
- Trumel, C., Bourgès-Abella, N., Touron, C., Lanore, D., Geffré, A., Diquelou, A., . . . Braun, J. P. (2005). Adverse haematological effects of vinblastine, prednisolone and cimetidine treatment: a retrospective study in fourteen dogs with mast cell tumours. *Journal of veterinary medicine*, 52(6), 275-279.
- Waddington, R. J., Moseley, R., & Embery, G. (2000). Reactive oxygen species: a potential role in the pathogenesis of periodontal diseases. *Oral diseases*, 6(3), 138-151.
- Wald, D., Michelow, B. J., Guyuron, B., & Gibb, A. A. (1998). Fire hazards and CO2 laser resurfacing. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 101(1), 185-188.
- Walsh, J. T. (2011). Chapter 2 - Basic Interactions of Light with Tissue. Em A. J. Welch, & M. J. van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (pp. 13-27). Nova Iorque: Springer.
- Weinberg, S. (2015). The Quantum Theory of Radiation. Em *Lectures on Quantum Mechanics* (pp. 361-391). Cambridge University Press.
- Weisse, C., Shofer, F. S., & Sorenmo, K. (2002). Recurrence rates and sites for grade II canine cutaneous mast cell tumors following complete surgical excision. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 38(1), 71-73.
- Welch, A. J., & Gardner, C. (2001). Optical and Thermal Response of Tissue to Laser Radiation. Em R. W. Waynant, *Lasers in Medicine* (pp. 41-45). Florida: CRC Press.
- Welch, A. J., Torres, J. H., & Cheong, W. F. (1989). Laser physics and laser tissue interaction. *Texas Heart Institute Journal*, 16(3), 141-149.
- Welle, M. M., Bley, C. R., Howard, J., & Rüfenacht, S. (2008). Canine mast cell tumours: a review of the pathogenesis, clinical features, pathology and treatment. *Veterinary Dermatology*, 19(6), 321-339.
- Wenig, B. M., & Heffner, D. K. (1995). Respiratory epithelial adenomatoid hamartomas of the sinonasal tract and nasopharynx: a clinicopathologic study of 31 cases. *The Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*, 104(8), 639-645.

- Wikesjö, U. M., & Nilvéus, R. (1990). Periodontal repair in dogs: effect of wound stabilization on healing. *Journal of Periodontology*, 61(12), 719-724.
- Willems, P. W., Vandertop, W. P., Verdaasdonk, R. M., van Swol, C. F., & Jansen, G. H. (2001). Contact laser-assisted neuroendoscopy can be performed safely by using pretreated black fibre tips: Experimental data. *Lasers in Surgery and Medicine*, 28(4), 324-329.
- Williams, C. A., & Aller, M. S. (1992). Gingivitis/stomatitis in cats. *The Veterinary clinics of North America. Small Animal Practice.*, 22(6), 1361-1383.
- Wright, V. C. (1982). Laser surgery: using the carbon dioxide laser. *Canadian Medical Association Journal*, 126(9), 1035-1039.
- Yamalik, N., Kiliç, K., Çaglayan, F., Eratalay, K., & Çaglayan, G. (1998). Molecular size distribution analysis of human gingival proteoglycans and glycosaminoglycans in specific periodontal diseases. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(2), 145-152.
- Zecha, P. J., Schortinghuis, J., van der Wal, J. E., Nagursky, H., van den Broek, K. C., Sauerbier, S., . . . Raghoobar, G. M. (2011). Applicability of equine hydroxyapatite collagen (eHAC) bone blocks for lateral augmentation of the alveolar crest. A histological and histomorphometric analysis in rats. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 40(5), 533-542.

Anexos

Anexo I – Tabela relativa à casuística cirúrgica com recurso a laser verificada durante o período de estágio

| Tipo de caso | Tratamento com laser de CO₂ | Tratamento com laser de Díodo |
|--|---|--------------------------------------|
| Abcessos/fístulas da cavidade oral e região submandibular | 4 | — |
| Abcessos/fístulas retovaginais e vaginais | 2 | — |
| Abcessos/fístulas retrobulbares ou perioculares | 1 | — |
| Abcessos/fístulas nas extremidades | 2 | — |
| Abcessos/fístulas perianais | 2 | — |
| Neoplasias benignas | 11 | 5 |
| Neoplasias malignas | 10 | 8 |
| Total ablação do conduto auditivo | 3 | — |
| Estenose de coanas | — | 1 |
| Estafilectomia | 3 | — |

Tabela 3: Número de casos observados durante o período de estágio curricular onde foram utilizados dispositivos laser como tratamento.

Anexo II – Tabela relativa à casuística cirúrgica observada no geral durante o período de estágio

| Tipo de caso | Tratamento cirúrgico convencional |
|--|--|
| Abcessos/fístulas da cavidade oral e região submandibular | 5 |
| Abcessos/fístulas retovaginais e vaginais | 1 |
| Abcessos/fístulas retrobulbares ou perioculares | 1 |
| Abcessos/fístulas nas extremidades | 3 |
| Neoplasias benignas | 4 |
| Neoplasias malignas | 17 |
| Total ablação do conduto auditivo | 12 |
| Divertículo vaginal | 1 |
| Laparoscopia para toma de biópsias hepáticas | 1 |
| Úlcera corneal indolente | 1 |
| Ureter ectópico | 3 |
| Castração | 5 |
| Paralisia laríngea (lateralização da cartilagem aritenóide) | 4 |
| Hérnia perineal | 4 |
| Ablação da bolha timpânica | 1 |
| Esplenectomia | 2 |
| Cesariana | 1 |
| Lobectomia parcial | 1 |
| Uretrostomia | 1 |
| Shunt porto-sistémico | 1 |
| Valvuloplastia | 1 |

Tabela 4: Número de casos observados durante o período de estágio, no serviço de cirurgia de tecidos moles. Estes casos foram solucionados através do método cirúrgico convencional.

Anexo III – Tabela relativa ao protocolo anestésico utilizado nos quatro casos apresentados no capítulo V deste trabalho

| Fármaco | Dose (mg/kg) |
|------------------------|---------------------|
| Pré-medicação | |
| Dexmedetomidina | 0,003 |
| Metadona | 0,3 |
| Indução | |
| Propofol | 3 |
| (ou) Alfaxalona | 1,5 |
| Manutenção | |
| Isoflurano | |

Tabela 5: Protocolo anestésico utilizado nos procedimentos descritos nos casos expostos no capítulo V deste trabalho.