

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**

**MINISTERE DE L 'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET  
DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE MENTOURI CONSTANTINE**

**FACULTE DES SCIENCES EXACTES**

**DEPARTEMENT DE PHYSIQUE**

**N° d'ordre :  
Série:**

**MEMOIRE**

**PRESENTE POUR OBTENIR LE DIPLOME DE MAGISTER**

**EN PHYSIQUE**

**SPECIALITE**

**RAYONNEMENTS ET APPLICATIONS**

Par

Sabrina BRAMKI

***Interaction laser Nd-Yag pulsé -peau  
Application en dermatologie***

SOUTENU LE :

Devant le jury :

Président : R. HALIMI

Prof. Univ. Mentouri Constantine

Rapporteur : S. BOUZID

Prof. Univ. Mentouri Constantine

Examineur : A. EL AKERMI

Prof. Univ. Annaba

H. TRIKI

M.C. Univ. Annaba

M. ZEGHDAR

Prof. CHU cité el Bir Constantine

## *Remerciement*

Cette thèse a été effectuée au sien du Laboratoire LASERS ET APPLICATIONS à la Faculté de Médecine de L'Université de Constantine

Tout d'abord je voudrais remercier Mme S .BOUZID , Professeur à l'Université Mentouri-Constantine pour avoir encadré mon travail de mémoire et pour sa gentillesse, son soutien, sa patience et pour tous ses efforts durant la réalisation de ce travail .

Je remercie également l'ensemble des membres de jury : Mr R. HALIMI Professeur à l'Université Mentouri-Constantine, Mr A. AL AKERMI Professeur à l'Université de Annaba, Mme H.TRIKI Maître de Conférences à l'Université de Annaba, Mr M. ZAGHDAR Professeur à l'hôpital de cité El Bir de Constantine.

Je voudrais maintenant témoigner ma profonde gratitude à mes parents et mon époux sans qui je ne serais jamais parvenue jusqu'ici, ils m'ont toujours encouragée et donné les moyens de réussir.

Je tiens à remercier mes frères, mes sœurs, mes collègues et toutes les personnes qui encouragée moralement le long de ce travail.

# Sommaire

## Chapitre I : laser tissu –vivant et les applications dermatologique

Introduction .....	1
I.1 Aspect physique des lasers .....	3
I.1.1 Principe du laser .....	3
I.1.2 Inversion de population et pompage optique .....	4
I.1.3 Propriété physique du rayonnement laser .....	5
I.1.4 Classification des lasers.....	7
I.2 Les lasers et le milieu biologique.....	11
I.2.1 Caractéristique du tissu .....	11
I.2.2 Action du laser sur un milieu.....	12
I.2.3 Les Processus et les effets induits par l’interaction laser –tissu.....	14
I.3 les lasers en dermatologie .....	19
I.3.1 Structure de la peau .....	19
I.3.2 Composition chimique de la peau.....	20
I.3.3 Caractéristique de la cible .....	21
I.3.4 Les lasers utilisés en dermatologie.....	21
I.3.5 Quelques applications en dermatologie .....	23

## Chapitre II : modélisation mathématique et numérique

Introduction.....	27
II.1 Mode de transmission de chaleur.....	27
II.2 Modèle mathématique.....	28
II.2.1 Etablissement de l’équation différentielle de la conduction .....	29
II.2.2 L’équation de bio-chaleur .....	30
II.2.3 La fonction source .....	31
II.3 Modèle numérique .....	33
II.3.1 La méthode des volumes fins .....	33
II.3.2 Le maillage.....	33
II.3.3 Localisation des variables.....	37
II.3.4 discrétisation.....	37
II.3.5 Conditions initiales et aux limites.....	41
II.3.6 Code de calcul.....	42
II.4 Dommage tissulaire .....	44

## Chapitre III : résultats et discussion

Introduction .....	47
III.1 Propriétés thermiques et optiques.....	48
III.2 Estimation des valeurs seuils et optimales.....	49

III.3 L'influence des paramètres du faisceau laser pulsé et continu.....	50
III.4 La variation de la température en fonction du temps .....	54
III.5 Distribution spatial de la température.....	60
III.6 La variation de la température en fonction du temps dans le cas de cinq pulse .....	70
Conclusion .....	72
Références bibliographiques	

## Introduction

Les lasers sont des sources de lumière particulière, émettant une seule longueur d'onde dans une seule direction avec une très grande quantité de photons on parle de lumière cohérente. La propagation des photons dans la matière vivante est soumise aux principes optiques fondamentaux : réflexion, diffusion et absorption par différentes molécules de la matière.

Au niveau cutané trois chromophores naturels : le sang, la mélanine et l'eau qui constituent une cible potentielle de la lumière laser, il y a aussi des pigments artificiels comme les tatouages peuvent aussi constituer une cible. Pour atteindre sélectivement chacun des chromophores il convient de choisir une longueur d'onde fortement absorbée par celui-ci. L'absorption de la lumière laser par les tissus biologiques en général peut produire 4 types d'action : l'action photochimique, l'action photothermique, l'action photoablatrice et l'action photomécanique ce 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 [1].

Il existe différents types de laser, qui ont des effets tissulaires différents et 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 [2]

Actuellement le principal effet utilisé en thérapeutique c'est l'effet thermique celui-ci consisté a l'absorption de l'énergie par les molécules organiques constituant de l'organisme et de sa dégradation locale en chaleur, il s'agit par exemple de la dénaturation des protéines et collagène conduisent à une coagulation tissulaire pour des température comprises entre 50°C et 99 °c (selon la nature du tissu )ou à une évaporation d'eau conduisant à une volatilisation tissulaire pour des températures supérieures a100°C [3]

Nous déterminons l'interaction laser pulsé et continu avec la peau en considérant le système multicouche

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

Dans le premier chapitre nous avons présenté le principe des lasers et expliqué ensuite l'interaction de ces lasers avec la matière vivante et leur applications dans le domaine de la dermatologie.

Le second chapitre traite du modèle mathématique et numérique de la résolution de l'équation de bio-chaleur. La méthode numérique utilisée est la méthode des volumes finis.

Dans le dernier chapitre, la simulation permet d'estimer la répartition temporelle et spatiale de la température dans la peau constituée de trois couches dans le cas d'un échauffement induit par excitation de laser Nd-Yag pulsé et continu.

# Chapitre I

## **LASER-TISSU VIVANT ET LES APPLICATIONS EN DERMATOLOGIE**

### I.1 Aspect physique des lasers

#### I.1.1 Principe du laser

Le mot LASER est formé par les initiales de light amplification by stimulated emission of radiation ce que correspond en français à une amplification lumineuse par l'émission stimulée des rayonnements électromagnétiques c'est -dire une sorte de focalisateur de photons.

L'histoire du laser remonte à l'année 1917 où tout a commencé avec Albert Einstein qui a exploré l'interaction lumière matière où il a décrit pour la 1<sup>ère</sup> fois le phénomène d'émission stimulée, mais ces études restent au niveau théorique sans applications expérimentales il faudra attendre les années soixante pour voir la réalisation du premier laser à rubis par Théodor Maiman .

En 1967, L Goldman introduit le premier laser médical dans le traitement des pathologies cutanées [4].

Pour bien comprendre les mécanismes du laser il faut connaître la différence entre l'absorption, l'émission stimulée et l'émission induite

##### I.1.1.1 Absorption

En présence d'un champ électromagnétique, un atome peut effectuer une transition d'un état fondamental  $E_1$  vers un état excité d'énergie  $E_2$  (voir figure I .1a)

Selon la théorie de Bohr cette transition n'est possible que lorsque la différence d'énergie entre ces deux états atomique est composée par l'énergie du photon absorbée  $h\nu$ , on peut écrire alors  $h\nu=E_2-E_1$

### I.1.1.2 Emission spontanée

Dans ce processus, l'atome transite spontanément du niveau excité  $E_2$  vers un état de moindre énergie  $E_1$  en émettant un photon d'énergie  $h\nu_{21}$  (voir figure I.1b)

### I.1.1.3 Emission stimulée

Si le photon incident rencontre l'atome dans un état excité, l'interaction induit la désexcitation de cette atome et provoquera l'émission d'un second photon, l'émission de ce second photon sera de même énergie et de même caractéristique que le premier (direction, polarisation et phase,....etc.)(Voir figure I.1c)

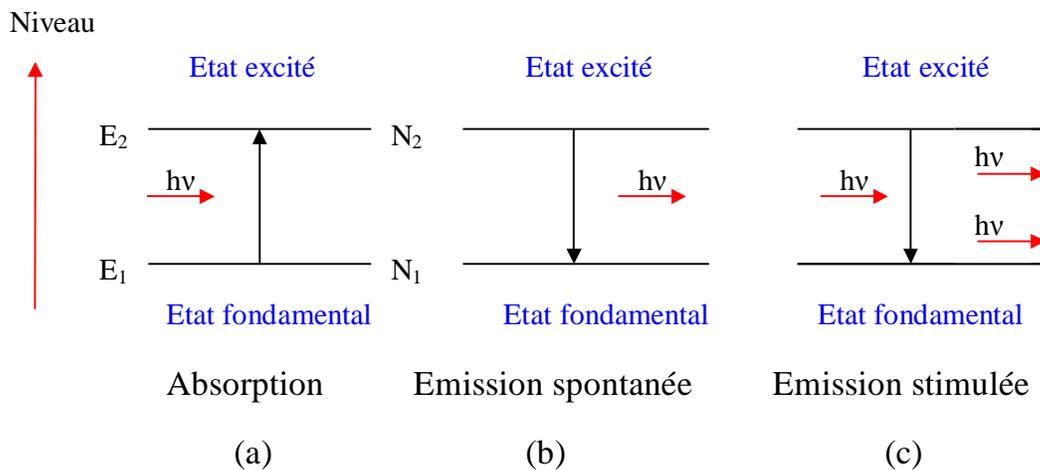


figure ( I.1) : illustration des processus pour le fonctionnement du laser

### I.1.2 Inversion de population et le pompage optique

Pour générer l'émission, il faut exciter correctement un milieu actif contenant des atomes, des ions ou des molécules dans des conditions telles qu'ils puissent libérer de l'énergie par émission stimulée, cette stimulation exige donc de peupler le niveau d'énergie supérieure, l'idéal étant de maintenir la condition  $N_2 > N_1$  afin de disposer d'une réserve permanente d'atomes excités susceptibles d'émettre : cette condition constitue une inversion de population puisqu'à l'équilibre thermodynamique 'naturel'  $N_2$  restait très inférieur à  $N_1$ , du moins à température raisonnable. Tout processus artificiel permettant d'obtenir une inversion de population est appelé pompage. Ce pompage peut se faire sous différentes méthodes [5] :

- Pompage optique : Une lampe à décharge impulsionnelle puissante délivre un intense flash de lumière dans un large spectre (lumière blanche et ultraviolette). Les matériaux adaptés à ce mode de pompage sont en fait des cristaux.

- **Pompage électronique :** Ce type de pompage s'adresse essentiellement aux lasers à gaz. Les électrons fortement accélérés d'une décharge électrique cèdent une partie de leur énergie cinétique aux atomes ou molécules d'un gaz sous pression réduite.
  - **Pompage chimique :** Le stockage d'énergie sous forme de réactifs chimiques est très répandu; il présente l'avantage de pouvoir libérer rapidement, et dans un volume réduit, une énergie élevée en faisant appel à des réactions chimiques exothermiques pouvant provoquer l'excitation des molécules.
- ▼ Ce milieu actif est placé dans une cavité de résonance limitée par au moins deux surfaces dont l'une est totalement réfléchissante possible, l'autre face très légèrement semi réfléchissante permet le passage d'une partie du faisceau à l'extérieur de la cavité (figure (I-2)).

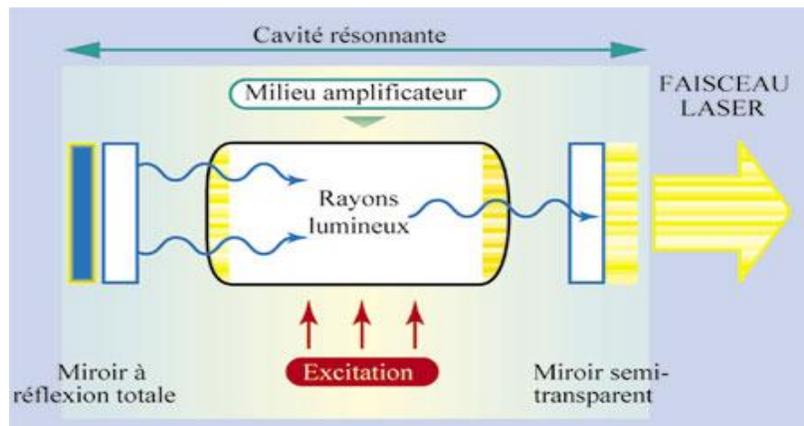


Figure (I.2): schéma de principe d'un laser

### I.1.3 Propriété physique du rayonnement laser

#### I.1.3.1 la monochromaticité

Contrairement à la lumière blanche émit par une ampoule ou par les rayons du soleil, le laser n'émet qu'une seule couleur (monochromatique ou d'une seule longueur d'onde), cela est dû à l'émission stimulée qui produit des photons identiques (même phase, même fréquence) [6]

### I.1.3.2 la directivité

L'émission de lumière sous un faisceau parallèle permet de transmettre cette lumière sans grande divergence du rayonnement, pour un angle de divergence de l'ordre de 1mrad, le diamètre du faisceau augmente d'environ 1mm par mètre de parcours, la limite théorique de la divergence d'un faisceau laser est donnée par [7]:

$$\theta = R\lambda/d$$

$\lambda$  : la longueur d'onde du faisceau laser

$d$  : le diamètre du faisceau laser.

$R$  : le facteur de proportionnalité qui dépend de la forme géométrique du faisceau laser égale à 1.22 pour un faisceau uniforme et  $2/\pi$  pour un faisceau gaussien.

### I.1.3.3 la cohérence

La source laser est dite cohérente parce qu'elle émet des fronts d'ondes dont les amplitudes et les phases sont identiques, alors la cohérence se présente sous deux aspects :

- **Cohérence spatiale** : la lumière est dite spatialement cohérente, si à un instant donné, l'onde possède la même phase aux différents points de son front d'onde.
- **Cohérence temporelle** : la lumière est considérée cohérente temporellement, si la phase à un instant donné, le long d'un front d'onde en mouvement est identique à celle que possède l'onde après avoir traversé une distance  $L$ , en un temps  $L/c$  ( $c$  : la vitesse de la lumière).

### I.1.3.4 le mode d'émission :

Un laser donné fonctionnera en mode continu ou par impulsions dépendamment de la nature même du milieu considéré ou bien du mode d'alimentation utilisé pour exciter les espèces. Dans certains cas, on pourra obtenir les deux modes de fonctionnement et dans d'autres cas le mode de fonctionnement par impulsions est imposé par le milieu lui-même .Il existe trois types [8] :

- mode continu : la puissance délivrée est constante pendant toute la durée du tir
- mode pulsé ou super pulsé : l'énergie délivrée dont la puissance et la fréquence sont modulable
- mode ultra pulsé : les ondes ont une durée et une puissance fixe (puissance considérable et durée très brèves).La modulation de la puissance délivrée par exemple

au tissu se fait en variant la fréquence des pulses. L'énergie délivrée instantanément au tissu est élevée à l'inverse du mode continu.

#### I.1.3.5 la durée

La durée d'exposition correspond au temps pendant lequel le tissu est exposé ( $t_s$ ), pour une impulsion déclenchée, elle varie de quelques femtosecondes ( $1\text{fs}=10^{-16}\text{s}$ ) à quelques centaines de microsecondes. Pour une impulsion relaxée, elle varie de quelques microsecondes à quelques dizaines de millisecondes et pour une émission continue, elle est supérieure à 0,25 s.

#### I.1.3.6 la luminance

C'est la concentration d'énergie par unité de surface ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ) et elle est plus grande que celle des sources classiques à cause de l'émission cohérente de la lumière laser. Cette propriété lui permet d'agir sur la matière de façon très ponctuelle.

### I.1.4 Classification des lasers

Depuis la découverte du premier laser, plusieurs types de laser ont été réalisés fonctionnant à des longueurs d'ondes couvrant de l'infrarouge à l'ultraviolet. Ils utilisent des milieux actifs très variés, souvent réalisés par le mélange d'un composant principal neutre et d'une impureté activatrice, c'est le dopage, Ils reposent sur le même principe de base mais diffèrent par leur puissance, leur fréquence, la propriété de leur faisceau ...on peut classer les lasers en trois catégories [9] :

- les lasers solides
- les lasers à gaz
- les lasers à liquide

#### I.1.4.1 Laser solide

Généralement le milieu actif des lasers à état solide est composé soit d'ions métalliques ( $\text{Cr}^{+3}, \text{Ni}_2^+, \dots$ ) soit d'ions de terres rares ( $\text{Nd}^{3+}, \text{Er}_3^+, \dots$ ) ils sont pompés exclusivement par voie optique et leurs longueurs d'onde d'émission vont du visible jusqu'au l'infra rouge proche ( $0.551\text{mm} \leq \lambda \leq 2.61\text{mm}$ ), dans cette catégorie de laser on a [10]:

- ✓ Le laser à rubis, constitué de corindon (élimine cristallisée) contenant des ions de chrome trivalent.
- ✓ Le saphir dopé avec des ions de titane.

- ✓ Les verres dopés en néodyme.
- ✓ Des semi conducteurs tels que l'arséniure de gallium, le phosphore d'indium.
- ✓ Le grenat d'yttrium et d'aluminium, dopé au néodyme (laser dit Nd-Yag)

#### a- laser Néodyme : YAG

Le milieu actif est un solide : le Grenat d'Yttrium et l'Aluminium  $Y_3Al_5O_{12}$  dopé par une terre rare.

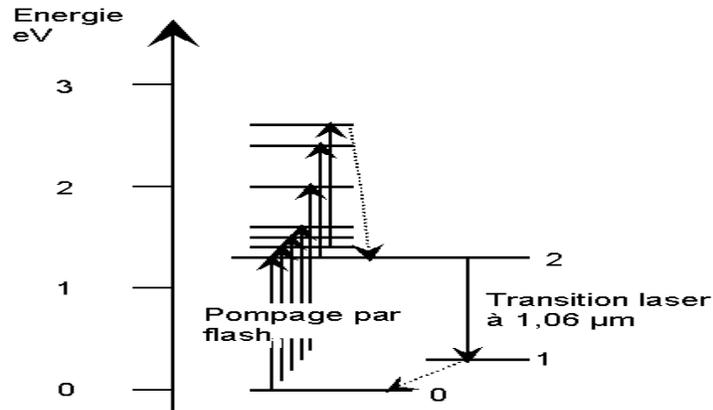


Figure (I.3) : Schéma énergétique du laser yag

Le laser à néodyme peut osciller sur plusieurs raies, le plus dominante à une longueur d'onde de 1.064μm (émet dans le proche infrarouge), il peut fonctionner en mode continu qui peut atteindre quelque kilowatts ou impulsionnel (relaxé ou déclenché d'une puissance crête très élevée de l'ordre du gigawatt (voir tableau (I.1))

Ce type de laser permet d'obtenir un effet de photo coagulation plus profond et un effet de vaporisation plus important que le laser à argon .Il existe des lasers d'émission super pulsé permettant d'obtenir un effet de vaporisation efficace et moins nécrosant en profondeur, avec des impulsions de quelques dizaines de watts[11].

Dans le tableau (I.1), on donne les propriétés du laser Nd-Yag [5]

<b>Cavité Laser</b>	Réfléchissante (double ou simple ellipse) - Diffusante		
<b>Refroidissement</b>	Eau		
<b>Milieu actif</b>	Barreau cylindrique		
<b>Longueur d'onde</b>	0.94 m ,1.06 m, 1.3 m ,1.7 m, 2.1 m		
<b>Pompage</b>	Lampe flash - Diodes laser		
<b>Fonctionnement</b>	Continu	Relaxé	Déclenché
<b>Energie/Impulsion</b>	Continu	10 mJ à 100 J	10 mJ à 100 J
<b>Durée d'impulsion</b>	Continu	0.2 - 2 ms	50 - 5 ns

<b>Fréquence</b>	Continu	1 - 500 Hz	20 - 50 Hz
<b>Puissance crête</b>		10 kW	100 MW
<b>Diamètre de faisceau</b>	4 à 30 mm		
<b>Divergence</b>	1 - 30 mrad		

**Tableau (I.1)**

#### b- laser à semi conducteurs

Ce laser est principalement constitué d'une diode à semi-conducteur afin de produire un faisceau lumineux. Le pompage se fait à l'aide d'un courant électrique qui enrichit le milieu générateur en trous d'un côté et en électrons de l'autre

Les systèmes médicaux à base des diodes lasers, du fait de l'excellent rendement des diodes (puissance émise pour une consommation électrique donnée) sont compacts (de la taille d'un boîtier de micro-ordinateur), alimentés sur une prise de courant ordinaire et refroidis par un simple ventilateur, les diodes lasers émettent le plus souvent en continu dans le proche infrarouge et le visible (actuellement dans le rouge, mais des diodes émettant dans le vert devraient bientôt apparaître) [12].

