Les applications thérapeutiques des lasers

J.M. Brunetaud, B. Decomps, J.C. Griesemann

► To cite this version:

J.M. Brunetaud, B. Decomps, J.C. Griesemann. Les applications thérapeutiques des lasers. *Revue de Physique Appliquée*, 1980, 15 (9), pp.1417-1426. 10.1051/rphysap:019800015090141700 . jpa-00244865

HAL Id: jpa-00244865

<https://hal.science/jpa-00244865>

Submitted on 1 Jan 1980

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Classification

Physics Abstracts

87.50E — 87.60G — 87.70

Les applications thérapeutiques des lasers

J. M. Brunetaud (^{†-††}), B. Decomps (*) et J. C. Griesemann (**)

([†]) Centre de technologie biomédicale INSERM, Service commun national N. 4, Lille, France.

(^{††}) Laboratoire de médecine expérimentale, Université de Lille II, France

(*) Laboratoire de physique des lasers (*), Université Paris Nord, France

(**) Laboratoire d'ophtalmologie de l'hôpital Trousseau, Paris, France

(Reçu le 28 avril 1980, accepté le 2 juin 1980)

Résumé. — Les applications thérapeutiques des lasers sont décrites selon la nature de leur mécanisme d'action. Les appareils utilisés pour leur action thermique sont à base de lasers de forte puissance optique à argon ionisé, Nd. Y.A.G. et CO₂. Ils sont employés dans de nombreuses disciplines médicales : ophtalmologie, otorhinolaryngologie, endoscopie digestive, bronchique et urinaire, chirurgie générale et réparatrice, chirurgie dentaire, dermatologie. Les effets photochimiques sont obtenus à des niveaux de densité d'énergie optique plus faibles que les effets thermiques ; la longueur d'onde du laser doit correspondre à un pic d'absorption des tissus ou du colorant utilisé comme sensibilisateur. Il s'agit de lasers émettant dans l'ultra-violet ou de lasers accordables qui sont employés en dermatologie ou en cancérologie. Les effets électromécaniques sont provoqués par des lasers déclenchés, à rubis ou au Nd. Y.A.G. et pourraient avoir un grand intérêt en ophtalmologie. Enfin deux applications sont décrites dont le mécanisme d'action et l'authenticité sont discutés : l'aide à la cicatrisation des plaies chroniques et l'acupuncture par laser.

Abstract. — The therapeutic applications of medical lasers are described following the mechanism of their effects. When thermal effect is predominant, medical devices contain high power ionised argon, Nd. Y.A.G. or CO₂ lasers. Such devices are used in ophtalmology, laryngoscopy, digestive, bronchial, urinary endoscopy, general and plastic surgery, dentistry and dermatology. Photochemical effects require lower power levels ; the laser wavelength is then centred in the absorption profil of tissue. U.V. lasers or better dye lasers are used in dermatology or cancerology. Electromechanical effects can be produced by Q switch lasers : they may be usefull in ophtalmology. At least two applications are described with unknow mechanism : the one deals with therapy of chronical cutaneous lesions, the others with acupuncture.

L'utilisation des lasers en technologie biomédicale a pris depuis une dizaine d'années une importance grandissante et tout concourt à montrer que cette évolution devrait s'accélérer et conduire à une mutation profonde dans quatre disciplines :

- l'analyse médicale ;
- la cytologie ;
- l'imagerie (notamment l'imagerie tridimensionnelle) ;
- la thérapeutique.

Ce sont les possibilités des lasers dans ce quatrième domaine que nous allons détailler.

Les mécanismes d'action des rayonnements laser sur les tissus vivants sont loin d'être toujours parfaitement compris. Néanmoins ils permettent de dégager plusieurs types d'effets (thermiques, photochimiques, électromécaniques...) qui peuvent servir de base à

un classement des différentes possibilités de rayonnement laser en thérapeutique.

1. **Action thermique.** — Il est possible, par action thermique, d'induire deux types d'effets selon le degré d'échauffement des tissus :

— Si la température atteinte est inférieure à 100° (température optimale 80°) il se produit une dessiccation avec rétraction des tissus du fait d'une importante diminution de leur volume par évaporation d'une partie de leur contenu en eau. A l'examen microscopique l'architecture globale des tissus est conservée, toutefois les cellules ont un cytoplasme clair, *liquéfié*. Ce type de nécrose, dite de coagulation, est irréversible. Les tissus vont secondairement s'éliminer (détersion) avec apparition ensuite du processus de cicatrisation. La coagulation est utilisée soit pour détruire de petits phénomènes tumoraux qui seront éliminés lors du processus de détersion, soit pour arrêter une hémorragie (hémostase) : dans ce cas la

(*) Laboratoire associé au CNRS N. 282.

rétraction thermique des tissus va provoquer la fermeture de la lumière des vaisseaux qui vont secondairement être oblitérés par des caillots formés sur place (thrombose).

— Si la température atteinte est de l'ordre de 100°⁽¹⁾, il se produit une volatilisation des différents constituants des tissus qui partent en fumée : à l'examen microscopique on constate la présence d'une perte de substance avec sur les berges une zone de nécrose (coagulation) car la transition thermique entre zone volatilisée et zone saine se fait forcément graduellement.

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 très étroite (quelques 10 à quelques 100 μ), on obtient un effet de coupe avec une excellente hémostase au niveau des berges.

Ces deux effets — coagulation et volatilisation — peuvent être obtenus par différents procédés : échauffement par contact (sonde thermique), effet Joule (courant électrique haute fréquence), ou absorption d'un rayonnement lumineux ; ce dernier processus a l'avantage de ne nécessiter aucun contact mécanique entre la sonde vectrice d'énergie et les tissus et de permettre de prédire la répartition d'énergie thermique induite au niveau des tissus. Ses effets sont par conséquent très reproductibles.

En pratique, seuls les rayonnements laser permettent d'atteindre des densités d'énergie optique suffisantes pour induire ces effets thermiques. Ils ont par ailleurs l'avantage d'être monochromatiques ; l'absorption tissulaire variant considérablement avec la longueur d'onde on pourra choisir la source laser en fonction des effets désirés.

