

SOMMAIRE

INTRODUCTION	13
--------------	----

<u>CHAPITRE I : LE RAYONNEMENT LASER</u>	15
---	----

A) HISTORIQUE	16
---------------	----

B) PRODUCTION DU RAYONNEMENT LASER	17
------------------------------------	----

1) Données physiques préalables	18
a) La théorie quantique	18
b) Premier postulat : niveaux d'énergie	18
c) Deuxième postulat : échange d'énergie	18
d) Troisième postulat : les mécanismes d'action	19
- L'absorption	19
- L'émission spontanée	20
- L'émission stimulée	20
2) Principes de fonctionnement du Laser	21
a) Le milieu actif	22
b) Le pompage	22
c) La cavité optique	23

C) PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DU RAYONNEMENT LASER	27
--	----

1) Cohérence	27
2) Monochromaticité	27
3) Directivité	27
4) Luminance	27
5) Mode d'émission	28
a) Continu	28
b) Pulsé	28
- Le régime relaxé ou « free running »	28
- Le régime déclenché ou « Q-switched »	29
- Le régime bloqué	29

D) PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES DU RAYONNEMENT LASER : INTERACTIONS LASER-TISSUS	30
---	----

1) Effet thermique	30
2) Effet photochimique	31
3) Effet électrique	32
4) Effet mécanique	32

CHAPITRE II : LE RAYONNEMENT LASER EN MILIEU OCULAIRE

A) PRÉSENTATION DES DIFFÉRENTS LASERS À USAGE OPHTALMIQUE	36
--	----

1) Laser à rubis	36
2) Laser à krypton	36
3) Laser à argon	37
4) Laser à gaz carbonique	37
5) Laser Excimer	38
6) Laser à Néodyme	39
7) Laser à semi-conducteur : laser diode	39
8) Laser à colorants	41

B) APPLICATION DES PROPRIÉTÉS LASER EN MILIEU OCULAIRE	41
---	----

1) Influence des paramètres laser	41
a) Longueur d'onde	41
b) Energie et puissance	44
c) Taille du spot	44
d) Utilisation de lentilles	45
e) Distribution des photons au sein du spot	47
f) Relation énergie-effet tissulaire	49
g) Mode d'émission du faisceau laser	50
h) Conclusion	53
2) Effets thermiques	53
a) La cornée, le cristallin, le corps vitré	53
b) L'iris	55
c) La chorio-rétine	55

3) Effets photochimiques	55
a) La cornée	55
b) La rétine	56
4) Effets photomécaniques	56
5) Conclusion et choix d'un laser	56

CHAPITRE III : INDICATIONS THÉRAPEUTIQUES DU LASER EN OPHTALMOLOGIE

59

A) RAPPEL SUR LES APPLICATIONS HUMAINES	60
--	-----------

1) Chirurgies de la cornée	60
2) Cyclophotocoagulation	61
3) Chirurgie de la cataracte	61
4) Iridoplastie	62
5) Trabéculoplastie	62
6) Ablation trabéculaire	62
7) Sclérostomie	62
8) Rétinopathies diabétiques	63
9) Néoplasmes	

B) CHIRURGIE DE LA CORNÉE ET ANNEXES	63
---	-----------

1) Préparation de l'animal	63
2) Introduction	65
3) Rappels concernant la cornée	66
4) Indications et contre-indications	67
a) Indications et avantages	67
b) Contre-indications	67
5) Le laser à CO ₂ et ses applications	68
a) Introduction	68
b) Technique générale	68
c) Néoplasmes	69
d) Ulcères indolents (canins)	70
e) Séquestres cornéens (félins)	70
f) Dysfonctionnement endothélial	71
g) Kératites microbiennes	71

h) Traitement de l'épithélioma spinocellulaire épiscléral chez le cheval	71
- Technique	72
- Avantages	72
- Désavantages	72
6) Le laser excimer 193 nanomètres	73
a) Introduction	73
b) Chirurgie réfractive de la cornée chez le chien : le kératomileusis	73
c) Traitement des opacifications cornéennes.	75
7) Annexes oculaires	77
C) CYCLOPHOTOCOAGULATION	78
1) Le glaucome canin : rappels sur la pathologie	78
a) Définition	78
b) Effets cliniques	79
c) Evolution	80
d) Classification des glaucomes	81
- Classification sémiologique	81
- Classification biologique	82
e) Races prédisposées	84
f) Généralités sur le traitement	84
2) Indications et contre-indications de la cyclophotocoagulation	86
a) Indications	86
b) Contre-indications	87
3) Photocoagulation des corps ciliaires	87
4) Présentation de cette technique au laser YAG	88
a) Introduction	88
b) Technique	89
c) Quantité d'énergie délivrée à l'œil traité	92
d) Effets cliniques	93
e) Complications	101
f) Variation des effets en fonction du patient	103
g) Hypothèses émises sur le mécanisme de diminution de la PIO	104
h) Comparaison des techniques de cyclophotocoagulation et cyclocryocoagulation	105

5) La technique de photocoagulation transsclérale au laser diode	107
a) Introduction	107
b) Technique	107
c) Quantité d'énergie utilisée	109
d) Effets cliniques	111
- Contrôle de la pression intra-oculaire	113
- Préservation de la vision	114
e) Complications	115
f) Cas d'un traitement de glaucome secondaire à l'extraction d'un cristallin luxé traité au laser diode	118
6) Comparaison du traitement au laser diode et au laser YAG	119
7) Conclusion	122
<hr/>	
D) IRIDOTOMIE, CAPSULOTOMIE, SYNÉCHIOTOMIE	122
1) Introduction	122
2) Indications	123
3) Technique d'iridotomie au laser YAG	124
4) Résultats cliniques	126
5) Technique de cette opération au laser diode	129
a) Technique	129
b) Effets cliniques	130
6) Résultats cliniques	130
7) Complications	131
a) La chambre antérieure	131
b) La pression intraoculaire	131
c) Hémorragies du site d'iridotomie	132
d) Cristallin	132
e) Cornée	132
8) Capsulotomie, synéchiotomie	133
a) Introduction	133
b) Technique	135
c) Résultats opératoires	136
d) Complications	136

E) PHOTOCOAGULATION RÉTINIENNE	136
---------------------------------------	------------

1) Rappels sur la pathologie	136
a) Les trois groupes de décollement de rétine	137
- Décollements exsudatifs	137
- Décollements attractifs	137
- Décollements rhégmatoïdes	138
b) Types de décollements rencontrés le plus fréquemment chez les carnivores domestiques	138
2) Indications et contre-indications	140
a) Indications	140
b) Contre-indications	141
3) Technique de rétinopexie au laser diode	141
a) Introduction	141
b) Technique	141
c) Quantités d'énergie utilisées	146
d) Effets cliniques	149
e) Complications	151
f) Rapidité d'adhésion de la rétine suite au traitement	152
4) Comparaison de la méthode de rétinopexie au laser diode avec la méthode de cryorétinopexie	153
a) Différence de réponse de la rétine en fonction des méthodes	154
b) Avantages de la photocoagulation rétinienne sur la cryopexie	154
c) Avantages de la cryopexie rétinienne sur le traitement laser	155

F) TUMEURS INTRAOCULAIRES	155
----------------------------------	------------

1) Rappels sur les tumeurs intraoculaires	155
a) Épidémiologie	155
b) Différents types histologiques	156
c) Signes cliniques	159
d) Complications	160
e) Biopsie	161
f) Possibilités de traitement	162
2) Indications et contre-indications	162

3) Traitement des tumeurs intraoculaires par photocoagulation au laser YAG	162
a) Introduction	162
b) Technique	163
c) Variabilité des réponses au traitement	164
d) Conclusion	165
4) Traitement des mélanomes intraoculaires par photocoagulation au laser diode	165
a) Introduction	165
b) Technique	166
c) Suites opératoires	168
d) Techniques actuellement utilisées en ophtalmologie humaine	169
<u>CHAPITRE IV : ASPECTS LÉGISLATIFS</u>	171
RISQUES ET SÉCURITÉ	172
A) Introduction	172
B) Classification des risques	172
C) Risques établis concernant le faisceau laser	173
1) Risques oculaires	173
2) Risques pour la peau	174
D) Prévention des risques	174
1) Prévention globale	174
2) Prévention spécifique des yeux	176
3) Prévention spécifique concernant la peau	177
<u>CONCLUSION</u>	181
LISTE DES ANNEXES	183
BIBLIOGRAPHIE	193

INDEX DES PHOTOGRAPHIES ET FIGURES

PHOTOGRAPHIES :

Photographie 1 : vue d'une opération laser	14
Photographie 2 et 3 : le laser à CO2	38
Photographie 4 : vue d'un laser Nd :YAG	39
Photographie 5 : vue d'un laser diode	40
Photographie 6 : verre d'Abraham	47
Photographie 7 : relation énergie-effet tissulaire	49
Photographie 8 et 8bis : mesure de la tension oculaire chez un chien par Tono-Pen XL® et vue de l'extrémité du Tono-Pen XL®	79
Photographie 9 : œil atteint de glaucome aigu	79
Photographie 10 : vue gonioscopique de l'angle iridocornéen	80
Photographie 11 : cyclophotocoagulation par contact scléral	93
Photographie 12 : vue des impacts laser sur la conjonctive suite au traitement laser	94
Photographie 13 et 14 : résolution des brûlures conjonctivales	95
Photographie 15 : vue microscopique des procès ciliaires suite au traitement	96
Photographie 16 et 17 : aspect histologique des corps ciliaires suite au traitement	96
Photographie 18 et 19 : vue d'un œil suivant le traitement	98
Photographie 20 et 21 : aspect au microscope à balayage électronique des corps ciliaires	
Photographie 22 et 23 : aspect au microscope à balayage électronique des corps ciliaires 28 jours après traitement	100
Photographie 24 : vue d'un œil 1 semaine après cyclophotocoagulation	106
Photographie 25 : vue d'une opération par contact scléral	108
Photographie 26 : vue post-opératoire d'un œil de chien	111
Photographie 27 et 28 : aspect des corps ciliaires suite au traitement	111
Photographie 29 : Image au microscope à balayage électronique des corps ciliaires 28 jours après le traitement	112
Photographie 30 : effets histologiques de la cyclophotocoagulation au laser diode	113
Photographie 31 et 32 : comparaison des effets histologiques créés par les deux types de laser	121
Photographie 33 : iridotomie	126

Photographie 34 et 35 : iridotomies sur des yeux humains	128
Photographie 36 et 37 : iris bombé avant et après traitement	129
Photographie 38 et 39 : effets histologiques	131
Photographie 40 et 41 : oeil avant et après traitement de capsulotomie	134
Photographie 42 : vue per-opératoire d'une rétinopexie au laser diode	142
Photographie 43 et 44 : vue des lésions 24 heures et 1 semaine après traitement	145
Photographie 45 : lésions de rétinopexie au microscope à balayage électronique	147
Photographie 46 et 47 : vue des lésions du fond d'œil immédiatement et 6 mois après traitement	149
Photographie 48 et 49 : lésions du fundus non tapétal 48 heures et 1 semaine après traitement	150
Photographie 50 et 51 : vue histologique des lésions de rétinopexie	151
Photographie 52 : mélanome épiscléral : histologie	157
Photographie 53 : mélanome de type A : histologie	157
Photographie 54 : mélanome de type B : histologie	158
Photographie 55 : mélanome épithélioïde : histologie	158
Photographie 56 : mélanome de type cellulaire mixte : histologie	159
Photographie 57 : exemple de complication d'une tumeur intraoculaire	161
Photographie 58 et 59 : vue d'un mélanome épiscléral avant et après traitement	163
Photographie 60 : laser diode et ophtalmoscope indirect	166
Photographie 61 : laser diode et microscope opératoire	167
Photographie 62 et 63 : échographie d'une tumeur intraoculaire avant et après traitement	168
Photographie 64 : signe d'avertissement de traitement laser	175
Photographie 65 : instruments ébonisés	176
Photographie 66 et 67 : protections oculaires	177
Photographie 68 : masque spécifique pour opération laser	178
Photographie 69 : évacuateur de fumée pour opération laser	179
Photographie 70 : sonde endotrachéale pour opération laser proches de la trachée	180

FIGURES :

Figure 1 : schématisation du processus d'absorption, d'émission spontanée et d'émission stimulée	21
Figure 2 : schématisation du principe de pompage	23
Figure 3 : schématisation simplifiée d'un laser	24
Figure 4 : schématisation d'un résonateur optique	26
Figure 5 : schéma d'un laser	26
Figure 6 : les différents modes d'émission laser	29
Figure 7, 8 et 9 : représentation de l'effet mécanique	32
Figure 10 : longueur d'onde et absorption tissulaire	43
Figure 11 : taille du spot laser et densité de puissance	45
Figure 12 : lentilles et applications	46
Figure 13 : répartition des photons au sein du spot et effet tissulaire	48
Figure 14 : modes d'émission laser	52
Figure 15 : préparation de l'œil de l'animal en fonction du but opératoire	65
Figure 16 : technique de cyclophotocoagulation	91
Figure 17 : cyclophotocoagulation par contact scléral	93
Figure 18 : schématisation des sites touchés histologiquement au laser diode	112
Figure 19 : schématisation du glaucome malin	124
Figure 20 : paramètres utilisés en fonction de la zone du fond d'œil dans l'expérience de Pazarinni <i>et al.</i>	143

INDEX DES TABLEAUX

Tableau I	: longueur d'onde et absorption tissulaire	43
Tableau II	: laser et applications en ophtalmologie	58
Tableau III	: grade et aspect des lésions de rétinopexie du fundus non tapétal	144
Tableau IV	: grade et aspect des lésions de rétinopexie du fundus tapétal	145
Tableau V	: recommandations des réglages initiaux à utiliser pour la rétinopexie au laser diode par voie transpupillaire	147

INTRODUCTION

Le terme LASER est l'acronyme de « Light Amplifier by Stimulated Emission of Radiations ».

Le laser correspond à l'émission d'un faisceau lumineux . Les photons constitutifs de ce faisceau sont identiques en tout point, lui conférant les propriétés de cohérence, monochromaticité et unidirection.

Son utilisation dans de nombreux domaines tels que l'armement, la HI-FI, le cinéma, a permis la banalisation de cet outil.

L'usage du laser en milieu médical a débuté dans les années soixante. Il connaît très vite un grand succès de part la polyvalence de son utilisation tant en médecine qu'en chirurgie.

L'ophtalmologie apparaît comme une spécialité privilégiée : la transparence des milieux oculaires représente une opportunité d'application évidente permettant l'utilisation du laser sur des structures profondes comme la rétine sans endommager les autres tissus. Les ophtalmologistes envisagent ainsi des chirurgies oculaires à globe fermé, constituant une avancée révolutionnaire dans cette discipline.

A ce jour nous pouvons attester de la progression fulgurante effectuée en médecine humaine, de nombreux hôpitaux sont aujourd'hui équipés de lasers tels que le laser diode et le laser Néodymium : YAG, qui permettent à eux deux la réalisation de toutes les opérations envisageables.

Ceci implique de nombreux ophtalmologistes habilités à l'utilisation du laser, et des règles strictes régissant cette utilisation.

Il n'existe malheureusement pas de parallèle en pratique vétérinaire. De rares structures (majoritairement Ecoles vétérinaires) sont aujourd'hui équipées de cet outil. Le potentiel précédemment évoqué sur patients humains est toutefois similaire sur des patients canins. Il semble que pour de nombreuses raisons, notamment financières, les vétérinaires ne bénéficient pas encore pour la plupart des avantages du laser. Cette pratique est donc encore considérée comme novatrice et n'est pas encore enseignée dans le cursus d'apprentissage spécialisé.

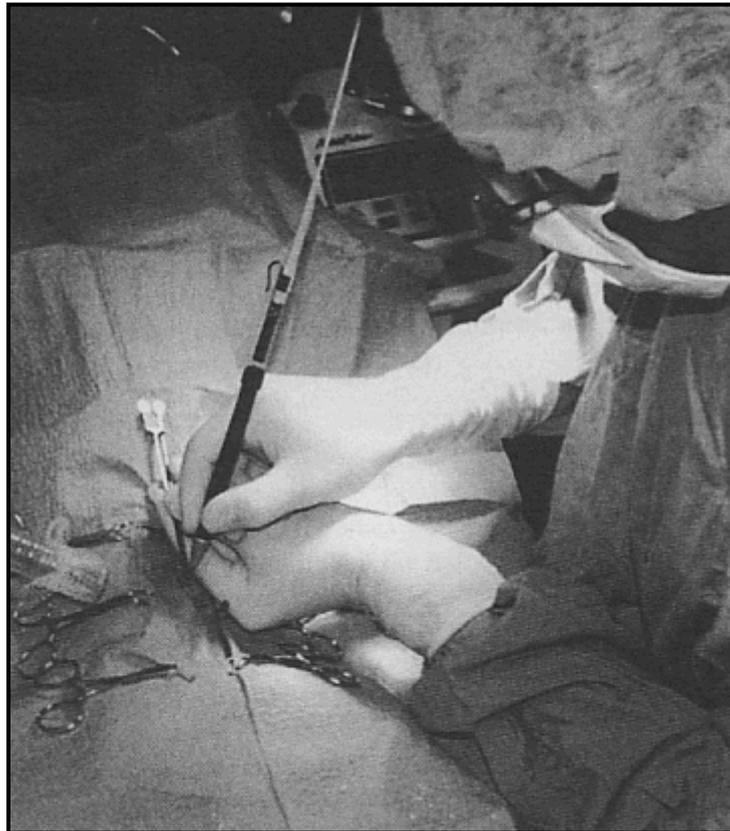
Toutefois, de nombreuses publications sur le sujet sont parues ces dix dernières années montrant la volonté des praticiens à s'approprier cet outil pour tous les avantages qu'il offre. Notre travail va dans ce sens : nous devons faire le point sur une pratique dont la progression a été ralentie par les impératifs de l'exercice vétérinaire mais qui représente l'avenir de l'ophtalmologie.

Nous allons étudier la réalisation sur des patients canins d'opérations permettant une progression dans la thérapeutique du glaucome, des

décollements de rétines et des tumeurs intra oculaires. Nous verrons que les techniques sont sûres et n'attendent qu'une banalisation.

C'est pourquoi suite aux rappels historiques et descriptifs du laser, nous nous appliquerons à développer l'aspect pratique et décrire le déroulement des différentes opérations possibles en les commentant. Enfin, nous étudierons les règles de sécurité à respecter lors de toute intervention au laser.

Photographie 1. Vue d'une opération au laser.
D'après {54}.



CHAPITRE I : LE RAYONNEMENT LASER

A) HISTORIQUE

C'est au dix-septième siècle que Newton découvrit le spectre de la lumière blanche alors qu'il fit passer un rayon solaire à travers un prisme. La bande de sept couleurs qu'il obtint à travers ce prisme fut appelée spectre {83}.

Au début du dix-neuvième siècle, au spectre du visible découvert par Newton, s'ajoutèrent les spectres infra-rouge (découvert par Whershel) et ultra-violet (découvert par Ritter) invisibles pour l'homme {83}.

En 1802, Young propose une théorie ondulatoire de la lumière et calcule les longueurs d'ondes des raies lumineuses issues de la lumière blanche.

En 1900, Plank énonce que l'énergie est émise sous forme discontinue par des photons ou quantum d'énergie et propose le postulat :

❖ $E=h\nu$

E= quantité d'énergie

h= constante de Plank

ν =fréquence de radiation.

En 1905, Einstein décrit l'effet photoélectrique : « un métal exposé à la lumière émet des électrons » {4}.

En 1913, Bohr découvre que les électrons gravitent autour du noyau sur des trajectoires correspondant à des couches d'énergie précises {4, 85}.

En 1917, Einstein postule que les atomes peuvent être excités pour émettre des radiations. Cette émission peut être spontanée et incohérente ou stimulée et cohérente.

C'est le principe du LASER {6, 62, 83}.

En 1949, Kastler invente le principe du pompage optique, processus analogue à *l'inversion de population* nécessaire pour que le laser fonctionne {4,85}.

Le premier MASER fut mis au point en 1954 par Townes (« Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation »).

En 1960, Townes et Shalow mettent au point un véritable LASER en utilisant des radiations du visible (« Light Amplification by Stimulated radiation ») {4, 62, 85}.

La construction du premier laser dont le rubis constitue le milieu actif revient à Théodore Maiman cette même année {58,62}. Il n'aura pas de réelles applications en ophtalmologie.

En 1961, une décharge gazeuse d'Hélium et Néon est utilisée pour la construction d'un nouvel appareil laser {58,62}.

Les premiers travaux sur le laser en ophtalmologie datent de 1963.

Zweng, Vassiliadis, Hammond et Hayes (vétérinaire) emploient un laser à Rubis pour réaliser une photocoagulation rétinienne sur un singe Rhésus {58,62}.

Le laser à CO₂ est inventé et mis au point en 1964 par C.K.N Patel et les laboratoires Bell. En 1968, l'excision d'un nodule sur les cordes vocales d'un chien au laser CO₂ est la première application pratique d'un laser comme outil chirurgical de précision.

En 1965, le laser Argon est mis au point.

Les lasers à colorants font leur apparition en 1966 au laboratoire IBM.

Le laser à néodyme : yttrium aluminium et grenat ou laser Nd : YAG ou laser YAG, fait suite à ses prédécesseurs et est l'un des premiers lasers à être utilisé en médecine et ophtalmologie vétérinaire.

En 1972, sont développés les lasers à semi-conducteur diode ou lasers diode qui ont progressé de façon fulgurante en parallèle avec d'autres aspects pratiques de la médecine. Dès lors, l'utilisation pratique du laser en médecine et surtout en ophtalmologie connaît un véritable essor avec le laser diode {58,62}.

En 1983, la première utilisation du laser excimer sur la cornée est décrite par Trokel {101}. Ce laser a depuis fait ses preuves en ophtalmologie humaine pour le traitement de la myopie, l'hypermétropie et des opacités cornéennes.

B) PRODUCTION DU RAYONNEMENT LASER

Des bases physiques sont nécessaires à la compréhension du fonctionnement du laser.

L'effet laser est soumis à la théorie d'Einstein sur l'émission stimulée.

Le laser est un appareil chargé de produire des vibrations lumineuses, de la même façon qu'un instrument de musique est chargé de produire des vibrations sonores. Pour cela, un laser doit comporter :

- ❖ une source d'énergie extérieure ou système de pompage responsable de *l'inversion de population*.

- ❖ un milieu actif, constitué de molécules ou d'atomes susceptibles d'être facilement excités.
- ❖ un résonateur optique, permettant de faciliter l'émission stimulée en multipliant les rencontres des photons et atomes excités conduisant à l'amplification {62,73,105}.

1) Données physiques préalables

a) La théorie quantique

L'énergie d'un atome est égale à la somme des énergies cinétiques et potentielles des particules dont il est constitué (électrons, neutrons, protons). Cet atome peut échanger de l'énergie avec le milieu qui l'entoure (absorption ou émission). L'étude des propriétés énergétiques de l'atome a donné naissance à l'une des disciplines de la physique contemporaine : la mécanique quantique {83,85,10}.

b) Premier postulat : niveaux d'énergie

L'énergie de l'atome ne peut varier de façon continue, mais par paliers successifs appelés niveaux d'énergie.

c) Deuxième postulat : échanges d'énergie

Les modifications de l'état de l'atome correspondent à des changements de niveau d'énergie. Il existe un échange d'énergie avec l'extérieur.

Les théories de Maxwell nous enseignent qu'un rayon lumineux est la double expression corpusculaire et ondulatoire d'une onde électromagnétique.

Le photon est un corpuscule dépourvu de masse et de charge, se déplaçant à la vitesse de la lumière et permettant ainsi la propagation d'ondes lumineuses.

Cependant d'après la théorie de Planck, la quantification concerne non seulement l'atome mais aussi le rayonnement : il existe une interaction lumière-matière.

Ainsi, comme pour l'atome, chaque photon est doté d'un quantum d'énergie(E) directement lié à la fréquence de son rayonnement(ν).

Selon la formule de Planck, à chaque photon correspond une quantité d'énergie :

$E = h\nu$
E= énergie du photon
h= constante de Planck
 ν =fréquence du rayonnement.

Les échanges de photons et donc d'énergie entre rayonnement et atome se traduisent, pour ce dernier, par un changement de ses niveaux d'énergie, par conséquent de ses états, dans un sens ou dans l'autre selon s'il absorbe ou restitue de l'énergie.

d) Troisième postulat : les mécanismes d'action

Pour un atome, le passage d'un état à un autre ne peut s'effectuer que par trois mécanismes différents.

- L'absorption

Un photon d'un rayonnement incident est absorbé par un atome à l'état fondamental (E0) qui va ainsi passer à un état excité (E1).

La condition de cette absorption est que l'énergie ΔE apportée par le photon soit :

$$\Delta E = E1 - E0 = h\nu$$

Si dans une enceinte close, on place une population d'atomes en état fondamental (N0) et une autre en état excité (N1) correspondant respectivement aux niveaux d'énergie E0 et E1 et que l'on fait passer un rayonnement de fréquence ν de telle sorte que $h\nu = E1 - E0$; on constate que le nombre dN1 des transitions répond à la formule {1} :

$$dN1 = C P(\nu) N0 dt$$

C= constante de probabilité d'absorption
P= énergie par unité de temps et de volume
dt= temps d'exposition des atomes au rayonnement.

- L'émission spontanée

Comme nous l'avons vu, seuls quelques états peuvent demeurer stables : ceci explique qu'au bout d'un certain temps (10^{-8} seconde), l'atome excité va retomber spontanément à son état fondamental. Il



restitue alors son énergie $\Delta E = E_1 - E_0$ sous la forme d'un photon de fréquence telle que : $h\nu = \Delta E = E_1 - E_0$.

Il y a émission spontanée et donc aléatoire d'un photon. Si dans l'enceinte, un nombre d'atome dN_1 retombe à l'état fondamental pendant un temps t , il existe la relation :

$$dN_1 = (t^{-1})N_1 dt$$

Ceci correspond au phénomène d'émission spontanée {85}.

- L'émission stimulée

Supposons qu'un atome préalablement excité soit frappé par un photon d'une radiation incidente dont l'énergie E correspond très exactement à celle qui avait été nécessaire pour le faire passer de son état fondamental à son état d'excitation soit : $\Delta E = E_1 - E_0$.

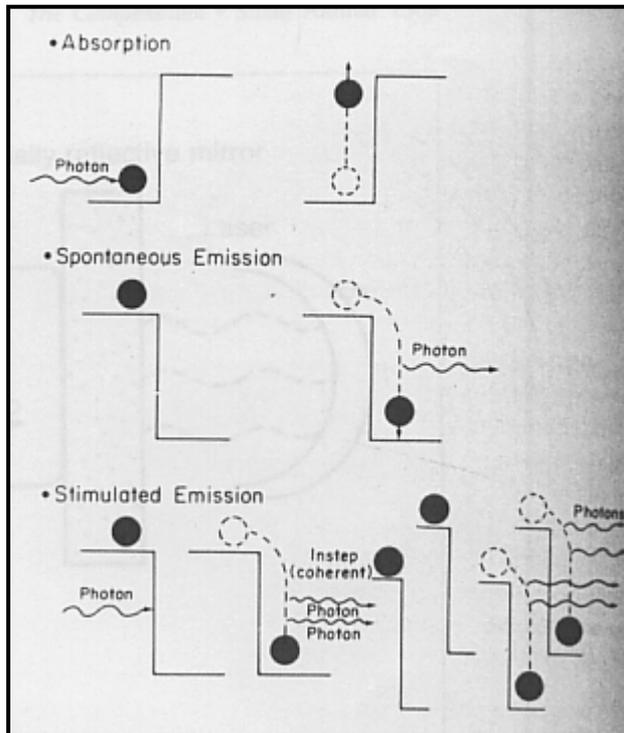
Cet atome va retomber à son état fondamental en restituant un photon. Ce photon aura des paramètres en tous points IDENTIQUES à ceux du photon incident (même direction, même phase, même polarité, même quantum d'énergie). De sorte que, les deux photons incidents et émis vont se confondre. Ainsi, à partir d'un seul photon, on obtient deux photons identiques qui vont chacun à leur tour rencontrer d'autres atome excités et produire ainsi quatre photons identiques. Il s'agit d'une réaction en chaîne, d'où une considérable amplification de l'énergie initiale.

C'est Einstein en 1917 qui avait émis cette hypothèse conduisant à la propriété fondamentale qu'est l'amplification.

En effet, alors que l'absorption ne conduit à aucune restitution d'énergie et que l'émission spontanée s'effectue de façon totalement aléatoire et indépendante, l'émission stimulée aboutit à ce que les photons des rayonnements incident et induit présentent des paramètres identiques, d'où le phénomène d'amplification puisque, après transition, rien ne permet de les distinguer.

L'effet LASER découle immédiatement de cette propriété et répond bien à sa définition : Amplification de Lumière par Emission Stimulée de Radiation {44,62,73}.

Figure 1. Schématisation du processus d'absorption, d'émission spontanée, et d'émission stimulée. D'après {62}



Légende :

Absorption : absorption

Spontaneous emission :
émission spontanée

Stimulated emission : émission
stimulée

Instep (coherent) : restitution
d'énergie cohérente

2) Principes de fonctionnement du laser

Le laser est un instrument chargé de produire des vibrations lumineuses en phase. Pour cela sont nécessaires :

- un milieu actif : milieu constitué de molécules ou d'atomes facilement excitable.
- un système de pompage : ceci va permettre d'obtenir un maximum d'atomes excités grâce au phénomène appelé « inversion de population ».
- une cavité optique : celle-ci permet l'obtention de photons en phase et de diriger le faisceau émis.

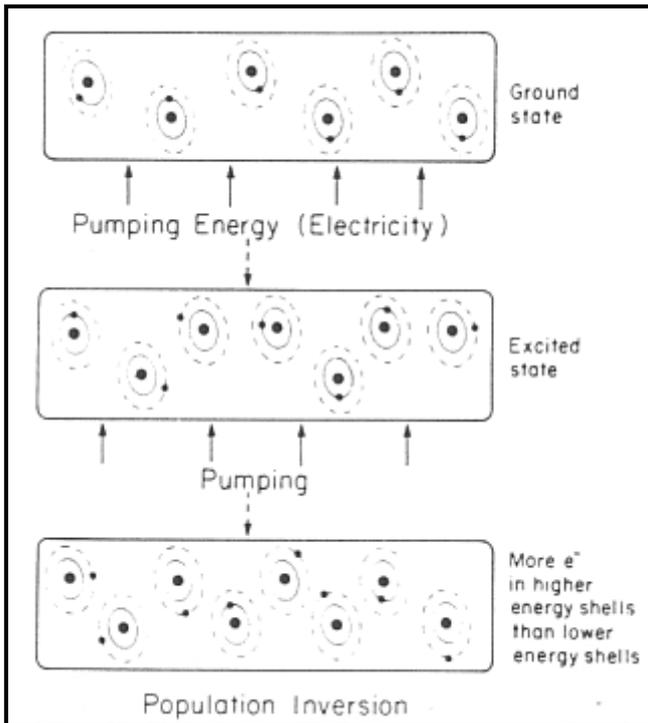
a) Milieu actif

Il est constitué d'un corps, ou mélange de corps, tel que les dispositions électroniques de ses composants favorisent le phénomène d'émission stimulée avec un maximum de rendement.

Une quantité massive d'électrons peut ainsi être obtenue au moyen d'un canon à électrons réalisable grâce à un champs magnétique intense.

Le pompage peut être encore de nature chimique ou thermique.

Figure 2. Schématisation du principe de pompage. D'après {62}



Le principe de pompage est à l'origine de l'inversion de population.

La transmission d'énergie aux atomes assure le départ des électrons dans des couches d'énergie supérieure.

Légende :

Ground state : état fondamental.

Pumping Energy (Electricity) : Energie de pompage (électricité).

Excited state : état excité.

Population Inversion : inversion de population.

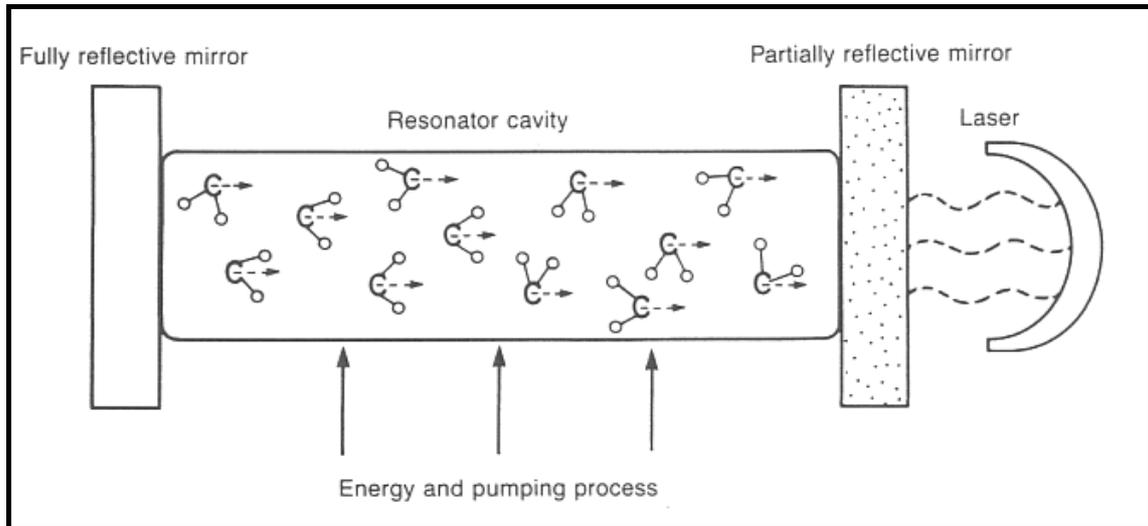
More e- in higher energy shells than lower energy shells : plus d'e- dans les

couches de haute énergie que dans celles de basse énergie.

c) La cavité optique {4,44,73,85,105}

Cette cavité optique est encore appelée résonateur optique ou cavité résonnante. Il s'agit de deux miroirs parallèles, parfaitement calés dont l'un est semi-transparent. Ils sont disposés de part et d'autre du milieu actif.

Figure 3. Schématisation simplifiée d'un laser. D'après {62}



On note : le milieu actif dans la cavité optique (resonator cavity), les deux miroirs (« fully reflective » et « partially reflective mirror »), la cavité optique ou résonateur optique.

Légende : Fully reflective mirror = miroir totalement réfléchissant ; Resonator cavity = cavité optique ; Energy and pumping process : processus de pompage énergétique ; Partially reflective mirror : miroir partiellement réfléchissant.

Lors de leur voyage à travers la cavité, les photons interagissent avec des molécules ou atomes en état métastable du fait du pompage exercé sur le milieu actif. Ces éléments relâchent des photons afin de retourner à leur état fondamental (émission stimulée). Photon initial et photons émis sont, comme nous l'avons vu précédemment, de la même longueur d'onde car issus de la même substance et voyagent ainsi parallèlement et en phase l'un avec l'autre.

Du pompage résulte la remise en état métastable des éléments du milieu actif et de la rencontre avec les photons précédemment émis résulte la naissance d'un faisceau photonique dont l'intensité s'accroît au fur et à mesure des rencontres avec les éléments métastables.

Le faisceau est dit monochromatique (tous les photons ont la même longueur d'onde) et cohérent (tous voyagent parallèlement et en phase).

On réalise ainsi une cavité optique à l'intérieur de laquelle le rayonnement photonique subit plusieurs réflexions successives sur les deux miroirs, augmentant son énergie à chaque rencontre avec les atomes excités du milieu actif. L'énergie du rayonnement va atteindre une valeur seuil, lui permettant de traverser le miroir semi-transparent. Ainsi est créé l'effet laser, c'est à dire l'émission d'un faisceau lumineux.

Ce seuil d'oscillation est efficace si le gain d'énergie du faisceau est supérieur aux pertes. Il est important d'avoir des miroirs à grands coefficients de réflexion (miroirs multicouches diélectriques) afin de minimiser les pertes énergétiques liées à un coefficient de réflexion insuffisant et aux effets de diffraction. La forme des miroirs est elle-même déterminante.

L'un des deux miroirs est semi-transparent, cette propriété implique qu'il ne réfléchit qu'une partie de la lumière et transmet le reste par une fente dont l'épaisseur conditionne en partie la divergence du faisceau.

Les résonateurs des lasers à milieu solide sont de petite taille, ce qui réduit les pertes par diffraction : ils sont donc équipés de miroirs plans.

A l'inverse, ceux des lasers à gaz sont étroits, mais de longueur relativement grande, ce qui suscite des diffractions importantes : la cavité doit alors comporter des miroirs sphériques pour rencontrer le rayonnement à chaque réflexion.

Lorsqu'une substance laser peut être excitée à différents niveaux d'énergie et qu'à chaque niveau correspond l'émission de photons d'une longueur d'onde particulière, le laser est équipé d'un filtre optique qui n'autorise le passage que d'un type de photons correspondant à la longueur d'onde désirée. Dans ce même cas de figure, le filtre optique peut être changé afin de sélectionner un autre type de photon et donc un faisceau laser d'une autre longueur d'onde.

Il existe des différences fondamentales entre la formation et la façon dont le faisceau laser se propage selon le type de laser (argon, diode, Nd : YAG). Cependant, comme nous allons le voir dans la partie suivante, le faisceau est TOUJOURS : intense, monochromatique et cohérent.

Figure 4. Schématisation d'un résonateur optique. D'après {4} :

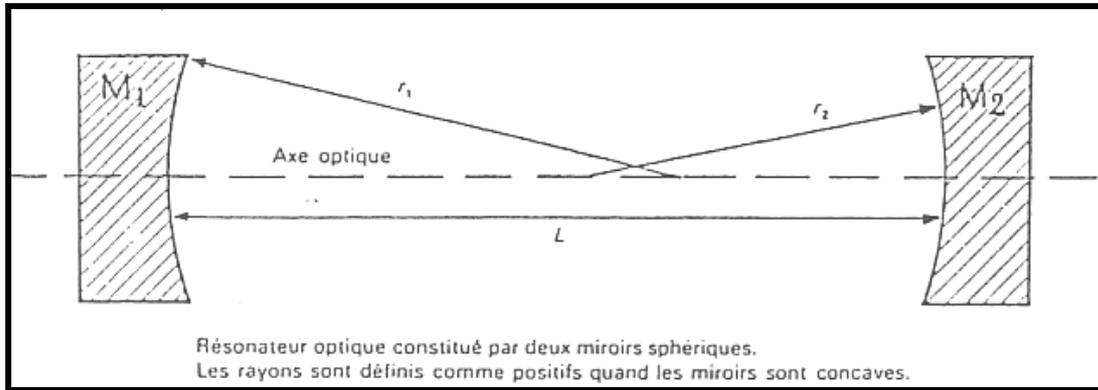
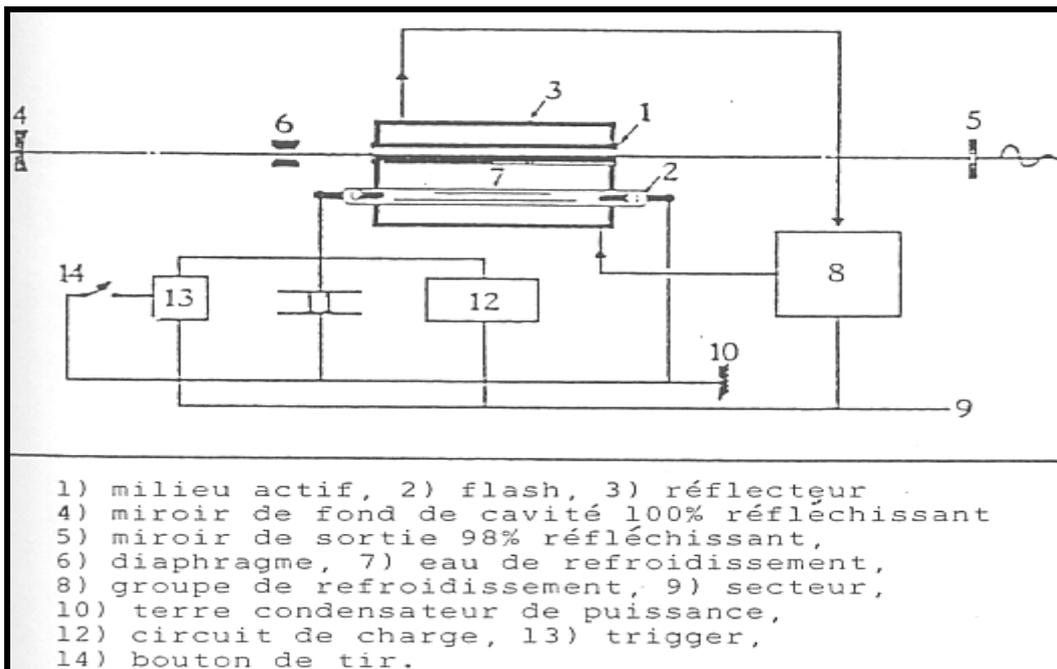


Figure 5. Schéma d'un laser nécessitant un système de refroidissement. D'après {4} :



C) PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DU RAYONNEMENT LASER

Certaines propriétés sont dites générales et sont applicables à tout rayonnement laser. Elles sont la différence entre la lumière blanche et la lumière laser.

1) La cohérence

Tous les photons qui constituent le faisceau sont émis de façon ordonnée et avec la même identité de phase. Il s'agit d'une lumière qui a été rendue cohérente par opposition avec la lumière ordinaire qui, elle, est incohérente. Chaque faisceau composant la lumière ordinaire est en effet émis indépendamment, chacun ayant sa propre phase {73,81}. Les photons composant la lumière blanche n'ont pas la même fréquence, ils sont différents les uns des autres.

2) Monochromaticité

Les photons qui constituent le faisceau laser sont identiques en tout point. Le rayon laser oscille selon une raie de fréquence très étroite, prédéterminée et prédéterminable en fonction du milieu actif. L'émission est monochromatique. La lumière ordinaire est dite hétérochromatique (décomposition de la lumière blanche par un prisme en 7 raies) dans la mesure où elle résulte de la juxtaposition de plusieurs fréquences.

Selon le type de laser, l'émission se fait dans le visible, dans l'infra-rouge ou l'ultra-violet {73,80,85}.

3) Directivité

Comme nous l'avons vu, les photons émis voyagent parallèlement et en phase. De cette propriété découle le fait que le rayonnement laser est unidirectionnel. Les faisceaux qui le composent sont strictement parallèles et ne s'écartent pas du point d'émission à l'infini. Le rayonnement peut ainsi agir sur les tissus de façon très précise {73,80,85}.

4) La luminance

Il s'agit de la concentration énergétique des radiations photoniques par unités de temps et de surface. La luminance ou brillance admet comme unité de mesure le STILB. Par définition, le STILB représente la soixantième partie de la luminance d'un corps noir porté à la température de fusion du Platine.

Quelques exemples de luminance :

- Flamme de bougie : 1 stilb
- Lampe à incandescence :1000stilb
- Lampe à vapeur de Mercure :30000stilb
- Soleil au zénith :165000 stilb
- Laser 10mW en continu :10⁹ stilb
- Laser 10mW en impulsionnel :10¹² stilb.

Source : Professeur G. BAZZOCCHI {1}.

Ainsi, un rayonnement laser se caractérise par l'émission d'une lumière INTENSE, COHÉRENTE, UNIDIRECTIONNELLE et MONOCHROMATIQUE {73,80,85}.

5) Mode d'émission

On distingue deux modes d'émission : l'émission continue et l'émission pulsée. Trois modes caractérisent l'émission pulsée : le mode relaxé, le mode déclenché et le mode bloqué.

a) les lasers continus

Ils sont caractérisés par une émission lumineuse non autonome, entretenue par un pompage continu. C'est le cas des lasers à gaz (argon, CO₂) mais aussi des lasers Nd : YAG, diode et lasers à colorants {10}.

b) les lasers pulsés {10}

Par opposition aux précédents, leur émission est à durée limitée dans le temps, de l'ordre de la nanoseconde, ceci afin de limiter le dégagement thermique à l'émission tout en conservant la puissance. Cette émission est obtenue soit par pompage par flash, soit par modification de la cavité optique.

Les lasers fonctionnant typiquement en mode pulsé sont les lasers Nd : YAG, diode, on pourra également citer les lasers argon, azote, rubis.

Parmi les lasers pulsés on distingue trois modes ou régimes de fonctionnement :

- Le régime relaxé ou « free-running »

Le laser est stimulé par un flash. La durée de l'émission lumineuse est égale à la durée du flash. Ce régime est utilisé généralement pour les lasers à solide (rubis, Nd : YAG). Les impulsions lumineuses sont d'une

durée variable entre 0,1 et 10 millisecondes, avec une puissance de crête allant de 100 Watts à 100 Kilowatts.

L'effet de ces lasers est essentiellement thermique, partiellement explosif.

- Le régime déclenché ou « Q-switched »

Ici, la naissance de l'oscillation est retardée par un obturateur placé dans la cavité optique, jusqu'à l'obtention d'une inversion de population très élevée. L'énergie stockée est alors libérée en un temps très court, permettant d'obtenir des impulsions lumineuses de quelques nanosecondes (10^{-9} s) avec une puissance de crête comprise entre 1 mégawatt et 1terawatt, grâce à des amplificateurs.

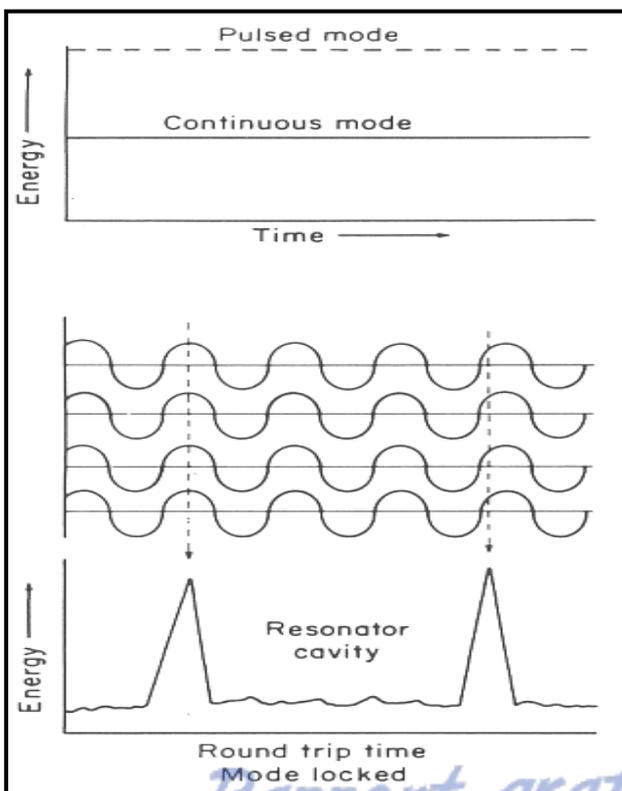
L'effet est ici mécanique avec un effet de section et d'onde de choc.

- Le régime bloqué

Le laser est ici stimulé par un flash. L'émission se fait par paquets de photons grâce à un obturateur passif (DYE) permettant d'obtenir des impulsions lumineuses de très courte durée (picoseconde) et de puissance de crête de l'ordre de 100 mégawatts. Ces impulsions sont regroupées en un train de 7 à 15 impulsions d'une durée totale de 40 à 60 nanosecondes.

C'est le cas du laser diode.

Figure 6. Les différents modes d'émission laser. D'après {62}



Légende :

Energy= énergie

Pulsed mode= mode pulsé

Continuous mode= mode continu

Time = temps

Energy=énergie

Resonator cavity= cavité optique

Mode locked= mode bloqué

Round trip time

D) PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES DU RAYONNEMENT LASER : **INTERACTIONS LASER-TISSU**

L'interaction entre le rayonnement laser et la matière vivante entraîne un certain nombre de réactions biologiques qui dépendent de quatre effets principaux : thermique, photochimique, électrique ou électromagnétique et mécanique.

Le principal phénomène à l'origine de tous les types de dommages créés par le rayonnement laser est l'absorption de ce rayonnement par le système biologique.

L'absorption est fonction de la distribution spatio-temporelle de l'énergie et elle constitue un processus spécifique de la longueur d'onde.

1) Effet thermique {4,44,62,73,85}

Pour la plupart des lasers chirurgicaux c'est l'effet le plus notoire, il conditionne, de plus, les résultats thérapeutiques de l'opération.

Les photons qui pénètrent dans un tissu transfèrent leur énergie aux molécules de la matière qui les absorbent.

Il s'en suit un accroissement de l'intensité des mouvements browniens des molécules et par là même, un dégagement local de chaleur entraînant la dénaturation des protéines et une coagulation.

L'élévation de température au niveau des tissus dépend de la puissance énergétique. Selon son importance on obtient : la coagulation, la carbonisation ou la volatilisation des cellules constituant le tissu cible.

La production calorique dépend de la focalisation sur une surface donnée mais également de la profondeur tissulaire atteinte par le rayonnement. D'autre part, les effets thermiques sont d'autant plus importants que la longueur d'onde caractéristique du laser employé est proche d'une longueur d'onde fortement absorbée par le tissu.

D'autres paramètres comme la constitution biologique des éléments et des liquides cellulaires ou la disposition histologique des structures modifient également les caractères de la transformation lumino-thermique.

Lorsque la température tissulaire atteint 60-65°C les protéines sont dénaturées et l'effet obtenu correspond à la nécrose de coagulation tissulaire.

A 100°C l'eau contenue dans les tissus débute une phase de transformation et passe ainsi d'un état liquide à un état gazeux .

Il s'en suit une augmentation de la pression tissulaire locale jusqu'à ce qu'elle atteigne le seuil où l'architecture tissulaire ne puisse plus contenir une telle pression, il se produit alors une vaporisation explosive et audible par un « pop ».

Si la température atteint 150°C, les protéines sont détruites relargant localement de l'oxygène, de l'hydrogène, des nitrates, ne laissant dans le tissu que les carbones qui se déposent. C'est ce que l'on appelle la carbonisation.

La photoablation laser produit un cratère tissulaire entouré par des zones de tissu brûlé.

L'élévation de la température tissulaire est plus rapide et plus importante lorsque les photons sont bien absorbés par le tissu et confinés à un petit volume tissulaire. Ainsi, le seuil de vaporisation est plus facilement atteint avec un spot laser de petite taille et une longueur d'onde caractéristique bien absorbée par le tissu cible.

2) Effet photochimique {4,44,62,73,85}

L'effet thermogène vu précédemment concerne une absorption énergétique, ceci de façon globale, par le tissu irradié.

Dans certains cas, elle peut-être beaucoup plus relative et n'intéresser qu'une substance constituante de la cellule dont les molécules passent à l'état excité.

L'énergie d'excitation emmagasinée peut, au lieu de se dissiper en chaleur, provoquer des réactions chimiques in situ. Le pic d'absorption de ces molécules correspond à la longueur d'onde du laser utilisé.

On peut ainsi détruire ou reconstituer des constituants cellulaires sans entraîner la mort cellulaire.

De cette effet est né en chirurgie laser ophtalmologique la « photosection » correspondant à une décomposition tissulaire liée à la destruction de jonctions unissant les constituants cellulaire, sans élévation thermique.

Ce mécanisme utilise des lasers émettant dans l'ultra-violet comme le laser excimer qui permet par exemple dans les chirurgies de la cornée.

Un autre exemple est la destruction d'une tumeur intra-oculaire après photosensibilisation de l'hématoporphyrine, qui, en libérant de l'oxygène, a un effet cytotoxique.

3) Effet électrique {4,44,62,73,85}

D'après la théorie électromagnétique de la lumière, à chaque photon lumineux est associée une onde électromagnétique sinusoïdale formée d'un champ électrique et d'un champ magnétique.

Nous avons vu que le rayonnement laser est cohérent, tous les photons sont en phase, donc à chaque point existe une sommation de la valeur des champs électriques et magnétiques. Le champ électromagnétique du laser peut donc atteindre des valeurs considérables (10^7 à 10^9 V/m).

On conçoit alors aisément que les tirs lasers puissent détruire toute organisation moléculaire, entraînant des ruptures de liaisons, des ionisations ou l'apparition de radicaux libres.

4) Effet mécanique {4,44,62,73,85}

La destruction tissulaire « photomécanique » est induite avec des lasers fonctionnant en mode pulsé. En effet, des impulsions de haute énergie sont nécessaires. Le tissu cible, pour obtenir le dit effet, doit recevoir des impulsions successives de courte durée.

Dans le champ électrique intense de l'onde, les électrons s'accélèrent, bombardent les atomes du tissu cible entraînant ainsi l'ionisation de ceux-ci en grand nombre. Il se forme un gaz ionisé appelé plasma.

L'ébranlement mécanique suit la formation du plasma et est à l'origine de l'onde de choc, c'est cette dernière qui est le moteur des effets mécaniques alors constatés. Dès lors, la rupture tissulaire est observée.

Figures 7, 8 et 9. Représentation de l'effet mécanique. D'après {85}

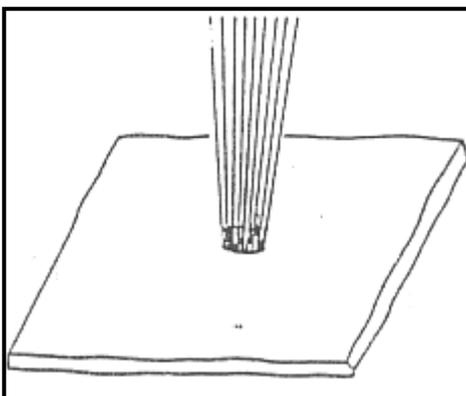


Figure 7 : La très haute densité de puissance du faisceau laser arrache des électrons aux atomes tissulaires : c'est la formation du plasma (constitué d'ions et d'atomes).

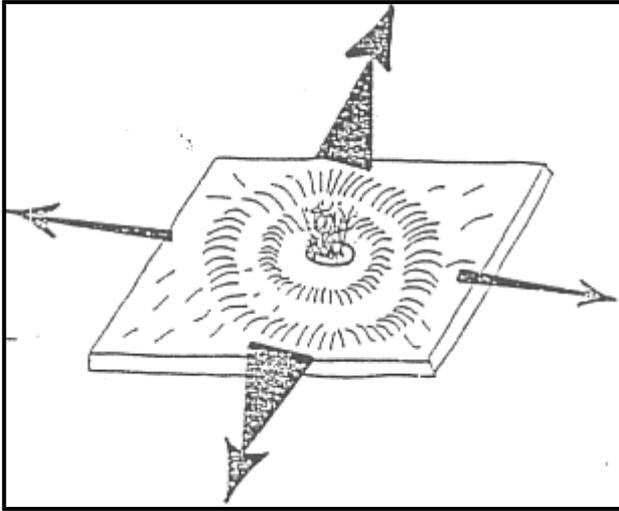


Figure 8 : S'en suit l'apparition d'un ébranlement mécanique : l'onde de choc.

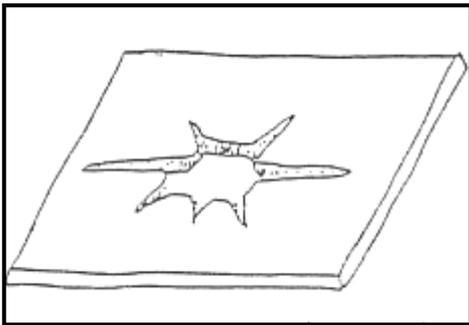


Figure 9 : Ainsi est créé l'effet de section tissulaire.

CHAPITRE II : LE RAYONNEMENT LASER EN MILIEU OCULAIRE

A) PRÉSENTATION DES DIFFÉRENTS LASERS À USAGE OPHTALMIQUE

1) Le laser rubis

Le milieu actif est composé d'alumine et d'oxyde de chrome soumis à un pompage optique au xénon.

Il s'agit d'un monocristal se présentant sous la forme d'une tige. Comme vu précédemment dans la description de la cavité optique, cette tige est placée entre deux miroirs convenablement alignés (l'un réfléchissant à 100% et l'autre seulement 98%). Ainsi, l'onde lumineuse qui prend naissance après enclenchement du flash va frapper le premier miroir, se réfléchir, retraverser le cristal, puis vient frapper le second miroir où elle est à nouveau réfléchi etc.... Ceci jusqu'à atteindre une valeur énergétique seuil qui lui permettra de traverser le miroir partiellement réfléchissant.

La longueur d'onde définissant ce laser est de 694nm, l'émission se fait dans le visible et la couleur correspondant est le rouge.

