
Application des techniques d'imagerie thermique infrarouge et de mécanique des fluides numérique à la cryothérapie corps entier (CCE)

Anthony Marreiro¹, Fabien Beaumont², Redha Taïar²,
Guillaume Polidori²

1. Pôle de Cryothérapie, 2 rue Jules Méline, 51430 Bezannes, France
anthony.marreiro@cryo-sport.fr

2. GRESPI, UFR Sciences exactes et naturelles
BP 1039, 51687 Reims cedex 2, France
{fabien.beaumont, redha.taiar, guillaume.polidori}@univ-reims.fr

RÉSUMÉ. La cryothérapie corps entier (CCE) s'assimile à un complément thérapeutique qui consiste à placer le corps humain dans une chambre hermétique, où la température est de -60°C à -110°C, pendant un court laps de temps. Malgré les avantages de la cryothérapie, il est essentiel de s'assurer que l'exposition au froid extrême est sans danger et ne modifie pas les paramètres physiologiques du corps humain. C'est pourquoi il est essentiel de connaître précisément les phénomènes thermiques se produisant à la surface cutanée du patient lors d'une séance de CCE, mais également d'avoir une connaissance précise des conditions aérodynamiques et thermiques au sein de la cabine de cryothérapie. La base de l'étude expérimentale repose sur l'obtention de cartographies de température cutanée permettant d'obtenir des conditions aux limites du problème numérique qui sera résolu par l'intermédiaire d'un code CFD.

ABSTRACT. Whole Body Cryotherapy can be considered as a therapeutic complement consisting to place the human body in a hermetic chamber, where the temperature varies from -60°C to -110°C for a short period of time. Despite the benefits of cryotherapy, it is essential to insure that the exposure to the extreme cold is safe and do not alter physiology of human body. This is why it is essential to know precisely the thermal transfer occurring at the cutaneous surface of the patient during WBC session but also to have a precise knowledge of the aerodynamic and thermal conditions within the cryotherapy cabin. The experimental study is based on the acquisition of skin temperature maps to deduce the boundary conditions of the numerical problem which will be resolved through a CFD code.

MOTS-CLÉS : cryothérapie, mécanique numérique des fluides, thermographie infrarouge, modèle convecto-radiatif.

KEYWORDS: cryotherapy, computational fluid dynamics, infrared thermography, convective-radiative model.

DOI:10.3166/I2M.16.1-4.11-32 © 2017 Lavoisier

1. Introduction

La cryothérapie corps entier (CCE) a fait son apparition dans les pays de l'Est et au Japon dans les années 1980 et prolonge des habitudes culturelles dans les pays froids. D'abord représentée par des immersions froides plutôt traditionnelles, on lui prêtait des effets bénéfiques sur la santé. Depuis 1980, les vertus d'une brève exposition complète du corps au froid intense intéressent plusieurs champs pathologiques de l'appareil locomoteur : la rhumatologie, la traumatologie, la neurologie, la récupération musculaire (Fricke, 1989 ; Metzger *et al.*, 2000 ; Yamauchi, 1989 ; Mesure, 2004). La différence entre les deux procédés existant de cryothérapie, corps entier et corps partiel, réside dans la stimulation du système nerveux sympathique pendant la séance et parasympathique directement après la séance. C'est cette stimulation qui va permettre d'installer un reset physiologique, base des effets positifs de la CCE (Hauswirth *et al.*, 2013 ; Louis *et al.*, 2015). On constate également une différence importante d'homogénéité de la température cutanée en fonction de la zone du corps dans le cas d'une séance avec un appareil en cryothérapie partiel (Hauswirth *et al.*, 2013). Les chambres cryogéniques en corps entier (Hauswirth *et al.*, 2013) ont montré leur intérêt sur la douleur (Thomas *et al.*, 2016 ; Giemza *et al.*, 2015), l'inflammation (Banfi *et al.*, 2009 ; Lubkowska *et al.*, 2011), la mobilité articulaire (Stanek *et al.*, 2010 ; Ksiezopolska-Orlowska *et al.*, 2016), la récupération musculaire (Hauswirth *et al.*, 2011, Pournot *et al.*, 2011) et la complémentarité avec la kinésithérapie (Ksiezopolska-Orlowska *et al.*, 2016 ; Gizinska *et al.*, 2015). La durée des protocoles utilisés varie de 120 s à 240 s en fonction des études (Stanek *et al.*, 2010 ; Burke *et al.*, 2000 ; Fonda *et al.*, 2014 ; Romanowski *et al.*, 2015). Or, celle-ci influe significativement sur certains résultats. Il existe une corrélation entre la durée du protocole et la diminution de la température cutanée (Selfe *et al.*, 2014). Cette diminution est à l'origine du choc thermique et de la stimulation du système nerveux autonome (Hauswirth *et al.*, 2013 ; Louis *et al.*, 2015).

La kinésithérapie souffre encore du peu de preuves scientifiques qui valident ses techniques et ses démarches qui sont qualifiées d'empiriques. La présente étude a donc pour but d'établir les bases d'une modélisation mathématique en vue de combler ce manque de données scientifiques. L'avantage d'une modélisation mathématique est qu'elle permet d'éviter la multiplication d'expérimentations. Ce faisant, une fois sa validation garantie sur un cas particulier, la modélisation peut s'étendre aisément à des populations autres que celle à laquelle appartient le sujet d'étude initial, comme par exemple des femmes, des sédentaires etc. Les seuls paramètres qui varieront seront des constantes de temps thermiques dépendantes des résistances thermiques du corps de ces populations.

1.1. Les réponses physiologiques à l'environnement thermique

En cryothérapie corps entier (CCE), l'être humain est soumis à un choc thermique intense qui va amener son corps à apporter des réponses physiologiques pour maintenir sa température corporelle dans des limites acceptables. Nous allons tenter de comprendre comment le corps humain réagit et par quels moyens il répond à ce stress thermique. Tout au long de son existence, l'être humain est sujet à de faibles variations de sa température centrale. S'agissant des cellules vivantes qui composent le corps humain, la limite maximale de tolérance est fixée à 0 °C, seuil de formation des cristaux de glace et 45 °C qui correspond au seuil de coagulation thermique des protéines intracellulaires. Cependant, durant de courtes périodes, l'être humain est capable de tolérer des températures centrales inférieures à 35 °C ou supérieures à 42 °C. En dessous d'une température centrale de 35 °C, le corps humain est en état d'hypothermie alors qu'au-dessus de 41 °C, nous parlerons de fièvre ou dans de rares cas d'hyperthermie. L'être humain a un besoin vital de maintenir sa température interne dans ces limites, c'est pourquoi le corps a développé des réponses physiologiques adaptées à une contrainte thermique aiguë. Celles-ci impliquent de coordonner plusieurs systèmes de l'organisme qui vont agir, selon les circonstances, pour conserver, produire ou éliminer la chaleur du corps.

