

Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

Laboratoire de Physique et Chimie Biologique et Médicale

Introduction aux lasers

(Notes de cours)

Professeur Gilbert Mouthon

Professeur Pierre Ravussin

Mars 2006

Révision mars 2016

Introduction aux lasers

Introduction

LASER

Historique

Bases théoriques. Exemple : laser à rubis

Les différents types de Laser

Lasers à solide

Lasers à liquide

Lasers à gaz

Lasers Argon ion et Krypton ion

Lasers chimiques

Lasers excimer

Lasers à semi-conducteurs

Lasers à électrons libres

Mécanismes d'interaction des lasers avec la matière vivante

Mécanisme photochimique

Effets thermiques

Mécanisme photo-ablatif

Réaction photo-mécanique

Diffusion et absorption de la lumière

Diffusion

Section efficace

Albedo

Lois de diffusion

Absorption de la lumière

Simulation de l'interaction de la lumière avec la matière vivante.

La méthode de Monte-Carlo

Transmission de la chaleur

Absorption de la lumière

Destruction sélective

Exemples d'application

Applications médicales des lasers

Usinage

La guerre des étoiles

Fusion nucléaire contrôlée, simulation thermonucléaire

Introduction

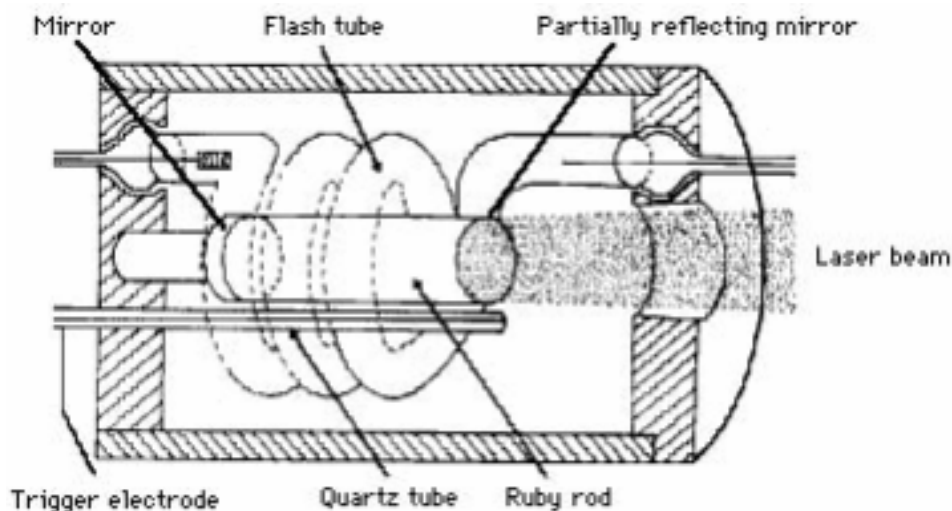
LASER

Le mot LASER est l'acronyme de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, ou Amplification de la Lumière par Emission stimulée de Radiation. [1]

Historique

Le principe de l'émission stimulée (ou émission induite) est décrit dès [1917](#) par Albert Einstein. Mais ce n'est qu'en [1954](#) que le premier maser (maser au gaz ammoniac) est conçu par J.P. Gordon, H.J. Zeiger et Ch.H. Townes. Au cours des six années suivantes, de nombreux scientifiques tels N.G. Bassov, A.M. Prokhorov, A.L. Schawlow et Ch.H. Townes ainsi qu'en France le prix Nobel Alfred Kastler et Jean Brossel contribuent à adapter ces théories aux longueurs d'ondes du visible.

En [1960](#), le physicien américain Théodore Maiman obtint pour la première fois une émission laser au moyen d'un cristal de rubis. Un an plus tard Ali Javan mit au point un laser au gaz (hélium et néon) puis en 1966, Peter Sorokin construisit le premier laser à colorant. Ironie de l'histoire, Townes, Bassov, Schawlow et Prokhorov reçurent un prix Nobel en 1964 pour leurs travaux en commun alors que Maiman, le véritable inventeur du laser, ne reçut aucun prix, car il ne travaillait pas dans un milieu académique.



Le laser de Maiman

Il est intéressant de noter que tous les ingrédients nécessaires à la fabrication d'un laser he-Ne existaient déjà à la fin du XVIIIème siècle, mais la théorie manquait !

XVII siècle : pompe à vide, production d'électricité

1868 : découverte de l'hélium par l'astronome français Jules Janssen

1890 : Premiers résonateurs optiques (interféromètre de Fabry et Pérot)

1898 : découverte du néon par W. Ransay et W. Travers

1917 : Postulat de l'émission stimulée par Einstein.

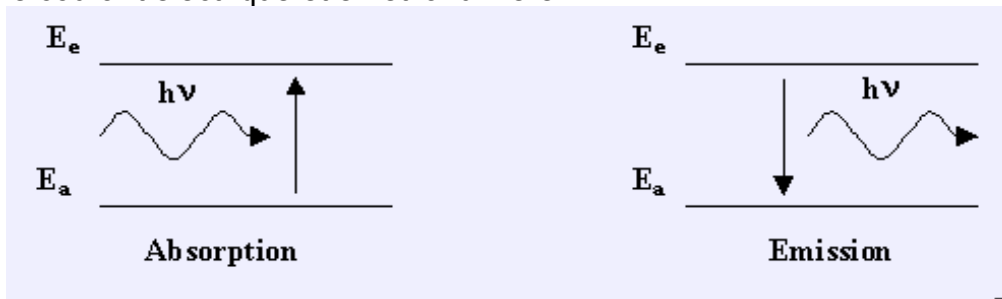
Ceci démontre l'importance de la recherche fondamentale.

Bases théoriques

Un atome est constitué d'un noyau autour duquel « tournent » des électrons. Ces électrons sont situés sur des « niveaux quantiques » bien définis que l'on peut représenter par des réservoirs placés à différentes hauteurs. Lorsqu'on « excite » l'atome, des électrons passent d'un réservoir inférieur à un réservoir supérieur d'où ils retombent spontanément, plus ou moins vite, en perdant leur énergie sous forme de photons (lumière). L'exemple le plus simple est la lampe à filament où la matière, le fil de tungstène, est excité par le courant électrique et émet la lumière.

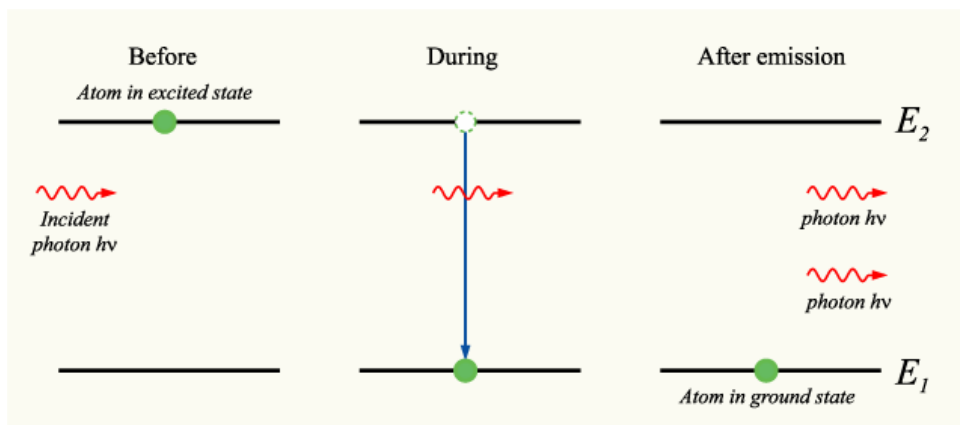
Les photons peuvent réagir avec la matière de trois manières

1. **l'absorption:** un **atome** stable absorbe un photon (particule de lumière) et atteint un niveau d'énergie supérieur, il est excité.
2. **l'émission spontanée:** c'est la situation inverse. Un atome excité retombe spontanément à un niveau d'énergie inférieur en émettant de la lumière. L'exemple le plus simple est la lampe à filament où la matière, le fil de tungstène, est excité par le courant électrique et émet la lumière.

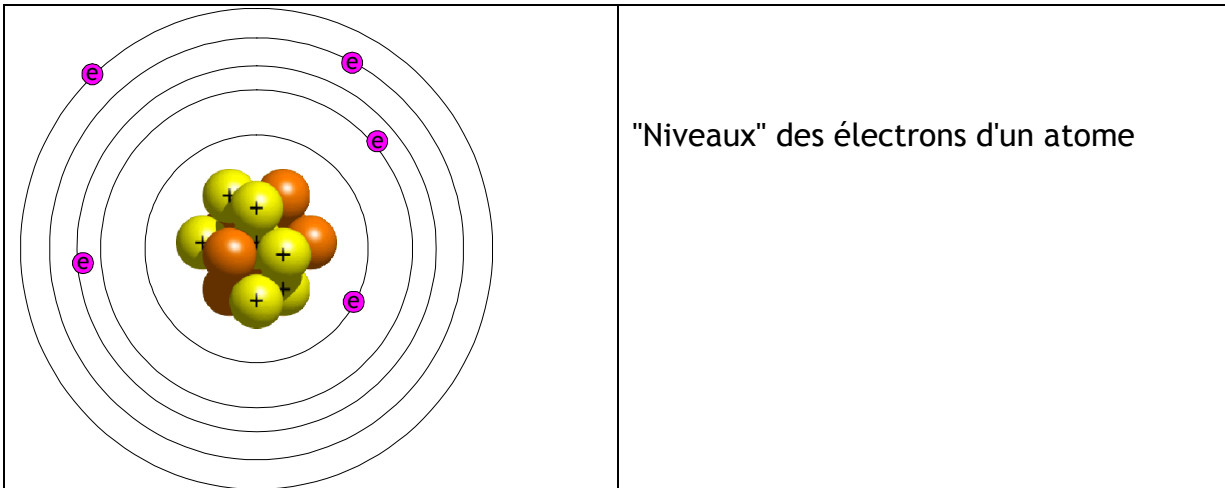


Absorption et émission d'un photon par un atome.
 $h\nu = \text{photon (quantité de lumière élémentaire)}$
 $h = 6,626\ 069\ 57 \times 10^{-34} \text{ [J s]} \text{ constante de Planck,}$
 $\nu \text{ fréquence de la lumière [s}^{-1}\text{]}$

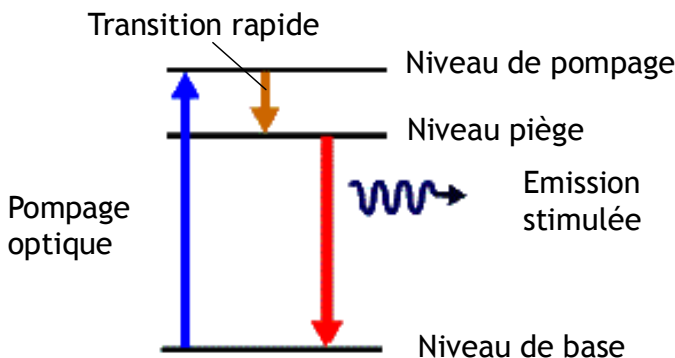
3. **l'émission stimulée:** sous certaines conditions, la présence de lumière lors de la désexcitation d'un atome provoque l'émission d'autres photons qui ont alors les mêmes caractéristiques (longueur d'onde et direction) que celui qui était présent au départ. Pour que l'émission stimulée puisse avoir lieu, il faut qu'il y ait plus d'électrons excités que d'électrons dans le niveau de base. On parle alors d'une "inversion de population". Cet état correspond à une température absolue négative. Cette condition est obtenue le plus souvent par l'existence d'un « niveau piège » où les électrons excités peuvent s'accumuler.



Emission stimulée



Il existe toute sorte de corps dans lesquels les atomes comportent des réservoirs où les électrons ont tendance à s'accumuler (niveau d'inversion) avant de retomber dans un niveau de base. Einstein a démontré mathématiquement (1917) que si on a plus d'électrons dans le niveau d'inversion que dans le niveau de base, alors on a une émission stimulée : chaque électron qui retombe va entraîner la chute d'un autre électron du niveau d'inversion. Par exemple, les atomes de chrome dans le rubis sont représentés par un système à trois niveaux.

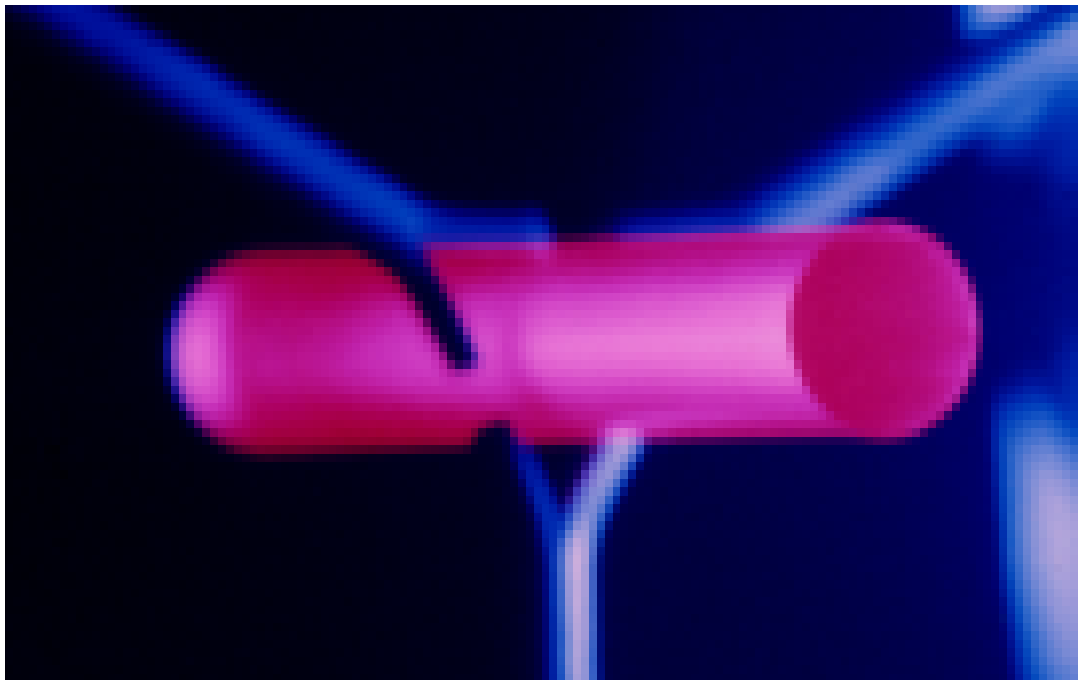


Représentation de trois niveaux possibles des électrons d'un groupe d'atomes.

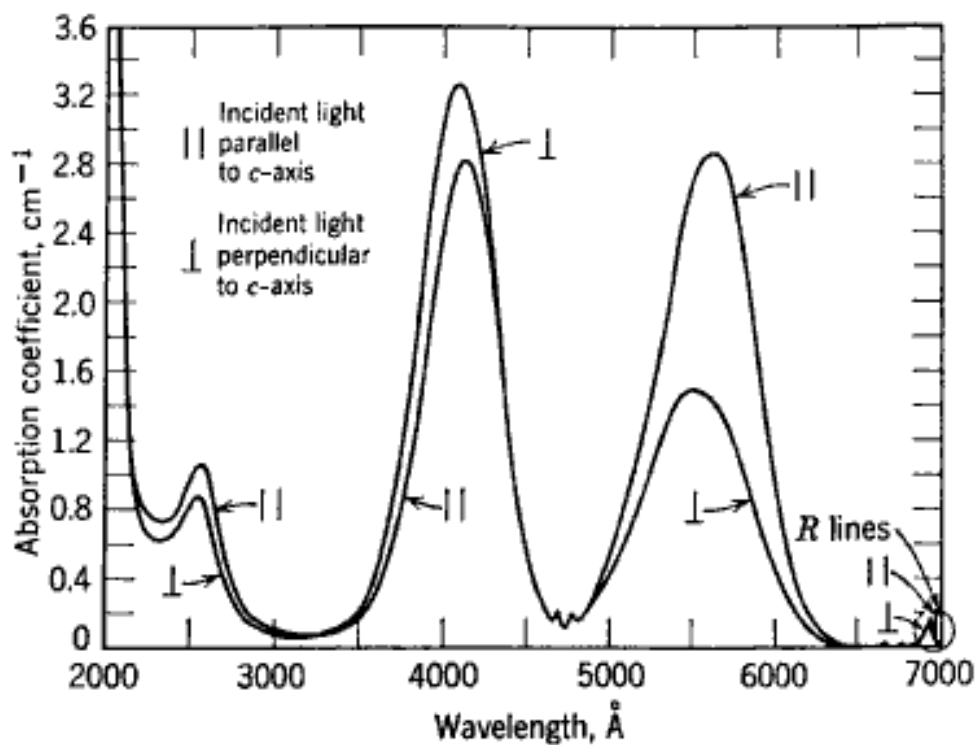
Le pompage optique est obtenu par une lampe flash ou un autre laser. La présence d'un photon désexcite un électron dont le photon est émis en phase et s'additionne avec le premier. On peut obtenir de ce fait une réaction en chaîne de désexcitation des atomes qui conduit à l'émission d'une impulsion lumineuse de très grande puissance

Le laser de Maiman est un laser à rubis. C'est un cristal de corindon = saphir (oxyde d'aluminium Al_2O_3) qui contient un faible pourcentage d'atomes de chrome Cr. Le corindon « comprime » les atomes de chromes qui sont légèrement plus gros que les atomes d'aluminium, ce qui crée les conditions d'un système à 3 niveaux.

Le rubis est la seule pierre précieuse qui émet naturellement de la lumière. Le diamant, par exemple ne fait que réfracter et diffracter la lumière qu'il reçoit.

