

# Etude expérimentale et numérique de la diffusion de la chaleur dans la peau : influence de la circulation sanguine

D. RATOVOSON, V. HUON, F. JOURDAN

Laboratoire de Mécanique et Génie Civil, Université Montpellier 2/CNRS UMR 5508, Place Eugène Bataillon, CC 048, F-34095 Montpellier Cedex 5, France

## Résumé :

*Agir rapidement sur des brûlures corporelles, pour éviter la propagation des lésions due à la diffusion de la chaleur est un des objectifs à long terme de cette étude.*

*Afin de mieux comprendre le comportement thermomécanique de la peau et de son environnement direct sous l'action de fortes variations thermiques, nous présentons une étude expérimentale et numérique.*

*La démarche expérimentale, proposée dans cet article, consiste à poser une barre d'acier cylindrique préalablement refroidie sur la peau d'un avant-bras humain et de mesurer l'évolution de la température à l'aide d'une caméra infrarouge. Expérimentalement, nous avons constaté très nettement l'influence de la circulation sanguine dans les veines sur la diffusion de la température. Ces mesures expérimentales ont permis de construire un modèle numérique de la peau et de son environnement direct. Ce modèle bidimensionnel multicouches utilise l'équation de Pennes pour modéliser les tissus et l'équation de la chaleur dans un fluide, pour modéliser le comportement du sang. Les propriétés des matériaux sont tirées de la littérature et validées par notre expérimentation. Le modèle numérique permet de retrouver les mesures expérimentales, mais aussi d'accéder à la vitesse du sang dans les veines.*

## Abstract :

*To act quickly on body burns, to avoid the propagation of the lesions due to the diffusion of heat is one of the long-term objectives of this study.*

*In order to better understand the thermomechanical behavior of the skin and its direct environment under the action of strong thermal variations, we present an experimental and numerical study.*

*The experimental step, suggested in this article, consists to put a cylindrical steel bar cooled on the skin of a human forearm and to measure the change of the temperature using an infra-red camera. We noted very clearly the influence of blood circulation in the veins on the diffusion of the temperature. These experimental measurements made allow to build a numerical model of the skin and its direct vicinity. This two-dimensional multi-layer model uses the equation of Pennes to model biological tissue and the equation of heat in a fluid, to model blood.*

*The properties of materials coming from the literature are validated by our experimentation. The numerical model is able to simulate the experimental observations, but also to estimate blood speed in the veins.*

**Mots clés :** propriétés thermomécaniques, peau, transfert de chaleur, thermographie infrarouge, calculs par différences finies

## 1 Introduction

Dans cette étude, nous cherchons à mettre en évidence, de manière quantitative, certains effets de la circulation sanguine sur la diffusion de la température. A la manière des études menées par [1] et [2], nous utilisons une caméra infrarouge pour mesurer l'évolution de la température de la partie superficielle de la peau d'un avant-bras humain. La thermographie infrarouge est une technique non destructive qui permet d'accéder très précisément à la température de surface. L'originalité de notre étude est que nous faisons varier la circulation sanguine en utilisant les effets de la pesanteur. Cette approche permet de quantifier les variations de températures dues à la vitesse de circulation du sang.

Mais, ce que nous cherchons aussi, c'est de mettre au point un modèle numérique de la peau. Un modèle qui puisse rendre compte des phénomènes observés et qui puisse être prédictif. Dans ce domaine le modèle le plus souvent utilisé est celui de Pennes, proposé en 1948 [3]. Ce dernier, souvent critiqué pour son caractère trop simplifié, fût enrichi par Wulff [4] et Klinger [5], puis revu par Chen et Holmes [6]. Ce modèle met en évidence les failles du modèle de Pennes en tenant compte du caractère directionnel du flux sanguin et en incorporant l'aspect convectif du transfert de chaleur par flux sanguin. Ce modèle est plus représentatif de la réalité que celui de Pennes mais il comporte des termes qui se révèlent inaccessibles. Pour cette raison nous feront le

choix d'utiliser le modèle de Pennes. C'est aussi le choix qui a été fait dans les travaux récents de [7] et [8]. Nos travaux se distinguent de ces derniers par la prise en compte de la circulation sanguine et permettent de modéliser la diffusion de la chaleur autour des veines.

