

# Table des matières

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introduction</b>  | <b>2</b>  |
| <b>2</b> | <b>Différents lasers et accessoires utilisés en médecine.</b>  | <b>3</b>  |
| 2.1      | Laser $CO_2$ . . . . .   | 3         |
| 2.2      | Laser au $Ar^+$ ou $Kr^+$ . . . . .                            | 3         |
| 2.3      | Laser $Nd^{3+} : YAG$ . . . . .                                | 4         |
| 2.4      | Interfaces . . . . .   | 4         |
| 2.4.1    | Bras optique . . . . .   | 4         |
| 2.4.2    | Le guide creux . . . . .                                       | 4         |
| 2.4.3    | La fibre optique . . . . .                                     | 5         |
| <b>3</b> | <b>Interaction entre le rayonnement et les tissus vivants.</b> | <b>6</b>  |
| 3.1      | Effets thermiques . . . . .                                    | 6         |
| 3.2      | Effets électriques . . . . .                                   | 6         |
| 3.3      | Effets photochimiques . . . . .                                | 7         |
| 3.4      | Effets mécaniques . . . . .                                    | 7         |
| <b>4</b> | <b>Applications en dermatologie</b>                            | <b>8</b>  |
| 4.1      | Les angiomes plans . . . . .                                   | 8         |
| 4.2      | Les couperoses et les varicosités cutanées . . . . .           | 9         |
| 4.3      | Les tumeurs bénignes . . . . .                                 | 9         |
| 4.4      | Traitement des tatouages . . . . .                             | 9         |
| <b>5</b> | <b>Applications en ophtalmologie</b>                           | <b>10</b> |
| 5.1      | Le verre de Goldman . . . . .                                  | 10        |
| 5.2      | Opérations ophtalmiques fréquentes . . . . .                   | 10        |
| <b>6</b> | <b>Conclusion</b>  | <b>12</b> |

# 1 Introduction

L'effet laser est un principe d'amplification cohérente de la lumière par émission stimulée. C'est l'acronyme anglais de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ». Une source laser est une source de lumière spatialement et temporellement cohérente (les photons ont toujours même longueur d'onde et même phase) et de grande directivité.

Le principe de l'émission stimulée est décrit dès 1917 par Einstein. En 1950, Kastler (Prix Nobel en 1966) propose un procédé de pompage optique. Mais ce n'est qu'en 1957 que le premier maser (au gaz ammoniac) est conçu par Gordon, Zeiger et Townes. Au cours des six années suivantes, de nombreux scientifiques tels Bassov, Prokhorov, Schawlow et Townes contribuent à adapter ces théories aux longueurs d'onde du visible. En 1960, le physicien T. Maiman obtient pour la première fois une émission laser au moyen d'un cristal de rubis. Deux années plus tard, les ophtalmologistes pensent à remplacer la lampe au xénon, qu'ils utilisent pour photocoaguler la rétine, par un laser. Parallèlement, des médecins attachés à d'autres disciplines, s'intéressent également à cette nouvelle technologie, ce fut le cas pour Goldman en dermatologie. Ce n'est qu'à partir de 1968 que le laser médical va connaître un renouveau et dès 1972, les ophtalmologistes s'équipent des appareils de nouvelles génération avec lesquels ils peuvent enfin tendre vers les résultats obtenus actuellement.

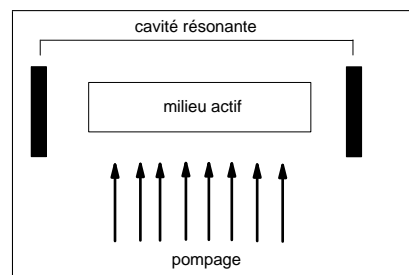


FIG. 1 – Éléments constitutifs d'un laser

Un laser est toujours constitué de trois éléments (voir figure 1) : un milieu amplificateur ou milieu actif (amplifiant une onde électromagnétique), un système d'excitation du milieu actif (appelé pompage et fournissant l'énergie nécessaire au milieu actif pour réaliser l'inversion de population chère à l'émission stimulée) et une cavité résonante limitée par deux "miroirs" (concentrant l'onde en quelques modes de résonance).