1.1 LES SOURCES LASERS A ACTION THERMIQUE. — Ces sources doivent répondre à un certain nombre de contraintes :

⁽¹⁾ Ces températures de coagulation et de volatilisation doivent être comprises comme des moyennes temporelles sur des durées de l'ordre de la seconde. Sur des instants très brefs la température peut atteindre des valeurs très supérieures.

— elles doivent fournir une puissance optique importante pour induire ces effets au niveau des tissus en des temps courts (de l'ordre de 1/10 de seconde à quelques secondes) ;

— leur maniement doit être simple, à la portée d'un personnel non scientifique ;

— leur fiabilité doit être grande : aucune panne n'est tolérable sur un appareil qui est appelé à fonctionner en urgence en pleine nuit, et la puissance émise ne doit pas significativement varier entre les visites de routine prévues par le service après-vente du fabricant.

Le marché médical était jusqu'à présent trop étroit pour justifier l'étude de nouvelles sources. Il a donc fallu se contenter des sources qui avaient déjà fait leurs preuves dans le domaine scientifique, industriel... ou militaire. Actuellement trois sources seulement sont employées : CO₂, Nd. Y.A.G., et argon ionisé ; leurs caractéristiques sont réunies sur le tableau I. Un quatrième laser (le laser He-Ne) est parfois utilisé pour matérialiser en rouge le faisceau des sources infrarouges. Sa puissance n'est que de quelques milliwatts, et il ne participe pas au phénomène thermique ⁽²⁾.

1.2 LES MOYENS DE TRANSMISSION DU FAISCEAU LASER. — Entre la volumineuse source laser et la zone à traiter (qui parfois n'est accessible qu'au moyen d'un endoscope) un système de transmission est nécessaire. Il en existe deux types :

1.2.1 *Le bras articulé à miroirs.* — Une succession de miroirs conduit le faisceau jusqu'à la zone désirée. Il existe suffisamment d'articulation pour que le médecin ait une entière liberté de mouvement.

Ce système n'a pas toujours un excellent rendement de transmission mais il conserve intactes toutes les propriétés du rayonnement laser à la sortie de la source : faisceau pratiquement parallèle, restant monomode s'il l'était au départ ; il peut convenir aux

⁽²⁾ Trois de ces lasers sont des lasers à gaz : laser à gaz carbonique (CO₂) laser hélium-néon (He-Ne), laser à argon ionisé (Ar⁺). Le dernier laser Nd. Y.A.G. est un laser solide comportant de l'yttrium dopé au néodyme.

Tableau I. — Principales caractéristiques des sources lasers utilisées pour leur action thermique.

	Domaine spectral	Type d'émission	Domaine des puissances utilisées	Absorption tissulaire	Utilisations principales
CO ₂	monoraie 10,6	continue exceptionnellement pulsée	5-50 W	très forte (eau)	volatilisation section
Nd. Y.A.G.	monoraie 1,06	continue	50-150 W	faible	volatilisation coagulation
Argon	multiraies (487 nm 544 nm)	continue	1-15 W	moyenne (rouge)	volatilisation coagulation

trois types de sources lasers, mais chaque longueur d'onde nécessite un traitement différent des miroirs. En outre, il est relativement délicat car les miroirs se dérèglent facilement et surtout il est volumineux, inutilisable avec les endoscopes souples à fibres de verre (fibroscope). Aussi les bras articulés sont actuellement utilisés lorsqu'il n'existe pas d'autre possibilité de transmission (laser CO_2) ou lorsqu'il faut absolument que le faisceau reste monomode, TM₀₀ (recherche d'une coupe très fine par exemple).

1.2.2 Les fibres optiques. — Ce type de transmission est quasiment idéal pour le médecin, du fait de sa maniabilité et sa fiabilité. Les premiers essais de transmission d'un faisceau laser de forte puissance ont été réalisés en 1975 avec des fibres en matière plastique (cœur en polyméthylmétacrylate i.e. plexiglass) qui avait un rendement de transmission modeste (50 % sur quelques mètres) et surtout induisait une très forte divergence du faisceau à la sortie de la fibre (plusieurs dizaines de degrés plein angle).

En fait, ce n'est qu'au début de 1977, avec l'apparition sur le marché de fibres optiques dont le cœur est en silice synthétique, que ce type de transmission a pu vraiment s'implanter dans le domaine médical. Il s'agit de monofibres, dont le cœur a un diamètre de 200 à 1 000 μ . Leur atténuation est très faible (quelques décibels au kilomètre) et sur les quelques mètres utilisés en médecine, elle peut être considérée comme négligeable. Ces fibres sont très souples et peuvent emprunter le conduit opérateur des fibroscopes (Fig. 1). Tout comme les fibres plastiques, elles induisent une divergence du faisceau à leur sortie mais qui est toutefois plus faible (de l'ordre de 5 à 10°).

Fig. 1. — Sonde laser insérée dans un endoscope. Noter la divergence du faisceau laser à l'extrémité de la fibre optique.

[Laser probe inserted into an endoscope. The beam diverges at the tip of the fibre.]

Il faut signaler enfin un modèle de fibre tout à fait particulier : la fibre triconique de Nath [10] dont le cœur a trois sections différentes (Fig. 2). Cette fibre a l'avantage de limiter la divergence du faisceau à sa

sortie. Nath donne des valeurs aussi faibles que 1,4° avec un laser à argon et 4,2° avec un laser Nd. Y.A.G. Par contre elle est relativement fragile et surtout sa longueur est figée dès la construction : il n'est pas possible, comme avec les autres fibres produites en grande longueur, de la débiter à la demande.

Fig. 2. — La fibre triconique de Nath. A : cône d'entrée. B : partie flexible proximale de la fibre d'un diamètre d'environ 0,3 mm. C : Deuxième zone de réduction de la section. D : Partie flexible distale de la fibre d'un diamètre d'environ 0,2 mm. E : cône de sortie.

[The Nath's triconical fibre. A : Beam entrance cone. B : Proximal flexible long part of the fibre (diameter 0.3 mm). C : Diameter reducing cone. D : Distal short part of the fibre (diameter 0.2 mm). E : Beam exit cone.]

Quel que soit le type de fibre optique, l'extrémité distale doit être protégée de toute souillure, soit de façon statique (fenêtre de quartz) soit de façon dynamique (jet de gaz).