1.2. L'aspect physiologique

Le fonctionnement des différents organes du corps humain, l'activité musculaire tout comme le maintien de la vie au niveau cellulaire requièrent une dépense énergétique constante. Cet ensemble de réactions couplées se produisant dans les cellules de l'organisme se nomme le métabolisme. Cette énergie, évacuée majoritairement du corps humain sous forme de chaleur, chemine de l'intérieur vers l'extérieur de l'organisme par conduction tissulaire et par convection sanguine. La température corporelle varie en fonction de la répartition énergétique mais aussi des coefficients locaux d'échange de chaleur. Ainsi, la température globale du noyau central est d'environ 37 °C alors que la température cutanée au niveau des pieds est de l'ordre de 29 à 30 °C et de 34 à 35 °C au niveau de la tête. Bien entendu, ces températures varient quotidiennement au gré des perturbations internes et externes (Parsons, 2003). Ainsi, au cours d'une séance de cryothérapie corps entier, les températures cutanées diminuent fortement pour atteindre localement des températures minimales de l'ordre de 4 °C (Costello, 2012). La température interne est inhérente à l'activité quotidienne de l'individu. Ainsi, l'activité musculaire liée aux déplacements ou aux activités sportives dégage de la chaleur dans les muscles. Cette chaleur est véhiculée par le sang dont la distribution centralisée implique une modification de la température interne. *A contrario*, la température externe n'est pas liée à l'activité métabolique, celle-ci dépendant uniquement des paramètres extérieurs tels que la température et la vitesse de l'air, les vêtements... Homéotherme, l'homme dispose d'un système dynamique de thermorégulation permettant le contrôle et la régulation des échanges de chaleur interne et externe du

corps humain. Ce système régulé passif permet de maintenir les températures du corps à leurs valeurs de consigne (Parsons, 2003). Nous pouvons distinguer deux types de thermorégulation. Le premier est une thermorégulation physiologique végétative qui a pour mission de conserver la température interne du corps à environ 37 °C. Le deuxième type de thermorégulation est comportemental et permet d'anticiper les modifications soudaines de l'environnement afin de limiter les réactions physiologiques perçues comme désagréables (Narçon, 2001).

La thermorégulation végétative

Ce type de thermorégulation est chargé d'assurer la régulation dynamique de la température corporelle de l'être humain qui agit comme un système passif régulé sujet aux échanges de chaleur et de masse. Ce système assure en permanence le contrôle de la température interne et cutanée.

En règle générale, la température interne du corps humain est maintenue à une valeur moyenne de 37 °C mais peut varier entre 36 °C au cours de la nuit et progresser vers 38 °C à 39 °C pendant une phase d'efforts intenses. Ainsi, la température cutanée moyenne est proche de 34 °C. Cependant et contrairement à la température interne qui varie peu (2 à 3 °C), la température de la peau est très sensible à l'environnement thermique. Par conséquent, les températures cutanées peuvent subir des variations de 10 °C voire davantage en cryothérapie (Candas, 1998).

1.3. L'aspect physique : les échanges de chaleur

Maintenir la température interne du corps à environ 37 °C implique d'établir un équilibre thermique avec l'environnement proche. Ainsi, la chaleur émise par le corps et évacuée par sa surface cutanée doit être compensée par des déperditions de chaleur dans l'environnement. Les échanges de chaleur constants entre les parties interne et externe du corps humain impliquent un état d'équilibre appelé homéostasie. Dans le cas où la quantité de chaleur produite par le corps est supérieure à celle perdue par l'environnement, la température interne du corps humain s'élève. Dans le cas inverse, le corps se refroidit et la température interne s'abaisse. Les échanges de chaleur entre le corps humain et l'environnement s'effectuent à travers la surface cutanée et par voie respiratoire sous forme de chaleur sensible et latente. La chaleur sensible est évacuée par la surface cutanée par trois modes d'échanges thermiques: la convection, la conduction et le rayonnement. Quant à la chaleur latente, celle-ci est reprise par évaporation de la sueur à la surface de la peau. Puis pour finir, la ventilation respiratoire permet de dissiper la chaleur du corps par convection (chaleur sensible) et par évaporation (chaleur latente). A la surface de la peau, les flux de chaleur sont exprimés à partir des variables de l'environnement thermique, de la température cutanée et de la mouillure cutanée et sont habituellement calculés en termes d'unité de surface corporelle ($\approx 1,8 \text{ m}^2$ pour une personne standard (Parsons, 2003)). Les variables de l'environnement thermique

prises en compte dans le calcul des flux de chaleur sont la température d'air, la température de rayonnement, la vitesse d'air et l'humidité relative.

1.3.1. Les échanges de chaleur sensible

Comme le montre la figure 1, les trois modes d'échange de chaleur sensible qui interviennent dans ce problème sont la conduction, la convection et le rayonnement. Compte tenu de la position du sujet dans la chambre de cryothérapie, nous négligerons les échanges par conduction entre la semelle des chaussures de protection et le sol de la cabine.

1.3.2. La convection

La convection est le mode de transfert thermique qui correspond aux échanges entre le corps humain et l'air qui l'entoure. En convection naturelle, celle-ci dépend principalement du gradient de température entre l'air et la surface exposée, peau ou vêtement. Si l'air ambiant est plus froid, la température cutanée diminue en raison du mouvement de l'air qui se réchauffe au contact du corps et qui s'élève pour former un contour de panache au-dessus de la tête avant d'être dissipé dans l'environnement (Nicol, 1993). Dans le cas inverse, si l'air est plus chaud que la surface en contact, la convection induit un réchauffement du corps. Ainsi, l'échange convectif dépend du gradient de température entre l'air, le corps et le mouvement de l'air autour de celui-ci.

1.3.3. Le rayonnement

Les échanges qui interviennent par rayonnement entre la surface du corps et l'environnement proche sont perçus de manière moins intuitive que les échanges convectifs car ils se développent dans le domaine de l'infrarouge. Cependant, le corps humain est autant sensible à la température de l'air (convection) qu'aux échanges par rayonnement. Par conséquent, il ressent donc forcément la proximité de surfaces froides ou chaudes. Pour une première approche, nous pouvons estimer que le corps est sensible à la moyenne arithmétique de la température d'air et de la température moyenne des surfaces environnantes. Le flux net échangé entre la surface du corps et l'ensemble des autres surfaces constituant l'environnement (dans le cas présent : parois de la chambre de cryothérapie) peut être exprimé par l'équation de base de ces transferts qui néglige l'absorption radiative de l'air et dépend :

- de l'aire et de la position relative des surfaces échangeant du rayonnement ;
- de l'émissivité et du coefficient d'absorption de chacune des surfaces ;
- de leurs températures.

L'objectif de cette étude expérimentale puis numérique vise à mieux appréhender les phénomènes thermiques se produisant à la surface cutanée du patient lors d'une séance de CCE mais également d'avoir une connaissance précise des conditions aérauliques et thermiques au sein de la cabine de cryothérapie. Ce

travail relate les étapes de développement d'un outil numérique prédictif basé sur la méthode CFD. La validation de la méthode numérique ainsi que la définition des conditions aux limites thermiques se basent sur des données expérimentales obtenues par imagerie thermique infrarouge.

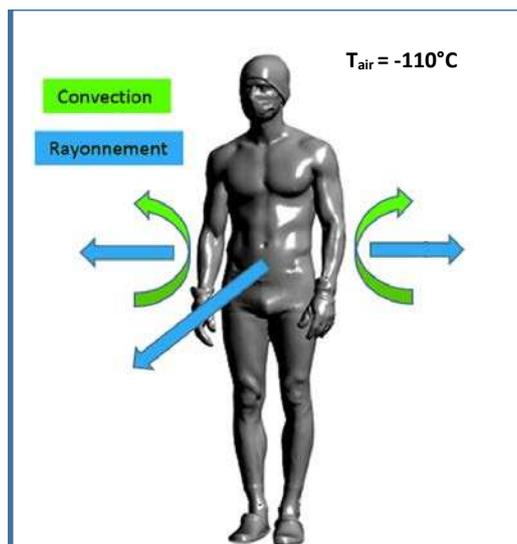


Figure 1. Interaction entre le corps humain et son environnement, les échanges de chaleur vont intervenir principalement par convection et rayonnement. Compte tenu de la position du patient dans la chambre de cryothérapie, la conduction entre les pieds du patient et le sol est négligée

2. Matériels et méthodes

Même si l'étude est à dominante théorique, elle nécessite néanmoins un apport expérimental dans le but de fournir les conditions aux limites les plus réalistes du problème traité. La thermographie infrarouge, qui a été utilisée à ces fins, est une méthode d'analyse non-intrusive permettant, en médecine, l'acquisition de cartographies de températures cutanées tant à l'échelle microscopique qu'à celle macroscopique (Debiek-Bak *et al.*, 2013 ; Costello *et al.*, 2012). Ce faisant, les données que les thermographies et leur post-traitement peuvent fournir pourront s'implanter dans le code numérique multi-échelle développé et mesurer les effets d'une séance de CCE (cryothérapie corps entier) sur les températures cutanées. La thermographie infrarouge est basée sur l'observation d'une cartographie thermique à la surface du spécimen scruté. En effet, tout corps ou objet émet naturellement, et en continu, un rayonnement infrarouge proportionnel à sa température. La quantité d'énergie émise par rayonnement infrarouge dépend ainsi des effets thermiques

(déperditions surfaciques globales et/ou locales), engendrés par la séance de cryothérapie.

