

كلية الطب والصيدلة وطب الأسنان  
FACULTÉ DE MÉDECINE, DE PHARMACIE ET DE MÉDECINE DENTAIRE



جامعة سيدي محمد بن عبد الله - فاس  
UNIVERSITÉ SIDI MOHAMED BEN ABDELLAH DE FES

# LE LASER RÉTINIEN AU CHU HASSAN II DE FÉS

(à propos de 177 Cas)

MEMOIRE PRESENTE PAR :

Docteur Saley Hamidou Idrissa  
Née le 15 Avril 1989 à Daikaina

POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE SPECIALITE EN MEDECINE

OPTION : OPHTALMOLOGIE

Sous la direction de :

Professeur BENATIYA ANDALOUSSI IDRISSE

Session 2022

*Signature*  
Dr. BENATIYA A Idriss  
Chef de Service d'Ophtalmologie  
Hopital Omar Drissi  
CHU HASSAN II - FES

كلية الطب والصيدلة وطب الأسنان  
FACULTÉ DE MÉDECINE, DE PHARMACIE ET DE MÉDECINE DENTAIRE



جامعة سيدي محمد بن عبد الله - فاس  
UNIVERSITÉ SIDI MOHAMED BEN ABDELLAH DE FES

# LE LASER RÉTINIEN AU CHU HASSAN II DE FÈS

( à propos de 177 Cas)

MEMOIRE PRESENTE PAR :

Docteur Saley Hamidou Idrissa  
Née le 15 Avril 1989 à Daikaina

POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE SPECIALITE EN MEDECINE

**OPTION : OPHTALMOLOGIE**

Sous la direction de :

**Professeur BENATIYA ANDALOUSSI IDRIS**

Session 2022

*À nos maîtres,*

*Pour ce don inestimable, nous vous restons à jamais reconnaissants,  
sincèrement respectueux et toujours disciples dévoués*

## Listes des abréviations

AV	: Acuité visuelle
D-moy	: douleur moyenne
DR	: Décollement de rétine
EVS	: Échelle verbale simple
HTA	: hypertension artérielle
mJ	: millijoules
mm	: millimètres
mW	: milliwatts
nc	: non connu
nm	: nanomètre
OMC	: Œdème maculaire cystoïde
P-moy	: Puissance moyenne
PPR	: Photocoagulation panrétinienne
R3	: promotion résident 3ème année
R4	: promotion résident 4ème année
R5	: promotion résident 5ème année
RD	: Rétinopathie diabétique
µm	: micromètre

# SOMMAIRE

<b>I. INTRODUCTION</b> .....	<b>9</b>
<b>II. GENERALITÉS</b> .....	<b>10</b>
1. Rappel anatomique de la rétine .....	10
2. Rappel physiologique de la lumière laser .....	17
2.1. La lumière laser.....	17
2.2. Propriétés de la lumière laser .....	17
2.3. Unités de mesure de l'intensité laser .....	18
2.4. Principes de fonctionnement du laser .....	18
2.5. Schéma du laser .....	19
2.6. Le laser dans le tissu vivant .....	20
3. Mécanismes physiologiques de la PPR .....	22
3.1. Les différents types de laser .....	22
4. Indications du laser sur la rétine.....	27
5. Protocoles techniques du laser rétinien .....	29
6. Applications cliniques et techniques particulières du laser .....	40
7. Les complications liées au laser.....	45
8. Évaluation de la douleur après le laser.....	48
8.1. Définition de la douleur .....	48
8.2. Échelles d'évaluation de la douleur .....	49
<b>III. MATERIEL ET MÉTHODE</b> .....	<b>50</b>
1. Données cliniques.....	50
2. Déroulement de la procédure .....	51
3. Analyse statistique .....	53
<b>IV. RÉSULTATS</b> .....	<b>54</b>
1. Profil de la population étudiée.....	54
2. Données concernant la procédure .....	56
3. Données concernant les ressentis des patients .....	60

V. DISCUSSION .....62

    1. Profil de la population étudiée.....63

    2. Données concernant la procédure .....64

    3. Les ressenties des patients.....68

    4. Limites de notre étude .....70

VI. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS .....71

VII. BIBLIOGRAPHIE.....72

## LISTES DES FIGURES, DIAGRAMMES ET TABLEAUX

- Figure 1* : Représentation schématique de l'aspect du fond d'œil
- Figure 2* : Représentation schématique des différentes couches de la rétine
- Figure 3* : Vue ophtalmoscopique de la vascularisation rétinienne
- Figure 4* : Propagation de la lumière depuis une source omnidirectionnelle (lampe classique) ou une source cohérente (lumière laser).
- Figure 5*. Représentation schématique du laser
- Figure 6* : Interaction de la lumière dans un milieu anisotrope
- Figure 7* : Coefficient d'absorption des trois principaux chromophores en fonction de la longueur d'ondes
- Tableau 1* : Différentes longueurs d'ondes utilisées en photocoagulation rétinienne
- Figure 8* : Actions de la photocoagulation panrétinienne
- Figure 9* : Les phases cliniques du développement de la rétinopathie diabétique
- Figure 10* : Destruction directe des neovaisseaux par photocoagulation au laser argon
- Tableau 2* : Réglage de la taille du spot en fonction de la lentille utilisée
- Figure 10* : Image 1 : Verres grand champ (de gauche à droite, panfunduscope de Rodenstock, verre de Mainster Wide Field, lentille quadra sphérique de Volk). Image 2 : Visualisation du fond d'œil à travers la lentille quadra sphérique.
- Figure 11* : Les différents types d'utilisation du monospot
- Figure 12* : Différents mode programmable pour le multispot
- Figure 13* : Aspect de l'impact en fonction de l'intensité et du temps d'exposition
- Figure 14* : Schéma de réalisation de PPR
- Figure 15* : Positionnement d'un filtre de sécurité laser
- Figure 16* : Rythme et durée de la PPR selon la sévérité de la rétinopathie diabétique

**Tableau 3** : échelles d'évaluation de la douleur

**Figure 17** : laser supra quantel photocoagulation 532nm et le laser vitra 2

**Tableau 4** : Profil de la population étudiée et les indications du laser

**Diagramme 1** : Répartition des opérateurs

**Diagramme 2** : Les types de traitement laser

**Tableau 5** : Répartition en fonction des paramètres du laser utilisés

**Diagramme 3** : Les types monospot et multispot

**Diagramme 4** : Pourcentage des douleurs ressenties sur l'EVS

**Diagramme 5** : Pourcentage en fonction du degré de satisfaction des patients

**Tableau 6** : Tableau comparatif du profil des populations étudiées dans plusieurs séries

**Diagramme 6** : Diagramme comparatif en fonction du type du traitement laser

**Tableau 7** : Tableau comparatif en fonction de l'intensité laser utilisée dans plusieurs séries

**Diagramme 7** : Diagramme comparatif en fonction du nombre d'impacts par séance dans plusieurs séries

**Diagramme 8** : Diagramme comparatif en fonction de la durée de la séance laser dans plusieurs séries

**Diagramme 9** : Diagramme comparatif de la moyenne de douleur dans plusieurs séries

**Diagramme 10** : Diagramme comparatif de la puissance, le nombre d'impacts et la douleur dans différentes séries

## I. Introduction

Le mot *laser*, s'il est devenu un terme commun, est à l'origine un acronyme pour "Light amplification by stimulated emission of radiation", c'est-à-dire « Amplification de lumière par émission stimulée de rayonnement ». Les applications thérapeutiques du laser au niveau de la rétine recouvrent trois grands types d'indications : La première est la destruction de zones pathologiques, comme dans le diabète, susceptibles d'entraîner des complications néovasculaires gravissimes. La deuxième est la réalisation d'une cicatrice chorio-rétinienne solide autour d'une lésion susceptible d'évoluer vers un décollement de rétine ou dans le cadre du traitement de ce dernier par voie endoculaire. La troisième est le traitement de néovaisseaux occultes dans les formes exsudatives de DMLA, est actuellement beaucoup moins utilisée depuis l'avènement des injections intravitréennes d'anti VEGF.

L'objectif de notre étude est de rapporter l'activité du laser rétinien en ambulatoire et de recueillir les ressentis des patients pour une planification adéquate et une prestation réussie du service.

## II. Généralités

### 1. Rappel anatomique de la rétine [7]

La rétine, tissu neurosensoriel, est la tunique la plus interne du globe oculaire. Sa double vascularisation est fournie par un système artériel propre issu de l'artère centrale de la rétine et par un apport de voisinage situé au niveau de la choriocapillaire.

C'est une fine membrane, de coloration rosée, transparente, étendue de la papille à l'ora serrata.

On distingue dans la rétine deux grandes zones :

⇒ **La rétine centrale** : (figure 1)

Comprend la fovéola, la fovéa et la région maculaire.

La macula lutea, ou tache jaune, est la zone de la rétine caractérisée par une concentration maximale de cônes. Située au fond de l'œil, dans l'axe de la pupille, la macula a un diamètre d'environ 1,5 mm.

La macula contient en son centre une petite dépression, la fovéa: entièrement composée de cônes. C'est la zone d'acuité maximale de l'œil, qui donne la vision la plus précise en éclairage diurne.

Le centre de la fovéa, la fovéola, ne contient que des cônes ; chacun d'eux étant directement relié à une cellule bipolaire puis à une cellule ganglionnaire. Ces liaisons monosynaptiques contribuent à en faire la région de la rétine dans laquelle l'acuité visuelle est la plus élevée.

La papille (ou tache aveugle) est la région du fond de l'œil qui correspond au départ du nerf optique. Cette zone est légèrement ovale et d'un diamètre d'environ 1,5 mm.

Du centre de la papille sortent la veine et l'artère centrales de la rétine.

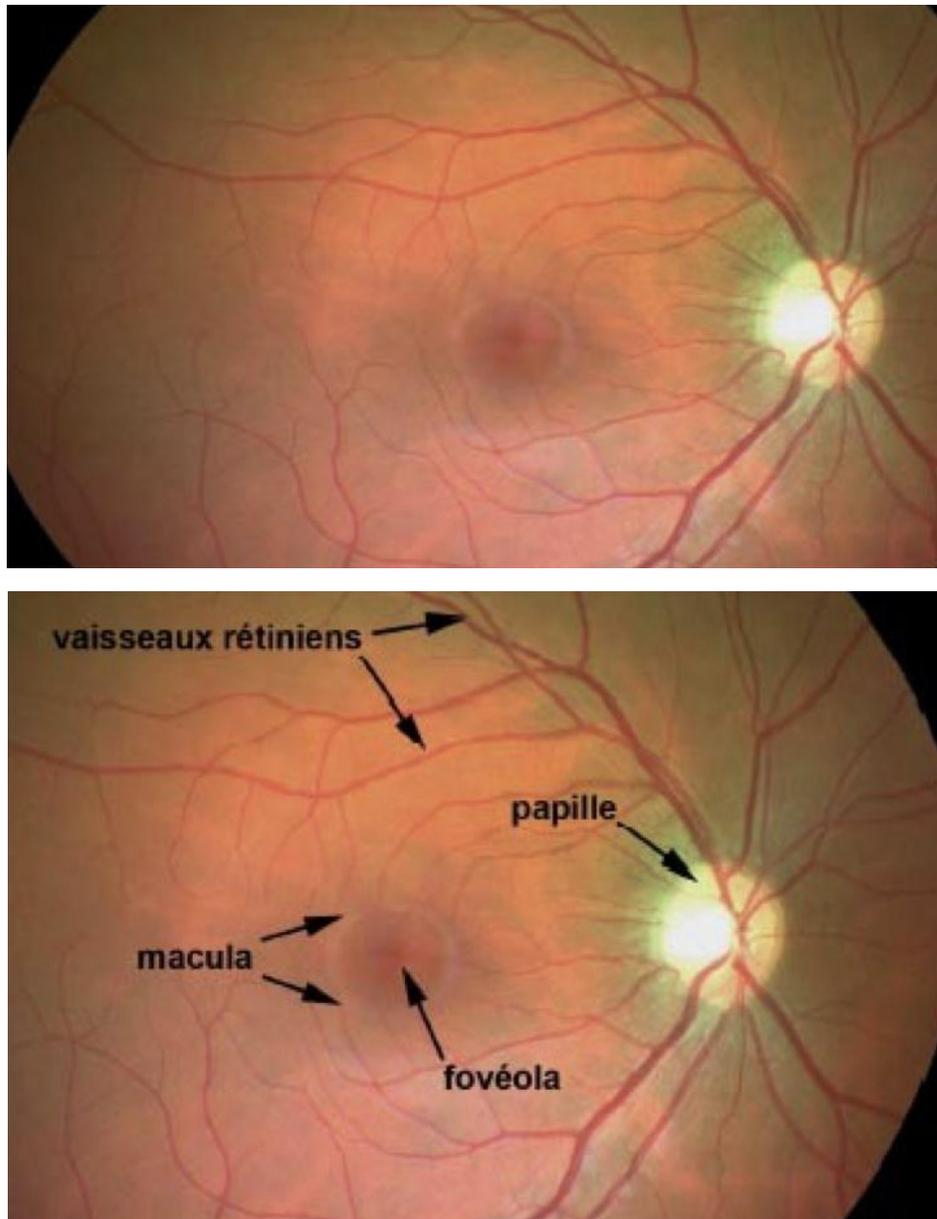


Figure 1 : Photos de fond d'œil (images du service)

⇒ La rétine périphérique :

Elle contient plus de bâtonnets et moins de cônes. Classiquement divisée en quatre zones :

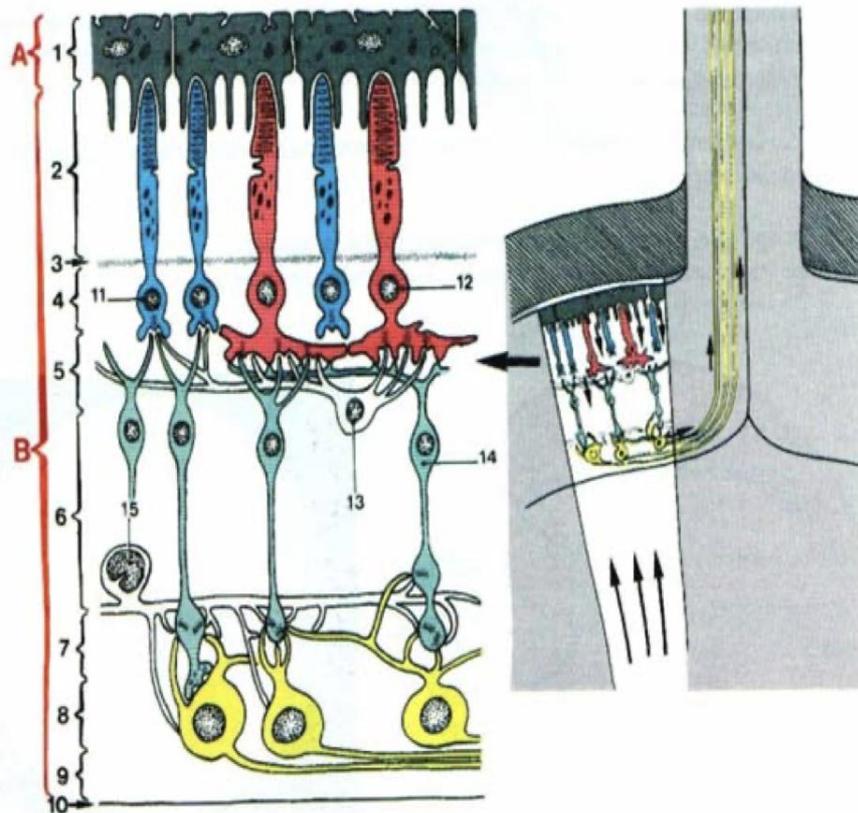
- la périphérie proche, au contact du pôle postérieur.
- La périphérie moyenne.
- La périphérie éloignée.
- L'ora serrata ou extrême périphérie.

Du point de vue histologique, la rétine représente dix couches de l'extérieur vers l'intérieur :

- l'épithélium pigmentaire, feuillet externe de la rétine formé par un épithélium simple, fait de cellules synthétisant de la mélanine. Il a 4 rôles importants :
  - Il transforme le fond de l'œil en chambre noire
  - Il régule les échanges entre la choroïde et les photorécepteurs
  - Il stocke la vitamine A
  - Il participe au renouvellement des pigments photosensibles
- La couche des photorécepteurs ; cônes et bâtonnets : ce sont les éléments sensoriels de la rétine. Ils reçoivent l'excitation lumineuse pour la transformer en influx nerveux qui sera ensuite transmis jusqu'au cerveau ; c'est la transudation.
- La membrane limitante externe : située à la jonction des expansions externe et interne des photorécepteurs.
- La couche nucléaire externe constituée par les expansions internes des photorécepteurs
- Dans la plexiforme externe les cellules visuelles réalisent des synapses avec les cellules bipolaires.

- La couche nucléaire interne : est formée par les noyaux des cellules bipolaires, des cellules horizontales, des cellules amacrines et des cellules interplexiformes.
- La couche plexiforme interne : zone de synapse entre les cellules ganglionnaires et les cellules bipolaires.
- La couche des cellules ganglionnaires.
- La couche des fibres optiques constituée par les prolongements axonaux non myélinisés des cellules ganglionnaires qui se dirigent vers la papille pour former le nerf optique.
- La membrane limitante interne qui sépare l'ensemble de la rétine du vitré.

Grâce à cette organisation en couches, l'information est donc véhiculée vers le cerveau en plusieurs étapes, ce qui permet d'effectuer un traitement des signaux au niveau rétinien.



