

De la faisabilité d'une méthode périodique en réflexion pour une identification paramétrique d'un multicouche biologique

Nathanaelle MUSEUX¹, Corine LORMEL², Laetitia PEREZ^{3*}, Laurent AUTRIQUE⁴, Jean-Jacques SERRA¹

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

²CETHIL / Ampère

INSA de Lyon 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

* (auteur correspondant : laetitia.perez@univ-nantes.fr)

⁴Laboratoire de Mécanique et Ingénieries,
Campus de Clermont-Ferrand - Les Cézeaux, BP 265, 63175 AUBIÈRE Cedex - FRANCE

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.

Nomenclature

h	coefficient de pertes par convection, $W.m^{-2}.K^{-1}$	<i>Symboles grecs</i>	
z	variable spatiale (profondeur)	α	diffusivité thermique, $m^2.s^{-1}$
L	épaisseur de la peau, m	β	coefficient d'extinction, m^{-1}
M	amplitude des oscillations, K	λ	conductivité, $W.m^{-1}.K^{-1}$
T	température, K	φ	déphasage, $^{\circ}$
<i>Indices et exposants</i>		μ	longueur de diffusion, m
D	derme	Γ	interface
E	épiderme	Φ_i	flux à la surface de la couche, $W.m^{-2}$
H	hypoderme		

1. 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. La diffusivité thermique des deux couches supérieures de la peau étant différentes, il est nécessaire d'établir un protocole expérimental adapté. Les méthodes photothermiques à excitation périodique ont déjà été appliquées à l'étude de constituants biologiques [5]. Dans le cas qui nous préoccupe, on considère un modèle mathématique dont la structure a été préalablement validée permettant de déterminer la température complexe. On peut ainsi estimer en surface de la peau, le déphasage et le module de l'onde thermique générée par un chauffage périodique par laser [6].

2. Banc d'identification de la diffusivité par méthode périodique

2.1. 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 [7] :

- L'échantillon à étudier est chauffé par une source périodique. 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. L'objectif final étant de mesurer les propriétés de la peau in vivo, la mesure se fait sur la face de l'échantillon soumise au flux (figure 1).
- 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 et $\varphi(z)$ le déphasage de l'onde thermique par rapport à l'excitation périodique. Cette température est calculée en résolvant le système d'équations (1) à (7) qui décrit le transfert dans le multicouche semi-transparent, chaque couche étant considérée comme isotrope. Notons qu'il s'agit, dans l'expérience décrite, d'un simulant de peau décollé du substrat et échangeant en face arrière.

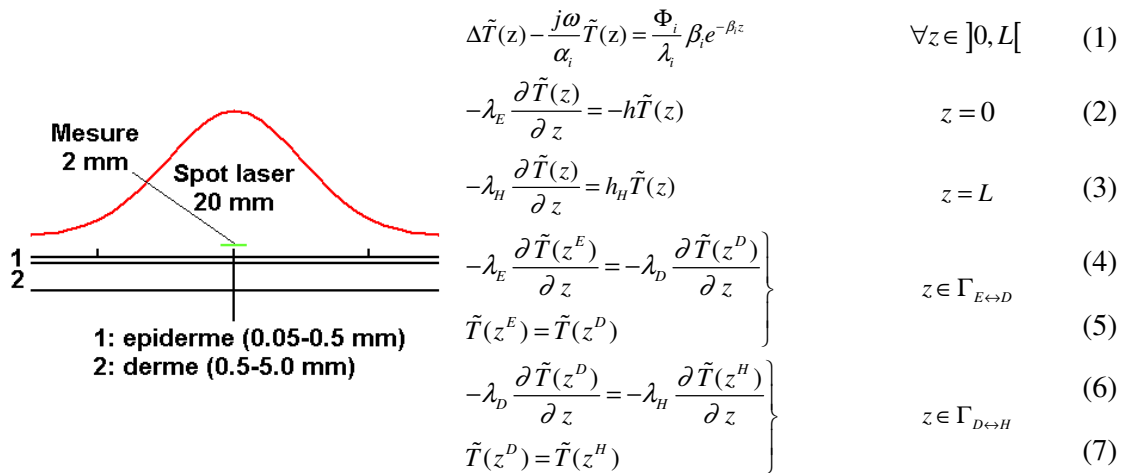


Figure 1. Principe de la méthode périodique en réflexion

Système d'équation

- En considérant un estimateur au sens des moindres carrés, une procédure d'identification basée sur la minimisation par l'algorithme de Levenberg Marquardt de l'écart quadratique entre le déphasage simulé et le déphasage mesuré on identifie les paramètres inconnus dont la diffusivité thermique de l'épiderme et du derme.

2.2. Spécifications techniques

Dans ce paragraphe, 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 sont présentés. L'objectif étant de faire des mesures non intrusives sur la peau in vivo, le traceur utilisé est le rayonnement infra-rouge émis par la peau suite à l'excitation. Le schéma de principe ainsi qu'une photographie du montage sont présentés sur le graphique suivant.

