

# Evaluation du risque de brûlure par exposition à des rayonnements lasers. Expérimentations et modélisation.

Nathanaëlle MUSEUX<sup>1,2\*</sup>, Laetitia PEREZ<sup>3</sup>, Laurent AUTRIQUE<sup>2</sup>, Diane AGAY<sup>4</sup>, Jean-Jacques SERRA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DGA/DET/CEP/LOT/EHF, 10 rue des fours solaires – BP 59, 66121 Font-Romeu

<sup>2</sup>LISA, 62 avenue Notre-Dame du lac – 49000 Angers

<sup>3</sup>LTN, UMR-CNRS 6607, rue Christian Pauc – BP 50609, 44306 Nantes cedex 3

<sup>4</sup>IRBA-CRSSA, 24 avenue du Maquis de Grésivaudan – 38700 La Tronche

\* (auteur correspondant : nathanaelle.museux@gmail.com)

**Résumé** – La technologie laser étant de plus en plus utilisée, l'objectif de cette étude est de déterminer quel type d'agression laser entraîne quel dégât (brûlure) sur la peau. Il existe en effet une différence de diagnostic et de pronostic des lésions en fonction de la longueur d'onde du laser utilisé. Pour ce faire, des expérimentations *in vivo* sur modèle animal ont été menées à l'aide de trois lasers émettant respectivement à 808 nm, 1,94  $\mu\text{m}$  et 10,6  $\mu\text{m}$ . Parallèlement, un modèle mathématique permettant de simuler l'effet thermique d'une agression laser sur la peau a été développé.

## Nomenclature

$S$	source ( $x,t$ ), $W.m^{-3}$	$h_m$	coefficient de transfert de masse par convection, $m.s^{-1}$
$\beta$	coefficient d'extinction, $m^{-1}$	$h$	coefficient de convection, $W.m^{-2}.K^{-1}$
$I$	intensité transmise, $W.m^{-2}$	$A$	facteur pré-exponentiel, $s^{-1}$
$c$	chaleur spécifique, $J.kg^{-1}.K^{-1}$	$E_a$	énergie d'activation, $J.mol^{-1}$
$\rho$	masse volumique, $kg.m^{-3}$	$R$	constante des gaz parfait, $8,32J.mol^{-1}.K^{-1}$
$k$	conductivité thermique, $W.m^{-1}.K^{-1}$	$e$	épaisseur, $m$
$D_v$	coefficient de diffusion de la vapeur d'eau dans l'air, $J.kg^{-1}.K^{-1}$	$\Omega$	dommage – degré de brûlure
$T$	température de la peau, $K$	$Le$	nombre de Lewis, <i>sans dimension</i>
$q_m$	chaleur métabolique générée, $W.m^{-3}$	$Sc$	nombre de Schmidt, <i>sans dimension</i>
$\omega$	taux de perfusion sanguine, $s^{-1}$	$Pr$	nombre de Prandtl, <i>sans dimension</i>
$Q_{vap}$	pertes évaporatoires, $W.m^{-2}$		<i>Indices : a air, b sang, v vapeur d'eau</i>
$h_{fg}$	enthalpie de changement de phase, $J.kg^{-1}$		

## 1. Introduction

Les technologies mettant en œuvre les lasers sont répandues dans le domaine médical tant en dermatologie qu'en chirurgie. A côté de ces applications médicales et/ou esthétiques, les lasers sont aussi utilisés sur les champs de batailles comme télémètres, pour le guidage d'appareils militaires ou également comme moyen de défense. Il est donc essentiel d'évaluer les risques humains encourus, sur les plans oculaires et cutanés. Les premiers ont été et sont toujours abondamment étudiés. Cette étude porte sur les risques cutanés, moins étudiés. Pour étudier différents types d'agression (longueur d'onde, puissance, durée), des expérimentations *in vivo* sur animal ont été menées à l'aide de 3 lasers émettant respectivement à 808 nm, 1,94  $\mu\text{m}$  et 10,6  $\mu\text{m}$ . De plus, un modèle mathématique a été développé pour simuler l'effet thermique d'une agression laser sur la peau. Ce modèle tient compte de différents phénomènes intervenant dans le processus physiologique de la brûlure de la peau. Comparé à des modèles plus usuels (brûlures par contact par exemple), des paramètres optiques tels que le coefficient