Au fil de ces quelques pages, nous décrirons très brièvement quelques types de laser utilisés en ophtalmologie et en dermatologie avant de nous familiariser avec leurs interactions avec le tissus organiques mais également sur les différentes applications pratiques.

## 2 Différents lasers et accessoires usités en médecine.

Il existe différents types de laser. Généralement, ceux-ci sont classés en trois catégories suivant la composition de leur milieu actif :

- Laser à milieu solide : pompé par de la lumière émise soit par une lampe flash, soit par une diode. ;
- Laser à milieu gazeux : pompé par décharge électrique haute tension ou par excitation électrique haute fréquence. ;
- Laser à colorant : utilise l'émission de fluorescence de colorants organiques excités par une lumière. ;

Dans le cadre de ce travail, nous nous limiterons à exposer succinctement les principales caractéristiques des lasers couramment utilisés en dermatologie et en ophtalmologie (au point de vue thérapeutique et non symptomatique).

Dans ce type d'application médicale, les lasers seront principalement considérés pour leurs effets thermiques. Ils doivent donc fournir une puissance optique importante pour induire les effets désirés au niveau des tissus en des temps courts ; tout en n'omettant pas la simplicité de leur mise en oeuvre et de la maintenance ainsi que la grande fiabilité afin qu'ils ne défailent, autant envers le médecin qu'envers le patient.

### 2.1 Laser $CO_2$

**Milieu actif** :  $CO_2$  dans un tube à décharge (bouteille de mélange :  $CO_2$ ,  $N_2$  et He) ;

**Pompage** : décharge électrique, alimentation électrique de faible puissance (2-4 KVA en monophasé) ;

**Cavité résonante** : fenêtres inclinées à l'angle de Brewster ;

**Emission** : 8-11  $\mu m$ ,  $TEM_{00}$ , continue (un obturateur permet de transmettre des créneaux de durée réglables entre 0.05 et 1 seconde) ;

**Puissance** : 1-80 watts ;

**Avantages** : divergence très faible (2 mrad), mobile, refroidissement autonome.

### 2.2 Laser au $Ar^+$ ou $Kr^+$

**Milieu actif** : Argon ou Krypton gazeux ionisé dans un tube à décharge ;

**Pompage** : décharge électrique, triphasé 380 V, 20 à 60 A ;

**Cavité résonante** : fenêtres à l'incidence de Brewster ;

**Emission** : 488 et 514.5 nm pour l'argon, 647.1 nm pour le krypton (diamètre du spot : 0.05 et 1 mm), 0.01 et 1 seconde,  $TEM_{00}$  ;

**Puissance** : 1-10 W (ophtalmologie : 100 mW à 2 W, dermatologie : 2-5 W) ;

**Avantages** : positionnement très précis du faisceau par fibre optique ou pièce à main.

## 2.3 Laser $Nd^{3+} : YAG$

**Milieu actif** : cristal de grenat d'alumine à l'yttrium (Yttrium Aluminium Garnet) dopé par des ions trivalent de néodyme ;

**Pompage** : lampe à arc sous atmosphère de xénon ou de krypton, alimentation électrique de 10-15 kW (100<sup>aines</sup> de V) en monophasé ou triphasé ;

**Cavité résonante** : les faces d'extrémité sont taillées à l'incidence de Brewster ;

**Emission** : 1 064  $\mu\text{m}$  (NIR), 0.1-1 seconde, diamètre 400-600  $\mu\text{m}$  (fibre optique) ;

**Puissance** : 50-100 W ;

**Avantages** : utilisé en vaporisation ou coagulation, il permet une photocoagulation plus profonde que le laser Ar ou Kr avec un minimum de diffusion thermique ;

**Inconvénients** : refroidissement extérieur.

*Remarque* : un laser He-Ne est souvent utilisés pour matérialiser en rouge (632.8 nm) le faisceau des sources infrarouges, mais sa puissance n'est que de quelques milliwatts et il ne participe donc pas à l'effet thermique.