#### I.1.4.2 Laser à gaz

Les lasers à gaz présentent un certain nombre des caractéristiques qui leurs donnent un intérêt particulier grâce à la nature de l'état gazeux, les gaz peuvent être atomiques (vapeurs neutres, vapeur métallique, vapeurs ionisées), moléculaires, purs ou mélange, à basse pression (<1 torr), moyenne (1 à 100 torrs) ou à pression élevée (>1 atm). Le pompage le plus couramment utilisé est le pompage électrique, mais dans certains cas le pompage optique ou le pompage chimique peut être plus efficace. Les gaz offrent la gamme de fréquences la plus étendue allant de l'ultra violé jusqu'au proche l'infra rouge.

#### a- laser à CO<sub>2</sub>

Le laser CO<sub>2</sub> a été créé en 1964 par Patel. Ce laser est un laser à 4 niveaux qui peut fonctionner en mode continu ou pulsé (miroirs tournants).

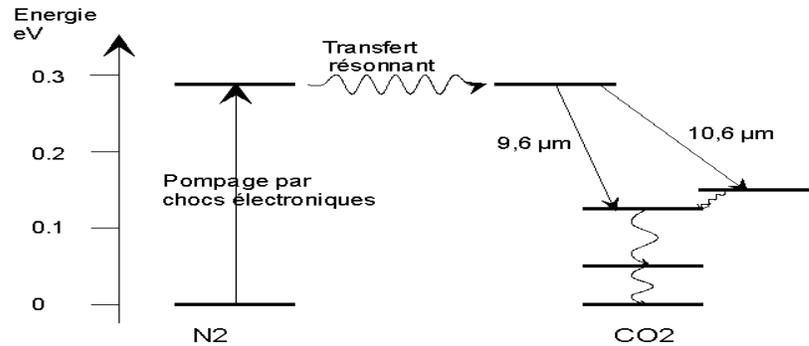


Figure (I.4) : Diagramme des niveaux d'énergie de la molécule de  $CO_2$

Le laser  $CO_2$  est un laser moléculaire à gaz émettant dans l'infrarouge moyen soit  $10,6\mu m$  ou  $9,6\mu m$ . La molécule active donnant lieu à l'émission laser est excitée vibrationnellement et rotationnellement. Les niveaux d'énergie vibrationnelle mis en jeu peuvent être succinctement présentés sur un diagramme d'énergie [13].

Le milieu actif est constitué d'un mélange  $CO_2/N_2/He$  (dioxyde de carbone, diazote, hélium) dans les proportions valant typiquement 5% / 15% / 80% contenu dans un tube de verre fermé aux deux extrémités par des lames en NaCl, transparentes vers  $10\mu m$ . Ce mélange est renouvelé en permanence à l'aide d'une pompe primaire. L'hélium permet d'augmenter la désactivation des niveaux inférieurs, de refroidir le milieu et d'augmenter le pompage global. L'hélium, dans ce processus, a aussi un rôle de gaz tampon, permettant en particulier de dépeupler les niveaux d'arrivée de la transition laser.

Dans le tableau (I.2), on donne les propriétés du laser  $CO_2$  [5]:

<b>Cavité Laser</b>	1. Tube scellé en verre 2. Guide d'onde à tube scellé 3. Flux axial ou longitudinal lent ou rapide 4. Flux transverse rapide				
<b>Refroidissement</b>	Air (3) - Eau (1, 3,2) - Huile (3) - Echangeur thermique (4)				
<b>Milieu actif</b>	Mélange: $CO_2$ 6 % - $N_2$ 20 % - He				
<b>Longueur d'onde</b>	9 – 11 $\mu m$				
<b>Pompage</b>	Décharge électrique HT Excitation HF				
<b>Fonctionnement</b>	1 continu	2 continus	3 lents continus – pulsés	3 rapides continues – pulsés	4 continus - pulsés
<b>Puissance</b>	10 – 500 kW	1 - 20 W	1 - 1000 W	2 – 6 kW	10 à 20 kW
<b>Diamètre de faisceau</b>	3 - 4 mm	1 - 2 mm	5 - 70 mm	5 - 70 mm	5 à 100 mm
<b>Divergence</b>	1 - 2 mrad	0,5 - 10 mrad	1 - 3 mrad	1 – 3 mrad	1 - 3 mrad

Tableau (I.2)

## **b-laser à excimère :**

C'est le seul type de laser chimique. Le seul matériau responsable de l'émission de lumière est un mélange d'atomes gazeux qui ne forme une molécule que lorsqu'ils sont dans un état excité, d'où le nom d'exciplexes ou excimères. L'émission de lumière s'opère en un temps très court, de l'ordre de quelques nanosecondes, lié à la faible durée de vie de l'état excité. Les mélanges les plus utilisés sont XeCl ( $\lambda = 308$  nm) et ArF ( $\lambda = 193$  nm). Ces halogénures de gaz rares émettent donc dans l'ultraviolet. A ces longueurs d'ondes très courtes, l'interaction lumière matière n'est plus totalement thermique. L'énergie des photons est telle qu'elle casse les liaisons moléculaires au cœur des matériaux qui absorbent. Les puissances émises sont de l'ordre d'une centaine de watts et les cadences de répétition dépassent rarement les 500 Hz.

### **I.1.4.3 Laser à colorant**

Du fait que de nombreux composés absorbent efficacement certains rayonnements et présentent à l'état liquide une fluorescence intense qui couvre généralement une large bande située dans le visible on peut sélectionner à l'aide d'un prisme une longueur d'onde particulière.

Le milieu actif est composé de divers colorants dont chacun a une bande de fréquence qui lui est propre.

Il existe deux types des lasers médicaux à colorant [14] :

- Les lasers pompés par une lampe flash qui émettent des impulsions de quelques joules d'une durée allant de la milli seconde avec une fréquence de répétition faible (quelques hertz) .leur longueur d'onde fixe dans le bleu (504 nm) ou le jaune (585 nm).
- Les lasers pompés par un autre laser, qui émettent en continu et dont la longueur d'onde peut varier dans une gamme limitée du spectre (le jaune ou le rouge).

## **I.2 Les lasers et le milieu biologique**

### **I.2.1 Caractéristiques du tissu**

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

### I.2.1.1 propriétés thermiques

La variation de la température et le transfert de chaleur dépendent essentiellement des propriétés thermiques du tissu qui sont [15] :

- la chaleur spécifique  $c$  (J/kg°C).
- la masse volumique  $\rho$  (kg/m<sup>3</sup>).
- la conductivité thermique  $k$ (W/m°C).

La diffusivité thermique  $\alpha$  (m<sup>2</sup>/s) définie comme étant :  $\alpha=k/c\rho$

#### **a -La conductivité thermique**

La conductivité thermique est le flux de chaleur, par mètre carré, traversant un matériau d'un mètre d'épaisseur pour une différence de température de un degré entre les deux faces. Elle s'exprime en W/m°C. C'est une donnée intrinsèque à chaque matériau, qui caractérise donc uniquement ses performances isolantes [16].

#### **b -La Capacité thermique**

La capacité thermique d'un matériaux est le produit de sa masse volumique par sa chaleur spécifique, cette dernière étant la quantité de chaleur nécessaire pour élever la température de l'unité de masse de 1°C en J/kg°C.

La capacité thermique est donc la quantité de chaleur mise en réserve lorsque sa température augmente de 1°C. Elle s'exprime en J/m<sup>3</sup>°C.

#### **c -La diffusivité thermique**

La diffusivité thermique caractérise la vitesse à laquelle la chaleur se propage, par conduction, dans un corps. Plus elle est faible, plus le front de chaleur mettra du temps à traverser l'épaisseur du matériau.

### I.2.1.2 paramètres optiques

- le coefficient d'absorption  $\mu_a$ (cm<sup>-1</sup>)
- le coefficient de diffusion  $\mu_s$ (cm<sup>-1</sup>) qui tient compte du facteur d'anisotropie du milieu  $g$ .
- le coefficient d'atténuation  $\gamma$  (cm<sup>-1</sup>) global c'est la somme des deux autres coefficients et il est appelé aussi coefficient d'extinction :

$$\gamma = \mu_a + \mu_s(1-g)$$

### I.2.2 Action du laser sur un milieu

Lorsque la lumière heurte la surface du tissu biologique une partie du rayonnement est réfléchi à l'interface et l'autre pénètre dans le milieu.

Deux phénomènes se produisent au niveau du rayonnement transmis : il y a la diffusion et l'absorption [17].

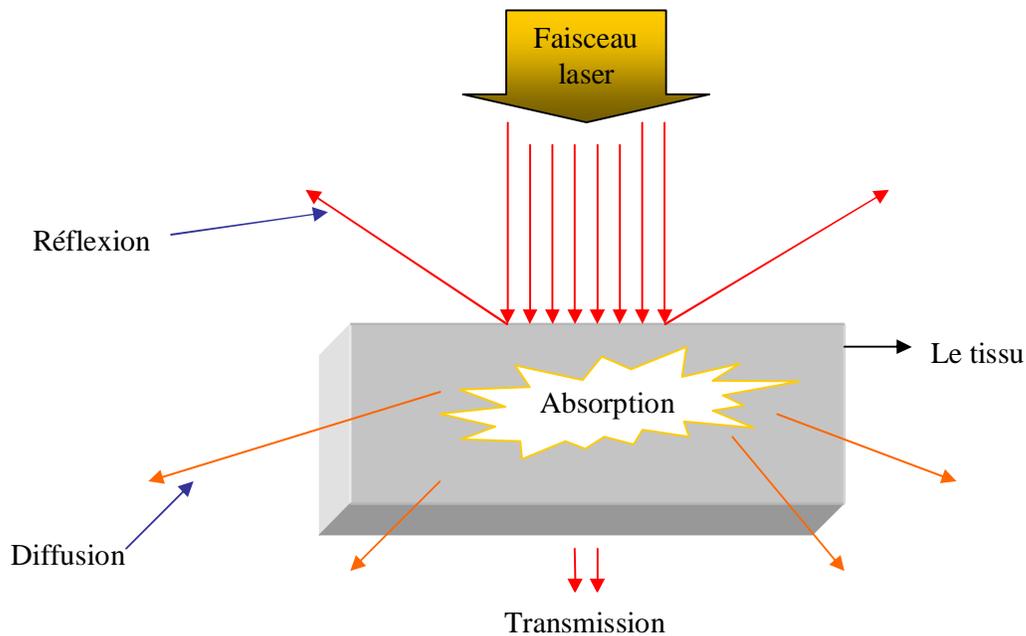


Figure (I.5): phénomènes optiques de l'interaction laser – tissu

### I.2.2.1 la réflexion

La réflectivité du matériau, rapport de l'énergie lumineuse incidente, est notée  $R$ , la fraction d'énergie pénétrée dans le tissu  $\epsilon=1-R$  est appelé émissivité. La connaissance précise de la réflectivité des tissus est importante car elle peut atteindre des valeurs élevées (par exemple : 30% à 50% du faisceau argon est réfléchi par la peau). Cependant, pour les longueurs d'onde, supérieures au visible, la réflexion tend à diminuer considérablement [18].

### I.2.2.2 la diffusion

La diffusion optique est une interaction de la lumière avec la matière dans laquelle la direction du rayonnement incident est modifiée par des hétérogénéités (molécules ou petites particules présentes dans le milieu). La diffusion joue un rôle important dans la distribution spatiale de l'énergie absorbée. Lorsque la lumière est peu absorbée (rouge et proche infrarouge), la pénétration en profondeur du faisceau serait importante, si elle ne décroissait pas rapidement à cause de la diffusion.

La probabilité de subir un événement de diffusion est donnée par :

$$p_{diff} = 1 - e^{-\mu_s \cdot l}$$

$\mu_s$  : coefficient de diffusion dépend de l'énergie des photons et la nature du milieu traversé.

$l$  : la longueur parcourue

### I.2.2.3 l'absorption

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.

La probabilité de subir une absorption est donnée par :

$$p_{abs} = 1 - e^{-\mu_a \cdot l}$$

$\mu_a$  : coefficient d'absorption

$l$  : la longueur parcourue

- ✓** L'absorption est fonction du couple longueur d'onde - chromophore (figure I.6). La plupart des molécules organiques ont une forte absorption dans l'ultraviolet. Aussi, les profondeurs de pénétration dans l'U.V. 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  $\mu\text{m}$ ) 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 la lumière [19].

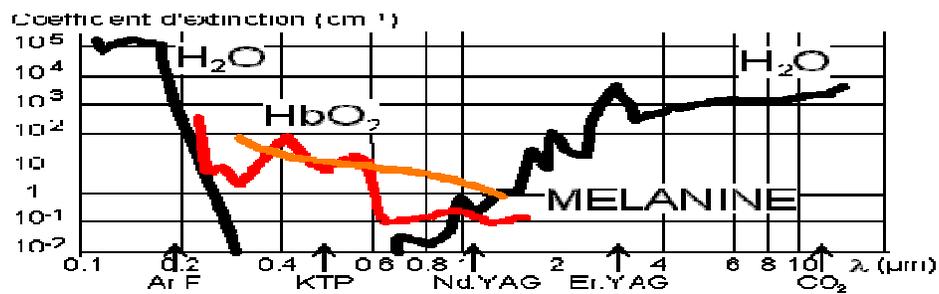


Figure (I.6): Spectre d'absorption des 3 principaux chromophores des tissus (eau, hémoglobine et mélanine)

### I.2.3 Processus et 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'irradiance (puissance délivrée rapportée à la surface et exprimée en Watts par  $\text{cm}^2$ ) et du temps d'exposition au faisceau laser. On distingue :

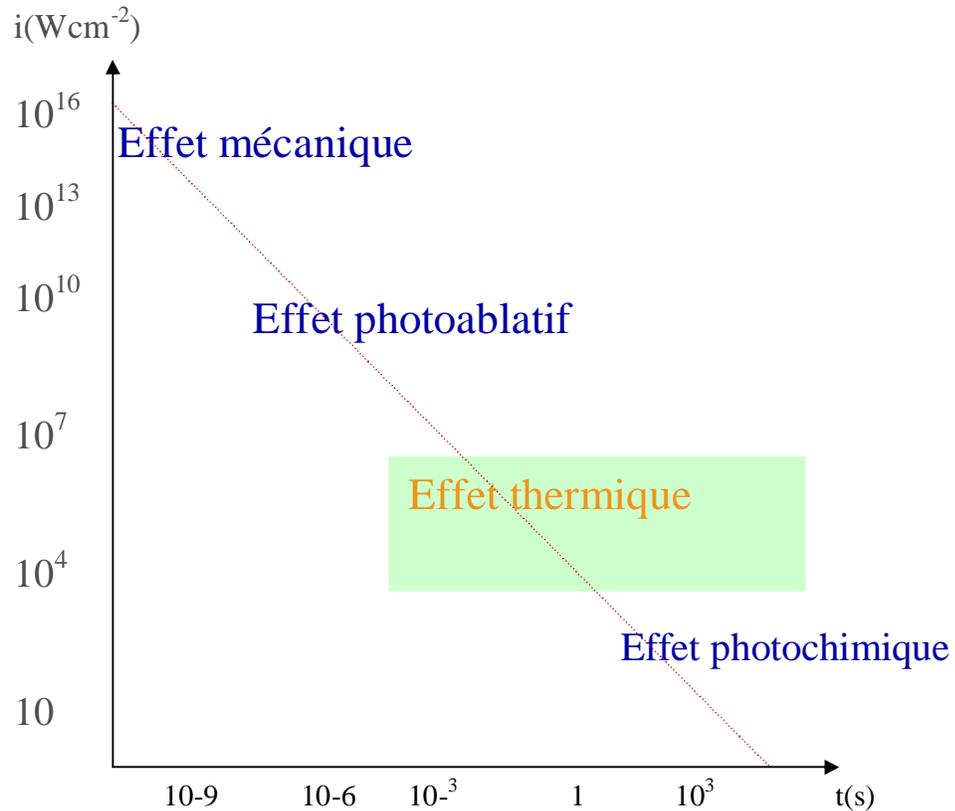


Figure (I.7) : Les différentes actions en fonction de l'irradiance et du temps d'interaction

#### I.2.3.1 l'effet photochimique

La photochimiothérapie consiste à injecter par voie générale un photosensibilisant ayant une spécificité pour un tissu pathologique puis à éclairer le tissu dans un but diagnostique (localisation) ou thérapeutique (destruction sélective du tissu pathologique) [20]. Après avoir marqué la zone à traiter par un photosensibilisant, on éclaire le tissu par une lumière dont la longueur d'onde correspond à un pic d'absorption du photosensibilisant. L'absorption de la lumière fait passer le photosensibilisant d'un état basal à un état excité. Le retour à l'état basal se fait soit par dégradation thermique, soit par émission d'un rayonnement

de fluorescence, soit par transfert énergétique intramoléculaire à l'origine de réactions chimiques. Pour le diagnostique (localisation) on utilise une lumière bleue ou verte et on détecte la fluorescence. Pour le traitement (destruction sélective d'une tumeur), on utilise une lumière rouge afin d'avoir une bonne action en profondeur. Contrairement aux effets thermiques, les effets photochimiques font appel à de faibles densités de puissance et de longues durées d'exposition.

∅ La photochimiothérapie s'applique essentiellement à la cancérologie et fait l'objet d'évaluation dans plusieurs centres spécialisés sans que l'on puisse dire actuellement qu'elle est cliniquement validée, surtout en utilisant comme photosensibilisant l'HpD.

### I.2.3.2 L'effet mécanique

Les effets mécaniques des lasers sont produits par l'onde de choc par un plasma et non par la lumière laser elle-même. En fonction du type de laser utilisé, ce plasma est créé par un effet multiphotonique ou thermo-ionique [20].

#### a-Effets multiphotoniques

Les flux lumineux intenses concentrés sur de petites surfaces au moyen de lasers à impulsions picoseconde et de forte irradiances permettent la création d'un plasma. A la frontière entre milieu ionisé et milieu externe apparaît un gradient de pression qui induit la propagation d'une onde de choc. C'est l'expansion de cette onde de choc qui provoque les principaux effets destructifs.

#### b-Effets thermo-ioniques

Lorsque l'émission laser est très brève ( $\mu\text{s}$  -ns), la chaleur produite par l'absorption de la lumière n'a pas le temps de diffuser hors de la source de chaleur "primaire". Si l'irradiance est suffisamment importante ( $10^7$  à  $10^{11}$   $\text{W}/\text{cm}^2$ ), il va se produire un plasma dont l'onde de choc induira les effets mécaniques. Ce type d'effet est actuellement obtenu avec un laser à colorant émettant dans le bleu des pulses d'une microseconde, le laser à Alexandrite ( $0,755 \mu\text{m}$ ,  $150 \mu\text{s}$ ), ou le laser Nd:YAG nanoseconde.

∅ Les effets mécaniques sont utilisés en ophtalmologie pour couper de fines membranules intraoculaires et en endoscopie pour fragmenter les calculs rénaux ou biliaires.

### I.2.3.3 L'effet photo-ablatif

L'action est très superficielle, de quelques micromètres car la lumière est très absorbée par les tissus, cet effet se définit comme une ablation pure de matériel sans lésion thermique

sur les berges, réalisé par des lasers de longueur d'onde très énergétique et une durée très brève de quelque nanoseconde, afin d'éviter les phénomènes de diffusion thermique.

Les ruptures des liaisons moléculaires dans les tissus peuvent se produire par le champ électrique associé à lumière laser ou par volatilisation du tissu sans diffusion thermique sur les berges

#### I.2.3.4 L'effet thermique

Les effets thermiques des lasers sur les tissus biologiques correspondent à un processus complexe résultant de trois phénomènes distincts: une conversion de lumière en chaleur, un transfert de chaleur et une réaction tissulaire liée à la température et la durée d'échauffement. L'action thermique du laser peut se résumer en trois actions principales selon le degré et le temps d'échauffement tissulaire [14]:

##### a- 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 d'un processus difficile à contrôler qui est donc peu utilisé en pratique.