2.1. Protocole expérimental

Un étalonnage précis a été réalisé sur site, permettant un paramétrage adaptatif aux conditions réelles. Pour ce faire, il est nécessaire de renseigner l'émissivité du matériau à visualiser, la température apparente réfléchie du matériau, et la distance à laquelle est réalisée la prise de vues. Lors d'une mesure de température, la caméra infrarouge cible une zone plus ou moins large dans une zone de mesure qui peut comporter plusieurs types de matériau. C'est pourquoi nous avons corrigé le thermogramme obtenu en associant à chaque matériau son émissivité propre et en particulier l'émissivité de la peau ($\epsilon = 0,98$), ce qui nous permet d'obtenir des résultats conformes à la réalité (Costello *et al.*, 2012). La caméra que nous avons utilisée (CEDIP Titanium) se compose d'une matrice de 640x512 détecteurs InSb (rendement quantique $> 70\%$), avec une réponse spectrale de 1,5 μm à 5 μm . Cette caméra, grâce au temps d'intégration variable de 3 μs à 1ms, permet de réaliser des mesures allant typiquement de $-20\text{ }^\circ\text{C}$ à $3000\text{ }^\circ\text{C}$ à une cadence allant jusqu'à 100 images/s en mode pleine image. Dans notre étude, le temps d'intégration était de 1 ms pour un échantillonnage de 100 images. La caméra, située hors de la chambre de cryothérapie (optiques et électronique ne supporteraient pas des températures aussi basses), est pilotée *via* une interface qui permet de paramétrer l'acquisition des images thermiques (choix du répertoire cible, nom de fichier, nombre d'images ou durée de l'enregistrement, choix de la gamme de température, de l'émissivité, inclusion de points de mesures, etc.).

Le post-traitement des résultats est réalisé *via* une interface de traitement de données qui permet une discrimination appropriée des phénomènes thermiques à détecter. Le logiciel de post-traitement FLIR[®] Quick report (Zaïdi *et al.*, 2007), couplé à la caméra, permet d'obtenir de manière indirecte une cartographie bidimensionnelle et instantanée du champ de température observé. Les données ainsi obtenues permettent un suivi temporel de l'évolution thermique d'une zone ou d'un point et ainsi de réaliser une analyse statistique des mesures effectuées (Zaïdi *et al.*, 2007). Les données expérimentales obtenues permettent d'alimenter la formulation semi-analytique des modes de transferts de chaleur globaux. En effet, celles-ci provenant d'une séance de cryothérapie d'une durée de 3 minutes à une ambiance de $-110\text{ }^\circ\text{C}$ alimentent une partie des équations de bilan (continuité, quantité de mouvement, énergie) et de transferts radiatifs (Liu *et al.*, 2015). Le sujet étudié (25 ans, 1,86 m, 75 kg, IMG 9 %) a suivi tout le protocole usuel qui fait référence au déroulement standard (Costello *et al.*, 2012) d'une séance de cryothérapie corps entier (précautions d'usage, équipements de protection individuels, durée de la séance). Une séance se déroule de la façon suivante : avant le traitement, les patients doivent revêtir un maillot de bain, des chaussettes en coton chaudes et des gants, ainsi qu'une protection pour la tête et un masque médical. Les patients entrent tout

d'abord dans la chambre préliminaire (-60 °C), puis une fois le temps requis écoulé, dans la chambre principale (-110 °C) dans laquelle ils séjournent de 2 à 4 minutes. Les images thermiques déduites, acquises toutes les 30 secondes de la durée de la séance, ont permis au sujet de quantifier l'évolution temporelle de ses propres déperditions face à un froid extrême, pouvant être mesurées localement ou à l'échelle du corps entier, selon la nature des informations désirées. La reproductibilité des cartographies thermiques a été vérifiée sur la base de 5 expériences identiques, réalisées à un jour d'intervalle.

2.2. Résultats expérimentaux

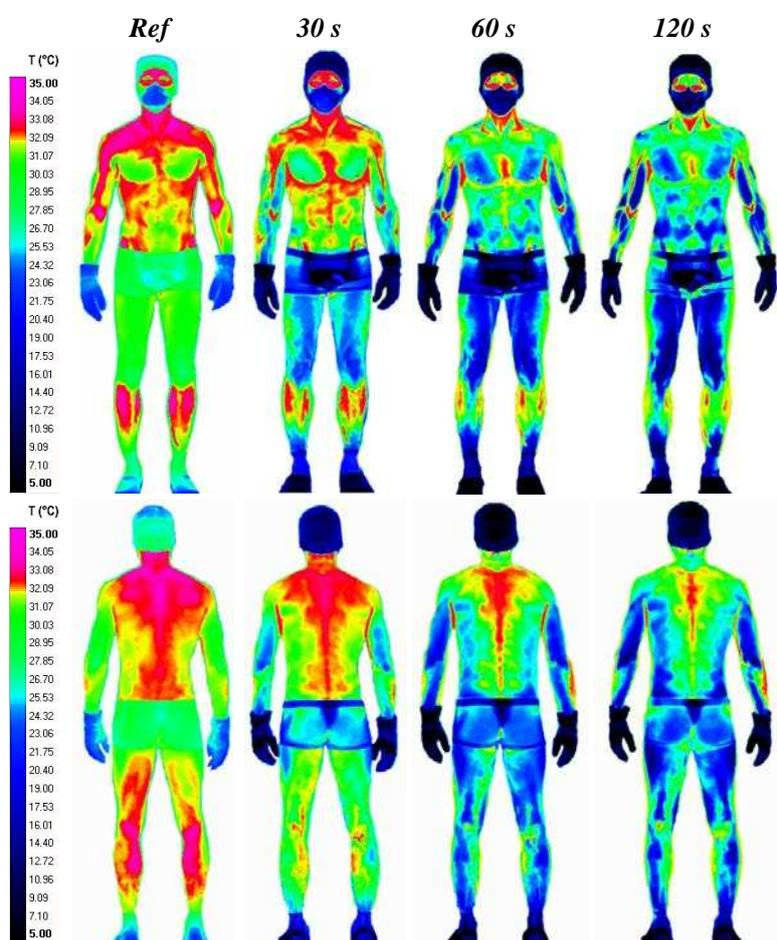


Figure 2. Thermogrammes obtenus par imagerie thermique infrarouge avant la séance (Réf.) puis 30 s, 60 s et 120 s après le début de la séance de cryothérapie à -110 °C

La figure 2 représente les images thermiques acquises par thermographie infrarouge toutes les 30 secondes pendant la durée de la séance. L'objectif de ces mesures vise à mieux appréhender les phénomènes thermiques se produisant à la surface cutanée lors d'une séance de CCE. Ces images permettent de quantifier l'évolution temporelle de la température cutanée au cours d'une séance de cryothérapie à $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$. Nous pouvons clairement noter un refroidissement progressif et rapide de la température cutanée en fonction du temps passé dans la cabine. Par ailleurs, nous pouvons constater une inégalité marquée dans la répartition des températures avec des températures globalement plus élevées dans la partie supérieure du corps, au niveau du cou, de la poitrine et du haut du dos ainsi que dans une zone située autour de la colonne vertébrale. Nous pouvons également remarquer que la température cutanée est plus basse au niveau des cuisses et des chevilles.