## 2.4 Interfaces

### 2.4.1 Bras optique

Pour les lasers émettant dans l'infrarouge ou en impulsions très brèves il faut faire appel aux bras optiques articulés à miroirs multiples. Ces bras optiques ne modifient pas la géométrie du faisceau qui reste quasi parallèle. Mais ils restent toujours volumineux et ne sont pas utilisables en endoscopie souple. Une pièce à main peut être adaptée sur le bras articulé, permettant la concentration du faisceau et une prise en main plus aisée par l'opérateur. Elle est dotée d'une lentille de focalisation dont la distance focale  $F$  sera un paramètre déterminant du diamètre minimal  $\theta_m$  de l'impact sur le tissu, soit  $\theta_m = F \cdot tg(\theta) \cong F \cdot \theta$ , où  $\theta$  est la divergence du faisceau laser en radians.

### 2.4.2 Le guide creux

Il existe deux types de guides creux :

1. les tubes en alumine creux, rigides qui ont la propriété de "guider" la lumière laser sur plusieurs dizaines de centimètres avec très peu de pertes. Leur diamètre extérieur varie de 2 à 5 mm environ ;
2. Les tubes creux souples dont l'intérieur est revêtu d'un dépôt de vapeurs métalliques réfléchissant la lumière du laser  $CO_2$ , sans avoir la souplesse d'une fibre optique en silice. Cette technologie est moins coûteuse que le bras optique, ce qui explique qu'on la trouve sur les lasers  $CO_2$  d'entrée de gamme, d'une puissance maximale de 20 W.

### 2.4.3 La fibre optique

Une fibre optique est composée de 3 parties : le cœur, la gaine et le revêtement mécanique (figure 2). Il s'agit d'un moyen de transmission quasi idéal car elle transmet avec un bon rendement de fortes puissances optiques. Elle est souple et solide. Toutefois, elle a deux limites. Elle ne peut transmettre que de la lumière dont la longueur d'onde se situe dans le proche ultraviolet, le visible et le proche infrarouge et ceci en émission continue ou en impulsions longues (micro et milliseconde). En outre, elle modifie la géométrie du faisceau laser qui, lorsqu'il sort de la fibre, n'est plus quasi-parallel mais fortement divergent. Le diamètre  $D$  de l'impact sur le tissu varie en fonction de la distance fibre-tissu,  $l$ , suivant la formule :  $D = d + 2ltg(\frac{\theta}{2})$ , où  $d$  est le diamètre de la fibre optique et  $\theta$  la divergence du faisceau (angle complet).

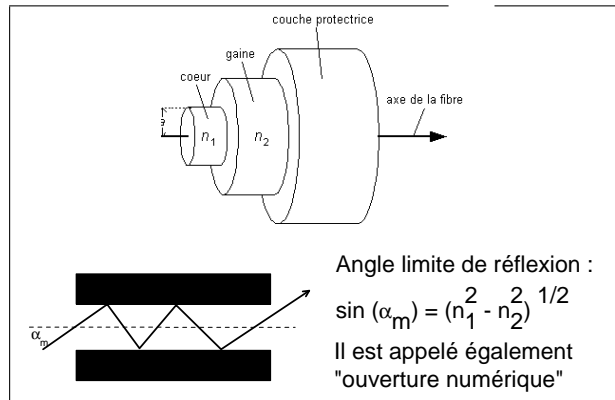


FIG. 2 – Schématisation d'une fibre optique

*Remarque* : lorsque la tête laser peut être suffisamment miniaturisée pour tenir dans la main de l'opérateur, le laser peut être utilisé en tir direct, comme c'est le cas avec certains lasers  $CO_2$  du type guide d'onde.

### 3 Interaction entre le rayonnement et les tissus vivants.

Il est évident que les effets qui seront vus dans les paragraphes qui suivent sont tous liés entre eux, qu'ils sont présents à des degrés plus ou moins importants, suivant le type de laser utilisé, la nature de la cible et le mode opératoire et, lorsqu'ils sont peu importants, n'ont pas de conséquences biologiques appréciables.

#### 3.1 Effets thermiques

L'action thermique du laser peut se résumer en trois actions principales selon le degré et le temps d'échauffement tissulaire :

L'hyperthermie : signifiant une élévation modérée de la température, de quelques degrés, pouvant correspondre par conséquent à des températures de 41°C à 44°C pendant plusieurs dizaines de minutes et entraînant une mort cellulaire retardée par atteinte des processus enzymatiques. Il s'agit d'un processus difficile à contrôler qui est donc peu utilisé en pratique.