##### b- 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.

##### c- 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.

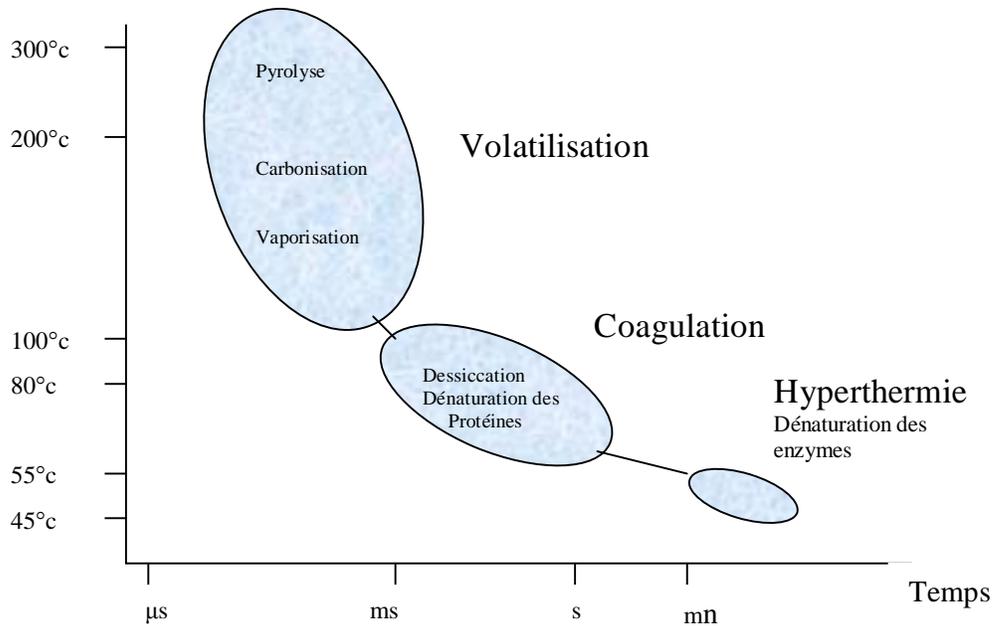


Figure (I.8): Action de la chaleur sur les constituants tissulaires en fonction de la Température et de temps

Ø Les effets thermiques des lasers sont utilisés dans presque toutes les spécialités, essentiellement en coagulation et en vaporisation. On peut classer les applications en fonction de la manière de diriger le faisceau sur le site à traiter en utilisant:

1. une pièce à main : dermatologie, chirurgie, odontologie,
2. un bio microscope : ORL, gynécologie, ophtalmologie,
3. un endoscope: gastroentérologie, pneumologie, urologie, gynécologie, arthroscopie,
4. un guidage radiologique : angioplastie.

### I.3 Les lasers en dermatologie

L'utilisation de la lumière laser en dermatologie remonte à plusieurs années et comme la peau occupe une place privilégiée dans le corps humain il y'a un grand nombre d'applications tel que : l'épilation, les taches sur la peau, les rides, les varicosités, la couperose, les angiomes plans etc. .

#### I.3.1 Structure de la peau

La peau humaine est un tissu conjonctif complexe constitué de trois couches stratifiées : L'épiderme, Le derme et l'hypoderme dont l'épaisseur et la structure biologique sont très différentes.

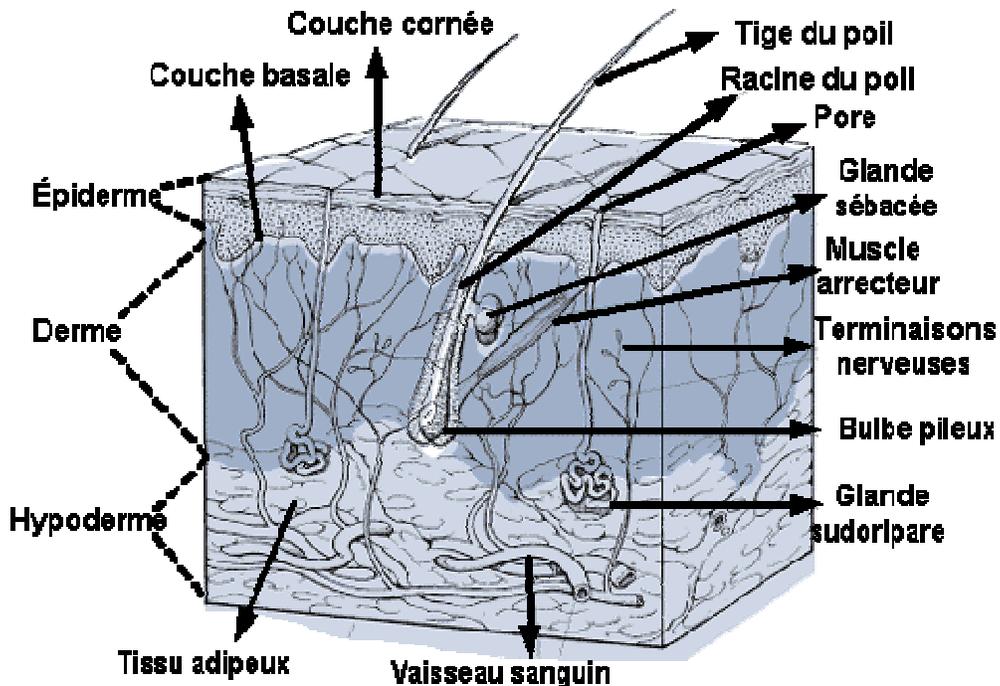


Figure (I.9) : schéma de la structure de la peau

##### I.3.1.1 L'épiderme

Revêtement le plus externe, l'épiderme est la première couche de protection de l'organisme. Il est formé de 4 couches cellulaires : la couche basale, la couche malpighienne, la couche granuleuse et la couche cornée [21] :

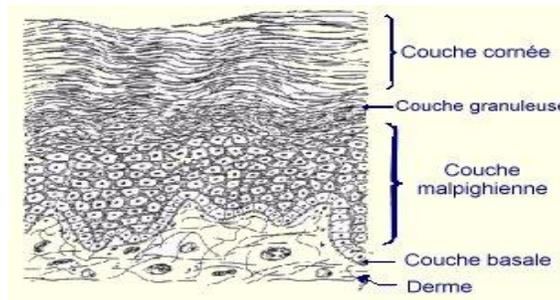


Figure (I-10) : les différentes couches de l'épiderme

### I.3.1.2 Le derme

Sous-jacent à l'épiderme, le nourrit et le soutient, il est formé d'un réseau dense de fibres entrecroisées, fibres collagènes d'une part, qui confèrent au derme sa résistance aux forces de pression, fibres élastiques d'autre part, qui donnent à la peau son élasticité.

Le derme est richement vascularisé, par un réseau de vaisseaux sanguins aussi fins que des cheveux, d'où leur nom de capillaires ; ceux-ci nourrissent l'épiderme et assurent les échanges thermiques entre l'organisme et le milieu extérieur [21].

Le derme contient aussi un réseau nerveux d'une grande densité, de l'ordre de 10000 fibres nerveuses par  $mm^2$  ; la plupart de ces fibres sont sensibles ; elles font de la peau un organe sensoriel majeur, sensible au toucher, à la chaleur, à la pression.

De la reconnaissance des antigènes, contribuant à la défense du revêtement cutané contre les divers facteurs d'agression : microbes, virus.....

### I.3.1.3 l'hypoderme

Situé au-dessous du derme, est un matelas graisseux formé de cellules claires chargées de graisses. Il amortit les pressions exercées sur la peau, contribue à protéger les organes profonds. Il représente aussi une réserve d'énergie pour l'organisme.

## I.3.2 Composition chimique de la peau

La composition de la peau est [22]

- 70% d'eau.
- 27.5% de protéides.
- 2% de lipides.
- 0.5% de sels minéraux.

### I.3.3 Les caractéristiques de la cible

L'utilisation de laser en dermatologie est fondée sur la grande directivité de la lumière. On peut caractériser une cible par sa situation, sa coloration et sa taille [23]

#### I.3.3.1 La situation

Lorsque la lumière traverse la peau, elle est diffusée et partiellement absorbée avant d'atteindre la cible. La capacité de la lumière de pénétrer dans un tissu varie avec sa longueur d'onde. L'intensité de la lumière disponible à l'endroit de la cible dépend de sa profondeur

#### I.3.3.2 La coloration

La coloration de la cible est corrélée avec le spectre d'absorption des chromophores qu'elle contient dans la peau. Les principaux chromophores sont :

- La mélanine, dont l'absorption diminue avec l'augmentation de la longueur d'onde (cibles brunes)
- L'hémoglobine et l'oxyhémoglobine : l'oxyhémoglobine a des pics d'absorption à 400, 540 et 577nm (cibles rouges)
- Les pigments de tatouage (cibles noires, vertes ou jaunes)
- L'eau qui absorbe fortement la lumière de certains lasers émettant dans l'infrarouge, notamment des lasers Yag et CO<sub>2</sub>

#### I.3.3.3 La taille

Une cible contenant des chromophores en concentration élevée et irradiée avec une lumière fortement absorbée par ces derniers sera chauffée si l'on souhaite un échauffement localisé, donc sélectif, l'irradiation doit être terminée avant qu'une partie substantielle de la chaleur apportée ne soit perdue par conduction, autrement dit la durée d'irradiation doit être plus courte que le temps de relaxation thermique, ce temps dépend de la taille de la cible.

### I.3.4 Les lasers utilisés en Dermatologie

Les lasers sont classés, en gros, en trois catégories selon leur champ d'application : les lasers pour vaisseaux, pour pigments et lasers chirurgicaux ou ablatifs. Le tableau (III.1) résume les longueurs d'ondes d'absorption et les altérations cutanées obtenues [24]

<b>Laser</b>	<b>Longueur d'onde</b>	<b>Application</b>
CO <sub>2</sub> 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	Épilation vasculaire
Diode milliseconde avec refroidissement	950 nm	Remodelage
Diode milliseconde	800 - 810nm	Épilation
Alexandrite Q-Switched	755nm	Dépigmentation – Detatouage
Alexandrite milliseconde	755nm	Épilation
Rubis Q-Switched	694nm	Dépigmentation – Detatouage
Rubis milliseconde	694nm	Épilation
Colorant pompé par flash	585 - 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	577-595nm	Vasculaire
Argon	514nm - 488nm	Vasculaire Dépigmentation
Laser Excimère	308nm	Psoriasis

Tableau (I.3)

## I.3.5 Quelques applications dermatologiques

### I.3.5.1 Angiome plan

Un angiome est une malformation vasculaire qui peut être présentée dans la naissance (congénitale) ou apparaître par la suite (acquise).

On distingue 3 types d'angiomes [25] :

§ 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 avant « 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 ces 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 le traitement



Après le traitement

Figure (I.11) : angiome plan

La cause exacte des angiomes plans demeure inconnue. Les recherches les plus récentes pointent une composante génétique qui contrôle la musculature des parois artérielles et capillaires.

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 autre point du corps.

### Ø Les principes du traitement par le laser

Il y'a deux types [22] :

§ 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  $I : 20 \text{ kw/cm}^2$ , plus courte que le temps de relaxation : la fluence  $6-8 \text{ J/cm}^2$ ) ; l'hémoglobine absorbe la lumière, la convertit en chaleur. L'augmentation de la chaleur dans le vaisseau

entraîne une élévation de la pression, provoquant la rupture du vaisseau, avec une extravasation du sang

Cliniquement, la présence d'une hémorragie microscopique confirme cette vaporisation du sang.

§ La photocoagulation sélective : La lumière est absorbée par l'Hémoglobine, la convertit en chaleur et la transfère aux parois vasculaires entraînant une coagulation de celles-ci, et d'une zone très restreinte autour d'elle. Le derme reste viable, les glandes sudoripares, sébacées et les follicules pileux restent intacts.

### I.3.5.2 La Couperose

La couperose fait référence aux lignes rouges ou violacées (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 persistantes 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 [26].



Figure (I.12) : la couperose

#### Ø le principe du traitement

Il s'agit sous l'effet du laser d'obtenir une diminution de la densité vasculaire, par coagulation des vaisseaux. Cet effet est obtenu par des lasers sélectifs, qui coagulent à travers l'épiderme les vaisseaux du derme, sans effectuer d'altération de surface

### I.3.5.3 Les varicosités

Les varicosités sont des dilatations permanentes des veinules intradermiques des membres inférieurs [27].

On distingue différents types de varicosités :

Des varicosités bleues dont le diamètre se situe entre 0.5 mm et 2 mm,

Des varicosités rouges d'un diamètre inférieur à 0.5 mm.



Figure (I.13) : Les varicosités

#### Ø Le principe du 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.3.5.4 Le Resurfaçage

Il s'agit d'un traitement par laser visant, à partir d'une stimulation intense de la peau, à obtenir une modification de la texture de celle-ci et une correction d'un certain nombre de rides[28].

#### Ø Le principe du traitement

Le laser va entraîner d'une part une destruction superficielle de l'épiderme et un effet thermique dans la partie sous jacente, le derme. Cette « agression maîtrisée » va entraîner une stimulation intense de la peau avec une régénération de l'épiderme qui va prendre un aspect plus lisse et une densification du derme qui va donner une meilleure tenue de la peau, permettant l'atténuation et la disparition d'un certain nombre de rides.

#### I.3.5.5 Remodelage

Il s'agit d'une technique qui vise à améliorer la texture, et l'aspect général de la peau, après stimulation par laser [29].

#### Ø Le principe du traitement

Le laser va entraîner, à travers la peau, un effet thermique dans le derme. Cet effet thermique va stimuler la production de néo-collagène (par les fibroblastes) et induire des modifications du fonctionnement des glandes sébacées.

### I.3.5.6 Les taches pigmentaires

Elles sont de deux sortes [30] :

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



Avant le traitement



Après le traitement

Figure (I.14) : Les taches pigmentaires

### Ø 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 disparaîtra en 2 semaines environ, laissant un aspect dépigmenté sous jacent.

### I.3.5.7 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 [31].



Avant le traitement



Après le traitement

Figure (I.15) : le détatouage

On peut effacer les tatouages amateurs, professionnels, cosmétiques. 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.

### I.3.5.8 Epilations 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 [32]. 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 correspond 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

# MODELISATION MATHEMATIQUE ET NUMERIQUE

### Introduction

Ce travail consiste à élaborer l'échauffement de la peau constituée de trois couches par laser Nd-Yag pulsé et continu.

Pour estimer la distribution de la température dans le tissu ainsi le dommage créé en donnant une interprétation des modes de transmission de chaleur et décrire le système physique par l'équation de conduction de chaleur, enfin expliquer la méthode numérique utilisée et le code de calcul.

### II.1 Mode de transmission de chaleur

Il existe trois modes de transmission de la chaleur : conduction, convection et la perfusion sanguine.

dans notre domaine d'application en thérapie, l'étude de transfert de chaleur dans les tissus biologiques est basée essentiellement sur la conduction et la perfusion sanguine, l'effet de la convection est considéré minime à cause du faible débit sanguin entre les membranes cellulaires.

#### II.1.1 perfusion sanguine

L'influence de flux sanguin sur l'équilibre thermique dans les milieux vasculaires est illustrée sur la figure (II.1)

## Elévation de la température locale

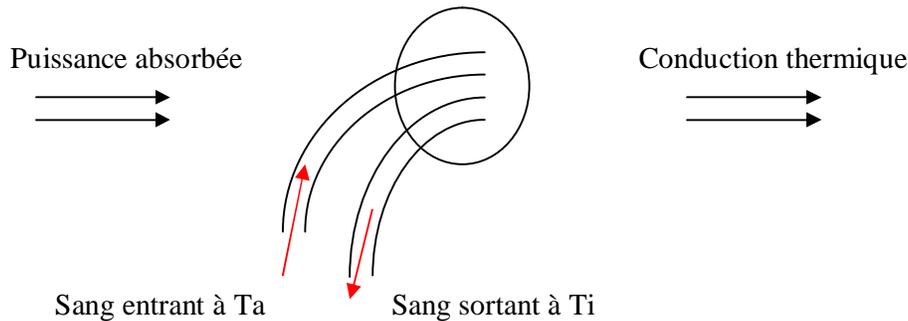


Figure (II.1): illustration du flux sanguin dans un milieu vasculaire

Le sang qui s'écoule dans le tissu joue le rôle d'un fluide, quand il est transporté à travers le système capillaire il diffuse la chaleur dans le tissu où il arrache du volume surchauffé l'énergie  $B$ , stockée sous forme de chaleur calorifique du sang est qui peut être exprimée comme suit [33] :

$$B = \rho c Q T$$

Avec :

$Q$  : est le taux de la perfusion sanguine, représentant la quantité du sang qui traverse une unité de volume en une seconde (mg/ml.s)

$\rho$  : la masse volumique ( $g/cm^3$ )

$c$  : la chaleur calorifique du sang ( $J/g^\circ C$ )

$T$  : la température du volume unitaire ( $^\circ C$ )

Welche et Al ont montré que la perte de chaleur par perfusion sanguine a un effet minime sur la température, si la durée d'exposition est inférieure à 5s, le flux sanguin est négligeable.

D'autre part Svansande et Al ont montré expérimentalement que l'influence de la perfusion sanguine sur le transfert thermique est négligeable si le temps d'irradiation est inférieur ou égal à 10s

### II.1.2 Conduction

Est une échauffement dû au transfert moléculaire de la chaleur dans un milieu continu où la distribution de température est irrégulière (l'existence de gradient de température) sans

déplacement de la matière, dont le flux de chaleur se dirige de la région chaude vers la région froide [34].

Dans ce cas l'énergie se propage par contact direct des molécules sans un déplacement de celle ci ainsi plus les molécules se déplacent rapidement et plus sera aussi l'énergie interne de l'élément .En d'autre terme les molécules possédant la plus grande énergie transmettent aux molécules adjacentes une portion de leur énergie, ce transfert peut s'effectuer par contact élastique (fluide) ou par diffusion des électrons (métaux)

## II.2 Modèle mathématique

La résolution des problèmes de transfert de chaleur nécessite une formulation mathématique des lois et des phénomènes gouvernants le processus, généralement on utilise des équations différentielles pour définir la répartition de la chaleur dans un corps et dans notre cas nous utilisant l'équation de bio-chaleur.

### II.2.1 Etablissement de l'équation différentielle de la conduction

Le bilan énergétique d'un cube élémentaire  $dx dy dz$  d'un tissu isotrope irradié par un faisceau laser pendant un instant  $dt$  peut être exprimé comme suit :

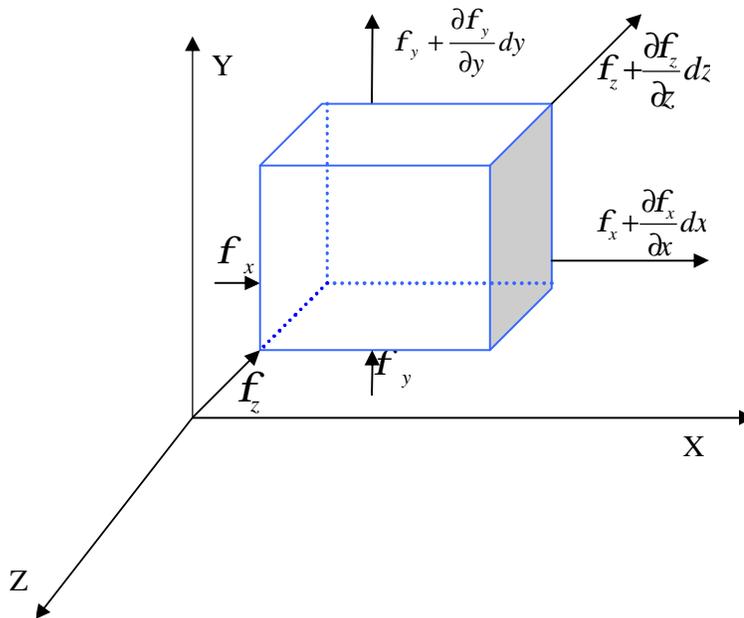
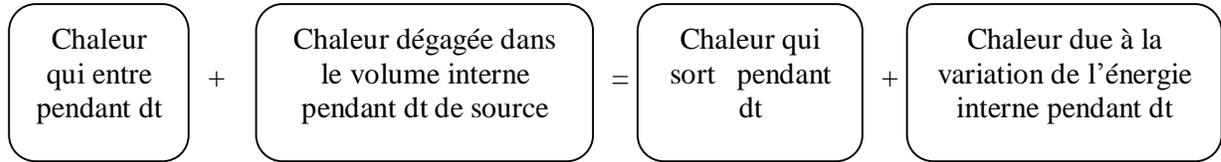


Figure (II.2): schématisation de l'établissement de l'équation générale de la conduction en coordonnées cartésiennes



La mise en équation de cette formule dans le cas tridimensionnelle donne :

$$(f_x + f_y + f_z)dt + sdx dy dz = (f_{x+dx} + f_{y+dy} + f_{z+dz} dt) + rcdTdx dy dz \quad (II.1)$$

$$(f_x - f_{x+dx})dt + (f_y - f_{y+dy})dt + (f_z - f_{z+dz})dt + sdx dy dz = rcdTdx dy dz \quad (II.2)$$

Où : dT est la variation de la température pendant dt

$f_x - f_{x+dx}$  : C'est le flux de chaleur traversant la surface

Selon la série de Taylor on a  $f_{i+di} = f_i + \frac{\partial}{\partial i} f_i di$   $i=x, y, z$  (II.3)

$$f_{i+di} - f_i = \frac{\partial}{\partial i} f_i di \quad (II.4)$$

Donc l'équation (II.2) devient

$$\left(-\frac{\partial f_x}{\partial x}\right)dx + \left(-\frac{\partial f_y}{\partial y}\right)dy + \left(-\frac{\partial f_z}{\partial z}\right)dz + sdx dy dz = \frac{\partial}{\partial t}(rdx dy dz T) \quad (II.5)$$