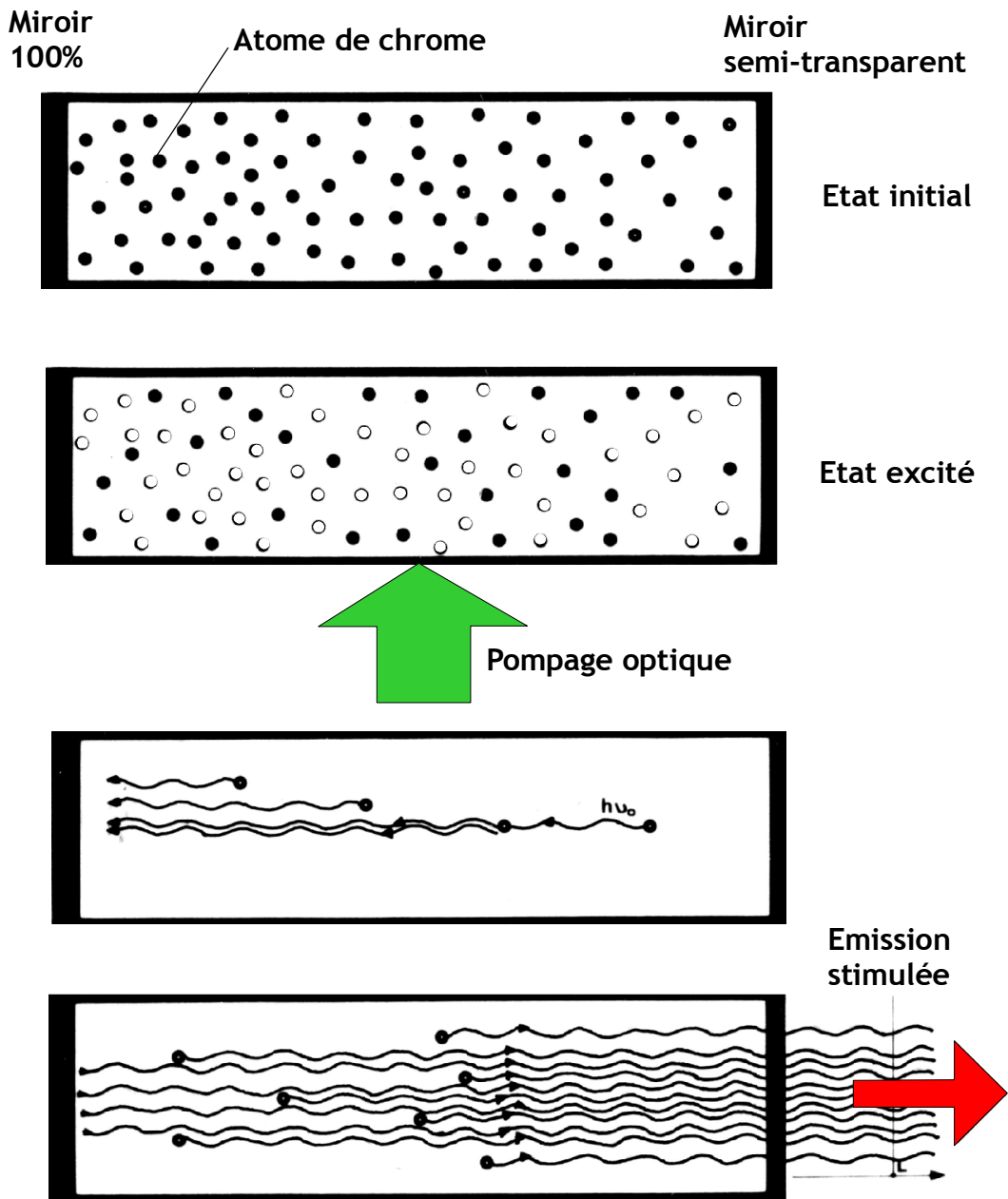


La lumière d'une lampe ultraviolette excite les atomes de chrome du rubis qui re-émet une lumière rouge à 6943 Å. (photo P. Ravussin)

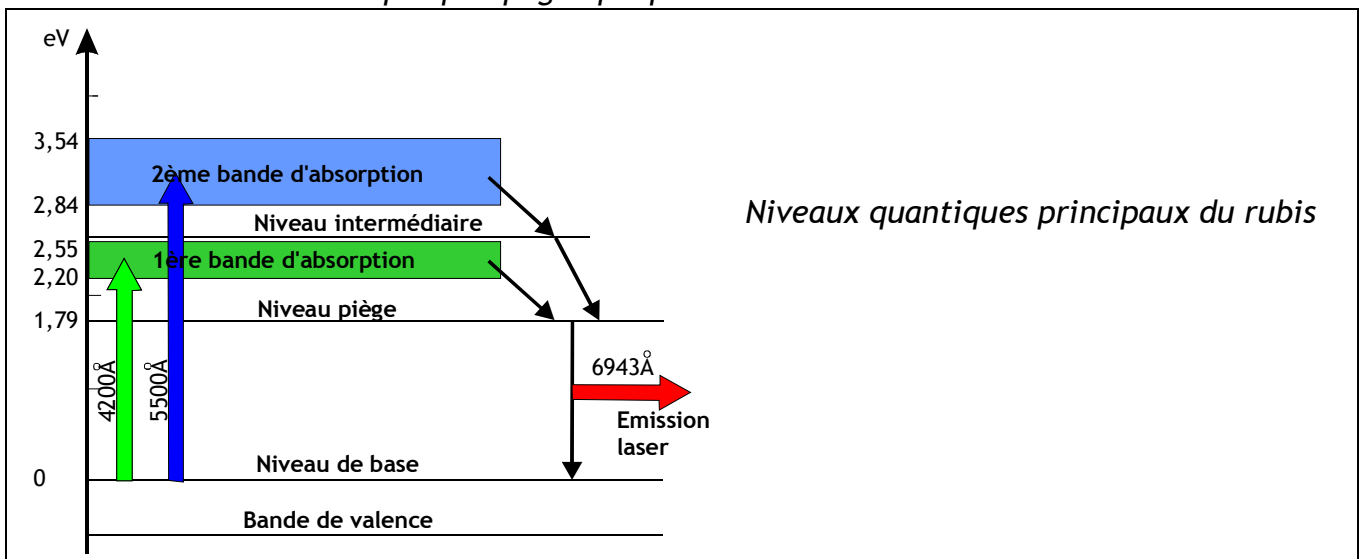


Spektr d'absorption du rubis

Le rubis présente deux bandes d'absorption dans le bleu et le vert favorables au "pompage optique" et une bande dans l'ultra-violet.



L'émission stimulée par pompage optique dans un cristal laser





Laboratoire laser en 1963

Les différents types de laser

On classe les lasers selon six familles, en fonction de la nature du milieu excité.

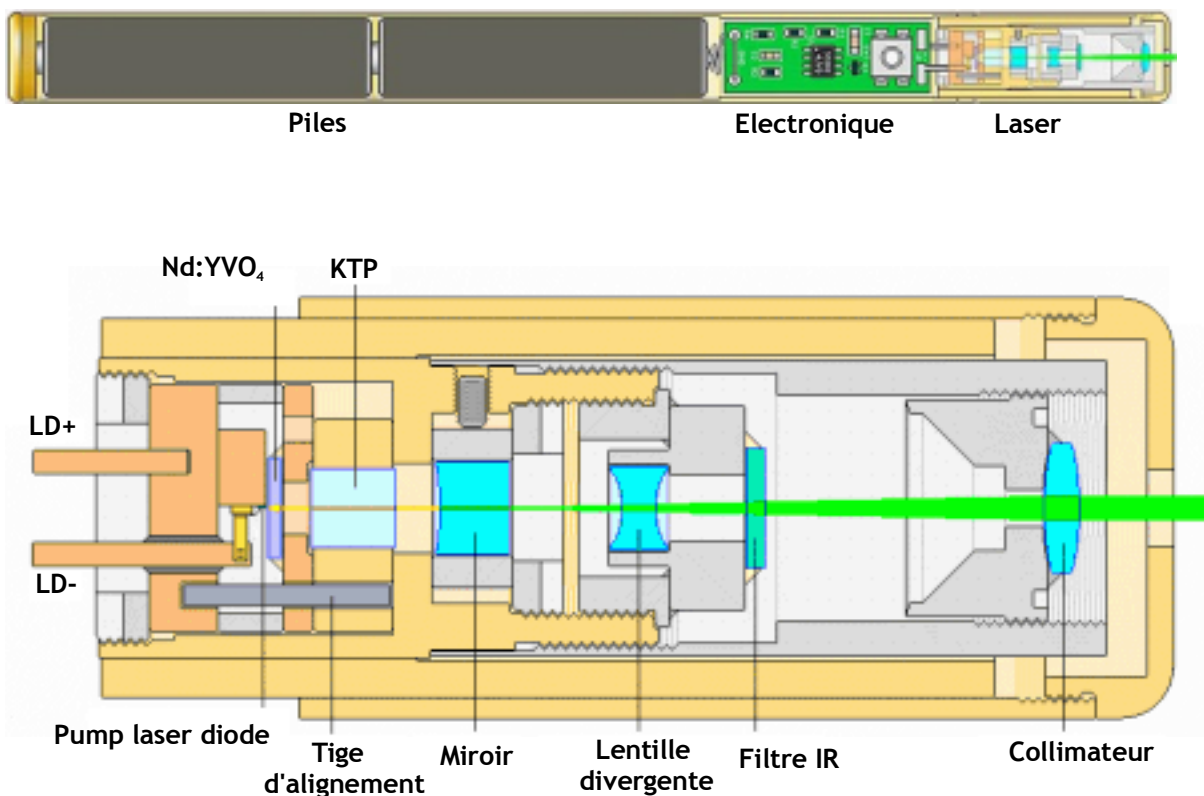
Lasers à solide

Les lasers à solide utilisent des cristaux, des céramiques ou des verres dopés avec différents atomes comme milieu amplificateur de la lumière (le plus ancien est le laser à rubis). Ce sont les lasers les plus puissants. En effet, ils fonctionnent en général de manière discontinue (par exemple impulsions de $12 \cdot 10^{-15}$ s). Ils sont capables d'émettre aussi bien dans le visible que dans l'UV.

Les lasers les plus utilisées sont encore maintenant les laser Nd:YAG dans lesquels le chrome est remplacé par du néodyme et une partie des atomes d'aluminium par de l'yttrium ($Y_3Al_5O_{12}$ au lieu de $4 Al_2O_3$).

Le pompage optique se fait par une lampe flash ou des diodes laser. Leur rendement est nettement supérieur à celui du « vieux » laser à rubis.

On trouve maintenant pour quelques dizaines d'Euro des pointeur laser vert, de la taille d'un gros stylo, formés d'une diode laser à 808nm qui « pompe » un cristal de YVO4 dopé au néodyme et émettant à 1064nm et dont la fréquence est doublée par un cristal KDP à 532nm.



Les laser YAG dopés au néodyme sont toujours utilisés pour le micro-usinage.

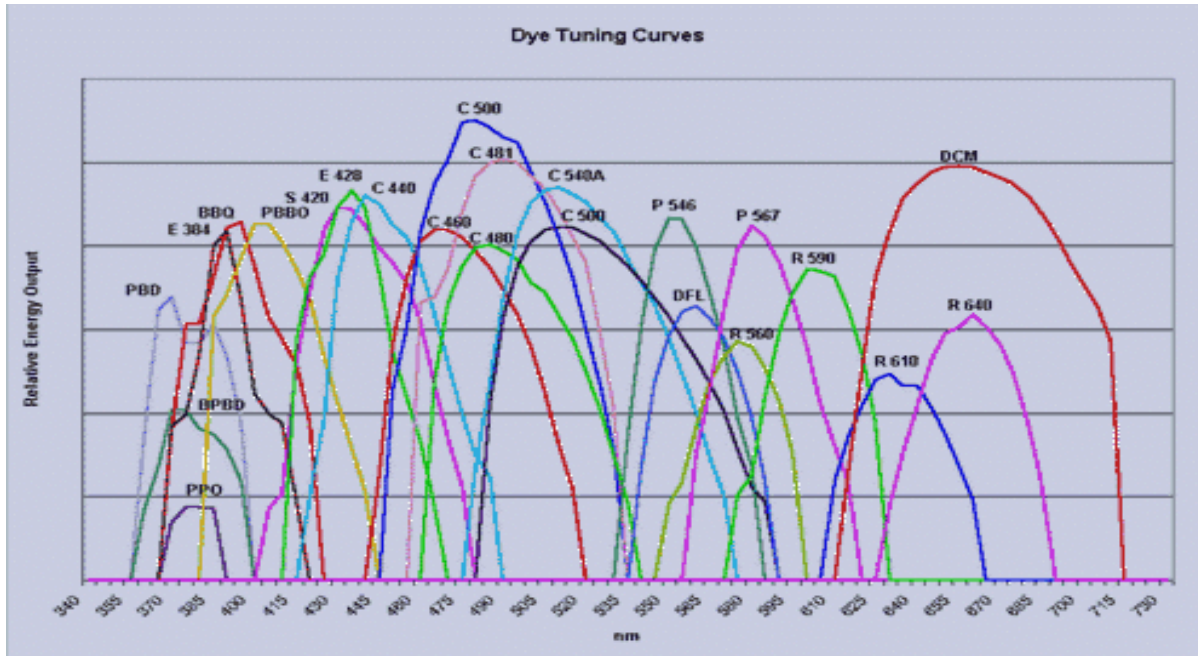


Atelier laser de perçage de pierres de montres (photo P. Ravussin)

Les lasers à disque ou à fibre sont des variantes des lasers à cristaux. La puissance de sortie peut atteindre plusieurs kW. Ils servent par exemple au découpage ou au soudage de pièces métalliques.

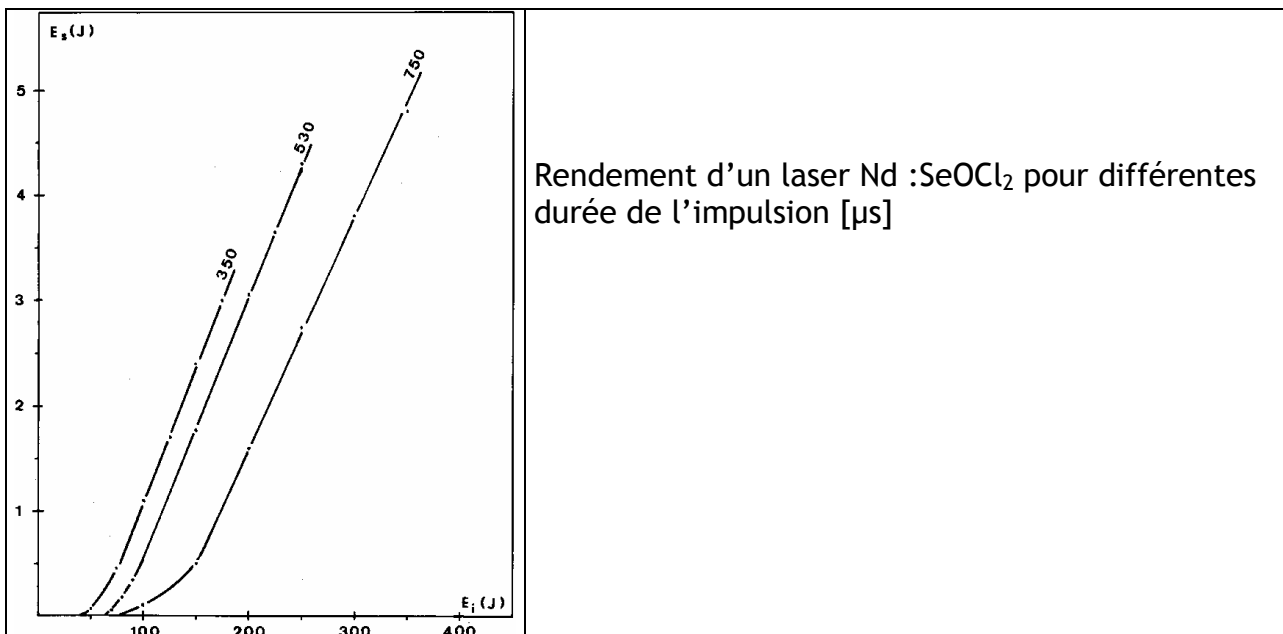
Lasers à liquide

Dans les lasers à liquide, le milieu d'émission peut être un colorant organique (dye laser). Le rayonnement émis peut aussi bien être continu que discontinu suivant le mode de pompage. Les fréquences émises peuvent être réglées à l'aide d'un prisme. Il existe un grand nombre de colorants possibles qui étendent la gamme des longueurs d'onde de l'ultra violet à l'infrarouge.

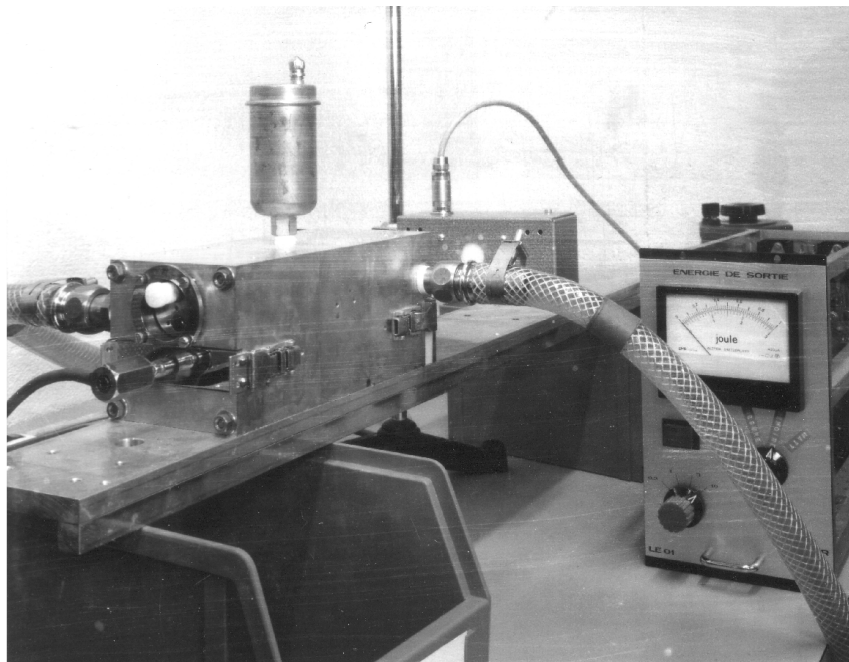


Exemple de colorants

Une autre classe de laser liquide utilise un liquide aprotique polaire SeOCl_2 ou POCl_3 comme cage enfermant des terres rares de façon analogue au laser solide. Un rendement plus élevé peut être obtenu, car il est possible de dissoudre une bien plus grande quantité de terre rare, par exemple 3,75% Nd^{3+} dans SeOCl_2 que dans un cristal Nd:YAG (généralement pas plus de 1,2%). Toutefois ces liquides sont très corrosifs.



Rendement d'un laser Nd : SeOCl_2 pour différentes durée de l'impulsion [μs]



Laser liquide aprotique polaire (photo P. Ravussin)

Lasers à gaz

Le milieu générateur de photons est ici un gaz contenu dans un tube isolant (verre, quartz ou céramique). Le faisceau émis est particulièrement cohérent et la fréquence d'émission est très pure. Les exemples les plus connus sont les lasers hélium - néon et les lasers à ions argon. Les lasers au dioxyde de carbone CO_2 sont capables de produire de très fortes puissances à une longueur d'onde de 10μ .