La coagulation : correspondant à une nécrose irréversible sans destruction tissulaire immédiate. La température atteinte (de 50°C à 100°C), pendant une durée de l'ordre de la seconde, produit une dessiccation, un blanchissement, et une rétraction des tissus par dénaturation des protéines et du collagène. Les tissus vont secondairement s'éliminer (détersion) avec apparition ensuite de processus de cicatrisation. La coagulation est utilisée soit pour détruire des petits phénomènes tumoraux qui seront éliminés lors de la détersion, soit pour réaliser une hémostase.

La volatilisation : correspondant à une perte de substance. Les différents constituants tissulaires partent en fumée à une température supérieure à 100°C, dans un temps relativement bref, de l'ordre du dixième de seconde. On observe au niveau des berges de la zone volatilisée une zone de nécrose de coagulation car la transition thermique entre zone volatilisée et zone saine se fait graduellement. C'est cette zone de nécrose de coagulation qui est responsable de l'effet hémostatique. Si la zone volatilisée a une grande surface (quelques millimètres de diamètre), il est possible de détruire des phénomènes tumoraux plus volumineux que ceux atteints lors d'une simple coagulation. Si la zone volatilisée est étroite (100 - 500  $\mu\text{m}$ ), on obtient alors un effet d'incision.

#### 3.2 Effets électriques

Cet effet se définit comme une ablation pure de matériel sans lésion thermique sur les berges, comme le ferait un scalpel. Il peut être obtenu par le principe de la photodissociation. Avec de très courtes longueurs d'onde (0.190 à 0.300  $\mu\text{m}$ ), le champ électrique associé à la lumière est supérieur à l'énergie de liaison inter moléculaires. Les molécules sont cassées et les composants du tissu sont gazéifiés, sans génération

de chaleur sur les berges.

### 3.3 Effets photochimiques

Certains corps, du fait de leur composition chimique absorbent électivement une ou plusieurs longueurs d'ondes données dans le spectre des radiations électromagnétiques. Par conséquent, si l'on irradie à l'aide d'un faisceau laser l'une de ces substances, c'est à dire avec un grand nombre de photons ayant une même longueur d'onde et de surcroît, si celle-ci correspond à des pics d'absorption, la substance absorbe de façon singulière la plus grande partie de l'énergie qui l'atteint. Ainsi peut être obtenue une destruction ou une dénaturation *in vivo* d'un constituant cellulaire donné sans pour cela entraîner une mort de la cellule.

| Substance     | Pics d'absorption       |
|---------------|-------------------------|
| Acides aminés | 280 nm                  |
| Vitamine B12  | 278, 361 et 550 nm      |
| DPN H         | 260 et 340 nm           |
| Eau           | 100-300 et 600-17000 nm |
| Mélanine      | 200-1300 nm             |

TAB. 1 – Exemple de pics d'absorption de différents constituants du tissu vivant

### 3.4 Effets mécaniques

Les effets mécaniques peuvent être induits par la création d'un plasma, la vaporisation explosive, ou le phénomène de cavitation, avec chaque fois la production d'une onde de choc.

Avec les lasers Nd :YAG à impulsions nano ou pico seconde, des flux lumineux intenses concentrés sur de petites surfaces ( $10^{10}$  à  $10^{12}$  W/cm<sup>2</sup>) induisent une ionisation des atomes et la création d'un plasma. A la frontière entre milieu ionisé et milieu externe apparaît un gradient de pression qui induit la propagation d'une onde de choc. C'est l'expansion de cette onde de choc qui provoque l'effet destructif. Ces lasers sont utilisés en Ophtalmologie principalement pour "casser" les membranules qui surviennent souvent après l'implantation d'un cristallin artificiel. Le laser permet de réaliser cette intervention en ambulatoire.

## 4 Applications en dermatologie

Du fait de son accessibilité, la peau occupe une place privilégiée dans l'étude des effets des rayonnements, et en particulier du laser, sur les tissus vivants.

En dermatologie, chaque type de laser semble avoir des indications respectives. Ainsi le laser à argon sera utilisé pour le traitement des lésions à prédominance vasculaire ; le laser  $CO_2$ , quant à lui, sera usité pour volatiliser et détruire de petites tumeurs cutanées ou muqueuses ; et enfin, le laser Nd :YAG permet une action plus profonde dans le derme.