Compte tenu de l'hypothèse de Fourier, on peut écrire alors :

$$f_x = k \frac{\partial T}{\partial x} dy dz \quad (II.6)$$

$$f_y = k \frac{\partial T}{\partial y} dx dz \quad (II.7)$$

$$f_z = k \frac{\partial T}{\partial z} dx dy \quad (II.8)$$

En remplaçant ces trois dernières relations dans l'équation (II.5) on obtient l'équation de bio-chaleur générale d'un tissu isotrope :

$$\frac{\partial}{\partial x}\left(k \frac{\partial T}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(k \frac{\partial T}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(k \frac{\partial T}{\partial z}\right) + s = \frac{\partial}{\partial t}(rcT) \quad (II.9)$$

## II.2.2 L'équation de bio-chaleur

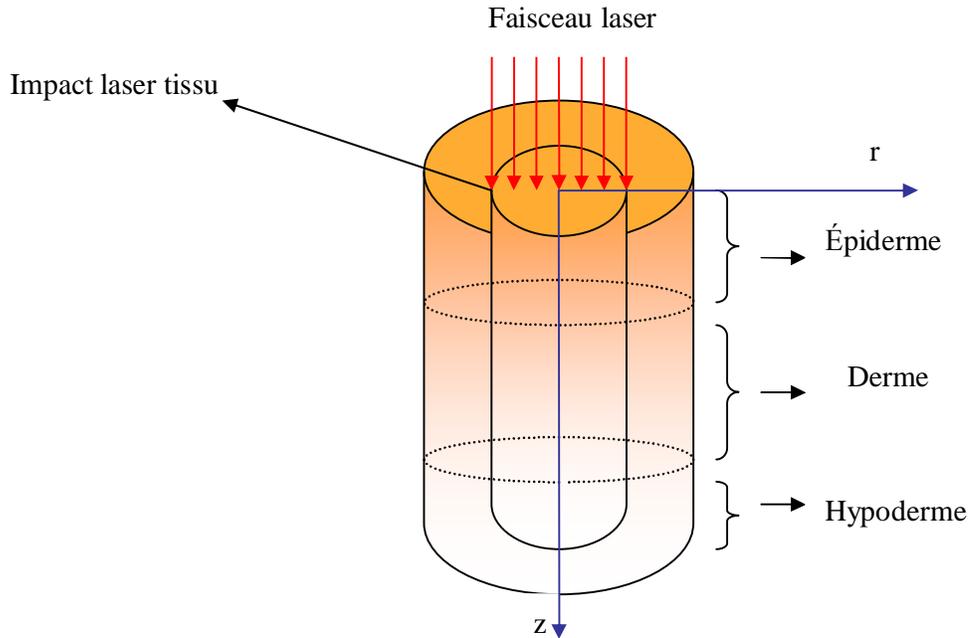


Figure (II.3) : représentation des différentes couches de la peau irradiée par laser

La réponse thermique du tissu biologique à l'irradiation laser est décrite par l'équation de bio-chaleur :

$$k\nabla^2 T(r, z, t) + S(r, z) - B = \rho c \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} \quad (\text{II.10})$$

Avec :

$c$  : la chaleur spécifique mesurée en  $J / g^{\circ}c$

$\rho$  : la masse volumique mesurée en  $g / cm^3$

$k$  : la conductivité thermique mesurée en  $w / cm^{\circ}c$

$\alpha = k/\rho c$  : la diffusivité thermique mesurée en  $cm / s^2$

$S(r, z)$  : terme de la source

$B$  : le terme de la perfusion sanguine qui sera négligé étant donné que le temps d'irradiation est inférieur à 5s

L'équation de bio-chaleur deviendra ainsi :

$$\frac{1}{\alpha} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} = \nabla^2 T(r, z, t) + \frac{1}{k} S(r, z) \quad (\text{II.11})$$

$$\nabla^2 = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial j^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \quad (\text{II.12})$$

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

$$\frac{1}{a} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} = \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} + \frac{1}{k} \frac{S(r, z)}{\partial t} \quad (\text{II.13})$$

### II.2.3 la fonction source

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

Le terme décrivant la source peut s'écrire [35] :

$$S(r, z, t) = I_m (1 - R) g \exp(-gz) f(r, z) q(t) \quad (\text{II.14})$$

$I_m$  : intensité maximale de la radiation incidente

$$g = m_a + (1 - g) m_s$$

$g$  : Le coefficient d'atténuation.

$m_a$  : Le coefficient d'absorption.

$m_s$  : Le coefficient de diffusion.

$g$  : facteur d'anisotropie du milieu.

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

$R$  : coefficient de réflexion de la surface irradiée

Le terme  $\exp(-gz)$  dans l'équation indique que le laser est atténué exponentiellement à travers le milieu absorbant

#### II.2.3.1 modèle du faisceau élargi

Ce modèle a été proposé par Yoon et al, les travaux ont montré 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.

La distribution spatiale et temporelle de la source du laser continu sera écrite dans cette forme :

$$f(r, z) = \exp\left(-\frac{r^2}{t^2(z)}\right) \quad (\text{II.15})$$

$$q(t) = 1 \quad (\text{II.16})$$

En utilisant l'équation (II.14) la source de chaleur sera donc définie comme suit :

$$S(r, z) = I_m (1 - R) g \exp(-gz) \exp\left(-\frac{r^2}{t^2(z)}\right) \quad (\text{II.17})$$

$$I_m = \frac{P}{4pd^2} \quad (\text{II.19})$$

p : la puissance

d : le diamètre du spot

R : la réflexion directe à partir de la surface du tissu.

t(z) : Le rayon du spot du faisceau laser dans le plan z a l'intérieure du tissu.

$$t(z) = t_0 \exp\left(\frac{1}{2} m_s z\right) \quad (\text{II.20})$$

t<sub>0</sub> : Le rayon du faisceau laser dans le plan Z=0

### II.2.3.2 la source du laser pulsé

Dans le laser pulsé la distribution spatiale et temporelle de la source du laser sera écrite dans cette forme [36]:

$$f(r, z) = \exp\left(-\frac{r^2}{t^2(z)}\right) \quad (\text{II.21})$$

$$P(t) = \frac{1}{s\sqrt{2p}} \exp(t^2 / 2s^2) \quad (\text{II.22})$$

σ = la largeur a mi hauteur =5ms

En utilisant l'équation (II.15) la source de chaleur sera donc définie comme suit :

$$S(r, z, t) = I_m (1 - R) g \exp(-gz) \left(\exp\left(-\frac{r^2}{t^2(z)}\right)\right) \left(\frac{1}{s\sqrt{2p}} \exp(t^2 / 2s^2)\right) \quad (\text{II.23})$$

$$I_m = \frac{E}{4pd^2} \quad (\text{II.24})$$

E : l'énergie d'un pulse

## II.3 Model numérique

La méthode qui nous utilisant pour résoudre l'équation (II.13) est celle des volumes finis où les étapes à suivre sont : le maillage, la discrétisation et la résolution du système d'équation algébrique [37].

### II.3.1 La méthode des volumes finis

La méthode des volumes finis développée 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 donnés et nulles partout ailleurs. Sa grande simplicité de mise en œuvre a fait qu'elle a connu un essor fulgurant depuis les années 1970-1980. Elle est à l'origine de la majorité des codes des calculs en géométrie cartésienne (Fluent, Phoenix.....)

Cette méthode consiste à diviser tout le domaine physique en un ensemble de petits volumes jointifs appelés «volumes de contrôle »chaque volume de contrôle contient un point situé en son milieu [38].

### II.3.2 Le maillage

Dans le but d'approcher numériquement la solution de l'équation (II.13) et pour des raisons de symétrie, nous ne considérons qu'une seule tranche du cylindre (figure II.4) que nous recouvrons par le maillage non uniforme dont les volumes de contrôle sont rectangulaires

$\Delta z$  : côté du volume de contrôle dans la direction z

$\Delta r$  : côté du volume de contrôle dans la direction r

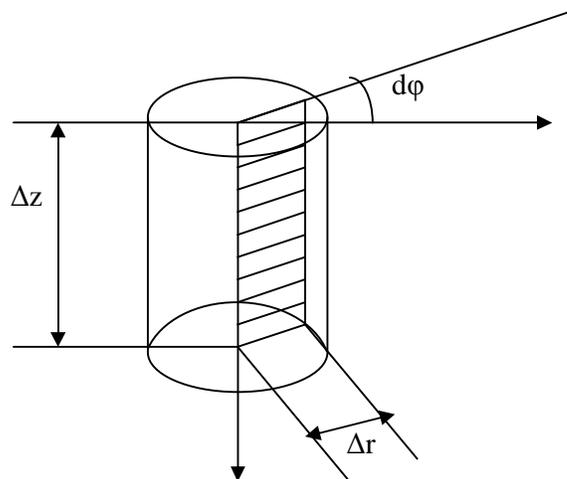


Figure (II.4) : illustration du domaine d'étude

#### II.3.2.1 le maillage suivant r

Le nombre des points suivant r est il, il doit être pair pour faciliter la génération symétrique du maillage radiale 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.5)

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 dans ce qui on détermine le maillage dans le long du rayon de la surface libre de la base, cette distance est égale à 1 :

Pour  $1 \leq i \leq \frac{il}{2}$  la série géométrique est générée comme suit :

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

$$\Delta r(i) = c \Delta r(i-1) \quad \text{Pour } 3 \leq i \leq \frac{il}{2}$$

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

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

$$r_p(1) = 0$$

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

$$r_c(1) = 0$$

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

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

Les  $r_p(i)$  sont les coordonnées radiales des points  $i$

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

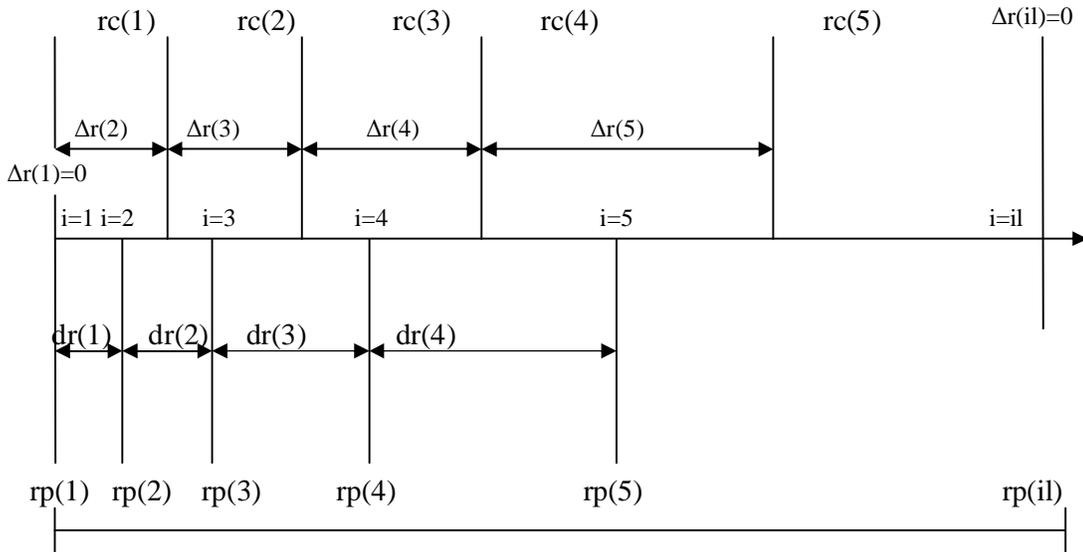


Figure (II.5) : le maillage suivant la direction radiale

### II.3.2.2 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 du tissu est égale à  $1/2$  :

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

$$\Delta z(j) = c \Delta z(j-1) \quad \text{Pour } 3 \leq j \leq \frac{j_l}{2}$$

$$\Delta z(j) = \Delta z\left(\frac{j_l}{2}\right) \quad \text{Pour } \frac{j_l}{2} + 1 \leq j \leq j_l - 1$$

$$dz(j) = \frac{\Delta z(j) + \Delta z(j+1)}{2} \quad \text{Pour } 3 \leq j \leq j_l - 1$$

$$z_p(1) = 0$$

$$z_p(j) = z_p(j-1) + dz(j-1) \quad \text{Pour } 2 \leq j \leq j_l$$

$$z_c(1) = 0$$

$$z_c(j) = z_c(j-1) + \Delta z(j) \quad \text{Pour } 2 \leq j \leq j_l - 1$$

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

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

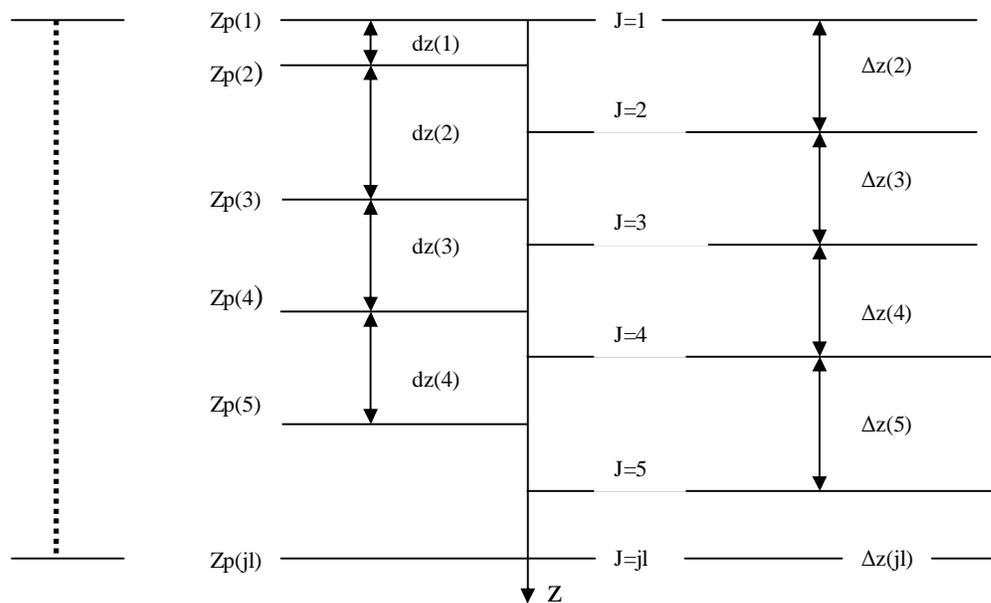


Figure (II.6) : le maillage suivant la direction axiale

### II.3.3 Localisation des variables

Pour localiser les variables, on considère le maillage de la figure (II.7), notons  $p$  le centre du volume de contrôle considéré et  $E, W, N, S$  les centres des volumes de contrôle adjacents Est, Ouest, Nord et Sud respectivement du volume de contrôle considéré.

Les points  $e, w, n$  et  $s$  désignent les faces Est, Ouest, Nord et Sud respectivement du volumes de contrôle considéré.

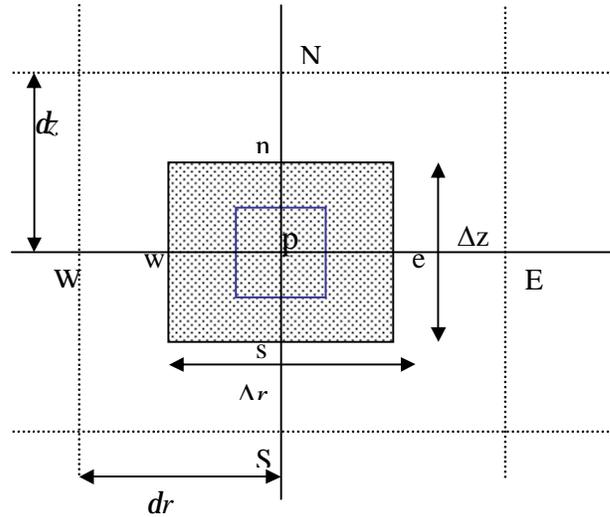


Figure (II.7) : Discrétisation bidimensionnelle montrant les volumes finis

### II.3.4 Discrétisation

Dans toutes les méthode 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 points régis par les équations différentielles considérées, elle consiste à remplace les équations aux dérivées partielles par un système d'équations algébriques, que sa solution donne les valeurs exigées aux point du maillage.

L'équation de bio-chaleur (II.3) est intégrée tout d'abord sur le volume de contrôle correspondant entre les temps  $t$  et  $t+\Delta t$

Le volume de contrôle élémentaire  $dv$  égale à :

$dv = r dr dz$  par un radian

Comme on a :

$$\frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \quad (\text{II.27})$$

L'équation (III.13) peut être écrite sous cette forme :

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{1}{a} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} r dr dz dt = \int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{1}{a} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} r dr dz dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{1}{k} \frac{S(r, z, t)}{\partial z} r dr dz dt \quad (II.28)$$

$$(I) = \int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{1}{a} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} r dr dz dt = \int_t^{t+\Delta t} \frac{1}{a} \frac{\partial T}{\partial t} dt \int_w^e \int_n^s r dr dz = \frac{1}{a} [T_p^{t+\Delta t} - T_p^t] r_p \Delta r \Delta z$$

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

$$\int_t^{t+\Delta t} T_p dt = [a T_p^{n+1} + (1-a) T_p^n] \Delta t \quad (II.29)$$

Cette écriture permet de retrouver les trois schémas classiques de la méthode des différences finies suivant les valeurs de  $\alpha$

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

$\alpha=1$  : schéma implicite

$\alpha=0.5$  : schéma semi-implicite de Crank-nicolson

Les différentes valeurs de  $\alpha$  peuvent être interprétées à partir de la variation de  $T_p$  en fonction de  $t$  [39] montre sur la figure (II.8)

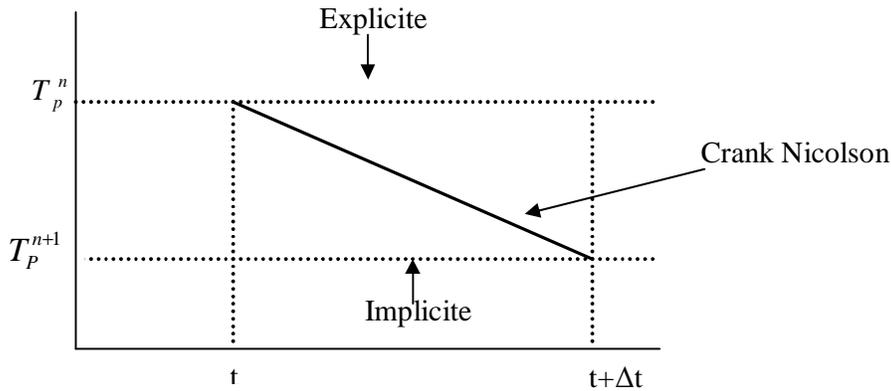


Figure (II.8) : la variation de la variable T avec le temps pour les trois schémas

$$(II) = \int_t^{t+\Delta t} \left\{ \int_w^e \int_n^s \left[ \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \right] r dr dz \right\} dt$$

$$= \int_t^{t+\Delta t} \left\{ \int_w^e \left[ \frac{\partial T}{\partial z} \right]_s r dr - \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_n r dr \right\} + \int_n^s \left[ r_e \frac{\partial T}{\partial r} \Big|_e dz - r_w \frac{\partial T}{\partial r} \Big|_w dz \right] dt$$

$$\begin{aligned}
&= \int_t^{t+\Delta t} \left\{ \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_w^e \int_w^e r dr - \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_n^e \int_w^e r dr + \frac{\partial T}{\partial r} \Big|_n^s \int_n^s r_e dz - \frac{\partial T}{\partial r} \Big|_w^n \int_n^s r_w dz \right\} dt \\
&= \int_t^{t+\Delta t} \left\{ \left[ \frac{T_s - T_p}{dz_s} - \frac{T_p - T_n}{dz_n} \right] r_p \Delta z + \left[ r_e \frac{T_e - T_p}{dr_e} - r_w \frac{T_p - T_w}{dr_w} \right] \Delta z \right\} dt \\
III &= \int_t^{t+\Delta t} \int_w^e \int_n^s \frac{1}{k} \frac{S(r, z, t)}{\partial t} r dr dz dt = \int_t^{t+\Delta t} \frac{S(r_p, z_p, t)}{k} \int_n^s \int_w^e r dr dz dt \\
&= \int_t^{t+\Delta t} \frac{S(r_p, z_p, t)}{k} r_p \Delta r \Delta z dt
\end{aligned}$$

Dans le cas du schéma implicite :

$$II = \frac{r_p \Delta z \Delta t}{dz_s} [T_s^{n+1} - T_p^{n+1}] + \frac{r_p \Delta z \Delta t}{dz_n} [T_p^{n+1} - T_n^{n+1}] + \frac{r_e \Delta z \Delta t}{dr_e} [T_e^{n+1} - T_p^{n+1}] - \frac{r_w \Delta z \Delta t}{dr_w} [T_p^{n+1} - T_w^{n+1}]$$

§ La source du laser continu

$$III = S(r_p, z_p) r_p \Delta r \Delta z \Delta t$$

§ La source du laser pulsé

$$III = S^{n+1}(r_p, z_p) r_p \Delta r \Delta z \Delta t$$

Après la sommation des différents termes, on obtient l'équation générale de discrétisation

$$a_p(i, j) T^{n+1}(i, j) = a_e(i, j) T^{n+1}(i+1, j) + a_w(i, j) T^{n+1}(i-1, j) + a_s(i, j) T^{n+1}(i, j+1) + a_n(i, j) T^{n+1}(i, j-1) + S' \quad (II.30)$$

Avec :

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

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

$$a_p(i, j) = a_e(i, j) + a_w(i, j) + a_s(i, j) + a_n(i, j) + \frac{r_p(i) \Delta r(i) \Delta z(j)}{\Delta t}$$

$$S'(i, j) = \left[ \frac{S(i, j)}{k} + \frac{T^n(i, j)}{\Delta t} \right] r_p(i) \Delta r(i) \Delta z(j)$$

### II.3.5 Conditions initiales et aux limites

Les conditions initiales et aux limites sont nécessaires pour la solution de l'équation différentielle de la conduction de chaleur. La condition initiale spécifie la distribution de la température à une origine de temps (c'est-à-dire  $t=0$ ), tandis que les conditions aux limites spécifient les conditions maintenues aux limites du milieu à étudier à  $t > 0$ .