1.3 LES APPAREILS ACTUELLEMENT COMMERCIALISÉS.

— Quatre types d'appareils sont actuellement commercialisés : les photocoagulateurs ophtalmologiques, les systèmes à laser CO_2 , les photocoagulateurs à laser à argon ionisé et ceux au Nd. Y.A.G.

1.3.1 Les photocoagulateurs ophtalmologiques sont actuellement à base de laser à argon ionisé de quelques watts, et la majorité utilisent une transmission par fibre optique. La finesse du spot sur la rétine, (quelques 10 à quelques 100 μ) la brièveté et la précision des temps d'exposition (quelques 10^{-1} à 10^{-2} s) font de ces systèmes des appareils très spécialisés dont l'usage est réservé à la discipline pour laquelle ils ont été conçus. Ce sont de très loin les systèmes lasers médicaux les plus répandus actuellement. La figure 3 montre l'aspect d'un de ces photocoagulateurs.

1.3.2 Les systèmes à laser CO_2 utilisent un laser de 15 à 50 W avec transmission par bras articulé. A l'extrémité du bras, une lentille focalise le faisceau sur quelques 100 μ , ce qui rend possible des coupes d'organes très vascularisés. Le bras peut également être couplé à un biomicroscope pour réaliser une chirurgie endoscopique (accessible en ligne droite comme en laryngoscopie) ou une chirurgie très précise (microchirurgie). Le caractère monomode du faisceau permet de diminuer la taille du point d'impact et la largeur de la coupe. Dans quelques cas où la qualité de l'hémostase n'est pas un facteur critique mais où on souhaite une coupe encore plus fine, on peut être amené à utiliser un faisceau monomode pulsé à 50-100 Hz pour diminuer la diffusion de la

Fig. 3. — Aspect d'un photocoagulateur ophtalmologique avec la fibre optique montée sur une lampe à fente.

[An eye photocoagulator : the fibre is coupled to a split lamp.]

chaleur — donc l'épaisseur de la zone nécrosée — au niveau des berges de l'incision [6].

L'incision au laser CO_2 a l'inconvénient d'être plus lente que les moyens classiques (bistouri à lame ou bistouri électrique) mais l'allongement de la durée de l'intervention est en partie compensé par une réduction du temps de l'hémostase. La figure 4 montre un système laser CO_2 avec son bras articulé couplé à un biomicroscope.

Fig. 4. — Laser CO_2 avec son bras articulé couplé à un microscope opératoire.

[CO_2 laser with the articulated arm coupled to an operative microscope.]

1.3.3 Les photocoagulateurs à argon ionisé et au Nd. Y.A.G. — Bien qu'ils aient des sources différentes, ces deux types de photocoagulateurs sont très proches, notamment du fait du mode de transmission de leur

faisceau qui se fait dans les deux cas par une fibre optique dont le type de système de protection (sonde laser) dépend du type d'application envisagée.

Toutefois l'absorption du rayonnement par le laser est beaucoup plus faible (de l'ordre de 5 fois) avec le Nd. Y.A.G. qu'avec l'argon ; pour obtenir des effets comparables, il faut donc beaucoup plus d'énergie avec les lasers Nd. Y.A.G. qu'avec ceux à argon ; en outre les temps d'exposition avec le premier doivent être en règle générale plus courts qu'avec le deuxième (afin de diminuer les phénomènes de diffusion de la chaleur hors de la zone d'absorption du rayonnement) ; on ne demande donc aux sources à argon qu'une puissance continue de l'ordre de 5 à 15 W alors qu'il faut 10 fois plus avec le laser Nd. Y.A.G. (50-150 W).

La figure 5 montre l'aspect d'un laser Nd. Y.A.G. couplé à sa fibre optique.

Fig. 5. — Laser Nd. Y.A.G. avec sa fibre optique.

[Nd. Y.A.G. laser with its optic fibre.]

Ces deux types de photocoagulateurs ont des domaines d'application très proches : vaporisation (sonde pratique au contact des tissus) et coagulation (sonde plus à distance — 10 à 20 mm). Des nuances séparent toutefois leurs effets. La vaporisation est plus difficile à obtenir avec le Nd. Y.A.G. qu'avec l'argon ; aussi, en cas de zones peu vascularisées, il peut être nécessaire de colorer la lésion au préalable (au bleu de méthylène par exemple) afin d'augmenter l'absorption tissulaire dans le proche infrarouge. Le volume de tissu coagulé par le Nd. Y.A.G. est supérieur à celui obtenu par l'argon, ce qui peut être un inconvénient (risque de perforation accru en usage endoscopique) mais également un avantage

(meilleure action hémostatique sur des hémorragies d'origine artérielle) et possibilité de détruire des phénomènes tumoraux plus volumineux. En fait, dans bien des cas ces appareils apparaissent très concurrentiels et il faut analyser avec une grande prudence les arguments avancés par chaque fabricant en vue de promouvoir son matériel.

Une perspective intéressante pour ces lasers est apportée par un dispositif de coupe appelé laser blade [2]. Ce dernier est constitué par une lame de quartz dont les faces sont taillées de telle sorte que la densité d'énergie lumineuse apportée par une fibre optique soit concentrée sur une arête aiguisée de quelques millimètres de longueur. Ce système permettrait d'inciser aussi rapidement qu'avec un scalpel, et avec un excellent effet hémostatique.

1.4 DOMAINE D'APPLICATION DES LASERS A ACTION THERMIQUE. — Il n'est pas possible d'en dresser une liste définitive : la situation est très évolutive et si certaines applications comme l'ophtalmologie sont largement implantées, d'autres, comme l'endoscopie digestive, pourraient être abandonnées au cas où une nouvelle technologie aussi sûre et efficace, mais moins coûteuse verrait le jour ; il existe certainement enfin des applications auxquelles personne n'a encore pensé et qui seront extrêmement intéressantes. Voici donc quelle est la situation en janvier 1980 pour chaque discipline médicale.

1.4.1 L'ophtalmologie. — La photocoagulation à l'aide d'un laser à argon ionisé a deux indications principales : la prévention du décollement de la rétine et le traitement de certaines formes de rétinopathie diabétique.

