

Table des Matières

Liste des Figures.....	6
Liste des Tableaux.....	18
Nomenclature	21
Contexte et Enjeux	1
Chapitre 1	5
État de l'art	5
1.1. Confort thermique et diversité de la population	5
1.1.1. Paramètres physiques et physiologiques	7
1.1.2. Facteurs socioculturels et psychologiques	14
1.1.3. Thermorégulation	15
1.1.4. Conditions médicales	16
1.1.5. Tableau récapitulatif.....	17
1.2. Analyse fonctionnelle de la modélisation du confort	18
1.2.1. Utilité d'un tel modèle dans le contexte automobile	21
1.3. Méthodologies d'évaluation du confort	22
1.3.1. Le testeur référent expérimenté.....	22

1.3.2. Les expériences sur l'être humain et les modèles statistiques	22
1.3.3. Les mannequins thermiques	26
1.3.4. La simulation numérique	27
1.4. Modélisation du confort.....	28
1.4.1. Modèles thermo-physiologiques	28
1.4.2. Approches d'individualisation.....	49
1.5. Conclusion et choix du modèle	55
Chapitre 2	57
Mise en place d'un modèle thermo-physiologique personnalisé, Étude de sensibilité.....	57
2.1. Modèle d'évaluation du confort thermique et définition de la précision requise par le modèle thermo-physiologique	58
2.1.1. Définition du modèle de Zhang	58
2.1.2. Étude de sensibilité du modèle sensoriel	62
2.2. Description du modèle thermo-physiologique, validation numérique.....	65
2.2.1. Le système passif.....	66
2.2.2. Le système actif	74
2.2.3. Validation du modèle Fiala-FE avec le modèle UTCI-Fiala	76
2.2.4. Sensibilité des paramètres internes du modèle	79
2.3. Individualisation du modèle thermo-physiologique passif.....	90
2.3.1. Évaluation de la composition du corps.....	91
2.3.2. Longueur des segments	94
2.4.1. Adaptation des longueurs des segments	96
2.4.2. Adaptation de la composition par les rayons	97
2.4. Étude de sensibilité du modèle thermo-physiologique individualisé	100
2.5.1. Analyse de sensibilité par criblage de Morris.....	102
2.5.2. Analyse de sensibilité globale et calcul des indices de Sobol	105

2.5. Conclusion.....	112
Chapitre 3	113
Application numérique et validation expérimentale.....	113
3.1. Choix des testeurs.....	114
3.2. Protocole expérimentale	114
3.2.1. Le banc SITHER	114
3.2.2. Scénarios choisis	118
3.2.3. Mesure de l'environnement.....	118
3.2.4. Mesures sur la personne	126
3.3. Modèle numérique complet.....	135
3.3.1. Modèle du banc SITHER	135
3.3.2. Calcul couplé THESEUS-FLUENT.....	140
3.3.3. Validation expérimentale du banc à vide	140
3.3.4. Étude de sensibilité du modèle sensoriel et du modèle thermo-physiologique aux conditions ambiantes.....	146
3.3.5. Validation de la bonne représentation des conditions expérimentale dans les cas testés .	148
3.3.6. Résultats et discussion.....	149
3.3.6.1. Caractéristiques des personnes	149
3.3.7. Température de thermoneutralité.....	152
3.3.8. Température cutanée	153
3.3.9. Différence entre la température cutanée d'un élément et celle à la thermoneutralité ΔT_{sk}	
154	
3.3.10. Vote de sensation thermique	187
3.4. Conclusion.....	204
Conclusions et Perspectives	206
References	211
Annexes.....	227

Annexe A.	Validation Implémentation du modèle de Zhang en langage Python	227
Annexe B.	Article vote	229
Annexe C.	Coefficients de pondération modèle sensoriel	230
Annexe D.	Validation de la première brique du modèle de Zhang.....	231
Annexe E.	Sensibilité de la sensation thermique au changement de température de peau.....	237
Annexe F.	Plages de Variation des paramètres du modèle thermo-physiologique	238
Annexe G.	RMSD étude de sensibilité : Cp, k, ρ.....	245
Annexe H.	Méthodes d'évaluation de la composition du corps.....	247
Annexe I.	Arbitrage des formules de détermination de pourcentage de masse grasseuse	253
Annexe J.	Communication Modèles.....	255
Annexe K.	Validation Fiala-FE avec UTCI-Fiala	257
Annexe L.	Algorithme longueurs	258
Annexe M.	Algorithme composition	259
Annexe N.	Plages de variation des études de sensibilité sur le body adapter	260
Annexe O.	Caractéristiques des testeurs avec les amplitudes maximales (Amax) et minimales (Amin) et les caractéristiques de l'homme moyen de Fiala.....	261

Liste des Figures

Figure 1. Autonomie d'une Zoé en fonction de la température extérieur avec (AC/Chauffage ON) et sans (AC/Chauffage OFF) climatisation ou chauffage pour une voiture roulant à 50 km/h (Graphe tracé à partir d'une simulation sur le site du constructeur octobre 2019).....	2
Figure 2. Vote de confort en fonction de la température opérative [11]	6
Figure 3. Comparaison de la température de la peau sur différentes parties du corps entre un groupe de personnes maigres (Groupe L) et un groupe de personnes obèses (Groupe O). Les valeurs sont les moyennes de 8 personnes[24].....	8
Figure 4. Valeurs moyennes de la quantité maximale d'oxygène en fonction de l'âge [35]	10
Figure 5. Température du corps pendant le cycle menstruel d'une femme [45]	12
Figure 6. Températures rectales pendant un stress thermique avant et après acclimatation pour des femmes avant et après leur ovulation, pour des femmes aménorrhée et pour des hommes [46].....	13
Figure 7. Modèle Hypothétique de la perception psycho-physiologique du chaud (reprise de [8] avec quelques modifications).....	15
Figure 8. Approches boîte noire (a) à partir des conditions environnementales ; (b) à partir des conditions aux limites de la personne	19
Figure 9. Approche boîte blanche	20
Figure 10 Approche boîte grise.....	20

Figure 11. Comparaison entre les caractéristiques d'un questionnaire longitudinal et un questionnaire transversal [37],[38]	23
Figure 12. Sensation thermique en fonction de la température de la peau[68].....	24
Figure 13. Températures et votes pour des conditions froides (Tchambre = 17°C) [74]	24
Figure 14. Valeurs de LFnorm / HFnorm selon les valeur de sensation de confort thermique [77]....	25
Figure 15. Modèle à 2 nœuds [98]	32
Figure 16. Comparaison des prédictions du modèle de Fanger et celui de Gagge [99].....	33
Figure 17. Structure d'un segment du corps selon Stolwijk	35
Figure 18. Développement des modèles thermo-physiologiques[102].....	36
Figure 19. Modèle de Wissler [104]	37
Figure 20. Modèle du Corps par Fiala et la Subdivision angulaire des branches[82].....	38
Figure 21. Modèle de Tanabe à 65 nœuds [114]	40
Figure 22. Segmentation du modèle de Berkeley[84].....	41
Figure 23. Structure nodale du modèle de Berkeley [69]	41
Figure 24. Schéma du modèle ThermoSEM[53].....	42
Figure 25. Schéma du modèle de neurones pour contrôler le flux de sang dans la peau [53]	43
Figure 26. Schéma du modèle multi-segment [119]	44
Figure 27 Schéma du modèle montrant le système actif et le système passif [125]	45
Figure 28 Le modèle complet des vaisseaux sanguins [119].....	46
Figure 29 Maillage en éléments finis du modèle thermique du corps humain [89].....	47
Figure 30 Organigramme du modèle Body Builder[13]	51
Figure 31 Positions des mesures de température pour le calcul de la température cutanée moyenne (adaptée de [78]).....	59
Figure 32 Positions des différents thermocouples utilisés par Zhang pour le modèle de sensation locale [79].	59
Figure 33 Schéma du modèle de Zhang.....	60

Figure 34 Sensation locale en fonction de ΔT_{sk} et ΔT_{skm} pour le cou (Neck), la poitrine(Chest), la main (Hand left), et le pied (Foot left).....	64
Figure 35 Le modèle thermo physiologique de Fiala.[82], [85] comme implémenté dans le logiciel THESEUS-FE [160], [161].....	66
Figure 36 Schématique simplifiée du modèle de Fiala	67
Figure 37 Echanges en contre-courant [69]	69
Figure 38 Différents échange thermique avec l'environnement.....	71
Figure 39 Erreur quadratique moyenne pour la température cutanée entre Fiala-FE et UTCI Fiala (état neutre sans vêtements).....	77
Figure 40 Comparaison de la température de peau à la tête (A), des pieds (B) et des épaules (C) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE (thermo-neutralité , personne nue)	78
Figure 41 Comparaison de la température interne (A) et la température cutanée moyenne (B) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE (personne nue exposée à une source de radiation pendant 180 min)	78
Figure 42 Comparaison de la température de peau moyenne (T_{skm} ($^{\circ}$ C))(A), la température interne (Thy ($^{\circ}$ C))(B) et la réponse de frissons ($Shiv$ (W)) (C) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE	78
Figure 43 Variation de la température interne Thy ($^{\circ}$ C) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% que leur système actif est activé.....	80
Figure 44 Variation de la température cutanée moyenne T_{skm} ($^{\circ}$ C)) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif était activé	80
Figure 45 Variation de la vasodilatation (W/K) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif est activé	81
Figure 46 Variation de la vasoconstriction pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif est activé.....	81
Figure 47 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation des paramètres dans leurs plages de variation (CO: débit cardiaque, BMR: métabolisme basal, H : longueur des segments	82
Figure 48 Analyse de sensibilité de la température de thermoneutralité en fonction de la corpulence du corps (BS): le travail fait dans cette étude sur THESEUS-FE ,ainsi qu'à partir du travail précédent fait par Novieto, et al. . [138]	83
Figure 49 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du pourcentage de graisse (BF).....	84
Figure 50 Comparaison de température cutanée moyenne entre une personne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne mince avec 11,5% de graisse corporelle (Modified)	84

Figure 51 Comparaison de température cutanée moyenne entre une personne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified).....	85
Figure 52 Comparaison de la température de la peau au cou à la thermoneutralité entre une moyenne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified)	85
Figure 53 Comparaison de la température de la peau du bras à la thermoneutralité entre une moyenne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified)	85
Figure 54 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du rapport muscle/graisse	86
Figure 55 Variation de la température de thermoneutralité par rapport à la surface du corps rapportée à la modification du coefficient d'échange	87
Figure 56 Comparaison de la température de thermoneutralité pour une variation du débit cardiaque pour un mannequin portant l'uniforme KSU et pour un mannequin non vêtu.....	87
Figure 57 Comparaison de la température de thermoneutralité pour une variation du métabolisme basal pour un mannequin portant l'uniforme KSU et pour un mannequin non vêtu.....	88
Figure 58 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du facteur d'isolation des vêtements	88
Figure 59 Variation de la température de peau pour le thorax pour les 3 mannequins: standard, avec capacité calorifique maximale (Max), avec capacité calorifique minimale (Min), avec la différence entre le standard et le Max (error st-max) et la différence entre le standard et le Min (error st-min).....	89
Figure 60 Niveaux et modèles d'évaluation de la composition du corps ECF: fluides extra cellulaires, ECS: solides extracellulaires ,	92
Figure 61 Masse relative des parties du corps: comparaison du modèle de référence avec les mesure expérimentales [56]	94
Figure 62 Adaptation des longueurs du modèle de référence	96
Figure 63 Relation entre la longueur du pied et la pointure.....	97
Figure 64 Diagramme de décision pour le choix de la méthode d'analyse de sensibilité [190].....	101
Figure 65 Résultat analyse de sensibilité de Morris	105
Figure 66 Indice de Sobol de premier ordre <i>Si</i> avec intervalle de confiance bootstrap de 95%	109
Figure 67 Indices de Sobol Totaux <i>STi</i> avec intervalle de confiance de bootstrap de 95%	110
Figure 68 Indices de Sobol de second ordre avec intervalle de confiance bootstrap de 95%	110

Figure 69 Somme en fonction du nombre d'itérations	111
Figure 70 Vu d'extérieur du banc SITHER	115
Figure 71 Système de gestion du fluide glycolé	115
Figure 72 Centrale d'air contrôlant l'air à l'intérieur du Banc SITHER	116
Figure 73 Interface DataSetPro.....	117
Figure 74 Interface de GenSet	117
Figure 75. Positions de quelques thermocouples dans le banc SITHER	119
Figure 76 – Example of Pt100 used to measure heating panels temperature.....	120
Figure 77 – Exemple d'un anémomètre utilisé pour enregistrer la vitesse de l'air autour des testeurs. En haut, «tête» du capteur, en bas, son connecteur.....	121
Figure 78 – Anémomètre multi-direction (au milieu) et hygromètre (à droite).....	122
Figure 79 – Globe noir de SITHER	123
Figure 80 – Unité d'acquisition des données WiMesure	123
Figure 81 – Interface WiMesure	124
Figure 82 Positions des différents capteurs (vue de profil).....	125
Figure 83 Positions des différents capteurs (vue de dessus)	125
Figure 84 Emplacement des points de mesures de température cutanée	128
Figure 85 Position des hygroboutons(C21, C22) et du pt100 lors de la confrontation expérimentale	129
Figure 86 Différence entre les mesures de température par deux hygroboutons (C21 et C22) et du pt100	129
Figure 87 Vue de la chaîne d'étalonnage (gauche) et rangée d'hygroboutons sur un plateau (droite)	130
Figure 19 Thermomètre à pointe flexible TM 700.....	130
Figure 89 e-Celsius® de BodyCap.....	131
Figure 90 Tanita BC545N	132
Figure 91 Vue de l'interface numérique de vote sur le confort et la sensation thermique.....	133
Figure 92 FitMate (Cosmed).....	134

Figure 93 Vue globale des panneaux radiatifs (Fluent)	136
Figure 94. Coupe du modèle du banc SITHER avec le mannequin	136
Figure 95 – Les positions des thermocouples et un agrandissement sur leurs définitions dans le modèle	137
Figure 96 - View of air inlets.....	138
Figure 97 Zone de contact (gauche) et déformation du siège (droite)	139
Figure 98 – Températures des 10 boucles qui alimentent les 42 panneaux	141
Figure 7 Température de chaque panneau radiatif.....	141
Figure 100: Température à proximité des pieds. (RMSD Coupled: 1.867 / RMSD Standalone:2.047)	142
Figure 101: Coin inférieur arrière du conducteur. (RMSD Coupled: 1.836 / RMSD Standalone: 1.215)	142
Figure 102:Température du côté du levier de vitesse. (RMSD Coupled: 1.764 / RMSD Standalone: 1.165).....	143
Figure 103: Température entre les deux sièges. (RMSD Coupled: 1.041 / RMSD Standalone: 1.647)	143
Figure 104: Température entre les deux sièges - inférieur. (RMSD Coupled: 0.812 / RMSD Standalone: 1.524).....	144
Figure 105: Température entre les deux sièges – supérieur (RMSD Coupled: 1.146 / RMSD Standalone: 1.463).....	144
Figure 106: Côté bas arrière du passager. (RMSD Coupled: 1.228 / RMSD Standalone: 1.217)	145
Figure 107 Sensibilité de la température du cou(a) et sa sensation thermique (b) à la variation de la température ambiante	147
Figure 108 Sensibilité de la température de l'avant-bras et sa sensation thermique à la variation de la température ambiante	147
Figure 109 Sensibilité de la température du thorax à la variation de la température ambiante	147
Figure 110 Comparaison entre les températures mesurées par les thermocouples (TC22, TC23, TC24, TC25) et la température de l'airzone simulé.....	148
Figure 111 Comparaison entre la température mesurée au niveau des pieds (TC7-Exp), et celle trouvée par la simulation (TC7-TFE-Standalone).....	149

Figure 112 Comparaison entre la température mesurée au niveau de l'appui tête (TC19-Exp), et celle trouvée par la simulation (TC19-TFE-Standalone)	149
Figure 113 Distribution des températures de peau mesurées à la thermoneutralité pour l'ensemble des parties du corps	153
Figure 114 Température de peau expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour l'abdomen, l'avant-bras droit et le thorax pendant un test chaud pour le testeur 85H	154
Figure 115 Température de peau expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour la jambe, la main et le pied pendant un test chaud pour le testeur 85H.....	154
Figure 117 RMSD ($^{\circ}$ C) entre la différence (ΔT_{sk}) de la température de peau et la température de peau à la thermoneutralité prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part, et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	155
Figure 118 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H.....	155
Figure 119 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H (suite).	156
Figure 120 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H (suite).	157
Figure 122 RMSD ($^{\circ}$ C) pour entre la différence (ΔT_{sk}) de la température de peau et la température de peau à la thermoneutralité prédites par le modèle de Fiala avec celles mesurées d'une part, et celles prédites par le modèle individualisé avec celles mesurées d'autre part (deuxième exposition chaude pour le testeur 85H)	158
Figure 123 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.....	158
Figure 124 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.....	159
Figure 125 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.....	160
Figure 127 RMSD ($^{\circ}$ C) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	161

Figure 128 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H	161
Figure 129 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H (suite)	162
Figure 130 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H (suite)	164
Figure 132 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	164
Figure 133 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H	165
Figure 134 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H (suite)	166
Figure 135 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H (suite)	167
Figure 137 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	168
Figure 138 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F	168
Figure 139 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F(suite).....	169
Figure 140 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F (suite).....	170
Figure 142 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	171
Figure 143 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F	171

Figure 144 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F (suite)	172
Figure 145 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F (suite)	173
Figure 147 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	174
Figure 148 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H.....	174
.. Figure 149 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H (suite).	175
Figure 150 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H (suite)	176
Figure 152 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	177
Figure 153 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H.....	177
Figure 154 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H (suite).	178
Figure 155 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H (suite).	179
Figure 157 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	180
Figure 158 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H.....	180
Figure 159 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H (suite).	181

Figure 160 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H (suite).....	183
Figure 162 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part.....	183
Figure 163 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H	184
Figure 164 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H (suite).....	185
Figure 165 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H (suite).....	186
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC).....	188
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC).....	189
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite).....	190
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite).....	191
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC).....	192
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	193
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	194
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	195
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC).....	196
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	197

Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite).....	198
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite).....	199
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC)	200
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	201
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	202
Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)	203
Figure 4-1 Emissivité de la peau en fonction de la longueur d'onde.....	244
Figure 4-2 Variation de l'absorption solaire d'une peau blanche et d'une peau noire	244
Figure 170 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la capacité calorifique et celle avec les valeurs maximales de la capacité calorifique.....	245
Figure 171 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la conductivité thermique et celle avec les valeurs maximales de la conductivité thermique.....	245
Figure 172 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la densité et celle avec les valeurs maximales de la densité	246
Figure 173 Pourcentage de masse graisseuse en fonction de la taille (femme)	253
Figure 174 Pourcentage de masse graisseuse en fonction de la taille (homme)	253
Figure 175 Erreur relative des formules de Han & Lean, Van Marken et Zhou par rapport à la formule de Siri et erreur relative entre Han & Lean et Van Marken par rapport à Han & Lean.....	254

Liste des Tableaux

Tableau 1. Surconsommation énergétique relative du système de climatisation % correspondant à deux températures ambiantes [3].....	1
Tableau 2 Tableau récapitulatif des différents paramètres et leurs implications dans les modèles thermo-physiologiques. et les références qui les ont évoquées	18
Tableau 3 Echelles de jugements subjectifs sur les conditions thermiques [70]	22
Tableau 4. Echelle de ASHRAE de la sensation thermique	30
Tableau 5 Tableau récapitulatif des différents modèles thermo-physiologiques.....	48
Tableau 6 Différentes tentatives d'individualisation et les paramètres pris en compte.....	54
Tableau 7 Sensibilité de la sensation locale à la dérivée de la température de peau et à la dérivée de la température de l'hypothalamus	64
Tableau 8 Coefficients d'échange en contre-courant entre les artères et les veines à l'intérieur des éléments.....	70
Tableau 9 Conditions initiales des différents cas de calculs Ta (température ambiante), Tr (température des surface réfléchissante), Va (le volume de l'air), rh (l'humidité relative), act (l'activité exercée par la personne), QsDff (le flux de diffusion), QsDir (le flux direct et SunElev (l'élévation du soleil)	77
Tableau 10 Méthodes de mesure de la graisse corporelle et de la distribution de graisse [144].....	93
Tableau 11 Rapport de mass d'un segment par rapport à la masse totale [181].....	93
Tableau 12 Équations de régression pour estimer la longueur des extrémités à partir de la longueur des os du tibia, fémur, humérus et de l'ulna [142]	95

Tableau 13 Distance euclidienne de l'origine du repère pour chaque paramètre suite à l'étude de type Morris	104
Tableau 14 Caractéristiques des thermocoupkes-K	119
Tableau 15 Caractéristiques des Pt100	120
Tableau 16 Caractéristiques des anémomètres	120
Tableau 17 Caractéristiques de l'anémomètre multidirectionnel.....	121
Tableau 18 Caractéristiques de l'hygromètre	122
Tableau 19 Caractéristiques du globe noir.....	122
Tableau 20 Tableau récapitulatif des différents capteurs.....	124
Tableau 21 Caractéristiques du four d'étalonnage, Opti-Cal (Integrated Humidity Calibrator) MICHELL Instrument	126
Tableau 22 Recueil de mesures sur les personnes	127
Tableau 23. Échelles de sensation et de confort	132
Tableau 24 Caractéristiques des vêtements	135
Tableau 25 Variation de température ambiante nécessaire pour modifier la température cutanée de la valeur qui engendrait un changement d'un demi-point sur l'échelle de sensation	146
Tableau 26 Données du testeurs 85H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé.....	150
Tableau 27 Données du testeurs 86F et des caractéristiques du modèle une fois individualisé	150
Tableau 28 Données du testeurs 99H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé.....	150
Tableau 29 Données du testeurs 100H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé....	151
Tableau 30 Données du modèle de Fiala moyen	151
Tableau 31 Surface du corps calculée par la formule de Dubois, et celle du modèle individualisé ..	152
Tableau 32 Températures de thermoneutralité expérimentales et calculées pour le modèle individualisé	153
Tableau 33 Tableau récapitulatif de la moyenne des RMSD sur les différences de température sur l'ensemble des tests.....	186
Tableau 34 Tableau récapitulatif des RMSD sur l'ensemble des tests	204
Tableau 35 Coefficients de pondération du modèle de Znag (2003).....	230

Tableau 36 Coefficients de pondération du modèle de Znag (2010)	230
Tableau 37 Plages de variation \pm SD du taux de perfusion sanguine des différents tissus des différents parties du corps (l/min) [211]	241
Tableau 38 Plage de variation du métabolisme basal	241
Tableau 39 Plages de variation \pm SD du taux du métabolisme basal des différents tissus des différents parties du corps (W) [211]	242
Tableau 40 Equation régression plis cutanés [48].....	251
Tableau 41 (continué) Equation régression plis cutanés [48]	252
Tableau 42 Erreur Standard Typique [142]	254
Tableau 43 Plages de variation pour le criblage de Morris.....	260
Tableau 44 Plages de variation pour l'étude de sensibilité globale de type Sobol	260

Nomenclature

F	Statut	
n	Nombres de jours	
T	Température	[K]
q	flux de chaleur	[$W.m^{-2}$]
h	coefficient d'échange	[$W.m^{-2}.K^{-1}$]
Lst	Astreinte thermique	[$W.m^{-2}$]
M	Métabolisme	[$W.m^{-2}$]
W	Travail externe	[$W.m^{-2}$]
p	Pression	[Pa]
I	Indice d'isolation	[clo]
f	facteur d'habillement	
v	vitesse	[$m.s^{-1}$]
Q	Quantité de chaleur	[J]
J	Fonction objective	
S	Sensation	
\dot{T}	Dérivée de la température	[$K.s^{-1}$]
w	Facteur de pondération	

C	Confort	
BF	Pourcentage de graisse	[%]
k	conductivité thermique	[$W \cdot m^{-1} K^{-1}$]
r	rayon	[m]
c	capacité calorifique	[$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$]
t	temps	[S]
a	coefficient de distribution de frissons	
\mathcal{H}	Travail global	[W]
S	Intensité du rayonnement	[$W \cdot m^{-2}$]
U	Energie latente	[J]
A	Surface	[m^2]
P	Pression	[Pa]
m	masse	[kg]
C	Circonférence	[m]
V	Volume	[m^3]
H	Hauteur	[m]
L	Longueur	[m]
d	distance	[m]
S	Indice de Sobol	
V	Variance	
N	Nombre d'itérations	
P	Paramètre	

Lettres Grecques

Δ	Déviation	
ρ	Masse volumique	[$kg \cdot m^{-3}$]

η	Efficacité	
σ	constante de Stefan-Bolzmann	$[W.m^{-2}.K^{-4}]$
ε	Emissivité	
ψ	Facteur de forme	
α	Coefficient d'absorption	
λ	Chaleur de vaporisation	$[kJ/kg]$
σ	Ecart type	
μ	Moyenne des effets élémentaires	
ω	Facteur géométrique	

Indices

acc Acclimation

eq Equivalente

moy moyen

s sensible

c convection

r rayonnement

cl vêtements

sk peau

a air

stat statique

dyn dynamique

loc local

hy hypothalamus

i indice

max maximal

bl sang
m métabolisme
ti tissu
mus muscle
 $-,\alpha$ artérielle
v veines
sf surface
nat naturelle
frc forcée
eff effective
mix mixtes
sat saturation
rsp respiration
pers personne
ref référence

Contexte et Enjeux

Un besoin individuel s'exprime selon une gradation allant d'un niveau de base (ex : conditions matérielles de survie) à un niveau supérieur de bien-être et de confort [1], où les besoins des niveaux élevés n'apparaissent que dans la mesure où les besoins de niveaux inférieurs sont satisfaits. Si un besoin de base peut être défini d'une manière rationnelle, le confort et le bien-être sont plus difficilement cernables puisqu'ils font intervenir la notion de désir dont le champ est illimité. La tendance à rechercher le bien-être est un moteur essentiel du fonctionnement de la société.

Le confort est une notion globale qui peut porter sur le confort visuel (qualité de l'éclairage naturel et artificiel), le confort acoustique (bruits générés par les équipements, isolation acoustique), le confort respiratoire (sources de pollution, renouvellement d'air) mais aussi sur le confort thermique défini comme "un état de satisfaction du corps vis-à-vis de l'environnement thermique" [2].

Le confort thermique dans l'habitacle des voitures est un sujet qui redevient d'actualité en particulier avec l'électrification des véhicules. D'un côté, la gestion thermique de l'habitacle est indispensable pour garantir la sécurité et le confort thermique des occupants. Mais le conditionnement thermique de l'habitacle est un gros consommateur de l'énergie stockée dans la batterie et constitue une source majeure d'aléas d'autonomie et de surconsommation énergétique.

Bien que les surconsommations énergétiques du système de climatisation dans les voitures à moteurs thermiques ne soient pas négligeables, s'élèvant par exemple en cycle urbain, par 40°C de température extérieure, à 38% pour une voiture à essence (Tableau 1), la maîtrise des surconsommations dans le cas de voitures électriques est beaucoup plus critique. Le conditionnement thermique de l'habitacle des véhicules électriques est en effet à l'origine d'aléas d'autonomie pouvant dépasser 50 %.

Tableau 1. Surconsommation énergétique relative du système de climatisation % correspondant à deux températures ambiantes [3]

	<i>Essence</i>		<i>Diesel</i>		<i>Turbo-Diesel</i>	
<i>Cycle</i>	30 °C	40 °C	30 °C	40 °C	30 °C	40 °C
<i>Urbain</i>	31 %	38 %	26 %	28 %	40 %	42 %
<i>Extra-urbain</i>	16 %	20 %	12 %	15 %	28 %	33 %

Cela est dû au fait que contrairement au moteur thermique qui nécessite un système de refroidissement par eau sur lequel on peut puiser de la chaleur pour le chauffage, le moteur électrique a un rendement élevé. Il en résulte de faibles pertes thermiques à un faible niveau de température, moins de 50°C en hiver. Cela rend leur valorisation à la fois insuffisante et difficile pour assurer le chauffage de l'habitacle. Le chauffage s'avère donc être un gros consommateur d'énergie. Dans les pays froids, sa consommation est supérieure à celle de la climatisation (cas de températures extérieures fortement négatives). Par exemple, même si une pompe à chaleur fournit une partie de la charge thermique du chauffage de la voiture électrique Zoe de Renault, son autonomie est réduite de 354 km à 272 km lorsque le chauffage est activé à une température extérieure de -15°C selon le constructeur [4] (Figure 1).

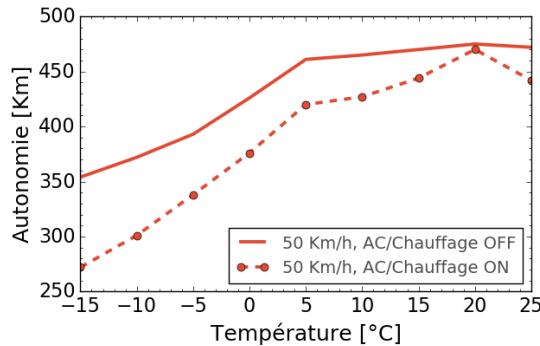


Figure 1. Autonomie d'une Zoé en fonction de la température extérieur avec (AC/Chauffage ON) et sans (AC/Chauffage OFF) climatisation ou chauffage pour une voiture roulant à 50 km/h (Graphe tracé à partir d'une simulation sur le site du constructeur octobre 2019)

De même, des calculs effectués par L'Ecole des mines de Paris, l'ADEME et l'INRETS ont montré que la climatisation automobile pouvait absorber entre 1kW (air extérieur à 25°C, température de consigne à 20°C) et 3kW (air extérieur à 40°C, température de consigne à 20°C) [5]. Sachant que la puissance de roulage d'une voiture électrique est aux alentours de 3kW en mode urbain, la puissance de climatisation ne peut pas être négligée.

Outre l'exigence de sobriété énergétique pour ménager la capacité de la batterie, le réglage du chauffage, de la climatisation et de la diffusion d'air dans les véhicules est, avec ses nombreux degrés de liberté, particulièrement complexe pour les concepteurs et les clients. En pratique, le système peut laisser se maintenir des conditions d'inconfort local ou individuel sévères, et est la source de plaintes récurrentes de clients (syndrome de pieds froids, tête chaude, mains glacées, etc.). S'il est conçu pour pouvoir satisfaire les besoins de l'homme moyen, il n'est pas forcément adapté à des profils particuliers, plus encore quand deux passagers de profils contrastés se retrouvent dans le même habitacle. De fait, les individus ne répondent pas tous de la même manière à un environnement thermique et il est assez fréquent que deux personnes présentent des sensations thermiques opposées dans un même environnement.

Pour s'assurer que tout individu puisse accéder de façon automatique, ou aisée et intuitive, à un confort qui lui convienne, un modèle nominal d'évaluation du confort thermique d'un homme moyen ne suffit pas. Il faut disposer d'un modèle d'évaluation personnalisable qui puisse rendre compte de la diversité des personnes.

Or, le développement des objets connectés ouvre la possibilité de délivrer un confort thermique personnalisé à la fois plus satisfaisant et plus sobre, et donc d'offrir de nouveaux services dans le

domaine du confort dans l'habitacle. Smartphones et montres connectées sont devenus des accessoires du quotidien dont une part croissante de la population ne peut se passer. Ces outils peuvent fournir une reconnaissance facile de l'identité de la personne et des données utiles sur ses antécédents d'activité pour mieux appréhender sa condition physique. Les traqueurs d'activité représentent à eux seul un chiffre d'affaire de 20 millions d'euros pour l'année 2013 en France [6].

Ces deux aspects, réduction de la consommation énergétique et service personnalisé du confort, nécessitent de revisiter les concepts classiques d'analyse du confort. Dans l'environnement automobile, le besoin de compréhension du confort est surtout local et transitoire. L'essentiel des efforts de recherche antérieurs dans le domaine du confort thermique émanant du secteur de l'habitat et se concentrant sur le confort thermique global stationnaire d'un individu « moyen », leur application directe pour la prédiction du confort thermique personnalisé dans l'automobile n'est pas satisfaisante.

Pour aborder le problème, la simulation numérique est un choix raisonnable car les tests expérimentaux sont coûteux et compliqués à mettre en œuvre. L'objectif est alors de revisiter les modèles thermo-physiologiques de confort thermique pour rendre compte de la diversité des besoins individuels et évaluer les options pour les satisfaire à moindre énergie.

C'est un programme vaste et ambitieux, pionnier à différents titres, y compris dans sa méthodologie. La présente thèse représente une première marche exploratoire qui traite la personnalisation du modèle thermo-physiologique moyen en se focalisant sur l'adaptation anthropométrique (longueur et dimensions) du modèle ainsi que sur la distribution interne des tissus (graisse, muscle, ...), première étape indispensable avant de poursuivre avec celles d'autres paramètres régissant les flux thermiques du modèle passif, la thermorégulation active et la réponse sensorielle.

Dans ce travail, une étude des différents paramètres influençant le confort est menée, suivie d'une explication de la méthodologie de travail. Suit une étude comparative des modèles existants, ainsi que des approches d'individualisation existantes. Nous présentons ensuite les modèles choisis, puis une première étude de sensibilité sur quelques paramètres du modèle, qui a permis d'identifier les paramètres clés pour l'individualisation. L'approche de personnalisation anthropométrique étendue est alors détaillée, suivie d'une étude de sensibilité sur les paramètres du modèle individualisé pour déterminer les critères à considérer dans le choix des testeurs et le degré de rigueur nécessaire dans la campagne d'essais pour valider le modèle personnalisé.

À l'inverse de la majorité des études expérimentales de la littérature qui portent sur de larges cohortes de testeurs pour établir l'effet moyen de tel ou tel caractère individuel d'intérêt, cette campagne d'essais portera sur des expérimentations répliquées plusieurs fois sur un nombre restreint de personnes déterminées. En effet le but de cette expérimentation est de mesurer pour chacune le gain prédictif d'un modèle individualisé par rapport au modèle nominal, dans un contexte où la variabilité intra-individuelle est potentiellement importante.

In fine, les résultats de la confrontation des expériences aux simulations sont présentés et discutés. Leur exploitation pour identifier les autres paramètres influents du modèle passif est testée. Des pistes d'amélioration sont proposées, tant sur la personnalisation anthropométrique du modèle que sur les méthodes expérimentales et l'identification des autres paramètres influents du modèle passif. Des perspectives sur la personnalisation de la thermorégulation et de la réponse sensorielle du modèle sont également envisagées.

Chapitre 1

État de l'art

1.1. Confort thermique et diversité de la population

Le confort thermique traduit le bien-être procuré par un état thermiquement satisfaisant. Il est important de comprendre que le corps est un système homéostatique qui adapte ses systèmes régulateurs afin de maintenir sa température centrale en dépit de conditions environnementales contraintes. L'atteinte de l'équilibre du bilan thermique et son maintien avec une intervention minimale des mécanismes physiologiques de thermorégulation (sudation modérée, circulation sanguine stable, variations négligeables de la fréquence cardiaque, faibles différences de températures cutanées locales, *etc.*) est la condition nécessaire du confort thermique [7], [8].

Le jugement de confort est influencé par plusieurs paramètres comprenant des facteurs physiques, physiologiques et psychologiques [9]. C'est une sensation subjective qui apprécie en réalité l'inconfort et sa variation [10]. Ainsi, le confort stationnaire parfait correspond à l'absence de toute sensation, aussi bien positive que négative. Un confort détérioré génère une sensation négative d'inconfort. Mais ce ressenti est accentué en phase de dégradation, avant même que l'équilibre thermique ne soit significativement affecté. À l'inverse, le soulagement d'une situation d'inconfort peut provoquer une sensation de confort positive, véritable satisfaction, alors même que le stress thermique subsiste. De fait, un ressenti positif de confort ne se présente que transitoirement : il exprime non pas le confort mais un réconfort. Cette appréciation diffère selon les sociétés, et pour une même société selon les individus. Une prise en compte des dimensions culturelles, économiques, sociales et physiologiques dans l'évaluation du confort est primordiale afin d'éloigner toute exagération dans la définition des besoins.

Comme Nicol et al [11] le note à l'égard du tracé des votes de confort par rapport aux températures de fonctionnement intérieur: (Figure 2) : « ...Une des choses les plus instructives à ce sujet pour ceux qui ne sont pas familiers avec les données de l'enquête sur le terrain sera de savoir comment sont dispersées les données». Les résultats révèlent que la température à laquelle les gens se sentent à l'aise varie entre

environ 22°C et 28°C. Une même température est considérée comme « beaucoup trop chaude » par certaines personnes et comme « beaucoup trop froide » par d'autre.

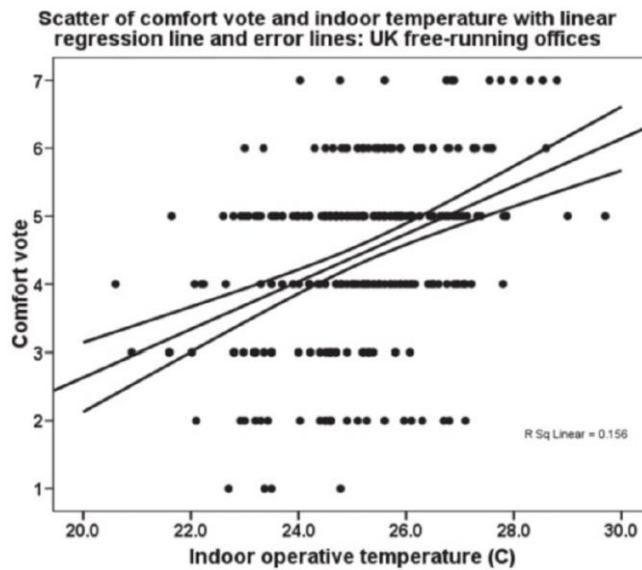


Figure 2. Vote de confort en fonction de la température opérative [11]

La réponse traditionnelle à une telle diversité a été d'effectuer des régressions linéaires entre votes de confort et les paramètres environnementaux pour déterminer une corrélation, puis de modéliser le confort thermique comme une relation linéaire avec une ou plusieurs variables indépendantes. Cependant, de cette manière, on se coupe de beaucoup d'informations utiles, et une telle diversité de réponses au sein de la population invite naturellement au développement de modèles statistiques plus complexes capables d'expliquer la variance observée.

La conception de systèmes qui délivrent un confort personnalisé nécessite des modèles capables de représenter les exigences de confort pour n'importe quelle personne à n'importe quel moment. Rohles [12] a souligné que l'environnement thermique souhaité dépend de la durée d'exposition, du moment du jour, de la période de l'année, de l'adaptation, de l'âge, du sexe, de l'activité mentale, les habitudes et de l'antécédent d'activité. Le développement d'un tel modèle nécessite une bonne compréhension de l'interaction entre la physiologie et la psychologie humaine et comment elles sont influencées par les environnements physiques et sociaux.

Or la plupart des modèles existants sont des modèles limités à la prédiction de la réponse d'une personne moyenne, en général un jeune homme moyen, à cause de la distribution des échantillons utilisés pour identifier leurs paramètres. L'utilisation de tels modèles pour le dimensionnement des systèmes de chauffage et de climatisation posera un problème pour les personnes qui ne tombent pas dans cette catégorie "typique" puisque leurs besoins ne seront pas bien estimés.

Certaines différences individuelles sur le jugement du confort ont été incorporées dans les anciens modèles [13], [14], mais ces études, qui seront présentées dans la section suivante, sont loin d'être exhaustives. Il reste à voir quels facteurs ont un vrai impact sur le confort thermique, et s'ils ont ou non le même effet pour toutes les personnes, ce qui renvoie à l'étude de l'effet des différences interindividuelles. Il y a plusieurs moyens pour améliorer la capacité des modèles thermo-physiologiques à prédire l'état thermique d'une personne donnée et son ressenti de confort, notamment en considérant

différents types de profils morphologiques et physiologiques. Le défi demeure alors de déterminer comment utiliser les mesures extérieures accessibles pour mettre en œuvre cette individualisation.

1.1.1. Paramètres physiques et physiologiques

Parmi les six paramètres qu'utilise Fanger [15] dans sa formule d'évaluation du vote moyen prévisible (PMV), deux paramètres différencient les individus: le **métabolisme** et l'indice d'isolation des **vêtements**. Cependant, même si le niveau d'isolation des vêtements et le métabolisme ont été longtemps considérés comme des paramètres importants qui influencent le confort thermique, les méthodes pour mesurer ces deux paramètres n'ont pas beaucoup évolué durant les 30 dernières années [16].

À l'instar de Fanger, Huizenga, C. et al. [17] ont retenu le métabolisme et le niveau d'isolation des vêtements comme paramètres individuels pour la prédiction de la sensation thermique. De même, en étudiant l'effet des différentes conditions aux limites internes et externes du modèle Human Thermal Model (HTM) sur la sensation thermique, Holopainen [18] a trouvé que la température opérative, le métabolisme et les vêtements sont les plus dominants.

Outre le métabolisme et les vêtements, d'autres paramètres physiques et physiologiques ont été identifiés comme justifiant les différences de ressenti de confort thermique entre les individus tels que les différences morphologiques, l'âge et le sexe.

1.1.1.1. Vêtements

Selon l'algorithme de Newsham [19] combiné au modèle informatique de prédiction des conditions thermiques d'un espace de bureau, l'adaptation de l'habillement est un moyen très efficace de maintenir le confort thermique. Elle permettait d'adopter un point de consigne de refroidissement plus élevé et un point de consigne de chauffage plus bas sans affecter le confort thermique, en réalisant d'importantes économies d'énergie. Ceci souligne l'importance de l'estimation correcte des vêtements portés qui s'avèrent l'un des paramètres ayant le plus d'influence sur le confort thermique, bien au-delà de toute différence physiologique, surtout dans les environnements froids.