Dans cet article, nous présentons la description des expériences. Nous y détaillons le protocole d'expérimentation et le matériel utilisé. Les résultats obtenus avec la caméra infrarouge sont comparés entre eux.

Ensuite, nous développons notre modèle thermomécanique multicouches et détaillons la méthode de résolution. Nous analysons les résultats des simulations numériques et comparons les résultats de l'expérimentation aux calculs numériques.

## 2 Description des expériences

### 2.1 Protocole expérimental

L'expérimentation réalisée a pour objectif de mesurer l'évolution de la température in vivo de la peau sur l'avant-bras. Nous avons utilisé une barre d'acier cylindrique préalablement refroidie au congélateur. Nous avons posé cette barre sur l'avant-bras d'une femme âgée de 28 ans et mesuré l'évolution de la température avec une caméra infrarouge. Lors des mesures, la température de la salle d'expérimentation a été maintenue à 20°C. La caméra est située à environ 50 cm de la scène observée. La barre est posée sur la peau et les mesures sont concentrées sur une surface de (6x10) cm<sup>2</sup>. Le cylindre d'acier réfrigéré, de rayon 1 cm, est posé pendant 40 secondes à la surface de la peau puis est retiré. Au même instant débute l'enregistrement de la caméra thermique pour une durée de 90 secondes. L'avant-bras doit être immobilisé pour obtenir des résultats exploitables. Deux positions de l'avant-bras ont été traitées : une position horizontale et une position verticale. Le but est de quantifier l'influence de la circulation sanguine sur le transfert de chaleur.

Pour l'analyse, on repère les parties contenant des veines. On s'attend à un réchauffement plus rapide dans ces zones.

### 2.2 Présentation des résultats pour la position horizontale de l'avant-bras

Nous avons sélectionné quelques points sur l'image pour l'analyse. Certains points sont situés sous le cylindre (3, 4 et 5) et d'autres à l'extérieur (1, 2, 6 et 7).

