

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNNEMENT SUPERIEURE ET
DE LA RECHERCHE SIENTIFIQUE
UNIVERSITE MENTOURI CONSTANTINE
FACULTE DES SCIENCES EXACTES
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

N° d'ordre :

Série :

MEMOIRE

PRESENTE POUR OBTENIR LE DIPLÔME DE MAGISTRAIRE EN PHYSIQUE

SPECIALITE

RAYONNEMENTS ET APPLICATIONS

Étude de l'équation de transfert radiatif dépendant du temps
Application en dermatologie

PAR

LOUBNA DJEHA

Soutenu le : 22/04/2010

Devant le jury :

Président : A. CHAKER

Prof. Univ. Mentouri Constantine

Rapporteur : S. BOUZID

Prof. Univ. Mentouri Constantine

Examineur : A. CHAABI

Prof. Univ. Mentouri Constantine

M. ZEGHDAR

Prof. Univ. Mentouri Constantine

Remerciements

Je remercie en premier lieu Dieu tout puissant pour m'avoir accordé la puissance et la volonté de terminer ce travail.

Le travail qui fait l'objet de ce mémoire a été réalisé au laboratoire Lasers et Applications à la faculté de médecine de l'université Mentouri de Constantine, sous la direction de Madame

S. Bouzid professeur à l'université Mentouri de Constantine.

Je tiens à la remercier pour le sujet de recherche qu'elle m'a proposée, et lui exprimer ma profonde reconnaissance pour toute son aide scientifique, sa gentillesse et surtout l'intérêt qu'elle a porté à mon travail et l'attention toute particulière accordée à la lecture et à la correction de ce mémoire.

*Je remercie également madame **A. Chaker**, professeur à l'université Mentouri de Constantine, pour avoir accepté de présider le jury.*

*Je tiens également à exprimer mes propre remerciements à monsieur **A. Chaabi**, professeur à l'université Mentouri de Constantine, Monsieur **M. Zeghdar** professeur en médecine, de m'avoir fait l'honneur de participer à mon jury de thèse.*

*Mes remerciements, vont tout droit au défunt, le professeur **R. Halimi** qui a laissé un grand vide, toutes nos condoléances à sa famille et ses proches.*

Sommaire

Sommaire

INTRODUCTION	01
---------------------	----

CHPITRE I: INTERACTION LASER-TISSU ET APPLICATIONS EN DERMETOLOGIE

I.1 LES LASERS ET LES MILIEUX BIOLOGIQUES.....	02
I.1.1Caractéristique du tissu	03
I.1.2 Processus des effets induits par l'interaction laser-tissu.....	05
I.2 CLASSIFICATION DES LASERS	09
I.2.1 Laser solide.....	09
I.3 LES LASERS EN DERMATOLOGIE.....	11
I.3.1 Structure de la peau	11
I.3.2 LES LASERS UTILISES EN DERMATHOLOGIE.....	13
I.3.2.1 Lasers vasculaires.....	14
I.3.2.2 Lasers pigmentaires.....	15
I.3.2.3 Laser dépilatoire.....	15
I.3.2.4 Laser abrasive	15
I.4 QUELQUES APPLICATIONS DERMATHOLOGIQUES.....	18
I.4.1 Angiome plan.....	18
I. 4.2 La Couperose.....	19
I.4.3 Les varicosités.....	19
I.4.4 Les taches pigmentaires	20
I.4.5 Le détatouage.....	20
I.4.6 Épilations laser	21

CHAPITRE II : MODELISATION MATHÉMATIQUE

II. 1 APPROXIMATION DE DIFFUSION.....	22
II.2 MODEL NUMERIQUE.....	25
II.2.1 La méthode des volumes finis.....	25
II.2.2 Le maillage	25
II.2.3 Localisation des variables	29
II.2.4 Discrétisation	30
II.2.5 Les conditions initiales et les conditions aux limites.....	32

II.2.6 Technique de résolution	33
--------------------------------------	----

CHAPITRE III : RESULTATS ET DISCUSSIONS

III.1 PROPRIETES OPTIQUES :	34
III.2 L'INFLUENCE DES PARAMETRES DU FAISCEAU LASER	35
III.2.1 Variation de la fluence en fonction de l'énergie d'un pulse	35
III.2.2 Variation de la fluence en fonction de diamètre du spot	35
III.3 VARIATION DE LA FLUENCE EN FONCTION DU TEMPS.....	37
III.4 VARIATION DE LA FLUENCE EN FONCTION DU TEMPS DANS LE CAS DE CINQ PULSES.....	41
III.5 DISTRIBUTION SPATIALE DE LA FLUENCE.....	42
III.5.1 Cas d'un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=1064$ nm)	43
III.5.2 Cas d'un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=532$ nm)	44
CONCLUSION	49
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	50

Introduction générale

L'absorption de la lumière laser par les tissus biologiques peut produire quatre types d'action :

- ✓ L'action photochimique.
- ✓ L'action photo thermique.
- ✓ L'action photoablatrice.
- ✓ L'action photomécanique.

Ces actions sont essentiellement des paramètres liés à la source laser (longueur d'onde, durée d'émission, taille du spot et irradiance) qui vont déterminer les mécanismes d'action du laser.

Il existe différents types de lasers, qui possèdent des effets tissulaires différents, et qui provoquent donc des indications médicales différentes.

Les lasers vasculaires permettent le traitement des angiomes, de la couperose et des varicosités.

Les lasers pigmentaires traitent les taches liées au soleil, les taches « café au lait », les tatouages ainsi que l'épilation.

En raison de la structure hétérogène des milieux biologiques, les interactions entre la lumière laser et les tissus génèrent des phénomènes complexes, en effet, un milieu biologique est constitué de plusieurs couches comportant chacune différents types de cellules ayant ses propres propriétés optiques. Les modèles de simulation doivent donc permettre de synthétiser fidèlement ces hétérogénéités.

La connaissance de la distribution des trajets parcourus par les photons, est donc la clé de réussite pour comprendre les signaux optiques détectables à la surface des tissus. Par conséquent, l'estimation de la propagation et de la distribution de la lumière produite par l'illumination de milieux turbides, se doit d'être efficace et rapide.

L'un des modèles qui décrit la propagation de la lumière dans les tissus biologiques, est le modèle basé sur l'équation de transfert radiatif.

Ce mémoire est constitué de trois chapitres :

Le premier chapitre sera consacré aux phénomènes d'interaction laser-tissu vivant, et les différentes applications du laser en dermatologie.

Le deuxième chapitre traite le modèle mathématique basé sur l'équation de transfert radiatif qui sera étudié numériquement.

Enfin, le troisième et dernier chapitre représente les résultats et discussions.

Chapitre I

Interaction laser- tissu et applications en
dermatologie

Introduction

Dès leur naissance en 1960, les lasers sont apparus comme des sources de lumière potentiellement intéressantes pour la médecine car elles avaient trois caractéristiques qui les distinguaient des sources conventionnelles : la directivité, la possibilité de fonctionner en mode pulsé, et la monochromaticité. La directivité, c'est à dire l'émission sous un fin faisceau parallèle. L'émission pendant des durées très brèves (mode pulsé), de la milli seconde à la femto seconde (10^{-3} à 10^{-15} s), donne des puissances instantanées extrêmement élevées qui peuvent atteindre le *Giga Watt*, avec des effets tissulaires différents de ceux obtenus avec des lasers à émission continue[2]. L'émission d'une seule couleur, la monochromaticité évite d'avoir à filtrer la lumière pour obtenir des effets sélectifs, et donc de perdre de l'énergie.

I.1 LES LASERS ET LES MILIEUX BIOLOGIQUES :

Lorsque le rayonnement laser atteint la surface du tissu, une partie peut être réfléchiée, une partie absorbée, elle pourra être diffusée aussi par les constituants tissulaires. Enfin une partie du rayonnement initial, peut parvenir à traverser le volume tissulaire. (Figure I.1)

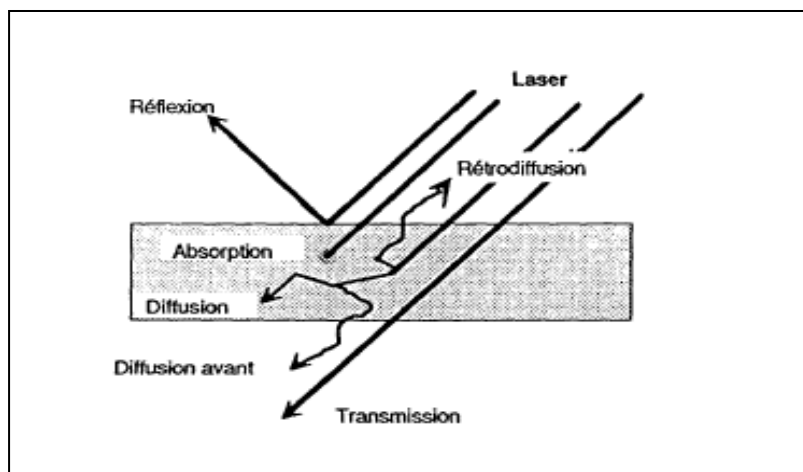


Figure (I.1) : Phénomènes optiques de l'interaction laser-tissu

- ✧ **La réflexion** : la réflexion à la surface du tissu va limiter l'efficacité du laser, en fonction de la longueur d'onde et de la nature de la surface des tissus, elle peut être spéculaire ou diffuse. La réflexion en surface dépend du tissu et de la longueur d'onde et peut atteindre des valeurs élevées.
- ✧ **La diffusion** : est une interaction de la lumière avec la matière au cours de laquelle la direction du rayonnement incident est modifiée. La lumière diffusée peut " ressortir " du tissu, on parle de lumière rétrodiffusée.

✧ **L'absorption:** transforme l'énergie apportée par le photon à d'autres types d'énergie.

Dans l'ultraviolet court et dans l'infrarouge lointain, l'absorption est plus importante que la diffusion.

L'absorption est fonction du couple longueur d'onde-chromophore (figure I.2). La plupart des molécules organiques ont une forte absorption dans l'ultraviolet. Aussi, les profondeurs de pénétrations dans l'ultraviolet sont extrêmement faibles (quelques microns). Dans le visible (bleu, vert, jaune) l'absorption s'effectue principalement au niveau de l'hémoglobine et de la mélanine. Le rouge et le proche infrarouge (**0.6 à 1.2 μm**) sont peu absorbés et pénètrent profondément dans les tissus, cette pénétration est cependant limitée par la diffusion optique. Ensuite dans l'infrarouge moyen et lointain. C'est l'eau qui est absorbée intensément. [3]

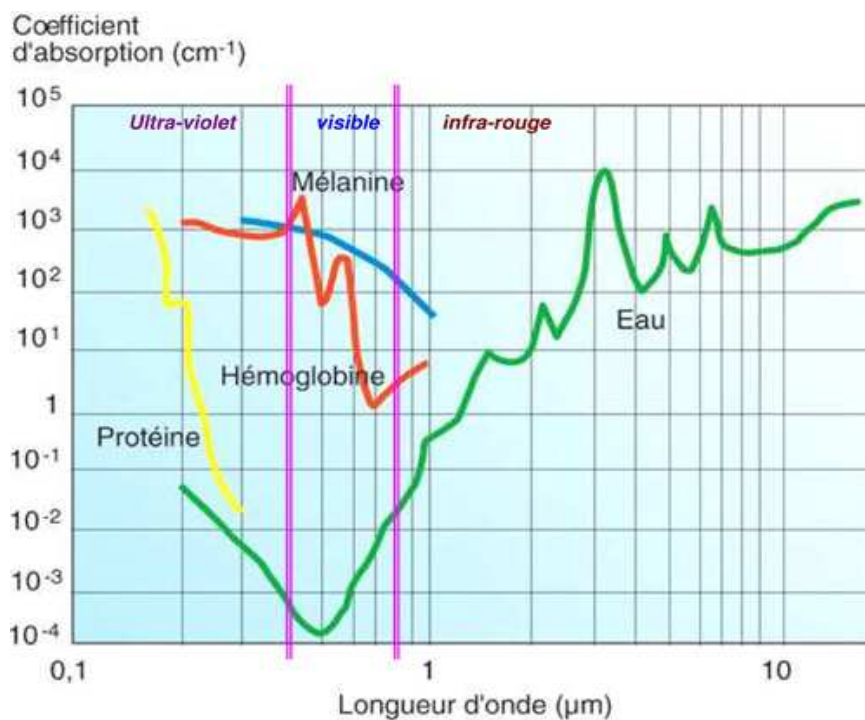


Figure (I.2) : Spectre d'absorption des 3 principaux chromophores des tissus (eau, hémoglobine et mélanine)[4]

I.1.1 Caractéristiques du tissu :

Les effets du laser sur la matière vivante dépendent des propriétés thermo optique du tissu.

a) Propriétés thermiques : [5]

La variation de la température et le transfert de chaleur dépendant essentiellement des propriétés thermiques du tissu qui sont :

- **La capacité thermique :** l'énergie qu'il faut apporter à un corps pour augmenter sa température de un Kelvin, notée **c**, exprime en (**J/ g °C**).
- **La masse volumique :** est la masse par unité de volume d'une matière à une température donnée T, notée par **ρ** , exprime en (**g/cm^3**).

- La conductivité thermique : Elle représente la quantité de chaleur transférée par unité de surface et par une unité de temps sous un gradient de température. k ($W/cm \text{ } ^\circ C$)
- La diffusivité thermique : représente la vitesse de pénétration et atténuation d'une onde thermique dans un milieu (capacité d'un matériau à imposer sa température au milieu extérieur), est défini comme soit: $a = k/c.\rho$ [cm/s^2].

b) Paramètres optiques :

• Le coefficient d'absorption :

À l'échelle moléculaire, l'absorption d'un photon incident sur une molécule se produit lorsque l'énergie de ce photon correspond à une énergie de transition électronique, vibrationnelle ou rotationnelle de la molécule. Cette énergie absorbée par la molécule est essentiellement transformée en chaleur dans les tissus biologiques, ce qui permet d'ailleurs l'utilisation thérapeutique des lasers en médecine.

À l'échelle macroscopique, on peut définir le coefficient d'absorption de la façon suivante:

à l'intérieur d'un milieu non diffusant, homogène, la variation d'intensité dI d'un faisceau collimaté le long d'un trajet élémentaire dL s'exprime sous la forme:

$$dI = -\mu_a . I . dL$$

où μ_a est le coefficient d'absorption du milieu, exprimé le plus souvent en cm^{-1} .

Le coefficient d'absorption varie avec la longueur d'onde. [6]

• Le coefficient de diffusion :

La diffusion de la lumière se produit lorsqu'une onde électromagnétique rencontre une particule d'indice de réfraction différent de celui du milieu environnant. Sous l'effet de l'onde incidente, les charges de la particule se mettent à osciller, se transformant ainsi en dipôles oscillants qui rayonnent des ondes secondaires à la même fréquence que l'onde incidente. La particule se comporte alors comme une source de lumière secondaire avec une distribution angulaire d'intensité qui lui est propre, et qui dépend en particulier de la taille de la particule, ainsi que de la longueur d'onde d'illumination.

Le coefficient de diffusion μ_s (lui aussi généralement exprimé en cm^{-1}) peut être défini de la même façon que pour l'absorption. La quantité de lumière collimaté I qui traverse un échantillon diffusant mais non absorbant d'épaisseur L sans être diffusée (c'est à dire l'intensité balistique) s'exprime sous la forme:

$$I = I_0 \exp. (\mu_s L)$$

Le libre parcours moyen $l = 1/\mu_s$ est la distance moyenne que parcourt un photon entre deux événements de diffusion successifs. Dans les tissus biologiques, il est de l'ordre de **20 à 100 μm** [7]

- **Le coefficient d'extinction :**

On définit le coefficient d'extinction total $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ qui permet d'exprimer l'atténuation globale de la lumière balistique due à l'absorption et à la diffusion. La composante balistique d'une onde plane à la traversée d'un tissu d'épaisseur L vaut donc :

$$I = I_0 \exp. (\mu_t L).$$

Enfin, on peut définir le coefficient d'extinction effectif : $\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s)}$, coefficient qui décrit l'atténuation de la lumière totale, et non plus uniquement de la lumière balistique.

I.1.2. PROCESSUS DES EFFETS INDUITS PAR L'INTERACTION LASER-TISSU :

L'interaction laser-tissu comporte plusieurs phénomènes complexes. Chacun de ces phénomènes est la résultante d'une dose d'énergie spécifique reçue par le tissu. Celle-ci est dépendante de l'irradiation (puissance délivrée rapportée à la surface et exprimée en w/cm^2) et du temps d'exposition au faisceau laser, on distingue :

L'effet photoablatif, l'effet photochimique, l'effet mécanique, l'effet thermique. [8]

1) Effet photoablatif :

L'action photoablative est basée sur l'utilisation de photons présentant une énergie supérieure à l'énergie de liaisons des molécules biologiques. Le processus photoablatif consiste ainsi en une dissolution ou une rupture de la matière et de l'expulsion des fragments à une vitesse supersonique. Des photons ayant une énergie de l'ordre de 3 à 5 MeV sont susceptibles de dissocier les liaisons peptidiques ou les liaisons carbone-carbone des chaînes polypeptidiques, provoquant une ablation du tissu sans autre phénomène thermique. Ces effets sont surtout recherchés en ophtalmologie [9]

2) Effet photochimique :

Pour obtenir cet effet, on utilise un agent photosensibilisant que l'on applique sur le tissu avant de le soumettre à un faisceau laser dont la longueur d'onde correspond au pic d'absorption de l'agent utilisé. Celui-ci, après absorption de lumière qui le fait passer à un niveau d'excitation supérieur, émet soit un rayonnement de fluorescence (photodétection), soit des substances toxiques. Pour obtenir ces effets, on utilise de faibles densités de puissance et de longues durées d'exposition. La photodétection et la photothérapie de tumeurs superficielles de la vessie sont les indications principales rencontrées en urologie.

