



HAL
open science

Simulation numérique du comportement du corps humain en état de stress thermique

Pierre Michaux, Benjamin Gaume, Olivier Quéméner

► **To cite this version:**

Pierre Michaux, Benjamin Gaume, Olivier Quéméner. Simulation numérique du comportement du corps humain en état de stress thermique. Congrès de Thermique SFT 2023, May 2023, Reims, France. 10.25855/SFT2023-047 . hal-04514851

HAL Id: hal-04514851

<https://univ-evry.hal.science/hal-04514851>

Submitted on 21 Mar 2024

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.

Simulation numérique du comportement du corps humain en état de stress thermique

Pierre MICHAUX^{1*}, Benjamin GAUME¹, Olivier QUÉMÉNER¹

¹LMEE, Univ Evry, Université Paris-Saclay, 91020 Evry, France

*(auteur correspondant : pierre.michaux@univ-evry.fr)

Résumé - Cet article présente le développement d'un jumeau numérique d'une portion de cuisse soumis à différents traitements thermiques et dont certaines lois de régulation sont modélisées, ici seulement la vasoconstriction. Deux scénarios sont étudiés : l'immersion en eau froide, et la cryothérapie. L'utilisation d'une géométrie réelle sur un premier sujet a permis de montrer l'hétérogénéité du champs de température et la nécessité d'avoir une géométrie exacte. Un second sujet avec une épaisseur plus importante de tissu adipeux a mis en évidence l'impact de la morphologie du sujet sur la validité du traitement.

Mots-clés : Thermique du corps humain ; Eléments finis.

Nomenclature

C_p	capacité calorifique, $J.kg^{-1}.K^{-1}$	T_{bl}	température du sang, °C
$C_{p_{bl}}$	capacité calorifique du sang, $J.kg^{-1}.K^{-1}$	T_{ext}	température extérieur, °C
e	épaisseur de la peau, m	w_{bl}	taux de perfusion sanguine, $m^3.s^{-1}.m^{-3}$
h	coefficient d'échange, $W.m^{-2}.K^{-1}$	<i>Symboles grecs</i>	
k	conductivité thermique, $W.m^{-1}.K^{-1}$	ρ	masse volumique, $kg.m^{-3}$
q_m	puissance métabolique, $W.m^{-3}$	ρ_{bl}	masse volumique du sang, $kg.m^{-3}$
t	temps, s	φ	flux métabolique de la peau, $W.m^{-2}$
T	température, °C		

1. Introduction

L'influence des traitements par le froid d'une partie ou de la totalité du corps humain a été très documentée ces derniers temps. La recherche médicale s'intéresse notamment au rôle de ces traitements dans le cas de réduction d'œdèmes, de ralentissement du métabolisme des tissus ou d'aide à la récupération après des efforts impliquant des dommages musculaires. Des essais expérimentaux sont menés [1, 2], dans lesquels on effectue des mesures ponctuelles au cours du temps (températures internes, cutanées, musculaires superficielles ou profondes). Mais si l'on commence à pouvoir déterminer des méthodes et protocoles les plus efficaces pour réduire les températures cutanée et musculaire, il n'y a pour le moment pas de consensus sur l'intérêt de celles-ci à des fins thérapeutiques. De plus les essais expérimentaux restent entachés d'incertitudes importantes, notamment sur la connaissance de l'organe interne dans lequel pénètre la sonde de température (tissus adipeux ou muscle). Pour toutes ces raisons, l'idée est alors de créer un jumeau numérique du sujet étudié, permettant de simuler les phénomènes thermiques, afin de chercher à mieux connaître l'impact d'un scénario de refroidissement donné sur la cartographie de la température en tout point du domaine étudié, et d'apporter des informations quant à la sensibilité des essais en fonction de la position du ou des points de mesures. Les modèles géométriques utilisés couramment sont issus des travaux de Fiala [3], qui considère le corps humain comme un ensemble de cylindres multicouches et d'épaisseurs paramétrables. Nous proposons ici de développer un modèle numérique issu du scanner d'un sujet, afin d'évaluer l'impact de l'utilisation de la géométrie exacte.

2. Définition du problème

2.1. Domaine considéré et mise en équation

Cette étude se limite à une portion de jambe au niveau de la diaphyse fémorale, d'une hauteur d'environ 15 cm d'un sujet humain (voir figure 1). La cuisse est décomposée en 4 domaines, le tissu adipeux, le muscle, l'os et la moelle.