Organisation schématique de la rétine  
cartouche : trajet de l'influx sensoriel

- |                                      |                                      |  |
|--------------------------------------|--------------------------------------|--|
| <i>A - Partie pigmentaire</i>        | <i>5 - couche plexiforme externe</i> | <i>11 - cellule optique bacilliforme</i> |
| <i>B - Partie nerveuse</i>           | <i>6 - couche nucléaire interne</i>  | <i>12 - cellule optique coniforme</i>    |
| <i>1 - cellules pigmentaires</i>     | <i>7 - couche plexiforme interne</i> | <i>13 - neurocyte horizontal</i>         |
| <i>2 - couche photosensorielle</i>   | <i>8 - couche ganglionnaire</i>      | <i>14 - neurocyte bipolaire</i>          |
| <i>3 - couche limitante externe</i>  | <i>9 - couche des neurofibres</i>    | <i>15 - neurocyte amacrine</i>           |
| <i>4 - couche cellulaire externe</i> | <i>10 - couche limitante interne</i> |  |

Figure 2 : Représentation schématique des différentes couches de la rétine [7]

La rétine reçoit son apport sanguin par un double système.

- La choriocapillaire vascularise les couches externes et notamment les photorécepteurs, ce réseau capillaire provient des ramifications des artères ciliaires courtes postérieures et des artères récurrentes du grand cercle artériel de l'iris et joue un rôle fondamental dans la vascularisation fovéolaire.
- Un système d'artères intra rétiniennes, branches de l'artère centrale de la rétine, prend en charge l'apport artériel aux couches internes de la rétine, les artères cilio-rétiniennes inconstantes et proviennent du système choroïdien. Ses branches se divisent de façon terminale pour former un réseau terminal. Les capillaires rétiniens à endothélium continu constituent la barrière hémato-rétinienne.

Les artéριοles et les veinules sont localisées dans la couche des fibres nerveuses.

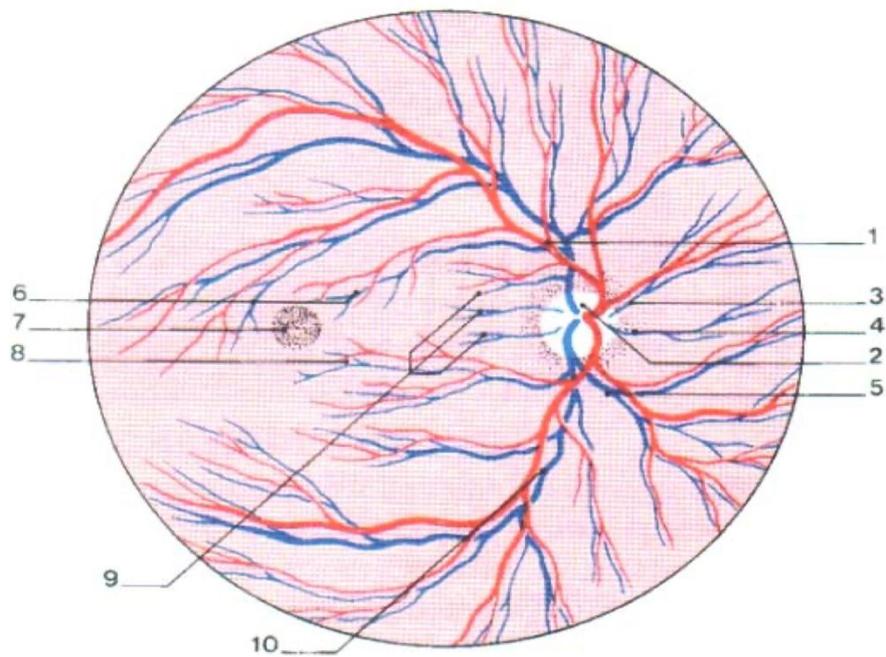
Les capillaires, de 5 à 6  $\mu\text{m}$  de diamètre, sont localisés dans la couche de cellules ganglionnaires et dans la couche nucléaire interne.

Les capillaires rétiniens sont composés de deux types cellulaires: les cellules endothéliales tapissant la membrane basale du côté luminal du vaisseau, et les péricytes, enfouis dans la membrane basale.

Les cellules endothéliales des microvaisseaux rétiniens forment une monocouche continue et parfaitement étanche, avec des jonctions intercellulaires imperméables. Elles constituent ainsi une barrière hémato-rétinienne qui contrôle les échanges entre le sang et les espaces extravasculaires de la rétine.

Ainsi, à l'état normal, ces échanges se font essentiellement par voie transcellulaire sélective, les transferts par diffusion passive étant restreints.

Les cellules endothéliales jouent également un rôle important dans le contrôle du tonus vasculaire et de l'hémostase et participent à certains processus immunologiques.



TEMPORAL  
L

NASA

1. artérioles et veinules temporales supérieures
2. excavation du disque
3. artérioles et veinules nasales supérieures
4. disque du nerf optique
5. artérioles et veinules nasales inférieures
6. artérioles et veinules maculaires supérieures
7. macula
8. artérioles et veinules maculaires inférieures
9. artérioles et veinules médiales
10. artérioles et veinules temporales inférieures

Figure 3 : Vue ophtalmoscopique de la vascularisation rétinienne [7]

## 2. Rappel physique de la lumière laser

### 2.1 La lumière laser

La lumière utilisée dans les lasers est une lumière monochromatique, c'est-à-dire qu'elle n'est composée que d'une seule longueur d'onde ( $\lambda$  en m) ou fréquence (f en Hz). C'est entre autre cette longueur d'ondes qui caractérise chaque laser.

### 2.2 Propriété de la lumière laser

- Propagation : dans un milieu homogène, la lumière se propage en ligne droite. C'est aussi vrai dans le cas de la lumière laser. [6]
- Monochromatique : la lumière laser émet une seule longueur d'onde qui est spécifique de son milieu actif.
- Divergence : à la différence du soleil qui émet dans toute les directions la divergence de la lumière du laser est très faible elle est d'environ 3mrd ; cela signifie qu'à un mètre de la source le rayon n'a augmenté que de 0.3mm. [6]

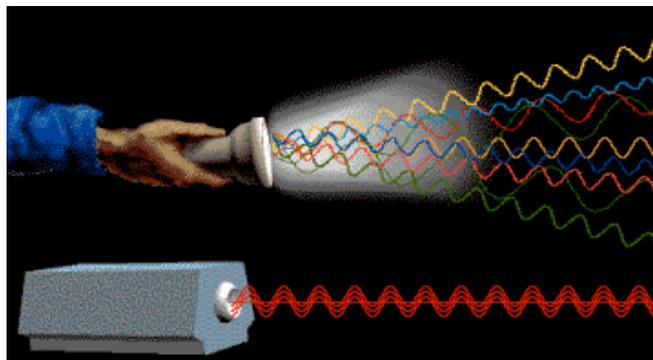


Figure 4 : Propagation de la lumière depuis une source omnidirectionnelle (lampe classique) ou une source cohérente (lumière laser) [4]

- Cohérence spatiale: Si à chaque instant, la lumière possède une phase constante tout au long de son front d'onde on dit qu'elle est spatialement cohérente[6]. Cette cohérence est permise par la spécificité de l'émission du laser, à savoir l'émission stimulée provoquée dans un milieu actif chargé et au sein d'une cavité résonnante.

- Cohérence temporelle : Si la phase, à un instant donné le long d'un front d'onde en mouvement, est identique à celle que possède l'onde après avoir traversé une distance  $L$  en un temps  $t$ , quel que soit  $L$ , alors le champ est considéré comme complètement cohérent temporellement[6]. Alors que pour une source classique la cohérence est d'environ 1mm pendant lequel les photons peuvent être en phase, dans le cas du laser la cohérence peut atteindre des centaines de centimètres voire le kilomètre. [6]
- C'est l'ensemble de ces propriétés qui expliquent que le laser peut produire des énergies extrêmement importantes focalisées à des surfaces extrêmement réduites (plusieurs gigawatts pendant quelques nanosecondes).

### 2.3 Unités de mesure du laser

Les énergies engendrées se mesurent couramment par ces unités :

- La puissance ou intensité : mesurée en Watt (W), un Watt est la puissance d'un système énergétique dans lequel est transférée uniformément une énergie de 1 joule pendant 1 seconde ( $W=J.s^{-1}$ ). [6]
- L'énergie : elle caractérise le travail produit par un système et qui va produire soit de la lumière soit de la chaleur soit un mouvement. Elle s'exprime en Joules (J) . 1 joule correspond à l'exposition à une puissance de 1 watt pendant 1 seconde

### 2.4 Principes de fonctionnement du laser

On effectue une inversion de population dans un milieu actif par pompage au sein d'une cavité résonnante. La cavité résonnante est constituée de deux miroirs parallèles, l'un est totalement réfléchissant (100%), l'autre est semi-transparent (90% de réflexion) de façon à permettre la sortie du rayonnement généré. Ce rayonnement dans son trajet formé de multiples réflexions entre les miroirs s'amplifie par émission

stimulée à chaque passage dans le milieu actif. Au niveau du miroir semi transparent, une certaine fraction du champ traverse le miroir pour constituer le faisceau laser tandis que la fraction réfléchie effectue un trajet inverse le long de l'axe, résultant en un accroissement de l'intensité dans la cavité. Cette réaction en chaîne produit la libération de l'énergie stockée dans le niveau supérieur de la transition de manière extrêmement rapide, convertissant cette énergie en une onde électromagnétique de très forte intensité. La source de pompage est constituée par exemple d'une lampe à éclairs amplifiée par un réflecteur ou par des impulsions électriques (comme dans le cas des lasers à gaz). Une fois le pompage effectué, un faisceau de lumière monochromatique de longueur d'onde( $\lambda$ ) appropriée (ex : 694nm dans le cas du rubis) arrive dans le milieu actif qui va amplifier le rayonnement laser par émission stimulée [4,6].

### 2.5 Schéma du laser

Les trois éléments fondamentaux qui composent le laser sont le milieu actif, le système de pompage et la cavité résonnante (ou cavité de Pérot-Fabry). [4]

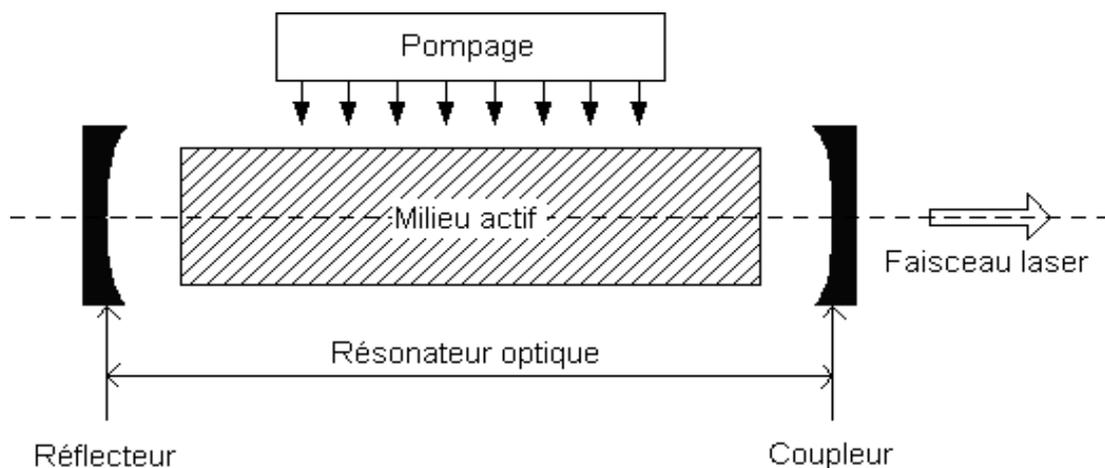


Figure 5. Représentation schématique du laser [4]

2.6 Le laser dans le tissu vivant⇒ **Réflexion** :

Le phénomène de réflexion sur une surface résulte du changement de direction du rayon lumineux due à son interaction avec la surface en question. Lors de la réflexion, la longueur d'onde et l'énergie du photon lumineux réfléchi ne sont pas modifiées ; comme nous l'avons vu dans notre rappel sur l'optique sa direction est opposée à celle du photon incident. [4,6]

⇒ **Transmission** :

C'est la pénétration du rayon laser au travers du tissu, dans ce cas la nature de la matière n'a pas d'influence sur la longueur d'onde du rayon. Lors du phénomène de transmission, l'énergie, la collimation et la direction du rayon sont inchangés. [4]

⇒ **Diffusion** :

La diffusion c'est le changement de direction du rayon lumineux lors de son interaction avec une particule de petite taille ou dans un milieu inhomogène ou trouble. La diffusion de la lumière peut provoquer un changement énergétique dans le rayon incident se traduisant par plusieurs effets possibles tels que ; l'absorption, la réflexion diffusée ou encore la transmission diffusée. L'angle ou la quantité de rayonnement diffusé est dépendant de l'importance relative entre la longueur d'onde du rayon lumineux et la taille de la particule. [6] Pour un milieu donné on pourra définir un coefficient de diffusion noté  $\mu_s$ .

⇒ **Absorption** :

Dans ce cas l'énergie du rayon laser est absorbée par la cible puis convertie, le plus souvent en chaleur mais elle peut aussi être réémise avec une longueur d'onde différente, c'est la fluorescence. [6] Pour un milieu donné on pourra définir un coefficient d'absorption noté  $\mu_a$ .

Pour conclure sur cette partie portant sur la lumière dans les tissus il faut rappeler que chacun de ces paramètres pris séparément (réflexion, transmission, diffusion et absorption) est spécifique d'un tissu donné, il en découle un comportement spécifique du rayon lumineux qui le traverse déterminé par le facteur d'anisotropie ( $g$ ) du milieu, de son indice de réfraction et du coefficient d'absorption ( $\mu_t$ ) de la lumière propre à chaque tissu (ce dernier est la somme des coefficients d'absorption ( $\mu_a$ ) et de diffusion ( $\mu_s$ ) du tissu :  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ ). [4]

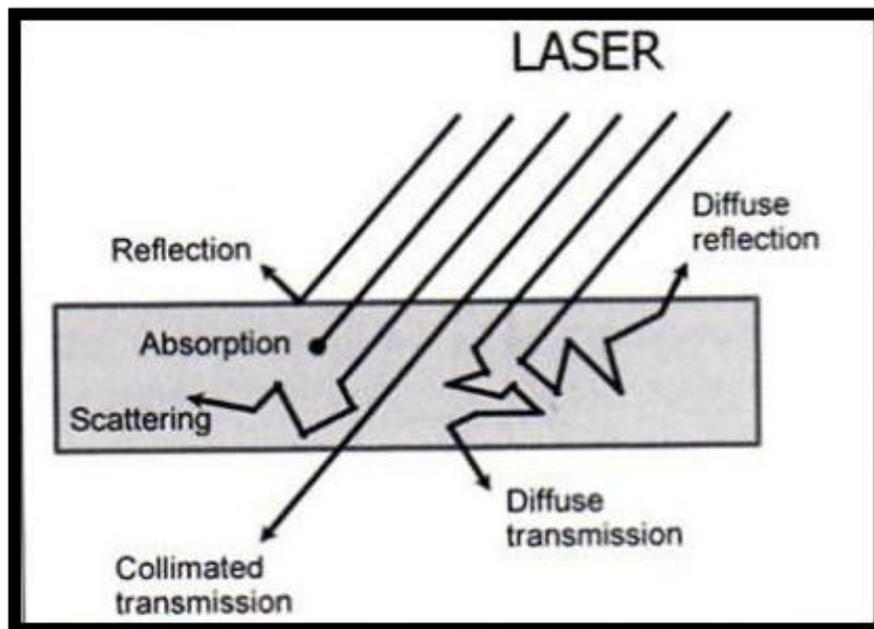


Figure 6 : Interaction de la lumière dans un milieu anisotrope [4]

### 3. Mécanismes physiologiques de la photocoagulation panrétinienne [2]

La photocoagulation est une technique qui est à l'origine de l'utilisation des lasers en ophtalmologie. Les effets thérapeutiques de la photocoagulation sont dus à son effet thermique. Le mécanisme physiologique de la photocoagulation peut être résumé en les étapes suivantes. L'énergie lumineuse est absorbée par la mélanine de l'épithélium pigmentaire de la rétine puis convertie en énergie thermique, Les photorécepteurs adjacents sont détruits et sont remplacés par une cicatrice gliale et la consommation d'oxygène de la rétine externe est réduite.

L'oxygène qui diffuse normalement de la choriocapillaire vers la rétine peut maintenant diffuser à travers les cicatrices laser dans la couche des photorécepteurs sans être consommé dans les mitochondries des photorécepteurs. Ce flux d'oxygène atteint la rétine interne pour la soulager de l'hypoxie et augmente la concentration en oxygène. En conséquence, il se produit une vasoconstriction des artères rétiniennes et le flux sanguin diminue. Le soulagement de l'hypoxie réduit la production de facteurs de croissance tels que le VEGF permettant d'inverser la balance angiogénique vers un mode plutôt anti-angiogénique et la néovascularisation est réduite ou arrêtée. La vasoconstriction augmente la résistance artériolaire, diminue la pression hydrostatique dans les capillaires et les veinules et réduit la formation d'œdèmes selon la loi de Starling.