La durée d'émission est inférieure à la milliseconde (ms). Toutefois, le laser à rubis a un faible rendement : la quasi totalité de l'énergie envoyée dans le cristal est transformée en chaleur. Cependant, si la température s'élève, l'inversion de population est impossible. Il est donc impératif d'y associer un circuit de refroidissement.

Enfin, nous pouvons ajouter que ce type de laser, le premier créé, n'est aujourd'hui presque plus utilisé pour l'usage ophtalmique {4}.

2) Le laser krypton

Pour le laser krypton, le milieu actif est constitué d'ions de krypton. L'émission se fait dans le visible. Ce type de laser est capable de produire différentes longueurs d'ondes et ainsi obtenir un faisceau de couleur, bleu, jaune, vert ou rouge, la longueur d'onde variant entre 488 et 676 nm.

Son usage en ophtalmologie se fait en sélectionnant, comme nous en avons étudié la capacité, la longueur d'onde correspondant au rouge (647 nm).

Le laser krypton est utilisé en mode continu ou pulsé. Les effets tissulaires sont essentiellement thermiques, le résultat est la coagulation tissulaire.

Comme pour les autres lasers émettant dans le visible, le faisceau témoin est un faisceau atténué {4}.

3) Le laser argon

Le milieu actif est constitué d'un mélange gazeux d'argon et de krypton à l'état ionisé dans un tube de quartz et soumis à un pompage électrique.

Il émet une lumière cohérente dont l'énergie est concentrée en lumière bleu-verte avec deux longueurs d'ondes prédominantes : 488 et 514nm.

Il peut être utilisé en mode continu ou en mode pulsé, chaque impulsion ayant une durée de l'ordre de la milliseconde.

Son effet thermique sur les tissus entraîne une dénaturation des protéines et permet d'obtenir une nécrose de coagulation.

Ce laser peut également être utilisé comme un élément de dissection précis grâce à son spot de petite taille et une très bonne profondeur de pénétration {1, 3,60}.

4) Le laser à gaz carbonique

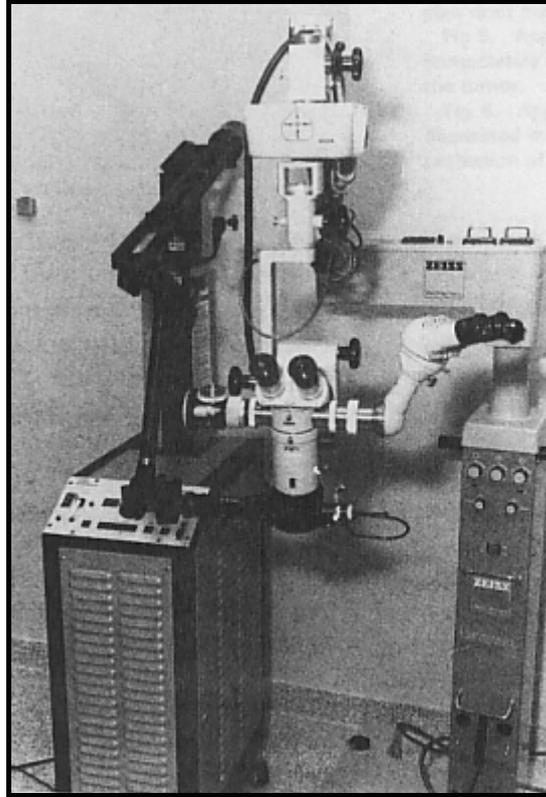
Contrairement aux lasers précédemment décrits, pour lesquels le milieu actif est constitué d'ions, ici, c'est la molécule de CO₂ qui constitue le milieu actif. L'émission est réalisée dans l'infra-rouge avec une longueur d'onde de 1060 nm. Le faisceau émis est invisible, c'est pourquoi, un faisceau témoin visible de couleur rouge (hélium-néon) de faible énergie y est ajouté.

La différence dans l'utilisation de ce laser est très importante puisqu'il est majoritairement absorbé par les tissus contenant de l'eau. Il n'existe donc aucune utilisation intra-oculaire possible, la cornée étant un tissu aqueux.

Deux types de mode d'utilisation sont possibles : pulsé ou continu.

Au contraire de tout laser émettant dans le visible, son effet n'est pas de coaguler les tissus cibles mais de les carboniser ou les vaporiser. Ainsi, ses principales applications sont la section et l'ablation.

Bien que ce type de laser ne soit pas absorbé de façon sélective par les pigments, l'hémostase des petits vaisseaux est réalisée grâce à la diffusion thermique depuis la zone d'incision {4,44,31,85}.



Vue d'une sonde opératoire d'un laser CO₂ sur la photographie 2 à gauche et d'un laser CO₂ sur la photographie 3 à droite.

5) Le laser excimer

Le laser excimer émet à une longueur d'onde de 193nm.

Le principe de ce laser est le suivant : basé sur l'excitation d'un gaz rare (l'argon) et d'un halogène (le fluorure), la formation de ce mélange diatomique très instable est suivie par sa dissociation et retour à un état stable obtenu par libération de photons dont l'énergie est de 6.4 électronvolt (eV).

L'énergie des liaisons intermoléculaires étant inférieure à 6 eV, l'énergie libérée est suffisante pour « couper » ces jonctions.

Ce laser est uniquement utilisé pour la chirurgie de la cornée. Il permet de modifier les rayons de courbure de la face antérieure de la cornée ou de traiter les kératites.

La photoablation de la cornée peut être réalisée sur une épaisseur de seulement 300 microns {31,93}.

6) Le laser à Néodyme : Nd : YAG

C'est un laser à milieu actif solide composé d'un cristal de Grenat d'Yttrium Aluminium dopé en Néodyme : Nd : YAG. Il est soumis à un pompage optique : une lampe flash à xénon et émet une lumière dont la longueur d'onde est de 1064 nm dans les infras-rouges, donc invisible. Il est, de ce fait, comme le laser à CO₂ associé à un laser hélium-néon (He-Ne) émettant dans le visible (couleur rouge) comme faisceau témoin.

En mode d'émission déclenché (« Q-switched »), la durée d'émission est de l'ordre de la picoseconde. En mode bloqué, les impulsions sont d'une durée de l'ordre de la nanoseconde, permettant ainsi d'atteindre des puissances de l'ordre du mégawatt.

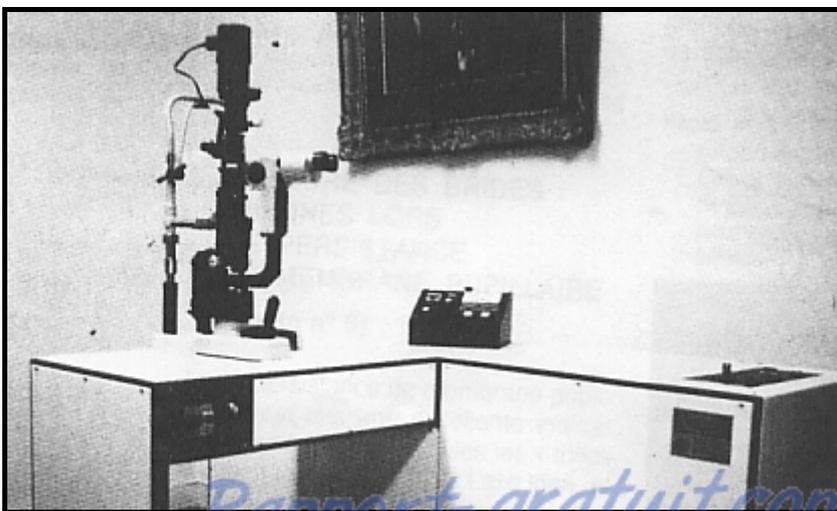
Utilisé en mode continu, l'effet obtenu sera du type photocoagulation thermique.

Utilisé en mode pulsé ou bloqué l'effet sera photomécanique on parle alors de photodestruction ou photosection.

Le laser Nd : YAG ou laser YAG est le seul de ceux vus précédemment à avoir sur la cible un effet mécanique (cf. Propriétés biologiques du rayonnement laser). Ainsi, le champ électromagnétique de l'onde laser entraîne la formation d'un « plasma » sur le tissu cible. C'est l'onde de choc suivant la détente de ce plasma qui entraîne les effets constatés : la section tissulaire.

Ce laser aura pour cette fonction un grand succès en médecine, le système de fibre optique comme outil d'émission du faisceau laser permet de le fixer facilement sur des sondes endoscopiques. Dès lors, ses premières applications seront directement liées à l'endoscopie, puis très vite, on étudiera son utilité en ophtalmologie et en chirurgie des tissus mous.

Photographie 4. Vue d'un laser Nd : YAG. D'après {30}



Julie CHIRON année 2005

Utilisation du laser en ophtalmologie vétérinaire : étude bibliographique

7) Le laser à semi-conducteurs : le laser diode

Le laser diode est le dernier de la génération des lasers et fut développé en 1972. C'est aujourd'hui le plus utilisé de tous.

Les lasers diodes ont un milieu composé de Gallium Aluminium Arsenide (GaAlAs) émettant de 780 à 980 nm.

La production de la lumière laser se fait par le passage d'un courant électrique à travers la diode.

Ce type de laser génère une émission laser avec une efficacité de conversion électrique à optique proche de 30 à 50% qui fait d'eux les plus efficaces des lasers disponibles sur le marché actuellement.

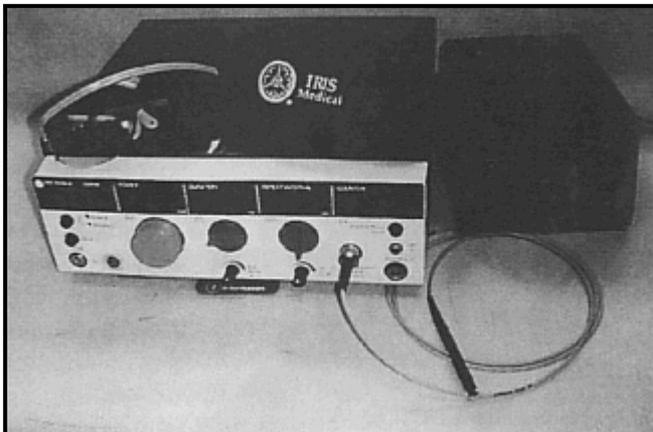
L'énergie du laser diode (1-4W) est souvent délivrée par un système particulier de fibre optique qui représente un avantage pour la chirurgie de précision et non invasive. Il est fixé à un microscope opératoire ou à un ophtalmoscope pour une utilisation sans contact direct avec l'œil (cf. annexes 1, 2 et 5). Une sonde spécifique sera utilisée pour une application en contact profond avec la sclère (cf. annexe 6).

Les applications de ce laser sont les mêmes que celles du Nd : YAG, cependant, l'émission se fait à une longueur d'onde de 810 nm.

Le faisceau émis appartient aux infras-rouges, il n'est donc pas visible et comme vu précédemment, il est accompagné d'un faisceau témoin visible.

Sa taille compacte, sa haute efficacité, offrent des avantages ergonomiques et économiques que son prédécesseur le Nd : YAG ne possède pas, c'est pourquoi il le supplante actuellement.

Photographie 5. Vue d'un laser diode. D'après {44}



Exemple d'un laser diode 810 nm utilisé en médecine humaine et vétérinaire. Petit et portable, il peut être utilisé en contact ou non avec l'œil, l'énergie laser peut être délivrée de façon transclérale, transpupillaire ou transcornéenne.

8) Les lasers à colorants

Ce type de laser utilise comme milieu actif des molécules hydrocarbonées en solution liquide dont la grande réactivité chimique permet d'obtenir de larges spectres de fluorescence s'étendant de l'ultraviolet au visible. Les molécules de colorants les plus employées sont la Cryptocyanine, la Coumarine, la Fluorescéine, la Rhodamine. L'intérêt de ces lasers est qu'ils sont accordables, c'est à dire que l'utilisateur peut, à son grès, changer de longueur d'onde, grâce à deux sortes de mécanismes :

- soit par un prisme disposé sur l'un des miroir du résonateur, sa rotation permettant optiquement le changement de fréquence
- soit en disposant dans la cavité plusieurs colorants différents couvrant toute la gamme des couleurs. La variation de couleur engendre celle de la longueur d'onde.

Le système de pompage utilise généralement un laser argon ou un système de lampe-flash ou un Nd : YAG laser double fréquence.

Le mode d'émission peut être continu ou pulsé.

Les caractéristiques de ce laser lui permettent d'être polyvalent dans ses utilisations médicales, il pourra être utilisé en urologie, en ophtalmologie, en dermatologie et surtout en oncologie par le biais de la thérapie photodynamique.

La liste présentée ci-dessus, nous permet de prendre connaissance des lasers ayant leur principale application en ophtalmologie.

Il faut toutefois noter qu'il existe encore bien d'autres types de lasers comme les lasers à holmium ou à erbium, à sélénium...dont l'emploi concerne d'autres spécialités médicales {58,85}.

B) APPLICATION DES PROPRIÉTÉS LASER EN MILIEU OCULAIRE

1) Influence des paramètres laser

a) La longueur d'onde

D'une façon générale, la longueur d'onde du rayonnement laser conditionne l'absorption au niveau du tissu cible, elle est donc responsable de l'importance des effets laser à une puissance donnée.

L'œil est unique car constitué de milieux variés absorbant des longueurs d'ondes lumineuses différentes et spécifiques.

La conséquence directe est une meilleure transmission ou une protection vis à vis de l'onde par rapport au milieu ou au tissu suivant.

En général, la cornée et la sclère absorbent les petits ultra-violets de l'ordre de 200 à 315 nm et les longs infra-rouges de 1400 à 10000 nm.

Le cristallin absorbe, lui, les ultra-violet de 315 à 400 nm.

Les longueurs d'ondes dans le visible, notamment le bleu, le vert-bleu, le jaune, le rouge ainsi que les ondes proches du spectre infra-rouge traversent la sclère et les milieux transparents, ils sont absorbés en revanche par les pigments oculaires (mélanine, hémoglobine).

De façon plus précise, les plus petites longueurs d'ondes (lumière bleue) sont mieux absorbées par la couche interne de la rétine. La lumière jaune est, elle, absorbée de façon sélective par les membranes sub-rétiniennes néovascularisées.

Les longueurs d'ondes plus longues telles la lumière rouge ont une pénétration plus profonde jusqu'aux vaisseaux sub-rétiens.

Quant aux émissions infrarouges, elles traversent parfaitement la sclère et plus grande sera la longueur d'onde, meilleure sera la transmission par la sclère {80}.

Figure 10 et tableau I : Longueur d'onde et absorption tissulaire. D'après {80}

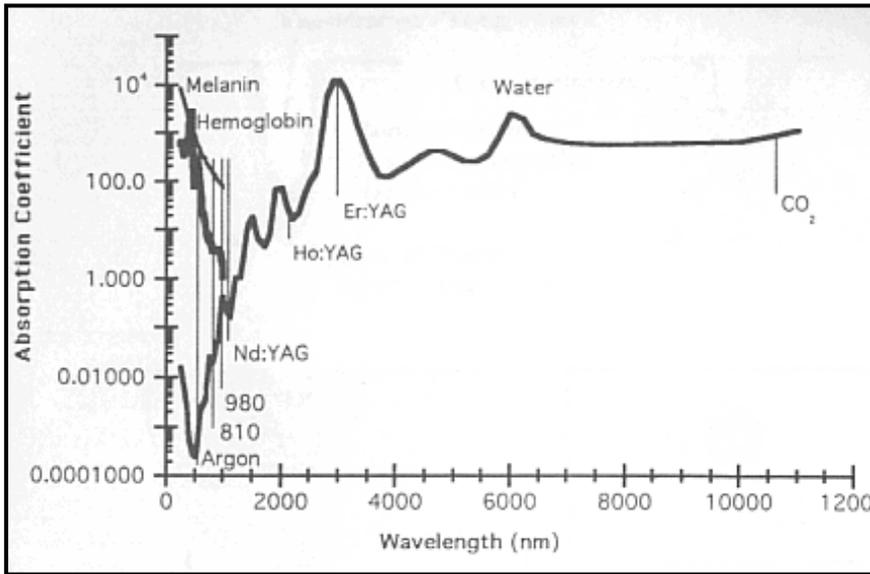


Figure 10 : Diagramme des coefficients d'absorption tissulaire (« absorption coefficient ») en fonction des longueurs d'ondes (« Wavelength »(nm)).

Laser	λ (nm)	Water μ_a	Hemoglobin μ_a	Melanin μ_a
KrF	248	0.0168	586	8600
XeCl	308	0.005	307	4800
XeF	351	0.002	635	2677
Argon	514	0.003	156	780
KTP	532	0.004	203	630
HeNe	633	0.003	27	345
Dye/Diode	640	0.003	23	332
	680	0.004	12	269
	720	0.016	7	221
	760	0.026	7	183
	780	0.023	6	167
Diode	810	0.023	4	147
	830	0.029	4	135
	910	0.073	4	98
	980	0.430	2	76
Nd:YAG	1064	0.120		57
Ho:YAG	2120	27		
Er:YAG	2940	12,000		
CO ₂	10,600	800		

Tableau I : Les coefficients d'absorption (μ_a) : de l'eau (« Water »), de l'hémoglobine (« Hemoglobin ») et de la mélanine (« Melanin ») ont été calculés et convertis pour correspondre aux longueurs d'ondes du visible aux infras-rouges. Plus la valeur du coefficient est importante, meilleure est l'absorption tissulaire.

b) Energie et puissance {80}

La lumière laser est typiquement quantifiée en unité d'énergie appelée Joules (J), la puissance se mesurant en watts (W).

L'énergie est une mesure de travail, la puissance correspond à la vitesse à laquelle ce travail est réalisé, c'est à dire à quel taux l'énergie est délivrée au tissu.

La valeur d'1 W correspond à un travail fourni d'1J durant 1 seconde (s). Ainsi, si l'on connaît la puissance d'un faisceau laser (10W) pour une période donnée (5s), l'énergie totale délivrée sera de $10 \times 5 = 50$ Joules.

La surface sur laquelle un travail donné est fourni va influencer la magnitude du travail accompli au sein de cette zone.

Si l'on considère 10 hommes construisant un mur, chacun capable de porter 50 briques par jour travailler 8 heures par jour, 4000 briques peuvent être déposées en 1 journée. A la fin d'une journée, le mur sera 10 fois plus haut s'il mesure 10 mètres de long et non 100, alors que la vitesse de travail et la puissance fournie étaient pré-déterminées.

La densité de puissance est une mesure de la vitesse de travail au sein d'une surface donnée et généralement mesurée en W/cm^2 , la zone de travail étant définie comme la surface du spot du faisceau laser (r^2) sur le tissu cible.

De façon similaire, la densité d'énergie est la mesure du travail total effectué au sein d'une surface et reportée en J/cm^2 .

La densité de puissance est appelée irradiance et la densité énergétique fluence.

c) La taille du spot {80}

Le taux et la quantité totale d'énergie laser déposée au sein d'un tissu vont influencer l'effet produit par la longueur d'onde du laser.

Pour la longueur d'onde de 1060 nm du laser CO₂ déposée sur un tissu mou, une densité de puissance de 1200 à 1500 W/cm^2 sera nécessaire pour induire l'ablation tissulaire.

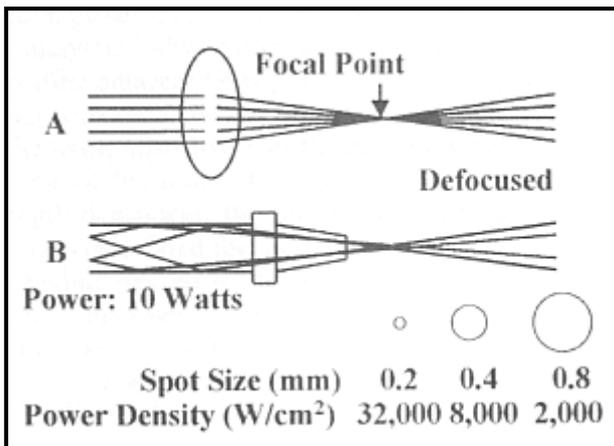
Si un laser d'une puissance de 20W est dirigé sur un tissu avec un spot d'un diamètre de 2mm, la densité de puissance incidente (irradiance) sera de $636 W/cm^2$ et donc insuffisante pour produire une vaporisation. Cependant, si pour ce même laser le diamètre du spot du faisceau lumineux est de 1 mm, la densité de puissance incidente sera alors de $2500 W/cm^2$, dans ce cas la section sera aisément possible.

Pour chaque réglage d'un laser dans lequel on divise la taille du spot par deux, on multiplie la densité de puissance par quatre.

Lorsque 10W sont délivrés par un spot de diamètre de 0.8mm, la densité de puissance au sein du spot sera approximativement de $8000 W/cm^2$. Pour ces mêmes 10W délivrés par un spot d'une taille de 0.4mm, la

densité de puissance obtenue est de 8000 W/cm². Un diamètre de 0.2 mm engendrera enfin 32000W/cm². Bien que la longueur d'onde et la puissance soient les mêmes pour chaque cas, le changement de la taille du spot du faisceau laser induit des différences primordiales sur la densité de puissance et sur les effets obtenus sur le tissu cible.

Figure 11 : Taille du spot laser et densité de puissance. D'après {80}



La surface à travers laquelle les photons sont distribués influence leur concentration et la vitesse avec laquelle l'énergie va être déposée dans le tissu. Le faisceau peut être délivré à travers une lentille (A) dont le rôle est de focaliser le faisceau sur le point cible ; il peut être délivré en plus par une sonde manuelle (B).

Légende : Focal point= point focal ; Defocused= défocalisé ; Power= puissance ; spot size= taille de spot ; Power density= densité de puissance.

d) Utilisation de lentilles {4}

Les verres de contact ou lentilles ont plusieurs avantages. Ils jouent le rôle de blépharostat et permettent de contrôler les mouvements oculaires. Ils permettent également d'avoir une surface cornéenne régulière et d'empêcher la déformation du rayon à travers la cornée.

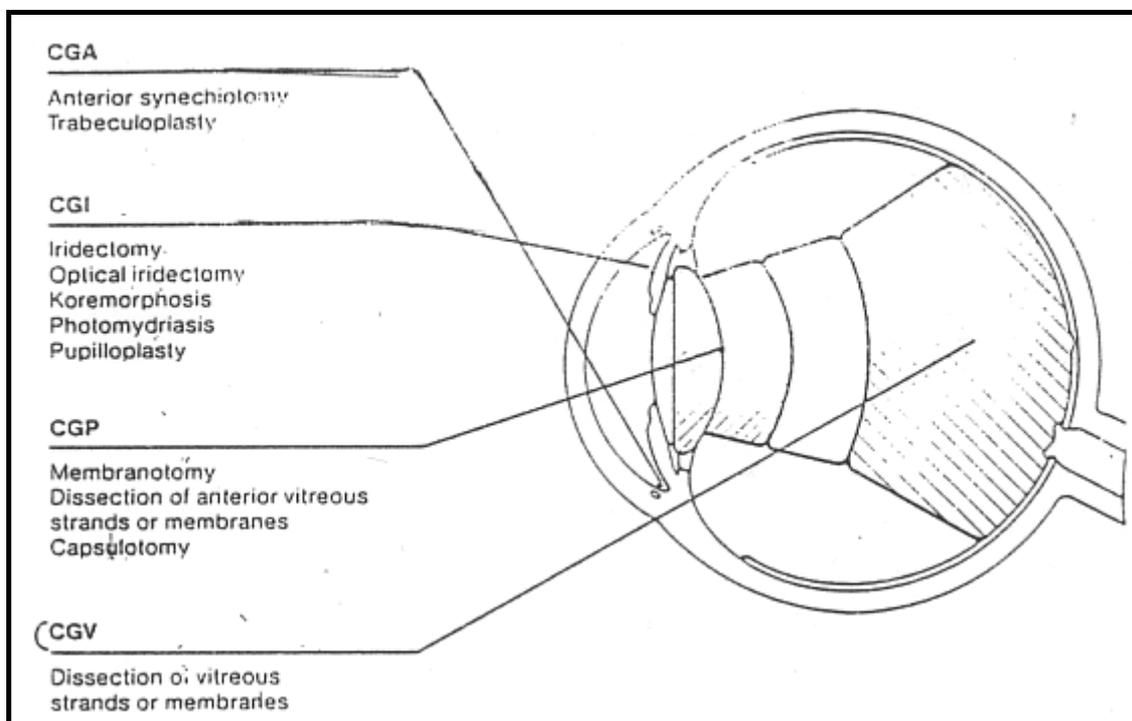
Les irrégularités cornéennes ou toute manipulation modifiant la surface cornéenne (instillation de fluorescéine, tonométrie) peuvent accentuer de façon sensible la dispersion du faisceau laser, augmentant ainsi la taille du point focal et diminuant la densité de puissance à ce niveau. Les verres de contact augmentent l'angle de cône et réduisent la taille du point focal. Ils permettent en ce sens une focalisation optimale sur la cible, soit : une augmentation de densité de puissance et l'obtention des effets souhaités avec une énergie moindre, réduisant ainsi les effets sur les tissus adjacents du point cible.

Il est préférable d'utiliser le verre de contact le plus convergent possible, compatible avec la profondeur de la cible. Par exemple, pour l'angle irido-cornéen, Frankhauser prône l'utilisation de verres de CGA (lentille de contact pour chambre antérieure) qui assurent une excellente projection dans l'angle et une grande stabilité au niveau du point focal.

Pour l'iris, (iridotomie/iridectomie), il est préférable d'utiliser le verre de type CGI (lentille de contact pour iris) et pour la région pupillaire le verre CGP (lentille de contact pour la région pupillaire).

On emploie aussi d'autres verres comme le verre d'Abraham ou le verre de J.M Gorrard, largement utilisés dans respectivement iridotomie et synéchies irido-cornéennes. Le verre à gonioscopie ou verre à trois miroirs de Goldman permet aussi d'avoir une bonne visualisation de l'angle. L'utilisation de ces verres est indispensable à toute opération laser. L'opérateur dispose de plusieurs lentilles adéquates, à travers le microscope opératoire, il choisit le verre le mieux adapté, l'enduit de gel couplant et le place sur l'œil du patient. L'opération peut alors commencer.

Figure 12. Lentilles et applications. D'après {85}



Légende :

CGA (lentille pour application sur le segment antérieur) : Synéchiotomie antérieure, trabéculoplastie, photocoagulation.

CGI (lentille pour applications iriennes) : Iridectomie, iridotomie, photomydriase, pupilloplastie.

CGP (lentille pour applications sur le segment postérieur) : membranectomies, dissection de membranes ou fibres du vitré antérieur, capsulotomie.

CGV (lentille pour application vitréennes) : Dissection de membranes ou fibres du vitré postérieur.



e) Distribution des photons au sein du spot {80}

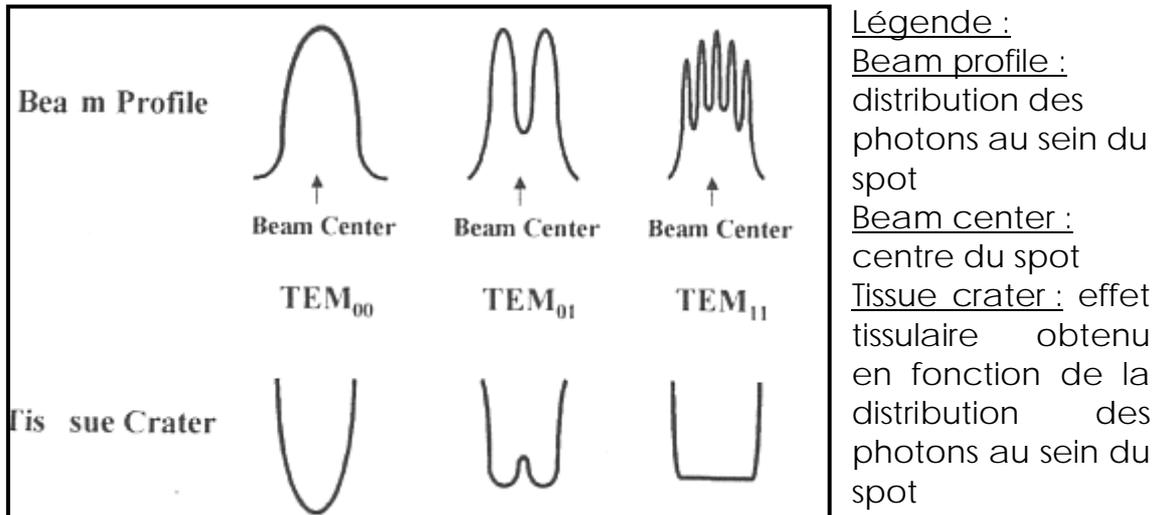
La distribution des photons au sein du spot va influencer leur répartition spatiale lorsqu'ils seront projetés au sein du tissu cible ; et par là même, les effets tissulaires.

Lorsqu'on mesure la puissance d'un faisceau laser, la valeur obtenue concerne le faisceau dans son intégralité. La concentration de photons au sein du spot peut être supérieure ou inférieure à celle mesurée pour l'intégralité du spot. La densité de puissance correspondant au profil du spot sera modifiée de la même façon et ceci se ressent de façon manifeste sur les effets tissulaires et plus particulièrement sur les caractéristiques du cratère d'ablation si le laser est utilisé pour la photoablation.

La distribution des photons est rarement uniforme. De façon typique, cette distribution est gaussienne ; la concentration de photons est maximale au centre du spot et décroissante en périphérie. A ce type de profil correspond une configuration de champ électrique et magnétique (TEM_{00}) transverse. L'effet sur le tissu correspond à un cratère en forme de cloche.

Un autre type de profil correspond à deux pics gaussiens, cette distribution est référée en TM_{01} . Enfin, on peut avoir des pics multiples présents dans le profil du spot, cette dernière distribution étant référée comme la TEM_{11} .

Figure 13. Répartition des photons au sein du spot et effet tissulaire obtenu. D'après [80]



TEM₀₀ correspond à une distribution gaussienne et entraîne un cratère de forme conique sur le tissu cible. TEM₀₁ correspond à deux pics gaussiens, l'effet produit par cette distribution sur le tissu cible correspond à un cratère avec une arête centrale. Enfin, une distribution TEM₁₁ comme nous pouvons le voir ci dessus correspond à de multiples pics résultant en un cratère tissulaire à contours plats.

f) Relation énergie et effet tissulaire

Alors que la distribution des photons et leur absorption va déterminer l'énergie thermique contenue dans le tissu, la diffusion de chaleur au sein du tissu correspond à un gradient de température et contribue à l'effet global du laser.

L'énergie thermique tend à un équilibre, diffusant des zones de haute température vers les zones de plus basses températures.

La magnitude de diffusion thermique à partir du site de chirurgie dépend à la fois du chirurgien et du mode selon lequel le faisceau laser est émis. Un chirurgien ayant peu d'expérience en chirurgie laser préférera typiquement sélectionner une puissance faible et un diamètre de spot important de façon à ce que l'ablation se réalise à vitesse lente et éviter des dégâts graves et irréversibles.

Le chirurgien débutant, en prenant plus de temps pour déposer l'énergie nécessaire à la procédure, laisse un temps plus important à l'énergie thermique pour diffuser dans le tissu et ainsi s'accumuler dans les zones avoisinant la surface cible.

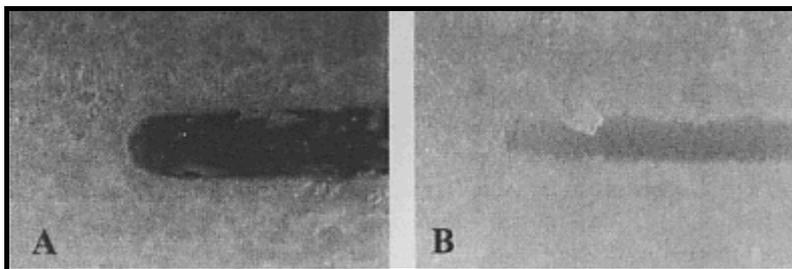
Une fois que le seuil de vaporisation est atteint (100°C), un nuage de vapeur et de débris est éjecté du site d'ablation emportant avec lui la majorité de l'énergie thermique accumulée sur le site. Ainsi, plus le temps pour atteindre le seuil de vaporisation sera long, plus l'énergie thermique aura le temps de diffuser dans les tissus adjacents ; à contrario plus le temps pour atteindre le seuil est court et plus l'énergie thermique sera dégagée avec le nuage de vapeur.

Si la quantité d'énergie nécessaire pour atteindre le seuil d'ablation tissulaire peut être délivrée en impulsions dont la durée est inférieure au temps nécessaire à la diffusion thermique de la chaleur aux tissus adjacents ; l'ablation tissulaire peut être réalisée sans dommages thermiques sur les zones contiguës.

La durée de cette impulsion doit être inférieure à la durée du temps de relaxation thermique du tissu.

Cette durée est calculée et dépend à la fois de l'absorbance du tissu pour la longueur d'onde incidente et du temps nécessaire à la diffusion thermique dans ce tissu.

Photographie 7 : relation énergie – effet tissulaire. D'après {80}



Exemple d'ostéotomie laser d'un os cortical. La longueur d'onde, la quantité d'énergie par impulsion, la taille du spot, la fréquence d'impulsions et la vitesse de passage du faisceau sur le site opératoire furent les mêmes pour chacun des deux spécimens.

Le **spécimen A** est caractérisé par une incision peu profonde, large, fortement carbonisée avec des dommages tissulaires thermiques collatéraux de 80 à 100µm. Ici, l'impulsion de 2.5 ms fut plus longue que le temps de relaxation thermique de 50µs. Le **spécimen B** est caractérisée par une incision franche, profonde, étroite, sans carbonisation avec moins de 10µm de dommages thermiques tissulaires collatéraux. En effet l'impulsion d'énergie était délivrée en 4µs, ce qui correspond à un temps plus court que le temps de relaxation tissulaire.

La durée de relaxation thermique la plus courte possible a été calculée pour une longueur d'onde de 3000 nm correspondant au pic d'absorption de l'eau, cette valeur est d'une microseconde.

Cette découverte a donné naissance à la règle de « la microseconde » équivalent au fait que toute impulsion laser d'une durée d'une microseconde n'entraînera aucun dommage thermique collatéral. Pour le laser CO₂ dont la longueur d'onde est de 1060 nm, le temps de relaxation pour les tissus mous a été calculé entre 300 et 700 microsecondes.

g) Mode d'émission du faisceau laser {80}

Le laser, comme nous l'avons vu au chapitre I C), peut être utilisé en mode continu ou pulsé.

Lorsque le mode choisi est continu, l'obturateur reste ouvert tout au long de l'émission ainsi le faisceau laser est émis de façon constante durant son activation.

Le réglage de la puissance correspond à la puissance réellement émise. Ainsi, l'énergie thermique accumulée dans le tissu est fonction du temps d'exposition qui peut être parfaitement contrôlé par le chirurgien.

Quand le laser est réglé en mode pulsé, le faisceau est émis en impulsions répétées d'une durée établie et d'une fréquence également déterminée.

De façon générale, la durée des impulsions des lasers chirurgicaux est de l'ordre de la milliseconde. Cependant, certains lasers et notamment ceux destinés à la photodestruction par effet mécanique peuvent produire des impulsions d'une durée de l'ordre de la nanoseconde (10^{-9} seconde) ou de la femtoseconde (10^{-15} seconde).

La fréquence des impulsions est donnée en unité d'impulsions par seconde appelée Hertz (Hz) ou en unité de temps correspondant à l'intervalle de temps entre deux impulsions.

Bien qu'une impulsion d'une durée d'une milliseconde est plus longue que le temps de relaxation thermique du tissu, le mode pulsé permet au chirurgien d'irradier sa cible à très haute puissance avec un contrôle parfait de son application et de plus, selon l'intervalle entre deux impulsions, permettre le repos tissulaire et réduire la diffusion de chaleur au sein de la cible.

A la différence du mode continu, c'est l'énergie délivrée lors d'une impulsion qui est déterminée (puissance d'une impulsion et puissance maximale de l'impulsion). Cependant, parce qu'il existe des intervalles de temps entre chaque impulsion durant lesquels aucune énergie n'est délivrée ; la véritable quantité d'énergie émise lors des impulsions sera inférieure à la puissance émise lors de n'importe quelle impulsion.

Si un laser est réglé pour émettre des impulsions d'une durée de 10 ms, d'une énergie de 0.1J à une fréquence de 60Hz, la puissance réelle de chaque impulsion sera de 10W (0.1J/10x10secondes).

Cependant un tel réglage délivre une énergie totale de 6 J pour une durée de 1 seconde d'exposition : $0.1\text{J}/\text{impulsion} \times 60 \text{ impulsions}/\text{seconde}$. Ainsi la véritable puissance délivrée au tissu par le laser est de 6W (6J/s). Il sera donc très important de différencier la véritable puissance émise lors d'une impulsion qui sera alors de 10W et la puissance transmise au tissu par le faisceau : 6W.

L'impulsion peut avoir des caractéristiques spécifiques en relation avec la quantité d'énergie délivrée pendant son émission, on définit ainsi « la structure d'impulsion ».

La quantité d'énergie délivrée (puissance) peut être constante ou variable.

Lorsque le niveau de puissance varie durant l'impulsion, elle peut :

- atteindre directement son niveau maximal et redescendre directement à son niveau le plus bas,
- augmenter progressivement à son maximum et décroître jusqu'à son minimum.
- elle peut enfin s'accroître jusqu'à son pic et stagner à cette valeur jusqu'à la fin de l'émission du pulse.

Afin de caractériser la structure de l'impulsion en plus de sa fréquence et sa durée ; sa véritable puissance et sa puissance maximale sont considérées comme des données primordiales.

Si une impulsion de 10ms a une puissance de 10W (10J/s) ; 0.1J est délivré à chaque impulsion.

Si l'énergie est délivrée de façon constante durant l'impulsion alors la puissance d'impulsion et sa puissance maximale seront égales : 10W.

Si, pour une impulsion de même énergie totale, la puissance atteint un maximum de sorte que 80% de l'énergie est délivrée en 10% de la durée de l'impulsion (1ms), la puissance maximale de l'impulsion sera alors de 80W ($8 \times 0.01\text{J}/1 \times 0.001\text{s}$)

Ainsi, dans un cas nous avons une impulsion de 10W avec une puissance maximale de 10W et pour l'autre impulsion une puissance globale de 10W avec une puissance maximale de 80W.

Le mode superpulsé joint l'émission d'impulsions d'une puissance maximale très haute et d'une durée d'émission très courte pour chaque impulsion (typiquement de l'ordre de la microseconde). Ceci permet l'ablation d'un tissu efficacement, sans dommages thermiques collatéraux.

Avec ce mode superpulsé, une puissance totale de 10W peut être transmise au tissu en une succession de 800 impulsions d'une durée

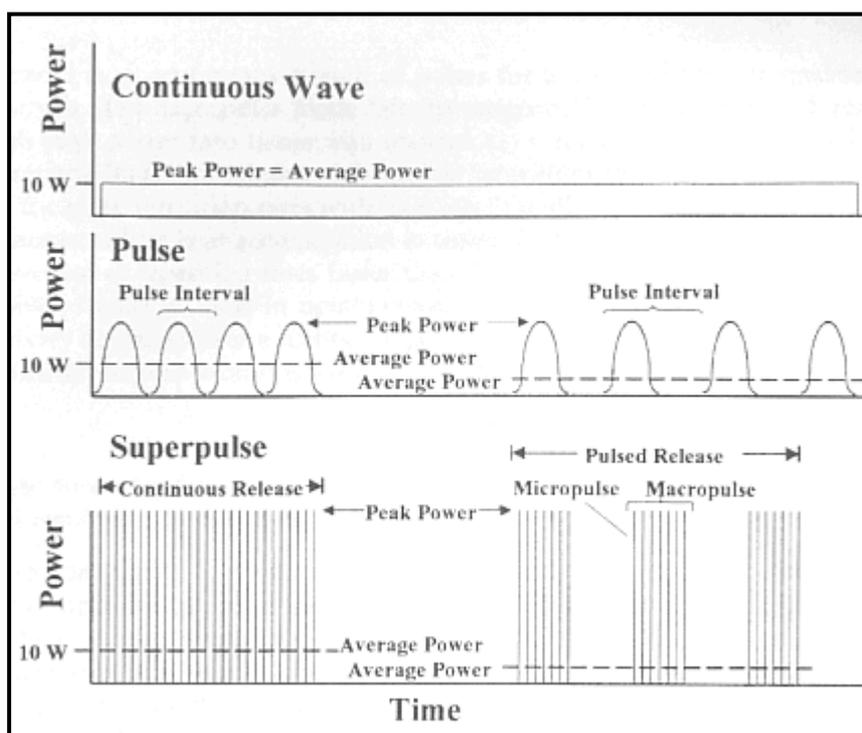
d'une microseconde à une fréquence de 200Hz. Chaque impulsion aura une puissance maximale de 50W.

Le mode superpulsé peut correspondre à l'émission continue de superimpulsions individuelles ou à l'émission de trains de superimpulsions ayant une durée et un intervalle de temps séparant deux trains successifs déterminés.

Ce mode permet au chirurgien de :

- déposer des impulsions d'une énergie maximale,
- limiter l'exposition à la durée des impulsions qui s'approche du temps de relaxation thermique du tissu,
- utiliser une fréquence d'impulsion avec des intervalles d'une durée déterminée pour permettre au tissu de se refroidir entre deux impulsions successives et réduire ainsi l'accumulation de chaleur dans le tissu.

Figure 14 : Modes d'émission laser. D'après {80}.



En mode CW (« continuous wave » = mode continu), lorsque le laser est « activé », les photons sont relâchés de façon continue à une puissance prédéterminée jusqu'à ce que le laser soit « désactivé ».

La quantité d'énergie délivrée correspond au réglage de puissance effectué sur le laser, ainsi le

pic de puissance et la quantité d'énergie délivrée au tissu sont similaires. Lorsqu'on utilise le mode pulsé, les photons sont délivrés en quantités prédéterminées (énergie par impulsion) sur un temps également prédéterminé (durée d'impulsion, longueur de l'impulsion) à intervalles spécifiques (intervalles des impulsions ou fréquence d'impulsions). La plus grande quantité de photons relâchée durant l'impulsion correspond à la puissance de pic. La puissance moyenne délivrée au tissu est l'énergie de l'impulsion divisée par la fréquence

d'impulsions, ce qui reflète la moyenne d'énergie délivrée pendant une impulsion et l'absence d'énergie entre les impulsions. Le mode superpulsé permet de délivrer des impulsions de très haute puissance sur une très courte durée qui peuvent être relâchées en train continu de micro impulsions ou délivrées selon un temps déterminé (macro impulsions) à intervalles spécifiques (fréquence).

h) Conclusion

Comme nous avons pu l'explorer dans ce chapitre, en plus de la longueur d'onde caractéristique de l'émission laser beaucoup d'autres aspects de l'application laser sont à prendre en compte et influencent le résultat de la procédure.

En considérant l'intensité et la fragilité de toute application laser, il est nécessaire :

- d'ajuster tous les paramètres en vue d'améliorer le résultat,
- d'envisager les éventuelles difficultés avant de débiter toute application,
- de comparer les informations des différents articles parus,
- enfin, pour que tout chirurgien puisse reproduire une application laser, il doit se munir d'un minimum d'informations, constituées par : la longueur d'onde, la puissance, la taille du spot, le mode d'émission, le matériel d'application du faisceau sur sa cible, la durée d'exposition.

Si le mode d'émission est pulsé, alors, les paramètres de structure de l'impulsion devront être mentionnés : durée, énergie, puissance globale et maximale, fréquence et intervalle de temps entre deux impulsions.

Il est d'autre part d'une importance majeure de mentionner le matériel permettant au chirurgien de maîtriser l'émission laser sur sa cible (guide d'onde, bras articulé, fibre optique...)

S'il s'agit d'une fibre, le type de fibre et son diamètre doivent être précisés.

Le mode d'application : en contact ou non avec le tissu cible et l'utilisation d'une lentille doit apparaître clairement.

Enfin, un rapport d'application laser devrait décrire le profil du faisceau comme nous l'avons présentés paragraphe b) (TEM_{00} , TEM_{01} , TEM_{11}). Toutefois, cette description n'est jamais effectuée.

Ainsi, en possession de toutes ces informations, le chirurgien laser aura la capacité d'évaluer, de modifier, et valider ses applications laser.

2) Effets thermiques

il s'agit, à présent, de se renseigner des différences de spectre d'absorption existant entre les différents milieux oculaires et déterminant le laser utilisé en fonction du tissu cible.

a) Cornée, cristallin, vitré {5,14,40}

L'utilisation d'un laser dépend, comme nous l'avons vu, de nombreux paramètres que le chirurgien doit parfaitement maîtriser. Mais tout effet laser sur un tissu dépend avant tout du spectre d'absorption tissulaire pour la longueur d'onde émise. Ainsi, l'œil étant composé de milieux variés, chacun d'entre eux nécessitera un traitement laser particulier.

Les lasers émettant dans le visible ne sont pas absorbés par cornée, cristallin et vitré, ils transmettent ainsi parfaitement la lumière laser visible jusqu'à la rétine.

Il n'y a donc aucun effet des longueurs d'ondes visibles sur ces trois structures sauf si elles présentent des dépôts pigmentés, du sang (hémorragie ou néovascularisation) ou encore des modifications de structure liées à la sénescence (opacification du cristallin).

Les effets thermiques sur la cornée s'observent avec des rayonnements infrarouges qui sont susceptibles d'occasionner des brûlures. Certaines de ces lésions sont indirectes et secondaires à l'absorption d'énergie au niveau de l'épithélium pigmenté de l'iris avec comme conséquence une atteinte de l'endothélium cornéen et de la membrane de Descemet. Ces couches ainsi lésées laissent l'humeur aqueuse pénétrer le stroma cornéen entraînant un œdème.

L'action thermique de certains infrarouges entraîne une lente dégradation des protéines du cristallin. Il semble que la plupart des lésions observées après une exposition brève soient secondaires à l'absorption de rayonnements du spectre visible ou du proche infrarouge. Le dégagement de chaleur au niveau de l'iris entraîne un début d'opacité dans la région adjacente au cristallin.

Le corps vitré ne transmet pas les infrarouges. Le rayonnement du laser CO₂ d'une longueur d'onde de 1062nm est ainsi utilisé pour sectionner le corps vitré.

b) L'Iris {40,58}

L'iris est fortement pigmenté, l'effet thermique y est capital dans l'utilisation de nombreux lasers. Composé essentiellement de mélanine,

ce pigment absorbe dans le visible et jusqu'à certains infras-rouges (400 à 1400nm). Plus la longueur d'onde décroît et plus l'absorption par la mélanine s'accroît.

Les effets non désirables liés à une utilisation laser sont : une migration de pigments dans la chambre antérieure de l'œil ainsi qu'une réaction de l'humeur aqueuse. Au niveau de l'impact, une zone de pigmentation anormale apparaît entourée d'une couronne en relief évoquant l'œdème local, des niveaux d'exposition plus élevés entraînent une nécrose (nécrose de coagulation) et une décoloration des points d'impacts.

c) La chorio-rétine {40,58}

L'élévation de température y est due d'une part à l'absorption du rayonnement par les pigments (mélanine) de l'épithélium pigmentaire et d'autre part par le sang (hémoglobine) des vaisseaux de la choroïde.

Cependant, si l'hémoglobine absorbe bien les rayonnements visibles, l'élévation thermique et la chaleur « emmagasinée » sont limitées car l'hémoglobine est emportée dans la circulation sanguine.

La chaleur diffuse des grains de mélanine et crée des lésions au niveau des cellules de l'épithélium pigmentaire, des éléments superficiels de la choroïde et de l'extrémité du segment externe des photorécepteurs.

L'étendue de la lésion est proportionnelle à l'importance de l'exposition. Lorsque l'énergie absorbée augmente, la surface de la lésion s'accroît ; la profondeur de cette lésion également et en conséquence, le nombre de couches rétinienne. Nous verrons que ce phénomène intervient dans l'utilisation du laser pour le traitement des décollements de rétine.

3) Effets photochimiques

Pour éviter les effets thermiques, il faut utiliser de faibles puissances avec des temps d'exposition longs. Le rayonnement ultra-violet et le visible bleu ont une action directe sur le métabolisme cellulaire.

Ces effets ont été étudiés essentiellement sur la cornée et la rétine.

a) La cornée

Les ultras-violets (UV) ne franchissent pas la cornée qui est opaque aux longueurs d'onde inférieures à 380 nm. L'effet initial des UV est de détruire ou d'endommager l'épithélium antérieur de la cornée. Les travaux de Pitts *et al.* (1977) {40} suggèrent que l'action photochimique des UV s'exerce sur des protéines nucléiques, surtout entre 250 et 300 nm.

Ils provoquent une photokératite.

Une application pratique en ophtalmologie de l'effet photochimique concerne le laser excimer (193nm) utilisé pour la chirurgie cornéenne. Il réalise en effet une section des tissus sans élévation de température, en brisant les jonctions entre les différents composants cellulaires ce que nous étudierons dans le chapitre III {40}.

b) La rétine

Des dommages ont été observés avec de faibles irradiations à courtes longueurs d'ondes. Le premier site lésé dans ce cas est l'épithélium pigmentaire rétinien. Le mécanisme n'est pas bien connu, mais concernerait l'absorption de la mélanine avec comme conséquence une perte de fonction de l'épithélium pigmentaire {11}.

Pour des irradiations longues, les travaux de Lanum (1978) {40} ont montré que les dommages photochimiques apparaissent au niveau des cellules photoreceptrices : dans les cônes à des irradiations plus faibles que dans les bâtonnets. De même, ces lésions sont observées à des durées d'exposition plus limitées pour des longueurs d'ondes plus courtes qu'élevées.

La spécificité de la longueur d'onde associée à l'atteinte préférentielle des cônes amène à penser que les mécanismes lésionnels sont engendrés par une absorption excessive des pigments {11}.

4) Effets photomécaniques

C'est en 1967 qu'Amar {40} détecte des ondes ultrasonores sur l'occipital après irradiation de la rétine de lapin par le laser rubis.

Brown, en 1966 {40}, avait lui constaté des hémorragies cérébrales consécutives à des tirs laser sur la rétine.

Ces effets apparaissent lors d'applications plus poussées que celles recherchées habituellement qui se limitent à des effets photothermiques. Il est donc primordial d'éviter ces conséquences néfastes.

5) Conclusion et choix d'un laser

Trois pigments oculaires sont responsables de l'absorption de l'énergie laser.

L'hémoglobine absorbe le bleu, le vert et jaune parfaitement, en revanche le rouge sera peu absorbé.

La xanthophylle située dans la macula absorbe les longueurs d'ondes bleues.

La mélanine est le pigment le plus important en ce qui concerne l'absorption de l'énergie laser, nous avons vu qu'elle absorbe entre 400 et 1400 nm et que plus la longueur d'onde est petite, meilleure sera l'absorption énergétique.

Ce pigment est fortement concentré dans l'uvée et l'épithélium rétinien pigmenté (ERP) ; la choroïde et l'ERP sont des sites privilégiés pour l'absorption de l'énergie laser dans le segment postérieur de l'œil.

Le choix d'un laser ophtalmique va dépendre des caractéristiques de l'absorption de l'énergie par le tissu cible et du type de lésion souhaitée : photothermique, photodestructif, mécanique, photochimique, photoablatif.

Ceci en sachant que les lasers peuvent être utilisés en différents modes et selon chaque mode avoir des effets différents comme le laser YAG à effet photothermique en mode continu et photodestructif-mécanique en mode pulsé.

Les lasers ophtalmiques communément utilisés sont : le laser CO₂, le laser excimer, le laser argon, le laser Nd : YAG ou YAG et le laser diode.

Le laser CO₂ est utilisé pour ses effets photoablatifs sur la cornée et la sclère.

Le laser excimer possède également des effets photoablatifs liés à la rupture de ponts intra-moléculaires et est utilisé pour le remodelage cornéen.

Le laser argon est utilisé pour la photocoagulation. Il est très hautement absorbé par la mélanine et est utilisé en application directe pour la rétine, l'iris et l'angle iridocornéen.

Le laser Nd : YAG, pour ses deux effets et le laser diode pour son effet de photocoagulation sont tous deux très bien absorbés par la mélanine et parfaitement transmis à travers la sclère, ceci permettant des applications directes pour la rétine, la choroïde, l'iris ou les corps ciliaires.

Tableau II : Lasers et applications en ophtalmologie. D'après {44}

LASER	Longueur d'onde	couleur	Effet sur le tissu	Applications ophtalmologiques
Excimer	193 nm	ultraviolet	photoablation	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Kératopathies du stroma antérieur et épithélial ❖ PRK ❖ LASIK
Argon	488-514 nm 514 nm	Bleu-vert vert	photocoagulation	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Photocoagulation rétinienne ❖ Iridotomie ❖ Trabéculotomie ❖ Iridoplastie ❖ sclérostomie
Krypton	647 nm	rouge	photocoagulation	❖ Photocoagulation rétinienne
diode	810 nm	infrarouge	photocoagulation	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Cyclophotocoagulation ❖ Photocoagulation rétinienne ❖ Iridotomie ❖ Trabéculoplastie ❖ sclérostomie
Nd :YAG ❖ Mode continu ❖ Mode bloqué	1064 nm	infrarouge	Photocoagulation photodestruction	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Capsulotomie ❖ Cyclophotocoagulation ❖ Chirurgie de la cataracte ❖ Photocoagulation rétinienne ❖ Iridotomie ❖ Trabéculoplastie ❖ Sclérostomie ❖ Hyaloidotomie
CO2	10600	infrarouge	photoablation	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Blépharoplastie ❖ Chirurgie de la peau ❖ Carcinome conjonctival

C'est conscient de toute la connaissance théorique de son appareil laser que le chirurgien devra aborder les différentes applications. Nous allons ainsi rendre compte du fait que chaque point abordé précédemment est essentiel à la mise en pratique de cet outil.

CHAPITRE III : INDICATIONS THÉRAPEUTIQUES DU LASER EN OPHTAMOLOGIE VÉTÉRINAIRE

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Julie CHIRON année 2005

Utilisation du laser en ophtalmologie vétérinaire : étude bibliographique

Page

A) RAPPELS SUR LES APPLICATIONS HUMAINES

Les recherches concernant l'utilisation du laser en ophtalmologie humaine ont débuté bien avant celles concernant les carnivores domestiques. Ainsi, l'éventail d'applications offert par les différents lasers dépasse de beaucoup celui des utilisations canines. D'autre part, certains usages sont spécifiquement humains et ne trouvent aucune correspondance sur un œil de carnivore.

Enfin, les moyens financiers de la médecine humaine ont permis une plus ample connaissance de la technique, la possibilité d'études permettant la mise au point de méthodes précises et la banalisation de l'utilisation des lasers.

Cette avancée a permis une progression, certes bien plus lente, de la technique laser en ophtalmologie vétérinaire.

On prendra note ici des différentes interventions qui, spécifiquement humaines, ne trouvent pas de parallèle en ophtalmologie vétérinaire.

1) Chirurgies de la cornée

Une des principales applications en ophtalmologie humaine est la chirurgie réfractive de la cornée dans le traitement de la myopie, de l'astigmatisme et de l'hypermétropie. Ces techniques ont bénéficié d'une grande publicité du fait de la grande popularité auprès de nombreux patients et des enjeux commerciaux qui en découlaient.

Le premier laser utilisé est le laser excimer capable de sectionner la cornée sur 0.5 μm avec des dommages collatéraux de moins de 1 μm .

La technique est dite de kératectomie photoréfractive.

Dans un premier temps, l'épithélium cornéen est retiré puis, suit l'ablation au laser de zones du stroma cornéen {44}.

Une autre technique existe : le laser in-situ kératomileusis (LASIK) {93}. Elle comprend l'utilisation d'un microkératome permettant la résection d'un volet cornéen sorti de son site. Ce volet est soumis au laser excimer qui remodèle le stroma sous jacent. Il est ensuite remis à sa place sur l'œil traité.

Les avantages de la technique LASIK concernent essentiellement la diminution de la douleur en période post-opératoire. Les désavantages incluent, une mauvaise cicatrisation du volet cornéen, une ablation plus profonde du stroma cornéen, une épithélialisation sous le volet cornéen remis en place {44}.

Les deux techniques (LASIK et kératectomie photoréfractive) semblent être efficaces dans le traitement de la myopie et de l'astigmatisme modérés. Cependant, aucune des deux procédures n'est à l'origine d'un traitement avéré de forte myopie ou hypermétropie, même s'il semble que dans ces cas, le LASIK soit plus avantageux que la kératectomie photoréfractive.

L'hypermétropie est traitée par kératectomie photoréfractive, le remodellement de la cornée a lieu dans sa périphérie dans le but de créer une incurvation plus raide de la zone centrale.