d'extinction (qui dépend de la diffusion et de l'absorption du faisceau laser dans la peau) doivent être pris en considération, de même que les pertes de chaleur par évaporation, ainsi que des variables physiologiques telles que la circulation sanguine (paramètre thermo dépendant). La difficulté de cette étude réside en ce que la peau est un organe biologique complexe composé de trois couches distinctes (épiderme, derme et hypoderme) dont les propriétés thermo-optiques sont différentes et insuffisamment connues.

## 2. Matériel et méthodes

Quatre campagnes expérimentales ont été réalisées sur modèle animal (selon l'expression dédiée) à l'aide de 3 lasers de longueur d'onde : 808 nm, 1,94  $\mu\text{m}$  et 10,6  $\mu\text{m}$ . Des bancs d'essais conçus dans notre laboratoire permettent de mesurer la température en surface de la peau tout au long de l'agression. Des analyses histologiques de ces lésions après biopsies sont réalisées par un laboratoire indépendant afin de caractériser la profondeur de la lésion.

### 2.1. Matériel

Les systèmes de chauffe utilisés sont :

- Un laser fibré (Optotools, Type OTF 60-30 System), de longueur d'onde égale à 808 nm et d'une puissance maximale de 60 W. A cette longueur d'onde, le flux laser est absorbé par les différentes couches constituant la peau (épiderme, derme et hypoderme) ; la profondeur de pénétration optique qui définit la valeur à laquelle on ne retrouve plus que 13% ( $1/e^2$ ) des photons pénétrant la surface du tissu est d'environ 3,8 mm.
- Un laser fibré infrarouge (IPG LASER, Model : TLR-3), de longueur d'onde égale à 1,94  $\mu\text{m}$  et d'une puissance maximale de 4 W. A cette longueur d'onde, le flux laser est absorbé par les différentes couches de la peau mais reste relativement en surface du tissu.
- Un laser CO<sub>2</sub> (Millennium lasers LTD, model : ML30/S), de longueur d'onde égale à 10,6  $\mu\text{m}$  et d'une puissance maximale de 40 W. Contrairement aux précédents, à cette longueur d'onde, l'absorption du flux est complètement surfacique, c'est-à-dire que seule une portion restreinte de ce flux arrive jusqu'au derme ( $\approx 8\%$ ).

Ces systèmes de chauffe sont pilotés par un générateur de fonction, relié à un système d'acquisition afin de visualiser le signal de commande et la mesure de température cutanée à l'aide un pyromètre IR placé au plus près de la normale de la surface à brûler (Figure 1).

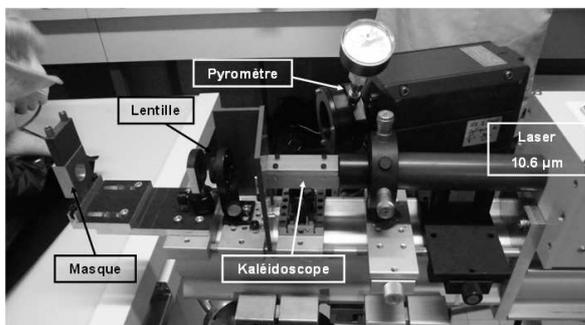


Figure 1 : photographie du banc d'essai en situation d'expérimentation.

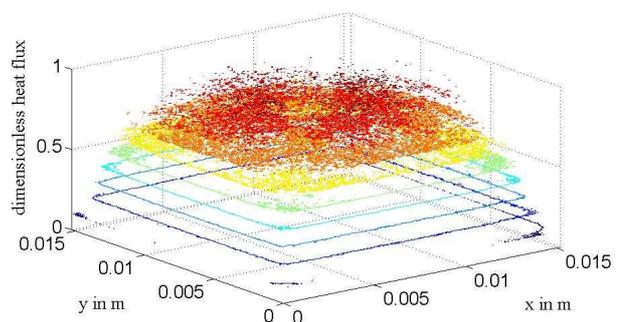


Figure 2 : distribution de la tâche en sortie du kaléidoscope.

