



HAL
open science

Expertise biothermique de matériaux soumis à des rayonnements infrarouges intenses : De l'identification paramétrique à l'évaluation des risques de brûlure

Nathanaëlle Museux

► To cite this version:

Nathanaëlle Museux. Expertise biothermique de matériaux soumis à des rayonnements infrarouges intenses : De l'identification paramétrique à l'évaluation des risques de brûlure. Automatique / Robotique. Université d'Angers, 2010. Français. NNT : . tel-00576747

HAL Id: tel-00576747

<https://theses.hal.science/tel-00576747v1>

Submitted on 15 Mar 2011

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

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

**EXPERTISE BIOTHERMIQUE DE MATERIAUX SOUMIS A DES
RAYONNEMENTS INFRAROUGES INTENSES.**

—
**DE L'IDENTIFICATION PARAMETRIQUE A L'EVALUATION DES
RISQUES DE BRÛLURE.**

DOCUMENT DE TRAVAIL

proposé par : Nathanaëlle MUSEUX

à :

Diane	AGAY,	Docteur HDR, Institut de Recherche Biomédicales des Armées
Laurent	AUTRIQUE,	Professeur des Universités, LISA – Université d'Angers
Laetitia	PEREZ,	Maître de conférences, LTN, Université de Nantes
Nacim	RAMDANI,	Professeur des Universités, PRISME, Université d'Orléans
Didier	RIEHL,	Docteur, Direction Générale de l'Armement
Jean-Jacques	SERRA.	Docteur HDR, Direction Générale de l'Armement

Directeurs de thèse : Pr. Laurent AUTRIQUE et Dr. Laetitia PEREZ

**ECOLE DOCTORALE : SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION ET
MATHEMATIQUES**

Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés – 62, avenue Notre Dame du Lac – 49000 Angers

Nomenclature

A_D :	Surface de la peau	(m ²)
e :	Epaisseur	(m)
x :	Profondeur	(m)
D :	Diamètre du spot	(cm)
r :	Rayon de chauffe	(m)
λ :	Longueur d'onde	(nm ou μm)
t :	Temps	(s)
τ :	Temps de relaxation	(s)
ω :	Perfusion sanguine	(s ⁻¹)
ω_0 :	Perfusion sanguine initiale	(s ⁻¹)
ω_i :	Taux de perfusion sanguine dans la couche i	(s ⁻¹)
h_b :	Taux de transfert de chaleur par unité de volume de tissu	(cal.m ⁻³ .s ⁻¹)
V :	Taux de perfusion par unité de volume de tissu	(ml.ml ⁻¹ .s ⁻¹)
Ω :	Domage	(sans dimension)
h :	Constante de Planck	(6,627 10 ⁻³⁴ J.s)
A :	Facteur pré exponentiel	(s ⁻¹)
E :	Energie d'activation de la réaction de dénaturation	(J.mole ⁻¹)
R :	Constante universelle des gaz parfait	(8,32 J.mole ⁻¹ .K ⁻¹)
v :	Vitesse de la réaction cinétique	(s ⁻¹)
v_g :	Vitesse globale de la réaction	(s ⁻¹)
N :	Nombre d'Avogadro	(6,023 10 ²³)
ΔG^* :	Energie libre de formation des complexes actifs de Gibbs	(J.mole ⁻¹)
ΔH^* :	Enthalpie d'activation	(J.mole ⁻¹)
T_{init} :	Température initiale	(°C)
T_{max} :	Température cutanée maximale	(°C)
T :	Température	(K)
T_a :	Température ambiante	(K ou °C)
T_s :	Température cutanée	(°C)

T_b :	Température du sang	(K)
$T_{b,a}$:	Température du sang artériel	(K)
$\theta_0(x, t)$:	Température selon x à chaque instant t	(K)
$\theta_{continue}(x)$:	Composante continue de la température	(K)
$\theta_{périodique}(x, t)$:	Composante périodique de la température	(K)
$\tilde{\theta}(x)$:	Température complexe	(K)
μ_a :	Coefficient d'absorption	(m ⁻¹)
$\mu_{a,i}$:	Coefficient d'absorption de la couche i	(m ⁻¹)
μ_{eau} :	Coefficient d'absorption de l'eau	(m ⁻¹)
$\beta_i (\beta_{i,\lambda})$:	Coefficient d'extinction de la couche i	(m ⁻¹)
μ :	Longueur de diffusion	(m)
κ :	Facteur représentant l'équilibre thermique incomplet	(sans dimension)
k :	Conductivité thermique	(W.m ⁻¹ .K ⁻¹)
k_i :	Conductivité thermique de la couche i	(W.m ⁻¹ .K ⁻¹)
k_a :	Conductivité thermique de l'air	(W.m ⁻¹ .K ⁻¹)
α :	Diffusivité thermique	(m ² .s ⁻¹)
$Q_{vap} (Q_{rsw})$:	Pertes par évaporation	(W.m ⁻²)
Q_{dif} :	Pertes d'eau par évaporation « implicite »	(W.m ⁻²)
D_v :	Coefficient de diffusion de la vapeur d'eau dans l'air	(m ² .s ⁻¹)
h_{fg} :	Enthalpie de changement de phase	(J.kg ⁻¹)
h_m :	Coefficient de transfert de masse par convection	(m.s ⁻¹)
h_e :	Coefficient de convection	(W.m ⁻² .K ⁻¹)
C_i :	Chaleur spécifique de la couche i	(J.kg ⁻¹ .K ⁻¹)
C_b :	Chaleur spécifique du sang	(J.kg ⁻¹ .K ⁻¹)
C_a :	Chaleur spécifique de l'air	(J.kg ⁻¹ .K ⁻¹)
C_{pa} :	Chaleur spécifique de l'air sec à pression constante	(J.kg ⁻¹ .K ⁻¹)
ρ_i :	Densité de la couche i	(kg.m ⁻³)

ρ_b :	Densité du sang	(kg.m ⁻³)
ρ_a :	Densité de l'air	(kg.m ⁻³)
$\rho_{v,sat}$:	Densité de la vapeur d'eau saturée	(kg.m ⁻³)
$\rho_{v,a}$:	Densité de la vapeur d'eau dans l'air T_a	(kg.m ⁻³)
q_m :	Production de chaleur métabolique	(W.m ⁻³) ou (cal.m ⁻³ .°C ⁻¹)
W_{rsw} :	Humidité de la peau	(sans dimension)
w_i :	Taux d'hydratation	(%)
$w_{i,initial}$:	Taux d'hydratation initial	(%)
C :	Coefficient qui dépend de la géométrie de la cible	(sans dimension)
$S(x,t)$:	Source de chaleur	(W.m ⁻³)
$I(t)$:	Flux laser incident	(W.m ⁻²)
$I_r(t)$:	Flux laser réfléchi à l'interface air – peau	(W.m ⁻²)
$I_0(t)$:	Flux laser incident initial	(W.m ⁻²)
Le :	Nombre de Lewis	(sans dimension)
Sc :	Nombre de Schmidt	(sans dimension)
Pr :	Nombre de Prandtl	(sans dimension)
P_a :	Pression atmosphérique	(Pa)
$\Phi(t)$:	Flux de chaleur et périodique	(W.m ⁻²)
a_0 :	Coefficients de la série de Fourier	(sans dimension)
c_n :	Coefficients de la série de Fourier	(sans dimension)
d_n :	Coefficients de la série de Fourier	(sans dimension)
$B(x)$:	Amplitude des oscillations	(V)
$ \tilde{\theta}_n(x) $ ou $M(x)$:	Module	(V)
$\varphi(x)$:	Déphasage	(°)
f :	Fréquence du signal périodique	(Hz)
f_p :	Fréquence parasite	(Hz)
f_r :	Fréquence de référence	(Hz)

Indices *i*

e :	Epiderme
d :	Derme
h :	Hypoderme

Sommaire

NOMENCLATURE	3
TABLE DES FIGURES	11
TABLE DES TABLEAUX	17
INTRODUCTION	19
CHAPITRE I : LA BRULURE	23
1. LA PEAU DE L'HOMME : GENERALITES	25
1.1. L'EPIDERME	26
1.2. LE DERME	30
1.3. L'HYPODERME	32
2. LA BRULURE	33
2.1. EPIDEMIOLOGIE	33
2.2. DEFINITION ET FACTEURS DECLENCHANTS	36
2.2.1. Définition	36
2.2.2. Facteurs déclenchants	37
2.2.3. Conséquences physiologiques	38
2.3. EVALUATION DE LA GRAVITE	39
2.3.1. La profondeur	40
2.3.2. La superficie	43
2.3.3. La localisation	44
2.3.4. La présence de traumatismes ou d'intoxication associées	44
2.3.5. Les antécédents	45
2.3.6. Les scores pronostics	45
2.4. MOYENS DIAGNOSTIQUES	48
2.4.1. Méthode de référence : la biopsie	48
2.4.2. La thermographie : une méthode d'avenir ?	51
3. SYSTEME VASCULAIRE	59
3.1. PHYSIOLOGIE	59
3.2. CIRCULATION SANGUINE ET BRULURE	60
4. BILAN	64
5. BIBLIOGRAPHIE	65
CHAPITRE II : EXPERIMENTATIONS <i>IN-VIVO</i>	71
1. PEAU HUMAINE <i>VERSUS</i> PEAU DE PORC	73
1.1. GENERALITES	73
1.2. L'EPIDERME	74
1.3. LE DERME	74
1.4. L'HYPODERME	75
2. INTERACTIONS LASER-TISSU	76
2.1. GENERALITES SUR LES LASERS	76
2.2. HISTORIQUE ET FONCTIONNEMENT DES LASERS	77
2.3. INTERACTIONS DES LASERS AVEC LA PEAU	80

2.3.1.	La réflexion	80
2.3.2.	L'absorption	81
2.3.3.	La diffusion	82
2.3.4.	La transmission	82
2.4.	MECANISMES D'ACTION	82
2.4.1.	Effet thermique	82
2.4.2.	Effet photochimique	84
2.4.3.	Effet électromécanique	84
2.4.4.	Effet photoablatif	85
2.5.	INTERACTIONS LASER-TISSU : SPECIFICITES CLINIQUES	85
2.5.1.	808 nm	86
2.5.2.	1940 nm	86
2.5.3.	10 600 nm	87
3.	EXPERIMENTATIONS <i>IN-VIVO</i>	87
3.1.	INTRODUCTION	88
3.2.	MATERIEL	88
3.2.1.	Bancs d'essai	88
3.2.2.	Les animaux	93
3.2.3.	Protections individuelles	94
3.3.	PROTOCOLE	94
3.3.1.	Première campagne expérimentale (laser de 1940 nm)	95
3.3.2.	Seconde, troisième et quatrième campagne expérimentale	96
3.4.	RESULTATS DES EXPERIMENTATIONS ANIMALES	98
3.4.1.	Observations macroscopiques	98
3.4.2.	Mesure des températures en surface	100
3.4.3.	Observations microscopiques	117
4.	BILAN	126
5.	BIBLIOGRAPHIE	127

CHAPITRE III : MODELES MATHEMATIQUES **131**

1.	MODELISATION MATHEMATIQUE DU DOMMAGE	133
2.	MODELISATION MATHEMATIQUE DES TRANSFERTS THERMIQUES DANS LA PEAU	140
2.1.	LE MODELE DE PENNES : LA REFERENCE	140
2.2.	LES AUTRES MODELES	142
2.3.	LES EQUATIONS	147
2.4.	LES PERTES D'EAU	151
2.4.1.	Le pouvoir hygroscopique de la peau	151
2.4.2.	Modélisation et études complémentaires	153
2.5.	VALIDATION DU MODELE	167
2.5.1.	Laser de 808 nm	168
2.5.2.	Laser de 1940 nm	171
2.5.3.	Laser de 10,6 μm	175
2.5.4.	Discussion	179
3.	BILAN	184
4.	BIBLIOGRAPHIE	185

CHAPITRE IV : PREDICTION DE LA BRULURE **189**

1.	DOMMAGES SIMULES VS DOMMAGES OBSERVES	191
1.1.	LASER DE 1940 nm	191
1.2.	LASER DE 10,6 μm	194
1.3.	LASER DE 808 nm	198

1.4.	DISCUSSION	200
2.	PREDICTION DU DOMMAGE	201
2.1.	LASER DE 1940 nm	201
2.2.	LASER DE 10,6 μm	202
2.3.	LASER DE 808 nm	203
2.4.	LE VISAGE	205
2.5.	LA PAUME DE LA MAIN	219
2.6.	DISCUSSION	223
3.	BILAN	224
4.	BIBLIOGRAPHIE	225

CHAPITRE V : IDENTIFICATION PARAMETRIQUE D'UN MATERIAU BIOLOGIQUE227

1.	PRINCIPE ET MISE EN ŒUVRE DES METHODES PERIODIQUES	229
1.1.	MODELISATION DES TRANSFERTS EN REGIME PERIODIQUE	230
1.2.	LONGUEUR DE DIFFUSION ET PLAGE DE FREQUENCE	235
2.	ANALYSE DE SENSIBILITE	236
2.1.	METHODE DES PLANS D'EXPERIENCES NUMERIQUES	236
2.2.	FONCTIONS DE SENSIBILITE	246
3.	PROCEDURE D'IDENTIFICATION ET VALIDATION NUMERIQUE	250
3.1.	METHODE DE LEVENBERG-MARQUARDT	251
3.2.	SIMULATION NUMERIQUE ET INFLUENCE DU BRUIT DE MESURE	252
4.	DESCRIPTION DU BANC DE MESURE ET VALIDATION	255
4.1.	DESCRIPTION DU BANC DE MESURE	255
4.2.	CONSTITUTION DE L'ECHANTILLON	256
4.3.	TESTS PRELIMINAIRES SUR MATERIAU DE REFERENCE	257
5.	EXPERTISE DE MATERIAUX BIOLOGIQUES NON CONNUS	259
5.1.	ETUDE EXPERIMENTALE	259
5.2.	RESULTATS DE L'IDENTIFICATION NUMERIQUE	260
6.	BILAN	262
7.	BIBLIOGRAPHIE	263

CONCLUSIONS 265

ANNEXE 269

Table des figures

Figure 1.1 : Photographie d'une coupe de peau de porc saine après coloration HES ($\times 2,5$)-----	25
Figure 1.2 : Photographie d'une coupe de peau de porc saine après coloration HES ($\times 10$).-----	26
Figure 1.3 : Schéma de kératinocytes.-----	28
Figure 1.4 : Schéma de mélanocytes.-----	29
Figure 1.5 : Schéma de cellules de Langerhans.-----	29
Figure 1.6 : Schéma d'une glande sébacée.-----	31
Figure 1.7 : Schéma d'une glande sudoripare -----	31
de type eccrine.-----	31
Figure 1.8 : Photographie d'une coupe de l'hypoderme de porc sain après coloration HES ($\times 2,5$)-----	32
Figure 1.9 : Photographie d'une vue d'ensemble de la peau de porc-----	32
Figure 1.10 : Graphique en 3-D représentant la probabilité de mortalité en fonction de l'âge de la victime et du pourcentage de surface corporelle brûlée, pour la période de 1981 à 1998, au centre des brûlés de Birmingham (Royaume-Uni).-----	36
Figure 1.11 : Représentation schématique des différents degrés de brûlure.-----	41
Figure 1.12 : Représentation schématique d'une brûlure de deuxième degré superficiel.-----	43
Figure 1.13 : Représentation schématique d'une brûlure de deuxième degré profond.-----	43
Figure 1.14 : Tables de Lund et Browder : évaluation de la surface corporelle brûlée.-----	44
Figure 1.15 : Fiche type d'admission d'un patient brûlé en milieu hospitalier.-----	47
Figure 1.16 : Photographies de la technique de biopsie utilisée lors de cette étude : A forage du tissu dans toute sa profondeur, B prélèvement du fragment de tissu, C emplacement de la lésion après prélèvement.-----	49
Figure 1.17 : Photographie de peau saine de porc, coloration HES.-----	50
Figure 1.18 : Friedrich Wilhelm Herschel plus connu sous le nom de Sir William Herschel (1738-1822)-	52
Figure 1.19 : Schéma représentant le système sanguin de la peau.-----	60
Figure 1.20 : Perfusion sanguine en fonction du dommage. La perfusion sanguine initiale est variable selon les auteurs.-----	63
Figure 2.1 : Transmission des rayonnements laser en fonction de la longueur d'onde.-----	77
Figure 2.2 : Emission spontanée.-----	78
Figure 2.3 : Absorption.-----	78
Figure 2.4 : Transmission ou émission stimulée.-----	78
Figure 2.5 : Pompage à 3 niveaux.-----	79
Figure 2.6 : Devenir de la lumière incidente sur la peau.-----	80
Figure 2.7 : Spectre d'absorption des 3 principaux chromophores de la peau (eau, hémoglobine (HbO ₂), mélanine).-----	81
Figure 2.8 : Schéma des trois étapes de l'effet thermique.-----	84
Figure 2.9 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 1940 nm.-----	90
Figure 2.10 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 808 nm.-----	90
Figure 2.11 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 10,6 μm .-----	90
Figure 2.12 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 1940 nm.-----	90
Figure 2.13 : Image du faisceau gaussien avant d'entrer dans le kaléidoscope (caméra Finder Scop).----	91
Figure 2.14 : Image du faisceau à la sortie du kaléidoscope prise avant l'expérimentation animale (caméra Finder Scop).-----	91
Figure 2.15 : Distribution 3D de la tâche en sortie du kaléidoscope (caméra Finder Scop).-----	91
Figure 2.16 : Distribution 3D du faisceau au niveau du masque, avant l'expérimentation (caméra Pyrocam II).-----	91
Figure 2.17 : Résumé du protocole d'expérimentation.-----	95
Figure 2.18 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P188.-----	97
Figure 2.19 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P187.-----	97
Figure 2.20 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P195.-----	97
Figure 2.21 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P196.-----	97
Figure 2.22 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P203.-----	97
Figure 2.23 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P204.-----	97

Figure 2.24 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P214.	98
Figure 2.25 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P215.	98
Figure 2.26 : Photographie montrant les deux types de brûlures observées macroscopiquement (Brûlure P188-F, O, P, Q, R, W et X).	99
Figure 2.27 : Photographies montrant les deux types de « lésion » observés macroscopiquement (Brûlure P196-Q et R, S à J+2).	99
Figure 2.28 : Photographie montrant les 4 types de « lésion » observés macroscopiquement (brûlures P204 coté droit).	100
Figure 2.29 : Photographie montrant les 4 types de « lésion » observés macroscopiquement (brûlures P214 coté droit).	100
Figure 2.30 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.	101
Figure 2.31 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.	102
Figure 2.32 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,1 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.	103
Figure 2.33 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.	103
Figure 2.34 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s : comparaison peau pigmentée/peau non pigmentée.	104
Figure 2.35 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s : comparaison entre l'animal vivant et mort.	105
Figure 2.36 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance égale à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.	106
Figure 2.37 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.	106
Figure 2.38 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $9,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.	106
Figure 2.39 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $11,0 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.	107
Figure 2.40 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.	108
Figure 2.41 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	109
Figure 2.42 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	109
Figure 2.43 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $4,5 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition de 1 et 2 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	110
Figure 2.44 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	111
Figure 2.45 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	112
Figure 2.46 : Evolution de la température cutanée de la tout au long de l'essai de puissance $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 3 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	112
Figure 2.47 : Evolution de la température cutanée de la tout au long de l'essai de puissance $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 2 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$	113
Figure 2.48 : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de l'animal P215 lors des tirs à $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Laser de 1940 nm	113
Figure 2.49a : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de la peau lors de tirs lasers de 3 longueurs d'onde différentes. Eclairage : $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.	114
Figure 2.49b : Différence (delta) de température cutanée mesurée lors des essais avec les 3 lasers. Eclairage : $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.	114
Figure 2.50a : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de la peau lors de tirs lasers de 3 longueurs d'onde différentes. Eclairage : $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.	114
Figure 2.50b : Différence (delta) de température cutanée mesurée lors des essais avec les 3 lasers. Eclairage : $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.	114
Figure 2.51 : Evolution des températures cutanées engendrées, lors d'un tir laser de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s.	116
Figure 2.52 : Evolution des températures cutanées engendrées, lors d'un tir laser de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s.	117

Figure 2.53 : Photographie d'ensemble de peau non lésée (grade 0). Biopsie témoin P187-V. -----	118
Figure 2.54 : Photographie de l'épiderme et de la partie supérieure du derme non lésés (grade 0). Essai P196-X. -----	118
Figure 2.55 : Photographie d'une nécrose superficielle de l'épiderme, lésion gradée 1. Essai P203-D. ---	118
Figure 2.56 : Photographie d'une dégénérescence localisée de l'épiderme, lésion gradée 2. Essai P196-B. -----	118
Figure 2.57 : Photographie d'une dégénérescence de l'épiderme sur toute sa longueur avec nécrose de la lame basale et d'une congestion dermique, lésion gradée 2+. Essai P188-R. -----	118
Figure 2.58 : Photographie d'une dégénérescence de l'épiderme sur toute sa longueur avec nécrose de la lame basale, lésion gradée 2+. Essai P215-L.-----	118
Figure 2.59 : Photographie d'une nécrose totale de l'épiderme et d'un follicule, lésion gradée 3. Essai P214-X. -----	119
Figure 2.60 : Photographie d'une nécrose totale de l'épiderme et du derme, lésion gradée 3. Essai P188-L. -----	119
Figure 3.1 : Réaction unimoléculaire : activation et dénaturation. -----	136
D'après Pearce et Thomsen, 1995. -----	136
Figure 3.2 : Schéma de la peau et de ses différents échanges thermiques lors d'un flux laser imposé.----	147
Figure 3.3 : Réflexion de la peau humaine de type I : peau très claire (---) et de type IV : peau très mate (—), d'après Sliney et Worlbarsh, 1980. -----	148
Figure 3.4 : Comparaison du taux de réflexion entre la peau humaine et de porc, d'après Kuppenheim et al., 1956. -----	149
Figure 3.5 : Simulation des températures à la surface de la peau et aux interfaces. Les propriétés de la peau sont calculées selon Takata, 1974, avec une humidité variable. -----	155
Figure 3.6 : Simulation des températures à la surface de la peau et aux interfaces. Les propriétés de la peau sont calculées selon Zhang et al., 2009, avec une humidité variable. -----	155
Figure 3.7 : Simulation des températures cutanées. Comparaison selon les données des deux auteurs Takata, 1974, et Zhang et al., 2009, avec une humidité variable. -----	156
Figure 3.8 : Conductivité thermique de différents matériaux biologiques en fonction de leur teneur en eau. -----	157
Figure 3.9 : Photos des trois états de la couenne après 36 h : déshydratée, à hydratation intermédiaire et hydratée. En haut face externe : épiderme, en bas face interne : hypoderme. -----	158
Figure 3.10 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 10,6 µm, P = 2,6 W pendant 10 s.-----	161
Figure 3.11 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 10,6 µm, P = 1,7 W pendant 20 s.-----	161
Figure 3.12 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 1940 nm, P = 2,3 W pendant 10 s.-----	162
Figure 3.13 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 1940 nm, P = 1,6 W pendant 20 s.-----	162
Figure 3.14 : Dispositif permettant d'étudier la thermogravimétrie de l'eau.-----	163
Figure 3.15 : Evolution de la température de l'eau en fonction du temps. -----	164
Figure 3.16 : Perte de masse d'eau en fonction de la température lorsque celle-ci est inférieure ou égale à 343 K. -----	165
Figure 3.17 : Perte de masse d'eau en fonction du temps, la température est supérieure à 343 K. -----	165
Figure 3.18 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s. -	169
Figure 3.19 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s. -	169
Figure 3.20 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 2 s. ---	170
Figure 3.21 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s. ---	170
Figure 3.22 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s. ---	171
Figure 3.23 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s. ---	172
Figure 3.24 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s. ---	172
Figure 3.25 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 15 s. ---	173
Figure 3.26 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s. ----	173
Figure 3.27 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s. ---	174
Figure 3.28 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s. ----	174
Figure 3.29 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s. ----	175
Figure 3.30 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,5 s. --	175
Figure 3.31 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 3 s. ----	176
Figure 3.32 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,1 s. --	176
Figure 3.33 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,25 s. 177	177

Figure 3.34 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s. ---	177
Figure 3.35 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s. ----	178
Figure 3.36 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s. ---	178
Figure 3.37 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable. -----	179
Figure 3.38 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable. -----	180
Figure 3.39 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable. -----	180
Figure 3.40 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s, laser de 10,6 μm , μ_{eau} variable. -----	181
Figure 3.41 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,1 s, laser de 10,6 μm , μ_{eau} variable. -----	182
Figure 3.42 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,25 s, laser de 10,6 μm , μ_{eau} variable. -----	182
Figure 3.43 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s, laser de 10,6 μm , μ_{eau} variable. -----	183
Figure 4.1 : Prédiction de la brûlure par Fugitt. -----	193
Figure 4.2 : Prédiction de la brûlure par Gaylor. -----	193
Figure 4.3 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz. -----	193
Figure 4.4 : Prédiction de la brûlure par Takata. -----	193
Figure 4.5 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll. -----	193
Figure 4.6 : Prédiction de la brûlure par Wu. -----	193
Figure 4.7 : Prédiction de la brûlure par Fugitt. -----	195
Figure 4.8 : Prédiction de la brûlure par Gaylor. -----	195
Figure 4.9 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz. -----	196
Figure 4.10 : Prédiction de la brûlure par Takata. -----	196
Figure 4.11 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll. -----	196
Figure 4.12 : Prédiction de la brûlure par Wu. -----	196
Figure 4.13 : Prédiction de la brûlure par Fugitt. -----	197
Figure 4.14 : Prédiction de la brûlure par Gaylor. -----	197
Figure 4.15 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz. -----	198
Figure 4.16 : Prédiction de la brûlure par Pearce. -----	198
Figure 4.17 : Prédiction de la brûlure par Takata. -----	198
Figure 4.18 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll. -----	198
Figure 4.19 : Prédiction de la brûlure par Wu. -----	198
Figure 4.20 : Prédiction de la brûlure par Fugitt. -----	199
Figure 4.21 : Prédiction de la brûlure par Gaylor. -----	199
Figure 4.22 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz. -----	200
Figure 4.23 : Prédiction de la brûlure par Takata -----	200
Figure 4.24 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll. -----	200
Figure 4.25 : Prédiction de la brûlure par Wu. -----	200
Figure 4.26 : Représentation schématique des modèles 1-D « bras » et « visage ». -----	205
Figure 4.27 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras. -----	206
Figure 4.28 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras. -----	206
Figure 4.29 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage. -----	207
Figure 4.30 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage. -----	207
Figure 4.31 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras. -----	208
Figure 4.32 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras. -----	208
Figure 4.33 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage. -----	209
Figure 4.34 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage. -----	209
Figure 4.35 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras. -----	210
Figure 4.36 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras. -----	210
Figure 4.37 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage. -----	211
Figure 4.38 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage. -----	211
Figure 4.39 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras. -----	211
Figure 4.40 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras. -----	212
Figure 4.41 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage. -----	212
Figure 4.42 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage. -----	212
Figure 4.43 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras. -----	213

Figure 4.44 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.	213
Figure 4.45 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.	214
Figure 4.46 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.	214
Figure 4.47 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.	214
Figure 4.48 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.	215
Figure 4.49 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.	215
Figure 4.50 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.	215
Figure 4.51 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.	217
Figure 4.52 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.	217
Figure 4.53 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.	218
Figure 4.54 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.	218
Figure 4.55 : Représentation schématique des modèles 1-D « bras », « visage » et « paume de la main ».	219
Figure 4.56 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	220
Figure 4.57 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de la main lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	220
Figure 4.58 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	221
Figure 4.59 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	221
Figure 4.60 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de la main lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	222
Figure 4.61 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$	222
Figure 4.62 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de main lors d'une agression de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 20 s avec le laser de 808 nm	223
Figure 4.63 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 20 s avec le laser de 808 nm	223
Figure 5.1 : Géométrie 3-D du problème étudié.	230
Figure 5.2 : Fonctions de sensibilité réduites.	249
Figure 5.3 : Fonctions de sensibilité réduites $0,005 \leq f \leq 0,5$	250
Figure 5.4 : Schéma simplifié de la procédure d'identification pour un paramètre.	251
Figure 5.5 : Déphasages "expérimentaux" simulés avec de l'eau à l'intérieur de la cellule.	253
Figure 5.6 : Déphasages obtenus avec différentes initialisations.	253
Figure 5.7 : Déphasages "mesurés" et déphasages simulés après identification	255
Figure 5.8 : Photographie du banc d'identification.	256
Figure 5.9 : Photographie du banc d'identification, vue de dessus.	256
Figure 5.10 : Schéma avec côtes (en mm) de la cellule pour l'étude de matériaux biologiques.	257
Figure 5.11 : Photographie du montage ; a : cellule de face, b : cellule de profil avec vue de la cavité. ---	257
Figure 5.12 : Déphasages mesurés et identifiés sur le système tri-couche : acier-talc-acier.	258
Figure 5.13 : Déphasages mesurés sur les quatre montages tri-couche : acier-matériau biologique-acier.	260
Figure 5.14 : Résultats de l'identification (échantillons 1 et 3)	261
Figure 5.15 : Résultats de l'identification (échantillons 2 et 4)	261
Figure A.1 : Atténuation des perturbations électromagnétiques conduites (systèmes de mesure et de chauffe) et rayonnées (perturbations environnementales : GSM et néons) relatives à la mesure, en fonction de leur fréquence.	270
Figure A.2 : Amplitude des oscillations en fonction du temps.	271

Table des tableaux

Tableau 1.1 : Estimation du nombre de morts et du taux de mortalité causés par des brûlures thermiques (incendie), par région (définies par l'OMS) et par tranche de revenus. Source : WHO (World Health Organization) Global Burden of Disease Database, 2002 (version 5).	33
Tableau 1.2 : Tableau de probabilité de mortalité en fonction de l'âge de la victime et du pourcentage de surface corporelle brûlée, pour la période de 1981 à 1998, au centre des brûlés de Birmingham (Royaume-Uni). Source : d'après l'article de (Rashid et al., 2001).	35
Tableau 1.3 : Modifications tissulaires de la peau suite à une atteinte laser.....	39
Tableau 1.4 : Gradation de la brûlure, selon la Société Française d'Etude et de Traitement des Brûlure – SFETB – juin 2006.....	42
Tableau 1.5 : Abbreviated Burn Severity Index (D'après Tobiasen et al., 1982)	46
Tableau 1.6 : Valeurs de perfusion sanguine d'un tissu sain (littérature).	63
Tableau 2.1 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm à la sortie du kaléidoscope avant et après l'expérimentation.....	92
Tableau 2.2 : Valeurs d'étalonnage du laser 808 nm à la sortie du kaléidoscope avant l'expérimentation.....	92
Tableau 2.3 : Valeurs d'étalonnage du laser 10,6 µm au niveau du masque avant l'expérimentation.....	93
Tableau 2.4 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm au niveau du masque avant l'expérimentation.....	93
Tableau 2.5 : Valeurs d'étalonnage du laser 10,6 µm au niveau du masque avant et après (même résultats) l'expérimentation.....	93
Tableau 2.6 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm au niveau du masque avant et après (même résultats) l'expérimentation.....	93
Tableau 2.7 : Différences moyennes de températures cutanées enregistrées lors de deux brûlures faites avec les trois longueurs d'onde.....	115
Tableau 2.8 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 808 nm.	121
Tableau 2.9 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 1940 nm.	123
Tableau 2.10 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 10 600 nm.	125
Tableau 3.1 : Valeurs de E et A dans la littérature.	137
Tableau 3.2 : Valeurs des différents paramètres utilisés lors des simulations.	154
Tableau 3.3 : Valeurs de densité, de chaleur spécifique et de conductivité thermique calculées en fonction de la teneur en eau, selon les équations de Takata.....	156
Tableau 3.4 : Récapitulatif des conditions à la réalisation des différents tests.	159
Tableau 3.5 : Températures de surface maximales et initiales mesurées à la surface des différents échantillons.....	160
Tableau 3.6 : Valeurs des différents paramètres utilisés lors des simulations.	168
Tableau 4.1 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 1940 nm, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 6912 \text{ m}^{-1}$	192
Tableau 4.2 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 1940 nm, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85\ 000 \text{ m}^{-1}$	194
Tableau 4.3 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 10,6 µm, $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85\ 480 \text{ m}^{-1}$	195
Tableau 4.4 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 10,6 µm, $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 70\ 000 \text{ m}^{-1}$	196
Tableau 4.5 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 10,6 µm, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85\ 480 \text{ m}^{-1}$	197
Tableau 4.6 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 808 nm, $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables.	199
Tableau 4.7 : Prédictions des degrés de brûlure pour le laser de 1940 nm.	202
Tableau 4.8 : Prédictions des degrés de brûlure pour le laser de 10,6 µm.	203

Tableau 4.9 : Prédiction des degrés de brûlure pour le laser de 808 nm.	204
Tableau 4.10 : Températures maximales modélisées au niveau du bras et du visage lors de divers agressions - laser de 10,6 µm.	216
Tableau 5.1 : Gamme de fréquence et longueur de diffusion pour l'identification de α . (C. signifie couche)	236
Tableau 5.2 : Matrice des essais et réponses d'un plan complet 2^2	238
Tableau 5.3 : Matrice des effets et réponses d'un plan complet 2^2	239
Tableau 5.4 : Plan fractionnel 2^{5-1}	241
Tableau 5.5 : Plan fractionnel : Etude de sensibilité par plan d'expériences numériques.	243
Tableau 5.6 : Résultats du plan d'expériences numériques.....	244
Tableau 5.7 : Effets des incertitudes.....	245
Tableau 5.8 : Biais de déphasage en fonction des fréquences testées.....	257
Tableau 5.9 : Déphasages obtenus pour le talc en fonction des fréquences testées.	258
Tableau 5.10 : Résultats de mesure pour les divers échantillons biologiques.....	259

Introduction

Cette thèse a été menée au sein de la Direction Générale de l'Armement (DGA), dans le contexte général des études militaires sollicitées par le Ministère de la Défense afin d'assurer la protection du combattant soumis à divers types d'agressions pouvant entraver la poursuite de la mission du soldat et/ou engager son pronostic vital. Elle a été réalisée sur le site du laboratoire Techniques Aéronautiques/Matériaux et Technologies d'Odeillo (Pyrénées Orientales).

La pathologie particulière étudiée concerne la brûlure de la peau, organe du corps humain ayant la surface la plus importante. De par son rôle de « barrière » entre l'intérieur du corps et le milieu extérieur (environnement), ce tissu biologique complexe (composé de plusieurs couches et de plusieurs types cellulaires) est un organe vital. Les lésions occasionnées par brûlure peuvent être bénignes mais douloureuses avec une guérison rapide ou, à l'inverse, être très graves avec une guérison difficile et des séquelles potentiellement très handicapantes. Cette pathologie touche tous les types de population et représente un problème de santé publique mondiale. Une brûlure peut survenir selon différents types d'occurrences : incendie, explosion, par contact avec un liquide chaud, etc.

Dans ce contexte, cette étude est plus particulièrement menée relativement à une technologie pouvant occasionner des brûlures : le laser. En effet, face à la large diffusion de cette technique dans des domaines aussi variés que le domaine médical (dermatologie, chirurgie, ...), le bâtiment (métrage laser) ou encore le domaine militaire, il est intéressant et nécessaire d'observer ses effets sur l'homme. Dans ce dernier domaine, on peut le rencontrer sous forme de télémètres lasers pour évaluer la distance ainsi que pour désigner des objectifs (système embarqué), également dans des technologies pour le guidage des objets militaires tels que les missiles, les avions, les satellites et aussi dans les canons lasers de très haute énergie pour, entre autres, l'armement anti-missile. Bien que de nombreuses études, essentiellement dans le domaine médical, traitent de l'interaction laser-peau, ce sujet doit être abordé dans un contexte plus large et notamment en comparant les effets de diverses longueurs d'onde lasers.

Pour ce faire, la présente recherche se base sur un modèle mathématique développé dans notre laboratoire qui permet la simulation des distributions spatio temporelles de la température dans la peau et d'en déduire le degré de brûlure lors d'une agression laser. L'objectif principal de ce travail de doctorat est de valider ce modèle et de l'améliorer. Pour cela, il est nécessaire d'identifier les paramètres biologiques, thermiques et optiques qui interviennent dans le phénomène de la brûlure. L'approche choisie requiert l'utilisation de modèles animaux (porc) dont la peau est très similaire à celle de l'homme. L'expérimentation animale permet d'observer du point de vue physiologique l'effet du rayonnement laser sur la peau. Cette étude, portant sur les interactions laser-peau, est à l'intersection de nombreux domaines scientifiques : optique (laser), biologie (physiologie humaine – histologie), thermique (température de la peau) et mathématiques appliquées pour les simulations numériques et l'identification paramétrique. Cette forte pluri disciplinarité permet d'explorer la problématique de façon plus complète et plus concrète.

Ce travail s'articule de la façon suivante :

- Le premier chapitre intitulé « **la brûlure** » s'intéresse à la physiologie de la peau humaine aussi bien cellulaire que vasculaire, ainsi qu'au domaine de la brûlure aussi nommé « brûlologie » (nom français qui n'a aucune équivalence dans les autres langues). Une attention particulière sera portée sur les facteurs déclenchants, sur la gradation de cette lésion et également sur les moyens utilisés en clinique pour la diagnostiquer.
- Le second chapitre « **expérimentations *in-vivo*** » est consacré aux expérimentations animales *in-vivo*. En se basant sur une étude bibliographique, les similitudes et les différences entre la peau de l'homme et du porc seront explicitées. Puis, une description du fonctionnement des lasers et des méthodes d'expérimentations sera abordée. Enfin, ce chapitre fera une large place aux résultats des mesures et à l'analyse histologique de ces essais expérimentaux.
- Le troisième chapitre nommé « **modèles mathématiques** » est entièrement basé sur la conception du modèle mathématique qui s'appuie sur différentes études de la littérature. Afin d'améliorer ces modèles et de les rapprocher au plus près de la réalité du phénomène de brûlure, des études complémentaires menées notamment sur de la couenne de porc ont été réalisées. La validation du modèle, *via* les résultats expérimentaux *in-vivo*, sera explicitée.

- Le quatrième chapitre « **prédiction de la brûlure** » est une synthèse des chapitres précédents en utilisant les résultats expérimentaux et simulés pour prédire le degré de la lésion lors d'une agression laser sur différentes parties du corps.
- Le cinquième chapitre « **identification d'un matériau biologique** » présente la conception d'un banc expérimental permettant l'identification d'un matériau biologique. Une analyse de la pertinence des paramètres à étudier sera réalisée à l'aide d'une analyse de sensibilité. Puis les campagnes expérimentales ainsi que les résultats de l'identification seront présentés.

Enfin, une conclusion dresse un bilan de cette étude et des perspectives sont proposées pour clore ce travail.

CHAPITRE I : LA BRULURE

Ce premier chapitre décrit dans un premier temps la physiologie de la peau humaine. Une pathologie particulière de cet organe est ensuite abordée : la brûlure. La brûlure est un problème de santé publique mondiale mais aussi une atteinte relativement complexe qui peut entraîner des conséquences physiologiques graves. Les différents moyens de diagnostics ainsi que les techniques d'évaluation de la gravité de la lésion sont exposés. Enfin, le réseau vasculaire de la peau est décrit afin d'étudier son rôle dans le phénomène de la brûlure.

Sommaire

1. LA PEAU DE L'HOMME : GENERALITES	25
1.1. L'EPIDERME	26
1.2. LE DERME	30
1.3. L'HYPODERME	32
2. LA BRULURE	33
2.1 EPIDEMIOLOGIE	33
2.2. DEFINITION ET FACTEURS DECLENCHANTS	36
2.2.1. DEFINITION	36
2.2.2. FACTEURS DECLENCHANTS	37
2.2.3. CONSEQUENCES PHYSIOLOGIQUES	38
2.3. EVALUATION DE LA GRAVITE	39
2.3.1. LA PROFONDEUR	40
2.3.2. LA SUPERFICIE	43
2.3.3. LA LOCALISATION	44
2.3.4. LA PRESENCE DE TRAUMATISMES OU D'INTOXICATION ASSOCIEES	44
2.3.5. LES ANTECEDENTS	45
2.3.6. LES SCORES PRONOSTICS	45
2.4. MOYENS DIAGNOSTIQUES	48
2.4.1. METHODE DE REFERENCE : LA BIOPSIE	48
2.4.2. LA THERMOGRAPHIE : UNE METHODE D'AVENIR ?	51
3. SYSTEME VASCULAIRE	59
3.1. PHYSIOLOGIE	59
3.2. CIRCULATION SANGUINE ET BRULURE	60
4. BILAN	64
5. BIBLIOGRAPHIE	65

1. La peau de l'Homme : généralités

La peau est le plus grand organe du corps humain. Sa surface varie en fonction de la masse corporelle et de la taille de l'individu, elle peut être définie par la formule suivante :

$$A_D = 0,202 \times \text{masse}^{0,425} \times \text{taille}^{0,725}$$

Avec A_D en m^2 , la *masse* en kg, la *taille* en m et le coefficient multiplicateur en unités du système international. En général la peau couvre une surface comprise entre 1,5 à 2 m^2 et pèse entre 6 et 10 kg chez l'homme adulte. Chez le nouveau-né, la surface de la peau représente 0,2 à 0,3 m^2 (Church et al., 2006). On estime que chaque cm^2 de peau contient en moyenne (Melissopoulos et Levacher, 1998) :

- 70 cm de vaisseaux sanguins,
- 55 cm de nerfs,
- 100 glandes sudoripares,
- 15 glandes sébacées.

La peau est un organe complexe composé de deux ou trois types de tissu (selon les auteurs) qui comportent eux même plusieurs couches cellulaires. Dans cette étude, les trois couches de la peau : l'épiderme, le derme et l'hypoderme seront considérées (Fig. 1.1). Les photographies présentées dans ce paragraphe sont des photographies de peau de porc (considérée comme très proche de la peau humaine [cf. Chapitre II]).



Figure 1.1 : Photographie d'une coupe de peau de porc saine après coloration HES¹ ($\times 2,5$)

¹ HES : coloration spécifique des tissus : Hématoxyline Eosine Safran. Ces colorants donnent une teinte plus ou moins rose-violette aux différentes cellules et éléments de la peau afin de les différencier.

1.1. L'épiderme

L'épiderme est le tissu le plus superficiel de la peau (épi = dessus, derme = peau). Son épaisseur moyenne est environ celle d'une feuille de papier mais elle varie selon les différents endroits du corps : ainsi, l'épiderme est plus fin au niveau des paupières (0,05 mm d'épaisseur) et plus épais au niveau de la paume des mains et de la plante des pieds (1,5 mm d'épaisseur). Il est constitué d'un épithélium pavimenteux stratifié kératinisé non vascularisé : pavimenteux car les cellules de sa couche superficielle sont plates, stratifié car il est constitué de plusieurs assises cellulaires (comme les briques d'une maison) et kératinisé car il synthétise une protéine particulière, la kératine. Ce tissu comporte quatre types de cellules réparties en quatre (peaux fines) ou cinq (peaux épaisses) couches distinctes. Ces couches sont de la plus profonde à la plus superficielle : la couche basale, la couche des cellules à épines (appelée aussi couche épineuse ou couche du corps muqueux de Malpighi), la couche claire, la couche granuleuse et la couche cornée (Fig. 1.2).

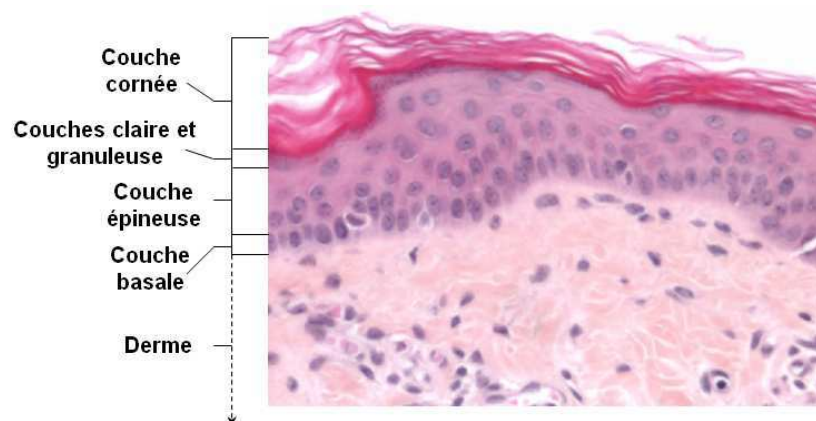


Figure 1.2 : Photographie d'une coupe de peau de porc saine après coloration HES ($\times 10$).

- La couche basale (*stratum germinativum*) est la couche la plus profonde et est séparée du derme par la lame basale. Cette couche est composée d'une seule épaisseur de cellules dites germinatives. Le nom de ces dernières est justifié par leur activité mitotique² intense. En effet, ces cellules (kératinocytes) se divisent activement, chacune donnant naissance à deux cellules filles identiques. Puis une de ces cellules migre vers la surface alors que la seconde reste sur place pour se diviser à nouveau.

² **Mitotique** : relatif à la mitose. La **mitose** : Mode usuel de division de la cellule vivante, assurant le maintien d'un nombre constant de chromosomes. La mitose comporte 4 phases : prophase, métaphase, anaphase et télophase.

- La couche épineuse ou de Malpighi (*stratum spinosum*), ce nom vient du fait qu'elle réagit en se hérissant lors des préparations histologiques. Les cellules, volumineuses et de forme polygonale, y sont disposées en cinq ou six couches ; elles ont tendance à s'aplatir dans les régions les plus superficielles.
- La couche granuleuse (*stratum granulosum*) est composée de trois couches de cellules aplaties (kératinocytes) qui contiennent des granules d'une substance appelée kératohyaline.
- La couche claire (*stratum lucidum*), située directement au dessus de la couche granuleuse ne s'observe que dans les peaux très épaisses (pieds, mains) et est constituée de plusieurs assises de cellules plates et claires d'aspect homogène.
- La couche cornée (*stratum corneum*) est constituée, suivant la localisation corporelle, de quatre à vingt couches de cellules mortes, aplaties complètement kératinisées. La kératine est une protéine fibreuse, imperméable et résistante. Sa présence abondante dans la couche cornée lui permet de résister à l'abrasion et de protéger les cellules plus profondes des agressions de l'environnement et de la déperdition d'eau. Elle empêche aussi la pénétration de substances chimiques et de bactéries dans le milieu interne et limite les effets des conditions physiques (contraintes mécaniques, ...).

Les quatre types de cellules sont les kératinocytes, les mélanocytes, les cellules de Langerhans et les cellules de Merkel.

- Les kératinocytes (du grec *kéras*, corne) représentent 80% de la population cellulaire de l'épiderme (Fig. 1.3). Ils produisent de la kératine (protéine fibreuse) qui confère aux cellules des propriétés protectrices. Les kératinocytes proviennent de cellules qui se divisent de façon quasi-continue et qui sont situées dans la partie la plus profonde de l'épiderme. Lorsque les kératinocytes sont poussés vers la surface de la peau par les nouvelles cellules, ils produisent de la kératine dite « molle » qui devient leur constituant majeur. Les kératinocytes meurent durant leur migration vers la surface. En effet, des millions de cellules mortes tombent chaque jour en raison des frottements, c'est la desquamation. L'épiderme sain est en mesure d'assurer son intégrité car la production de kératinocytes équivaut à leur disparition. Dans certaines régions du corps, comme les mains et les pieds régulièrement soumis à des frictions, la production de ces cellules y est accélérée pour compenser leur perte. Ainsi, l'épiderme est renouvelé tous les 30 à 40 jours, soit la durée de vie d'un kératinocyte.

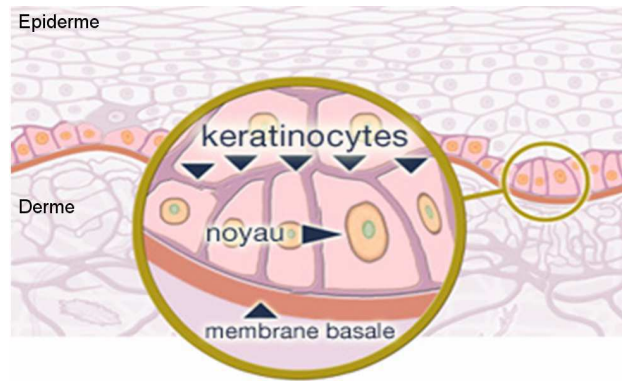


Figure 1.3 : Schéma de kératinocytes.

- Les mélanocytes (de grec *melas*, noir) sont des cellules étoilées capables de synthétiser un pigment appelé mélanine, sous forme de granules appelées mélanosomes. La mélanine absorbe les rayons UV du soleil et protège ainsi les cellules dont l'ADN³ est sensible à ce type de rayonnement. Les mélanocytes représentent moins de 1% de la population cellulaire épidermique (Fig. 1.4). Ils sont localisés dans les couches profondes de l'épiderme (lame basale) mais aussi dans les follicules pileux (poils et cheveux). La mélanine est une des origines de la couleur de la peau. La pigmentation, c'est-à-dire la couleur des pigments mélaniques, dépend essentiellement de facteurs génétiques. Tous les êtres humains possèdent à peu près le même nombre de mélanocytes mais la différence entre les peaux claires et foncées est due à une différence de synthèse et de sécrétion de mélanine. En fait, les mélanosomes sont transférés dans les kératinocytes mais ce transfert se fait différemment selon le type de peau. Dans les peaux noires, on retrouve des mélanosomes intacts dans les kératinocytes de la couche superficielle de l'épiderme alors que dans les peaux claires, les mélanosomes y sont absents car digérés dans les couches supérieures de l'épiderme. Enfin, pour les peaux intermédiaires (asiatiques), les mélanosomes se maintiennent jusque dans la couche granuleuse. Les mélanocytes présentent un faible taux de renouvellement chez l'adulte. Dans les follicules pileux ce taux est plus élevé, mais avec l'âge, le nombre de ces cellules en activité tend à diminuer (moins de 10% tous les dix ans), ce qui se traduit par une dépigmentation (grisonnement) des cheveux et des poils.

³ ADN : Acide DésoxyriboNucléique, acide nucléique caractéristique des chromosomes, constitué de deux brins enroulés en double hélice et formés chacun d'une succession de nucléotides. Porteur de l'information génétique, l'ADN assure le contrôle de l'activité des cellules.

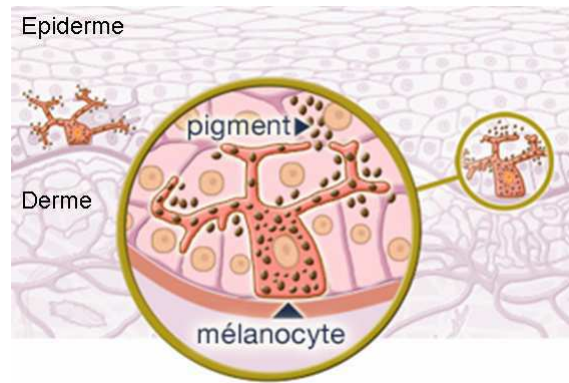


Figure 1.4 : Schéma de mélanocytes.

- Les cellules de Langerhans constituent 2 à 5% de la population cellulaire épidermique. De forme étoilée, elles sont produites dans la moelle osseuse avant de migrer dans l'épiderme. Leurs minces prolongements s'étendent entre les kératinocytes jusqu'à la surface de la peau. Les cellules de Langerhans sont l'un des éléments du système immunitaire de la peau (Fig. 1.5).

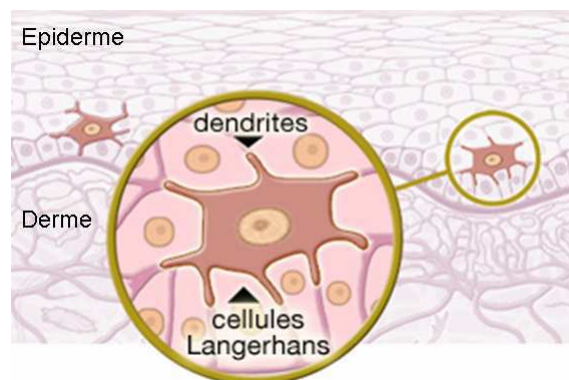


Figure 1.5 : Schéma de cellules de Langerhans.

- Les cellules de Merkel sont localisées à la jonction de l'épiderme et du derme. Elles sont irrégulièrement réparties ou regroupées en amas appelés corpuscules de Merkel. Elles sont particulièrement abondantes dans différentes parties du corps comme les lèvres, les paumes et pulpes des doigts ainsi que sur le dos des pieds. Leur irrégularité de répartition rend difficile l'établissement d'une proportion précise de ces cellules dans la peau (Prost-Squarcioni et al., 2005). De forme ovoïde, ces cellules sont étroitement liées à une fibre nerveuse sensitive. Chez l'adulte, les cellules de Merkel jouent vraisemblablement un rôle de mécanorécepteur. Leurs prolongements infiltrés entre les kératinocytes enregistrent les moindres vibrations à l'intérieur de l'épiderme et les transmettent à des terminaisons nerveuses. Ces cellules sont très probablement

responsables du tact discriminatif épiceritique (ex : lecture de l'écriture braille pour les aveugles ; sensibilité du toucher) (*Melissopoulos et Levacher, 1998*).

1.2. Le derme

Le derme situé juste en dessous de l'épiderme est séparé de ce dernier par la lame (ou membrane) basale. Il constitue le support solide de la peau c'est-à-dire qu'il sert de support aux vaisseaux (l'épiderme n'en possède pas) et aux nerfs. Beaucoup plus épais que l'épiderme, son épaisseur varie de 0,5 à 5 mm suivant les endroits du corps. Il comporte des cellules séparées les unes des autres par un tissu conjonctif dense appelé matrice extracellulaire. Il contient des cellules qui interviennent de façon active dans les mécanismes de défense de l'organisme contre les micro-organismes pathogènes (système immunitaire). Le processus de réparation constitue également une des fonctions essentielles des tissus conjonctifs. Enfin, le derme est le lieu d'implantation des annexes cutanées (poils, glandes sébacées et sudoripares). Les glandes sébacées (Fig. 1.6) sont des glandes exocrines⁴ présentes sur tout le corps sauf au niveau de la paume des mains et de la plante des pieds. Elles sont de petite taille sur le tronc et sur les membres mais assez grosses sur le visage, le cou et la partie supérieure de la poitrine. Ces glandes sécrètent le sébum constitué de lipides et de débris cellulaires provenant de la désintégration des cellules glandulaires. Le sébum permet d'assouplir et de lubrifier les poils et la peau. Le deuxième type de glande, les glandes sudoripares sont en nombre très important chez l'être humain, plus de 2,5 millions de glandes sur toute la surface du corps à l'exception du bord des lèvres, des mamelons et de certaines parties des organes génitaux externes. Elles sont de deux types : eccrines et apocrines. Les glandes eccrines sont localisées au niveau de la paume des mains, de la plante des pieds et du front. La partie sécrétrice de ces glandes est enroulée dans le derme et son canal excréteur débouche sur un pore à la surface de la peau (Fig. 1.7). La sueur sécrétée par ces glandes est composée à 99% d'eau. Le deuxième type de glande : les apocrines sont plus grosses que les eccrines et leur conduit excréteur débouche dans un follicule pileux. On les trouve dans les régions axillaires et ano-génito-périnéale. Leur sécrétion est plus visqueuse car elle renferme en plus de la sueur, des acides gras et des protéines.

⁴ **Exocrine** : (gr. *exô*, dehors et *krinein*, sécréter) glande dont les produits de sécrétion se déversent à la surface de la peau ou dans une cavité naturelle (muqueuse) communiquant avec le milieu extérieur.

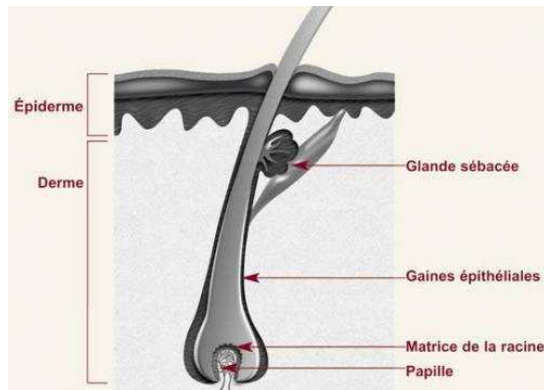


Figure 1.6 : Schéma d'une glande sébacée.

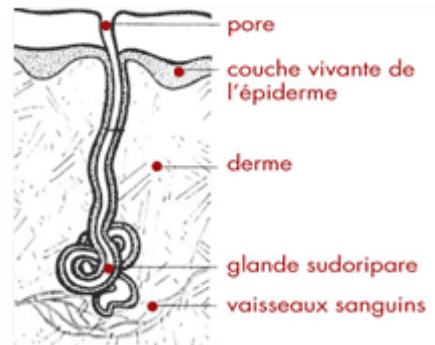


Figure 1.7 : Schéma d'une glande sudoripare de type eccrine.

D'un point de vue anatomique, le derme présente de nombreuses aspérités qui soulèvent l'épiderme. Ces aspérités appelées aussi papilles sont une centaine par mm^2 . Ce tissu est en fait subdivisé en deux zones : le derme superficiel (zone papillaire) et le derme conjonctif sous-cutané ou profond (zone réticulaire).

- la zone papillaire : couche mince de tissu conjonctif lâche située immédiatement en dessous de la lame basale. Sa partie supérieure est formée de papilles qui abritent pour certaines des bouquets capillaires et pour d'autres des terminaisons nerveuses libres et des récepteurs du toucher (corpuscules de Meissner). Sur la face antérieure des pieds et des mains, les papilles sont rangées selon un ordre bien précis, comme le montrent les crêtes et les sillons que l'on peut voir à la surface de la peau. Ces crêtes augmentent la friction et accroissent la capacité d'adhérence des doigts et des pieds. Leur situation, déterminée génétiquement, est unique chez chaque individu. Ces crêtes étant pourvues d'un grand nombre de glandes sudoripares, les bouts des doigts laissent, sur presque tout ce qu'ils touchent, un film de transpiration qu'il est possible d'identifier et que l'on appelle couramment empreintes digitales.
- la zone réticulaire : plus profonde, elle constitue la majeure partie du derme ($\approx 80\%$). Ainsi appelée en raison de l'agencement de ses fibres de collagène, elle est formée de tissu conjonctif dense non orienté. Elle renferme donc des faisceaux de fibres de collagène mais également des fibres réticulées et élastiques. Les fibres collagènes et élastiques confèrent à la peau résistance et élasticité mais contribuent également à son hydratation car les fibres de collagènes fixent les molécules d'eau. Enfin, le derme réticulaire contient des vaisseaux sanguins reliant les plexus sous-papillaires aux plexus cutanés situés à la jonction dermo-hypodermique. Il est donc directement en rapport avec l'hypoderme.

1.3. L'hypoderme

L'hypoderme est constitué d'une couche de graisse de réserve, ou de tissu adipeux blanc et est rattaché à la partie inférieure du derme par des expansions de fibres de collagènes et de fibres élastiques. Le tissu adipeux enveloppe complètement le corps humain mais son épaisseur est variable (de 0,8 à 30 mm) ; mince sur le front mais épais sur le ventre et les fesses. Il se développe également dans l'abdomen c'est le tissu adipeux viscérale. Chez un individu normal de poids moyen, ce tissu représente 15 à 20% du poids corporel, ce qui correspond à 50 à 80 milliards de cellules adipeuses ou adipocytes. Les adipocytes sont des cellules sphériques contenant une large vacuole bourrée de triglycérides⁵ (Fig. 1.8). Ces adipocytes peuvent changer rapidement de volume, lors d'un amaigrissement ou d'une prise de poids. Ils peuvent mesurer de 40 à 120 µm de diamètre, ce qui correspond à une variation de 27 fois leur volume. La vascularisation du tissu adipeux et son innervation sont variables selon les localisations anatomiques.

L'hypoderme étant au contact des muscles, il permet à la peau de glisser sur les plans sous-jacents et donc joue un rôle d'amortisseur en cas de choc. De plus, il constitue le plus grand réservoir énergétique de l'organisme. Il joue également un rôle de « manteau » thermique (Fig. 1.9). En effet, on verra dans le chapitre III que la graisse (humaine et animale) est un matériau dont la conductivité thermique est relativement faible ; respectivement de 0,22 et 0,16 pour la graisse de porc (*Henriques et Moritz, 1947*) et pour la graisse de bœuf (*Hatfield, 1953*).

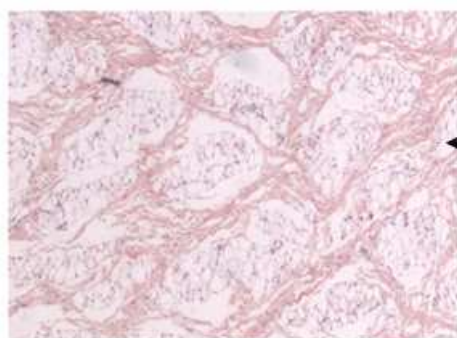


Figure 1.8 : Photographie d'une coupe de l'hypoderme de porc sain après coloration HES ($\times 2,5$)

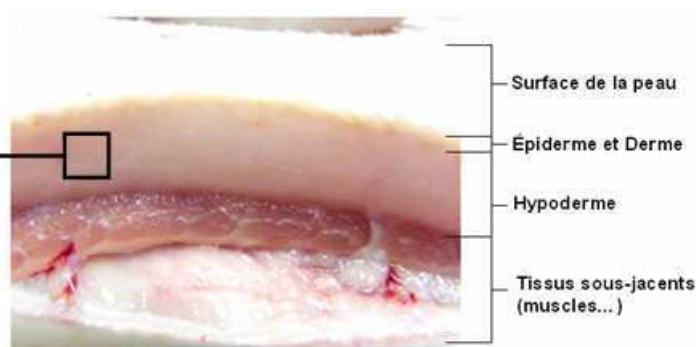


Figure 1.9 : Photographie d'une vue d'ensemble de la peau de porc

⁵ **Triglycéride** : lipide formé par réaction d'estérification (réaction de formation d'un ester entre un acide et un alcool) du glycérol par trois acides gras.

2. La brûlure

Afin de situer ce travail dans un contexte plus large, le paragraphe suivant va tout d'abord montrer que le phénomène de brûlure est un problème de santé publique mondiale. Puis les différents types de brûlure, leurs causes et leurs diagnostics seront définis.

2.1 Epidémiologie

Bien que les campagnes d'information et de prévention en aient réduit l'incidence, la brûlure reste un traumatisme fréquent dans les pays industrialisés et un problème majeur de santé publique dans les pays en voie de développement. L'organisation mondiale de la santé (OMS) estime que chaque année, dans le monde, plus de 300 000 personnes meurent de blessures engendrées directement ou indirectement par le feu. A ce dramatique constat s'ajoutent les millions de personnes qui ont survécu aux brûlures mais qui souffrent d'incapacités et de blessures physiques (défiguration). Celles ci peuvent entraîner une cascade de problèmes médicaux secondaires mais également économiques pour les victimes et leur famille. Il est à noter que le taux de mortalité dû aux brûlures varie d'un facteur 10 selon les différentes régions du monde (Tableau 1.1).

Région	Afrique		Amériques		Asie du Sud Est		Europe		Est Méditerranéen		Pacifique Ouest		Monde
	bas/moyen	haut	bas/moyen	bas/moyen	haut	bas/moyen	haut	bas/moyen	haut	bas/moyen			
Nombre de morts par brûlure (milliers)	43	4	4	184	3	21	0,1	32	2	18	312		
Taux de décès (pour 100 000 habitants)	6,1	1,2	0,8	11,6	0,7	4,5	0,9	6,4	1,2	1,2	5,0		
Proportion globale de mortalité due aux incendies (%)	13,8	1,3	1,3	59,0	1,0	6,7	0,02	10,3	0,6	5,8	100		

Tableau 1.1 : Estimation du nombre de morts et du taux de mortalité causés par des brûlures thermiques (incendie), par région (définies par l'OMS) et par tranche de revenus. Source : WHO (World Health Organization) Global Burden of Disease Database, 2002 (version 5).

Dans les pays industrialisés, notamment aux Etats-Unis, toutes gravités confondues, MacLennan et al. estiment à 1 250 000 le nombre de cas annuel de brûlures nécessitant des soins médicaux (*MacLennan et al., 1998*). Church et al. rapportent que dans ce même pays, entre 1993 et 1995, 18,7 morts pour un million sont consécutives à des brûlures, contre 15 pour le Canada et 5,5 pour la Suisse (*Church et al., 2006*). En France, environ 200 000 personnes se brûlent chaque année, ces accidents entraînent 10 000 hospitalisations dont 3 500 dans des centres spécialisés (*Gueugniaud, 1997*).

La mortalité liée à la brûlure grave a considérablement diminuée en 40 ans. En 1950, la moitié des enfants de moins de 14 ans atteints sur 49% de leur surface corporelle décédaient. En 1991, la même mortalité dans cette tranche d'âge correspond à des brûlures de 98% de leur surface corporelle (*Muller et al., 1996*). Néanmoins, 4% des patients hospitalisés en centre spécialisé décèdent (*Monafo, 1996*).

Des études françaises menées dans ces centres montrent qu'un tiers des hospitalisés sont des enfants, victimes en grande majorité d'accidents domestiques dus aux liquides chauds (*Mercier et Blond, 1995*). Dans la population adulte, ce sont les hommes qui sont majoritairement victimes d'accidents de loisir ou de travail. Parmi ceux-ci, 6% sont brûlés par un courant électrique à haute tension (*Gueugniaud et al., 1997*). De plus, une étude menée dans la ville de Birmingham (Royaume-Uni) a montré que 92% des accidents du travail sont consécutifs à des brûlures (*Lawrence, 1991*). Enfin dans la population âgée, les brûlures sont consécutives à des incendies ou accidents domestiques à domicile et sont associées à une forte mortalité (*Lawrence, 1991*) et (*Wedler et al., 1999*).

Ce constat épidémiologie montre que non seulement, le taux de mortalité dépend du statut économique du pays, mais qu'il est également directement en relation avec l'âge de la victime et la proportion de surface corporelle brûlée (Tableau 1.2 et Fig. 1.10).

%BSA	Age (année)																	
	0-4	5-9	10-14	15-19	20-24	25-29	30-34	35-39	40-44	45-49	50-54	55-59	60-64	65-69	70-74	75-79	80-84	>85
>98	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
93-97	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
88-92	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
83-87	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
78-82	0,8	0,8	0,8	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1	1	1
73-77	0,7	0,7	0,7	0,8	0,8	0,8	0,9	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1	1
68-72	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,8	0,8	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1	1
63-67	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,8	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1
58-62	0,4	0,4	0,4	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,7	0,8	0,9	0,9	1	1	1	1	1	1
53-57	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4	0,4	0,5	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,9	1	1	1	1	1
48-52	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,9	1	1	1	1
43-47	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,4	0,4	0,6	0,7	0,8	0,9	1	1	1	1
38-42	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,3	0,4	0,6	0,7	0,8	0,9	1	1	1
33-37	0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,5	0,6	0,7	0,9	0,9	1	1
28-32	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,3	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
23-27	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
18-22	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,3	0,5	0,6	0,7	0,8
13-17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,3	0,5	0,6	0,6
8-12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,1	0,3	0,4	0,5
3-7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,2	0,3	0,3
0-2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0,1

Tableau 1.2 : Tableau de probabilité de mortalité en fonction de l'âge de la victime et du pourcentage de surface corporelle brûlée, pour la période de 1981 à 1998, au centre des brûlés de Birmingham (Royaume-Uni). Source : d'après l'article de (Rashid et al., 2001).

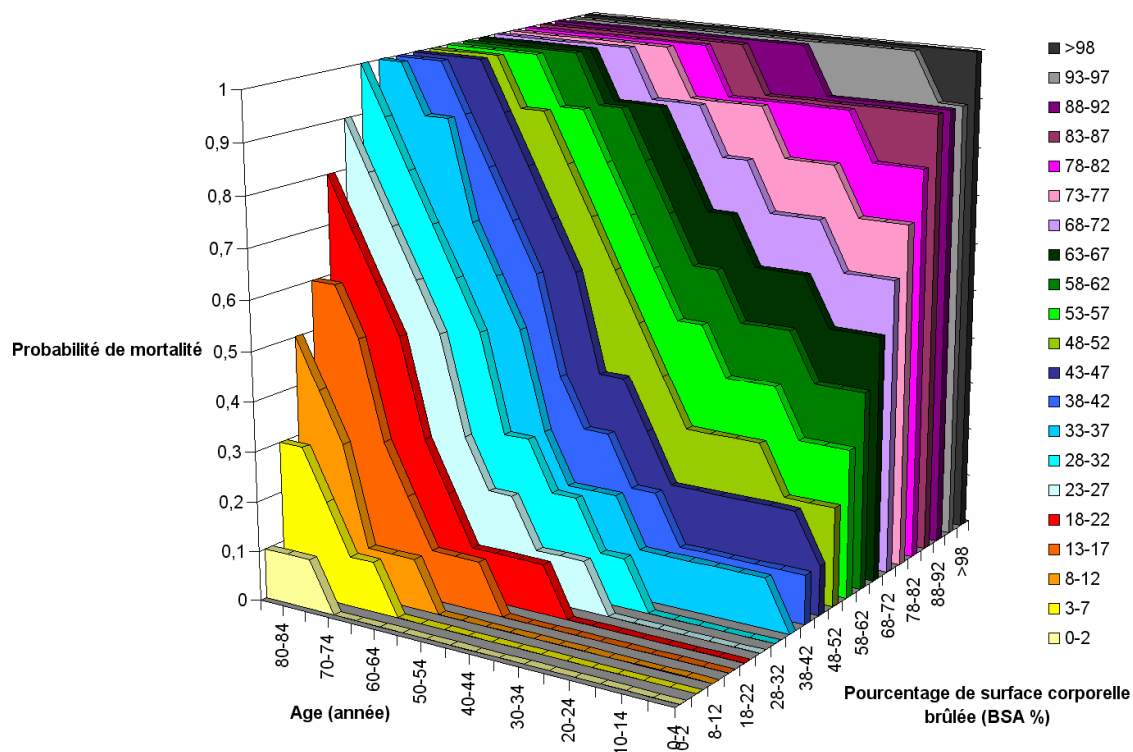


Figure 1.10 : Graphique en 3-D représentant la probabilité de mortalité en fonction de l'âge de la victime et du pourcentage de surface corporelle brûlée, pour la période de 1981 à 1998, au centre des brûlés de Birmingham (Royaume-Uni).

2.2. Définition et facteurs déclenchants

La brûlure est essentiellement connue comme un traumatisme local. Or, dans un certain nombre de cas, ce phénomène initialement local peut, dans les heures qui suivent le traumatisme, devenir un phénomène général. D'autre part, les mécanismes conduisant à une brûlure sont extrêmement variés. Néanmoins, habituellement, on les regroupe en trois catégories : les brûlures électriques, chimiques et thermiques. Quelques exemples de ces facteurs déclenchants seront donnés dans les paragraphes suivants ainsi que les conséquences physiologiques qui en découlent.

2.2.1. Définition

Généralement, la brûlure est définie de la façon suivante : lésion des tissus provoquée par la chaleur sous toutes ses formes, soit par contact, soit par rayonnement, ou encore par certains agents caustiques, électriques ou irradiants. Exprimée de façon plus scientifique, une brûlure est causée par un transfert d'énergie entre une source de chaleur et le corps humain. Deux origines thermiques sont possibles : la conduction thermique et les radiations. La

conduction thermique fait référence au contact d'un corps chaud avec les tissus cutanés, alors que la brûlure par radiation est un phénomène sans contact qui est dû au rayonnement du corps chaud (de la flamme par exemple) sur les tissus. Par exemple le rayonnement solaire entraîne un certain type de brûlure : « les coups de soleil ».

2.2.2. Facteurs déclenchants

- Les brûlures électriques

Les brûlures électriques sont dues au passage du courant dans le corps humain. Le point d'entrée, souvent minuscule, cache la véritable lésion qui est toujours très profonde. Ce type de brûlure est souvent musculaire et survient au contact de l'os qui est chauffé par le courant comme une résistance. Ces lésions sont associées à de nombreuses thromboses⁶ vasculaires qui aggravent la brûlure électrique.

- Les brûlures chimiques

Les brûlures chimiques peuvent être causées par essentiellement 3 agents : l'acide (sous toutes ses formes), l'acide fluorhydrique (exception) et les bases. Les brûlures par acide sont généralement assez peu étendues et de profondeur moyenne. Les lésions par acide fluorhydrique sont très souvent profondes et doivent bénéficier d'un traitement particulier à l'aide d'un chélateur⁷ de l'agent causal. Enfin les brûlures par base sont profondes, évolutives et plus graves que les brûlures par acide.

- Les brûlures thermiques

Les brûlures thermiques représentent plus de 90% des brûlures. Ce type de lésions peut être divisé en trois groupes : les brûlures par contact, les brûlures par flamme et les brûlures par rayonnement.

Les premières sont causées par un contact entre la peau et une source de chaleur. Celle-ci peut être soit solide (four, braises incandescentes, plaques de cuisson électriques, ...), soit liquide (eau bouillante, casserole de lait, huile chaude, ...). Dans le premier cas les brûlures sont peu étendues mais peuvent être profondes surtout lorsque le temps de contact est long. Dans le second cas, les lésions sont plus étendues mais généralement moins profondes.

⁶ **Thrombose** : (gr. *thrombos*, caillot), formation d'un caillot dans un vaisseau sanguin.

⁷ **Chélateur** : substance formant avec certains poisons un complexe éliminé dans les urines, et utilisée comme antidote en cas d'intoxication.

Les brûlures par flamme peuvent être dues aux hydrocarbures enflammés (pétrole, essence, barbecue, alcool à brûler, ...), qui entraînent des lésions souvent étendues et profondes. Quand elles sont dues à l'explosion de gaz ou de vapeur d'essence (explosion de gaz de cuisine, ...), les lésions sont souvent en mosaïque de zones profondes et superficielles et étendues. A ceci s'ajoutent bien évidemment les brûlures dues aux incendies et explosions d'habitation, elles sont souvent profondes et graves car elles surviennent en milieu clos ce qui implique généralement des lésions d'inhalation et/ou des brûlures du système respiratoire.

Les brûlures par rayonnement sont essentiellement, dans la vie de tous les jours, dues aux rayons ultraviolets émis par le soleil. Ces lésions sont souvent très étendues mais peu profondes. Dans cette catégorie on retrouve également les brûlures par rayons X ou par d'autres radiations nucléaires mais aussi, les brûlures par rayonnement laser (au coeur de cette étude). Le mécanisme de ces lésions est alors assez différent et l'atteinte cellulaire est souvent plus profonde et évolutive.

2.2.3. Conséquences physiologiques

Si l'absorption de chaleur par les tissus est supérieure à sa dissipation, la température à l'intérieur des cellules va augmenter. En dessous de 44°C, aucune lésion ne sera observée sauf pour des expositions très prolongées c'est-à-dire supérieure à six heures (*Moritz et Henriques, 1947*). Au point critique de 44°C, l'équilibre entre les différentes molécules devient instable ; une exposition de plusieurs heures détruira la totalité de l'épiderme y compris la membrane basale. Entre 44 et 51°C, l'importance des dégâts cellulaires double pour chaque degré centigrade. Enfin au dessus de 51°C, les destructions se font très rapidement et à partir de 60°C la coagulation des protéines est immédiate (*Moritz, 1947*). De façon plus spécifique en ce qui concerne les brûlures par rayonnement laser, il est difficile de proposer une classification stricte des effets thermiques compte tenu de l'hétérogénéité des tissus et de la présence de nombreux constituants tissulaires dans des proportions très variables d'un tissu à l'autre. Toutefois, en fonction de la température atteinte certaines modifications des constituants sont observées (Tableau 1.3 d'après *Mordon, 1995*).

Température (°C)	Modifications
45	Vasodilatation, dommage endothélial ⁸
50	Disparition de l'activité enzymatique
60	Désordre des membranes cellulaires Dénaturation des protéines
70	Dénaturation du collagène Perméabilisation des membranes
80	Contraction des fibres de collagènes Nécrose
100	Vaporisation de l'eau Déshydratation totale
> 100	Volatilisation des constituants organiques

Tableau 1.3 : Modifications tissulaires de la peau suite à une atteinte laser.

Il est courant de mettre immédiatement sa brûlure sous un filet d'eau froide, mais quels sont les effets de cette pratique sur la lésion ?

La température cutanée après un traumatisme thermique reste longtemps élevée. Le refroidissement immédiat de la brûlure a différents effets :

- atténuer la douleur,
- limiter les destructions cellulaires dues à la transmission de la chaleur par les tissus,
- limiter les lésions capillaires et améliorer le pourcentage de revascularisation de la microcirculation.

2.3. Evaluation de la gravité

La morbidité⁹ et la mortalité liées à une brûlure dépendent de cinq paramètres : la profondeur, la superficie, la localisation des lésions, la présence de traumatismes ou d'intoxication associées et les antécédents du patient (*Gueugniaud et al., 2000*).

⁸ **Endothélial** : qui a la structure de l'endothélium. **Endothélium** : (gr. *endon*, dedans et *thelê*, mamelon) Tissu qui recouvre la paroi interne des vaisseaux et du cœur.

⁹ **Morbidité** : (lat. *morbidus*, morbide et *morbus*, maladie) état de maladie. Sommes des maladies qui ont frappée un individu ou un groupe d'individus dans un temps donné.

2.3.1. La profondeur

Depuis plus de deux cents ans, des classifications concernant l'évaluation de la profondeur d'une brûlure se font (et se défont). G. Dupuytren premier « brûlologue » et chirurgien le plus illustre de son époque (XIX^{ème} siècle) rapporte que « *les brûlures ont été de tout temps l'objet des tentatives les plus bizarres de l'empirisme. Chaque époque a eu ses remèdes souverains qui, après avoir été plus ou moins prônés, ont été remplacés par d'autres, et ceux-ci, à leur tour sont tombés dans l'oubli qui avait frappé les premiers. Rien n'a pu jusqu'ici et rien ne pourra encore à l'avenir désabuser les chercheurs de remèdes infailibles contre la brûlure.* » (Dupuytren, 1836), (Jackson, 1953) et (Dhennin, 2001). Le professeur Dupuytren avait, par ailleurs, divisé la profondeur de la brûlure en 6 degrés : de la lésion superficielle à la carbonisation des tissus et atteinte de l'os. Actuellement, on distingue 3 degrés de brûlure. Classification qui de nos jours est encore beaucoup discutée. En effet, dans les années 1820-1830, G. Dupuytren faisait remarquer que la lésion engendrée par l'accident n'est pas définitive ; elle évolue au cours du temps, généralement du 2^{ème} degré vers le 3^{ème} degré. Ces observations sont telles qu'il les résume de la façon suivante : « *les caractères de ces degrés d'altérations organiques produites par les brûlures, quoique bien tranchés, sont néanmoins, dans beaucoup de cas, difficiles à distinguer après l'accident. En même temps que le calorique a désorganisé les parties sur lesquelles son action s'est exercée avec le plus de violence, il a toujours porté une telle atteinte aux couches de tissus immédiatement sous-jacentes, que, sans être entièrement privées de la vie, elles ne pourront supporter le mouvement inflammatoire qui doit s'y développer, et qu'elles seront consécutivement frappées de mort. Il résulte de là que la plupart des brûlures se montrent, après la chute des escarres¹⁰, et plus profondes et plus larges qu'on ne l'avait cru dès le premier abord. Aussi une conséquence très importante en médecine légale doit être considérée : dans les brûlures du troisième degré et au-delà, il convient presque toujours d'attendre, pour porter un jugement sur leur gravité, que les escarres ayant commencé à se détacher, l'étendue du désordre soit enfin fixée.* » (Dupuytren, 1836). Ainsi, sur le plan chirurgical, il est souvent plus logique et plus pratique de séparer les brûlures en deux catégories : les brûlures superficielles et les brûlures profondes. Néanmoins, le tableau suivant décrit la classification actuelle, classification approuvée par la Société Française d'Etude et de Traitement des brûlures (SFETB) (Fig. 1.11 et Tableau 1.4). La gradation de nos différents prélèvements

¹⁰ **Escarre** : (gr. *eskaha*, croûte) nécrose la peau et des tissus sous-jacents, formant une croûte noire puis un ulcère. (Ulcère : (lat. *ulcus*, *-eris*) perte de substance d'un revêtement épithélial, cutané ou muqueux, s'étendant plus ou moins aux tissus sous-jacents.)

(biopsies) est effectuée par un laboratoire d'analyses biologiques indépendant, qui se base sur cette classification.

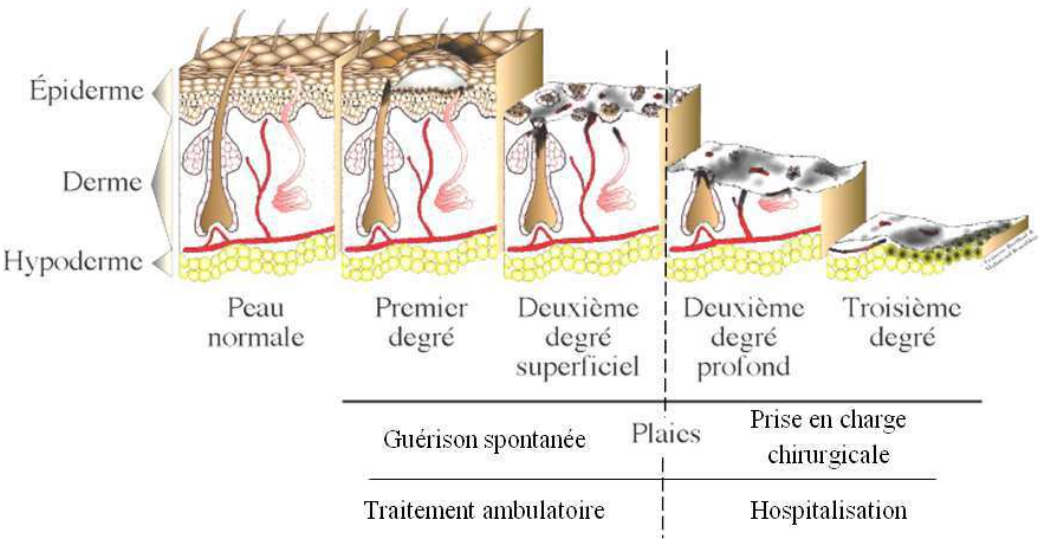


Figure 1.11 : Représentation schématique des différents degrés de brûlure.




	Niveau d'atteinte	Aspect clinique	Evolution
1^{er} degré 	Atteinte superficielle de l'épiderme	Lésion érythémateuse (rougeur) douloureuse	Guérison sans cicatrice en 4 à 5 jours après desquamation ¹¹
2^{ème} degré Superficiel 	Atteinte totale de l'épiderme Ecrêtement de la membrane basale Atteinte du derme papillaire	Phlyctènes ¹² à parois épaisses suintantes, fond rose/rouge Douleurs intenses Saignement à la scarification	Guérison sans cicatrice en 10 à 14 jours Dyschromie ¹³ possible
2^{ème} degré profond	Destruction de l'épiderme sauf au niveau des follicules pileux Destruction plus ou moins complète de la membrane basale Atteinte du derme réticulaire	Phlyctènes inconstantes à fond rouge brun, quelques zones blanchâtres Anesthésie partielle Phanères ¹⁴ adhérents	En l'absence d'infection guérison lente en 21 à 35 jours avec cicatrices majeures S'approfondit en cas d'infection
3^{ème} degré 	Destruction de la totalité de l'épiderme Destruction complète de la membrane basale Atteinte profonde du derme et parfois de l'hypoderme	Couleurs variables : du blanc au brun, parfois noire carbonnée Lésion sèche carbonnée Aspect de cuir avec vaisseaux apparents sous la nécrose Pas de saignement à la scarification Anesthésie à la piqûre Phanères non adhérents	Traitement chirurgical (greffe) obligatoire

Tableau 1.4 : Gradation de la brûlure, selon la Société Française d'Etude et de Traitement des Brûlure – SFETB – juin 2006.

¹¹ **Desquamation** : détachement des couches superficielles de l'épiderme sous forme de squames.

¹² **Phlyctène** : (gr. *phluktaina*, pustule) lésion cutanée, grande (bulle) ou petite (vésicule), formée d'une poche en saillie remplie de liquide. Syn. : cloque.

¹³ **Dyschromie** : (gr. *khroma*, couleur) toute anomalie de la pigmentation de la peau.

¹⁴ **Phanère** : (gr. *phaneos*, apparent) poils, ongles... Production protectrice apparente de l'épiderme des vertébrés.

Sur le plan tissulaire, trois zones concentriques sont observées (Fig. 1.12 et 1.13) : une zone de coagulation centrale qui comprend le tissu mort formant l'escarre, une zone d'ischémie¹⁵ en marge de la précédente dont le tissu est encore vivant mais peu vascularisé et une zone d'inflammation et d'hyperhémie¹⁶ en périphérie dont le tissu est peu endommagé (Jackson, 1953) et (Church et al., 2006).

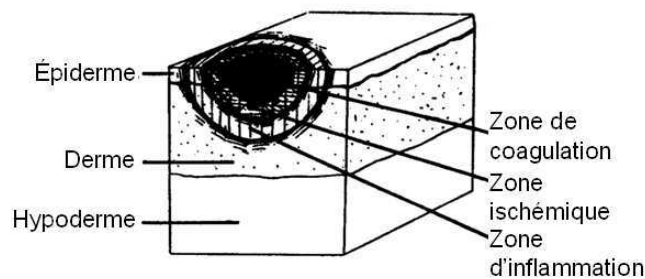


Figure 1.12 : Représentation schématique d'une brûlure de deuxième degré superficiel.

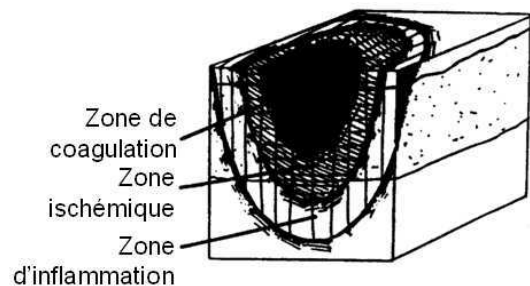


Figure 1.13 : Représentation schématique d'une brûlure de deuxième degré profond.

2.3.2. La superficie

La superficie ou l'étendue de la brûlure s'exprime en pourcentage de la surface corporelle totale (SC). La règle des 9 de A.B. Wallace est très utilisée dans le contexte de l'urgence (Wachtel et al., 2000). Elle divise le corps de l'adulte en multiples de 9% de SC. La tête et chaque membre supérieur représentent 9% de la surface corporelle. Les membres inférieurs font chacun 18% de SC. Le tronc est évalué à 36% (décomposé en 18% pour la face antérieure et 18% pour la face postérieure). Enfin les organes génitaux externes valent 1%. Le total vaut donc 100%. Cette règle est modifiée chez l'enfant notamment en raison de l'importance du segment céphalique. C'est pourquoi les centres spécialisés ont recours aux tables de Lund et Browder (Fig. 1.14) qui permettent une estimation plus précise et qui prennent en compte les différences de proportions anatomiques entre l'adulte et l'enfant.

¹⁵ **Ischémie** : (gr. *iskhein*, arrêter et *haima*, sang) diminution ou interruption de l'irrigation sanguine d'un organe, d'un tissu.

¹⁶ **Hyperhémie** : congestion ; accumulation anormale de sang dans les vaisseaux d'un organe ou d'une partie du corps.