#### § Condition initiale

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

$$T(x, y, z, t = 0) = T_0(x, y, z)$$

Généralement le champ des températures initiales est constant, égal à la température du tissu à l'état normal :  $T_0(x, y, z) = 37^\circ \text{C}$

#### § Conditions aux limites

On considère que :

- Ø La surface libre du tissu est parfaitement isolante de ce fait pas de perte de la chaleur à la surface. L'équation exprimant cette condition est :

$$\frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} = 0 \quad \text{Pour } r=0 \quad (\text{II.31})$$

- Ø L'axe  $z(r=0)$  est un axe adiabatique ce qui implique que la température sera maximale au centre de la surface irradiée (centre du spot). On peut écrire alors :

$$\frac{\partial T(r, z, t)}{\partial z} = 0 \quad \text{Pour } z=0 \quad (\text{II.32})$$

Les conditions (II.31) et (II.32) reflètent respectivement l'approximation qu'il n'y a pas de perte de chaleur à travers la surface libre du tissu (échauffement adiabatique) et la symétrie cylindrique autour de l'axe  $r=0$

Les deux surfaces limites ( $r=R_e$ ,  $Z=Z_3$ ) sont maintenues à une température uniforme égale à la température initiale  $37^\circ \text{C}$

Et après l'équation de discrétisation  $a_p T_p = \sum a_i T_i + S'$  avec  $i : E, W, N, S$

$$\text{Pour } i=il \quad a_p(il, j) = 1 \quad S(il, j) = 37$$

$$a_e(il, j) = a_w(il, j) = a_s(il, j) = a_n(il, j) = 0$$

Pour  $i=1$   $a_p(1, j) = 1$   $a_e(1, j) = 1$

$a_e(1, j) = a_w(1, j) = a_s(1, j) = S(1, j) = 0$

On a donc ici un système tridiagonal à résoudre à chaque pas de temps

Leur résolution se fait donc en utilisant l'algorithme thomas qui transforme le système tridiagonal en un système triangulaire

### II.3.6 Code de calcul

Ce code de calculs interactif avec l'utilisateur, décrit en langage Fortran power station 4.0, est un ensemble de subroutine

Pour cela, on a utilisé dans cette simulation numérique avec les données suivantes :

- ü Nombre des noeud suivant l'axe radial est 100 et suivant l'axe axial 200
- ü Centre du spot se situe au noeud ( $i=1, j=1$ ) représentant le centre de la surface irradiée ( $r=0, z=0$ )
- ü Pas du temps égal à 0.01s pour le laser continu et 0.0001s pour le laser pulsé

Ce code de Fortran base sur un organigramme dont les étapes sont résumées dans la figure (II.9)

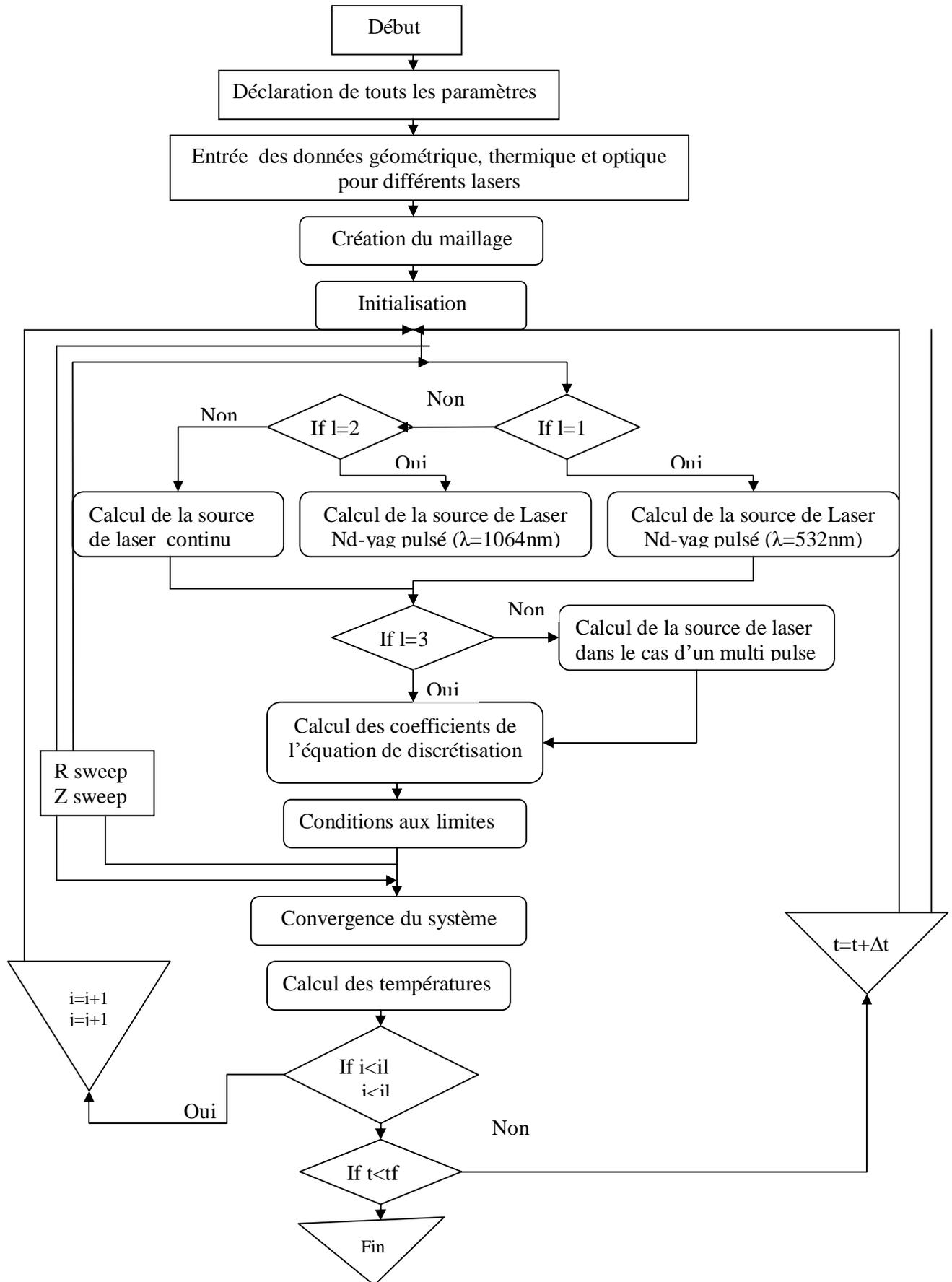


Figure (II.9): organigramme de calcul des températures

## II.4 dommage tissulaire

Le dommage tissulaire est le produit de la réaction thermodynamique induit par laser représentant la base de l'effet thérapeutique dans le cas des applications thermiques du laser dont la profondeur dépend fortement de la longueur d'onde, de la nature du tissu et de ces propriétés optique, du diamètre du faisceau laser, du temps d'exposition au rayonnement, et de la puissance délivrée

Dans la coagulation tissulaire le taux du dommage représente le taux des cellules endommagées du à la dénaturation de leurs protéines et collagènes, provoqués par le transfère de chaleur, qui se réalise lors de l'interaction laser –tissu.

### II.4.1 Le modèle unidimensionnel

En considérant que la conduction de chaleur apparaît dans un milieu isotrope, la profondeur du dommage dans une direction perpendiculaire à la surface peut être décrite par le modèle unidimensionnel proposé par Goldman et al [40].

Dans ce model, le temps nécessaire pour que la coagulation tissulaire apparaît dans tous les points du tissu (la création d'un dommage maximal) représente le temps auquel la température de la surface du tissu dépasse la température critique de la coagulation, après qu'en éteint le laser.

Pendant ce temps l'étendu de la région échauffée ( $z$ ) dans le cas d'une géométrie cylindrique A exprimé comme suit :

$$z = \sqrt{4at_c} \quad (\text{II.33})$$

Pour  $a$  et  $t_c$  connus, on peut calculer la profondeur du dommage.

### II.4.2 Modèle cinétique

La dénaturation tissulaire a été décrite comme étant un changement de phase par Flory et Garrett [41], mais la plus part des traitement couronnés de succès discutant le processus en terme d'équations thermochimiques [42].

Dans ces traitements, la vitesse de perte des molécules durant l'échauffement est décrite par la constante de vitesse  $\beta$  :

$$\frac{dc}{dt} = -\beta c \quad (\text{II.34})$$

Où  $c$  est la concentration des molécules restantes après la réaction thermochimique.

Cette équation a été développée par Arrhenius 1889 pour décrire l'effet de chaleur sur la constante de vitesse des réaction chimiques.

En 1980 Birinnguber [43] a montré que la constante de vitesse de la réaction est liée à la différence d'énergie  $\Delta E$  (énergie d'activation) entre l'état ou les molécule n'ont pas réagis et un état excité ,supposé intermédiaire,en pose  $\beta$  :

$$b = -w \exp - \frac{\Delta E}{R_0 T} \quad (\text{II.35})$$

W : est le pré exponentiel ou facteur de fréquence (s-1) de la transition de phase durant la réaction thermochimique

$R_0$  : est la constante universelle des gaz parfaits ( $R_0 = 8.31 \text{ mol}^{-1} \text{ k}^{-1}$  )

T : la température absolue mesurée en kelvin

$\Delta E$  : énergie d'activation mesurée en j/mol

Intégré l'équation (III.35) par rapport au temps donne l'intégral d'Arrhenuis  $\Omega$  appelé aussi l'intégral du dommage .celui ci représente le logarithme du rapport entre la concentration des molécules au temps initial  $c(0)$ ,et la concentration restante des molécules à la fin de la réaction (au temps d'irradiation ) :

$$\Omega = \ln \frac{c(t=0)}{c(t=t_i)} \int_0^{t_i} w dt \quad (\text{II.36})$$

Pour que notre modèle soit rigoureux, nous avons pris en considération la variation temporelle et spatiale de la température apparaissant dans le terme de la vitesse. Dans ce cas la concentration des cellules non endommagées sur chaque surface (r, z) à la fin de la réaction thermochimique sera décrite comme suit :

$$\Omega(r, z) = w \int_0^{t_i} \exp \left( \frac{-\Delta E}{R_0 T(r, z, t)} \right) dt \quad (\text{II.37})$$

Notons que les travaux expérimentaux ont permis d'estimer la valeur seuil  $\Omega_{\leq 1}$

Auquel le dommage est irréversible [44]

De plus les valeurs de l'énergie d'activation  $\Delta E$  et du facteur de fréquence w sont déterminées expérimentalement en fixant des températures du tissu produit le seuil du

dommage  $\Omega=1$  (cette valeur correspond à une dénaturation de 63% des molécules) pour différents temps d'irradiation. dans ce cas l'équation ( III.29) devient :

$$w \exp - \frac{\Delta E}{R_0 T} = 1 \quad (\text{III.38})$$

Mais il n'est pas nécessaire de prendre la variation temporelle de la température sur tout le stade de refroidissement, car le mécanisme du dommage tissulaire est finalisé avant que la température surfacique atteigne la température initiale ( $T=37^\circ\text{C}$ ).

En portant sur un graphique les valeurs expérimentales de  $\ln(t_i)$  en fonction de  $1/T$ , on obtient une droite dont l'ordonnée à l'origine est égal à  $-w$  (on peut donc déterminer  $\Delta w$ ) et dont la pente est égal à  $\Delta E / R_0$  (on peut donc déterminer  $\Delta E$ )

Dans le tableau (III.1) on donne des valeurs d'énergie d'activation et du facteur de fréquence proposé pour différents auteurs.

Tissu	W ( $s^{-1}$ )	$\Delta E(\text{j.mol}^{-1})$	Auteurs
Rétine	$10^{44}$	-	Birgruber [40]
Foie	$10^{70}$	$4.10^5$	Hillenkamp [41]
Peau	$3.1 \cdot 10^{98}$	$6.27 \cdot 10^5$	Henriques [42]
Peau	$4.3 \cdot 10^{64}$	$4.18 \cdot 10^5$	Takata[43] $44^\circ\text{C} < T < 50^\circ\text{C}$
Peau	$9.4 \cdot 10^{104}$	$6.68 \cdot 10^5$	Takata [44] $T > 50^\circ\text{C}$

Tableau (II.1)

## Chapitre III

# RESULTATS ET DISCUSSION

### Introduction

L'étude thermique de l'échauffement du tissu biologique dans le but d'une thérapie permet de prédire l'évolution de la température qui est le résultat de l'interaction laser tissu.

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

- la longueur d'onde
- la puissance (laser continu)
- l'énergie d'un pulse (laser pulsé)
- le diamètre du spot
- la durée d'interaction du faisceau

Nous commençons par déterminer les paramètres des lasers pulsé et continu pour réaliser la coagulation tissulaire et ensuite on estime la distribution spatio-temporelle de la température, enfin on voit la distribution dans le cas d'un multi pulse.

### III.1 Propriétés thermiques et optiques

La peau est constituée de 3 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 thermiques et optiques tirés de la bibliographie [45], [46] sont représentées dans les tableaux (III.1) et (III.2), on voit que :

§ pour le laser Nd-Yag de longueur d'onde 532nm le coefficient de diffusion de l'épiderme est 3.4 plus grand que celui du derme et 5.3 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 de longueur d'onde 1064nm le coefficient de diffusion de l'épiderme est 2.33 plus grand que celui du derme et 3.8 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
Epaisseur ( $\mu\text{m}$ )	50	2400	4000
$k(W / m^{\circ}c)$	0.21	0.53	0.46
$r(\text{kg} / m^3)$	1200	1200	1200
$c(J / \text{kg}^{\circ}c)$	3600	3800	3800
$a(m^2 / s)$	$4.86 \times 10^{-8}$	$1.16 \times 10^{-7}$	$1.10 \times 10^{-7}$
$ma(\text{cm}^{-1})$	21	2.2	0.5
$m\mu(\text{cm}^{-1})$	530	156	100
g	0.79	0.79	0.79

Tableau (III.1): cas du laser Nd-Yag  $\lambda=532\text{nm}$

Propriétés	Epiderme	Derme	Hypoderme
Epaisseur ( $\mu\text{m}$ )	50	2400	4000
$k(W / m^{\circ}c)$	0.21	0.53	0.46
$r(\text{kg} / m^3)$	1200	1200	1200
$c(J / \text{kg}^{\circ}c)$	3600	3800	3800
$a(m^2 / s)$	$4.86 \times 10^{-8}$	$1.16 \times 10^{-7}$	$1.10 \times 10^{-7}$
$ma(\text{cm}^{-1})$	4	1.2	0.2
$m\mu(\text{cm}^{-1})$	210	90	55
g	0.77	0.77	0.77

Tableau (III.2) : cas du laser Nd-Yag  $\lambda=1064\text{nm}$

### III.2 Estimation des valeurs seuils et optimales :

Avant d'étudier le comportement de la température dans la peau durant l'irradiation, on doit préciser les paramètres du laser : la puissance, l'énergie d'un pulse et le diamètre du spot, de ce fait nous déterminons les valeurs des temps d'irradiation seuils et optimales pour

la température de coagulation ( $50^{\circ}\text{C} < T < 99^{\circ}\text{C}$ ), les tableaux suivants résument ces valeurs pour les trois lasers utilisés.

**§ Laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ )**

D (cm)	0.4		0.5		0.6		0.7	
P (W)	$t_{is}(s)$	$t_{io}(s)$	$t_{is}(s)$	$t_{io}(s)$	$t_{is}(s)$	$t_{io}(s)$	$t_{is}(s)$	$t_{io}(s)$
2	0.08	0.56	0.14	1.05	0.21	1.82	0.30	2.98
3	0.05	0.32	0.08	0.58	0.13	0.97	0.19	1.52
4	0.03	0.22	0.06	0.39	0.09	0.64	0.13	0.98
5	0.02	0.17	0.05	0.29	0.07	0.47	0.10	0.71

Tableau (III.3): cas du laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ )

**§ Laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ )**

D (cm)	0.4		0.5		0.6		0.7	
E (mJ)	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$
300	0.5	3.2	0.8	6.5	1.3	12.7	1.8	21.7
400	0.4	2.2	0.6	4.1	0.9	7.4	1.3	13.2
500	0.3	1.6	0.5	2.9	0.7	5.1	0.9	8.6

Tableau (III.4): cas du laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ )

**§ Laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=532\text{nm}$ )**

D (cm)	0.4		0.5		0.6		0.7	
E (mJ)	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$	$t_{is}(ms)$	$t_{io}(ms)$
150	0.4	2.8	0.7	5.5	1.1	11	1.6	21
200	0.3	1.9	0.5	3.5	0.8	6.4	1.2	11.5
300	0.2	1.15	0.4	2	0.5	3.3	0.7	5.4

Tableau (III.5) : cas du laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=532\text{nm}$ )

### III.4 L'influence des paramètres du faisceau laser

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

##### a-Variation de la température en fonction de l'énergie d'un pulse

Ø On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ ) le diamètre du spot à 0.5 cm, la durée d'interaction est de 5 ms et on refait l'opération pour des durées d'interaction de 3ms et 1ms .

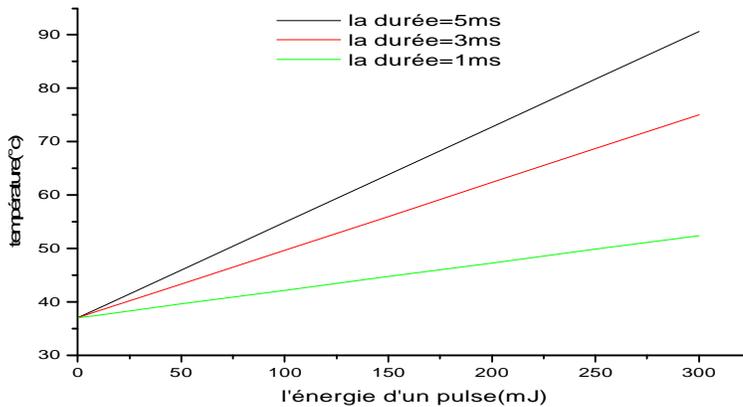


Figure (III.1): variation de la température en fonction de l'énergie d'un pulse pour différentes durées (D=0.5cm)

##### b- Variation de la température en fonction du diamètre du spot

Ø On fixe pour un laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ ) l'énergie d'un pulse à 300mJ, la durée d'interaction est de 5 ms et on refait l'opération pour des durées d'interaction de 3ms et 1ms.

