

Identification paramétrique d'un multicouche biologique par méthode périodique en réflexion

NATHANAELLE MUSEUX¹, CORINE LORMEL², LAETITIA PEREZ³, LAURENT AUTRIQUE⁴

¹Délégation Générale pour l'Armement (DGA/DET/CEP/LOT/EHF)
10 rue des fours solaires, Odeillo, B.P.59 - 66121 Font-Romeu - France

²CETHIL / Ampère Université Claude Bernard de Lyon (UCBL)
Bat Sadi Carnot, 9 rue de physique 69621 VILLEURBANNE Cedex - FRANCE

³Laboratoire de Thermocinétique de Nantes, UMR 6607
rue Christian Pauc, BP50609, 44306 Nantes cedex 3 - FRANCE

⁴LISA-ISTIA
62 avenue Notre-Dame du lac, 49000 Angers - FRANCE

nathanaelle.museux@gmail.com

Résumé — Afin de déterminer les risques de brûlures invalidantes et d'optimiser les dispositifs de protection de l'individu soumis à une agression laser, il est nécessaire de développer un modèle mathématique. Cet outil prédictif doit permettre d'estimer l'élévation de température dans les couches cutanées. Dans un tel contexte, la détermination des paramètres clés régissant les transferts thermiques est une étape essentielle. Une difficulté majeure réside en ce que les diffusivités thermiques de l'épiderme et du derme sont mal connues. L'identification *in vivo* de ces paramètres impose de nombreuses contraintes afin d'éviter tout traumatisme dans les tissus. Les méthodes périodiques sont alors particulièrement adaptées car elles permettent d'obtenir un ensemble d'informations pertinentes par des mesures non intrusives en réflexion qui ne sollicitent que faiblement les couches cutanées.

Mots clés — méthode périodique, analyse de sensibilité, diffusivités thermiques, sciences du vivant.

I. INTRODUCTION

Face à la prolifération des appareils utilisant la technologie laser sur le champ de bataille, il est nécessaire d'évaluer les risques humains encourus tant au niveau de l'œil qu'à celui de la peau. Considérant que les risques oculaires ont été plus souvent étudiés par le passé [1], cette communication porte sur les interactions laser/peau.

La démarche préliminaire à toute optimisation de la protection est le développement d'un modèle mathématique permettant d'estimer les risques de brûlures cutanées [2]. L'incertitude sur l'endommagement ainsi prédit dépend de la confiance que l'on peut avoir dans les paramètres d'entrées des modèles (l'un décrivant l'évolution spatio-temporelle de la température, l'autre en déduisant la brûlure).

Une étude de sensibilité précédente a montré qu'il était crucial de connaître avec précision la diffusivité thermique des deux couches supérieures de la peau (épiderme, derme) [3]. Pour ce faire, des moyens d'expertise spécifiques à la configuration de la peau sont développés. Sur la base d'études de sensibilités [4], l'ensemble de la procédure expérimentale doit être optimisé afin d'obtenir des observations qui ne soient pas dépendantes de paramètres de nuisances (comme par exemple les propriétés thermophysiques supposées connues ou encore des perturbations non contrôlées). On peut se référer à [5].

Les diffusivités thermiques des deux couches supérieures de la peau étant différentes, il est nécessaire d'établir un protocole expérimental adapté. Pour ce faire, on considère un modèle mathématique permettant de déterminer la température complexe.

La résolution du système d'équations aux dérivées partielles non linéaires à l'aide d'une méthode d'éléments finis (Comsol[®]), permet d'estimer le module et le déphasage de l'onde thermique générée par un chauffage périodique par laser [6]. La comparaison entre déphasages simulés et déphasages déduits des observations conduit alors à la mesure de la diffusivité.

Cette communication s'organise comme suit. La structure du matériau biologique à expertiser est présentée dans le paragraphe suivant. On s'attache en particulier aux interactions entre laser et tissus biologiques constituant la peau humaine. Dans le troisième paragraphe, le banc de mesure est exposé (principe de la méthode, spécifications techniques et campagne de validation). La stratégie d'identification permettant d'identifier successivement la diffusivité de l'épiderme puis celle du derme est développée dans le quatrième paragraphe. Une brève conclusion rappelle les résultats principaux de cette étude et permet de dresser quelques perspectives.