Pour prévenir le *décollement de la rétine*, on pratique autour de la zone pathologique de multiples tiers qui ont pour but de réaliser une véritable soudure par points entre la rétine et la choroïde évitant ainsi un décollement ultérieur. Ce traitement n'est véritablement efficace qu'à titre préventif. En cas de décollement partiel, il ne peut qu'empêcher l'extension des lésions [8].

La *rétinopathie diabétique* se présente essentiellement sous deux formes : la forme exsudative (pour laquelle la photocoagulation a peu d'indications) et la forme ischémique : il s'agit d'une zone rétinienne qui souffre parce qu'elle est mal vascularisée. Cette souffrance a pour conséquence la prolifération de petits vaisseaux néoformés dans la rétine. Ces vaisseaux sont fragiles et peuvent se rompre, entraînant des hémorragies vitréennes. Ils peuvent être en outre à l'origine de décollement de la rétine.

Au stade purement ischémique, le traitement consiste à détruire par photocoagulation ces zones mal vascularisées afin d'éviter l'apparition des néovaisseaux. Au stade de néovaisseaux constitués, le traitement associe une photocoagulation des zones ischémiques et des néovaisseaux.

La photocoagulation par rayonnement laser à

argon a ainsi transformé les conditions de vie de nombreux diabétiques qui auraient sinon, évolué vers une cécité définitive.

Nous verrons au chapitre 3 d'autres applications des lasers en ophtalmologie qui ne sont plus de nature thermique.

1.4.2 L'otorhinolaryngologie. — Le larynx est une cavité accessible en ligne droite : il est ainsi possible de traiter les lésions bénignes des cordes vocales par un laser CO₂ ; le faisceau est piloté par un biomicroscope : la chirurgie laser a, comparative-ment aux autres techniques, les avantages suivants [5] :

- une très grande précision, très appréciable lorsqu'il s'agit de traiter des lésions très localisées des cordes vocales comme les nodules vocaux.

- des suites opératoires très simples : pas d'œdèmes, de surinfections, de douleur, de saignement, ce qui permet de réduire la durée de l'hospitalisation ;

- une transformation du pronostic de certaines affections comme par exemple les papillomatoses laryngées de l'enfant où la chirurgie laser permet d'éviter la mise en place d'une canule de trachéotomie.

D'autres lasers peuvent être utilisés dans la même discipline, mais pour d'autres applications : c'est ainsi que les lasers à argon apparaissent très intéressants pour la microchirurgie de l'oreille interne (le faisceau est piloté par un biomicroscope) et pour certains actes au niveau des fosses nasales [12] : le faisceau est alors transmis par une fibre optique avec à son extrémité un miroir qui renvoie le faisceau à 90°.

1.4.3. La gynécologie. — Cette discipline semble avoir récemment profité des travaux réalisés en laryngologie puisque le même appareil (laser CO₂ branché sur un biomicroscope) peut être utilisé en colposcopie et pour la chirurgie tubaire.

En colposcopie (examen au biomicroscope du col utérin) on traite les lésions inflammatoires et dysplasiques du col qui sont considérées comme des états favorisant l'apparition d'un cancer ultérieur. Le traitement et les suites opératoires sont simples et beaucoup moins douloureux qu'avec les moyens conventionnels (électro ou cryothérapie) ce qui devrait permettre de traiter sans arrière-pensée toutes les femmes présentant des lésions bénignes du col ; on peut ainsi espérer réaliser une véritable prophylaxie du dramatique cancer du col utérin.

La chirurgie de la stérilité tubaire consiste à repériméabiliser le canal tubaire pour permettre la fécondation de l'ovule par le spermatozoïde. La dissection de la trompe au laser permet de réduire au maximum les phénomènes d'œdèmes et d'inflammation post-opératoire qui sont à l'origine des échecs de cette intervention.

1.4.4 L'endoscopie digestive. — Les photocoagulateurs à laser à argon ionisé ou au Nd. Y.A.G. permettent d'induire l'hémostase de lésions hémorragiques du tube digestif. Ceci prend toute sa valeur chez

les malades à haut risque chirurgical du fait de leur âge ou d'une pathologie associée [3-10]. On peut également détruire avec une grande sécurité les petits polypes rectaux ou coliques, réalisant ainsi une prophylaxie du cancer recto-colique qui naît dans la majorité des cas sur certains de ces polypes.

Tout récemment on a pu traiter ⁽³⁾ par voie endoscopique quelques malades qui présentaient un obstacle à l'écoulement de la bile au niveau du bas cholédoque : on utilise l'effet de vaporisation d'un faisceau laser à argon ionisé pour forer un trou entre le cholédoque et le duodénum : la bile peut alors s'écouler par cette anastomose cholédocoduodénale et le malade déjaunit. Dans ce cas le caractère de bonne hémostase au niveau de la paroi de l'incision est très apprécié chez des malades qui ont souvent une mauvaise coagulation du fait de leur ictère (jaunisse).

1.4.5 *L'endoscopie trachéo-bronchique.* — Cette discipline bénéficie de l'apport des lasers (en particulier au Nd. Y.A.G.) pour traiter des rétrécissements trachéaux (sténoses post-intubation par exemple) en vaporisant les lésions fibreuses qui obstruent la trachée. On peut également, à titre palliatif, traiter des cancers trachéaux au stade asphyxique : on rétablit ainsi une ventilation suffisante pour permettre au malade de subir ensuite une intervention plus radicale [14].

1.4.6 *L'endoscopie urinaire.* — Les photocoagulateurs au Nd. Y.A.G. ou à l'argon ionisé permettent de traiter les lésions uréthrales (notamment certaines formes d'hypertrophie prostatique) et vésicales (comme les papillomes vésicaux). Des sondes lasers un peu particulières, aptes à travailler en milieu aqueux, ont dû être spécialement mises au point. C'est encore ce caractère peu hémorragique de l'intervention et l'absence de phénomène œdémateux dans les suites opératoires qui sont particulièrement appréciés dans cette discipline. En outre, à la différence des courants électriques, la photocoagulation laser n'est pas douloureuse ; les malades peuvent donc être traités en ambulatoire, sans anesthésie.

1.4.7 *La chirurgie.* — *La chirurgie des brûlures* apparaît être une indication très intéressante qui commence à être largement utilisée [9].