#### 3.1 Les différents types de laser

Il existe actuellement différents types de laser disponibles pour la réalisation d'une photocoagulation rétinienne dont les particularités permettent de s'adapter aux conditions de réalisation du traitement. L'effet thermique sur les couches externes de la rétine explique l'efficacité de la photocoagulation rétinienne dans les rétinopathies ischémiques. L'absorption du faisceau laser se fait par l'intermédiaire de la mélanine, située dans l'épithélium pigmentaire. Le spectre d'absorption du pigment mélanique

est compris entre 400 et 1 000 nm, c'est pourquoi les différents types de lasers utilisés actuellement dans le traitement des rétinopathies ischémiques émettent dans cet intervalle de longueurs d'onde : laser argon (émission à 488 nm dans le bleu/ vert et émission à 514 nm dans le vert), laser Yag doublé (émission à 532 nm dans le vert), laser krypton (émission à 647 nm dans le rouge), laser diode (émission à 810 nm dans l'infrarouge) et systèmes lasers à colorant accordable (tunable dye laser). Les lasers habituellement utilisés pour la réalisation de la photocoagulation rétinienne sont le

laser argon et le laser Yag doublé, car ils sont massivement absorbés par le pigment mélanique du fait de leur longueur d'onde d'émission. Ils présentent deux inconvénients : d'une part, leur spectre d'émission est très proche du spectre d'absorption de l'hémoglobine et, d'autre part, ils possèdent une forte susceptibilité aux phénomènes de diffraction d'origine cristallinienne ou cornéenne. Il est alors préconisé d'utiliser un laser émettant dans le rouge qui est faiblement soumis aux phénomènes de diffraction et dont le spectre d'émission lui permet de traverser les hémorragies du segment postérieur. Enfin, quel que soit le type de laser utilisé, l'intensité des impacts rétiniens peut être facilement réglée en variant le temps d'exposition, la puissance et la taille du spot du faisceau laser.[10]

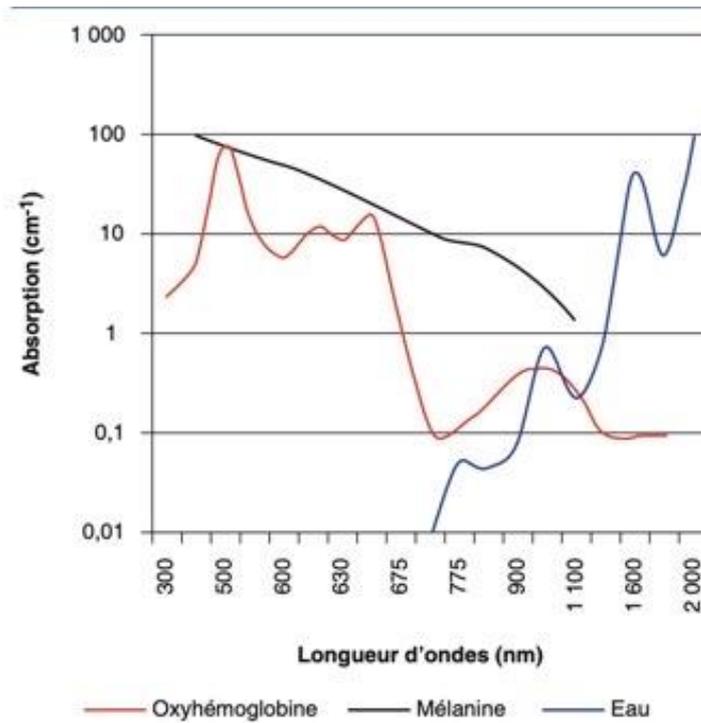


Figure 7 : Coefficient d'absorption des trois principaux chromophores en fonction de la longueur d'ondes [6]

Le laser multispot est une alternative à la photocoagulation conventionnelle. La technologie du laser multispot utilise un laser Nd:Yag doublé (532 nm) et permet de délivrer de façon semi-automatique, en un seul appui sur la pédale de commande, plusieurs impacts de laser dans une séquence rapide de forme prédéterminée (carré, arc, grille maculaire)[12]. Pour ce faire, la durée de chaque impact est très courte de 10 à 20 ms, permettant de délivrer jusqu'à 56 impacts en 0,6 seconde. Les avantages de cette procédure sont une diminution des douleurs pour le patient et une réduction des dommages tissulaires collatéraux d'où une moindre réponse inflammatoire et une épargne de la couche des fibres optiques[27]. L'efficacité semble comparable au traitement conventionnel avec l'avantage de pouvoir réaliser très rapidement un grand nombre d'impacts et donc de réduire significativement le temps de traitement et le nombre de séances.

Tableau 1 : Différentes longueurs d'ondes utilisées en photocoagulation rétinienne

Types de laser utilisé	Longueur d'ondes
Argon bleu	488 nm
Argon vert	514 nm
Nd-YAG doublé en fréquence	532 nm
Krypton	647 nm

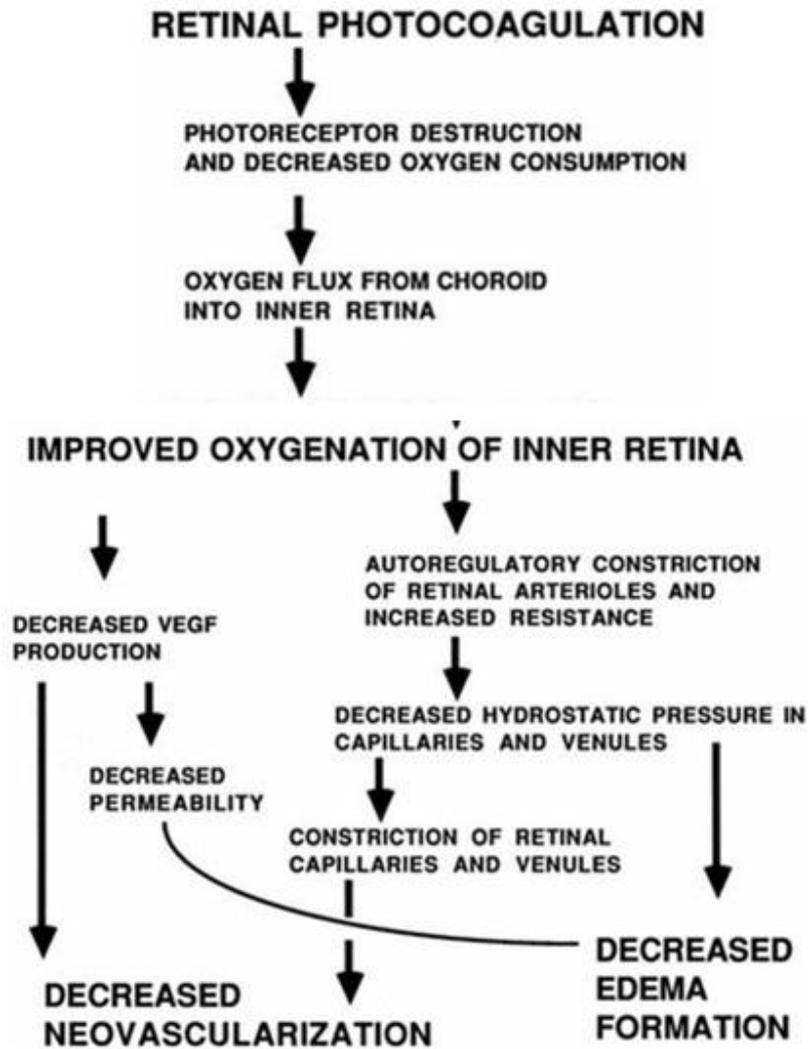


Figure 8 : Actions de la photocoagulation panrétinienne [1]

## 4. Indications du laser sur la rétine

⇒ La rétinopathie diabétique

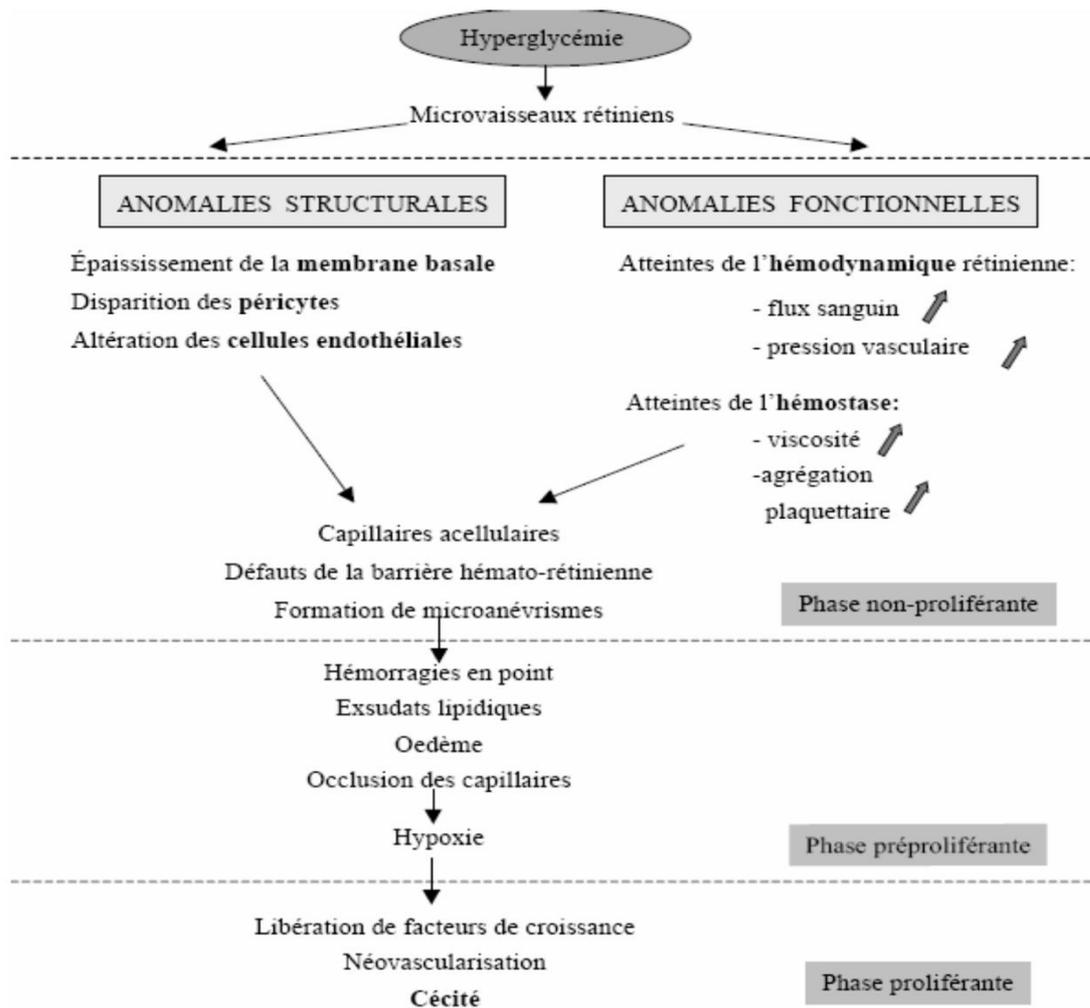


Figure 9 : Les phases cliniques du développement de la rétinopathie diabétique [2]

L'efficacité de la PPR dans le traitement de la RDP a été largement prouvée, puisqu'elle réduit de 50 % au moins le risque de cécité légale. Les indications de la PPR sont basées sur la classification de la RD ; de nombreuses classifications ont été proposées, la plus utilisée étant une version simplifiée de la classification de l'ETDRS. [1,10,11] Les premiers rapports ont montré l'efficacité de la PPR dans les RDP « à haut risque », schématiquement RDP avec néovaisseaux prépapillaires ou avec néo vaisseaux pré-rétiniens associés à une hémorragie pré-rétinienne ou intra vitréenne. Ces indications ont été élargies à la suite des travaux de l'ETDRS, notamment en France, à toutes les RDP et à certaines RDPP. [14]

Les indications et le caractère d'urgence de la PPR sont fonction du degré et de sévérité de la rétinopathie [22].

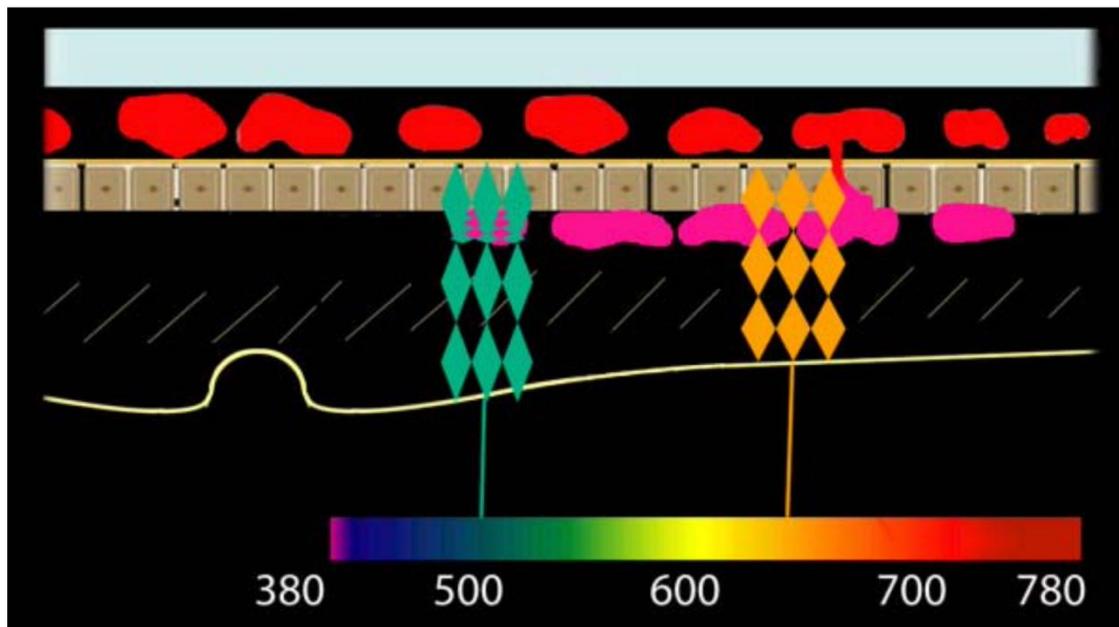


Figure 10 : Destruction directe des néovaisseaux par photocoagulation au laser argon [1]

⇒ Déhiscence rétinienne sans décollement de rétine

Le but du traitement est de créer une réaction cicatricielle solide autour de la lésion et de tenter de prévenir un décollement de rétine. Dans la plupart des cas, la cicatrisation durable de la déchirure est obtenue.

Selon les cas, un traitement plus étendu (barrage circulaire) peut être proposé.

⇒ Les vascularites occlusives

⇒ Les séquelles d'occlusions veineuses rétinienne

⇒ D'autres affections rétinienne peuvent nécessités un traitement par laser :

l'œdème maculaire ; les rétinopathies hypertensive et drépanocytaire ; certaines tumeurs rétinienne ; la chorioretinite séreuse centrale ; l'angiomatose. (cette liste n'est pas exhaustive).

## 5. Protocoles techniques de la photocoagulation panrétinienne

### ⇒ Dilatation pupillaire:

La photocoagulation panrétinienne nécessite au préalable une dilatation pupillaire par collyre tropicamide 1% et/ou de la néosynéphrine. Elle est utile pour bien accéder à la périphérie rétinienne.

### ⇒ Mode d'anesthésie

Une anesthésie de contact (oxybuprocaine 0,4%) est suffisante dans la majorité des cas ; il est parfois utile d'y associer des antalgiques et/ou anxiolytiques par voie générale. Lorsqu'une anesthésie locorégionale de type péribulbaire est nécessaire, elle doit impérativement être précédée d'une consultation de préanesthésie et effectuée sur un patient à jeûne, perfusé, dans un local disposant d'un matériel de réanimation. Ce type d'anesthésie est parfois nécessaire en présence d'un glaucome néovasculaire.

### ⇒ Verres de contact

Différents verres de contact sont à notre disposition et peuvent avec bénéfice être utilisés en association. Le verre à trois miroirs reste le plus classique, mais il existe une zone intermédiaire de traitement difficile entre le verre central et le verre équatorial (miroir trapézoïdal). Il ne permet pas, par ailleurs, la réalisation correcte d'une PPR en cas de mauvaise dilatation. Les verres de contact grand champ (lentilles QuadrAspheric<sup>®</sup>, TransEquator<sup>®</sup> et Equator Plus<sup>®</sup>) permettent un traitement facile du pôle postérieur jusqu'à l'équateur sans cependant permettre d'atteindre l'extrême périphérie. La lentille Superquad 160<sup>®</sup> ayant un champ plus large (160–165°) que les précédentes optiques permet d'accéder à l'extrême périphérie. Toutes ces lentilles donnent une image réduite et inversée du fond d'œil, mais elles sont très utiles, et ce sont souvent les seules utilisables pour une PPR efficace en cas de pseudophakie ou de mauvaise dilatation pupillaire. Elles nécessitent de modifier la taille du spot du

laser en fonction du coefficient de magnification du spot (1,44 pour la lentille TransEquator<sup>®</sup> , 1,47 pour la lentille Wide-Field<sup>®</sup> , 1,97 pour la lentille Quadraspheric<sup>®</sup> , 2 pour la lentille Super-quad 160<sup>®</sup> , 2,27 pour la lentille Equator Plus<sup>®</sup>).

Tableau 2 : Réglage de la taille du spot en fonction de la lentille utilisée

Verre de contact	Coefficient de magnification Du spot laser	Réglage de la taille laser Du spot laser	Taille réelle des impacts rétiens
Verre à 3 miroirs	1,08	500 µm	500 µm
TransEquator <sup>®</sup>	1,44	350 µm	500 µm
Wide-field <sup>®</sup>	1,47	350 µm	500 µm
Quadraspheric <sup>®</sup>	1,97	250 µm	500 µm
Superquad 160 <sup>®</sup>	2	250 µm	500 µm
Equator Plus <sup>®</sup>	2,27	200-250 µm	500 µm



Figure 10 : Image 1 : Verres grand champ (de gauche à droite, panfunduscope de Rodenstock, verre de Mainster Wide Field, lentille quadra sphérique de Volk). Image 2 : Visualisation du fond d’oeil à travers la lentille quadra sphérique.