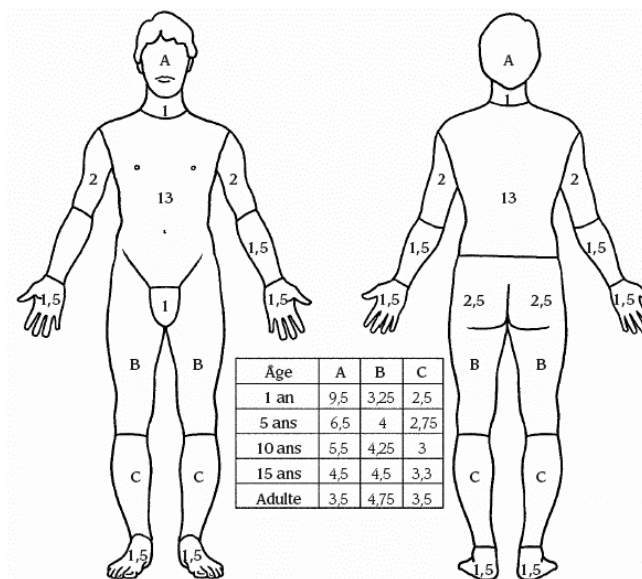


Figure 1.14 : Tables de Lund et Browder : évaluation de la surface corporelle brûlée.

Enfin, pour les brûlures de faible étendue ou en mosaïque, il est utile de se rapporter à la taille de la paume de la main du patient qui est estimée respectivement pour l'homme et la femme à 0,5% et 0,4% SC. La taille de la main et des doigts correspond à 0,8% SC chez l'homme et 0,7% SC chez la femme (Rossiter et al., 1996).

2.3.3. La localisation

Le pronostic fonctionnel d'une brûlure est souvent lié à l'atteinte des zones de grande mobilité. Ces zones qui correspondent aux mains, aux pieds, au cou et aux différents plis de flexion (coude, genou, cheville, ...) peuvent, si elles sont touchées, entraîner de graves complications et séquelles notamment sur le plan de la mobilité. Une brûlure de la face doit toujours être prise en considération en raison du risque de lésion de l'arbre respiratoire.

2.3.4. La présence de traumatismes ou d'intoxication associées

Les traumatismes orthopédiques et viscéraux, les atteintes respiratoires et les intoxications lors d'inhalation de gaz corrosifs et/ou toxiques sont reconnus comme facteurs aggravants de la morbidité et de la mortalité. Cliniquement les lésions pulmonaires sont suspectées en cas de brûlures survenues en espace clos, de brûlures de la face, ou encore en cas de constatation de voix rauque, d'un wheezing¹⁷ ou d'un stridor¹⁸.

¹⁷ **Wheezing** : (Anglais, wheeze : respirer bruyamment) se dit pour une respiration sifflante.

¹⁸ **Stridor** : bruit aigu et sifflant qui accompagne chaque mouvement respiratoire en certaines situations pathologiques.

2.3.5. Les antécédents

Comme vu précédemment, l'âge physiologique du patient ainsi que son état général avant la brûlure, ont leur importance. Une tare peut à tout moment se décompenser et aggraver considérablement le pronostic vital.

Ces différents paramètres permettent de déterminer un score pronostic. Ces scores ou indices permettent une meilleure prise en charge des patients brûlés en fonction de leur état.

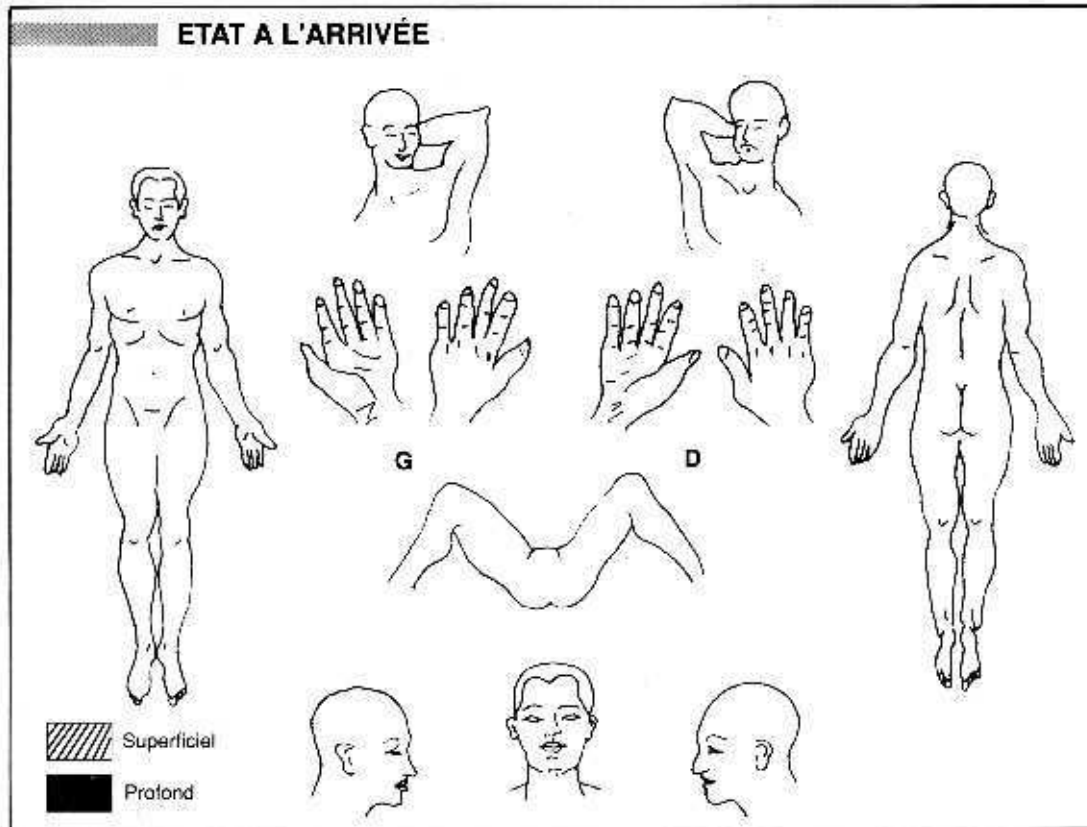
2.3.6. Les scores pronostics

La majorité des paramètres qui permettent de déterminer le score pronostic du patient sont des paramètres cliniques. A partir de ces derniers, trois indices ou scores existent :

- L'indice de Baux : il se calcule en additionnant l'âge du patient et le pourcentage de la surface corporelle brûlée. Ce score est particulièrement significatif chez les personnes âgées et ne peut pas être utilisé pour des victimes de moins de 20 ans. Un indice supérieur à 100 indique que les brûlures sont mortelles. Il y a trente ans, chez les brûlés adultes la mortalité était évaluée à 50% pour un indice supérieur à 75, elle est la même aujourd'hui pour un indice de 95 (*Saffle, 1998*).
- L'Unité de Brûlure Standard (USB) : elle prend en compte la profondeur de la lésion. Elle s'obtient en additionnant le pourcentage de la superficie corporelle brûlée à trois fois celui atteint au 3^{ème} degré (brûlure profonde). Ainsi, une victime brûlée au 3^{ème} degré sur la totalité de son corps présente un indice de $100 + (3 \times 100) = 400$ USB. Le diagnostic initial de profondeur étant, comme vu précédemment, difficile à estimer, cet indice est surtout fiable pour une évaluation rétrospective de la gravité.
- L'*Abbreviated Burn Severity Index* (ABSI) de Tobiasen (*Tobiasen et al., 1982*) : c'est l'indice le plus spécifique. Il est gradué de 1 à 10 et prend en compte le sexe, l'âge, la superficie et la profondeur des lésions, plus une atteinte pulmonaire éventuelle (Tableau 1.5). Tous ces paramètres peuvent être appréciés dès l'admission en milieu hospitalier (Fig. 1.15).

Paramètres de gravité	Variables	Score
<u>Sexe</u>	Homme	1
	Femme	0
<u>Age (ans)</u>	0-20	1
	21-40	2
	41-60	3
	61-80	4
	81-100	5
<u>Lésions d'inhalation</u>	-	1
<u>Brûlure du 3^{ème} degré</u>	-	1
<u>Surface brûlée (%)</u>	1-10	1
	11-20	2
	21-30	3
	31-40	4
	41-50	5
	51-60	6
	61-70	7
	71-80	8
	81-90	9
	91-100	10
<p>Pour un score inférieur à 4, la probabilité de survie = 0,99 ; score de 4-5, la probabilité de survie = 0,98 ; score de 6-7, la probabilité de survie = 0,8-0,9 ; score de 8-9, la probabilité de survie = 0,5-0,7 ; score de 10-11, la probabilité de survie = 0,2-0,4 ; score supérieur à 11, la probabilité de survie est inférieure ou égale à 0,1.</p>		

Tableau 1.5 : Abbreviated Burn Severity Index (D'après Tobiasen et al., 1982)



Surface Corporelle (V. Diagramme)

AGE	0-1	1-4	5-9	10-15	ADULTE	SUPERF.	PROFOND	% TOTAL
TETE	19	17	13	10	7			
COU	2	2	2	2	2			
TRONC antérieur	13	13	13	13	13			
TRONC postérieur	13	13	13	13	13			
FESSE droite	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5			
FESSE gauche	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5			
PERINÉE	1	1	1	1	1			
AVANT BRAS droit	4	4	4	4	4			
AVANT-BRAS gauche	4	4	4	4	4			
BRAS droit	3	3	3	3	3			
BRAS gauche	3	3	3	3	3			
MAIN droite	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5			
MAIN gauche	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5			
CUISSE droite	5,5	6,5	8,5	8,5	9,5			
CUISSE gauche	5,5	6,5	8,5	8,5	9,5			
JAMBE droite	5	5	5,5	6	7			
JAMBE gauche	5	5	5,5	6	7			
PIED droit	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5			
PIED gauche	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5			
	TOTAL							

TRAITEMENT LOCAL

Refroidissement Durée

Antiseptique

Topique

Pansement

Autres

CIRCULAIRES DES MEMBRES

Localisation

Incision de décharge

Localisation (à porter sur schéma)

Pression des loges musculaires :

	Ant.	Post.	Côté
Jambe			
Pied			
Bras			
Av. Bras			
E. Thenar			
2 ^e IO			
3 ^e IO			
4 ^e IO			

YEUX : OD OG

AUTRES

Figure 1.15 : Fiche type d'admission d'un patient brûlé en milieu hospitalier.

2.4. Moyens diagnostiques

Outre l'observation clinique, qui reste le moyen le plus pratiqué dès l'admission en centre hospitalier, différents moyens diagnostiques existent pour préciser ces observations. Depuis plus de 60 ans, de nombreux chercheurs testent des techniques plus ou moins connues et novatrices.

1. la thermographie,
2. le Laser Doppler Image (LDI) (*Droog et al., 2001*),
3. la fluorescence au vert d'indocyanine,
4. l'ultrasonographie (USG),
5. la spectrophotométrie (*Cross et al., 2005*),
6. la biopsie et l'analyse histopathologique.

En pratique clinique, la 6^{ème} méthode est considérée comme la référence. Les méthodes 2 à 5 n'ont pas encore convaincu et leur côte de popularité est relativement faible. Quand à la première, la thermographie, contrairement aux précédentes, sa popularité est relativement élevée même si elle souffre de quelques inconvénients.

Dans cette partie, deux des six méthodes ci dessus sont détaillées :

- La biopsie car c'est le moyen diagnostique le plus ancien mais aussi un des plus utilisés. De plus, la biopsie (et l'analyse histopathologique) est la méthode utilisée dans cette étude, lors des essais *in-vivo* [cf. Chapitre II].
- La thermographie car c'est une méthode relativement facile à mettre en œuvre et qui sur le plan technologique est en constante évolution.

2.4.1. Méthode de référence : la biopsie

La biopsie de peau est un prélèvement de tissu en vue d'un examen au microscope. Ce terme fut pour la première fois utilisé par Besnier en 1879 pour désigner la technique employée pour prélever sur le vivant un échantillon de tissu ou d'organe. Cette technique est donc invasive ; c'est son principal inconvénient. C'est également une méthode subjective car dépendante de l'observateur. Néanmoins, l'analyse histologique semble être l'outil diagnostique le plus précis pour l'évaluation de la profondeur de la brûlure (*Papp et al., 2004*).

Il existe différents types de biopsie suivant l'organe à atteindre : la biopsie transcutanée aussi appelée ponction-biopsie qui permet d'obtenir une carotte de l'organe suspecté, la

biopsie endoscopique qui permet de prélever un petit fragment d'organe et la biopsie-exérèse qui permet de prélever la totalité de la lésion considérée.

La technique utilisée dans cette étude s'apparente au premier type de biopsie (Fig. 1.16) ; une carotte de peau est prélevée afin d'observer au microscope, après coloration, l'état des différentes couches du tissu (épiderme, derme et hypoderme).

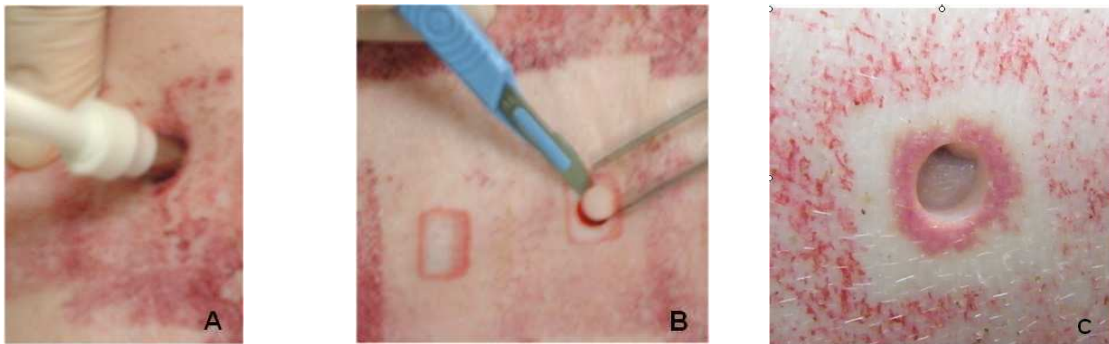


Figure 1.16 : Photographies de la technique de biopsie utilisée lors de cette étude : **A** forage du tissu dans toute sa profondeur, **B** prélèvement du fragment de tissu, **C** emplacement de la lésion après prélèvement.

Immédiatement après le prélèvement, dans le but de le conserver intact, le tissu biopsié est plongé dans une solution tampon à pH neutre composée de 10% de formol. Les échantillons sont ensuite conservés à une température variant entre 2 et 8°C. Un laboratoire d'analyses indépendant se charge de réhydrater les prélèvements dans des solutions dont la concentration d'alcool est de plus en plus importante, de les laver au xylène pour ensuite les inclure dans de la paraffine. Les échantillons paraffinés sont coupés en fines lamelles grâce à un microtome (MICRON[®], France). Une coupe de 5 µm d'épaisseur est ainsi réalisée pour chaque biopsie. Afin d'augmenter le contraste entre les différents éléments constituant le tissu, les coupes sont colorées selon une méthode spécifique appelée coloration HES (Hématoxiline Eosine Safran). Ces colorants donnent une teinte plus ou moins rose-violette aux différentes cellules et éléments de la peau (Fig. 1.17).

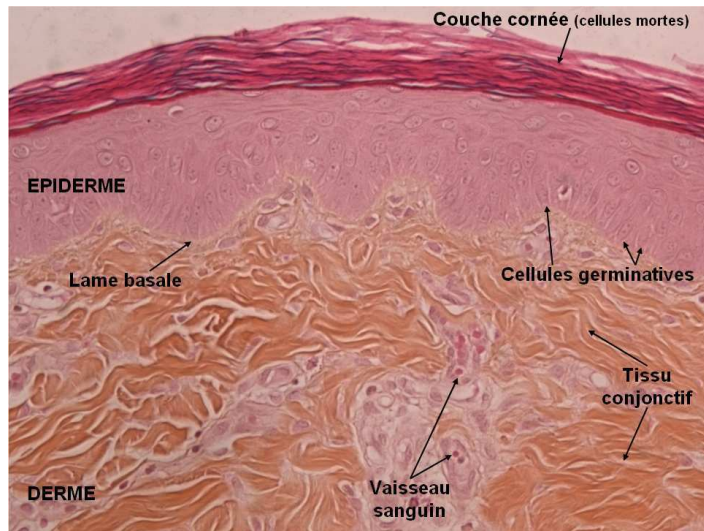


Figure 1.17 : Photographie de peau saine de porc, coloration HES.

Aux regards de ces lames de tissus colorés, la présence de différents phénomènes sont appréciés et notés de 0 à 4 (0 = absence, 1 = léger, 2 = modérer, 3 = marquer et 4 = sévère) afin de grader la lésion. Les critères de diagnostics sont :

- l'exocytose des neutrophiles¹⁹,
- la dégénérescence ou la nécrose de l'épiderme,
- la dégénérescence ou la nécrose du derme,
- la dégénérescence ou la nécrose de la lame basale,
- l'œdème dermique,
- les leucocytes²⁰ polymorphonucléaires dans le derme,
- les lymphocytes²¹,
- les cellules plasmiques,
- les macrophages²²,
- les cellules géantes,
- le tissu fibrillaire²³,
- les nouveaux vaisseaux,
- et la congestion ou hémorragie du derme.

¹⁹ **Neutrophile** : cellule qui fait partie de la famille des globules blancs et qui joue un rôle dans le système immunitaire. Les granulocytes (cellules à grains) neutrophiles ont une affinité particulière pour certain type de colorant.

²⁰ **Leucocyte** : globule blanc dont la fonction principale est de détruire les bactéries, les champignons et les virus et de transformer les substances toxiques qui apparaissent lors de réaction allergique ou de lésion cellulaire, en substances inoffensives.

²¹ **Lymphocyte** : globule blanc de petite taille qui joue un rôle dans le système immunitaire et dont le nombre augmente lors d'une infection.

²² **Macrophage** : cellule de grande taille (phagocyte) chargée de digérer et de détruire les corps étrangers.

²³ **Fibrillaire** : qui est disposé en filaments très déliés. Qui a rapport aux petites fibres (fibrilles).

Une fois ces différents critères appréciés, il est possible d'en déduire la profondeur de la brûlure, sachant qu'il n'est pas nécessaire que la lésion présente tous les critères pour qu'elle soit diagnostiquée de 3^{ème} degré. La présence de seulement deux critères de façon élevée (4) peut être suffisante pour définir une lésion grave.

2.4.2. La thermographie : une méthode d'avenir ?

- Définition

Selon la norme expérimentale A 09-400, l'AFNOR définit la thermographie comme une « technique permettant d'obtenir, au moyen d'un appareillage approprié, l'image thermique d'une scène thermique dans un domaine spectral de l'infrarouge ». Toujours selon cette même norme, la scène thermique est « la partie de l'espace objet observable » au moyen de l'appareillage, ce qui appelle naturellement la notion « d'espace » image qui est la « répartition structurée des données représentatives du rayonnement infrarouge en provenance d'une scène thermique » (*Caniou, 1991*). De façon plus didactique : la thermographie est une technique d'enregistrement graphique des températures de divers points d'un corps par détection du rayonnement infrarouge qu'il émet.

- Historique

Remontons de quelques siècles le temps des découvertes scientifiques : déjà dans l'antiquité, Euclide (450-380 av. J.C.), Platon (427-347 av. J.C.), puis Aristote (384-322 av. J.C.) et bien d'autres, discutaient de la nature de la lumière et des mécanismes de la vision. Néanmoins, l'une des premières grandes avancées dans le domaine de l'optique se fera au XI^{ème} siècle avec l'utilisation des lentilles. Diverses découvertes se succéderont ensuite comme la théorie corpusculaire de la lumière émise par I. Newton dans les années 1660, après avoir découvert la nature composite de la lumière blanche ou encore l'établissement de la relation empirique entre l'intensité du rayonnement du corps noir et sa température par J. Stefan en 1879. Relation démontrée en 1884 par L. Boltzmann selon des conditions thermodynamiques. Cette « coopération » permettra la création de la constante de Stefan-Boltzmann qui entre notamment dans la composition de l'équation des pertes ou des gains thermiques d'un corps par rayonnement électromagnétique avec son environnement. Mais, c'est un astronome anglais d'origine allemande, Sir William Herschel (1738-1822) célèbre par ses travaux d'optique (téléscope) et d'astronomie (découverte d'Uranus et nombreuses études sur les planètes et les étoiles) qui en 1800, en déplaçant un thermomètre à mercure noirci dans le spectre solaire décomposé par un prisme pour y déterminer la répartition

d'énergie, observe un échauffement du capteur au-delà du rouge (Fig. 1.18). Par la suite, ce découvreur constate que cette radiation invisible jusque là inconnue mais qui suit les lois usuelles de la réflexion et de la réfraction, est aussi émise par d'autres sources chaudes comme le feu, les flammes de bougie ou encore un fer porté au rouge. En ce début de XIX^{ème} siècle, Sir William Herschel découvrait l'existence du rayonnement hors du visible ; partie du spectre qui par la suite prendra le nom d'infrarouge.



Figure 1.18 : Friedrich Wilhelm Herschel plus connu sous le nom de Sir William Herschel (1738-1822)

Des utilisations plus concrètes de ces découvertes sont apparues au début de la première guerre mondiale sous forme de capteurs bolométriques²⁴ pour la détection (un homme à 200 m et un avion à 1000 m) et pour le guidage des torpilles. Pendant la seconde guerre mondiale, les Allemands développèrent des dispositifs d'observation fonctionnant dans le proche infrarouge jusqu'à 1,2 μm . Cette technique sera reprise en 1945 par les Etats-Unis sous le nom de Sniperscope. A partir de 1955 et toujours dans le même domaine d'activité, les Etats-Unis, la Grande-Bretagne et la France produisent en série des missiles à guidage infrarouge, respectivement pour ces trois pays ; Falcon (1956), Red Top (1957) et Firestreak (1958) ainsi que Matra 530 (1959) pour la France. C'est à partir de 1960 que vont apparaître les premières caméras infrarouges tout d'abord dans le domaine militaire sous forme d'appareil d'observation à base de détecteur mono éléments InSb ou HgCdTe fonctionnant dans les bandes spectrales 3 à 5 μm ou 8 à 12 μm (scanners). Ce n'est finalement que cinq ans plus tard qu'arriveront sur le marché, les premières caméras infrarouges à usage civil. Puis ce fut une incessante recherche du perfectionnement de ces appareils dans des domaines variés aussi bien militaires que civils. En effet, de nos jours, la thermographie est utilisée dans différents métiers tels que dans le bâtiment pour contrôler l'isolation thermique, en télédétection mais également en médecine dans le dépistage des tumeurs du cancer du sein

²⁴ **Bolomètre** : appareil à résistance électrique servant à mesurer l'énergie rayonnante.

(Lapayowker et Revesz, 1980) par exemple, et plus récemment encore pour détecter la fièvre dans les aéroports lors des pandémies de grippe aviaire et de grippe A(H1N1).

De par sa capacité d'observation et de mesure à distance des phénomènes thermiques, cet outil pourrait être utilisable pour le diagnostic des brûlures. En effet, comme vu dans le chapitre traitant de la physiologie de la brûlure, celle-ci peut être divisée en quatre types : premier degré, deuxième degré superficiel, deuxième degré profond et troisième degré. Le premier type, contrairement aux autres, entraîne presque immédiatement une réaction inflammatoire et une vasodilatation qui provoque une rougeur chaude au toucher. Plus la brûlure est grave, plus la circulation sanguine au niveau de cette zone va être diminuée voire nulle et la brûlure apparaîtra comme « froide ». L'état de l'art qui va suivre a permis de vérifier ou non la faisabilité de l'utilisation de la thermographie (caméra infrarouge) pour le diagnostic des brûlures.

- La thermographie au secours du diagnostic de la brûlure

Depuis toujours le diagnostic de brûlure se fait par un examen clinique (observation macroscopique et palpation) et histopathologique (biopsies). Ces techniques qui sont des méthodes dites subjectives car dépendantes des observateurs sont néanmoins les plus utilisées voire les seules utilisées en premier recours. La précision²⁵ de la méthode clinique est estimée à 62,5% mais sa spécificité²⁶ est proche de 100%. Ceci s'explique par le fait que par cette technique, les praticiens surestiment très souvent la brûlure (Heimbach et al., 1992) et (Renkielska et al., 2005). En revanche, la précision, la spécificité et la sensibilité de l'histopathologie sont proches de 100% (Lawson et al., 1961) et (Renkielska et al., 2006). Néanmoins, leurs inconvénients ne sont pas négligeables ; méthodes invasives, difficulté d'interprétation chez les patients à peaux foncées, risque d'infection augmenté, etc. Des chercheurs ont donc essayé de trouver une méthode plus appropriée et leur choix s'est porté sur la thermographie.

La thermographie qui permet de mesurer le rayonnement infrarouge émis par un objet peut en effet s'appliquer à l'Homme car le corps humain émet des rayonnements de longueurs d'onde situées entre 2 et 20 μm avec un pic d'émission à 9 μm (Lawson et al., 1961). Le

²⁵ **Précision** : en statistique et en épidémiologie, ratio entre la somme des vrais positifs et des vrais négatifs sur le nombre total de cas.

²⁶ **Spécificité** : en statistique et en épidémiologie, la capacité d'un test ou d'un examen diagnostique à donner un résultat négatif lorsque la maladie (ou la condition) n'est pas présente.

principe est ensuite relativement simple, afin de connaître la température d'une lésion, il faut observer la différence de température moyenne entre la peau lésée et la peau saine (référence). Cette technique « vieille » de 50 ans dans sa forme la plus moderne a d'abord été testée par Hardy en 1934 et 1939 sur de la peau humaine (*Hardy et Muschenheim, 1934*) et (*Hardy, 1939*). En 1961, Lawson et al. utilisèrent la thermographie sur des brûlures et des engelures de peau de chien (*Lawson et al., 1961*). Bien que leur méthode reste assez controversée, ils montrent une correspondance à 90% entre les résultats thermographiques et histologiques.

L'étude de Mladick et al. en 1966, a montré le véritable potentiel de cette technique pour l'évaluation de la brûlure (*Mladick et al., 1966*). Leur étude portait sur 30 patients brûlés par des occurrences diverses (flammes, eau bouillante,...) depuis moins d'une semaine. Le thermographe utilisé permettait un enregistrement automatique d'images et un développement en 10 minutes. Ces auteurs ont ainsi observé une différence de couleur des zones selon qu'elles soient brûlées au premier degré (rouge) ou au troisième degré (bleu) et ces résultats étaient la plupart du temps concordants avec l'observation clinique. Le deuxième degré n'était pas détecté car la différence de température entre la peau saine et la peau brûlée était faible. Bien que ces résultats aient montré la faisabilité de la thermographie dans le diagnostic de ce type de lésion, de nombreux désavantages subsistaient encore : problèmes de calibration et encombrement du thermographe, faux positifs (diagnostics de 3^{ème} degré qui n'en sont pas), pas de diagnostic des lésions intermédiaires, difficulté d'utilisation de la machine sur diverses parties du corps (périnée, zone axillaire, ...), préparation longue (au moins 30 min avant les premières images), la survenue de nombreux artéfacts, obligation que la température de la pièce soit constante entre 20 et 22°C, et coûts d'achat et de fonctionnement très élevés. Néanmoins, cette étude prédisait de beaux jours à la thermographie.

Par la suite, différents auteurs comme Thorne et al., en 1969, Hackett en 1971 et Watson et Vasilescu en 1972 (cités par Berger et al. (*Berger et al., 1975*)) confirment le fait que la thermographie est un moyen simple et objectif pour l'estimation de la profondeur de la lésion mais que l'interprétation des images thermographiques n'est pas totalement maîtrisée (artéfacts, faux positifs, ...). Néanmoins, Hackett en 1974 déduit de ces différentes études une façon d'interpréter ces images : si la température est augmentée, alors la brûlure est superficielle, si la température chute entre 1 et 3°C, alors la lésion est partiellement profonde, enfin, si la chute de température est supérieure à 3°C, la brûlure est totale (*Hackett, 1974*). En 1975, l'étude de Berger et al. sur l'homme et le chien compare les résultats donnés par la thermographie à des résultats histologiques et histochimiques (*Berger et al., 1975*). Pour cela, 28 brûlures sur 12 patients sont étudiées et 12 brûlures expérimentales sont réalisées à l'aide

d'une pièce chauffée électriquement sur des chiens anesthésiés et rasés. Des biopsies de 8 mm de diamètre sont effectuées à intervalles de temps variables (5 minutes, 1 heure, 1 jour, ...). Les résultats montrent que la thermographie est un outil facile et reproductible dans le diagnostic des brûlures superficielles mais seulement dans les cas de lésions sèches. Les lésions superficielles se présentent sous forme d'une zone hyperthermique par rapport au tissu sain en bordure de lésion. La différence de température moyenne est de 2°C. En revanche, lorsque les brûlures présentent un exsudat (rupture d'une phlyctène par exemple), ou lorsqu'il y a évaporation, ces auteurs montrent que le profil thermique de la lésion est altéré. En effet, l'eau ou les sécrétions apparaissent « froides » et montrent une diminution de température par rapport à la peau saine de 4°C. De la même façon, toutes les brûlures avec nécrose totale du derme (3^{ème} degré) apparaissent extrêmement hypothermiques. La différence de température avec la peau saine est de moins 4°C. Les essais sur animal permettent d'observer l'évolution de la lésion par thermographie : immédiatement après la brûlure, la zone est hyperthermique, 10 à 15 min après, elle apparaît identique au tissu sain et 30 minutes plus tard, la lésion est hypothermique, enfin une observation à 3 jours ne montre aucun changement. Ces auteurs concluent donc en écrivant que la thermographie est un moyen peu complexe à mettre en œuvre et reproductible pour examiner la profondeur de brûlures étendues. Néanmoins, ils recommandent de ne pas l'utiliser lorsque la plaie est suintante et donc que le meilleur moment pour utiliser la thermographie infrarouge se situe entre le 3^{ème} et le 4^{ème} jour post-brûlure. D'autre part, lors de l'interprétation des images il est nécessaire de prendre en compte la localisation de la lésion et les différences topographiques de l'architecture de la peau humaine.

En 1981, l'étude de Mason et al. se conclue de la même façon que précédemment bien qu'elle ne fasse pas mention de difficultés d'interprétation dues à la présence de liquide sur la lésion. En effet, ces auteurs ont pris soin au préalable de les assécher grâce à des bains d'eau saline et de débrider les plaies (*Mason et al., 1981*). D'autre part, cette étude a comme inconvénient de n'avoir été menée que sur 12 lésions de petites tailles (entre 2 et 15% du BSA).

Une étude de plus grande envergure menée par Wyllie et Sutherland en 1991, sur 60 patients brûlés montre que bien que cette méthode soit facile, sans douleur et bon marché, elle présente de nombreux désavantages (*Wyllie et Sutherland, 1991*). En effet, il en ressort que la thermographie est inappropriée pour des brûlures localisées en périphérie du corps humain (mains, pieds, visage). Ceci semble dû au fait que ces régions montrent une importante variabilité de leurs températures cutanées initiales (vasoconstriction/vasodilatation). Cette

méthode est décrite comme inutilisable pour le diagnostic des brûlures étendues car dans ce cas il ne peut y avoir d'éléments de comparaison (tissu sain) et non conseillée dans les premières heures après l'accident. Les auteurs conseillent donc de l'utiliser avec précaution et en association avec une évaluation clinique.

Au même moment, Cole et al. utilisent une nouvelle méthode pour éliminer les artéfacts dus à l'évaporation (Cole et al., 1991). Elle consiste en l'application d'un film en polyéthylène, transparent, imperméable à l'eau mais qui laisse passer les rayonnements infrarouges (Saran Wrap® aux USA, Glad Wrap® en Australie et Clingfilm® en Grande-Bretagne ou tout simplement un sac en polyéthylène). Grâce à cette méthode, ils montrent que, lors d'une brûlure localisée sur la main, la température cutanée est inférieure à 31°C dans le cas d'une lésion partiellement profonde (2^{ème} degré).

En utilisant la méthode précédente, Liddington et Shakespeare étudient 65 patients brûlés et observent que c'est seulement à 3 jours post-brûlures, que la lésion du second degré apparaît « chaude » alors que la lésion superficielle (1^{er} degré) est « chaude » tout au long de l'étude. Ils en déduisent que la thermographie est supérieure aux moyens cliniques pour diagnostiquer la brûlure à condition que l'examen se fasse dans les 3 jours (Liddington et Shakespeare, 1996).

Partant de ces constats positifs (Cole et al., 1991), (Hackett, 1974) et (Liddington et Shakespeare, 1996) la thermographie dite classique et statique fut utilisée dans de nombreux centres de traitement de grands brûlés outre Atlantique, bien que quelques inconvénients et doutes subsistent.

C'est pourquoi en 2005, Renkielska et al. étudient à nouveau cette méthode sur des modèles animaux (11 jeunes porcs domestiques d'environ 20 kg chacun) en comparaison des méthodes clinique et histopathologique (Renkielska et al., 2005). 64 lésions ont été soumises pour analyses et les échantillons histologiques ont été collectés 24 heures après l'expérimentation. L'observation par thermographie a été réalisée pendant 3 jours consécutifs après avoir brûlé l'animal. La caméra thermique utilisée a une résolution de 0,1°C et est placée perpendiculairement à une distance de 0,75 m du dos de l'animal. Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence significative du delta de température entre la peau saine et lésée durant les 3 jours consécutifs de mesures et que cela ne prédit pas l'évolution de la lésion avec ou sans traitement. Ces résultats sont en contradiction avec ceux de Cole, Liddgton et Shakespeare qui durant la période entre le 2^{ème} et le 3^{ème} jour post-brûlure notent une augmentation considérable de la température initialement « froide » ce qui indique le recours à un traitement chirurgical (Cole et al., 1991) et (Liddington et Shakespeare, 1996).

Cette étude remet également en cause les valeurs de température trouvées par Hackett, lequel ne prenait pas en compte les pertes d'eau par évaporation (*Hackett, 1974*). Résultats déjà observés par Zhu et Xin en 1999 sur 30 patients (*Zhu et Xin, 1999*). Enfin, la corrélation entre les résultats thermographiques et cliniques n'est pas satisfaisante en revanche celle qui compare la thermographie et l'histopathologie est bonne. Néanmoins aucune classification standard de brûlure ne peut être déduite de la thermographie statique.

Toujours dans le but d'optimiser le diagnostic de la brûlure afin d'orienter le traitement dès les premières heures après l'accident, avec une approche plus moderne, Renkielska et al. testent une nouvelle méthode : l'imagerie thermique infrarouge active et dynamique (ADT), basée sur le principe de la détection infrarouge, en utilisant la même caméra que celle utilisée pour la thermographie statique (*Renkielska et al., 2006*). Dans la thermographie active, des excitations externes ou internes sont appliquées au tissu afin de modifier sa distribution de température. Les mesures de température durant et/ou après l'excitation permettent d'avoir des données dont sont extraites, grâce à un modèle mathématique, des informations sur les propriétés dynamiques de l'échantillon (conductivité thermique et capacitance thermique : produit de la masse volumique, du volume et de la chaleur massique) (*Kaczmarek, 2008*), (*Kaczmarek et al., 2000, 2001, 2002*) et (*Rumiński et al., 2001*). En fait cette méthode permet de mesurer les propriétés thermiques du tissu plutôt que la distribution de température en surface de celui-ci. Cette technique permet de prendre en considération, le changement de la perfusion sanguine dans le tissu, les variations de sa concentration en eau et de sa structure, ainsi que les échanges de chaleur à la surface du tissu lésé mais également les échanges entre les tissus profonds et la brûlure. Cette étude a été réalisée à l'aide de trois jeunes porcs domestiques vivants et les résultats obtenus par thermographie active ont été comparés aux résultats par thermographie statique, histologique et clinique. Avec les examens histopathologiques, l'ADT est la méthode qui a la sensibilité, la spécificité et la précision les plus élevées. L'imagerie infrarouge dynamique se révèle donc être une méthode rapide, non invasive et relativement peu coûteuse. Néanmoins, il est précisé qu'il serait nécessaire de confirmer ces résultats par d'autres expérimentations animales puis par des études sur la peau humaine (*Kaczmarek, 2008*) et (*Kaczmarek et al., 2002*).

Les thermographies statique (classique) ou dynamique permettent la détection des radiations infrarouges émises par le corps humain. Son principe est également basé sur la comparaison de la température cutanée de la zone lésée et des zones saines à proximité de la lésion. Or, il existe une variabilité importante de la température cutanée initiale suivant les

différentes parties du corps humain. Wyllie et Sutherland montrent que la température varie entre 31,9°C au niveau du genou et 37,0°C au niveau de l'abdomen (*Wyllie et Sutherland, 1991*). Zhu et Xin notent une variation importante de la température selon l'axe vertical du corps : $26,8 \pm 0,7^{\circ}\text{C}$ au niveau des doigts de pied contre $36,9 \pm 0,6^{\circ}\text{C}$ pour le crâne. En revanche, ils ne remarquent aucune différence significative de la température selon l'axe horizontal du corps (*Zhu et Xin, 1999*). Les facteurs principaux influençant la température superficielle sont la densité des capillaires sous-cutanés, le système nerveux autonome qui contrôle la dilatation et la contraction des capillaires et l'épaisseur de la peau. Les radiations détectées par la thermographie sont en relation avec la circulation sanguine cutanée. Or, cette dernière varie non seulement en fonction de l'architecture anatomique des personnes ; il semblerait que le réseau veineux soit plus important au niveau de la tête et du tronc comparé aux membres supérieurs et inférieurs, et faible au niveau des parties distales et terminales des membres, mais elle varie également en fonction de son état et notamment en fonction de la gravité des brûlures (*Birch et al., 1968*). D'autre part, la température corporelle varie également selon l'âge, selon un cycle quotidien, en fonction de la température de la pièce et de la vêtue. Utilisée seule, la thermographie semble peu fiable. Néanmoins, différents centres de traitement des grands brûlés l'utilisent (statique) en association avec l'examen clinique. Pour cela, ils doivent également définir une classification des degrés de brûlure qui leur est propre en fonction des moyens techniques qu'ils utilisent.

La thermographie dynamique est quant à elle encore peu utilisée car des études vantant ses mérites sur les tissus humains manquent. Mais, comme la thermographie statique, elle semble avoir un avenir prometteur dans le diagnostic de la brûlure.

Enfin, diverses utilisations de la thermographie comme aide au diagnostic de la brûlure restent à explorer. C'est ainsi que via les thermographes infrarouges, Romero-Méndez et al. ont utilisé un modèle mathématique en tri et mono dimensions selon l'équation de Pennes pour résoudre un problème inverse (*Romero-Méndez et al., 2009*) afin de déterminer la profondeur de la lésion.

Ce paragraphe a permis de définir la physiologie de la brûlure. L'atteinte des tissus de façon thermique entraîne des dommages en surface et également en profondeur. Au niveau du derme et de l'hypoderme est situé le réseau vasculaire. Celui-ci est modifié lors de l'atteinte thermique ce qui peut aggraver la lésion et ainsi changer le diagnostic plusieurs heures après

l'incident. Le paragraphe suivant décrit le système sanguin et le rôle qu'il joue dans le phénomène de la brûlure.

3. Système vasculaire

3.1. Physiologie

Le système sanguin cutané est composé d'un vaste plexus veineux et d'anastomoses²⁷ artério-veineuses. Synthétiquement, il existe deux réseaux vasculaires : un réseau artériel qui apporte le sang aux organes et un réseau veineux qui le ramène au cœur. Ces réseaux ne sont pas dissociés, c'est-à-dire qu'une artère est toujours accompagnée d'une veine et inversement. Au niveau de l'hypoderme, les artères forment un réseau anastomotique parallèle à la surface cutanée d'où partent perpendiculairement des branches qui le traversent en donnant des collatérales destinées à vasculariser les adipocytes. Ces branches se réunissent dans la partie profonde du derme réticulaire pour former un deuxième réseau anastomotique dont les mailles sont parallèles au premier réseau et à la surface cutanée. Des collatérales pour les follicules pileux et les glandes sudorales s'en détachent. De ce deuxième réseau anastomotique partent perpendiculairement des artérioles qui abandonnent des branches pour les annexes cutanées et le derme réticulaire pour finir par s'anastomoser en un troisième réseau à la jonction derme papillaire-derme réticulaire. Enfin, de ce dernier réseau, partent des capillaires qui gagnent les papilles dermiques (Fig. 1.19).

Le système sanguin cutané est un système de thermorégulation (*Johnson et al., 1986*). Il permet au sang chaud venant du corps de passer au niveau cutané et de perdre une partie de sa chaleur dans l'air ambiant afin de refroidir l'organisme. Les anastomoses sont des vaisseaux d'un diamètre allant de 25 à 150 μm dont les parois possèdent des muscles puissants qui lorsqu'ils sont contractés réduisent à zéro le flux sanguin allant au plexus veineux, c'est la vasoconstriction. Chez l'adulte, le débit sanguin traversant la peau est en moyenne de 400 $\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}$. A température élevée, on observe une vasodilatation et le débit sanguin peut s'élever à 2,8 $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$. En vieillissant, la musculature des parois des anastomoses dégénère et les réponses thermorégulatrices au chaud et au froid deviennent moins efficaces.

²⁷ **Anastomose** : (gr. *anastomôsis*, ouverture) réunion bout à bout ou par un segment intermédiaire, naturelle ou chirurgicale, de deux conduits (veineux...) ou de deux nerfs.

L'appareil circulatoire et plus particulièrement les capillaires permettent également la nutrition des tissus cutanés. De par leur petite taille de 5 à 10 μm de diamètre, les capillaires sont adaptés aux échanges nutritionnels des tissus. Rappelons que seuls le derme et l'hypoderme sont vascularisés, l'épiderme ne l'étant pas, le manque de nutriments provoque la mort progressive des cellules épidermiques.

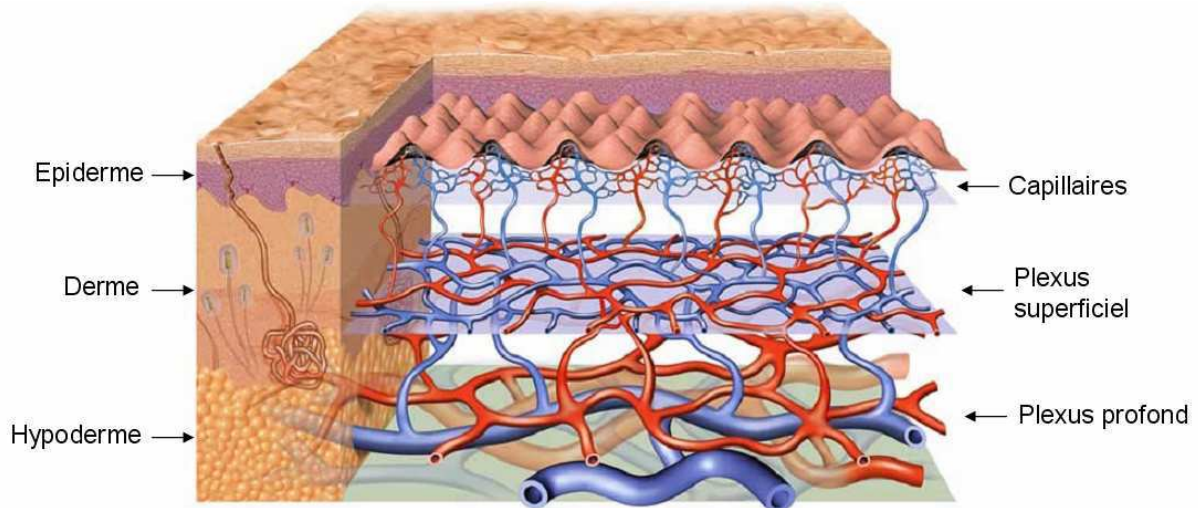


Figure 1.19 : Schéma représentant le système sanguin de la peau.
En rouge : le réseau artériel, en bleu : le réseau veineux

3.2. Circulation sanguine et brûlure

Il semble établi depuis longtemps que la brûlure perturbe la circulation sanguine [cf. § la thermographie]. D'après Robb lorsque les artérioles et les veinules sont dilatées la lésion peut être considérée comme une brûlure de premier degré. Le second degré est caractérisé par la précipitation des plaquettes le long des parois des veinules. L'agrégation de plaquettes dans les veines peut alors entraîner la survenue d'une thrombose puis d'une embolie²⁸ des vaisseaux. Néanmoins, la circulation artérielle pulsatile continue en amont du vaisseau oblitéré. Il fut démontré que ce stade n'est pas irréversible si l'on augmente l'hydratation et la pression sanguine en utilisant de l'héparine. Lorsque la thrombose plaquettaire touche simultanément les artérioles et les veinules, le troisième degré est atteint et irréversible. La complète dessiccation du tissu associée à l'oblitération de la microcirculation et à la

²⁸ **Embolie** : (gr. *embolê*, action de jeter dans) oblitération brusque d'un vaisseau sanguin ou lymphatique par un corps étranger entraîné par la circulation.

destruction des cellules de structure est irréversible et considérée, en 1967, comme un quatrième degré de brûlure (*Robb, 1967*).

En 1968, Leape observe chez des rats, lors d'une brûlure de troisième degré, une augmentation de plus de 520% de la concentration en globules rouges par rapport au tissu sain (*Leape, 1968*). Ces résultats peuvent être comparés à ceux obtenus dans l'étude de Ferguson et al. sur des cochons d'inde où la réduction du flux sanguin dans la peau brûlée est de 95% (*Ferguson et al., 1977*). Ces études confirment le phénomène d'inflammation et de thrombose des tissus lésés de façon importante. D'autres études plus récentes montrent que la brûlure profonde induit des changements divers de la microcirculation locale, qui dépendent de la profondeur de tissu lésé et du temps de prise en charge. Ces observations sont justifiées par une diminution significative du flux sanguin au niveau de la brûlure par rapport au tissu non lésé et ce quelle que soit l'occurrence thermique utilisée pour brûler l'animal. Suivant le stade de la lésion, cet état se modifie dans les 3 jours post brûlure avec soit une reprise partielle du flux circulatoire, soit une nécrose exacerbée du tissu (*Wang et al., 1995*), (*Sakurai et al., 2002*) et (*Papp et al., 2005*).

Les moyens techniques actuels comme le Laser Doppler Image (LDI), dérivé de techniques telles que le Laser Doppler et le Laser Doppler de mesure de Flux, et la Spectroscopie InfraRouge (NIRS) sont des outils diagnostiques de la profondeur de la brûlure qui se basent essentiellement sur la perfusion sanguine et ses paramètres associés (*Cross et al., 2005*), (*Droog et al., 2001*), (*Jeng et al., 2003*), (*La Hei et al., 2006*), (*McGill et al., 2007*) et (*Sowa et al., 2001*). Sowa et al. ont étudié les changements hémodynamiques²⁹ qui surviennent post brûlure sur des cochons. Ils en concluent que les différents degrés de brûlure entraînent des changements hémodynamiques immédiats en réponse à l'agression thermique. Cette méthode prend en compte la saturation en oxygène ($SatO_2$), la concentration d'hémoglobine totale ($[Hb_t]$) et la teneur en eau dans les tissus ($[H_2O]$). En se basant sur la $SatO_2$ (taux d'oxygénation) et sur la $[Hb_t]$, comparées aux valeurs des tissus sains, les lésions superficielles et profondes peuvent facilement être distinguées (*Sowa et al., 2001*). Il est donc possible de différencier les types de brûlure sur la base de ces trois paramètres durant trois heures après l'apparition de la lésion. De la même façon, Cross et al. montrent que par rapport aux tissus sains (sites dits contrôles proches de la zone d'atteinte) la $SatO_2$ et la $[Hb_t]$ sont augmentées respectivement de 4,8 et 91,3% pour une brûlure de 2^{ème} degré superficiel (*Cross et al., 2005*). Ces augmentations doivent être dues à la réaction inflammatoire

²⁹ **Hémodynamique** : (gr. *haïma*, sang et *dunamis*, force) qui se rapporte aux conditions mécaniques de la circulation du sang : pression, débit, vitesse, vasomotricité, résistance vasculaire, etc.

(extravasation³⁰, fuite liquidienne, hémococoncentration³¹) et à la vasodilatation qui y est associée. A l'inverse, ces auteurs observent une chute de la SatO₂ et de la [Hb_t] respectivement de 79,1 et 77,5% pour une brûlure profonde (3^{ème} degré) par rapport aux sites contrôles. Ce phénomène est dû à la destruction plus ou moins totale des vaisseaux et capillaires sanguins.

Tous ces résultats confirment bien que plus la brûlure est importante, plus les vaisseaux sont détruits et donc moindre est le flux sanguin. En revanche, pour des brûlures de plus faible importance, les paramètres biologiques sont augmentés du fait de la réaction inflammatoire.

Afin de prendre en compte la variation du flux sanguin durant la brûlure, Abraham et Sparrow développent et mettent en œuvre un modèle prédisant la nécrose des tissus durant une ablation tissulaire par phénomène thermique (*Abraham et Sparrow, 2007*). Ce modèle prend en compte le changement d'état du liquide en vapeur (enthalpie), l'humidité et la variation de la perfusion sanguine au cours de l'ablation. La variation de la perfusion sanguine ω (en s⁻¹) est décrite de la façon suivante :

$$\begin{aligned}\omega(\Omega) &= (1 + 25\Omega - 260\Omega^2) \omega_0 & \Omega \in [0, 0.1] \\ \omega(\Omega) &= (1 - \Omega) \omega_0 & \Omega \in]0.1, 1] \\ \omega(\Omega) &= 0 & \Omega > 1\end{aligned}$$

Avec ω_0 la perfusion sanguine d'un tissu sain et Ω le dommage décrit par Moritz et Henriques (*Moritz et Henriques, 1947*) selon l'équation d'Arrhenius (*Pearce et Thomsen, 1995*) expliquée en détail dans le chapitre III. Les seuils usuellement retenus sont $\Omega = 0,53$ (brûlure du premier degré), $\Omega = 1$ (brûlure du second degré) et $\Omega = 10000$ (brûlure du troisième degré). La première équation reflète l'augmentation de la perfusion dans les tissus (vasodilatation). La seconde représente la chaleur accumulée qui entraîne des lésions cellulaires et donc une diminution de la perfusion (effet thrombogène). Cette étude montre que l'absence de perfusion sanguine correspond à une nécrose des tissus plus importante que lorsqu'il existe une perfusion sanguine (variable ou constante). De même, la perfusion permet

³⁰ **Extravasation** : fuite de sang hors des vaisseaux qui le contient.

³¹ **Hémococoncentration** : concentration du sang caractérisée par l'augmentation de son poids spécifique, de sa viscosité, du taux des protides et du nombre des globules rouges. Elle est due à une diminution du volume plasmatique sans diminution proportionnelle du volume globulaire total.

une diminution plus rapide de la température à l'intérieur des tissus. Pour utiliser cette équation, il faut connaître la perfusion sanguine d'un tissu sain (ω_0). Or d'après la littérature, ce paramètre est très variable (Tableau 1.6).

Auteurs	ω_0 (s^{-1})	Tissu étudié
Wynn, 1977	$2,8 \cdot 10^{-3}$	Tissu utérin
Diller et Hayes, 1983	$2,4 \cdot 10^{-2}$	Peau
calculée d'après Knudsen et Overgaard, 1986	$9 \cdot 10^{-3}$	Peau à haute perfusion sanguine
calculée d'après Knudsen et Overgaard, 1986	$1,8 \cdot 10^{-3}$	Peau à basse perfusion sanguine
Jiang et al., 2002	Varie entre $4 \cdot 10^{-3}$ et $6 \cdot 10^{-3}$	Peau
Dai et al., 2008	$5 \cdot 10^{-4}$	Peau

Tableau 1.6 : Valeurs de perfusion sanguine d'un tissu sain (littérature).

Le graphique suivant (Fig. 1.20) représente l'évolution de la perfusion sanguine selon le dommage occasionné.

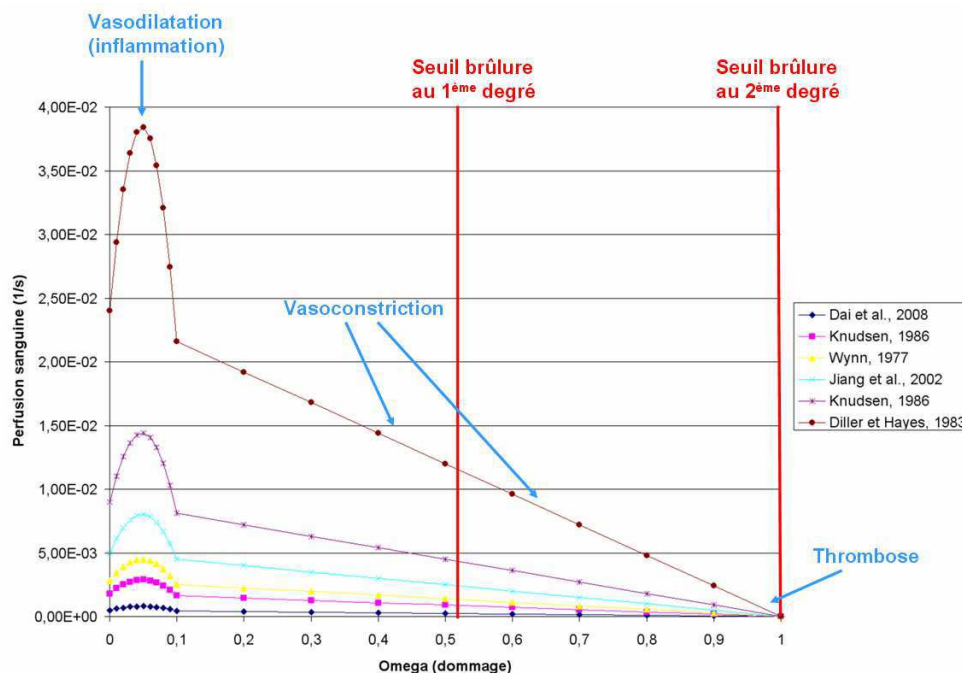


Figure 1.20 : Perfusion sanguine en fonction du dommage. La perfusion sanguine initiale est variable selon les auteurs.

Lors du phénomène de vasodilatation ; là où la perfusion sanguine est maximale, celle-ci varie suivant les auteurs de $3,84 \cdot 10^{-2}$ à $8,00 \cdot 10^{-4} s^{-1}$ (Fig. 1.20). Selon les équations

d'Abraham et Sparrow (*Abraham et Sparrow, 2007*), ces valeurs bien que différentes n'entraînent pas de différences de dommage. En revanche, comme il sera précisé dans le chapitre III, ces valeurs interviennent dans la modélisation de la température de la peau lors du phénomène de brûlure et donc une telle différence peut entraîner une variation relativement importante dans le calcul final de la température des trois couches de la peau.

4. Bilan

Dans ce premier chapitre, la problématique de la brûlure est abordée en considérant successivement : la physiologie de la peau saine, la description physiologique et le diagnostic de la brûlure (peau lésée) et enfin le système vasculaire de la peau et son évolution pendant et après brûlure.

La peau est un tissu biologique complexe qui comporte trois couches distinctes et de nombreuses cellules différentes les unes des autres. Le plus grand organe de l'organisme a non seulement un rôle de protection vis-à-vis des agressions extérieures sous forme de barrière mécanique, chimique (tissu résistant, étanche et flexible recouvert d'un « manteau acide » (sueur, pH 5 - 5,5)) et bactériologique (écoflore) mais également un rôle important dans la thermorégulation grâce au système circulatoire.

Lors d'une agression thermique (brûlure), la physiologie de la peau est perturbée de façon plus ou moins importante selon le degré d'atteinte : nécrose des différentes couches, flux sanguin augmenté, diminué ou nul (thrombose), ...

Dans le monde, des milliers de personnes meurent encore chaque année des suites d'une agression thermique (flamme, électrocution, ...). Plus le degré de la lésion est diagnostiqué rapidement, plus les risques d'incapacité et de blessure physique irréversible diminuent. Or, pour un praticien, le diagnostic entre une brûlure légère (1^{er} degré) et une brûlure profonde (3^{ème} degré) est relativement facile à faire, mais en ce qui concerne les 2^{ème} degrés superficiel et profond, le diagnostic n'est pas aisé. Une attention particulière est donc portée sur de nombreuses études qui étudient des outils diagnostiques connus de tous les praticiens et des outils diagnostiques nouveaux qui pourraient les aider dans leurs pratiques.

5. Bibliographie

- Abraham J.P. and Sparrow E.M.** A thermal-ablation bioheat model including liquid-to-vapor phase change, pressure- and necrosis-dependent perfusion, and moisture-dependent properties. *International Journal of Heat and Mass Transfer* 2007, **50**:2537–2544.
- Birch J., Bränemark P.I., Nilsson K. and Lundskog J.** Vascular reactions in an experimental burn studied with infrared thermography and microangiography. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 1968, **2(2)**:97-103.
- Berger A., Dahlberg B.E., Gebhard W. and Seidl K.** The experimental and clinical use of colour thermography in the evaluation of the extent and depth of burns. *Chirurgia Plastica* 1975, **3(2)**:135-142.
- Canou J.** L'observation et le mesurage par thermographie, coll. « Essais non destructifs », ed. AFNOR, 1991.
- Church D., Elsayed S., Reid O., Winston B. and Lindsay R.** Burn wound infections. *Clinical Microbiology Reviews* 2006, **19(2)**:403-434.
- Cole R.P., Shakespeare P.G., Chissell H.G and Jones S.G.** Thermographic assessment of burns using a non-permeable membrane as wound covering. *Burns* 1991, **17(2)**:117-122.
- Cross K.M., Hastings M.A., Payette J.R., Gomez M., Schattka B.J., Sowa M.G., Leonardi L. and Fish J.S.** Near infrared point and imaging spectroscopy for burn depth assessment. *International Congress Series* 2005, **1281**:137-142.
- Dai W., Wang H., Jordan P.M., Mickens R.E. and Bejan A.** A mathematical model for skin burn injury induced by radiating heating. *International Journal of Heat and Mass Transfer* 2008, **51**:5497-5510.
- Dhennin C.** Les brûlures au seuil du IIIe millénaire. *Editorial, Annales de Chirurgie Plastique et Esthétique* 2001, **46**:161-166.
- Diller K.R. and Hayes L.J.** A finite element model of burn injury in blood-perfused skin. *Journal of Biomechanical Engineering* 1983, **105(3)**:300-307.
- Droog E.J., Steenbergen W. and Sjöberg F.** Measurement of depth of burns by laser Doppler perfusion imaging. *Burns* 2001, **27**:561-568.
- Dupuytren G.** *Leçons orales de clinique chirurgicale faite à l'Hôtel-Dieu de Paris.* Bruxelles : H. Dumont, libraire-éditeur, Londres – Dulau et compagnies, libraires, 1836, Tome 1 p217-268 et Tome 2 p1-39.

- Ferguson J.L., Merrill G.F., Miller H.I. and John J.S.** Regional blood flow redistribution during early burn shock in the guinea pig. *Circulatory Shock* 1977, **4**:317-326.
- Gueugniaud P.Y., Carsin H., Bertin-Maghit M. and Petit P.** Current advances in the initial management of major thermal burns. *Intensive Care Medecine* 2000, **26**:848-856.
- Gueugniaud P.Y., Vaudelin G., Bertin-Maghit M. et Petit P.** *Accident d'électrisation*. in : Sfar, Ed. Conférences d'actualisation. 39^{ème} Congrès national d'anesthésie et réanimation. Paris : elsevier ; 1997 p 479-497.
- Gueugniaud P.Y.** Prise en charge des brûlés graves pendant les 72 premières heures. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation* 1997, **16**:354-69.
- Heimbach D., Engrav L., Grube B. and Marvin J.** Burn depth: a review. *World Journal of Surgery* 1992, **16(1)**:10-15.
- Hackett M.E.J.** The use of thermography in the assessment of depth of burn and blood supply in flaps, with preliminary reports on its use in deep Dupuytren's contracture and treatment of varicose ulcers. *British Journal of Plastic and Surgery* 1974, **27(4)**:311-317.
- Hatfield H.S.** An apparatus for measuring the thermal conductivity of animal tissue. *Journal of Physiology* 1953, **120**:35-36P.
- Hardy J.D.** The radiating power of human skin in the infra-red. *American Journal of Physiology* 1939, **127**:454-462.
- Hardy J.D. and Muschenheim C.** The radiation of heat from the human body. IV. The emission, reflection and transmission of infra-red radiation by human skin. *The Journal of Clinical Investigation* 1934, **13(5)**:817-831.
- Henriques F.C. and Moritz A.R.** Studies of thermal injury. I. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein. A theoretical and an experimental investigation. *The American Journal of Pathology* 1947, **23(4)**:531-549.
- Jackson D.M.G.** The diagnosis of the depth of burning. *The British Journal of Surgery* 1953, **40(164)**:588-596.
- Jeng J.C., Bridgeman A., Shivnan L., Thornton P.M., Alam H., Clarke T.J., Jablonski K.A. and Jordan M.H.** Laser Doppler Imaging determines need for excision and grafting in advance of clinical judgment: a prospective blinded trial. *Burns: Journal of the International Society for Burn Injuries* 2003, **29**:665-670.
- Jiang S.C., Ma N., Li H.J. and Zhang X.X.** Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns* 2002, **28**:713-717.

- Johnson J.M., Brengelmann G.L., Hales J.R.S., Vanhoutte P.M. and Wenger C.B.** Regulation of the cutaneous circulation. Symposium summary, *70th Annual Meeting of the Federation of American Societies for Experimental Biology* April 14, 1986, St Louis, Missouri.
- Kaczmarek M.** Thermal imaging and modelling of burned skin. *9th International Conference Proceedings of Quantitative InfraRed Thermography (QIRT)* 2008, Krakow, Poland.
- Kaczmarek M., Nowakowski A. and Renkielska A.** Rating burn wounds by dynamic thermography. *5th International Conference Proceedings of Quantitative InfraRed Thermography (QIRT)* 2000, pp 376-381, Reims, France.
- Kaczmarek M., Nowakowski A., Renkielska A., Grudziński J. and Stojek W.** Investigation of skin burns basing on active thermography. *23rd Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2001, 25-28, Istanbul, Turkey.
- Kaczmarek M., Rumiński J., Nowakowski A., Renkielska A., Grudziński J. and Stojek W.** Evaluation of new diagnostic procedures of medical thermography – in-vivo experiments. *6th International Conference Proceedings of Quantitative InfraRed Thermography (QIRT)* 2002, 260-266, Zagreb, Croatia.
- Knudsen M. and Overgaard J.** Identification of thermal model for human tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1986, **BME-33(5)**:477-485.
- La Hei E.R., Holland A.J.A. and Martin H.C.O.** Laser Doppler Imaging of paediatric burns: burn wound outcome can be predicted independent of clinical examination. *Burns* 2006, **32**:550-553.
- Lapayowker M.S. and Revesz G.** Thermography and ultrasound in detection and diagnosis of breast cancer. *Cancer* 1980, **46(S4)**:933-938.
- Lawrence J.C.** The Mortality of burns. *Fire safety Journal* 1991, **17**:205-215.
- Lawson R.N., Wlodek G. and Webster D.R.** Thermographic assessment of burns and frostbite. *Canadian Medical Association Journal* 1961, **84(20)**:1129-1131.
- Leape L.L.** Early burn wound changes. *Journal of Pediatric Surgery* 1968, **3(2)**:292-299.
- Liddington M.I. and Shakespeare P.G.** Timing of the thermographic assessment of burns. *Burns* 1996, **22(1)**:26-28.
- MacLennan N., Heimbach D.M. and Cullen B.F.** Anesthesia for major thermal injury. *Anesthesiology* 1998, **89**:749-70.
- Mason B.R., Graff A.J. and Pegg S.P.** Colour thermography in the diagnosis of the depth of the burn injury. *Burns* 1981, **7**:197-202.

- McGill D.J., Sørensen K., MacKay I.R., Taggart I. and Watson S.B.** Assessment of burn depth: a prospective, blinded comparison of Laser Doppler imaging and videomicroscopy. *Burns: Journal of the International Society for Burn Injuries* 2007, **33**:833-842.
- Melissopoulos A. et Levacher C.** La peau : structure et physiologie. Ed. Tec & Doc Lavoisier, éditions médicales internationales 1998, 152p.
- Mercier C. et Blond M.H.** Enquête épidémiologiques française sur la brûlure de l'enfant de 0 à 5 ans. *Archives Pédiatriques* 1995, **25**:949-56.
- Mladick R., Georgiade N. and Thorne F.** A clinical evaluation of the use of thermography in determining degree of burn injury. *Plastic and Reconstructive Surgery* 1966, **38(6)**:512-518.
- Monafo W.W.** Initial management of burns. *The New England Journal of Medicine* 1996, **335**:1581-1586.
- Mordon S.** Actions thermiques des lasers. In *SFLM*. ed. Encyclopédie des lasers en médecine et en chirurgie. Padoue : Piccin Nuova Libreria SpA, 1995, 199-214.
- Moritz A.R. and Henriques F.C.** Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *The American Journal of Pathology* 1947, **23**:695-720.
- Moritz A.R.** Studies on thermal injuries: III. The pathology and pathogenesis of cutaneous burns. *The American journal of Pathology* 1947, **23(6)**:915.
- Muller M.J., Nicolai M., Wiggins R., Macgill K. and Herndon D.N.** Moderne treatment of a burn wound. In Herndon DN, ed. Total Burn Care. London : Saunders ; 1996, p. 136-47.
- Papp A., Kiraly K., Härmä M., Lahtinen T., Uusaro A. and Alhava E.** The progression of burn depth in experimental burns: a histological and methodological study. *Burns* 2004, **30**:684-690.
- Papp A., Romppanen E., Lahtinen T., Uusaro A., Härmä M. and Alhava E.** Red blood cell and tissue water content in experimental thermal injury. *Burns* 2005, **31**:1003-1006.
- Pearce J. and Thomsen S.** Rate process analysis of thermal damage. In *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*. edited by A.J. Welch and M.J.C. Van Gemert, Plenum Press, New York, 1995.
- Prost-Squarcioni C., Heller M. et Fraitag S.** Histologie et histophysiologie de la peau et de ses annexes. *Annales de Dermatologie et de Vénérologie* 2005, **132(8S)**:5-48.

- Rashid A., Khanna A., Gowar J.P. and Bull J.P.** Revised estimated of mortality from burns in the last 20 years at the Birmingham Burns Centre. *Burns: Journal of the International Society for Burn Injuries* 2001, **27**:723-730.
- Renkielska A., Nowakowski A., Kaczmarek M. and Rumiński J.** Burns depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging - A preliminary study. *Burns* 2006, **32**:867-875.
- Renkielska A., Nowakowski A., Kaczmarek M., Dobke M.K., Grudziński J., Karmolinski A. and Stojek W.** Static thermography revisited - An adjunct method for determining the depth of the burn injury. *Burns* 2005, **31**:768-775.
- Robb H.J.** Dynamics of the microcirculation during a burn. *Archives of Surgery* 1967, **94**:776-780.
- Romero-Méndez R., Jiménez-Lozano J.N., Sen M. and González F.J.** Analytical solution of the Pennes equation for burn-depth determination from infrared thermographs. *Mathematical Medicine and Biology* 2010, **27**(1):21-38.
- Rossiter N.D., Chapman P. and Haywood I.A.** How big is a hand? *Burns* 1996, **22**(3):230-231.
- Rumiński J., Kaczmarek M. and Nowakowski A.** New differential data analysis method in the active thermography. *23rd Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2001, 25-28, Istanbul, Turkey.
- Saffle J.R.** Predicting outcomes of burns. *The New England Journal of Medicine* 1998, **338**:387-388.
- Sakurai H., Nozaki M., Traber L.D., Hawkins H.K. and Traber D.L.** Microvascular changes in large flame burn wound in sheep. *Burns* 2002, **28**:3-9.
- Sowa M.G., Leonardi L., Payette J.R., Fish J.S. and Mantsch H.H.** Near infrared spectroscopic assessment of hemodynamic changes in the early post-burn period. *Burns: Journal of the International Society for Burn Injuries* 2001, **27**:241-249.
- Tobiasen J., Hiebert J.H. and Edlich R.F.** Prediction of burn mortality. *Surgery Gynecology Obstetric* 1982, **154**:711-714.
- Wachtel T.L., Berry C.C., Wachtel E.E. and Franck H.A.** The inter-rates reliability of estimating the size of burns from various burn area chart drawings. *Burns* 2000, **26**:156-170.
- Wang H.J., Chen T.M., Yang T.S., Wang D.S and Lin S.Z.** Regional skin blood flow in deep burn wounds: a preliminary report. *Burns* 1995, **21**(5):340-343.

- Wedler V., Künzi W., Bürgi U. and Meyer V.E.** Care of burn victims in Europe. *Burns* 1999, **25**:152-157.
- Wyllie F.J. and Sutherland A.B.** Measurement of surface temperature as an aid to the diagnosis of burn depth. *Burns* 1991, **17(2)**:123-128.
- Wynn R.M.** Histology and ultrastructure of the human endometrium. In *Biology of the uterus*. ed. Wynn, RM, New York and London Plenum Press 1977.
- Zhu W.P. and Xin X.R.** Study on the distribution pattern of skin temperature in normal Chinese and detection of the depth of early burn wound by infrared thermography. *Annals of the New-York Academy of Sciences* 1999, **888**:300-313.

CHAPITRE II : EXPERIMENTATIONS *IN-VIVO*

Dans ce second chapitre plusieurs points seront abordés. Dans un premier temps une étude bibliographique montrera pourquoi un modèle animal tel que le porc peut être utilisé pour étudier le risque de brûlure chez l'homme. Ces lésions étant engendrées par des lasers, le fonctionnement de celui-ci et ses applications notamment dans le domaine médical seront, dans un second temps, explicités. Enfin, les expérimentations *in-vivo* menées sur le porc seront développées. Un soin tout particulier sera apporté aux résultats de températures cutanées mesurées et à la comparaison entre les brûlures (températures et dommages) provoquées par les différents lasers.

Sommaire

1. PEAU HUMAINE <i>VERSUS</i> PEAU DE PORC	73
1.1. GENERALITES	73
1.2. L'EPIDERME	74
1.3. LE DERME	74
1.4. L'HYPODERME	75
2. INTERACTIONS LASER-TISSU	76
2.1. GENERALITES SUR LES LASERS	76
2.2. HISTORIQUE ET FONCTIONNEMENT DES LASERS	77
2.3. INTERACTIONS DES LASERS AVEC LA PEAU	80
2.3.1. LA REFLEXION	80
2.3.2. L'ABSORPTION	81
2.3.3. LA DIFFUSION	82
2.3.4. LA TRANSMISSION	82
2.4. MECANISMES D'ACTION	82
2.4.1. EFFET THERMIQUE	82
2.4.2. EFFET PHOTOCHEMIQUE	84
2.4.3. EFFET ELECTROMECHANIQUE	84
2.4.4. EFFET PHOTOABLATIF	85
2.5. INTERACTIONS LASER-TISSU : SPECIFICITES CLINIQUES	85
2.5.1. 808 nm	86
2.5.2. 1940 nm	86
2.5.3. 10 600 nm	87
3. EXPERIMENTATIONS <i>IN-VIVO</i>	87
3.1. INTRODUCTION	88
3.2. MATERIEL	88
3.2.1. BANCS D'ESSAI	88
3.2.2. LES ANIMAUX	93
3.2.3. PROTECTIONS INDIVIDUELLES	94
3.3. PROTOCOLE	94
3.3.1. PREMIERE CAMPAGNE EXPERIMENTALE (LASER DE 1940 nm)	95
3.3.2. SECONDE, TROISIEME ET QUATRIEME CAMPAGNE EXPERIMENTALE	96
3.4. RESULTATS DES EXPERIMENTATIONS ANIMALES	98
3.4.1. OBSERVATIONS MACROSCOPIQUES	98
3.4.2. MESURE DES TEMPERATURES EN SURFACE	100
3.4.3. OBSERVATIONS MICROSCOPIQUES	117
4. BILAN	126
5. BIBLIOGRAPHIE	127

1. Peau humaine *versus* peau de porc

Dans le cadre de cette étude, des campagnes d'expérimentations *in-vivo* ont été réalisées sur un modèle animal : le porc. En se basant sur les données de la littérature, les spécificités de la peau de porc et de celle de l'Homme seront précisées et le choix d'un tel modèle animal sera justifié.

1.1. Généralités

Les modèles animaux sont depuis toujours utilisés en laboratoire pour diverses recherches. En effet, l'utilisation de ces modèles permet de nombreux avantages, notamment :

- pour l'étude des différences entre les tests et les contrôles qui peuvent être réalisés sur le même animal,
- seule la taille de l'animal limite la proportion de tissu que l'on peut étudier,
- il y a moins de variation que lors des études cliniques,
- le temps des traitements peut être facilement contrôlé... (*Middelkoop et al., 2004*)

Depuis de nombreuses années, les organes du porc comme les valves cardiaques sont implantés à la place de ceux de l'homme (*Swindle et Smith, 2008*) et déjà dans les années 1940, Henriques et Moritz réalisaient des expérimentations de brûlure sur le porc (*Henriques et Moritz, 1947*) et (*Moritz et Henriques, 1947*). Ces auteurs sont par ailleurs les précurseurs de ces études expérimentales.

D'une façon générale, à l'examen externe, les peaux de l'homme et du porc présentent de bonnes similitudes sur deux points : la pilosité et la coloration. En effet, la peau de porc se distingue de celle de la plupart des animaux dits domestiques par son absence de fourrure. Son pelage, assez clairsemé, se compose de trois catégories de poils : les soies (poils très épais rencontrés sur toute la surface du corps), des poils très fins régulièrement répartis entre les soies, et des vibrisses (soies tactiles présentes sur le groin et les lèvres). En ce qui concerne la coloration, les races de porc non pigmenté ont une coloration très voisine de celle de l'homme blanc. D'autre part, avec l'homme, le porc est le seul mammifère susceptible de subir des coups de soleil (*Douglas, 1972*).

Montagna et Yun en 1964 montrent que les différences morphologiques et histologiques entre la peau humaine et celle du porc sont considérables (*Montagna et Yun, 1964*), néanmoins, de nos jours de nombreux auteurs (*Branski et al., 2008*), (*Chen et al., 2005 et 2008*), (*Chen et Thomsen, 2006*), (*Middelkoop et al., 2004*), (*Papp et al., 2004*) et (*Vardaxis*

et al., 1997) utilisent cet animal comme modèle expérimental. Dans (*Sullivan et al.*, 2001) la cicatrisation des blessures chez l'homme, le cochon, le petit mammifère et lors d'étude *in-vitro* est comparée. Les résultats de cette étude montrent que la concordance entre les résultats de l'homme *versus* le petit mammifère était de 53%, *versus* l'étude *in vitro* était de 57% et *versus* le cochon de 78%. Ces résultats semblent indiquer que la peau de porc est similaire à celle de l'homme et peut être utilisée en tant que modèle animal pour étudier le risque brûlure.

Voyons plus précisément qu'elles sont les différences et les similitudes physiologiques et histologiques entre les peaux de ces deux mammifères.

1.2. L'épiderme

Comme pour l'humain, le porc présente une variation importante de l'épaisseur de l'épiderme suivant sa localisation corporelle. L'épaisseur varie suivant les auteurs de 0,03 à 0,10 mm (*Morris et Hopewell*, 1990), et de 0,07 à 0,14 mm (*Meyer et al.*, 1978). En ce qui concerne notre étude, l'épaisseur de l'épiderme au niveau des flancs de l'animal est de 0,10 mm. Ces différents résultats sont similaires à ceux mesurés chez l'homme : 0,05 à 0,12 mm (*Meyer et al.*, 1978). D'autre part, le ratio derme-épiderme de la peau de porc varie entre 10 et 13 et ces mesures sont comparables à celles de la peau humaine (*Vardaxis et al.*, 1997). Weinstein ainsi que Gray et al. montrent que le temps de régénération de l'épiderme est de 27-28 jours pour l'homme contre 30 jours pour le porc (*Weinstein*, 1966) et (*Gray et al.*, 1982). Néanmoins, il semblerait que le *stratum corneum* soit très développé chez le porc alors que le *stratum granulosum* et le *stratum lucidum* soient discrets (*Montagna et Yun*, 1964) et ne sont mis en évidence que dans certains territoires de l'appareil tégumentaire (groin, espaces interdigitaux, lèvres). La lame basale semble similaire à celle de l'homme bien que les mélanocytes soient relativement rares et de grandes tailles.

1.3. Le derme

Riche en papilles dermiques, comme pour l'homme, le derme du porc est constitué de deux parties : la zone papillaire et la zone réticulaire. Chez le cochon, son épaisseur varie entre 1 et 2 mm (1,4 mm mesuré dans cette étude) comme chez l'humain (*Moritz et Henriques*, 1947). Les études de Meyer et al. sur la composition du derme en fibres élastiques et de collagène, montrent que contrairement à l'homme, la concentration en fibres élastiques est faible mais que l'arrangement et la distribution de celles-ci ainsi que leur forme sont

remarquablement similaires. Ces fibres sont par ailleurs intimement mêlées aux fibres de collagènes (*Meyer et al., 1981 et 1982*).

La vascularisation du derme fait l'objet d'observations contradictoires ; Moritz et Henriques observent sur des préparations histologiques que les capillaires de la zone papillaire de la peau de porc sont similaires à ceux de la peau humaine (*Moritz et Henriques, 1947*) alors que pour Montagna et Yun, les capillaires de cette zone sont en nombre restreint (*Montagna et Yun, 1964*). Par ailleurs, les observations de Forges, citées par (*Vardaxis et al., 1997*), montrent une organisation vasculaire dermique similaire à celle de l'homme. La vascularisation cutanée du porc doit satisfaire à des exigences fonctionnelles identiques de la thermorégulation et doit être proche dans les deux espèces de par le pelage clairsemé de l'animal.

Chez le cochon, la morphologie des glandes sébacées est similaire à tous les mammifères mais contrairement à l'homme, elles sont rares et toujours de petites tailles (*Montagna et Yun, 1964*) et (*Vardaxis et al., 1997*).

En ce qui concerne les glandes sudoripares, celles de type éccrine³² n'existent pas. Moritz et Henriques montrent que les pertes d'eau de la peau de porc vivant et mort ne sont pas significativement différentes. Dans un environnement froid les pertes d'eau par cm² et par minute sont approximativement les mêmes chez le porc et chez l'homme. Dans un environnement chaud, chez l'humain ces pertes sont massivement augmentées alors que l'augmentation correspondante chez le cochon est relativement faible (*Moritz et Henriques, 1947*). Ces auteurs pensent donc que ces pertes sont dues majoritairement à une évaporation de l'eau contenue dans les tissus plutôt qu'au phénomène de sudation. Les glandes de types apocrines³³ seraient présentes et associées aux follicules pileux (*Montagna et Yun, 1964*).

1.4. L'hypoderme

Relativement peu d'auteurs ont étudié les différences qui peuvent exister entre l'hypoderme humain et l'hypoderme de porc. En fait, la différence majeure se situe au niveau de son épaisseur. En effet, l'hypoderme de porc est plus épais. Chez l'homme, comme chez le cochon, ce tissu graisseux sous cutané montre des différences structurelles des fibres de collagènes et au niveau de la formation des amas de graisse qui varient selon le sexe et l'âge

³² **Eccrine** : (gr. *ek-krinô*, je sécrète) se dit d'une glande dont le canal excréteur débouche directement à la surface de la peau.

³³ **Apocrine** : (gr. *apokrinô*, j'exclus) se dit d'une glande dont le produit de sécrétion est expulsé avec une partie de la cellule dans laquelle il a été accumulé.

de l'individu (*Meyer et al., 1978*). La totalité de cette couche montre également une variété considérable selon le site anatomique examiné et selon le stade nutritionnel et ce chez les deux espèces.

Enfin, les qualités physiques de la peau ont également été comparées notamment via leurs propriétés de transmission optique, cela a permis de montrer que celles du porc non pigmenté sont voisines de celles de l'homme (*Kuppenheim et al., 1956*).

2. Interactions laser-tissu

2.1. Généralités sur les lasers

« LASER » est l'acronyme de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation » c'est-à-dire « amplification de lumière par émission simulée de rayonnement ». Ce dernier est un rayonnement électromagnétique caractérisé par :

- sa longueur d'onde qui dépend de la nature de l'atome ou de la molécule excitée. Elle s'exprime en nanomètre (nm) ou en micromètre (μm).
- sa grande directivité assortie d'une très faible divergence. Cela signifie que le diamètre du faisceau ne varie pratiquement pas avec la distance sauf en cas de focalisation ou de défocalisation par une lentille (système utilisé dans nos expérimentations).
- sa cohérence temporelle et spatiale.

Les différents types de lasers couvrent à peu près tout le domaine du spectre allant de quelques nanomètres (lasers expérimentaux à rayons X mous ou Xasers) à quelques dizaines de micromètres (infrarouge lointain) (Fig. 2.1).

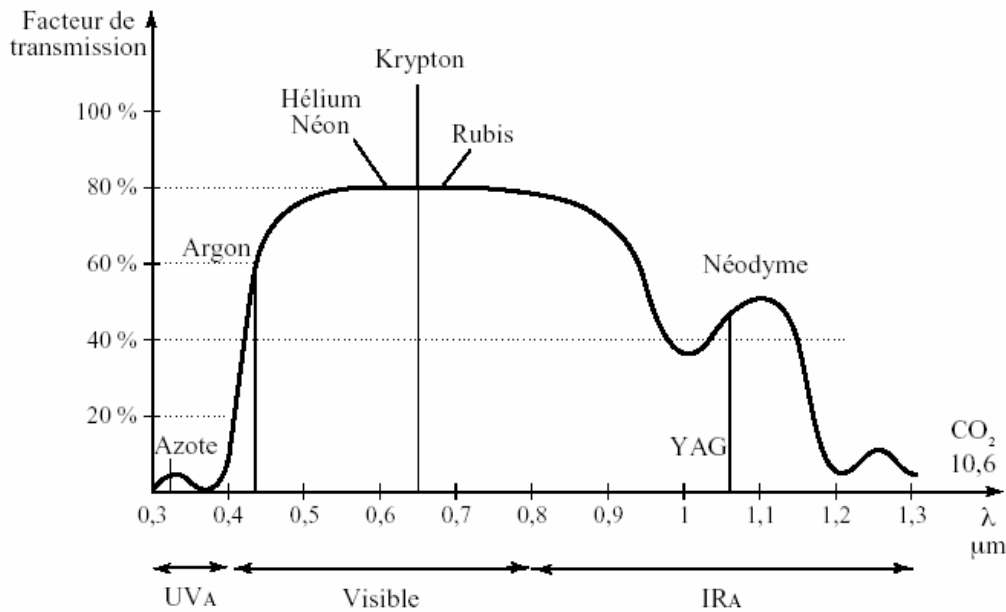


Figure 2.1 : Transmission des rayonnements laser en fonction de la longueur d'onde. Exemple de l'interaction laser-œil : la transparence de l'œil sur une large gamme de longueur d'onde est ici représentée par le pourcentage de rayonnement qui passe à travers les milieux optiques de l'œil (cristallin, rétine, cornée) en fonction de la longueur d'onde. On observe que la rétine est très vulnérable à une large gamme de longueur d'onde : laser rubis (694 nm) et Nd :YAG (1,06 μm) par exemple.

2.2. Historique et fonctionnement des lasers

Un laser se présente souvent sous la forme d'un boîtier étanche et résistant dans lequel doivent être contenus deux éléments fondamentaux :

- un amplificateur de la lumière utilisant l'émission stimulée comme l'indique l'acronyme, qui contient un milieu actif (solide, gaz, colorant, semi-conducteur...)
- un dispositif d'excitation, dit aussi de pompage, des atomes ou molécules du milieu actif (lampe flash, décharge électrique...) et un résonateur optique dont le but est d'augmenter la densité de lumière. Cette cavité est généralement constituée de deux miroirs (Boulnois, 1984).

Les premiers résonateurs furent construits en 1890 (interféromètre de Fabry-Pérot). En ce qui concerne l'amplificateur, sa mise au point s'échelonna de 1917 (postulat de l'émission stimulée par Einstein) à 1950 (pompage optique par Kastler). La théorie propre du laser fut élaborée en 1958 par Townes et la première réalisation est de Maiman en 1960 (Maiman, 1960). Il contenait un barreau rubis et émettait de la lumière à une longueur d'onde de 694 nm.

Le fonctionnement du laser se rapproche de celui d'un oscillateur. En effet, il présente de grandes similitudes avec les oscillateurs mécaniques et électriques. Schématiquement le fonctionnement d'un laser peut s'expliquer comme suit. Considérons un système à deux niveaux d'énergie : E_1 et E_2 , E_2 étant le niveau supérieur. Un atome excité au niveau E_2 a une durée de vie limitée et passe spontanément au niveau inférieur, c'est-à-dire E_1 en émettant un photon de fréquence (ν) :

$$\nu = (E_2 - E_1) / h$$

où $h = 6,627 \cdot 10^{-34}$ J.s est la constante de Planck. Ce phénomène est appelé l'émission spontanée (Fig. 2.2), elle se fait sans direction privilégiée. Le processus inverse est l'absorption (Fig. 2.3).

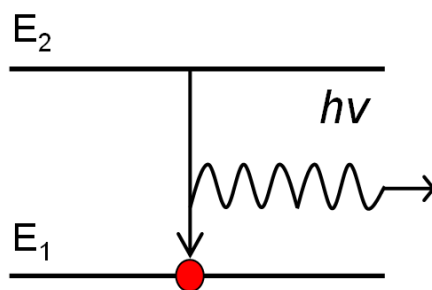


Figure 2.2 : Emission spontanée.

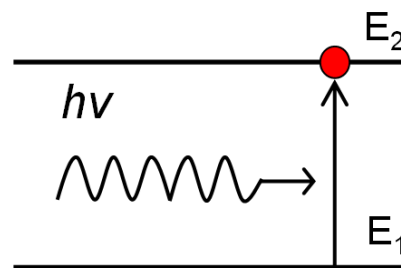


Figure 2.3 : Absorption.

A la base des milieux amplificateurs, il existe un troisième phénomène : la transition du niveau E_2 vers le niveau E_1 , stimulée ou induite par un photon de fréquence ν . Le photon produit est indiscernable du photon incident (Fig. 2.4). Ce processus a été introduit par Einstein en 1977 pour interpréter les mécanismes d'interaction photon matière. Ce phénomène se reproduit un nombre n de fois ; c'est le milieu amplificateur.

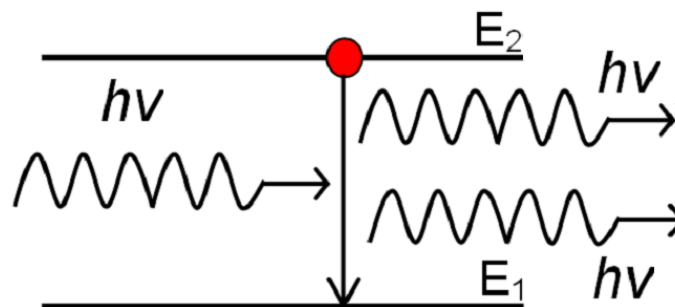


Figure 2.4 : Transmission ou émission stimulée.

Pour qu'il y ait amplification du rayonnement par traversée du milieu atomique, il faut que le nombre d'émissions stimulées soit supérieur à celui des absorptions. Il doit donc y avoir davantage d'atomes dans le niveau E_2 que dans le niveau E_1 . Or, cette observation est contraire aux lois de l'équilibre thermodynamique décrite par la loi de Boltzmann en 1872 :

$$\frac{N_2}{N_1} = \exp\left[-\frac{(E_2 - E_1)}{kT}\right] < 1$$

avec k la constante de Boltzmann, N_1 la population du milieu E_1 et N_2 la population du milieu E_2 .

Cette condition : $N_2 > N_1$ est réalisée par un processus de pompage dit d'inversion de population (Fig. 2.5). Le système est alors hors équilibre thermodynamique.