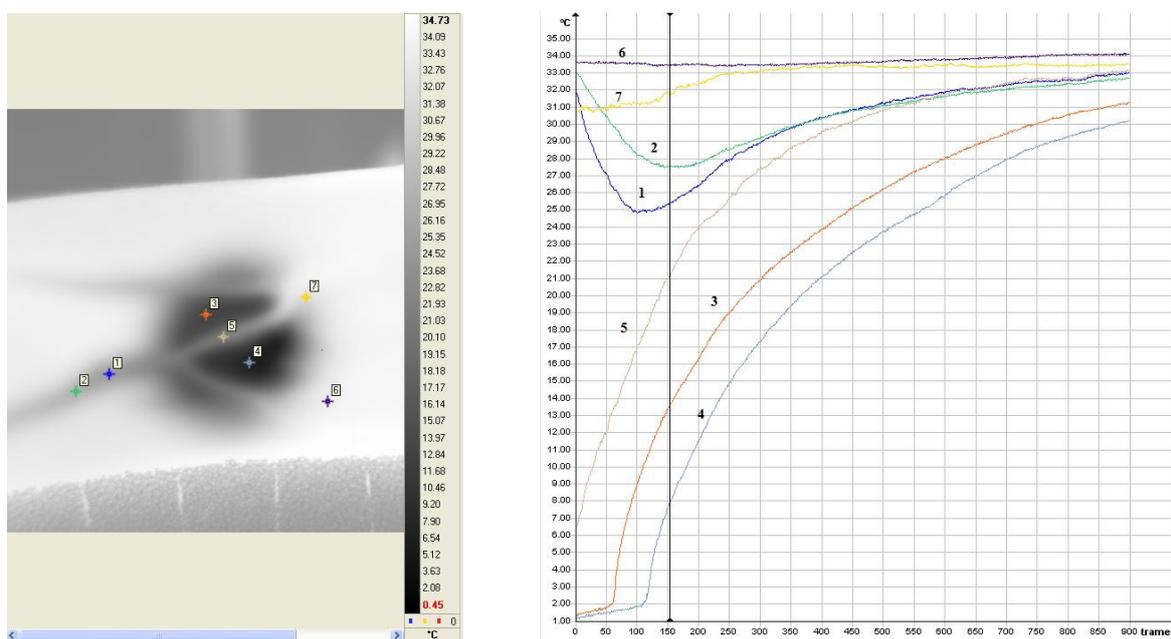


FIGURE 1 – Localisation des points de contrôle (à gauche) et température aux points de contrôle en fonction du temps (1 trame = 0,1 s) (à droite)

Les points 1 et 2 sont situés sur le passage d'une veine. La température descend rapidement jusqu'à 27°C et reprend la température d'équilibre. Ceci montre l'influence du sang veineux pour la diffusion de température. Les points 3 et 4 sont situés sous le cylindre et sans le passage d'une veine. Leur température remonte normalement en fonction du temps. Le point n°5 se trouve sous le cylindre et sur le passage d'une veine. Sa courbe a la même allure que celles des points 3 et 4 mais avec une température initiale plus élevée que celles des points 3 et 4. Le point 6 se trouve à l'extérieur du cylindre. Il y a peu de variation de température. Le point 7 se trouve en périphérie du cylindre et sous le passage d'une veine. Sa température varie comme les celles des points 1 et 2, mais de manière plus modérée.

### 2.3 Comparaison des résultats entre position horizontale et position verticale

Afin de comparer les vitesses de réchauffement, les mesures de température, relatives aux positions verticale et horizontale, sont relevées (figure 2) au même point de contrôle situé au centre de la zone refroidie (point 5 de la figure 1).

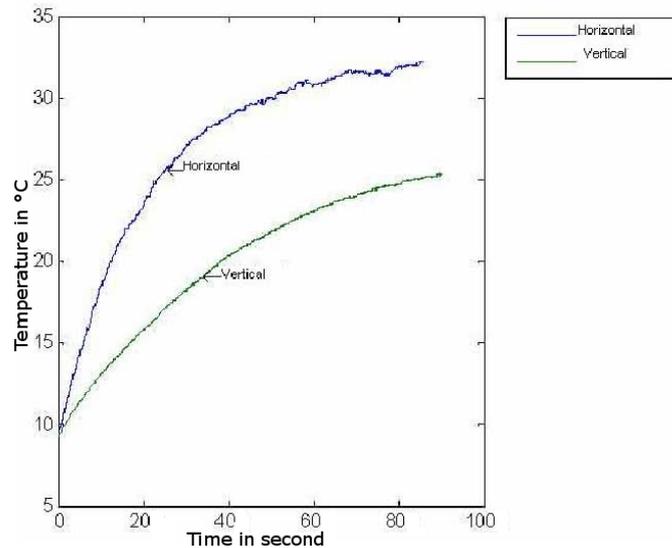


FIGURE 2 – Temperature des points de contrôle sous le cylindre : positions horizontale et verticale

On constate sur la figure 2 que la peau se réchauffe plus vite dans la position horizontale.

Cette campagne d'essais a permis de montrer, de manière quantitative, l'influence de la circulation sanguine sur le comportement thermique de la peau. Nous allons nous servir de ces résultats pour mettre au point un modèle numérique prédictif.

### 3 Modélisation

Le modèle que nous proposons dans ce papier est un modèle multicouches bidimensionnel dans lequel les veines sont considérées comme des milieux continus fluides. L'épiderme, le derme et l'hypoderme sont considérés comme des milieux continus solides dans lesquels l'évolution de la chaleur est pilotée par l'équation de Pennes.