L'utilisation dermatologique du laser offre un certains nombres d'avantages :

- une réduction du saignement, du suintement et de la surinfection immédiate des lésions traitées ;
- une cicatrisation souvent plus rapide et de meilleur qualité, en particulier sur le plan esthétiques ;
- les traitements peuvent être effectués en ambulatoires et sans anesthésies générale dans la plupart des cas.

### 4.1 Les angiomes plans

Le traitement des angiomes plans cutanés est un bon exemple de l'utilisation de la coagulation. Les angiomes plans, ou taches de vin, sont provoqués par la présence, lors de la naissance, de capillaires anormaux en taille et en nombre dans la partie supérieure du derme, qui donnent une couleur rouge plus ou moins foncée à la peau. En utilisant une lumière plus absorbée par l'oxyhémoglobine que l'épiderme ou les composants non sanguins du derme, il est possible de chauffer sélectivement les globules rouges présents dans les capillaires anormaux. La chaleur va ensuite diffuser des globules rouges vers la paroi du vaisseau qui sera nécrosé et définitivement obturé. Il importe de bien choisir la durée d'émission afin que cette chaleur n'aille pas au delà des vaisseaux et que l'effet reste sélectif. Si le temps d'exposition est trop long, la chaleur va diffuser à tout le derme et l'épiderme et provoquera des lésions du derme qui pourront être à l'origine de cicatrices. Si ce temps est trop court, le capillaire ne sera pas correctement obturé et le traitement sera inefficace. Ces traitements sont peu douloureux et le plus souvent réalisés en ambulatoire. L'anesthésie n'est nécessaire que lorsque l'on doit traiter de grandes surfaces, ou chez les bébés et les jeunes enfants qui vont avoir peur du traitement. Les capillaires anormaux des angiomes plans étant le plus souvent situés sur plusieurs couches, les couches les plus superficielles absorbent la lumière et font écran vis à vis des couches profondes. Il faut donc plusieurs séances pour aboutir à un palissement complet de l'angiome.

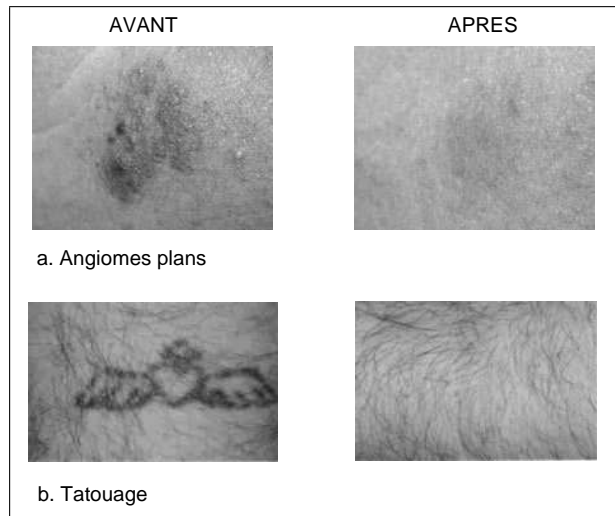


FIG. 3 – Quelques exemples d'opérations dermatologiques au laser

## 4.2 Les couperoses et les varicosités cutanées

Les couperoses sont constituées de petits vaisseaux dilatés au niveau des joues et du nez. Les varicosités sont provoquées par des veinules, invisibles à l'état naturel, qui se dilatent jusqu'à un diamètre dépassant 0.1 mm. Le laser vasculaire agit en produisant une impulsion de lumière laser captée sélectivement par la lésion à traiter sans causer de dommages aux tissus environnants, tout au plus on aura quelques rougeurs de la peau et une sensation de cuisson qui disparaîtront quelques heures après la séance grâce à l'application de crème hydratante et adoucissante.

## 4.3 Les tumeurs bénignes

Le traitement des verrues, de certains grains de beauté, ...est réalisé par volatilisation avec un laser  $CO_2$ . La lésion part en fumée, et la nécrose de coagulation associée soude les petits capillaires cutanés, ce qui explique l'absence de saignement.