II. PHYSIOLOGIE DE LA PEAU HUMAINE ET INTERACTION LASER-TISSU

A. Physiologie

La peau est un organe complexe [7] composé de 3 types de tissus distincts disposés en couches stratifiées : l'épiderme, le derme et l'hypoderme (Figure 1).

- L'épiderme est la couche la plus externe de la peau et son épaisseur varie de 0.05 mm au niveau des paupières à 1.5 mm au niveau des mains et des pieds. Ce tissu permet une protection mécanique et thermique des organes vis-à-vis de l'extérieur.
- Le derme est la couche localisée immédiatement en dessous de l'épiderme. Ce tissu sert de support aux vaisseaux sanguins et aux nerfs. Son épaisseur est de 2 mm en moyenne mais varie de 0.5 mm pour les paupières à 5 mm en bas du dos.

- L'hypoderme est la couche la plus profonde et est composé essentiellement de cellules adipeuses (graisse). Ce tissu relie la peau aux structures sous-jacentes et lui permet de bouger et de s'étirer pour s'adapter aux mouvements de ces structures. En raison de sa composition, il peut absorber les chocs et isoler les tissus plus profonds de l'organisme en les protégeant contre les pertes de chaleur. Son épaisseur peut atteindre 3 cm au niveau de l'abdomen.

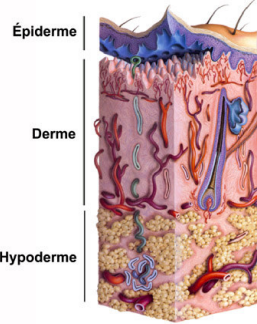


Figure 1 : Représentation schématique des différentes couches de la peau

B. Interaction laser-tissu

La propagation de l'onde laser à travers les 3 tissus est influencée par les phénomènes d'absorption et de diffusion qui dépendent de la longueur d'onde du laser.

En fonction de celle-ci, des structures cutanées particulières appelées chromophores, sont touchées. Les chromophores sont différents d'un tissu à un autre et cette hétérogénéité doit être considérée. Cependant il existe des comportements laser-tissu fondamentaux :

- Dans le domaine de ultraviolet (UV), pour des longueurs d'onde inférieures à 300 nm, deux chromophores (hémoglobine et mélanine) influencent de façon importante l'absorption des radiations et diminuent la profondeur de pénétration à 10 μm .
- Pour des longueurs d'ondes supérieures à 2 μm , l'eau qui compose les tissus absorbe le rayonnement infrarouge (IR) et limite son absorption à 10 μm .
- La diffusion des rayons UV et IR est limitée à quelques cellules et par conséquent peut être négligée.
- Enfin, les comportements de la peau dans l'UV proche et le visible sont assez différents. L'absorption du rayonnement par les éléments de la peau est plus faible et diminue de l'UV au proche IR. La diffusion est le principal facteur limitant la profondeur de pénétration des radiations dans les tissus.

Dans le paragraphe suivant, le banc permettant d'identifier la diffusivité thermique de l'épiderme et celle du derme est présenté. Ces deux paramètres sont essentiels pour estimer l'augmentation de la température occasionnée par un laser (à une longueur d'onde spécifique) [2]. Il sera alors possible de prédire le degré de brûlure [8] et de mettre en place des protections adéquates.

III. BANC D'IDENTIFICATION DE LA DIFFUSIVITE : METHODE PERIODIQUE

A. Principe de la méthode et schéma du banc

Le montage expérimental présenté ci-après permet d'identifier la diffusivité thermique d'échantillons multicouches. Il est basé sur le principe des méthodes périodiques dont le principe global est le suivant [9], [10], [11] :

- L'échantillon à étudier est chauffé par une source périodique. L'objectif étant de mesurer les propriétés de la peau *in vivo*, la mesure se fait sur la face de l'échantillon soumise au flux (Figure 2).