A partir de ces cartographies thermiques, nous avons pu extraire un maximum de données sur la température cutanée et déterminer une moyenne, sur 6 régions précises des membres inférieurs, supérieurs et du tronc côtés face et dos du corps. Ces valeurs vont permettre de déterminer la densité surfacique de flux de chaleur par zone, constituant une des conditions à la limite thermique du problème à modéliser.

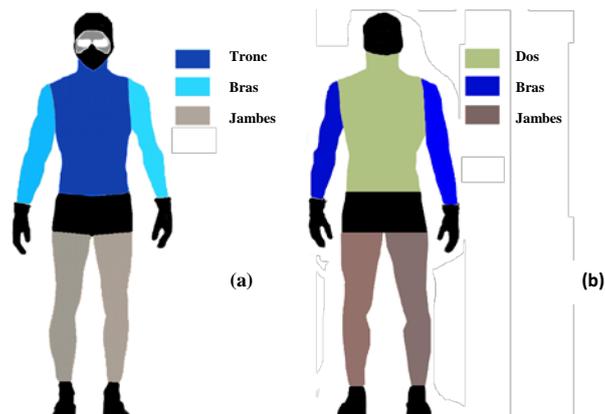


Figure 3. Chaque couleur correspond à une zone du corps pour laquelle nous avons déterminé une température cutanée moyenne, face (a), dos (b)

A partir de ces cartographies thermiques, nous avons pu extraire un maximum de données sur la température cutanée et déterminer une moyenne, sur 6 régions précises des membres inférieurs, supérieurs et du tronc côtés face et dos du corps. Ces valeurs vont permettre de déterminer la densité surfacique de flux de chaleur par zone, constituant une des conditions à la limite thermique du problème à modéliser.

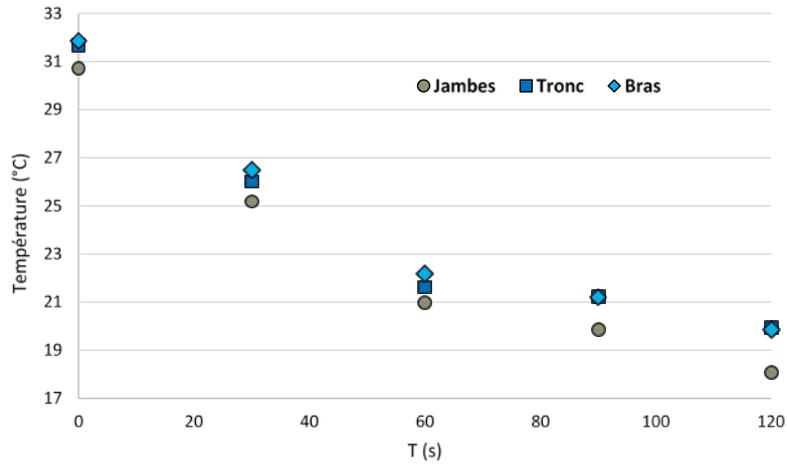


Figure 4. Température moyenne relevée par zone toutes les 30 secondes après l'entrée dans la cabine de cryothérapie sur le côté Face du sujet étudié

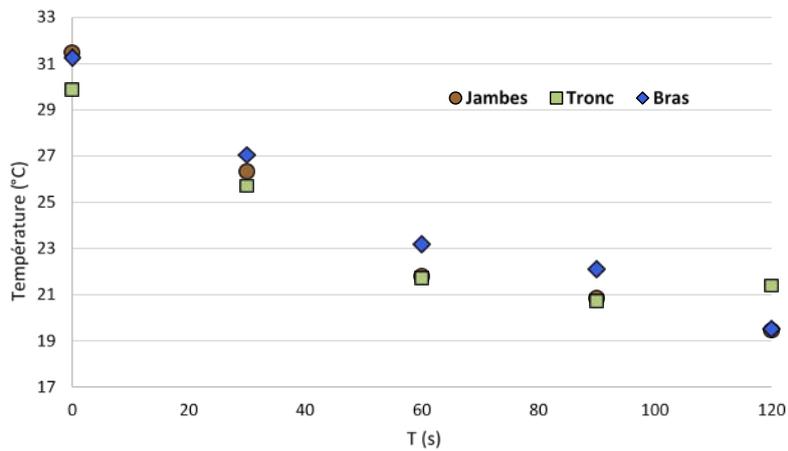


Figure 5. Température moyenne relevée par zone toutes les 30 secondes après l'entrée dans la cabine de cryothérapie sur le côté dos du sujet étudié

Les résultats nous montrent que la température chute très significativement au niveau de toute la surface cutanée avec des différences marquées selon les zones. Ainsi, la température moyenne relevée entre la mesure de référence et la fin de la séance (au bout de 3 minutes) diminue davantage au niveau des membres inférieurs ($\approx 39\%$) qu'au niveau du tronc ($\approx 32\%$).

2.3. Simulation numérique par code CFD

La mécanique des fluides numérique ou CFD (*Computational Fluid Dynamics*) consiste à résoudre dans une géométrie donnée les équations fondamentales de la mécanique des fluides, que l'on peut éventuellement coupler aux équations de transfert thermique. La procédure numérique nécessite la réalisation d'un modèle 3D du sujet étudié, la sélection des modèles physiques pertinents, des conditions aux frontières (conditions aux limites) ainsi que la discrétisation du domaine de calcul (maillage). Notre étude numérique simule un être humain se tenant debout au centre d'une chambre de cryothérapie corps entier et exposé à un air froid et sec de température -110°C . La procédure numérique consiste en premier lieu à scanner le sujet de l'étude au moyen d'un scanner portable 3D ARTEC[®] EVA, puis à définir le domaine du calcul qui aura les dimensions de la chambre de cryothérapie. La procédure consiste à tourner autour de la personne avec le scanner qui utilise le principe de la déformation d'une lumière projetée qui permet ainsi de calculer la distance, et donc la position des points du corps.

2.3.1. Maillage

Le maillage du domaine de calcul a été effectué avec le logiciel ANSYS Workbench Meshing[®] qui permet de réaliser des maillages surfaciques et/ou volumiques structurés ou non. Deux maillages seront réalisés comme le montre la figure 6. Le premier concerne le scan du sujet étudié et est dit surfacique. Ce maillage est directement appliqué sur la surface du mannequin. Il permet d'obtenir aux nœuds de chaque maille la température cutanée du sujet à chaque pas de temps de calcul. Le second concerne l'environnement du sujet et est dit volumique. Ce maillage tétraédrique auto-adaptatif est utilisé pour modéliser la température au sein de la chambre de cryothérapie. En tout, de l'ordre de 15 millions de mailles (donc de points de calcul) sont nécessaires à chaque pas de temps utilisé.