### ⇒ Longueur d'onde

La sélection de la longueur d'onde laser dépend des objectifs spécifiques du traitement et du degré de photocoagulation qui doivent être ciblés sur le tissu particulier tout en épargnant les tissus adjacents sains. La surface (profondeur et diamètre) de la coagulation efficace est directement liée à l'*intensité* et à la *durée* de l'irradiation. Pour un ensemble spécifique de paramètres laser (taille du spot, durée et puissance), l'intensité de la brûlure obtenue dépend de la transparence du milieu oculaire et du degré de pigmentation.

Le *laser vert* produit une lumière bien absorbée par la mélanine et l'hémoglobine mais moins par la xanthophylle. En raison de ces caractéristiques et de l'absence d'effets indésirables des longueurs d'onde courtes (bleues), le laser vert a remplacé le laser bleu-vert pour le traitement des anomalies vasculaires rétiniennes et de la néovascularisation choroïdienne.

Le *laser rouge* pénètre à travers les cataractes nucléaires et les hémorragies intra vitréennes modérées mieux que les lasers avec d'autres longueurs d'onde. De plus, il est absorbé de façon minimale par la xanthophylle et peut donc être utile dans des traitements à proximité de la fovéa. Le laser rouge provoque des brûlures plus profondes avec un taux plus élevé d'inconfort pour le patient et d'absorption non homogène au niveau de la choroïde. Le *laser infrarouge* présente des caractéristiques similaires à celles du laser rouge avec une pénétration encore plus profonde des tissus.

Le *laser jaune* a, parmi ses avantages, une dispersion minimale par la cataracte nucléaire, une faible absorption xanthophylle, et peu de potentiel pour les dommages photochimiques. Il semble être utile pour détruire des structures vasculaires tout en causant des dommages minimes aux zones adjacentes de tissu pigmenté. Ainsi, il peut être utile pour le traitement des lésions néovasculaires rétiniennes et choroïdiennes.

Le choix de la longueur d'onde importe peu pour la réalisation d'une photocoagulation périphérique[19], le seul critère est de réussir à obtenir un blanchiment franc de la rétine au niveau de l'impact du laser. On utilise le plus souvent l'argon bleu-vert ou mieux l'argon monochromatique vert, ou, de plus en plus, le laser Yag doublé (532 nm). L'utilisation du laser krypton, moins soumis aux phénomènes de diffraction, peut être préférable en cas de diminution de la transparence cornéenne ou de cataracte. Le krypton, du fait de sa moindre absorption par l'hémoglobine, permet également, dans certains cas d'hémorragie intra vitrénne minime à modérée, de pratiquer une PPR non réalisable à l'argon ou au Yag doublé. D'autres types de lasers comme le laser à colorant jaune ou le laser diode peuvent être également utilisés en cas de cataracte ou de trouble hémorragique de la cavité intra vitrénne.

⇒ **Diamètre ou taille du spot**

Le diamètre le plus couramment utilisé avec le verre à miroirs est de 500  $\mu\text{m}$ . Avec les verres grand champ, du fait d'un effet de réduction de l'image, la taille du spot doit être réduite entre 200 à 350  $\mu\text{m}$  pour obtenir un impact rétinien de 500  $\mu\text{m}$ . Il est essentiel de respecter la taille des impacts de 500  $\mu\text{m}$  sur la rétine, car des impacts de petite taille laissent des cicatrices peu entendues en surface et en épaisseur, aboutissant à des PPR inefficaces malgré un très grand nombre d'impacts. Il est possible de diminuer à 400  $\mu\text{m}$  le diamètre du spot en présence d'une cataracte nucléaire en particulier, pour diminuer les phénomènes de diffraction.

⇒ **Mode**

- *Monospot*

Caractérisé par l'utilisation de temps d'exposition longs (100–200ms), le mode de traitement monospot offre 4 modes de tirs paramétrables pour la mise en œuvre de traitements à vocation continue :

- Mode simple : tir unique
- Mode répétitif : tirs répétés
- Mode painting : tirs répétés rapides
- Mode continu : tir continu

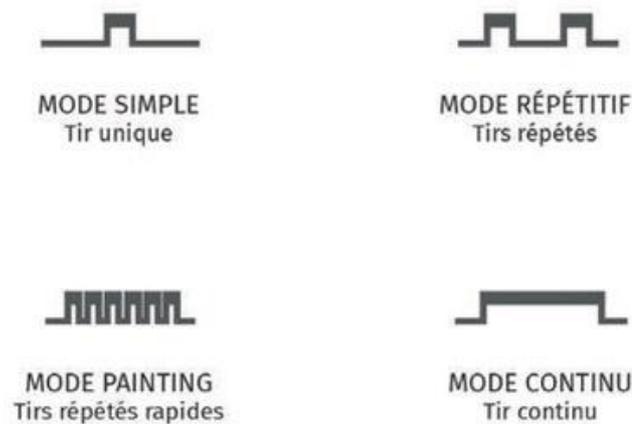


Figure 11 : Les différentes types d'utilisation du monospot [20]

- *Multispot*

Caractérisé par l'utilisation de temps d'exposition courts (10ms–20ms) et par l'émission d'impacts multiples (figure 12), le mode de traitement multispot offre plusieurs figures programmables pour une meilleure adaptation à la zone de traitement :

- Mode carré : photocoagulation
- Mode triple arc : photocoagulation périphérique
- Mode cercle : Pour le traitement des lésions rétiniennes
- Mode grille maculaire.

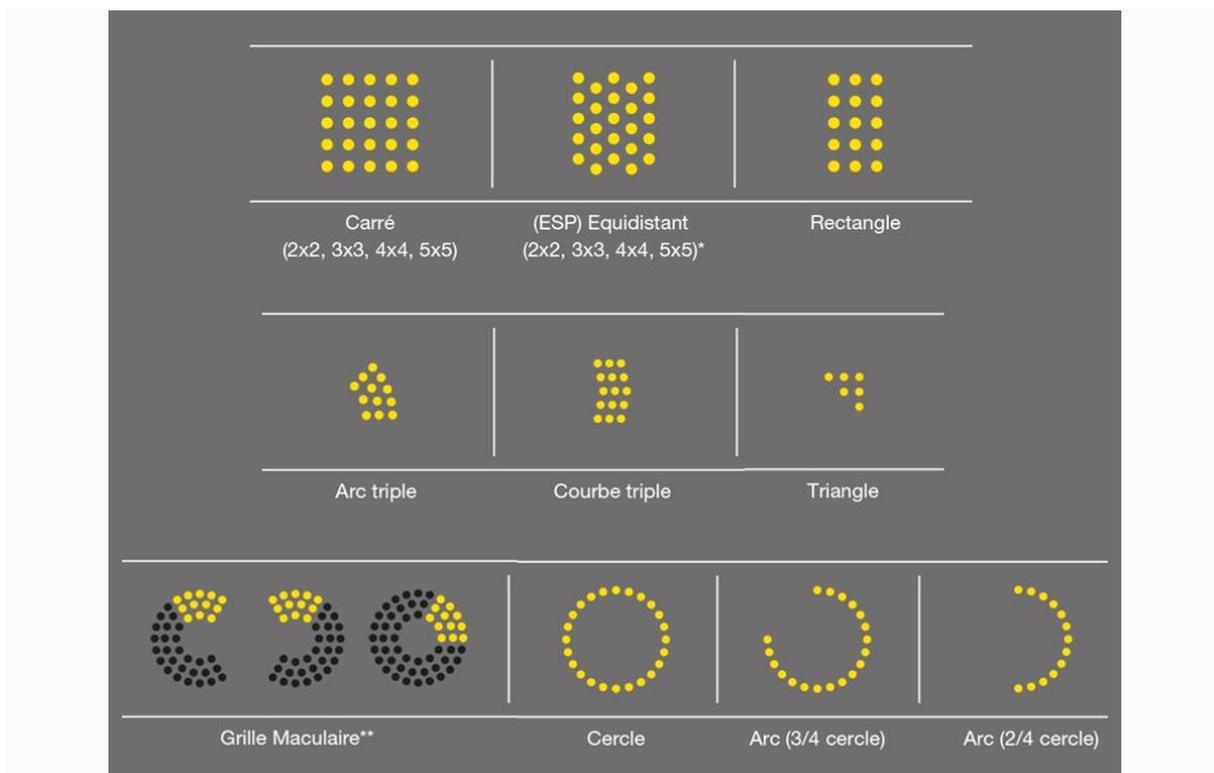


Figure 12 : Différents mode programmable pour le multispot [20]

⇒ Temps d'exposition

Le temps d'exposition utilisé dépend du mode utilisé, monospot ou multispot. Le mode monospot est caractérisé par l'utilisation de temps d'exposition longs, le mode multispot par des temps courts.

En mode monospot, on utilise le plus souvent un temps d'exposition de 0,07 à 0,1 seconde. Des temps supérieurs sont parfois nécessaires pour obtenir un marquage rétinien suffisant. Un temps d'exposition de 0,05 seconde, en augmentant parallèlement l'intensité, peut diminuer chez certains patients le caractère douloureux de la PPR avec une efficacité similaire.

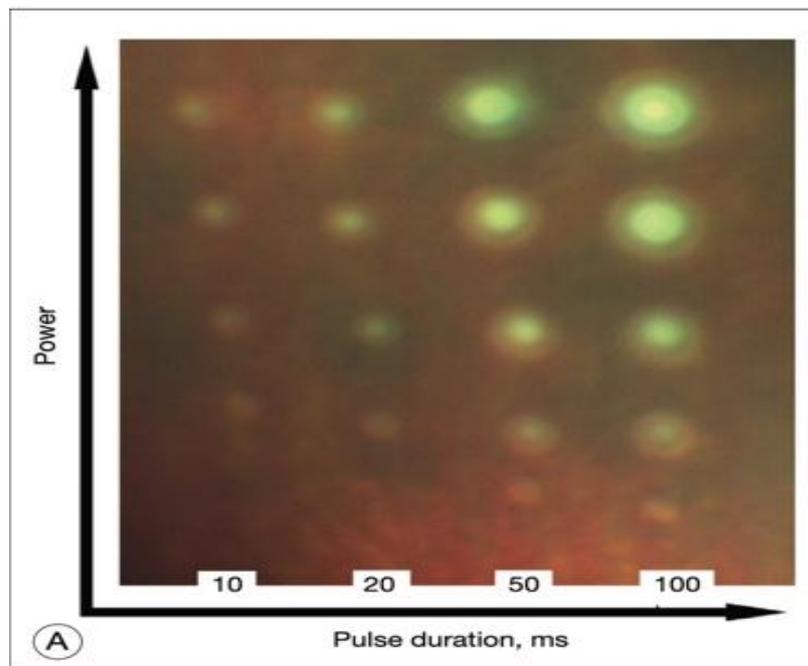


Figure 13 : Aspect de l'impact en fonction de l'intensité et du temps d'exposition

[20]

### ⇒ La puissance

Elle varie de 50 à 1000 mW (jusqu'à obtenir une couleur jaune chamois sur la rétine). L'intensité utilisée dépendra de la longueur d'ondes, de la taille du spot, du mode utilisé (monospot ou multispot), du statut cristallinien du patient (intensité plus élevée en cas de cataracte dense).

### ⇒ Nombre d'impacts

Une PPR non confluyente de 2 500 à 3 000 impacts est généralement réalisée en appliquant des impacts de 500 µm de diamètre, placés de façon contiguë sans être confluentes, depuis l'arcade des vaisseaux temporaux (en débutant à un diamètre papillaire du bord des vaisseaux temporaux) jusqu'à l'équateur (au niveau du golfe des veines vortiqueuses). Dans quelques cas de RDP avec une prolifération fibrovasculaire très active, il peut être nécessaire de réaliser une PPR confluyente, plus étendue jusqu'à l'extrême périphérie afin d'obtenir une régression de la néovascularisation, au prix d'un risque accru d'effets secondaires, notamment de réduction du champ visuel et d'œdème maculaire.

### ⇒ Schéma de réalisation

Habituellement, la PPR est réalisée en six à huit séances de 300 à 500 impacts chacune. L'espacement dans le temps des séances dépend de la sévérité de la rétinopathie. On est souvent amené à utiliser différents types de lentilles selon la zone rétinienne à traiter, selon la dilatation pupillaire ou encore selon le statut cristallinien du patient (phaque ou pseudophaque). Il est toujours recommandé de traiter par ordre les cadrans : inférieur, nasal, supérieur et temporal dans les cas de RDP à haut risque [12]. Il faut traiter des arcades vasculaires jusqu'à la périphérie rétinienne en respectant des espaces de 1 à 2 diamètres papillaires aux niveaux des arcades vasculaires ; 1 diamètre papillaire en temporal de la papille et 6 à 7 diamètre papillaire en nasal de la macula.

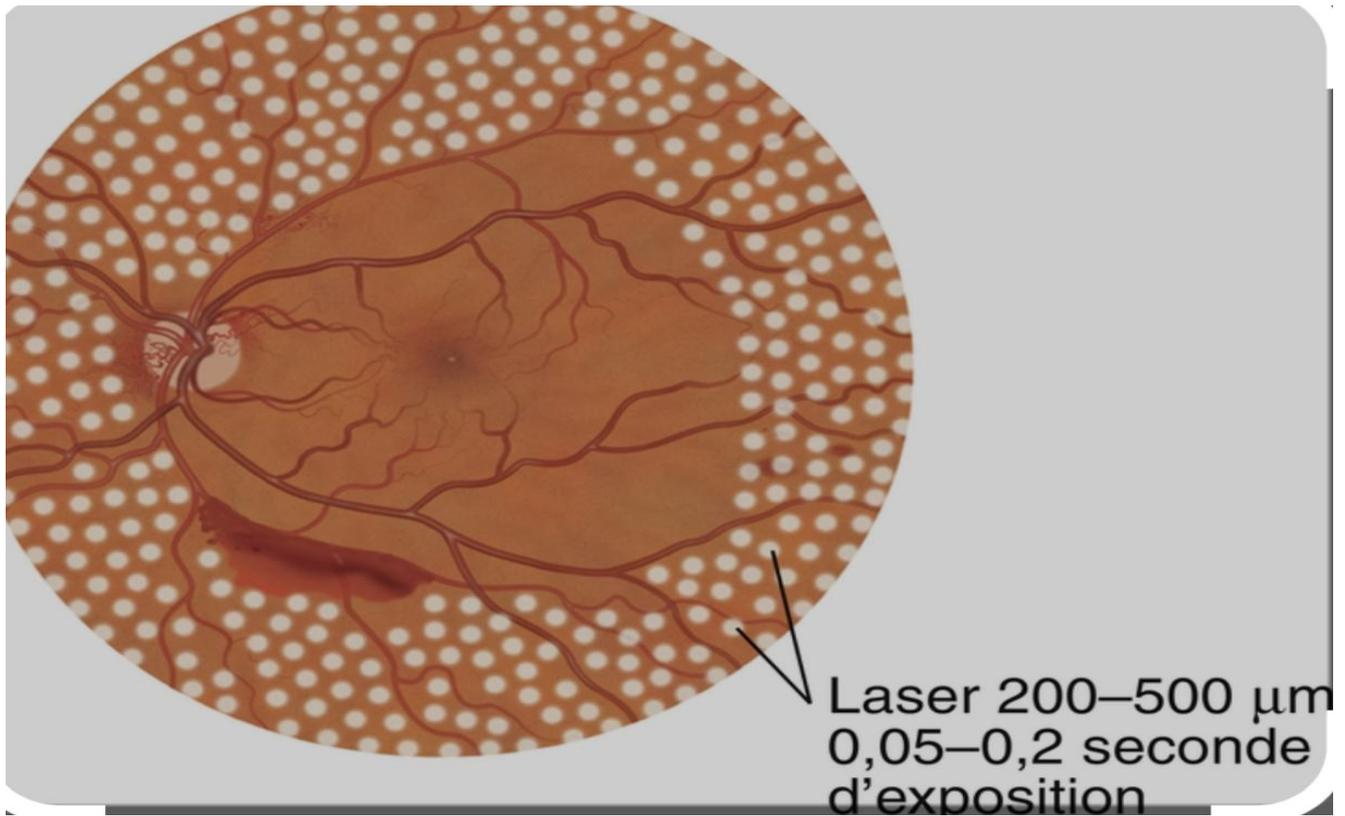


Figure 14 : Schéma de réalisation de PPR (rapport sfo 2018)

### ⇒ Mesures de sécurité [5]

Pour assurer une utilisation sécurisée et prévenir les dangers et les expositions intempestives aux faisceaux laser, vous devez suivre les mesures de protection suivantes :

- L'appareil laser ne doit être utilisé que par un médecin qualifié.
- N'utilisez jamais un appareil laser si vous pensez qu'il ne fonctionne pas correctement.
- Ne pliez pas les câbles de fibres optiques et ne tirez pas dessus. Lorsque vous les rangez ou les stockez, enroulez-les en larges boucles pour ne pas endommager les fibres optiques.
- Toutes les opérations d'entretien et de calibrage d'appareils lasers doivent être faites par des techniciens agréés par le fabricant de l'appareil.
- Lors de traitements au laser, placez une pancarte sur la porte de la salle de traitement pour informer les gens qu'un traitement au laser est en cours et qu'ils ne doivent pas entrer.
- Les rayons laser réfléchis sur des surfaces réfléchissantes peuvent endommager vos yeux, ceux du patient et ceux d'autres personnes. Tout miroir ou objet métallique susceptible de réfléchir les rayons laser peut constituer un danger de réflexion. Assurez-vous de retirer tout danger de réflexion à proximité du laser. Utilisez autant que possible des instruments non réfléchissants. Faites attention à ne pas diriger involontairement le faisceau laser sur des objets qui ne doivent pas être ciblés.
- Tout le personnel se trouvant dans la zone de traitement doit porter des lunettes de protection laser adéquates, conçues pour filtrer la longueur d'onde et la puissance spécifiques du laser utilisé. Le choix des lunettes de protection est dicté par l'Exposition maximale permise (EMP), la Zone nominale de danger oculaire (ZNDO) et la Distance nominale de danger oculaire (DNDO) de chaque

appareil de transmission utilisé avec le système laser, ainsi que par la configuration de la salle de traitement. Pour des informations complémentaires, consultez le manuel de l'utilisateur de l'appareil laser ainsi que les normes et directives internationales sur l'utilisation des lasers.