On mesure les conséquences de ce chauffage au sein du matériau étudié en termes de module et déphasage entre l'excitation et le traceur thermique utilisé (Figure 3).

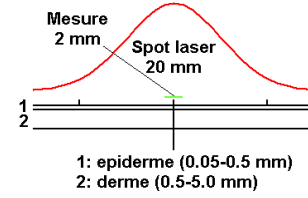


Figure 2 : Principe de la méthode périodique en réflexion

- En parallèle du banc de mesure est développé un modèle mathématique décrivant le comportement thermique de l'échantillon soumis à l'excitation périodique.

Pour ce faire, on définit une température complexe \tilde{T} qui permet de s'affranchir du paramètre temporel en régime établi. \tilde{T} s'écrit sous la forme : $\tilde{T}(z) = M(z)e^{j\varphi(z)}$ et contient les informations sur $M(z)$ l'amplitude des oscillations à la profondeur z et $\varphi(z)$ le déphasage de l'onde thermique par rapport à l'excitation périodique (considéré comme référence).

Cette température est calculée en résolvant le système d'équations suivant qui décrit le transfert dans le multicouche semi-transparent, chaque couche étant considérée comme isotrope.

$$\Delta \tilde{T}(z) - \frac{j\omega}{\alpha_i} \tilde{T}(z) = \frac{\Phi_i}{\lambda_i} \beta_i e^{-\beta_i z} \quad \forall z \in]0, L[\quad (1)$$

$$-\lambda_E \frac{\partial \tilde{T}(z)}{\partial z} = -h \tilde{T}(z) \quad z = 0 \quad (2)$$

$$-\lambda_H \frac{\partial \tilde{T}(z)}{\partial z} = h_H \tilde{T}(z) \quad z = L \quad (3)$$

$$\left. \begin{aligned} -\lambda_E \frac{\partial \tilde{T}(z^E)}{\partial z} &= -\lambda_D \frac{\partial \tilde{T}(z^D)}{\partial z} \\ \tilde{T}(z^E) &= \tilde{T}(z^D) \end{aligned} \right\} z \in \Gamma_{E \leftrightarrow D} \quad (4)$$

$$\left. \begin{aligned} -\lambda_D \frac{\partial \tilde{T}(z^D)}{\partial z} &= -\lambda_H \frac{\partial \tilde{T}(z^H)}{\partial z} \\ \tilde{T}(z^D) &= \tilde{T}(z^H) \end{aligned} \right\} z \in \Gamma_{D \leftrightarrow H} \quad (5)$$

Les notations utilisées pour les équations précédentes sont précisées dans la nomenclature proposée à la suite de la conclusion. Notons que la troisième équation qui correspond à la condition aux limites en face arrière ($z = L$ face non exposée au laser) représente un échange par convection avec l'extérieur. Il ne s'agit donc pas des conditions *in vivo*, mais d'une configuration où un échantillon biologique fin est testé.

La résolution de ce système d'équations aux dérivées partielles non linéaires à l'aide d'une méthode d'éléments finis (Comsol[®]), permet d'estimer \tilde{T} et donc le module et le déphasage de l'onde thermique générée par un chauffage périodique par laser.

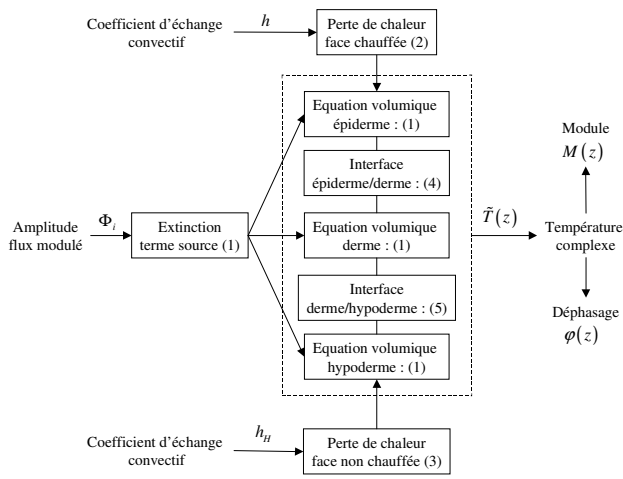


Figure 3 : Récapitulatif des équations du modèle

- Disposant de mesures du déphasage et d'un modèle prédictif, la procédure d'identification est basée sur la minimisation de la norme quadratique de l'erreur de sortie du modèle. La minimisation du critère est obtenue via l'algorithme de Levenberg Marquardt. On procède ainsi à l'identification des paramètres inconnus : diffusivité thermique de l'épiderme et du derme.