1.1.1.2. Métabolisme basal

En parallèle de l'isolation des tissus, le taux de métabolisme de base est largement déterminé par la masse corporelle maigre. Ainsi, la composition du corps explique en grande partie les différences de métabolisme au repos entre les personnes (selon l'âge, le sexe...) [20]. L'analyse des données de Harris et Benedict [21] sur 223 personnes par Cunningham [20] a montré que la masse corporelle maigre est le seul indicateur du taux de métabolisme de base. En effet, avec l'âge, le taux de métabolisme de base diminue à cause de la diminution de la masse corporelle maigre et l'augmentation de la teneur en graisse. De même, Byrne et al. [22] ont montré que la valeur conventionnelle du métabolisme (1met) surestime la dépense énergétique d'environ 20%, et que la masse de graisse représentait l'essentiel (62%) de la variance.

1.1.1.3. Différences morphologiques

Les différences morphologiques expliquent en partie non seulement les différences des réponses entre hommes et femmes, mais aussi les différences observées entre les hommes ou entre les femmes. De ces paramètres nous pouvons citer la surface du corps et la composition du corps en graisse et en partie non graisseuse.

La surface du corps influe sur les échanges thermiques entre l'homme et l'environnement et a donc également des incidences sur la régulation de la température [14]. En effet, la surface du corps détermine la surface d'échange de chaleur avec l'extérieur [23]. Une plus grande surface du corps implique une plus grande surface d'échange et donc une plus grande dissipation de chaleur.

Une autre caractéristique corporelle importante qui influe est la surface totale de la peau. La quantité de masse non graisseuse déterminera la quantité de chaleur produite. En revanche, la quantité de graisse déterminera le niveau d'isolation thermique du corps. Une plus grande quantité de graisse ralentirait le refroidissement du corps dans des environnements froids mais par contre accélèreraient le réchauffement du corps lors d'un exercice physique en empêchant la dissipation de la chaleur vers l'extérieur. Nishimura et al. [24] a cherché à déterminer si la graisse corporelle affecte l'évolution de la température de la peau du tronc et des extrémités. Cette étude a montré que la température de la peau au niveau du tronc diminue et la température de peau au niveau des extrémités augmente à mesure que le pourcentage de graisse corporelle augmente. En effet, pour une température de 28°C, la moyenne de la température de la peau du pied chez un groupe de personnes obèses est de 33°C et la température du tronc est de 33.2°C tandis qu'elles sont respectivement égales à 30°C et 34.2°C chez un groupe de personnes plus maigres (Figure 3).

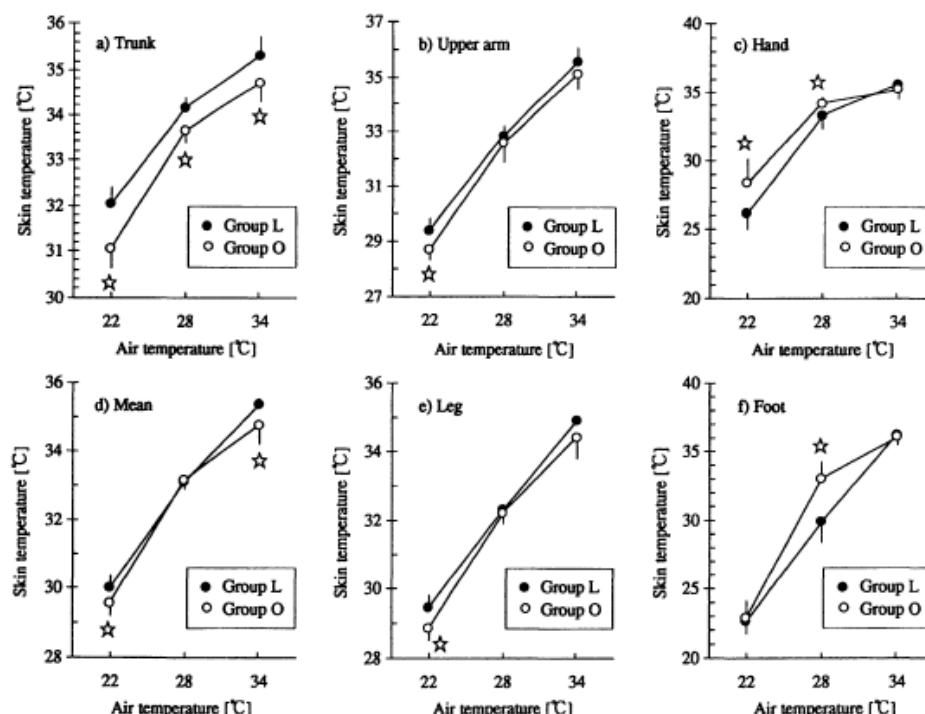


Figure 3. Comparaison de la température de la peau sur différentes parties du corps entre un groupe de personnes maigres (Groupe L) et un groupe de personnes obèses (Groupe O). Les valeurs sont les moyennes de 8 personnes[24]

De même, Savastano et al. [25] dans leur étude sur l'adiposité et les températures régionales du corps montrent que les personnes obèses ont des températures du lit de l'ongle beaucoup plus élevées que celles des personnes maigres ($33.9 \pm 0.7^\circ\text{C}$ pour une personne obèse, contre $28.6 \pm 0.9^\circ\text{C}$; $P < 0.001$ pour une personne maigre) et une température de l'abdomen beaucoup plus faible que celle une personne maigre ($31.8 \pm 0.2^\circ\text{C}$ contre $32.8 \pm 0.3^\circ\text{C}$; $P = 0.02$). Cette différence spatiale de température est attribuée à la couche de graisse sur l'abdomen qui agit comme une couche isolante au transfert de chaleur depuis les organes vers la peau. Cet excès de chaleur non libéré par l'abdomen est désormais distribué aux mains qui deviennent ainsi plus chaudes. Claessens-Van Ooijen et al. [26] ont trouvé que la production de chaleur pour un groupe de 10 personnes maigres a augmenté de 17.2% lors d'une exposition au froid, tandis qu'une augmentation de 6.4% a été observée chez un groupe de 10 personnes obèses.

Havenith et Middendorp [27] ont trouvé une relation entre la graisse corporelle et la température du corps pour des personnes exposées à un stress de chaleur. En effet, les tests sur 12 femmes et 12 hommes et la mesure de leurs réponses physiologiques ont montré que le pourcentage de graisse corporelle et le rapport de la surface du corps sur la masse ont la plus grande influence sur la variance de stockage de chaleur.

Tikuisis et al. [28] a signalé l'impact de la masse graisseuse sur la régulation thermique lors d'une immersion dans de l'eau froide : le taux de métabolisme augmente beaucoup plus chez les personnes ayant un niveau de graisse corporelle inférieur lors d'une immersion dans de l'eau à 20°C (le métabolisme augmente de 275W chez les personnes ayant un faible taux de graisse contre 195W chez les personnes ayant un niveau de graisse modéré).

D'après Zhang et al. [13] les différences thermo physiologiques les plus importantes résultent de la graisse corporelle. La matière graisseuse influence le transfert de chaleur par conduction ainsi que le débit sanguin.

1.1.1.4. Âge

Des différences de préférences thermiques apparaissent entre les différentes tranches d'âge. Mais l'âge est-il un facteur basique, ou pourrait-on simplement rendre compte de ces préférences thermiques à l'aide des autres paramètres physiologiques ? Pour répondre à la question, nous gagnerons à examiner les changements physiologiques induits par l'âge.

La littérature fournit des preuves cohérentes que la sensibilité aux surfaces chaudes et froides diminue généralement avec l'âge. D'après l'étude VEGA-THOP [29], le ressenti de chaleur diminue avec l'âge et cette diminution est en accord avec une moindre capacité de détection des stimuli chauds chez les individus âgés. En accord avec les résultats décrits ci-dessus, les scores de préférence thermique globale indiquent un souhait de refroidissement qui diminue avec l'âge. De plus, l'exposition prolongée à la chaleur conduit à une évolution moins marquée des scores chez le groupe de plus de 60 ans.

Il semble également que l'efficacité de la thermorégulation du corps diminue progressivement à partir de soixante ans. Cela est principalement dû à une réponse plus lente des mécanismes de régulation dans les parties inférieures du corps qui sont utilisés pour maintenir la température centrale du corps à des

valeurs idéales. [30]. Les personnes âgées préfèrent des températures plus chaudes que les jeunes adultes (24,4°C contre 22,2°C)[12].

Frank et al.[31] ont identifié les différences de thermorégulation entre les personnes âgées et les jeunes lors d'un refroidissement de l'intérieur du corps par un fluide froid : les personnes âgées ont un seuil de température rectale de vasoconstriction et une production de chaleur significativement inférieure à celle des personnes plus jeunes. L'intensité maximale de vasoconstriction et de production de chaleur sont plus faibles chez les personnes âgées. Cependant, les scores subjectifs de confort thermiques étaient comparables. Le vieillissement est aussi associé à une diminution de la consommation totale d'oxygène du corps (c'est-à-dire du métabolisme) et à une diminution de la perception sensorielle thermique subjective.

Selon Shimokata et Kuzuya [32] l'âge est le facteur le plus important dans le changement du métabolisme. Le taux de métabolisme basal diminue presque linéairement avec l'âge. Les muscles sont la partie qui consomme le plus d'énergie dans le corps. Avec l'âge le volume musculaire diminue et le pourcentage de cellules graisseuses augmente ce qui induit une diminution du taux de métabolisme basal. D'où l'effet de l'âge sur l'équation du bilan énergétique.

Shoenfeld et al. [33] ont observé des températures corporelles et des taux de transpiration plus élevées chez les sujets plus âgés. Cependant, ils n'ont pas tenu compte du niveau de forme physique des sujets. Davies [34] d'autre part, a établi un lien entre les résultats et le niveau de forme physique des sujets (V_{O_2} max) et n'a pas observé de différences résiduelles dans la thermorégulation en raison de l'âge. Par conséquent, la plupart des effets de l'âge, décrit dans la littérature se confondent avec les différences de niveau de forme physique entre les sujets [35].

Certes, les personnes âgées sont souvent moins actives, mais il existe de grandes différences individuelles [30]. Déterminer quantitativement combien la forme physique diminue avec l'âge serait difficile puisque les études comme celle reportée dans la Figure 4 sont des études sur la population au lieu d'études longitudinales sur des personnes déterminées au cours de leur vie.

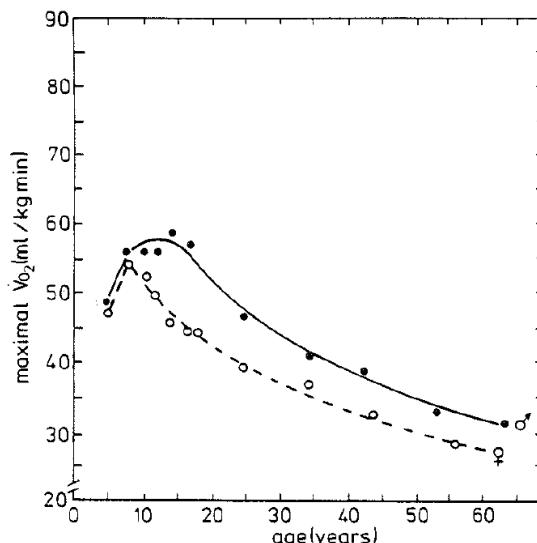


Figure 4. Valeurs moyennes de la quantité maximale d'oxygène en fonction de l'âge [35]

Nous considérons qu'une adaptation du modèle au niveau de la teneur en muscle, donc du métabolisme et de la quantité de graisse, comptabilisera l'effet de l'âge sur le système de transfert de chaleur du modèle thermo physiologique. Il faudrait aussi prendre en compte l'effet de la diminution de la sensibilité thermique avec l'âge ainsi que le niveau de forme physique dans la personnalisation du système de thermorégulation.

1.1.1.5. Sexe

D'après Fanger [15], il n'y a pas de différence entre les hommes et les femmes en termes de températures de confort thermique. Cependant cette conclusion a été atteinte sur la base d'une revue de la littérature et de plusieurs expériences, toutes avec des températures constantes proches du confort optimal et des sujets n'exerçant pas un travail mental. En réalité, bien que les préférences de confort thermique entre les sexes semblent proches, il existe quelques différences.

D'après une étude comparative faite par Karjalainen [36] sur les publications qui cherchent l'effet du sexe de l'individu sur le confort thermique, plus de la moitié des publications montrent que les femmes sont moins satisfaites que les hommes dans les mêmes environnements thermiques. En revanche, il n'y a pas beaucoup de différence en ce qui concerne la température de neutralité. L'étude souligne que les femmes sont plus sensibles aux déviations par rapport à l'environnement thermique optimal et moins satisfaites que les hommes surtout dans des environnements froids. Cependant cette recherche comparative ayant été conduite par une seule personne, on ne peut tout-à-fait exclure qu'elle puisse avoir été biaisée par quelque préjugé. D'autres études conduisent à en nuancer les conclusions.

Stolwijk [37] a signalé que les hommes exposés à un changement soudain de la température ambiante, entre 30 et 50 ° C, avaient tendance à signaler le malaise beaucoup plus tôt et à estimer plus sévèrement l'ampleur de la sensation de malaise que les femmes. De même, ils se sentaient généralement plus chauds que les sujets féminins à des températures élevées et leur réponse augmentait plus rapidement avec la température.

Wyon et al. [38] ont examiné des hommes et des femmes portant le même vêtement en coton, effectuant des tâches intellectuelles tout en utilisant un vote par cadran pour rendre compte de leur confort thermique en fonction de l'évolution de la température. Plusieurs fois, les femmes ont préféré des températures plus élevées. Cependant, les hommes ont tendance à être plus sensibles aux niveaux d'humidité relative. [33],[34].

De même, une vaste étude de terrain a été réalisée dans des bâtiments résidentiels à ventilation naturelle en Malaisie. Cette enquête a exploré la sensibilité thermique des hommes et des femmes à l'environnement intérieur dans des bâtiments résidentiels non climatisés. L'analyse des données par une régression hiérarchique multiple a montré que les femmes étaient légèrement plus sensibles que les hommes à la température de l'air intérieur, donc sentaient plus rapidement une variation de température dans les deux sens, alors que, pour des températures proches des conditions de la neutralité thermique, les hommes et les femmes avaient une sensation thermique similaire [41].

Mais quelles seraient les raisons de ces différences de jugement ?

D'après Fox et al. [42] les plus grandes différences entre les sexes seraient observées dans des conditions de température fluctuantes, ces différences étant similaires à celles qui existent entre les

hommes acclimatés et non-acclimatés. Ils signalent de plus qu'il y a des raisons logiques de penser que les femmes seront moins acclimatées à la chaleur que les hommes lorsque les deux vivent dans des conditions climatiques identiques. En effet, l'acclimatation à la chaleur est une réponse d'apprentissage. Or, comme il est expliqué plus loin, les femmes ont en moyenne une capacité d'échange thermique avec le milieu ambiant sans recourir à la transpiration supérieure à celle des hommes, et donc une meilleure tolérance à la chaleur et à l'humidité relative. Exposées à une même contrainte climatique, leur besoin d'acclimatation est moindre.

En outre, une étude de Smith et Havenith [43] sur les zones de sueur a montré une différence dans la distribution des zones de sueur entre les hommes et les femmes. Les hommes présentaient une quantité de sueur relativement supérieure à celle des femmes au niveau du torse, tandis que les mains, les bras et les pieds contribuaient plus à la quantité de sueur totale du corps chez les femmes.

D'un côté biologique, la température interne des femmes change pendant le cycle menstruel. Il y a une augmentation de 0.5°C au moment de l'ovulation suivi par une décroissance lente de la température durant le reste du cycle menstruel Figure 5. Cependant cette différence n'est observée que si les mesures sont effectuées dans les mêmes conditions (même moment de la journée, après une phase de repos...) sinon ce saut disparaîtra dans le bruit. Or, selon Bonjour [44] ce changement de température n'est pas dû à un changement de production métabolique mais à un changement de la température de consigne interne pour la régulation de la température du corps.

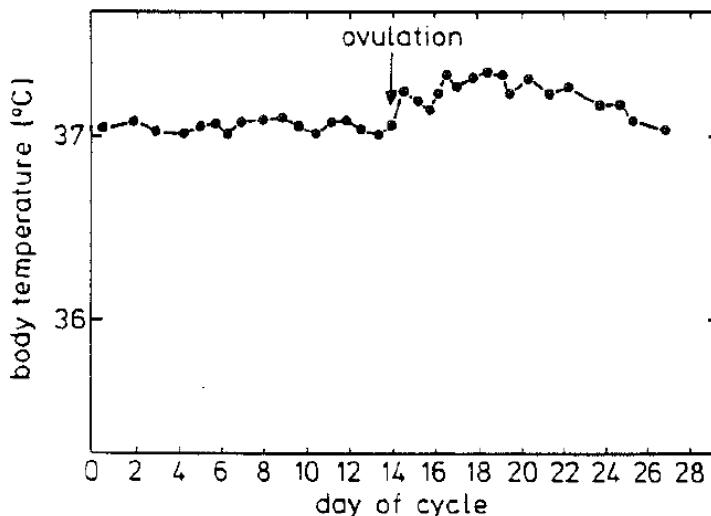


Figure 5. Température du corps pendant le cycle menstruel d'une femme [45]

Frye et al. [46] ont mis en lumière des réactions différencierées face à un stress thermique entre les femmes avant ovulation, les femmes après ovulation, les femmes aménorrhées et les hommes (Figure 6). On voit surtout que ces différences sont largement effacées par l'acclimatation [47].

Si une variation de la thermorégulation en raison du cycle menstruel est clairement présente, elle est cependant petite et son effet sur la température corporelle est facilement annulé par d'autres variations d'entrées du système thermorégulateur (charge thermique, exercice, acclimatation) [35].

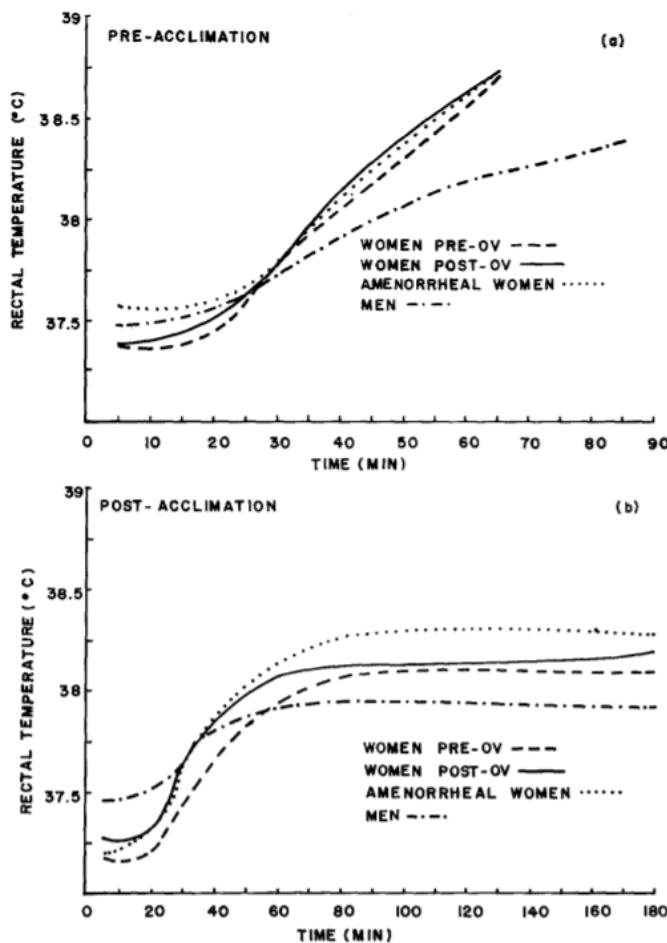


Figure 6. Températures rectales pendant un stress thermique avant et après acclimatation pour des femmes avant et après leur ovulation, pour des femmes aménorrhée et pour des hommes [46]

D'autre part, les différences morphologiques entre hommes et femmes expliquent la différence dans leur capacité à échanger de la chaleur avec leur environnement. En moyenne, les femmes ont un corps plus petit et un pourcentage plus élevé de leur poids en graisse. Suite à l'étude d'un échantillon de plus de 400 personnes, Durnin et Womersley [48] ont montré que la masse corporelle des femmes était en moyenne égale à environ 79% de celle des hommes, avec 29% de la graisse corporelle pour les femmes entre 17 et 29 ans et des tendances similaires pour les autres tranches d'âge. Cela implique que la masse corporelle maigre des femmes est en moyenne 66% de celle des hommes. De plus, la surface du corps des femmes est égale à 82% de celle des hommes. Par conséquent, la rapport surface/masse est plus élevé chez les femmes comparées à celles des hommes. Ceci implique que la surface d'échange, ou zone de refroidissement, est relativement plus importante chez les femmes, qui disposent ainsi d'une plus grande capacité de perte de chaleur par rapport aux hommes, ce qui est avantageux dans des ambiances chaudes. En revanche, dans le froid, la perte accrue de chaleur implique un risque accru d'hypothermie, ce qui peut être considéré comme un inconvénient dans le fonctionnement thermorégulateur des femmes par rapport aux hommes [35].

Ainsi, en comparant un groupe moyen de femmes et un groupe moyen d'hommes, une différence significative de thermorégulation peut être observée. Cette différence en grande partie ne serait cependant pas causée par la différence de sexe, mais par les différences de la forme physique, de l'état

d'acclimatation et de la morphologie entre les sujets étudiés [35] puisqu'en comparant les hommes et les femmes avec ces paramètres appariés, peu de différence peut être observée au niveau de leur thermorégulation. Il existe cependant des preuves que la composante du système cardiovasculaire de la thermorégulation est plus prononcée chez les femmes que chez les hommes, alors que la production maximale de sueur semble être égale ou plus élevé chez les hommes [35]. Selon ce dernier article, la plus forte production de sueur chez les hommes résultera en une tolérance à la chaleur plus élevée pour les hommes dans un climat chaud et sec (évaporation plus élevée) mais avec une tolérance à la chaleur plus faible pour les hommes dans un environnement chaud mais humide (déshydratation et faible rapport surface / masse) par rapport aux femmes.

Par ailleurs en termes de modélisation, Weiwei Liu et al. [49] ont trouvé que leurs modèles d'évaluation du confort thermique ont été améliorés en prenant en considération le sexe de la personne.

1.1.2. Facteurs socioculturels et psychologiques

Loin des paramètres physiques et physiologiques, des facteurs socioculturels, psychologiques personnels et climatiques, considérés comme des facteurs situationnels influencent le ressenti de confort thermique. En effet, comme le système adaptatif de notre corps, nos expériences changent constamment nos antécédents personnels [16]. Ainsi, il est évident que notre évaluation des conditions thermiques dépendent de notre antécédent climatique[50]. Un exemple à ce sujet serait le fait qu'un jour ensoleillé dans un contexte climatique où la plupart des jours sont pluvieux induit des émotions de joie différentes de celles induites par une journée ensoleillée dans un climat sec [16]. De même, McIntyre [51] après avoir testé des échantillons des deux côtés de l'Atlantique en été, a attribué des différences dans la perception thermique entre les personnes de Grande Bretagne et d'Amérique du Nord à leurs différences culturelles. Auliciems [8] a attribué ceci à la manière dont le chaud ou le froid sont perçus par la personne. La Figure 7 présente un modèle de perception du chaud avec les différents paramètres l'influencant [8]. L'environnement thermique présent est perçu par les capteurs du corps (capteurs du système nerveux central, capteurs du corps profond). En résulte des signaux intégrés pour la thermorégulation qui déclenchent ou pas les réactions de cette dernière (frissons, sueur, vasoconstriction vasodilatation). De ce système de thermorégulation physiologique sont déduits les niveaux de confort et sensation thermique, qui comparés à l'attente thermique influencée par l'environnement passé, déterminent le niveau de satisfaction permettant lui de définir la température de préférence. Ceci aboutit à des ajustements comportementaux et thermo-culturels qui eux aussi sont impliqués dans la détermination de l'attente relative à la personne. Cette description souligne l'effet de l'antécédent thermique dans la détermination de l'état de satisfaction envers l'environnement.

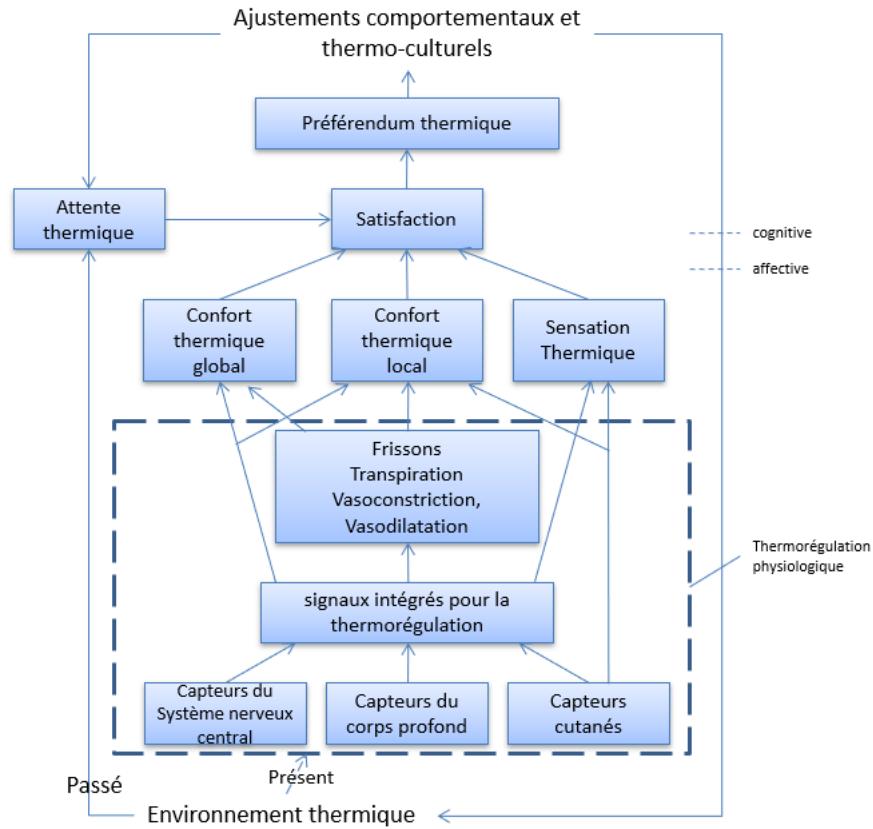


Figure 7. Modèle Hypothétique de la perception psycho-physiologique du chaud (reprise de [8] avec quelques modifications)

Outre l'expérience et l'antécédent, les facteurs psychologiques influencent la perception du confort. D'une part, la théorie de la charge perceptive par Nilli Lavie [52] postule que dans des tâches qui nécessitent une grande quantité d'informations, le cerveau est saturé par les informations auxquelles il fait attention au point que toute autre information n'est pas perçue. D'autre part, pour des tâches à charge perceptive réduite, la capacité non utilisée du cerveau est orientée vers la perception d'information sans rapport avec la tâche accomplie. Ceci peut signifier que si des individus sont concentrés sur des tâches qui nécessitent une grande charge mentale, ils vont être moins conscients de leur environnement thermique et le jugeront différemment que s'ils sont en train d'effectuer une activité qui demande une capacité mentale réduite.

1.1.3. Thermorégulation

Des modifications peuvent aussi être observées au niveau du système de thermorégulation. Selon Havenith [35] les différences interindividuelles agissantes sur la production de sueur sont larges mais disparaissent quand le stress thermique augmente. De ces différences nous citons l'âge, l'acclimatation et la forme physique.

Suite à une étude bibliographique, Kingma et al.[53] a révélé que la plage de température de l'air dans laquelle le corps humain maintient une température centrale stable, change avec l'âge et selon que la personne est obèse ou maigre. Ces différences sont attribuées à l'isolation passive du corps dominée par la teneur en graisse et les vêtements, ainsi qu'au contrôle actif du débit sanguin cutané.

1.1.3.1. Effet de l'âge

Il est souligné que selon les expériences l'âge n'a pas montré un effet significatif sur le contrôle du flux sanguin cutané au niveau des mains [47]. Par conséquent, les auteurs ont conclu que les personnes âgées conservent leur capacité à réguler la chaleur perdue au niveau des zones principales mais n'ont pas réussi en revanche à défendre leur température interne dans des expositions froide-douces.

Lors d'expositions froides, une augmentation de la production de chaleur a été observée chez les jeunes adultes, et une diminution de la production de chaleur a été observée chez les personnes âgées. Cette différence de comportement résulte, chez la personne âgée, d'un déficit de métabolisme actif additionnel sans frisson qui compense l'augmentation des pertes thermiques. Ce déficit provoque une diminution de la température des tissus internes, qui se traduit par une diminution subie du métabolisme basal liée à l'effet « Q 10 ». L'effet Q10 (loi d'Arrhenius) décrit une réduction du métabolisme d'environ 57% lorsque la température du tissu métabolique baisse de 10°C. Ceci met en évidence un changement des mécanismes de thermorégulation lié à l'âge.

En plus des modifications de la production de chaleur, une augmentation moindre de la pression artérielle systolique dans des conditions ambiantes froides ont été observées chez les personnes âgées. L'explication en est que les personnes âgées disposant d'une meilleure isolation passive du fait d'une quantité de graisse supérieure ont moins recours à la vasoconstriction pour se protéger contre le froid.

1.1.3.2. Acclimatation

Havenith [35] a développé un modèle individualisé en incluant les effets d'acclimatation ou le niveau d'adaptation au milieu. Il définit le statut d'acclimatation (F_{acc}) comme fonction du nombre de jours d'acclimatation (n_{acd}) [54], un paramètre compris entre 0 et 14 jours et comptabilisant le nombre de jours où la personne est restée au moins 90 min dans les mêmes conditions de stress thermique étudiées :

$$F_{acc} = 1 - e^{-0,3n_{acd}}$$

Son modèle fournit une meilleure prédition de la température cutanée [erreur dans la température rectale passe de -0.21 à 0.07°C ($P<0.001$) avec le modèle individualisé; erreur quadratique moyenne passe de 0.40 à 0.16°C, ($P<0.001$)].

1.1.3.3. Forme physique

Pour prendre l'effet de la forme physique en compte, Havenith [35], [55] et Fiala et al. [56] proposent de modifier le volume d'oxygène maximale $\dot{V}O_{2,max}$ ($mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) en temps qu'entrée directe du modèle pour la simulation d'un stress thermique puisqu'il fournit une information sur la réserve cardiovasculaire pendant un effort physique. La forme physique est déduite comme la différence entre le $\dot{V}O_{2,max}$ de la personne et celui d'une personne moyenne ($\dot{V}O_{2,max} = 40 \text{ } mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) avec $20 \text{ } mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1} < \dot{V}O_{2,max} < 60 \text{ } mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ en allant des personnes inaptes aux personnes avec une forme physique supérieure.

1.1.4. Conditions médicales

A l'instar des facteurs d'anthropométrie et les différences physiques et psychologiques, certaines conditions médicales (handicaps, maladies, médicaments, grossesse, carence en fer, ...) affectent le

ressenti des personnes envers des environnements thermiques [57]. En effet, d'après Lenzuni et al. [30], la sensibilité thermique d'un individu prend des valeurs plus élevées pour les individus physiologiquement moins tolérants à des conditions thermiques non idéales. Ce groupe comprend les femmes enceintes, les personnes handicapées, ainsi que les individus âgés de plus de soixante ans, hors de la tranche d'âge considérée comme celle des adultes [30].

Par exemple, le fer étant essentiel à plusieurs fonctions physiologiques du corps, une insuffisance en fer entraîne une incapacité de la personne à maintenir de manière adéquate la température de son corps et à bien réguler cette dernière dans des environnements froids. Ceci est apparemment dû à l'effet de deux mécanismes distincts mais liés: l'anémie et la carence en fer dans les tissus. L'anémie par une carence en fer affecte la capacité du sang à transporter l'oxygène, ce qui peut nuire aux adaptations qui conservent la chaleur et produisent de la chaleur. Les demandes concurrentes d'oxygénation des tissus d'une part s'affrontent à la une diminution du débit de perfusion afin de minimiser les pertes de chaleur dans l'environnement d'autre part [58]. Une carence en fer dans les tissus semble affecter le contrôle neurologique du système nerveux sympathique, diminuant ainsi les réponses physiologiques appropriées au froid. En outre, une carence en fer peut affecter la capacité du système endocrinien à réagir pour générer de la chaleur (ex. l'activité thyroïdienne). D'après des expériences [58], les sujets carencés en fer étaient incapables de maintenir leur température corporelle lors d'une exposition à l'eau froide (28°C) [59], [60], ou à l'air froid (16°C) [61], par rapport aux sujets ayant un statut normal en fer.

Les personnes ayant une déficience physique et utilisant des aides techniques (ex. les fauteuils roulants) ont souvent un faible taux métabolique en raison de leur état sédentaire. De manière contrastée, d'autres (comme les personnes souffrant de paralysie cérébrale athétosique) mobiliseront plus d'énergie pour effectuer des tâches et auront donc un taux métabolique plus élevé en raison des efforts plus grands impliqués [57].

Ces cas spécifiques nécessitent des études dédiées pour pouvoir être pris en compte dans un modèle individualisé du confort thermique.

1.1.5. Tableau récapitulatif

Ainsi compte tenu des paramètres discutés ci-dessus, la complexité des paramètres influençant le confort thermique est très grande. Certains de ces facteurs sont mesurables, d'autre ne le sont pas, sans oublier les différences de réponse qui ne sont pas encore expliquées. Une intégration exhaustive des paramètres influents serait impossible. De là, une classification qui prend en compte les facteurs mesurables reportés comme les plus influents est proposée comme point de départ de notre modèle personnalisé du confort.

Nous représentons cette classification des différents paramètres et leurs implications sur le modèle dans le Tableau 2.

Tableau 2 Tableau récapitulatif des différents paramètres et leurs implications dans les modèles physiologiques. et les références qui les ont évoquées

Paramètre	Influence	Mesurable
Age	Répartition de graisse, Flux sanguin	x
Sexe	Longueur des segments, Répartition de graisse	x
Pourcentage de graisse	Masse maigre, Isolation thermique, Capacitance, Métabolisme, Débit sanguin	x
Couleur de peau	Absorptivité	x
Masse	Surface du corps, Isolation thermique, capacitance, Masse corporelle maigre	x
Vêtements	Isolation thermique	-
Activité physique	Métabolisme total	-
Acclimatation	Thermorégulation	-
Forme physique	Thermorégulation	-

On notera que les facteurs a priori influents retenus sont de deux natures. Les circonférences, la taille, la masse, les vêtements et la couleur de peau sont en relation déterministe avec les paramètres physiques de la diffusion passive de la chaleur dans le corps de la personne considérée. L'âge, le sexe, l'activité physique, la forme physique et l'acclimatation sont corrélés à des typologies de variations de la thermorégulation, statistiquement significatives mais individuellement incertaines.

1.2. Analyse fonctionnelle de la modélisation du confort

Le confort et les sensations thermiques sont influencés par les conditions environnementales qui sont perçues par la personne comme des conditions aux limites (température de la peau, transfert de masse, convection). Ces conditions aux limites peuvent être physiquement influencées par les paramètres individuels de la personne (ex. une personne de grande taille va recevoir l'air distribué par les aérateurs d'une manière différente qu'une personne de petite taille...). D'autre part, ces conditions aux limites ne sont pas perçues par toutes les personnes de la même manière, leur perception subissant aussi l'effet des paramètres individuels.

La modélisation du confort thermique a déjà fait l'objet de nombreux travaux de recherche. Au début du siècle dernier, les chercheurs identifiaient des conditions de confort ou d'acceptabilité des ambiances thermiques à partir de variables environnementales sans forcément chercher à comprendre les mécanismes mis en jeu. Puis progressivement, les auteurs se sont intéressés à la physiologie humaine et à son lien avec la sensation thermique [62].

Trois approches différentes existent pour modéliser l'appréciation de confort thermique dans un véhicule :

- Une approche en boîte noire consiste en un algorithme, en réseau de neurones par apprentissage ou à des corrélations mathématiques, qui cherche à relier les conditions de l'environnement (température ambiante, débit d'air, humidité relative, flux radiatif, odeurs, lumière, niveau acoustique, ...) et les informations sur la personne (taille, couleur de la peau, métabolisme, âge, sexe, vêtements, psychologie, ...) au niveau de confort thermique (Figure 8-a). Elle peut aussi partir des conditions aux limites de la

personne (température de la peau, transfert de masse, convection, flux radiatif, ...) et avec les informations sur la personne déduire l'état de confort thermique (Figure 8-b).

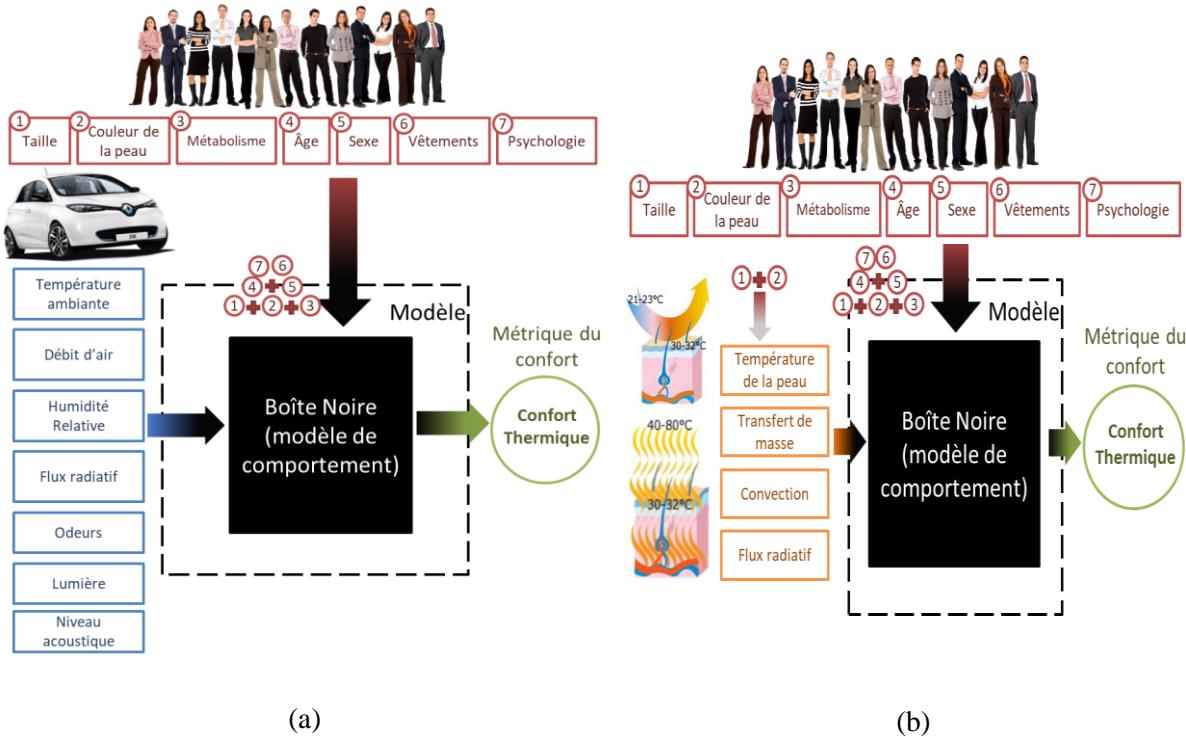


Figure 8. Approches boîte noire (a) à partir des conditions environnementales ; (b) à partir des conditions aux limites de la personne

- Une approche en boîte blanche qui cherche à modéliser le corps humain avec son modèle passif de transfert de chaleur et son modèle actif de thermorégulation et à modéliser les mécanismes neuro-sensoriels reliant les paramètres thermiques de la peau résultants desdits modèles à la sensation thermique et à l'appréciation de confort (Figure 9).
- Une approche en boîte grise, hybride, qui cherche à modéliser ce qui est modélisable et corrélérer directement le reste des paramètres. La Figure 10 montre un exemple d'approche en boîte grise où la partie physiologique est modélisée par une plateforme numérique et la partie sensorielle par un modèle en boîte noire. Cependant, un modèle en boîte grise peut être également plus complexe où même dans la partie physiologique il y a des paramètres appréhendés par apprentissage et des parties du modèle sensorielle qui sont modélisées.

Ces différentes approches sont discutées dans les paragraphes suivants.