La tendance actuelle est d'exciser le plus tôt possible les tissus nécrosés afin de pratiquer une greffe de façon très précoce ; l'excision au laser permet de diminuer de façon considérable les pertes sanguines (200 ml au lieu d'un litre pour une jambe brûlée) et de préparer un bon lit pour la greffe : en effet la nécrose due à la coupe au laser est minime, comparée à celle provoquée par les techniques classiques (bistouri électrique par exemple).

Les autres applications chirurgicales des lasers sont plus longues à atteindre le stade clinique :

Il s'agit de la *chirurgie des organes très vascularisés* (foie, rein, poumon...) où l'on apprécie le caractère hémostatique de la coupe, et de la *chirurgie cancérologique*. En effet un certain nombre de métastases post-opératoires seraient dues à une dissémination des cellules tumorales lors des manipulations per-opératoires de la tumeur. La coupe au laser, atraumatique du fait de l'absence de contact mécanique sonde-tissu pourrait améliorer le pronostic de certaines interventions. Quand la lésion cancéreuse siège au niveau d'un organe très vascularisé (cancer du foie, certaines tumeurs cérébrales) on conçoit que la chirurgie au laser ait un intérêt maximal.

D'autres spécialités comme la chirurgie osseuse, la neuro-chirurgie, la micro-chirurgie pourraient également bénéficier de l'apport des lasers. Il est probable que lorsqu'un centre hospitalier aura fait l'effort financier de s'équiper d'un laser CO₂, par exemple pour la chirurgie des brûlures, la chirurgie O.R.L. et gynécologique qui justifient pleinement cet achat, les autres spécialités chirurgicales ne tarderont pas alors à utiliser pleinement ce nouvel instrument qui sera mis à leur disposition.

1.4.8 *La chirurgie dentaire.* — Il existe de nombreuses zones difficiles à atteindre dans la cavité buccale et le caractère très maniable d'un faisceau laser devrait y être apprécié. De fait, de nombreux travaux expérimentaux ont déjà été réalisés portant essentiellement sur la prophylaxie et le traitement des caries dentaires, et sur la soudure de prothèses métalliques dans la bouche.

L'idée pour le traitement prophylactique de la carie, est d'augmenter la résistance de l'émail au niveau des zones à haut risque de carie, en réalisant une *vitrification de surface* au moyen d'un bref pulse laser. La partie toute superficielle de l'émail après avoir été liquéfiée se resolidifierait sans les microfissures qui sont un point d'appel au processus infectieux à l'origine de la carie.

Des études à long terme pour s'assurer du devenir de ces zones ainsi traitées sont toutefois nécessaires avant de passer au stade clinique.

Une fois la carie constituée le traitement par laser consisterait à stériliser le foyer infectieux par une première exposition au faisceau laser ; puis la cavité serait définitivement obturée par de la poudre de porcelaine dont la fusion serait assurée par un deuxième coup laser. Malheureusement pour l'instant on n'arrive pas à limiter suffisamment l'échauffement à distance de la carie pour ne pas risquer de détruire la pulpe dentaire.

La soudure des prothèses dentaires métalliques *in situ* permettrait de réaliser un ajustage beaucoup plus précis et plus rapide qu'avec les techniques actuelles. Le problème, encore incomplètement résolu, est de protéger les zones voisines de l'endroit à souder.

1.4.9 *La dermatologie.* — La majorité des effets thermiques en dermatologie a été réalisée avec un

⁽³⁾ Ceci vient d'être réalisé par l'un des auteurs (J.M.B.) au C.H.U. de Lille.

laser à argon et une transmission par fibre optique. En jouant sur la différence d'absorption du rayonnement vert entre des lésions colorées et la peau normale qui est beaucoup plus pâle, il est possible de détruire ces lésions (angiomes, tatouages, mélanome) sans brûler les tissus sains, donc sans induire la formation de cicatrices; ce type de traitement est bien sûr très apprécié lorsque le préjudice est essentiellement esthétique [1].

Les lasers permettent de réaliser d'autres types de traitement en dermatologie, qui ne sont plus de nature thermique (aide à la cicatrisation) que nous verrons au chapitre quatre.

2. Effets photochimiques. — 2.1. — L'absorption de la lumière par certaines molécules présentes dans les tissus entraîne leur transition vers un état excité. L'énergie d'excitation emmagasinée lors de ce processus peut ne pas se dissiper en chaleur ou en fluorescence mais être à l'origine de réactions chimiques. Il existe de nombreux exemples d'actions photochimiques naturelles : la photosynthèse chlorophyllienne, la biosynthèse de la vitamine D, la vision... ; ces effets peuvent également être utilisés en thérapeutique soit en agissant sur un processus enzymatique soit en marquant par un colorant les cellules sur lesquelles on veut agir. Ce colorant ainsi fixé peut permettre un diagnostic topographique si on sait le faire fluorescer, et une action thérapeutique si on sait provoquer à son niveau des actions photochimiques.

Nous voudrions donner deux exemples de cette possibilité thérapeutique avec adjonction de colorant : le traitement du psoriasis et la détection et le traitement de certaines tumeurs cancéreuses.

2.2. — Le psoriasis est une maladie de la peau qui comporte un intense renouvellement de cellules cutanées superficielles. Les psoralènes sont des colorants qui se fixent sur l'A.D.N. et qui excités en lumière ultra-violette de type A (320-400 nm) freinent la synthèse de l'A.D.N. ; il s'ensuit une diminution de la vitesse du renouvellement cellulaire et une amélioration des signes cliniques de la maladie.

2.3. — On connaît plusieurs colorants qui ont une affinité pour les cellules cancéreuses supérieures à celles qu'ils ont pour les tissus normaux : les fluorescéines, les tétracyclines, le sulfate de berbérine, l'acridine orange, et les dérivés de l'hématoporphyrine.

L'origine de cette affinité pour les cellules cancéreuses n'est pas toujours parfaitement connue ; aucun mécanisme vraiment sélectif n'a encore été démontré. Pour l'acridine orange il semble que se soit son affinité pour l'A.D.N., présent en grande quantité dans les cellules cancéreuses qui soit à l'origine de cette pseudosélectivité. L'hématoporphyrine, fortement liée à l'albumine diffuse de façon homogène dans tout l'organisme. Par contre elle disparaîtrait en quelques heures de tissus sains alors qu'elle persiste plusieurs

jours à plusieurs semaines dans les tissus cancéreux. Cette rétention serait liée à l'absence de drainage lymphatique des tissus néoplasiques (tissus cancéreux).