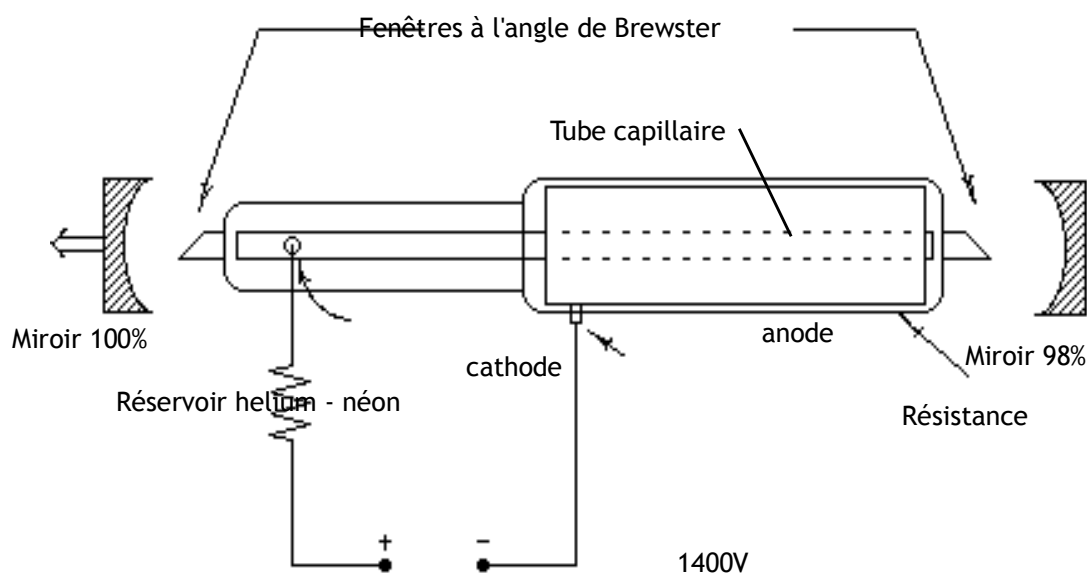
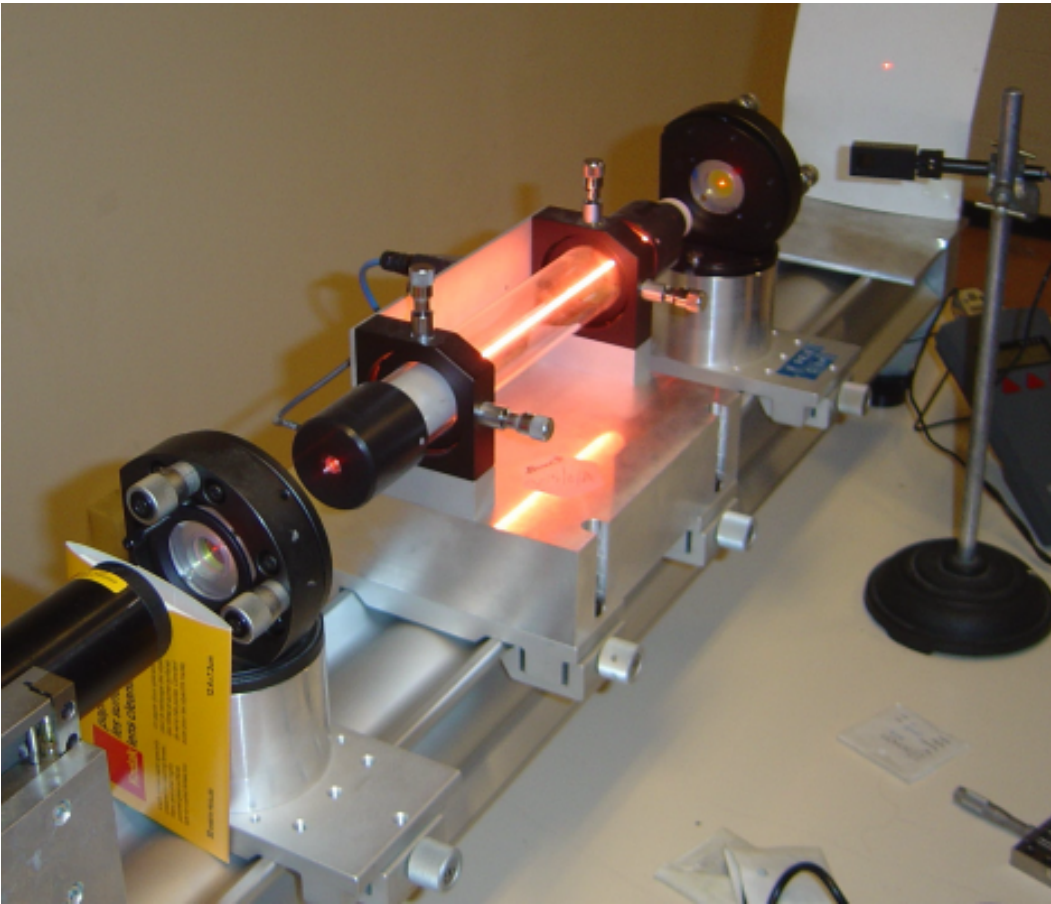


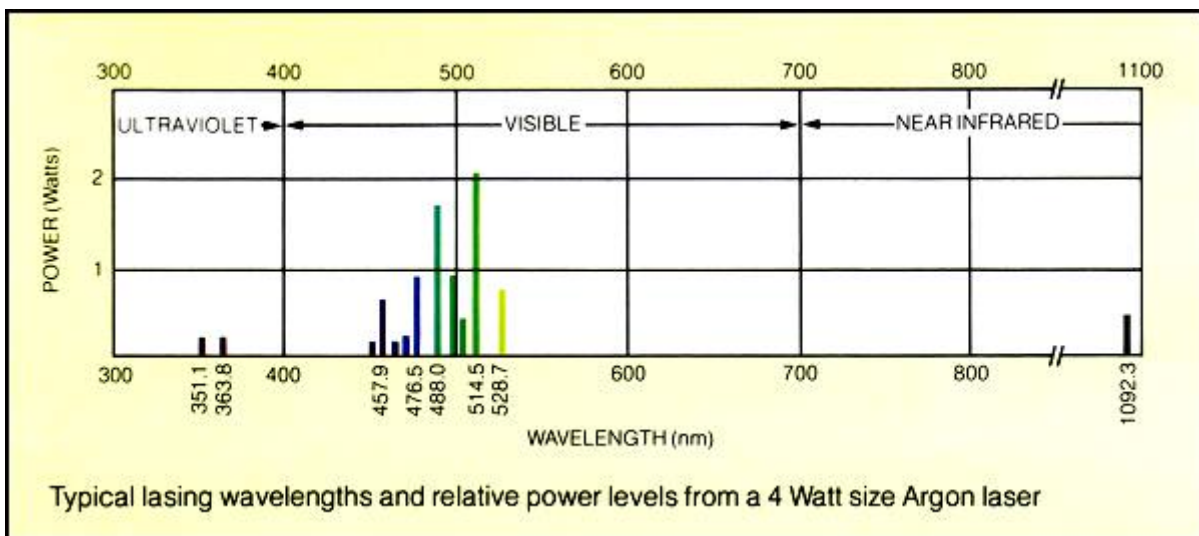
Schéma laser He Ne



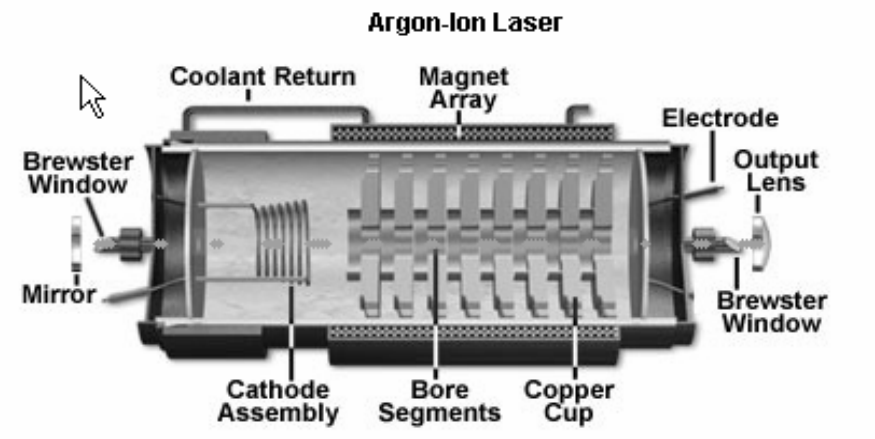
Laser He Ne au laboratoire Kastler-Brossel de l'Université Paris VI

Laser à ions.

Les laser à gaz rares ionisés (argon-ion, krypton-ion) produisent un grand nombre de longueurs d'onde. Ils sont compacts et ont une longue durée de vie par rapport à leur puissance.



Emissions d'un laser argon ion.



Structure d'un laser Argon ion

Lasers chimiques

Les premiers lasers chimiques ont été développés par l'armée américaine. Ils étaient basés sur la réaction du fluor avec l'oxygène. Ces premiers lasers étaient très puissants, mais encombrants, horriblement corrosifs, très polluants et très peu fiables.

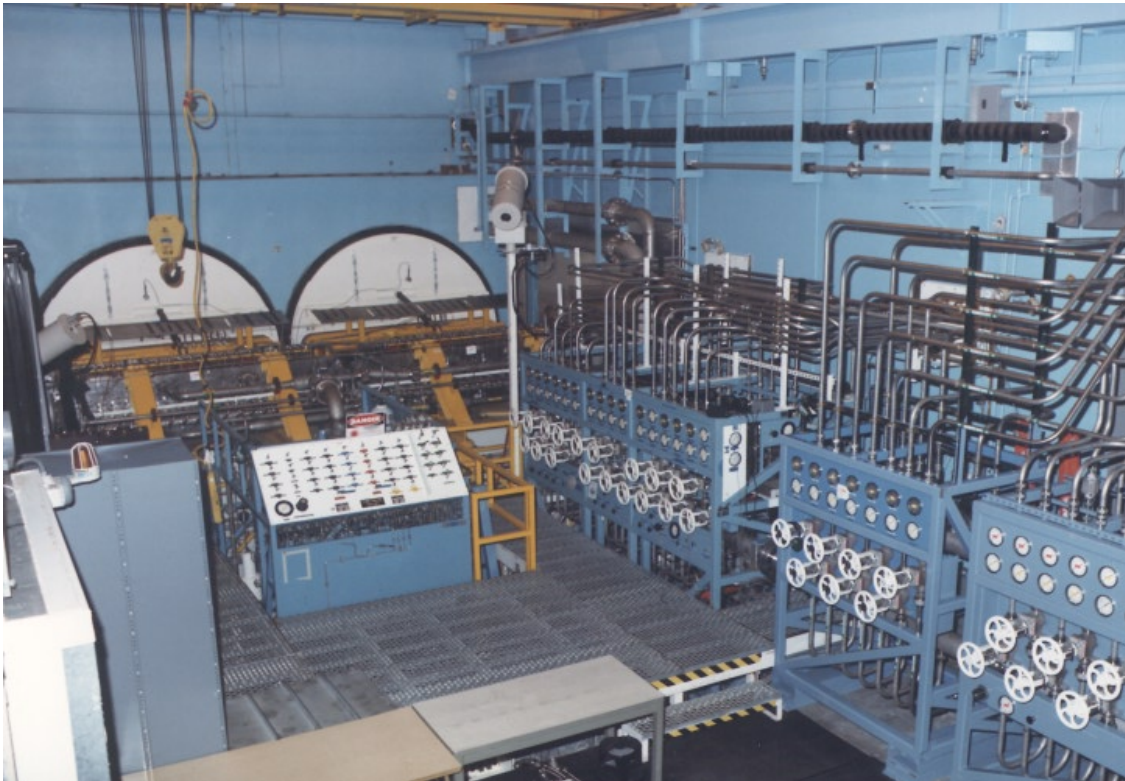
En fait, n'importe quelle réaction chimique qui émet à froid de la lumière peut être utilisée pour construire un laser.

Actuellement des lasers extrêmement puissants sont basés sur l'oxydation de l'iode. Un mélange d'eau oxygénée et de chlore gazeux produit des molécules excitées d'oxygène. Ces molécules sont mélangées avec des molécules d'iode et produisent des molécules excitée d'iode gazeux qui est le milieu amplificateur de la lumière. On verra plus loin à quoi ils peuvent servir.

La figure suivante montre partiellement l'installation d'un gigantesque laser chimique « MIRACL » (Mid-Infrared Advanced Chemical laser du département de la défense des Etats Unis.

Le fonctionnement de MIRACL est semblable à celui d'un moteur fusée: un combustible (éthylène, C_2H_4) est brûlé avec un oxydant (trifluorure d'azote NF_3). Des atomes de fluor excités sont l'un des produits de combustion. Juste en aval de la chambre de combustion, du deutérium et de l'hélium sont injectés dans le gaz d'échappement. Le deuterium se combine avec le fluor excités pour donner des molécules de fluorure de deutérium excité (DF), tandis que l'hélium stabilise la réaction et contrôle de la température. Les miroirs de la cavité laser permettent d'extraire l'énergie optique.

Longueur d'onde	3,8 micron
Puissance	MW
durée de fonctionnement continu:	70s
Faisceau :	210mm x 30mm
Coût du développement	\$800'000'000.-



Laser chimique MIRACL

Laser excimer

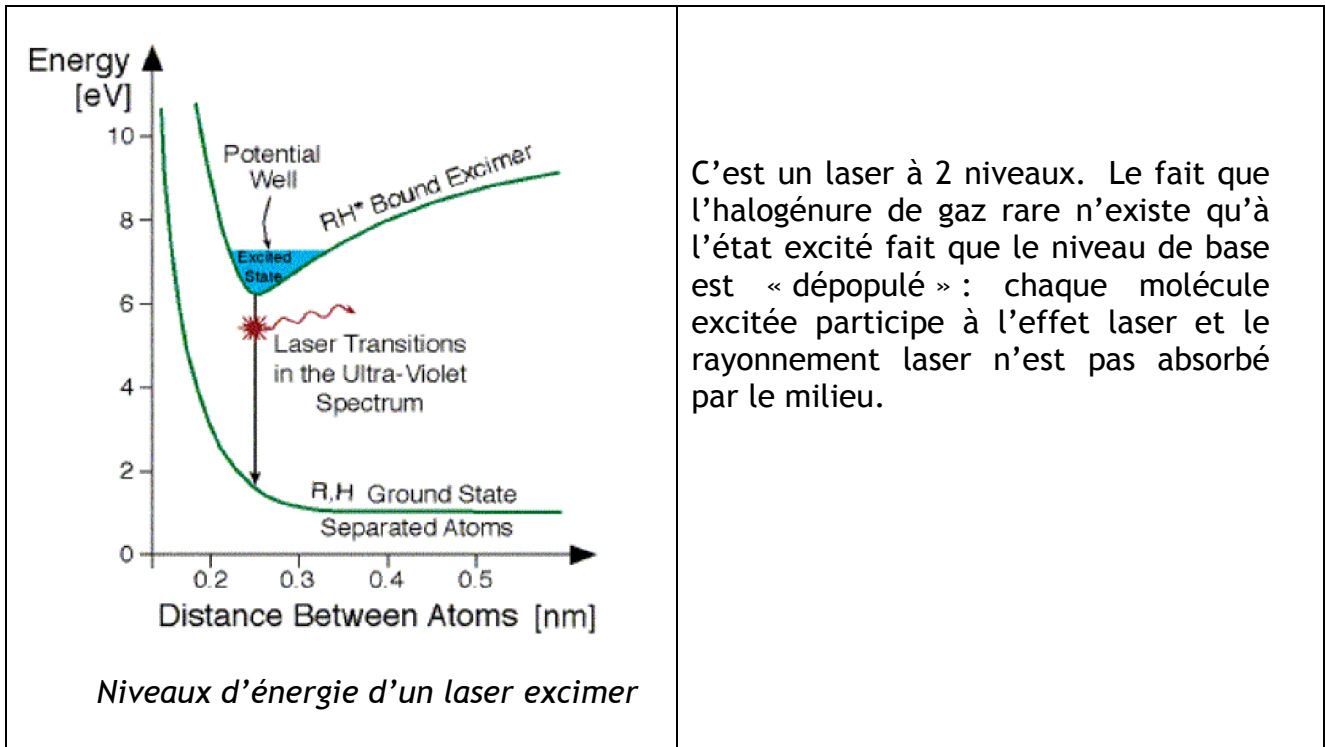
Le laser excimer est une forme de laser chimique qui est utilisé principalement dans la chirurgie de l'oeil et la fabrication des semi-conducteurs. Le terme « excimer » vient de la contraction de « excited dimer » qui se réfère au milieu amplificateur chimique du laser.

Un gaz rare et un gaz halogène sont mélangés avec un gaz inerte tel que l'hélium. Une forte décharge électrique de courte durée excite ce mélange. Le gaz rare et le gaz halogène se combine alors chimiquement. Ce mélange étant instable, la décomposition produit l'état excité du milieu amplificateur de lumière. Une intense impulsion ultraviolette de quelques ns de durée est produite. Ce sont des appareils encombrants, mais qui produisent une puissance importante dans l'ultraviolet.



Laser excimer.

Excimer	Longueur d'onde
F ₂	157 nm
ArF	193 nm
ArCl	308nm
KrF	248 nm
KrCl	222nm
KrBr	207nm
XeF	351 nm
XeCl	308 nm
XeBr	282 nm

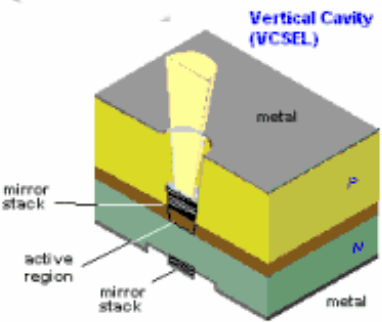
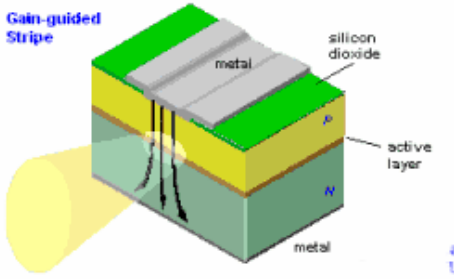
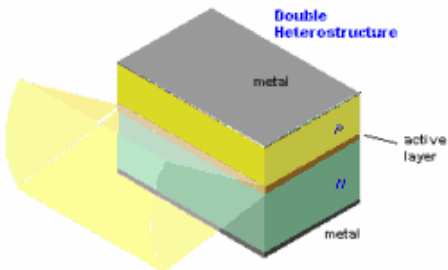


C'est un laser à 2 niveaux. Le fait que l'halogénure de gaz rare n'existe qu'à l'état excité fait que le niveau de base est « dépeuplé » : chaque molécule excitée participe à l'effet laser et le rayonnement laser n'est pas absorbé par le milieu.

Lasers à semi-conducteurs

Les lasers à semi-conducteurs sont des variantes des LED Light Emitting Diodes lesquelles sont de plus en plus utilisées pour l'éclairage.

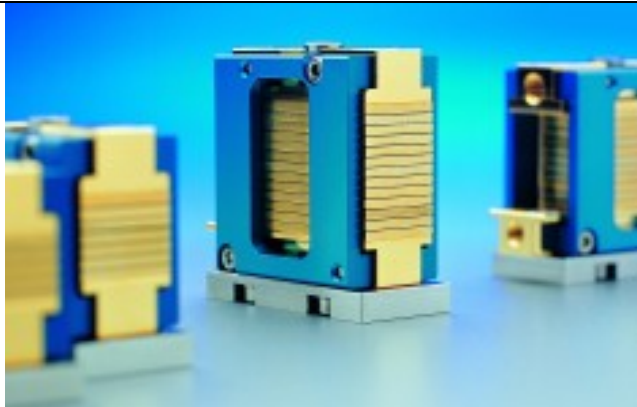
Le système de pompage est légèrement différent des autres types de lasers. Ce sont les lasers les plus petits, produits en très grande série, dans un grand nombre de longueur d'onde. Ils sont utilisés entre autres dans les lecteurs optiques de CD, DVD ou Blu-ray.