Les différents modes de transferts thermiques qui s'appliquent dans le domaine sont définis par l'éq. 1.

$$\forall M \in \Omega : \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \vec{\nabla} \cdot (k \vec{\nabla} T) + q_m + \rho_{bl} C_{p_{bl}} w_{bl} (T_{bl} - T) \quad (1)$$

On y trouve ainsi :

- La diffusion de chaleur dans le domaine Ω entre les différents tissus, conditionnée par la valeur de la conductivité k
- La puissance métabolique basal q_m des différents tissus
- L'échange thermique avec le flux sanguin à une température T_{bl} considérée constante et égale à la température profonde de 37°C. Le taux de perfusion sanguine w_{bl} représente le débit d'irrigation des tissus par le sang.

Deux types de conditions limites sont appliqués :

- pour la frontière au contact avec l'extérieur notée Γ_1 , on considère un échange convectif caractérisé par un coefficient d'échange h_0 et une température T_{ext} fonctions de la nature du fluide extérieur. La peau, très fine, est intégrée à cette condition d'échange avec l'extérieur, en termes de résistance thermique, de puissance métabolique, et d'échange avec le réseau sanguin :

$$\forall M \in \Gamma_1 : k \vec{\nabla} T \cdot \vec{n} = h(T_{ext} - T) + e q_m + e \rho_{bl} C_{p_{bl}} w_{bl} (T_{bl} - T) \quad (2)$$

$$\text{avec} \quad h = \frac{1}{\frac{1}{h_0} + \frac{e}{k}} \quad (3)$$

- Au niveau des deux coupes de raccordement avec le reste du corps (Γ_2 et Γ_3), une condition de flux nul est imposée.

La formulation variationnelle du problème précédent (Équations 1 et 2), s'écrit alors :

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} \rho C_p T g d\Omega = & - \int_{\Omega} k \nabla T \cdot \nabla g d\Omega + \int_{\Omega} q_m g d\Omega + \int_{\Omega} \rho_{bl} C_{p_{bl}} w_{bl} (T_{bl} - T) g d\Omega \\ & - \int_{\Gamma_1} h (T - T_{ext}) g d\Gamma + \int_{\Gamma_1} e q_m g d\Gamma + \int_{\Gamma_1} e \rho_{bl} C_{p_{bl}} w_{bl} (T_{bl} - T) g d\Gamma \end{aligned} \quad (4)$$

Avec $g \in H_1(\Omega)$, la fonction test définie dans l'espace de Hilbert.

Les caractéristiques des différents tissus sont présentés dans le tableau 1. La condition initiale est définie par l'état d'équilibre de la cuisse au contact de l'air à 20°C.

2.2. Lois de régulation

L'être humain comme la plupart des mammifères est homéotherme. C'est-à-dire que la température de notre corps est constante et indépendante du milieu extérieur. Notre organisme

	k	ρ	C_p	w_{bl}	q_m	e
	$\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$	kg.m^{-3}	$\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$	$\text{L.s}^{-1}.\text{m}^{-3}$	W.m^{-3}	mm
Peau (Γ_1)	0,47	1085	3680	1,05	368	0,6
Tissu adipeux et moelle	0,16	850	2300	0,0036	58	
Muscle	0,42	1085	3768	0,538	684	
Os	0,75	1357	1700	0	0	
Sang		1069	3650			

Tableau 1 : Paramètres thermophysiques et thermophysiologiques des différents tissus de la cuisse [3]

met donc en place différents mécanismes afin de maintenir cette température, tels que la sudation, les frissonnements ou la vasoconstriction et vasodilatation. Dans l'approche biophysique, ces phénomènes sont modélisés par ce que nous appelons les lois de régulation [3].

Dans cette étude, la seule loi prise en compte est celle de vaso-constriction/dilatation qui intervient au niveau du taux de perfusion sanguine w_{bl} qui dépend de la température selon la loi suivante :

- le taux w_{bl} est considéré comme maximum à 37°C et au delà,
- il est égal à 50% à 10°C,
- évolue linéairement entre 0°C et 37°C.