- Des filtres de sécurité (Figure 14) protègent le médecin des rayons laser rétrodiffusés. Des filtres de sécurité oculaire intégraux doivent être installés de façon définitive sur toute lampe à fente et ophtalmoscope indirect utilisés pour le traitement laser. En cas d'endophotocoagulation au laser ou d'utilisation avec un microscope opératoire, il faut installer un filtre de sécurité oculaire séparé sur chaque visée du microscope opératoire. Tous les filtres de sécurité oculaire ont une densité optique (DO) à la longueur d'onde du laser qui est suffisante pour permettre à l'utilisateur de visionner à long terme la lumière laser diffuse.

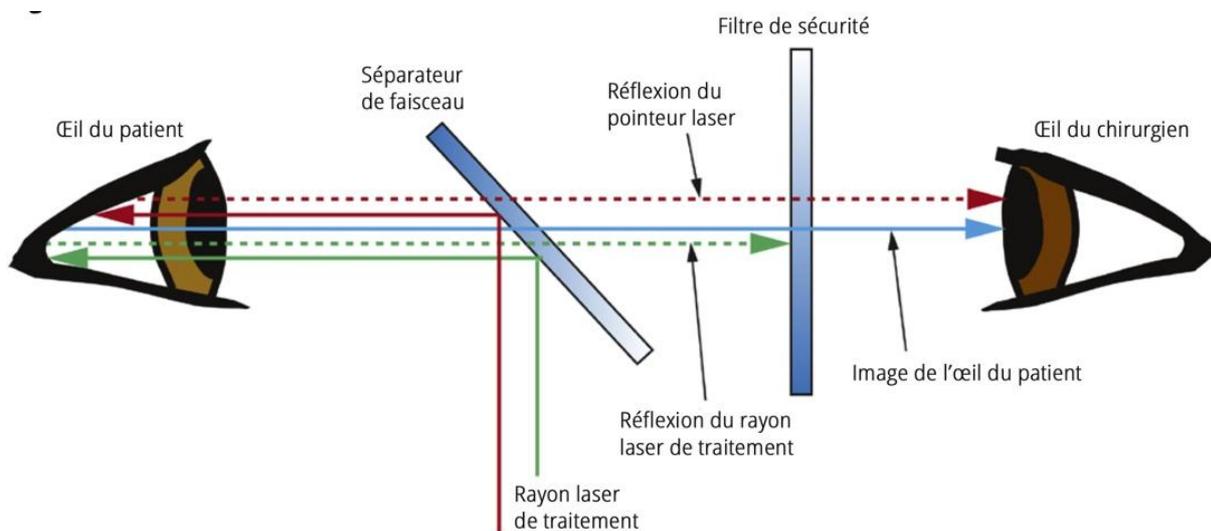


Figure 15 : Positionnement d'un filtre de sécurité laser [5]

## 6. Application cliniques et les techniques particulières du laser

⇒ Indications de la photocoagulation pan rétinienne des rétinopathies diabétiques

L'efficacité de la PPR dans le traitement de la RDP a été largement prouvée, puisqu'elle réduit de 50 % au moins le risque de cécité légale. Les indications de la PPR sont basées sur la classification de la RD ; de nombreuses classifications ont été proposées, la plus utilisée étant une version simplifiée de la classification de l'ETDRS. [10] [11]

Les premiers rapports de la DRS ont montré l'efficacité de la PPR dans les RDP « à haut risque », schématiquement RDP avec néo vaisseaux prépapillaires ou avec néo vaisseaux pré rétiniens associés à une hémorragie pré rétinienne ou intra vitréenne. Ces indications ont été élargies à la suite des travaux de l'ETDRS ; en pratique, ces indications ont été élargies, notamment en France, à toutes les RDP et à certaines RDPP. [3]

Les indications et le caractère d'urgence de la PPR sont fonction du degré et de sévérité de la rétinopathie [14].

Indication de la PPR	Rythme des séances de laser	Durée de la PPR
RDNP sévère RDP minime	1 séance toutes les 6 à 8 semaines	9 à 18 mois
RDP modérée	1 séance toutes les 3 à 4 semaines	6 mois
RDP sévère RDP compliquée d'hémorragie intravitréenne ou prérétinienne	1 séance par semaine	6 semaines à 2 mois
RDP compliquée de rubéose irienne ou de glaucome néovasculaire	1 séance par jour	8 à 15 jours

Figure 16 : Rythme et durée de la PPR selon la sévérité de la rétinopathie diabétique[14].

### ⇒ Photocoagulation des néovaisseaux choroïdiens

La photocoagulation au laser est le premier traitement à avoir démontré une efficacité pour préserver l'acuité visuelle des patients présentant des néovaisseaux choroïdiens visibles extra ou juxtafovéolaires liés à la DMLA.

Le pronostic visuel sévère de cette maladie est en effet directement lié à la présence de néovaisseaux choroïdiens, avec plus de 70 % de pertes de vision centrale, le plus souvent par hémorragie ou prolifération fibrovasculaire. Le potentiel évolutif de ces néovaisseaux est en outre particulièrement important. On considère que les néovaisseaux de type visible progressent d'environ 10 µm par jour et qu'en l'espace de 1 an, jusqu'à 73 % des lésions extra fovéales parviennent en regard de la zone rétro fovéale. C'est finalement ce potentiel évolutif et destructif des néovaisseaux qui a permis à une technique aussi peu sélective que la photocoagulation de démontrer une efficacité pour préserver un tissu aussi fonctionnel que la rétine maculaire. La technique vise à détruire les néovaisseaux et à induire une cicatrice fibrogliale en regard de la zone traitée. Par conséquent, le traitement détruit la neurorétine sus-jacente aux néovaisseaux en même temps que ces néovaisseaux.

*Technique* : La photocoagulation au laser est dirigée sur l'épithélium pigmentaire en regard des néovaisseaux. L'identification de la zone de fixation du patient et le repérage des néovaisseaux sont les étapes les plus difficiles de la technique.

La présence de microhémorragies sous-rétiniennes ou de migrations pigmentaires peut faciliter cette étape. On note éventuellement le soulèvement de la neurorétine avec un aspect grisâtre en regard des néovaisseaux. C'est surtout la réalisation d'un calque, actuellement facilitée par les techniques d'angiographie numérisée, qui permet de distinguer les néovaisseaux (temps précoce de l'angiographie) du pigment xanthophylle.

L'optical coherence tomography (OCT) contribue aussi à déterminer la localisation des néovaisseaux. Le verre de contact utilisé dépend de l'habitude de l'opérateur. L'utilisation d'un verre d'ophtalmoscopie directe avec contact est indispensable. Le verre à trois miroirs montre bien les reliefs, le verre centralis direct a l'avantage d'être peu traumatisant pour le patient.

Lorsque le repérage des néovaisseaux a été fait d'après les repères vasculaires du calque, une ultime vérification du point de fixation du patient est réalisée à l'aide du spot de visée du laser réglé sur une intensité importante, alors que l'intensité de la lampe à fente est faible. Les impacts réalisés sont confluent.

On commence en règle par photocoaguler la partie des néovaisseaux la plus éloignée du point de fixation en espérant une certaine rétraction des néovaisseaux au cours de la photocoagulation. Le plus souvent, on utilise des spots de 200  $\mu\text{m}$  de diamètre avec une durée de 1 seconde, ramenée à 0,7 s en cas de mouvements oculaires du patient.

Ces mouvements sont parfois gênants pour l'opérateur au début de la séance de photocoagulation. Les éblouissements et la diminution du stress amènent une diminution progressive de ces mouvements.

### ⇒ **Photocoagulations maculaires « douces »**

La maculopathie œdémateuse focale bénéficie de photocoagulations peu dosées réalisées au centre des exsudats[16]. Ces impacts viseraient à détruire les anomalies vasculaires diffusantes (certains microanévrismes, des anomalies microvasculaires intra rétinienne). Ils serviraient ainsi à stimuler la repousse de cellules de l'épithélium pigmentaire capables de drainer l'œdème rétinien.

L'arrivée de médicaments antiangiogéniques plus ou moins spécifiques, administrés en injection intravitréenne vient très probablement concurrencer ces deux indications de la photocoagulation.

Le type de laser utilisé est le laser jaune 570 nm (mais le vert 532 est aussi compatible)

*Paramètres :*

- Verre quadra sphérique ou centralis
- durée : 100 ms
- taille du spot : 50 microns
- Puissance : la plus basse possible
- Nombre d'impact : 10 en moyenne
- Impacts doit être à peine visibles

### ⇒ **Traitements des lésions rétinienes**

Le décollement de rétine rhégmotogène survient lorsqu'il existe une solution de continuité au niveau de la rétine autorisant le passage de vitré liquéfié entre le neuro-épithélium et l'épithélium pigmentaire.

Le laser ne peut être appliqué lorsque le décollement de rétine est constitué; il n'intervient donc qu'au stade du traitement préventif du décollement rétinien sur des lésions favorisant la survenue de cette affection. Le but du traitement est de réaliser une photocoagulation autour de la lésion, cette photocoagulation entraînant la formation d'adhérences cicatricielles chorioretiniennes, empêchant la constitution d'un décollement de rétine.[31]

Indications : Seules les lésions non décollées peuvent bénéficier de ce traitement. Certaines indications sont formelles, d'autres restent discutées.[31]

- Sont traités systématiquement : les trous et les déchirures non décollées, les îlots de dégénérescence palissadique et givrée troués, la motte pigmentée associée à une bride vitrénne.
- Restent sujets à discussion : le givre diffus, le blanc avec et sans pression et le rétinosischisis.

*Technique du traitement* : Elle varie en fonction du type et de l'extension des lésions[31]

- Les lésions focalisées sont cernées par trois ou quatre rangées d'impacts juxtaposés en quinconce.
- Si la lésion est très périphérique il peut être difficile de la cerner en avant, il est donc nécessaire de prolonger le traitement de part et d'autre jusqu'à l'ora serrata.
- Les lésions diffuses qui couvrent la majeure partie de la périphérie rétinienne sont traitées par cerclage au laser. Ce traitement est réalisé en quatre séances couvrant un quadrant par séance, réalisant quatre rangées d'impacts juxtaposés en quinconce au niveau de l'équateur avec retour à l'ora serrata une fois par quadrant.
- Le rétinoshisis est cerné par trois ou quatre rangées d'impacts juxtaposés en quinconce, avec retour à l'ora serrata de part et d'autre de la bulle.

## 7. Les complications de la photocoagulation pan rétinienne

Les complications liées à la PPR ont été fréquemment observées au cours des premières années de la PPR, avec de nombreux rapports dans les années 1980 et 1990. Les complications les plus courantes sont le décollement de la choroïde, le décollement exsudatif de la rétine et l'œdème maculaire.[3]

Les changements visuels signalés immédiatement après la PPR comprennent une photophobie transitoire et des troubles de l'accommodation. La réduction du champ visuel et les déficits de la vision nocturne sont des plaintes fréquentes des patients.[3]

### ⇒ *Effusion uvéal/Décollement choroïdien*

La photocoagulation au laser provoque une rupture de la choriocapillaire entraînant une transsudation massive de liquide. Ce liquide a tendance à s'accumuler dans la région supraciliaire en raison de la faiblesse des attaches ciliosclérales.[3]

Un rétrécissement de l'angle de la chambre antérieure peut également être observé à la suite d'épanchements du corps ciliaire, avec résolution spontanée deux semaines après la séance.

Le risque de développer un épanchement ciliochoroïdien semble dépendre de multiples facteurs. Le type de laser, la taille et l'intensité de la brûlure ont été directement corrélés à la prévalence et à la taille de l'épanchement. L'intensité de la brûlure, qui dépend à la fois des paramètres du laser et de l'absorption chorio-rétinienne, est un facteur particulièrement important. Bien que les décollements ciliochoroïdiens soient en fin de compte transitoires, le délai de résolution étant de 7 à 21 jours, cette complication peut être totalement réduite en effectuant la PPR en plusieurs séances plutôt qu'en une seule. La PPR en plusieurs séances est maintenant considérée comme la norme clinique justifiable.

Le détachement choroïdien se produit également rarement avec les lasers multi-spots. Les lasers multispots font courir un risque moindre de complications,

causent des brûlures plus légères et de moindre durée conduisant à une minimisation des lésions tissulaires collatérales.[3]

### ⇒ *Décollement séreux rétinien*

Le mécanisme du décollement exsudatif de la rétine est étroitement lié à celui du décollement de la choroïde. Un traitement intensif entraîne une inflammation de la choroïde et une rupture de l'épithélium pigmentaire de la rétine (EPR), ce qui entraîne une exsudation de liquide.

### ⇒ *Œdème maculaire*

L'œdème maculaire secondaire à la PPR peut entraîner une baisse temporaire de la vision dans la période suivant le traitement, dès la première semaine, la plupart des cas se résorbant après trois mois. L'incidence de l'œdème maculaire après une PRP varie de 25 à 43 % selon les études publiées entre 1994 et 2009.[3,10]

Le mécanisme de développement de l'œdème maculaire après une PPR n'est pas clair, l'étiologie étant considérée comme la rupture de la barrière hémato-rétinienne due à l'inflammation rétinienne induite par la brûlure thermique. Des modèles animaux ont montré que l'hyperperméabilité des capillaires rétiens après le laser est secondaire aux interactions entre les leucocytes et l'endothélium et à la libération accrue de cytokines, ce qui entraîne une accumulation de liquide dans la macula.[3]

L'œdème maculaire ou l'épaississement maculaire central après PPR est le plus souvent le reflet de la puissance et de la durée plus élevées des spots laser pendant le traitement. Le laser bleu-vert à l'argon, le laser rouge au krypton et, à un moindre degré, les lasers à diode plus récents ont tous été associés à cette complication. L'œdème maculaire comme complication du laser PASCAL a également été étudié récemment, il a été conclu que la PPR avec le laser PASCAL n'entraînait pas

d'augmentation de l'épaisseur centrale de la rétine chez les patients sans œdème maculaire diabétique préexistant.[3]

⇒ ***Brûlures accidentelles de la fovéa***

Il faut faire très attention à bien identifier la fovéa au moyen de la biomicroscopie ; cette étape peut être facilitée en comparant l'aspect avec des images récentes d'angiographie à la fluorescéine. Un repérage fréquent du centre de la fovéa tout au long de la procédure est utile pour maintenir une bonne orientation. Dans certains cas, le risque de brûlures fovéales peut être réduit en immobilisant le globe avec une anesthésie péribulbaire ou rétrobulbaire, surtout lorsqu'il s'agit d'un traitement juxtafovéolaire.

⇒ ***Lésions rétiniennes***

Une photocoagulation intense peut provoquer des trous rétiniens de pleine épaisseur. Le traitement focal avec des brûlures de faible diamètre et de haute intensité peut provoquer une occlusion vasculaire ou perforer les vaisseaux sanguins, conduisant à une hémorragie prérétinienne ou intravitréenne. De plus, un traitement panrétinien étendu peut induire ou exacerber un œdème, en particulier chez les patients diabétiques.

## 8. Évaluation de la douleur

### 8.1. Définition de la douleur

La douleur est définie selon l'International Association for the Study of Pain (IASP) comme une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à une lésion tissulaire réelle ou potentielle, ou décrite dans ces termes. Cette définition affirme une dimension sensorielle indissociable des dimensions affective, émotionnelle et psychologique. Il est donc communément acquis qu'il existe une part subjective à la douleur et que c'est une construction multidimensionnelle assez complexe où il est difficile de faire la part des choses entre les signes objectifs, biologiques de la maladie et celle de l'expérience subjective d'inconfort et de dysfonctionnement.

Il est possible de scinder la douleur en quatre composantes :

- **la composante sensori-discriminative** correspond aux mécanismes neurophysiologiques de la nociception ; ils assurent la détection du stimulus nociceptif et l'analyse de ses caractères qualitatifs temporo-spatiaux.
- **la composante affectivo-émotionnelle** exprime la tonalité désagréable, agressive, pénible et difficilement supportable de la douleur. Elle est influencée par l'étiologie de la douleur elle-même (quand elle est connue) mais aussi par son contexte. Ainsi, la maladie, sa signification et son évolution incertaine sont autant de paramètres venant moduler le vécu douloureux. Cette composante affective peut se prolonger vers des états émotionnels voisins comme la dépression et l'anxiété ce qui explique qu'il faut systématiquement l'évaluer.
- **la composante cognitive** se réfère à un ensemble de processus mentaux susceptibles d'influencer la perception douloureuse et les réactions comportementales qu'elle détermine : les phénomènes d'attention et de diversion de l'attention, de signification et d'interprétation de la situation

présente, de référence à des expériences passées vécues ou observées et de décision quant au comportement à adopter.

- la **composante comportementale** regroupe toutes les manifestations observables : verbales (gémissements, plaintes.. .), motrices (postures antalgiques, mimiques, immobilité, agitation...). Ces signes observés, réactionnels à la douleur perçue, interviennent dans la communication avec l'entourage et constituent autant d'indices de l'importance de la douleur.