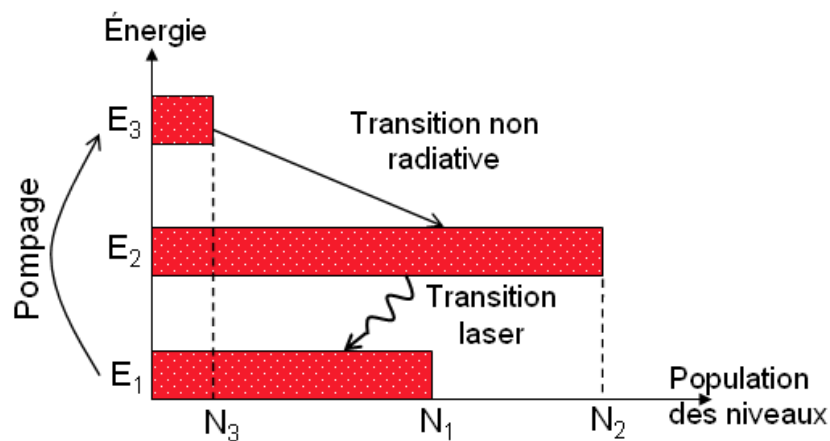


Figure 2.5 : Pompage à 3 niveaux.

Comment fonctionne une réaction de pompage ?

Une excitation du milieu, par une lampe flash, une réaction chimique, une décharge électrique, un rayonnement d'un autre laser..., fait passer les atomes du niveau E_1 au niveau E_3 . Les atomes de ce dernier niveau ont une durée de vie très courte et se désexcitent vers le niveau E_2 , le surpeuplant par rapport au premier niveau qui a été vidé (Farcy, 1993), (Pérez, 2004) et (Welch et al., 1989).

Le résonateur est constitué de deux miroirs à ses extrémités qui permettent à l'onde de se propager en faisant des allers-retours afin d'augmenter son amplitude. L'un des miroirs, étant semi-transparent, permet la sortie du faisceau laser.

2.3. Interactions des lasers avec la peau

D'une manière générale, quatre principes caractérisent l'interaction de la lumière (laser) avec la matière (tissu) (Fig. 2.6) :

- la réflexion,
- l'absorption,
- la diffusion,
- la transmission.

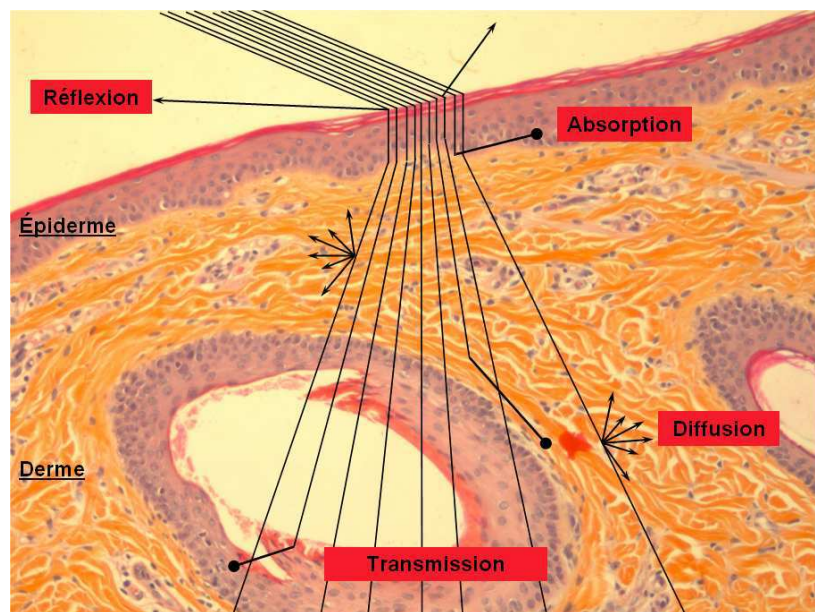


Figure 2.6 : Devenir de la lumière incidente sur la peau.
Photographie de peau de porc d'apparence normale, coloration HES.

2.3.1. La réflexion

La réflexion est régie par les lois de Fresnel. Lorsqu'un faisceau de lumière passe d'un milieu à un autre d'indice optique différent, une partie de ce faisceau est réfléchi à la frontière des deux milieux. Au niveau de la peau, deux frontières peuvent être considérées : air (milieu ambiant) - couche cornée (épiderme) et épiderme-derme. Néanmoins, la couche cornée étant constituée de cellules aplaties, kératinisées et dépourvues d'organites³⁴, sa surface présente de grandes irrégularités ce qui entraînent une réflexion diffuse et anisotrope³⁵

³⁴ **Organite** : élément intra-cytoplasmique figuré (= milieu intracellulaire) dont l'ensemble constitue le chondriome intracellulaire. Chondriome : (gr. *khondros*, grain) ensemble des formations (organites) qui parsèment la cellule.

³⁵ **Anisotrope** : (gr. *isos*, égal et *tropéin*, tourner) relatif au corps et aux milieux dont les propriétés diffèrent selon la direction considérée.

de la lumière. Il est donc important de connaître ce paramètre. Le pic de réflexion de la peau se situe entre 600 et 1000 nm, suivant l'épaisseur et la teneur en collagène du tissu considéré.

2.3.2. L'absorption

L'absorption des photons est décrite par la loi de Beer : l'intensité de la lumière d'une longueur d'onde donnée, transmise au travers d'un tissu (idéalement uniforme), dépend de son intensité initiale, de la profondeur de pénétration et de la distance d'extinction (distance sur laquelle plus de 90% du faisceau est absorbé). Plus le coefficient d'absorption est grand, plus la distance de pénétration du faisceau dans le tissu est faible. Sans absorption de la lumière aucun effet tissulaire n'est possible (*Barlow et Hruza, 2006*). Dans la peau, il existe trois types de cellules capables d'absorber préférentiellement le faisceau lumineux : l'hémoglobine, la mélanine et l'eau. Ces molécules s'appellent des chromophores (*Young, 1997*). Cette absorption varie en fonction de la longueur d'onde (Fig. 2.7). Pour les longueurs d'onde inférieures à 590 nm, l'hémoglobine (HbO_2 pour hémoglobine oxygénée) est le chromophore prédominant et présente donc une forte absorption. De 600 à 1000 nm, l'absorption du faisceau est spécifique de la mélanine mais cette absorption est relativement faible ce qui est propice à une illumination en profondeur. Enfin, au dessus de 1,8 μm , l'absorption de l'eau est extrêmement importante et elle devient le facteur prédominant. Le pic d'absorption de l'eau se situe autour de 3 μm ; à cette longueur d'onde, la pénétration du faisceau dans le tissu est donc la plus faible : 1 μm (*Welch et al., 1989*). L'absorption du rayonnement dans les tissus riches en eau comme l'épiderme et le derme sera différente des tissus riches en graisse comme l'hypoderme qui est par définition hydrophobe. Aux longueurs d'onde où le faisceau est absorbé de façon importante correspond généralement une faible absorption du faisceau par la graisse.

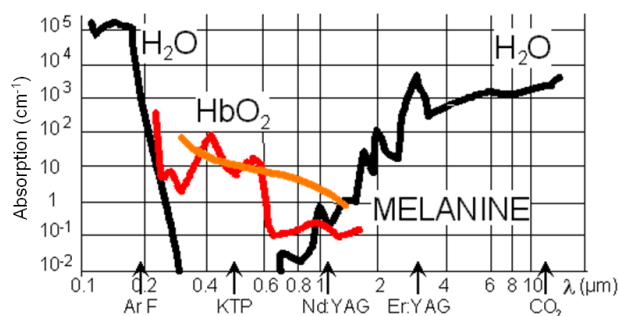


Figure 2.7 : Spectre d'absorption des 3 principaux chromophores de la peau (eau, hémoglobine (HbO_2), mélanine).

2.3.3. La diffusion

La diffusion optique induit de multiples modifications de trajectoire du faisceau liées aux réflexions, réfractions et diffractions présentes dans tous milieux hétérogènes et complexes comme les tissus biologiques. Dans la peau, le phénomène de diffusion est particulièrement dû au collagène présent dans le derme (*Barlow et Hruza, 2006*). Ce phénomène comme l'absorption contribue à l'extinction du faisceau. La diffusion diminue lorsque la longueur d'onde du laser incident augmente. Entre 600 et 1200 nm, non seulement la diffusion est faible mais l'absorption par les chromophores est également limitée. Cette fenêtre optique permet donc d'atteindre les structures situées dans la profondeur du derme, comme les follicules pileux par exemple.

2.3.4. La transmission

La transmission c'est la lumière résiduelle, c'est-à-dire tout ce qui est ni réfléchi, ni absorbé, ni diffusé.

2.4. Mécanismes d'action

Les interactions lasers-tissus sont susceptibles d'entraîner quatre effets : thermique, photochimique, électromécanique et photoablatif.

2.4.1. Effet thermique

L'effet thermique ou photothermique est obtenu pour des temps d'exposition longs. Le rayonnement est absorbé par les tissus puis la chaleur se propage au voisinage de la zone irradiée. C'est la conversion en chaleur de la lumière absorbée qui est à l'origine d'une source de chaleur que l'on peut appeler « primaire ». Le transfert de chaleur dans les tissus va tendre à augmenter le volume de cette source de chaleur « primaire » si la durée d'émission du laser est supérieure au temps de relaxation thermique (durée permettant une diminution de 50% de la température atteinte par la cible). Les deux mécanismes permettant le transfert de chaleur sont la conduction et la convection. Cette dernière se fait par transport de masse alors que la conduction est un échauffement de proche en proche sans déplacement de matière. Ce transfert se fait des particules les plus énergétiques vers celles qui le sont moins et aboutit à un volume chauffé « secondaire » plus volumineux que la source « primaire » où s'est effectuée la conversion de la lumière en chaleur (Fig. 2.8). Ce volume chauffé « secondaire » doit être pris en considération pour étudier la dénaturation du tissu. L'action thermique du

laser peut se résumer en quatre actions principales selon le degré et le temps d'échauffement tissulaire:

- L'hyperthermie : soit une élévation modérée de la température, pouvant conduire à des températures de 41 à 44°C pendant plusieurs dizaines de minutes et entraînant une mort cellulaire retardée par atteinte des processus enzymatiques³⁶. Il s'agit d'un processus difficile à contrôler qui est donc peu utilisé en pratique.
- La coagulation : c'est une nécrose irréversible sans destruction tissulaire immédiate. La température atteinte de 50 à 100°C pendant une durée de l'ordre de la seconde, produit une dessiccation³⁷, 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 hémostase³⁸.
- La volatilisation : c'est une perte de substance. Les différents constituants tissulaires se désintègrent à une température supérieure à 100°C, dans un temps relativement bref, de l'ordre du dixième de seconde.
- L'effet thermomécanique : lorsque la durée du tir laser est inférieure au temps de relaxation thermique de la cible, il se produit un confinement thermique avec accumulation de chaleur sans diffusion thermique et une vaporisation explosive de la cible. C'est le mécanisme impliqué dans la photothermolyse sélective.

L'effet thermique est donc particulièrement intéressant pour l'exérèse³⁹ des malformations vasculaires superficielles (angioplastie), des tatouages exogènes, de certaines lésions pigmentées bénignes et des poils.

³⁶ **Enzyme** : (gr. *en*, dedans et *zumê*, levain) substance de nature protéinique, élaborée par un être vivant et capable, par ces propriétés catalytiques, d'activer une réaction chimique définie.

³⁷ **Dessiccation** : élimination de l'humidité d'un corps.

³⁸ **Hémostase** : (gr. *haïma*, sang et *stasis*, arrêt) arrêt d'une hémorragie spontanée ou thérapeutique.

³⁹ **Exérèse** (gr. *ex*, hors et *aïrein*, enlever) ablation chirurgicale d'une partie inutile ou nuisible à l'organisme, ou d'un corps étranger.

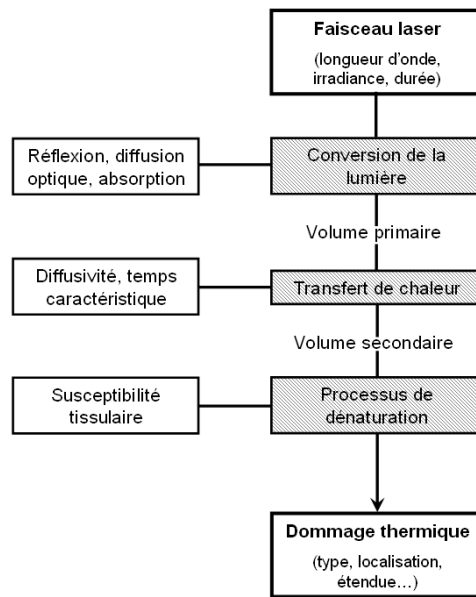


Figure 2.8 : Schéma des trois étapes de l'effet thermique.

2.4.2. Effet photochimique

Dans le cas de l'effet photochimique, le rayonnement est absorbé de manière sélective à une longueur d'onde précise par un des constituants de la cellule. Ce dernier est soit détruit soit transformé par une réaction physico-chimique. Le reste de la cellule n'en est pas directement affecté. Cet effet est utilisé dans le milieu médical dans le principe de la PDT (PhotoDynamique Therapy). Elle consiste à marquer un tissu biologique par un photosensibilisant puis à irradier la zone à traiter avec un laser dont la longueur d'onde correspond à un pic d'absorption du photosensibilisant. Des réactions dites phototoxiques se produisent alors et leurs résultats entraînent la génération d'agents cytotoxiques⁴⁰ qui vont engendrer l'oxydation irréversible des structures cellulaires. L'application de ce processus en médecine vise à la production de substances ayant une action létale sur les constituants tumoraux (Mordon, 2006).

2.4.3. Effet électromécanique

Un champ d'intensité suffisamment élevée peut modifier les constantes physiques d'un tissu. Si l'intensité du champ électrique dans les molécules atteint un maximum, des ionisations et ruptures de liaison se produisent pouvant donner naissance à un plasma suivi d'une onde de choc acoustique dans le milieu. L'effet électromécanique est mis en évidence lorsque les impulsions lumineuses sont très puissantes mais suffisamment brèves pour ne pas

⁴⁰ **Cytotoxique:** (gr. *kutos*, cellule et toxique) toxique à l'égard des cellules.

provoquer un effet thermique. Cet effet est utilisé dans le domaine médical pour la fragmentation des calculs⁴¹ biliaires, rénaux... (Mordon, 2006).

2.4.4. Effet photoablatif

Le rayonnement UV à partir d'une certaine intensité (10^7 à 10^8 W.cm⁻² suivant la longueur d'onde) peut directement photodissocier les chaînes organiques polymérisées. L'excès d'énergie cinétique acquis au cours de la réaction et la répulsion électronique dispersent les fragments. De par ce phénomène, l'effet photoablatif permet d'ablater le tissu tel un scalpel. Il est utilisé en ophtalmologie pour corriger les troubles de la réfraction (hypermétropie) dus à la courbure de la cornée (kératoplastie réfractive ou thermokératoplastie).

2.5. Interactions laser-tissu : spécificités cliniques

Nombre de lasers sont utilisés dans le milieu médical et suivant leur longueur d'onde, ils participent à divers soins (Dummer et Bloch, 2002). La longueur d'onde d'un laser est une de ses principales caractéristiques et définit sa spécificité clinique. Par exemple, un laser de 585 à 600 nm permet la coagulation des vaisseaux sanguins superficiels en raison de son absorption hautement sélective par l'hémoglobine oxygénée (HbO₂). Un laser Nd : Yag (1064 nm) permet, lui, l'élimination des lésions pigmentées bénignes et des tatouages. Pour cette étude, trois lasers de longueurs d'onde différentes ont été utilisés, un dans le proche infrarouge (IR A) : 808 nm, un dans le moyen infrarouge (IR B) : 1940 nm et un dans l'infrarouge lointain (IR C) : 10 600 nm.

Pourquoi ces choix ?

Tout d'abord, ces trois lasers ont été choisis car ils sont utilisés en clinique pour différents soins. Ensuite, leurs longueurs d'onde étant très différentes, les résultats de ces expérimentations doivent également être singulièrement différents. D'autre part, aucun papier bibliographique faisant référence à la comparaison des effets de ces trois lasers et à la modélisation mathématique de leurs effets sur la peau n'a été trouvé. Enfin, une longueur d'onde en particulier est utilisée non seulement dans le domaine médical mais également dans le domaine militaire : il s'agit du 2 µm. Dans notre cas celui qui s'en rapproche le plus est le 1,94 µm. Un bref paragraphe pour chaque longueur d'onde utilisée rapporte leur utilisation « normale » et les études qui les ont testées.

⁴¹ **Calcul** : (lat. *calculus*) concrétion pierreuse formée de substances organiques ou inorganiques qui prend parfois naissance dans les réservoirs glandulaires ou dans les canaux excréteurs.

2.5.1. 808 nm

Le laser de 808 nm est un laser à diode utilisé surtout pour la dépigmentation et l'élimination des tatouages. Les diodes lasers sont également utilisées par les ophtalmologistes pour le traitement des maladies ou malformations touchant la rétine. En dermatologie ils interviennent également dans l'épilation. Le chromophore de cette longueur d'onde est la mélanine contenue dans les mélanocytes. Cette molécule étant localisée profondément dans l'épiderme et dans les follicules pileux, le laser de 808 nm pénètre relativement profondément dans la peau. La profondeur de pénétration optique qui désigne la valeur pour laquelle on retrouve plus de 13% ($1/e^2$) des photons pénétrant la surface du tissu est dans ce cas estimée à 3,83 mm (*Mordon, 2006*). Ce laser a notamment été étudié sur des cochons d'inde pigmentés pour observer ses effets immédiats sur la peau riche en mélanine (*Procaccini et al., 2001*), sachant que la quantité de mélanome par unité de volume dans un épiderme adulte varie de 1,3 à 6,3% pour une peau blanche, de 11 à 16% pour une peau modérément pigmentée et de 18 à 43% pour une peau noire (*Jacques, 1998*).

2.5.2. 1940 nm

Les systèmes lasers dont la longueur d'onde avoisine les 2000 nm sont très répandus dans les domaines militaire, industriel et médical. Dans ce dernier, il permet l'ablation de l'os et du cartilage avec de nombreuses applications en orthopédie avec arthroscopie⁴², en urologie pour l'élimination des calculs rénaux, pour la chirurgie des disques intervertébraux... Ces lasers ont comme particularité d'avoir un risque oculaire limité, ils sont dits « eye-safe ». En effet, cette région du spectre est absorbée par la cornée puis par l'humeur aqueuse, finalement, très peu d'énergie arrive sur la rétine (*Chen et al., 2008*). Le chromophore spécifique de cette longueur d'onde est l'eau. La peau comme tous tissu biologique est très riche en eau, ce laser est absorbé plutôt en surface dans l'épiderme et le derme. Différentes études menées par Chen et al. ont permis d'établir une relation entre le dommage (degré de brûlure) et la puissance laser émise, ceci afin d'établir des normes pour l'utilisation de ce type d'outil (*Chen et al., 2005, 2006 et 2008*). Ces articles sont la base de cette étude.

⁴² **Arthroscopie** : (gr. *arthron*, articulation et *skopein*, examiner) exploration visuelle de la cavité d'une articulation au moyen d'un arthroscopie (instrument comportant un trocart, sa canule et un système optique). Elle se pratique sur des grosses articulations : genou, hanche, cheville, épaule coude et poignet.

2.5.3. 10 600 nm

Le laser de longueur d'onde de 10 600 nm est un laser CO₂. Il fait donc partie des lasers à gaz. C'est l'excitation du gaz qui produit un rayonnement laser. Ce laser peut être utilisé de plusieurs manières comme par exemple à la façon d'un bistouri ou d'un scalpel, dans un mode de décapage (photoablation), ou un mode purement chauffant. Les effets de ce type de laser varient en fonction de leur utilisation. Il est utilisé pour le détatouage et pour le resurfacing qui est une technique de rajeunissement par abrasion des couches superficielles de la peau (Choi *et al.*, 1998), (Hantash *et al.*, 2007) et (Payne *et al.*, 1998). Le but recherché est de produire une régénération « propre » de l'épiderme. Mais également pour le traitement des cicatrices, des granulomes⁴³, des malformations artério-véneuses (Maser *et al.*, 1983) et (Kandamany *et Mahaffey*, 2009), le traitement des verrues et de certaines lésions sexuelles d'origine virale. L'énergie émise par le laser CO₂ est absorbée par l'eau contenue dans les cellules. Son coefficient d'absorption étant très élevé, sa profondeur de pénétration est très faible, elle est estimée à 20 µm (Welch *et al.*, 1989). Son effet est donc localisé et s'étend très peu aux tissus avoisinants. Néanmoins son utilisation en tant qu'abrasif peu provoquer de nombreuses complications (Belhaouari *et al.*, 2004) et comme tous lasers médicaux, son utilisation est réglementé.

3. Expérimentations *in-vivo*

Les objectifs de cette étude sont les suivants :

- Tester différentes puissances lasers en variant la durée d'exposition sur la peau, afin de connaître le degré de brûlure correspondant.
- Comparer les dommages engendrés par des lasers de longueurs d'onde différentes (1940 nm, 808 nm et 10 600 nm) ; comparaison des températures cutanées et des degrés de brûlure.

Les résultats obtenus seront ensuite comparés aux résultats donnés par un modèle mathématique [cf. Chapitre III], dans le but de le valider et de l'améliorer.

⁴³ **Granulome** : nom donné à des tumeurs de nature inflammatoire, formées de tissu conjonctif très vasculaire et infiltrées de cellules polymorphes (histiocytes, leucocytes, plasmocytes,...). Elles peuvent être spécifiques et dues à la tuberculose, à la lèpre, à la syphilis...

3.1. Introduction

Quatre campagnes expérimentales sur modèle animal ont été réalisées. Cette étude a été approuvée par le comité consultatif d'éthique français concernant les expérimentations animales sous le numéro 2008/14.0. Les lasers utilisés lors de ces expérimentations sont pour la première campagne ; le 1940 nm, pour la seconde ; le 808 nm, pour la troisième campagne ; le 1940 nm et le 10 600 nm et enfin pour la quatrième et dernière campagne ; à nouveau le 1940 nm et le 10 600 nm. Pour réaliser les différents tests, quatre bancs d'essais ont été conçus. Les paragraphes suivants décrivent le matériel utilisé, les animaux et le protocole de ces expérimentations.

3.2. Matériel

3.2.1. Bancs d'essai

Les systèmes de chauffe utilisés sont :

- un laser fibré IR (IPG LASER, Model : TLR-3, de classe IV), de longueur d'onde (λ) égale à 1940 nm et de puissance maximale égale à 4 Watts. A cette longueur d'onde, tout le flux laser est absorbé par les différentes couches constituant la peau (épiderme, derme et hypoderme) mais reste relativement en surface du tissu.
- le second est un laser fibré (Optotools, Type OTF 60-30 System, de classe IV), de longueur d'onde égale à 808 nm et de puissance maximum égale à 60 Watts. A cette longueur d'onde, le flux laser est absorbé en profondeur par les différentes couches constituant la peau.
- Le dernier est un laser CO₂ (Millennium lasers LTD, model : ML30/S, de classe IV), de longueur d'onde égale à 10,6 μ m et de puissance maximale égale à 40 Watts. Ce laser est refroidi en continu à l'aide d'eau circulant en circuit fermé grâce à un bain thermostaté (température de l'eau \approx 20°C). Contrairement aux précédents, à cette longueur d'onde, l'absorption du flux est complètement surfacique, c'est-à-dire que très peu de flux arrive jusqu'au derme (\approx 8% du flux).

Les deux premiers lasers sont des lasers à diode. Ces systèmes de chauffe sont pilotés par un Générateur de Fonction (FG 120 Yokogawa, 2 MHz), l'ensemble étant relié, pour les deux premières expérimentations, à un oscilloscope (Tektronix DPO 4104) qui permet de visualiser le signal de la commande laser, le signal de recopie de l'émission laser et la température de

surface cutanée donnée par un pyromètre IR (Ultrakust Thermophil INFRAplus® Type R2510-10, focale = 360 mm dans la bande 8-12 μm , gamme de température pour l'expérimentation : 0-200°C) placé de façon optimale en direction de la surface à brûler. Pour la troisième et la quatrième campagne expérimentale, le Générateur de Fonction est relié à un système d'acquisition (Nicolet Technologies, VISION XP) qui permet de visualiser le signal de la commande laser et la mesure de la température cutanée donnée par le pyromètre infrarouge. Lors des mesures, ce système d'acquisition entraîne un bruit moindre par rapport au système précédent.

Afin de transformer le faisceau laser de type Gaussien en une tache uniforme d'environ 15 mm par 15 mm, des kaléidoscopes en aluminium poli, usinés dans notre laboratoire, ont été utilisés. Deux kaléidoscopes ont été conçus ; un de longueur 180 mm et dont les dimensions de la cavité sont de 15 par 15 mm (Fig. 2.9) qui a servi lors de la première campagne et un de longueur 80 mm dont les dimensions de la cavité sont de 4 par 4 mm (Fig. 2.10 à 2.12). Ce dernier a été utilisé lors des trois autres expérimentations. Après les premiers essais, il s'est avéré nécessaire de concevoir un nouveau système car avec le premier kaléidoscope, la température cutanée ne pouvait être mesurée tout au long du processus de brûlure. En effet, afin d'obtenir une tâche uniforme d'environ 225 mm^2 , le kaléidoscope était en contact direct avec la peau de l'animal, ce qui empêchait le pyromètre de voir la zone à mesurer. Dans la deuxième version du banc expérimental, la cavité du kaléidoscope ne mesure que 4 par 4 mm ceci pour n'avoir dans le système que trois réflexions afin d'obtenir l'homogénéité, sans perdre trop d'énergie (*Breaban et al., 2001*). Nécessairement, une lentille spécifique des longueurs d'ondes utilisées a été placée à la sortie du kaléidoscope afin d'obtenir une tâche respectivement pour le 808, 1940 et 10 600 nm, de 15 mm, 14 mm et 12,8 mm de côté (de 13,5 et 12,9 mm de côté pour le laser de 1940 nm et de 10 600 nm lors de la dernière campagne). Afin de délimiter un plan de chauffe, un masque dont la cavité mesure également 15 par 15 mm a été disposé à l'extrémité du banc de mesure (Fig. 2.10 à 2.12).

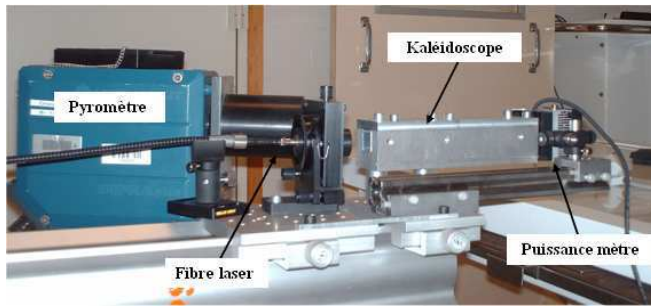


Figure 2.9 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 1940 nm. 1^{ère} campagne expérimentale

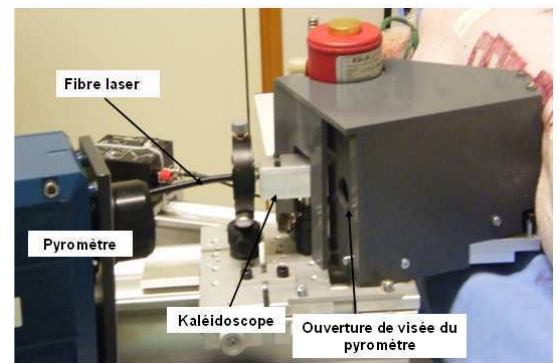


Figure 2.10 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 808 nm. 2^{ème} campagne expérimentale

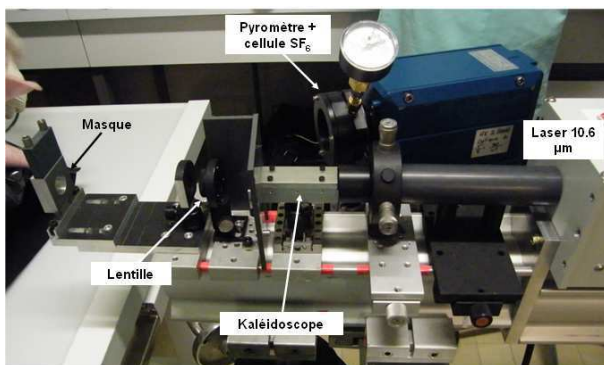


Figure 2.11 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 10,6 µm. 3^{ème} et 4^{ème} campagne expérimentale

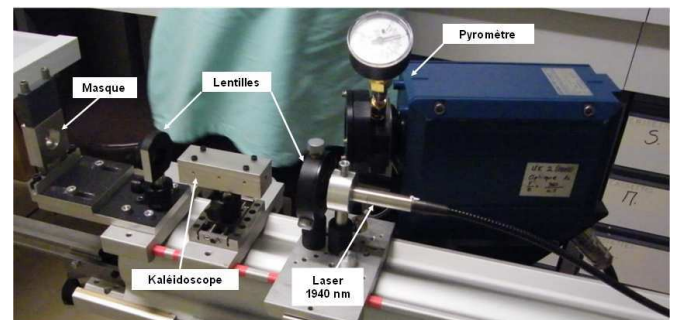


Figure 2.12 : Photographie du banc d'expérience et du matériel utilisé en situation expérimentale pour le laser de 1940 nm. 3^{ème} et 4^{ème} campagne expérimentale

Pour chaque banc d'essai, une image de la tâche laser a été réalisée avant l'expérimentation à l'aide d'une caméra (Finder Scop, tube à « balayage ») puis traitée à l'aide du logiciel d'image EasyGrab pour les lasers de longueur d'onde de 808 et 1940 nm (Fig. 2.13, 2.14 et 2.15). Pour le laser de 10 600 nm, la caméra est différente (Pyrocam II, Spiricon Inc, model : LBA-7XXPC). L'analyse de ces images est effectuée à l'aide de Scion Image (Fig. 2.16). Sur l'image 2.16, on observe des pics régulièrement répartis qui sont dus à des franges d'interférence. Celles-ci étant relativement petites, elles ne gênent en rien la réalisation des expérimentations.

Une des nombreuses difficultés de la conception de ces bancs d'essai est notamment le fait que le pyromètre disponible a une bande passante (8-12 µm) contenant la longueur d'onde laser de 10,6 µm. Dans de telles conditions, le pyromètre est saturé par les réflexions de cette longueur d'onde et les valeurs enregistrées ne sont donc pas correctes. Pour pallier ce

problème, un hublot a été placé au contact du pyromètre, constitué d'une fenêtre optique en ZnSe traité à $10,6 \mu\text{m}$ et dont la cavité comprise entre le pyromètre et la fenêtre est remplie d'un gaz absorbant cette longueur d'onde : le SF_6 . Différents essais préliminaires ont montré que ce montage fonctionnait correctement. Néanmoins, le gaz et l'optique entraînent une incertitude concernant l'émissivité de la peau vue par le pyromètre. Pour connaître ce paramètre essentiel, le montage a été placé devant un corps noir et l'émissivité mesurée est de 0,7 contre 1 en situation normale (situation pour le laser de 1940 nm et de 808 nm). Lors des deux dernières expérimentations, aucune fuite de gaz qui pourrait entraîner l'absorption du faisceau laser ($10,6 \mu\text{m}$) incident ce qui diminuerait son impact sur le tissu n'a été observé.

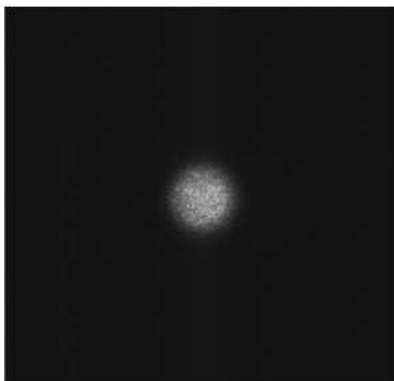


Figure 2.13 : Image du faisceau gaussien avant d'entrer dans le kaléidoscope (caméra Finder Scop).

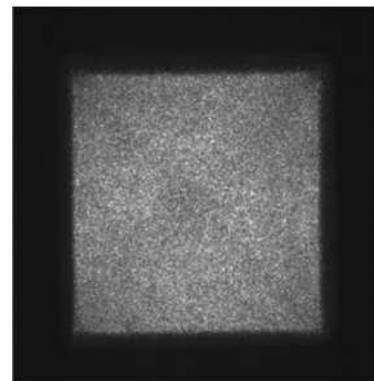


Figure 2.14 : Image du faisceau à la sortie du kaléidoscope prise avant l'expérimentation animale (caméra Finder Scop).

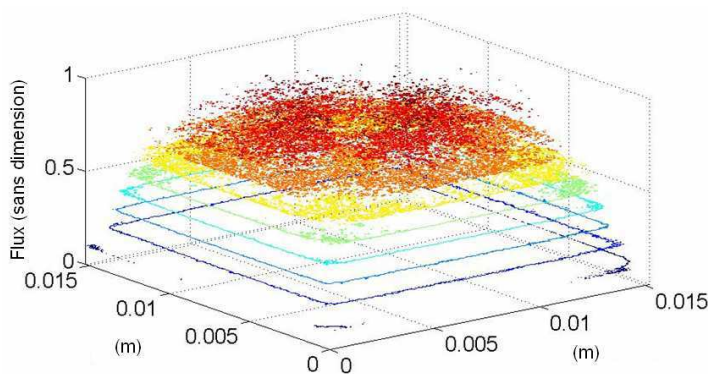


Figure 2.15 : Distribution 3D de la tâche en sortie du kaléidoscope (caméra Finder Scop).

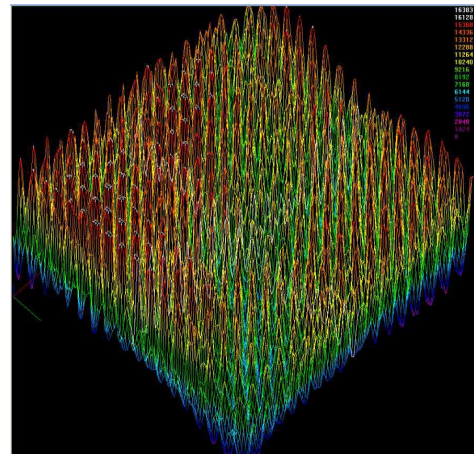


Figure 2.16 : Distribution 3D du faisceau au niveau du masque, avant l'expérimentation (caméra Pyrocam II).

Un étalonnage, à la sortie du kaléidoscope ou au niveau du masque (suivant la configuration du banc), de la puissance (W) laser émise en fonction de la tension de

commande (V) envoyée a été effectuée avant et/ou après l'expérimentation à l'aide d'un fluxmètre (Gentec-e, Solo PE 12 V 800 mA ; Détecteur : Cooler Master UP19K-110F-H5-DO, 12 V 160 mA) pour chaque campagne expérimentale (Tableau 2.1 à 2.6).

Tension (V)	Laser de 1940 nm		Laser de 808 nm	
	Avant Puissance (W)	Après Puissance (W)	Tension (V)	Puissance (W)
1	0,0	0,0	0,0	0,0
2	0,2	0,2	0,2	0,0
3	0,6	0,55	0,4	0,4
4	0,9	0,9	0,6	3,6
5	1,3	1,3	0,8	6,6
6	1,7	1,6	1,0	9,7
7	2,1	2,0	1,2	12,8
8	2,4	2,3	1,4	16,0
9	2,8	2,6	1,6	18,7
10	3,1	3,0	1,7	20,3
			1,8	21,7
			1,9	23,2
			2,0	24,7
			2,1	26,2
			2,2	27,6

Tableau 2.1 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm à la sortie du kaléidoscope avant et après l'expérimentation. 1^{ère} campagne expérimentale.

Tableau 2.2 : Valeurs d'étalonnage du laser 808 nm à la sortie du kaléidoscope avant l'expérimentation. 2^{ème} campagne expérimentale.

Laser de 10,6 μm		Laser de 1940 nm	
Tension (V)	Puissance (W)	Tension (V)	Puissance (W)
1,0	1,7	1,0	0,0
1,2	2,9	2,0	0,2
2,1	8,8	3,0	0,5
3,0	12,7	4,0	0,8
4,0	15,0	5,0	1,1
5,0	16,8	6,0	1,4
		7,0	1,7
		8,0	2,0
		9,0	2,2
		10,0	2,5

Tableau 2.3 : Valeurs d'étalonnage du laser 10,6 μm au niveau du masque avant l'expérimentation.

Tableau 2.4 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm au niveau du masque avant l'expérimentation.

3^{ème} campagne expérimentale.

Laser de 10,6 μm		Laser de 1940 nm	
Tension (V)	Puissance (W)	Tension (V)	Puissance (W)
1,0	1,4	7,0	1,5
1,05	1,7	9,0	2,0
1,2	2,6	10,0	2,2
2,9	11,7		
5,0	15,6		

Tableau 2.5 : Valeurs d'étalonnage du laser 10,6 μm au niveau du masque avant et après (même résultats) l'expérimentation.

Tableau 2.6 : Valeurs d'étalonnage du laser 1940 nm au niveau du masque avant et après (même résultats) l'expérimentation.

4^{ème} campagne expérimentale.

3.2.2. Les animaux

Pour ces quatre campagnes expérimentales, huit porcs charcutiers femelles (deux par campagne) ont été considérés. Ils sont respectivement nommés pour chaque campagne P187 et P188, P195 et P196, P203 et P204 et enfin P214 et P215. Ces animaux pèsent respectivement 25,0 – 26,0 – 23,7 – 24,0 – 21,5 – 19,9 – 20,8 et 17,1 kg. Ils ont été prémédiqués et anesthésiés lors de l'étude et ont également reçu des analgésiques tout au long de l'expérimentation. Pour leur confort, ainsi que pour une meilleure manipulation, les porcs sont posés sur un rectangle de mousse compacte.

▪ *Anesthésie*

Les animaux ont été anesthésiés avant les essais de brûlure selon le protocole suivant :

- Prémédication à l'azapérone (StresnilND) en intramusculaire.
- Anesthésie générale au mélange Télétamine + Zolazépam (Zoletil 100) à 6 mg/kg, en intramusculaire.
- Relais en anesthésie gazeuse jusqu'à la fin de l'exposition. Gaz porteur : O₂ pur à 1 L/min et Isoflurane à 2%.

Lors de la manipulation des animaux avant les biopsies, une prémédication au Stresnil puis une anesthésie au Zoletil 100 ont été réalisées.

▪ *Analgesie*

L'analgesie a été assurée avant l'exposition, dès l'anesthésie générale, par l'utilisation de 10 mg/ml de Morphine injectée en sous-cutanée. Puis le relais était assuré par la diffusion transcutanée d'un dérivé morphinique par application d'un patch de fentanyl (DurogésicND) à 50 µg/h (8,4 mg/21 cm²) permettant une analgesie de 3 jours.

▪ *Euthanasie*

Les porcs ont été euthanasiés par injection intraveineuse de 20 ml de pentobarbital sodique (DoléthalND) en fin de protocole (j+2).

3.2.3. Protections individuelles

Enfin pour éviter tout risque de lésions oculaires, les expérimentateurs disposent de protections individuelles de type masque et lunette spécifiques à la longueur d'onde laser. D'autre part, pour diminuer les risques d'infections des animaux, les expérimentateurs portent également des surchaussures, une blouse et un masque médical filtrant.

3.3. Protocole

Les animaux ont été tondus et leur peau a été nettoyée. L'expérimentation s'est déroulée sur 3 jours (Fig. 2.17) ;

- jour 1 (J0) : anesthésie et essais de brûlure de la peau des animaux,
- jour 2 (J+1) : repos des animaux,
- jour 3 (J+2) : euthanasie et biopsies des lésions.

Afin de délimiter les surfaces à brûler, de l'encre a été appliquée, à l'aide d'un tampon encreur, sur toute la surface en contact avec l'animal (sortie du kaléidoscope ou masque). Le numéro de l'animal ainsi qu'une lettre ont été attribués pour chaque essai.

Les durées et les puissances d'exposition sont variables, néanmoins, pour chaque « couple » durée - puissance, trois expérimentations ont été réalisées afin de limiter les biais expérimentaux. La température cutanée des zones brûlées a été mesurée à l'aide du pyromètre et les plaies ont été photographiées. Après brûlure, les plaies ont été recouvertes d'un pansement constitué de Tulle grasND recouvert d'une compresse et maintenu en place à l'aide d'ElastoplasteND entourant le corps de l'animal.

J0	J+1	J+2
Essais de brûlures de la peau des animaux anesthésiés	Repos des animaux sous analgésiques	Euthanasie et biopsies des lésions

Figure 2.17 : Résumé du protocole d'expérimentation.

3.3.1. Première campagne expérimentale (laser de 1940 nm)

Comme signalé dans l'introduction, le kaléidoscope utilisé dans la première campagne d'essai est en contact direct avec la peau de l'animal. Lors de cette première expérimentation, cinq étapes ont été suivies pour étudier la brûlure :

- 1) mesure de la température cutanée initiale de l'animal à l'aide du pyromètre,
- 2) mise en place du kaléidoscope en contact avec la peau de l'animal,
- 3) tir laser,
- 4) recul (le plus rapidement possible) du kaléidoscope après visualisation sur l'oscilloscope de la fin du tir,
- 5) simultanément à l'étape n°4 ; mesure de la température cutanée de l'animal juste après la brûlure et jusqu'à ce que celle-ci soit proche de la température initiale.

Ainsi, respectivement 25 et 21 essais sur les flancs, de part et d'autre de la colonne vertébrale de l'animal P188 (13 côté droit et 12 côté gauche, Fig. 2.18) et P187 (12 côté gauche et 9 côté droit, Fig. 2.19) ont été réalisés. L'animal P188 était pigmenté de façon superficielle sur l'arrière, une plaie (P188-Y) a donc été effectuée à cet endroit pour observer si la pigmentation influence le degré de brûlure. Trois brûlures laser supplémentaires ont été réalisées après euthanasie de l'animal P187 afin d'observer l'influence de la circulation sanguine sur le degré de brûlure (Fig. 2.19).

A J+2 une biopsie de chaque plaie (sur animaux anesthésiés) a été effectuée ainsi qu'une biopsie de peau saine sur l'animal P187.

3.3.2. Seconde, troisième et quatrième campagne expérimentale

Contrairement à l'expérimentation précédente, la méthode de « brûlure » des trois autres est moins contraignante et nécessite très peu de manipulation. En effet, le kaléidoscope n'étant pas en contact avec la peau, la visée du pyromètre permet une mesure de la température du tissu en continu.

- Seconde campagne (laser de 808 nm) : pour les animaux P195 et P196, respectivement 25 et 20 essais sur les flancs, de part et d'autre de la colonne vertébrale (12 côté droit et 13 côté gauche (Fig. 2.20) et 8 côté gauche et 12 côté droit (Fig. 2.21)) ont été réalisés. Quatre brûlures lasers supplémentaires ont été réalisées après euthanasie de l'animal P196 (côté droit) afin d'observer l'influence de la circulation sanguine sur le degré de brûlure. Notons que l'animal P195 est décédé prématurément après l'expérimentation de la première journée ; décès dû à une dépression respiratoire de cause inconnue.
- Troisième campagne (laser de 1940 nm et de 10,6 μm) : respectivement 27 et 24 essais sur les flancs, de part et d'autre de la colonne vertébrale de l'animal P203 (12 côté droit et 15 côté gauche, Fig. 2.22) et de l'animal P204 (10 côté gauche et 14 côté droit dont 6 lésions engendrées par le laser de longueur d'onde de 1940 nm, Fig. 2.23) ont été réalisés.
- Quatrième campagne (laser de 1940 nm et de 10,6 μm) : enfin, respectivement 25 essais à l'aide du laser de 10,6 μm et 24 essais à l'aide du laser de 1940 nm, de part et d'autre de la colonne vertébrale de l'animal P214 (14 côté droit et 11 côté gauche, Fig. 2.24) et de l'animal P215 (11 côté droit et 13 côté gauche, Fig. 2.25) ont été réalisés.

Pour toutes les expérimentations, les biopsies ont été effectuées à J+2. Une biopsie de peau saine (témoin) est également réalisée lors de chaque campagne.

Les temps d'exposition ainsi que les puissances lasers testés pour chaque essai sont résumés dans les tableaux 2.8, 2.9 et 2.10 à la fin de ce chapitre.

Légende des figures 2.18 à 2.25 : **carré rouge** : tir laser de 1940 nm, **carré vert** : tir laser de 808 nm, **carré bleu** : tir laser de 10 600 nm, **cercle noir** : témoin, **carré strié** : tir laser après euthanasie, **carré plein marron** : peau pigmentée.

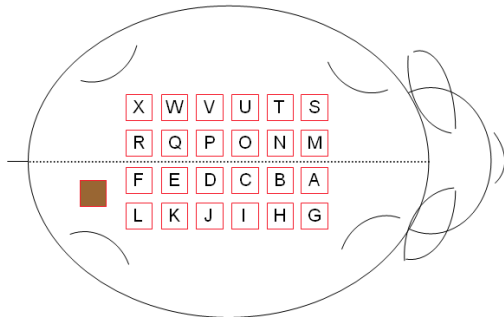


Figure 2.18 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P188.
1^{ère} campagne expérimentale

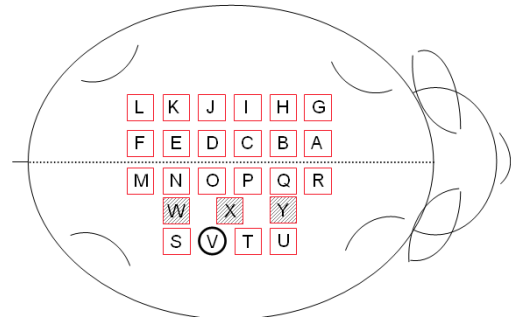


Figure 2.19 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P187.

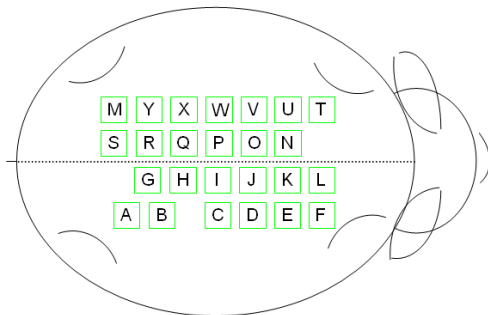


Figure 2.20 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P195.
2^{ème} campagne expérimentale

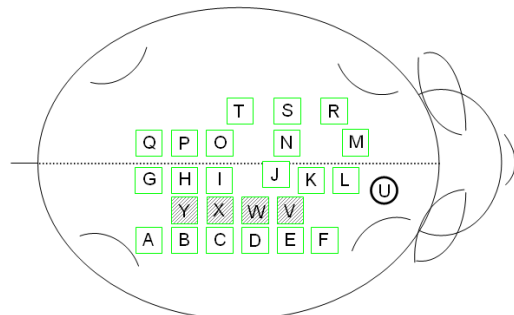


Figure 2.21 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P196.

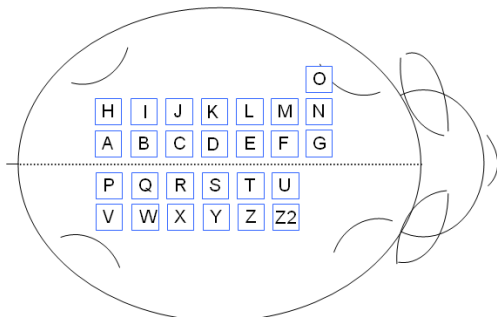


Figure 2.22 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P203.
3^{ème} campagne expérimentale

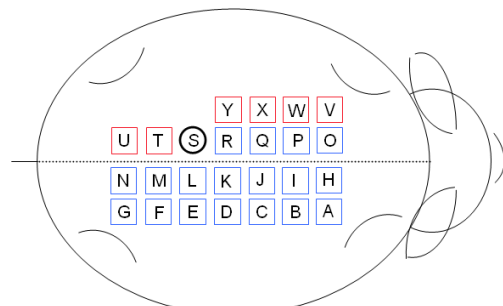


Figure 2.23 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P204.

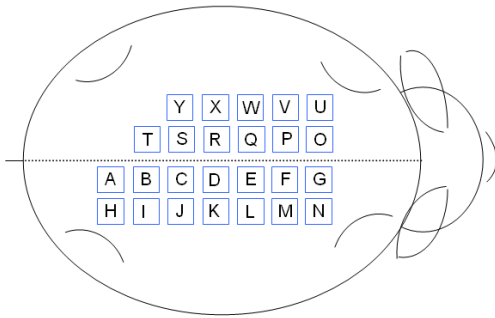


Figure 2.24 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P214.

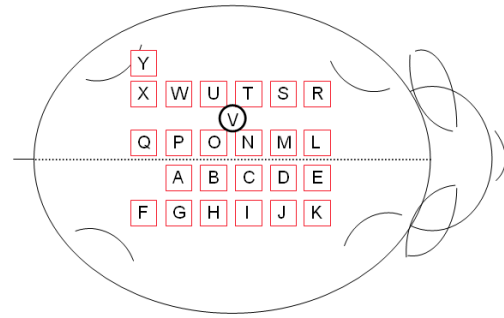


Figure 2.25 : Représentation schématique de la localisation des brûlures de l'animal P215.

4^{ème} campagne expérimentale

3.4. Résultats des expérimentations animales

Tous les animaux, excepté l'animal P195 décédé à J0, ont bien supporté l'expérimentation. Aucun signe de douleur n'a été relevé ; absence de vocalise, de prostration et d'anorexie.

3.4.1. Observations macroscopiques

L'utilisation du kaléidoscope permet d'homogénéiser le flux laser de façon à obtenir une plaie d'apparence uniforme sur une surface d'environ 225 mm².

▪ *Première campagne expérimentale*

Deux types de brûlure ont été observés. Le premier, d'aspect blanc nacré entouré d'un liseré érythémateux (rouge) fait penser macroscopiquement à une brûlure de 2^{ème} degré profond voir de 3^{ème} degré (Fig. 2.26). Le second, d'aspect érythémateux (rougeur) sur toute sa surface correspondrait macroscopiquement à une brûlure du 1^{er} degré (*Lemaire et Maas, 1983*) et (*Wachtel et al., 1978*) (Fig. 2.26). A J+2, les plaies sont macroscopiquement similaires à J0. Une observation par caméra infrarouge avant biopsie n'a montré aucune différence de température entre les plaies et la peau saine.

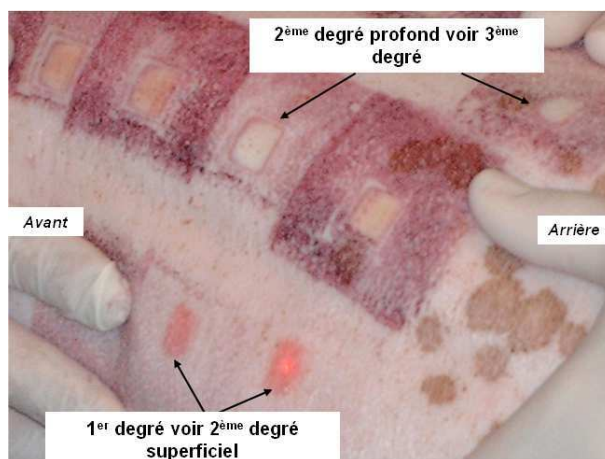


Figure 2.26 : Photographie montrant les deux types de brûlures observées macroscopiquement (Brûlure P188-F, O, P, Q, R, W et X).

- *Seconde campagne expérimentale*

Deux types de « lésion » ont été observés : pas de lésion apparente et une plaie d'aspect érythémateux (rougeur) sur toute sa surface qui correspondrait macroscopiquement à une brûlure de 1^{er} ou 2^{ème} degré (Lemaire et Maas, 1983) et (Wachtel et al., 1978) (Fig. 2.27). A J+2, les plaies sont macroscopiquement similaires à J0. Il n'y a apparemment pas de brûlure de 3^{ème} degré.

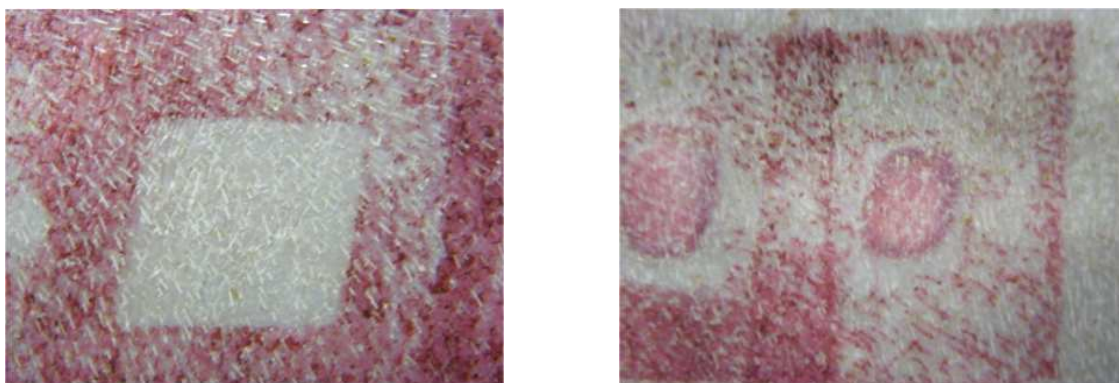


Figure 2.27 : Photographies montrant les deux types de « lésion » observés macroscopiquement (Brûlure P196-Q et R, S à J+2). Remarque : la couleur rouge correspond à l'encre du tampon encreur qui délimite la brûlure.

- *Troisième et quatrième campagnes expérimentales*

Les quatre types de « lésion » ont été observés : absence de lésion apparente, des plaies d'aspect érythémateux (rougeur) sur toute leur surface qui correspondraient macroscopiquement à des brûlures de 1^{er} ou 2^{ème} degré ainsi que des plaies blanches voir blanc nacré qui correspondraient à une brûlure de 2^{ème} degré profond ou 3^{ème} degré (Lemaire et Maas, 1983) et (Wachtel et al., 1978) (Fig. 2.28 et 2.29). A J+2, les plaies sont macroscopiquement similaires à celles observées après essais (J0).

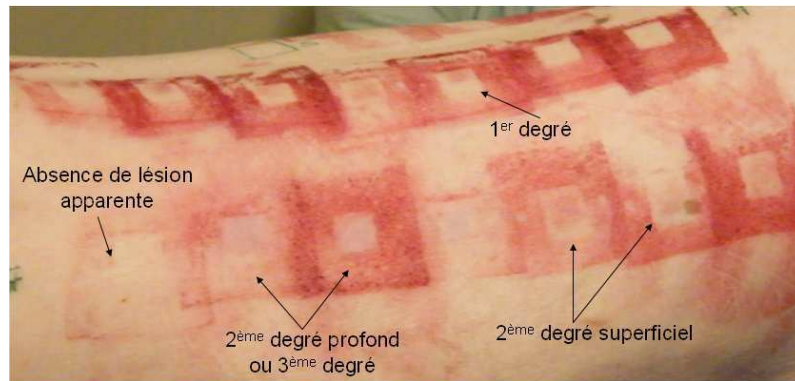


Figure 2.28 : Photographie montrant les 4 types de « lésion » observés macroscopiquement (brûlures P204 coté droit).

Remarque : la couleur rouge correspond à l'encre du tampon encreur qui délimite la brûlure.
3^{ème} campagne expérimentale

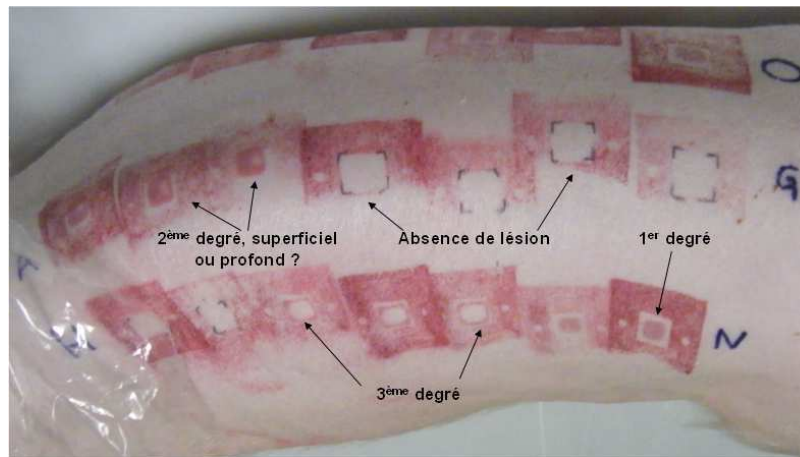


Figure 2.29 : Photographie montrant les 4 types de « lésion » observés macroscopiquement (brûlures P214 coté droit).

Remarque : la couleur rouge correspond à l'encre du tampon encreur qui délimite la brûlure.
4^{ème} campagne expérimentale

3.4.2. Mesure des températures en surface

A l'aide du pyromètre, l'évolution de la température en surface de la peau des cochons, (appelée « température cutanée ») a pu être mesurée pour différentes puissances et différents temps d'exposition laser et ce pour les trois lasers de longueurs d'onde différentes. Remarque : certaines courbes présentées dans ce chapitre et dans le chapitre suivant (Chapitre III) présentent des « oscillations ». Comme expliqué en annexe, celles-ci ont pour cause des perturbations électromagnétiques (cf. Annexe).

▪ *Première campagne expérimentale : laser de 1940 nm*

La température de la salle d'expérimentation était en moyenne de $22,1 \pm 0,7^\circ\text{C}$ avec une humidité relative de 55%. Cette campagne a été réalisée en juin 2008. La température cutanée initiale moyenne (T_{init}) des animaux P188 et P187, mesurée avant chaque essai, est respectivement de $32,7 \pm 0,4^\circ\text{C}$ et de $32,5 \pm 0,7^\circ\text{C}$. Les figures suivantes (Fig. 2.30 à 2.35) représentent l'évolution des températures cutanées lors des différents essais de cette première campagne expérimentale. Rappelons qu'étant donné le contact entre le kaléidoscope et la peau, l'évolution de température cutanée durant l'agression laser ne peut être enregistrée.

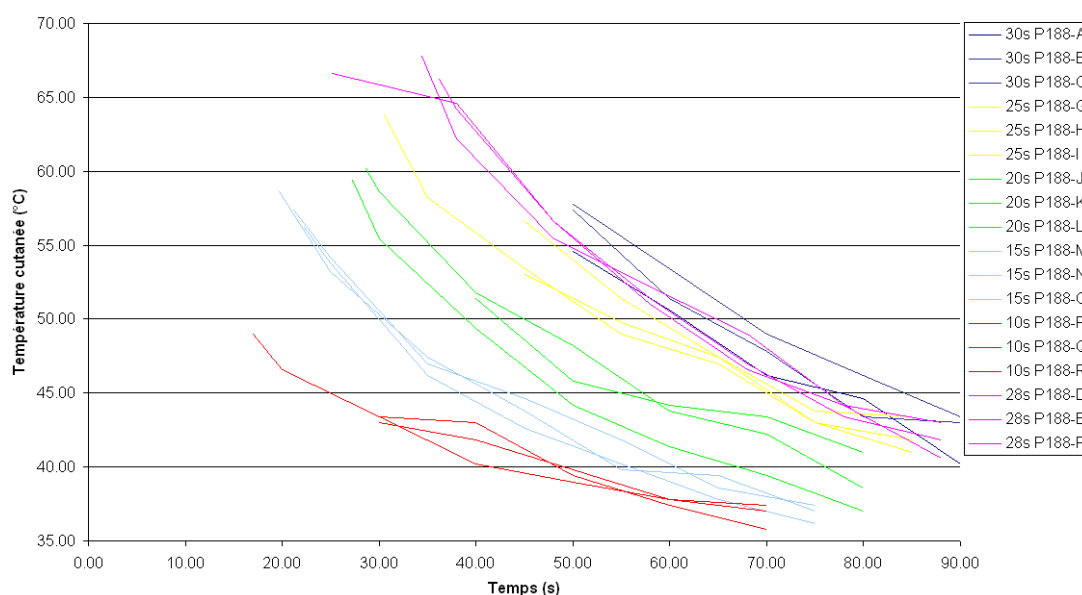


Figure 2.30 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.

Sur la figure précédente, la température cutanée maximale a été enregistrée lors de la condition P188-E (agression de 28 s à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$) ; 6,4 secondes après la fin du tir laser (soit à 34,4 s sur la Fig. 2.30) elle est de $67,8^\circ\text{C}$. Comme prévu, plus le temps d'exposition est élevé, plus la température cutanée est importante.

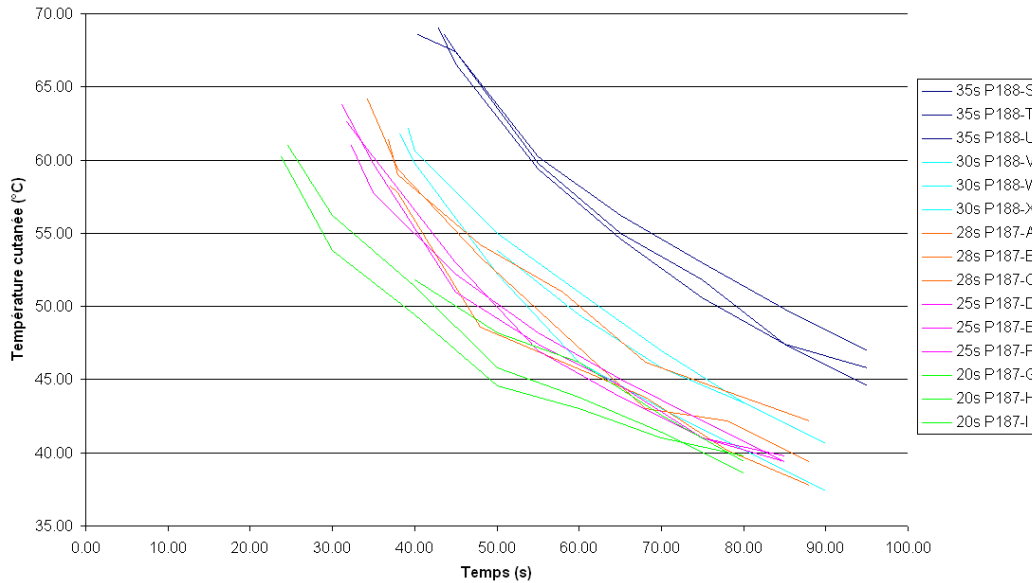


Figure 2.31 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.

La température cutanée maximale enregistrée lors des essais à $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ est de $69,0^\circ\text{C}$, 8,0 secondes après la fin du tir laser lors de la condition P188-T (soit à 43,0 s sur la Fig. 2.31). Contrairement aux tests précédents à puissance maximale, dans le cas ci-dessus, seule l'évolution de la température cutanée de la peau lors des temps d'exposition laser de 35 s, se détache nettement des autres tests. Pour un temps inférieur, les températures sont plus ou moins confondues.

La température cutanée maximale enregistrée lors des essais à $1,1 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ est de $65,0^\circ\text{C}$ 5,2 secondes après la fin du tir laser lors de la condition P187-L (soit à 45,2 s sur la Fig. 2.32). De la même façon que pour les premiers essais, plus le temps d'exposition laser est important, plus la température cutanée de la peau de l'animal est élevée.

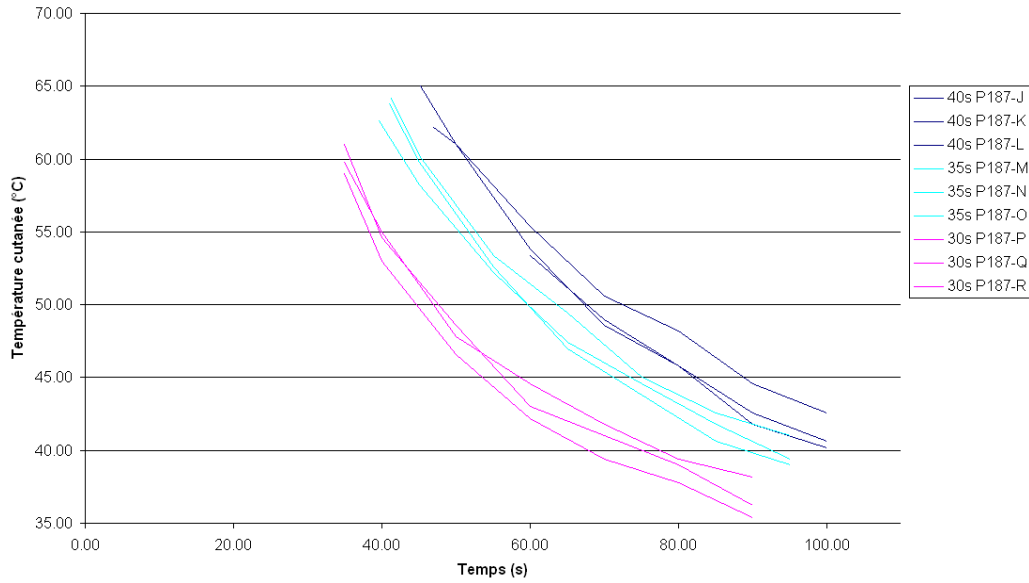


Figure 2.32 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,1 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Les temps d'exposition étant variables.

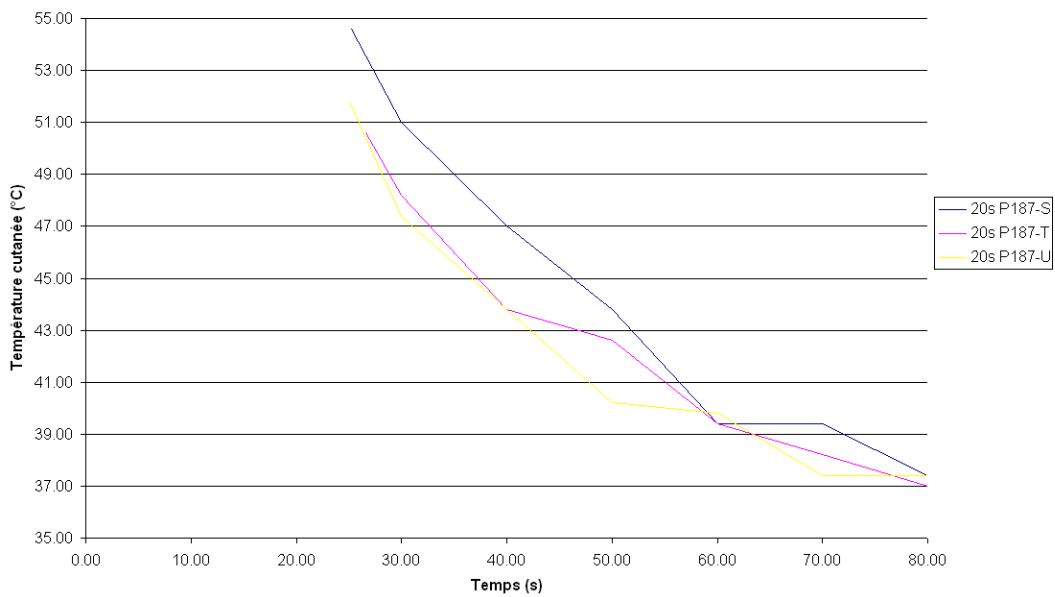


Figure 2.33 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

A cette puissance une seule condition a été testée. La température cutanée maximale enregistrée est de $54,6^\circ\text{C}$, 5,3 secondes après le tir laser (soit à 25,3 s sur la Fig. 2.33).

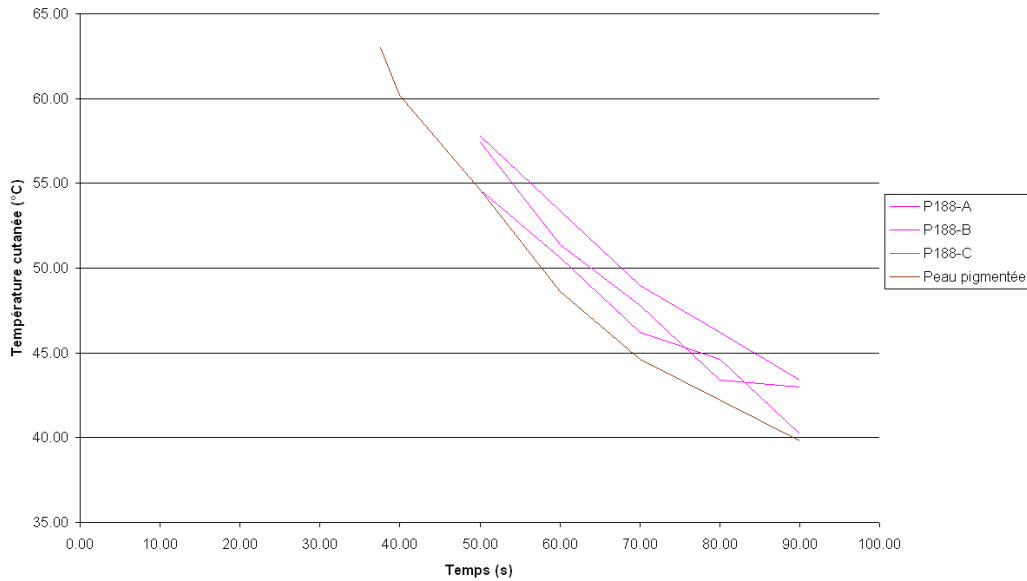


Figure 2.34 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s : comparaison peau pigmentée/peau non pigmentée.

L'analyse de ces derniers résultats est délicate à effectuer sur un seul essai (Fig. 2.34). Néanmoins, il semble tout de même que pour une même puissance, la température cutanée de la peau pigmentée est moins importante. Cela entraîne-t-il une différence de gradation de la lésion ? Ce résultat sera discuté dans le paragraphe 3.4.3. Rappelons tout de même que le laser utilisé pour cette première campagne d'essai *in-vivo* a une longueur d'onde de 1940 nm. Or à cette longueur d'onde le chromophore est l'eau et non la mélanine, et aucune différence entre la peau pigmentée et non pigmentée ne devrait être observée.

Le graphique suivant (Fig. 2.35) représente l'évolution de la température cutanée chez l'animal vivant et euthanasié, lors d'une même condition expérimentale. On observe qu'il n'y a pas de différence significative entre les températures du *vivant* et celles du *mort*. L'explication de cette observation se trouve peut être dans le fait que l'essai est réalisé peu de temps après l'euthanasie, l'animal n'a pas vraiment le temps de *refroidir*. Néanmoins, la circulation sanguine est tout de même interrompue.

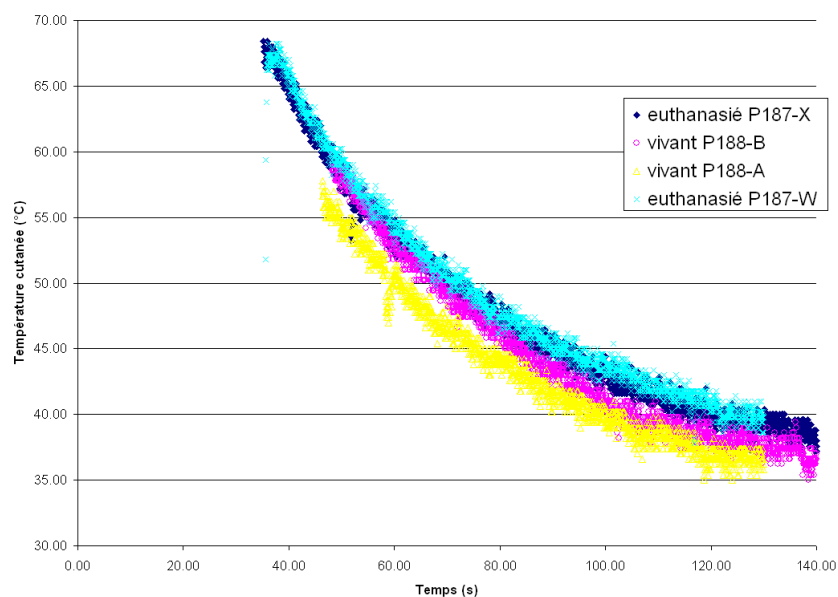


Figure 2.35 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal lors des essais lasers de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s : comparaison entre l'animal vivant et mort.

▪ *Seconde campagne expérimentale : laser de 808 nm*

La température de la salle d'expérimentation était en moyenne de $23,0 \pm 0,3^\circ\text{C}$ avec une humidité relative de 32%. Cette campagne a été réalisée en novembre 2008. Les températures cutanées initiales moyennes (T_{init}) des porcs P195 et P196 sont respectivement de $34,5 \pm 0,5^\circ\text{C}$ et de $35,8 \pm 0,9^\circ\text{C}$. Les températures cutanées maximales toutes expériences confondues varient entre $37,0$ et $69,1^\circ\text{C}$. Les signaux de températures étant parasités par un bruit relativement important, un « smoothing » a été effectué à l'aide du logiciel Origin 6.1. Ce bruit parasite est dû au système d'acquisition. De la même façon que précédemment, différentes conditions de puissance et de temps d'exposition ont été testées. Les graphiques suivants classés de la plus faible à la plus forte puissance testée (Fig. 2.36 à 2.40), montrent les différents résultats de température cutanée obtenus.

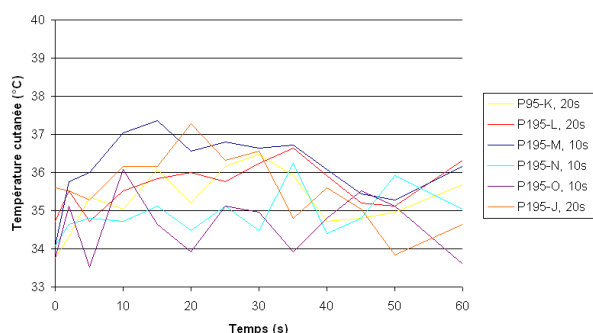


Figure 2.36 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance égale à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.

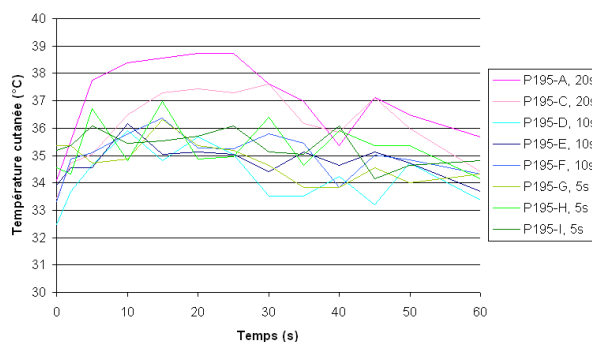


Figure 2.37 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance égale à $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.

On remarque que pour ces faibles éclaircissements (Fig. 2.36 et 2.37), la différence entre la température cutanée initiale (T_{init}) et les températures cutanées pendant et/ou après la chauffe est inférieure à 10°C . D'autre part, exceptés les essais P195-A et C, les évolutions de température cutanée des autres essais sont très peu différenciables. A noter : l'absence de résultats du test P195-B due à un problème d'enregistrement.

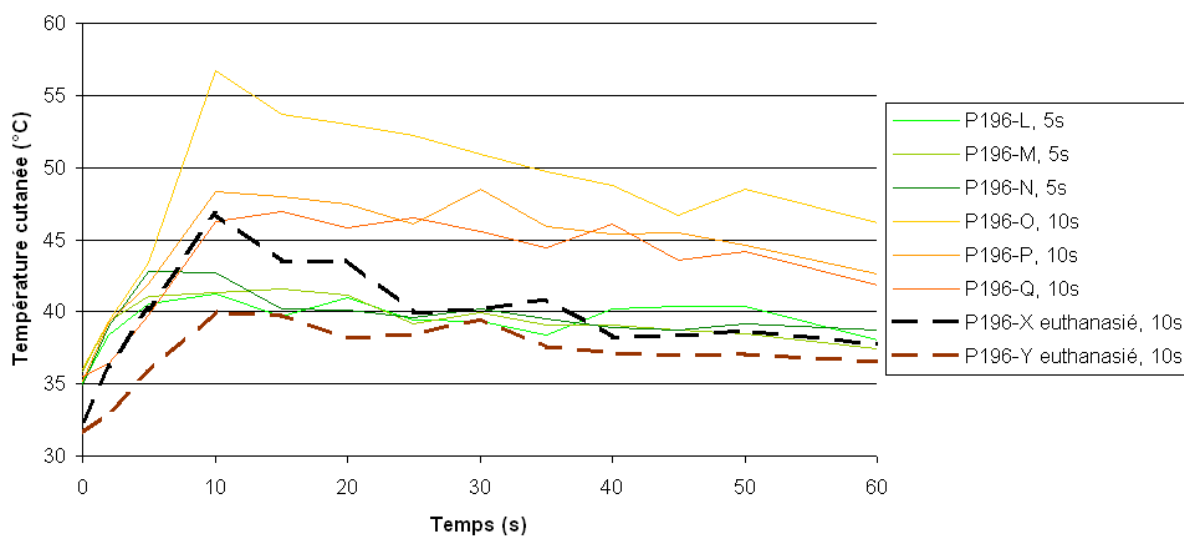


Figure 2.38 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $9,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.

La figure 2.38 permet également de comparer l'évolution de température cutanée de l'animal vivant et euthanasié. A cause de la limitation du nombre de biopsies ; 50 par campagne, seulement deux essais ont pu être testés à $9,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ chez l'animal mort. La température cutanée initiale moyenne de l'animal P196 euthanasié est de $31,9 \pm 0,2^\circ\text{C}$. Soit une différence de près de 4°C par rapport à T_{init} de P196 vivant. D'autre part, les températures maximales enregistrées respectivement pour les essais P196-X et P196-Y sont de 48,8 et

44,8°C. Soit une différence de 4°C pour une même condition. Cette différence est de 14,4°C entre l'essai P196-Y (euthanasié) et l'essai P196-O (vivant) et de 2,4°C entre l'essai P196-X (euthanasié) et P196-Q (vivant). La reproductibilité de ce laser n'étant pas parfaite, ainsi que le fait que la mesure de température soit exclusivement en surface du tissu, ces deux essais ne permettent pas de conclure sur l'influence de la circulation sanguine dans le processus de brûlure.

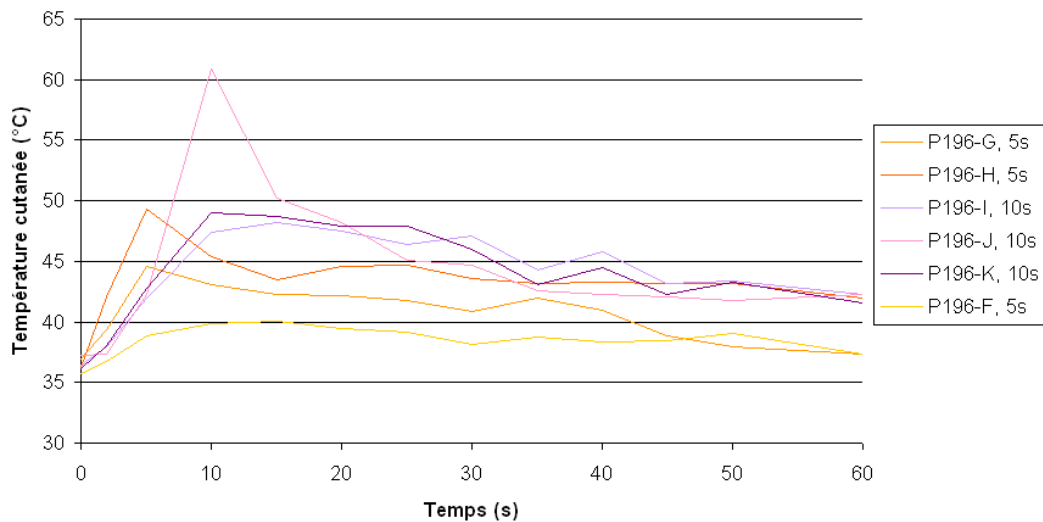


Figure 2.39 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $11,0 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.

La figure ci-dessus (Fig. 2.39) confirme les observations précédentes : le laser de 808 nm a une reproductibilité assez mauvaise et cela même pour des puissances élevées (presque 10 fois supérieure à la puissance maximale du laser de 1940 nm), il entraîne une augmentation de la température cutanée relativement faible.

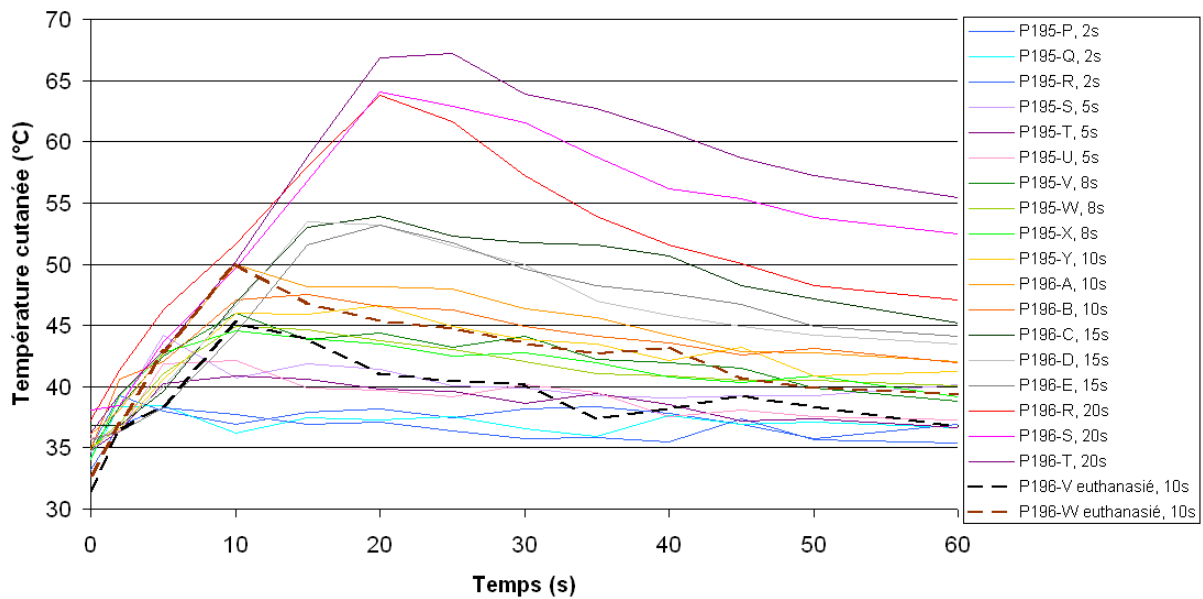


Figure 2.40 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables.

Contrairement aux essais à puissance faible, les essais ci-dessus (Fig. 2.40) réalisés à puissance maximale (puissance maximale mesurée sur la cible après passage du faisceau laser dans deux lentilles et dans le kaléidoscope), montrent une différence entre la température cutanée initiale et la température cutanée maximale lors de la chauffe supérieure à 30°C (essai P196-T). On observe également que plus le temps d'exposition laser est important plus la température cutanée est importante. Concernant les essais sur l'animal euthanasié, les remarques sont les mêmes que précédemment (Fig. 2.38).

- *Troisième campagne expérimentale : laser de 10 600 nm*

La température de la salle d'expérimentation était en moyenne de $22,0 \pm 0,4^\circ\text{C}$ avec une humidité relative de 31%. Cette campagne a été réalisée en juin 2009. Une première analyse des résultats montre que les températures cutanées initiales moyennes (T_{init}) des porcs P203 et P204 sont respectivement de $29,9 \pm 0,5^\circ\text{C}$ et de $31,4 \pm 0,4^\circ\text{C}$. Les températures cutanées maximales (T_{max}) toutes expériences confondues varient entre $40,5$ et $93,2^\circ\text{C}$. Le laser de longueur d'onde de 10 600 nm étant de puissance élevée et absorbé en surface de la peau, des temps de tir très courts allant de 0,1 à 2 s ont été testés. Afin de faciliter la lecture des résultats, un seul des trois essais par condition est représenté sur les graphiques. Néanmoins, le laser de 10 600 nm a une bonne reproductibilité.

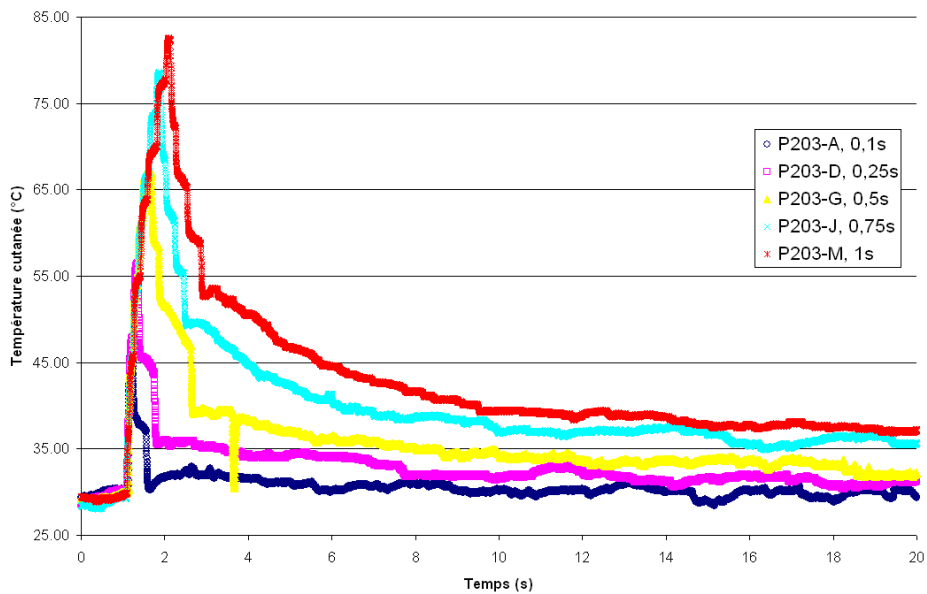


Figure 2.41 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

Ces essais réalisés à la puissance maximale (Fig. 2.41) que l'on peut atteindre avec le banc laser de $10,6 \mu\text{m}$, ont permis d'atteindre une température en surface de $82,6^\circ\text{C}$. Soit une augmentation par rapport à la température initiale de l'emplacement P203-M de $52,4^\circ\text{C}$. Une chauffe de 0,1 s permet une augmentation de $16,7^\circ\text{C}$. A titre de comparaison, il est rappelé qu'un tir de 2 s à $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ avec le laser de 808 nm entraîne une augmentation de la température cutanée d'environ 10°C .

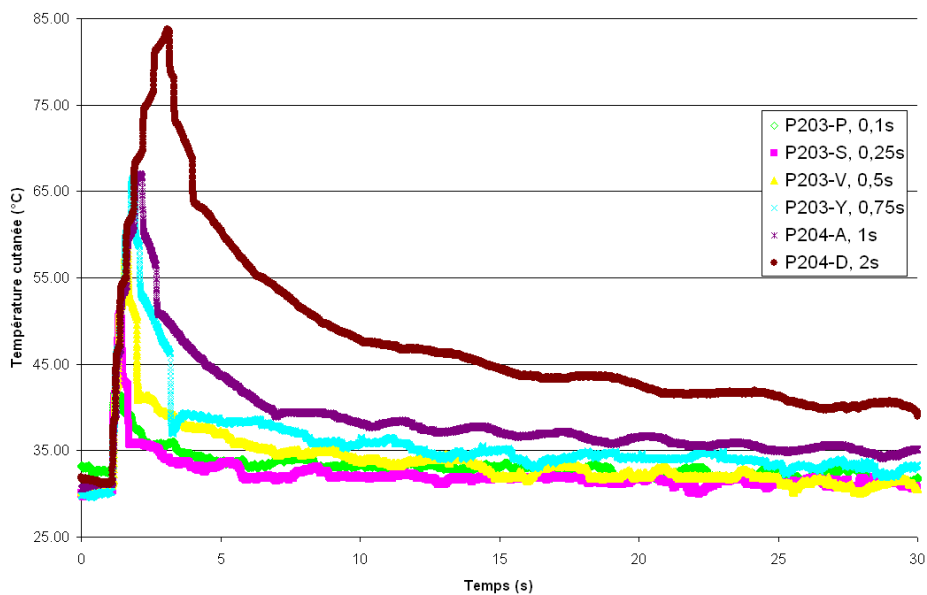


Figure 2.42 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

La température cutanée maximale atteinte est de 83,7°C, soit une élévation de 52,2°C en 2 s de chauffe (Fig. 2.42). Cette augmentation est sensiblement identique à celle de la figure 2.41 ; un tir de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s équivaut à un tir de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 2 s. D'autre part, comme précédemment, on remarque nettement que plus le temps d'exposition est important, plus la température cutanée est augmentée.