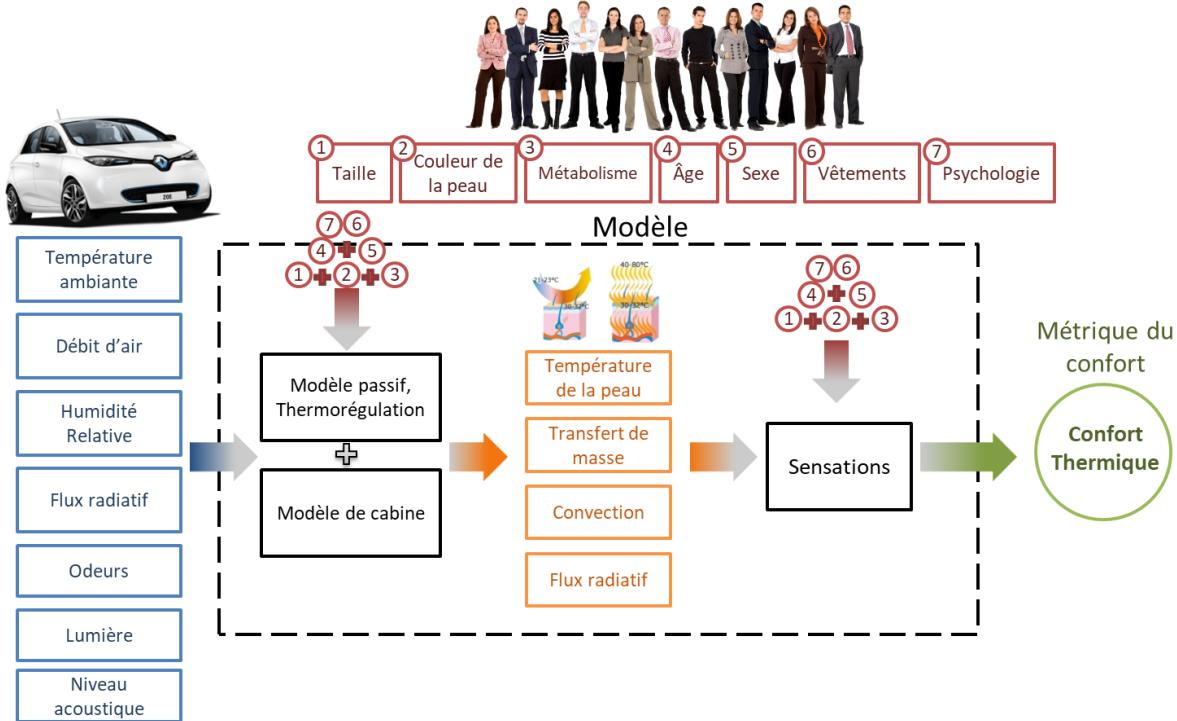


Figure 9. Approche boîte blanche

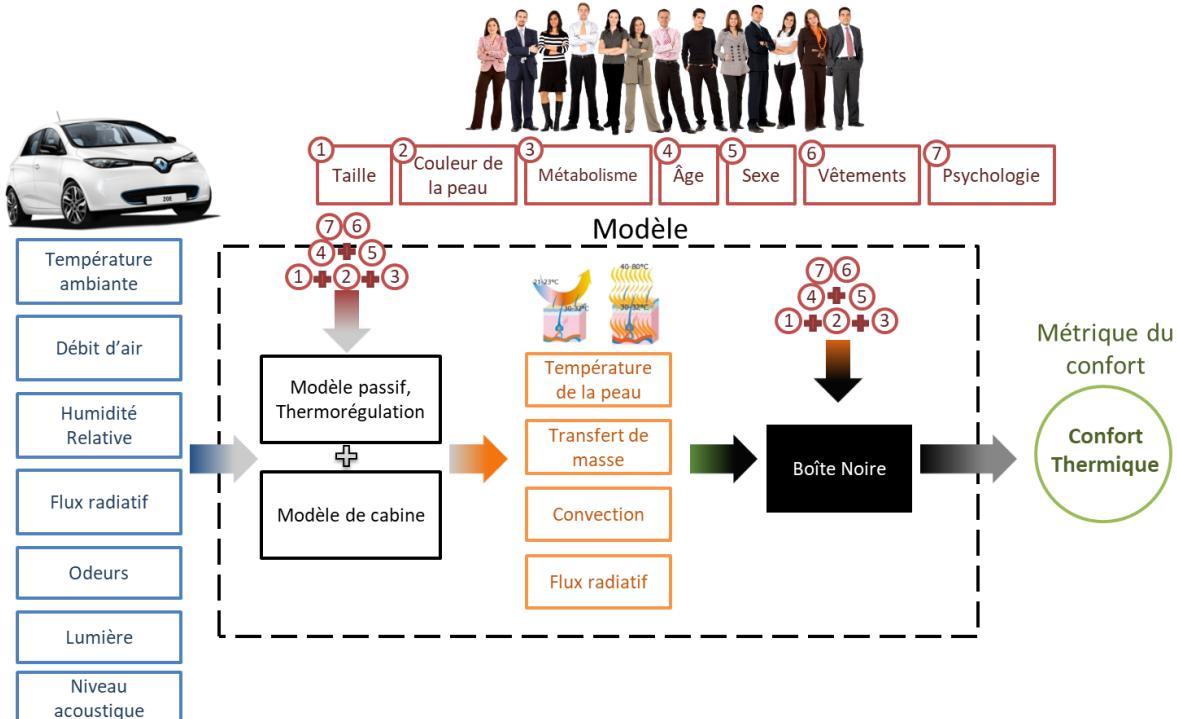


Figure 10 Approche boîte grise

Différentes études de terrain [63]–[65]) ont été menées dans la littérature pour essayer de corrélérer les conditions aux limites environnementales au sensation thermique et le confort. Citons par exemple l'étude menée au Cameroun [63] basée sur la réponse de sensation thermique moyenne pour différentes

températures opératives de 214 personnes dans deux régions (Ngaoundere et Kousseri). Cette étude a montré que les votes de sensation thermique ne montrent pas toujours une bonne corrélation dans les immeubles à ventilation naturelle. Un autre exemple est celui d'une étude menée au Shanghai [66] basée sur l'étude de 1768 questionnaires récoltés dans 5 bâtiments résidentiels qui a permis d'établir les fourchettes de températures acceptées au Shanghai. Cependant ce genre de modèle en boîte noire partant des conditions aux limites environnementales (Figure 8-a) n'est pas utile dans notre cas puisque le développement d'un tel modèle se fait pour une architecture donnée et son application pour d'autres architectures ne saurait être qu'erronée.

D'autres études statistiques ont cherché à corrélérer le confort ressenti aux conditions aux limites mesurées sur la personne (température de peau moyenne, température des parties du corps). L'une d'entre elles, portant sur 10 chauffeurs en été [53], s'est par exemple intéressée à la variation de la réponse de thermoneutralité en fonction de la température de différentes parties du corps. Une autre, effectuée sur 96 personnes dans une chambre simulant un bureau [68], a corrélé la variation de la sensation thermique à la température moyenne du corps. En revanche, ce genre de modèles en boîte noire envisagé dans la Figure 8-b ne fait pas la relation avec les conditions de l'environnement, sachant que c'est sur elles que nous avons le pouvoir d'agir, ce qui rend ce genre de modèles insuffisant. Cependant, si des corrélations sont tirées de ces études, elles peuvent faire partie d'un modèle plus complexe (modèle boîte grise expliqué plus loin dans ce paragraphe), où les entrées ne seront pas les températures corporelles mesurées mais les températures prédictes par un modèle physiologique à partir des conditions environnementales.

Une approche de modélisation en boîte blanche est donc préférable. Cependant, étant donné que le jugement du confort est subjectif et met en œuvre différents paramètres personnels et psychologiques, une approche entièrement en boîte blanche comme le suggère la Figure 9 est impossible. Ce qui ramène les possibilités à un modèle boîte grise qui comporte d'une part un modèle boîte blanche de la cabine et des échanges thermiques du corps humain (modèle passif et thermorégulation) et d'autre part un modèle boîte noire de ressenti et de confort, Figure 10.

1.2.1. Utilité d'un tel modèle dans le contexte automobile

D'une part, une plateforme en boîte grise permettra de mettre au point, tester et valider des solutions nouvelles pour répondre aux enjeux énergétiques liés à l'électrification des véhicules, notamment en évaluant leur impact énergétique en profil de mission réaliste . La contribution principale de ce travail de recherche est d'intégrer dans cette plateforme des profils de personnes qui s'écartent du profil moyen qui a servi d'étalon jusqu'à présent.

D'autre part, les constructeurs automobiles sont intéressés par le développement d'un système embarqué qui pourrait effectuer les réglages du système de climatisation et de chauffage de façon automatisée ou très assistée, pour assurer un confort dynamique personnalisé à chacun des occupants comme discuté précédemment. Notre plateforme d'essais virtuels qui reproduira le comportement physique de l'habitacle, la réaction physiologique et l'appréciation de confort thermique des occupants servira à développer des stratégies de rétroaction pour assurer un confort personnel tout le long d'un profil de mission déterminé. Ce banc d'essai virtuel servira donc à mettre au point et à tester les technologies physiques et les algorithmes d'intelligence embarqués.

1.3. Méthodologies d'évaluation du confort

L'appréciation du confort est un processus cognitif influencé par plusieurs paramètres comprenant des facteurs physiques, physiologiques et psychologiques [9]. Conventionnellement, le confort thermique est considéré comme une condition subjective, tandis que la sensation thermique est considérée comme une condition objective.

Il n'est donc pas défini dans l'absolu. Il peut être conçu comme un processus adaptatif dynamique qui intègre les différents mécanismes physiques, physiologiques et psychologiques.

L'expérimentation est le moyen le plus récurrent d'évaluation du confort thermique. Bien qu'il ne puisse être quantifié que par l'analyse d'échantillons de testeurs, d'autres approches par modélisation et normes ont permis son évaluation, malgré la complexité du corps humain, à partir des flux évacués et des différentes températures du corps [69]. On distingue ainsi quatre approches méthodologiques d'évaluation du confort thermique.

1.3.1. Le testeur référent expérimenté

C'est l'approche historique, encore la plus utilisée, pour évaluer et mettre au point les systèmes de conditionnement thermique des véhicules.

Les testeurs expérimentés, nommés « juges », sont placés soit dans des chambres climatiques, soit en conditions réelles (voiture roulant en extérieur) et restituent leurs sensations thermiques, leur niveau de confort et leurs préférences. Ils sont capables de se projeter pour estimer les sensations de catégories spécifiques de personnes (sexé, âge, acclimatation et influences géoculturelles...).

1.3.2. Les expériences sur l'être humain et les modèles statistiques

Les expériences réalisées sur un groupe de personnes restent un moyen incontournable pour obtenir des informations statistiquement valides sur les effets des différents climats thermiques. Elles fournissent des données quantifiées relatives aux comportements thermo-physiologiques des personnes et à leurs préférences thermiques. Les testeurs peuvent être expérimentés où pas selon les besoins de l'étude. Ils sont équipés de capteurs de température et d'humidité et/ou sont soumis à des questionnaires préétablis permettant d'évaluer leurs sensations thermiques, leur niveau de confort et leurs préférences.

Compte tenu de l'aspect subjectif du confort thermique apparaissant comme un jugement affectif, son évaluation nécessite l'utilisation de trois échelles essentielles : l'une relative à la sensation, l'autre à l'agrément, et la troisième à la préférence. La norme internationale ISO 10551 précise les méthodes d'évaluation de l'influence des ambiances thermiques à l'aide d'échelles de jugements subjectifs (Tableau 3) :

Tableau 3 Echelles de jugements subjectifs sur les conditions thermiques [70]

Echelle de jugements perceptifs (sensation)	Echelle de jugements évaluatifs	Echelle de préférence thermique
+3 Très chaud	4 acceptable	+3 Beaucoup plus chaud
+2 Chaud	3 Légèrement unacceptable	+2 Plus chaud
+1 Légèrement chaud	2 Inacceptable	+1 Un peu plus chaud

0 Neutre	1 Très inacceptable	0 Ni plus chaud ni plus froid
- 1 Légèrement froid		- 1 Un peu plus froid
- 2 Froid		- 2 Plus froid
- 3 Très froid		- 3 Beaucoup plus froid

Cependant, afin d'obtenir des résultats représentatifs et reproductibles, ce type d'expériences exige un grand nombre de personnes et d'expériences à la fois coûteuses, longues et difficiles à standardiser.

1.3.2.1. Expérimentations transversales ou longitudinales

Les expériences transversales impliquent un ou des groupes larges d'individus interrogés dans un nombre concis d'occasions [71], [72]. Pour mesurer l'effet supposé de telle ou telle caractéristique de la population, on compare les résultats de deux cohortes de testeurs porteurs ou non de la caractéristique d'intérêt.

Les expériences longitudinales portent sur un nombre relativement petit d'individus suivis sur un temps long, dans des tests successifs répliqués ou couvrant une diversité de conditions. Elles mettent l'accent sur la variabilité intra-personnelle, l'acclimatation, etc. Les testeurs peuvent être sélectionnés avec des typologies de caractères différenciées, ou non, selon les objectifs de l'étude.

La Figure 11 présente des exemples de questionnaires longitudinaux et transversaux dans deux études différentes.

		longitudinal	transversal	
UK surveys	échantillon	219	909	échantillon
	enregistrements	sensation thermique, préférence, vêtements, activité, utilisation des contrôles, environnement thermique	plus de détails sur perception du mouvement d'air, humidité, lumière, bruits, température du bout du doigt	25
	fréquence	3 à 4 fois par jour	1 jour par mois	846
The Pakistan project		sensation thermique, préférence, humidité de la peau, vêtements, activité, utilisation des contrôles, environnement thermique	en plus du questionnaire de confort des informations sur les personnes sont collectées	longitudinal
				transversal
		fréquence	chaque heure	1 fois par mois pour 1 an

Figure 11. Comparaison entre les caractéristiques d'un questionnaire longitudinal et un questionnaire transversal [37],[38]

1.3.2.2. Évaluation par questionnaires subjectif

Ces expériences conduisent généralement à la création de modèles non-physiologiques et à l'établissement d'indices de confort. Un modèle non-physiologique du confort thermique est un modèle statistique qui cherche à relier les indices de confort à des mesures physiologiques (température de la peau, température interne du corps) [73], ou directement aux conditions physiques de l'environnement proche du sujet.

Les niveaux de sensation thermique, de confort ressenti et /ou de préférences thermiques sont recueillis, ou calculés par les modèles, selon des échelles de cotation standardisées.

1.3.2.3. Mesures physiologiques objectives

Des études cherchent des moyens de quantifier le confort thermique directement d'une manière objective. Elles cherchent des indicateurs mesurables du corps humain qui donnent une idée sur le confort thermique de la personne.

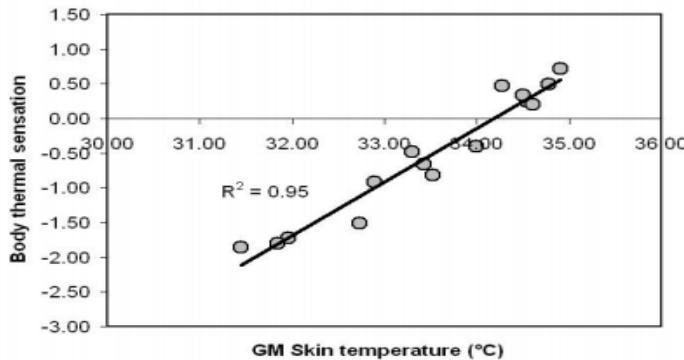


Figure 12. Sensation thermique en fonction de la température de la peau[68]

D'après l'étude réalisée par Willem et al. [68] sur 96 personnes placées dans un environnement simulant un bureau à une température d'air modérée, la température de la peau semble être un bon indicateur des sensations thermiques globales et locales. La Figure 12 représente les votes de sensations thermiques en fonction de la température de peau trouvés par Willem ainsi que la courbe de régression trouvée. De même, il indique qu'une température de la peau entre 33,0°C et 34,0°C, observée à une température moyenne de l'air ambiant de 23,0°C et associée à une sensation thermique légèrement inférieure à «neutre», est considérée comme la condition la plus confortable.

Une autre étude faite par Wang et al. [74] dans une chambre climatique à l'aide de questionnaires répétitifs montre que la variation de la température du doigt et celle du gradient entre le doigt et l'avant-bras sont très similaires dans leur corrélation à la sensation globale.(Figure 13)

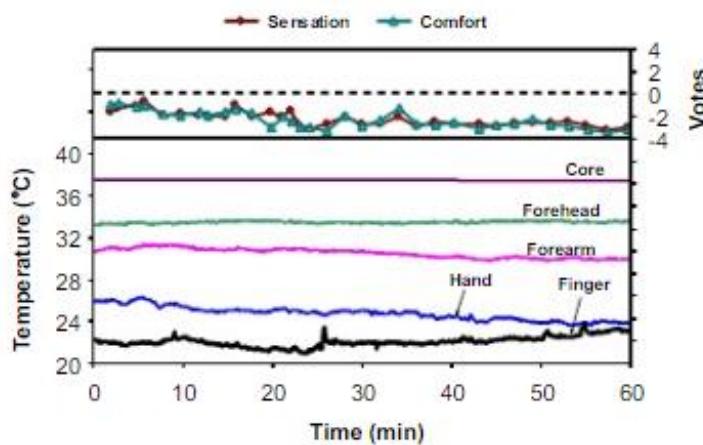


Figure 13. Températures et votes pour des conditions froides ($T_{chambre} = 17^{\circ}C$) [74]

Selon Zeiler et al. [75] le doigt peut être utilisé comme un capteur pour un chauffage personnalisé, mais à basses températures il y a plusieurs sensations thermiques pour une même température du doigt

ce qui limite l'application de cette méthode à des contraintes modérées d'exposition au froid. En tout état de cause, il n'y a plus de risque de froid pour une température du doigt supérieure à 30°C.

Tanigushi a développé une méthode d'évaluation quantitative de la sensation thermique (TSV ou thermal sensation vote) partielle (ou locale) d'après la température de la peau selon un modèle de régression linéaire [76]:

$$TSV_{partiel} = 0.81 * (T_{peau} - 33.9) + 39.1 * \frac{dT_{peau}}{dt} \quad (1)$$

Ce modèle est généralisé sur tout le corps en introduisant des coefficients reliant le TSV du corps entier et le TSV partiel avec les coefficients de pondération w_i .

$$TSV_O = \sum_{i=1}^n w_i TSV_i \quad (2)$$

Des expériences ont été réalisées par Yao et al. [77] pour étudier comment la température ambiante influence la variation de la fréquence cardiaque (HRV) et l'électroencéphalographie (EEG) des hommes, et quelle relation potentielle existe entre ces deux facteurs et les sensations de confort thermique. Selon les résultats expérimentaux, l'indice de HRV peut être étroitement lié à des sensations de confort thermique. En effet, le rapport de la fréquence cardiaque basse sur la fréquence cardiaque haute (LF_{norm} / HF_{norm}) était plus élevé lorsque les volontaires sont restés dans un environnement froid ou chaud que lorsqu'ils sont restés dans un environnement thermiquement agréable. La Figure 14 montre les différentes valeurs du rapport LF_{norm} / HF_{norm} pour chaque valeur de sensation de confort thermique. Cela indique que la valeur du rapport LF_{norm} / HF_{norm} peut devenir une variable physiologique potentielle pour évaluer le confort thermique des humains. Les sensations de confort thermique de l'homme peuvent également être reflétées par l'analyse EEG, qui peut devenir une voie prometteuse pour résoudre certains problèmes insolubles liés au confort thermique. Cependant, bien que HRV et EEG puissent être utilisés pour évaluer le confort thermique de l'homme, d'autres études doivent être effectuées pour déterminer à quel niveau et sur quelle mesure ces indicateurs nous renseignent sur le confort thermique de la personne.

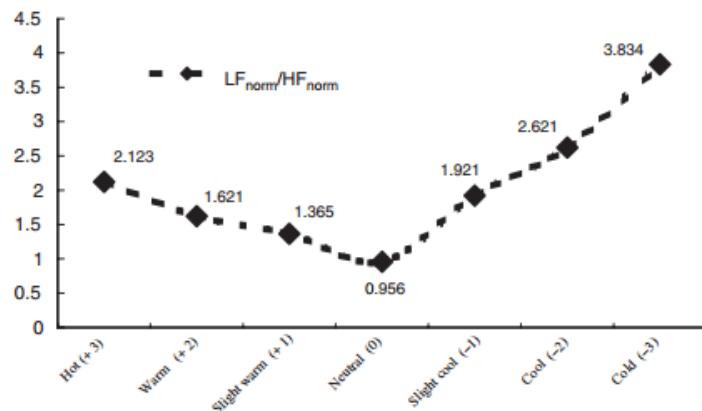


Figure 14. Valeurs de LF_{norm} / HF_{norm} selon les valeur de conort thermique [77]

D'autres auteurs ont utilisé ce genre d'études statistiques pour évaluer le confort à l'aide de modèles de confort empiriques [78]–[83]. Ces modèles impliquent des signaux thermo-physiologiques tel que la température de peau et la température interne du corps et leur variation pour déduire l'ensemble des sensations et des ressentis de confort global et/ou locales des individus. Ces valeurs d'entrée sont prédites par des modèles physiologiques détaillés capables de rendre compte de conditions ambiantes transitoires et non uniformes. Ainsi, le modèle de Zhang est combiné au modèle thermo-physiologique de UC Berkeley [84] et le modèle DTS (Dynamic Thermal Sensation) de Fiala est combiné au modèle thermo-physiologique du même auteur [85].

Le DTS est validé par un grand nombre d'expériences, où les personnes ont été exposées à des conditions environnementales froides et chaudes et dans des conditions dynamiques avec des changements brusques de températures environnementales ou dans des conditions plus stables (des expositions statiques d'une à trois heures). Les personnes testées indiquent leur sensation thermique globale sur une échelle de 7 points ASHRAE à des intervalles de temps définis. L'indice DTS qui sera décrit dans le Chapitre 2, prédit la sensation thermique globale par des corrélations empiriques en fonction de variables d'état physiologique (la température de l'hypothalamus, la température cutanée moyenne et sa variation).

Le modèle de Zhang est établi par une analyse de régression basée sur un grand nombre d'essais en chambres climatiques à l'Université de Berkeley, Californie. Zhang a développé un cadre mathématique pour la prédiction de la sensation thermique locale et du confort. Les variables d'entrée majeures sont les températures cutanées locales mesurées sur 19 parties du corps chez l'homme testé.

Ce cadre regroupe quatre modèles :

- un modèle de sensation thermique locale,
- un modèle de sensation thermique globale par calcul de la moyenne pondérée des sensations locales,
- un modèle de prédiction du confort thermique local en fonction des sensations locales et de la sensation globale,
- un modèle de déduction du confort thermique global à partir des valeurs de confort locales.

Le développement du modèle a été initialement financé et validé par les constructeurs automobiles pour améliorer le confort dans les habitacles.

1.3.3. Les mannequins thermiques

Les mannequins thermiques physiques peuvent avoir une température de peau constante, uniforme ou non, pour reproduire les échanges thermiques 3D entre la personne et son environnement ou pour mesurer les isolations vestimentaires. La puissance de chauffage électrique qui leur est fournie afin de compenser les flux perdus en surface est mesurée directement et sert à déterminer les températures équivalentes. Une température équivalente est définie comme « la température uniforme d'une enceinte imaginaire où la vitesse d'air est nulle et les échanges sensibles par rayonnement ou par convection sont identiques à ceux que la personne a dans son environnement hétérogène actuel » [86]. Avec un mannequin thermique électriquement chauffé dans ces conditions, la température équivalente (T_{eq}) s'écrit de la manière suivante :

$$T_{eq} = T_{peau_{moy}} - \frac{q_s}{h_c + h_r}$$

$T_{peau_{moy}}$ la température moyenne de la peau, q_s les flux sensibles échangés, h_c le coefficient d'échange par convection et h_r le coefficient d'échange par rayonnement. Un thermostat est utilisé afin de maintenir constante les températures prédéfinies du mannequin calorimétrique sur les différentes zones surfaciques, le flux perdu est ainsi mesuré par effet Joule. L'avantage essentiel du mannequin est qu'il donne les températures équivalentes zone par zone et permet donc de quantifier les perturbations thermiques locales.

Les mannequins thermiques sont divisés en plusieurs segments, allant de 15 à 126 [87]–[89], afin de représenter les différentes parties du corps dans une ambiance hétérogène. Afin de réduire leur masse, ils sont généralement fabriqués en aluminium ou en plastique [90]. Ils sont régulés en température et en flux surfacique dans des conditions hétérogènes artificielles ou réelles.

L'inconvénient majeur de ces mannequins est leur coût. La plupart des mannequins disponibles à prix acceptable sont secs et ne peuvent pas rendre compte de la transpiration : ils ne donnent accès qu'aux flux de chaleur sensible convectifs, radiatifs et conductifs.

1.3.4. La simulation numérique

L'évaluation du confort thermique a toujours été une question difficile et complexe mais attrayante pour les chercheurs. Les modèles de confort sont présents depuis plus de 30 ans, depuis les efforts consacrés dans les années soixante pour réaliser des modèles à des fins militaires et aérospatiales.[91]. Ces modèles vont d'une approche de simulation unidimensionnelle en régime permanent à des codes complexes aux éléments finis avec des milliers de nœuds et en transitoire.

Les modèles sont intéressants puisqu'ils présentent des moyens d'incorporer les différentes variables physiques qui affectent le confort. En effet, lorsqu'un problème dépend de plusieurs paramètres, son optimisation ne peut pas se faire uniquement par l'expérience. Cette démarche serait trop lourde et trop coûteuse à mettre en place. Avec le développement de l'informatique, la réalisation de modèles de prédiction est devenue plus facile.

Un modèle est une représentation simplifiée du système étudié. Il est utilisé pour prédire la réponse du système réel et permet de simuler des conditions et configurations variées. Seules les meilleures configurations seront vérifiées expérimentalement.

Le degré de simplification de cette représentation est différent selon le problème à résoudre. Il faut donc faire un arbitrage adapté pour ne pas trop la simplifier sous peine de faire des raisonnements trop réducteurs, ou ne pas compromettre son opérationnalité en la gardant inutilement détaillée. La conception d'un modèle nécessite de choisir les paramètres pertinents du problème et de décrire le système étudié avec la précision nécessaire.

Compte tenu de la complexité du corps humain, sa description adéquate fait appel à un nombre important de paramètres, à une approximation plus ou moins réaliste de la géométrie du corps et à des hypothèses. L'expérimentation reste indispensable pour valider la modélisation.

Dans le domaine du confort humain, la simulation numérique a des avantages certains. Elle est flexible, offre une répétitivité non présente dans les expériences et permet la simulation de conditions extrêmes sans risques sur les humains. En effet, l'expérimentation est coûteuse et les campagnes d'expérimentations sont difficiles et longues. De même, l'instrumentation est délicate et massive (températures, vitesses d'air) et la maîtrise des conditions de l'environnement nécessite des chambres climatiques. Malgré toutes les précautions, la variance des expérimentations thermo-climatiques et des réactions humaines reste importante et nécessite de multiplier les essais en mobilisant des cohortes importantes ou de nombreuses répétitions.

De là, prenant en compte les différents avantages de la modélisation, mais aussi la complexité du corps humain et l'aspect subjectif de l'appréciation du confort, une approche boîte grise à réseau de neurones qui évolue suite aux expériences est privilégiée dans ce travail.

1.4. Modélisation du confort

Comme on l'a vu, il existe deux types de modèles : les modèles non-physiologiques qui visent à relier les conditions environnementales et initiales directement au confort ressenti, et les modèles physiologiques qui cherchent à calculer les transferts de chaleurs et les réponses thermo-physiologiques, et parfois à les relier au confort ressenti.

Un modèle de confort thermo-physiologique est un algorithme qui produit un état physiologique prédictif et un vote de confort thermique prédictif pour un individu dans des conditions environnementales données, en utilisant certains paramètres physiques de l'environnement et de la personne comme entrées.

Ces modèles de confort thermo physiologiques ont à leur base l'équation de la conservation de l'énergie du corps humain. Une personne gagne de la chaleur par son métabolisme et perd de la chaleur par la respiration et l'évapotranspiration. En outre, en fonction de l'environnement physique, elle gagne ou perd de la chaleur par conduction, convection et rayonnement.

L'hypothalamus est chargé de réglementer les mécanismes de gain et de perte de chaleur pour maintenir la température centrale du corps à 37°C (98,6°F). La plupart des modèles physiologiques utilisent les valeurs initiales des variables physiologiques et procèdent par itération sur une période donnée. Chaque itération consiste à déterminer les signaux envoyés par les thermorécepteurs au cerveau, à déterminer les réponses physiologiques, à calculer les flux de chaleur, à calculer une nouvelle température du corps et des nouvelles températures de la peau et finalement à recalculer les signaux des thermorécepteurs résultants et ainsi de suite. [73]

1.4.1. Modèles thermo-physiologiques

Les modèles existants sont répartis en cinq catégories essentielles :

- modèle uni-segment
- modèle à un nœud
- modèle à deux nœuds
- modèle multi-nodal
- modèle à maillage 3D.

1.4.1.1. Modèle uni-segments

Pennes 1948

Ce modèle représente un seul segment du corps et tient compte de mécanismes assez complexes de la physiologie comme la circulation sanguine bronchiale ou la contraction des muscles. Ce modèle dynamique qui représente le bras, assimile ce dernier à un cylindre dans lequel s'applique l'équation de conservation de l'énergie suivante nommée « Bioheat equation »

$$k_{ti} * \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\chi}{r} * \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_m + \rho_{bl} * w_{bl} * c_{bl} * (T_{bl} - T) = \rho_{ti} * c_{ti} * \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3)$$

Ce cylindre est divisé en plusieurs branches concentriques représentant les différentes couches du segment (os, muscle, graisse, peau). L'équation représente les différents flux échangés par n'importe quelle branche interne (sauf la peau). Chaque branche échange de la chaleur par conduction avec les branches adjacentes et par convection avec le débit sanguin parcourant la branche. [92]

Il prend en compte :

- la conduction radiale de chaleur dans le bras
- la chaleur générée par métabolisme
- la convection entre la circulation sanguine et le segment
- la chaleur échangée à la surface de la peau par convection, par rayonnement et par évaporation.

Mais il ne considère cependant pas :

- les différents diamètres des vaisseaux sanguins (échelle qui s'étend du μm au mm)
- la variation des propriétés des matériaux
- la géométrie des vaisseaux sanguins

Son aspect uni-segmental réduit le domaine d'application de ce modèle cylindrique, qui a surtout contribué au développement des modèles plus complets.

1.4.1.2. Modèles à un noeud ou empirique

Burton 1934

En 1934 Burton [93] a présenté le premier modèle thermo physiologique. Dans son modèle, Burton a pris en compte le gradient de température « physiologique » interne entre l'intérieur du corps isotherme et la surface de la peau ainsi qu'un gradient de température entre la surface de la peau et l'environnement par des corrélations empiriques. Il a appliqué la loi de Newton à la perte de chaleur de la peau par convection, rayonnement et conduction, la perte par évaporation étant considérée séparément. Il déduit que la distribution de la température en fonction de la profondeur sera généralement parabolique et que la température cutanée dépend de la température interne, de la température ambiante et de la circulation sanguine. Il définit également l'indice de circulation, par lequel les propriétés de transfert de chaleur des tissus sont modifiées en rapport avec le changement du débit sanguin. Des exemples de tels changements

sont donnés. Son étude établit une relation entre le métabolisme par unité de surface et le poids. Ce modèle a pavé le chemin pour de nombreux modèles thermo-physiologiques qui ont été développés par la suite.

Givoni and Goldman 1971

Le modèle représente le corps humain entier comme un seul nœud. Ce modèle cherche à corrélérer la température rectale d'individus habillés à leur activité, aux conditions environnementales et à leurs types de vêtements. C'est un modèle empirique seulement applicable dans des environnements chauds, ce qui constitue une limitation majeure [94].

Fanger 1969-1982

Un autre modèle empirique statique à un nœud semblable à celui de Givoni et Goldman est celui de Fanger. Ce modèle cherche à évaluer le confort thermique dans une pièce, dans un environnement homogène.

L'équation de Fanger repose sur le bilan énergétique de la personne en régime permanent. De fait, Fanger débute son analyse avec l'affirmation que son équation est applicable uniquement à des personnes exposées pendant de longues périodes à des conditions constantes et à un taux de métabolisme constant. Selon cette affirmation, la conservation de l'énergie doit s'appliquer, sinon la personne mourrait.

L'équation statique et globale tient compte du métabolisme total du corps, de l'énergie latente évacuée par évaporation, de l'énergie latente évacuée par respiration, de l'énergie sensible évacuée par respiration, de l'énergie évacuée par conduction avec les vêtements, du flux échangé par rayonnement entre la surface des vêtements ou de la peau nue et le milieu externe et du flux échangé par convection entre la surface des vêtements ou de la peau nue et le milieu externe. Le flux radiatif est calculé selon la loi de Stephan-Boltzmann avec une température de rayonnement moyenne. L'équation du bilan énergétique établie par Fanger étant statique, la température en est directement déduite.

Le travail de Fanger constitue l'une des premières études sur le confort thermique. Il a contribué à l'introduction des indices PPD et PMV.

Le PMV (Predicted Mean Vote) est « un indice qui donne l'avis moyen d'un groupe important de personnes exprimant un vote de sensation thermique en se référant à l'échelle suivante à sept niveaux » [95],[15].

Tableau 4. Echelle de ASHRAE de la sensation thermique

+3	+2	+1	0	-1	-2	-3
chaud (hot)	assez chaud (warm)	légèrement chaud (slightly warm)	neutre (neutral)	un peu frais (slightly cool)	frais (cool)	froid (cold)

Le PMV peut être évalué, en fonction des paramètres environnementaux (la température moyenne de l'air (T_{air} ($^{\circ}C$)), la vitesse moyenne de l'air v_a (m/s), la pression partielle de l'air en vapeur p_{air} (Pa)) et la température de rayonnement moyenne (T_{rad} ($^{\circ}C$))), ainsi que les paramètres de la personne (vêtements et métabolisme) grâce à une formule empirique. L'indice PMV est établi pour des valeurs stationnaires de ces variables. Son expression est :

$$PMV = (0,303 \cdot e^{-0,036 \cdot M} + 0,028) \cdot Lst \quad (4)$$

Avec Lst l'astreinte thermique tel que $Lst = (M - W) - (Resp + Evap + Ray + Conv)$

$M (W/m^2) = act \cdot 58,1$ étant le métabolisme dépendant du niveau d'activité (act) et $W (W/m^2) = \eta \cdot M$ le travail externe qui dépend du rendement mécanique η de la personne. Les autres termes de l'équation définissent les échanges thermiques avec l'environnement par respiration, évaporation, rayonnement et convection respectivement, tel que :

$$Resp = 0,0014 \cdot M \cdot (34 - T_{air}) + 1,72 \cdot 10^{-5} \cdot M \cdot (5867 - p_{air})$$

$$Evap = 3,05 \cdot 10^{-3} \cdot [5733 - 6,99 \cdot (M - W) - p_{air}] + 0,42 \cdot (M - W - 58,15)$$

$$Ray = 3,96 \cdot 10^{-8} \cdot f_{cl} \cdot [(T_{cl} + 273)^4 - (T_{rad} + 273)^4]$$

$$Conv = f_{cl} \cdot h_{cl} \cdot (T_{cl} - T_{air})$$

$T_{cl} (^{\circ}C) = T_{sk} - 0,155 I_{cl} (Ray - Conv)$ est la température des vêtements avec I_{cl} (clo) l'indice d'isolation de vêtement global,

$T_{sk} (^{\circ}C) = 35,7 - 0,0275 \cdot (M - W)$ désigne la température de la peau.

Le facteur d'habillement f_{cl} est calculé par : $f_{cl} = 1 + 0,2 \cdot I_{cl}$ si $I_{cl} < 0,5 clo$ et $f_{cl} = 1,05 + 0,1I_{cl}$ si $I_{cl} > 0,5 clo$

$h_c = \max(2,38 \cdot (T_{cl} - T_{air})^{0,25}; 121 \cdot v_a^{0,5})$ est le coefficient d'échange par convection.

Le modèle du PMV est basé sur des essais en chambre climatique durant lesquels les quatre variables physiques (température de l'air, température moyenne de rayonnement, humidité relative et vitesse de l'air) sont contrôlées et surveillées. L'utilisation de vêtements et d'une activité standardisée garantit que l'isolation des vêtements et le niveau d'activité peuvent également être quantifiés avec précision. Cependant, en réalité, il est difficile de contrôler ou de mesurer avec précision ces six variables. Il a été montré que l'erreur de mesure résultant de ces difficultés contribuait significativement aux écarts constatés entre les PMV et la sensation thermique réelle [96]. Comme l'a noté Fanger [97], «pour faire une comparaison équitable, il est essentiel que les quatre facteurs environnementaux soient correctement mesurés et qu'une estimation prudente soit faite de l'activité et de l'habillement. Des données d'entrée non précises fourniront une mauvaise prédition».

Le PPD (Predicted Percentage of Dissatisfied) prédit quantitativement le pourcentage des personnes susceptibles d'être insatisfaites de leur environnement thermique (avoir très chaud ou très froid) parmi un groupe important de personnes. Il est calculé à partir du PMV par :

$$PPD = 100 - 95 \cdot e^{-(0,03353 \cdot PMV^4 + 0,2179 \cdot PMV^2)}$$

Comme on pouvait s'y attendre, le modèle de Fanger a été démontré incapable de prévoir le confort thermique dans des conditions transitoires. Ainsi, l'aspect statique et global de ce système ne répond plus aux exigences croissantes du confort et à la complexité des environnements thermiques.

1.4.1.3. Modèles à deux-nœuds

Modèle de Pierce - Gagge(1986)

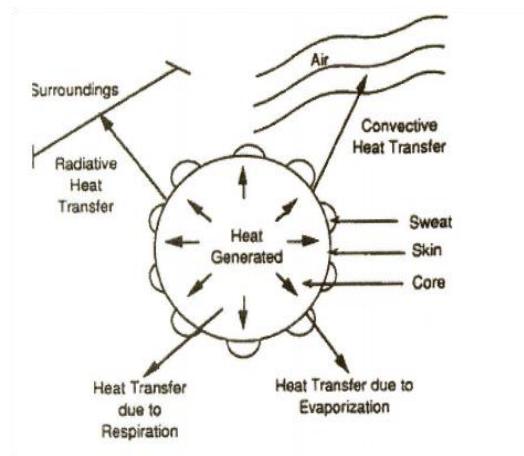


Figure 15. Modèle à 2 nœuds [98]

Le modèle discrétise le corps humain en deux parties concentriques

- une partie externe représentant la peau
- une partie interne, le noyau, représentant les organes internes comme les os, les muscles et les autres tissus.

Il est à la base de plusieurs modèles multi-nœuds. Il est simple et dynamique et comprend des équations de thermorégulation en fonction de la différence de la température du noyau ou de la peau par rapport à leurs températures dites de neutralité, soit respectivement 33,7 °C et 36,8 °C. Cependant, il n'est appliqué qu'à des environnements uniformes et avec un niveau d'activité modéré.

En outre, l'aspect deux-nœuds de ce modèle fait que la température est considérée uniforme dans chaque compartiment, ce qui ne permet pas d'évaluer le gradient de température à travers les segments et donc l'évaluation de zones du corps plus ou moins critiques

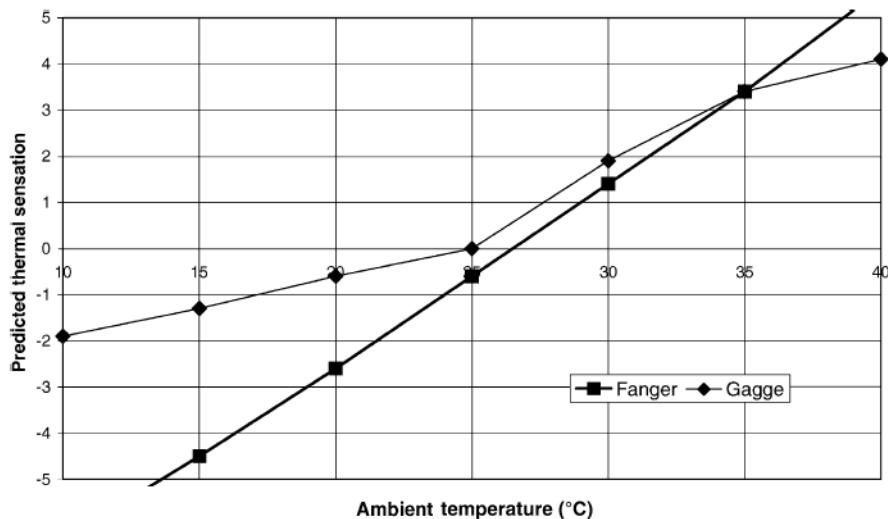


Figure 16. Comparaison des prédictions du modèle de Fanger et celui de Gagge [99]

Une comparaison entre les prédictions de sensation thermique du modèle de Fanger et celle du modèle de Gagge montre un désaccord entre les deux modèles surtout aux basses températures. La différence peut être attribuée aux différences dans les algorithmes du confort beaucoup plus qu'aux différences dans le modèle physique [99].

Int-Hout 1990

Ce modèle essaie de combiner le modèle de Fanger au modèle de Gagge. Essentiellement In-Hout a introduit deux modifications au Modèle PMV de Fanger concernant la gestion de l'humidité. Tout d'abord, il modifie la perte de chaleur par la peau pour prendre en considération la résistance des vêtements à la vapeur, et en deuxième temps, il utilise la différence entre la température du noyau de Gagge et la température de la peau pour calculer la flux thermique au lieu d'utiliser la différence entre la température de l'air et la température de la surface des vêtements qu'utilisait Fanger dans son modèle [73].

Bien que ce modèle apporte des améliorations en ce qui concerne la formulation de l'humidité, et que les résultats proposés par le modèle soient reportés comme ayant une meilleure concordance avec les résultats expérimentaux [73], il conserve les limitations des modèles précédents en ce qui concerne l'aspect global qui ne répond plus aux exigences actuelles de modélisation.

KSU-modèle Azer and Hsu 1977

Ce modèle à deux nœuds, détermine la sensation thermique à partir de l'effort physiologique. Un coefficient localisé est utilisé pour définir la conductance du tissu. Même si les prédictions de ce modèle ont été largement validées par des expériences sous un grand nombre de conditions environnementales, il conserve le désavantage lié à la simplification excessive des modèles deux-nœuds qui ne considèrent pas la répartition de la température.

TRANMOD (Transient Vehicle Thermal comfort Model) - Jones and Ogawa 1992-1993

Ce modèle ([100], [101]), également à deux nœuds, gère des conditions thermiques dynamiques transitoires de chauffage ou de refroidissement, typiquement dans les automobiles. Un atout de ce modèle est la prise en considération du transfert de chaleur et d'humidité à travers les vêtements par segment.

Une version plus étendue du modèle a été développée en introduisant les simulations statiques et les conditions initiales variables.

Une formulation de la sensation thermique a également été définie dans ce modèle à partir d'une régression non linéaire :

$$TS_{global} = a \cdot Q_{net} + \frac{b}{\psi(Q_{net})} \cdot (T_{peau} - T_{peau,0}) + c \quad (5)$$

Q_{net} est la quantité de chaleur nette échangée avec l'extérieur. a,b, et c sont des constantes empirique, T_{peau} la température de peau et $T_{peau,0}$ la température de peau de consigne.

La sensation thermique locale TS_{local} est déterminée à partir de TS_{global} par des régressions empiriques également.

1.4.1.4. Modèles Multi-nodaux

Stolwijk 1971

Stolwijk (1977) discrétise le corps en cinq segments cylindriques : thorax, bras, mains, jambes, pieds, et un segment sphérique : la tête. Les segments en paire sont doublés. Chaque segment est divisé en quatre couches concentriques : os, muscle, graisse et la peau. Le sang est représenté par un nœud interne appelé la réserve sanguine interne. La température du sang est supposée uniforme. Chaque segment est caractérisé par une capacité thermique et un taux de production de chaleur par métabolisme.

La modélisation correspond à une personne de 172 cm de hauteur et de 74,4 kg et une surface de Dubois¹ du corps de 1,89 m².