## 4.4 Traitement des tatouages

Le laser Nd :YAG Q Switché agit par effet photomécanique : des impulsions très brèves pulvérisent les pigments du tatouage et rendent ainsi leur élimination possible par l'organisme. Il permet de détatouer toutes les couleurs de peau, des plus claires aux plus foncées. Il préserve la texture cutanée autorisant même le re-tatouage après cicatrisation de la même zone.

## 5 Applications en ophtalmologie

Compte tenu que l'oeil est le récepteur privilégié de la lumière, les ophtalmologistes utilisent depuis 1965 ce rayonnement dans un but thérapeutique : destruction très localisée de tissus pathologiques rétiens, sans ouverture chirurgicale du globe oculaire.

### 5.1 Le verre de Goldman

Etant donné la géométrie particulière du globe oculaire, les ophtalmologistes utilisent un *verre de contact* pour l'observation et le traitement des zones périphériques de la rétine et de la chambre antérieure. Appelé parfois "verre de Goldman", il se présente sous la forme d'un cône tronqué dont la grande face est plane et l'autre concave, avec un rayon de courbure légèrement inférieur à celui de la cornée. Cette différence de courbure permet de retenir une petite quantité de liquide d'indice, afin d'assurer une interface optique parfaite entre le verre et la cornée. Suivant les modèles, ils possèdent un ou plusieurs miroirs plus ou moins inclinés, suivant la zone à observer ou à traiter (figure 4).

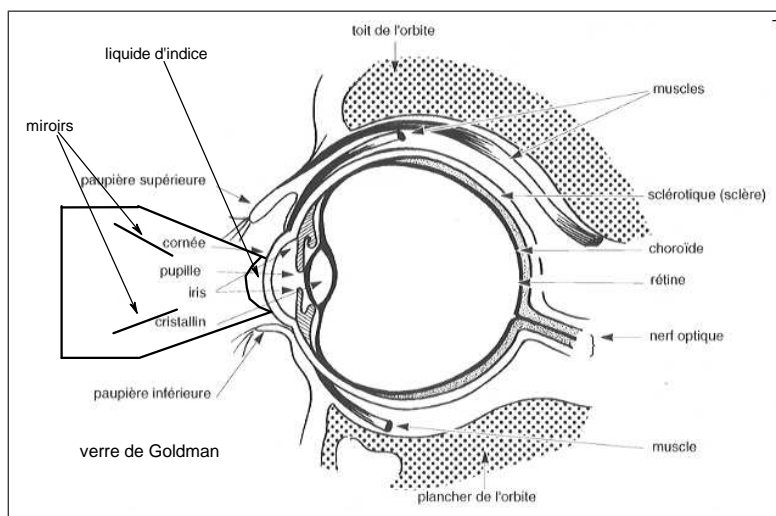


FIG. 4 – Anatomie de l'oeil accompagné du "verre de Goldman"

### 5.2 Opérations ophtalmiques fréquentes

Du point de vue fondamental, l'énergie du rayonnement laser est absorbé par l'épithélium pigmentaire qui tapisse le fond de l'oeil et y produit une brûlure avec œdème réactionnel des tissus avoisinants. Grâce à cette technique, on traite de façon habituelle de très nombreux malades porteurs de déchirures rétiennes post-traumatiques ou non, de maladies dégénératives sources de décollement rétinien, ou

de maladies vasculaires de la rétine du premier rang desquelles se place la rétinopathie diabétique. Dans cette affection, qui semble représenter une des principales indications de laserthérapie, on peut prévenir de cette façon la survenue d'hémorragies intra-oculaires, source fréquente de cécité chez ces malades.

La photocoagulation laser permet une élévation thermique importante, mais très localisée au niveau de l'impact du faisceau et faible dans les milieux intra-oculaires. Par ailleurs, la cicatrisation est beaucoup plus rapide et on peut traiter des zones jusqu'avant inaccessible, telles que la fovéa ou la périphérie de l'oeil. Enfin, du fait de la rapidité de l'opération et de son caractère strictement indolore, les interventions peuvent être pratiquées sur des malades non anesthésiés et, par conséquent, en ambulatoire.

