HAL
open science

Modèle thermo-neurophysiologique du corps humain pour l'étude du confort thermique en conditions climatiques hétérogènes et instationnaires

Mohamad El Kadri

To cite this version:

Mohamad El Kadri. Modèle thermo-neurophysiologique du corps humain pour l'étude du confort thermique en conditions climatiques hétérogènes et instationnaires. Physiologie [q-bio.TO]. Université de La Rochelle, 2020. Français. NNT : 2020LAROS006 . tel-03268505

HAL Id: tel-03268505

https://theses.hal.science/tel-03268505v1

Submitted on 23 Jun 2021

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.

UNIVERSITÉ DE LA ROCHELLE

ÉCOLE DOCTORALE
Ecole Doctorale n° 618 EUCLIDE

Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur pour l'Environnement LaSIE

THÈSE

Présentée par :

Mohamad EL KADRI

Soutenue le 28 mai 2020

Pour l'obtention du grade de Docteur de l'Université de La Rochelle

Discipline : Génie civil

Modèle thermo-neurophysiologique du corps humain pour l'étude du confort thermique en conditions climatiques hétérogènes et instationnaires

---

JURY :

Francis ALLARD	Professeur, Université de La Rochelle, Examinateur
François DEMOUGE	Docteur, CSTB, Encadrant
Fabrice DE OLIVEIRA	Docteur, CSTB, Co-directeur de thèse
Christian INARD	Professeur, Université de La Rochelle, Directeur de thèse
Frédéric KUZNIK	Professeur, INSA Lyon, Examinateur
Christophe MENEZO	Professeur, Université Savoie Mont-Blanc, Rapporteur
Marjorie MUSY	Docteur, HDR, CEREMA, Rapporteur
Monica SIROUX	Professeur, INSA Strasbourg, Examinateur

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier ma famille, mon père, ma mère et mes frères Saleh et Douaa pour leur soutien et leur amour qui m'ont accompagné tout au long de ce travail. Et que l'âme de mon frère Baraa repose en paix.

Je tiens à remercier mon directeur, Pr. Christian INARD, qui m'a encadré tout au long de cette thèse et qui m'a fait partager ses brillantes intuitions. Qu'il soit aussi remercié pour sa gentillesse, sa disponibilité permanente et pour les nombreux encouragements qu'il m'a prodiguée.

Je remercie Dr. Fabrice DE OLIVEIRA et Dr. François DEMOUGE, les encadrants de ma thèse, pour leur soutien et aide le long de ma thèse.

Je remercie le personnel du CSTB et la très belle ambiance de travail avec laquelle j'ai pu me concentrer et donner de mon mieux

Je remercie mon amour Hadeya JEHA, qui m'a donné des morales pour continuer, et beaucoup d'amour pour travailler. Elle m'a encouragé quand j'ai baissé le bras et m'a consolidé quand j'ai subi un échec

Je remercie tous mes amis à Nantes, et Nancy pour les belles soirées et sorties.

Je remercie mon Dieu pour la force qui m'a donné pour résister et accomplir mes tâches avec succès.

RESUME :

Dans ces travaux de thèse, nous avons développé un nouveau modèle de thermorégulation du corps humain basé sur la neurophysiologie et nommé Neuro Human Thermal Model (NHTM). Il est dédié à prédire les variables physiologiques dans des environnements instationnaires et hétérogènes. De plus, ce modèle est couplé au modèle de confort thermique de Zhang pour prédire la sensation et le niveau de confort thermique des occupants dans les espaces intérieurs.

Le système passif du modèle NHTM est basé sur celui du modèle de Wissler. Ce système est couplé à un système actif basé sur les signaux des thermorécepteurs. Le système passif consiste en 21 cylindres représentants les segments du corps humain. Chaque élément est divisé en 21 couches dont 15 pour les tissus et 6 pour les vêtements. Puis, chaque couche est divisée en 12 secteurs angulaires. Le modèle NHTM calcule la production de chaleur par le métabolisme, le transfert de chaleur par conduction entre les tissus et les échanges de chaleur par convection et rayonnement entre le corps et l'environnement. Le système actif calcule les mécanismes physiologiques grâce aux signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux. Ces signaux sont calculés par le modèle de Mekjavic et Morrisson qui ont développé également le modèle de frissonnement utilisé dans le modèle NHTM. Le débit sanguin cutané est calculé par le modèle de Kingma. Par manque de données expérimentales, le modèle de sudation est basé sur l'approche du signal d'erreur des températures cutanée et centrale. Une comparaison a été effectuée entre le modèle de sudation de Wissler et celui de Fiala et al. Au vu des résultats obtenus, ce dernier a été retenu.

Le modèle NHTM est en capacité de pouvoir simuler plusieurs types de populations. Pour ce faire, une analyse de sensibilité a été effectuée, grâce à la méthode de Morris, sur les paramètres des systèmes passif et actif pour déterminer les paramètres les plus influents. Ensuite, afin d'optimiser le modèle NHTM, un algorithme génétique a été utilisé pour déterminer le vecteur des paramètres qui correspond à la population des expérimentations de Munir et al. Les résultats ainsi obtenus ont été comparés aux modèles développés par différents auteurs et ont montré que le modèle NHTM est le plus performant dans la très grande majorité des cas.

Le modèle NHTM a été couplé au modèle de Zhang pour pouvoir calculer la sensation et le confort thermique. Le modèle de Zhang a été choisi pour sa capacité à calculer les sensations et les niveaux de confort thermique locaux qui correspondent aux segments du corps humain dans des environnements hétérogènes. Il est aussi capable de calculer ces réponses lors des transitions thermiques. Ce modèle effectue le calcul grâce aux sorties du modèle NHTM à savoir les températures cutanées et de l'œsophage.

Mots clés : Thermorégulation du corps humain, environnements instationnaires et hétérogènes, neurophysiologie, thermorécepteurs, individualisation, sensation et confort thermique.

Thermo-neurophysiological model of the human body for the study of thermal comfort in non-uniform transient climatic conditions

ABSTRACT:

In this thesis, we have developed a new thermoregulation model of the human body based on neurophysiology called Neuro Human Thermal Model (NHTM). It is dedicated to predict physiological variables in asymmetric transient environments. In addition, it is coupled with Zhang's thermal comfort model to predict the sensation and the thermal comfort of the occupants in indoor spaces.

The passive system of the NHTM model is based on that of the Wissler model. This passive system is coupled to an active system based on the signals of thermoreceptors. The passive system is segmented into 21 cylinders which represent the segments of the human body. Each element is divided into 21 layers, in which 15 for tissues and 6 for clothing. Then, each layer is divided into 12 angular sectors. The NHTM model simulates the heat production by metabolism, heat transfer by conduction within the tissues and heat exchange by convection and radiation between the body and the surrounding. The active system simulates physiological mechanisms thanks to signals of central and peripheral thermoreceptors. These signals are calculated by the model of Mekjavic and Morrisson who also developed the shivering model. The skin blood flow is calculated by the Kingma model. we could not develop a sweating model based on the signals of thermoreceptors since experimental data are not available. A comparison was made between the sweating model of Wissler and that of Fiala et al. and the last one was chosen.

The NHTM model is able to simulate several types of population. This was done by a sensitivity analysis carried out, using the Morris method, on the parameters of the passive and active systems to find the most influential parameters. Then, an optimization of the NHTM model was done to determine the vector of the parameters which corresponds to the subjects of the experiments of Munir et al. using a genetic algorithm. The obtained results were compared to the models developed by several authors and showed that the NHTM model is the most efficient in most cases.

The NHTM model has been coupled to the Zhang model to assess the sensation and thermal comfort. Zhang's model was chosen for its ability to assess local sensations and thermal comfort levels in non-uniform transient environments. Zhang's model performs the calculation using the NHTM model outputs, namely the skin and esophagus temperatures.

Keywords: Thermoregulation of the human body, non-uniform transient environments, neurophysiology, thermoreceptors, individualization, sensation and thermal comfort.

TABLE DES MATIERES

Résumé : 5
Abstract: 7
Table des matières 8
Liste des figures 11
Liste des tableaux 18
Nomenclature 21
1. Introduction générale 25
2. Etat de l'art 29
2.1. Introduction 29
2.2. Régulation et homéothermie du corps humain : les mécanismes physiologiques 29
2.2.1. Températures centrales 32
2.2.2. Température cutanée moyenne 33
2.2.3. Mécanismes physiologiques du système de thermorégulation 36
2.3. Modèles thermo-physiologiques du corps humain 45
2.3.1. Modèle thermique du bras de Pennes, 1948 47
2.3.2. Modèle de Gagge, 1971 48
2.3.3. Modèle de Stolwijk, 1971 49
2.3.4. Modèle de Fiala, 1999 50
2.3.5. Modèle de Tanabe, 2002 52
2.3.6. Modèle Morpheus, 2017 52
2.3.7. Modèle de Wissler, 2018 53
2.4. Conclusion 55
3. Les indices de confort thermique statiques et dynamiques 57
3.1. Introduction 57
3.2. Les modèles statiques du confort thermique 58
3.2.1. Les indices PMV et PPD 59
3.2.2. Le confort adaptatif 67
3.2.3. Autres indices du confort thermique pour des ambiances statiques 71
3.2.4. Les indices directs du stress thermique pour les ambiances chaudes 73
3.3. Les modèles dynamiques de sensation et du confort thermique 75
3.3.1. Modèles de sensation thermique et du confort thermique proposés par Zhang ... 76
3.3.2. Modèle de sensation thermique globale proposé par Fiala 82
3.3.3. Modèle de sensation thermique globale proposé par Kingma 84
3.4. Conclusion 85
4. Modèle thermique du corps humain de Wissler 87
4.1. Introduction 87

4.2. Système passif ... 87
4.2.1. Géométrie du corps humain ... 87
4.2.2. Propriétés thermo-physiques des tissus ... 92
4.2.3. Métabolisme de base ... 93
4.2.4. Transferts thermiques avec l'environnement ... 94
4.2.5. Propriétés physiques de la vêture ... 101
4.3. Système actif ... 102
4.3.1. Frissonnement ... 102
4.3.2. Débit sanguin cutané ... 109
4.3.3. Sudation ... 114
4.4. Conclusion ... 118
5. Développement du modèle Neuro-Human Thermal Model ... 121
5.1. Introduction ... 121
5.2. Intégration du modèle des thermorécepteurs pour le contrôle du système actif ... 121
5.2.1. Réponse statique des thermorécepteurs cutanés ... 121
5.2.2. Réponse dynamique des thermorécepteurs ... 122
5.2.3. Modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson ... 124
5.2.4. Intégration du modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson au système actif de Wissler ... 126
5.3. Modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson ... 135
5.3.1. Présentation du modèle ... 135
5.3.2. Couplage du modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson au système passif de Wissler ... 137
5.3.3. Confrontation des modèles de frissonnement à l'expérimentation ... 139
5.4. Modèle du débit sanguin cutané de Kingma ... 143
5.4.1. Présentation du modèle ... 145
5.4.2. Couplage du modèle de débit sanguin cutané de Kingma au système passif de Wissler 147
5.4.3. Confrontation du modèle de débit sanguin cutané à l'expérimentation ... 148
5.5. Modèle de sudation ... 152
5.5.1. Modèle de sudation de Fiala et couplage au système passif de Wissler ... 152
5.5.2. Confrontation des modèles de sudation à l'expérimentation ... 154
5.6. Conclusion ... 159
6. Analyse de sensibilité et optimisation sur un échantillon de population ... 161
6.1. Introduction ... 161
6.2. Analyse de sensibilité sur les paramètres des systèmes passif et actif ... 161
6.3. Influence du métabolisme et de la conductivité thermique sur les réponses physiologiques ... 168

6.4. Effet de la variation des gains des mécanismes physiologiques sur les réponses physiologiques 169
6.5. Effet des paramètres du modèle des thermorécepteurs sur les réponses physiologiques 172
6.5.1. Effet du gain des thermorécepteurs $\boldsymbol{Gtr}$ 172
6.5.2. Effet de la constante de temps des thermorécepteurs $\boldsymbol{\Gamma tr}$ 175
6.5.3. Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteur $\boldsymbol{\Gamma tre}$ 177
6.5.4. Effet de la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs $\boldsymbol{\Gamma tri}$ 179
6.6. Algorithme génétique 181
6.7. Conclusion 192
7. Conclusions et perspectives 193
8. Bibliographie 205

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Origine géographique des études scientifiques sur la santé et les évènements caniculaires de 1964 à 2017 [3]..... 25
Figure 1.2 : Publications scientifiques portant sur la santé et les événements caniculaires de 1964 à 2016 par continent [3] 26
Figure 2.1 : Répartition de température au sein du corps humain pour deux ambiances à température différente [13]..... 29
Figure 2.2 : Organigramme de la régulation du système actif du corps humain et actions comportementales [15]..... 30
Figure 2.3 : Réponse statique des thermorécepteurs [16] 30
Figure 2.4 : Réponse dynamique des thermorécepteurs [16] 31
Figure 2.5 : Evolution de la température rectale pendant 2h ou 3h d'exposition de sujets demi-nus à une température ambiante égale à 1°C. Mesures : cercles vides Bittel [17]; carrés vides Bittel et al. [18]; triangles vides Savourey and Bittel [19]; losanges vides Budd et al. [20]; triangles noirs, Budd and Warhaft [21]. Calcul : cercles noirs modèle de Wissler [11]..... 32
Figure 2.6 : Températures rectale, tympanique et de l'œsophage mesurées par Gagnon et al [24] 33
Figure 2.7 : Points utilisés pour mesurer la température de la peau [28]..... 35
Figure 2.8 : Valeur de la température cutanée en plusieurs points de la surface de la peau [9] 35
Figure 2.9 : Métabolisme total et températures moyenne de la peau et centrale mesurés par Hayward et al. [49]..... 38
Figure 2.10 : Débit sanguin cutané du bras d'hommes et de femmes après un échelon de température ambiante de 20 à 24°C [58]. PU : Unité de perfusion sanguine 44
Figure 2.11 : Effet de l'âge sur la vasodilation [59]. SD : Ecart-type..... 44
Figure 2.12 : Discrétisation du corps humain en un seul segment, multi-segments, deux nœuds et multi-nœuds..... 46
Figure 2.13 : Diagramme de l'évolution des modèles de thermorégulation humaine, adatpé de Katic et al. [63]..... 47
Figure 2.14 : Température du bras en fonction de la profondeur, v est le débit sanguin $[cm3.s-1]$ et h_m est le métabolisme du bras $[Cal.cm-3.s-1]$ [64]..... 48
Figure 2.15 : Schéma du modèle de Gagge et al. [65] 48
Figure 2.16 : Schéma des quatre compartiments du segment I du modèle de Stolwijk et al. [66] 50
Figure 2.17 : Schéma du système passif du modèle de Fiala [71] 51
Figure 2.18 : Organigramme du modèle de Fiala [12]..... 51
Figure 2.19 : Schéma du modèle de Tanabe et al. [68]..... 52
Figure 2.20 : Schéma du modèle de Wölki [69] 53
Figure 2.21 : Discrétisation du corps humain en 21 éléments proposé par Wissler [11]..... 54
Figure 2.22 : Discrétisation d'un élément k du corps humain en 12 secteurs angulaires et leurs couches i selon Wissler [11]..... 54
Figure 3.1 : Evolution des normes pour le confort thermique des ambiances habitées [79] ... 59
Figure 3.2 : Indice PPD en fonction de l'indice PMV [76]..... 66
Figure 3.3 : Sensation thermique calculée en fonction de la température opérative intérieure pour deux types de bâtiment [90]..... 67

Figure 3.4 : Température neutre observée et calculée en fonction de la température opérative intérieure pour les bâtiments climatisés (gauche) et non climatisés (droite) [90]..... 68
Figure 3.5 : Température neutre observée et calculée en fonction de la température effective extérieure [65] pour les bâtiments climatisés (gauche) et non climatisés (droite) [90] 69
Figure 3.6 : Températures neutre et préférée pour les bâtiments climatisés [90] 69
Figure 3.7 : Températures neutre et préférée pour les bâtiments non climatisés [90] 70
Figure 3.8 : Diagramme psychrométrique..... 71
Figure 3.9 : Diagramme de la température effective corrigée CET [94] 72
Figure 3.10 : Stratégie de calcul des sensations et conforts thermiques locaux et globaux proposée par Zhang [9] 76
Figure 3.11 : Position des points de mesure des températures cutanées pour évaluer la sensation et le confort thermiques locaux proposés par Zhang [9] 76
Figure 3.12: Echelle de sensation thermique proposée par Zhang [9] 77
Figure 3.13: Echelle du confort thermique proposée par Zhang [9] 80
Figure 3.14: Confort thermique local en fonction de la sensation thermique locale [9]..... 81
Figure 3.15 : Echelle de sensation thermique globale proposée par Fiala [12, 106] 83
Figure 4.1 : Discrétisation du corps humain en 21 éléments proposée par Wissler [11]..... 89
Figure 4.2 : Modèle d'un élément k d'un individu composé de 12 secteurs angulaires et de couches i [11] 90
Figure 4.3 : Flux superficiel radiatif mesuré par Mitchell et al. [118]. Tsk : Température moyenne de la peau $[°C]$; Tmr : Température radiante moyenne $[°C]$; Er : Flux superficiel radiatif $[W.m-2]$; φ : Facteur de forme moyen 99
Figure 4.4 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets exposés à un courant d'air froid [131]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type 103
Figure 4.5 : Températures rectale et tympanique mesurées pour des sujets exposés à un courant d'air froid [131]. $Trec$: Température rectale ; Tty : Température tympanique. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type 103
Figure 4.6 : Métabolisme total mesuré pour des sujets exposés à un courant d'air froid [131]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type..... 103
Figure 4.7 : Température rectale mesurée pour des sujets soumis à un courant d'air froid [132]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type..... 104
Figure 4.8 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets soumis à un courant d'air froid [132]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type 104
Figure 4.9 : Métabolisme total mesuré pour des sujets soumis à un courant d'air froid [132]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type..... 105
Figure 4.10 : Variation des températures de l'air et de l'eau pour les expérimentations de Timbal et al. [136]..... 106
Figure 4.11 : Valeur du métabolisme total après 10 mn d'exposition à l'air froid et à l'eau froide [136]..... 107
Figure 4.12 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets immergés dans de l'eau froide [49]. A : pré-immersion ($Tair = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($Teau = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($Teau = 40°C$) 108
Figure 4.13 : Températures rectale et tympanique mesurées pour des sujets immergés dans de l'eau froide [49]. Trec : Température rectale ; Tty : Température tympanique. A : pré-

immersion ($Tair = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($Teau = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($Teau = 40°C$) 108
Figure 4.14 : Métabolisme total mesuré pour des sujets plongés dans de l'eau froide [49]. A : pré-immersion ($Tair = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($Teau = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($Teau = 40°C$), les traits verticaux noirs représentent ± un écart type 108
Figure 4.15 : Rapport CVC/CVC$_{max}$ en fonction de ($Tc - Tc, th$) 111
Figure 4.16 : Variable CVCM en fonction de la température moyenne cutanée. 113
Figure 4.17 : Variable CVCL en fonction de la température cutanée locale. 114
Figure 4.18 : Evolution temporelle des températures ambiantes pour les expériences de Stolwijk et Hardy [45] 115
Figure 4.19 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une variation de la température ambiante de 28-33-28°C [45] 115
Figure 4.20 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une température ambiance de 28°C [45] 116
Figure 4.21 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une variation de la température ambiante de 29-22-29°C [153] ... 117
Figure 4.22 : Organigramme du modèle de Wissler 119
Figure 5.1 : Réponse statique des thermorécepteurs centraux et cutanés [16] 122
Figure 5.2 : Réponse dynamique des thermorécepteurs [174] 123
Figure 5.3 : Réponse du thermorécepteur cutané froid pour une variation de sa température d'amplitude égale à 3°C [175] 123
Figure 5.4 : Variation de type échelon de la température du thermorécepteur 127
Figure 5.5 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type échelon de sa température 127
Figure 5.6 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type échelon de sa température 128
Figure 5.7 : Variation de type rampe de la température du thermorécepteur 128
Figure 5.8 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type rampe de sa température 129
Figure 5.9 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type rampe de sa température 129
Figure 5.10 : Variation de type Dirac de la température du thermorécepteur 130
Figure 5.11 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type Dirac de sa température 130
Figure 5.12 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type Dirac de sa température 130
Figure 5.13 : Variation de type sinusoïdale de la température du thermorécepteur 131
Figure 5.14 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type sinusoïdale de sa température 131
Figure 5.15 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type sinusoïdale de sa température 132
Figure 5.16 : Variation de type aléatoire de la température du thermorécepteur 132
Figure 5.17 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type aléatoire de sa température 133

Figure 5.18 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type aléatoire de sa température 133
Figure 5.19 : Couplage du modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] au modèle passif de Wissler et aux modèles des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson [16]..... 135
Figure 5.20 : Conditions d'ambiance pour les expérimentations de Lee et al. [177]..... 139
Figure 5.21 : Température rectale, métabolisme de frissonnement et température moyenne cutanée mesurés par Lee et al. [177] et calculés par les modèles de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson [16] couplé au modèle passif de Wissler (Equation (181)) 141
Figure 5.22 : Température rectale, métabolisme de frissonnement et température moyenne cutanée mesurés dans l'expérience de Lee et al. [177] et calculés par le modèle de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson modifié et couplé au modèle passif de Wissler [16] (Equation (39)) 142
Figure 5.23 : Système actif de Wissler modifié par l'intégration du modèle de frissonnement Mekjavic et Morrisson [16]..... 143
Figure 5.24 : Position des 14 points de mesure de la température cutanée préconisés par la norme ISO 9886 [182]..... 144
Figure 5.25 : Schéma du modèle de calcul du débit sanguin cutané proposé par Kingma [107] 144
Figure 5.26 : Discrétisation du corps humain proposée par Fiala et al. [183] 146
Figure 5.27 : Organigramme du couplage du modèle passif de Wissler [11] avec le modèle de débit sanguin cutané de Kingma [107]..... 148
Figure 5.28 : Conditions environnementales des expérimentations de Munir et al. [184] 149
Figure 5.29 : Température moyenne cutanée mesurée [184] et calculée par les modèles de débit sanguin cutané original de Wissler [11] et celui de Kingma [107] couplé au système passif de Wissler. Exp m : Moyenne de la température cutanée moyenne mesurée ; Exp (-SD) : Moyenne mesurée moins l'écart-type ; Exp (+SD) : Moyenne mesurée plus l'écart-type ; W+M+K : Température calculée par les modèles de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] de débit sanguin cutané de Kingma couplés au système passif de Wissler ; Wissler : Température calculée en utilisant le modèle original de Wissler 150
Figure 5.30 : Température rectale mesurée [184] et calculée par les modèles de débit sanguin cutané original de Wissler [11] et de Kingma [107] couplé au système passif de Wissler. Exp m : Moyenne de la température rectale mesurée ; Exp (-SD) : Moyenne mesurée moins l'écart-type ; Exp (+SD) : Moyenne mesurée plus l'écart-type ; W+M+K : Température calculée par les modèles de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] de débit sanguin cutané de Kingma couplés au système passif de Wissler ; Wissler : Température calculée en utilisant le modèle original de Wissler..... 151
Figure 5.31 : Débits sanguins cutanés du bras et de la cuisse calculés par le modèle de Kingma [107] couplé au système passif de Wissler et le modèle original de Wissler [11]. W_{bras} Kingma : Débit sanguin cutané du bras calculé par le modèle de Kingma couplé au système passif de Wissler ; W_{cuisse} Kingma : Débit sanguin cutané de la cuisse calculé par le modèle de Kingma intégré au système passif de Wissler ; W_{bras}Wissler : Débit sanguin cutané du bras calculé par le modèle original de Wissler ; W_{cuisse}Wissler : Débit sanguin de la cuisse calculé par le modèle original de Wissler..... 151
Figure 5.32 : Couplage du système passif de Wissler [11] avec le modèle de sudation de Fiala et al. [187] 154
Figure 5.33 : Conditions environnementales pour les expérimentations d'Ooka et al. [192] 154

Figure 5.34 : Perte de poids mesurée pour les expérimentations d'Ooka et al. [192]. m_{sw} Exp : Perte de poids moyenne mesurée ; m_{sw} Exp (±SD) : Perte de poids moyenne mesurée ± un écart-type 155
Figure 5.35 : Perte de poids, température tympanique et température moyenne cutanée mesurées et calculées par les modèles de sudation de Fiala et al. [187] et de Wissler [11]. Exp m : moyenne mesurée ; Exp (±SD) : moyenne mesurée ± un écart-type ; W+M+K : modèle passif de Wissler couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], au modèle de débit sanguin cutané de Kingma [107] et au modèle de sudation de Wissler ; NHTM : modèle W+M+K couplé au modèle de sudation de Fiala et al. [187]..... 156
Figure 5.36 : Conditions environnementales pour les expérimentations d'Ooka et al. [192].157
Figure 5.37 : Perte de poids, température tympanique et température moyenne cutanée mesurées et calculées par les modèles de sudation de Fiala et al. [187] et de Wissler [11]. Exp m : moyenne mesurée ; Exp (±SD) : moyenne mesurée ± un écart-type ; W+M+K : modèle passif de Wissler couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], au modèle de débit sanguin cutané de Kingma [107] et au modèle de sudation de Wissler ; NHTM : modèle W+M+K couplé au modèle de sudation de Fiala et al. [187]..... 158
Figure 6.1 : Variation temporelle de la température de l'air ambiant utilisée pour effectuer l'analyse de sensibilité 165
Figure 6.2 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la température moyenne cutanée 166
Figure 6.3 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la température rectale 166
Figure 6.4 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la sensation thermique globale 167
Figure 6.5 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur le confort thermique global 167
Figure 6.6 : Températures moyenne cutanée et rectale mesurées et calculées en fonction du métabolisme de base et de la conductivité thermique. $Mbase, min$: métabolisme de base minimal ; $Mbase, max$: métabolisme de base maximal ; λmin : conductivité thermique minimale ; λmax : conductivité thermique maximale 169
Figure 6.7 : Variation temporelle de la température de l'air ambiant utilisée pour étudier l'effet du gain $Gskbf$ sur les réponses physiologiques..... 170
Figure 6.8 : Effet du gain $Gskbf$ sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 170
Figure 6.9 : Effet du gain $Gshiver$ sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 171
Figure 6.10 : Effet du gain $Gsweat$ sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 172
Figure 6.11 : Effet du gain des thermorécepteurs Gtr sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 173
Figure 6.12 : Effet du gain des thermorécepteurs cutanés froids Gtr sur la fréquence des impulsions Nsk, c et le débit sanguin cutané de la main $SKBFmain$ ($\Delta Nsk, c$ et $\Delta SKBFmain$ sont les différences entre les réponses pour $Gtr = 2{,}50$ et $Gtr = 7{,}50$) 174
Figure 6.13 : Effet de la constante de temps du modèle des thermorécepteurs Γtr sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk..... 175

Figure 6.14 : Effet de la constante de temps des thermorécepteurs froids Γtr sur la fréquence des impulsions Nsk, c et le débit sanguin cutané de la main $SKBFmain$ ($\Delta Nsk, c$ et $\Delta SKBFmain$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma tr = 2{,}75$ et $\Gamma tr = 8{,}25$) 176
Figure 6.15 : Effet de de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs Γtre sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 177
Figure 6.16 : Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs froids Γtre sur la fréquence des impulsions Nsk, c et le débit sanguin cutané de la main $SKBFmain$ ($\Delta Nsk, c$ et $\Delta SKBFmain$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma tr = 2{,}75$ et $\Gamma tr = 8{,}25$) 178
Figure 6.17: Effet de la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs froids Γtri sur la température rectale $Trec$ et la température moyenne cutanée Tsk 179
Figure 6.18 : Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs froids Γtri sur la fréquence des impulsions Nsk, c et le débit sanguin cutané de la main $SKBFmain$ ($\Delta Nsk, c$ et $\Delta SKBFmain$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma tri = 1{,}65$ et $\Gamma tri = 4{,}95$) 180
Figure 6.19 : Organigramme d'un algorithme génétique..... 181
Figure 6.20 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique des gains des mécanismes physiologiques 183
Figure 6.21 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique des débits sanguins cutanés. 184
Figure 6.22 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la conductivité thermique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur) 184
Figure 6.23 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique du métabolisme de base des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur) 185
Figure 6.24 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la masse volumique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)..... 185
Figure 6.25 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la chaleur spécifique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)..... 186
Figure 6.26 : Températures cutanée et centrale mesurées [184] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique. 188
Figure 6.27 : Températures cutanées locales du front, de l'abdomen, du bras et de la cuisse mesurées [184] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique 189
Figure 6.28 : Températures cutanées locales de la main, de la jambe et du pied mesurées [184] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique 190
Figure 7.1 : Plan du logement simulé par le logiciel MATHIS [207]..... 196
Figure 7.2 : Température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207] 197
Figure 7.3 : Humidité relative de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207] 197

Figure 7.4 : Fréquence cumulée de la température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207] 198
Figure 7.5 : Fréquence cumulée de l'écart T_{max}-T_{min} journalier de la température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207] 198
Figure 7.6 : Température de l'air intérieur des pièces du logement simulé calculées du 24 juin au 29 juillet 2056 199
Figure 7.7 : Température moyenne cutanée du sujet calculée du 24 juin au 29 juillet 2056 . 200
Figure 7.8 : Température rectale du sujet calculée du 24 juin au 29 juillet 2056 200
Figure 7.9 : Echelles de sensation thermique proposée par Zhang [9] et Fiala et al. [106] ... 201
Figure 7.10 : Sensation thermique globale du sujet calculées du 24 juin au 29 juillet 2056 par les modèles de Zhang [9] et de Fiala et al. [106]. 201
Figure 7.11 : Echelle de confort thermique proposée par Zhang [9] 202
Figure 7.12 : Confort thermique global du sujet calculé du 24 juin au 29 juillet 2056 par le modèle de Zhang [9] 203

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Facteurs de pondération des températures cutanées locales pour le calcul de la température moyenne de la peau [28] 34
Tableau 2.2 : Valeur du métabolisme total pour plusieurs types d'activités physiques [47].... 37
Tableau 2.3 : Débits sanguins de différentes régions du corps humain pour un individu au repos [11]..... 41
Tableau 2.4 : Valeur du métabolisme volumique de base de plusieurs organes du corps humain au repos [60] [61] 44
Tableau 2.5 : Effet des différences interindividuelles sur les réponses physiologiques et psychologiques du corps humain 45
Tableau 2.6 : Principales caractéristiques des modèles de thermorégulation du corps humain 55
Tableau 3.1 : Sensation thermique et mécanismes physiologiques [77]..... 58
Tableau 3.2 : Echelle de sensation thermique à 7 niveaux..... 58
Tableau 3.3 : Valeur du métabolisme total et de l'efficacité η [76]..... 60
Tableau 3.4 : Relation entre la sensation thermique globale et la température de l'air pour trois niveaux d'activité [82] 64
Tableau 3.5 : Classification des ambiances thermiques en trois catégories..... 66
Tableau 3.6 : Valeur des coefficients a et b de l'équation (63) [90] 68
Tableau 3.7 : Températures acceptées par 80% et 90% des occupants pour les bâtiments climatisés et non climatisés [90] 70
Tableau 3.8 : Définition des catégories des bâtiments climatisés et non climatisés selon la norme EN 15251 [91]..... 70
Tableau 3.9 : Classification des environnements thermiques intérieurs pour les bâtiments climatisés et non climatisés selon la norme EN 15251 [91] 71
Tableau 3.10 : Valeur de l'indice PET pour plusieurs combinaisons des variables physiques de l'environnement [96]..... 73
Tableau 3.11 : Activités autorisées pour plusieurs niveaux de l'indice WBGT [99]..... 74
Tableau 3.12 : Valeur des paramètres de l'indice HSI [101] 74
Tableau 3.13 : Domaine de validité de l'indice PHS [103] 75
Tableau 3.14 : Indices directs de stress thermique pour les ambiances chaudes 75
Tableau 3.15 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (75)..... 78
Tableau 3.16 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (76)..... 79
Tableau 3.17 : Valeur des coefficients a(k) de l'équation (78)..... 80
Tableau 3.18 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (80)..... 82
Tableau 3.19 : Valeur des coefficients de régression des équations (82) à (86) [12, 106] 84
Tableau 4.1 : Valeur des fractions massiques des os des différents segments chez les hommes et les femmes mesurées par Borisov et Marei [110] 90
Tableau 4.2 : Distribution des muscles squelettiques dans le corps humain [111]. N : nombre des sujets ; IMC : indice de masse corporelle ; MS : Muscles squelettiques..... 91
Tableau 4.3 : Valeur des épaisseurs des plis cutanés effectuées par des étriers et par IRM [112] 91
Tableau 4.4 : Groupes proposés par Hayes et al. [113] selon la moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanée [mm]..... 92

Tableau 4.5 : Rapport entre l'épaisseur de graisse sous-cutanée locale et l'épaisseur moyenne de graisse [113] 92
Tableau 4.6 : Valeur de la conductivité thermique des tissus 93
Tableau 4.7 : Valeur de la masse volumique des tissus 93
Tableau 4.8 : Valeur de la chaleur spécifique des tissus 93
Tableau 4.9 : Valeur du métabolisme volumique de base des tissus 94
Tableau 4.10 : Valeur des paramètres du coefficient d'échange superficiel convectif pour la convection naturelle 95
Tableau 4.11 : Valeur du coefficient $C2$ pour les échanges convectifs locaux 96
Tableau 4.12 : Valeur du coefficient $C4$ et de l'exposant a 96
Tableau 4.13 : Valeur du coefficient $C4$ et de l'exposant a pour différentes parties d'un mannequin debout 97
Tableau 4.14 : Valeur du coefficient $C4$ et de l'exposant a pour différentes parties d'un mannequin assis et debout [123] 97
Tableau 4.15 : Valeur du coefficient d'échange superficiel radiatif local pour un mannequin debout et assis 100
Tableau 4.16 : Nombre de couches associées à la résistance thermique de la vêture 101
Tableau 4.17 : Contribution des muscles au frissonnement [137] 109
Tableau 4.18 : Caractéristiques de l'avant-bras [138] (Colonne A : masse en g ; Colonne B : Volume en ml ; Colonne C : Pourcentage volumique des tissus de l'avant-bras (%)) 110
Tableau 4.19 : Modèles de sudation globale proposés par Wissler [11] 117
Tableau 4.20 : Valeur du produit $\gamma j \times fj$ proposées par Taylor et Machado-Moreira [154] 118
Tableau 5.1 : Valeur des paramètres des réponses des thermorécepteurs chauds et froids proposés par Mekjavic et Morrisson [16] 124
Tableau 5.2 : Valeur des écarts entre les réponses des thermorécepteurs chaud et froid en utilisant deux pas de temps (NW : réponse du thermorécepteur chaud ; NC : réponse du thermorécepteur froid) 134
Tableau 5.3 : Valeur du métabolisme total pour plusieurs types d'activités [176] 137
Tableau 5.4 : Valeur des paramètres γ utilisés dans le modèle de Kingma [107] 146
Tableau 5.5 : Valeur des débits sanguins cutanés de base des dix segments utilisés dans le modèle de Kingma [107] 146
Tableau 5.6 : Correspondance entre les 14 positions des températures cutanées locales préconisées par la norme ISO 9886 [182] et utilisées par Kingma [107] avec les nœuds de température du modèle de Wissler [11] 147
Tableau 5.7 : Valeur des débits sanguins cutanés de base et des paramètres γ utilisés dans le modèle de Wissler [11] 148
Tableau 5.8 : Caractéristiques anthropométriques des sujets de l'étude menée par Munir et al. [184], IMC : indice de masse corporelle, A : surface du corps [185] 149
Tableau 5.9 : Valeur des paramètres du modèle de sudation de Fiala et al. [8] 153
Tableau 5.10 : Valeur des coefficients $aski$ de l'équation (193) 153
Tableau 5.11 : Valeur de RMSE pour les 2 modèles de sudation en compraison aux valeurs expérimentales d'Ooka et al. [192] (transition 27-40°C) 159
Tableau 6.1 : Valeurs minimales et maximales des paramètres du système passif 162
Tableau 6.2 : Valeurs minimales et maximales des paramètres du système actif 163

Tableau 6.3 : Domaine de variation des paramètres du modèle NHTM pour l'optimisation et valeur obtenue grâce à l'algorithme génétique (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur) 182
Tableau 6.4 : Moyenne et écart-type des écarts entre les températures calculées par le modèle NHTM et les expérimentations de Munir et al. [184] 191
Tableau 6.5 : Synthèse des écarts absolus moyens MAE [°C] entre les valeurs calculées et mesurées par Munir et al. [184] 191
Tableau 6.6 : Synthèse des écarts maxima absolus Err_{max} [°C] entre les valeurs calculées et mesurées par Munir et al. [184] 192

NOMENCLATURE

Symbole	Désignation	Unité
A	Surface de la peau	$[m^2]$
a	Age	[ans]
C_p	Chaleur spécifique	$[J.kg^{-1}.K^{-1}]$
C_{res}	Echange de chaleur sensible par les voies respiratoires	$[W]$
E_c	Echange de chaleur par convection	$[W]$
E_{cl}	Transfert de chaleur par conduction entre la surface de la peau et la surface extérieure de la vêture	$[W]$
E_d	Echange de chaleur latente par perspiration	$[W]$
E_r	Echange de chaleur par rayonnement	$[W]$
E_{res}	Echange de chaleur latente par les voies respiratoires	$[W]$
E_{sw}	Echange de chaleur par sudation	$[W]$
F	Réponse du thermorécepteur	$[imp.s^{-1}]$
f_{cl}	Rapport entre la surface vêtue et la surface nue	$[-]$
f_{eff}	Rapport entre la surface effective qui échange avec la température radiante et la surface vêtue	$[-]$
h_c	Coefficient d'échange superficiel convectif	$[W.m^{-2}.K^{-1}]$
I_{cl}	Résistance thermique des vêtements	$[m^2.K.W^{-1}]$
L_v	Chaleur de vaporisation de l'eau	$[kJ.kg^{-1}]$
K	Echange de chaleur par conduction	$[W]$
l	Taille du corps	$[m]$
M	Métabolisme	$[W]$
$MSFT$	Moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanée mesurée par IRM	$[mm]$
MST	Moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanée mesurée par étrier	$[mm]$
m	Masse du corps nu	$[kg]$
N	Réponse des thermorécepteurs sur une période de 30 s	$[imp.s^{-1}]$
P	Pression	$[Pa]$
r, ϕ, z	Coordonnées cylindriques	$[m, °, m]$
Q	Stockage de chaleur dans le corps	$[W]$

Symbole	Désignation	Unité
SR	Débit de sudation	$[g.m^{-2}.min^{-1}]$
SR_0	Débit de sudation global quand la température cutanée est uniforme	$[g.m^{-2}.\min^{-1}]$
T	Température	$[°C]$
t	Temps	$[s]$
V	Vitesse	$[m.s^{-1}]$
W	Travail physique externe	$[W]$
x	Humidité absolue	$[kg_{eau}.kg_{air\ sec}^{-1}]$
Grecques		
λ	Conductivité thermique	$[W.m^{-1}.K^{-1}]$
ε	Emissivité de la surface extérieure de la vêture	$[-]$
η	Efficacité de l'activité physique	$[-]$
σ	Constante de Stefan-Boltzmann	$[W.m^{-2}.K^{-4}]$
α	Absorptivité de la vêture	$[-]$
φ	Facteur de forme	$[-]$
β	Chaleur équivalente du débit sanguin cutané	$[W.m^{-3}K^{-1}]$
ρ	Masse volumique	$[kg.m^{-3}]$
Acronymes		
AVD	Effet de la température centrale sur la vasodilatation	$[-]$
BF	Pourcentage de graisse dans le corps	[%]
$CVCL$	Effet de la température cutanée locale sur le débit sanguin cutané local	$[-]$
$CVCM$	Effet de la température moyenne cutanée sur la vasoconstriction	$[-]$
$CV\ RMSE$	Coefficient de variation de l'erreur quadratique moyenne	$[-]$
FBF	Débit sanguin de l'avant-bras	$[ml_{sang}.100ml_{tissu}^{-1}.min^{-1}]$
HR	Humidité relative	[%]
MAE	Erreur moyenne absolue	$[-]$
MBE	Moyenne du biais	$[-]$
MSE	Erreur quadratique moyenne	$[-]$
$RMSE$	Racine de l'erreur quadratique moyenne	$[-]$
S	Sensation thermique	$[-]$
$SkBF$	Débit sanguin cutané	$[ml_{sang}.100ml_{tissu}^{-1}.min^{-1}]$
SSE	Somme quadratique des erreurs	$[-]$

Indices	
air	Air
b	Sang
$cold$	Thermorécepteur froid
cr	Noyau
Du	Formule de Dubois et Dubois [1] pour le calcul de la surface de la peau
eau	Eau
es	Œsophage
exp	Expiré
f	Frissonnement
$globe$	Globe noir
$insp$	Inspiré
mr	Température radiante moyenne
op	Température opérative
rec	Rectum
sk	Peau
th	Seuil
ty	Tympanique
$warm$	Thermorécepteur chaud

1. INTRODUCTION GENERALE

Le contexte du réchauffement climatique impose d'une façon de plus en plus prégnante au monde de la construction une exigence de performance, tant en termes énergétique, que de la qualité d'usage et de la santé des occupants. D'après l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), le changement climatique est un des déterminants sociaux et environnementaux de nos espaces de vie qui ont des impacts sur la santé [2] : « Entre 2030 et 2050, le changement climatique devrait causer environ 250 000 décès supplémentaires par an, dus à la malnutrition, au paludisme, à la diarrhée et au stress thermique ». L'OMS préconise aussi de réduire les émissions de gaz à effet de serre en améliorant les choix en matière de transport, d'alimentation et d'énergie, ce qui peut améliorer la santé, notamment en réduisant la pollution atmosphérique. Ceci implique que la maîtrise de la consommation énergétique est un enjeu sociétal pour les espaces de vie de demain.

D'après l'étude de Campbell et al. [3], les événements de type canicule sont en progression en termes d'occurrence et d'intensité. Une corrélation nette a été mise en évidence entre l'augmentation de la température extérieure et celle de la mortalité [4]. Plus de 177 publications scientifiques sur la distribution des canicules et leurs impacts sur la santé ont été recensées [3]. Les origines géographiques de ces études sont données dans la Figure 1.1 et la Figure 1.2 donne la répartition chronologique par continent. A la lecture de la Figure 1.2, il apparaît une évidente croissance de type exponentielle du nombre d'études en fonction du temps.

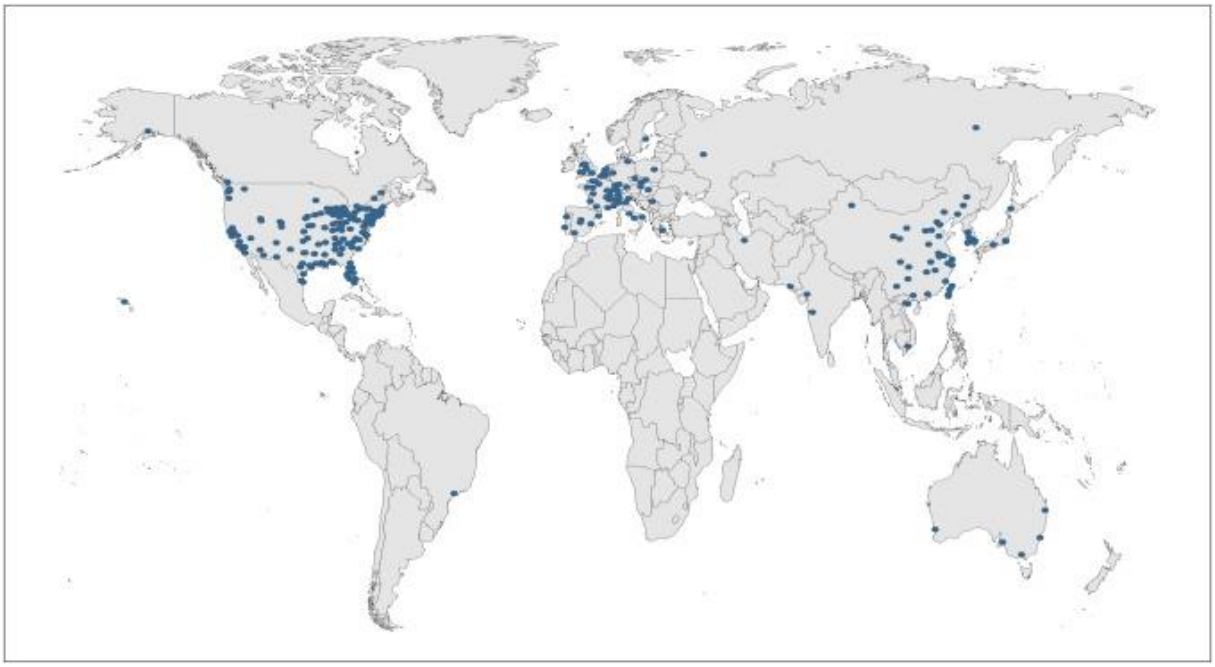

Figure 1.1 : Origine géographique des études scientifiques sur la santé et les évènements caniculaires de 1964 à 2017 [3]

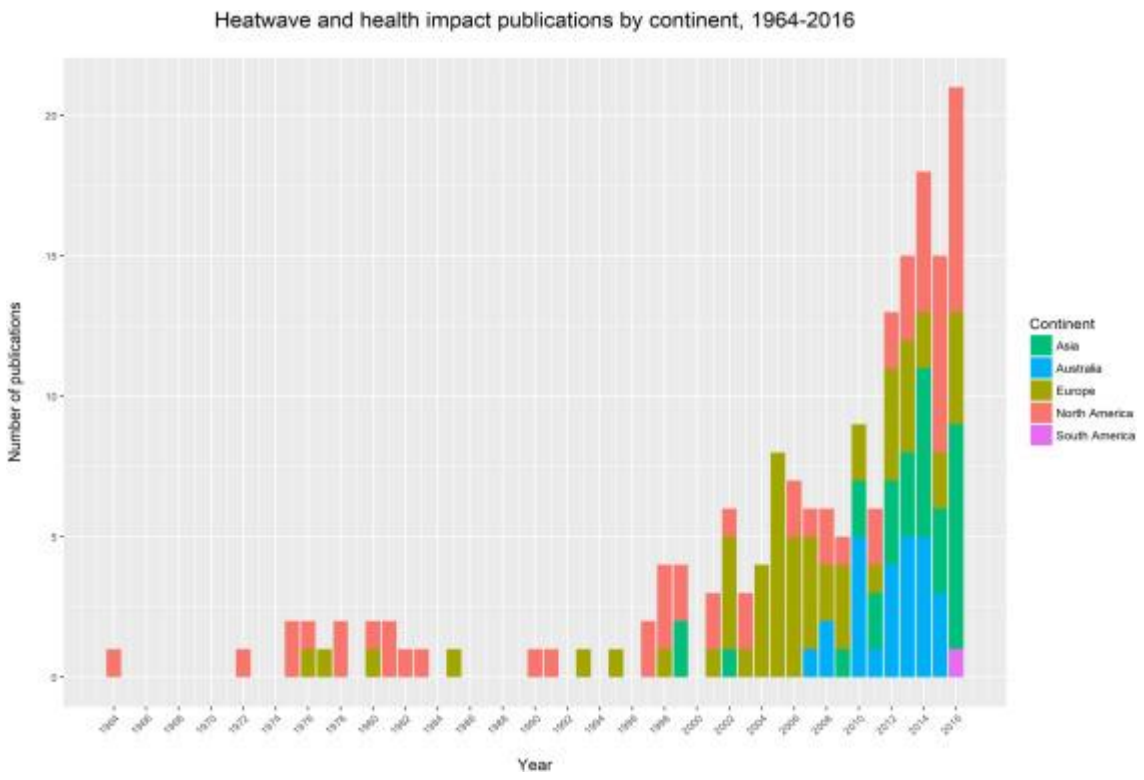

Figure 1.2 : Publications scientifiques portant sur la santé et les événements caniculaires de 1964 à 2016 par continent [3]

L'isolation thermique des parois peut être une alternative pour tenter de réduire l'impact des canicules sur les ambiances intérieures. Ainsi et à titre d'exemple, l'utilisation de matériaux à changement de phase (MCP) peut être envisagée comme un système passif de rafraîchissement des bâtiments. Cependant, des études récentes ont montré que cette solution a ses limites. Par exemple, Ramakrishnan et al. [5] ont effectué des études sur des bâtiment à Melbourne, Australie, pour étudier l'efficacité des matériaux à changement de phase pendant une période caniculaire. Leurs résultats ont montré que même avec l'aide des PCMs, la température intérieure reste fortement impactée par les canicules avec des niveaux inconfortables de fortes amplitudes et fréquents. Bien entendu, il existe de nombreuses autres alternatives passives pour rafraîchir les bâtiments (protections solaires, free cooling, puits provencal, évaporation directe ou indirecte…) et il est toujours possible de faire appel massivement à la climatisation. Néanmoins, pour ce dernier point, la contrainte des économies d'énergie est toujours présente et l'occurrence de devoir vivre dans des ambiances plus chaudes devient de plus en plus probable. Ceci ne sera pas sans conséquence sur le bien être des usagers des bâtiments. Ainsi, les effets néfastes des ambiances thermiques intérieures médiocres peuvent avoir de graves conséquences :

- Sur la santé : la température et l'humidité intérieures inconfortables sont des facteurs identifiés comme origine des syndromes du bâtiment malsain (Sick Building Syndrom, SBS). Les symptômes ressentis par les personnes atteintes de SBS peuvent être irritation des yeux, du nez et de la gorge, maux de tête, toux, respiration sifflante, troubles cognitifs, dépression, sensibilité exagérée à la lumière, détresse gastro-intestinale et autres symptômes pseudo-grippaux [6] ;
- Sur le bien être des usagers à savoir la sensation et le confort thermique et donc sur l'utilisation des espaces de vie ;

- Sur la performance des usagers : l'amélioration des conditions environnementales des ambiances thermiques intérieures peut augmenter la performance des occupants d'environ 10% [7] ;
- Sur la performance énergétique des systèmes de climatisation.

Dans ce contexte, la conception d'espaces intérieurs et de systèmes énergétiques innovants va requérir d'être capable d'évaluer l'impact des ambiances thermiques intérieures sur le confort thermique des occupants. Pour être complet et efficace, il sera nécessaire d'être en capacité d'intégrer les effets d'ambiances à la fois hétérogènes et transitoires.

Le confort thermique est généralement défini comme un état d'esprit qui exprime une satisfaction à l'environnement thermique [8]. Le corps humain ne détecte pas la température de l'environnement directement, il détecte sa température cutanée grâce aux thermorécepteurs situés dans la peau [9]. La sensation thermique de froid ou de chaud perçue par l'individu est donc une impression subjective de sa température cutanée. Le défi est donc de prédire de manière précise la température cutanée du corps humain pour des environnements généralement rencontrés dans le quotidien et ceci dans le but d'estimer la sensation et le confort thermiques. Les espaces habitables voire les habitacles des véhicules ne sont pas uniformes thermiquement et les variables environnementales varient en fonction du temps. Pour atteindre notre but, il apparaît donc nécessaire de développer un modèle de thermorégulation du corps humain pour prédire les variables physiologiques à savoir les températures cutanées et centrales qui non seulement indiquent la sensation thermique mais surtout pilotent les actions de régulation du corps humain.

A l'heure actuelle, les modèles de thermorégulation humaine issus de la littérature sont basés sur la théorie de la température de seuil. Cette théorie suppose que les mécanismes physiologiques de régulation du corps humain sont uniquement activés à partir d'une température appelée température de seuil et que l'intensité de ces mécanismes est proportionnelle à la différence entre la température cutanée et/ou centrale instantanée et leur température de seuil. De plus, ces modèles effectuent le calcul pour une personne donnée dont les variables anthropométriques sont des moyennes. L'objectif de cette thèse et de développer un modèle basé sur la neuro-thermophysiologie et adaptable à un type de population. Il s'agit d'évaluer les actions de régulation du système actif du corps humain à l'aide des réponses impulsionnelles des thermorécepteurs périphériques et centraux et non à partir de températures de seuil. Ainsi, nous pensons obtenir des réponses beaucoup plus proches de la réalité.

Nous avons eu l'honneur qu'Eugène Wissler nous confie son modèle de thermorégulation humaine dans sa version 2016. Ce modèle est développé et actuellement utilisé par la NASA [10]. Ce modèle constitue la base de notre travail. Il est composé de deux parties principales à savoir un système passif et un système actif [11]. Notre première contribution va être de remplacer le système actif de ce modèle dont les actions de thermorégulation sont activées par des températures de seuil par un système actif piloté par les thermorécepteurs cutanées et centraux, chauds et froids. Pour ce faire, nous allons développer et mettre en œuvre les modèles adéquats. Notre seconde contribution est de tester son adaptabilité à une population cible.

Le corps du manuscrit de la thèse est composé de cinq chapitres. Le premier chapitre est dédié à la thermophysiologie humaine et plus exactement aux différents modèles de la littérature. Dans le deuxième chapitre, nous présentons un état de l'art des indices de sensation et de confort thermique tant pour des ambiances statiques que dynamiques. La base de modélisation de notre travail de thèse est le modèle de thermophysiologie humaine qu'Eugène Wissler avait

développé pour la NASA depuis les années 60. Sa présentation fait l'objet du chapitre trois. Dans le chapitre quatre, nous décrivons les modèles du système actif du corps humain que nous avons développés et implémentés dans le modèle de base de Wissler afin de créer le modèle Neuro Human Thermal Model (NHTM). Enfin, le dernier chapitre est consacré à une étude de sensibilité sur les paramètres des systèmes actif et passif ainsi qu'à une étude paramétrique sur certains paramètres des modèles des thermorécepteurs. Ce chapitre se termine par une optimisation des paramètres du nouveau modèle NHTM à l'aide d'un algorithme génétique.

2. ETAT DE L'ART

2.1. Introduction

La thermorégulation humaine a été un sujet d'investigation pour de nombreux auteurs durant plus d'un demi-siècle. L'objectif de ces investigations était de comprendre le comportement du système de thermorégulation du corps humain pour des applications de santé et de confort thermique. Ce chapitre présente un état de l'art des travaux effectués pour étudier les mécanismes physiologiques du corps humain et propose une description des principaux modèles de thermorégulation humaine de la littérature.

2.2. Régulation et homéothermie du corps humain : les mécanismes physiologiques

Le corps humain est homéotherme. Il maintient sa température centrale constante dans un large domaine de la température ambiante grâce à son système de thermorégulation. Cette fonction est nécessaire pour assurer le bon fonctionnement des différents organes du corps humain [12] (Figure 2.1) et donc l'intégrité de ses fonctions vitales. Pour une ambiance chaude, le système actif du corps humain tend à dissiper de la chaleur vers l'extérieur soit par des échanges sensibles (convection et rayonnement) soit par des échanges latents (sudation). Par contre, pour une ambiance froide, il tente de retenir la chaleur en minimisant la dissipation de celle-ci à travers la peau et en produisant un complément de chaleur par frissonnement si nécessaire. Cette thermorégulation s'effectue grâce aux mécanismes physiologiques tels que la vasoconstriction, le frissonnement, la vasodilatation et la sudation.

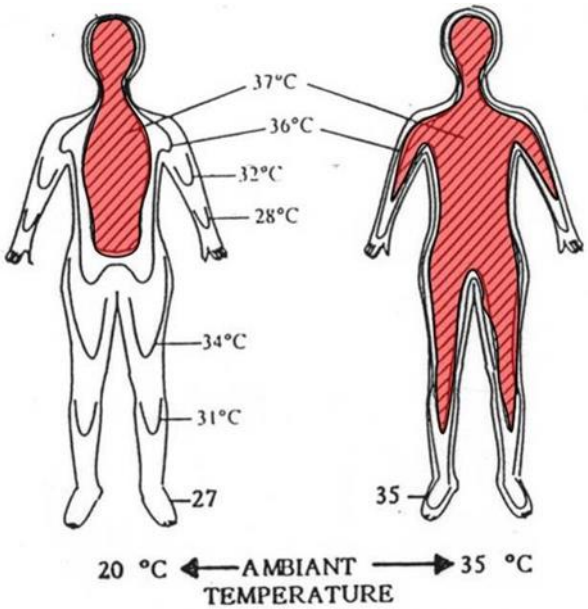

Figure 2.1 : Répartition de température au sein du corps humain pour deux ambiances à température différente [13]

Les signaux envoyés par les thermorécepteurs cutanés et centraux sont utilisés par le centre de contrôle du système de thermorégulation appelé l'hypothalamus. Ce dernier contrôle les mécanismes autonomes et physiologiques [14] du système actif de l'être humain afin d'assurer le maintien de l'homéothermie et donc de maintenir à l'équilibre le bilan enthalpique du corps humain. Dans le cas où les mécanismes physiologiques n'arrivent pas à assurer le bien-être de l'individu pour un environnement donné, les mécanismes de régulation comportementale

interviennent. Ces mécanismes correspondent aux moyens de régulation associés au comportement humain. Par exemple, l'augmentation de la résistance de la vêture ou l'utilisation d'une source de chaleur sont des modes de régulation comportementale pour les ambiances froides au même titre que de diminuer sa tenue vestimentaire ou l'utilisation d'une source de refroidissement pour une ambiance chaude (Figure 2.2).

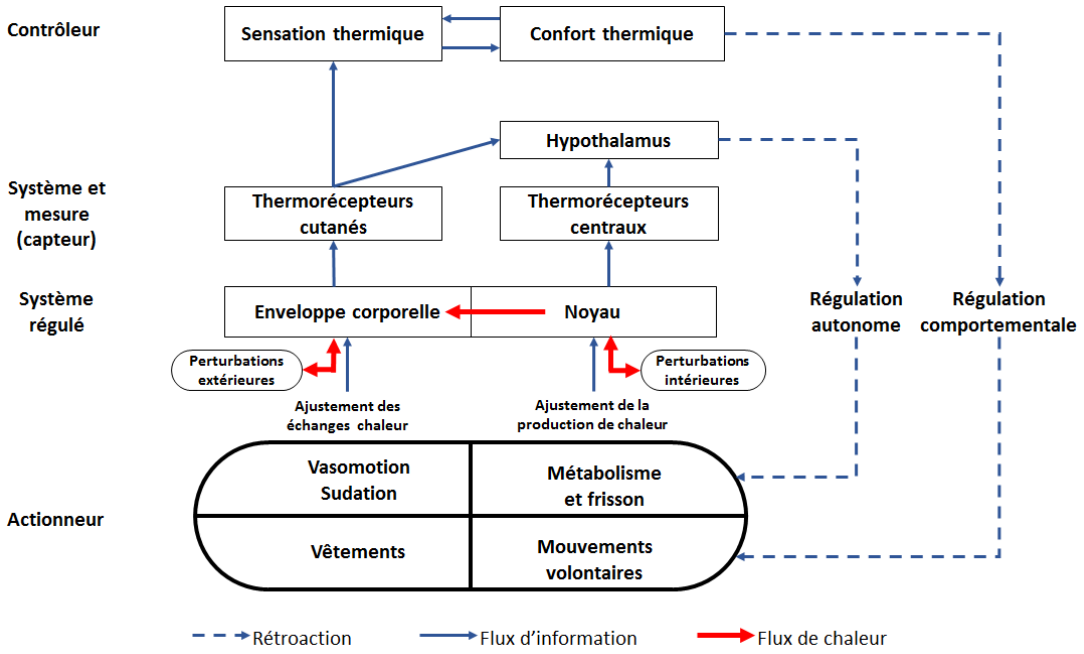

Figure 2.2 : Organigramme de la régulation du système actif du corps humain et actions comportementales [15]

Les thermorécepteurs situés dans la peau et dans le noyau du corps humain mesurent les températures cutanées et centrales puis les transforment en des signaux électriques transmis au système nerveux central et en particulier à l'hypothalamus (Figure 2.2). Deux types de thermorécepteurs existent : les thermorécepteurs froids et les thermorécepteurs chauds. La réponse globale d'un thermorécepteur correspond à la somme d'une réponse statique (Figure 2.3) et d'une réponse dynamique (Figure 2.4) [16].

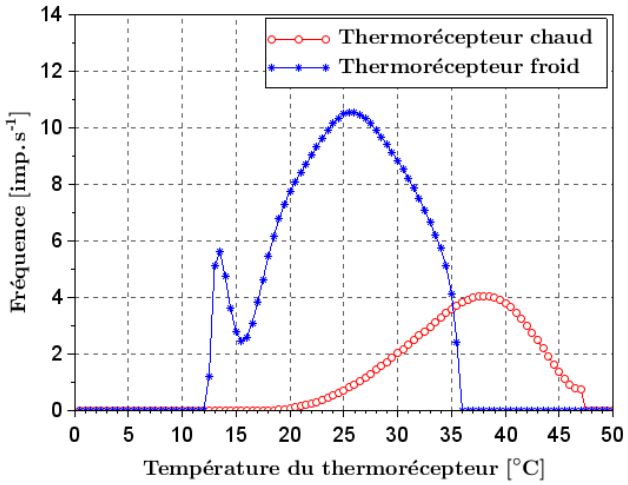

Figure 2.3 : Réponse statique des thermorécepteurs [16]

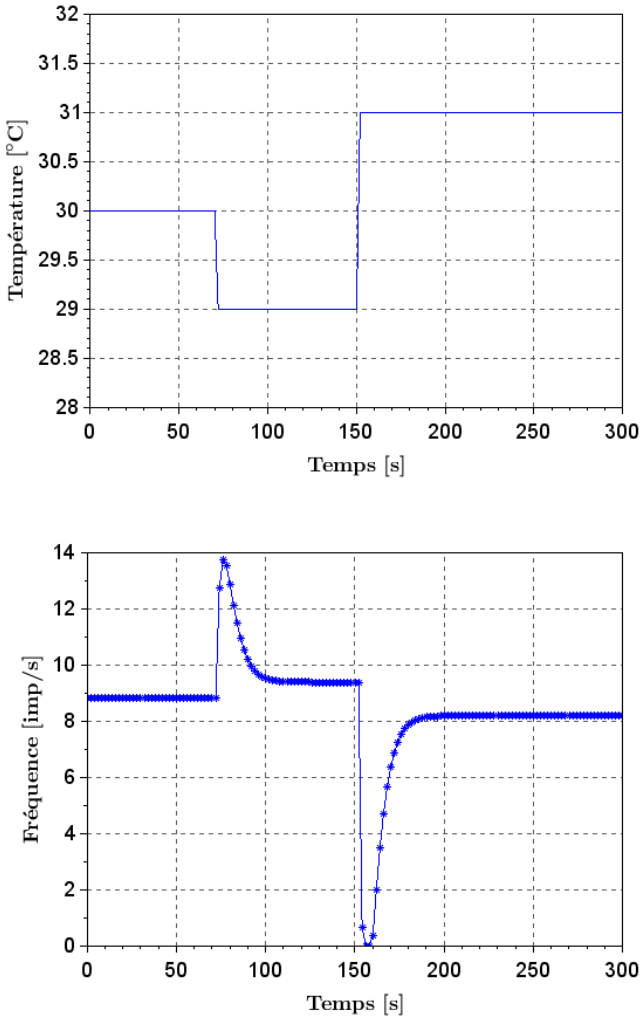

Figure 2.4 : Réponse dynamique des thermorécepteurs [16]

Les réponses physiologiques et psychologiques de l'être humain suite à l'exposition à un environnement donné ne sont pas identiques pour tous les individus. Une ambiance peut être perçue comme froide par certains et neutre par d'autres. Ainsi, les personnes qui sont exposées à la même température ambiante ne perçoivent pas forcément la même sensation thermique. La compréhension de ces différences en termes de métabolisme, débit sanguin cutané, propriétés physiques du corps humain et autres paramètres physiologiques entre les individus est essentielle afin de construire un modèle de thermorégulation humaine permettant d'étudier les réponses non-déterministes et dynamiques du vivant soumis à des aléas climatiques. L'ignorance de ces différences occulte la dispersion des réponses physiologiques et psychologiques des occupants qui sont à l'origine des erreurs fondamentales issues des approches déterministes, comportement en moyenne, et données par certains outils actuels d'évaluation du confort thermique.

Plusieurs expériences ont été réalisées sur des individus afin d'étudier les réponses physiologiques humaines telles que l'augmentation du métabolisme due au frissonnement, la variation du débit sanguin cutané (vasoconstriction et vasodilatation), le taux de sudation ainsi que les réponses psychologiques dans des environnements statiques, dynamiques, uniformes et non-uniformes. Ces résultats peuvent être différents d'une expérience à l'autre. La cause de ces

différences n'est pas uniquement liée à la complexité du système de thermorégulation du corps humain, mais aussi à l'influence de la chronobiologie ou encore aux différences inter et intra individuelles mais aussi aux incertitudes des dispositifs de mesure et aux différences inévitables des conditions environnementales des expériences menées. De plus, chaque dispositif de mesure présente un niveau d'incertitude, d'erreur systématique ou encore des différences au niveau de la mise en œuvre. Enfin, pour chaque point de mesure, il existe une dispersion ayant pour origine à la fois celle sur l'échantillon testé ainsi que l'incertitude de mesure.

La Figure 2.5 montre un exemple de la différence entre des mesures et un calcul de la température rectale pour plusieurs expériences réalisées dans des conditions thermiques identiques. Des écarts apparaissent clairement entre les différents essais. Les évolutions temporelles des écarts sur la température rectale peuvent atteindre des valeurs pouvant atteindre 0,4°C.

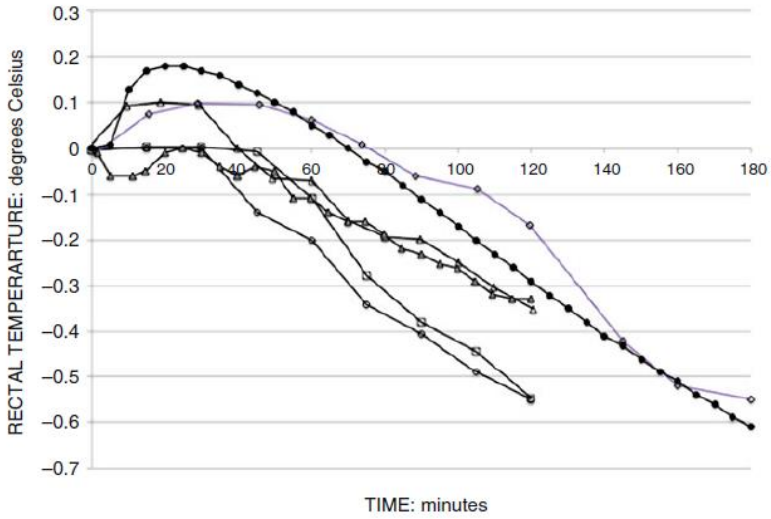

Figure 2.5 : Evolution de la température rectale pendant 2h ou 3h d'exposition de sujets demi-nus à une température ambiante égale à 1°C. Mesures : cercles vides Bittel [17]; carrés vides Bittel et al. [18]; triangles vides Savourey and Bittel [19]; losanges vides Budd et al. [20]; triangles noirs, Budd and Warhaft [21]. Calcul : cercles noirs modèle de Wissler [11]

2.2.1. Températures centrales

La température du centre de contrôle du système actif de l'être humain ou température dite « centrale » joue un rôle crucial dans le contrôle du débit sanguin cutané, le métabolisme de frissonnement et la sudation. Benzinger [22] a proposé la température tympanique comme celle étant la plus proche de la température de l'hypothalamus. Nadel et Horvath [23] ont exposé 3 sujets presque nus à une température ambiante statique égale à 10, 16, 22, 28, 34, 39 et 44°C et ceci durant plusieurs jours. Ils ont mesuré les températures tympanique, rectale et moyenne de la peau. Ils ont mis en évidence que la température rectale est restée constante et égale à 36,8°C pour toutes les températures ambiantes alors que la température tympanique était égale à 36,4°C pour une température ambiante égale à 10°C et à 37°C lorsque la température ambiante était égale à 44°C.

Gagnon et al. [24] ont mené des expériences sur 12 sujets effectuant un exercice physique à savoir de la course à pied sur un tapis roulant et exposés à une température ambiante égale à 42°C et à une humidité relative de 30%. Les sujets ont effectué l'exercice jusqu'à ce que leur température rectale atteigne 39,5°C. Les températures rectale et œsophagiale ont été mesurées. Il a été constaté que la température rectale est tout d'abord légèrement supérieure à la

température de l'œsophage au début de l'expérience mais qu'ensuite la température de l'œsophage devient supérieure d'environ 0,5°C à 0,7°C et ceci au bout de 40 mn puis les deux températures augmentent de manière continue au cours de l'exercice (Figure 2.6).

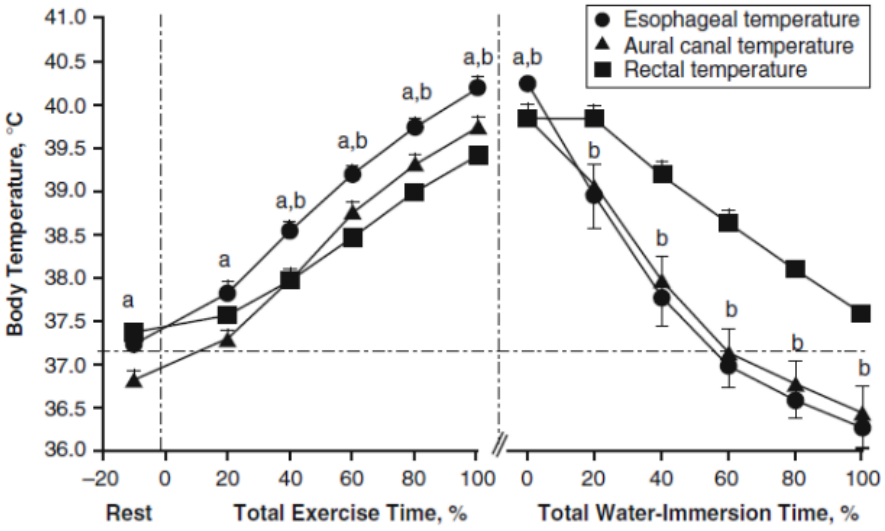

Figure 2.6 : Températures rectale, tympanique et de l'œsophage mesurées par Gagnon et al [24]

Shiraki et al. [25] ont étudié l'effet sur la température tympanique et celle du ventricule latéral droit du cerveau dû à un courant d'air sur le visage d'un enfant de 12 ans. Ils ont constaté que l'application du courant d'air sur le visage a diminué la température tympanique mais pas celle du ventricule du cerveau.

Cranston et al. [26] ont mesuré trois températures centrales : la température rectale soit à 10-15 cm au-dessus de l'anus, la température orale c'est-à-dire sous la langue et la température de l'œsophage à 47 cm des lèvres. Les sujets ont été exposés à des températures ambiantes successivement égales à 19°C puis à 24°C. Ils ont mesuré que la température orale est inférieure à la température rectale de 0,35°C et que la température de l'œsophage est inférieure à la température rectale de 0,24°C.

Lee et al. [27] ont mesuré la température rectale à des profondeurs allant de 4 cm à 19 cm du sphincter anal de sujets au repos puis effectuant des exercices. Au repos, la température mesurée à 4 cm est inférieure à la température mesurée à 16 cm de 0,5°C. En position d'exercice, il peut y avoir des différences de température notables entre les deux positions mais cette différence devient négligeable pour des profondeurs supérieures à 10 cm. Lee et al. [27] ont alors recommandé de mesurer la température rectale à une profondeur de 16 cm.

Toutes les études citées précédemment tendent à prouver qu'une mesure précise des températures centrales (températures rectale, tympanique et oesophagial) de l'être humain reste une chose très délicate et qu'il faut approcher avec précaution sachant que ces températures sont utilisées dans les modèles de thermorégulation.

2.2.2. Température cutanée moyenne

La température moyenne de la peau est une variable physiologique souvent utilisée pour modéliser les mécanismes physiologiques d'où l'importance du choix de la méthode de calcul de cette température. Elle est généralement calculée par une moyenne pondérée de plusieurs températures cutanées locales.

L'expression de la température moyenne de la peau est donnée par :

$$\bar{T}_{sk} = \sum_{i=1}^{n} coefficient_i \times T_{sk,l_i} \tag{1}$$

Avec :

n : Nombre de points de mesure

$coefficient_i$: Coefficient de pondération de la surface i

T_{sk,l_i}: Température de la surface i $[°C]$

Liu et al. [28] ont mis en avant trois critères pour évaluer correctement la température moyenne de la peau. Il s'agit de la fiabilité, la sensibilité à savoir la capacité de l'indice à reproduire la variation de la température de la peau avec celle de l'air et le nombre de points de mesure.

Le nombre des points de mesure sur la surface de la peau et les coefficients de pondération de chaque méthode proposée dans la littérature sont donnés dans le Tableau 2.1. Les valeurs de la première colonne du Tableau 2.1 sont le nombre de points de mesure. La première ligne du Tableau 2.1 représente la position de chaque point de mesure donnée par la Figure 2.7. Les auteurs ont trouvé que les méthodes 4b [29] [30], 10c [30], 12 [31], 14 [32] et 17 [33] sont les méthodes le plus fiables et que les méthodes 10c et 17 sont les plus sensibles. En considérant le nombre de points de mesure, ils ont recommandé d'utiliser la méthode 10c pour l'étude du confort thermique.

	Auteur	Année	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
3a	Burton [34]	1934						0,14					0,5						0,36				
3b	-	-	0,25					0,5													0,25		
4a	Newburg & spealman [35]	1943						0,15					0,34				0,33		0,18				
4b	Ramanathan [36]	1964				0,3							0,3				0,2		0,2				
4c	ISO [37]	1992			0,28					0,16		0,28							0,28				
5a	-	-	0,07							0,05			0,5				0,18		0,2				
5b	Houdas&Ring [38]	1982		0,07		0,19								0,175	0,175			0,39					
6a	-	-		0,14				0,11	0,05			0,19	0,19				0,32						
6b	Teichner [39]	1958		0,149		0,107							0,186	0,186			0,186	0,186					
6c	Palmes & park [40]	1947		0,14				0,11		0,05			0,19	0,19			0,32						
7a	Hardy & DuBois [31]	1938	0,07					0,14	0,05				0,35				0,19		0,13				0,07
7b	-	-			0,098	0,082		0,114				0,162	0,166				0,172		0,206				
8a	-	-				0,085		0,085				0,11	0,11	0,11	0,11		0,23		0,16				
8b	Gagge & Nishi [41]	1977	0,07			0,07		0,07		0,05		0,175	0,175				0,19		0,2				
8c	Nadel et al. [42]	1973	0,21			0,12		0,06				0,11	0,1		0,17		0,15		0,08				
8d	Crawshaw et al. [43]	1975	0,19			0,13		0,12				0,09	0,08		0,12		0,12		0,15				
9	-	-	0,07			0,07		0,07		0,05		0,18	0,18				0,19		0,13			0,06	
10a	QREC [29]	1943		0,1		0,07		0,07		0,06		0,125	0,125				0,125	0,125	0,15			0,05	
10b	-	-	0,06			0,09		0,06		0,045		0,19	0,095		0,095		0,19		0,115				0,06
10c	Colins et al. [44]	1971	0,06			0,08		0,06		0,05		0,12	0,12		0,12		0,19		0,13			0,07	
10d	Stolwijk & Hardy [45]	1966	0,1			0,1				0,1		0,1	0,1		0,1		0,1	0,1		0,1		0,1	
11	-	-	0,06			0,07		0,07		0,05		0,09	0,09	0,09	0,09		0,19		0,13			0,07	
12	Hardy & DuBois [31]	1938	0,07					0,14		0,05		0,0875	0,0875	0,0875	0,0875		0,095	0,095	0,065	0,065		0,07	
14	ISO [46]	1992	0,071		0,071	0,071	0,071			0,071		0,071	0,071	0,071	0,071		0,071	0,071	0,071	0,071		0,071	
15	-	-	0,06			0,035		0,025		0,0225	0,0225	0,18	0,2				0,1025	0,1025	0,0625	0,0625	0,0325	0,0325	
17	-	-	0,037	0,037		0,075		0,075		0,025	0,025	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,0875	0,0875	0,0875	0,0875	0,0305	0,0305	

Tableau 2.1 : Facteurs de pondération des températures cutanées locales pour le calcul de la température moyenne de la peau [28]

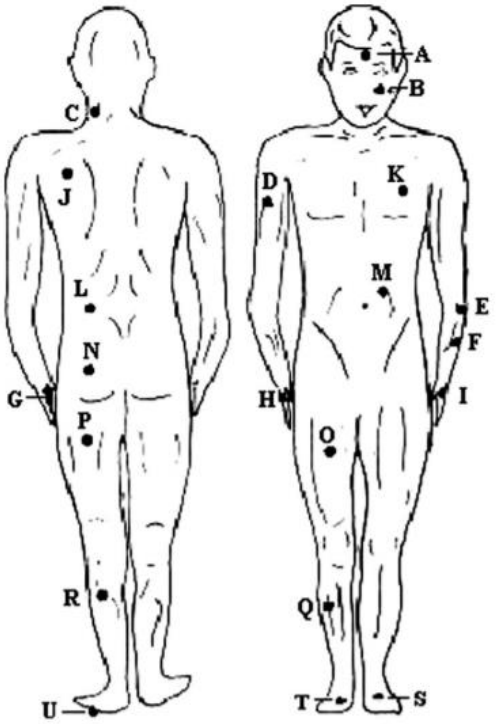

Figure 2.7 : Points utilisés pour mesurer la température de la peau [28]

Comme pour la température rectale, la mesure de la température de la peau présente de nombreuses sources d'incertitude. De plus, la température cutanée n'est pas uniforme et peut même présenter une très forte hétérogénéité comme le montre la Figure 2.8.

Figure 2.8 : Valeur de la température cutanée en plusieurs points de la surface de la peau [9]

Enfin, la température moyenne cutanée peut présenter une différence importante entre plusieurs individus même exposés à des conditions environnementales identiques.

2.2.3. Mécanismes physiologiques du système de thermorégulation

La construction d'un modèle de thermorégulation du corps humain nécessite une bonne compréhension des mécanismes physiologiques tels que le frissonnement, le débit sanguin cutané et la sudation sollicitée par la thermorégulation. Le frissonnement augmente la quantité de chaleur stockée dans le noyau. La variation du débit sanguin cutanée entraîne une variation de la température cutanée et donc une variation de la chaleur dissipée par convection et rayonnement. La sudation favorise la dissipation de la chaleur. Le métabolisme, la chaleur dissipée par convection, rayonnement et évaporation sont les facteurs essentiels du bilan thermique du corps humain donné par l'Equation (2) :

$$Q = (M - W) - (E_r + E_c + E_{sw} + K + E_d + C_{res} + E_{res}) \quad (2)$$

Avec :

Q : Stockage de chaleur dans le corps $[W.m^{-2}]$

M : Métabolisme total $[W.m^{-2}]$

W : Travail mécanique $[W.m^{-2}]$

E_r : Echange de chaleur par rayonnement $[W.m^{-2}]$

E_c : Echange de chaleur par convection $[W.m^{-2}]$

E_{sw} : Echange de chaleur latente par sudation $[W.m^{-2}]$

K : Echange de chaleur par conduction $[W.m^{-2}]$

E_d : Perspiration $[W.m^{-2}]$

C_{res} : Echange de chaleur convectif par les voies respiratoires $[W.m^{-2}]$

E_{res} : Echange de chaleur latente par les voies respiratoires $[W.m^{-2}]$

Des expériences ont montré que l'activation et l'intensité des mécanismes physiologiques (frissonnement, vasoconstriction, vasodilatation et sudation) dépendent des températures centrales (températures rectale, tympanique ou de l'œsophage) et de la température cutanée.

Le métabolisme et le frissonnement

Le métabolisme est un mécanisme de production d'énergie dans les cellules du corps humain par la combustion des nutriments avec l'oxygène contenu dans l'air inspiré. Les produits de cette combustion sont le dioxyde de carbone rejeté dans l'air expiré, la chaleur nécessaire pour la thermorégulation et l'énergie nécessaire pour effectuer les activités physiques.

Le métabolisme est généralement estimé par la mesure de la quantité d'oxygène consommée. Au repos et sous des conditions environnementales neutres, le corps humain produit de la chaleur par le métabolisme appelé « métabolisme de base ». Ce métabolisme augmente à la suite d'une activité physique ou au frissonnement des muscles lisses dans une ambiance froide pour conserver la température centrale constante.

La norme ISO 7730 [47] propose pour plusieurs types d'activités des valeurs du métabolisme total du corps humain. Ces valeurs sont données dans le Tableau 2.2. Elles sont définies pour une personne standard.