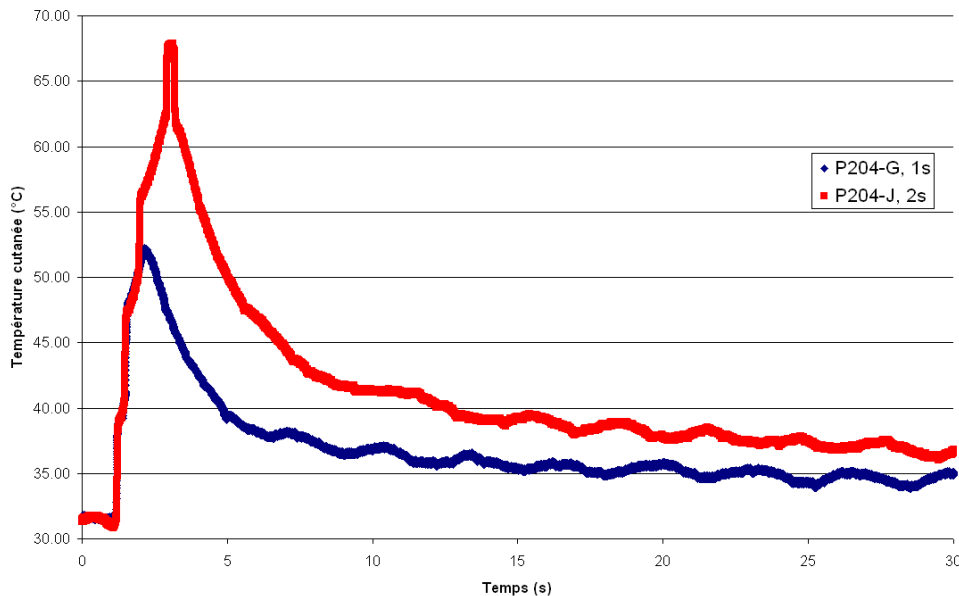


Figure 2.43 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $4,5 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition de 1 et 2 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

La température cutanée maximale enregistrée lors de ces essais (Fig. 2.43) est de 67,9°C, essai P204-J. Aux vues de ces différents résultats, on observe que malgré des temps d'expositions très courts, le laser de $10,6 \mu\text{m}$, peut entraîner des dommages tissulaires très importants. Lors de cette campagne expérimentale, quelques essais de tir laser de 1940 nm ont également été réalisés. Afin d'éviter toutes répétitions, ces résultats seront discutés dans un prochain paragraphe qui comparera les températures cutanées mesurées pour les trois longueurs d'onde lors de mêmes conditions expérimentales. La température cutanée maximale enregistrée lors de ces expérimentations est de 93,2°C, chauffe réalisée avec le laser de 1940 nm pour une puissance de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s.

- *Quatrième campagne expérimentale : lasers de 10 600 et de 1940 nm*

La température de la salle d'expérimentation était en moyenne de $22,0 \pm 0,5^\circ\text{C}$ avec une humidité relative de 51%. La quatrième campagne expérimentale a été réalisée en novembre 2009. Une première analyse de ces signaux montre que les températures cutanées initiales moyennes (T_{init}) des porcs P214 et P215 sont respectivement de $31,0 \pm 0,7^\circ\text{C}$ et de $31,5 \pm$

0,8°C. Les températures cutanées maximales (T_{\max}) toutes expériences confondues varient entre 35,6 et 106,6°C. Lors de cette campagne, le laser de 10,6 μm a été réutilisé dans le but de tester des temps d'expositions lasers plus élevés, ceci afin de comparer ces résultats avec ceux des essais réalisés avec le laser de 1940 nm. De nouveaux tests avec ce dernier ont donc été effectués afin d'observer l'évolution de la température cutanée tout au long du processus de brûlure (ce qui n'avait pu être réaliser lors de la première campagne expérimentale). Les graphiques suivants représentent les résultats globaux de cette dernière campagne (2.44 à 2.48).

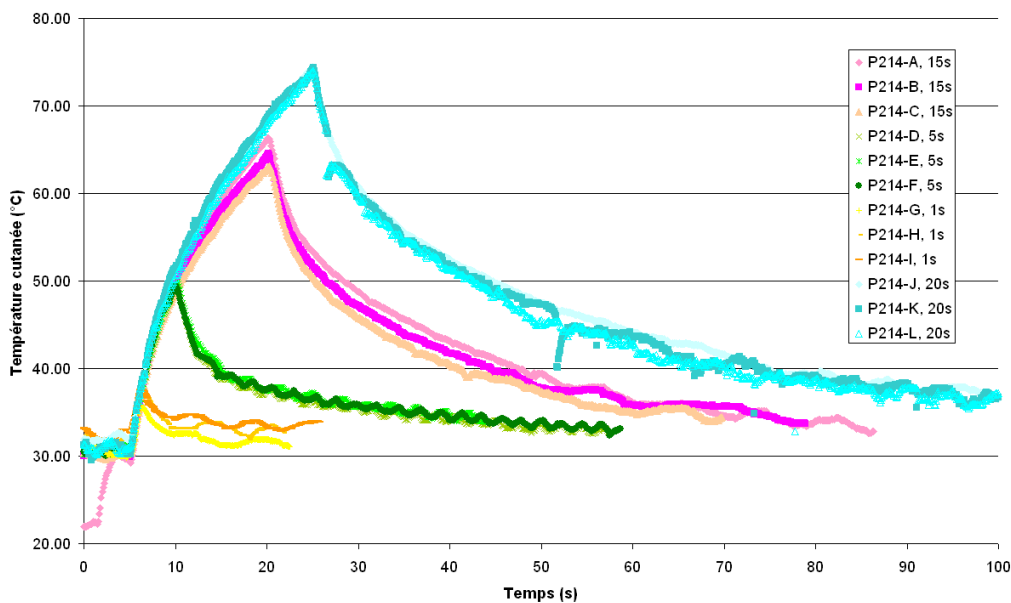


Figure 2.44 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de 10,6 μm .

Comme remarqué précédemment, ces graphiques (Fig. 2.44, 2.46 et 2.47) montrent une bonne reproductibilité du laser de 10,6 μm , puisque les évolutions de température engendrées par ce laser durant trois essais identiques sont similaires. D'autre part, une augmentation importante (supérieure à 36°C) de la température cutanée entre les tirs de 1 s et de 20 s est observée.

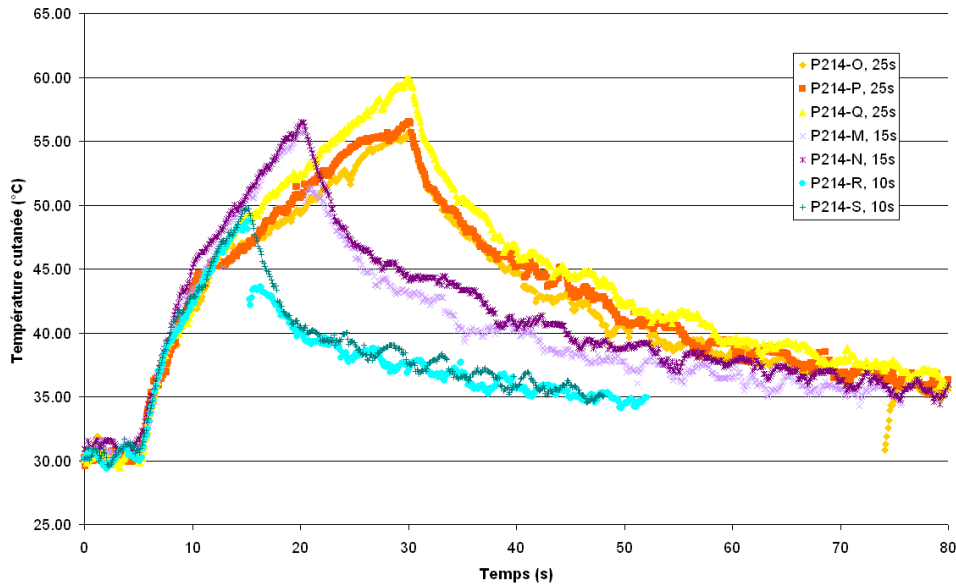


Figure 2.45 : Evolution de la température cutanée de la peau de l'animal tout au long de l'essai de puissance $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant des temps d'exposition variables. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

La température cutanée maximale mesurée pour ces essais à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ est de $59,9^\circ\text{C}$.

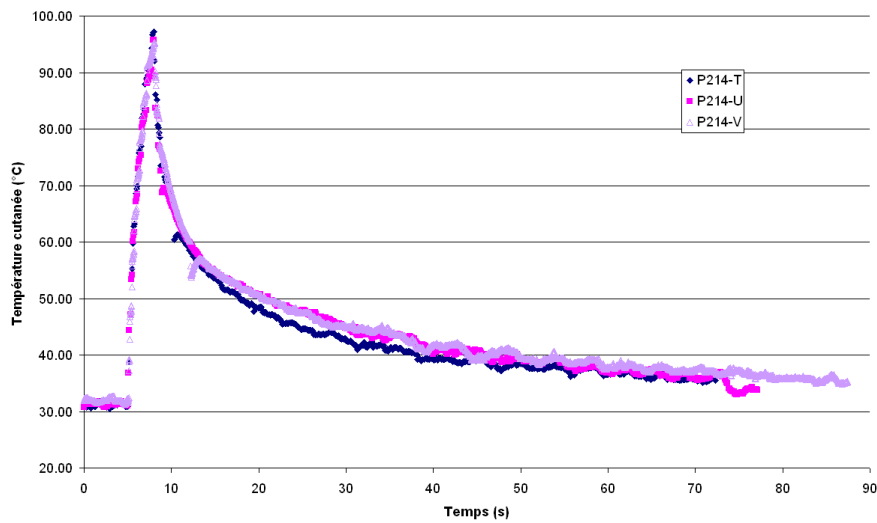


Figure 2.46 : Evolution de la température cutanée de la tout au long de l'essai de puissance $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 3 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

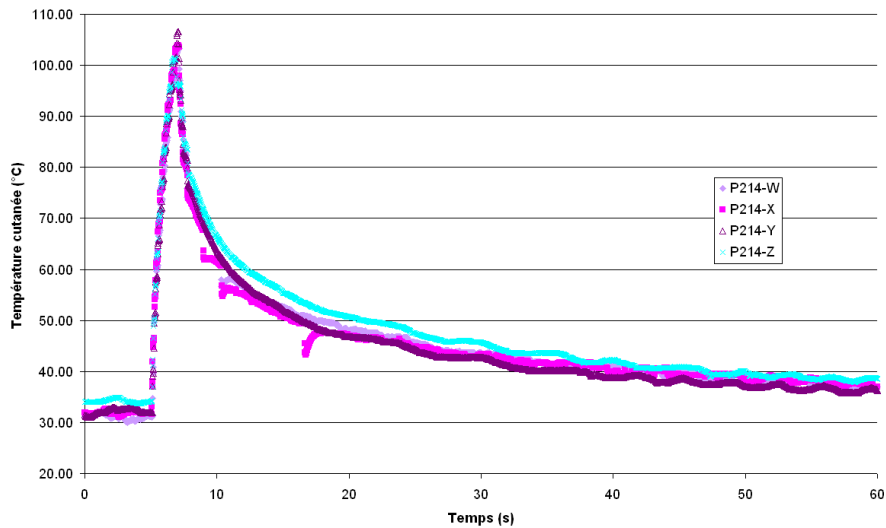


Figure 2.47 : Evolution de la température cutanée de la tout au long de l'essai de puissance $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 2 s. Laser de $10,6 \mu\text{m}$.

Ces essais ont été réalisés avec des puissances déjà testées dans la troisième campagne expérimentale mais selon des temps d'exposition différents. Le graphique 2.47 représente la plus importante température cutanée atteinte lors de toutes les campagnes d'expérimentation ; $106,6^\circ\text{C}$ soit une augmentation par rapport à T_{init} de $74,4^\circ\text{C}$.

Concernant les essais réalisés avec le laser de 1940 nm, le même type de courbe que précédemment est observé (Fig. 2.48). La température cutanée maximale mesurée pour ces essais est de $67,9^\circ\text{C}$ (P215-I).

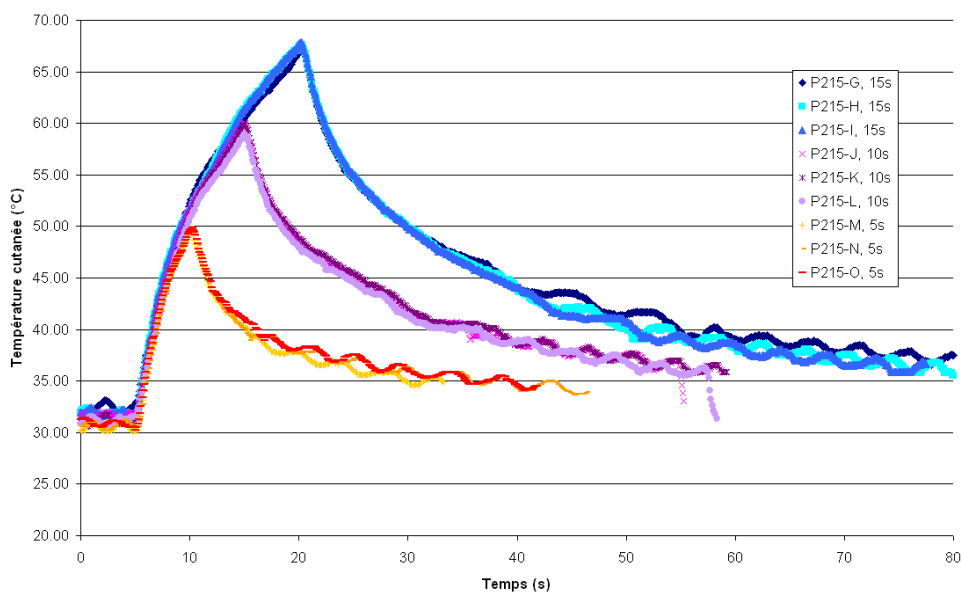


Figure 2.48 : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de l'animal P215 lors des tirs à $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$. Laser de 1940 nm.

▪ *Comparaison de l'effet des trois lasers*

La comparaison des températures cutanées mesurées lors d'essais avec les trois lasers et dans les mêmes conditions expérimentales est particulièrement intéressante et non répertoriée dans la littérature. Les graphiques suivants (Fig. 2.49a et 2.50a) représentent l'effet des trois lasers sur la peau dans deux conditions différentes ; l'une lors d'un éclairement de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s et l'autre à $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

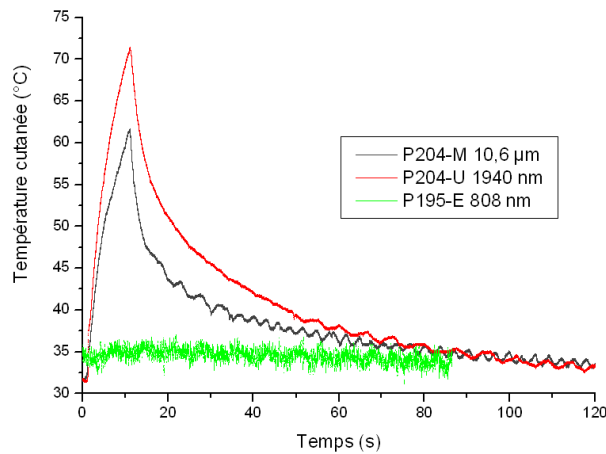


Figure 2.49a : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de la peau lors de tirs lasers de 3 longueurs d'onde différentes. Eclairement : $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.

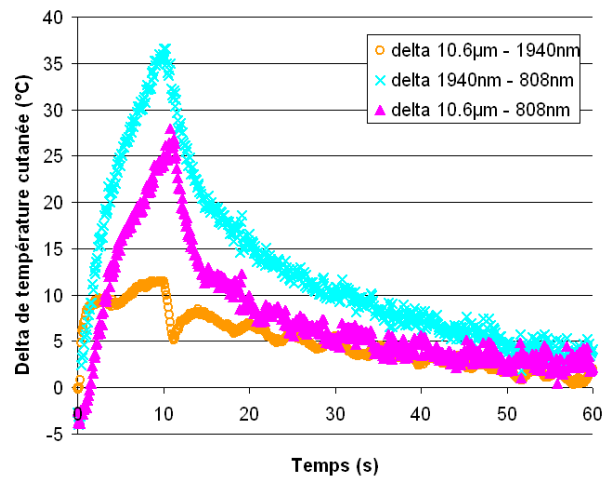


Figure 2.49b : Différence (delta) de température cutanée mesurée lors des essais avec les 3 lasers. Eclairement : $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.

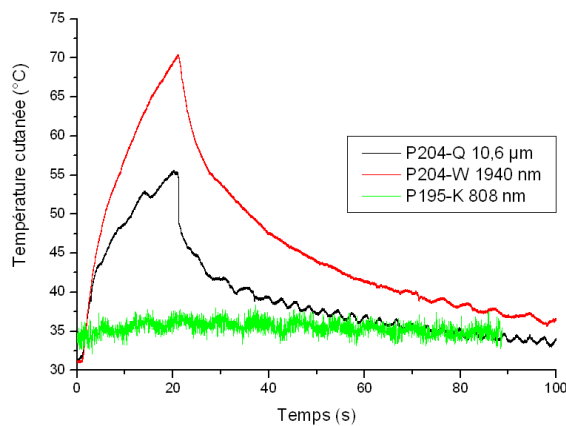


Figure 2.50a : Graphique représentant l'évolution de la température cutanée de la peau lors de tirs lasers de 3 longueurs d'onde différentes. Eclairement : $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

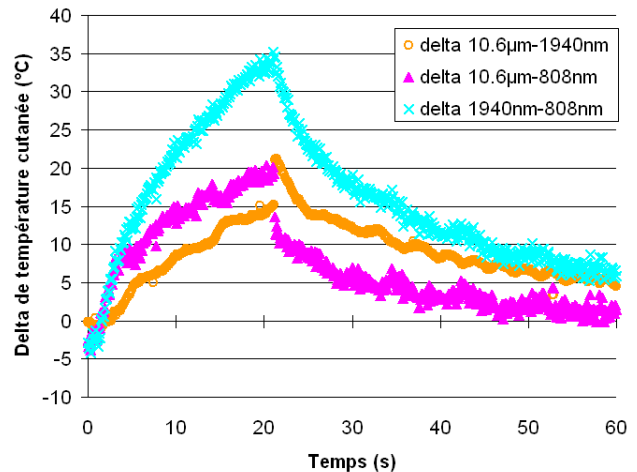


Figure 2.50b : Différence (delta) de température cutanée mesurée lors des essais avec les 3 lasers. Eclairement : $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

On remarque que le laser de 808 nm a très peu d'influence sur la température cutanée (surface) par rapport aux autres longueurs d'onde. Les températures cutanées maximales mesurées dans ces conditions sont de 37,0 et 38,4°C pour le laser de 808 nm, respectivement pour l'essai P195-E (Fig. 2.49a) et P195-K (Fig. 2.50a). En ce qui concerne les deux autres longueurs d'onde, 1940 nm et 10,6 µm, ces températures valent respectivement 71,5 et 70,5°C contre 61,7 et 55,6°C. Soit pour la première condition, une différence maximale de température de 11,5°C, de 27,9°C et de 36,6°C respectivement entre les lasers de 10 600 et 1940 nm, entre les lasers de 10 600 et 808 nm et entre les lasers de 1940 et 808 nm. Pour la seconde condition, cette différence est de 21,2°C, de 20,3°C et de 35,2°C respectivement entre les lasers de 10 600 et 1940 nm, de 10 600 et 808 nm et de 1940 et 808 nm. Les figures 2.49b et 2.50b représentent les différences de température cutanée mesurée lors de ces deux brûlures engendrées avec les trois lasers. Les valeurs des différences moyennes de températures mesurées sont résumées dans le tableau 2.7. Le phénomène a été décomposé en deux phases : une phase de chauffe, c'est-à-dire, l'augmentation de la température cutanée durant le tir laser et une phase de refroidissement correspondant à la diminution de température cutanée après l'arrêt de la chauffe laser.

		Différence moyenne de températures cutanées		
		10,6 µm – 1940 nm	10,6 µm – 808 nm	1940 nm – 808 nm
Fig. 2.49b	Chauffe (10 s)	9,35 ± 2,29°C	12,83 ± 8,83°C	22,18 ± 10,70°C
	Refroidissement (50 s)	4,05 ± 2,17°C	6,62 ± 5,15°C	10,67 ± 6,99°C
Fig. 2.50b	Chauffe (20 s)	7,45 ± 4,78°C	12,11 ± 6,01°C	19,57 ± 10,65°C
	Refroidissement (40 s)	9,62 ± 3,85°C	4,46 ± 3,68°C	14,09 ± 7,19°C

Tableau 2.7 : Différences moyennes de températures cutanées enregistrées lors de deux brûlures faites avec les trois longueurs d'onde.

D'après les données de la littérature, le laser de 10,6 µm est plus surfacique que celui de 1940 nm qui est lui-même plus surfacique que le laser de 808 nm. D'après les résultats précédents, cette dernière affirmation se confirme ; le laser de 808 nm entraîne une faible augmentation de la température cutanée par rapport aux deux autres lasers. Or, en ce qui

concerne la première affirmation, les résultats expérimentaux montrent l'inverse : la température de la peau brûlée avec le 1940 nm est plus élevée que celle brûlée avec le 10,6 μm , lors de même conditions expérimentales. Après diverses recherches de biais où d'erreurs techniques et/ou de manipulation, aucune cause technique à ces résultats n'a été trouvé. La quatrième campagne expérimentale permet donc de confirmer ou non ces résultats. Les graphiques suivants (2.51 et 2.52) représentent les températures cutanées mesurées lors de tirs lasers de 1940 et 10 600 nm, dans les mêmes conditions de puissance et de temps d'exposition.

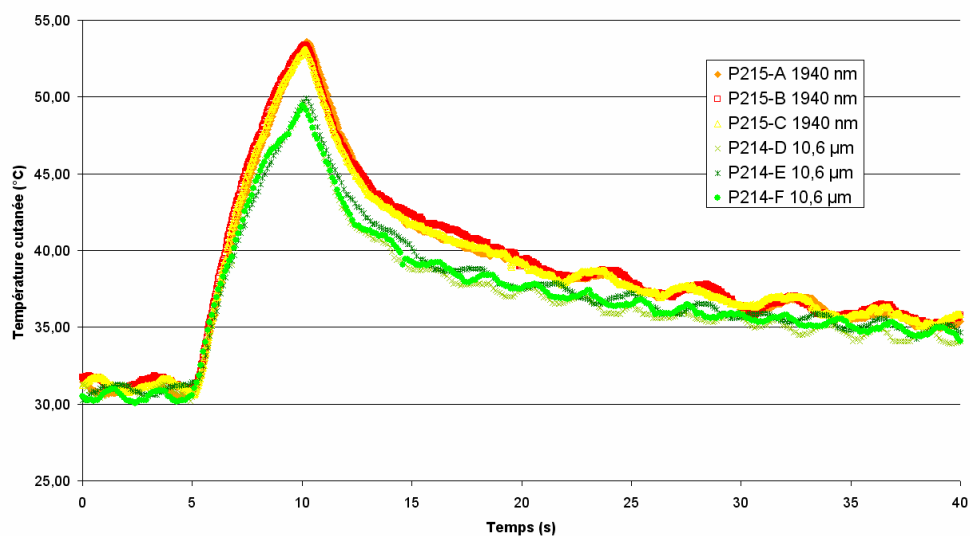


Figure 2.51 : Evolution des températures cutanées engendrées, lors d'un tir laser de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s.

Pour un éclaircissement de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s, lors de la phase de chauffe la différence moyenne des températures cutanées entre les essais P215-A et P214-F est de $1,0^\circ\text{C}$. Pendant la phase de refroidissement cette différence est de $1,6^\circ\text{C}$. La différence maximale de température cutanée est quant à elle de $4,9^\circ\text{C}$ (Fig. 2.51).

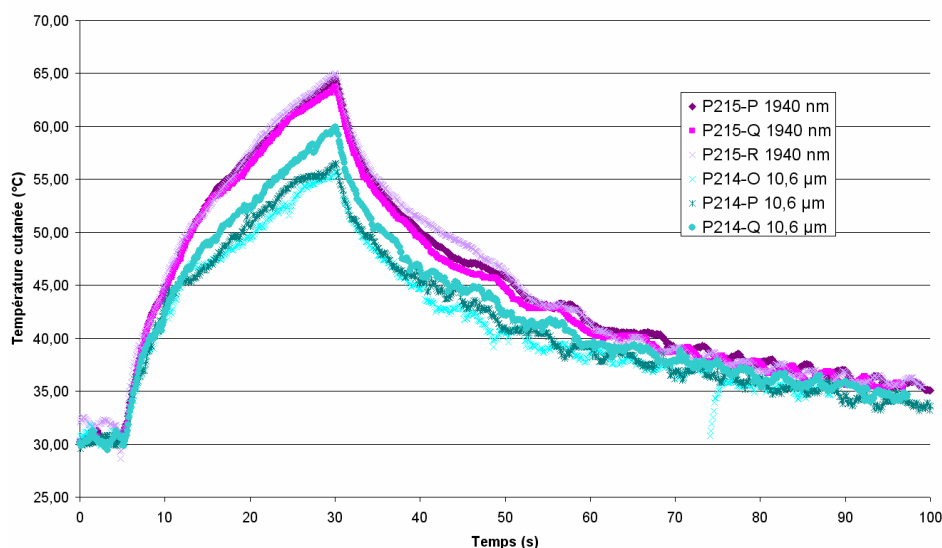


Figure 2.52 : Evolution des températures cutanées engendrées, lors d'un tir laser de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s.

Pour un éclairement de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s, lors de la phase de chauffe la différence moyenne des températures cutanées entre les essais P215-P et P214-P est de $4,3^\circ\text{C}$. Lors de la phase de refroidissement cette différence est de $3,1^\circ\text{C}$. La différence maximale de température cutanée est quant à elle de $8,5^\circ\text{C}$ (Fig. 2.52). Certes ces différences sont plus faibles que celles trouvées lors de la troisième campagne expérimentale, mais néanmoins, elles confirment le fait que le laser de longueur d'onde de 1940 nm entraîne une augmentation de la température en surface de la peau supérieure à celle engendrée par le laser de 10 600 nm.

3.4.3. Observations microscopiques

Les observations microscopiques se font après biopsie par un laboratoire d'analyses biologiques indépendant. Leur analyse de la brûlure est basée sur la classification de la Société Française d'Etude et de Traitement des Brûlures (SFETB) [cf. Tableau 1.4 du Chapitre I]. Cette analyse se fait en aveugle, c'est-à-dire qu'aucune indication concernant les conditions de brûlure ne leur est communiquée, ceci afin de ne pas influencer leur jugement. Néanmoins, après l'étude, une discussion entre le laboratoire d'analyse et le nôtre peut être engagée afin de discuter des cas « litigieux ». Les figures suivantes (2.53 à 2.60) illustrent la classification de la SFETB. Ce sont des photographies histologiques des biopsies de peaux de porcs.

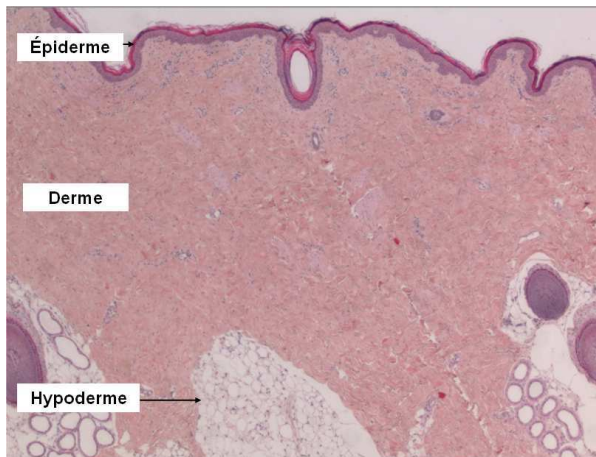


Figure 2.53 : Photographie d'ensemble de peau non lésée (grade 0). Biopsie témoin P187-V.

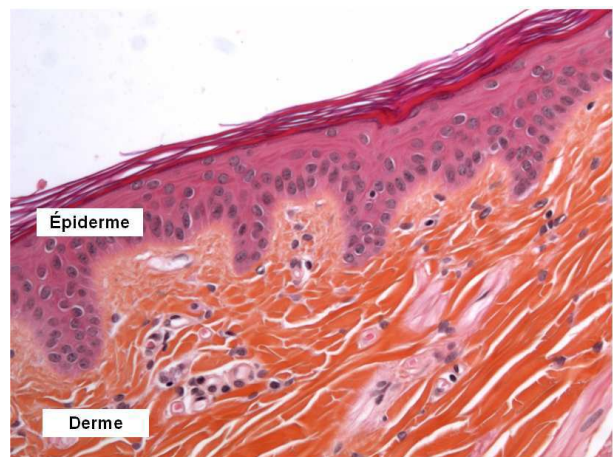


Figure 2.54 : Photographie de l'épiderme et de la partie supérieure du derme non lésés (grade 0). Essai P196-X.



Figure 2.55 : Photographie d'une nécrose superficielle de l'épiderme, lésion gradée 1. Essai P203-D.

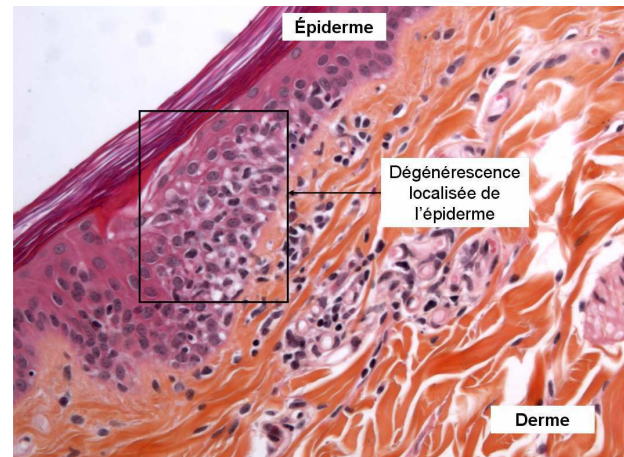


Figure 2.56 : Photographie d'une dégénérescence localisée de l'épiderme, lésion gradée 2. Essai P196-B.

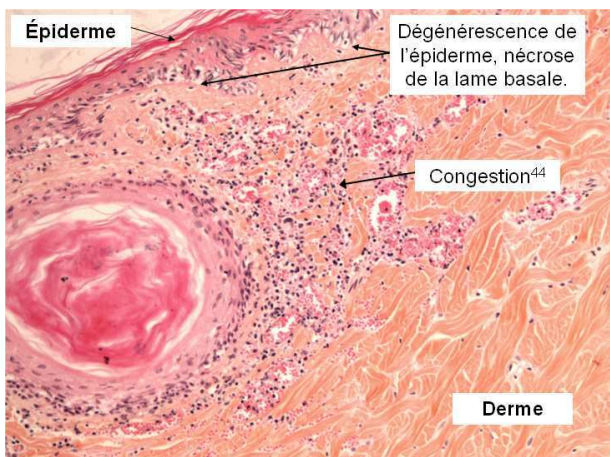


Figure 2.57 : Photographie d'une dégénérescence de l'épiderme sur toute sa longueur avec nécrose de la lame basale et d'une congestion⁴⁴ dermique, lésion gradée 2+. Essai P188-R.

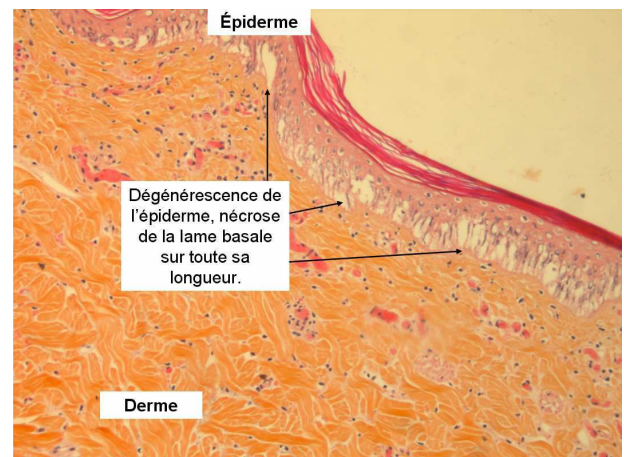


Figure 2.58 : Photographie d'une dégénérescence de l'épiderme sur toute sa longueur avec nécrose de la lame basale, lésion gradée 2+. Essai P215-L.

⁴⁴ **Congestion** : (lat. *congerere*, accumuler) excès de sang dans les vaisseaux d'un organe ou d'une partie d'un organe.

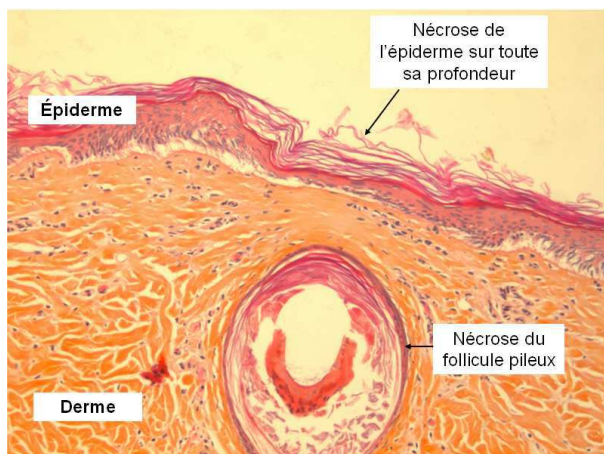


Figure 2.59 : Photographie d'une nécrose totale de l'épiderme et d'un follicule, lésion gradée 3. Essai P214-X.

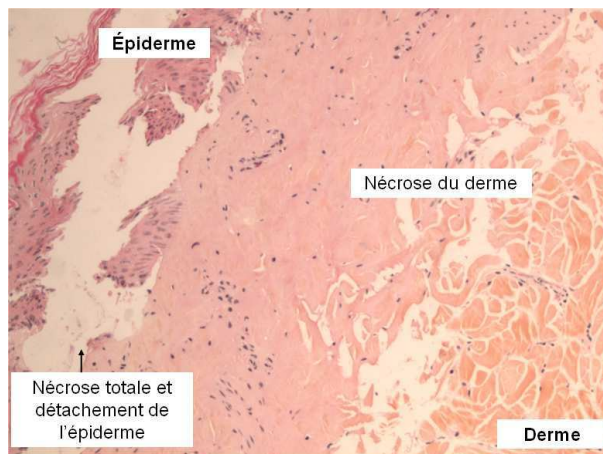


Figure 2.60 : Photographie d'une nécrose totale de l'épiderme et du derme, lésion gradée 3. Essai P188-L.

Exceptées quelques « aberrations », les diagnostics de brûlures sont le reflet des températures cutanées enregistrées. Les tableaux 2.8, 2.9 et 2.10 regroupent tous les essais, leur condition d'éclairage et de temps d'exposition ainsi que leurs températures cutanées initiale (T_{init}) et maximale (T_{max}) et le diagnostic de la lésion. Les lignes grisées correspondent aux essais sur animal euthanasié. Dans le tableau 2.9, les valeurs écrites en gris clair sont les valeurs maximales de température cutanée enregistrée lors de la première campagne (durant laquelle il n'était pas possible d'enregistrer durant la totalité du processus de brûlure). Ces valeurs ne sont donc pas les « vraies » températures maximales.

Comme observé précédemment, il apparaît que le laser de longueur d'onde de 808 nm entraîne des brûlures nettement moindres par rapport aux deux autres lasers. Concernant la comparaison entre les lasers de 1940 et 10 600 nm, l'analyse microscopique des biopsies confirme le fait que le laser de l'infrarouge moyen provoque des lésions plus profondes que le laser de l'infrarouge lointain.

Concernant le diagnostic de la lésion P188-Y ; lésion sur peau pigmentée, il est de 3^{ème} degré. Les autres essais identiques mais sur peau non pigmentée ont également été classés 3. Ces observations ne permettent pas de conclure sur l'influence éventuelle de la pigmentation sur le degré de brûlure.

Expérimentations laser de 808 nm

NOM	Eclairement (kW/m ²)	Temps d'exposition (s)	T _{init} (°C)	T _{max} (°C)	Degré de brûlure
P196-R	12,2	20	37,84	65,70	3
P196-S	12,2	20	36,81	65,40	3
P196-T	12,2	20	36,12	69,10	3
P196-C	12,2	15	35,58	55,40	2+
P196-D	12,2	15	35,67	55,20	2+
P196-E	12,2	15	35,10	54,40	3
P195-Y	12,2	10	34,73	48,60	0
P196-A	12,2	10	33,15	51,00	2
P196-B	12,2	10	35,74	49,70	2
P196-V	12,2	10	31,70	46,00	0
P196-W	12,2	10	32,02	51,40	0
P195-V	12,2	8	34,70	47,20	0
P195-W	12,2	8	34,90	47,40	0
P195-X	12,2	8	34,74	47,40	0
P195-S	12,2	5	35,04	45,30	0
P195-T	12,2	5	34,97	42,10	0
P195-U	12,2	5	34,43	42,90	0
P195-P	12,2	2	33,99	40,90	0
P195-Q	12,2	2	34,54	41,60	0
P195-R	12,2	2	35,02	39,80	2
P196-I	11,0	10	35,70	49,80	1
P196-J	11,0	10	35,91	65,20	1
P196-K	11,0	10	35,84	50,80	1
P196-F	11,0	5	35,12	42,60	1
P196-G	11,0	5	35,87	45,80	1
P196-H	11,0	5	36,27	50,60	1
P196-O	9,6	10	35,73	57,80	1
P196-P	9,6	10	35,84	49,80	1
P196-Q	9,6	10	35,93	48,60	1
P196-X	9,6	10	32,05	47,00	0
P196-Y	9,6	10	32,01	42,40	0
P196-L	9,6	5	35,94	43,00	1
P196-M	9,6	5	36,26	43,80	2+
P196-N	9,6	5	35,98	44,20	1
P195-A	1,6	20	34,41	41,10	0

P195-B	1,6	20			0
P195-C	1,6	20	34,00	39,50	0
P195-D	1,6	10	33,32	37,00	0
P195-E	1,6	10	34,24	37,00	0
P195-F	1,6	10	34,33	37,20	0
P195-G	1,6	5	34,64	37,80	0
P195-H	1,6	5	34,28	38,20	0
P195-I	1,6	5	34,64	38,20	0
P195-J	0,9	20	34,33	39,10	0
P195-K	0,9	20	34,31	38,40	0
P195-L	0,9	20	34,75	38,20	0
P195-M	0,9	10	34,08	38,60	0
P195-N	0,9	10	34,66	37,40	0
P195-O	0,9	10	34,37	37,80	0

Tableau 2.8 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 808 nm.

<i>Expérimentations laser à 1940 nm</i>					
NOM	Eclairement (kW/m²)	Temps d'exposition (s)	T_{init} (°C)	T_{max} (°C)	Degré de brûlure
P188-A	1,4	30	32,02	57,80	3
P188-B	1,4	30	32,80	59,80	3
P188-C	1,4	30	33,04	62,20	3
P204-X	1,4	30	31,23	93,23	3
P187-W	1,4	30	34,23	68,20	0
P187-X	1,4	30	33,67	68,40	3
P187-Y	1,4	30	32,41	68,40	3
P188-D	1,4	28	33,01	66,20	3
P188-E	1,4	28	32,87	67,80	3
P188-F	1,4	28	33,40	66,60	3
P188-G	1,4	25	32,49	63,40	3
P188-H	1,4	25	32,71	63,80	3
P188-I	1,4	25	32,94	58,20	3
P188-J	1,4	20	32,96	57,80	3
P188-K	1,4	20	33,00	60,20	3
P188-L	1,4	20	32,94	59,40	3
P204-T	1,4	20	31,00	82,67	3
P188-M	1,4	15	32,18	58,60	3

P188-N	1,4	15	32,57	57,40	3
P188-O	1,4	15	33,01	56,20	3
P188-P	1,4	10	33,03	50,20	2+
P188-Q	1,4	10	32,91	49,00	2+
P188-R	1,4	10	32,65	47,00	2+
P204-U	1,4	10	31,75	71,48	3
P215-A	1,4	5	30,99	53,58	0
P215-B	1,4	5	31,38	53,42	0
P215-C	1,4	5	31,27	53,10	0
P215-Z	1,4	5	34,12	55,43	Pas de biopsie
P215-D	1,4	1	31,29	37,53	0
P215-E	1,4	1	30,88	38,23	0
P215-F	1,4	1	34,02	40,24	0
P188-S	1,2	35	32,89	68,60	3
P188-T	1,2	35	32,47	69,00	3
P188-U	1,2	35	32,43	68,60	3
P188-V	1,2	30	32,34	60,60	3
P188-W	1,2	30	32,62	61,80	3
P188-X	1,2	30	33,04	62,20	3
P188-Y	1,2	30	32,33	63,00	3
P187-A	1,2	28	32,60	58,20	2+
P187-B	1,2	28	31,44	64,20	3
P187-C	1,2	28	32,18	61,40	3
P187-D	1,2	25	32,20	62,60	3
P187-E	1,2	25	32,09	61,00	3
P187-F	1,2	25	32,51	63,80	3
P187-G	1,2	20	33,79	63,00	3
P187-H	1,2	20	32,89	61,00	3
P187-I	1,2	20	32,51	60,20	3
P215-G	1,2	15	32,29	67,11	2+
P215-H	1,2	15	31,89	67,64	2+
P215-I	1,2	15	31,93	67,86	3
P215-J	1,2	10	31,60	60,03	3
P215-K	1,2	10	31,11	59,96	2+
P215-L	1,2	10	31,14	58,93	2+
P215-M	1,2	5	30,55	49,33	0
P215-N	1,2	5	30,74	49,93	0
P215-O	1,2	5	30,89	49,85	0

P187-J	1,1	40	32,49	57,40	3
P187-K	1,1	40	32,40	62,20	3
P187-L	1,1	40	32,06	65,00	3
P187-M	1,1	35	32,10	63,80	3
P187-N	1,1	35	31,55	64,20	3
P187-O	1,1	35	31,78	62,60	3
P204-V	1,1	35	31,33	85,62	3
P187-P	1,1	30	31,83	59,00	3
P187-Q	1,1	30	31,62	59,80	3
P187-R	1,1	30	32,46	61,00	3
P215-P	0,9	25	30,66	64,46	2+
P215-Q	0,9	25	30,49	63,76	3
P215-R	0,9	25	31,75	65,00	3
P187-S	0,9	20	33,04	54,60	2+
P187-T	0,9	20	32,79	50,60	2+
P187-U	0,9	20	32,71	51,80	2+
P204-W	0,9	20	31,33	70,46	3
P215-S	0,9	15	31,20	58,25	3
P215-T	0,9	15	31,68	57,97	3
P215-U	0,9	15	31,84	57,93	2+
P215-W	0,9	5	31,72	45,41	0
P215-X	0,9	5	31,56	46,39	0
P215-Y	0,9	5	32,11	45,74	0

Tableau 2.9 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 1940 nm.

<i>Expérimentations laser de 10,6 μm</i>					
NOM	Eclairement (kW/m²)	Temps d'exposition (s)	T_{init} (°C)	T_{max} (°C)	Degré de brûlure
P214-W	8,6	2	31,10	103,41	3
P214-X	8,6	2	31,84	103,92	3
P214-Y	8,6	2	32,22	106,62	3
P214-Z	8,6	2	34,19	101,41	Pas de biopsie
P203-M	8,6	1	30,23	82,65	2+
P203-N	8,6	1	29,72	80,40	2+
P203-O	8,6	1	30,43	80,73	2+
P203-J	8,6	0,75	29,57	78,62	2+

P203-K	8,6	0,75	29,83	76,81	2+
P203-L	8,6	0,75	29,91	73,98	2+
P203-G	8,6	0,5	29,07	67,18	2
P203-H	8,6	0,5	30,18	63,19	2
P203-I	8,6	0,5	29,39	65,71	2
P203-D	8,6	0,25	29,71	56,49	1
P203-E	8,6	0,25	29,87	52,89	0
P203-F	8,6	0,25	29,69	55,74	1
P203-A	8,6	0,1	29,56	46,30	0
P203-B	8,6	0,1	29,04	46,79	0
P203-C	8,6	0,1	29,76	49,98	0
P214-T	6,4	3	31,12	97,25	3
P214-U	6,4	3	31,28	95,82	3
P214-V	6,4	3	32,00	95,31	3
P204-D	6,4	2	31,50	83,74	2+
P204-E	6,4	2	32,03	82,68	2+
P204-F	6,4	2	31,88	83,61	2+
P204-A	6,4	1	30,82	67,12	2+
P204-B	6,4	1	30,74	66,15	2+
P204-C	6,4	1	30,88	66,86	2+
P203-Y	6,4	0,75	30,21	66,61	2
P203-Z	6,4	0,75	30,10	66,78	2
P203-Z2	6,4	0,75	30,15	64,23	2
P203-V	6,4	0,5	30,17	59,73	1
P203-W	6,4	0,5	30,60	57,04	1
P203-X	6,4	0,5	30,46	59,92	1
P203-S	6,4	0,25	30,12	50,83	0
P203-T	6,4	0,25	30,29	47,50	2
P203-U	6,4	0,25	29,92	49,57	0
P203-P	6,4	0,1	33,52	41,93	0
P203-Q	6,4	0,1	30,65	40,51	1
P203-R	6,4	0,1	30,18	40,60	1
P204-J	4,5	2	31,28	67,88	2+
P204-K	4,5	2	31,27	64,23	2+
P204-L	4,5	2	31,57	64,74	2+
P204-G	4,5	1	31,78	52,26	1
P204-H	4,5	1	31,76	56,25	1
P204-I	4,5	1	31,55	57,05	1

P214-J	1,4	20	32,00	74,42	3
P214-K	1,4	20	30,82	74,33	3
P214-L	1,4	20	30,96	73,99	3
P214-A	1,4	15	29,74	66,27	3
P214-B	1,4	15	30,56	64,56	3
P214-C	1,4	15	30,07	63,08	3
P204-M	1,4	10	32,06	61,68	2+
P204-N	1,4	10	31,88	58,33	2+
P204-O	1,4	10	31,59	60,71	2+
P214-D	1,4	5	30,85	49,59	0
P214-E	1,4	5	30,93	49,93	0
P214-F	1,4	5	30,46	49,44	0
P214-G	1,4	1	30,53	35,64	0
P214-H	1,4	1	31,73	37,67	0
P214-I	1,4	1	32,41	37,56	0
P214-O	0,9	25	30,78	55,72	3
P214-P	0,9	25	30,25	56,52	3
P214-Q	0,9	25	30,38	59,93	3
P204-P	0,9	20	30,97	52,84	0
P204-Q	0,9	20	31,39	55,66	1
P204-R	0,9	20	31,21	62,64	1
P214-M	0,9	15	30,96	56,23	2+
P214-N	0,9	15	31,19	56,51	2+
P214-R	0,9	10	30,29	48,75	0
P214-S	0,9	10	30,59	49,72	0

Tableau 2.10 : Conditions expérimentales et résultats des essais expérimentaux in-vivo avec le laser de 10 600 nm.

Les résultats mesurés et histologiques concordent ; ce qui pour l'instant laisse en suspend la question : pourquoi le laser de longueur d'onde de 10 600 nm « brûle » t-il moins que le laser de 1940 nm ? Cette question sera de nouveau abordée dans le chapitre suivant [Chapitre III] et des éléments de réponse y seront discutés.

4. Bilan

Au début de ce chapitre, il a été montré, à l'aide d'une étude bibliographique, que la peau de porc était un modèle pertinent pour l'étude de la peau de l'homme. Non seulement elles montrent une bonne similitude à l'examen macroscopique ; couleur, poils, aspect général, ... mais également à l'examen microscopique. D'autre part, la peau du porc joue le même rôle que celle de l'homme notamment dans la thermorégulation bien que le réseau vasculaire de l'animal semble plus restreint et qu'il ne sue pas. Enfin rappelons que le cochon et l'homme sont les seuls mammifères à pouvoir subir des « coups de soleil ».

Ce second chapitre a de plus permis de rappeler le fonctionnement d'un laser ainsi que ses spécificités optiques et d'utilisation. Il apparaît que les lasers sont de plus en plus utilisés dans le domaine médical autant en chirurgie qu'en dermatologie. Ils représentent des outils modernes de la médecine, mais leurs utilisations doivent être suivies et réglementées car ils sont potentiellement dangereux comme cela a été constaté dans la partie expérimentation.

Enfin, les expérimentations *in-vivo* montrent que selon la longueur d'onde laser, les résultats sont très différents. Généralement, les différents thermogrammes concordent avec les résultats histologiques des biopsies. De nombreux résultats ont été explicités dans ce chapitre et on peut retenir que le laser de 808 nm entraîne des lésions presque « superficielles » par rapport aux deux autres et que le laser de 1940 nm induit des températures cutanées et donc des lésions plus importantes que le laser de 10 600 nm. Ce résultat n'est pas en accord avec les valeurs de la littérature et méritera des études supplémentaires. Néanmoins, des éléments de réponses seront abordés dans le chapitre III.

Le chapitre suivant traitera de la modélisation mathématique de ces phénomènes.

5. Bibliographie

- Barlow R.J. et Hruza G.J.** Principe et interactions lasers-tissus, dans *Lasers et Lampes – Pratiques cliniques*. Goldberg D.J., Dover J.S. et Alam M. ed. Elsevier 2006.
- Belhaouari L., Bailly J.Y., Grolleau J.L. et Chavoïn J.P.** Complications des abrasions du visage par laser. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique* 2004, **49**:514-520.
- Boulnois J.** Physique du laser. dans *Le laser : principes et techniques d'application*. ed. Maillet H., Paris : Technique et Documentation, 1984.
- Branski L.K., Mittermayr R., Herndon D.N., Norbury W.B., Masters O.E., Hofmann M., Traber D.L., Redl H. and Jeschke M.G.** A porcine model of full-thickness burn, excision and skin autografting. *Burns* 2008, **34(8)**:1119-1127.
- Breaban F., Coutouly J.F., Deprez P. and Deffontaine A.** Study and construction of an homogeniser for high power laser beam. *Lasers in Engineering* 2001, **11**:77-89.
- Chen B., O'Dell D.C., Thomsen S.L., Rockwell B.A. and Welch A.J.** Porcine skin ED50 damage thresholds for 2,000 nm laser irradiation. *Lasers in Surgery and Medicine* 2005, **37**:373-381.
- Chen B., Thomsen S.L., Thomas R.J and Welch A.J.** Modeling thermal damage in skin from 2000-nm laser irradiation. *Journal of Biomedical Optics* 2006, **11**:1-15.
- Chen B., Thomsen S.L., Thomas R.J., Oliver J. and Welch A.J.** Histological and modeling study of skin thermal injury to 2.0 µm laser irradiation. *Lasers in Surgery and Medicine* 2008, **40**:358-370.
- Choi B., Barton J.K., Chan E.K. and Welch A.J.** Imaging of the irradiation of skin with a clinical CO₂ laser system: Implications for laser skin resurfacing. *Lasers in Surgery and Medicine* 1998, **23**:185-193.
- Douglas W.R.** Of pigs and men and research: a review of applications and analogies of the pig, *Sus scrofa*, in human medical research *Space and Life Sciences* 1972, **3**:226-234.
- Dummer R. et Bloch P.H.** Traitement laser de la peau. *Forum médical Suisse* 2002, **3**:42-47.
- Farcy R.** *Applications des lasers. Principes optiques avec problèmes commentés*. ed. Masson, Paris 1993.
- Gray G.M., White R.J., Williams R.H. and Yardley H.J.** Lipid composition of the superficial stratum corneum cells of pig epidermis. *The British Journal of Dermatology* 1982, **106**:59-63.

- Hantash B.M., Bedi V.P., Kapadia B., Rahman Z., Jiang K., Tanner H. and Chan K.F.** In vivo histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers in Surgery and Medicine* 2007, **39**:96-107.
- Henriques F.C. and Moritz A.R.** Studies of thermal injury. I. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein. A theoretical and an experimental investigation. *The American Journal of Pathology* 1947, **23(4)**:531-549.
- Jacques S.L.** Skin optics. *Oregon Medical Laser Center News* 1998.
- Kandamany N. and Mahaffey P.** Carbon dioxide laser ablation as first-line management of in-transit cutaneous malignant melanoma metastases. *Lasers in Medicine Science* 2009, **24**:411-414.
- Kuppenheim H.F., Dimitroff J.M., Melotti P.M., Graham I.C. and Swanson D.W.** Spectral reflectance of the skin of Chester white pigs in the range 235-700 m μ and 0.707-2.6 μ . *Journal of Applied Physiology* 1956, **9**:75-78.
- Lemaire G. et Maas J.** Etude expérimentale des brûlures cutanées chez le porc, 83-551/CEB/DPN/GRBA, 14 avril 1983.
- Maiman T.H.** Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960, **187**:493-494.
- Maser M.R., Apfelberg D.B. and Lash H.** Clinical applications of the argon and carbon dioxide lasers in dermatology and plastic surgery. *World Journal of Surgery* 1983, **7**:684-691.
- Meyer W., Neurand K. and Radke B.** Ellatic fibre arrangement in the skin of the pig. *Archives of Dermatological Research* 1981, **270**:391-401.
- Meyer W., Neurand K. and Radke B.** Collagen fibre arrangement in the skin of the pig. *Journal of Anatomy* 1982, **134**:139-148.
- Meyer W., Schwarz R. and Neurand K.** The skin of domestic mammals as a model for the human skin, with special reference to the domestic pig. *Current Problems in Dermatology* 1978, **7**:39-52.
- Middelkoop E., van der Bogaardt A.J., Lamme E.N., Hoekstra M.J., Brandsma K. and Ulrich M.M.W.** Porcine wound models for skin substitution and burn treatment. *Biomaterials* 2004, **25**:1559-1567.
- Montagna W. and Yun J.S.** The skin of the domestic pig. *Journal of investigative dermatology* 1964, **42**:11-21.
- Mordon S.** Physique des lasers, dans *Les lasers en dermatologie*. Groupe laser de la Société Française de Dermatologie. 2^{ème} ed. Collection dermatologie pratique dirigée par Gérard Lorette, ed Doin, 2006.

- Moritz A.R. and Henriques F.C.** Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *The American Journal of Pathology* 1947, **23**:695-720.
- Morris G.M. and Hopewell J.W.** Epidermal cell kinetics of the pig: a review. *Cell and Tissue Kinetics* 1990, **23**:271-282.
- Papp A., Kiraly K., Härmä M., Lahtinen T., Uusaro A. and Alhava E.** The progression of burn depth in experimental burns: a histological and methodological study. *Burns* 2004, **30**:684-690.
- Payne B.P., Nishioka N.S., Mikic B.B. and Venugopalan V.** Comparison of pulsed CO₂ laser ablation at 10.6 µm and 9.5 µm. *Lasers in Surgery and Medicine* 1998, **23**:1-6.
- Pérez J.P.** Optique fondamentes et applications. 7^{ème} édition, ed. Dunod, Paris 2004.
- Procaccini E.M., Riccio G., Bellocchi M., Di Martino C. and Monfrecola G.** The effet of a diode laser (810 nm) on pigmented guinea-pig skin. *Lasers in Medical Science* 2001, **16**:171-175.
- Sullivan T.P., Eaglstein W.H., Davis S.C. and Mertz P.** The pig as model for human wound healing. *Wound Repair and Regeneration* 2001, **9**:66-76.
- Swindle M.M. and Smith A.C.** Swine in biomedical research. In *Models for biomedical research*. Edited by P. M. Conn. Totowa, NJ: Humana Press Inc.; 2008, 233-239.
- Vardaxis N.J., Brans T.A., Boon M.E., Kreis R.W. and Marres L.M.** Confocal laser scanning microscopy of porcine skin: implications for human wound healing studies. *Journal of Anatomy* 1997, **190**:601-611.
- Wachtel T.L., Knox F.S. III and McCahan G.R. Jr.** A porcine bioassay method for analysis of thermally protective fabrics: a clinical grading system. Fort Rucker, AL: *US Army Aeromedical Research Laboratory*. USAARL Report, 1978.
- Weinstein G.D.** Comparison of turnover time and of keratinous fractions in swine and human epidermis. In *Swine in biomedical research*. Edited by M. R. Bustad LK. Seattle: Frayn; 1966, 287-289.
- Welch A.J., Torres J.H and Cheong W.F.** Laser physics and laser-tissue interaction. *Texas Heart Institute Journal. Physics, System design, Experimental applications* 1989, **16**:141-149.
- Young A.R.** Chromophores in human skin. *Physics in Medicine and Biology* 1997, **42**:789-802.

CHAPITRE III : MODELES MATHEMATIQUES

Dans ce chapitre le modèle mathématique permettant la simulation d'une agression laser est décrit en détail. D'une part, la modélisation portera sur le diagnostic de la lésion, appelé aussi dommage. D'autre part, le modèle mathématique qui permet la simulation de l'évolution des températures cutanées et ce pour les trois lasers présentés précédemment sera détaillé. En se basant sur une étude bibliographique de la modélisation de ce type de lésion, le cheminement du développement du modèle ainsi que les améliorations apportées par rapport aux modèles actuels seront décrits. Enfin, sa validation sera réalisée grâce aux résultats expérimentaux explicités dans le chapitre précédent.

Sommaire

1. MODELISATION MATHEMATIQUE DU DOMMAGE	133
2. MODELISATION MATHEMATIQUE DES TRANSFERTS THERMIQUES DANS LA PEAU	140
2.1. LE MODELE DE PENNES : LA REFERENCE	140
2.2. LES AUTRES MODELES	142
2.3. LES EQUATIONS	147
2.4. LES PERTES D'EAU	151
2.4.1. LE POUVOIR HYGROSCOPIQUE DE LA PEAU	151
2.4.2. MODELISATION ET ETUDES COMPLEMENTAIRES	153
2.5. VALIDATION DU MODELE	167
2.5.1. LASER DE 808 nm	168
2.5.2. LASER DE 1940 nm	171
2.5.3. LASER DE 10,6 μm	175
2.5.4. DISCUSSION	179
3. BILAN	184
4. BIBLIOGRAPHIE	185

Bien que très utile pour la recherche, les études scientifiques nécessitant des expérimentations animales peuvent susciter des questionnements déontologiques et de ce fait sont généralement mal perçues par les populations. Dans ce cadre, il est particulièrement judicieux de remplacer le modèle animal par le modèle mathématique. Ce dernier permet en outre de simuler un grand nombre d'expérimentations (et ce à moindre coût). Toutefois, la qualité d'un tel outil prédictif nécessite de connaître précisément l'ensemble des paramètres intervenant dans les phénomènes étudiés. Enfin, même s'il permet de limiter les tests sur les animaux, le modèle mathématique doit être régulièrement confronté au modèle animal à des fins de validation.

Dans ce qui suit, le comportement thermique de la peau nue face à une agression thermique est étudiée et le dommage (degré de brûlure) engendré par cette agression est estimé. Dans la première partie de ce chapitre, la relation entre le dommage et l'évolution de la température est explicitée. Dans une seconde partie est présenté l'historique des différents modèles mathématiques décrivant l'évolution de la température de la peau soumise à une agression thermique. Enfin, le modèle utilisé dans cette étude est décrit et les résultats de simulation sont discutés.

1. Modélisation mathématique du dommage

La théorie du processus de dommage a été décrite pour la première fois en 1947 par Moritz et Henriques. Pour cela, le paramètre adimensionnel Ω , (*Moritz et Henriques, 1947*) est calculé selon l'équation d'Arrhenius :

$$\Omega(x) = A \int_0^{\infty} \exp \left[-\frac{E}{RT(x,t)} \right] dt \quad (3.1)$$

avec A le facteur pré exponentiel (s^{-1}), E l'énergie d'activation de la réaction de dénaturation ($J.mole^{-1}$), R la constante universelle des gaz parfaits ($8,32 J.mole^{-1}.K^{-1}$) et T la température (K). En chaque point x et à chaque instant t , ce paramètre permet d'estimer la brûlure à partir d'un temps initial (fixé arbitrairement à 0) et de l'évolution de la température en ce point. L'équation (3.1) peut s'interpréter en considérant la cinétique d'une réaction chimique⁴⁵. L'activation d'une réaction chimique nécessite une énergie suffisante (supérieure à un seuil).

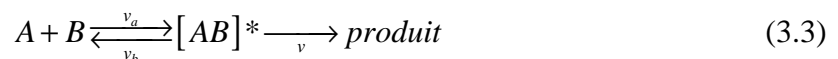
⁴⁵ La **cinétique chimique** a pour objet d'étudier la vitesse de formation d'un produit, de proposer des mécanismes, soit de définir des chemins réactionnels.

Le paramètre E (énergie d'activation), permet d'initier la réaction et la probabilité d'activation peut être définie dans les cas où l'activation est engendrée par un processus thermique par :

$$\frac{n^*}{n} = \exp\left(-\frac{E}{RT}\right) \quad (3.2)$$

avec n^* le nombre de molécules activées et n le nombre total de molécules.

En chimie, considérons deux molécules A et B, en s'associant, celles-ci peuvent former un complexe noté $[AB]^*$. Cet état est réversible, c'est-à-dire que le complexe peut se dissocier en molécule A et B, mais il peut aussi produire une réaction qui engendrera un produit. Dans ce cas la réaction est irréversible, le produit ne peut redevenir complexe. Ce phénomène s'écrit de la façon suivante :



v_a et v_b sont les constantes de vitesse. La vitesse de réaction notée v (s^{-1}) détermine la proportion de produit formé en un certain temps. Elle se définit par rapport à un des éléments de la réaction. Si c'est par rapport à un réactif, on l'appelle vitesse de disparition (vitesse négative) ; si c'est par rapport à un produit, c'est une vitesse d'apparition (vitesse positive). La vitesse globale de la réaction (v_g) est le plus grand diviseur commun de chacune des vitesses élémentaires des constituants de la réaction. Celle-ci est considérée comme proportionnelle à certaine puissance de la concentration des réactifs :

$$v_g = v[A]^a [B]^b \dots$$

a et b sont appelés les ordres partiels de la réaction (a est l'ordre partiel du constituant A). La somme de ces ordres partiels constitue l'ordre total de la réaction. v est alors appelée constante de vitesse. Elle est indépendante des concentrations mais dépend de la température. Tout au long de la réaction, v permet un équilibre entre les molécules et le complexe activé (K^*) :

$$v = \frac{RT}{Nh} K^* \quad \text{et} \quad K^* = e^{-\frac{\Delta G^*}{RT}} \quad (3.4)$$

avec N le nombre d'Avogadro ($6,023 \cdot 10^{23}$, sans dimension), h la constante de Planck ($6,627 \cdot 10^{-34}$ J.s) et ΔG^* l'énergie libre de formation des complexes actifs de Gibbs. Cette énergie peut s'écrire :

$$\Delta G^* = \Delta H^* - T\Delta S^* \quad (3.5)$$

où ΔH^* est l'enthalpie⁴⁶ d'activation (J.mole^{-1}) et ΔS^* l'entropie⁴⁷ d'activation ($\text{J.mole}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$). Ce dernier paramètre n'est pas calculable, excepté pour une réaction extrêmement simple, il est donc généralement déterminé à l'aide des mesures expérimentales de l'enthalpie d'activation et de la vitesse de réaction. L'enthalpie peut être déterminée de la façon suivante :

$$\Delta H^* = E - iRT \quad (3.6)$$

où i désigne l'ordre de la réaction ; 1 pour une réaction de premier ordre, 2 pour une réaction de second ordre, ... L'approche précédente peut être considérée pour tous types de réactions dites bi-moléculaires (molécule A et molécule B). Or le dommage thermique des tissus peut être considéré comme une réaction unimoléculaire. En effet, les différents auteurs supposent en général qu'il existe un temps de relaxation entre la molécule activée (C^*) et la molécule dénaturée (*Maron et Lando, 1974*) et (*Pearce et Thomsen, 1995*). Pendant ce temps, la molécule peut tendre vers la dénaturation ou retourner vers son état initial (Fig. 3.1). Dans ce cas, ΔH est la différence d'enthalpie entre l'état initial et la dénaturation de la molécule et ΔH^* doit toujours être inférieur à ΔH . La réaction s'écrit :



⁴⁶ **Enthalpie** : (gr. *thalpein*, chauffer) grandeur thermodynamique égale à la somme de l'énergie interne et du produit de la pression par le volume. (Cette grandeur est surtout utilisée pour calculer l'énergie échangée lors d'un changement d'état ou d'une réaction chimique.)

⁴⁷ **Entropie** : (gr. *entropê*, retour) grandeur qui permet d'évaluer la dégradation de l'énergie d'un système. (L'entropie d'un système caractérise son degré de désordre.)

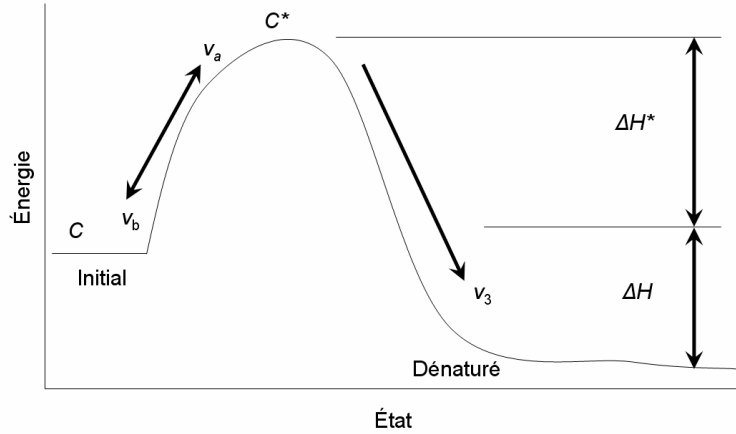


Figure 3.1 : Réaction unimoléculaire : activation et dénaturation.
D'après Pearce et Thomsen, 1995.

L'équation d'Arrhenius (3.1) est adaptée à la prévision des dommages des tissus soumis à une agression thermique en estimant le logarithme du ratio entre la concentration initiale ($C(0)$) et la concentration restante ($C(x)$) de la molécule dans le tissu (Pearce et Thomsen, 1995) :

$$\Omega(x) = \ln \left\{ \frac{C(0)}{C(x)} \right\} = A \int_0^{\infty} \exp \left[-\frac{E}{RT(x,t)} \right] dt \quad (3.8)$$

Sachant que, d'après les équations (3.4 et 3.5) et en supposant que $\Delta H^* \cong E$ (Pearce et Thomsen, 1995), le facteur pré exponentiel A et l'énergie E sont liés à l'enthalpie et à l'entropie d'activation (ΔH^* et ΔS^*) par la relation :

$$v = \frac{RT}{Nh} e^{((- \Delta H^* + T \Delta S^*)/RT)} = \frac{RT}{Nh} e^{((-E + T \Delta S^*)/RT)} = \frac{RT}{Nh} e^{(\Delta S^*/R)} e^{(-E/RT)} \text{ alors } v = A e^{(-E/RT)} \quad (3.9)$$

Néanmoins, le calcul de ce dommage (degré de brûlure dans la présente étude) pose deux problèmes majeurs :

- 1) La nécessité de connaître $T(x,t)$ (température du tissu au point x à chaque instant t) tout au long de la réaction (processus de brûlure).

Ce premier problème peut se résoudre par des études expérimentales notamment *in-vivo* (décrites dans le chapitre II). Mais pour ces études expérimentales, la mesure de la température n'est réalisée qu'en surface de la peau de manière non intrusive (en effet toute autre mesure dans la profondeur des tissus modifierait sensiblement le processus

de brûlure). Aussi, il n'est possible d'évaluer la brûlure qu'à la surface de la peau. Or, il a été établi que certaines longueurs d'ondes induisaient une chauffe non surfacique et le dommage pourrait alors être sous-estimé. C'est pourquoi, il s'avère nécessaire de développer un modèle mathématique fiable afin de prédire ces températures à chaque instant et ce quelle que soit la profondeur dans la peau. Les équations régissant un tel modèle mathématique sont détaillées dans un paragraphe suivant.

2) La nécessité de connaître A et E .

Dans ce deuxième cas, ces paramètres posent problème car dans la littérature E varie de 10^5 à 10^6 J.mole⁻¹ mais surtout A varie entre 10^{37} et 10^{124} s⁻¹ (Tableau 3.1).

Modèle	Température (K)	E (J.mole ⁻¹)	A (s ⁻¹)
<i>Gaylor</i>	$\forall T$	$2,4 \cdot 10^5$	$2,9 \cdot 10^{37}$
<i>Henriques et Moritz</i>	$\forall T$	$6,27 \cdot 10^5$	$3,1 \cdot 10^{98}$
<i>Pearce et al.</i>	$\forall T$	$3,06 \cdot 10^5$	$1,606 \cdot 10^{45}$
<i>Weaver et Stoll</i>	$T \leq 323$	$7,82 \cdot 10^5$	$2,185 \cdot 10^{124}$
	$T > 323$	$3,27 \cdot 10^5$	$1,823 \cdot 10^{51}$
<i>Takata</i>	$T \leq 323$	$4,18 \cdot 10^5$	$4,322 \cdot 10^{64}$
	$T > 323$	$6,69 \cdot 10^5$	$9,389 \cdot 10^{104}$
<i>Wu</i>	$T \leq 326$	$6,27 \cdot 10^5$	$3,1 \cdot 10^{98}$
	$T > 326$	$(6,27 - 0,0051(T - 326)) \cdot 10^5$	$3,1 \cdot 10^{98}$
<i>Fugitt</i>	$T \leq 328$	$6,27 \cdot 10^5$	$3,1 \cdot 10^{98}$
	$T > 328$	$2,96 \cdot 10^5$	$5,0 \cdot 10^{45}$

Tableau 3.1 : Valeurs de E et A dans la littérature.

La méthode la plus utilisée pour estimer ces paramètres est d'exposer le tissu à une température constante en utilisant soit un bain d'eau, une plaque métallique chaude ou des radiations lasers pendant des intervalles de temps donnés. De nombreux tissus biologiques comme la graisse, les muscles, la rétine, la peau, l'aorte... ont été testés pour identifier les dommages que peut causer une agression thermique ainsi que les coefficients qui interviennent dans l'équation d'Arrhénius (*Henriques et Moritz, 1947*), (*Moritz et Henriques, 1947*), (*Fugitt, 1955*), (*Weaver et Stoll, 1967*), (*Wu, 1982*), (*Takata, 1974*), (*Gaylor, 1989*), (*Diller et al., 1991*) et (*Pearce et al., 1993*). En 1947, Moritz et Henriques créent un dispositif

qui expose la peau à un liquide en mouvement. Il est constitué d'une coupe en laiton dont la base est ouverte pour permettre un contact direct entre la source de chaleur (le liquide) et la peau. Le système est chauffé par de la vapeur qui circule dans un système de tuyaux avec un large réservoir et un dispositif de pompage de part et d'autre de la coupe. La surface est chauffée et maintenue à une température constante. La pression à l'intérieur du dispositif est régulée en ajustant la vitesse du flux et le niveau du liquide en sortie. À l'aide d'un thermocouple, la température de l'eau est contrôlée tout au long de l'exposition ; elle varie de $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Cet appareil a été utilisé sur de la peau de porc et conduit à une brûlure de 25 mm de diamètre. Celle-ci est réduite jusqu'à atteindre 7 mm de diamètre pour les études sur l'homme. Afin de vérifier que le type de liquide (l'eau) ne modifiait pas les effets de la chaleur sur la peau, les auteurs ont réalisé les mêmes tests avec de l'huile chaude. Toutes conditions confondues, ils n'observent pas de différence significative entre les brûlures produites par l'eau et celles par l'huile et ceci chez les deux espèces. Cent soixante dix-neuf brûlures ont été réalisées sur le porc avec des températures qui varient entre 44°C et 100°C pour des temps d'exposition de 1 seconde à 7 heures. Trente trois expositions ont été effectuées sur des volontaires humains (face antérieure du thorax et de l'avant bras). Dans ce cas, les températures d'exposition varient de 44 et 60°C pour des temps allant de 5 secondes à 6 heures.

Tous les types de brûlure ont été observés. Pour exemple : une exposition de 6 heures à 44°C entraîne un dommage irréversible des cellules épidermiques (3^{ème} degré). C'est en tenant compte des tests dont la finalité est le deuxième degré, qu'ils proposent des valeurs pour les coefficients A et E afin d'estimer le dommage subi par leurs sujets. Une bonne corrélation est observée entre leurs résultats expérimentaux et modélisés pour des temps d'exposition long mais pour des temps plus courts il existe une différence significative.

Les recherches suivantes vont apporter de grandes modifications au dispositif en le modernisant dans le but d'obtenir ces mêmes coefficients. Partant des résultats de Moritz et Henriques, Fugitt en 1955 et Wu en 1982 tentent d'améliorer la méthode en introduisant dans leurs modèles deux paliers de températures d'activation. Ces deux auteurs testent leur dispositif sur l'homme et prennent comme « point final » de la réaction, la nécrose trans-épidermique⁴⁸ Takata en 1974 et Weaver et Stoll en 1967 proposent d'autres valeurs de A et E plus conformes avec leurs résultats expérimentaux. Takata utilise comme finalité de la réaction la brûlure profonde de la peau de porc quant à Weaver et Stoll leur critère est le seuil

⁴⁸ **Nécrose trans-épidermique** : (lat. *trans*, à travers) mort des cellules constituant l'épiderme.

de formation des phlyctènes⁴⁹ de la peau humaine. En 1989, Gaylor mesure le changement de perméabilité de la membrane cellulaire des muscles squelettiques de mammifères soumis à une température supérieure à la température physiologique. Il en déduit que les dommages causés sur la membrane dépendent de la température et que la lyse⁵⁰ de ces membranes est probablement le stade initial de destruction tissulaire. Enfin en 1993, Pearce et al. étudient la perte de biréfringence⁵¹ du collagène de la peau de rat lors d'une exposition de 2 à 100 minutes dans un bain d'eau dont la température varient entre 45°C à 90°C. En se basant sur les résultats histologiques de cette étude, ils déduisent de nouveaux paramètres A et E (Tableau 3.1).

Il est légitime de penser que les différences de protocoles, de tissus utilisés ainsi que de critère définissant la brûlure, sont les causes de la grande variabilité de ces paramètres. Néanmoins, suivant les auteurs, les valeurs de l'énergie d'activation E et du facteur pré exponentiel A sont choisis afin qu'une valeur de $\Omega = 0,53$ corresponde au stade d'une brûlure du premier degré, $\Omega = 1$ à une brûlure du second degré et $\Omega = 10^4$ à une brûlure du troisième degré.

La grande variabilité de ces résultats entraîne une dispersion importante des dommages prédits lors de conditions expérimentales identiques. Mais à l'inverse, les marges importantes entre les trois stades de lésion (Ω) tendent à diminuer ces différences.

⁴⁹ **Phlyctène** : (gr. *phluzein*, bouillir) soulèvement de l'épiderme rempli de sérosité transparente. Syn. : cloque.

⁵⁰ **Lyse** : (gr. *luô*, je dissous) dissolution (destruction) des tissus ou des bactéries par des substances (anticorps) spécifiques.

⁵¹ **Biréfringence** : (lat. *bis*, deux fois et *refringere*, briser) propriété que possède certains cristaux transparents de diviser en deux un rayon lumineux qui le traverse. Le milieu optique est alors défini non par un, mais par deux indices de réfraction, dits ordinaire et extraordinaire.

2. Modélisation mathématique des transferts thermiques dans la peau

2.1. Le modèle de Pennes : la référence

Toutes les modélisations mathématiques qui cherchent à simuler les transferts thermiques dans la peau soumise à une agression thermique considèrent que les travaux de Pennes en 1948 ont été précurseurs. L'objectif de travail de Pennes est d'« évaluer l'applicabilité de la théorie des échanges de chaleur sur l'avant-bras, en se basant sur la production de chaleur interne au tissu et sur la circulation sanguine » (*Pennes, 1948*). Il part du principe que le taux de transfert de chaleur entre le sang et le tissu est proportionnel au produit de la perfusion volumique et à la différence entre la température du sang artériel et celle du tissu au niveau local. D'où la relation dite « équation bio thermique de Pennes » :

$$h_b = V \rho_b C_b (1 - \kappa)(T_{b,a} - T) \quad (3.10)$$

avec h_b le taux de transfert de chaleur par unité de volume du tissu ($\text{cal.m}^{-3}.\text{s}^{-1}$), V le taux de perfusion par unité de volume de tissu ($\text{ml.ml}^{-1}.\text{s}^{-1}$), ρ_b la densité du sang (kg.m^{-3}), C_b la chaleur spécifique du sang ($\text{cal.kg}^{-1}.\text{°C}^{-1}$), κ est un facteur qui rend compte de l'équilibre thermique incomplet entre le sang et le tissu (sans dimension), $T_{b,a}$ la température du sang artériel (°C) et T la température du tissu (°C). Pennes suppose que $0 \leq \kappa \leq 1$, bien que dans son article il fixe $\kappa = 0$ pour calculer sa courbe théorique. Cette équation étant basée sur la loi de conservation de l'énergie, il propose ensuite d'écrire l'équilibre thermique énergétique des tissus perfusés de la façon suivante :

$$\rho C \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} + q_m + h_b \quad (3.11)$$

avec ρC la chaleur volumique du tissu ($\text{cal.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$), k la conductivité thermique du tissu ($\text{cal.s}^{-1}.\text{m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$) et q_m la production de chaleur métabolique par unité de volume de tissu ($\text{cal.m}^{-3}.\text{°C}^{-1}$).

Dans cette équation (3.11) qui décrit l'évolution thermique à l'intérieur du tissu (matériau multicouche) sous une forme monodimensionnelle, le premier terme de droite définit les pertes de chaleur de la peau dues à la conduction. De façon générale, les pertes conductives

caractérisent les échanges de chaleur entre un matériau et les surfaces directement en contact. Le second terme de droite caractérise la production de chaleur métabolique (chaleur interne, métabolisme⁵²) et enfin, le troisième terme décrit les transferts thermiques dus à la circulation sanguine dans les tissus.

Etant donné que son étude utilise comme modèle l'avant-bras, la suite de la modélisation est spécifique à ce membre qui géométriquement est assimilé à un cylindre. En ce qui concerne ses résultats expérimentaux, Pennes mesure la distribution de la température en profondeur selon l'axe transverse de l'extrémité proximale du bras. Pour obtenir ces résultats, le sujet est couché dans une salle où la température est maintenue entre 25 et 27°C ; l'expérience dure entre 4 et 6 heures. Il existe une grande variabilité entre les sujets ainsi les chercheurs suivants ont basé leur modèle sur les moyennes de ces résultats (*Wissler, 1998*). Pennes démontre clairement que le champ de température est affecté par les transferts de chaleur entre les gros vaisseaux sanguins et les tissus environnants.

Cette étude a servi de point de départ à de nombreux modèles (*Wilson et Spence, 1988*), (*Baldwin et al., 2001*), (*Jiang et al., 2002*), (*Deng et Liu, 2004*), (*Lormel, 2005*), (*Abraham et Sparrow, 2007*) et (*Autrique et Lormel, 2008*). Wissler en 1998 écrit un article qui « revisite » le papier de Pennes de 1948 (*Wissler, 1998*) et pointe certaines incohérences :

- Les données expérimentales de Pennes sont en désaccord avec ses résultats théoriques.
- Pennes concentre son attention sur les transferts de chaleurs entre les capillaires sanguins et le tissu, alors qu'on peut démontrer que la température du sang dans les artérioles pré capillaires et dans les veines post capillaires est proche de la température des tissus environnants.
- L'effet de la perfusion sanguine est considéré comme isotrope alors que ce n'est probablement pas le cas.
- La valeur de la conductivité thermique (k) proposée et utilisée par Pennes vaut un tiers de la valeur couramment acceptée pour les tissus et l'eau.

⁵² **Métabolisme** : (gr. *métabolê*, transformer) nom donné à l'ensemble des modifications chimiques qui ont lieu dans l'organisme, destinées à subvenir à ses besoins en énergie, à la transformation, à l'entretien, à la réparation des tissus, à l'élaboration de certaines substances...

Pour relativiser ces critiques, il est juste de considérer que les travaux de Pennes, en 1948, sont basés sur des résultats obtenus par ses prédécesseurs dont certaines études dataient des années 1930. Malgré tout, Wissler conclut à la validité du modèle de Pennes (*Wissler, 1998*).

Considérant que des facteurs importants ont été ignorés dans l'étude de Pennes et dans nombre de travaux ultérieurs, une étude bibliographique a été effectuée afin de compléter le modèle.

2.2. Les autres modèles

En 1985, Weinbaum et Jiji présente un « nouveau » modèle nommé la « bio-heat W-J equation » qui est une variante simplifiée du modèle de Pennes (*Weinbaum et Jiji, 1985*). La différence majeure réside en ce que ce modèle prend en compte les échanges de chaleur à « contre-courant » entre le sang venant du cœur (réseau artériel) et le sang qui y retourne (réseau veineux) [voir Chapitre I, §3.1], sachant que le sang qui provient du cœur est plus « chaud » que celui qui vient, par exemple, des extrémités. Ces auteurs considèrent que ces échanges sont importants mais leur modèle mathématique est apparemment assez limité. Baish et al., cités par (*Ng et Chua, 2002*) estiment que l'équation traditionnelle de Pennes peut raisonnablement convenir pour leur modèle où les tissus contiennent de larges vaisseaux sanguins. En revanche, la « W-J equation » est plus appropriée pour les tissus traversés par de petits vaisseaux et en quasi équilibre thermique avec les tissus voisins. Les auteurs sont d'avis que ces deux modèles sont valides pour différents types de tissus. L'inconvénient majeur du modèle simplifié est qu'il est nécessaire de connaître en détail l'architecture microvasculaire des matériaux étudiés.

Torres et al. modifient le modèle de Takata qui notamment prenait en compte les différentes couches de la peau, afin de prédire la température de l'aorte soumis à une agression au laser argon ($\lambda = 488$ et 514 nm). Cette étude a comme particularité d'être l'une des premières à prendre en compte les pertes de chaleur par évaporation (*Torres et al., 1993*). Celles-ci sont décrites de la façon suivante :

$$Q_{vap}(t) = h_{fg} h_m (\rho_{v,sat}(T(0,t)) - \rho_{v,a}) \quad (3.12)$$

avec Q_{vap} les pertes par évaporation (W.m^{-2}), h_{fg} l'enthalpie de changement de phase (J.kg^{-1}), h_m coefficient de transfert de masse par convection (m.s^{-1}), $\rho_{v,sat}$ la densité de la vapeur d'eau

saturée (kg.m^{-3}) à la surface de la peau à la température $T(0,t)$, $\rho_{v,a}$ la densité de la vapeur d'eau dans l'air à la température de la pièce (kg.m^{-3}).

Torres et al. montrent que lorsque l'épaisseur du tissu (étude menée sur de l'aorte humaine, du myocarde⁵³ de bœuf et sur du gel de polyacrylamide) est inférieure ou égale à $20\ \mu\text{m}$, les pertes d'eau ne semblent pas influencer la température. En revanche, si cette épaisseur est de 80 à $90\ \mu\text{m}$ (cas de notre étude), l'équation précédente joue un rôle significatif dans la baisse de température de surface du tissu. Huit ans plus tard, Díaz et al. en modélisant la réponse thermique du cartilage nasal de porc soumis aux radiations lasers, confirment que le refroidissement dû à l'évaporation de l'eau à l'interface air-tissu joue un rôle important sur la température en surface (*Díaz et al., 2001*).

Les moyens de calculs de plus en plus performants permettent d'envisager et de manipuler des modèles de plus en plus proches de la réalité :

- En 2001, Baldwin et al. développent un modèle bidimensionnel qui simule l'ablation thermique de l'endomètre⁵⁴. Ce modèle basé sur l'équation de Pennes décrit un tissu homogène dont les propriétés ne varient pas avec la température et où la perfusion sanguine est considérée comme constante mais devient nulle lorsque $\Omega = 1$ (*Baldwin et al., 2001*). Cette étude est une avancée dans la modélisation de ce tissu mais les auteurs notent que des données physiologiques manquent pour simuler correctement ce phénomène quand les températures sont élevées (supérieures à 120°C).
- En 2002, Ng et Chua proposent et comparent deux modèles : le premier considère une seule dimension d'espace et est résolu par une méthode aux différences finies alors que le second, bidimensionnel, est résolu par une méthode aux éléments finis. Les objectifs de ces modèles sont de prédire la température de la peau et le dommage qu'elle occasionne (*Ng et Chua, 2002*). Ces modèles permettent également lors d'hypothermie chez un patient gravement brûlé de connaître la température du liquide à lui injecter afin de ne pas aggraver son état.
- En 2004, Deng et Liu réalise une modélisation tridimensionnelle qui permettrait de diagnostiquer les tumeurs. Ils partent du principe que la tumeur est un tissu très vascularisé donc avec une température plus élevée que la température cutanée. Leur modèle est assez complet car il prend en compte l'émissivité et l'humidité de la peau, le coefficient de convection, l'humidité relative et la température du milieu ambiant, la

⁵³ **Myocarde** : (gr. *mus*, muscle et *kardia*, cœur) muscle cardiaque.

⁵⁴ **Endomètre** : (gr. *endon*, dedans et *mêtra*, utérus) tissu épithélial humide (muqueuse) qui recouvre l'utérus.

production métabolique, la perfusion sanguine et la taille de la tumeur. Leurs calculs numériques montrent que tous ces facteurs peuvent influencer la distribution de la température dans le tissu. D'autre part, les résultats indiquent que les pertes de chaleur radiative et évaporatoire qui généralement en première approximation ne sont pas considérées ne peuvent pas être négligées (*Deng et Liu, 2004*). On peut remarquer que les pertes évaporatoires dont il est question ici sont spécifiques des glandes sudoripares. L'équation correspondante est :

$$Q_e = Q_{dif} + Q_{rsw} \quad (3.13)$$

avec Q_{dif} définit comme les pertes d'eau par évaporation « implicite » liées à la sudation lorsque la peau est sèche ($W.m^{-2}$) et Q_{rsw} définit comme les pertes d'eau par évaporation « explicite » dues à la sudation. Sachant que :

$$\begin{aligned} Q_{dif} &= 3,054(0,256T - 3,37 - P_a) \\ Q_{rsw} &= 16,7h_m W_{rsw} (0,256T - 3,37 - P_a) \end{aligned} \quad (3.14 \text{ et } 3.15)$$

avec W_{rsw} l'humidité de la peau et T la température du tissu ($^{\circ}C$). W_{rsw} varie entre 0 (peau sèche) et 1 (peau complètement humide).

En 2006, Chen et al. modélisent la température de la peau et le dommage occasionné par un laser de longueur d'onde 2000 nm. Le problème direct décrit par le modèle est résolu à l'aide du logiciel FEMLAB (code basé sur la méthode des éléments finis). La peau est représentée par deux domaines (épiderme et derme) homogènes. Le faisceau du laser est Gaussien. Le modèle choisi est simplifié en 2-D ; les auteurs supposent que les pertes radiatives sont négligeables et qu'il n'y a ni perte ni gain de chaleur dus à la perfusion sanguine. En revanche, les pertes d'eau par évaporation sont considérées comme une condition limite (*Chen et al., 2006*). Pour ce faire, ils se basent notamment sur l'équation (3.12) (*Torres et al., 1993*). Une bonne corrélation est observée entre leur modèle et leurs données expérimentales même si lors de la phase de refroidissement, quand la température cutanée est inférieure à $50^{\circ}C$, il existe un décalage entre les deux courbes. Néanmoins, pensant que la circulation sanguine a un rôle à jouer dans le phénomène de brûlure et plus particulièrement lors de l'inflammation, ces mêmes auteurs

en 2008, incluent dans leur modèle les pertes de chaleurs dues à la perfusion sanguine selon l'équation de Pennes (*Chen et al., 2008*).