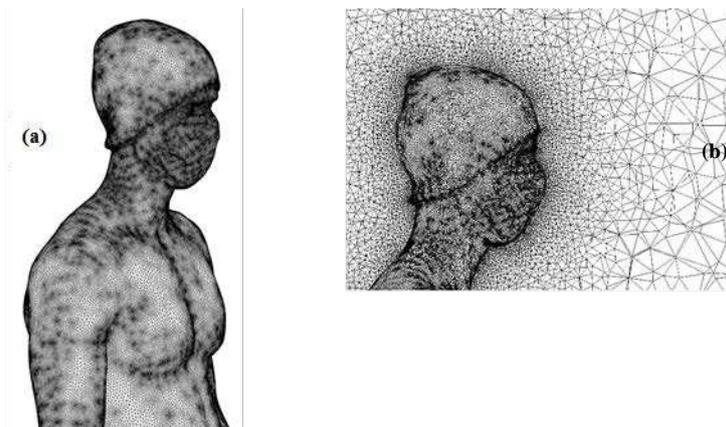


Figure 6. Maillage surfacique (a), maillage volumique (b)

2.3.2. Méthode numérique

Le code de calcul commercial Fluent® 17.2, code de mécanique des fluides traitant également les transferts de chaleur convecto-radiatifs, a été utilisé pour la modélisation de la répartition de la température cutanée à la surface du corps et dans le fluide environnant (Hemmer *et al.*, 2016 ; 2014). Ce code de calcul est basé sur la méthode des volumes finis qui permet la résolution du système d'équations qui régissent l'écoulement du fluide. Dans notre étude, le problème à résoudre est tridimensionnel, dépendant du temps et non-isotherme. En raison de la différence de température entre le corps humain (entre 8 et 31 °C) et le fluide environnant (l'air stagnant à -110 °C), l'écoulement d'air à proximité du corps est considéré comme un flux de convection naturelle. L'effet du rayonnement est pris en compte à l'aide du modèle de rayonnement S2S. Le modèle de rayonnement « Surface-to-Surface » (S2S) est utilisé pour rendre compte de l'échange par rayonnement dans une enceinte avec parois grises et diffuses sans participation du milieu. L'échange d'énergie entre deux surfaces dépend en partie de leur taille, distance de séparation et orientation. Ces paramètres sont pris en compte par une fonction géométrique appelée «facteur de forme». Par rapport au modèle DTRM et « Discrete Ordinates », le modèle « Surface-to-Surface » a un temps de calcul plus court. Le flux d'énergie quittant une surface donnée est composé de l'énergie directement émise et réfléchi. Le flux d'énergie réfléchi est dépendant du flux d'énergie incident de l'environnement, qui peut ensuite être exprimé en terme de flux d'énergie quittant toutes les autres surfaces. Le modèle S2S suppose un rayonnement gris et que toutes les surfaces sont diffuses. Les besoins en mémoire et en temps de calcul augmentent très rapidement avec l'augmentation du nombre de surfaces. Le modèle S2S ne peut pas être utilisé pour modéliser des problèmes avec la participation du milieu ou si le modèle contient des conditions aux limites périodiques ou de symétrie. La couche limite thermique ainsi que le flux d'air autour du corps humain sont considérés comme totalement turbulents. Dans cette étude, le modèle de turbulence $k-\omega$ a été choisi pour la fermeture des équations moyennées de Reynolds Navier-Stokes. Le modèle k -oméga est un modèle largement répandu basé sur les équations de transport de l'énergie cinétique turbulence et de dissipation. Les équations de transport du modèle $k - \omega$ sont (Beaumont *et al.*, 2017):

$$\frac{\partial}{\partial x_j} (\rho k \overline{U_j}) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + P_k - Y_k \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial x_j} (\rho \omega \overline{U_j}) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + P_\omega - Y_\omega \quad (2)$$

où Γ_k, Γ_ω sont les termes de diffusivité de k et ω et Y_k, Y_ω sont les termes de dissipation turbulente de k and ω .

La viscosité turbulente peut être décrite par l'équation suivante :

$$\mu t = \alpha^* \frac{\rho k}{\omega} \quad (3)$$

où α^* est un coefficient de correction de la viscosité turbulente dans le cas de nombres de Reynolds faibles.

La mise en place d'un outil d'analyse prédictif passe par une phase de développement qui s'appuie sur l'application à un cas test des lois d'évolution déterminées de manière empirique (évolution temporelle des déperditions thermiques). Puis les résultats, basés sur l'utilisation de calculs itératifs composant l'outil d'estimation, serviront de validation du procédé algorithmique. Ensuite, le modèle sera affiné afin d'atteindre l'objectif visé, à savoir l'établissement de protocoles en cryothérapie adressés à des populations cibles.

2.3.3. Conditions aux limites

Dans ce problème, impliquant une grande différence de température entre le corps humain et son environnement, la température de surface de la peau et le flux de chaleur du corps humain évoluent en fonction du temps, c'est pourquoi nous avons réalisé un calcul instationnaire. En utilisant un mode de transfert de chaleur couplé entre rayonnement (chaleur rayonnée du corps humain vers les parois froides de la chambre) et convection naturelle (l'écart de température entre la peau et l'air environnant génère une variation de masse volumique de l'air qui va générer un panache thermique), on est en mesure de déterminer l'expression semi-analytique des déperditions thermiques corporelles au cours d'une séance de cryothérapie. Ces déperditions, évoluant en fonction du temps et exprimées en Watt par unité de surface (W/m^2) sont régies par la loi (Polidori *et al.*, 2016):

$$\varphi(W/m^2) = \bar{h}_c(\bar{T}_{skin} - \bar{T}_{amb}) + \sigma \varepsilon (\bar{T}_{skin}^4 - \bar{T}_{amb}^4) \quad (4)$$

$$\text{avec } \bar{T}_{skin} = \frac{\sum_i (\bar{T}_{zone_i} S_{zone_i})}{\sum_i S_{zone}} \quad (5)$$

$$\text{et } \bar{h}_c(t) = \frac{0,0257}{H_{body}} [0,825 + 7,08((\bar{T}_{skin} - \bar{T}_{amb})^{1/6} \cdot \sqrt{H_{body}})]^2 \quad (6)$$

Où

φ est la densité surfacique de flux de chaleur de la zone étudiée,

h_c est le coefficient d'échange convectif,

T_{amb} est la température de l'environnement,

T_{skin} est la température de la peau,

σ est la constante de Stefan Boltzmann,

ε est l'émissivité de la peau,

H_{body} est la taille du sujet.

Cette formulation tient compte de l'apport de chaleur interne du corps par métabolisme et des pertes radiatives et convectives par thermolyse, à travers l'expression de constantes de temps thermiques τ_1 et τ_2 déterminées expérimentalement qui permettent d'intégrer les variations de masse corporelles. Une fois calculées les déperditions surfaciques globales et/ou locales, ces dernières sont implémentées comme conditions aux limites thermiques instationnaires appliquées sur la surface considérée. La figure 7 représente les différentes conditions aux limites utilisées pour la modélisation. Dans ce problème impliquant un gradient de températures important, il est également nécessaire de considérer les matériaux dont les propriétés physiques sont thermo-dépendantes, à l'image de l'air qui compose le fluide environnant.