- Pour modéliser le comportement du sang, nous présentons les équations régissant le transfert de chaleur dans un milieu continu fluide. On note  $\underline{U} = (u_1, u_2, u_3)$  le vecteur vitesse d'une particule  $P$  de position  $(x_1, x_2, x_3)$  à l'instant  $t$ . On note  $T$  la température. En supposant que la vitesse du sang est constante et de direction  $x_1$ , le transfert de chaleur dans un fluide homogène incompressible est piloté par l'équation aux dérivées partielles suivante

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - k \Delta T + \rho C U_1 \cdot \nabla T = r \quad (1)$$

où  $\rho$  est la masse volumique ( $\text{Kg.m}^{-3}$ ),  $C$  est la chaleur spécifique ( $\text{J.Kg}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ ),  $k$  est la conductivité thermique ( $\text{W.m}^{-1}.\text{°C}^{-1}$ ) et  $r$  est la source de chaleur ( $\text{W.m}^{-3}$ ).

- La première équation biothermique a été développée par Pennes en 1948 [3]. Il y a deux mécanismes caractérisant les transferts de chaleur dans les organismes vivants : le flux sanguin et le métabolisme.

Avant toute étude, il faut déterminer l'échelle à laquelle on souhaite définir la distribution de chaleur, à cause de la diversité en taille du réseau sanguin. Le modèle de Pennes s'avère le plus efficace dans une échelle allant du millimètre à quelques centimètres [9]. Pennes a fait l'hypothèse, que dans un volume d'étude donné, le transfert de chaleur  $q_p$ , entre le sang et le tissu, est proportionnel à la différence de température entre le sang artériel (entrant dans le volume d'étude) et le sang veineux (sortant).

$$q_p = w(\rho C)_b (T_a - T_v) \quad (2)$$

L'indice  $b$  est réservé aux coefficients matériaux du sang. Le coefficient de proportionnalité  $w$  est appelé taux de perfusion. Pour relier la température du sang veineux  $T_v$  aux températures du sang artériel  $T_a$  et du tissu  $T_t$ , Pennes a introduit un coefficient  $k'$ .

$$T_v = T_t + k'(T_a - T_t) \quad (3)$$

Pour  $k' = 0$ , l'équilibrage thermique est complet, le sang sort du tissu à la température  $T_t$ .

Pour  $k' = 1$ , il n'y a pas de variation de température du sang passant dans le volume d'étude (le sang sort du tissu à la température artérielle).

Le métabolisme est aussi inclus dans l'équation biothermique comme une distribution de source d'énergie  $Q_{met}$ . L'équation biothermique générale obtenue avec l'équilibre d'énergie pour un volume de tissu, le flux sanguin et le métabolisme est donnée par :

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - k \Delta T = w \rho_b C_b (T_a - T_v) + Q_{met} \quad (4)$$

où  $k$  est la conductivité thermique du tissu.

### 3.1 Hypothèses de modélisation

Le modèle est composé de 3 couches que sont : l'épiderme, le derme et l'hypoderme. Entre les couches du derme et de l'hypoderme, on crée la circulation du sang avec un matériau ayant une vitesse de transport. A ce matériau, nous lui avons donné les propriétés du sang (voir Figure 3).

Pour la résolution du problème, les hypothèses suivantes sont faites :

- Le problème est traité en 2D.
- Seulement deux couches (derme et hypoderme) sont prises en compte. L'épiderme est négligé à cause de sa faible épaisseur. Nous choisissons de modéliser le transfert de chaleur dans les tissus par l'équation de Pennes.
- $k'$  est choisi nul, de sorte que  $T_v = T$ .
- La génération de puissance interne métabolique  $Q_{met}$  est supposée constante dans le derme et l'hypoderme.
- Nous considérons un modèle de 30 cm de longueur et 3 mm d'épaisseur (voir figure 3).
- Les propriétés des matériaux sont rassemblées dans le tableau 1.

n° de sous-domaine	Couches	Epaisseur (m)	Chaleur spécifique $C$ (J.Kg <sup>-1</sup> .°C <sup>-1</sup> )	Conductivité thermique $k$ (W.m <sup>-1</sup> .°C <sup>-1</sup> )	Densité $\rho$ (Kg.m <sup>-3</sup> )	Taux de Perfusion $w$ (s <sup>-1</sup> )
0	épiderme	0,08.10 <sup>-3</sup>	3590	0,24	1200	0
1	derme	0,002	3300	0,45	1200	0,00125
2	sang	0,001*	3770	0,45	1060	0
3	hypoderme	0,004	6500	0,69	2000	0,0025

TABLE 1 – Propriétés des matériaux [10], 0.001\* : l'épaisseur des veines peut varier de 1 à 3 mm

### 3.2 Conditions aux limites et initiales

On considère une température initiale de 33°C pour tout le modèle. Le calcul est effectué avec un calcul transitoire qui considère deux étapes.