2.3. Présentation des différentes simulations numériques

On considère pour ce travail deux géométries distinctes, qui correspondent à 2 sujets caractérisés pour la zone étudiée par un pourcentage de masse adipeuse en volume différent (figure 2). Une discrétisation de type éléments finis par des éléments P1 (interpolation linéaire sur des tétraèdres) est effectuée dans chaque cas, et amène à un nombre de degrés de liberté respectivement de 64.10^4 nœuds pour le sujet 1 et de 41.10^4 nœuds pour le sujet 2.

Deux types de traitement par le froid sont par ailleurs étudiés :

- Le scénario 1 (voir figure 3.a) considère une séance d'immersion en eau froide, caractérisée par une température modérée de $T_{ext} = 14^\circ\text{C}$, mais un coefficient d'échange important ($h_0 = 1000 \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$), sur une durée assez importante (14mn).
- Le scénario 2 (voir figure 3.b) reproduit les conditions d'un traitement de cryothérapie, dans lequel le patient séjourne durant 3mn dans une chambre à $T_{ext} = -110^\circ\text{C}$, après avoir traversé une salle à $T_{ext} = -60^\circ\text{C}$. Le coefficient d'échange avec l'air l'extérieur est alors faible : $h_0 = 7,5 \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$.

Pour ces 2 scénarios, un schéma de discrétisation temporelle d'ordre 2 à pas de temps variable, permet un temps de calcul optimisé, qui varie selon les simulations effectuées de 1800s à 2000s. Tous les calculs ont été effectués sur un ordinateur portable avec un processeur 6 cœurs Intel® Xeon® E-2176M @ 2.7GHz et 64GB de RAM.

3. Analyse des résultats

3.1. Importance de la prise en compte de la géométrie exacte

La figure 4.a représente les champs de température en surface du muscle pour le sujet 1 soumis à une immersion en eau froide (scénario 1), à l'issue du traitement (14 mn). Contrairement à un modèle cylindrique multicouche, un jumeau numérique avec une géométrie réelle permet une modélisation détaillée du muscle avec ses nombreux creux et replis. On note ainsi une très forte

hétérogénéité du champ de températures superficielle du muscle.

La figure 5 représente l'évolution temporelle de la température aux points A et B qui sont à la surface du muscle (voir figure 4.a). On note que pour deux points en surface, la dynamique est différente : pour le point A qui est dans un repli du muscle sa température oscille entre 35 et 36°C, le point B en surface du muscle a sa température qui varie de 33 à 24 puis remonte vers 30°C.

Cette variation de la température superficielle peut notamment s'expliquer par la variation de l'épaisseur du tissu adipeux en fonction des différents points considérés (voir figure 2), qui joue alors le rôle d'isolant.

3.2. Comparaison de deux traitements par le froid sur un même sujet

Nous nous proposons de comparer pour le sujet 1 le traitement en bain froid (scénario 1) avec une séance de cryothérapie (scénario 2).

Les champs étudiés à l'issue des deux traitements sont les figures 4.a pour le traitement en bain froid, et 4.b pour la séance de cryothérapie. Tout comme observé pour le traitement en bain froid, on note toujours une forte hétérogénéité dans le cas de la cryothérapie. Par ailleurs, la température à la surface du muscle reste globalement plus élevée que dans le cas du bain en eau froide.

Pour étudier la pénétration du froid dans la cuisse, un profil de température a été pris sur un segment. Celui-ci est défini sur une coupe à mi-hauteur (voir figure 6.a) et traverse le biceps fémoral en partant de l'extérieur de la cuisse jusqu'au cœur de la moelle. Le tracé de température selon ce segment est représenté sur la figure 7.a.

Au niveau du tissu adipeux, la cryothérapie permet d'atteindre une température de l'ordre de 5°C en surface, quand pour le bain nous sommes à la température de l'eau (14°C). En ce qui concerne la zone du muscle, le niveau thermique est peu impactée par le traitement du scénario 2 : en surface du muscle, la température est limitée à 29°C et la pénétration du froid n'excède pas 1 cm à l'intérieur du muscle. A contrario, le scénario 1 du bain permet lui d'atteindre 25°C en surface du muscle, pour une pénétration jusqu'à 3,5 cm de profondeur.

Ainsi, le traitement en eau froide paraît plus efficace pour refroidir le muscle en profondeur. Cela est dû d'une part à un fort coefficient d'échange et d'autre part à une durée de traitement plus importante, ce qui n'est pas possible avec la cryothérapie compte tenu des risques de brûlures et gelures superficielles.