D'autres lasers sont actuellement testés sur le même type d'opérations dans le but de limiter les complications et désagréments post-opératoires et notamment certains lasers à Néodyme et lasers diode.

2) La cyclophotocoagulation

Elle s'effectue dans les cas de glaucomes à angle fermé ne répondant pas aux mesures habituelles. La majorité des glaucomes humains sont à angle ouvert, tandis que les glaucomes canins sont pour la plupart à angle fermé. En ophtalmologie vétérinaire malgré l'avancée importante des techniques laser, la cyclocryothérapie semble encore dominer la thérapeutique.

La cyclophotocoagulation est, comme nous le verrons, prometteuse dans le traitement du glaucome canin et utilisée au même titre que la trabéculoplastie, la trabéculotomie, l'iridectomie ou l'iridotomie pour le glaucome humain.

Avec le récent développement de microendoscopes, une visualisation directe de la sonde laser et des corps ciliaires est permise durant l'opération {44}.

3) La chirurgie de la cataracte

Ce domaine est actuellement en pleine expansion et au stade des recherches. Le laser utilisé est l'Er : YAG qui est hautement absorbé par l'eau ; la technique est une vaporisation du cristallin : la phacovaporisation {44}.

Ses avantages par rapport à la phacoémulsification aux ultrasons sont : une incision de plus petite taille, un minimum de chaleur générée, et des risques réduits d'endommagement de la capsule postérieure et de l'endothélium cornéen.

Les désavantages sont l'efficacité moindre pour les cristallins présentant un noyau dur, un temps chirurgical plus important et bien sûr le coût d'un tel équipement.

Ce type d'intervention devrait trouver dans le futur une équivalence en ophtalmologie vétérinaire.

4) L'iridoplastie

Le laser argon lors d'iridoplasties périphériques est utilisé pour ouvrir les angles fermés. Cette technique consiste à placer des tirs laser de longue durée, de faible puissance et de large diamètre tout au long de l'extrême périphérie de l'iris. Le but est d'en contracter le stroma pour le rétracter de l'angle afin d'ouvrir ce dernier de façon mécanique. L'iridoplastie est également utilisée avant une procédure de trabéculoplastie pour faciliter la visualisation du réseau trabéculaire.

5) Trabéculoplastie

La trabéculoplastie laser est utilisée dans les glaucomes primaires à angle ouvert pour diminuer la résistance d'évacuation de l'humeur aqueuse. Si le mécanisme précis reste inconnu à l'heure actuelle, on suppose que l'inflammation importante créée par l'opération laser entraîne la venue de nombreux macrophages localement.

Les lasers argon, Nd : YAG et diode ont été utilisés pour réaliser cette opération. Le traitement est appliqué directement à la jonction entre le réseau trabéculaire pigmenté et non pigmenté et crée un blanchiment des tissus .

Une trabéculoplastie sélective a été mise en œuvre avec le laser Nd : YAG en mode « Q-switched » double fréquence; afin de cibler sélectivement le réseau trabéculaire pigmenté sans causer de dommages structuraux aux tissus adjacents.

A ce jour, les résultats sont similaires pour ces trois lasers.

6) L'ablation trabéculaire

Elle consiste à créer de multiples ouvertures microscopiques à travers le réseau trabéculaire dans le canal de Schlemm, cette opération est réalisée avec le laser Er : YAG de longueur d'onde 2940nm pour les glaucomes à angle ouvert.

7) Sclérostomie

La sclérostomie peut être réalisée par voie externe ou interne. Le laser Nd : YAG et le laser argon ont tous deux été utilisés pour rouvrir des sites de sclérostomie fermés.

8) Les rétinopathies diabétiques

La rétinopathie diabétique non proliférative est caractérisée par une structure anormale des vaisseaux rétiniens ayant pour conséquence une non perfusion de la rétine, un œdème, une exsudation lipidique et des hémorragies intrarétiniennes.

La rétinopathie diabétique proliférative possède les mêmes caractéristiques auxquelles s'ajoutent une néovascularisation de la rétine, du disque optique et de l'iris.

Il s'en suit une perte de la vision.

Selon les cas et notamment pour la rétinopathie non proliférative on peut utiliser une photocoagulation focale pour traiter l'œdème de la macula. Pour la rétinopathie proliférative, une photocoagulation panrétinienne est nécessaire.

9) Néoplasmes

La photocoagulation est la méthode utilisée pour le traitement des rétinoblastomes. Elle l'est également pour toute autre tumeur du segment postérieur comme les ostéomes choroïdiens, les mélanomes malins, les angiomes rétiniens.

D'autres utilisations notamment concernant les détachements de rétine rejoignent l'utilisation du laser en médecine vétérinaire.

La majorité des recherches s'est concentrée sur le traitement du glaucome qui ne trouve actuellement aucun traitement viable à long terme.

Nous allons à présent étudier l'étendue des applications laser limitées à l'ophtalmologie des carnivores domestiques.

B) CHIRURGIE DE LA CORNÉE ET ANNEXES

1) Préparation de l'animal

Quelque soit le type d'intervention au laser que l'on pratique, il est indispensable de tranquilliser l'animal. Souvent il s'avèrera nécessaire d'avoir recours à une anesthésie générale plutôt qu'une simple anesthésie locale, ceci afin d'être assuré de l'immobilité de l'animal.

Cependant, une anesthésie locale (Novésine® collyre) sera systématiquement effectuée afin de limiter les mouvements du globe oculaire en réponse aux tirs laser. Pour éviter les mouvements de recul du globe, on pratiquera une injection rétrobulbaire de xylocaïne.

L'œil doit être maintenu fixe car les tirs laser exigent une précision extrême. En fait, c'est le verre de contact (ou lentille) que nous avons étudié précédemment (D)1)d)) qui à lui seul permet de bien contrôler les mouvements de l'œil et de maintenir les paupières écartées. Ce verre sera systématiquement mis en place avant toute séance laser, le choix du verre est fonction de l'opération à effectuer. Il permet une excellente visualisation du point cible par l'opérateur. La focalisation du faisceau laser est ainsi très précise.

Auparavant, on prendra soin de préparer l'œil à la séance laser. D'une part, l'œil doit être le plus calme possible, la cornée doit être parfaitement transparente et les milieux oculaires non opaques afin qu'une bonne mise au point soit possible et que le point cible puisse être visé.

D'autre part en fonction de l'état de l'œil et du but à atteindre, on choisira d'instiller durant l'heure qui précède la séance laser, soit un collyre mydriatique (synéchies antérieures, membranes pupillaires, trabéculotomie, trabéculorétraction, capsulotomie, photocyclocoagulation, photocoagulation rétinienne), soit un collyre myotique (iridotomie).

Lorsque l'animal est ainsi préparé et tranquilisé ou anesthésié, il est placé sur la table d'opération en décubitus latéral ou sternal. Un aide maintient la tête de l'animal en direction de l'axe des tirs laser, c'est à dire dans l'axe visuel du clinicien au travers de la lampe à fente.

Tous les appareils actuels sont reliés au biomicroscope par un système de fibre de verre, de telle sorte que le laser convergera sur le plan ou le tissu sur lequel la mise au point aura été effectuée. Le point d'impact correspond précisément à celui de la mise au point optique.

Une fois l'œil placé dans l'axe du faisceau laser, le clinicien place le verre sur la cornée et le maintient sur celle-ci durant toute la séance en variant parfois sa position pour focaliser le tir sur une autre cible.

Les paramètres du laser : durée de rayonnement, diamètre du spot (de l'impact), puissance du faisceau sont choisis au préalable selon le type d'intervention.

le clinicien reste le seul juge quant au choix du nombre de tirs, puisque la commande de chaque tir est actionnée par une pédale située à ses pieds.

Figure 15 : Préparation de l'œil de l'animal en fonction du but opératoire. D'après {30}

Cible	Indications	But opératoire	Laser utilisé		Préparation de l'œil	
			Argon	Yag	Myosis	Mydriase
Iris	Uvéite hypertensive	iridotomie	+	+	+	-
	Glaucome à angle ouvert	iridotomie	+	+	+	-
	Synéchies antérieures	rupture des synéchies		+	-	+
	Persistance membrane pupillaire	Rupture bride irienne	±	+	-	+
Trabeculum	Glaucome*	Trabéculotomie ou Trabéculorétraction	+	-	-	+
Cristalloïdes	Chirurgie de la cataracte	Capsulotomie pré-opératoire pour extraction extra capsulaire cristallin	-	+	-	+
	Cataracte capsulaire Postérieure secondaire	Capsulotomie postérieure	-	+	-	+
Fond d'œil	Déchirure rétinienne** sans décollement étendu	Photocoagulation rétinienne	+	-	-	+
	Fuite vasculaire	Photocoagulation vasculaire	+	-	-	+

2) Introduction

L'utilisation clinique du laser à dioxyde de carbone (CO₂) et surtout du laser diode est en pleine expansion ces dernières années. Cependant, l'utilisation des lasers pour la cornée des petits animaux est assez limitée en raison de nombreux facteurs.

Le laser idéal pour une application cornéenne est le laser excimer du fait de ses capacités de photoablation extrêmement précises, permettant la chirurgie réfractive de la cornée et la kératectomie dans le traitement des opacités cornéennes. Toutefois, comme nous le verrons, malgré des essais concluants, ce laser a peu de chance d'être banalisé et devenir pratique en ophtalmologie vétérinaire comme il l'est aujourd'hui en médecine humaine.

La fréquence des affections cornéennes chez les carnivores domestiques pour lesquelles une ablation tissulaire est indiquée est relativement faible.

De plus, pour la plupart de ces affections, les techniques chirurgicales de routine ont de très bons résultats, sinon meilleurs que les lasers pour certains cas {45}.

Le laser à CO₂ peut être utilisé sur le tissu cornéen, mais doit l'être de façon très prudente afin de ne pas couper trop profondément ce qui

aurait pour conséquence des perforations et scarifications irréversibles. Des études se penchent également sur les effets de ce laser sur les nerfs cornéens, le collagène du stroma, et l'endothélium {45}.

L'utilisation des lasers est avantageuse pour : la rapidité d'exécution du fait d'une excellente hémostase, et de la technique : moins invasive et moins difficile qu'une technique chirurgicale au bistouri {45}.

L'application du laser diode nous le verrons reste limitée puisque les propriétés de celui-ci font que le rayonnement traverse parfaitement les milieux transparents et donc la cornée. Il peut se révéler utile pour la photocoagulation de mélanomes épiscléaux présentant une extension cornéenne ce que nous étudierons dans le chapitre consacré aux tumeurs intraoculaires.

3) Rappels concernant la cornée

Une connaissance minutieuse de l'anatomie de la cornée est nécessaire pour apprécier les effets laser à court et long terme sur ce tissu. La cornée est un tissu unique ayant également une fonction unique. Les lasers utilisés pour les tissus mous ne peuvent pas automatiquement et négligemment y être appliqués.

L'épaisseur de la cornée canine et féline est seulement de 0.5 à 0.6 mm en périphérie et 0.5 mm au centre; ce qui ne laisse aucune chance d'erreur dans les procédures d'ablation sur la profondeur de coupe. Une ablation tissulaire excessive peut entraîner de profondes ulcérations ou perforations et/ou la mise en place d'un tissu cicatriciel non transparent. Les cicatrices du tissu cornéen sont permanentes et interfèrent avec le rôle essentiel de la cornée dans la vision {45}.

La cornée est richement innervée et les deux types de nerfs sympathiques et sensoriels y sont importants pour sa cicatrisation.

Le laser CO₂ entraîne une coagulation des terminaisons nerveuses, ce qui peut être avantageux pour certaines chirurgies des tissus mous afin de diminuer la douleur post-opératoire. Cependant, cela peut également entraîner un délai dans la cicatrisation qui n'existe pas avec le scalpel {45}.

La couche endothéliale de la cornée possède la fonction cruciale de conserver les fluides en dehors de celle-ci, et de ce fait conserver la transparence cornéenne. L'endothélium n'est formé que d'une seule couche cellulaire et ne possède pas de capacité de régénération. Par conséquent, il est extrêmement important d'éviter tout dommage de celui-ci. L'énergie laser, particulièrement lorsqu'elle est utilisée de façon inappropriée, crée une large zone de dommages thermiques, pouvant être à l'origine d'affection endothéliale irréversible. Ceci peut résulter en un œdème cornéen permanent ayant à la fois des conséquences visuelles et ulcératives {45}.

4) Indications et contre-indications

Avant d'utiliser une nouvelle modalité de traitement comme le laser, il est important de se demander si les bénéfices obtenus seront plus importants ou au moins équivalents comparé à la technique chirurgicale standard. Le chirurgien doit conserver à l'esprit ce que le laser est capable d'accomplir et ce qui est requis pour traiter une pathologie particulière.

Pour les applications cornéennes, les lasers excimer et CO₂ sont utilisés pour leur capacité d'ablation.

a) Indications et avantages

L'ablation tissulaire peut être appropriée pour les néoplasmes cornéens, les ulcères indolents canins, les petits séquestres cornéens, et les kératopathies bulleuses secondaires à une dysfonction épithéliale.

Dans les affections cornéennes où la suppression de tissu est indiquée, les points positifs du laser sont :

- en période per opératoire, un saignement minimal, une meilleure visualisation et un temps opératoire plus court
- en période post opératoire, une augmentation du confort du patient, une cicatrisation plus rapide, moins de scarifications et un taux de récurrence beaucoup plus faible.

b) Contre indications

L'ablation tissulaire n'est pas indiquée pour le traitement des ulcères non-indolent (ulcères cornéens ayant une étiologie autre que la membrane basale, pathologie du stroma antérieur), kératites pigmentaires, kératites chroniques superficielles (panus), vascularisation cornéenne, fibrose, dystrophie lipidienne et kératites éosinophiliques.

Les ulcères non indolents ont une cause sous jacente qu'il faut élucider et soigner pour permettre ensuite une cicatrisation à support médical.

Si l'ulcère s'aggrave (approfondissement, infection, ou développement d'une kératomalacie) alors l'ablation tissulaire est totalement contre indiquée. Plus exactement, une greffe de cornée est, elle, indiquée afin de supporter et remodeler celle-ci.

Les maladies cornéennes inflammatoires comme les kératites superficielles chroniques et les kératites éosinophiliques se traitent de façon médicale et non chirurgicale. L'ablation tissulaire dans ce cas n'aura aucun impact sur la cause inflammatoire/immune sous jacente et aura pour conséquence une scarification inutile de la cornée.

Les essais de suppression des pigments, fibroses et infiltrations lipidiques par le laser ont systématiquement résulté en un retour des pigments, ou des lipides, et/ou de la fibrose, pour finir par avoir un aspect similaire à l'affection initiale ou aggraver l'opacification cornéenne.

Il est important de se souvenir qu'à chaque utilisation laser sur la cornée le risque majeur est celui de la scarification. Comme avec la kératectomie chirurgicale, plus profonde sera l'incision, plus dense sera la cicatrice.

Nous verrons en premier lieu les différentes applications du laser à CO₂ sur la cornée. C'est en effet ce laser qui possède le plus vaste éventail d'utilisations sur ce tissu. Puis nous étudierons le laser excimer qui a révolutionné l'ophtalmologie humaine mais qui n'aura malheureusement que des applications anecdotiques en ophtalmologie vétérinaire.

5) Le laser à CO₂ et ses applications

a) Introduction

Ces dix dernières années, le laser à CO₂ a été expérimenté en pratique vétérinaire pour de nombreuses applications sur les tissus mous. La disponibilité de ce laser en chirurgie a naturellement conduit à en explorer ses capacités en ophtalmologie ; celles-ci se réduisant à une utilisation pour les maladies cornéennes.

Le laser à CO₂ comme nous l'avons vu a une longueur d'onde de 1060 nm. A cette longueur d'onde, l'énergie est hautement absorbée par l'eau, et c'est ce qui fait de ce laser un outil fort utile pour la chirurgie des tissus mous. La caractéristique d'absorption énergétique par l'eau permet de limiter les effets tissulaires photothermiques à une zone voisine de l'impact n'excédant pas 0.1mm. La photoablation tissulaire apparaît par brûlure du tissu (dénaturation des protéines et vaporisation de l'eau cellulaire).

La puissance de ce laser est réglable de 2W à 20W, il est utilisé en mode continu, pulsé ou superpulsé {45,80}.

b) Technique générale

Du fait de la nature excessivement délicate de la cornée et des marges d'erreur extrêmement réduites, la puissance, les caractéristiques d'impulsion, et le contrôle de l'énergie délivrée sont des points cruciaux de l'utilisation du laser à CO₂. La sélection de la puissance ne devra pas excéder 2 à 3W. Le mode superpulsé permet l'émission d'impulsions de très haute puissance de crête et d'une durée de l'ordre de la microseconde. Ceci permet une ablation tissulaire efficace avec un minimum de transfert thermique aux tissus adjacents, et améliorant le

contrôle du chirurgien pour les effets de l'énergie laser. Ce contrôle est toutefois primordial lorsque le travail est effectué sur la cornée où un infime dommage collatéral peut être à l'origine de scarifications ou perforations significatives. Les outils comme la sonde utilisée devront également être précisément choisis pour un contrôle rigoureux de l'énergie délivrée. Nous savons également que plus le spot laser sera de petite taille plus l'énergie qu'il contient y sera concentrée. Toutefois, concernant les opérations cornéennes, on préférera un spot de diamètre 0.8 ou 1.4 mm comportant moins de risques dans leur utilisation que des spots de diamètre 0.25 mm ou 0.4 mm {45}.

La taille de 0.8 mm est la plus couramment choisie par les ophtalmologistes vétérinaires; elle permet en effet une ablation précise sous le microscope opératoire sans excès d'énergie laser sur le tissu cible. Le laser est utilisé sans contact direct avec le tissu cible et perpendiculaire à celui-ci {45}.

La focalisation s'effectue à une distance de 1 à 3 mm de la cible, ceci permettant d'y augmenter l'énergie délivrée. A plus de 3 mm, la cible est défocalisée et la densité de puissance y est considérablement réduite {45}.

Un système d'utilisation non manuel, informatisé est également accessible. Le mouvement rapide et continu du scanner est déterminé pour minimiser le temps d'application en un même point, tout en augmentant la précision de vaporisation. Cependant, une étude récente comparant le système manuel et le système informatisé sur des cornées de chiens révèle de plus grands dommages sur l'endothélium cornéen avec le système informatisé.

c) Les néoplasmes

En général, les tumeurs doivent être nettement réséquées en vue d'une biopsie.

Un avantage potentiel du laser est d'étendre la zone de destruction cellulaire au delà de la zone d'ablation théorique, ce qui permettrait de réduire le taux de récurrence de la tumeur. Toutefois, il n'existe pas d'étude clinique sur ce sujet confirmant la diminution de récurrence des néoplasmes cornéens et épiscléaux comparant le laser et le scalpel. Les tumeurs primaires de la cornée sont très rares chez les petits animaux, on prendra soin de reconnaître un tissu de type inflammatoire comme par exemple un tissu de granulation avant de diagnostiquer une tumeur.

Il ne semble pas y avoir d'avantage du laser sur le scalpel. En effet, certains chirurgiens rapportent un temps de cicatrisation plus long et plus de cicatrices cornéennes avec la technique laser.

Cependant, concernant les tumeurs épiscléales, par définition incluant l'épisclère richement vascularisée, et la sclère, le laser a l'avantage non moindre de produire une hémostase des vaisseaux améliorant



significativement la visualisation du champs opératoire et permettant ainsi une réduction du temps opératoire.

d) Les ulcères indolents (canins)

Le but du traitement de l'ulcère indolent est de passer à travers (comme avec une scarification en lignes) ou retirer (comme avec une kératectomie) la membrane basale et le stroma superficiel cornéen de structure anormale. Ceci permet la ré-épithélialisation avec un attachement épithélial permanent sur le site de l'ulcère. La scarification en lignes et la kératectomie chirurgicale sont des traitements maîtrisés et effectifs.

Le laser CO₂ peut également être utilisé pour scarifier en lignes ou pratiquer l'ablation de la partie épithéliale de la membrane basale et du stroma superficiel. L'avantage que présente cette technique est la réduction considérable de l'inconfort du patient en période post-opératoire, ceci probablement lié au fait de la coagulation des terminaisons nerveuses des nerfs cornéens.

Toutefois il semble que des désavantages significatifs existent également. Ceux-ci incluent un temps de cicatrisation plus long et par conséquent :

- un risque de cicatrices cornéennes suite à cette opération,
- une contraction des fibres de collagène du stroma entraînant des déformations de la cornée,
- des dommages aux cellules endothéliales.

Le temps de cicatrisation prolongé serait en relation avec la coagulation des terminaisons nerveuses, celles-ci ne seraient plus capables de relarguer les facteurs neurotrophiques essentiels à la cicatrisation tels que : la substance P, le peptide du gène calcitonine, la norepinéphrine {45}.

Ainsi les désavantages liés à l'utilisation du laser à CO₂ pour la photokératectomie/photokératotomy nous apparaissent non négligeables, il serait en conséquence préférable de choisir dans le cas d'un ulcère indolent la technique chirurgicale de routine de kératotomy/ kératectomie {45}.

e) Les séquestres cornéens superficiels (félins)

La kératectomie superficielle est le traitement actuel de choix pour le traitement du séquestre cornéen. Le laser à CO₂ peut être une technique viable pour cette pathologie, cependant les mêmes remarques que précédemment (temps de cicatrisation prolongé augmentant le risque de re-séquestration et de cicatrices, la contraction des fibres de collagènes du stroma, les dommages à l'endothélium)

empêchent la recommandation de l'utilisation du laser par rapport à la kératectomie chirurgicale couramment utilisée.

f) Dysfonction endothéliale

Un dysfonctionnement endothélial peut être à l'origine d'un œdème cornéen diffus et sévère conduisant souvent à la formation de bulles cornéennes persistantes ou récurrentes qui en se rupturant peuvent causer des ulcères douloureux.

La thermokératoplastie c'est à dire une cautérisation à basse température a été utilisée chez le chien pour scarifier en lignes le stroma afin d'en réduire l'œdème {45}.

L'effet thermique du laser à CO₂ est très effectif pour entraîner une contraction du collagène. Ce dernier peut ainsi être effectif dans le traitement d'œdèmes sévères du stroma liés à un dysfonctionnement de l'endothélium chez le chien {45}.

Le mode superpulsé devrait permettre au chirurgien de mieux contrôler les dommages thermiques qu'avec le cautère et ainsi possiblement réduire le degré de cicatrice cornéennes {45}. Malheureusement, il n'existe actuellement que très peu d'informations concernant cette technique et nous ne pouvons conclure quant à son utilité.

g) Kératites microbiennes

La capacité du laser à CO₂ à vaporiser les microbes au sein même du champ opératoire est un avantage mis en œuvre dans de nombreuses opérations des tissus mous. L'application de ce laser serait donc bénéfique pour la stérilisation d'ulcères cornéens infectés lors de kératites microbiennes ou utilisé comme thérapie additionnelle de la médication topique antimicrobienne {45}.

h) L'épithélioma spinocellulaire épiscléral chez le cheval

L'épithélioma spinocellulaire est la tumeur oculaire la plus commune chez le cheval {31}. Cette tumeur atteint généralement le limbe et la membrane nictitante, et métastase dans les nœuds lymphatiques régionaux et les glandes salivaires.

L'extension épisclérale peut rapidement porter atteinte à la vision et détériorer le globe oculaire.

Le traitement habituel de ce type de tumeur inclut : l'excision chirurgicale, la cryothérapie, l'immunothérapie, la radiothérapie, et l'hyperthermie locale. Cependant toutes ces techniques sont limitées pour l'application sur les tumeurs épisclérales.

Technique :

Avant de décider d'un traitement au laser, les tumeurs sont biopsées et analysées par des anatomopathologistes afin de confirmer le diagnostic d'épithélioma spinocellulaire. Le laser à CO₂ possède un bras articulé permettant une direction manuelle du faisceau. Le mode d'émission choisi est un mode continu et la puissance moyenne varie de 3 à 8 W. Le faisceau est défocalisé par rapport à la cible de façon à créer une ablation et non une section.

Les tumeurs sont ainsi vaporisées in situ jusqu'à ce qu'il ne reste plus aucun tissu anormal et jusqu'à ce que le tissu conjonctif et cornéen impliqués soient carbonisés, ils prennent alors une coloration brunâtre, cette coloration doit s'étendre sur des marges de 5mm de tissu sain autour de la zone d'ablation.

Avantages :

Les avantages majeurs de l'opération au laser concernent la période per-opératoire, la vitesse et la facilité d'exécution, l'absence d'hémorragie, des champs chirurgicaux secs et non souillés permettant une visualisation constante des marges tumorales, donc une grande précision opératoire; enfin l'incision pratiquée est totalement stérile.

La période post-opératoire est marquée par le peu d'inconfort du patient. De plus, la coagulation des vaisseaux sanguins et lymphatiques, la création d'une marge de cellules nécrotiques au pourtour de la lésion sembleraient être un bénéfice entraînant une diminution de récurrence de la tumeur et des métastases. Cependant d'autres travaux sont nécessaires pour mettre en évidence la diminution réelle du taux de récurrence des tumeurs suite à un tel traitement.

Désavantages :

En comparaison avec une incision au scalpel, le temps de cicatrisation est augmenté. Ce délai serait dû à la zone de cellules nécrotiques effectuée aux marges de la lésion. Les cellules mortes pourraient tout simplement empêcher la migration des cellules épithéliales. La ré-épithélialisation est donc beaucoup plus lente.

Enfin, il faut noter les risques accrus pour toute l'équipe chirurgicale inhérents à l'opération laser. Comme nous le verrons dans le dernier chapitre, il est essentiel de porter une protection oculaire, les instruments chirurgicaux doivent subir un traitement particulier afin de ne pas réfléchir le faisceau laser et un évacuateur de fumée spécial doit faire partie du matériel pour une telle opération.

Enfin nous rappellerons le coût de tout cet équipement qui peut être une barrière à l'avènement futur de cette nouvelle option thérapeutique prometteuse.

6) Le laser excimer 193 nanomètres

a) Introduction

Le laser excimer argon fluorure émet dans les ultraviolets lointains. L'émission doit être à l'origine de la destruction des ponts intermoléculaires au passage de la sonde laser sans créer de dommages sur les tissus adjacents. La forme du faisceau peut être changée : il est en effet possible de modifier l'orifice de sortie du faisceau et par là même modifier la taille et la forme de ce dernier. Ceci permettant des variations allant de la micro-incision jusqu'à des incisions en cercle de 6mm de diamètre pour les grandes zones de photoablation. Ce laser agit sur des zones extrêmement précises de tissu : moins d'1 μm de tissu est traité par impulsion laser, sans endommager les couches lamellaires collatérales. Ainsi la profondeur de l'ablation peut être parfaitement contrôlée, et le lit cornéen résultant est lisse et correspondant aux standards optiques.

Nous avons vu que ce laser était maintenant courant en ophtalmologie humaine dans le traitement de la myopie, de l'astigmatisme, des faibles degrés d'hypermétropie et des opacités cornéennes superficielles.

La cornée des carnivores domestiques étant proche de la cornée humaine dans ses caractéristiques de finesse et de structure, il semble évident que ce type de traitement pourra également être applicable chez le chien.

Deux études rapportent aujourd'hui l'utilisation de ce laser en ophtalmologie vétérinaire : l'un sur la chirurgie photoréfractive, l'autre sur le traitement des opacités cornéennes.

b) Chirurgie réfractive de la cornée chez le chien : le kératomileusis

Le kératomileusis est une technique chirurgicale ophtalmologique qui permet de corriger les anomalies de réfraction (myopie, hypermétropie), en modifiant les rayons de courbure de la face antérieure de la cornée. Cette technique a été mise au point par J.I Barraquer dans les années cinquante {93}.

Le kératomileusis myopique consistait avant l'avènement du laser excimer à réséquer une lamelle à faces parallèles préalablement congelée, à l'aide d'un microkératome sur la cornée du patient. La face postérieure de cette lamelle était alors traitée à l'aide du cryotur de Barraquer afin de réduire son épaisseur centrale. Cette technique présentait des résultats tout à fait satisfaisants, cependant les effets de la congélation-décongélation sur chaque élément (cornée, métal), étaient responsables de la destruction de kératocytes.

C'est S. Ganem qui conçoit le tour permettant d'effectuer une photoablation à balayage du centre de la lamelle à faces parallèles grâce au laser excimer.

Sur chaque chien traité est réséquée une lamelle cornéenne à faces parallèles de 8 mm de diamètre et 300 microns d'épaisseur.

La lamelle ainsi réséquée est éversée (stroma cornéen vers le haut) et placée sur le tour de Ganem. Ce tour se compose d'une matrice convexe animée d'un mouvement de rotation de 50 tours par minute par un moteur « pas à pas ». Cette lamelle est maintenue sur ce tour par un anneau cranté. La face postérieure stromale est alors surfacée par le laser excimer.

Ce laser émet à 193 nm des photons de 6.4 eV à une fréquence de 4.5 Hz. La durée de chaque tir est de 20 nanosecondes. La puissance du laser est contrôlée avant et après traitement, l'énergie délivrée à chaque tir laser est de 180 millijoules, 200 à 250 tirs sont effectués.

L'utilisation de ce tour permet le balayage régulier de la zone optique par le faisceau laser, assurant ainsi un surfacage régulier. Après surfacage, le lenticule est suturé, dans sa position initiale, sur le lit receveur soit par 16 à 20 points séparés .

Les résultats obtenus pour cette étude sont tout à fait satisfaisants, seuls deux yeux (les deux premiers opérés) ont montré une opacification cornéenne liée au retrait trop tardif des sutures, il fallu donc retirer les sutures des lenticules des autres yeux beaucoup plus tôt. L'examen biomicroscopique a montré pour les autres yeux que l'interface était clair et qu'il existait une aplanation centrale.

Un centrage parfait étant difficile à réaliser chez l'animal, un pseudo-astigmatisme a été observé lié à ce mauvais centrage.

Un examen photokératoscopique a été réalisé, l'analyse des courbes de profil permet de constater une aplanation très importante (1mm correspondant à 10 dioptries) témoignant de la correction de la myopie.

Un examen histologique confirme l'amincissement du stroma cornéen au niveau de la zone optique et l'absence d'hypertrophie épithéliale et d'opacification sous-épithéliale. L'interface entre le lenticule et le lit receveur est très difficile à mettre en évidence, même au fort grossissement; ainsi aucune réaction inflammatoire n'a été notée.

Cette étude expérimentale a prouvé la possibilité de corriger de fortes myopies (transposables à de fortes hypermétropies) au laser excimer.

Dans l'avenir, elle pourrait même permettre de corriger l'aphakie.

Cependant il est important de noter la faible signification des erreurs réfractives chez l'animal et le très faible taux de myopie et hypermétropie clinique chez nos patients carnivores.

Ainsi même s'il est suggéré dans cette étude que la chirurgie réfractive de l'hypermétropie chez le chien pourrait remplacer la mise en place

d'implants intraoculaires suite à l'opération de la cataracte; cela a peu de chance d'être réalisé étant donné la difficulté nécessaire à la maîtrise d'une telle technique et le coût d'un tel équipement.

c) Traitement des opacifications cornéennes

De diverses causes peuvent entraîner des opacifications cornéennes : les dystrophies cornéennes, les cicatrices, les kératites infectieuses, les infiltrations lipidiques, la kératite superficielle chronique et la kératite pigmentaire. Ces lésions sont très difficiles à traiter et évoluent généralement jusqu'à obscurcir significativement la vision de l'animal.

La kératectomie superficielle selon la technique chirurgicale usuelle est une procédure d'utilité limitée qui requiert une grande dextérité et de nombreux risques comme la perforation, le prolapsus irien, l'endophtalmie.

Avec la kératectomie lamellaire, la difficulté concerne la profondeur d'incision dans le stroma cornéen durant l'opération. De plus, il a été prouvé que la surface de la cornée est substantiellement moins irrégulière avec la kératectomie au laser excimer qu'avec la kératectomie manuelle au scalpel.

La transplantation cornéenne est cependant une opération fondamentalement plus dangereuse, avec une grande incidence de rejet du greffon et d'uvéites post-opératoires; enfin, la perte totale du greffon et la formation d'une cataracte post-opératoire peuvent également être des complications de cette opération. C'est pourquoi la plupart des vétérinaires ophtalmologistes préfèrent une approche conservatrice de traitement plutôt que de recommander ces procédures.

Toutefois le laser excimer possède une précision considérable de l'ordre du micron dirigée par un ordinateur. En mesurant l'épaisseur de la cornée en période pré-opératoire, la cornée antérieure peut être sectionnée sans le risque usuel de pénétrer la chambre antérieure.

La technique laser est effective en ophtalmologie humaine dans le traitement de certains cas de cicatrices post-infections, érosions récurrentes, dystrophies granulomateuses et cicatrices post-traumatiques.

Il est naturel de tenter la même technique dans le traitement des opacifications cornéennes chez le chien. Plusieurs cas sont reportés au sein d'une même étude : un cas d'opacité cornéenne cristalline bilatérale, un cas de cicatrice cornéenne post-infectieuse accompagnée d'une vascularisation et calcification, et deux cas de kératites pigmentaires.

Tous ces cas furent traités avec succès par kératectomie au laser excimer, la profondeur d'ablation variant avec les lésions présentées et

pour certaines trop profondes une excision partielle et non totale fut réalisée. Il s'est avéré que même pour ces lésions trop profondes laissées en place, le traitement partiel au laser est suivi d'une diminution de l'opacification de la lésion.

Les kératites pigmentaires sont réapparues 6-8 mois après le traitement. Le problème sous-jacent de syndrome de sécheresse de l'œil et l'inflammation chronique peuvent être liés à la récurrence des lésions cornéennes.

Ces kératites pigmentaires sont réfractaires d'autre part à la chirurgie traditionnelle et sont récurrentes même après une kératectomie au scalpel ou une kératoplastie profonde.

Aucun problème de cicatrisation épithéliale ne fut rencontré; en effet : toutes les lésions furent épithélialisées en 1 semaine.

Les avantages présentés par cette nouvelle technique sont appréciables. Au contraire de la chirurgie usuelle, le résultat de la kératectomie au laser est immédiatement visible. La cornée est claire instantanément après la procédure, tandis que cela prend environ 90 jours avec la technique traditionnelle.

De plus les chiens traités dans cette étude n'ont montré que peu d'inconfort post-opératoire; les propriétaires rapportant eux-mêmes le calme de leurs animaux et l'absence de signe de douleur.

Quelques désavantages sont toutefois à prendre en compte : ceux-ci ont été constatés en ophtalmologie humaine mais sont vraisemblablement applicables à l'ophtalmologie vétérinaire. La chirurgie au laser excimer peut induire des changements de réfraction involontaires (en général hypermétropie) qui pourraient induire une anisotropie, de sorte que les patients doivent ensuite porter des lentilles de contact.

Une très légère opacification du stroma cornéen peut être notée suite à une correction de myopie sur des yeux normaux, ceci n'a cependant pas d'impact sur l'acuité visuelle.

De plus, si la surface cornéenne est irrégulière au début de la procédure, des fluides sont utilisés pour remplir les concavités de la surface cornéenne antérieure durant la procédure d'ablation, de sorte que la surface finale soit plus lisse que celle de départ.

Ainsi, l'ablation avec le laser excimer devrait être combinée avec les traitements de surfaces oculaire et paupières de façon à réduire au maximum les chances de récurrence des maladies épithéliales.

Toutefois même si la kératectomie au laser excimer est intéressante et utile pour les chiens présentant certains types d'opacifications cornéennes, nous devons constater son inutilité pour les lésions très

profondes, denses ou/et vascularisées. D'autre part il semble qu'économiquement ce type d'équipement ne réponde pas aux besoins présents en médecine vétérinaire compte tenu des apports qu'il permet comparé à l'investissement de départ.

5) Les annexes oculaires

Le laser CO₂ a été utilisé pour de nombreuses maladies des annexes oculaires. Bien que l'ablation transconjonctivale de la glande tarsale pour le traitement du distichiasis ait été reportée, la cryoépilation et l'électrolyse restent les techniques les plus communément usitées aujourd'hui. De même, le traitement laser a été testé de façon intéressante dans le traitement du trichiasis chez l'homme, mais n'est pas devenu aussi populaire que les méthodes standards. En effet, une repousse du cil ou un contour anormal et hypopigmenté de la paupière ont pu être constatés suite au traitement laser.

Des procédures variées pour la correction de l'entropion avec le laser CO₂ ont été suggérées par les cliniciens. Cependant, la technique chirurgicale et les résultats obtenus n'ont pas encore été publiés.

Tout comme en ophtalmologie humaine, il n'existe pas de données affirmant l'avantage du laser CO₂ par rapport au scalpel pour la blépharoplastie.

Toutefois, il possède un rôle valable pour la vaporisation de masses localisées sur les paupières, surtout lorsque celles-ci sont adjacentes au canthus médial, rendant toute intervention au scalpel particulièrement délicate. Dans cette même application le laser s'avère utile dans le traitement des papillomatoses diffuses des paupières.

Enfin, il permet également d'étendre les marges chirurgicales saines suite à une extraction ou une ablation de néoplasme comme les fibrosarcomes ou les épithélioma spino-cellulaires des paupières, du limbe, ou de la nictitante.

La thérapie photodynamique par les lasers à colorants n'est pas encore particulièrement usitée en médecine vétérinaire, ceci du fait d'un coût de matériel important et de la formation requise pour en faire l'utilisation. Une application ophtalmologique intéressante serait le traitement de l'épithélioma spino-cellulaire facial du chat, particulièrement malin et difficile à exciser de façon adéquate sans scarifier le globe. Des résultats prometteurs ont déjà été obtenus {44}.

C) LA CYCLOPHOTOCOAGULATION

1) Le glaucome canin : rappels sur la pathologie

a) Définition

La définition du glaucome chez le chien ne cesse d'évoluer. A ce jour on considère plus un ensemble de maladies ayant comme risque majeur l'élévation de la pression intraoculaire (PIO) et une neuropathie optique caractérisée par la mort des cellules ganglionnaires ainsi que leurs axones.

Des altérations indépendantes de la PIO, comme les aminoacides excitotoxiques, des déficits de la microcirculation du nerf optique et des anomalies de la matrice externe du même nerf pourraient également contribuer aux dommages du nerf optique dans le glaucome canin et humain.

Tous les glaucomes sont des maladies évolutives s'accompagnant de changements des structures oculaires. Les glaucomes peuvent se résumer en cinq stades :

- ❖ Un événement initial ou une série d'évènements
- ❖ Une obstruction du système d'écoulement de l'humeur aqueuse résultant du stade précédant
- ❖ Une augmentation de la pression intraoculaire (PIO) qui devient trop importante pour un flux sanguin et axonoplasmique normaux du nerf optique
- ❖ Une dysfonction des cellules du ganglion rétinien résultant en une dégénérescence et atrophie des cellules ganglionnaires
- ❖ Perte de champ visuel et perte totale de la vue

b) Effets cliniques d'une augmentation de la PIO chez le chien

Photographies 8 et 8bis : Mesure de la tension oculaire chez un chien par Tono-Pen XL® et vue de l'extrémité du Tono-Pen XL®. D'après {23}



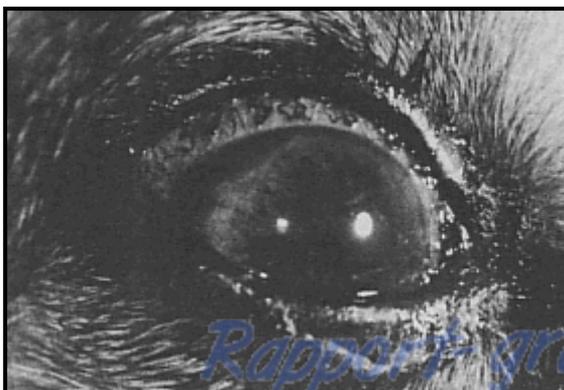
La mesure de la pression intra oculaire s'effectue par tonométrie. La tonométrie était autrefois pratiquée par le tonomètre de SCHIOTZ. On utilise aujourd'hui, pour des mesures de tension oculaire précises et fiables, un tonomètre : Tono-Pen XL®. Cet appareil peut-être placé dans toutes les positions pourvu que son extrémité soit placée perpendiculairement à la cornée. L'extrémité du Tono-Pen XL® est coiffée de son capuchon de latex. L'extrémité du cône métallique contient une jauge de contrainte qui enregistre les variations de tension oculaire.

Cette mesure est indispensable au diagnostic mais également au suivi médical du glaucome.

On définit la pression intraoculaire d'un œil normal comme comprise entre 10 et 20 mmHg ou 12 et 20 mmHg.

Pour un glaucome à angle fermé cette pression atteint 45 mmHg voire plus en phase aiguë, pour un glaucome chronique elle est d'environ 35 mmHg.

Photographie 9 : Œil atteint de glaucome aigu. D'après {39}



Glaucome aigu chez un chien de race Beagle. Cette race peut présenter une pupille de taille normale malgré l'élévation de pression intraoculaire. La chambre antérieure de ce chien est très réduite.

Julie CHIRON - année 2005

LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Utilisation du laser en ophtalmologie vétérinaire : étude bibliographique



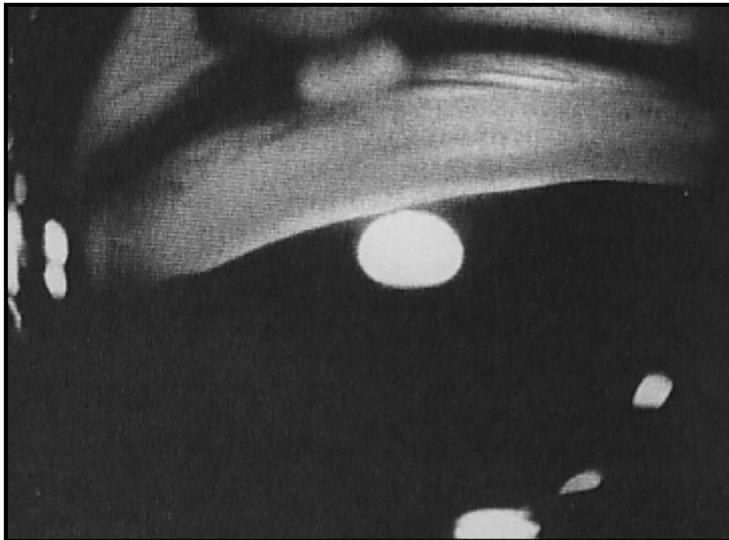
Page

Les symptômes fonctionnels observés sont :

- ❖ **La douleur** : due à l'augmentation de pression sur les nerfs ciliaires. Elle s'exprime par un blépharospasme et une palpation digitale douloureuse. Le chien se frotte l'œil avec sa patte ou un objet.
- ❖ **Un épiphora**
- ❖ **Une diminution de la vision** : symptôme remarqué par le propriétaire souvent tardivement, à la différence des patients humains pour qui douleur et diminution du champ de vision constitue un motif de consultation précoce.
- ❖ **Diminution des réflexes** :
 - réflexe photomoteur* : jamais de myosis complet même avec une forte illumination.
 - réflexe cornéen* : également diminué, du fait de l'hypoesthésie de la cornée.

Les modifications électrophysiologiques sont : une conservation plus longue de l'E.R.G mais une altération rapide des P.E.V., lorsqu'ils s'annulent, la vision est abolie.

Photographie 10 : Vue gonioscopique de l'angle irido-cornéen. D'après {42}



Le diagnostic de glaucome primaire à angle fermé s'effectue par différents moyens et notamment par une vue gonioscopique de l'angle iridocornéen comme ci-contre permettant une visualisation directe de la fermeture de l'angle.

c) Evolution

- ❖ **Glaucome aigu** : développement brutal, en 24 heures, PIO > 50 mmHg, souvent par fermeture de l'angle caméculaire et rapidement on constate une hydrophthalmie et l'annulation des PEV.
Il est alors impératif d'agir vite, car la pression trop élevée diminue l'apport sanguin de la rétine, d'où les lésions irréversibles au delà de 2 à 3 jours.
Malheureusement, dans ce type de glaucome, les chiens sont souvent présentés tardivement en consultation et les chances de récupération sont faibles malgré les traitements mis en œuvre.
- ❖ **Glaucome chronique** : il débute de façon discrète, avec une PIO supérieure aux valeurs physiologiques, un œil plus ou moins rouge présentant un épiphora et une mydriase pendant quelques semaines. S'en suit l'accentuation progressive des symptômes, un œdème central apparaît suivi d'une néovascularisation et de troubles trophiques cornéens.

d) Classification des glaucomes

d.1) Classification sémiologique

- ❖ **Glaucome aigu congestif** : l'œil devient brutalement rouge l'on note : douleur, photophobie et larmoiements.
- ❖ **Glaucome chronique** : glaucome évoluant par crises ponctuées de phases de rémission. L'œil ne présentant pas alors de symptômes inflammatoires aigus, la mesure de la tension oculaire est indispensable pour le diagnostic.
- ❖ **Glaucome malin** : Il s'agit d'un glaucome par fermeture de l'angle compliqué par un blocage ciliovitro-lenticulaire.
Il s'agit le plus souvent, d'une complication précoce ou tardive de chirurgie sur un œil atteint de glaucome par fermeture de l'angle, ayant passé le stade de blocage pupillaire et blocage trabéculaire. Dans cette forme, l'œil est très douloureux, très rouge, la chambre antérieure est plate et la PIO très élevée.
- ❖ **Glaucome au stade terminal** : malheureusement la forme de glaucome la plus fréquente en médecine vétérinaire, elle est associée à la cécité. Le globe est très augmenté de volume, très dur (PIO : 70mmHg). Il existe des lésions de la cornée : ulcères, kératite bulleuse, atrophie de l'endothélium cornéen. L'iris est décoloré, mince, atrophique avec une sclérose vasculaire. La rétine et le nerf optique sont dégénérés, la pupille

est grise. Histologiquement, on observe une dégénérescence des fibres nerveuses et des cellules de la couche ganglionnaire. La perte de vision est totale.

d.2) Classification biologique

Les glaucomes canins sont différenciés sur la base de leur possible cause, l'apparence gonioscopique de l'angle de filtration (angle iridocornéen), la durée d'évolution ou le stade clinique de la maladie.

La classification par cause possible comprend, le glaucome primaire ou héréditaire, le glaucome secondaire et le glaucome congénital.

❖ Glaucomes primaires

Le glaucome résulte d'anomalie de l'angle iridocornéen avec un angle ouvert ou un angle fermé. La classification angle ouvert/angle fermé a une importance pour l'évolution du glaucome : chronique pour l'angle ouvert, aiguë et brutale pour l'angle fermé.

- Angle ouvert /normal : apparemment normal, son début est insidieux, il apparaît cliniquement entre 1 et 3 ans. Quand l'affection progresse, l'angle se modifie et devient étroit. L'affection reste chronique, d'évolution lente.
- Angle étroit/fermé
- Dysplasie du ligament pectiné

Ce type de glaucome apparaît en dehors de toute autre pathologie de l'œil vers l'âge de 3 à 9 ans. On parle de glaucome bilatéral car bien souvent le deuxième œil est touché à quelques jours jusqu'à 2 ans d'intervalle du premier.

L'animal est prédisposé de part un angle étroit ou une dysplasie du ligament pectiné, l'évolution concerne la chambre antérieure qui s'aplanit.

L'étroitesse de la chambre antérieure est d'autant plus importante que l'œil est en mydriase, ceci favorisant l'hypertension .

L'angle fermé est rapidement maintenu fermé par la formation de synéchies antérieures (blocage pupillaire). On observe alors un effondrement complet de la fente ciliaire et du réseau trabéculaire (blocage trabéculaire) avec fermeture des vaisseaux du plexus aqueux et diminution de la vascularisation intrasclérale.

L'évolution clinique est souvent brutale avec un glaucome suraigu qui désorganise l'œil en quelques jours voire quelques heures.

❖ Glaucomes secondaires

- Uvéite : les uvéites peuvent entraîner des synéchies qui vont gêner la circulation de l'humeur aqueuse. Il peut se produire des adhérences entre la face antérieure du cristallin et les bords de la pupille. Ceci induit une élévation de la pression de la chambre postérieure avec blocage de l'angle camérulaire. Il s'agit de « l'iris bombé » avec un glaucome à angle fermé.
- Luxation du cristallin : une rupture des ligaments suspenseurs du cristallin provoque un déplacement de celui-ci. Il peut se trouver luxé vers l'avant de l'œil, pesant ainsi sur la cornée et sur l'iris et bloquant l'angle irido-cornéen. Il peut également fermer la pupille, empêchant la circulation de l'humeur aqueuse.
Il peut d'autre part provoquer une uvéite responsable elle-même d'un glaucome.
- Cataracte intumescence : au cours de l'évolution d'une cataracte, le cristallin augmente de volume, entraînant un aplatissement de la chambre antérieure et une gêne à la circulation de l'humeur aqueuse. Il s'agit de glaucome à angle fermé.
- Uvéite phacolytique/phacoplastique.
- Hyphéma.
- Néoplasme intraoculaire : Une tumeur du tractus uvéal peut entraîner une fermeture de l'angle (exemple : mélanome malin des corps ciliaires). Une tumeur des corps ciliaires (adénome), peut avoir pour conséquence une augmentation de production d'humeur aqueuse.
Glaucome secondaire à un lymphosarcome généralisé.
- Rupture du cristallin hypermature : Au stade ultime de l'évolution d'une cataracte, le cortex du cristallin se liquéfie ainsi que le noyau. S'il s'agit d'un jeune animal : on parle de cataracte de MORGANI. La capsule contient un liquide laiteux. Sa rupture spontanée, ou le passage transcapsulaire des protéines, peuvent provoquer un glaucome dû, en général à une altération chimique et à l'irritation créée par les substances cristalliniennes. L'obstruction du trabéculum ainsi que l'augmentation de la pression osmotique par ces protéines jouent un rôle non négligeable. Ce type de glaucome, souvent lié aux cataractes juvéniles apparaît dans certaines races prédisposées : Cockers, Caniches, Terriers à poils durs, Schnauzers nains, Bostons Terriers Afghans.

- glaucome malin (cf : d) : classification des glaucomes)
- prolifération de mélanocytes (/ou pigments)
- Larmes rétiniennes géantes (syndrome Schwartz-Matsuno)
- Hypertension oculaire post-opératoire: suite à certaines opérations comme la cataracte ou les iridocyclites, des œdèmes très importants peuvent provoquer une hypertension oculaire. En prévention avant toute opération avec des risques d'hypertension, des antiglaucomateux sont utilisés en association avec des antiinflammatoires en période pré, per et post opératoire.

❖ **Glaucome congénital**

Du à une malformation au cours du développement embryonnaire, un feuillet complet imperforé se trouve à la place du ligament pectiné entraînant une fermeture totale et anormale de l'angle. On ne le rencontre que très rarement chez le chien (Basset Hound). Ce sont les jeunes chiots entre 3 et 6 mois qui sont touchés. Souvent les premiers signes cliniques sont la mise en place rapide d'une buphtalmie et l'incapacité de fermer complètement l'œil.

e) Races prédisposées au glaucome primaire

Il existe des races prédisposées et une hérédité au glaucome primaire à angle ouvert, à angle étroit ou fermé.

Les races pures sont majoritairement touchées, très peu d'individus de races mixtes sont atteints de glaucome primaire.

De toutes les espèces animales soignées, le chien présente la plus haute fréquence de glaucome spontané (0.5%), et des glaucomes primaires ont été reportés dans au moins 42 races {42}.

Récemment de nouvelles races ont été classées comme prédisposées : le Samoyède, le Bouvier des Flandres, le Siberian Husky, le Flat-Coated Retriever, le Golden Retriever, le Chow-Chow, le Shar Pei...

Une hérédité n'a été établie que pour quelques races (par exemple le Beagle : transmission autosomale dominant à expression variable) {42}.

Les tests génétiques pour les glaucomes primaires et les glaucomes secondaires à luxation du cristallin n'existent pas encore en médecine vétérinaire {42}.

f) Généralités sur le traitement

Tout glaucome prolongé aboutit à la fermeture définitive de la fente ciliaire, à l'exception de très rares glaucomes chroniques à angle ouvert. La fermeture de la fente ciliaire explique les très mauvais résultats des thérapeutiques médicales visant simplement à réduire la production d'humeur aqueuse. Comme il n'existe plus d'écoulement, toute tentative de réduction simple de la production n'améliore pratiquement pas le glaucome, car il faudrait en supprimer totalement la sécrétion ou rétablir une voie d'écoulement artificielle.

La conduite thérapeutique sera également guidée par l'état du nerf optique et de la vision au moment de la découverte du glaucome. Si la vision est conservée, si le glaucome est très récent, ou bien d'intensité modeste, il faut préserver la vision le plus longtemps possible et associer au traitement médical un traitement chirurgical si nécessaire.

La mesure de la tension oculaire est fondamentale dans tous les cas. Elle devrait être effectuée systématiquement et fréquemment chez les animaux atteints de maladies potentiellement glaucogéniques.

Tout chien ou chat présentant une uvéite devrait faire l'objet de mesures régulières de la tension oculaire : après examen direct à l'ophtalmoscope, une goutte d'anesthésique local est instillée et la tension est mesurée par tonométrie .

- Si la pression intra-oculaire est inférieure à 20mmHg, l'animal n'est pas traité, mais est contrôlé régulièrement, selon une périodicité dépendant de l'affection causale.
- Si la valeur de la pression est située entre 20 et 35 mmHg, un traitement par voie locale est entrepris par instillation de collyre.
- Si la pression est supérieure à 35 mmHg, l'animal est hospitalisé et traité de manière intensive en associant un traitement par voie générale et par voie locale.

Lorsque la valeur de la pression intraoculaire reste stable sous traitement, l'œil atteint de glaucome est opéré lorsque cela est possible.

La chirurgie doit être envisagée dès que la thérapeutique médicale ne peut contrôler la tension oculaire. Lorsque la vision est encore présente il faut agir vite. Par exemple, luxation du cristallin, intumescence cristallinienne et iris bombé sont des urgences.

Quand la vision est préservée ou supposée récupérable, de la même façon que dans les autres cas il faut vite faire chuter la tension en

augmentant l'écoulement de l'humeur aqueuse par une opération fistulisante ou en diminuant notablement la production de l'humeur aqueuse par une destruction des corps ciliaires, et ce sans altérer la rétine (cyclophotocoagulation et cyclocryocoagulation).

Quand cette période critique de préservation de la vision est cliniquement dépassée et que le glaucome de stade terminal est atteint, l'indication de chirurgie persiste, mais ses objectifs sont différents. Le constat d'échec du traitement du glaucome est atteint. Les objectifs nouveaux sont la suppression de la douleur et la conservation de l'esthétique demandée par le propriétaire.

2) Indications / contre indications de la cyclophotocoagulation

Parmi les différentes méthodes de chirurgie, certaines ont pour but de faire baisser la production d'humeur aqueuse, d'autres de rouvrir la fente ciliaire ou d'augmenter le drainage de l'humeur aqueuse. La photocoagulation des corps ciliaires par le laser a pour but d'annuler la production d'humeur aqueuse, en conséquence de maintenir la PIO à une valeur acceptable et stable. Ceci permettrait l'arrêt des effets délétères du glaucome sur le globe oculaire.

a) Indications

Le laser, employé comme un bistouri ou un cautère possède l'énorme avantage d'éviter dans la majorité des cas l'ouverture du globe oculaire.

Cet outil s'est présenté comme une alternative aux anciennes techniques, comme la cryochirurgie, permettant la réduction de la pression intraoculaire et ce car il est peu invasif, avec un taux de réussite opératoire plus satisfaisant.

On retrouve ainsi les mêmes indications que pour les techniques cyclodestructives :

les glaucomes ayant atteint le stade terminal et notamment comme fréquemment en ophtalmologie vétérinaire les glaucomes à angle fermé ayant passé le stade de crise de glaucome.

Le glaucome malin présentant un blocage pupillaire peut également faire l'objet d'un traitement au laser comme nous le verrons dans le chapitre concernant l'iridotomie.

Enfin, tout œil non visuel conséquemment à un glaucome peut être opéré de cette manière afin de :

- réduire significativement la douleur ,
- arrêter la thérapeutique intensive topique et générale,

-enfin, et surtout pour le propriétaire, conserver un aspect esthétique de l'œil de son animal.

De plus, pour tous les cas où une technique cyclodestructive doit être employée, il semble qu'aujourd'hui la photocoagulation transsclérale soit celle présentant le moins de risque de complication {99}.