Activité	Métabolisme total $[W.m^{-2}]$
Repos (couché)	46
Repos (assis)	58
Activité sédentaire (bureau, domicile, école, laboratoire)	70
Activité légère, débout (achats, laboratoire, industrie légère)	93
Activité moyenne, débout (vendeur, travail ménager, travail sur machine)	116
Marche sur le plat : 2 km/h	110
Marche sur le plat : 3 km/h	140
Marche sur le plat : 4 km/h	165
Marche sur le plat : 5 km/h	200

Tableau 2.2 : Valeur du métabolisme total pour plusieurs types d'activités physiques [47]

Harris et al. [48] ont réalisé des mesures sur 136 hommes, 103 femmes et 94 nouveau-nés pour trouver des relations entre le métabolisme de base et les mesures anthropiques du corps humain. Les équations du métabolisme de base de Harris et al. [48] s'expriment par :

Pour les hommes :

$$M(W) = 0{,}0484 \times (66{,}4730 + 13{,}7516m + 5{,}0033l - 6{,}7550a) \quad (3)$$

Pour les femmes :

$$M(W) = 0{,}0484 \times (655{,}0955 + 9{,}5634m + 1{,}8496l - 4{,}6756a) \quad (4)$$

Avec

a : Age $[ans]$

m : Poids $[kg]$

l : Taille $[cm]$

Ces relations mettent en évidence les variations interindividuelles qui peuvent être à l'origine des différences au niveau de la production d'énergie. Il convient donc de tenir compte de l'âge, du poids, de la taille et du sexe afin d'étudier les différences observées sur les mesures physiologiques des individus.

Le métabolisme de frissonnement est un mécanisme de lutte contre le froid qui correspond à la production d'énergie supplémentaire dans les muscles lisses afin de conserver la température interne du corps humain.

Hayward et al. [49] ont conduit des études expérimentales afin d'étudier l'augmentation du métabolisme due au frissonnement. L'expérience a consisté en une période d'acclimatation à une température d'air égale à 26°C. Les sujets ont ensuite été immergés dans de l'eau froide à

10°C puis exposés à une ambiance chaude où la température d'air était égale à 40°C (Figure 2.9)

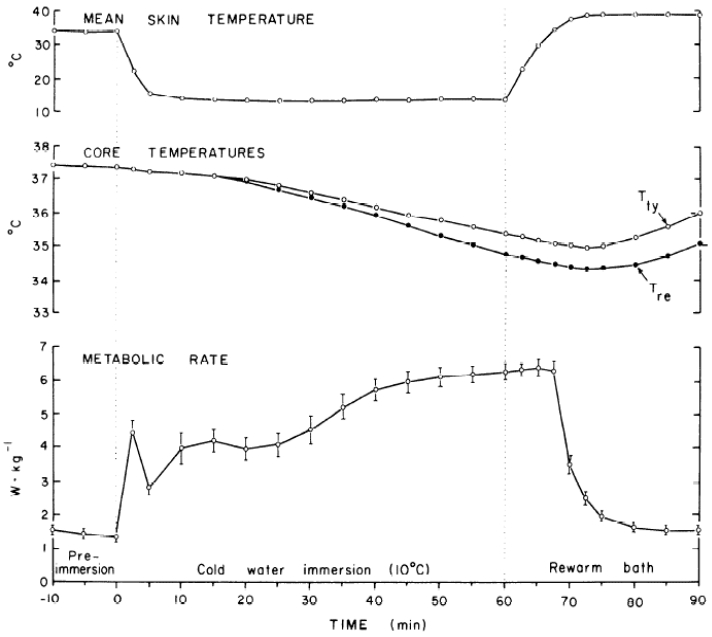

Figure 2.9 : Métabolisme total et températures moyenne de la peau et centrale mesurés par Hayward et al. [49]

L'équation proposée par Hayward et al. [49] pour le métabolisme total est :

$$M = 0{,}0356 \times (\bar{T}_{sk} - 41{,}8) \times \left(T_{ty} - 41{,}0\right) \quad (5)$$

Avec :

M : Métabolisme total $[W.kg^{-1}]$

$\bar{T}_{sk}$: Température moyenne de la peau $[°C]$

T_{ty} : Température tympanique $[°C]$

Les auteurs ont également développé un modèle de métabolisme total basé sur la température moyenne de la peau et la température rectale :

$$M = 0{,}0314 \times (\bar{T}_{sk} - 42{,}2) \times (T_{rec} - 41{,}4) \quad (6)$$

Avec :

T_{rec} : Température rectale $[°C]$

Pandolf et al. [50] ont développé des modèles pour prédire la température rectale et les pertes de chaleur par sudation. Ils ont mené des expériences sur des soldats effectuant des activités physiques extrêmes. Ces expériences commencent par une période d'inactivité suivie par une période d'activité physique puis une période de repos. L'expression de la température rectale est donnée par :

$$T_{rec} = 36{,}75 + 0{,}004 \times (M - W) + 0{,}0011 \times H_{r+c} + 0{,}08 \times \exp(0{,}0047(E_{req} - E_{\max})) \quad (7)$$

Avec $M[W]$ le métabolisme total défini par :

$$M = 1{,}5m + 2 \times (m + m_v) \times \left(\frac{m_v}{m}\right)^2 + \eta \times (m + m_v) \times (1{,}5 \times V_w^2 + 0{,}35 \times G \times V_w) \quad (8)$$

Avec :

m_v : Poids des vêtements $[kg]$

η : Facteur de terrain

V_w : Vitesse de marche $[m.s^{-1}]$

G : Pente [%]

W: Travail physique en $[W]$ défini par :

$$W = 0{,}098G \times (m + m_v) \times V_w \quad (9)$$

E_{r+c} est la perte de chaleur sensible par convection et par rayonnement :

$$E_{r+c} = \frac{6{,}45 \times A \times (T_{air} - \bar{T}_{sk})}{I_{cl}} \quad (10)$$

Avec :

A: Surface du corps $[m^2]$

T_{air} : Température de l'air $[°C]$

I_{cl} : Résistance thermique de la vêture $[clo]$

E_{req} et E_{max} sont les pertes de chaleur par évaporation requise et maximale respectivement [51]

$$E_{req} = M - W + H_{r+c} \quad (11)$$

$$E_{max} = 14{,}21 \times \frac{i_m}{I_{cl} \times A_{Deff} \times (P_{sk} - HR \times P_{vsair})} \quad (12)$$

Avec :

i_m : Indice de perméabilité

A_{Deff} : Surface effective d'évaporation $[m^2]$

P_{sk} : Pression de vapeur d'eau saturante sur la surface de la peau $[mmHg]$

$P_{vs,air}$: Pression de vapeur d'eau saturante à la température T_{air} $[Pa]$

HR : Humidité relative [%]

Pandolf et al. [50] ont également proposé une équation générale pour calculer les pertes par sudation :

$$E_{sw} = \Delta m_{sw} \times L_v \quad (13)$$

Avec :

L_v : Chaleur latente d'évaporation de l'eau $[J.kg^{-1}]$

Δm_{sw} : Débit de sudation $[g.m^{-2}.h^{-1}]$

Δm_{sw} est défini par :

$$\Delta m_{sw} = 27{,}9E_{req} \times (E_{max})^{-0.455} \tag{14}$$

Nadel et al. [52] ont développé un modèle pour calculer le métabolisme de frissonnement en fonction de la température moyenne de la peau et de la température tympanique. Ils ont ajouté un terme pour calculer le frissonnement dû à la diminution rapide de la température moyenne de la peau :

$$M_f = 1{,}16 \times 36 \times \left(36{,}5 - T_{ty}\right) \times (32{,}2 - \bar{T}_{sk}) + 7 \times (32{,}2 - \bar{T}_{sk}) \tag{15}$$

Avec :

M_f : Métabolisme de frissonnement $[W]$

Fiala [12] a proposé un modèle similaire mais avec le gradient de la température moyenne de la peau pour tenir compte de la dynamique du système :

$$M_f = 10 \times [\tanh(\,0{,}51 \times \Delta\bar{T}_{sk} + 4{,}91) - 1] - 27{,}5 \times \Delta T_{hy} - 28{,}2 + 1{,}9 \times \Delta\bar{T}_{sk}\frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} \tag{16}$$

Avec :

$\Delta\bar{T}_{sk}$: Différence entre la température moyenne cutanée et sa température au seuil de frissonnement $[°C]$

ΔT_{hy} : Différence entre la température de l'hypothalamus et sa température au seuil de frissonnement $[°C]$

$\frac{d\bar{T}_{sk}}{dt}$: Dérivée temporelle de la température moyenne de la peau $[°C.min^{-1}]$.

Comme pour le métabolisme total, le métabolisme de frissonnement dépend du sexe et de l'âge des individus.

Circulation et microcirculation sanguine

La circulation sanguine permet d'apporter l'oxygène, les nutriments aux organes actifs du corps humain, de transporter la chaleur du noyau à la périphérie ou de réduire les pertes énergétiques à la surface de la peau. Pour cela, la microcirculation est une des composantes du système circulatoire qui permet de contrôler les échanges thermiques à la surface de la peau.

La circulation sanguine est un mécanisme piloté par l'activité cardiaque et le système vasculaire. Le débit sanguin varie entre les différentes régions du corps humain (Tableau 2.3).

Région	Débit sanguin [$ml.min^{-1}$]
Cerveau	750
Coronaire	250
Muscle	1000
Circulation splanchnique	1500
Rein	1200
Peau	500
Autres	300
Total	5500

Tableau 2.3 : Débits sanguins de différentes régions du corps humain pour un individu au repos [11]

Cooper et al. [53] ont mené des expériences pour mesurer le débit sanguin dans la peau et les muscles de l'avant-bras. Les sujets ont été exposés à une température d'air égale à 23°C. Le modèle de Cooper et al. [53] issu des expériences calcule les débits sanguins cutanés ($SkBF$) et musculaires (MBF) de l'avant-bras grâce au débit sanguin total de l'avant-bras. L'équation du débit sanguin cutané est :

$$SkBF = 0{,}53 \times FBF - 0{,}83 \tag{17}$$

Avec :

$SkBF$: Débit sanguin cutané de l'avant-bras [$ml_{sang}.100ml^{-1}.min^{-1}$]

FBF : Débit sanguin de l'avant-bras [$ml_{sang}.100ml^{-1}.min^{-1}$]

Le débit sanguin musculaire de l'avant-bras MBF s'écrit :

$$MBF = 0{,}47 \times FBF - 0{,}83 \tag{18}$$

Edholm et al. [54] ont réalisé les mêmes expériences de Cooper et al. [53] et ont obtenu des résultats différents. Les nouvelles expressions des débits sanguins cutané et musculaire donnés par Edholm et al. [54] s'écrivent :

$$SkBF = 0{,}99 \times (FBF - 1{,}8) \tag{19}$$

$$MBF = 2{,}0 + 0{,}11 \times (FBF - 2{,}0) \tag{20}$$

Sudation

Gagge [55] a défini la variable ω qui est une mesure directe de la surface de la peau disponible pour l'évaporation. La variable ω est définie comme le pourcentage de la surface cutanée couverte par la sueur. Elle s'exprime par :

$$\omega = \frac{E_{sw}}{\mu \times A \times (P_{sat} - P_{air})} \tag{21}$$

Avec :

E_{sw} : Flux évaporatoire par sudation [$W.m^{-2}$]

μ : Coefficient d'évaporation [$W.m^{-2}.Pa^{-1}$]

P_{sat} : Pression de la vapeur d'eau saturante à la température de la peau $[Pa]$

P_{air} : Pression partielle de vapeur d'eau de l'air ambiant $[Pa]$

A : Surface de la peau $[m^2]$

Afin de mesurer le débit de sudation, Nadel et al. [42] ont exposé localement la surface de la peau de certains sujets à des rayonnements émis par deux lampes chromalox d'intensité variant de 350 à 700W. L'expérience a été conçue de manière à ce que seule la température cutanée locale varie. Un modèle a été développé à l'issue de cette expérience pour prédire le débit de sudation local :

$$\dot{m}_{sw,l} = u_1 \times \left(T_{es} - T_{es,0}\right) + u_2 \times (\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0}) \times \exp\left(\frac{T_{sk,l} - \bar{T}_{sk,0}}{10}\right) \quad (22)$$

Avec :

$\dot{m}_{sw,l}$: Débit de sudation local $[mg.min^{-1}.cm^{-2}]$

u_1 et u_2 : Coefficients de proportionnalité

$T_{es,0}$: Température seuil de sudation de l'œsophage $[°C]$

$\bar{T}_{sk,0}$: Température moyenne cutanée au seuil de la sudation $[°C]$

$T_{sk,l}$: Température cutanée locale $[°C]$

Evaporation par respiration

Les pertes sensibles dues à l'échange de chaleur par convection entre l'air inspiré et les voies respiratoires s'expriment par :

$$C_{res} = \dot{V}_{insp} \times C_{p,air}(T_{exp} - T_{insp}) \quad (23)$$

Avec :

$\dot{V}_{insp}$: Débit d'air inspiré $[kg.s^{-1}]$

$C_{p,air}$: Chaleur spécifique de l'air $[kJ.kg^{-1}.°C^{-1}]$

T_{exp} : Température de l'air expiré $[°C]$

T_{insp} : Température de l'air inspiré $[°C]$

McCutchan et Taylor [56] ont proposé une expression pour calculer la température de l'air expiré en fonction de la température et de l'humidité absolue de l'air inspiré :

$$T_{exp} = 32{,}6 + 0{,}066T_{insp} + 32x_{insp} \quad (24)$$

Avec :

x_{insp} : Humidité absolue de l'air inspiré $[kg_{eau}.kg_{air\ sec}^{-1}]$

Les pertes latentes sont dues à l'évaporation de l'eau des voies respiratoires dans l'air inspiré. Elles s'expriment par :

$$E_{res} = \dot{V}_{insp} \times (x_{exp} - x_{insp}) \times L_v \quad (25)$$

Avec :

x_{exp} : Humidité absolue de l'air expiré $[kg_{eau}.kg_{air\ sec}^{-1}]$

L_v : Chaleur latente de l'eau $[kJ.kg^{-1}]$

L'humidité absolue de l'air expiré est calculée par la formule de McCutchan et Taylor [56] :

$$x_{exp} = 0{,}029 - 0{,}20x_{insp} \quad (26)$$

Différences interindividuelles et intra-individuelles

Il existe des différences entre les individus telles que le poids, la taille, l'âge, l'ethnie …. Comme décrit dans les paragraphes précédents, ces différences interindividuelles ont des effets importants sur les mécanismes physiologiques et engendrent naturellement des différences entre les résultats de plusieurs expériences pourtant effectuées dans les mêmes conditions environnementales (température de l'air, vitesse de l'air, …) et personnelles (vêture, métabolisme, …).

Gahramani et al. [57] ont mené des expériences pour étudier la différence entre la sensibilité des hommes et des femmes au froid. Le panel des participants est composé de dix hommes et decinq femmes. Deux personnes sont afro-américaines, quatre hispaniques, quatre asiatiques et les cinq dernières sont caucasiennes et blanches. La température et le débit sanguin cutané du visage ont été mesurés en quatre points à savoir le front, les pommettes, le nez et une oreille. Ces mesures ont été effectuées à l'aide de capteurs infrarouges. Les températures des pommettes et du front ont montré une légère fluctuation suite à une variation de la température ambiante alors que celles de l'oreille et du nez ont subi des changements beaucoup plus importants. Les femmes ont présenté des températures cutanées plus faibles que celles des hommes et se sont montrées plus sensible au froid que les hommes. De ces expériences, les auteurs en ont conclu que le système de thermorégulation des femmes est moins sensible que celui des hommes.

Chen et al. [58] ont étudié l'effet d'un créneau de température ambiante sur les réponses physiologiques et psychologiques de 16 sujets. Ils ont exposé 8 hommes et 8 femmes à des échelons de température ambiante et remarqué qu'il y a une différence entre les débits sanguins cutanés des hommes et des femmes. Les hommes ont un débit sanguin cutané plus important que les femmes suite à un échelon de la température ambiante variant de 20°C à 24°C (Figure 2.10).

Holowatz et al. [59] ont mis en évidence l'existence d'un effet de l'âge sur le débit sanguin cutané et plus particulièrement sur la vasodilatation. Ils ont trouvé que l'intensité de la vasodilatation est plus faible chez les personnes âgées par rapport à des personnes plus jeunes (Figure 2.11).

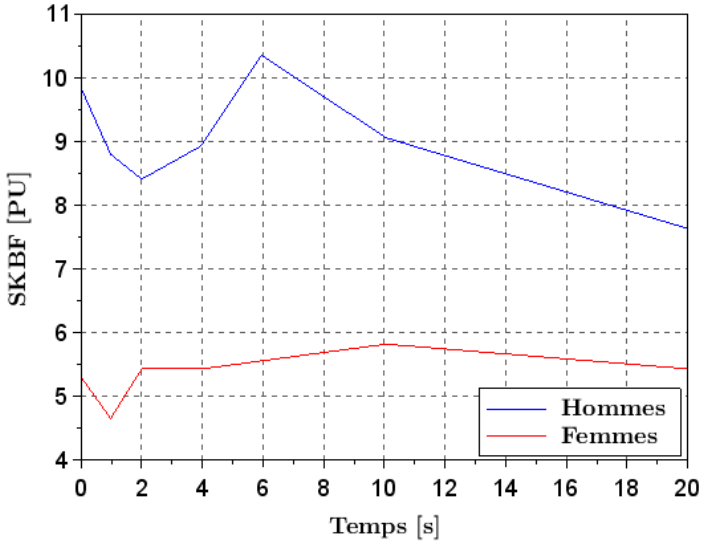

Figure 2.10 : Débit sanguin cutané du bras d'hommes et de femmes après un échelon de température ambiante de 20 à 24°C [58]. PU : Unité de perfusion sanguine

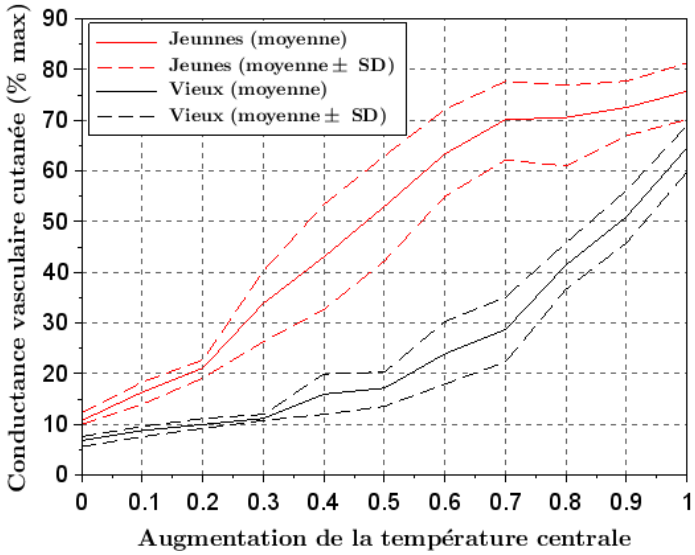

Figure 2.11 : Effet de l'âge sur la vasodilation [59]. SD : Ecart-type

L'âge a également un effet sur le métabolisme de base du corps humain. Le Tableau 2.4 donne les valeurs du métabolisme volumique de base de certains organes du corps humain au repos pour des individus d'âge différent.

Organe	Elia [60] 20 à 30 ans $[W.m^{-3}]$	Müller et al. [61] 20 à 30 ans $[W.m^{-3}]$	Müller et al. [61] 30 à 50 ans $[W.m^{-3}]$	Müller et al. [61] 50 à 73 ans $[W.m^{-3}]$
Graisse	198	172 – 282	137 – 237	53 – 146
Muscle squelettique	686	659 – 760	633 – 717	543 – 628
Foie	10619	10141 – 12053	9610 – 11256	7964 – 9610
Cerveau	12150	11644 – 13517	11087 – 12758	9417 – 11087
Cœur	23021	21033 – 28986	17684 – 25061	11144 – 17684
Rein	22702	20431 – 29306	16923 – 24817	10319 – 17129

Tableau 2.4 : Valeur du métabolisme volumique de base de plusieurs organes du corps humain au repos [60] [61]

Yasuoka et al. [62] ont réalisé des expériences pour analyser les effets des différences interindividuelles sur la relation entre la température préférée et les réponses thermorégulatrices pour des ambiances froides. Ils ont réalisé des expériences sur 13 jeunes filles dont 6 ont préféré une température ambiante neutre supérieure à 29°C (groupe 1) et 7 ont préféré une température ambiante neutre inférieure à 29°C (groupe 2). Les filles ont été exposées à des variations de température ambiante de 33°C à 25°C. Durant cette exposition, la température de la peau de toutes les filles a diminué mais celles du groupe n°1 ont plus ressenti le froid que celles du groupe n°2.

Les paramètres interindividuels sont rarement intégrés dans les modèles de thermorégulation humaine. Ces modèles effectuent généralement le calcul pour une personne standard. Néanmoins, pour couvrir un grand pourcentage de la population, ces différences doivent intervenir dans le calcul des variables et des mécanismes physiologiques. Le Tableau 2.5 présente une synthèse des études effectuées sur les effets des différences interindividuelles sur les réponses physiologiques et psychologiques du corps humain.

Référence	Genre	Effet
Gahramani et al. [57]	Sexe	Débit sanguin cutané Sensibilité au froid
Chen et al. [58]	Sexe	Débit sanguin cutané
Holowatz et al. [59]	Age	Débit sanguin cutané
Elia et al. [60]	Age	Métabolisme de base
Müller et al. [61]	Age	Métabolisme de base
Yasuoka et al. [62]	Sexe	Sensibilité au froid

Tableau 2.5 : Effet des différences interindividuelles sur les réponses physiologiques et psychologiques du corps humain

2.3. Modèles thermo-physiologiques du corps humain

Les modèles de thermorégulation du corps humain déjà développés constituent des tentatives pour prédire les températures centrales et cutanées d'un individu en connaissant son activité, les propriétés physiques de la vêture et les conditions ambiantes.

Les modèles de thermo-physiologie comportent deux systèmes :

- Un système passif : le modèle du système passif simule le corps humain physique suivant différentes hypothèses de modélisation. Il modélise les transferts de chaleur dans le corps humain et entre le corps humain et son environnement proche à savoir le microclimat local ;
- Un système actif : le modèle du système actif simule les mécanismes physiologiques (le frissonnement, la vasoconstriction, la vasodilatation et la sudation) en termes d'activation et d'intensité.

Le modèle du système passif peut présenter différentes voies de modélisation : modèles à un nœud, modèles à deux nœuds, modèles multi-nœuds et modèles multiéléments (Figure 2.12)

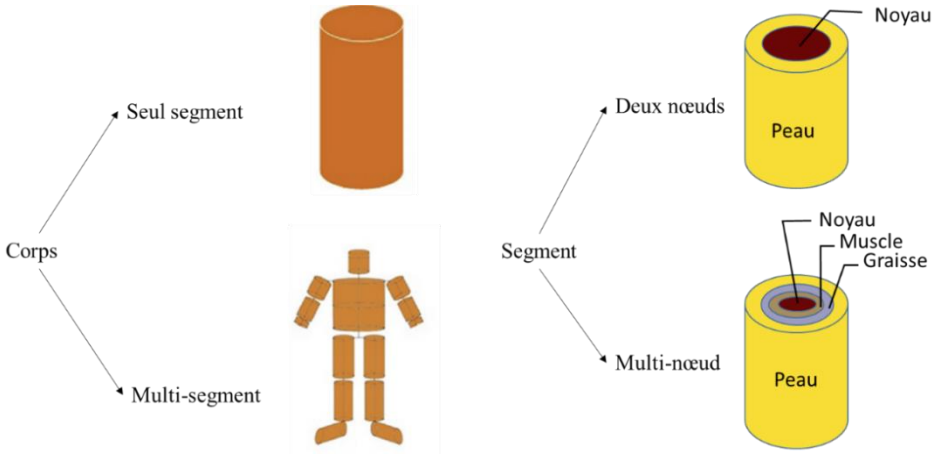

Figure 2.12 : Discrétisation du corps humain en un seul segment, multi-segments, deux nœuds et multi-nœuds

Les modèles thermo-physiologiques peuvent donc représenter le corps humain comme un seul ou plusieurs segments. De plus, ils peuvent être classifiés selon le nombre de nœuds : modèle à un seul nœud, modèle à deux nœuds et modèle multi-nœuds [63] :

- Modèles à un seul nœud : les modèles à un nœud prédisent les réponses thermiques basées sur des formules empiriques à partir de conditions expérimentales. Le corps humain correspond à un simple élément sans aucun système de thermorégulation.
- Modèles à deux nœuds : le corps humain est divisé en deux cylindres concentriques : le noyau et la peau. La température de chaque cylindre est considérée uniforme.
- Modèles à plusieurs nœuds : les modèles multi-nœuds sont plus complexes que les modèles à deux nœuds. La température et les réponses physiologiques sont non-uniformes. Le débit sanguin cutané contrôle les pertes de chaleur de la peau vers l'environnement. Ces modèles sont capables de calculer les températures cutanées locales de plusieurs segments du corps humain.

Les modèles thermo-physiologiques ont fait l'objet de nombreux travaux de recherche depuis plus de 70 ans. La Figure 2.13 [63] présente schématiquement l'évolution temporelle de ces modèles en fonction de leur type.

Dans la suite de ce chapitre, les principaux modèles de thermorégulation humaine développés de 1948 à 2018 (Figure 2.13) sont décrits. Il s'agit du :

- Modèle du bras de Pennes [64] (1948)
- Modèle de Gagge [65] (1971)
- Modèle de Stolwijk [66] (1971)
- Modèle de Fiala [67] (1999)
- Modèle de Tanabe [68] (2002)
- Modèle MORPHEUS [69] (2017)
- Modèle de Wissler [11] (2018).

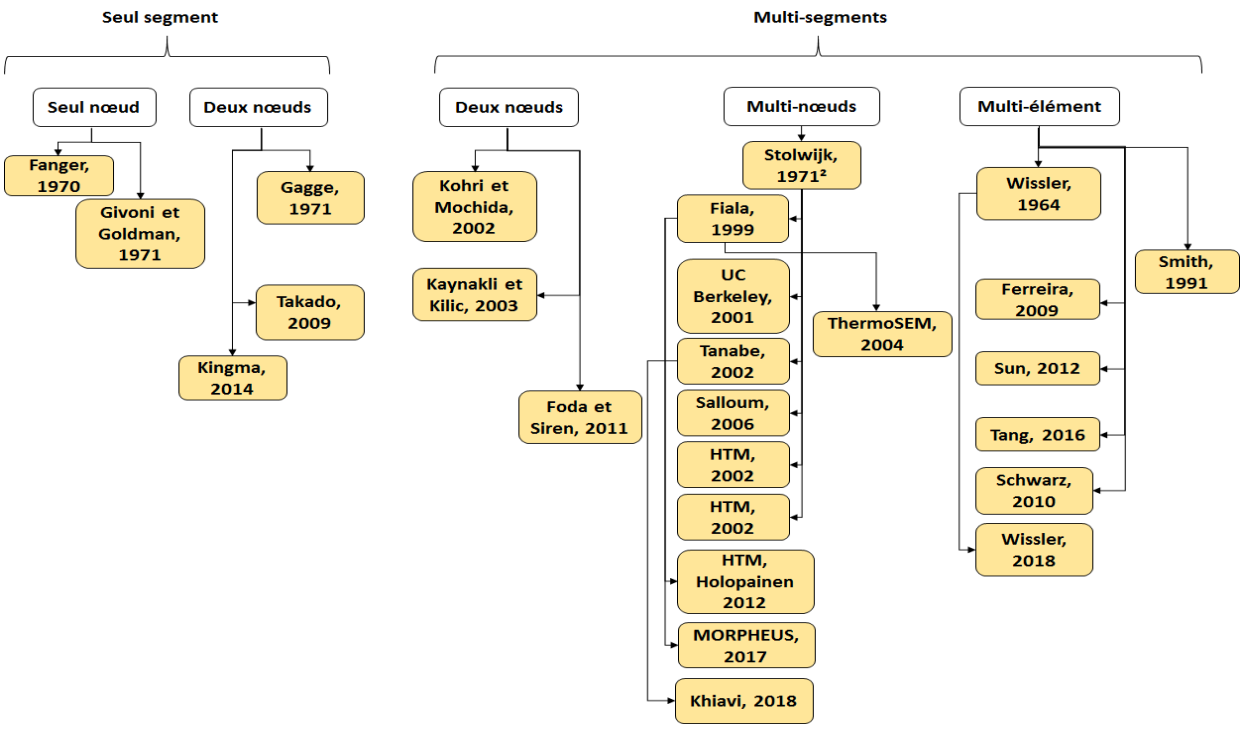

Figure 2.13 : Diagramme de l'évolution des modèles de thermorégulation humaine, adatpé de Katic et al. [63]

2.3.1. Modèle thermique du bras de Pennes, 1948

Le premier modèle de tissus humains à l'origine de la modélisation thermique du corps humain est le modèle de Pennes [64]. Il a développé un modèle thermique statique uniforme du bras. Ce modèle est basé sur le bilan thermique du bras et calcule la variation de la température dans les tissus en fonction du transfert de chaleur par conduction, du métabolisme et de l'échange de chaleur entre le sang et les tissus. Cette équation est la base des modèles qui ont été développés par la suite. Le bilan thermique du tissu du bras humain s'écrit : :

$$C_{p,tissu}\frac{\partial T_{tissu}}{\partial t} = -\lambda\left(\frac{\partial^2 T_{tissu}}{\partial r^2} + \frac{1}{r}\frac{\partial T_{tissu}}{\partial r} + \frac{1}{r^2}\frac{\partial T_{tissu}}{\partial \phi} + \frac{\partial^2 T_{tissu}}{\partial z^2}\right) + M_{bras} + h_b \qquad (27)$$

Avec :

T_{tissu} : Température du tissu $[°C]$

C_p : Chaleur spécifique du tissu $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

r, ϕ, z : Coordonnées cylindriques

M_{bras} : Métabolisme du bras $[W.kg^{-1}]$

h_b : Chaleur échangée entre le sang et le tissu $[W.kg^{-1}]$

Pour un modèle statique, la variation temporelle de la température est nulle. Par ailleurs, l'auteur a supposé que les températures sont uniformes suivant les directions angulaires et axiales ce qui signifie que les dérivées par rapport à ϕ et z sont nulles. L'équation ainsi simplifiée s'écrit :

$$-\lambda\left(\frac{\partial^2 T_{tissu}}{\partial r^2}+\frac{1}{r}\frac{\partial T_{tissu}}{\partial r}\right)+M_{bras}+h_b=0 \tag{28}$$

Enfin, l'auteur a supposé que le métabolisme du bras et l'échange de chaleur entre le sang et le tissu sont des constantes. La solution de cette équation est donc une parabole (Figure 2.14).

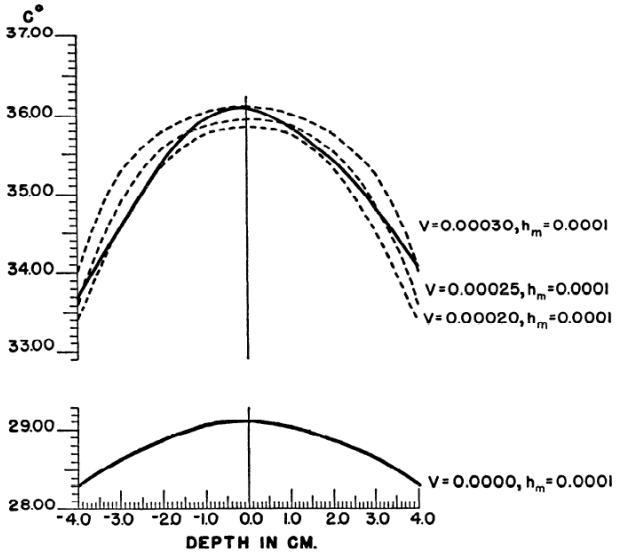

Figure 2.14 : Température du bras en fonction de la profondeur, v est le débit sanguin [$cm^3.s^{-1}$] et h_m est le métabolisme du bras [$Cal.cm^{-3}.s^{-1}$] [64]

2.3.2. Modèle de Gagge, 1971

Le modèle de Gagge el al. [65] est le modèle de thermorégulation humaine à deux nœuds le plus connu et reconnu. Ce modèle consiste en une partie passive et une autre active. La première partie considère que le corps humain est composé d'un noyau et d'une peau. Le noyau a été modélisé par deux cylindres concentriques à savoir un cylindre central entouré par une couche mince de la peau (Figure 2.15).

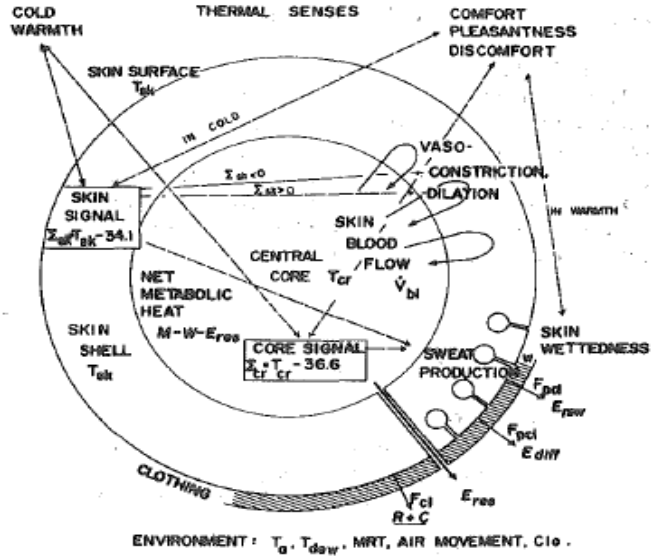

Figure 2.15 : Schéma du modèle de Gagge et al. [65]

Les températures du noyau et de la peau sont supposées être uniformes. Gagge et al. [65] ont appliqué l'équation du bilan thermique aux deux nœuds. Le bilan thermique du noyau comprend les chaleurs sensible et latente par respiration et le métabolisme produit par l'activité physique et le frissonnement. Le bilan thermique de la peau intègre les échanges de chaleur entre la surface de la peau et l'environnement extérieur par convection, rayonnement et évaporation.

La partie active est basée sur les signaux d'erreur de la peau et du noyau. Ces signaux sont calculés par les équations :

$$\Delta\bar{T}_{sk} = \bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0} \tag{29}$$

$$\Delta T_{cr} = T_{cr} - T_{cr,0} \tag{30}$$

Avec :

$\bar{T}_{sk,0}$: Température moyenne cutanée seuil $[34{,}1\ °C]$

T_{cr} : Température du noyau $[°C]$

$T_{cr,0}$: Température neutre du noyau $[36{,}6\ °C]$

Ces signaux sont utilisés pour calculer le débit sanguin et le taux de sudation. Un signal d'erreur négatif du noyau diminue le débit sanguin cutané (vasoconstriction) alors qu'un signal positif entraîne une vasodilatation :

$$SkBF = (6{,}3 + 75\Delta T_{cr})(1 - 0{,}5\Delta\bar{T}_{sk}) \tag{31}$$

$SkBF$ est en $[l.h^{-1}]$ dans l'équation (31).

Le débit sanguin cutané est égal à sa valeur de base si le signal d'erreur cutané est positif.

La sudation est activée par des signaux positifs du noyau et de la peau :

$$\dot{m}_{sw} = 250 \times \Delta T_{cr} + 100 \times \Delta T_{cr} \times \Delta\bar{T}_{sk} \tag{32}$$

Avec $\dot{m}_{sw}$ en $[g.m^{-2}.h^{-1}]$

Le métabolisme dû au frissonnement est calculé en fonction des signaux froids du noyau et de la peau. Suite à la variation du débit sanguin, la masse du noyau ne varie pas. Cependant, la vasoconstriction diminue le débit sanguin cutané pour conserver la chaleur dans une ambiance froide alors que la vasodilatation augmente ce débit pour permettre une dissipation de la chaleur dans une ambiance chaude. Ce modèle a fait l'objet d'une modification en 1986 (Gagge et al. [70]).

Le modèle de Gagge est un modèle simple et adapté aux environnements uniformes en condition transitoire et pour une faible activité des individus.

2.3.3. Modèle de Stolwijk, 1971

Le modèle de Stolwijk [71] est aussi un modèle très connu dans le domaine de la thermophysiologie humaine. Pour ce modèle, le système de thermorégulation humaine est divisé en deux sous-systèmes : le système de contrôle (système actif) et le système contrôlé (système passif). Le système passif représente un individu standard grâce à des variables anthropométriques moyennes et comporte six segments : la tête, le tronc, les bras, les mains,

les jambes et les pieds. Chaque segment est composé de quatre couches : le noyau, les muscles, la graisse et la peau. Un segment central de débit sanguin échange de la chaleur avec tous les segments par convection (Figure 2.16). Cependant, ce type de modélisation par flux de chaleur convectif ne permet pas de différencier les artères et les veines et de tenir compte des effets de l'échange à contre-courant dans le flux sanguin.

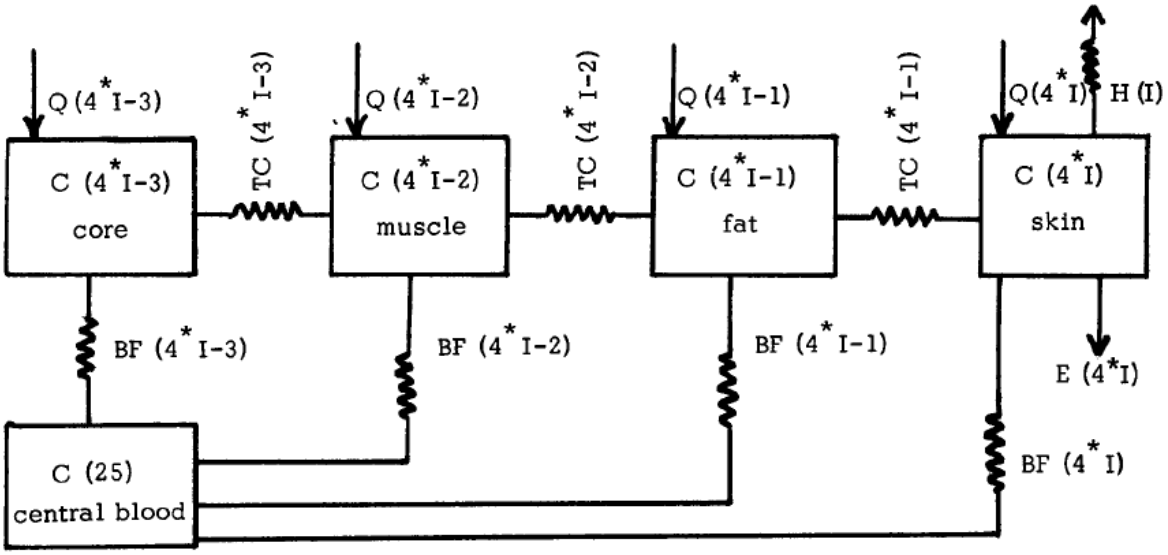

Figure 2.16 : Schéma des quatre compartiments du segment I du modèle de Stolwijk et al. [66]

Le système actif contrôle les mécanismes physiologiques à savoir le frissonnement, la vasoconstriction, la vasodilatation et la sudation. Ce contrôle s'effectue grâce aux signaux définis par l'écart entre les températures des tissus et leurs températures seuils et, contrairement au modèle de Gagge [65], la dérivée de la température des tissus.

L'équation du bilan thermique est appliquée à chaque segment. Cette équation comprend le transfert de chaleur par conduction avec le compartiment adjacent, le métabolisme, les échanges de chaleur convectifs avec le sang et les échanges de chaleur avec l'environnement si le segment est en contact direct avec l'environnement.

L'avancée du modèle de Stolwijk [66] consiste en sa capacité à déterminer la distribution spatiale des températures des segments du corps humain. Par contre, il n'évalue pas les variations angulaires de la température. Il est recommandé uniquement pour des environnements uniformes qui peuvent être transitoires mais pour une faible activité des individus.

2.3.4. Modèle de Fiala, 1999

Le modèle de Fiala [72] est un modèle multi-segment du corps humain. Comme le modèle de Stolwijk, ce modèle consiste en un système passif et un système actif. Le système passif discrétise le corps humain en 15 segments dont chacun contient une couche d'os, de muscle, de graisse et deux couches pour la peau. La couche inférieure contient les vaisseaux sanguins qui sont le siège de la vasoconstriction et de la vasodilatation. La couche supérieure est le siège des échanges thermiques convectifs et radiatifs avec l'environnement extérieur. De plus, chaque segment est discrétisé en trois secteurs angulaires : le postérieur, l'antérieur et l'inférieur pour pouvoir modéliser les effets des environnements non-uniformes (Figure 2.17).

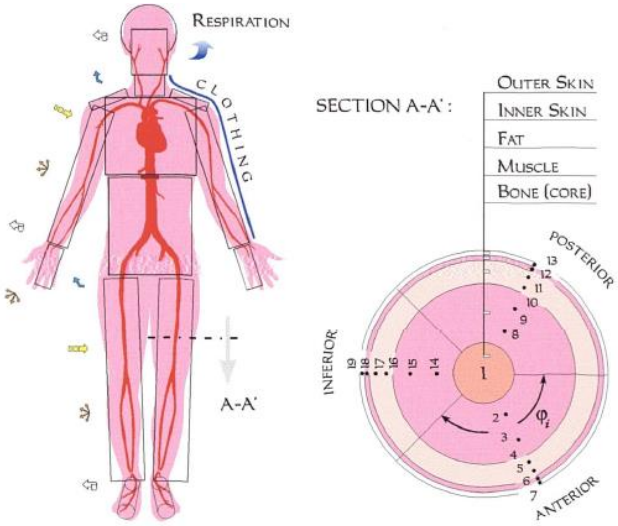

Figure 2.17 : Schéma du système passif du modèle de Fiala [72]

Le système actif contrôle les mécanismes physiologiques grâce aux signaux envoyés par la peau et le noyau. Ces signaux sont soit des signaux d'erreur, en d'autres termes, la différence entre les températures des tissus et les températures seuils, soit des gradients de température. La température moyenne de la peau et la température centrale sont les sources de ces signaux (Figure 2.18).

Le modèle de Fiala [72] a été développé pour simuler la réaction thermo-physiologique du corps humain pour une personne standard dans un environnement non-uniforme et transitoire. Ce modèle est aussi capable de modéliser la vêture sur la surface supérieure de la peau. Dans ce cas, les échanges convectifs et radiatifs s'effectuent entre la surface extérieure de la vêture et l'environnement. De plus, il calcule le flux convectif entre l'artère et le tissu, la veine et le tissu ainsi que le flux à contrecourant entre l'artère et la veine.

Enfin, la modélisation des réponses du système nerveux central repose sur des régressions de la réponse physiologique de sujets non acclimatés [67].

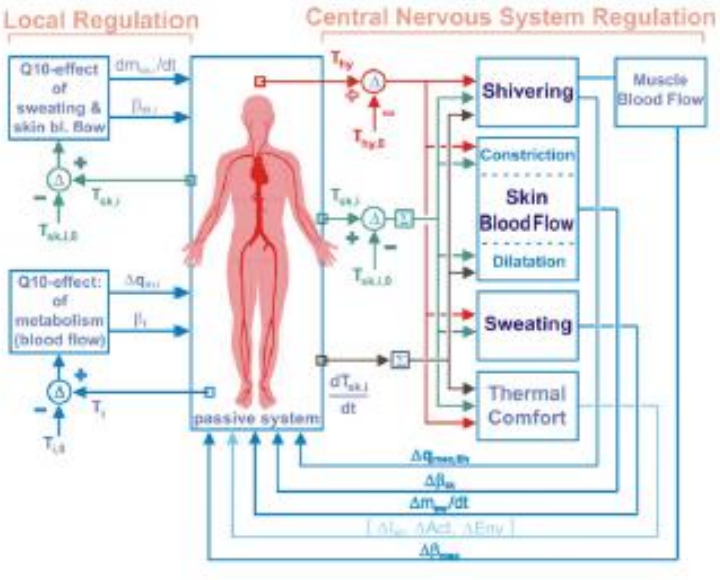

Figure 2.18 : Organigramme du modèle de Fiala [12]

2.3.5. Modèle de Tanabe, 2002

Le modèle de Tanabe [68] a été développé pour évaluer le confort thermique. Le système passif consiste en 16 segments dont chacun contient 4 couches à savoir les os, les muscles, la graisse et la peau ce qui donne 64 nœuds au total. Le 65e nœud est le compartiment central du débit sanguin joint : Jointed Circulation System (JOS) (Figure 2.19).

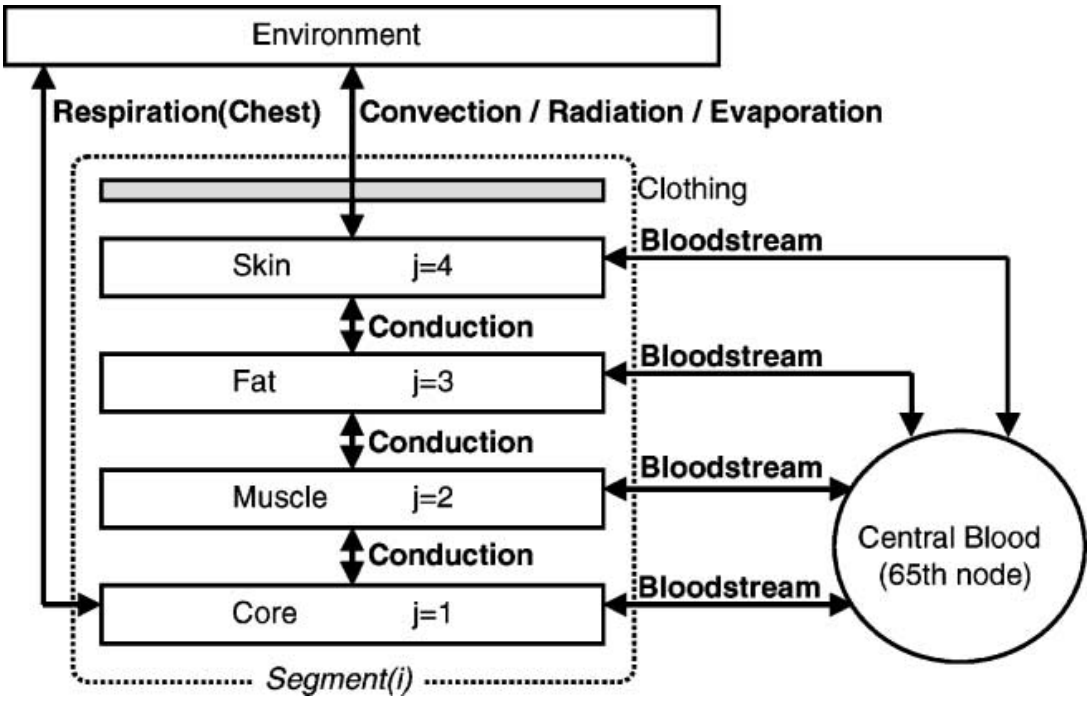

Figure 2.19 : Schéma du modèle de Tanabe et al. [68]

Le système actif calcule, comme pour les modèles de Stolwijk [66] et de Fiala [72], les mécanismes physiologiques grâce aux signaux d'erreur du noyau et de la peau avec une première tentative non-concluante d'intégration des signaux « RATE » issus des thermorécepteurs. Le « RATE » est la composante dynamique des signaux des thermorécepteurs. La modélisation de ce phénomène a été supprimée par manque de données pour le quantifier.

Le modèle de Tanabe est adapté pour des environnements non-uniformes transitoires tels que les habitacles des voitures et les espaces fermés climatisés. Ce modèle simule un homme standard avec des données anthropométriques fixes.

Kobayashi et Tanabe [73] ont developpé un modèle de thermorégulation humaine basé sur celui de Tanabe [68]. Dans ce nouveau modèle, la taille, le poids, le sexe, l'âge, le pourcentage de graisse dans le corps et le métabolisme de base sont modifiables.

2.3.6. Modèle Morpheus, 2017

Le modèle de Morpheus a été développé très récemment à savoir en 2017 par Wölki [69] (Figure 2.20). Il est basé sur le modèle passif de Fiala [12]. Ce modèle calcule le transfert de chaleur à la surface du corps humain (convection, rayonnement, sudation et perspiration) ainsi que les mécanismes internes de transfert (système circulatoire, production de la chaleur et

conduction). Ce modèle permet d'utiliser une vêture de résistance non-uniforme et prend en compte l'effet de la posture sur les transferts de chaleur radiatifs.

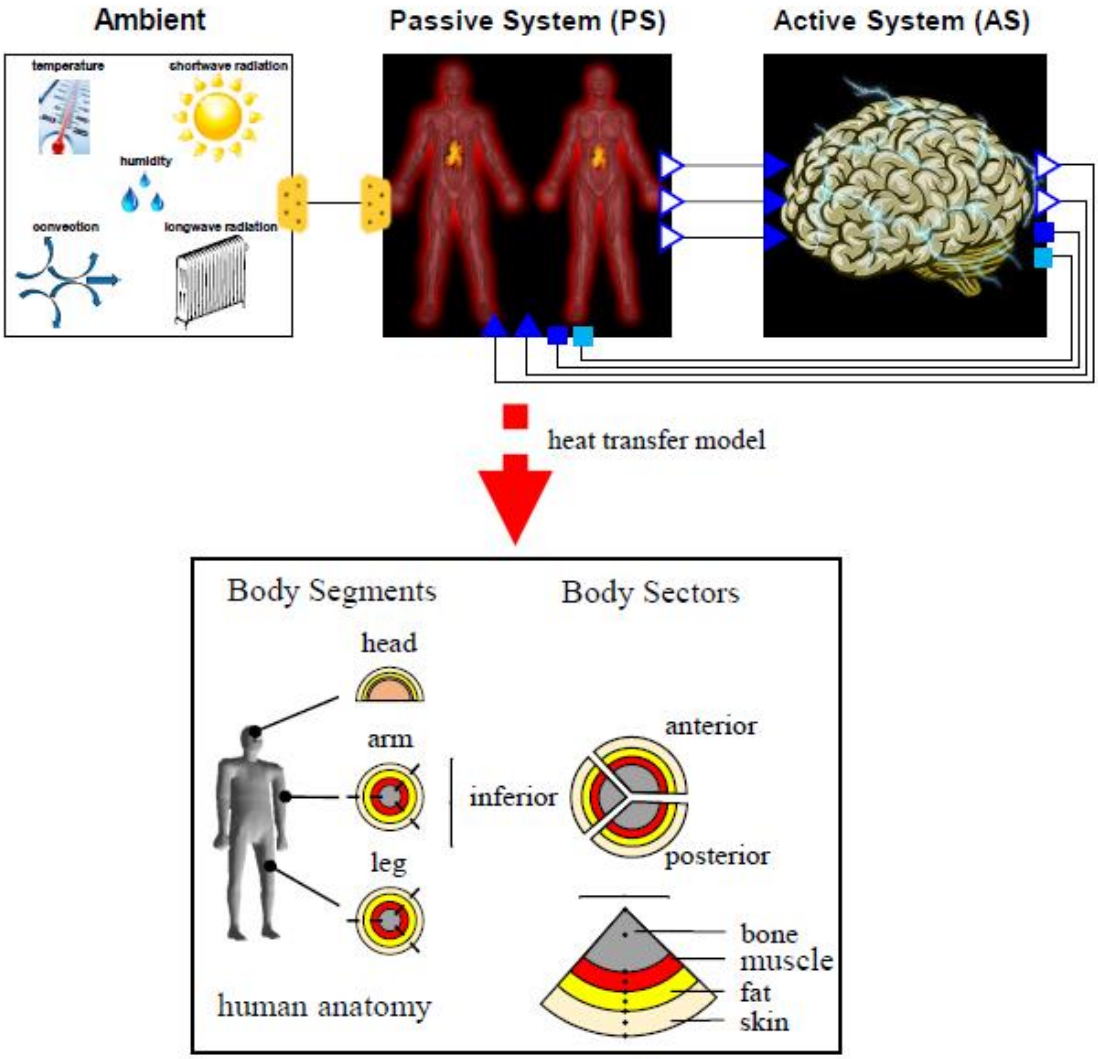

Figure 2.20 : Schéma du modèle de Wölki [69]

Enfin, ce modèle met en évidence l'effet du sexe sur les propriétés physiologiques des tissus du corps humain à savoir le métabolisme de base, la conductivité thermique, la chaleur spécifique, etc… Il est capable de simuler un homme ou une femme standard. La prise en compte des effets en fonction du genre est basée sur des études effectuées sur 168 hommes et 121 femmes. Les domaines d'application de ce modèle sont identiques à ceux du modèle de Fiala [67].

2.3.7. Modèle de Wissler, 2018

Le modèle de Wissler [11] est un modèle multi-élément. Ce modèle a été développé pour la NASA [10] afin de calculer la probabilité de survie suite à l'immersion d'un individu dans l'eau froide. Il discrétise le corps humain en 21 éléments et chacun de ces éléments est divisé en 21 couches dont 15 pour les tissus et 6 pour la vêture (Figures 2.21 et 2.22).

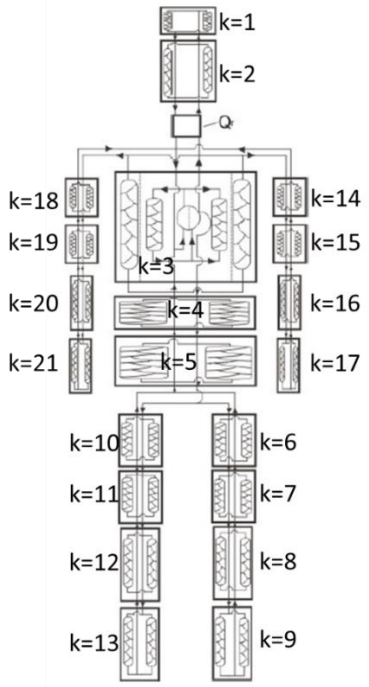

Figure 2.21 : Discrétisation du corps humain en 21 éléments proposé par Wissler [11]

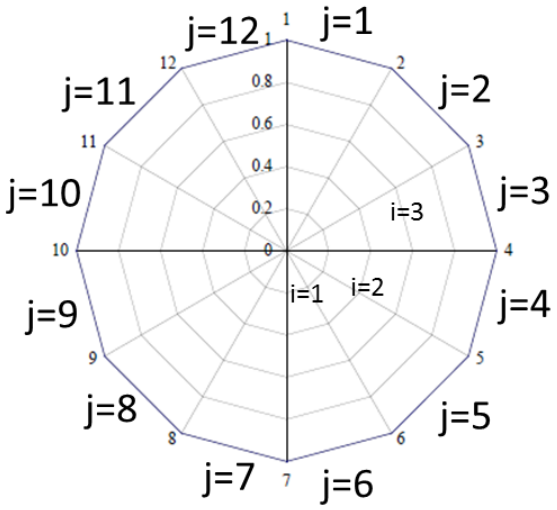

Figure 2.22 : Discrétisation d'un élément k du corps humain en 12 secteurs angulaires et leurs couches i selon Wissler [11]

Chaque élément est divisé en 12 secteurs (Figure 2.22). Le transfert de chaleur dans le corps s'effectue par conduction dans les tissus, par convection entre le tissu, son artère et sa veine et par échange à contrecourant entre l'artère et la veine. Les échanges de chaleur entre la peau et l'environnement sont soit sensibles à savoir par convection et par rayonnement, soit latents à savoir par perspiration et sudation.

La vasoconstriction et la vasodilatation sont calculées par la variation du débit sanguin cutané. Le frissonnement se traduit par l'augmentation du métabolisme des secteurs contenant des muscles lisses. La sudation est calculée par l'augmentation du flux de chaleur due à l'évaporation de l'eau sur la surface de la peau.

Le modèle de Wissler est adapté pour des environnements non-uniformes et transitoires. Ce modèle peut simuler des sujets effectuant un large spectre d'activité physique c'est-à-dire au repos, en marche, à bicyclette ou nageant. Il peut également simuler un sujet assis, débout ou immergé dans l'eau à plusieurs niveaux du corps des individus. Une description détaillée du modèle de Wissler est donnée au chapitre 4.

2.4. Conclusion

En synthèse, l'état de l'art portant sur les développements de modèles de la thermorégulation humaine montre que les tentatives pour obtenir un modèle détaillé capable de simuler le corps humain dans des environnements complexes voire transitoires ont été très nombreuses. En effet et depuis les années 90, les modèles sont devenus de plus en plus sophistiqués en approfondissant à la fois les systèmes passif et actif. Ces modèles ont évolué des modèles à deux nœuds aux modèles multi-nœuds et multi-éléments. Le Tableau 2.6 présente une synthèse des modèles la thermorégulation du corps humain.

Modèle	Nombre de segments	Nombre de couches	Nombre de secteurs angulaires	Caractérisique du corps	Domaine d'application
Pennes 1948 [64]	1	1	1		Environnements statiques uniformes
Gagge 1971 [65]	1	2 (noyau et peau)	1	Personne standard, homme	Environnements uniformes transitoires et faible niveau d'activité physique
Stolwijk 1971 [66]	6	4 (dont un compartiment central du débit sanguin)	1	Personne standard, unisexe	Environnements uniformes transitoires et faible niveau d'activité physique
Fiala 1999 [67]	15	5 (os, muscle, graisse, peau intérieure et peau extérieure)	3 (postérieur, antérieur et inférieur)	Personne standard, unisexe	Environnements non-uniformes transitoires et plusieurs niveaux d'activité physique
Tanabe 2002 [68]	16	4 (dont un compartiment central du débit sanguin)	1	Personne standard, unisexe	Environnements non-uniformes transitoires tels que les habitacles de voiture et les espaces fermés climatisés
MORPEUS 2017 [69]	15	5	3	Personnes standard, homme ou femme	Mêmes domaines d'application que le modèle de Fiala [67]
Wissler 2018 [11]	21	21	12	Personne standard, homme	Environnements non-uniformes et transitoires avec un large spectre d'activité physique

Tableau 2.6 : Principales caractéristiques des modèles de thermorégulation du corps humain

L'émergence de ces modèles ouvrent des perspectives à des domaines d'application tels que le confort thermique, la santé ou le développement de vêtements dans des conditions environnementales non-uniformes et transitoires. En termes de prévision du confort thermique, ces modèles ont été développés afin de prédire les variables physiologiques du corps humain telles que les températures cutanées et centrales avec pour facteurs limitant d'être représentatif d'individus standards (unisexe, homme et/ou femme). Ces variables sont ensuite utilisées par des modèles récents (Fiala [12], Zhang [9], Takado [74], Kingma [75]) pour prédire la sensation

thermique et le niveau de confort thermique des individus dans des environnements non-uniformes et transitoires.

3. LES INDICES DE CONFORT THERMIQUE STATIQUES ET DYNAMIQUES

3.1. Introduction

La qualité des ambiances habitées a un impact direct sur le bien être des occupants à savoir leur confort thermique et donc sur leurs performances. Elle a également un effet sur la performance énergétique des bâtiments au travers des espaces intérieurs climatisés et/ou chauffés. Les espaces intérieurs chauffés et climatisés répondent aux besoins thermiques des occupants grâce à la combinaison de plusieurs variables physiques telles que la température de l'air, la température radiante moyenne, la vitesse de l'air, l'humidité… La question qui se pose immédiatement est la suivante : comment déterminer la satisfaction ou l'insatisfaction des occupants vis à vis d'une ambiance intérieure chauffée ou climatisée ?

Au-delà du bien être thermique, il est également nécessaire de pouvoir évaluer les niveaux de stress thermique dus aux environnements chauds ou aux évènements de canicule.

Afin d'évaluer l'impact global des interactions des ambiances thermiques sur l'homme, plusieurs familles d'indices ont été mis au point afin d'appréhender le confort thermique et le stress thermique. L'ensemble de ces indices peut être sommairement classé en trois catégories [76] :

- Les indices basés sur les mesures directes des variables environnementales ;
- Les indices empiriques basés sur les déviations des variables physiologiques et les réponses psychologiques de la zone neutre ;
- Les indices rationnels ou analytiques basés sur l'équation du bilan thermique de l'être humain.

La première partie de ce chapitre est dédiée aux notions d'échelles du confort thermique et du jugement thermosensoriel. Ensuite, l'indice de confort thermique analytique le plus utilisé à savoir l'indice Predicted Mean Vote (PMV) [77] est présenté ainsi que la notion de confort adaptatif. Les indices du stress thermique pour les ambiances chaudes sont également abordés. Enfin, les modèles dynamiques de sensation thermique et de confort thermique à la fois local et global sont décrits et analysés.

La sensation thermique subjective perçue par un sujet exposé à des conditions thermiques données est accompagnée par des réactions du système de thermorégulation du corps humain qui se traduisent par des mécanismes physiologiques très spécifiques. Le Tableau 3.1 donne les sensations thermiques (température et confort) d'un sujet sédentaire exposé à plusieurs conditions thermiques ainsi que les mécanismes physiologiques et les conditions de santé associés [78].

Dans la norme ISO 7730 [79], il est proposé une échelle de sensation thermique de -3 pour « froid » à +3 pour « chaud ». Cette échelle est utilisée par plusieurs indices de sensation thermique tel que le PMV [77]. Elle est donnée dans le Tableau 3.2.

Sensation		Comportement physiologique	Etat de santé
Température	Confort		
Insupportable	Insupportable	• Réchauffement rapide et dangereux du corps • Défaillance de la régulation thermique	Collapsus thermique : trouble de la circulation
Très chaud	Très inconfortable	• Transpiration • Vasodilatation • Coup de chaleur • Fatigue	• Danger des coups de chaleur • Troubles cardio-vasculaires
Chaud	Inconfortable	Idem que ci-dessus avec des effets plus faibles	
Assez chaud	Assez inconfortable		
Légèrement chaud	Légèrement inconfortable	Régulation normale par transpiration et échange vasculaire	Limite du danger des coups de chaleur
Etat thermique neutre	Confortable	Zone de régulation vasomotrice normale	Etat de santé et d'équilibre normal
Légèrement frais	Assez confortable	• Augmentation des pertes de chaleur sensible • Nécessité d'un vêtement plus isolant ou d'une activité accrue	Début d'affectation par assèchement de la peau et déshydratation des muqueuses
Passablement frais	Un peu inconfortable	• Augmentation des pertes de chaleur sensible • Nécessité d'un vêtement plus isolant ou d'une activité accrue	Assèchement de la peau et déshydratation des muqueuses
Froid	Inconfortable	Vasoconstriction dans les mains et dans les pieds	
Très froid	Très inconfortable	Frissonnements	• Douleurs musculaires • Altération de la circulation périphérique

Tableau 3.1 : Sensation thermique et mécanismes physiologiques [78]

Niveau	Sensation thermique
$+3$	Chaud
$+2$	Tiède
$+1$	Légèrement tiède
0	Neutre
-1	Légèrement frais
-2	Frais
-3	Froid

Tableau 3.2 : Echelle de sensation thermique à 7 niveaux

3.2. Les modèles statiques du confort thermique

Les modèles statiques du confort thermique ont été développés et sont utilisés pour des environnements thermiques statiques et uniformes. Ils estiment le niveau du confort et de stress thermique en se basant sur les conditions physiques des ambiances thermiques sans tenir compte du système de thermorégulation du corps humain vis-à-vis de son environnement.

Le confort thermique au sein des ambiances habitées a fait l'objet de nombreuses normes et la Figure 3.1 illustre l'évolution au cours du temps de la normalisation du confort thermique.

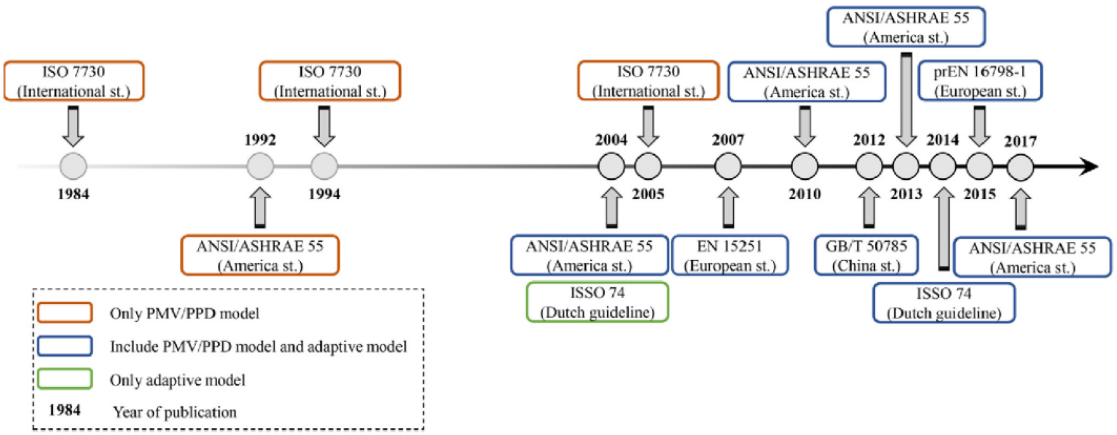

Figure 3.1 : Evolution des normes pour le confort thermique des ambiances habitées [80]

3.2.1. Les indices PMV et PPD

L'indice PMV (Predicted Mean Vote) [77] a été développé par Fanger en 1970 [77]. Il considère que le confort thermique optimal est obtenu lorsque le corps humain est à l'équilibre thermique, en d'autres termes, si la production d'énergie est égale à la somme des pertes de chaleur. Fanger [77] a proposé d'écrire le bilan thermique du corps humain par :

$$H - E_d - E_{sw} - E_{res} - C_{res} = E_{cl} + E_r + E_c \tag{33}$$

Avec :

H: Production de chaleur dans le corps $[W]$

E_d: Echange de chaleur latente par perspiration $[W]$

E_{sw}: Echange de chaleur latente par sudation $[W]$

E_{res}: Echange de chaleur latente par les voies respiratoires $[W]$

C_{res} : Echange de chaleur sensible par les voies respiratoires $[W]$

E_{cl}: Transfert de chaleur par conduction entre la surface de la peau et la surface extérieure de la vêture $[W]$

E_r : Echange de chaleur sensible par rayonnement $[W]$

E_c : Echange de chaleur sensible par convection $[W]$

La chaleur produite par le corps est le résultat du métabolisme qui a lieu dans les tissus. Dans certaines circonstances, une partie du métabolisme est utilisée pour effectuer une activité physique qui donne lieu à un travail mécanique. La production de chaleur s'exprime alors par :

$$H = M - W \tag{34}$$

Avec :

M: Métabolisme total $[W]$

W: Puissance mécanique $[W]$

La puissance de l'activité physique peut être exprimée comme une fraction du métabolisme total :

$$W = \eta M \tag{35}$$

Avec :

η : Efficacité de l'activité physique

En insérant l'équation (35) dans l'équation (34), il vient :

$$H = M(1 - \eta) \tag{36}$$

Le Tableau 3.3 donne des valeurs du métabolisme total ainsi que de l'efficacité η [77].

Activité		Métabolisme total $[W.m^{-2}]$	Efficacité η
Repos	Sommeil	40,6	0
	Assis	58,0	0
	Débout	69,6	0
Marche	3,2 $km.h^{-1}$	116,2	0
	4 $km.h^{-1}$	139,2	0
	4,8 $km.h^{-1}$	150,8	0
	5,6 $km.h^{-1}$	185,6	0
	6,4 $km.h^{-1}$	220,4	0
	8 $km.h^{-1}$	336,4	0
Marche sur un terrain incliné	5% 1,6 $km.h^{-1}$	139,2	0,07
	5% 3,2 $km.h^{-1}$	174,0	0,10
	5% 4,8 $km.h^{-1}$	232,0	0,11
	5% 6,4 $km.h^{-1}$	353,8	0,10
	15% 1,6 $km.h^{-1}$	168,2	0,15
	15% 3,2 $km.h^{-1}$	266,8	0,19
	15% 4,8 $km.h^{-1}$	406,0	0,19
	25% 1,6 $km.h^{-1}$	208,8	0,20
	25% 3,2 $km.h^{-1}$	388,6	0,21

Tableau 3.3 : Valeur du métabolisme total et de l'efficacité η [77]

L'échange de chaleur par perspiration est proportionnel à la différence entre la pression de saturation de la vapeur d'eau à la température de la peau et la pression partielle de la vapeur d'eau dans l'air. L'échange de chaleur par perspiration s'écrit [77] :

$$E_d = L_v \times m_{sk} \times A_{Du} \times (P_{sk} - P_{air}) \tag{37}$$

Avec :

L_v : Chaleur latente de vaporisation de l'eau $[kJ.kg^{-1}]$

m_{sk}: Coefficient de perméance de la peau $[kg.s^{-1}.m^{-2}.mmHg^{-1}]$

A_{Du} : Surface de la peau calculée par la formule de Du Bois et Du Bois [1] $[m^2]$

p_{sk}: Pression de saturation de la vapeur d'eau à la température de la peau $[mmHg]$

p_{air}: Pression partielle de la vapeur d'eau dans l'air $[mmHg]$

La pression de saturation de la vapeur d'eau s'écrit en fonction de la température de la peau :

$$P_{sk} = 1{,}92 \times T_{sk} - 25{,}3 \tag{38}$$

En insérant l'équation (38) dans l'équation (37), on obtient :

$$E_d = 0{,}4067 \times A_{Du} \times (1{,}92 \times T_{sk} - 25{,}3 - P_{air}) \tag{39}$$

L'échange de chaleur latente par les voies respiratoires est fonction du débit d'air inspiré et de la différence entre l'humidité absolue de l'air expiré et inspiré [77] :

$$E_{res} = \dot{V}_{insp} \times \left(x_{exp} - x_{insp}\right) \times L_v \tag{40}$$

Avec :

$\dot{V}_{insp}$: Débit d'air inspiré $[kg.s^{-1}]$

x_{exp}: Humidité absolue de l'air expiré $[kg_{eau}.kg_{air\ sec}^{-1}]$

x_{insp}: Humidité absolue de l'air inspiré $[kg_{eau}.kg_{air\ sec}^{-1}]$

Le débit d'air inspiré est fonction du métabolisme [77] :

$$\dot{V}_{insp} = 1{,}66 \times 10^{-6} \times M \tag{41}$$

L'humidité absolue de l'air expiré dépend des conditions de l'air inspiré :

$$x_{exp} = 0{,}029 - 0{,}00066 \times P_{insp} + x_{insp} \tag{42}$$

L'équation (40) dévient alors [77] :

$$E_{res} = 0{,}002668 \times M \times (44 - P_{insp}) \tag{43}$$

L'échange de chaleur sensible par les voies respiratoires s'exprime par [77]

$$C_{res} = \dot{V}_{insp} \times C_{p_{air}} \times (T_{exp} - T_{insp}) \tag{44}$$

Avec :

$C_{p_{air}}$: Chaleur spécifique de l'air $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

T_{exp} : Température de l'air expiré $[°C]$

T_{insp} : Température de l'air inspiré $[°C]$

La température de l'air expiré est fonction de la température et de l'humidité de l'air inspiré [77] :

$$T_{exp} = 32{,}6 + 0{,}066 \times T_{insp} + 32 \times x_{insp} \tag{45}$$

Fanger [77] a considéré que l'échange de chaleur sensible par les voies respiratoires est faible par rapport aux autres échanges et il a proposé une valeur de la température de l'air expiré égale à 34°C. L'équation (44) peut être donc écrite sous la forme :

$$C_{res} = 0{,}00163 \times M \times (34 - T_{insp}) \tag{46}$$

Le transfert de chaleur de la surface de la peau à la surface extérieure de la vêture s'exprime à l'aide de la résistance thermique de la vêture et de la différence entre la température cutanée et la température de la surface extérieure de la vêture [77] :

$$E_{cl} = 1{,}16 \times A_{Du} \times \frac{T_{sk} - T_{cl}}{0{,}18 \times I_{cl}} \tag{47}$$

Avec :

T_{cl} : Température de la surface extérieure de la vêture [$°C$]

I_{cl}: Résistance thermique de la vêture [clo]

L'échange de chaleur par rayonnement à la surface extérieure de la vêture est calculé par l'équation de Stefan-Boltzmann [77] :

$$E_r = A_{eff} \times \varepsilon \times \sigma \times [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4] \tag{48}$$

Avec :

A_{eff} : Surface effective du corps habillé [m^2]

ε : Emissivité de la surface extérieure de la vêture

σ : Constante de Stefan-Boltzmann [$W.m^{-2}.K^{-4}$]

T_{mr} : Température radiante moyenne [$°C$]

Toutes les surfaces habillées du corps n'échangent pas avec la température radiante. Pour en tenir compte, la surface de la vêture est pondérée par un coefficient adéquat [2] :

$$A_{eff} = f_{eff} \times f_{cl} \times A_{Du} \tag{49}$$

Avec :

f_{eff} : Rapport entre la surface effective qui échange avec la température radiante moyenne et la surface vêtue

f_{cl} : Rapport entre la surface vêtue et la surface nue

L'échange de chaleur par convection entre la surface extérieure de la vêture et l'air s'exprime par [77] :

$$E_c = A_{Du} \times f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} - T_{air}) \tag{50}$$

Avec :

h_c : Coefficient d'échange superficiel convectif [$W.m^{-2}.K^{-1}$]

Fanger [77] a proposé une expression pour le coefficient h_c à la fois pour la convection naturelle et la convection forcée :

Convection naturelle :

$$h_c = 2{,}05 \times (T_{cl} - T_{air})^{0{,}25} \; si \; 2{,}05 \times (T_{cl} - T_{air})^{0{,}25} > 10{,}4 \times \sqrt{V_{air}} \tag{51}$$

Convection forcée :

$$h_c = 10{,}4 \times \sqrt{V_{air}} \; si \; 2{,}05 \times (T_{cl} - T_{air})^{0{,}25} < 10{,}4 \times \sqrt{V_{air}} \tag{52}$$

En exprimant tous les termes de l'équation (33), il vient :

$$\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}4067 \times (1{,}92 \times T_{sk} - 25{,}3 - P_{air}) - \frac{E_{sw}}{A_{Du}} - 0{,}002668 \times M \times \left(44 - P_{insp}\right) - 0{,}00163 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(34 - T_{insp}\right) = 1{,}16 \times \frac{T_{sk} - T_{cl}}{0{,}18 \times I_{cl}} = f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4] + f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} - T_{air}) \tag{53}$$

Le deuxième membre de l'équation (53) exprime le fait que les pertes sensibles de la vêture sont dissipées par convection et rayonnement avec l'ambiance.

Fanger [77] a sélectionné la température cutanée et le débit de sudation comme les seules variables physiologiques qui ont un effet sur le bilan thermique pour un métabolisme et une résistance de vêture donnés. De plus, il a exprimé la température moyenne de la peau $\bar{T}_{sk}$ et le débit de sudation E_{sw} avec la chaleur produite par le corps humain en situation de confort thermique [81] :

$$\bar{T}_{sk} = 35{,}7 - 0{,}032 \times \frac{H}{A_{Du}} \tag{54}$$

$$E_{sw} = 0{,}488 \times A_{Du} \times \left(\frac{H}{A_{Du}} - 50\right) \tag{55}$$

En insérant les équations (54) et (55) dans l'équation (53), on obtient :

$$\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}4067 \times \left(43 + 0{,}061 \frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - P_{air}\right) - 0{,}488 \times \left(\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 50\right) - 0{,}002668 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(44 - P_{insp}\right) - 0{,}00163 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(34 - T_{insp}\right) = 1{,}16 \times \frac{35{,}7 - 0{,}032 \times \frac{M \times (1-\eta)}{A_{Du}} - T_{cl}}{0{,}18 \times I_{cl}} = f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4] + f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} - T_{air}) \tag{56}$$

L'égalité des flux sensibles de la vêture et échangés par convection et rayonnement permet d'obtenir l'expression de la température de la vêture T_{cl} :

$$T_{cl} = 35{,}7 - 0{,}032 \times \frac{M \times (1-\eta)}{A_{Du}} - 0{,}18 \times I_{cl} \times \left[\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}4067 \times \left(43 + 0{,}061 \frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - P_{air}\right) - 0{,}488 \times [\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 50] - 0{,}002668 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(44 - P_{insp}\right) - 0{,}00163 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(34 - T_{insp}\right)\right] \quad (57)$$

L'équation (56) est l'équation du confort thermique qui contient les variables de la vêture (I_{cl} et f_{cl}), les variables liées à l'activité ($\frac{M}{A_{Du}}$ et η) et les quatre variables physiques de l'environnement (V_{air}, T_{air}, P_{air} et T_{mr}). Pour une vêture et un niveau d'activité donnés, il existe donc plusieurs combinaisons des variables physiques de l'ambiance capables d'assurer le confort thermique du sujet.

Fanger [77] a ensuite utilisé l'équation (56) pour estimer la sensation thermique dans les environnements thermiques inconfortables. Pour de tels environnement, le corps humain n'est plus en équilibre thermique et il en résulte une charge thermique positive ou négative pour le corps humain. Cette charge thermique s'exprime par :

$$L = \frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}4067 \times \left(43 + 0{,}061 \frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - P_{air}\right) - 0{,}488 \times [\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 50] - 0{,}002668 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(44 - P_{insp}\right) - 0{,}00163 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(34 - T_{insp}\right) - f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4] + f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} - T_{air}) \quad (58)$$

Où T_{cl} est obtenu par une résolution itérative de l'équation (59) :

$$T_{cl} = 35{,}7 - 0{,}032 \times \frac{M \times (1-\eta)}{A_{Du}} - 0{,}18 \times I_{cl} \times [f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4] + f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} - T_{air})] \quad (59)$$

Fanger [77] a ensuite proposé que la sensation thermique hors de la neutralité soit reliée à la charge thermique du corps humain. Pour cela, il a utilisé les mesures de sensation thermique effectuées par Nevins et al. [82] pour des sujets sédentaires et les mesures de McNall et al. [83] pour des sujets en activité. La sensation thermique est alors mesurée sur une échelle allant de -3 pour un environnement « froid » à +3 pour un environnement « chaud ». Par ailleurs, McNall et al. [83] ont effectué une régression linéaire entre la température ambiante et la sensation thermique pour chaque niveau d'activité (Tableau 3.4).

Niveau d'activité	$\frac{M}{A_{Du}}$ $[W.m^{-2}]$	I_{cl} $[clo]$	V_{air} $[m.s^{-1}]$	Sensation thermique
Sédentaire	58	0,6	0,1	$S = -0{,}847 + 0{,}331 \times T_{air}$
Activité faible	93	0,6	0,1	$S = -3{,}643 + 0{,}175 \times T_{air}$
Activité moyenne	123	0,6	0,25	$S = -3{,}356 + 1{,}174 \times T_{air}$
Activité forte	157	0,6	0,32	$S = -0{,}416 + 0{,}265 \times T_{air}$

Tableau 3.4 : Relation entre la sensation thermique globale et la température de l'air pour trois niveaux d'activité [83]

Fanger [77] a ensuite introduit les variables environnementales et personnelles des expériences de McNall et al. [83] dans l'équation (58) pour trouver la relation entre la charge thermique et la température ambiante. Enfin, il a utilisé ces deux relations pour obtenir l'équation de la sensation thermique globale :

$$S = \left(0{,}352 \times \exp\left(-0{,}0488\left(\frac{M}{A_{Du}}\right)\right) + 0{,}032\right) \times L \tag{60}$$

En exprimant L dans l'équation (60), on obtient la sensation thermique globale nommée Predicted Mean Vote ou PMV :

$$\begin{aligned} PMV = &\left(0{,}352 \times \exp\left(-0{,}0488\left(\frac{M}{A_{Du}}\right)\right) + 0{,}032\right) \\ &\times \left[\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}406 \times \left(43 + 0{,}061\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - P_{air}\right) - 0{,}488\right. \\ &\times \left(\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 50\right) - 0{,}002668 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(44 - P_{insp}\right) - 0{,}00168 \times \frac{M}{A_{Du}} \\ &\times \left(34 - T_{insp}\right) - f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times \left[(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4\right] - f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} \\ &\left. - T_{air})\right] \end{aligned} \tag{61}$$

Dans la norme ISO 7730 [79], les coefficients du PMV sont légèrement modifiés :

$$\begin{aligned} PMV = &\left(0{,}303 \times \exp\left(-0{,}036\left(\frac{M}{A_{Du}}\right)\right) + 0{,}028\right) \\ &\times \left[\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 0{,}406 \times \left(43 + 0{,}052\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - P_{air}\right) - 0{,}488\right. \\ &\times \left(\frac{M}{A_{Du}} \times (1-\eta) - 50\right) - 0{,}002668 \times \frac{M}{A_{Du}} \times \left(37 - P_{insp}\right) - 0{,}00168 \times \frac{M}{A_{Du}} \\ &\times \left(28 - T_{insp}\right) - f_{cl} \times \varepsilon \times \sigma \times \left[(T_{cl} + 273)^4 - (T_{mr} + 273)^4\right] - f_{cl} \times h_c \times (T_{cl} \\ &\left. - T_{air})\right] \end{aligned} \tag{62}$$

Le PMV est l'évaluation de la sensation thermique dans un environnement donné. Une valeur de l'indice PMV nulle correspond à un confort optimal avec une sensation thermique neutre. La question qui vient à l'esprit est la suivante : est-ce que tous les sujets sont en situation de confort thermique même si la sensation thermique est neutre ? Pour répondre à cette question, Fanger [77] a proposé un nouvel indice appelé Predicted Percentage of Dissatisfied (PPD) qui correspond au pourcentage de sujets qui sont insatisfait dans un environnement thermique donné. Pour estimer l'indice PPD, Fanger [77] a utilisé les mesures des pourcentages des sujets insatisfaits donnés par Chrenko [84] et Wyon et al. [85]. Dans ces expériences, les pourcentages des sujets insatisfaits ont été mesurés pour différentes températures ambiantes. En utilisant les variables environnementales et personnelles mesurées au cours de ces expériences, Fanger [77] a élaboré une relation entre les indices PPD et PMV respectivement (Figure 3.2).