Cette étude montre l'intérêt de la prise en compte d'une géométrie réelle, qui permet de quantifier l'impact des différents traitements thermiques en tout point du tissu adipeux et du muscle.

3.3. Influence de l'épaisseur du tissu adipeux sur la pénétration du froid dans le muscle

Cette dernière étude va permettre de comparer l'impact des différences de morphologie entre individus, qui ici sont soumis au même traitement de cryothérapie (scénario 2).

On compare ici les figures 4.b et 4.c qui représentent respectivement le niveau thermique à la surface du muscle pour les 2 individus considérés, à l'issue du traitement. Contrairement aux résultats obtenus pour le sujet 1, on remarque que la surface du muscle n'est globalement pas impactée. Néanmoins, compte tenu de l'hétérogénéité de la distribution de la masse graisseuse, on observe une zone froide localisée, là où le tissu adipeux est moins épais.

Comme précédemment, un profil de température a été tracé le long d'un segment pour le sujet 2, tel que défini sur la figure 6.b. La figure 7.b représente ainsi ce profil qui est à comparer à celui du sujet 1 (voir figure 7.a). Pour le sujet 2, seul le tissu adipeux est le siège d'un gradient thermique. Le muscle est lui à une température quasi normale en surface (34°C) après le traitement. Les deux segments étudiés correspondent à des épaisseurs de tissu adipeux de l'ordre de 6mm pour le sujet 1 et 10mm pour le sujet 2. On voit ainsi le très fort impact de la couche de graisse sur le comportement thermique.

4. Conclusion

Le travail effectué a permis de montrer l'intérêt de la prise en compte de la géométrie exacte de la morphologie d'un individu, lorsque celui-ci est soumis à un traitement thérapeutique par le froid. Pour différents sujets et/ou différents scénarios, selon le point considéré le niveau de température peut être très différent. Il montre ainsi la limitation d'un modèle géométrique simple de type radial. Au niveau de la physique, un certain nombre d'incertitudes demeure. La valeur des paramètres thermophysiques est à confirmer (variation en fonction des différents individus). Pour cette étude seule la vasoconstriction a été prise en compte. On pourrait en théorie compléter le travail par la prise en compte de l'ensemble des phénomènes de régulation (notamment dans le cadre d'un traitement par le froid, le mécanisme de frisson qui peut décupler la puissance métabolique). Même les phénomènes de rétroaction qui conditionnent la valeur de la température profonde supposée constante ici doivent être considérés : ils sont d'une part mal connus et d'autre part ils peuvent varier en fonction des individus. La confrontation entre un individu et son jumeau numérique peut apporter des premières informations sur ces questions, par une technique de problème inverse. Pour être valable, cela nécessiterait de pouvoir créer la géométrie discrétisée pour l'ensemble du corps, avec toutes les difficultés que cela implique : segmentation de zones complexes (thorax, abdomen,...), nombre de degrés de liberté très élevés incompatible avec une problématique inverse.

Références

- [1] J. T. Costello, C. D. McInerney, C. M. Bleakley, J. Selfe, A. E. Donnelly, The use of thermal imaging in assessing skin temperature following cryotherapy : a review, *Journal of Thermal Biology* 37 (2) (2012) 103–110.
- [2] C. Mawhinney, D. A. Low, H. Jones, D. J. Green, J. T. Costello, W. Gregson, Cold-water mediates greater reductions in limb blood flow than whole body cryotherapy., *Medicine & Science in Sports & Exercise* (2017).
- [3] D. Fiala, G. Havenith, P. Bröde, B. Kampmann, G. Jendritzky, Utci-fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation, *International journal of biometeorology* 56 (3) (2012) 429–441.

Remerciements

Ces travaux ont bénéficié du soutien financier du LabEx LaSIPS (ANR-10-LABX-0032-LaSIPS) géré par l'Agence Nationale de la Recherche dans le cadre du programme "Investissements d'avenir" (ANR-11-IDEX-0003-02). De plus, le travail sur la géométrie a été réalisé à partir d'images médicales effectuées sur une plateforme membre du réseau France Life Imaging (bourse ANR-11-INBS-0006). Les auteurs souhaitent également remercier le laboratoire d'imagerie biomédicale multimodale de l'université Paris-Saclay (BioMaps) pour son expertise dans le domaine de l'imagerie médicale, ainsi que l'IRBA (Institut de Recherche Biomédicale des

Armées), notamment l'unité physiologie de l'exercice et des activités en conditions extrêmes pour ses conseils sur l'aspect physiologique de l'étude.