Dans la plupart des cas en ophtalmologie vétérinaire, comme l'angle iridocornéen est fermé au moment du diagnostic, la chirurgie laser du trabéculum utilisée avec succès dans le traitement du glaucome humain s'avère inefficace pour nos patients canins {44}.

Une autre indication concerne les races prédisposées n'ayant pas encore développé cliniquement de crise glaucomateuse. Le traitement laser pourrait être effectué de façon prophylactique sur les deux yeux {42}.

b) Contre-indications

il convient d'utiliser un traitement médical en première intention pour faire diminuer et stabiliser la PIO lors de glaucome aigu. Il en va de même pour tout autre glaucome lorsque cela est possible et s'avère efficace. Le traitement chirurgical n'est jamais envisagé en première intention. D'autre part si cette chirurgie est envisagée sur un œil encore visuel, l'on doit toujours prendre en considération le taux de réussite concernant la préservation de la vision. Toutefois, comme nous le verrons, même si l'opération laser présente à ce sujet des résultats satisfaisants, l'on préférera aujourd'hui la technique de gonioimplantation, plus onéreuse mais moins risquée pour la vision.

3) Photocoagulation des corps ciliaires

L'ablation des corps ciliaires est aujourd'hui utilisée pour traiter le glaucome chez le chien, le chat et le cheval. Le but de cette opération est la destruction de suffisamment de tissus pour diminuer significativement la production d'humeur aqueuse et par ce biais diminuer la pression intraoculaire (PIO) et les effets de son élévation sur l'œil.

Bien que le tissu cible soit l'épithélium ciliaire; les dommages vasculaires, l'atrophie des corps ciliaires et l'augmentation de la circulation uvéosclérale peuvent être des mécanismes secondaires contribuant à la diminution de la PIO {99}.

Jusqu'à ce jour de nombreux lasers ont été expérimentés dans ce but : Weekers *et al.* ont décrits leur expérience au laser Xénon, Beckman *et al.*

ont été les premiers à reporter les résultats obtenus dans l'abaissement de la PIO sur des yeux atteints de glaucome avec un laser rubis {26,35,48,99}.

En 1973, Beckman et Sugar utilisent le laser Nd : YAG dans le but d'atteindre des couches plus profondes des corps ciliaires.

En 1985, Wilensky *et al.* publient les résultats de cyclophotocoagulation transsclérale au laser Nd : YAG sur des yeux de lapins pigmentés {83}.

En 1986, Frankhauser *et al.*{35} rendent compte de leur étude au laser YAG sur des yeux d'autopsie humains.

Récemment des résultats encourageants ont été obtenus par l'utilisation d'un laser YAG et ont démontré qu'une longueur d'onde de 1064nm était la meilleure possible pour une transmission d'énergie laser à travers la sclère.

En 1987, les premières expériences concernant les lasers diode ont été publiées, il s'agissait alors de photocoagulation rétinienne sur des yeux de lapin. L'émission du laser diode à une longueur d'onde de 810 nm, permet une bonne transmission à travers la sclère mais également et surtout une forte absorption par tout tissu pigmenté (mélanine). Ses caractéristiques d'absorption et transmission font du laser diode un excellent candidat à la photocoagulation des corps ciliaires.

Okamoto *et al.* ont obtenu les premiers résultats prometteurs dans l'application du laser diode en photocoagulation par contact scléral.

Nous allons ainsi présenter les techniques utilisées pour la photocoagulation transsclérale (PCTS) au laser YAG et au laser diode avec un nombre suffisant d'études pour pouvoir comparer les effets tant positifs que négatifs créés par ces lasers. Nous verrons qu'il existe au jour d'aujourd'hui un protocole pilote qui peut être suivi pour obtenir des résultats favorables, cependant certaines complications comme pour toute chirurgie persistent.

4) Présentation de cette technique au laser YAG

a) Introduction

Les premiers articles concernant cette technique en ophtalmologie humaine remontent aux années 1985-1986, une évolution indéniable a été réalisée au fur et à mesure des expérimentations pour ce traitement et son actualité.

On a tout d'abord apprécié la laser YAG pulsé pour la possibilité de section qu'offrait les modes « Q-switched » : mode déclenché et « mode-locked » : mode bloqué; ainsi les premières applications à succès de ce laser furent la photodestruction de membranes pupillaires, de synéchies irido-cornéennes, irido-cristalliniennes et autres brides vitréennes comme nous le verrons dans le chapitre consacré.

Nous avons vu qu'avec ce mode d'émission, la durée des impulsions est de l'ordre de la nanoseconde ou de la picoseconde, avec des niveaux d'énergie atteignant des centaines de milliers de watts.

Avec une telle puissance; les électrons au lieu d'être absorbés détruisent la structure des molécules ou atomes et sont à l'origine de la formation du plasma (un mélange d'ions et d'électrons libres).

Mais très vite les ophtalmologues s'intéressent également au mode thermique du laser YAG (utilisation en mode continu) permettant une cyclocoagulation transpupillaire et transsclérale. La durée des impulsions émises est alors augmentée et la puissance diminuée à 100 ou 200 W maximum.

La longueur d'onde émise par le laser Nd: YAG se situe dans l'infrarouge, soit dans la portion invisible du spectre; les propriétés d'absorption diffèrent dès lors de celles des lasers conventionnels tels que le laser argon ou le laser krypton utilisés dans le même but jusqu'alors. Il est de ce fait le plus approprié pour une application transsclérale, c'est en effet cette longueur d'onde qui sera le mieux transmise par la sclère (55%) et le mieux absorbée par les pigments mélaniques {35,74}. La transmission à travers la sclère est alors 6 fois plus profonde qu'avec le laser argon { 26,35,48,99}.

b) Technique {26,35,48,74,99}

Les traitements effectués en ophtalmologie canine se sont basés sur des résultats d'expériences en ophtalmologie humaine. La première question posée par une telle technique était la quantité d'énergie nécessaire à la destruction des corps ciliaires, occasionnant le moins d'effets néfastes possibles sur les autres structures intraoculaires, mais permettant une destruction suffisante des corps ciliaires pour un abaissement significatif de la PIO.

En 1985 Wilensky *et al.* exercent la PCTS sur des yeux de lapins pigmentés; ils examinent les effets histologiques et commencent à définir les paramètres laser nécessaires pour produire une diminution conséquente de la PIO. De nombreuses autres études suivirent concernant les effets ultrastructuraux de cette technique toujours sur des yeux de lapin {48}.

En 1986 Frankhauser *et al.* {35} font rapport de la première étude de la photocoagulation transsclérale (PCTS) sur des yeux de cadavres humains pour trouver l'application optimale de ce traitement laser. Leur étude se basait uniquement sur l'examen ophtalmologique macroscopique. C'est Hampton *et al.* {48} qui publieront des résultats d'une étude similaire avec une examen histologique des yeux traités. Ceci leur a permis de définir les paramètres nécessaires sur des yeux humains à la destruction des corps ciliaires.



Ces observations ont permis de la mise en place d'un protocole humain utilisant un faisceau tangentiel placé de 1.0 à 1.5 mm derrière le limbe et délivrant des impulsions d'une énergie d'environ 7 à 8 J et d'une durée de 20 millisecondes {35}.

Leurs résultats mettent en lumière des points essentiels du protocole de traitement laser :

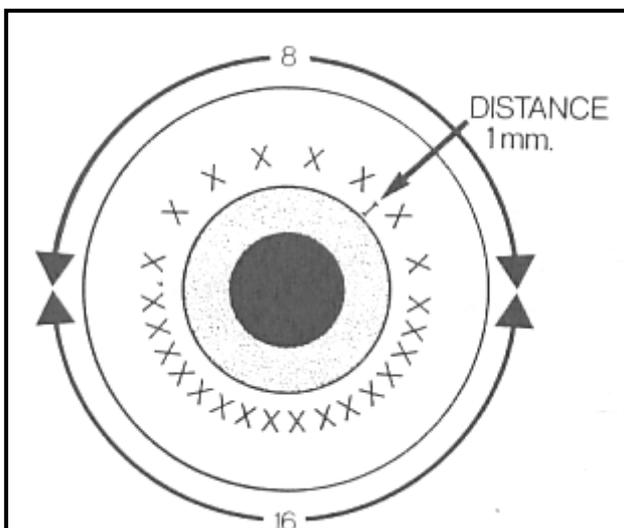
- La localisation du faisceau laser : l'inhibition de la sécrétion d'humeur aqueuse étant à priori maximale lorsque la pars plicata des corps ciliaires est endommagée {35}.
- Le faisceau laser sera progressivement utilisé sans contact scléral puis en contact scléral, respectivement tangentiellement et perpendiculairement par rapport au site à atteindre.
- L'énergie des impulsions détermine l'extension et l'intensité des dommages tissulaires créés.

Les études qui suivirent sur des patients humains rapportent que l'utilisation du laser placé à 1.5 mm derrière le limbe et une énergie globale de 1.8 à 3.8 J suffisent à obtenir des résultats cliniques satisfaisants (62.5% d'yeux traités ayant une PIO \leq 25 mmHg pour une quantité d'énergie entre 1.8 et 3 J) (86% d'yeux traités avec une PIO comprise entre 5 et 22 mmHg pour une énergie totale de 3.8J en un ou plusieurs traitements consécutifs) {27}.

Il est cependant fort difficile de comparer les différentes études de façon arbitraire, chaque protocole ayant ses propres critères de réussite mais également d'échec.

Toutefois, toutes les études se rejoignent sur des critères de réussite évidents dans une telle opération comme l'abaissement avéré de la PIO en deçà de 25 mm Hg et la conservation de la vision.

Figure 16 : Technique de cyclophotocoagulation. D'après {48}



Exemple de localisation des tirs laser par rapport au limbe et de nombre de tirs utilisés lors de cyclophotocoagulation en ophtalmologie humaine.

Les premiers essais cliniques en ophtalmologie vétérinaire, basés sur les essais expérimentaux et les premiers pas en ophtalmologie humaine, sont publiés en 1988.

Le protocole opératoire présenté ci-après est utilisé pour tout traitement de PCTS au laser YAG {72,74,96} :

- ❖ Les chiens sont anesthésiés, les paupières de l'œil à traiter sont immobilisées par la mise en place d'un verre de contact.
- ❖ Le traitement laser est effectué à l'aide d'un laser YAG chirurgical. Par la méthode sans contact scléral, la fibre optique (fibre de quartz d'un diamètre de 600 μ m) est fixée sur un microscope opératoire. La méthode par contact scléral demande l'utilisation d'une sonde particulière qui permettra l'application du faisceau laser directement sur l'œil.
- ❖ Le faisceau laser parvient perpendiculairement à la surface de la sclère et à environ 2-5mm de la sclère {72,74} ; ceci pour les opérations de PCTS sans contact scléral.

Nous reviendrons sur ce point dans les paragraphes ci-après; en effet, les dernières études (1992 {96}) relatent une PCTS au laser YAG en contact scléral.

Le faisceau témoin (Hélium-Néon émettant dans le visible : rouge) est dirigé sur un point à 5 mm en arrière du limbe (position anatomique de la pars plicata des corps ciliaires), une étude pilote ayant démontré par application du faisceau à 5, 7 et 9 mm en arrière du limbe qu'une cyclodestruction effective est obtenue pour la position de 5 mm en arrière du limbe {96} (Sapienza JS, Miller TR, 1990, données non publiées).

- ❖ L'œil traité reçoit 30 à 40 applications réparties à intervalles égaux entre la sclère dorsale et la sclère ventrale. On évite soigneusement les portions médiales et latérales du globe (soit 3h00 et 9h00), afin de ne pas endommager les vaisseaux ciliaires longs.
En général, au cours de l'opération, la quantité d'énergie délivrée par impulsion et la durée d'impulsion sont vérifiées par intermittence par l'utilisation d'un powermètre.

c) Quantité d'énergie délivrée à l'œil traité

Deux variables sont alors à définir : la puissance et la durée des impulsions laser qui définissent la quantité d'énergie délivrée à chaque impulsion.

C'est principalement ce qui sera étudié au cours des différentes expériences. En effet la quantité d'énergie délivrée à l'œil traité conditionne la réussite de l'opération.

Nassise et *al.* {72} révèlent que l'utilisation du laser sans contact scléral à une énergie totale de 238 J est suffisante pour induire la nécrose ciliaire sur des yeux de chiens normaux.

Cette énergie totale est obtenue par 30 applications d'une puissance de 30 W et d'une durée de 600ms soit 8 J par application.

Une énergie totale de 100J (30 applications, 30W et 200ms par impulsion, 3-4J / application) n'occasionne que des changements réversibles dans la structure des corps ciliaires et une baisse transitoire de la PIO {72,74}.

Il semble qu'une baisse durable de la PIO est obtenue pour un total de 238 J {48,72,74}. Les examens macroscopiques, microscopiques et histologiques attestent d'une nécrose de l'épithélium ciliaire et d'une atrophie fibrosante des corps ciliaires, celles-ci s'accompagnent cependant d'une hémorragie majeure des corps ciliaires et de microhémorragies du stroma irien.

Les yeux des patients avaient conservé la vision à 28 jours post-traitement. Seul un œil traité fut atteint d'une hémorragie vitréenne et d'un détachement de la rétine causant une perte de la vue {72}.

Pour limiter les complications, on a envisagé d'abaisser la quantité d'énergie à appliquer. Dans ce but, une technique de traitement par contact avec la sclère de l'œil a été proposée.

Il a été démontré que 30 à 40% de l'énergie est dispersée avant d'atteindre la structure cible lors d'utilisation du laser sans contact scléral. La cyclophotocoagulation par contact profond avec la sclère a

été mise au point. La coagulation tissulaire a alors lieu avec moins d'un tiers de l'énergie requise avec un système sans contact {35,96,99}.

Figure 17 et photographie 11 : Cyclophotocoagulation par contact scléral. D'après {33}

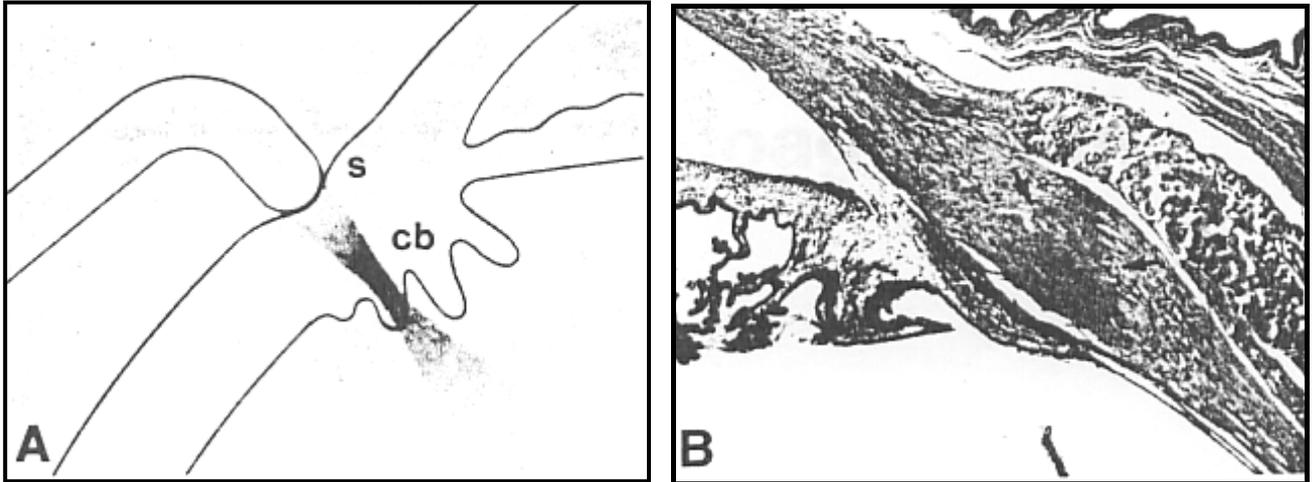


Figure 17 (A) : Schématisation de l'application en contact scléral de la sonde laser (s) pour la photocoagulation des corps ciliaires (cb). Photographie 11 (B) : aspect histologique des corps ciliaires 1 semaine après le traitement, la nécrose de coagulation est constatée, ainsi qu'une augmentation de la cellularité de la sclère (flèches noires), dont l'intégrité structurale reste intacte {33}.

Ainsi Sapienza *et al.* {96} rendent compte d'une cyclodestruction effective avec une quantité d'énergie de 125J par la technique de contact scléral. Les résultats attestent d'une baisse significative de la PIO sur des yeux de chiens sains.

L'hypertension intra-oculaire liée au glaucome devra également être prise en compte dans la considération de l'énergie à utiliser compte tenu des changements sur les structures oculaires qu'elle entraîne : l'épithélium ciliaire souffre de l'ischémie vasculaire, et l'on postule que cette fragilité permettrait une nécrose de coagulation à plus faible énergie encore {74}.

d) Effets cliniques

Tout d'abord après ce type de traitement, une baisse avérée de la PIO devrait être constatée.

Si l'on considère le critère de réussite du traitement comme étant une $PIO \leq 25 \text{ mmHg}$; la plupart des dernières études considèrent ce critère comme atteint entre 80 % et 95% des cas {74,96}.

Pour les expériences relatant le critère de la vision, celle-ci était conservée dans environ 50% des cas {32,35,74}.

Les effets directs visibles macroscopiquement permettent de discerner des zones de dépigmentation de l'épithélium ciliaire, un blanchiment et une contraction tissulaire {72,74,96} (cf. photographie 15).

D'autre part, des taches blanches sur la conjonctive de l'œil aux différents points d'impacts laser peuvent être observées.

La sclère semble ne présenter aucun dommage, cependant pour certaines quantités d'énergie, une destruction du tissu collagénique des corps ciliaires a pu être observée; il serait donc logique de constater une désorganisation du même tissu scléral. Toutefois, les suivis post-opératoires sur de longues durées (25 mois) ont permis d'attester de l'intégrité de la sclère.

Photographie 12 : Vue des impacts laser conjonctivaux suite au traitement. D'après {48}

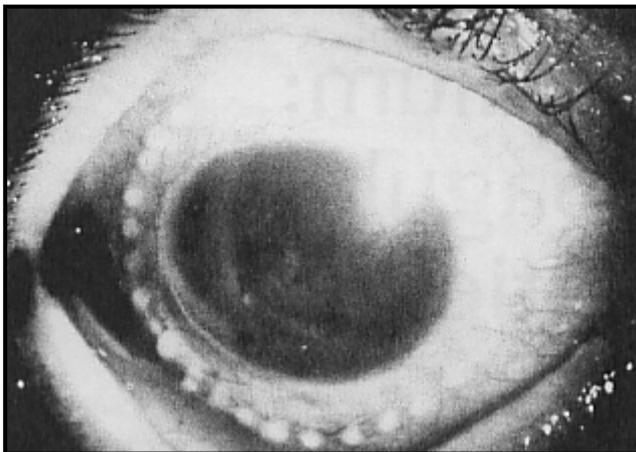
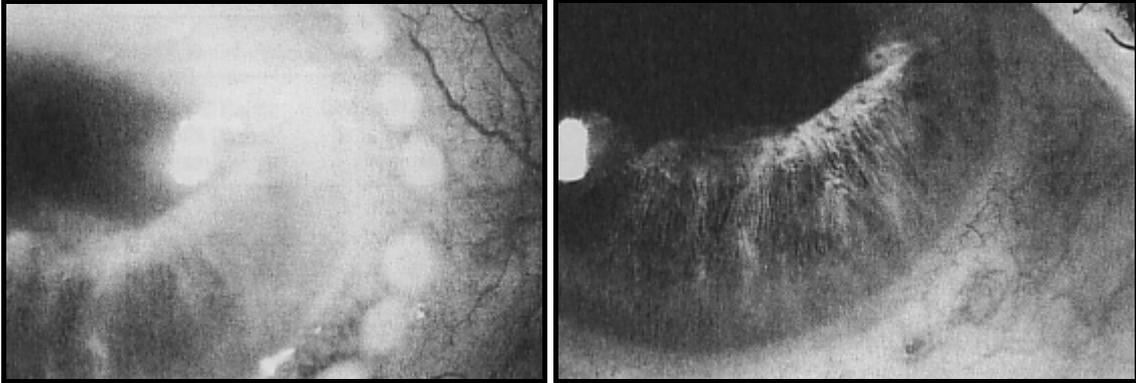


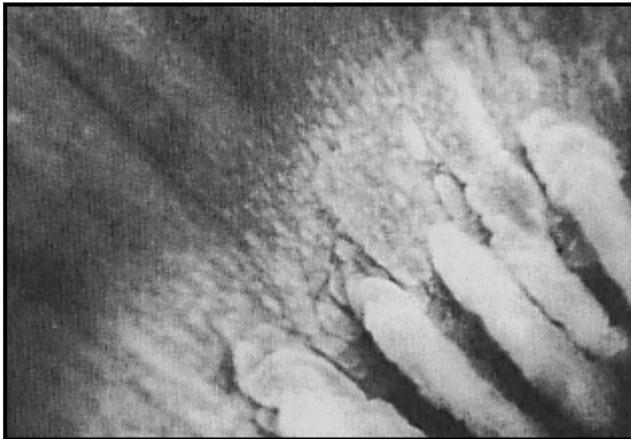
Image d'un œil (humain) suite au traitement de cyclophotocoagulation au laser Nd : YAG. L'aspect clinique montre l'emplacement des lésions laser (spots blancs).

Photographies 13 et 14 : Résolution des brûlures conjonctivales. D'après {48}



Ces photos nous montrent le même œil que celui de la photographie précédente, les brûlures conjonctivales que l'on voit sur la photographie de gauche sont résolues une semaine après la fin du traitement comme l'atteste la photographie de droite.

Photographie 15 : Vue microscopique des procès ciliaires après traitement. D'après {48}



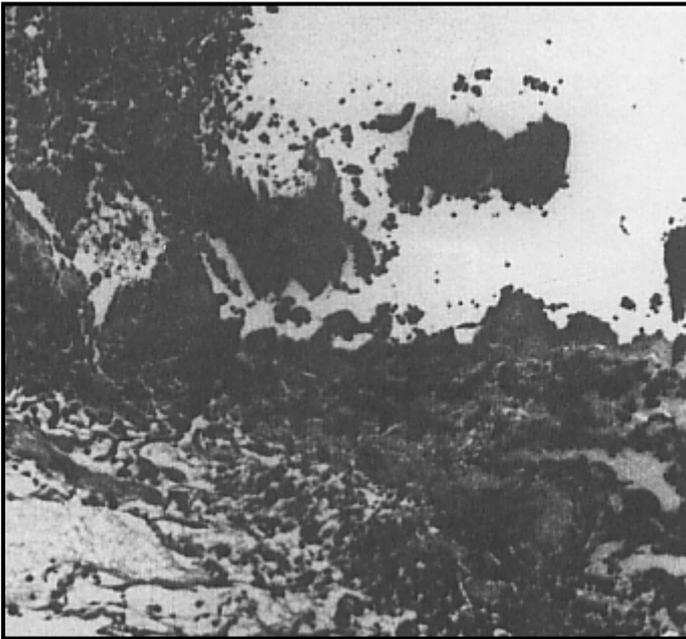
Photographie montrant les procès ciliaires après traitement, on note le blanchiment et la contraction tissulaire qui en résulte.

Microscopiquement, les changements observés varient avec l'intensité des impulsions lasers. Une nécrose de coagulation des corps ciliaires doit être visible pour attester d'une opération effective, elle se caractérise par :

- une dispersion des mélanocytes associée à une inflammation de légère à importante caractérisée par la présence de lymphocytes et d'occasionnels neutrophiles.
- l'épithélium pigmenté et non-pigmenté des corps ciliaires peut selon les cas montrer une vacuolisation (énergie de l'ordre de 154 J).

-une fibrose associée à une atrophie du muscle ciliaire et une forte vacuolisation du stroma à laquelle s'ajoute hémorragies, congestion vasculaire et thrombus (énergie : 212 J) {96}.

Photographies 16 et 17 : Aspect histologique des corps ciliaires suite au traitement. D'après {72}



Photographie microscopique d'un corps ciliaire traité par cyclophotocoagulation au laser Nd : YAG à haute énergie (238 J par œil) au 7ème jour après traitement. On observe la nécrose de coagulation, la fibrine adhérent au corps ciliaires, et la dispersion de pigments de l'épithélium ciliaire.

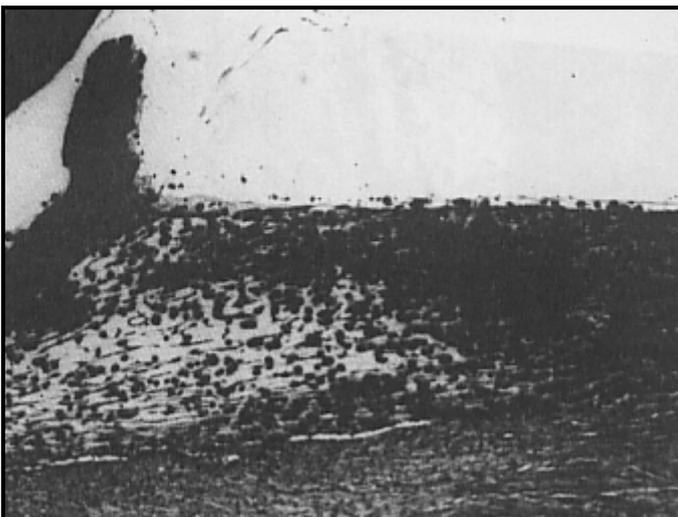


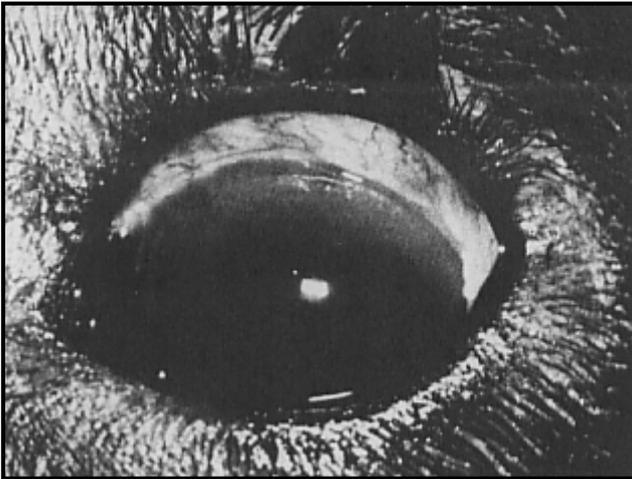
Image du même corps ciliaire au 28^{ème} jour post traitement : les procès ciliaires sont plats et l'épithélium ciliaire est absent.

Les effets néfastes réversibles qui peuvent être observés dans la plupart des yeux traités sont :

- ❖ une inflammation de l'humeur aqueuse qui, en général, se résorbe en 2 à 4 semaines {72,74}
- ❖ un œdème cornéen modéré dont la sévérité est corrélée avec celle de l'inflammation de l'humeur aqueuse. (L'œdème cornéen est aggravé par la diffusion thermique qui a lieu dans la zone périphérique du limbe ayant pour conséquence la mort des cellules endothéliales cornéennes) {72,74}
- ❖ une hyperhémie conjonctivale {72,74}
- ❖ Un hyphéma. (L'extravasation de sang des vaisseaux des tissus de l'uvée serait en cause, ceci car le traitement laser induit une congestion vasculaire et la nécrose des structure vasculaires) {49,92}.
- ❖ un blépharospasme modéré a pu être noté dans 15% des cas {49}.
- ❖ une inflammation de l'iris et un myosis.
- ❖ une anisocorie (résultant de la probable conduction thermique liée au traitement laser des corps ciliaires sur l'iris, on suspecte également une possible atteinte de l'innervation autonome) {92}.
- ❖ quelques synéchies, cependant en nombre insuffisant pour être à l'origine d'une séclusion pupillaire.

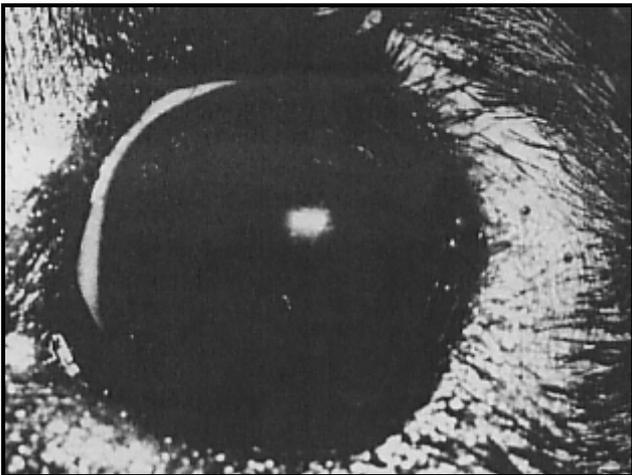
Cependant comme nous l'avons déjà signalé des effets néfastes irréversibles sont également notés suite à une telle opération. Les différentes expériences effectuées ont pour but de trouver les paramètres les mieux ajustés, et notamment une quantité d'énergie moindre permettant la nécrose des corps ciliaires, pour éviter des complications graves.

Photographie 18 et 19 : Vue d'un œil à 24 heures et à 19 jours suivant le traitement. D'après {72}



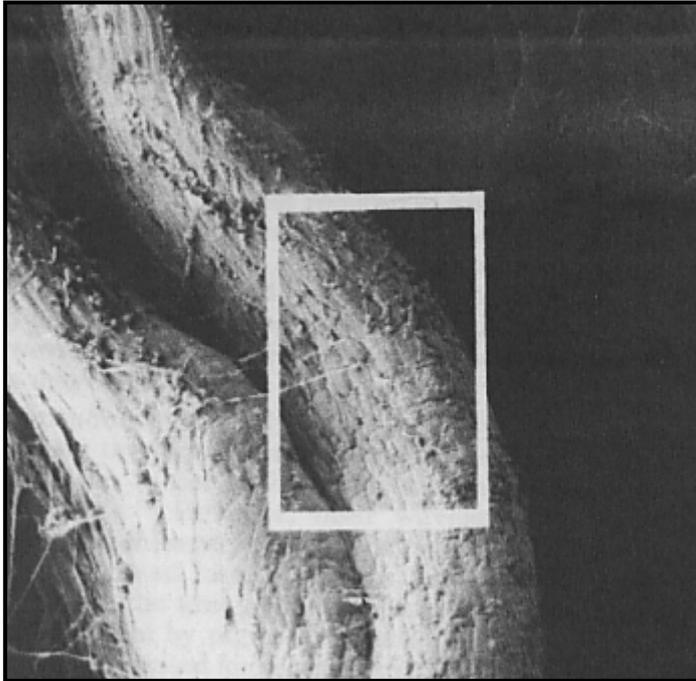
Apparence d'un œil 24 heures après traitement au laser Nd : YAG par voie transsclérale sans contact.

On observe un hyphéma organisé occluant la pupille, et une congestion conjonctivale.

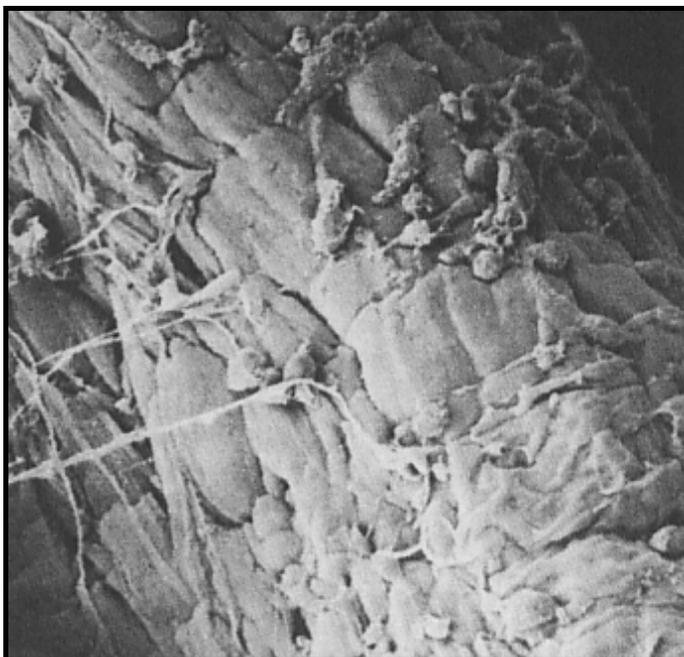


Le même œil que sur la figure précédente 19 jours après le traitement : l'hyphéma est totalement résorbé sans signe d'inflammation résiduel.

Photographies 20 et 21 : Aspect au microscope électronique à balayage des corps ciliaires. D'après {72}



Photographie au microscope à balayage électronique d'un procès ciliaire 7 jours après traitement par cyclophotocoagulation à haute énergie (238 J par œil) au laser Nd : YAG. Des cellules inflammatoires et de la fibrine adhèrent au procès ciliaire.



Rapport-gratuit.com

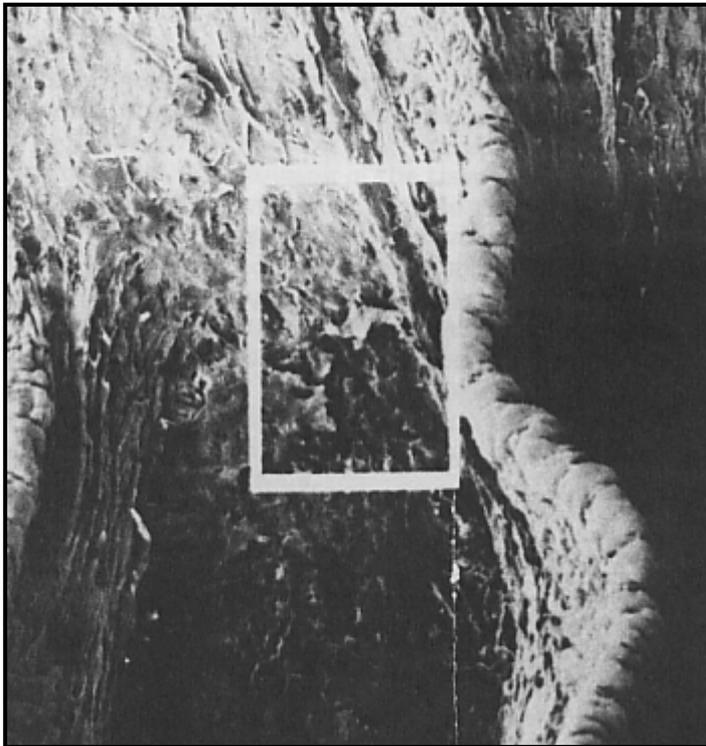
Julie CHIRON année 2005

LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Utilisation du laser en ophtalmologie vétérinaire : étude bibliographique



Photographies 22 et 23 : Aspect au microscope électronique à balayage des corps ciliaires 28 jours après traitement. D'après {72}



Photographie du même procès ciliaire au 28ème jour après traitement. Le procès ciliaire est atrophié et l'on peut voir des fragments d'épithélium nécrotique non adhérents.



e) Complications

Il est essentiel dans cette partie de préciser que selon les expériences, la durée de suivi post-opératoire est variable. Plus ce temps d'observation sera long, plus l'étude sera précise sur ce point essentiel que représentent les complications. Il est donc délicat d'effectuer des comparaisons mais nous pouvons prendre en compte les différentes constatations effectuées par chacun.

Le fait que certaines séquelles n'apparaissent pas avant un temps d'observation conséquent n'est pas surprenant. Ceci fut évident déjà avec les techniques de diathermie et cyclocryocoagulation et même avec la technique sans contact scléral de cyclophotocoagulation. Walton et Grant ont démontré bien des années après la description de la technique de diathermie le faible taux de succès de cette opération {35}. Bellows et Grant, Feibel et Bigger, Krupin *et al.*, et Brindley et Shields ont décrit les complications de la cyclocryothérapie plus de vingt ans après que la technique ait été décrite et dix après qu'elle fut utilisée pour la première fois {35}. Trope et Ma, Hampton *et al.* {48} démontrèrent le taux de phthisis bulbi et de perte de vision 5 ans après la première étude concernant la photocoagulation sans contact scléral {35}. Hampton *et al.* sont en effet les premiers à envisager un suivi post-opératoire sur une période de six mois {48}.

Les complications possibles de la cyclophotocoagulation au laser YAG incluent : une douleur post-opératoire, une diminution de l'acuité visuelle, un phthisis bulbi, une hyponie, des détachements choroïdiens séreux, un iritis, un iris bombé, un hypopion, la formation de bulles de gaz dans la chambre antérieure, un hyphéma, des hémorragies du vitré, une cataracte, des kératopathies, une atteinte focale de la sclère {48}. Schwartz et Moster, utilisant une énergie relativement faible ne remarquèrent « aucune complication sérieuse », de même que Beckman et Sugar, bien qu'il utilisèrent une énergie plus importante. Cependant, Devenyi *et al.* utilisant un niveau énergétique intermédiaire, sur 24 patients, constatèrent 7 hyphémas, 5 hypopyons, et 3 hémorragies du vitré {48}.

Hampton *et al.* {48} observent un taux de 47% de perte de vision dans les yeux traités.

Il apparaît dans toutes ces publications que les complications les plus sérieuses sont relatées pour des niveaux d'énergie relativement importants {118}.

En ophtalmologie canine, Nasisse *et al.* par la méthode sans contact scléral observent 1 œil sur les treize traités présentant une hémorragie du vitré et un décollement de rétine. Ils présentent l'œdème cornéen et

l'hyphéma faisant suite à l'opération comme les deux principaux effets adverses.

Par la méthode en contact, un hyphéma est constaté dans 16% des cas, une cataracte dans 37% des cas, et un œil sur 56 traités présentant un phthisis dans les 6 mois ayant suivi le traitement {74}.

L'existence d'une uvéite est suspectée par certains d'être à l'origine de l'abaissement de la PIO qui fait suite à la PCTS {96}. Cependant, dans nombreuses études tant en ophtalmologie animale qu' humaine à été prouvée l'existence de lésions réelles des corps ciliaires tant macroscopiquement que microscopiquement comme nous l'avons noté précédemment. De plus, plusieurs semaines après la procédure thérapeutique, la PIO s'avère toujours significativement réduite sans évidence clinique d'uvéite concomitante {96}.

Une attention toute particulière est portée au cristallin lors du suivi post-opératoire, la cataracte apparaissant comme l'une des complication les plus fréquentes consécutivement à ce traitement.

Des changements de la structure du cristallin ont été notés comme présents dès la fin du traitement et démontrés par un long suivi post-opératoire comme évoluant irréversiblement vers une cataracte.

Une cataracte a ainsi été mise en évidence dans 37% d'yeux traités par une PCTS {92} et des changements structuraux du cristallin notés dans 50 à 80 % des cas lors d'une autre étude {96}.

C'est une des principales complications subsistant à ce jour et entachant la réussite la PCTS en pratique canine.

De façon théorique, une infime part de l'énergie laser à cette longueur d'onde devrait être absorbée par le cristallin. Le métabolisme du cristallin a pu être altéré par un changement de la composition de l'humeur aqueuse de part la modification de la vascularisation. D'autre part la diffusion thermique peut être suffisante du vitré jusqu'au cristallin pour créer des effets secondaires{96}.

On pourra également noter les différences existant dans les complications post-opératoires en fonction de la méthode par contact ou sans contact scléral, ceci reporté par une étude humaine :

par la méthode sans contact le taux de perte de vue s'élève à 50 % et 10.7% pour le phthisis bulbi,

la technique de laser par contact scléral entraîne, elle, une perte de vue à un taux de 41% et une hypotonie ou phthisis à 8% {12}.

De plus, il apparaît que la méthode sans contact serait à l'origine d'une inflammation et une douleur post-opératoire plus importante .

Toutefois, le taux de retraitement laser nécessaire est globalement similaire ($\approx 25\%$).

Il semblerait donc que l'utilisation de la plus faible quantité d'énergie possible en vue de la destruction des corps ciliaires ait un lien réel avec les complications observées en post-traitement.

f) Variation des effets en fonction du patient et de la technique

Il faut prendre en compte deux variables majeures qui vont influencer le degré de réponse tissulaire à ce traitement : l'une associée à l'œil de l'individu à traiter et l'autre associée aux paramètres du traitement et à la technique de traitement.

En ce qui concerne l'œil du patient, nous pouvons noter que la pigmentation oculaire est une cause importante de variation des résultats.

Cantor *et al.* {17} montrent que sur des yeux de lapins albinos où les corps ciliaires sont peu ou non pigmentés, la cyclophotocoagulation transsclérale au laser YAG n'avait pas d'effets histologiques; tandis que sur des lapins pigmentés, pour lesquels la pigmentation du stroma et de l'épithélium des corps ciliaires est importante, ils obtenaient avec la même opération une destruction massive des corps ciliaires.

Coleman *et al.* {32} montrent à leur tour que des yeux humains d'autopsie issus de personnes noires nécessitent moins d'énergie pour créer des lésions similaires que sur des yeux issus de personnes blanches. Ceci étant lié à priori au fait que respectivement, les premiers auraient plus de mélanine dans l'uvée permettant une meilleure absorption de l'énergie laser.

Concernant l'œil de l'individu traité, d'autres variables peuvent influencer la cyclophotocoagulation comme : la finesse de la sclère, la circulation sanguine de l'uvée, et la pression intraoculaire avant l'opération.

D'autre part, il existe des variables inhérentes au traitement lui même incluant : la puissance d'impulsion, la durée de l'impulsion et la longueur d'onde du laser utilisé comme nous avons pu le voir.

De plus, s'appliquant à la cyclocoagulation en contact scléral, Rol *et al.* {91} ont noté que deux facteurs influencent la transparence de la sclère et donc la quantité d'énergie atteignant les corps ciliaires, il s'agit de : la pression que la sonde exerce sur l'œil et la durée de cette pression sur l'œil.

Dans ce sens, Echelman *et al.* {32} ont testé différentes techniques et comparent :

la sonde usuelle; cette même sonde adjointe à une lentille guide permettant le contrôle de la pression exercée sur l'œil, l'angle et la position du faisceau et enfin, une sonde manuelle spéciale permettant le contrôle de la pression exercée sur la sclère.

Ils rendent compte des variations importantes de taille et de sévérité des lésions pour un même traitement. C'est l'utilisation conjointe de la sonde de contact habituelle avec la lentille guide qui permet le meilleur contrôle de cette variable {86}.

Frankhauser *et al.* {36} remarquent également l'inégalité des effets d'un même traitement et font l'expérience d'utiliser une sonde associée à un dispositif de contrôle de la pression sur l'œil traité. Cependant, ils constatent des variations dans les effets de la cyclophotocoagulation malgré l'utilisation de cet appareil. Ceci suggère que d'autres facteurs encore n'ont pas été correctement maîtrisés. Ce dispositif représente néanmoins une avancée technique non négligeable qui permettra tant aux novices qu'aux opérateurs expérimentés d'adhérer à un protocole dont les paramètres sont quantifiés et reproductibles et de mieux comprendre la relation existant entre la quantité d'énergie utilisée et la baisse de la pression intraoculaire obtenue par cyclocoagulation en contact scléral {36}.

Enfin nous rappellerons que techniquement, la cyclophotocoagulation peut s'effectuer sans contact scléral et ce par la libération du faisceau laser par le biais d'un ophtalmoscope. La même opération effectuée avec contact scléral est réalisée par libération du faisceau laser à partir d'une sonde spécifique. Nous avons vu les avantages que la technique par contact offrait en diminuant la quantité d'énergie totale délivrée à l'œil traité. Cependant, ce système présente quelques désavantages, la pression appliquée sur l'œil peut influencer le pourcentage de transmission d'énergie à travers la sclère; la position précise et l'orientation du faisceau laser est d'autre part moins bien contrôlée avec une fibre manuelle qu'avec une lampe à fente {32}.

g) Hypothèses émises sur le mécanisme de diminution de pression intraoculaire

De nombreux mécanismes peuvent être à l'origine de la diminution de la pression intraoculaire faisant suite à la cyclophotocoagulation. Par exemple, certains ont émis l'hypothèse que l'uvéite induite par le traitement laser est à l'origine de la réduction de production d'humeur aqueuse. D'autres pensent que la libération de prostaglandines secondaire au traumatisme crée par cette opération pourrait augmenter le flux uvéoscléral.

Toutefois, les études supportant la théorie inflammatoire manquent de suivi au long terme. De plus Blasini *et al.* {9} ne notent pas de réponse inflammatoire significative dans les 24-72 heures suivant le traitement, ceci en relation directe avec les injections subconjonctivales de stéroïdes. Cependant, ce type de traitement post-opératoire intervient dans tous les protocoles de cyclophotocoagulation afin de minimiser les complications liées à l'inflammation oculaire {19}.

Une autre hypothèse concerne les dommages infligés au système vasculaire des corps ciliaires pouvant entraîner une diminution de la production d'humeur aqueuse secondaire à l'ischémie ainsi créée {19}. Néanmoins, Blasini *et al.* {19} dans le cadre de leur étude n'observent pas de traumatisme ni d'hémorragie du muscle ciliaire, ceci suggérant des dommages minimes du système vasculaire ciliaire.

Un troisième mécanisme intéresse les dommages infligés à l'épithélium ciliaire. C'est cette dernière théorie que soutient l'étude de Blasini *et al.* ainsi que nombreuses autres études histologiques montrant la séparation de l'épithélium du stroma sous jacent occasionnée par l'opération laser. Le postulat émis est que l'énergie laser serait absorbée par la couche pigmentée de l'épithélium produisant la chaleur nécessaire au décollement des couches épithéliales pigmentées et non pigmentées et créant la séparation d'avec les tissus sous jaccents {19}.

h) Comparaison des effets cyclocryocoagulation /cyclophotocoagulation

L'électrodiathermie fut la première technique utilisée pour la destruction des corps ciliaires à travers la sclère. Elle fut évitée après démonstration des complications importantes qu'elle entraînait sur le moyen et long terme, et l'échec de cette méthode à maintenir une PIO en deçà des 25 mmHg {72}.

Cette technique fut remplacée par la cyclocryochirurgie, qui représente à ce jour la procédure mise en œuvre le plus communément lorsqu'une cyclodestruction est nécessaire {1}.

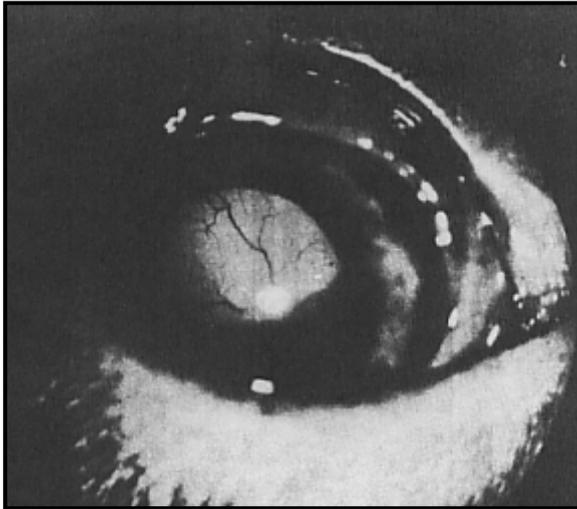
Néanmoins les complications chirurgicales réversibles ou non reportées pour une telle opération sont :

- une hypertension sévère s'accompagnant d'une réponse inflammatoire exsudative,
- des effusions choroïdiennes,
- des détachements de rétine (64% d'après {114}),
- une douleur post-opératoire considérable,
- phthisis bulbi,
- une hypotonie oculaire {1,48,96,114}.

Il semblerait de plus que l'œil canin soit plus réactifs aux effets adverses de la cryochirurgie que les yeux de primates, d'humains et lapins {93}. Il apparaît que la forte incidence d'effusions choroïdiennes et

détachements de rétine soit uniquement spécifique au chien. Enfin, tout patient canin traité par cette méthode montre une très forte douleur suite à l'opération {114}.

Photographie 24 : Vue d'un œil une semaine après cyclocryocoagulation. D'après {114}



Oeil d'un chien une semaine après traitement par cyclocryochirurgie montrant un détachement de rétine complet. La rétine est poussée en avant et se trouve immédiatement derrière le cristallin.

Selon les publications, la comparaison des deux techniques et surtout de leurs effets et complications diffère.

Pour certains, la technique laser présente des avantages évidents : ainsi, il semblerait que la réponse inflammatoire liée au traitement laser soit minimale, et la douleur post- opératoire d'une durée moindre et moins pénible{49}. Même pour des expériences utilisant une quantité d'énergie importante et induisant une forte nécrose des corps ciliaires, il a été remarqué un degré d'inconfort seulement modéré {72,74} .

Des études ont démontré que le risque de phthisis associé à la cryochirurgie est diminué avec la technique laser parce que cette dernière permettrait une dosimétrie plus précise et une meilleure répétitivité de traitement {12}.

D'autres affirment que le laser offre l'avantage de focaliser la destruction thermique sur les corps ciliaires {96}.

Pour Rosenberg *et al.* {92} ces deux modalités d'opération permettent une diminution notable de la PIO sans supériorité d'une technique sur l'autre. Ils observent notamment les mêmes altérations physiologiques de la barrière hémato-aqueuse et les mêmes effets histopathologiques sur l'épithélium des corps ciliaires {92}.

Toutefois, si aujourd'hui la cryochirurgie reste la méthode de cyclodestruction la plus usitée; il semble que le traitement laser devienne

plus avantageux tant dans sa mise en œuvre que dans ses effets et soit apte à supplanter cette dernière.

En effet, les études rapportant une douleur post-opératoire importante, des détachements de rétine, une élévation notable de la PIO en période post-opératoire et un taux important de perte de vision suite à une cyclocryochirurgie ont motivé le développement de la technique de PCTS .

Ces résultats ajoutés à l'apparition sur le marché d'un nouveau laser dont les caractéristiques semblent annoncer une PCTS utilisant une énergie encore diminuée laissent penser que ce traitement possède un réel avenir en ophtalmologie canine pour les glaucomes ne répondant pas à la médication et aux techniques de filtration.

5) La technique de PCTS au laser diode

a) Introduction

Nous avons vu précédemment que la cyclophotocoagulation pouvait offrir de nombreux avantages en comparaison à la cyclocryocoagulation et notamment : causer moins d'inflammation et de dommages tissulaires collatéraux. En effet, la propriété inhérente à l'utilisation du laser consiste à cibler la source d'énergie sur les corps ciliaires et limiter la destruction des tissus avoisinant le tissu cible.

La cyclophotocoagulation a fait ses preuves en tant que traitement pour contrôler la PIO et notamment chez des personnes souffrant de glaucome réfractaire {2,71,72,74,96}.

De façon similaire les études concernant l'utilisation d'un laser YAG sur des yeux de chiens atteints de glaucome ont montré son efficacité dans le contrôle de la PIO {12,35,72,74,92,96,99}.

Cependant, le coût d'un tel appareil, son poids et sa taille font que peu de cliniques vétérinaires ont les moyens financiers de l'acquérir {51,52,112}.

C'est avec l'arrivée récente sur le marché du laser diode(cf. annexes 1 et 2), portatif et relativement moins onéreux, que la technique de cyclophotocoagulation laser s'est réellement développée en tant que traitement du glaucome canin. Les deux lasers Nd : YAG et diode produisent le même effet de nécrose des corps ciliaires par effet thermique {112}.

Cependant le laser diode comme nous l'avons présenté ci-avant, émet à une longueur d'onde de 780 à 850 nm.

b) technique

Différentes méthodes ont été testées ayant pour but la nécrose des corps ciliaires associée à un minimum de complication.

La technique opératoire varie peu de celle utilisée avec le laser YAG, on pourra toutefois noter que le seul protocole présenté mettait en œuvre la méthode par contact scléral.

Le laser diode dans cette application est muni d'une sonde spécifique (cf. annexe 6). Les publications d'ophtalmologie humaine présentent également la technique de cyclophotocoagulation au laser diode par la technique sans contact, utilisant cette fois un système d'émission du faisceau par lampe à fente et microscope opératoire ou par un ophtalmoscope indirect (cf. respectivement annexe 1 et 5) {51}.

La quantité d'énergie (soit la puissance et la durée de l'impulsion laser) transmise à l'œil traité varie selon les études; ceci prouvant qu'une des inconnues de ce traitement réside encore en cette variable.

Globalement toutes les techniques combinent de 25 {49} à 40 {24} sites d'emplacement des tirs laser avec une répartition à égale distance dorsalement et ventralement. Les positions de 3h et 9h ne sont pas traitées afin de ne pas coaguler l'artère ciliaire postérieure. La zone pigmentée et hautement vascularisée de la conjonctive bulbaire est également évitée.

La distance d'application du faisceau par rapport au limbe reste similaire : environ 3 mm.

Photographie 25 : Vue de l'opération par contact scléral. D'après {12}



On observe le bout de la sonde laser placé directement sur la sclère à 1.5 mm en arrière du limbe en ophtalmologie humaine.

Durant l'opération, des « pops » peuvent parfois être entendus. Ils signifient que la température tissulaire excède 100°C, signe d'atteinte du seuil de vaporisation.

Dans chaque étude publiée sur cette technique en ophtalmologie vétérinaire on note que 20% de pops environs sont audibles sur une totalité d'environ 30 tirs laser. Nous reviendrons sur ces « pops » dans le chapitre suivant {24,49,71}.

c) Quantité d'énergie utilisée

Comme nous l'avons vu cette variable est primordiale pour les suites opératoires.

Les dernières études recherchent encore la meilleure mise au point du laser sur ce réglage.

L'utilisation du laser diode est une opportunité pour ce traitement. En effet, la transmission de la longueur d'onde à 810nm à travers la sclère est excellente. Elle est d'autre part deux fois mieux absorbée par la mélanine que celle du laser YAG ; ce qui implique une meilleure transmission d'énergie à l'épithélium ciliaire pigmenté {112}, mais également un effet de la pigmentation plus important {112}.

Ceci en combinaison avec : différents systèmes d'émission (contact/sans contact), quantité d'énergie appliquée, densité de puissance, temps d'émission, pression exercée sur la sclère, distance et localisation de l'application, peut être à l'origine d'effets cyclodestructifs différents entre le laser diode et le laser YAG.

Ainsi, en 1997 Nadelstein *et al.* {71} publient pour la première fois les essais de cyclophotocoagulation au laser diode chez le chien et utilisent une puissance et durée d'impulsion significativement différente de celles mises en œuvre avec le laser YAG : respectivement 1.5 W et 1.5 secondes. La quantité d'énergie résultante est réduite à 2.25J par spot et à 78.75 J en totalité par œil traité. La dernière étude concernant cette même opération au laser YAG faisait part d'une énergie totale de 125J par œil.

La différence de traitement par le laser diode réside dans l'abaissement de la puissance de l'impulsion et l'augmentation de sa durée. En effet, la durée d'impulsion avec le laser YAG pour cette même opération est de 600 ms, elle augmente à 1.5 secondes avec le laser diode. Ceci aurait pour but l'obtention d'un impact réel sur les corps ciliaires sans endommager les structures adjacentes .

Pour le réglage de 1.5 W et 1.5 secondes par impulsion, une baisse effective de la PIO durant un suivi post-opératoire d'un mois fut obtenu. Histologiquement, une atrophie complète des processus ciliaires en étroite proximité avec les sites d'application laser fut notée.

Cook *et al.* {24} publient leur expérience au laser diode, utilisant une puissance d'impulsion comprise entre 1.2 et 2 W et une durée de 1.5 seconde; soit, une énergie totale de 85 J par œil traité.

Les derniers essais cliniques par Hardman et Stanley en 2001 {49} ont consisté à tester les effets obtenus si la quantité d'énergie totale par œil est augmentée.

Des chiens atteints de glaucome primaire sont traités avec la même technique que celle relatée jusqu'alors, avec des caractéristiques d'impulsions laser de 1W et 5 secondes soit une quantité d'énergie totale par œil de 125 J.

Toutefois, si la quantité d'énergie totale est augmentée, la puissance par impulsion est, elle, réduite à 1 W en comparaison aux 1.5 W utilisés auparavant. C'est la durée de l'impulsion, passant de 1.5 secondes à 5 secondes qui permet d'augmenter la valeur énergétique de l'impulsion. Ce traitement eu un succès concernant la baisse de la PIO et la conservation de la vision comparable aux précédant traitements utilisant le laser diode {24,49,71}.