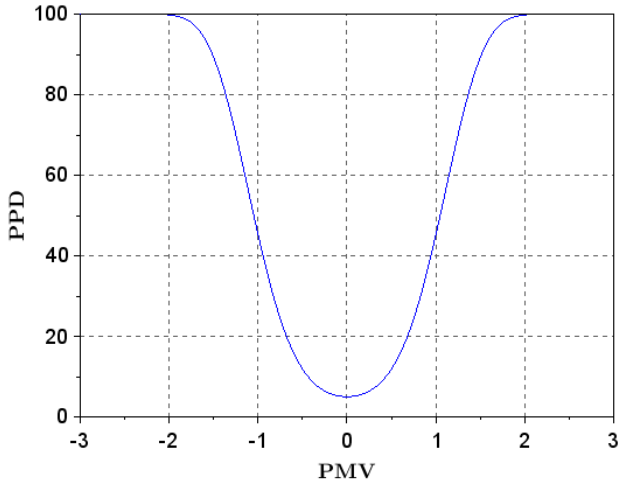

Figure 3.2 : Indice PPD en fonction de l'indice PMV [77]

La Figure 3.2 montre que l'on n'obtient jamais un pourcentage nul d'insatisfaction même pour une sensation thermique neutre. Il subsiste toujours 5% de sujets insatisfaits.

Ces indices ont été utilisés pour classifier les environnements intérieurs en trois catégoies (Tableau 3.5). La catégorie I est la plus confortable et la catégorie III est la moins confortable. Cette classification est actuellement utilisée par la norme ISO 7730 [86]. On la retrouve également dans la norme ASHRAE Standard 55 [87] en utilisant les catégories A, B et C.

Catégorie	PMV	PPD [%]
A (I)	-0,2<PMV<+0,2	<6
B (II)	-0,5<PMV<+0,5	<10
C (III)	-0,7<PMV<+0,7	<15

Tableau 3.5 : Classification des ambiances thermiques en trois catégories

Le maintien d'une plage étroite de température ou du PMV qui correspond à un PPD minimal est très énergivore. La transition entre deux catégories adjacentes implique une augmentation de la consommation annuelle d'énergie pour la climatisation ou le chauffage de 12% pour les bâtiments commerciaux et de 20-30% pour les bâtiments résidentiels [88] [89].

Les indices PMV et PPD sont actuellement utilisés par les normes internationales traitant des environnements thermiques intérieurs modérés, statiques et uniformes.

Les indices PMV et PPD sont basés sur des expériences effectuées dans des laboratoires avec des conditions uniformes de vêture, du niveau d'activité et de la température de l'air. De plus, les sujets n'avaient pas le moyen d'influencer voire de modifier l'ambiance thermique dans laquelle ils se trouvaient et n'avaient pas le loisir de faire varier leur vêture par exemple. Or, il est légitime de se poser la question de savoir si les classes de confort thermique définies précédemment sont en adéquation avec la sensation thermique dans des circonstances où l'usager peut interagir fortement avec son environnement voire s'adapter à celui-ci.

Pour répondre à ces questions, plusieurs études expérimentales ont été menées. La sensation thermique des occupants dans des environnements intérieurs contrôlés a été mesurée. Arens et al. [90] ont analysé trois bases de données issues de 3 expériences. La première base de données nommée ASHRAE RP 884 contient les résultats d'enquêtes réalisées avec des occupants de 45 bâtiments situés en Australie et au Canada et ceci aussi bien en hiver qu'en été. La deuxième

base de données a été complétée à l'aide d'enquêtes réalisées auprès d'occupants de 26 bâtiments de bureau en Europe sur une année entière. La troisième base de données provient d'enquêtes menées auprès de 38 occupants d'un bâtiment neuf équipé d'une ventilation naturelle. Arens et al. [90] ont conclu que, dans ces conditions, la sensation thermique n'est pas toujours en adéquation avec les classes de confort thermique définies dans les normes ISO 7730 [79] ou ASHRAE Standard 55 [87] par exemple. Ceci a mené à la création de la notion de confort adaptatif.

3.2.2. Le confort adaptatif

La principale différence entre le confort adaptatif et l'indice PMV est que ce dernier nécessite la connaissance de quatre variables physiques environnementales et de deux variables relatives à l'individu alors que le modèle du confort adaptatif ne nécessite que la connaissance des températures extérieure et intérieure.

Ce modèle a été développé par de Dear et Brager [91] en analysant les résultats d'une enquête effectuée auprès d'occupants de bâtiments de différents pays situés dans différents continents. Les résultats des enquêtes concernent essentiellement la sensation thermique, la température neutre et la température préférée pour un environnement thermique donné. de Dear et Brager [91] ont collecté 21000 ensembles de données brutes pour plusieurs zones situées en Angleterre, au Pays de Galles, en Thaïlande, en Californie, au Canada, en Australie, au Pakistan, en Grèce, à Singapour et dans l'état du Michigan (USA). Ces données renseignent sur la sensation thermique, l'acceptabilité de l'environnement (agréable ou désagréable), la résistance thermique de la vêture, le métabolisme des sujets, les variables environnementales (température d'air et de globe noir, vitesse et turbulence de l'air et humidité relative) ainsi que sur les données météorologiques.

Les données ont été divisées en deux grands ensembles. Le premier correspond aux bâtiments climatisés où l'occupant n'a pas accès au contrôle de l'environnement intérieur et le second est relatif aux bâtiments non climatisés et ventilés naturellement mais l'usager peut agir sur son environnement par l'ouverture et la fermeture des ouvrants, par exemple. de Dear et Brager [91] ont corrélé la sensation thermique moyenne avec la température opérative intérieure pour trouver la température neutre qui correspond à une sensation thermique neutre. La Figure 3.3 montre la sensation thermique calculée en fonction de la température opérative intérieure [91].

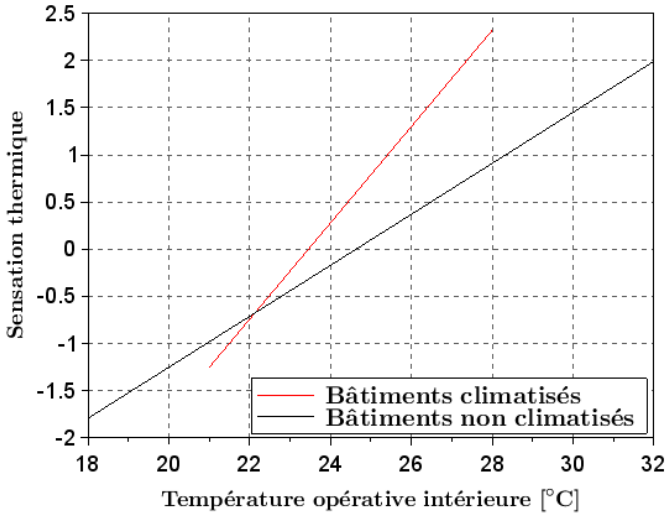

Figure 3.3 : Sensation thermique calculée en fonction de la température opérative intérieure pour deux types de bâtiment [91]

L'équation (63) donne l'expression générale de la sensation thermique S en fonction de la température opérative intérieure :

$$S = a + b \times T_{op} \tag{63}$$

Avec :

T_{op}: Température opérative intérieure [$°C$]

Le Tableau 3.6 donne les valeurs des coefficients de régression de la sensation thermique à la fois pour les bâtiments climatisés et non climatisés (Equation (63)). Ces coefficients montrent que les occupants sont 2 fois plus sensibles à la variation de la température opérative intérieure dans le cas des bâtiments climatisés par rapport aux bâtiments non climatisés.

	Bâtiments climatisés	Bâtiments non climatisés
a (± : Ecart-type)	$-11{,}96$ ($\pm 5{,}839$)	$-6{,}65$ ($\pm 3{,}752$)
b (± : Ecart-type)	$0{,}51$ ($\pm 0{,}248$)	$0{,}27$ ($\pm 0{,}134$)

Tableau 3.6 : Valeur des coefficients a et b de l'équation (63) [91]

La Figure 3.4 donne les températures neutres observées et calculées en fonction de la température opérative intérieure pour les bâtiments climatisés et non climatisés respectivement. Il apparaît que la température neutre augmente avec la température opérative intérieure.

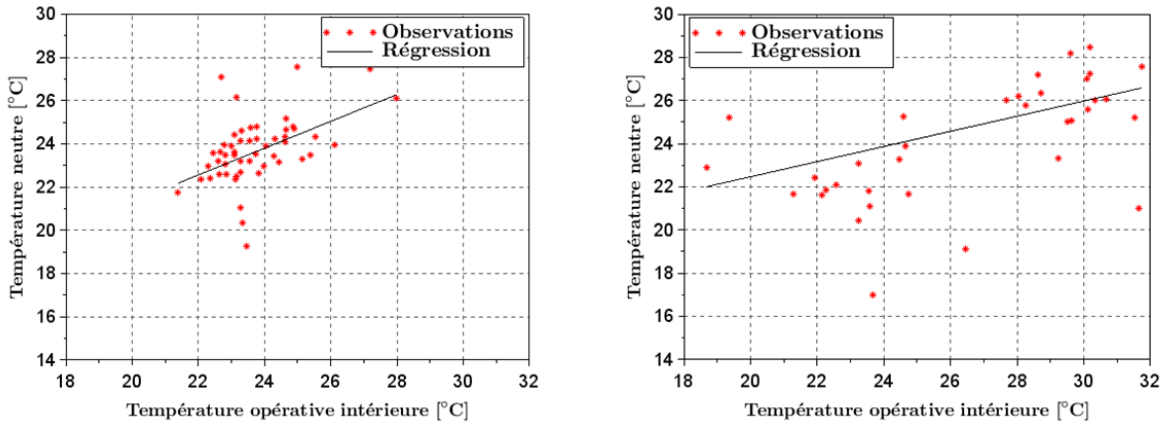

Figure 3.4 : Température neutre observée et calculée en fonction de la température opérative intérieure pour les bâtiments climatisés (gauche) et non climatisés (droite) [91]

La Figure 3.5 montre la variation de la température neutre avec la température effective extérieure dont l'expression est donnée par l'Equation (64). Il est observé que la température neutre augmente également avec la température effective extérieure. Cette augmentation est plus élevée pour les bâtiments non climatisés pour lesquels l'ambiance intérieure est fortement assujettie à la température extérieure.

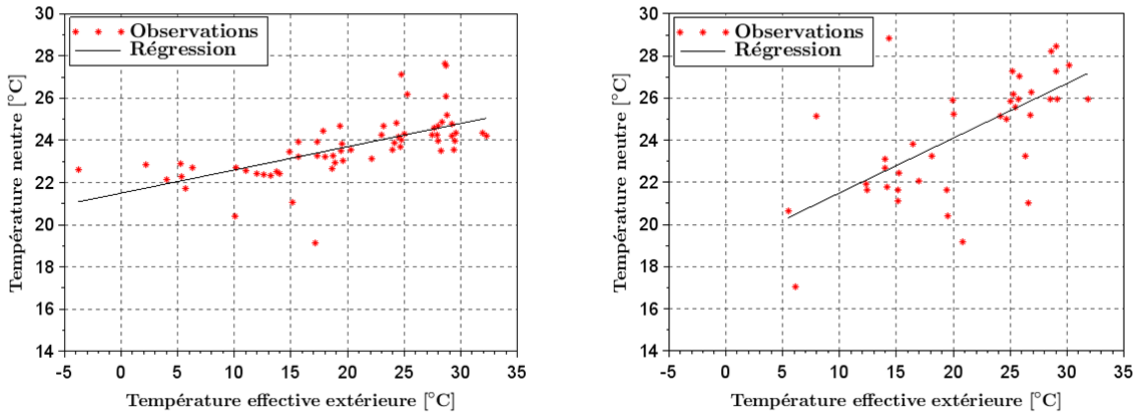

Figure 3.5 : Température neutre observée et calculée en fonction de la température effective extérieure [65] pour les bâtiments climatisés (gauche) et non climatisés (droite) [91]

La température préférée a été calculée en se basant sur la réponse à la question : « préférez-vous une température plus chaude, plus froide ou la même que la température actuelle ? ». Deux modèles de régression binomiale de type probit ont été développés avec les pourcentages des occupants qui préfèrent une température plus chaude et ceux qui préfèrent une température plus froide. La température préférée est l'intersection des deux courbes obtenues (Figures 3.6 et 3.7). Sur les Figures 3.6 et 3.7, il apparaît que la température préférée augmente avec la température neutre.

Par ailleurs, la Figure 3.6 montre que la température préférée varie très peu avec la température extérieure pour les bâtiments climatisés. En revanche, pour les bâtiments non climatisés, la température préférée augmente sensiblement avec la température neutre.

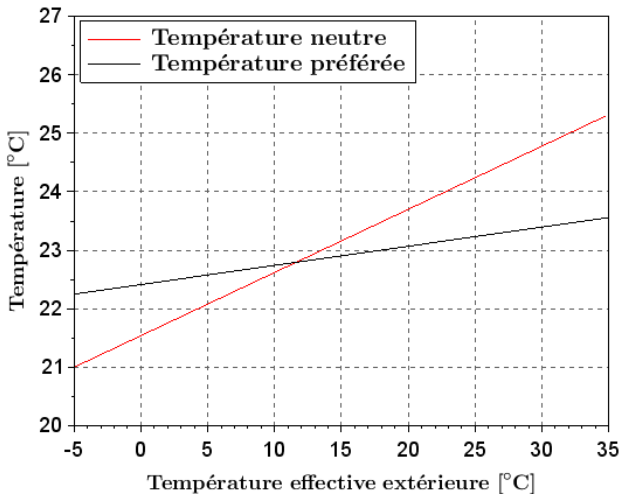

Figure 3.6 : Températures neutre et préférée pour les bâtiments climatisés [91]

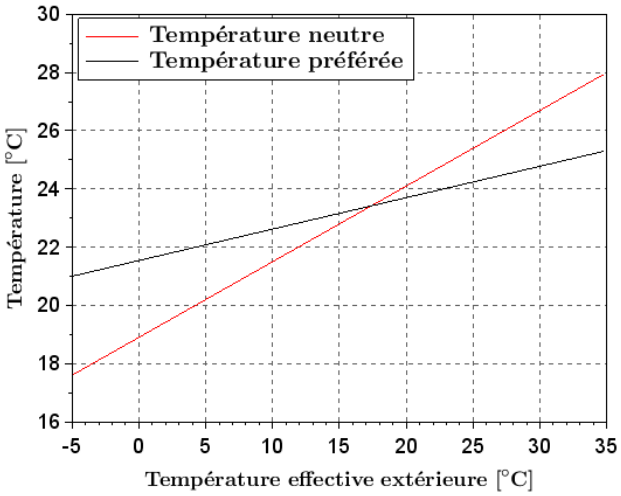

Figure 3.7 : Températures neutre et préférée pour les bâtiments non climatisés [91]

de Dear et Brager [91] ont également déterminé un domaine d'acceptabilité défini comme étant une plage de température autour de la température neutre qui est acceptée par un pourcentage donné des occupants (Tableau 3.7).

	Bâtiments climatisés	Bâtiments non climatisés
80% acceptable (±Ecart-type)	4,1 $°C$ ($\pm$1,91$°C$)	6,9 $°C$ ($\pm$2,79$°C$)
90% acceptable (±Ecart-type)	2,4 $°C$ ($\pm$1,12$°C$)	4,9 $°C$ ($\pm$3,27$°C$)

Tableau 3.7 : Températures acceptées par 80% et 90% des occupants pour les bâtiments climatisés et non climatisés [91]

La norme EN 15251 [92] propose une classification en 4 catégories basée sur les indices PMV et PPD pour les bâtiments climatisés et sur le confort adaptatif pour les bâtiments non climatisés. Les définitions de ces catégories sont données dans le Tableau 3.8.

Catégorie	Définition
I	Niveau élevé attendu qui est recommandé pour les espaces occupés par des personnes très sensibles et fragiles avec des exigences spécifiques comme des personnes handicapées, malades, de très jeunes enfants et des personnes âgées
II	Niveau normal attendu qu'il convient d'utiliser pour les bâtiments neufs et rénovés
III	Niveau modéré acceptable attendu qui peut être utilisé dans les bâtiments existants
IV	Valeurs en dehors des critères des catégories ci-dessus. Il convient que cette catégorie soit acceptée seulement pour une partie restreinte de l'année

Tableau 3.8 : Définition des catégories des bâtiments climatisés et non climatisés selon la norme EN 15251 [92]

Les gammes des variations des indices PMV et PPD pour les bâtiments climatisés et de la température opérative intérieure pour les bâtiments non climatisés selon les catégories sont données dans le Tableau 3.9. T_{op} est la température opérative intérieure et T_{eff} est la température effective extérieure définie par :

$$T_{eff} = 0{,}33 \times T_{rm} + 18{,}8 \tag{64}$$

Avec:

T_{rm}: Température extérieure moyenne journalière (rm : running mean) [°C]

$$T_{rm} = \frac{T_{ed-1} + 0{,}8 \times T_{ed-2} + 0{,}6 \times T_{ed-3} + 0{,}5 \times T_{ed-4} + 0{,}4 \times T_{ed-5} + 0{,}3 \times T_{ed-6} + 0{,}2 \times T_{ed} - 7}{3{,}8} \quad (65)$$

Avec :

T_{ed-1} : Température moyenne journalière extérieure de la veille

T_{ed-2} : Température moyenne journalière extérieure de l'avant-veille…etc.

Catégorie	Bâtiments climatisés		Bâtiments non climatisés
I	$-0{,}2 < PMV < +0{,}2$	PPD<6%	$T_{eff} - 2 < T_{op} < T_{eff} + 2$
II	$-0{,}5 < PMV < +0{,}5$	PPD<10%	$T_{eff} - 3 < T_{op} < T_{eff} + 3$
III	$-0{,}7 < PMV < +0{,}7$	PPD<15%	$T_{eff} - 4 < T_{op} < T_{eff} + 4$
IV	$PMV < -0{,}7$ ou $PMV > +0{,}7$	PPD<15%	$T_{op} < T_{eff} - 4$ ou $T_{op} > T_{eff} + 4$

Tableau 3.9 : Classification des environnements thermiques intérieurs pour les bâtiments climatisés et non climatisés selon la norme EN 15251 [92]

3.2.3. Autres indices du confort thermique pour des ambiances statiques

La température effective ET a été développée par Houghten et Yaglou [93]. Elle représente la température d'un environnement équivalent dont la vitesse de l'air et la température radiante moyenne sont nulle et qui aurait le même effet sur la sensation thermique que l'environnement étudié. Elle se situe au point d'intersection entre la courbe de l'humidité relative ou l'horizontale de l'humidité absolue et la verticale de la température sèche dans le diagramme psychrométrique (Figure 3.8).

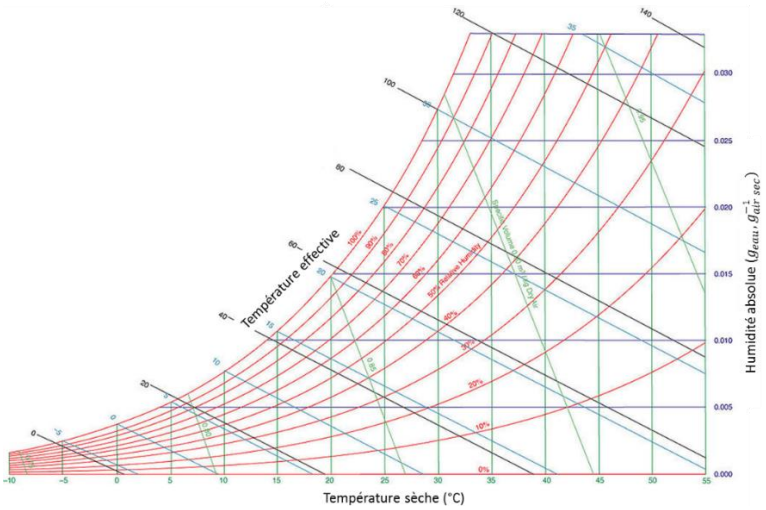

Figure 3.8 : Diagramme psychrométrique

Bedfort [94] a proposé de remplacer la température sèche de l'indice ET par la température de globe noir pour prendre en compte les effets radiatifs. Ce nouvel indice a été nommé Corrected Effective Temperature CET. Elle se situe à l'intersection de la ligne joignant la température de globe noir et la température humide et les courbes de la vitesse de l'air (Figure 3.9)

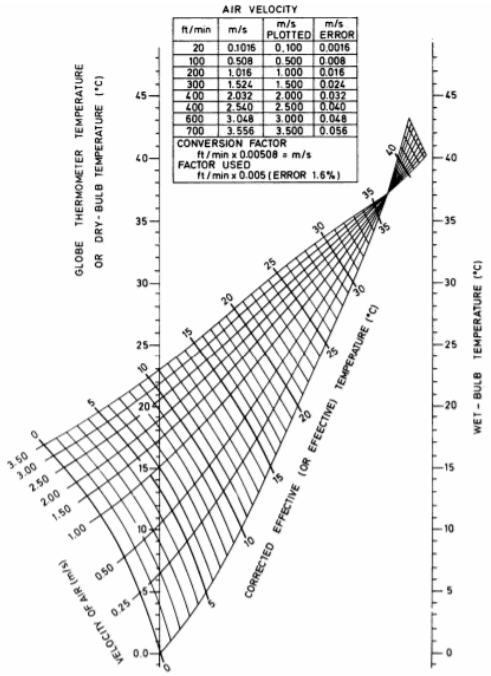

Figure 3.9 : Diagramme de la température effective corrigée CET [95]

Gagge et al. [65] ont développé un indice nommé nouvelle Effective Temperature ET*. Cet indice est défini par la température d'un environnement équivalent dont l'humidité relative est égale à 50% qui aurait les mêmes échanges de chaleur à la surface de la peau que l'environnement étudié.

ET* est la solution, par résolution itérative, de l'équation :

$$ET^* + w\left(2{,}2 \times \frac{h_c}{h_c + h_r}\right) \times (0{,}5 \times P^*_{ET^*} - P_{air}) = T_{op} \tag{66}$$

Avec :

w: Mouillabilité de la peau

$P^*_{ET^*}$: Pression de saturation de la vapeur d'eau dans l'air à la température $ET^*[mmHg]$

Hoppe [96] a développé l'indice Physiological Equivalent Temperature (PET) défini par la température de l'air pour laquelle, dans un environnement intérieur, sans vent ni rayonnement solaire, le bilan d'énergie du corps humain est équilibré avec les mêmes températures centrale et cutanée que celles obtenues dans les conditions à évaluer.

L'indice PET est basé sur le Munich Energy-balance Model for Individuals (MEMI). Ce dernier est un modèle de thermorégulation humaine à deux nœuds basé sur le modèle de Gagge et al. [65] et destiné à calculer les variables physiologiques telles que les température centrale et cutanée ainsi que le débit sanguin cutané pour une combinaison des variables physiques de l'environnement.

Le calcul de l'indice PET consiste en deux étapes [96] :

- Le calcul des variables physiologiques pour des conditions environnementales données en utilisant le modèle MEMI ;

- Les variables physiologiques obtenues sont insérées dans le modèle MEMI pour calculer la température de l'air en supposant que $T_{air} = T_{mr}$, $V_{air} = 0{,}1\ m.s^{-1}$ et $P_{air} = 12\ kPa$. La température obtenue est équivalente à l'indice PET.

L'indice PET peut être calculé par le logiciel RayMan en libre accès. Le Tableau 3.10 donne les valeurs de l'indice PET pour plusieurs combinaisons des variables physiques de l'environnement.

T_{air} $[°C]$	T_{mr} $[°C]$	V_{air} $[m.s^{-1}]$	P_{air} $[kPa]$	PET **[°C]**
21	21	0,1	12	21
−5	40	0,5	2	10
−5	−5	5	2	−13
30	60	1	21	43
30	30	1	21	29

Tableau 3.10 : Valeur de l'indice PET pour plusieurs combinaisons des variables physiques de l'environnement [97]

3.2.4. Les indices directs du stress thermique pour les ambiances chaudes

Indice Wet Bulb Globe Temperature

L'indice Wet Bulb Globe Temperature (WBGT) a été mis au point au début des années 1950 pour éviter les dangers dus au stress thermique dans les camps d'entraînement des forces armées des Etats-Unis [98]. Il a été repris par la norme internationale ISO 7243 [99] pour estimer l'effet de la température, de l'humidité, de la vitesse de l'air et de la température radiante moyenne sur les êtres humains.

L'indice WBGT est une moyenne pondérée de la température du bulbe humide, de la température sèche de l'air et de la température de globe noir :

$$WBGT = 0{,}7 \times T_{wb} + 0{,}2 \times T_{globe} + 0{,}1 \times T_{db} \quad (67)$$

Avec :

T_{wb}: Température du bulbe humide $[°C]$

T_{globe}: Température de globe noir $[°C]$

T_{db}: Température sèche de l'air $[°C]$

Pour les ambiances intérieures où l'environnement est uniforme et la température du globe noir est très proche de la température sèche de l'air, l'indice WBGT s'écrit :

$$WBGT = 0{,}7 \times T_{wb} + 0{,}3 \times T_{db} \quad (68)$$

La température du globe noir est mesurée au centre d'une sphère noire d'un diamètre égal à 15 cm. La température humide est mesurée par un thermomètre à bulbe humide exposé à l'air et à la température radiante moyenne.

L'indice WBGT intègre quatre variables environnementales : la température, l'humidité et la vitesse de l'air ainsi que la température radiante moyenne.

Dans le but de déterminer les activités autorisées sous certaines conditions environnementales, des niveaux de l'indice WBGT ont été proposés. Le Tableau 3.11 donne les limites proposées

par le « department of the navy, bureau of medecine and surgery de Washington » aux Etats-Unis [100].

WBGT [$°C$]	Activités autorisées
$26{,}6 - 29{,}3$	Précaution requise dans la planification d'un exercice intensif pour les personnes non acclimatées
$29{,}4 - 31{,}0$	Les activités physiques intenses doivent être évitées pour les nouvelles personnes non acclimatées pendant les 3 premières semaines d'exposition à la chaleur
$31{,}1 - 32{,}2$	Activités intenses réduites pour toutes les personnes ayant moins de 12 semaines d'entraînement dans les ambiances chaudes
$> 32{,}2$	Les activités intenses sont interdites pour tous.

Tableau 3.11 : Activités autorisées pour plusieurs niveaux de l'indice WBGT [100]

Indice Heat Stress Index

L'indice Heat Stress Index (HSI) a été développé par Belding et Hatch [101] pour estimer l'effet du stress thermique sur l'homme en fonction de la capacité évaporatoire de l'environnement. Il est défini par le rapport entre les taux d'évaporation par sudation requis $[W.m^{-2}]$ et avec pour limite maximale 390 $W.m^{-2}$:

$$HSI = \frac{taux\ d'évaporation\ requis\ E_{req}}{taux\ d'évaporation\ maximal\ E_{max}} \times 100 \tag{69}$$

$$E_{req} = M + E_r + E_c \tag{70}$$

$$E_r = K_R \times (T_{mr} - 35) \tag{71}$$

$$E_c = K_C \times V_{air}^{0,6} \times (T_{air} - 35) \tag{72}$$

$$E_{max} = K_E \times V_{air}^{0,6} \times (42 - P_{air}) \tag{73}$$

Les valeurs des coefficients K_R, K_C, et K_E sont données dans le Tableau 3.12

Paramètre	Short	Vêture standard	Vêture standard avec manteau
$K_R\ [W.m^{-2}.°C^{-1}]$	12,8	7,7	6,2
$K_C\ [W.s^{0.6}.m^{-2,6}.°C^{-1}]$	13,6	8,1	6,5
$K_E\ [W.s^{0.6}.m^{-2,6}.Pa^{-1}]$	27,1	16,3	13,0

Tableau 3.12 : Valeur des paramètres de l'indice HSI [102]

Cet indice a été développé pour une personne standard de poids 70 kg, de taille 1,7 m et d'une surface corporelle égale à 1,8 m². La valeur 35°C dans les expressions des flux convectif et radiatif (Equations (71) et (72)) correspond à la valeur de la température moyenne cutanée et 42 mmHg est la valeur de la pression de la vapeur saturante à cette température. Kamon et Ryan [103] ont proposé la valeur de 36°C en arguant d'une meilleure précision avec cette valeur. Ils ont nommé ce nouvel indice Effective Heat Stress Index (EHSI).

Indice Predicted Heat Stress

L'indice Predicted Heat Stress (PHS) intégré à la norme ISO 7933 [104] a été développé pour évaluer la contrainte thermique dans un environnement pouvant entraîner une élévation de la température centrale ou provoquer des pertes hydriques importantes mais également pour déterminer la durée d'exposition maximale afin de ne pas présenter des risques pour la santé.

Pour ce faire, le bilan thermique du corps humain est calculé grâce aux échanges de chaleur par convection, rayonnement, respiration et évaporation. Ensuite, le taux d'évaporation requis E_{req} est calculé afin d'évaluer le taux d'évaporation prédit E_p avec pour conditions que les valeurs maximales de la mouillabilité w_{max}, de la sudation SW_{max}, du stockage de chaleur Q_{max} et du taux de perte d'eau D_{max} ne soient pas atteintes.

L'équilibre thermique est obtenu si $E_p = E_{req}$ sinon l'exposition au stress thermique doit cesser si la valeur Q_{max} est dépassée.

Deux situations de travail sont définies dans la norme ISO 7933 [104] :

- « Alarme » : Il n'y a aucun risque pour un sujet en bonne santé et acclimaté à la tâche demandée
- « Danger » : Certains sujets, même s'ils sont acclimatés, sont en situation de risque sanitaire.

Les conditions d'application de l'indice PHS sont données dans le Tableau 3.13.

Paramètre	Minimum	Maximum
Température de l'air $[°C]$	15	50
Pression partielle de vapeur d'eau $[kPa]$	0	4,5
$T_{mr} - T_{air}$ $[°C]$	0	60
Vitesse de l'air $[m.s^{-1}]$	0	3
Métabolisme $[W]$	100	450
Résistance de la vêture $[clo]$	0,1	1,0

Tableau 3.13 : Domaine de validité de l'indice PHS [104]

D'autres indices directs du stress thermique chaud sont présentés dans le Tableau 3.14.

Indice	Définition	Référence
Predicted Four Hour Sweat Rate P4SR	Evaluation empirique du taux de sudation pendant 4 heures d'exposition à un environnement donné	McArdle et al. [105]
Discomfort Index DI	Indicateur physiologique du stress thermique basé sur les températures de l'air sec et humide	Thom [106]

Tableau 3.14 : Indices directs de stress thermique pour les ambiances chaudes

3.3. Les modèles dynamiques de sensation et du confort thermique

Ces modèles sont basés sur les variables physiologiques du corps humain telles que les températures centrales et cutanées. Ils estiment la sensation et le niveau du confort thermique dans des environnements non-uniformes transitoires.

3.3.1. Modèles de sensation thermique et du confort thermique proposés par Zhang

Les modèles proposés par Zhang [9] évaluent à la fois la sensation et le confort thermiques locaux et globaux dans un environnement non-uniforme en régime transitoire. Ils permettent de calculer les sensations locales grâce aux températures centrales et cutanées du corps humain. Ces sensations thermiques sont ensuite utilisées pour évaluer la sensation thermique globale. Puis, le confort thermique local est calculé à l'aide des sensations thermiques locale et globale. Enfin, le confort thermique global est déduit des conforts thermiques locaux (Figure 3.10).

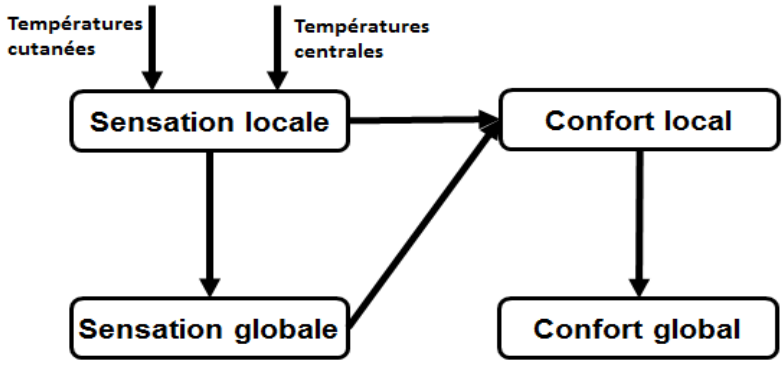

Figure 3.10 : Stratégie de calcul des sensations et conforts thermiques locaux et globaux proposée par Zhang [9]

Zhang a utilisé pour son modèle une discrétisation du corps humain en 19 segments (k) à savoir le dos, la poitrine, le visage, les mains droite et gauche, les pieds droit et gauche, le cou, les voies respiratoires, le front, le bassin, les avant-bras droit et gauche, les bras droit et gauche, les jambes droite et gauche et les cuisses droite et gauche (Figure 3.11).

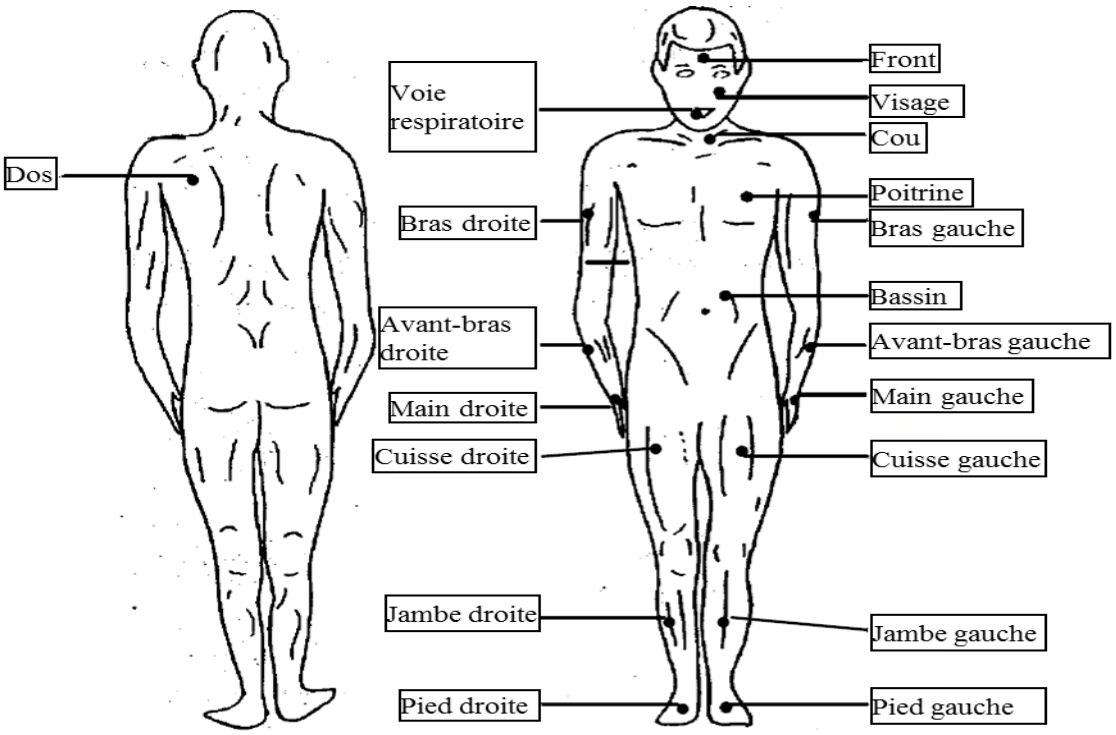

Figure 3.11 : Position des points de mesure des températures cutanées pour évaluer la sensation et le confort thermiques locaux proposés par Zhang [9]

L'échelle de sensation thermique de Zhang est une échelle continue qui couvre une plage de sensation de -4 à +4 avec -4 pour « très froid », -3 pour « froid », -2 pour « frais », -1 pour « légèrement frais », 0 pour « neutre », +1 pour « légèrement tiède », +2 pour « tiède », +3 pour « chaud » et +4 pour « très chaud » (Figure 3.12).

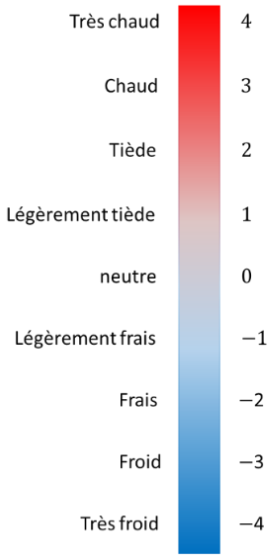

Figure 3.12: Echelle de sensation thermique proposée par Zhang [9]

Modèle de sensation thermique locale

Dans le modèle proposé par Zhang [9], la sensation thermique locale est constituée d'une composante statique et d'une composante dynamique (Equation (74)). La partie statique représente la sensation thermique en régime stationnaire et la partie dynamique est calculée pour une variation de la température cutanée et/ou centrale résultante d'une variation de la température ambiante.

$$S_l(k) = S_{l,statique}(k) + S_{l,dynamique}(k) \tag{74}$$

Dans son modèle, Zhang a étudié l'effet des températures cutanées locale et moyenne sur la sensation thermique locale statique. L'équation proposée s'écrit :

$$S_{l,statique}(k) = 4 \times \left(\frac{2}{1 + \exp\left(-C1(k) \times \left(T_{sk,l}(k) - T_{sk,l0}(k)\right) - K1(k) \times \left[\left(T_{sk,l}(k) - T_{sk,l0}(k)\right) - \left(\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0}\right)\right]\right)} - 1 \right) \tag{75}$$

Avec :

$T_{sk,l}\ (k)$: Température cutanée locale du segment k $[°C]$

$T_{sk,l0}$: Température cutanée locale neutre du segment k $[°C]$

$\bar{T}_{sk}$: Température moyenne cutanée $[°C]$

$\bar{T}_{sk,0}$: Température moyenne cutanée neutre $[°C]$

$C1(k), K1(k)$: Coefficients de régression (Tableau 3.15)

La température neutre est la température pour laquelle les mécanismes physiologiques à savoir le frissonnement et la sudation sont désactivés. La sensation thermique correspondante est nulle.

La sensation thermique dynamique est calculée grâce à la dérivée de la température locale cutanée et celle de la température de l'œsophage :

$$S_{l,dynamique}(k) = C21(k) \times \left(\frac{dT_{sk,l}(k)}{dt}\right)^{-} + C22(k) \times \left(\frac{dT_{sk,l}(k)}{dt}\right)^{+} + C3(k) \times \frac{dT_{es}}{dt} \qquad (76)$$

Avec :

$\left(\frac{dT_{sk,l}(k)}{dt}\right)^{+}$: Dérivée de la température locale cutanée si la température cutanée augmente. Elle vaut 0 si la dérivée est négative.

$\left(\frac{dT_{sk,l}(k)}{dt}\right)^{-}$: Dérivée de la température locale cutanée si la température cutanée diminue. Elle vaut 0 si la dérivée est positive.

$\frac{dT_{es}}{dt}$: Dérivée de la température de l'œsophage,

$C21(k), C22(k), C3(k)$: Coefficients de régression (Tableau 3.16).

La sensation thermique locale totale est alors obtenue grâce à l'équation (74).

Segment k	$T_{sk,l}(k) - T_{sk,l0}(k) < 0$		$T_{sk,l}(k) - T_{sk,l0}(k) \geq 0$	
	$C1$	$K1$	$C1$	$K1$
Dos	0,3	0,1	1,0	0,1
Poitrine	0,35	0,1	1,0	0,1
Visage	0,15	0,1	0,7	0,1
Main droite	0,2	0,15	0,45	0,15
Main gauche	0,2	0,15	0,2	0,15
Pied droit	0,25	0,15	0,25	0,15
Pied gauche	0,25	0,15	0,25	0,15
Cou	0,4	0,15	1,25	0,15
Voies respiratoires	0,1	0,2	0,6	0,2
Front	0,4	0,2	3,9	0,2
Bassin	0,2	0,15	0,4	0,15
Avant-bras droit	0,3	0,1	0,7	0,1
Avant-bras gauche	0,3	0,1	0,7	0,1
Bras droit	0,3	0,1	0,4	0,1
Bras gauche	0,3	0,1	0,4	0,1
Jambe droite	0,3	0,1	0,4	0,1
Jambe gauche	0,3	0,1	0,4	0,1
Cuisse droite	0,2	0,1	0,3	0,1
Cuisse gauche	0,2	0,1	0,3	0,1

Tableau 3.15 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (75)

Segment k	$C21$	$C22$	$C3$
Dos	88	192	-4054
Poitrine	39	136	-2135
Visage	37	105	-2289
Main droite	19	46	0
Main gauche	19	46	0
Pied droit	109	162	0
Pied gauche	109	162	0
Cou	173	217	0
Voie respiratoire	68	741	0
Front	543	90	0
Bassin	75	137	-5053
Avant-bras droit	144	125	0
Avant-bras gauche	144	125	0
Bras droit	156	167	0
Bras gauche	156	167	0
Jambe droite	206	212	0
Jambe gauche	206	212	0
Cuisse droite	151	263	0
Cuisse gauche	151	263	0

Tableau 3.16 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (76)

Modèle de sensation thermique globale

La sensation thermique globale est obtenue par la moyenne pondérée des sensations thermiques locales :

$$S_g = \frac{\sum_{k=1}^{19} coefficient(k) \times S_l(k)}{\sum_{k=1}^{19} coefficient(k)} \tag{77}$$

$$coefficient(k) = a(k) \times (S_l(k) - S_m) \tag{78}$$

Avec :

S_m : Sensation thermique moyenne des 19 segments

$$S_m = \frac{\sum_{k=1}^{19} S_l(k)}{19} \tag{79}$$

$a(k)$: Coefficients dont les valeurs sont données dans le Tableau 3.17

Segment k	$S_l - S_m < 0$	$S_l - S_m \geq 0$
Dos	$-0{,}23$	$0{,}24$
Poitrine	$-0{,}23$	$0{,}23$
Visage	$-0{,}15$	$0{,}30$
Main droite	$-0{,}04$	$0{,}04$
Main gauche	$-0{,}04$	$0{,}04$
Pied droit	$-0{,}09$	$0{,}24$
Pied gauche	$-0{,}09$	$0{,}24$
Cou	$-0{,}13$	$0{,}23$
Voies respiratoires	$-0{,}16$	$0{,}19$
Front	$-0{,}13$	$0{,}21$
Bassin	$-0{,}17$	$0{,}15$
Avant-bras droit	$-0{,}10$	$0{,}14$
Avant-bras gauche	$-0{,}10$	$0{,}14$
Bras droit	$-0{,}10$	$0{,}14$
Bras gauche	$-0{,}10$	$0{,}14$
Jambe droite	$-0{,}13$	$0{,}26$
Jambe gauche	$-0{,}13$	$0{,}26$
Cuisse droite	$-0{,}13$	$0{,}26$
Cuisse gauche	$-0{,}13$	$0{,}26$

Tableau 3.17 : Valeur des coefficients a(k) de l'équation (78)

Modèle du confort thermique local

La sensation et le niveau du confort thermique sont des réponses subjectives des occupants à l'environnement. La sensation thermique reflète la réponse des thermorécepteurs alors que le confort thermique décrit le bien-être de l'occupant.

L'échelle utilisée par Zhang pour mesurer le confort thermique varie de -4 « très inconfortable » à +4 « très confortable » (Figure 3.13).

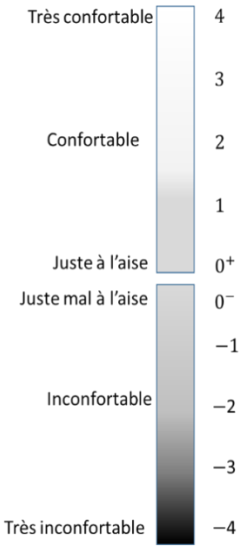

Figure 3.13: Echelle du confort thermique proposée par Zhang [9]

Par ailleurs, Zhang [9] a proposé une fonction en forme de selle de cheval pour le confort thermique local (Figure 3.14). La Figure 3.14 appelle plusieurs commentaires. Le confort thermique local est un ensemble de fonctions linéaires de la sensation thermique locale. Lorsque la sensation thermique locale tend vers « -4 » (très froid) ou « +4 » (très chaud), le confort thermique local tend vers « -4 » (très inconfortable) (courbe n°1, Figure 3.14). La sensation thermique locale pour laquelle le confort thermique local est maximum varie avec la variation de la sensation thermique globale (courbe n°2, Figure 3.14). L'amplitude du confort thermique local maximum n'est pas constante et elle dépend de la sensation thermique globale (courbe n°3, Figure 3.14). Enfin, le maximum du confort thermique local est asymétrique (courbe n°4, Figure 3.14).

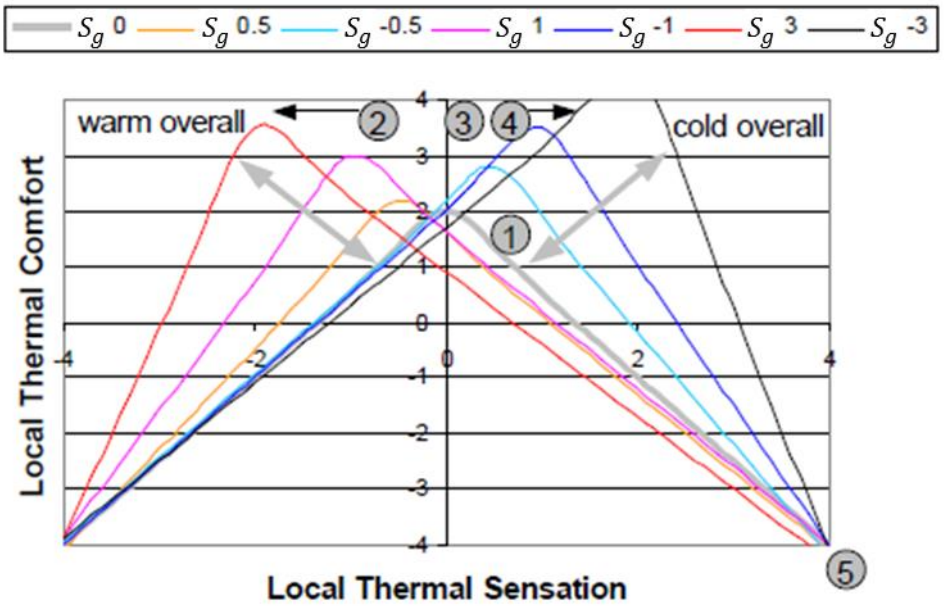

Figure 3.14: Confort thermique local en fonction de la sensation thermique locale [9]

L'équation du confort thermique local proposée par Zhang [9] s'exprime par :

$$C_l(k) = \left[\frac{-4 - \left(C6(k) + C71(k) \times |S_g^-| + C72(k) \times |S_g^+|\right)}{\left|-4 + C31(k) \times |S_g^-| + C32(k) \times |S_g^+| + C8(k)\right|^{n(k)}} - \frac{-4 - (C6(k) + C71(k) \times |S_g^-| + C72(k) \times |S_g^+|)}{\left|4 + C31(k) \times |S_g^-| + C32(k) \times |S_g^+| + C8(k)\right|^{n(k)}} \right.$$
$$\left. \frac{}{\exp\left[5 \times \left(S_l(k) + C31(k) \times |S_g^-| + C32(k) \times |S_g^+| + C8(k)\right)\right] + 1} + \frac{-4 - (C6(k) + C71(k) \times |S_g^-| + C72(k) \times |S_g^+|)}{\left|4 + C31(k) \times |S_g^-| + C32(k) \times |S_g^+| + C8(k)\right|^{n(k)}} \right]$$
$$\times \left|S_l(k) + C31(k) \times |S_g^-| + C32(k) \times |S_g^+| + C8(k)\right|^{n(k)} + C6(k) + C71(k) \times |S_g^-| + C72(k) \times |S_g^+| \quad (80)$$

Avec :

S_g^- : Valeur de la sensation thermique globale quand elle est négative, si $S_g > 0 \rightarrow S_g^- = 0$

S_g^+ : Valeur de la sensation thermique globale quand elle est positive, si $S_g < 0 \rightarrow S_g^+ = 0$

$C31(k), C32(k), C6(k), C71(k), C72(k), C8(k), n(k)$: Coefficients de régression (Tableau 3.18).

Segment k	$C31$	$C32$	$C6$	$C71$	$C72$	$C8$	n
Dos	$-0{,}5$	0,59	2,22	0,74	0,0	0,0	1,0
Poitrine	$-1{,}07$	0,0	1,74	0,35	0,0	0,0	2,0
Visage	$-0{,}11$	0,11	2,02	0,0	0,4	0,41	1,5
Main droite	$-0{,}8$	0,8	1,99	0,48	0,48	0,0	1,0
Main gauche	$-0{,}8$	0,8	1,99	0,48	0,48	0,0	1,0
Pied droit	$-2{,}31$	0,21	1,62	0,5	0,3	$-0{,}25$	2,0
Pied gauche	$-2{,}31$	0,21	1,62	0,5	0,3	$-0{,}25$	2,0
Cou	0,0	0,0	1,96	0,0	0,0	$-0{,}19$	1,0
Voies respiratoires	0,0	0,62	1,95	0,0	0,79	1,1	1,5
Front	0,0	1,39	1,27	0,28	0,4	0,5	2,0
Bassin	$-1{,}0$	0,38	2,7	0,83	$-0{,}64$	$-0{,}75$	1,0
Avant-bras droit	$-1{,}64$	0,34	2,38	1,18	0,28	$-0{,}41$	1,0
Avant-bras gauche	$-1{,}64$	0,34	2,38	1,18	0,28	$-0{,}41$	1,0
Bras droit	$-0{,}43$	0,0	2,2	0,0	0,0	$-0{,}33$	1,0
Bras gauche	$-0{,}43$	0,0	2,2	0,0	0,0	$-0{,}33$	1,0
Jambe droite	$-1{,}0$	1,5	1,27	0,4	1,22	0,36	1,5
Jambe gauche	$-1{,}0$	1,5	1,27	0,4	1,22	0,36	1,5
Cuisse droite	0,0	0,0	1,98	0,0	0,0	0,0	1,1
Cuisse gauche	0,0	0,0	1,98	0,0	0,0	0,0	1,1

Tableau 3.18 : Valeur des coefficients de régression de l'équation (80)

Modèle du confort thermique global

Le confort thermique global n'est ni une somme ni une moyenne des conforts thermiques locaux. En fait, il tend vers les niveaux du confort thermique les plus bas. Si deux niveaux du confort thermique local sont inférieurs à « -2 » (inconfortable), le niveau du confort thermique global tend vers la zone négative sans tenir compte du nombre ou de l'amplitude des niveaux positifs.

Enfin, Zhang [9] a proposé deux règles pour calculer le confort thermique global :

1. Si le deuxième plus bas niveau des niveaux du confort thermique local est inférieur à -2,5 ou si les températures centrales et/ou cutanées varient ou si l'occupant peut contrôler la température, le confort thermique global est la moyenne des deux valeurs les plus faibles et de la valeur la plus élevée du confort thermique local ;
2. Sinon le confort thermique global est la moyenne des deux valeurs les plus faibles des niveaux du confort thermique local.

Si deux mains ou deux pieds ont les niveaux du confort thermique local les plus bas, on ignore le deuxième niveau le plus bas et on le remplace par le troisième niveau le plus bas.

3.3.2. Modèle de sensation thermique globale proposé par Fiala

En 1998, Fiala [12] a développé un modèle de sensation thermique globale couplé à un modèle de thermorégulation du corps humain. Le modèle de sensation thermique a été rendu opérationnel en 2003 [107].

L'échelle de sensation thermique globale de Fiala [12, 107] est définie sur un intervalle de -3 à +3 avec -3 pour « froid », -2 pour « frais », -1 pour « légèrement frais, 0 pour « neutre », +1 pour « légèrement tiède », +2 pour « tiède » et +3 pour « chaud » (Figure 3.15).

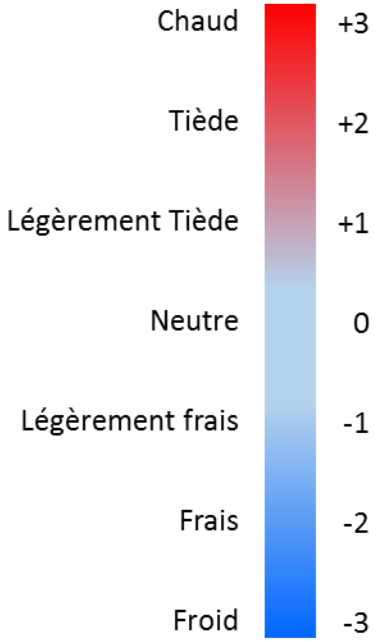

Figure 3.15 : Echelle de sensation thermique globale proposée par Fiala [12, 107]

Ce modèle calcule la sensation thermique globale de l'occupant grâce à la température moyenne de la peau, sa dérivée et la température centrale :

$$DTS = 3 \times \tanh(f_{sk} + \Phi + \Psi) \tag{81}$$

Avec :

DTS : Sensation thermique dynamique (Dynamic Thermal Sensation)

$$f_{sk} = \begin{cases} b_1 \times \Delta\bar{T}_{sk,m}, & \Delta\bar{T}_{sk,m} \geq 0 \\ b_2 \times \Delta\bar{T}_{sk,m}, & \Delta\bar{T}_{sk,m} < 0 \end{cases} \tag{82}$$

$$\Phi = \begin{cases} 0, & \Delta T_{hy} - b_4 \leq 0 \; ou \; \Delta\bar{T}_{sk,m} - b_5 \leq 0 \\ b_3 \times \exp\left(\frac{b_6}{\Delta T_{hy} - b_4}\right) \times \exp\left(\frac{b_7}{\Delta\bar{T}_{sk,m} - b_5}\right), & sinon \end{cases} \tag{83}$$

$$\Psi = \frac{t_- + t_+}{1 + \Phi} \tag{84}$$

$$t_- = \begin{cases} b_8 \times \frac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt}, & \frac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} \leq 0 \\ 0, & \frac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} > 0 \end{cases} \tag{85}$$

$$t_+ = \begin{cases} b_9 \times \dfrac{\left(\dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt}\right)_{max}}{1+z} \times \exp(b_{10} \times \Delta t)\,, & \dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} > 0 \\ 0, & \dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} \leq 0 \end{cases} \tag{86}$$

$$z = \begin{cases} \dfrac{-\dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt}}{\left(\dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt}\right)_{max}}, & \dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} > 0 \\ 0, & \dfrac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt} \leq 0 \end{cases} \tag{87}$$

$\left(\frac{d\bar{T}_{sk,m}}{dt}\right)_{max}$: Dérivée maximale positive de la température moyenne de la peau

Δt : Temps passé depuis la dernière ocurrence de la dérivée maximale positive de la température moyenne de la peau (°C)

$b_1, b_2, b_3, b_4, b_5, b_6, b_7, b_8, b_9\ et\ b_{10}$: Coefficients de régression (Tableau 3.19)

Pour ce modèle, la témpérature cutanée moyenne est caculé avec la méthode de 7 points de Hardy et Dubois [31] (Tableau 2.1)

Coefficient	b_1	b_2	b_3	b_4	b_5	b_6	b_7	b_8	b_9	b_{10}
Fiala 1998 [12]	1,026	0,298	6,662	0	5	−0,565	7,634	0,114	0,137	−0,681
Fiala 2003 [107]	1,078	0,301	7,94	−0,4	4	−0,902	7,612	0,114	0,137	−0,681

Tableau 3.19 : Valeur des coefficients de régression des équations (82) à (86) [12, 107]

3.3.3. Modèle de sensation thermique globale proposé par Kingma

Les thermorécepteurs sont la base de la thermorégulation du corps humain. Ils mesurent les températures centrales et cutanées pour les transmettre sous forme de signaux électriques à l'hypothalamus qui est le centre de contrôle du système de thermorégulation et déterminent la sensation thermique de l'occupant. Les modèles de sensation thermique déjà développés sont tous basés, à notre connaissance, sur la température neutre. Le modèle de Kingma [75] est le seul modèle basé sur les signaux des thermorécepteurs. Par ailleurs, Kingma [75] a proposé la même échelle que Fiala [12] pour la sensation thermique à savoir de -3 à +3. Le modèle de thermorécepteur utilisé par Kingma [108] est le modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson [16]. Celui-ci permet de calculer les signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux nécessaires à l'évaluation de la sensation thermique globale. L'auteur a testé plusieurs modèles qui utilisent conjointement les thermorécepteurs cutanés froids et chauds ainsi que les thermorécepteurs centraux. Il en a conclu que la meilleure combinaison pour le calcul de la sensation thermique s'appuie sur les signaux issus des thermorécepteurs chauds cutanés et centraux et non sur les signaux les thermorécepteurs froids.

L'équation de la sensation thermique globale proposée par Kingma s'écrit [108]:

$$S = 44{,}0 - 14{,}3 \times H_{warm} + 2{,}3 \times P_{warm} \tag{88}$$

Avec :

S : Sensation thermique globale

H_{warm} : Signal des thermorécepteurs chauds de l'hypothalamus $[imp.s^{-1}]$

P_{warm} : Signal moyen des thermorécepteurs cutanés chauds $[imp.s^{-1}]$

3.4. Conclusion

Le confort thermique dans les espaces intérieurs a constitué un sujet d'étude pour plusieurs auteurs au vu de son importance pour déterminer le bien être des occupants et les effets du stress thermique sur leur santé. Tout d'abord, le corps humain a été considéré comme un corps physique statique et les indices de confort thermique ont été basés principalement sur les variables environnementales. La progression de la compréhension de la physiologie du corps humain et des capacités de calcul a permis le développement de modèles dynamiques se rapprochant des conditions réelles. Ces modèles sont basés sur les variables physiologiques du corps humain. Fiala [107] a développé son modèle dynamique pour estimer la sensation thermique globale. Par ailleurs, la sensation et le confort thermique dans des environnements dynamiques et hétérogènes ont été abordés par Zhang [9]. Les deux modèles proposés sont basés sur des variables physiologiques telles que les températures centrales et cutanées. Récemment, Kingma [75] a développé un modèle de sensation thermique globale dynamique basé sur les signaux des thermorécepteurs centraux et cutanés.

En termes de prévision du confort thermique, ces modèles ont d'abord été dédiés aux habitacles de véhicule de part la nature fortement transitoire de ce type d'espace, de la complexité de mise en œuvre et des temps de calcul possibles à l'époque de leur développement comme prohibitif. Aujourd'hui, il peut être envisager des applications dans le dommaine du batiment (Wölki [69] et Katic et al. [63]). Cependant, la precision de ce type de modèles de prédiction du confort thermique est directement impactée par la précision et la représentativité de l'individu standard simulé [109].

4. MODELE THERMIQUE DU CORPS HUMAIN DE WISSLER

4.1. Introduction

Un modèle de thermorégulation du corps humain est capable de prédire les variables d'état à savoir les températures cutanées et centrales. Pour cela, il simule les mécanismes physiologiques que sont le frissonnement, le débit sanguin cutané et la sudation. Les conditions aux limites des simulations sont les conditions environnementales c'est-à-dire la température, la vitesse, la turbulence et l'humidité relative de l'air ainsi que la température radiante moyenne. A cela, s'ajoutent le métabolisme et la résistance thermique de la vêture de l'individu.

Le corps humain est homéotherme, il est capable de maintenir sa température interne à un niveau constant pour assurer le bon fonctionnement de ses organes internes [12] [11]. Cette thermorégulation est assurée par la combinaison des effets physiologiques et physiques. Les mécanismes physiologiques sont pilotés par l'hypothalamus. L'énergie stockée dans le corps humain ainsi que la distribution de la température dépendent de la géométrie et des propriétés thermo-physiques des tissus du corps humain.

Wissler [11] a développé un modèle de thermorégulation du corps humain qui calcule les réponses thermorégulatrices et les variables physiologiques d'un individu placé dans un environnement extérieur. Ce modèle reproduit les deux aspects physique et physiologique du corps humain. La géométrie du corps humain, la production de chaleur par le métabolisme, le transfert de chaleur par conduction entre les tissus et les transferts de chaleur latent et sensibles par convection et rayonnement entre la surface de la peau et l'environnement sont les phénomènes physiques dont le corps humain est le siège. L'ensemble de ces opérations est appelé le système passif. Par ailleurs, on définit le système actif comme l'ensemble des mécanismes physiologiques synchronisés pour réguler la température du corps humain. Ce chapitre présente les modèles des systèmes passif et actif développés par Wissler [11].

Le modèle de Wissler est un des tout premiers modèle multi-segment dont le développement a débuté en 1964 [110]. Au cours des 50 dernières années, celui-ci a évolué en passant de 15 segments à 21 segments avec une dernière version développée en 2016. C'est cette dernière version qui nous a été transmise par Eugène Wissler, sur laquelle s'appuie nos travaux de recherche et qui est présentée plus précisément dans la suite de ce chapitre**.**

Pour cela, nous distinguons les systèmes passif et actif. Pour le premier, nous nous intéressons aux échanges thermiques incluant le métabolisme et la vêture des individus. Le système actif dont le rôle principal est de maintenir les températures centrales à des niveaux constants intègre les phénomènes de frissonnement, de variation des débits sanguins et de sudation.

4.2. Système passif

4.2.1. Géométrie du corps humain

Les 21 segments du modèle de Wissler sont des cylindres. Wissler [11] a donc appliqué l'équation de chaleur de Pennes [64] à chacun des segments :

$$\rho_{tissu} C_{p,tissu} \frac{\partial T_{tissu}}{\partial t} = \tag{89}$$

$$\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(\lambda r\frac{\partial T_{tissu}}{\partial r}\right)+\frac{1}{r^2}\frac{\partial T_{tissu}}{\partial \theta}\left(\lambda\frac{\partial T_{tissu}}{\partial \theta}\right)+h_{met}+SKBF\rho_b C_{p,b}h_b(T_b-T_{tissu})$$

Avec :

ρ_{tissu}: Masse volumique du tissu $[kg.m^{-3}]$

$C_{p,tissu}$: Chaleur spécifique du tissu $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

T_{tissu}: Température du tissu $[°C]$

λ: Conductivité thermique du tissu $[W.m^{-1}.K^{-1}]$

h_{met}: Métabolisme volumique du tissu $[W.m^{-3}]$

$SKBF$: Perfusion sanguine dans le tissu $[m^3_{sang}.m^{-3}.s^{-1}]$

ρ_b: Masse volumique du sang $[kg.m^{-3}]$

$C_{p,b}$: Chaleur spécifique du sang $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

h_b: Coefficient d'échange convectif entre le sang et le tissu $[W.m^{-2}.K^{-1}]$

T_b : Température du sang $[°C]$

Les cylindres sont divisés en couches et secteurs angulaires. L'épaisseur de la couche i est désignée par Δr_i et l'angle du secteur angulaire j est désigné par $\Delta\theta_j$. L'équation de la chaleur est appliquée aux volumes de contrôle associés aux nœuds. Le volume de contrôle associé au nœud $N(i,j)$ est défini entre $r_{i,j}-\frac{\Delta r_{i-1,j}}{2}$ et $r_{i,j}+\frac{\Delta r_{i+1,j}}{2}$ dans la direction radiale et entre $\Delta\theta_{i,j}-\frac{\Delta\theta_{i,j-1}}{2}$ et $\Delta\theta_{i,j}+\frac{\Delta\theta_{i,j+1}}{2}$ dans la direction angulaire.

Les dérivées sont discrétisées tel que montré ci-dessous :

$$\left(\frac{dT_{tissu}}{dr}\right)_{i-\frac{1}{2},j}\approx\frac{T_{i,j}-T_{i-1,j}}{\Delta r_{i,j}} \tag{90}$$

$$\left(\frac{dT_{tissu}}{dr}\right)_{i+\frac{1}{2},j}\approx\frac{T_{i+1,j}-T_{i,j}}{\Delta r_{i,j}} \tag{91}$$

$$\left(\frac{dT_{tissu}}{d\theta}\right)_{i,j-\frac{1}{2}}\approx\frac{T_{i,j}-T_{i,j-1}}{\Delta\theta_{i,j}} \tag{92}$$

$$\left(\frac{dT_{tissu}}{dr}\right)_{i,j+\frac{1}{2}}\approx\frac{T_{i,j+1}-T_{i,j}}{\Delta\theta_{i,j}} \tag{93}$$

Pour discrétiser l'équation (89), les deux termes sont multipliés par $2rdrd\theta$ et l'intégrale est effectuée sur un volume de contrôle de $r_{i-\frac{1}{2}}$ à $r_{i+\frac{1}{2}}$ et de $\theta_{j-\frac{1}{2}}$ à $\theta_{j+\frac{1}{2}}$. On obtient alors :

$$\begin{aligned}&\Delta\theta_{i,j}\left(r^2_{i+\frac{1}{2}}-r^2_{i-\frac{1}{2}}\right)\left(\rho C_p\right)_{i,j}\frac{dT_{i,j}}{dt}=\\&\Delta\theta_{i,j}\left(r^2_{i+\frac{1}{2}}-r^2_{i-\frac{1}{2}}\right)\times\left[h_{met}+\left(w_bC_{p,b}h_b\right)\left(T_b-T_{i,j}\right)\right]\end{aligned} \tag{94}$$

$$+2\Delta\theta_{i,j}\left[(kr)_{i-\frac{1}{2},j}\left(\frac{T_{i-1,j}-T_{i,j}}{\Delta r_{i,j}}\right)-(kr)_{i+\frac{1}{2},j}\left(\frac{T_{i,j}-T_{i+1,j}}{\Delta r_{i,j}}\right)\right]$$

$$+2\ln\left(\frac{r_{i+\frac{1}{2}}}{r_{i-\frac{1}{2}}}\right)\left[\left(k_{i,j}\frac{T_{i,j-1}-T_{i,j}}{\Delta\theta_{i,j}}\right)-\left(k_{i,j}\frac{T_{i,j}-T_{i,j+1}}{\Delta\theta}\right)\right]$$

La méthode des différences finies est utilisée pour résoudre ces équations. Le pas de temps utilisé est égal à 1,5 s.

Le corps humain est, selon le modèle de Wissler divisé en 21 éléments à savoir (Figure 4.1) : la tête ($k = 1$), le cou ($k = 2$), le thorax ($k = 3$), le foie et les viscères ($k = 4$), l'abdomen ($k = 5$), la cuisse droite ($k = 6$ et $k = 7$), la jambe droite ($k = 8$ et $k = 9$), la cuisse gauche ($k = 10$ et $k = 11$), la jambe gauche ($k = 12$ et $k = 13$), l'arrière bras droit ($k = 14$ et $k = 15$), l'avant-bras droit ($k = 16$ et $k = 17$), l'arrière bras gauche ($k = 18$ et $k = 19$) et l'avant-bras gauche ($k = 20$ et $k = 21$). Chaque élément k est divisé en 21 couches i dont 15 pour les tissus et 6 pour les vêtements. Puis, chaque couche est divisée en 12 secteurs angulaires j (Figure 4.2). Ces couches ont des épaisseurs différentes qui dépendent de chaque élément. Les 14ème et 15ème couches représentent la peau avec une épaisseur égale à 0,75 mm chacune. Les 12 secteurs angulaires ont les mêmes dimensions.

La nature, la proportion, la distribution et les caractéristiques physiques des différents tissus sont des informations fondamentales pour la définition du modèle de thermorégulation du corps humain. Pour les caractéristiques thermiques, le stockage de chaleur dans le corps et le transfert de chaleur entre les tissus dépendent de leurs propriétés thermo-physiques à savoir la masse volumique, la chaleur spécifique et la conductivité thermique.

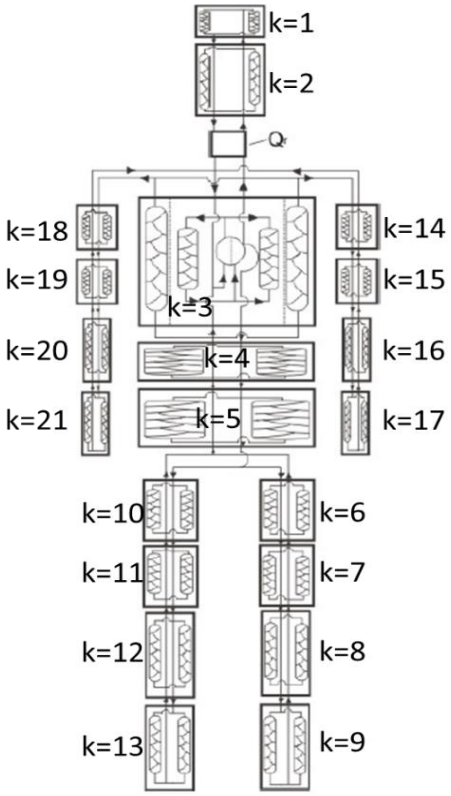

Figure 4.1 : Discrétisation du corps humain en 21 éléments proposée par Wissler [11]

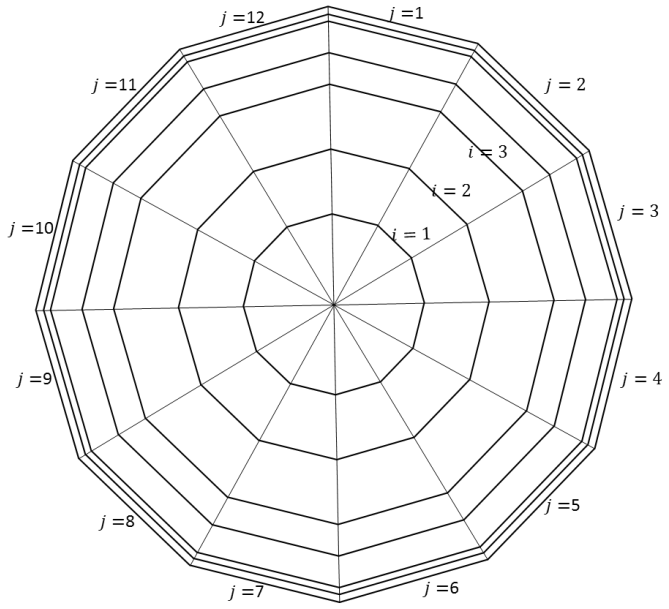

Figure 4.2 : Modèle d'un élément k d'un individu composé de 12 secteurs angulaires et de couches i [11]

Masse osseuse

Wissler [11] s'est appuyé sur les études de Borisov et Marei [111] pour distribuer la masse d'os. Dans ces études le poids des os de 20 corps humains (10 hommes et 10 femmes) ont été mesurés. Ces mesures traduites en fraction massique d'os sont données dans le Tableau 4.1.

Organe	Fraction massique de l'os pour les femmes	Fraction massique de l'os pour les hommes	Elément k du modèle de Wissler
Tête	0,130	0,131	1 ; 2
Poitrine	0,109	0,120	3 ; 4
Abdomen	0,203	0,191	5
Bras	0,047	0,053	14 ; 15 ; 18 ; 19
Avant-bras, mains	0,055	0,059	16 ; 17 ; 20 ; 21
Cuisses	0,164	0,161	6 ; 7 ; 10 ; 11
Jambes et pieds	0,187	0,178	8 ; 9 ; 12 ; 13

Tableau 4.1 : Valeur des fractions massiques des os des différents segments chez les hommes et les femmes mesurées par Borisov et Marei [111]

Muscles

Le deuxième type de tissus est relatif aux muscles squelettiques. Janssen et al. [112] ont effectué des études sur 268 hommes et 200 femmes afin de mesurer les fractions massiques des muscles squelettiques du corps humain. Ils ont discrétisé le corps en deux parties : la partie haute à savoir de la tête jusqu'à la cinquième vertèbre lombaire et la partie basse c'est-à-dire de la cinquième vertèbre lombaire aux pieds. Les résultats sont donnés dans le Tableau 4.2.

Sexe	Age $[ans]$	N	Poids $[kg]$	Taille $[cm]$	IMC $[kg.m^{-2}]$	MS total $[kg]$	MS $[\%]$	Partie basse MS $[kg]$	Partie haute MS $[kg]$
Femmes	$18-29$	40	$65{,}0 \pm 16{,}8$	164 ± 6	$24{,}1 \pm 5{,}3$	$21{,}8 \pm 4{,}6$	$34{,}1 \pm 5{,}7$	$12{,}5 \pm 2{,}6$	$8{,}7 \pm 2{,}6$
	$30-39$	63	$73{,}6 \pm 21{,}3$	165 ± 7	$27{,}0 \pm 7{,}3$	$21{,}6 \pm 3{,}7$	$30{,}6 \pm 5{,}6$	$12{,}7 \pm 2{,}5$	$8{,}5 \pm 1{,}5$
	$40-49$	46	$75{,}6 \pm 17{,}1$	162 ± 7	$28{,}9 \pm 6{,}0$	$21{,}4 \pm 3{,}4$	$29{,}2 \pm 5{,}0$	$12{,}7 \pm 2{,}1$	$8{,}4 \pm 1{,}3$
	$50-59$	21	$72{,}7 \pm 17{,}1$	165 ± 8	$26{,}8 \pm 4{,}3$	$20{,}9 \pm 3{,}4$	$29{,}1 \pm 4{,}4$	$12{,}0 \pm 2{,}0$	$8{,}3 \pm 1{,}5$
	$60-69$	11	$69{,}7 \pm 16{,}8$	162 ± 8	$26{,}4 \pm 5{,}6$	$18{,}4 \pm 2{,}2$	$27{,}3 \pm 4{,}6$	$10{,}5 \pm 1{,}9$	$7{,}5 \pm 1{,}5$
	> 70	19	$60{,}8 \pm 12{,}2$	157 ± 6	$24{,}6 \pm 4{,}9$	$18{,}0 \pm 2{,}5$	$30{,}2 \pm 4{,}7$	$9{,}7 \pm 2{,}0$	$7{,}7 \pm 2{,}1$
	Moyenne	200	$70{,}9 \pm 18{,}2$	163 ± 7	$26{,}6 \pm 6{,}2$	$21{,}0 \pm 3{,}8$	$30{,}6 \pm 5{,}5$	$12{,}2 \pm 2{,}5$	$8{,}4 \pm 1{,}8$
Hommes	$18-29$	66	$79{,}9 \pm 15{,}4$	178 ± 7	$25{,}3 \pm 4{,}5$	$33{,}7 \pm 5{,}8$	$42{,}3 \pm 4{,}4$	$18{,}5 \pm 3{,}3$	$14{,}3 \pm 2{,}9$
	$30-39$	77	$89{,}0 \pm 17{,}0$	176 ± 7	$28{,}2 \pm 4{,}9$	$34{,}0 \pm 4{,}7$	$39{,}1 \pm 5{,}0$	$18{,}7 \pm 3{,}0$	$14{,}7 \pm 2{,}2$
	$40-49$	64	$90{,}9 \pm 16{,}6$	177 ± 7	$28{,}9 \pm 4{,}5$	$33{,}5 \pm 5{,}5$	$37{,}1 \pm 4{,}0$	$18{,}3 \pm 3{,}0$	$14{,}1 \pm 2{,}6$
	$50-59$	36	$90{,}0 \pm 14{,}0$	176 ± 6	$28{,}9 \pm 4{,}0$	$31{,}4 \pm 4{,}8$	$35{,}1 \pm 3{,}4$	$17{,}3 \pm 2{,}7$	$13{,}5 \pm 2{,}5$
	$60-69$	14	$90{,}1 \pm 11{,}5$	177 ± 5	$28{,}6 \pm 3{,}5$	$30{,}2 \pm 3{,}1$	$33{,}8 \pm 3{,}9$	$16{,}7 \pm 2{,}2$	$12{,}8 \pm 1{,}6$
	> 70	11	$78{,}8 \pm 12{,}1$	173 ± 8	$26{,}5 \pm 4{,}5$	$27{,}8 \pm 3{,}4$	$36{,}0 \pm 7{,}3$	$13{,}8 \pm 2{,}9$	$13{,}5 \pm 2{,}8$
	Moyenne	268	$87{,}1 \pm 16{,}2$	177 ± 7	$27{,}7 \pm 4{,}7$	$33{,}0 \pm 5{,}3$	$38{,}4 \pm 5{,}1$	$18{,}1 \pm 3{,}1$	$14{,}1 \pm 2{,}6$

Tableau 4.2 : Distribution des muscles squelettiques dans le corps humain [112]. N : nombre des sujets ; IMC : indice de masse corporelle ; MS : Muscles squelettiques

Graisse et couche de graisse sous cutanée

La masse graisseuse a été un sujet d'étude particulier à cause de sa variabilité en termes de quantité et de distribution. Elle a une faible conductivité thermique lui permettant d'être un bon isolant thermique pour les ambiances froides. Le pourcentage de graisse dans le corps est généralement corrélé avec des variables anthropométriques à savoir la taille, le poids, l'indice de masse corporelle (IMC), la masse volumique du corps et les plis cutanés [11]. Ces derniers sont mesurés soit par des étriers soit par imagerie par résonance magnétique IRM. L'épaisseur mesurée par des étriers comprend deux couches de graisse et deux couches de peau de la région étudiée. La mesure des plis cutanés effectuée par des étriers est plus facile et moins onéreuse que la mesure par IRM car elle ne nécessite pas d'appareils très spécifiques. Cependant, plusieurs résultats de la littérature montrent que l'épaisseur des plis cutanés mesurée par des étriers est toujours inférieure à celle mesurée par IRM. Himes et al. [113] ont comparé les mesures des plis cutanés effectuées sur 33 hommes et 32 femmes par des étriers à des mesures effectuées par IRM. Les mesures effectuées par des étriers sont divisées par deux pour ne prendre en compte qu'une seule couche de graisse. Les résultats ont montré d'une part, qu'il existe une différence entre les hommes et les femmes et, d'autre part, que la moitié de l'épaisseur mesurée par des étriers est toujours très inférieure à la couche de graisse mesurée par IRM (Tableau 4.3).

Site	Femmes $[mm]$		Hommes $[mm]$	
	Etrier	IRM	Etrier	IRM
Avant-bras ulnaire	2,93	4,75	2,39	3,5
Avant-bras radial	3,23	7,11	2,53	4,71
Cage thoracique	3,28	8,08	2,74	4,97
Hanche	5,05	8,86	2,91	5,65
Trochanter	8,61	14,03	4,51	6,85
Jambe antérieure	6,21	6,97	4,01	5,18
Jambe latérale	5,47	6,14	4,02	4,85

Tableau 4.3 : Valeur des épaisseurs des plis cutanés effectuées par des étriers et par IRM [113]

Une autre étude menée par Hayes et al. [114] a confirmé les conclusions de Himes et al. [113]. De plus, Hayes et al. [114] ont développé deux équations pour les hommes et les femmes pour prédire la moyenne des épaisseurs de la graisse sous-cutanée déterminée par IRM grâce à la moyenne des épaisseurs mesurées par des étriers et ceci pour quatre régions du corps à savoir les biceps, les triceps, l'épaisseur sous-scapulaire et l'épaisseur supra-iliaque. L'équation obtenue pour les hommes s'écrit :

$$MSFT = 0{,}721 \times MST - 0{,}1 \tag{95}$$

Pour les femmes :

$$MSFT = 0{,}445 \times MST + 0{,}73 \tag{96}$$

Avec :

MST: Moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanées mesurées par des étriers (mm)

$MSFT$: Moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanées mesurées par IRM (mm)

Enfin, Hayes et al. [114] ont divisé les sujets en 3 groupes selon la moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanée (Tableau 4.4).

Groupe	Femmes	Hommes
1	$MSFT \leq 12{,}1$	$MSFT \leq 4{,}8$
2	$12{,}1 < MSFT \leq 15{,}2$	$4{,}8 < MSFT \leq 9{,}0$
3	$15{,}2 < MSFT$	$9{,}0 < MSFT$

Tableau 4.4 : Groupes proposés par Hayes et al. [114] selon la moyenne des épaisseurs de graisse sous-cutanée [mm]

Les auteurs ont ensuite calculé le rapport entre l'épaisseur de graisse sous-cutanée locale et l'épaisseur moyenne de graisse. Les résultats sont donnés dans le Tableau 4.5. Grâce à ces données, il est possible de calculer l'épaisseur locale de graisse sous-cutanée en connaissant la moyenne des épaisseurs à l'aide des équations (95) et (96). Wissler a fixé les valeurs de MST à 18 mm pour les femmes et à 8 mm pour les hommes. Une fois déterminé le groupe (Tableau 4.4), l'épaisseur locale de graisse peut être déterminée en utilisant les données du Tableau 4.5.

Groupe	Partie haute du tronc	Partie basse du tronc	Tête	Partie postérieure de la jambe	Partie latérale de la jambe	Partie antérieure de la jambe	Partie postérieure du bras	Partie latérale du bras	Partie antérieure du bras
Femmes									
Groupe 1	0,64	1,56	0,92	1,45	0,92	0,72	0,76	0,63	0,64
Groupe 2	0,72	1,7	0,62	1,36	0,85	0,61	0,81	0,55	0,47
Groupe 3	0,79	1,67	0,72	1,36	0,84	0,60	0,75	0,55	0,45
Hommes									
Groupe 1	0,77	1,94	0,64	1,53	0,99	1,08	0,39	0,13	0,01
Groupe 2	0,96	1,67	0,66	1,23	0,84	0,78	0,78	0,25	0,09
Groupe 3	1,07	1,63	0,68	1,05	0,73	0,50	0,75	0,55	0,27

Tableau 4.5 : Rapport entre l'épaisseur de graisse sous-cutanée locale et l'épaisseur moyenne de graisse [114]

4.2.2. Propriétés thermo-physiques des tissus

Le calcul de la géométrie du corps humain et la distribution des tissus permettent de calculer les propriétés thermo-physiques des tissus dont la conductivité thermique, la masse volumique et la chaleur spécifique. Les valeurs de ces grandeurs physiques proposées par plusieurs auteurs sont données dans les Tableaux 4.6, 4.7 et 4.8. Les valeurs utilisées par Wissler sont également données dans ces tableaux.