¹ La surface de Dubois S_{Du} est une estimation de la surface du corps en fonction de la taille et la masse de la personne. Elle est calculée par $S_{Du} = 0,007184 * Taille^{0,725} * Masse^{0,425}$

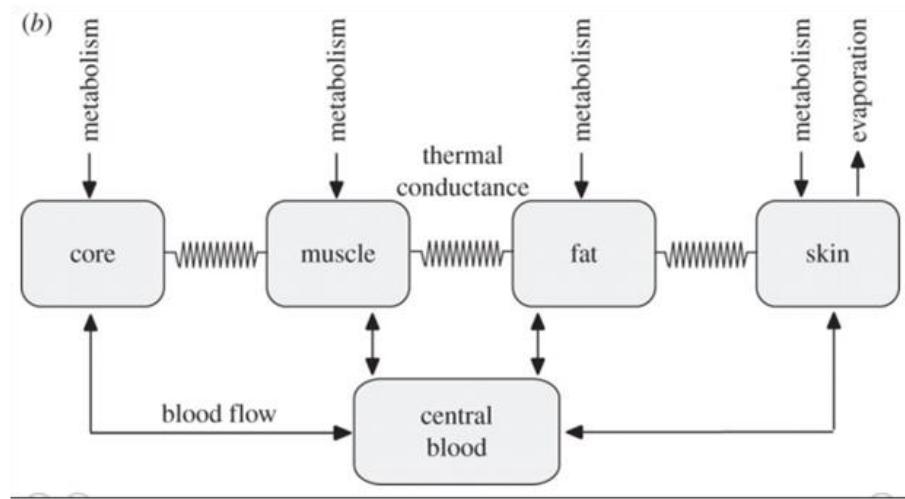


Figure 17. Structure d'un segment du corps selon Stolwijk

Le modèle de Stolwijk est constitué de 25 nœuds. Contrairement aux autres tissus du corps, la réserve sanguine échange de la chaleur uniquement par convection sang-branche. Les couches d'un même segment (os, muscle, graisse et la peau) échangent de la chaleur par conduction intercouches. Les différents segments du corps sont complètement indépendants, le réseau sanguin est le seul moyen de transport d'énergie entre un segment et un autre. Le modèle est constitué par 25 équations dynamiques de transfert d'énergie, chacune correspondant à un nœud. Dans ces équations sont inclus l'accumulation de chaleur, la convection sanguine, la conduction interbranches, la génération de métabolisme, la respiration et le transfert de l'énergie vers l'extérieur par convection, radiation et évaporation. Le flux radiatif est calculé à partir d'un coefficient d'échange radiatif et d'une température moyenne pour chaque segment.

Comme dans la plupart des modèles multi-nodaux, chaque couche est isotherme. Le transfert de chaleur entre chaque couche du même segment est défini à partir d'une résistance de contact empirique (Figure 17).

Contrairement au modèle bi-nodal, le système de thermorégulation présenté par Stolwijk prend en compte, en plus des températures des différents tissus, la variation de cette température en fonction du temps, et considère que toutes les températures internes comme celles des muscles et de l'abdomen affectent la thermorégulation thermique. La moyenne des données acquises par les thermorécepteurs cutanés détermine la mise en œuvre des moyens de thermorégulation : vasodilatation, vasoconstriction, sudation et frissons.

Bien que les couches vestimentaires ne soient pas modélisées, les coefficients d'échange entre la peau et l'extérieur prennent en compte la couverture vestimentaire pour certains segments du corps.

Le système est résolu numériquement pour chaque segment et pour le réservoir sanguin en fonction du temps. L'approche multi-nodale permet une évaluation spatiale des grandeurs thermiques comme la température et les flux énergétiques, ainsi qu'une meilleure représentation de la circulation sanguine dans le corps.

Les limites du modèle résident dans l'aspect isothermique des branches qui néglige le champ thermique intra-branche, et la nécessité d'imposer des conditions environnementales uniformes sur chaque

branche. En conséquence, le domaine d'utilisation de ce type de modèle se limite à des conditions peu hétérogènes. Un autre point faible est l'inexactitude des coefficients qui régulent le flux de chaleur entre les compartiments, et même le contrôleur de thermorégulation, puisque les expériences ont montré que le système de thermorégulation de Stolwijk est plus adapté à des environnements plutôt chauds et à des activités physiques modérées.

Malgré ces limitations, le modèle de Stolwijk est la base de la modélisation multi-nodale. Il a donné lieu à plusieurs extensions (Figure 18), chaque utilisateur ayant fait des modifications du nombre de segments corporels, des méthodes de calculs des transferts au niveau cutané (ajouts de vêtements, échanges radiatifs...) en considérant les conductions angulaires et latérales intra-branches.

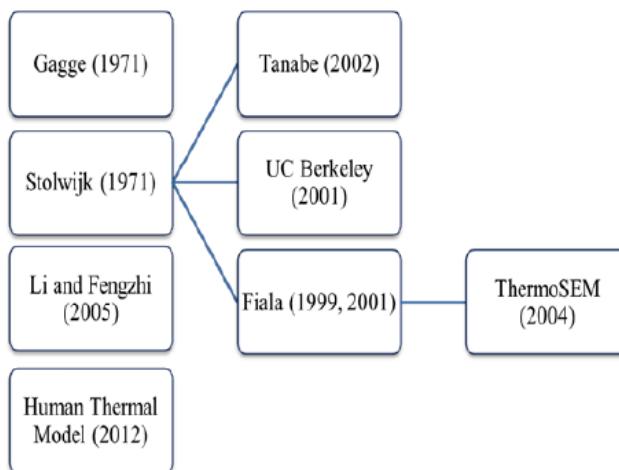


Figure 18. Développement des modèles thermo-physiologiques[102]

Wissler 1964

Une première tentative de créer un modèle multi-nœuds a été menée par Wissler avant Stolwijk. Ce modèle est parmi les modèles les plus anciens mais les plus complexes. C'est un modèle à 225 nœuds dans lequel le corps est divisé en 15 segments : la tête, le thorax, l'abdomen, cuisses, jambes, bras, avant-bras, mains, pieds. Chaque section possède 5 couches : tissu, os, viscère, graisse et peau. Chaque couche a de même trois systèmes de vaisseaux représentant les artères, les veines et les capillaires [103]. La méthode des différences finies est utilisée pour la résolution du système.

Un atout de ce système est le fait qu'il considère les échanges de chaleur à contre-courant entre les artères et les veines, ainsi que la respiration et la thermorégulation. De même il gère les conditions transitoires en utilisant des pas de temps plus petits quand c'est nécessaire.

Ses limitations résident dans son applicabilité limitée à un environnement homogène et à sa complexité. Le modèle de Wissler est totalement dans le domaine physiologique [73]. La raison pour laquelle les modèles plus récents tendent à limiter au juste nécessaire la complexité de la partie physiologique est que leur finalité est la qualité de prédiction de leur modèle couplé de sensation thermique. Pour Wissler, la précision physiologique est le but ultime.

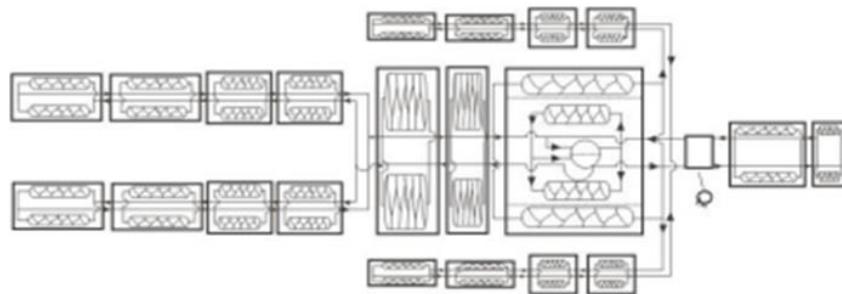


Figure 19. Modèle de Wissler [104]

Yokoyama et al (1997)

Yokoyama et al. [105] ont développé un modèle numérique en se basant sur l'équation de Penne [106] afin de prédire les températures internes et les flux de chaleurs. Le corps est composé de 16 cylindres et chaque cylindre est divisé au plus en cinq couches (viscère, os, muscle, graisse, peau). Un système d'équations complexe est utilisé pour modéliser la circulation sanguine au sein de chaque élément. Les auteurs ont confronté la température simulée de la cuisse à l'expérimentation et ils reportent que les résultats sont similaires. Les auteurs ont présenté un modèle amélioré en 2007 [107] représentant un homme japonais moyen.

Fiala D. 1998-2001

Le modèle Fiala est un modèle multi-nœuds qui simule le corps humain de façon détaillée, y compris la prédiction physiologique globale et les réponses locales. Le modèle Fiala original représente un être humain (surface moyenne du corps de 1,85 m², masse de 73,4 kg, un métabolisme au repos de 87 W et une teneur en matières grasses de 14%) et le corps a été discréteisé en 15 segments cylindriques ou sphériques [82]. Ce modèle se compose de couches de tissu concentriques annulaires. Sept natures différentes de tissus (le cerveau, les os, les muscles, les poumons, la graisse, la peau et des viscères) sont utilisées. La chaleur échangée avec l'environnement a été modélisée, incluant les pertes de chaleur locale du corps par convection libre et forcée, le rayonnement à grande longueur d'onde, l'évaporation de l'humidité de la peau et l'isolation de l'habillement. Les propriétés physiques et thermo-physiques du corps sont pré-déterminées expérimentalement.

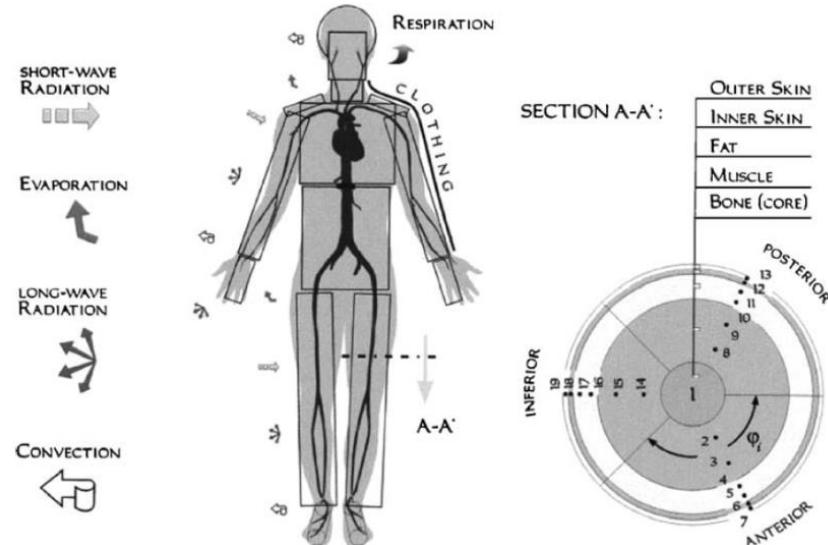


Figure 20. Modèle du Corps par Fiala et la Subdivision angulaire des branches[82]

La particularité majeure de ce modèle réside dans la subdivision angulaire des segments. Comme l'indique la Figure 20, quelques branches sont divisées en trois secteurs (postérieur, antérieur et intérieur). Ceci permet la modélisation de conditions aux limites asymétriques (champs de rayonnement hétérogène par exemple). Cette méthode présente ainsi une première approche de la modélisation 3D.

L'autre modification apportée par Fiala est la modélisation des échanges sanguins entre les artères et les veines. Un échange dit échange par contre-courant s'établit entre le débit sanguin partant et revenant de la branche. Cet échange dépend de la distance entre le segment et le réservoir sanguin.

Le modèle dynamique comporte un système passif et un système actif. Le composant passif prend en compte les phénomènes de transfert de chaleur et de redistribution de la chaleur dans le corps, y compris les effets thermiques de la circulation sanguine, la production de chaleur, l'accumulation et la conduction dans les couches de tissus. Le modèle échange de la chaleur avec l'environnement par convection, le rayonnement, la respiration, l'évaporation de la peau et la diffusion de vapeur d'eau. Dans ce modèle, l'effet isolant des vêtements a été considéré en adaptant le coefficient de transfert de chaleur local U_{cl}^* selon le procédé décrit dans Fiala et al [82].

$$U_{cl}^* = \frac{1}{\sum_{j=1}^n I_{cl}^* + \frac{1}{f_{cl}^*(h_{c,mix} + h_R)}} \quad (6)$$

où j et n représentent la couche de vêtements courante et le nombre total de couche couvrant une partie du corps, respectivement, I_{cl}^* est la valeur d'isolation locale, f_{cl}^* est la zone de l'élément de corps recouvert par des vêtements, et $h_{c,mix}$ et h_R les valeurs locales prévues pour la convection et le rayonnement, respectivement. Les valeurs de I_{cl}^* ont été obtenues en convertissant les caractéristiques du vêtement d'ensemble obtenus à partir de la littérature [108] en simulant avec précision les procédures expérimentales [82]. Une approche similaire a également été utilisée pour calculer la résistance à l'évaporation locale de l'habillement [82].

Contrairement au modèle de Stolwijk, la résolution du système passif se fait par la méthode des différences finies, prenant en compte les nœuds de chaque branche, ce qui permet l'établissement d'une différence de température intra-segment. La circulation sanguine dans chaque segment est assimilée à un débit sanguin par unité de volume du segment, la circulation sanguine dans le segment est alors uniforme.

Compte tenu de la complexité du calcul des facteurs de forme pour la simulation exacte du flux échangé par rayonnement, Fiala calcule le flux radiatif à partir d'un coefficient d'échange radiatif et de la température opérative pour chaque segment. La température opérative est définie comme « la température uniforme d'une enceinte dont l'occupant échangerait la même quantité de chaleur par rayonnement et par convection que dans l'ambiance non uniforme réelle » [109]. Cette température diffère d'un segment à un autre et peut varier en fonction du temps. Expérimentalement, l'utilisation d'un globe noir permet sa détermination.

Le composant actif du modèle représente le système de thermorégulation réelle. Le corps réagit à des changements de températures et maintient sa température interne quasi-constante en employant des méthodes de thermorégulation : production de chaleur supplémentaire par frissons, contrôle de la chaleur échangée avec l'environnement par la sudation et la vasomotricité. Le système de thermorégulation a été développé sur la base de l'analyse statistique des réponses mesurées dans un grand nombre d'expériences dans des conditions variées, avec des bénévoles [110]. Les corrélations résultent de l'identification par régression des coefficients d'équations exprimant les actions de thermorégulation en fonction de la température cutanée moyenne, de la température interne et la variation de la température cutanée moyenne. Le modèle représente la réponse d'une personne non-acclimatée, normale et saine.

Ce modèle présente également une équation empirique de la sensation thermique globale, l'indice DTS « Dynamic Thermal Sensation ». Il est aussi relié à la température cutanée moyenne, à la température interne et à la variation de la température cutanée moyenne. De même, l'indice PPD « Predicted Percentage of Dissatisfied » est calculé à partir de l'indice DTS « Dynamic thermal sensation » en lieu et place du PMV « Predicted Mean Vote ».

Le modèle prend en compte la non-uniformité vestimentaire selon les différents segments. La peau enveloppée par une couche vestimentaire, échange les flux sensible et latent à travers les vêtements.

Du point de vue numérique, chaque branche de ce modèle est subdivisée en plusieurs nœuds. Le nombre de ces nœuds est limité par la capacité de la mémoire informatique. Les équations de Pennes [92] sont discrétisées selon un schéma Crank Nicolson. Le modèle a fait l'objet de plusieurs validations par des expériences indépendantes [110]–[113].

Le modèle Fiala a été sélectionné dans le but de la création d'un nouvel Indice thermique climatique universel (UTCI) en 2012 [111]. Le modèle Fiala originel a été adapté et étendu à un nouveau modèle UTCI-Fiala. Ce dernier est formé de 12 compartiments sphériques ou cylindriques et 187 nœuds. Les éléments respectifs des membres gauches et droits sont regroupés en entités uniques de double longueur. L'une des nouveautés introduites est le modèle adaptatif de vêtements prend en compte la variation de l'isolation des vêtements suite à l'adaptation comportementale selon les conditions environnementales.

Bien que le modèle de Fiala soit assez développé et capable de considérer certaines différences individuelles, ses auteurs ont conclu qu'une partie des différences interindividuelles restent sans explications. Il a été suggéré que le système sanguin gagnerait à être plus réaliste en connectant les différents vaisseaux sanguins par leur ordre naturel au lieu de les relier tous au réservoir sanguin.

Tanabe et al.(2002)

Basé sur le modèle de Stolwijk, le modèle de Tanabe [114] est un modèle de thermorégulation à 65 nœuds (Figure 21). Ce modèle est capable de prédire la variation des conditions physiologiques pour différentes parties du corps (16 segments). Les segments du corps sont constitués de quatre branches, une branche centrale (os) et des branches pour le muscle, la graisse et la peau. Le 65^{ème} nœud du modèle représente le sang central et ce modèle présente des échanges convectifs entre les segments et les artères.

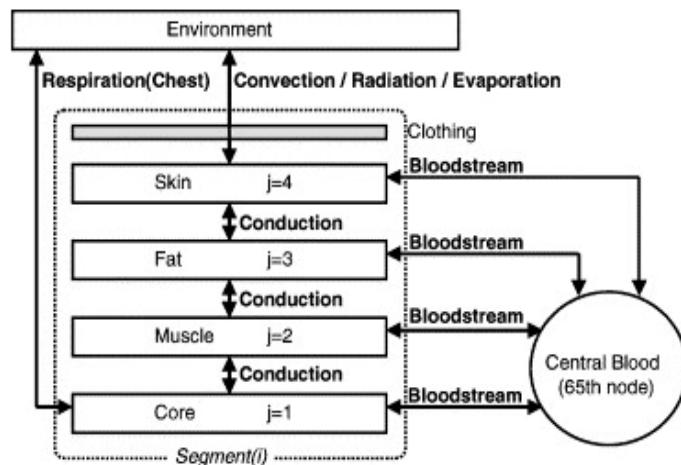


Figure 21. Modèle de Tanabe à 65 nœuds [114]

Par ailleurs, il présente une combinaison entre un modèle d'échange radiatif avec la pièce occupée par la personne et un modèle dynamique CFD permettant de calculer les différentes conditions externes avec plus de précision. Ce modèle utilise la température opérative pour calculer le flux radiatif. Les coefficients d'échanges radiatifs sont déterminés à partir un mannequin thermique. Sachant que l'utilisation de cette température n'est valable que pour les conditions homogènes ou relativement homogènes, un tel choix limite l'efficacité de la multiplication du nombre de nœuds du modèle. Le système est résolu numériquement pour chaque segment et pour le réservoir sanguin en fonction du temps. L'aspect isotherme des branches est conservé, ceci aussi constitue l'une des limitations du modèle. La conduction interbranche est déterminée avec des coefficients de conduction préétablis. Ce modèle prend en compte la vasoconstriction, la vasodilatation, la transpiration et les frissons [114]. La dernière version du modèle, appelée JOS-2 [115], comprend un modèle amélioré de la circulation sanguine. D'autre part, le nombre de nœuds dans les segments autres que la tête a été réduit à deux pour limiter les incertitudes

(UC Berkeley) Huizenga C et al. 2001

En se basant sur le modèle de Stolwijk de thermo régulation et le modèle de Tanabe, ce modèle multi-nodal (Figure 22) a été développé à l'université de Californie Berkeley et présente plusieurs améliorations [84].



Figure 22. Segmentation du modèle de Berkeley[84]

Il est capable de simuler un nombre arbitraire de segments. Pour développer le modèle, le corps est divisé en 16 segments, chaque segment comprenant quatre branches (os, muscle, graisse, peau) et une couche vestimentaire. La composante du sang est représentée par une série indépendante de nœuds. Il prédit les réponses physiologiques dans des conditions transitoires et hétérogènes, de même que les transferts d'énergie et de masse à travers les vêtements, et à travers une surface de contact. Comparativement au modèle de Stolwijk, plusieurs améliorations sont présentées au niveau :

- de la segmentation
- de la circulation sanguine
- du contact avec un support rigide (ex : chaise...)
- du rayonnement.

La Figure 23 montre la structure nodale du modèle de Berkeley.

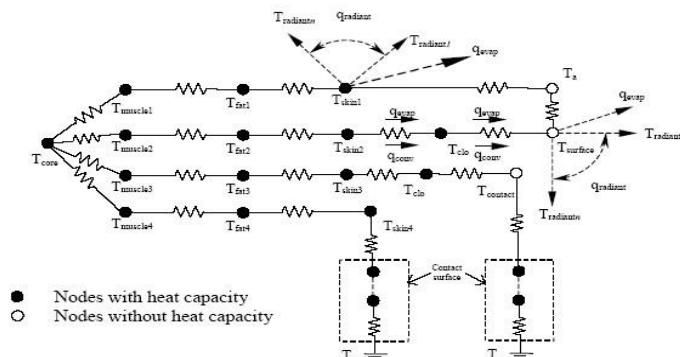


Figure 23. Structure nodale du modèle de Berkeley [69]

Une interface graphique a été développée afin de faciliter la manipulation du modèle et de visualiser la variation des grandeurs. Un couplage entre ce modèle et un modèle CFD dans l'habitat ou dans l'habitacle automobile permet de visualiser la variation des températures de la peau en fonction du temps.

L'introduction en 2001 de la fonction Body Builder de Zhang et al. [13] permet de prendre en considération les différences physiologiques. Certaines différences physiologiques ne sont cependant pas prises en considération tel que l'acclimatation, la forme athlétique et le cycle menstruel.

En 2003, une formulation de la sensation thermique développée par Zhang est intégrée dans le modèle [78].

ThermoSEM Kingma et al. 2004

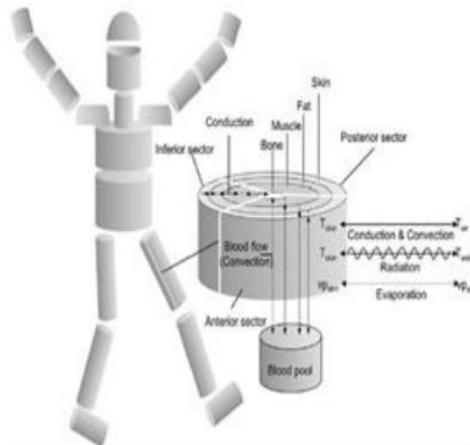


Figure 24. Schéma du modèle ThermoSEM[53]

Ce modèle de thermorégulation (Figure 24) est un modèle dynamique de thermo-sensation basé sur celui de Fiala. Il est aussi composé d'un système passif et d'un système actif. La différence entre ce modèle et celui de Fiala est que les extrémités ont été divisés en deux parties : une partie supérieure et une partie inférieure (la décomposition en partie supérieure et inférieur dans le modèle de Fiala se faisant uniquement au niveau des secteurs) et les coefficient de perfusion sanguine dans la peau par volume de tissus ont été corrigées [116].

Le corps humain est discrétisé en 18 cylindres et d'une sphère pour la tête. En plus, il existe une division spatiale en 3 secteurs : un secteur antérieur, un secteur postérieur et un secteur intérieur. Les caractéristiques individuelles comme la taille, le poids et la teneur en matière grasse peuvent être prises en compte ainsi que des conditions aux limites asymétriques. La différence majeure avec le modèle de Fiala est dans la partie active du modèle. Dans le modèle ThermoSEM un modèle du débit sanguin dans la peau (Figure 25), basé sur des concepts neurophysiologiques a été développé et inclus dans le modèle. Ce modèle comprend la perception thermique par les récepteurs et le chemin neurologique impliqué dans le contrôle du débit sanguin à travers la peau. Un set de données expérimentales a été utilisé pour développer le modèle et deux autres sets indépendants pour la validation [117]. La modélisation comprend cinq phases. Tout d'abord, les températures cutanées sont transformées en une réponse neurologique déclenchée par les neurones sensibles. Suite à la première phase, les réponses neurologiques sont intégrées en accord avec le schéma neurologique correspondant. Le message parvient ensuite à la zone pré-optique médiale de l'hypothalamus où sont stimulés les neurones sensibles au chaud. Puis les neurones centraux sont stimulés. Enfin, le débit sanguin dans la peau est contrôlé par les neurones efférents [53]. La méthode a été implémentée par :

$$\beta_i = \beta_{i,bas} \cdot N \cdot Q_{10}$$

β_i étant la chaleur équivalente au flux sanguin, $Q_{10} = 2^{\frac{T_i - T_{i,bas}}{10}}$ [§ 1.1.3.1], l'effet Q_{10} , qui prend en compte la régulation locale du débit sanguin et N le signal de régulation du débit sanguin calculé par :

$$N = \gamma_1 - \gamma_2(H_{warm} - P_{cold}) - \gamma_3(H_{warm} + P_{warm})$$

H_{warm} étant le taux de déclenchement des neurones sensibles à la température dans l'hypothalamus, P_{cold} le stimulus périphérique froid et P_{warm} le stimulus périphérique chaud. γ_1, γ_2 et γ_3 sont des constantes du modèles représentant respectivement l'effet des facteurs non thermiques qui affectent le flux sanguin dans la peau tel que la pression artérielle (γ_1) et la puissance du stimuli de l'hypothalamus sur le centre vasomoteur (γ_2 et γ_3).

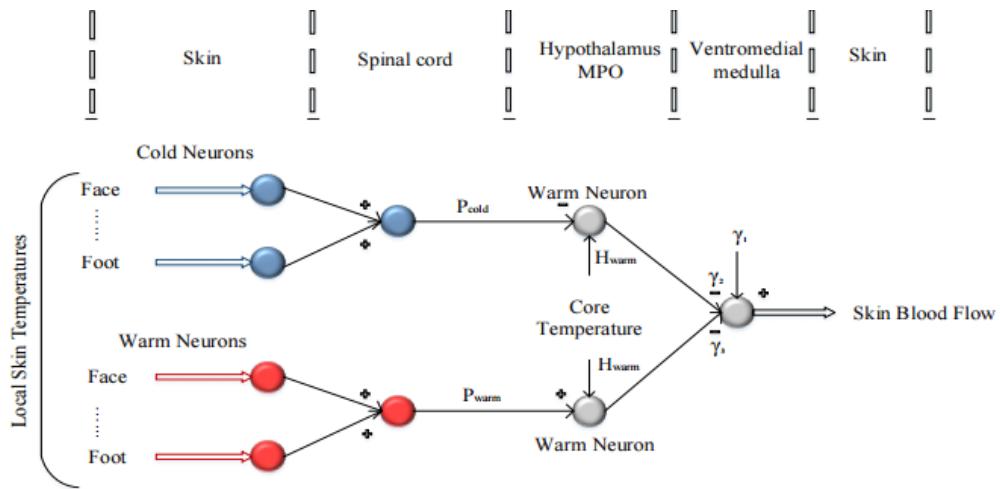


Figure 25. Schéma du modèle de neurones pour contrôler le flux de sang dans la peau [53]

Yi and Fengzhi 2005

Yi et Fengzhi ont développé un modèle qui combine un modèle de Stolwijk modifié à 25 nœuds avec un modèle dynamique de vêtements qui décrit le transfert couplé de chaleur et d'humidité dans les vêtements tout en considérant l'accumulation de sueur sur la peau. L'influence des matériaux des vêtements sur la réponse thermique est questionnée en intégrant un modèle d'une personne habillée. Le modèle apparaît comme capable de prévoir le transfert dynamique de chaleur et d'humidité entre le corps humain et les vêtements. Les résultats du modèle montrent que le processus de thermorégulation est affecté par l'hygroscopicité des matériaux composant les vêtements [118].

BodyHumiTherm (BHT)-(2005)

Torbey [69] a développé un modèle dynamique de transfert d'humidité et de chaleur à travers les couches enveloppant le corps. Ce modèle est combiné à un modèle de transfert de chaleur passif et un modèle de thermorégulation à l'instar du modèle de Fiala [85] mais implanté dans l'environnement Thermette®, et Modray® (logiciels du Centre d'Efficacité Energétique des Systèmes - Palaiseau). Il permet de calculer les températures internes du corps, les températures cutanées, les différentes humidités relatives de la peau, la température et l'humidité des vêtements ainsi que la température et l'humidité de la surface de contact afin d'évaluer le niveau de confort de la personne. Ce développement avait comme but le dimensionnement d'équipements techniques en tenant compte des exigences de

“confort” de l’être humain. Malheureusement, la validation du modèle dans des conditions extrêmes, hétérogènes ou transitoires n’était pas dans le cadre du travail.

Transient Bioheat model (2006)

Salloum et al. [119] a développé un modèle mathématique en 15 segments basé sur un modèle amélioré de Stolwijk [120]. Une importance particulière a été attribuée à la modélisation de la circulation sanguine. En effet, le modèle calcule les débits de circulation sanguine en fonction des données physiologiques exactes d’Avolio [121] ainsi que les dimensions réelles et les positions anatomiques des artères du corps. Le modèle de corps nu est combiné au modèle de vêtement de Jones [122] basé sur la diffusion de chaleur et de masse à travers les couches de vêtement et qui prend en compte l’adsorption d’humidité par les fibres. Les prévisions des modèles de corps nu et habillé sont comparées aux données expérimentales publiées pour diverses conditions et activités ambiantes. Le modèle actuel s’accorde bien avec les données expérimentales lors des transitions d’environnements chauds et froids et lors de modifications du taux métabolique. Le modèle humain nu et le modèle humain habillé ont une précision de moins de 8% pour les gains ou les pertes de chaleur du corps entier ; le modèle humain nu a une précision de $\pm 0,48^\circ\text{C}$ pour les valeurs de température de la peau.

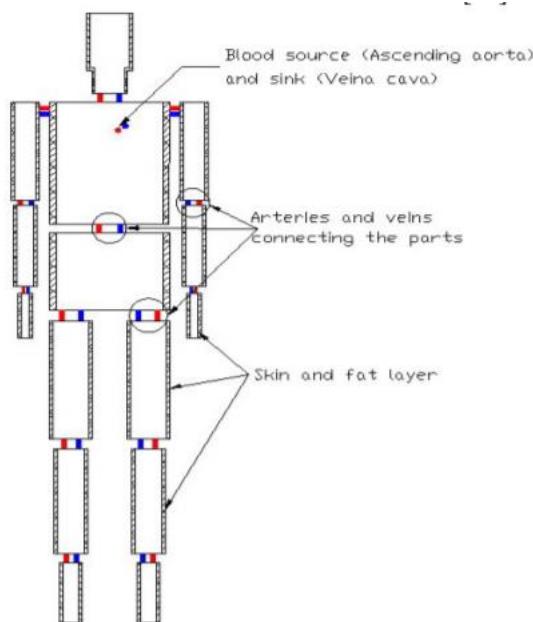


Fig. 1: Schematic of the Multi-segment Model

Figure 26. Schéma du modèle multi-segment [119]

Streblow (2011)

Streblow [123] a développé son modèle 33-NCM en réduisant le nombre de couches internes du modèle de Tanabe [114] à deux afin d’éviter des sources d’erreurs supplémentaires en ce qui concerne la prévision du confort thermique de l’homme provoquée par une information insuffisante sur caractéristiques physiologiques des tissus, et l’a combiné au modèle de confort de Zhang [78] initialement intégré au modèle de Berkeley [84]. Le modèle 33-NCM, conçu dans le but d’une application dans les cabines d’avion, est calibré avec des données expérimentales obtenues par l’auteur

et reflétant la sensation thermique et les votes de confort des passagers assis dans une cabine d'avion avec un système de ventilation. En conséquence, l'ensemble optimisé de paramètres de conception est limité au domaine d'application.

Human Thermal Model (2012)

Le modèle HTM (Human Thermal Model) a été développé à Technical Research Centre of Finland pour des simulations de bâtiments non commerciaux. Le modèle combine une représentation thermique du corps humain avec des corrélations de sensation et de confort thermique. La méthode de Zhang a été utilisée pour la sensation et le confort thermique. Les modèles HTM représentent les interactions du corps humain avec son environnement et la réponse physiologique du corps humain. Ce modèle est basé sur l'anatomie réaliste du corps humain et sa physiologie.

MORPHEUS (2017)

Wölki [124] a introduit un modèle numérique multi-élément du corps humain « MORPHEUS » pour prédire sa réponse de thermorégulation dans des environnements statiques, dynamiques, homogènes et non homogènes. Il s'est basé sur le modèle de Fiala [85] en y combinant des idées de modélisation de Tanabe et al [114]. La Figure 27 présente le schéma du modèle en modèle passif et actif. Le modèle a été développé dans avec le langage Modelica dans Dymola pour faciliter l'exportation du modèle pour des cosimulations. L'approche de modélisation par composants permet la modification de ces composants sans avoir à modifier le système d'équations dans son intégralité. En outre, ce modèle prend en compte les influences de la posture du corps sur l'échange de chaleur radiative entre le corps humain et ses structures environnantes [124]. Ce modèle a ensuite subi une approche d'individualisation qui sera exposée plus tard mais qui a abouti au développement de deux modèles : le TFS pour représenter une femme typique et le TMS pour représenter un homme typique.

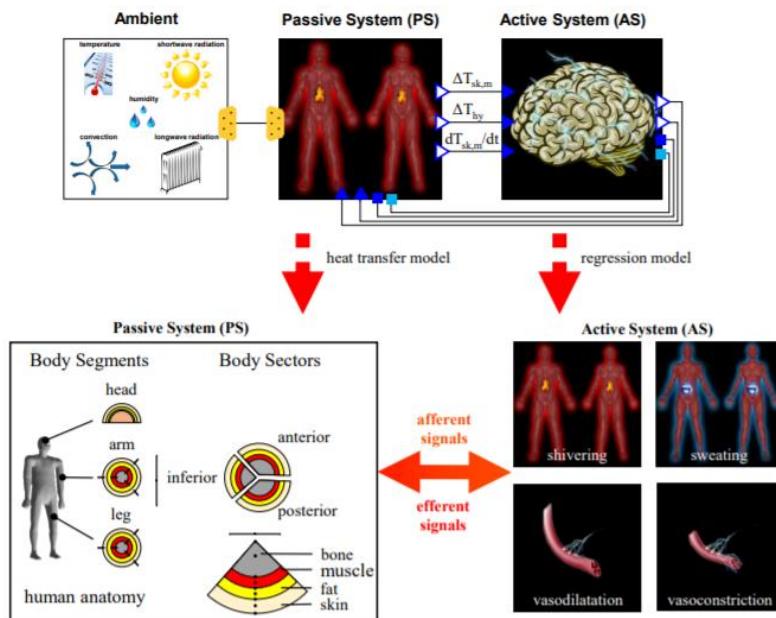


Figure 27 Schéma du modèle montrant le système actif et le système passif [125]

1.4.1.5. Modèle à maillage 3D

Smith- Fu 1995

Ce modèle développé dans KSU (Kansas State University-Manhattan) représente le corps interne sous forme de multiéléments (15 éléments) et intègre les couches vestimentaires. C'est probablement le premier modèle 3D multiéléments. Il est flexible grâce à l'approche en éléments finis qui réduit les restrictions et les hypothèses sur la géométrie. Cependant, il comprend près de 3 000 éléments impliquant des contraintes de calcul selon l'outil informatique utilisé, la méthode de résolution adoptée et la vitesse du support informatique. Le système de circulation sanguine ainsi que le système respiratoire sont plus détaillés. En effet, ce modèle considère la microcirculation dans les capillaires ainsi que la circulation de l'air dans les capillaires. La Figure 28 montre le schéma détaillé des vaisseaux sanguins qui comprend les veines et les artères ainsi que les capillaires.

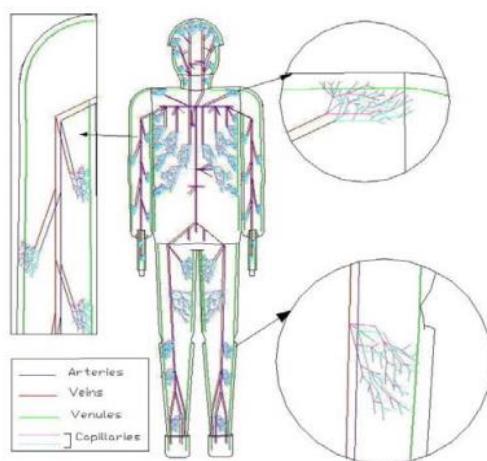


Figure 28 Le modèle complet des vaisseaux sanguins [119]

NREL (National Renewable Energy Laboratory)-(2002)

Deux modèles sont utilisés pour prévoir le confort thermique des occupants par l'équipe du NREL [126] : un modèle qui détermine la réponse physiologique de la personne selon les conditions environnementales et le métabolisme, et un modèle psychologique qui détermine la perception de l'environnement thermique par la personne basé sur la réponse physiologique.

Le modèle physiologique est un modèle en éléments finis qui détermine la réponse physiologique face à un environnement asymétrique transitoire. Il modélise le système passif ainsi que le système actif [89]. La circulation sanguine est représentée par des segments dont le diamètre varie avec la température pour modéliser la vasoconstriction et la vasodilatation. Les équations de la thermorégulation ont été établies suites à des campagnes d'essai médicales. Les vêtements sont aussi modélisés, ainsi que le transfert de chaleur et d'humidité à travers la couche de vêtements. Le modèle initial était écrit sur Fortran et puis mis à jour à l'aide d'ANSYS. Le maillage peut être adapté selon la taille, la masse, la quantité de graisse et le sexe de la personne. Un schéma du modèle d'origine en éléments finis est schématisé dans la Figure 29. Ce modèle a été validé à 1°C près pour la température moyenne de la peau et 10% de la perte totale de chaleur par le corps. La limitation de ce modèle est le nombre réduit des mesures faites en transitoire

et sur des parties locales du corps qui induit des incertitudes significatives sur la prédiction de la réponse transitoire de la thermorégulation et sur la distribution des effets de la thermorégulation sur les différentes parties du corps . Une grande incertitude est présente dans la prédiction des débits de perfusion sanguine dans chaque segment du corps [89].

Le second modèle a pour objectif de convertir la température interne du corps et la température de la peau à des sensations psychologiques de confort thermique. Il est basé sur les récepteurs thermiques de chaud et de froid. Cependant, ce modèle est limité à une résolution spatiale à 16 segments et sa validation nécessite un nombre très large de tests.

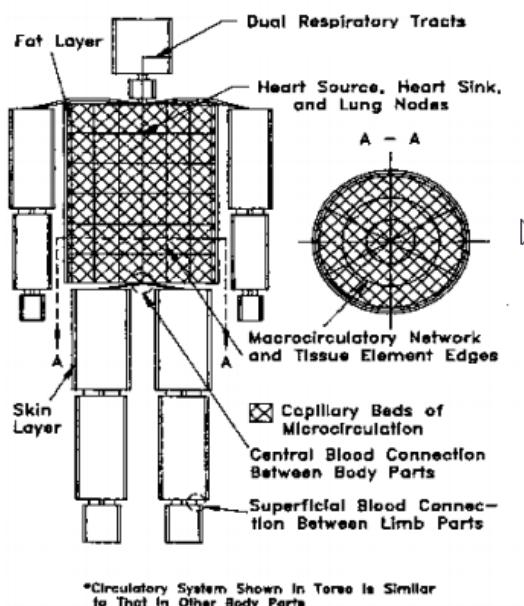


Figure 29 Maillage en éléments finis du modèle thermique du corps humain [89]

1.4.1.6. Tableau récapitulatif

Nous avons regroupé les caractéristiques principales des différents modèles dans le Tableau 5.

Tableau 5 Tableau récapitulatif des différents modèles thermo-physiologiques

	Type	Dyn/ stat	Dimensions	Vêtement	Environnement	Sys actif	Circulation sanguine	Sensation thermique	Adaptabilité Individualisation
Burton (1934)	Un nœud	Stat	0D	Non	Homogène	Non	Convection	Non	Non
Pennes (1948)	Uni-segment	Dyn	1D-radial	Non	Homogène	Non	Convection	Non	Non
Wissler (1964)	Multi-nodal	Dyn	3D	Non	Homogène	Oui	Artères/veines /Capillaires	Non	Oui
Giovani Goldman (1971)	Un noeud	Stat	0D	Oui	Homogène	Non	Convection	Non	Non
Stolwijk (1977)	Multi-nodal	Dyn	2D	Oui	Quasi-hétérogène	Oui	Convection	Non	Oui
KSU-Azer Hsu(1977)	Bi-nodal	Dyn	0D	Oui	Homogène	Oui	Convection	Oui	Non
Fanger (1982)	Un nœud	Stat	0D	Oui	Homogène	Non	Convection	Oui (PPD, PMV)	Non
Gagge (1986)	Bi-nodal	Dyn	0D	Oui	Homogène	Oui	Convection	Oui	Non
Int-Hout(1990)	Bi-nodal	Dyn	0D	Oui	Homogène	Oui	Convection	Oui	Non
Smith- Fu (1995)	Maillage 3D	Dyn	3D	Oui	Hétérogène +	Oui	Réseau (Micro circulation)	Non	Oui
Fiala (1998)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Perfusion	Oui	Oui
TRANMOD (2002)	Bi-nodal	Dyn	0D	Oui	Homogène	Oui	Convection	Oui	Oui
Berkeley (2001)	Multi-nodal	Dyn	2D	Oui+CFD+contact	Hétérogène	Oui	Convection	Oui	Oui
65 MN (2002)	Multi-nodal	Dyn	2D	Oui +CFD	Hétérogène	Oui	Convection	Non	Oui
NREL (2002)	Maillage 3D	Dyn	3D	Oui+CFD+contact	Hétérogène +	Oui	Réseau (Micro circulation)	Oui	Oui
ThermoSEM (2004)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Perfusion -Neurophysiologie	Non	Oui
Yi and Fengzhi (2005)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Convection	Non	Oui
BHT (2005)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Perfusion	Non	Oui
Transient Bioheat(2006)	Multi-nodal	Dyn	2D	Oui	Hétérogène	Oui	Dimension Artères/Veines	Non	Oui
Streblow 33-NCM (2011)	Multi-nodal	Dyn	2D	Oui +CFD	Hétérogène	Oui	Convection	Oui	Oui
HTM (2012)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Réseau (Micro circulation)	Oui	Oui
MORPHEUS (2018)	Multi-nodal	Dyn	3D	Oui	Hétérogène	Oui	Perfusion	Oui	Oui

1.4.2. Approches d'individualisation

D'après l'exposé sur les modèles thermo-physiologiques, la plupart des modèles développés dans la littérature sont des modèles statistiques représentant un homme moyen. Les modèles à un nœud ou à deux nœuds font abstraction des différences individuelles et les considèrent comme bruit statistique. Les modèles multi-segments ont la possibilité d'être modifiés pour prendre en compte différentes anatomies, mais la plupart des auteurs se sont contentés d'une représentation de l'homme moyen. Néanmoins, on a vu dans la partie 1.1 que les paramètres individuels et la composition du corps ont un effet non discutable sur le confort thermique et la réponse de thermorégulation. Quelques approches d'individualisation sont reportées dans la littérature et seront exposées ci-dessous.