Afin d'avoir une brûlure de la peau homogène sur une zone relativement grande sans modifier la problématique initiale, il est nécessaire de transformer les faisceaux lasers qui sont

de type Gaussien en une tache uniforme (Figure 2). Pour ce faire, nous avons développé et construit un kaléidoscope en aluminium poli, de longueur 80 mm et dont la cavité a pour dimensions 4 x 4 mm<sup>2</sup>, qui est associé à deux lentilles placées à l'entrée et à la sortie. L'utilisation du kaléidoscope est nécessaire pour obtenir un diagnostic de lésion correcte, la brûlure étant réalisée sur une surface relativement grande (carré ≈ 15 x 15 mm<sup>2</sup>). Différentes agressions lasers, entre 9 et 122 kW.m<sup>2</sup>, pour des durées de 0,1 à 40 s ont été étudiées.

## 2.2. Modèle animal

La peau de porc présentant de grandes similitudes avec celle de l'homme [1], l'étude a été conduite sur huit porcs charcutiers femelles d'un poids allant de 17,1 à 26,0 kg, sur une période de 3 jours. J0 : réalisation des brûlures de la peau sur le flanc des animaux après prémédication et anesthésie (25 essais par porc), J+1 : repos des animaux, J+2 : euthanasie et biopsies des lésions. Les animaux ont bien supporté l'expérimentation tout au long de laquelle ils ont reçu des analgésiques (dérivés morphiniques). Aucun signe de douleur n'a été relevé : absence de vocalise, de prostration et d'anorexie.

## 3. Modèle mathématique

### 3.1. Transferts thermiques

Le modèle mathématique qui décrit les transferts et les dommages thermiques dans la peau lors d'une agression laser est dérivé de celui de Autrique et Lormel [2] et les simulations numériques sont réalisées à l'aide du logiciel Comsol Multiphysics. La peau est représentée par trois domaines homogènes (épiderme, derme et hypoderme) ayant chacun leurs propriétés thermo-optiques et physiologiques propres. La peau est considérée comme un matériau semi transparent, la source de chaleur étant située en surface de l'épiderme. Comparé aux modèles de différents auteurs dont celui de Chen et al. [3], le modèle proposé tient compte de la diffusion du faisceau dans les différentes couches de la peau.

$$S(x,t) = \beta I \exp(-\beta x) \quad (1)$$

Le coefficient d'extinction ( $\beta$ ) dépend de la longueur d'onde du laser utilisé et décrit le fait que la chauffe est plus ou moins surfacique. Le modèle est basé sur l'équation des transferts de chaleur de Pennes, dans les tissus biologiques [4]. Les échanges de chaleur de la peau se font par conduction, rayonnement, convection due à la perfusion sanguine (présente uniquement dans le derme et l'hypoderme) et par la génération de chaleur par le métabolisme. Ces divers échanges sont décrits par la loi suivante :

$$\rho c \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = k \Delta T(x,t) + \omega \rho_b c_b [T_b - T(x,t)] + q_m + S(x,t) \quad (2)$$

En surface de la peau ( $x=0$ ), on considère un échange convectif avec l'air ambiant ainsi qu'un terme puits lié aux pertes d'eau par évaporation [3]. Celles-ci sont définies par :

$$Q_{vap} = h_{fg} h_m (\rho_{v,sat}(T) - \rho_{v,a}) \quad (3)$$

Le coefficient de transfert de masse par convection dépend du nombre de Lewis [5] :

$$h_m = \frac{h}{(\rho_a c_a Le^{2/3})} \quad (4)$$

Le nombre de Lewis correspond au rapport entre le nombre de Schmidt et le nombre de Prandtl, défini par l'équation suivante :

$$Le = \frac{Sc}{Pr} = \frac{k_a}{D_v \rho_a c_{pa}} \quad (5)$$

Selon Incropera et Dewitt [5],  $\rho_{v,sat}(T)$  est fonction de la température de surface de la peau. Celle-ci peut être estimée, durant la simulation, par un polynôme non linéaire de 4<sup>ème</sup> degré :

$$\rho_{v,sat}(T) = 4.10^{-9}T^4 - 6.10^{-8}T^3 + 1,96.10^{-5}T^2 + 1,534.10^{-4}T + 6,1098.10^{-3} \quad (6)$$

A l'intérieur du corps, on considère la température constante (condition de Dirichlet).