Conductivité thermique $[W.m^{-1}.K^{-1}]$							
Tissu	Wissler [11]	Hasgall et al. [115]	Fiala [12]	Smith [116]	Werner et Buse [117]	Emery et Sekins [118]	Mitchell et al. [119]
Cerveau	0,49	0,51	0,49	0,53	0,49	–	–
Muscles	0,46	0,49	0,42	0,42	0,19 – 0,51	0,642	0,5
Graisse	0,16	0,21	0,16	0,16	0,14 – 0,5	0,45	0,21
Os	0,16	0,19 – 0,31	0,75 – 1,16	0,58 – 1,16	0,58 – 1,16	0,12	2,1
Viscère	0,53	0,53 – 0,54	0,53	0,55	0,48	–	–
Foie	0,53	0,52	0,53	0,55	0,46 – 0,49	–	–
Peau	0,47	0,37	0,47	0,21	0,16 – 0,96	0,38	0,34
Poumons	0,28	0,39	0,28	0,28	0,28	–	–
Cœur	0,46	0,52 – 0,56	–	–	0,47	–	–

Tableau 4.6 : Valeur de la conductivité thermique des tissus

Masse volumique $[W.m^{-3}]$								
Tissu	Wissler [11]	Hasgall et al. [115]	Fiala [12]	Smith [116]	Wang [120]	Werner et Buse [117]	Emery et Sekins [118]	Mitchell et al. [119]
Cerveau	1080	1050 – 1081	1080	1050	1036	–	–	–
Muscles	1085	1090	1085	1050	1040	1085	1050	1080
Graisse	850	911	850	850	920	919	850	850
Os	1400	980 – 1908	1500	1300	–	1356	1500	1920
Viscère	1000	1044 – 1066	1000	1050	1050	1081	–	–
Foie	1000	1079	1000	1050	1060	1080	–	–
Peau	1085	1109	1085	1000	–	1084	1000	1000
Poumons	500	394 – 1050	550	550	–	560	–	–
Cœur	1085	1050 – 1081	–	–	1060	1081	–	–

Tableau 4.7 : Valeur de la masse volumique des tissus

Chaleur spécifique $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$							
Tissu	Wissler [11]	Hasgall et al. [115]	Fiala [12]	Smith [116]	Werner et Buse [117]	Emery et Sekins [118]	Mitchell et al. [119]
Cerveau	3850	3583 – 3630	3850	3690	3850	–	–
Muscles	3768	3421	3768	3770	3770 – 3810	3750	3800
Graisse	2300	2348	2300	2510	2090 – 2510	2300	3800
Os	1591	1313 – 2666	1591	1590	1590 – 2090	1590	2200
Viscère	3697	3587 – 3763	3697	–	3600	–	–
Foie	3697	3540	3680	3770	3690	–	–
Peau	3680	3391	3680	3770	3600 – 3770	3770	3800
Poumons	3718	3886	3718	3710	3550	–	–
Cœur	3768	3617 – 3686	–	–	3550	–	–

Tableau 4.8 : Valeur de la chaleur spécifique des tissus

4.2.3. Métabolisme de base

Le métabolisme est la seule source de chaleur interne du corps humain. La connaissance de la valeur du métabolisme de base produit par chaque type de tissu est une donnée fondamentale pour un modèle de thermorégulation humaine. En 1992, Elia [60] a proposé des valeurs du métabolisme de base pour la plupart des organes du corps humain. Ces valeurs ont été utilisées durant 20 ans. Par la suite, Müller et al. [61] ainsi que Wang et al. [120] ont proposé des valeurs du métabolisme de base en fonction de l'âge. Leurs résultats montrent que le métabolisme de base diminue avec l'âge. Les valeurs proposées par Elia [60], Müller et al. [61] et Wang et al. [120] ainsi que d'autres données sont rassemblées dans le Tableau 4.9. On peut observer une forte disparité entre les auteurs sur l'ensemble des tissus.

		Métabolisme de base $[W.m^{-3}]$								
		Cerveau	Muscles	Graisse	Os	Viscères	Foie	Peau	Poumons	Cœur
Wissler (modèle)		13400	550	58	1	4400	4400	368	100	17000
Elia [60]		12150	686	198	–	22702	10619	–	–	23021
Muller et al. [61]	$20-30$ $[ans]$	11644 – 13517	659 – 760	172 – 282	–	20431 – 29306	10141 – 12053	–	–	21033 – 28986
	$30-50$ $[ans]$	11087 – 12758	666 – 717	137 – 237	–	16923 – 24817	9610 – 11256	–	–	17684 – 25061
	$50-70$ $[ans]$	9417 – 11087	543 – 628	$53-146$	–	10319 – 17129	7964 – 9610	–	–	11144 – 17684
Wang et al. [120]	$21-30$ $[ans]$	11539 – 13395	629 – 725	171 – 284	–	20124 – 28866	9799 – 11646	–	–	20624 – 28422
	$31-50$ $[ans]$	10987 – 12642	604 – 685	140 – 234	–	16669 – 24444	9286 – 10876	–	–	17340 – 24575
	$51-73$ $[ans]$	9331 – 10987	518 – 599	$52-149$	–	10164 – 16827	7696 – 9286	–	–	10928 – 12210
Hasgall et al. [115]		11893	992	465	286	2975 – 1933	10714	1830	2447 – 6521	42645
Fiala [12]		13400	684	58	0	4100	4100	368	600	–
Smith [116]		13324	704	304	–	4022	–	1080	369	–
Werner et Buse [117]		10000	684	368	368	23888	14413	368	365	24127

Tableau 4.9 : Valeur du métabolisme volumique de base des tissus

4.2.4. Transferts thermiques avec l'environnement

Échange de chaleur superficiel convectif

L'échange de chaleur par convection est l'échange qui a lieu entre un solide et un fluide. Dans notre cas, le solide est la peau si elle est nue et la surface de la vêture sinon. Le fluide est l'air ambiant ou l'eau si le corps est immergé. La formule souvent utilisée pour relier le flux de chaleur convectif à la différence de température entre la surface du solide et le fluide est issue de la loi de Newton et s'écrit :

$$E_c = h_c \times (T_s - T_f) \tag{97}$$

Avec :

E_c : Echange de chaleur par convection $[W.m^{-2}]$

h_c : Coefficient d'échange superficiel convectif $[W.m^{-2}.K^{-1}]$

T_s : Température de surface du solide $[°C]$

T_f : Température du fluide $[°C]$

La convection se présente sous deux grands types à savoir la convection naturelle et la convection forcée. Pour la convection naturelle, la variation de la température du fluide entraîne une variation de masse volumique et donc une circulation qui provoque l'échange de chaleur entre le solide et le fluide. Pour la convection forcée, la vitesse du fluide est provoquée par une force extérieure comme le vent ou un ventilateur, par exemple.

Eckert et Drake [121] ont proposé une expression pour calculer l'échange de chaleur par convection naturelle :

$$E_{cl} = C_2 \times \left(T_s - T_f\right)^{1,25} \tag{98}$$

Avec :

C_2 : Coefficient dépendant de la géométrie du solide et des propriétés thermo-physiques du fluide

Le coefficient h_c dans l'équation (97) peut alors s'écrire :

$$h_c = C_2 \times \left(T_s - T_f\right)^{0,25} \tag{99}$$

Quintela et al. [122] ont effectué des expériences pour déterminer le coefficient d'échange superficiel convectif moyen d'un mannequin débout et assis couvert par une couche d'aluminium et placé dans une chambre climatique. L'expression du coefficient h_c proposée par Quintela et al. [122] est :

$$h_c = C_3 \times (\bar{T}_{sk} - T_{air})^b \tag{100}$$

Avec :

$\bar{T}_{sk}$: Température moyenne cutanée $[°C]$

T_{air} : Température de l'air $[°C]$

Oliveira et al. [123] ont également mené une série d'expériences pour déterminer le coefficient d'échange superficiel convectif moyen d'un mannequin débout en convection naturelle. Les résultats obtenus par Quintela et al. [122] et Oliveira et al. [123] dont donnés dans le Tableau 4.10.

Auteur	C_2	C_3	b
Mannequin débout			
Quintela et al. [122]	1,98	2,02	0,24
Oliveira et al. [123]	1,87	1,94	0,234
Mannequin assis			
Quintela et al. [122]	1,85	1,94	0,21

Tableau 4.10 : Valeur des paramètres du coefficient d'échange superficiel convectif pour la convection naturelle

Quintela et al. [122] et de Dear et al. [124] ont également mesuré les coefficients d'échange superficiel convectifs locaux. Les valeurs obtenues pour le coefficient C_2 sont données dans le Tableau 4.11.

de Dear et al. [124] ont mesuré le coefficient d'échange superficiel convectif mais en convection forcée cette fois. Dans ce cas, la forme générale du coefficient superficiel convectif moyen s'écrit :

$$h_c = C_4 \times V_{air}^a \tag{101}$$

Avec :

V_{air} : Vitesse de l'air $[m.s^{-1}]$

Les valeurs de C_4 et a proposées par de Dear et al. [124] sont égales à 10,30 et 0,60 respectivement.

Elément	Debout			Assis		
	Quintela et al. [122]	de Dear et al. [124]	Moyen	Quintela et al. [122]	de Dear et al. [124]	Moyen
Tête	2,84	1,96	2,4	2,40	2,01	2,20
Poitrine	1,40	1,63	1,52	1,32	1,63	1,47
Dos	1,10	1,58	1,34	1,24	1,41	1,32
Abdomen	1,48	1,85	1,66	1,56	1,52	1,54
Cuisse droite	2,14	2,23	2,19	1,99	2,01	2,00
Cuisse gauche	2,24	2,23	2,23	2,08	2,01	2,04
Jambe droite	2,14	2,23	2,15	2,14	2,17	2,16
Jambe gauche	2,08	2,23	2,15	1,99	2,17	2,08
Pied droit	2,57	2,27	2,67	2,55	2,28	2,42
Pied gauche	2,57	2,77	2,67	2,49	2,28	2,39
Bras droit	1,97	1,58	1,78	1,53	1,85	1,69
Bras gauche	2,00	1,58	1,79	1,71	1,85	1,78
Avant-bras droit	2,22	2,01	2,12	5,78	2,07	3,92
Avant-bras gauche	2,30	2,01	2,16	2,31	2,07	2,19
Main droite	2,57	2,23	2,40	2,44	2,45	2,44
Main gauche	2,88	2,23	2,55	2,77	2,45	2,61

Tableau 4.11 : Valeur du coefficient C_2 pour les échanges convectifs locaux

Par la suite, plusieurs auteurs ont mené des expériences similaires et les résultats obtenus sont rassemblés dans le Tableau 4.12.

Auteur	C_4	a
Winslow et al. [125]	10,40	0,50
Nishi et al. [126]	7,39	0,531
de Dear et al. [124]	10,30	0,60
Oguro et al. [127]	9,31	0,60
Oliveira et al. [128]	7,05	0,52
Gaspar et al. [129]	7,34	0,49

Tableau 4.12 : Valeur du coefficient C_4 et de l'exposant a

Les coefficients d'échange convectif superficiel locaux en convection forcée ont été mesurés à l'aide de mannequins dont la température de surface de chaque élément était contrôlée. Plusieurs auteurs ont mené des expériences de ce type et l'ensemble des résultats obtenus sont donnés dans les Tableaux 4.13 et 4.14.

Elément	C_4		a	
	Oliveira et al. [123]	Gaspar et al. [129]	Oliveira et al. [123]	Gaspar et al. [129]
Tête	8,12	7,72	0,49	0,50
Poitrine	6,10	5,90	0,52	0,55
Dos	5,66	5,33	0,55	0,59
Abdomen	5,99	5,43	0,50	0,54
Cuisse droite	8,35	7,48	0,39	0,44
Cuisse gauche	7,90	7,23	0,39	0,43
Jambe droite	10,34	8,44	0,35	0,48
Jambe gauche	10,38	8,33	0,34	0,48
Pied droit	11,88	9,89	0,41	0,52
Pied gauche	11,61	9,61	0,39	0,51
Bras droit	8,98	8,20	0,45	0,50
Bras gauche	8,80	8,04	0,49	0,55
Avant-bras droit	9,89	8,58	0,40	0,44
Avant-bras gauche	9,11	8,01	0,39	0,46
Main droite	13,37	11,60	0,41	0,50
Main gauche	15,50	13,78	0,43	0,52

Tableau 4.13 : Valeur du coefficient C_4 et de l'exposant a pour différentes parties d'un mannequin debout

Elément	C_4		a	
	Debout	Assis	Debout	Assis
Tête	3,20	4,90	0,97	0,73
Poitrine	8,80	9,10	0,59	0,59
Dos	7,70	8,90	0,63	0,63
Abdomen	7,50	8,20	0,66	0,65
Cuisse droite	10,10	8,90	0,52	0,60
Cuisse gauche	10,10	8,90	0,52	0,60
Jambe droite	13,10	13,40	0,51	0,58
Jambe gauche	12,70	12,90	0,50	0,56
Pied droit	12,10	13,00	0,49	0,54
Pied gauche	11,90	12,80	0,50	0,55
Bras droit	10,20	11,60	0,64	0,66
Bras gauche	9,90	11,20	0,61	0,63
Avant-bras droit	12,40	11,90	0,55	0,63
Avant-bras gauche	12,70	11,60	0,53	0,62
Main droite	13,40	12,60	0,60	0,60
Main gauche	15,40	14,30	0,51	0,60

Tableau 4.14 : Valeur du coefficient C_4 et de l'exposant a pour différentes parties d'un mannequin assis et debout [124]

Wissler [11] utilise la valeur maximale des coefficients d'échange superficiel convectif obtenus en convection naturelle et forcée.

Echange de chaleur superficiel radiatif

Le rayonnement thermique est l'émission de rayonnement électromagnétique par un corps à une température donnée. A condition de négliger les inter-réflexions, l'échange de chaleur radiatif entre deux surfaces finies isothermes peut s'exprimer par :

$$E_r = \varepsilon \times \sigma \times \varphi_{12}(T_1^4 - T_2^4) \quad (102)$$

Avec :

E_r : Echange de chaleur superficiel radiatif $[W.m^{-2}]$

ε : Emissivité de la peau

σ : Constante de Stefan-Boltzmann ; $\sigma = 5{,}67 \times 10^{-8}\ W.m^{-2}.K^{-4}$

φ_{12} : Facteur de forme entre les deux surfaces

T_1 : Température de la surface 1 $[K]$

T_2 : Température de la surface 2 $[K]$

Dans notre cas, la surface 1 est la peau ou la vêture et la surface 2 est l'environnement avec lequel l'individu échange. A l'instar de la convection, le flux radiatif peut s'écrire à l'aide d'un coefficient d'échange superficiel radiatif :

$$E_r = h_r \times (T_{sk} - T_{en}) \quad (103)$$

Avec :

T_{sk} : Température de la peau $[K]$

T_{en} : Température de l'environnement $[K]$

h_r : Coefficient d'échange superficiel radiatif

h_r s'écrit :

$$h_r = \varepsilon \times \sigma \times \varphi_{12} \times (T_{sk}^3 + T_{sk}^2 \times T_{en} + T_{sk} \times T_{en}^2 + T_{en}^3) \quad (104)$$

Mitchell et al. [119] ont mesuré les pertes par échanges radiatifs de deux hommes nus placés dans une chambre climatique. Les températures des parois étaient contrôlées de manière à ce que la température radiante moyenne soit égale à la température de l'air. Les résultats obtenus sont donnés dans la Figure 4.3.

D'après la Figure 4.3, le flux superficiel radiatif peut s'écrire sous la forme :

$$\frac{E_r}{\varphi} = 6{,}49 \times (\bar{T}_{sk} - T_{mr}) \quad (105)$$

Avec :

φ: Facteur de forme moyen

T_{mr} : Température radiante moyenne $[°C]$

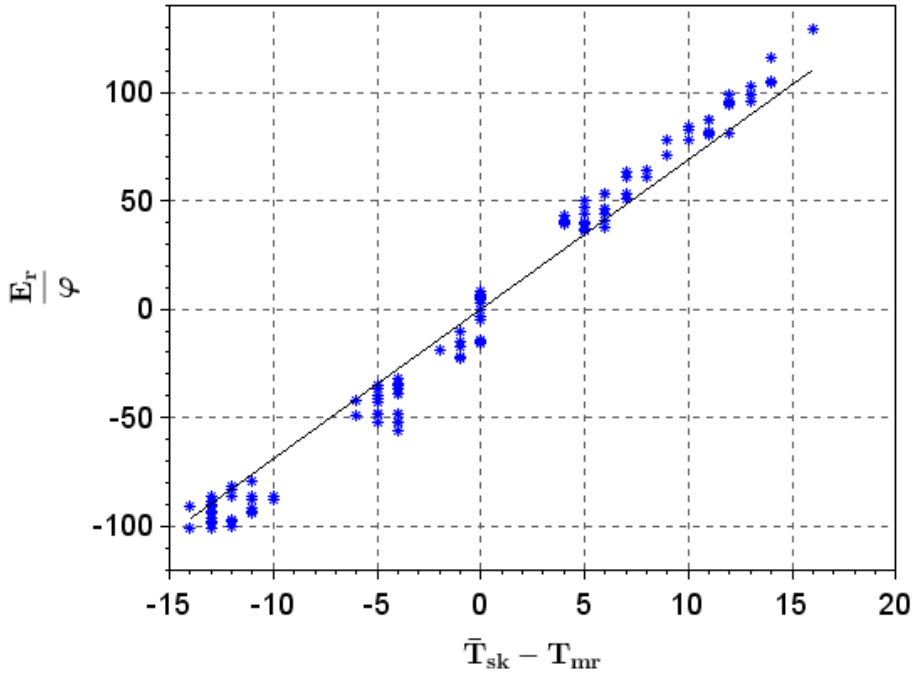

Figure 4.3 : Flux superficiel radiatif mesuré par Mitchell et al. [119]. $\bar{T}_{sk}$: Température moyenne de la peau [°C] ; T_{mr} : Température radiante moyenne [°C] ; E_r : Flux superficiel radiatif [$W.m^{-2}$] ; φ : Facteur de forme moyen

Les auteurs ont proposé une valeur de 0,8 pour le facteur de forme φ soit :

$$E_r = 5{,}2 \times (\bar{T}_{sk} - T_{mr}) \tag{106}$$

Il est à noter que le coefficient 5,2 de l'équation (106) est la valeur du coefficient h_r de l'équation (104).

de Dear et al. [124] ont utilisé un mannequin avec une température cutanée contrôlée et placé dans une chambre climatique similaire à celle de Mitchell et al. [119]. La valeur moyenne du coefficient d'échange superficiel surfacique radiatif h_r mesurée obtenue est égal à 4,5 $W.m^{-2}K^{-1}$.

Les coefficients d'échange superficiel radiatif locaux dépendent de la posture. Ces facteurs ont été mesurés pour des mannequins en position débout et assise. Le Tableau 4.15 donne les valeurs de ces coefficients mesurés par Solwijk et al. [66], de Dear et al. [124] ainsi qu'Ichihara et al. [130]. Les différences observées peuvent être attribuées, notamment, à la différence entre la position du bras par rapport au corps et à la distance entre les deux ce qui changent le facteur de forme et donc la valeur du coefficient h_r.

Wissler a fixé la valeur de h_r à 4,5 $W.m^{-2}.K^{-1}$.

Elément	Debout			Assis
	Stowijk et al. [66]	de Dear et al. [124]	Ichihara et al. [130]	de Dear et al. [124]
Tête	6,40	4,10	4,30	3,90
Poitrine	5,23	4,50	3,80	3,40
Dos	5,23	4,40	3,60	4,60
Abdomen	5,23	4,20	3,90	4,80
Cuisse droite	4,65	4,30	4,20	4,60
Cuisse gauche	4,65	4,30	4,20	4,60
Jambe droite	4,65	5,30	4,80	5,40
Jambe gauche	4,65	5,30	4,80	5,40
Pied droit	4,65	3,90	7,30	4,20
Pied gauche	4,65	3,90	7,30	4,20
Bras droit	5,00	5,20	4,00	4,80
Bras gauche	5,00	5,20	4,00	4,80
Avant-bras droit	5,00	4,90	3,90	5,20
Avant-bras gauche	5,00	4,90	3,90	5,20
Main droite	3,49	4,10	3,70	3,90
Main gauche	3,49	4,10	3,70	3,90

Tableau 4.15 : Valeur du coefficient d'échange superficiel radiatif local pour un mannequin debout et assis

Evaporation

L'équation de Wissler [11] pour calculer le flux de chaleur par évaporation à la surface de la peau s'écrit :

$$E_{ev} = h_c \left[\frac{L_v}{P\hat{C}_p} \left(\frac{Pr}{Sc} \right)^{\frac{2}{3}} \right] \left(\frac{P}{P - P_{sk}} \right) (P_{sk} - P_{air}) \tag{107}$$

Avec :

P : Pression totale de l'air $[Pa]$

$\hat{C}_p$: Chaleur spécifique molaire $[J.mol^{-1}.K^{-1}]$

Pr : Nombre de Prandtl

Sc : Nombre de Schmidt

P_{sk} : Pression partielle de vapeur d'eau à la surface de la peau $[Pa]$

P_{air} : Pression partielle de vapeur d'eau de l'air $[Pa]$

L'équation (107) peut s'écrire sous la forme :

$$E_{ev} = Z_l h_c (P_{sk} - P_{air}) \tag{108}$$

Avec :

$$Z_l = \left[\frac{L_v}{P\hat{C}_p}\left(\frac{Pr}{Sc}\right)^{\frac{2}{3}}\right]\left(\frac{P}{P - P_{sk}}\right) \tag{109}$$

Echanges par les voies respiratoires

Les échanges thermiques dans les voies respiratoires s'effectuent par convection et par évaporation. En effet, l'air expiré est plus chaud et plus humide que l'air inspiré. Les pertes par les voies respiratoires s'expriment par :

$$E_{res} = \dot{V}_{insp}\left[\rho_{air}C_{p,air}\left(T_{exp} - T_{insp}\right) + L_v\left(x_{exp} - x_{insp}\right)\right] \tag{110}$$

Avec :

$\dot{V}_{insp}$: Débit d'air inspiré $[m^3.s^{-1}]$

ρ_{air} : Masse volumique de l'air $[kg.m^{-3}]$

$C_{p,air}$: Chaleur spécifique de l'air $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

T_{exp} : Température de l'air expiré $[°C]$

T_{insp} : Température de l'air inspiré $[°C]$

L_v : Chaleur latente de vaporisation de l'eau $[J.kg^{-1}]$

x_{exp} : Humidité absolue de l'air expiré $[g_{eau}.g_{air\ sec}^{-1}]$

x_{insp} : Humidité absolue de l'air inspiré $[g_{eau}.g_{air\ sec}^{-1}]$

L'humidité absolue de l'air expiré est calculée grâce à l'humidité absolue et la température de l'air inspiré par :

$$x_{exp} = 0{,}0277 + 0{,}2x_{insp} + 6{,}5 \times 10^{-5}T_{insp} \tag{111}$$

Enfin, la température de l'air expiré s'exprime par :

$$T_{exp} = 31{,}7 + 0{,}066T_{insp} + 31{,}9x_{insp} \tag{112}$$

4.2.5. Propriétés physiques de la vêture

Pour le modèle de Wissler, la vêture est modélisée à l'aide de 2 à 6 couches supérieures de chaque élément. Le nombre de couches dépend de la résistance thermique de la vêture (Tableau 4.16).

Résistance de la vêture $[clo]$	Nombre de couches
$clo < 0{,}4$	2
$0{,}4 \leq clo < 0{,}5$	3
$0{,}5 \leq clo < 1$	4
$1 \leq clo < 2$	5
$clo \geq 2$	6

Tableau 4.16 : Nombre de couches associées à la résistance thermique de la vêture

Pour le cas des vêtements secs, Wissler [11] utilise la valeur de la conductivité thermique de la vêture préconisée par Lotens [131] et qui vaut $0{,}042\ W.m^{-1}K^{-1}$.

4.3. Système actif

Le système actif est l'ensemble des mécanismes physiologiques pilotés par l'hypothalamus qui servent à maintenir la température du corps humain à un niveau constant pour différentes conditions d'ambiance auxquelles est soumis l'individu. Les actions du système actif peuvent se traduire par le frissonnement, la vasoconstriction, la vasodilatation et la sudation. Pour une ambiance froide c'est à dire lorsque les pertes de chaleur sont supérieures aux gains, le débit sanguin cutané diminue. Si la température du corps continue à diminuer, les muscles squelettiques frissonnent pour produire de la chaleur et compenser les pertes. A l'inverse pour une ambiance chaude, le débit sanguin cutané augmente pour accroître les échanges thermiques sensibles avec l'extérieur à savoir la convection et le rayonnement. Si la température du corps continue à augmenter, les glandes sudoripares sécrètent de la sueur pour élever les échanges latents.

4.3.1. Frissonnement

Le frissonnement est un mécanisme physiologique qui a lieu dans les muscles afin d'augmenter la production de chaleur pour un environnement froid. Généralement, la variation du métabolisme due au frissonnement est déterminée par le changement de la consommation d'oxygène ou la production du dioxyde de carbone. Puisque ce mécanisme sert uniquement à maintenir la température du corps à une valeur constante, son activation et son intensité sont corrélées aux températures centrale et cutanée [11].

L'étude du frissonnement a été généralement effectuée soit par l'exposition de sujets à un courant d'air froid soit par l'immersion dans l'eau froide. Vallerand et al. [132] ont soumis 20 jeunes hommes à un courant d'air de température égale à 1°C et de vitesse égale à 0,8 m/s durant 2 heures après une période d'acclimatation de 30 minutes dans une ambiance dite neutre. Les auteurs ont mesuré la température cutanée en dix points ainsi que les températures rectale et tympanique (Figures 4.4 et 4.5). Le métabolisme total a été déterminé par la mesure de la quantité d'oxygène consommée (Figure 4.6).

La Figure 4.4 montre une diminution forte de la température cutanée sous l'effet de l'échange convectif avec l'air froid. Cette diminution s'accompagne d'une brusque augmentation du métabolisme total dû au frissonnement durant les 10 premières minutes (Figure 4.6). Ensuite, le métabolisme total décroît avant de présenter une croissance monotone jusqu'à la fin de l'expérience.

La température rectale initialement supérieure à la température tympanique d'environ 0,2°C augmente dans un premier temps jusqu'à la valeur de 37,3°C puis diminue pour revenir à une température proche de sa température initiale. En revanche, la température tympanique diminue de manière continue depuis le début de l'expérience jusqu'à atteindre une température finale inférieure à la température initiale d'environ 0,6°C.

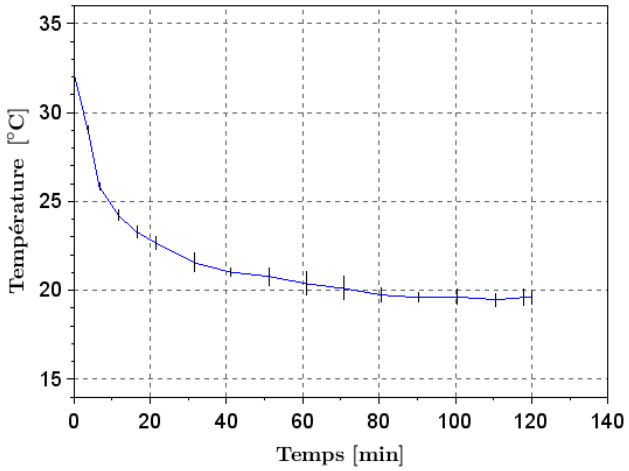

Figure 4.4 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets exposés à un courant d'air froid [132]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

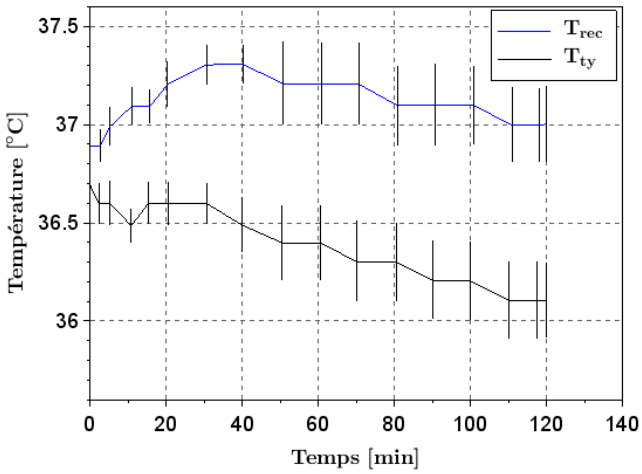

Figure 4.5 : Températures rectale et tympanique mesurées pour des sujets exposés à un courant d'air froid [132]. T_{rec} : Température rectale ; T_{ty} : Température tympanique. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

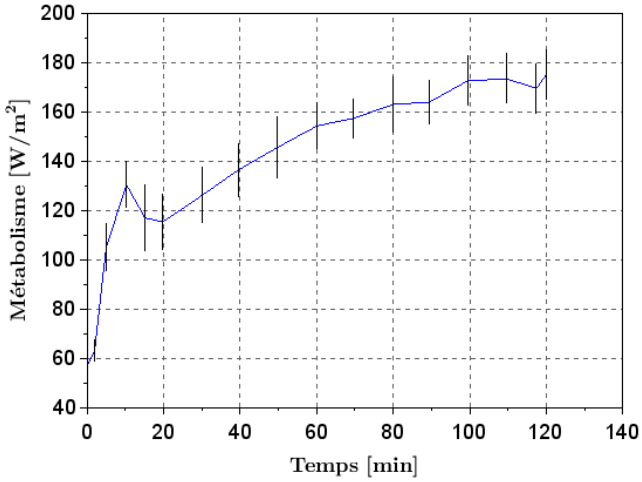

Figure 4.6 : Métabolisme total mesuré pour des sujets exposés à un courant d'air froid [132]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

Young et al. [133] ont mesuré l'augmentation du métabolisme total de 7 jeunes hommes placés dans une chambre froide. Leur expérience a consisté en une période d'acclimatation de 30 minutes dans une chambre dont la température de l'air était égale à 24°C et l'humidité relative à 30%. Ensuite, les individus ont été soumis durant 90 mn à une ambiance de température 5°C et d'humidité relative 30%. Les auteurs ont mesuré les températures rectale, cutanée de l'avant-bras, de la poitrine et de la jambe ainsi que la consommation d'oxygène pour déterminer le métabolisme total (Figures 4.7, 4.8 et 4.9). La diminution de la température cutanée observée au début de l'expérience s'accompagne d'une augmentation du métabolisme total due au frissonnement. Quant à la température rectale, elle croît dans un premier temps pour ensuite diminuer et revenir à sa valeur initiale.

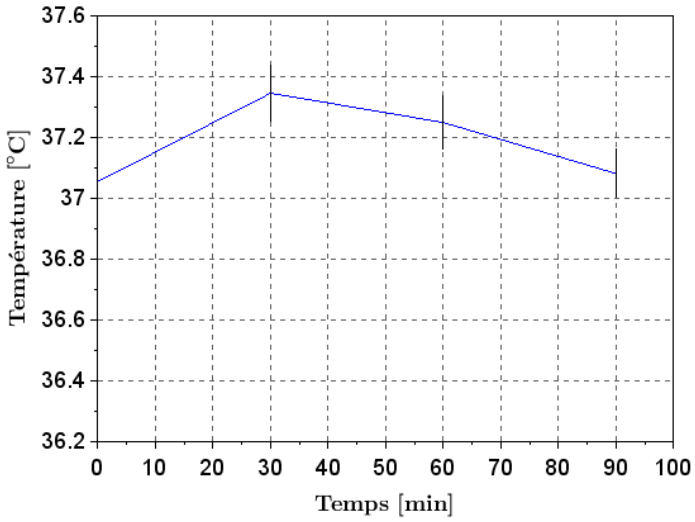

Figure 4.7 : Température rectale mesurée pour des sujets soumis à un courant d'air froid [133]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

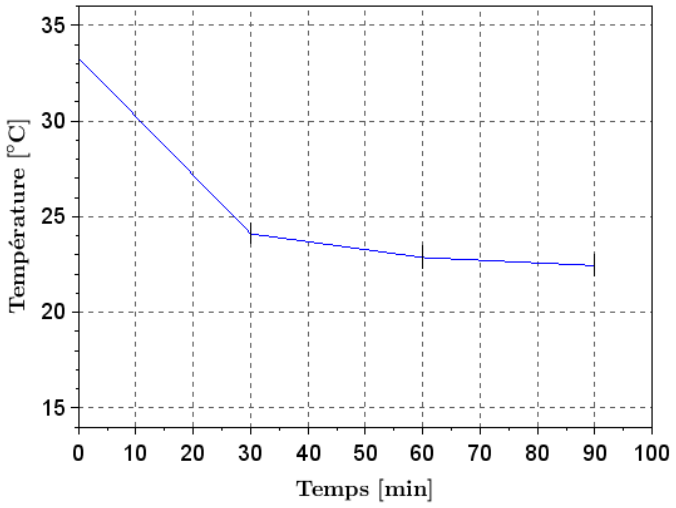

Figure 4.8 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets soumis à un courant d'air froid [133]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

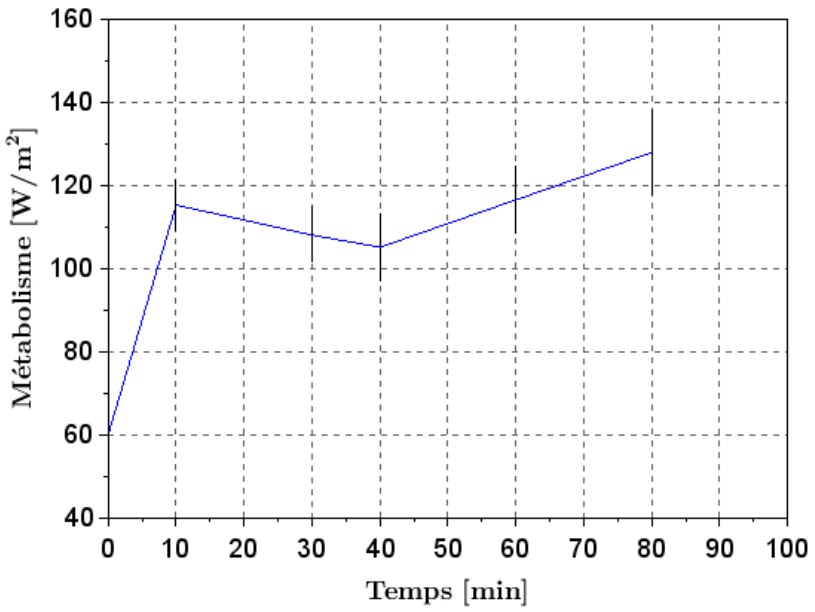

Figure 4.9 : Métabolisme total mesuré pour des sujets soumis à un courant d'air froid [133]. Les traits verticaux noirs représentent ± un écart-type

En général, les modèles du métabolisme de frissonnement sont fonction des températures centrale et cutanée. De plus, le frissonnement est activé en deçà de valeurs limites de ces températures.

Stolwijk et Hardy [134] ont proposé pour valeurs de seuil pour le frissonnement des températures centrale et cutanée égales à 37°C et 33°C respectivement. Ces valeurs ont également été adoptées par Tikuisis et Giesbrecht [135] pour développer un modèle de frissonnement. De plus, ces auteurs ont utilisé les valeurs des températures de l'œsophage et cutanée ainsi que la consommation d'oxygène mesurées pour 19 jeunes hommes dans le but de développer un modèle de frissonnement. Les expérimentations ont consisté à immerger les sujets dans de l'eau froide à 8°C jusqu'au cou durant une heure. La température cutanée a été mesurée en cinq points du corps à savoir la tête, la poitrine, le dos, un bras et une jambe. Le métabolisme total a été calculé grâce à la quantité d'oxygène consommée et au dioxyde de carbone produit évalué par la formule de Personnet et Massicotte [136] :

$$M_{tot} = \frac{(281{,}65 + 80{,}65) \times \frac{\dot{V}_{co_2}}{\dot{V}_{o_2}}}{\frac{\dot{V}_{o_2}}{A}} \tag{113}$$

Avec :

M_{tot} : Métabolisme total $[W.m^{-2}]$

$\dot{V}_{o_2}$: Consommation d'oxygène $[l.min^{-1}]$

$\dot{V}_{co_2}$: Production de dioxyde de carbone $[l.min^{-1}]$

En supposant que le métabolisme de base est égal à 40 W.m^{-2}, le modèle de frissonnement proposé s'écrit :

$$M_f = \frac{155{,}5 \times (37 - T_{cr}) + 47 \times (33 - \bar{T}_{sk}) - 1{,}57 \times (33 - \bar{T}_{sk})^2}{\sqrt{BF}} \tag{114}$$

Avec :

M_f : Métabolisme de frissonnement $[W.m^{-2}]$

BF : Pourcentage de graisse dans le corps [%]

Les termes entre parenthèses de l'équation (114) sont posés égaux à zéro si la température centrale ou cutanée est supérieure à leur valeur seuil résultant en une valeur nulle de M_f.

Wissler [11] a observé que l'application de l'équation (114) qui correspond à l'hypothermie par immersion dans l'eau froide surestime le métabolisme de frissonnement par rapport au cas de l'exposition à un air froid. Il a donc proposé de corréler le métabolisme de frissonnement mesuré expérimentalement à une température effective T_{sh} définie par :

$$T_{sh} = T_{es} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk} \tag{115}$$

Ainsi, le premier modèle de métabolisme de frissonnement proposé par Wissler [11] s'écrit :

$$M_f = 37{,}6 \times (T_{sh} - 41{,}5) \tag{116}$$

Cependant, l'équation (116) ne reproduit pas l'augmentation brusque du métabolisme de frissonnement et donc total observée dans les premiers instants de l'application de la sollicitation thermique (Figures 4.6 et 4.9). Cette augmentation est essentiellement due à la diminution rapide de la température moyenne cutanée (Figures 4.4 et 4.8). Timbal et al. [137] ont mené des expériences spécifiques afin d'étudier ce phénomène. Pour cela, des sujets ont été soit soumis à un courant d'air froid soit immergés dans de l'eau froide. La Figure 4.10 montrent les caractéristiques des sollicitations thermiques appliquées aux sujets.

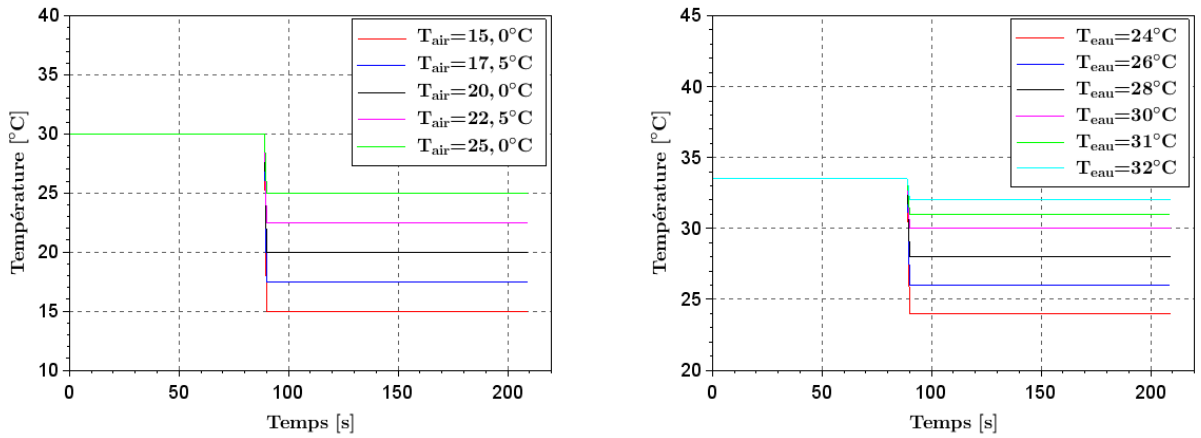

Figure 4.10 : Variation des températures de l'air et de l'eau pour les expérimentations de Timbal et al. [137]

Au cours de ces expérimentations, les températures rectale et cutanée d'un pied, d'une jambe, d'une cuisse, de l'abdomen, du dos, de la poitrine, d'un bras, d'un avant-bras, d'une main et du front ainsi que la consommation d'oxygène ont été mesurées toutes les 10 minutes. La Figure

4.11 montre les variations du métabolisme mesurées après 10 mn d'exposition à l'air froid et à l'eau froide.

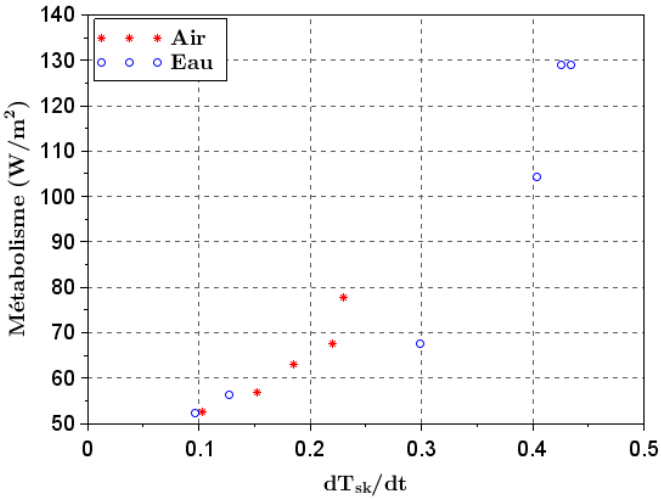

Figure 4.11 : Valeur du métabolisme total après 10 mn d'exposition à l'air froid et à l'eau froide [137]

A partir des données recueillies, les auteurs ont pu établir des modèles du métabolisme total avec frissonnement pour une sollicitation de type courant d'air froid et pour une immersion dans de l'eau froide :

$$M_{air} = 41{,}31 - 57{,}77 \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} - 5{,}01 \times \left(\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0}\right) \tag{117}$$

$$M_{eau} = 935{,}46 - 577{,}77 \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} - 5{,}01 \times \left(\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0}\right) - 23{,}79 \times T_{rec} \tag{118}$$

Avec :

M_{air} : Métabolisme total pour une sollicitation de type courant d'air froid $[W.m^{-2}]$

M_{eau} : Métabolisme total pour une immersion dans de l'eau froide $[W.m^{-2}]$

Wissler [11] a utilisé les données des expériences de Hayward et al. [49] (Figures 4.12, 4.13 et 4.14) et de Vallerand et al. [132] (Figure 4.6) pour améliorer son modèle du métabolisme de frissonnement en prenant en compte la variation temporelle de la température moyenne cutanée. Le terme complémentaire ainsi obtenu s'exprime par :

$$M_{f,d} = \frac{-y_1 \times \Delta t \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt}}{1 + y_2 \times \frac{\Delta t}{60}} \tag{119}$$

Avec :

y_1 : Constante égale à 0,005 $[W.m^{-2}K^{-1}]$

y_2 : Constante égale à 0,1 $[min^{-1}]$

Ainsi, Wissler [2] évalue le métabolisme de frissonnement par la somme du métabolisme calculé par les équations (116) et (119) :

$$M_{f,tot} = M_f + M_{f,d} \tag{120}$$

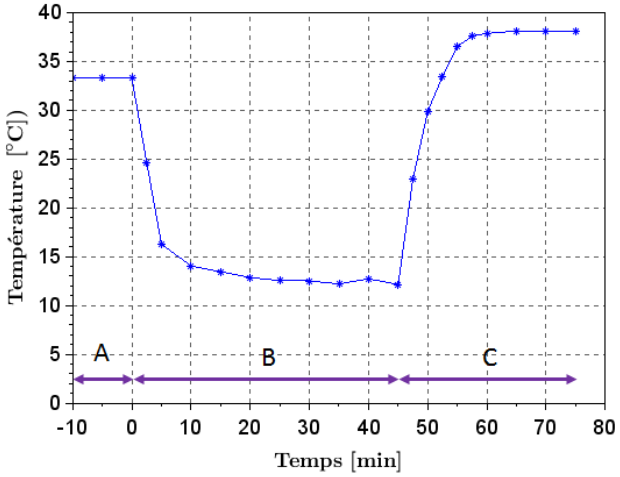

Figure 4.12 : Température moyenne cutanée mesurée pour des sujets immergés dans de l'eau froide [49]. A : pré-immersion ($T_{air} = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($T_{eau} = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($T_{eau} = 40°C$)

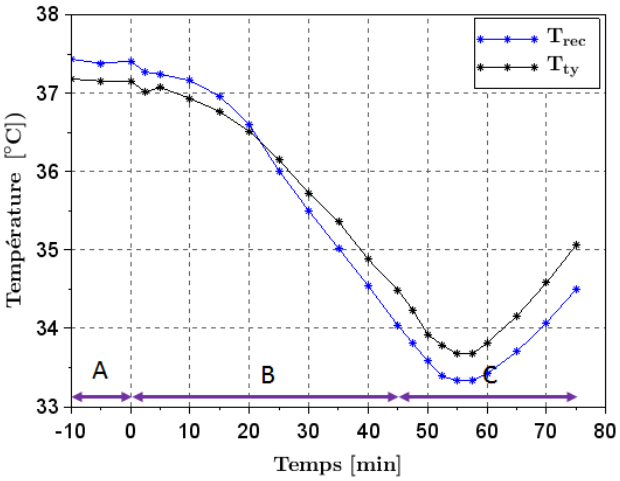

Figure 4.13 : Températures rectale et tympanique mesurées pour des sujets immergés dans de l'eau froide [49]. Trec : Température rectale ; Tty : Température tympanique. A : pré-immersion ($T_{air} = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($T_{eau} = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($T_{eau} = 40°C$)

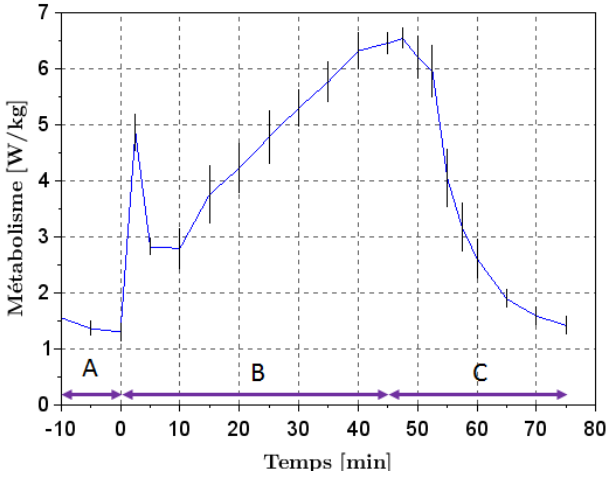

Figure 4.14 : Métabolisme total mesuré pour des sujets plongés dans de l'eau froide [49]. A : pré-immersion ($T_{air} = 25 - 26°C$) ; B : immersion dans l'eau froide ($T_{eau} = 10°C$) ; C : immersion dans l'eau chaude ($T_{eau} = 40°C$), les traits verticaux noirs représentent ± un écart type

L'équation (120) est utilisée pour évaluer le frissonnement total du corps humain. Cependant, la connaissance de la contribution des différents muscles au frissonnement est un facteur important pour pouvoir construire un modèle de thermorégulation humaine. En effet, une mauvaise distribution du métabolisme de frissonnement peut provoquer une augmentation de la perfusion sanguine notamment aux extrémités du corps suite à une augmentation du métabolisme dans ces régions et ainsi faciliter le transfert de chaleur des organes centraux vitaux vers les extrémités froides.
Une méthode utilisée pour estimer cette contribution est l'électromyographie (EMG) qui permet de mesurer l'activité électrique d'un muscle. Cette activité est proportionnelle au métabolisme produit par ce muscle. Bell et al. [138] ont mesuré les signaux EMG de six muscles à savoir le grand pectoral, le muscle droit de l'abdomen, le biceps brachial, le brachioradialis, le droit fémoral et le gastrocnémien de 10 jeunes hommes allongés dans une chambre où la température de l'air était égale à 10°C et l'humidité relative à 42%. Les contributions des muscles au frissonnement sont données dans le Tableau 4.17.

Muscle	Elément k du modèle de Wissler	Contribution (%)
Muscle grand pectoral	3	48,4
Muscle droit de l'abdomen	4 ; 5	22,1
Muscle biceps brachial	14 ; 15 ; 18 ; 19	2,5
Muscle brachioradialis	16 ; 20	0,8
Muscle droit fémoral	6 ; 7 ; 10 ; 11	21,2
Muscle gastrocnémien	8 ; 12	5

Tableau 4.17 : Contribution des muscles au frissonnement [138]

4.3.2. Débit sanguin cutané

La vasoconstriction et la vasodilatation des vaisseaux sanguins cutanés sont deux mécanismes très importants dans la thermorégulation du corps humain. Pour une ambiance froide, la diminution du débit sanguin cutané limite le transfert de chaleur du noyau vers les extrémités. En revanche, pour une ambiance chaude, le corps essaie de dissiper la chaleur vers l'environnement. Ainsi, le débit sanguin cutané augmente pour favoriser le transfert de chaleur du noyau vers les extrémités afin de l'évacuer vers l'environnement.

Les variations locales du débit sanguin cutané peuvent être déduites des variations du débit sanguin cutané de l'avant-bras [11]. Le débit sanguin cutané est généralement mesuré par la pléthysmographie qui ne permet pas de mesurer le débit sanguin dans l'os. Le débit sanguin total de l'avant-bras mesuré par la pléthysmographie s'écrit :

$$FBF = X_s \times q_s + X_m \times q_m + X_f \times q_f \tag{121}$$

Avec :

FBF : Débit sanguin de l'avant-bras [$ml_{sang}.100ml_{avant-bras}^{-1}.min^{-1}$]

X_s, X_m et X_f: Fractions volumiques de la peau, des muscles et de la graisse de l'avant-bras

q_s, q_m, et q_f : Taux de perfusion sanguine dans la peau, les muscles et la graisse de l'avant-bras [$ml_{sang}.100ml_{avant-bras}^{-1}.min^{-1}$]

Cooper et al. [139] ont déterminé les caractéristiques des avant-bras de 5 cadavres. Les résultats sont donnés dans le Tableau 4.18.

N° du sujet	Avant-bras		Peau			Os			Tendon			Graisse			Muscle		
	A	B	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
1	388	340	29	30	8,6	82	52	15	25	24	7	26	26,5	7,8	220	220	62
2	392	354	29	30	8,5	87	53	15	18	17	5	23	23	6,5	235	230	65
3	400	370	40	39	10,5	78	50	13,5	37,5	36,9	9,8	45	45	12	172	169	54
4	453	430	40	35	8,5	92	70	15	15	16	3,8	29	29	6,8	282	280	65
5	675	616	45	44	7,1	89	56	10	32	32	5,2	35	40	6,5	475	460	72
Moyenne					8,6			13,7			6,1			8			63,6

Tableau 4.18 : Caractéristiques de l'avant-bras [139] (Colonne A : masse en g ; Colonne B : Volume en ml ; Colonne C : Pourcentage volumique des tissus de l'avant-bras (%))

A l'aide de données récoltées auprès de 31 sujets, Cooper et al. [139] ont corrélé le débit sanguin cutané ainsi que le débit sanguin des muscles de l'avant-bras au débit sanguin total de l'avant-bras :

$$SkBF = 0{,}53 \times FBF + 0{,}83 \tag{122}$$

$$MBF = 0{,}47 \times FBF + 0{,}83 \tag{123}$$

Avec :

$SkBF$: Débit sanguin cutané de l'avant-bras $[ml_{sang}.100ml_{avant-bras}^{-1}.min^{-1}]$

MBF : Débit sanguin dans les muscles de l'avant-bras $[ml_{sang}.100ml_{avant-bras}^{-1}.min^{-1}]$

Edholm et al. [54] ont répété les expériences de Cooper et al. [139] et proposé deux nouvelles expressions pour SkBF et MBF :

$$SkBF = 0{,}99 \times (FBF - 1{,}8) \tag{124}$$

$$MBF = 2{,}0 + 0{,}11 \times (FBF - 2{,}0) \tag{125}$$

A partir d'expériences réalisées sur 5 jeunes hommes dont la température moyenne cutanée était contrôlée à l'aide d'une veste thermorégulée, Wyss et al. [140] ont proposé deux nouveaux modèles pour prédire le débit sanguin total de l'avant-bras. Celui-ci s'exprime en fonction de la température moyenne cutanée, la température de l'œsophage et celle du sang artériel :

$$FBF = 10{,}62 \times (T_{ra} - 36{,}5) + 0{,}55 \times (\bar{T}_{sk} - 33{,}0) + 0{,}59 \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} - 2{,}40 \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} - 0{,}11 \tag{126}$$

$$FBF = 9{,}81 \times (T_{es} - 36{,}5) + 1{,}05 \times (\bar{T}_{sk} - 33{,}0) + 0{,}47 \times \frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} - 1{,}67 \times \left(-\frac{d\bar{T}_{sk}}{dt}\right) - 3{,}26 \tag{127}$$

Avec :

T_{ra} : Température du sang artériel droit [°C]

Le troisième terme des équations (126) et (127) est nul si $\frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} < 0$ et le quatrième terme est nul si $\frac{d\bar{T}_{sk}}{dt} > 0$.

Wissler [11] a supposé que le débit sanguin cutané dépend de trois variables physiologiques à savoir la température tympanique, la température moyenne cutanée et des températures cutanées locales. Son modèle de débit sanguin cutané comprend trois fonctions :

- AVD : Contrôle de la vasodilatation grâce de la température tympanique
- CVCM : Contrôle de la vasoconstriction grâce à la température moyenne cutanée
- CVCL : Effet de la température cutanée locale sur le débit sanguin cutané local.

Plusieurs auteurs tels que Wenger et al. [141] ou Nadel et al. [142] ont proposé que la relation entre les trois fonctions soit additive a contrario de Wissler [11] qui a proposé qu'elle soit multiplicative :

$$q_s = SkBF \times AVD \times CVCM \times CVCL \tag{128}$$

Avec :

q_s : Débit sanguin cutané local $[ml_{sang}.100ml_{avant-bras}^{-1}.min^{-1}]$

Calcul de la variable AVD

Pour Wissler [11], le phénomène de vasodilatation est actif dès que la température tympanique atteint un seuil nommé $T_{c,th}$. Cette température augmente lorsque la température moyenne cutanée diminue. L'expression de $T_{c,th}$ est [11] :

$$T_{c,th} = T_{c,th,0} - 0{,}1 \times (\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,0}) \tag{129}$$

Avec :

$\bar{T}_{sk,0}$: Température moyenne cutanée neutre pour une personne au répos $[°C]$

$T_{c,th,0}$: Température tympanique neutre pour une personne au répos $[°C]$

Wissler [11] a utilisé les résultats des expériences de Kenney et al. [143], Pierzga et al. [144], Holowatz et al. [59], Houghton et al. [145] et Smith et al. [146] pour mettre au point la relation entre le rapport $\frac{CVC}{CVC_{max}}$, CVC étant la conduction vasculaire cutanée, et la différence de température $(T_c - T_{c,th})$. Ces résultats sont donnés dans la Figure 4.15.

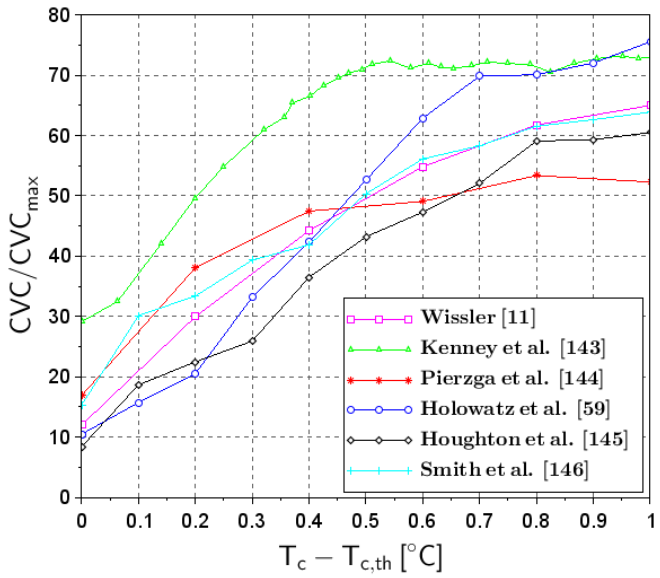

Figure 4.15 : Rapport CVC/CVC_{max} en fonction de $(T_c - T_{c,th})$

La courbe nommée Wissler de la Figure 4.15 est définie par :

$$\frac{CVC}{CVC_{max}} = 12{,}0 + 99{,}0 \times (T_c - T_{c,th}) - 46{,}0 \times (T_c - T_{c,th})^2 \tag{130}$$

Si la température tympanique est inférieure à sa température de seuil, elle n'aura pas d'effet sur le débit sanguin cutané. Dans ce cas le rapport CVC/CVC_{max} est égal à 12% et la variable AVD à 1. Sinon, la variable AVD s'écrit sous la forme [11]:

$$AVD^* = \begin{cases} 1, & T_c < T_{c,th} \\ 1 + 8{,}25 \times \left(T_c - T_{ty,th}\right) - 3{,}8 \times \left(T_c - T_{c,th}\right)^2, & 0 < T_c - T_{c,th} < 1 \\ 5{,}5, & T_c > T_{c,th} \end{cases} \quad (131)$$

Wissler [11] a étudié l'effet de l'exercice physique sur le débit sanguin cutané. Il en a conclu que l'intensité de l'exercice ne fait varier ni l'intensité de la vasodilatation ni celle de la vasoconstriction, seul varie le seuil de la vasodilatation lié à la température tympanique. Ainsi, la variation de la température tympanique seuil pour la vasodilatation s'écrit :

$$\Delta T_{c,th} = 1{,}41 \times \Delta V^2 - 0{,}194 \times \Delta V + 0{,}01 \quad (132)$$

Avec :

$\Delta T_{c,th}$: Variation de la température de seuil de la vasodilatation sous l'effet de l'activité physique $[°C]$

$$\Delta V = \frac{\dot{V}_{o_{2,r}} - \dot{V}_{o_{2,crit}}}{1{,}0 - \dot{V}_{o_{2,crit}}} \quad (133)$$

Avec :

$\dot{V}_{o_{2,r}}$: Taux relatif de consommation d'oxygène

$\dot{V}_{o_{2,r}}$ s'écrit :

$$\dot{V}_{o_{2,r}} = \frac{\dot{V}_{o_2}}{\dot{V}_{o_{2,max}}} \quad (134)$$

$\dot{V}_{o_2}$ et $\dot{V}_{o_{2,max}}$ sont la consommation réelle d'oxygène et la consommation maximale d'oxygène respectivement $[mlO_2.min^{-1}]$.

$\dot{V}_{o_{2,crit}}$ est le taux relatif de consommation d'oxygène à partir duquel l'exercice a un effet sur la température tympanique de seuil pour la vasodilatation. Ce taux dépend de la température moyenne cutanée et est défini par :

$$\dot{V}_{o_{2,crit}} = \begin{cases} 0{,}5, & \bar{T}_{sk} \leq 33°C \\ 0{,}5 - 0{,}1 \times (\bar{T}_{sk} - 33{,}0), & 33°C \leq \bar{T}_{sk} \leq 38°C \\ 0, & 38°C \leq \bar{T}_{sk} \end{cases} \quad (135)$$

De plus, l'équation (131) ne s'applique que si la température tympanique est inférieure à 38°C. Afin de tenir compte de cet effet de seuil, Wissler a proposé les corrections suivantes :

$$AVD = \begin{cases} AVD^*, & 38°C < T_c \; et \; \dot{V}_{o_{2,r}} < 0{,}4 \\ AVD^* \times [1{,}0 - 0{,}25 \times (T_c - 38{,}0)], & 38°C < T_c \; et \; 0{,}4 < \dot{V}_{o_{2,r}} < 0{,}9 \\ 0{,}5 \times AVD^*, & 38°C < T_c \; et \; 0{,}9 < \dot{V}_{o_{2,r}} \end{cases} \quad (136)$$

AVD^* est calculé par l'équation (131).

Calcul de la variable CVCM

CVCM est la variable qui modélise l'effet de la température moyenne cutanée sur la vasoconstriction. Wissler [11] a utilisé les résultats de Lang et Kolb [147], Lang et al. [148], Stephens et al. [149] et Aoki et al. [150] pour identifier la variable CVCM. Les résultats expérimentaux ainsi que la fonction proposée par Wissler sont donnés à la Figure 4.16.

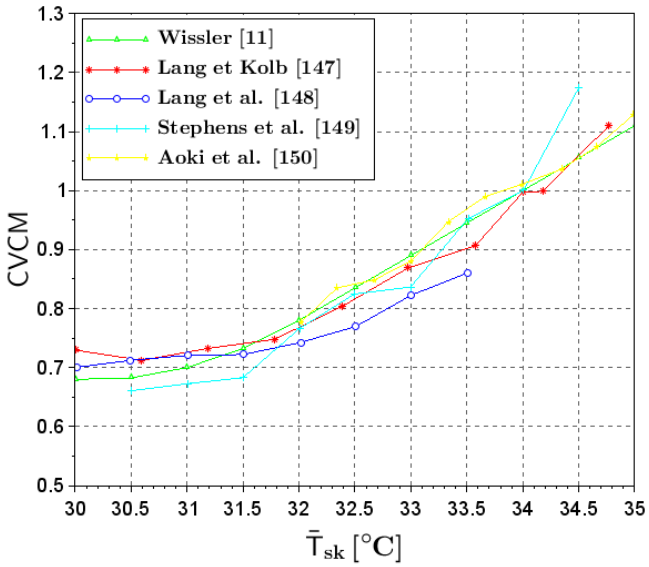

Figure 4.16 : Variable CVCM en fonction de la température moyenne cutanée.

La courbe nommée Wissler de la Figure 4.16 est définie par [11] :

$$CVCM = \begin{cases} 1 + 0{,}11 \times (\bar{T}_{sk} - 34), & \bar{T}_{sk} > 32 \\ 1 + 0{,}11 \times (\bar{T}_{sk} - 34) + 0{,}03 \times (\bar{T}_{sk} - 32)^2, & 30 < \bar{T}_{sk} \leq 32 \\ 0{,}68, & \bar{T}_{sk} \leq 30 \end{cases} \quad (137)$$

Il est à noter que la variable CVCM n'est fonction que de la température moyenne cutanée.

Calcul de la variable CVCL

La variable CVCL prend en compte l'effet de la température cutanée locale sur le débit sanguin cutané local. Wissler [11] a utilisé les résultats de Charkoudian et al. [151], Thompson-Torgerson et al. [152] et Stephens et al. [149] pour déterminer la variable CVCL. Les résultats expérimentaux ainsi que la fonction proposée par Wissler sont donnés à la Figure 4.17. La courbe nommée Wissler est définie par l'équation suivante :

$$CVCL = 0{,}75 \times \{1{,}02 + 5 \times \tanh(C \times (T_{sk} - 33))\} \quad (138)$$

Avec :

T_{sk} : Température cutanée locale [°C]

$$C = \begin{cases} 0{,}35, & T_{sk} \leq 32 \\ 0{,}35 \times [1{,}0 + 0{,}5 \times (T_{sk} - 32{,}0)], & 32 < T_{sk} \leq 34 \\ 0{,}7, & 34 < T_{sk} \end{cases} \quad (139)$$

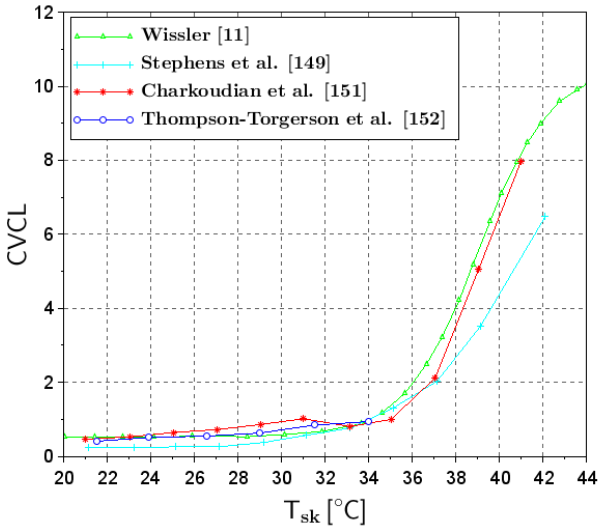

Figure 4.17 : Variable CVCL en fonction de la température cutanée locale.

Variation locale du débit sanguin cutané

Le débit sanguin cutané local est calculé par l'équation (128) en utilisant le même débit de base $SkBF$ pour toutes les régions. La variation locale est donc gouvernée par la variable $CVCL$. Si cette variable est la même pour deux parties du corps, on obtient le même débit sanguin cutané local. Or, le contraire a été observé au cours d'expériences réalisées par Vionnet et al. [153]. Les auteurs ont montré qu'il existe une différence entre les débits sanguins locaux du front, de l'avant-bras et de la cuisse même si leurs températures cutanées locales sont égales. L'utilisation des débits spécifiques aux éléments du corps humain peut donc améliorer le modèle de thermorégulation. Malgré cela, Wissler a considéré que les différences potentielles n'ont pas d'effet majeur sur la thermorégulation et les a donc négligées.

4.3.3. Sudation

La sudation est le mécanisme physiologique qui intervient pour dissiper de la chaleur à partir d'une température cutanée et centrale de seuil. La sudation consiste à sécréter de la sueur sur la surface de la peau par les glandes sudoripares. La chaleur latente résultante de l'évaporation de la sueur entraîne la dissipation de la chaleur du corps humain vers l'environnement.

Modèle de sudation globale

La sudation, comme le frissonnement et le débit sanguin cutané, dépend de variables physiologiques à savoir la température centrale, la température moyenne cutanée et la température cutanée locale. Le taux d'évaporation de la sueur croît avec l'augmentation du débit de sudation jusqu'à ce que la limite de vaporisation soit atteinte.

Wissler [11] a considéré que le phénomène de sudation devient actif à partir d'une température rectale de seuil qui diminue quand la température moyenne cutanée augmente.

Stolwijk et Hardy [45] ont mené des expérimentations afin de développer un modèle de débit de sudation basé sur les températures centrale et moyenne cutanée. Trois sujets ont participé à ces expériences qui ont consisté à les exposer à des ambiances à température variable. La Figure 4.18 montre l'évolution temporelle des températures ambiantes utilisées durant ces expériences.

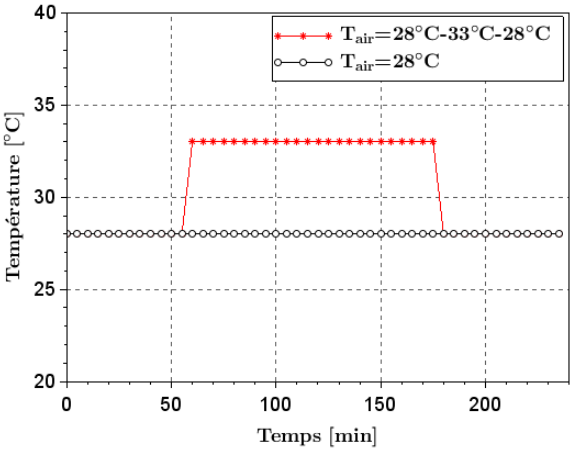

Figure 4.18 : Evolution temporelle des températures ambiantes pour les expériences de Stolwijk et Hardy [45]

La température moyenne cutanée, les températures centrales à savoir la température rectale et tympanique ainsi que le débit de sudation déduit par la perte de poids des sujets ont été mesurés durant les expérimentations. Les Figures 4.19 et 4.20 donnent les résultats ainsi obtenus pour les phases 28-33-28°C (Figure 4.19) et une exposition à 28°C (Figure 4.20). Les débits de sudation sont donnés par m^2 de surface corporelle.

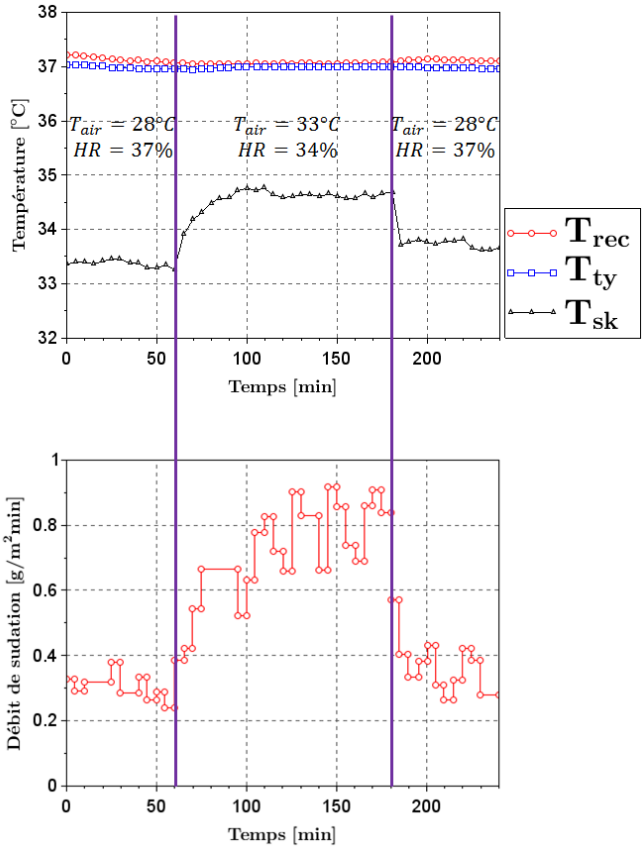

Figure 4.19 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une variation de la température ambiante de 28-33-28°C [45]

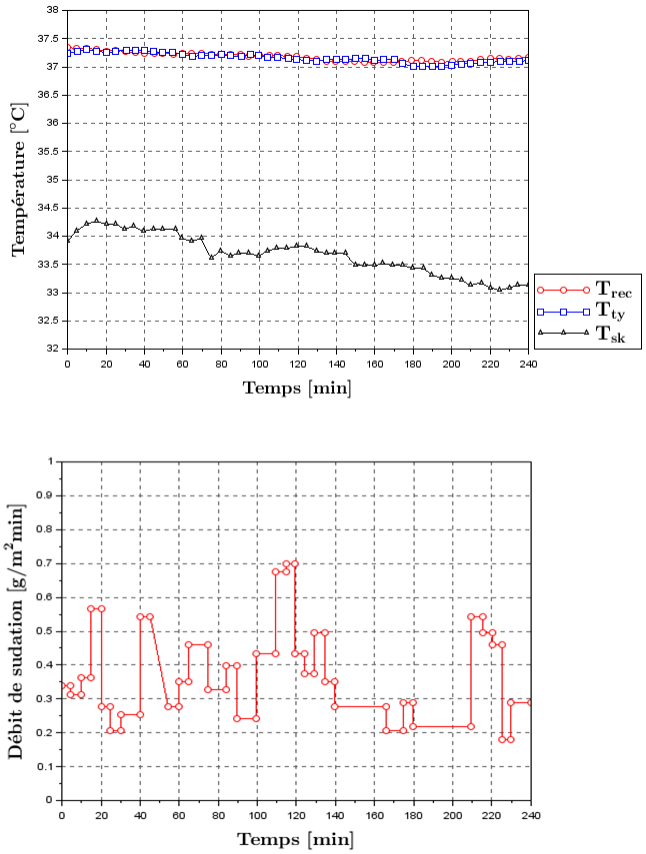

Figure 4.20 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une température ambiance de 28°C [45]

A partir des résultats expérimentaux précédents, Stolwijk et Hardy [45] ont proposé l'équation suivante pour prédire le débit de sudation :

$$SR = 0{,}15 + 2{,}4 \times \left(T_{ty} - 37{,}18\right) + 0{,}54 \times (\bar{T}_{sk} - 33{,}0) \tag{140}$$

Avec :

SR : Débit de sudation $[g.m^{-2}.min^{-1}]$

Hardy et Solwijk [154] ont renouvelé leurs expériences pour d'autres sollicitations à savoir 29-22-29°C. La Figure 4.21 donne une partie des résultats ainsi obtenus.

En se basant sur ces expériences, les auteurs ont développé un nouveau modèle du débit de sudation :

$$SR = 0{,}3 + 2{,}1 \times \left(T_{ty} - 36{,}6\right) \times (\bar{T}_{sk} - 33{,}5) \tag{141}$$

Pour deux types d'exercice et de conditions ambiantes, Wissler a proposé un modèle de sudation globale pour chaque configuration. Ces modèles sont fonction des températures rectale et moyenne cutanée et sont donnés dans le Tableau 4.19.

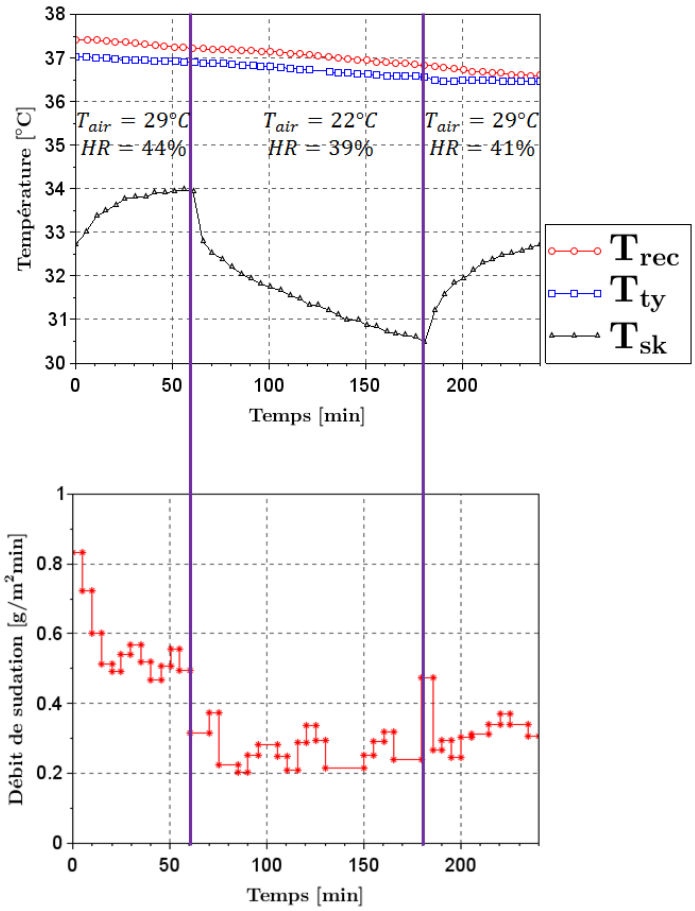

Figure 4.21 : Températures centrale et moyenne cutanée ainsi que débit de sudation mesurés pour des sujets exposés à une variation de la température ambiante de 29-22-29°C [154]

Conditions d'exercice et ambiante	Débit de sudation $[g.m^{-2}.min]$
Repos, non acclimaté à la chaleur	$SR = 3{,}27 \times (T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk} - 42{,}1)$
Repos, acclimaté à la chaleur	$SR = 3{,}27 \times (T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk} - 41{,}6)$
Exercice, non acclimaté à la chaleur	$SR = 3{,}27 \times (T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk} - 41{,}6)$
Exercice, acclimaté à la chaleur	$SR = 3{,}27 \times (T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk} - 41{,}1)$

Tableau 4.19 : Modèles de sudation globale proposés par Wissler [11]

Modèle de sudation locale

Wissler [11] a proposé un modèle pour le débit de sudation local :

$$SR_{j,k} = \gamma_k \times SR \times \exp\left[\delta\left(T_{sk,j,k} - \bar{T}_{sk}\right)\right] \tag{142}$$

Avec :

$SR_{j,k}$: Débit de sudation local $[g.m^{-2}.min^{-1}]$

γ_k : Sensibilité de l'élément k

δ : Constante égale à 0,1 $[K^{-1}]$

$T_{sk,j,k}$: Température du secteur angulaire (j,k)

La sensibilité de la surface est définie par le taux d'augmentation du débit de sudation de cette surface en fonction de la croissance de la température centrale.

Le débit de sudation global est calculé grâce aux débits locaux selon la formule :

$$SR = \sum_{k=1}^{21} \sum_{j=1}^{12} f_{j,k} \times SR_{j,k} \tag{143}$$

Avec :

$f_{j,k}$: Fraction surfacique du secteur angulaire (j, k)

$$f_{j,k} = \frac{A_{j,k}}{A} \tag{144}$$

Avec :

$A_{j,k}$: Surface du secteur angulaire (j, k) (m^2)

A : Surface corporelle (m^2)

Taylor et Machado-Moreira [155] ont analysé les données des 16 études réalisées par Machado-Moreira et Taylor [156], Machado-Moreira et al. [157], Ikeuchi et Kuno [158], Burch et Sodeman [159], Park et Tamura [160], Taylor et al. [161], Machado-Moreira et al. [162], Inoue et al. [163], Smith et al. [164], Hertzman [165], Hertzman et al. [166], Machado-Moreira et al. [167], Machado-Moreira et al. [168], Cotter [169], Gordon [170] et Machado-Moreira et al. [171]. A l'aide de ces données, les auteurs ont pu proposer des valeurs du produit $\gamma_j \times f_{j,k}$. Ces valeurs sont données dans le Tableau 4.20. Les valeurs de γ_j sont obtenues en divisant ces valeurs par la fraction surfacique de l'élémént $f_{j,k}$.

Elément	Elément k du modèle de Wissler	$\gamma_k \times f_{j,k}$
Tête	1 ; 2	0,139
Main	17 ; 21	0,060
Avant-bras	16 ; 20	0,061
Bras	14 ; 15 ; 18 ; 19	0,055
Poitrine	3	0,087
Abdomen	4 ; 5	0,069
Dos supérieur	3	0,172
Dos inférieur	4 ; 5	0,031
Cuisse	6 ; 7 ; 10 ; 11	0,156
Jambe	8 ; 12	0,134
Pied	9 ; 13	0,036

Tableau 4.20 : Valeur du produit $\gamma_j \times f_j$ proposées par Taylor et Machado-Moreira [155]

4.4. Conclusion

Le modèle de Wissler a été conçu pour calculer les variables et les réponses physiologiques d'un individu dans un environnement extérieur. Les mécanismes physiologiques sont calculés en fonction de la différence entre la température instantanée centrale et cutanée et leurs

températures de seuil. En plus, le calcul s'effectue pour une personne dont les caractéristiques anthropométriques sont moyennes, c'est-à-dire que les différences interindividuelles ne sont pas prises en compte. Enfin, d'après la litérature, il est pertinent de prendre en compte des variations locales du débit sanguin cutané.

Dans ces conditions, le prochain objectif de ce travail se résume en trois points :

- Remplacer le modèle actif du modèle de Wissler par un modèle basé sur les signaux des thermorécepteurs (rectangle vert de la Figure 4.22) ;
- Effectuer une analyse de sensibilité sur les paramètres des systèmes passif et actif afin d'étudier leurs influences sur le modèle de thermorégulation et sur la sensation thermique ainsi que sur le niveau du confort thermique.

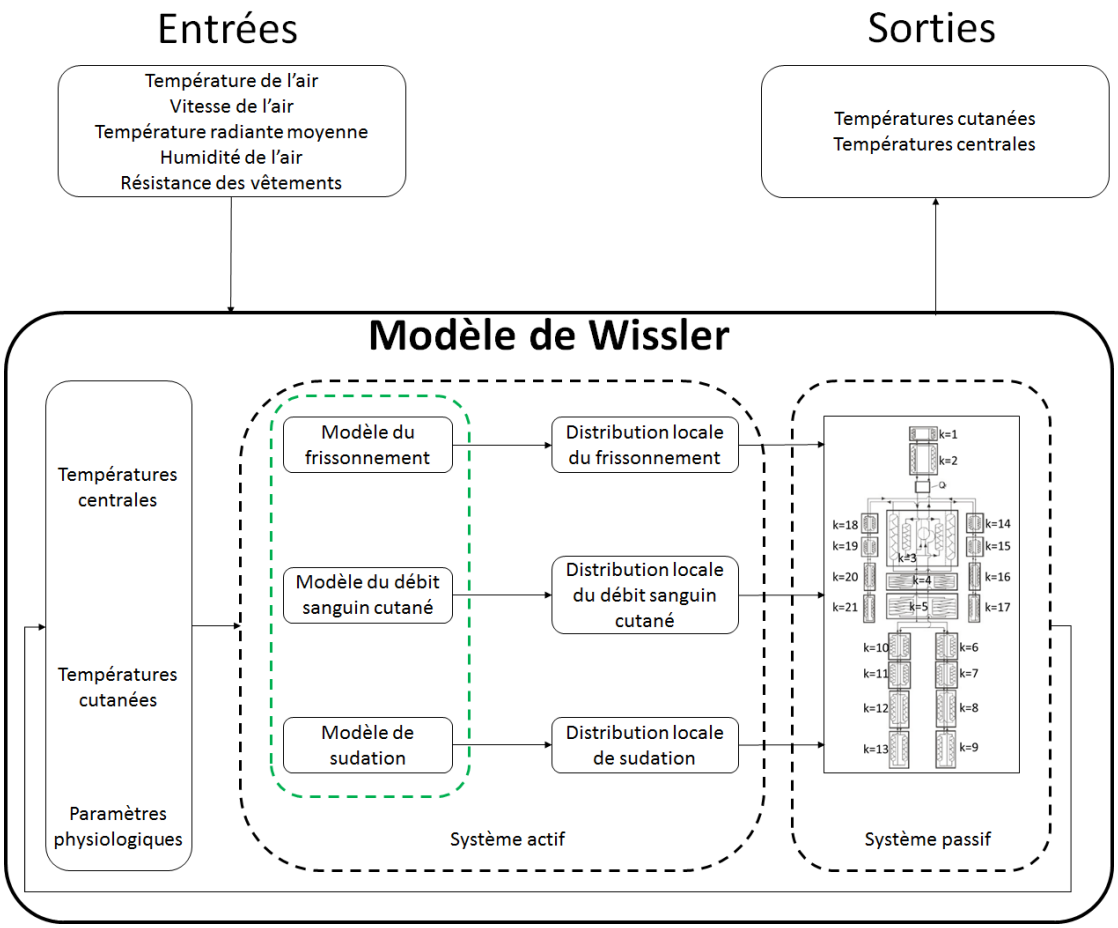

Figure 4.22 : Organigramme du modèle de Wissler

C'est l'objet du chapitre 5 pour le premier point et du chapitre 6 pour le second item.