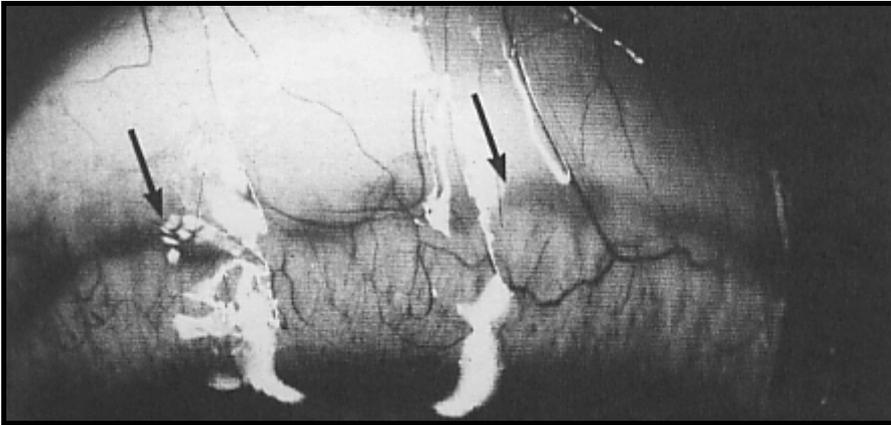
Nous avons vu que l'objectif du traitement laser est de maximiser les effets thermiques tout en s'approchant du seuil pour lequel la vaporisation tissulaire est obtenue. Cette valeur énergétique de seuil est atteinte lorsqu'un « pop » se fait entendre, la fréquence des pops durant les différents traitements s'est élevée à environ 20%. Ce pourcentage dépendant en fait de la pigmentation, du placement de la sonde laser et de la pression exercée avec celle-ci.

Les différentes études suggèrent que ces 20% de « pops » assurent le chirurgien d'une cyclophotocoagulation effective.

Il est intéressant de noter que si par exemple la sonde laser ne fonctionne pas correctement, ces « pops » ne sont pas entendus de façon régulière et l'énergie délivrée serait alors plus faible que l'énergie mise au point avant l'opération.

Une autre situation existe pour laquelle la fréquence des « pops » n'est pas régulière et plus faible, il s'agit d'un mauvais positionnement de la sonde, ceci ayant pour conséquence la libération d'une plus faible quantité d'énergie au tissu cible. Ainsi, lors de tout traitement laser on prêtera attention à ces « pops » et l'on s'assurera de leur régularité et leur fréquence.

Photographie 26 : vue post-opératoire d'un œil de chien. D'après {42}

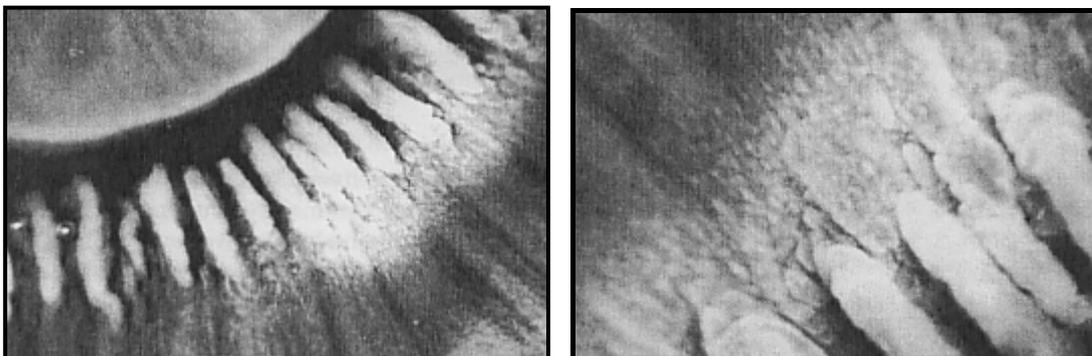


Multiples sites de photocoagulation au laser diode sur un œil de chien (flèches). La cyclophotocoagulation par contact scléral du laser diode a été effectuée à 1.2 W par site durant 1.2 s. 35 sites (20 dorsaux et 15 ventraux) ont été traités pour un total de 50J par œil.

d) Effets cliniques

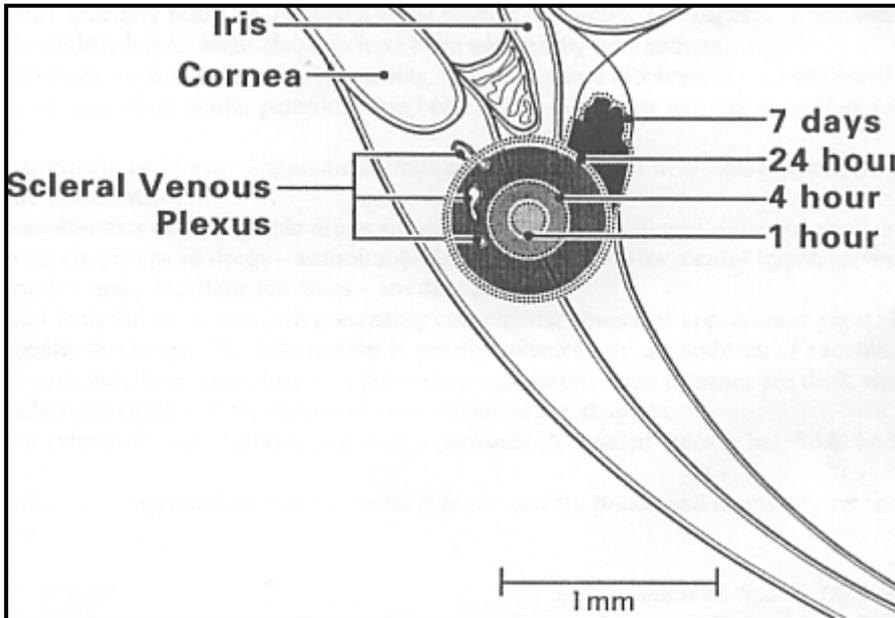
Les effets histologiques sont similaires à ceux notés dans le traitement au laser YAG : un blanchiment, un rétrécissement et une contraction des corps ciliaires aboutissant à l'atrophie de ceux-ci aux points de tirs laser.

Photographies 27 et 28 : aspect des procès ciliaires suite au traitement. D'après {51}



Photographies de procès ciliaires après photocoagulation au laser diode en ophtalmologie humaine. On observe le blanchiment et la contraction des tissus lésés.

Figure 18 : Schématisation des sites touchés histologiquement par le traitement au laser diode. D'après {71}



Légende :

Iris=iris,

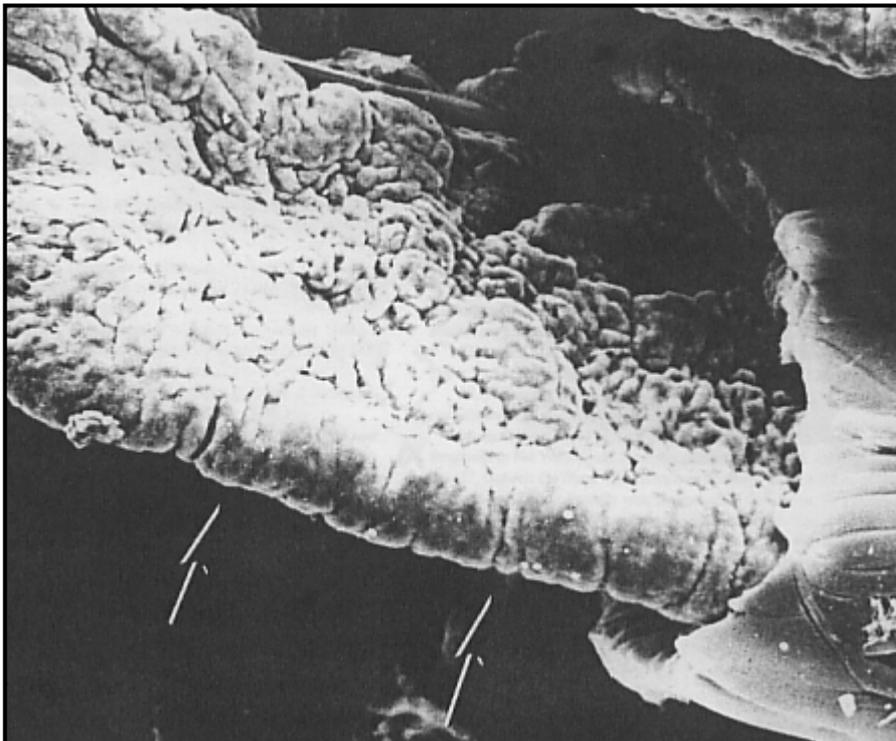
cornea=cornée

scleral venous plexus= plexus veineux scléral,

day=jour,

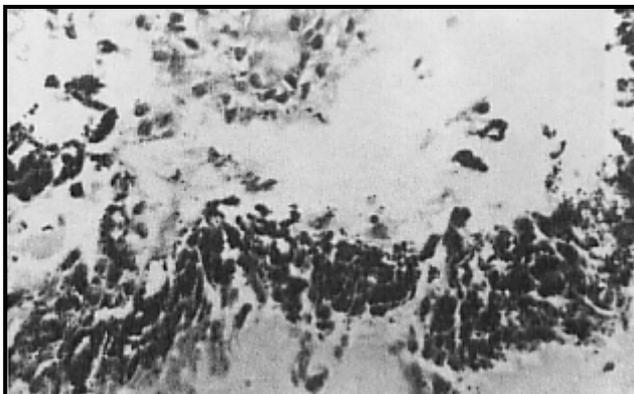
hour=heure.

Photographie 29 : Image au microscope électronique à balayage des corps ciliaires 28 jours après l'opération. D'après {71}



Procès ciliaires au 28^{ème} jour après photocoagulation au laser diode. La zone dénudée du bout du procè (flèches) est interprétée comme une perte d'épithélium ciliaire liée à la nécrose de coagulation.

Photographie 30 : effets histologiques de la cyclophotocoagulation au laser diode. D'après {1}



On observe : une large cavité entourée de pigments dispersés et la nécrose de coagulation de l'épithélium ciliaire et du stroma.

- Le contrôle de la pression intraoculaire (PIO).

Le but clinique de l'opération laser dans le cadre du glaucome est de réduire la PIO afin de : diminuer la douleur associée, prévenir des complications liées à la buphtalmie et de préserver la vision lorsque un œil est potentiellement visuel.

Le contrôle de la PIO varie selon les expériences. La limite définissant un résultat d'opération correcte varie entre 15 et 30 mmHg. Dans l'idéal la valeur limite devrait être fixée au moins à 20mm Hg voire 15, la conclusion sur les différentes études est donc assez délicate à effectuer. D'autre part, il est important de prendre en compte le suivi post-opératoire et la façon dont celui-ci a été effectué. L'idéal serait un suivi le plus long possible de 6 mois à 1 an de tous les patients traités initialement. Les dernières études rapportent un suivi post opératoire d'un an en général {24,49,78}, cependant, il est impossible de pouvoir suivre la totalité des patients sur un temps aussi conséquent.

Il semble que la quantité d'énergie optimale de traitement soit de 125J par œil ceci prenant en considération le réglage de puissance minimale : 1W associé à un temps d'application maximal : 5sec. Un abaissement de la PIO sous la limite de 25 mmHg est obtenu à 92% {49}. Les autres études concernant le laser diode avaient obtenu jusqu'alors 65% de réussite pour ce critère {24,71}.

Le maintien de la PIO < 25 mmHg au terme des 12 mois de suivi s'élève à 82% pour cette quantité d'énergie totale de 125J, et à 58% pour les autres études utilisant 78.75 et 85 J {24,71}.

Cependant, dans chaque recherche, il est à noter l'élévation transitoire de la PIO en période post-opératoire immédiate et l'on note entre 50 et 60% des cas sujets à cette complication (moins de 50% si la cyclophotocoagulation est associée à une gonioimplantation {7}).

Cette élévation transitoire est traitée de façon intensive par un traitement médical topique et général qui en permet un contrôle global. Pour conserver le potentiel visuel d'un œil traité par ce type d'opération, il est impératif de supprimer les pics de pression faisant suite au traitement et persistant de 24 à 48 heures.

Ainsi l'attention des ophtalmologistes s'est concentrée sur ce point et la méthode a évolué en proposant des techniques additionnelles, une paracentèse de la chambre antérieure peut être associée à la cyclophotocoagulation {24,49} et dernièrement a été proposée l'association : cyclophotocoagulation et gonioimplantation {7}.

Pour des yeux atteints de glaucome et souffrant déjà de dommages rétiniens irréversibles et/ou de dommages du nerf optique, le seul objectif du traitement comme nous l'avons vu réside dans l'abaissement de la PIO afin d'en éviter l'inconfort et les complications liées à l'élargissement constant du globe oculaire (buphtalmie).

Dans ce but, la cyclophotocoagulation au laser diode permet de conserver une esthétique acceptable de l'œil sans douleur et sans médication continue dans la 92% des cas {49}.

Cependant, si le globe présente déjà une buphtalmie, la cyclophotocoagulation ne peut en traiter les complications associées. De plus, l'amincissement de la sclère associé à la buphtalmie peut entraîner une sclérostomie durant les tirs laser et en conséquence une hypotonie. Dans ce rare cas, l'énucléation suivie d'une prothèse intraoculaire est recommandée.

- La préservation de la vision

La capacité à préserver la vision lorsqu'elle est toujours présente est peut-être un avantage du traitement au laser diode sur la cyclocryothérapie. La cyclocryothérapie est de moins en moins utilisée sur des yeux encore visuels car souvent suivie d'une élévation importante de la PIO sur une période post opératoire prolongée.

D'après Cook *et al.* {24}, 53% d'yeux potentiellement visuels le restent au terme d'un an de suivi (chaque œil ayant reçu une quantité d'énergie avoisinant les 85 J lors du traitement). Hardman et Stanley {49} observent un pourcentage d'environ 50% d'yeux potentiellement visuels regagnant la vision en post traitement sur un suivi de 6 mois. Cependant ce pourcentage chute à 22-25% au terme de 12 mois de suivi (le protocole suivi comprend des tirs laser de 1W et 5s soit 125 J au total par œil traité).

Les difficultés à contrôler la PIO dans les premières 24-48 h suivant le traitement sont la raison pour laquelle les pourcentages n'atteignent que 50% de succès. D'après Bentley *et al.* {7} une élévation transitoire ou épisodique de la PIO serait à l'origine de plus de dommages sur le nerf optique qu'une élévation soutenue et continue. Une hypertension brusque cause une déformation plus importante de la lamina cribrosa et en conséquence plus de dommage au nerf optique tant pour la conduction axonale que pour la vascularisation. D'autre part les neurotoxines émises par le tissu rétinien en souffrance durant la période de pression intraoculaire excessive continuent d'agir sur la rétine tandis que la PIO est diminuée. Ceci pourrait expliquer une perte de vision progressive. Enfin une diminution trop brusque de la PIO peut également être à l'origine d'une perte de vision par décollement de rétine, œdème de la rétine ou une hémorragie de la choroïde. A ce propos, Cook *et al.* {24} présentent différents mécanismes comme potentielle cause des pics de pression faisant suite au traitement :

une atteinte de la barrière hémato-aqueuse entraînant un passage de protéines et cellules dans l'humeur aqueuse à l'origine d'une obstruction transitoire de la voie d'écoulement

et/ou une exsudation du réseau trabéculaire et du plexus veineux scléral faisant suite au traitement.

La mesure de la PIO est le critère de réussite le plus usité pour ce type de traitement, mais elle ne devrait pas être la seule méthode compte tenu du fait que la mort des cellules nerveuses rétiniennes et du nerf optique peut être liée à d'autres mécanismes. Pour la préservation de la vision, la méthode par laquelle la PIO finale est obtenue est aussi importante que le degré de contrôle de la PIO. Ainsi, Bentley *et al.* {7} publient leur expérience combinant cyclophotocoagulation et gonioimplantation. La PIO y semble moins bien contrôlée (7 yeux sur 12 traités conservant une $PIO > 25$ mmHg dans les 24 à 48 h suivant le traitement) ; mais un taux de 75% d'yeux potentiellement visuels ont conservé la vue suite à l'opération. Le traitement devrait donc être reconsidéré pour les rares cas où les yeux atteints de glaucome ne sont pas encore aveugles.

e) Complications

Le taux de complications suivant la cycloablation au laser diode semble beaucoup plus faible qu'après le même traitement au laser YAG {7,49}. Après la PCTS au laser diode, l'inflammation est considérablement réduite par rapport à toute autre méthode de cycloablation. L'inflammation de la chambre antérieure, l'hyphéma et l'hyperhémie épisclérale sont modérés à faibles. Le chémosis des conjonctives est minimal ce qui contraste avec les résultats obtenus après la cyclocryocoagulation pour laquelle ce dernier est sévère {49,114}. La faible réponse inflammatoire faisant suite au traitement au laser diode

apparaît comme une raison importante dans la constatation d'un confort post-opératoire amélioré.

Il semble d'après Nadelstein *et al.* {71} que l'utilisation de tirs laser de faible puissance associés à un temps d'émission prolongé permettent l'obtention de résultats cliniques et histologiques similaires à ceux utilisant des puissances plus importantes et des temps d'application réduits. Ceci permettrait de plus une réduction significative des complications.

Les complications suivant l'intervention au laser diode sont similaires à celles suivant le laser YAG, ce sont les taux de chacune d'entre elles qui diffèrent. Ainsi Hardman et Stanley {49} utilisent des tirs laser d'une puissance de 3-4 J et constatent : des ulcères cornéens (5%); hyphéma et dyscorie (plus de 30%), phthisis bulbi et cataracte secondaire (3%).

En comparaison, Nassis *et al.* {74} pour le laser YAG ont observé un taux de cataracte secondaire de 37%, un hyphéma dans 16% des cas (résolu sans complications), et un phthisis bulbi (2%).

Nadelstein *et al.* {71} pour des tirs au laser diode de 2.25J ne constatent aucune complication significative, seuls la présence de fibrine dans la chambre antérieure et un hyphéma dans 4 cas sur 10 seront notés.

❖ La formation de cataracte

On pourra noter une différence significative selon les études et donc les protocoles utilisés :

Ainsi, Cook *et al.* {24} avec une faible énergie totale (de l'ordre de 85J par œil) observent un taux de cataracte secondaire à 6%, ceci avec un suivi post-opératoire s'étendant sur 6 à 12 mois. Hardman et Stanley {49} utilisent 125 J par œil et constatent un taux de cataracte atteignant 25%. En comparaison, les résultats de la technique au laser YAG attestent de taux plus importants : 37% pour des yeux atteints de glaucome et 75% pour des yeux sains {96}.

On pourrait imaginer que la formation de cataracte faisant suite au traitement est directement liée à la quantité d'énergie utilisée; cependant, pour ce type de longueur d'onde, une infime partie devrait être absorbée par le cristallin {74}. Il est également possible qu'un fort taux d'uvéites fasse suite à un traitement utilisant une importante quantité d'énergie, de cette uvéite résulterait la formation d'une cataracte secondaire {49}.

Toutefois, le traitement du glaucome par diminution de la production d'humeur aqueuse compromet, comme nous l'avons vu, sa fonction normale au sein de l'œil. Ainsi la perturbation de l'homéostasie des structures oculaires par ce traitement pourrait être la cause de la formation de cataracte.

Cook *et al.* {24} suggèrent enfin que l'opacité du cristallin pourrait être une séquelle de l'élévation de la PIO et/ou de l'inflammation associée, plus que l'effet du traitement laser directement. Ceci est soutenu par le

manque d'implication du cortex du cristallin équatorial dans la cataracte débutante. En effet, si la cataracte secondaire était directement liée au traitement laser, elle devrait se développer dans la zone équatoriale du cristallin où l'énergie laser est la plus forte au moment du traitement. Toutefois, cette zone du cortex est difficile à examiner sur des yeux non traités puisque la mydriase est contre-indiquée chez ces animaux. Le développement de cataracte ne fut en aucun cas la cause de perte de vision pour aucun œil potentiellement visuel {49}.

❖ Ulcères cornéens

Il semble que pour ce type de complication, plus le niveau d'énergie utilisé est important, plus le taux d'ulcères de la cornée est conséquent. Cook *et al.* {24} présentent le protocole utilisant la plus faible quantité d'énergie et rapportent un taux de 5% de kératites et ulcères cornéens; Hardman et Stanley {49} utilisant une quantité d'énergie plus importante notent 3 cas d'ulcères et 3 cas de kératites sur 11 non traités par tarsorrhaphie temporaire. Cependant, si la corrélation entre la quantité d'énergie utilisée et l'atteinte cornéenne était directe et sans autre facteur intervenant, l'on devrait constater des taux de complications cornéennes plus élevés avec le laser YAG.

Les complications concernant la cornée semblent être associées à une lagophtalmie. Cette dernière pourrait être le résultat d'une sensibilité cornéenne réduite du fait d'un endommagement transitoire d'une partie du nerf trijumeau résultant de l'élévation de la PIO ou du positionnement de la sonde laser durant le traitement. Hardman et Stanley {49} ont inclus dans leur traitement post-opératoire la mise en place d'une tarsorrhaphie partielle et temporaire, l'incidence sur les dommages cornéens a été fortement bénéfique {49}. Cette tarsorrhaphie partielle permet tout au long du suivi post-opératoire la mesure de la PIO. L'utilisation de lubrifiants oculaires pourrait également diminuer l'incidence des ulcères cornéens mais la contrainte associée est une très grande fréquence d'application du topique.

❖ Uvéites et hyphéma

Il n'y eu dans aucune des études un hyphéma ou un phtisis bulbi reportés en période post-opératoire. Hardman et Stanley {49} constatent un hyphéma modéré dans environ 17% des cas, résolu sans complication en 2 à 3 jours. Une uvéite sévère est apparue dans environ 2% des cas ce qui représente un échec du traitement laser. Nadelstein *et al.* {71} n'ont constaté que 4 cas sur 10 atteints d'un faible hyphéma et résolu rapidement. Nous avons vu que durant le traitement les

positions de 3 h et 9h furent évitées afin d'éviter la coagulation des artères ciliaires. Aucune complication, comme le phtisis bulbi ne fut observée comme pouvant être liée à un dommage de ces artères.

L'inflammation de l'humeur aqueuse est la première complication visible en post-opératoire suite au traitement laser. Ce sont les dommages créés à la barrière hémato-aqueuse qui sont à l'origine de cette inflammation importante, ceci étant directement lié aux effets vasculaires du traitement laser entraînant une congestion et une nécrose de la paroi vasculaire.

f) Cas d'un traitement de glaucome secondaire à l'extraction de cristallin par la technique de PCTS au laser diode

Le but de la recherche d'O'Reilly, Hardman et Stanley {78} était de tester la PCTS dans le traitement du glaucome secondaire se développant suite à l'extraction capsulaire du cristallin luxé.

L'extraction précoce du cristallin luxé ou sub-luxé offre le meilleur pronostic dans ce type de glaucome. Cependant, même si cette condition est réalisée, il est fréquent qu'un glaucome secondaire se développe. Il s'agit avec le décollement de rétine des deux causes d'échec de cette opération.

Ce type de glaucome dit « malin » est causé communément par occlusion pupillaire, c'est à dire par fermeture de l'angle iridocornéen et de la fente ciliaire par des membranes fibrovasculaires ou synéchies péri-iriennes.

Le développement de ce glaucome peut-être aigu, normal ou chronique, mais l'occlusion pupillaire tend à apparaître très tôt en période post-opératoire et est habituellement associé à un iris bombé.

Nous avons vu que pour le glaucome primaire la PCTS au laser diode est effective en ce qui concerne la baisse de la PIO et le contrôle de la PIO, et dans environ 50% des cas pour la préservation de la vision.

En utilisant la méthode précédemment décrite, les résultats diffèrent de ceux obtenus pour le glaucome primaire :

Pour le glaucome primaire, 92% des cas ont une PIO normale après 6 mois; ici seulement 75% des cas ont une PIO normale 1 mois après l'opération. Ce pourcentage va décliner fortement au cours du suivi post-opératoire. En effet seulement 47.3 % des cas à 6 mois et plus que 10% à 24 mois auront une PIO contrôlée.

D'autre part, il est intéressant de noter l'influence de la position du cristallin : tous les chiens dont le cristallin était totalement luxé ont vu leur opération échouer tant pour la préservation de la vision que pour le

contrôle de la PIO, en revanche ceux dont le cristallin était seulement sub-luxé furent à l'origine d'une réussite opératoire.

Il faut également noter que, dans ce cas précis, les chiens subissant la PCTS ont déjà subi une opération intraoculaire non sans conséquences : une uvéite pré-existante et l'oblitération de l'angle irido-cornéen à l'origine d'une mauvaise position des corps ciliaires et donc une position de la sonde laser sûrement inadaptée. D'autre part les rapports anatomiques limbe-corps ciliaires ayant également changé, on risque alors avec le laser la destruction de tissus non cibles.

Ici, la PCTS est un moyen de contrôler la PIO pour une courte durée : entre 1 et 3 mois. Cependant, on note très vite une récurrence du glaucome. En conséquence, il semble nécessaire, après toutes les remarques effectuées, d'adapter la méthode à chaque type de glaucome.

6) Comparaison du traitement au laser Nd : YAG et au laser diode

L'énergie laser du laser diode transmise aux corps ciliaires produit des effets cliniques et histologiques similaires à ceux décrits pour tous les autres lasers {1,11,88}. Cependant, ces effets furent produits par des impulsions de caractéristiques énergétiques différentes de celles mise en œuvre avec un laser Nd : YAG et ceci aurait pour résultat clinique une diminution des complications.

La capacité de ce laser à détruire les corps ciliaires à plus faible énergie a également été retrouvée dans les recherches en ophtalmologie humaine {37,51,50,112}.

La différence de longueur d'onde caractéristique de chacun entraîne des différences physiques : le laser YAG serait transmis 1.5 fois mieux que le diode à travers la sclère {37,88}.

Cependant, la pénétration tissulaire du laser diode s'avère 1.3 fois plus importante que celle du YAG ; ceci permettant un accès facilité aux structures profondes des corps ciliaires {37,88}.

L'absorption par les pigments mélaniques dépend également de la longueur d'onde. L'énergie du laser diode est deux à trois fois plus efficace pour ce paramètre que le laser YAG; ceci résulterait en une meilleure absorption énergétique par l'épithélium pigmenté et une réduction de la pénétration énergétique dans le stroma ciliaire {37,88}.

En se basant sur ces considérations physiques, l'on pourrait penser que le laser diode est deux fois plus efficace pour cette opération que le laser YAG et que la quantité d'énergie utilisée peut ainsi être divisée par deux. Cependant, les différentes expériences montrent une réduction énergétique de l'ordre de seulement 25%.

La différence entre l'efficacité effective et théorique du laser diode serait expliquée par l'importance du phénomène de dispersion lumineuse {37}. Cet effet pourrait annuler la supériorité du diode pour sa caractéristique d'absorption mélanique dès lors qu'il diminue l'irradiation axiale tout en augmentant le nombre de structures pigmentées touchées par l'énergie laser. Ainsi, comme nous le verrons, d'après Simmons *et al.*, il se peut que le laser diode soit finalement plus apte à toucher le muscle et stroma ciliaire que l'épithélium pigmenté.

De plus, la dispersion peut être à l'origine d'une élévation de la température de la sclère, qui n'existe pas avec le laser YAG et y augmenter le risque de dommages.

L'effet de pigmentation constitue une variable importante des résultats obtenus avec le laser diode selon Quinn *et al.* {88}. D'autres études sont nécessaires sur ce sujet afin d'ajuster les niveaux énergétiques nécessaires à chaque intensité de pigmentation. On prendrait le risque avec des réglages « standards » de délivrer trop d'énergie à un œil fortement pigmenté, et ne pas obtenir de résultats sur un œil peu pigmenté.

D'autres considérations pourraient encore être prises en compte comme le taux d'absorption lumineuse de l'hémoglobine oxygénée pour ces lasers et l'effet résultant de transmission de chaleur aux structures oculaires {88}.

En effet, l'œil constitue un tissu incident très hétérogène, des caractéristiques comme le degré de pigmentation, la présence de vaisseaux sanguins et d'organelles tissulaires peuvent produire des variations régionales pour l'absorption et la dispersion de la lumière laser.

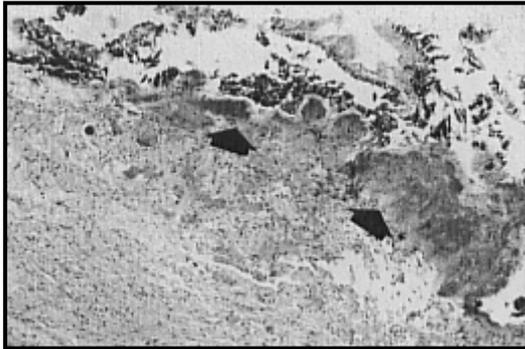
Malgré toutes ces observations, la plupart des études ayant pour but de comparer les effets sur les corps ciliaires de la PCTS des lasers diode et YAG rapportent une grande similitude entre les deux ; ceci sans prendre en compte les complications à long terme et notamment la cataracte comme nous avons pu l'étudier précédemment {1,37,88}.

Seuls Simmons *et al.* {103} publient une étude de comparaison très différente des autres : ils notent pour des réglages standards de chacun des lasers des effets histologiques différents. L'épithélium ciliaire serait d'avantage touché par le laser YAG tandis que le muscle et le stroma ciliaire seraient d'avantage touchés par le laser diode.

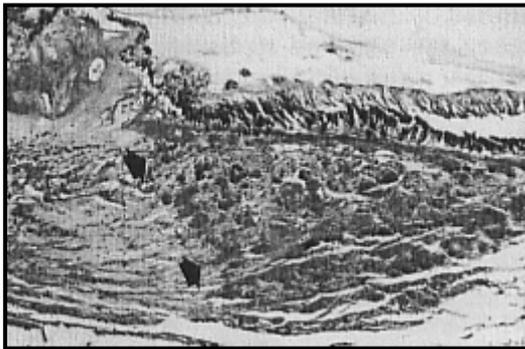
Il serait donc préférable selon eux d'utiliser le laser YAG pour la cyclophotocoagulation ; ceci à confronter à leurs réglages énergétiques standards des lasers induisant une énergie moins importante pour le diode; les sondes de chacun des laser et les manipulations effectuées

lors de l'expérience. D'autre part on ne sait pas si cliniquement ces différences histologiques influent sur la clinique.

Photographie 31 et 32 : comparaison des effets histologiques créés par les 2 types de laser. D'après Simmons et al. {103}



Lésion observée après traitement au laser Nd : YAG. On observe la désorganisation marquée de l'épithélium et la dispersion des pigments. Sous-jacent (flèches) se trouve le stroma présentant des zones de coagulation focales, le muscle ciliaire semble intact.



Lésion créée par photocoagulation au laser diode. L'épithélium pigmenté semble peu séparé de l'épithélium non pigmenté. Une nécrose de coagulation importante est visible au niveau du fin muscle ciliaire. La démarcation entre la zone traitée et la zone intacte est fortement visible (flèches).

Il est donc encore délicat à l'heure actuelle de comparer ces deux lasers et affirmer la supériorité de l'un pour la cyclophotocoagulation.

7) Conclusion

Au jour d'aujourd'hui, il semble que concernant les glaucomes primaires à angle fermé, le traitement chirurgical est de premier choix. Malheureusement jusqu'ici peu de techniques ont été développées et les traitements chirurgicaux se sont montrés efficaces uniquement dans une réduction temporaire de la PIO. L'arrivée des techniques laser est révolutionnaire dans le sens où, pour la première fois, un traitement chirurgical offre une baisse effective de la PIO sur un an de suivi et bientôt, avec plus d'expérience, une conservation de la vue. Cependant, la technique est encore peu répandue. Le prix d'un tel traitement est pour l'instant un obstacle à son expansion en ophtalmologie vétérinaire. La découverte du diode, portatif et à un coût inférieur à tout autre laser, offre un chance à la banalisation du

laser et notamment au traitement du glaucome à angle fermé, le plus répandu en médecine canine. Toutefois, des recherches sont encore nécessaires avant de pouvoir considérer la technique de PCTS comme entièrement reproductible. Actuellement, seule la cyclocrycoagulation est utilisée en routine. L'avenir ne réserve toujours pas de traitement curatif pour cette pathologie mais l'espoir réside dans un abaissement durable de la PIO et la préservation de la vue lorsqu'elle peut encore l'être ce qui reste une difficulté en ophtalmologie vétérinaire.

D) IRIDOTOMIE, CAPSULOTOMIE, SYNÉCHIOTOMIE

1) Introduction

Lorsque les lasers sont devenus accessibles à la médecine et plus particulièrement à l'ophtalmologie, très vite la technique d'iridotomie périphérique a été explorée. Les premières attentes portées sur le laser rubis pulsé furent abandonnées faute de résultats consistants et des complications engendrées {82,90,115}. L'expérience suivante au laser argon fut plus probante. La technique s'est affinée, notamment, des innovations telles que la lentille d'Abraham ont conduit à une grande popularité de l'iridotomie au laser à la fin des années 70. Au début des années 80 l'iridotomie au laser a remplacé peu à peu la technique d'iridectomie chirurgicale et devint le traitement de choix pour les patients humains souffrant de glaucome à angle fermé. Cependant, l'iridotomie au laser argon n'est pas réalisée sans difficultés pour certains patients et notamment les personnes aux yeux bleus présentant un manque de pigmentation {82}. La technique utilise en effet l'effet thermique du laser argon.

Le laser Nd : YAG devint accessible à la vente en 1982 aux Etats Unis. Dès lors, on découvre la fonction non thermique mais mécanique de ce laser et les possibilités qu'il offre pour l'opération d'iridotomie {82}. Ce laser permet de délivrer une quantité d'énergie importante sur une zone focalisée en une durée de l'ordre de la nano ou pico seconde.

A la fin des années 80, débutent les essais cliniques concernant l'iridotomie au laser YAG sur des iris de carnivores domestiques. Si la technique est particulièrement lourde, ces essais s'avèrent fructueux et l'on a envie à l'époque de croire en cette méthode comme éventuelle réponse thérapeutique au glaucome à angle fermé {4}.

Nous savons aujourd'hui qu'il est très délicat de réaliser sur des iris de carnivores domestiques des sites d'iridotomies viables à long terme.

Les essais sont toujours en cours, et l'on réserve cette technique à différents cas de glaucomes particuliers {15,19,70}. Cette opération est décrite et commune en ophtalmologie humaine, il n'existe toutefois pas

de parallèle en ophtalmologie canine et très peu d'études sont consacrées à ce sujet.

2) Indications

- ❖ Iris bombé
- ❖ Glaucome par séclusion pupillaire
- ❖ Glaucome malin

L'iris bombé ou le glaucome par séclusion pupillaire apparaissent lorsque l'iris, à ses marges pupillaires, adhère à la capsule antérieure ou postérieure ou à la membrane hyaloïdienne antérieure dans le cas d'un œil opéré de cataracte {115}. Ces adhésions (synéchies) sont à l'origine d'uvéites sévères d'étiologies variées.

Lorsque des synéchies sont formées sur la presque totalité ou la totalité de la périphérie pupillaire, une accumulation d'humeur aqueuse se produit dans la chambre postérieure. Cette quantité anormale de fluide dans la chambre postérieure est d'abord à l'origine d'une déformation de l'iris poussé vers l'avant : c'est l'iris bombé. Puis, cette avancée de l'iris conduit à une réduction de la profondeur de la chambre antérieure.

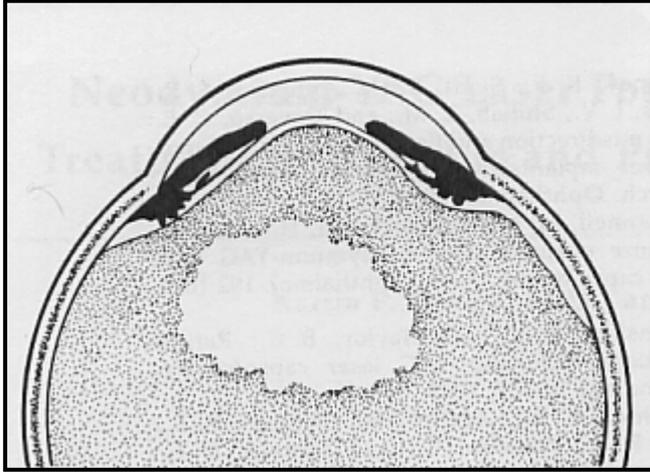
L'angle iridocornéen se trouve fermé par la position anormale de l'iris, si une voie d'écoulement de l'humeur aqueuse n'est pas rapidement rétablie, la PIO risque d'augmenter rapidement : c'est le stade de glaucome par séclusion pupillaire {15}.

L'humeur aqueuse va continuer de s'accumuler dans la chambre postérieure et trouvera une seconde voie d'écoulement dans le vitrée. Ceci entraînera un déplacement antérieur du corps vitré oblitérant la chambre postérieure et poussant vers l'avant le diaphragme iris-cristallin. Le résultat est un écrasement de la chambre antérieure et une grave élévation de la PIO correspondant à l'entité clinique de glaucome malin {15}.

Sur ces glaucomes secondaires (glaucome par séclusion pupillaire ou glaucome malin) les traitements médicaux se sont révélés étonnamment peu efficaces : seulement 50% d'efficacité a été reportée sur des yeux humains {115}.

La chirurgie est nécessaire pour lever les fortes adhésions que sont les synéchies postérieures et rétablir une voie d'écoulement normale de l'humeur aqueuse. Cependant la chirurgie traditionnelle intraoculaire est à l'origine d'une recrudescence de l'uvéite préexistante et peut conduire à la formation de nouvelles synéchies.

Figure 19 : Schématisation du glaucome malin. D'après {74}



Dans le glaucome malin, l'humeur aqueuse s'accumule dans le vitré et cause le déplacement antérieur de la capsule et de la hyaloïde.

Les indications de l'iridotomie en ophtalmologie humaines sont plus vastes : glaucome par fermeture aiguë de l'angle, glaucome chronique par fermeture de l'angle, œil sain d'un individu ayant présenté un glaucome par angle fermé sur l'autre œil.

Leur nombre et leur importance clinique explique pourquoi cette technique est à présent courante dans ce domaine {28,100}.

3) Technique d'iridotomie au laser Nd : YAG

Avant toute opération de ce type, l'animal est anesthésié et une lentille d'Abraham est placée sur l'œil à opérer {91}.

Cette lentille permet, dans un premier temps, de part la succion sur l'œil en association avec un agent couplant :

- d' assurer au chirurgien une parfaite fixation durant toute la procédure,
- ensuite elle ne laisse aucune possibilité de clignement de paupière durant le traitement laser,
- enfin l'effet convergent de cette lentille permet une meilleure focalisation du faisceau laser sur l'iris {28,15}.

Le résultat de ces avantages est une plus grande densité de puissance pour l'obtention du plasma ou ionisation tissulaire dans la zone d'atteinte du laser, et ce en utilisant une quantité d'énergie totale plus faible {15}.

Le mode utilisé ici n'est pas thermique mais « Q-switched » : mode déclenché. Les impulsions produites ont une énergie variant de 1 à 10 mJ {15}. Ces impulsions peuvent être émises seules ou en train de plusieurs impulsions jusqu'à 5 par tir laser.

Ainsi l'énergie totale par tir peut aller de 1 à 50 mJ {15}.

La durée d'une impulsion est de 8 ns {15}.

Le faisceau est focalisé grâce au biomicroscope opératoire et à la lentille utilisée.

La taille du spot laser est de 50 microns {15}.

L'énergie pour une telle opération est réglée sur un total de 10mJ par tir pour 3 à 5 impulsions par tir {15}.

Le nombre de tirs laser effectués correspond au nombre de tirs nécessaires pour créer une ouverture suffisante de l'iris afin de produire un approfondissement immédiat de la chambre antérieure (rendue particulièrement étroite lors d'iris bombé).

Il est important de bien déterminer le nombre d'impulsions par tir : en effet, si la première ou deuxième impulsion produit une iridotomie effective, la dernière sera délivrée dans l'ouverture de l'iridotomie, produisant ainsi des dommages potentiels aux autres structures intraoculaires {15,28,115}.

De même, si le chirurgien juge une ouverture d'iridotomie trop étroite, il serait maladroit de tenter de l'élargir compte tenu des risques associés pour les structures situées postérieurement au site opératoire.

Il est fortement recommandé dans ce cas de créer un second site d'iridotomie {28}.

La décision de retraiter ou non sur le même site dépend partiellement du degré de dispersion des pigments et de l'hémorragie causée par les traitements précédents. Un traitement incomplet peut résulter en la formation d'un nuage de pigments dispersés; celui-ci rendant très difficile la visualisation et la focalisation du faisceau laser sur le site.

L'énergie délivrée peut être augmentée :

soit en utilisant une puissance plus importante par impulsion,

soit en utilisant un nombre d'impulsions plus important par tir.

Une densité d'énergie plus importante permettra d'atteindre le but opératoire plus rapidement. Cependant les complications risquent d'être également plus importantes avec notamment des effets sur le cristallin et l'endothélium cornéen {15,28, 63,79}.

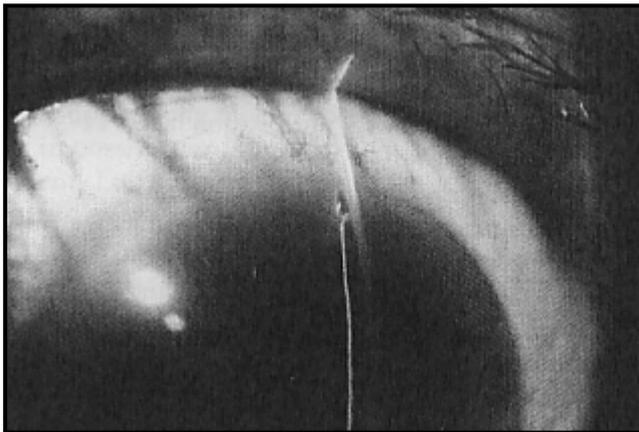
Ainsi pour limiter les complications, l'iris sera traité dans sa partie la plus périphérique {28}. En effet, le diamètre irien est plus important que le diamètre du cristallin et l'iris s'incline postérieurement en périphérie. Ainsi, la capsule antérieure n'est pas directement adjacente à la surface postérieure de l'iris et tout excès d'énergie pénétrant l'iris sera moins susceptible de créer des dommages .

Chez le chat et le chien, il faudra traiter environ au deux tiers de la distance entre la pupille et la périphérie afin d'éviter au maximum les zones de vascularisation et par conséquent diminuer les risques d'hémorragie {28}.

Pour les cas où la chambre antérieure est particulièrement étroite, on veillera à ne pas traiter à moins d'1 mm de la cornée, sans quoi des dommages irréversibles pourraient apparaître sur l'endothélium cornéen.

Enfin, le faisceau laser sera positionné perpendiculairement au point focalisé pour produire une photodestruction efficace.

Photographie 33 : iridotomie. D'après {115}



Iridotomie sur œil humain avec cet aspect typique en lambeau, sur le bord de l'iris, et de forme ovale irrégulière.

4) Réussite de cette opération

Brinkmann *et al.* {15} ont pratiqué 18 iridotomies, 14 synéchiotomies et 2 hyaloidotomies au laser YAG sur des yeux canins atteints d'iris bombé, glaucome par blocage pupillaire ou glaucome malin.

31 sur 34 traitement permirent de relever l'iris bombé ou le blocage pupillaire soit 91% de réussite au total.

La longévité des sites d'ouverture ainsi effectués fut extrêmement variable de 1 jour à 4 ans et concernant les sites d'iridotomie, tous se refermèrent {15}. Les études concernant cette même opération sur des yeux humains rapportent un pourcentage de 99% de réussite à long terme {87,100,115}.

Il existe des différences fondamentales entre les espèces dans la réponse de l'uvéa au traumatisme lié à une opération laser. Il a été suggéré que l'intensité de réponse de l'uvéa à un traumatisme chez les petits mammifères en comparaison à celle des primates est due à une divergence dans l'évolution des mécanismes de défense oculaire {15,28,70}.

D'autres facteurs sont à prendre en compte quant à l'échec de cette opération. La petite taille du spot laser (50 μm) entraîne la formation d'une ouverture de taille égale facilement comblée de fibrine ou caillots sanguin qui se forment durant ce type d'opération. D'autre part, les

débris du stroma irien peuvent rester intacts au niveau du site d'iridotomie et représenter un véritable échafaudage pour le tissu de régénération. Il est probable que, chez les carnivores domestiques, le tissu irien ait de plus grandes capacités de régénération que le même tissu humain {15,28,70}.

On pourra enfin évoquer la méthode de prétraitement du site d'iridotomie au laser argon {4,85,90}. Cette technique consiste à pratiquer deux tirs lasers successifs : l'un au laser argon et le second au laser YAG.

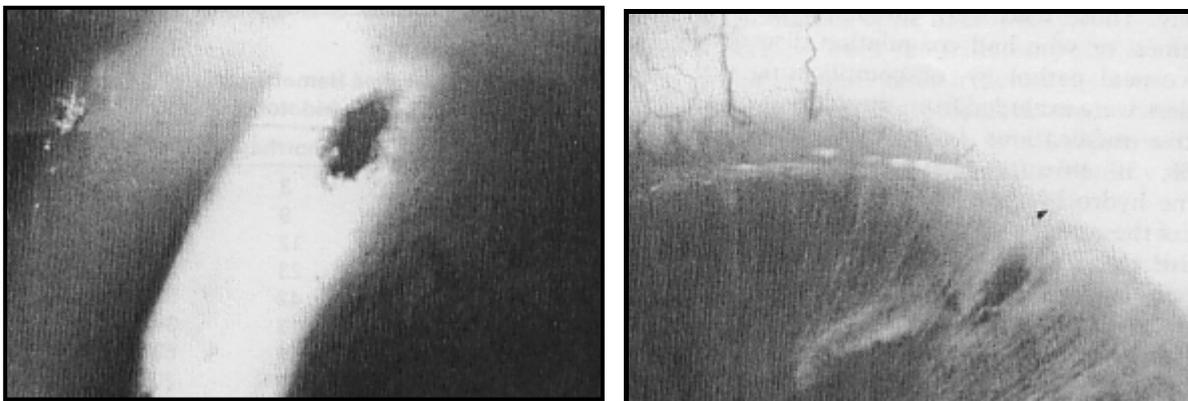
Le premier impact a pour but de soulever l'iris. Le deuxième impact au niveau de la bosse ainsi formée, vaporise le tissu irien. L'intensité doit être parfaitement contrôlée : des intensités trop élevées provoquent des brûlures de la cornée et des plis de la membrane de Descmet.

D'autre part, Goins *et al.* {46} dans leur étude sur le pré-traitement au laser argon pour l'iridotomie au laser YAG constatent que 67% des yeux traités uniquement par le laser YAG présentent des hémorragies durant l'opération. Cette complication n'atteint que 17% des yeux bénéficiant du pré-traitement.

Le laser YAG a, pour cette opération, la caractéristique de produire une explosion locale ; la vague de choc s'en suivant a un effet mécanique de section sur l'iris. Les vaisseaux sanguins du stroma irien y sont vulnérables et cela provoque une hémorragie visible sur la zone de traitement.

Le laser argon provoque uniquement un effet thermique et entraîne de ce fait la coagulation des vaisseaux du stroma irien. L'hémorragie lors du traitement au laser YAG est donc considérablement réduite.

De plus, comme il diminue la quantité de pigments dispersés et l'hémorragie du site d'iridotomie, ce pré-traitement permettrait une meilleure visualisation de l'iris lors de l'opération.



Photographie de gauche : œil humain ayant bénéficié d'un pré-traitement argon puis d'une iridotomie réalisée par trois impulsions de 5 mJ au laser YAG.

Photographie de droite : iridotomie de routine sur un œil humain réalisée avec un laser YAG par quatre impulsions de 5mJ.

Il semble d'autre part que de meilleurs résultats pourraient être obtenus si l'inflammation pré opératoire pouvait être contrôlée, ceci étant particulièrement difficile compte tenu des affections initiales.

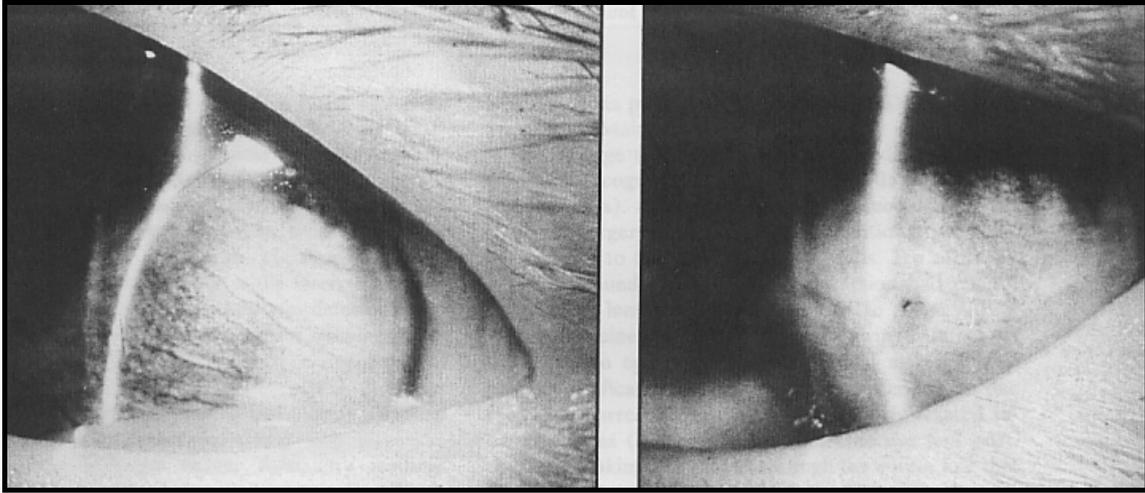
L'inflammation de l'uvéa serait la raison principale de l'occlusion des sites d'iridotomie en période post-opératoire. Ainsi, le succès de cette opération pourrait être significativement augmenté par une prise en charge médicamenteuse adaptée et conséquente de l'uvéite pré-opératoire.

Cependant, ce type d'opération mettant en œuvre deux types de lasers a peu de chances d'être viable économiquement en ophtalmologie vétérinaire.

L'iridotomie est une technique peu usitée en pratique vétérinaire.

La résolution de l'iris bombé ou du blocage pupillaire peut s'effectuer par rupture des adhérences : c'est à dire par synéchiotomie, capsulotomie, hyaloïdotomie. Ces méthodes sont réalisées au laser YAG également {15}.

Photographies 36 et 37 : Iris bombé avant et après traitement. D'après
{15}



La photo de gauche illustre un iris bombé sur un œil de chat observé à la lampe à fente. La petite distance entre la lumière reflétée et la cornée caractérise le manque de profondeur de la chambre antérieure. La photo de droite a été prise immédiatement après une iridotomie au laser YAG et montre bien la profondeur immédiate acquise par la chambre antérieure et l'hémorragie typique au site d'iridotomie.

4) Technique au laser diode

Compte tenu de l'avènement de ce nouveau laser et de ses avantages pratiques et économiques, on recherche actuellement à trouver une technique permettant la formation d'une ouverture irienne viable à long terme avec celui-ci.

a) Technique

Nadelstein *et al.* {70} sont actuellement les seuls à avoir fait cette expérience au laser diode :

La position des sites de tirs laser est strictement la même qu'avec le laser YAG : deux tiers de la distance de la périphérie pupillaire à la base de l'iris.

Le diamètre du spot laser est de 150 μ m.

La source laser fixée sur le microscope opératoire est maintenue à 2-3 mm de la cornée.

Toutes les combinaisons possibles entre 4 paramètres ont été expérimentées :

- ❖ Une puissance laser importante (1.2 mW)



- ❖ Une puissance faible (200 à 500 mW)
- ❖ Un temps d'application long (1 à 5 s)
- ❖ Un temps d'application court (200 à 500 ms) {19,70}.

b) Effets

Les effets notés sur l'iris pour ces différents essais concernent en premier lieu les pigments qui brûlés se rassemblent en paquets. Ensuite, le tissu irien se trouve comme épaissi et surélevé. On peut observer la dispersion des pigments dans la chambre antérieure et éventuellement la formation de bulles de gaz dans l'humeur aqueuse.

Au microscope : la zone de tissu irien traitée est atteinte d'une inflammation moyenne avec une infiltration de cellules mononucléées infiltrant le stroma irien. Des lésions focales de nécrose de coagulation et un amincissement sont observés sur les zones de tirs laser.

Pour les yeux ayant subi plusieurs traitements successifs, un effet de blanchiment sur la face postérieure de l'iris est observée {70}.

6) Réussite de cette opération au laser diode

Malgré tous les essais effectués, en variant les constantes, en utilisant des yeux fraîchement énucléés ou des yeux de patients vivants, en multipliant les traitements, Nadelstein *et al.* {70} ont constaté l'impossibilité de créer une iridotomie viable macroscopiquement ou microscopiquement.

Les études précédentes rapportent pour le laser YAG la création de sites d'iridotomie {15}, on pourrait alors penser que la réussite temporaire de cette opération au laser YAG serait liée à la création d'ouvertures microscopiques du stroma irien. De plus, le critère de succès de cette étude pour l'iridotomie était l'approfondissement brutal de la chambre antérieure, il n'y avait donc aucune vérification d'une ouverture irienne vraie {70}.

En revanche, de nombreuses études rapportent la réussite de cette opération sur des yeux humains ou de lapins {28,87,90,115}. Il semblerait qu'une différence dans l'épaisseur, la pigmentation, la surface du contour de l'iris soient à l'origine de l'échec de cette opération chez le chien {70}. Malgré ces différences anatomiques entre espèces, l'utilisation d'un laser à une plus grande puissance associée à des diamètres de spot différents devrait permettre le succès de l'iridotomie chez le chien.

De plus, en brûlant plusieurs fois de suite au laser le stroma irien en vue de le contracter et l'affiner, il devrait être possible comme chez l'homme d'utiliser ensuite un tir ultime permettant la pénétration de l'iris chez le chien {90,115}.

Il est donc important, à présent, de continuer les essais pour mettre en évidence une ouverture du stroma irien histologiquement. Cependant, il faudra confronter ce succès au temps post-opératoire durant lequel cette ouverture sera viable et déterminer ainsi si l'iridotomie au laser aura de véritables applications en ophtalmologie vétérinaire.

Photographies 38 et 39 : effets histologiques du laser diode pour l'opération d'iridotomie. D'après {70}

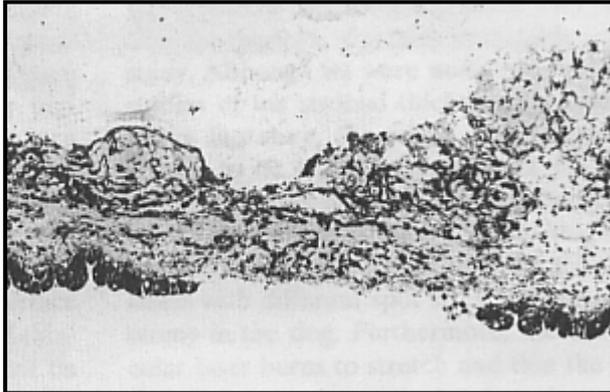
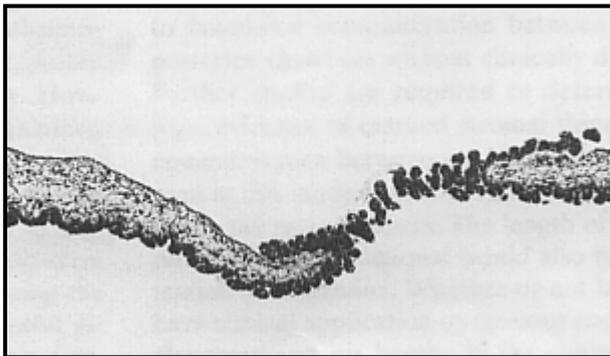


Image histologique du stroma irien suite au traitement au laser diode ; on note l'amincissement du stroma, la dispersion des pigment, la nécrose de coagulation et l'absence totale de pigment au niveau de l'épithélium postérieur.



Le résultat maximum obtenu correspond à cette image où le stroma irien prend une apparence poreuse.

7) Complications

a) La chambre antérieure {15,19,70}

Du fait de l'atteinte de la barrière hémato-aqueuse occasionnée par cette opération, le risque majeur est une uvéite post-opératoire. La prémédication anti-inflammatoire donne d'excellents résultats pour le laser YAG. En revanche, l'iridotomie au laser argon est à l'origine de 10% d'uvéites en période post-opératoire.

b) La pression intraoculaire {15,19,70}

Pour chaque laser utilisé on notera une élévation transitoire de la pression intraoculaire sans relation avec la puissance et la quantité d'énergie utilisée. Ces pics d'élévation de la PIO sont traités de façon

agressive avec des inhibiteurs de l'anhydrase carbonique et des agents hyperosmotiques.

c) Hémorragie du site d'iridotomie {15}

Le plus souvent, l'utilisation du laser YAG pour cette opération entraîne de microhémorragies se résolvant spontanément en quelques secondes. Cependant, cela occasionne une vraie gêne de visualisation du site traité pour le chirurgien. De rares hyphémas ont été rapportés suite à une iridotomie au laser YAG.

d) Cristallin {28}

Drake M. V. {28} précise les différentes raisons pour lesquelles aucune atteinte du cristallin n'a pu être constatée.