Diode laser

Structures possibles d'un laser à semiconducteur

Les diodes peuvent être empilées dans des ensembles ayant plusieurs centaines de watt de puissance laser. Ces ensembles peuvent être groupés pour pomper des lasers continus de puissance. Ils sont caractérisés par un très bon rendement puissance laser / puissance électrique pouvant dépasser 50%



Empilement de diodes laser



Prototype du laser chirurgical à diodes Laserix du laboratoire de Physique et Chimie Biologique et Médicale. Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort

Photo P. Ravussin 2004



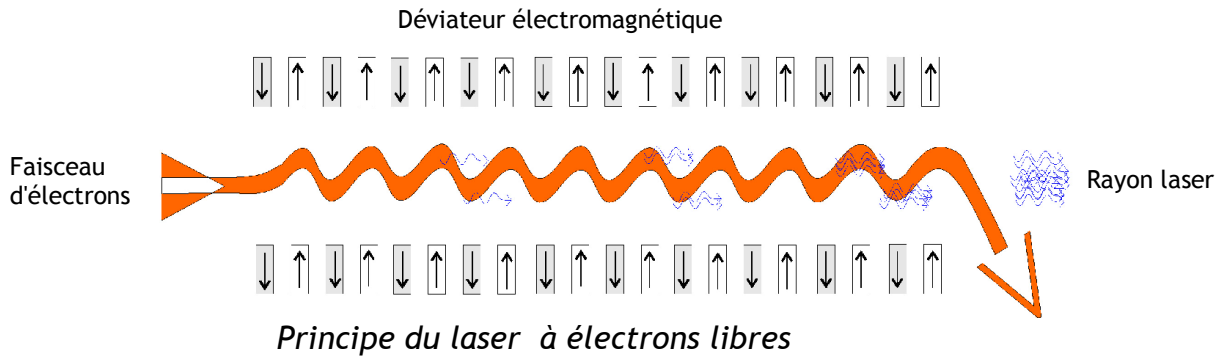
Le laser Cartilex 250 à fibre optique amovible

Photo P. Ravussin 2016

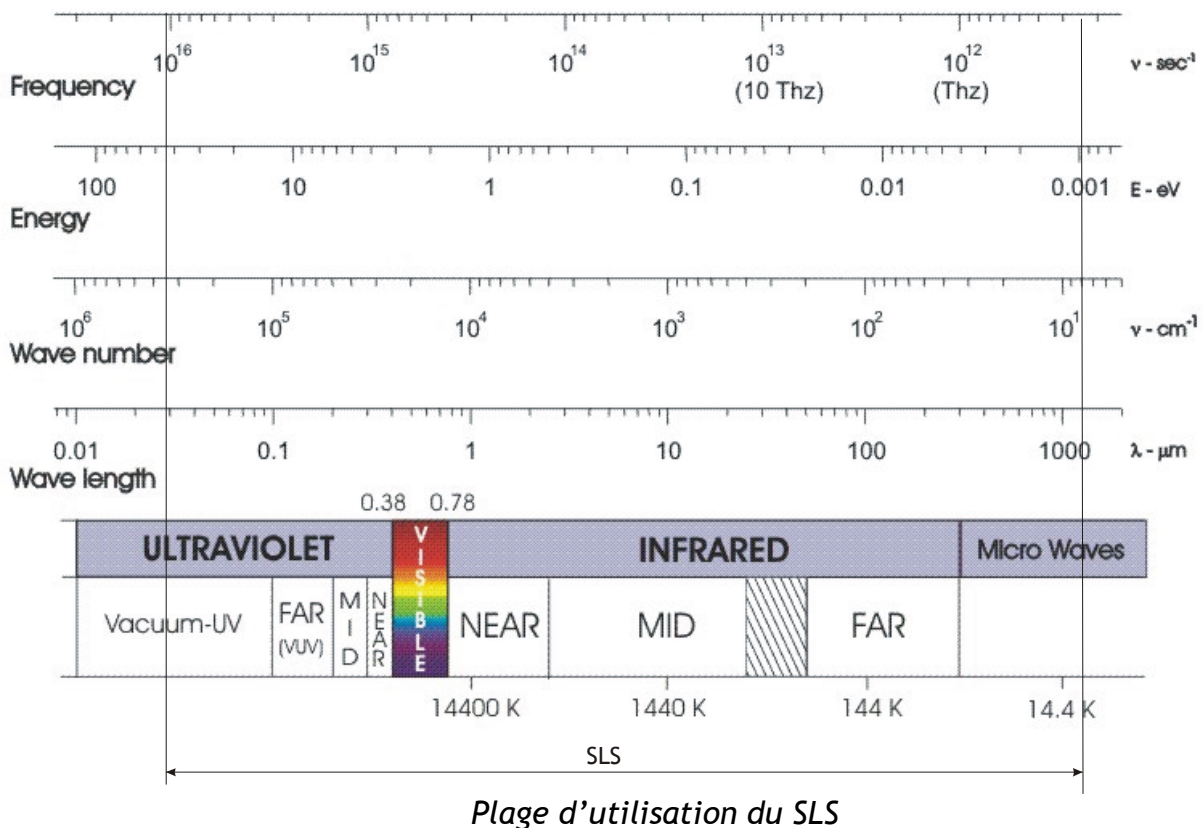
Lasers à électrons libres

Ce sont des machines gigantesques dérivées de la recherche nucléaire. Ils sont essentiellement utilisés pour la recherche car leur longueur d'onde peut être ajustée, allant de l'infrarouge aux rayons X. Il peut délivrer des impulsions très courtes (picosecondes) de grande puissance de crête et sont accordables en longueurs d'onde sur une très large échelle. Ils sont basés sur le fait que lorsqu'un faisceau d'électrons est dévié, il émet une onde électromagnétique (lumière synchrotron).

Ce ne sont pas des lasers au sens propre du terme mais ils émettent également de la lumière cohérente.



Le Swiss Light Source (SLS) de l'Institut Paul Scherrer est une source de lumière synchrotron de troisième génération. Avec une énergie de 2,4 GeV, il fournit des faisceaux de photons de haute luminosité pour la recherche en science des matériaux, la biologie et la chimie.





Bâtiments du Swiss Light Source à Würenlingen

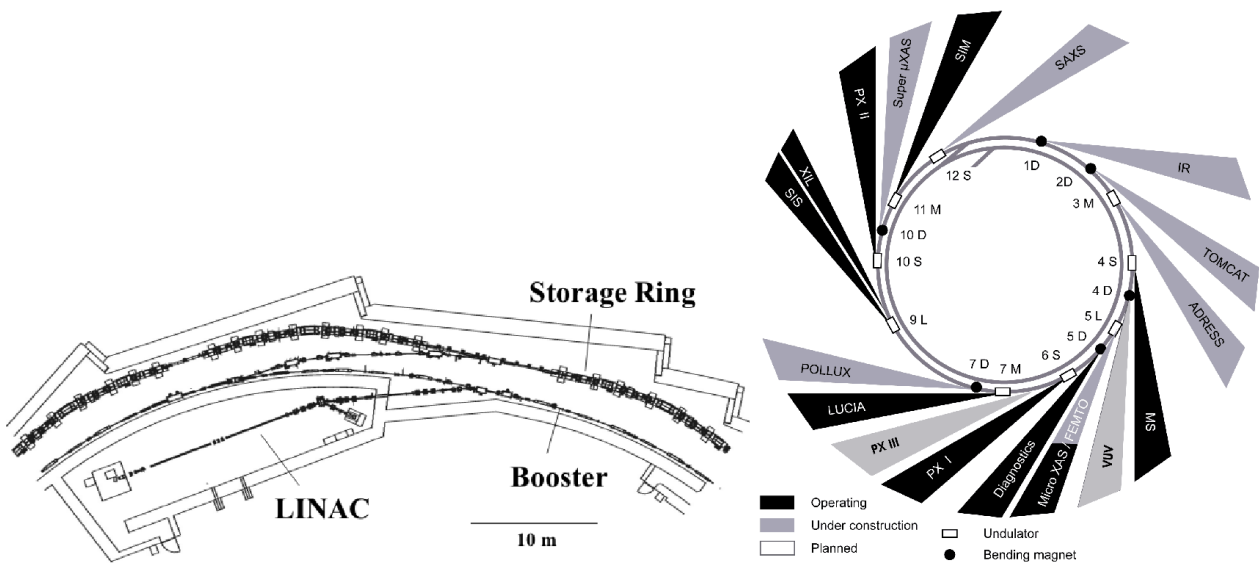
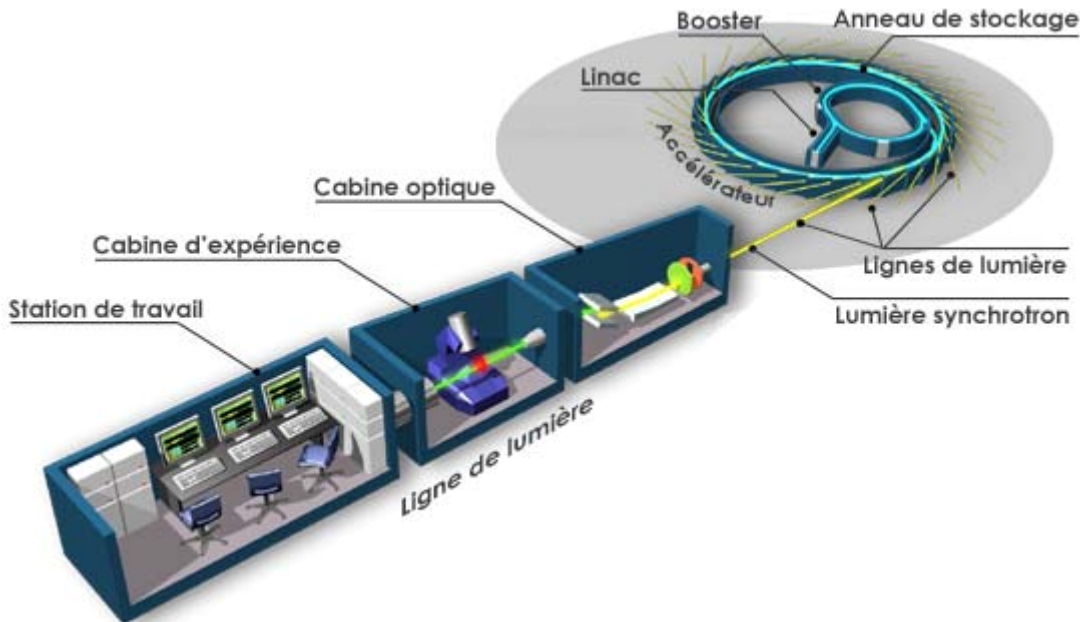


Schéma partiel et poste de travail du SLS

Le fonctionnement du SLS peut être suivi en temps réel sur

<https://www.psi.ch/sls/realtime-status>

Le synchrotron SOLEIL 91192 GIF-sur-YVETTE (France)

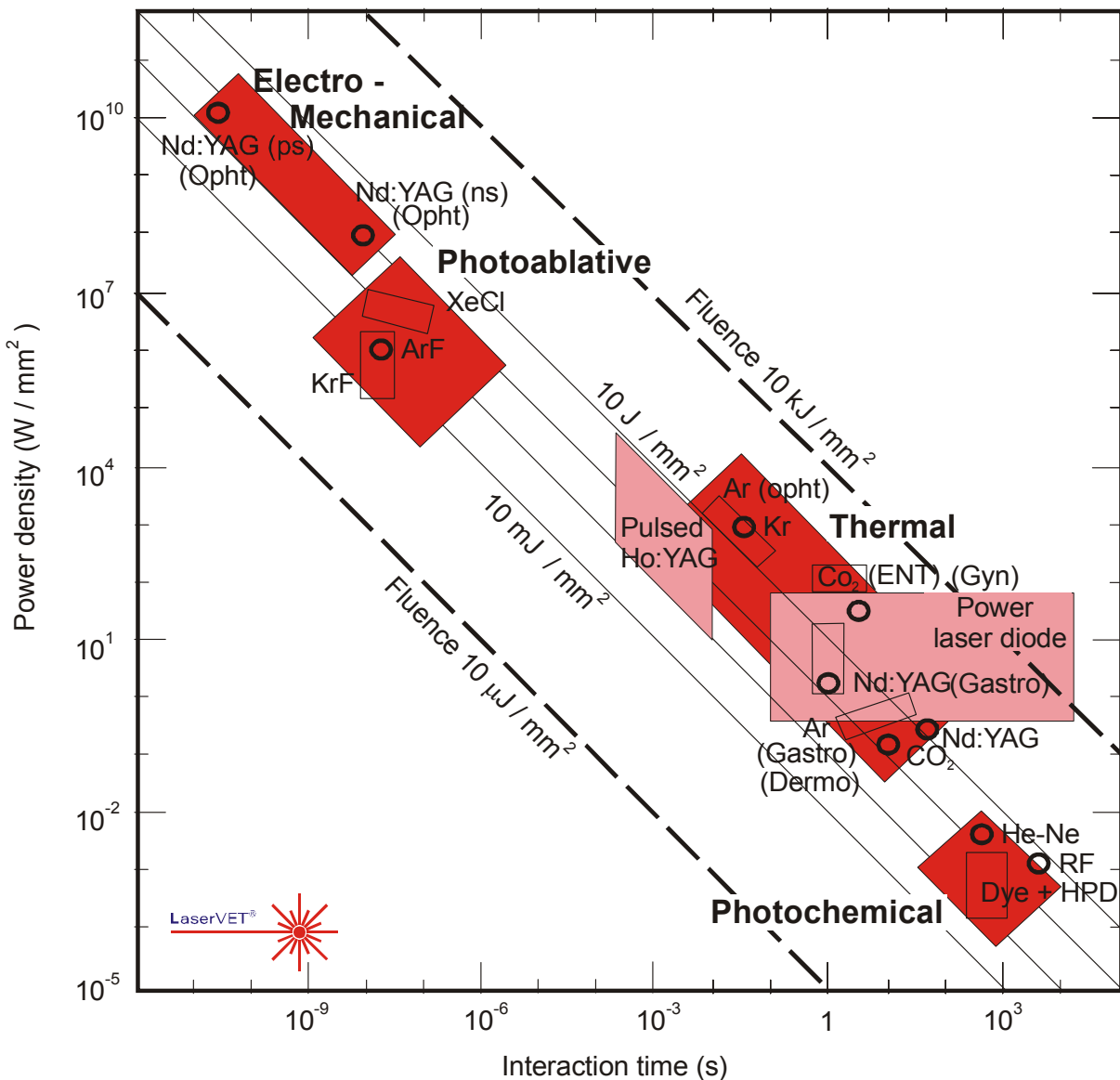


Domaine d'énergie	Liste des lignes de lumière
Infrarouge	AILES , SMIS
VUV / UV / Visible	ANTARES , CASSIOPÉE , DESIRS , DISCO , METROLOGY , PLÉIADES
X mous <1,5KeV	ANTARES , CASSIOPÉE , DEIMOS , HERMES , METROLOGY , SEXTANTS , PLÉIADES , TEMPO
X tendres 1 à 10KeV	ANATOMIX , D2AM* , DEIMOS , FIP* , GALAXIES , HERMES , LUCIA , ODE , ROCK , SAMBA , SIRIUS , SIXS
X durs >8KeV	ANATOMIX , CRISTAL , D2AM* , DIFFABS , FAME* , FIP* , GALAXIES , IF* , PSICHÉ , MARS , METROLOGY , NANOSCOPIUM , ODE , PROXIMA 1 , PROXIMA 2A , ROCK , SAMBA , SIRIUS , SIXS , SWING

*Lignes CRG françaises de l'ESRF à Grenoble

Mécanisme d'interaction des lasers avec la matière vivante

L'interaction de la lumière avec les tissus biologiques se fait selon grosso-modo quatre processus qui dépendent des propriétés de l'impulsion laser. La figure ci-dessous, montre la répartition de ces processus en fonction de la durée d'impulsion et de la densité de puissance du faisceau lumineux. Les limites d'utilisation sont données par le **taux de fluence** qui est le produit de la densité de puissance réellement absorbée par la durée de l'impulsion [$J m^{-2}$]. Il est intéressant de noter que la densité de puissance et le temps s'étalent sur plusieurs ordres de magnitude, tandis que la gamme de leur produit est nettement plus restreinte. Ce graphique fait abstraction de la distance de pénétration du faisceau laser, qui dépend de la longueur d'onde de la lumière et de la nature du tissu.



Les mécanismes d'interaction. Cette figure fait abstraction de la longueur d'onde du laser

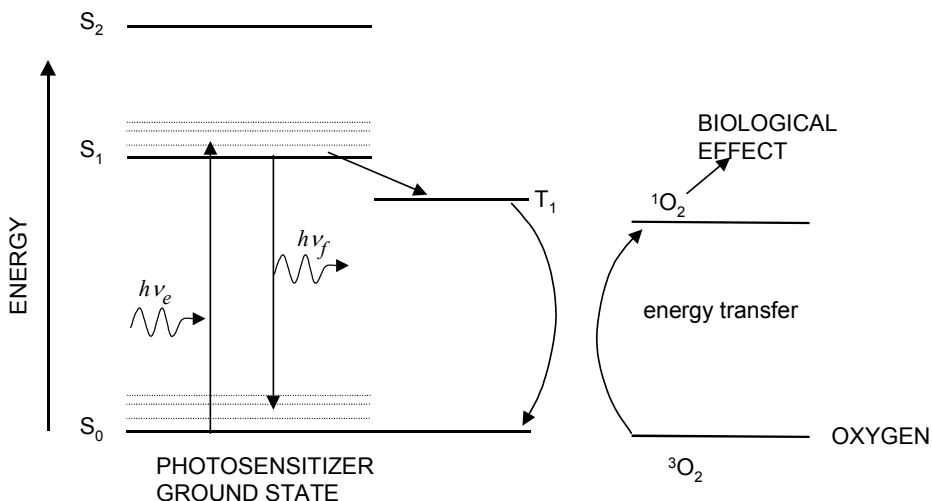
Mécanismes photochimiques

Absorption par des molécules spécifiques

Pour de faible fluence, il peut y avoir des réactions photochimiques lorsque la lumière est absorbée par des molécules spécifiques. Lorsque l'énergie des photons est suffisamment élevée (lumière UV des lasers excimer par exemple), il peut y avoir rupture des liaisons chimiques détruisant la molécule. D'autre part, les molécules peuvent être mises dans un état excité à partir duquel une grande variété de réactions chimiques sont possibles, telles que la génération de radicaux libres ou des oxydations spécifiques. Les lasers excimer sont basés sur des halogénures de gaz rares et émettent de très courtes impulsions dans l'ultra-violet. On trouve maintenant (2006) des diodes laser UV de faible puissance.

Thérapie photodynamique.

On utilise des réactions chimiques provoquées par l'absorption de la lumière à des longueurs d'onde spécifiques pour tuer des cellules. Cette technique a été appliquée initialement en oncologie mais est applicable à d'autres maladies telles que la dégénération maculaire provoquée par la prolifération de nouveaux vaisseaux sanguins dans la rétine.



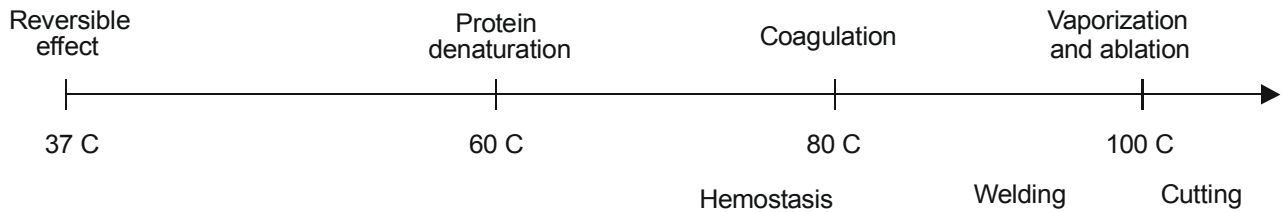
Transfert d'énergie à une molécule spécifique.

Effets thermiques

Dans ce processus, l'effet du laser dépend de l'énergie lumineuse absorbée dans un volume de tissu pendant une période de temps. L'échauffement du tissu biologique dépend de ses propriétés optiques (coefficient d'absorption et coefficient de diffusion qui dévie la lumière en dehors du trajet du rayon laser), et de ses paramètres thermiques (chaleurs spécifiques, conductivité thermiques, etc).

C'est le domaine d'application des lasers Cartilex où l'absorption de la lumière laser est provoquée par un colorant.

Les paramètres dépendent de la nature du tissu, du colorant et de la longueur d'onde de la lumière.



Effets obtenus en fonction de l'élévation de la température.

Réactions photo - ablatives.

Absorption initiale par des molécules spécifiques. Il y a rupture des liaisons chimiques, ce qui détruit la molécule, lorsque l'énergie des photons est suffisamment élevée. On est ici dans le domaine des impulsions de très courte durée, donc de très grande puissance qui provoquent l'abrasion de la matière organique.