5. DEVELOPPEMENT DU MODELE NEURO-HUMAN THERMAL MODEL

5.1. Introduction

L'objectif de ce chapitre est de développer un modèle de thermorégulation humaine plus proche du comportement dynamique, neurophysiologique et réel du corps humain. Ces avancées en termes de modélisation du système actif du corps humain ont déjà été envisagées par Wölki [69] dans les perspectives de ses travaux de thèse ou encore par Mishra et al [172]. Le but ultime est de les intégrer au modèle Human Thermal Model (HTM) de Wissler [11] dont les déclenchements des phénomènes de thermorégulation sont simplement basés sur la notion de température de seuil. Or, dans la réalité il en est tout autrement. Comme le décrit Hensen [6], les températures instantanées cutanées et locales sont mesurées par des thermorécepteurs localisés dans la peau pour les thermorécepteurs cutanés et l'hypothalamus pour les thermorécepteurs centraux. Ces thermorécepteurs traduisent cette mesure en des impulsions électriques d'amplitude constante et de fréquence variable en fonction des températures mesurées [16]. L'hypothalamus collecte ces signaux et génère des actions physiologiques comme le frissonnement, la variation du débit sanguin cutané responsable de la vasoconstriction ou de la vasodilatation suivant les situations ainsi que la sudation. Toutes ces actions ont pour but l'homéothermie du corps humain c'est à dire de maintenir la température du noyau à un niveau constant [173]. Un modèle de thermorégulation humaine réaliste se doit donc d'intégrer les modèles des thermorécepteurs qui sont à la base du fonctionnement du système actif du corps humain. Ceux-ci seront ensuite utilisés pour contrôler les modèles des phénomènes physiologiques (variation du débit sanguin cutané, frissonnement et sudation) si ces modèles sont disponibles.

5.2. Intégration du modèle des thermorécepteurs pour le contrôle du système actif

Les thermorécepteurs sont des terminaisons nerveuses sensibles à la température. Ils sont non-uniformément distribués dans la peau et le noyau [174].

Il existe deux types de thermorécepteurs cutanés à savoir les thermorécepteurs froids et chauds. Dans la peau, les thermorécepteurs froids sont placés plus profondément que les thermorécepteurs chauds [16] c'est à dire à une profondeur comprise entre 0,1 et 0,2 mm pour les froids et entre 0,3 à 0,6 mm pour les chauds.

Les thermorécepteurs froids sont capables de mesurer des températures comprises entre 12,6°C et 35,4°C alors que pour les thermorécepteurs chauds, la température mesurée se situe entre 23,6°C et 45,6°C [16]. La réponse totale d'un thermorécepteur se compose d'une réponse statique et le cas échéant d'une part dynamique. De plus, elle consiste en des signaux électriques caractérisés par leur fréquence.

5.2.1. Réponse statique des thermorécepteurs cutanés

Si la température mesurée est stationnaire, la fréquence des signaux des thermorécepteurs est constante. La fréquence maximale des thermorécepteurs cutanés froids est égale à 10,9 impulsions/sec à 26°C et celle des thermorécepteurs chauds avoisine 4 impulsions/sec pour une

température de 37,7°C. Les réponses des thermorécepteurs centraux sont décalées de 2°C par rapport à celles des thermorécepteurs cutanés (Figure 5.1).

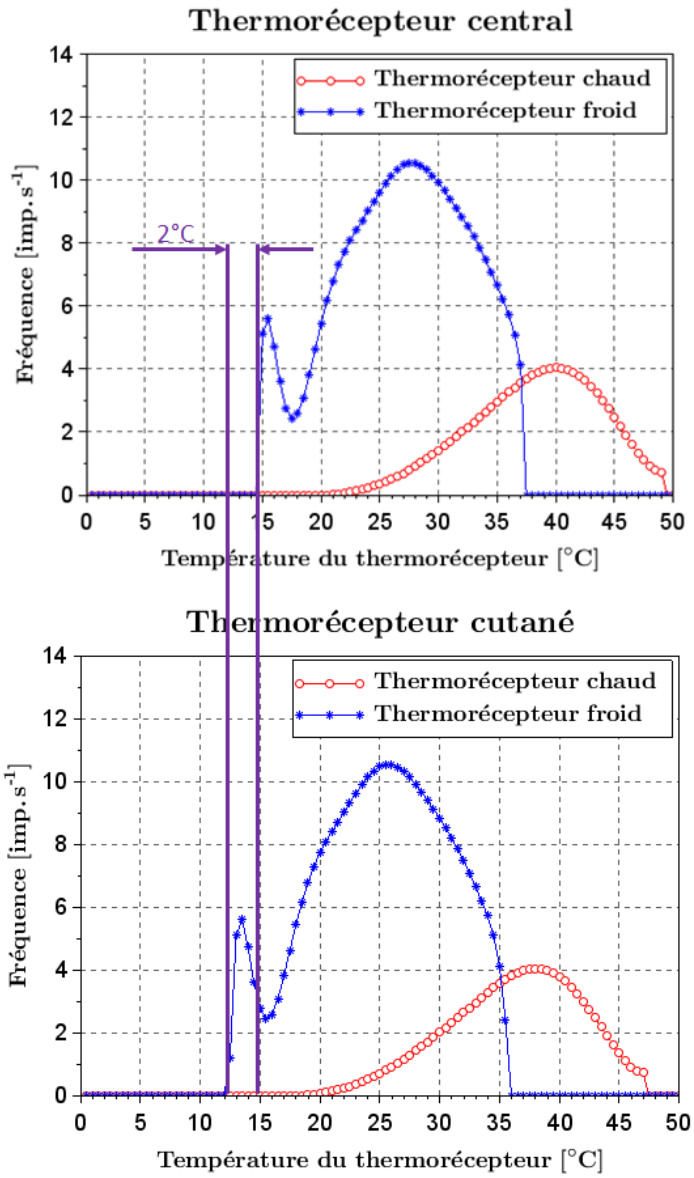

Figure 5.1 : Réponse statique des thermorécepteurs centraux et cutanés [16]

5.2.2. Réponse dynamique des thermorécepteurs

Pour un changement de la température du thermorécepteur de T_1 à T_2, la réponse des thermorécepteurs présente, dans un premier temps, une variation dont l'amplitude dépend de $(T_1 - T_2)$. Ensuite, la fréquence tend vers la fréquence statique correspondant à T_2 [174] (Figure 5.2). Ce processus s'applique pour tous les thermorécepteurs.

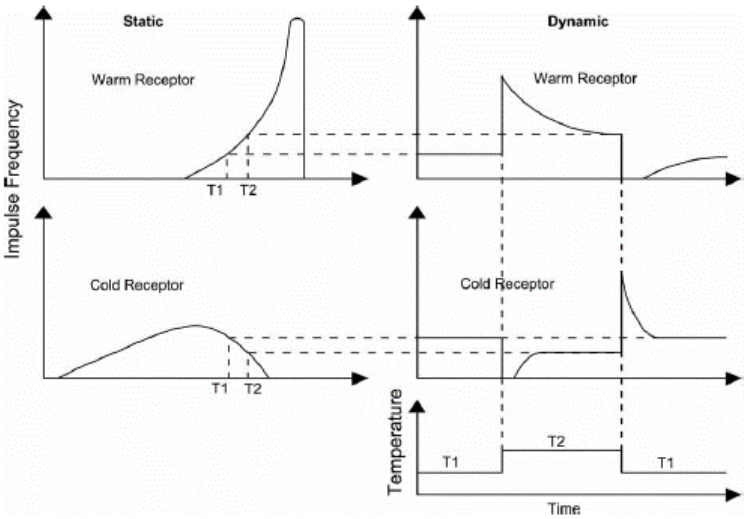

Figure 5.2 : Réponse dynamique des thermorécepteurs [175]

Des expériences ont été effectuées pour mesurer la variation de la fréquence des thermorécepteurs froids et chauds suite à une transition de la température cutanée. Sumino et al. [176] ont mesuré la réponse d'un thermorécepteur froid après une variation de la température des thermodes placés sur le visage de singes de 3°C et une vitesse de variation égale à 8°C/s (Figure 5.3). Le thermode est un appareil utilisé pour appliquer des transitions de la température de la peau en réglant les températures initiale et finale ainsi que la vitesse de variation de la température. Il est également utilisé pour appliquer une température statique de la peau. Quatre paliers de la sollicitation thermique ont été effectués, tous négatifs. La fréquence est d'abord constante avant l'application du stimulus (« ST » dans la Figure 5.3). Ensuite, la fréquence présente une augmentation brusque sur environ une seconde puis une décroissance monotone vers un asymptote. Cette valeur finale correspond à la fréquence statique de la température finale cible. Si on calcule la valeur moyenne des impulsions après la transition on a pour résultat que la moyenne du signal de 27°C est supérieure à celle de 30°C qui est elle-même supérieure à celle de 32°C. La différence entre le signal statique de 27°C et de 30°C vaut environ 6 $imp.s^{-1}$. Cette différence est relativement difficile à remarquer dans la Figure 5.3 au vu de l'échelle adoptée pour l'axe des ordonnées.

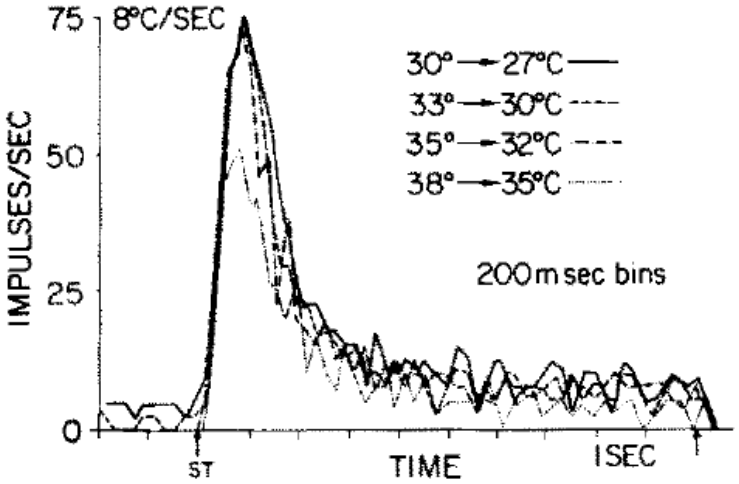

Figure 5.3 : Réponse du thermorécepteur cutané froid pour une variation de sa température d'amplitude égale à 3°C [176]

Mekjavic et Morrisson [16] ont developpé un modèle pour calculer les réponses totales, statiques et dynamiques des thermorécepteurs en fonction de la température dans le but de modéliser la commande des mécanismes physiologiques du système actif.

5.2.3. Modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson

Mekjavic et Morrisson [16] ont modélisé la réponse statique des thermorécepteurs par des lois polynomiales très adaptées pour représenter la forme particulière des fonctions implusion. Les équations proposées sont les suivantes :

Pour la réponse statique des thermorecepteurs cutanés froids :

$$F_{stat,c} = \sum_{i=1}^{10} P_i \times T^i \tag{145}$$

Pour la réponse statique des thermorécepteurs cutanés chauds :

$$F_{stat,w} = \sum_{i=1}^{10} Q_i \times T^i \tag{146}$$

Avec :

$F_{stat,c}$ et $F_{stat,w}$: Réponses statiques des thermorécepteurs cutanés froids et chauds respectivement $[imp.s^{-1}]$

T: Température du thermorecepteur $[°C]$

P_i et Q_i : Paramètres

Le Tableau 1 donne les valeurs des paramètres P_i et Q_i ainsi que leurs unités.

i	P_i	Q_i	unité
0	$-0{,}19005313 \times 10^6$	$0{,}1526647 \times 10^5$	$imp.s^{-1}$
1	$0{,}85318078 \times 10^5$	$-0{,}5147704 \times 10^4$	$imp.s^{-1}°C^{-1}$
2	$-0{,}16974919 \times 10^5$	$0{,}7707699 \times 10^3$	$imp.s^{-1}°C^{-2}$
3	$0{,}19724509 \times 10^4$	$-0{,}67475955 \times 10^2$	$imp.s^{-1}°C^{-3}$
4	$-0{,}14833377 \times 10^3$	$0{,}38244284 \times 10$	$imp.s^{-1}°C^{-4}$
5	$0{,}75486723 \times 10$	$-0{,}14664175$	$imp.s^{-1}°C^{-5}$
6	$-0{,}26343323$	$0{,}38526706 \times 10^{-2}$	$imp.s^{-1}°C^{-6}$
7	$0{,}62289589 \times 10^{-2}$	$-0{,}68496075 \times 10^{-4}$	$imp.s^{-1}°C^{-7}$
8	$-0{,}95563808 \times 10^{-4}$	$0{,}78889647 \times 10^{-6}$	$imp.s^{-1}°C^{-8}$
9	$0{,}85949930 \times 10^{-6}$	$-0{,}53173142 \times 10^{-8}$	$imp.s^{-1}°C^{-9}$
10	$-0{,}34432887 \times 10^{-8}$	$0{,}15936041 \times 10^{-10}$	$imp.s^{-1}°C^{-10}$

Tableau 5.1 : Valeur des paramètres des réponses des thermorécepteurs chauds et froids proposés par Mekjavic et Morrisson [16]

Afin de calculer les réponses des thermorécepteurs centraux, il suffit d'ajouter 2°C à la température T dans les équations (145) et (146).

La réponse dynamique des thermorécepteurs à une variation de leur température de T_1 à T_2 consiste en deux composantes qui sont la réponse transitoire F_{trans} et la réponse échelon F_{step}. Le pas de temps utilisé dans ces modèles est égal à 2 s.

La réponse transitoire s'exprime par :

$$F_{trans}(t) = P \times A \times (E(t) - I(t)) \tag{147}$$

Avec :

$$P = D \times Z \tag{148}$$

$$D = \begin{cases} 1, & si \;\; T_2 < T_1 \\ -1, & si \;\; T_1 \leq T_2 \end{cases} \tag{149}$$

$$Z = \begin{cases} 1, & pour\ un\ thermorécepteur\ froid \\ -1, & pour\ un\ thermorécepteur\ chaud \end{cases} \tag{150}$$

$$A = F_1 \times |S| \times G \tag{151}$$

Avec :

S : amplitude de la transition $[imp.s^{-1}]$

$$S = F_2 - F_1 \tag{152}$$

F_1 et F_2 sont les réponses statiques associées aux températures T_1 et T_2 respectivement. Elles sont calculées par les équations (145) et (146).

G : Gain dont la valeur a été fixée à 5

$E(t)$ et $I(t)$ sont les mécanismes excitateur et inhibiteur des thermorécepteurs [16] :

$$E(t) = \exp\left(-\frac{t}{\Gamma_{tre}}\right) \tag{153}$$

$$I(t) = \exp\left(-\frac{t}{\Gamma_{tri}}\right) \tag{154}$$

Avec :

Γ_{tre} : Constante de temps du mécanisme excitateur égale à 5,5 s

Γ_{tri} : Constante de temps du mécanisme inhibiteur égale à 3,3 s

La réponse de type échelon F_{step} s'écrit :

$$F_{step}(t) = S \times \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{\Gamma_{tr}}\right)\right) \tag{155}$$

Avec :

Γ_{tr} : Constante de temps égale à 5,5 s

La réponse totale des thermorécepteurs est la somme des trois fonctions considérées à savoir les réponses statique, transitoire et échelon :

$$F(t) = F_{stat}(t) + F_{trans}(t) + F_{step}(t) \quad (156)$$

Mekjavic et Morrisson [16] ont calculé la réponse transitoire sur une base temporelle de 30 s. Pour cela, une somme des signaux F(t) est effectuée sur une durée de 30 s avec les réponses totales obtenues toutes les 2 s :

$$N(t) = \sum_{i=0}^{30s} F(t-i) \quad (157)$$

5.2.4. Intégration du modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson au système actif de Wissler

Afin d'intégrer le modèle de thermorécepteur proposé par Mekjavic et Morrisson [16] dans le modèle actif de Wissler [11], il est d'abord nécessaire :

- De choisir les nœuds adéquats du modèle passif de Wissler pour les températures des thermorécepteurs centraux et cutanés ;
- D'effectuer le calcul avec le même pas de temps.

Pour le premier point, les correspondances seront données lors de la description du couplage des modèles du système actif au modèle passif de Wissler.

Le second point a fait l'objet d'une étude spécifique. Le pas temps de calcul du modèle de Wissler est au maximum égal à 1,5 s alors que le pas de temps utilisé pour le modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson [16] est de 2 s. Nous nous proposons donc d'étudier l'impact du changement du pas de temps du modèle des thermorécepteurs afin de pouvoir le modifier et plus exactement de le diminuer à 1,5 s. Pour l'étude de l'impact de ce changement de pas de temps, nous utilisons quatre types de sollicitation temporelle :

- Echelon
- Rampe
- Dirac
- Sinusoïde
- Aléatoire

Nous présentons tout d'abord qualitativement les réponses obtenues pour les quatre types de sollicitation et les deux pas de temps. Dans la dernière partie de cette section, nous quantifions pour tous les cas étudiés les écarts observés entre les réponses obtenues pour les deux pas de temps.

Sollicitation de type échelon

La Figure 5.4 donne la variation de la température des thermorécepteurs chauds et froids de type échelon utilisée d'une durée totale de 250 s. L'amplitude du premier palier est de 3°C pour des températures minimale et maximale égales à 27°C et 30°C respectivement. Pour le second palier d'une amplitude égale à 6°C, la température passe de 27°C à 33°C.

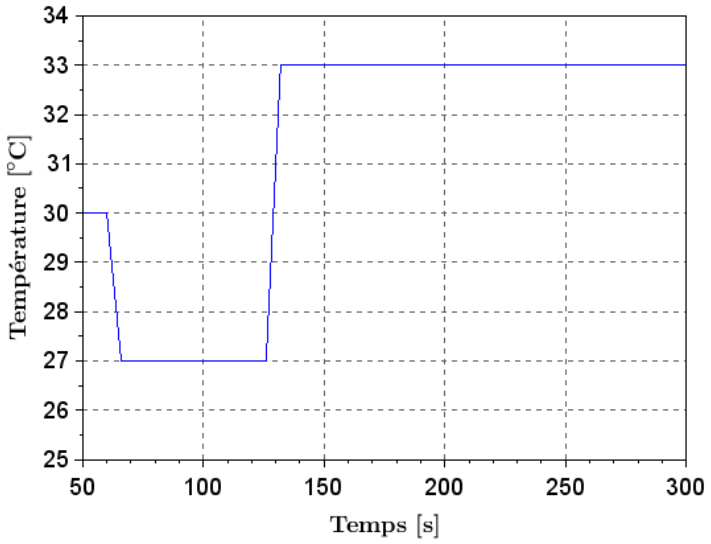

Figure 5.4 : Variation de type échelon de la température du thermorécepteur

Les figures 5.5 et 5.6 donnent les réponses des thermorécepteurs cutanés chaud et froid pour les pas de temps de 1,5 s et 2 s.

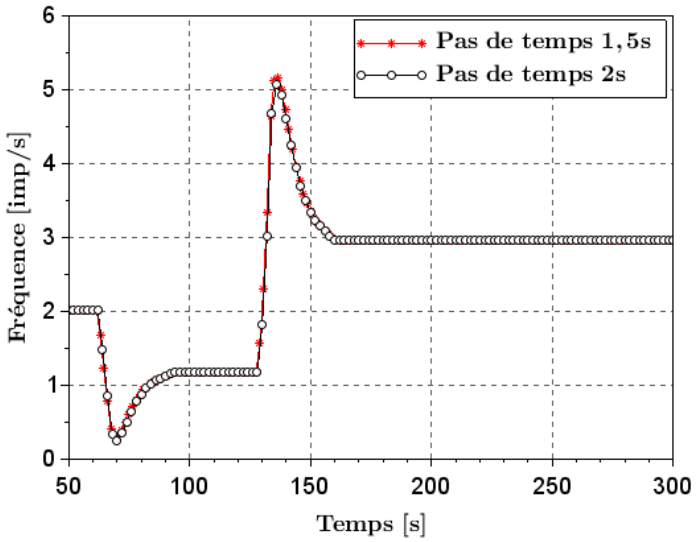

Figure 5.5 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type échelon de sa température

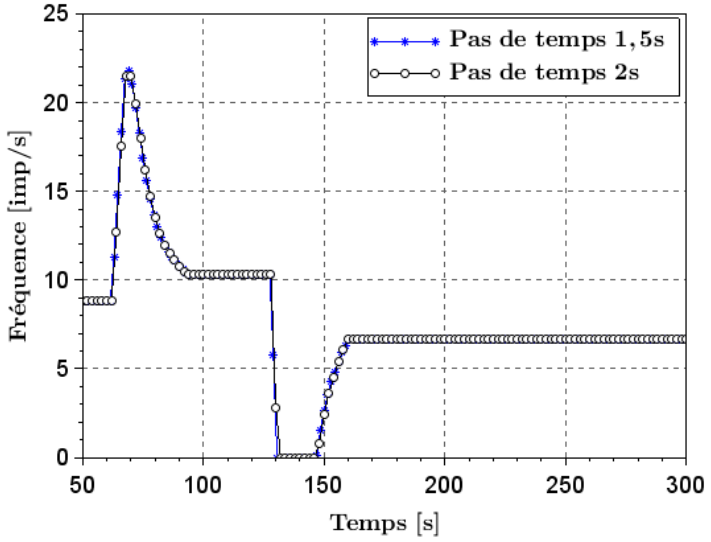

Figure 5.6 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type échelon de sa température

Sollicitation de type rampe

La Figure 5.7 donne la variation de la température du thermorécepteur du type rampe testée d'une durée totale de 250 s. L'amplitude maximale du signal est égale à 6°C pour des températures minimale et maximale égales à 30°C et 36°C respectivement.

Les Figures 5.8 et 5.9 donnent les réponses des thermorécepteurs cutanés chaud et froid suite à la sollicitation en température présentée à la Figure 5.7.

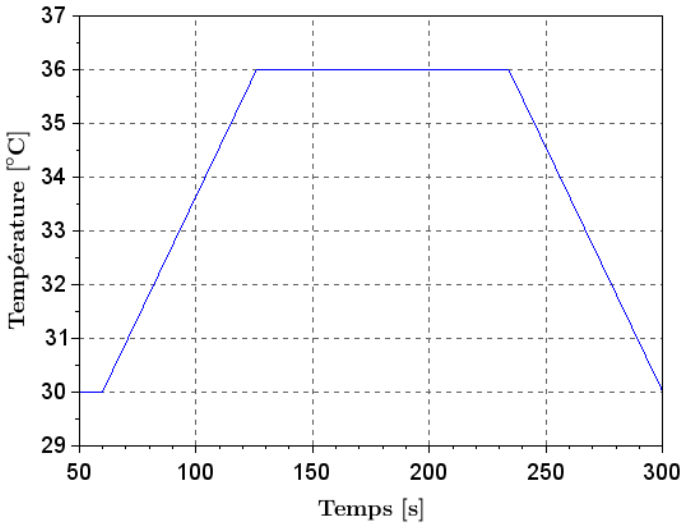

Figure 5.7 : Variation de type rampe de la température du thermorécepteur

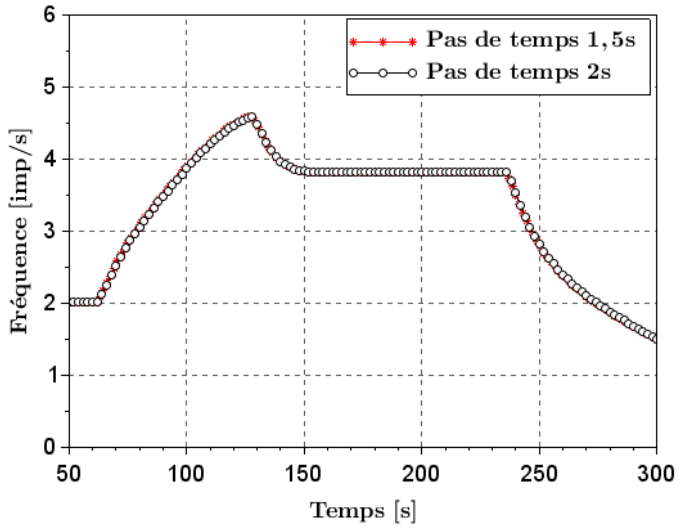

Figure 5.8 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type rampe de sa température

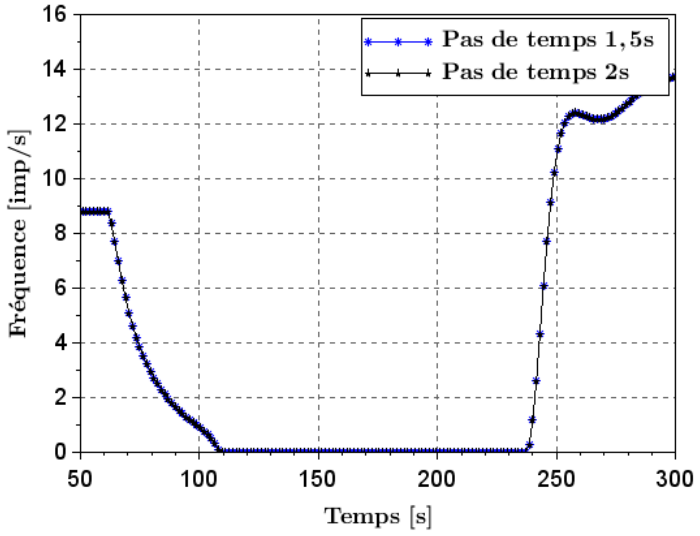

Figure 5.9 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type rampe de sa température

Sollicitation de type Dirac

La Figure 5.10 donne la variation de la température du thermorécepteur de type Dirac testée sur une durée de 250 s. Les amplitudes du premier et du second signal sont respectivement 5°C et -5°C pour la même température initiale égale à 30°C.

Les Figures 5.11 et 5.12 donnent les réponses des thermorécepteurs cutanés chaud et froid suite à la sollicitation en température présentée à la Figure 5.10.

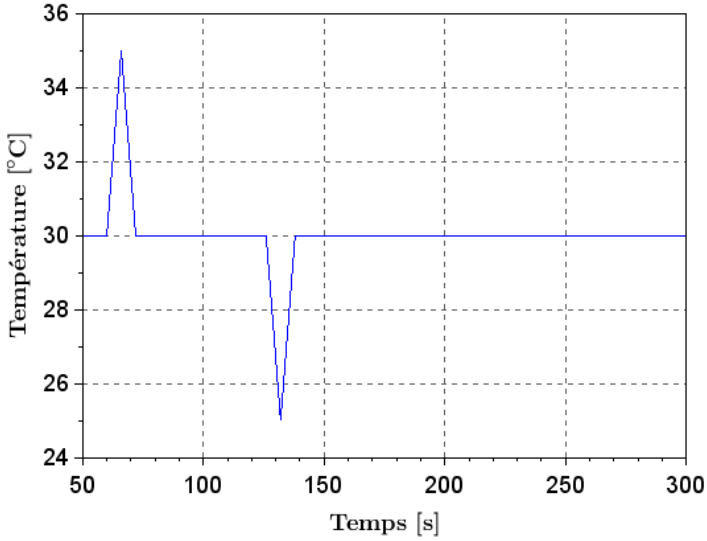

Figure 5.10 : Variation de type Dirac de la température du thermorécepteur

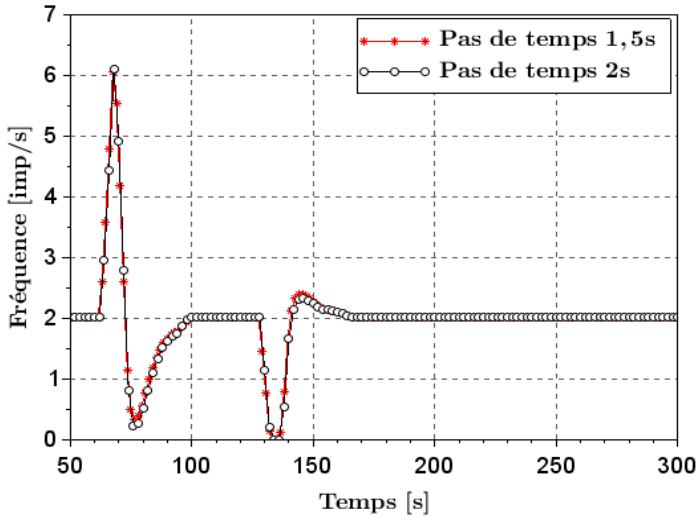

Figure 5.11 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type Dirac de sa température

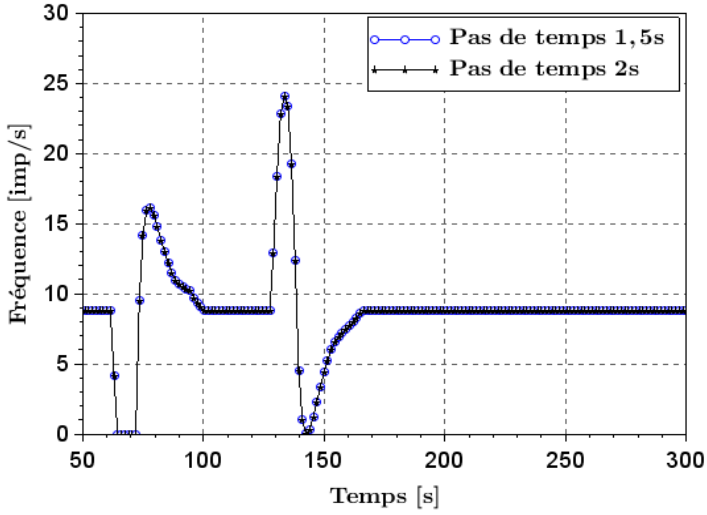

Figure 5.12 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type Dirac de sa température

Sollicitation de type sinusoïdale

La comparaison pour une sollicitation de type sinusoïdale a été effectuée sur une durée de 800 s. Le signal sinusoïdal présente une amplitude égale à 10°C soit une température comprise entre 25°C et 35°C et une période égale à 400 s (Figure 5.13).

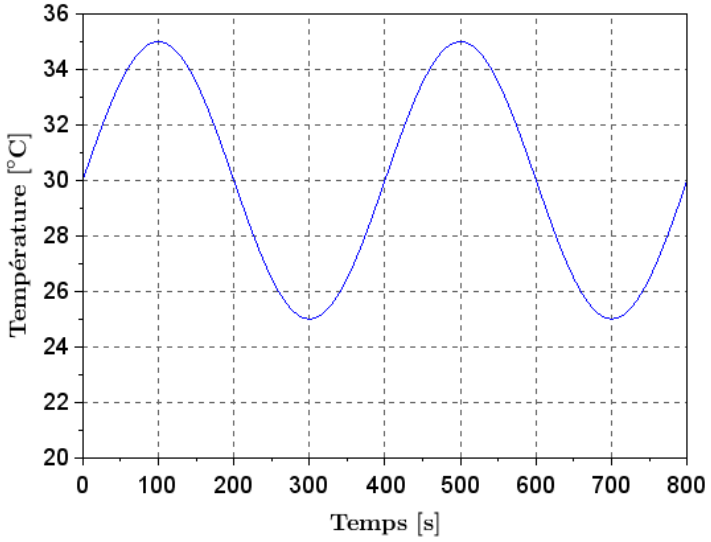

Figure 5.13 : Variation de type sinusoïdale de la température du thermorécepteur

Les Figures 5.14 et 5.15 donnent les réponses des thermorécepteurs cutanés chaud et froid suite à la sollicitation en température présentée à la Figure 5.13.

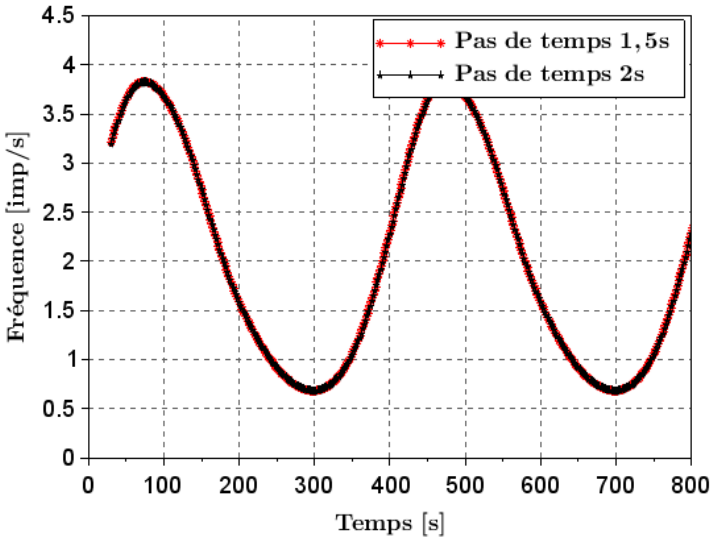

Figure 5.14 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type sinusoïdale de sa température

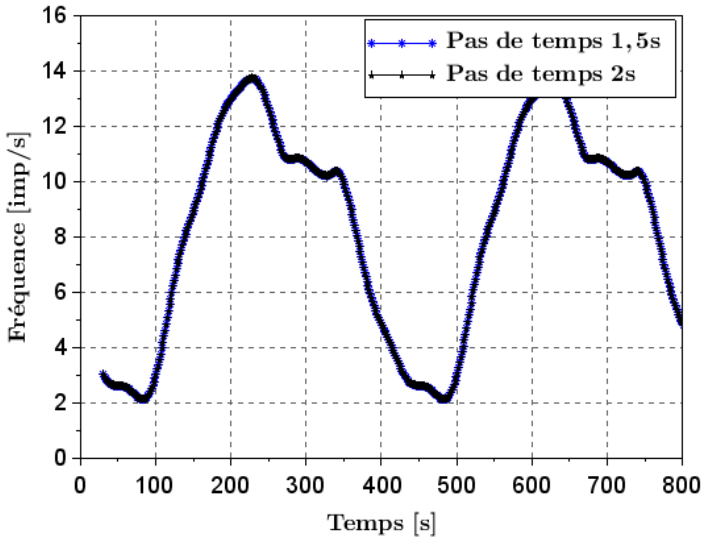

Figure 5.15 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type sinusoïdale de sa température

Sollicitation de type aléatoire

La variation de la température du thermorécepteur de type aléatoire est présentée dans la Figure 5.16. La température varie entre 31,5°C et 35,0 °C sur une durée de 250 s.

Les réponses des thermorécepteurs cutanés à une sollicitation de leur température de type aléatoire sont données dans les Figures 5.17 et 5.18.

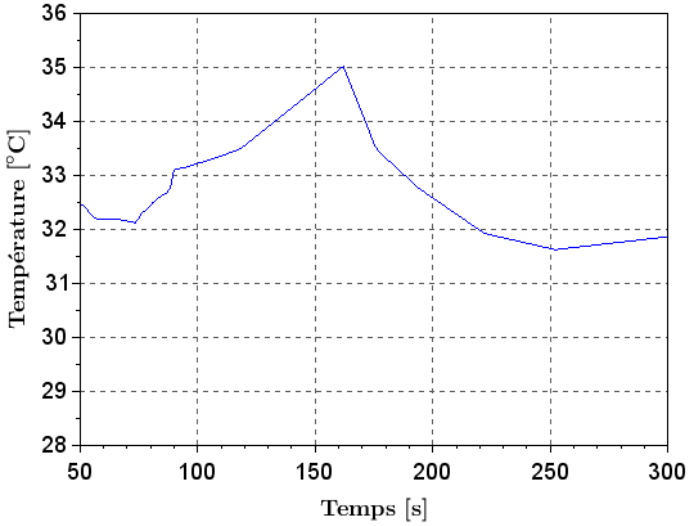

Figure 5.16 : Variation de type aléatoire de la température du thermorécepteur

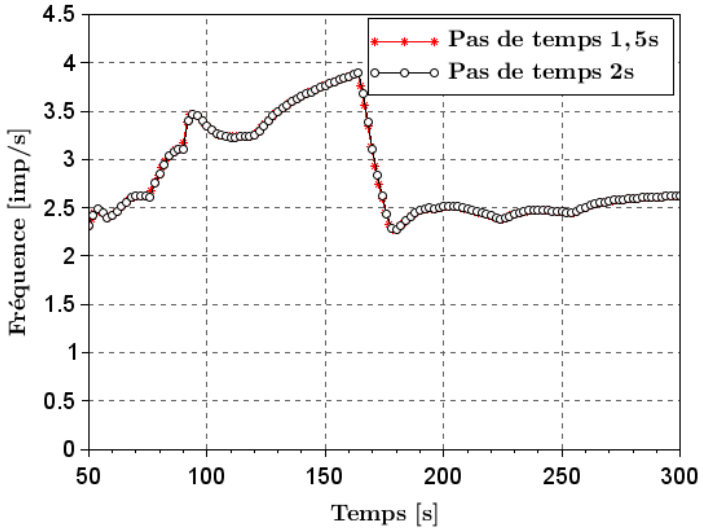

Figure 5.17 : Réponse du thermorécepteur chaud à une variation de type aléatoire de sa température

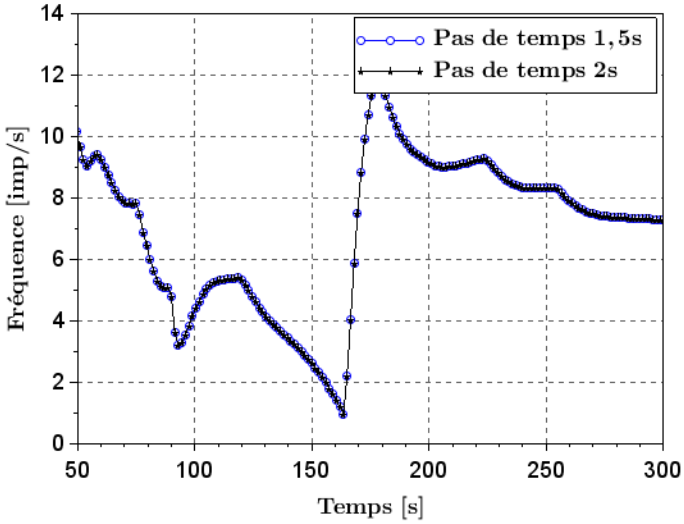

Figure 5.18 : Réponse du thermorécepteur froid à une variation de type aléatoire de sa température

Analyse des écarts observés

Afin de comparer quantitativement les réponses des thermorécepteurs, des critères numériques permettant de juger de l'amplitude des écarts ont été calculés. Il s'agit de :

La somme quadratique :

$$SSE = \sum_{i=1}^{N} \left(N_2(i) - N_{1,5}(i) \right)^2 \tag{158}$$

L'erreur quadratique moyenne :

$$MSE = \frac{SSE}{N} \tag{159}$$

La racine de l'erreur quadratique moyenne :

$$RMSE = \sqrt{MSE} \tag{160}$$

L'erreur moyenne absolue :

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^{N} ABS\left(N_2(i) - N_{1,5}(i)\right)}{N} \tag{161}$$

La moyenne du biais :

$$MBE = \frac{\sum_{i=1}^{N}\left(N_2(i) - N_{1,5}(i)\right)}{\sum_{i=1}^{N} N_2\,(i)} \tag{162}$$

Le coefficient de variation de l'erreur quadratique :

$$CV\ RMSE = \frac{RMSE}{\frac{\sum_{i=1}^{N} N_2(i)}{N}} \tag{163}$$

Avec :

$N_2(i)$: Réponse du thermorécepteur chaud ou froid à l'instant i calculée avec un pas de temps égal à 2s

$N_{1,5}(i)$: Réponse du thermorécepteur chaud ou froid à l'instant i calculée avec un pas de temps égal à 1,5s

Les valeurs de i utilisées pour évaluer les écarts sont celles calculées aux mêmes moments à savoir pour t = 6, 12, 18 s etc ce qui donne une valeur de N égale à 41 pour une séquence de 250 s et à 133 pour une séquence de 800 s.

Tous les résultats obtenus sont donnés dans le Tableau 5.2.

Globalement les valeurs des différents écarts restent très faibles quel que soit le cas étudié. Ainsi, il est à noter, par exemple, que l'erreur quadratique moyenne MSE est très proche de la valeur nulle pour tous les cas.

Sollicitation	Echelon		Rampe		Dirac		Sinusoïdale		Aléatoire	
	NW	NC	NW	NC	NW	NC	NW	NC	NW	NC
SSE $[imp^2.s^{-2}]$	0,12	0,81	0,008	1,73	0,26	4,04	0,009	0,26	0,009	0,45
MSE $[imp^2.s^{-2}]$	0,003	0,02	0,0002	0,04	0,006	0,09	0,00007	0,002	0,0002	0,0097
$RMSE$ $[imp.s^{-1}]$	0,05	0,13	0,01	0,19	0,08	0,30	0,008	0,04	0,01	0,10
MAE $[imp.s^{-1}]$	0,01	0,03	0,09	0,08	0,03	0,09	0,007	0,04	0,008	0,05
MBE $[imp.s^{-1}]$	−0,004	−0,002	−0,0002	−0,01	−0,008	−0,002	0,00009	−0,0007	−0,0004	−0,001
$CV\ RMSE$ $[-]$	0,02	0,02	0,004	0,05	0,04	0,03	0,004	0,005	0,005	0,01

Tableau 5.2 : Valeur des écarts entre les réponses des thermorécepteurs chaud et froid en utilisant deux pas de temps (NW : réponse du thermorécepteur chaud ; NC : réponse du thermorécepteur froid)

En conclusion et au vu des écarts observés entre les réponses pour les deux pas de temps utilisés, nous adoptons un pas de temps égal à 1,5 s pour les modèles de tous les thermorécepteurs.

5.3. Modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson

Mekjavic et Morrisson [16] ont développé un modèle de frissonnement basé sur les signaux des thermorécepteurs. Ce modèle utilise les signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux pour calculer le métabolisme total qui est composé du métabolisme de base et du métabolisme de frissonnement (Figure 5.19).

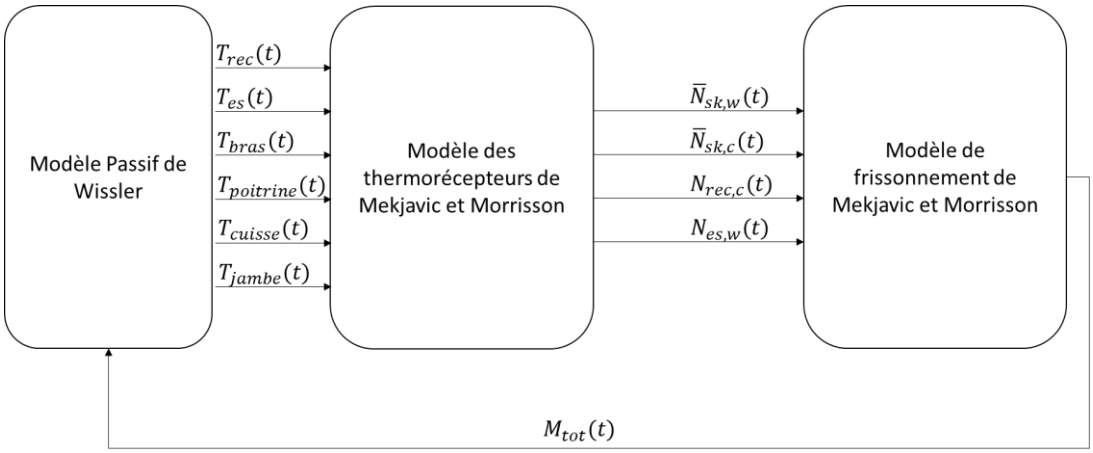

Figure 5.19 : Couplage du modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] au modèle passif de Wissler et aux modèles des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson [16]

Les entrées du modèle de frisonnement sont :

- $\bar{N}_{sk,w}$: Réponse moyenne des thermorécepteurs cutanés chauds $[imp.s^{-1}]$
- $\bar{N}_{sk,c}$: Réponse moyenne des thermorécepteurs cutanés froids $[imp.s^{-1}]$
- $N_{rec,c}$: Réponse du thermorécepteur froid du rectum $[imp.s^{-1}]$
- $N_{es,w}$: Réponse du thermorécepteur chaud de l'œsophage $[imp.s^{-1}]$

La sortie du modèle de frisonnement est :

- $M_{tot}(t)$: Métabolisme total $[mlO_2.min^{-1}kg^{-1}]$

5.3.1. Présentation du modèle

Les réponses moyennes des thermorécepteurs cutanés s'expriment par :

$$\bar{N}_{sk,w} = \frac{N_{bras,w} + N_{poitrine,w} + N_{cuisse,w} + N_{jambe,w}}{4} \tag{164}$$

$$\bar{N}_{sk,c} = \frac{N_{bras,c} + N_{poitrine,c} + N_{cuisse,c} + N_{jambe,c}}{4} \tag{165}$$

Avec :

N_{bras} : Réponse du thermorécepteur cutané du bras (w : chaud, c : froid) $[imp.s^{-1}]$

$N_{poitrine}$: Réponse du thermorécepteur cutané de la poitrine (w : chaud, c : froid) $[imp.s^{-1}]$

N_{cuisse} : Réponse du thermorécepteur cutané de la cuisse (w : chaud, c : froid) $[imps.s^{-1}]$

N_{jambe} : Réponse du thermorécepteur cutané de la jambe (w : chaud, c : froid) $[imp.s^{-1}]$

Mekjavic et Morrisson [16] ont supposé que le métabolisme total est généré par les réponses des thermorécepteurs froids cutanés et centraux puis corrigé par les réponses des thermorécepteurs chauds :

$$M_{tot}(t) = p_1 + p_2 \times \left(M_c(t) - M_w(t)\right) + p_3 \times \left(M_r(t) - M_e(t)\right) \quad (166)$$

p_1 : Constante égale à 8,73 $[mlO_2.kg^{-1}min^{-1}]$

p_2 : Constante égale à 0,771 $[mlO_2s.kg^{-1}min^{-1}imp^{-1}]$

p_3 : Constante égale à 1,199 $[mlO_2s.kg^{-1}min^{-1}imp^{-1}]$

$M_c(t)$, $M_w(t)$, $M_r(t)$ et $M_e(t)$ sont calculés par les expressions suivantes :

$$M_c(t) = \bar{N}_{sk,c}(t) + \sum_{i=0,di=10}^{180} \left(\bar{N}_{sk,c}(t - idt) - \bar{N}_{sk,c}(t - idt - 10)\right) \times \left(1 - \exp\left(\frac{-dt \times (180 - i)}{30}\right)\right) \quad (167)$$

$$M_w(t) = \bar{N}_{sk,w}(t) + \sum_{i=0.di=10}^{180} \left(\bar{N}_{sk,w}(t - idt) - \bar{N}_{sk,w}(t - idt - 10)\right) \times \left(1 - \exp\left(\frac{-dt \times (180 - i)}{30}\right)\right) \quad (168)$$

$$M_r(t) = N_{rec,c}(t) + \sum_{i=0,di=10}^{180} \left(N_{rec,c}(t - idt) - N_{rec,c}(t - idt - 10)\right) \times \left(1 - \exp\left(\frac{-dt \times (180 - i)}{30}\right)\right) \quad (169)$$

$$M_e(t) = N_{es,w}(t) + \sum_{i=0,di=10}^{180} \left(N_{es,w}(t - idt) - N_{es,w}(t - idt - 10)\right) \times \left(1 - \exp\left(\frac{-dt \times (180 - i)}{30}\right)\right) \quad (170)$$

Avec :

dt : Pas de temps égal à 1,5s

i : Indice avec un pas d'incrément di de 10 (i=0,10,20, …,180)

Le coefficient p_1 de l'équation (166) représente le métabolisme de base, les deux autres termes sont relatifs au métabolisme de frissonnement.

Le terme $M_c(t) - M_w(t)$ représente la contribution des impulsions périphériques au métabolisme de frissonnement. Cette contribution est générée par les réponses des thermorécepteurs cutanés froids $M_c(t)$ et pondérée par les réponses des thermorécepteurs cutanés chauds $M_w(t)$. Il en est de même pour la contribution centrale traduite par le deuxième terme $M_r(t) - M_e(t)$ où $M_r(t)$ est l'excitation froide et $M_e(t)$ est la pondération chaude.

Mekjavic et Morrisson [16] ont comparé leur modèle à deux autres modèles à savoir le modèle de Hayward et al. [49] et le modèle de Nadel et al. [52]. Ces modèles sont basés sur la température de seuil et calculent le métabolisme de frissonnement en fonction des signaux d'erreurs (différence entre la température instantanée et la température de seuil) cutanés et centraux. Ces signaux d'erreur représentent les contributions des signaux cutanés et centraux au métabolisme de frissonnement. C'est donc le même raisonnement que pour le modèle de Mekjavic et Morrisson [16].

Le modèle de Hayward et al. [49] prédit le métabolisme total par l'équation :

$$M_{tot}(t) = 0{,}0356 \times (\bar{T}_{sk}(t) - 41{,}8) \times (T_{ty}(t) - 41{,}0) \quad (171)$$

Avec :

$\bar{T}_{sk}(t)$: Température moyenne de la peau [$°C$]

$T_{ty}(t)$: Température tympanique [$°C$]

Le modèle de Nadel [52] évalue le métabolisme de frissonnement par l'équation :

$$M_f(t) = 36 \times \left(36{,}5 - T_{ty}(t)\right) \times \left(32{,}2 - \bar{T}_{sk}(t)\right) + 7 \times (32 - \bar{T}_{sk}(t)) \quad (172)$$

Dans le modèle de Hayward et al. [49] la relation entre les signaux d'erreur cutanés et centraux est multiplicative. A ce modèle, Nadel et al. [52] ont ajouté un terme qui prédit l'augmentation du métabolisme de frissonnement en fonction de la température cutanée si la température centrale est constante. Ces deux modèles calculent le métabolisme de frissonnement en fonction des signaux d'erreurs centraux et cutanés d'où l'analogie avec le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] qui calcule le métabolisme de frissonnement en fonction des signaux des thermorécepteurs centraux et cutanés.

Afin d'effectuer une comparaison, Mekjavic et Morrisson [16] ont ajouté le terme qui représente le métabolisme de base dans leur modèle à savoir 8,73 [$mlO_2.kg^{-1}min^{-1}$] au modèle de Nadel et al. [52] (Équation (172).

Le Tableau 5.3 donne les valeurs du métabolisme total sans frissonnement mesuré expérimentalement pour plusieurs types d'activités.

Type d'activité	Métabolisme total [177] [$mlO_2.min^{-1}.kg^{-1}$]
Assis	3,15
Marche (<3,2 km/h)	7
Marche (>3,2 km/h)	8,75
Sport	$14 - 43{,}75$

Tableau 5.3 : Valeur du métabolisme total pour plusieurs types d'activités [177]

Comme le montre le Tableau 5.3, la constante p_1 d'une valeur de 8,73 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$ correspond à une personne en marche. Elle est bien trop importante par rapport à la valeur du métabolisme de base pour une personne assise donnée dans le Tableau 5.3 à savoir 3,15 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$. Il est à noter que Mekjavic et Morrisson [16] ont proposé de faire varier la valeur de cette constante dans leur modèle de 1 à 10 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$. Pour une personne assise, le métabolisme de base calculé par le modèle de Wissler [11] est égal à 3,16 $mlO_2.min^{-1}kg$. Cette valeur est très proche de celle proposée par Ainsworth et al. [177]. Nous proposons d'utiliser 3,16 $mlO_2.min^{-1}kg$ comme valeur du métabolisme de base dans le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] c'est-à-dire la valeur de p_1 de l'équation (166). L'effet de ce changement de valeur est quantifié à la section 5.3.3.

5.3.2. Couplage du modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson au système passif de Wissler

Mekjavic et Morrisson [16] ont développé un modèle qui prédit le métabolisme total à savoir le métabolisme de base et de frissonnement en fonction des signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux (Equation (166)). Le modèle de frissonnement développé par Wissler [11] est fonction des signaux d'erreur cutanés et centraux. Afin de coupler le modèle de Mekjavic

et Morrisson [16] avec le modèle de Wissler [11], l'équation (166) est utilisée comme entrée pour le système passif du modèle de Wissler. Par ailleurs, Wissler [11] évalue le métabolisme de base de chaque nœud (i, j, k) de son système passif à l'exception des muscles lisses i.e. les muscles qui frissonnent. Il calcule la somme des métabolismes des nœuds pour obtenir le taux de métabolisme de base du corps. Ce métabolisme est constant et vaut 3,16 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$ pour un individu assis. Il détermine ensuite le métabolisme de frissonnement par l'équation (120) (Section 4.3.1) et le distribue sur les muscles qui frissonnent (Section 4.3.1 – Tableau 4.17). Enfin, il ajoute le métabolisme de frissonnement au métabolisme de base pour obtenir le métabolisme total.

Les températures rectale et de l'œsophage utilisées pour calculer les signaux des thermorécepteurs centraux correspondent aux températures $T(5,6,5)$ et $T(1,6,3)$ du modèle de Wissler. Les signaux des thermorécepteurs cutanés sont calculés par les équations suivantes :

$$N_{bras,w} = \frac{\sum_{k=14}^{15}\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,k) + \sum_{k=18}^{19}\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,k)}{48} \tag{173}$$

$$N_{bras,c} = \frac{\sum_{k=14}^{15}\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,k) + \sum_{k=18}^{19}\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,k)}{48} \tag{174}$$

$$N_{poitrine,w} = \frac{\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,3)}{12} \tag{175}$$

$$N_{poitrine,c} = \frac{\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,3)}{12} \tag{176}$$

$$N_{cuisse,w} = \frac{\sum_{k=6}^{7}\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,k) + \sum_{k=10}^{12}\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,k)}{48} \tag{177}$$

$$N_{cuisse,c} = \frac{\sum_{k=6}^{7}\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,k) + \sum_{k=10}^{12}\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,k)}{48} \tag{178}$$

$$N_{jambe,w} = \frac{\sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,8) + \sum_{j=1}^{12} N_w(15,j,12)}{24} \tag{179}$$

$$N_{jambe,c} = \frac{\sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,8) + \sum_{j=1}^{12} N_c(15,j,12)}{24} \tag{180}$$

Où $N_w(15,j,k)$ et $N_c(15,j,k)$ sont les réponses des thermorécepteurs chauds et froids du secteur (j,k).

Puisque le métabolisme de base de Wissler est constant, on peut le retrancher du métabolisme total (Equation (166)) issu du modèle de Mekjavic et Morrisson [16] afin d'obtenir le métabolisme de frissonnement. L'équation (166) devient alors :

$$M_f(t) = 5{,}57 + 0{,}771 \times \left(M_c(t) - M_w(t)\right) + 1{,}199 \times \left(M_r(t) - M_e(t)\right) \tag{181}$$

La valeur de 5,57 est obtenue par la différence entre les valeurs 8,73 et 3,16

M_f sera ajoutée au métabolisme de base calculé par Wissler pour obtenir le métabolisme total. Ensuite, ce métabolisme sera distribué sur les muscles squelettiques qui frissonnent suivant la distribution du modèle original de Wissler [11] (Tableau 4.17).

5.3.3. Confrontation des modèles de frissonnement à l'expérimentation

Dans cette section, nous nous proposons de comparer les résultats des modèles de frissonnement original de Wissler (Equation (120)) et de Mekjavic et Morrisson couplé au système passif de Wissler (Equation (181)) à des données expérimentales.

Les expérimentations réalisées par Lee et al. [178] ont été choisies pour les comparaisons. Durant ces expérimentations, le comportement de 8 hommes dont l'âge et le poids moyens étaient de 24 ans et de 75 kg respectivement a été étudié. Cette expérience a consisté en une période d'acclimatation à une température d'air égale à 24°C d'une durée de 60 mn suivie par une période d'immersion dans de l'eau froide à 15°C durant 140 mn (Figure 5.20).

La température moyenne de la peau est obtenue à l'aide de 5 capteurs de température cutanée. Elle est calculée par l'équation suivante :

$$\bar{T}_{sk} = 0{,}22 \times T_{jambe} + 0{,}28 \times T_{cuisse} + 0{,}28 \times T_{poitrine} + 0{,}08 \times T_{bras} + 0{,}14 \times T_{avant-bras} \quad (182)$$

La température choisie pour représenter la température centrale est la température rectale. Il est à noter que, dans un premier temps, nous utilisons $8{,}73\ mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$ pour la valeur du paramètre p_1 de l'équation (166) pour le modèle de Mekjavic et Morrisson [16].

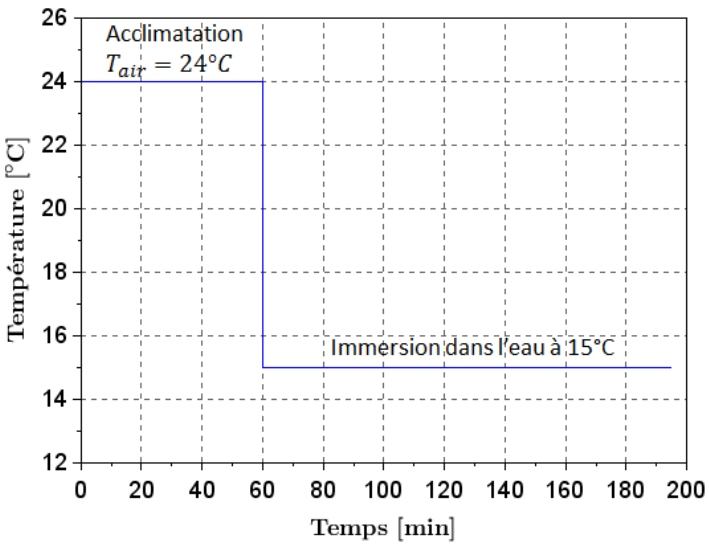

Figure 5.20 : Conditions d'ambiance pour les expérimentations de Lee et al. [178]

Ces températures cutanées mesurées sont également calculées par le modèle de Wissler [11] ce qui permettra de pouvoir comparer les températures cutanées moyennes calculées et mesurées.

La Figure 5.21 donne l'évolution de la température rectale, du métabolisme dû au frissonnement et de la température moyenne cutanée mesurés durant l'expérience de Lee et al. [178]. Le métabolisme mesuré au début de l'immersion peut être considéré comme le métabolisme de base puisque durant la phase d'acclimation le métabolisme de frissonnement est nul. Le métabolisme de frisonnement est obtenu en rétranchant le métabolisme de base au métabolisme

total durant l'immersion. La Figure 5.21 donne également les valeurs du métabolisme calculées par les modèles de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson couplé au système passif de Wissler (Equation (181)). Celui-ci augmente lors de l'immersion dans l'eau froide pour atteindre un maximum de l'ordre de 190 W/m² après environ une heure d'immersion.

Le métabolisme issu du modèle de frissonnement de Wissler (courbe noire pointillée) augmente d'abord très rapidement jusqu'à un maximum d'environ 250 W/m² puis diminue jusqu'à une valeur de l'ordre de 140 W/m² avant d'augmenter à nouveau. Le premier pic est associé, selon Wissler [11], à la forte diminution de la température moyenne de la peau.

Les données expérimentales ne présentent pas ce pic sûrement à cause du pas de temps d'acquisition des mesures égal à 15 mn. Néanmoins, ce pic a été observé par plusieurs auteurs [49] [179] [180] [181] [182]. Ainsi, Hayward et al. [49] ont mis en évidence ce pic après l'immersion de sujets dans de l'eau froide à 10°C. Le métabolisme de frissonnement calculé par le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] intégré au système passif de Wissler (Equation (181)) présente également ce pic au tout début de l'expérience mais avec une valeur plus élévée à savoir de l'ordre de 500W/m². Ensuite, le métabolisme de frissonnement diminue fortement pour atteindre la valeur minimale de 300 W/m².

Ainsi, les variations temporelles des deux métabolismes calculées sont analogues mais présentent des écarts absolus significatifs.

La température cutanée diminue fortement au début de l'immersion puis dévient stable. Les valeurs expérimentales et calculées présentent la même évolution temporelle. Cependant, les valeurs de la température cutanée calculée sont légèrement supérieures aux températures mesurées avec un écart de l'ordre de 1°C durant toute l'expérimentation.

Au début de l'expérience et durant 15 mn, les températures rectales mesurées et calculées sont très proches. Ensuite, elles diminuent toutes mais avec une décroissance plus importante pour celle mesurée. A la fin de l'expérience, la température rectale calculée par le modèle de Wissler [11] est très proche de celle mesurée alors que celle calculée par le modèle de Mekjavic et Morrisson couplé au modèle passif de Wissler (Equation (181)) est plus élevée d'environ 1°C.

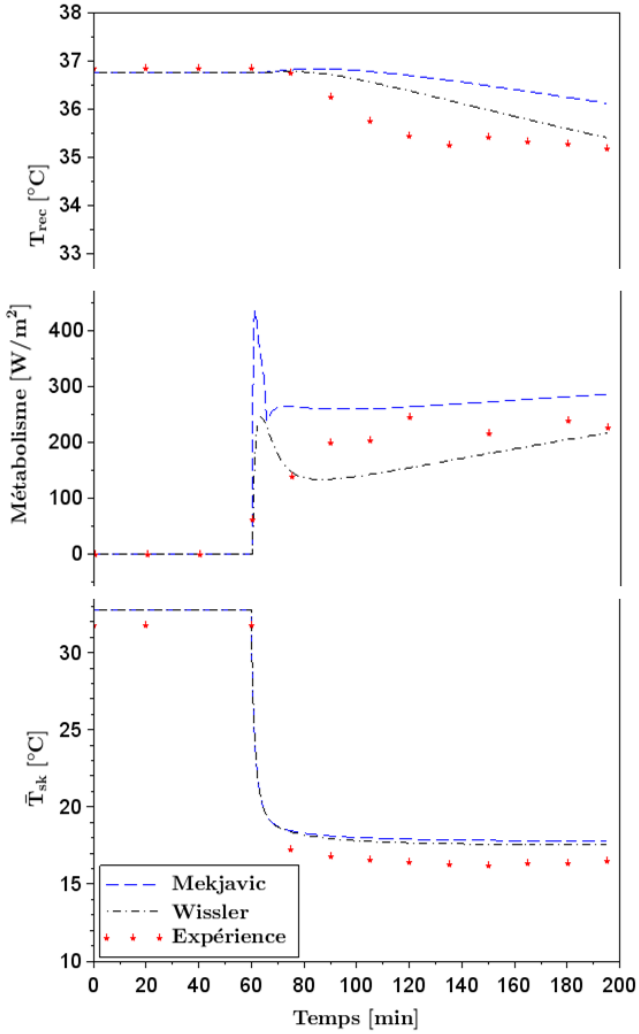

Figure 5.21 : Température rectale, métabolisme de frissonnement et température moyenne cutanée mesurés par Lee et al. [178] et calculés par les modèles de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson [16] couplé au modèle passif de Wissler (Equation (181))

Au vu des résultats obtenus à savoir des écarts plus importants entre les valeurs mesurées et celles calculées par le modèle de Mekjavic et Morrisson couplé au système passif de Wissler (Equation (181)) par rapport au modèle de Wissler [11], nous proposons de remplacer la valeur de 8,73 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$ adoptée par Mekjavic et Morrisson (Eq. (166)) par celle utilisée par Wissler à savoir 3,16 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$. Le métabolisme total calculé par le modèle de Mekjavic et Morrisson s'exprime alors par :

$$M_{tot}(t) = 3{,}16 + 0{,}771 \times \left(M_c(t) - M_w(t)\right) + 1{,}199 \times \left(M_r(t) - M_e(t)\right) \quad (183)$$

Les résultats obtenus avec ce nouveau modèle sont donnés à la Figure 5.22. Il apparaît clairement une meilleure concordance entre les valeurs données par l'équation (183) et celles à la fois mesurées et calculées par le modèle de Wissler [11].

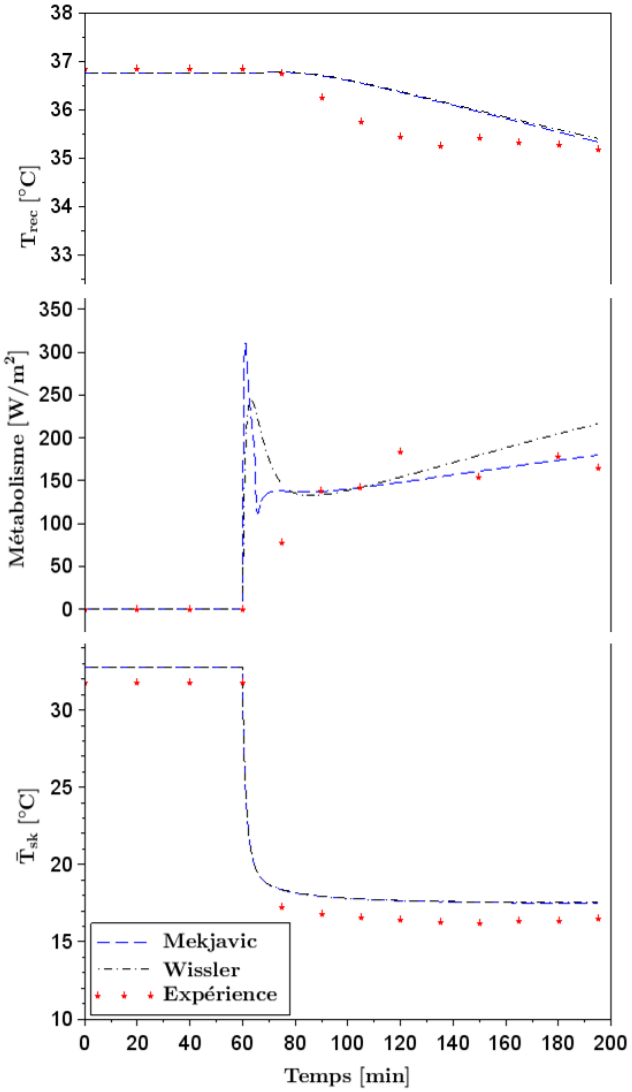

Figure 5.22 : Température rectale, métabolisme de frissonnement et température moyenne cutanée mesurés dans l'expérience de Lee et al. [178] et calculés par le modèle de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson modifié et couplé au modèle passif de Wissler [16] (Equation (39))

Néanmoins, un écart systématique entre les températures cutanées simulées et mesurées de l'ordre de 1°C est toujours observé. Cet écart peut être expliqué par le choix des valeurs des propriétés thermo-physiques des tissus, de leurs métabolismes de base ou des débits sanguins de base qui ne représentent pas forcément la population de l'expérience.

La valeur du métabolisme de base proposée par Mekjavic et Morrisson [16] est très élevée par rapport aux valeurs de la littérature. Généralement, le métabolisme de base d'une personne assise est compris entre 3,15 et 3,5 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$ [177]. Cette valeur élevée adoptée par Mekjavic et Morrisson [16] entraîne une surestimation du métabolisme de frissonnement lors de l'immersion dans l'eau froide et par conséquence une surestimation de la température centrale. La valeur du métabolisme de base pour une personne assise calculée par le modèle de Wissler [11] est égale à 3,16 $mlO_2.min^{-1}kg^{-1}$, valeur utilisée par la suite dans le modèle de Mekjavic et Morrisson.

Les deux modèles surestiment la température rectale. Cela peut être attribué à l'inertie du corps humain représentée par les propriétés thermo-physiques des tissus ainsi que l'intensité des autres mécanismes physiologiques à savoir le débit sanguin cutané. D'ailleurs, la Figure 5.22 montre que le pic et la diminution du métabolisme de frissonnement au début de l'immersion calculés par le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] se produisent sur un intervalle de 5 mn. Cela est en accord avec l'étude effectuée par Hayward et al. [49]. Par contre, pour le modèle de Wissler, le pic et la diminution se produisent sur un intervalle de 16 mn.

Par la suite, le modèle de Wissler désignera le système passif de Wissler couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson dont la valeur du métabolisme de base a été modifiée et prise égale à $3{,}16\ mlO_2/kgK$. La Figure 5.23 montre le système actif de Wissler ainsi modifié.

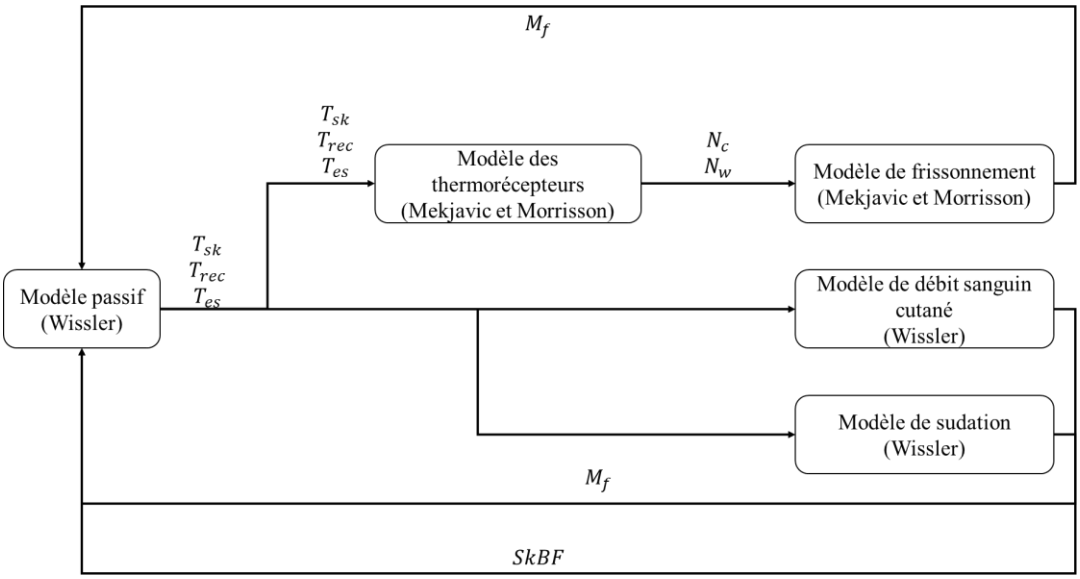

Figure 5.23 : Système actif de Wissler modifié par l'intégration du modèle de frissonnement Mekjavic et Morrisson [16]

5.4. Modèle du débit sanguin cutané de Kingma

Le modèle du débit sanguin cutané de Kingma permet d'estimer le taux de perfusion sanguine cutanée local en fonction des signaux des thermorécepteurs [108]. Kingma [108] a effectué des mesures de températures cutanées locales et des mesures de la température centrale à savoir la température de l'œsophage ainsi que des mesures des débits sanguins cutanés locaux. Les positions des mesures des températures locales cutanées correspondent aux 14 points préconisés par la norme ISO 9886 [183] (Figure 5.24). Ensuite, Kingma a utilisé la réponse totale des thermorécepteurs calculée par le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] pour développer son modèle de calcul de la chaleur équivalente du débit sanguin cutané.

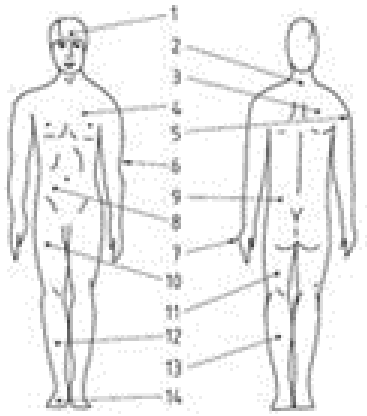

Figure 5.24 : Position des 14 points de mesure de la température cutanée préconisés par la norme ISO 9886 [183]

La chaleur équivalente du débit sanguin cutané local pour l'élément k suivant Kingma est donnée par [184]:

$$\beta_k(t) = \rho_b \times C_{p,b} \times SkBF_n(t) \tag{184}$$

Avec :

β_k : Chaleur équivalente du débit sanguin cutané local $[W.m^{-3}.K^{-1}]$

ρ_b : Masse volumique du sang $[kg.m^{-3}]$

$C_{p,b}$: Chaleur spécifique du sang $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$

$SkBF_n(t)$: Taux de perfusion sanguine cutanée $[m_{sang}^3.m_{tissu}^{-3}.s^{-1}]$

Selon le modèle de Kingma [108], les thermorécepteurs cutanés froids et chauds transforment les températures cutanées locales en des impulsions électriques. Ces impulsions sont combinées au niveau de la moelle épinière puis transmises à l'hypothalamus. La réponse thermorégulatrice à savoir le débit sanguin cutané est générée par la réponse chaude des thermorécepteurs de l'hypothalamus et la réponse cutanée moyenne chaude corrigée par la réponse cutanée moyenne froide (Figure 5.25).

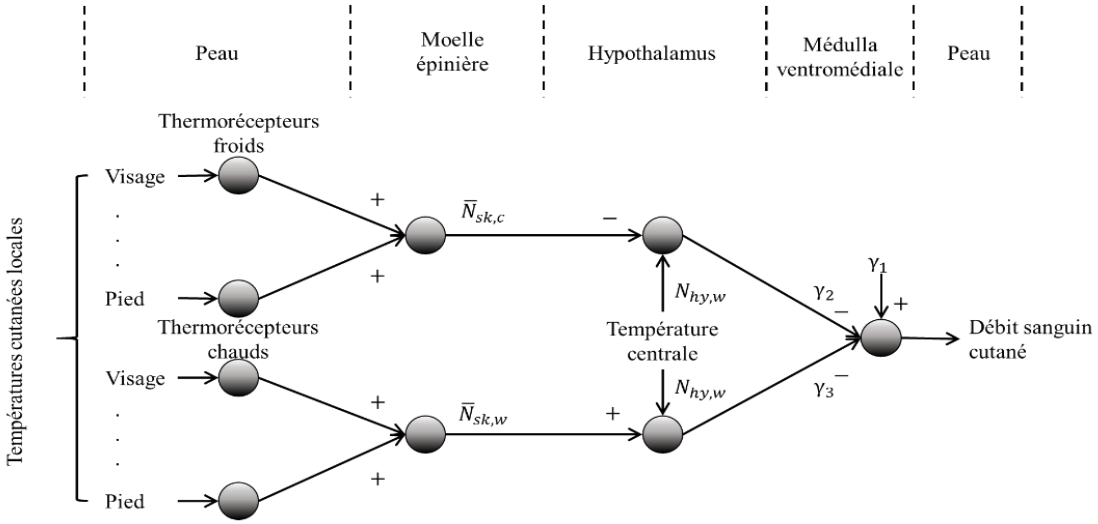

Figure 5.25 : Schéma du modèle de calcul du débit sanguin cutané proposé par Kingma [108]

5.4.1. Présentation du modèle

Les entrées du modèle de Kingma sont les réponses locales des thermorécepteurs cutanés froids et chauds associées à la réponse chaude du thermorécepteur central. Les sorties sont les chaleurs équivalentes des débits sanguins cutanés locaux qui s'expriment par :

$$\beta_k(t) = \beta_{k,base} \times N_k(t) \times Q_{10}(t) \tag{185}$$

Avec :

$\beta_k(t)$: Chaleur équivalente du débit sanguin cutané de l'élément k $[W.m^{-3}.K^{-1}]$

$\beta_{k,base}$: Chaleur équivalente du débit sanguin cutané de base de l'élément k $[W.m^{-3}.K^{-1}]$

$Q_{10}(t)$: Effet de la température cutanée locale sur le débit sanguin local

$$Q_{10(t)} = 2^{\left(\frac{T_k(t)-T_{k,base}}{10}\right)} \tag{186}$$

Avec :

$T_k(t)$: Température cutanée locale de l'élément k $[°C]$

$T_{k,base}$: Température cutanée locale de seuil de l'élément k $[°C]$

$$N_k(t) = \gamma_{1,k} - \gamma_{2,k}\left(N_{hy,w}(t) - \bar{N}_{sk,c}(t)\right) - \gamma_{3,k}\left(N_{hy,w}(t) + \bar{N}_{sk,w}(t)\right) \tag{187}$$

Avec :

$N_{hy,w}(t)$: Réponse totale du thermorécepteur de l'hypothalamus $[imp.s^{-1}]$

$\bar{N}_{sk,c}\ (t)$: Réponse moyenne des thermorécepteurs cutanés froids $[imp.s^{-1}]$

$\bar{N}_{sk,w}\ (t)$: Réponse moyenne des thermorécepteurs cutanés chauds $[imp.s^{-1}]$

$\gamma_{1,k}$, $\gamma_{2,k}$ et $\gamma_{3,k}$: Paramètres de l'élément k

Les réponses moyennes des thermorécepteurs cutanés sont données par [108] :

$$\bar{N}_{sk,c}(t) = \sum_{k=1}^{n} \frac{N_{k,c}(t)}{n} \tag{188}$$

$$\bar{N}_{sk,w}(t) = \sum_{k=1}^{n} \frac{N_{k,w}(t)}{n} \tag{189}$$

Avec :

$N_{k,c}\ (t)$: Réponse totale du thermorécepteur froid du segment k $[imp.s^{-1}]$

$N_{k,w}\ (t)$: Réponse totale du thermorécepteur chaud du segment k $[imp.s^{-1}]$

n : Nombre de températures cutanées (14 points)

Le modèle de Kingma a été couplé à celui de Fiala et al. [184]. Ainsi, les paramètres γ correspondent à la discrétisation du corps humain proposée par Fiala et al. [184] à savoir dix segments qui sont la tête, le visage, le cou, les épaules, le thorax, l'abdomen, les bras, les mains,

les jambes et les pieds (Figure 5.26). Les valeurs des paramètres γ sont données dans le Tableau 5.4.

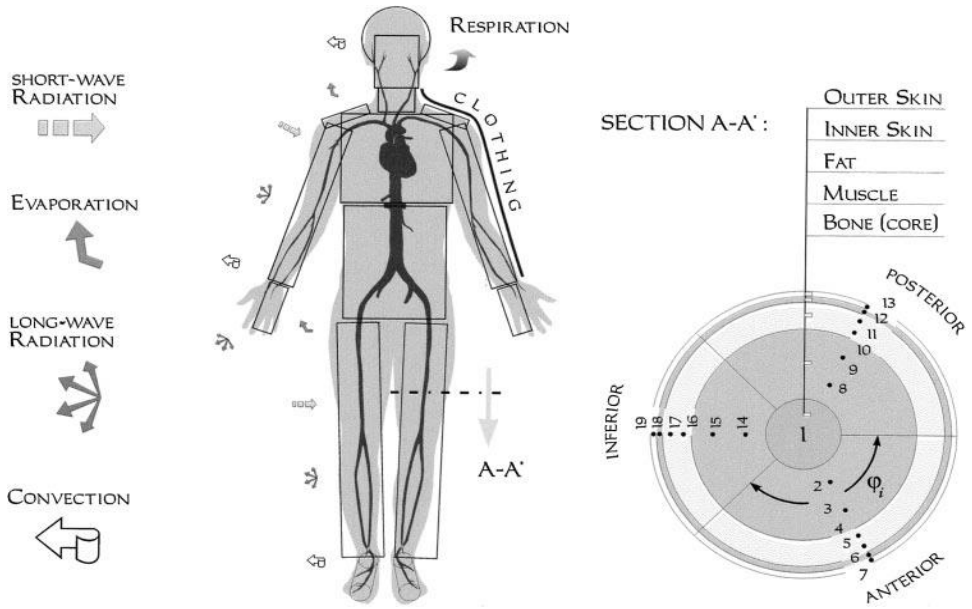

Figure 5.26 : Discrétisation du corps humain proposée par Fiala et al. [184]

Segment	Elément k dans le modèle passif de Wissler	γ_1	γ_2	γ_3
Tête	1	0,7906	−0,1853	−0,0816
Visage	1	0,7906	−0,1853	−0,0816
Cou	2	0,7906	−0,1853	−0,0816
Epaules	3	0,7906	−0,1853	−0,0816
Thorax	3	0,7906	−0,1853	−0,0816
Abdomen	4 ; 5	2,4250	−0,1246	0.1658
Bras	14 ; 15 ; 16 ; 18 ; 19 ; 20	−0,2121	−0,0231	−0,2126
Main	17 ; 21	0,7368	−0,2190	−0,0704
Jambe	6 ; 7 ; 8 ; 10 ; 11 ; 12	0,7906	−0,1853	−0,0816
Pieds	9 ; 13	0,7368	−0,2190	−0,0704

Tableau 5.4 : Valeur des paramètres γ utilisés dans le modèle de Kingma [108]

Les taux de perfusion sanguine cutanée de base utilisés dans le modèle de Kingma sont ceux proposés par Fiala [184](Tableau 5.5).