B. Spécifications techniques

Ce paragraphe décrit les éléments constitutifs ainsi que les spécificités du banc de mesure qui sera employé pour l'identification des propriétés thermiques de l'épiderme et du derme. L'objectif étant de faire des mesures non intrusives sur la peau *in vivo*, le traceur utilisé est le rayonnement infrarouge émis par la peau suite à l'excitation. Le schéma de principe ainsi qu'une photographie du montage sont présentés sur les Figures 4 et 5.

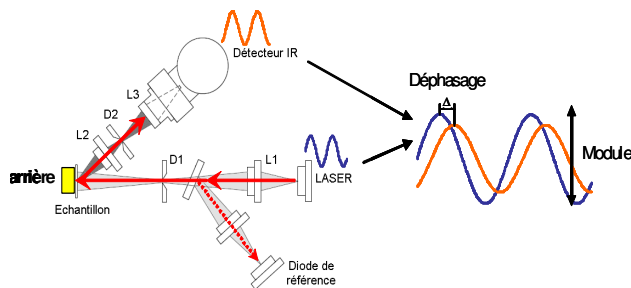


Figure 4 : Principe du banc de mesure (méthode périodique)

L'excitation périodique est assurée par un laser fibré (1940 nm, 3 W maximum), dont l'alimentation est pilotée par le générateur de fonction. Cette longueur d'onde a été choisie pour assurer une absorption quasi-surfacique. Afin de limiter le bruit environnant, le faisceau modulé (focalisé via une lentille qui permet de régler la surface excitée à environ 20 mm de diamètre) passe par un diaphragme réfrigéré. Pour s'assurer de travailler en configuration monodimensionnelle, un système optique imageur constitué de deux lentilles est utilisé pour limiter le champ à celui du détecteur infrarouge HgCdTe utilisé dans la mesure. Une diode reliée à un amplificateur à détection synchrone permet de récolter le signal qui sert de référence pour mesurer le déphasage du signal infrarouge. Le fonctionnement du système (pilotage et acquisition) a été automatisé à l'aide du logiciel LabView®. Une campagne de validation de ce banc expérimental a été réalisée.

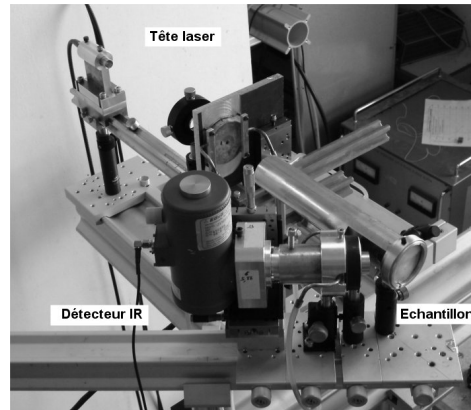


Figure 5 : Photographie du banc de mesure

C. Validation de la démarche sur matériau de référence

Afin de pouvoir valider l'algorithme d'identification ainsi que le banc expérimental, des mesures de déphasage ont été réalisées sur un matériau isolant semi-transparent de référence. Il s'agit d'une plaque fine de Téflon, d'épaisseur $1.2 \cdot 10^{-3}$ m et de diffusivité connue $\alpha_{mi}=1.08 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$. Sur la figure 5, sont présentés les déphasages mesurés (o) et les déphasages obtenus par simulation après convergence de l'algorithme d'identification (en trait continu). Différentes initialisations de l'algorithme d'identification ont été considérées avec des valeurs de diffusivité comprises entre 10^{-4} et 10^{-6} . Quelle que soit l'initialisation de l'algorithme, la valeur identifiée après convergence de l'algorithme est de $\alpha=9.73 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ soit moins de 10 % d'erreur relative avec la valeur exacte. Compte tenu de l'ordre de grandeur de la caractéristique thermique à identifier, on peut noter que cette incertitude est satisfaisante.