L'hématoporphyrine est actuellement le colorant le plus utilisé en cancérologie : il possède en effet une bande d'absorption à 630 nm très intéressante car à cette longueur d'onde la lumière pénètre assez profondément dans les tissus (ses effets se font sentir à plus d'un centimètre de profondeur). Une exposition à cette longueur d'onde (puissance optique de 2 à 4 W, densité de puissance $50 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$, durée d'exposition 20 min) entraîne une nécrose des tissus cancéreux qui ont fixé l'hématoporphyrine alors qu'elle est sans effet sur les tissus sains.

Il est probable que la destruction des tissus pathologiques est due à la production intracellulaire d'oxygène singulet, hautement toxique, comme en témoigne l'effet protecteur du 1-3 diphénylisobenzofuran qui est un capteur d'oxygène singulet [4].

Le spectre d'absorption de l'hématoporphyrine comporte un autre pic d'absorption autour de 400 nm. Ainsi excitée l'hématoporphyrine émet une fluorescence dans la zone 600-700 nm. Il est ainsi possible de détecter *in vivo* des tissus cancéreux : cette possibilité est déjà utilisée en pathologie pulmonaire où la détection de petits cancers bronchiques se fait par l'intermédiaire d'un endoscope : la preuve finale de la malignité est alors apportée par l'étude histologique de biopsie réalisée sur les zones qui ont fluorescé.

2.4. — Ces effets photochimiques ne nécessitent pas de hautes énergies et ont été tout d'abord étudiés au moyen de sources lumineuses conventionnelles convenablement filtrées. Toutefois il semble que dans certains cas les sources lasers puissent être utiles : ainsi un traitement du psoriasis par la source conventionnelle dure au moins une demi-heure, dans des conditions désagréables pour le patient du fait de la chaleur dégagée par les lampes. Un traitement par source laser réduirait la durée de traitement à quelques minutes, et améliorerait le confort du malade.

D'autre part le couplage des sources conventionnelles avec une fibre se fait avec un mauvais rendement énergétique. Or, bien souvent, c'est vers ce type de transmission que s'orientent les médecins soit du fait de son caractère très pratique pour éclairer une zone limitée, soit de façon tout à fait impérative si on veut travailler en endoscopie. Les lasers représentent alors la meilleure solution, même s'il faut faire appel à un laser intermédiaire accordable à colorant.

Les principaux lasers actuellement utilisés sont les lasers à :

- argon + lasers à colorant ;
- krypton (raie violette 406 et 413 nm) ;
- azote seuls ou associés à un laser à colorant.

Il se peut que les lasers Nd. Y.A.G. triples puissent également trouver des applications dans ce domaine.

Les lasers sont en général couplés à une fibre optique.

3. Effets électromécaniques. — Les mécanismes physiques mis en jeu lors de l'interaction laser-matière sont de nature différente selon l'intensité appliquée.

Les flux radiatifs faibles (quelques watts) fournis par les lasers continus ne peuvent induire que des *processus à un seul photon* dont l'énergie $h\nu$ ne peut arriver à rompre que des liaisons moléculaires, provoquer la dénaturation des protéines, la photocoagulation ; c'est l'absorption chimique du rayonnement ; elle n'est efficace que sur des tissus dont la couleur est complémentaire de celle de la lumière.

Les flux intenses (quelque 10^8 W) concentrés sur de petites surfaces au moyen de lasers déclenchés, permettent l'action simultanée de plusieurs photons sur un même atome, donc l'*ionisation multiphotonique* (énergie de l'ion $\leq n h\nu$ avec n de l'ordre de 5 à 6). Dans le champ électrique intense de l'onde

$$(E \sim 10^6 \text{ V.cm}^{-1}),$$

les électrons acquièrent une énergie cinétique, bombardent les atomes, les ionisant par collision, provoquant ainsi, par un processus multiplicatif l'apparition de multiples espèces chargées, ce qui donne naissance à un gaz ionisé ou 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 les principaux effets destructifs.

Ce processus, analogue, dans sa nature, au « claquage » de l'isolant d'un condensateur sous l'action d'une tension électrique trop élevée est indépendant de la nature chimique (donc de la couleur des tissus cibles) ; il ne requiert que sa densité matérielle et peut être assimilé, quant à ses effets, à une micro-explosion.

Ces effets électromécaniques ont été obtenus avec des lasers solides, déclenchés : laser à rubis et laser au Nd. Y.A.G. (avec parfois doublage de la fréquence). Ils pourraient être très utiles en ophtalmologie, notamment pour le traitement de certains glaucomes.

Le glaucome consiste en une hypertension du globe intraoculaire qui est due dans certains cas à une diminution du flux de l'humeur aqueuse entre la chambre antérieure et le canal de Schlemm, l'anomalie se situant au niveau du trabéculum la figure 6 rappelle l'anatomie de l'œil. Afin de rétablir un flux liquidien satisfaisant, plusieurs auteurs ont tenté de percer des petits trous d'une dizaine de microns de diamètre au niveau du trabéculum ; une vingtaine suffirait [7]. Le problème est d'éviter que les mécanismes naturels de cicatrisation ne viennent les obturer, ce qui se produit inmanquablement en quelques semaines lorsqu'on utilise un laser à émission continue (laser à argon monomode) ; il semble que dans ce cas la nécrose en périphérie du trou, due au phénomène

Fig. 6. — Anatomie de l'œil.

[Eye anatomy.]

de diffusion thermique soit à l'origine de ce processus de cicatrisation malencontreux. Avec des lasers déclenchés, la perforation du trabéculum du fait de l'onde de choc engendrée par la formation du micro-plasma permet d'obtenir des trous plus *propres*, qui cicatriseront beaucoup moins vite : les malades n'auraient à subir que quelques séances de traitement par an [11]. La figure 7 schématise le trajet que doit suivre le faisceau laser pour percer le trabéculum.

Fig. 7. — Vue de détail de la chambre antérieure de l'œil : 1. Trajet du faisceau laser pour percer le trabéculum ; 2. Canal de Schlemm ; 3. Trabéculum ; 4. Verre de Goldman.