Segment	Elément n dans le modèle de Kingma [108]	Elément k dans le modèle passif de Wissler	Débit sanguin cutané de base $[l.m^{-3}.s^{-1}]$
Tête	$SkBF_2$	1	5,48
Visage	$SkBF_2$	1	11,17
Cou	$SkBF_3$	2	6,80
Epaule	$SkBF_5$	3	1,01
Thorax	$SkBF_4$	3	1,58
Abdomen	$SkBF_6$	4,5	1,44
Bras	$SkBF_7$	14 ; 15 ; 16 ; 18 ; 19 ; 20	1,10
Main	$SkBF_8$	17 ; 21	4,54
Jambe	$SkBF_9$	6 ; 7 ; 8 ; 10 ; 11 ; 12	1,05
Pieds	$SkBF_{10}$	9 ; 13	1,50

Tableau 5.5 : Valeur des débits sanguins cutanés de base des dix segments utilisés dans le modèle de Kingma [108]

5.4.2. Couplage du modèle de débit sanguin cutané de Kingma au système passif de Wissler

Les températures $T(15, j, k)$ du modèle passif de Wissler [11] sont utilisées comme entrées pour calculer les réponses totales locales des thermorécepteurs cutanés froids et chauds des modèles de Mekjavic et Morrisson (Figure 5.27). Ces réponses sont ensuite utilisées comme les entrées du modèle de Kingma [108].

Le Tableau 5.6 donne la localisation des 14 nœuds de température du modèle de Wissler [11] associés aux températures cutanées mesurées selon la norme ISO 9886 [183] et utilisées dans le modèle de Kingma [108]

N°	Position selon la norme ISO 9886 [183]	Nœud de température du modèle de Wissler [11]
1	Front	$T(15,1,1)$
2	Nuque	$T(15,6,2)$
3	Omoplate droite	$T(15,7,3)$
4	Thorax supérieur gauche	$T(15,2,3)$
5	Bras droit en position haute	$T(15,9,15)$
6	Bras gauche en position basse	$T(15,3,15)$
7	Main gauche	$T(15,3,17)$
8	Abdomen droit	$T(15,11,5)$
9	Zone para vertébrale gauche	$T(15,5,5)$
10	Cuisse antérieure droite	$T(15,12,10)$
11	Cuisse postérieure gauche	$T(15,6,7)$
12	Tibia avant droit	$T(15,12,12)$
13	Mollet gauche	$T(15,6,8)$
14	Cou-de-pied droit	$T(15,1,13)$

Tableau 5.6 : Correspondance entre les 14 positions des températures cutanées locales préconisées par la norme ISO 9886 [183] et utilisées par Kingma [108] avec les nœuds de température du modèle de Wissler [11]

Les valeurs des débits sanguins cutanés de base ainsi que les valeurs des paramètres γ utilisées par Kingma [108] sont également utilisées pour le modèle de Wissler. Le Tableau 5.7 donne ces valeurs pour chaque nœud du modèle de Wissler.

Les températures locales cutanées T(15,j,k) et la température de l'hypothalamus (T_{hy}) T(1,1,1) du système passif de Wissler [11] sont utilisées pour déterminer les réponses totales des thermorécepteurs $\overline{N}_{sk,c}$ et $\overline{N}_{sk,w}$ ainsi que la réponse totale centrale $H_{hy,w}$ par les modèles de Mekjavic et Morrisson [16]. Ces réponses deviennent les entrées du modèle de Kingma [108] qui permet de calculer la chaleur équivalente du débit sanguin cutané local β_k. Cette chaleur est calculée pour chaque pas de temps du modèle de Wissler. La Figure 5.27 montre le schéma du couplage entre le modèle passif de Wissler et le modèle de débit sanguin cutané de Kingma.

k	j	Nomenclature	Débit sanguin cutané de base $[l.m^{-3}s^{-1}]$	γ_1	γ_2	γ_3
1	$1 \rightarrow 12$	SKBF2	11,17	0,7906	−0,1853	−0,0816
2	$1 \rightarrow 12$	SKBF3	6,80			
3	$1 \rightarrow 3$	SKBF5	1,58			
	$4 \rightarrow 9$	SKBF4	1,01			
	$10 \rightarrow 12$	SKBF5	1,58			
4	$1 \rightarrow 12$	SKBF6	1,44	2,4250	−0,1246	0,1658
5	$1 \rightarrow 12$		1,44			
6	$1 \rightarrow 12$	SKBF9	1,05	0,7906	−0,1853	−0,0816
7	$1 \rightarrow 12$		1,05			
8	$1 \rightarrow 12$		1,05			
9	$1 \rightarrow 12$	SKBF10	1,50	0,7368	−0,2190	−0,0704
10	$1 \rightarrow 12$	SKBF9	1,05	0,7906	−0,1853	−0,0816
11	$1 \rightarrow 12$		1,05			
12	$1 \rightarrow 12$		1,05			
13	$1 \rightarrow 12$	SKBF10	1,50	0,7368	−0,2190	−0,0704
14	$1 \rightarrow 12$	SKBF7	1,10	−0,2321	−0,0231	−0,2126
15	$1 \rightarrow 12$		1,10			
16	$1 \rightarrow 12$		1,10			
17	$1 \rightarrow 12$	SKBF8	4,54	0,7368	−0,2190	−0,0704
18	$1 \rightarrow 12$	SKBF7	1,10	−0,2321	−0,0231	−0,2126
19	$1 \rightarrow 12$		1,10			
20	$1 \rightarrow 12$		1,10			
21	$1 \rightarrow 12$	SKBF8	1,10	0,7368	−0,2190	−0,0704

Tableau 5.7 : Valeur des débits sanguins cutanés de base et des paramètres γ utilisés dans le modèle de Wissler [11]

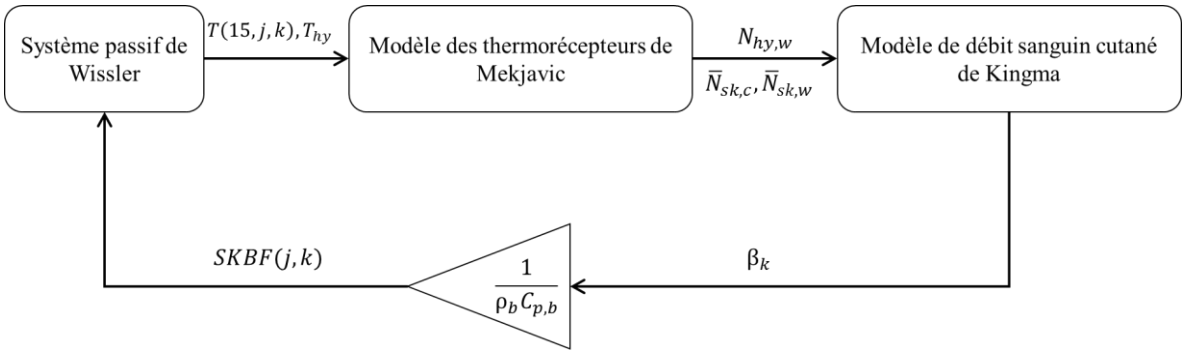

Figure 5.27 : Organigramme du couplage du modèle passif de Wissler [11] avec le modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108]

5.4.3. Confrontation du modèle de débit sanguin cutané à l'expérimentation

Les résultats expérimentaux issus des études effectuées par Munir et al. [185] sont utilisés pour la validation du modèle de débit sanguin de Kingma intégré au système passif de Wissler. Durant ces expérimentations, 15 jeunes hommes dont les caractéristiques anthropométriques

sont données au Tableau 5.8 ont été soumis à une ambiance variable caractérisée par des paliers de la température d'air, de l'humidité relative et de la vitesse de l'air (Figure 5.28).

Sujet	Age $[ans]$	Poids $[kg]$	Taille $[cm]$	IMC $[kg.m^{-2}]$	A $[m^2]$
A	24	58,8	1,69	20,59	1,67
B	24	64,4	1,67	23,09	1,72
C	23	56,7	1,62	21,60	1,60
D	24	72,1	1,73	24,09	1,86
E	30	76,8	1,70	26,57	1,88
F	23	74,5	1,74	24,61	1,89
G	23	84,4	1,70	29,20	1,96
H	23	79,0	1,78	24,93	1,97
I	22	56,4	1,70	19,52	1,65
J	22	56,4	1,62	21,49	1,59
K	22	56,7	1,73	18,94	1,68
L	23	47,1	1,64	17,51	1,49
M	25	93,6	1,77	29,88	2,11
N	22	59,9	1,70	20,73	1,69
O	23	61,6	1,71	21,07	1,72
Moyenne	23,5	66,6	1,70	22,92	1,77
Ecart-type	2,0	12,9	0,05	3,62	0,17

Tableau 5.8 : Caractéristiques anthropométriques des sujets de l'étude menée par Munir et al. [185], IMC : indice de masse corporelle, A : surface du corps [186]

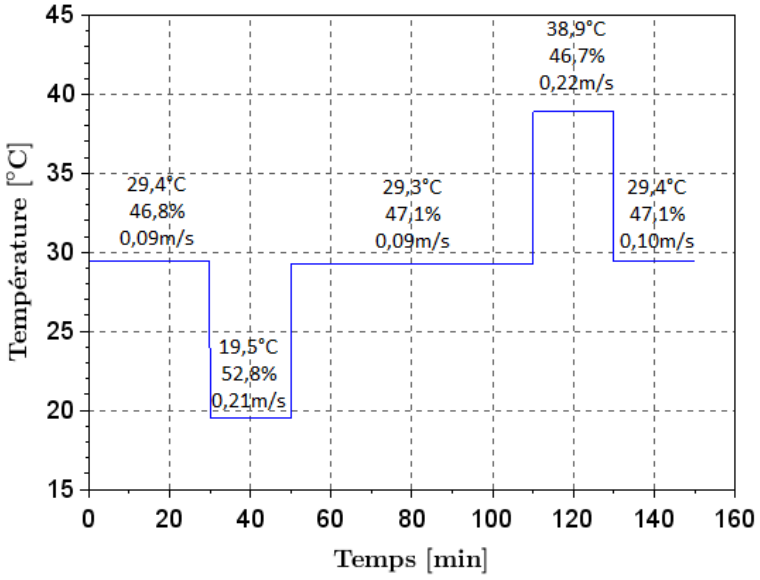

Figure 5.28 : Conditions environnementales des expérimentations de Munir et al. [185]

Pour la comparaison entre les données expérimentales et celles calculées, les valeurs moyennes du Tableau 5.8 sont utilisées pour paramétrer le système passif du modèle de Wissler.

La Figure 5.29 présente la température moyenne cutanée mesurée par Munir et al. [185] avec leurs écarts types. Elle donne également celle calculée en utilisant le modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] couplé au système passif de Wissler (W+M+K) et le modèle original de Wissler [11]. Pour ce dernier, les résultats obtenus sont systématiquement supérieurs aux données expérimentales maximales. Par contre, les résultats issus du modèle de Kingma couplé au système passif de Wissler sont quasi-systématiquement compris entre les valeurs minimales et maximales mesurées. La valeur de la RMSE de la température moyenne cutanée pour le modèle de Kingma vaut 0,33°C alors que cette valeur est de 0,85°C pour le modèle original de Wissler. La Figure 5.30 donne les résultats obtenus pour la température rectale. Les valeurs calculées par les modèles de Wissler et de Kingma se situent dans la partie supérieure des mesures avec une valeur de RMSE de la température rectale égale à 0,2°C pour le modèle original de Wissler et à 0,35°C pour le modèle de Kingma couplé au système passif de Wissler (W+M+K). La température rectale plus basse pour le modèle original de Wissler montre que le corps transfère une quantité de chaleur plus importante vers la peau ce qui se traduit par une température cutanée plus élevée (Figure 5.29). Ce surplus de transfert de chaleur résulte d'une augmentation du débit sanguin cutané. La Figure 5.31 montre que les débits sanguins cutanés du bras et de la cuisse calculés en utilisant le modèle de débit sanguin cutané de Wissler [11] sont plus du double de ceux calculés avec le modèle de Kingma [108] couplé au modèle passif de Wissler.

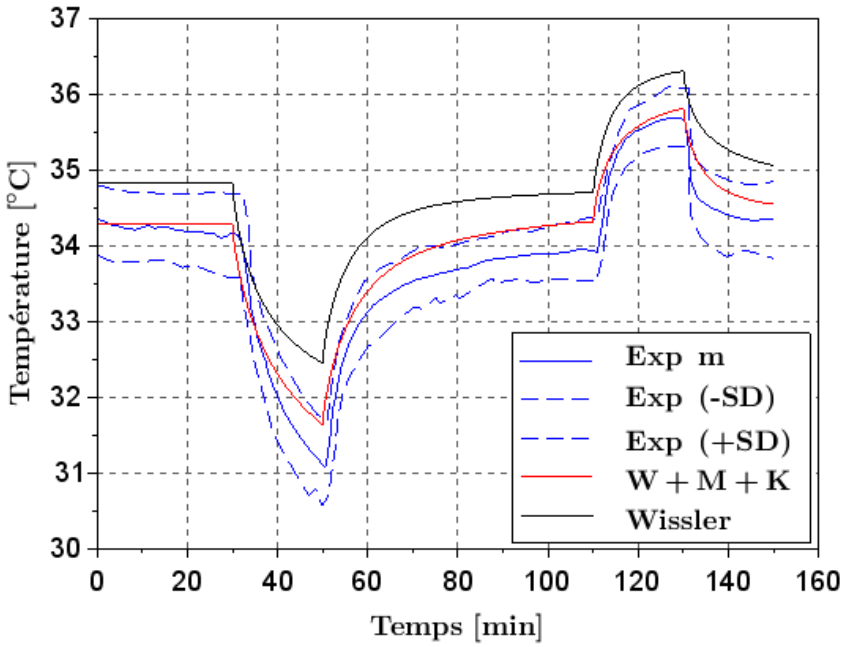

Figure 5.29 : Température moyenne cutanée mesurée [185] et calculée par les modèles de débit sanguin cutané original de Wissler [11] et celui de Kingma [108] couplé au système passif de Wissler. Exp m : Moyenne de la température cutanée moyenne mesurée ; Exp (-SD) : Moyenne mesurée moins l'écart-type ; Exp (+SD) : Moyenne mesurée plus l'écart-type ; W+M+K : Température calculée par les modèles de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] de débit sanguin cutané de Kingma couplés au système passif de Wissler ; Wissler : Température calculée en utilisant le modèle original de Wissler

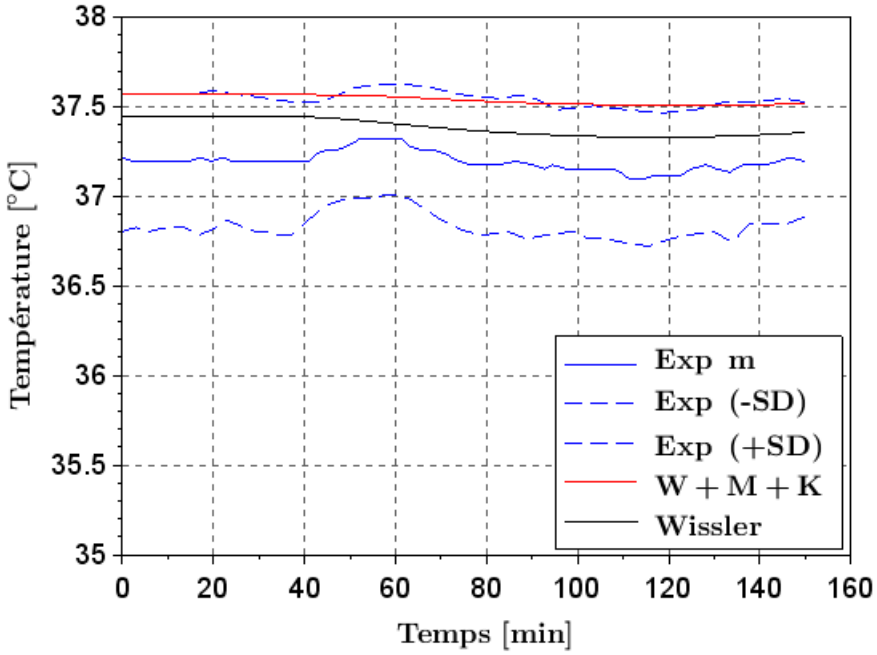

Figure 5.30 : Température rectale mesurée [185] et calculée par les modèles de débit sanguin cutané original de Wissler [11] et de Kingma [108] couplé au système passif de Wissler. Exp m : Moyenne de la température rectale mesurée ; Exp (-SD) : Moyenne mesurée moins l'écart-type ; Exp (+SD) : Moyenne mesurée plus l'écart-type ; W+M+K : Température calculée par les modèles de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16] de débit sanguin cutané de Kingma couplés au système passif de Wissler ; Wissler : Température calculée en utilisant le modèle original de Wissler

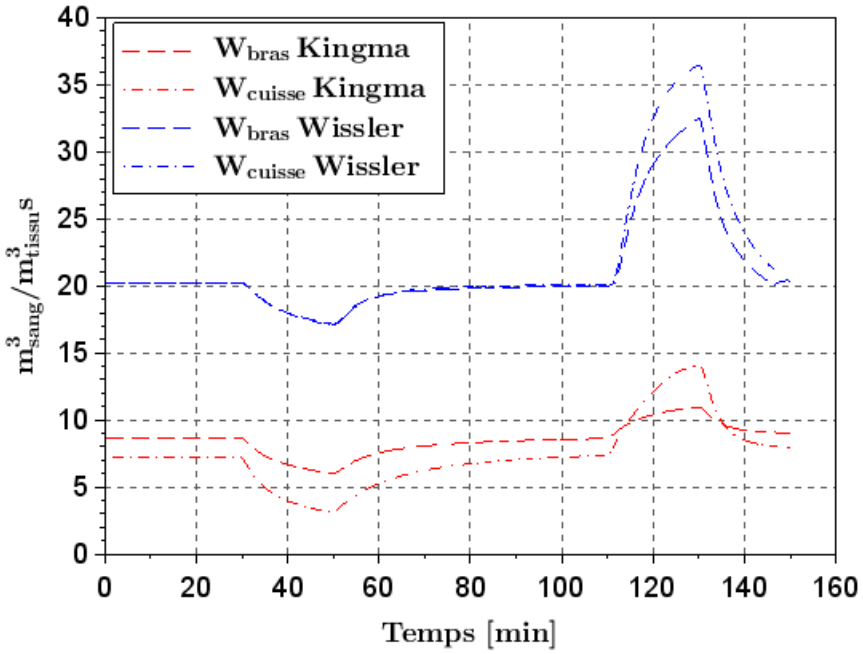

Figure 5.31 : Débits sanguins cutanés du bras et de la cuisse calculés par le modèle de Kingma [108] couplé au système passif de Wissler et le modèle original de Wissler [11]. W_{bras} Kingma : Débit sanguin cutané du bras calculé par le modèle de Kingma couplé au système passif de Wissler ; W_{cuisse} Kingma : Débit sanguin cutané de la cuisse calculé par le modèle de Kingma intégré au système passif de Wissler ; W_{bras}Wissler : Débit sanguin cutané du bras calculé par le modèle original de Wissler ; W_{cuisse}Wissler : Débit sanguin de la cuisse calculé par le modèle original de Wissler

Le modèle de Kingma [108] permet de prédire le débit sanguin cutané en se basant sur les signaux des thermorécepteurs. La substitution du modèle de débit sanguin cutané de Wissler [11] par celui de Kingma [108] permet d'améliorer la prédiction de la température moyenne cutanée comme l'a montré la comparaison avec des données expérimentales. Cependant, cela a pour conséquence une très légère surestimation de la température rectale. Néanmoins, les écarts observés restent très faibles et acceptables.

Dans la suite de nos travaux, le modèle du débit sanguin cutané de Wissler est remplacé par celui de Kingma. Ainsi, le terme modèle de Wissler désignera le modèle passif de Wissler [11] couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [5] et au modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108].

5.5. Modèle de sudation

Nous nous proposons de mener une analyse des modèles de sudation existants basés sur des températures du corps humain et celles de seuil pour l'activation du mécanisme de sudation. A l'heure actuelle et d'après nos connaissances, il n'existe aucun modèle de sudation basé sur la réponse des thermorécepteurs centraux et périphériques. Il en est de même pour des données qui permettraient de développer des modèles de ce type.

Wissler [11], Ferreira et Yanagihara [187], Fiala [12], Fiala et al. [188], Holopainen [189], Huizenga et al. [190], Salloum et al. [191], Smith [116], Stolwijk [71] et Tanabe et al. [68] ont développé des modèles de sudation basés sur la différence entre les températures cutanées et centrales avec leurs températures de seuil. Les modèles de Fiala [12], Fiala et al. [188] et Wissler [11] sont les plus utilisés et sont disponibles dans la littérature. Par la suite, nous comparons les réponses de ces trois modèles afin de pouvoir sélectionner le plus pertinent à coupler au système passif de Wissler.

5.5.1. Modèle de sudation de Fiala et couplage au système passif de Wissler

Fiala a développé son premier modèle de thermorégulation humaine en 1998 [12] puis il l'a mis à jour en 2001 [188]. Sa méthode de discrétisation du système passif via des éléments et des secteurs angulaires a été présentée dans la section 2.3.4.

Dans le modèle de Fiala et al. [188], le débit de sueur est calculé par :

$$\begin{aligned}\dot{m}_{sw}(t) = {} & [B_{11} \times \tanh(b_{11} \times \Delta\bar{T}_{sk}(t) + b_{10}) + B_{10}] \times \Delta\bar{T}_{sk}(t) \\ & + \left[B_{21} \times \tanh\left(b_{21} \times \Delta T_{hy}(t) + b_{20}\right) + B_{20}\right] \times \Delta T_{hy}(t)\end{aligned} \tag{190}$$

$$\Delta\bar{T}_{sk} = \bar{T}_{sk}(t) - \bar{T}_{sk,0} \tag{191}$$

$$\Delta T_{hy}(t) = T_{hy}(t) - T_{hy,0} \tag{192}$$

Avec :

$\dot{m}_{sw}(t)$: Débit de sueur $[g.min^{-1}]$

$B_{10}, B_{11}, B_{20}, B_{21}, b_{10}, b_{11}, b_{20}$ et b_{21} : Paramètres $[g.min^{-1}.K^{-1}]$

Les valeurs des paramètres du modèle de sudation sont données dans le Tableau 5.9.

Paramètre	Valeur $[g.min^{-1}.K^{-1}]$
B_{10}	1,20
B_{11}	0,80
B_{20}	6,30
B_{21}	5,70
b_{10}	−0,19
b_{11}	0,59
b_{20}	−1,03
b_{21}	1,98

Tableau 5.9 : Valeur des paramètres du modèle de sudation de Fiala et al. [8]

Pour son modèle, Fiala a choisi une valeur maximale du débit sudoral égale à 30 $g.min^{-1}$. Cette limite est préconisée par l'ASHRAE [192] comme étant le débit sudoral maximal d'une personne standard.

$\bar{T}_{sk}(t)$ est la température moyenne de la peau. Il s'agit d'une moyenne pondérée des températures des 10 éléments donnés au Tableau 5.10. Elle s'exprime par [12] :

$$\bar{T}_{sk}(t) = \sum_{i=1}^{10} \left(a_{sk,i} \sum_{j=1}^{3} \frac{A_{sk,ij}}{A_{sk,i}} T_{sk,ij}\,(t) \right) \tag{193}$$

Avec :

$A_{sk,ij}$: Surface du secteur ij $[m^2]$

$A_{sk,i}$: Surface de l'élément i $[m^2]$

$a_{sk,i}$: Coefficient de pondération

Les valeurs des coefficients de pondération sont données au Tableau 5.10.

Elément	Secteur angulaire de Wissler j	Elément de Wissler k	$a_{sk,i}$
Tête	$4 \rightarrow 9$	1 1	0,0835
Visage	$1 \rightarrow 3$ $10 \rightarrow 12$	1	0,0418
Cou	$1 \rightarrow 12$	2	0,0417
Epaules	$4 \rightarrow 9$	3	0,0300
Thorax	$1 \rightarrow 3$ $10 \rightarrow 12$	3	0,1290
Abdomen	$1 \rightarrow 12$	4 ; 5	0,1210
Bras	$1 \rightarrow 12$	$14 \rightarrow 16$ $18 \rightarrow 20$	0,1800
Mains	$1 \rightarrow 12$	17 ; 21	0,0900
Jambes	$1 \rightarrow 12$	$6 \rightarrow 8$ $10 \rightarrow 12$	0,2080
Pieds	$1 \rightarrow 12$	9 ; 13	0,0750

Tableau 5.10 : Valeur des coefficients a_{ski} de l'équation (193)

La température de l'hypothalamus de l'équation (192) correspond à la température $T(1,1,1)$ du modèle de Wissler. Les températures de seuil de l'hypothalamus et de la température moyenne cutanée pour le modèle de Fiala et al. [188] valent 37,0 °C et 34,4 °C respectivement. Le débit de sueur $\dot{m}_{sw}(t)$ est calculé à chaque pas de temps du modèle de Wissler à savoir dt = 1,5 s.

La Figure 5.32 donne le couplage du modèle passif de Wissler avec le modèle de sudation de Fiala et al. [188].

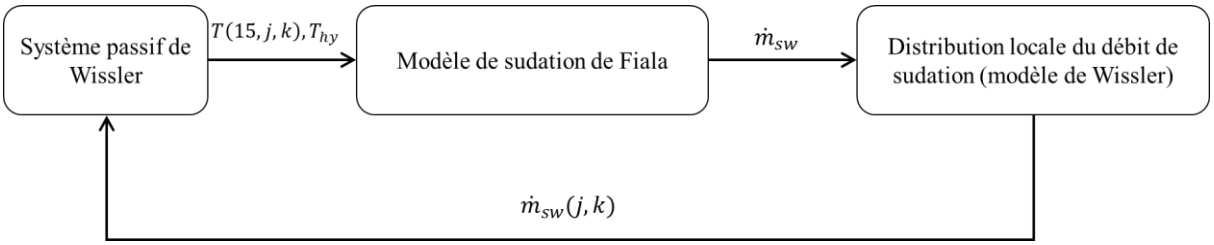

Figure 5.32 : Couplage du système passif de Wissler [11] avec le modèle de sudation de Fiala et al. [188]

5.5.2. Confrontation des modèles de sudation à l'expérimentation

Pour les confrontations, nous utilisons le modèle de Wissler modifié qui est composé du modèle passif de Wissler [11], du modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], du modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] et d'un modèle de sudation. Deux modèles de sudation sont utilisés à savoir le modèle de Fiala et al. [188] et l'original de Wissler [11].

Les expérimentations menées par Ooka et al. [193] ont été sélectionnées pour effectuer la confrontation. Elle a consisté en une période d'acclimatation de 60 mn durant laquelle la température de l'air est égale à 27°C et une période de réchauffement passif de 60 minutes dans une chambre chaude où la température de l'air est égale à 35°C (Figure 5.33). L'humidité relative et la vitesse de l'air ont été maintenues constantes à la valeur de 50% et de 0,1 m/s respectivement. Les sujets sont 19 hommes et 20 femmes vêtus d'un T-shirt et d'un short dont la résistance thermique totale est égale à 0,3 clo.

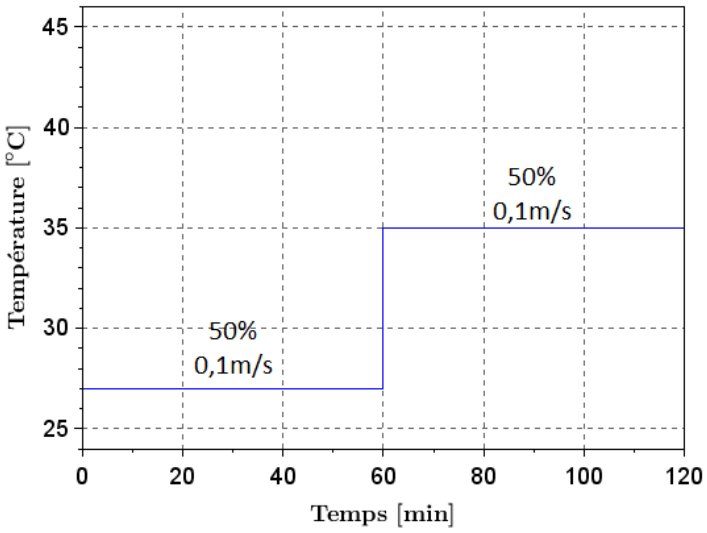

Figure 5.33 : Conditions environnementales pour les expérimentations d'Ooka et al. [193]

Ooka et al. [193] ont calculé la température moyenne cutanée par la formule suivante :

$$\bar{T}_{sk} = 0{,}07 \times T_{front} + 0{,}175 \times T_{omoplate\ droite} + 0{,}175 \times T_{thorax\ supérieur\ gauche} + 0{,}07 \times T_{bras\ droit} + 0{,}07 \times T_{bras\ gauche} + 0{,}05 \times T_{main\ gauche} + T_{cuisse\ antérieure\ droite} + 0{,}02 \times T_{molet\ gauche} \quad (194)$$

La température centrale mesurée est la température tympanique et les pertes de poids ont été mesurées grâce à une balance de précision.

Les pertes de poids, la température tympanique et la température moyenne cutanée mesurées par Ooka et al. [193] et calculées par les modèles de sudation de Fiala et al. [188] et de Wissler sont données dans la Figure 5.35. W+M+K est le modèle passif de Wissler [11] couplé avec le modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], le modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] et le modèle de sudation de Wissler. NHTM est le modèle passif de Wissler couplé aux nouveaux modèles du système actif à savoir firssonnement, vasomotion et sudation. Ooka et al. [193] donnent les pertes totales intégrées sur le temps et par m² de surface corporelle toutes les 5 minutes (Figure 5.34). Les valeurs sont fournies par pas de temps de 5 mn. Les valeurs de la perte de poids de la Figure 5.35 sont obtenues en calculant le gradient entre deux points de mesure consécutifs de la Figure 5.34 pour pouvoir les comparer avec celles calculées par les modèles de Wissler [11] et de Fiala et al. [188]. Les valeurs de perte de poids calculées comprennent les pertes par transpiration, sudation et évaporation.

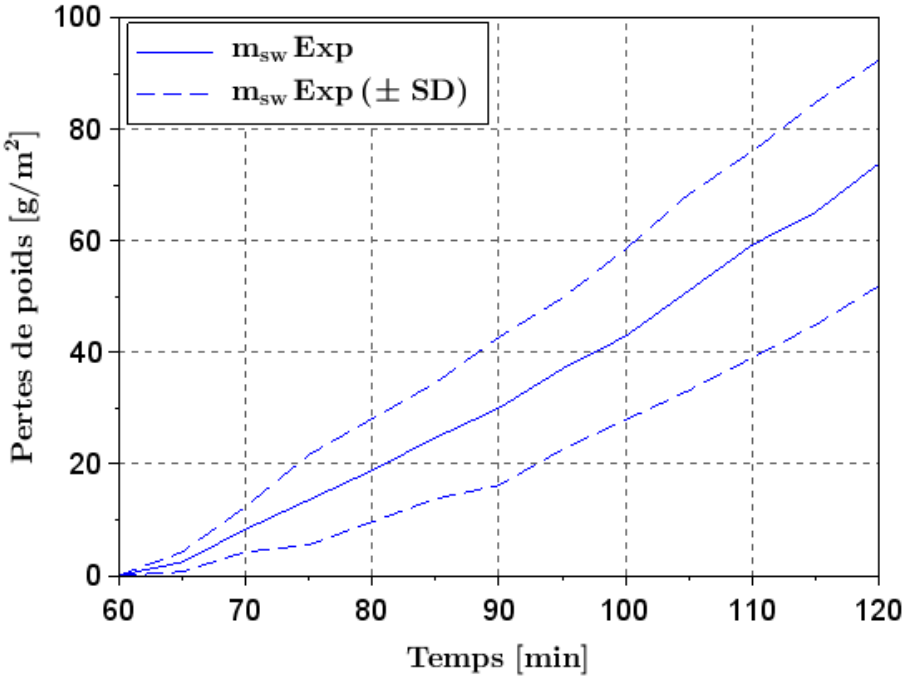

Figure 5.34 : Perte de poids mesurée pour les expérimentations d'Ooka et al. [193]. m_{sw} Exp : Perte de poids moyenne mesurée ; m_{sw} Exp (±SD) : Perte de poids moyenne mesurée ± un écart-type

A l'instar de la température moyenne cutanée mesurée, celle calculée par les 2 modèles augmente durant la période du réchauffement passif. De plus, les valeurs calculées sont comprises entre les valeurs minimales et maximales mesurées. Pour l'expérimentation, cette augmentation s'accompagne d'une très légère croissance de la température tympanique, phénomène non reproduit par les modèles qui simulent une température tympanique constante. Cela peut être attribué à la différence des propriétés thermo-physiques des tissus entre les expérimentations et les modèles. Pour le modèle de Fiala et al. [188], le phénomène de sudation est enclenché environ 6 mn après le début de la phase de réchauffement soit à l'instant à partir duquel la température cutanée devient supérieure à sa température de seuil qui est égale à 34,4°C. Il est à remarquer que les pertes de poids mesurée et calculée par ce modèle présentent une dynamique temporelle et des valeurs très similaires.

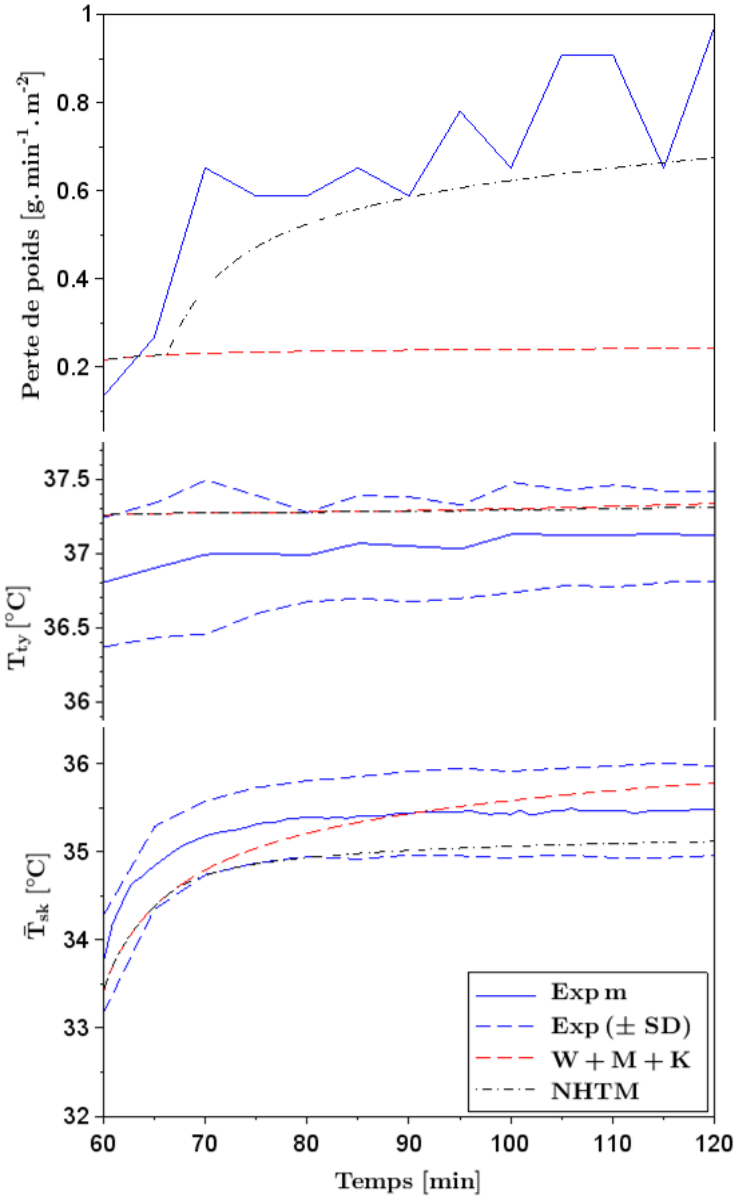

Figure 5.35 : Perte de poids, température tympanique et température moyenne cutanée mesurées et calculées par les modèles de sudation de Fiala et al. [188] et de Wissler [11]. Exp m : moyenne mesurée ; Exp (±SD) : moyenne mesurée ± un écart-type ; W+M+K : modèle passif de Wissler couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], au modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] et au modèle de sudation de Wissler ; NHTM : modèle W+M+K couplé au modèle de sudation de Fiala et al. [188]

Cependant, le phénomène de sudation n'est jamais déclenché avec le modèle de Wissler car la température $T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk}$ (voir Tableau 4.19) n'a pas atteint la température de seuil fixée à 42,1°C. Ce constat semble être une limitation majeure du modèle de sudation de Wissler

Ooka et al. [193] ont effectué une seconde expérience avec une transition de la température ambiante de 27 à 40°C (Figure 5.36).

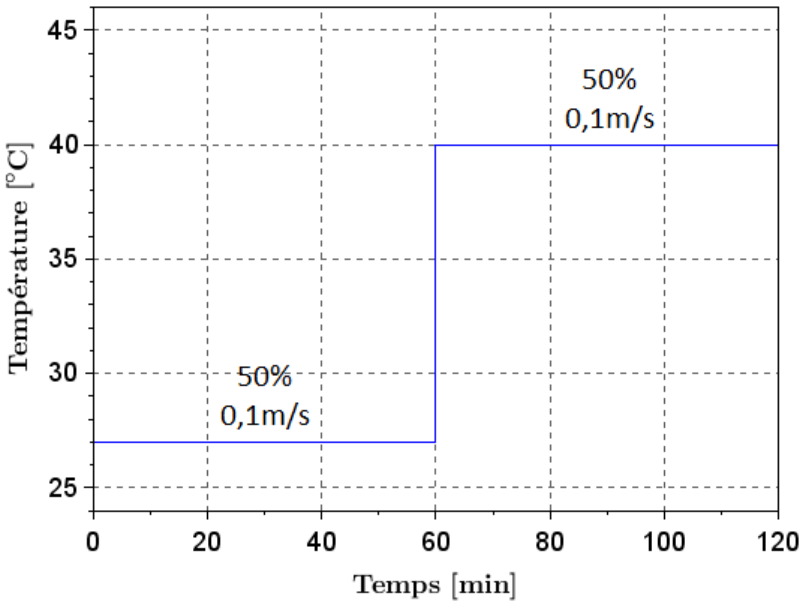

Figure 5.36 : Conditions environnementales pour les expérimentations d'Ooka et al. [193].

Dans cette expérience, la sudation calculée par les modèles de Fiala s'active plus tôt que l'expérience précédente (Figure 5.37). Cette différence est attribuée à la vitesse de l'augmentation de la température cutanée. La sudation calculée par le modèle de sudation de Wissler est activée environ 32 mn après la transition. C'est l'instant pour lequel la température $T_{rec} + 0{,}15 \times \bar{T}_{sk}$ a dépassé sa valeur de seuil. De plus, la variation de perte de poids calculée par le modèle de Wissler est linéaire contrairement à l'expérimentation et atteint une valeur maximale environ deux fois inférieure aux valeurs expérimentales et calculées par le modèle de Fiala et al. [188].

Toutes les températures cutanées calculées sont très proches avant la transition c'est-à-dire en l'absence de sudation. Le déclenchement de la sudation provoque un écart conséquent entre les températures cutanées calculées essentiellement dû à l'absence d'évaporation à la surface de la peau pour le modèle de Wissler.

Les températures tympaniques calculées sont très légèrement supérieures aux valeurs expérimentales avant la transition puis elles sont quasiment confondues.

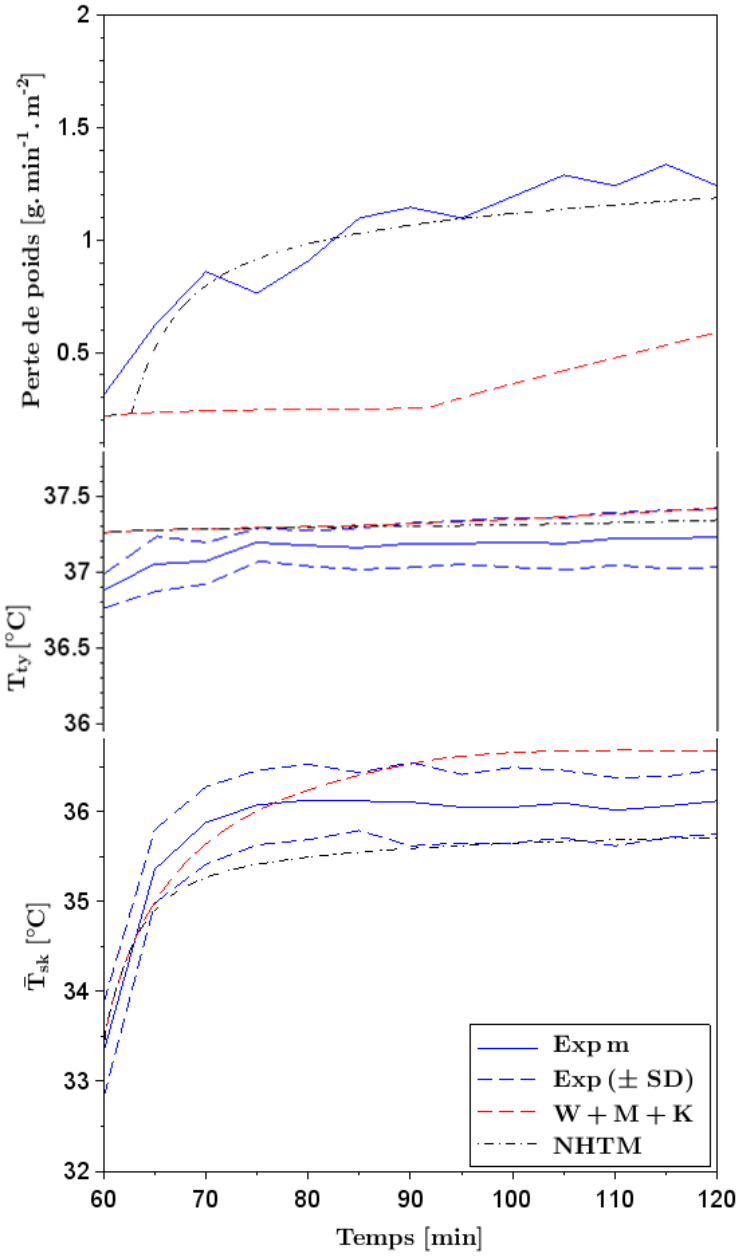

Figure 5.37 : Perte de poids, température tympanique et température moyenne cutanée mesurées et calculées par les modèles de sudation de Fiala et al. [188] et de Wissler [11]. Exp m : moyenne mesurée ; Exp (±SD) : moyenne mesurée ± un écart-type ; W+M+K : modèle passif de Wissler couplé au modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], au modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] et au modèle de sudation de Wissler ; NHTM : modèle W+M+K couplé au modèle de sudation de Fiala et al. [188]

Pour la transition 27-40°C, les valeurs de RMSE sont données dans le Tableau 5.11. Il apparaît que pour les trois variables observées, le modèle de Fiala et al. [188] est toujours plus précis que celui de Wissler.

	Perte de poids $[g.min^{-1}m^{-2}]$	Température moyenne cutanée $[°C]$	Température tympanique $[°C]$
Wissler [11]	0,62	0,36	0,12
Fiala et al. [188]	0,17	0,31	0,12

Tableau 5.11 : Valeur de RMSE pour les 2 modèles de sudation en compraison aux valeurs expérimentales d'Ooka et al. [193] (transition 27-40°C)

Pour les deux expériences, les valeurs calculées des variables physiologiques à savoir la température moyenne cutanée et la température tympanique appartiennent toujours à la zone des valeurs expérimentales. L'instant d'activation de la sudation et son intensité ont une influence sur l'évolution de ces variables physiologiques. Les températures de seuil utilisées par le modèle de sudation de Fiala et al. [188] est inférieure à celle du modèle de Wissler [11]. Cette différence induit après la transition une augmentation moins forte des températures moyenne cutanée et tympanique. De plus, le débit de sueur calculé par le modèle de Fiala et al. [188] est plus élevé que celui de Wissler et plus proche des valeurs expérimentales. Le modèle de Fiala et al. [188] semble donc être plus adapté pour prédire la sudation.

5.6. Conclusion

La modélisation des mécanismes physiologiques en se basant sur les signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux améliore sensiblement les performances du modèle de thermorégulation du corps humain. Wissler [11] a développé un modèle dont le système actif est basé sur la notion de température de seuil. Ce signal de contrôle du système passif du modèle de Wissler a été modifiée en intégrant les actions des thermorécepteurs lorsque cela était possible. Ainsi, le modèle de frissonnement de Wissler a été remplacé par celui de Mekjavic et Morrisson [16] et le modèle de débit sanguin cutané a été remplacé par celui de Kingma [108]. Ces deux modèles modélisent ces fonctions du système actif à l'aide des signaux des thermorécepteurs. Les comparaisons effectuées avec des données expérimentales montrent les gains en performance obtenus. Ensuite, nous nous sommes attachés à faire une analyse de deux modèles de sudation à savoir celui intégré d'origine dans le système actif du modèle de Wissler et celui proposé par Fiala et al. [188]. Une confrontation entre les résultats de ces deux modèles et des données expérimentales a été effectuée.

Par la suite, le modèle passif de Wissler couplé aux modèles de frisonnement de Mekjavic et Morisson [16], de débit sanguin cutané de Kingma [108] et de sudation de Fiala et al. [107] sera nommé Neural Human Thermal Model (NHTM).

6. ANALYSE DE SENSIBILITE ET OPTIMISATION SUR UN ECHANTILLON DE POPULATION

6.1. Introduction

Tous les modèles de thermorégulation humaine déjà développés modélisent une personne standard. En d'autres termes, les valeurs des paramètres des systèmes actif et passif sont fixées indépendamment de la population étudiée. Dans ce cas, le domaine du modèle sera limité à un type donné de population. La simulation de plusieurs types de populations nécessite une compréhension des effets des paramètres du modèle de thermorégulation sur ses sorties afin de pouvoir l'individualiser et l'adapter à la population étudiée. Pour ce faire, une étude de sensibilité a été mise en œuvre pour analyser les effets des paramètres du modèle NHTM sur les variables physiologiques à savoir les températures moyenne cutanée et rectale ainsi que sur la sensation et le confort thermique grâce à la méthode de Morris [194]. Ensuite, les valeurs de certains paramètres du modèle NHTM ont été optimisés à l'aide d'un algorithme génétique [195] pour l'adapter à la population étudiée par Munir et al. [185]

6.2. Analyse de sensibilité sur les paramètres des systèmes passif et actif

Les paramètres du système passif sont les propriétés thermo-physiques des tissus qui apparaissent dans l'équation de la chaleur à savoir la conductivité thermique, la masse volumique et la chaleur spécifique auxquels il faut ajouter le métabolisme de base. Pour les premiers, des valeurs ont été proposées par plusieurs auteurs dont Wissler [11], Holopainen [189], Fiala et al. [188] et Smith [116]. Ces valeurs sont dans la plupart des cas issues de mesures in vivo et in vitro effectuées par Hasgall et al. [115], Werner et Buse [117], Emery et Sekins [118] et Mitchell et al. [119]. Quant aux valeurs du métabolisme de base, elles sont sélectionnées de façon à obtenir une valeur minimale égale à 60W et une valeur maximale de 160 W pour un sujet assis. Les valeurs minimales et maximales de ces paramètres sont données dans le Tableau 6.1.

Les paramètres du système actif sont le gain du débit sanguin cutané G_{SKBF} , le gain de frissonnement, G_{shiver}, le gain de sudation G_{sweat}, le gain du flux sanguin à contre-courant G_{cc}, la variation de la température de seuil de sudation dT_{sweat}, la variation de la température de seuil de frissonnement dT_{shiver}, le gain des thermorécepteurs G_{tr}, la constante de temps des thermorécepteurs Γ_{tr}, la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs Γ_{tre} et la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs Γ_{tri} (Equations (151), (153), (154), (155)). Le Tableau 6.2 donne les valeurs minimales et maximales de ces paramètres.

Paramètre	Tissu	Minimum	Maximum
Conductivité thermique λ $[W.m^{-1}.K^{-1}]$	Cerveau	0,49	0,53
	Muscle	0,19	0,64
	Graisse	0,14	0,5
	Os	0,12	2,1
	Viscères	0,48	0,55
	Foie	0,46	0,55
	Peau	0,16	0,96
	Poumon	0,28	0,39
	Cœur	0,46	0,56
Masse volumique ρ $[kg.m^{-3}]$	Cerveau	1036	1081
	Muscle	1040	1090
	Graisse	850	920
	Os	980	1920
	Viscères	1000	1081
	Foie	1000	1080
	Peau	1000	1109
	Poumon	500	1050
	Cœur	1050	1085
Chaleur spécifique C_p $[J.kg^{-1}.K^{-1}]$	Cerveau	3583	3850
	Muscle	3421	3810
	Graisse	2090	3800
	Os	1313	2666
	Viscères	3587	3763
	Foie	3540	3697
	Peau	3391	3800
	Poumon	3520	3886
	Cœur	3550	3768
M_{base} $[W.m^{-3}]$	Cerveau	8400	22320
	Muscle	385	1023
	Graisse	40,6	108
	Os	1	2
	Viscères	3080	8184
	Foie	3080	8184
	Peau	257	684
	Poumon	70	186
	Cœur	11900	31620

Tableau 6.1 : Valeurs minimales et maximales des paramètres du système passif

La comparaison entre les débits sanguins cutanés calculés par les modèles de Kingma [108] et de Wissler [11] (Figure 5.31) a montré que la valeur du second est environ 2 fois plus élevée que la valeur du premier. Les valeurs minimale et maximale du gain G_{SKBF} est la valeur du débit proposée par Kingma pour la borne inférieure et une valeur légèrement supérieure à celle

utilisée par Wissler pour la borne supérieure. Les niveaux du métabolisme de frissonnement calculés par le modèle de Wissler [11] et celui de Mekjavic et Morrisson [16] sont très similaires. Par ailleurs, pour les expériences menées par Hayward et al. [49], le métabolisme total a atteint une valeur maximale de 450 W soit une valeur 1,5 plus élevée que la valeur du métabolisme total calculée grâce au modèle de Mekjavic et Morrisson [16]. Le domaine de variation du gain G_{shiver} a alors été fixé pour investiguer le plus grand intervalle obtenu expérimentalement. Une grande plage de variation du gain G_{sweat} est utilisée au vu de la très forte variabilité des modèles de sudation existants. La valeur du gain G_{cc} utilisée par Wissler [11] est égale à 0,2. Nous avons décidé arbitrairement d'adopter comme valeur minimale celle proposée par Wissler multipliée par 0,5 et comme valeur maximale le double de celle mise en avant par Wissler. Les domaines de variation des constantes des thermorécepteurs ont été obtenus en multipliant par 0,5 (valeur minimale) et 1,5 (valeur maximale) les valeurs proposées par Mekjavic et Morrisson [16].

Paramètre	Minimum	Maximum
G_{SKBF} $[-]$	1,00	3,85
G_{shiver} $[-]$	0,50	2,00
G_{sweat} $[-]$	0,50	3,85
G_{cc} $[-]$	0,10	0,40
dT_{sweat} $[°C]$	$-0{,}50$	0,50
dT_{shiver} $[°C]$	$-2{,}00$	$-0{,}50$
G_{tr} $[-]$	2,50	7,50
Γ_{tr} $[s]$	2,75	8,25
Γ_{tre} $[s]$	2,75	8,25
Γ_{tri} $[s]$	1,65	4,95

Tableau 6.2 : Valeurs minimales et maximales des paramètres du système actif

L'analyse de sensibilité ou l'étude de l'influence des paramètres sur les sorties du modèle NHTM à savoir les températures cutanée et centrale, la sensation et le confort thermique est effectuée grâce à la méthode de Morris [194]. Cette méthode consiste à calculer l'effet élémentaire de chaque variable d'entrée sur les sorties du modèle. Pour ce faire, la gamme de variation de chaque entrée x_i d'une fonction $f(x_1, x_2, \dots, x_n)$ est discrétisée en p intervalles. Un vecteur de référence $X_0 = (x_1, x_2, \dots, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, \dots, x_n)$ est choisi arbitrairement. Ensuite, un facteur Δ_i est ajouté à x_i et le vecteur d'entrée ainsi obtenu s'écrit $X_j(x_1, x_2, \dots, x_{i-1}, x_i + j\Delta_i, x_{i+1}, \dots, x_n)$. En posant $y_0(t) = f(X_0, t)$ et $y_j(t) = f(X_j, t)$, l'effet élémentaire résultant de $j\Delta_i$ s'écrit :

$$d_j(x_i) = \frac{\dfrac{\sum_{k=0}^{N} |y_j(t_0 + kdt) - y_0(t_0 + kdt)|}{N}}{j\Delta_i} \tag{195}$$

Avec :

t_0 : Temps initial $[s]$

t_∞ : Temps final $[s]$

dt : Pas de temps du modèle ($dt = 1{,}5\ s$)

$$N = \frac{t_\infty - t_0}{dt}$$

j : Nombre entier

$j\Delta_i$: Mutiple de $\frac{1}{p-1}(x_{i,max} - x_{i,min})$ tel que ($x_{i,min} \leq x_i + \Delta_j \leq x_{i,max}$).

p est généralement compris entre 5 et 15. Ici, la valeur 10 a été sélectionnée comme un compromis entre un nombre suffisant de valeurs du paramètre étudié et le temps de calcul. Le nombre total de simulations est égal à $p(n+1)$ soit 150 pour nous en considérant que le nombre de paramètres n est égal à 14.

L'ensemble des effets élémentaires $d_j(x_i)$ est appelé F_i. La moyenne de F_i est μ_i^* et son écart-type est σ_i. Ces deux quantités sont définies par :

$$\mu_i^* = \frac{\sum_{j=1}^{10} d_j(x_i)}{10} \tag{196}$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{10}\left(d_j(x_i) - \mu_i^*\right)^2}{9}} \tag{197}$$

Les sorties étudiées sont la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$, la température rectale T_{rec}, la sensation thermique globale S_g et le niveau du confort thermique global C_g.

La température moyenne cutanée est calculée par la méthode des 7 points de Hardy et DuBois [29] :

$$\bar{T}_{sk} = 0{,}07 \times T_{front} + 0{,}14 \times T_{avant\ bras} + 0{,}05 \times T_{main} + 0{,}35 \times T_{poitrine} + 0{,}19 \times T_{cuisse} + 0{,}13 \times T_{jambe} + 0{,}07 \times T_{pied} \tag{198}$$

Dans un premier temps, la conductivité thermique, la masse volumique, la chaleur spécifique et le métabolisme de base de 9 tissus sont considérés comme des vecteurs (9×1). Chaque vecteur est donc un paramètre d'entrée dont chaque composante subit une variation Δ_i identique.

Le scenario proposé pour effectuer l'analyse de sensibilité consiste en une période de rafraîchissement où le frissonnement est activé et une période de réchauffement où la sudation se déclenche. Chacune de deux périodes est précédée d'une période dite de neutralité (Figure 6.1). La vitesse et l'humidité relative de l'air sont fixées respectivement à 0,1 m/s et 50% durant toute la période de simulation. De plus, la température radiante moyenne est posée égale à la température de l'air. Enfin, le sujet est uniquement vêtu d'un short d'une résistance thermique égale à 0,03 clo.

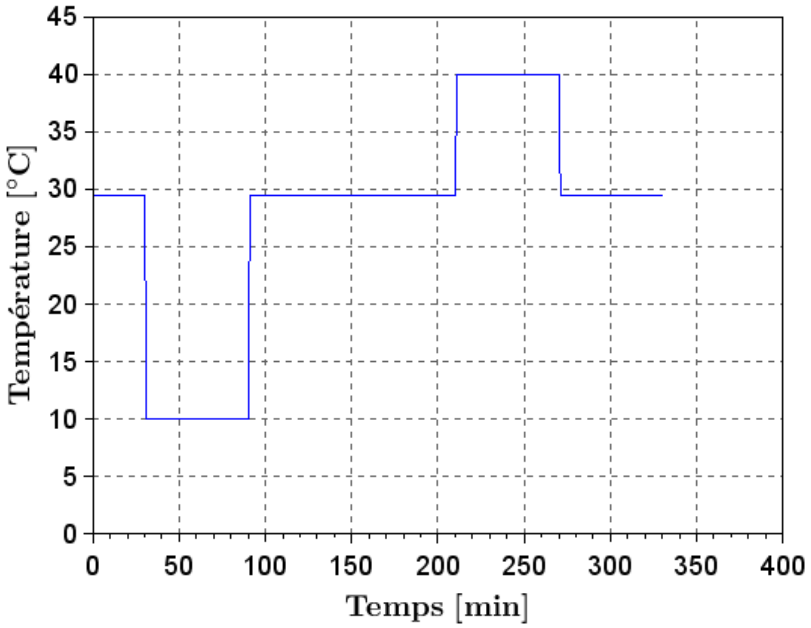

Figure 6.1 : Variation temporelle de la température de l'air ambiant utilisée pour effectuer l'analyse de sensibilité

Les Figures 6.2 à 6.5 donnent les moyennes et les écarts-type des effets élémentaires de tous les paramètres étudiés. La plupart des paramètres influents sont au-dessus de la deuxième bissectrice (σ/μ^*=0,5) ce qui indique qu'ils ont soit des effets non linéaires ou de fortes interactions entre eux voire les deux. Le métabolisme est le paramètre le plus influent sur les températures cutanée et rectale (Figures 6.2 et 6.3). Ce résultat évident provient du fait que le métabolisme de base est l'unique source de chaleur interne du corps humain. Sa variation a un effet direct sur la température rectale ainsi que sur le flux de chaleur transmis vers la peau. La conductivité thermique λ et le gain du débit sanguin cutané G_{SKBF} contrôlent le transfert de chaleur du noyau vers la peau. La diminution de la conductivité thermique transforme les tissus en des isolants thermiques qui limitent la conduction thermique et entraîne donc l'augmentation de la température rectale ainsi que la diminution de la température cutanée. Le débit sanguin cutané agit d'une manière similaire à la conductivité thermique. Ces 3 paramètres agissent tout le long du scénario contrairement à dT_{sweat}, dT_{shiver}, G_{sweat} et G_{shiver} qui n'interviennent que dans des ambiances chaude ou froide. Le paramètre dT_{sweat} pilote l'activation de la sudation et le gain G_{sweat} contrôle son intensité. La sudation augmente la dissipation de la chaleur au niveau de la peau. Elle intervient directement sur la température cutanée et, à travers le transfert de chaleur entre la peau et le noyau, sur la température rectale. Pour une ambiance froide, le paramètre dT_{shiver} commande l'activation du frissonnement qui se traduit par une production supplémentaire de chaleur dont le gain G_{shiver} traduit l'intensité. Il est à noter que ces 4 derniers paramètres sont moins influents que le débit sanguin cutané et la conductivité thermique. La chaleur spécifique C_p et la masse volumique ρ des tissus sont les paramètres les moins influents. Enfin, les paramètres des thermorécepteurs sont très peu sensibles.

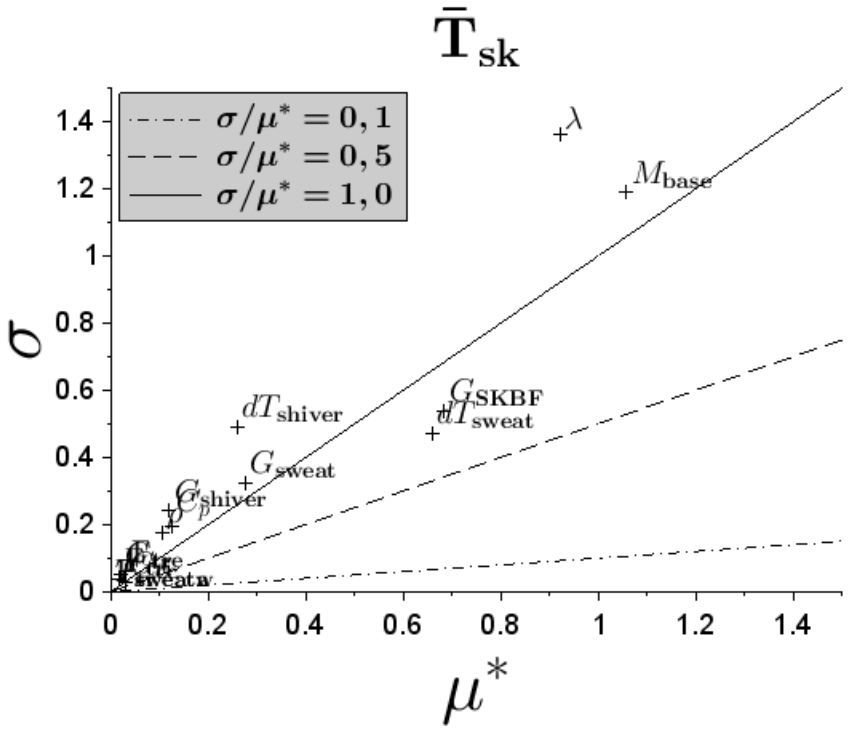

Figure 6.2 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la température moyenne cutanée

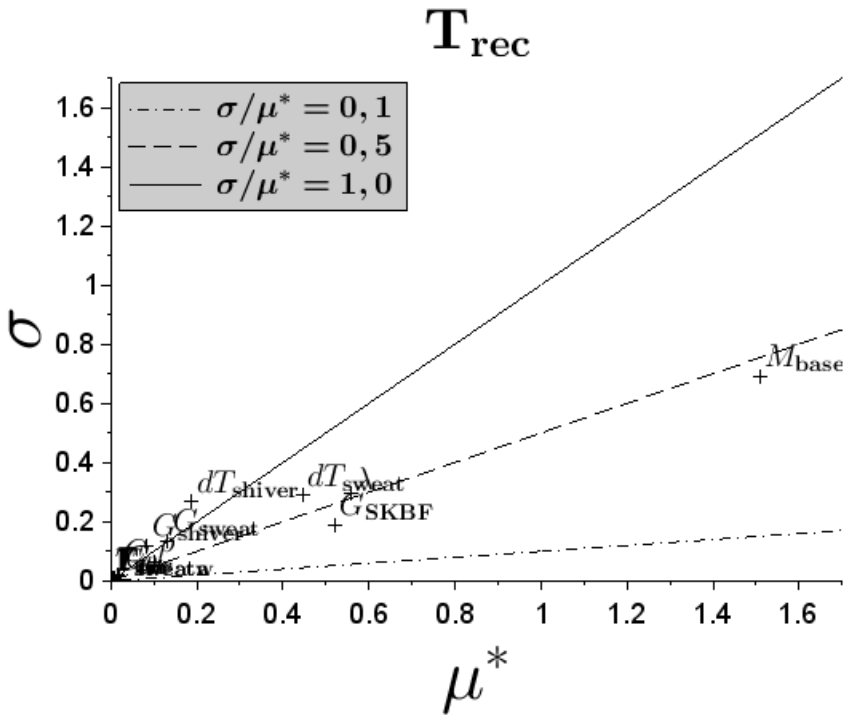

Figure 6.3 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la température rectale

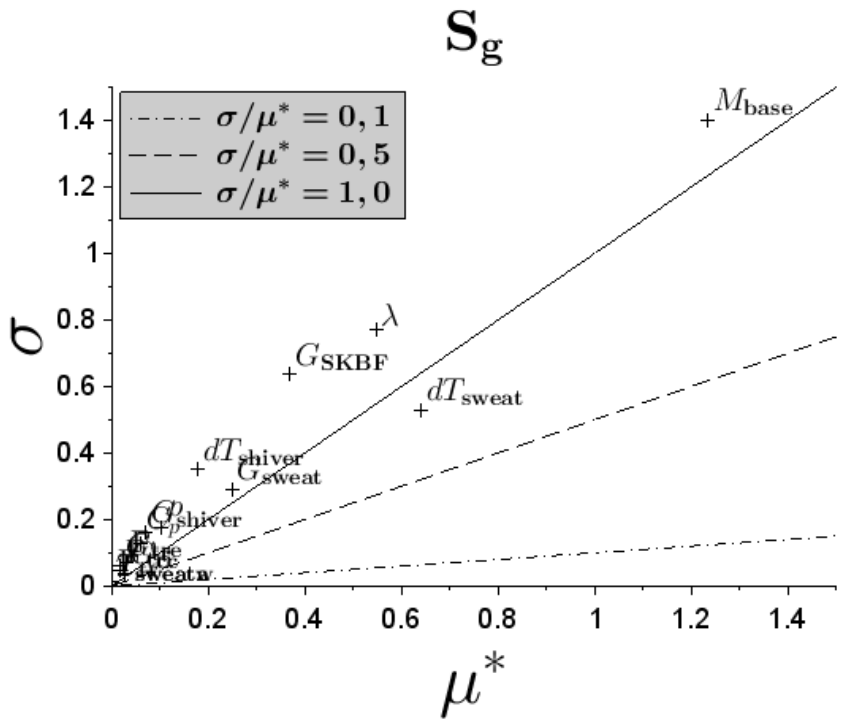

Figure 6.4 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur la sensation thermique globale

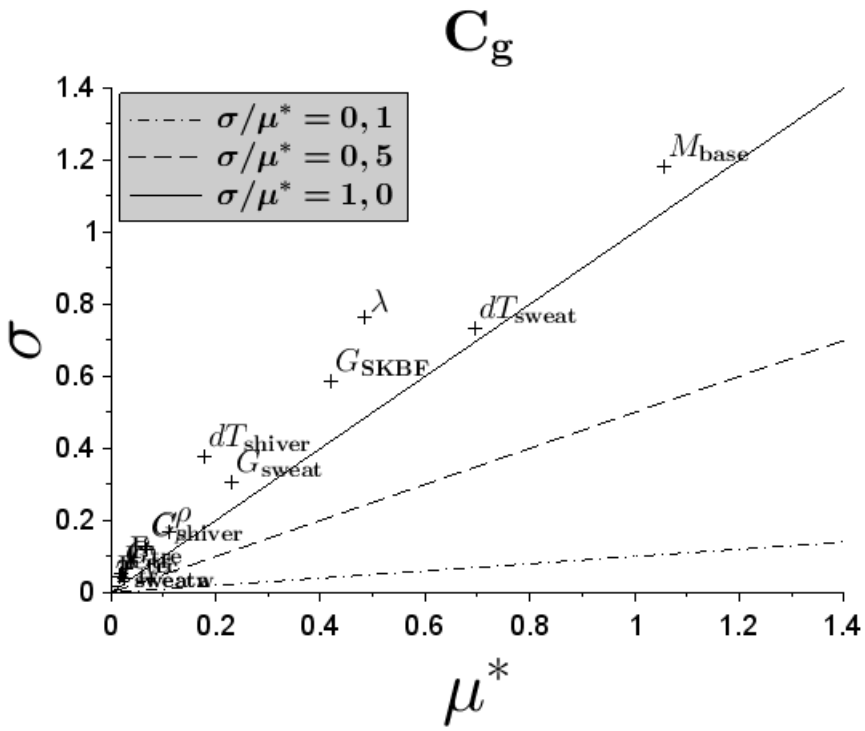

Figure 6.5 : Moyenne et écart-type des effets élémentaires des paramètres étudiés sur le confort thermique global

La sensation et le niveau de confort thermique sont calculés par le modèle de Zhang [9] grâce aux températures cutanée et rectale. Les résultats obtenus sont présentés aux Figures 6.4 et 6.5. Nous retrouvons des résultats très similaires à ceux observés pour les températures moyenne cutanée et rectale. En effet, la sensation thermique globale S_g est calculée grâce aux sensations thermiques locales S_l et ces dernières sont calculées en fonction de la température moyenne cutanée et de la température de l'œsophage (Section 3.3.1). Ici, la température de l'œsophage est assimilée à la température rectale.

L'analyse de sensibilité effectuée grâce à la méthode de Morris [194] a permis d'étudier l'influence des paramètres des systèmes passif et actif sur les réponses physiologiques et les niveaux de sensation et de confort thermique.

Il est à noter que pour toutes les figures, l'ordre de grandeur des valeurs maximales de μ_i^* et de σ_i sont du même ordre de grandeur.

Au vu des résultats obtenus, il apparaît que le métabolisme de base et la conductivité thermique des tissus sont les paramètres les plus influents. Par ailleurs, nous avons observé que les paramètres des thermorécepteurs sont très peu sensibles.

Par la suite, nous effectuons une étude paramétrique de l'influence du métabolisme de base et de la conductivité thermique des tissus sur les réponses physiologiques à savoir les températures moyenne cutanée et rectale.

6.3. Influence du métabolisme et de la conductivité thermique sur les réponses physiologiques

Comme l'analyse de sensibilité l'a montré, le métabolisme de base et la conductivité thermique sont les paramètres les plus influents sur les sorties du modèle NHTM. Afin d'évaluer tous les domaines de variation possibles, quatre combinaisons des valeurs minimales et maximales de ces deux paramètres sont utilisées. Les valeurs des paramètres sont extraites du Tableau 6.1. Nous comparons nos résultats à ceux des expérimentations menées par Munir et al. [185]

La Figure 6.6 donne la température moyenne cutanée $\overline{T}_{sk}$ et la température rectale T_{rec} pour les quatre combinaisons du métabolisme de base et de la conductivité thermique.

Les résultats obtenus sont différents suivant que nous observons la température moyenne cutanée ou la température rectale. Pour la première, les niveaux des températures obtenues sont directement corrélés à la conductivité thermique des tissus. Plus la conductivité thermique est faible, plus la température moyenne cutanée est faible et inversement. En revanche, pour la température rectale, elle est totalement fonction du niveau du métabolisme de base avec une légère influence de la conductivité thermique des tissus.

Il est à noter que toutes les valeurs expérimentales sont toujours situées dans le domaine des valeurs numériques issues des combinaisons des valeurs des deux paramètres étudiés ce qui nous conforte dans le choix de ces valeurs.

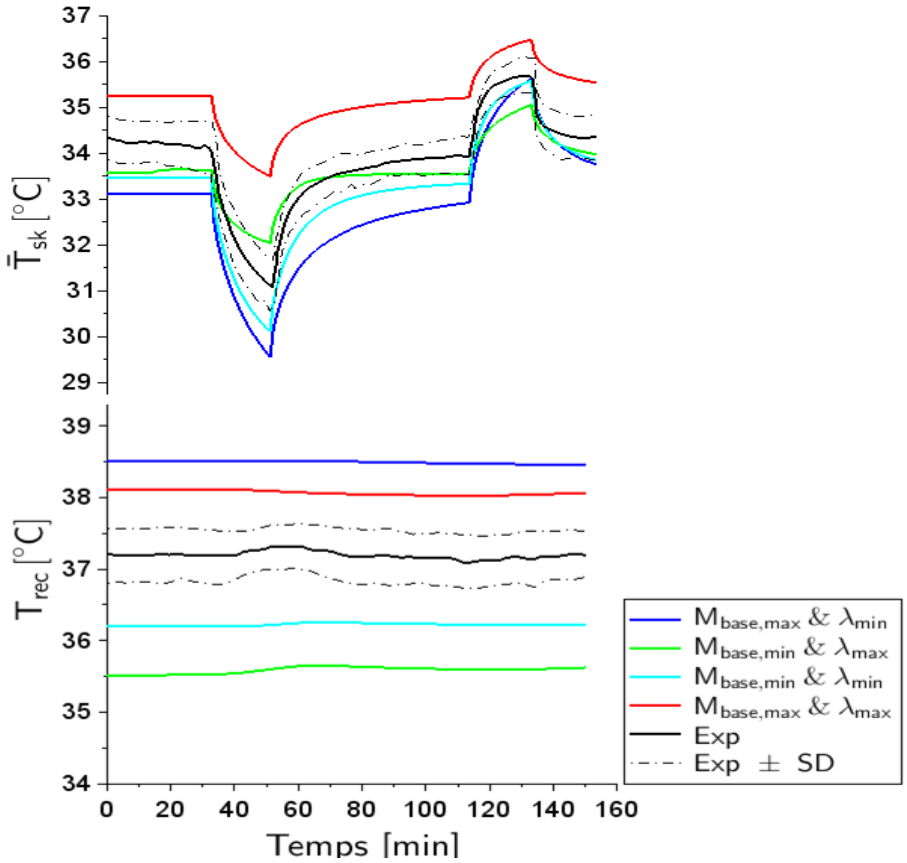

Figure 6.6 : Températures moyenne cutanée et rectale mesurées et calculées en fonction du métabolisme de base et de la conductivité thermique. $M_{base,min}$: métabolisme de base minimal ; $M_{base,max}$: métabolisme de base maximal ; λ_{min} : conductivité thermique minimale ; λ_{max} : conductivité thermique maximale

6.4. Effet de la variation des gains des mécanismes physiologiques sur les réponses physiologiques

L'analyse de sensibilité a montré que les paramètres du système actif ont des effets importants sur les réponses physiologiques. Lors d'un passage d'une ambiance neutre à une ambiance froide au chaude, le débit sanguin cutané est l'un des facteurs qui pilote le transfert de chaleur du noyau vers la peau ce qui impacte la vitesse de variation de la température moyenne cutanée. L'intensité du frissonnement et de la sudation ont également des effets plus ou moins intenses lorsqu'ils sont activés. La compréhension des effets des paramètres du système actif sur la variation de la température moyenne cutanée est primordiale afin de pouvoir intégrer au modèle des différences interindividuelles et, ainsi, pouvoir simuler la réaction d'un échantillon d'individus donné.

Afin d'étudier l'effet de la variation du débit sanguin cutané sur la température moyenne cutanée, nous proposons le cycle temporel de variation de la température ambiante montré à la Figure 6.7. Le choix a été effectué afin de ne pas activer le phénomène de frissonnement. Trois valeurs du gain du débit sanguin cutané ont été sélectionnés pour effectuer la comparaison à savoir 1,4 ; 1,5 et 1,6.

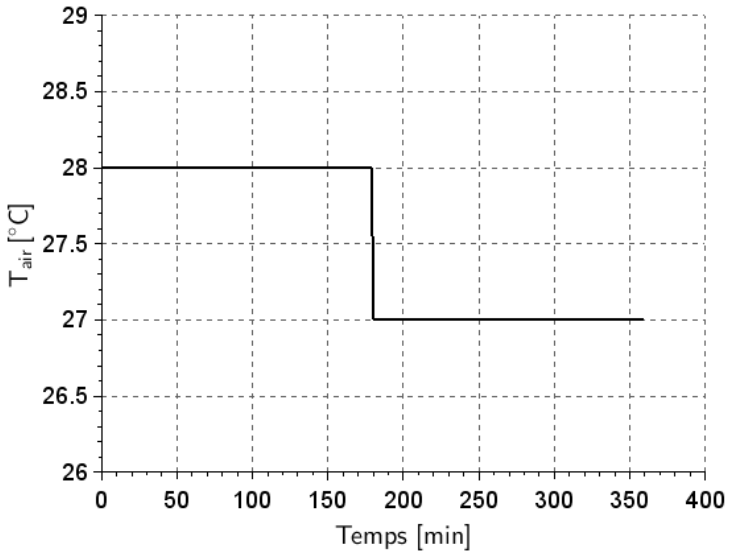

Figure 6.7 : Variation temporelle de la température de l'air ambiant utilisée pour étudier l'effet du gain G_{skbf} sur les réponses physiologiques

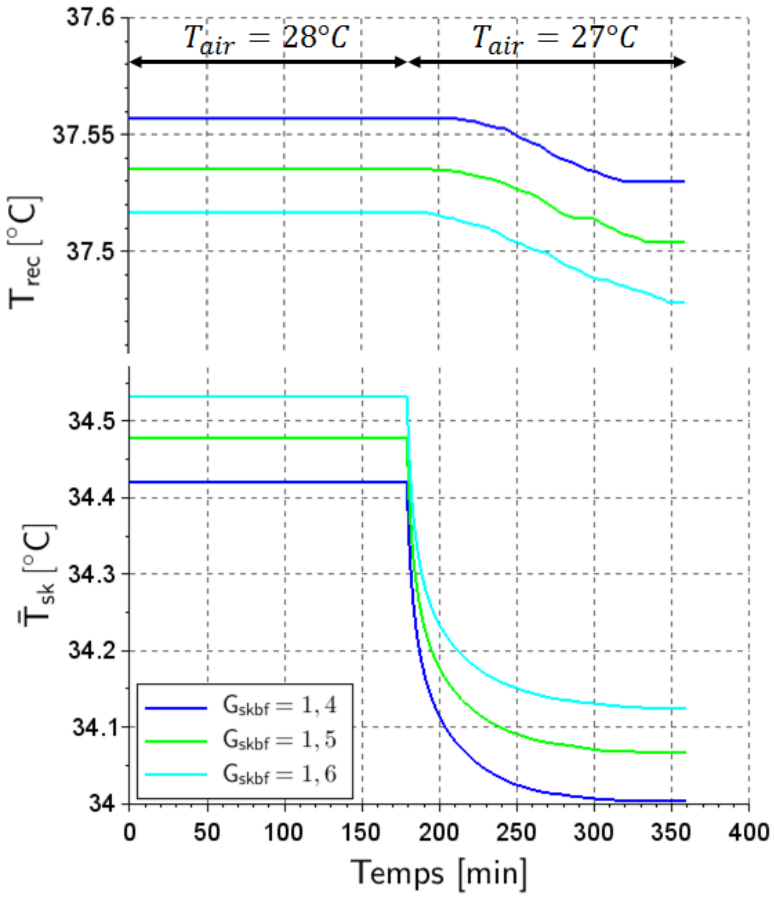

Figure 6.8 : Effet du gain G_{skbf} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

Avant la transition c'est-à-dire pour un temps inférieur à 180 mn, la température cutanée la plus faible et la température rectale la plus élevée sont associées au gain le plus faible car le débit sanguin cutané impacte directement le transfert de chaleur du noyau vers la peau. Suite à la diminution de la température ambiante, les températures moyenne cutanée et rectale décroissent pour atteindre un nouvel état statique tout en maintenant les écarts initiaux (Figure 6.8).

L'évolution temporelle de la température de l'air pour l'étude de l'effet du gain de frissonnement est donnée à la Figure 6.9. Cette figure donne aussi les variations des températures rectale et moyenne cutanée pour 3 valeurs du gain de frissonnement G_{shiver}. Durant le régime statique initial, les températures sont identiques car ni le frissonnement ni la sudation ne sont activés. Après la transition, les courbes commencent à être différentes pour $t = 220\ min$. A cet instant, le frissonnement est activé provoquant une augmentation du métabolisme. La croissance de l'intensité du frissonnement via la valeur de son gain se traduit tout naturellement par une croissance à la fois de la température rectale et de la température moyenne cutanée.

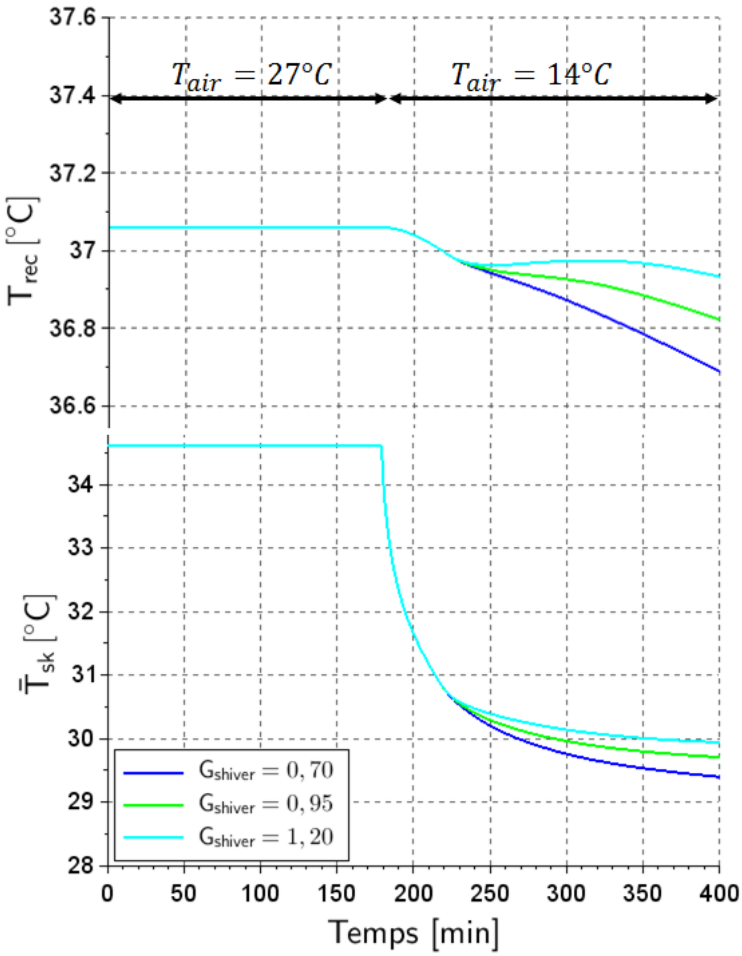

Figure 6.9 : Effet du gain G_{shiver} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

La Figure 6.10 donne les évolutions temporelles des températures rectale et moyenne cutanée dans le cas d'un créneau positif d'amplitude 12°C de la température de l'air ambiant. Ces variations ont été calculées pour trois valeurs du gain de sudation G_{sweat} à savoir 0,1 ; 0,3 et 0,5 respectivement.