### 8.2. Échelles d'évaluation de la douleur

Plusieurs échelles sont utilisées pour évaluer la douleur ressentie par les patients.

Tableau 3 : échelles d'évaluation de la douleur

**Tableau de correspondance des niveaux de douleur pour l'indicateur « Evaluation et prise en charge de la douleur »**

Modalité à cocher	Score	Pas de douleur	Douleur faible	Douleur modérée	Douleur intense	Douleur insupportable
<b>Echelle Verbale Simple</b>	0 - 4	0	1	2	3	4
<b>EN ou EVA (en mm)</b>	0 - 100	0	1 - 39	40 - 59	60 - 79	80 -100
<b>ENS ou EVA (en cm)</b>	0 - 10	0	1 - 3	4 - 5	6 - 7	8 -10
<b>Autres échelles acceptées</b>		Pas de douleur	Faible	Modérée	Forte	Insupportable

### III. Matériel et méthode

#### 1. Données cliniques

L'étude que nous avons réalisé est une étude prospective monocentrique chez des patients traités par laser rétinien pour des pathologies diverses dans le service d'ophtalmologie du CHU Hassan II de l'Université Sidi Mohamed Ben Abdallah de Fès. Cette étude a été menée sur une période de 7 mois ; de février à août 2021. Les indications du laser rétinien étaient diverses et variables.

Les critères d'inclusion étaient : Tous les patients traités en ambulatoire par laser au niveau de la rétine quelque soit la pathologie rétinienne.

Nos critères d'exclusion étaient le traitement laser lors de la chirurgie endoculaire et les enfants traités sous anesthésie générale.

Nous avons étudié les paramètres suivant : Le niveau du résident ayant effectué la séance laser ; l'âge du patient ; le sexe ; les antécédents médico-chirurgicales ; l'indication de la PPR ; l'AV ; la taille du spot ; le temps d'exposition ; l'intervalle d'impacts ; l'intensité du laser ; le nombre d'impact par séance ; le type monospot ou multispot ; la durée de la séance ; la douleur ressentie (échelle VS) et la satisfaction du patient.

## 2. Déroulement de la procédure

Mise en condition : La procédure était réalisée sous anesthésie topique d'oxybuprocaine 0,4% (cébésine). Les 2 lasers utilisés sont : laser supra quantel photocoagulation 532nm et le laser Vitra 2 (figure 16). Le laser était réalisé à l'aide d'un verre quadrasphérique et/ou un V3M. Pour les rétinoopathie ischémique, la séance était faite par cadran rétinien et pour les lésions rétinienne, autour de la lésion.

Les séances laser étaient réalisées par les résidents en Ophtalmologie : 3eme année (R3), 4eme année (R4) et 5éme année (R5).

L'ensemble des paramètres était relevé après la séance laser pour déterminer la puissance du laser, le temps d'exposition, la taille du spot, l'intervalle d'impact, le nombre d'impacts, la durée de la séance et la douleur et satisfaction du patient. Tous cela a été reporté sur une fiche de donnée pratique (figure).

Le traitement post laser consistait à la prescription de collyre anti-inflammatoire non stéroïdien 4 fois par jour pendant 7 jours.



Figure 17 : laser supra quantel photocoagulation 532nm et le laser vitra 2 (images du service)



### **3. Analyse statistique**

Les paramètres quantitatifs ont été décrits en termes de fréquence et de pourcentage. Les résultats ont été analysés par :

- **Test-t student**, c'est un test statistique utilisé pour signifier la différence entre la moyenne de 2 groupes.
- **Test-t apparié**, il est utilisé pour signifier la différence entre les valeurs appariées d'un même groupe.
- **Valeur P**, c'est la probabilité qui signifie que si  $P < 0,05$  ou  $P < 0,001$  le résultat d'une différence significative n'est pas dû au hasard.

**P-value:**  $P < 0,05$  significatif.  $P > 0,05$  non significatif.

Les comparaisons des fréquences attendues et observées sont faites par des tests de Chi-carré.

## IV. Résultats

### 1. Profil de la population étudiée

Nous avons inclus dans notre étude 177 yeux traités pour laser au niveau de la rétine.

La population de l'étude comportait 54 hommes et 48 femmes avec un sex-ratio de 1,12 ; l'âge moyen était de  $55,82 \pm 11,77$  ans avec des extrêmes allant de 23 à 78 ans. La majorité de nos patients (88,4%) était diabétique et 9% avaient une forte myopie.

Les indications du laser étaient : Rétinopathie diabétique (85,9%) ; Déhiscence rétinienne (9%) ; les vascularites occlusives (2,8%) et les occlusions ischémiques de la veine centrale (ou branche) de la rétine (2,3%).

L'AV était inférieur à 3/10 dans 49,7% des cas, et compris entre de 3/10 et inférieur à 5/10 dans 32,8% des cas, supérieur à 5/10 dans 17,5%.

Tableau 4 : Profil de la population étudiée et les indications du laser

Variables		Valeurs
		Population : 177 yeux / 102 patients
Sexe	Hommes	54 (52,94%)
	Femmes	48 (47,06%)
Age (ans)	Moyen : 55,82 ± 11,77	Min : 23 Max : 78
Terrain	Diabétique	88,4%
	Forte myopie	9,3%
	Autres	2,3%
Indications du laser	Rétinopathie diabétique	85,9%
	Déhiscence rétinienne	9%
	Vascularite occlusive	2,8%
	OVCR/OBVCR	2,3%
AV	Inf à 3/10	49,7%
	3/10– 5/10	32,8%
	Sup à 5/10	17,5%

## 2. Données concernant la procédure :

Au cours de cette étude les séances laser ont été réalisées par les résidents de 3 promotions : 3<sup>ème</sup> année (R3), 4<sup>ème</sup> année (R4) et 5<sup>ème</sup> année (R5).

Ainsi chez 14,7% des patients elle a été réalisée par les résidents de 3<sup>ème</sup> année ; chez 63,3% des patients par les résidents de 4<sup>ème</sup> année et chez 22% des patients par les résidents de 5<sup>ème</sup> année.

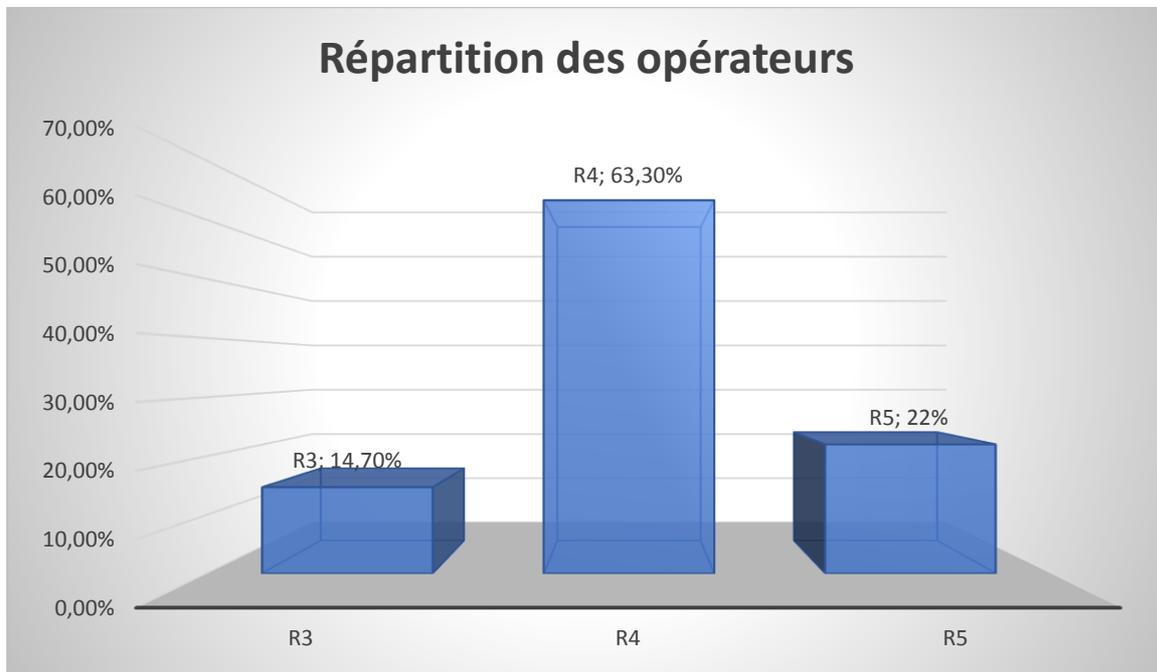


Diagramme 1 : Répartition des opérateurs

Les différents types de traitement du laser rétinien sont : Photocoagulation pan rétinienne (PPR) 85,9% des cas; Laser sectoriel 7,1% ; Photocoagulation laser prophylactique 7%. Nous n'avons pas retrouvé de laser grille maculaire dans notre série.

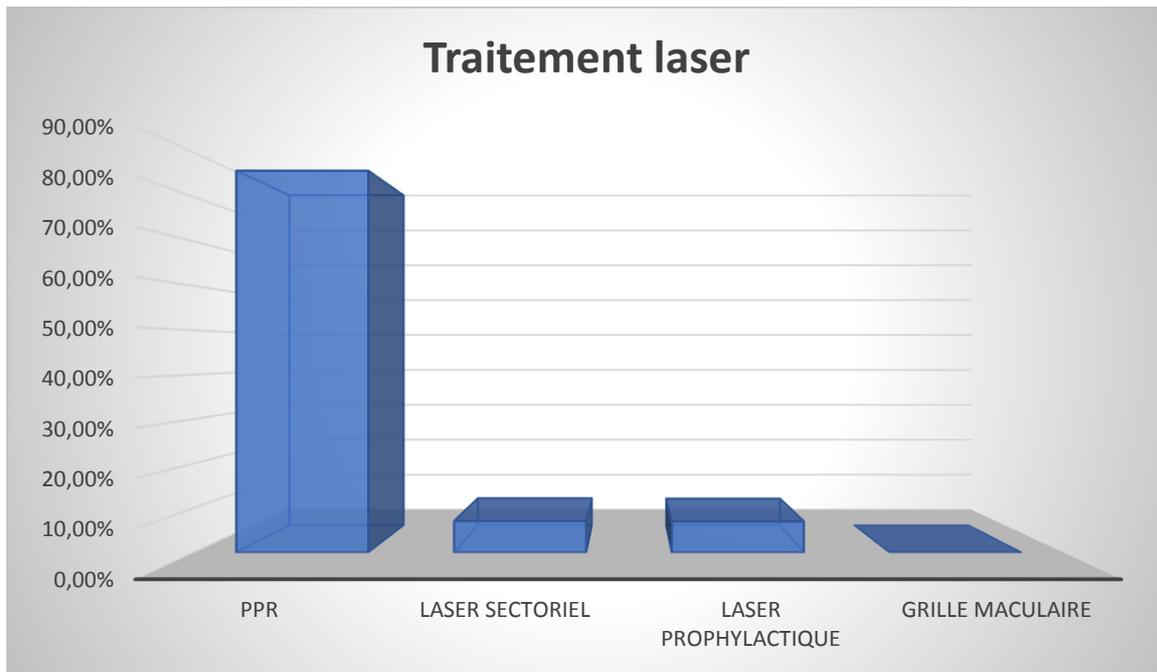


Diagramme 2 : Les types de traitement laser

La puissance laser moyenne utilisée est de  $250,03 \pm 72,42$  mW avec des extrêmes de 100 à 550 mW. Elle est en moyenne de  $309,81 \pm 84,96$  mW (extrêmes de 190 à 550 mW) pour les R3 ; de  $257,63 \pm 64,88$  mW (extrêmes de 100 à 475 mW) pour les R4 et de  $188,33 \pm 30,63$  mW (extrêmes de 130 à 250 mW) pour les R5.

Le nombre d'impacts laser par séance en moyenne est de  $608,59 \pm 315$  impacts (extrêmes de 100 à 2005 impacts) ; il est en moyenne de  $343,04 \pm 161,92$  impacts (extrêmes 100 à 730 impacts) pour les R3 ; de  $555,55 \pm 199,32$  impacts (extrêmes 180 à 990 impacts) pour les R4 ; de  $937,93 \pm 400,04$  impacts (extrêmes 350 à 2005 impacts) pour les R5.

## LE LASER RETINIEN AU CHU HASSAN II DE FES

La durée de la séance laser est en moyenne de  $6,09 \pm 2,30$  min (extrêmes 2 à 13 min) ; pour les R3 elle est en moyenne de  $8,31 \pm 2,09$  min (extrêmes 5 à 13 min) ; pour les R4 de  $6,36 \pm 1,96$  min (extrêmes 3 à 12 min) ; et pour les R5 de  $3,85 \pm 1,32$  min (extrêmes de 2 à 7 min).

**Tableau 5** : Répartition en fonction des paramètres du laser utilisés

		Nombre	Moyenne	Ecart type	Minimum	Maximum
Puissance	3	26	309,81	84,964	190	550
	4	112	257,63	64,884	100	475
	5	39	188,33	30,637	130	250
	Total	177	250,03	72,742	100	550
Durée	3	26	8,31	2,093	5	13
	4	112	6,36	1,968	3	12
	5	39	3,85	1,329	2	7
	Total	177	6,09	2,309	2	13
TAILLE SPOT	3	26	375,77	51,082	240	460
	4	112	377,77	53,452	240	520
	5	39	415,90	36,543	340	500
	Total	177	385,88	52,130	240	520
Intervalle shoot	3	26	0,1192	,04019	0,10	,20
	4	110	0,1135	,03272	0,10	,20
	5	19	0,1000	,00000	0,10	,10
	Total	155	0,1128	,03236	0,10	,20
Temps exposition	3	26	0,11769	,033384	0,100	,200
	4	112	0,10759	,023529	0,010	,200
	5	39	0,06795	,047927	0,015	,150
	Total	177	0,10034	,036246	0,010	,200
Nombre shoot	3	26	343,04	161,928	100	730
	4	112	555,55	199,321	180	990
	5	39	937,92	400,045	350	2005
	Total	177	608,59	315,555	100	2005

Dans 83,6% des cas, la séance laser était faite en monospot et dans 16,4% en mutispot.

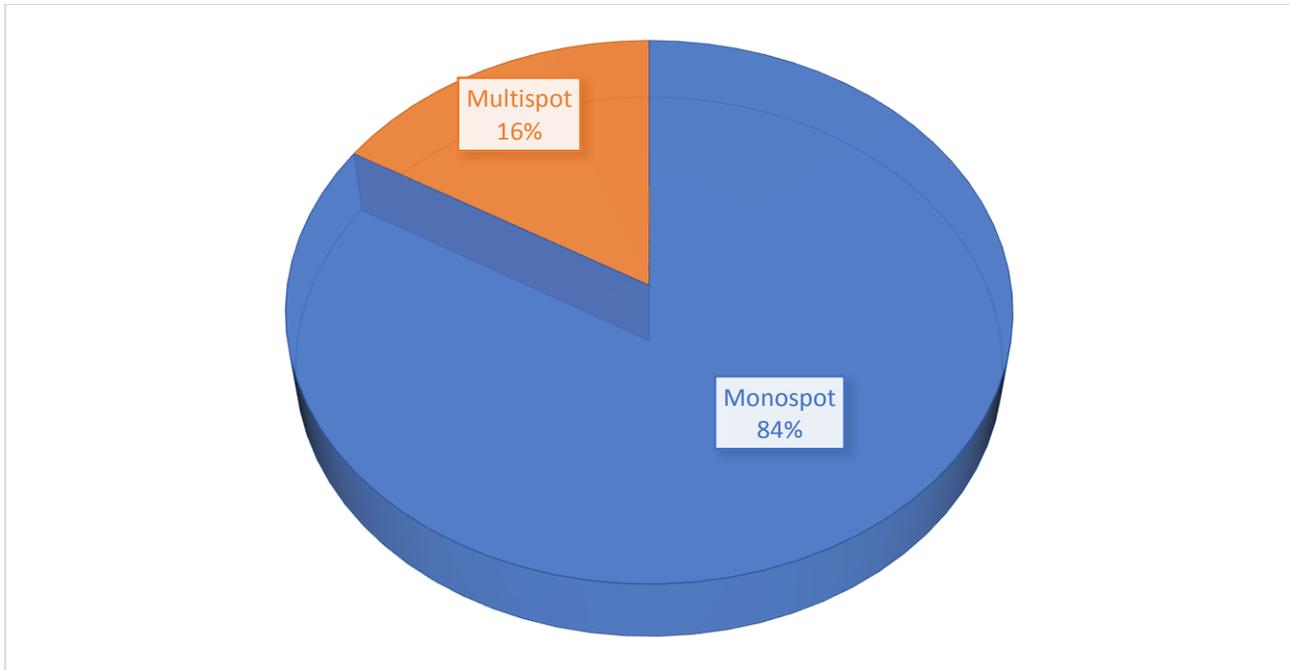


Diagramme 3 : Le type monospot et mutispot

### 3. Données concernant les ressenties des patients

Après la séance du laser, les patients ont rapporté des douleurs dont nous avons classifié sur l'échelle verbale simple (EVS) ; ainsi 39% ont rapporté des douleurs minimales EVS1 ; 34,5% douleurs modérées EVS2 ; 19,2% douleurs intenses EVS3 et 7,3% douleurs extrêmement intenses EVS4.

Nous avons aussi recueilli l'avis des patients sur leurs satisfactions après la séance laser, ainsi donc : 35,6% étaient très satisfaits ; 28,8% étaient satisfaits ; 28,8% étaient peu satisfaits et 6,8% étaient insatisfaits.