- En 2007, Abraham et Sparrow développent un « nouveau » modèle basé sur l'équation de Pennes et sur la méthode de l'enthalpie pour estimer le changement de phase du liquide (eau) en vapeur. De plus, ce modèle tient compte de la variation de la perfusion sanguine en fonction du dommage (*Abraham et Sparrow, 2007*). Bien que cette étude traite de l'ablation thermique de l'utérus, ce modèle peut parfaitement s'adapter à la peau soumise à des élévations de température importantes notamment en ce qui concerne la variation de perfusion sanguine. Pour cela, Abraham et Sparrow proposent deux équations : l'une qui décrit l'augmentation initiale de la perfusion dans le tissu correspondant au phénomène de vasodilatation et l'autre qui considère l'accumulation de la chaleur dans les cellules jusqu'à la lésion ce qui entraîne la diminution du flux sanguin jusqu'à la thrombose (perfusion nulle) [cf. Chapitre I §3.2]. Reste un problème : la valeur de la perfusion initiale, valeur qui varie énormément entre les auteurs [cf. Chapitre I §3.2].
- En 2008, Dai et al. augmentent la complexité des modèles en considérant la loi du flux de Maxwell-Cattaneo :

$$\left(1 + \tau \frac{\partial}{\partial t}\right) \vec{q} = -k \nabla T \quad (3.16)$$

où τ est le temps de relaxation (s) et \vec{q} le flux thermique (W.m^{-2}). Physiquement, ce temps correspond à la durée nécessaire pour qu'il y ait un transfert d'énergie en dehors de la cible (exemple de cible : les mélanocytes), permettant d'obtenir au centre de celle-ci une diminution de la température équivalente à 50% de la valeur maximale atteinte. La conséquence directe de ce phénomène de transfert de chaleur est donc le refroidissement de la cible et par conséquent, grâce à ce processus de transfert de chaleur, une élévation de la température des tissus adjacents à la cible. τ dépend des dimensions de la cible et de son volume (*Choi et Welch, 2001*) et s'exprime de la façon suivante :

$$\tau = \frac{D^2}{C\alpha} \quad (3.17)$$

avec D le diamètre du spot (cm), α la diffusivité thermique ($\text{cm}^2.\text{s}^{-1}$) et C un coefficient qui dépend de la géométrie de la cible ($C = 27$ pour une sphère, 16 pour un cylindre, 4 pour une surface plane) (Mordon, 2006). Par exemple, si l'on considère une cellule du derme supposée sphérique dont le diamètre est de $20 \mu\text{m}$ et la conductivité thermique (k) de $1,3 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2.\text{s}^{-1}$, alors le temps de relaxation thermique (τ) est de 0,114 ms. Ainsi, si l'irradiation est finie, passé les 0,114 ms, la chaleur emmagasinée dans cette cellule (cible) est dissipée aux cellules avoisinantes et l'énergie à l'intérieur de la cellule cible a diminuée de 50%. [Remarque : Ce paramètre est utilisé pour définir les temps d'impulsion laser en fonction de l'effet que l'on désire. Par exemple, si cette durée (t_{imp}) est beaucoup plus courte que τ ($t_{imp} < 10\tau$) la chaleur générée durant l'irradiation laser n'a pas le temps de se diffuser à l'extérieur. Il y a donc accumulation de chaleur dans la cible et augmentation rapide et importante de la température. A l'inverse, si $t_{imp} > 10\tau$ alors la diffusion de la chaleur en dehors de la cible est importante et toute sélectivité optique est perdue (Mordon, 2006).]

D'autre part, le modèle de Dai et al. est une modélisation en 3-D d'un matériau tri couches (épiderme, derme et hypoderme) où sont inclus de façon schématique les différents réseaux sanguins : artères, veines et capillaires. Les résultats numériques de cette étude montrent que l'équation classique de Pennes simule des températures plus importantes que le modèle modifié, basé sur l'équation de Maxwell-Cattaneo (Dai et al., 2008). Néanmoins, aucune expérimentation *in-vivo* ne vient valider ce modèle mathématique.

Tout au long de ces recherches bibliographiques, il est notable que nombre d'auteurs postérieurs à Pennes, ne visent pas à améliorer le modèle mais cherchent surtout à apporter de la précision au niveau des paramètres constituant la « bioheat transfer equation ». Les paramètres qui apparaissent le plus souvent sont notamment la conductivité thermique (k), la chaleur spécifique de la peau (C), la perfusion sanguine (ω) ainsi que les différents paramètres thermo-optiques de la peau : coefficients de réflexion, d'absorption et de diffusion. Ces différents paramètres seront discutés dans le paragraphe suivant.

Le modèle développé ci-après est basé sur une thèse précédemment réalisée dans notre laboratoire (Lormel, 2005). La peau est considérée comme un matériau multicouche (épiderme, derme et hypoderme) semi-transparent.

2.3. Les équations

Comme la plupart des auteurs, ce modèle a pour point de départ l'équation de transfert de chaleur de Pennes qui prend en compte la conduction, la radiation, la circulation sanguine et la production de chaleur par le métabolisme (*Pennes, 1948*). Le modèle mathématique décrit les transferts et les dommages thermiques dans la peau lors d'une agression laser dans un cadre mono dimensionnel et les simulations numériques sont réalisées à l'aide du logiciel Comsol Multiphysics 3.3 (méthode des éléments finis). La peau est représentée par trois domaines homogènes (épiderme, derme et hypoderme) ayant chacun leurs propriétés thermo-optiques et physiologiques propres. La source de chaleur considérée est située en surface de l'épiderme. Le schéma suivant (Fig. 3.2) représente les différents transferts de chaleur au niveau de la peau lors d'un flux laser imposé.

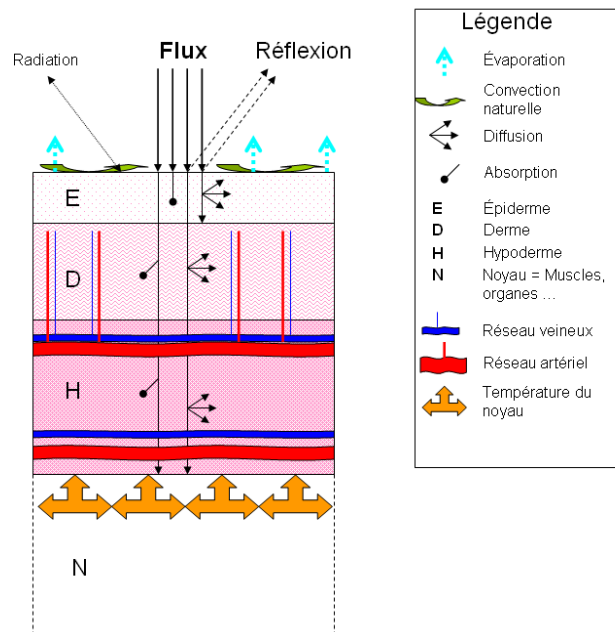


Figure 3.2 : Schéma de la peau et de ses différents échanges thermiques lors d'un flux laser imposé.

L'équation considérée est donc :

$$\rho_i c_i \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = k_i \Delta T(x,t) + \omega_i \rho_b c_b [T_b - T(x,t)] + q_m \quad (3.18)$$

avec $T(x, t)$ la température à évaluer (K) à la profondeur x (m) et au temps t (s), $i \in \{e, d, h\}$ correspondant aux différentes couches de la peau : épiderme $\{e\}$, derme $\{d\}$ ou hypoderme $\{h\}$, ρ_i la densité de la couche i (kg.m^{-3}), ρ_b la densité du sang (kg.m^{-3}), c_i la chaleur spécifique de la couche i ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$), k_i la conductivité thermique de la couche i ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$), T_b la température du sang considérée comme constante (K), q_m la production de chaleur métabolique, ω_i le taux de perfusion sanguine dans le derme et l'hypoderme (s^{-1}).

La diffusion de la lumière dans la peau n'étant pas négligeable, il convient de considérer le terme suivant :

$$S(x, t) = \beta_{i,\lambda} I(t) e^{-\beta_{i,\lambda} x} \quad (3.19)$$

avec $S(x, t)$ la source de chaleur (W.m^{-3}), $\beta_{i,\lambda}$ le coefficient d'extinction de la couche i qui dépend également de la longueur d'onde laser utilisée (m^{-1}), $I(t)$ le flux laser incident pénétrant dans le tissu (W.m^{-2}). Sachant que $I(t) = I_0(t) - I_r(t)$ avec $I_r(t)$ le flux laser réfléchi à l'interface air – peau, $I_0(t)$ étant le flux laser incident initial (W.m^{-2}). Le taux de lumière réfléchi est fonction de la longueur d'onde et dans une moindre mesure de la couleur de la peau (Fig. 3.3).

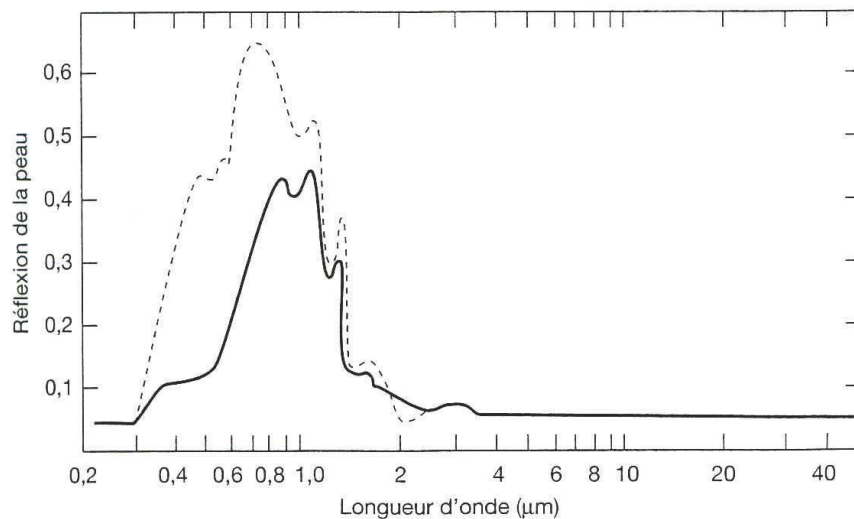


Figure 3.3 : Réflexion de la peau humaine de type I : peau très claire (---) et de type IV : peau très mate (—), d'après Sliney et Worlbarsh, 1980.

Cette dernière présente le maximum de réflectivité entre 600 et 1000 nm. Kuppenheim *et al.* observent que la réflectivité de la peau humaine est comparable à celle du porc (Fig. 3.4) notamment pour des longueurs d'onde comprises entre 707 et 2600 nm (Kuppenheim *et al.*, 1956). Concernant cette comparaison, aucune donnée n'a pu être trouvée concernant la longueur d'onde 10,6 μm . Aux longueurs d'onde étudiées c'est-à-dire à 1,96 et 10,6 μm la réflexion de la peau peut être considérée comme négligeable ($I(t) = I_0(t)$) ce qui n'est pas le cas à 808 nm qui selon le type de peau varie entre 40 et 60% (supposée à 50% dans notre modèle).

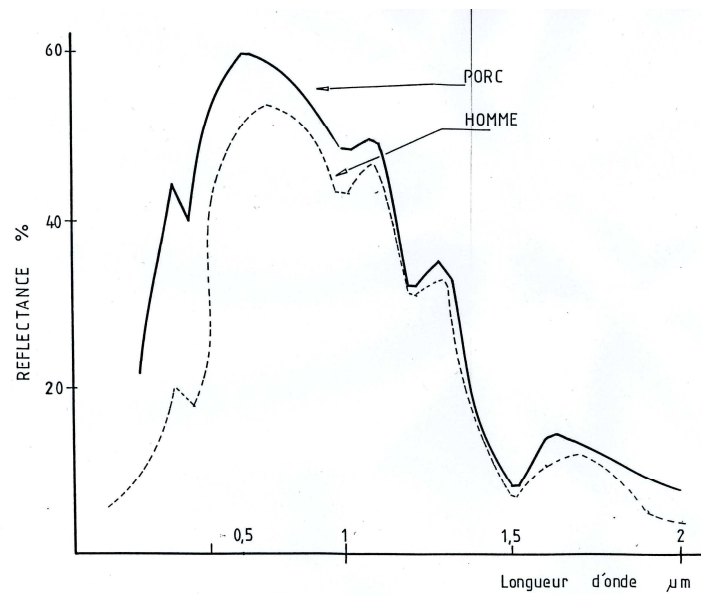


Figure 3.4 : Comparaison du taux de réflexion entre la peau humaine et de porc, d'après Kuppenheim *et al.*, 1956.

Ainsi, l'équation (3.18) devient :

$$\rho_i c_i \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = k_i \Delta T(x,t) + \omega_i \rho_b c_b [T_b - T(x,t)] + q_m + S(x,t) \quad (3.19)$$

En se basant notamment sur les études de Chen *et al.*, les échanges de chaleur à la surface de la peau ($x = 0$) tiennent compte des pertes évaporatoires ainsi que des pertes d'eau dues au changement de phase de l'eau en vapeur (Torres *et al.*, 1993), (Díaz *et al.*, 2001), et (Chen *et al.*, 2006). Ces échanges sont définis de la façon suivante :

$$Q_{vap}(t) = h_{fg} h_m (\rho_{v,sat}(T(0,t)) - \rho_{v,a}) \quad (3.20)$$

avec Q_{vap} les pertes d'eau ($W.m^{-2}$), h_{fg} l'enthalpie de changement de phase ($J.kg^{-1}$), h_m le coefficient de transfert de masse par convection ($m.s^{-1}$). h_m fait intervenir le nombre de Lewis et est défini comme suit (Torres et al., 1993) et (Incropera et Dewitt, 2001) :

$$h_m = \frac{h_e}{\rho_a c_a Le^{2/3}} \quad (3.21)$$

où h_e est le coefficient de convection ($W.m^{-2}.K^{-1}$), dans notre étude la convection est considérée comme naturelle variant généralement entre 5 et 25 $W.m^{-2}.K^{-1}$. ρ_a est la masse volumique de l'air ($kg.m^{-3}$), c_a la chaleur spécifique de l'air ($J.kg^{-1}.K^{-1}$), Le est le nombre de Lewis (sans dimension). Le nombre de Lewis est le ratio entre le nombre de Schmidt (Sc , sans dimension) et le nombre de Prandtl (Pr , sans dimension) :

$$Le = \frac{Sc}{Pr} = \frac{k_a}{D_v \rho_a c_{pa}} \quad (3.22)$$

avec k_a la conductivité thermique de l'air ($W.m^{-1}.K^{-1}$), D_v le coefficient de diffusion de la vapeur d'eau dans l'air ($m^2.s^{-1}$) qui dépend de la pression atmosphérique (P_a) est qui est défini de la façon suivante :

$$D_v = 2,11.10^{-5} \times \left(\frac{T_a}{273,15} \right)^{1,94} \times \frac{1013,25}{P_a} \quad (3.23)$$

c_{pa} est la chaleur spécifique de l'air sec à pression constante ($J.kg^{-1}.K^{-1}$), $\rho_{v,a}$ la masse volumique de vapeur d'eau dans l'air ($kg.m^{-3}$) à température ambiante T_a (K) et $\rho_{v,sat}$ est la masse volumique de la vapeur d'eau saturée ($kg.m^{-3}$) à la température cutanée $T_s = T(0,t)$. Selon Incropera et Dewitt, pour estimer $\rho_{v,sat}$ un polynôme de quatrième degré peut être considéré :

$$\rho_{v,sat}(t) = 4.10^{-9}T_s^4 - 6.10^{-8}T_s^3 + 1,96.10^{-5}T_s^2 + 1,534.10^{-4}T_s + 6,1098.10^{-3} \quad (3.24)$$

A noter que dans l'équation précédente, la température cutanée (T_s) est en degré Celsius ($^{\circ}\text{C}$).

Dans le but de modéliser les échanges de chaleur à la surface de la peau ($x=0$), la condition limite est :

$$-k_e \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = h_e (T_a - T(0,t)) - Q_{vap}(t) \quad (3.25)$$

En face arrière (à l'intérieur du corps), la température est considérée comme constante (condition de type Dirichlet) et est égale à la température du sang (T_b).

2.4. Les pertes d'eau

Dans ce paragraphe, la modélisation des pertes en eau de la peau lors du phénomène de brûlure est discutée.

2.4.1. Le pouvoir hygroscopique de la peau

L'eau est indispensable à la bonne santé de la peau. Elle suit un trajet bien défini dans les différentes couches cutanées, circule dans le sang jusqu'au derme qui constitue un réservoir, puis se diffuse du derme vers l'épiderme pour maintenir l'hydratation cutanée. Les pertes d'eau à travers la peau humaine comportent deux composantes : l'activité des glandes sudoripares et la perte insensible en eau. L'ensemble constitue ce que l'on appelle la perspiration insensible. L'hydratation naturelle de la peau est le résultat de mécanismes biologiques aux fonctions spécifiques (*Melissopoulos et Levacher, 1998*) :

- L'eau se diffuse régulièrement et continuellement du derme vers la surface de la peau.
- Au niveau du derme, l'eau est captée par l'organisme grâce à des polymères ; les glycosaminoglycanes (GAGs). Ils fixent d'importantes quantités d'eau et assurent la turgescence des tissus et l'hydratation continue de la peau.
- L'eau est ensuite retenue par les cellules de l'épiderme. A l'intérieur des cornéocytes (cellules de la couche cornée) il existe des substances hydrosolubles à fort pouvoir osmotique, appelées NMF (Natural Moisturizing Factor, c'est-à-dire facteur naturel d'humidification). Grâce à ces substances à l'effet « réservoir », la peau est capable de

fixer l'eau dans l'organisme et de conserver le niveau d'hydratation nécessaire à son bon fonctionnement. Elles agissent comme des éponges pour attirer l'eau et la retenir à l'intérieur des cornéocytes. Ces cellules sont en outre capables de capter jusqu'à neuf fois leur propre poids en eau (le plissement des pulpes digitales au cours d'un bain chaud prolongé provient de l'allongement et du gonflement de la couche cornée). La quantité d'eau absorbée, en pourcentage du poids de la couche cornée sèche, varie de façon exponentielle en fonction de l'humidité relative atmosphérique. Son taux d'hydratation optimal est de 13%.

- Enfin, au niveau de la couche cornée, l'eau s'évapore : c'est la Perte Insensible en Eau (PIE ou TEWL pour Trans Epidermal Water Loss). En surface, une régulation de cette évaporation est possible grâce aux lipides (graisses) qui cimentent les cornéocytes et forment avec eux la barrière de perméabilité de la peau (film hydrolipidique). L'étude de la PIE est un excellent moyen de quantifier cette fonction barrière. De nombreuses méthodes plus ou moins fiables ont été proposées. La plus utilisée actuellement est l'évaporimètre. Parmi les facteurs susceptibles de modifier la PIE, citons :
 1. l'épaisseur de la couche cornée : la fonction barrière (PIE faible) est d'autant plus efficace, que cette couche est épaisse, dans des conditions dites normales ;
 2. la modification de la nature et de la quantité des lipides intercornéocytaires ;
 3. l'hydratation cutanée : plus la couche cornée est riche en eau, plus la fonction barrière est efficace et la PIE basse ;
 4. l'occlusion ou application de topiques gras ;
 5. certaines pathologies cutanées comme le psoriasis qui sont à l'origine d'une augmentation de la PIE.

Enfin, notons que la PIE n'est pas modifiée par la vasoconstriction ou la vasodilatation.

Dans le cas des brûlures, l'intégrité de l'épiderme étant compromise, les pertes d'eau sont augmentées. La teneur en eau de l'épiderme et du derme non lésés sont respectivement de 30% et 80% (*Takata, 1974*) et (*Chen et al., 2006*).

L'hydratation de l'épiderme est un élément susceptible de modifier profondément ses propriétés optiques, il est donc intéressant d'observer leurs évolutions en fonction de la teneur en eau.

2.4.2. Modélisation et études complémentaires

D'après Takata, la masse volumique (ρ_i en kg.m^{-3}), la chaleur spécifique (C_i en $\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) et la conductivité thermique (k_i en $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) des couches dépendent du taux d'hydratation (w_i) selon les équations suivantes :

$$\begin{aligned}\rho_i &= (1,3 - 0,3w_i).10^3 \\ C_i &= \left(1,55 + 2800 \frac{w_i}{\rho_i}\right).10^3 \\ k_i &= \left(0,06 + 570 \frac{w_i}{\rho_i}\right)\end{aligned}\quad (3.26, 3.27 \text{ et } 3.28)$$

Pour Zhang et al., la chaleur spécifique (C_i en $\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) et la conductivité thermique (k_i en $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$) varient également en fonction de la teneur en eau (w_i) des tissus mais également selon la température T ($^{\circ}\text{C}$) (Zhang et al., 2009) :

$$\begin{aligned}C_i &= 4190\left(0,37 + 0,63w_i\left(1 + 1,016(T - 293)10^{-4}\right)\right) \\ k_i &= 0,419\left(0,133 + 1,36w_i\left(1 + 1,78(T - 293)10^{-3}\right)\right)\end{aligned}\quad (3.29 \text{ et } 3.30)$$

En utilisant les valeurs thermo-optiques résumées dans le tableau suivant (Tableau 3.2), les températures à la surface de la peau et aux interfaces (épiderme-derme et derme-hypoderme) ont été modélisées en faisant varier la teneur en eau de la peau (w_i) et ce pour les deux auteurs : Takata et Zhang. La modélisation est réalisée pour le laser de 1940 nm.

Propriétés	Localisation	Valeur	Référence
Epaisseur ($\times 10^3$ m)	Epiderme	0,1	
	Derme	1,4	Mesures expérimentales
	Hypoderme	> 3,0	
Densité ρ (kg.m^{-3}) [pour modéliser Zhang et al., 2009]	Epiderme	1210	Chen et al., 2006
	Derme	1060	
	Hypoderme	920	Stolwijk and Hardy, 1965
	Sang	1080	Diller and Hayes, 1983
Coefficient d'extinction β (m^{-1}) à 1940 nm	Epiderme	2176	
	Derme	5802	Chen et al., 2006
	Hypoderme	2176	
Coefficient de convection h_e ($\text{W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$)		10	
Température ambiante T_a (K)		295,5	Mesures expérimentales

Tableau 3.2 : Valeurs des différents paramètres utilisés lors des simulations.

On observe que la variation d'humidité entraîne une différence importante de température et ce aussi bien en surface qu'aux interfaces de la peau (Fig. 3.5 et 3.6). Lorsque l'on compare les conditions où l'humidité est respectivement pour l'épiderme, derme et hypoderme de 60, 100 et 60% à la situation hypothétique où la peau est complètement sèche ($w_i = 0$), la différence maximale de température simulée au niveau de la surface et des interfaces épiderme-derme et derme-hypoderme, est respectivement de : 25,35 – 30,32 et 2,14°C.

Equations de Takata, 1974.

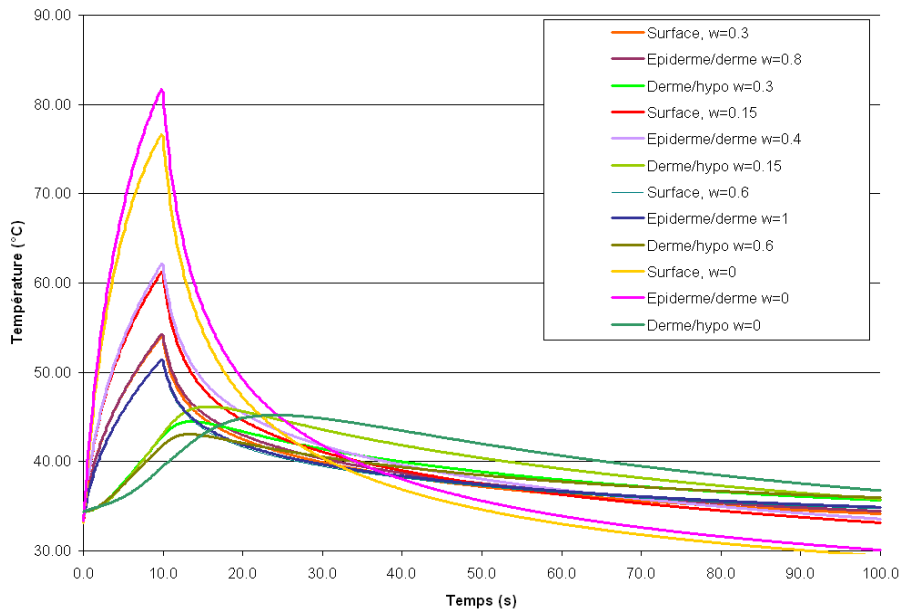


Figure 3.5 : Simulation des températures à la surface de la peau et aux interfaces. Les propriétés de la peau sont calculées selon Takata, 1974, avec une humidité variable.

Equations de Zhang et al., 2009

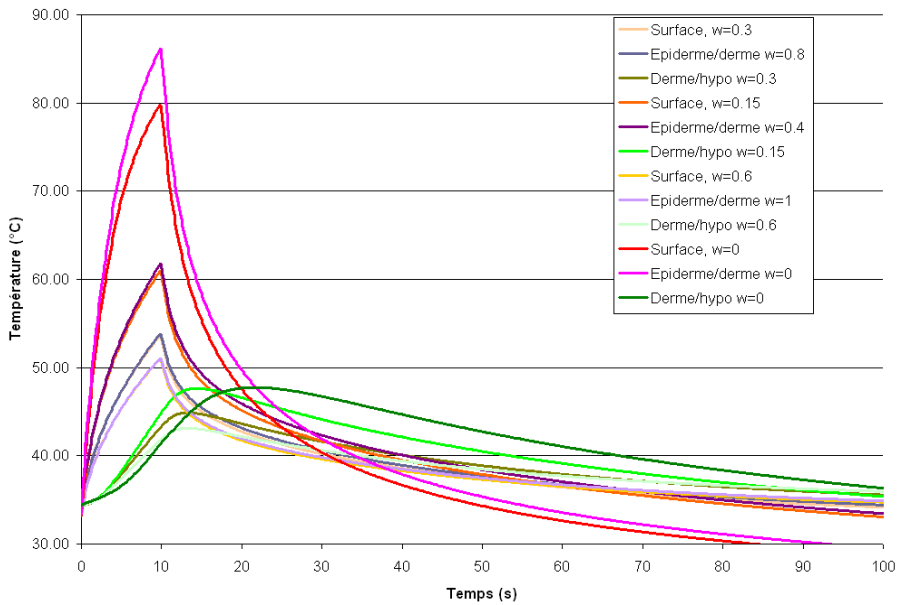


Figure 3.6 : Simulation des températures à la surface de la peau et aux interfaces. Les propriétés de la peau sont calculées selon Zhang et al., 2009, avec une humidité variable.

En revanche, lorsque l'on compare les résultats selon les deux auteurs (Fig. 3.7), peu de différence de température est observée, quelle que soit la localisation de la simulation.

Température à la surface de la peau.

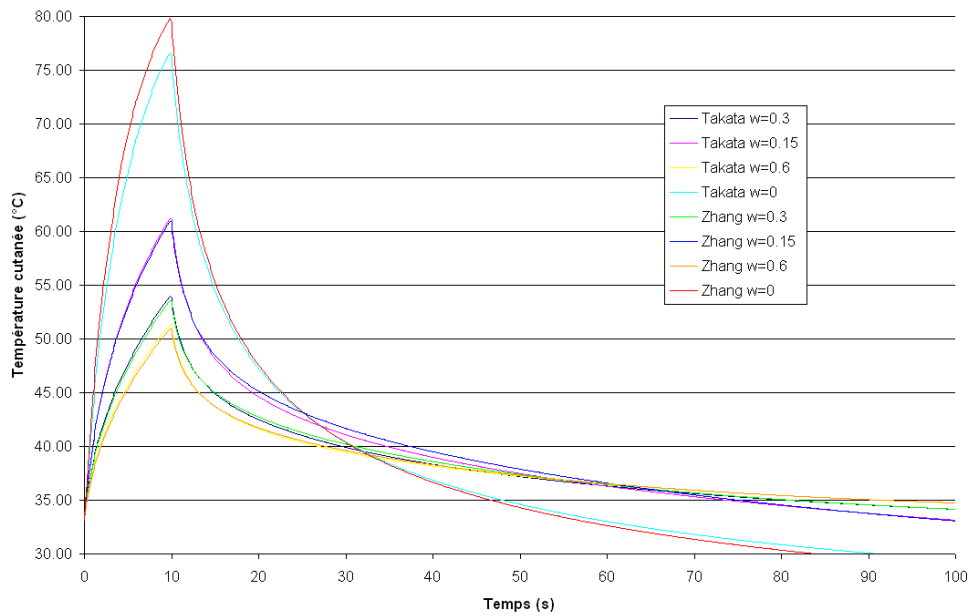


Figure 3.7 : Simulation des températures cutanées. Comparaison selon les données des deux auteurs Takata, 1974, et Zhang et al., 2009, avec une humidité variable.

Etant donné le peu de différence entre les calculs de température alors que le calcul des propriétés de Zhang et al. est plus complexe car il dépend de la température calculée, il semble plus intéressant d'utiliser les équations de Takata pour notre modèle. Equations, par ailleurs, validées par Chen et al. (Chen et al., 2006). Sachant que pour une humidité (w_i) variant entre 0 et 100%, C_i varie de 1550 à 4350 $J.kg^{-1}.K^{-1}$, k_i de 0,06 à 0,63 $W.m^{-1}.K^{-1}$ et ρ_i de 1300 à 1000 $kg.m^{-3}$ (Tableau 3.3).

w (%)	ρ ($kg.m^{-3}$)	C ($J.kg^{-1}.K^{-1}$)	k ($W.m^{-1}.K^{-1}$)
0	1300	1550	0,06
10	1270	1770	0,10
20	1240	2002	0,15
30	1210	2244	0,20
40	1180	2499	0,25
50	1150	2767	0,31
60	1120	3050	0,37
70	1090	3348	0,43
80	1060	3663	0,49
90	1030	3997	0,56
100	1000	4350	0,63

Tableau 3.3 : Valeurs de densité, de chaleur spécifique et de conductivité thermique calculées en fonction de la teneur en eau, selon les équations de Takata.

La mesure des propriétés thermiques de la peau a été étudiée par beaucoup d'auteurs. Par exemple, en ce qui concerne la mesure de la conductivité thermique, elle fut rapportée pour la première fois en 1874 par Klug (cité dans *Cohen, 1977*) et elle est toujours d'actualité. On sait depuis les années 60 que la conductivité thermique dépend de la teneur en eau des tissus et des échantillons biologiques. En se basant sur l'étude de Cooper et Trezek (*Cooper et Trezek, 1971*) et en l'actualisant, cette corrélation a été étudiée (Fig. 3.8).

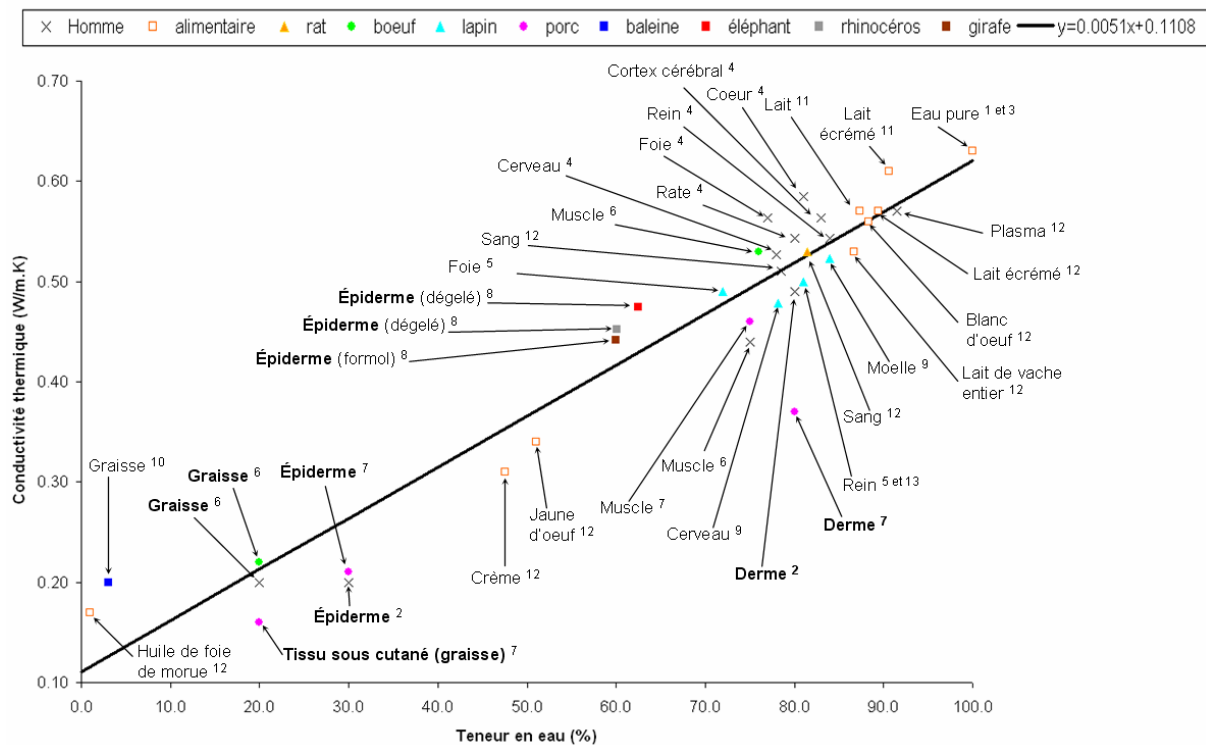


Figure 3.8 : Conductivité thermique de différents matériaux biologiques en fonction de leur teneur en eau.

Auteurs : ¹ Challoner et Powell, 1956, ² Chen et al., 2006, ³ Cohen, 1977, ⁴ Cooper et Trezek, 1971, ⁵ Grayson, 1952, ⁶ Hatfield, 1953, ⁷ Henriques et Moritz, 1947, ⁸ Holmes, ⁹ Holmes et al., 1983, ¹⁰ Kvadsheim et al., 1996, ¹¹ Riedel, 1949, ¹² Spells, 1960 et ¹³ Thurau et Levine, 1971.

On observe une corrélation entre la conductivité thermique (k_i) et la teneur en eau (w_i) selon l'équation suivante :

$$k_i = 0,0051w_i + 0,1108 \quad (3.31)$$

Le coefficient de corrélation linéaire est supérieur à 0,9. La différence de conductivité thermique calculée selon l'équation de Takata et celle trouvée ci-dessus varie entre 0,065 (pour $w_i = 40\%$) et 0,009 $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ (pour $w_i = 100\%$). D'après ces observations, on peut

conclure que plus le tissu a une teneur en eau faible, plus sa conductivité thermique est faible. On peut aussi le formuler de la manière suivante : quand la teneur en eau diminue, le tissu devient plus isolant thermiquement. Afin de valider ces observations sur de la peau, des essais lasers sur de la couenne de porc hydratée et déshydratée ont été réalisés.

Principe

Un échantillon de couenne de porc fraîche a été séparé en trois morceaux :

- Le premier est mis directement au réfrigérateur : poids initial de 31,44 g.
- Le second est mis à tremper dans un récipient d'eau froide : poids initial de 30,20 g.
- Le troisième est laissé à l'air libre sur un papier absorbant : poids initial de 29,81 g.

Ces tissus seront par la suite nommés respectivement ; couenne à hydratation intermédiaire, couenne hydratée et couenne déshydratée.

Après 36 h, la couenne hydratée, la couenne à hydratation intermédiaire et la couenne déshydratée pèsent respectivement 38,26 g, 28,49 g et 23,92g. Soit une augmentation de 26,7% du poids de la couenne hydratée et une diminution respective de 9,4% et de 19,7% du poids de la couenne à hydratation intermédiaire et déshydratée.

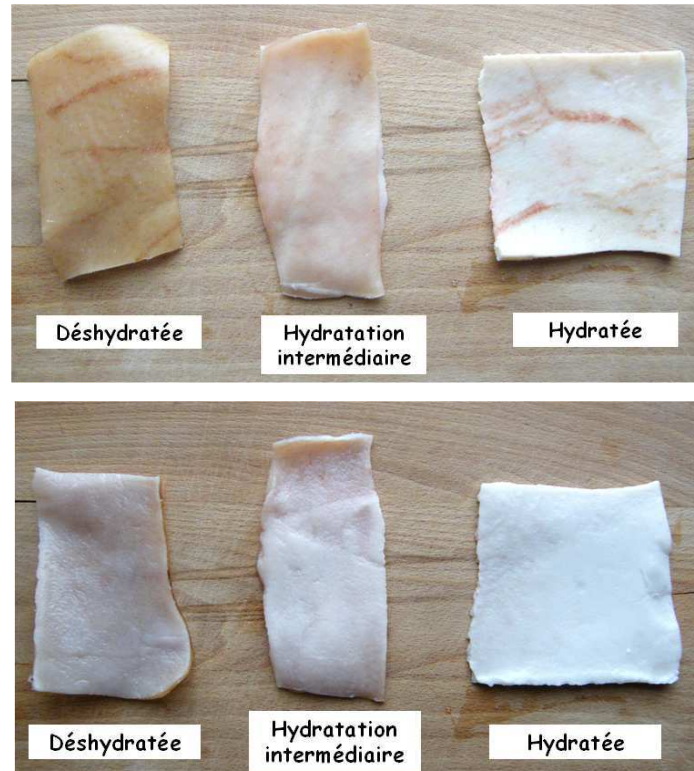


Figure 3.9 : Photos des trois états de la couenne après 36 h : déshydratée, à hydratation intermédiaire et hydratée. En haut face externe : épiderme, en bas face interne : hypoderme.

Des essais à l'aide des bancs lasers de 1940 nm et de 10,6 μm ont été réalisés. A 10,6 μm , deux puissances lasers de 2,6 et 1,7 W ont été testées respectivement pour des temps d'exposition de 10 et 20 s. De la même façon, pour le 1940 nm, deux puissances lasers de 2,3 et 1,6 W ont été utilisées pour des temps d'exposition de 10 et 20 s. Si l'on rapporte ces valeurs en densité de puissance cela donne respectivement 1,54 – 1,0 – 1,3 et 0,9 10^4 W.m^{-2} . Seuls trois essais à 1940 nm ont pu être réalisés sur la couenne à hydratation intermédiaire (1,6 W pendant 20 s). Le tableau suivant récapitule les différents tests réalisés sur la couenne de porc (Tableau 3.4).

N° d'essais	Longueur d'onde laser (μm)	Puissance (W)	Temps d'exposition (s)	Etat de la couenne
1-2-3-4	10,6	2,6	10	Déshydraté
5-6-7	10,6	2,6	10	Hydraté
8-9-10	10,6	1,7	20	Déshydraté
11-12-13	10,6	1,7	20	Hydraté
14-15-16	1,94	2,3	10	Déshydraté
17-18-19	1,94	2,3	10	Hydraté
20-21-22	1,94	1,6	20	Déshydraté
23-24-25	1,94	1,6	20	Hydraté
26-27-28	1,94	1,6	20	Hydratation intermédiaire

Tableau 3.4 : Récapitulatif des conditions à la réalisation des différents tests.

Résultats

Dans le tableau suivant, la température initiale moyenne en surface de chaque échantillon ainsi que la température maximale atteinte pour chaque essai sont présentées. Les différents tests confirment que plus la teneur en eau de la couenne de porc est faible plus la température de surface est élevée (Tableau 3.5 et Figures 3.10 à 3.13).

N° d'essai	Température de surface maximale (°C)	Température initiale moyenne (°C)
1	56,9	16,1
2	57,3	18,5
3	58,7	17,6
4	57,8	17,9
5	44,4	15,1
6	43,1	16,9
7	44,9	18,5
8	57,4	18,1
9	53,7	17,3
10	58,2	19,5
11	40,3	15,0
12	40,8	16,0
13	40,9	16,8
14	64,1	18,1
15	62,5	19,4
16	64,5	19,1
17	49,0	16,3
18	49,6	17,6
19	49,5	17,6
20	68,2	18,7
21	66,7	18,9
22	68,7	19,8
23	47,6	16,4
24	48,5	17,7
25	48,3	17,9
26	56,6	12,6
27	53,9	11,0
28	52,8	15,7

Tableau 3.5 : Températures de surface maximales et initiales mesurées à la surface des différents échantillons.

On observe que les échantillons hydratés chauffent plus que ceux dont la teneur en eau est moindre. Plusieurs hypothèses peuvent être envisagées pour expliquer ces résultats : premièrement la teneur en eau des tissus joue un rôle important dans la dissipation de la chaleur. Mais, deuxièmement, étant donné que l'aspect du tissu est modifié par ce paramètre (Fig. 3.9), on peut également supposer que les propriétés optiques du matériau comme la réflectivité est modifiée. Enfin, d'autre paramètre telle que l'absorption qui, d'après ce que l'on a vu dépend de la teneur en eau à certaines longueurs d'onde, or, si elle est modifiée, cela doit certainement entraîner des changements au niveau des transferts thermiques dans les tissus.

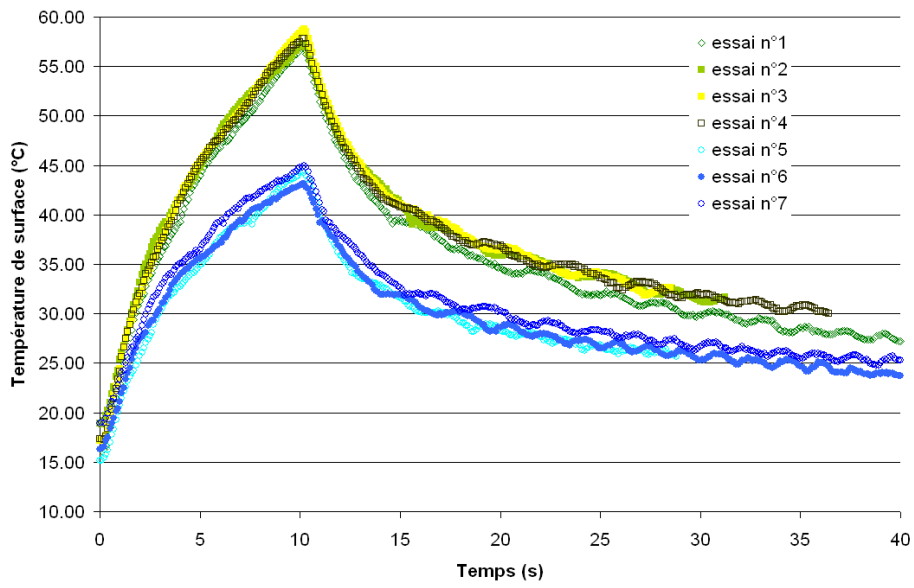


Figure 3.10 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à $10,6 \mu\text{m}$, $P = 2,6 \text{ W}$ pendant 10 s.

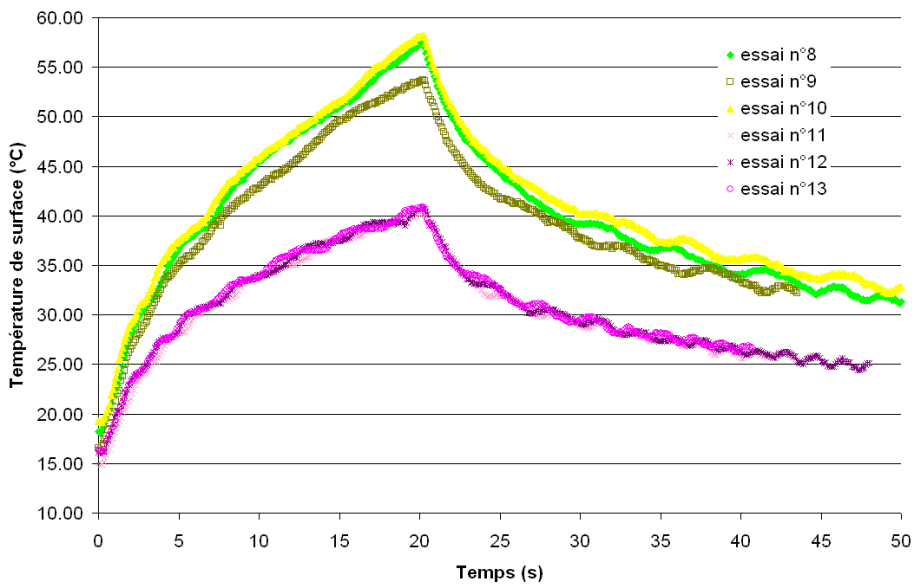


Figure 3.11 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à $10,6 \mu\text{m}$, $P = 1,7 \text{ W}$ pendant 20 s.

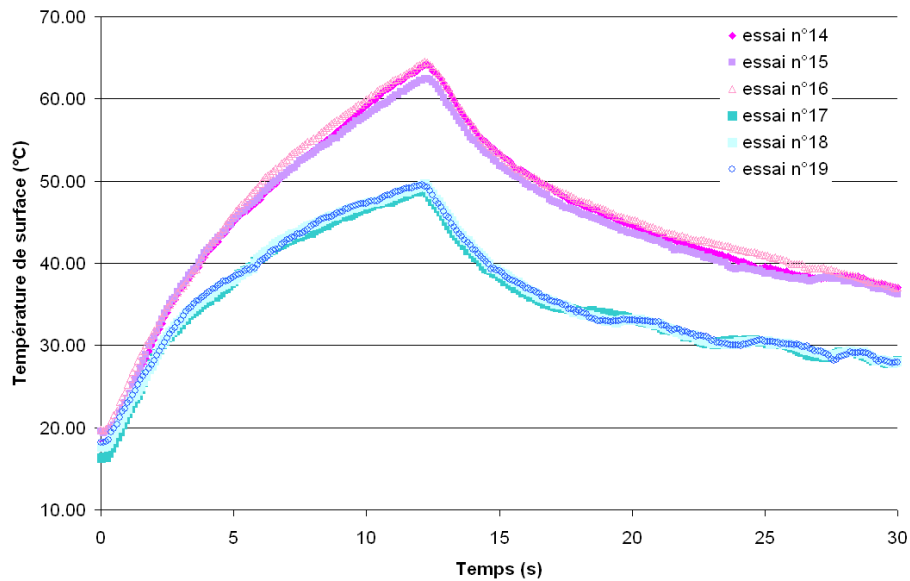


Figure 3.12 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 1940 nm, $P = 2,3 \text{ W}$ pendant 10 s.

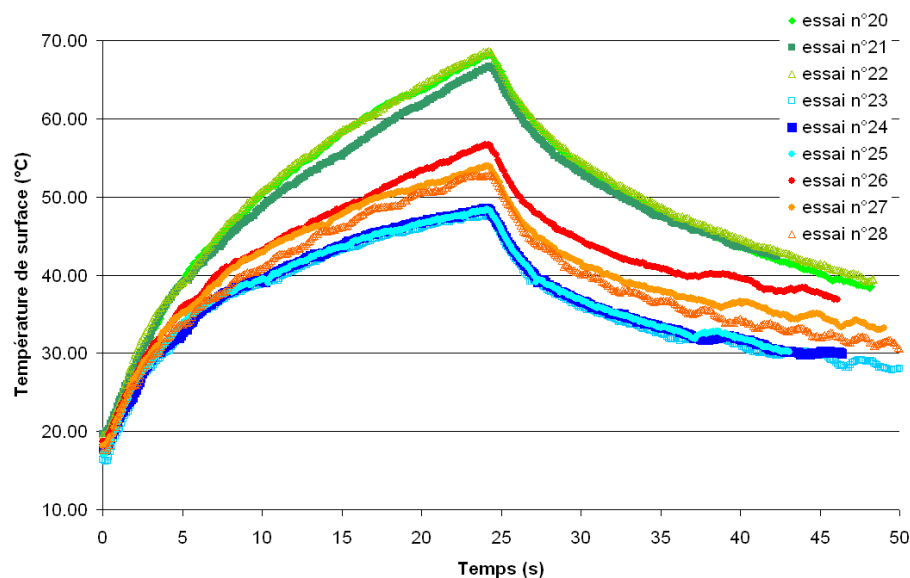


Figure 3.13 : Evolution de la température de surface de la couenne de porc lors d'une exposition laser à 1940 nm, $P = 1,6 \text{ W}$ pendant 20 s.

Bilan de cette étude complémentaire

Ces expérimentations permettent de confirmer le rôle de l'eau dans l'absorption et la diffusion de la chaleur dans un tissu biologique tel que la peau. Les dégâts qui peuvent être occasionnés seront donc différents selon que la peau est riche ou pauvre en eau. Par exemple, sur le quatrième graphique, on peut supposer que la couenne de porc hydratée subirait une brûlure du 2^{ème} degré superficiel (température de surface maximale mesurée : 48,5°C) alors que la brûlure de la couenne déshydratée serait du 3^{ème} degré (température de surface maximale mesurée : 68,7°C). On peut également supposer que la couenne d'hydratation

intermédiaire aurait une gradation intermédiaire aux deux précédentes soit de 2^{ème} degré profond (température de surface maximale mesurée : 56,6°C).

Compte tenu de l'influence de l'humidité sur les températures et sur certains paramètres thermiques essentiels au modèle mathématique, une étude de thermogravimétrie a été réalisée.

Principe

Il s'agit de chauffer une masse d'eau connue et d'enregistrer sa perte de masse en fonction de la température et du temps. Un système (type « baby mixer ») contenant une résistance qui chauffe en continu, dans lequel est versé une masse d'eau connue est considéré. Un thermocouple (type T) est placé dans l'eau afin de mesurer sa température. Le tout est mis sur une balance de précision et relié à un système d'enregistrement (Vision XP) (Fig. 3.14). La masse d'eau initiale est de $87,7 \pm 0,2$ g.

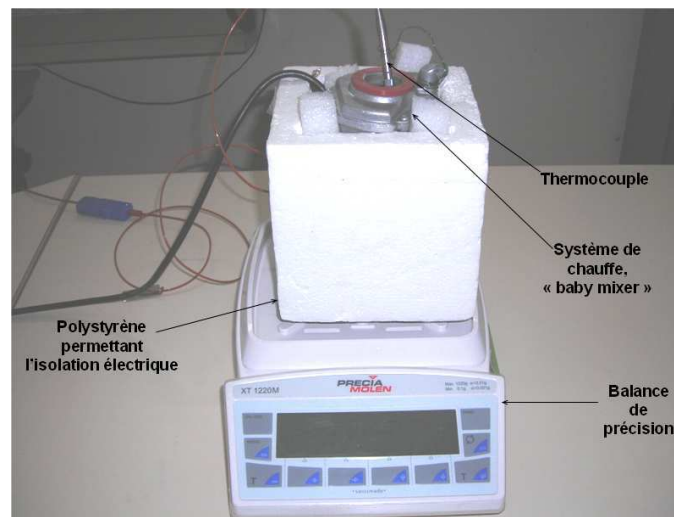


Figure 3.14 : Dispositif permettant d'étudier la thermogravimétrie de l'eau.

Résultats

Le graphique suivant (Fig. 3.15) montre l'évolution de la température de l'eau en fonction du temps. On observe une phase où la température est stable correspondant à la chaleur latente de vaporisation où la température est d'environ 344 K soit 71°C (sachant que cette étude a été réalisée dans les Pyrénées à une altitude de 1500 m).

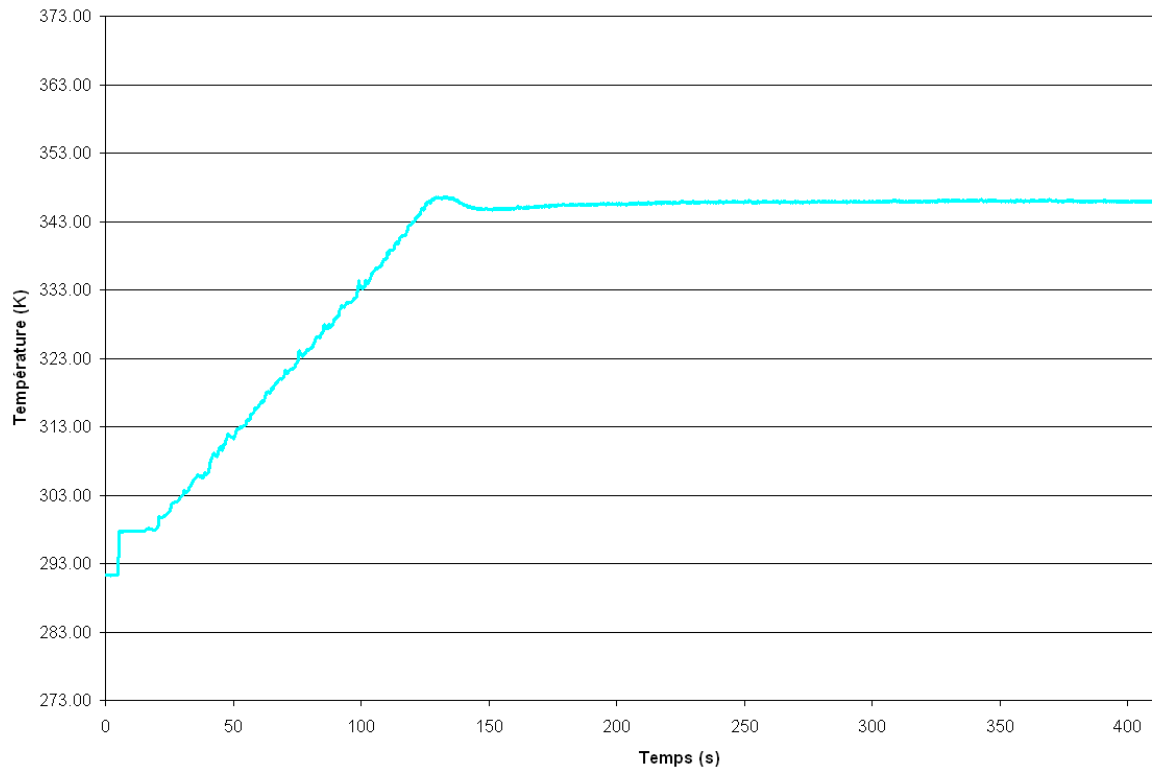


Figure 3.15 : Evolution de la température de l'eau en fonction du temps.

Concernant les pertes de masse d'eau, on observe trois phases qui concordent avec le graphique précédent (Fig. 3.15). Une phase allant de 273 à 293 K où il y a absence de perte de masse, une phase allant de 293 à 343 K où les pertes sont relativement faibles et linéaires (Fig. 3.16) et enfin une phase où la température est supérieure à 343 K et où les pertes sont également linéaires non pas en fonction de la température mais en fonction du temps (Fig. 3.17).

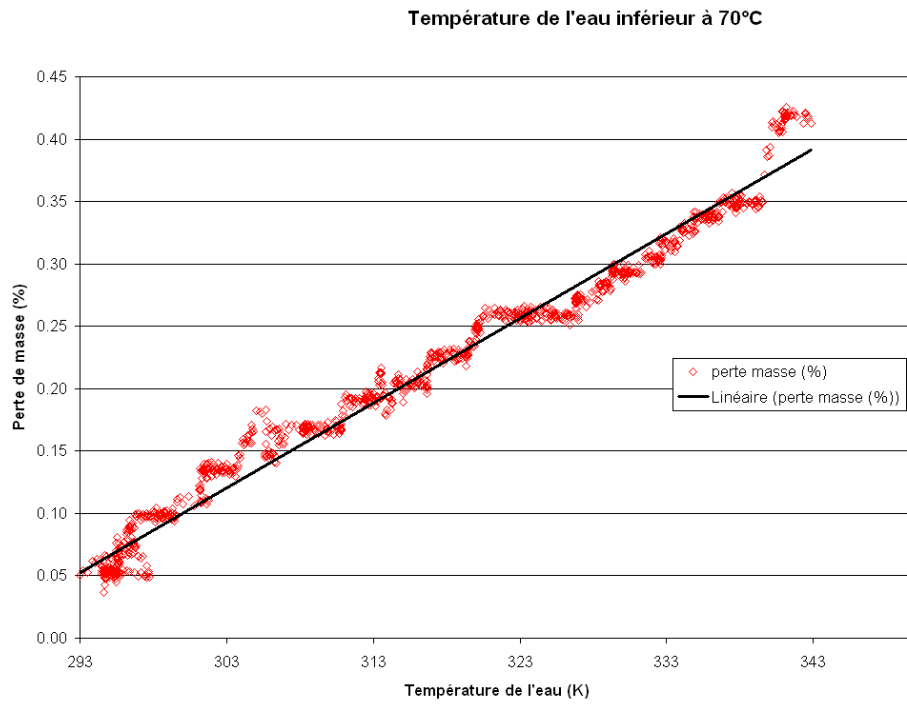


Figure 3.16 : Perte de masse d'eau en fonction de la température lorsque celle-ci est inférieure ou égale à 343 K.

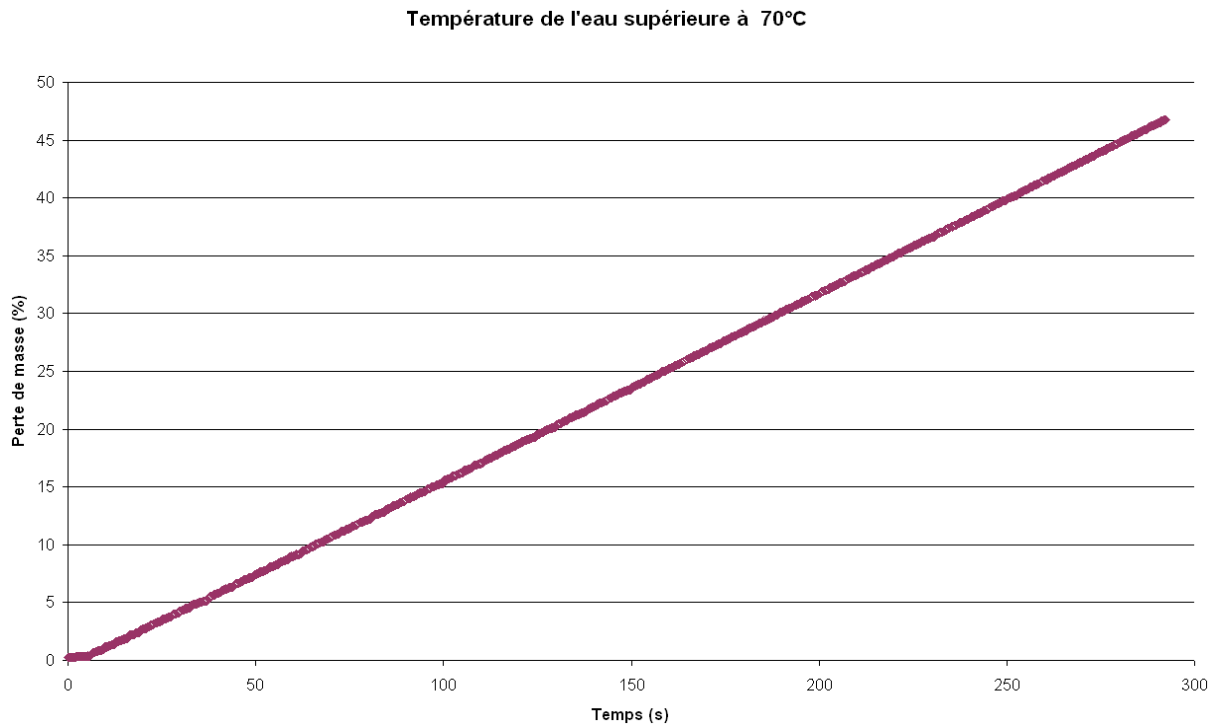


Figure 3.17 : Perte de masse d'eau en fonction du temps, la température est supérieure à 343 K.

Ces résultats sont pris en compte dans le modèle mathématique sous la forme suivante :

$$\begin{aligned}
 w_i &= w_{i,initial} & 273K < T \leq 293K \\
 w_i &= 0,0068 \times T - 1,9363 & 293K < T \leq 343K \\
 w_i &= 0,162 \times t - 0,6508 & T > 343K
 \end{aligned}$$

avec $w_{i,initial}$ le taux d'humidité d'une peau considérée comme « normalement » hydraté, soit respectivement 30, 80 et 20% pour l'épiderme, le derme et l'hypoderme (*Chen et al., 2006*). La température T est en Kelvin et le temps t en seconde.

Le coefficient d'extinction β est un paramètre qui, comme dit précédemment, tient compte du coefficient d'absorption (μ_a) et du coefficient de diffusion du faisceau dans le tissu. Ces trois paramètres varient en fonction de la longueur d'onde utilisée. Suivant cette dernière, des composants de la peau, appelés chromophores, absorbent préférentiellement le faisceau émis. Dans le proche infrarouge et dans l'infrarouge, le chromophore principal est l'eau, ainsi, plus il y a de molécules d'eau, plus le faisceau va être absorbé. Chen et al. précisent que le coefficient d'absorption de l'eau (μ_{eau}) à 2000 nm et à 10,6 μm est respectivement de 6912 et 85480 m^{-1} et qu'il est possible d'en déduire le coefficient d'absorption des différents tissus ($\mu_{a,i}$) selon l'équation suivante :

$$\mu_{a,i} = \mu_{eau} w_i \quad (3.32)$$

Sachant qu'à ces longueurs d'onde, le coefficient de diffusivité est négligeable devant le coefficient d'absorption (*Chen et al., 2006*), l'hypothèse considérée est que $\mu_{a,i} = \beta_i$. L'équation précédente devient donc avec w_i qui varie suivant la température atteinte ou le temps :

$$\beta_i = \mu_{eau} w_i \quad (3.33)$$

Le modèle développé tient donc compte :

- des pertes (ou gains) de chaleur dues à la convection et au rayonnement,
- de la réflexion du faisceau à l'interface air-peau,

- de la production interne de chaleur métabolique,
- de la perfusion sanguine qui varie en fonction du dommage,
- des pertes évaporatoires et de la PIE.

Le paragraphe suivant résume les différentes simulations réalisées avec ce modèle mathématique ainsi que les comparaisons entre théorie (modèle) et pratique (expérimentations).

2.5. Validation du modèle

Etant donné tous les paramètres physiologiques qui entre en jeu lors du phénomène de brûlure (vasodilatation, vasoconstriction, déshydratation, ...), il est difficile de valider ce modèle autrement que sur le vivant. C'est pourquoi, les températures cutanées calculées lors de diverses simulations et les températures cutanées mesurées lors des quatre campagnes expérimentales (cf. Chapitre II) seront comparées. Le tableau suivant résume les principaux paramètres utilisés dans le modèle, pour les trois lasers (Tableau 3.6).

Propriétés	Localisation	Valeur	Référence
Epaisseur ($\times 10^3$ m)	Epiderme	0,1	Mesures expérimentales
	Derme	1,4	
	Hypoderme	> 3,0	
Chaleur spécifique C ($J.kg^{-1}.K^{-1}$)	Epiderme	Equation (27)	Takata, 1974
	Derme		
	Hypoderme		
	Sang	3300	
Conductivité thermique k ($W.m^{-1}.K^{-1}$)	Epiderme	Equation (28)	Takata, 1974
	Derme		
	Hypoderme		
Densité ρ ($kg.m^{-3}$)	Epiderme	Equation (26)	Takata, 1974
	Derme		
	Hypoderme		
	Sang	1080	Diller and Hayes, 1983
Taux d'humidité initial $w_{i,initial}$ (%)	Epiderme	30	Chen et al., 2006
	Derme	80	
	Hypoderme	20	Hatfield, 1953
Coefficient d'extinction β (m^{-1}) à 808 nm	Epiderme	1000	Lormel, 2005 et Mordon, 2006
	Derme	800	
	Hypoderme	800	
Coefficient d'absorption de l'eau μ_{eau} (m^{-1})	1940 nm	6912	Chen et al., 2006
	10,6 μm	85480	
Coefficient de convection h_e ($W.m^{-2}.K^{-1}$)		10	
Température ambiante T_a (K)		295,5	Mesures expérimentales

Tableau 3.6 : Valeurs des différents paramètres utilisés lors des simulations.

2.5.1. Laser de 808 nm

Les figures suivantes (Fig. 3.18 à 3.22) montrent l'évolution de la température cutanée calculée par le modèle pour le laser de longueur d'onde de 808 nm et celle mesurée, en fonction du temps, lors de différentes conditions expérimentales.

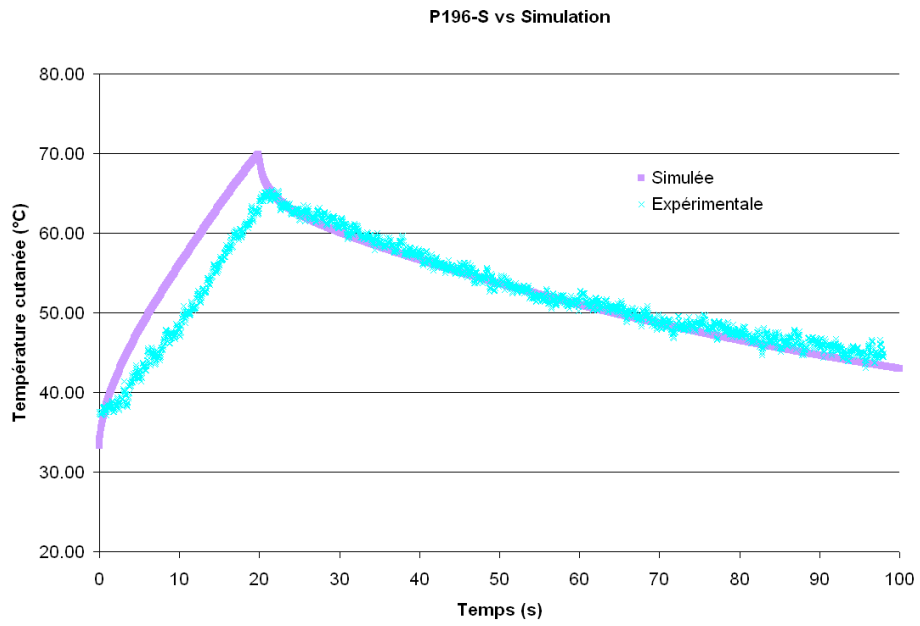


Figure 3.18 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

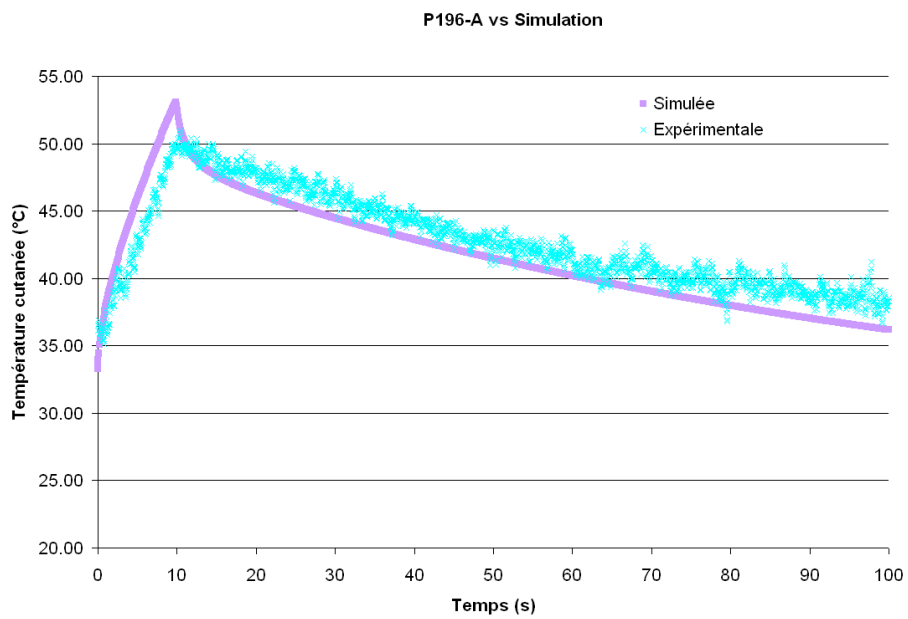


Figure 3.19 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.

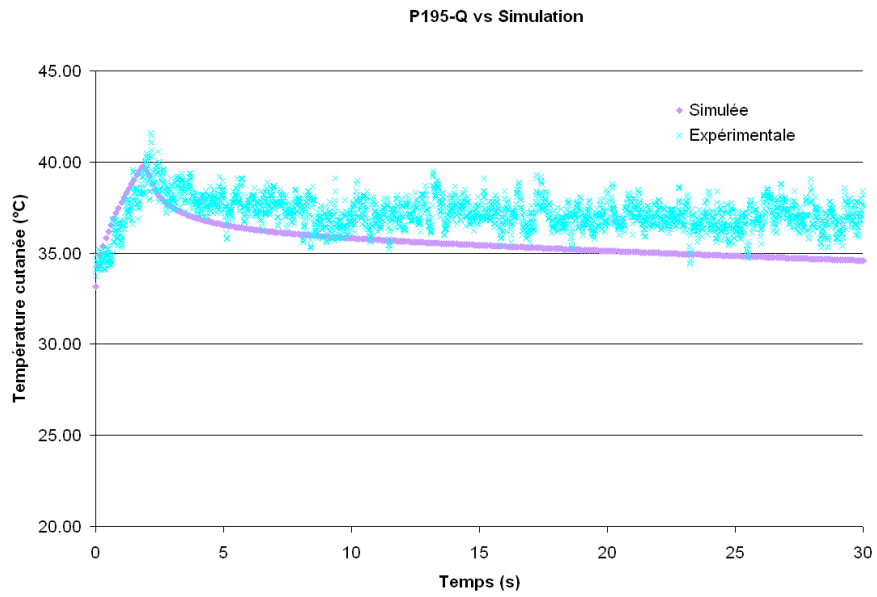


Figure 3.20 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 2 s.

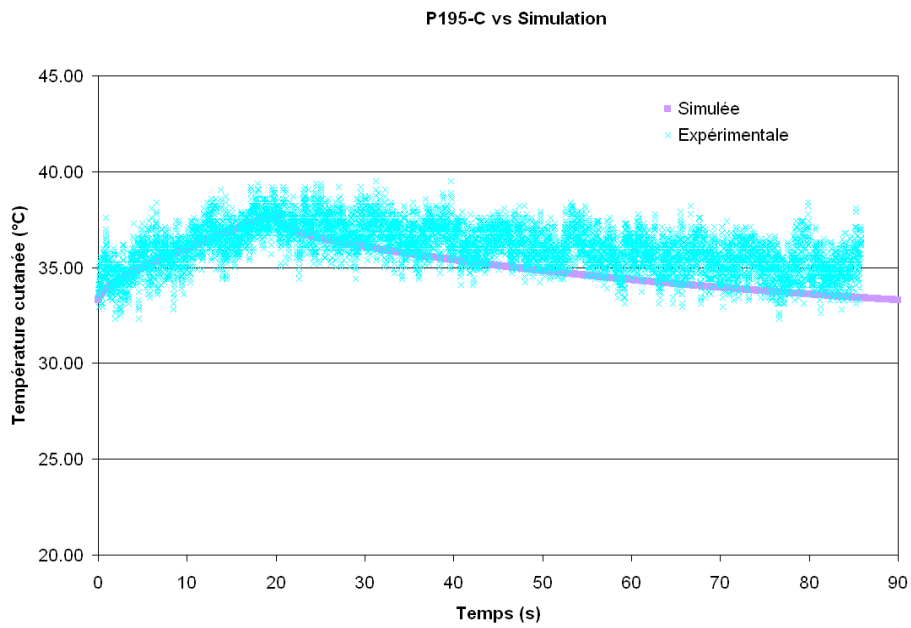


Figure 3.21 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

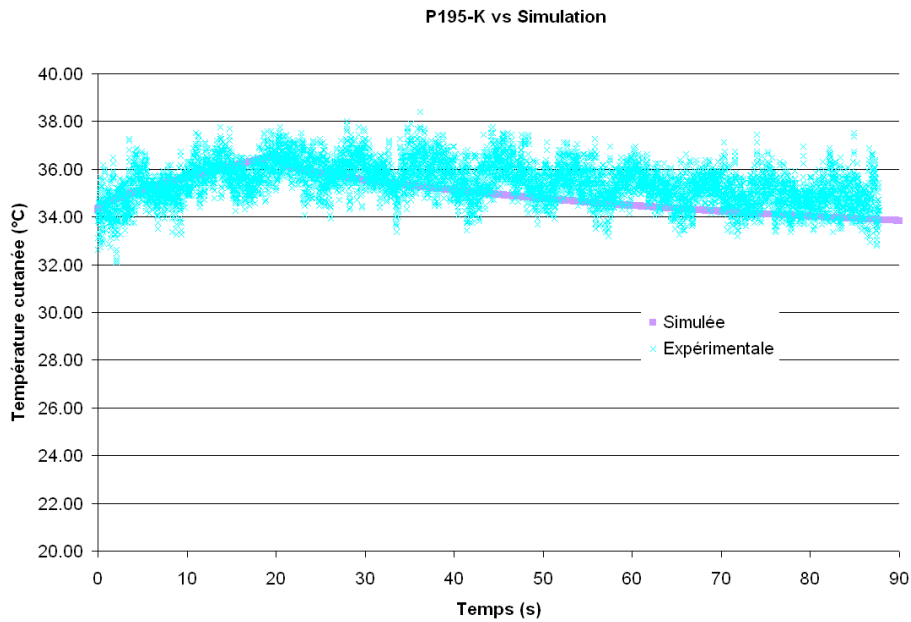


Figure 3.22 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 20 s.

Respectivement pour les figures 3.18 à 3.22, les différences de températures maximales (valeurs absolues) entre modèle et expérimentation sont de 4,4 – 2,1 – 1,9 – 1,8 et 1,0°C. Les écarts de température cutanée sont relativement faibles et une certaine méfiance vis-à-vis de ces résultats est nécessaire car les signaux mesurés sont parasités par un bruit relativement important. Ce bruit semble être dû au système d'acquisition utilisé lors de cette campagne expérimentale (oscilloscope : Tektronix DPO 4104). Afin d'en diminuer l'impact sur nos résultats, un « smoothing » à l'aide du logiciel Origine 6.1 a été effectué sur les données brutes de température cutanée.

2.5.2. Laser de 1940 nm

En utilisant les paramètres du tableau (Tableau 3.6) précédent, la modélisation de la température de la surface de la peau lors d'une brûlure comparée aux résultats expérimentaux, donne les graphiques suivants (Fig. 3.23 à 3.28) :

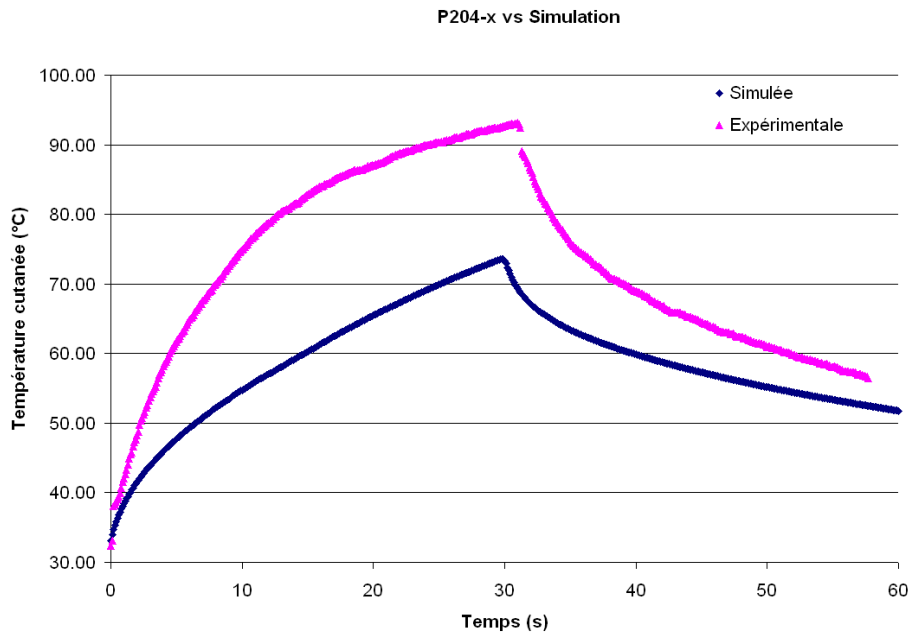


Figure 3.23 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s.

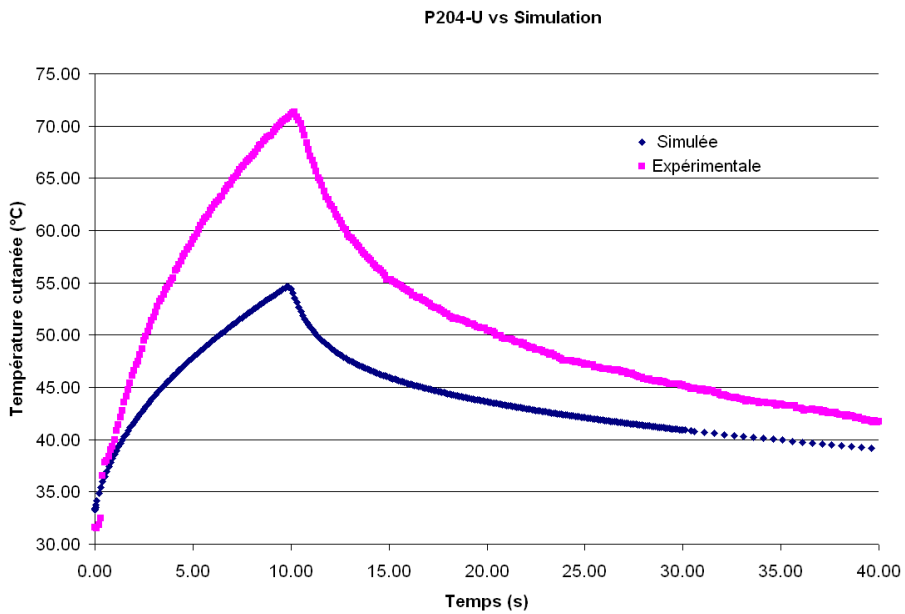


Figure 3.24 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.

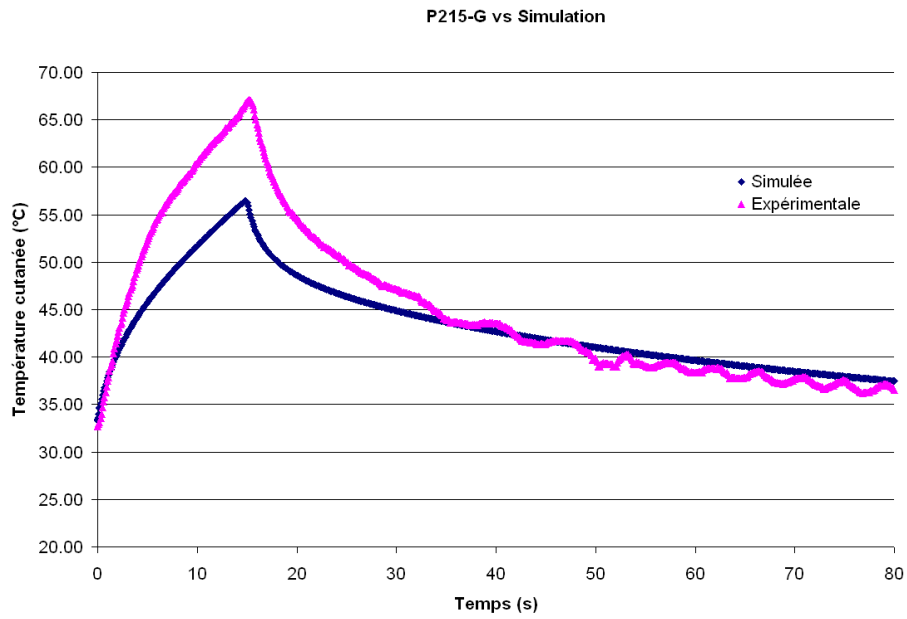


Figure 3.25 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 15 s.

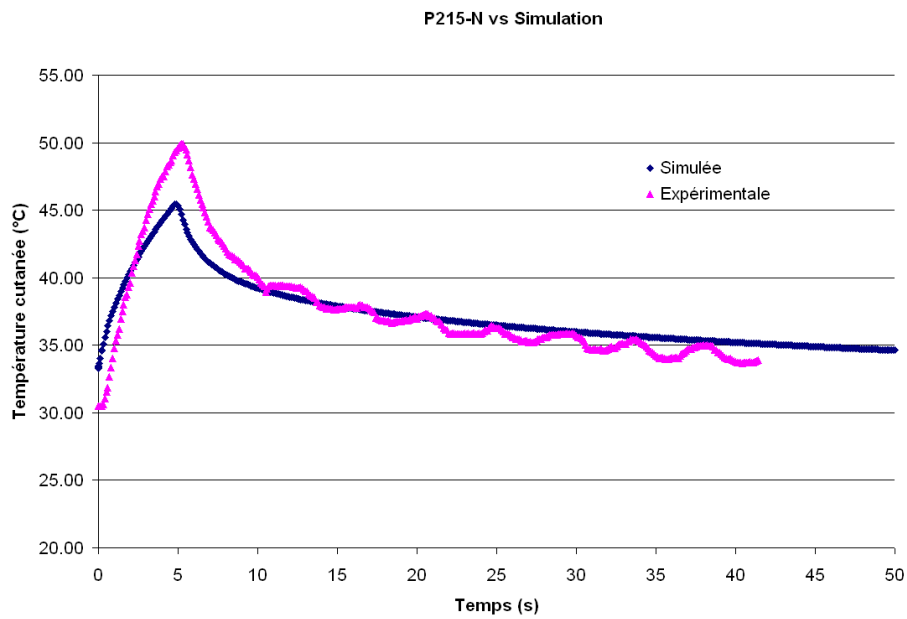


Figure 3.26 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s.

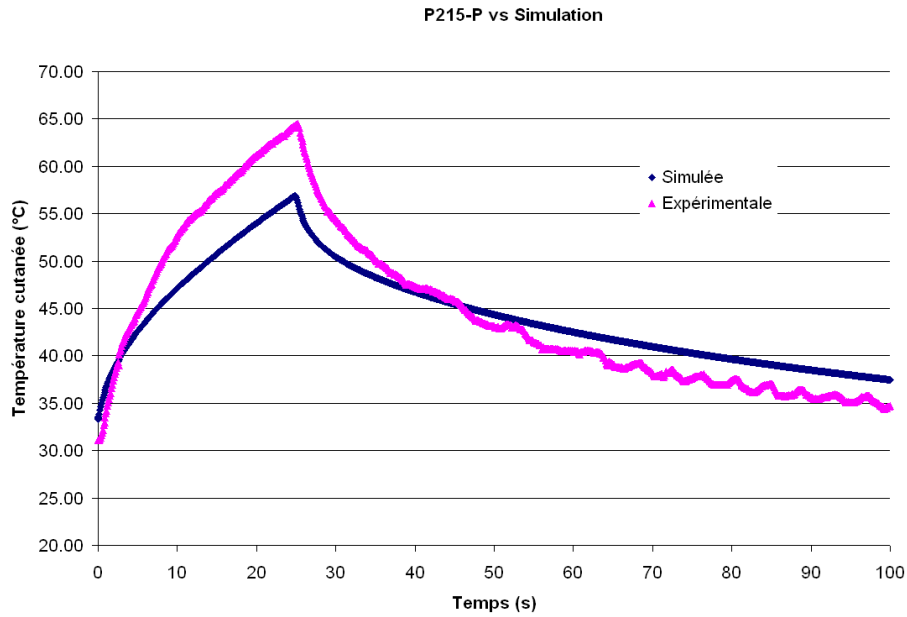


Figure 3.27 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s.

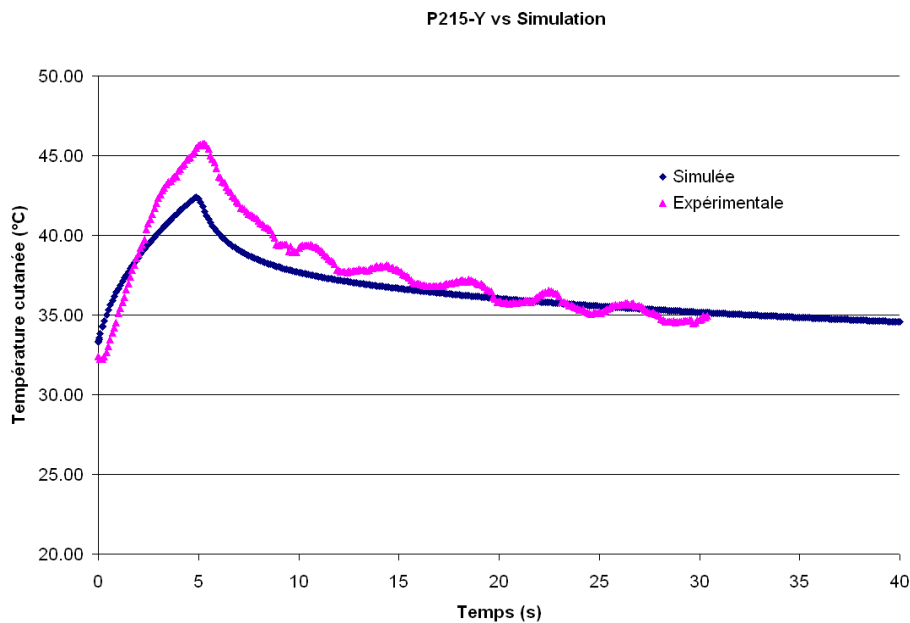


Figure 3.28 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s.

Toutes conditions confondues, les températures cutanées calculées par le modèle sont sous-estimées par rapport aux températures expérimentales. Respectivement pour les figures 3.23 à 3.28, les différences de températures maximales (valeurs absolues) entre modèle et expérimentation sont de 23,9 – 16,6 – 10,7 – 4,5 – 7,6 et 3,4°C. Plus la puissance et le temps d'exposition sont importants, plus le modèle mathématique sous-estime la température de la peau en surface.

2.5.3. Laser de 10,6 μm

De la même façon que pour le laser de 1940 nm, les figures suivantes (Fig. 3.29 à 3.36) montrent l'évolution de la température cutanée en fonction du temps lors de différentes conditions expérimentales.

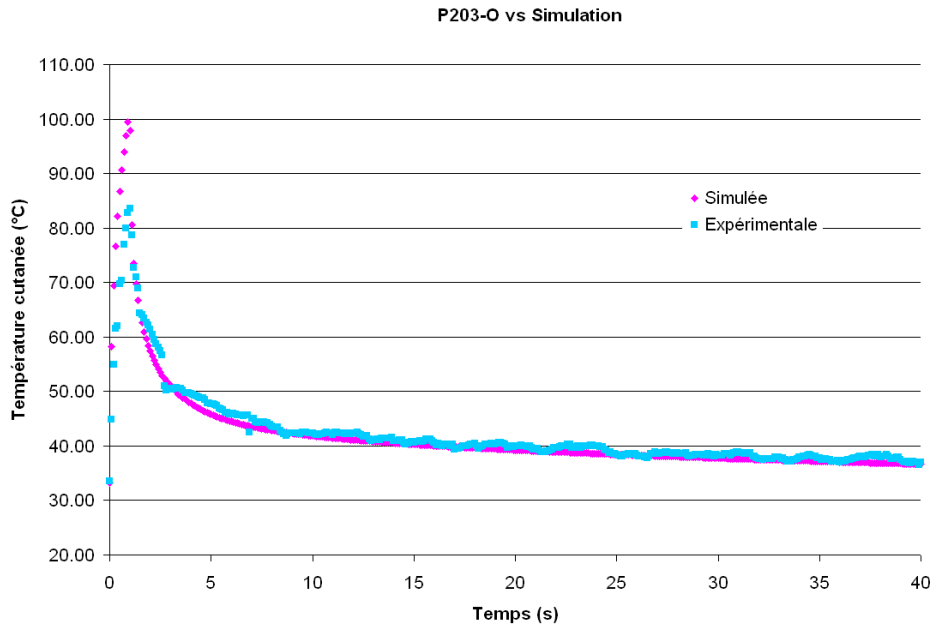


Figure 3.29 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s.