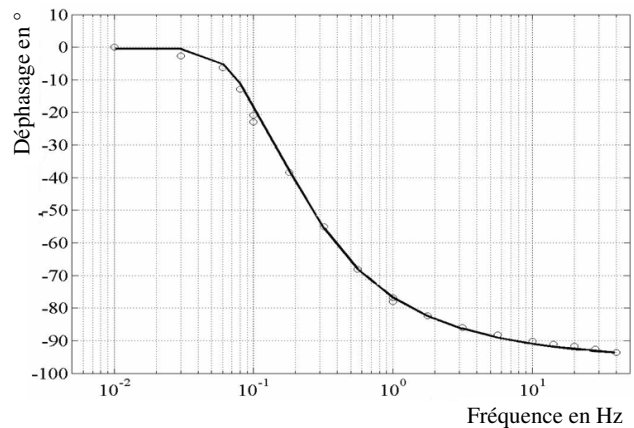


Figure 6 : Déphasages obtenus avec le Téflon

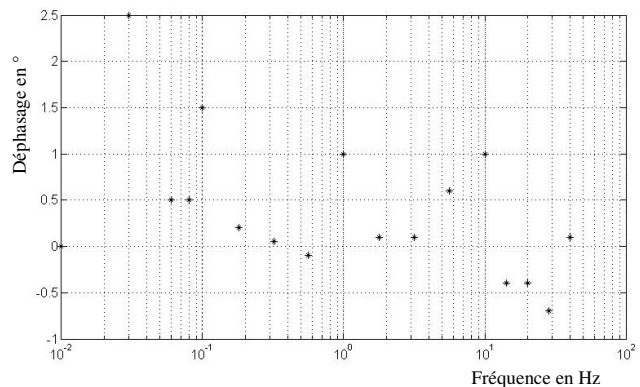


Figure 7 : Résidus obtenus avec le Téflon

IV. PROCEDURE SEQUENTIELLE POUR L'ESTIMATION DE LA DIFFUSIVITE DES COUCHES

A. Analyse de sensibilité

Afin d'identifier les domaines fréquentiels permettant une identification séquentielle de la diffusivité thermique de l'épiderme puis celle du derme, une étude de sensibilité à été menée. L'étude a été menée en faisant varier les diffusivités des différentes couches de la peau de $\pm 10\%$ autour de la valeur répertoriée dans le tableau ci-dessous (Tableau 1). Les valeurs sont établies à partir de moyenne de valeurs obtenues dans la littérature (voir la bibliographie de [1], [2], [3] et [7] par exemple).

	épiderme	derme	hypoderme
épaisseur [m]	10^{-4}	$9 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-3}$
diffusivité [m^2s^{-1}]	$5.8 \cdot 10^{-8}$	$1.16 \cdot 10^{-7}$	$6.6 \cdot 10^{-8}$

Tableau 1 : Epaisseurs et diffusivités moyenne des couches cutanées selon la littérature

Les données du tableau 1, même si elles présentent une relative dispersion dans la littérature, permettent toutefois de connaître le comportement global de chacune des couches. On note en particulier la grande disparité de la structure de l'épiderme et du derme. Cette connaissance "a priori", permet en particulier de s'assurer que les gammes de fréquences choisies initialement pour la sollicitation périodique sont adaptées au paramètre à identifier. Toutefois, elles ne permettent pas de s'affranchir d'une procédure itérative qui, une fois la diffusivité thermique identifiée pourrait conduire à un recalibrage des fréquences.