- Etape 1 (durée 40s) : On impose une température  $T=35^\circ\text{C}$  sur la partie inférieure de l'hypoderme et à l'entrée de la veine (à gauche de la figure 3). Sur une zone de 2cm de la partie supérieure du derme, la température est imposée à 1°C pour modéliser l'action de la barre. Le reste de la partie supérieure du derme est soumis à une condition de convection. (voir figure 3)

Pour la convection, on utilise la loi de Fourier où  $h$  est le coefficient de convection. Nous avons choisi  $h = 7 \text{ W.m}^{-2}.\text{C}^{-1}$ .

- Etape 2 (durée 90s) : On impose les mêmes conditions aux limites qu'à l'étape 1, mais en remplaçant l'action de la barre par une condition de convection avec l'air. Ainsi, toute la partie supérieure du derme est soumise à de la convection.

## 4 Méthode numérique

Pour chaque couche  $\alpha = 1, 2, 3$  (derme, sang, hypoderme).

On considère l'équation générale suivante :

$$\frac{\partial T}{\partial t} - \frac{k_\alpha}{\rho_\alpha C_\alpha} \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial x_2^2} \right) + U^\alpha \frac{\partial T}{\partial x_1} - w_\alpha \frac{\rho_2 C_2}{\rho_\alpha C_\alpha} (T_a - T) - \frac{Q_{met}^\alpha}{\rho_\alpha C_\alpha} = 0 \quad (5)$$

Pour  $\alpha = 1$  et 3 on considère que la vitesse de transport est nulle  $U^\alpha = 0$ . D'autre part, pour le sang, la génération de puissance métabolique et le taux de perfusion n'ont pas de sens. Ils sont donc pris nuls :  $Q_{met}^2 = 0$  et  $w_2 = 0$ .

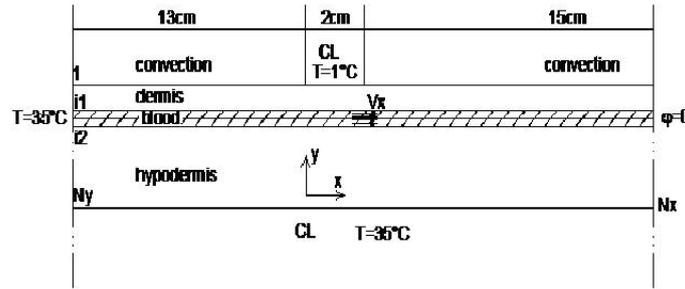


FIGURE 3 – Conditions aux limites : Etape 1

La liaison entre les couches est assurée par la continuité du flux de chaleur.

Pour la résolution numérique de l'équation de la chaleur (5) du matériau multicouche, nous choisissons la méthode des différences finies et nous adoptons une approche explicite : la méthode des différences finies centrées. On note  $n$  l'incrément de temps et  $i, j$  ceux d'espace.  $\Delta t$  est le pas de temps,  $\Delta x_1$  le pas suivant  $x_1$  et  $\Delta x_2$  celui suivant  $x_2$ . On pose

$$\mu_\alpha = \frac{k_\alpha}{\rho_\alpha C_\alpha}, \quad \nu_\alpha = w \frac{\rho_2 C_2}{\rho_\alpha C_\alpha}, \quad q_\alpha = \frac{Q_{met}^\alpha}{\rho_\alpha C_\alpha}$$

et l'équation (5) discrétisée s'écrit :

$$T_{i,j}^{n+1} = T_{i,j}^n + \mu_\alpha \Delta t \left( \frac{T_{i+1,j}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i-1,j}^n}{\Delta x_1} + \frac{T_{i,j+1}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i,j-1}^n}{\Delta x_2} \right) - U^\alpha \Delta t \frac{T_{i,j}^n - T_{i-1,j}^n}{\Delta x_1} + \nu_\alpha \Delta t (T_{i,j}^{an} - T_{i,j}^n) + q_\alpha \Delta t \quad (6)$$