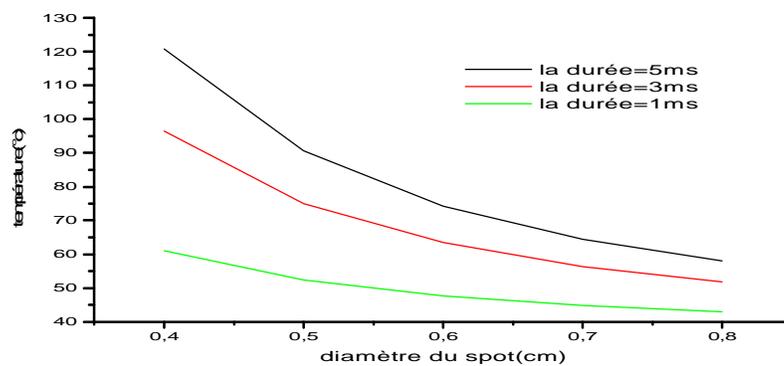


Figure (III.2): variation de la température en fonction du diamètre du spot pour différentes durées d'interactions (E=300mJ)

### c-Variation de la température en fonction de la durée d'interaction

Ø Pour les deux lasers Nd-Yag pulsé :  $\lambda=1064\text{nm}$  et  $\lambda=532\text{nm}$ , on fixe l'énergie d'un pulse à 300 mJ et le diamètre du spot à 0.5 cm et on varie la température en fonction de la durée du pulse

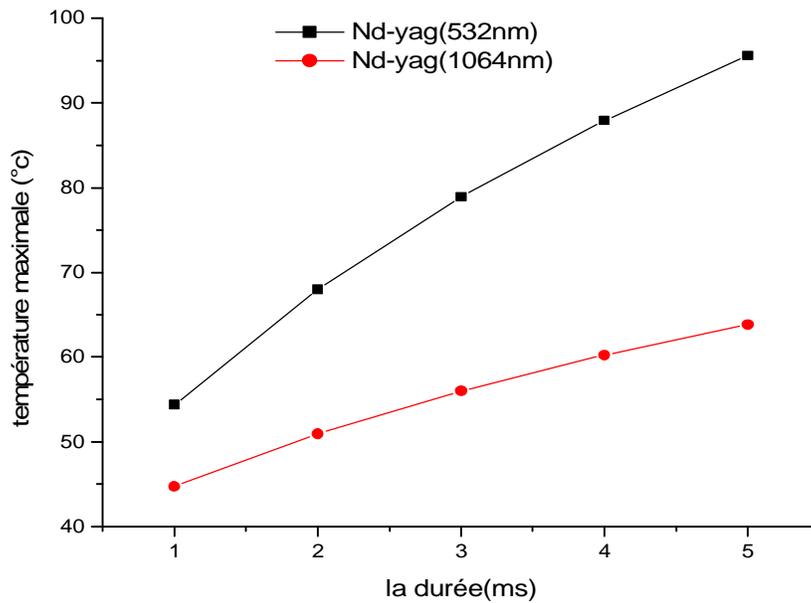


Figure (III.3): variation de la température maximale en fonction de la durée d'interaction

### III.3.2 cas d'un laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ )

#### a- Variation de la température en fonction de la puissance

Ø On fixe pour un laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ ) le diamètre du spot à 0.5 cm, la durée d'interaction est de 1.5 s et on refait l'opération pour des durées d'interaction de 1s et 0.5 s .

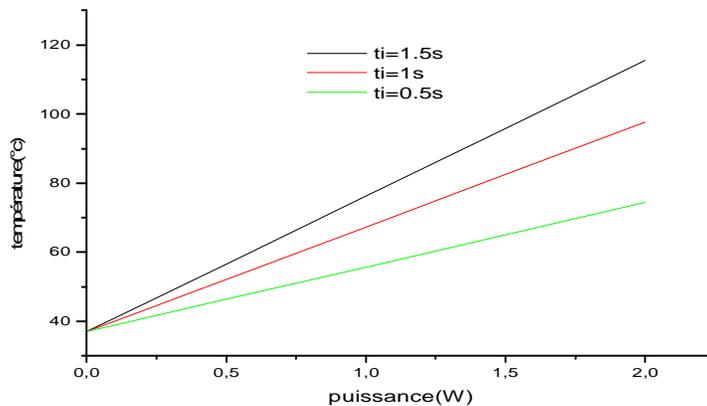


Figure (III.4): variation de la température en fonction de la puissance pour différents temps d'irradiations ( $D=0.5\text{cm}$ )

#### b- Variation de la température en fonction du diamètre du spot

Ø On fixe pour un laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ ) la puissance à 2W, la durée d'interaction est de 1.5s et on refait l'opération pour des durées d'interaction de 1s et 0.5s.

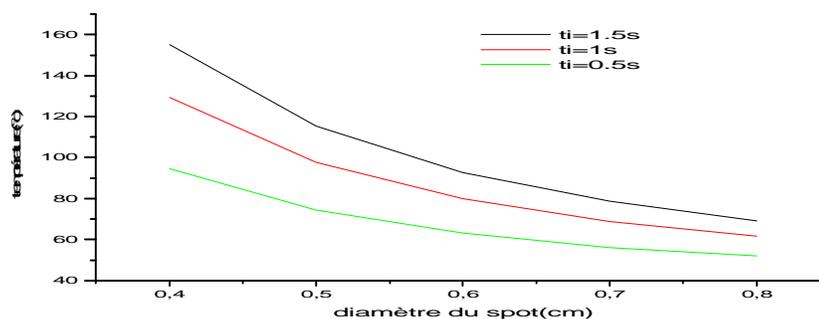


Figure (III.5): variation de la température en fonction du diamètre du spot pour différents temps d'irradiations ( $P=2\text{W}$ )

En coagulation tissulaire pour montrer l'influence des caractéristiques du faisceau laser Nd-Yag pulsé et continu, des courbes ont été faites pour relever les valeurs de la température au centre du spot sur surface de peau

En voyant les calculs obtenus et on déduit les paramètres suivants :

-le laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ ):  $D=0.5\text{cm}$ ,  $P=2\text{W}$  et  $t_i=1\text{s}$

-le laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ ):  $D=0.5\text{cm}$ ,  $E=300\text{mJ}$  et la durée= 5ms

-le laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=532\text{nm}$ ):  $D=0.5\text{cm}$ ,  $E=150\text{mJ}$  et la durée= 5ms

§ Les figures (III.1) et (III.4) montrent que la température augmente linéairement en fonction de l'énergie d'un pulse et de la puissance. En effet lorsque l'énergie d'un pulse  $E$  et la puissance  $P$  augmentent la fluence augmente ( $f = 4E / \pi D^2 = 4P \times t_i / \pi D^2$ ), donc l'absorption par pigment tissulaire devient fort et cela fait apparaître un flux de chaleur très important.

§ Les figures (III.2), (III.5) montrent que la température varie inversement par rapport au diamètre du spot ce ci est dû à l'irradiance qui est inversement proportionnelle au carré du diamètre du spot.

§ La figure (III.3) illustre la variation de la température maximale de coagulation en fonction de la durée du pulse pour le laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 532nm et de longueur d'onde 1064nm avec le diamètre du spot égal 0.5cm et l'énergie d'un pulse égale 150mJ, on remarque que :

Quand la durée augmente la température augmente mais cette élévation est plus marquée pour le cas du laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 532nm dû à son grand coefficient d'absorption.

### III.4 Variation de la température en fonction du temps

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

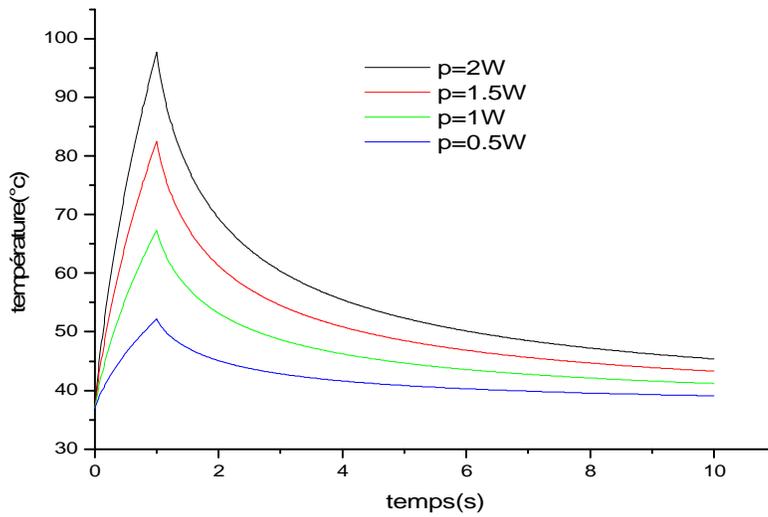


Figure (III.6): La variation de la température en fonction du temps pour différentes puissances, ( $D=0.5\text{cm}$ ,  $t_i=1\text{s}$ ).

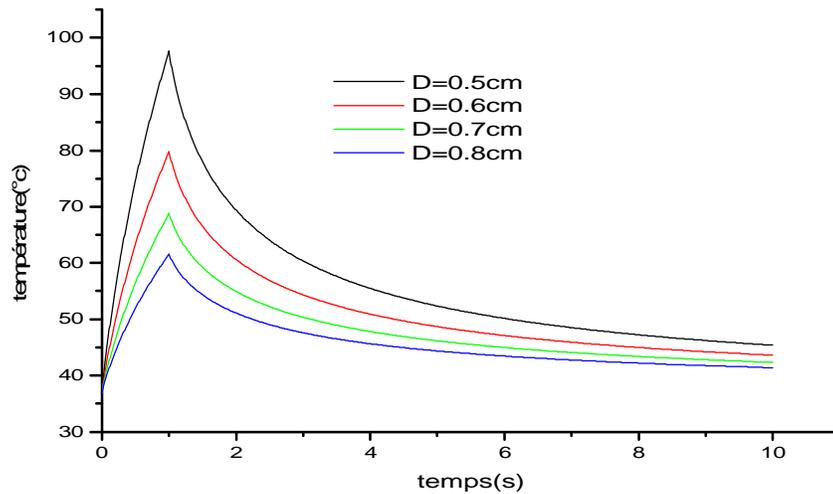


Figure (III.7): la variation de la température en fonction du temps pour différents diamètres de spot, ( $p=2\text{w}$ ,  $t_i=1\text{s}$ ).

### III.5.1 cas d'un laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=1064\text{nm}$ )

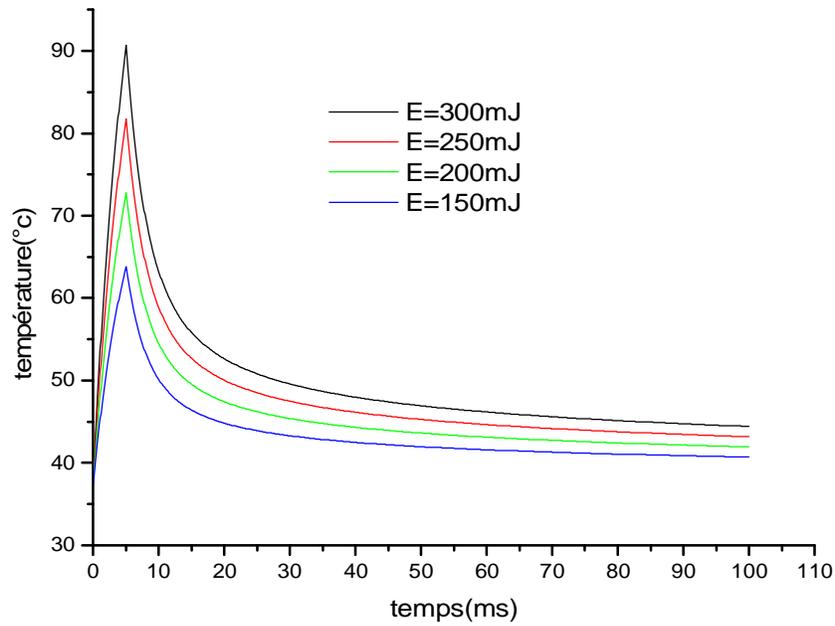


Figure (III.8.a): La variation de la température en fonction du temps pour différentes énergies ( $D=0.5\text{cm}$ , la durée=5ms).

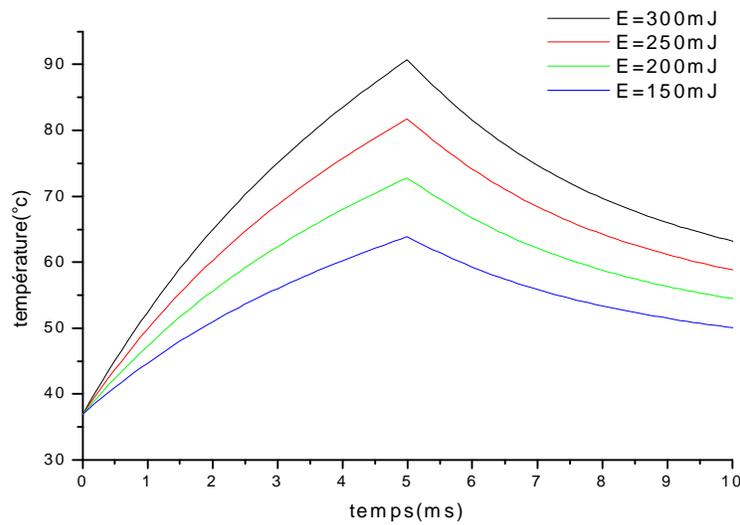


Figure (III.8.b): La variation de la température en fonction du temps pour différentes énergies ( $D=0.5\text{cm}$ , la durée=5ms).

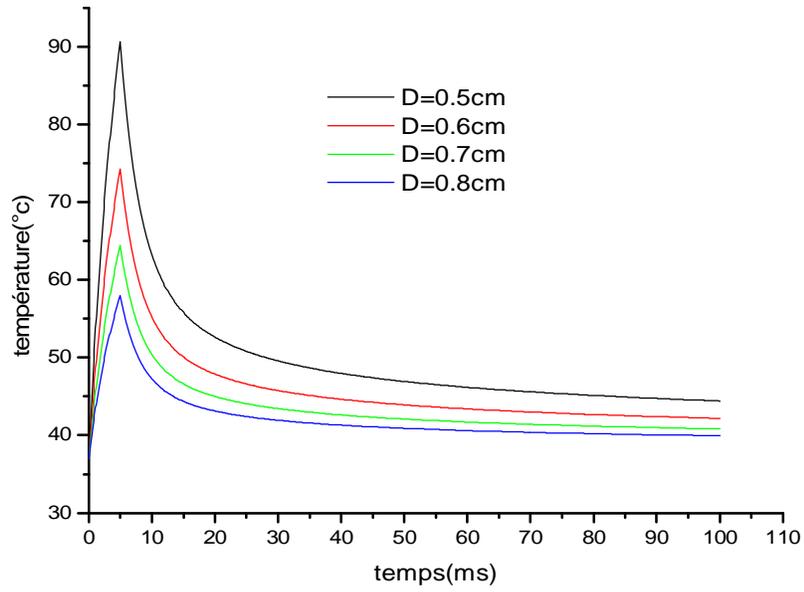


Figure (III.9): la variation de la température en fonction du temps pour différents diamètres de spot ( $E=300\text{mJ}$ , la durée=5ms).

### III.5.2 cas d'un laser Nd-Yag pulsé ( $\lambda=532\text{nm}$ )

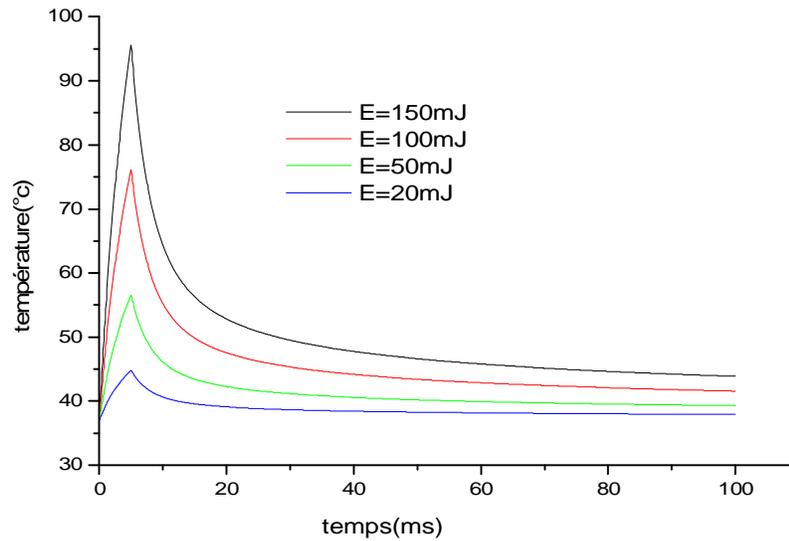


Figure (III.10): La variation de la température en fonction du temps pour différentes énergies ( $D=0.5\text{cm}$ , la durée=5ms).

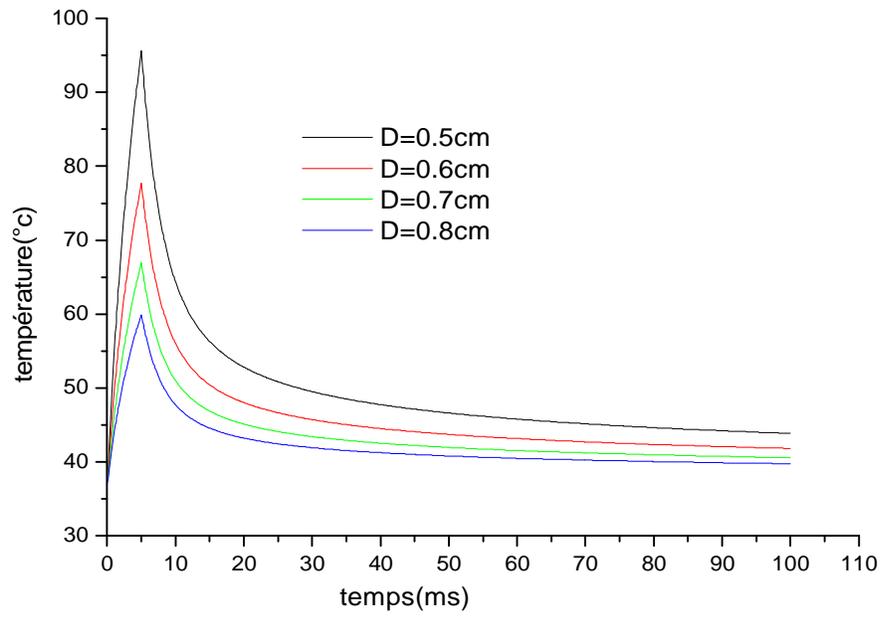


Figure (III.11): la variation de la température en fonction du temps pour différents diamètres de spot ( $E=150\text{mJ}$ , la durée=5ms).

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

La figure (III.6) illustre la variation de la température en fonction du temps pour différentes puissances, un diamètre du spot constant égal à 0.5 cm et un temps d'irradiation égal à 1s pour le laser Nd-Yag continu, alors que sur la figure (III.7) est reportée cette variation en faisant changer le diamètre du spot et a une puissance constante égale à 2W

Les figures (III.8) et (III.10) illustrent la variation de la température en fonction du temps dans le cas d'un laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 532nm et de longueur d'onde 1064nm pour différentes énergies d'un pulse, un diamètre du spot constant égal à 0.5cm et un durée du pulse égal à 5ms, alors que les figures ( III.9) et ( III.11) illustrent cette variation pour différents diamètres du spot et l'énergie d'un pulse constante égale à 300mJ pour le laser Nd-Yag de longueur d'onde 1064nm et 150mJ pour le laser Nd-Yag de longueur d'onde 532nm.

§ Les allures des courbes dans les figures (III.6),(III.7), (III.8),(III.9), (III.10),(III.11) sont similaires avec des légères différences ,ce qui nous laisse constater que le changement de mode laser (continu ou pulsé) ,la puissance et le diamètre du spot n'influe pas sur la forme de propagation de chaleur.

§ pour le laser continu et quand le temps d'interaction est inférieur à 1s la température augmente brutalement pour atteindre des valeurs élevées favorable à la coagulation du tissu et supérieure à 1s la température décroît rapidement après l'arrêt de l'exposition du laser, Mais dans le laser pulsé on observe les valeurs de la température maximale de coagulation à la durée de pulse (5ms) et après la durée la température diminuée.

§ D'après les figures (III.6) et (III.8) on a :

Nd-Yag continu (1064nm)	D=0.5cm P=2W ti=1s	La température maximale de coagulation Tmax=97.5°C	Le temps de refroidissement tr <sub>1</sub> =9s
Nd-Yag pulsé (1064nm)	D=0.5cm E=300mJ La durée=5ms	Tmax=91°C	tr <sub>2</sub> =90ms

**Tableau (III.6)**

On remarque que  $\tau_1/\tau_2=100$  donc la vitesse de refroidissement est 100 fois plus grande dans le cas d'un laser Nd-Yag pulsé que dans le cas d'un laser Nd-Yag continu donc le principe du laser pulsé permet par rapport au laser continu d'avoir des périodes de refroidissement évitant un échauffement qui peut causer des brûlures.