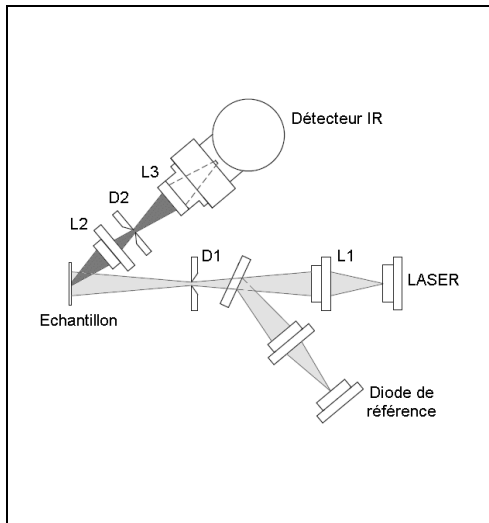


Figure 2. Principe du banc de mesure

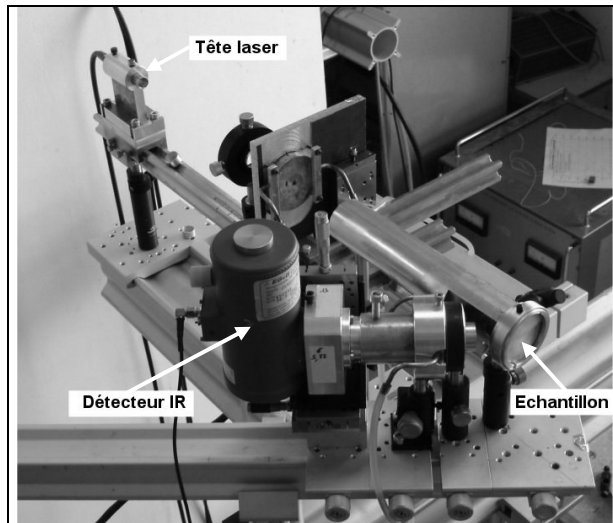


Figure 3. Illustration du banc en cours de conception

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®.

2.3. Validation de la démarche sur matériau de référence

Afin de pouvoir valider le banc expérimental ainsi que l'algorithme d'identification, des mesures de déphasage ont été réalisées sur un matériau semi-transparent de référence. Il s'agit d'une plaque fine de Téflon, d'épaisseur 1.2×10^{-3} m et de diffusivité connue $\alpha_{ini} = 1.08 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Différentes initialisations de l'algorithme d'identification ont été réalisées 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 est de $\alpha=9.73 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ soit moins de 10 % d'erreur relative avec la valeur exacte.

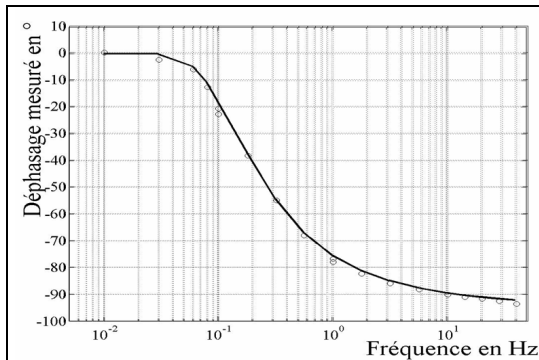


Figure 4. Déphasages obtenus avec le Téflon (o=mesures, trait continu=modèle)

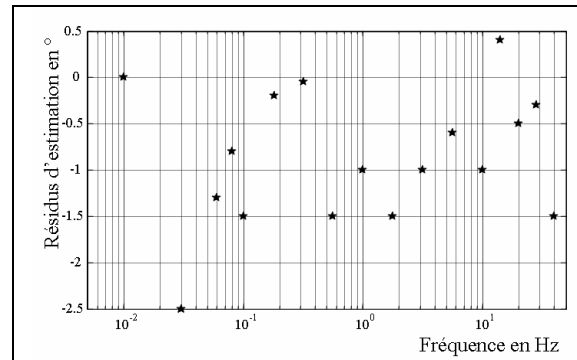


Figure 5. Résidus (écart mesure-modèle) obtenus avec le Téflon.

3. Procédure séquentielle pour l'estimation de la diffusivité des couches

3.1. 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 des coefficients de sensibilité à été menée en considérant comme connus les paramètres de nuisance. 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. Les valeurs ci dessous sont établies à partir de moyenne de valeurs obtenues dans la littérature (voir la bibliographie de [1], [2], [3] et [8] par exemple).