Premièrement, l'iridotomie est réalisée dans la zone la plus périphérique de l'iris,

deuxièmement, lorsque le seuil d'atteinte de formation du plasma est atteint, l'énergie ne se propage pas en profondeur mais sur les côtés du site,

troisièmement, l'iris lui même absorbe la majeure partie de l'énergie délivrée lors d'iridotomie et sert ainsi de barrière protectrice pour le cristallin.

De plus, des études expérimentales menées dans le but d'augmenter les chances de dommages du cristallin ont montré que le laser YAG pouvait produire de petites lésions non progressives sur la capsule antérieure. Ainsi, la localisation périphérique des lésions, leur taille minuscule, et leur manque de progression les ont fait considérer comme n'ayant pas de conséquence sur le cristallin.

Toutefois, du fait des risques potentiels existants, on prendra soin d'opérer le plus minutieusement possible et de prêter attention à de nombreux détails comme : la position du patient, la focalisation du faisceau, la quantité d'énergie utilisée. etc...

e) Cornée {19,28,63,79}

C'est le site qui intéresse le plus les recherches et de nombreux essais comparatifs ont recherché les complications de l'iridotomie sur l'endothélium cornéen.

Quelques rares brûlures de l'épithélium cornéen sont constatées. Les dommages créés sur la cornée peuvent être dus à la formation du plasma ionique se propageant depuis la source laser et par conséquent à travers l'endothélium cornéen.

Une atteinte de l'endothélium cornéen peut être observée lorsque le laser est tenu trop proche de celui-ci. Cependant, aucune atteinte de la

membrane de Descemet n'a pu être remarquée. Suite à une iridotomie au laser YAG une très légère diminution dans le nombre de cellules de l'endothélium est notée dans le quadrant traité. Ceci n'engendre pas d'effet clinique à court terme, il faut cependant étudier ces effets à long terme {19,79}.

Certains auteurs évoquent que la focalisation du laser à 1 mm ou moins de la surface endothéliale, peut entraîner cliniquement des failles microscopiques et non progressives de la membrane de Descemet directement au niveau du site d'iridotomie {27}.

Chandler *et al.* {19} ont recherché les effets de la photocoagulation transcornéenne de l'iris au laser diode sur l'endothélium cornéen {36}. Aucun dommage n'a pu être noté, aucun changement statistiquement significatif dans la densité des cellules endothéliales n'a pu être observé. Bien que quelques rares cas d'œdèmes cornéens aient pu être examinés, ils ont été attribués aux différents réglages laser et à la technique particulière utilisée pour ces essais. Cependant, la technique et les réglages mis en oeuvre peuvent également avoir influencé les résultats de densité cellulaire de l'endothélium. De plus, les chiens de cette expérience sont jeunes et possèderaient donc encore des capacités de régénération endothéliale. Enfin, la période d'observation post-opératoire semble trop courte pour affirmer la véracité du résultat.

8) Capsulotomie, synéchiotomie

a) Introduction

Le succès de l'opération de la cataracte en ophtalmologie canine a été estimé de 50 à 85%, la valeur exacte variant avec la technique chirurgicale et les différents critères mesurés. Les causes d'atteinte de la vision en période post-opératoire sont nombreuses mais l'on citera en particulier une modification de la taille et de la clarté pupillaire.

La taille de la pupille et sa mobilité sont souvent modifiées significativement par l'uvéite post-opératoire.

L'atteinte de la barrière hémato-aqueuse est systématiquement une conséquence de l'opération de la cataracte. Une augmentation de la concentration en fibrine de l'humeur aqueuse est donc toujours notée en période post-opératoire.

L'adhérence de la fibrine au tissu uvéal et au matériel cristallin résiduel est suivie d'une organisation fibreuse et peut résulter en une immobilité pupillaire permanente (séclusion pupillaire) ou à la formation de membranes (synéchies) et risque d'entraver significativement la vue.

La clarté de l'axe visuel peut être compromis plus tard si le matériel résiduel ou les fibres issues de l'épithélium cristallin laissés en place occluent l'ouverture pupillaire.

La cataracte secondaire est le terme généralement appliqué pour décrire le matériel cristallin laissé en place et qui peut être représenté par :

- du cortex périphérique cristallinien laissé en place,
- des cellules cristalliniennes épithéliales qui peuvent générer de nouvelles fibres.

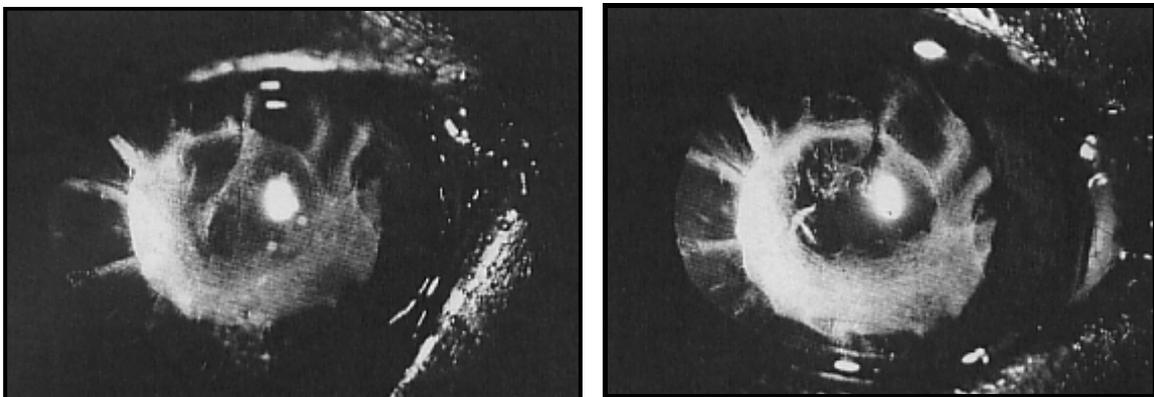
Les cellules épithéliales augmentent de taille, deviennent kystiques et peuvent se transformer en cellules de type fibroblastique. La division cellulaire qui s'en suit est maximale entre deux et sept jours suivant l'opération.

Après deux à quatre semaines suivant le traitement, la prolifération fibreuse débute, la capsule postérieure servirait d'échafaudage à la réplication et à la migration de ces cellules épithéliales.

Alors que la régénération cristallinienne continue, le matériel résiduel serait poussé vers la pupille {77}.

D'autres changements participeraient à l'opacification pupillaire : les cellules du cristallin pourraient également subir une différenciation myofibroblastique et leur contraction entraînerait un plissement de la capsule postérieure {77}.

Photographies 40 et 41 : Œil de chien avant et après opération de capsulotomie. D'après {77}



Photographie de gauche : œil de chien atteint d'opacification de la capsule postérieure suite à une opération de la cataracte.

Photographie de droite : même œil que celui de la photographie de gauche prise immédiatement après l'opération de capsulotomie au laser YAG, on note une ouverture pupillaire claire en son centre comparé à la périphérie encore dense et opaque.

b) Technique

Comme pour l'iridotomie : capsulotomie et synéchiotomie sont réalisées avec un laser Nd : YAG en mode déclenché ou « Q-switched ».

Les caractéristiques de l'impulsion sont :

- une durée de 8 nanosecondes,
- une énergie variant de 1 à 10 millijoules.

Ces impulsions peuvent être émises individuellement ou par trains de plusieurs impulsions allant de 1 à 5 impulsions par application, soit une énergie variant pour chaque de 1 à 50 mJ.

La taille du spot laser est de 50 µm.

Pour réaliser ce traitement, la cornée doit être claire, et au moins 6 semaines doivent s'être écoulées suite à l'opération de la cataracte. Ce temps permettant la résolution de l'uvéite post-opératoire.

Selon la préférence du chirurgien, une lentille d'Abraham sera placée ou non sur l'œil du patient .

La synéchiotomie est effectuée en dirigeant le faisceau laser utilisée par voie transcornéenne sur les points d'adhérence.

La capsulotomie, lorsque la situation le permet, se fait par des tirs laser dirigés vers le centre pupillaire. Les tirs sont répétés jusqu'à ce que l'opération soit jugée réussie par le chirurgien ou jusqu'à ce que la dispersion de pigments dans l'humeur aqueuse, un myosis ou une hémorragie ne permettent plus l'accès à la pupille ou encore si le chirurgien juge l'opacification trop dense pour obtenir un résultat convenable.

Dans l'expérience de Nasisse *et al.* {77}, la seule décrivant cette technique sur des patients canins, le nombre de tirs lasers nécessaires en moyenne pour créer une capsulotomie fut de 75 et de 15 pour la synéchiotomie. L'énergie moyenne totale pour ces opération furent respectivement de 3.087 J et 365 mJ.

Le niveau d'énergie et le nombre d'applications nécessaires à la capsulotomie est déterminé par la densité de la capsule.

Dans les cas où la seule anomalie est une très légère opacification capsulaire, une application d'1 mJ est jugée adéquate en ophtalmologie humaine {119}.

Les capsules fortement fibreuses de couleur bien blanche, comme observées le plus fréquemment chez les patients canins, semblent beaucoup plus difficiles à détruire. Les études humaines suggèrent pour ce type de capsule une moyenne de 70 tirs laser nécessaires, et une énergie de 2 à 3 mJ pour chaque tir. Ceci correspondant aux observations faites par Nasisse *et al.* {77} dans leur étude sur la capsulotomie canine.

Il semble d'après ce même auteur, que l'opacité capsulaire de chien soit plus dense que celle des hommes. En effet, la taille relativement

importante du cristallin et l'utilisation trop peu fréquente durant l'opération de cataracte canine du système d'irrigation-aspiration peut prédisposer à la rétention de matériel cristallin et par la suite à la densification capsulaire.

c) Résultats opératoires et complications

Nassise *et al.* {77} relatent de leur expérience une réussite opératoire à s'élevant à 75% pour la technique de capsulotomie et 100% pour la technique de synéchiotomie.

Les études humaines font part d'une réussite de 90% pour la capsulotomie. La différence serait attribuée à la densité importante caractérisant l'opacification de la capsule postérieure chez le chien.

Cependant, cette technique permet d'opérer cette complication sans ouverture du globe et s'avère donc particulièrement utile pour améliorer les résultats opératoires de l'opération de la cataracte.

Le résultat de 100% de réussite opératoire pour la synéchiotomie serait d'après Nassise *et al.* liée aux patients qui présentaient des synéchies en nombre limité et clairement identifiées.

d) Complications

La complication la plus commune de la capsulotomie postérieure est l'uvéite antérieure; les études humaines la présentent également comme la plus fréquente suite à cette opération. Toutefois, le traitement topique par corticostéroïdes en permet la résolution.

Un hyphéma peut être observé si des tirs laser ont atteint l'iris par inadvertance. Cependant, même s'il est minime, le risque associé est le développement consécutif d'iris bombé et de glaucome secondaire.

Nassise *et al.* précisent qu'un iris bombé a d'autant plus de chance de se développer que le myosis initial est important. En effet, la possibilité dans ce cas d'atteindre l'iris est d'autant plus grande tandis que la quantité de fibrine nécessaire à former une séclusion pupillaire diminue.

Une autre complication potentielle de cette opération correspond à l'atteinte des cellules de l'endothélium cornéen liée à la vague de choc faisant suite à la formation du plasma.

E) PHOTOCOAGULATION RÉTINIENNE

1) Rappels sur la pathologie

Le fond d'œil du chien est caractérisé par l'existence d'un tapis clair et d'une choroïde extrêmement pigmentée ou tapis sombre {4}.

Le décollement de rétine n'est pas un détachement de la rétine de la choroïde mais une séparation de la rétine neuro-sensorielle de son épithélium pigmentaire sous-jacent.

Anatomiquement, la rétine est rattachée à son épithélium pigmentaire à deux niveaux : d'une part à la papille optique, d'autre part à l'ora serrata. Outre ces deux zones d'insertion, rétine et épithélium pigmentaire sont en contact étroit et maintenus en apposition grâce à la pression du vitré. Lors du décollement cet espace virtuel se remplit d'un épanchement, le liquide sous rétinien, de composition variable selon le type de décollement envisagé.

a) Les trois grands groupes de décollements

- Les **décollements « exsudatifs »** : provoqués par des forces poussant la rétine en avant, la séparant ainsi de son épithélium sous-jacent. Il peut s'agir de diverses affections {47,104}:
- ❖ Les chorioretinites : chez les carnivores domestiques, la vascularisation rétinienne est en étroite relation avec celle de la choroïde et en dépend en partie ; ainsi toute affection de la choroïde retentira sur la rétine. Dans les choroidites exsudatives, on assiste à l'apparition d'une exsudation sous-rétinienne traduisant la réaction de l'uvéa postérieure à une affection générale de type inflammatoire ou infectieuse.
- ❖ Affections parasitaires : certains parasites peuvent produire un décollement de rétine d'origine mécanique ou inflammatoire. (On pourra citer la toxoplasmose, certaines filarioses, cysticerques cérébrales).
- ❖ Tumeurs : une tumeur peut pousser la rétine et son épithélium en avant, l'espace sous rétinien est alors occupé par un transsudat ou une hémorragie.
- ❖ Maladies générales pouvant entraîner une exsudation choroïdienne (pancréatite aiguë ou hypertension artérielle ou insuffisances rénales chroniques entraînant une hypertension systémique).
- **Décollements attractifs** : provoqués par des forces tirant la rétine vers l'avant. Il s'agit des suites de manifestations intravitréennes, celles-ci sont responsables de l'apparition d'exsudats localisés dans la chambre postérieure ou dans le vitré. Lors de la cicatrisation, ces exsudats sont le siège d'une contraction laissant en place des brides fibreuses qui exercent une traction vers l'avant sur les corps ciliaires et la rétine, entraînant l'apparition d'un décollement ou d'une déchirure dans laquelle le vitré va s'infiltrer , décollant la rétine de l'épithélium pigmentaire{47,104} .

Parmi les principales causes :

- ❖ les luxations du cristallin dans la chambre postérieure : il en résulte une réaction ciliaire importante et parfois une hyalite responsable de la formation de brides vitréennes entraînant un décollement rétinien par traction.
- ❖ Lorsqu'il existe une perte de vitré à la suite d'une intervention sur le globe et notamment à la suite d'opération de la cataracte.
- ❖ Les hémorragies rétinovitréennes entraînant secondairement traction et déchirures du feuillet interne. Ces hémorragies peuvent survenir en dehors de tout traumatisme sur une rétine prédisposée, dans le syndrome d'ectasie sclérale du Collie ou dans la dysplasie vitréorétinienne du Bedlington Terrier.

-Les **décollements séreux « idiopathiques » ou primitifs**. Ils sont qualifiés aussi de « rhegmatogènes ». Ils se traduisent par l'apparition de déchirures de la rétine ou de ruptures de kystes rétiniens avec effraction du vitré sous le feuillet interne de la rétine {47,104}.

- ❖ on citera notamment chez le chien le syndrome de décollement rétinien géant avec dialyse complète. Son origine est inconnue et s'associe avec une anomalie du vitré, celui-ci devenant complètement liquide (phénomène de synérèse). La rétine est alors totalement détachée de l'ora serrata et se déploie vers le bas, suspendue au nerf optique qu'elle recouvre.
- ❖ Les décollements congénitaux : chez le Labrador on observe parfois une dysplasie rétinienne accompagnée d'un décollement rétinien complet. Enfin, chez les Collies porteurs d'anomalies congénitales choriorétiniennes et d'ectasie postérieure de la sclérotique, il existe une prédisposition aux décollements de rétine.

Les trois mécanismes de détachement de rétine se résument donc à une traction, une exsudation et un détachement rhegmatogène.

b) Type de décollement le plus fréquent chez les carnivores domestiques

Les articles récents rapportent le décollement rhegmatogène comme étant le plus fréquent chez le chien {50,86,104,108}.

Il semblerait que 50% de chiens « tout venant » présentant cette pathologie aient concomitamment une affection du cristallin et 23% présenteraient un décollement de rétine suite à l'opération de cataracte consistant en l'extraction du cristallin de sa capsule {50}.

Les décollements de rétine sont depuis longtemps connus comme étant une complication possible de ce type d'opération et sont considérés comme ayant une origine rhegmatogène. La cause de la larme responsable du décollement est cependant difficile à déterminer.

L'hypothèse la plus probable est une dégénérescence sénile du vitré à l'origine d'une traction sur la rétine, la prédisposant ainsi à la formation de larmes rétinienne.

Près de 80% des décollements suivant l'opération de cataracte concerneraient des cataractes hypermatures {50}. Une uvéite induite par ce type de cristallin peut être à l'origine de la formation de bandes vitréennes entraînant une traction favorisant un détachement. D'autre part, ce même cristallin peut également provoquer une inflammation choroïdienne suffisante pour être à l'origine d'un détachement séreux.

Enfin, on peut également concevoir que la contraction de la capsule crée des zones de tension pouvant contribuer à des changements structuraux en périphérie de la rétine.

Il semble que la luxation antérieure ou postérieure du cristallin soit également statistiquement associée avec un décollement de rétine.

11% de chiens sont concernés par ce type de décollement, soit directement lié au cristallin luxé soit secondaire à l'extraction de ce cristallin {50}.

Smith {104} relate l'expérience de Hendrix *et al.* passant en revue 1909 cas de détachements de rétine pour lesquels les races les plus fréquemment rencontrées étaient des chiens de race croisée, des Colleys, des Caniches nains (15%), des Labrador Retriever (6%) et des American Cocker Spaniels (9%). Aucun rapprochement ne fut fait sur ces décollements de rétine et une éventuelle cataracte ou opération de cataracte ; cependant 50% des chiens qui présentaient un décollement de rétine présentaient concomitamment une anomalie du cristallin.

Hypertension et décollement de rétine sont également fréquemment associés mais la prévalence est délicate à déterminer car la mesure de pression sanguine n'est pas réalisée de façon constante.

Les méthodes chirurgicales de correction des décollements rhégmato-gènes incluent généralement un relâchement de la traction exercée par le vitré sur la rétine dans la région de la larme, visant ainsi à « encapsuler » cette larme en créant des adhésions entre la rétine neurosensorielle et les structures adjacentes. On cherche donc par la méthode de rétinopexie à créer une forte adhésion chorio-rétinienne.

Les méthodes de rétinopexie incluent la cryothérapie transsclérale, la diathermie, et la photocoagulation laser {94}.

Il nous faut rapidement aborder le décollement de rétine dans l'anomalie de l'œil du Colley. Les manifestations de cette anomalie incluent :

- Différents degrés d'hypoplasie choroïdienne
- des colobomes



- des détachements de rétine
- des hémorragies intraoculaires
- des staphylomes.

L'incidence des détachements de rétine chez ces chiens varie de 2.4 à 10% et apparaissent généralement sur des patient âgés de moins d'un an, mais il peuvent se former à n'importe quel âge. La plupart des détachements de rétine alors diagnostiqués sont de type rhegmatogènes.

2) Indications et contre indication

La chirurgie laser vitréorétinienne a peu évolué en ophtalmologie canine en comparaison à la considérable extension qu'elle connaît en ophtalmologie humaine. Ceci est lié aux indications limitées chez nos patients canins en comparaison au grand nombre d'applications possible chez l'homme comme : les rétinopathies diabétiques, les maladies maculaires. Actuellement le laser diode par voie transsclérale ou transpupillaire peut être utilisé pour la rétinopexie en ophtalmologie vétérinaire {44}.

a) Indications

La rétinopexie peut être réalisée pour le traitement de détachements rétiniens rhegmatogènes ou de façon prophylactique.

Les indications de rétinopexie prophylactique incluent :

- la période pré ou post opératoire de l'extraction du cristallin ou de la phacoémulsification d'une cataracte hypermature
- l'œil sain d'un chien présentant une larme rétinienne géante sur l'autre
- les marges d'un disque optique présentant un colobome {44}.

Si le laser est utilisé en association avec une chirurgie de la cataracte, l'opération laser sera d'autant plus précise qu'elle se déroulera en période post-opératoire.

En ce qui concerne le traitement effectif d'une larme déjà présente, il faut admettre qu'un chien présenté en consultation l'est rarement pour un décollement de rétine sauf si celui-ci a conduit à la cécité, il est donc souvent trop tard pour intervenir.

Cependant, à chaque fois que cela sera possible, le vétérinaire devra envisager un décollement de rétine lors de :

- plaies perforantes du globe ou suite à une intervention chirurgicale ayant entraîné une perte de vitré
- luxation du cristallin
- cataracte
- contusions du globe oculaire
- races prédisposées et notamment les Colleys {4}.

b) Contre-indication

Il n'y a qu'une contre indication, malheureusement fréquente en ophtalmologie vétérinaire, il s'agit du décollement total de rétine. Il existe dans ce cas un film liquidien qui empêche la formation d'une cicatrice adhésive {4}.

3) Technique de rétinopexie au laser diode

a) Introduction

De nombreux lasers ont été utilisés pour la photocoagulation rétinienne incluant le laser krypton, le laser argon et le laser diode. Ce dernier offre les nombreux avantages que nous avons pu voir : adaptabilité aux puissances utilisées en routine, aucun système de refroidissement spécifique nécessaire, sa petite taille et sa portabilité, son absence d'absorption par l'hémoglobine {56}.

En 1989, Vainisi *et al.* {113} publient leur expérience de photocoagulation par arc xénon sur 24 chiens dont 21 Colleys présentant des décollements de rétine associés à une anomalie du disque optique. Pour chacun, une rangée continue de spots lasers fut placée le long du détachement rétinien adjacent au disque. Pour tous les patients traités sauf un atteint de décollement rétinien total, l'opération permit une résorption totale du fluide sub-rétinien. Bien que les zones de décollement évoluèrent en différents degrés de dégénérescence rétinienne, le but de prévention d'extension du détachement était atteint.

Aujourd'hui, la rétinopexie au laser diode peut être effectuée par nombreux moyens techniques incluant les sondes transsclérales, les sondes d'endocoagulation, des biomicroscopes à lampe à fente, un ophtalmoscope indirect fixé sur la tête de l'opérateur, l'opération se déroulant par voie transpupillaire ou transsclérale {56}.

Le laser diode émet à 810 nm, la mélanine de l'épithélium rétinien pigmenté et de la choroïde est le chromophore responsable de l'absorption de l'énergie laser et de sa conversion en chaleur de façon à produire une nécrose de coagulation sur la rétine sous jacente.

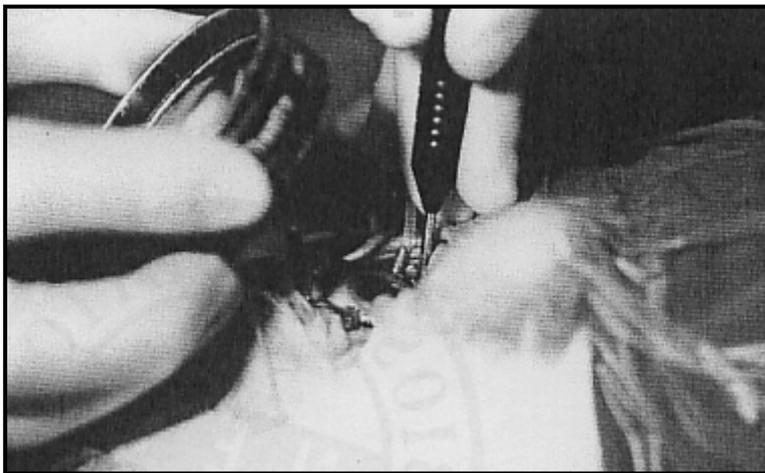
Les réglages laser : temps et puissance sont variés en humaine car ils dépendent pour la rétinopexie laser du degré de pigmentation de l'épithélium pigmenté de la zone de traitement ; la procédure obtenant difficilement des effets si la zone à traiter (épithélium rétinien et choroïde) est totalement dépourvue de pigments {86}. Les effets du laser sur la rétine située au niveau du fundus tapétal où la choroïde et l'épithélium pigmenté manquent de mélanine n'ont pas encore été étudiés {86}. Cependant, comme beaucoup de larmes rétiniennes apparaissent chez le chien en région dorsale et péripapillaire,

l'opération de la rétine recouvrant le fundus tapétal va s'avérer nécessaire même pour cette zone pauvre en pigments.

L'hypothèse concernant cette zone comme nous allons l'étudier est que l'énergie laser est absorbée par les pigments choroïdiens et par conséquent devrait nécessiter un niveau d'énergie plus important que dans la zone du fundus non tapétal pour produire une rétinopexie viable.

L'intérêt de l'utilisation laser comparé aux techniques précédentes est qu'il permettrait d'induire un effet tissulaire focalisé qui se limiterait à la rétine externe et la choroïde interne, avec des dommages minimaux à la rétine interne, la choroïde externe et la sclère.

Photographie 42 : vue opératoire d'une rétinopexie au laser diode. D'après {66}



Opération de rétinopexie en ophtalmologie humaine utilisant un laser diode par voie transsclérale ; une sonde spécifique d'application ainsi qu'une lentille de 20 dioptries sont nécessaires.

b) Technique

La photocoagulation rétinienne nécessite une pupille en mydriase, un ophtalmoscope indirect (cf. annexe 5) ou un microscope opératoire+ lampe à fente (cf. annexe 1)et une lentille de 20 dioptries.

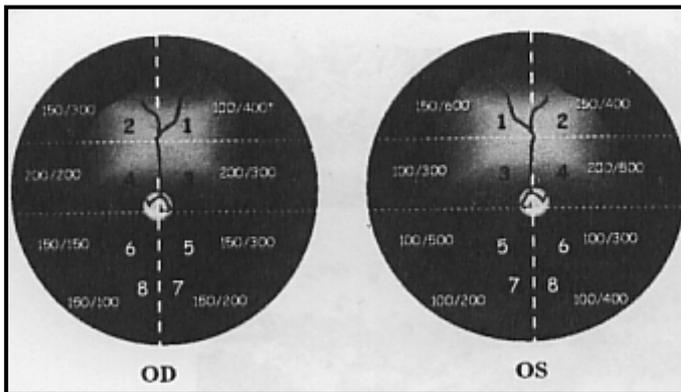
Le placement des tirs laser doit permettre l'obtention d'une adhésion chorio-rétinienne contiguë dans la zone à risque sans trop de zèle car des risques d'hémorragie sont liés à cette opération {44}.

Sullivan *et al.* {108} dans leur expérience de rétinopexie au laser diode par ophtalmoscopie indirecte effectuent sur des yeux de chien sains une rangée de sept spots laser placés immédiatement derrière l'ora ciliaris, avec un tir central à 12h00.

Vainisi *et al.* {113} effectuent une rangée de 6 à 20 applications de photocoagulation par arc xénon d'une durée d'une seconde et énergie de 8 μ V.

L'expérience de Pizzarini *et al.* {86} a consisté à subdiviser le fundus de l'œil en 8 régions comme indiqué sur la figure suivante et appliquer différents paramètres laser à chaque région {86}.

Figure 20 : paramètres utilisés en fonction de la zone du fond d'œil traité dans l'expérience de Pizzarini *et al.* D'après {86}



Le wattage (milliwatts) et la durée de tir (millisecondes) correspondent respectivement au numérateur et dénominateur.

Ainsi, 16 réglages laser furent expérimentés, ceux-ci variant de 100 à 200 mW et 100 à 600 mS correspondant à un niveau d'énergie globale allant de 15 à 100 mJ {86}. Il apparaît de cette expérience plusieurs résultats à prendre en considération et deux zones contrastées pour leur réponse au traitement. Ceci engendre une technique d'application laser différente pour chacune et des réglages laser spécifiques à chacune également :

Le fundus pigmenté non tapétal répond à la photocoagulation au laser diode de façon similaire aux autres espèces (rats, lapins, primates et hommes). Les brûlures effectuées par photocoagulation dans cette région ont pu être produites avec chaque réglage laser vu précédemment ; les lésions étaient d'autre part parfaitement reproductibles {86}.

Les effets notés à l'ophtalmoscope concernent la couleur des lésions, la taille de celles-ci et l'œdème de la rétine sensorielle. Ils varient directement avec le niveau d'énergie utilisé et d'autre part avec le degré de pigmentation de l'épithélium rétinien pigmenté.

Ainsi, la photocoagulation au niveau central, (où l'épithélium pigmenté est moins riche de ses pigments), en utilisant une énergie la plus faible possible, engendre des lésions caractérisées par une couleur grise (grade 1) ou gris-blanc (grade 2) {56,86,108}.

Des lésions plus sévères seront obtenues avec la même quantité d'énergie au niveau du fundus périphérique (plus riche en pigments) ou avec un niveau d'énergie plus fort, l'apparence des lésions est alors caractérisée par une couleur blanc intense (grade 4) {56,86,108}.

Pour obtenir une lésion optimale, il est recommandé de produire un grade 2-3, soit une brûlure d'apparence gris-blanc. Histologiquement, ce type de lésion correspond à une nécrose de coagulation accompagnée de l'atrophie de la rétine supérieure touchant plus modérément la rétine sensorielle {56,86,108}.

Tableau III : grade et aspect des lésions de rétinopexie du fundus non tapétal. D'après {86}

Couleur de la lésion observée dans le fundus non tapétal	Grade correspondant
- couleur gris pâle	-grade 1
- couleur gris-blanc	-grade 2
- couleur blanche petite lésion ~200/250microns	-grade 3
- couleur blanche grande lésion ~400microns	-grade 4

Aspect des lésions de photocoagulation rétinienne du fundus non tapétal au laser diode par ophtalmoscopie indirecte.

Un contraste est à noter entre la photocoagulation de la rétine du fundus non tapétal que nous venons d'étudier et la rétine du fundus tapétal. Un niveau d'énergie plus important est nécessaire pour produire des effets histologiques similaires sur la couche rétinienne supérieure {86}. Les lésions dans cette région sont peu reproductibles, ceci est lié au fait que la cible de la photocoagulation (les pigments de l'épithélium rétinien) est trop rare en cette zone. Un changement de couleur dans la zone du tapis est la seule preuve visible qu'un effet laser s'est produit {56,86,108}. Le changement de couleur observé permet également une gradation des lésions. Les colorations observées varient du vert au bronze avec des foyers noirs petits ou grands permettant de grader les effets de 1 à 4 {56,86,108}. Une lésion d'un blanc intense obtenue en région non tapétale correspondra à une lésion bronze au foyer noir large en zone tapétale, ces deux types de brûlures correspondent à un grade 4, soit à un traitement laser trop important comparé aux effets souhaités. Histologiquement, une lésion de couleur bronze (grade 2) ou une lésion accompagné d'un petit foyer noir (grade 3) correspond aux effets de coagulation souhaité pour obtenir une rétinopexie dans la zone du tapis {11}.

Une particularité importante de la zone du tapis doit être prise en compte par l'opérateur : l'apparence des lésions change après quelques minutes, l'opérateur devra donc prendre soins de patienter

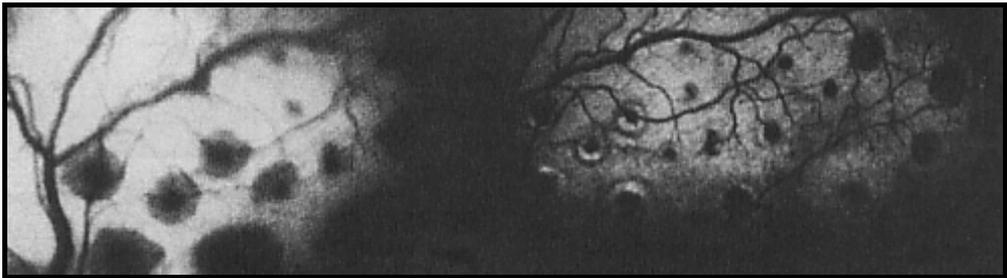
durant cette période avant d'envisager un traitement à une puissance plus importante {56,86,108}.

Tableau IV : grade et aspect des lésions de rétinopexie du fundus tapéal. D'après {86}

Aspect de la lésion observée dans le fundus tapéal .	Grade de la lésion correspondant.
- décoloration verte sombre modérée du tapis	-grade 1
- Décoloration bronze foncée du tapis / œdème de la rétine subsensorielle faible ou absent.	-grade 2
- Présence d'un petit centre nécrotique noir au sein de la lésion bronze/œdème de la rétine subsensorielle adjacente moyen à modéré.	-grade 3
- Présence d'un large centre nécrotique au sein de la lésion bronze foncée/œdème de la rétine subsensorielle important.	-grade 4

Aspect des lésions de photocoagulation rétinienne du fundus tapéal par un laser diode par ophtalmoscopie indirecte.

Photographies 43 et 44 : vues des lésions 24 heures et 1 semaines après traitement. D'après {86}



Vue à l'ophtalmoscope de différentes lésions effectuées avec le laser diode. Le réglage laser correspondant était de : 200mW-300ms (60J).

La photographie de gauche fut prise 24 heures après traitement, les brûlures apparaissent plus larges et entourées d'une zone oedémateuse. Les grades des lésions varient de 1 à 4.

La photographie de droite représente la même zone une semaine après le traitement. Tous les grades de lésions y sont représentés avec une sévérité augmentant de la zone du tapis vers la zone sans tapis.

Certaines lésions sont entourées d'une zone d'hyperréflexivité de dégénérescence rétinienne.

c) Quantité d'énergie

Sullivan *et al.* {108} dans leur expérience sur des yeux de chien non pathologiques utilisent une puissance de tir de 800ms et 400mW et produisent ainsi des lésions gris-blanc par visualisation à l'ophtalmoscope indirect. Un amincissement de la sclère, de la choroïde et une migration des pigments de l'épithélium rétinien pigmenté vers la choroïde et la rétine sont également notés.

Margi et Gilmour {44} relatent des recommandations de mis au point laser selon les différentes régions du fond d'œil :

- 100mW-300mS pour la périphérie du fundus non tapétal et 150mW-300mS en son centre.
- 150mW et 300ms pour la périphérie du fundus tapétal et 200mW-300mS en son centre.

La nécrose de coagulation de la rétine sensorielle obtenue dans la zone tapétale est vraisemblablement liée à l'absorption de l'énergie laser par les mélanocytes choroïdiens ou plus profondément par les cellules du tapis elles-mêmes.

Dans la zone non tapétale, la nécrose de coagulation rétinienne sensorielle est liée à l'absorption de l'énergie laser par les pigments de l'épithélium rétinien pigmenté et du transfert rétrograde de l'énergie sous forme de chaleur à la couche rétinienne sous-jacente {86,66}.

Dans la zone tapétale, l'absorption de l'énergie laser s'effectue au niveau de la choroïde plus que par l'épithélium rétinien qui manque de pigment. Une distance plus importante doit être prise en compte concernant la transmission de l'énergie calorique jusqu'à la couche rétinienne profonde. Un niveau d'énergie laser plus important doit également être prévu avant toute opération sur cette zone {66,86}.

Il existe cependant une zone de transition apparaissant plus verte que jaune brillant à l'ophtalmoscope, il s'agit de la région tapétale en périphérie de la zone non-tapétale (jonction fundus tapétal/ non tapétal).

Histologiquement, cette région est marquée par un nombre plus important de mélanocytes : dans la choroïde et dispersés entre les cellules du tapis et enfin, un nombre de petits granules de mélanine plus important dans les cellules de l'épithélium rétinien pigmenté. Il s'agira donc d'utiliser une énergie laser intermédiaire et de toujours patienter

quelques minutes afin d'observer la couleur réelle des lésions obtenues {86}.

La couleur du fond d'œil est un critère à l'origine d'une variation de l'énergie utilisée. En effet, les mêmes différences histologiques que celles vues précédemment existent entre un fond d'œil jaune brillant et un fond d'œil vert. La couleur varie avec la race plus qu'entre individus de la même race.

Il est donc important avant tout traitement d'effectuer une sorte de cartographie du fond d'œil et d'ajuster les paramètres laser en fonction de la zone à traiter. C'est ce que Pizzirani *et al.* (2003) {86} résumant dans le tableau V.

Dans la zone du fundus non-tapétal, le niveau d'énergie devra être ajusté après le premier tir laser afin de produire une lésion de grade 2-3 (gris-blanc à blanc) correspondant en taille à $\frac{1}{4}$ (500 microns) du diamètre de la tête du nerf optique typique du chien.

Dans le fundus tapétal, des variations considérables sont à prendre en compte. La quantité d'énergie utilisée devra être graduellement augmentée dans le but de produire une lésion de couleur bronze ou bronze et noire centralement qui ne se développera qu'après quelques minutes, temps que le chirurgien devra impérativement prendre en compte afin de ne pas sur-traiter la zone.

Comme pour la rétinopexie au laser argon, il est possible que deux tirs laser successifs soient nécessaires à l'obtention d'une adhésion chorio-rétinienne maximale.

Tableau V : Recommandations des réglages initiaux à utiliser pour la rétinopexie au laser diode par voie transpupillaire. D'après Pizzirani *et al.* {86}

Région du fundus	Puissance utilisée
-Central non tapétal (pigmentation moyenne à modérée)	150mW-200ms
-périphérique non tapétal (pigmentation modérée)	100mW-200ms
-Central tapétal (coloration jaune-vert).	
Médial	200mW-200ms
Latéral	150mW-400ms
-Central tapétal (coloration jaune intense)	
Médial	200mW-400ms
Latéral	200mW-500ms
-Périphérique tapétal ou jonction tapétal/ non tapétal	150mW-200ms
	mW=milliwatts
	mS=milliseconde

Jennings *et al.* {56} créent avec un laser diode des lésions similaires de celles effectuées avec un laser argon sur des yeux humains. Les réglages laser utilisés dans leur expérience varient de 200 à 300 mV et 5 à 210 secondes. Les lésions observées sont de couleur gris-blanc à blanc, leur diamètre augmente lorsque la puissance augmente. Leurs recommandations pour cette opération sont d'utiliser une faible puissance de départ d'~200 mW et l'augmenter petit à petit jusqu'à obtenir une lésion visible. Le temps d'application sera de 5 à 10 secondes pour obtenir une lésion consistante.

Mc Hugh *et al.* {66} relatent une étude pilote réalisée par Haller *et al.* dans laquelle les lésions sont produites avec une énergie variant de 234 à 1492 mJ pour des hommes blancs et de 74 à 251 mJ pour des hommes noirs. La différence énergétique est expliquée par la différence de pigmentation.

d) Effets cliniques

La plupart des lésions de photocoagulation montrent un changement de couleur immédiat, et les zones traitées apparaissent légèrement élevées avec un halo gris périphérique résultant de l'œdème de la rétine subsensorielle.

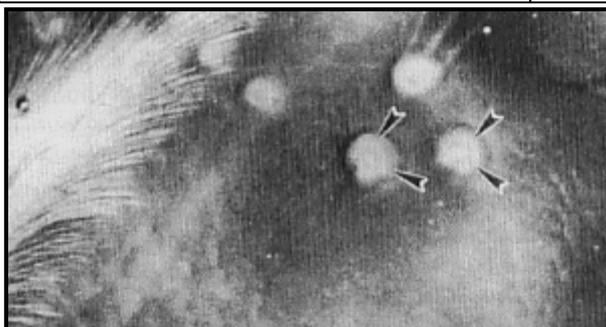
Généralement, l'intensité de la lésion varie directement avec la puissance laser utilisée et la quantité de pigments présente. Les lésions les plus sévères seront ainsi obtenues dans le fundus le plus périphérique présentant une pigmentation intense.

Toutes les lésions créées changent de couleur en quelques minutes pour devenir plus intensément blanches.

En deux à trois jours, l'œdème de la rétine subsensorielle et le halo périphérique disparaissent. La couleur de la lésion devient moins éclatante et dépigmentée puis varie avec différents degrés de repigmentation. La plupart des lésions développera plus tard un centre sombre hyperpigmenté (cf. annexe 7)

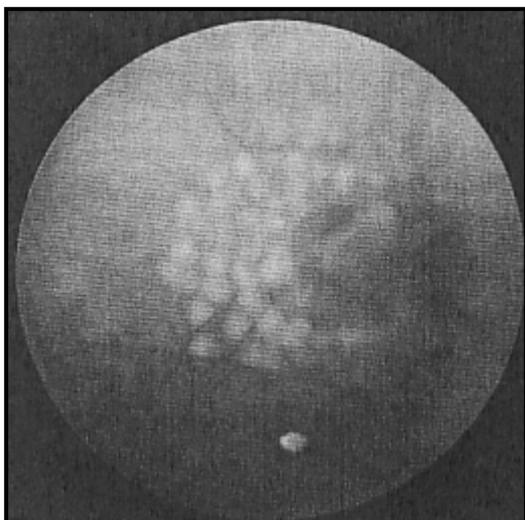
Pour les lésions d'importance modérée, il deviendra difficile de les distinguer une semaine après le traitement du fait de la repigmentation progressive (cf. annexe 7).

Photographie 45 : Lésions de rétinopexie au microscope à balayage électronique. D'après {56}

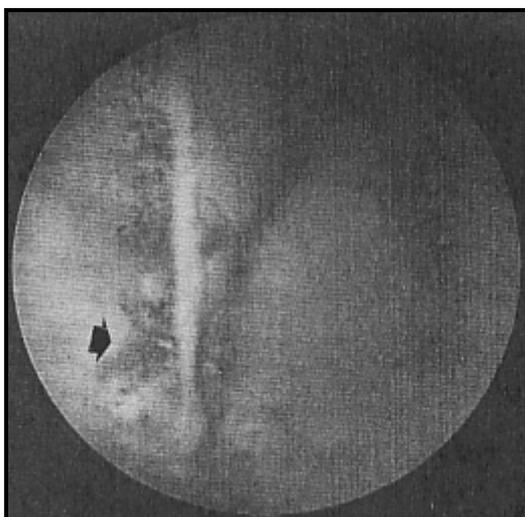


Lésions aiguës sur œil humain . On notera la zone périphérique surélevée et présentant un halo gris par rapport au centre de la lésion (flèches).

Photographies 46 et 47 : vues des lésions du fond d'œil immédiatement et 6 mois après traitement. D'après {56}



Brûlures rétiniennes effectuées avec un laser diode par voie transsclérale sur un fond d'œil humain. L'apparence des lésions (gris-blanc) est typique du traitement par la longueur d'onde infra-rouge.

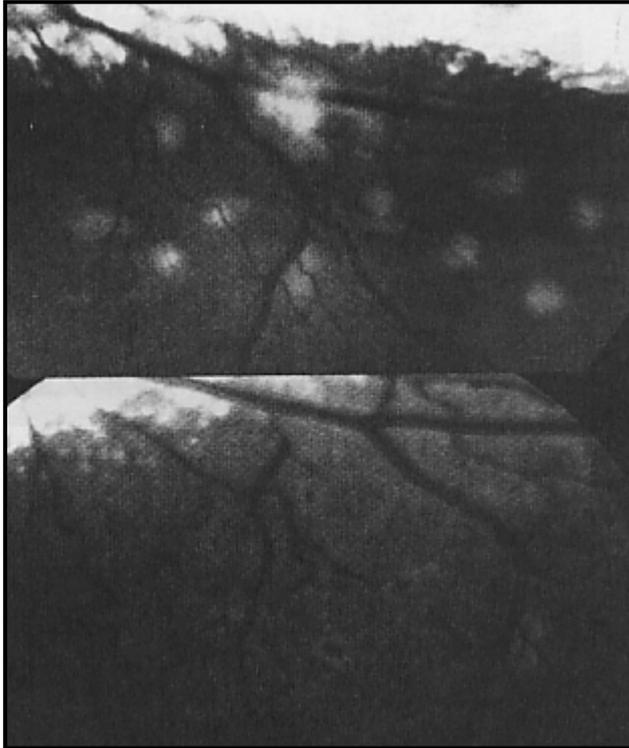


Fond d'œil humain, six mois après traitement au laser diode pour décollement rétinien. Les lésions créées par le laser diode sous forme de spot blanc-gris sont devenues des cicatrices pigmentées (flèche).

L'annexe 7 présente également de belles lésions anciennes entièrement repigmentées et au contour au contraire dépigmenté.



Photographies 48 et 49 : lésions du fundus non tapétal 48heures et 2 semaines après le traitement. D'après {86}



Apparence de lésions aiguës et chroniques produites dans le fundus non tapétal après photocoagulation laser de la rétine.

Photographie du haut : lésions de grade 3 devenant grises mais toujours oedémateuses 48h après le traitement.

Photographie du bas : même zone que la photographie du dessus deux semaines après le traitement. Les lésions sont dépigmentées en leur périphérie et hyperpigmentées en leur centre.

Nous avons vu que les lésions étaient beaucoup plus difficiles à reproduire dans le fundus tapétal et varient avec la couleur du tapis, la puissance utilisée et la localisation.

Ainsi il sera plus difficile de traiter la zone centrale du fundus tapétal et d'autant plus si la couleur du fond d'œil est jaune éclatant {86}.

Histologiquement, on note pour des lésions de grade 2-3, un amincissement et une nécrose de la couche nucléaire externe ; la couche plexiforme externe est également touchée, produisant un collapsus de la couche nucléaire interne aux abords externes de la membrane limitante.

Des degrés variés de dépigmentation, une hyperplasie et une hypertrophie de l'épithélium pigmenté rétinien ainsi qu'une migration de la membrane de Bruch vers la couche externe de la rétine sensorielle furent remarqués communément {86,108}.

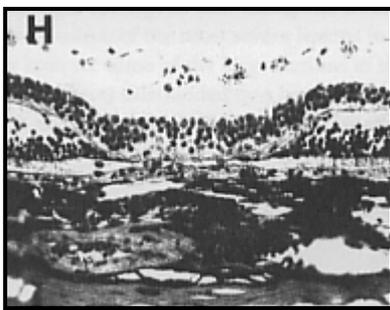
La plupart des lésions montrait un espace de la rétine subsensorielle optiquement clair et souvent envahi par des cellules pigmentées et des macrophages phagocytaires dérivés de l'épithélium pigmenté.

La gliose moyenne à modérée constatée semble confinée à la rétine sensorielle, tandis qu'aucune cellule inflammatoire n'a été observée{86}.

Photographies 50 et 51 : vues histologiques des lésions de rétinopexie.
D'après {86}



Apparence histologique d'une lésion de grade 2 : une large zone de nécrose de coagulation est présente ainsi qu'un espace de la rétine subsensorielle. On note l'atteinte de la couche externe nucléaire et plexiforme.



Apparence histologique d'une lésion de grade 2-3 : atrophie des couches rétinienne externe. Nous remarquons une zone d'adhésion entre la rétine et sensorielle et l'épithélium pigmentaire sous-jacent.

Sullivan *et al.* {108} constatent des lésions rétinienne d'importance progressive de la périphérie vers le centre avec :

- un amincissement de la couche plexiforme externe aux marges de la lésion
- puis une atteinte des photorecepteurs et de la couche nucléaire externe
- suivi par une atteinte de la couche nucléaire interne et de la couche plexiforme interne
- enfin, au centre de la lésion les cellules ganglionnaires et les fibres nerveuses sont touchées.

Ces lésions sont donc plus importantes que celles décrites précédemment.

les brûlures rétinienne, 12 semaines après le traitement, apparaissent sur le fond d'œil en une cicatrice pigmentée.

e) Complications

Très peu de complications ont été spécifiées dans les différentes études, les effets adverses rencontrés ne sont généralement que temporaires.

Dans leur publication, Mc Hugh *et al.* {66} notent que des traitements même importants n'induisent pas de chémosis ou d'œdème comme il est possible de l'observer communément après une cryopexie.

De petites hémorragies du centre des lésions sont rencontrées dans certains cas mais une réduction de la puissance de tir permet de les éviter lors des tirs suivants. Pour l'un de leur patient, une puissance trop importante fut à l'origine de nombreuses hémorragies ponctuées de la choroïde. Elles furent résolues en deux semaines.

Balles *et al.* {3} observent dans 0.044% de leurs 9021 traitements une hémorragie subrétinienne ou une rupture de la membrane de Bruch. Une contraction de la rétine en périphérie de certains spots lésionnels fut parfois remarquée, cependant aucun patient ne développa de détachement rétinien par traction, failles rétiniennes, ou larmes dans l'épithélium rétinien pigmenté.

Pizzirani *et al.* {86} ne constatent aucun effet adverse mais émettent l'hypothèse qu'une absorption excessive de l'énergie laser pourrait conduire à une atrophie panrétinienne, des scotomes visuels ou des dommages aux nerfs ciliaires résultant en une ophtalmoplégie interne.

Enfin, Sullivan *et al.* {108} rapportent de leur expérience que la totalité des yeux traités présentent une hyperhémie conjonctivale modérée et un chémosis après la chirurgie. Pour tous, l'hyperhémie fut résolue une semaine après le traitement, et le chémosis 14 jours suivant le traitement. Le premier jour du suivi post-opératoire, certains spots de rétinopexie présentaient un œdème périlésionnel. Pour certains, cet œdème devenait coalescent entre tous les spots formant une seule et unique lésion dans la zone de traitement. Une élévation séreuse de rétine s'étendant jusqu'à quatre fois le diamètre du disque optique fut également constatée. Cependant, cette complication fut résolue deux jours après sa découverte et l'œdème périlésionnel en 6 jours.

f) Rapidité d'adhésion de la rétine suite au traitement

Dans nombreux cas de décollements rétiniens, les forces de séparation sont assez importantes pour que les chirurgiens ne s'en remettent pas simplement à des mécanismes d'attachements physiologiques (exemples : membranes vitréennes continuant à exercer une traction sur la rétine, larme géante soumise aux forces gravitationnelles et aux mouvements oculaires).

Pour les techniques utilisées jusqu'alors (diathermie, cryopexie) la littérature indique que plusieurs jours sont nécessaires avant qu'une adhésion chorioretinienne assez forte se mette en place, ceci correspondant au temps présumé de la cicatrisation {117,34}.

Il serait donc utile qu'une modalité de traitement permette d'accroître la rapidité d'adhésion et ainsi minimiser les risques de re-détachement dans les premiers jours suivant le traitement.

Folk *et al.* {34} ont montré que des lésions laser d'un jour sur des yeux de singes et d'humains atteints de diabète résistaient à la séparation artéfactuelle durant la fixation histologique. Cette observation implique une force d'adhésion plus importante que la norme dans les zones traitées.

Yoon et Marmor {117} constatent que la force d'adhésion entre la rétine et l'épithélium pigmentaire augmente à 140% de la norme 24 heures après le traitement laser et jusqu'à deux fois la norme deux à trois jours après l'opération.

Le mécanisme à l'origine de l'adhésion créée par l'opération dans les premiers jours suivant la photocoagulation est incertain. Les études histologiques montrent le développement d'un coagulum protéique à l'interface rétine-épithélium pigmentaire suivi par une adhésion cicatricielle. Cependant, l'on ne sait pas pourquoi ce coagulum montre une adhésivité croissante durant les premiers jours.

L'augmentation persistante de la force d'adhésion jusqu'à 1 à 2 semaines serait présumée liée à la formation de la cicatrice.

Yoon et Marmor {117} constatent une force d'adhésion ultime plus importante dans les zones préalablement détachées que dans les zones préalablement intactes. Ils supposent que la séparation tissulaire modifie directement la cicatrice qui se formera :

elle entraînerait la formation d'un coagulum plus important résultant en la formation d'une cicatrice plus dense

ou elle pourrait être à l'origine d'une composante inflammatoire ayant un rôle dans le phénomène cicatriciel.

3) Comparaison de la méthode de rétinopexie au laser diode avec la méthode de cryorétinopexie

Les effets cliniques et histologiques obtenus par ces deux méthodes de traitement semblent similaires {108}. La différence observée est que le traitement laser donne des lésions visibles immédiatement tandis que les effets obtenus par cryopexie n'apparaissent que plus tardivement et restent invisibles lors du traitement. De plus, la cryopexie semble entraîner une séparation transitoire des deux feuillets rétinien, effet non observé ou très rarement par photocoagulation rétinienne au laser.

Histologiquement, d'après Sullivan *et al.* {108} le laser produit un amincissement, un blanchiment et une hypercellularité de la sclère tandis que la sonde de cryopexie ne produit pas cet effet.

Jennings *et al.* {56} constatent, à l'inverse, sur des yeux humains, que la sclère reste cliniquement et histologiquement intacte après cette opération. Ils attribuent ceci à deux facteurs :

-la longueur d'onde du laser diode dont la transmission à travers la sclère est excellente et n'entraîne qu'une faible absorption énergétique par celle-ci.

-la mélanine absorbe de façon marquée la lumière émise par le laser diode, ceci permettant l'utilisation d'une quantité d'énergie diminuée.

a) Différence de réponse de la rétine selon la méthode utilisée

La cryopexie semble entraîner une perte progressive et proportionnelle des couches de la rétine dans la zone de traitement sans obtenir d'atrophie rétinienne complète.

Les yeux traités au laser développent des pertes disproportionnées, concernant d'abord les couches externes (en périphérie) puis la couche interne (au centre de la lésion). Cette différence est le reflet direct de dommages infligés à la rétine par le biais d'une méthode de gel opposée à la méthode laser assurant une transmission d'énergie sous forme de chaleur à partir de la choroïde ou de l'épithélium pigmenté jusqu'aux couches rétinienne internes.

Ainsi les dommages infligés à la rétine sont différents et l'efficacité des deux méthodes qui en découlent également {108}.

b) Avantages de la rétinopexie au laser diode sur la cryorétinopexie

La présence d'un faisceau témoin permet de délivrer l'énergie de façon plus précise et déterminer ainsi avant le traitement de la localisation des lésions. Le fait de pouvoir cibler les sites lésionnels devrait réduire les risques de sur-traitement, c'est à dire les applications multiples sur une même zone.

La production d'un effet visible immédiatement prévient également d'un sur-traitement.

Ainsi, on remarque qu'avec la cryopexie, les zones de la rétine qui devraient être traitées sont communément « manquées » car dès l'effet de glace disparu, la zone traitée et l'effet du traitement sont invisibles. Ceci fait courir le risque au chirurgien de :

-ne pas traiter correctement la rétine et voir le décollement progresser par la suite

-d'appliquer plusieurs traitement consécutifs sur la même zone à l'origine d'effets délétères et complications {56}.

Il a été démontré sur des yeux de lapins que la méthode laser conduisait à environ 50% de moins de rupture de la barrière hémato-aqueuse qu'avec la cryopexie {11,56,108}.

Une autre étude sur des lapins rapporte une adhésion rétinienne apparaissant précocement suite à l'application laser, tandis que beaucoup plus tardivement par cryoapplication (plusieurs jours) {11,34,56,108,117}.

De plus, l'apparition d'une faille entre les deux couches rétiniennes aux endroits traités par cryoapplication suggèrent que les yeux traités par

cette méthode ont plus de risques de développer des effusions subrétiniennes {108}.

Histologiquement, les lésions produites par le laser montrent une destruction rétinienne beaucoup moins large, une rétine beaucoup moins atrophique et des cicatrices moins riches en cellules gliales qu'avec la cryopexie {56}.

Enfin, la photocoagulation rétinienne entraîne une occlusion des capillaires choroïdiens, ceci pourrait être à l'origine de la plus faible concentration en protéine du vitré faisant suite au traitement en comparaison avec la cryochirurgie {56}.

c) Avantages du traitement par cryoapplication sur le traitement laser

La cryoapplication résulte en une liquéfaction immédiate du vitré, ce qui permettrait théoriquement un meilleur drainage du fluide subrétinien lors de la procédure.

L'application de la sonde de cryopexie ne semble pas infliger de dommages à la sclère tandis qu'il existerait des changements histologiques suite à l'application du laser.

Enfin, l'application de la sonde de cryopexie est plus rapide car son diamètre est plus large, ceci permet de réduire le nombre de spots total du traitement {108}.

E) TUMEURS INTRAOCULAIRES

1) Rappels sur les tumeurs intraoculaires

a) Épidémiologie

Il existe de nombreuses données différentes concernant les tumeurs intraoculaires du chien et du chat. Bien que peu communes, elles ne sont pas rares et tendent surtout à être sous diagnostiquées. Il semble que les tumeurs primaires soient plus communes que les tumeurs métastatiques chez le chien, tandis que chez le chat, du fait de l'implication importante de l'œil dans l'expression du lymphosarcome, les deux types primaire et métastatique sont proches pour leur incidence {81,63}.

Les tumeurs intraoculaires les plus communes chez le chien sont celles ayant pour origine les mélanocytes (mélanomes, mélanocytomes) apparaissant deux ou trois fois plus fréquemment que celles se développant à partir de l'épithélium ciliaire (adénomes, adénocarcinomes) {25,29,81}.