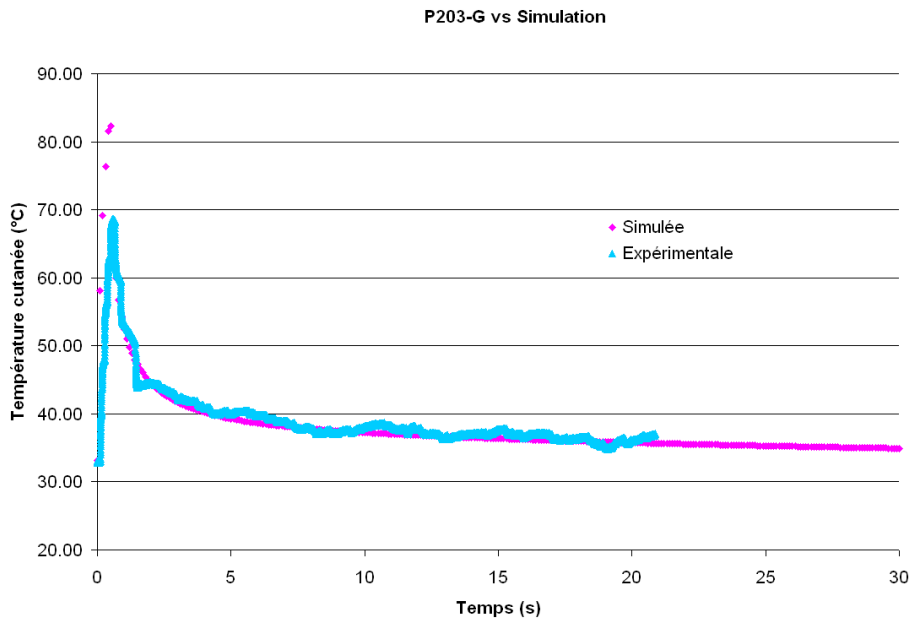


Figure 3.30 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,5 s.

P214-T vs Simulation

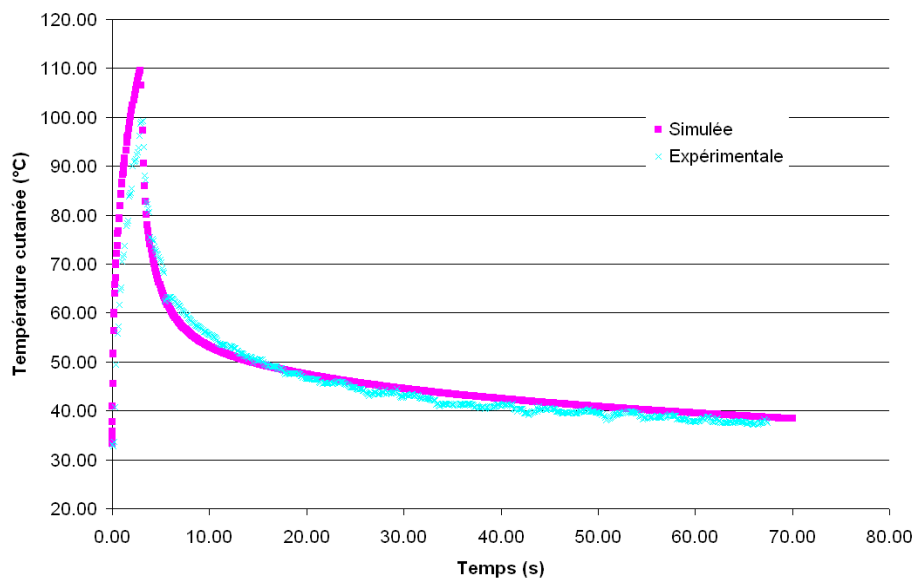


Figure 3.31 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 3 s.

P203-A vs Simulation

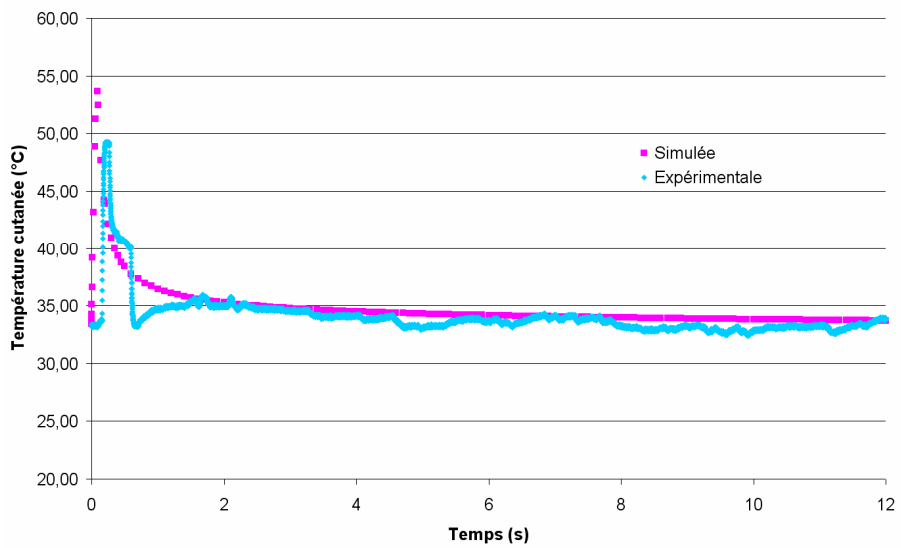


Figure 3.32 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,1 s.

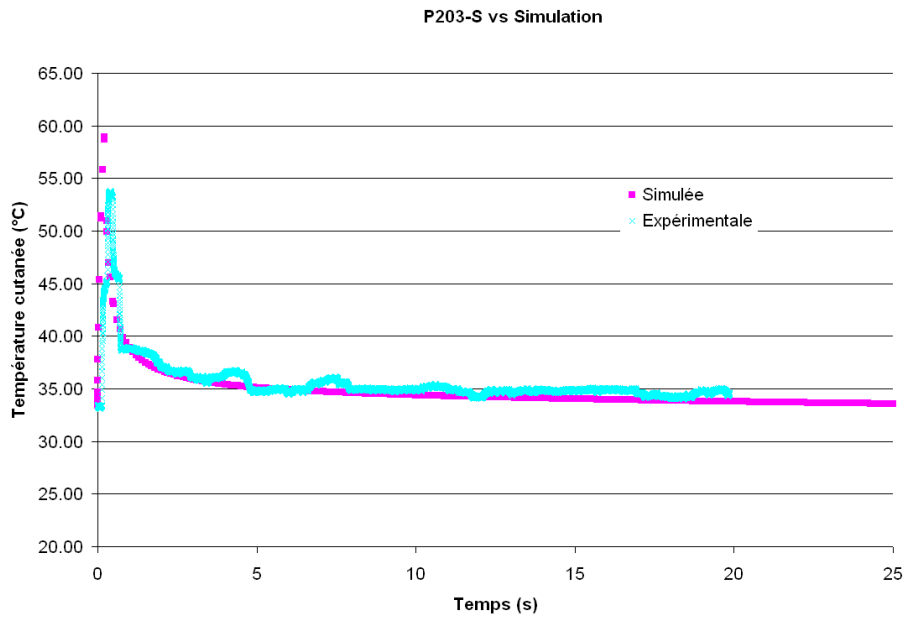


Figure 3.33 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 0,25 s.

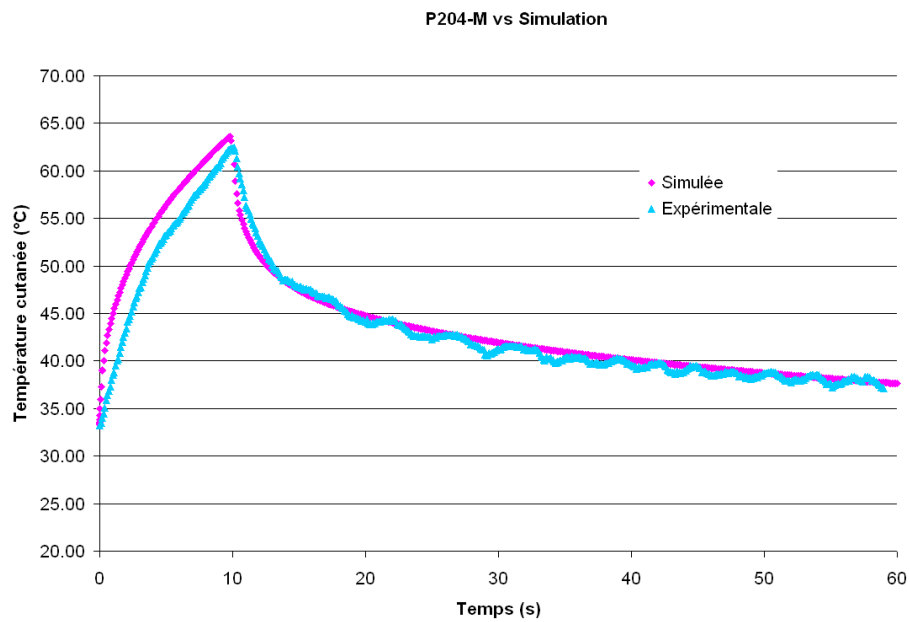


Figure 3.34 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s.

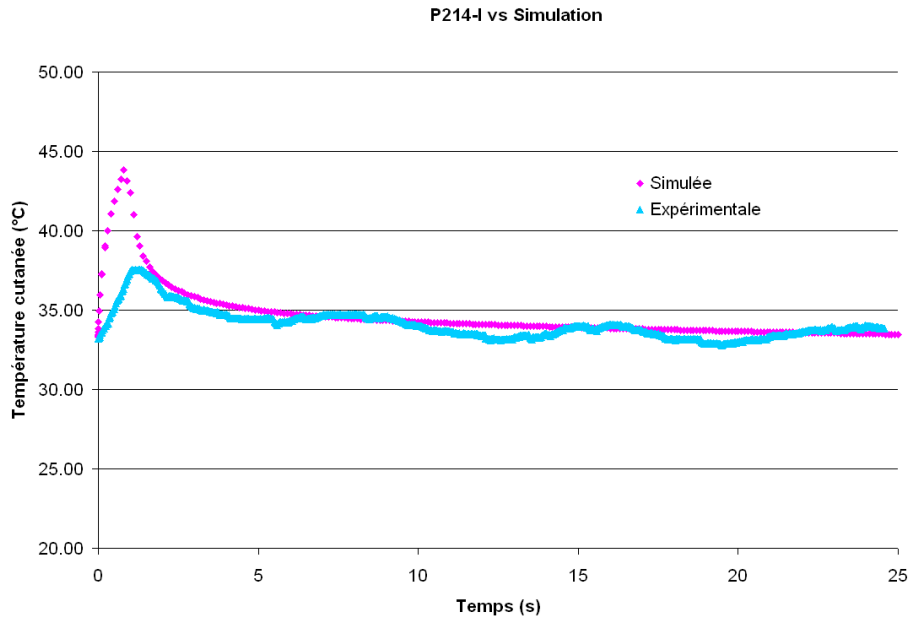


Figure 3.35 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s.

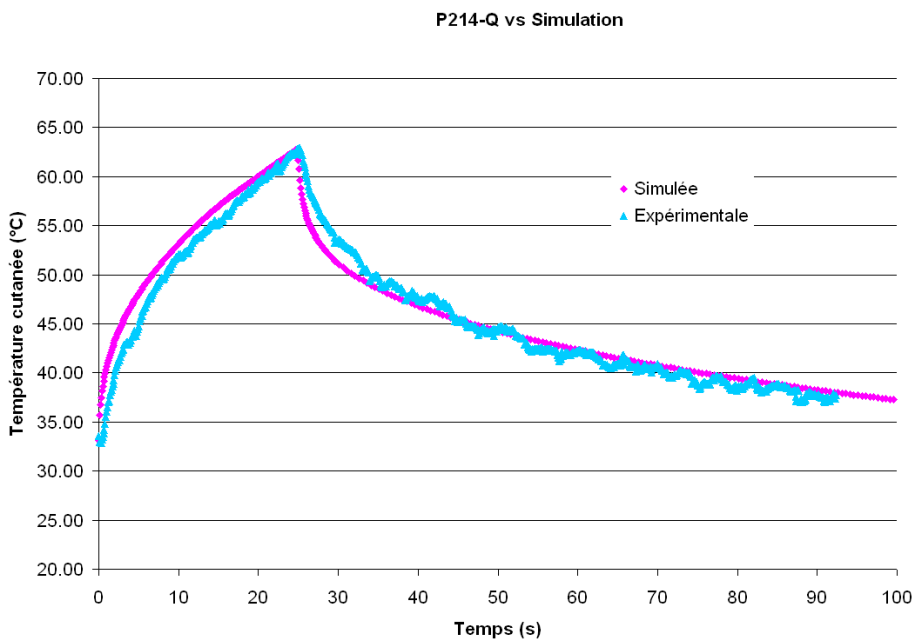


Figure 3.36 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $0,9 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 25 s.

Contrairement aux observations précédentes, dans le cas du laser de $10,6 \mu\text{m}$, le modèle semble surestimer les températures cutanées notamment lors des temps d'exposition laser courts (de 0,25 à 1 s). Pour des expositions plus longues, les températures modélisées et expérimentales sont quasiment confondues. Respectivement pour les figures 3.29 à 3.36, les différences de températures maximales (valeurs absolues) entre modèle et expérimentation sont de 15,8 – 13,6 – 4,4 – 10,4 – 5,1 – 1,2 – 6,3 et 0,2°C.

2.5.4. Discussion

Le modèle mathématique simule de façon relativement correcte l'évolution de la température cutanée lors d'une agression au laser de 808 nm. En ce qui concerne les agressions aux lasers de 1,94 et 10,6 μm des améliorations sont à apporter. La seule différence entre les simulations de ces deux longueurs d'onde se situe au niveau du coefficient d'extinction (β) et plus précisément au niveau du coefficient d'absorption de l'eau (μ_{eau}). Ce dernier est beaucoup plus élevé pour le laser de 10,6 μm que pour le laser de 1940 nm ce qui explique que le premier soit plus surfacique que le second. Or, lors des expérimentations animales (cf. Chapitre II), les températures cutanées étaient plus importantes lors d'une agression au laser de 1940 nm. Si l'on modifie ce coefficient d'absorption afin d'améliorer l'adéquation entre résultats expérimentaux et théoriques, les figures suivantes sont obtenues (Fig. 3.37 à 3.39) :

1940 nm

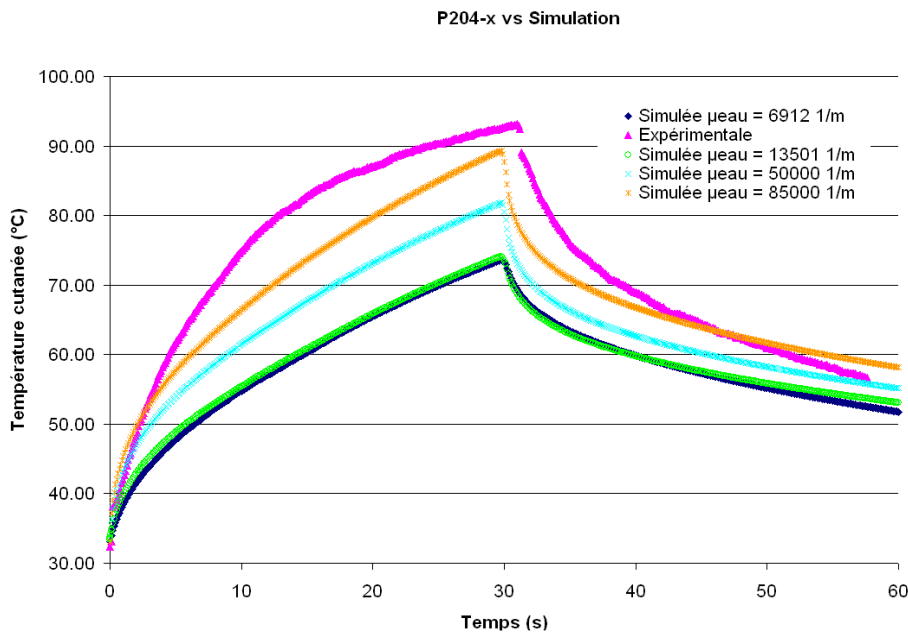


Figure 3.37 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 30 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable.

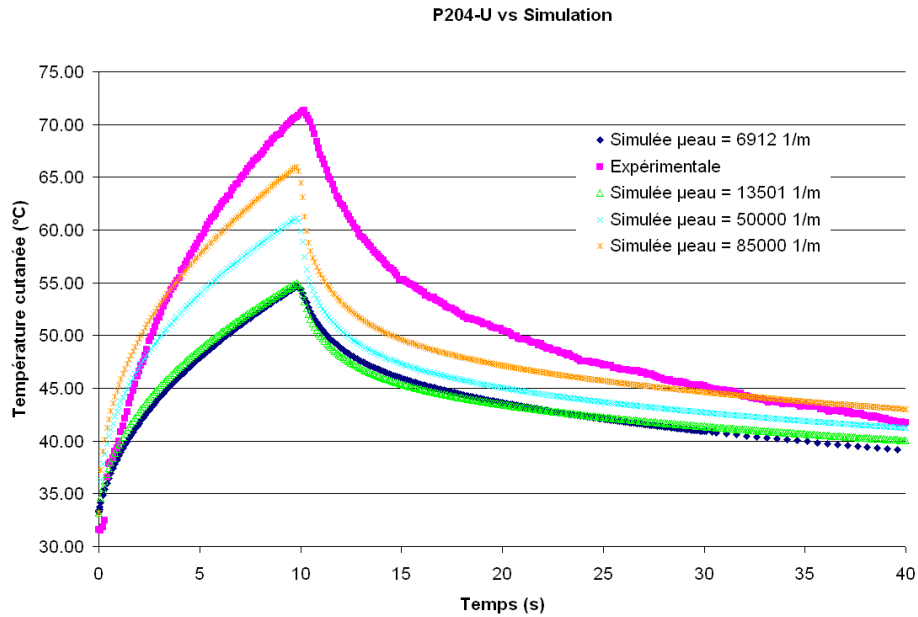


Figure 3.38 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 10 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable.

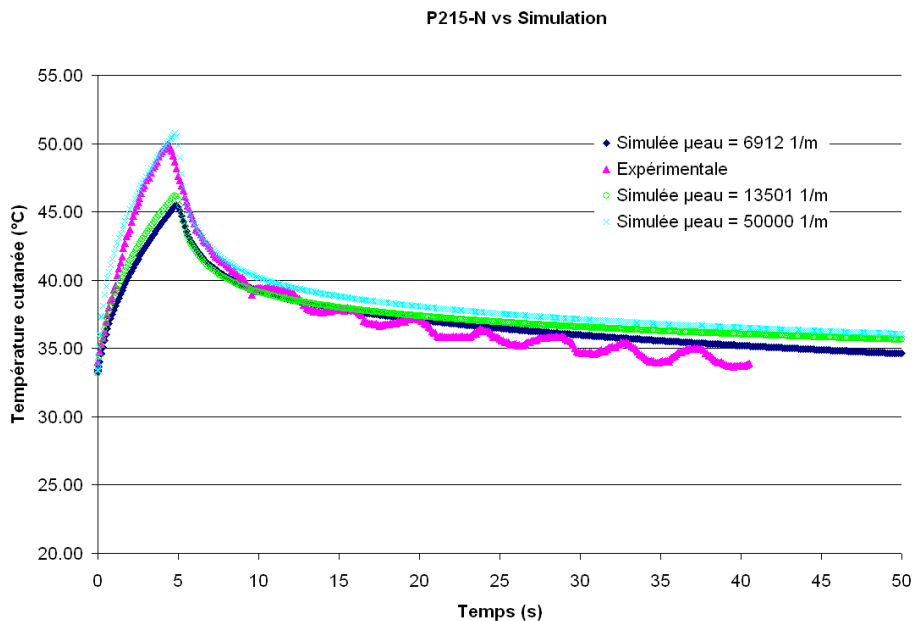


Figure 3.39 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,2 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 5 s, laser de 1940 nm, μ_{eau} variable.

La valeur de μ_{eau} égale à $50\,000 \text{ m}^{-1}$ a été choisie arbitrairement, les valeurs de $13\,501$ et $85\,000 \text{ m}^{-1}$ correspondent respectivement à une étude de Kou et al. relative à l'absorption de l'eau à 1940 nm et à la valeur de Chen et al. pour le laser de $10,6 \mu\text{m}$ (Kou et al., 1993) et (Chen et al., 2006). Pour des temps d'exposition laser relativement longs (10 à 30 s), pour atteindre les températures cutanées mesurées, un coefficient d'absorption de l'eau égale à celui du laser de $10,6 \mu\text{m}$ n'est pas suffisant. Pour des temps d'exposition inférieurs à 10 s, un

coefficient de $50\,000\text{ m}^{-1}$ semble à peu près correspondre. Etant donné ces résultats, on peut penser que le coefficient d'extinction n'est pas le seul responsable de la non corrélation entre ces deux courbes. Une des hypothèses pourrait être que comme le laser de 1940 nm va relativement profondément c'est-à-dire au moins jusqu'au derme, au niveau de cette couche riche en eau, sous l'effet de l'agression laser se crée un décollement des tissus avec éventuellement un œdème qui rendrait cette couche isolante où la poursuite de l'agression et/ou l'accumulation de chaleur provoquerait une augmentation de la température en surface de la peau. Sans oublier que celle-ci est dégradée avec ablation ou perte de tissu. A l'heure actuelle, ces paramètres physiologiques ne peuvent être maîtrisés.

10,6 μm

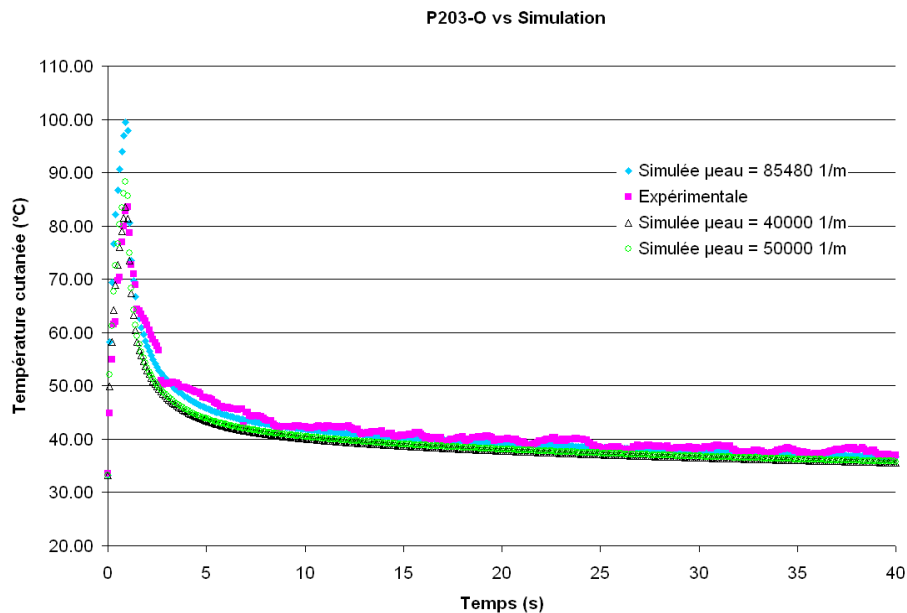


Figure 3.40 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6\ 10^4\ \text{W/m}^2$ pendant 1 s, laser de $10,6\ \mu\text{m}$, μ_{eau} variable.

P203-A vs Simulation

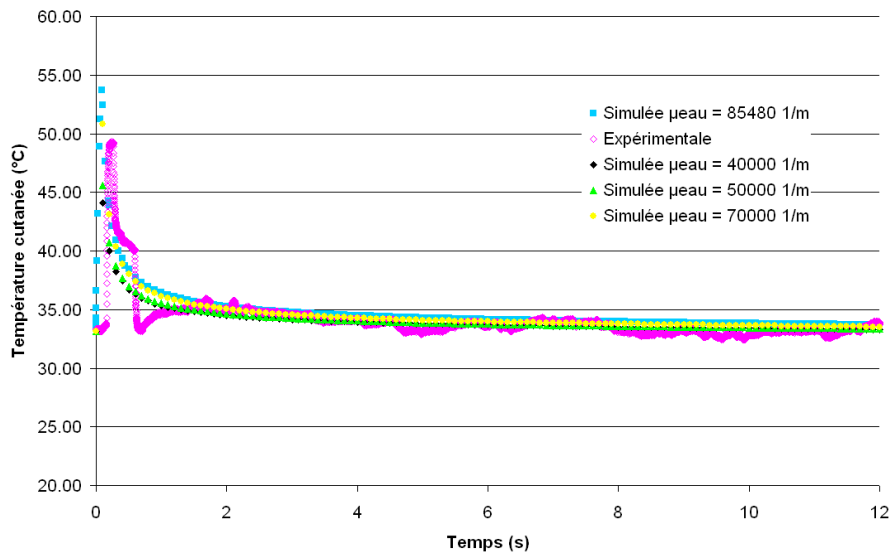


Figure 3.41 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $8,6 \cdot 10^4$ W/m² pendant 0,1 s, laser de 10,6 μ m, μ_{eau} variable.

P203-S vs Simulation

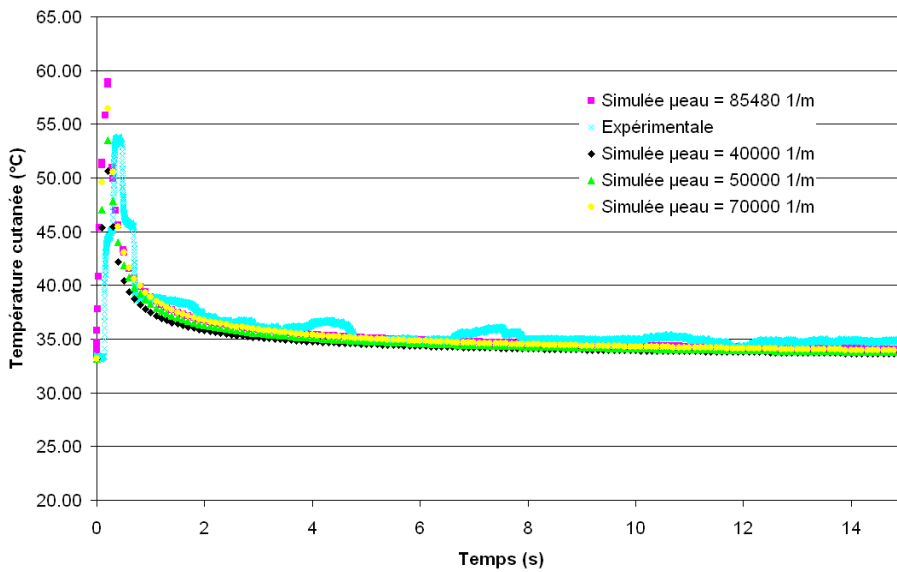


Figure 3.42 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $6,4 \cdot 10^4$ W/m² pendant 0,25 s, laser de 10,6 μ m, μ_{eau} variable.

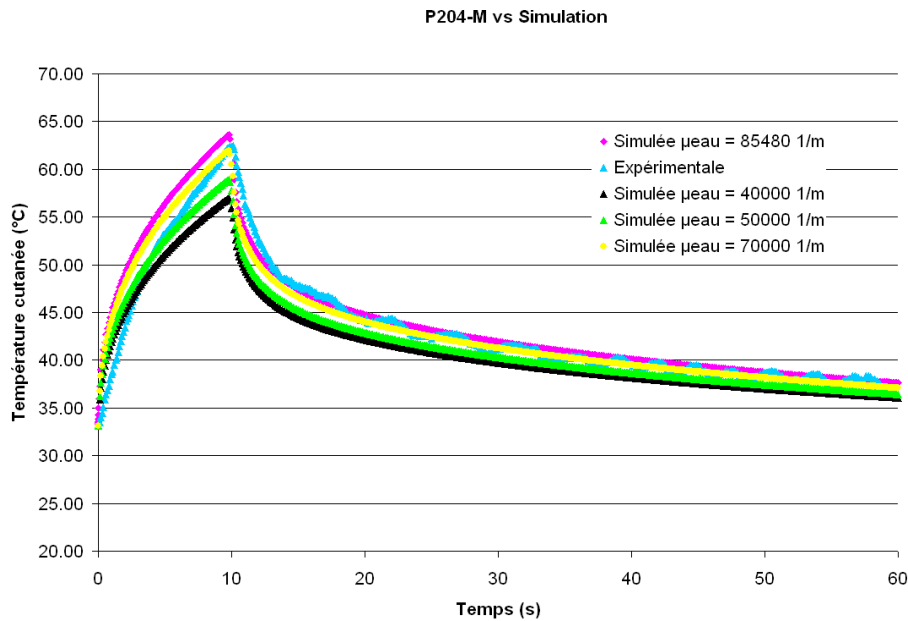


Figure 3.43 : Températures simulées et expérimentales lors d'un essai de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W/m}^2$ pendant 1 s, laser de $10,6 \mu\text{m}$, μ_{eau} variable.

En ce qui concerne la modélisation des températures cutanées engendrées par le laser de $10,6 \mu\text{m}$, les résultats sont assez variables. En effet, par exemple pour la condition expérimentale de la figure 3.40, un coefficient d'absorption de l'eau de $40\,000 \text{ m}^{-1}$ permet une corrélation entre les courbes théoriques et pratiques presque parfaite alors que pour les conditions des figures 3.41 et 3.43 un μ_{eau} de $70\,000 \text{ m}^{-1}$ correspondrait mieux. Ces valeurs ont été prises arbitrairement car très peu d'articles traitent du coefficient d'extinction d'autant plus à cette longueur d'onde. L'absorption à cette longueur d'onde est supposée très surfacique et on peut supposer que les pertes en surface dues à la convection sont plus difficilement appréhendées par le modèle.

Une des causes des différences entre les températures simulées et expérimentales est liée aux phénomènes physiologiques qui sont difficiles à maîtriser et à modéliser. On sait, par ailleurs que l'accumulation de chaleur dans les cellules ne se fait pas de la même façon lorsque le temps d'exposition est important ou non, les phénomènes physiologiques pour une brûlure d'une seconde et de trente secondes sont eux aussi vraisemblablement différents. D'autre part, dans cette étude, la validité du modèle pour les températures ne peut être vérifiée qu'en surface de la peau. La validation de la simulation des températures dans les trois couches n'est pas réalisable sur le vivant.

En utilisant les valeurs des différents coefficients d'absorption de la littérature, le modèle montre que le laser de $10,6 \mu\text{m}$ devrait chauffer plus que le laser de 1940 nm , or précédemment dans le chapitre II l'inverse a été obtenu expérimentalement. Ceci est confirmé

par le fait que, afin de corrélérer les courbes expérimentales et simulées, pour le laser de 10,6 μm , il faut diminuer le coefficient d'absorption de l'eau (μ_{eau}) (donc indirectement le coefficient d'extinction β) alors que pour la longueur d'onde égale à 1940 nm, ces coefficients doivent être augmentés.

3. Bilan

Dans ce troisième chapitre, la problématique de la brûlure est abordée du point de vue de la modélisation mathématique. Pour cela, l'évolution des modèles traitant de ce sujet tout au long des soixante dernières années a été décrite. A partir de ces travaux bibliographiques, un modèle mathématique a été développé en prenant en compte différents phénomènes physiologiques comme l'évolution de la circulation sanguine ainsi que les pertes de chaleur dues à l'évaporation et à la perspiration insensible. Ces deux derniers phénomènes permettent une corrélation correcte entre les phases de refroidissement calculées et mesurées (expérimentation). En ce qui concerne la phase de chauffe, la modélisation peut être considérée comme correcte pour le laser de 808 nm, mais pour les deux autres longueurs d'onde, des améliorations sont à apporter (1940 nm et 10,6 μm). On observe également qu'outre le coefficient d'extinction qui est le seul paramètre qui varie dans la simulation de l'effet de ces deux lasers, d'autres phénomènes physiologiques doivent intervenir : inflammation, œdème, déséquilibre électrolytique... D'autre part, la modélisation du phénomène de brûlure est une approximation ; la peau est décrite comme un empilement de trois couches homogènes, or, les tissus ne le sont pas car constitués de milliers de cellules et de molécules diverses. De plus, les interfaces ne sont pas régulières sur toute la longueur de la couche, mais présentent des irrégularités dues par exemple à la zone papillaire du derme qui est une succession d'irrégularités (cf. Fig. 1.17 et 1.19 du Chapitre I).

Enfin, la description mathématique du dommage laser sur la peau a été étudiée dans ce chapitre. Une étude basée sur les équations proposées est présentée dans le chapitre suivant afin d'étudier les dommages potentiels selon la zone du corps atteinte par le laser (en fonction de la puissance et de la durée).

4. Bibliographie

- Abraham J.P. and Sparrow E.M.** A thermal-ablation bioheat model including liquid-to-vapor phase change, pressure- and necrosis-dependent perfusion, and moisture-dependent properties. *International Journal of Heat and Mass Transfer* 2007, **50**:2537–2544.
- Autrique L. and Lormel C.** Numerical design of experiment for sensitivity analysis – application to skin burn injury prediction, *IEEE Transactions of Biomedical Engineering* 2008, **55(4)**:1279-1290.
- Baish J.W., Ayyaswamy P.S. and Foster K.R.** Small-scale temperature fluctuations in perfused tissue during local hyperthermia. *Transactions of the ASME Journal of Biomechanical Engineering* 1986, **108**:246-250.
- Baldwin S.A., Pelman A. and Bert J.L.** A heat transfer model of thermal balloon endometrial ablation. *Annals of Biomedical Engineering* 2001, **29**:1009-1018.
- Challoner A.R. and Powell R.W.** Thermal conductivities of liquids: new determination for seven liquids and appraisal of existing values. *Proc R Soc A* 1956, **238**:90-106.
- Chen B., Thomsen S.L., Thomas R.J and Welch A.J.** Modeling thermal damage in skin from 2000-nm laser irradiation. *Journal of Biomedical Optics* 2006, **11**:1-15.
- Chen B., Thomsen S.L., Thomas R.J., Oliver J. and A.J. W.** Histological and modeling study of skin thermal injury to 2.0 μm laser irradiation. *Lasers in Surgery and Medicine* 2008, **40**:358-370.
- Choi B. and Welch A.J.** Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue. *Lasers in Surgery and Medicine* 2001, **29**:351-359.
- Cohen M.L.** Measurement of the thermal properties of human skin. A Review. *The Journal of Investigative Dermatology* 1977, **69**:333-338.
- Cooper T.E. and Trezek G.J.** Correlation of thermal properties of some human tissue with water content. *Aerospace Medicine* 1971, **42**:24-27.
- Dai W., Wang H., Jordan P.M., Mickens R.E. and Bejan A.** A mathematical model for skin burn injury induced by radiation heating. *International Journal of Heat and Mass Transfer* 2008, **51(23-24)**:5497-5510.
- Deng Z.S. and Liu J.** Mathematical modelling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Computers in Biology and Medicine* 2004, **34**:495-521.

- Díaz S.H., Aguilar G., Lavernia E.J. and Wong B.J.F.** Modelling the thermal response of porcine cartilage to laser irradiation. *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics* 2001, **7(6)**:944-951.
- Diller K.R. and Hayes L.J.** A finite element model of burn injury in blood-perfused skin. *Journal of Biomechanical Engineering* 1983, **105**:300-307.
- Diller K.R., Hayes L.J. and Bleke G.K.** Analysis of alternate models for simulating thermal burns. *Journal of Burn Care Rehabilitee* 1991, **12(2)**:177-189.
- Fugitt C.E.** A rate process of thermal injury. *Armed Forces Special Weapons Project AFSWP-606*, 1955.
- Gaylor D.C.** Physical mechanisms of cellular injury in electrical trauma. Ph.D. thesis Massachusetts Institute of Technology, 1989.
- Grayson J.** Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity and blood flow. *Journal of Physiology* 1952, **118**:54-72.
- Hatfield H.S.** An apparatus for measuring the thermal conductivity of animal tissue. *Journal of Physiology* 1953, **120**:35-36P.
- Henriques F.C. and Moritz A.R.** Studies of thermal injury. I. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein. A theoretical and an experimental investigation. *The American Journal of Pathology* 1947, **23(4)**:531-549.
- Holmes K.S** données non publiées extraites de Thermal Properties. Appendix A: thermal conductivity data for specific tissues and organs for humans and other mammalian species.
- Holmes K.S, Ryan W. and Chen M.M.** Thermal conductivity and H₂O content in rabbit kidney cortex and medulla. *Journal of Thermal Biology* 1983, **8**:311-313.
- Incropera F.P. and Dewitt D.P.** *Fundamentals of Heat and mass transfer*, 5th ed., John Wiley & Sons, New York, 2001.
- Jiang S.C., Ma N., Li H.J and Zhang X.X.** Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns* 2002, **28**:713-717.
- Kvadsheim P.H., Filkow L.P. and Blix A.S.** Thermal conductivity of minke whale blubber. *Journal of Thermal Biology* 1996, **21(2)**:123-128.
- Kou L., Labrie D. and Chylek P.** refractive indices of water and ice in the 0.65 and 2.5 μ m spectral range. *Applied Optics* 1993, **32**:3531-3540.
- Kuppenheim H.F., Dimitroff J.M., Melotti P.M., Graham I.C. and Swanson D.W.** Spectral reflectance of the skin of Chester White pigs in the ranges 235-700 m μ and 0.707-2.6 μ . *Journal Applied of physiology* 1956, **9**:75-78.

- Lormel C.** Analyse d'un système mathématique modélisant les interactions laser-peau pour la prédiction de la brûlure. Thèse de doctorat, Université de Perpignan Via Domitia, France 2005.
- Maron S.H. and Lando J.B.** Fundamentals of Physical Chemistry, McMillan, New-York, 1974.
- Melissopoulos A. et Levacher C.** La peau : structure et physiologie. Ed. Tec & Doc Lavoisier, éditions médicales internationales 1998, 152p.
- Mordon S.** Physique des lasers. In *Les lasers en dermatologie*. Groupe laser de la Société Française de Dermatologie. 2^{ème} ed. Collection dermatologie pratique dirigée par Gérard Lorette, ed Doin, 2006.
- Moritz A.R. and Henriques F.C.** Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. . *The American Journal of Pathology* 1947, **23**:695-720.
- Ng E.Y.K. and Chua L.T.** Comparison of one-and two-dimensional programmes for predicting the state of skin burns. *Burns* 2002, **28**:27-34.
- Ng E.Y.K. and Chua L.T.** Prediction of skin burn injury. Part 1: numerical modelling. *Journal Engineering in Medicine* 2002, **216 Part H**:157-170.
- Pearce J.A. and Thomsen S.L.** Rate process analysis of thermal damage. In *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*. Welch A.J. and van Gemert M.J.C. Plenum Press New-York and London, 1995, p 561-606.
- Pearce J.A., Thomsen S.L., Vijverberg H. and McMurray T.J.** Kinetics for birefringence changes in thermally coagulated rat skin collagen. *In Proc SPIE* 1993, **1876**:180-185.
- Pennes H.H.** Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. *Journal of applied physiology* 1948, **1**:93-122.
- Riedel L.** Thermal conductivity measurement on sugar solutions, fruit juices and milks. *Chemie Ingenieur-Technik* 1949, **21**:340.
- Sliney D. and Worlbarsh M.** *Safety with lasers and other optics sources: a comprehensive handbook*. Plenum Press, 1980.
- Spells K.E.** The thermal conductivities of some biological fluids. *Physics in Medicine and Biology* 1960, **5**:139-153.
- Stolwijk J.A.J. and Hardy J.D.** Skin and subcutaneous temperature changes during exposure to intense thermal radiation. *Journal Applied of Physiology* 1965, **20**:1006-1013.
- Takata A.N.** Development of criterion for skin burns. *Aerospace Medicine* 1974, **45**:634-637.

- Thurau K. and Levine D.Z.** The renal circulation. Chapt. 1. *In the kidney: Morphology, Biochemistry, Physiology*. C. Rouiller and A.F. Muller, ed Academic Press, New-York, 1-70, 1971.
- Torres J.H., Motamedi M., Pearce J.A. and Welch A.J.** Experimental evaluation of mathematical models for predicting the thermal response of tissue to laser irradiation. *Applied Optics* 1993, **32(4)**:597-606.
- Weaver J.A. and Stoll A.M.** NADC Memo Report 6708. United States Naval Air Development Center, Johnsville, Pennsylvania, 1967.
- Weinbaum S. and Jiji L.M.** A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature. *Transactions of the ASME Journal of Biomechanical Engineering* 1985, **107**:131-139.
- Wilson S.B. and Spence V.A.** A tissue heat transfer model for relating dynamic skin temperature changes to physiological parameters. *Physics in Medicine and Biology* 1988, **33(8)**:895-912.
- Wissler E.H.** Pennes' 1948 paper revisited. *Journal of applied physiology* 1998, **85**:35-41.
- Wu Y.C.** A modified criterion for predicting thermal injury. National Bureau of Standards, Washington, District of Columbia, 1982.
- Zhang J.Z., Shen Y.G. and Zhang X.X.** A dynamic photo-thermal model of carbon dioxide laser tissue ablation. *Lasers of Medicine and Science* 2009, **24**:329-338.

CHAPITRE IV : PREDICTION DE LA BRULURE

L'objectif principal de ce quatrième chapitre est la prédiction du dommage occasionné par une agression laser en se basant d'une part sur les températures mesurées *in-vivo* (cf. deuxième chapitre) et d'autre part sur les températures simulées grâce au modèle mathématique (cf. troisième chapitre). Différents paramètres de la littérature ont été testés, et pour les trois longueurs d'onde laser utilisées, des tableaux résumant les prédictions de brûlures potentielles sont proposés. Enfin, des simulations sur des peaux d'épaisseur plus ou moins importantes appartenant à des localisations corporelles diverses (bras, visage et paume de la main) ont été effectuées dans le but d'observer leur réaction et les dommages potentiels face à une agression thermique.

Sommaire

1. DOMMAGES SIMULES VS DOMMAGES OBSERVES	191
1.1. LASER DE 1940 nm	191
1.2. LASER DE 10,6 µm	194
1.3. LASER DE 808 nm	198
1.4. DISCUSSION	200
2. PREDICTION DU DOMMAGE	201
2.1. LASER DE 1940 nm	201
2.2. LASER DE 10,6 µm	202
2.3. LASER DE 808 nm	203
2.4. LE VISAGE	205
2.5. LA PAUME DE LA MAIN	219
2.6. DISCUSSION	223
3. BILAN	224
4. BIBLIOGRAPHIE	225

1. Dommages simulés vs dommages observés

Afin d'estimer l'endommagement, une loi de type Arrhenius est en général utilisée. Celle-ci est décrite dans la première partie du chapitre III :

$$\Omega(x) = A \int_0^{\infty} \exp\left[-\frac{E}{RT(x,t)}\right] dt \quad (4.1)$$

Afin de quantifier la brûlure engendrée par les lasers, il est nécessaire de connaître trois paramètres : T (la température du tissu) tout au long de la réaction, A (le facteur pré exponentiel) et E (l'énergie d'activation). La température cutanée (T) a été mesurée lors des expérimentations *in-vivo* sur le porc (Chapitre II). En effet, pour des raisons pratiques et éthiques, les températures de la peau en profondeur n'ont pu être mesurées. Néanmoins, ces températures tout au long de l'épaisseur du tissu, soit de 0 à $4,5 \cdot 10^{-3}$ m (valeur mesurée expérimentalement), ont été modélisées à l'aide du modèle mathématique (cf. Chapitre III). A partir de ces différents résultats, il est possible de simuler le dommage pour les différentes valeurs de A et E proposées par divers auteurs (cf. Chapitre III, Tableau 3.1). Les tableaux et figures suivants rendent compte de ces résultats.

1.1. Laser de 1940 nm

Lors du chapitre précédent, considérant les valeurs de coefficient d'absorption relevées dans la littérature (*Kou et al., 1993*) et (*Chen et al., 2006*) les températures simulées étaient inférieures aux températures expérimentales et il s'avérait nécessaire d'augmenter celui-ci pour améliorer la pertinence du modèle mathématique. Afin d'analyser l'effet des imprécisions de ce paramètre sur la qualité de prédiction du dommage, des coefficients d'absorption comprises entre 6912 et de $85\,000 \text{ m}^{-1}$ (*Chen et al., 2006*) sont considérés. Les conditions de simulation sont : éclaircissement de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps de 1, 5, 10 et 20 s. Pour ces 4 conditions expérimentales, le dommage réel a été étudié par un laboratoire d'analyses biologiques indépendant (biopsies). Dans le tableau 4.1, les dommages prédits à partir des températures calculées (par le modèle mathématique), ceux prédits à partir des températures cutanées mesurées (à l'aide du pyromètre lors des expérimentations *in-vivo*) ainsi que le dommage réel (étude histologique des biopsies) sont comparés.

Auteur	Dommage simulé à partir du modèle				Dommage simulé à partir des mesures				Histologie			
	Temps d'exposition (s)								1	5	10	20
	1	5	10	20	1	5	10	20				
Fugitt	0	0	0	2	0	0	2	2	0	0	2+	3
Gaylor	0	0	2	2	0	0	2	2				
Henriques et Moritz	0	0	0	2	0	0	2	3				
Pearce	0	0	0	0	0	0	0	2				
Takata	0	0	0	2	0	0	2	3				
Weaver et Stoll	0	0	1	2	0	0	2	2				
Wu	0	0	3	3	0	3	3	3				

Tableau 4.1 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 1940 nm, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 6912 \text{ m}^{-1}$.

Les brûlures « réelles » observées (étude histologique des biopsies) sont respectivement pour un temps d'exposition de 1, 5, 10 et 20 s : « absence de brûlure » dans les deux premiers cas, brûlure de deuxième degré profond et brûlure du troisième degré. Dans ces conditions de simulation (températures et dommage), tous les auteurs à l'exception de Wu sous-estiment le dommage. Les valeurs des coefficients de Pearce ne permettent pas la gradation du dommage même pour 20 s d'exposition. La prédiction des lésions calculée grâce aux paramètres de Wu peut être considérée comme correcte. En effet, aucun coefficient A et E ne permet de faire la distinction entre deuxième degré superficiel (2) et deuxième degré profond (2+).

Les dommages simulés à partir des températures cutanées expérimentales, sont plus graves que ceux estimés à partir des températures simulés à l'aide du modèle mathématique. En effet, les températures expérimentales sont supérieures aux températures modélisées avec un coefficient d'absorption égal à 6912 m^{-1} (cf. Chapitre III). Fugitt, Gaylor, Pearce et Weaver et Stoll sous-estiment le dommage par rapport aux résultats des biopsies. En revanche, Wu le surestime. Seuls Henriques et Moritz et Takata proposent une prédiction de la brûlure relativement correcte par rapport à l'histologie.

Les graphiques suivants (Fig. 4.1 à 4.6) représentent le degré de brûlure en fonction du temps dans la profondeur de la peau et ce pour un temps d'exposition laser de 20 s. La légende de ces figures est la suivante : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

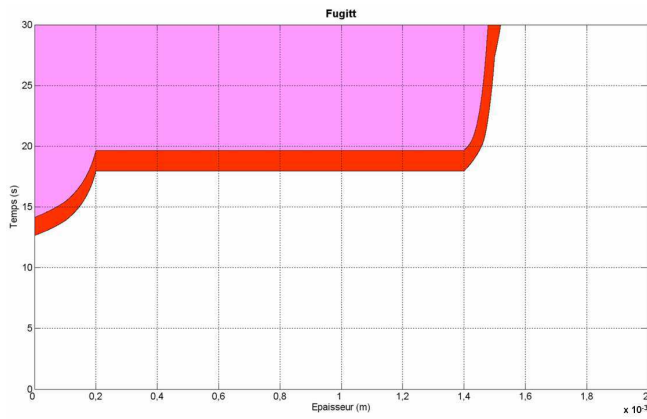


Figure 4.1 : Prédiction de la brûlure par Fugitt.

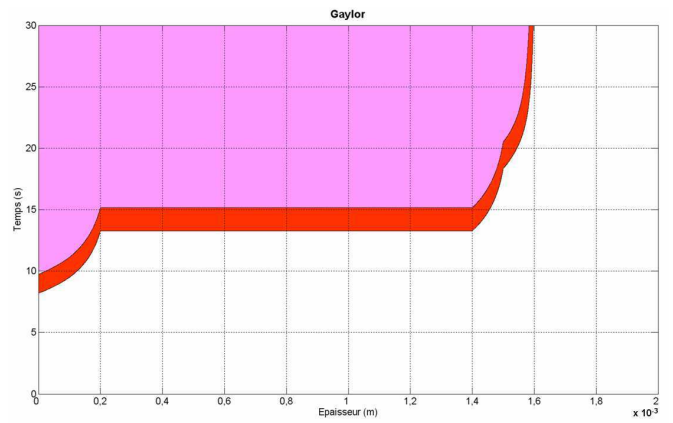


Figure 4.2 : Prédiction de la brûlure par Gaylor.

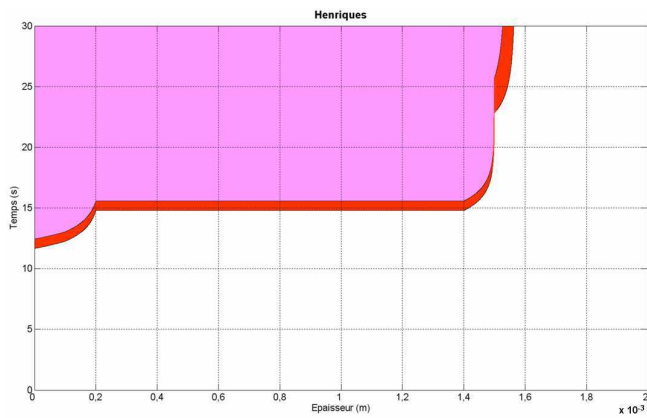


Figure 4.3 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz.

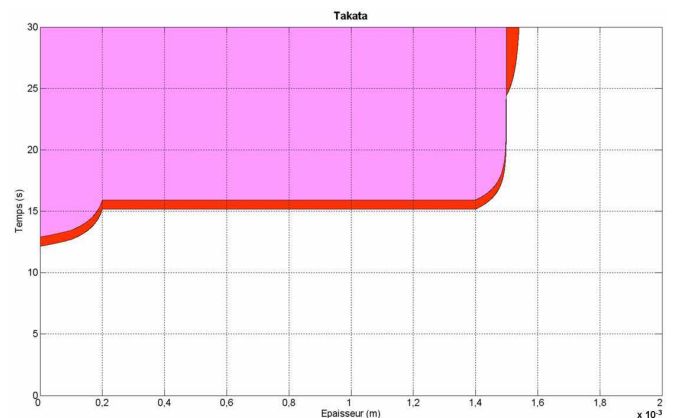


Figure 4.4 : Prédiction de la brûlure par Takata.

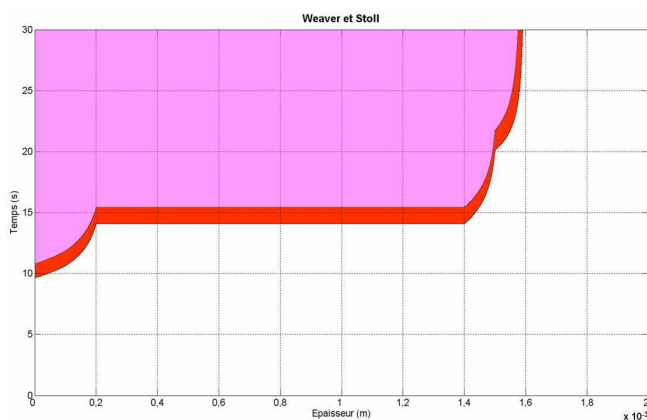


Figure 4.5 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll.

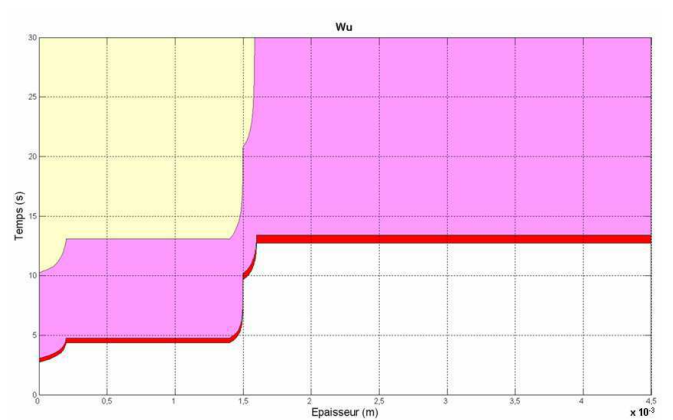


Figure 4.6 : Prédiction de la brûlure par Wu.

Rappel : Pearce ne figure pas dans ces graphiques car ses coefficients ne calculent pas de dommage (absence de lésion) même lors d'une exposition de 20 s.

Les dommages prédits à partir du modèle mathématique avec un coefficient d'absorption de $85\ 000\ \text{m}^{-1}$ sont résumés dans le tableau suivant (Tableau 4.2). Dans ces conditions, Fugitt et Pearce sous-estiment toujours la brûlure, Gaylor et Weaver et Stoll la sous-estiment pour une exposition de 20 s mais à l'inverse la surestiment pour une exposition de 5 s. Quant à Wu,

il surestime nettement la lésion pour un temps d'exposition laser de 5 s. En revanche, contrairement aux résultats précédents, Henriques et Takata prédisent le degré de brûlure de façon correcte : les résultats calculés à partir des températures simulées et mesurées correspondent à la gradation des lésions par l'étude histologique.

Auteur	Domage simulé à partir du modèle				Domage simulé à partir des mesures				Histologie			
	Temps d'exposition (s)								1	5	10	20
	1	5	10	20	1	5	10	20				
Fugitt	0	0	2	2	0	0	2	2	0	0	2+	3
Gaylor	0	1	2	2	0	0	2	2				
Henriques et Moritz	0	0	2	3	0	0	2	3				
Pearce	0	0	0	2	0	0	0	2				
Takata	0	0	2	3	0	0	2	3				
Weaver et Stoll	0	1	2	2	0	0	2	2				
Wu	0	3	3	3	0	3	3	3				

Tableau 4.2 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 1940 nm, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85 \cdot 10^3 \text{ m}^{-1}$.

1.2. Laser de 10,6 μm

Comme précédemment, les dommages occasionnés par un laser de 10,6 μm ont été simulés avec un coefficient d'absorption de l'eau de 85 480 (Chen et al., 2006) et de 70 000 m^{-1} (Tableau 4.3). Pour un éclairement de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ (éclairement maximal) six temps d'exposition allant de 0,1 à 2 s ont été testés. Ces configurations expérimentales ont été choisies car elles représentent toute la gamme de gradation de la brûlure (résultats histologiques de 0 à 3). En ce qui concerne les dommages simulés à partir du modèle, tous les cas de figure sont observés : Fugitt et Pearce les sous-estiment, Henriques, Takata, Weaver et Stoll ainsi que Wu surestiment les dommages, dans le cas présent, seul Gaylor semble prédire correctement les brûlures engendrées par le laser de 10,6 μm . Pour les dommages simulés à partir des données expérimentales, toutes situations confondues, aucun auteur ne trouve de résultats corrects. Excepté Wu, tous sous-estiment de façon plus ou moins importante les valeurs de dommage. Résultats logiques car les valeurs de températures cutanées expérimentales sont inférieures aux températures simulées (cf. Chapitre III).

Auteur	Dommage simulé à partir du modèle						Dommage simulé à partir des mesures					
	Temps d'exposition (s)											
	0,1	0,25	0,5	0,75	1	2	0,1	0,25	0,5	0,75	1	2
Fugitt	0	0	2	2	2	3	0	0	0	2	2	3
Gaylor	0	1	2	2	2	3	0	0	1	2	2	2
Henriques et Moritz	0	2	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3
Pearce	0	0	0	2	2	3	0	0	0	0	0	2
Takata	0	2	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3
Weaver et Stoll	0	2	2	3	3	3	0	0	2	2	2	3
Wu	2	3	3	3	3	3	0	3	3	3	3	3

Histologie						
Temps d'exposition (s)						
0,1	0,25	0,5	0,75	1	2	
0	1	2	2+	2+	3	

Tableau 4.3 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de $10,6 \mu\text{m}$, $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85 \cdot 10^3 \text{ m}^{-1}$.

Les graphiques suivants (Fig. 4.7 à 4.12) représentent le degré de brûlure en fonction du temps dans l'épaisseur de la peau et ce pour un temps d'exposition laser de 0,5 s. La légende de ces figures est la suivante : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

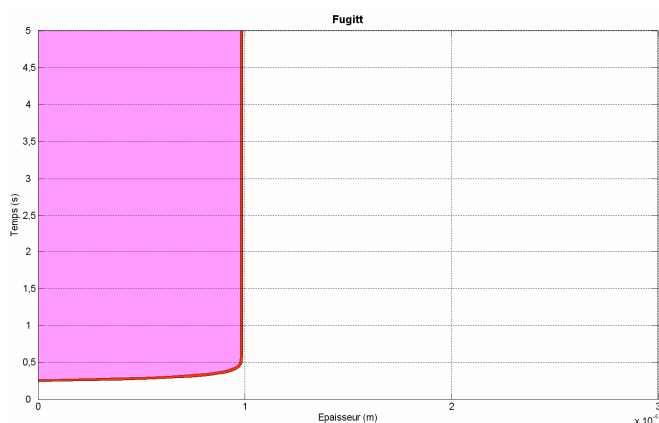


Figure 4.7 : Prédiction de la brûlure par Fugitt.

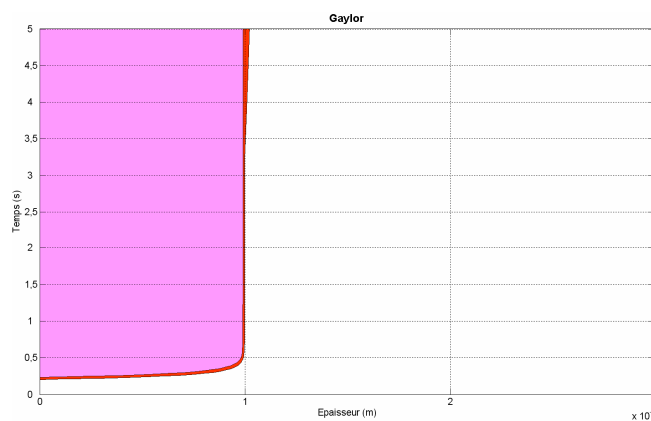


Figure 4.8 : Prédiction de la brûlure par Gaylor.

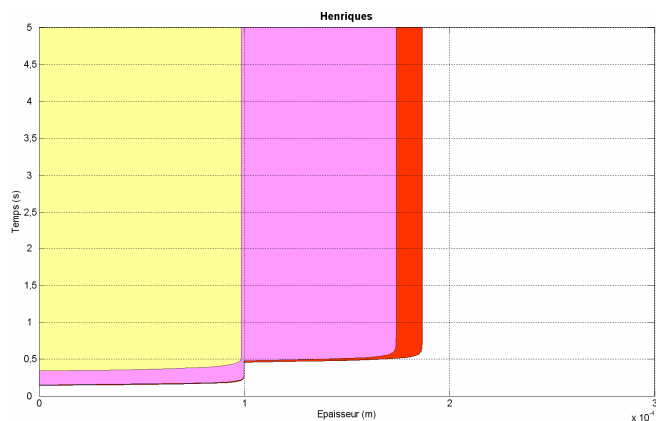


Figure 4.9 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz.

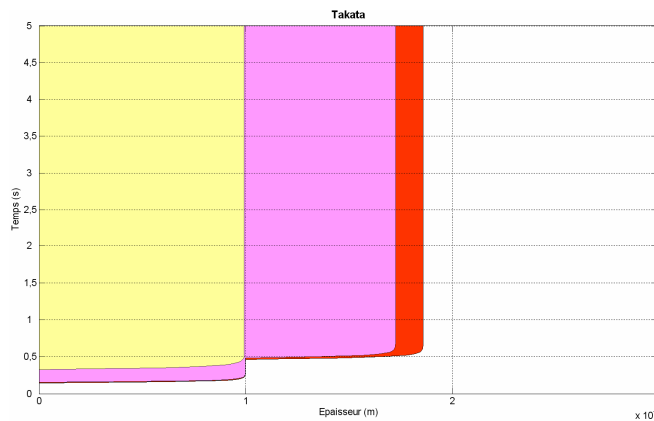


Figure 4.10 : Prédiction de la brûlure par Takata.

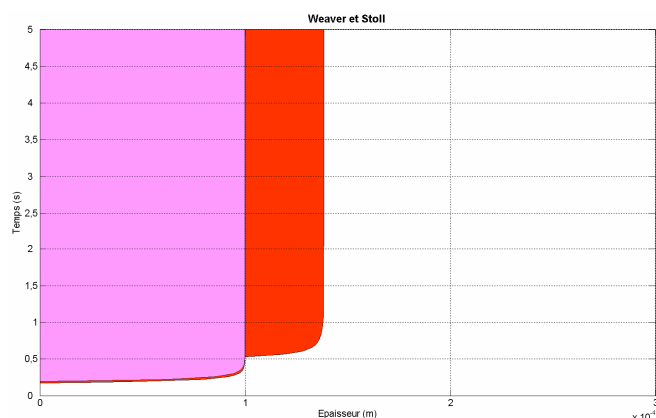


Figure 4.11 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll.

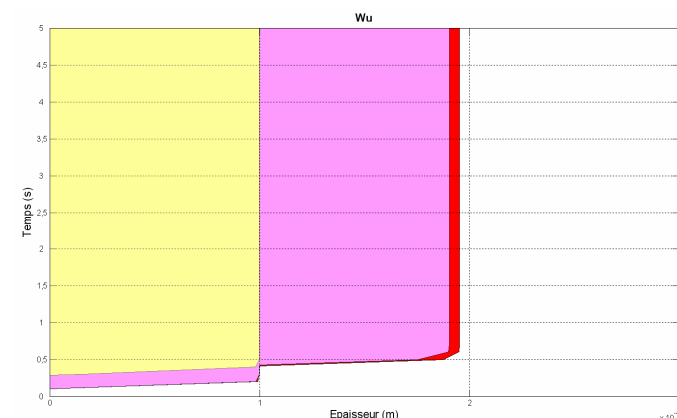


Figure 4.12 : Prédiction de la brûlure par Wu.

Les dommages calculés à partir du modèle mathématique avec un coefficient d'absorption de $70\,000\text{ m}^{-1}$ sont résumés dans le tableau suivant (Tableau 4.4).

Auteur	Dommage simulé à partir du modèle						Dommage simulé à partir des mesures					
	Temps d'exposition (s)											
	0,1	0,25	0,5	0,75	1	2	0,1	0,25	0,5	0,75	1	2
Fugitt	0	0	2	2	2	3	0	0	0	2	2	3
Gaylor	0	0	2	2	2	3	0	0	1	2	2	2
Henriques et Moritz	0	2	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3
Pearce	0	0	0	2	2	2	0	0	0	0	0	2
Takata	0	2	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3
Weaver et Stoll	0	1	2	2	3	3	0	0	2	2	2	3
Wu	0	3	3	3	3	3	0	3	3	3	3	3

Histologie					
Temps d'exposition (s)					
0,1	0,25	0,5	0,75	1	2
0	1	2	2+	2+	3

Tableau 4.4 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de $10,6\ \mu\text{m}$, $8,6\ 10^4\ \text{W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 70\,000\ \text{m}^{-1}$.

Peu de différence par rapport au tableau 4.3 est observée. Seuls Gaylor et Weaver et Stoll ont revu leurs prédictions légèrement à la baisse. Dans ce cas, les prédictions de Weaver et Stoll conviendraient mieux que celles de Gaylor.

Pour des temps d'exposition relativement longs, les valeurs du coefficient d'absorption considérées dans la littérature semblent convenir (Chapitre III). Or, même dans ces conditions (éclairage $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 1 à 20 s), aucun auteur ne permet de simuler correctement le dommage (Tableau 4.5). De la même façon que précédemment, le dommage modélisé à partir des températures expérimentales est inférieur à celui simulé à partir du modèle.

Auteur	Dommage simulé à partir du modèle					Dommage simulé à partir des mesures					Histologie				
	Temps d'exposition (s)										1	5	10	15	20
	1	5	10	15	20	1	5	10	15	20					
Fugitt	0	0	2	2	2	0	0	0	2	2	0	0	2+	3	3
Gaylor	0	2	2	2	2	0	0	2	2	2					
Henriques et Moritz	0	0	2	2	3	0	0	1	2	3					
Pearce	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1					
Takata	0	0	2	2	3	0	0	0	2	3					
Weaver et Stoll	0	1	2	2	2	0	0	2	2	2					
Wu	0	3	3	3	3	0	0	3	3	3					

Tableau 4.5 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de $10,6 \mu\text{m}$, $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables, $\mu_a = 85 \cdot 10^3 \text{ m}^{-1}$.

Les graphiques suivants (Fig. 4.13 à 4.19) représentent le degré de brûlure en fonction du temps dans l'épaisseur de la peau et ce pour un temps d'exposition laser de 20 s. La légende de ces figures est la suivante : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

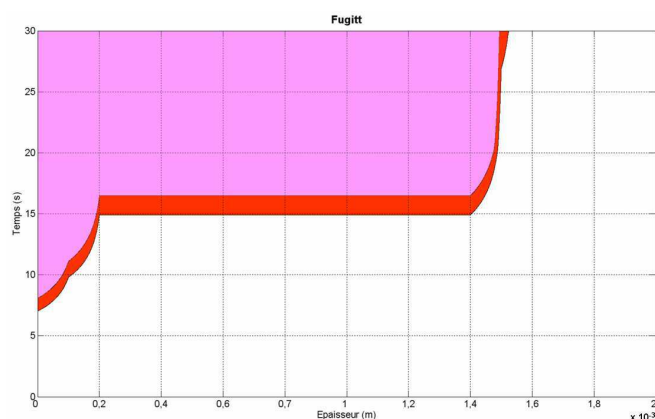


Figure 4.13 : Prédiction de la brûlure par Fugitt.

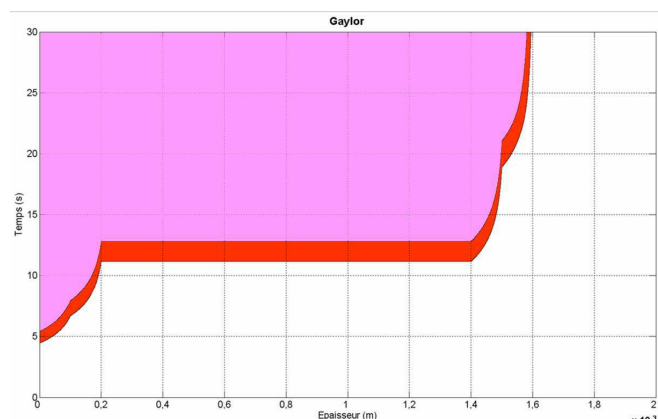


Figure 4.14 : Prédiction de la brûlure par Gaylor.

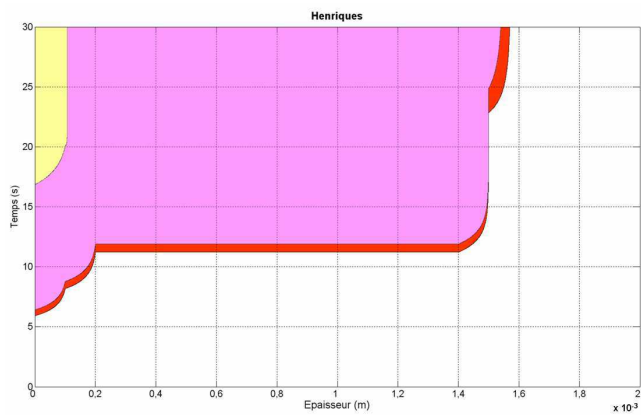


Figure 4.15 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz.

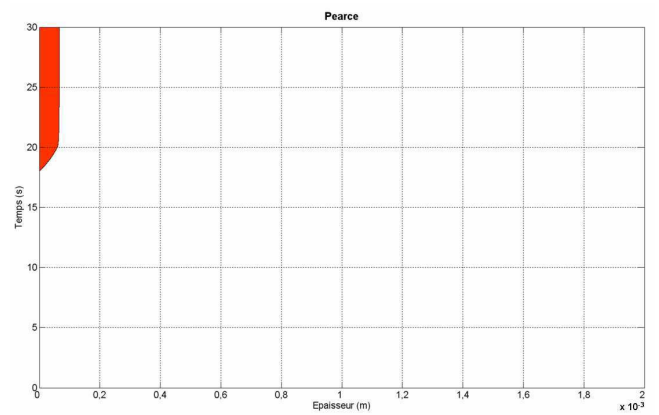


Figure 4.16 : Prédiction de la brûlure par Pearce.

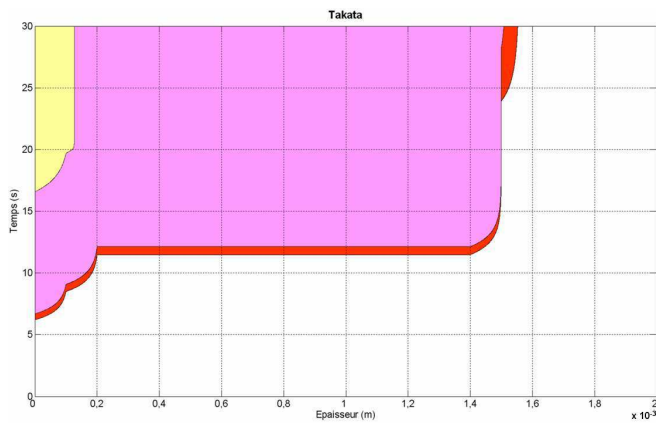


Figure 4.17 : Prédiction de la brûlure par Takata.

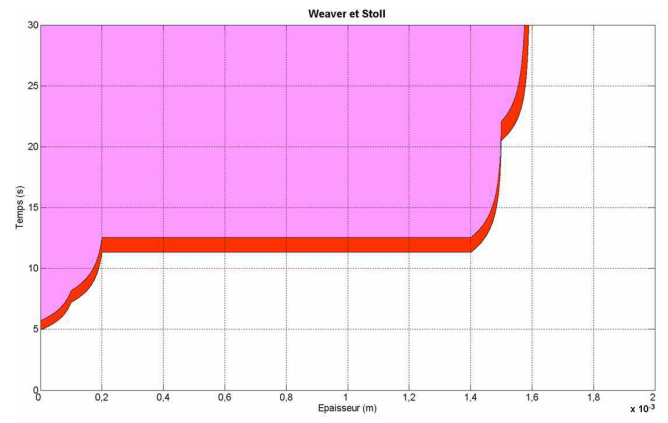


Figure 4.18 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll.



Figure 4.19 : Prédiction de la brûlure par Wu.

1.3. Laser de 808 nm

Comme vu dans le chapitre III, bien que les données expérimentales soient entachées de bruit parasite, les températures de surface modélisées sont proches des températures cutanées mesurées. Les résultats de la modélisation pour un éclairement de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$

(éclairage maximal) pendant 10 à 20 s sont présentés dans le tableau suivant (Tableau 4.6). La prédiction du degré de brûlure à partir des données du modèle est sous-estimée par tous les auteurs excepté Gaylor. L'estimation de ce dernier est la plus proche des dommages réels (histologie). En ce qui concerne les dommages simulés à partir des mesures expérimentales, toutes les valeurs de A et E entraînent une sous-estimation de la brûlure.

Auteur	Dommage simulé à partir du modèle			Dommage simulé à partir des mesures			Histologie		
	Temps d'exposition (s)								
	10	15	20	10	15	20	10	15	20
Fugitt	0	2	2	0	0	2	2	2+	3
Gaylor	2	2	3	2	2	2			
Henriques et Moritz	0	2	2	0	0	2			
Pearce	0	0	0	0	0	0			
Takata	0	2	2	0	0	2			
Weaver et Stoll	2	2	2	0	2	2			
Wu	1	1	3	0	3	3			

Tableau 4.6 : Comparaison des dommages simulés à partir du modèle et des résultats de température in-vivo, par rapport aux résultats histologiques. Laser de 808 nm, $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant des temps variables.

Les graphiques suivants (Fig. 4.20 à 4.26) représentent le degré de brûlure en fonction du temps dans l'épaisseur de la peau et ce pour un temps d'exposition laser de 15 s. La légende de ces figures est la suivante : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

Ces graphiques confirment le fait que le laser de 808 nm, à la différence des deux lasers précédents, agit dans la profondeur des tissus. Les lésions engendrées par le laser de 808 nm sont moins importantes mais toute la profondeur du tissu est atteinte.

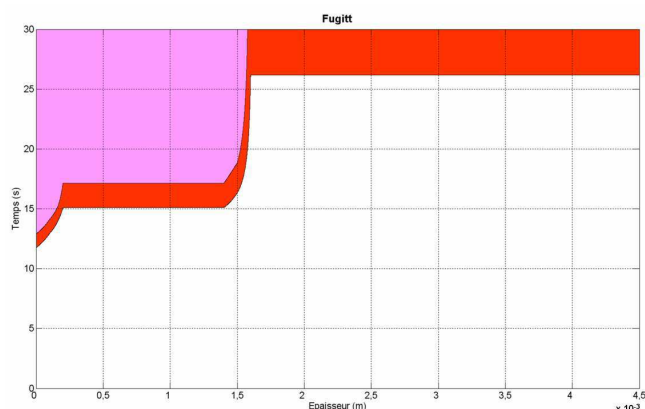


Figure 4.20 : Prédiction de la brûlure par Fugitt.

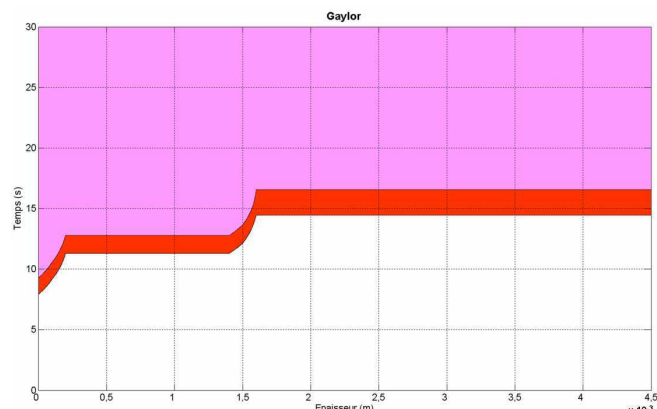


Figure 4.21 : Prédiction de la brûlure par Gaylor.

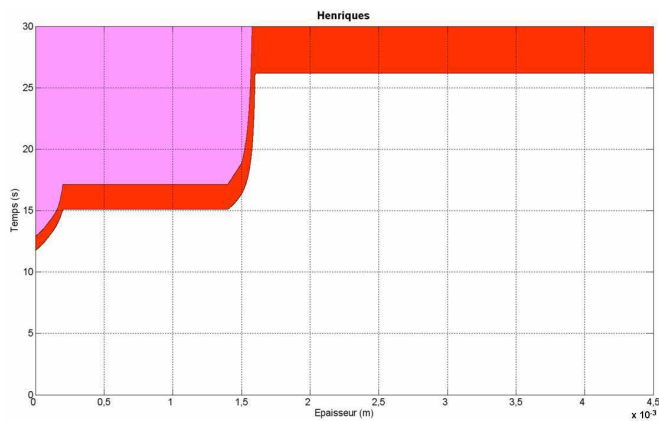


Figure 4.22 : Prédiction de la brûlure par Henriques et Moritz.

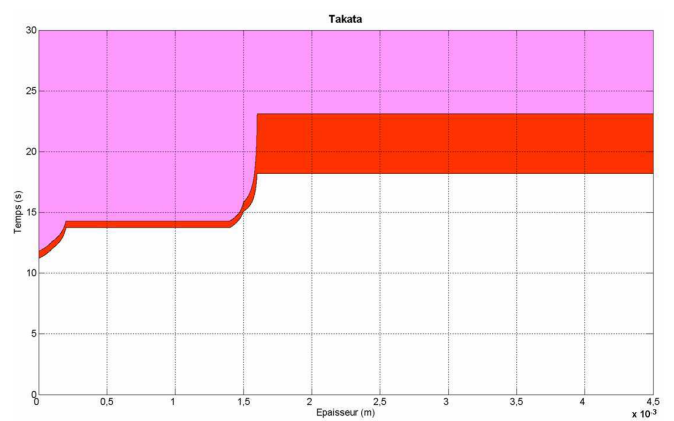


Figure 4.23 : Prédiction de la brûlure par Takata

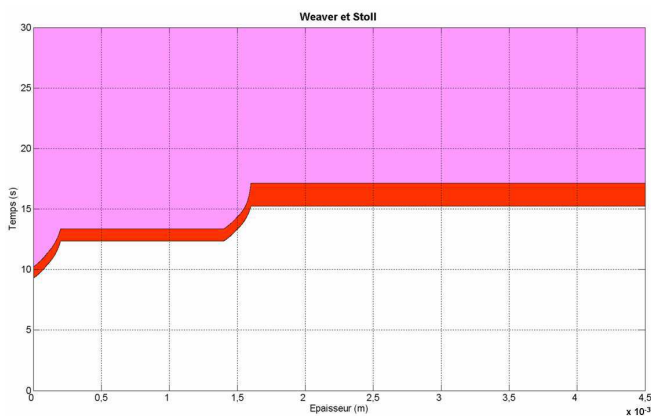


Figure 4.24 : Prédiction de la brûlure par Weaver et Stoll.

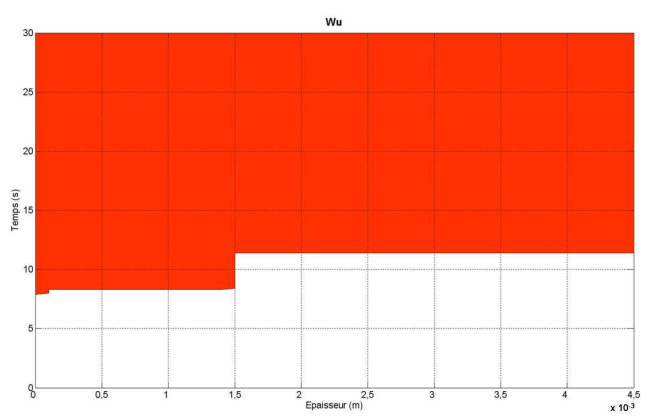


Figure 4.25 : Prédiction de la brûlure par Wu.

1.4. Discussion

D'après les résultats précédents, il est délicat de définir quels auteurs proposent le meilleur critère. En effet, pour le laser de 1940 nm, les paramètres d'Henriques et Takata permettent une prédiction correcte, pour le laser de 10,6 μm , c'est à Weaver et Stoll ainsi que Gaylor (selon les conditions de modélisation) que revient la meilleure prédiction et enfin, pour le laser de 808 nm, seuls les paramètres de Gaylor donnent des résultats corrects. Rappelons également qu'il est difficile de conclure sur la prédiction du dommage à partir des températures cutanées expérimentales. En effet, ces températures ne sont majoritairement pas les températures les plus élevées dans le tissu. D'après la modélisation, suivant la longueur d'onde utilisée, lors d'une agression thermique les températures les plus importantes se situeraient dans l'épiderme ou dans le derme. La prédiction du dommage à partir des températures de surface est donc logiquement sous-estimée. Peu d'auteurs ont étudié les brûlures de la peau par occurrence laser. En ce qui concerne la longueur d'onde de 1940 nm,

cette étude se base sur celle de (*Chen et al., 2006*). Ces auteurs trouvent que les paramètres de Gaylor prédisent un dommage similaire à leurs observations histologiques. Néanmoins, ils observent tout de même une variation dont la cause est attribuée à la diversité des paramètres optiques et thermiques des différents animaux (« mini-pigs » : petit porc génétiquement modifié servant aux tests de laboratoire). Chen et al. sont conscients que les différents coefficients trouvés dans la littérature ne permettent pas une corrélation parfaite avec les résultats de nos études. Comme précisé précédemment, les paramètres de dommage ont été définis à l'aide de protocoles expérimentaux spécifiques et dont les limites d'atteinte du tissu sont particulières à chaque étude.

2. Prédiction du dommage

Compte tenu des résultats précédents et des analyses histologiques, il semble possible de prévoir les degrés de brûlure que pourrait entraîner chacune des 3 longueurs d'onde pour un temps d'exposition et un éclairage donnés. Les tableaux suivants présentent ces prédictions. Les valeurs maximales d'éclairage sont celles des lasers utilisés ; par soucis de validation, aucune prévision n'est effectuée avec des valeurs de puissance laser plus élevées.

2.1. Laser de 1940 nm

Les résultats suivants (Tableau 4.7) sont basés sur les paramètres d'Henriques et Moritz et de Takata. Une corrélation avec les résultats des biopsies a également été réalisée afin d'être au plus près de la réalité (cf. Chapitre II, § 3.4.3.).

Eclairement (x 10 ⁴ W.m ⁻²)	Temps d'exposition (s)							
	1	2	5	10	15	20	25	30
0,5	0	0	0	0	0	0	0	0
0,9	0	0	0	0	2	2	2	2
1	0	0	0	1	2	2	2	3
1,1	0	0	0	1	2	2	3	3
1,2	0	0	0	2	2	3	3	3
1,3	0	0	0	2	2	3	3	3
1,4	0	0	0	2	3	3	3	3

Tableau 4.7 : Prédiction des degrés de brûlure pour le laser de 1940 nm.

Aux puissances lasers disponibles dans le laboratoire, il faut au moins 10 s pour atteindre le second degré et 15 s pour atteindre le troisième degré de brûlure.

2.2. Laser de 10,6 µm

De la même façon que précédemment mais en se basant sur les résultats de modélisation selon les paramètres de Gaylor et de Weaver et Stoll, le tableau 4.8 résume les prédictions de brûlure de la peau lors d'agression avec un laser de 10,6 µm. Avec un éclairement relativement important (6 10⁴ W.m⁻²) il ne faut au laser de 10,6 µm qu'une demi-seconde pour brûler au second degré. Le troisième et dernier degré de brûlure peut être atteint en une seconde si l'éclairement est d'au moins 8 10⁴ W.m⁻².

Eclaircement (x 10 ⁴ W.m ⁻²)	Temps d'exposition (s)											
	0,1	0,25	0,5	0,75	1	2	5	10	15	20	25	30
0,5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	2
0,9	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2	2	2
1	0	0	0	0	0	0	0	1	2	2	2	2
1,2	0	0	0	0	0	0	0	2	2	2	2	3
1,4	0	0	0	0	0	0	0	2	3	3	3	3
1,6	0	0	0	0	0	0	1	2	3	3	3	3
1,8	0	0	0	0	0	0	2	2	3	3	3	3
2	0	0	0	0	0	0	2	2	3	3	3	3
2,5	0	0	0	0	0	1	2	2	3	3	3	3
3	0	0	0	0	0	2	2	3	3	3	3	3
3,5	0	0	0	0	1	2	2	3	3	3	3	3
4	0	0	0	0	1	2	2	3	3	3	3	3
4,5	0	0	0	1	1	2	3	3	3	3	3	3
5	0	0	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3
5,5	0	0	1	2	2	2	3	3	3	3	3	3
6	0	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
6,5	0	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
7	0	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
7,5	0	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3
8	0	1	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3
8,6	0	1	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3

Tableau 4.8 : Prédiction des degrés de brûlure pour le laser de 10,6 µm.

2.3. Laser de 808 nm

De la même façon que précédemment mais en se basant sur les résultats de modélisation selon les paramètres de Gaylor et sur les résultats histologiques (Chapitre II, § 3.4.3.), le tableau 4.9 résume les prédictions de brûlure de la peau lors d'agressions avec un laser de 808 nm.

Eclaircement (x 10 ⁴ W.m ⁻²)	Temps d'exposition (s)					
	5	10	15	20	25	30
1	0	0	0	0	0	0
1,4	0	0	0	0	0	0
1,6	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	0	1	2
2,5	0	0	0	1	2	2
3	0	0	1	2	2	2
3,5	0	0	2	2	2	2
4	0	0	2	2	2	2
4,5	0	1	2	2	2	2
5	0	2	2	2	2	2
5,5	0	2	2	2	2	2
6	0	2	2	2	2	2
6,5	0	2	2	2	2	2
7	0	2	2	2	2	2
7,5	0	2	2	2	2	2
8	0	2	2	2	2	3
8,5	1	2	2	2	2	3
9	1	2	2	2	3	3
9,5	1	2	2	2	3	3
10	1	2	2	2	3	3
10,5	1	2	2	2	3	3
11	1	2	2	3	3	3
11,5	1	2	2	3	3	3
12,2	1	2	2	3	3	3

Tableau 4.9 : Prédiction des degrés de brûlure pour le laser de 808 nm.

Comme remarqué dans le chapitre II, le laser de 808 nm est moins dangereux que les autres longueurs d'onde testées. En effet, à éclairement égal $8 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$, il faut 30 s d'exposition au laser de 808 nm contre une seconde au laser de $10,6 \mu\text{m}$ pour brûler au troisième degré.

2.4. Le visage

Les précédentes simulations ont été réalisées avec un modèle dont les épaisseurs des différentes couches de la peau sont respectivement pour l'épiderme, le derme et l'hypoderme de 0,1 mm, 1,4 mm et 3 mm (Fig. 4.26). Comme vu dans le chapitre II, ces épaisseurs sont comparables entre l'homme et l'animal (porc) et correspondraient à une localisation au niveau du bras. Grâce au modèle, il est possible de simuler une agression laser sur d'autre partie du corps. Afin de rester dans le contexte du combattant visé par une « arme laser », la modélisation d'une agression au niveau du visage a été envisagée. En effet, avec les mains, le visage est la partie du corps le plus souvent à nu et donc susceptible d'être lésée. Dans ce cas, les épaisseurs choisies sont respectivement pour l'épiderme, le derme et l'hypoderme de 0,05 mm (*Whitton et Everall, 1973*), 0,6 mm (*Mélistopoulos et Levacher, 1998*) et 0,8 mm (*Mélistopoulos et Levacher, 1998*).