5. Figures

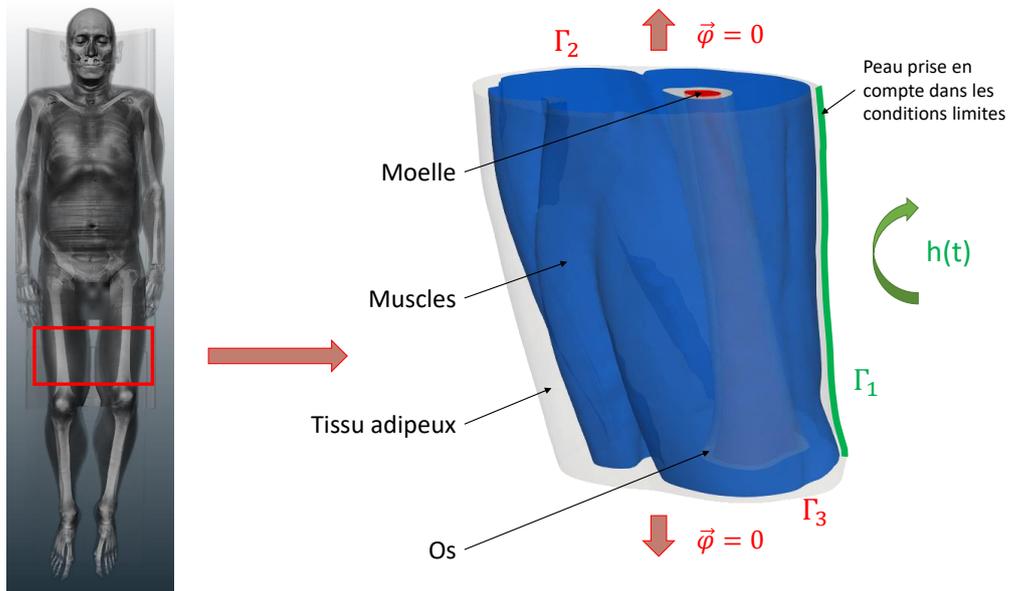
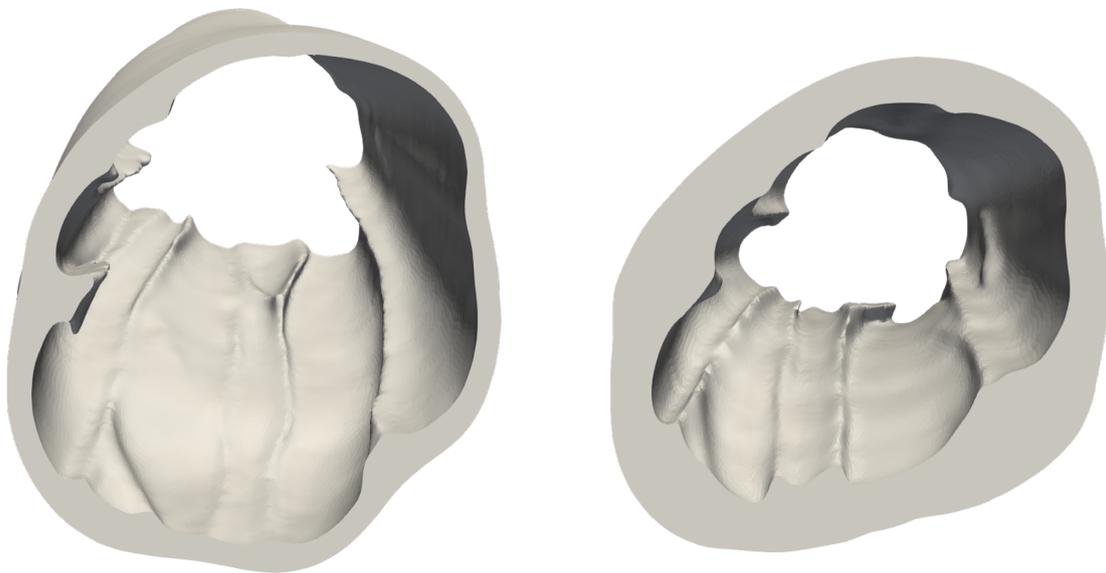