Des études d'individualisation ont porté sur l'individualisation des paramètres du système passif. D'autres ont agi sur le système actif. Sachant que l'obtention des données sur la composition et la distribution des tissus nécessite des équipements coûteux et que ces données ne sont pas présentes dans la littérature, plusieurs auteurs se sont contentés d'utiliser les paramètres descriptifs tel que le sexe et l'âge pour déduire la composition du corps à l'aide de corrélations. La plupart des modèles ont comme entrées des données anthropométriques de la personne telle la masse qui influence le métabolisme de base, et la surface du corps qui échange de la chaleur avec l'environnement. Les versions les plus sophistiquées utilisent ces valeurs d'entrée pour déterminer des caractéristiques locales comme la longueur des segments et leurs circonférences. Le « Body Builder » de Zhang est un modèle de ce type.

1.4.2.1. Harenith [35]

Harenith a développé un modèle de thermorégulation en ajoutant des équations de contrôle qui prennent en compte les caractéristiques de la personne (la surface du corps, la masse, le pourcentage de graisse corporelle, la quantité maximale de O_2 pris). Ces additions ont significativement amélioré la prédiction du stress thermique, mais laissent cependant inexplicables certaines différences entre les réponses des individus.

En plus des paramètres d'entrée traditionnels (climat, vêtements et activité), de nouveaux sont introduits : la masse (m), l'épaisseur de la couche de graisse, la surface corporelle (A_D), volume d'oxygène maximal ($\dot{V}_{O_2 \max}$) et l'état d'acclimatation. Ces paramètres peuvent être saisis directement ou déduits par corrélation d'autres plus facilement disponibles (A_D à partir de la masse et de la taille ; l'épaisseur de la couche de graisse à partir du pourcentage de graisse corporelle, le sexe et l'âge ; l'état d'acclimatation à partir du nombre de jour d'acclimatation). L'effet de ces paramètres est introduit dans les équations régissant le modèle.

L'ancien modèle considérait un homme standard (1.83 m, 75kg, 15% masse grasseuse). Pour ajuster les paramètres anthropométriques de l'individu trois nouveaux paramètres d'entrée sont ajoutés : la masse, la taille et l'adiposité de la personne.

L'âge et le sexe ne sont pas présentés dans le modèle comme directement affectant la thermorégulation. Il a été montré que l'âge et le sexe ont une incidence sur la puissance aérobie, la quantité de graisse corporelle, la masse et la surface du corps, mais pas directement sur la thermorégulation [27], [127]. Le modèle individualisé a été confronté à une validation contre le modèle standard et des données

expérimentales [128]. Il en ressort que l'effet de l'individualisation sur la thermorégulation dépend fortement des conditions environnementales. Dans des situations où les pertes de chaleur par évaporation sont limitées, la capacité thermique, la masse et la conductivité thermique ont une influence importante sur la réponse thermique. Toutefois, par temps froid, le modèle rend moins bien compte des différences de réponses en raison d'une surestimation de la circulation sanguine dans la peau. Ceci amène Havenith à déclarer que la connaissance actuelle des causes des différences individuelles est loin d'être complète.

1.4.2.2. Zhang et al [13]

Le Body Builder développé par Zhang et al pour prendre en compte les différences physiologiques dans le modèle de UC Berckley [84] est utilisé pour prévoir les variations des réponses thermiques entre les individus. Dans ce modèle, la taille, la masse, la circonférence de l'abdomen, la circonférence du cou, la circonférence des cuisses pour les femmes, le sexe, et la couleur de la peau sont introduits comme paramètres afin de calculer le métabolisme de base, le débit sanguin, la surface de corps, l'absorptivité, la conductance, la capacitance et la longueur des vaisseaux en contre-courant. L'organigramme du modèle est représenté dans la Figure 30. La masse et la masse graisseuse étant corrélées à l'âge, celui-ci est pris en compte indirectement par le modèle. Les auteurs ont également individualisé le débit cardiaque selon l'étude de Gregerson & Nickerson [129] qui fournit différentes valeurs de débit cardiaque pour les différents types de corps. Les longueurs des segments ont aussi subies une individualisation selon les données de Tilley & Associates [130] induisant une individualisation de la longueur des segments. D'autres paramètres comme le cycle menstruel, la forme athlétique et la variation de la réponse de transpiration ne sont pas pris en compte. Des informations détaillées sur la configuration du modèle anatomique ne sont pas fournies.

La procédure a été validée en simulant des expériences de la littérature :

- Tout d'abord, celles de Nishimura et al.[24] différenciant un groupe de personnes maigres (10,7% de graisse corporelle) et un groupe de personnes obèses (19,4% de graisse corporelle). Le modèle semble restituer la tendance observée dans les expériences mais la vasodilatation semble être surestimée puisqu'à des températures élevées les températures de peau simulées pour les deux groupes se rejoignent contrairement à la différence réelle observées.
- Deuxièmement, Zhang et al [13] ont simulé les expériences de Hardy et Stolwijk [131] d'abord sur trois puis sur huit individus pour lesquels ils ont estimé le pourcentage de graisse corporelle. Les estimations de températures moyenne de peau sont globalement en accord avec les températures mesurées. Cependant les températures tympaniques simulées ne présentent pas autant de variation que les celles mesurées.

En revanche, les auteurs n'avaient pas montré une comparaison des simulations avec les caractéristiques individuelles et avec les caractéristiques de l'individu moyen pour quantifier l'amélioration de la prédiction du modèle. À ce stade, les auteurs ont soulevé la question de la personnalisation de leur modèle sensoriel de confort, sans la mettre en œuvre.

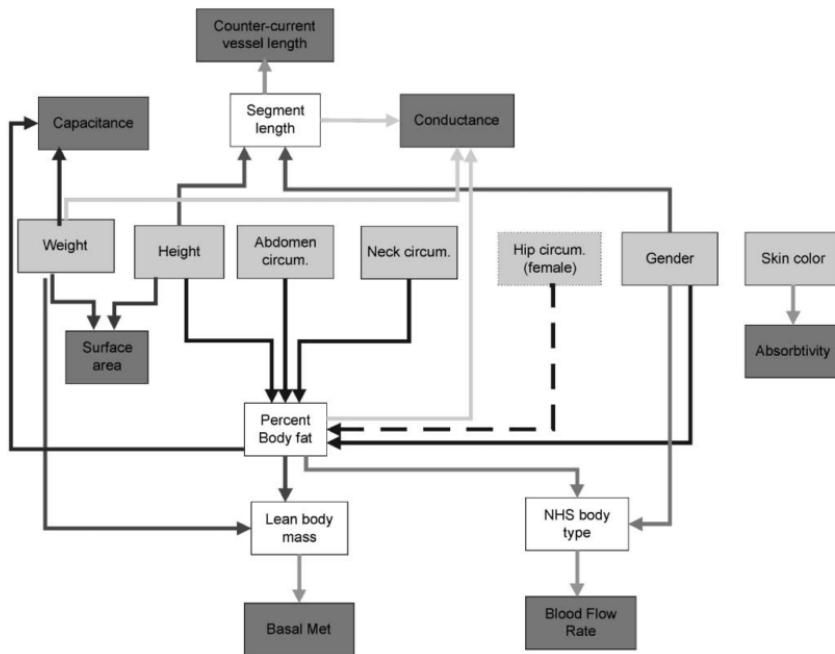


Figure 30 Organigramme du modèle Body Builder[13]

1.4.2.3. Van Marken Lichtenbelt et al. [132]

Van Marken Lichtenbelt et al. ont étudié la capacité du modèle de Fiala [85] à prédire la réponse thermique individuelle dans des environnements froids. Ils ont donc effectué des expériences durant lesquelles ils notaient la composition du corps et le métabolisme basal, et mesuraient la température moyenne du corps, la température interne ainsi que le métabolisme actuel. La comparaison des résultats obtenus avec la réponse du modèle de Fiala standard a révélé une erreur significative sur les résultats prédictifs. Le modèle numérique a ensuite été adapté en considérant la composition, le métabolisme basal et le métabolisme mesuré. La meilleure prédiction dans ce cas était en modifiant le métabolisme actuel et la composition du corps. Cependant, si cette personnalisation du système passif a effectivement amélioré la prédiction des résultats en moyenne pour le groupe, cela s'est avéré moins probant à un niveau individuel.

Une deuxième étude par les mêmes auteurs [110] a consisté à comparer le modèle de Fiala standard aux modèles individualisés d'un homme et d'une femme néerlandais et les confronter aux données expérimentales. L'individualisation a pris en compte la taille et les longueurs des extrémités ainsi que la masse et la quantité de graisse calculée d'après une corrélation de Deurenberg et al.[133] en fixant l'âge à 45 ans. De même, le métabolisme est déduit d'une corrélation de WHO [134]. Cette étude a révélé que les meilleurs résultats étaient obtenus en adaptant la composition du corps et le métabolisme. Cependant, une grande partie des écarts dans les réponses individuelles au froid restait inexpliquée. Les auteurs suggèrent qu'en incorporant davantage de caractéristiques du sujet comme la distribution de la graisse corporelle et des adaptations personnalisées de la perfusion sanguine de la peau et des fonctions de contrôle des améliorations supplémentaires peuvent être apportées au modèle.

1.4.2.4. Takada et al. [135]

Takada et al. se sont plutôt concentrés sur l'adaptation des équations de thermorégulation (la sudation, le flux sanguin à travers la peau) ainsi que des valeurs de référence de la température interne et des températures de peau du modèle de Pierce et Gagge [136]. Ils ont alors effectué des expériences avec 4 hommes de morphologies différentes. La différence interindividuelle des températures de peau a dépassé celle de la température interne qui elle était de 1K, ce qui est considéré comme significatif par les chercheurs puisque cette différence de température implique un changement significatif du débit sanguin à travers la peau. Des différences interindividuelles du débit sanguin ont été également observées. Ainsi, après une première expérience sur 4 testeurs dans un même environnement thermique, les auteurs ont modifié les coefficients empiriques des équations de thermorégulation du modèle pour chaque personne séparément jusqu'à ce que la différence entre les résultats prédictifs et les résultats expérimentaux deviennent minimes. Une fonction objective comprenant les températures de peau moyennes et les températures internes calculées ($T_{sk,i}$, $T_{cr,i}$ respectivement) et mesurées ($T'_{cr,i}$, $T'_{sk,i}$ respectivement) a été minimisée pour chaque testeur afin de trouver les coefficients individuels :

$$J = \sum_{i=1}^N (T_{cr,i} - T'_{cr,i})^2 + \sum_{i=1}^N (T_{sk,i} - T'_{sk,i})^2$$

Pour s'assurer ensuite de la validité du modèle, une autre campagne d'essais était menée avec les mêmes personnes mais pour des scénarios différents. Celle-ci a montré un accord entre les résultats, indiquant que les nouveaux coefficients déterminés par personne peuvent être utilisés pour décrire les réponses de thermorégulation dynamiques de chaque sujet. Ces résultats montrent qu'une individualisation par apprentissage pour chaque personne est possible. Cependant, la question de son applicabilité pour les modèles plus complets avec un large nombre de paramètres souvent interdépendants reste ouverte. Les auteurs soulignent enfin que cette méthode peut être développée en utilisant d'autres paramètres d'optimisation telles que les températures cutanées locales au lieu de la température moyenne.

1.4.2.5. Novieto et Zhang [137], [138]

Novieto et Zhang ont étudié la possibilité d'adapter le modèle IESD-Fiala [85] à un corps humain âgé. Une étude bibliographique avait révélé que le métabolisme, le débit cardiaque et la masse sont les paramètres subissant un changement important avec l'âge. Une étude de sensibilité sur les changements induits de la température de thermoneutralité suite à la modification de ces paramètres a permis de déduire que le métabolisme est le paramètre ayant le plus d'influence, la température de thermoneutralité étant la température ambiante nécessaire pour maintenir le corps à 37°C en absence de thermorégulation. Ensuite, les auteurs ont modifié les valeurs des paramètres en question pour l'homme moyen par les valeurs correspondant à un homme âgé selon le rapport de Holtz-Eakin [139]. Malheureusement, une validation expérimentale pour une personne âgée n'a pas été effectuée.

1.4.2.6. Zhou et al. [140]

Zhou et al. ont adapté également le modèle passif de Fiala, mais cette fois-ci pour représenter un homme moyen chinois et une femme moyenne chinoise. Ils ont encore utilisé les quatre paramètres : la masse, la taille, le sexe et l'âge. De même, ils ont adapté les surfaces locales des segments en fonctions des surfaces relatives de chaque partie du corps par rapport à la surface totale, en considérant que le

rapport des surfaces du modèle de Fiala ne correspond pas à la population chinoise. Après une confrontation avec des données expérimentales, les auteurs ont montré une amélioration de la prédiction de la température moyenne de la peau et des températures locales sachant que ces dernières présentaient encore certaines contradictions restées inexpliquées. Cependant, en essayant de reproduire les résultats, nous avons constaté une incohérences et informations manquantes.

1.4.2.7. Havenith et Fiala [141]

Havenith et Fiala ont reproduit un modèle de référence « extensible » du corps humain, basé sur des données anthropométriques d'une large population [142], [143]. Ce modèle nécessite l'introduction de quatre paramètres d'entrée : la taille, la masse, le sexe et l'âge. Ces informations sont utilisées pour trouver la composition et les dimensions du corps. En effet, la longueur des extrémités est estimée à partir de la longueur des os du tibia, fémur, humérus et de l'ulna [142]. La quantité de graisse est soit mesurée, soit calculé d'après la formule de Han & Lean [144]. Les valeurs de la graisse viscérale et de la graisse abdominale sous-cutanée sont calculées. Ensuite, une procédure itérative répartit la quantité de graisse calculée en considérant que la grande partie de la graisse est contenue dans les parties centrales et que la quantité de graisse par élément diminue en allant vers les extrémités [141]. A l'instar du modèle de Havenith [35], le système actif est modifié en prenant compte de l'effet de l'acclimatation et de la forme physique de la personne sur les seuils de déclenchement de la thermorégulation ainsi que les valeurs limites atteintes.

1.4.2.8. Wölki [124]

Wölki a également cherché à individualiser le modèle de Fiala. Il a adopté la même procédure d'adaptation des longueurs des segments que celle de van Marken Lichtenbelt [110]. Cependant, il mesurait les valeurs de graisses locales par analyse d'impédance bioélectrique multifréquence avec la balance InBody720 et procédait par une méthode itérative pour déduire les différents rayons des couches afin de conserver la masse totale. Sa procédure a été appliquée pour représenter un homme typique et une femme typique en utilisant les données statistiques d'hommes et de femmes allemands entre 18 et 35 ans. Une autre étude bibliographique a révélé que les hommes et les femmes allemands moyens sont bien représentés par les deux modèles en terme de surface du corps, masse et taille selon l'équation de Dubois [145]. Cependant le modèle n'a pas subi de validation expérimentale approfondie, et sa validation à partir de données de la littérature semble être difficile, car la plupart des études disponibles dans la littérature fournissent peu d'informations sur la composition corporelle de leurs sujets.

1.4.2.9. Tableau récapitulatif

Nous avons groupé les différentes tentatives d'individualisation dans un tableau en définissant les paramètres prises en compte par chaque modèle et le modèle adapté dans le Tableau 6.

Tableau 6 Différentes tentatives d'individualisation et les paramètres pris en compte

Author	Model	Modified parameters												
		Masse	Taille	Surface Dubois	Surface Locale	Graisse corporelle	Muscle	M_{bas}	Activité	Débit Sanguin	Couleur peau	Masse maigre	Sexe	Graisse locale
Havenith (2001)	Enhanced Pierce	X	X	X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-
Zhang et al. (2001)	Enhanced Stolwijk	X	X	X	-	X	-	X	X	X	X	X	-	-
van Marken Lichtenbelt et al. (2004)	Fiala	X	-	-	-	X	-	X	X	-	-	X	-	-
van Marken Lichtenbelt et al. (2007)	Fiala	X	X	-	-	X	-	X	X	-	-	X	-	-
Takada (2007)	Pierce	X	X	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Novieto & Zhang (2010)	IESD Fiala	X	-	-	-	-	-	X	-	X	-	-	-	-
Zhou et al. (2013)	Fiala	X	X	X	X	X	-	X	-	X	-	-	-	-
Wölk et al (2017)	Fiala	X	X	X	-	X	X	X	-	-	-	X	X	X

1.5. Conclusion et choix du modèle

Plusieurs modèles thermo-physiologiques ont été développés afin d'étudier la réponse thermo-physiologique et le confort thermique ressenti par le corps humain.

Un modèle numérique ne permet pas seulement d'évaluer de nouveaux concepts et stratégies, et de choisir lesquelles tester, mais donner aussi accès à un potentiel d'innovation et d'inventions créatives. La modélisation est plus rapide que le prototypage et l'essai itéré, et apporte la répétitivité qui fait défaut à l'expérimentation dans le domaine thermo-physiologique, permettant ainsi une bonne comparaison relative de différents cas. Elle nécessite cependant un travail préalable intense, et le transfert de données entre les modèles est toujours difficile. Les utilisateurs doivent reconnaître les différentes hypothèses des modèles et leurs limitations. L'absence de validation des modèles surtout pour les nouveaux concepts, constitue aussi un défaut de la modélisation. Il reste à choisir le type de modèle à employer et le niveau de détails approprié.

Les premiers modèles de thermiques du corps humain étaient des modèles 0D [146], 1D [92] ou quasi 2D [147]. Ils présentaient une décomposition spatiale non suffisante. Ils se concentraient sur la thermophysiology du corps humain et portaient une attention relativement moins importante au transport de masse et de chaleur à travers les vêtements. L'isolation des vêtements a été ignorée ou appliquée comme un seul paramètre à tout le corps. Or, un modèle thermique du corps n'est précis qu'à la mesure des informations fournies sur le transfert de chaleur et d'humidité à travers les vêtements. De fait, les modèles plus récents [148], [149] se focalisent sur ces transferts.

D'autre part les modèles multinœuds, dans lesquels le corps humain a été simplifié à une série de nœuds qui représentent les différents segments du corps possèdent en général des réseaux de transfert de chaleur 1D ou quasi 2D [109]. Ils possèdent la plupart du temps un système de circulation sanguin grossier bien que ce système soit responsable de 85% des échanges de chaleur internes. De même, ils ne possèdent pas une géométrie réaliste du corps humain à cause de la nature nodale du modèle.

Des modèles à éléments finis permettraient une plus grande précision dans la simulation de l'interface entre le corps et la géométrie complexe des sièges et de l'habitacle, ainsi qu'une représentation plus précise de la circulation sanguine. Cependant, ces modèles sont lourds et nécessitent des temps de calculs relativement grands.

Les modèles multi-segments, qui offrent le meilleur compromis entre la flexibilité et la complexité, s'imposent comme le choix approprié pour notre application.

La plupart des modèles existants sont basés sur la conservation de l'énergie et doivent évaluer l'échange de chaleur et d'humidité avec l'environnement. Ils reflètent généralement la manière dont l'environnement et d'autres variables physiques influencent le confort thermique des humains. Construits à partir de données et réponses physiologiques statistiquement représentatives d'un homme moyen, ils ne peuvent pas expliquer pourquoi différentes personnes peuvent avoir des sensations de confort thermique différentes. Pour notre objectif de modélisation personnalisée du confort, il est primordial de

choisir un modèle de base capable de prendre en compte les paramètres individuels susceptibles d'affecter le ressenti thermique afin de pouvoir en étudier les effets. Le modèle choisi doit également posséder un nombre de segments suffisant pour être capable de détecter les zones d'inconfort induites par des environnements hétérogènes, et pouvoir s'adapter à différents environnements thermiques aussi bien qu'à différents profils d'individus.

Cependant, le problème majeur des modèles existants est qu'ils n'ont pas subi suffisamment de validation expérimentale.

Le modèle de base que nous avons retenu est le modèle de Fiala qui répond aux conditions ci-dessus de flexibilité et d'aptitude à la personnalisation, et surtout a subi plusieurs campagnes de validation [112], [113]. Cependant, l'indice de confort DTS de Fiala (Dynamic Thermal Sensation) est global et ne traite pas le confort local, à l'inverse du modèle de confort de Zhang [6], [93], incorporé au modèle de UC Berkeley [94], qui lui, se concentre sur les ressentis locaux dont les ressentis globaux sont déduits. L'idéal sera donc de construire un modèle qui sera la combinaison de ces deux derniers modèles.

Un point de vigilance sera que le modèle de Zhang, fondé sur des données expérimentales acquises sur de jeunes californiens, avec peut-être aussi certaines spécificités dans la prise des températures corporelles, a pu apparaître biaisé dans certaines conditions thermiques, selon plusieurs auteurs. Ceci n'est cependant pas crucial pour notre axe de recherche si on admet que ces écarts ne justifient pas de remettre en cause la structure mathématique du modèle, le propos étant justement à terme de le personnaliser pour mieux rendre compte de comportements individuels se démarquant du comportement moyen.

Surtout, ce chapitre a montré la nécessité d'avoir un modèle individualisé du corps humain pour mieux évaluer la sensation et le confort thermique des passagers. Dans le cadre d'une modélisation hybride « boîte grise », où le modèle de la réponse thermo-physiologique à l'environnement thermique est physique, et celui de la réponse sensorielle à l'état thermo-physiologique du sujet est empirique, la présente recherche se concentrera sur l'exploration du potentiel de personnalisation des deux systèmes passif et actif du modèle thermo-physiologique. Dans cette étape, le modèle sensoriel nominal servira essentiellement de métrique à l'amélioration de la précision des variables de sortie du modèle thermo-physiologique, du fait de la personnalisation de ce dernier.

Si elle tient ses promesses, la personnalisation du modèle thermo-physiologique ouvrira la voie à la personnalisation du modèle sensoriel, voire à son adaptation au contexte automobile, dans le cadre d'une recherche future.

Chapitre 2

Mise en place d'un modèle thermo-physiologique personnalisé, Étude de sensibilité

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, la conception de systèmes offrant un confort thermique personnalisé nécessite des modèles capables de représenter les besoins de confort de toute personne à tout moment. Cependant, la plupart des modèles existants, bien que théoriquement capables de s'adapter à des individus différents, se limitent souvent à représenter une personne standard, généralement un jeune homme moyen. L'utilisation de tels modèles pour le dimensionnement des systèmes de chauffage et de refroidissement ne conviendra pas aux personnes qui ne rentrent pas dans cette catégorie de personnes « typiques », car leurs besoins ne seront pas bien estimés. Ce travail vise à explorer la possibilité de simuler de façon pertinente le ressenti de confort d'une personne donnée.

Les différents modèles de confort et de sensation ont pour entrées la température de peau d'un individu, sa température interne, ainsi que les dérivées de ces températures. Or, ces paramètres sont les sorties du modèle thermo-physiologique de Fiala [85] que nous avons choisi, d'où la nécessité de le revisiter en vue de l'individualiser pour avoir des températures de sortie individualisées et donc espérer améliorer la prédiction des modèles de confort.

Ce travail a pour objet d'individualiser le modèle de Fiala de l'homme moyen, dit nominal, et de vérifier que cette individualisation a permis de réduire les résidus de la confrontation du modèle avec les résultats expérimentaux.

Une couche nommée « Body adapter », qui récupère les données disponibles sur la personne et adapte au mieux le modèle nominal de Fiala, est développée dans ce travail en langage Python. Une étude de sensibilité préalable a permis d'écartier certains paramètres et de concentrer le travail sur d'autres plus influents. Une fois le modèle développé, une étude de sensibilité globale de types Morris et Sobol est

menée sur l'ensemble du modèle physiologique avec sa couche d'individualisation, afin de déterminer les degrés de précision requis pour les expériences et guider ainsi le travail expérimental.

Au modèle thermo-physiologique en deux briques (« Body adapter » et modèle de Fiala) s'ajoute le modèle de confort choisi qui est celui de Zhang [78]–[81]. Le modèle sensoriel peut être considéré comme un post-traitement de notre modèle thermo-physiologique. En effet, ses données d'entrée, les températures de peau et la température interne, sont les données de sortie de notre modèle thermo-physiologique. Ce modèle, qui sera expliqué dans les paragraphes suivants, a fait donc l'objet d'une étude de sensibilité dans le cadre de ce travail pour déterminer la précision requise sur la mesure des températures corporelles. Un travail plus poussé d'évaluation expérimentale sur ce modèle est présenté en Annexe B.

Des tentatives de personnalisations du modèle sensoriel par Zhang ne sont pas considérées dans notre étude parce qu'elles sont partielles. Notre objectif est de personnaliser le modèle thermo-physiologique et nous allons supposer que le modèle de Zhang ne nécessite pas une individualisation car il exprime le ressenti et le confort par rapport aux mesures de températures.

2.1. Modèle d'évaluation du confort thermique et définition de la précision requise par le modèle thermo-physiologique

Dans cette partie du chapitre 2 nous allons nous intéresser à l'analyse du modèle de confort et de ressenti de Zhang [78]–[81]. Le but est de définir les critères de sensibilité et donc la précision requise dans les mesures et l'erreur acceptable dans la prédiction des températures.

2.1.1. Définition du modèle de Zhang

Zhang a développé son modèle en se basant sur un grand nombre d'essais en chambres climatiques à l'Université de Berkeley en Californie. Dans ces essais, les températures de peau locales des sujets étaient modifiées individuellement et mesurées à plusieurs reprises pour déterminer le degré de confort et de sensation thermique locale et globale du corps. Le modèle réparti le corps en 19 parties (Tête, visage, cou, zone respiratoire, poitrine, dos, bassin, bras gauche et droit, avant-bras gauche et droit, mains gauche et droite, cuisses gauche et droite, bas gauche et droit, pieds gauche et droit.).

Les essais ont consisté à des applications locales de chaud ou de froid à l'aide d'un manchon d'air conditionné qui couvre la totalité d'une partie du corps suivies d'une phase de refroidissement ou de réchauffement à la température ambiante. Les testeurs répondent à des questionnaires de sensation et de confort à des intervalles de 1 à 5 min. Les données obtenues pendant les tests ont été utilisées pour analyser les réponses transitoires de refroidissement et de réchauffement. Les mesures prises avant et après les tests transitoires ont été utilisées pour analyser les réponses à l'état d'équilibre.

Les températures cutanées sont mesurées par des thermocouples sur 22 points de mesures différents. Les positions des thermocouples ainsi que les découpes des segments sont montrées dans la Figure 32. Les températures cutanées sont mesurées toutes les 5s et la température centrale toutes les 20s à l'aide d'une pilule ingérable.

La température de peau moyenne a été calculée par la méthode de DuBois et Hardy [150] qui utilise 7 emplacements de mesures de température cutanée selon la formule :

$$T_{sk,m} = 0,07A + 0,35E + 0,14F + 0,05G + 0,19H + 0,13I + 0,07J \quad (7)$$

Les lettres correspondent aux températures de peau selon les emplacements présentés dans la Figure 31 : A=front, E=abdomen, F=avant-bras gauche, G=main gauche, H=cuisse gauche devant, I=jambe gauche, J=pied gauche.

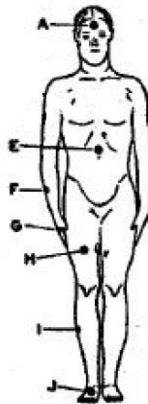


Figure 31 Positions des mesures de température pour le calcul de la température cutanée moyenne
(adaptée de [78])

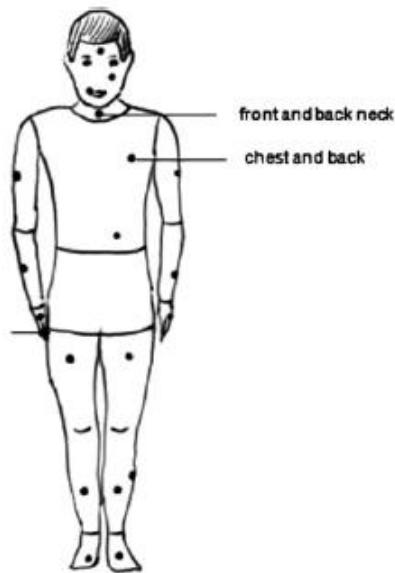


Figure 32 Positions des différents thermocouples utilisés par Zhang pour le modèle de sensation locale [79].

Des tests séparés de 3 h dans des conditions neutres ont été effectués pour obtenir les températures de consigne des segments. Les valeurs de consigne étant les températures de peau de chaque élément et la température de peau moyenne quand la sensation thermique locale et globale est neutre.

Le modèle est constitué de quatre briques. La brique (1) consiste à prédire l'indice de sensation thermique local S_{loc_i} sur chaque partie du corps (i) à partir des mesures de températures corporelles. La brique (2) calcule l'indice global de sensation thermique S_o . La brique (3) calcule les indices de confort thermique locaux C_{loc_i} en fonction des sensations locales et de la sensation globale. Enfin, la brique (4) déduit le confort global à partir des valeurs de confort locales (Figure 33).

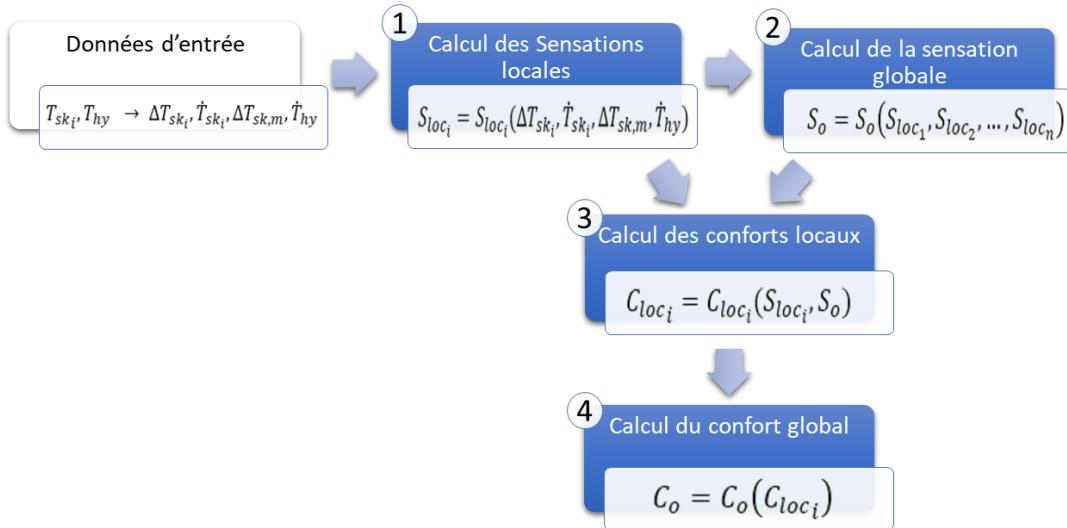


Figure 33 Schéma du modèle de Zhang

Les différentes briques de ce modèle sont détaillées dans les parties suivantes.

2.1.1.1. Modèle de sensation locale

Le calcul de la sensation locale d'un élément se fait en calculant deux composantes : une statique $S_{loc_{stat}}$, et une dynamique $S_{loc_{dyn}}$.

$$S_{loc_{stat}} = 4 \left[\frac{2}{1 + \exp(-C_1 \Delta T_{sk} - K_1 (\Delta T_{sk} - \Delta T_{sk,m}))} - 1 \right] \quad (8)$$

ΔT_{sk} correspond à la déviation de la température cutanée locale par rapport à sa valeur de consigne.

$\Delta T_{sk,m}$ correspond à la déviation de la température cutanée moyenne par rapport à sa valeur de consigne. C_1 et K_1 sont les coefficients de pondération qui varient selon les éléments.

La composante dynamique $S_{loc_{dyn}}$ est définie comme suit :

$$S_{loc_{dyn}} = C_2 \dot{T}_{sk} + C_3 \dot{T}_{hy} \quad (9)$$

où \dot{T}_{sk} (K/s) est la dérivée de la température de peau locale, \dot{T}_{hy} (K /s) la dérivée de la température interne (température de l'hypothalamus), C_2 et C_3 sont des coefficients de pondération qui varient selon les éléments.

Le tableau de tous les coefficients de pondération est présenté dans l'Annexe C.

La sensation locale S_{loc} correspond à la somme des composantes $S_{loc_{stat}}$ et $S_{loc_{dyn}}$.

2.1.1.2. Modèle de sensation globale

Dans le modèle de Zhang comme proposé en 2003 [78], la sensation globale est la moyenne pondérée des sensations locales sur 19 parties du corps. Il stipule que certaines parties du corps ont des coefficients de pondération plus importants que d'autres, et que pour chaque partie, le coefficient peut être différent selon que la sensation locale de l'élément est inférieure ou supérieure à la sensation moyenne. Une asymétrie locale fonction de la différence entre la sensation locale et la sensation globale est incorporée dans la conception du coefficient de pondération de chaque partie du corps. La sensation globale est mesurée sur une échelle ASHRAE à 9 points allant de -4 (très froid) à 4 (très chaud).

$$S_o = \frac{\sum_{i=1}^{19} w_i S_i}{\sum_{i=1}^{19} w_i} \quad (10)$$

où S_i est la sensation locale sur la partie du corps i et w_i est le facteur de pondération tel que :

$$w_i = a_i(S_i - S_m) \quad (11)$$

où a_i est un paramètre caractéristique de la partie du corps i et S_m la sensation moyenne pondérée par la surface :

$$S_m = \frac{\sum_{i=1}^{19} A_i S_i}{\sum_{i=1}^{19} A_i} \quad (12)$$

A_i étant la surface de la partie i

2.1.1.3. Modèle de confort local

La formule de l'indice de confort thermique local dérivé par Zhang [78] est basée sur les effets observés dans la littérature et dans les données expérimentales recueillies lors de ses propres tests. Il est observé que plus les personnes ont chaud ou froid, plus elles se sentent mal à l'aise [151]. De plus, selon la sensation globale, la sensation locale à laquelle le maximum de confort se produit est décalée vers le chaud ou le froid selon la partie du corps. Par exemple, lorsque tout le corps est chaud, des stimuli locaux froids ou frais sont perçus comme agréables [7], [8]. Il est également observé que lorsque les stimuli thermiques suppriment le stress thermique ou soulagent l'inconfort, une sensation de plaisir est créée et la magnitude du confort est accrue. D'autre part, la valeur du confort maximum, augmente et varie de manière asymétrique lorsque l'état thermique global est chaud ou froid [154]–[157]. Le confort est mesuré sur une échelle ASHRAE- à 9 points allant de -4 (très inconfortable) à 4 (très confortable).

$$C_{loc} = \left(\frac{pente_{gauche} - pente_{droite}}{e^{5(S_{loc}+offset)} + 1} + pente_{droite} \right) \cdot f + C_{loc_{max}} \quad (13)$$

Avec pour

$$S_o < 0 = \begin{cases} offset = C_8 + C_{31} \cdot |S_o| \\ C_{loc_{max}} = C_6 + C_{71} \cdot |S_o| \end{cases}$$

$$S_o > 0 = \begin{cases} offset = C_8 + C_{32} \cdot |S_o| \\ C_{loc_{max}} = C_6 + C_{72} \cdot |S_o| \end{cases}$$

Et

$$pente_{gauche} = \frac{4 + C_{loc_{max}}}{|-4 + offset|^N} \quad , \quad pente_{droite} = \frac{-4 - C_{loc_{max}}}{|4 + offset|^N}$$

Et

$$\begin{aligned} S_{loc} + offset < 0 \rightarrow f &= -|S_{loc} + offset|^N \\ S_{loc} + offset > 0 \rightarrow f &= |S_{loc} + offset|^N \end{aligned}$$

$C_6, C_{31}, C_{32}, C_{71}, C_{72}$ étant des coefficients de pondérations qui varient selon les éléments. Le tableau de tous les coefficients de pondération est présenté dans l'Annexe C.

2.1.1.4. Confort global

Zhang a observé que le confort global suit un schéma de plainte. Dans d'autres termes, les parties du corps les plus inconfortables ont un impact crucial sur la perception globale du confort.

Lorsque les conditions thermiques sont transitoires ou lorsque le sujet est autorisé à contrôler son environnement thermique, le confort global est évalué comme la moyenne des deux votes minima ($C_{loc_{1min}}, C_{loc_{2min}}$) et du vote confort maximum ($C_{loc_{max}}$) :

$$C_o = \frac{C_{loc_{1min}} + C_{loc_{2min}} + C_{loc_{max}}}{3}$$

Dans le cas contraire, le confort global correspond à la moyenne des deux valeurs de votes de confort locales minimales :

$$C_o = \frac{C_{loc_{1min}} + C_{loc_{2min}}}{2}$$

2.1.2. Étude de sensibilité du modèle sensoriel

L'étude de sensibilité sur le modèle sensoriel permet de déterminer des seuils de variation significative de ces températures. Ces seuils sont utilisés comme des critères d'évaluation de la sensibilité des facteurs du modèle thermo-physiologique : le modèle est considéré sensible à un facteur donné si la variation de ce facteur dans sa plage de variation engendre une différence de température responsable d'un décalage d'un demi-point sur l'échelle de sensation ou de confort. En effet, les échelles de vote de confort et de

sensation étant discontinues, un effet devra correspondre à un décalage d'au moins un demi-point d'échelle pour être visible.

Pour effectuer cette étude, nous considérons tout d'abord un cas stationnaire où la composante dynamique de l'équation (9) peut être considérée nulle. Nous fixons alors les valeurs de $\Delta T_{sk,m}$ et nous calculons la valeur de la sensation locale par l'équation (8) en fonction de ΔT_{sk} . ΔT_{sk} varie à chaque fois entre $-15^{\circ}C$ et $5^{\circ}C$, et $\Delta T_{sk,m}$ entre $-10^{\circ}C$ et $5^{\circ}C$. Ces plages de variations ont été définies après des simulations dans des ambiances thermiques chaudes et froides et en relevant les variations de températures de peau maximales.

La sensibilité de la sensation locale à la variation de température de peau dépend de l'élément considéré ainsi que du signe cette variation. En effet, en observant les différentes visualisations graphiques (Figure 34 et Annexe), nous remarquons que cette sensibilité est maximale pour le cou à des $\Delta T_{sk} > 0$ où elle atteint $0,33^{\circ}C$ par demi-point de sensation locale. Cette sensibilité est inférieure pour les autres éléments. Par exemple, pour le pied elle est de $0,66^{\circ}C$, et sur la poitrine, de $0,6^{\circ}C$ pour $\Delta T_{sk} < 0$ et de $0,42^{\circ}C$ pour $\Delta T_{sk} > 0$.

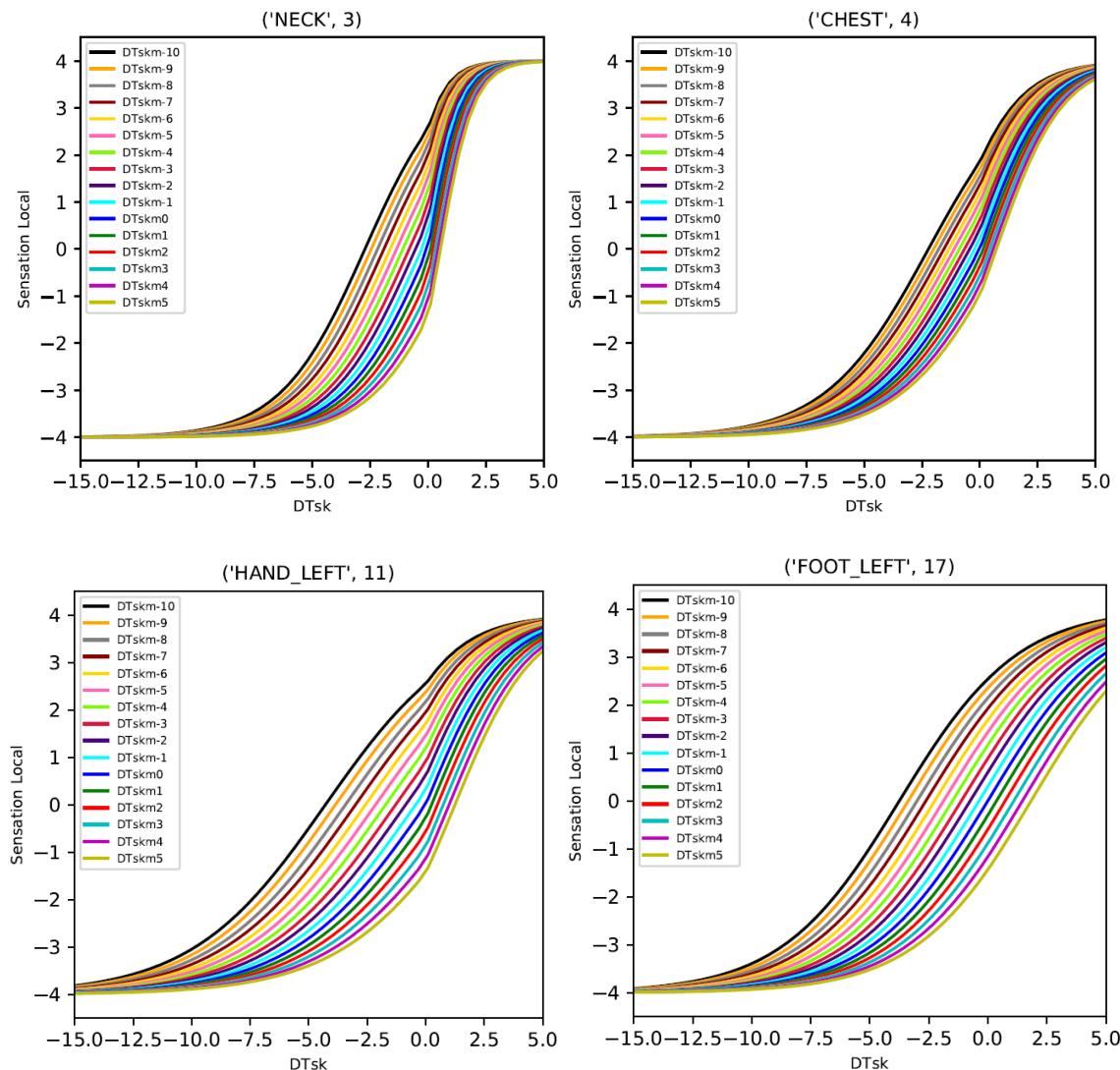


Figure 34 Sensation locale en fonction de ΔT_{sk} et ΔT_{skm} pour le cou (Neck), la poitrine(Chest), la main (Hand left), et le pied (Foot left)

Le même travail a été effectué mais cette fois-ci en fixant les valeurs de ΔT_{sk} et en calculant la valeur de la sensation locale en fonction de la variation $\Delta T_{sk,m}$ par l'équation (8). Cependant, on voit déjà directement sur la Figure 2-4 que la sensation locale est beaucoup plus sensible à une variation de la température de peau locale qu'à une variation de la température de peau moyenne, et les graphes correspondants n'ont pas été reportés dans le présent rapport.