Pour le chat : la tumeur intraoculaire la plus fréquente est le mélanome diffus, suivi en fréquence décroissante par les sarcomes oculaires primaires, les mélanomes nodulaires, et les tumeurs de l'épithélium des corps ciliaires {84}. D'autres tumeurs primaires intraoculaires peuvent apparaître dans chacune des espèces féline et canine et peuvent théoriquement se développer à partir du tissu neural, du tissu connectif, vasculaire, ou épithélial, cependant ce type de tumeur est très rarement décelée.

Dans les deux espèces (canine et féline), le lymphosarcome est la tumeur métastatique la plus fréquente, suivie par le carcinome. Les néoplasmes oculaires sont plus généralement diagnostiqués sur des animaux d'âge moyen ou âgés ; il existe toutefois des exceptions. Des lésions de type mélanome de l'uvéa ont pu être découvertes sur des chiots de 4 mois seulement. Il n'a pas été défini pour l'instant de prédisposition de race ou de sexe, on suggère cependant que les Golden et Labrador Retriever et les Bergers Allemand pourraient avoir de plus grands risques de développer un mélanome de l'uvéa et du limbe. Enfin, la génétique serait mise en cause concernant une éventuelle hérédité du mélanome chez le Labrador {25,63}.

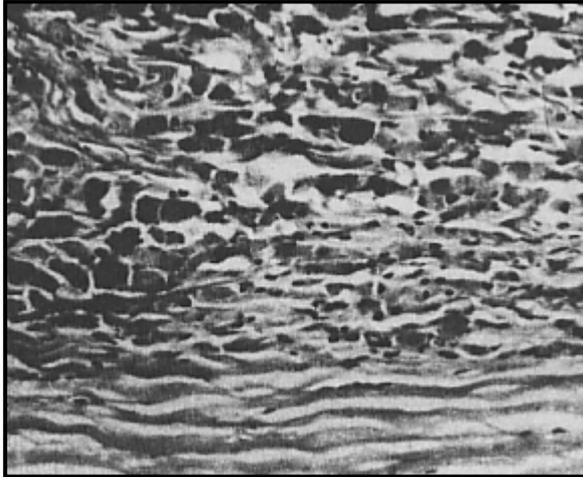
b) Différents types histologiques

Les études concernant les mélanomes oculaires malins chez l'homme ont été à l'origine de l'élaboration d'une classification histologique basée sur les caractéristiques cellulaires des mélanomes des corps ciliaires et de la choroïde.

Quatre types cytologiques distincts ont été définis : le type mélanome A, le type mélanome B, le type cellulaire mixte et le type épithélioïde. La plupart des mélanomes intraoculaires canins sont localisés à l'iris et aux corps ciliaires et correspondent précisément aux différents types cellulaires établis chez l'homme. Une catégorie supplémentaire a cependant été établie dans l'espèce canine pour décrire les mélanomes émergeant de la sclère : il s'agit du type épibulbaire, le terme de mélanome épiscléral lui a été préféré car les masses sont en général détectées à la jonction cornéosclérale et doivent être différenciées d'une extension épibulbaire d'un mélanome malin.

Le type **mélanome épiscléral** correspond à des masses fortement pigmentées émergeant de la sclère au niveau du limbe. Ces masses sont composées d'une population uniforme de deux types de cellules : de fines cellules fusiformes aux bords cytoplasmiques indistincts et des cellules rondes et épaisses et chargées de pigments {25}.

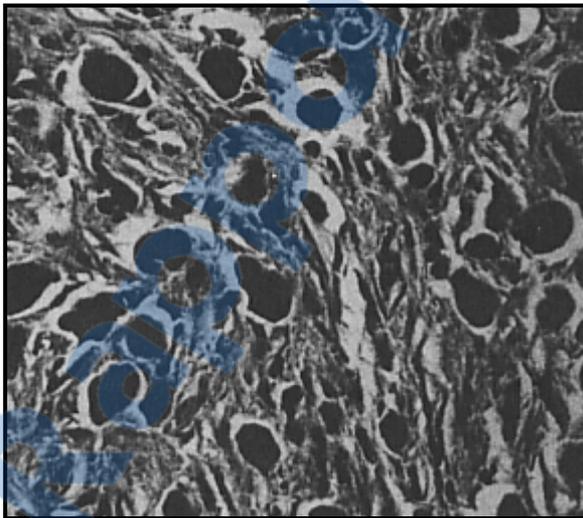
Photographie 52 : mélanome épiscléral : histologie. D'après {25}



Mélanome épiscléral. Deux types de cellules présents : les rondes larges et chargées de pigments et les fusiformes plus petites. Sous jacent, se trouve le stroma cornéen normal.

Le type **mélanome A** : le signe clinique le plus fréquent correspondant à ce type est une masse sclérale pigmentée accompagnée d'une buphtalmie. Histologiquement, on distingue deux populations cellulaires dont la population dominante correspond à des cellules rondes et larges contenant de fins granules pigmentés dispersés uniformément au sein du cytoplasme. Ces cellules sont plus nombreuses en périphérie de la masse. L'autre type cellulaire correspond à de petites cellules fusiformes. Les figures mitotiques de ce type de mélanome sont rares {25}.

Photographie 53 : mélanome de type A : histologie. D'après {25}

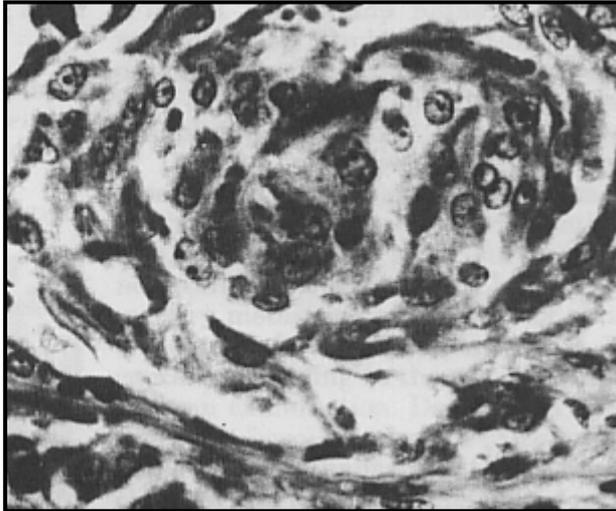


Mélanome de type A, de larges cellules rondes et pigmentées sont dispersées uniformément.

Le type **mélanome B** : pour ce type, les signes cliniques associés sont une masse visible occupant l'espace intraoculaire, un œdème cornéen et une buphtalmie. Histologiquement, le type B est très similaire au type A. Les cellules du types B sont plus larges et plus pléomorphiques, les différences concernent également le noyau et le nucléole. Les bords

cytoplasmiques des cellules du type B sont totalement indistincts. Les mélanomes de type B sont généralement moins pigmentés que ceux du type A. Les figures mitotiques des cellules observées sont également très rares {25}.

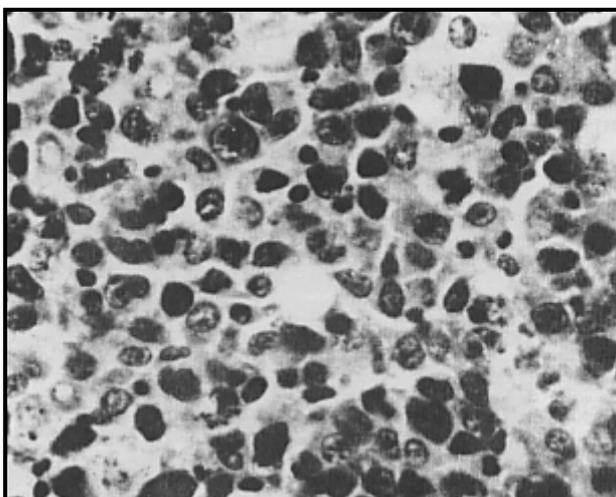
Photographie 54 : mélanome de type B : histologie. D'après {25}



Mélanome de type B : les cellules pigmentées y sont moins nombreuses que dans le type A.

Les **mélanomes épithélioïdes** : ce sont des mélanomes non pigmentés. Des cellules larges, rondes et comportant quelques pigments ont été rarement décelées. Les cellules épithélioïdes sont caractérisées par une véritable délimitation intercellulaire avec un apparent alignement cellule à cellule. Les cellules sont irrégulières en taille et en forme, avec un abondant cytoplasme éosinophile. De nombreuses cellules polynuclées sont présentes et l'indice mitotique est élevé dans ce type de masse. Ce type de tumeur est particulièrement agressif localement et possède un potentiel métastatique important comparé aux trois types précédents {25}.

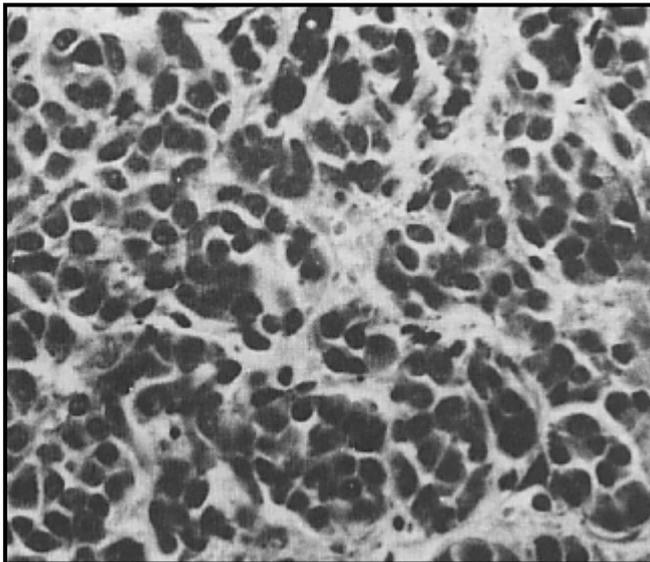
Photographie 55 : mélanome épithélioïde : histologie. D'après {25}



Mélanome épithélioïde, les cellules épithélioïdes ont des bords distincts.

Les **mélanomes de type cellulaire mixte** : composé de trois types cellulaires : des cellules rondes, épaisses comportant nombreux pigments, des cellules épithélioïdes et des cellules fuselées. L'index mitotique se situe en moyenne entre celui des tumeurs épithélioïdes et celui des mélanomes de type A et B. Une agressivité locale importante est également notée, des métastases ont pu être trouvées à l'examen nécropsique des patient présentant ce type de tumeur oculaire {25}.

Photographie 56 : mélanome de type cellulaire mixte. D'après {25}



Mélanome de type cellulaire mixte avec des cellules épithélioïdes dispersées en « paquets ».

c) Signes cliniques

Ils sont variables et basés sur la localisation de la tumeur. Les tumeurs primaires intraoculaires sont toujours observées unilatéralement, tandis que les néoplasmes secondaires peuvent impliquer un œil ou les deux.

En général la vitesse de progression reflète le comportement biologique de la tumeur ; les processus bénins progressent sur plusieurs mois ou années tandis que les tumeurs malignes primitives ou métastatiques progressent bien plus rapidement (semaines). Si le néoplasme se situe dans la chambre antérieure, le patient présentera des changements notables dans l'apparence de l'œil atteint {81}.

Concernant les proliférations nodulaires, le degré de pigmentation et vascularisation permet d'avoir un aperçu sur la nature de la tumeur. La pigmentation des mélanomes peut varier de brun clair à noir, bien qu'il existe des variants contenant peu de mélanine pouvant induire en erreur le diagnostic clinique. Le site d'élection du mélanome oculaire chez l'homme est généralement la choroïde. Chez le chien, les mélanomes du tractus uvéal antérieur sont plus communs, mais de nombreux cas ont été décrits concernant des mélanomes primaires choroïdiens.

Les tumeurs épithéliales des corps ciliaires sont grises et richement vascularisées, mais celles émergeant de l'iris ou de l'épithélium pigmenté ciliaire peuvent avoir des caractéristiques les rendant extrêmement difficile à différencier des mélanomes lors d'une observation clinique.

Les medulloépithéliomas sont de couleur blanche et ont en général une vascularisation moins riche que les tumeurs épithéliales des corps ciliaires {81}.

Les lésions métastatiques sont de taille inférieure (1-3 mm) avec une grande variabilité dans leur vascularisation et leur coloration ; celle-ci pouvant aller de blanc à gris à jaune {81}.

Les localisations des lésions directement observables dans le segment antérieur peuvent inclure la chambre antérieure, l'iris ou les corps ciliaires ; celles qui incluent la racine de l'iris peuvent représenter une extension de lésions des corps ciliaires dans la chambre antérieure.

Les tumeurs ciliaires nodulaires peuvent s'étendre dans la chambre postérieure, entre la surface postérieure de l'iris et la surface antérieure du cristallin ou moins communément, dans le vitrée antérieur.

Les mélanocytomes du globe peuvent apparaître à de nombreuses localisations, la plus commune étant le tractus uvéal antérieur, essentiellement le stroma irien ou des corps ciliaires {29}.

Les mélanomes malins intraoculaires occupent généralement la même localisation, ils sont moins pigmentés et plus agressifs localement. Occasionnellement, ces tumeurs peuvent être diffuses dans l'uvée antérieure et plus rarement dans la choroïde {29}.

d) Complications

Les tumeurs du segment antérieur et du segment postérieur de l'œil peuvent s'accompagner de complications telles que : uvéites, hémorragies intraoculaires spontanées ou glaucome secondaire. Ces facteurs de complications sont souvent la cause de consultation, et de part leurs effets sur les milieux transparents, le diagnostic est parfois rendu particulièrement difficile (hémorragies par exemple).

Photographie 57 : Complication d'une tumeur intra-oculaire. D'après {81}



Exemple de complication d'une tumeur intraoculaire. Ce chien fut présenté pour hémorragie intraoculaire aiguë. Il s'agit d'un mélanocytome choroidien postérieur caractérisé par son extension transsclérale et s'accompagnant d'un nodule extrascléral non pigmenté.

e) Biopsie

L'aspiration à l'aiguille fine du vitrée ou de l'humeur aqueuse ou d'une masse observable est à la fois avantageuse et critiquable, elle reste souvent sous utilisée comme moyen diagnostique. Certains néoplasmes comme les tumeurs lymphoréticulaires ou les mélanomes ont des cellules peu adhérentes qui sont disséminées dans le vitrée ou l'humeur aqueuse et peuvent être décelées par cette technique. D'autres tumeurs ont de plus grandes chances de donner des échantillons de faible cellularité rendant problématique leur interprétation.

D'autre part l'introduction d'une aiguille dans l'œil n'est pas une procédure dénuée de conséquences et peut s'accompagner d'hémorragie, de rupture de la capsule du cristallin, de décollement rétinien, perte de vision et d'un essaimage potentiel des cellules néoplasiques.

Seules les tumeurs confinées au stroma irien ou aux processus ciliaires pourraient être à l'origine d'une biopsie {81}.

f) Possibilités de traitement

Durant longtemps l'attitude des vétérinaires face aux tumeurs intraoculaires s'est limitée à une approche conservative d'observations

suivies par une énucléation si une douleur était ressentie par le patient ou si l'œil était atteint de cécité.

Cependant, les options de traitement de telles tumeurs sont limitées à l'observation, la biopsie excisionnelle, l'énucléation et l'ablation au laser {29,81}.

Les lésions localisées et sans complications associées peuvent si possible être extraites par biopsie excisionnelle ou laissées en place le temps d'observer leur comportement biologique. La taille de la tumeur devra être notée régulièrement et suivie à l'aide de photographies ou dessins. Une augmentation notable de la taille sur une période de temps relativement court (semaines) suggère un comportement agressif et requière une intervention.

En plus de la biopsie excisionnelle, l'ablation de tumeurs au laser a été proposée comme moyen effectif de traitement pour ces mêmes tumeurs {29,81}.

2) Indications de la photocoagulation

Comme nous l'avons vu pour l'épidémiologie, les tumeurs intraoculaires n'ont souvent pas la même nature chez le chien et le chat.

La majorité des mélanomes canins soit environ 90% {81} sont de nature bénigne pour leur morphologie donc opérables par photocoagulation laser. Une phase de suivi pré-opératoire est essentielle, durant la quelle l'évolution, la couleur, la localisation de la tumeur seront notées.

Chez le chat, les mélanomes nodulaires et diffus de l'iris sont de nature agressive, et un taux de 50% de métastases est reporté {81}. On utilisera donc peu la technique laser pour cette espèce.

3) Traitement des tumeurs intraoculaires par photocoagulation au laser YAG

a) Introduction

La photocoagulation transcornéenne par arc xénon, laser argon, et laser krypton a déjà été testée pour le traitement de petites tumeurs intraoculaires chez l'homme {102}. Les longueurs d'onde de ces lasers sont cependant limitées pour leur pénétration tissulaire, ne sont pas appropriées pour des applications transsclérales et seraient de peu d'utilité dans le traitement de mélanomes ciliaires {102}.

Le laser Nd : YAG a des caractéristiques de transmission et d'absorption appropriées pour la photocoagulation transsclérale du tissu uvéal {76}. Bien que les applications de ce laser concernent essentiellement le traitement du glaucome, il est supposé et c'est ce que nous allons étudier, que la transmission de l'énergie de ce laser par voie

transsclérale ou transpupillaire peut détruire les néoplasmes intraoculaires.

b) Technique

L'utilisation du laser pour ce traitement s'effectue sans contact scléral ou cornéen. L'énergie est délivrée par le biais d'un microscope opératoire+lampe à fente sur lequel est fixé le laser. Le faisceau lumineux est délivré par la fibre de quartz de 600 µm de diamètre. L'émission lumineuse se produit à 1-3 mm de la surface du globe.

La quantité d'énergie laser sélectionnée sur l'instrument est vérifiée par un powermètre externe {76,109}.

Le faisceau laser est dirigé à travers la sclère pour les tumeurs ciliaires et à travers la cornée pour les tumeurs de l'iris.

La quantité totale d'énergie par application et le nombre d'applications pour chacune des études était déterminé empiriquement, avec pour références les quantités d'énergie utilisées pour la photocoagulation des corps ciliaires. En fait, ces deux paramètres furent déterminés au cas par cas durant chacune des opérations sur les indications cliniques de blanchiment, carbonisation et éventuelles hémorragies du tissu cible. Globalement, la quantité totale d'énergie délivrée par œil traité pouvait aller de 7.2 J à 572 J {76,109}.

Le mécanisme probable de régression tumoral par photocoagulation a été étudié : il semble que l'énergie laser cause des dommages importants aux structures vasculaires {76}.

Le traitement est jugé satisfaisant lorsque la lésion n'augmente pas de diamètre et ne s'élève pas au delà des tissus adjacents durant le suivi post-opératoire. Cependant de nombreuses variations ont été notées quant aux effets d'un tel traitement sur les tumeurs.

Photographies 58 et 59 : vue d'un mélanome épiscléral avant et après traitement. D'après {109}



A gauche : photographie d'un œil droit de chien atteint d'un mélanome épiscléral (flèches blanches). La masse est surélevée par rapport au niveau des tissus avoisinant.

A droite : photographie du même œil immédiatement après opération de photocoagulation laser. On notera les caractéristiques de contraction des tissus néoplasiques s'accompagnant de la carbonisation de ceux-ci. Seuls les tissus tumoraux pigmentés sont touchés par le traitement, on remarquera l'aspect intact des tissus non pigmentés adjacents.

c) Variabilités des réponses aux traitements

Il semble que la grande variabilité de réponse à la thérapie au laser soit à la fois liée aux tumeurs et aux facteurs du traitement.

D'une part, la taille des néoplasmes traités sera prise en compte. Une taille importante rendra difficile d'atteindre les portions profondes de ces tumeurs.

Comme il a été démontré dans nombreuses études, l'énergie laser cause des dommages importants aux structures vasculaires, entraînant une nécrose de la paroi des vaisseaux et une thrombose. Il est donc normal de concevoir que la régression tumorale est médiée par la destruction vasculaire. L'intensité du traitement dépendra directement de la vascularisation tumorale {76}.

D'autre part, le système sans contact peut être un avantage quant à sa facilité d'utilisation mais pénalise quant à la quantité d'énergie délivrée. La distance entre la fibre optique et le globe oculaire entraîne des divergences du faisceau diminuant ainsi la pénétration et la densité de puissance. L'utilisation d'un système par contact pourrait augmenter l'efficacité d'un tel traitement.

Le degré de pigmentation de la tumeur tient également une importance majeure dans la réponse à cette thérapie. Il a été vu que le laser YAG n'était que peu efficace dans le traitement du glaucome des yeux peu pigmentés, il est donc possible que les tumeurs non pigmentées répondent beaucoup moins bien à cette thérapeutique. A l'inverse, une pigmentation excessive pourrait atténuer la pénétration énergétique et de ce fait prévenir la destruction du néoplasme. L'expérience a montré que la majorité des tumeurs répondant correctement au traitement étaient moyennement pigmentées tandis que les plus réfractaires l'étaient fortement {76,102,109}.

Ainsi, la perfusion sanguine, la taille et la pigmentation de la tumeur auront une importance significative quant à la quantité totale d'énergie à utiliser pour atteindre la tumeur dans sa profondeur et par là même, la détruire.

Les seules complications associées à ce traitement laser furent : des hémorragies intraoculaires, la formation de fibrine et des cataractes. Dans la plupart des cas, les cataractes étaient confinées au cortex

superficiel ou à la capsule adjacents à la tumeur et de ce fait liées à un effet local du traitement sur le cristallin et non pas à une altération chronique de la composition de l'humeur aqueuse comme vu pour la cyclophotocoagulation des corps ciliaires.

L'inflammation qui suit toute opération de l'uvéa a toujours été considérée comme la composante à l'origine des complications les plus importantes. La vertu du laser YAG est de n'engendrer après destruction tissulaire qu'une inflammation faible ou modérée {76}. Bien que l'inflammation de l'humeur aqueuse et la formation de fibrine sont des effets liés à tout traitement laser agressif, des études ont montré que ces effets sont liés aux dommages vasculaires bien plus qu'à l'inflammation elle-même. Ceci expliquerait l'étonnant manque d'inconfort des animaux suite au traitement.

Cependant il n'existe aucune donnée concernant les effets du traitement laser des tumeurs sur leur pouvoir métastatique.

d) Conclusion

Le plus grand intérêt de cette thérapie non-invasive est d'éviter l'éventuelle complication de cécité par déformation du globe par la tumeur ; mais également par perforation du globe durant toute autre opération. De plus, la photocoagulation est une procédure simple nécessitant un temps d'anesthésie court et un taux de morbidité post-opératoire faible {70}. Malheureusement, en l'absence d'incision du globe, on se prive également de l'analyse histopathologique de la masse et donc du diagnostic tumoral. Toutefois, il faut noter que lorsque des biopsies sont possiblement réalisées, les résultats ne sont pas toujours fiables, et la présence d'une pigmentation de la masse ne signifie pas forcément l'existence d'un mélanome. On notera également les désavantages de cette technique représentés par le coût de l'équipement et une reprise de croissance potentielle des tumeurs traitées.

3) Traitement des mélanomes intraoculaires par photocoagulation au laser diode

a) Introduction

Il a fallu déterminer dans le cadre de ce traitement des critères de sélection prenant en compte le type de lésion de façon à ne traiter que des tumeurs bénignes, c'est à dire une masse isolée située sur l'iris ou les corps ciliaires de croissance lente et sans complication associée. Chez les chats, du fait du grand potentiel métastatique associé aux mélanomes iriens, les lésions pigmentées de l'iris dans cette espèce

devront être abordées avec beaucoup plus de précautions. Il n'a cependant jamais été mis en évidence que le traitement laser pouvait être à l'origine d'une dissémination cellulaire par voie hématogène de cellules néoplasiques.

b) Technique

Le faisceau laser peut être délivré selon les cas à travers un microscope opératoire (OMA) (cf. annexe1) ou un ophtalmoscope indirect (LIO) (cf. annexe 5) associé à une lentille de 20 Dioptries. Le mode d'émission laser est continu.

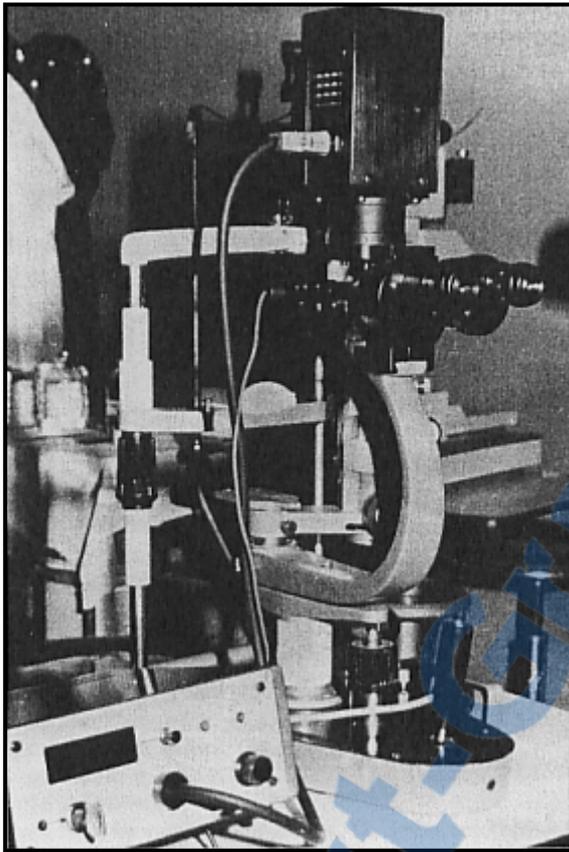
L' OMA produit un faisceau convergent dont le diamètre du spot mesure 0.3, 0.5, 0.8, 1.2, 2.0 mm à une longueur focale de 17.5 cm. Le LIO produit un faisceau convergeant de diamètre de 0.4 mm à une longueur focale de 35.6cm à travers une lentille de 20D ; sans lentille, le diamètre du spot serait de 1.2 mm {10}. Prudence devra être apportée quant au diamètre du spot laser, en effet, plus celui-ci est petit, plus l'énergie y sera fortement concentrée.

Il est également possible d'utiliser une technique opératoire utilisant une endo-sonde par le biais d'une incision du limbe à la cornée.

Photographie 60 : laser diode et ophtalmoscope indirect. D'après {58}



Le laser diode peut être utilisé avec un ophtalmoscope indirect pour délivrer l'énergie par voie transsclérale pour les tumeurs de l'iris ou par voie transpupillaire pour les décollements de rétine.



Photographie d'un laser diode monté sur microscope opératoire.

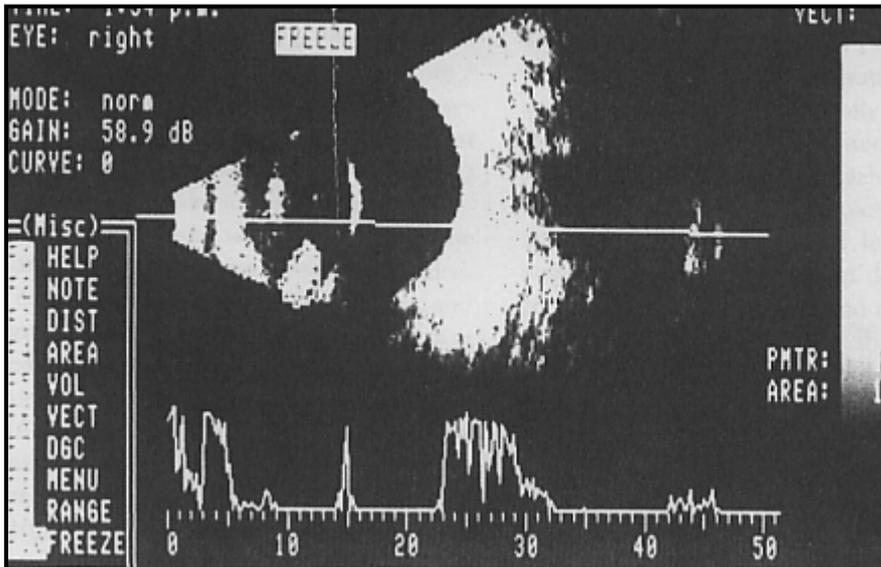
Le traitement consiste à délivrer une énergie de 80 à 1000 mW pour une durée maximale cumulée de tir laser de 14 minutes environ.

La visualisation directe de la lésion durant le traitement permet d'ajuster le temps de tirs laser et déterminer la fin du traitement par les changements observés sur la lésion et notamment : une contraction, un craquèlement de la surface et le relâchement de pigments dans l'humeur aqueuse {25}.

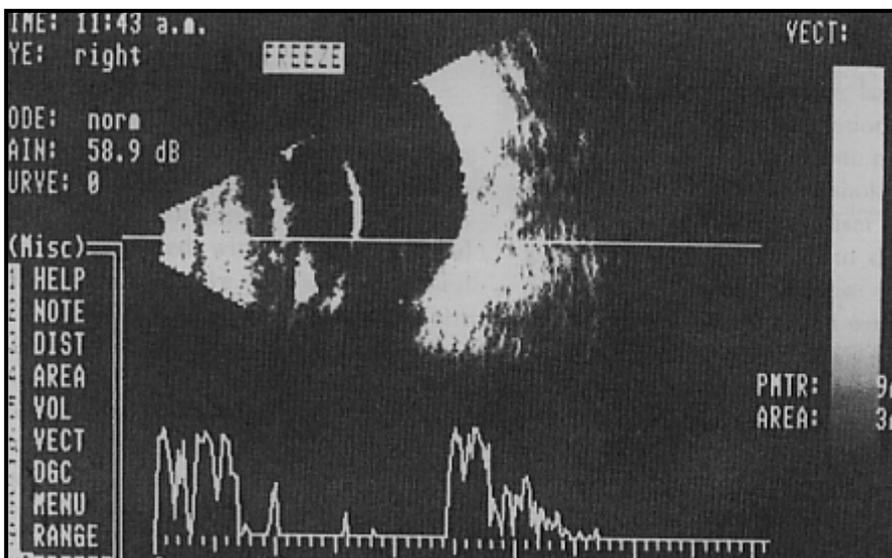
Dans la plupart des cas, les lésions traitées semblaient écrasées et de diamètre réduit mais persistaient. Dans certains cas seulement, une zone de l'iris apparaissait atrophie suite au traitement, indiquant une photoablation complète de la tumeur {25}.

c) Suites opératoires

Photographies 62 et 63 : échographie d'une tumeur intraoculaire avant et après traitement. D'après {25}



Exemple d'une échographie oculaire préopératoire, la lésion mesure 14 mm pour son périmètre et fait 10mm² de surface.



Le même cas, trois semaines après le traitement au laser diode, la lésion mesure 9 mm pour son périmètre et 3mm² de surface.

Il n'y a pas de complication significative ayant pu être notée suite à ce type de traitement laser, il faut cependant signaler que les études concernant le traitement au laser diode des tumeurs intraoculaires chez les carnivores domestiques sont rares.

Une complication passagère est toutefois survenue : un œdème cornéen a fait suite au traitement de tumeurs de taille particulièrement

importante et proche de la cornée, l'hyperthermie locale a entraîné ce dommage {25}.

Les patients montraient suite au traitement une dispersion de pigments dans la chambre antérieure, ou une hyperpigmentation irienne diffuse.

d) Techniques utilisées en ophtalmologie humaine

Des alternatives ont été expérimentées pour palier à une énucléation ou une excision chirurgicale incluant : la cryothérapie, la diathermocoagulation transsclérale, le ruthenium 106, la brachythérapie, ou l'irradiation au cobalt. La thérapie par photoradiation qui nécessite une administration par voie générale d'un dérivé hématorporphyrine : composant photosensibilisant préférentiellement retenu par les cellules tumorales et une photoactivation du néoplasme par lumière rouge ou laser dye afin de détruire de façon sélective la tumeur. Cette thérapie photodynamique semble avoir un potentiel dans le traitement des tumeurs non pigmentées. Toutefois, pour toute tumeur intraoculaire pigmentée, la photocoagulation au laser diode est une excellente thérapie non invasive, il en est de même pour les carnivores domestiques {102}.

CHAPITRE IV : ASPECTS LÉGISLATIFS

RISQUES ET SÉCURITÉ

A) Introduction

Une discussion sur la sécurité du laser est essentielle, compte tenu de l'apparition de cet outil thérapeutique en médecine vétérinaire il y'a à peine 20 ans. Beaucoup de praticiens y compris les nouveaux diplômés ont reçu peu ou aucune formation concernant la sûreté d'usage du laser. De plus, le cursus de la plupart des vétérinaires en Ecole n'aborde pas même le sujet de cette nouvelle thérapeutique. Ceux qui tentent l'expérience doivent le faire par l'opportunité d'un court week-end de formation, riche en théorie mais pauvre en expérience. La plupart des dangers associés à une utilisation incorrecte de cet outil peuvent être facilement évités grâce à un bref rappel des principes de sécurité.

Les documents officiels exposant les consignes de risques et sécurité du laser sont des documents de médecine de l'Institut National Américain des Standards (ANSI), les articles en questions sont ANSI 136.3 et ANSI 136.1. L'ANSI est une organisation privée qui développe des standards pour l'utilisation sécurisée du laser en industrie et en médecine sous la consultation et l'accord d'experts. ANSI 136.3 aborde la sécurité laser et ses conséquences sur les locaux et équipement en médecine humaine, tandis que ANSI 136.1 couvre plus largement et plus généralement l'emploi sans danger du laser. Cependant, au jour d'aujourd'hui, il n'existe aucun document concernant la médecine vétérinaire plus spécialement. Il est toutefois raisonnable de penser que « l'Occupational Safety and Health Administration » (OSHA) ou toute autre organisation équivalente utilisera des principes similaires comme règles de sécurité en médecine vétérinaire. Le fait que ces praticiens ne soient pas spécialement mentionnés ne doit pas engendrer une sous estimation des règles et une pratique libertaire à l'idée de chacun. Chaque vétérinaire doit être précurseur et offrir cette thérapeutique en observant un maximum des règles de sûreté. Tout laser produit et vendu depuis 1976 doit être certifié par le fabricant comme répondant aux standards de sécurité, en conséquence, tout instrument doit porter le label indiquant sa conformité avec les règles en vigueur et la liste des risques liés à son utilisation classés de I à IV (cf. annexe 4).

Le chapitre abordé ici ne se restreint pas à l'utilisation du laser en ophtalmologie. Les éléments de protection cités ci-après sont peu utilisés dans cette spécialité. Cependant, il est indispensable pour tout utilisateur de connaître l'éventail complet des risques encourus ainsi que le matériel spécifique de protection.

B) Classification des risques

Les lasers sont subdivisés en quatre classes, dépendant de leur capacité à induire des dommages cutanés ou oculaires.

La classe I comporte des lasers dont les radiations n'excèdent pas un niveau maximum permis (MPE) déterminé par les règles en vigueur et n'est pas nocif ni pour la vue ni pour la peau.

La MPE est définie comme la radiation laser maximale n'entraînant aucun effet biologique adverse aux yeux ou à la peau. Un exemple de laser de classe I peut être représenté par les petits lasers vendus en quincaillerie.

Les lasers de classe II émettent dans le visible et sont sans danger si le regard croise momentanément le faisceau émis. Nous ne pouvons regarder la radiation d'un tel laser plus longtemps car la vue du faisceau entraîne un éblouissement correspondant à une réponse adverse normale. Bien que les lasers témoins (hélium-néon) soient de classe II, ils peuvent comporter des dangers si la MPE est dépassée par une fixation longue du faisceau. La classe III est composée de lasers dangereux par directe visualisation, ce sont les lasers des « lasers light shows ». Les lasers de classe IV correspondent à tout laser dont la puissance excède 0.5 W au delà de 0.25 seconde, ou ceux dont la fluence excède 10J/cm². La quasi totalité des lasers chirurgicaux appartiennent à cette catégorie. Le faisceau laser direct, réfléchi ou les diffusions issues de la réflexion peuvent endommager la peau et les yeux. De plus, les lasers de classe IV posent également des risques d'incendie.

C) Risques établis concernant le faisceau laser

Les premiers risques à prendre en considération lors d'utilisation d'un laser médical concernent, comme nous l'avons vu, la peau et les yeux. La MPE représente l'exposition maximale mais chacun devra malgré cela limiter les expositions pour nombreuses raisons. Les niveaux de MPE sont dépendant de la longueur d'onde, du temps d'exposition et du nombre d'impulsions par tir laser. Ces valeurs de MPE peuvent être exprimées en exposition de radian encore appelée fluence (Joules/centimètre carré) ou en densité de puissance : l'irradiance (Watts/centimètres carré). Ainsi les valeurs pour chaque laser sont publiée dans les documents ANSI. Toute valeur surpassant la MPE est susceptible de causer des dommages tissulaires. En général, plus la longueur d'onde laser est importante plus haute est la MPE, un autre parallèle peut être fait avec le temps d'exposition, plus celui-ci est long et plus basse est la MPE.

1) Risques oculaire

Les risques oculaires incluent des opacités de la cornée ou du cristallin, aussi bien que des dommages rétinien. Tous sont dépendant de la longueur d'onde laser. Bien que les formes de dommages cornéens peuvent être réversibles, la formation de cataracte et les blessures de la rétine ne le sont pas. D'autres facteurs jouent sur le niveau et le type d'atteinte tissulaire, il s'agit du volume tissulaire, de l'énergie du faisceau, du temps du tir laser. L'exemple suivant illustre pourquoi l'œil est l'organe le plus sensible aux risques laser. Un faisceau laser d'un énergie de 1W est infiniment plus dangereuse pour la rétine qu'une lampe incandescente de 100 W. La luminosité d'un faisceau laser est deux millions de fois plus importante que celle d'une ampoule normale. L'énergie émise dans le visible et dans le proche infra-rouge, passera à travers la cornée puis le cristallin et induira des dommages thermiques directement à la rétine, pouvant causer la perte de vision des couleurs, la perte de la vue dans l'obscurité ou une cécité totale. Ainsi, les types de laser émettant dans ces intervalles de longueurs d'ondes sont spécifiés dangereux pour la rétine et à l'origine de diminution ou perte de la vue. Le laser Nd : YAG et le laser diode, les plus usité en ophtalmologie appartiennent à cette catégorie de laser. Les risques augmentent avec l'augmentation du temps d'exposition et la dilatation pupillaire.

Les longueurs d'ondes proches ultra-violet passent la cornée et sont absorbées par le cristallin, à l'origine d'une dénaturation photochimique des protéines du cristallin, à l'origine de la formation de cataracte. Les UV B et UV C sont eux absorbés par l'épithélium cornéen résultant en une photokératite par dénaturation des protéines cornéennes. Une conjonctivite peut également être provoquée par le même type de longueur d'onde. Les kératites et conjonctivites sont des affections rapidement réversibles. Les infra rouges sont également à l'origine d'affections cornéennes. Ces longueurs d'ondes sont absorbées par les tissus contenant de l'eau, elles entraînent une dénaturation des protéines de la surface cornéenne. Des opacités cornéennes peuvent en résulter. Les laser à CO₂ sont l'exemple de ce type de laser.

2) Risques pour la peau

Les radiations UV : UV- B et UV- C sont également appelés zone UV actinique. L'exposition à ce type de rayonnement donne lieu à un érythème et un boursoufflage de la peau du fait de l'absorption de l'énergie par l'épiderme. La lumière solaire est une source commune de radiation UV-B, et a été impliquée dans le carcinome de la peau. Des effets similaires peuvent apparaître sur la peau avec toute radiation issue

du spectre IR, soit avec le laser CO₂, en plus de l'hyperpigmentation, la photosensibilisation et dans les expositions extrêmes, la carbonisation.

D) Prévention des risques

1) Prévention globale

Le meilleur moyen de se protéger est de prévenir tout contact avec le faisceau laser pour le chirurgien et tout membre de l'équipe chirurgicale. Toute procédure chirurgicale mettant en œuvre le laser devra se produire dans une salle spécifiquement dédiée à ce type d'opération. Aussi tentant que cela pourrait l'être, le laser devra être interdit dans les salles d'examen ou de traitement. Trop de variables sont présentes dans ces environnements pour permettre une utilisation sans risque, quelque soit la longueur d'onde mise en œuvre. Le concept de zone à risque (ZR) est utilisé par ANSI pour créer une zone d'isolement des effets laser sur des observateurs occasionnels ou habituels. Cette zone à risque est un espace dans lequel le niveau des radiations directes, réfléchies ou dispersées excède la MPE applicable.

Tout type de salle d'opération au laser devra présenter des signes d'avertissement appropriés sur la porte d'entrée en accord avec le « Federal Laser Product Performance Standard ». A tout laser de classe IV devra être associé un avertissement prenant en compte les points suivants :

- (1) Radiation Laser- Eviter toute exposition des Yeux ou de la Peau aux Radiations Directes ou Dispersées.
- (2) Une spécification indiquant « Chirurgie Laser en cours – Protection des yeux nécessaire »
- (3) Le type de laser utilisé, la longueur d'onde correspondante, la durée des impulsions laser, la production maximale.
- (4) La classe de laser utilisé.

Un exemple d'avertissement approprié pourrait être représenté par la figure suivante :

Photographie 64 : signe d'avertissement du danger laser. D'après {38}



Julie CHIRON - année 2005

Exemple d'un signe d'avertissement typique d'un laser de classe IV devant apparaître à l'entrée de la chambre opératoire.

Les murs et fenêtres de la zone opératoire devront être recouvertes avec le matériau approprié pour contenir toutes les radiations dans cette salle. Les radiations du laser CO₂ seront aisément contenues par un vitrage conventionnel, cependant, les radiations du laser YAG et du laser diode requièrent un vitrage couvert ou enduit d'un filtre spécial approprié.

2) Prévention spécifique des yeux

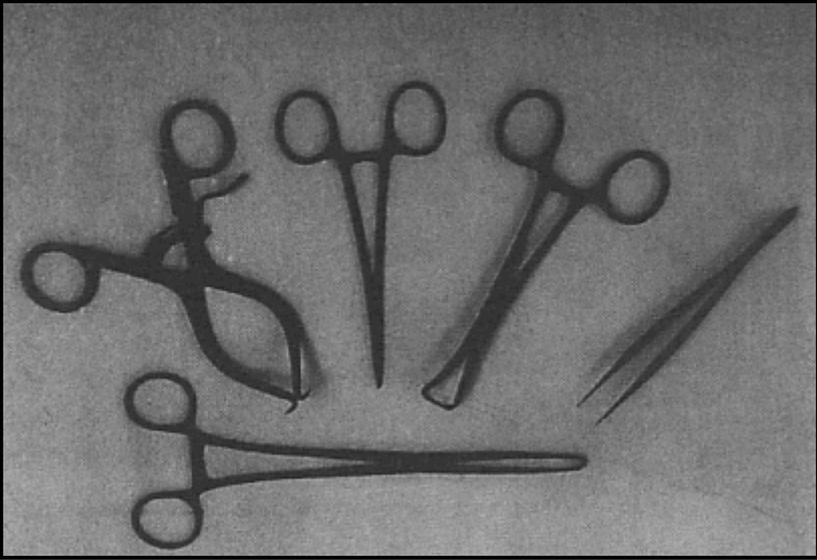
Le risque oculaire peut être prévenu en utilisant des lunettes de protection spécifiques de la longueur d'onde utilisée. Il va sans dire que ces lunettes ne sont d'aucune utilité si elles ne sont pas portées, en effet, 70% des accidents laser aux Etats Unis de 1964 à 1992 engendrant un dommage visuel étaient liés à l'absence ou à un mauvais port des lunettes de protection. Les verres de ces lunettes sont équipées d'un filtre particulier ou recouverts d'un matériau réfléchissant. La densité optique de ces lunettes détermine les longueurs d'onde qui pourront être utilisées avec une telle protection. C'est pour cette raison qu'il n'existe pas de lunettes de protection universelle et l'on prendra soin de vérifier avant chaque opération le type de laser et les lunettes appropriées à porter. Chaque laser possède son kit de protection spécifique. La méthode permettant de différencier les outils de protection est la mise en place d'un code couleur sur chacun des accessoires. Ces lunettes devront être soumises à un contrôle et nettoyage de routine et devront être systématiquement remplacées en cas de zones de décoloration ou griffure sur le verre.

Protéger les yeux du patient est également essentiel, en cas d'opération non ophtalmologique.

En ophtalmologie, l'opérateur ne porte pas de lunettes, le filtre étant directement intégré au dispositif {microscope opératoire + laser} (cf.annexe 3).

Un autre risque potentiel pour les yeux est représenté par l'effet miroir de certains revêtements de la salle opératoire, susceptibles de réfléchir 100% du faisceau et donc créer des dommages sérieux. Ainsi, tous les revêtements métalliques devront être polis, de même pour tous les instruments chirurgicaux qui, en plus d'être polis, devront être recouverts soit d'éponges humides soit d'un champ de tissu. L'ébonisation est un procédé de revêtement des instruments par une couche de couleur noire et mate intéressant dans les règles de protection concernant les instruments utilisés avec le laser.

Photographie 65 : instruments chirurgicaux ébonisés. D'après {38}

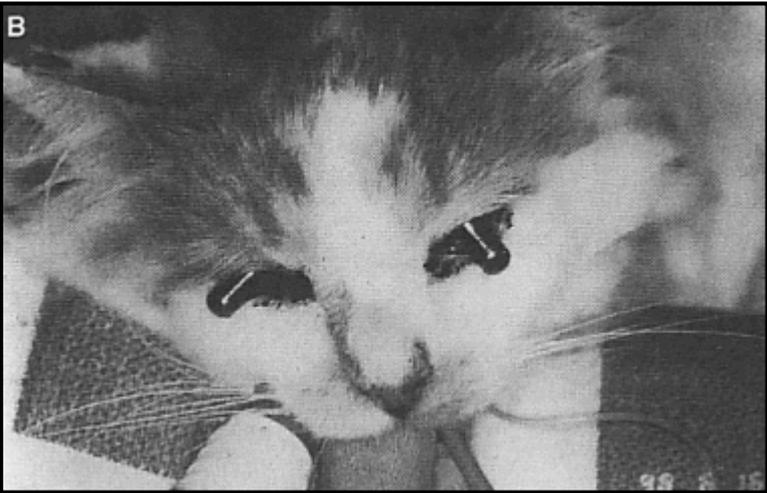


Ces instruments traités préviennent d'une réflexion dangereuse du faisceau laser sur la surface des instruments classique pouvant nuire au patient.

Photographies 66 et 67 : protection oculaire. D'après {38}



Un exemple de protection oculaire utilisée durant une opération laser. Ces lentilles de protection existent en taille enfant et en taille adulte.



Protections cornéenne de la figure précédente sur un patient chat.

3) Prévention des risques spécifiques concernant la peau

Ils sont relativement facile à minimiser par des standards comme une blouse et des gants qui à eux seuls procurent une protection efficace en association avec un maniement judicieux et prudent du faisceau laser. Toute zone de risque devra être revêtue d'éponges humides ou de champs.

4) Risques respiratoires et contrôle du nuage de « fumée » laser

Un nuage de fumée est souvent émis en cours d'opération. Il a été démontré que cette fumée contient un grand nombre de substances susceptibles d'avoir des effets délétères sur l'homme et l'animal. Ces substances incluent un nombre de particules virales et microbiennes viables, des particules mutagènes et carcinogènes, des bioaérosols, et du matériel cellulaire mort. En orthopédie et en dentisterie le nuage de fumée peut contenir du métal et des particules. Même à bas niveau d'émission, ces substances peuvent engendrer une irritation du système respiratoire supérieur et des tissus oculaires. Des expositions répétées à ce type de « fumées » laser peuvent conduire à des maladies chroniques comme l'emphysème, l'asthme, et potentiellement certains cancers. Ce risque n'existe pas en ophtalmologie, il concerne essentiellement la chirurgie des tissus mous.

Ce type de fumée est principalement contrôlée par un système d'évacuation avec des filtres appropriés. Les systèmes d'aspiration de routine utilisés en médecine vétérinaire ne sauraient convenir. La plupart des compagnies de production de lasers devraient et doivent fournir un évacuateur de fumée comme une part entière du produit. Si possible, le système de collection devra se trouver à environ 2 cm du site d'action du laser, l'évacuation de fumée devra débuter avant toute mise en marche du laser et devra continuer 30 secondes après la production du nuage de fumée. Comme pour tout autre matériel, celui-ci devra être soumis à une maintenance et un changement de routine des filtres pour être effectif. Tous les tubes et connections devront être stérilisés ou au besoin changés car après toute opération, ils contiendront du matériel biologique.

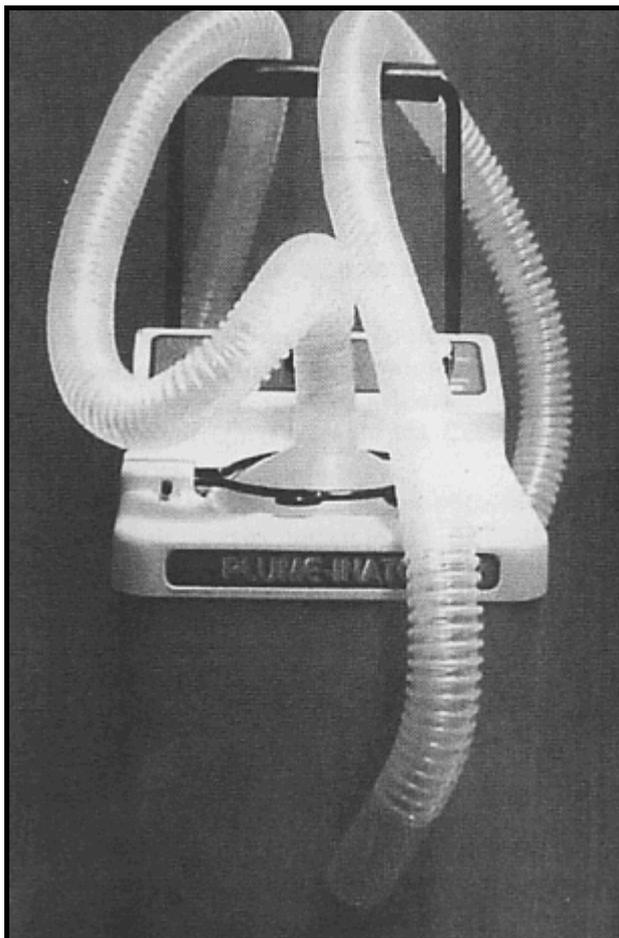
Secondairement, en protection contre le nuage de fumée émis, le praticien devra porter un masque spécial, capable de filtrer des particules dont la taille atteindrait 0.1 μm . Un masque de chirurgie standard ne serait pas apte à filtrer des particules de cette taille. Les préparations iodées généralement appliquées sur les sites de chirurgie devront être évitées car à l'origine de fumées irritantes.

Photographie 68 : masque spécifique pour opération laser. D'après {38}



Masque capable de filtrer des particules de très petite taille comme celles contenues dans le nuage de fumée laser.

Photographie 69 : évacuateur de fumée pour opération laser. D'après {38}



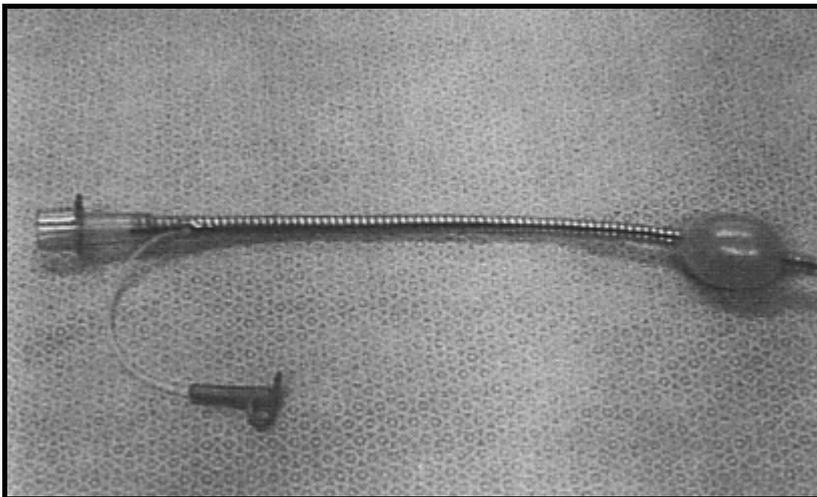
Ce type d'évacuateur de fumée est indispensable à la prévention du nuage de fumée produit durant l'opération laser.

Julie CHIRON année 2005

5) Risques d'incendie et contrôle

Du fait des effets thermiques de nombreux lasers, l'ignition de certains accessoires de chirurgie et même du patient peut se produire si une attention particulière n'est pas portée durant l'opération. Dans la possibilité d'un incendie dans la salle d'opération, un extincteur doit, bien sûr, être disponible. Des éponges ou des draps humides doivent être disposés dans le champ opératoire immédiat. Il est très important de garder à l'esprit la longueur d'onde du laser utilisé ainsi que ses différentes interactions avec les tissus et ses caractéristiques de pénétration. Il sera impossible pour un laser CO₂ de traverser une simple couche de protection ou un drap humide, cependant, un laser YAG ou un laser diode peuvent aisément traverser cette même « barrière de sécurité ». L'une des règles primordiales dans la protection contre un éventuel incendie est de n'utiliser aucune solution à base d'alcool, s'agissant d'une substance inflammable. Il en sera de même pour tout agent anesthésique inflammable, ceux-ci devront être interdits lors de toute chirurgie au laser ou électrochirurgie. Un choix particulier devra être effectué concernant la sonde endotrachéale, il sera judicieux d'utiliser une sonde dont le matériau supporte de très hautes températures avant d'entrer en combustion, comme les sondes de Silastic qui supportent jusqu'à 700° F.

Photographie 70 : sonde endotrachéale spécifique pour certaines opérations laser. D'après {38}



Type de sondes endotrachéales utilisées lors d'opération laser, plus résistantes à l'ignition et la perforation que ne le sont les sondes usuelles.

CONCLUSION

Nous retiendrons de cette étude que la manipulation du laser comme outil thérapeutique demande au praticien des connaissances étendues tant en théorie qu'en pratique.

De nombreux lasers sont aujourd'hui disponibles et utilisables dans la spécialité qu'est l'ophtalmologie. Chacun est caractérisé par : sa longueur d'onde et sa puissance. Leur utilisation est basée sur la durée d'exposition, les paramètres d'impulsion, la taille de spot, et le matériel d'application.

La photosection, la photocoagulation, la photorefraction, la phacovaporisation et la thérapie photodynamique sont les différentes possibilités offertes par les lasers.

Les modalités d'utilisation thérapeutiques sont maintenant bien connues et étendues puisqu'il est possible d'intervenir sur la cornée, la sclère, les corps ciliaires, le trabéculum, l'iris et la rétine.

En ophtalmologie humaine le laser a révolutionné la pratique en permettant des soins curatifs de certaines affections rétinienne ou la correction des anomalies de réfraction cornéennes. Il est devenu de ce fait indispensable à la spécialité. La rapidité des recherches, motivées par les possibilités thérapeutiques du laser, a permis qu'en vingt ans celui-ci ne soit plus un outil anecdotique mais indispensable et son utilisation précisément réglementée.

Le laser, considéré comme une pratique d'avenir en exercice vétérinaire, est l'outil du présent des patients humains. Dans un hôpital comme les Quinze-Vingt à Paris, à chaque étage correspond une spécialité (opération de la cornée, glaucome, photocoagulation rétinienne) et donc, des lasers. Le fossé nous séparant de la pratique humaine s'agrandit si l'on s'intéresse aux outils diagnostiques tels que la tomographie oculaire : OCT (cf. annexe 8). Ce dernier permet de réaliser une véritable cartographie en couleurs du fond d'œil. La photocoagulation rétinienne en sera d'autant plus précise.

La spécialité vétérinaire, pour le laser, suit inévitablement le même chemin mais se trouve confrontée aux difficultés de son secteur :

-un diagnostic tardif des différentes affections, lié à une consultation elle aussi tardive, ne permet que des perspectives limitées et souvent palliatives

-et d'autre part le développement d'un instrument encore trop onéreux réduisant son utilisation à des précurseurs.

Toutefois, les essais sont concluants, les différents articles parus prouvent qu'à ce jour, des opérations telles que la photocoagulation de la rétine, des corps ciliaires et de mélanomes oculaires sont réalisables pour tout chirurgien habilité à manipuler le laser. Les recherches ont permis de définir les différents paramètres, la localisation des points d'impact, le matériel d'application à utiliser. Les expériences sont cependant toujours en cours afin de limiter les complications post-opératoires ou affiner les techniques opératoires, comme par exemple l'iridotomie, qui semble-t-il n'offre toujours pas de résultats probants.