Mécanismes photo-mécaniques

Lorsqu'on a affaire à des densités de puissances très élevées, des ondes de choc sont générées dans les tissus par des mécanismes tels que l'expansion / la contraction des bulles de vapeur ou la formation de plasma. La propagation de ces ondes mécaniques, ainsi que les effets biologiques sont définis par les propriétés mécaniques des tissus et de l'eau. La matière vivante est ablatée par arrachement, torsion, etc. ou, pour les corps friables, par rupture.

Diffusion et absorption de la lumière

Diffusion

La diffusion est la propriété optique de la matière de renvoyer un rayon lumineux incident dans toutes les directions. La diffusion est provoquée par des particules contenues dans la matière ayant un indice de réfraction différent de celui-ci.

La lumière est absorbée par le milieu et diffusée par les particules qu'il contient

Section efficace.

La section efficace caractérise la capacité d'une particule à diffuser.

La section efficace d'extinction C_{ext} correspond au rapport du flux d'énergie absorbé et diffusé par la particule sur l'intensité incidente. C'est la surface effective d'interaction entre l'onde incidente et la particule [m^2].

$$C_{ext} = C_{sca} + C_{abs}$$

C_{sca} section efficace de diffusion

C_{abs} section efficace d'absorption

Albedo

On définit également l'albedo

$$\omega = C_{sca} / C_{ext}$$

$\varpi = 1$ indique un régime de diffusion totale, sans absorption. C'est le cas du cartilage hyalin à la longueur d'onde de 800nm.

La fonction de phase $P_{11}(\mathbf{u}', \mathbf{u})$ représente la probabilité qu'un photon incident dans la direction \mathbf{u}' soit diffusé dans un angle solide $d\Omega$ centré sur la direction \mathbf{u} .

Cette fonction est normalisée :

$$\int_{4\pi} P_{11}(\mathbf{u}', \mathbf{u}) d\Omega = 4\pi$$

Elle est utilisée dans la simulation de l'interaction de la lumière avec la matière selon la méthode de Monte-Carlo

Dans un tissu biologique, la lumière rencontre des structures très variées et de taille différentes, de ce fait, on lui associe un coefficient de diffusion macroscopique caractérisant le milieu :

$$\alpha_{sca} = \sum_j N_j C_{sca,j}$$

où

N_j nombre de particules de type j par unité de volume
 $C_{sca,j}$ la section efficace correspondante.

Ainsi la diffusion et l'absorption dans un tissu contribuent toute les deux au processus d'atténuation de l'onde électromagnétique

On définit alors un coefficient d'extinction :

$$\alpha_{ext} = \alpha_{abs} + \alpha_{sca}$$

Facteur d'anisotropie g

Ce facteur g caractérise l'anisotropie de la diffusion et est défini comme étant la moyenne du cosinus de l'angle de diffusion pondéré par la fonction de phase

$$g = \frac{1}{4\pi} \int P(\mathbf{u}, \mathbf{u}') \cos(\Theta) d\Omega \quad -1 < g < 1$$

où $\cos(\Theta) = \mathbf{u} \cdot \mathbf{u}'$.

Lois de diffusion

La loi de diffusion dépend de la taille des particules vis à vis de la longueur d'onde de la lumière incidente.

On définit un paramètre de taille $k_r = 2\pi n r / \lambda_0$

avec

n indice de réfraction du milieu environnant

r rayon de la particule diffusante

λ_0 longueur d'onde du rayonnement incident dans le vide.

$k_r \ll 1$: diffusion de Rayleigh.

Les photons sont diffusés par des électrons liés à un atome ou à une molécule. Il n'y a pas d'échange d'énergie entre photons et matière: on parle de diffusion élastique.

L'onde électromagnétique peut être décrite comme un champ électrique oscillant couplé à un champ magnétique oscillant à la même fréquence. Ce champ électrique va déformer le nuage électronique des atomes, le barycentre des charges négatives oscillant ainsi par rapport au noyau (charge positive). Le dipôle électrostatique ainsi créé rayonne, c'est ce rayonnement induit qui constitue la diffusion Rayleigh. On peut calculer la puissance rayonnée dans une direction donnée en fonction de la longueur d'onde (le rayonnement se fait dans toutes les directions, mais l'intensité varie en fonction de l'angle par rapport à l'onde incidente).

La polarisation de la lumière diffusée dépend de la polarisation de la lumière incidente mais aussi de la ligne de visée. Si une lumière naturelle à la traversée d'un milieu subit une diffusion Rayleigh, elle ressort polarisée partiellement.

$$\left\| \vec{\Pi} \right\| = \frac{\mu_0 \sin^2(\theta) w^4 p_0^2}{16\pi^2 c} \cos^2(kr - wt)^1.$$

où

μ_0 perméabilité du vide,

θ co-latitude

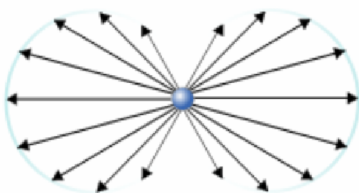
w pulsation de l'onde

k vecteur d'onde

p_0 amplitude du moment dipolaire

La puissance moyenne s'écrit:

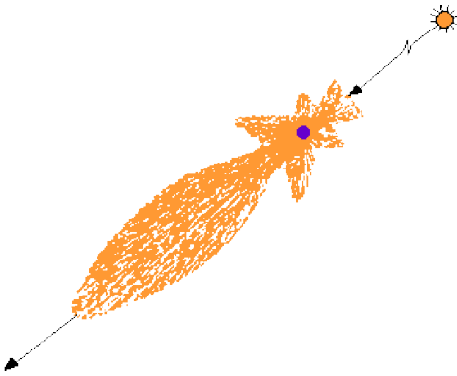
$$\langle P \rangle = \frac{\mu_0}{12\pi c} w^4 p_0^2.$$



Diffusion de Rayleigh

$1 < k_r < 10$: diffusion de Mie

Cette théorie est complexe et des résultats quantitatifs ne sont obtenus qu'avec des particules de géométries symétriques (ici sphériques). On note que la puissance diffusée est maximale lorsque la particule est grande devant la longueur d'onde.



$$1 \ll k_r (\epsilon_r - 1):$$

avec

ϵ_r constante diélectrique relative $\epsilon_r = \epsilon / \epsilon_0$

On se trouve dans le cas de l'optique géométrique.

Absorption de la lumière

Loi de Beer-Lambert

Lorsqu'une onde plane parallèle se propage dans un milieu homogène absorbant et non diffusant, la variation d'intensité lumineuse I fonction de la distance parcourue L est une loi décroissante exponentielle donnée par:

$$I = I_0 \exp(-\alpha_{\text{abs}} L)$$

où

I_0 intensité incidente

α_{abs} coefficient d'absorption [m^{-1}] à la longueur d'onde de la lumière incidente

L distance parcourue [m]

Indice de réfraction	Coefficient de diffusion $\alpha_{\text{sca}} (\text{cm}^{-1})$	Coefficient d'absorption $\alpha_{\text{abs}} (\text{cm}^{-1})$	Facteur d'anisotropie g
1.458	216	0.00005	0.9

Tableau 3.1: Paramètres optiques du lait pour une longueur d'onde de 633nm.

Simulation de l'interaction de la lumière avec la matière solide

Les effets biologiques dépendent de la température atteinte par le tissu. Si l'énergie lumineuse est envoyée en une impulsion courte de forte puissance, la température va s'accroître localement car la chaleur n'a pas le temps de se dissiper par conduction. Cela s'appelle le « confinement thermique ». Dans ce cas le volume irradié est grosso-modo le produit de la surface illuminée par la longueur de pénétration (inverse du coefficient d'extinction).

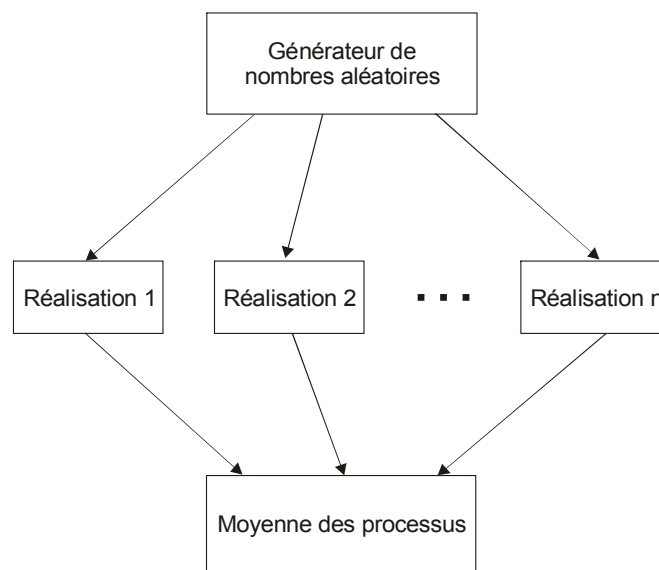
La méthode de Monte-Carlo

La méthode numérique dite de Monte-Carlo peut être décrite globalement comme une méthode de simulation statistique qui utilise une séquence de nombres aléatoires pour la réaliser. La méthode de Monte-carlo a été utilisée depuis des siècles, mais ce n'est que durant les dernières décennies qu'elle a gagné le statut de méthode numérique à part entière, capable de résoudre les applications les plus complexes. Le nom « Monte-Carlo » a été mis en exergue durant le projet Manhattan durant la 2^{ème} guerre mondiale à cause des similitudes entre les simulations statistiques mises au point à cette occasion et les jeux de hasard dont ville de Monte-Carlo était la capitale à cette époque.

La méthode de Monte-Carlo est utilisée aujourd'hui dans des champs d'applications aussi variés et complexes que les transferts radiatifs dans l'atmosphère, les processus sub-nucléaires, l'interaction de la lumière avec la matière vivante ou les phénomènes de turbulence.

La méthode de Monte-Carlo doit être opposée aux méthodes conventionnelles de simulation par éléments finis qui utilisent le système d'équations différentielles décrivant le système physique ou mathématique sous-jacent. Dans biens des applications, le processus physique est simulé directement par la méthode de Monte-Carlo et il n'y a pas besoin d'écrire le système d'équations différentielles qui décrivent le comportement du système. La seule hypothèse nécessaire est que le système physique ou mathématique peut être décrit par des fonctions de densité de probabilité $p(x)$ ou x est un ensemble de variables aléatoires.

Les $p(x)$ connus, la méthode de Monte Carlo procède par échantillonnage en appliquant une série de réalisations x^* des variables aléatoires x . De multiples échantillons sont ainsi calculés et le résultat est obtenu en calculant la moyenne de ces réalisations. Dans bien des cas, la variance des x^* donne une indication de l'erreur statistique et permet de calculer le nombre de réalisations nécessaires pour obtenir une précision donnée.



Calcul en parallèle des processus

La méthode de Monte-Carlo présente deux énormes avantages sur les méthodes par éléments finis.

En procédant par échantillonnage, le nombre de calculs élémentaires nécessaire pour obtenir un résultat donné est considérablement plus petit.

Il est extrêmement simple d'utiliser des processeurs en parallèle, par exemple un réseau d'ordinateurs, car chaque « réalisation » se fait par un calcul identique et peut se faire simultanément.

Le but de ce texte est de montrer comment il est possible de passer de façon générale, grâce à la Mécanique Aléatoire, d'un système d'équations différentielles décrivant un système physique à un jeu de variables aléatoires définies par leur densité de probabilité.

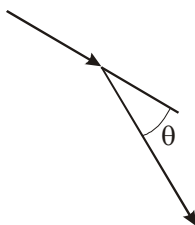
On trouvera aussi un exemple d'application de la méthode de Monte-Carlo à la simulation de l'interaction lumière - tissus biologiques.

Rappel de Probabilité et de Statistiques

Un élément essentiel de la simulation par la méthode de Monte-Carlo est la modélisation du processus physique par une ou plusieurs fonctions de densité de probabilité $p(x)$. L'origine de $p(x)$ peut être des données expérimentales, un modèle théorique aléatoire décrivant le processus, ou, comme nous allons le montrer, le système d'équations différentielles lui-même.

Dans ce premier exemple, l'interaction de la lumière avec un tissu biologique peut être simplement décrit par le parcours moyen d'une « particule » de lumière dans le tissu (lié à sa transparence) et sa dispersion liée à une loi de diffusion. Les fonctions de densité de probabilité sont ici la loi exponentielle décroissante de l'absorption donnée par le coefficient d'extinction et les angles de diffusion. Chaque valeur d'angle a une certaine probabilité d'être réalisé.

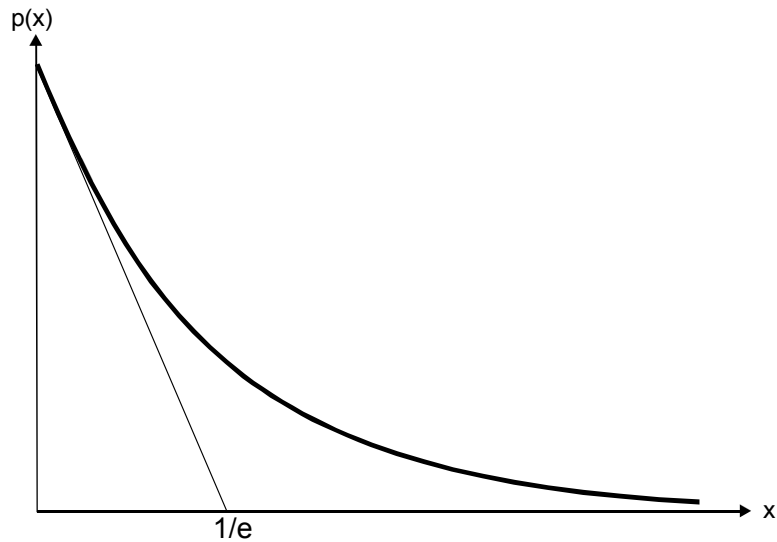
Les sauts successifs d'une particule de lumière tiennent compte de l'anisotropie de la diffusion. La probabilité d'un saut dans une direction dépend de l'angle de déflexion θ avec la direction incidente (par exemple modèle Henyey-Greenstein) et du coefficient de diffusion.



$$p(\theta) = \frac{1 - g^2}{2(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}}$$

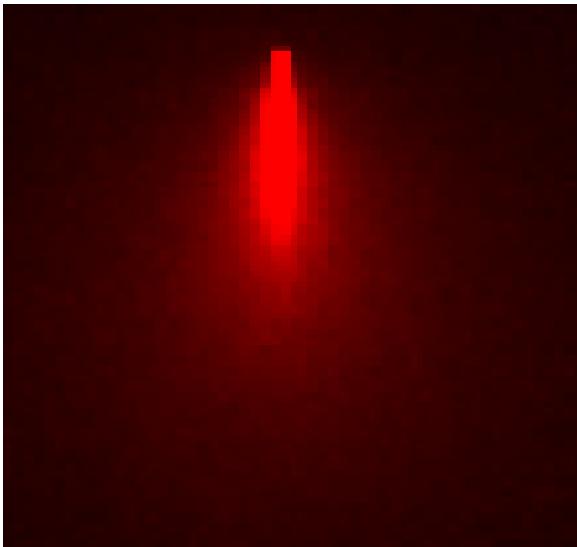
g est anisotropie si l'angle azimutal θ est distribué uniformément entre 0 et 2π .

La longueur des sauts est distribuée selon une loi exponentielle pour tenir compte de l'absorption et de la diffusion de la lumière. La matière elle-même peut être isotrope.



Loi exponentielle de la densité de probabilité (ici distance)

Par contraste, la méthode classique utilisera les équations classiques de l'absorption et de la diffusion, découpera le volume d'épreuve en un grand nombre de volumes élémentaires et calculera les valeurs d'intensité pour chaque face de chaque volume élémentaire et l'énergie absorbée pour chaque volume élémentaire.



100'000 photons
 1000 cellules
 $\mu_a = 1$
 $\mu_s = 20$
 $g = 0,9$

Simulation de la pénétration de la lumière dans le cartilage hyalin: faisceau incident parallèle

Transmission de la chaleur

Supposons que l'énergie lumineuse soit absorbée par une mince couche à la surface du tissu dans un cercle de 0,8mm de diamètre, au moyen d'impulsions de 200 μ s, 2ms, 20ms, 200ms et 2s.

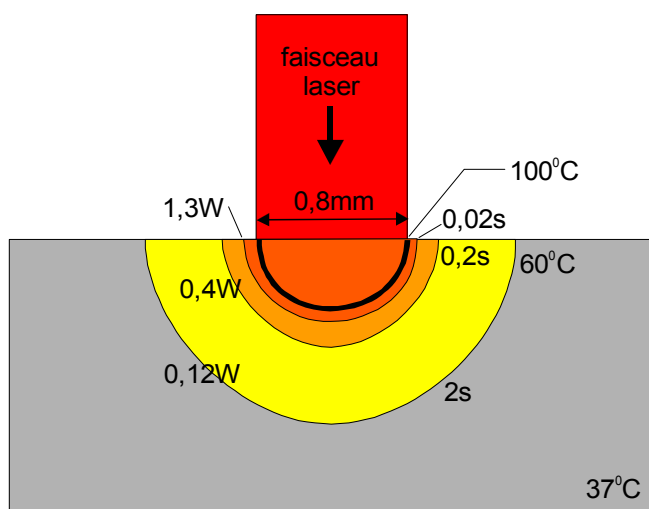
Le tableau suivant montre les paramètres nécessaires pour élever la température de 37C à 100C en fonction de la durée d'impulsion et la pénétration obtenue, définie ici comme la distance où la température atteint encore 60C, en fonction de la longueur de l'impulsion d'énergie. Les paramètres thermiques sont ceux de l'eau. On ne tient pas compte de la diffusion.

Durée d'impulsions [ms]	0.2	2	20	200	2000
Puissance [W]	12.8	3.8	1.32	0.4	0.12
Energie [mJ]	2,56	7,6	26.4	80	240
Delta x [μ]	7	19	64	180	590

Paramètres de coagulation

Avec une impulsion de 2s, la diffusion de la chaleur est de l'ordre du diamètre de la surface irradiée.

La figure suivante illustre la diffusion de la chaleur. C'est un modèle physique à une dimension. On part de l'hypothèse que la température est constante sur chaque hémisphère.



Pénétration de la chaleur de la chaleur fonction du temps

Dans ce modèle on suppose que la l'énergie laser est entièrement absorbée par une mince couche superficielle (Cartilex): la température d'une demi-sphère est élevée à 100°C sous le faisceau laser. La chaleur diffuse ensuite par conduction.