3) Effets mécaniques :

Lorsqu'une impulsion laser de très courte durée (micro- ou nanoseconde) est focalisée sur une cible tissulaire, créant ainsi des irradiations élevées (de l'ordre de 10^{10} ou 10^{12} W/cm²), il est possible d'obtenir localement des champs électriques élevés (10^6 à 10^7 V/m²) comparables aux champs atomiques ou intramoléculaires. De tels champs induisent un bouleversement électrique du matériau de la cible ayant pour résultat la formation d'un plasma (gaz ionisé). L'onde de choc associée à l'expansion du plasma engendre des ondes de pression extrêmement importantes et par conséquent une rupture mécanique de la structure tissulaire. Cette action mécanique est le plus souvent obtenue avec des lasers Nd -YAG fonctionnant en mode continu (nanosecondes) ou en mode bloqué (picosecondes).

4) Effet thermique :

Ils résultent d'une succession de trois phénomènes distincts : la conversion de la lumière en chaleur (étape optique), le transfert de chaleur par absorption et diffusion dans le tissu (étape thermique) et la réaction tissulaire due à l'échauffement : la dénaturation (figure I.5). [10]

- La conversion de lumière en chaleur :

La source de chaleur est induite par conversion de la lumière en chaleur selon le principe suivant : l'énergie apportée par un photon va, après conversion, conduire une molécule à un niveau d'énergie vibratoire et ensuite par collision inélastique avec une autre molécule à l'accroissement de l'énergie cinétique. Cette énergie est distribuée spatialement en fonction des paramètres lasers mais aussi des coefficients optiques du tissu. L'échauffement des tissus a comme conséquence de modifier leur structure physicochimique et donc leurs propriétés optiques.

- Transfert de chaleur :

La seconde étape est le transfert de chaleur.

Cette étape joue un rôle essentiel car elle va conditionner en grande partie l'importance de l'action thermique de par la création de gradients de température au sein du tissu.

En effet, les tissus vivants sont capables de transformer une grande partie d'énergie sous forme de chaleur, car le maintien d'une température spécifique conditionne la vie tissulaire.

Il existe deux grands mécanismes de transfert de chaleur dans les tissus biologiques :

la convection et **la conduction**. [11]

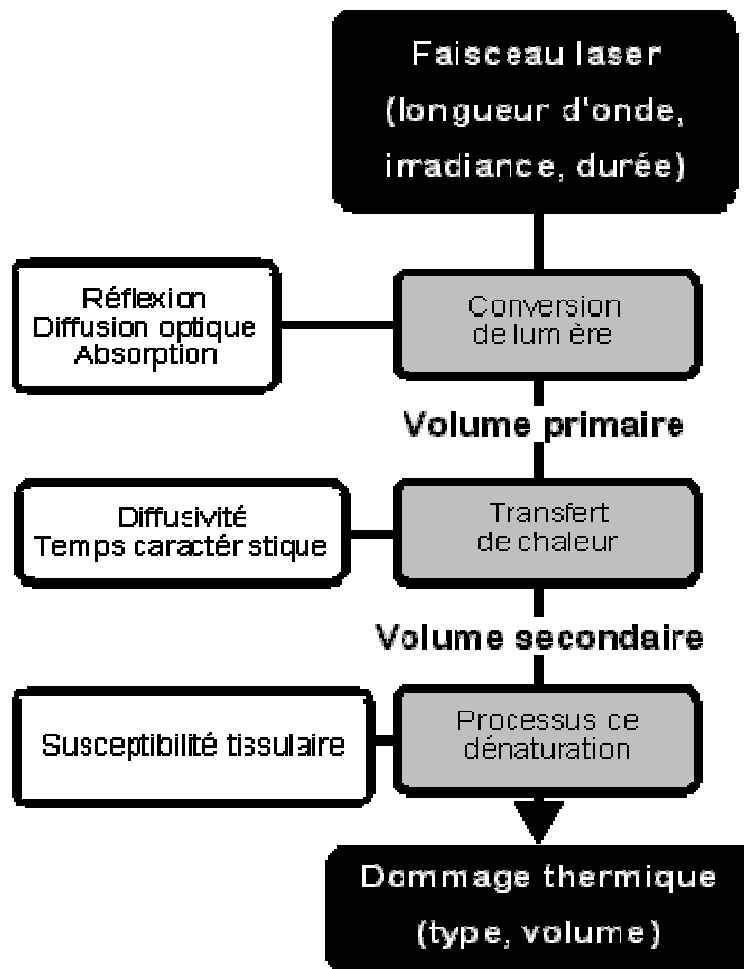


Figure (I.3) : Schéma des 3 étapes de l'action thermique [9]

- *Étape de dénaturation thermique : dommages tissulaires*

La dénaturation (ou destruction) du tissu, ou plus précisément celle de ses composés tissulaires, est déterminée par l'échauffement induit par l'absorption de la lumière laser dans le tissu. La connaissance de la cinétique de cette transformation est nécessaire pour comprendre le processus de nécrose. Cette cinétique dépend de la température dans les tissus et de son évolution temporelle.

Les vitesses de dénaturation tissulaire dépendent de la structure moléculaire des tissus à transformer. De par le très grand nombre d'états vibrationnels accessibles dans la plupart des molécules des tissus biologiques, les vitesses sont élevées, de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes à quelques secondes pour des volumes de quelques millimètres cubes à quelques dizaines de millimètres cubes.

L'action thermique de laser peut se résumer en trois actions principales selon le degré et le temps d'échauffement tissulaire (figure I.4) [10].

L'hyperthermie :

Signifiant une élévation modérée de la température, de quelques degrés centigrades, pouvant correspondre par conséquent à des températures de 41° à 44° pendant plusieurs dizaines de minutes et entraînant une mort cellulaire retardée par atteinte des processus enzymatiques.

Il s'agit là d'un processus difficile à contrôler qui est donc peu utilisé en pratique.

La coagulation :

Correspondant à une nécrose irréversible sans destruction tissulaire immédiate.

La température atteinte (de 50° à 100°), pendant une durée de l'ordre de la seconde, produit une dessiccation, un blanchissement, et une rétraction des tissus par dénaturation des protéines et du collagène.

Les tissus vont secondairement s'éliminer (détersion) avec apparition ensuite de processus de cicatrisation. La coagulation est utilisée soit pour détruire des petits phénomènes tumoraux qui seront éliminés lors de la détersion, soit pour réaliser une hémostase.

La volatilisation :

Correspondant à une perte de substance, les différents constituants tissulaires partent en fumée à une température supérieure à 100 °C, dans un temps relativement bref, de l'ordre du dixième de seconde.

On observe au niveau des berges de la zone volatilisée une zone de nécrose de coagulation car la transition thermique entre zone volatilisée et zone saine se fait graduellement.

C'est cette zone de nécrose de coagulation qui est responsable de l'effet hémostatique. Si la zone volatilisée a une grande surface (quelques millimètres de diamètre), il est possible de détruire des phénomènes tumoraux plus volumineux que ceux atteints lors d'une simple coagulation. Si la zone volatilisée est étroite (100 - 500 µm), on obtient alors un effet d'incision.

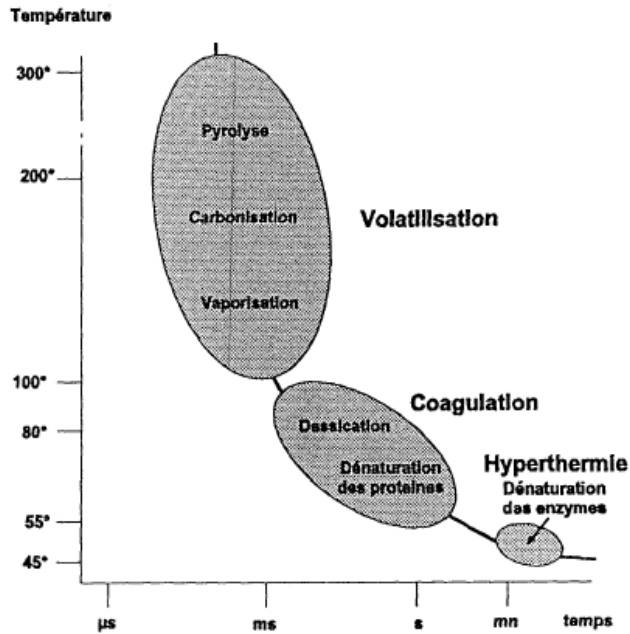


Figure (I.4) : Action de la chaleur sur les constituants tissulaires en fonction de la température et de temps [10]

I.2 CLASSIFICATION DES LASERS

Depuis la découverte du premier laser, plusieurs types de laser ont été réalisés fonctionnant à des longueurs d'ondes allant de l'infrarouge à l'ultraviolet.

Les lasers sont classés en quatre familles essentiellement distinguées par la nature de leur milieu actif :

- 1- les lasers à semi conducteurs.
- 2- les lasers à colorants.
- 3- les lasers à gaz
- 4- les lasers solides.

On se limite à ce dernier.

I.2.1 Laser solide

Généralement, le milieu actif des lasers est solide, il est composé :

Soit ; *d'ions métallique* : (Cr^{3+} , Ni^{2+} ...).

Soit ; *d'ions de terres rares* : (Nd^{3+} , Er^{3+} , ...).

L'intérêt des terres rares est d'avoir des couches électroniques proches du noyau incomplètes alors que d'autres couches plus éloignées du noyau sont complètes. Ils sont pompés exclusivement par voie optique et La longueur d'onde d'émission du laser dépend essentiellement de l'ion dopant,

leurs longueurs d'onde d'émission vont du visible jusqu'au l'infra rouge proche ($0,551\mu\text{m} \leq \lambda \leq 6,613\mu\text{m}$).

Les lasers solides sont de deux types : systèmes à 3 ou 4 niveaux :

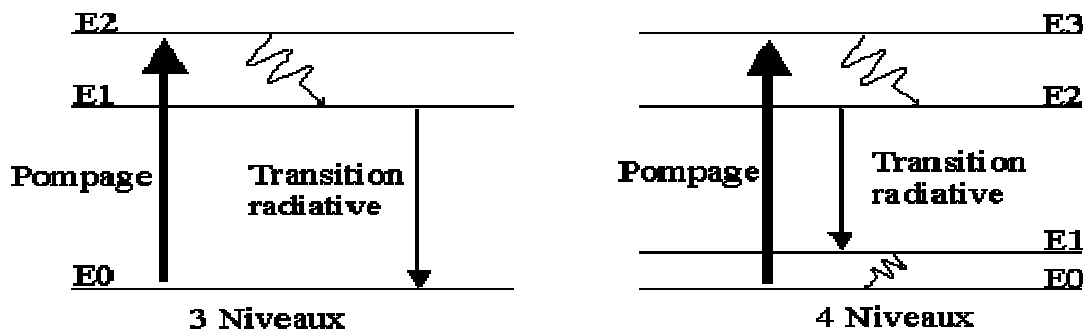


Figure (I.5) : Schéma énergétique des lasers type 3 et 4 niveaux

♦ Nd^{3+} : yag : [12]

Le Nd-YAG (Grenat d'yttrium et d'aluminium dopé avec des ions Néodyme) est un système à quatre niveaux.

Les durées de vie des niveaux E_1 et E_3 sont de l'ordre de la dizaine de nanoseconde. L'ion de terre rare (Nd^{3+}) est introduit à l'état de dopant dans un cristal de grenat d'alumine à l'Yttrium ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ OU YAG) avec une concentration de 0.75% (poids : YAG).

La transition s'effectue entre deux niveaux électroniques ${}^4F_{3/2}$ et ${}^4I_{11/2}$ (voir figure I.6).

La durée de vie de son niveau métastable est de l'ordre de $200\ \mu\text{s}$.

L'émission laser dominante se situe à $\lambda_0 = 1,0641\ \mu\text{m}$ avec une puissance qui peut atteindre quelque kilowatt en fonctionnement continu.

Par contre en régime impulsionnel, une puissance crête de l'ordre de giga watt peut être extraite sur une durée de l'ordre de (10^{-8} à 10^{-12} s).

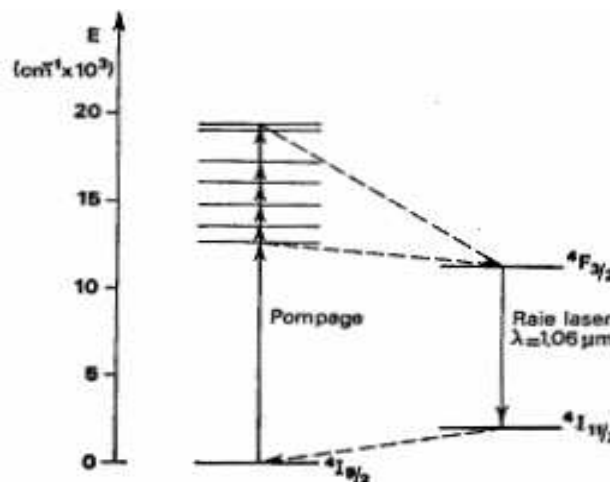


Figure (I.6) : Emission laser et niveau d'énergie dans le cas du laser Nd-YAG[12]

Le laser YAG peut fonctionner aussi en mode déclenchée. Ce type de laser appelé « Q-switched », se caractérise par la production d'impulsions très brèves mais de grande amplitude.

Dans le tableau (I.1). On donne les propriétés du laser : Nd-Yag [13] :

Cavité laser	Réfléchissant (double ou simple ellipse)-diffusant		
Refroidissement	Eau		
Milieu actif	Barreaux cylindriques		
Longueur d'onde	0.94 μ m -1.06 μ m -1.3 μ m - 1.7 μ m - 2.1 μ m		
Pompage	Lampe flash- diode laser		
Fonctionnement	Continu	relaxé	déclenché
Energie/impulsion	Continu	10mj à 100 mj	100mj à 200 mj
Duré d'impulsion	Continu	0.2-2 ms	50-5ns
Fréquence	Continu	1 -500Hz	20.-50 HZ
Puissance crête		10 kW	100 MW
Diamètre du faisceau	4 à 30 mm		

Tableau (I.1) : Les propriétés du laser Nd-Yag

I.3 LES LASERS EN DERMATOLOGIE

I.3.1 Structure de la peau

Au microscope, la peau est un organe multicouche, composée de plusieurs couches histologiques, elle est généralement subdivisée en trois couches (figure I.7): l'épiderme, le derme et l'hypoderme. [11]

1) Epiderme

Revêtement plus externe, l'épiderme est la première barrière de protection de l'organisme. Il est formé de plusieurs couches de cellules parfaitement stratifiées et ne contient pas des vaisseaux sanguins. La couche superficielle, où couche cornée est constituée de cellules kératinisées, les kératinocytes qui s'éliminent sans cesse en s'exfoliant. Celle-ci ont subi une maturation spécifique en perdant leur noyau et en devenant aplaties, pour former des lamelles superposées qui desquament. D'épaisseur variable selon les régions du corps, la couche cornée la plus épaisse recouvre la paume des mains et la plante des pieds en réaction aux contraintes et aux frottements.

En revanche, la peau qui recouvre les muqueuses n'est pas kératinisée, donc dépourvue de couche cornée.

La couche moyenne est composée de kératinocytes qui montent progressivement de la profondeur vers la superficie où ils composeront la couche cornée. Ils synthétisent au cours de ce trajet la kératine.

La couche profonde de l'épiderme constituée de cellules germinatives, assure le continuuel renouvellement de la couche cornée après ascension et maturation cellulaire.

Quatre à six semaine est nécessaire pour que l'épiderme soit renouvelé en totalité.

Dans la partie profonde de l'épiderme, on trouve également un autre type de cellules spécialisées, les mélanocytes, qui gouvernent la couleur de la peau en fabriquant de la mélanine, ce pigment se trouve en plus grande quantité dans les peaux foncées que dans les peaux claires.

2) Derme

Le derme soutien la peau. Ses cellules spécialisées, les fibroblastes, assurent la fabrication des fibres de collagène et d'élastine. Les fibres de collagène assurent le maintien et la résistance de la peau en formant une trame dense organisée en faisceaux les fibres d'élastine plus fines, permettent la souplesse et l'élasticité de la peau. Elles se raréfient progressivement au cours du vieillissement pour disparaître après l'âge de 45 ans environ. Ces fibres baignent dans un gel riche en acide hyaluronique.

Le derme contient également de nombreux vaisseaux sanguins qui assurent la nutrition de l'épiderme sus-jacent et participent à la régulation thermique.

Enfin, le derme est particulièrement riche en terminaisons nerveuses spécifiques sensibles au toucher, à la douleur, et à la température faisant de la peau un organe sensoriel.

C'est dans le derme moyen et profond que l'on trouve les glandes sudorales ainsi que les follicules des poils, auxquels sont annexées les glandes sébacées.