Les figures (Fig. 4.27 à 4.54) et le tableau (Tableau 4.10) suivants présentent la comparaison des résultats de quelques simulations sur le bras et sur le visage. Afin de pouvoir comparer les évolutions de température, deux points ont été ajoutés au modèle initial (bras) ; Dvis qui correspond à l'interface épiderme/derme du modèle « visage » et Hvis qui lui correspond à l'interface derme/hypoderme de ce deuxième modèle (Fig. 4.26). La légende des figures montrant l'évolution de la lésion dans le temps et selon la profondeur est la même que précédemment : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

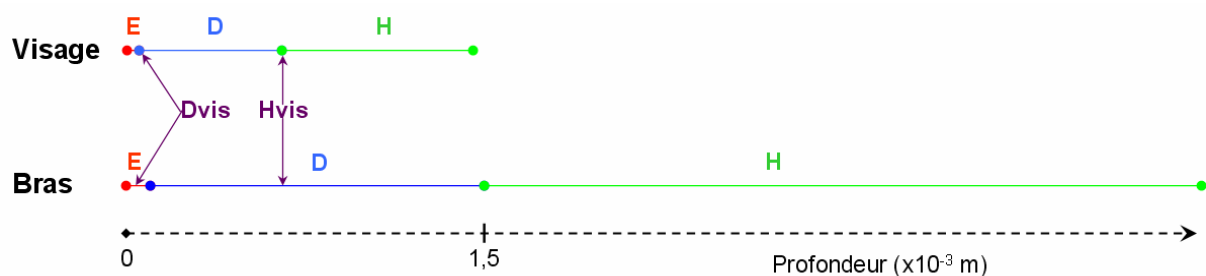


Figure 4.26 : Représentation schématique des modèles 1-D « bras » et « visage ».
E : épiderme, D : derme, H : hypoderme

- Simulations pour la longueur d'onde de 1940 nm :

Agression de $1,1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 30 s

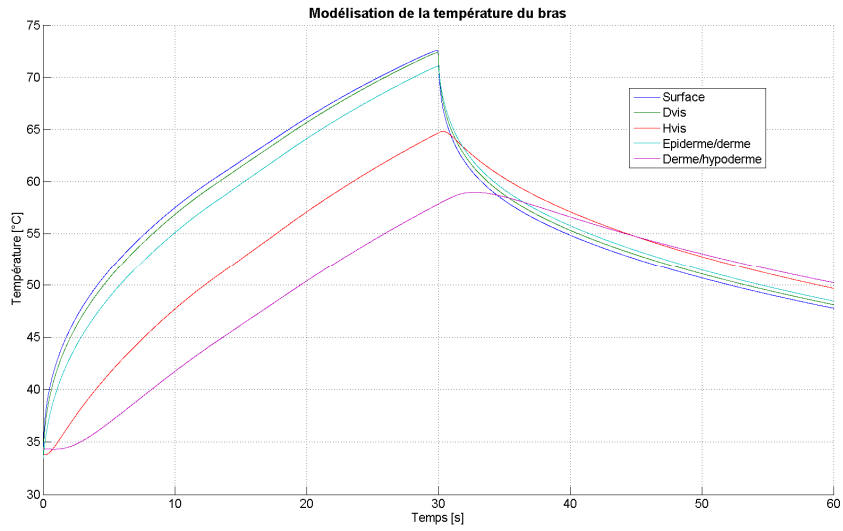


Figure 4.27 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

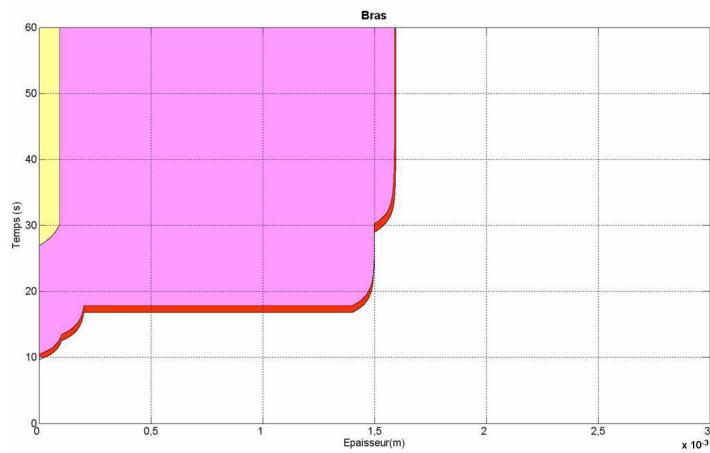


Figure 4.28 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

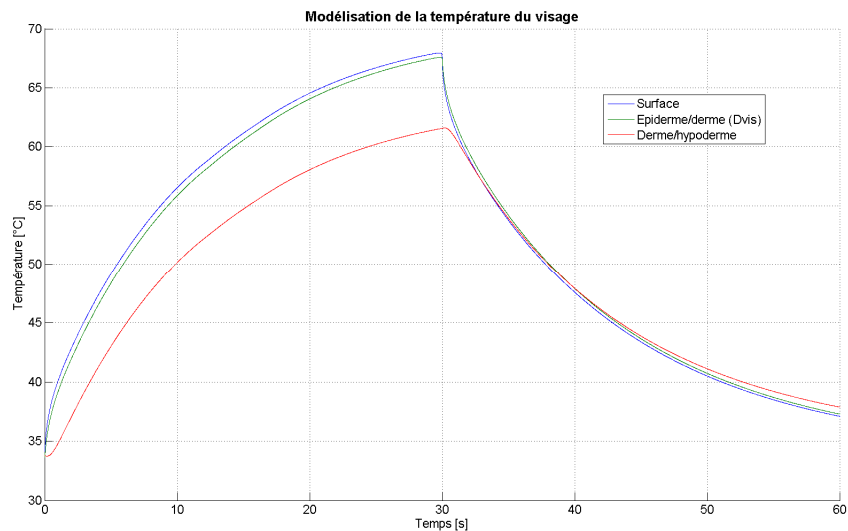


Figure 4.29 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

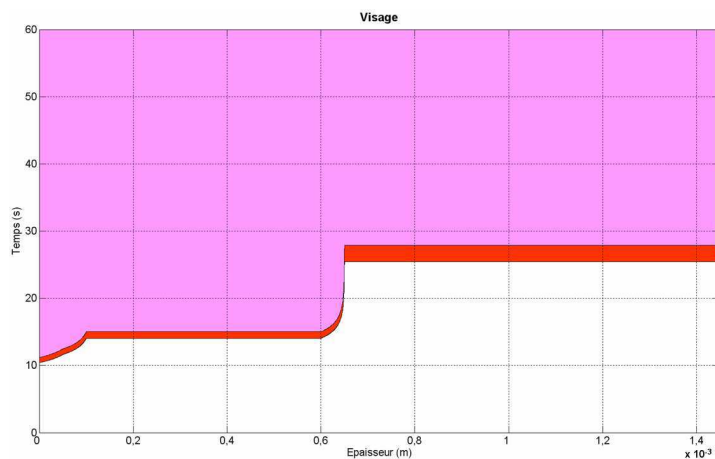


Figure 4.30 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Les températures maximales calculées par le modèle sont pour le bras de $72,6^{\circ}\text{C}$ en surface, de $72,4^{\circ}\text{C}$ au point Dvis, de $71,1^{\circ}\text{C}$ à l'interface épiderme/derme, de $64,8^{\circ}\text{C}$ au point Hvis et de $59,0^{\circ}\text{C}$ à l'interface derme/hypoderme (Fig. 4.27). En ce qui concerne le visage, la température maximale modélisée est de $67,9^{\circ}\text{C}$ en surface soit une différence de $4,7^{\circ}\text{C}$ avec la surface du bras, au niveau du point Dvis (interface épiderme/derme du visage) la température est de $67,6^{\circ}\text{C}$ soit une différence de $4,8^{\circ}\text{C}$ entre les deux parties du corps et celle calculée au point Hvis (interface derme/hypoderme du visage) est de $61,6^{\circ}\text{C}$ soit une différence de $3,2^{\circ}\text{C}$ (Fig. 4.29). Les températures simulées au niveau du bras étant plus élevées, elles entraînent dans ce cas une différence de gradation de la brûlure : $3^{\text{ème}}$ degré pour le bras (Fig. 4.28), contre $2^{\text{ème}}$ degré pour le visage mais toute l'épaisseur du tissu est atteinte (Fig. 4.30).

Agression de $1,4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s

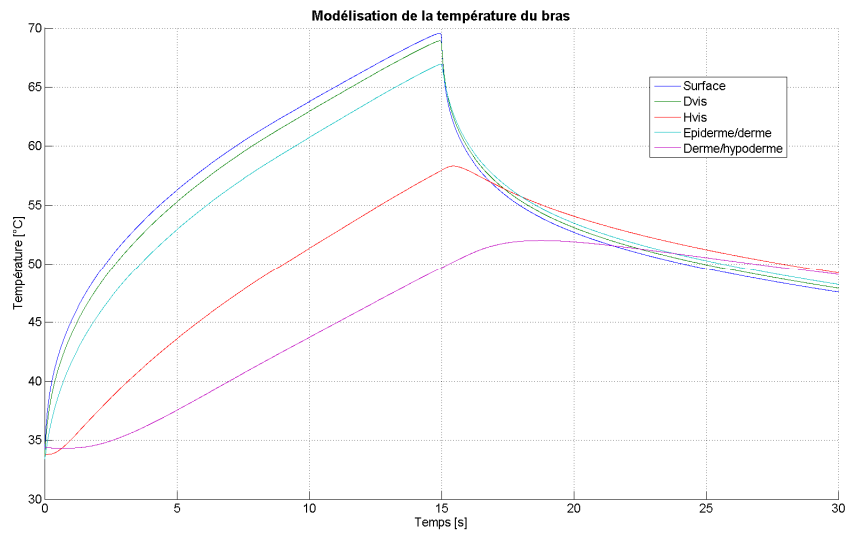


Figure 4.31 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

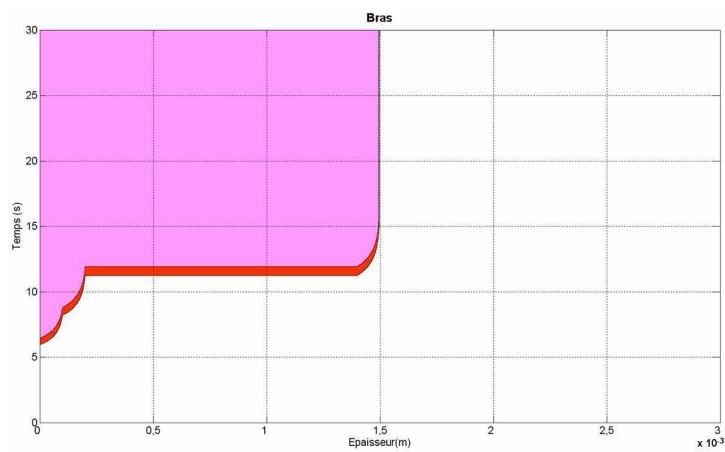


Figure 4.32 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

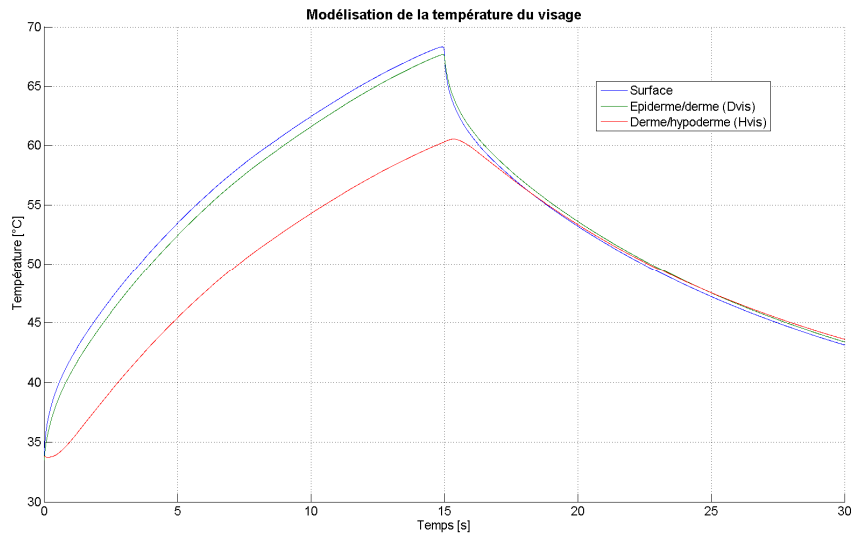


Figure 4.33 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

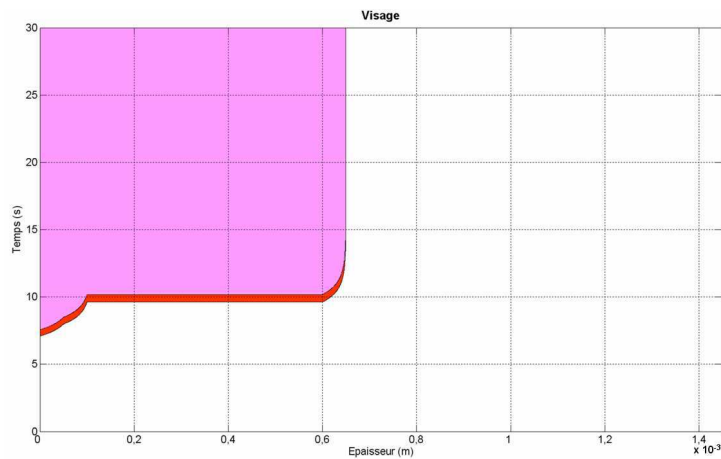


Figure 4.34 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Contrairement à l'exemple précédent, dans ces conditions, il n'y a pas de différence de diagnostic de la lésion ; second degré pour les deux localisations corporelles (Fig. 4.32 et 4.34) même s'il existe des différences de températures calculées, elles sont relativement faibles. En effet, la température maximale est de 69,5°C pour le bras contre 68,3°C pour le visage, au niveau des points Dvis et Hvis, elles sont respectivement pour le bras et le visage de 68,9°C, 67,7°C, 58,3°C et 60,5°C (Fig. 4.31 et 4.33).

- Simulations pour la longueur d'onde de 10,6 μm :

Agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ pendant 15 s

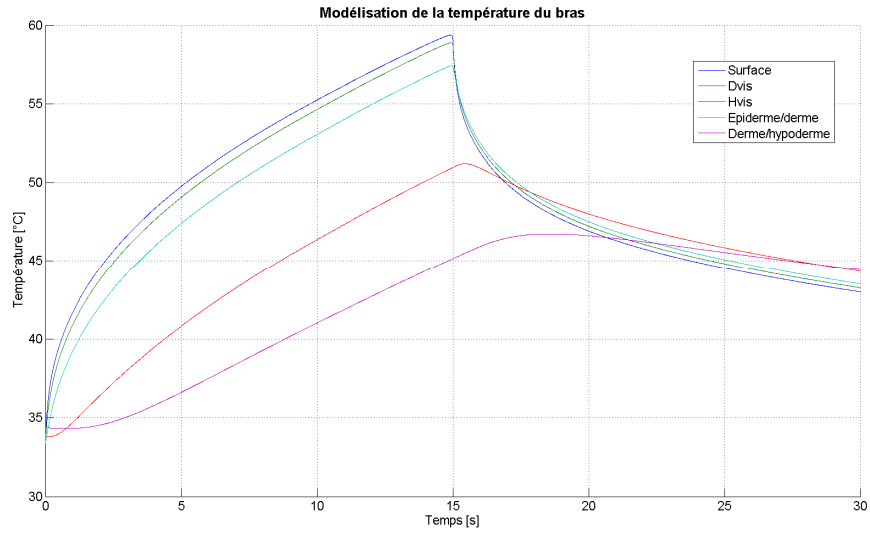


Figure 4.35 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

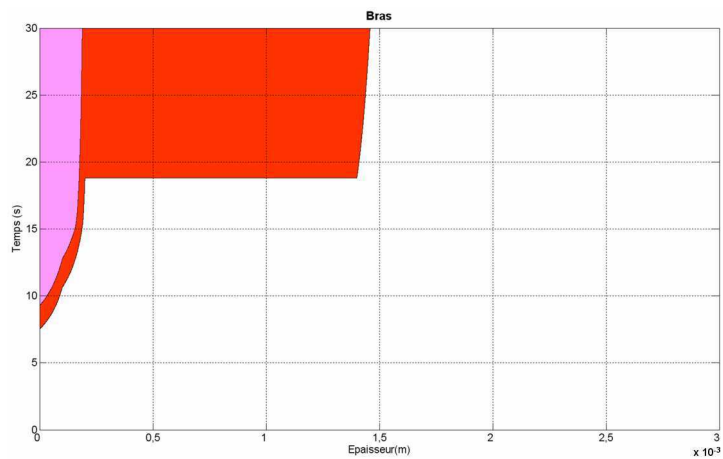


Figure 4.36 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

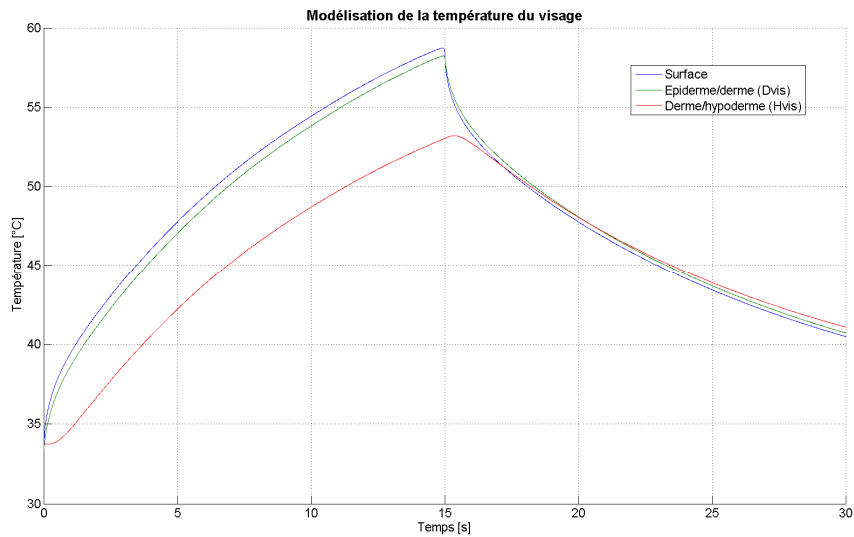


Figure 4.37 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

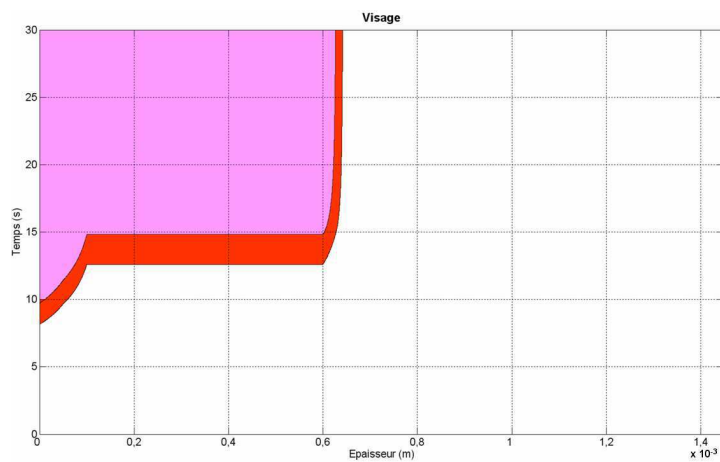


Figure 4.38 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Agression de $4 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 10 s

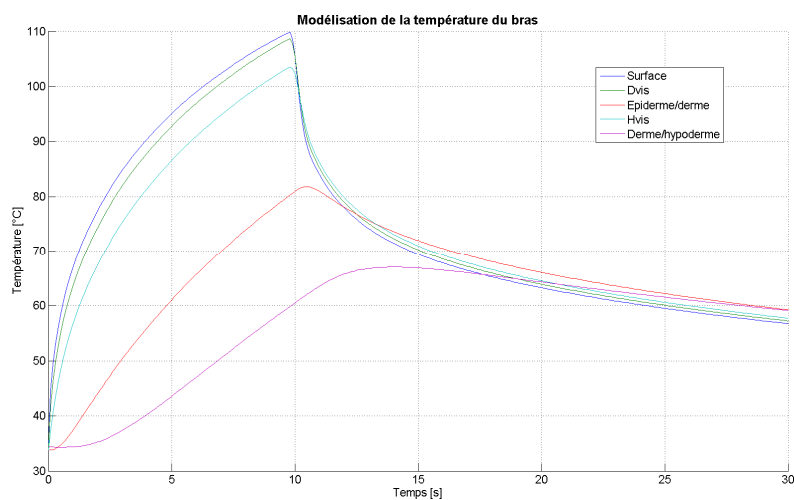


Figure 4.39 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

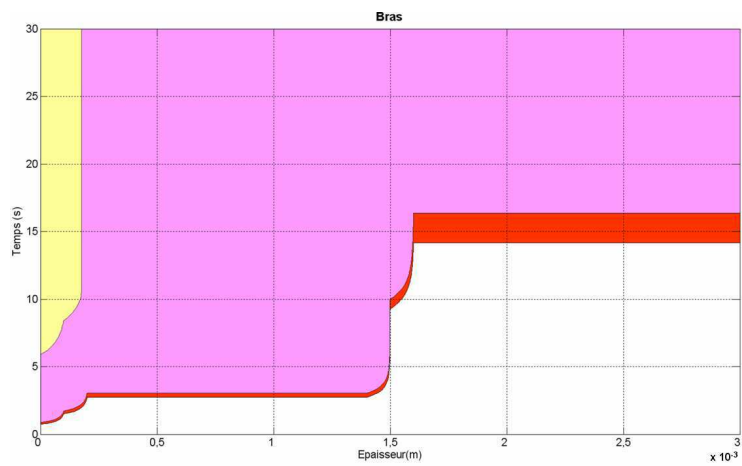


Figure 4.40 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

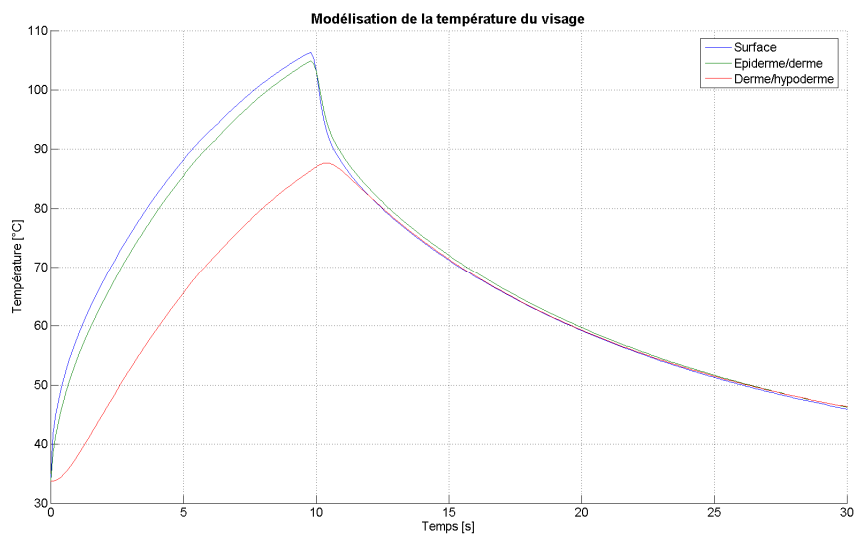


Figure 4.41 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

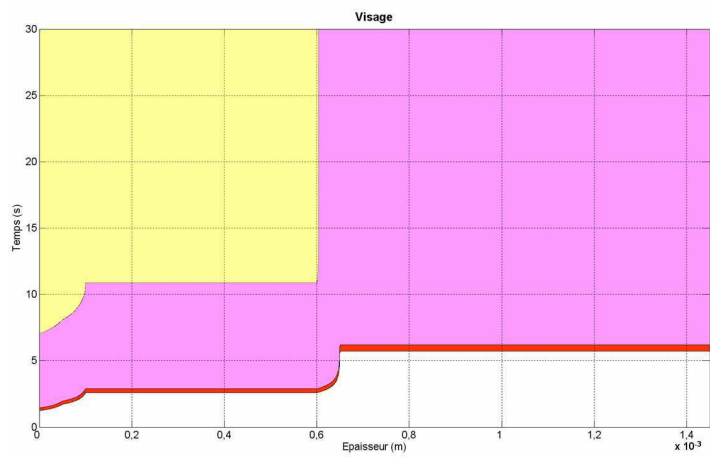


Figure 4.42 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Agression de $6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 1 s

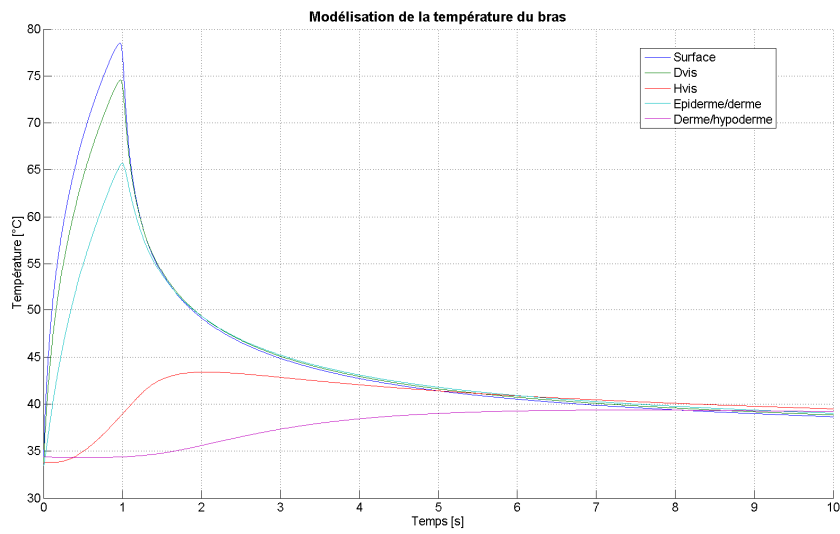


Figure 4.43 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

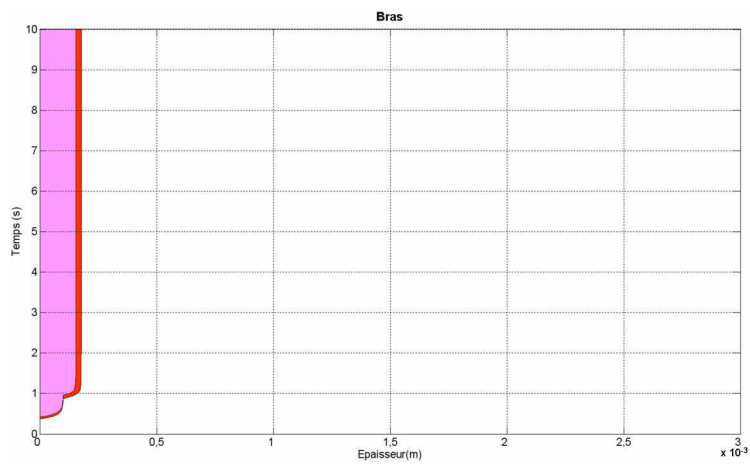


Figure 4.44 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

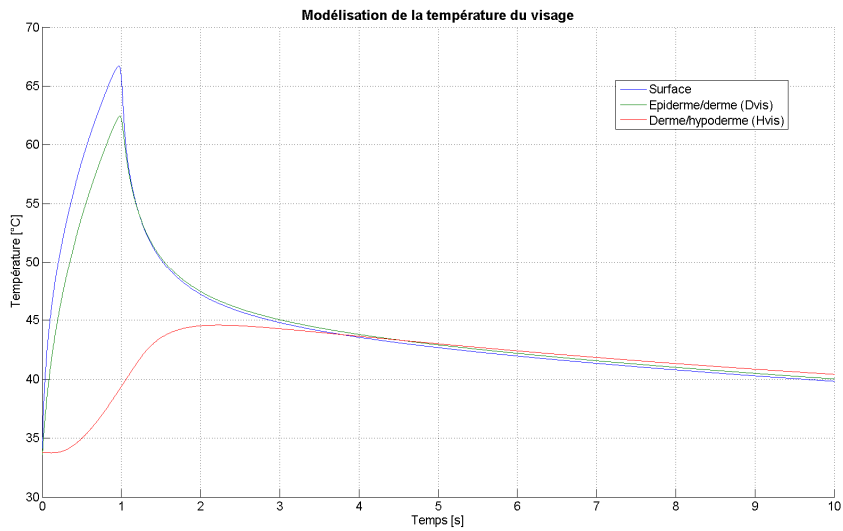


Figure 4.45 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

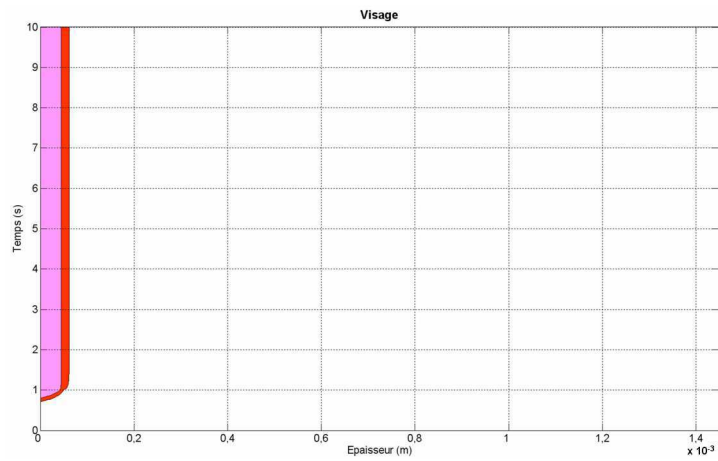


Figure 4.46 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s

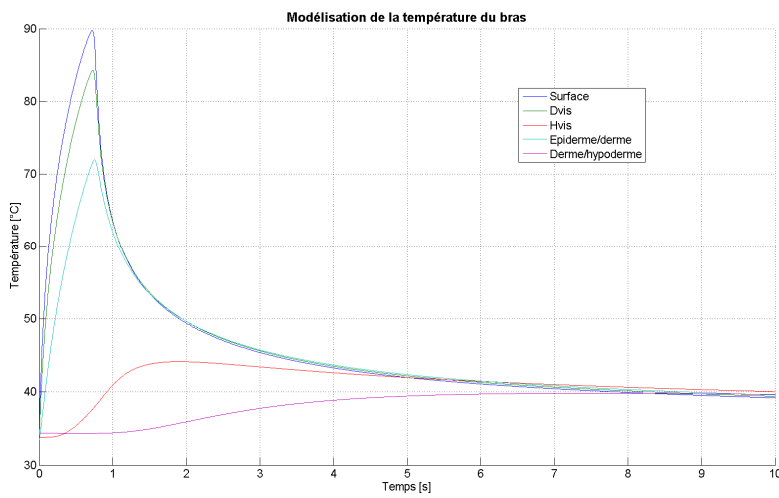


Figure 4.47 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

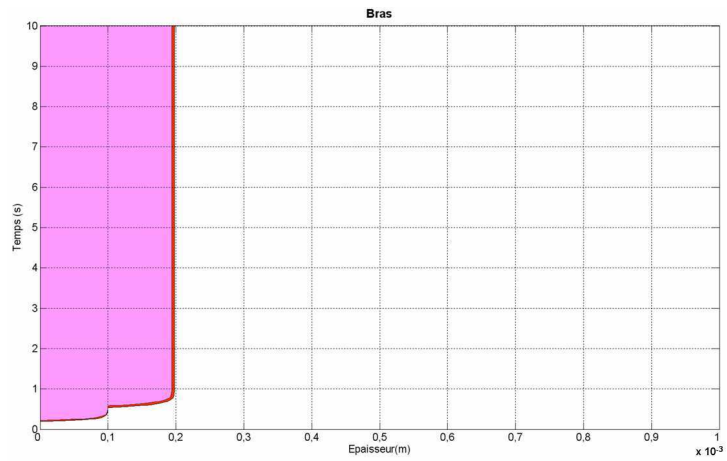


Figure 4.48 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

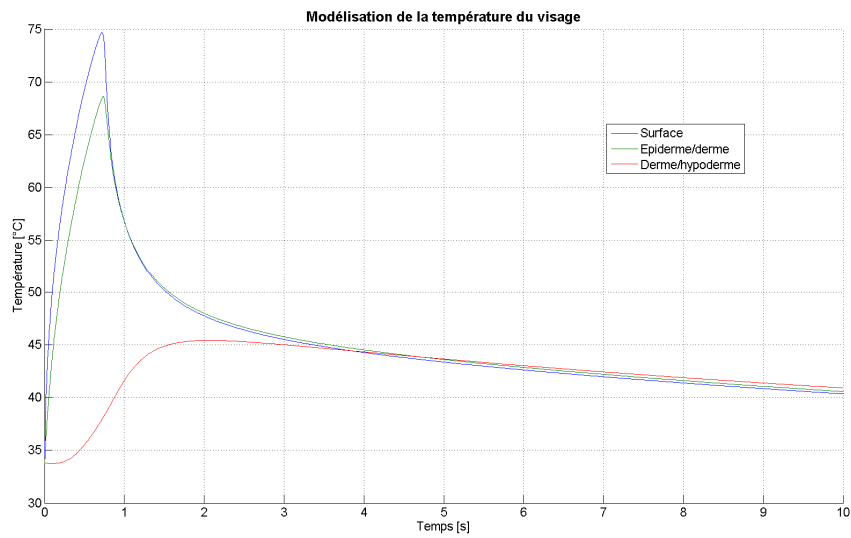


Figure 4.49 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

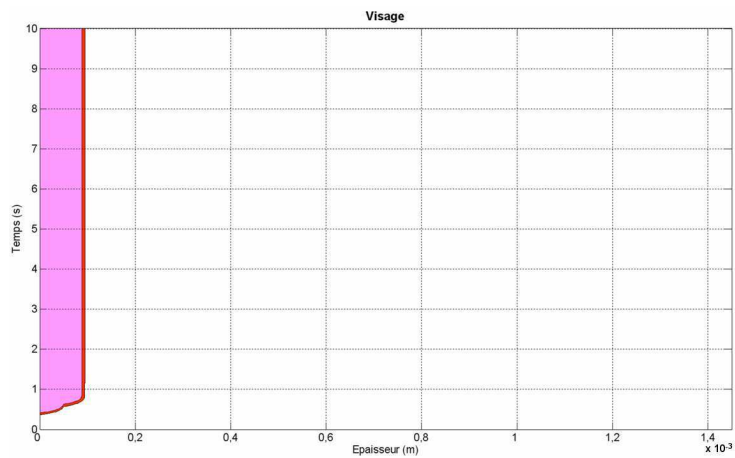


Figure 4.50 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

Pour les simulations du laser de 10,6 μm (Fig. 4.37 à 4.50), comme précédemment, les paramètres de Gaylor et Weaver et Stoll ont été considérés. Comme le montre les quatre exemples ci-dessus, aucune différence de gradation de la brûlure entre le bras et le visage n'a été observée bien que les températures maximales calculées soient différentes (Tableau 4.10). Une variation de plus de 15°C entre la surface du visage et celle du bras est observée dans le quatrième exemple (Fig. 4.47 et 4.49). Les paramètres de Gaylor et Weaver et Stoll ne semblent pas être sensible à cette différence (Fig. 4.48 et 4.50). Plus le temps d'exposition laser est long, plus la différence de température entre ces deux parties du corps est moindre. Concernant les points Dvis (interface épiderme/derme du visage) et Hvis (interface derme/hypoderme du visage), dans le premier cas, les températures calculées pour le bras sont toujours supérieures à celles calculées pour le visage. Ceci s'explique par le fait que le point Dvis du bras se situe dans l'épiderme alors qu'au niveau du visage ce point est à l'interface, l'épiderme étant moins conducteur que le derme, la température est plus importante dans la première couche que dans la seconde. En revanche, au niveau du point Hvis, l'inverse est observée ; l'interface derme/hypoderme du visage est plus chaude que le point Hvis du bras situé lui au niveau du derme, sachant que l'hypoderme est moins conducteur, donc plus isolant que le derme qui laisse plus diffuser la chaleur.

Figures bras visage	Eclairement $\times 10^4 \text{ W.m}^{-2}$	Temps (s)	Températures maximales calculées (°C)							
			Bras					Visage		
			Surface	Dvis	Epid/ derme	Hvis	Derme/ hypo	Surface	Dvis	Hvis
4.35 4.37	1	15	59,4	58,9	57,4	51,2	46,7	58,7	58,2	53,2
4.39 4.41	4	10	109,8	108,7	103,6	81,8	67,1	106,4	104,9	87,7
4.43 4.45	6	1	78,5	74,6	65,7	43,4	39,2	66,7	66,5	44,6
4.47 4.49	8,6	0,75	89,8	84,3	71,9	44,1	39,7	74,7	68,6	45,4

Tableau 4.10 : Températures maximales modélisées au niveau du bras et du visage lors de divers agressions - laser de 10,6 μm .

- Simulations pour la longueur d'onde de 808 nm:

Agression de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 20 s

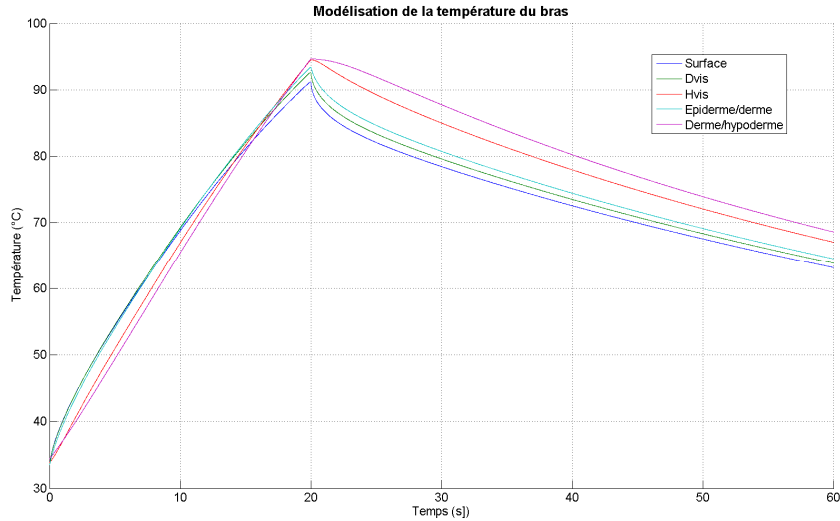


Figure 4.51 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras.

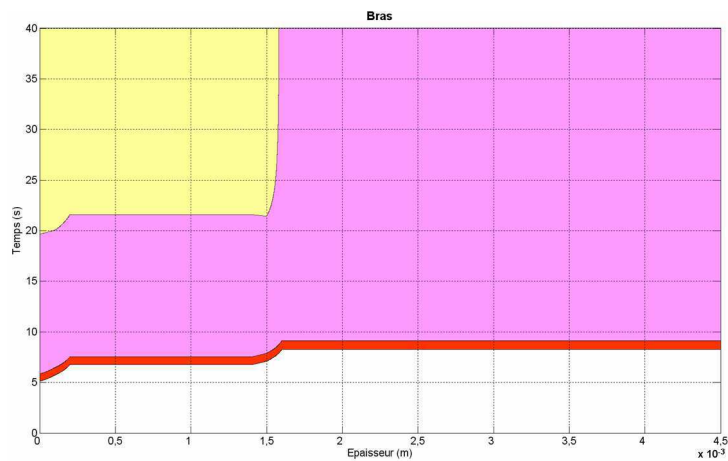


Figure 4.52 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du bras.

Contrairement aux deux précédents, le laser de 808 nm n'est pas un laser surfacique mais un laser qui est absorbé en profondeur. Sa profondeur de pénétration dans la peau est supérieure à 3 mm (contre 30 μm pour le laser de 10,6 μm) (Mordon, 2006). Il est donc en majorité absorbé par le derme et l'hypoderme. De ce fait, lorsque l'on modélise l'évolution de la température du bras (Fig. 4.51) après un tir laser important, on observe qu'à l'interface derme/hypoderme et au niveau du point Hvis (interface derme/hypoderme du visage) situé dans le derme du bras, les températures calculées (respectivement 94,6 et 94,5°C) sont plus élevées qu'aux niveaux des autres interfaces (respectivement pour l'interface épiderme/derme

et le point Dvis la température est de 93,4 et 94,7°C). C'est en surface que la température modélisée est la plus faible : 91,1°C. Ces températures entraînent une brûlure grave (3^{ème} degré) du bras (Fig. 4.52).

Au niveau du visage, cette « inversion » des températures n'est pas observée (Fig. 4.53). Les températures maximales calculées sont de 77,5°C en surface de la peau, de 78,5°C à l'interface épiderme/derme et de 76,1°C à l'interface derme/hypoderme. Les couches de la peau du visage étant très fines, l'augmentation de la température due à l'absorption du faisceau laser dans les couches inférieures entraîne une augmentation de température dans la couche supérieure par conduction. La dissipation de la chaleur aux frontières est également facilitée.

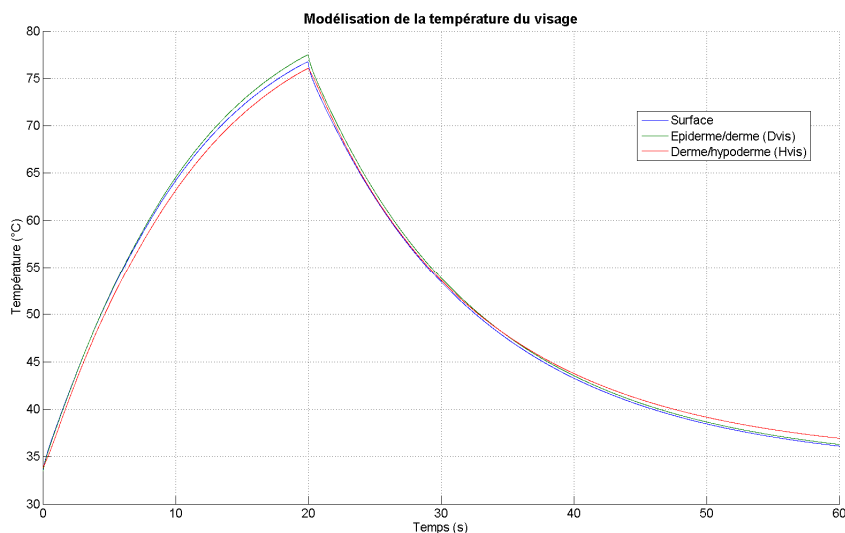


Figure 4.53 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du visage.

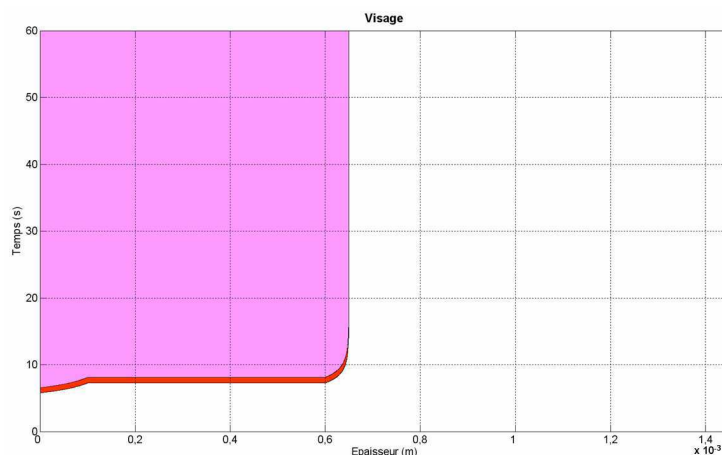


Figure 4.54 : Prédiction du degré de brûlure au niveau du visage.

2.5. La paume de la main

Afin de compléter les études précédentes, des simulations ont été réalisées sur une peau dont l'épiderme est épais : la paume de la main. L'épaisseur des différentes couches sont respectivement pour l'épiderme, le derme et l'hypoderme de 1 mm (cas extrême ; paume de main de travailleur manuel), 2 mm (valeur moyenne *Lormel, 2005*) et 1 mm (Fig. 4.55).

Les figures suivantes (4.56 à 4.63) présentent la comparaison des résultats de quelques simulations sur le bras et sur la paume de main. De la même façon que précédemment, afin de comparer les évolutions de température, deux points ont été ajoutés ; Dpaume qui correspond à l'interface épiderme/derme et Hpaume qui lui correspond à l'interface derme/hypoderme du modèle « paume de la main » (Fig. 4.55).

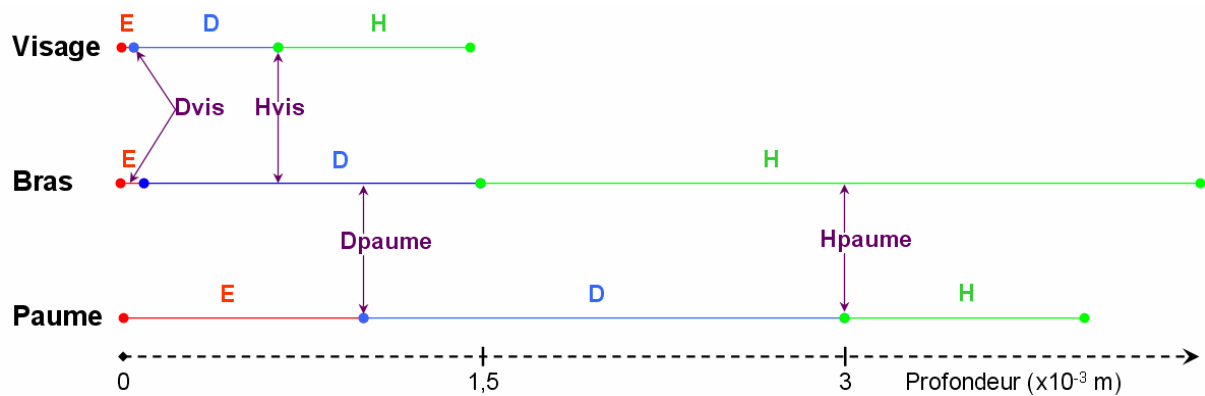


Figure 4.55 : Représentation schématique des modèles 1-D « bras », « visage » et « paume de la main ». E : épiderme, D : derme, H : hypoderme

La légende des figures montrant l'évolution de la lésion dans le temps et selon l'épaisseur est la même que précédemment : rouge = 1^{er} degré, rose = 2^{ème} degré et jaune = 3^{ème} degré.

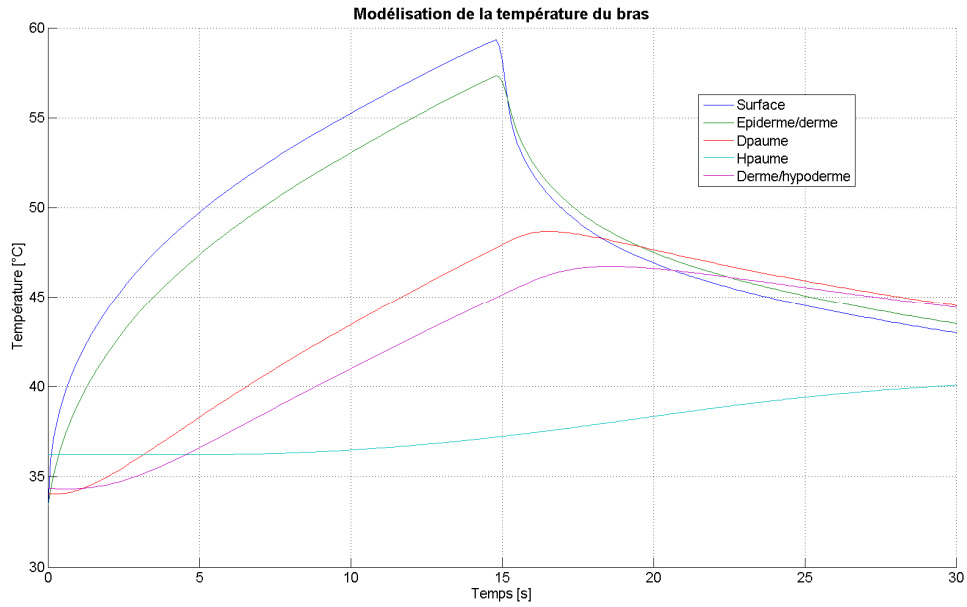


Figure 4.56 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$.

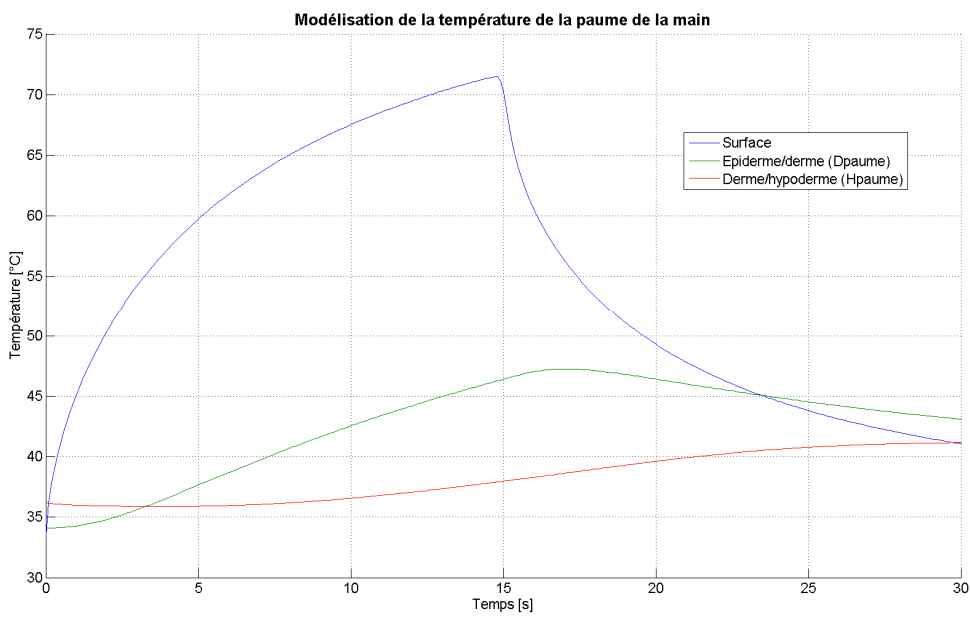


Figure 4.57 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de la main lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$

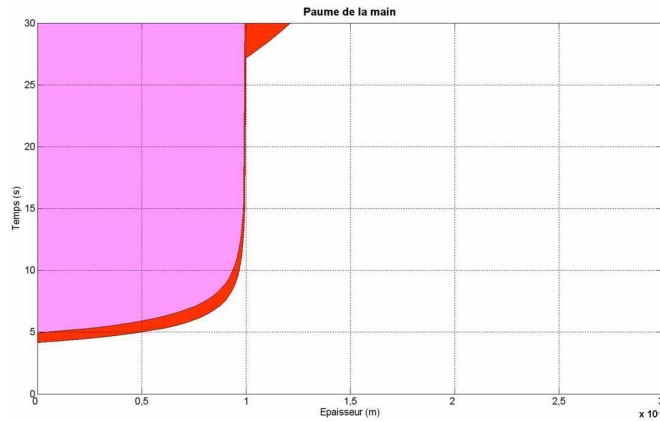


Figure 4.58 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$.

Dans les conditions d'une agression laser de longueur d'onde de $10,6 \mu\text{m}$ ayant une puissance de $1 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 15 s, la température maximale calculée de la paume de la main est de $71,5^\circ\text{C}$ (Fig. 4.57), soit une augmentation de plus de 12°C par rapport à la température de surface du bras et du visage (Fig. 4.56). D'autre part, bien que la température cutanée modélisée soit importante, le graphique de prédiction de la brûlure (Fig. 4.58) ne montre qu'une atteinte du second degré. Cette figure est à comparer avec les figures 4.36 et 4.38. On observe alors que contrairement à ces deux graphiques, la lésion de la paume de la main est essentiellement localisée dans l'épiderme. Les figures 4.59 à 4.61 ont été réalisées dans des conditions d'éclairement de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s, avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$. Le même phénomène que précédemment est observé ; la température de surface calculée pour la paume est de $112,9^\circ\text{C}$ (Fig. 4.60) soit une augmentation de $23,1$ et de $38,2^\circ\text{C}$ respectivement par rapport au bras et au visage.

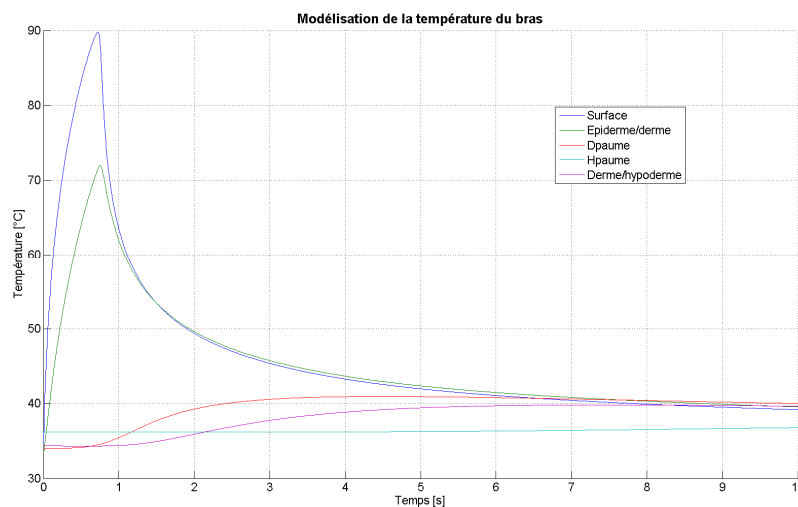


Figure 4.59 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau du bras lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$.

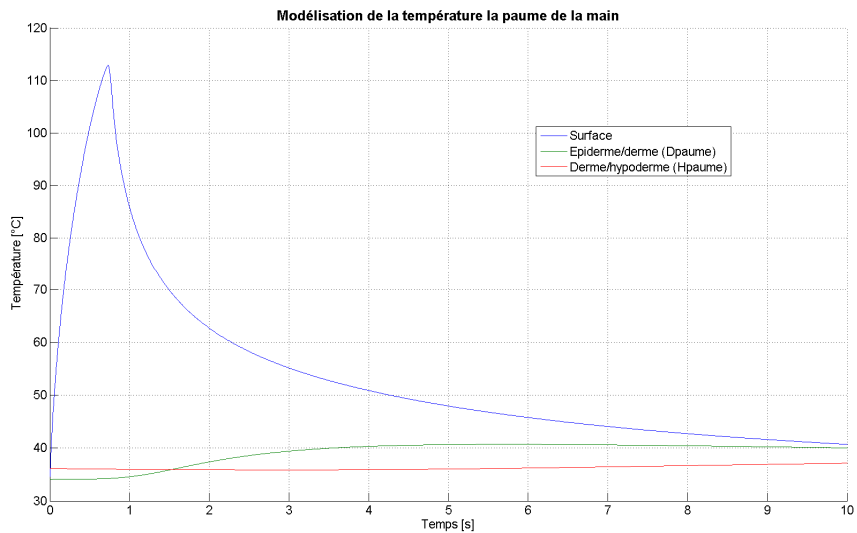


Figure 4.60 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de la main lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$.

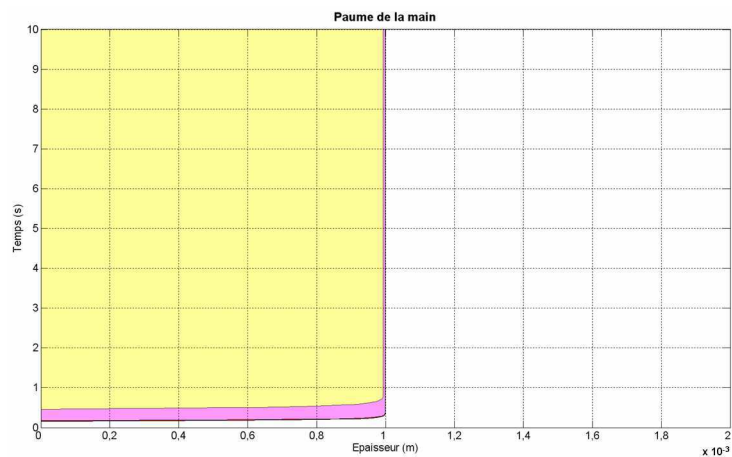


Figure 4.61 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $8,6 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 0,75 s avec le laser de $10,6 \mu\text{m}$.

La prédiction de la brûlure (Fig. 4.61) à comparer avec les figures 4.48 et 4.50, montre une lésion grave sur toute la profondeur de l'épiderme (remarque : la limite du premier degré est présente mais peu visible sur le graphique). Les résultats obtenus pour le laser de 808 nm sont présentés dans la figure 4.62. Dans le cas d'un éclairement maximale ($12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$) pendant 20 s, les températures atteintes par les tissus sont très élevées : 127°C en surface, $126,5^\circ\text{C}$ à l'interface épiderme/derme et $87,4^\circ\text{C}$ à l'interface derme/hypoderme. Etant donnée l'épaisseur importante des deux couches supérieures (1 et 2 mm), le faisceau laser est absorbé tout au long de ces tissus et moins de photons arrivent à l'hypoderme. La température de cette dernière couche est donc moins importante que celle du bras (Fig. 4.62).

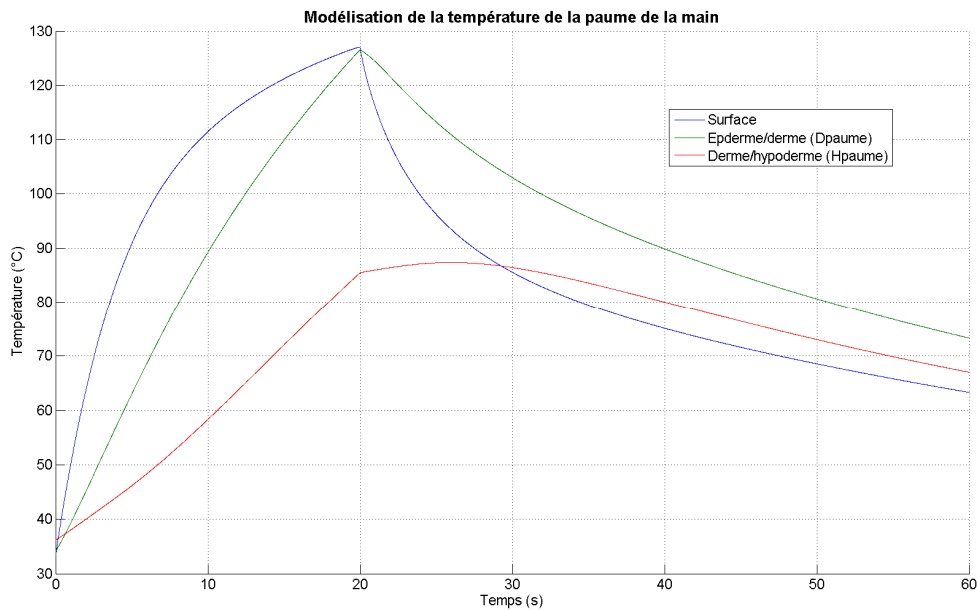


Figure 4.62 : Evolution des températures des différentes interfaces de la peau de la paume de main lors d'une agression de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 20 s avec le laser de 808 nm.

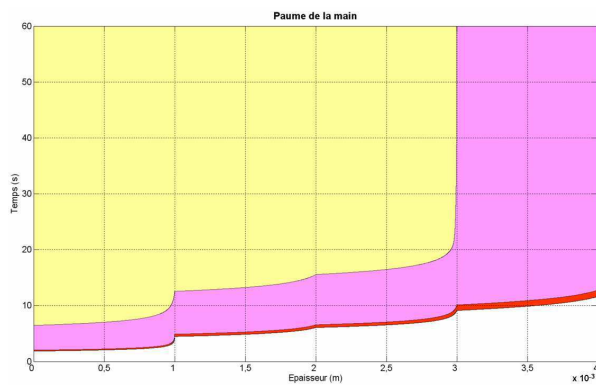


Figure 4.63 : Prédiction du degré de brûlure au niveau de la paume de la main, lors d'une agression de $12,2 \cdot 10^4 \text{ W.m}^{-2}$ pendant 20 s avec le laser de 808 nm.

La lésion simulée est une brûlure de troisième degré sur toute la profondeur de l'épiderme et du derme ; à comparer avec les figures (4.52 et 4.54) du bras et du visage.

2.6. Discussion

A l'aide du modèle mathématique, il est possible de simuler et de comparer l'évolution des températures en surface et à l'intérieur des tissus. Bien qu'il soit difficile de conclure en fonction des paramètres A et E des auteurs, la modélisation permet une estimation des dégâts que peuvent engendrer les lasers. Les résultats présentés dans ce paragraphe (établis à partir des épaisseurs de la peau du bras) informent sur la gravité potentielle d'une lésion dans une situation donnée. On peut valider ces résultats qui s'appuient sur les résultats histologiques de

plus de 200 brûlures effectuées sur le modèle animal. D'autre part, d'après les simulations, il apparaît que dans une même condition, la lésion sur le visage sera à quelques exceptions près identique à celle du bras, alors que la lésion de la paume de la main sera plus grave. Afin de valider ces résultats mathématiques, il serait bien évidemment intéressant de réaliser d'autres tests *in-vivo*, mais le modèle ne doit-il pas, entre autres, servir à limiter ces expérimentations ?

3. Bilan

Ce quatrième chapitre a permis d'associer les deux chapitres précédents : les expérimentations *in-vivo* et le modèle mathématique. A partir de ces diverses données, on a pu s'apercevoir qu'il était difficile de conclure sur une loi d'Arrhenius spécifique à un auteur. Les différents paramètres des modèles de dommage sont en effet issus de l'observation de l'effet de diverses occurrences thermiques sur des modèles animaux (et/ou tissus) d'espèce et d'origine diverses. Néanmoins, en se basant sur les résultats expérimentaux, il est possible d'associer au mieux les paramètres d'un auteur à un type d'essai laser réalisé. Il résulte des résultats de ce premier paragraphe, des tableaux qui définissent un degré de brûlure par couple éclairage/temps d'exposition et cela pour les trois longueurs d'onde utilisées.

Une fois ces paramètres identifiés, le modèle mathématique permet de simuler les phénomènes thermiques par occurrence laser dans la peau à différentes localisations corporelles. Afin de demeurer dans le contexte militaire, des essais ont été réalisés sur le visage et sur la main et plus particulièrement sur la paume de main, car c'est un tissu dont l'épaisseur de l'épiderme peut atteindre les 1,5 mm. Ces simulations montrent notamment que plus cette couche est épaisse, plus la température en surface est importante (l'épiderme étant un tissu isolant, la dissipation de la chaleur se fait plus difficilement en profondeur).

D'autre part, on remarque, comme prévu, d'après les premiers résultats expérimentaux, que le laser de 808 nm entraîne, à conditions similaires, des lésions moins graves mais de profondeur plus importante que pour les lasers surfaciques.

Enfin, lorsque la température de la peau est supérieure à 100°C, les phénomènes physiologiques qui entrent en jeu tels que la vaporisation des tissus (effet « pop-corn »), la modification de la géométrie, le mouvement des fluides, ... non modélisés par le modèle mathématique, font que celui-ci, dans de telles conditions, reste discutable.

4. Bibliographie

- Chen B., Thomsen S.L., Thomas R.J and Welch A.J.** Modeling thermal damage in skin from 2000-nm laser irradiation. *Journal of Biomedical Optics* 2006, **11**:1-15.
- Fugitt C.E.** A rate process of thermal injury. *Armed Forces Special Weapons Project AFSWP-606*, 1955.
- Gaylor D.C.** Physical mechanisms of cellular injury in electrical trauma. Ph.D. thesis Massachusetts Institute of Technology, 1989.
- Henriques F.C. and Moritz A.R.** Studies of thermal injury. I. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein. A theoretical and an experimental investigation. *The American Journal of Pathology* 1947, **23(4)**:531-549.
- Kou L., Labrie D. and Chylek P.** refractive indices of water and ice in the 0.65 and 2.5 μm spectral range. *Applied Optics* 1993, **32**:3531-3540.
- Lormel C.** Analyse d'un système mathématique modélisant les interactions laser-peau pour la prédiction de la brûlure. Ph.D. thesis Perpignan, France 2005.
- Melissopoulos A. et Levacher C.** La peau : structure et physiologie. Ed. Tec & Doc Lavoisier, éditions médicales internationales 1998, 152p.
- Mordon S.** Physique des lasers. In *Les lasers en dermatologie*. Groupe laser de la Société Française de Dermatologie. 2^{ème} ed. Collection dermatologie pratique dirigée par Gérard Lorette, ed Doin, 2006.
- Pearce J.A. and Thomsen S.L.** Rate process analysis of thermal damage. In *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*. Welch A.J. and van Gemert M.J.C. Plenum Press New-York and London, 1995, p 561-606.
- Takata A.N.** Development of criterion for skin burns. *Aerospace Medicine*. 1974, **45**:634-637.
- Weaver J.A. and Stoll A.M.** NADC Memo Report 6708. United States Naval Air Development Center, Johnsville, Pennsylvania, 1967.
- Whitton J. and Everall J.** The thickness of the epidermis. *British Journal of Dermatology* 1973, **89**:467-476.
- Wu Y.C.** A modified criterion for predicting thermal injury. National Bureau of Standards, Washington, District of Columbia, 1982.

CHAPITRE V : IDENTIFICATION PARAMETRIQUE D'UN MATERIAU BIOLOGIQUE

Dans les chapitres précédents, la modélisation mathématique des transferts thermiques ainsi que la prédiction de la brûlure nécessitent une connaissance précise de certains paramètres clés. Or, pour des matériaux biologiques, il est souvent délicat de se baser sur des données existantes, tant la dispersion est grande dans la littérature. L'objectif de ce cinquième et dernier chapitre est de proposer et de mettre en oeuvre une méthode d'identification paramétrique dédiée à un matériau biologique. Un montage spécifique au matériau étudié ainsi qu'un banc d'expérience ont été conçus. Se plaçant dans le cadre de l'estimation par minimisation de l'erreur de sortie, un modèle mathématique, décrit en détail, permet d'identifier la diffusivité thermique des échantillons testés. Une analyse de sensibilité du modèle, permettant d'analyser l'influence de la variation des différents paramètres supposés connus, est proposée. Enfin, une campagne expérimentale de validation est présentée.

Sommaire

1.	<u>PRINCIPE ET MISE EN ŒUVRE DES METHODES PERIODIQUES</u>	229
1.1.	MODELISATION DES TRANSFERTS EN REGIME PERIODIQUE	230
1.2.	LONGUEUR DE DIFFUSION ET PLAGE DE FREQUENCE	235
2.	<u>ANALYSE DE SENSIBILITE</u>	236
2.1.	METHODE DES PLANS D'EXPERIENCES NUMERIQUES	236
2.2.	FONCTIONS DE SENSIBILITE	246
3.	<u>PROCEDURE D'IDENTIFICATION ET VALIDATION NUMERIQUE</u>	250
3.1.	METHODE DE LEVENBERG-MARQUARDT	251
3.2.	SIMULATION NUMERIQUE ET INFLUENCE DU BRUIT DE MESURE	252
4.	<u>DESCRIPTION DU BANC DE MESURE ET VALIDATION</u>	255
4.1.	DESCRIPTION DU BANC DE MESURE	255
4.2.	CONSTITUTION DE L'ECHANTILLON	256
4.3.	TESTS PRELIMINAIRES SUR MATERIAU DE REFERENCE	257
5.	<u>EXPERTISE DE MATERIAUX BIOLOGIQUES NON CONNUS</u>	259
5.1.	ETUDE EXPERIMENTALE	259
5.2.	RESULTATS DE L'IDENTIFICATION NUMERIQUE	260
6.	<u>BILAN</u>	262
7.	<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	263

1. Principe et mise en œuvre des méthodes périodiques

Les méthodes périodiques peuvent être appliquées suivant différents modes d'analyse, en fonction de la nature du matériau étudié, de la propriété à identifier ou de contraintes techniques expérimentales. Le principe général est de chauffer l'échantillon à étudier à l'aide d'une source d'énergie périodique. Les conséquences de ce chauffage au sein du matériau sont mesurées en terme d'amplitude de l'onde thermique générée et de son déphasage avec l'excitation. L'introduction des méthodes périodiques pour la détermination des paramètres thermiques de solides homogènes est due à Ångström (*Ångström, 1863*). Pour un échantillon se présentant sous la forme d'un barreau (longueur \gg diamètre) dont une extrémité est soumise à une modulation sinusoïdale de température. Les paramètres thermiques sont déduits de l'évolution de l'atténuation et du déphasage des oscillations de température le long du barreau. Environ un siècle plus tard, Cowan a étendu cette méthode au cas d'échantillon sous forme de disque (diamètre \gg épaisseur) (*Cowan, 1961*). Depuis, le principe a été appliqué à la caractérisation de matériaux stratifiés (revêtements, collages), orthotropes (composites chargés en fibres longues, tissés), ceci de l'échelle macroscopique à l'échelle microscopique (*Serra et Besson, 1999*). Il est bien connu que le paramètre clé régissant les transferts thermiques en régime périodique établi est la diffusivité thermique (rapport de la conductivité thermique sur la chaleur volumique). C'est pourquoi ce chapitre est dédié à l'identification de la diffusivité thermique de matériau biologique.

Dans ce qui suit, l'échantillon à étudier présente une géométrie plane. Deux modes d'analyse sont envisageables : l'analyse par réflexion où l'excitation et l'observation des ondes thermiques sont réalisées sur la même face et l'analyse par transmission où les observations sont réalisées sur la face opposée à l'excitation. C'est ce dernier type d'analyse qui est considéré dans ce chapitre. En ce qui concerne l'excitation, un balayage en fréquence appelé aussi modulation sera mis en œuvre. L'échantillon (aussi appelé *cellule*) est excité par une gamme de signaux périodiques dont la fréquence varie et les réponses sont observées en un point fixe (*Perez et al., 2006*).

Les outils spécifiques à l'utilisation des méthodes périodiques sont introduits dans la suite de ce paragraphe. La méthode des températures complexes sera utilisée pour modéliser le transfert de chaleur dans l'échantillon. L'analyse de la gamme de fréquence utile pour ces essais sera réalisée.

1.1. Modélisation des transferts en régime périodique

Le matériau biologique dont un paramètre (la diffusivité thermique) doit être identifié, peut être soit solide (dans le cas des tissus : peau, graisse, ...), soit sous forme déshydratée (poudre de protéines par exemple) ou également sous forme liquide (sang, plasma, ...). Afin de le tester, il est nécessaire (notamment sous ses deux dernières formes) de développer un dispositif d'essai permettant l'identification sans perte de matière : le matériau biologique est maintenu en « sandwich » entre deux disques de clinquant d'acier. L'ensemble du dispositif est maintenu par collage à l'aide de résine époxy. La cavité intérieure de ce « sandwich » étanche permet de mettre un volume défini de matériaux sous forme de poudre ou de liquide. Le dispositif est donc tri-couche (clinquant d'acier, matériau biologique (ou vide) et clinquant d'acier). La géométrie étudiée est présentée figure 5.1.

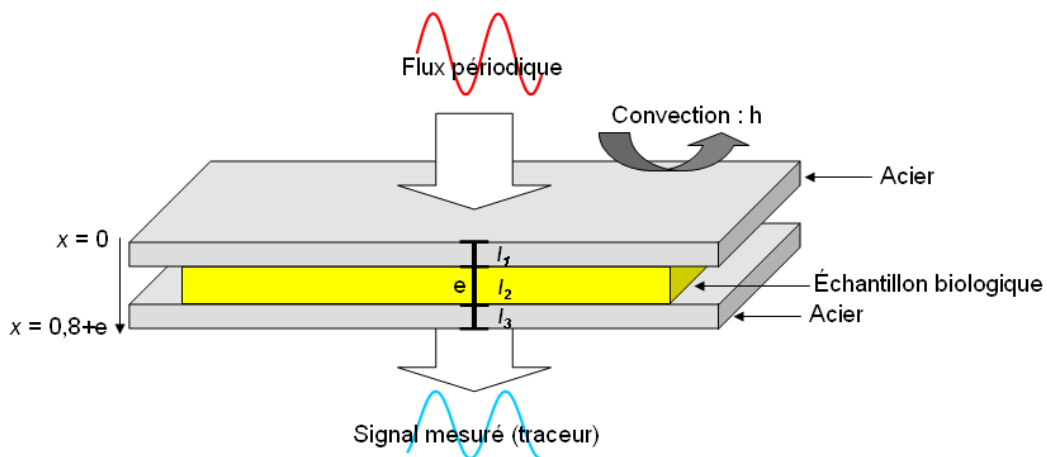


Figure 5.1 : Géométrie 3-D du problème étudié.

Considérant dans un premier temps une géométrie mono dimensionnelle, la variable d'espace est notée $x \in \cup I_i$ avec $I_1 = [0; 0,4]$, $I_2 = [0,4; 0,4+e]$ et $I_3 = [0,4+e; 0,8+e]$ sachant que e est égale à l'épaisseur de l'échantillon biologique étudié (les dimensions sont données ici en mm). La variable de temps est notée $t \in T = [0, t_f]$. En face supérieure $x=0$, un flux de chaleur surfacique et périodique est considéré : $\Phi(t) = \Phi_0 F(t)$ où Φ_0 est une constante. L'état du système est la température $\theta_0(x, t)$ au point x à chaque instant t alors que l'entrée du système est $\Phi(t)$. L'évolution spatio temporelle de la température à partir d'un état initial où l'ensemble du système tri-couche serait à température ambiante (sans perte de

généralités, une température ambiante de 0 peut être considérée) satisfait les équations suivantes :

$$\forall (x,t) \in \cup I_i \times T \quad \rho_i C_i \frac{\partial \theta_0(x,t)}{\partial t} - k_i \Delta \theta_0(x,t) = 0 \quad (5.1)$$

avec ρ_i la masse volumique du matériau i (kg.m^{-3}), C_i la chaleur spécifique du matériau i ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) et k_i la conductivité thermique du matériau i ($\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$). Les conditions aux limites s'écrivent :

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \frac{\partial \theta_0}{\partial x} = h\theta_0(x,t) - \Phi_0 F(t) \quad (5.2)$$

$$\text{En } x = 0,8+e \quad -k_3 \frac{\partial \theta_0}{\partial x} = h\theta_0(x,t) \quad (5.3)$$

$$\text{A } t = 0 \quad \theta_0(x,0) = 0 \quad (5.4)$$

De plus, aux interfaces entre l'acier et le matériau biologique, l'hypothèse idéale de continuité des températures et des flux est considérée :

$$\text{En } x = 0,4 \text{ et en } x = 0,4+e \quad \theta(x^-,t) = \theta(x^+,t) \quad (5.5)$$

$$\text{En } x = 0,4 \quad k_1 \frac{\partial \theta_1}{\partial x} = k_2 \frac{\partial \theta_2}{\partial x} \quad (5.6)$$

$$\text{En } x = 0,4+e \quad k_2 \frac{\partial \theta_2}{\partial x} = k_3 \frac{\partial \theta_3}{\partial x} \quad (5.7)$$

Le système d'équation ci-dessus, équations de (5.1 à 5.7) est linéaire par rapport aux entrées.

La fonction $F(t)$ est supposée périodique, de fréquence f et de pulsation ω . Cette fonction est formulée comme une série de Fourier :

$$F(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \cos(n\omega t - d_n) \quad (5.8)$$

La température $\theta_0(x, t)$ est alors solution du système précédent où l'équation 5.2 s'écrit :

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \frac{\partial \theta_0}{\partial x} = h\theta_0(x, t) - \Phi_0 \left(a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \cos(n\omega t - d_n) \right) \quad (5.9)$$

Afin de s'affranchir de la dépendance temporelle, le système précédent d'équations est complété de manière à introduire une température complexe dont le module et le déphasage ne dépendent pas du temps. En effet, lorsqu'un milieu quelconque est soumis une excitation périodique sur l'une de ses frontières, le champ de température au sein du matériau oscille autour d'une valeur moyenne. La distribution de température, solution de l'équation de la chaleur linéaire (les propriétés étant indépendantes de la température), peut s'écrire en tous points comme la somme d'une composante continue et d'une composante périodique :

$$\theta(x, t) = \theta_{\text{continue}}(x) + \theta_{\text{périodique}}(x, t) \quad (5.10)$$

La composante continue ($\theta_{\text{continue}}(x)$), théoriquement indépendante de la fréquence, représente la température moyenne du matériau. La composante périodique ($\theta_{\text{périodique}}(x, t)$) de même période que l'excitation, contient les informations sur l'amplitude des oscillations (autour de la valeur moyenne $\theta_{\text{continue}}(x)$) et le déphasage par rapport à l'excitation (*Martinet, 1989*), (*Lormel, 2005*) et (*Serra et al., 2005*).

Afin d'introduire la notion de température complexe dans la configuration étudiée, une seconde famille d'entrées introduisant une condition limite périodique est considérée.

$$F_i(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \sin(n\omega t - d_n) \quad (5.11)$$

Le système suivant permet de décrire l'évolution de la partie imaginaire de la température complexe $\tilde{\theta}_0(x, t)$ solution de :

$$\forall (x, t) \in \cup I_i \times T \quad \rho_i C_i \frac{\partial \tilde{\theta}_0(x, t)}{\partial t} - k_i \Delta \tilde{\theta}_0(x, t) = 0 \quad (5.12)$$

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \frac{\partial \tilde{\theta}_0}{\partial x} = h\tilde{\theta}_0(x, t) - \Phi_0 \left(a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \sin(n\omega t - d_n) \right) \quad (5.13)$$

La condition aux limites en face inférieure $\{x = 0, 8 + e\}$, la condition initiale et les transferts thermiques aux interfaces sont similaires à ceux définis dans les équations (5.3) à (5.7). La température complexe $\theta = \theta_0 + j\tilde{\theta}_0$ satisfait le système défini par les équations suivantes :

$$\forall (x, t) \in \cup I_i \times T \quad \rho_i C_i \frac{\partial \theta(x, t)}{\partial t} - k_i \Delta \theta(x, t) = 0 \quad (5.14)$$

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \frac{\partial \theta}{\partial x} = h\theta(x, t) - \Phi_0 \left(a_0(1 + j) + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \exp(j(n\omega t - d_n)) \right) \quad (5.15)$$

La condition aux limites en face inférieure $\{x = 0, 8 + e\}$, la condition initiale et les transferts thermiques aux interfaces étant similaires à ceux définis dans les équations (5.3) à (5.7). Les entrées complexes sont définies par :

$$\tilde{F}(t) = a_0(1 + j) + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \exp(j(n\omega t - d_n)) = \sum_{n=0}^{\infty} \tilde{F}_n(t) = \sum_{n=0}^{\infty} f_n \exp(jn\omega t) \quad (5.16)$$

En régime établi, les solutions $\theta(x, t)$ du système précédent sont périodiques, de même période que l'excitation mais présentent un déphasage qui dépend de x . Ces solutions sont la somme des solutions obtenues pour chaque $\tilde{F}_n(t)$. Ainsi, pour chaque harmonique de rang n il existe une température complexe $\theta_n(x, t)$ résultante de l'entrée $\tilde{F}_n(t)$. Dans ce cas la forme générale de $\theta_n(x, t)$ s'écrit :

$$\theta_n(x, t) = M(x) \exp(j(n\omega t + \varphi(x))) = M(x) \exp(j\varphi(x)) \exp(jn\omega t) = \tilde{\theta}_n(x) \exp(jn\omega t) \quad (5.17)$$

Le nombre complexe $\tilde{\theta}_n(x)$ contient les informations sur le module $|\tilde{\theta}_n(x)|$ et le déphasage $\varphi(x) = \text{Arg}(\tilde{\theta}_n(x))$ des oscillations de température (au point x) résultantes de l'harmonique de

rang n . Pour l'harmonique de rang n , le système d'équations $\theta_n(x,t) = \tilde{\theta}_n(x) \exp(jn\omega t)$ devient :

$$\forall (x,t) \in \cup I_i \times T \quad \rho_i C_i \tilde{\theta}_n(x) jn\omega \exp(jn\omega t) - k_i \exp(jn\omega t) \Delta \tilde{\theta}_n(x) = 0 \quad (5.18)$$

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \exp(jn\omega t) \frac{\partial \tilde{\theta}_n(x)}{\partial x} = h \tilde{\theta}_n(x) \exp(jn\omega t) - \Phi_0 f_n \exp(jn\omega t) \quad (5.19)$$

$$\text{En } x = 0,8+e \quad -k_3 \exp(jn\omega t) \frac{\partial \tilde{\theta}_n(x)}{\partial x} = h \tilde{\theta}_n(x) \exp(jn\omega t) \quad (5.20)$$

$$\text{En } x = 0,4 \quad k_1 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(0,4^-)}{\partial x} \exp(jn\omega t) = k_2 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(0,4^+)}{\partial x} \exp(jn\omega t) \quad (5.21)$$

$$\text{En } x = 0,4+e \quad k_2 \frac{\partial \tilde{\theta}_n((0,4+e)^-)}{\partial x} \exp(jn\omega t) = k_3 \frac{\partial \tilde{\theta}_n((0,4+e)^+)}{\partial x} \exp(jn\omega t) \quad (5.22)$$

$$\text{En } x = 0,4 \text{ et en } x = 0,4+e \quad \tilde{\theta}_n(x^-) \exp(jn\omega t) = \tilde{\theta}_n(x^+) \exp(jn\omega t) \quad (5.23)$$

Ce qui revient à résoudre un problème qui ne dépend plus du temps :

$$\forall (x,t) \in \cup I_i \times T \quad -\Delta \tilde{\theta}_n(x) = -\frac{jn\omega}{\alpha_i} \tilde{\theta}_n(x) \quad (5.24)$$

$$\text{En } x = 0 \quad k_1 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(x)}{\partial x} = h \tilde{\theta}_n(x) - \Phi_0 f_n \quad (5.25)$$

$$\text{En } x = 0,8+e \quad -k_3 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(x)}{\partial x} = h \tilde{\theta}_n(x) \quad (5.26)$$

$$\text{En } x = 0,4 \quad k_1 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(0,4^-)}{\partial x} = k_2 \frac{\partial \tilde{\theta}_n(0,4^+)}{\partial x} \quad (5.27)$$

$$\text{En } x = 0,4+e \quad k_2 \frac{\partial \tilde{\theta}_n((0,4+e)^-)}{\partial x} = k_3 \frac{\partial \tilde{\theta}_n((0,4+e)^+)}{\partial x} \quad (5.28)$$

$$\text{En } x = 0,4 \text{ et en } x = 0,4+e \quad \tilde{\theta}_n(x^-) = \tilde{\theta}_n(x^+) \quad (5.29)$$

avec $\alpha = \frac{k}{\rho C}$ la diffusivité thermique du matériau en $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$.

En général, l'harmonique fondamentale ($n = 1$) est considérée car c'est à cette harmonique qu'on a le plus de module et par conséquent le plus de signal potentiellement exploitable. Par abus de notation, la distribution résultante de l'harmonique fondamental est notée $\tilde{\theta}(x)$.

1.2. Longueur de diffusion et plage de fréquence

Le choix de la fréquence du signal excitateur est un paramètre important afin d'obtenir des données pertinentes sur le matériau à caractériser. La notion de distance de propagation d'une onde thermique doit par conséquent être prise en compte. La longueur de diffusion μ (m) d'une onde thermique de fréquence f (Hz) dans un matériau de diffusivité thermique α ($\text{m}^2.\text{s}^{-1}$) s'exprime de la façon suivante :

$$\mu = \sqrt{\frac{\alpha}{\pi f}} \quad (5.30)$$

Généralement, il est admis que l'onde thermique est atténuée à 95% lorsqu'elle s'est propagée dans le matériau sur une distance de 3μ . Dans ce cas, lors d'une étude par transmission, si le matériau étudié a une épaisseur supérieure à 3μ l'amplitude du signal mesurée sur la face opposée à l'excitation (sortie) risque d'être insuffisante et le rapport signal sur bruit trop faible pour que les mesures soient exploitables. A l'inverse, si l'épaisseur du matériau étudié est trop fine alors les variations de déphasages seront faibles. Il est donc important de bien adapter la fréquence du signal d'excitation par rapport à l'épaisseur de l'échantillon (*Autrique et al., 2009*).

En pratique face à un échantillon inconnu, il convient de réaliser une première série d'essais visant à déterminer préalablement si le matériau est isolant ou conducteur en le soumettant à une série d'excitations réparties sur une large gamme de fréquences. Cette démarche peut être facilitée si la classe à laquelle le matériau appartient est *a priori* connue. Le tableau suivant (Tableau 5.1) présente des exemples de longueur de diffusion pour une gamme de fréquence donnée et ce pour divers matériaux biologiques.

Afin d'analyser l'influence des différents paramètres sur les résultats de la modélisation mathématique, une analyse de sensibilité est détaillée dans le prochain paragraphe.

Matériaux	Fréquence f (Hz)	μ (m)	3μ (m)
Clinquant acier $\alpha = 29,6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 10$	$9,7 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 5,6 \cdot 10^{-2}$	$2,9 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 1,7 \cdot 10^{-1}$
Eau à 100°C $\alpha = 1,69 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$7,3 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 4,2 \cdot 10^{-3}$	$2,2 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 1,3 \cdot 10^{-2}$
Eau à 20°C $\alpha = 1,43 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$6,6 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 3,9 \cdot 10^{-3}$	$2,0 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 1,2 \cdot 10^{-2}$
Air à 20°C $\alpha = 21,4 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$8,3 \cdot 10^{-3} \leq \mu \leq 4,8 \cdot 10^{-2}$	$2,5 \cdot 10^{-2} \leq 3\mu \leq 1,4 \cdot 10^{-1}$
Air à 100°C $\alpha = 33,6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$1,0 \cdot 10^{-2} \leq \mu \leq 6,0 \cdot 10^{-2}$	$3,0 \cdot 10^{-2} \leq 3\mu \leq 1,8 \cdot 10^{-1}$
Stéatite (\approx talc) $\alpha = 2 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$2,5 \cdot 10^{-3} \leq \mu \leq 1,5 \cdot 10^{-2}$	$7,5 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 4,4 \cdot 10^{-2}$
C. cornée $\alpha = 4,9 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$3,9 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 2,3 \cdot 10^{-3}$	$1,2 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 6,8 \cdot 10^{-3}$
C. vasculaire sous-cutanée $\alpha = 9,7 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$5,6 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 3,2 \cdot 10^{-3}$	$1,7 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 9,6 \cdot 10^{-3}$
C. graisseuse profonde $\alpha = 7,9 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$5,0 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 2,9 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 8,7 \cdot 10^{-3}$
Sang $\alpha = 1,4 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$6,6 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 3,83 \cdot 10^{-3}$	$2,0 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 1,1 \cdot 10^{-2}$
Graisse $\alpha = 1,0 \cdot 10^{-7} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$	$0,003 \leq f \leq 0,1$	$5,6 \cdot 10^{-4} \leq \mu \leq 3,2 \cdot 10^{-3}$	$1,7 \cdot 10^{-3} \leq 3\mu \leq 9,8 \cdot 10^{-3}$

Tableau 5.1 : Gamme de fréquence et longueur de diffusion pour l'identification de α . (C. signifie couche)

2. Analyse de sensibilité

Une méthode d'analyse de sensibilité basée sur les plans d'expériences numériques permet dans un premier temps un débroussaillage (criblage ou *screening*), (*Sado et Sado, 1991*), (*Goupy, 2000 et 2005*). Cette méthode adaptée à une situation numérique est par la suite complétée par l'étude des fonctions de sensibilités dérivées du modèle direct.

2.1. Méthode des plans d'expériences numériques

La méthode des plans d'expériences est une méthode structurée et organisée permettant de déterminer l'influence de certaines variations des paramètres X_i d'un procédé sur les sorties Y

de ce procédé. Cette méthode permet de définir un nombre fini d'essais lors desquels tous les paramètres d'intérêts sont affectés de variations systématiques. L'analyse des résultats de ces différents essais fournit des informations sur les conditions optimales, sur les paramètres qui influencent ou non les résultats et également sur l'existence éventuelle d'interactions et de synergies entre les paramètres.

Si le procédé étudié est un modèle mathématique (notre cas), l'étude des effets des variations des paramètres X_i sur les sorties Y fait intervenir des plans d'expériences numériques (PEN) ou plans numériques (*Schimmerling, 1987 et 1989*). Ils consistent en la réalisation d'un ensemble de simulations où certains paramètres ou groupes de paramètres subiront des variations définies par le plan d'expérience numérique. Finalement, en l'absence de modèles de connaissance pour la compréhension des relations entrées-sorties d'un procédé, les plans d'expériences permettent de planifier l'étude d'un procédé en :

- optimisant l'organisation d'essais expérimentaux,
- réduisant la charge expérimentale,
- prenant en compte les erreurs de mesures et les dérives,
- reliant par un modèle mathématique simple, les paramètres d'entrées et de sorties.

Ainsi, lorsque les paramètres d'entrée du modèle sont donnés avec des incertitudes importantes, la planification d'expériences numériques prend tout son sens quand il s'agit, avec un nombre restreint de simulations de :

- quantifier l'influence de l'incertitude de chacun des paramètres d'entrée et de désigner parmi eux, ceux dont l'incertitude a un effet majeur sur les sorties choisies,
- quantifier les niveaux d'interaction entre les paramètres.