Les fonctions de sensibilité sont définies comme la variation de l'observable provoquée par la variation du paramètre considéré. Afin de comparer ces fonctions entre elles, on définit la fonction de sensibilité réduite de l'observable (ici le déphasage φ) par rapport au paramètre p_i , comme :

$$F_{p_i}^* = p_i \frac{\partial \varphi}{\partial p_i}$$

Il est évident que pour identifier le paramètre p_i dans de bonnes conditions il faut que $|F_{p_i}^*|$ soit le plus grand possible (en particulier supérieur au bruit de mesure). Si p_j est un paramètre de nuisance, les observations doivent être réalisées dans une configuration où $|F_{p_i}^*| \gg |F_{p_j}^*|$. De plus, pour identifier un couple de paramètres inconnus, il faudra s'assurer qu'il n'y a pas de combinaison linéaire entre les fonctions de sensibilités réduites respectives afin de dissocier l'effet des deux paramètres.

Pour calculer les fonctions de sensibilité réduite, le modèle permettant de calculer la température complexe (paragraphe III.A, équations (1)-(5)) a été mis en œuvre. L'observable est le déphasage φ (argument de la température complexe \tilde{T}). On a considéré comme parfaitement maîtrisé les échanges convectifs (h et h_H) ainsi que le flux Φ_i .

Les paramètres de nuisance pris en compte dans la figure 8 sont les coefficients d'extinctions β_i de l'épiderme et du derme ainsi que les épaisseurs de chacune de ces couches.

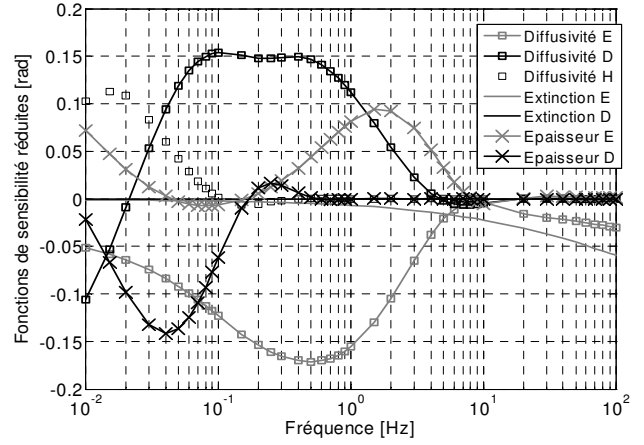


Figure 8 : Fonctions de sensibilité réduites

L'étude de sensibilité montre que, si la diffusivité du derme α_D est inconnue, il est nécessaire de travailler à des fréquences supérieures à 10 Hz pour identifier correctement la diffusivité de l'épiderme α_E . Ces fréquences correspondent à la fréquence f limite en dessous de laquelle la longueur de

diffusion $\mu_E = \sqrt{\frac{\alpha_E}{\pi f}}$ dépasserait le tiers de l'épaisseur de l'épiderme. On considère généralement qu'à une distance égale à 3μ , l'amplitude de l'onde thermique est atténuée d'environ 95%. Lorsque la diffusivité de l'épiderme est connue, il est possible d'identifier la diffusivité du derme, pour cela il est nécessaire de travailler à des fréquences comprises entre 0.3 Hz et 10 Hz environ.

Cette procédure séquentielle est justifiée par les conclusions suivantes :

- à haute fréquence ($f > 10\text{Hz}$) seule la diffusivité de l'épiderme est identifiable,
- à basse fréquence ($0.3 \text{ Hz} < f < 10 \text{ Hz}$), on ne pourrait dissocier l'effet de la diffusivité du derme de celui de l'épiderme,
- à très basse fréquence, outre des difficultés de mise en oeuvre expérimentale, l'effet des paramètres de nuisances peut devenir réducteur

Cette étude de sensibilité a été complétée par des procédures d'identifications en imposant en première étape, des valeurs initiales inexactes pour la diffusivité du derme et de l'hypoderme et en s'assurant que le programme parvient à identifier la diffusivité de l'épiderme. En seconde étape, la valeur exacte de la diffusivité de l'épiderme est une donnée et une valeur initiale inexacte pour l'hypoderme est considérée afin de s'assurer de la convergence de l'algorithme.