### 3.2. Perfusion sanguine et degré de brûlure

Lors de la brûlure, on observe physiologiquement une augmentation de la perfusion sanguine (vasodilatation, rougeur) pendant les premières secondes, puis si l'agression se poursuit, une diminution de ce même paramètre (vasoconstriction, thrombose). Deux auteurs, Abraham et Sparrow [6] décrivent ce phénomène de façon mathématique en reliant la perfusion sanguine ( $\omega$ ) avec le dommage (degré de brûlure,  $\Omega$ ) :

$$\omega = (1+25\Omega-260\Omega^2)\omega_0 \quad 0 < \Omega \leq 0,1 \quad (7)$$

$$\omega = (1-\Omega)\omega_0 \quad 0,1 < \Omega \leq 1 \quad (8)$$

$\omega_0$  est le taux de perfusion sanguine pour un tissu sain.

Le dommage est décrit par la relation d'Arrhenius :  $\Omega(x,t) = A \int_0^t \exp\left[-\frac{E_a}{RT(x,\tau)}\right] d\tau$ , les

différents paramètres  $\{A, E_a\}$  ayant été décrits antérieurement [2].

La validation de ce modèle est délicate. En effet, la peau étant un organe complexe, elle est difficilement assimilable à d'autres matériaux. D'autre part, il faut noter que les valeurs de perfusion sanguine varient suivant les auteurs d'un facteur 1000. Toutefois, ce modèle est fondé sur de nombreux modèles validés issus de la littérature ([2],[7] par exemple). Contrairement à ces derniers, il intègre différentes pertes thermiques et ne considère pas une distribution gaussienne du flux.

## 4. Résultats

### 4.1. Comparaison des dommages engendrés par chacun des trois lasers

Afin d'observer l'influence de la longueur d'onde sur la lésion induite, plusieurs essais à puissances et temps d'exposition lasers égaux ont été réalisés avec chacun des trois lasers (Figure 3). Le rayonnement laser à 10,6  $\mu\text{m}$  étant décrit comme le plus surfacique des trois,

nous nous attendions à ce qu'il provoque une lésion plus importante que les autres dans une même condition d'exposition. Or, d'après les résultats expérimentaux, le laser à 1,94  $\mu\text{m}$  brûle plus que le laser à 10,6  $\mu\text{m}$ . Ces résultats de températures cutanées sont confirmés par l'analyse histologique des biopsies cutanées. En effet, en ce qui concerne les essais représentés par la Figure 3, respectivement pour le laser à 808 nm, 1,94  $\mu\text{m}$  et 10,6  $\mu\text{m}$ , les lésions sont gradées 0 (absence de lésion), 3 (3<sup>ème</sup> degré) et 2+ (2<sup>ème</sup> degré profond). La différence de "température cutanée maximale" est respectivement de 27,9°C, 11,5°C et 36,6°C entre le 808 nm et le 10,6  $\mu\text{m}$ , le 10,6  $\mu\text{m}$  et le 1,94  $\mu\text{m}$  et entre le 808 nm et le 1,94  $\mu\text{m}$ . Le même type de résultats est observé pour différentes conditions. On peut donc évaluer la dangerosité de ces outils ; le laser à 808 nm semble plus inoffensif.