La question qui se pose aujourd'hui est de croire ou non en la banalisation du laser en ophtalmologie vétérinaire. Il semble que ce travail en fasse la preuve : nous avons souligné plusieurs fois l'importance du laser diode léger, portatif, surtout moins onéreux que tous ses prédécesseurs et permettant la réalisation de toutes les opérations majeures. Il s'agit donc d'un excellent candidat pour toute clinique de spécialistes et référents en ophtalmologie.

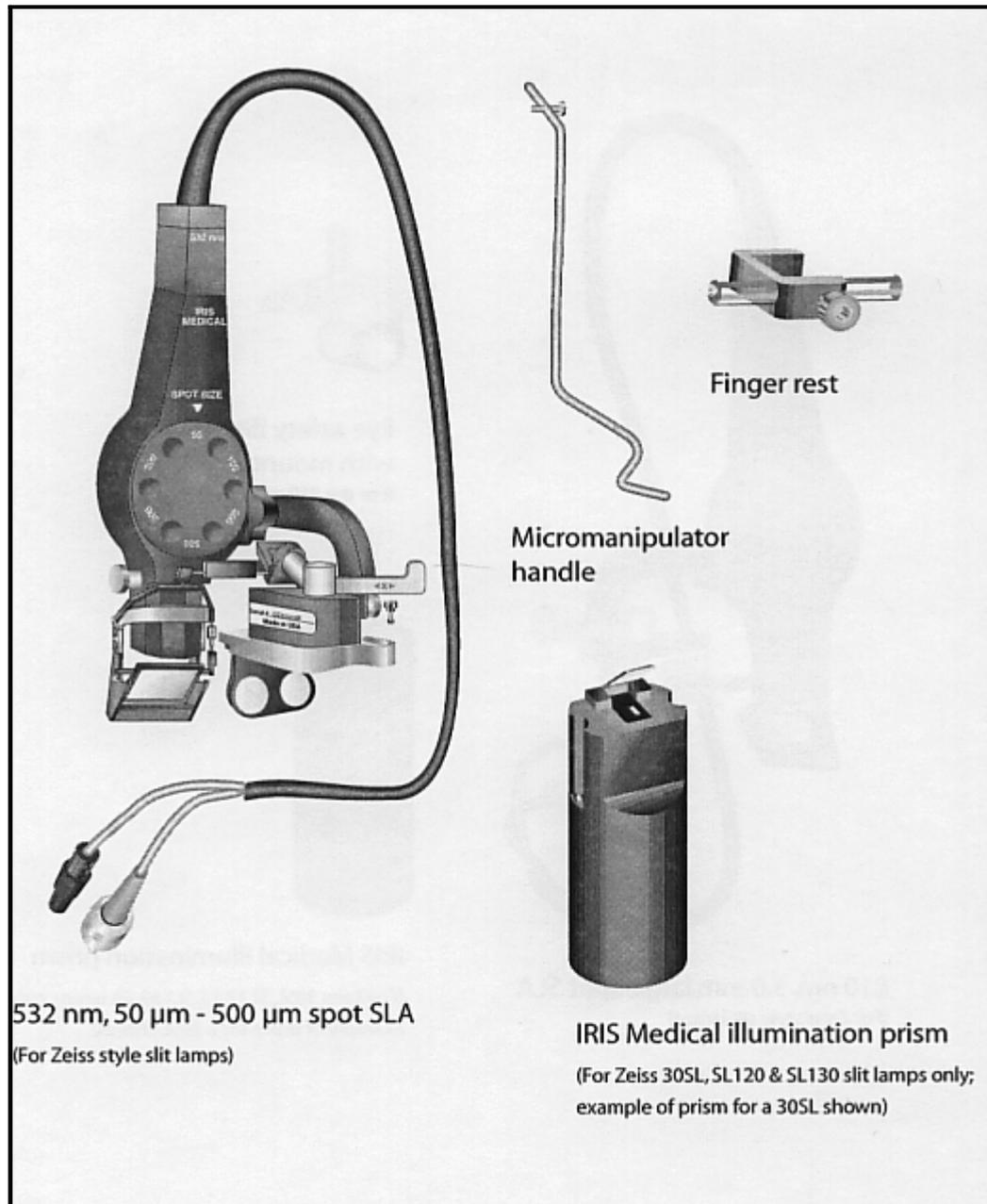
Il y'a quelques années l'on devait s'interroger de la même façon sur la possibilité d'opération de la cataracte chez les carnivores domestiques, et l'on sait aujourd'hui sa réalisation en routine dans les cliniques spécialisées.

INDEX DES ANNEXES

- Annexe 1 : le laser diode, partie fixée au microscope opératoire
- Annexe 2 : le laser diode
- Annexe 3 : protection oculaire de l'opérateur
- Annexe 4 : sécurité et attestation de conformité
- Annexe 5 : laser diode et ophtalmoscope indirect
- Annexe 6 : sondes d'application laser en contact oculaire
- Annexe 7 : cicatrices de photocoagulation rétinienne (fond d'œil humain)
- Annexe 8 : tomographie optique (OCT) (technique d'ophtalmologie humaine)

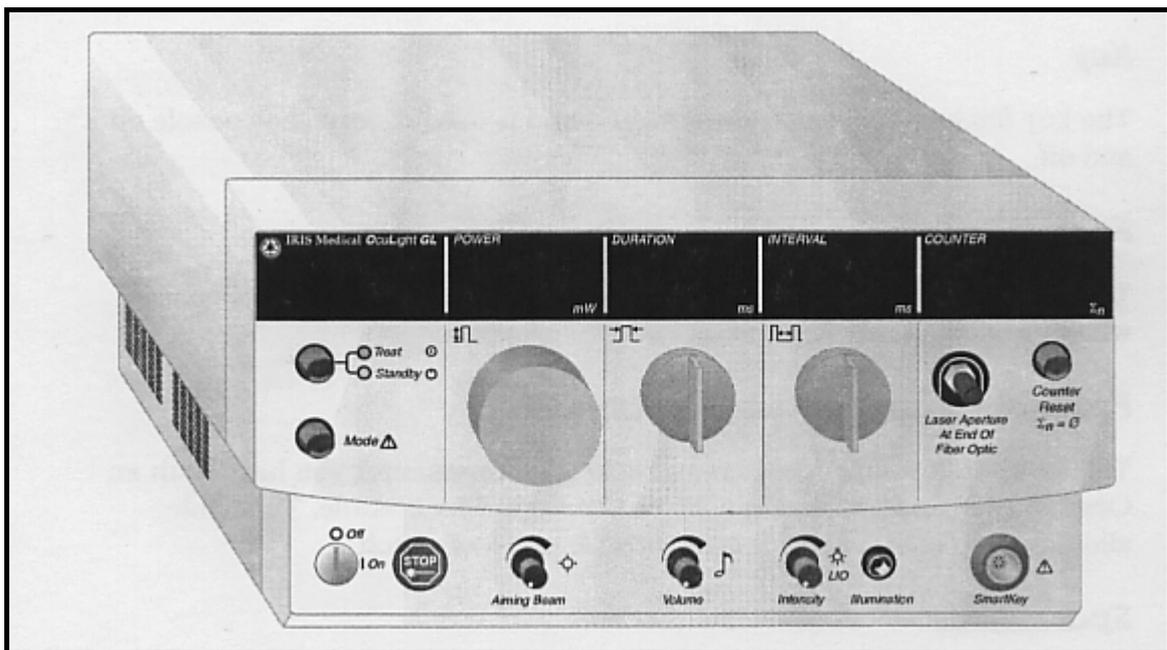
ANNEXE 1 : Le laser diode, partie fixée au microscope opératoire

Présentation du laser diode, tel qu'il est fixé sur le microscope opératoire. Les fils de connexion sont directement reliés au boîtier permettant les réglages de puissance et durée d'application. La taille du spot est réglé par la molette visible ci-dessous.



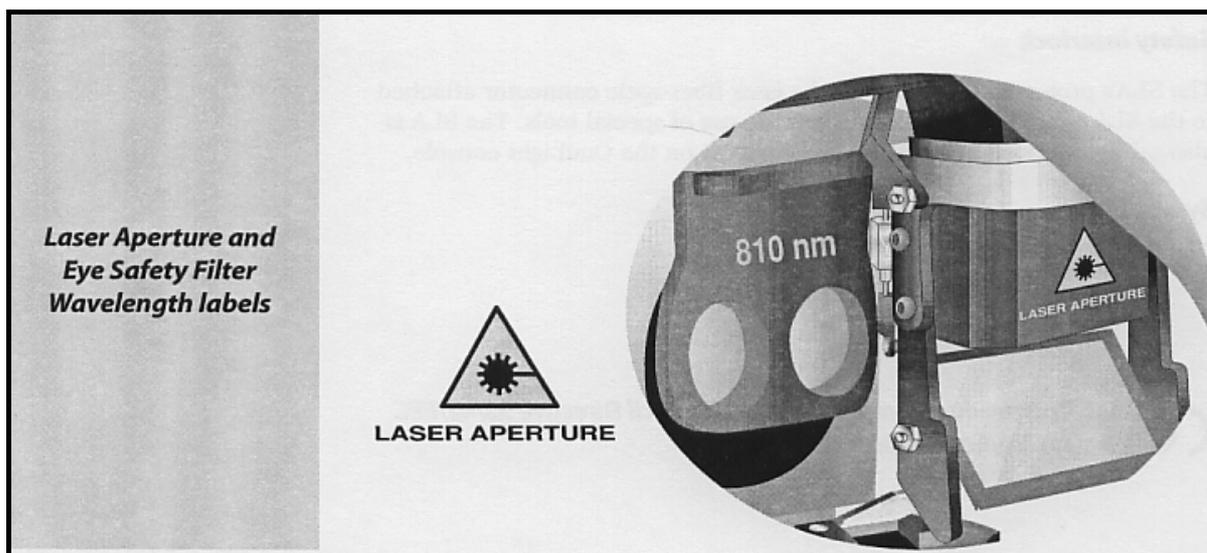
ANNEXE 2 : le laser diode

Socle du laser diode. Puissance et durée de tir y sont ajustées, un compteur affiche le nombre de tirs effectués.



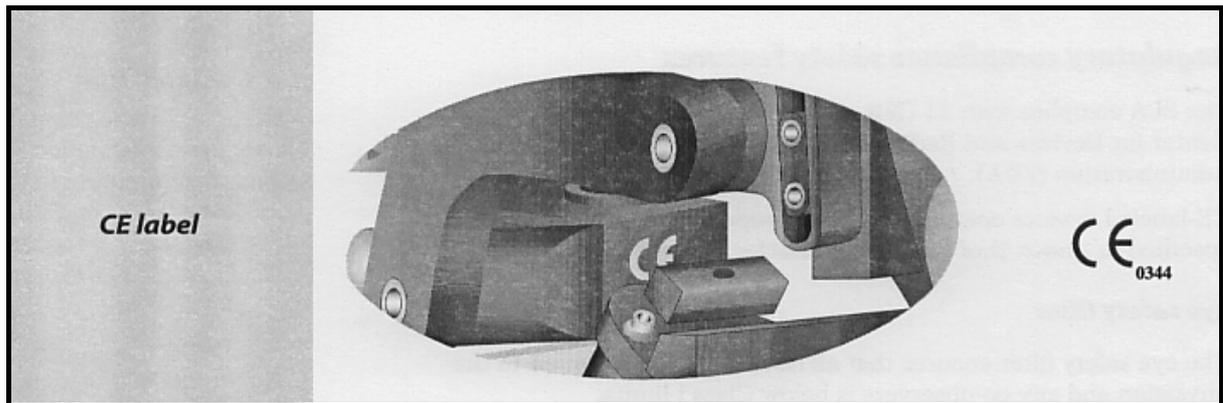
ANNEXE 3 : protection oculaire de l'opérateur

En pratique, le filtre 810 nm est abaissé afin d'éviter tout retour du faisceau lumineux. Les yeux du chirurgien sont ainsi protégés.



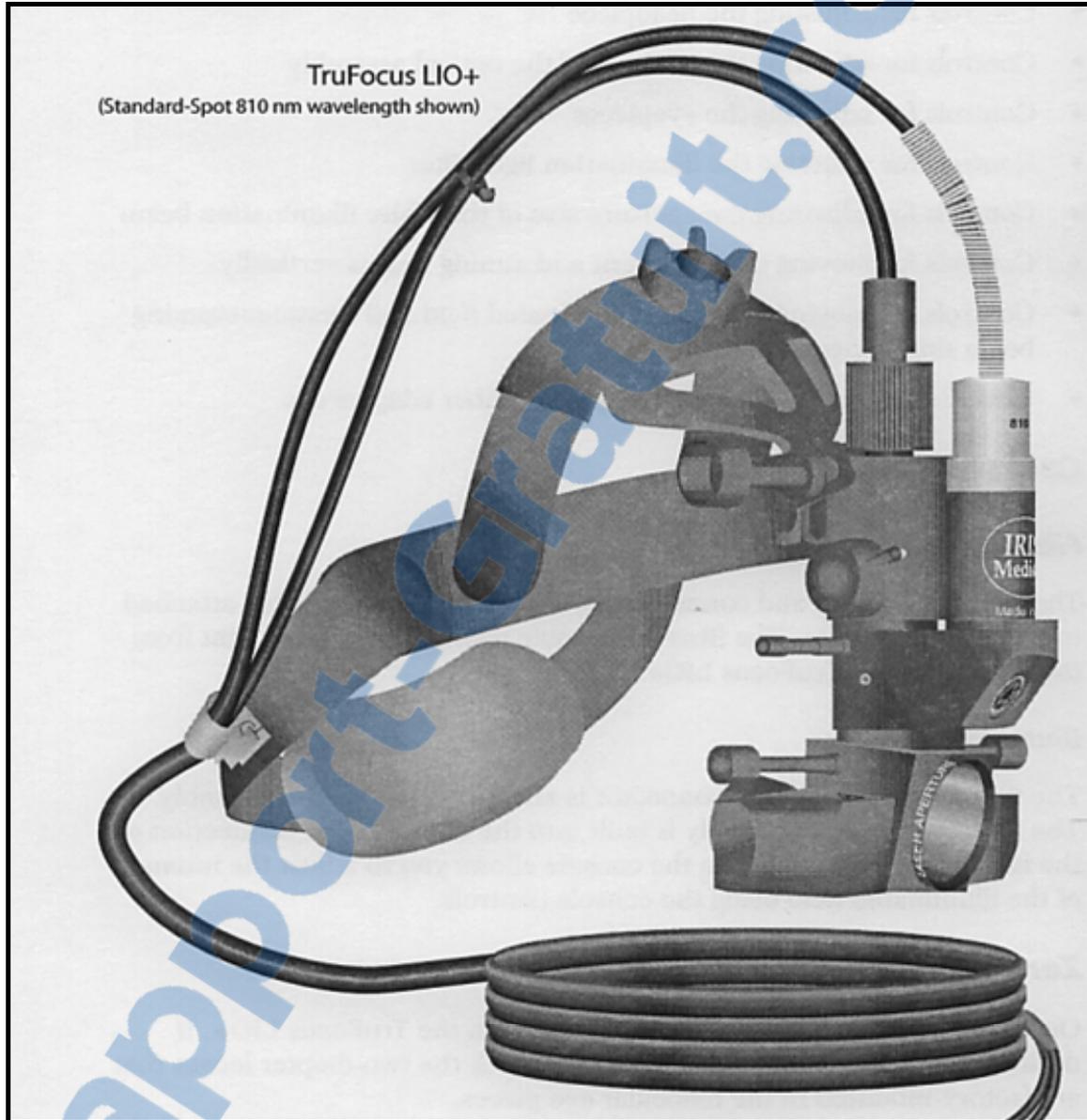
ANNEXE 4 : sécurité et attestation de conformité

Le label CE atteste de la conformité du produit selon la directive médicale 93/42/EEC.



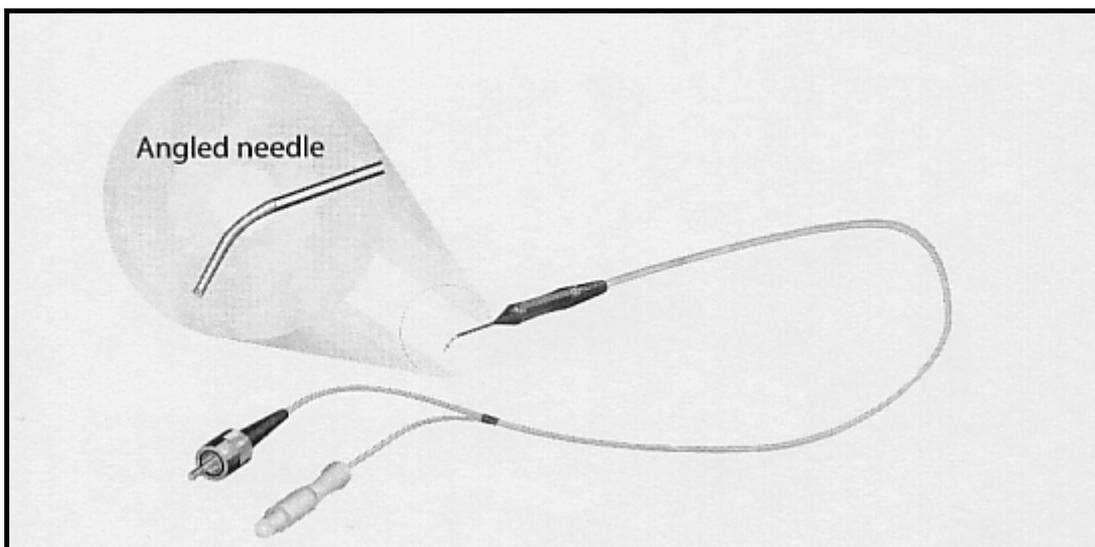
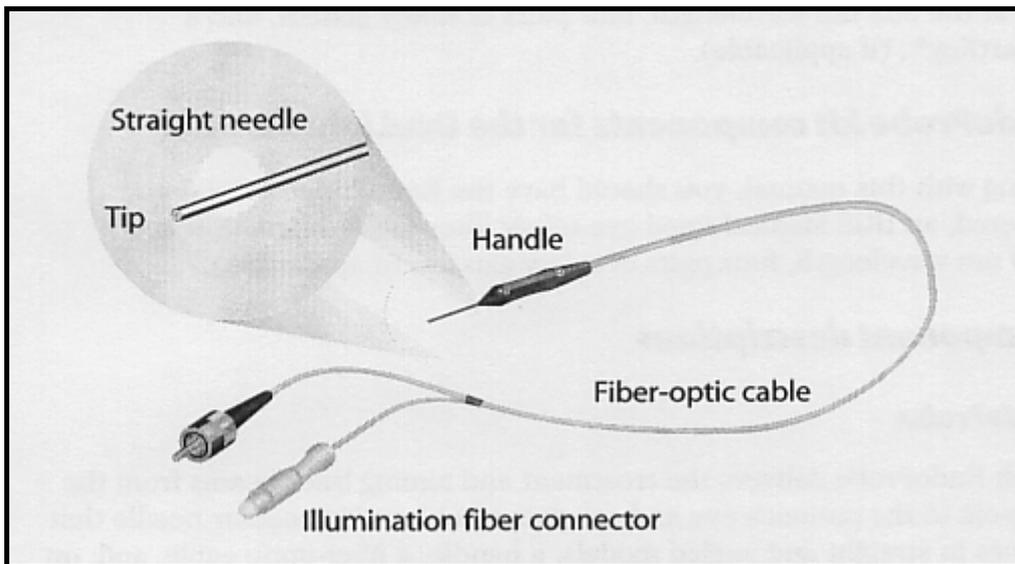
ANNEXE 5 : laser diode et ophtalmoscope indirect

Laser diode 810 nm fixé sur un ophtalmoscope indirect.



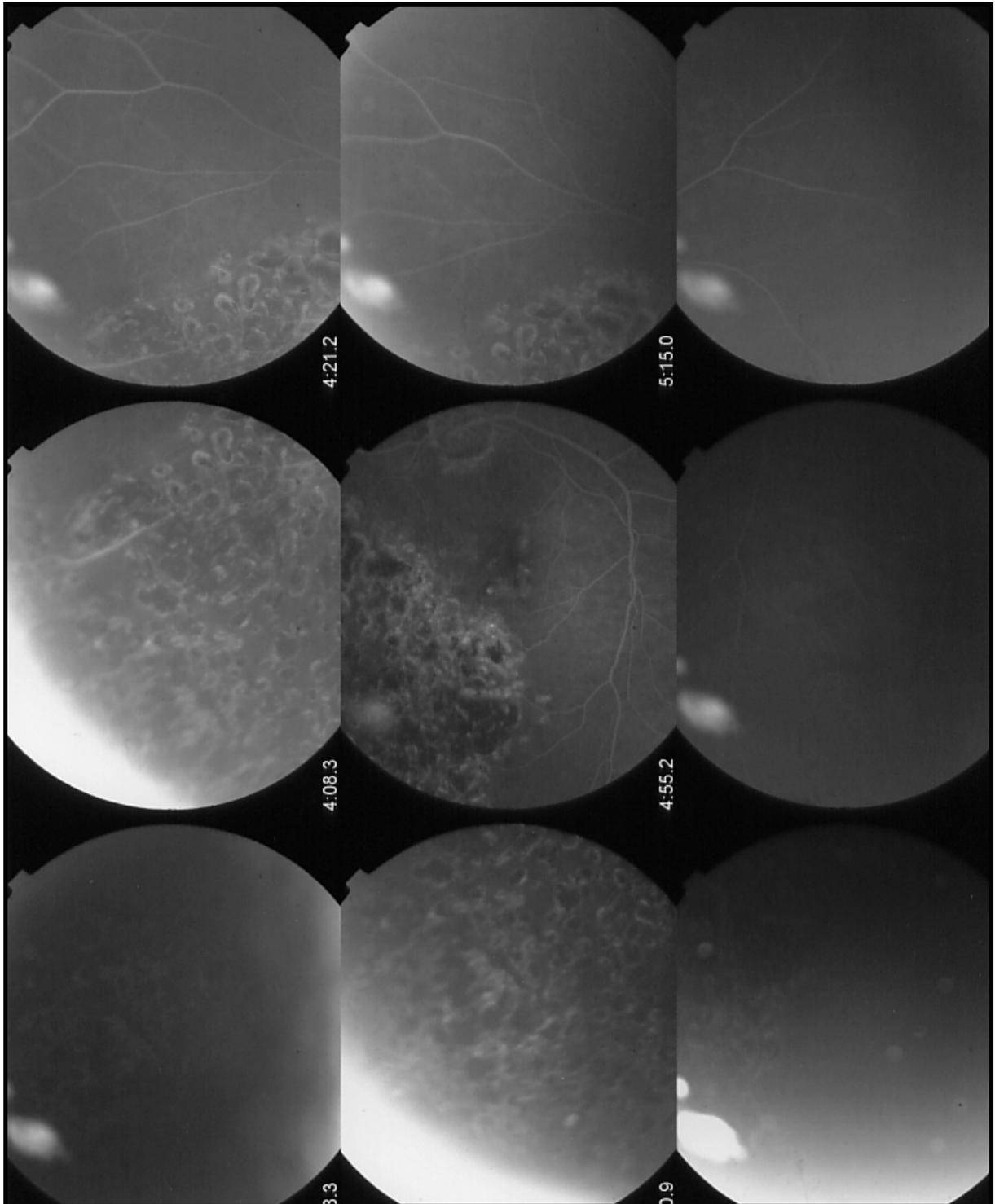
ANNEXE 6 : sondes d'application laser en contact oculaire

Sonde utilisée lors d'applications en contact oculaire direct. Ces sondes spécifiques et stériles ont une extrémité droite ou angulaire. Elles peuvent être éclairées par une lumière blanche, ceci par une connexion supplémentaire.



ANNEXE 7 : cicatrices de photocoagulation rétinienne (fond d'œil humain)

On voit clairement les lésions anciennes fortement repigmentées et au contour dépigmenté.



Rapport-gratuit.com



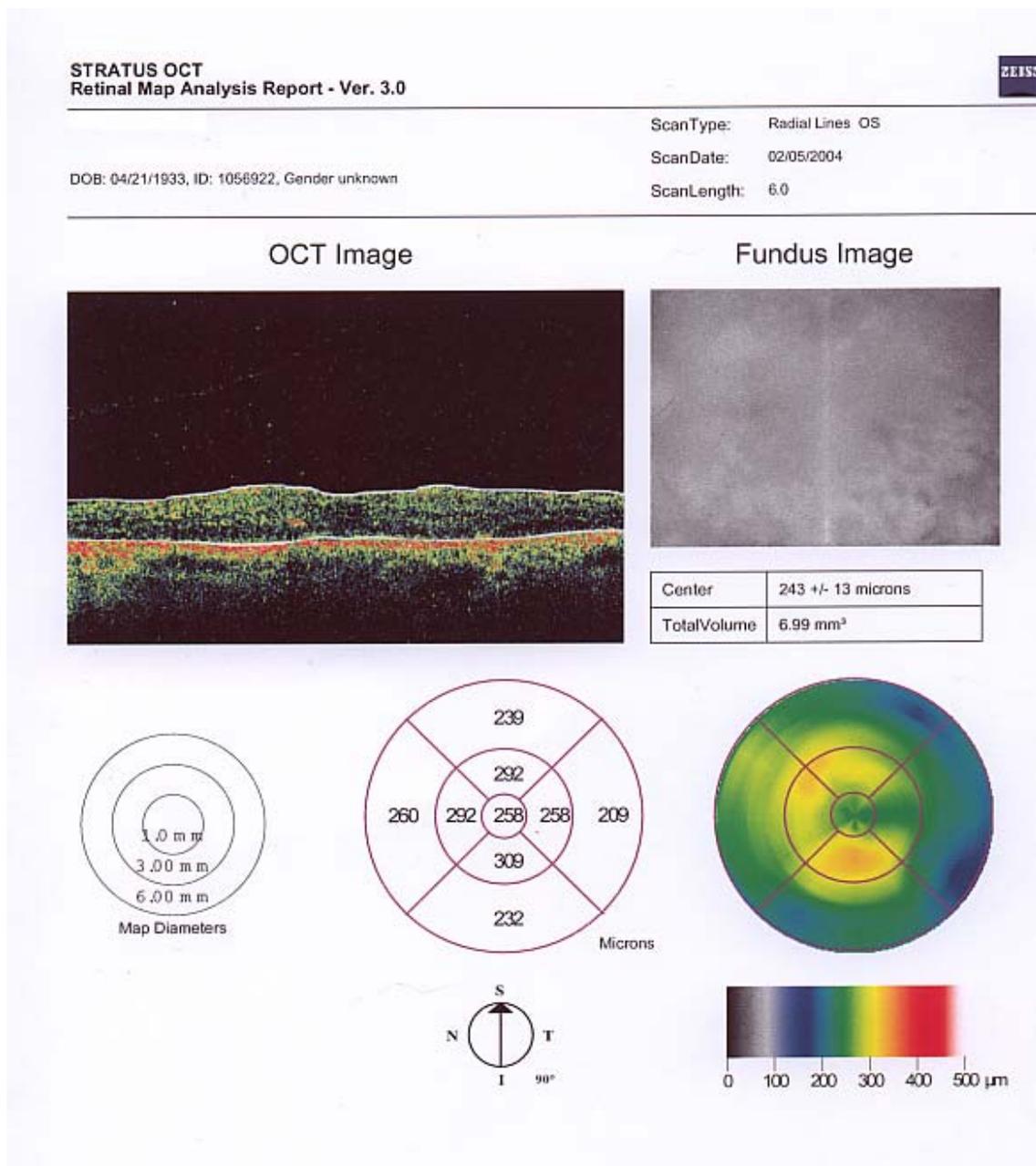
Julie CHIRON année 2005

LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

Utilisation du laser en ophtalmologie vétérinaire : étude bibliographique

Page

ANNEXE 8 : tomographie optique(OCT) (technique d'ophtalmologie humaine)



BIBLIOGRAPHIE

- {1} ASSIA E.I, HENNIS H.L, STEWART W.C, LEGLER F.C, CARLSON A.N, APPLE D.J. A comparison of Neodymium: yttrium aluminium garnet and diode laser transscleral cyclophotocoagulation and cyclocryotherapy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1991, **32**(10), 2774-2778.
- {2} BADEEB O, TROPE G.E, MORTIMER C. Short term effects of neodymium –YAG transscleral cyclocoagulation in patients with uncontrolled glaucoma. *British Journal of Ophthalmology*, 1988, **72**, 615-617.
- {3} BALLE M.W, PULIAFITO C.A, D'AMICO D.J, JACOBSON J.J, BIRNGRUBER R. Semiconductor diode laser photocoagulation in retinal vascular disease. *Ophthalmology*, 1990, **97**(11), 1553-1561.
- {4} BALOUKA R. *Le laser en ophtalmologie perspectives thérapeutiques chez le chien et le chat*. Thèse. Méd. Vét., Nantes, n° 011, 1988,133p.
- {5} BARRAUD B. *Lésions oculaires induites par un laser YAG chez le lapin , étude morphologique et microscopie électronique et applications cliniques*. Thèse. Méd. Vét., Lyon, n° 088, 1990,120p.
- {6} BENOIST D'AZY A. *Bases physiques et effets biologiques des lasers YAG pulsés ultra courts*. Thèse Mèd., Clermont- ferrand. 1985.
- {7} BENTLEY B, MILLER P.E, MURPHY C.J, SCHOSTER J.V. Combined cycloablation and gonioimplantation for treatment of glaucoma in dogs: 18 cases (1992-1998). *J.A.V.M.A.*, 1999, **215**(10), 1469-1472.
- {8} BISTNER S. Recent developments in comparative ophtalmologie. *Compendium on continuing education*,1992, **14**(10), 1304-1320.
- {9} BLASINI M, SIMMONS R, SHIELDS M.B. Early tissue response to transscleral neodymium : YAG cyclophotocoagulation. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 1990, **31**(6), 1114-1119.
- {10} BOULNOIS J.L, RICHAND P. Rayonnement laser et matière vivante. *Cahier de Biothérapie*, 1982, **75**, 56-66.

- {11} BRANCATO R, PRATESI R, LEONI G, TRABUCCHI G, VANNI U. Histopathology of diode and argon laser lesions in rabbit retina. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 1989, **30**(7), 1504-1511.
- {12} BRANCATO R, GIOVANNI L, TRABUCCHI G, PIETRONI C. Contact transscleral cyclophotocoagulation with Nd:YAG laser in uncontrolled glaucoma. *Ophthalmic Surgery*, 1989, **20**(8), 547-551.
- {13} BRANCATO R, LEONI G, TRABUCCHI G, CAPELLINI A. Histopathology of continuous wave Neodymium: yttrium aluminium garnet and diode laser contact transscleral lesions in rabbit ciliary body. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 1991, **32**(5), 1586-1592.
- {14} BREUER H. *Atlas de la physique*. Turin :CANALE.G, 1997, 403p.
- {15} BRINKMANN M.C, NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, ENGLISH R.V, OLIVERO D.K. Neodymium : YAG laser treatment of iris bombe and pupillary block glaucoma . *Progress in Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1992, **2** (1), 13-19.
- {16} CAMRAS C.B, ROSENTHAL J.S, PODOS S.M. Nd:YAG laser posterior capsulotomy does not produce elevation of intraocular pressure in cynomolgus monkeys. *Ophthalmic Surgery*, 1988, **19**(6), 403-407.
- {17} CANTOR L.B, NICHOLS D.A, MOSTER M.R, PORYZEES E, SHIELDS J.A, SPAETH G.L. Neodymium- YAG transscleral cyclophotocoagulation. The role of pigmentation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1989, **30**(8), 1834-1837.
- {18} CHAUDIEU G. Les races à risques de glaucome. *Pratique Médicale et Chirurgicale de l'Animal de Compagnie*, 1992, **27**(4), 601-610.
- {19} CHANDLER M.J, MOORE P.A, DIETRICH U.M, MARTIN C.L, VIDYASHANKAR A, CHEN G. Effects of transcorneal iridal photocoagulation on the corneal endothelium using a diode laser. *Veterinary Ophthalmology* , 2003, **6**(3), 197-203.
- {20} CLERC B. Etiologie et pathogénie du glaucome des carnivores. *Le Point Vétérinaire*, 1990, **22**(131) , 525-532 .
- {21} CLERC B. Le traitement du glaucome du chien. *Le Point Vétérinaire*, 1991, **23**(140), 863-873.
- {22} CLERC B. *Ophthalmologie Vétérinaire* . 2nd ed. Maisons-Alfort France : Le point Vétérinaire, 1997, 1664p.

- {23} CLERC B, CHAHORY S. Approche pratique du traitement du glaucome chez les carnivores domestiques. *Le Point Vétérinaire*, 2000, **31**(210), 465-470.
- {24} COOK C, DAVIDSON M, BRINKMANN M, ABRAMS K, NASISSE M. Diode laser transscleral cyclophotocoagulation for the treatment of glaucoma in dogs: result of six and twelve month follow up. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1997, **7**(3), 148-154.
- {25} COOK S.C, WILKIE D.A. Treatment of presumed iris melanomas in dogs by diode laser photocoagulation: 23 cases. *Veterinary Ophthalmology*, 1999, **2**(4), 217-225.
- {26} DEVENYI R.G, TROPE G.E, HUNTER W.H. Neodymium-YAG transscleral cyclocoagulation in rabbit eyes. *British Journal of Ophthalmology*, 1987, **71**, 441-444.
- {27} DEVENYI R.G, TROPE G.E, HUNTER W.H, BADEEB O. Neodymium:YAG transscleral cyclocoagulation in human eyes. *Ophthalmology*, 1987, **94**(12), 1519-1522.
- {28} DRAKE M.V. Neodymium : YAG laser iridotomy. *Survey of Ophthalmology*, 1987, **32**(3), 171-177.
- {29} DUBIELZIG R.R. Tumors of the eye .In: MEUTEN D.J, editor. *Tumors in domestic animals*. Ivth edition . Iowa State: Blackwell Publishing Company, 2002, 739-752.
- {30} EL FOURGI L. Possibilité d'utilisation du laser en ophtalmologie chez le chat et le chien. *Pratique Médicale et Chirurgicale de L'Animal de Compagnie*, 1988, n°4, 257-262.
- {31} ENGLISH R.V, NASISSE M.P, DAVIDSON M.G. Carbon dioxide laser for treatment of limbal squamous cell carcinoma in horses. *J.A.V.M.A* , 1990, **196**(3), 439-442.
- {32} ECHELMAN D.A, STERN R.A, SHIELDS S.R, SIMMONS R.B, SHIELDS M.B. Variability of contact transscleral Neodymium: YAG cyclophotocoagulation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1995, **36**(2) , 497-503.
- {33} FEDERMAN J.L, ANDO F, SCHUBERT H.D, EAGLE R.C. Contact laser for transscleral photocoagulation. *Ophthalmic Surgery*, 1987, **18** (3), 183-184.

- {34} FOLK J.C, SNEED S.R, FOLBERG R, COONAN P, PULIDO J.S. Early retinal adhesion from laser photocoagulation. *Ophthalmology* , 1989, **96**(10), 1523-1525.
- {35} FRANKHAUSER F, VAN DER ZYPEN E, KWASNIEWSKA S, ROL P, ENGLAND C. Transscleral cyclophotocoagulation using a Neodymium YAG laser. *Ophthalmic Surgery*, 1986, **17**(2), 94-101.
- {36} FRANKHAUSER F, KWASNIEWSKA S, DURR U, VAN DER ZYPEN E, ENGLAND C, BATTIG B. A new instrument for controlling pressure exerted on the sclera during contact Nd: YAG laser cyclodestruction. *Ophthalmic Surgery*, 1992, **23**(7), 465-468.
- {37} FRANKHAUSER F, KWASNIEWSKA S, ENGLAND C, DURR V. Diode versus Nd:YAG laser for cyclodestructive procedures. *Ophthalmic Surgery*, 1993, **24**(8), 566-567.
- {38} FRY T.R. Laser safety. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 535-547.
- {39} GAADER J.E. Secondary glaucoma. In: RIIS R.C, editor. *Small animal Ophthalmology Secrets*. Philadelphia: Hanley et Belfus, 2002, 78-85.
- {40} GARREL J-M. *Effet du laser sur l'œil détermination expérimentale d'un seuil de lésion oculaire chez le lapin et le singe*. Thèse. Méd. Vét., Alfort, n° 023, 1988.
- {41} GELATT K.N. *Veterinary ophthalmology* , 3rd edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999, 1544p.
- {42} GELATT K.N. *Essentials of veterinary ophthalmology* . Baltimore: Williams & Wilkins, 2000, 648p.
- {43} GILGER B.C, DAVIDSON M.G, NADELSTEIN B.N, NASISSE M.P. Neodymium : yttrium, aluminium, garnet laser treatment of cystic granula iridica in horses : Eight cases (1988-1996). *J.A.V.M.A*, 1997, **211**(3), 341-343.
- {44} GILMOUR M.A. Lasers in ophthalmology. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 649-672 .
- {45} GILMOUR M.A. Laser application for corneal disease. *Clinical Techniques in Small animal practice*, 2003, **18**(3). 199-202.

{46} GOINS K, SCHMEISSER E, SMITH T. Argon laser pretreatment in Nd:YAG iridotomy. *Ophthalmic Surgery*, 1990, **21**(7), 497-500.

{47} GRANGE M. Le décollement de rétine chez les carnivores. *L'animal de compagnie*, 1982, **17**(2), 159-172.

{48} HAMPTON C, SHIELDS B, MILLER K.N, BLASINI M. Evaluation of a protocol for transscleral Neodymium :YAG cyclophotocoagulation in one hundred patients. *Ophthalmology*, 1990, **97**(7), 910-917.

{49} HARDMAN C, STANLEY R.G. Diode laser transscleral cyclophotocoagulation for the treatment of primary glaucoma in 18 dogs: a retrospective study. *Veterinary Ophthalmology*, 2001, **4**(3), 209-215.

{50} HENDRIX D.V, NASISSE M.P, COWEN P, DAVIDSON M.G. Clinical signs, concurrent diseases, and risk factors associated with retinal detachment in dogs. *Progress in Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1995, **3**(3), 87-89.

{51} HENNIS H.L, ASSIA E, STEWART W.C, LEGLER U.F.C, APPLE D.J. Transscleral cyclophotocoagulation using a semiconductor diode laser in cadaver eyes. *Ophthalmic Surgery*, 1991, **22**(5), 274-278.

{52} HENNIS H.L, STEWART W.C. Semiconductor diode laser transscleral cyclophotocoagulation in patients with glaucoma. *American Journal of Ophthalmology*, 1992, **113**(1), 81-85.

{53} HYMAN J.A, KOCH S.A, WILCOCK B.P. Canine choroidal melanoma with metastases. *Veterinary Ophthalmology*, 2002, **5**(3), 113-117.

{54} IRWIN J.R. The economics of surgical laser technology in veterinary practice. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 549-567.

{55} JALKH A.E, TREMPE C.L, NASRALLAH F.P, WEITER J.J, McMEEL J.W, SCHEPENS C.L. Treatment of small choroidal melanomas with photocoagulation. *Ophthalmic Surgery*, 1988, **19**(10), 738-742.

{56} JENNINGS T, FULLER T, VUKICH J.A, LAM T.T, JOONDEPH B.C, TICHON B, BLAIR N.P, EDWARD D.P. Transscleral contact retinal photocoagulation with an 810 nm semiconductor diode laser. *Ophthalmic Surgery*, 1990, **21**(7), 492-500.

{57} KEER MUIR M.G, SHERRARD E.S. Damage to the corneal endothelium during ND: YAG photodisruption. *British Journal of Ophthalmology*, 1985, **69**, 77-85.

{58} KENNETH E.B. Lasers in veterinary medicine-Where have we been where are we going?. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 495-515.

{59} KENNETH E.S. Diode laser and endoscopic laser surgery. *Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 639-648.

{60} KHODADOUST A.A, ARKFELD D.F, CAPRIOLI J, SEARS M.S. Ocular effect of neodymium YAG laser. *American Journal of Ophthalmology*, 1984, **98**(2), 144-152.

{61} KLAPPER R.M. Q-SWITCHED Neodymium: YAG laser iridotomy. *Ophthalmology*, 1984, **91**(9), 1017-1021.

{62} KLAUSE S.E, ROBERTS S.M. Lasers and Veterinary surgery. *Compendium on Continuing Education (Small Animals)*, 1988, **12**(11), 1565-1577.

{63} KOZOBOLIS V.P, DETORAKIS E.T, VLACHONIKOLIS I.G, PALLIKARIS I.G. Endothelial corneal damage after neodymium: YAG laser treatment: pupillary membranectomies, iridotomies, capsulotomies. *Ophthalmic Surgery and Laser*, 1998, **29**(10), 793-799.

{64} KRONENBERG C. The veterinary technician's role in laser surgery. *The Veterinary Clinics Small Animal Practice*, 2002, **32**(3), 723-735.

{65} KURAL E. K. , LINDLEY D. , KROHNE S. : Canine glaucoma part II. *Compendium on Continuing Education*, 1995, **17** (10), 1253-1262.

{66} MACHUGH D.A, SCHWARTZ S, DOWLER J.G, ULMBIG M, BLACH R.K, HAMILTON P.A. Diode laser contact transscleral retinal photocoagulation: a clinical study. *British Journal of Ophthalmology*, 1995, **79**, 1083-1087.

{67} MARAFFA M, MARCHINI G, PAGLIARUSCO A, PERFETTI S, TOSCANO A, BRUNELLI C, TOSI R, BONOMI L. Ultrasound biomicroscopy and corneal endothelium in Nd :YAG laser iridotomy. *Ophthalmic Surgery and Lasers*, 1995, **26**(6), 519-523.

{68} MEUNIER V. Nouveaux traitements du glaucome. *L'Action Vétérinaire*, 1998, n° 1456, 35-39.

- {69} MEYER K.T, PETTIT T.H, STRAATSMA B.R. Corneal endothelial damage with neodymium:YAG laser. *Ophthalmology*, 1984, **91**(9), 1022-1029.
- {70} NADELSTEIN B, DAVIDSON M.G, GILGER B.C. Pilot study on diode laser iridotomy. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1996, **6**(4), 230-232.
- {71} NADELSTEIN B, WILCOCK B, COOK C, DAVIDSON M. Clinical and histopathologic effects of diode laser transscleral cyclophotocoagulation in the normal canine eye. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1997, **7**(3), 155-162.
- {72} NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, MACLACHLAN J, CORBETT W, TATE L.P, NEWMAN H.C, HARDIE E.M. Neodymium: yttrium, aluminium, and garnet laser energy delivered transsclerally to the ciliary body of dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 1988, **49**(11), 1972-1978.
- {73} NASISSE M.P, DAVIDSON M.G. Laser Therapy in Veterinary Ophthalmology. *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small animals)*, 1988, **13**(1), 52-61.
- {74} NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, ENGLISH R.V, JAMIESON V, HARLING D.E, TATE L.P. Treatment of glaucoma by use of transscleral Neodymium : yttrium aluminium garnet laser cyclocoagulation in dogs. *J.A.V.M.A.*, 1990, **197**(3), 350-354.
- {75} NASISSE M.P, MCGAHAN M.C, SHIELDS M.B, ECHELMAN D, FLEISHER L. N. Inflammatory effects of continuous wave Neodymium: yttrium-aluminium-garnet laser cyclophotocoagulation. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 1992, **33**(7), 2216-2225.
- {76} NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, OLIVERO D.K, BRINKMANN M, NELMS S. Neodymium: YAG laser treatment of primary intraocular tumors. *Progress In Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1993, **3**(4), 152-157.
- {77} NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, ENGLISH R.V, NEWMAN H. C. Neodymium: YAG laser treatment of lens extraction-induced pupillary opacification in dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 1990, **26**(3), 275- 281.
- {78} O'REILLY A, HARDMAN C, STANLEY R.G. The use of transscleral cyclophotocoagulation with a diode laser for the treatment of glaucoma occurring post intracapsular extraction of displaced lenses: a

retrospective study of 15 dogs (1995-2000). *Veterinary Ophthalmology*, 2003, **6**(2), 113-119.

{79} PANEK W.C, LEE D.A, CHRISTENSEN R.E. The effects of Nd:YAG laser iridotomy on the corneal endothelium. *American Journal of Ophthalmology*, 1991, **111**(5), 505-507.

{80} PEAVY G.M. Laser and laser-tissue interaction. *The Veterinary Clinics Small Animals Practice*, 2002, **32**(3), 517-534.

{81} PEIFFER R.L. : Intraocular tumors. Small animals ophtalmology secrets. 287-295. MEUNIER V. Nouveaux traitements du glaucome. *L'Action Vétérinaire*, 1998, n° 1456, 35-39.

{82} PEIFFER R.L, NASISSE M.P, COOK C.S, HARLING D.E. Surgery of the canine and feline orbit , adnexa and globe part 8 : glaucoma and surgery of the iris and ciliary body. *Companion Animal Practice-Ophthalmology*, 1988, **2**(2), 3-11.

{83} PEREZ J.P. *Optique géométrique et ondulatoire*. IVth édition. Paris :Masson, 1995, 551p.

{84} PERUCCIO C, BARBASSO E, TERLIZZI D, RATTO A, LASTRAIOLI A, AIELLO A. Feline ocular melanomas. *The European Journal of Companion Animal Practice*, 2002, **12**, 85-94.

{85} PHILIPPE R. *Contribution à l'étude du traitement du glaucome par le laser chez le chien et le chat*. Thèse Méd. Vét., Nantes, 1989, n° 033, 132p.

{86} PIZZIRANI S, DAVIDSON M.G, GILGER B.C. Transpupillary diode laser retinopexy in dogs: ophtalmoscopic, fluorescein angiographic and histopathologic study. *Veterinary Ophthalmology*, 2003, **6**(3), 227-235.

{87} PRUM B.E, SHIELDS S.R, SHIELDS M.B, HICKINGBOTHAM D, CHANDLER D.B. In vitrographic comparison of argon and Nd:YAG laser iridotomy. *American Journal of Ophthalmology*, 1991, **111**(5), 589-594.

{88} QUINN R.F, PARKINSON K, WILCOCK B.P, TINGEY D.P. The effects of continupous wave Nd: YAG and semiconductor diode lasre energy on the canine ciliary body: in vitro thermographic analysis. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1996, **6**(1), 45-50.

{89} RAMEY D.W, BASFORD J. R. Laser therapy in horses. *Compendium on continuing education*, 2000, **22**(3), 263-269.



- {90} ROBIN A.L, POLLACK I.P. A comparison of Neodymium : YAG and Argon laser iridotomies. *Ophthalmology*, 1984, **91**(9), 1011-1016.
- {91} ROL P, KWASNIEWSKA S, VAN DER ZYPEN E, FANKHAUSER F. Transscleral iridotomy using a Neodymium: Yag laser operated both with standard equipment and a fiber optical system—A preliminary report: Part I – Optical system and biomicroscopic results. *Ophthalmic Surgery*, 1987, **18**(3), 176-182.
- {92} ROSENBERG L.F, KARALEKAS D.P, KRUPIN T, HYDERI A. Cyclocryotherapy and noncontact Nd:YAG laser cyclophotocoagulation in cats. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1996, **37**(10), 2029-2037.
- {93} ROSOLEN S.G, GANEM S, GROSS M, FRANC B, ARON –ROSA D, MONDON H. Chirurgie réfractive cornéenne chez le chien : Le kératomileusis au laser Excimer 193 nanomètres. *Pratique Médicale et Chirurgicale de l'animal de Compagnie*, 1992, **27**(3), 293-303.
- {94} ROZE M. Traitement des décollements de rétine chez le chien : introduction générale. *Le point vétérinaire*, 1991, **23** (137), 243-253.
- {95} RYAN A.M, DITERS R.W. Clinical pathologic features of canine ocular melanomas. *J.A. V.M.A*, 1984, **184**(1), 60-67.
- {96} SAPIENZA J.S, MILLER T.R, GUM G.G, GELATT K.N. Contact transscleral cyclophotocoagulation using a Neodymium : yttrium aluminium garnet laser in normal dogs. *Progress in Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1999, **2**(4), 217-225.
- {97} SCHUBERT H. D. , FEDERMAN J. L. : A comparison of CW Nd: YAG contact transscleral cyclophotocoagulation with cyclocryopexy. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 1989, **30**(3), 536-541.
- {98} SCHUBERT H.D, FEDERMAN J.L. The role of inflammation in CW Nd: YAG contact transscleral photocoagulation and cryopexy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1989, **30**(3), 543-549.
- {99} SCHUMAN J.S, BELLOWS A.R, SHINGLETON B.J, LATINA M.A, ALLINGHAM R.R, BELCHER C.D, PULIAFITO C.A. Contact transscleral Nd :YAG laser cyclophotocoagulation. *Ophthalmology*, 1992, **99**(7), 1089-1095

{100} SCHWARTZ L.W, MOSTER M.R, SPAETH G.L, WILSON R.P, PORYZEES E. Neodymium-YAG laser iridectomies in glaucoma associated with closed or occludable angles. *American Journal of Ophthalmology*, 1986, **102**(1), 41-44.

{101} SHIEH E, BOLDY K.L, GARBUS J, MCDOWELL P.J. Excimer laser keratectomy in the treatment of canine corneal opacities. *Progress in veterinary and comparative ophthalmology*, 1992, **2**(2), 75-79.

{102} SHIELDS J.A, GLAZER L.C, MIELER W.F, SHIELDS C.L, GOTTLIEB M.S. A comparison of Xenon arc laser and argon laser photocoagulation in the treatment of choroidal melanomas. *American Journal of Ophthalmology*, 1990, **109**(6), 647-655.

{103} SIMMONS R.B, PRUM B.E, SHIELDS S.R, ECHELMAN D.A, SHIELDS M.B. Videographic and histologic comparison of Nd:YAG and diode laser contact transscleral cyclophotocoagulation. *American Journal of Ophthalmology*, 1994, **117**(3), 337-341.

{104} SMITH P.J. Surgery of the canine posterior segment. *In*: GELATT K.N, editor. *Veterinary Ophthalmology*. 3rd ed. Baltimore William & Wilkins, 1999, 1043-1102.

{105} Laser light the way to easier surgery and therapy, a valuable tool in the surgeon's armamentarium. *J.A.V.M.A.*, 1988, **198**(2), 195-202.

{106} STANLEY R.G, HARDMAN C, JOHNSON B.W. Results of grid keratotomy, superficial keratotomy and debridement for the management of persistent corneal erosion in 92 dogs. *Veterinary Ophthalmology*, 1998, **1**(4), 233-238.

{107} STILES J, CARMICHAEL P, KASWAN R, BOUNOUS D, HIRSH S. Keratectomy for corneal pigmentation in dogs with cyclosporine responsive chronic keratoconjunctivitis sicca. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1995, **5** (1), 25-34.

{108} SULLIVAN T.C, DAVIDSON M.G, NASISSE M.P, GLOVER T.L. Canine retinopexy- a determination of surgical landmarks, and a comparison of cryoapplication and diode laser methods. *Veterinary and Comparative Ophthalmology*, 1997, **7**(2), 89-95.

{109} SULLIVAN T.C, NASISSE M.P, DAVIDSON M.G, GLOVER T.L. Photocoagulation of limbal melanoma in dogs and cats: 15 cases (1989-1993). *J.A.V.M.A.*, 1996, **208**(6), 891-894.

- {110} TOMEY K.F, TRAVERSO C.E. Neodymium-YAG laser posterior capsulotomy for the treatment of aphakic and pseudophakic pupillary block. *American Journal of Ophthalmology*, 1987, **104**(5), 502-507.
- {111} TSILIMBARIS M.K, NAOUMIDI I.I, NAOUMIDIS L.P, PAPAGEORGIYOU E, PALLIKARIS I.G. Transscleral ciliary body photodynamic therapy using phthalocyanine and a diode laser : functional and morphologic implications in albino rabbits. *Ophthalmic Surgery and Lasers* , 1997, **28**(6), 483-493.
- {112} ULBIG M.W, MCHUGH D.A, MCNAUGHT A.I, HAMILTON A.M.P. Clinical comparison of semiconductor diode versus neodymium :YAG non-contact cyclophotocoagulation. *British Journal of Ophthalmology*, 1995, **79**, 569-574.
- {113} VAINISI S.J, PEYMAN G.A, WOLF E.D, WEST C.S. Treatment of serous retinal detachments associated with optic disk pits in dogs. *J.A.V.M.A.*, 1989, **195**(9),1233-1235.
- {114} VESTRE W.A, BRIGHTMAN A.H. Effects of cyclocryosurgery on the clinically normal canine eye. *American Journal of veterinary research*,1983, 44(2), 127-135.
- {115} WAND M, CLARK J.A, HILL D.A. Nd: YAG laser iridectomies: 100 consecutive cases. *Ophthalmic Surgery*, 1988, **19**(6), 399-401.
- {116} WEIGHT A.K, HERRING I.P, MARFURT C.F, PICKETT J.P, DUNCAN R.B, WARD D.L. Effect of cyclophotocoagulation with a Neodymium : yttrium-aluminium and garnet laser on corneal sensitivity , intraocular pressure , aqueous tear production, and corneal nerve morphology in eyes of dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 2002, **63**(6),906-915.
- {117} YOON Y.H, MARMOR M.F. Rapid enhancement of retinal adhesion by laser photocoagulation. *Ophthalmology*,1988, **95**(10), 1385-1393.
- {118} WRIGHT M.M, GRAJEWSKI A.L, FEUER W.J. Nd: YAG cyclophotocoagulation outcome of treatment for uncontrolled glaucoma. *Ophthalmic Surgery*, 1991, **22**(5), 279-283.
- {119} ZAUBERMAN H. Tensile strength of chorioretinal lesions produced by photocoagulation, diathermy, and cryopexy. *British Journal of Ophthalmology*, 1969, **53**, 749-763.

UTILISATION DU LASER EN OPHTALMOLOGIE VÉTÉRINAIRE : ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

NOM et Prénom : CHIRON Julie

Résumé

C'est en 1980 qu'a eu lieu l'émergence du laser en ophtalmologie vétérinaire. La rapidité des recherches qui suivirent, motivées par les multiples possibilités d'applications cliniques de cet outil, nécessite une actualisation de chaque instant. C'est pourquoi, forts des nombreux articles parus ces dernières années, nous pouvons rendre compte de l'utilité actuelle et future du laser au service de l'ophtalmologie. En prenant soin d'en décrire le fonctionnement physique, ses effets biologiques et de présenter les différents types de lasers, nous en exposerons les différentes indications et pour chacune d'entre elles leur réalisation pratique. Nous verrons que malgré son coût, jugé à ce jour prohibitif, le laser offre des possibilités opératoires qui révolutionnent la pratique tant pour son utilisation à globe oculaire fermé, ses réussites opératoires et le confort des patients en période post-opératoire. Les recherches sont par ailleurs toujours en cours afin d'en affiner la technique et améliorer les résultats. Nous devons cependant faire le constat difficile d'un outil brillant et utilisé comme tel en routine dans la discipline humaine, mais restant méconnu et si peu répandu en pratique vétérinaire. Les espoirs reposent sur la polyvalence de cet outil en médecine et un coût moins important.

Mots clés : Œil, Ophtalmologie, Laser, Cyclophotocoagulation, Photocoagulation, Photosection, Photoablation.

LASER USE IN VETERINARY EYE SURGERY : BIBLIOGRAPHICAL STUDY

NAME and first name : CHIRON Julie

Abstract

Laser use in veterinary eye surgery emerged in 1980.

The rapid advances which followed, driven by the clinical applications that this tool made possible, need constant updating.

This is why, based on the numerous valuable articles published these last few years, we can now give an account of the current and future usefulness of laser in support of eye surgery.

After giving a thorough description of its physical mode of operation and biological effects, and introducing the various types of lasers, we will present its various indications and for each of them, their practical implementation. We will see that despite its cost, deemed prohibitive to date, laser offers revolutionary operative possibilities for the veterinary practice given its closed-eye use, successful surgical operations, as well as the post-operative comfort felt by patients.

Researches are still in progress for procedure enhancement and result improvement.

It is unfortunate, however, that this brilliant tool, routinely used in human eye surgery, remain so poorly known and so rarely used in the veterinary practice. Hopes rest on its multiple applications in medicine and a cost decrease.

Key words: Eye, Eye surgery, Laser, Cyclophotocoagulation, Photocoagulation, Photosection, Photoablation.

Jury

President : Pr.

Director : Pr. CLERC Bernard

Assessor : Pr. MOUTHON Gilbert.

Author's address :

Miss CHIRON Julie : 218 rue du Faubourg Saint Antoine 75012 Paris