Les paramètres thermiques sont ceux de l'eau

Absorption de la lumière

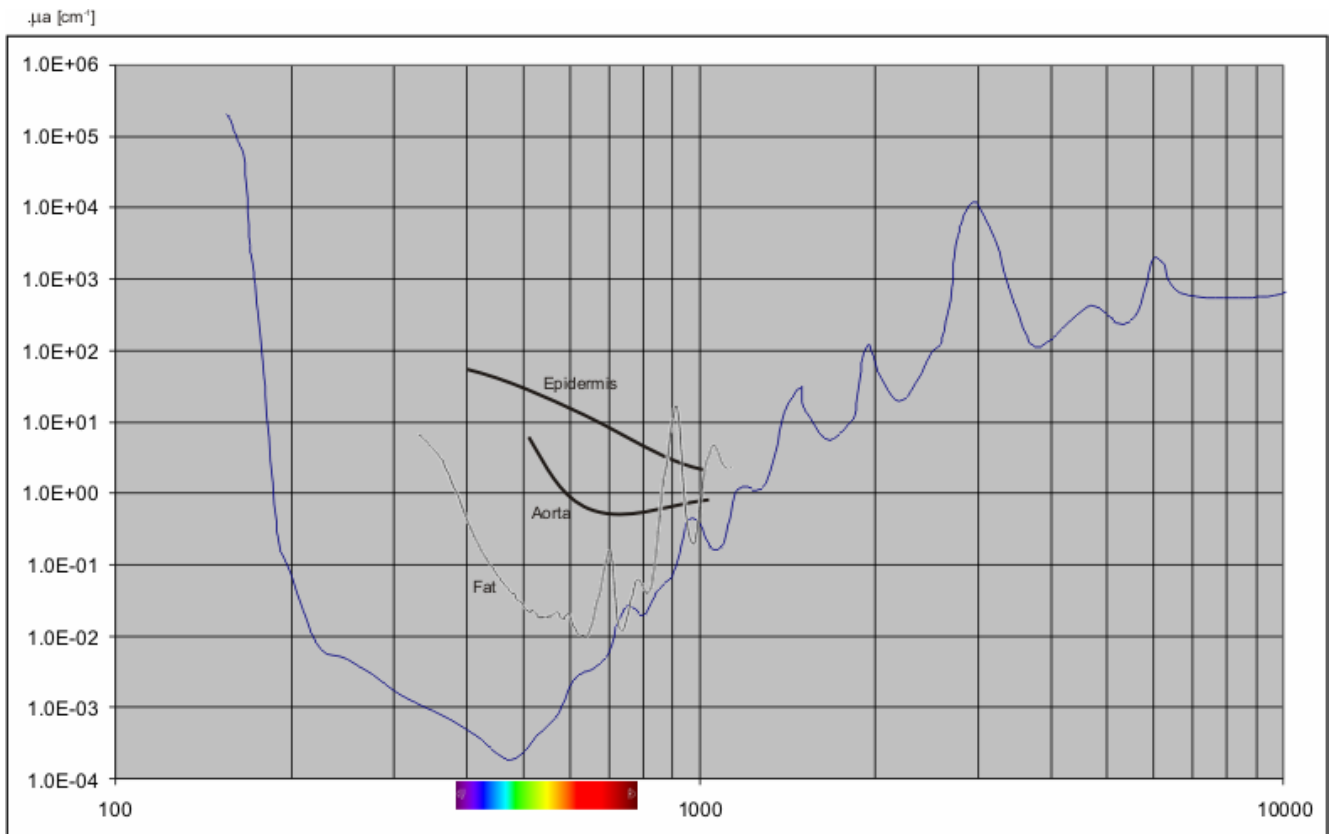
A des longueurs d'onde supérieures à environ 1μ , l'absorption des tissus mous suit généralement celle de l'eau. A la longueur d'onde du laser à diodes Cartilex, elle dépend de la nature des tissus. Il en est de même de la diffusion. La figure ci-dessous montre le spectre d'absorption de l'eau ainsi que celui de quelques tissus. Pour ces derniers, les résultats publiés sont fragmentaires, souvent imprécis ou même contradictoires.

La pénétration est définie comme la distance à laquelle l'intensité lumineuse vaut 0.367 l'intensité initiale (inverse du coefficient d'extinction). Le tableau suivant montre les valeurs du coefficient d'extinction pour l'eau et différents tissus pour des longueurs d'onde de la lumière s'étendant de 100nm (ultra violet) à 10'000nm (infra-rouge lointain).

Corps	Pénétration [mm]
Eau	45mm
Epiderme	2mm
Aorte	14mm
Graisse	20mm
Muscle de poulet	10mm
Melanome	0,05mm

Pénétration de la lumière à 808nm

Dans le cas du cartilage hyalin, la lumière laser à 808nm est très peu absorbée. Elle se propage par diffusion.



Destruction sélective

La grande différence entre la pénétration de l'épiderme et du mélanome montre qu'il est possible de détruire ce dernier sans trop échauffer les tissus sous-jacents au moyen d'une impulsion laser de puissance et de durée judicieusement choisie.

La coloration spécifique de certains tissus conduit au même résultat.

Exemples d'application

APPLICATIONS MÉDICALES DES LASERS

AVANTAGES DE LA CHIRURGIE LASER

Un rayon laser provoque une réaction spécifique du tissu traité ; elle dépend de la longueur d'onde, de l'intensité et de la durée de l'émission du faisceau lumineux et surtout des propriétés optiques et bio-mécaniques des tissus traités, souvent mal connus.

Moins de douleur

Le faisceau laser scelle automatiquement les terminaisons nerveuses au fur et à mesure qu'il pénètre les tissus. Le patient ressent ainsi moins de douleurs post-opératoires.

Moins de saignement

Le rayon laser scelle automatiquement les petits vaisseaux sanguins au fur et à mesure qu'il incise. Le faisceau laser s'absorbe lorsqu'il pénètre les tissus et la puissance résiduelle obture les vaisseaux par coagulation. En adaptant la puissance, le laser peut directement être utilisé comme coagulateur. La coupe hémostatique est bénéfique pour le patient ; de plus, elle dégage le champ chirurgical. Il n'est plus nécessaire d'évacuer le sang, ce qui diminue le temps d'intervention.

Moins d'enflure

Le laser scelle automatiquement les vaisseaux lymphatiques. Comme seule la lumière du laser touche les tissus, il n'y a ni ecchymose, ni déchirement. Le trauma est réduit, la réponse inflammatoire minimisée et l'enflure des tissus atténuée.

Récupération plus rapide

La diminution du saignement, de l'enflure et de la douleur permet au patient d'abrèger son séjour. La chirurgie laser est bénéfique pour le patient, le propriétaire et le vétérinaire.

Outil multi-usage

La capacité du laser d'abraser des tissus en fait un appareil à part de tous les autres instruments chirurgicaux. En utilisant un embout adapté et un réglage correct, le laser peut aussi bien couper, enlever du tissu couche mince après couche mince, qu'attaquer agressivement une tumeur importante.

Il faut bien être conscient que les divers mécanismes d'interaction du rayonnement laser sur les tissus vivants sont encore loin d'être toujours parfaitement élucidés. En effet, à côté de l'aspect physique de l'interaction, il ne faut pas oublier les réactions physiologiques de la cible qui peuvent moduler ou modifier les effets cliniques observés.

Dans la grande majorité des cas, l'utilisation du laser est basée sur la dégradation thermique locale provoquée par l'énergie rayonnante ce qui nécessite des générateurs relativement puissants, de l'ordre de la dizaine de watts aux kilowatts (laser relaxés).

On utilise aussi l'effet "mécanique" au moyen de générateurs laser à impulsion de forte puissance crête (> 1 mégawatt) ou un laser continu, par absorption sélective au moyen d'un colorant.

Nous ne traiterons ici que de quelques résultats acquis par la laserthérapie, discipline par discipline.

L'aspect traitement de l'arthrose précoce est détaillé au chapitre bases scientifiques de Cartilex.

Applications ophtalmologiques

L'énergie du rayonnement laser est absorbée par l'épithélium pigmentaire qui tapisse le fond de l'oeil et y produit une brûlure avec oedème réactionnel des tissus avoisinants. En quelques semaines se crée une cicatrice englobant la couche des récepteurs rétiniens, l'épithélium pigmentaire et la choroïde. On peut ainsi détruire des zones rétiniennes ou chorio-rétiniennes pathologiques ou créer une adhérence entre la rétine et les structures sous-jacentes afin de prévenir un décollement rétinien.

A côté des lasers faible puissance, on utilise des lasers impulsionnels pour couper les tissus intra-oculaires situés au point de focalisation. Ainsi, sans anesthésie et en ambulatoire peut on, par exemple, détruire les brides intra-oculaires post-opératoires, les membranules postérieures après implant cristallinien, ouvrir la capsule antérieure du cristallin avant intervention pour cataracte, ou traiter certaines maladies de la pupille, voire certaines formes de glaucomes

Applications otho-rhino-laryngologiques

Certaines affections ont vu leur traitement et leur pronostic totalement modifiés par l'emploi du laser, ce sont :

le papillomatose laryngée, maladie du jeune enfant entraînant jusqu'alors une trachéotomie dans 50 % des cas, l'aphonie, le plus souvent compliquée d'atrophie du larynx, le tout à l'origine de multiples et longues hospitalisations pour un résultat peu satisfaisant. Grâce au laser, la maladie peut être guérie sans perte de la voix, sans complication, sans trachéotomie, et au cours d'une hospitalisation de 48 heures.

Les tumeurs bénignes, qui surviennent dans le fond du larynx après intubation ou maladie oesophagienne et des adhérences qui apparaissent après intervention laryngée ; leur résection par laser donne d'excellents résultats.

Les laryngites chroniques et certaines affections des cordes vocales qui peuvent être des états précancéreux sont actuellement facilement guéries par laser, avec très bonne récupération phonique.

D'autres maladies, telles que les polypes, les nodules, les kystes, les ulcères du larynx sont nettement améliorées par le traitement au laser.

Enfin, en dehors du larynx, on peut traiter par laser certaines affections de la cavité buccale et les reliquats amygdaliens après amygdalectomie classique.

Applications dermatologiques

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.

- traitement des lésions à prédominance vasculaire,
- volatilisation et destruction de petites tumeurs cutanées ou de muqueuses,
- action plus profonde dans le derme



Ulcération de la face traitée par laser

Ainsi, peut-on traiter :

Les angiomes plans (ou taches de vin) dont la couleur rouge absorbe sélectivement le rayonnement bleu-vert du laser argon-ion et du Nd-YAG doublé à 532 nm. Dans 60 à 90 % des cas, on observe un palissement marqué de la lésion, mais rarement une disparition totale. Enfin dans 10 à 15 % des cas peuvent survenir des cicatrices hypertrophiques.

Les angiomes stellaires dont la disparition est obtenue en une à deux séances. La guérison se fait sans cicatrice et les récurrences semblent moins fréquentes qu'avec les autres méthodes thérapeutiques.

La couperose dont une amélioration très notable est notée .

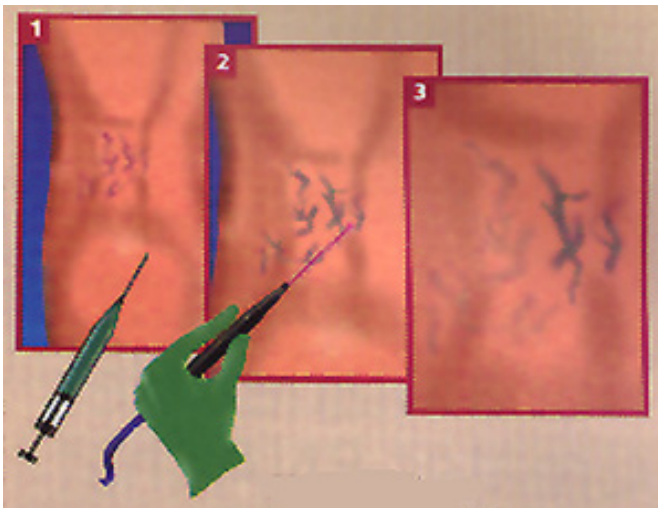
Les varicosités cutanées sont détruites sélectivement au moyen d'un laser à diode et d'un colorant spécifique.

Les *tumeurs bénignes* de la peau, telles que les verrues, certains grains de beauté, les kératoses séborrhiques, dont la volatilisation est assurée par laser.

Les *végétations vénériennes* (ou crêtes de coq) qui sont édictées complètement avec cicatrisation rapide et de bonne qualité.

L'effacement des *tatouages* par des lasers dont le pigment est détruit sélectivement.

Le traitement des *varices* par sclérothérapie indirecte au moyen d'un laser à diode continu. Le faisceau laser passe à travers la peau et est absorbé par les veines variqueuses colorées



Sclérothérapie

1. Injection du colorant
2. Application externe du faisceau laser
3. Les veines variqueuses sont oblitérées

Application gynécologiques

En gynécologie, le laser apporte au médecin une aide précieuse en chirurgie classique et en microchirurgie tubulaire.

Utilisé avec une pièce à main ou dirigé par l'intermédiaire d'un coloscope, le faisceau laser permet le traitement d'un certain nombre de lésions du col utérin, de la vulve et du vagin.

Au niveau du col utérin ce sont essentiellement les dysplasies qui bénéficient de la "laserthérapie". Ces lésions, caractérisées par la présence d'un tissu atypique surviennent chez des femmes jeunes (20 -30 ans) avec une fréquence de 2 à 4 % ; or, on sait que dans 60 % des cas, leur évolution vers la cancérisation est possible. Par sa précision de destruction en surface et en profondeur, le caractère aseptique de l'intervention, la cicatrisation plus rapide et de meilleure qualité obtenue, l'absence de phénomènes de sclérose post-thérapeutiques, le laser paraît nettement supérieur aux autres techniques de traitement local

Lorsque la lésion se situe sur le col utérin l'intervention dure une dizaine de minutes, sans anesthésie puis qu' indolore, et sans risque.

Au niveau vulvo-vaginal, le laser est employé pour détruire rapidement, sans douleur et sans hémorragie, de petites tumeurs telles les condylomes ou des lésions dystrophiques.

Par ailleurs, au cours des interventions gynécologiques classiques le laser permet de libérer des adhérences avec une probabilité de récurrence inférieure aux autres méthodes, de vaporiser des nodules d'endométriose, et de sectionner les trompes soit pour atteindre et détruire une tumeur interne, soit comme premier temps d'une anastomose.

En faisant passer le faisceau laser dans un coelioscope, il est possible d'assurer sans intervention importante, donc sans anesthésie générale, la section des brides et adhérences péri-ovariennes et péritonéales, la vaporisation des petites tumeurs péritonéales et la section des trompes dans un bue contraceptif.

Enfin, le laser, associé à la microchirurgie tubaire, a permis une progression sensible du traitement chirurgical de la stérilité. En effet, grâce à la finesse de l'impact, on peut réaliser des reperméabilisations de trompes obstruées, des anastomoses fonctionnelles de trompes sectionnées. L'ouverture de kystes liquidiens ou hydrosalpinx bouchant l'extrémité abdominale des trompes utérines et la réfection d'une nouvelle extrémité favorisant la migration ovulaire impossible auparavant.

Applications gastro-entérologiques

La mise au point de fibres optiques souples permettant le transfert énergétique de l'énergie laser de la source au point d'impact, en passant par les endoscopes souples a permis au gastro-entérologie d'utiliser cette nouvelle forme d'énergie en endoscopie interventionnelle.

Ce sont les hémorragies digestives qui ont tout d'abord bénéficié de la laserthérapie : le traitement, généralement fait en urgence, consiste à effectuer une photocoagulation des vaisseaux hémorragiques existant au niveau d'un ulcère gastrique ou duodénal ; on obtient ainsi l'arrêt du saignement dans 95 % des cas. Cependant le taux de récurrence est élevé.

En revanche, les lésions angiomateuses du tube digestif sont une excellente indication de la photocoagulation laser.

On peut également détruire avec une grande sécurité les petites tumeurs bénignes du tube digestif. En particulier, les polypes colo-rectaux sont une bonne indication. Ces polypectomies effectuées facilement au laser, semblent être actuellement une bonne prophylaxie des cancers colo-rectaux. Cependant, compte tenu du caractère précancéreux de certaines de ces tumeurs, il est indispensable auparavant de pouvoir pratiquer un contrôle anatomo-pathologique de façon à écarter de ce traitement les cancers débutants confirmés.

Il en est de même des tumeurs villosités du recto-sigmoïde, lorsqu'il n'y a pas de dégénérescence maligne.

Par ailleurs, le laser permet certains gestes opératoires sous endoscopie :

section de diaphragmes fibreux rétrécissant la lumière de l'oesophage ou du pylore, création d'une fistule cholédoco-duodénale lorsqu'une sphinctérotomie endoscopique n'est pas réalisable : cette intervention permet d'obtenir la régression d'une jaunisse obstructive, sans intervention, laquelle était souvent hémorragique et très mal supportée par ces malades.

Kystogastrostomie ou duodénostomie pour drainer un pseudo-kyste du pancréas bombant dans la lumière du tube digestif.

Enfin, en proctologie, dont la chirurgie est hémorragique et douloureuse, les lasers sont avantageusement utilisés pour l'ablation des paquets hémorroïdaires externes, la destruction des reliquats sclérosés hémorroïdaires, et des végétations vénériennes anales.

Applications broncho-pneumologiques

En broncho-pneumologie, l'utilisation du laser est actuellement synonyme de "résection endoscopique des tumeurs et des sténoses".

Les interventions sont menées sous contrôle de la vue, par l'intermédiaire d'un bronchoscope. L'extrémité de la fibre optique est amenée près de la lésion et sa destruction s'opère généralement par tirs successifs.

En broncho-pneumologie les indications du laser sont limitées et assez précises. Il s'agit essentiellement de :

tumeurs bénignes de la trachée et des bronches, relativement rares, mais qui représentent une indication parfaite de la laserthérapie. Généralement sphériques, peu hémorragiques, et pédiculées, ces tumeurs sont réséquées sans problème particulier en quelques tirs :

tumeurs à malignité réduite, c'est-à-dire dont l'évolution est lente, que l'on ne peut opérer du fait de contre-indications temporaires (mauvais état général) ou définitives (grand âge) ou parce qu'il s'agit d'une récurrence après exérèse chirurgicale. Dans ce cas, du fait de la lenteur de la repousse tumorale, un rabotage annuel ou semestriel de la lésion permet une survie très appréciable et dans de bonnes conditions de vie et de confort pour le malade ;

tumeurs cancéreuses à développement intra-trachéal ou intrabronchique entraînant une obstruction du conduit respiratoire et de ce fait l'asphyxie du patient. Dans ces cas, le laser n'est qu'un moyen palliatif d'efficacité temporaire, permettant au malade de respirer et de subir si possible un traitement spécifique, chimique, chirurgical ou radiothérapique. La désobstruction se fait par vaporisation de la prolifération tumorale endo-trachéo-bronchique, sans atteindre la totalité de la tumeur elle-même.

Lésions fibreuses survenant après intubation ou trachéotomie et qui entraînent un rétrécissement ou sténose trachéobronchique. Lorsque ces lésions sont dans la lumière de la voie aérienne, sans atteinte franche de la paroi, il est aisé de les volatiliser par laser, sans hémorragie et sans anesthésie et de rétablir le calibre bronchique. Les récurrences ne sont pas impossibles, mais le traitement par laser peut être renouvelé ;

Granulomes se développant sur des cicatrices de trachéotomie ou d'intervention trachéale bronchique. Le laser permet alors leur destruction sans atteinte du tissu porteur sous-jacent, et peut éviter ainsi une évolution fibreuse sténosante éventuelle.

Il existe aussi un traitement photodynamique des cancers broncho-pulmonaires. On injecte au malade un produit photo-sensibilisant qui se concentre dans la zone. On irradie alors la tumeur soit par balayage pour les tumeurs planes, soit par insertion pour les tumeurs plus épaisses, ce qui entraîne leur destruction.

Le laser en odontologie

L'élévation thermique obtenue au niveau de la carie aboutit à une véritable volatilisation du tissu malade, une stérilisation de la cavité, et une restructuration superficielle des parois laissant la dent prête à être obturée.