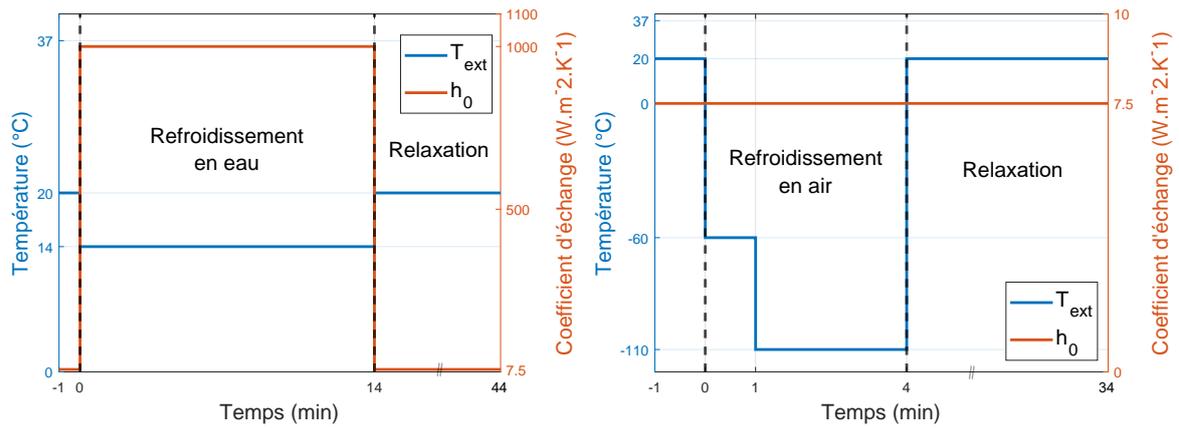
Figure 1 : Géométrie considérée



(a) Sujet 1 : 22% de masse adipeuse

(b) Sujet 2 : 38% de masse adipeuse

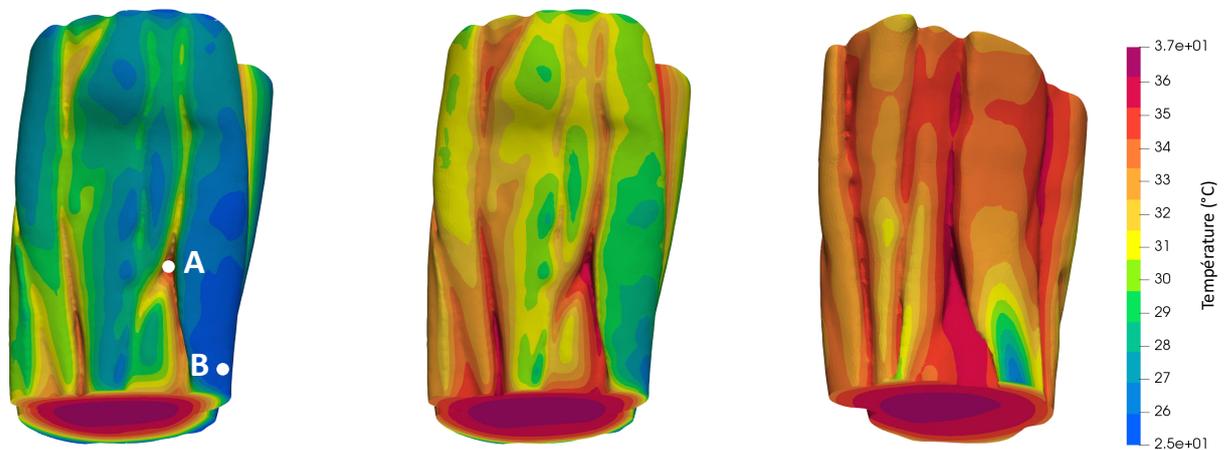
Figure 2 : Vue du dessus du tissu adipeux de la cuisse étudiée chez les sujets 1 et 2



(a) *Scénario 1 bain froid*

(b) *Scénario 2 cryothérapie*

Figure 3 : *Évolution des températures des scénarios*



(a) *Sujet 1, scénario 1 bain froid* (b) *Sujet 1, scénario 2 cryothérapie* (c) *Sujet 2, scénario 2 cryothérapie*