Il reste à évaluer la sensibilité du modèle à la dérivée de la température de peau locale \dot{T}_{sk} et à la dérivée de la température interne \dot{T}_{hy} . L'équation de la sensation locale dynamique (équation (9)) est linéaire par rapport à chacune des deux dérivées. La sensibilité des différentes parties du corps à ces dérivées peut être directement déduite à partir des coefficients. Nous avons ainsi calculé la variation de la dérivée de la température de peau responsable d'une variation d'un demi-point sur l'échelle de sensation. Les résultats sont présentés dans le Tableau 7. S_{21} et S_{22} correspondent respectivement à la sensibilité à la dérivée de la température de peau de l'élément, quand celle-ci est négative ou positive. S_3 correspond à la sensibilité à la dérivée de la température de l'hypothalamus.

Tableau 7 Sensibilité de la sensation locale à la dérivée de la température de peau et à la dérivée de la température de l'hypothalamus

Elément	S_{21} ({°C/min})	S_{22} ({°C/min})	S_3 ({°C/min})
Tête	0.055	0.333	
Visage	0.811	0.286	-0.013
Cou	0.173	0.138	
Poitrine	0.769	0.221	-0.014
Dos	0.341	0.156	-0.007
Abdomen	0.400	0.219	-0.006
Bras	0.192	0.180	
Avant-Bras	0.208	0.240	
Main	1.579	0.652	
Cuisses	0.199	0.114	
Jambes	0.146	0.142	
Pieds	0.275	0.185	

Le signe positif des sensibilités à la dérivée de la température de peau indique que la sensation thermique évolue dans le même sens que la dérivée (sensation de réchauffement quand la température de peau augmente, et inversement). Le signe négatif des sensibilités à la température centrale pour quatre parties du corps (abdomen, dos, visage et poitrine) indique qu'une sensation de froid sera associée à une augmentation de la température de l'hypothalamus et inversement).

La plus grande sensibilité à la dérivée de la température de peau est ressentie au niveau de la tête avec une sensibilité de 0.055°C/min. La sensibilité maximale à la température interne est pour l'abdomen avec 0.006°C/min.

2.2. Description du modèle thermo-physiologique, validation numérique

Le choix du modèle thermo-physiologique était important. Le modèle choisi devait comporter un nombre de segments suffisant pour pouvoir détecter les zones de gêne induites par des environnements hétérogènes. Il doit également être flexible et adaptable à différents individus et à différents environnements thermiques et doit permettre de prendre en compte les paramètres individuels. Cependant, la plupart des modèles n'ont pas fait l'objet d'une validation expérimentale suffisante. Pour cette raison, nous avons décidé de prendre comme référence le modèle UTCI de Fiala et al. [111]. Le choix s'est porté sur l'implémentation du modèle de Fiala, l'objet de nombreuses validations expérimentales [112], dans l'environnement THESEUS-FE, Fiala-FE, puisque dans cet environnement la manipulation des coefficients et les paramètres est transparente et accessible. Une interface graphique permet le paramétrage du modèle. De même, le fichier de maillage et des paramètres du modèle thermo-physiologique est éditable et modifiable par un éditeur de texte, ce qui facilite l'édition par des codes externes.

Le modèle de Fiala-FE [85] est un modèle thermo-physiologique qui représente une personne moyenne de 73,5 kg, de surface corporelle de $1,86\text{ m}^2$, ayant un métabolisme de $87W$ et un pourcentage de graisse de 13,3%. Pour composer son modèle, Fiala [85] avait récupéré des propriétés thermo-physiques de Werner [158] et la décomposition géométrique de Gordon [159], adaptation du modèle de Stolwijk [120] qui cherchait à représenter les éléments du corps à l'aide de cylindres équivalents, ou de portion de sphère (pour la tête), conservant l'aire et le volume de l'élément. En complément du modèle passif de diffusion thermique, Fiala a développé par corrélations basées sur des données expérimentales de la littérature, un modèle de contrôle qui constitue la composante active du modèle. Il contient les équations de thermorégulation.

Le modèle de mannequin physiologique dans THESEUS consiste en un maillage surfacique (shell model dans la Figure 35) sur lequel sont calculés les facteurs de forme ainsi que les flux radiatifs, et en un mannequin thermique (solver-internal manikin Figure 35) qui représente le modèle de Fiala [36] (Figure 35). Le mannequin thermique reprend les deux systèmes interactifs de Fiala, le système passif contrôlé par le système actif.

THESEUS offre la possibilité d'effectuer un calcul couplé avec l'environnement (permet de prendre en compte l'ensoleillement direct, de calculer les facteurs de forme radiatifs, de calculer en temps réel les coefficients d'échange et les taux d'évaporation locaux en prenant en compte les champs de vitesse d'air et les taux d'humidité relative réels autour de la personne, ...) ou d'effectuer un calcul non-couplé où le mannequin se retrouve dans un environnement homogène prédefini figé. Dans ce dernier cas l'assimilation à un corps noir est appliquée pour le calcul du flux radiatif (émissivité des surfaces radiatives $\varepsilon_{sr} = 1$) avec des facteurs de forme par défaut pour rendre compte des échanges radiatifs entre parties du corps. Ces facteurs varient selon que la personne est debout ou assise. Par ailleurs, la présence du maillage surfacique permet de calculer les facteurs de forme plus précisément que les valeurs par défaut pour les inclure dans le calcul.

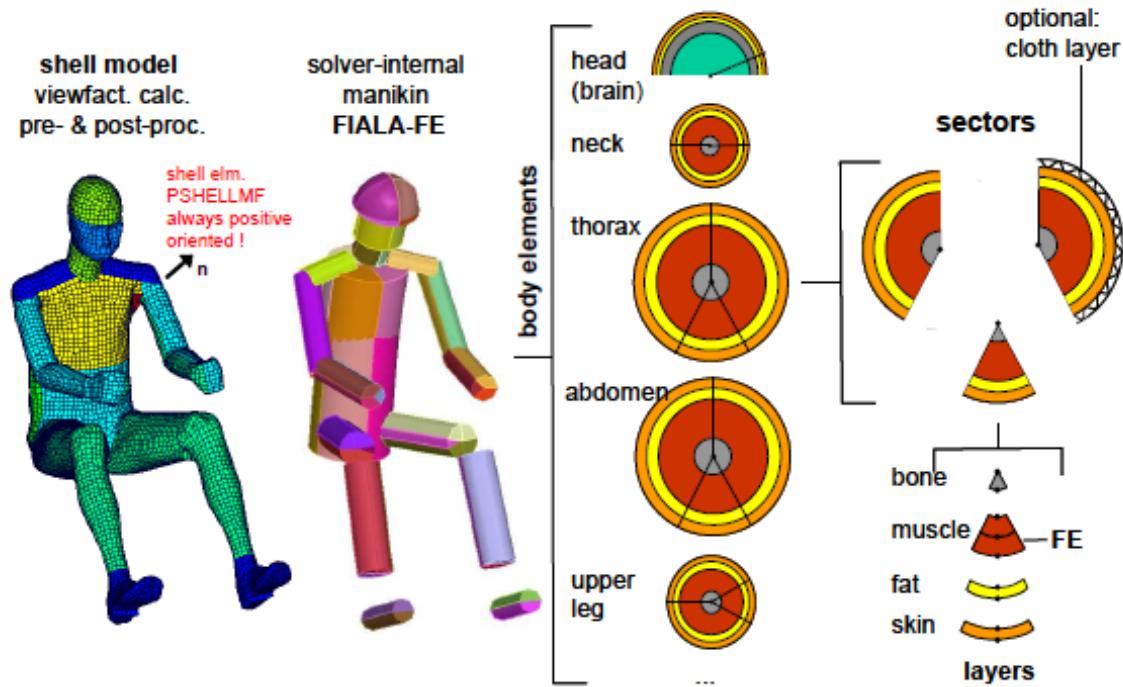


Figure 35 Le modèle thermo physiologique de Fiala.[82], [85] comme implémenté dans le logiciel THESEUS-FE [160], [161]

2.2.1. Le système passif

Le système passif est constitué des éléments à plusieurs couches représentant les parties du corps humain. Les différents phénomènes de transfert de chaleur ont lieu à l'intérieur et entre chaque élément ainsi qu'avec l'environnement.

Les phénomènes de transfert de chaleur et de masse se produisent dans et entre les éléments selon la "Bio-Heat equation" de Pennes [106] (équation (14)):

$$k_{ti} \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\omega}{r} * \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_m + \rho_{bl} * w_{bl} * c_{bl} * (T_{bl} - T) = \rho_{ti} * c_{ti} * \frac{\partial T}{\partial t} \quad (14)$$

avec k_{ti} ($W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$) la conductivité thermique , r (m) le rayon, ω un facteur géométrique : $\omega = 1$ pour des coordonnées polaires et $\omega = 2$ pour des coordonnées sphériques (la tête), T (K) la température du tissu, q_m (W/m^3) le métabolisme, ρ_{bl} (kg/m^3) la masse volumique du sang, w_{bl} (s^{-1}) le taux de perfusion sanguine, c_{bl} la capacité calorifique du sang, T_{bl} (K) la température du sang artériel, ρ_{ti} (kg/m^3) la masse volumique du tissu, c_{ti} ($J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$) la capacité calorifique du tissu, t (s) le temps.

Il faut noter que le métabolisme et la température du sang sont des variables du modèle. En effet, le métabolisme peut être modifié par le système actif de thermorégulation comme nous allons voir dans

les paragraphes suivants, et la température du sang artériel est calculée en simulant le système circulatoire.

Certaines extensions nécessaires concernant la théorie de base de Fiala ont été ajoutées au modèle de THESEUS afin de réaliser une simulation thermique plus détaillée : alors que le modèle original de Fiala représente un être humain moyen et que le corps a été discrétisé en 10 éléments cylindriques ou sphériques [85], Fiala-FE est un mannequin avec 15 éléments de corps dont 14 cylindriques et un sphérique. Cela a été obtenu en divisant les jambes, les épaules, les bras, les mains et les pieds en deux parties, une partie gauche et une partie droite, pour pouvoir rendre compte d'un environnement asymétrique.

Les parties du corps sont approximées par des éléments en forme de cylindre ou de sphère (pour la tête). Ils sont également divisés en secteurs et subdivisés en couches matérielles : peau, graisse, muscle, os, cerveau, poumons, viscères (body elements Figure 35).

Chaque élément cylindrique est défini par sa longueur, son angle ainsi que par l'émissivité de sa couche externe. D'autre part chaque couche est définie par son épaisseur et un ensemble de propriétés thermophysiques caractéristiques des différentes couches telles que la capacité calorifique, la conductivité thermique et la masse volumique.

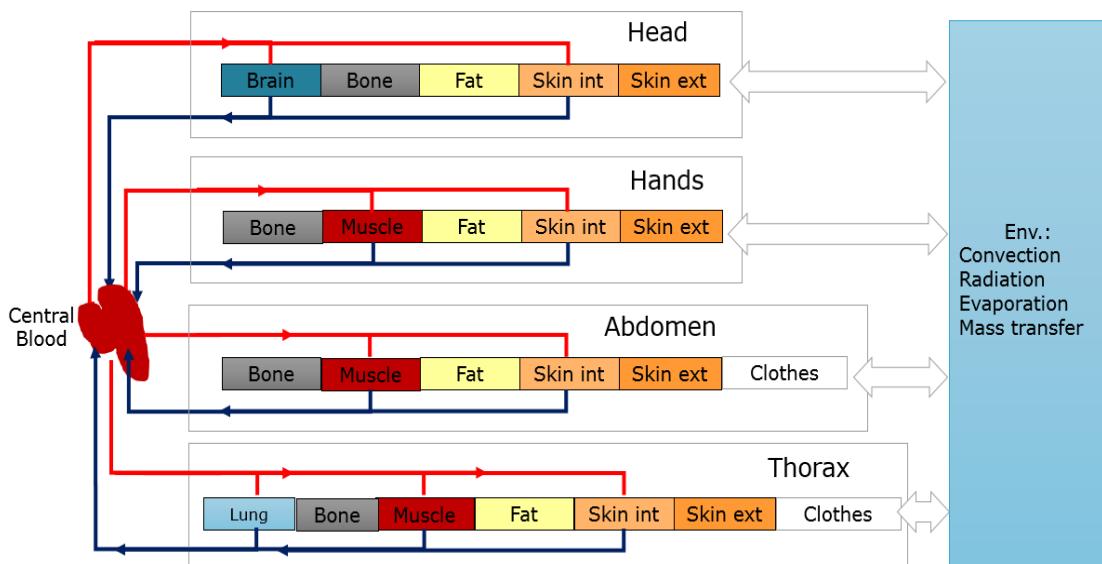


Figure 36 Schématique simplifiée du modèle de Fiala

L'assemblage typique des éléments du corps est représenté sur la Figure 36. C'est le même assemblage que le modèle original de Fiala avec une couche de vêtement supplémentaire ayant une épaisseur définie, une capacité calorifique, une densité et une conductivité thermique. La conduction thermique transitoire est modélisée à travers les vêtements, tandis que la théorie originale de Fiala considère l'isolation des vêtements uniquement de manière constante en réduisant les flux thermiques limites agissant sur la couche cutanée externe.

2.2.1.1. Conduction radiale

Seule la conduction radiale a été considérée dans le modèle, représentée par le premier terme de l'équation (14). Bien que les éléments aient été divisés en secteurs pour rendre compte des environnements hétérogènes, cette simplification de la conduction néglige les transferts tangentiels devant les transferts radiaux, du fait que les couches périphériques sensibles aux environnements hétérogènes ont une surface d'échange radiale beaucoup plus importante que la surface d'échange latérale avec un secteur adjacent.

2.2.1.2. Métabolisme

Le métabolisme $q_m(W)$ est considéré dans le modèle comme la somme du métabolisme basal $q_{m,bas,0}(W)$ (prédéfini et qui dépend de la composition interne du corps puisqu'il possède des valeurs volumiques précises par nature de tissu, éventuellement différenciables selon les éléments) et le métabolisme produit suite à l'action de thermorégulation (frissons) ou lorsque la personne exerce une activité physique :

$$q_m = q_{m,bas,0} + \Delta q_m \quad (15)$$

La variation Δq_m peut être décomposée en trois parties dans les muscles :

$$\Delta q_m = \Delta q_{m,bas} + \Delta q_{m,sh} + \Delta q_{m,w} \quad (16)$$

avec $\Delta q_{m,bas} = q_{m,bas,0} \cdot [2^{(T-T_0)/10} - 1]$ du à l'effet nommé Q_{10} [158] qui consiste à une production supplémentaire de chaleur si la température locale n'est pas égale à sa valeur de consigne calculée à la thermoneutralité.

$\Delta q_{m,sh}$ est le métabolisme de frissons, distribué entre les éléments à partir de la réponse de frissons déterminée par le système actif :

$$\Delta q_{m,sh,j} = a_{sh,j} \cdot \frac{Sh}{V_{mus,j}} \quad (17)$$

avec $a_{sh,j}$ le coefficient de distribution des frissons d'un élément j donné et $V_{mus,j}$ le volume de muscle dans l'élément considéré. La puissance des frissons Sh (W) est une réaction du système de thermorégulation (voir § 2.2.2.4).

Le métabolisme dû à un effort physique est :

$$\Delta q_{m,w} = a_{m,w,j} \cdot \frac{\mathcal{H}}{V_{mus,j}} \quad (18)$$

avec $a_{m,w,j}$ le coefficient de distribution du travail global dans l'élément j donné, et \mathcal{H} le travail global exprimé par :

$$\mathcal{H} = act \cdot \frac{M_{bas,0}}{act_{bas}} (1 - \eta) - M_{bas,0} \quad (19)$$

avec $act_{bas} = 0.8 \text{ met}$ à la thermo-neutralité, $M_{bas,0} = 87 \text{ W}$ et act (met) le niveau d'activité correspondant à l'effort exercé. En général pour un conducteur de voiture $act = 1 \text{ met}$. La charge de travail \mathcal{H} dans l'équation (19) représente la partie de l'énergie produite par les muscles mais qui n'a pas servie au travail externe est donc elle est restée à l'intérieur du corps. Ainsi η aura le même sens qu'un rendement (l'efficacité du corps pendant une activité) calculé par :

$$\eta = \frac{\text{travail musculaire externe}}{\text{puissance chimique produite}} = \max (0; 0,2 \cdot \tanh (0,39 \cdot act - 0,6))$$

L'efficacité η est minime pour les basses activités ($act < 1,6 \text{ met}$) puis elle augmente avec l'augmentation de l'activité pour atteindre un rendement théorique de 20%.

$\Delta q_{m,sh}$ et $\Delta q_{m,w}$ sont nuls dans les autres couches que les muscles.

2.2.1.3. Circulation sanguine

Le modèle de la circulation sanguine comporte trois composantes :

- le réservoir sanguin
- l'échange en contre-courant entre les veines et les artères
- la perfusion sanguine au niveau des branches.

La circulation sanguine est un moyen d'homogénéiser la température dans le corps. L'échange dans une branche est proportionnel au coefficient de perfusion sanguine de la branche $w_{bl,0}$ à la thermo neutralité et varie proportionnellement à la variation du métabolisme q_m .

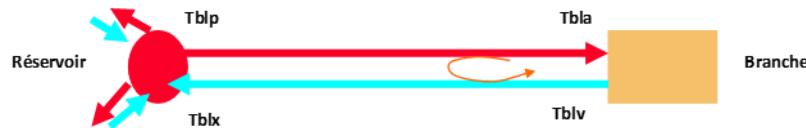


Figure 37 Echanges en contre-courant [69]

L'échange en contre-courant est présent dans les éléments périphériques (mains, pieds, bras, jambes) selon l'équation :

$$Q_x = h_x (T_{bl,a} - T_{bl,v})$$

avec h_x (W/K) le coefficient d'échange relatif à chaque élément, $T_{bl,a}$ (°C) la température artérielle et $T_{bl,v}$ (°C) la température du sang dans les veines tel que::

$$T_{bl,v} = \frac{\int w_{bl} T dV}{\int w_{bl} dV}$$

et

$$T_{bl,a} = \frac{\rho_l c_{bl} \int w_{bl} dV \cdot T_{bl,p} + h_x \cdot T_{bl,v}}{\rho_{bl} c_{bl} \int w_{bl} dV + h_x}$$

Les valeurs de $T_{bl,v}$ et $T_{bl,a}$ seront mis à jour au cours des simulations. $T_{bl,p}$ est calculé par :

$$T_{bl,p} = \frac{\sum_j \left[\frac{\rho_{bl} c_{bl} \int w_{bl} dV_j}{\rho_{bl} c_{bl} \int w_{bl} dV_j + h_{x,j}} \cdot \rho_{bl} c_{bl} \int T w_{bl} dV_j \right]}{\sum_j \left[\frac{(\rho_{bl} c_{bl} \int w_{bl} dV_j)^2}{h_{x,j} + \rho_{bl} c_{bl} \int w_{bl} dV_j} \right]}$$

Les sommes sont effectuées sur l'ensemble des éléments j .

Les valeurs de h_x par élément sont présentés dans le Tableau 8.

Tableau 8 Coefficients d'échange en contre-courant entre les artères et les veines à l'intérieur des éléments

Elément du corps	h_x (W/K)
Bras gauche et bras droit	2,065
Main gauche et main droite	0,285
Jambe gauche et jambe droite	3,45
Pied gauche et pied droit	3,4

Il est supposé qu'aucun échange externe n'a lieu au niveau du réservoir sanguin. Ainsi la température du réservoir sanguin dépend des flux sanguins entrants.

2.2.1.4. Échange avec l'environnement

Outre le transfert de chaleurs qui ont lieu à l'intérieur et entre les éléments, différents phénomènes d'échanges thermiques ont lieu avec l'environnement. Ces phénomènes sont schématisés dans la Figure 38 et seront détaillés ci-dessous.

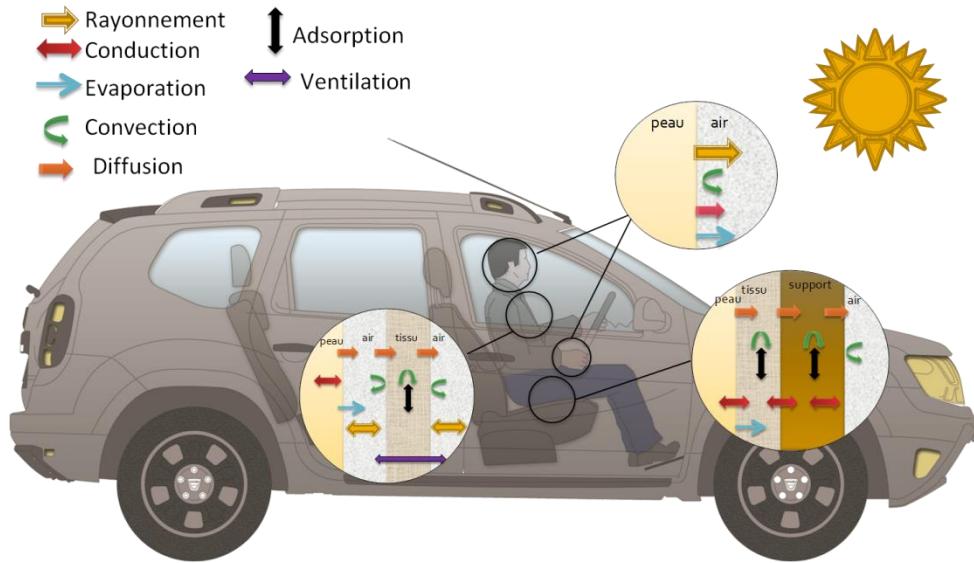


Figure 38 Différents échange thermique avec l'environnement

Dans le modèle, le bilan thermique est effectué pour chaque élément au niveau de la peau, tel que le flux q_{sk} (W/m^2) à travers la surface d'un élément est équivalent à la somme des échanges qui ont lieu au niveau de la peau:

$$q_{sk} = q_c + q_R - q_{sR} + q_e + q_{cont}$$

Les différents termes de cette équation sont expliqués dans les paragraphes suivants.

2.2.1.5. Convection

Un échange par convection forcée et naturelle est considéré. Pour cela des coefficients de convection mix ont été considérés $h_{c,mix}$ ($W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$) déduites de la littérature [85]. Le flux échangé par convection q_c (W/m^2) s'écrit alors

$$q_c = h_{c,mix} \cdot (T_{sf} - T_{air})$$

avec T_{sf} la température de la surface de la peau et T_{air} la température de l'air ambiant.

$$h_{c,mix} = \sqrt{a_{nat} \sqrt{|T_{air} - T_{sf}|} + a_{frc} v_{air,eff} + a_{mix}} \quad (20)$$

a_{nat} (coefficient de convection naturelle), a_{frc} (coefficient de convection forcée) et a_{mix} (coefficient de convection mixtes) étant des coefficients qui varient selon les parties du corps, et $v_{air,eff}$ (m/s) la vitesse effective de l'air.

2.2.1.6. Rayonnement

L'échange par radiation à grande longueur d'onde est en général aussi important dans le bilan thermique du corps humain que l'échange par convection. Pour un élément donné, le flux échangé par radiation est

égal à la somme des flux échangé avec tous les éléments du voisinage pouvant avoir différentes températures. Ainsi, le calcul du flux radiatif nécessite le calcul de facteur de forme entre les éléments et leur entourage. Les facteurs de formes sont calculés à l'aide du maillage surfacique du mannequin.

Pour des calculs non-couplés, l'approche de Fiala [85] est utilisée. Le flux radiatif est calculé par :

$$q_R = h_R \cdot (T_{sf} - T_{sr,m})$$

où :
$$h_R = \sigma \varepsilon_{sf} \varepsilon_{sr} \psi_{sf-sr} (T_{sf}^{*2} + T_{sr,m}^{*2}) (T_{sf}^* + T_{sr,m}^*)$$

avec $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}$ la constante de Stefan-Bolzmann, ε_{sf} et ε_{sr} les émissivité respective de la surface du corps ($\varepsilon_{sf} = 0.99$ pour la peau, $\varepsilon_{sf} = 0.80$ pour les cheveux et $\varepsilon_{sf} = 0.95$ pour les vêtements), et de la surface avoisinante, ψ_{sf-sr} le facteur de forme correspondant, T_{sf}^* et $T_{sr,m}^*$ les températures absolues de la surface de l'élément et de la surface avoisinante .

L'irradiation avec d'autres sources de température tel que le soleil a été aussi considéré. Le flux de chaleur $q_{SR}(W/m^2)$ absorbé dans ce cas est calculé par :

$$q_{SR} = \alpha_{sf} \psi_{sf-sr} s$$

avec α_{sf} le coefficient d'absorption de la surface qui dépend de la couleur, $s(W/m^2)$ l'intensité du rayonnement, et ψ_{sf-sr} le facteur de forme correspondant.

2.2.1.7. Isolation des vêtements

Pour prendre en compte l'isolation des vêtements, comme les valeurs caractéristiques des vêtements présentes dans la littérature sont des valeurs globales, Fiala développe un modèle basé sur le travail de McCullough [162], [163] pour déterminer les valeurs locales de l'isolation des vêtements I_{cl}^* , le facteur de surface des vêtements f_{cl}^* et l'index de perméabilité à la sueur i_{cl}^* à partir des valeurs globales de ces entités ainsi que de la perméabilité évaporative du tissu $1/R_{e,f}$.

Ces valeurs sont utilisées pour calculer le coefficient effectif de transfert de chaleur ainsi que le coefficient d'évaporation correspondant.

2.2.1.8. Évaporation

L'énergie latente échangée à travers la peau est modélisée par :

$$\frac{q_e}{\lambda_{H_2O}} = \frac{dm}{dt} \cdot \frac{1}{A_{sk}}$$

$\lambda_{H_2O} = 2,256 \text{ kJ/kg}$ étant la chaleur de vaporisation de l'eau et A_{sk} la surface considérée.

Le taux de perte de masse par surface est composé de deux parties : la transpiration et la diffusion. Il est exprimé par :

$$\frac{dm}{dt} \cdot \frac{1}{A_{sk}} = - \frac{dm_{sw}}{dt} \cdot \frac{1}{A_{sk}} - \frac{P_{sk,sat} - P_{sk}}{\lambda_{H_2O} R_{e,sk}}$$

$\frac{P_{sk,sat} - P_{sk}}{\lambda_{H_2O} R_{e,sk}}$ représente la chaleur transférée par la diffusion de l'humidité à travers la peau avec $1/R_{e,sk} = 0,003 \text{ W.m}^{-2}.\text{Pa}^{-1}$ la perméabilité évaporative de la peau à la sueur. $P_{sk,sat}(\text{Pa})$ est la pression de saturation en sueur qui dépend de la température de la couche de peau externe et $P_{sk}(\text{Pa})$ la pression actuelle de la vapeur.

$\frac{dm_{sw}}{A_{sk} dt}$ représente l'évaporation de la sueur à travers un secteur de peau, puisque $\frac{dm_{sw}}{dt}$ représente le débit massique de sueur suite à la réponse de thermorégulation (voir §2.2.2.3) :

$$\frac{dm_{sw_i}}{dt} = a_{sw,j} \cdot \frac{A_{sk,i}}{A_{sk,j}} \cdot Sw \cdot 2^{\frac{T-T_0}{10}}$$

Avec $a_{sw,j}$ le coefficient de distribution de la sueur, $A_{sk,i}$ la surface de la peau pour le secteur i et $A_{sk,j}$ la surface de peau pour l'élément j. T_0 représente les températures de consigne à la thermoneutralité.

2.2.1.9. Stockage d'humidité

Quand P_{sk} dépasse sa valeur de saturation $P_{sk,sat}$, une accumulation de sueur aura lieu à la surface de la peau. Son débit $\frac{dm_{acc}}{dt}$ (kg/s) sera égal à la différence entre le débit de production de sueur $\frac{dm_{sw}}{dt}$ et son taux d'évaporation :

$$\frac{dm_{acc}}{dt} = \frac{dm_{sw}}{dt} - \frac{U_{e,cl}^*(P_{sk,sat} - P_{air})}{\lambda_{H_2O}} A_{sk}$$

Jones et Ogawa [100] déduisent expérimentalement que la quantité maximale de sueur sur la peau est de $35\text{g}/\text{m}^2$. Les quantités supérieures à cette limite ruisselleront et ne seront pas considérées dans le modèle. Ainsi, la valeur maximale de m_{acc}/A_{sk} autorisée dans le modèle est de $35\text{g}/\text{m}^2$.

2.2.1.10. Respiration

Le corps aussi échange de la chaleur par la respiration. Le modèle de respiration est pris de Fanger [15] considérant l'échange par convection et évaporation. La chaleur latente échangée due à l'évaporation est calculée par

$$E_{rsp}(W) = -4,373 \cdot \int q_m dV \cdot (0,0277 - 6,5 \cdot 10^{-5} T_{air} - 4,91 \cdot 10^{-6} P_{air})$$

avec $\int q_m dV (W)$ le métabolisme total du corps, T_{air} et P_{air} respectivement la température et la pression ambiantes. De même, la chaleur échangée par convection à cause de la différence entre la température de l'air inspiré et celle de l'air expiré est exprimée en fonction du débit respiratoire proportionnel au métabolisme total du corps et des conditions ambiantes par :

$$C_{rsp}(W) = -1,948 \cdot 10^{-3} \int q_m dV \cdot (32,6 - 0,934 T_{air} - 1,96 \cdot 10^{-4} P_{air})$$

L'échange total de chaleur par respiration est la somme de ces deux composantes. Cet échange est distribué sur différentes parties du corps selon la localisation du système respiratoire. Ainsi Fiala [85] considère la répartition suivante : 25% dans les muscles externes du visage, 20% dans les muscles internes du visage, 25% dans les muscles du cou et 30% dans les poumons.

2.2.1.11. Contact

Dans un calcul couplé, une zone de contact thermique peut être définie. Ainsi une relation est établie entre le maillage du siège (zone esclave « sl ») et celui du mannequin (zone maître « ma ») pour faire correspondre les mailles des deux éléments entre elles. Ensuite une relation d'échange thermique par conduction est décrite au niveau de la zone de contact tel que :

$$Q^{ma} = -Q^{sl} \text{ avec } Q^{sl} = \int_{A^{sl}} k_c (T^{ma} - T^{sl}) dA^{sl}$$

k_c est un facteur de proportionnalité en (W/m^2K)

Cette formule est appliquée en local sur chaque nœud esclave i :

$$Q_i^{sl} = k_c (T_i^{ma} - T_i^{sl}) A_i^{sl}, Q_i^{ma} = -Q_i^{sl}, \sum_i Q_i^{sl} = Q^{sl}$$

Les mailles sur lesquelles est définie une condition de contact n'échange plus par radiation convection et évaporation.

2.2.2. Le système actif

Le système actif correspond à un système de contrôle qui comprend des équations empiriques définissant les différentes actions de thermorégulation pilotées par l'hypothalamus (centre nerveux central) : la vasodilatation, la vasoconstriction, les frissons et la transpiration. En effet, le corps cherche à maintenir sa température interne quasi constante en s'adaptant aux changements de conditions externes qui peuvent être défavorables.

Tout d'abord, la température est perçue par les capteurs et les thermorécepteurs périphériques et centraux qui renvoient l'information correspondant au cerveau. La sensation thermique ressentie est ensuite comparée à des valeurs de références, ce qui permet au cerveau de déterminer l'action générale à effectuer et envoie les commandes correspondantes aux différents effecteurs.

Il dispose de quatre mécanismes : la vasoconstriction et les frissons dans des conditions froides, la vasodilatation et la transpiration dans des conditions chaudes. Il faut toutefois noter que ces mécanismes sont limités en durée et efficacité et que la thermorégulation a pour but de maintenir la température des organes vitaux (le cœur, le cerveau, ...) constante sans compromis au détriment des organes périphériques (les pieds, les mains, ...). Une personne peut transpirer jusqu'à décéder par déshydratation avant d'atteindre l'hyperthermie. De même, elle peut avoir des extrémités gelées sans être en hypothermie.

La procédure mathématique de Fiala permettant de déterminer l'intensité de ces différents mécanismes consiste à trouver tout d'abord un état de thermoneutralité du mannequin simulé (état dans lequel la température interne est égale à T_{hy_0} (37°C dans Fiala [85] et pouvant être modifiée selon Havenith [56]) sans intervention du système actif) et à déterminer les températures de peau correspondantes ainsi que la température cutanée moyenne (T_{sk,m_0}). Ensuite, à chaque instant de la simulation, les déviations des températures cutanées par rapport aux températures cutanées à la thermoneutralité sont calculées par le modèle passif, ainsi que celle de la température cutanée moyenne ($T_{sk,m}$), sa dérivée ($\frac{dT_{sk,m}}{dt}$) et la température interne (T_{hy}). En fonction de ces valeurs, les différentes réponses de thermorégulation sont alors calculées par le modèle actif., et distribuées sur les différentes parties du corps selon des coefficients de répartition.

Les différentes formulations des actions de thermorégulation ont été établies par Fiala [164] par des analyses de régression sur 26 expériences indépendantes de la littérature qui sont désignées pour intriguer chacune de ces actions. Les formulations ont été par la suite validées par 90 expositions expérimentales distinctes en stationnaire et transitoire pour des températures ambiantes entre 5°C et 50°C . Les différentes formulations sont présentées dans la suite.

2.2.2.1. La vasoconstriction

Comme le transfert de chaleur s'effectue par le sang du noyau vers la peau, la vasoconstriction consiste au fait qu'en milieu froid, les vaisseaux sanguins périphériques se rétractent pour limiter les pertes de chaleur vers l'extérieur en diminuant le flux de sang vers la peau. Dans ce cas, suivant la logique que la régulation est toujours en faveur des organes vitaux, le sang est concentré dans la partie centrale au détriment des extrémités qui se refroidissent plus vite que le reste du corps. Cette action est modélisée par :

$$Cs = 35. [\tanh(0,29 \Delta T_{sk,m} + 1,11) - 1]. \Delta T_{sk,m} - 7,7. \Delta T_{hy} + \delta. 3. \Delta T_{sk,m}. \frac{dT_{sk,m}}{dt}$$

avec $\Delta T_{sk,m} = T_{sk,m} - T_{sk,m_0}$, $\delta = 1$, ou 0 si $\frac{dT_{sk,m}}{dt} > 0$ ou $\Delta T_{sk,m} > 0$, $\Delta T_{hy} = T_{hy} - T_{hy_0}$

2.2.2.2. La vasodilatation

À l'opposé de la vasoconstriction, la vasodilatation correspond à la dilatation des veines périphériques de la peau et des artères pour favoriser le transfert de chaleur du noyau vers la peau par le sang. Elle permet ainsi de réagir à l'augmentation de chaleur interne en favorisant les déperditions vers l'environnement. Elle est modélisée par :

$$Dl = 16. [\tanh(1,92 \Delta T_{sk,m} - 2,53) + 1]. \Delta T_{sk,m} + 30. [\tanh(3,51 \Delta T_{hy} - 1,48) + 1]. \Delta T_{hy}$$

Une valeur non nulle de la vasodilatation entraîne toujours une augmentation du flux sanguin au niveau de la peau.

2.2.2.3. La transpiration

Face à l'augmentation de la température corporelle, les glandes sudoripares présentent à la surface du corps produisent de la sueur (mélange d'eau et de chlorure de sodium) L'évaporation de cette sueur refroidit le corps. Son équation est :

$$Sw = [0,65 \cdot \tanh(0,82 \Delta T_{sk,m} - 0,47) + 1,15] \cdot \Delta T_{sk,m} \\ + [5,6 \cdot \tanh(3,14 \Delta T_{hy} - 1,83) + 6,4] \cdot \Delta T_{hy}$$

Le débit massique sécrété par élément dépend d'un facteur de répartition $a_{sw,i}$ de la manière suivante:

$$\frac{dm_{swi}}{dt} = a_{sw,i} \cdot Sw \cdot 2^{\frac{\Delta T_{sk,m}}{10}}$$

Dans le modèle, la production de sueur est limitée à 30g/min.

La transpiration a un effet majeur sur la chaleur perdue par évaporation au niveau de la peau. Néanmoins, certains vêtements ne permettent pas l'évaporation de la sueur.

2.2.2.4. Les frissons

Dans des ambiances froides, une augmentation réflexe du tonus musculaire entraîne une augmentation de la production de chaleur interne d'environ trois fois. Ce phénomène très coûteux en énergie, est accompagné d'une vasoconstriction pour diminuer le débit sanguin cutané et ainsi limiter les déperditions de chaleur vers l'environnement. Son expression est la suivante :

$$Sh(W) = 10 \cdot [\tanh(0,51 \Delta T_{sk,m} + 4,19) - 1] \cdot \Delta T_{sk,m} - 27,5 \cdot \Delta T_{hy} - 28,2 + \delta \cdot 1,9 \cdot \Delta T_{sk,m} \cdot \frac{dT_{sk,m}}{dt}$$

avec $\delta = 1$ ou 0 si $\frac{dT_{sk,m}}{dt} > 0$ ou $\Delta T_{sk,m} > 0$

Le métabolisme éventuellement ajouté à cause des frissons est limité à 350 W dans le modèle.

2.2.3. Validation du modèle Fiala-FE avec le modèle UTCI-Fiala

Le modèle UTCI-Fiala est une version spéciale du modèle Fiala développée pour élaborer l'indice universel de climat thermique. Le modèle d'origine est configuré comme un modèle symétrique à 12 compartiments dont les extrémités gauche et droite et les secteurs du corps spatiaux sont fusionnés en entités regroupées. Le travail a consisté à développer et à mettre en œuvre un modèle de vêtement de plein air adaptatif prenant en compte l'effet du vent, de la vitesse de marche et de la perméabilité du vêtement sur les résistances thermique et évaporative du vêtement, décrites par Havenith et al. [40]. D'autres modifications ont été apportées telles que le calcul des vitesses d'air locales aux niveaux des éléments du corps à partir des mesures météorologiques de la vitesse du vent et la réduction des frissons lors d'un exercice physique.

Dans ce travail, les résultats du modèle UTCI-Fiala ont été comparés aux résultats du modèle Fiala-FE implémenté dans Theseus pour les mêmes scénarios en appliquant les mêmes conditions aux limites aux deux modèles. Le but de ce travail était de valider l'implémentation Fiala-FE du modèle Fiala contre une version du modèle [112] ayant fait l'objet de plusieurs validation expérimentales.

Un outil de post-traitement a été développé pour comparer deux résultats de manière efficace. Cet outil permet de comparer la température de la peau au niveau de chaque élément du corps pour deux cas différents, de générer les graphiques correspondants et de calculer l'écart quadratique moyen entre les deux modèles. La température cutanée moyenne, la température centrale et les principaux paramètres de thermorégulation sont également comparés. L'objectif principal de cet outil est de disposer d'un moyen automatisé pour comparer deux résultats différents, ce qui est essentiel pour traiter un grand

nombre de simulations. Il a été adapté pour comparer les résultats UTCI - Fiala avec les résultats Theseus-FE.

Sept scénarios différents ont été considérés. Les conditions aux limites pour chaque cas sont représentées dans le Tableau 9.

Tableau 9 Conditions initiales des différents cas de calculs

Ta (température ambiante), Tr (température des surfaces réfléchissantes), Va (le volume de l'air), rh (l'humidité relative), act (l'activité exercée par la personne), QsDff (le flux de diffusion), QsDir (le flux direct et SunElev (l'élévation du soleil)

	Ta [°C]	Tr [°C]	Va [m/s]	rh [%]	act [met]	QsDff [W/m ²]	QsDir [W/m ²]	SunElev [°]
Case 1: Neutral	30	30	0.1	40	0.8	0	0	0
Case 2: Radiation	30	30	0.1	40	0.8	0	200	0
Case 3: Shivering	15	15	0.1	50	1.2	0	0	0
Case 4: Sweating Met	20	20	0.1	50	3.5	0	0	0
Case 5 : Sweating Temp	34	34	0.1	50	1.2	0	0	0
Case 6: Vasoconstriction	20	20	0.1	50	1.2	0	0	0
Case 7: Wind	20	20	1.5	50	5	0	0	0

Les résultats de Fiala-FE ont montré un bon accord avec ceux de UTCI-Fiala. En effet, les différences observées sont inférieures aux plages de sensibilité du modèle sensoriel pour chaque élément. Différents niveaux de comparaison ont été effectués, de la température cutanée moyenne à la température de chaque élément corporel. La Figure 39 montre l'écart quadratique moyen (RMSD) entre la température de la peau au niveau de chaque partie du corps dans les modèles Fiala-FE et UTCI-Fiala dans le cas de l'état thermiquement neutre d'une personne non habillée (Case 1). La plus grande erreur est observée au niveau des pieds ($0,64^{\circ}\text{C}$). Cependant le seuil de sensibilité du modèle sensoriel pour cette zone est de ($0,66^{\circ}\text{C}$). L'erreur pour les autres parties du corps est aussi inférieure au seuil de sensibilité de l'élément correspondant. La Figure 40 représente également les valeurs de températures cutanées pour différentes parties du corps (§2.1.2).