Lors de la phase initiale pour laquelle la température de l'air ambiant est égale 27°C, nous observons de très légères différences des températures en fonction de la valeur du gain de sudation. Fort logiquement, les températures les plus basses sont notées pour le gain de sudation le plus élevé. Ce constat est amplifié lorsque le phénomène de sudation est activé avec des écarts de température finaux égaux à 0,2°C pour la température rectale et à 0,7°C pour la température moyenne cutanée respectivement

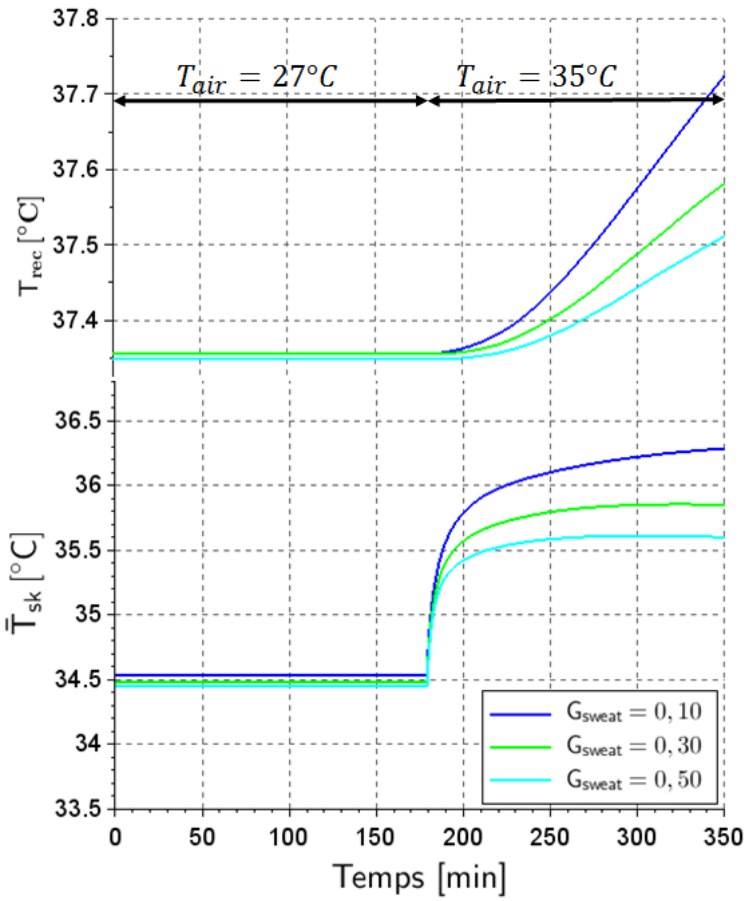

Figure 6.10 : Effet du gain G_{sweat} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

6.5. Effet des paramètres du modèle des thermorécepteurs sur les réponses physiologiques

Dans cette section, les effets des 4 paramètres du modèle des thermorécepteurs sur les réponses physiologiques sont étudiés. Il s'agit du gain des thermorécepteurs G_{tr}, de la constante du temps des thermorécepteurs Γ_{tr}, de la constante du temps du mécanisme excitateur Γ_{tre} et de la constante du temps du mécanisme inhibiteur Γ_{tri}.

6.5.1. Effet du gain des thermorécepteurs G_{tr}

La Figure 6.11 donne la température de l'air, la température rectale et la température moyenne cutanée calculées pour les trois valeurs du gain G_{tr}. La valeur de 5 est la valeur proposée par Mekjavic et Morrisson [16] et les deux autres valeurs sont obtenues en multipliant la valeur de référence par 0,5 et 1,5 respectivement.

Les résultats obtenus montrent clairement que l'impact de la valeur du gain G_{tr} est quasiment nul sur les deux températures étudiées. Pour aller plus en avant dans l'analyse de ces résultats, nous nous sommes intéressés à l'impact du gain des thermorécepteurs sur les réponses des thermorécepteurs froids à savoir la fréquence des impulsions électriques et le débit sanguin cutané de la main. La Figure 6.12 donnent les résultats obtenus pour le même cycle de la température de l'air ambiant que celui de la Figure 6.11.

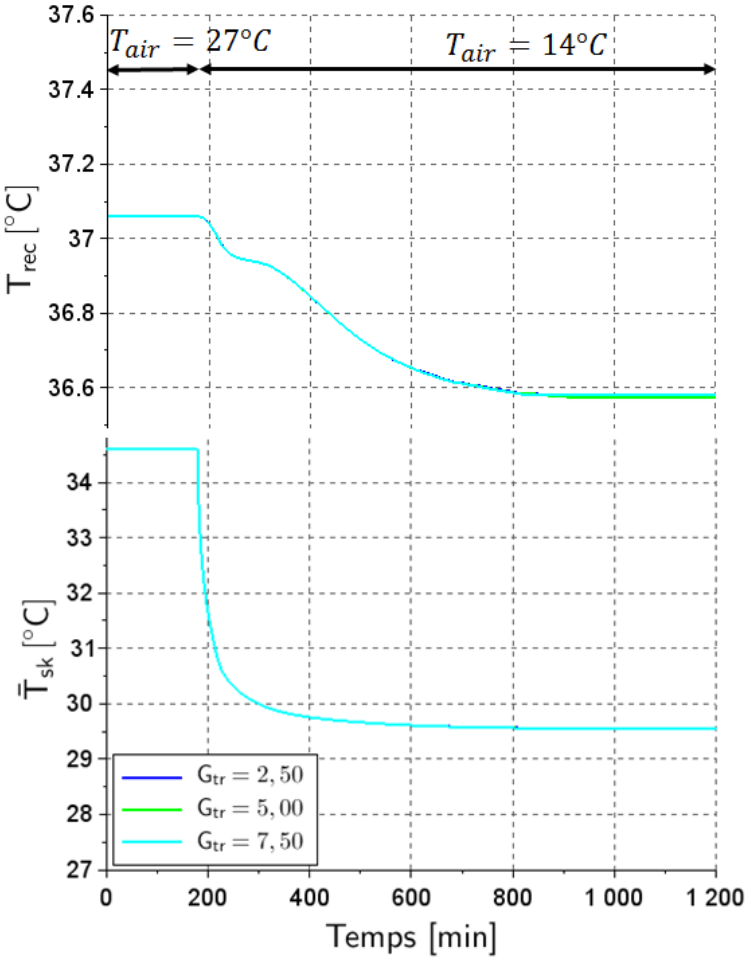

Figure 6.11 : Effet du gain des thermorécepteurs G_{tr} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

Les différences entre les réponses calculées pour les deux valeurs extrêmes du gain à savoir 2,5 et 7,5 sont également données dans la Figure 6.12.

Tout d'abord, nous notons une augmentation de la fréquence des impulsions électriques associée à une baisse du débit sanguin (vasoconstriction) de la main due à l'exposition au froid du sujet. Ensuite, il apparaît des écarts relatifs maxima faibles à savoir de l'ordre de 3% pour la fréquence des impulsions et de 9% pour le débit sanguin cutané. De plus, ces valeurs maximales sont très brèves et positionnées temporellement sur les gradients les plus élevés des variables.

Nous avons effectué la même étude pour l'impact de la valeur du gain G_{tr}. Les résultats ont également montré que cet impact est quasiment nul sur le métabolisme de frissonnement.

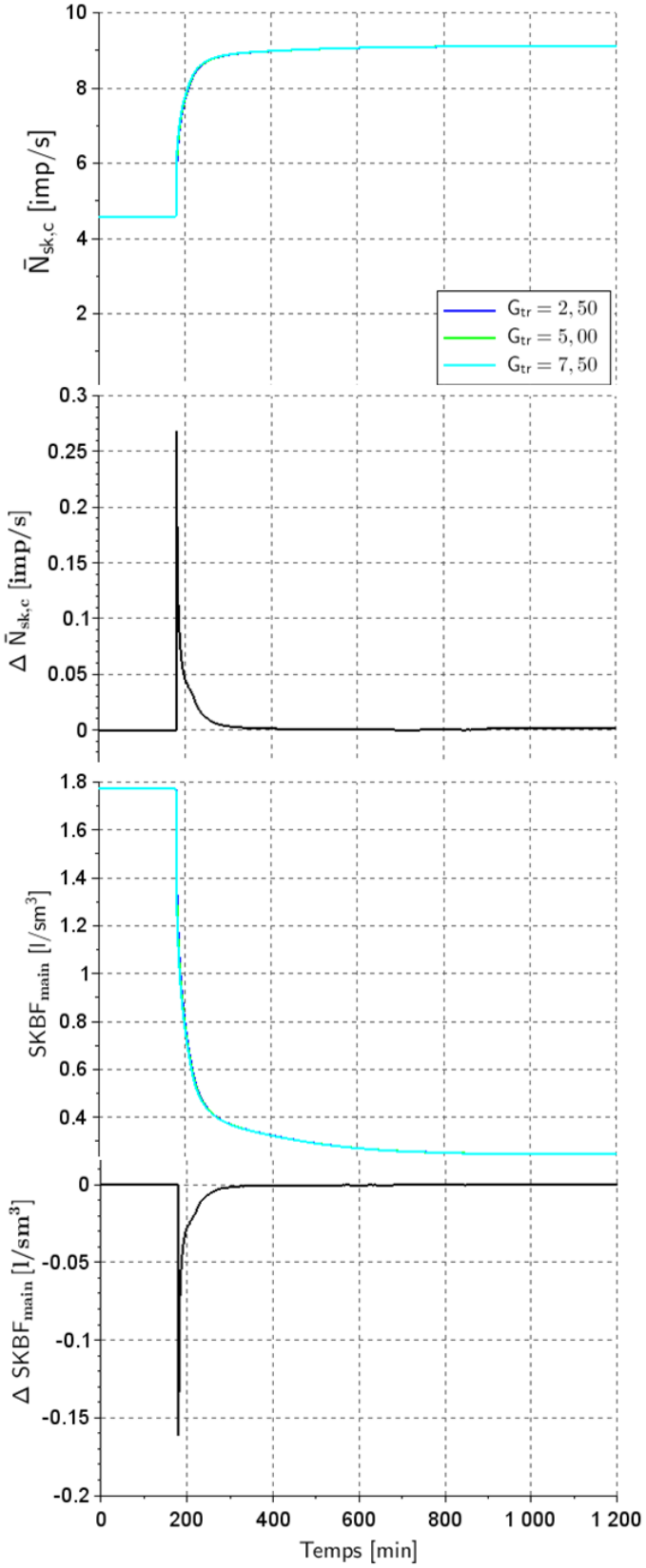

Figure 6.12 : Effet du gain des thermorécepteurs cutanés froids G_{tr} sur la fréquence des impulsions $\bar{N}_{sk,c}$ et le débit sanguin cutané de la main $SKBF_{main}$ ($\Delta\bar{N}_{sk,c}$ et $\Delta SKBF_{main}$ sont les différences entre les réponses pour $G_{tr} = 2{,}50$ et $G_{tr} = 7{,}50$)

6.5.2. Effet de la constante de temps des thermorécepteurs Γ_{tr}

A l'instar du gain des thermorécepteurs, les trois valeurs de la constante de temps des thermorécepteurs Γ_{tr} sont la valeur proposée par Mekjavic et Morrisson [16] à savoir 5,5 [s] multipliée respectivement par 0,5 et 1,5 pour les valeurs minimale et maximale.

La Figure 6.13 présente les évolutions temporelles des températures rectale et moyenne cutanée calculées avec les trois valeurs de la constante de temps du modèle des thermorécepteurs Γ_{tr}. Les courbes montrent que la valeur de la constante de temps Γ_{tr} n'a quasiment pas d'effet sur les variables physiologiques. Nous nous sommes alors intéressés à l'effet de la valeur de la constante de temps Γ_{tr} sur la fréquence des impulsions des thermorécepteurs froids et le débit sanguin cutané de la main.

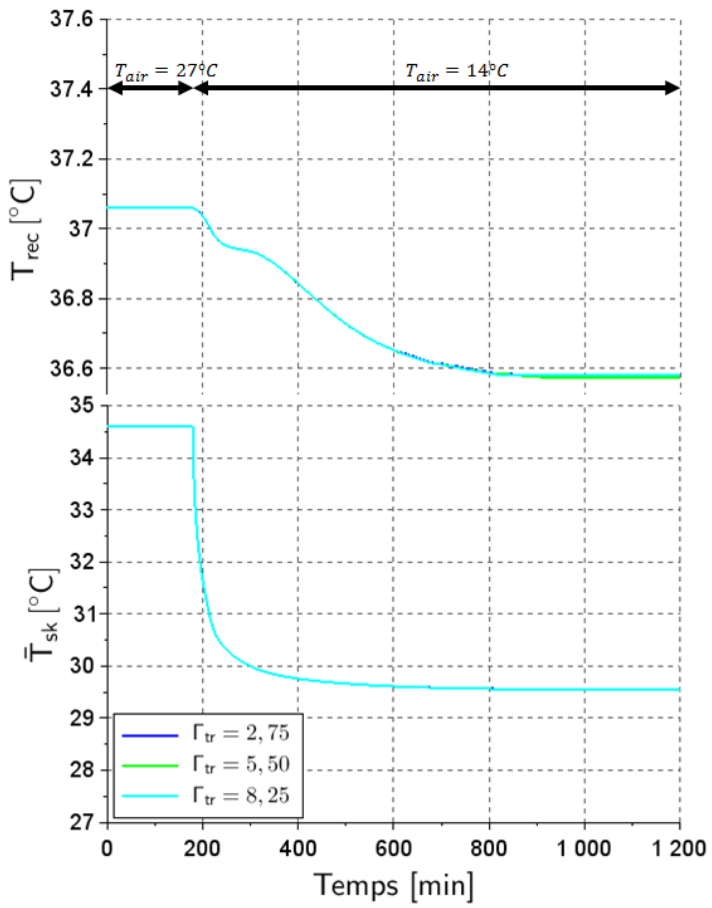

Figure 6.13 : Effet de la constante de temps du modèle des thermorécepteurs Γ_{tr} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

La Figure 6.14 donne les résultats obtenus pour les trois valeurs de la constante de temps des thermorécepteurs froids ainsi que les différences entre les réponses calculées pour les deux valeurs extrêmes de la constante de temps à savoir 2,75 et 8,25 [s]. Ces résultats confirment le fait que la constante de temps n'a aucun impact sur les fréquences des impulsions et le débit sanguin de la main.

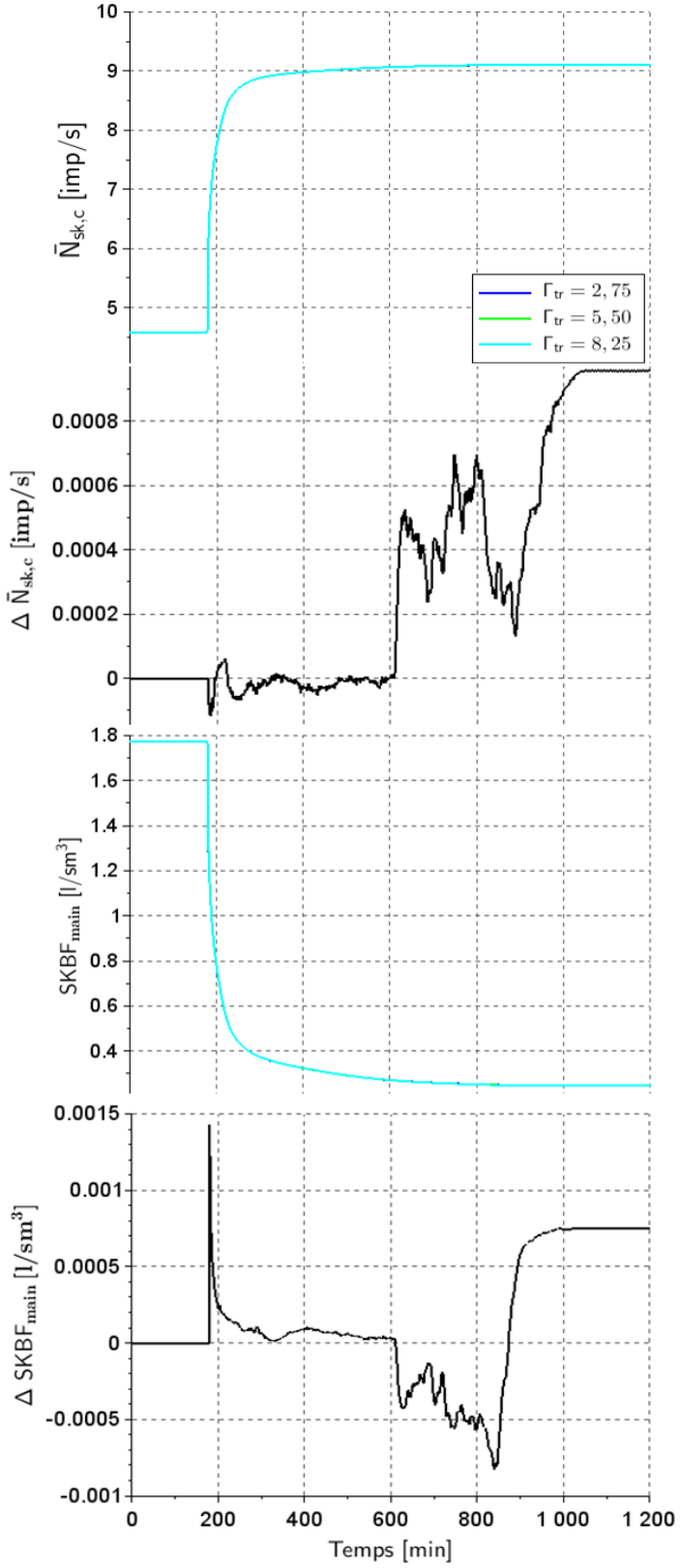

Figure 6.14 : Effet de la constante de temps des thermorécepteurs froids Γ_{tr} sur la fréquence des impulsions $\bar{N}_{sk,c}$ et le débit sanguin cutané de la main $SKBF_{main}$ ($\Delta\bar{N}_{sk,c}$ et $\Delta SKBF_{main}$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma_{tr} = 2{,}75$ et $\Gamma_{tr} = 8{,}25$)

6.5.3. Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteur Γ_{tre}

Puisque la valeur proposée par Mekjavic et Morrisson [16] pour la constante de temps du mécanisme excitateur Γ_{tre} est identique à celle de la constante de temps Γ_{tr}, les mêmes valeurs sont adoptées pour l'étude de l'impact de la constante de temps Γ_{tre} sur les variables physiologiques. La Figure 6.15 montre que l'effet est toujours négligeable au niveau de la température moyenne cutanée et de la température rectale. La valeur de la constante de temps Γ_{tre} n'a également quasiment aucune influence sur la fréquence des impulsions des thermorécepteurs froids et le débit sanguin cutané de la main comme le montre la Figure 6.16.

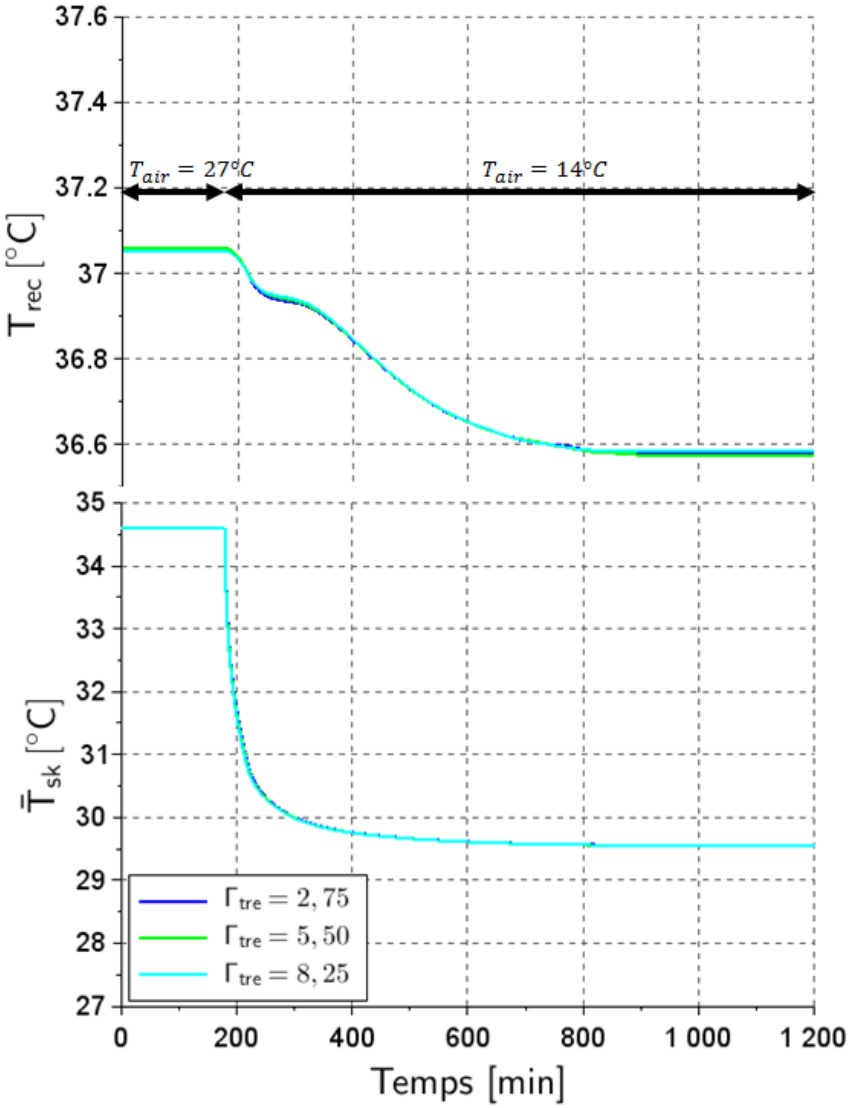

Figure 6.15 : Effet de de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs Γ_{tre} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

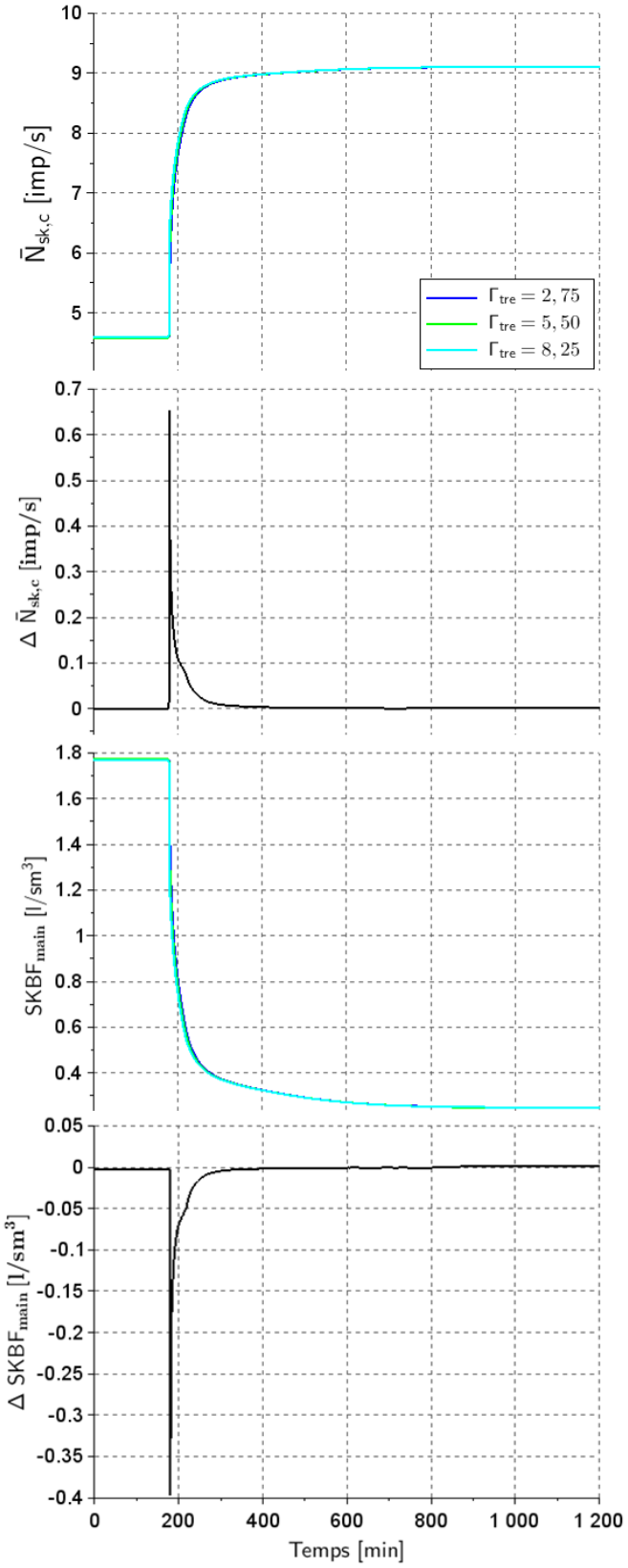

Figure 6.16 : Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs froids Γ_{tre} sur la fréquence des impulsions $\bar{N}_{sk,c}$ et le débit sanguin cutané de la main $SKBF_{main}$ ($\Delta\bar{N}_{sk,c}$ et $\Delta SKBF_{main}$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma_{tr} = 2{,}75$ et $\Gamma_{tr} = 8{,}25$)

6.5.4. Effet de la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs Γ_{tri}

Pour la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs Γ_{tri} les trois valeurs retenues sont 1,65; 3,30 et 4,95 [s] respectivement. Les résultats obtenus pour les températures rectale et moyenne cutanée montrent clairement que la constante de temps Γ_{tri} n'a aucun effet sur les variables physiologiques (Figure 6.17). Il en est de même pour la fréquence des impulsions et le débit sanguin cutané de la main comme le montre la Figure 6.18.

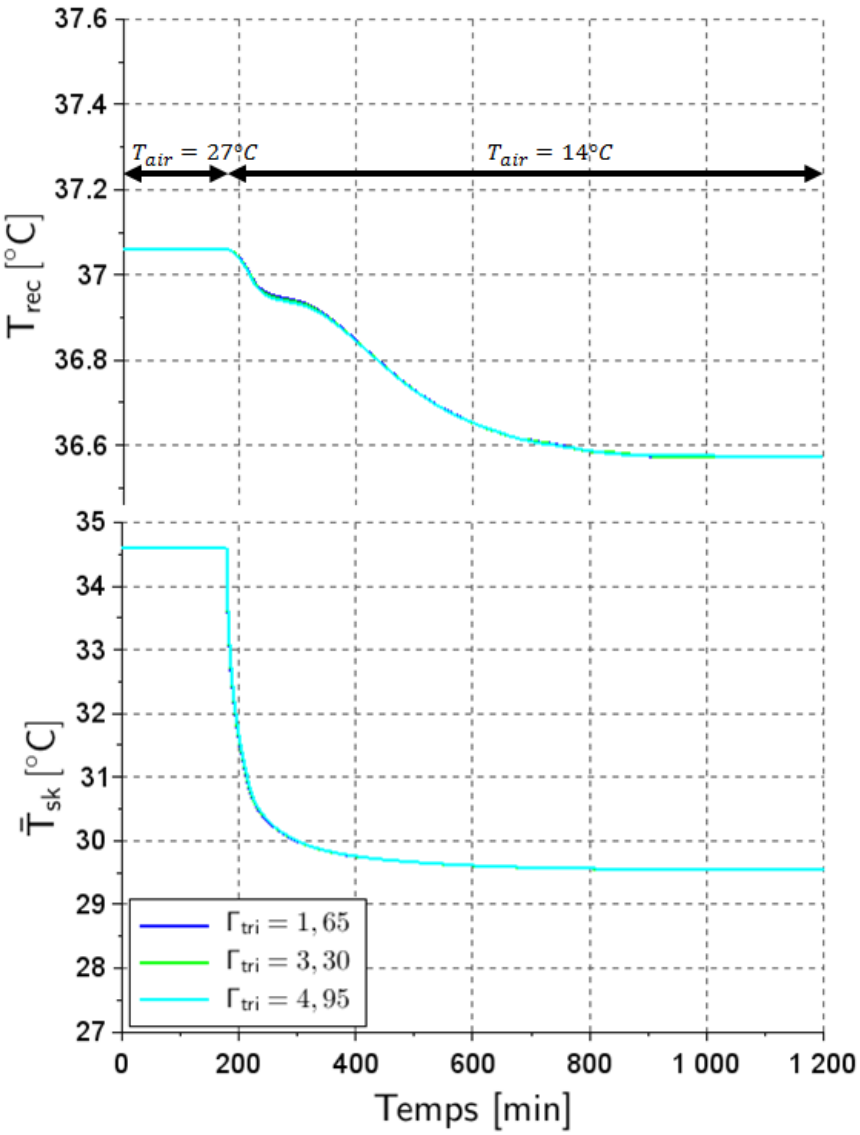

Figure 6.17: Effet de la constante de temps du mécanisme inhibiteur des thermorécepteurs froids Γ_{tri} sur la température rectale T_{rec} et la température moyenne cutanée $\bar{T}_{sk}$

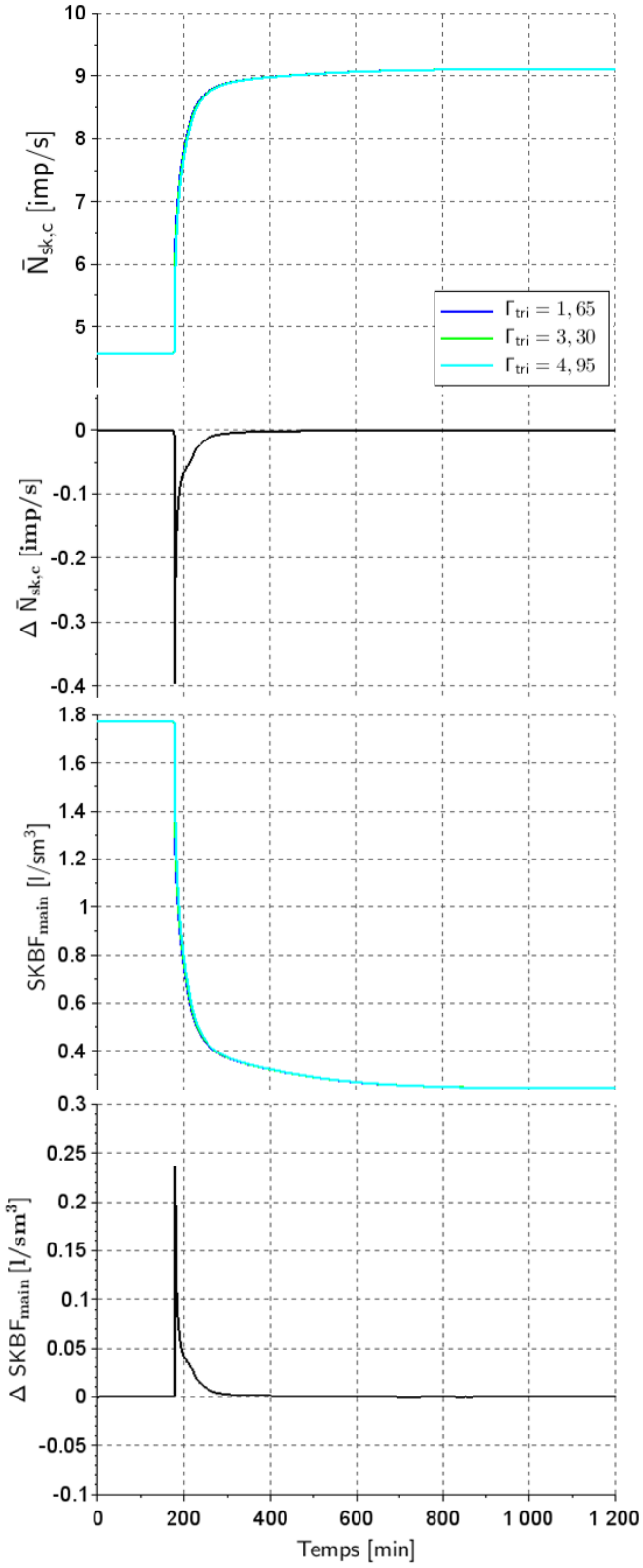

Figure 6.18 : Effet de la constante de temps du mécanisme excitateur des thermorécepteurs froids Γ_{tri} sur la fréquence des impulsions $\bar{N}_{sk,c}$ et le débit sanguin cutané de la main $SKBF_{main}$ ($\Delta\bar{N}_{sk,c}$ et $\Delta SKBF_{main}$ sont les différences entre les réponses pour $\Gamma_{tri} = 1{,}65$ et $\Gamma_{tri} = 4{,}95$)

Les paramètres des thermorécepteurs à savoir G_{tr}, Γ_{tr}, Γ_{tre} et Γ_{tri} n'agissent que sur les réponses transitoire F_{rans} et échelon F_{step} des thermorécepteurs (Equations (147), (155)). Ces réponses sont intenses et très brèves juste au début de la transition où la variation de la température cutanée est très élevée (Figure 6.12). Lorsque la variation de la température moyenne cutanée diminue, les amplitudes de F_{rans} et F_{step} décroissent et leurs effets sur la fréquence des impulsions et le débit sanguin cutané deviennent faibles.

6.6. Algorithme génétique

Le principe de fonctionnement des algorithmes génétiques est basé sur l'adaptation des individus à leur environnement. A partir d'une population initiale d'individus se reproduisant et pouvant subir des modifications aléatoires, la performance relative de chaque solution est évaluée. Ces individus sont caractérisés par leur génotype qui est décodé en phénotype afin d'effectuer l'évaluation [196]. La Figure 6.19 illustre le principe de fonctionnement d'un algorithme génétique.

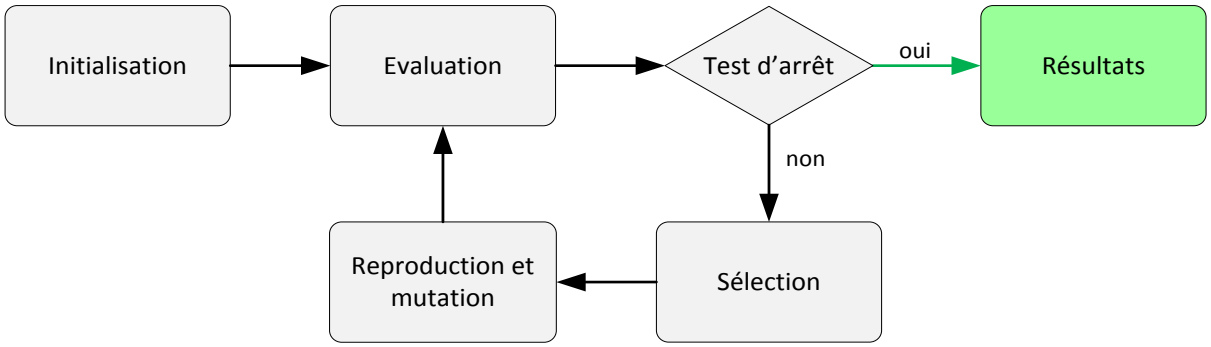

Figure 6.19 : Organigramme d'un algorithme génétique

Ainsi, un individu, du point de vue génétique, est considéré comme un chromosome et l'ensemble des paramètres qui le constitue sont les gênes. La mutation consiste à remplacer certains gènes du chromosome par d'autres gênes afin d'obtenir un nouveau chromosome. Ce processus produit un ou plusieurs chromosomes à partir d'un seul chromosome de départ.

Dans le processus de reproduction et mutation, deux chromosomes appelés parents échangent leurs gènes afin de donner deux nouveaux chromosomes appelés enfants. L'échange qui s'effectue en un seul point s'appelle reproduction simple, sinon elle est multiple.

Dans notre cas, l'individu, entrée du modèle NHTM, possède 28 gènes (Tableau 6.3). Il s'agit, pour le modèle passif, du métabolisme de base M et des propriétés thermo-physiques des tissus. Pour le système actif, les paramètres sont les gains des actions physiologiques, les variations de la température seuil pour la sudation et pour le frissonnement ainsi que les débits sanguins cutanés $SKBF_i$. Pour ces derniers, leurs domaines de variation ont été déterminés à partir des valeurs proposées par Kingma [108] multipliées par 0,8 pour la valeur minimale et 1,2 pour la valeur maximale. Les domaines de variation des propriétés thermo-physiques sont issus de la littérature. Les individus créés par la méthode de Morris nous ont aidé pour réduire et recentrer les domaines de variation des gains de sudation et du débit sanguin cutané.

La population de l'algorithme génétique consiste en 200 individus. La première génération est sélectionnée arbitrairement. Les 50 meilleurs individus sont ensuite utilisés pour créer 100 individus par croisement et mutation. Les 150 individus ainsi obtenus avec les seconds 50 meilleurs individus de l'ancienne génération forment la nouvelle génération.

Paramètre	Minimum	Algorithme génétique	Maximum
G_{SKBF}	0,40	1,08	2,00
G_{sweat}	0,40	0,47	2,00
G_{cc}	0,10	0,52	0,50
dT_{sweat}	−0,5	0,09	0,5
M_{br} $[W.m^{-3}]$	8400	9471	22320
M_{mu} $[W.m^{-3}]$	385	477	1023
M_{fa} $[W.m^{-3}]$	40	53	108
M_{bo} $[W.m^{-3}]$	1	1,89	2
M_{vi} $[W.m^{-3}]$	3080	3453	8184
M_{li} $[W.m^{-3}]$	3080	6802	8184
M_{sk} $[W.m^{-3}]$	257	417	684
M_{lu} $[W.m^{-3}]$	70	89	186
M_{he} $[W.m^{-3}]$	11900	15839	31620
λ_{bo} $[W.m^{-3}]$	0,10	1,20	2,10
λ $[W.m^{-1}\ K^{-1}]$	$\lambda_{br} = 0{,}49$	0,50	$\lambda_{br} = 0{,}53$
	$\lambda_{mu} = 0{,}19$	0,29	$\lambda_{mu} = 0{,}64$
	$\lambda_{fa} = 0{,}14$	0,22	$\lambda_{fa} = 0{,}50$
	$\lambda_{vi} = 0{,}48$	0,49	$\lambda_{vi} = 0{,}55$
	$\lambda_{li} = 0{,}46$	0,48	$\lambda_{li} = 0{,}55$
	$\lambda_{sk} = 0{,}16$	0,34	$\lambda_{sk} = 0{,}96$
	$\lambda_{lu} = 0{,}28$	0,30	$\lambda_{lu} = 0{,}39$
	$\lambda_{he} = 0{,}46$	0,48	$\lambda_{he} = 0{,}56$
ρ $[kg.m^{-3}]$	$\rho_{br} = 1036$	1052	$\rho_{br} = 1081$
	$\rho_{mu} = 1040$	1058	$\rho_{mu} = 1090$
	$\rho_{fa} = 850$	876	$\rho_{fa} = 920$
	$\rho_{bo} = 980$	1324	$\rho_{bo} = 1920$
	$\rho_{vi} = 1000$	1030	$\rho_{vi} = 1081$
	$\rho_{li} = 1000$	1029	$\rho_{li} = 1081$
	$\rho_{sk} = 1000$	1040	$\rho_{sk} = 1109$
	$\rho_{lu} = 394$	634	$\rho_{lu} = 1050$
	$\rho_{he} = 1050$	1063	$\rho_{he} = 1085$
$C_{p,fa}$ $[J.kg^{-1}\ K^{-1}]$	1900	1923	3800
$C_{p,bo}$ $[J.kg^{-1}\ K^{-1}]$	1313	1777	2666
C_p $[J.kg^{-1}\ K^{-1}]$	$C_{p,br} = 3583$	3639	$C_{p,br} = 3850$
	$C_{p,mu} = 3421$	3503	$C_{p,mu} = 3810$
	$C_{p,vi} = 3587$	3624	$C_{p,vi} = 3763$
	$C_{p,li} = 3540$	3573	$C_{p,li} = 3697$
	$C_{p,sk} = 3391$	3477	$C_{p,sk} = 3800$
	$C_{p,lu} = 3520$	3597	$C_{p,lu} = 3886$
	$C_{p,he} = 3550$	3596	$C_{p,he} = 3768$
$SKBF_2$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	8,94	10,01	13,40
$SKBF_3$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	5,44	7,96	8,16
$SKBF_4$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	0,81	1,07	1,32
$SKBF_5$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	1,26	1,55	1,90
$SKBF_6$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	1,15	1,35	1,73
$SKBF_7$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	0,88	0,99	1,32
$SKBF_8$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	2,40	3,35	3,60
$SKBF_9$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	0,84	1,06	1,26
$SKBF_{10}$ $[l.m^{-3}s^{-1}]$	1,20	1,58	1,80

Tableau 6.3 : Domaine de variation des paramètres du modèle NHTM pour l'optimisation et valeur obtenue grâce à l'algorithme génétique (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)

Les expérimentations menées par Munir et al. [185] sont utilisées comme référence. Ainsi, les températures cutanée et rectale ainsi que les températures locales calculées en 7 positions sont comparées aux mesures (Figures 6.26 et 6.27). Les valeurs des paramètres fournies par l'algorithme génétique sont données dans le Tableau 6.3.

Pour une présentation plus claire des résultats, nous proposons d'afficher les résultats sous la forme d'histogrammes à trois barres (maximum, minimum, valeur optimisée – GA). Toutes les valeurs sont normées par la valeur maximale et les valeurs réelles sont affichées au sommet des barres.

L'histogramme des valeurs des gains des mécanismes physiologiques est donné dans la Figure 6.20. La valeur du gain du débit sanguin cutané G_{skbf} est très proche de l'unité alors que la valeur du gain de sudation G_{sweat} approche de très près la limite inférieure du domaine investigué. Enfin, la valeur du gain à contrecourant G_{cc} optimisée égale à 0,52 est supérieure à la valeur proposée par Wissler à savoir 0,20. Il est difficile de donner une interprétation physique aux résultats issus de l'algorithme génétique au vu des très nombreux paramètres à optimiser. Néanmoins, il peut être émis l'hypothèse que les valeurs obtenues par le biais de l'optimisation sont représentatives de l'échantillon des individus utilisés par Munir lors de ses expérimentations.

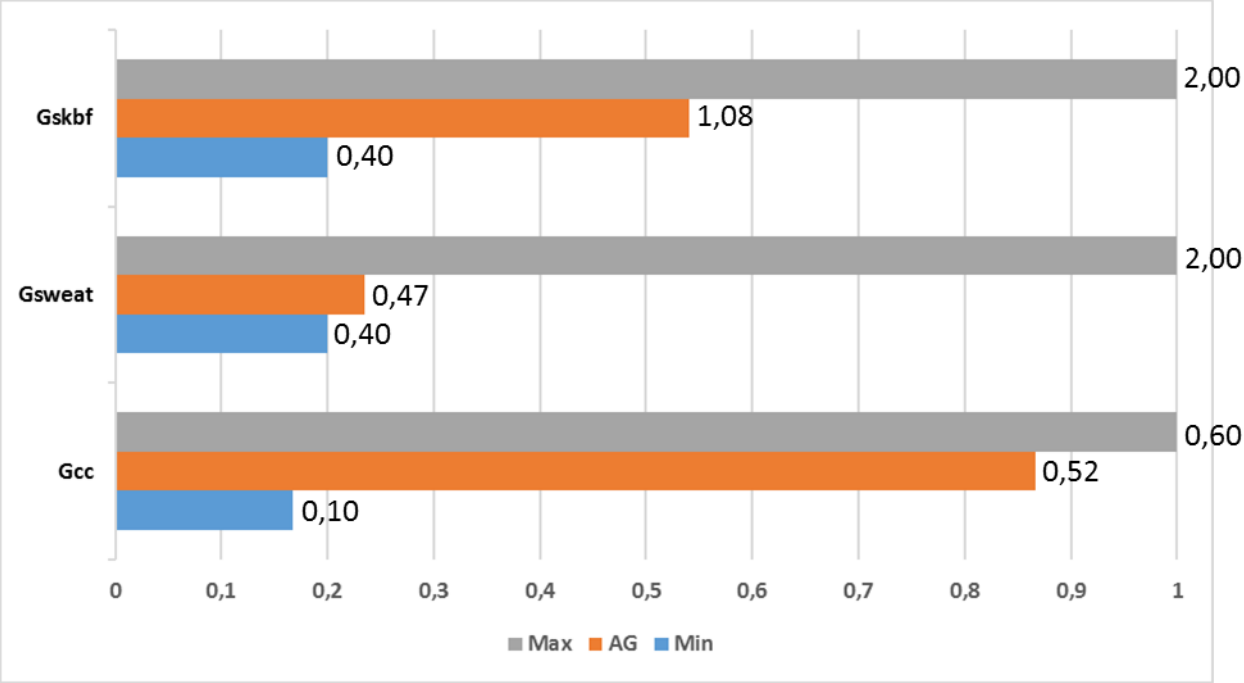

Figure 6.20 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique des gains des mécanismes physiologiques

La Figure 6.21 donne les résultats obtenus pour les débits sanguins cutanés dont les caractéristiques sont données dans les Tableaux 5.5 et 5.7. Il apparaît que les débits sanguins de la tête (SKBF2), de l'abdomen (SKBF6), des bras et des avant-bras (SKBF7) sont proches des valeurs minimales. En revanche, les débits sanguins de la nuque (SKBF3), des mains

(SKBF8), des cuisses et des jambes (SKBF9) ainsi que des pieds (SKBF10) sont plutôt voisines des valeurs maximales.

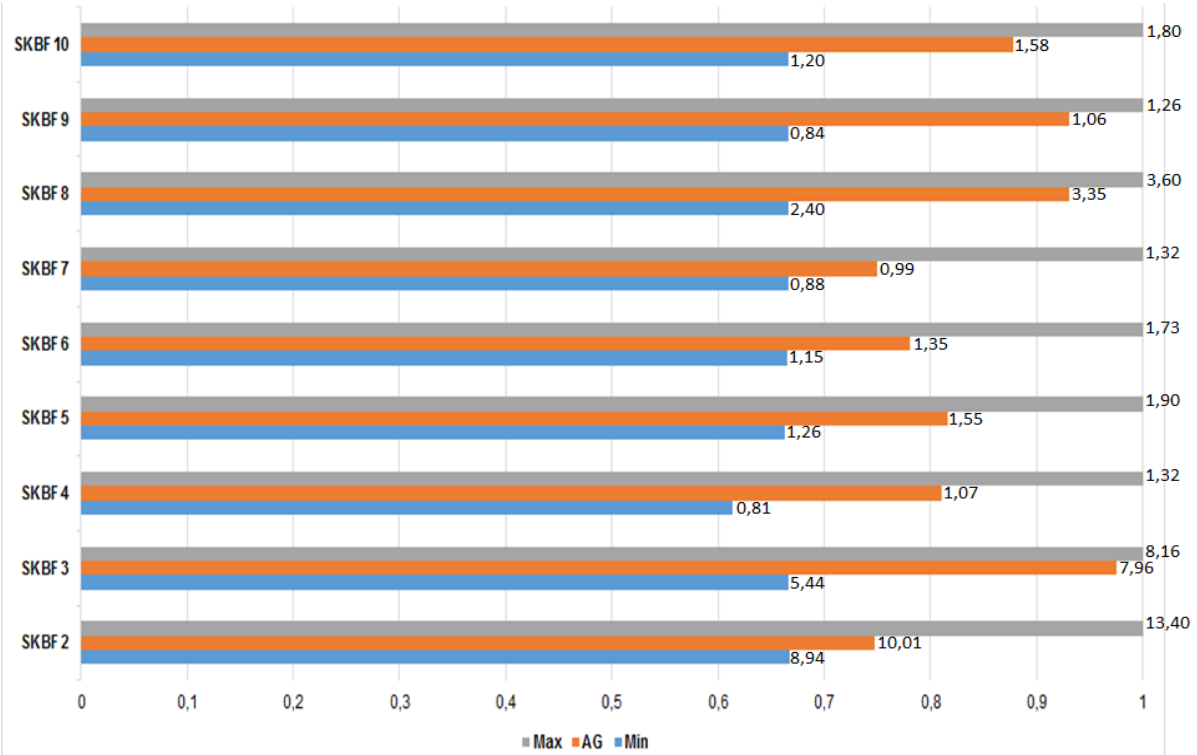

Figure 6.21 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique des débits sanguins cutanés.

Les Figures 6.22 et 6.23 donnent les histogrammes des valeurs pour la conductivité thermique des tissus et celles du métabolisme de base. Les valeurs optimisées de la conductivité thermique sont généralement proches des valeurs minimales à l'exception de celle des muscles, des os et de la peau.

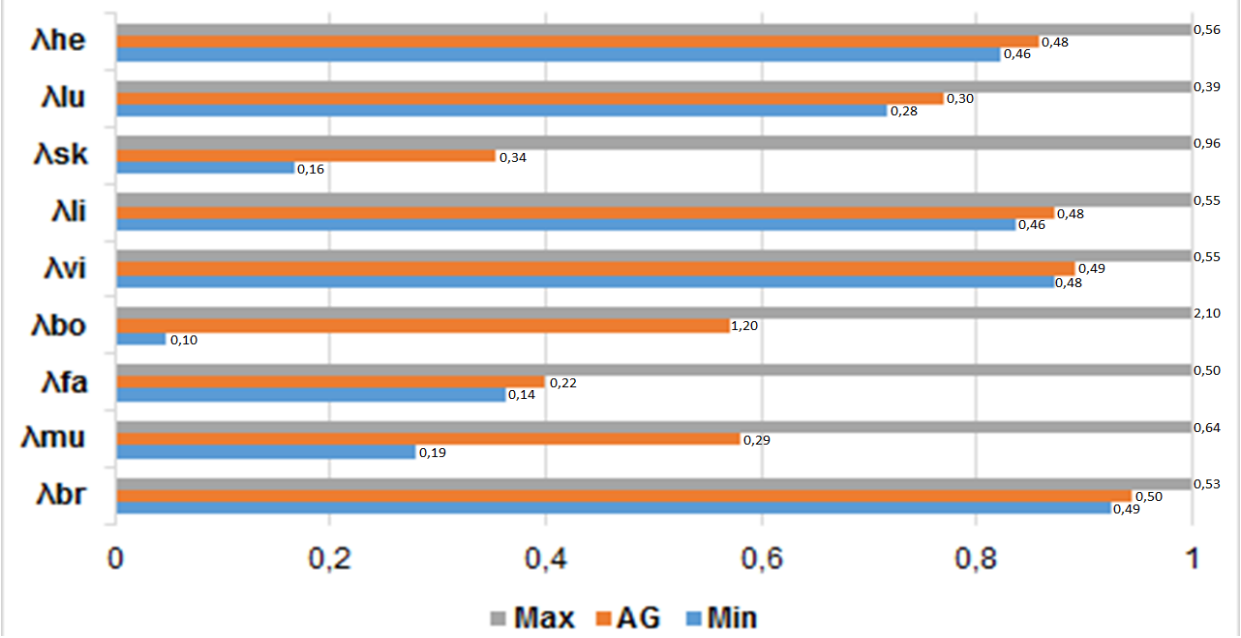

Figure 6.22 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la conductivité thermique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)

La Figure 6.23 montre que les valeurs optimisées du métabolisme de base sont généralement proches des valeurs minimales.

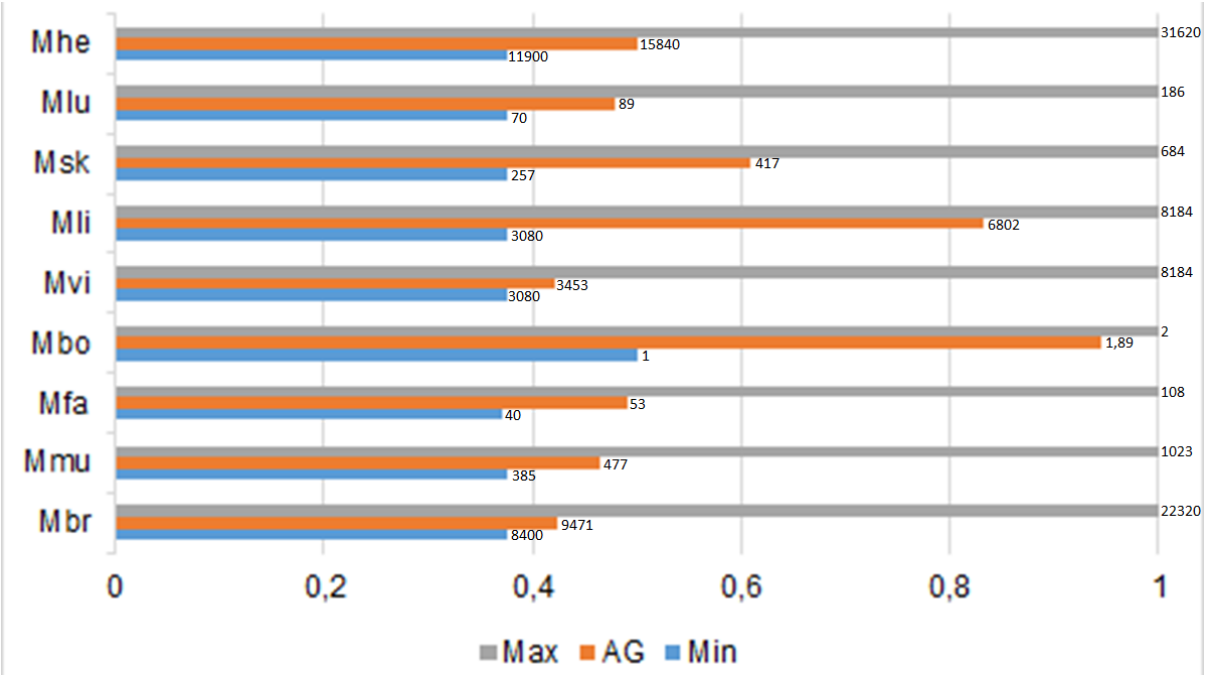

Figure 6.23 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique du métabolisme de base des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)

Les Figures 6.24 et 6.25 donnent les histogrammes des valeurs pour la masse volumique et la chaleur spécifique. Ces deux paramètres caractérisent l'inertie thermique du corps humain. Les valeurs optimisées sont généralement faibles ce qui a pour résultat de diminuer la constante de temps du modèle NHTM.

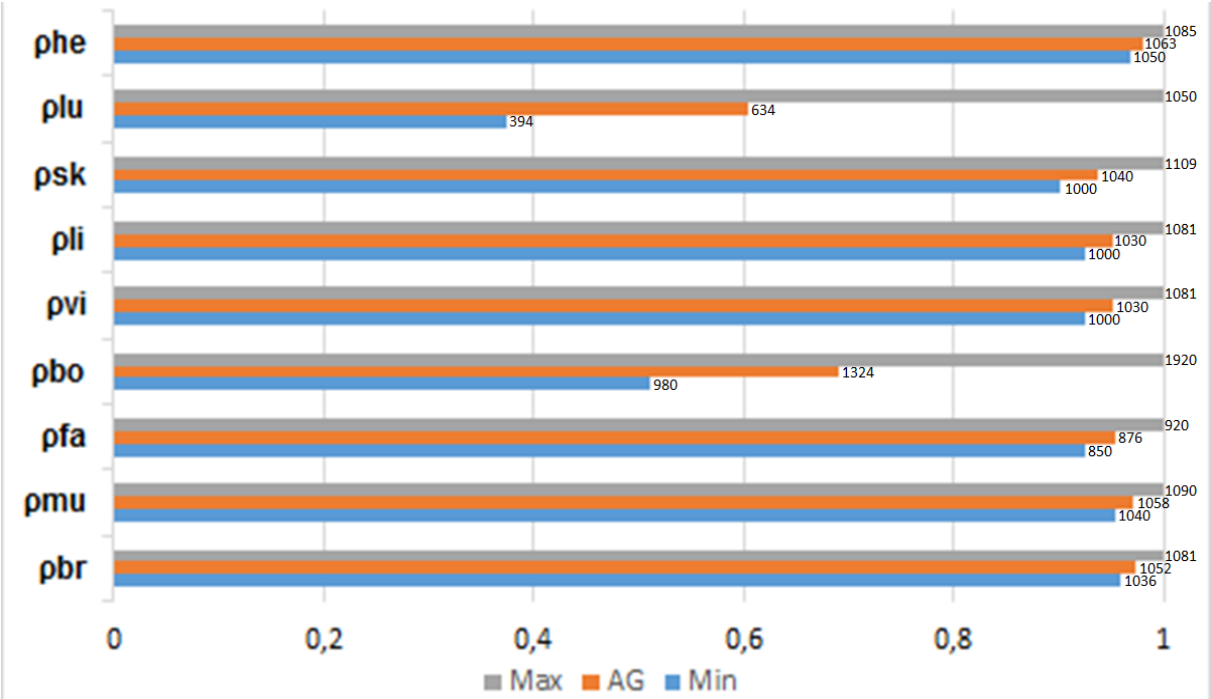

Figure 6.24 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la masse volumique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)

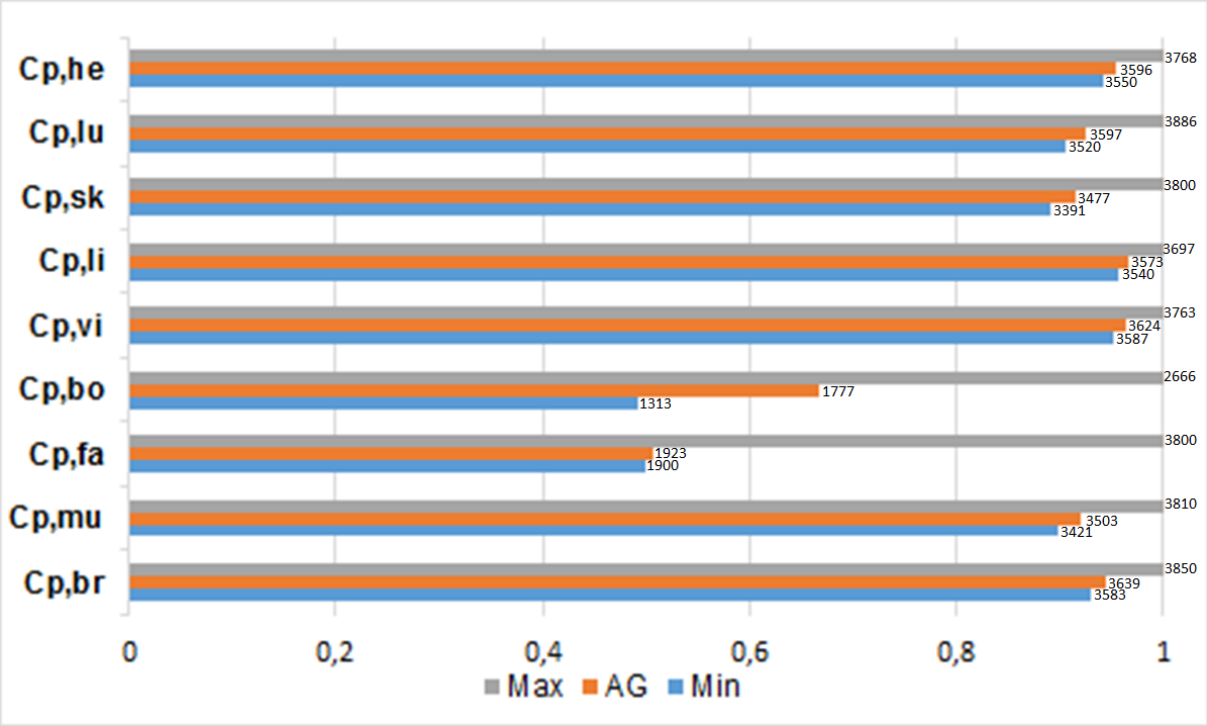

Figure 6.25 : Valeurs minimales, maximales et optimisées par l'algorithme génétique de la chaleur spécifique des tissus (br : cerveau ; mu : muscles ; fa : graisse ; bo : os ; vi : viscère ; li : foie ; sk : peau ; lu : poumons ; he : cœur)

Une fois les paramètres optimisés, nous avons souhaité comparer les résultats du modèle NHTM aux données expérimentales de Munir et al. [185]. Il est à noter que ces données ont été utilisées pour déterminer les valeurs des paramètres via l'algorithme génétique. Ce sont donc les données d'apprentissage. Idéalement, il aurait fallu disposer de nouvelles données sur le même échantillon d'individus afin de pouvoir effectuer la validation de manière « objective ». Cependant, nous ne disposons pas de telles données à l'heure actuelle et nous sommes donc tout à fait conscient de la limitation de l'exercice effectué.

La comparaison entre les températures calculées et mesurées est effectuée sur la base de l'erreur moyenne absolue MAE et l'erreur absolue maximale Err_{max}. L'erreur moyenne absolue MAE s'écrit :

$$MAE = \frac{\sum_{k=0}^{N} |T_{mesurée}(t_0 + kdt) - T_{calculée}(t_0 + kdt)|}{N} \tag{199}$$

L'erreur absolue maximale Err_{max} s'écrit :

$$Err_{maxx} = \max(|T_{mesurée}(t_0 + kdt) - T_{calculée}(t_0 + kdt)|) \tag{200}$$

La Figure 6.26 donne les températures cutanée et rectale mesurées ainsi que celles calculées avec le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique. L'erreur moyenne absolue MAE de la température cutanée est égale à 0,13°C et la valeur de l'erreur maximale Err_{max} est égale à 0,56°C. Tout ce ceci indique que tant dans les phases statiques que transitoires, le calcul effectué avec le modèle NHTM est fiable et donne des résultats très proches de l'expérimentation.

Concernant la température rectale, la valeur de la MAE est égale à 0,03°C ce qui reste très faible indiquant une température calculée très proche de celle mesurée comme nous pouvons le

constater sur la Figure 6.26. L'écart absolu maximal Err_{max} entre la température rectale calculée et celle mesurée est égal à 0,11°C.

Les Figures 6.27 et 6.28 donnent les températures cutanées locales mesurées [185] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique. Toutes les valeurs calculées sont situées dans les domaines température moyenne expérimentale ± 1 écart type à l'exception de la main dont les valeurs calculées sont légèrement inférieures aux valeurs expérimentales et de la jambe pour laquelle le phénomène inverse est observé.

Enfin, il est à noter que tout le long de la séquence expérimentale, les températures moyenne cutanée et rectale calculées sont toujours comprises dans l'intervalle température expérimentale moyenne ± 1 écart-type.

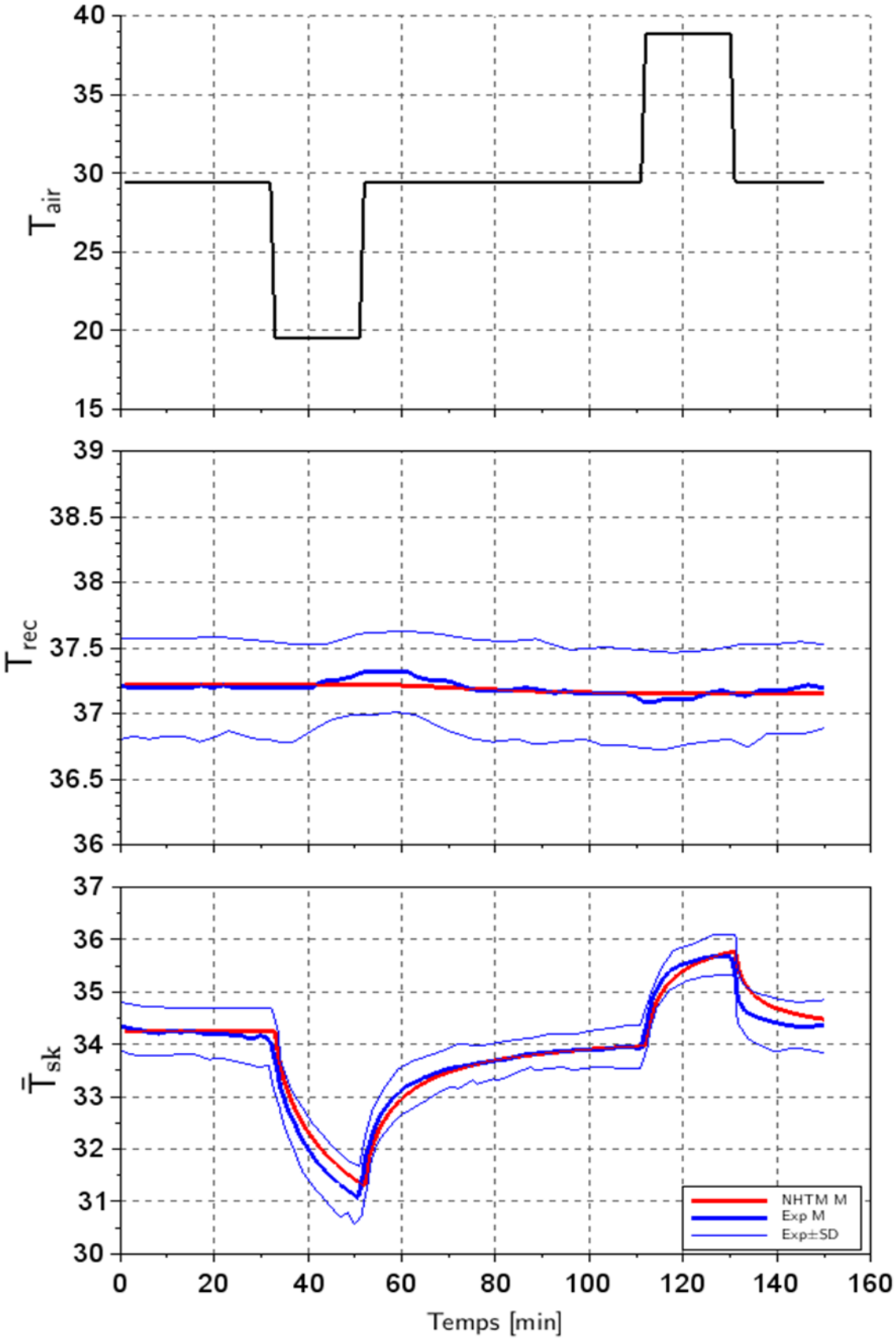

Figure 6.26 : Températures cutanée et centrale mesurées [185] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique.

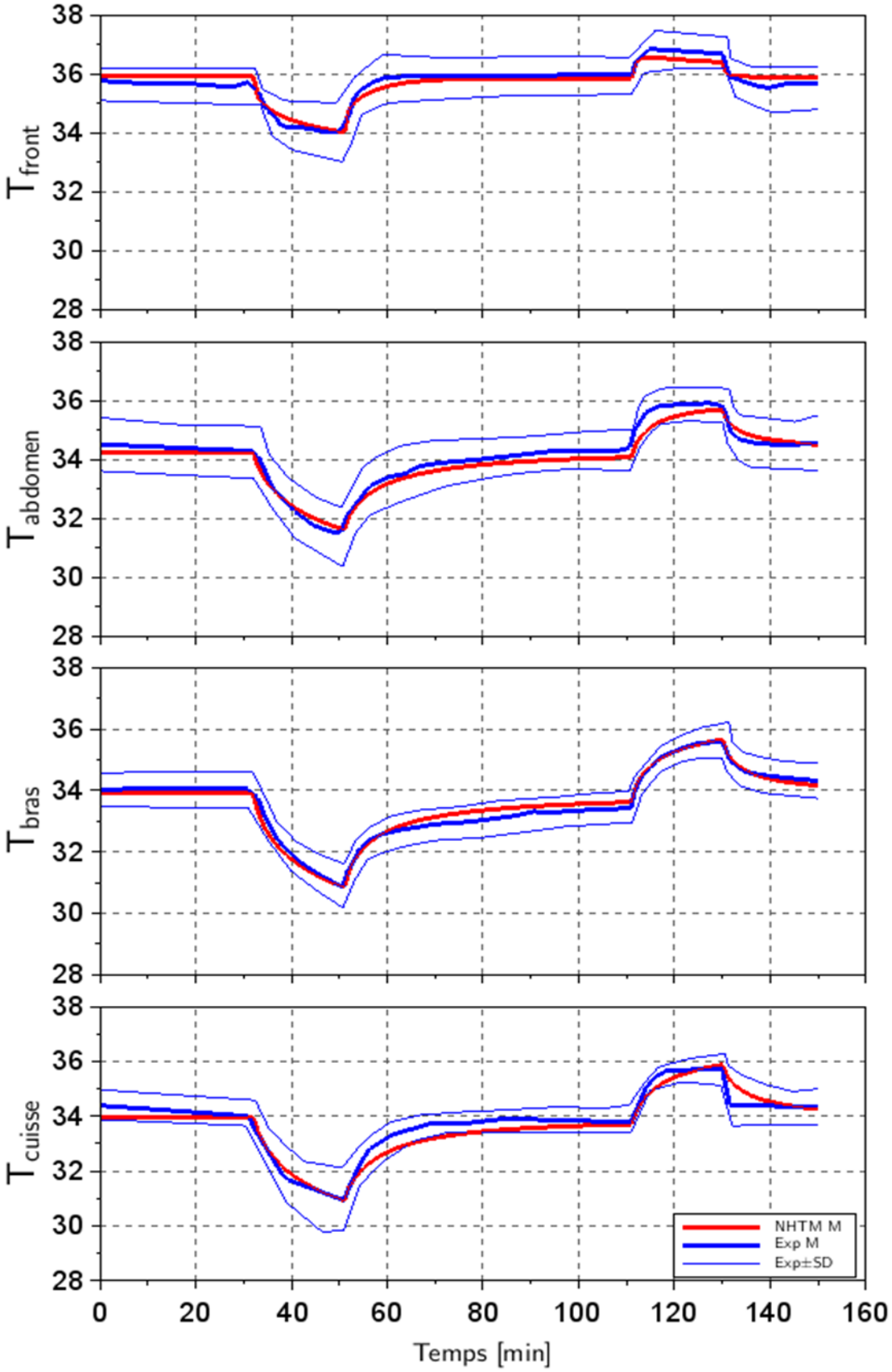

Figure 6.27 : Températures cutanées locales du front, de l'abdomen, du bras et de la cuisse mesurées [185] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique

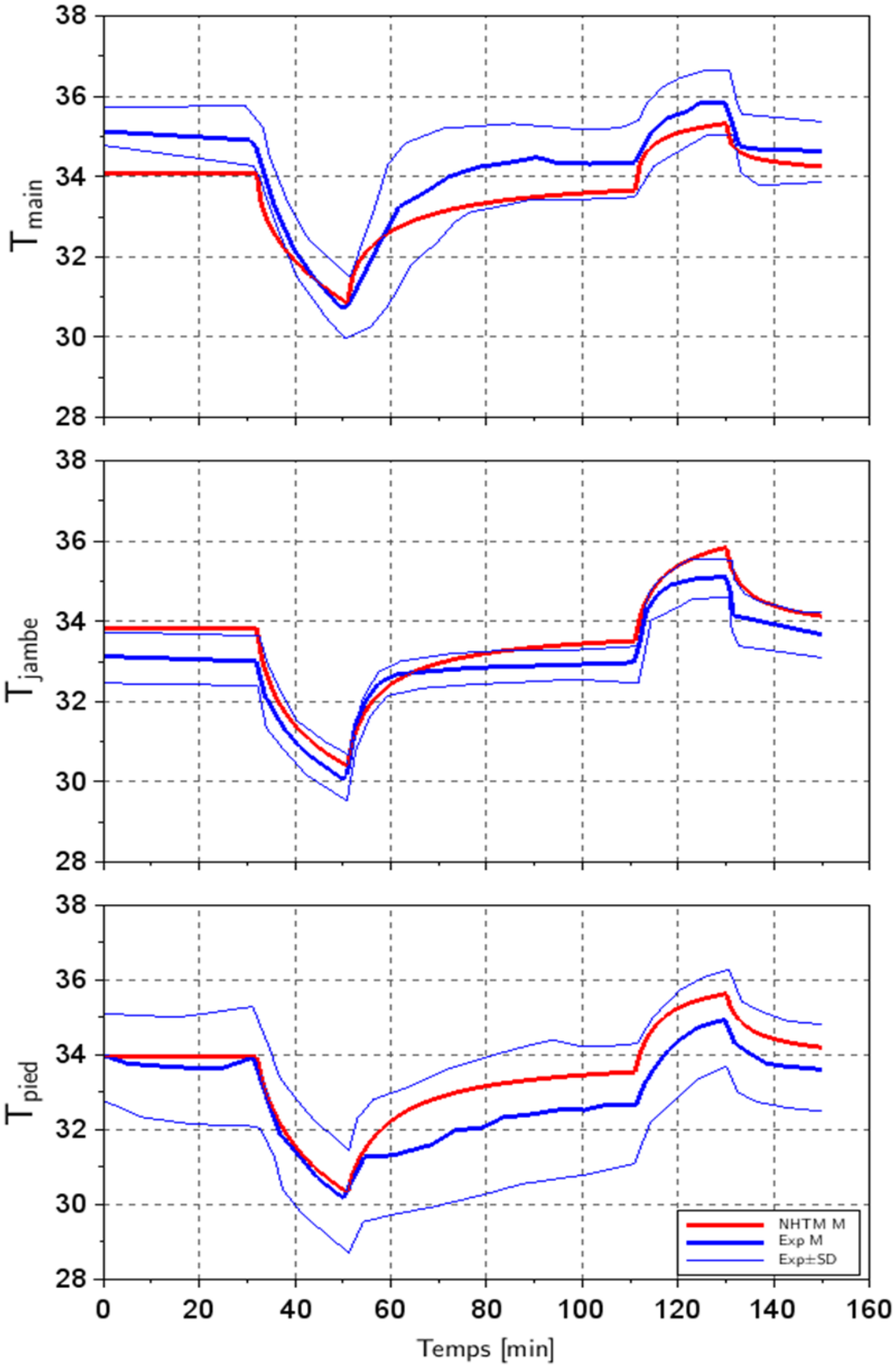

Figure 6.28 : Températures cutanées locales de la main, de la jambe et du pied mesurées [185] et calculées par le modèle NHTM dont les paramètres ont été optimisés par l'algorithme génétique

Dans le Tableau 6.4, nous avons regroupé les valeurs des moyennes des écarts entre les températures calculées par le modèle NHTM et les expérimentations de Munir et al. [185] ainsi que les écarts-types pour les températures cutanées moyenne et locales. Les valeurs de la température rectale sont également portées dans ce tableau. Il apparaît que les écarts sont relativement faibles pour l'ensemble des températures. Ils sont particulièrement faibles pour le front, le bras, l'abdomen, la cuisse, la température moyenne cutanée et la température rectale. Des écarts plus importants sont observés pour la main, la jambe et le pied. Cependant, l'impact de ces écarts restent faibles sur la valeur de la température cutanée moyenne à cause d'un phénomène de compensation.

Elément	Moyenne [°C]	Ecart type [°C]
Front	0,01	0,22
Abdomen	−0,15	0,19
Bras	0,01	0,18
Main	−0,58	0,37
Cuisse	−0,16	0,26
Jambe	0,46	0,27
Pied	0,62	0,36
$\bar{T}_{sk}$ (Hardy et Dubois [29])	0,05	0,18
T_{rec}	−0,006	0,04

Tableau 6.4 : Moyenne et écart-type des écarts entre les températures calculées par le modèle NHTM et les expérimentations de Munir et al. [185]

Les Tableaux 6.5 et 6.6 regroupent les valeurs de l'écart moyen absolu MAE et de l'écart maximal absolu Err_{max} entre les valeurs simulées par les modèles de Khiavi et al. [197], Pennes [64], Fiala et al. [188], Tanabe et al. [198], Wissler [11] et le modèle NHTM avec les valeurs expérimentales. Les résultats obtenus montrent que le modèle NHTM « optimisé » est le modèle le plus performant pour la prédiction des températures rectale et moyenne cutanée. Pour les températures cutanées locales, le modèle NHTM est systématiquement le plus précis pour le front, le bras, le thorax et les cuisses. Pour les autres parties du corps, il peut être légèrement plus imprécis que d'autres modèles mais cela reste limité.

Segment	Pennes [64]	Fiala et al. [188]	Tanabe et al. [198]	Holopainen [189]	Khiavi et al. [197]	Wissler [11]	NHTM
Front	0,31	0,79	0,67	0,46	0,27	1,29	0,20
Bras	1,04	0,67	0,75	0,35	0,40	0,97	0,16
Thorax	1,02	0,31	0,44	0,36	0,25	0,51	0,21
Main	1,51	0,60	0,77	0,73	0,51	0,50	0,65
Cuisse	1,30	0,68	0,77	0,67	0,41	0,83	0,25
Jambe	0,80	0,40	1,05	0,29	0,62	1,70	0,50
Pied	2,65	0,53	0,70	0,57	0,49	1,81	0,65
$\bar{T}_{sk}$ (Hardy et Dubois [29])	0,68	0,55	0,28	0,34	0,24	0,80	0,13
T_{rec}					0,43	0,19	0,03

Tableau 6.5 : Synthèse des écarts absolus moyens MAE [°C] entre les valeurs calculées et mesurées par Munir et al. [185]

Segment	Pennes [64]	Fiala et al. [188]	Tanabe et al. [198]	Holopainen [189]	Khiavi et al. [197]	Wissler [11]	NHTM
Front	0,96	1,50	1,51	1,17	0,59	2,36	0,37
Bras	1,57	1,76	1,15	1,19	0,78	2,02	0,59
Thorax	1,97	0,74	0,79	1,09	0,79	1,11	0,63
Main	4,21	1,33	1,67	1,88	1,04	1,99	1,06
Cuisse	2,32	1,72	1,23	1,26	1,47	1,85	0,82
Jambe	1,35	1,21	1,43	0,74	1,39	2,51	0,93
Pied	4,21	0,91	1,39	1,65	0,95	2,85	1,21
$\bar{T}_{sk}$ (Hardy et Dubois [29])	1,26	1,14	0,53	0,78	0,58	1,37	0,56
T_{rec}					0,63	0,25	0,11

Tableau 6.6 : Synthèse des écarts maxima absolus Err_{max} [°C] entre les valeurs calculées et mesurées par Munir et al. [185]

6.7. Conclusion

Les efforts de recherche dans le domaine de la modélisation de la thermorégulation humaine ont été principalement ciblés vers la simulation d'une personne standard. Bien évidemment, la capacité d'un modèle de thermorégulation humaine à simuler une population donnée ne signifie pas que ce modèle est apte à simuler d'autres types de population. Nous introduisons ici la notion d'individualisation des modèles de thermorégulation humaine.

Ainsi, après avoir développé le modèle NHTM et plus exactement modifié le modèle actif du modèle de Wissler [11], nous avons effectué une analyse de sensibilité sur les paramètres des systèmes passif et actif à l'aide de la méthode de Morris [194]. Cette étude nous a permis de déterminer les paramètres les plus influents, pour les domaines de variation étudiés, sur les températures moyenne cutanée et rectale ainsi que sur les sensations et le confort thermiques. Nous avons complété cette analyse de sensibilité par une étude paramétrique sur les valeurs de certains paramètres du système actif.

Ensuite, nous avons effectué une optimisation de la valeur de ces paramètres par un algorithme génétique. Les valeurs expérimentales fournies par Munir et al. [185] ont été utilisées pour l'apprentissage de l'algorithme génétique. L'optimisation a permis de réduire grandement les écarts entre les températures mesurées et calculées tout en déterminant les valeurs des paramètres correspondant aux individus constituants la population étudiée par Munir et al. [185]. Ainsi, afin d'adapter le modèle NHTM à un autre type de population, nous pouvons envisager d'utiliser à nouveau l'algorithme génétique pour identifier les valeurs adéquates des paramètres.

7. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Au cours de ce travail de thèse, le premier modèle thermo-neurophysiologique, nommé NHTM, a été développé pour évaluer les variables thermo-physiologiques d'individus exposés à des conditions thermiques complexes où la température, l'humidité et la vitesse de l'air sont hétérogènes et transitoires. Ce modèle est basé sur le modèle de thermorégulation de Wissler [11] mis en œuvre pour des activités extraterrestres avec la NASA [199] [200] [10] mais aussi utilisé pour évaluer des aspects sanitaires et de survie en milieux extrêmes de chaud et de froid [201]. Le modèle NHTM simule la production d'énergie, les transferts de chaleur au sein du corps humain et entre le corps et l'environnement avec un système actif s'appuyant sur la réponse des thermorécepteurs à l'exception du mécanisme de sudation. De plus, ce modèle est couplé au modèle de sensation et de confort thermique proposé par Zhang [9] et le modèle de sensation thermique globale proposé par Fiala et al. [107].

Le système passif est celui de Wissler [11]. Le corps humain est discrétisé en 21 éléments dont la forme est cylindrique. Chaque cylindre est divisé en 12 secteurs angulaires égaux et 21 couches d'épaisseurs différentes dont 15 pour les tissus et 6 pour la vêture. Neuf types de tissus ont été utilisés à savoir les os, les muscles, la graisse, le foie, les viscères, le cerveau, la peau, les poumons et le cœur. Le métabolisme est la source de chaleur du corps. Chaque tissu est caractérisé par son métabolisme de base et ses propriétés thermo-physiques à savoir la masse volumique, la conductivité thermique et la chaleur spécifique. Le transfert de chaleur au sein des tissus s'effectue par conduction. Au niveau de la peau ou de la surface de la vêture, les échanges de chaleur s'effectuent par convection, rayonnement et évaporation si la sudation est activée.