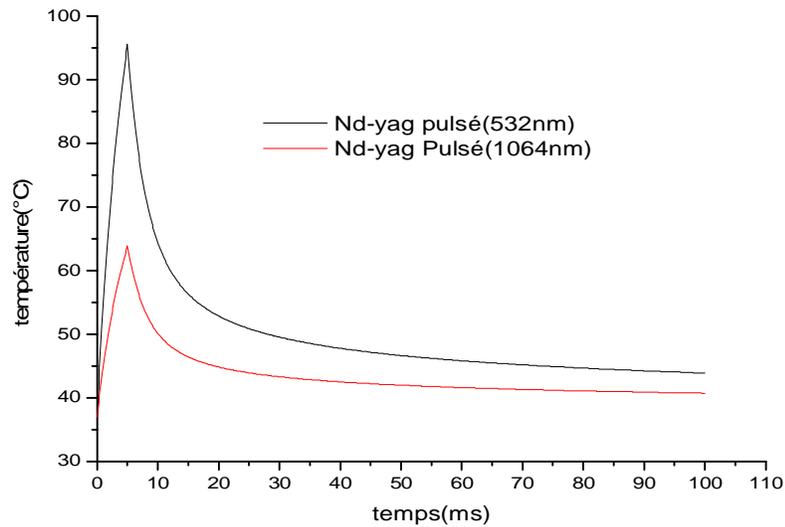


Figure (III.12): variation de la température en fonction du temps (D=0.5cm, E=150mJ)

La figure (III.12) représente la variation de la température en fonction du temps pour le laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 1064nm et Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 532nm avec le diamètre du spot égal à 0.5cm et l'énergie d'un pulse égale à 150mJ, on remarque que la température du laser Nd-Yag (532nm) est plus grande que le laser Nd-Yag (1064nm) (L'écart entre les températures maximales égale 30°C) ceci est dû à la variation des coefficients d'absorption et de diffusion qui sont :

Dans le cas du coefficient d'absorption  $21 \text{ cm}^{-1}$  pour le laser 532 nm et  $4 \text{ cm}^{-1}$  pour le laser 1064nm, dans le cas du coefficient de diffusion  $530 \text{ cm}^{-1}$  pour le laser 532nm et  $210 \text{ cm}^{-1}$  pour le laser 1064nm

### III.5 Distribution spatiale de la température

a. cas d'un laser Nd-Yag continu ( $\lambda=1064\text{nm}$ )

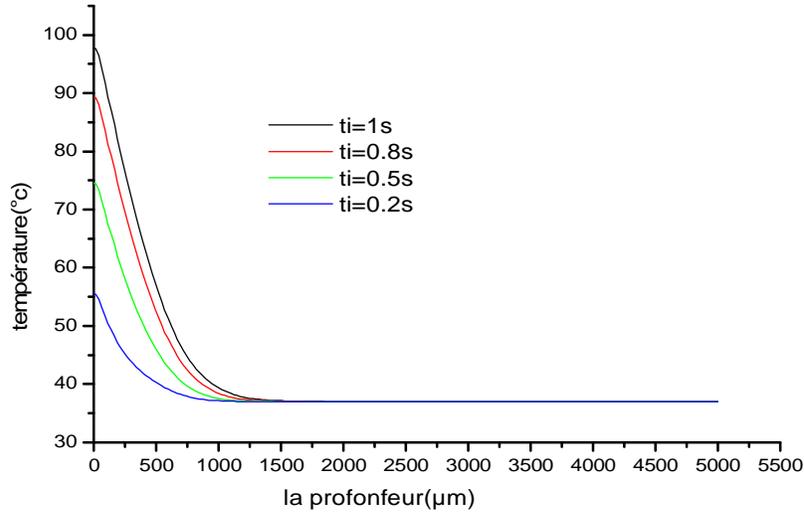


Figure (III.13.a) : La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents temps d'irradiations ( $p=2w$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

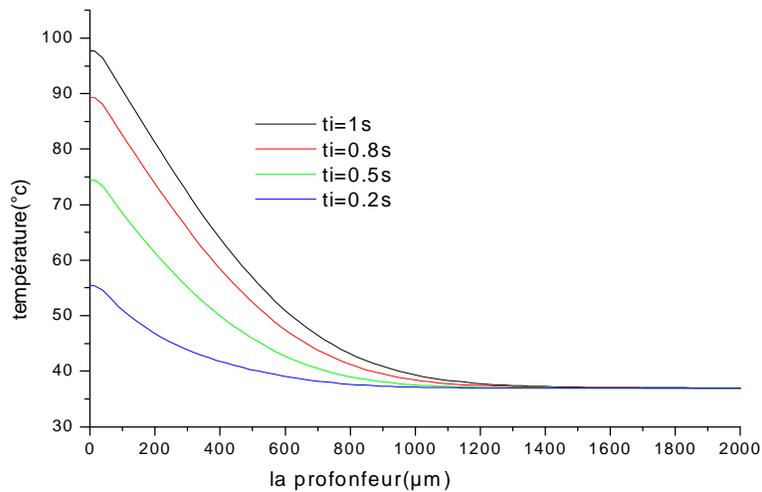


Figure (III.13.a) : La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents temps d'irradiations ( $p=2w$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

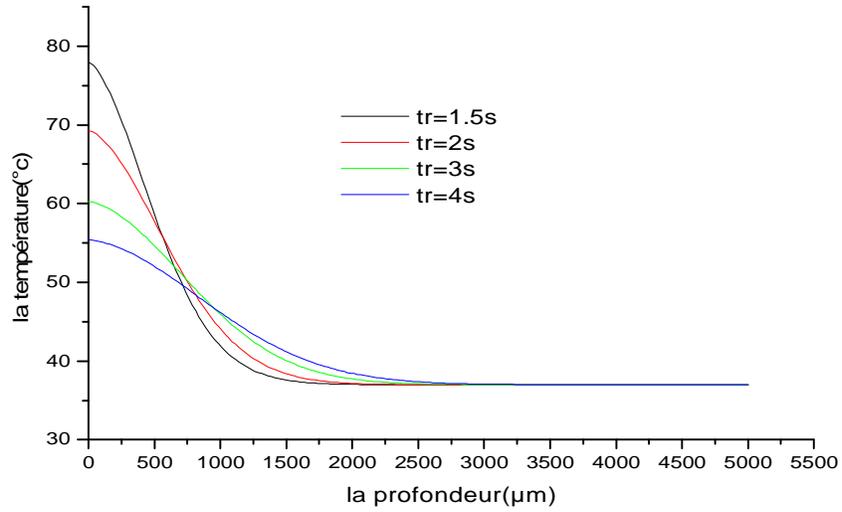


Figure (III.13.b): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents temps de refroidissement ( $p=2w$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

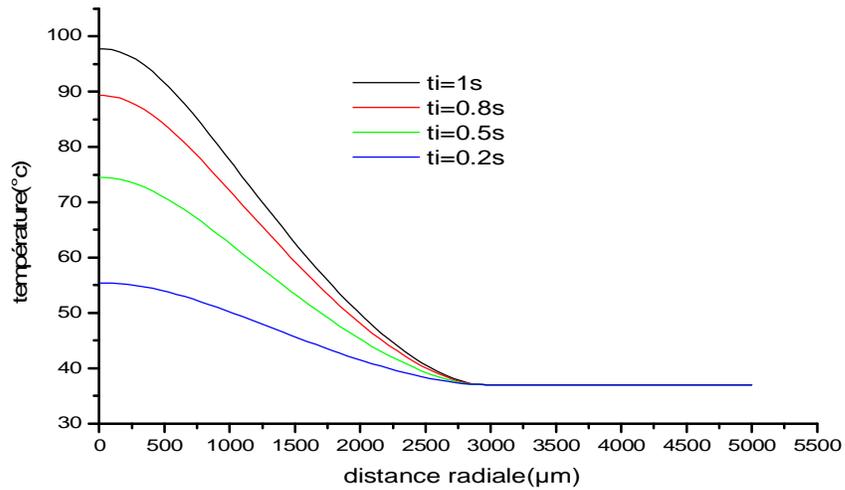


Figure (III.14.a): La variation radiale de la température pour différents temps d'irradiations ( $p=2w$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

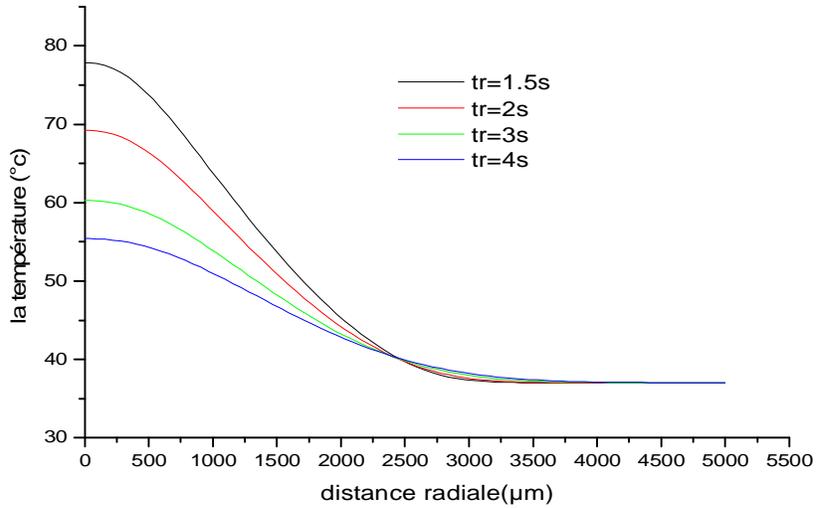


Figure (III.14.b) : La variation radiale de la température pour différents temps de refroidissement ( $p=2w$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

### III.5.2 cas d'un laser Nd-Yag pulsé (1064nm)

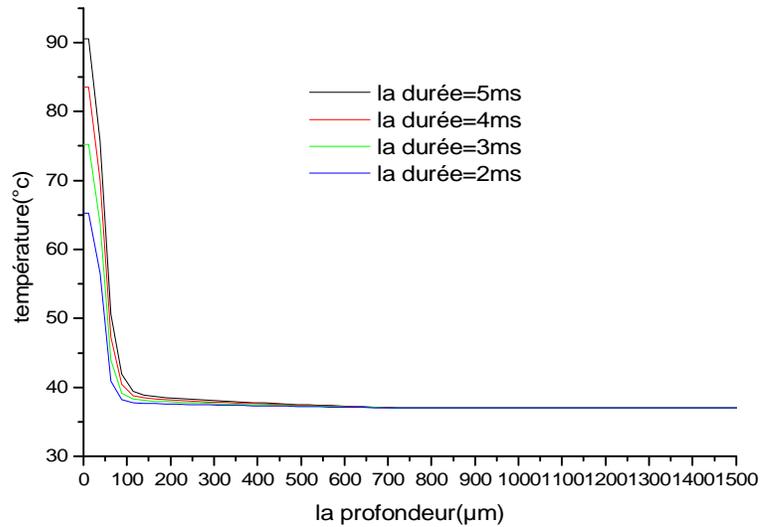


Figure (III.15.a): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse ( $E=300\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

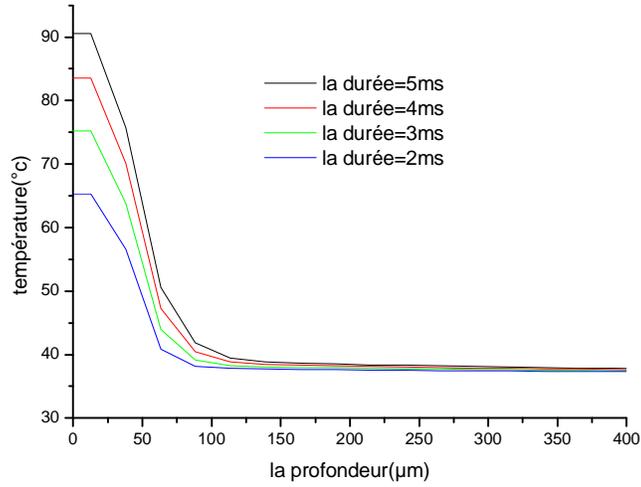


Figure (III.15.a): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse ( $E=300\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

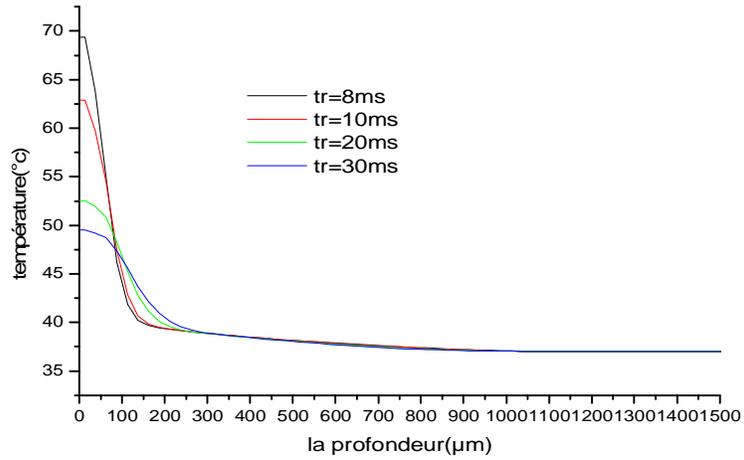


Figure (III.15.b) : La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents temps de refroidissement ( $E=300\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

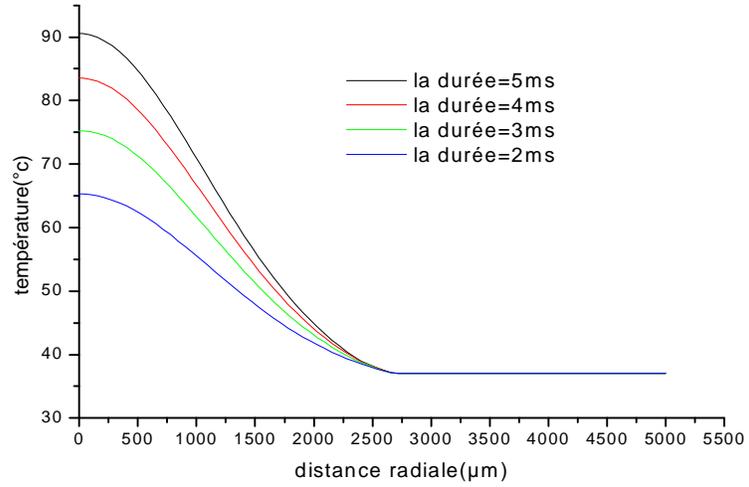


Figure (III.16.a): La variation radiale de la température pour différentes durées de pulse, ( $E=300\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

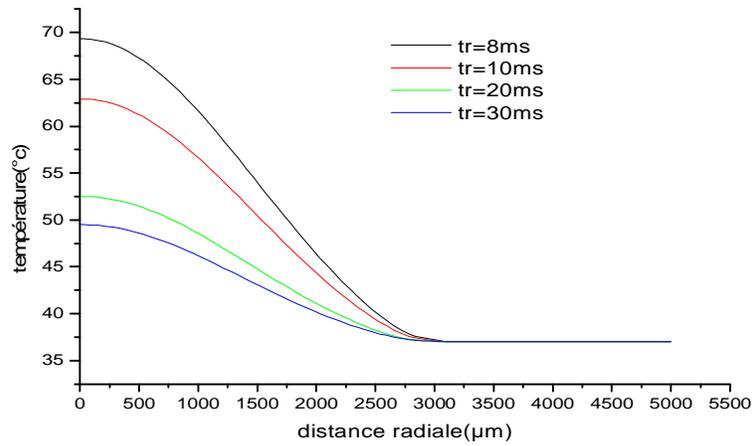


Figure (III.16.b): La variation radiale de la température pour différents temps de refroidissement ( $E=300\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ )

### III.5.3 cas d'un laser Nd-Yag pulsé (532nm)

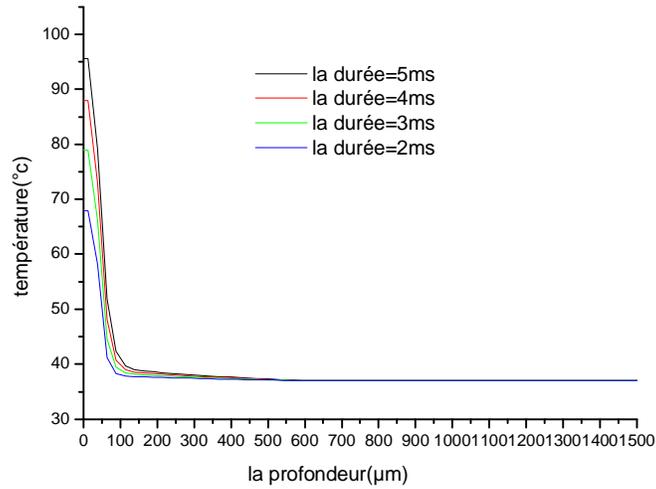


Figure (III.17.a): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse, ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

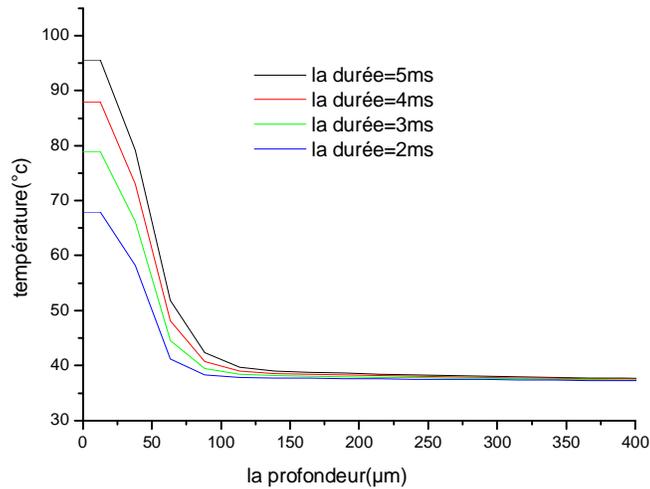


Figure (III.17.a): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différentes durées de pulse, ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

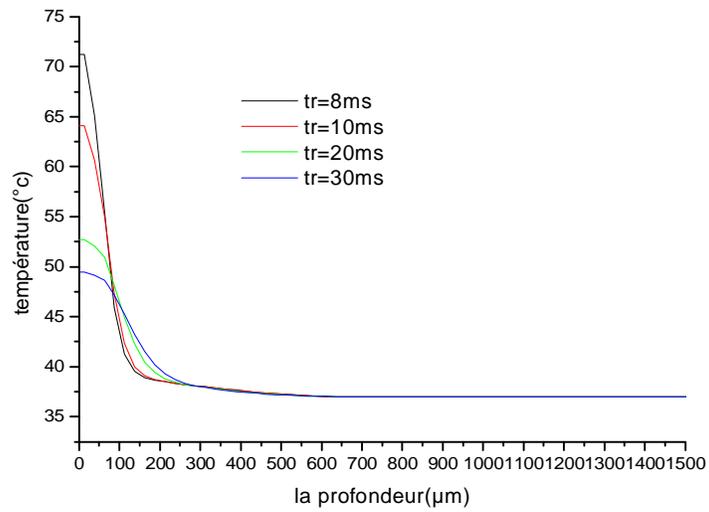


Figure (III.17.b): La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents temps de refroidissement ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

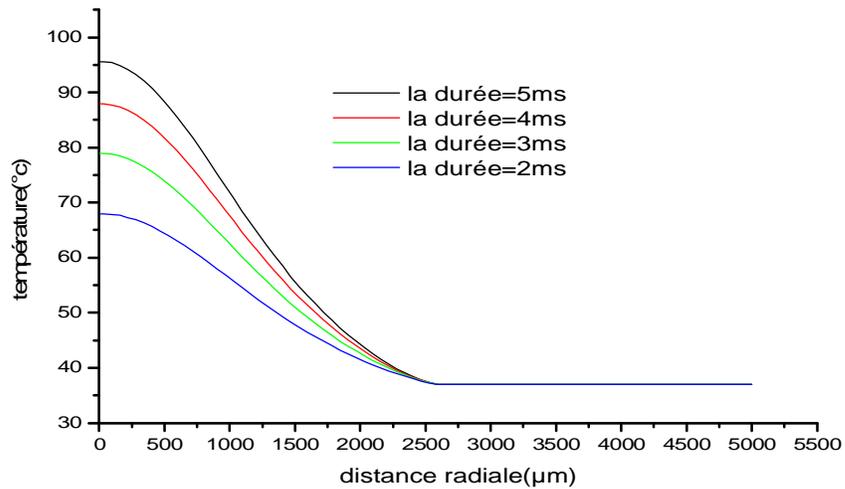


Figure (III.18.a): La variation radiale de la température pour différentes durées de pulse, ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

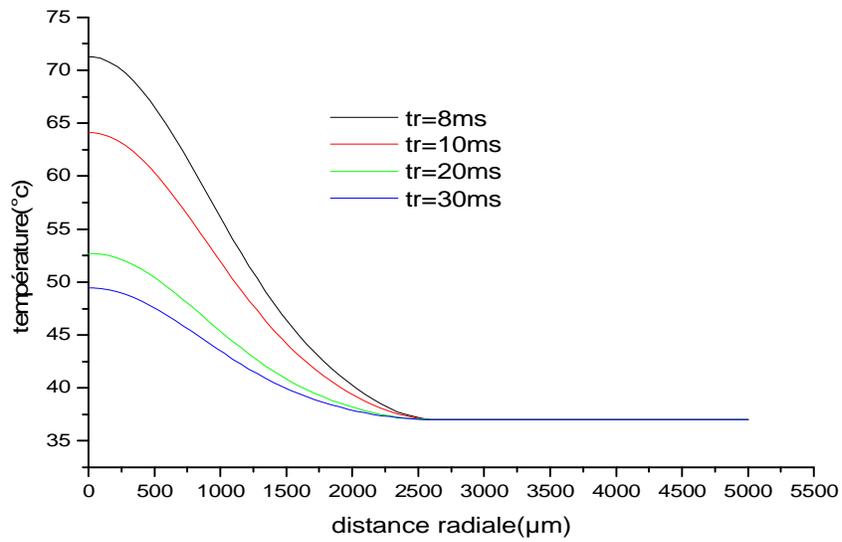


Figure (III.18.b): La variation radiale de la température pour différents temps de refroidissement ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

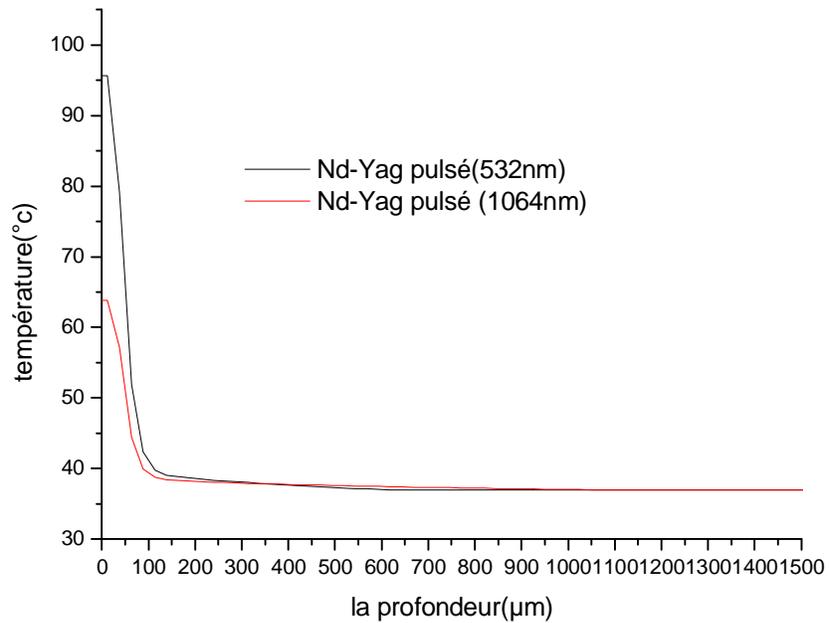


Figure (III.19) : La variation de la température en fonction de la profondeur pour différents lasers ( $E=150\text{mJ}$ ,  $D=0.5\text{cm}$ ).