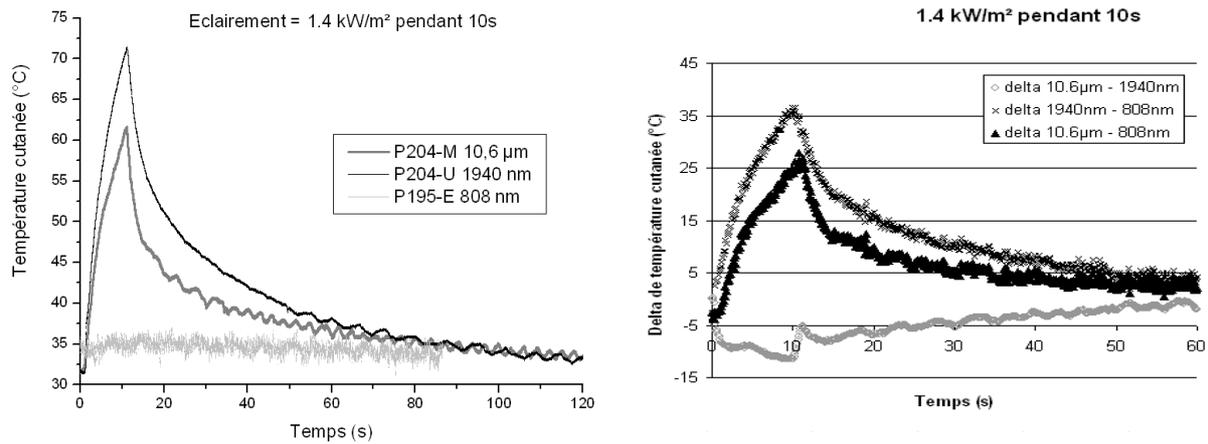


Figure 3 : évolution et comparaison de la température cutanée (mêmes conditions expérimentales).

#### 4.2. Comparaison entre les résultats expérimentaux et simulés

Les exemples suivants (Figure 4 et 5) comparent les températures mesurées avec les températures simulées pour les lasers de 10,6 et 1,94  $\mu\text{m}$ . Le tableau 1 résume les différentes valeurs des propriétés thermo optiques utilisées pour les simulations.

Paramètres	Epiderme	Derme	Hypoderme	Unité
$\rho C$	$4,32 \cdot 10^6$	$3,87 \cdot 10^6$	$2,26 \cdot 10^6$	$J.m^{-3}.K^{-1}$
$k$	0,21	0,42	0,20	$W.m^{-1}.K^{-1}$
$\beta$	1,94 $\mu\text{m}$	$8,32 \cdot 10^3$	$8,32 \cdot 10^3$	$m^{-1}$
	10,6 $\mu\text{m}$	15000	60000	
$e$	$1 \cdot 10^{-4}$	$1,4 \cdot 10^{-3}$	$3 \cdot 10^{-3}$	$m$
$Q_{vap}$	$2,35 \cdot 10^6$			$J.kg^{-1}$

Tableau 1 : quelques valeurs d'entrée du modèle.

Dans le modèle, un seul paramètre permet de différencier les lasers ; le coefficient d'extinction  $\beta$ . Pour le laser à 1,94  $\mu\text{m}$ , afin d'approcher au mieux les températures mesurées, les valeurs les plus élevées trouvées dans la littérature [7] ont été considérées. Néanmoins d'autres essais réalisés avec des valeurs de  $\beta$  plus importantes montrent des meilleurs résultats. Pour le laser à 10,6  $\mu\text{m}$ , les valeurs de la littérature sont respectivement de 25644 et de 68384  $m^{-1}$  pour l'épiderme et l'hypoderme d'une part, et le derme d'autre part [3]. Or, la prise en compte de ces valeurs dans le modèle donne des températures cutanées trop élevées. Ces valeurs ont donc été diminuées afin de s'approcher au mieux des résultats mesurés. Le

laser à 808 nm augmente de très peu la température cutanée et sa simulation donne des résultats corrects avec une valeur de  $\beta$  de  $70 \text{ m}^{-1}$ .