3) hypoderme

L'hypoderme est le matelas adipeux de l'organisme, et donne à notre silhouette ses formes plus ou moins harmonieuses. Il représente le réservoir énergétique le plus important de tout l'organisme par le stockage et la libération des acides gras.

Ses cellules graisseuses, les adipocytes, sont des cellules volumineuses, répartis différemment selon le sexe. Ils prédominent dans la région des fesses et des cuisses chez la femme, alors qu'ils siègent préférentiellement au niveau abdominal chez l'homme.

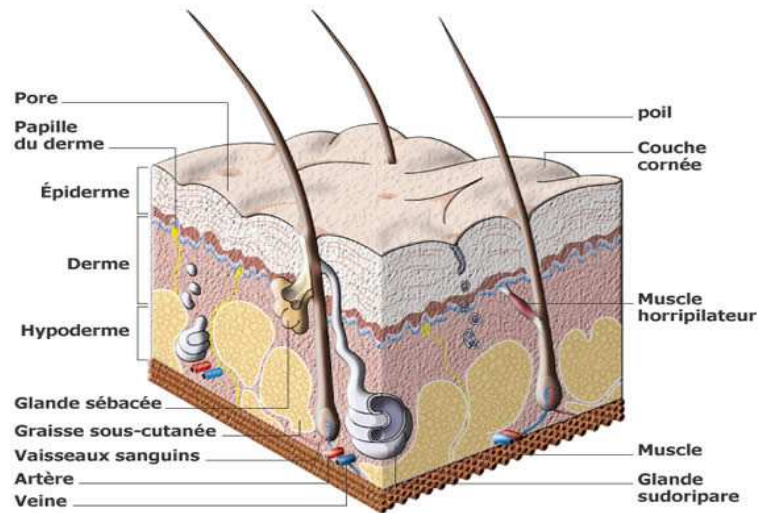


Figure (I.7) : Coupe schématique de la peau [14]

• **Composition chimique de la peau :** [14]

- 70% d'eau
- 27,5% de protides
- 2% de lipides
- 0,5% de sels minéraux (oligo-éléments)

La peau est une enveloppe élastique qui recouvre le corps. Elle a plusieurs fonctions:

- retient l'eau que renferme notre organisme,
- respire : 1 gramme d'épiderme absorbe 1 litres d'oxygène pur par heure,
- épure les toxines (sueur, sébum...),
- Constitue les réserves de sels minéraux, graisse, eau,
- Amortit les chocs, protège contre les microbes,
- Maintient notre organisme à 37⁰ C.

I.3.2 LES LASERS UTILISENT EN DERMATHOLOGIE

Les lasers sont apparus comme des sources de lumière potentiellement intéressantes pour la médecine, car ils avaient trois caractéristiques qui les distinguaient des sources conventionnelles :

- a) la directivité
- b) la possibilité de fonctionner en mode pulsé.
- c) la monochromaticité.

Cette dernière propriété (la monochromaticité) ; est sans doute la moins utile en médecine car les molécules biologiques ont un spectre d'absorption beaucoup plus étendu que la largeur du spectre émis par un laser. [15]

En pratique il y a presque quatre lasers qui sont le plus utilisé en médecine CO2, Argon, ND-YAG et rubis, à cause de ses propriétés particulières par rapports aux autres bistouris à chaleur (bistouri électrique). [16]

- Absorption sélective par certaines couleurs.
- Coagulation des vaisseaux de petit diamètre.
- Bistouri propre (pas de risque de contamination).
- Peu d'inflammation cicatricielle.
- Possibilité de passer dans les fibres optique.

En dermatologie il y a quatre familles de lasers qui sont utilisées : lasers vasculaire, lasers pigmentaires, laser abrasifs et lasers épilatoires. Chaque famille contient quatre à cinq types des lasers.

I.3.2.1 Lasers vasculaires

On appelle lasers "**vasculaires**" les lasers dont la où les longueurs d'ondes sont absorbées préférentiellement par le pigment hémoglobinique et qui agissent donc de façon plus ou moins sélective sur les vaisseaux sanguins dermiques.

La fenêtre d'activité de ces lasers se situe dans le spectre d'absorption de l'hémoglobine, entre 490 et 600 nanomètres. En fonction de leur mode d'action, on oppose classiquement deux groupes de lasers vasculaires: les lasers **continus** et **pseudo-continus**, d'une part, et les **lasers pulsés à colorant**, d'autre part. [17]

• Les lasers pseudo-continus :

Sont en fait des lasers émettent sur un mode impulsionnel, mais avec une cadence rapide, de sorte qu'ils sont assimilables quand à leur effet tissulaire aux lasers émettant de façon continue. Ils sont représentés par le laser Nd:YAG doublés en fréquence et le laser à vapeur de cuivre. Ils agissent par un mécanisme purement thermique, qui prédomine au niveau et autour des vaisseaux dermiques superficiels (nécrose de coagulation).

• Les lasers pulsés à colorant :

Les lasers à colorant pulsé produisent leur rayonnement lumineux par stimulation d'un colorant liquide. Les lasers à colorants sont la plupart du temps 'accordables' entre 550 et 590 nm, leur lumière est visible.

Les lasers à colorants pulsés sont le plus souvent utilisés dans des indications vasculaires: traitement des angiomes plans chez l'enfant et le nourrisson, traitement des angiomes stellaires, traitement de la couperose chez l'homme ou la femme. De manière moins fréquente, on utilise le

laser colorant pulsé dans d'autres pathologies comme le psoriasis où il est efficace sur les nouvelles lésions.

I.3.2.2 Lasers pigmentaires :

Ont pour cible sélective la **mélanine** contenue dans les mélanosomes d'une part, ainsi que les pigments minéraux ou organiques qui rentrent dans la composition des **tatouages**, d'autre part.

Trois types de lasers sont utilisés dans le traitement des tatouages au laser et des lésions mélaniques bénignes :

- Les lasers alexandrite
- rubis
- Nd:YAG doublé ou non en fréquence.

Ces lasers fonctionnent en mode impulsionnel déclenché (Q-switched) avec des durées extrêmement brèves, de l'ordre de la nanoseconde à la dizaine de nanosecondes. Ces durées sont très inférieures aux temps de relaxation thermique des cibles, ce qui aboutit à une photothermolyse sélective des pigments avec fragmentation de ceux-ci et élimination secondaire transépidermique ou par phagocytose. [18]

I.3.2.3 Lasers dépilatoires :

Il existe plusieurs lasers dépilatoires. On distingue schématiquement les lasers pour les peaux claires et les lasers pour les peaux foncées. Pour les teints clairs (poils noir et peau peu hâlée), il est habituel d'utiliser un laser alexandrite.

Le principe des lasers dépilatoires est de chauffer et détruire le poil. Ils nécessitent pratiquement toujours l'organisation de plusieurs séances en fonction des zones à traiter et du type de patient, compté entre 4 et 6 séances habituellement. Dans d'autres cas, ils peuvent être couplés à des systèmes d'impacts automatisés (scanner) qui répartissent automatiquement la lumière et évitent un nouveau passage tout en diminuant les sensations douloureuses [18].

Le traitement aboutit à la raréfaction des poils et à un calibre de plus en plus fin, on parle d'épilation définitive. Dans de rares cas, certains patients pourront nécessiter une à deux séances d'entretien par an, parfois moins.

I.3.2.4 Laser abrasive :

On réserve en général ce qualificatif aux lasers CO₂ pulsés et erbium-YAG proposés depuis quelques années dans le « relissage » ou « resurfaçage » cutané (traitement des rides, cicatrices).

- Lasers CO2 continu : Le rayonnement du laser CO2 est absorbé par l'eau intra- et extracellulaire et provoque, par effet thermique, une volatilisation non sélective des tissus, avec perte de substance et nécrose de coagulation des berges. Ses indications sont très étendues, recouvrant l'ensemble des lésions tumorales dermo-épidermiques ne nécessitant pas de contrôle histologique de l'exérèse.
- Lasers CO2 pulsés et Erbium : Plusieurs types d'appareils existent sur le marché. Pour les lasers CO2 pulsés, grâce à un mode d'émission pulsée ou par l'intermédiaire d'un dispositif à balayage rapide, il est possible d'obtenir des durées d'impulsion brèves, de l'ordre de 0,5 à 1 milliseconde.
- Pour les lasers erbium-YAG : La durée d'impulsion est plus courte, de 0,30 à 0,35 milliseconde. Avec de telles valeurs basses d'impulsion, l'effet produit est essentiellement mécanique (vaporisation explosive). Lorsqu'on se rapproche de 1 milliseconde, l'effet produit est mixte, mécanique et thermique (volatilisation). Il en résulte une destruction épidermique et une atteinte du derme superficiel à l'origine d'une synthèse secondaire de collagène. L'aboutissement est l'obtention d'un derme « régénéré » non cicatriciel, permettant de retrouver une bonne tension cutanée et un effet de relissage.

Le tableau suivant résume les lasers utilisés en dermatologie [19]:

laser	Longueur d'onde	Application
CO ₂ impulsionnel	10.6µm	Resurfaçage
Erbium : YAG impulsionnel	2.94µm	Resurfaçage
Er : Glass avec refroidissement	1.54µm	Remodelage
Laser diode avec refroidissement	1.45µm	Remodelage
Nd : YAG avec refroidissement	1.32µm	Remodelage
Nd : YAG Q-Switched	1.06µm	Dépigmentation-detatouage
Nd : YAG milliseconde	1.06µm	Epilation vasculaire
Diode milliseconde avec refroidissement	950nm	Remodelage
Diode milliseconde	800-810nm	Epilation
Alexandrite Q-Switched	755nm	Dépigmentation-détatouage
Alexandrite milliseconde	755nm	Epilation
Rubis Q-Switched	694nm	Dépigmentation-détatouage
Rubis milliseconde	694nm	Epilation
Colorant pompé par flash	585nm-595nm	Vasculaire remodelage
Vapeur de cuivre	578nm-510nm	Vasculaire Dépigmentation
Nd : Yag doublé Q-Switched	532nm	Dépigmentation-detatouage
Nd : Yag doublé milliseconde	532nm	Vasculaire Dépigmentation
Colorant pompé par Argon	577nm-595nm	Vasculaire
Argon	514nm-488nm	Vasculaire dépigmentation
Laser Excimètre	308 nm	Psoriasis

Tableau (I.2): Lasers utilisés en dermatologie

I.4 QUELQUES APPLICATIONS DERMATOLOGIQUES:

I.4.1 Angiome plan:

Un angiome et une malformation vasculaire qui peut être présentées des la naissance (congénital) ou apparaître par la suite (acquis)

On distingue 3 types d'angiomes :

- L'angiome plan, classiquement appelé tache de vin, il s'agit d'une tache rouge, sans relief, et qui n'aura pas tendance à diminuer dans le temps.
- Les hémangiomes, que l'on appelait aussi (angiomes immatures), caractérisés par des malformations vasculaires souvent complexes avec une importante épaisseur. Ils auront souvent tendance à régresser dans le temps.
- Les angiomes stellaires : il s'agit de petites lésions vasculaires fréquentes qui apparaissent habituellement sur le visage, en forme de point vasculaire et de petits vaisseaux en ramification autour, ceux-ci font classiquement l'objet d'un traitement par laser.



Avant traitement

Après le traitement

Figure (I.8) : Angiome plan de la face

La cause exacte des angiomes plans demeure inconnue. Les recherches les plus récentes pointent une composition génétique qui contrôle la musculature des parois artérielles et capillaires. Il n'existe aucun lien connu avec un aliment ou médicament ingéré pendant la grossesse, ou avec une activité poursuivie au cours de cette période.

Les angiomes plans sont localisés dans le visage, le cou et le crâne sont les principaux sites (85% -90%), mais ils peuvent apparaître à n'importe quel point du corps.

➤ Les principes de traitement par le laser ; Il y'a deux types [20] :

- **La photothermolyse sélective** : consiste à chauffer très rapidement le vaisseau à une température $>100^{\circ}\text{C}$, tout en limitant l'échauffement du derme (impulsion laser très intense $I=20\text{Kw}/\text{cm}^2$, plus court que la température de relaxation : la fluence $6-8 \text{ J}/\text{cm}^2$), l'hémoglobine absorbe la lumière, la convertit en chaleur, l'augmentation de la chaleur dans le vaisseau entraîne une élévation de la pression, provoquent la rupture du vaisseau, avec une extravasation du sang.

Cliniquement, la présence d'une hémorragie microscopique confirme cette vaporisation du sang, c'est le principe du laser colorant pulsé.

▪ **La photocoagulation sélective** : la lumière est absorbée par l'hémoglobine, la convertir en chaleur et le transfert aux parois vasculaire entraînant une coagulation de celle-ci, et d'une zone très restreinte autour d'elle. Le derme reste viable, les glandes sudoripares sébacées et les follicules pileux restent intacts. Le transfert de la chaleur n'aura lieu que si la durée d'impulsion est plus longue que le temps de relaxation de la paroi vasculaire ; en effet, une durée d'impulsion 3 à 5 fois le temps de relaxation s'avère généralement bien adaptée.

Ce principe est appliqué aux lasers argon, Nd - Yag doublé, vapeur cuivré, Krypton, colorant continu.

I.4.2 La Couperose

La couperose fait référence aux ligne rouge ou violacée (le terme médical est télangiectasies) mesurant 0.1 mm à 1.5 mm, qui sillonnent le visage de certaines personnes résultant de la dilatation de petits vaisseaux sanguins. On les retrouve le plus souvent chez les personnes à peau claire, surtout sur le nez et les joues. La couperose peut être légère, ou produire des lignes violacées marquées et persistante que l'on associe souvent à tort avec l'alcoolisme.

La couperose sur le nez est souvent plus prononcée chez les hommes que chez les femmes [21].



Avant le traitement Après le traitement

Figure (I.9) : Photos de couperose

➤ Le principe de traitement :

Il s'agit sous l'effet de laser d'obtenir une diminution de la densité vasculaire par coagulation des vaisseaux du derme, sans effectuer d'altération.

I.4.3 Les varicosites :

Les varicosites sont des dilatations permanentes des veinules intradermiques des membres inférieure [22]

On distingue différents types de varicosites :

- Des varicosites bleues dont le diamètre entre 0.5 mm et 2 mm
- Des varicosites rouges d'un diamètre inférieure à 0.5 mm



Avant le traitement Après le traitement

Figure (I.10) : Image d'une varicosités

➤ Le principe de traitement

Le laser va entraîner à travers la peau, la température des vaisseaux est montée, cette modification thermique va coaguler le vaisseau par le biais de l'altération de la paroi, ou le fissurer, lorsque cette montée en température est brutale.

I.4.4 Les taches pigmentaires

Elles sont de deux sortes [23] :

- Les taches pigmentaires survenant, avec les années, sur le visage ou sur le dos des mains hommes et femmes que l'on appelle « mélanose actiniques ».
- Les taches congénitales à type de tâche café au lait

➤ Le principe du traitement

Il est relativement simple, pour les taches sur le visage ou sur le dos des mains. Le médecin va envoyer des impulsions lumineuses sur la peau qui vont casser le pigment. Il s'ensuit la formation d'une petite croûte superficielle qui disparaît en deux semaines environ, laissant un aspect dépigmenté sous-jacent.

I.4.5 Le détatouage

Lorsqu'une personne souhaite faire disparaître un tatouage, les nouvelles techniques mises en œuvre font appel à des lasers Q-Switched (rubis, YAG ou Alexandrite). Le laser induit alors un phénomène mécanique de fragmentation des particules minérales, qui constituent le tatouage, et qui aboutit à leur élimination transépidermique pour une part et à leur phagocytose par les macrophages pour d'autre part [24].



Avant le traitement Après le traitement

Figure (I.11) : Le tatouage

On peut effacer les tatouages amateurs, professionnels ou cosmétique. La performance du traitement est essentiellement liée à la profondeur de l'encre (qui peut nécessiter un nombre plus ou moins important de séances) mais également à la couleur du tatouage. Les couleurs que l'on efface le plus facilement sont le bleu, le noir et le rouge, le vert des tatouages professionnels pose fréquemment problème.

I.4.6 Épilation laser

L'épilation par laser est une technique maintenant reconnue. Plusieurs mécanismes d'action peuvent être utilisés : soit une action photochimique, soit une action photomécanique, soit une action thermique. Il est beaucoup trop tôt pour tirer des conclusions quant aux essais de photothérapie dynamique [25]. Le chromophore que l'on cherche à atteindre est ici la mélanine présente dans la tige mais aussi et surtout dans le bulbe pileux. Il est ainsi possible de définir une fenêtre thérapeutique entre 600 et 1200 nm, qui correspondent à un compromis convenable entre une absorption sélective correcte par le chromophore et une pénétration suffisante pour atteindre le bulbe. Le recours à des systèmes de refroidissement permet enfin d'améliorer la sélectivité thermique.

Chapitre II

Modélisation mathématique

Introduction

Les interactions de la lumière avec les tissus biologiques sont à l'origine de nombreuses techniques médicales de traitement et de diagnostic.

Pour améliorer l'efficacité de ces techniques, il est important de pouvoir décrire la propagation de la lumière dans un tel milieu.