## 5 Comparaison des résultats expérimentaux et numériques

Pour comparer les résultats, nous avons choisi 3 points de contrôle. Les trois points sont situés sous le passage d'une veine (voir figure 4). Le premier point est à l'extérieur de la zone refroidie, en aval de l'écoulement du sang. Le deuxième point se trouve sous la zone refroidie et le troisième point est à l'extérieur de cette zone, mais en amont de l'écoulement du sang.

Les calculs ont été réalisés avec  $\Delta t = 0.25$  s,  $\Delta x_1 = 1.510^{-3}$  m et  $\Delta x_2 = 0.5 \cdot 10^{-4}$  m. Les générations de puissance interne métabolique dans le derme et l'hypoderme sont fixées à :  $Q_{met}^1 = Q_{met}^3 = 368 \text{ W.m}^{-3}$  [3]. Nous présentons dans ce paragraphe la comparaison des résultats pour la position verticale.

L'image de gauche de la figure 4 présente la position des points de contrôle lors des mesures expérimentales. Dans le graphique de droite de la figure 4, les courbes intitulées "point 1", "point 2" et "point 3" correspondent aux mesures expérimentales. Les courbes intitulées "calcul 1", "calcul 2" et "calcul 3" sont issues du calcul de la température des points du modèle numérique, de mêmes coordonnées que les points de contrôles 1, 2 et 3.

On observe sur les courbes de la figure 4 que les résultats expérimentaux et numériques ont les mêmes allures pour les trois points choisis. Dans cette étude comparative, nous avons utilisé une vitesse d'écoulement du sang de 4,5 mm/s.

Le modèle numérique reproduit assez bien les observations expérimentales. Il permet de valider les propriétés des matériaux. Il est capable de rendre compte du transport de chaleur réalisé par l'écoulement du sang. Ce point particulier se manifeste par une baisse et remontée rapide de la température des tissus en aval de la zone refroidie. Ce phénomène est observé à la fois expérimentalement et numériquement.

En ce qui concerne la vitesse d'écoulement du sang, nous constatons une légère variation entre la position horizontale et verticale qui va dans le sens des observations. Cette légère variation apparaît suffisante pour modifier l'évolution de la température dans les tissus et reproduire les observations expérimentales. La valeur de 4,5 mm/s peut paraître faible au regard des travaux de Pennes [3], qui annonce des vitesses variant de 3 à 6 cm/s. Cependant, une étude [2] similaire à la notre, donne des valeurs entre 0,16 mm/s et 20 mm/s. Selon les auteurs cette variation dépend de l'individu.

L'influence de la génération de puissance métabolique  $Q_{met}$  et du taux de perfusion  $w$  n'est pas significative sur les résultats numériques. C'est la raison pour laquelle nous n'avons pas présenté d'étude paramétrique relative à  $Q_{met}$  et  $w$ .