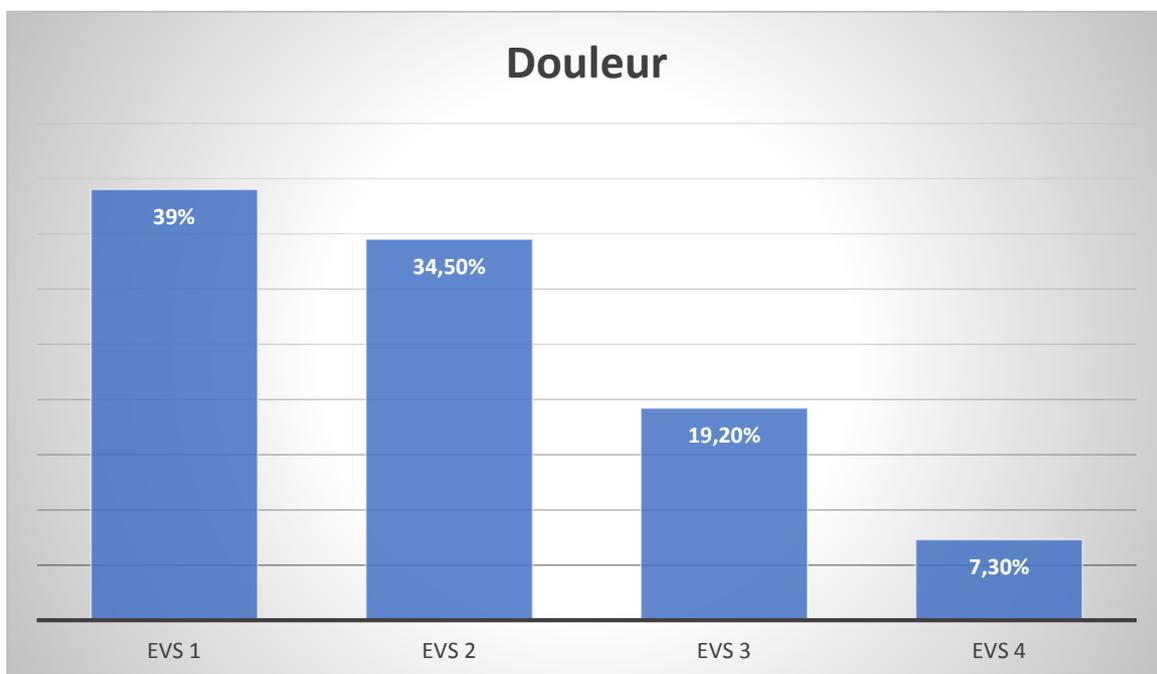


Diagramme 4 : Pourcentage des douleurs ressenties sur l'EVS

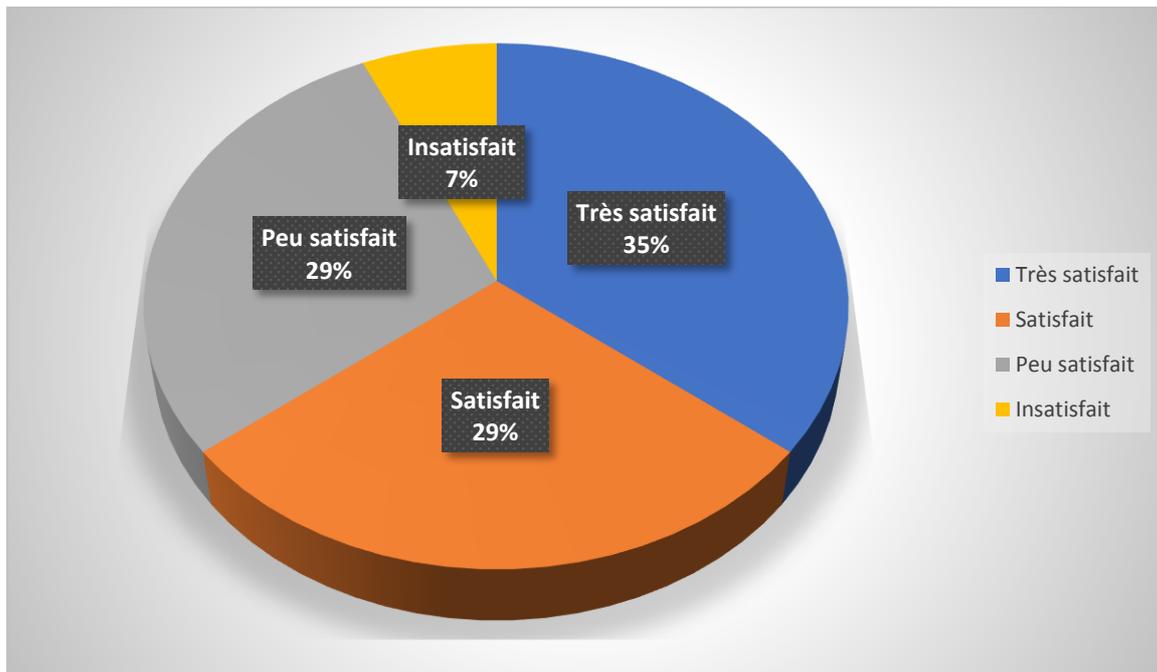


Diagramme 5 : Pourcentage en fonction du degré de satisfaction des patients

Dans notre série, la puissance élevée du spot laser (au-delà de 300 mW) est un facteur de survenue de douleur intense chez les patients ( $p < 0,001$ ).

On observe une différence significative concernant : l'intensité du laser et la durée de la séance faite par les 3 opérateurs ( $p < 0,001$ ).

Par contre la durée de la séance laser n'était pas un facteur expliquant la douleur intense ( $p=0,142$ ).

Nous avons trouvé une corrélation significative entre la satisfaction des patients et la douleur ressentie ( $p < 0,001$ ); moins les patient avaient des douleurs et plus ils étaient satisfait.

Les patients étaient plus satisfaits lorsque la séance laser était faite par les R5 (62,2%) et moins satisfait lorsqu'elle est faite par les R3 (49%).

## V. Discussion

Les nouvelles thérapies laser rétinien (système laser navigué) entièrement numérisées permettent une meilleure efficacité du laser et une diminution de la douleur ressentie par rapport au laser conventionnel utilisé dans notre étude. Le laser navigué utilise une durée d'impulsion plus courte comparé au système laser conventionnel utilisé. La multiplication de la durée d'impulsion en secondes par l'intensité d'impulsion en watts/cm<sup>2</sup> donne l'énergie délivrée en J/cm<sup>2</sup>. L'efficacité des spots laser sur la rétine est directement proportionnelle à la durée et à l'intensité de l'impulsion. Lorsque la durée et l'intensité de l'impulsion sont fixes, l'efficacité des spots laser est inversement proportionnelle à la taille du spot [25]. Les durées d'impulsion plus courtes nécessitent moins d'énergie totale pour produire des brûlures, ce qui permet de réduire l'expansion de la cicatrice, l'échauffement de la choroïde et la production de cytokines inflammatoires. Chaque tache spécifique sur la rétine présente des caractéristiques légèrement différentes en termes d'épaisseur, de quantité de mélanine et de flux sanguin dans la zone autour de la tâche, ce qui peut avoir un impact sur l'expansion thermique de la tâche et le score de douleur.

Dans le système laser navigué, la production d'une focalisation plus précise et régulière des spots laser résultant des propriétés physiques du laser ainsi que de la lentille du laser de contact utilisée peut permettre une distribution uniforme de l'énergie et une brûlure laser plus efficace malgré un apport d'énergie moindre [24, 25].

Avec le laser conventionnel, l'induction de la douleur peut également être atténuée en réduisant la durée de l'impulsion, mais il n'est pas toujours possible de produire un spot laser efficace sur la rétine, similaire à celui produit par le système laser navigué.

## 1. Profil de la population

Dans notre série, l'âge moyen de nos patients est de  $55,82 \pm 11,77$  ans ; il est respectivement de :  $57 \pm 13$  ans ;  $62,52 \pm 9,49$  ans ;  $62,22 \pm 9,19$  ans ;  $61 \pm 12$  ans ;  $45,8 \pm 10,5$  ans et de  $64,22 \pm 5,85$  ans dans les séries de : Francesca et al [22] ; Onur Polat [9] ; Umit Ubeyt [17] ; Marcus kernt [16] ; Mugit et col [8] ; Recep Goktug [23].

On note une prédominance masculine avec un sexe ration de 1,12 comme dans la plupart des séries de la littérature.

La rétinopathie diabétique était la principale indication du laser au niveau de la rétine dans notre série ; ceci est conforme aux séries de la littérature dont entre autre celles de : Bhin B.Rail et al [29] avec 66% et de Thomas et col [2] avec 46,36%.

**Tableau 6** : Tableau comparatif du profil des populations étudiées dans plusieurs séries

Série	Nombre de yeux	Sexe	Age moyen (ans)
<i>Francesca et al</i> [22]	32	F : 5 H : 11	$57 \pm 13$
<i>Onur Polat et al</i> [9]	140	NC NC	$62,52 \pm 9,49$
<i>Umit Ubeyt et al</i> [17]	60	F : 20 H : 40	$62,22 \pm 9,19$
<i>Marcus kernt et al</i> [16]	100	NC NC	$61 \pm 12$
<i>Mugit et al</i> [8]	70	NC NC	$45,8 \pm 10,5$
<i>Recep Goktug et al</i> [23]	70	F : 33 H : 37	$64,22 \pm 5,85$
<i>Notre série</i>	177	F : 48 H : 54	$55,82 \pm 11,77$

## 2. Données concernant la procédure

Dans notre série, les séances laser ont été réalisées par les résidents de 3 promotions, respectivement : 3<sup>ème</sup> année (R3), 4<sup>ème</sup> année (R4) et 5<sup>ème</sup> année (R5).

Dans notre étude le principal traitement laser rétinien était la PPR, ceci est retrouvé dans la majorité des séries de la littérature. Cependant aucun traitement grille maculaire n'a été effectué dans notre série, ce qui pourrait s'expliquer par l'utilisation des anti VEGF dans le traitement des œdèmes maculaires.

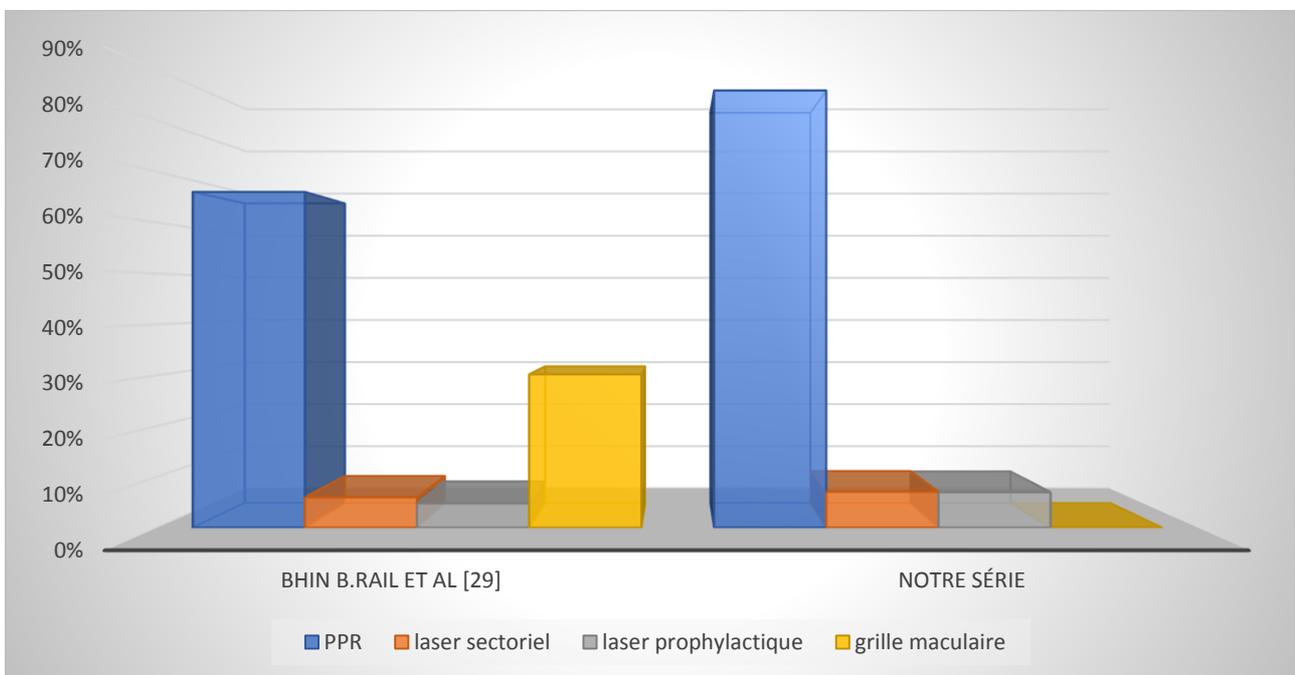


Diagramme 6 : Diagramme comparatif en fonction du type du traitement laser

La puissance moyenne utilisée dans notre série est de  $250,03 \pm 72,42$  mW (extrêmes de 100 à 550 mW) , elle est similaire à celle des séries de Francesca et al [22] ; de Recep Goktug [23] et de Jan Nemcansky et al [28] qui sont respectivement de : 306,8 mW (extrêmes 300 à 350 mW) ; 330 mW (extrêmes 200 à 600 mW) et 295 mW (extrêmes 165 à 575 mW).

Tableau 7 : Tableau comparatif en fonction de la puissance du spot laser utilisée dans plusieurs séries

Série	Puissance (en mW)		
	Moyenne	Minimum	Maximum
<i>Francesca et al [22]</i>	306,8	300	350
<i>Recep Goktug et al [23]</i>	330	200	600
<i>Jan Nemcansky et al [28]</i>	295	165	575
<i>Notre série</i>	$250,03 \pm 72,42$	100	550

Le nombre d'impact laser par séance en moyenne est de  $608,59 \pm 315$  impacts (extrêmes de 100 à 2005 impacts) ; il est variable en fonction des séries et est respectivement de :  $392,70 \pm 54,33$  impacts ; 1289 impacts ;  $1009 \pm 298$  impacts ; 1642 impacts ; et de 1685 pour les séries de Umit Ubeyt [17] ; Francesca et al [22] ; Jay Chlablani et al [15] ; Recep Goktug [23] et de Jan Nemcansky et al [28]. Cette grande variabilité du nombre d'impacts pourrait être liée : aux opérateurs, à l'indication du laser et au type de photocoagulation (à minima, non confluyente ou confluyente).

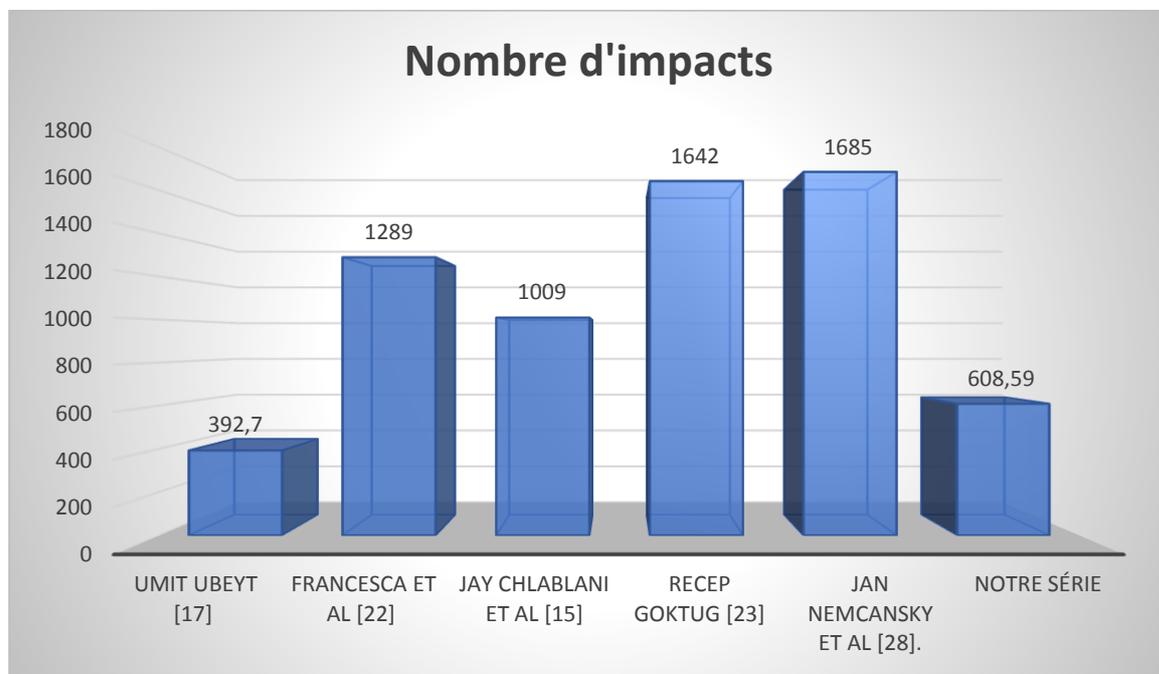


Diagramme 7 : Diagramme comparatif en fonction du nombre d'impacts par séance dans plusieurs séries

La durée de la séance laser est en moyenne de  $6,09 \pm 2,30$  min (extrêmes 2 à 13 min) dans notre série ; elle est respectivement de  $6,6 \pm 1,1$  min et 11 min dans les séries de Francesca et al [22] et de Jay Chlablani et al [15].