Grâce à la longueur d'onde rouge émise par le laser à krypton, cette couleur est peu absorbée par l'épithélium pigmentaire, on peut coaguler les couches profondes du globe oculaire et principalement la choroïde, même s'il existe sur le trajet du rayon une légère hémorragie. Quant au laser Nd :YAG, il permet une chirurgie intra-oculaire. Il s'agit de lasers déclenchés ou en mode bloqué dont la durée d'impulsion est de l'ordre de 10 nano- à 23 pico-secondes. Dans ce cas, il n'y a pas d'effet thermique mais la création instantanée au point de focalisation d'un micro-plasma, source de phénomènes mécaniques et électriques permettant de couper les tissus intra-oculaires. Ainsi, sans anesthésie, on peut détruire les brides intra-oculaires post-opératoires, les membranules postérieures après implant cristallinien, ouvrir la capsule antérieure du cristallin avec intervention pour cataracte, ou traiter certaines maladies de la pupille, voir certaines formes de glaucomes.

## 6 Conclusion

Dès leur naissance en 1960, les lasers sont apparus comme des sources de lumière potentiellement intéressantes pour la médecine car elles avaient trois caractéristiques qui les distinguaient des sources conventionnelles : la directivité, la possibilité de fonctionner en mode pulsé, et la monochromaticité. La directivité, c'est à dire l'émission sous un fin faisceau parallèle, permet de transmettre cette lumière (visible, proche infrarouge et proche ultraviolet) à l'aide d'une fibre optique de faible section (50 à 600  $\mu\text{m}$ ). L'émission pendant des durées très brèves (mode pulsé), de la milli seconde à la femto seconde ( $10^{-3}$  à  $10^{-15}$  s), donne des puissances instantanées extrêmement élevées qui peuvent atteindre le Giga Watt ( $10^9$  W), avec des effets tissulaires différents de ceux obtenus avec des lasers à émission continue. L'émission d'une seule couleur, la monochromaticité, évite d'avoir à filtrer la lumière pour obtenir des effets sélectifs, et donc de perdre de l'énergie.

L'opération laser, dans quelques domaines que ce soit, est une matière nouvelle pour les médecins. Cela fait une trentaine d'années que les expérimentations ont débuté, mais ce n'est que récemment que cette technologie fleurit dans bon nombre d'hôpitaux et de cabinets médicaux privés.

Nous avons exposé quelques traitements dermatologiques ou ophtalmiques dans les pages précédentes, mais il nous semble utile de mentionner, que les applications du laser en milieu médical couvrent beaucoup plus de domaines encore. C'est ainsi que les patients atteints de calculs reinaux, de divers cancers, etc . . . pourront bénéficier d'une intervention laser adaptée. Celle-ci peut être également pratiquée pour des raisons esthétiques (acné, épilation, . . .).

Profitions également de cet élargissement de connaissance pour informer le lecteur que le laser est également un outil de diagnostic et de métrologie. Ces applications sont moins spectaculaires mais sont déjà très nombreuses. Nous en citons quelques unes : un vélocimètre Doppler sert à contrôler l'écoulement sanguin dans les vaisseaux (laser He-Ne) ; un spermokinésimètre déterminant le pourcentage de spermatozoïdes mobiles ainsi que leur vitesse (laser He-Ne) ; un trieur de cellules suivant leur taille par diffractométrie laser ou en fonction de leur nature par fluorescence ; etc . . .

Nous terminerons par rappeler que les lasers permettent des interventions en ambulatoires (sans anesthésie dans la plupart des cas), souvent indolores et dont les résultats semblent maintenant maîtrisés. Le risque zéro n'existe pas, la technique médicale au laser n'en est pas épargnée. C'est pourquoi, il faut toujours rester vigilant vis-à-vis du traitement laser en milieu médical même si celui-ci tend vers la généralisation.

## Références

- [1] Gh. Blanquet, Physique des Lasers, cours, FUNDP, Namur (2006-2007)
- [2] H. Maillet, "Le Laser, principes et techniques d'application", Tec & Doc, ISBN : 2 – 85206 – 240 – 2 (1984)
- [3] Université de Lille, Formation laser et sécurité en milieu médical : <http://www.univ-lille2.fr/safelase/>
- [4] Institut Européen des Lasers : <http://www.ielaser.fr/>
- [5] Center Laser de la Sorbonne : <http://www.centrelasersorbonne.com/>