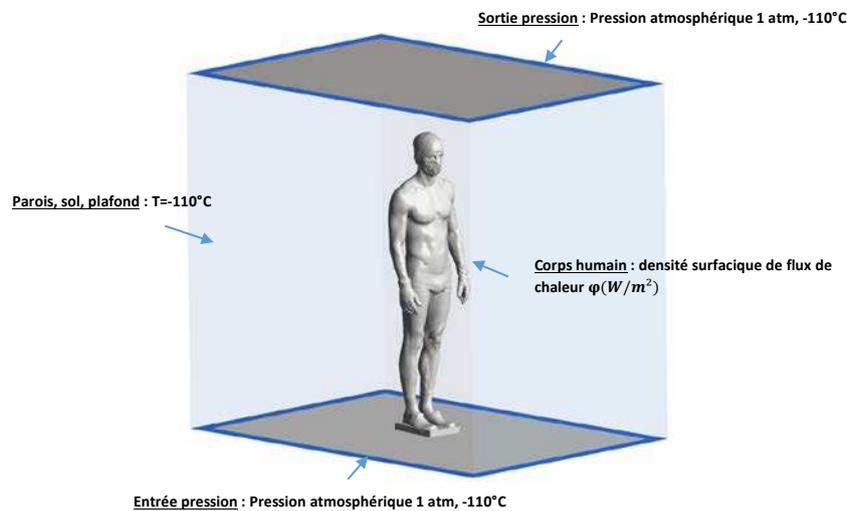


Figure 7. Conditions aux limites nécessaires à la modélisation par code CFD

Tableau 1. Evolution temporelle de la densité surfacique de flux de chaleur par zone étudiée

	$\varphi(W/m^2)$					
	av_jambes	ar_jambes	torse_ventre	dos	bras_av	bras_ar
réf	1447	1459	1462	1434	1466	1464
30s	1361	1379	1374	1369	1385	1399
1min	1298	1310	1307	1309	1319	1339
1'30min	1281	1296	1302	1294	1303	1322
2min	1255	1275	1282	1304	1277	1282

Dans la gamme de température qui nous intéresse (-110°C à 32°C), les propriétés thermo-physiques de l'air varient selon des lois polynomiales :

– La relation entre la température et la conductivité thermique de l'air, valable pour une température comprise entre 100 K et 1 600 K est la suivante (Reid, 1987) :

$$\lambda = 1,5207 \times 10^{11} T^3 - 4,857 \times 10^8 T^2 + 1,0184 \times 10^4 T - 3,9333 \times 10^{-4} \quad (7)$$

où T représente la température exprimée en K et la conductivité thermique en $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$

– La relation entre la viscosité cinématique de l'air et la température est (Reid, 1987) :

$$\nu = -1,363528 \times 10^{-14} T^3 + 1,00881778 \times 10^{-10} T^2 + 3,452139 \times 10^{-8} T - 3,400747 \times 10^{-6} \quad (8)$$

Où ν représente la viscosité cinématique en m^2/s – La relation entre la chaleur spécifique de l'air et la température est la suivante (Reid, 1987)

$$C_p = 1,9327 \times 10^{-10} T^4 - 7,9999 \times 10^{-7} T^3 + 1,1407 \times 10^{-3} T^2 - 4,4890 \times 10^{-1} T + 1,0575 \times 10^3 \quad (9)$$

où C_p représente la chaleur spécifique en $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$

Une base de données matériaux spécifique est créée pour l'air à partir de ces lois polynomiales puis implémentée dans le code de calcul. Ce faisant, les propriétés thermo-physiques de l'air sont calculées à chaque pas de temps en tenant compte des variations de température globales (air de la cabine) et locales (températures cutanées).

3. Résultats numériques et discussion

3.1. Prédiction des températures cutanées

A titre d'illustration de ce que le modèle permet à ce jour, nous avons choisi de représenter sur la figure 8 d'une part, une thermographie d'une partie du tronc et biceps droit du sujet (figure 8a) et d'autre part, le résultat numérique issu de la modélisation mathématique de la même zone (figure 8b), après 1 min 30 s de CCE à -110 °C.

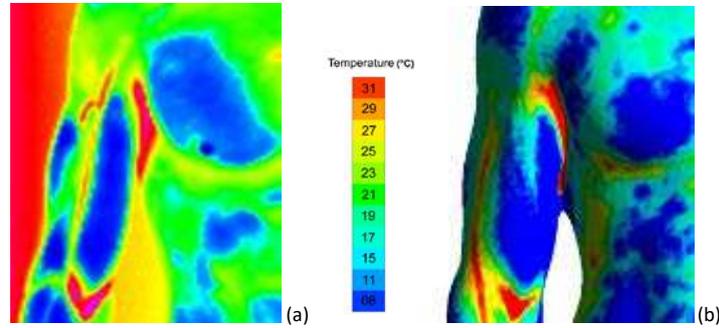


Figure 8. Focus sur le biceps : exemple de comparaison entre thermographie (a) et simulation numérique (b) après 1 min 30 s de CCE à -110 °C

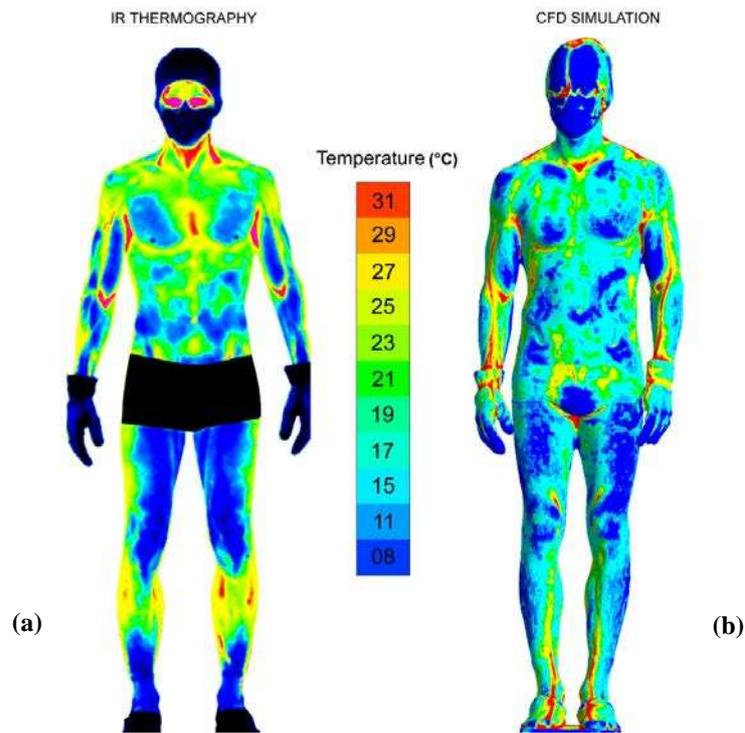


Figure 9. Comparaison entre un thermogramme obtenu par imagerie thermique infrarouge (a) et par simulation numérique par code CFD (b) pour $t = 90$ s

Au cours du post-traitement des résultats expérimentaux, nous avons déterminé la température moyenne de la peau au cours du temps et comparé ces données avec les résultats de nos simulations numériques (figure 9). La fidélité du modèle théorique est estimée en vérifiant que les résultats numériques se situent bien dans la marge d'erreur des résultats expérimentaux. Nous pouvons constater sur la figure 8 que le modèle numérique prédit correctement la température cutanée dans certaines zones du corps, comme les bras. Par ailleurs, la comparaison entre un thermogramme obtenu par imagerie thermique infrarouge (figure 9a) et par simulation numérique (figure 9b) nous indique que le gradient de température déduit des deux méthodes est globalement du même ordre de grandeur. Cependant, les résultats présentés sur la figure 9 nous indiquent également que le modèle numérique demeure perfectible et tend à être affiné, en particulier au niveau de la prédiction de la répartition des températures cutanées. La comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques nous montre que le découpage par zone doit être optimisé afin d'estimer plus précisément les températures cutanées. En pratique, cela se traduira par un nouveau découpage plus complet et incluant des zones supplémentaires.