Dans ce but, nous avons étudié dans ce travail l'un des modèles qui décrit la propagation de la lumière dans les tissus biologique qui est le modèle basé sur l'équation de transfert radiatif, notée généralement (ETR) et approximée par l'équation de diffusion dans le cadre de l'approximation de diffusion.

II.1 APPROXIMATION DE DIFFUSION

L'équation de diffusion est une équation très générale dans la physique, pour décrire par exemple la diffusion de gaz (ou liquide), la propagation du son et la propagation des neutrons dans les réacteurs nucléaires [29].

Dans les tissus biologiques, cette approximation est une approximation de l'équation de transfert radiatif décrit la propagation de la lumière dans les milieux fortement diffusés.

L'équation de diffusion est donnée par la formule suivante [7] :

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial t} - D \nabla^2 \varphi(r, z, t) + \mu_a \varphi(r, z, t) = S(r, z, t) \quad (\text{II.1})$$

Où :

- $\Phi(r, z, t)$: La fluence des photons [J/m^2].
- C : La vitesse de la lumière dans le tissu. Où : $C = \frac{C_0}{n}$ avec :
- "n" : L'indice de réfraction du tissu et "c" la vitesse de la lumière dans le vide (3.10^8 m/s)
- D [cm^{-1}] : coefficient de diffusion où :

$$D = \frac{1}{3 \gamma} \quad ; \quad \gamma = \mu_a + (1 - g) \mu_s \quad (\text{II.2})$$

μ_a [cm^{-1}] : coefficient d'absorption du tissu

μ_s [cm^{-1}] : coefficient de diffusion du tissu

$S(r, z, t)$: la fonction source

a) La fonction source :

Représente la densité de puissance absorbée par un volume unitaire du tissu au point (r, z, φ) , elle dépende des interactions entre la lumière laser et le tissu biologique.

Dans notre cas la source est un laser pulsé, sa forme est la suivante [25] :

$$S(r, z, t) = \varphi_m (1 - R) \gamma \cdot \exp(-\gamma \cdot z) \cdot f(r) \cdot q(t) \quad (\text{II.3})$$

φ_m [J/cm²] : fluence maximal du laser à l'entrer

$$\varphi_m = \frac{4E}{\pi d^2}$$

E : Énergie d'un pulse

d : Diamètre du spot

R : Coefficient de réflexion

$\gamma = \mu_a + (1 - g)\mu_s$: Coefficient d'atténuation

g : Le facteur d'anisotropie

$$f(r) = \exp\left[-\left(\frac{r^2}{\omega^2(z)}\right)\right] \quad (\text{II.4})$$

$\omega(z) = \omega_0 \exp\left(\frac{1}{2}\mu_s z\right)$: Le rayon du faisceau laser à l'intérieure de tissu

ω_0 : Le diamètre du faisceau laser dans le plan $z=0$

$$q(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\left(\frac{t^2}{2\sigma^2}\right)\right] \quad (\text{II.5})$$

$f(r)$ et $q(t)$: sont des fonctions normalisées décrivant respectivement la dépendance spatiale et temporelle de la radiation incidente.

Un modèle a été proposé par Yoon et al, dite modèle du faisceau élargi, dire qu'un faisceau laser de forme gaussienne se propage dans la direction radiale de la même manière et s'atténue exponentiellement en profondeur dans la direction axiale.

Le terme $[\exp(-\gamma z)]$ indique que le laser est atténué exponentiellement à travers le milieu absorbant.

b) géométrie du modèle

L'équation de diffusion peut être résolue analytiquement pour des géométries simples comme un milieu infini homogène, le cas le plus simple, milieu semi infini homogène et milieu opaque homogène. Pour les géométries plus complexes, Comme ceux rencontrés dans le tissu réel, des approximations peuvent être employées et des méthodes numériques utilisées, la méthode des

éléments finis qui est très flexible par exemple, permet la grande liberté dans le choix de la géométrie [29].

Pour notre problème, on choisit une géométrie simple du tissu qui est représentée dans la figure (II.2).

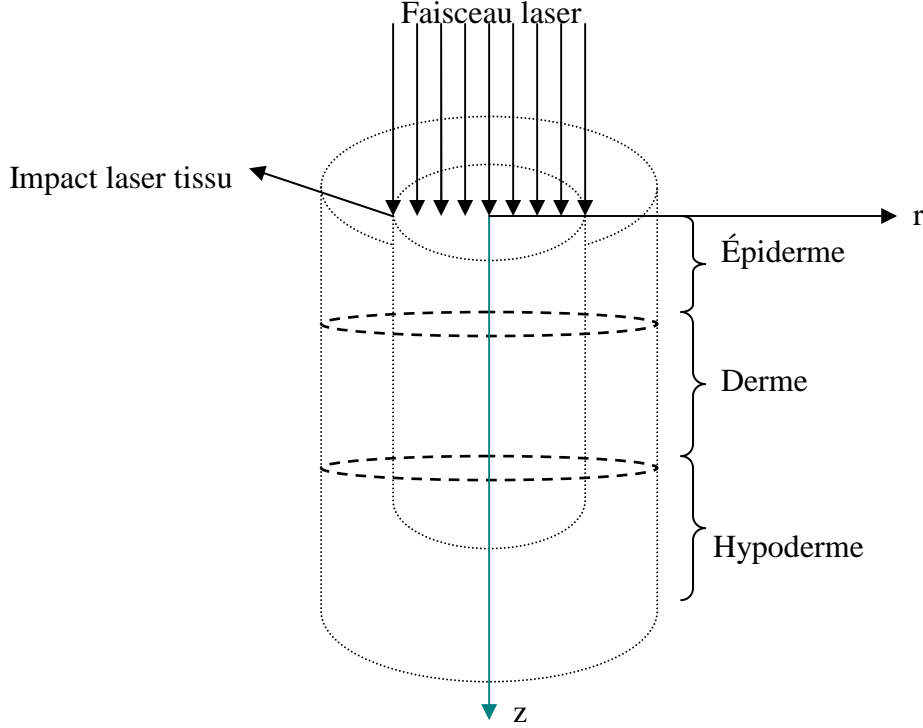


Figure (II.2) : Représentation des différentes couches de la peau irradiée par laser

En coordonnées cylindriques le Laplacien s'écrit:

$$\nabla^2 = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \phi^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

L'équation (II.18) devient :

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial t} - D \left[\frac{\partial^2 \varphi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varphi}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \phi^2} + \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} \right] + \mu a \varphi(r, z, t) = s(r, z, t) \quad (\text{II.6})$$

Dans le cas d'une symétrie axiale : $\frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial \phi^2} = 0$

L'équation générale (II.18) devient :

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial t} - D \left[\frac{\partial^2 \varphi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varphi}{\partial r} + \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} \right] + \mu a \varphi(r, z, t) = s(r, z, t) \quad (\text{II.7})$$

II.2 MODELE NUMERIQUE

La méthode que nous utilisons pour résoudre l'équation de diffusion est celle des volumes finis, où les étapes à suivre sont : le maillage, la discrétisation et la résolution du système d'équation algébrique [30].

II.2.1 La méthode des volumes finis

La méthode des volumes finis développées par SPALDING et PATANKAR, est une méthode de résidus pondérés dans laquelle les fonctions de poids sont égales à l'unité dans des volumes finis donnée et nulle partout ailleurs. Sa grande simplicité de mise en oeuvre a fait qu'elle a connu un essor fulgurant depuis les années 1970-1980. Elle est à l'origine de la majorité des codes de calculs en géométrie cartésienne.

Cette méthode consiste à diviser tout le domaine physique en un ensemble des petits volumes jointifs appelés «volumes de contrôle » chaque volume de contrôle contient un point situé en son milieu [30]

II.2.2 Le maillage

Dans le but d'approcher numériquement la solution de l'équation de diffusion et pour des raisons de symétrie, nous ne considérons qu'une seule tranche du cylindre (figure II.3) que nous recouvrons par le maillage non uniforme dont les volumes de contrôle sont rectangulaires.

Δz : côté du volume de control dans la direction z.

Δr : côté du volume de contrôle dans la direction r .

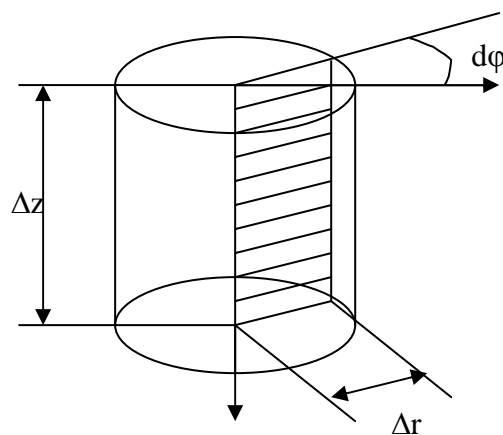


Figure (II.3) : Illustration du domaine d'étude

✓ **Le maillage suivant la direction radiale**

Le nombre de points suivant r est i_l . Il doit être pair pour faciliter la génération symétrique du maillage radial par rapport au centre de la base du cylindre. Les points (i) sont centrés dans les $\Delta r(i)$ qui sont les dimensions des volumes finis suivant r (figure II.4).

Ces dimensions sont plus petites près du centre de la surface libre du cylindre et augmentent progressivement suivant une suite géométrique tout en s'éloignant du centre, on détermine le maillage le long du rayon de la surface libre ou de la base, cette distance est égale à 1.

Pour $1 \leq i \leq i_l / 2$, la série géométrique est générée comme suite.

$$\Delta r(1) = 0$$

$$\Delta r(2) = g$$

$$\Delta r(3) = c.g$$

$$\Delta r(4) = c^2.g$$

$$\Delta r(i_l - 1)g = C^{\frac{i_l}{2} - 3}$$

$$\sum_{i=1}^{\frac{i_l}{2}} \Delta r(i) = \frac{1}{2}$$

$$g(1 + c + c^2 + \dots + c^{\frac{i_l}{2} - 3} + c^{\frac{i_l}{2} - 2}) = \frac{1}{2}$$

$$g \left(\frac{1 - c^{\frac{i_l}{2} - 1}}{1 - c} \right) = \frac{1}{2}$$

$$g = \frac{1}{2} \left(\frac{1 - c}{1 - c^{\frac{i_l}{2} - 1}} \right)$$

avec $C = Cste > 1$, sa valeur dépend de la taille du volume étudié.

Par symétrie on détermine le maillage non uniforme le long de rayon du cylindre.

$$\Delta r(i) = c.\Delta r(i-1) \quad \text{pour } 3 \leq i \leq \frac{i_l}{2}$$

$$\Delta r(i) = \Delta r\left(\frac{i_l}{2}\right) \quad \text{pour } \frac{i_l}{2} + 1 \leq i \leq i_l - 1$$

$$dr(i) = \frac{\Delta r(i) + \Delta r(i+1)}{2} \quad \text{pour } 3 \leq i \leq i_l - 1$$

$$r_p(1) = 0$$

$$r_p(i) = r_p(i-1) + dr(i-1) \quad \text{pour } 2 \leq i \leq i_l$$

$$r_c(1) = 0$$

$$r_c(i) = r_c(i-1) + \Delta r(i) \quad \text{pour } 2 \leq i \leq i_l - 1$$

Avec : les $dr(i)$ sont les distances entre les points i et $i+1$.

Les $r_p(i)$ sont les coordonnées des faces radiales des volumes de contrôle.

Les $r_c(i)$ sont les coordonnées radiales des faces radiales des volumes de contrôle.

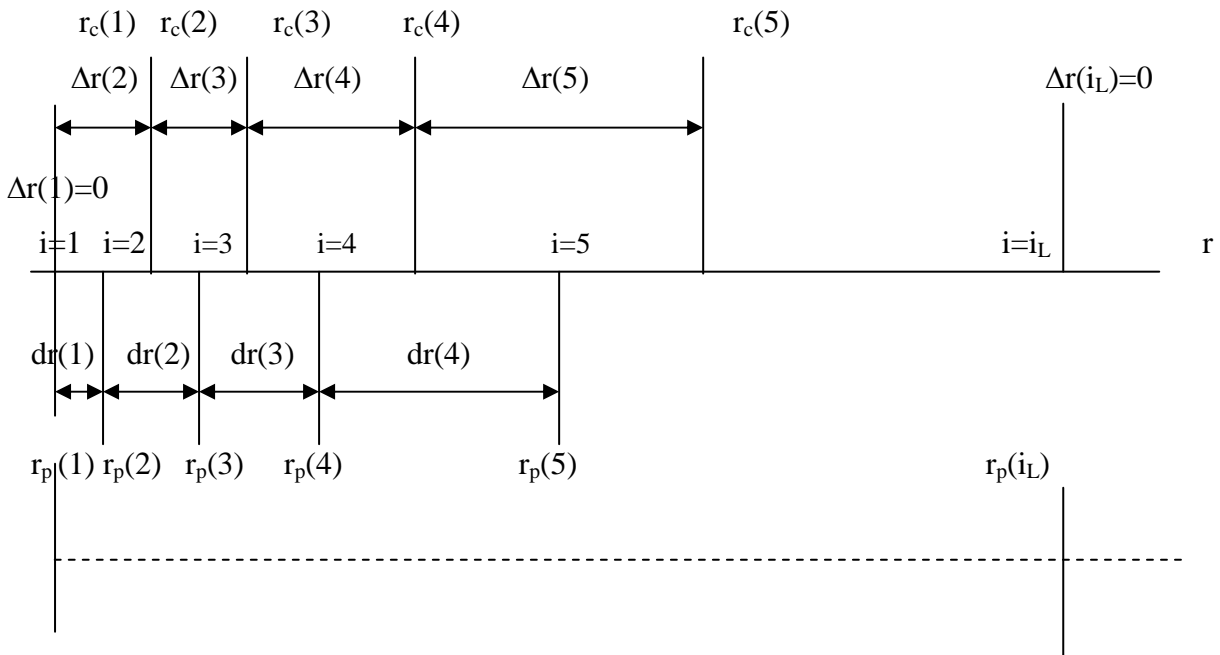


Figure (II. 4) : Le maillage suivant la direction radiale

✓ **Le maillage suivant la direction axiale**

Le nombre de points suivant z est j_L , le maillage non uniforme est généré par une suite géométrique le long de la demi hauteur du cylindre est égale à $1/2$ comme suit :

$$\Delta z(1) = 0$$

$$\Delta z(2) = h$$

$$\Delta z(3) = ch$$

$$\Delta z(4) = c^2 h$$

$$\Delta z(j_L - 1)h = c^{\frac{j_L - 3}{2}}$$

$$\sum_{j=1}^{\frac{j_L}{2}} \Delta z(j) = \frac{1}{2}$$

$$h(1 + c + c^2 + c^3 + \dots + c^{\frac{j_L - 3}{2}} + c^{\frac{j_L - 2}{2}}) = 1/2$$

$$h \left(\frac{1 - c^{\frac{j_L - 1}{2}}}{1 - c} \right) = 1/2$$

$$h = 1/2 \left(\frac{1 - c}{1 - c^{\frac{j_L - 1}{2}}} \right)$$

avec $c = c^{te} > 1$, sa valeur dépend de la taille du volume étudié.

$$\begin{aligned} \Delta z(j) &= c \Delta z(j+1) && \text{pour } 3 \leq j \leq \frac{j_L}{2} \\ \Delta z(j) &= \Delta z\left(\frac{j_L}{2}\right) && \text{pour } \frac{j_L}{2} + 1 \leq j \leq j_L - 1 \\ dz(j) &= \frac{\Delta z(j) + \Delta z(j+1)}{2} && \text{pour } 3 \leq j \leq j_L - 1 \\ z_p(1) &= 0 \\ z_p(j) &= z_p(j-1) + dz(j-1) && \text{pour } 2 \leq j \leq j_1 \\ z_c(1) &= 0 \\ z_c(j) &= z_c(j-1) + \Delta z(j) && \text{pour } 2 \leq j \leq j_L - 1 \end{aligned}$$

Avec : les $dz(j)$ sont les distances entre les points j et $j+1$.

Les $z_p(j)$ sont les coordonnées axiales des points j .

Les $z_c(j)$ sont les coordonnées axiales des faces radiales des volumes des contrôles.