B. Etude de l'épiderme

En considérant les données d'entrées listées précédemment, le programme direct fournit les valeurs de déphasages de référence que l'on considérera comme des mesures (simulées). En imposant une valeur de diffusivité dans le derme égale à $\alpha_D = 1.16 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ soit 100 fois supérieure à la valeur moyenne de la littérature, on obtient les résultats répertoriés dans le tableau suivant (Tableau 2).

Les résultats sont en accord avec ceux de l'étude de sensibilité. Si l'on considère des gammes de fréquences pour lesquelles la valeur basse est inférieure à 10 Hz, l'algorithme de minimisation ne converge pas vers la valeur correcte (égale à $\alpha_E = 5.8 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$).

Gamme de fréquence en Hz	[1;100]	[2;100]	[5;100]	[7;100]
Diffusivité identifiée α_E ; $\times 10^{-8}$ [$m^2.s^{-1}$]	ne converge pas	2.68	4.14	4.31
Erreur en %		53.8	28.6	25.7

Gamme de fréquence en Hz	[9;100]	[10;100]	[20;100]	[30;100]
Diffusivité identifiée α_E ; $\times 10^{-8}$ [$m^2.s^{-1}$]	4.83	5.21	5.73	5.73
Erreur en %	16.7	10.2	1.2	1.2

Tableau 2 : Identification de la diffusivité de l'épiderme α_E selon la plage de fréquence d'excitation

L'erreur sur la diffusivité identifiée devient supérieure à 10%, que l'on peut considérer comme étant de l'ordre de grandeur de l'erreur de mesure.

C. Etude du derme

En imposant une valeur de diffusivité connue dans l'épiderme (égale à $\alpha_E = 5.8 \cdot 10^{-8} m^2.s^{-1}$) et des valeurs inexactes pour celle du derme ($\alpha_D = 1.16 \cdot 10^{-5} m^2.s^{-1}$) et de l'hypoderme ($\alpha_H = 6.6 \cdot 10^{-6} m^2.s^{-1}$) soit 100 fois supérieures aux valeurs de référence indiquées au tableau 1, on obtient les résultats répertoriés dans le tableau suivant (Tableau 3).

Gamme de fréquence en Hz	[0.01;10]	[0.03;10]	[0.04;10]	[0.08;10]
Diffusivité identifiée α_D ; $\times 10^{-7}$ [$m^2.s^{-1}$]	0.67	0.89	1.03	1.14
Erreur en %	42.2	23.3	11.2	1.7

Gamme de fréquence en Hz	[0.15;10]	[0.3;10]	[0.5;10]
Diffusivité identifiée α_D ; $\times 10^{-7}$ [$m^2.s^{-1}$]	1.18	1.16	1.16
Erreur en %	1.7	0.3	0.3

Tableau 3 : Identification de la diffusivité du derme α_D selon la plage de fréquence d'excitation

Les résultats de cette analyse montrent la possibilité d'identifier la diffusivité du derme (la valeur exacte est égale à $\alpha_D = 1.16 \cdot 10^{-7} m^2.s^{-1}$) à partir de gammes de fréquences dont la valeur basse est supérieure à 0.05 Hz. En dessous de ce seuil, l'hypoderme est excité thermiquement et des imprécisions sur sa diffusivité thermique sont rédhibitoires pour l'identification de la diffusivité du derme.

V. CONCLUSION

Dans cette communication, il est montré comment procéder pour identifier la diffusivité thermique de chacune des deux couches supérieures de la peau. En commençant par des hautes

fréquences, seul l'épiderme (dont l'épaisseur est faible devant celle du derme) est sollicité. On établit ainsi qu'il est nécessaire de s'assurer que la plage de fréquences permet d'obtenir des longueurs de diffusion inférieures au tiers de l'épaisseur de l'épiderme. Une fois l'épiderme caractérisé thermiquement, on peut alors diminuer la fréquence afin de solliciter le derme (en évitant toutefois des élévations de températures dans l'hypoderme). Cette procédure sera prochainement mise en œuvre sur des échantillons biologiques et sur des modèles animaux.