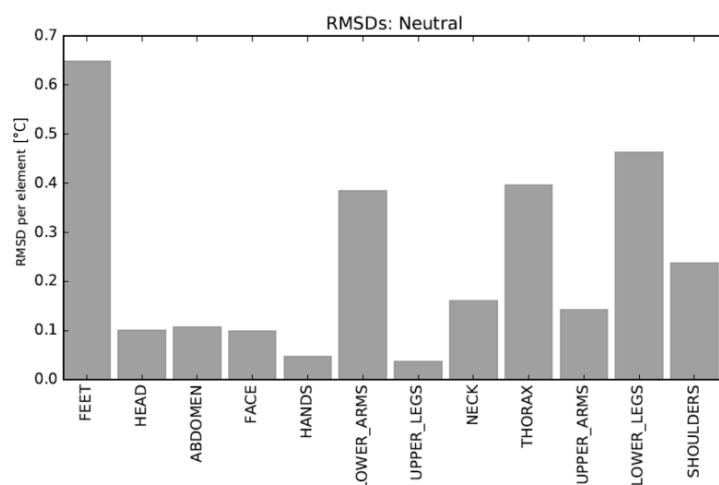


Figure 39 Erreur quadratique moyenne pour la température cutanée entre Fiala-FE et UTCI Fiala (état neutre sans vêtements)

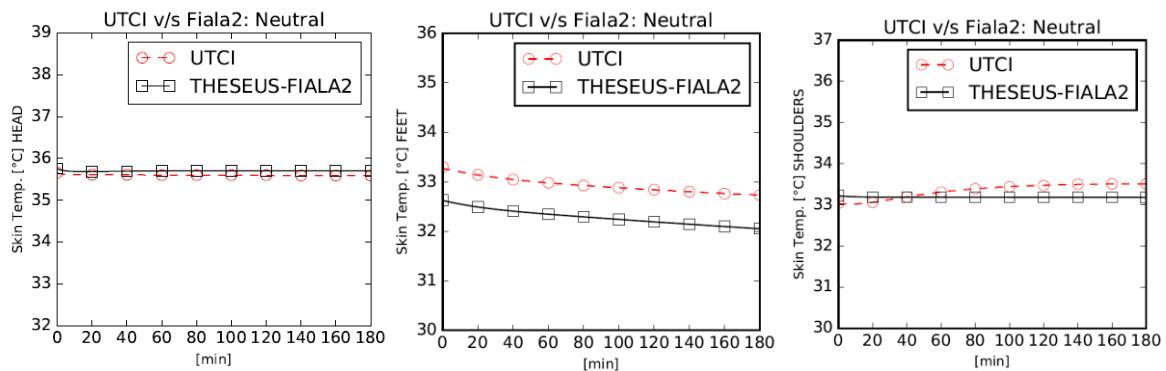


Figure 40 Comparaison de la température de peau à la tête (A), des pieds (B) et des épaules (C) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE (thermo-neutralité , personne nue)

Une autre validation comparant les températures cutanées et la température interne des modèles UTCI-Fiala et Fiala-FE au repos exposés pendant 180 minutes à une source de rayonnement supplémentaire s'ajoutant aux conditions thermo-neutres a été menée (Case 2). Dans ce scénario, la transpiration est déclenchée. La Figure 41 met en évidence le bon accord entre les deux modèles pour lesquels la température centrale et la température cutanée moyenne des deux modèles ont été comparées.

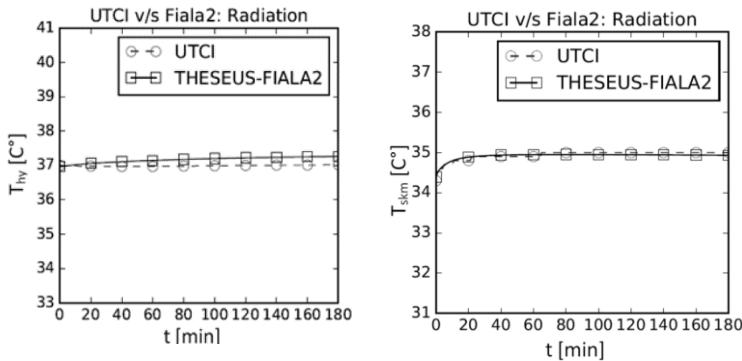


Figure 41 Comparaison de la température interne (A) et la température cutanée moyenne (B) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE (personne nue exposée à une source de radiation pendant 180 min)

Une autre validation a cette fois-ci portée sur la comparaison des températures cutanées de l'homme non vêtu de UTCI-Fiala et Fiala-FE avec un niveau d'activité de 1,2 maintenu pendant 180 minutes dans un environnement à 15°C (Case 3). Dans ce scénario, des frissons sont déclenchés. La Figure 42 met en évidence le bon accord entre les deux modèles pour la réponse de frissons, la température moyenne de peau et la température interne.

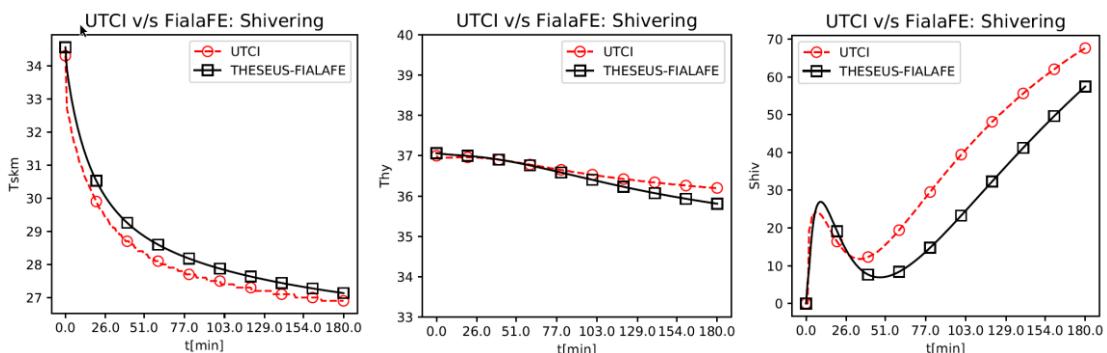


Figure 42 Comparaison de la température de peau moyenne (T_{skm} (°C))(A), la température interne (Thy (°C))(B) et la réponse de frissons ($Shiv$ (W)) (C) entre UTCI-Fiala et Fiala-FE

L'implémentation du modèle dans THESEUS-FE ainsi validée, nous pouvons passer à l'étude de sensibilité des paramètres accessibles de cette implémentation afin d'identifier les paramètres qu'il faut modifier pour bien représenter une personne donnée.

2.2.4. Sensibilité des paramètres internes du modèle

L'analyse du modèle afin d'identifier ses paramètres accessibles et ses degrés de liberté a dénombré au moins 930 paramètres personnalisables (propriétés physiques, coefficient de transfert, dimensions géométriques, ...) dans leurs plages de variation autorisée. La combinatoire de leurs valeurs possibles démultiplie presque à l'infini les possibilités d'agir sur le modèle pour le personnaliser. Beaucoup de ces paramètres n'étant pas accessibles à la mesure de façon acceptable sur des sujets humains, leur identification indirecte, complexe du fait de leurs interactions et contributions non linéaires dans le modèle, nécessiterait des ressources de calcul et expérimentales disproportionnées.

Face à ce problème, l'identification préalable des paramètres les plus influents et de leurs modes d'influence permettrait de concentrer les efforts sur ceux-ci, limitant ainsi le nombre de variations à explorer.

Notre étude bibliographique a permis de recueillir des indications sur des caractéristiques individuelles influençant la sensation thermique (Tableau 2), d'ailleurs pas toujours faciles à traduire en valeurs des paramètres du modèle. Citons par exemple l'âge ou le sexe qui ne sont pas des paramètres directs du modèle mais dont l'effet doit être considéré au moins dans la détermination de la composition du corps. Pour utiles que soient ces références pour vérifier que les comportements observés sur le modèle ne sont pas contradictoires avec l'état de la connaissance, une analyse de sensibilité du modèle est indispensable pour réaliser cette identification préalable.

Dans la première partie de cette étude de sensibilité, notre travail a été inspiré par celui de Novieto et Zhang [138], qui ont étudié la possibilité d'adapter le modèle IESD-Fiala à un corps humain âgé. Outre que le métabolisme basal (BMR), le débit cardiaque (CO) et la corpulence (BS) étudiés par les auteurs, nous avons investigué l'effet d'autres paramètres d'intérêt : le pourcentage de graisse corporelle (BF), la longueur des segment (H), la surface du corps et les vêtements.

Différentes sorties du modèle peuvent être examinées pour cette analyse de sensibilité (température interne, sensation thermique, températures cutanées, température cutanée moyenne, température de thermoneutralité, ...). Dans cette première manipulation des paramètres du modèle, nous nous intéressons à la température de thermoneutralité, un paramètre clé du modèle, puisque c'est à cette température que sont déterminées les points d'origine des déviations des températures cutanées locales et moyenne, cette dernière étant une variable clé des équations de la thermorégulation. Cette étude permet d'expliquer et d'appréhender le comportement du modèle et d'éliminer quelques paramètres de petite influence. En effet, avec l'augmentation de la masse par augmentation du volume, le métabolisme total et le débit cardiaque total qui sont des valeurs volumiques définie par m^3 de tissu, augmenteront.

2.2.4.1. Détermination de la température de thermoneutralité et sa vérification

La température de thermoneutralité est définie comme la température de l'air ambiant et des surfaces rayonnante à laquelle le corps maintient une température interne constante à 37°C sans recourir à des actions de thermorégulation. Par conséquent, pour trouver cette température, le modèle est testé sous différentes températures ambiantes alors que son système actif est désactivé. Cette procédure itérative permet de déterminer la température ambiante donnant la température interne la plus proche de 37°C correspondant à la température de thermoneutralité pour le cas en question.

Après avoir déterminé la température de thermoneutralité, une étape supplémentaire de vérification a été effectuée. Dans cette étape, une simulation a été faite avec le système de thermorégulation activé, dans les conditions de température de neutralité déjà définies, pendant 180 minutes. Cela a permis de vérifier qu'aucune réaction du système actif n'est déclenchée dans les conditions de thermoneutralité déterminées. Un exemple de cette vérification est fourni ci-dessous.

Un exemple de vérification du calcul de la température de thermoneutralité dans le cas d'une analyse de sensibilité du débit cardiaque et pour différentes sorties du modèle : température interne (T_{hy}), température cutanée moyenne (T_{skm}), vasodilatation et vasoconstriction est fourni dans les Figure 43, Figure 44, Figure 45 et Figure 46 respectivement. L'absence de vasomotion implique l'absence d'actions de thermorégulation. La température appliquée est donc celle d'un état de thermoneutralité.

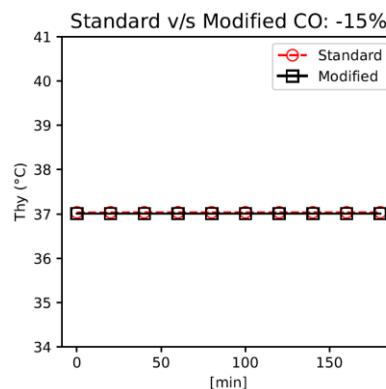


Figure 43 Variation de la température interne Thy ($^{\circ}C$) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% que leur système actif est activé

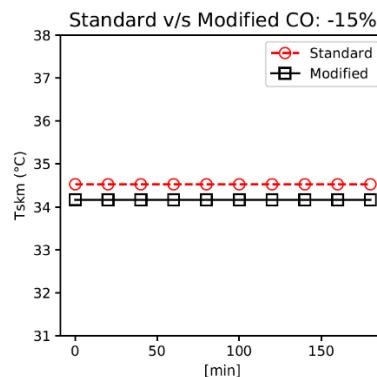


Figure 44 Variation de la température cutanée moyenne T_{skm} ($^{\circ}C$) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif était activé

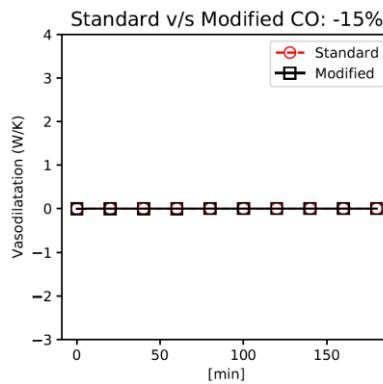


Figure 45 Variation de la vasodilatation (W/K) pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif est activé

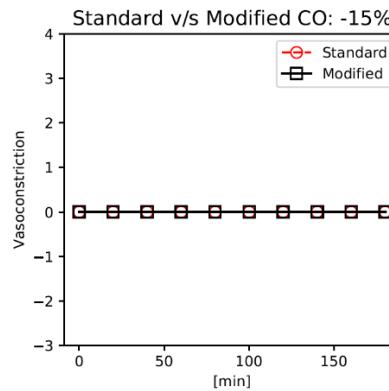


Figure 46 Variation de la vasoconstriction pour le modèle standard et le modèle dont le débit cardiaque est modifié de 15% alors que leur système actif est activé

Les figures ci-dessus représentent les valeurs de la température interne (Figure 43), la température de peau (Figure 44), la vasodilatation (Figure 45) et la vasoconstriction (Figure 46) pour le mannequin standard exposé à sa température de thermoneutralité (30°C) pendant 18 min et le mannequin dont le débit cardiaque a été réduit de 15% et puis après détermination de sa température de thermoneutralité il a été exposé à cette température pendant 180 min. Ces figures montrent l'absence de réactions de thermorégulation et des températures constantes justifiant que la température d'exposition est la bonne température de thermoneutralité.

2.2.4.2. Métabolisme basal, débit cardiaque, corpulence et longueur des segments

Novieto et Zhang [138] se sont fixés des plages de variation de $\pm 20\%$ pour chaque paramètre. Cependant, pour que l'analyse de sensibilité soit plus significative, il convient d'étudier et d'identifier les limites supérieures et inférieures de la variation à appliquer afin de prendre en compte l'effet réel de chaque variable. En fait, l'effet d'une variation de 20 % sur une variable peut être significatif, alors même qu'une telle amplitude de variation ne se rencontrera pas en réalité, tandis qu'une autre pourra couramment varier de plus de 50%. Par conséquent, nous avons défini la plage de variation de chaque variable (Annexe) et représenté sa sensibilité relativement à cette plage.

Nous n'avons pas effectué de recherches particulières pour représenter l'effet isolé de la masse. En effet, l'augmentation de la masse intervient principalement dans le modèle par l'augmentation associée du volume, du fait que le métabolisme total et le débit cardiaque total résultent des taux volumiques de métabolisme et de perfusion des tissus, paramètres d'entrée du modèle. Ceci est étudié avec la modification de la corpulence. Autrement, nous pourrions modifier les masses volumiques des tissus. Thermiquement, cela modifierait leurs capacités thermiques volumiques qui n'influent que sur le comportement dynamique du système, et la température de thermoneutralité n'en serait pas affectée.

Nous avons modifié les longueurs des segments dans la plage de variation identifiée. Cependant, le modèle étant radial, nous nous attendons à ce que l'effet induit soit faible. L'allongement des segments augmentant en même proportion la surface et le volume corporels, l'augmentation de la surface d'échange avec l'environnement équilibre celle du métabolisme à évacuer. Reste l'effet des échanges à contre-courant entre veines et artères.

Les résultats de cette première étude sont présentés dans Figure 47. Cette figure représente, les valeurs de la température de thermoneutralité pour des modifications relative du débit cardiaque, du métabolisme basal et de la longueur des segments.

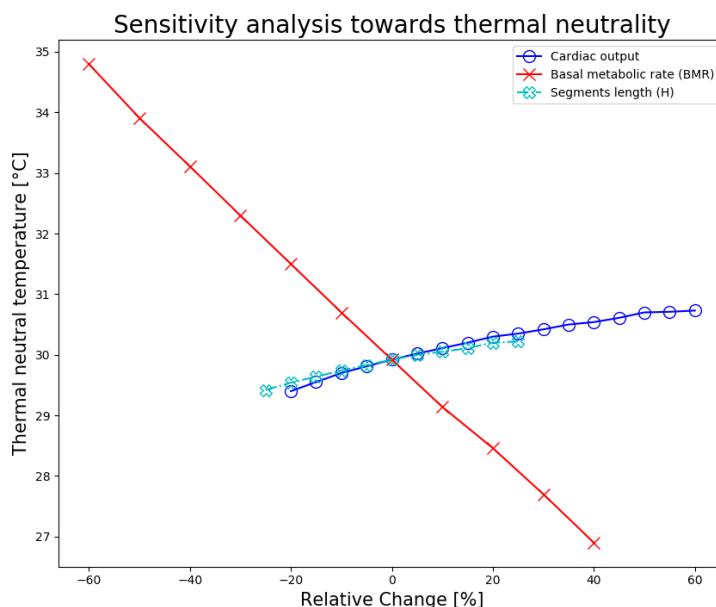


Figure 47 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation des paramètres dans leurs plages de variation (CO: débit cardiaque, BMR: métabolisme basal, H : longueur des segments)

Les résultats de la première partie de l'étude montrent un bon accord avec les travaux antérieurs de Novieto et al. [138] et Wolkï et al. [165] montrant que la métabolisme basal (BMR) est le paramètre ayant la plus grande influence sur la température de thermoneutralité.

Tandis qu'un BMR plus élevé tend à réduire la température de thermoneutralité, un débit cardiaque plus élevé (à même métabolisme) tend à nécessiter une température ambiante plus élevée pour rester à un état thermo-neutre. En fait, lorsque le taux métabolique basal augmente, le corps produit plus d'énergie et a donc besoin d'une température ambiante plus basse pour rester à un état thermiquement neutre. D'autre part, un débit cardiaque plus élevé implique un taux d'échange thermique plus important

avec l'environnement et donc un besoin de température ambiante plus élevée pour atteindre un état thermiquement neutre.

On notera que bien que les taux de métabolisme basal et de perfusion basale soient des entrées indépendantes du modèle, une augmentation du métabolisme basal devrait en principe être associée à une augmentation de la perfusion dans la même proportion que le modèle le fait pour le métabolisme additionnel. L'influence réelle du métabolisme s'en trouverait atténuée, sans que sa prépondérance soit remise en cause.

La variation de la corpulence (BS) qui consiste en une variation de volume respectant les proportions et la composition du corps de l'homme standard, induit la variation combinée des trois paramètres précédents. L'augmentation du métabolisme est à raison de celle du volume. Elle est partiellement compensée par celle du débit cardiaque qui évolue de même, et celle de la surface d'échange qui évolue à raison de sa puissance 2/3. Au bilan, la température de thermoneutralité diminue quand la corpulence croît, mais de façon très atténuée par rapport à l'effet que produirait isolément l'augmentation du métabolisme qu'elle induit (Figure 48). Cela met encore une fois en évidence le fait que la BMR est le paramètre ayant le plus grand impact sur la thermoneutralité.

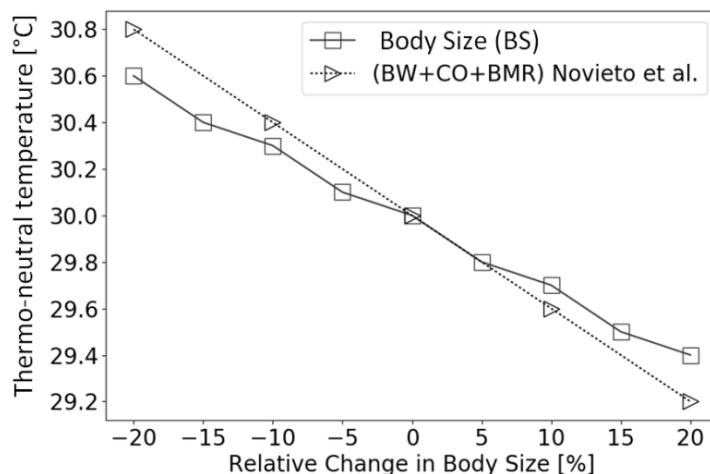


Figure 48 Analyse de sensibilité de la température de thermoneutralité en fonction de la corpulence du corps (BS): le travail fait dans cette étude sur THESEUS-FE ,ainsi qu'à partir du travail précédent fait par Novieto, et al . . [138]

2.2.4.3. Pourcentage de graisse

Nous avons essayé d'examiner l'effet du pourcentage de graisse corporelle. Vu la conception du modèle, deux moyens sont possibles pour effectuer cette modification. D'une part, nous pouvons chercher à conserver la surface du corps constante. Pour modifier la quantité de graisse, il faudra modifier le rayon de la frontière entre les muscles et la graisse, mais nous serons alors limités par le taux de modification à effectuer. D'autre part, nous pouvons modifier l'épaisseur de la couche de graisse seule sans modifier les autres couches internes, en agissant sur le rayon externe de la couche de graisse, les rayons de la couche de peau seront alors modifiés. Là, deux options se présentent à nouveau : conserver l'épaisseur de la peau qui est, d'après la conception du modèle, fixée à 1mm pour la plupart des parties du corps, ou conserver le volume de peau initiale en modifiant l'épaisseur de la peau. Toutefois, la seconde possibilité n'est pas une option car les variations d'épaisseur de graisse peuvent

être de grande amplitude dans le sens de l'augmentation et induire un amincissement cutané irréaliste sur certaines parties du corps comme les membres dont le rayon peut augmenter d'un facteur trois ou quatre.

La modification de l'épaisseur de la couche de graisse seule sans modification des couches internes modifie corrélativement la surface d'échange extérieure. Relativement au flux thermique vers le milieu extérieur, cette variation de la surface d'échange tend à contre balancer celle de la résistance thermique de la couche graisseuse. De fait, ayant modifié la couche de graisse par modification de son rayon externe en conservant l'épaisseur de la peau, une très faible modification de la température de thermoneutralité a été observée (Figure 49)

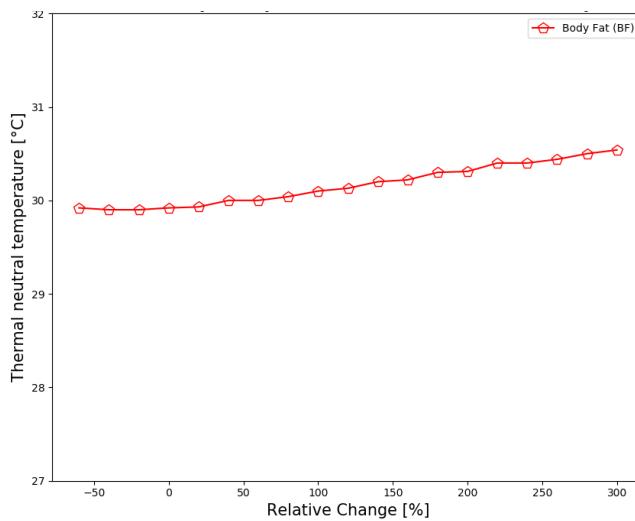


Figure 49 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du pourcentage de graisse (BF)

Cependant, il est apparu que lorsque la graisse corporelle diminuait, la température cutanée moyenne augmentait à la thermoneutralité et inversement (Figure 50Figure 51). Ceci est en partie dû au rôle isolant de la couche de graisse.

Les différences majeures pour la température de la peau ont été observées au niveau des bras, des jambes et de l'abdomen, tandis qu'un léger changement a été observé pour la tête, le cou et le thorax (Figure 52 et Figure 53).

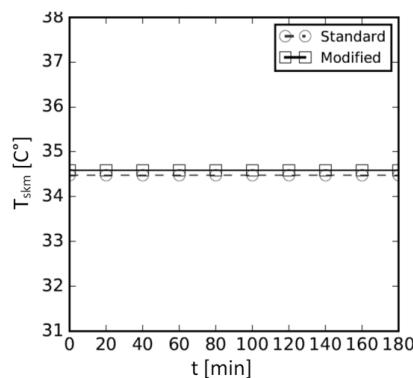


Figure 50 Comparaison de température cutanée moyenne entre une personne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne mince avec 11,5% de graisse corporelle (Modified)

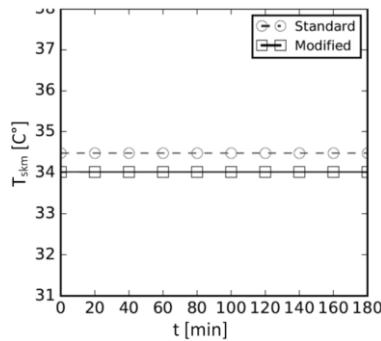


Figure 51 Comparaison de température cutanée moyenne entre une personne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified)

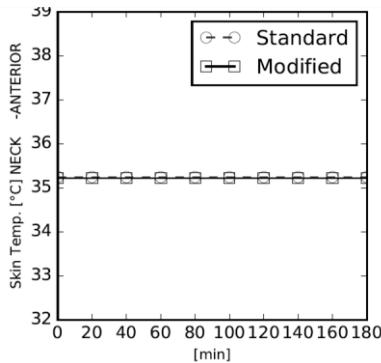


Figure 52 Comparaison de la température de la peau au cou à la thermoneutralité entre une moyenne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified)

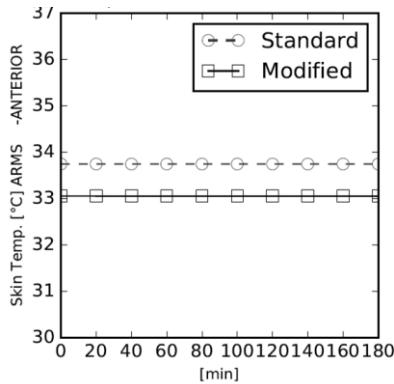


Figure 53 Comparaison de la température de la peau du bras à la thermoneutralité entre une moyenne avec 14,4% de graisse corporelle (Standard) et une personne obèse avec 48% de graisse corporelle (Modified)

Nous avons ensuite modifié le rapport de muscle et de graisse à iso-surface corporelle donc en modifiant la frontière entre les muscles et la graisse. Pour pouvoir prendre en compte des variations plus importantes nous avons fait varier le rapport muscle/graisse sur un modèle où nous avions préalablement augmenté l'épaisseur de la couche de graisse par augmentation de son rayon externe en conservant l'épaisseur de la peau. Ainsi, le modèle de départ a 27,46 kg de graisse (pourcentage de graisse (BF%) 29,92%) et 31,8kg de muscles. Et nous avons défini un indice x [0 ;1] de position relative du rayon de la frontière muscle/grasse, 0 représentant une personne sans muscles et 1 une personne sans graisse. Nous avons alors fait varier x entre 0,1 et 0,9, la limite inférieure représentant donc une personne quasi

importante avec $BF\% = 56,6$, 48,66 kg de graisse et 4,57 kg de muscles, et la limite supérieure représentant une personne athlétique avec un $BF\% = 10.58$, 10,22 kg de graisse et 53,6 kg de muscle, toutes deux de même corpulence.

Avec cette modification, quand le pourcentage de graisse augmente, l'isolation thermique augmente, tandis que le métabolisme diminue ainsi que le débit cardiaque, à iso surface d'échange. Ces effets sont antagonistes sur le gradient interne (écart entre la température centrale et la température de la peau), alors que le gradient entre de peau et l'environnement diminue avec le métabolisme à évacuer. Compte tenu des non linéarités, on ne voit pas de tendance unique de variation de la température de thermoneutralité, mais l'effet total reste négligeable avec une variation maximale de $0,4^\circ\text{C}$ (Figure 54). En interne, il semble que les freins au transport thermique prennent le pas sur la perte métabolique, ce qui devrait se traduire par une baisse des températures de peau. L'effet sur la température de thermoneutralité pourrait être plus significatif avec des conditions extérieures favorisant des échanges thermiques plus intenses, telles qu'une vitesse d'air plus grande qui, minimisant la diminution du gradient entre la peau et l'environnement, laisseraient la diminution de la température de peau se traduire en une baisse de la température de thermoneutralité.

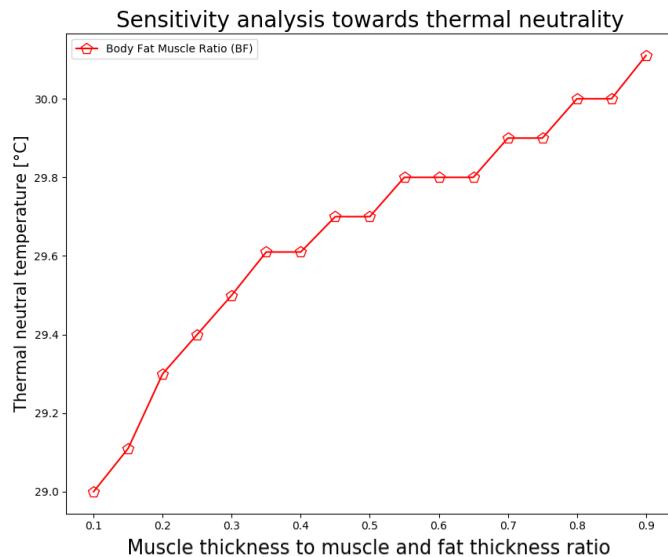


Figure 54 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du rapport muscle/graisse

2.2.4.4. Surface du corps

Augmenter la surface du corps, favorise les échanges avec l'environnement. Il a le même effet que le fait d'augmenter le coefficient de convection (relation linéaire) ou même d'augmenter la vitesse de l'air (relation non linéaire : voir équation (20)). N'ayant pas le moyen de la modifier toute seule, les autres paramètres restants inchangés, nous avons fait varier les coefficients de la formule de calcul du coefficient de convection pour rendre compte d'une surface différente. Pour considérer une variation de la surface dans sa plage de variation, entre $1,4 \text{ m}^2$ et $2,5 \text{ m}^2$, la surface du modèle moyen de Fiala étant de $1,854 \text{ m}^2$, nous avons multiplié les coefficients par un facteur allant de 0,57 à 1,57.

La différence induite est de $0,7^\circ\text{C}$ (Figure 55).

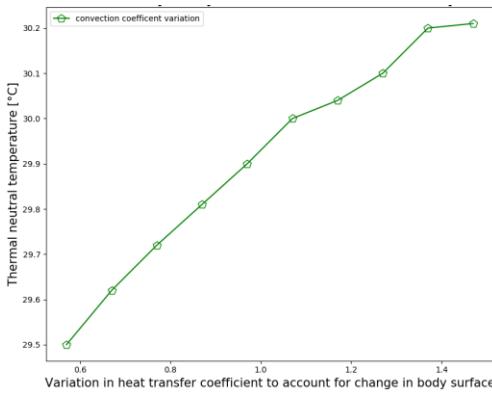


Figure 55 Variation de la température de thermoneutralité par rapport à la surface du corps rapportée à la modification du coefficient d'échange

2.2.4.5. Vêtements

Comme le modèle utilisé dans les précédents cas d'analyse de sensibilité est nu, nous avons décidé d'utiliser le mannequin portant l'uniforme dit KSU [166] ayant comme propriétés : $I_{cl} = 0,6 \text{ clo}$, $i_{cl} = 0,34$. Nous avons d'abord comparé les résultats de l'analyse de sensibilité de la thermoneutralité en fonction du BMR et le CO obtenus pour la même personne moyenne portant l'uniforme KSU et ceux précédemment mentionnés d'une personne nue. Les résultats sont représentés aux Figure 56 et Figure 57.

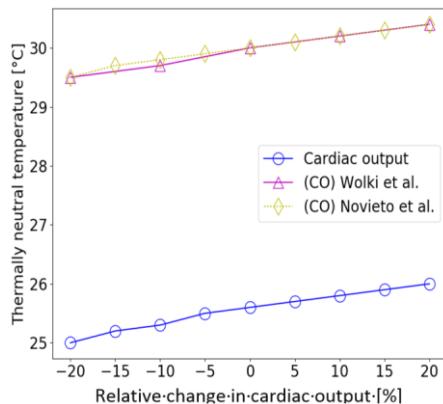


Figure 56 Comparaison de la température de thermoneutralité pour une variation du débit cardiaque pour un mannequin portant l'uniforme KSU et pour un mannequin non vêtu

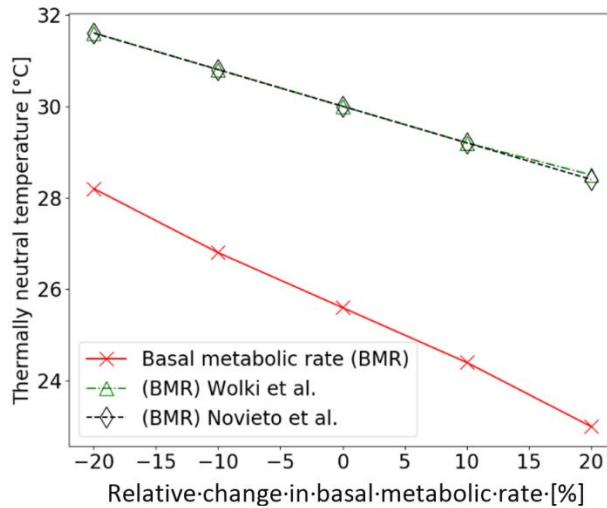


Figure 57 Comparaison de la température de thermoneutralité pour une variation du métabolisme basal pour un mannequin portant l'uniforme KSU et pour un mannequin non vêtu

Nous pouvons en déduire que le fait d'ajouter le KSU-Uniform a abaissé les valeurs calculées pour la température de thermoneutralité d'environ 4°C. En fait, on sait que l'homme moyen portant l'uniforme KSU est à la neutralité thermique à 25,5 ° C, tandis qu'une personne nue moyenne le sera pour une température de 30°C.

Nous avons ensuite modifié le facteur de résistance de vêtement afin d'étudier la sensibilité du modèle à celui-ci. Le changement du facteur de résistance de vêtement a eu un effet significatif. La modification de la température de thermoneutralité a dépassé 2°C des deux côtés de la variation (Figure 58).

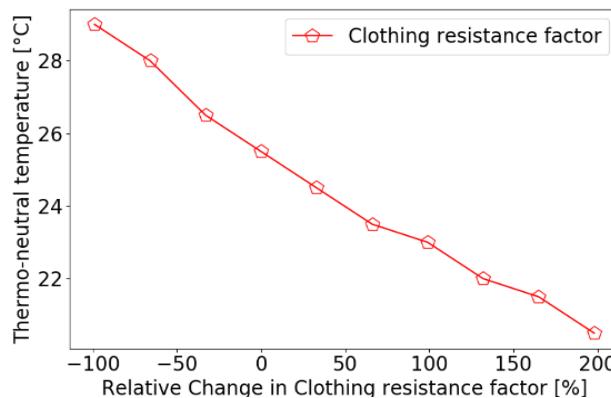


Figure 58 Variation de la température de thermoneutralité en fonction de la variation du facteur d'isolation des vêtements

Il reste à examiner la sensibilité du modèle aux constantes thermo-physiques pour voir si leur intégration dans la procédure d'individualisation est intéressante.

2.2.4.6. Propriétés thermo-physiques

Une étude bibliographique a permis de situer les plages de variation des paramètres thermo-physiques (capacité calorifique [158], [167]–[169], conductivité thermique [158], [168]–[170], masse volumique[158],

[168], [169], [171]) à partir de valeurs mesurées ainsi que des valeurs utilisés dans les modèles thermo-physiologiques. Ces plages de variations sont présentées en Annexe

Cependant, les valeurs récupérées reflètent l'incertitude des données physiologiques due à différents facteurs tels que la distribution spatiale au sein d'un organe, les appareils de mesures inadéquats, la difficulté d'accéder à différents organes et les différences intra- et interindividuelles [158].

Pour pouvoir étudier l'effet de ces propriétés thermo-physiques, elles sont successivement modifiées dans le modèle à leur valeur minimale et leur valeur maximale. Des simulations en mode transitoire sont effectuées avec le mannequin standard, avec la propriété à sa valeur maximale et avec la propriété à sa valeur minimale. Ces simulations consistent en une exposition de deux heures à 28°C suivie par une exposition de 2h à 48°C et finalement une exposition d'une heure à 28°C.

Nous avons tracé sur un même graphique les résultats de température de peau pour les trois mannequins, ainsi que la différence des températures de peau respectives des deux mannequins à valeur minimale et maximale du paramètre avec celles du mannequin standard. La représentation graphique de ces différences, ou « erreur », permet de mettre en lumière une éventuelle convergence des modèles dans le temps après les changements de conditions d'environnement.

Un exemple est présenté dans la Figure 59 pour le Thorax en variant la capacité calorifique entre ses valeurs extrêmes. Ces résultats montrent que la différence maximale induite est de 0.1°C, valeur très petite devant la sensibilité du modèle sensoriel trouvée précédemment. Ce résultat est typique de la faible sensibilité du modèle aux variations de ces paramètres dans leurs plages de variation.

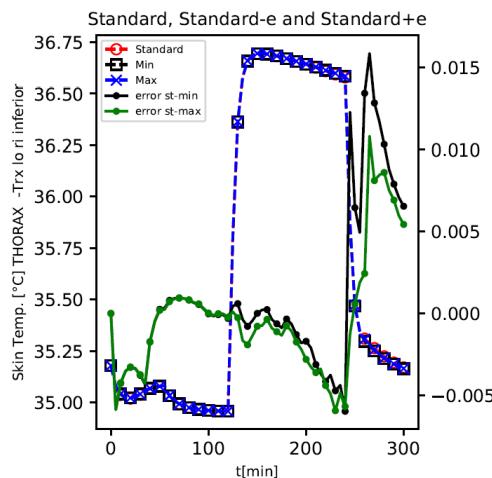


Figure 59 Variation de la température de peau pour le thorax pour les 3 mannequins: standard, avec capacité calorifique maximale (Max), avec capacité calorifique minimale (Min), avec la différence entre le standard et le Max (error st-max) et la différence entre le standard et le Min (error st-min)

L'étude de sensibilité de ces trois paramètres a été complétée par le calcul des écarts quadratiques moyens (RMSD). Les RMSD relevés sont de 0,02°C (Annexe G) indiquant que l'effet induit par les variations de ces trois paramètres est négligeable au niveau local puisque les valeurs trouvées sont au plus 5 fois plus petites que la sensibilité du modèle sensoriel calculée précédemment. En conséquence, on pourra fixer ces paramètres à leurs valeurs moyennes sans induire d'importantes différences sur les résultats.

Ainsi, cette étude de sensibilité locale nous a permis de réduire le nombre de variables à intégrer dans la procédure d'individualisation. Les paramètres personnalisés résultants seront ensuite implémentés dans le modèle pour représenter une personne donnée.

2.3. Individualisation du modèle thermo-physiologique passif

Cette partie consiste à décrire la procédure employée pour individualiser le modèle passif de Fiala-FE . Rappelons que le modèle de Stolwijk [120] qui est considéré comme le père des modèles thermo physiologiques, dont le modèle de Fiala, a été conçu d'une manière à conserver pour chaque segment le volume et la surface d'échange correspondants. Ainsi, les longueurs et les rayons des éléments du modèle ne sont pas de vraies grandeurs mesurables et donc toute correspondance entre une longueur mesurable et celle du modèle doit passer par une étape de comparaison avec la longueur réelle ou la dimension réelle que le modèle est supposé représenté. De même pour la composition corporelle.

D'autre part, sachant que l'implémentation choisie consiste en un modèle de maillage géométrique et en un modèle thermique, l'individualisation devrait traiter les deux modèles. En effet, une personne plus grande dans une voiture va être exposée à un profil de rayonnement différent de celui auquel est exposée une personne plus petite et donc le flux de rayonnement total sur le maillage surfacique doit être différent pour les deux personnes. Cependant, dans le cas d'un environnement homogène ou dans le cas où les personnes sont soumises au même profil de rayonnement, la transmission au mannequin thermique des flux calculés sur le mannequin géométrique se faisant en W/m^2 permet de se passer de l'obligation de modifier le maillage surfacique pour rendre compte du changement de la géométrie du modèle thermique. Comme dans le cadre de cette étude nous nous sommes contentés de créer des environnements quasi-homogènes et similaires pour les différentes personnes (Annexe D) nous avons pu procéder sans modifier le maillage géométrique surfacique.

Par ailleurs, les paramètres du modèle sont répartis en trois catégories : paramètres géométriques (épaisseur des couches, rayons des segments, longueur des segments), paramètres opératoires (perfusion sanguine, coefficient de respiration, métabolisme basal, et les coefficients des équations du système de thermorégulation) et paramètres thermo-physiques (capacité calorifique, conductivité thermique, masse volumique, émissivité) ainsi que les vêtements (isolation, perméabilité et facteur de surface).

Les paramètres géométriques sont plus ou moins mesurables et donc seront intégrés dans notre procédure d'individualisation sans discuter d'avantage leur influence, puisque d'ailleurs toute modification de ces paramètres pour étudier la sensibilité du modèle induit généralement la modification de plusieurs autres paramètres dont les effets brouillent l'analyse.

En analysant les paramètres opératoires, nous pouvons distinguer trois catégories : les variables volumiques (métabolisme basal, débit cardiaque), les coefficients de répartition, les coefficients des équations de régressions des fonctions de thermorégulation. Le métabolisme basal et le débit cardiaque étant des valeurs volumiques, elles seront modifiées à la suite de la modification de l'anthropométrie de la personne, et donc ne seront pas intégrés à eux-mêmes dans la procédure d'individualisation de base. Mais vu leur influence importante prouvée précédemment, nous pourrons agir sur leurs valeurs en un deuxième temps afin d'affiner le modèle. Les coefficients des équations de régressions du système de thermorégulation ne peuvent être modifiées qu'à la suite de campagnes d'essais importantes ou par

apprentissage. Les coefficients de répartition ne feront pas non plus partie de ce travail par manque de données dans la littérature sur le sujet et aussi puisque leur mesure s'avère impossible par les moyens expérimentaux présents. Mais leur modification pourra permettre de rendre compte de comportements particuliers : par exemple un homme ayant souvent les pieds froids pourrait être modélisé avec une restriction de circulation sanguine à ce niveau.

L'effet des vêtements est important, mais ne faisant pas partie des caractéristiques d'un individu, l'intégration de la variation des vêtements dans la procédure d'individualisation n'a pas été traitée dans ce travail. En conséquence, dans la campagne de validation et les applications numériques, les individus et les mannequins ont été tous vêtus du même habillement caractérisé.