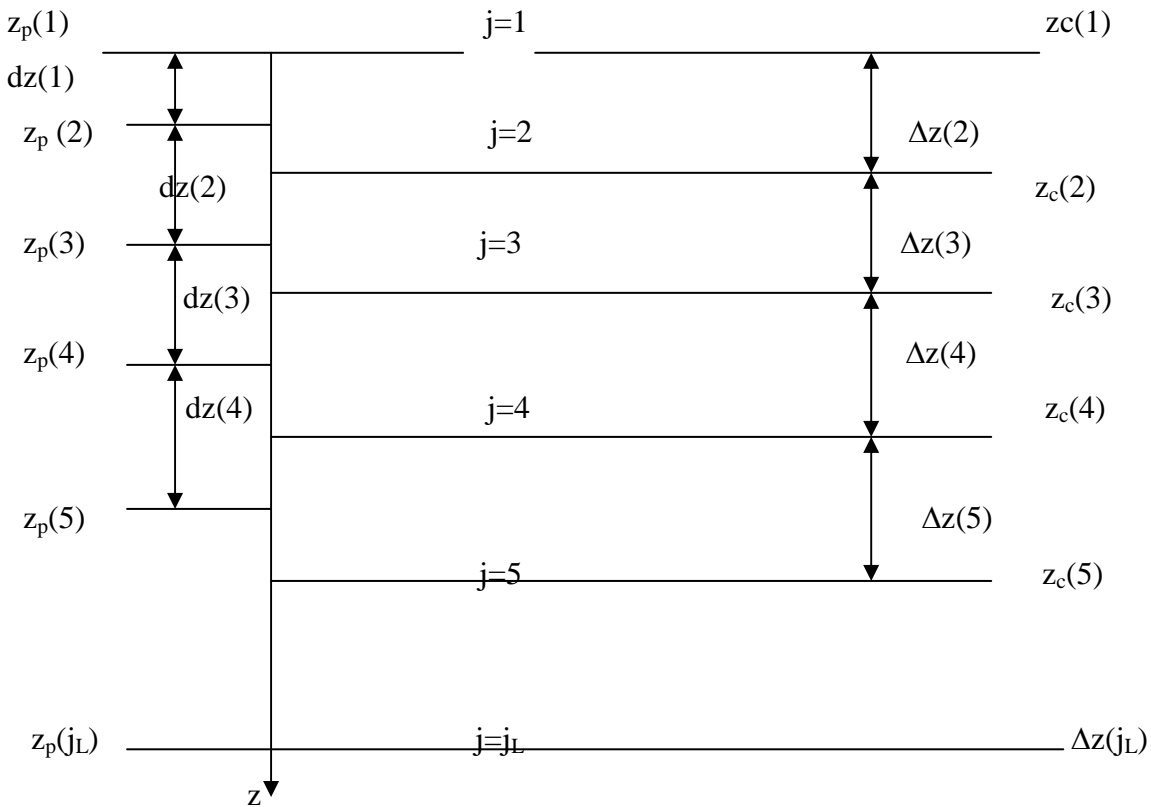


Figure (II.5) : Le maillage suivant la direction axiale

- Le nombre de nœuds total est (i_L, j_L) représente le nombre d'équation à résoudre.
- On considère le maillage suivant les figures précédentes, on note p le centre du volume de contrôle considéré.

II.2.3 Localisation des variables :

Pour localiser les variables, on considère le maillage de la figure (II.6), E, W, N, S les centres des volumes de contrôle considéré. Les points e, w, n, et s désignent les faces Est, Ouest, Nord et Sud respectivement du volume de control considéré.

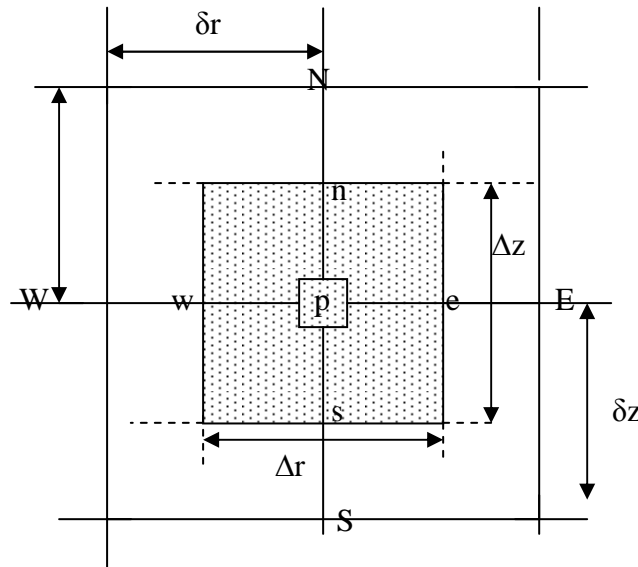


Figure (II.6) : Discrétisation bidimensionnelle montrant les volumes fins

II.2.4 discrétisation :

Dans toutes les méthodes numériques de résolution d'équation aux dérivées partielles intervient la notion de discrétisation. C'est-à-dire la recherche de la solution du problème en un nombre fini de point régis par les équations algébriques, sa solution donne les valeurs exigées aux points du maillage. L'équation de diffusion (II.24) est intégrée tout d'abord sur le volume de contrôle correspondant entre les temps t et t+Δt.

Le volume de control élémentaire dv égal à

$$dv = r dr dz \text{ par radian.}$$

Nous avons :

$$\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial \varphi}{\partial r} \right)$$

L'équation (II.24) peut être écrite sous cette forme :

$$\underbrace{\int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} \frac{1}{c} \frac{\partial \varphi(r,z,t)}{\partial t} r dr dz dt}_{\text{I}} - \underbrace{\int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} D \left[\frac{\partial^2 \varphi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varphi}{\partial r} + \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} \right] r dr dz dt}_{\text{II}} + \underbrace{\int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} \mu a \varphi(r,z,t) r dr dz dt}_{\text{III}} = \underbrace{\int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} s(r,z,t) r dr dz dt}_{\text{IV}}$$

Où bien :

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} \frac{\partial \varphi(r,z,t)}{\partial t} r dr dz dt = \int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} c D \left[\frac{\partial^2 \varphi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varphi}{\partial r} + \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} \right] r dr dz dt - \int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} c \mu a \varphi(r,z,t) r dr dz dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_{wn}^{es} c S(r,z,t) r dr dz dt$$

L'illustration d'un volume de contrôle sous forme matricielle est la suivante :

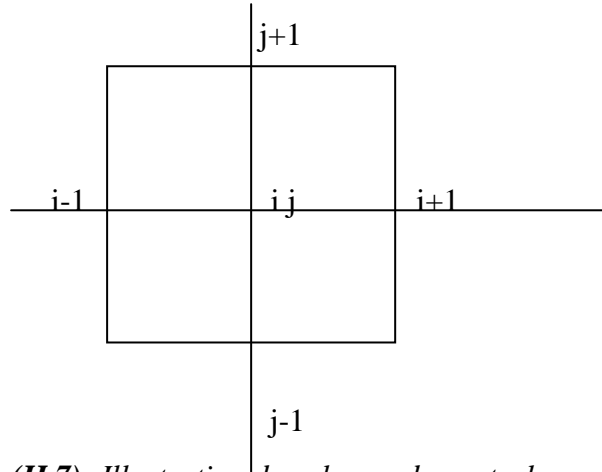


Figure (II.7): Illustration de volumes de control sous forme matriciel

$$I = \int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial t} r dr dz dt = \int_t^{t+\Delta t} \frac{\partial \varphi}{\partial t} dt \int_w^e \int_n^s r dr dz = [\varphi_p^{t+\Delta t}(i, j) - \varphi_p^{t+\Delta t}(i, j)] r_p \Delta r \Delta z \quad (II.8)$$

En ce qui concerne les autres termes, une fois l'intégration spatiale effectuée, on utilise l'écriture générale suivante :

$$\int_t^{t+\Delta t} \varphi_p dt = [\alpha \varphi_p^{t+\Delta t} + (1 - \alpha) \varphi_p^t] \Delta t \quad (II.9)$$

Cette écriture permet de retrouver les trois schémas classiques de la méthode des différences finies suivant les valeurs de α [30]

$\alpha = 0$ schéma explicite (conditionnellement stable).

$\alpha = 1$ schéma implicite.

$\alpha = 0.5$ schéma semi implicite de Crank Nicolson

Les valeurs de α peuvent être interprète à partir de la variation de φ_p en fonction de t

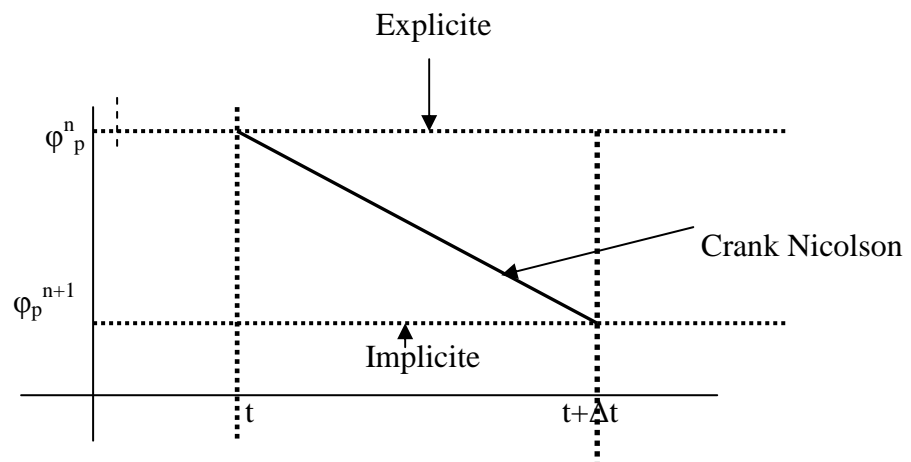


Figure (II.7) : La variation de la variable φ avec le temps pour les trois schémas

$$II = cD \int_t^{t+\Delta t} \int_w \int_n \left[\frac{1}{r} \frac{\partial \phi}{\partial r} \left(r \frac{\partial \phi}{\partial r} \right) \right] r dr dz dt = cD \Delta z(j) \left[r_c(i) \frac{\phi^{n+1}(i+1, j) - \phi(i, j)^{n+1}}{dr(i)} - r_c(i-1) \frac{\phi^{n+1}(i, j) - \phi^{n+1}(i-1, j)}{dr(i-1)} \right] \Delta t \quad (II.10)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_w \int_n cD \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} r dr dz dt = cD r_p \Delta r_p \left[\frac{\phi^{n+1}(i, j+1) - \phi^{n+1}(i, j)}{dz(j)} - \frac{\phi^{n+1}(i, j) - \phi^{n+1}(i, j-1)}{dz(j-1)} \right] \Delta t \quad (II.11)$$

$$III = \int_t^{t+\Delta t} \int_w \int_n c \mu_a \phi r dr dz dt = c \mu_a r_p \Delta r_p \Delta z_p \Delta t \phi^{n+1}(i, j) \quad (II.12)$$

Le terme source

$$IV = c \int_t^{t+\Delta t} \int_w \int_n s(r, z, t) r dr dz dt = c.S^{n+1}(r_p, z_p) r_p \Delta r \Delta z \Delta t \quad (II.13)$$

Après la sommation des différents termes, on obtient l'équation générale de discrétisation, et dans le cas du schéma implicite :

$$a_p(i, j) \phi^{n+1}(i, j) = a_e(i, j) \phi^{n+1}(i+1, j) + a_w(i, j) \phi^{n+1}(i-1, j) + a_s(i, j) \phi^{n+1}(i, j+1) + a_n(i, j) \phi^{n+1}(i, j-1) + S' \quad (II.14)$$

n+1 : à l'instant t+Δt.

Par comparaison on obtient :

$$a_e(i, j) = cD \frac{r_c \Delta z(j)}{dr_i} \quad a_w(i, j) = cD \frac{\Delta z(j) r_c(i-1)}{dr(i-1)}$$

$$a_s = cD \frac{r_p(i) \Delta r_p(i)}{dz(j)} \quad a_n(i, j) = cD \frac{r_p(i) \Delta r_p(i)}{dz(j-1)}$$

Alors

$$a_p(i, j) = a_e(i, j) + a_w(i, j) + a_s(i, j) + a_n(i, j) + r \Delta r \Delta z \left(\frac{1}{\Delta t} - \mu_a c \right) \quad (II.15)$$

$$S'(i, j) = \left[c.S^{n+1} + \frac{\phi^{n+1}(i, j)}{\Delta t} \right] r_p(i) \Delta r(i) \Delta z(j) \quad (II.16)$$

II.2.5 Les conditions initiales et les conditions aux limites :

Les conditions initiales et aux limites sont nécessaires pour la résolution de l'équation différentielle de diffusion. La conduction photonique initial spécifie la distribution de la fluence à une origine de temps $t=0$, tandis que les conditions aux limites spécifient les conditions maintenues aux limites du milieu à étudier à $t>0$.

■ Condition initiale :

La distribution des photons à l'intérieur du tissu et sur la surface est supposée connue à l'instant $t=0$

$$\Phi(r, z, t=0) = 0$$

■ Condition aux limites :

On considère que :

☑ La surface libre du tissu est parfaitement isolée :

$$\frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial r} = 0 \quad \text{pour} \quad r = 0 \quad (1)$$

→ Axe $z(r = 0)$ est un axe adiabatique ce qui implique que la densité sera maximale au centre de la surface irradiée (centre du spot). On peut écrire alors :

$$\frac{\partial \varphi(r, z, t)}{\partial z} = 0 \quad \text{pour} \quad z=0 \quad (2)$$

Les conditions (1) et (2) ne reflètent respectivement l'approximation qu'il n'a pas de perte de densité à travers la surface libre du tissu, la symétrie cylindrique autour de l'axe $r=0$.

Les deux surface limites ($r=R$ et $z=L$) sont maintenue à une densité uniforme égale à 0.

Discrétisation des conditions aux limites :

◇ Les conditions initiales : $\varphi(i, j, 0)=0$

◇ Les conditions aux limites :

$$\text{Pour } i = i_L \quad a_p(i_L, j)=1 \quad s(i_L, j)=0$$

$$a_E(i_L, j)=a_W(i_L, j)=a_S(i_L, j)=a_N(i_L, j)=0$$

$$\text{pour } i=1 \quad a_p(1, j)=1 \quad a_e(1, j)=1$$

$$a_w(1, j)=a_s(1, j)=a_n(1, j)=s(1, j)=0$$

$$j=j_L \quad a_p(i, j_L)=1 \quad s(i, j_L)=0$$

$$a_e(i, j_L)=a_w(i, j_L)=a_s(i, j_L)=a_n(i, j_L)=0$$

$$\text{pour } j=1 \quad a_p(i, 1)=1 \quad a_s(i, 1)=1$$

$$a_w(i, 1)=a_E(i, 1)=a_n(i, 1)=s(i, 1)=0$$

II.2.6 Technique de résolution:

Après la discrétisation des équations mathématiques, on obtient des systèmes d'équation algébrique linéaires.

L'équation générale de discrétisation de la variable φ s'écrit :

$$A_p \varphi_p^{t+\Delta t} = A_e \varphi_e^{t+\Delta t} + A_w \varphi_w^{t+\Delta t} + A_s \varphi_s^{t+\Delta t} + A_n \varphi_n^{t+\Delta t} + S' \quad (\text{II.17})$$

Ou bien :

$$A_{ij} \varphi_{ij}^{t+\Delta t} = A_{i+1,j} \varphi_{i+1,j}^{t+\Delta t} + A_{i-1,j} \varphi_{i-1,j}^{t+\Delta t} + A_{i,j-1} \varphi_{i,j-1}^{t+\Delta t} + A_{i,j+1} \varphi_{i,j+1}^{t+\Delta t} + S' \quad (\text{II.18})$$

La même équation sous forme matricielle :

$$[A] [\varphi] = [s_q]$$

La résolution des équations algébriques est obtenue à l'aide des méthodes itératives, on procède alors à un balayage ligne par ligne (algorithme de Thomas), le principe de cette technique consiste à fixer une ligne du maillage dans une direction, soit la direction horizontale, les valeurs de φ aux lignes voisines sont connues, sur une ligne fixée, on est ramené à un problème à une dimension.

En d'autre terme le balayage consiste à décomposer la matrice A du système d'équations linéaires en deux matrices tri diagonales suivant r et z. [30].

Chapitre III

Résultats et discussions

Introduction

Les connaissances des différents phénomènes de propagation de la lumière laser, ont permis aux spécialistes de s'orienter vers un domaine aussi important que celui de la thérapie médical, le diagnostic du rayonnement laser dans des milieux à diffusion élevée (tissus biologiques).

Pour optimiser l'utilisation d'un laser dans la peau, plusieurs paramètres doivent alors être maîtrisés :

- La longueur d'onde λ
- L'énergie d'un pulse E
- Le diamètre du spot d
- La durée d'interaction du faisceau t_p

Nous commençons par l'étude de l'influence des paramètres laser pulsé, ensuite on estime la distribution spatio-temporelle de la fluence à l'intérieure de la peau.

III.1 PROPRIETES OPTIQUES :

La peau est composée de trois couches : l'épiderme, le derme et l'hypoderme, l'épaisseur de chaque couche est représentée dans le tableau (III.1).

Dans chaque couche les propriétés optiques tirés de la bibliographie [31] et [32] sont représentées dans les tableaux (III.1) et (III.2), on voit que :

- pour le laser Nd –Yag ($\lambda = 532 \text{ nm}$), le coefficient de diffusion de l'épiderme est 3.4 fois plus grand que celui du derme et 5.3 fois plus grand que celui de l'hypoderme, l'épiderme absorbe plus de lumière que le derme environ 9.5 fois plus que le derme est 42 fois plus que l'hypoderme.
- Pour le laser Nd –Yag ($\lambda = 1064 \text{ nm}$), le coefficient de diffusion de l'épiderme est 2.3 fois plus grand que celui du derme et 3.8 fois plus grand que celui de l'hypoderme, l'épiderme absorbe plus de lumière que le derme environ 3.3 fois plus que le derme est 20 fois plus que l'hypoderme.