Figure 4 : *Champ de température superficielle du muscle en fin de traitement*

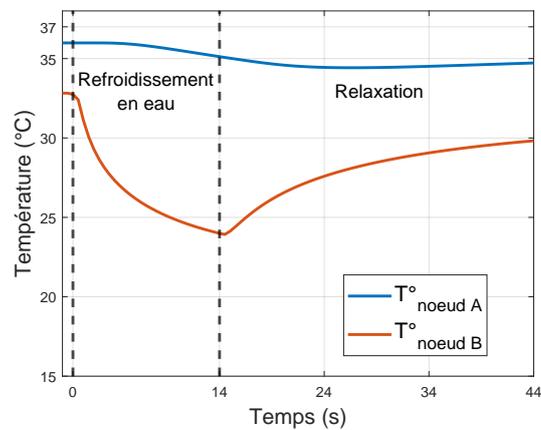
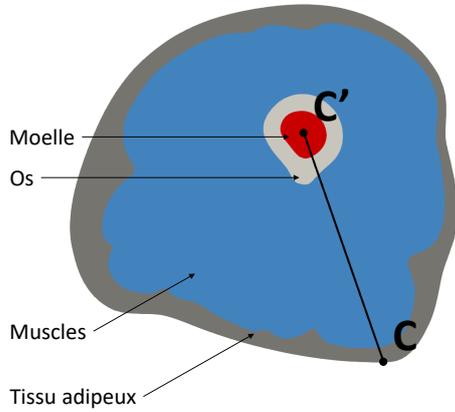
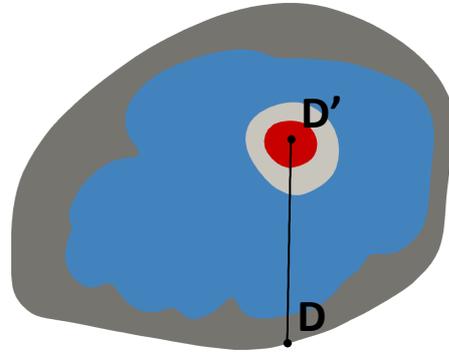


Figure 5 : *Évolution de la température aux points A et B du sujet 1 pour le scénario de bain froid*

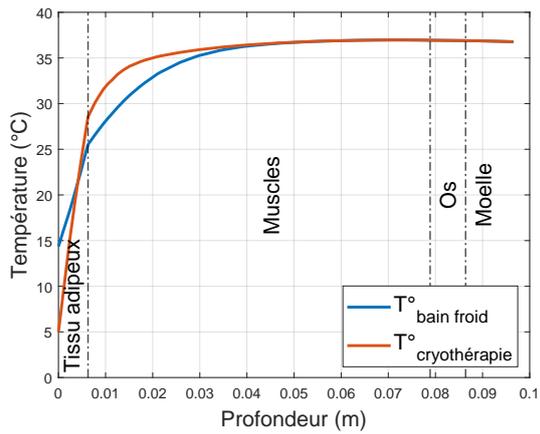


(a) Segment C-C' pour le sujet 1

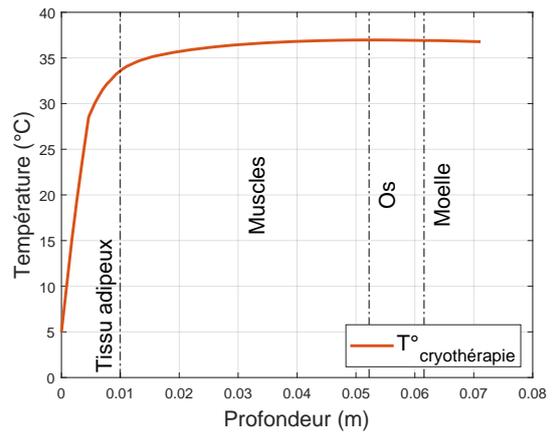


(b) Segment D-D' pour le sujet 1

Figure 6 : Définition du profil pour les sujets 1 et 2, coupe à mi-hauteur de la cuisse



(a) Sujet 1, bain froid et cryothérapie



(b) Sujet 2, cryothérapie

Figure 7 : Évolution de la température le long du segment