Les plans utilisés pour cette étude appartiennent à la catégorie des plans factoriels à deux niveaux. Il s'agit de la méthode la plus répandue, notamment dans le cadre de l'étude de systèmes présentant un nombre élevé de paramètres. Cette approche consiste à porter son attention sur une ou plusieurs grandeurs d'intérêt Y (appelées « réponses ») calculées par le modèle lors de chaque essai (« simulation »). Les réponses obtenues varient en fonction des valeurs des paramètres d'entrée (« facteurs »), qui varient elles-mêmes en fonction de leurs incertitudes.

Lors d'une simulation, chaque facteur se voit attribuer une valeur (un « niveau »). Dans le cas des plans factoriels à deux niveaux, les facteurs peuvent prendre un niveau haut (+1) ou un niveau bas (-1), correspondant chacun à la borne haute ou basse de la valeur du paramètre affectée de son incertitude. L'effet d'un facteur A sur la réponse Y est calculé en comparant les valeurs de Y obtenues alternativement avec les niveaux (+1) et (-1) du facteur A.

Afin de déterminer les effets de chaque facteur sur les réponses, il est nécessaire de tester toutes les combinaisons de facteurs et de niveaux, ce qui revient, pour un nombre de facteurs égal à n, à réaliser 2^n simulations. Les dispositions à prendre pour exécuter ces simulations sont alors résumées dans une matrice des essais, telle que celle qui est présentée par le tableau 5.2. Cette matrice décrit les 4 lignes d'essais à effectuer pour l'étude de 2 facteurs A et B par un plan factoriel de niveau 2.

Matrice des essais			Réponses Y
Essai n°	Facteur A	Facteur B	
1	-1	-1	Y_1
2	+1	-1	Y_2
3	-1	+1	Y_3
4	+1	+1	Y_4

Tableau 5.2 : Matrice des essais et réponses d'un plan complet 2^2

L'effet d'un facteur sur la réponse Y se calcule en multipliant chaque réponse Y_i (i étant le numéro de l'essai) par le niveau affecté au facteur lors de l'essai correspondant, puis en ajoutant les résultats obtenus. Pour l'effet du facteur A, par exemple : $-Y_1 + Y_2 - Y_3 + Y_4$.

L'effet moyen d'un facteur sur la réponse Y s'obtient en divisant son effet total par le nombre d'essais réalisé, soit pour le facteur A : $\frac{-Y_1 + Y_2 - Y_3 + Y_4}{4}$.

Un plan 2^2 qui comporte 4 essais fournit donc 4 informations : ajouté à l'effet de chaque facteur (A et B), le plan permet de déterminer les interactions entre les facteurs (est ce que l'effet de A dépend du niveau de B et *vice et versa* ?) et également l'effet moyen du système (réponse moyenne, I) (Tableau 5.3).

Matrice des effets					Réponses
Essai n°	Facteur A	Facteur B	Interaction A.B	Moyenne I	Y_i
1	-1	-1	+1	+1	Y_1
2	+1	-1	-1	+1	Y_2
3	-1	+1	-1	+1	Y_3
4	+1	+1	+1	+1	Y_4

Tableau 5.3 : Matrice des effets et réponses d'un plan complet 2^2

La colonne des interactions entre les facteurs (A.B) est obtenue en multipliant les colonnes des facteurs (A et B) entre elles pour chaque essai. Le calcul des interactions s'effectue en multipliant les niveaux des facteurs entre eux pour chaque essai. L'interaction moyenne des facteurs suit le même mécanisme que pour les effets moyens : $\frac{+Y_1 - Y_2 - Y_3 + Y_4}{4}$. La réponse moyenne est calculée en affectant les valeurs +1 de la colonne I à la réponse, ligne par ligne et en divisant par le nombre d'essais : $\frac{+Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4}{4}$.

La matrice des effets comporte donc 4 lignes (une par essai) et 4 colonnes (une par estimation) : l'effet de A, l'effet de B, l'interaction et la réponse. Le plan factoriel est alors dit "complet" car les combinaisons ont toutes été simulées et ont permis d'obtenir 2^n informations sur la sensibilité du modèle aux n paramètres. En pratique, il est prouvé que la variance des résultats est minimale (c'est-à-dire que la confiance sur l'estimation des effets et des interactions est optimale compte tenu de la confiance sur les résultats de mesure) lorsque la matrice des effets respecte le critère d'Hadamard. Celui-ci est satisfait si la matrice des effets X vérifie la relation suivante : $X^T X = NI_N$, X^T étant la transposée de la matrice X et I_N la matrice unité de dimension N .

Dans le cadre de l'étude de k facteurs, la matrice des effets optimale est une matrice carrée de 2^k lignes et 2^k colonnes. Ce plan fournit alors des informations sur les effets des k facteurs ainsi que sur toutes les interactions possibles, d'ordre 1 (entre deux facteurs : A.B), d'ordre 2 (entre trois facteurs : A.B.C), etc. L'inconvénient principal de cette démarche réside dans le nombre de simulations à réaliser, qui augmente exponentiellement avec le nombre de facteurs à étudier. Lorsque ce nombre atteint des valeurs élevées, le temps de calcul associé aux

simulations prévues par les plans factoriels peut devenir rédhibitoire, il est alors nécessaire d'avoir recours à une méthode différente : celle des plans factoriels fractionnaires (*Montgomery, 1997*).

Cette technique consiste à réduire le nombre de simulations en négligeant certaines interactions dont les effets sont *a priori* supposés faibles. En effet, dans un système physique, les interactions du second ordre (entre trois facteurs) ou d'ordre supérieur sont souvent considérées comme faibles (ou nulles) et donc négligeables *a priori*. La méthode des plans fractionnaires permet alors de tirer profit de la connaissance de la physique du système pour grouper certains facteurs entre eux. Dans ce cas, les paramètres sont dits « aliasés ». Il est dès lors possible d'étudier un nombre k de facteurs avec les matrices d'effets de plans 2^{k-1} en aliasant 2 facteurs (considérant un générateur d'alias), 2^{k-2} avec 2 générateurs d'alias, 2^{k-p} pour p générateurs d'alias. Cela revient à diviser par 2, 4, 2^p ..., le nombre de simulations à réaliser pour déterminer la matrice des effets.

Ainsi, pour l'étude d'un système faisant intervenir 5 paramètres (A, B, C, D et E) au moyen d'un plan factoriel complet à deux niveaux, il faudrait réaliser 2^5 , soit 32 simulations pour obtenir :

- les 5 effets de chacun des facteurs A, B, C, D et E,
- les 10 interactions de 1^{er} ordre (2 facteurs),
- les 10 interactions de 2^{ème} ordre (3 facteurs),
- les 5 interactions de 3^{ème} ordre (4 facteurs),
- l'interaction de 4^{ème} ordre (5 facteurs),
- la moyenne des 32 essais.

Cette démarche, en plus de nécessiter un important temps de calcul et de traitement, conduirait à prendre en compte des résultats dont l'utilité est discutable, notamment en ce qui concerne les 16 interactions d'ordre supérieur à 1. Si ces interactions spécifiques sont négligées, un plan 2^{5-1} peut être écrit avec 16 simulations qui serait une fraction du plan complet 2^5 . Concrètement, cela consiste à se baser sur un plan complet à 4 facteurs 2^4 et à aliaser notre 5^{ème} facteur E à l'interaction d'ordre 3 A.B.C.D. Cette interaction, compte tenu de son ordre élevé, peut *a priori* être considérée comme négligeable. E suit dès lors la même alternance de signes que dans le schéma initialement prévu pour A.B.C.D dans le plan

complet 2^4 (Tableau 5.4). Ce choix ($E = ABCD$) ou ($5=1234$ dans la notation de Box) conditionne tous les autres aliases. En effet, $E = ABCD$ conduit au générateur d'aliases $I = ABCDE$ (en multipliant terme à terme de chaque côté de l'égalité par E). Tous les autres aliases sont alors obtenus: $A = BCDE$, $AB = CDE$, $ABC = DE$, ... Chacune des colonnes correspond donc à deux effets qui sont associés, la valeur ainsi estimée est appelée contraste. Il s'agit donc de résoudre un système à 32 inconnues à l'aide de 16 conditions expérimentales (donnant 16 équations) en supposant *a priori* négligeables 16 inconnues.

Essai	A	B	C	D	AB	AC	AD	BC	BD	CD	ABC	ABD	ACD	BCD	ABCD	I
1	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	-	-	-	-	+	+
2	+	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	-	-	+
3	-	+	-	-	-	+	+	-	-	+	+	+	-	+	-	+
4	+	+	-	-	+	-	-	-	-	+	-	-	+	+	+	+
5	-	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	+	-	+
6	+	-	+	-	-	+	-	-	+	-	-	+	-	+	+	+
7	-	+	+	-	-	-	+	+	-	-	-	+	+	-	+	+
8	+	+	+	-	+	+	-	+	-	-	+	-	-	-	-	+
9	-	-	-	+	+	+	-	+	-	-	-	+	+	+	-	+
10	+	-	-	+	-	-	+	+	-	-	+	-	-	+	+	+
11	-	+	-	+	-	+	-	-	+	-	+	-	+	-	+	+
12	+	+	-	+	+	-	+	-	+	-	-	+	-	-	-	+
13	-	-	+	+	+	-	-	-	-	+	+	+	-	-	+	+
14	+	-	+	+	-	+	+	-	-	+	-	-	+	-	-	+
15	-	+	+	+	-	-	-	+	+	+	-	-	-	+	-	+
16	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Tableau 5.4 : Plan fractionnel 2^{5-1}

Cette méthode est mise en oeuvre pour l'analyse du modèle 1-D (voir figure 5.1 pour la géométrie du domaine étudié) présenté dans ce chapitre au paragraphe 1.1. Comme cela a été précisé précédemment, les sorties du modèle sont le module et l'argument de la température complexe en face non chauffée du matériau tri-couches. Ceux-ci définissent l'amplitude et le déphasage de l'onde thermique. Les paramètres d'entrée du modèle susceptibles d'influencer ces sorties par leur variation sont :

- l'épaisseur du matériau interne à la cellule : e ,
- l'épaisseur du clinquant : E ,
- le coefficient d'échange convectif : h ,

- la conductivité thermique du clinquant d'acier : $k_1 = k_3$,
- la conductivité thermique du matériau interne à la cellule : k_2 ,
- la chaleur volumique du clinquant d'acier : $C_1\rho_1 = C_3\rho_3$,
- la chaleur volumique du matériau interne à la cellule : $\rho_2 C_2$,
- l'intensité du flux incident : Φ_0
- la fréquence d'excitation : f

Un ensemble de 9 paramètres dont l'étude *via* un plan complet serait fastidieuse (2^9 simulations) est considéré. Un plan d'expérience de type Plackett-Burman référencé $L_{12}(2^{11})$ dans (Taguchi et Konishi, 1987) est proposé (Tableau 5.5). Les lignes de ce tableau se lisent comme suit : la simulation 6 (par exemple) doit être réalisée avec les paramètres suivants :

- facteur **A** : épaisseur du matériau interne à la cellule au niveau (+) : +5%

$$e = 1,05(2 \cdot 10^{-3}) \text{ [m]},$$

- facteur **B** : épaisseur du clinquant d'acier au niveau (+) : +5%

$$E = 1,05(4 \cdot 10^{-4}) \text{ [m]},$$

- facteur **C** : coefficient d'échange convectif au niveau (+) : +50%

$$h = 1,55(10) \text{ [W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}],$$

- facteur **D** : conductivité thermique du clinquant d'acier au niveau (-) : -20%

$$k_{1,3} = 0,8(36,7) \text{ [W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}],$$

- facteur **E** : conductivité thermique du matériau interne à la cellule au niveau (+) : +20%

$$k_2 = 1,2(1) \text{ [W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}],$$

- facteur **F** : chaleur volumique de l'acier au niveau (+) : +20%

$$C\rho_{1,3} = 1,2(3,64 \cdot 10^6) \text{ [J.m}^{-3}.\text{K}^{-1}],$$

- facteur **G** : chaleur volumique du matériau interne à la cellule au niveau (-) : -20%

$$C\rho_2 = 0,8(10^6) \text{ [J.m}^{-3}.\text{K}^{-1}],$$

- facteur **H** : flux en face supérieure au niveau (+) : +20%

$$\Phi_0 = 1,2(10^3) \text{ [W.m}^{-2}],$$

- facteur **J** : fréquence d'excitation au niveau (-) : -5%

$$0,95f \text{ [Hz]},$$

Essai	A e (m)	B E (m)	C h (W.m ² .K ⁻¹)	D $k_{1 \text{ et } 3}$ (W.m ⁻¹ .K ⁻¹)	E k_2 (W.m ⁻¹ .K ⁻¹)	F $C\rho_{1 \text{ et } 3}$ (J.m ⁻³ .K ⁻¹)	G $C\rho_2$ (J.m ⁻³ .K ⁻¹)	H Φ_0 (W.m ⁻²)	J f (Hz)
1	+	-	+	-	-	-	+	+	+
2	+	+	-	+	-	-	-	+	+
3	-	+	+	-	+	-	-	-	+
4	+	-	+	+	-	+	-	-	-
5	+	+	-	+	+	-	+	-	-
6	+	+	+	-	+	+	-	+	-
7	-	+	+	+	-	+	+	-	+
8	-	-	+	+	+	-	+	+	-
9	-	-	-	+	+	+	-	+	+
10	+	-	-	-	+	+	+	-	+
11	-	+	-	-	-	+	+	+	-
12	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Valeur	$2 \cdot 10^{-3}$	$4 \cdot 10^{-4}$	10	36,7	1	$3,64 \cdot 10^6$	10^6	10^3	$f \in I$
Niveaux	$\pm 5\%$	$\pm 5\%$	$\pm 50\%$	$\pm 20\%$	$\pm 20\%$	$\pm 20\%$	$\pm 20\%$	$\pm 20\%$	$\pm 5\%$

Tableau 5.5 : Plan fractionnel : Etude de sensibilité par plan d'expériences numériques.

Pour le choix des valeurs des différents paramètres étudiés, une incertitude réaliste a été considérée. Pour les simulations numériques, le matériau interne à la cellule (entre les deux clinquants d'acier) est un matériau isolant (aux propriétés proches de celles des céramiques poreuses). Le flux incident Φ_0 ainsi que la fréquence d'excitation $f \in I = [5 \cdot 10^{-3}; 10^{-1}]$ sont choisis de manière à ce que l'amplitude et le déphasage des oscillations soient exploitables. Afin de déterminer l'effet des incertitudes listées dans le tableau 5.5 sur la qualité des prédictions numériques, différentes sorties du modèle ont été retenues. Les résultats (courbes de modules et de déphasage en fonction de la fréquence $f \in I$) obtenus au niveau 0 (sans considérer d'incertitude) sont considérés comme référence. Ces résultats sont notés : $|\tilde{\theta}_{ref}|$ et $Arg(\tilde{\theta}_{ref})$. Les sorties étudiées sont :

- S1 : $\max_{f \in I} \left| |\tilde{\theta}_{ref}| - |\tilde{\theta}| \right|$: l'erreur absolue maximale sur le module,
- S2 : $\max_{f \in I} \left| \arg(\tilde{\theta}_{ref}) - \arg(\tilde{\theta}) \right|$: l'erreur absolue maximale sur le déphasage,
- S3 : $\max_{f \in I} \left| \frac{|\tilde{\theta}_{ref}| - |\tilde{\theta}|}{|\tilde{\theta}_{ref}|} \right|$, l'erreur relative maximale sur le module,

- S4 : $\max_{f \in I} \left| \frac{\arg(\tilde{\theta}_{ref}) - \arg(\tilde{\theta})}{\arg(\tilde{\theta}_{ref})} \right|$, l'erreur relative maximale sur le déphasage,
- S5 : $\left\| \left| \tilde{\theta}_{ref} \right| - \left| \tilde{\theta} \right| \right\|_{L^2(I)}$, l'erreur moyenne quadratique (norme L^2) sur le module,
- S6 : $\left\| \arg(\tilde{\theta}_{ref}) - \arg(\tilde{\theta}) \right\|_{L^2(I)}$, l'erreur moyenne quadratique (norme L^2) sur le déphasage.

Les résultats correspondants aux conditions expérimentales du tableau 5.5 sont donnés dans le tableau 5.6.

Essai	S1 en K	S2 en °	S3 en %	S4 en %	S5 en K	S6 en °
1	215,7	24,7	102,4	90,9	415,2	57,5
2	294,6	10,7	137,0	18,0	560,0	22,7
3	128,6	3,7	95,9	81,3	253,7	11,3
4	85,1	19,9	40,9	97,1	164,5	53,2
5	98,1	4,0	64,9	12,2	188,2	11,2
6	210,2	5,7	103,8	70,4	406,2	19,7
7	15,3	26,2	19,9	80,0	29,0	64,9
8	288,3	3,4	194,7	77,4	562,1	10,7
9	221,4	5,0	116,3	13,2	422,7	12,2
10	25,9	7,5	12,1	11,9	48,8	13,9
11	175,9	16,9	81,8	31,6	331,9	37,8
12	200,1	1,6	108,9	5,3	383,0	3,9

Tableau 5.6 : Résultats du plan d'expériences numériques.

Pour calculer l'effet moyen de l'incertitude de chaque facteur sur les simulations, on procède comme suit. Par exemple, l'effet moyen de l'incertitude de 5% du facteur **A** (épaisseur du matériau interne à la cellule) sur la réponse **S1** (erreur maximale sur le module) est donné par

$$\begin{aligned}
 \mathbf{A}_{S1} &= \frac{1}{12} (215,7 + 294,6 - 128,6 + 85,1 + 98,1 + 210,2 - 15,3 \\
 &\quad - 288,3 - 221,4 + 25,9 - 175,9 - 200,1) \\
 &= -8,3
 \end{aligned}$$

Ainsi, si l'épaisseur e (du matériau interne à la cellule) est connue avec une incertitude de ($\pm 5\%$), l'erreur sur la température prédite est de ($\pm 8,3$ K). De plus si l'épaisseur est sur

évaluée (+5%) alors la température est sous estimée (-8,3 K). L'ensemble des résultats est présenté dans le tableau 5.7. En rouge sont indiqués les effets majeurs et en jaune ceux qu'il est nécessaire de considérer dans un second temps.

Facteurs	S1 en K	S2 en °	S3 en %	S4 en %	S5 en K	S6 en K
A	-8,3	1,3	-13,0	1,0	-16,6	3,1
B	-9,5	0,4	-6,0	-0,2	-18,9	1,3
C	-6,1	3,2	3,1	33,7	-8,7	9,6
D	3,9	0,8	5,7	0,5	7,3	2,6
E	-1,2	-5,9	8,1	-4,7	-0,2	-13,4
F	-41,0	2,8	-27,4	1,6	-79,9	7,0
G	-26,7	3,0	-10,6	1,6	-51,2	6,1
H	71,1	0,3	32,8	1,1	135,9	0,2
J	-13,0	2,2	-9,3	0,1	-25,5	3,8

Tableau 5.7 : Effets des incertitudes.

Les résultats du tableau précédent sont analysés ci-après. Compte tenu des plages d'incertitudes considérées (voir tableau 5.5) et des erreurs liées aux effets aliasés, le plan d'expériences numériques réalisé indique :

- l'incertitude sur la conductivité thermique du clinquant d'acier (facteur **D**) et sur son épaisseur (facteur **B**) ne sont pas rédhibitoires,
- une bonne maîtrise de la fréquence d'excitation f (facteur **J**), avec une incertitude de l'ordre de 5% n'entraîne pas une forte erreur de prédiction,
- si le flux de chauffe en face supérieure (facteur **H**: Φ_0), n'est pas parfaitement connu, il est illusoire de vouloir identifier des paramètres d'entrée à partir de l'observation du module de la température complexe (c'est-à-dire de l'amplitude des oscillations en face arrière). Par contre, le déphasage n'est pas sensible au module.

Compte tenu de cette dernière remarque, considérons le déphasage (sorties **S2**, **S4** et **S6**). Il est notable que ces sorties soient entachées d'incertitudes (en rouge) lorsque les facteurs **C** et **E** sont incertains. Ceux-ci ne sont autres que le coefficient d'échange convectif et la conductivité thermique du matériau interne à la cellule. Dans une moindre mesure (en jaune) l'incertitude sur les facteurs **F** (chaleur volumique de l'acier) et **G** (chaleur volumique du matériau interne à la cellule) peuvent avoir un effet.

Dans ce qui suit, une attention particulière est portée à l'effet des incertitudes liées aux paramètres suivants :

- facteur **C** : coefficient d'échange convectif h $[\text{W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}]$,
- facteur **E** : conductivité thermique du matériau interne à la cellule k_2 $[\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}]$,
- facteur **G** : chaleur volumique du matériau interne à la cellule $C\rho_2$ $[\text{J.m}^{-3}.\text{K}^{-1}]$.

Pour le facteur **F** (chaleur volumique de l'acier) un clinquant de référence dont les propriétés thermophysiques sont connues avec une grande précision ($\ll 20\%$) sera considéré.

2.2. Fonctions de sensibilité

L'étude des coefficients de sensibilité associée à une approche stochastique a été présentée par (*Beck et Arnold, 1977 cités par Gillet, 2009*). Dans ce qui suit une présentation générale est proposée. Soit un champ de réponses $\eta(r, t, \alpha, \beta)$ calculé par le modèle direct où $\alpha = [\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots, \alpha_q]$ représente le vecteur des paramètres supposé connus, $\beta = [\beta_1, \beta_2, \beta_3, \dots, \beta_q]$ le vecteur des paramètres inconnus ou mal connus, r représente la variable d'espace et t le temps. Le coefficient de sensibilité de $\eta(r, t, \alpha, \beta)$ par rapport au paramètre β_j au point r_i à l'instant t_n est défini tel que :

$$X_j(r_i, t_n, \alpha, \beta) = \left(\frac{\partial \eta(r_i, t_n, \alpha, \beta)}{\partial \beta_j} \right)_{r_i, t_n} = X_j)_{r_i, t_n} \quad (5.31)$$

$X_j)_{r_i, t_n}$ indique quantitativement la variation du modèle au point r_i à l'instant t_n lorsque le paramètre β_j varie. L'estimation du paramètre β_j sera d'autant plus facile et précise que le coefficient de sensibilité associé est grand.

Lorsqu'il est connu, le coefficient de sensibilité permet de calculer la variation du champ $\Delta\eta$ engendrée par une variation $\Delta\beta_j$ du paramètre β_j telle que :

$$\Delta\eta(r_i, t_n, \alpha, \beta) = X_j)_{r_i, t_n} \Delta\beta_j \quad (5.32)$$

Si, pour une expérience particulière, le coefficient de sensibilité $X_j)_{r_i,t_n}$ est petit pour tout (r, t) , alors ce paramètre influence très peu les sorties $\eta(r, t, \alpha, \beta)$. En d'autres termes, cela montre que seule une variation importante de ce paramètre induira un changement significatif du modèle, il sera donc difficile d'identifier précisément ce paramètre. Si le coefficient de sensibilité $X_j)_{r_i,t_n}$ se révélait nul, outre le fait que l'estimation du paramètre β_j serait impossible, la structure même du modèle deviendrait contestable dans la mesure où elle ferait intervenir un paramètre dont les variations n'ont aucune influence sur les sorties et pourrait, de ce fait, être réduite.

Les coefficients de sensibilité définis par l'équation (5.32) représentent des variations absolues du champ engendrées par des variations absolues des paramètres considérés. Lorsque plusieurs paramètres interviennent, il est utile de connaître les différents coefficients de sensibilité associés et de pouvoir les comparer entre eux. Cela s'avère délicat lorsque les paramètres (et donc les coefficients associés) ont des unités différentes. Il devient alors intéressant de considérer les coefficients de sensibilité dits réduits définis par :

$$\bar{X}_j(r_i, t_n, \alpha, \beta) = \left(\frac{\partial \eta(r_i, t_n, \alpha, \beta)}{\partial \beta_j / \beta_j} \right)_{r_i, t_n} = \beta_j X_j)_{r_i, t_n} = \bar{X}_j)_{r_i, t_n} \quad (5.33)$$

Les unités de ces coefficients sont identiques à celles du champ considéré. Ce coefficient de sensibilité réduit indique, la variation absolue du champ engendrée par une variation relative du paramètre. Idéalement, l'expérience doit être conçue de telle sorte que tous les coefficients de sensibilité réduits des paramètres inconnus soient grands et d'un ordre de grandeur supérieur à ceux des paramètres supposés connus.

En pratique, le calcul des coefficients de sensibilité associé aux paramètres d'un modèle donné peut se faire analytiquement ou numériquement. Lorsque la solution du modèle est donnée par une solution analytique, il est généralement aisé de calculer la dérivée de cette solution pour déterminer le coefficient de sensibilité. Par contre, lorsque la solution du modèle est obtenue par l'intermédiaire d'une méthode numérique, il est préférable, lorsque cela est possible, de calculer le coefficient de sensibilité par la résolution du système de sensibilité.

Ce système de sensibilité est le système obtenu à partir de la différentiation par rapport au paramètre recherché du système d'équations qui permet de calculer la sortie du modèle $\eta(r, t, \alpha, \beta)$ dans le domaine où r, t, α, β varient.

Ainsi, une méthode numérique permettant de résoudre le système direct d'équations menant à $\eta(r, t, \alpha, \beta)$ peut souvent être étendue pour résoudre le système de sensibilité. Cela permet alors de connaître la sensibilité du paramètre recherché dans tout le domaine considéré et à chaque instant à partir d'une méthode numérique.

Lorsque le système de sensibilité n'a pu être exprimé ou s'avère difficile à résoudre, la méthode la plus usitée consiste alors à déterminer les coefficients de sensibilité avec les approximations usuelles utilisées pour les dérivées premières. Compte tenu de l'objectif recherché dans le cadre de la conception optimale d'expériences, la précision obtenue ainsi est bien souvent suffisante.

$X_j)_i^k$ le coefficient de sensibilité de la $k^{\text{ième}}$ mesure du $i^{\text{ième}}$ capteur par rapport au $j^{\text{ième}}$ paramètre sera calculé à partir d'une approximation centrée pour une précision accrue :

$$X_j)_i^k = \frac{\partial \eta(r_k, t_i, \beta)}{\partial \beta_j} = \frac{\eta(r_k, t_i, \beta_1, \dots, \beta_j + \delta\beta_j, \dots, \beta_n) - \eta(r_k, t_i, \beta_1, \dots, \beta_j - \delta\beta_j, \dots, \beta_n)}{2\delta\beta_j} \quad (5.34)$$

De la même façon, les coefficients de sensibilité réduits centrés sont calculés par l'expression suivante :

$$\bar{X}_j)_i^k = \frac{\partial \eta(r_k, t_i, \beta)}{\partial \beta_j / \beta_j} = \frac{\eta(r_k, t_i, \beta_1, \dots, \beta_j + \delta\beta_j, \dots, \beta_n) - \eta(r_k, t_i, \beta_1, \dots, \beta_j - \delta\beta_j, \dots, \beta_n)}{2\delta\beta_j / \beta_j} \quad (5.35)$$

Avec par exemple $\delta\beta_j = 10^{-1} \beta_j$. Cette méthode consiste donc à réaliser deux exécutions de la résolution du problème direct :

- la première en considérant que le paramètre β_j est varié de $+\delta\beta_j$
- la seconde en considérant que le paramètre β_j est varié de $-\delta\beta_j$.

Dans ce qui suit, les paramètres étudiés sont le coefficient d'échange convectif h , la conductivité thermique k_2 , et la chaleur volumique matériau interne à la cellule $C\rho_2$. Ainsi, considérant les notations précédentes : $\beta \in \{h, k_2, C\rho_2\}$. L'observable est le déphasage obtenu en face non chauffée en fonction de la fréquence d'excitation : $\eta = \varphi(f)$. Ces déphasages sont obtenus à partir des équations (5.24)-(5.29). Les courbes suivantes représentent les fonctions de sensibilité réduites.

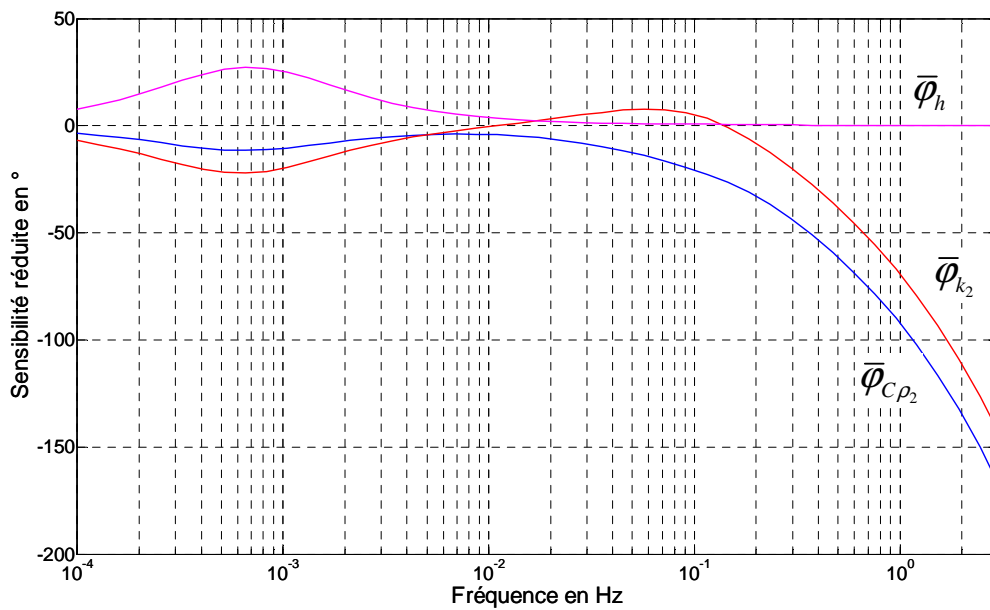


Figure 5.2 : Fonctions de sensibilité réduites

Sur la figure précédente, certains résultats usuels (en ce qui concerne les méthodes périodiques pour les systèmes thermiques) sont illustrés. Dans l'exemple traité, à basse fréquence $f < 0,01$ Hz (période supérieure à 100s), il est nécessaire de connaître précisément les transferts convectifs (coefficient h). A plus haute fréquence, $f > 0,01$ Hz, il est possible d'identifier la conductivité thermique et la chaleur volumique du matériau interne à la cellule. Toutefois, ces paramètres sont corrélés (pour $f > 0,1$ Hz) et il est préférable d'identifier la diffusivité thermique qui est le rapport des deux paramètres. Sur la figure suivante, les fonctions de sensibilité réduites sont présentées sur deux décades dans la zone d'intérêt : $0,005 \leq f \leq 0,5$.

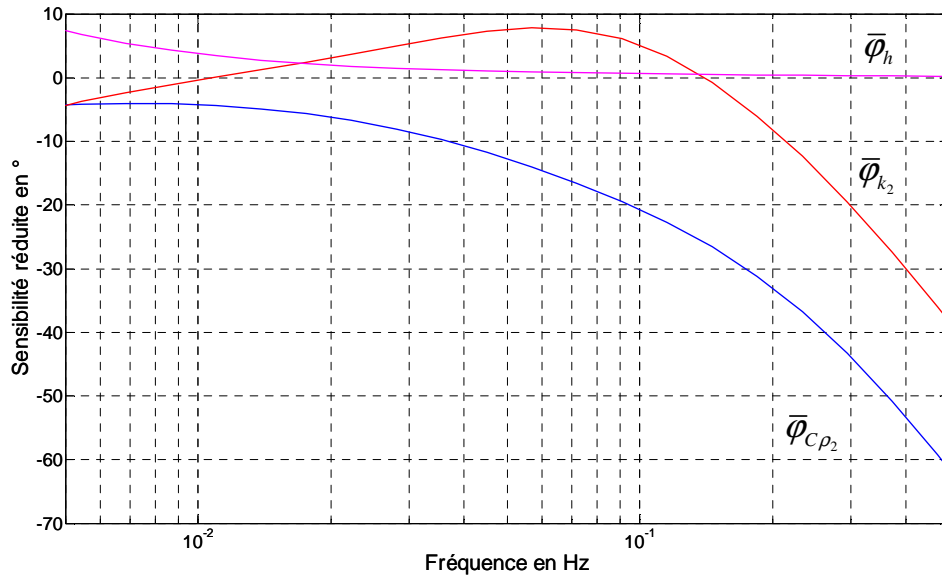


Figure 5.3 : Fonctions de sensibilité réduites $0,005 \leq f \leq 0,5$

Ainsi, à l'aide des analyses de sensibilité précédentes, il est possible de se placer dans des configurations expérimentales favorables à l'identification de la diffusivité thermique du matériau interne à la cellule réalisée. Dans le paragraphe suivant, une technique de minimisation permettant à partir des observations du déphasage d'identifier la diffusivité thermique est brièvement présentée.

3. Procédure d'identification et validation numérique

Pour l'identification d'un paramètre par minimisation de l'erreur de sortie, il est nécessaire de disposer d'un modèle direct fiable qui considérant un ensemble de paramètres connus (ou supposés tels) et d'un (ou plusieurs) paramètre(s) non connu(s) fournit des résultats théoriques. Ces derniers sont ensuite comparés aux résultats expérimentaux afin de se munir d'un critère (en général quadratique) décrivant l'écart entre les observations et les simulations. Il s'agit alors de minimiser ce critère en utilisant une méthode d'optimisation (comme par exemple la méthode itérative Levenberg-Marquardt). Plusieurs itérations sont alors nécessaires afin d'estimer au plus proche la valeur du (ou des) paramètre(s) inconnu(s) (Fig. 5.4).

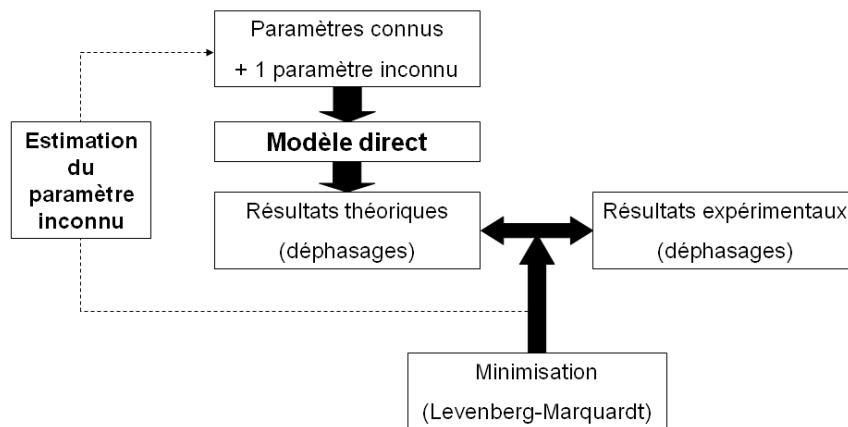


Figure 5.4 : Schéma simplifié de la procédure d'identification pour un paramètre.

3.1. Méthode de Levenberg-Marquardt

La méthode de minimisation permet de réduire l'écart entre des résultats théoriques (modèle direct) et des résultats expérimentaux. L'algorithme de Levenberg-Marquardt permet d'obtenir une solution numérique au problème de minimisation d'une fonction, souvent non-linéaire et dépendant de plusieurs variables. Cet algorithme est plus stable que ses prédécesseurs, c'est-à-dire qu'il trouve une solution même si l'initialisation est effectuée loin d'un minimum. Cependant, pour certaines fonctions très régulières, il peut converger légèrement moins vite. Cette méthode fut proposée par Kenneth Levenberg (*Levenberg, 1944*), puis publiée par Donald Marquardt (*Marquardt, 1963*). Son application principale est la régression linéaire au travers de la méthode des moindres carrés : étant donné un certain nombre de paires de données (t_i, y_i) , le paramètre p de la fonction $f(t|p)$ est recherché de sorte que la somme des carrés des déviations soit minimale :

$$S(p) = \sum_{i=1}^m [y_i - f(t_i|p)]^2$$

La procédure de l'algorithme est itérative, considérant une initialisation du paramètre inconnu (supposé relativement proche d'un minimum). Dans la plupart des cas, il n'y a convergence que si le vecteur de départ n'est pas trop éloigné de la solution. Après un nombre d'itérations maximal, ou bien lorsque le critère est suffisamment faible, la procédure se termine et renvoie la dernière valeur du paramètre p comme estimation de la solution.

3.2. Simulation numérique et influence du bruit de mesure

Dans ce paragraphe, la méthode de minimisation itérative de Levenberg-Marquardt est mise en oeuvre pour l'identification de la diffusivité thermique d'un matériau isolant (eau) à l'intérieur de la cellule précédente. Pour illustrer le comportement de l'algorithme de minimisation, des déphasages simulés remplaceront les déphasages mesurés. L'influence de l'initialisation de l'algorithme ainsi que celle du bruit sur les "mesures simulées" sont étudiées.

Simulation des déphasages "expérimentaux"

Les équations (5.24)-(5.29) sont résolues avec les paramètres suivants :

- épaisseur du matériau interne à la cellule $e = 2 \cdot 10^{-3}$ [m],
- épaisseur du clinquant d'acier $0,4 \cdot 10^{-3}$ [m],
- coefficient d'échange convectif $h = 10$ [W.m⁻².K⁻¹],
- conductivité thermique du clinquant d'acier $k_{1,3} = 36,7$ [W.m⁻¹.K⁻¹],
- conductivité thermique de l'eau (matériau interne à la cellule) $k_2 = 0,58$ [W.m⁻¹.K⁻¹],
- chaleur volumique de l'acier $C\rho_{1,3} = 3,64 \cdot 10^6$ [J.m⁻³.K⁻¹],
- chaleur volumique de l'eau (matériau interne à la cellule) $C\rho_2 = 4,18 \cdot 10^6$ [J.m⁻³.K⁻¹],
- flux en face supérieure $\Phi_0 = 10^3$ [W.m⁻²],
- fréquence d'excitation $0,005 \leq f \leq 0,5$ [Hz].

Avec les données précédentes, l'évolution du déphasage est estimée et présentée sur la figure suivante Fig. 5.5 (l'évolution est montrée à partir du déphasage obtenu pour la fréquence la plus faible, arbitrairement ramené à 0).

Influence de l'initialisation

L'objectif de l'algorithme d'identification est, à partir des observations (Fig. 5.5), de converger vers la valeur correcte de la diffusivité à savoir $\alpha_{eau} = \frac{k_2}{C\rho_2} \approx 1,4 \cdot 10^{-7}$ [m².s⁻¹].

Pour ce faire, différentes initialisations de l'algorithme sont proposées $\alpha_1 = 10^{-7}$, $\alpha_2 = 10^{-6}$ et $\alpha_3 = 10^{-5}$. Les déphasages correspondants sont donnés figure 5.6.

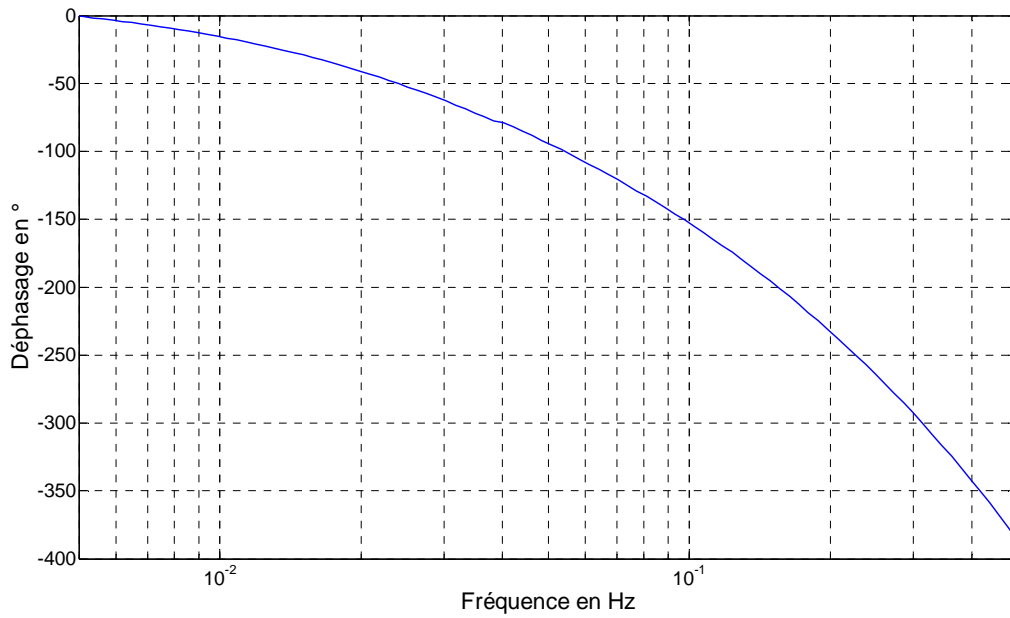


Figure 5.5 : Déphasages "expérimentaux" simulés avec de l'eau à l'intérieur de la cellule.

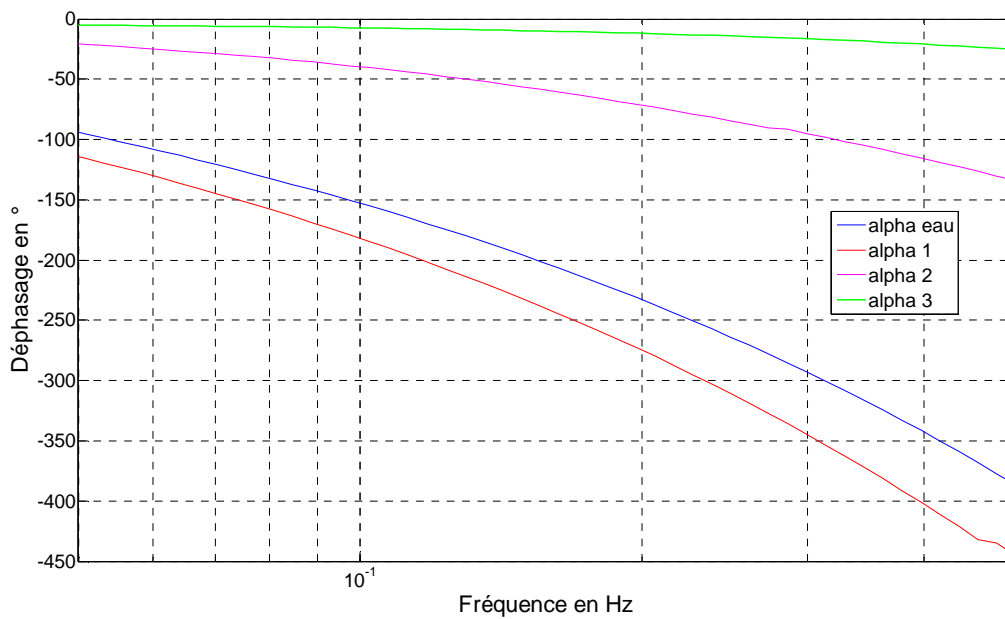


Figure 5.6 : Déphasages obtenus avec différentes initialisations.

L'algorithme d'identification est mis en oeuvre à partir de ces différentes initialisations et les résultats suivants sont obtenus :

- Initialisation $\alpha_1 = 10^{-7}$, convergence en 7 itérations vers $\alpha_{\text{identifié}} \approx 1,4 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.
L'erreur maximale de déphasage étant alors $2,3 \cdot 10^{-4}^\circ$ pour une erreur relative moyenne de $7,3 \cdot 10^{-5} \%$.
- Initialisation $\alpha_2 = 10^{-6}$, convergence en 7 itérations vers $\alpha_{\text{identifié}} \approx 1,4 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.
L'erreur maximale de déphasage étant alors $1,1 \cdot 10^{-4}^\circ$ pour une erreur relative moyenne de $7 \cdot 10^{-5} \%$.
- Initialisation $\alpha_3 = 10^{-5}$, l'algorithme ne converge pas vers la solution recherchée.

Les résultats précédents montrent que la convergence de l'algorithme ne dépend pas de l'initialisation lorsque la classe du matériau est relativement connue. Dans le cas contraire, il est nécessaire d'essayer successivement plusieurs initialisations possibles afin que les diffusivités thermiques considérées comme points de départ couvrent une grande gamme de matériaux.

Influence d'un biais sur la mesure

Considérons qu'une erreur systématique de +10% soit réalisée sur l'observation des déphasages expérimentaux. Partant d'une initialisation $\alpha_4 = 5 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ alors la valeur identifiée après convergence en 8 itérations est de $\alpha_{\text{identifié}} \approx 1,09 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ soit une erreur de 22 %. Il est à noter qu'en pratique, le dispositif expérimental est conçu pour éviter un biais important sur la mesure.

Influence d'un bruit aléatoire sur la mesure

Considérons un bruit Gaussien (moyenne nulle, écart type de 5°) sur les déphasages expérimentaux. Un tel bruit est réaliste compte tenu des bancs expérimentaux présentés par la suite. Partant d'une initialisation $\alpha_4 = 5 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ alors la valeur identifiée après convergence en 8 itérations est de $\alpha_{\text{identifié}} \approx 1,44 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ soit une erreur de 3 %. Sur la

figure suivante, les données expérimentales (simulations bruitées) ainsi que les déphasages obtenus après convergence de l'algorithme sont exposés. Les résultats obtenus sont très satisfaisants compte tenu du bruit considéré.

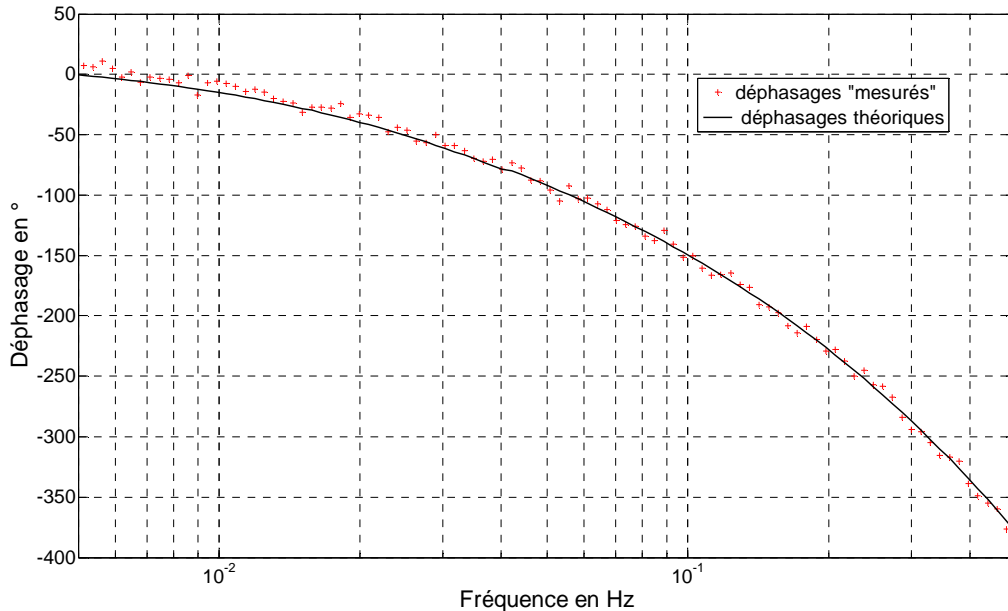


Figure 5.7 : Déphasages "mesurés" et déphasages simulés après identification

Les différentes analyses précédentes montrent la robustesse de l'algorithme de minimisation ainsi que l'intérêt de la méthode d'identification envisagée. Dans le paragraphe suivant, le dispositif expérimental conçu dans le laboratoire est décrit.

4. Description du banc de mesure et validation

4.1. Description du banc de mesure

Lors de cette procédure d'identification, le laser de 808 nm (Optotools, Type OTF 60-30 System, de classe IV, puissance maximum égale à 60 Watts) a été utilisé comme source d'excitation périodique. Dans le prolongement de celui-ci est placé un porte échantillon contenant le montage « sandwich ». Le système de mesure situé sur l'axe de chauffe en arrière de l'échantillon est composé d'un détecteur HgCdTe associé à un ensemble de focalisation composé de diaphragmes et de lentille (Fig. 5.8 et 5.9). Le pilotage du système est assuré par un générateur de fonction (Stanford Research Systems modèle DS 345) et la restitution par un amplificateur à détection synchrone (modèle Stanford Research Systems modèle SR 830).

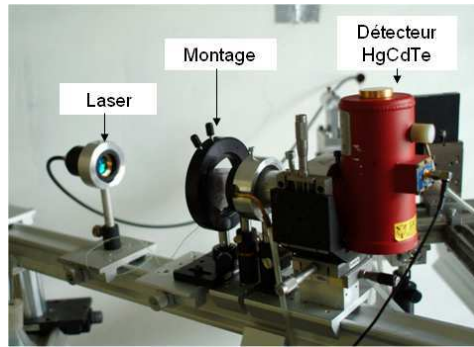


Figure 5.8 : Photographie du banc d'identification.

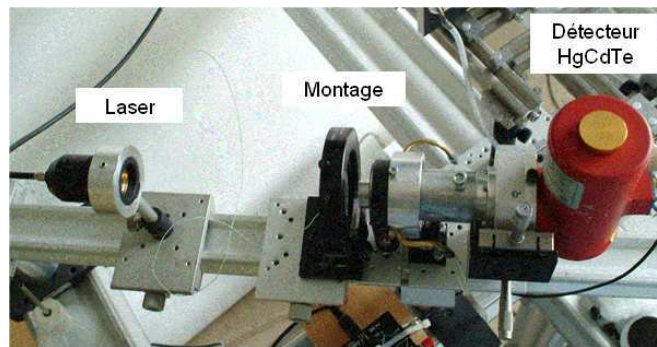


Figure 5.9 : Photographie du banc d'identification, vue de dessus.

4.2. Constitution de l'échantillon

De part sa nature, le matériau biologique qui peut être soit un solide telle que les tissus (peau, graisse, ...), soit sous forme déshydratée (poudre de protéines par exemple) ou également sous forme liquide (sang, plasma, ...), est un matériau difficile à étudier. Afin de le tester, il est nécessaire notamment sous ses deux dernières formes d'utiliser un dispositif d'essai permettant l'identification sans perte de matière. Notre choix s'est donc porté sur un dispositif où le matériau est maintenu en « sandwich » entre deux autres matériaux (Fig. 5.10 et 5.11). Le montage est de forme circulaire comprenant deux disques de clinquant d'acier (0,12% de carbone et 0,6% de manganèse) d'épaisseur 0,4 mm séparés par un périphérique en polyéthylène de même dimension extérieure et de diamètre intérieur proche de celui-ci réservant ainsi un volume vide entre les deux clinquants. L'ensemble du dispositif est maintenu par collage à l'aide de résine époxy. La cavité intérieure de ce « sandwich » étanche permet de mettre un volume défini de matériaux sous forme de poudre ou de liquide. Ce dispositif se décline en deux épaisseurs internes (cavité) ; 1 et 2 mm. Ce montage est aussi appelé cellule. Le dispositif est donc tri-couche (clinquant d'acier, matériau biologique (ou vide) et clinquant d'acier).

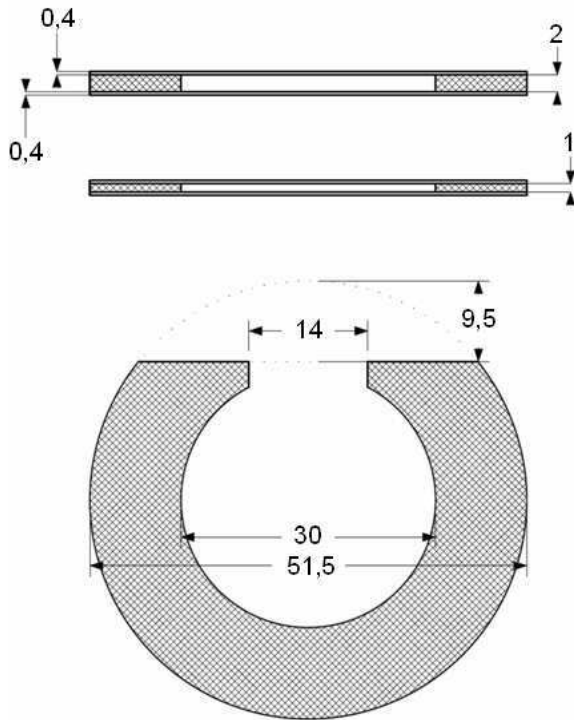


Figure 5.10 : Schéma avec côtes (en mm) de la cellule pour l'étude de matériaux biologiques.

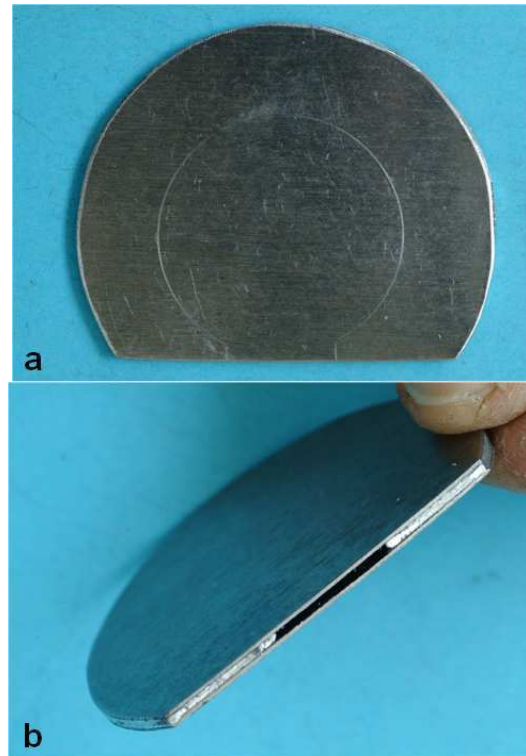


Figure 5.11 : Photographie du montage ; **a** : cellule de face, **b** : cellule de profil avec vue de la cavité.

Les matériaux biologiques étant relativement fragiles, il est nécessaire que la chauffe ne soit pas trop importante, au risque de dégrader l'échantillon (coagulation du sang par exemple) et donc de modifier ses caractéristiques. Dans ce cadre, les méthodes périodiques exposées précédemment offre un attrait supplémentaire.

4.3. Tests préliminaires sur matériau de référence

Calibration du banc de mesure

Il existe un « biais » de déphasage entre les différents systèmes qui composent le banc de mesure. Afin d'avoir des mesures de déphasage correctes, ce biais a été estimé à l'aide d'une photodiode disposée devant la face exposée de l'échantillon dans les mêmes conditions de chauffe et de mesure. Ce déphasage initial est généré par le générateur de fonction (utilisation du signal TTL en référence) et par le système de chauffe laser (retard entre consigne et chauffe réelle). Les résultats seront retranchés à la mesure avant l'analyse des déphasages « finaux » (Tableau 5.6).

Fréquence (Hz)	0,02	0,05	0,1	0,2	0,5	1	5	10
Biais (°)	18,8	18,75	18,78	18,65	18,5	18,41	17,91	17,27

Tableau 5.8 : Biais de déphasage en fonction des fréquences testées.

Essai sur matériau de référence : le talc (Silicate de Magnésium)

La cellule est remplie de talc et colmatée par une feuille d'aluminium adhésive. Afin de définir les gammes de fréquences les plus adéquates, des essais préliminaires ont été réalisées. La tenue en température des colles et en particulier de l'araldite limite le niveau de température moyen de l'échantillon à 70°C maximum. Expérimentalement, pour une puissance laser sous excitation sinusoïdale comprise entre 0,5 et 4,5 watts, la température moyenne du clinquant est de 64°C. Les déphasages mesurés en fonction de la fréquence pour le système tri-couche : acier – talc – acier sont donnés dans le tableau suivant.

Fréquence (Hz)	0,005	0,01	0,02	0,05	0,075	0,1
Déphasage (°)	0	5,26	17,26	49,61	69,11	84,64

Tableau 5.9 : Déphasages obtenus pour le talc en fonction des fréquences testées.

Après convergence de l'algorithme d'identification, les déphasages expérimentaux et ceux obtenus avec la valeur identifiée de conductivité : $k_{\text{identifié}} = 1,24 \text{ [W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}]$ sont tracés sur le même graphique (Fig. 5.12).

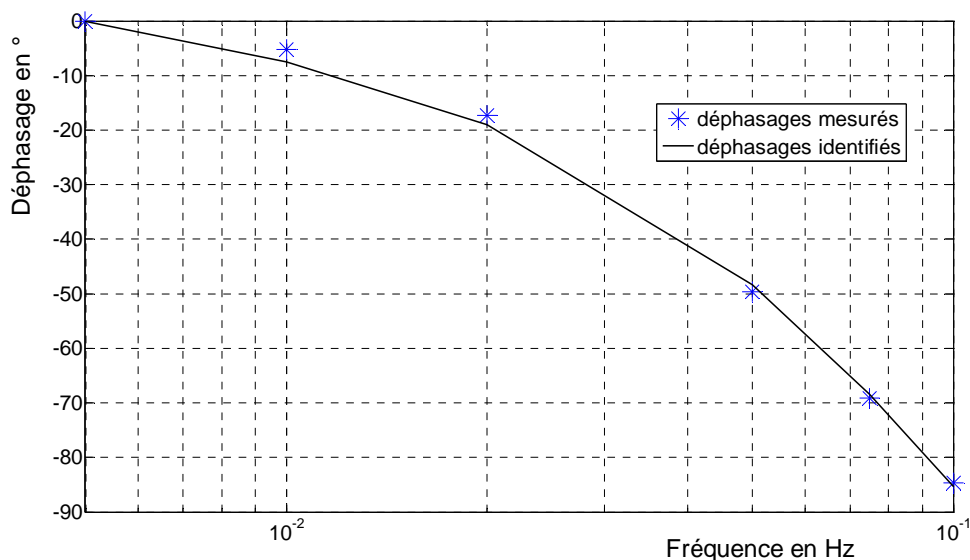


Figure 5.12 : Déphasages mesurés et identifiés sur le système tri-couche : acier-talc-acier.

Il est délicat de trouver dans la littérature la conductivité thermique du talc. Ce dernier est en effet disponible sous forme de poudre plus ou moins fine et dont les grains sont plus ou moins compactés. Il est toutefois possible de citer les valeurs données pour la Stéatite (ou encore pierre ollaire). Il s'agit d'un minéral issu de la cristallisation d'une coulée de lave, dont la

composition est + ou - 48% de magnésite, + ou - 45% de talc et + ou - 7% de chlorite. La conductivité thermique de la stéatite est de 6,4 $[\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}]$. Le talc pour sa part est une poudre (comprenant donc de l'air) et il est raisonnable de penser que sa conductivité est inférieure à celle de la stéatite.

Compte tenu des résultats précédents, le banc expérimental et la méthode d'identification ont été mis en oeuvre pour des matériaux biologiques dont la diffusivité thermique était inconnue.

5. Expertise de matériaux biologiques non connus

5.1. Etude expérimentale

Pour cette étude, quatre échantillons de matériau biologique ont été testés ; deux de 1 mm d'épaisseur (échantillons n°2 et 4) et deux de 2 mm d'épaisseur (échantillons n°1 et 3) (Fig. 5.1). Dans ces deux séries chaque échantillon est différent c'est-à-dire que les échantillons n°1 et 2 sont d'une composition différente de celle des échantillons n°3 et 4. Comme précédemment, les déphasages sont mesurés par transmission et en fonction de la fréquence. Le tableau suivant (Tableau 5.10) ainsi que la figure (Fig. 5.13) rendent compte des résultats de ces essais.

Fréquence en Hz	0,003	0,005	0,008	0,01	0,02	0,03	0,05	0,08	0,08
Echantillon 1	0	-17,1	-33,2	-42,2	-55,0	-74,2	-144,2	-226,2	
Fréquence en Hz	0,003	0,005	0,008	0,01	0,03	0,05	0,08	0,1	
Echantillon 2	0	-13,8	-26,6	-32,3	-54,7	-68,1	-100,6	-120,2	
Fréquence en Hz	0,003	0,005	0,008	0,01	0,02	0,03	0,05	0,08	0,1
Echantillon 3	0	-15,7	-29,9	-41,0	-54,0	-61,5	-68,0	-139,0	-170,5
Fréquence en Hz	0,003	0,005	0,008	0,01	0,02	0,03	0,05	0,08	0,1
Echantillon 4	0	-11,1	-21,5	-32,2	-38,3	-40,5	-46,6	-77,3	-83,3

Tableau 5.10 : Résultats de mesure pour les divers échantillons biologiques

Les résultats de l'identification sont exposés dans le paragraphe suivant.

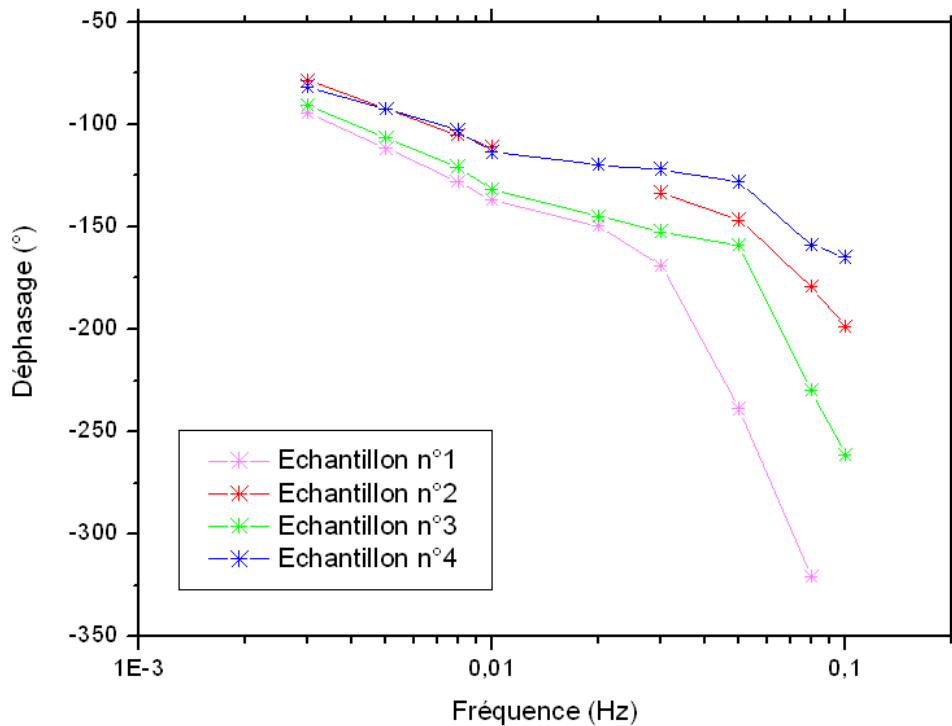


Figure 5.13 : Déphasages mesurés sur les quatre montages tri-couche : acier-matériau biologique-acier.

5.2. Résultats de l'identification numérique

Les échantillons 1 et 3 sont de natures différentes mais l'épaisseur de la cellule est identique : 2mm. Sur la figure suivante, les déphasages obtenus après convergence de l'algorithme d'identification sont exposés.

Après convergence de l'algorithme d'identification, la diffusivité thermique de l'échantillon 1 est identifiée : $\alpha_{\text{identifié},1} = 8,2 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.

De même, pour l'échantillon 3 : $\alpha_{\text{identifié},3} = 16,7 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.

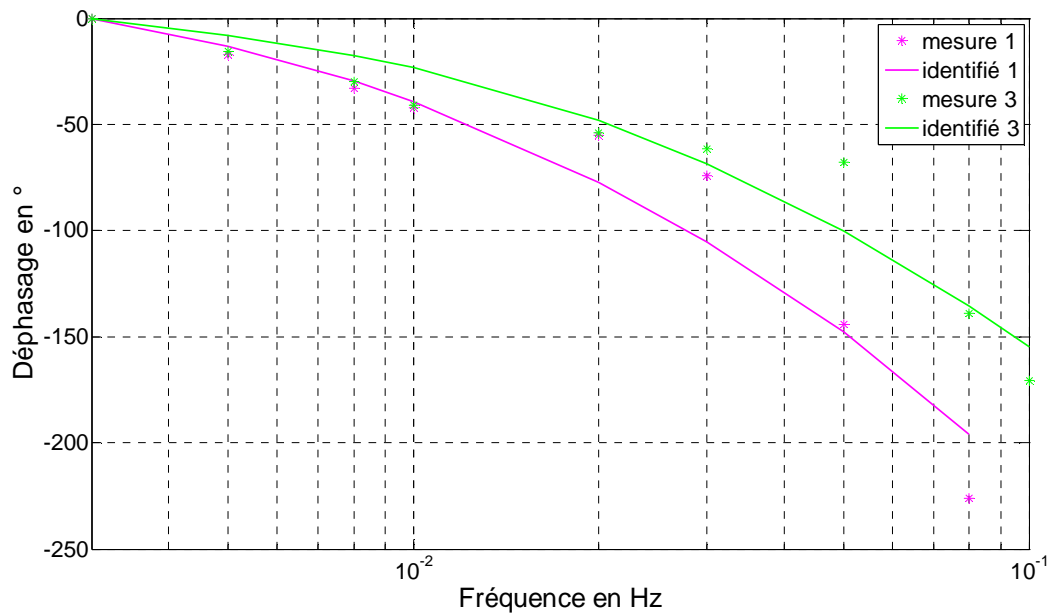


Figure 5.14 : Résultats de l'identification (échantillons 1 et 3)

Les résultats obtenus pour les échantillons 2 et 4 (épaisseur 1mm) sont présentés ci après.

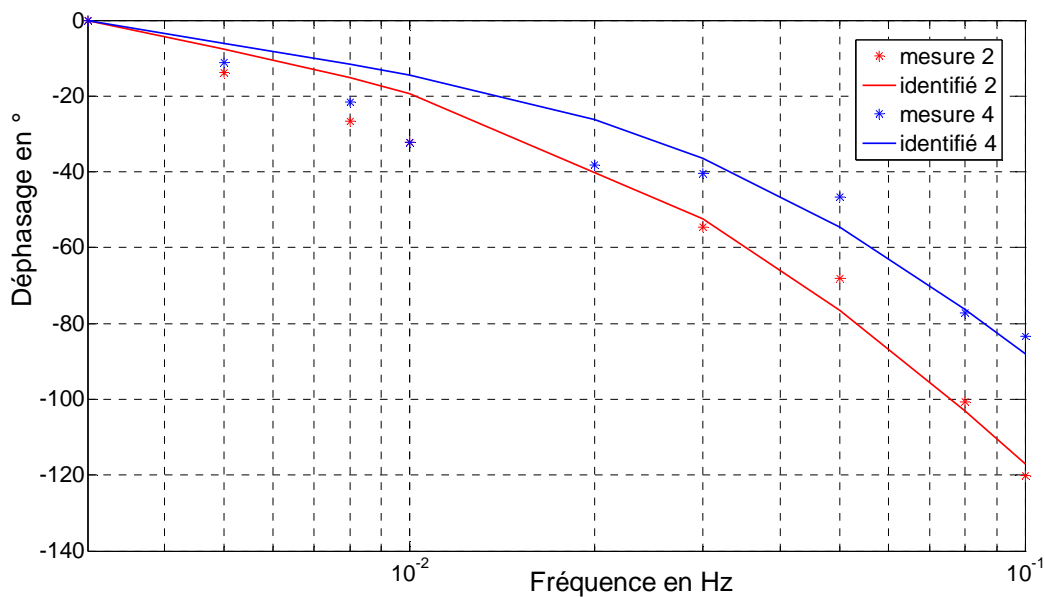


Figure 5.15 : Résultats de l'identification (échantillons 2 et 4)

Après convergence de l'algorithme d'identification, la diffusivité thermique de l'échantillon 2 est identifiée : $\alpha_{\text{identifié},2} = 9,2 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.

De même, pour l'échantillon 4 : $\alpha_{\text{identifié},4} = 15,6 \cdot 10^{-8} \text{ [m}^2 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$.

Ainsi, on vérifie bien que les matériaux 1 et 2 sont de même nature (de même que les matériaux 3 et 4). La diffusivité thermique des matériaux {1,2} est deux fois plus faible que celle des matériaux {3,4}.

6. Bilan

Dans ce chapitre, une méthodologie complète pour l'identification de la diffusivité thermique d'un matériau biologique a été présentée. L'échantillon à expertiser peut être soit pulvérulent soit liquide. Les contraintes consistant à ne pas dépasser une température maximale (pour ne pas détériorer ou modifier le matériau) ont conduit à mettre en oeuvre une méthode périodique. Celle-ci a été présentée à partir des équations de transferts thermiques en temporel et il a été montré comment l'introduction d'une "température complexe" permettait de s'affranchir de la dépendance temporelle. Une analyse de sensibilité a montré la pertinence de cette méthode pour l'identification de la diffusivité thermique tout en précisant quels autres paramètres (de nuisance) étaient à maîtriser soigneusement. Sur la base de cette étude de faisabilité un banc expérimental a été développé et mis en oeuvre. Celui-ci a conduit à des premiers résultats encourageants qui doivent encore être validés.

7. Bibliographie

- Angstrom A.J.** XVII. New method of determining the thermal conductivity of bodies. *Philosophical Magazine Series 4* 1863, **25(166)**:130-142.
- Autrique L., Perez L. and Scheer E.** On the use of periodic photothermal methods for materials diagnosis. *Sensors and Actuators B* 2009, **135(2)**:478-487.
- Beck J.V. and Arnold K.J.** Parameter estimation in engineering and science. New-York. ed. Wiley 1977.
- Cowan R.D.** Proposed method of measuring thermal diffusivity at high temperatures. *Journal of Applied Physics* 1961, **32(7)**:1363-1371.
- Gillet M.** Analyse de systèmes intumescents sous haut flux : modélisation et identification paramétrique. Thèse de Doctorat. Angers. France 2009.
- Goupy J.** Modélisation par les plans d'expériences. *Technique de l'ingénieur* 2000, **R275**:1-23.
- Goupy J.** Pratiquer les plans d'expériences. *Technique et Ingénierie. Série Conception.* ed. Dunod 2005 550p.
- Levenberg K.** A method for the solution of certain problems in least squares. *Quarterly of Applied Mathematics* 1944, **2**:164-168.
- Lormel C.** Analyse d'un système mathématique modélisant les interactions laser-peau pour la prédiction de la brûlure. Thèse de Doctorat. Perpignan. France 2005.
- Marquardt D.** An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *SIAM Journal of Applied Mathematic* 1963, **11**:431-441.
- Martinet J.** La méthode des températures complexes. in *Eléments de thermocinétique.* Tec&Doc Lavoisier 1989.
- Montgomery D.C.** Design and analysis of experiments. ed. Wiley. New-York. NY. USA. 1997.
- Perez L., Autrique L. et Lormel C.** Identification de paramètres thermiques dans le domaine des fréquences. *CIFA 2006* Bordeaux France 2006.
- Sado G. et Sado M.C.** Les plans d'expériences : de l'expérimentation à l'assurance qualité. *AFNOR Technique.* 1991, 266p.
- Schimmerling P.** Fiabilité prévisionnelle en fatigue et plans d'expériences numériques. *Revue de la SIA-Société des Ingénieurs en Automobile* 1987, **2**:88-93.

- Schimmerling P.** Comment accroître la durée de vie des soufflets de transmission avec les plans d'expériences numériques et la méthodologie Taguchi. *Revue de la SIA-Société des Ingénieurs en Automobile* 1989, 67-73.
- Serra J.J., Autrique L., Lormel C., Rodier S. and Scheer E.** Periodic heating methods for materials thermal characterisation – Part I. Eurotherm Winter School. Workshop. METTI 2005. Aussois. January 16-21 2005.
- Serra J.J. et Besson O.** Estimation de propriétés thermiques locales. *Ecole d'hiver METTI* 1999.
- Taguchi G. and Konishi S.** Taguchi methods, orthogonal arrays and linear graphs, American supplier institute Inc, Dearborn, USA, 1987.

Conclusions

Les travaux de recherche réalisés durant cette thèse au sein du laboratoire de la Direction Générale de l'Armement (Techniques Aéronautiques/Matériaux et Technologies) du site d'Odeillo font suite à diverses études menées par le Ministère de la Défense concernant la protection du combattant sur les champs de bataille. Une des parties de cette problématique est l'étude de la brûlure de la peau nue soumise aux rayonnements lasers.

Le premier volet de cette recherche pluridisciplinaire (optique, thermique, biologique, physique et mathématique) a été consacré à la physiologie de la peau et de la brûlure. En effet, l'évolution dans le domaine de la brûlure a été relativement rapide puisque l'approfondissement des connaissances cliniques et physiopathologiques a fait passer, en guère plus d'un demi-siècle, le traitement des brûlures du statut de sujet accessoire et désappointant de la chirurgie à celui de discipline à part entière. Devenue une «superspécialité», nommée « brûlologie », elle intègre des apports de nombreuses disciplines médicales et paramédicales et fait appel aux évolutions de la technologie. Malgré cela, la surface et la profondeur de la lésion, clés du diagnostic, du pronostic et du traitement à mettre en œuvre, ne relève aujourd'hui encore que de la clinique. De nouvelles techniques sont développées mais peu reçoivent les faveurs de la communauté de scientifiques. L'une de ces technologies est le diagnostic par caméra infrarouge, qui perçoit et compare l'évolution de la température des tissus lésés et non lésés. En s'appuyant sur la littérature, cette technique a été décrite et des arguments, autant en sa faveur qu'en sa défaveur, ont été avancés. Néanmoins, de nombreuses années d'étude et d'expérimentation seront nécessaires pour faire entrer un nouvel outil de diagnostic dans le monde de la « brûlologie ».

Du côté des lasers aussi, la technologie évolue. Les lasers actuellement beaucoup utilisés en dermatologie et chirurgie sont de plus en plus la source de mise en garde de la communauté médicale. En effet, mal utilisé, il entraîne bien souvent des lésions dont les évolutions sont encore mal connues. Afin d'observer les dégâts que peut entraîner ce type d'outil sur la peau, des expérimentations animales ont été réalisées. En ce qui concerne la structure de la peau, le porc est le mammifère le plus proche de l'être humain ; il s'est donc avéré être un modèle très pertinent pour l'étude de l'interaction laser-peau. A l'aide de trois lasers de longueurs d'onde différentes, plus de deux cents essais de puissances et de temps

d'exposition variables ont été réalisés. Dans les mêmes conditions de tests, il apparaît de grandes disparités de lésions entre les lasers. On peut noter que les paramètres intervenant dans le phénomène de la brûlure et décrits dans la littérature ne sont corrects que pour certains types d'essai ou de tissu et d'autre part, qu'il est impossible de maîtriser tous les paramètres physiologiques qui interviennent dans ces phénomènes. De plus, aucune étude comparant les effets de ces différentes longueurs d'onde n'est disponible dans la littérature. L'amélioration de cette étude physiologique pourrait consister en l'utilisation d'autres lasers plus ou moins surfaciques pour mieux appréhender ces résultats.

Conjointement à ces expérimentations, un modèle mathématique décrivant les transferts de chaleur dans la peau en situation de brûlure laser a été développé et validé grâce aux essais *in-vivo*. Se basant sur l'évolution de ces modèles de connaissance, s'enrichissant au cours des soixante dernières années, le modèle mathématique décrit ici prend en compte différents phénomènes physiologiques. En revanche, d'autres phénomènes comme la dégradation des tissus, les pertes de substances, les modifications cellulaires lorsque la température est supérieure à 100°C, ... sont des réactions difficiles à maîtriser et à modéliser. Néanmoins, ce modèle apparaît comme un outil de prédiction de la brûlure car il permet de connaître la lésion engendrée par une longueur d'onde particulière dans diverses conditions de temps et de puissance d'exposition. En variant l'épaisseur des tissus modélisés, il permet aussi de prédire la brûlure suivant la partie du corps choisie.

Enfin, dans le but d'améliorer encore la pertinence de ce modèle dans l'avenir, des essais concernant l'identification de matériau biologique ont été explicités dans le chapitre V. Une étude de sensibilité a permis d'identifier les paramètres qui jouent un rôle prépondérant dans l'étude notamment de la diffusivité thermique d'un matériau biologique. Une technique basée sur l'observation de la réponse d'un système soumis à une sollicitation thermique périodique a été proposée. L'identification paramétrique est alors résolue par minimisation de l'erreur de sortie (entre déphasages mesurés et simulés). Le banc expérimental développé associé à la méthode d'identification mise en oeuvre ont permis d'identifier la diffusivité thermique de deux matériaux inconnus. Afin d'améliorer la qualité des résultats, il serait nécessaire de procéder à des campagnes expérimentales supplémentaires. Néanmoins, la valeur de certains paramètres étant très variables suivant les tissus et les techniques utilisées, ce dispositif d'identification pourrait permettre d'affiner le modèle de prédiction en y ajoutant les valeurs des paramètres thermo-optiques spécifiques au tissu considéré.

A l'issue de cette étude dédiée à l'interaction entre un système optique (laser) et un tissu biologique (la peau), un modèle mathématique permettant la prédiction de la brûlure de la peau nue est disponible. Il permet également, dans une certaine mesure de s'affranchir de l'expérimentation animale. En se basant sur ce nouvel outil de simulation, une perspective dans un contexte militaire, est de prédire l'effet du rayonnement laser sur la peau vêtue d'habits de combat. Par ailleurs, il serait également pertinent de se rapprocher des disciplines médicales utilisant la technologie laser afin de confronter nos conclusions avec leurs observations. Ces échanges pourraient également permettre d'enrichir le modèle mathématique.

ANNEXE

Les courbes présentées dans les chapitres II et III présentent des oscillations en particulier avant le tir laser (température initiale (T_{init}) stable) et lors de la phase de refroidissement. La cause de ces perturbations a été étudiée.

En premier lieu, nous pouvons conclure que ce n'est pas dû à un phénomène physiologique. En effet, ces oscillations sont également présentes sur les enregistrements de température réalisée sur des matériaux inertes (couenne de porc, divers composites, ...).

En second lieu, des enregistrements de température ont été réalisés à l'aide d'un corps noir chauffé à 40°C. Quatre types d'essai ont été étudiés (fréquence de mesure : pyromètre 33 Hz, système d'acquisition (Vision XP) : 100 Hz) :

1. pyromètre [Ultrakust Thermophil INFRAplus® Type R2510-10,] seul en fonctionnement,
2. pyromètre + système de chauffe (laser 1940 nm et générateur de fonction [FG 120 Yokogawa, 2 MHz]),
3. pyromètre + système de chauffe + GSM (téléphone portable),
4. pyromètre + système de chauffe + néons (éclairage de la salle de test).

Les figures suivantes (R.1. et R.2.) montrent d'une part le spectre (atténuation⁵⁵) des perturbations électromagnétiques observées et d'autre part, l'amplitude de ces dernières en fonction du temps. Sur ces figures apparaît une cinquième courbe appelée « mesure » qui correspond aux températures cutanées mesurées lors de l'essai P215-G.

Tout d'abord, on remarque (Fig. R.1.) que les principales perturbations du signal de mesure sont de basse fréquence (entre 0,06 Hz et 0,7 Hz). Deuxièmement, on observe que le pyromètre seul génère très peu de perturbation dont l'amplitude très faible ($\pm 0,07^\circ\text{C}$) peut être négligée. Au niveau de la mesure, un pic situé entre 0,08 et 0,12 Hz semble être dû principalement aux rayonnements externes (GSM et néons) ainsi qu'au système de chauffe. Les perturbations de fréquences 0,16 et 0,24 Hz sont imputables aux rayonnements électromagnétiques émis par le système d'éclairage, celles de 0,18 Hz proviennent des systèmes GSM. Afin de limiter ces perturbations, il serait nécessaire d'éliminer les systèmes GSM et les systèmes d'éclairage (néons). Dans notre cas, il semble difficile de se passer de ce dernier. D'autre part, les perturbations engendrées par le laser ne peuvent également pas être éliminées. De plus, ces perturbations varient selon le type de système utilisé (oscillations

⁵⁵ **Atténuation** : réduction de l'amplitude et de l'énergie d'un signal à travers le milieu qu'il traverse.

de fréquences différentes suivant les essais réalisés avec le laser de 808, 1940 et 10 600 nm). Néanmoins, au vue de leur faible amplitude ($< 1,5$ C) (Fig. R.2.), les mesures expérimentales ne peuvent en être affectées.

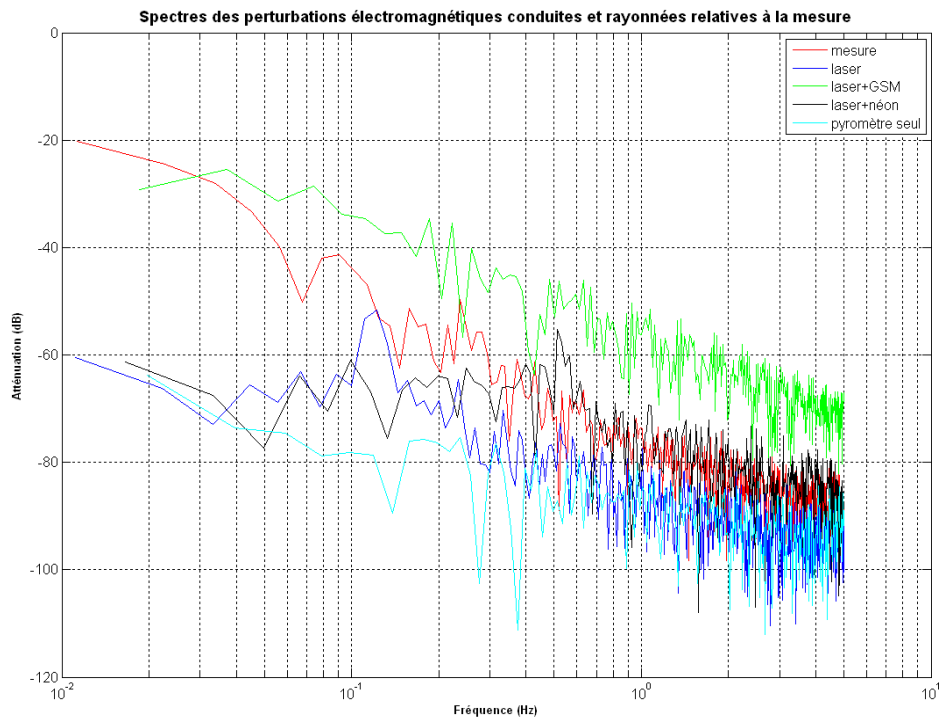


Figure A.1 : Atténuation des perturbations électromagnétiques conduites (systèmes de mesure et de chauffe) et rayonnées (perturbations environnementales : GSM et néons) relatives à la mesure, en fonction de leur fréquence.

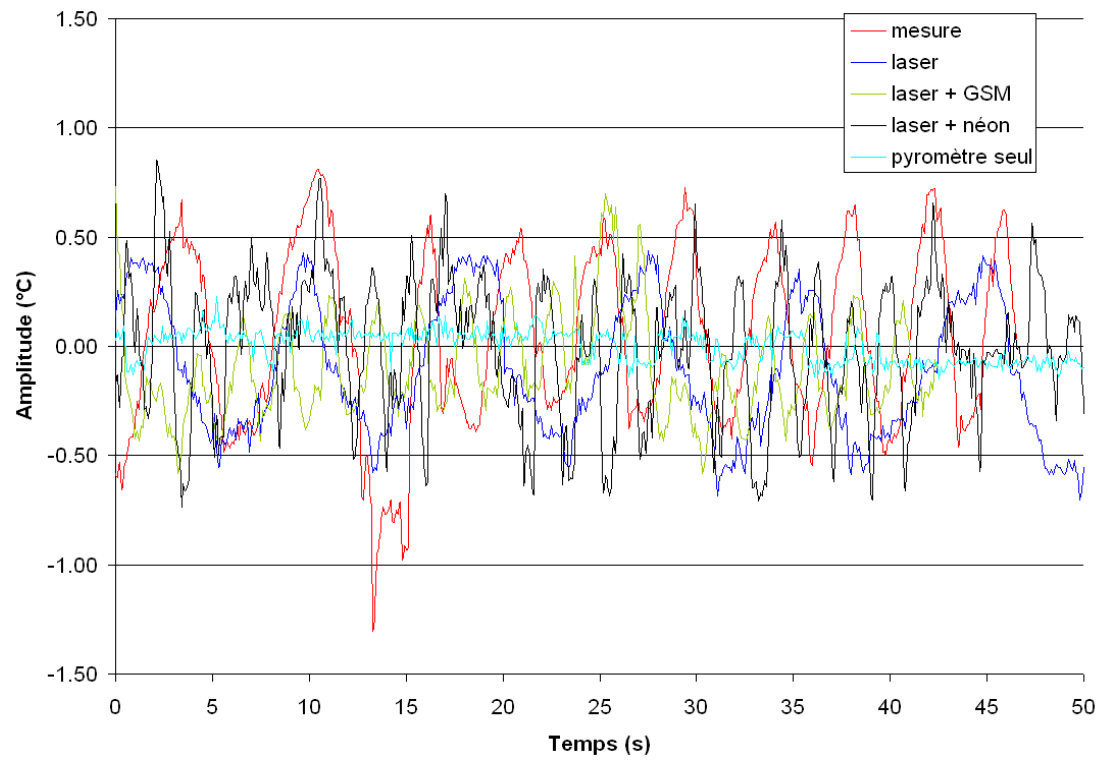


Figure A.2 : Amplitude des oscillations en fonction du temps.

Expertise biothermique de matériaux soumis à des rayonnements infrarouges intenses – De l'identification paramétrique à l'évaluation des risques de brûlure.

Résumé

Face à l'émergence de la technologie laser sur les champs de bataille, la protection du combattant face à de potentielles agressions thermiques doit être assurée. Le contexte de cette étude, supportée par le ministère de la Défense, concerne principalement les interactions laser-peau (nue) et plus particulièrement la lésion qui peut en résulter : la brûlure. Afin d'observer les effets d'une telle agression sur ce matériau biologique, un modèle animal (le porc, dont la peau est très similaire à celle de l'Homme) est étudié selon trois longueurs d'onde. Se basant sur des études antérieures réalisées dans notre laboratoire ainsi que sur des recherches bibliographiques et considérant les résultats obtenus *in-vivo*, un modèle mathématique simulant les transferts de chaleur dans la peau soumise à des rayonnements lasers infrarouges est développé. Sa validation, à l'aide des expérimentations, permet de prédire les lésions que pourraient engendrer divers types d'agressions lasers sur le bras, le visage et sur la paume de la main. En complément, une étude est menée afin d'identifier un des paramètres clés de la modélisation : la diffusivité thermique d'un matériau biologique. Pour ce faire, considérant le cadre des méthodes périodiques, une analyse de sensibilité est effectuée pour désigner les paramètres dont les incertitudes influencent particulièrement les résultats et pour concevoir de manière optimale un banc expérimental dédié à l'identification. Enfin, les comparaisons, entre les résultats obtenus expérimentalement (avec les différents lasers) et ceux simulés, sont discutées et les perspectives de ces recherches sont présentées.

Mots clefs : brûlures par lasers, modèle mathématique, simulations, expérimentations *in-vivo*, identification paramétrique.

Biological and thermal investigations of materials submitted to intense infrared radiations - From parametric identification to burn evaluation

Abstract

Laser-based technologies are more and more common on battlefield and individual protection facing such thermal aggressions is a crucial requirement. Therefore, this study supported by the French Ministry of Defence is mainly focused on laser-skin interactions and potential lesions (burns). In order to investigate this aggression effect on biological material, an animal model (pig whose skin is quite similar to Human skin) has been exposed to three wavelengths. Then, considering experimental results (*in-vivo* tests) and previous studies (performed in our research institute) as well as bibliographic researches, a mathematical model dedicated to heat transfers in skin exposed to infrared laser radiations has been developed. Once validated (with the help of experimentations), this simulation tool is used as a predictive one in order to estimate the amount of injury induced by several types of laser aggressions on the arm, the face and on the palm of the hand. Moreover, identification of a key parameter for thermal behaviour (biological material thermal diffusivity), has been investigated. In the periodic method context, a sensitivity analysis is performed in order to develop an efficient experimental bench. Finally, comparisons between experimental results and simulation are discussed and outlooks are presented.