[Close view of the anterior chamber : 1. Laser way for puncture ; 2. Schlemm's canal ; 3. Trabeculum ; 4. Goldman's mirror.]

4. Autres effets. — A côté des effets thermiques photochimiques et électromécaniques que nous venons de décrire, il existe d'autres applications thérapeutiques des lasers, qui ne nécessitent que de faibles niveaux d'énergie (quelques J.cm^{-2}) et dont le mécanisme d'action est en grande partie inconnu. On ne sait d'ailleurs pas quelle est la part de la qualité *laser* de la lumière dans l'origine des effets qui sont constatés, d'autant que l'activité semble persister après transmission par fibre optique qui altère partiel-

lement la cohérence spatiale du faisceau. Nous allons en donner deux exemples.

4.1 L'AIDE A LA CICATRISATION. — Un auteur hongrois, Mester, a eu l'idée, dès 1968, de s'intéresser à la possibilité de stimuler certains processus biologiques à l'aide de lasers [13]. Il avait ainsi constaté qu'il pouvait avoir un effet positif sur la multiplication de bactéries (*E. Coli*) en les éclairant avec un laser à rubis pulsé ($0,55 \text{ J.cm}^{-2}$). Dans le même esprit il a tenté de traiter avec un laser He-Ne de 50 mW (4 J.cm^{-2}) des plaies d'évolution chronique (ulcère variqueux, brûlures, lésions de radio-dermite...); et il a constaté que ces lésions cicatrisaient après plusieurs semaines de traitement à raison de deux expositions par semaine. Depuis, des effets comparables ont pu être obtenus avec un laser à argon et actuellement il a traité 135 malades avec succès.

Ce même type de traitement a été appliqué par d'autres auteurs, également en dermatologie, mais aussi en gynécologie pour le traitement de dysplasies du col utérin, et en O.R.L. pour celui des otites chroniques.

Le mécanisme d'action de ces faisceaux lasers de faible puissance n'est pas vraiment explicité.

Sur un modèle expérimental (effet immunosuppresseur sur des lymphocytes d'origine humaine) Mester a pu démontrer qu'à des niveaux d'énergie comparable, le rayonnement d'une lampe, filtrée pour obtenir la même longueur d'onde que le laser He-Ne n'avait pratiquement aucun effet. Par contre, si ce rayonnement était polarisé, on retrouvait environ 80 % de l'activité de l'He-Ne.

Il a en outre constaté que l'on pouvait guérir un malade qui avait plusieurs plaies en n'en traitant qu'une. Suspectant un mécanisme sérique, il a remarqué que les malades qui avaient des plaies chroniques et qui évoluaient favorablement avaient avant le traitement un tonus immunitaire bas. Ce tonus se normalisait en cours de traitement.

Bien des inconnues persistent dans les travaux de Mester (nécessité d'utiliser une lumière cohérente, nature du processus qui aide à la cicatrisation). Toutefois, la réalité de ce type d'action semble être confirmée par le fait que d'autres auteurs ont pu reproduire les mêmes effets.

4.2 L'ACUPUNCTURE ET LES LASERS. — Lors de l'acupuncture classique on utilise des aiguilles en or ou en argent pour piquer la peau au niveau de points sensibles bien codifiés. Cette technique a l'inconvénient de risquer de transmettre l'hépatite virale : s'il se produit une effraction vasculaire lors du traitement d'un malade porteur du virus, l'aiguille est souillée, les moyens de stérilisation classique ne détruisent pas le virus et les malades suivants risquent fort de se trouver contaminés.

Certains auteurs ont eu l'idée d'utiliser un faisceau laser à la place de l'aiguille pour exciter les points

sensibles. Cette solution a le mérite d'être tout à fait hygiénique. Deux appareillages ont été réalisés à cette intention. L'un utilise un laser He-Ne de faible puissance dont le faisceau est transmis par une fibre optique, l'autre est à base de diodes lasers qui émettent à 904 nm; la durée de l'impulsion est de 200 ns, et la fréquence de répétition dépend de l'action que l'on veut obtenir. Ces deux appareils ont déjà été vendus en de nombreux exemplaires.

Leur efficacité est bien sûr controversée dans les milieux médicaux, tout comme l'est d'ailleurs encore l'acupuncture classique.

5. Avenir des lasers médicaux. — Le premier effet laser a été obtenu en 1960. Dès 1970 plusieurs applications médicales étaient décrites : photocoagulation ophtalmologique avec un laser à rubis pulsé, chirurgie avec un laser CO_2 . Alors que l'on croyait à un large développement de cette nouvelle technologie dans le domaine médical, l'intérêt pour les lasers est rapidement retombé : les sources étaient encore perfectibles et des effets secondaires indiscutables étaient découverts, notamment du fait de l'onde de choc associée à l'impact de ces premiers lasers à émission pulsée.

Ce n'est qu'à partir de 1976 que les lasers médicaux ont connu un deuxième souffle : les sources étaient alors bien au point et surtout les moyens de transmission (fibres optiques) avaient fait des progrès considérables.

Dans les années à venir, on peut dire qu'il n'y a pas à attendre de grands bouleversements au niveau des sources lasers. Par contre plusieurs problèmes technologiques et médicaux devront être résolus.

5.1 LE CHOIX DE LA LONGUEUR D'ONDE. — Pour l'instant la majorité des auteurs qui ont travaillé avec des lasers n'a pas choisi la longueur d'onde : le plus souvent ces derniers ont eu à leur disposition une source laser et ils ont essayé de voir ce que l'on pouvait faire avec elle dans le domaine de leur spécialité. C'est ainsi que pour l'endoscopie digestive, tenants du laser à argon et du Nd. Y.A.G., s'affrontent actuellement sans arriver à se départager parce qu'ils n'ont pas fait d'étude prospective au début de leur travail.

Un minimum d'exploration des possibilités des principales longueurs d'ondes disponibles devrait maintenant être systématique lors du début des travaux sur une nouvelle application des lasers.