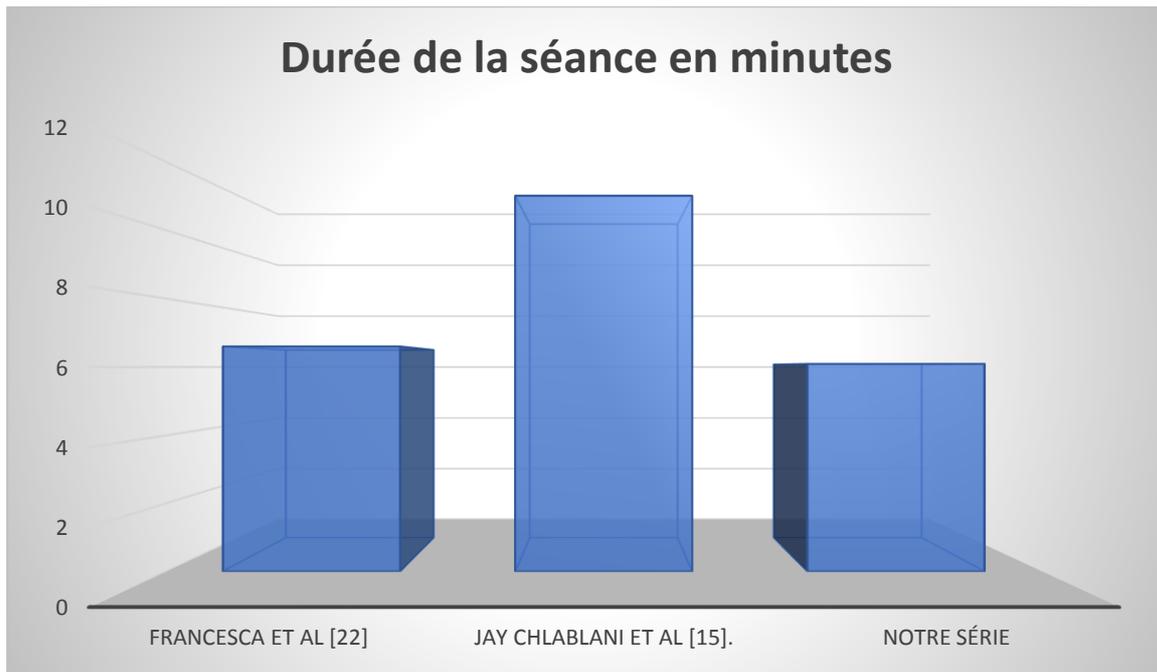


Diagramme 8 : Diagramme comparatif en fonction de la durée de la séance laser dans plusieurs séries

## 2. Les ressenties des patients

Dans notre série 39% ont rapporté des douleurs minimales EVS1 ; 34,5% douleurs modérées EVS2 ; 19,2% douleurs intenses EVS3 et 7,3% douleurs extrêmement intenses EVS4 avec une moyenne de la douleur à  $1,6 \pm 0,78$  sur l'échelle VS ; elle est respectivement de :  $2,7 \pm 1$  ;  $1,47 \pm 0,69$  ;  $2,4 \pm 2$  ;  $1,97 \pm 0,83$  et de 1,9 dans les séries de : Francesca et al [22] ; Umit Ubeyt [17] ; Jay Chlablani et al [15] ; Onur Polat [9], et de Jan Nencansky et al [28].

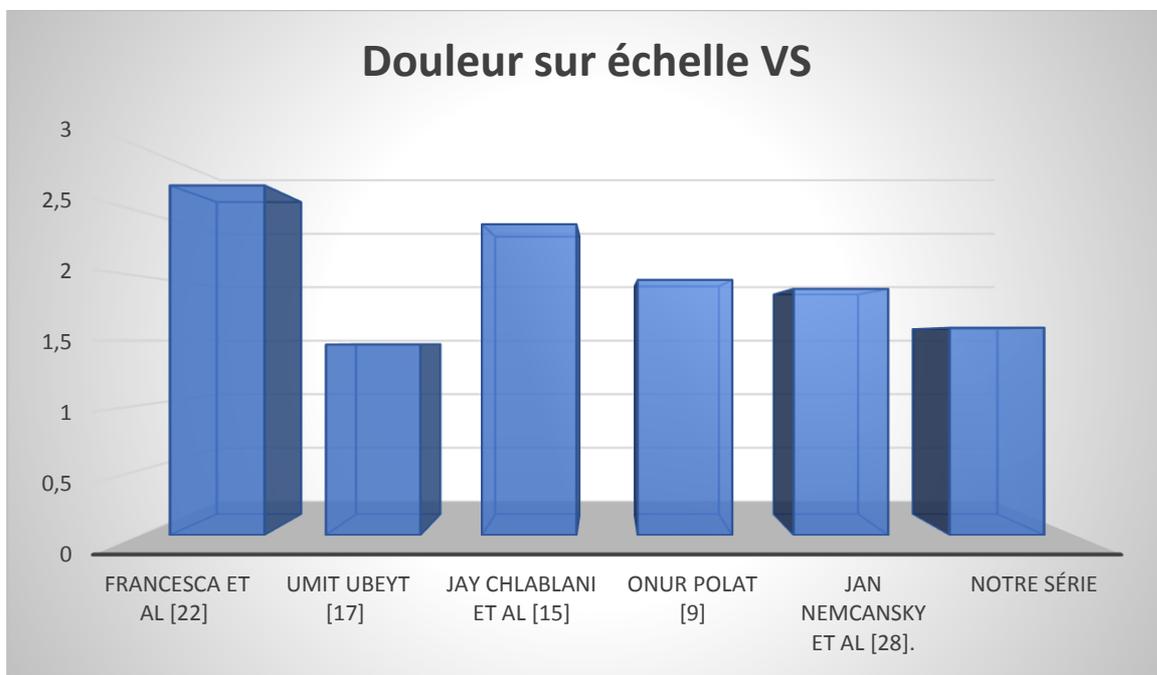
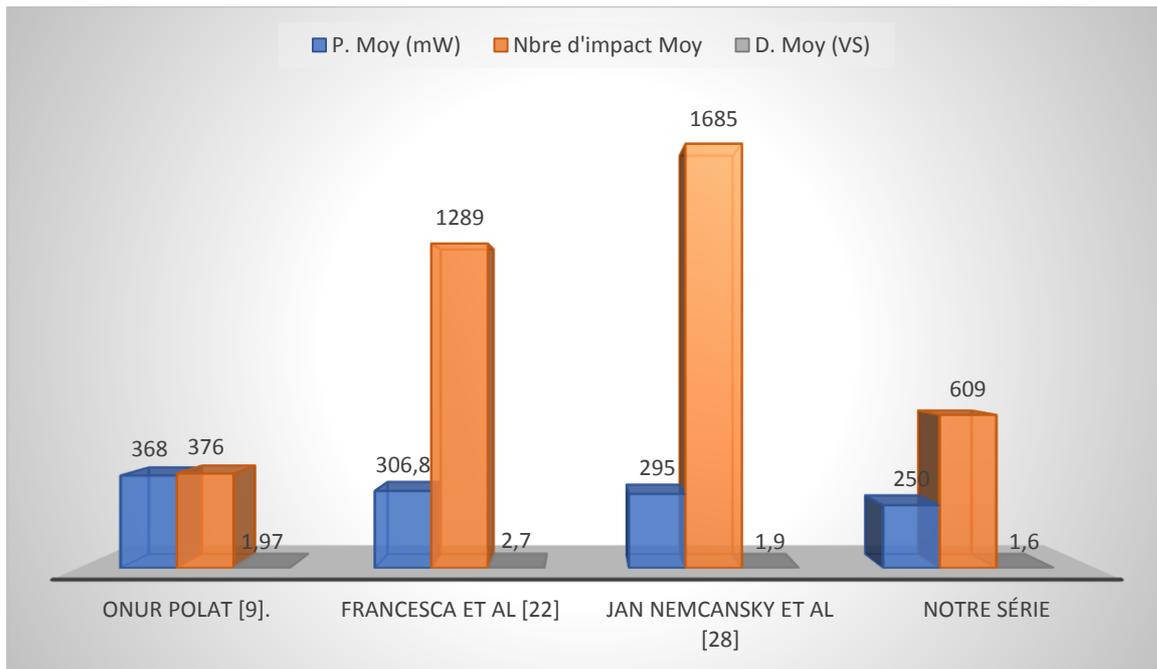


Diagramme 9 : Diagramme comparatif de la moyenne de douleur dans plusieurs séries

Les résultats de notre étude retrouvent une douleur après la séance laser qui est moindre que la plupart des séries observées. Cette baisse dans notre étude peut être expliquée par le fait que les spots laser couvraient particulièrement les zones para centrales et la périphérie moyenne de la rétine, qui sont bien tolérées par les patients. [8]



**Diagramme 10 :** Diagramme comparatif de la puissance, le nombre d'impacts et la douleur dans différentes séries

L'intensité élevée du spot laser (au-delà de 300 mW/cm<sup>2</sup>) est un facteur de survenue de douleur intense dans notre série, ceci est retrouvé dans la plupart des séries de la littérature. [8]

### 3. Limites de notre étude

Bien que notre étude soit prospective et reflète de manière intéressante l'activité du laser rétinien, elle comporte plusieurs limites.

Tout d'abord c'est une étude monocentrique et non randomisée qui reflète l'expérience d'un seul service.

Le nombre de patients et d'yeux traités rend l'étude moins puissante et surtout rend les analyses en sous-groupes difficiles compte tenu du faible effectif souvent présent dans l'un des sous-groupes, ne permettant souvent qu'une analyse descriptive.

Les critères d'inclusion était limité à tous les patients traités en ambulatoire par laser au niveau de la rétine quelque soit la pathologie rétinienne avec les indications laissées à l'appréciation des opérateurs entraînent ainsi un biais de sélection.

## **VI. Conclusion et recommandations**

A travers ce Mémoire, nous avons pu mettre en évidence l'ensemble des mécanismes physiques et psychologiques impliqués dans la réalisation du laser rétinien. Cela a permis de comprendre et d'évaluer au mieux son efficacité à travers notre étude et les différents travaux recueillis dans la littérature.

La principale indication du laser était la rétinopathie diabétique, ce qui indique la nécessité de contrôler le diabète.

Le laser rétinien est l'une des activités la plus pratiquée en ambulatoire en ophtalmologie. Elle doit être la moins algique possible pour le patient. Ainsi plusieurs facteurs peuvent contribuer à la rendre moins algique, dont entre autre : l'intensité minimale permettant d'avoir des impacts à peine visible et le mode multispot permettant de délivrer très rapidement un grand nombre d'impacts et donc de réduire significativement le temps de traitement et le nombre de séances.

Les progrès faites dans la réalisation du laser rétinien en ophtalmologie, à savoir le système laser navigué permettent une réduction significative de la douleur par rapport au traitement au laser conventionnel.

# BIBLIOGRAPHIE

1. Lesley A. Everet, Yannis M Paulus (2021). Laser Therapy in the Treatment of Diabetic Retinopathy and Diabetic Macular Edema. *Curr Diab Rep* 2021 Sep 6;21(9):35.
2. Pagot V, Mathis A, Simorre–Pinatel V. Photocoagulation panrétinienne. *Réalités Ophtalmologiques* 1996; 38 : 23–28.
3. Reddy SV, Husain D (2018) Panretinal photocoagulation: a review of complications. *Semin Ophthalmol* 33:83–88.
4. De Felice, E. (2010). Shedding light: laser physics and mechanism of action. *Phlebology: The Journal of Venous Disease*, 25(1), 11–28.
5. Caroline Dagett, Amanda Dagett, Elisabeth Mcburney, Andrea Murina; Laser safety: The need for protocols; *Cutis* 2020 Aug;106(2):87–92
6. Catherine Schwob, Lucie Julien, Le Laser: principes et fonctionnement ; *Reflets de la physique* N° 21 / *Le Bup* N° 927
7. Behar–Cohen, F., Kowalczyk, L., Keller, N., Savoldelli, M., Azan, F., & Jeanny, J.–C. (2009). Anatomie de la rétine. *EMC – Ophtalmologie*, 6(1), 1–14.
8. M.M.K Muqit, G.R. Marcelino, J.C.B Gray, R. Mclauchlan, D.B Henson, L.B Young, N.Patton, S.J Charles, G.S Turner, P E Stanga. Pain responses of Pascal 20 ms multi-spot and 100 ms single–spot panretinal photocoagulation: Manchester Pascal Study, MAPASS report 2 *Br J Ophthalmol* 2010;94:1493e1498
9. Onur Polat, Sibel Inan, Zeki Baycal, Safiye Yigit, Umit Ubey Inane (2019); Comparison of navigated laser and conventional single–spot laser system for induced pain during panretinal photocoagulation. *Lasers in medical science*
10. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. Early photocoagulation for diabetic retinopathy. *ETDRS report number 9. Ophthalmology* 1991; 98 :766–806
11. Klein R, Klein BE, Magli YL, Brothers RJ, Meuer SM, Moss SE et al. An alternative method of grading diabetic retinopathy. *Ophthalmology* 1986 ; 93 : 1183–1187

12. Bressler, N. M., Beck, R. W., & Ferris, F. L. (2011). Panretinal Photocoagulation for Proliferative Diabetic Retinopathy. *New England Journal of Medicine*, 365(16), 1520–1526.
13. Nishida, K., Miura, K., Sakaguchi, H., Kamei, M., Wakabayashi, T., Hara, C., ... Nishida, K. (2018). The impact of spot size, spacing, pattern, duration and intensity of burns on the photocoagulation index in a geometric simulation of pan-retinal laser photocoagulation. *Acta Ophthalmologica*
14. Massin P, Angioi-Duprez K, Bacin F, Cathelineau B, Cathelineau G, Chaine G et coll. Dépistage, surveillance et traitement de la rétinopathie diabétique. Recommandations de l'ALFEDIAM. *Diabetes Metab* 1996 ; 22 : 203–209
15. Chhablani J, Annie Mathai, Padmaja Rani, Vishali Gupta, J. Fernando Arevalo, Kozak I. Comparison of Conventional Pattern and Novel Navigated Panretinal Photocoagulation in Proliferative Diabetic Retinopathy. *IOVS* j June 2014 j Vol. 55 j No. 6 j 3434
16. Marcus Kernt, Raoul E Cheteu, Sarah Cserhati, Florian seidensticker, Aljosha S Neubauer. Pain and accuracy of focal laser treatment for diabetic macular edema using a retinal navigated laser (Navilas). *Clinical Ophthalmology* 2012;6 289–296
17. Umit Ubeyt Inan, Onur Polat, Sibel Inan, Safiye Yigit, Zeki Baycal. Comparison of pain scores between patients undergoing panretinal photocoagulation using navigated or pattern scan laser systems. *Arq Bras Oftalmol.* 2016;79(1):15–8
18. Hecht J. *Understanding Lasers. An Entry-level Guide.* 3rd edn. New Jersey: IEEE Press, 2008
19. Anne-Marie Bourgault. Panretinal Photocoagulation for Diabetic Retinopathy. (2012). *New England Journal of Medicine*, 366(3), 277–279.
20. Maille.M , *Laser and retina. e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie,* 2012, 11 (1) : 075–079

21. Yingfeng Zheng, Tien Y Wong, Panretinal Photocoagulation for Diabetic Retinopathy. *N Engl J Med* 2012 Jan 19;366(3):278; author reply 278–9.
22. Palanker, D., & Blumenkranz, M. S. (2012). Panretinal Photocoagulation for Proliferative Diabetic Retinopathy. *American Journal of Ophthalmology*, 153(4), 780–781.
23. Recep Goktug, Mahmut Oguz, Esin Fatma Bacer. Safety and efficacy of panretinal photocoagulation in patients with high-risk proliferative diabetic retinopathy using pattern scan laser versus conventional. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences* (2016) 32, 22–26
24. Chhablani J, Kozak I, Barteselli G, El-Emam S (2013) A novel navigated laser system brings new efficacy to the treatment of retinovascular disorders. *Oman J Ophthalmol* 6:18–22
25. Ito A, Hirano Y, Nozaki M, Ashikari M, Sugitani K, Ogura Y (2015) Short pulse laser induces less inflammatory cytokines in the murine retina after laser photocoagulation. *Ophthalmic Res* 53:65–73
26. Ohlhausen, M., Payne, C., Greenlee, T., Chen, A. X., Conti, T., & Singh, R. P. (2020). Impact and Characterization Of Delayed Panretinal Photocoagulation In Proliferative Diabetic Retinopathy. *American Journal of Ophthalmology*
27. Moutray, T., Evans, J. R., Lois, N., Armstrong, D. J., Peto, T., & Azuara-Blanco, A. (2018). Different lasers and techniques for proliferative diabetic retinopathy. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
28. Jan Nemcansky, Alexandr Stepanov, Sabina Nemcanska, Petr Masek, Hana Lagrova, Jan studnnika. Single session of pattern scanning laser versus multiple sessions of conventional laser for panretinal photocoagulation in diabetic retinopathy: Efficacy, safety and painfulness. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219282> July 16, 2019

29. Bhim B.Rail, Michael G Morley, Pema Zangmo, Thukten Tshering, Abi N. Khatiwara, Paul S Bernestein, Ted Madess. Retinal laser services in Bhutan: a 3-year national survey. *BMC Ophthalmology* (2020) 20:404
30. Zheng-Feng Liu , Xing-Rong Wang , Xiao-Yan Zhang , Xue-Mei Pan , Rui-Xue Zhang , Hong-Sheng Bi , Ying Wen. Short-term effects of intravitreal Conbercept injection combined with laser photocoagulation on macular edema secondary to ischemic retinal vein occlusion. *Int J Ophthalmol* 2021 May 18;14(5):732-736.
31. P François, F Madelain, G Constantinides. Inefficacy of the prevention of retinal detachment by traction using pan-retinal photocoagulations. *Bull Soc Ophtalmol Fr* Aug-Sep 1978;78(8-9):615-6.