Propriétés	Epiderme	Derme	Hypoderme
Épaisseur (μm)	50	2400	4000
$\mu a(\text{cm}^{-1})$	21	2.2	0.5
$\mu s(\text{cm}^{-1})$	530	156	100
$\gamma(\text{cm}^{-1})$	132.3	34.96	21.5
g	0.79	0.79	0.79

Tableau (III.1): Cas du laser Nd-Yag $\lambda=532\text{nm}$ [31], [32]

Propriétés	Epiderme	Derme	Hypoderme
Epaisseur (μm)	50	2400	4000
$\mu a(\text{cm}^{-1})$	4	1.2	0.2
$\mu s(\text{cm}^{-1})$	210	90	55
$\gamma(\text{cm}^{-1})$	52.3	21.9	12.85
g	0.77	0.77	0.77

Tableau (III.2): Cas du laser Nd-Yag $\lambda=1064\text{nm}$ [31], [32]

III.2 INFLUENCE DES PARAMETRES DU FAISCEAU LASER

III.2.1 Variation de la fluence en fonction de l'énergie d'un pulse :

a- On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda = 1064 \text{ nm}$), le diamètre du spot à 0.4 cm , la durée d'interaction : 5 ms , 3 ms , 1 ms et on fait varier la fluence en fonction de l'énergie d'un pulse.

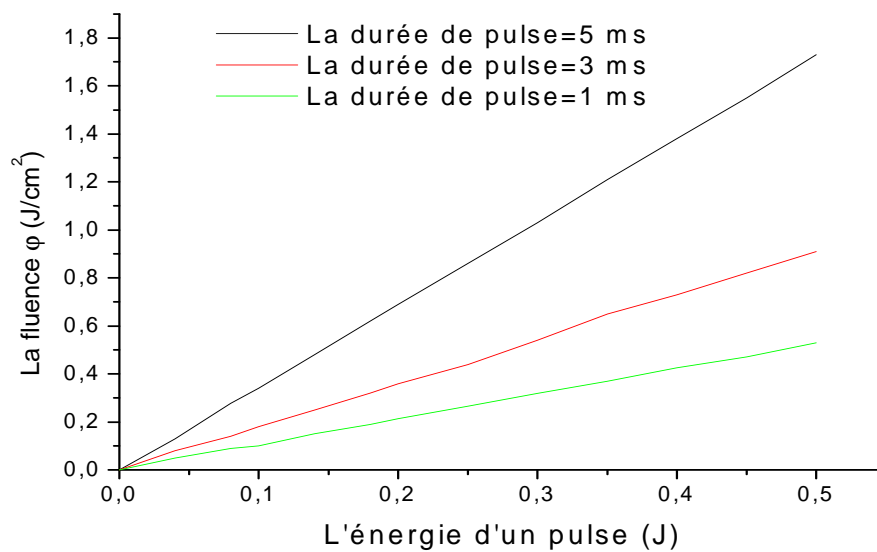


Figure (III.1) : Variation de la fluence en fonction de l'énergie d'un pulse pour différentes durées ($\lambda=1064\text{nm}$, $d=0.4\text{cm}$)

III.2.2 Variation de la fluence en fonction du diamètre du spot :

b- On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda = 1064\text{nm}$) l'énergie d'un pulse à 500 mJ , la durée d'interaction : 5 ms , 3 ms , 1 ms et on fait varier la fluence en fonction du diamètre du spot

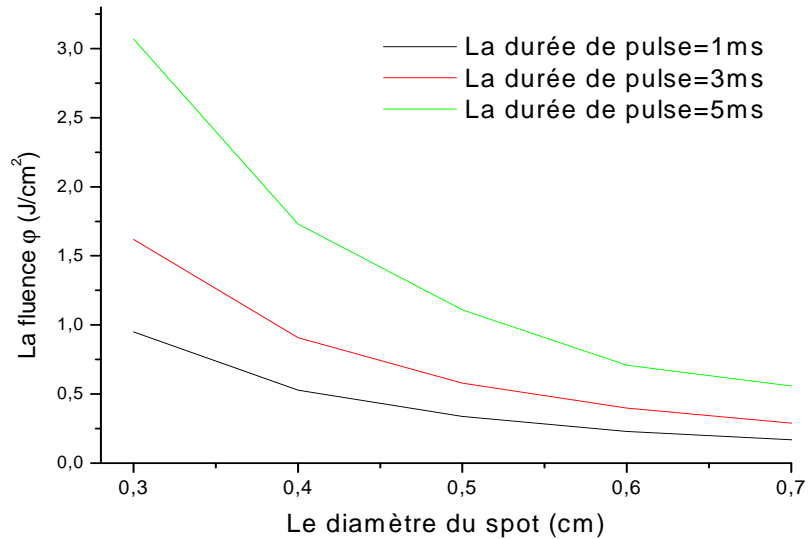


Figure (III.2) : Variation de la fluence en fonction du diamètre du spot pour différentes durées de pulse ($\lambda=1064\text{nm}$, $E=500\text{mJ}$)

c- Pour les deux lasers Nd-Yag pulsé : $\lambda = 1064\text{nm}$ et $\lambda = 532\text{nm}$, on fixe l'énergie d'un pulse à 500 mJ et le diamètre du spot à 0.4 cm et on fait varier la fluence maximale en fonction de la durée de pulse.

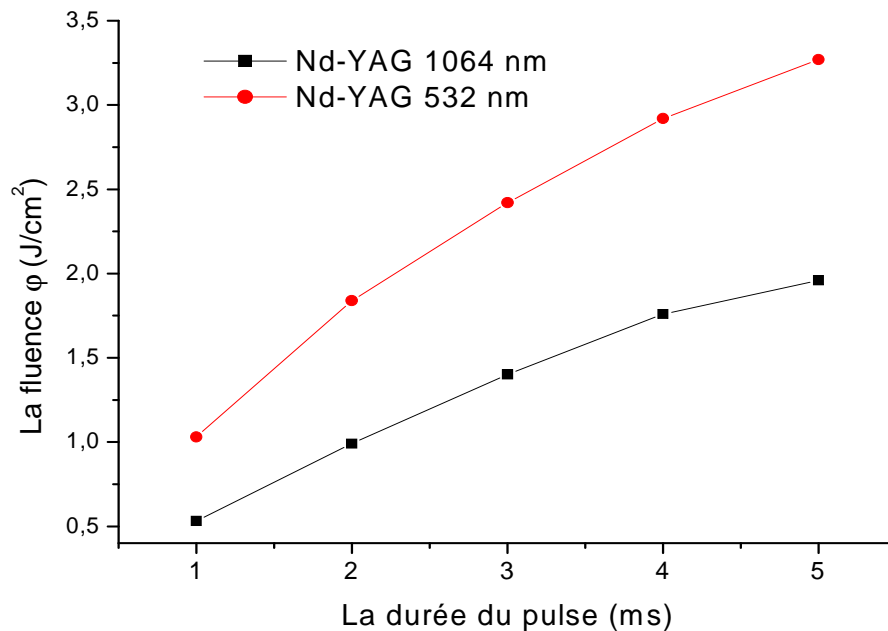


Figure (III.3) : Variation de la fluence maximale en fonction de la durée du pulse pour différents lasers Nd-yag pulsé ($d=0.4\text{cm}$, $E=500\text{mJ}$)

▪ La figure (III. 1) représente l'évolution de la fluence en fonction de l'énergie d'un pulse pour le laser Nd-Yag pulsé, on remarque que :

La fluence augmente linéairement en fonction de l'énergie d'un pulse, en effet plus l'énergie d'un pulse est élevée plus la fluence est élevée ($f \propto E/D^2$) donc l'énergie déposée sur une petite surface de la peau est élevée.

▪ Le figure (III. 2) montre aussi que pour un diamètre du spot croissant les valeurs de la fluence décroissent, cette fluence est inversement proportionnelle au carré du diamètre du spot.

▪ La figure (III. 3) illustre la variation de la fluence maximale en fonction de la durée du pulse pour différents laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=532\text{nm}$) et ($\lambda=1064\text{nm}$) et avec les mêmes paramètres on remarque que :

Quand la durée augmente la fluence augmente mais cette élévation est plus marquée pour le cas du laser Nd-Yag ($\lambda=532\text{nm}$) due à son grand coefficient de diffusion.

III.2 VARIATION DE LA FLUENCE EN FONCTION DU TEMPS

➤ Cas du laser Nd-Yag ($\lambda=1064\text{ nm}$) :

✧ On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=1064\text{nm}$) le diamètre du spot à 0.4 cm, la durée d'interaction à 5 ms et on fait varier la fluence en fonction du temps pour différentes valeurs de l'énergie d'un pulse.

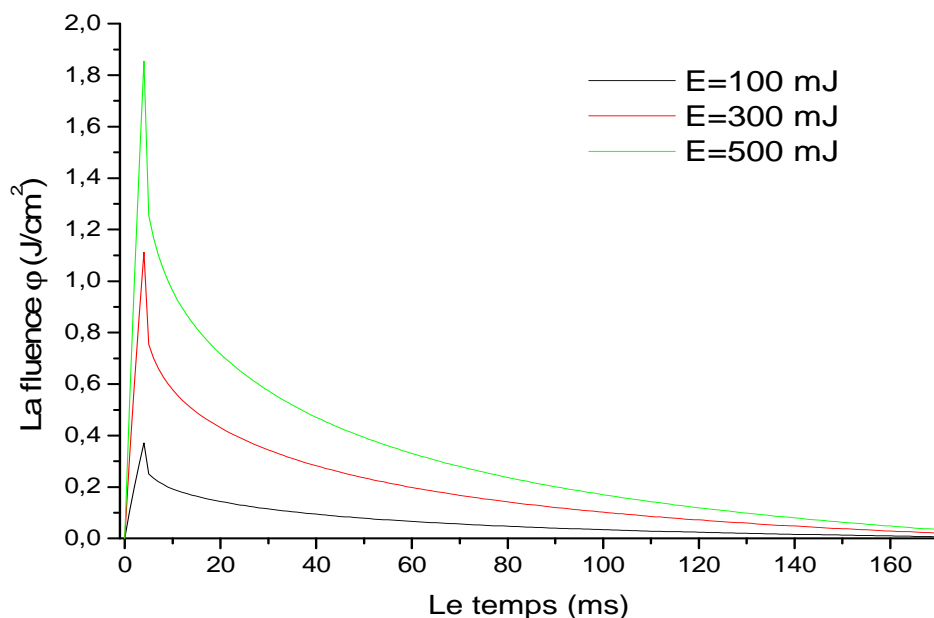


Figure (III.4) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes énergies d'un pulse ($\lambda=1064\text{ nm}, d=0.4\text{ cm}, t_p=5\text{ ms}$)

✧ On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda = 1064 \text{ nm}$) l'énergie d'un pulse à 500mJ, la durée d'interaction à 5 ms et on fait varier la fluence en fonction du temps pour différentes valeur du diamètre du spot.

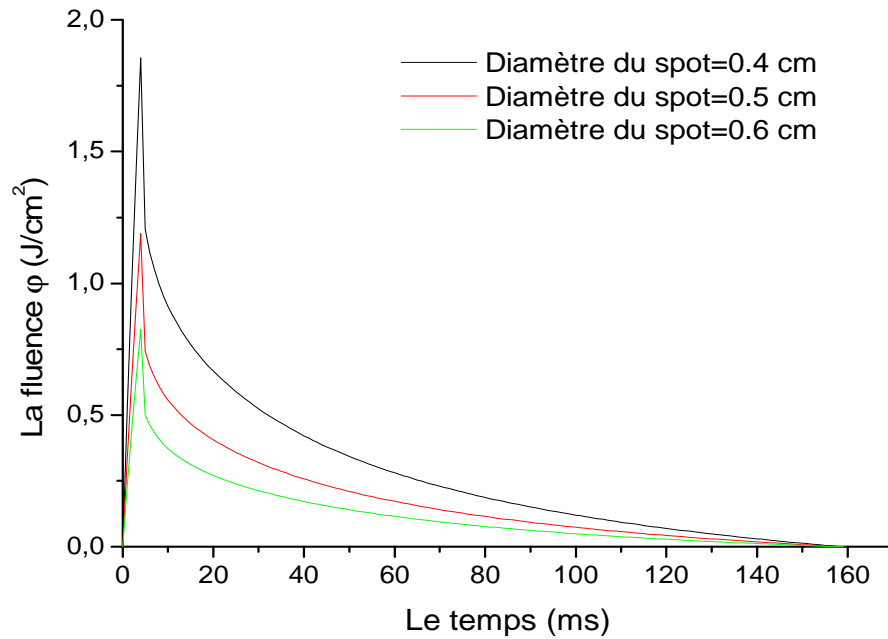


Figure (III.5) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes valeur du diamètre du spot ($\lambda=1064 \text{ nm}$, $E=500 \text{ mJ}$, $t_p=5 \text{ ms}$)

➤ **Cas du laser Nd-Yag ($\lambda=532 \text{ nm}$) :**

✧ On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=532 \text{ nm}$) le diamètre du spot à 0.4 cm, la durée d'interaction à 5 ms et on fait varier la fluence en fonction du temps pour différentes valeur de l'énergie de pulse.

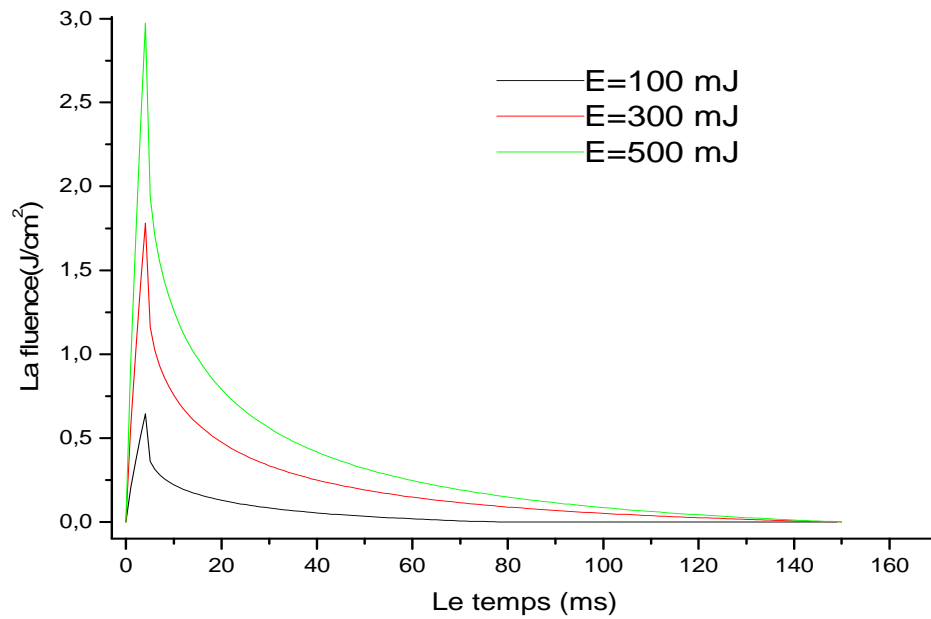


Figure (III.6) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes énergies d'un pulse ($\lambda=532$ nm, $d=0.4$ cm, $t_p=5$ ms)

✧ On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=532$ nm) l'énergie d'un pulse à 500 mJ, la durée d'interaction à 5 ms et on fait varier la fluence en fonction du temps pour différentes valeurs du diamètre du spot.

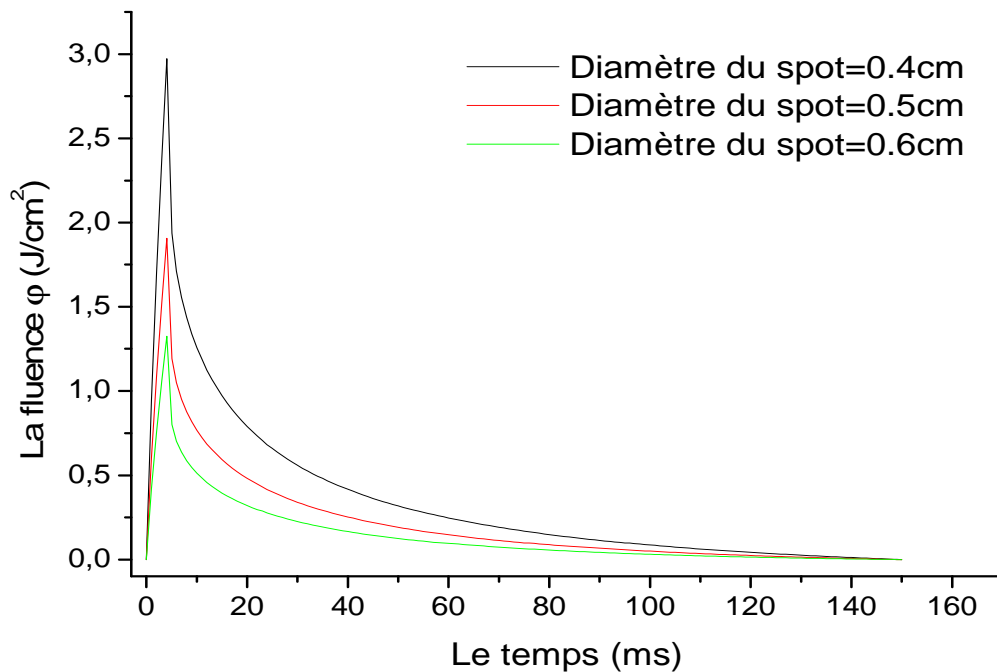


Figure (III.7) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes valeurs du diamètre du spot ($\lambda=532$ nm, $E=500$ mJ, $t_p=5$ ms)

Les évolutions temporelles de la fluence sont obtenues en chaque point du domaine étudié toute fois la distribution de la fluence retenue pour la comparaison est calculée à la surface au point $r = 0, z = 0$.