3.2. Ecoulement de convection naturelle

En raison du gradient de température entre le corps humain (environ 30 °C avant la séance de cryothérapie) et l'air situé à l'intérieur de la cabine (-110 °C), un phénomène de convection naturelle se met rapidement en place induisant une couche limite thermique de convection libre se développant autour du corps humain. Initialement, cette couche limite, qui commence aux pieds, est laminaire. Cependant, à mesure que l'écoulement progresse dans les jambes, la transition se produit et le haut du corps devient enveloppé par un écoulement turbulent. Comme nous pouvons le voir sur la figure 10, l'écoulement se caractérise par un panache thermique anisotherme, les températures les plus élevées se situant au niveau de la tête. Cet écoulement de convection naturelle n'est pas sans conséquences sur l'ambiance thermique dans la cabine. L'air, initialement au repos, est progressivement mis en mouvement par cet écoulement de convection naturelle comme nous pouvons le voir sur la figure 11 illustrant la répartition de la vitesse de l'air au sein de la cabine. Les échanges convectifs dépendent non seulement du gradient de température entre l'air et le corps mais également de la vitesse du mouvement d'air autour de celui-ci. Par conséquent, plus la vitesse de l'écoulement d'air autour du corps est élevée, plus la température cutanée diminue car la vitesse de l'air intervient non seulement dans les échanges convectifs mais aussi dans l'évaporation. Ainsi, un accroissement de la vitesse provoque instantanément une augmentation des pertes convectives et évaporatoires car la température de l'air est inférieure à celle de la peau. Plusieurs études ont traité des phénomènes de transferts thermiques entre le corps humain et son environnement dans des pièces d'habitation. Settles et Craven (2006) ont mené une étude expérimentale et numérique sur le développement du panache thermique généré par la présence d'un être humain dans un environnement intérieur. Ils ont étudié l'interaction entre un homme debout et vêtu (température moyenne de

surface : 26,6 °C) et son environnement (pièce fermée et non ventilée, température de l'air : 21,3 °C).

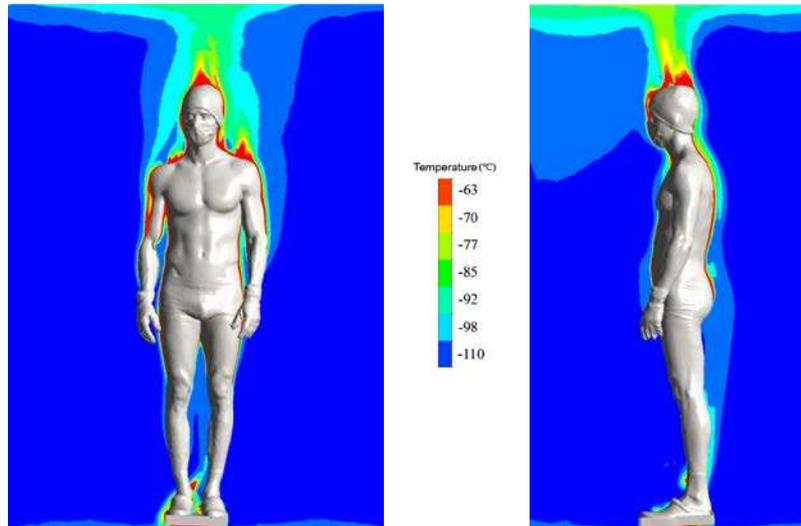


Figure 10. Panache thermique de convection naturelle visualisé dans deux plans perpendiculaires l'un à l'autre et passant par l'axe de symétrie de la cabine pour $t = 90s$

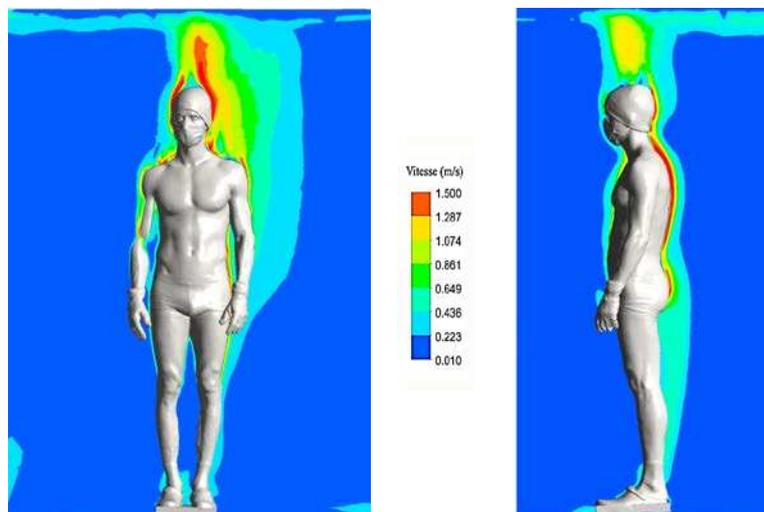


Figure 11. Isocontours de vitesses visualisés dans deux plans perpendiculaires l'un à l'autre et passant par l'axe de symétrie de la cabine pour $t = 90s$

Les résultats expérimentaux et numériques ont montré que la vitesse de l'écoulement pouvait atteindre 0,24 m/s au-dessus de la tête du sujet étudié. Dans notre étude, le gradient de température entre la température cutanée du corps humain et la température de l'air dans la chambre de cryothérapie est beaucoup plus important. Ainsi, la vitesse de l'écoulement de convection naturelle induit est logiquement plus élevée, atteignant des vitesses de l'ordre de 1,5 m/s comme indiqué sur la figure 11.

4. Conclusion

En cas d'exposition à un froid intense, comme c'est le cas en cryothérapie, le corps humain active des mécanismes permettant de maintenir la température centrale autour de 37°. Dès que le froid est perçu par les thermorécepteurs de la peau, le corps réagit et crée de la chaleur par thermogénèse en activant les réserves de graisse et de glycogène mais également les fibres musculaires (en provoquant des frissons), tout en limitant les déperditions calorifiques en réduisant le diamètre (et le débit) des vaisseaux sanguins cutanés. Les mécanismes d'autoprotection du corps humain activés en cas d'une exposition prolongée à des températures extrêmes ne sont toutefois pas conçus pour durer. C'est pourquoi, il est essentiel de connaître précisément les phénomènes thermiques se produisant à la surface cutanée du patient lors d'une séance de CCE, mais également d'avoir une connaissance précise des conditions aérauliques et thermiques au sein de la cabine de cryothérapie. C'est dans ce contexte que nous avons mené cette étude expérimentale par imagerie thermique infrarouge et numérique par code CFD. Les résultats obtenus par imagerie thermique infrarouge nous ont permis d'obtenir une cartographie de la répartition des températures cutanées du patient et de leur évolution au cours de la séance de cryothérapie. Nous avons ainsi pu déterminer les températures moyennes nécessaires pour déterminer la densité surfacique de flux de chaleur par zone, paramètre thermique nécessaire pour établir une des conditions à la limite thermique à implémenter dans le code CFD. Afin de modéliser la répartition de la température cutanée à la surface du corps et dans le fluide environnant, nous avons utilisé un code de calcul en mécanique des fluides (CFD) traitant les transferts de chaleur convecto-radiatifs. La mise en place d'un outil d'analyse prédictif passe par une phase de développement qui s'appuie sur l'application à un cas test des lois d'évolution déterminées de manière empirique (évolution temporelle des déperditions thermiques). Ainsi, les résultats numériques portant sur l'évolution temporelle des températures cutanées ont été confrontés aux données issues de l'imagerie thermique infrarouge, démontrant le potentiel prédictif du modèle numérique. Par ailleurs, la modélisation des transferts thermiques entre le corps humain et son environnement au cours d'une séance de CCE ont permis de nous renseigner sur le comportement aéraulique au sein de la cabine. Les résultats tendent à montrer que l'écoulement de convection naturelle généré par le panache thermique pourrait générer une augmentation des pertes convectives et évaporatoires, ce qui

aurait pour conséquence de réduire plus rapidement la température cutanée du patient.