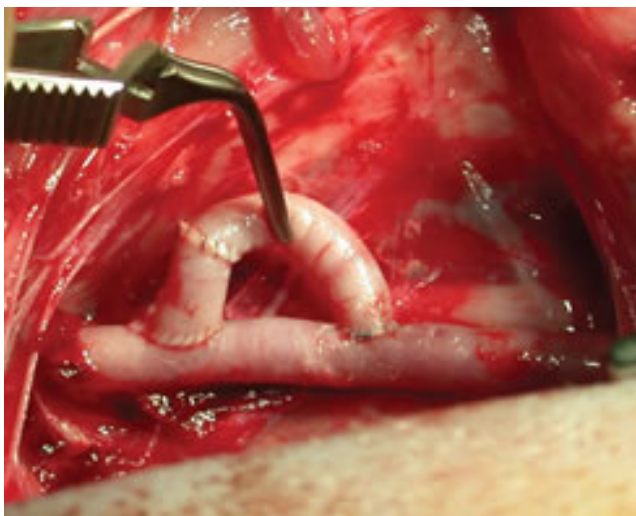
On peut modifier la structure dentinaire en entraînant une transformation métamorphique de surface, véritable vitrification, qui aboutit à une résistance accrue de la surface de la cavité vis-à-vis de la dissolution acide, à une augmentation de sa micro-dureté et à son obturation fine et théoriquement complète. Il ne reste plus dès lors qu'à assurer l'obturation de la cavité selon les méthodes classiques.

A côté du traitement de la carie dentaire, le laser peut aussi être utilisé en odontologie pour traiter l'infection radiculaire ou périradiculaire (granulome ou kyste) et les lésions des muqueuses ainsi que des gencives, telles les petites tumeurs bénignes, les hyperplasies traumatiques, les lésions morphologiques gênantes et les lésions précancéreuses (plages leucokératosiques, lichens, etc.).

Enfin le laser a été utilisé en odontologie pour assurer l'hémostase lors d'extraction dentaire chez des malades présentant des troubles de la coagulation soit congénitaux (hémophilie) soit iatrogènes (maladies sous héparinothérapie).

Le laser en chirurgie

L'analyse de l'acte chirurgical révèle que l'utilisation du laser repose sur deux effets essentiels: la coupe ou section, liée à la volatilisation tissulaire et la coagulation dont on a vu plus avant les paramètres physiques d'obtention. Or, si le laser infrarouge lointain le plus communément utilisé en chirurgie, se révèle excellent en ce qui concerne l'effet de coupe puisqu'il n'entraîne sur les lèvres de l'incision qu'une zone de nécrose, très nettement inférieure à celle du bistouri électrique, en revanche, son effet hémostatique est limité aux vaisseaux dont le diamètre sont inférieur à 0,5 mm. Au contraire, les lasers infrarouge proche présentent un effet de coupe discutable, mais a l'avantage de réaliser une hémostase très satisfaisante.



Anastomose non-occlusive assistée par laser.

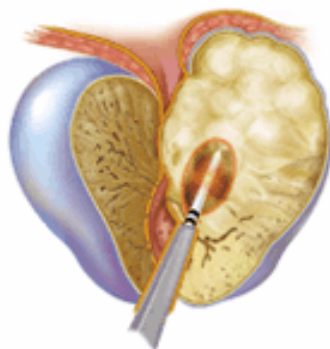
Certains succès ont été obtenus dans la chirurgie des brûlés, l'indication "laser" paraît intéressante en permettant une excision précoce des tissus nécrosés, avec stérilisation de la plaie et spoliation sanguine très nettement inférieure à celle provoquée par les autres méthodes. La brûlure ainsi traitée peut être greffée beaucoup plus précocement qu'auparavant.

En chirurgie plastique, la découpe des lambeaux de greffe se fait de façon très avantageuse avec le laser qui assure une section franche et fine des tissus alliée à une bonne hémostase, compte tenu de la finesse des vaisseaux. Par ailleurs, la cicatrisation semble nettement améliorée.

Proche de ces problèmes dermatologiques se situe la chirurgie du sein, en particulier des mammectomies, qui peuvent être effectuées dans de bonnes conditions techniques et avec une spoliation sanguine minime, ce qui ne semble pas être le cas avec la chirurgie classique. Par ailleurs, la cicatrisation est excellente même chez les malades très âgés.

En ce qui concerne la chirurgie des parenchymes solides abdominaux, les lasers sont utilisés : ainsi des tumorectomies hépatiques ou des résections partielles ont pu être réalisées dans de bonnes conditions techniques ainsi que la volatilisation de métastases hépatiques ; bien entendu cette thérapeutique ne peut être envisagée qu'associée aux traitements carcinologiques classiques

Par ailleurs certains cancers rectaux inopérables peuvent bénéficier d'un traitement palliatif laser par voie endo-rectale.



Traitement de la prostate

Le laser enlève rapidement et en toute sécurité un volume précis de la prostate élargie. Les tissus en excès sont éliminés naturellement par le corps.

Enfin certains auteurs préconisent dans les cancers anaux l'utilisation du laser dans le protocole radiothérapeutique à la place de la curiethérapie.

Dans le domaine proctologique, le laser semble très intéressant dans le traitement des hémorroïdes, des fissures et fistules anales, des papilles hypertrophiques et marisques anales et dans les maladies pilonidiales. L'intervention semble simplifiée et surtout les suites opératoires très améliorées en particulier sur le plan algique.

Le laser en neurochirurgie

En neurochirurgie, le laser est utilisé ponctuellement pour vaporiser ou coaguler des tumeurs bénignes.

Parmi les tumeurs intra-craniennes, les méningiomes, les neurinomes et les adénomes invasifs sont les meilleures indications, le laser permettant leur volatilisation et l'hémostase du lit tumoral.

Le gliome du nerf optique ainsi que certaines tumeurs rachidiennes, tant intra-durales qu'intra-médullaires bénéficient aussi de la laserthérapie.

Le laser en urologie

Les urologues utilisant à la fois l'endoscopie et la chirurgie à ciel ouvert, l'utilisation du laser dans cette discipline aurait dû se développer simultanément dans les deux directions.

Les lasers permettent de traiter certaines lésions urétrales et vésicales telles les papillomes vésicaux. L'intervention se caractérise par une très bonne hémostase, l'absence de phénomènes oedémateux dans les jours qui suivent et son caractère indolore.

En revanche il semble que l'utilisation de la thérapie photodynamique dans les carcinomes in situ de la vessie et les autres tumeurs vésicales puissent être une indication d'avenir.

Après photosensibilisation, l'irradiation de la ou des tumeurs par un faisceau laser amènerait leur destruction photochimique au prix d'une réaction inflammatoire et d'une photosensibilisation générale passagères.

Enfin les urologues se sont servis de lasers pulsés pour provoquer la fragmentation des calculs urétéraux par voie endoscopique et permet sa destruction au cours d'une urétéroscopie classique, l'élimination des fragments étant assurée par lavage.

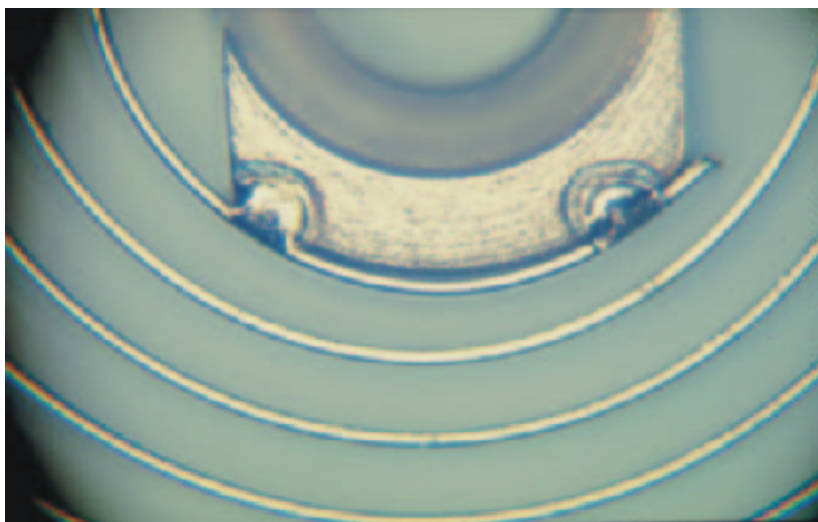
Cette technique vient en complément de la litotripsie par ultra-sons plus adaptée aux gros calculs rénaux.

Cette aperçu montre l'immense variété des applications du laser en médecine humaine.

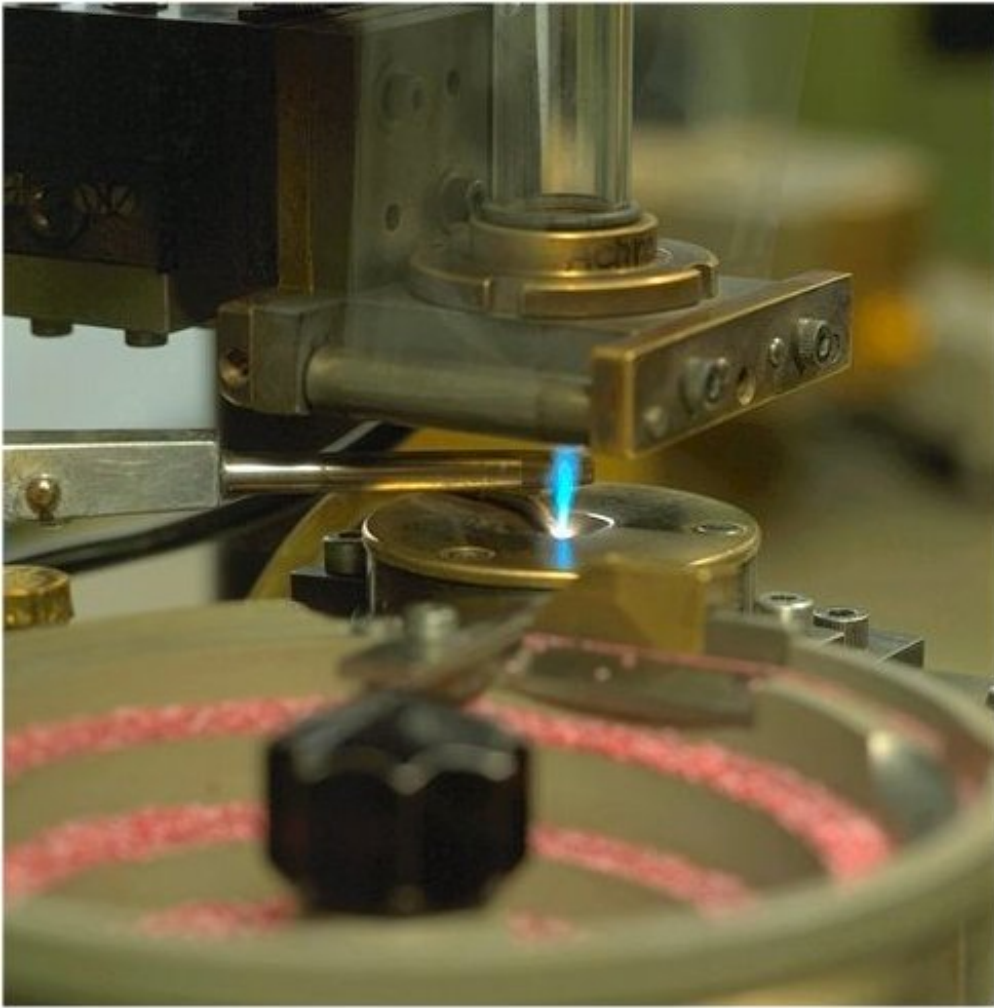
L'apparition du laser à diode, bon marché et fiable, combiné à la technique d'absorption à deux photons des tissus colorés artificiellement que nous avons découvert récemment ouvre un champ immense et inexploré d'utilisations aussi bien en médecine humaine que vétérinaire d'un laser bon marché et fiable.

Usinage

Une des premières applications du laser a été le micro usinage. La société Alcyon SA a développé dans les années 60 les premières machines d'usinage par laser. Ces machines étaient destinées à l'industrie horlogère. A cette époque, les microprocesseurs n'existaient pas. A cause de l'usure rapide du flash, elles comportaient un calculateur analogue-digital de compensation du vieillissement. On utilisait des monocristaux de rubis de 150mm de longueur et de 6,3mm de diamètre

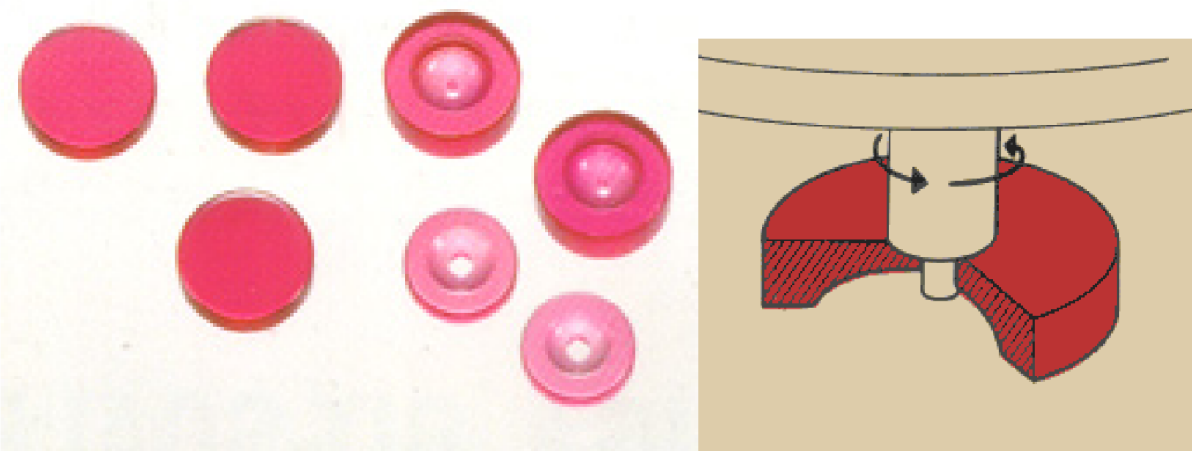


Soudage d'un spiral de montre sur sa virole.

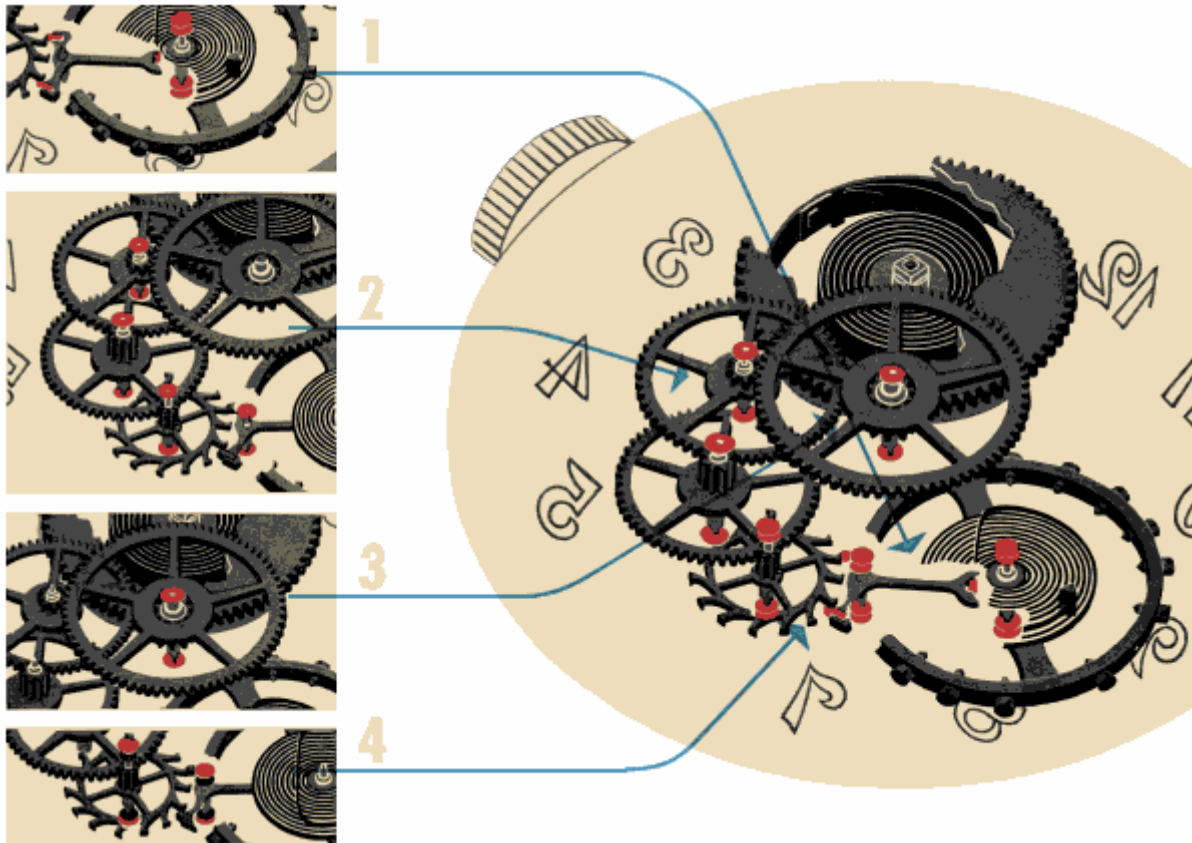


Perçage d'un rubis de montre (Photo Djéva)

Les rubis sont utilisés dans les montres mécaniques (actuellement montres de luxe) où ils servent entre autres de paliers aux axes des diverses roues .



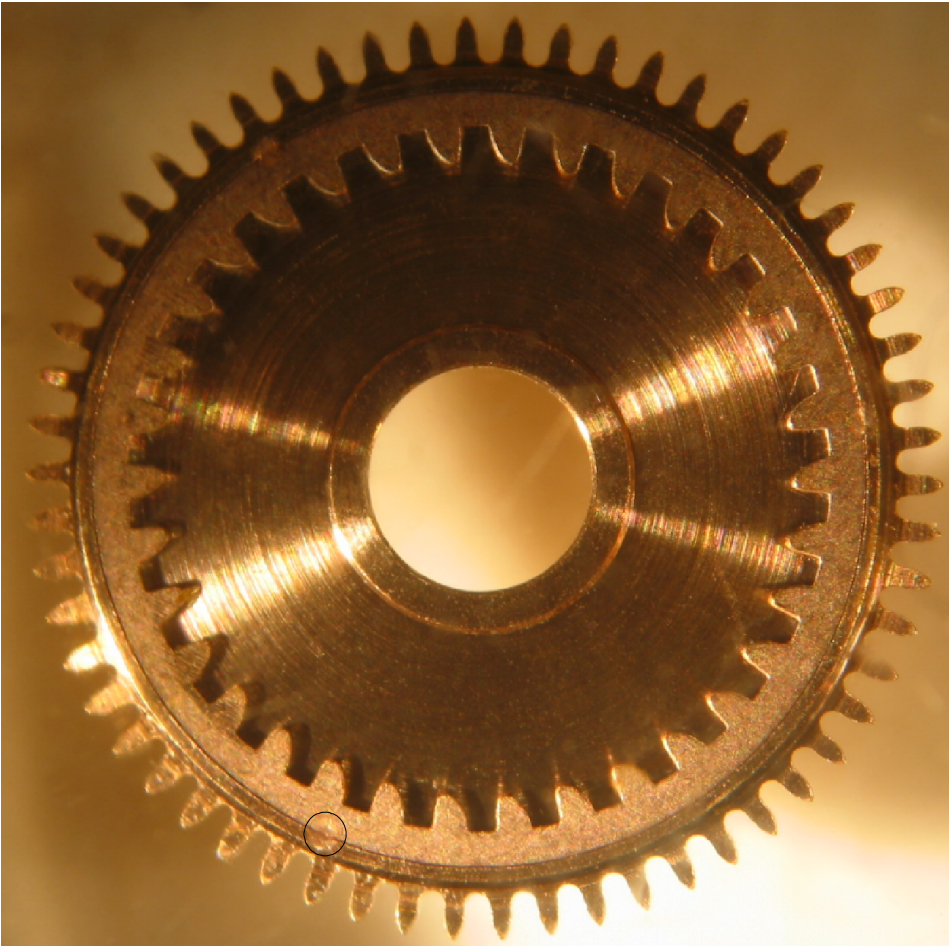
Rondelles de rubis et rubis de montre terminés



Emplacement des rubis dans une montre mécanique



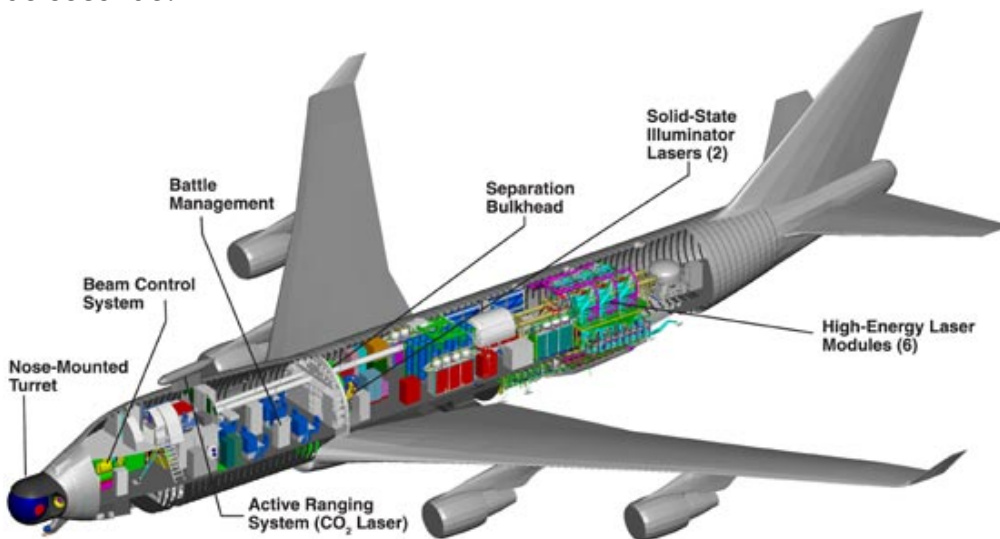
Laser à rubis double de micro-soudage en cours de montage.