Les figures (III.4 et III.6) illustrent la variation de la fluence en fonction du temps dans le cas d'un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=1064\text{nm}$, $\lambda=532\text{nm}$) pour différentes énergies d'un pulse, un rayon du spot pris constant égale à 0.4cm et une durée de pulse égale à 5ms , alors que les figures (III.5, III.7) illustrent cette variation pour différents diamètres du spot, l'énergie d'un pulse est constante égale à 500mJ pour les deux lasers :

- pour les deux lasers Yag (532 nm et 1064 nm), quand le temps est inférieur a 5ms la fluence augmente brutalement pour atteindre des valeurs élevées (toute l'énergie est déposée), quand le temps est supérieure à 5ms , la fluence décroît rapidement après l'arrêt de l'exposition du laser à cause des phénomènes d'absorption et de diffusion.
- D'autre part, on voit que la valeur maximale dans le cas du laser Yag avec $\lambda=532\text{ nm}$ est supérieure que celle dans le cas d'un laser Nd-Yag où $\lambda=1064\text{ nm}$ à cause de la variation des coefficients d'absorptions et de diffusions et aussi de la longueur d'onde.
- Les résultats suivant pour les deux lasers sont obtenus pour une énergie $E=500\text{mJ}$ et un diamètre du spot égale à 0.4cm :

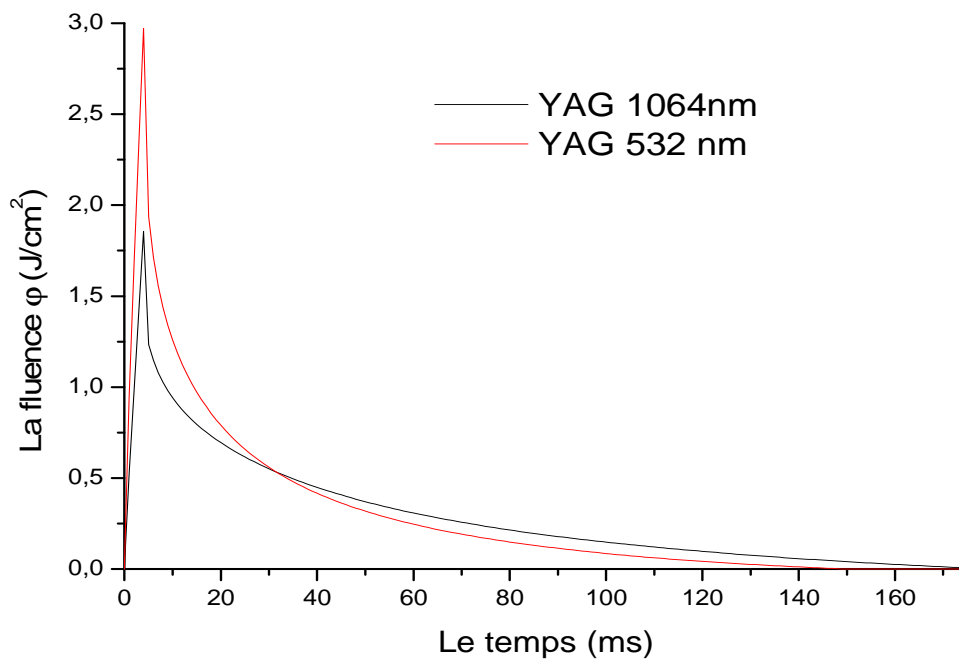


Figure (III.8) : Variation de la fluence en fonction du temps pour les deux lasers
($E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$, $tp=5\text{ms}$)

La figure (III.8) représente la variation de la fluence en fonction du temps pour les deux lasers pulsés ($\lambda=1064\text{nm}$ et $\lambda=532\text{ nm}$) avec les mêmes paramètres, on remarque que la fluence du laser Nd-Yag (532nm) est un peu grande que le laser Nd-Yag 1064 nm, l'écart entre les fluences maximal est égale 1.2 J ceci est du aux variations des coefficients d'absorption et de diffusion ainsi que de la longueur d'onde.

III.3 VARIATION DE LA FLUENCE EN FONCTION DU TEMPS DANS LE CAS DE CINQ PULSES :

Dans ce cas nous avons appliqué cinq pulses de laser sur la peau, avec un temps entre les pulses égale 100ms, en fait, la fluence ne réduite pas à sa valeur initial ($\varphi=0$) avant chaque pulse. Les résultats sont représentés pour les deux lasers et pour différentes valeurs d'énergies et de diamètres du spot avec une durée de pulse égal à 5 ms et une diamètre du spot égale à 0.4 cm.

a- Cas d'un laser Nd-Yag pulsé $\lambda=1064\text{ nm}$:

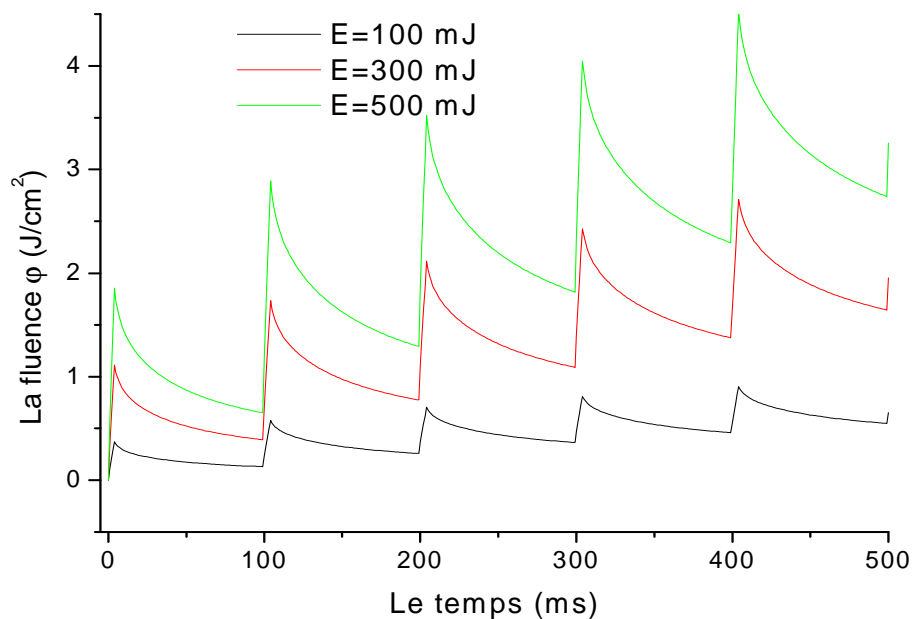


Figure (III.9) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes énergies d'un pulse ($\lambda=1064\text{nm}$, $d=0.4\text{cm}$, $t_p=5\text{ms}$).

b- Cas d'un laser Nd-Yag pulsé $\lambda=532\text{nm}$:

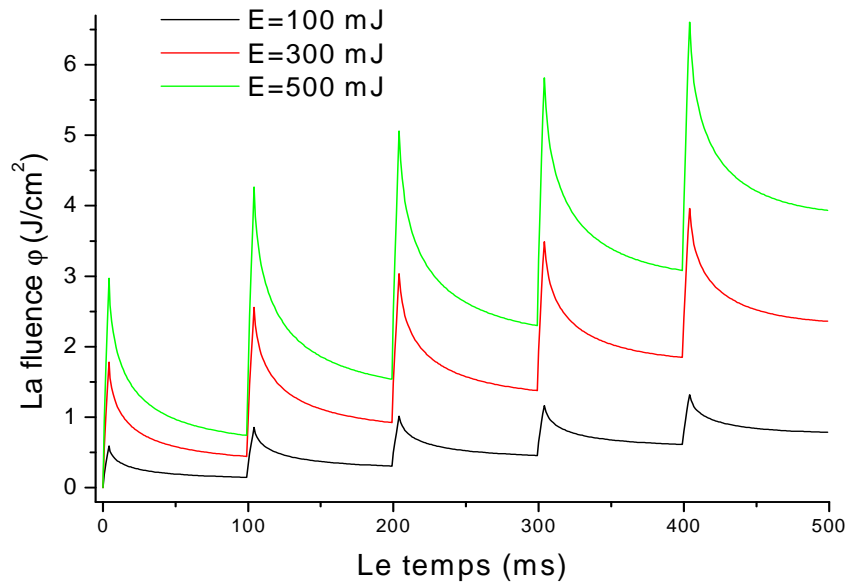


Figure (III.10) : Variation de la fluence en fonction du temps pour différentes énergies d'un pulse ($\lambda=532\text{nm}$, $d=0.4\text{cm}$, $t_p=5\text{ms}$).

Pour les deux figures (III.9 et III.10), on voit que les allures des courbes sont similaires à celle des figures (III.4 à III.8) avec plusieurs pics correspondant chacun à une impulsion.

On voit aussi que la valeur maximale de la fluence est augmentée d'une pulse à l'autre, alors on peut dire qu'il y a une accumulation de fluence.

III.4 DISTRIBUTION SPATIALE DE LA FLUENCE

Dans ces résultats nous représentons la variation de la fluence en fonction de la profondeur de pénétration et de la distance radiale pour les deux lasers, pour ces résultats les valeurs de l'énergie et le diamètre du spot sont 500 mJ et 0.4cm.

III.4.1 Cas d'un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=1064\text{ nm}$) :

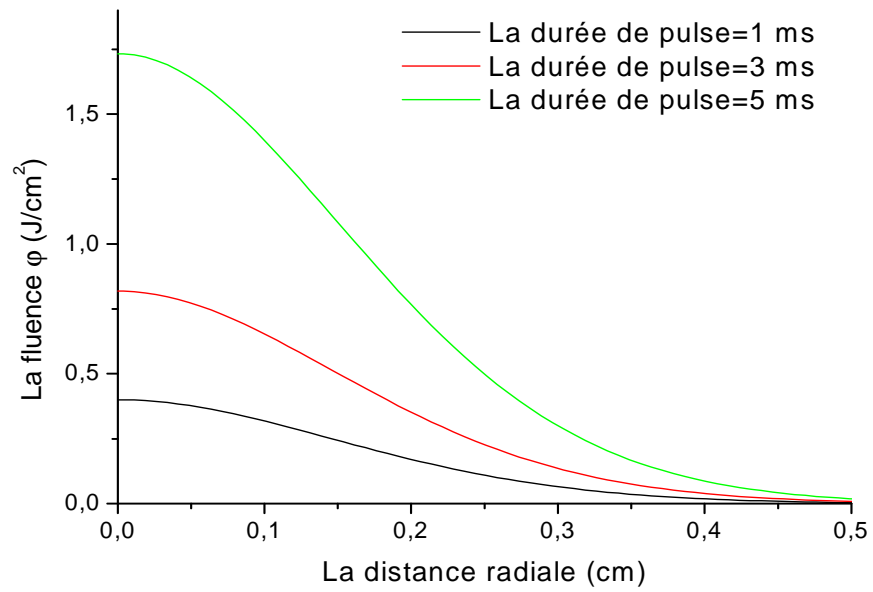
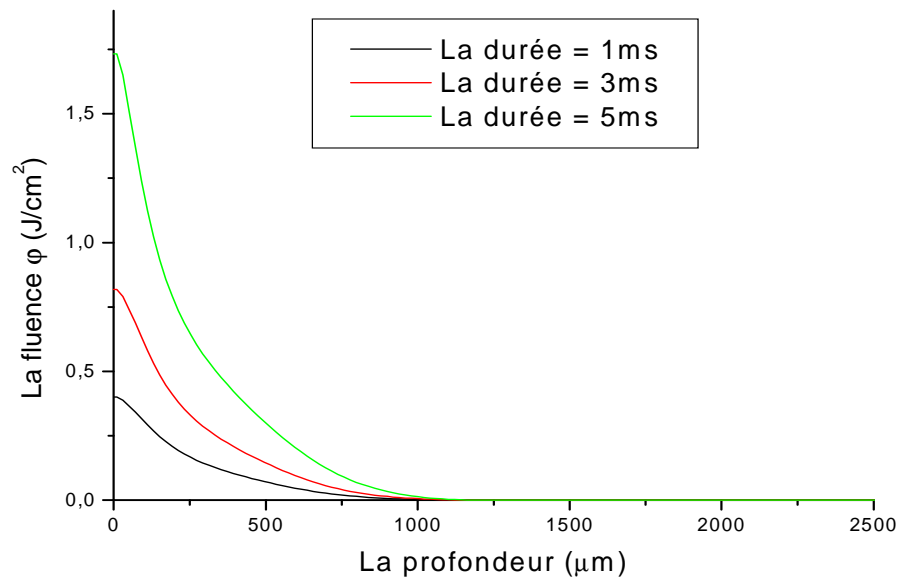
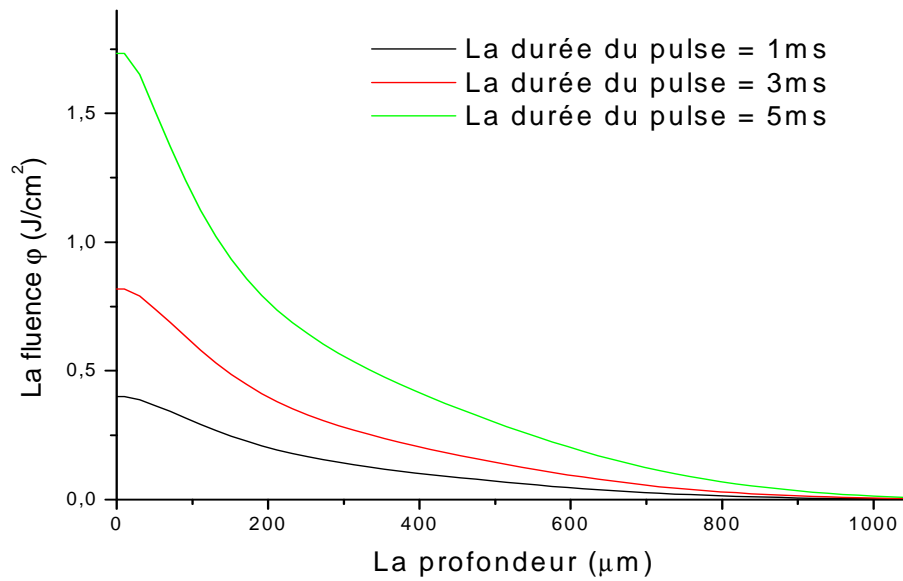


Figure (III.11) : Variation radiale de la fluence pour différentes pulses
 ($\lambda=1064\text{nm}$, $E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$)



(a)



(b)

Figure (III.12) : Variation de la fluence en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse ($\lambda=1064\text{nm}$, $E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$)

III.4.2 Cas d'un laser Nd-Yag pulsé ($\lambda=532\text{nm}$) :

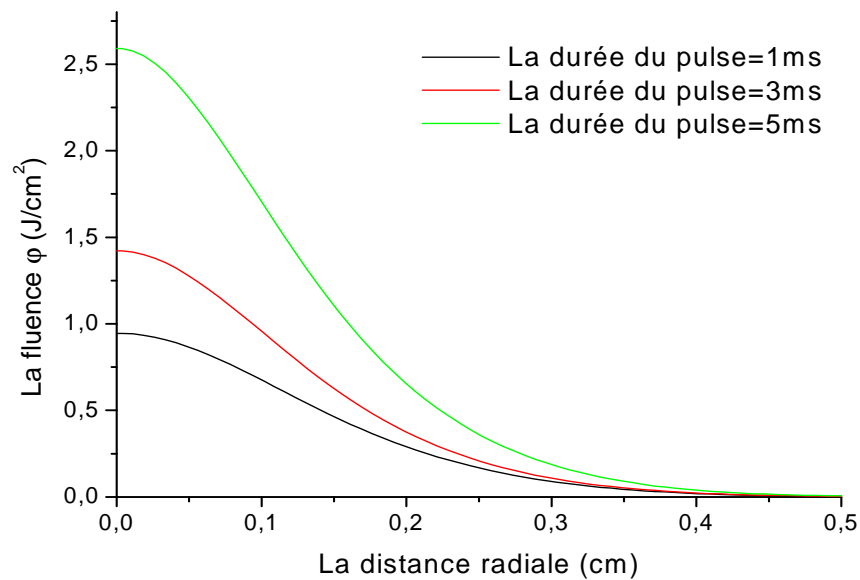
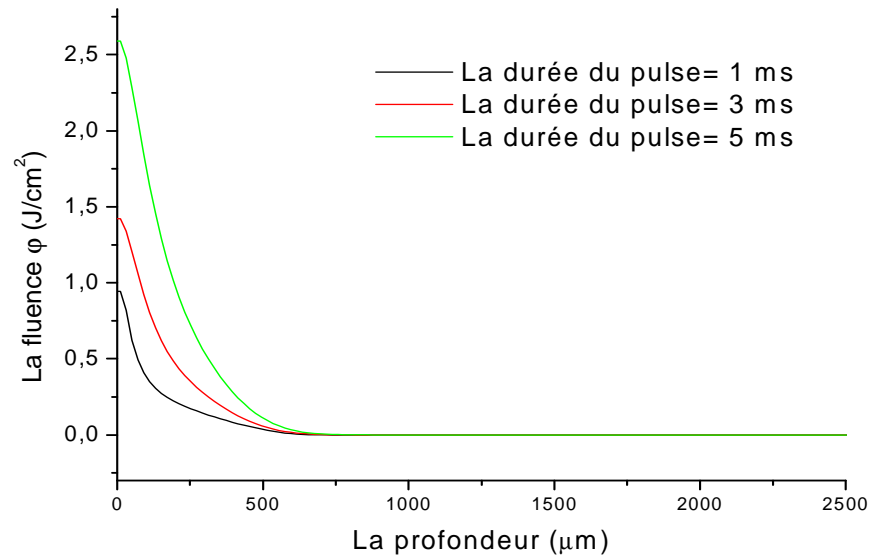
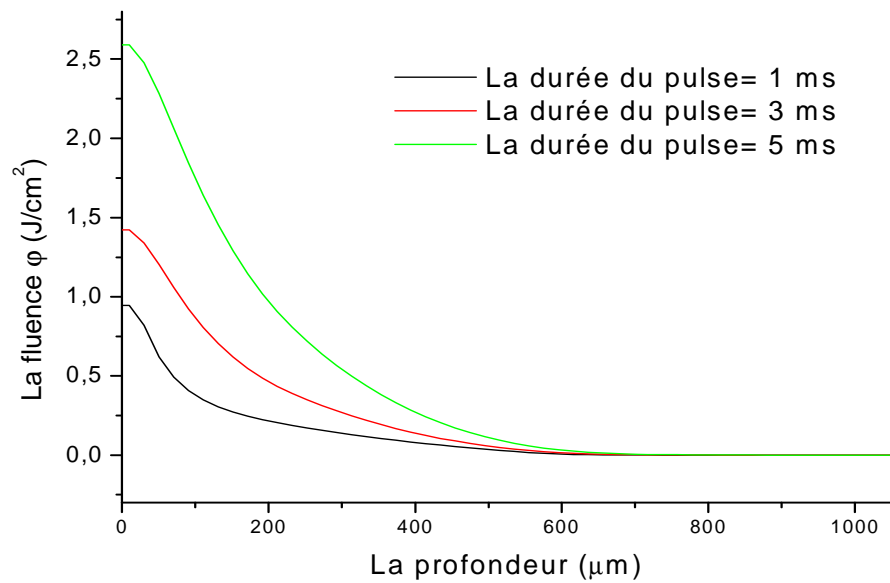