### a-Distribution axiale

La variation de la température en fonction de la profondeur est représenté sur les figures (III.13),(III.13),(III.15.a),(III.15.b),(III.17.a),(III.17.b) où on maintien à chaque fois le temps d'irradiation et le temps de refroidissement constant, on remarque que :

§ Dans cette direction et dans le laser Nd-Yag continu la température variée d'une manière exponentielle tout en pénétrant dans le tissu mais dans le laser Nd-Yag pulsé les allures de la température en fonction de la profondeur sont discontinuées, parceque dans le laser continu la puissance est constante mais dans le laser pulsé la puissance est variée par rapport le temps.

§ les valeurs de la température dans chaque couche de la peau pour un temps d'irradiation égale 1s dans le cas d'un laser Nd-Yag continu et pour un temps d'irradiation égale 5ms Dans le cas d'un laser Nd-Yag pulsé sont représentés dans le tableau (III.7)

Les couches	Les épaisseurs ( $\mu\text{m}$ )	les températures ( $^{\circ}\text{C}$ )		
		Nd-Yag pulsé (532nm) La durée=5ms E=150mJ	Nd-Yag pulsé (1064nm) La durée=5ms E=150mJ	Nd-Yag continu (1064nm) ti=1s p=2w
L'épiderme(50 $\mu\text{m}$ )	0	97.667	63.66	97.509
	10	97.050	63.215	97.500
	30	85.418	59.412	96.24
	50	80.312	55.215	93.94
Le Derme (2400 $\mu\text{m}$ )	70	54.300	42.245	92.012
	100	40.790	39.075	90.250
	150	38.830	38.321	85.140
	250	38.350	38.054	76.501
	350	37.940	37.847	68.840
	630	37	37.423	50.305
	850	37	37.172	42.160
	1050	37	37	38.662
	1100	37	37	37
	1500	37	37	37
>1500				
L'hypoderme (4000 $\mu\text{m}$ )	>2400	37	37	37

**Tableau (III.6)**

D'après le tableau( III.6) on remarque que à la fin de l'exposition du laser l'élévation de la température est étendue plus profondément dans le tissu pour le cas d'un laser continu par rapport au cas d'un laser pulsé.

§ D'autre part on constate que la profondeur d'action dans le cas du laser pulsé de longueur d'onde 1064nm égale à 850µm et la profondeur d'action dans le cas du laser pulsé de longueur d'onde 532nm égale à 350µm, en effet les coefficients d'absorption du laser 1064nm sont faible par rapport au laser 532nm ,donc la source pénètre plus profondément dans le tissu lorsque les coefficients d'absorption et diffusion diminuent

§ Et on observe que, la profondeur d'action de laser Nd-yag continu égale à 1100 µm et il y a une création d'une grande source de chaleur dans l'épiderme et la couche superficielle du derme par rapport le laser pulsé de longueur d'onde 1064nm, en effet le temps d'exposition du laser continu est plus grande par rapport au laser pulsé.

#### a-Distribution radiale

Les figures (III.14.a),(III.14.b),(III.16.a),(III.16.b),(III.18.a),(III.18.b)montrent la variation de la température en fonction de la distance radiale pour différents temps d'irradiation et différents temps de refroidissement

§ Pour les différents temps d'irradiation la distribution de la température induit par la source de chaleur maintient la même forme de la distribution de la lumière qui est gaussienne, la température est maximale au point ( $r=0$ ,  $z=0$ ) puis décroît tout en s'éloignent du centre du spot

§ De la même manière la distribution radiale de la température pour différents temps de refroidissement, on remarque :

Quand le temps augmente la température maximale de coagulation diminué ceci dû au décroissement de l'intensité après la fermeture de la source

### III.5 La variation de la température en fonction du temps dans le cas de cinq pulses

a-cas d'un laser Nd-yag pulsé  $\lambda=532\text{nm}$

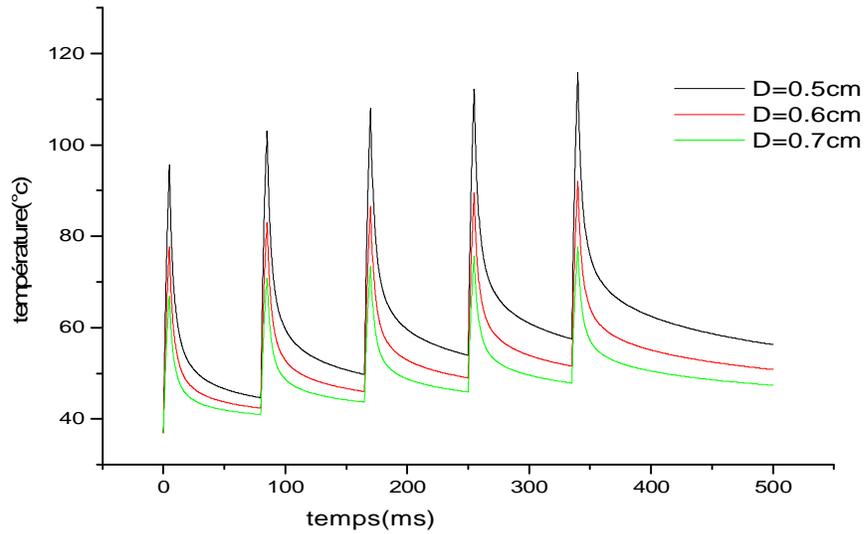


Figure (III.20): La variation de la température en fonction du temps pour différents diamètres de spots ( $E=150\text{mJ}$ ).

b-cas d'un laser Nd-Yag pulsé  $\lambda=1064\text{nm}$

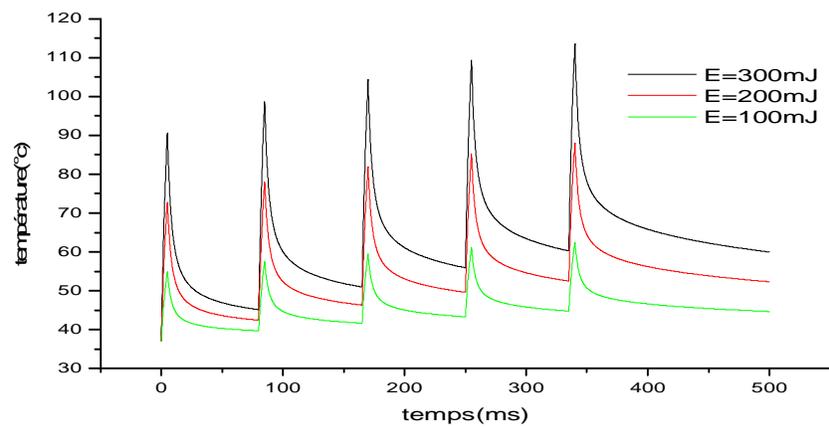


Figure (III.21): La variation de la température en fonction du temps pour différentes énergies ( $D=0.5\text{cm}$ ).

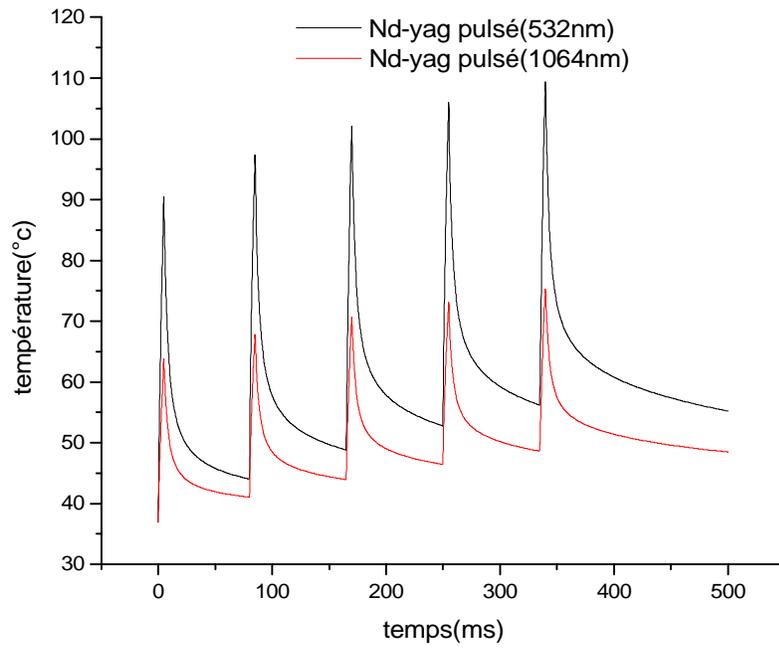


Figure (III.22): La variation de la température en fonction du temps pour différents lasers (D=0.5cm, E=150mJ).

## Conclusion

Dans ce mémoire nous avons effectué une étude de la coagulation d'un tissu tel que l'angiome plan par le laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 1064nm et 532nm et le laser Nd-Yag continu de longueur d'onde 1064nm, ensuite nous avons procédé à une étude comparative entre lasers continu et pulsés

Dans cette étude nous avons pu trouver les points suivants :

§ La vitesse de refroidissement est plus grande dans le cas d'un laser pulsé par rapport au laser continu donc on a utilisé le laser pulsé pour éviter les brûlures

§ La profondeur d'action dans le cas d'un laser 1064nm est plus grande par rapport au laser 532 donc on peut augmenter la pénétration du faisceau par augmentation de la longueur d'onde ou bien par augmentation de la puissance.

§ Lorsque les capillaires anormaux des angiomes plans étant le plus souvent situés sur le derme et l'épiderme, donc nous permet de déterminer l'action des deux modes lasers pulsés et continu pour le traitement des angiomes plans.

Ø Dans Le laser Nd-Yag continu de longueur d'onde 1064nm la profondeur d'action égale à 1100µm et dans le laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 1064nm la profondeur d'action égale à 850µm, donc ils gardent une efficacité sur les vaisseaux plus dilatés dans les angiomes plans foncés.

Ø Dans le laser Nd-Yag pulsé de longueur d'onde 532nm la profondeur d'action égale 350µm donc le laser est utilisé sur les angiomes plans roses et les angiomes plans des enfants.

## Références

- [1] <http://www.uni-lille.fr/safelase/French/tissue-fr.htm-36k>
- [2] <http://www.laser-dermato-69.com/type-laser/laser-ktp-aura.htm-12k>
- [3] L. O. Savaansad and D. R. Doiron « Temperature rise during photoradiation therapy of malignant tumors » ,Med ,Phys.vol.10,pp.10-17(1983)
- [4] P. Blanche maison «des lasers en phlébologie» 113, avenue victorhugo, 75116 paris vol 49(1996)
- [5] [http:// www.Service-laser-safety-web.cern.ch/Service-laser-safety/principe.htm](http://www.Service-laser-safety-web.cern.ch/Service-laser-safety/principe.htm)
- [6] Société Français des lasers Médicaux « les quatre mécanismes d'interaction laser tissu vivants» .Disponible sur : <http://www.muscat.univ-lille2.fr/sflm> (1999)
- [7] A. B. Vannes « laser et industries de transformation » Ed. Technique et documentation Lavoisier, paris (1986)
- [8] H. Maillet «le laser principes et techniques d'ablation», Ed techniques et Documentation lavoisier, paris (1986)
- [9] L. O. Svaasand et al, «thermal and optical proprieties of living tissue: application to laser induced hyperthermia » ,Vol.5,pp589-602(1985)
- [10] <http://fr.Wikipidia.org/Wiki/laser-60k>
- [11]<http://fr.Wikipidia.org/Wiki/laser-Nd-Yag-31k>
- [12]<http://www.assemble-nationale.fr/12/dossiers/030769-osp-12k>
- [13] <http://fr.Wikipidia.org/Wiki/laser-co2-9k>
- [14] G. Yoon et al, « the thermal effete of laser light scattering in a biological» Medium.L.L.A, vol.5 , pp.105-111
- [15] W. M .Irvine«light scattrng by spherical particles: radiation oressure ,Asymmetry Factor extinction cross section »J.Opt.Soc.Am,Vol.55,PP.16-21(1995)
- [16] [http:// www.poleconstruction –Ir.com/telecharger/inertie.doc](http://www.poleconstruction-Ir.com/telecharger/inertie.doc) « l'inertie thermique dans la conception »
- [17] J. M. Bruntaud «les quatre mécanismes d'interaction laser –tissus vivants» [http:// www.univ-lille2.fr\(2000\)](http://www.univ-lille2.fr(2000))
- [18] J. L. Boulnois, «photophysical processes in recent medical laser development a review lasers »Med.Sci,Vol.1,pp.47-66(1986)

- [19] M. R. Kamoun « introduction en l'enseignement de la dermatologie » hopital Charles Nicoles Tunis <http://www.moghrebmed.com.tn>
- [20] S. Mordn et al, «les quatre mécanismes d'interaction laser –tissus vivants» centre des lasers et de l'optonique de lille France (2000) [http:// www.chirurgie –endo.asso.fr](http://www.chirurgie-endo.asso.fr)
- [21] [http://:www.atlas.dermatologie.org](http://www.atlas.dermatologie.org)
- [22] F.V Lemadrant «classification des angiomes hémangiomes et malformations vasculaires superficielles » Rev. Prat,pp.1998-2004(1992)
- [23] F.Cambozard «des angiomes immatures du nourrisson pédiatrie» ,Vol.43,p.427-431(1988)
- [24] D. Haina et al «comparison of maximum coagulation depthin human skin for different types of medical lasers», laser in Surgery and Medicines, Vol .7, pp.3555-362(1987)
- [25] [http// :www.erythro-angiomes.fr](http://:www.erythro-angiomes.fr)
- [26] [http// :www.erythro-couprose.fr](http://:www.erythro-couprose.fr)
- [27] [http// :www.erythro-varicosté.fr](http://:www.erythro-varicosté.fr)
- [28] [http// :www.erythro-resurficage.fr](http://:www.erythro-resurficage.fr)
- [29] [http// :www.erythro-remodolage.fr](http://:www.erythro-remodolage.fr)
- [30] [http// :www.erythro-taches pigmentaires.fr](http://:www.erythro-taches pigmentaires.fr)
- [31] <http://:www.erythro-detaoage.fr>
- [32] <http://:www.erythro-epilation.fr>
- [33] J. W. Tunnell and al, «optimum pulse duration and radiant exposure for Vascular laser therapy of dark port –wine Stin/ A THEORETICAL Study »optical Society of America Texas (2003)
- [34] <http://fr.Wikipidia.org/Wiki/transfert de chaleur-39k>
- [35] <http://fr.Wikipidia.org/Wiki/interaction laser matière-30k>
- [36] 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, vol .20, pp.179-187(1997)
- [37] M. Boukdjane «Etude de la coagulation d'un angiome plan par laser » these de Magister,Université Mentouri de Constantine(2003)

- [38] [www.ann.jussien.fr/~daniela/book/sommaire.html-63k](http://www.ann.jussien.fr/~daniela/book/sommaire.html-63k) (la méthode des volumes finis)
- [39] S. V. Ptankar «Numerical heat transfer and Fluid flow» Ed :Mc.Graw-Hill(1986)
- [40] L. Goldman and R. J. Bockwel «lasers in Medicine » Ed.Gorden and Breach vol .163(1971)
- [41] P. J. Flory and R. R. Garrett, «phase Transition in Collagen and Gelatine systems » A. Am Ghem.soc, Vol .80,4,pp836-845(1958)
- [42] L. V. Zhigili et al «A microscopie view of laser ablation » physique.Chen.vol.102,pp-2845-2853(1998)
- [43] R. Birgruber « thermal Modeling in biological tissues » Ed:F.Hillenkamp(1980)
- [44] G. Laufer «primary and secondary damage to biological tissue induced by laser radiation » appl .opt.vol.22, pp.676-681 (1983)
- [45] S. Gabay and al, «Modeling the Assessment of port wine stain parameters from skin surface temperature following a diagnostic laser pulse»lasers in surgery and medicine vol .20,pp.179-187(1997)
- [46] J.K. Barton and al, «optical Monte carlo modelling of true port wine stain anatomy»the University of Texas at Austin (1998)

## ملخص

الهدف من هذا العمل هو دراسة انتشار درجة الحرارة في الطبقات الثلاثة المكونة للجلد (البشرة, الأدمة العليا والأدمة السفلي) المعرضة لليزر. النسيج هو عبارة عن شكل اسطواني و الليزر عبارة عن ليزر متقطع طول موجته 1064 nm و 532 nm و ليزر مستمر طول موجته 1064 nm

لتقدير درجة حرارة التخنثر نظريا على مستوى الندابات الجلدية أعطينا شرح لمختلف أنماط انتقال الحرارة في النسيج البيولوجي المعرض لليزر ثم كتابة الجملة الفيزيائية بمعادلة الانتقال الحراري. الطريقة الرقمية المستعملة لحل هذه المعادلة هي طريقة الحجوم المنتهية .

من خلال هذه الطريقة قمنا بتقدير القيم العظمي و الدنيا لمختلف خصائص الليزر للحصول على درجة حرارة التخنثر, التوزيع المكاني و الزماني لدرجة الحرارة و تغير درجة الحرارة في الحالة متعددة النبضات.

النتائج المحصل عليها بواسطة هذا البرنامج تعتبر أولية من الناحية النوعية و تحتاج إلى تأكيد تطبيقي

### الكلمات المفتاحية

الليزر, الجراحة الجلدية, التخنثر, نظرية الحجوم المنتهية, الانتقال الحراري

## Abstract

The objective of this work is the study of the heat transfer in the different layers of skin (the epidermis, the dermis and the hypodermis) radiated by Nd-Yag laser. The tissue has a cylindrical configuration and the laser is considered like pulsed of length of wave 1064nm and length of wave 532nm and continuous of wave 1064nm length.

To estimate the temperature of coagulation of a plane angiome theoretically while giving an interpretation of the transmission fashions of heat in a biologic tissu and to describe the physical system by the equation of heat conduction. The numeric method used in the resolution of this equation is the one of the volumes finished.

From this method we could estimate the values doorstep and optimal of the parameters of the laser to reach the temperature of coagulation, the spatio-temporal variation of temperature and the variation of the temperature according to the time in the case of a multi pulses.

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

**Key words:**

Laser, Dermatology, Coagulation, volumes finished Method, Conduction of heat

## Résumé

L'objectif de ce travail est l'étude du transfert de chaleur dans les différentes couches de la peau (l'épiderme, le derme et l'hypoderme) irradiée par laser Nd-Yag. Le tissu a une configuration cylindrique et le laser est considéré comme pulsé de longueur d'onde 1064nm et de longueur d'onde 532nm et continu de longueur d'onde 1064nm.

Pour estimer les valeurs de la température de coagulation d'un angiome plan théoriquement en donnant une interprétation des modes de transmission de chaleur dans un tissu biologique et décrire le système physique par l'équation de conduction de chaleur. La méthode numérique utilisée dans la résolution de cette équation est celle des volumes finis.

A partir de cette méthode nous avons pu estimer les valeurs seuil et optimale des paramètres du laser pour atteindre la température de coagulation, la variation spatio-temporelle de température et la variation de la température en fonction du temps dans le cas d'un multi pulses.

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

### **Mots clés :**

Laser, Dermatologie, Coagulation, Méthode des volumes finis, Conduction de chaleur