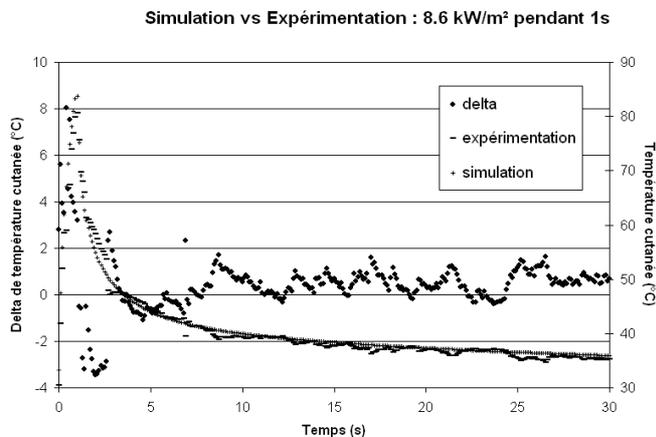


Figure 4 : évolution et delta de température cutanée entre l'expérimentation et la simulation. Laser  $10,6 \mu\text{m}$

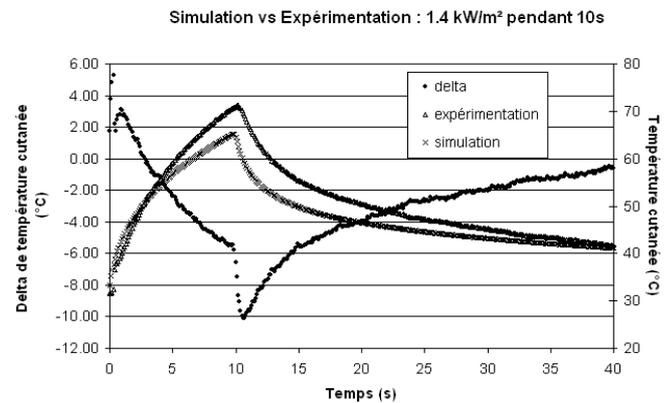


Figure 5 : évolution et delta de température cutanée entre l'expérimentation et la simulation. Laser  $1,94 \mu\text{m}$

## 5. Conclusion et perspectives

Cette étude expérimentale menée *in vivo* montre l'influence de la longueur d'onde laser sur la brûlure cutanée. Néanmoins, les résultats trouvés avec les lasers à  $1,94$  et  $10,6 \mu\text{m}$  sont en contradiction avec ceux de la littérature et du modèle mathématique. Après diverses vérifications, aucun biais expérimental n'a été observé. Des études parallèles menées *in vitro* sur de la couenne de porc montrent que la teneur en eau de la peau joue un rôle important lors de l'agression thermique. Or, la corrélation entre le coefficient d'extinction et la teneur en eau de la peau est connue. Une observation plus approfondie du  $\beta$  semble nécessaire afin d'approcher au mieux les conditions expérimentales et de valider le modèle mathématique. D'autre part, cette étude permet de réaliser un abaque des lésions et des températures cutanées atteintes en fonction de différentes conditions de puissance et de temps d'exposition lasers.

## Références

- [1] T.P. Sullivan, W.H. Eaglstein, S.C. Davis, and P. Mertz, The pig as a model for human wound healing, *Wound Rep. Reg.*, 9 (2001), 66-76.
- [2] L. Autrique and C. Lormel, Numerical design of experiment for sensitivity analysis – application to skin burn injury prediction, *IEEE trans. Biomed. Eng.*, 55-4 (2008), 1279-1290.
- [3] B. Chen, S.L. Thomsen, R.J. Thomas, J. Oliver, and A.J. Welch, Histological and modeling study of skin thermal injury to  $2.0 \mu\text{m}$  laser irradiation, *Lasers Surg. Med.*, 40 (2008), 358-370.
- [4] H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting normal human forearm, *J. Appl. Physiol.*, 85 (1948), 5-34.
- [5] F.P. Incropera and D.P. Dewitt, *Fundamentals of heat and mass transfer*, 5<sup>th</sup> ed., John Wiley & Sons, New York (2001).
- [6] J.P. Abraham and E.M. Sparrow, A thermal-ablation bioheat model including liquid-to-vapor phase change, pressure- and necrosis-dependent perfusion, and moisture-dependent properties, *Int. J. Heat Mass Transfer*, 50 (2007), 2537-2544.
- [7] T.L. Troy and S.N. Thennadil, Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm, *J. Biomed. Optics*, 6-2 (2001), 167-175.