5.2 LA CRÉATION DE NOUVELLES INTERFACES. — Une simple fibre optique ou un bras articulé, ne sont en général pas suffisants pour permettre un travail adapté à chaque spécialité. En endoscopie digestive la fibre optique doit être protégée par un cathéter et un fort débit de gaz est injecté coaxialement à la fibre afin de repousser le sang pendant la coagulation. En endoscopie nasale la fibre doit être munie à son extrémité d'un miroir qui renvoie le faisceau à 90°, et qui ne doit pas pouvoir être souillé par le mucus

nasal. En dermatologie, une lentille est placée à l'extrémité de la fibre optique afin d'obtenir un spot dont le diamètre ne dépendra pas de la distance fibre optique-tissus.

C'est donc la réalisation de nouvelles interfaces qui permettra de pratiquer de nouvelles interventions. Nous pensons que les systèmes lasers qui vont être proposés sur le marché médical seront très polyvalents et disposeront d'un grand nombre d'interfaces facilement interchangeables et bien adaptées à chaque spécialité.

5.3 L'ÉTUDE DE LA POSSIBILITÉ DE SURVENUE D'EFFETS A LONG TERME INDÉSIRABLES. — De très nombreux travaux ont été consacrés aux effets de la lumière sur les tissus vivants bien avant que l'on dispose des lasers.

La dénaturation des acides nucléiques par les U.V. en dessous de 280 nm est le principal effet nocif connu et bien sûr ces effets ont été retrouvés avec des rayonnements laser de longueur d'onde équivalente.

La cohérence temporelle des rayonnements laser ne semble pas être à l'origine de propriétés particulières, si ce n'est peut-être l'aide à la cicatrisation et l'acupuncture dont nous venons de voir que les mécanismes d'action sont encore très discutés.

Les densités de puissance élevées, et en particulier celles que l'on peut obtenir avec des lasers déclenchés, pourraient induire des effets éventuellement nocifs quand ils ne sont pas délibérément recherchés comme nous l'avons vu pour certaines applications récentes en ophtalmologie.

C'est ainsi que lors des premières photo-coagulations en ophtalmologie par laser à rubis, il pouvait se produire une onde de choc dangereuse pour les bâtonnets rétiens. Certains auteurs ont également redouté, toujours du fait de cette onde de choc, la possibilité de dénaturer certains chromosomes. Il est certain que l'usage des lasers déclenchés doit faire l'objet d'études préalables très soigneuses avant de passer au stade de l'utilisation clinique, ce qui n'empêche qu'ils paraissent avoir un grand avenir, notamment en ophtalmologie.

5.4 LE REGROUPEMENT DES LASERS MÉDICAUX DANS DES CENTRES HOSPITALIERS MULTIDISCIPLINAIRES. — Les systèmes médicaux à base de lasers sont et risquent de rester fort coûteux tant à l'achat qu'au fonctionnement et à l'entretien. Dans tous les pays la croissance des budgets médicaux est pour l'instant freinée et nombreux sont ceux qui se demandent si les lasers médicaux ne constituent pas un luxe que l'on ne sera pas autorisé à s'offrir. L'usage des lasers pourra trouver une pleine justification si on le réserve aux indications — relativement rares — où il n'existe pas de solution satisfaisante avec les techniques conventionnelles. Mis à part l'ophtalmologie qui est un domaine privilégié (le matériel est très spécialisé et les ophtalmologistes ont suffisamment d'indications pour l'utiliser à plein temps) les systèmes lasers devront être regroupés dans des centres multidisciplinaires où chaque spécialiste pourra trouver la source et l'interface parfaitement adaptées à l'acte qu'il souhaite réaliser.

Bibliographie

- [1] APFELBERG, D., MASER, M., LASM, M., Argon laser treatment of cutaneous vascular abnormalities : progress report, *Ann. Plastic Surg.* **1** (1978) 14-18.
- [2] AUTH, D., *The argon and Neodymium Y.A.G. laser blade scalpel*, International Medical laser Symposium, Detroit, 1979, 29-31.
- [3] BRUNETAUD, J. M., ENGER, A., FLAMENT, J. B. *et al.*, Utilisation d'un laser à argon ionisé en endoscopie digestive : photocoagulation des lésions hémorragiques, *Revue Phys. Appl.* **14** (1979) 385-390.
- [4] DOUCHERTY, T., KAUFMAN, J., GOLDFARB, A. *et al.*, Photoradiation therapy for the treatment of malignant tumors, *Cancer Res.* **38** (1978) 2628-2635.
- [5] FRECHE, C., LOTTEAU, J., ABITBOL, J., *Le laser en O.R.L.*, Concours Médical, 1979, 2607-2614.
- [6] FULLER, T. A., *The rapid superpulsed carbon dioxide laser*, International Medical laser Symposium, Detroit, 1979, march 29-31.
- [7] GOLDSCHMIDT, C., TICHO, U., *Theoretical approach to laser trabeculotomy*, *Med. Phys.* **5** (1978) 92-99.
- [8] HAUT, J., THOMINE, A., FLORQUIN, A. *et al.*, *Prévention du décollement de la rétine* (Revue Chibret) 1974 (numéro spécial) Clermont-Ferrand.
- [9] KAPLAN, I., SHAROW, U., Current laser Surgery, *Ann. N.Y. Acad. Sci.* **267** (1976) 247-253.
- [10] KIEFHABER, P., NATH, G., MORITZ, K., Endoscopic control of massive gastro-intestinal hemorrhage by irradiation with a high power Neodymium Y.A.G. laser, *Prog. Surg.* **15** (1977) 140-155.
- [11] KRASNOV, M., SWITCHED, Q., Laser Goniopuncture, *Arch. Ophthal.* **92** (1974) 37-41.
- [12] LENZ, H., EICHLER, J., SCHAFER, G. *et al.*, Production of a nasooal window with an Ar. laser, *Journal of Maxillo-facial Surgery* **5** (1977) 314-318.
- [13] MESTER, E., NAGYLUCSKAY, S., TISZA, S. *et al.*, *Neuere Untersuchungen über die Wirkung der laserstrahlen auf die Wundheilung : Immunologische Aspekte, Proceedings Laser* (I.P.C. Science and Technology press, Guildford) 1977, p. 490-500.
- [14] TOTY, L., PERSONNE, C., HERZOG, P. *et al.*, Utilisation d'un faisceau Y.A.G. à conducteur souple pour le traitement endoscopique de certaines lésions trachéobronchiques, *Rev. Fr. Mal. Respir.* **7** (1979) 57-60.