	Epiderme	Derme	Hypoderme
Epaisseur [m]	10^{-4}	9.10^{-4}	2.10^{-3}
Diffusivité [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$]	$5.8 \cdot 10^{-8}$	$1.16 \cdot 10^{-7}$	$6.6 \cdot 10^{-8}$

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

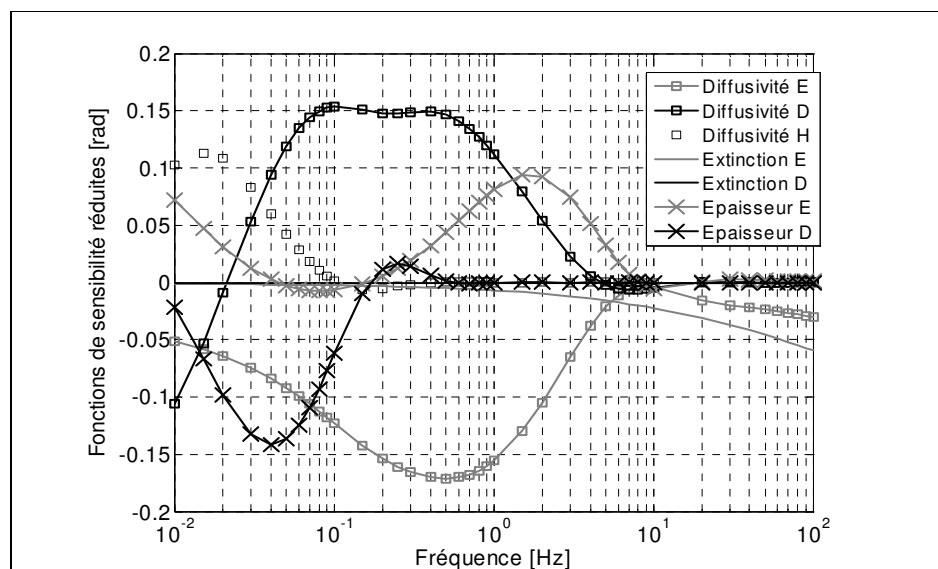


Figure 6. Fonctions de sensibilité réduites

L'étude de sensibilité montre que, si on ne connaît pas la diffusivité du derme α_D , il est nécessaire de travailler à des fréquences supérieures à 20 Hz pour identifier correctement la diffusivité de l'épiderme α_E . Ces fréquences correspondent à la fréquence 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 étude de sensibilité a été complétée par des procédures d'identifications en imposant en première étape, des valeurs initiales inexacts 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.

3.2. 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 $\alpha_D = 1.16 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ soit 100 fois supérieure à la valeur moyenne de la littérature, on obtient les résultats répertoriés dans le tableau suivant.

Gamme de fréquence en Hz	1-100	2-100	5-100	7-100	9-100	10-100	20-100	30-100
Diffusivité identifiée α_E [$\times 10^{-8} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$]	ne converge pas	2.68	4.14	4.31	4.83	5.21	5.73	5.73
Erreur [%]		53.8	28.6	25.7	16.7	10.2	1.2	1.2

Tableau 2. Identifiabilité de la diffusivité de l'épiderme α_E selon la plage de fréquence d'excitation

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 $\alpha_E = 5.8 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$). L'erreur sur la diffusivité identifiée devient supérieure à 10%, que l'on peut considérer comme une estimation de l'erreur de mesure.

3.3. Etude du derme

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

Gamme de fréquence en Hz	0.01 - 10	0.03 - 10	0.04 - 10	0.08 - 10	0.15 - 10	0.3-10	0.5-10
Diffusivité identifiée α_D [$\times 10^{-7} m^2.s^{-1}$]	0.67	0.89	1.03	1.14	1.18	1.16	1.16
Erreur [%]	42.2	23.3	11.2	1.7	1.7	0.3	0.3

Tableau 3. Identifiabilité de la diffusivité du derme 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.

4. Conclusion

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

Références

- [1] S.J. Till, P.K. Milson, A new model for laser-induced Thermal damage in the retina, *Bulletin of mathematical Biology*, 65, (2003), 731-746.
- [2] C. Lormel, L. Autrique, B. Claudet, Mathematical modelling of skin behavior during a laser radiation exposure, *2nd European survivaility workshop*, Noordwijk, Pays Bas, mars 2004.
- [3] L. Autrique, C. Lormel, Numerical design of experiment for sensitivity analysis – application to skin burn injury prediction, à paraître en 2008 dans *IEEE transaction in Biomedical Engineering*.
- [4] A. Satelli, S. Tarantola, F. Campolongo, M. Ratto, *Sensitivity analysis in practice: a guide to assessing scientific model*, Editions Wiley, New York, 2004.
- [5] J.S. Antoniow, M. Egée, *Méthode photothermique pour l'étude de la sédimentation du sang*, Actes du congrès SFT (1995), 498-503
- [6] C. Lormel, L. Autrique, S. Rodier, E. Hernandez, 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] Y.G. Gurevich, G.N. Logvinov, G.G. de la Cruz, G.E. Lopez, Physics of thermal waves in homogeneous and inhomogeneous (two-layer) samples, *International Journal of thermal sciences*, 42, (2003), 63-69.
- [8] B. Alberts, A. Johnson, J. Lewis, M. Raff, K. Roberts, P. Walter, *Molecular biology of the cell*, Editions Garland Science fourth, (2002), 1259-1264.

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.