Soudage de pièces de montre

La guerre des étoiles

C'est le président américain Ronald Reagan qui a lancé le concept de la Guerre de Etoiles dans les années 80. En 2003 US Air Force a commencé à tester une arme aéroportée YAL-1, d'une portée de plusieurs centaines de kilomètres basée sur un laser chimique à l'iode ayant une précision de pointage de l'ordre du centimètre et un temps de vol d'une fraction de seconde.



Ecorché du Boeing 747-400F modifié. (Dessin Boeing)

Le but est de détruire des missiles ennemis. Le laser, basé sur l'oxydation de l'iode, travaille à 1,315 micron et a une puissance continue de plusieurs mégawatts.

Il vole déjà mais n'est pas encore entièrement opérationnel.

Le laser seul a un poids de 40 tonnes. Il intègre un générateur d'oxygène et 12 tonnes de substances chimiques. En émettant sur une longueur d'onde de 1,315 μm , on diminue l'encombrement de l'optique. Une réaction de peroxyde d'hydrogène, d'hydroxyde de potassium et de chlore, provoque un jet supersonique d'oxygène. L'injection de l'iode déclenche un faisceau de 2 MW. Il a une portée de tir 200 Km et peut tirer un maximum de 40 fois selon la puissance et la durée des tirs effectués. Un laser secondaire d'une portée de détection 600 km à 12 km d'altitude, permet de définir le taux de propagation dans l'atmosphère du faisceau du laser de tir, sa puissance, sa durée, son pointage et le type de cible. L'optique adaptative comporte 341 activateurs.



Vue de la tourelle de pointage située dans le nez de l'avion (photo Lockheed Martin)

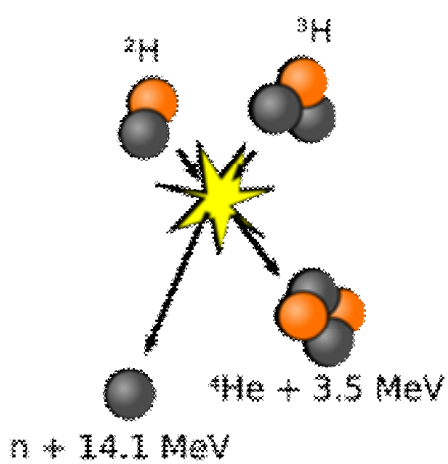
Le programme a été abandonné en 2010 après avoir prouvé sa capacité à détruire un missile. D'autres programmes plus modestes ont vu le jour par plusieurs pays. Ils sont basés probablement sur des diodes lasers, utilisées soit directement soit pour le pompage optique.

Certains sont au stade opérationnel.



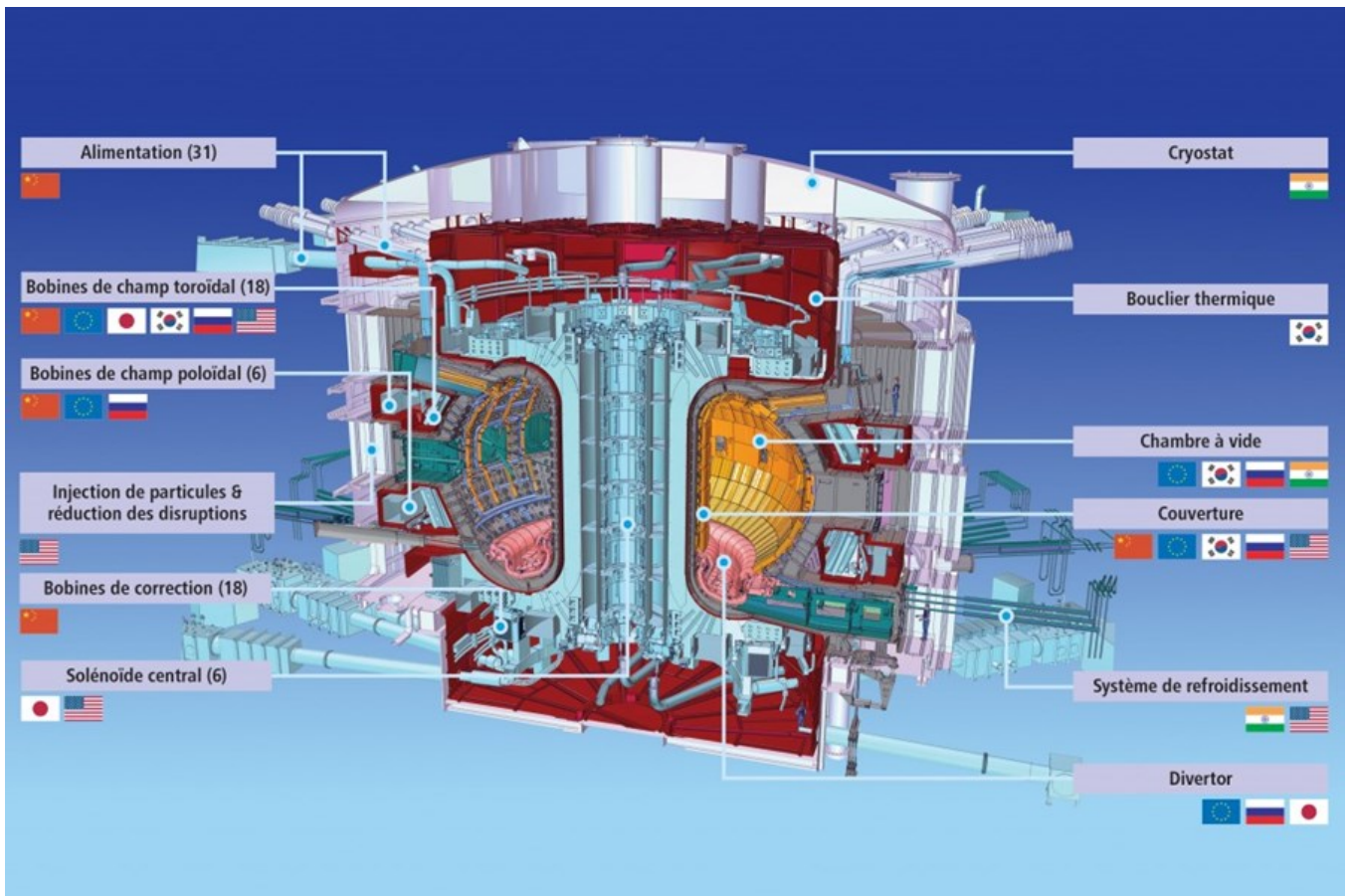
L'intérieur de l'avion

Fusion nucléaire contrôlée



La fusion nucléaire contrôlée à usage civil est destinée à remplacer la très polluante filière du pétrole (CO_2 dans l'atmosphère, marées noires, incendies et explosions, etc.) pour la production d'énergie. Deux voies sont actuellement explorées :

- Le confinement électromagnétique
- Le confinement inertiel



Réacteur de confinement électromagnétique

Confinement électromagnétique

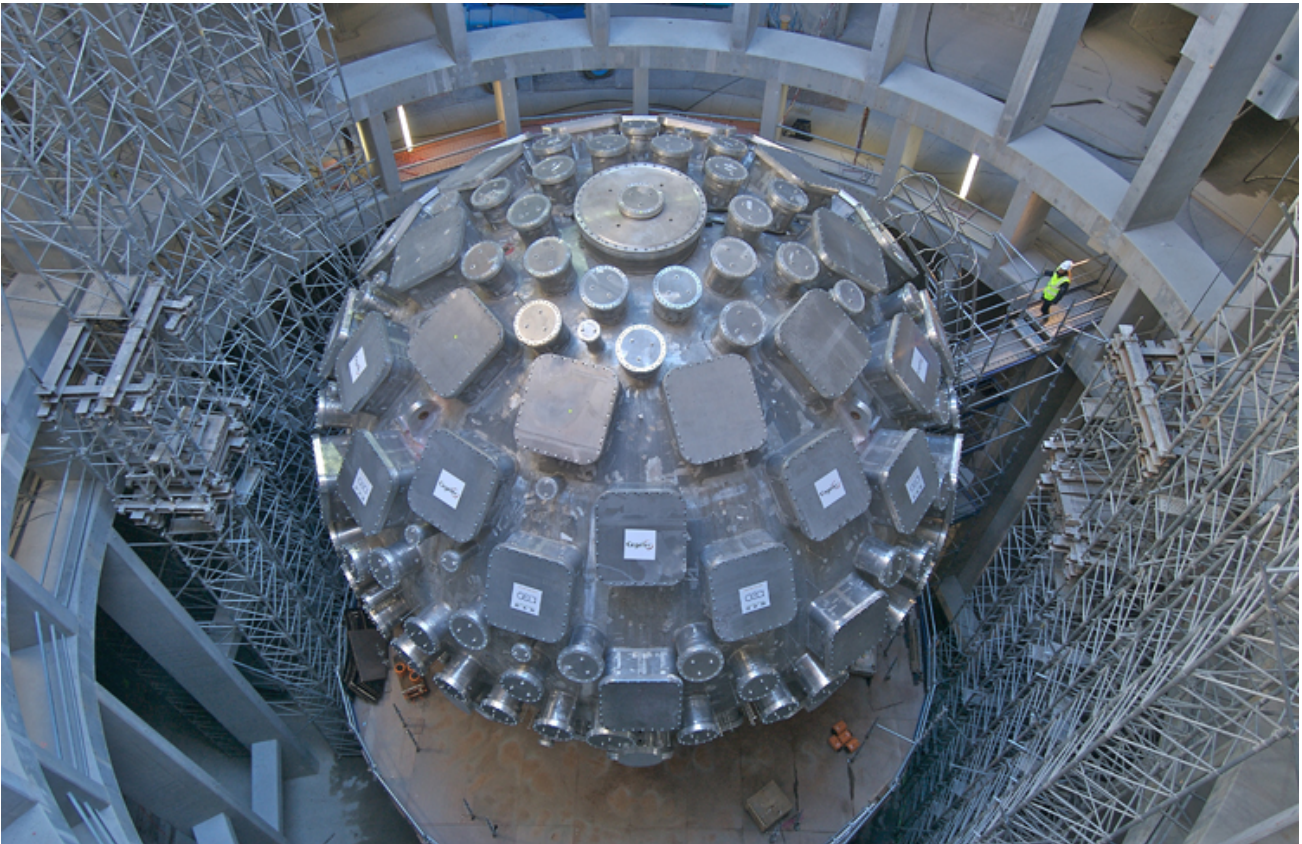
L'objectif de la machine [ITER](#), qui est en cours de construction en France sur le site de Cadarache, est de démontrer la faisabilité scientifique de la [Fusion](#), en réalisant une combustion contrôlée, et marginalement l'ignition, pendant une durée suffisante pour obtenir des conditions stationnaires dans tous les domaines caractérisant un plasma et son interaction avec les parois. Pour cela l'installation produira 500MW de puissance de fusion, sur une durée de 400 secondes. Ce grand instrument pourra également valider les technologies développées pour la fusion. La phase d'étude EDA (Engineering Design Activities) s'est déroulée entre juillet 1992 et juillet 2001, pilotée par une structure internationale regroupant 4 partenaires principaux: La Chine, l'Union Européenne, le Japon, la corée, la fédération de Russie et les Etats-Unis d'Amérique.

Confinement inertiel

Laser Mégajoule

Une des plus grandes installations de ce genre est situé en France sur le site du CEA/Cesta près de Bordeaux. Avec ses 240 faisceaux, le laser Mégajoule a été mis en service en 2014, délivrer une énergie lumineuse de 1,8 million de joules. Il a été calculé de façon à atteindre l'ignition avec un gain de 10 entre l'énergie produite par les réactions thermonucléaires et l'énergie laser fournie à la cible. Pour cela, ses faisceaux convergeront vers une cible laser (coquille de quelques millimètres de diamètre) remplie d'un mélange d'isotopes d'hydrogène. Pour amener l'énergie jusqu'à la cible, une impulsion laser en provenance d'un oscillateur est amplifiée progressivement, sur une très

grande distance (450 m). Le laser Mégajoule se déploie sur 300 m de longueur, 160 m de largeur, contenant quatre halls laser de 128 m de longueur et 14 m de hauteur. Ces installations sont aussi nécessaires pour garantir le fonctionnement et la sûreté des armes nucléaires en l'absence d'essais. Elles contribuent également à mieux comprendre le fonctionnement des étoiles et plus particulièrement du Soleil.



Mise en place de la chambre de fusion du laser Mégajoule (crédit CEA)

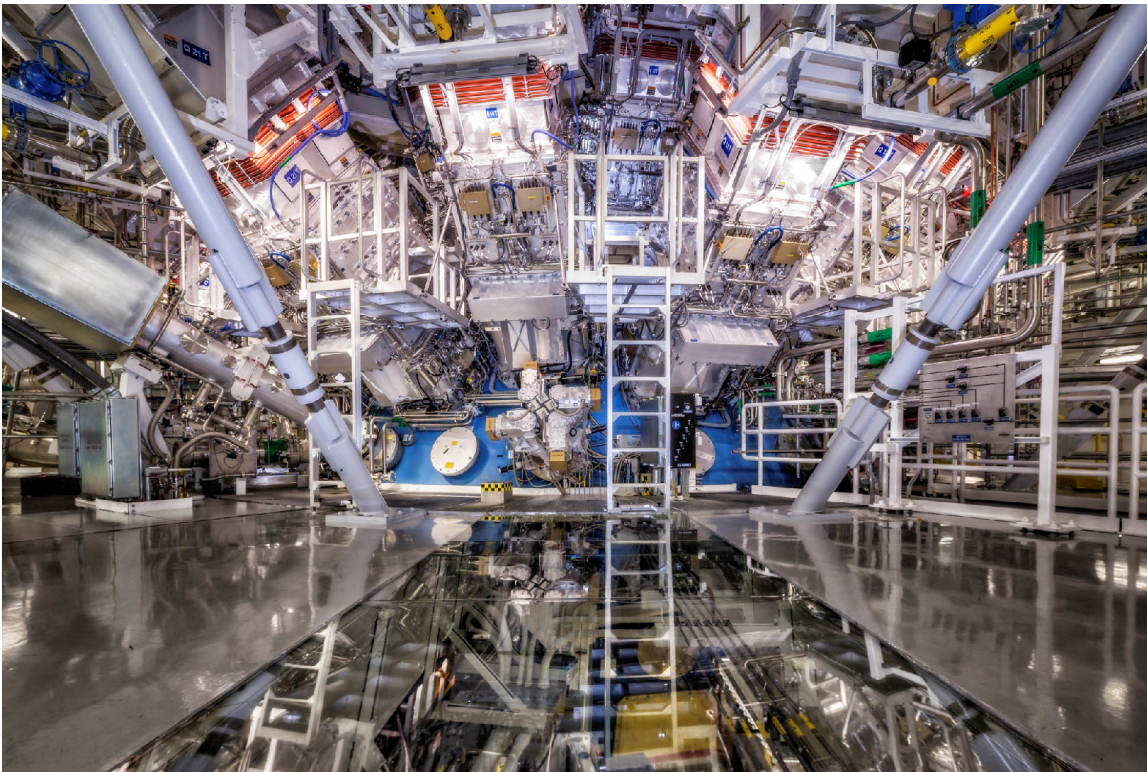
National Ignition Facility

Le National Ignition Facility, ou NIF, est un laser de recherche extrêmement énergétique, construit au sein du Lawrence Livermore National Laboratory, à Livermore (Californie, États-Unis). Comme le laser Mégajoule, ses deux fonctions principales sont le test des armes nucléaires et les expériences liées à l'énergie de fusion.

Fin 2013 Des tirs ont produit près de 2x plus d'énergie qu'il n'en a été appliqué sur la cible.

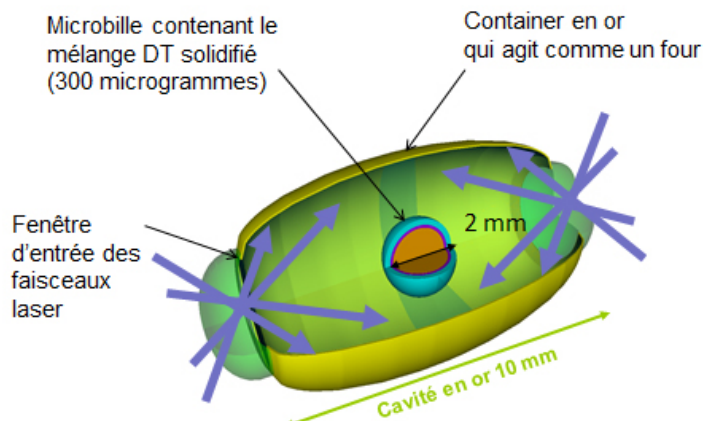
Ref.:

- CEA Le laser Mégajoule. <http://www-lmj.cea.fr/>
- NIF user guide: https://lasers.llnl.gov/for_users/pdfs/2012user_guide.pdf
- Fuel gain exceeding unity in an inertially confined fusion implosion: Nature 506, 343-348 (20 February 2014)



National Ignition Facility (NIF) at Lawrence Livermore National Laboratory

La cible



Les micro-cibles cryogéniques sont composées d'une cavité cylindrique en or de quelques dizaines de micromètres d'épaisseur, pourvue d'une ouverture à chaque extrémité pour le passage des faisceaux lasers. Le mélange fusible de DT est contenu dans une microbille de polymère d'environ 2 mm de diamètre et 0.2 mm d'épaisseur

Auteur du cours
 pierre.ravussin@vtxnet.ch