Une des difficultés rencontrées lors de l'utilisation de ces échantillons biologiques sera de trouver un compromis entre le signal et la puissance de chauffe afin d'obtenir un signal exploitable, d'amplitude suffisante sans dénaturer l'échantillon par une température de chauffe trop élevée. On considère en général qu'à partir de 40°C des modifications structurelles interviennent.

Les perspectives considérées à la suite de cette étude concernent l'estimation garantie de la diffusivité thermique de l'épiderme et du derme en considérant les techniques ensemblistes qui se développent dans le domaine de la thermique [12] et du génie biomédical [13].

Nomenclature

h	coefficient de pertes par convection, $W.m^{-2}.K^{-1}$
z	variable spatiale (profondeur), m
L	épaisseur de la peau, m
M	amplitude des oscillations, K
T	température, K

Indices et exposants

D	derme
E	épiderme
H	hypoderme

Symboles grecs

α	diffusivité thermique, $m^2.s^{-1}$
β	coefficient d'extinction, m^{-1}
λ	conductivité, $W.m^{-1}.K^{-1}$
φ	déphasage, $^\circ$
μ	longueur de diffusion, m
Γ	interface
Φ_i	flux à la surface de la couche, $W.m^{-2}$

VI. REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient l'ensemble des personnels techniques du site de la DGA Font-Romeu, pour leurs diverses expertises concernant le banc de caractérisation présenté dans cette communication.

VII. REFERENCES

- [1] Till S.J., Milson P.K., A new model for laser-induced Thermal damage in the retina, *Bulletin of mathematical Biology*, 65, 731-746, 2003.
- [2] 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, décembre 2005.
- [3] Autrique L., Lormel C., Numerical design of experiment for sensitivity analysis – application to skin burn injury prediction, *IEEE transaction in Biomedical Engineering*, 55-4, 1279-1290, 2008.

- [4] Satelli A., Tarantola S., Campolongo F., Ratto M., *Sensitivity analysis in practice: a guide to assessing scientific model*, Editions Wiley, New York, 2004.
- [5] Walter E., Pronzato L., *Identification of parametric models from experimental datas*, Springer-Verlag, Berlin, Germany, pp. 413, 1997.
- [6] Lormel C., Autrique L., Rodier S., Hernandez E., Identification par méthode périodique : principe & modélisation, *5ème colloque sur l'enseignement des technologies et des sciences de l'information et des systèmes, CETISIS 2005*, Nancy 25-27 octobre 2005.
- [7] Alberts B., Johnson A., Lewis J., Raff M., Roberts K., Walter P., *Molecular biology of the cell*, ed. Garland Science fourth, 1259-1264, 2002.
- [8] Lawton B., Cooper G., *Prediction of skin burn severity*, Journal of Defence Science, 1-3, 396-405, 1996.
- [9] Gurevich Y.G., Logvinov G.N., De la Cruz G.G., Lopez G.E., Physics of thermal waves in homogeneous and inhomogeneous (two-layer) samples, *International Journal of thermal sciences*, 42, 63-69, 2003.
- [10] Pintelon R., Schoukens J., *System identification : a frequency domain approach*, IEEE Press and John Wiley, 2001.
- [11] Salazar A., Sanchez-Lavega A., Terron J.M., Effective thermal diffusivity of layered materials measured by modulated photothermal techniques, *J. Appl. Phys.*, 84-6, 3031-3041, 1998.
- [12] Braems I., Ramdani N., Kieffer M., Jaulin L., Walter E., Candau Y., Guaranteed characterization of thermal conductivity and diffusivity in presence of model uncertainty, *Inverse Problems in Science and Engineering*, 15-8, 895-910, 2007.
- [13] Bastogne T., Mezieres-Wantz S., Ramdani N., Vallois P., Barberi-Heyob M., Identification of Pharmacokinetics Models in the presence of Timing Noise, *European Journal of Control*, 14-2, 149-157, 2008.
- [13] Walter E., Pronzato L., *Identification of parametric models from experimental datas*, Springer-Verlag, Berlin, Germany, pp. 413, 1997.