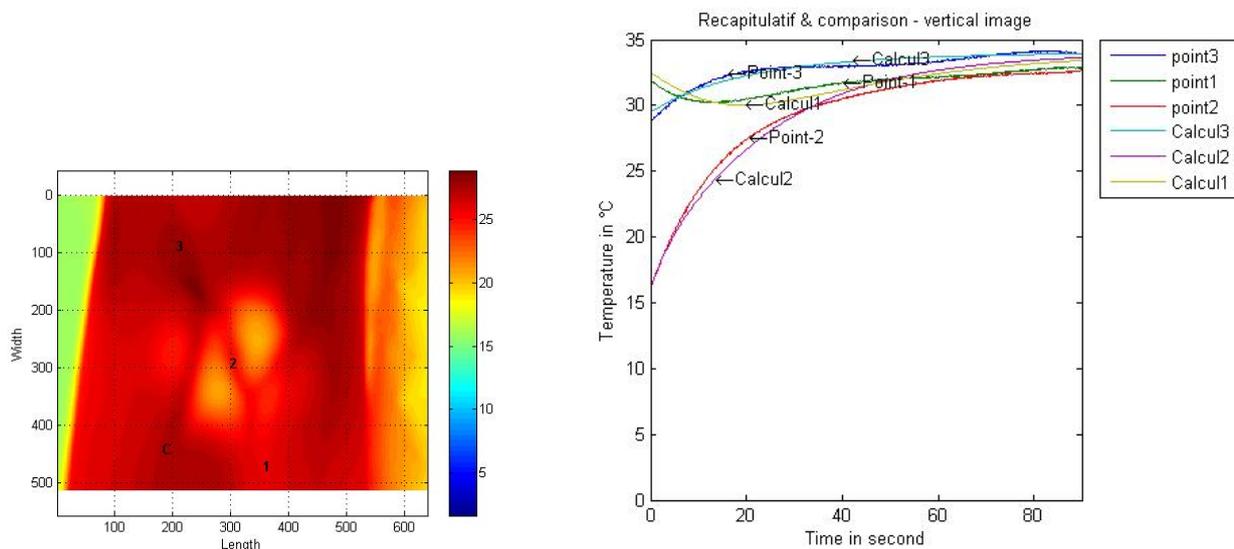


FIGURE 4 – Points de contrôle pour la position verticale (à gauche) / Comparaison des résultats numériques et expérimentaux pour la position verticale (à droite)

## 6 Conclusion

Nous avons enregistré, à l'aide d'une caméra thermique, l'évolution de la température de la peau d'un avant-bras humain refroidi pendant 40 secondes. Nous avons observé, certains effets de la circulation sanguine sur la diffusion de la température. Cette influence de la circulation sanguine a été mise en évidence en comparant les températures obtenues pour une position horizontale et une position verticale de l'avant-bras étudié. On a constaté que le retour à l'équilibre thermique était moins rapide en position verticale, ce qui se justifie par l'effet de la pesanteur sur le flux sanguin. Le sang a plus de mal à circuler en position verticale qu'en position horizontale.

En parallèle, nous avons développé un modèle numérique multi-couches basé sur l'équation de Pennes et prenant en compte le transport de matière pour simuler l'écoulement du sang dans les veines. Ce modèle a permis de valider les propriétés thermomécaniques des matériaux vivants constituant les différentes couches. Il a permis aussi de donner un ordre de grandeur à la vitesse d'écoulement du sang dans les veines. Ce modèle confirme que les actions de la perfusion sanguine et du métabolisme sont négligeables pour ce type de sollicitation thermique.

## Références

- [1] Schnell J. and Zaspel H.M. Cooling extensive burns : Sprayed coolants can improve initial cooling management : A thermography-based study. *Burns*, Volume 34, Issue 4, 505–508, 2008.
- [2] Boué F. et al. Thermal imaging of a vein of the forearm : Analysis and thermal modelling. *Infrared Physics & Technology*, Volume 51, Issue 1, Pages 13–20, 2007.
- [3] Pennes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1, 93–122, 1948.
- [4] Wulff W. The energy conservation equation for living tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36, 403–415, 1974.
- [5] Klinger H. Heat transfer in perfused biological tissue. i. general theory. *Bull. Math. Biol.*, 21, 494–497, 1974.
- [6] Chen M. and Holmes K. Microvascular contributions in tissue heat transfer. *Annals of the New York Academy of Sciences*, Vol. 335, 137–150, 1980.
- [7] Xu F. et al Biothermomechanics of skin tissue. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 56 (5), 18521884, 2008.
- [8] Shih T.C. et al. Analytical analysis of the pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface. *Medical Engineering and Physics*, 29, 946953, 2007.
- [9] Weinbaum S. and Jiji L. A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature. *ASME Trans. J. Biomech. Eng.*, 107, 131–141, 1985.
- [10] Gowrishankar D. et al Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion. *BioMedical Engineering OnLine*, 3, 3 :42, 2004.