L'état de l'art a montré que tous les modèles de thermorégulation du corps humain existants sont basés sur la notion de la température de seuil. Ces modèles n'effectuent la simulation que pour une personne standard ou un individu type dont les caractéristiques thermophysiologiques sont figées. Pour notre part, nous avons remplacé les mécanismes de frissonnement et de débit sanguin cutané basés sur la température de seuil du modèle original de Wissler [11] par un pilotage du système actif à l'aide des impulsions électriques générées par les thermorécepteurs. Les thermorécepteurs mesurent les températures cutanée et centrale et les transforment en des signaux électriques. Ces signaux sont ensuite transmis à l'hypothalamus, centre de contrôle du système actif. Mekjavic et Morrisson [16] ont développé un modèle des thermorécepteurs en se basant sur les expérimentations de Zotterman [174]. Ils ont supposé que le signal du thermorécepteur est la somme d'une réponse statique et d'une réponse dynamique. La réponse statique est calculée par un polynôme d'ordre 10 grâce à la température du thermorécepteur. La réponse dynamique est évaluée en fonction de la température du thermorécepteur au temps t et de sa température au pas de temps précédent. Le pas de temps du modèle de Mekjavic et Morrisson [16] est pris égal à 2 s alors que celui de Wissler est fixé à 1,5 s. Pour pouvoir coupler le modèle passif de Wissler avec les modèles des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson, nous avons adapté les modèles des thermorécepteurs pour pouvoir les utiliser avec un pas de temps égal à 1,5 s. Des études comparatives ont montré que ce changement de pas de temps est sans influence sur le résultat final.

Mekjavic et Morrisson [16] ont également développé un modèle de frissonnement basé sur les signaux des thermorécepteurs. Ce modèle a été utilisé dans le modèle NHTM afin de calculer le métabolisme de frissonnement lorsque cette action régulatrice est activée. Le modèle original de frissonnement de Mekjavic et Morrisson est la somme du métabolisme de base et du métabolisme produit par le frissonnement des muscles lisses. Mekjavic et Morrisson [16] ont

proposé une valeur haute du métabolisme de base égale à 8,73 $mlO_2.min^{-1}.kg^{-1}$. Nous avons remplacé cette valeur par 3,16 $mlO_2.min^{-1}.kg^{-1}$ ce qui correspond à une personne au repos [177]. Les modèles de frissonnement de Wissler [11] et de Mekjavic et Morrisson [16] ont été comparés à des expérimentations effectuées par Lee et al. [202] où les sujets étaient immergés dans de l'eau froide. Dans ces conditions, la peau est rapidement refroidie. Ainsi, le phénomène de frissonnement provoque un pic de métabolisme au début de l'immersion puis diminue avant d'augmenter plus lentement. La comparaison a montré que le pic obtenu par le modèle de Mekjavic et Morrisson [16] est plus proche des expérimentations que celui prédit par le modèle de Wissler [11]. Le modèle de frissonnement de Wissler [11] a été donc remplacé par le modèle de Mekjavic et Morrisson [16]. L'intégration de ce modèle permet d'être plus réaliste et de simuler des dynamiques de production d'énergie lors des premières minutes plus en accord avec les observations faites dans la littérature.

Kingma [108] a utilisé le modèle des thermorécepteurs de Mekjavic et Morrisson [16] pour développer un modèle de débit sanguin cutané. Ce modèle utilise les signaux des thermorécepteurs cutanés et centraux pour calculer la chaleur équivalente du débit sanguin cutané. Cette chaleur est le produit de la masse volumique du sang par sa chaleur spécifique et par le débit sanguin cutané. Par ailleurs, Wissler [11] a proposé de calculer le débit sanguin cutané à l'aide de la température de l'œsophage, les températures cutanées moyenne et locales associées à leurs températures de seuil. Les résultats des deux modèles ont été comparés aux valeurs expérimentales proposées par Munir et al. [185]. Les résultats ont montré que l'utilisation du modèle de Kingma [108] améliore la prédiction des variables physiologiques à savoir la température moyenne cutanée et la température rectale. Le modèle de débit sanguin cutané du modèle de Wissler [11] a été donc remplacé par celui de Kingma [108]. Cette modification du modèle de vasomotion a permis d'une part de prendre en compte des lois de commande plus réalistes et d'autre part d'introduire des taux de perfusion cutanée régionalisés.

A notre connaissance, il n'existe aucun modèle de sudation basé sur la neurophysiologie dans la littérature. De plus, les données expérimentales alliant des mesures neurophysiologiques et des mesures de sudation ne sont pas actuellement disponibles. Malgré cela et dans le but de tester le modèle de sudation de Wissler, une étude comparative avec le modèle de Fiala et al. [107] a été réalisé. Le choix du modèle de Fiala et al. [188] a été motivé d'une part par le fait qu'il est le plus utilisé et d'autre part que ce modèle a servi à la construction de l'indicateur Universal Thermal Climate Index (UTCI), indicateur de confort et de stress thermique en milieux extérieurs [203]. Une fois couplés au modèle du système passif de Wissler, les résultats issus des deux modèles de sudation ont été confrontés aux résultats expérimentaux donnés par Ooka et al. [193], expérimentations pour lesquelles les sujets étaient exposés à une ambiance chaude afin de provoquer le phénomène de sudation. Le débit de sudation prédit par le modèle de Fiala et al. [188] s'est avéré être plus proche des mesures expérimentales. Il en est de même pour la température moyenne cutanée et la température rectale. Le modèle de Fiala et al. [188] a donc été choisi pour remplacer le modèle de sudation de Wissler [11].

Le modèle de frissonnement de Mekjavic et Morrisson [16], le modèle de débit sanguin cutané de Kingma [108] et le modèle de sudation de Fiala et al. [188] ont donc été couplés au modèle passif de Wissler [11] pour constituer le modèle NHTM.

Une fois le modèle construit, une analyse de sensibilité a été réalisée grâce à la méthode de Morris [194]. Cette analyse a été effectuée afin de déterminer les paramètres les plus influents sur les sorties du modèle NHTM. Les paramètres les plus influents sont des paramètres du système passif à savoir le métabolisme de base et la conductivité thermique des tissus. L'effet

des paramètres du système actif a également été évalué par l'analyse de sensibilité. Il s'agit essentiellement des gains des mécanismes physiologiques.

De plus et en s'appuyant sur l'analyse de sensibilité, c'est-à-dire la mise en évidence des paramètres influents, une étape d'optimisation du modèle a permis de mettre en évidence que le modèle NHTM permet d'améliorer la prédiction des variables thermo-physiologiques du corps humain, tant au niveau des températures cutanées qu'au niveau de la température rectale. En effet, les températures cutanées moyenne et locales ainsi que la température rectale calculées par le modèle NHTM mais également par les modèle de Pennes [64], de Fiala et al. [188], de Tanabe et al. [198], d'Hopolainen [189], de Khiavi et al. [197] et de Wissler [11] ont été confrontées aux données expérimentales de Munir et al. [185]. En termes d'écarts absolus moyen et maximal, le modèle NHTM s'est avéré être plus performant que les autres modèles et ceci dans la très grande majorité des variables observées. De plus, l'optimisation réalisée sur la base des expérimentations de Munir et al. [185] ne permet d'être représentative que de la population testée dans ces essais. Cependant, la méthodologie d'optimisation présentée dans le chapitre 5 permet d'anticiper sur la capacité du modèle NHTM à pouvoir être individualisable pour une personne ou pour un groupe et donc à pouvoir simuler une population cible. Cette hypothèse devra faire l'objet de futurs travaux. Par ailleurs, des améliorations du modèle passif peuvent être envisager comme la modélisation des extrémités telles que les pieds et les mains. Les modifications peuvent porter sur la forme pour qu'elle soit représentative des vraies extrémités mais aussi sur la différence de la microcirculation entre la partie dorsale et la partie palmaire de ces régions du corps [204].

La première utilisation du modèle NHTM est l'évaluation du confort thermique dans un environnement thermique hétérogène et instationnaire. Comme mentionné précédemment, le modèle NHTM est capable de prédire les variables physiologiques d'un individu afin de traduire ces variables en termes de sensation et de confort thermique. Pour cela, le modèle NHTM a été couplé au modèle de sensation et de confort thermique proposé par Zhang [9]. Ce modèle utilise les températures cutanées et de l'œsophage, sorties du modèle NHTM, pour calculer la sensation thermique locale puis la sensation thermique globale grâce aux sensations locales. Ensuite, le modèle calcule les niveaux de confort thermique locaux en fonction des sensations thermiques locales et globale. Enfin, le confort thermique global est calculé à partir des niveaux de confort thermique locaux. Cependant et comme première perspective d'amélioration, l'individualisation de la sensation et du confort thermique n'est pas prise en compte dans les modèles actuels (âge, sexe, ethnie, ...). De plus, une part importante du jugement thermosensoriel n'est pas pris en compte dans ce type de modèles, c'est-à-dire l'alliesthésie [205] [206].

La seconde perspective pour le modèle NHTM est son utilisation dans des contextes ayant des objectifs d'évaluation à la fois sanitaire et de confort thermique. En effet, le modèle NHTM permet de simuler la thermorégulation du corps humain dans des ambiances pouvant aller continûment de l'extrêmement froid à l'extrêmement chaud aussi bien en ambiance intérieure qu'extérieure. Pour illustrer cela, le modèle NHTM a été utilisé pour simuler le comportement d'un individu soumis à une période caniculaire à Paris. Les données météorologiques correspondent à une période de canicule prédite entre le 24 juin et le 29 juillet 2056. Ces données ont été calculées grâce au modèle développé par Machard et al. [207]. La simulation présentée ci-après a été réalisée grâce au couplage entre le logiciel MATHIS [208] (Modélisation de l'Aéraulique, de la Thermique, et de l'Humidité InstationnaireS d'un bâtiment), outil de simulation thermo-hygro-aéraulique dédié à la ventilation, et le modèle NHTM. MATHIS est un code de calcul nodal reposant sur une représentation simplifiée des

phénomènes dont la granulométrie correspond au volume d'une pièce de bâtiment. Cette représentation offre une grande facilité d'utilisation et de développement de l'outil et nécessite des ressources informatiques limitées, au prix bien sûr d'hypothèses simplificatrices fortes que l'utilisateur doit garder à l'esprit lors de sa mise en œuvre dans une approche d'ingénierie [208]. L'individu est placé, durant les 35 jours de la canicule dans un appartement au sein duquel il se déplace entre le séjour, la chambre, la cuisine et la salle de bains (Figure 7.1).

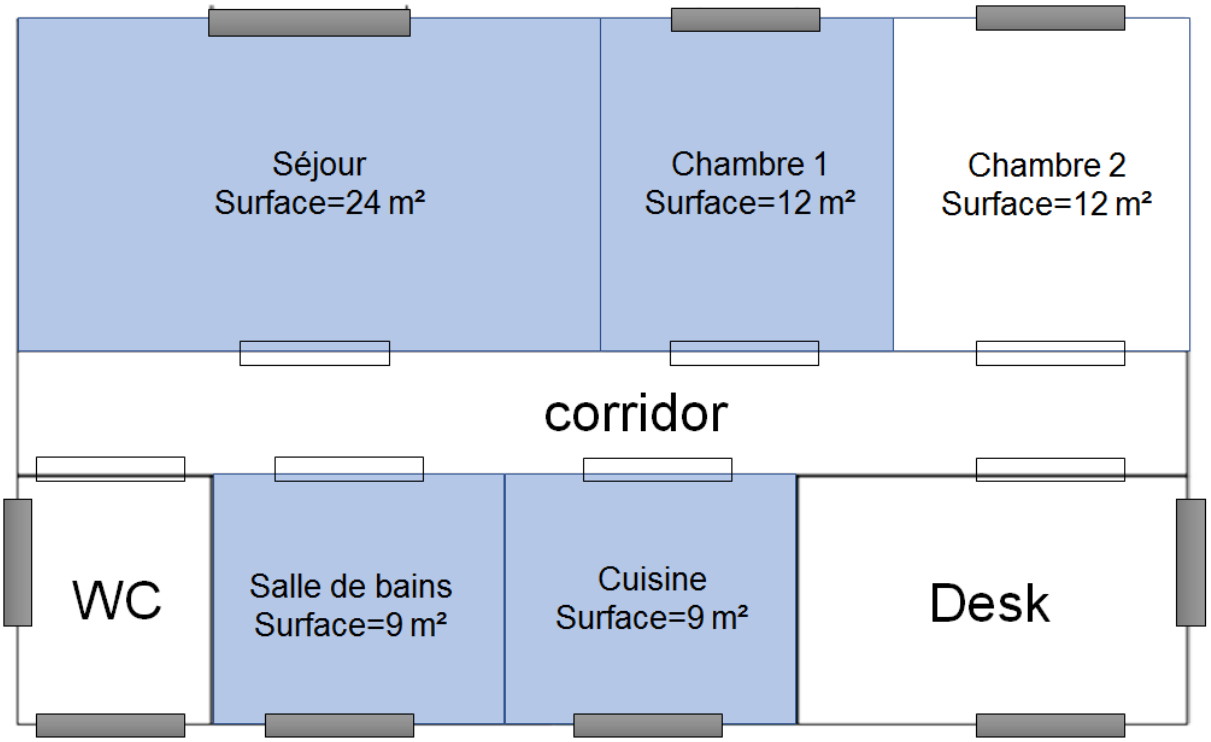

Figure 7.1 : Plan du logement simulé par le logiciel MATHIS [208]

Le logement est conforme à la réglementation thermique RT2012 [209]. Il est équipé d'une ventilation mécanique simple flux par extraction. Le système de ventilation fonctionne en permanence. Il est hygro-réglable avec un débit minimum de 30 m^3/h et un débit maximal de 100 m^3/h. Le métabolisme de base du sujet a été fixé à 64 W/m². L'individu est vêtu d'un short et d'un Tshirt tout au long de la journée. La résistance thermique de la vêture est supposée constante et égale à 0,3 clo.

Les Figures 7.2 et 7.3 donnent la température et l'humidité relative de l'air extérieur pour la période caniculaire étudiée. Sur la Figure 7.2, il apparaît que les températures minimale et maximale sont respectivement égales à 11°C et 44°C.

Le Système d'Alerte Canicule et Santé SACS [210] a défini des Indicateurs BioMétéorologiques (IBM) associés à un pic de surmortalité, afin de prévenir des vagues de chaleur pouvant avoir un impact épidémique de grande ampleur. Selon le SACS, l'indicateur le plus performant est l'IBM défini comme le couple (IBMmin, IBMmax), où l'IBMmin est la moyenne glissante sur trois jours des températures minimales, et l'IBMmax la moyenne glissante sur trois jours des températures maximales. Pour Paris, les valeurs IBMmin et IBMmax sont égales à 21 °C et 31 °C respectivement. La Figure 7.2 montre que ces seuils sont dépassés sur sept jours consécutifs.

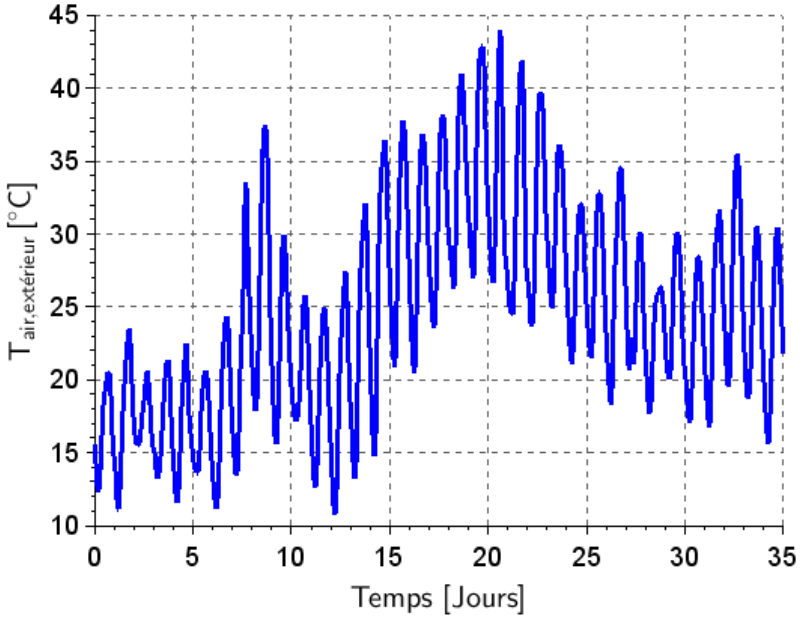

Figure 7.2 : Température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207]

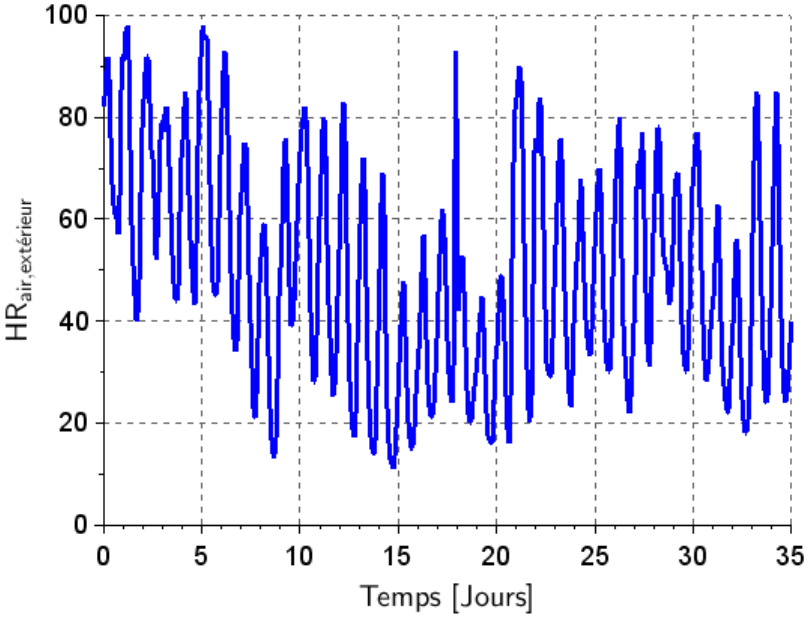

Figure 7.3 : Humidité relative de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207]

La Figure 7.4 donne les fréquences cumulées de la température de l'air pendant la période étudiée. On observe que 50% des tempértatures extérieures ont une valeur supérieure à 24°C.

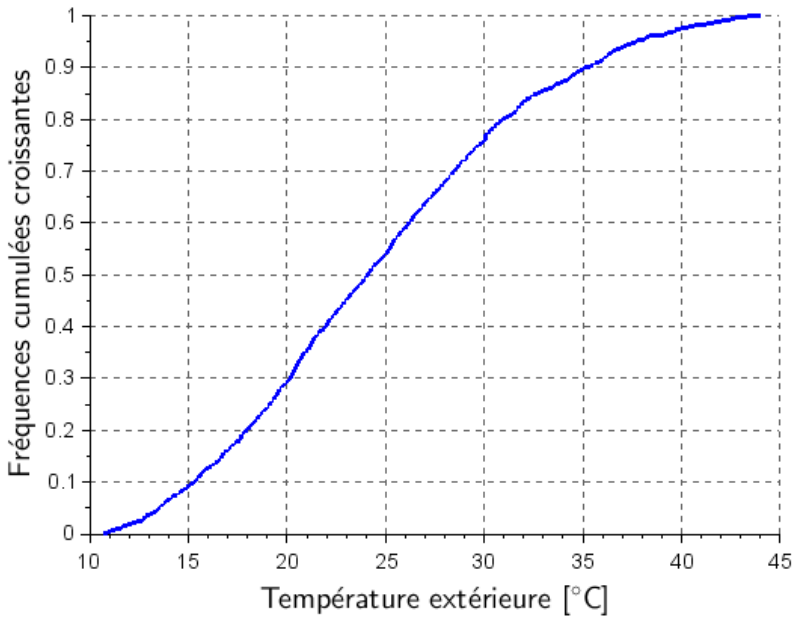

Figure 7.4 : Fréquence cumulée de la température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207]

La Figure 7.5 donne les fréquences cumulées de l'écart T_{max}-T_{min} journalier de la température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056. Il peut être observé que 50% des écarts sont supérieurs à 14°C.

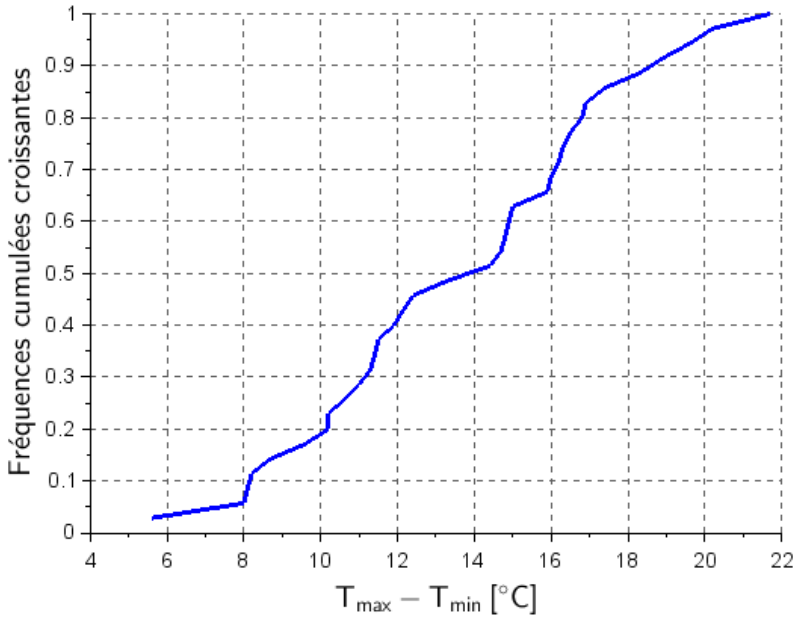

Figure 7.5 : Fréquence cumulée de l'écart T_{max}-T_{min} journalier de la température de l'air extérieur prédite à Paris du 24 juin au 29 juillet 2056 [207]

La Figure 7.6 présente les températures des pièces simulées par le logiciel MATHIS avec pour conditions limites extérieures celles de la période du 24 juin au 29 juillet 2056. Ces températures sont plus basses que la température extérieure à cause de l'inertie et l'isolation thermique du

logement. Durant les 8 premiers jours, la température intérieure varie entre 21°C et 24°C. Ensuite, l'augmentation importante de la température extérieure entraîne une forte croissance de la température intérieure du logement car celui-ci est en évolution libre en termes de température intérieure. Ainsi, la température intérieure augmente progressivement pour atteindre un maximum de l'ordre de 34°C pour le 23ème jour avant de diminuer légèrement à la fin de la période d'étude.

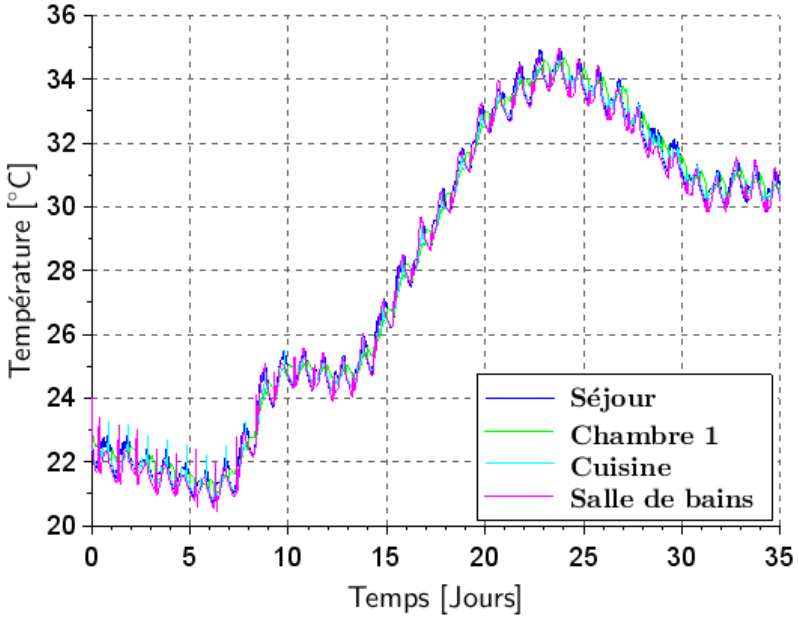

Figure 7.6 : Température de l'air intérieur des pièces du logement simulé calculées du 24 juin au 29 juillet 2056

Les Figures 7.6 et 7.7 montrent les températures moyenne cutanée et rectale du sujet simulé par le modèle NHTM. La température moyenne cutanée présente un minimum de 32°C et un maximum égal à 35,5°C. Bien entendu, il est à noter une variation temporelle de la température moyenne cutanée très similaire à celle de la température intérieure du logement. Pour information, la température cutanée élevée sur une longue durée provoque une vasodilatation prolongée, ce qui peut entraîner la fatigue du cœur et aboutir à une syncope thermique [211]. De plus, cette température élevée peut provoquer la déshydratation et par suite un œdème de chaleur.

Concernant la température rectale dont l'évolution temporelle est très semblable aux deux précédentes, nous observons un maximum de l'ordre de 38,2°C. Ces températures moyenne cutanée et rectale élevées sur de longues durées peuvent résulter en des problèmes sanitaires à savoir un dysfonctionnement du système nerveux central et une fièvre [211]. Dans la perspective de futurs travaux, il convient tout de même de mentionner que le modèle NHTM doit faire l'objet d'une étape de validation de sa capacité à simuler la température rectale pour ce type d'environnement (intensité et durée d'exposition) afin de fiabiliser les niveaux de la température calculée.

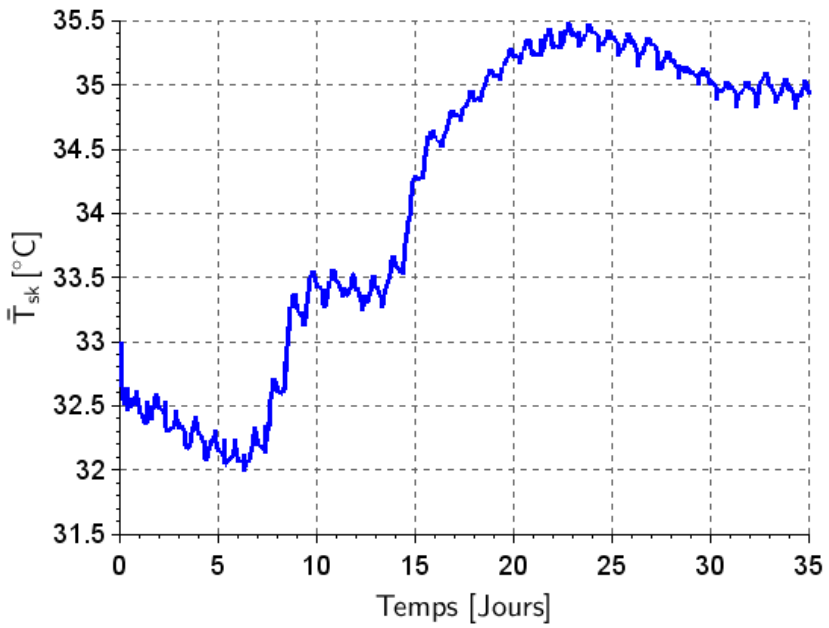

Figure 7.7 : Température moyenne cutanée du sujet calculée du 24 juin au 29 juillet 2056

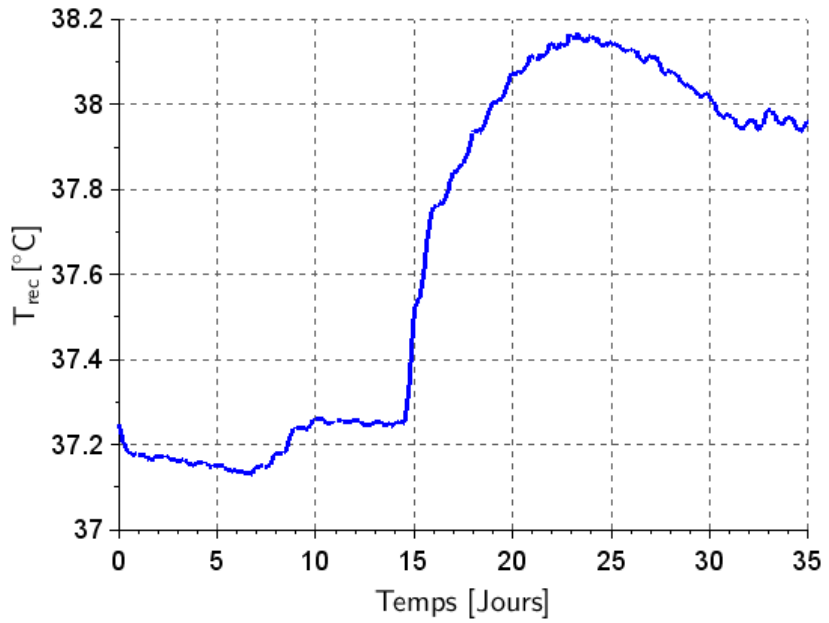

Figure 7.8 : Température rectale du sujet calculée du 24 juin au 29 juillet 2056

La sensation thermique globale est calculée par les modèles de Zhang [9] et de Fiala et al. [107]. Les échelles de sensation de deux modèles sont données dans la Figure 7.9.

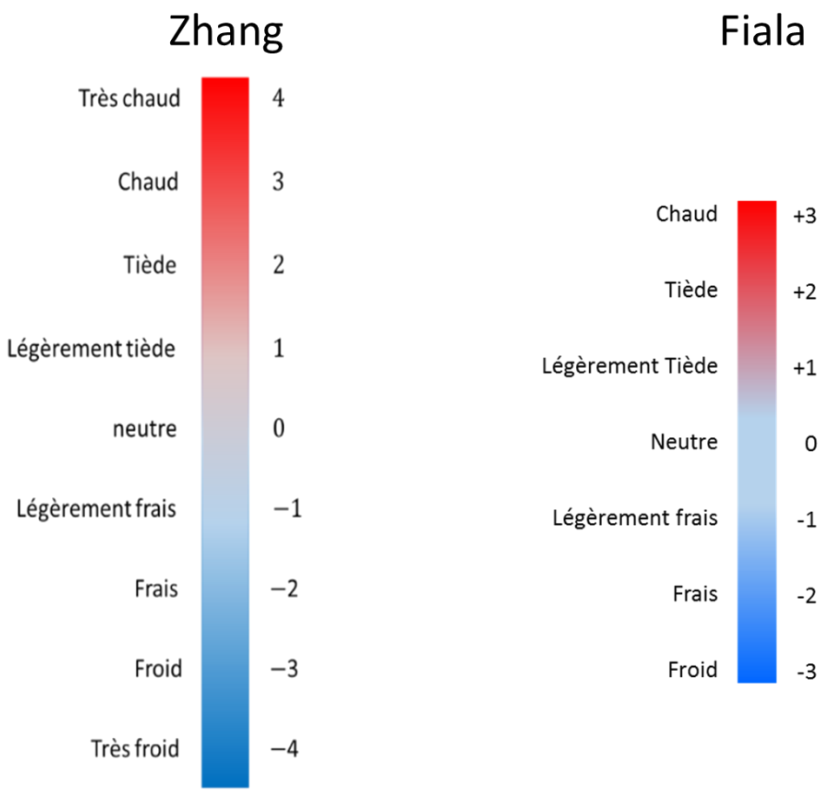

Figure 7.9 : Echelles de sensation thermique proposée par Zhang [9] et Fiala et al. [107]

La Figure 7.10 donne la sensation thermique globale calculée par les modèles de Zhang [9] et de Fiala et al. [107].

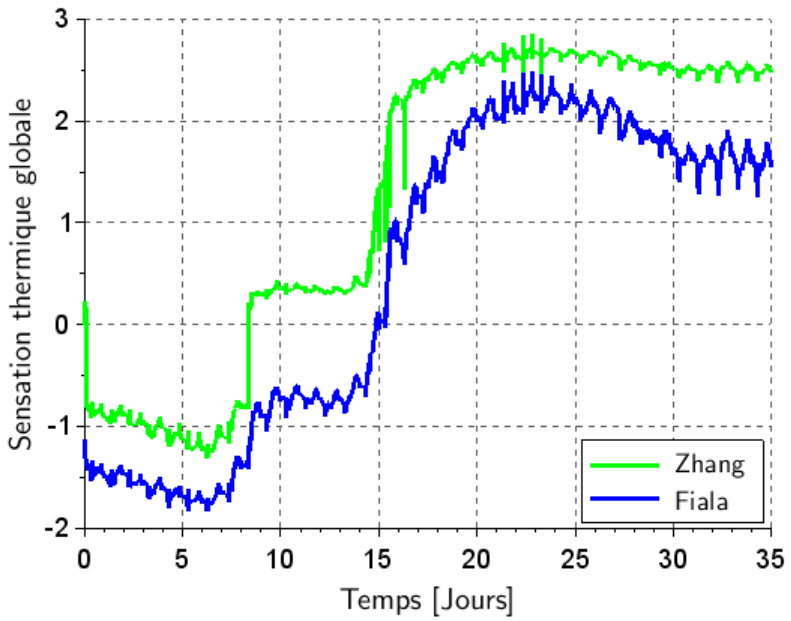

Figure 7.10 : Sensation thermique globale du sujet calculées du 24 juin au 29 juillet 2056 par les modèles de Zhang [9] et de Fiala et al. [107].

Le niveau de sensation thermique prédit par le modèle de Zhang est généralement plus élevé que celui issu du modèle de Fiala. Néanmoins, il est intéressant d'observer que lors de la période la plus chaude, les deux modèles donnent des résultats très similaires. Il est à noter que le domaine d'applicabilité de chaque modèle de sensation thermique impacte sa précision. Ainsi, la plupart des tests effectués par Zhang [9] pour développer son modèle ont été effectués dans des ambiances froides. Cela peut expliquer l'écart observé entre la sensation thermique issue du modèle de Zhang [9] et celle de Fiala et al. [107]. De plus, l'individu simulé par le modèle NHTM est celui qui représente la population des expérimentations de Munir et al. [185]. Ces résultats peuvent varier pour une autre population.

Le niveau de confort thermique global est calculé grâce au modèle de Zhang [9]. L'échelle de confort associée est donnée dans la Figure 7.11.

Figure 7.11 : Echelle de confort thermique proposée par Zhang [9]

La Figure 7.12 présente les résultats obtenus pour le confort thermique global évalué grâce au modèle de Zhang [9]. Le sujet est en très léger inconfort durant les 8 premiers jours. Ensuite, il est en situation confortable avec un indice de confort thermique de l'ordre de +0,5 jusqu'au 15ème jour. Dans la seconde partie de la séquence, le niveau du confort thermique se dégrade fortement à cause de l'épisode caniculaire. Durant cette période, le sujet est en inconfort thermique avéré.

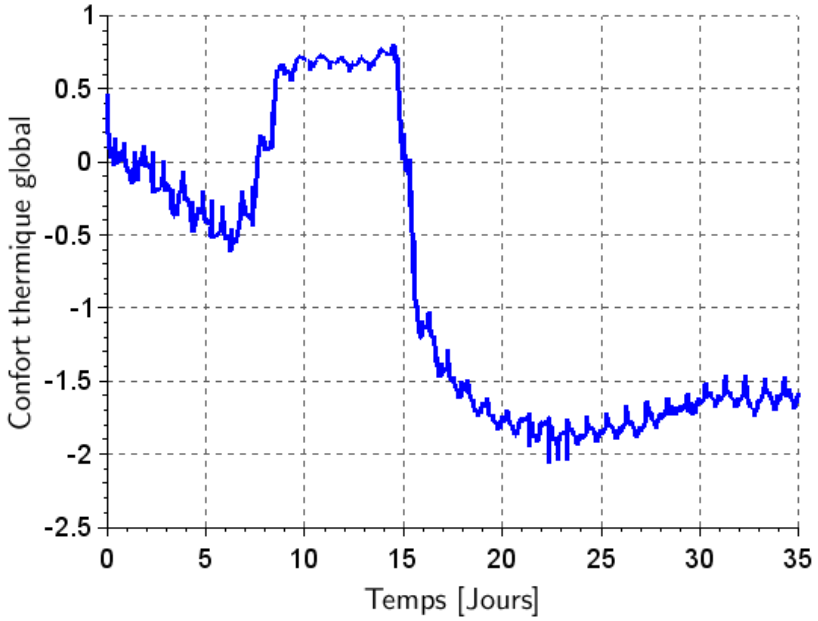

Figure 7.12 : Confort thermique global du sujet calculé du 24 juin au 29 juillet 2056 par le modèle de Zhang [9]

Pour conclure, le modèle NHTM ouvre de nombreuses voies de recherche et de nombreux domaines d'application par le biais du calcul des réponses et des variables physiologiques pour des ambiances instationnaires et hétérogènes. Grâce à lui, il est envisageable de contribuer à :

- La conception des systèmes de climatisation des bâtiments neufs ou anciens, voire rénovés ;
- La conception des systèmes de climatisation dans les habitacles de voiture, de trains… ;
- L'évaluation de possibles problèmes de santé en simulant potentiellement différents types de populations dont les personnes à risques et fragiles.

En termes de perspectives, les voies de recherche et de développement que nous proposons sont orientées vers :

- Le développement d'un modèle de sudation basé sur la neurophysiologie. Le modèle de sudation utilisé dans le modèle NHTM est basé sur le signal d'erreur cutané et de l'hypothalamus. La mise au point d'un modèle de sudation basé sur les signaux des thermorécepteurs devrait être plus proche de la réalité puisque ce phénomène est effectivement piloté par l'hypothalamus à l'instar du frissonnement et du débit sanguin cutané ;
- La validation de la prédiction des variables physiologiques pour les ambiances extrêmes. Nous pensons aux pertes hydriques et de poids, à la température rectale, au rythme cardiaque, à l'équilibre électrolytique lié au mécanisme de sudation, … ;
- L'amélioration du modèle des extrémités par la différenciation du débit sanguin cutané des surfaces dorsale et palmaire des mains et des pieds. De plus, une modification de la géométrie de ces extrémités part l'utilisation d'ellipsoïdes à la place de cylindres pourrait être envisagée ;
- L'utilisation de différentes bases de données expérimentales afin d'identifier les paramètres du modèle NHTM pour plusieurs types de populations et ainsi de vérifier la

capacité d'individualisation du modèle. Nous pouvons également imaginer de mener des expérimentations dans ce sens et de construire le ou les modèles associés à la population cible ;

- L'ajout de la chronobiologie au travers d'un effet de saisonnalité dans le calcul des mécanismes physiologiques. En effet, il a été prouvé que le domaine de la neutralité peut varier avec la saison avec de possibles effets sur le rythme circadien ;
- L'amélioration et l'individualisation des modèles de confort thermique dynamiques et l'ajout du phénomène d'alliesthésie ;
- L'amélioration du modèle de vêtement pour pouvoir mieux prendre en compte l'effet de la vêture sur le confort thermique mais aussi dans la perspective d'étudier des vêtures innovantes telles que les combinaisons ventilées développées par la NASA [10].

8. BIBLIOGRAPHIE

[1] D. Du Bois et F. Du Bois, «Clinical calorimetry: tenth paper a formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known,» *Arch Intern Med (Chic),* vol. 17, pp. 863-871, 1916.

[2] World Health Organization, «Climate change and health,» 1 février 2018. [En ligne]. Available: https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/climate-change-and-health.

[3] S. Campbell, T. A. Remenyi, C. J. White et F. H. Johnston, «Heatwave and health impact research: A global review,» *Health and Place,* vol. 53, pp. 210-218, 2018.

[4] P. Michelozzi, G. Accetta, M. De Sario, D. D'Ippoliti, C. Marino, M. Baccini, A. Biggeri, H. Anderson, K. Katsouyanni, F. Ballester, L. Bisanti, E. Cadum, B. Forsberg, F. Forastiere, P. Goodman, A. Hojs, U. Kirchmayer, S. Medina, A. Paldy, C. Schindler, J. Sunyer et C. Perucci, «High temperature and hospitalizations for cardiovascular and respiratory causes in 12 European cities,» *Am. J. Respir. Crit. Care Med.,* vol. 179(5), pp. 383-389, 2009.

[5] S. Ramakrishnan, X. Wang, J. Sanjayan et J. Wilson, «Thermal performance of buildings integrated with phase change materials to reduce heat stress risks during extreme heatwave events,» *Applied Energy,* vol. 194, pp. 410-421, 2017.

[6] Y. Al Horr, M. Arif, M. Katafygiotou, A. Mazroei, A. Kaushik et E. Elsarrag, «Impact of indoor environmental quality on occupant well-being and comfort: A review of the literature,» *International Journal of Sustainable Built Environment,* vol. 5, pp. 1-11, 2016.

[7] D. Clement-Croome et L. Baizhan, «Productivity and indoor environment,» *Proceedings of Healthy Buildings,* vol. 1, pp. 629-634, 2000.

[8] ISO, Moderate thermal environment, «Determination of the PMV and PPD indices and specification of the conditions for thermal comfort,» International Standard ISO 7730, International Organisation, 1984.

[9] H. Zhang, «human thermal sensation and comfort in transient and non-uniform thermal environments,» Phd dissertation, University of California, Berkeley, 2003.

[10] M. Kesterson, G. Bue et L. Trevino, «Wissler simulations of a liquid cooled and ventilation garment (LCVG) for extravehicular activity (EVA),» *SAE Technical Paper,* 2006.

[11] E. H. Wissler, Human temperature control: A quantitative approach, Texas, USA: The university of Texas at Austin, Department of chemical engineering, 2018.

[12] D. Fiala, «dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort,» PhD dissertation, Institute of Energy and Sustainable Development de MontFort University Leicester, 1998.

[13] J. Aschoff et R. Wever, «Kern und schale im Warmehaushalt des Menschen,» *Naturwissenschaften,* vol. 45, pp. 477-485, 1958.

[14] B. Kingma, A. Frijns, W. Saris, A. van Steenhoven et W. van Marken Lichtenbelt, «mathematical modeling of human thermoregulation: a neurophysiological approach to vasoconstriction,» *Computational Intelligence,* vol. 399, pp. 307-3016, 2012.

[15] H. Hensel, Thermoreception and temperature thermoregulation, London: England: Academic, 1981.

[16] I. Mekjavic et J. Morrisson, «A model of shvering thermogenesis based on the neurophysiology of thermoreception,» *IEEE Transaction on Biomedical Engineering,* vol. 32(6), pp. 407-417, 1985.

[17] J. Bittel, «Heat debt as an index for cold adaptation in men,» *Appl. Physiol.,* vol. 62, pp. 1627-1634, 1987.

[18] J. Bittel, C. Nonotte-Varly, G. Liecchi-Gonnot, G. Savourey et A. Hanniquet, «Physical fitness and thermoregulatory reactions in a cold environment in men,» *Appl. Physiol.,* vol. 65, pp. 1984-1989, 1988.

[19] G. Savourey et J. Bittel, «Thermoregulatory changes in the cold-induced by physical training in humans,» *Eur. J. Appl. Physiol.,* vol. 78, pp. 379-384, 1998.

[20] G. Budd, J. Brotherhood, F. Beasley, A. Hendrie, S. Jeffery, G. Lincoln et A. Solaga, «Effects of acclimatization to cold baths on men's responses to whole body cooling in air,» *Eur. J. Appl. Physiol.,* vol. 67, pp. 438-449, 1993.

[21] G. Budd et N. Warhaft, «Body temperature, shivering, blood pressure and heart rate during a standard cold stress in Australia and Antarctica,» *Appl. Physiol.,* vol. 186, pp. 216-232, 1966.

[22] T. Benzinger, «On physical heat regulation and the sense of temperature in man,» *Proc Natl Acad Sci USA,* vol. 45, pp. 645-659, 1959.

[23] E. Nadel et S. Horvath, «Comparison of tympanic membrane and deep body temperature in man,» *Life Sci,* vol. 9, pp. 869-875, 1970.

[24] D. Gagnon, B. Lemire, O. Jay et G. Kenny, «Aural canal, esophageal, and rectal temperatures during exertional heat stress and the subsequent recovery period,» *Ath Train,* Vols. %1 sur %2157-163, p. 45, 2010.

[25] K. Shiraki, S. Sagawa, F. Tajima, A. Yokota, M. Hashimoto et G. Brengelmann, «Independance of brain and tympanic temperatures in an unanesthetized human,» *Appl. Physiol.*, vol. 65(1), pp. 482-486, 1988.

[26] W. Cranston, J. Gerbrandy et E. Snell, «Oral ,rectal and oesophageal temperatures and some factors affecting them in man,» *J. Physiol.*, vol. 126(2), pp. 347-358, 1954.

[27] J. Lee, H. Wakabayashi, T. Wijayanto et Y. Tochihara, «Differences in rectal temperatures measured at depths of 4-19 cm from the anal sphincter during exercise and rest,» *Eur J Appl Physiol*, vol. 109, pp. 73-80, 2010.

[28] W. Liu, Z. Lian, Q. Deng et Y. Liu, «evaluation of calculation methods of mean skin temperature for use in thermal comfort study,» *Journal of Building and Environment*, vol. 46, pp. 478-488, 2011.

[29] D. Mitchell et C. H. Wydham, «Comparaison of weighting formula for calculating mean skin temperature,» *Journal of Applied Physiology*, vol. 26, pp. 616-622, 1969.

[30] J. K. Choi, K. Miki et S. Sagawa, «Evaluation of mean skin temperature formulas by infrared thermography,» *International Journal of Biometeorol*, vol. 41, pp. 68-75, 1997.

[31] J. D. Hardy, E. F. Du Bois et G. F. Soderstrom, «the technic of measuring radiation and convection: one figure,» *Journal of Nutrition*, vol. 15, pp. 461-475, 1938.

[32] ISO 9920, Thermal environment - estimation of the thermal caracteristics of a clothing ensemble, Geneva: International Organization for Standardization, 1992.

[33] H. Ouyang, Clothes hygiene, Beijing: People's Military Medecine Press, 1985.

[34] A. Burton, «A new technic for the measurement of average skin temperature over surfaces of the body and the changes of skin temperature during exercise,» *J. Nutrition*, vol. 7, p. 481, 1934.

[35] L. Newburgh et C. Spealman, «Acclimatization to cold,» Comm. Avia. Med. Rept. 241, National Res. Council, 1943.

[36] N. Ramanathan, «A new weighting system for mean surface temperature of the human body,» *J. App. Physiol.*, vol. 19, pp. 531-533, 1964.

[37] ISO 9886, Evaluation of thermal strain by physiological measurements, Geneva: International Organization for Standardization, 1992.

[38] Y. Houdas et E. Ring, «Human body temperature,» *Plenum Press, New York*, pp. 95-103, 1982.

[39] W. Teichner, «Assessment of mean body surface temperature,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 12, p. 169–176, 1958.

[40] E. Palmes et C. Park, «Thermal regulation during early acclimatization to work in a hot dry environment,» Rep. Z-17-1, US Army Medical Dept. Field Research Laboratory, Fort Knox, Kentucky, 1947.

[41] A. Gagge et Y. Nishi, «Heat exchange between human skin surface and thermal environment,» chez *Handbook of Physiology, Reactions to Environmental Agents*, Bethesda, American Physiological Society, 1977, pp. 69-92.

[42] E. Nadel, J. Mitchell et J. Stolwijk, «Differential thermal sensitivity in the human skin,» *Pflügers Arch,* vol. 340, pp. 71-76, 1973.

[43] L. Crawshaw, E. Nadel, J. Stolwijk et B. Stamford, «Effect of local cooling on sweat rate and cold sensation,» *Pflügers Arch,* vol. 354, p. 19–27, 1957.

[44] J. Colin, J. Timbal, Y. Houdas, C. Boutelier et J. Guieu, «Computation of mean body temperature from rectal and skin temperatures,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 31, p. 484–489, 1971.

[45] J. Stolwijk et J. Hardy, «Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 21(3), pp. 967-977, 1966.

[46] ISO 9920, Thermal environment - estimation of the thermal characteristics of a clothing ensemble, Geneva: International Organization of Standardization, 1992.

[47] ISO 7730, Ergonomie des ambiances thermiques: Détermination analytique et interprétation du confort thermique par le calcul des indices PMV et PPD et par des critères de confort thermique local, 2006.

[48] A. Harries et F. Benedict, «A biometric study of human basal metabolism,» *Nutrition Laboratory and Station for Experimental Evolution,* vol. 1, pp. 370-373, 1918.

[49] J. Hayward, J. Eckerson et M. Collis, «Thermoregulatory heat prediction in man: Prediction equation based on skin and core temperature,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 22, pp. 377-384, 1977.

[50] K. Pandolf, L. Stroschrin, L. Drolet, R. Gonzalez et M. Sawka, «Prediction modeling of physiological responses and human performance in the heat,» *Pergamon Journals Ltd,* vol. 16(5), pp. 319-329, 1986.

[51] B. Givoni et R. F. Goldman, «Predicting rectal temperature response to work, environment and clothing,» *Journal of Applied Physiology,* vol. 32(6), pp. 812-822, 1972.

[52] E. Nadel, S. Horvath, C. Dawson et A. Tucker, «Sensitivity to central and peripheral stimulation in man,» *J. Appl. Physiol,* vol. 29, pp. 603-609, 1970.

[53] K. Cooper, O. Edholm et R. Mottram, «The blood flow in skin and muscle of the human forearm,» *Physiol. (London),* vol. 128, pp. 258-267, 1955.

[54] O. Edholm, R. Fox et R. MacPherson, «The effect of body heating on the circulation in skin and muscle,» *Physiol. (London),* vol. 134, pp. 612-619, 1956.

[55] A. Gagge, «A new physiological variable associated with sensible and insensible perspiration,» *American Journal of Physiology,* vol. 120, pp. 277-287, 1937.

[56] J. McCutchan et C. Taylor, «Respiratory heat exchange with varying temperature and humidity of inspired air,» *Appl. Physiol.,* vol. 4, pp. 121-135, 1951.

[57] A. Ghahramani, G. Castro, B. Becerik-Gerber et X. Yu, «infrared thermography of human face for monitoring thermoregulation performance and estimating personal thermal comfort,» *Journal of Building and Environment,* vol. 109, pp. 1-11, 2016.

[58] C. P. Chen, R. L. Hwang, S. Y. Chang et Y. T. Lu, «Effects of temperature steps on human skin physiology and thermal sensation response,» *Journal of Building and Environment,* vol. 46, pp. 2387-2397, 2011.

[59] L. A. Holowatz, B. L. Houghton, B. J. Wong, B. W. Wilkins, A. W. Harding, W. L. Kenney et C. T. Minson, «Nitric oxide and attenuated reflex cutaneous vasodilation in aged skin,» *Am J Physiol Heart Circ Physiol,* vol. 284, pp. 1662-1667, 2003.

[60] M. Elia, «Organ and tissue contribution to metabolic rate,» chez *Energy metabolism: tissue determinants and cellular corollaries, edited by JM Kinney and HN Tucker*, New York, Raven Press, 1992, pp. 61-77.

[61] M. J. Müller, Z. Wang, S. B. Heymsfield, B. Schautz et A. Bosy-Westphal, «Advances in the understanding of specific metabolic rates of major organs and tissus in humans,» *Curr Opin Clin Nutr Metab Care,* vol. 16, pp. 501-508, 2013.

[62] A. Yasuoka, H. Kubo, K. Tsuzuki et N. Isoda, «Interindividual defferences in thermal comfort and the responses to skin cooling in young women,» *Journal of Thermal Biology,* vol. 37, pp. 65-71, 2012.

[63] K. Katic, R. Li et W. Zeiler, «Thermophysiological models and their applications: A review,» *Building and Environment,* vol. 106, pp. 286-300, 2016.

[64] H. Pennes, «Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm,» *Journal of Applied Physiology,* vol. 1(2), pp. 93-122, 1948.

[65] A. Gagge, J. Stolwijk et Y. Nishi, «an effective temperature scale based on a simple model of human thermological response,» *ASHRAE,* vol. 77(1), pp. 21-36, 1971.

[66] J. Stolwijk et J. Pierce, «A mathematical model of physiological temperature regulation in man,» *National Aeronautics and Space Administration,* vol. 1855, pp. 1-82, 1971.

[67] D. Fiala, K. Lomas et M. Stohrer, «A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system,» *The American Physiological Society,* vol. 87(5), pp. 1957-1972, 1999.

[68] S. Tanabe, K. Kobayashi, J. Nakano, Y. Ozeki et K. Masaaki, «Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD),» *Journal of Energy and Buildings,* vol. 34, pp. 637-646, 2002.

[69] D. Wölki, «MORPHEUS: Modelica-based implementation of a numerical human model involving individual human aspects,» PhD dissertation, Faculty of civil engineering of RWTH Aachen University, 2017.

[70] A. Gagge, A. Fobelets et L. Berglund, «A standard predictive index of human response to the thermal environment,» *ASHRAE Transactions,* vol. 92, pp. 709-731, 1986.

[71] J. Stolwijk et J. Pierce, «A mathematical model of physiological temperature regulation in man,» *National Aeronautics and Space Administration,* vol. 1855, pp. 1-82, 1971.

[72] D. Fiala, «Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort,» Phd dissertation, Insititute of Energy and Sustainable Development de MontFort University Leicester, 1998.

[73] Y. Kobayashi et S. Tanabe, «Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system,» *Building and Environment,* vol. 66, pp. 1-10, 2013.

[74] S. Takado, S. Matsumato et T. Matsushita, «Prediction of whole body thermal sensation in the non-steady state based on skin temperature,» *Journal of Building and Environment,* vol. 68, pp. 123-133, 2013.

[75] B. Kingma, L. Schellen, A. Frijns et W. van Marken Lichtenbelt, «Thermal sensation: a mathematical model based on neurophysiology,» *Indoor Air,* 2011.

[76] Y. Epstein et D. Moran, «Thermal comfort and heat stress indices,» *Industrial Health,* vol. 44, pp. 388-398, 2006.

[77] P. O. Fanger, Thermal Comfort, Analysis and Applications in Environment Engineering, Technical University of Denmark: DANISH TECHNICAL PRESS. Copenhagen, Denmark https://doi.org/10.1177/146642407209200337, 1970.

[78] A. Bailly, M. Clerc-Renaud, E. Rutman et C. Ternant, Traitement de l'air et climatisation - Généralités, Techniques de l'ingérnieur, Réf : BE9270 v1, 2001.

[79] ISO 7730, Ergonomics of the thermal environment - Analytical determination and interpretation of thermal comfort using calculation of the PMV and PPD indices and local thermal comfort criteria, Switzerland: International Organization for Standardization, Third Edition 2005 (E).

[80] S. Carlucci, L. Bai, R. de Dear et L. Yang, «Review of adaptive thermal comfort models in built environmental regulatory documents,» *Building and Environment,* vol. 137, pp. 73-89, 2018.

[81] P. Fanger, «Calculation of thermal comfort: Introduction of a basic comfort equation,» *ASHRAE Trans.,* vol. 73(2), 1967.

[82] R. Nevins, F. Rohles, W. Springer et A. Feyerherm, «Temperature-humidity chart for thermal comfort of seated persons,» *ASHRAE trans,* vol. 72, pp. 283-291, 1966.

[83] P. McNall, J. Jaax, F. Rohles, R. Nevins et W. Springer, «Thermal comfort (thermally neutral) conditions for three levels of activity,» *ASHRAE Trans.,* vol. 73(1), 1967.

[84] F. Chrenko, «The assessment of subjective reactions in heating and ventilation research,» *Journ. of Instituation of Heat and Vent. Eng.,* vol. 23, pp. 281-300, 1955.

[85] D. Wyon, O. Lidwell et R. Williams, «Thermal comfort during surgical operations,» *Journ. of Hygiene,* vol. 66, pp. 229-248, 1968.

[86] ISO 7730, Moderate thermal environment - Determination of the PMV and PPD indices and specification of the conditions for thermal comfort, Geneva: International Organization for Standardization, ISO 7730:1984.

[87] ASHRAE Standard 55-2004, Thermal environment conditions for human occupancy, Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating and Air conditioning Engineers, ANSI/ASHRAE Standard 55-2004.

[88] A. G. Kwok et N. B. Rajkovich, «Adressing climate change in comfort standards,» *Building and Environment,* vol. 45(1), pp. 18-22, 2010.

[89] R. Yao, B. Li et K. Steemers, «Energy policy and standard for built environment in China,» *Renewable Energy,* vol. 30(13), pp. 1973-1988, 2005.

[90] E. Arens, M. Humphreys, R. de Dear et Zhang H, «Are 'class A' temperature requirements realistic or desirable?,» *Journal of Building and Environment,* vol. 45, pp. 4-10, 2010.

[91] R. de Dear et G. Brager, «Developing an adaptive model of thermal comfort and preference,» *ASHRAE Trans.,* vol. 104(1), pp. 145-167, 1998.

[92] EN 15251, Indoor environmental input parameters for design and assessment of energy performance of buildings addressing indoor air quality thermal environment, lighting

and acoustics, Brussels, Belgium: European Comittee for Standardization, EN 15251:2007.

[93] F. Houghten et C. Yaglou, «Determining lines of equal comfort,» *J. Amer. Soc. Heat. Vent. Eng.*, vol. 29, pp. 163-176, 1923.

[94] T. Bedfort, Environmental warmth and its measurement, HMSO, London: Med. Res. Coun. Warn. Memo No. 17, 1946.

[95] F. Ellis, F. Smith et J. Walters, «Measurements of environmental warmth in SI units,» *Br. J. Ind. Med.*, vol. 29, pp. 361-377, 1972.

[96] P. Hoppe, «The physiological equivalent temperature - a universal index for the biometeorological assessment,» *Int J. Biometeorol.*, vol. 43, pp. 71-75, 1999.

[97] D. Chirag et A. Ramachandraiah, «The significance of Physiological Equivalent Temperature (PET) in outdoor thermal comfort studies,» *International Journal of Engineering Science and Technology*, vol. 2(7), pp. 2825-2828, 2010.

[98] G. Budd, «Wet-bulb globe temperature (WBGT) - its history and limitations,» *Journal of Science and Medecine in Sport*, vol. 11, pp. 20-32, 2008.

[99] ISO 7243, Hot environments - estimation of the heat stress on working man, based on the WBGT-index (wet bulb globe temperature), Geneva: International Organization of Standardization, ISO 7243:1989 (E) .

[100] US, Bureau of Medecine and Surgery, Manual of Naval Preventive Medecine, Chapter 3 : Prevention of heat and cold stress injuries (ashore, afloat, and ground forces), Washington DC: NAVMED P-5010-3 (Rev. 2-2009) 0510-LP-108-2696, 2009.

[101] H. Belding et T. Hatch, «Index for evaluating heat stress in terms of resulting physiological strains,» *Heat./Pip./Air cond.*, vol. 27, pp. 129-136, 1955.

[102] J. Ramsey et C. Chai, «Index for evaluating heat stress in terms of resulting physiological strains,» *Ergonomics*, vol. 26, pp. 495-504, 1983.

[103] E. Kamon et C. Ryan, «Effective heat stress index using pocket computer,» *Amer. Ind. Hyg. Assoc. J.*, vol. 42, pp. 611-615, 1981.

[104] ISO 7933, Ergonomics of the thermal environment - Analytical determination and interpretation of heat stress using calculation of the predicted heat strain, ISO/FDIS 7933-2004(E).

[105] B. McArdle, W. Dunham, H. Holling, W. Ladell, J. Scott, M. Thomson et J. Weiner, «The prediction of the physiological effects of warm and hot environments,» *Med. Res. Council RNP*, vol. 47, p. 391, 1947.

[106] E. Thom, «A new concept of cooling degree days,» *Air. Cond. Heat. Ventil.,* vol. 54(6), pp. 73-80, 1957.

[107] D. Fiala, K. J. Lomas et M. Stohrer, «First principles modeling of thermal sensation responses in steady state and transient conditions,» *ASHRAE Transactions,* vol. 109, pp. 179-186, 2003.

[108] B. Kingma, «Human thermoregulation: A synergy between physiology and mathematical modeling,» PhD Dissertation, Universitaire Pers Maastricht, Netherlands, 2012.

[109] B. Koelblen, A. Psikuta, A. Bogdan, S. Annaheim et R. Rossi, «Thermal sensation models : a systematic comparison,» *Indoor Air,* vol. 27(3), pp. 680-689, 2017.

[110] E. Wissler, «A mathematical model of the human thermal system,» *Buelletin of mathematical biophysics,* vol. 26, pp. 147-166, 1964.

[111] B. Borisov et A. Marei, «Weight parameters of adult human skeleton,» *Health Phy,* vol. 27, pp. 224-229, 1974.

[112] I. Janssen, S. Heymsfield, Z. Wang et R. Ross, «Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 89, pp. 81-88, 2000.

[113] J. Himes, A. Roche et R. Siervogel, «Compressibility of skinfolds and the measurement of subcutaneous fat,» *Am J Clin Nutr,* vol. 32, pp. 1734-1740, 1979.

[114] P. Hayes, P. Sowood, A. Belyavin et J. Cohen, «Sub-cutaneous fat thickness measured by magnetic resonance imaging, ultrasound, and calipers,» *Med Sci Sports Exerc,* vol. 20, pp. 303-309, 1988.

[115] P. Hasgall, F. Di Gennaro, C. Baugmartner, M. Neufeld, B. Lloyd, M. Gosselin, D. Payne, A. Klingenböck et N. Kuster, «Thermal Conductivity » IT'IS Foundation,» IT'IS databes for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, 15 May 2018. [En ligne]. Available: https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/thermal-conductivity/. [Accès le 2019].

[116] C. E. Smith, «A transient three dimensional model of the human thermal system,» Kansas State University, PhD dissertation, 1991.

[117] J. Werner et M. Buse, «Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 65(3), pp. 1110-1118, 1988.

[118] A. Emery et K. Sekins, «The use of heat principles in designing of optimal diathermy and cancer treatment modalities,» *Int. J. Heat Mass Transfer,* vol. 25(6), pp. 823-834, 1982.

[119] J. Mitchell, T. Galvez, J. Hengle, G. Myers et K. Siebecker, «Thermal response of human legs during cooling,» *J. Appl. Physiol.*, vol. 29(6), pp. 859-865, 1970.

[120] Z. Wang, Z. Ying, A. Bosy-Westphal, J. Zhang, B. Schautz, W. Later, S. B. Heymsfield et M. J. Müller, «Specific metabolic rates of major organs and tissues across adulthood: evaluation by mechanistic model of resting energy expenditure,» *Am J Clin Nutr*, vol. 92, pp. 1369-1377, 2010.

[121] E. Eckert et R. Drake, «Heat and mass transfer,» chez *McGraw-Hill Book*, New York, 1959, pp. 312-315.

[122] D. Quintela, A. Gaspar et C. Borges, «Analysis of sensible heat exchanges from a thermal manikin,» *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 92, pp. 663-668, 2004.

[123] A. Oliveira, A. Gaspar, S. Francisco et D. Quintela, «Analysis of natural and forced convection heat loss from a thermal manikin: comparative assessment of the static and dynamic postures,» *J Wind Eng Ind Dyn*, vol. 132, p. 66–76, 2014.

[124] R. de Dear, E. Arens, Z. Hui et M. Oguro, «Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments,» *Int J Biometeorol*, vol. 40, p. 141–156, 1997.

[125] C. Winslow, A. Gagge et L. Herrington, «The influence of air movement upon heat losses from the clothed human body,» *Am. J. Physiol.*, vol. 127, pp. 505-515, 1939.

[126] Y. Nishi et A. Gagge, «Direct evaluation of convective heat transfer coefficient by naphthalene sublimation,» *J. Appl. Physiol.*, vol. 29(6), pp. 830-838, 1970.

[127] M. Oguro, E. Arens, R. de Dear, H. Zhang et T. Katayama, «Convective heat transfer coefficients and clothing insulations for parts of the clothed human body under airflow conditions,» *J. Archit. Plann. Environ. Eng.*, vol. 561, pp. 21-29, 2002.

[128] A. Oliveira, A. Gaspar et D. Quintela, «Convective heat transfer from a clothed manikin,» chez *Windsor Conference "COMFORT AND ENERGY USE IN BUILDINGS – GETTING THEM RIGHT"*, Windsor, UK, 2006.

[129] A. Gaspar, A. Oliveira et D. Quintela, «Effects of walking and air velocity on convective heat transfer from a Nude Manikin,» chez *Winsdor Conference: Comfort and Energy Use in Buildings: Getting Them Right – International Conference*, Winsdor, UK, 2006.

[130] M. Ichihara, M. Saitou, S. Tanabe et M. Nishimura, «Measurement of convective heat transfer coefficient and radiative heat transfer coefficient of standing human body by using thermal manikin,» *Proceedings of the Annual Meeting of the Architectural Institute of Japan*, p. 379–380, 1995.

[131] W. Lotens, Heat transfer from humans wearing clothing, Soesterberg: TNO – Institute for Perception, 1993.

[132] A. L. Vallerand, G. Savourey et J. H. Bittel, «Determination of heat debt in the cold: partitional calorimetry vs. conventional methods,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 72(4), pp. 1380-1385, 1992.

[133] A. Young, S. Muza, N. Michael, R. Gonzalez et K. Pandolf, «Human thermoregulatory responses to cold air are altered by repeated cold water immersion,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 60(5), pp. 1542-1548, 1986.

[134] J. Stolwijk et J. Hardy, «Control of body temperature,» chez *Handbook of physiology, Section 9: Reactions to Environmental Agents, D.H.K. Lee, ed. Williams & Wilkins*, Baltimore, 1977, pp. 45-68.

[135] P. Tikuisis et G. Giesbrecht, «Prediction of shivering heat production from core and mean skin temperatures,» *Eur. J. Appl. Physiol.,* vol. 79, pp. 221-229, 1999.

[136] F. Personnet et D. Massicotte, «Table of nonprotein respiratory quotient: an update,» *Can. J. Sport. Sci.,* vol. 16, pp. 23-29, 1991.

[137] J. Timbal, C. Boutelier, M. Loncle et L. Bougues, «Comparison of shivering in man exposed to cod in water and in air,» *Pflügers Arch*, vol. 365, pp. 243-248, 1976.

[138] D. Bell, P. Tikuisis et I. Jacobs, «Relative intensity of muscular contraction during shivering,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 72(6), pp. 2336-2342, 1992.

[139] K. Cooper, O. Edholm et R. Mottram, «The blood flow in skinand muscle of the human forearm,» *J. Physiol.,* vol. 128, p. 258/267, 1955.

[140] C. Wyss, G. Brengelmann et J. Johnson, «Altered control of skin blood flow at high skin and core temperatures,» *J. Appl. Physiol*, vol. 38(5), pp. 839-845, 1975.

[141] C. Wenger, M. Roberts, J. Stolwijk et E. Nadel, «Forearm blood flow during body temperature transients produced by leg exercise,» *J. Appl. Physiol*, vol. 38(1), pp. 58-63, 1975.

[142] E. Nadel, E. Cafarelli, M. Roberts et C. Wenger, «Circulatory regulation during exercise in different ambiant temperatures,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 46(3), pp. 430-437, 1979.

[143] W. Kenney, A. Morgan, W. Farquhar, E. Brooks, J. Pierza et J. Derr, «Decreased active vasodilator sensitivity in aged skin,» *Am. J. Physiol.,* vol. 272(Heart Circ. Physiol. 41), pp. H1609-H1614, 1997.

[144] W. Kenney, A. Frymoyer et J. Pierzga, «Delayed distribution of active vasodilation and altered vascular conductance in aged skin,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 94, pp. 1045-1053, 2003.

[145] B. Houghton, L. Holowatz et C. Minson, «Influence of progestin bioactivity on cutaneous vascular responses to passive heating,» *Med. Sci. Sports Exerc.,* vol. 37(1), pp. 45-51, 2005.

[146] C. Smith, W. Kenney et L. Alexander, «Regional relation between skin blood flow and sweating to passive heating and local administration of acetylcholine in young, healthy humans,» *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol,* vol. 304, pp. R566-R573, 2013.

[147] J. Lang et K. Kolb, «Angiotensin II, type I receptor blockade attenuates reflex cutaneous vasoconstriction in aged but not young skin,» *Am J Physiol Heart Circ Physiol,* vol. 308, pp. H1215-H1220, 2015.

[148] J. Lang, J. Jennings, L. Holowatz et W. Kenney, «Reflex vasoconstriction in aged human skin increasingly relies on Rho kinase-dependent mechanisms during whole body cooling,» *Am J Physiol Heart Circ Physiol,* vol. 297, pp. H1792-H1797, 2009.

[149] D. Stephens, K. Aoki, W. Kosiba et J. Johnson, «Nonnoradrenergic mechanism of reflex cutaneous vasoconstriction in men,» *Am J Physiol Heart Circ Physiol,* vol. 280, pp. H1496-H1504, 2001.

[150] K. Aoki, D. Stephens, A. Saad et J. Johnson, «Cutaneous vasoconstrictor response to whole body skin cooling is altered by time of day,» *J. Appl. Physiol,* vol. 94, pp. 930-934, 2003.

[151] N. Charkoudian, D. Stephens, K. Pirkle, W. Kosiba et J. Johnson, «Influence of female reproductive hormones on local thermal control of skin blood flow,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 87(5), pp. 1719-1723, 1999.

[152] C. Thompson-Torgerson, L. Holowatz, N. Flavahan et W. Kenney, «Rho kinase-mediated local cold-induced cutaneous vasoconstriction in augmented in aged human skin,» *Am J Physiol Heart Circ Physiol,* vol. 239, pp. H30-H37, 2007.

[153] J. Vionnet, I. Calero-Romero, A. Heim, C. Rotaru, R. Engelberger, B. Dischl, B. Noël, L. Liaudet, B. Waeber et F. Feihl, «No major impact of skin aging on the response of skin blood flow to a submaximal local thermal stimulus,» *Microcirculation,* vol. 21, pp. 730-737, 2014.

[154] J. Hardy et J. Stolwijk, «Partitional calorimetric studies of man during exposures to thermal transients,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 21(6), pp. 1799-1806, 1966.

[155] A. Taylor et C. Machado-Moreira, «Regional variations in transepidermal water loss, eccrine sweat gland density, sweat secretion rates and electrolyte composition in resting and exercising humans,» *Extreme Physiology & Medecine,* vol. 2:4, 2013.

[156] C. Machado-Moreira et N. Taylor, «Sudomotor responses from glabrous and non-glabrous skin during cognitive and painful stimulations following passive heating,» *Acta Physiol,* vol. 204, pp. 571-581, 2012.

[157] C. Machado-Moreira, P. McLennan, S. Lillioja, W. van Dijk, J. Caldwell et N. Taylor, «The colinergic blockade of both thermally and non-thermally induced human eccrine sweating,» *Exp Physiol.,* vol. 97(8), pp. 930-942, 2012.

[158] K. Ikeuchi et Y. Kuno, «On the regional differences of the perspiration on the surface of the human body,» *J Orient Med,* vol. 7, pp. 106-107, 1927.

[159] G. Burch et W. Sodeman, «Regional relationships of rate of water loss in normal adults in a subtropical climate,» *Am J Physiol,* vol. 138, pp. 603-609, 1943.

[160] S. Park et T. Tamura, «Distribution of evaporative rate on human body surface,» *Am. J. Physiol. Anthrop.,* vol. 11(6), pp. 593-609, 1992.

[161] N. Taylor, J. Caldwell et I. Mekjavic, «The sweating foot: local differences in sweat secretion during exercise-induced hyperthermia,» *Aviat Space Environ Med,* vol. 77, pp. 1020-1027, 2006.

[162] C. Machado-Moreira, J. Caldwell, I. Mekjavic et N. Taylor, «Sweat secretion from palmar and dorsal surfaces of the hands during passive and active heating,» *Aviat Space Environ Med,* vol. 79, pp. 1034-1040, 2008.

[163] Y. Inoue, M. Nakao, T. Araki et H. Murakami, «Regional differences in the sweating responses of older and younger man,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 71(6), pp. 2453-2459, 1991.

[164] C. Smith, C. Machado-Moreira, G. Plant, S. Hodder, G. Havenith et N. Taylor, «Design data for foot wear: sweating distribution on the human foot,» *Int J Cloth Sci Tech,* vol. 25(1), pp. 43-58, 2013.

[165] A. Hertzman, «Individual differences in regional sweating,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 10(2), pp. 242-248, 1957.

[166] A. Hertzman, W. Randall, C. Peiss et R. Seckendorf, «Regional rates of evaporation from the skin at various environmental temperatures,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 5, pp. 153-161, 1952.

[167] C. Machado-Moreira, F. Smith, A. van den Heuvel, I. Mekjavic et N. Taylor, «Sweat secretion from the torso during passively-induced and exercise-related hyperthermia,» *Eur J Appl Physiol,* vol. 104, pp. 265-270, 2008.

[168] C. Machado-Moreira, F. Wilmink, A. Meijer, I. Mekjavic et N. Taylor, «Local differences in sweat secretion from the head during rest and exercise in the heat,» *Eur J Appl Physiol,* vol. 104, pp. 257-264, 2008.

[169] J. Cotter, «The role of regional skin temperatures in thermoregulatory control during heat stress,» PhD dissertation, University of Wollongong, Department of Biomedical Science, 1998.

[170] C. Gordon, «Non-thermoregulatory factors in human during exercise and rest: influences on thermoeffector function,» PhD dissertation, University of Wollongong, Department of Biomedical Science, 2010.

[171] C. Machado-Moreira, «The regional distribution of human sudomotor function and its neuropharmacological control,» PhD dissertation, University of Wollongong, School of Health Sciences, 2011.

[172] A. Mishra, M. Loomans et J. Hensen, «Thermal comfort of heterogeneous and dynamic indoor conditions - An overview,» *Building and Environment,* vol. 109, pp. 82-100, 2016.

[173] J. Hensen, «Literature review on thermal comfort in transient conditions,» *Building and Environment,* vol. 25, n° %14, pp. 309-316, 1990.

[174] Y. Zotterman, «Special senses: Thermal receptors,» *Ann. Rev. Physiol.,* vol. 15, pp. 357-372, 1953.

[175] R. de Dear, «Revisiting old hypothesis of human thermal perception: alliesthesia,» *Journal of Building Research and Information,* vol. 39(2), pp. 108-117, 2011.

[176] R. Sumino et R. Dubner, «Response characteristics of specific thermoreceptive afferents innervating monkey facial skin and their relationship to human thermal sensitivity,» *Brain Research Reviews,* vol. 3, pp. 105-122, 1981.

[177] B. Ainsworth, W. Haskell, M. Whitt, M. Irwin, A. Swartz, S. Strath, W. O'Brien, D. Bassett, K. Scmitz, P. Emplaincourt, D. Jacobs et A. Leon, «Compendium of Physical Activities: an update of activity codes and MET intensities,» *Med Sci Sports,* vol. 32, pp. 498-516, 2000.

[178] D. Lee, M. Toner, W. McArdle, I. Vrabas et K. Pandolf, «Thermal and metabolic responses to cold-water immersion at knee, hip and shoulder levels,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 82(5), pp. 1523-1530, 1997.

[179] G. Brengelmann, «Human temperature regulation: Dynamic characteristics of metabolic responses,» PhD dissertation, University of Washington, Seattle, 1967.

[180] A. Brown et G. Brengelmann, «The interaction of peripheral and central inputs in the temperature regulation system,» *Physiological and behavioral temperature regulation,* pp. 684-702, 1970.

[181] T. Benzinger, «Heat regulation: Homeostasis of central temperature in man,» *Physiol Revs,* vol. 49, pp. 671-759, 1969.

[182] J. Timbal, C. Boutelier, M. Loncle et L. Bougues, «Comparison of shivering in man exposed to cod in water and in air,» *Pflügers Arch,* vol. 365, pp. 243-248, 1978.

[183] 9. ISO, Ergonomics - Evaluation of thermal strain by physiological measurements, International standard: International organization, 2004.

[184] D. Fiala, J. Kevin et S. Martin, «A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 87(5), pp. 1957-1972, 1999.

[185] A. Munir, S. Takada et T. Matsushita, «Re-evaluation of stolwijk's 25-node human thermal model under thermal-transient conditions: Prediction of skin temperature in low-activity conditions,» *Building and Environment,* vol. 44, pp. 1777-1787, 2009.

[186] ASHRAE, «ASHRAE handbook fundamentals. Chapter 8,» Atlanta, 2005.

[187] M. S. Ferreira et J. I. Yanagihara, «A transient three-dimensional heat transfer model of the human body,» *Intenational Communications in Heat and Mass Transfer,* vol. 36, pp. 718-724, 2009.

[188] D. Fiala, K. Lomas et M. Stohrer, «Computer prediction of human thermoregulatory and temperature resposes to a wide range of environmental conditions,» *Int J Biometeorol,* vol. 45, pp. 143-159, 2001.

[189] R. Holopainen, «A human thermal model for improved thermal comfort,» PhD dissertation at Aalto University, 2012.

[190] C. Huizenga, Z. Hui et E. Arens, «A model of human physiology and comfort assessing complex thermal environments,» *Building and Environment,* vol. 36, pp. 691-699, 2001.

[191] M. Salloum, N. Ghaddar et K. Ghali, «A new transient bioheat model of the human body and its integration to clothing models,» *International Journal of Thermal Sciences,* vol. 46, pp. 371-384, 2007.

[192] ASHRAE, «Chapter 8: Physiological principles for comfort and health,» chez *ASHRAE Handbook. Fundemantals 1985,* Atlanta, American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, 1985.

[193] R. Ooka, Y. Minami, T. Sakoi, K. Tsuzuki et H. Rijal, «Improvement of sweating model in 2-Node Model and its application to thermal safety for hot environments,» *Building and Environment,* pp. 45:1565-1573, 2010.

[194] M. Morris, «Factorial sampling plans for preliminary computational experiments,» *TECHNOMETRICS,* vol. 33(2), pp. 161-174, 1991.

[195] C. Houck, J. Joines et M. Kay, «A genetic algorithm for function optimization: A Matlab implementation,» *Ncsu-ie tr,* vol. 95(9), pp. 1-10, 1995.

[196] N. Perez, «Contribution à la conception énergétique de quartiers : simulation, optimisation et aide à la décision,» Thèse de Doctorat, Université de La Rochelle, La Rochelle, 2017.

[197] N. Khiavi, M. Maerefat et S. Zolfaghari, «A new local thermal bioheat model for predicting the temperature of skin thermoreceptors of individual body tissues,» *Journal of thermal biology,* vol. 74, pp. 290-302, 2018.

[198] S. Tanabe, K. Kobayashi, J. Nakano, Y. Ozeki et K. Masaaki, «Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD),» *Energy and Buildings,* vol. 34, pp. 637-646, 2002.

[199] V. Pisacane, L. Kuznetz, J. Logan, J. Clark et E. Wissler, «Use of thermoregulatory models to enhance space shuttle and space station operations and review of human thermoregulatory control,» *Thermoregulatory Models,* pp. 1-17, 2007.

[200] H. Song, «Overview of human thermal modeling, thermoregulation, and thermal comfort at NASA,» NASA, 2017.

[201] E. Wissler, «Whole-body human thermal modeling, an alternative to immersion in cold water and other unpleasant endeovers,» chez *14th International Heat Transfer Conference IHTC14*, Washington, DC, USA, 2010.

[202] D. T. Lee, M. M. Toner, W. D. McArdle, I. S. Vrabas et K. B. Pandolf, «Thermal and metabolic responses to cold-water immersion at knee, hip and shoulder levels,» *J. Appl. Physiol.,* vol. 82(5), pp. 1523-1530, 1997.

[203] D. Fiala, G. Havenith, P. Brode, B. Kampman et G. Jendritzky, «UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation,» *International Journal of Biometeorology,* vol. Special Issue, pp. 1-13, 2011.

[204] D. Hensley, A. Mark, J. Abella et G. Netscher, «50 years of computer simulation of the human thermoregulatory system,» *Journal of Biomechanical Engineering,* vol. 135, pp. 021005-1, 2013.

[205] M. Cabanac, «Physical role of pleasure,» *Journal of Science,* vol. 173(4002), pp. 1103-1107, 1971.

[206] M. Attia, «Thermal allesthesial reactions and thermal comfort parameters with special reference to industrial heat exposures and spinal cord transections,» PhD dissertation. department of rehabilitation research in Hessisch Lichtenan in the institute of work-physiology and rehabilitation research. Faculty of medecine, University of Marburg, Lahn, 1980.

[207] A. Machard, C. Inard, J. Alessandrini, C. Pelé et J. Riberon, «Desiging buildings today adapted to a changing climate,» Windsor Conference 2020, 16-19 april 2020, Windsor (UK).

[208] F. Demouge, «Mathis - GitLab,» Dépot public des codes sources et des binaires exécutables de MATHIS, https://gitlab.com/CSTB/mathis, 2019.

[209] CSTB, «Méthode de calcul Th-BCE 2012 - Annexe à l'arrêté du 20 juillet 2011 portant approbation de la méthode de calcul Th-B-C-E,» 2010.

[210] K. Laaidi, M. Pascal, B. Bérat, B. Strauss, M. Ledrans et P. Empereur-Boissonnet, «Système d'alerte canicule et santé 2006 (Sacs 2006). Rapport opérationnel,» InVS, France, 2006.

[211] E. Hanna et P. Tait, «Limitations to Thermoregulation and Acclimatization Challenge Human Adaptation to Global Warming,» *Int. J. Environ. Res. Public Health,* vol. 12, pp. 8034-8074, 2015.