Bibliographie

- Banfi G., Melegati G., Barassi A., Dogliotti G., Melzi d'Eril G., Dugué B., Corsi MM. (2009). Effects of whole-body cryotherapy on serum mediators of inflammation and serum muscle enzymes in athletes, *Journal of Thermal Biology*, 34, p. 55-59.
- Beaumont F., Taïar R., Polidori G. (2017). Preliminary numerical investigation in open currents-water swimming: Pressure field in the swimmer wake. *Applied Mathematics and Computation*, 302, p. 48-57.
- Beaumont F., Popa C., Belair G.L., Polidori G. (2014). Numerical modeling of bubble-induced flow patterns in champagne glasses. *International Journal of Numerical Methods for Heat and Fluid Flow*, 24, p. 563-578.
- Burke D.G., Macneil S.A., Holt L.E., Mackinnon N.C., Rasmussen R.L. (2000). The effect of hot or cold water immersion on isometric strength training. *J Strength Cond Res*, vol. 14, n° 1, p. 21-5.
- Candas V., (1998). Confort thermique. *Génie énergétique*. vol. BE 4. Paris: Techniques de l'ingénieur, p. BE 9085.
- Craven BA., Settles GS., (2006). A Computational and Experimental Investigation of the Human Thermal Plume. *ASME. J. Fluids Eng.*, vol. 128, n° 6, p. 1251-1258.
- Costello J.T., McInerney C.D., Bleakley C.M., Selfe J., Donnelly A.E. (2012). The use of thermal imaging in assessing skin temperature following cryotherapy: a review. *Journal of Thermal Biology*, 37, p. 103-110.
- Dębiec-Bąk A., Gruszka K., Sobiech KA., Skrzek A. (2013). Age dependence of thermal imaging analysis of body surface temperature in women after cryostimulation *Human Movement*, vol. 14, n° 4, p. 299-304.
- Fricke R. (1989). Ganzkörperkältetherapie in einer kältekammer mit temperaturen um - 110°C *Z Phys Med Baln Med Klin*, 18, p. 1-10.
- Gizińska M., Rutkowski R., Romanowski W., Lewandowski J., Straburzyńska-Lupa A. (2015). Effects of Whole-Body Cryotherapy in Comparison with Other Physical Modalities Used with Kinesitherapy in Rheumatoid Arthritis, *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International*, vol. 2015, Article ID 409174.
- Hauswirth C., Schaal K., Le Meur Y., Bieuzen F., Filliard JR., Volondat M., Louis J. (2013). Parasympathetic Activity and Blood Catecholamine Responses Following a Single Partial-Body Cryostimulation and a Whole-Body Cryostimulation *PLOS ONE* August, vol. 8, n° 8 | e72658.
- Hauswirth C., Louis J., Bieuzen F., Pournot H., Fournier J., Filliard JR., Brisswalter J. (2011) Effects of Whole-Body Cryotherapy vs. Far-Infrared vs. Passive Modalities on Recovery from Exercise-Induced Muscle Damage in Highly-Trained Runners, *PLoS ONE* December, n° 12, e27749.

- Hemmer C., Convert F., Popa C., Polidori G. (2016). 3-D simulations of indoor airflow and temperature field with a radiative and convective heater. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 9, p. 189-195.
- Fonda B., De Nardi M., Sarabon N. (2014). Effects of whole-body cryotherapy duration on thermal and cardio-vascular response *Journal of Thermal Biology*, p. 4252-4255.
- Giemza C., Matczak-Giemza M., De Nardi M., Ostrowska B., Czech P. (2015). Effect of frequent WBC treatments on the back pain therapy in elderly men. *Aging Male.*, vol. 18, n° 3, p. 135-42.
- Księżopolska-Orłowska K., Pacholec A., Jędryka-Góral A., Bugajska J., Sadura-Sieklucka T., Kowalik K., Pawłowska-Cyprysiak K., Łastowiecka-Moras E. (2016). *Complex rehabilitation and the clinical condition of working rheumatoid arthritis patients: does cryotherapy always overtop traditional rehabilitation? Disability and Rehabilitation* ISSN: 0963-8288 (Print) 1464-5165 (Online).
- Liu Y., Liu Z., Luo J. (2015). Numerical investigation of the unsteady thermal plume around human body in closed space. *Procedia Engineering*, 121, p. 1919-26.
- Louis J., Schaal K., Bieuzen F., Le Meur Y., Filliard JR., Volondat M., Brisswalter J., Hausswirth C. (2015). Head Exposure to Cold during Whole-Body Cryostimulation: Influence on Thermal Response and Autonomic Modulation, *PLoS ONE* April 27
- Lubkowska A., Szyguła Z., Chlubek D., Banfi G. (2011). The effect of prolonged whole-body cryostimulation treatment with different amounts of sessions on chosen pro- and anti-inflammatory cytokines levels in healthy men Scandinavian *Journal of Clinical & Laboratory Investigation*, 71, p. 419-425.
- Mesure S., Catherin-Marcel B., Bertrand D. (2014). La cryothérapie corps entier : littérature et perspectives de recherche. *Kinesithe Rev*, 14, p. 56-60.
- Metzger D, Zwingmann C, Protz W, Jackel WH. (2000). Whole-body cryotherapy in rehabilitation of patients with rheumatoid diseases: pilot study. *Rehabilitation*, 39, p. 93-100.
- Narçon S. (2001). *Caractérisation des perceptions thermiques en régime transitoire - Contribution à l'étude de l'influence des interactions sensorielles sur le confort*. Thèse Neurosciences et Comportement. Paris: Ecole Pratique des Hautes Etudes.
- Nicol F. (1993). *Thermal comfort, a handbook for field studies toward an adaptive model*. London: University of East London.
- Parsons K.C., (2003). *Human Thermal Environments. The Effects of Hot, Moderate and Cold Environments on Human Health, Comfort and Performance*, 2nd Edition. Taylor & Francis, London, New York.
- Polidori, G., Marreiro, A., Pron, H., Lestriez, P., Boyer, F.C., Quinart, H., Tourbah, A., Taïar, R. (2016). Theoretical modeling of time-dependent skin temperature and heat losses during whole-body cryotherapy: A pilot study. *Medical Hypotheses*, 96, p. 11-15.
- Pournot H., Bieuzen F., Louis J., Mounier R., Filliard JR., Barbiche E., Hausswirth C. (2011). Time-Course of Changes in Inflammatory Response after Whole-Body Cryotherapy Multi Exposures following Severe Exercise *PLoS ONE*, July, vol. 6, n° 7, e22748

Reid, R.C. (1987). *The Properties of Gases and Liquids*. McGraw-Hill.

Romanowski MW., Romanowski W., Kecmer P., Majchrzycki M., Samborski W., Straburzyńska-Lupa A. (2015). Whole body cryothérapie in rehabilitation of patients with ankylosing spondylitis. A randomized controlled study. *Physiotherapy*; vol. 101, supplement 1 eS1238-eS1642.

Stanek A., Cieslar G., Strzelczyk J., Kasperczyk S., Sieroń-Stoltny K., Wiczkowski A., Birkner E., Sieron A. (2010). Influence of Cryogenic Temperatures on Inflammatory Markers in Patients with Ankylosing Spondylitis, *Polish J. of Environ. Stud.*, vol. 19, n° 1, p. 167-175.

Selfe J., Alexander J., Costello JT. *et al.* (2014). The effect of three different (-135°C) whole body cryotherapy exposure durations on elite rugby league players. *PLoS ONE* 9(1):e86420

Thomas DA., Maslin B., Legler A., Springer E., Asgerally A., Vadivelu N. (2016). Role of Alternative Therapies for Chronic Pain Syndromes, *Curr Pain Headache Rep* 20, p. 29.

Yamauchi T. (1989). Whole-body cryotherapy is a method of extreme cold -175°C treatment initially used for rheumatoid arthritis. *Z Phys Med Baln Med Klin* 15, p. 311.

Zaïdi H., Taiïar R., Fohanno S., Polidori G. (2007) The influence of swimming type on the skin-temperature maps of a competitive swimmer from infrared thermography. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 9, p. 47-51.