Figure (III.13) : Variation radiale de la fluence pour différentes durées de pulses ($\lambda=532\text{nm}$, $E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$)



(a)



(b)

Figure (III.14) : Variation de la fluence en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse ($\lambda=532\text{nm}$, $E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$)

a- Distribution radiale

Les figures (III.11), (III.13) montrent la variation de la fluence en fonction de la distance radiale pour différents temps d'irradiation, ils sont similaires pour les deux lasers, la fluence est maximale au point ($r=0$, $z=0$) puis décroît tout en s'éloignant du centre du spot.

b- Distribution axiale

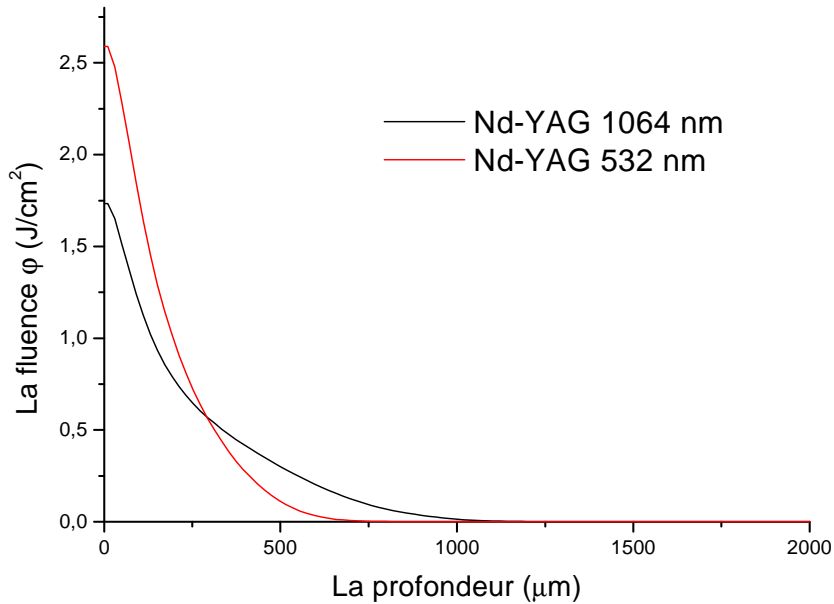
La variation de la fluence en fonction de la profondeur est représentée sur les figures (III.12.a), (III.12.b), (III.14.a), (III.14.b), où on met à chaque fois le temps d'irradiation constant, on remarque que :

- Dans cette direction la fluence varie d'une manière exponentielle tout en pénétrant dans le tissu dû aux hétérogénéités qu'existent à l'intérieur, ainsi qu'aux phénomènes optiques qui se produisent.
- Les valeurs de la fluence dans chaque couche de la peau pour un temps d'irradiation égale à 5ms pour les deux lasers YAG 1064 nm et 532 nm sont représenté dans le tableau (III. 3) :

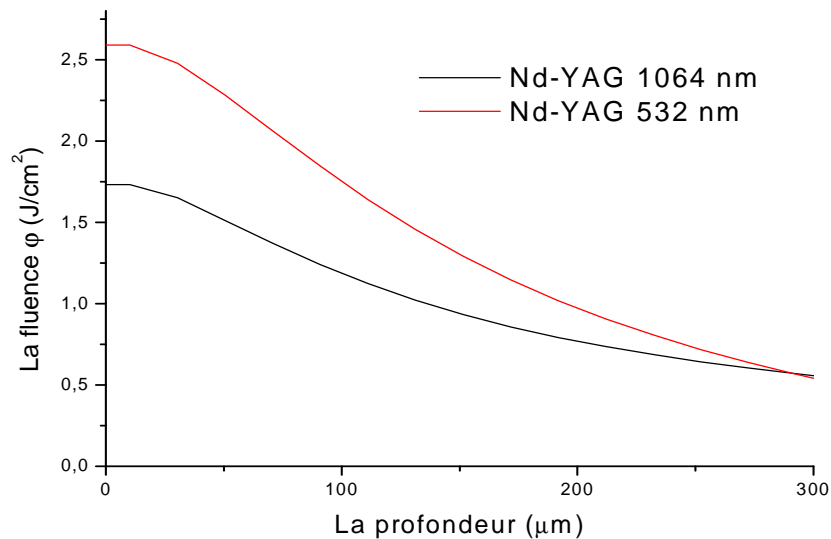
Les couches	Les épaisseurs (μm)	La fluence (J/cm^2)	
		Nd-Yag pulsé 1064nm $E = 300 \text{ mJ}$, $t_p=5 \text{ ms}$	Nd-Yag pulsé 532nm $E=300\text{mJ}$, $t_p=5 \text{ ms}$
L'épiderme ($50\mu\text{m}$)	0	1.73	2.58
	30	1.65	2.47
	50	1.51	2.28
Le derme ($2400\mu\text{m}$)	90	1.24	1.84
	131	1.02	1.45
	191	0.79	1.01
	333	0.5	0.4
	494	0.3	0.1
	595	0.2	0
	696	0.12	0
	1000	0	0
	1500	0	0
	2400	0	0
L'hypoderme ($4000 \mu\text{m}$)	>2400	0	0

Tableau (III. 3)

D'après le tableau (III.3), on remarque qu'à la fin de l'exposition du laser l'élévation de la fluence est étendue au profondément dans le tissu pour le cas d'un laser pulsé 1064 nm par rapport au cas d'un laser avec $\lambda=532\text{nm}$, les figures (III.15.a) et (III.15.b) représentent cette différence :



(a)



(b)

Figure (III.15) : Variation de la fluence en fonction de la profondeur pour les deux lasers ($E=500\text{mJ}$, $d=0.4\text{cm}$, $t_i=5\text{ms}$)

D'autre part, on constate que la profondeur d'action dans le cas du laser YAG 1064 nm égale (1000 μ m) et dans le cas de laser YAG 532nm égale (500 μ m), en effet, lorsque les coefficient d'absorption et diffusion faible la source pénètre plus profondément dans le tissu.

Dans le laser Nd-YAG pulsé l'absorption s'effectué principalement au niveau de la mélanine.

- On remarque aussi une diminution très rapide dans l'épiderme par rapport au derme et hypoderme pour les deux lasers à cause de la grande valeur de son coefficient de diffusion.

Conclusion générale

Dans ce mémoire nous avons effectué une étude théorique de la propagation de la fluence dépendant du temps pour deux types de lasers pulsé à 1064 nm et 532 nm.

Les principales étapes de notre travail sont développées dans les trois chapitres :

Dans le premier chapitre nous avons présenté les processus d'interaction des lasers avec la matière vivante et leurs applications en dermatologie.

Le deuxième chapitre traite du modèle mathématique et numérique de la résolution de l'équation de diffusion dépendante du temps, la méthode numérique utilisée est la méthode des volumes finis.

Dans le dernier chapitre, un programme de calcul déjà établi par le laboratoire lasers et applications a permis d'estimer la répartition temporelle et spatiale de la fluence dans la peau constituée de trois couches l'épiderme, le derme et l'hypoderme.

Dans cette étude nous avons pu trouver les points suivants :

- La distribution de la fluence ou la propagation de la lumière dans le cas d'un laser Yag à 532nm est plus rapide que celle dans le laser à 1064nm à cause des grandes valeurs des coefficients de diffusion et des coefficients d'absorption.
- Pour la profondeur d'action dans le cas d'un laser 1064 nm est plus grande par rapport au laser 523nm donc, on peut augmenter la pénétration du faisceau par augmentation de la longueur d'onde.
- Le derme est la couche la plus absorbante et la plus diffusante de la peau à cause de ces propriétés optiques.

Références bibliographiques

Références

- [1] Lenz, "L'utilisation de lasers en médecine : bases physique et considération pratiques RBM", lasers in surgery and medicine, 78-175(1996).
- [2] P. Blanch, "Les lasers en phlébologie", Blanch maison, Paris (1996).
- [3] J.F.Beek, P.Blokland, "In vitro double-integrating-sphere optical properties of tissues between 630 and 1064 nm", Phys.Med.Biol, 2255-2261(1997)
- [4] M. Smirnov, M. Pankratov, G. Altshuler, "Intense pulsed light and laser treatment of facial telangiectasias and dyspigmentation: some theoretical and practical comparisons", Dermatol Surg, 1188-98(2005)
- [5] M.J. Van gemert, "Optical-thermal response of laser-irradiate", plenum, London (1995)
- [6] S. Durant, "Propagation de la lumière en milieu aléatoire rôle de l'absorption, de la diffusion dépendante et du couplage surface-volume", thèse de doctorat, école central Paris (2002).
- [7] J. Sleb, "Source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants", thèse de doctorat, université Paris XI (2002)
- [8] J.M. Brunetaud, G.B.Heckly, L.Levy, G.Quentel, "Les applications thérapeutique des lasers", Photoniques ISSN, 36-41(2002).
- [9] N. P. Fleury, "Le traitement des sténoses urétrales par laser", thèse de doctorat, université de Genève (2002).
- [10] P. I. Guillevin, J. Mechel, "Indication thérapeutiques des lasers en dermatologie", Biomed Eng Online (1996)
- [11] J.E. René Revuz, "Cosmétologie et dermatologie esthétique", Elsever Masson (2009).
- [12] H. Maillet, "Le laser principe et techniques d'ablation", Ed. Technique et documentation Lavoisier, Paris (1986)
- [13] S. Mordan, "Les quatre mécanismes d'interaction laser tissus vivant", centre des lasers et de l'optonique de Lille (2002).
- [14] L'OREAL, www.skin-science.com, 2005
- [15] C.Ventalon, "Accensions vibrationnelle dans les hémoprotéines à l'aide d'impulsions infrarouge intense à dérive de fréquence", thèse de doctorat, Ecole polytechnique (2005)

- [16] P.Erpicum, "Electrochirurgie et autres techniques de coagulation", haute école de la province de Namur (2008)
- [17] <http://www.laserdermato.com>
- [18] G. Rotteleur, "Lasers", médecine-sciences Flammarion (2001).
- [19] R. Anderson, S. Mordon, "Les lasers utilisés en dermatologie", Institut d'épilation laser&esthétique (2005)
- [20] L.L. Polla, S.L. Jacques, R.J. Margolis, "Photothermolysis selective : Application au traitement des angiomes plans par le laser", annales de dermatologie et de vénéréologie, 497-506 (1987).
- [21] B. Crickx, "Comprendre la peau", Ann dermatol veneriol, 132-853 (2005).
- [22] S.Mortinckx, B.Dezfoulian, B.Richert, "Comment je traite les varicosités par sclérothérapie", Med liege, 77-80 (2005)
- [23] S. Dahan, T.Michaud, "Les lasers en dermatologie", Ed Doin (2008)
- [24] T. Fusade, " Techniques de détatouage", Ann Dermatol Venereol, 1164-9 (2003)
- [25] S. Gabay and al, "Modelling the assessment of port wine stain parameters from skin surface temperature following a diagnostic laser pulse", lasers in surgery and medicine, 179-187(1997)
- [26] J. M. Brunetaud, S. Mordon, T. Desmettre et C. Beacco, "Les applications thérapeutiques des lasers", Un ité INSERM 279 et Laboratoire des Lasers. France (2004)
- [27] P. Sadoghi, "Light transport in laser irradiated turbid media application in medicine and image processing, Optics & Laser Technology, 992-996 (2007)
- [28] R. Elaloufi, "Propagation du rayonnement en milieu diffusant, étude de la transition et des fluctuations temporelles d'intensité", thèse de doctorat, Ecole central paris (2003).
- [29] T. Svensson, S. Engels, "Photon Diffusion", Tissue Optics (2006)
- [30] S. v. Ptankar, "Numerical heat transfer and fluid flow", Ed.Mc.Graw-Hill (1986)
- [31] P.L. Djorev, E. Borisova, L. Avramov, "Interaction of the IR laser radiation with human skin – Monte-Carlo simulation", Proc. SPIE, 403-407(2003).
- [32] R.C. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis, M. Cope, "Near-infrared optical of ex vivo human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique", Phys. Med. Biol, 2465-2478(1998).

STUDIES OF RADIATIVE TRANSFER EQUATION DEPENDANT THE TIME APPLICATION IN DERMATOLOGY

Abstract

The objective of this work is the study of the interaction Nd-YAG pulse laser 1064nm and 532nm with human skin constituted of three layers (epidermis, dermis, and hypodermis), for see the fluence variation (density of energy) in step with the time and the radial and axial distance.

For obtain this results, we have developed a calculate model based on the numerical solution of diffusion equation dependent the time with is an approximation of radiative transfer equation, when we used the finites volumes method.

From this method, we study the influence of lasers parameters and opticales properties of skin on the fluence, also the radial and axial distribution.

The results gotten by our model can be qualified qualitatively and require an experimental validation.

Keys words: laser, dermatology, diffusion equation, finites volumes method

دراسة معادلة الانتقال الإشعاعي المتعلقة بالزمن تطبيق في الجراحة الجلدية

المخلص

الهدف من هذا العمل هو دراسة تفاعل الليزر Nd-YAG المتقطع ذو طول الموجة 1064 و 532 نم مع مختلف طبقات الجلد الثلاثة, وهذا لمعرفة تغيرات الطاقة المطبقة من طرف الليزر داخل الجلد بدلالة الزمن, البعد القطري و البعد المحوري

نظريا و للحصول على هذه النتائج, نعتمد على نموذج حسابي يسمح لنا بحل معادلة الانتشار المتعلقة بالزمن وهي تقريبا لمعادلة الانتقال الإشعاعي مستخدمين في ذلك طريقة الحجم المنتهية. هذه الطريقة تسمح لنا بمعرفة تأثير خصائص الليزر و الخصائص الضوئية للجلد على قيمة الطاقة داخله, كذلك معرفة التوزيع القطري و المحوري لها.

النتائج المحصل عليها تعتبر أولية من الناحية النوعية وتحتاج إلى تأكيد عملي.

الكلمات المفتاحية:

الليزر, الجراحة الجلدية, معادلة الانتشار, طريقة الحجم المنتهية

ETUDE DE L'ÉQUATION DE TRANSFERT RADIATIF DEPENDANT DU TEMPS APPLICATION EN DERMATOLOGIE

Résumé

L'objectif de ce travail est l'étude de l'interaction laser Nd-YAG pulsé 1064nm et 532 nm avec la peau humaine constitué de trois couches (l'épiderme, le derme et l'hypoderme), pour voir la variation de la fluence (densité d'énergie) à l'intérieure de la peau en fonction du temps et en fonction de la distance radiale et axiale.

Théoriquement et pour obtenir ces résultats, nous avons développé un modèle de calcul basé sur la résolution numérique de l'équation de diffusion dépendant du temps qui est une approximation de l'équation de transfert radiatif, nous utilisons la méthode des volumes finis.

A partir de cette méthode, nous avons étudié l'influence des paramètres laser et les propriétés optiques du tissu sur la fluence, la variation en fonction de la distance radiale et la variation en fonction de la profondeur.

Les résultats obtenus par notre modèle peuvent être qualitativement préliminaires et nécessitent une validation expérimentale.

Mots clés : laser, dermatologie, équation de diffusion, méthode des volumes finis