Il faut noter que comme cette individualisation a porté sur les paramètres du modèle passif, il s'agit plutôt d'une individualisation anthropométrique qui a pris en compte les paramètres mesurables sur la personne. En effet, les coefficients du modèle actif sont des coefficients d'équations de régressions qui ne peuvent être modifier qu'à la suite des campagnes d'essai importantes. Les seules composantes sur lesquelles nous pouvons agir sont la température de l'hypothalamus seuil ainsi que les valeurs maximales. Cependant d'après Havenith [56] les paramètres pouvant agir sur ses caractéristiques sont l'acclimatation et la forme physique de la personne. Or dans le cadre de notre travail nous ne serons pas en mesure de vérifier l'effet de l'acclimatation qui nécessite une présence d'au moins 11 jours dans les mêmes conditions et donc nous n'allons pas la prendre en compte. De même, pour la forme physique nous allons la considérer de la même manière suggérée par Havenith [56] puisque toute autre procédure d'individualisation nécessiterait des campagnes d'essais dans des conditions de stress thermique et sur un grand panel de personnes ce qui ne sera pas envisagé dans le cadre de ce travail.

Cela dit, l'effet important du système actif sur le ressenti thermique de la personne n'est pas à être négligé. Elle pourra faire l'objet de prochaines études d'individualisation basées sur des logiques d'apprentissage dans lesquelles nous pourrons agir sur les paramètres du système actif par réglage à la suite des données recueillies à fur et à mesure pour une personne donnée dans un environnement donné.

2.3.1. Évaluation de la composition du corps

La composition du corps est définie par les différents composants qui, ensemble, constituent le poids corporel d'une personne. Elle est souvent utilisée pour connaître l'état nutritionnel d'une personne donnée pour des fins médicales ou nutritionnelles [172]–[176]. Pour analyser la composition du corps on a souvent intérêt à distinguer la partie corporelle constituée de graisse du reste du corps. Cependant, plusieurs niveaux et modèles d'évaluation de la composition du corps sont présents dans la littérature [174].

2.3.1.1. Modèles et niveaux d'évaluation de la composition du corps

La composition du corps peut être définie à plusieurs niveaux [174] (Figure 60). Elle peut être évaluée au niveau atomique au moyen d'éléments de base tel le carbone, le calcium, le potassium et l'hydrogène; au niveau moléculaire par la quantité d'eau, respectivement dans les fluides extracellulaires et dans les cellules du corps. L'évaluation de la composition du corps au niveau du corps entier dépend de caractéristiques externes, dimensionnelles, morphologiques et physiques. Elle est évaluée par plus de

10 mesures dont la taille, les longueurs des segments, les circonférences, les plis cutanés, la surface du corps, le volume du corps et la masse.

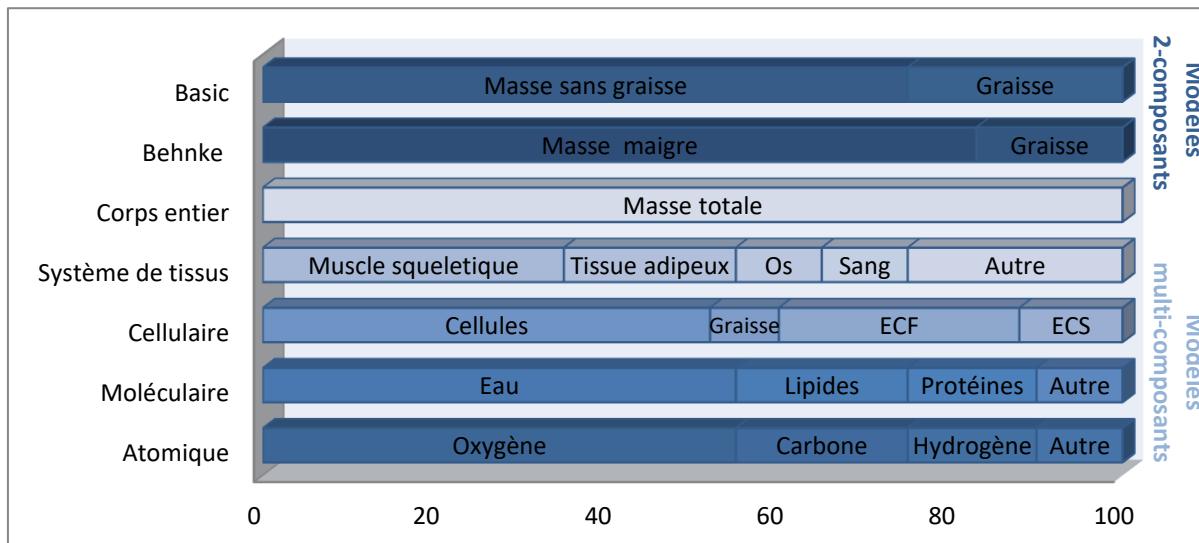


Figure 60 Niveaux et modèles d'évaluation de la composition du corps ECF: fluides extra cellulaires, ECS: solides extracellulaires ,

Les modèles à Les moniteurs de santé et autres appareils de santé portables peuvent garder un œil sur les conditions chroniques des patients. Il peut sauver des vies en alertant instantanément les soignants lorsqu'une aide est requise. De plus, les robots assistant à la chirurgie doivent être en mesure d'analyser rapidement les données afin de fournir une assistance sûre, rapide et précise. Si ces appareils dépendent de la transmission de données vers le cloud avant de prendre des décisions, les résultats pourraient être fatals. Deux compartiments distinguent les cellules non graisseuses comme les os, les organes, les muscles et les cellules connectives, des cellules de graisses y compris les cellules de graisse essentielle. En outre, Behnke [177] distingue deux genres de graisses : la graisse essentielle et le reste de la graisse d'où la notion de masse corporelle maigre qui comprend la graisse essentielle en plus du reste de la masse non graisseuse [178]. Cette graisse essentielle est indispensable pour le fonctionnement normal du corps. Elle est autour des 5-6% pour les hommes et de l'ordre des 8% pour les femmes.

La plupart de ces niveaux de description nécessitent en général des technologies sophistiquées limitées à quelques laboratoires. Cependant, il est important de bien comprendre les différentes terminologies et méthodes pour bien exploiter les données des mesures expérimentales.

2.3.1.2. Méthodes d'évaluation de la composition du corps

La quantité de graisse dans le corps peut être une donnée d'entrée du modèle, qu'elle soit basée sur une mesure, des formules utilisant l'indice de masse corporelle et l'âge de la personne, ou d'autres formulations prenant en compte une diversité de paramètres tels que des mesures de circonférences corporelles.

Les méthodes les plus précises pour reconnaître la densité du corps sont des méthodes appliquées en laboratoire tel que la pesée hydrostatique. Le Tableau 10 cite les méthodes de mesure de la graisse

corporelle ainsi que leurs caractéristiques en termes de coût, de précision et de faisabilité. Mais, comme ces méthodes nécessitent des expérimentations coûteuses, il y a eu plusieurs essais pour trouver des moyens plus simples comme les méthodes anthropométriques aboutissant à des corrélations empiriques. Parmi ces corrélations, on retient particulièrement les travaux de Han and Lean [144], Allen et al. [179], et Siri [180].

Les différentes méthodes sont présentées en Annexe H.

Tableau 10 Méthodes de mesure de la graisse corporelle et de la distribution de graisse [144]

Methods	Accuracy	Practicality	Sensitivity to change	Cheapness	Fat distribution detection
<i>Laboratory: 'standard' methods</i>					
Underwater weighing	++++	++	+++	+++	-
Potassium-40 counting	+++	+++	+	+++	-
Dual-energy X-ray absorptiometry	+++	++	++	++	++
Computerized tomography	+++++	+++	+++	+	+++++
Magnetic resonance imaging	+++++	++++	+++	+	+++++
Multi-compartment models	+++	+	+	+	-
Air displacement (BOD POD)	?	++++	?	++	-
<i>Field: anthropometric methods</i>					
Skinfold thickness	+++	++++	+++	+++++	-
Circumference	+++	++++	+++	+++++	+++++
Body mass index	+++	++++	+++++	+++++	-

2.3.1.3. Masse relative des différents segments du corps

Différentes références fournissent la masse relative des différents segments du corps par rapport à la masse du corps (Figure 61, Tableau 11). Ces données peuvent être utilisées en cas de manque d'information sur les différents segments pour en déduire des hypothèses.

Tableau 11 Rapport de mass d'un segment par rapport à la masse totale [181]

Body segment	Braune and Fischer, 1889 (n=3)	Dempster, 1955 ^b (n=8)	Dempster, 1955 ^{bc} (n=8)	Clauser et al, 1969 (n=13)
% →				
Head	7.0	7.9	(8.1)	7.3
Trunk	46.1	48.6	(49.7)	50.7
Upper arm	3.3	2.7	(2.8)	2.6
Forearm	2.1	1.6	(1.6)	1.6
Hand	0.8	0.6	(0.6)	0.7
Total arm	6.2	4.9	(5.0)	4.9
Forearm and hand	2.9	2.2	(2.2)	2.3
Thigh	10.7	9.7	(9.9)	10.3
Calf	4.8	4.5	(4.6)	4.3
Foot	1.7	1.4	(1.4)	1.5
Total leg	17.2	15.7	(16.1)	16.1
Calf and foot	6.5	6.0	(6.1)	5.8
Sum^d	99.9	97.7	100.0	100.0

^aFrom Clauser et al (7).
^bRefers to data from the cadaver portion of the study, not to data from the living subjects.
^cAdjusted values.
^dThe sum is calculated as head + trunk + 2 × (total arm + total leg).

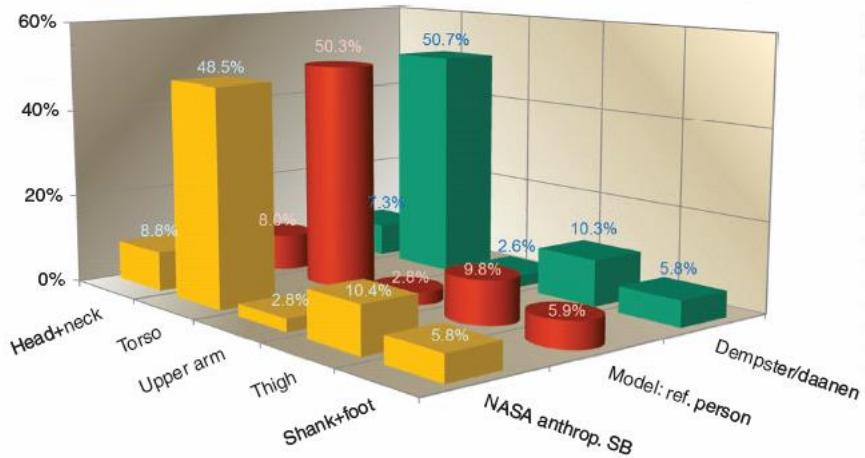


Figure 61 Masse relative des parties du corps: comparaison du modèle de référence avec les mesure expérimentales [56]

2.3.2. Longueur des segments

Beaucoup d'auteurs suggèrent que les différentes dimensions du corps sont corrélées de manière qu'une augmentation d'une dimension donnée engendre une augmentation corrélatrice des autres dimensions [182]. Cette règle reste loin d'être absolue. Les facteurs climatiques continuent d'être des corrélats importants des variations mondiales de la taille et de la morphologie du corps humain [183]. D'autre part, les résultats des enquêtes anthropométriques indiquent que les dimensions des différentes parties du corps ne changent pas de manière uniforme en fonction de la taille. Par exemple, les sujets de grande taille ont tendance à présenter des extrémités plus longues proportionnellement à la taille du corps que les sujets plus petits [56].

Le modèle adaptif de Fiala et Havenith [54] déduit les différentes proportions du corps à partir de la taille de la personne en appliquant des corrélations pour quelques éléments. Dans le modèle, la longueur des bras et des jambes est déduite de la longueur des os du tibia, du fémur, de l'humérus et de l'ulna, calculée comme suit [142] :

$$L = a_1 H + a_0 \quad (21)$$

où L est la longueur de l'os en cm, H la hauteur du corps en cm et a_1 et a_0 sont les coefficients de régression correspondants [143]. Le Tableau 12 représente les différentes expressions avec les coefficients correspondants selon le sexe et quelques types de population. Les parties du corps restantes (cylindriques) sont mises à l'échelle proportionnellement à la hauteur du corps, tandis que le tronc est dimensionné pour conserver la hauteur du corps de la personne simulée [56]. Malheureusement, la procédure entière reste ambiguë : sachant que le modèle originel fut créé de manière à respecter les surfaces et les volumes des éléments, les longueurs des cylindres ne représentant pas forcément les vraies longueurs des parties du corps, elle ne garantit pas le respect de ce principe originel.

Tableau 12 Équations de régression pour estimer la longueur des extrémités à partir de la longueur des os du tibia, fémur, humérus et de l'ulna [142]

	<u>Female</u>	<u>Se_{est}</u>
a) White		
Humerus Length	= 0.1855 stature + 0.771	(+1.03)
Radius Length	= 0.130 stature + 1.273	(+0.76)
Ulna Length	= 0.139 stature + 1.708	(+0.89)
Femur Length	= 0.289 stature - 3.516	(+1.30)
Tibia Length	= 0.242 stature - 4.870	(+1.15)
Fibula Length	= 0.243 stature - 4.695	(+1.13)
b) Black		
Humerus Length	= 0.181 stature + 1.699	(+1.05)
Radius Length	= 0.143 stature + 0.580	(+1.14)
Ulna Length	= 0.130 stature + 4.535	(+0.99)
Femur Length	= 0.310 stature - 6.214	(+1.27)
Tibia Length	= 0.265 stature - 7.221	(+1.25)
Fibula Length	= 0.261 stature - 6.471	(+1.22)
<u>Male</u>		
a) White		
Humerus Length	= 0.185 stature + 1.338	(+1.17)
Radius Length	= 0.137 stature + 1.467	(+0.89)
Ulna Length	= 0.140 stature + 2.688	(+0.93)
Femur Length	= 0.281 stature - 1.902	(+1.44)
Tibia Length	= 0.268 stature - 8.369	(+1.33)
Fibula Length	= 0.257 stature - 6.490	(+1.22)
b) Black		
Humerus Length	= 0.202 stature - 0.969	(+1.13)
Radius Length	= 0.157 stature - 0.599	(+1.02)
Ulna Length	= 0.158 stature - 1.013	(+1.06)
Femur Length	= 0.314 stature - 9.740	(+1.49)
Tibia Length	= 0.288 stature - 9.740	(+1.40)
Fibula Length	= 0.266 stature - 6.129	(+1.32)
c) Oriental		
Humerus Length	= 0.213 stature - 4.028	(+1.22)
Radius Length	= 0.160 stature - 2.364	(+0.98)
Ulna Length	= 0.158 stature - 0.244	(+1.03)
Femur Length	= 0.303 stature - 6.621	(+1.48)
Tibia Length	= 0.292 stature - 12.951	(+1.14)
Fibula Length	= 0.303 stature - 14.659	(+1.14)

*All values are given in centimeters. To convert to inches, multiply by .3937.

Zhang et al. [13] utilisent une approche similaire en employant les données de Tilley et Associates [130] qui déterminent la longueur des segments selon la taille et le sexe en considérant par exemple que les hommes ont une poitrine plus large et les femmes ont une région pelvienne plus longue.

Wölki [124] met à l'échelle les caractéristiques géométriques du modèle numérique en commençant par le calcul d'un facteur de mise à l'échelle f qui dépend de la taille de la personne à modéliser. À cet égard, un mélange des deux procédures de mise à l'échelle suggérées par van Marken Lichtenbelt et al. [184] et Havenith & Fiala [56] a été réalisé pour calculer le facteur d'échelle $f_{cylindre}$ pour les segments de corps cylindriques et f_{sphere} pour les éléments de corps sphériques.

$$f_{cylindre} = \frac{BH_{individu}}{BH_{référence}} \quad (22)$$

$$f_{sphere} = \sqrt{\frac{BH_{individu}}{BH_{référence}}} \quad (23)$$

Avec $BH_{individu}$ la hauteur du corps mesurée de l'individu choisi et $BH_{référence}$ la hauteur du corps du modèle FIALA-FE standard (1,76 m). Par la suite, les longueurs des différents segments du corps sont multipliées par le facteur de mise à l'échelle approprié f .

2.4.1. Adaptation des longueurs des segments

Les longueurs des différents segments d'un homme moyen ont été récupérés de deux références [143]. Le mannequin Fiala-FE est supposé représenter cette personne moyenne, mais nous avons vu que les longueurs des éléments cylindriques du mannequin peuvent s'écartez des longueurs réelles des segments. De là pour un sujet donné, pour adapter la longueur d'un segment donné du mannequin, nous mesurons la longueur de ce segment sur le sujet, et déterminons un facteur d'adaptation f tel que :

$$f = \frac{L_{sub}}{L_{ref}} \quad (24)$$

avec L_{sub} longueur mesurée sur le sujet et L_{ref} longueur du segment de l'homme de référence. Ce facteur est ensuite multiplié par la longueur du segment de Fiala-FE pour obtenir la longueur du segment du mannequin individualisé. Cette méthode est schématisée dans la Figure 62.

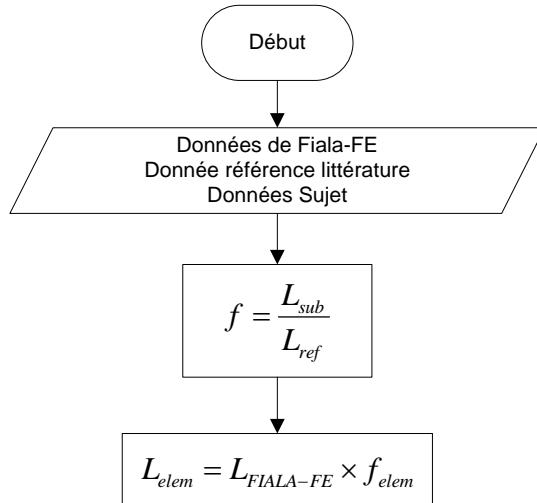


Figure 62 Adaptation des longueurs du modèle de référence

Si certaines mesures ne sont pas disponibles pour une application directe de la méthode décrite ci-dessus, les valeurs manquantes peuvent être calculées à partir de corrélations ou par déduction à partir des mesures disponibles. Ainsi, en l'absence d'une mesure directe de la longueur de main, celle-ci peut être déduite de celle du pied [185], qui elle-même peut être déduite de la pointure [186], une information plus intuitive, comme le montre la Figure 63. Il faut noter que cette formulation correspond aux pointures françaises et que les tailles peuvent varier d'un fabricant à l'autre.

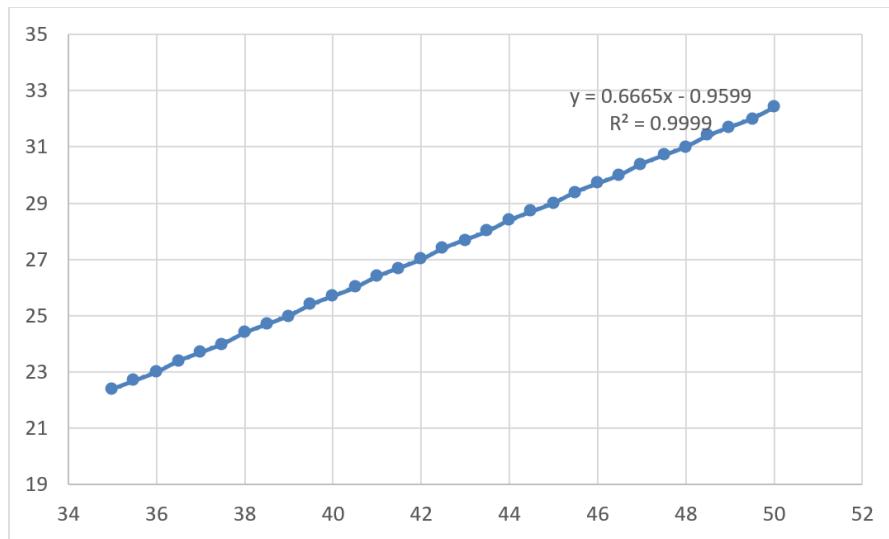


Figure 63 Relation entre la longueur du pied et la pointure

La hauteur de la cheville peut être déterminée d'après les données de Nasa el al. [143]. De même pour le rapport entre la tête et le cou par rapport à la tête et le tronc [143].

Ainsi, d'une manière générale, le nombre de mesure peut être réduit à la taille, la hauteur assis (hauteur entre les hanches et le haut du crâne), la longueur du membre inférieur, la longueur du membre supérieur et la pointure. En vue de la conception ultérieure de systèmes embarqués intelligents, ces données (hormis la taille) peuvent être acquise en position assise à l'intérieur du véhicule à l'aide de caméra par exemple.

L'organigramme complet est présenté dans l'Annexe L.

2.4.2. Adaptation de la composition par les rayons

Après l'adaptation des longueurs, les épaisseurs des différentes couches sont modifiées pour rendre compte de la composition du corps par rapport aux données mesurées.

La balance employée nous fournit une masse musculaire, la quantité de minéraux des os et un pourcentage de graisse corporelle duquel nous pouvons déduire la masse de graisse corporelle. En additionnant ces trois masses pour différents testeurs mesurés nous avons obtenu la masse totale l'individu avec des différences inférieures à 100 g dues aux valeurs arrondies au dixième de la balance. Malheureusement, les paramètres mentionnés ne renvoient pas directement aux informations requises sur les différentes couches des segments du modèle tel que la masse osseuse ou la masse musculaire de chaque segment. Une première approche consiste à calculer la composition des cinq segments dont les données sont fournies par la balance : bras gauche, bras droit, tronc, jambe gauche, jambe droite. Il convient alors de faire la correspondance entre les segments du modèle et les segments pour lesquelles des données sur la composition corporelle locale sont disponibles. Cependant, même en comparant la masse relative de ces segments rapportée à la masse totale du sujet avec la masse relative d'un regroupement de segments du modèle rapportée à la masse totale du modèle, nous restons incapables d'établir cette correspondance, ce qui rend cette technique impossible à employer.

Aussi, du fait des différentes limitations des moyens de mesure à disposition, la méthode employée a consisté à calculer un facteur de volume F_v selon l'équation (25). Il prend en compte le rapport de deux dimensions horizontales. Ce facteur permet de calculer la quantité d'os et la quantité d'organes internes (cerveau, poumons, intestins...), notée comme « reste », individualisées par la multiplication de ce facteur par la quantité d'os et d'organes internes du mannequin de Fiala standard :

$$F_v = \left(\frac{\frac{Largeur_{cuisse_{Sujet}}}{Largeur_{Cuisse_{Réf}}} + \frac{Largeur_{épaules_{Sujet}}}{Largeur_{épaules_{Réf}}}}{2} \right)^2 \times \frac{Taille_{Sujet}}{Taille_{Réf}} \quad (25)$$

avec $Largeur_{cuisse_{Sujet}}$, $Largeur_{cuisse_{Réf}}$ les largeurs respectives des cuisses du sujet représenté et de l'homme de référence que Fiala est supposé représenter, $Largeur_{épaule_{Sujet}}$ et $Largeur_{épaule_{Réf}}$ les largeurs respectives des épaules du sujet représenté et de l'homme de référence que Fiala est supposé représenter .

Une fois les quantités calculées, leurs valeurs locales sont calculées à partir de la même distribution massique que celle du mannequin Fiala standard. Comme première étape, cette distribution est conservée constante, supposant par exemple que la répartition du squelette est normale/ moyenne, de même que celle de ces organes intérieurs, mais elle peut toutefois être modifiée pour des efforts de personnalisation supplémentaires. Ainsi les valeurs locales sont calculées d'après les équations :

$$M_{reste_{Sujet_i}} = FR_{reste_{réf_i}} \times F_v \times M_{reste_{réf}} \quad (26)$$

$$M_{os_{Sujet_i}} = FR_{os_{réf_i}} \times F_v \times M_{os_{réf}} \quad (27)$$

avec, $M_{reste_{Sujet_i}}$ la masse du reste dans l'élément i du sujet, $FR_{reste_{réf_i}}$ la proportion du reste dans la partie i par rapport à la masse de reste totale et $M_{reste_{réf}}$ la masse de reste dans l'homme de référence. $M_{reste_{os_i}}$ la masse des os dans l'élément i du sujet, $FR_{os_{réf_i}}$ la proportion des os dans la partie i par rapport à la masse des os totale et $M_{os_{réf}}$ la masse des os dans l'homme de référence.

Une fois la composition en os et organes adaptée, nous passons à l'adaptation de la couche de graisse. Nous avons choisi de prendre le pourcentage de masse graisseuse suggéré par la balance Tanita utilisée dans l'expérience. Cependant, cette valeur peut être obtenue par d'autres mesures directes ou même peut être estimée à partir de corrélations comme expliqué dans le paragraphe 2.3.1.2. Les équations (45) et (46) ont été retenues pour calculer le pourcentage de graisse

A partir du pourcentage de masse graisseuse nous calculons les valeurs de la graisse viscérale (VAT) et celles de la graisse abdominale sous cutanée (ASAT) à partir des formules de Han and Lean [144] qui calculent le pourcentage de graisse à partir du sexe, la circonférence de la taille (CT) et l'âge (équations (28), (29))

$$BF(\%)_{homme} = [0.567 \times CT(cm)] + [0.101 \times \text{âge(années)}] - 31.8 \quad (28)$$

$$BF(\%)_{femme} = [0.439 \times CT(cm)] + [0.221 \times \text{âge(années)}] - 9.4 \quad (29)$$

et celles de Kuk et al. [187] qui calculent la graisse abdominale sous cutanée (équations (30), (31)) et la graisse viscérale en fonction de la circonférence de la taille, l'âge et le sexe (équations (32), (33)).

$$ASAT_{homme}(kg) = -7.57 + 0.11(CT) \quad (30)$$

$$ASAT_{femme}(kg) = -5.74 + 0.11(CT) \quad (31)$$

$$VAT_{homme}(kg) = -1.69 + 0.026(CT) - 0.109(\text{âge}) + 0.0015(\text{âge} \times CT) \quad (32)$$

$$VAT_{femme}(kg) = 0.58 - 0.0024(CT) - 0.109(\text{âge}) + 0.0015(\text{âge} \times CT) \quad (33)$$

Ainsi, en combinant les équations (28), (29) avec les équations (30), (31) nous obtenons les relations :

$$ASAT_{homme} = BF(\%) \times 0.194 + \text{âge} \times 0.020 - 1.400 \quad (34)$$

$$ASAT_{femme} = BF(\%) \times 0.251 + \text{âge} \times 0.055 - 3.387 \quad (35)$$

D'autre part, en combinant les équations (28), (29) avec les équations (32), (33) nous obtenons les relations :

$$\begin{aligned} VAT_{homme} &= BF(\%) \times (0.0459 + 0.003 \times \text{âge}) + 0.0003 \times \text{âge}^2 \\ &\quad - 0.0295 \times \text{âge} - 0.2317989 \end{aligned} \quad (36)$$

$$\begin{aligned} VAT_{femme} &= BF(\%) \times (-0.005 + 0.003 \times \text{âge}) + 0.0008 \times \text{âge}^2 - 0.076 \times \text{âge} \\ &\quad - 0.529 \end{aligned} \quad (37)$$

Or en appliquant ces deux formules à l'homme moyen que Fiala est supposé représenter, le nombre obtenu reste inférieur au taux de graisse de l'élément abdomen du modèle. Cela est dû au fait que l'élément abdomen du modèle regroupe une partie supplémentaire du bassin. Ainsi un facteur de correction de 1,567 est appliqué aux valeurs calculées dans les équations (34),(35),(36) et (37) pour obtenir ainsi en additionnant les valeurs de la VAT et la ASAT la totalité de la graisse abdominale :

$$Graisse_{abdo} = 1.567 \times (VAT + ASAT) \quad (38)$$

La masse de graisse restante $Graisse_{restante}$ est calculée par :

$$Graisse_{restante} = Masse \times \frac{BF(\%)}{100} - Graisse_{abdo} \quad (39)$$

et est répartie au reste des organes du corps selon un profil de répartition choisi. Pour les premiers essais, le profil de répartition de la graisse du mannequin Fiala est choisi par défaut. Ce profil gagnerait certainement à être changé pour rendre compte d'une répartition individuelle de la graisse tenant compte de la typologie morphologique observable du corps (épaisseur du cou, bedaine, volume des seins, profil en poire, en rectangle...), à défaut d'un scan 3D de la personne.

L'épaisseur de la peau par élément est considérée constante, égale à l'épaisseur de peau par élément du modèle de base de Fiala.

D'autre part, pour garantir la conservation de la masse de la personne, la masse totale de la personne est représentée comme étant la somme de la masse de peau M_{peau} , de graisse $M_{graisse}$, de muscle M_{muscle} , d'os M_{os} et du reste des organes M_{reste} :

$$M_{totale} = M_{peau} + M_{graisse} + M_{muscle} + M_{os} + M_{reste} \quad (40)$$

La longueur des éléments étant déterminée au préalable, la masse de peau d'un élément est proportionnelle à son volume. Les masses de graisse, d'os, et du reste des organes étant également déjà calculées, l'équation (40) est résolue d'une manière itérative par dichotomie pour déterminer la masse totale de muscle conservant la masse totale de l'individu, ainsi que les rayons de chacun des éléments du modèle. Par défaut, le calcul prend en compte la répartition des muscles entre les éléments du modèle de base. Il faut noter également, que ce schéma est susceptible d'être modifié afin de rendre compte d'une répartition musculaire plus individualisée.

L'organigramme de la démarche entière est représenté dans l'Annexe M.

2.4.1. Niveau d'activité

Le niveau d'activité est un paramètre supplémentaire du modèle. Il est choisi selon l'activité effectuée par la personne et répartis sur les différentes parties du corps selon deux schémas de répartition selon si la personne est debout (plus d'activité assignée aux jambes) ou sédentaire. Dans le cas de ce travail, la personne est considérée en train d'effectuer un travail sédentaire assis proche de la conduite de voiture ainsi le niveau d'activité a été considéré égale à 1 met.

2.4.2. Prise en compte des cheveux

Pour l'instant les cheveux sont uniquement considérés par le changement du coefficient d'émissivité de la tête, porté à 0,80. Une prise en compte supplémentaire consisterait à ajouter par exemple une couche de vêtement au niveau de la tête, du cou ou même des épaules avec les propriétés représentatives des cheveux. Ceci, permettra de prendre en compte une longue chevelure.

2.4. Étude de sensibilité du modèle thermo-physiologique individualisé

Afin de définir les critères de sélection des testeurs et la précision requise pour les mesures prélevées, une étude de sensibilité a été menée sur le modèle individualisé.

Il existe un grand nombre de méthodes d'analyse de sensibilité et le choix de l'une ou l'autre doit être fait en fonction des objectifs de l'étude [188]. Les étapes d'exécution d'une analyse de sensibilité restent cependant les mêmes quelles que soient les méthodes. Elles sont :

- la définition des plages de variation des paramètres
- la génération de jeux de valeurs d'entrée par planification expérimentale, randomisation et / ou simulation numérique ;
- le calcul des sorties du modèle pour chaque ensemble de facteurs d'entrée ;
- Le calcul de l'influence des facteurs.

Bien qu'elle soit l'analyse de sensibilité la moins coûteuse en termes de calcul, une analyse de sensibilité locale ne permet pas de considérer les interactions du modèle. Une étude de sensibilité globale ou de criblage de type Morris [189] semble indispensable pour mieux qualifier et définir le plan d'expérimentation.

Différents schémas d'analyse de sensibilité sont proposés dans la littérature. Le choix du schéma adéquat dépend essentiellement du nombre de paramètres, du coût de calcul, et des non-linéarités du modèle.

La Figure 64 représente diagramme de décision pour choisir la méthode d'analyse de sensibilité la plus adaptée. Nous nous sommes basés sur ce diagramme dans la procédure qui suit. Dans notre cas, sachant que nous avons 16 paramètres et sans avoir à faire des hypothèses sur le comportement du modèle, le meilleur choix est d'appliquer un criblage de Morris suivi par une analyse de sensibilité globale en calculant les indices de Sobol retenue pour sa validité quel que soit le modèle et son interprétation intuitive. Ces deux méthodes seront expliquées dans les paragraphes suivants. En effet, le coût de calcul des indices de Sobol est très élevé : $N^*(2p+2)$ entrées à évaluer et dans notre cas un calcul pour une entrée donnée est de 30s environ donc pour $p=12$ paramètres et $N_{rép}=1000$ répétitions un calcul nécessitera environ jours. Ainsi, un criblage de Morris permettrait de réduire le nombre de variables à évaluer par la méthode de Sobol et donc réduire le temps de calcul.

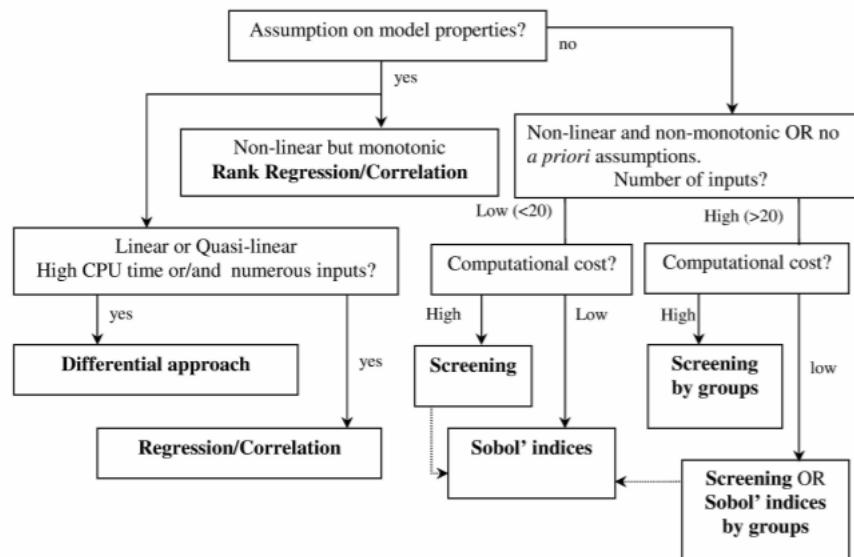


Figure 64 Diagramme de décision pour le choix de la méthode d'analyse de sensibilité [190]

2.5.1. Analyse de sensibilité par criblage de Morris

Cette méthode introduite par Morris en 1991 est aussi appelée méthode des effets élémentaires [188], [191]. Elle consiste à montrer l'effet de chaque facteur et ses interactions avec les autres facteurs en se basant sur un nombre minimal de simulations. Les facteurs représentent les paramètres d'entrée influant sur l'expérience. L'objectif est de classer les paramètres d'entrée en fonction de leur influence. Cette méthode peut être utilisée quelles soit la complexité du modèle et requiert uniquement les plages de variations des facteurs et non pas leurs distributions de probabilité grâce à la discréétisation en niveaux ce qui la rend avantageuse par rapport aux autres méthodes de criblage. Elle fournit également des informations sur la linéarité et la présence d'interactions entre les paramètres. C'est pour ces raisons que cette méthode a été retenue dans ce travail.

La méthode consiste à calculer deux valeurs permettant de déterminer si l'effet d'un facteur donné est négligeable, linéaire (additif) ou non linéaire (et/ou en interaction avec d'autres facteurs). Si nous considérons N paramètres indépendants X_1, X_2, \dots, X_N en prenant p niveau de valeurs, cela implique qu'il faut discréétiser leur intervalle de variation en p valeurs.

L'effet élémentaire $EE_i^j(X)$ d'un paramètre X_i s'écrit comme suit :

$$EE_i^j(X) = \frac{f(X_1^j, X_2^j, \dots, X_i^j + \Delta, \dots, X_N^j) - f(X_1^j, X_2^j, \dots, X_i^j, \dots, X_N^j)}{\Delta} \quad (41)$$

avec Δ étant le pas entre deux valeurs discrètes et un multiple de $1/(p - 1)$. Le nombre d'échantillons ne dépassera pas donc $p^{N-1}[p - \Delta(p - 1)]$. Morris [189]

Le nombre p peut influencer la précision des résultats puisqu'un nombre de niveaux élevé implique un pas de discréétisation plus fin, et donc des résultats plus précis mais ceci augmentera le nombre de simulations à effectuer.

Par ailleurs, comme cette méthode a été définie pour des variables ordonnées ayant des plages de variation plutôt continues, il faut adapter le calcul de l'effet élémentaire pour une variable catégorielle comme le sexe ('homme', 'femme' dans le modèle). En effet, une variable catégorielle n'est pas ordonnée, nous ne pouvons donc pas y appliquer la formule (41). Une solution proposée par Pannier [192] est de calculer les effets élémentaires d'une telle variable par :

$$EE_{i_{cat}}^j = \frac{|f(X_1^j, X_2^j, \dots, X_{i_{A_1}}^j, \dots, X_N^j) - f(X_1^j, X_2^j, \dots, X_{i_{A_2}}^j, \dots, X_N^j)|}{1} \quad (42)$$

Le saut de 1 est considéré pour ne pas imposer d'ordre et la valeur absolue permet de ne pas augmenter artificiellement l'effet de la variable en conservant toujours un même signe pour les effets élémentaires. Le paquet d'analyse de sensibilité "SALib" du langage Python ne considère que les variables ordonnées,

ainsi nous avons développé la méthode de criblage en Python en y incluant la nouvelle formulation pour les variables catégorielles ainsi que le calcul des moyennes et de l'écart-type expliquer ci-dessous.

La valeur de sortie considérée est la température de thermoneutralité comme expliqué dans le §2.2.4.1. Ainsi, pour chaque série de valeurs d'entrée, le modèle individualisé est créé et les simulations sont effectuées à différentes température extérieures pour trouver la température extérieure à laquelle le mannequin individualisé aura une température interne de 37°C sans avoir recours à la thermorégulation.

Une fois l'effet élémentaire calculé, nous déterminons la moyenne des effets élémentaires μ_j pour un facteur j donné et r répétitions par :

$$\mu_j = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r EE_i^j$$

Cette grandeur fournit des informations sur l'importance du facteur. Cependant, pour éviter que des effets élémentaires de signes opposés se compensent, nous avons calculé cette moyenne à partir des valeurs absolues des effets élémentaires.

$$\mu_j^* = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r |EE_i^j|$$

Nous avons aussi calculé l'écart-type σ_i des effets élémentaires par l'équation :

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{r-1} \sum_{j=1}^r (EE_i^j - \mu_i)^2}$$

Une grande valeur de l'écart-type implique que l'effet du facteur dépend du nœud de calcul ce qui est équivalent à des effets d'interaction ou de non linéarités.

Pour analyser et comprendre les résultats plus facilement, les auteurs ont tendance à tracer sur un même graphique σ_i en fonction de μ_i^* . On distinguera alors sur le graphique trois groupes de points représentant chacun un paramètre donné.

Les points proches de l'origine (σ_i et μ_i^* faibles) représentent des paramètres ayant peu d'influence donc des effets négligeables.

Les points éloignés de l'origine mais proches de l'axe des abscisses (σ_i faible mais μ_i^* élevé) représentent des paramètres importants mais qui ne présentent pas d'interactions ou dont la non-linéarité reste faible.

Les autres points (σ_i et μ_i^* élevés) représentent des paramètres influents comportant des interactions ou des non-linéarités.

Pour quantifier l'effet des paramètres, Munaretto [193] propose de calculer la distance d_i entre point représentatif du paramètre et l'origine par:

$$d_i = \sqrt{\sigma_i^2 + \mu_i^{*2}}$$

2.5.1.1. Résultats

Nous avons effectué le criblage de Morris pour les 12 paramètres du "body adapter" avec 20 puis 50 répétitions. Les plages de variations de ces paramètres sont présentées en Annexe. Les résultats étaient proches dans les deux cas signalant le même degré d'influence pour chaque paramètre. Le graphique de la Figure 65 représente en abscisse l'erreur moyenne des erreurs en valeurs absolues et en ordonné l'écart-type correspondant. En analysant la position de chaque point représentatif d'un paramètre donné sur le graphique, nous pouvons déduire que la variation de la pointure, la longueur de la main, la longueur des membres supérieurs et inférieurs, l'âge et le sexe ont peu d'influence sur la température de thermoneutralité. Par contre, le modèle est très sensible à la variation de la largeur des épaules, de la masse, de la largeur du bassin et de la taille.

Les valeurs des distances euclidiennes d_i calculées sont présentées dans le Tableau 13. Nous pouvons en déduire que les paramètres les plus influents sont la largeur des épaules, la masse, la taille et la largeur des hanches.

Tableau 13 Distance euclidienne de l'origine du repère pour chaque paramètre suite à l'étude de type Morris

Facteur	d_i
Taille	4.06002578
Masse	5.66375138
Sexe	0.09605632
Pointure	0.05975415
BF%	1.71359263
Hauteur assise	1.47491761
Longueur membre supérieur	0.26118924
Longueur membre inférieur	0.32053698
Largeur hanches	4.38508576
Largeur épaules	5.78515554
Âge	0.62864129
Longueur de la main	0.11104998

À la lumière de ces résultats, nous pouvons réduire à six le nombre de paramètres influents présentant des effets non linéaires (taille, masse, largeur épaules, largeur hanches et pourcentage de graisse corporelle). L'analyse de Sobol sera appliquée à ces six paramètres. On voit qu'au premier ordre, ce sont les rayons des éléments, particulièrement ceux de l'axe central, qui dominent (largeur de hanche et d'épaule, masse rapportée à la taille). C'était attendu, puisque le modèle est essentiellement radial. Il semble d'autant plus crucial d'affiner la distribution de la masse graisseuse et la masse musculaire selon le profil morphologique observable plutôt que la distribution du modèle nominal. Il faut le faire au moins pour ceux des testeurs qui ont un profil typé.

En outre, il est important de noter que les corrélations statistiques incorporées dans le Body adapter faute de disposer de mesures directes des paramètres primaires sont écartées de la liste des paramètres influents (âge, sexe, pointure...).

Un septième paramètre influent, la hauteur assise, a un effet purement linéaire. Il mesure la hauteur des éléments qui protègent leur température centrale (faible échange à contre courant), et influence proportionnellement leur surface d'échange externe.

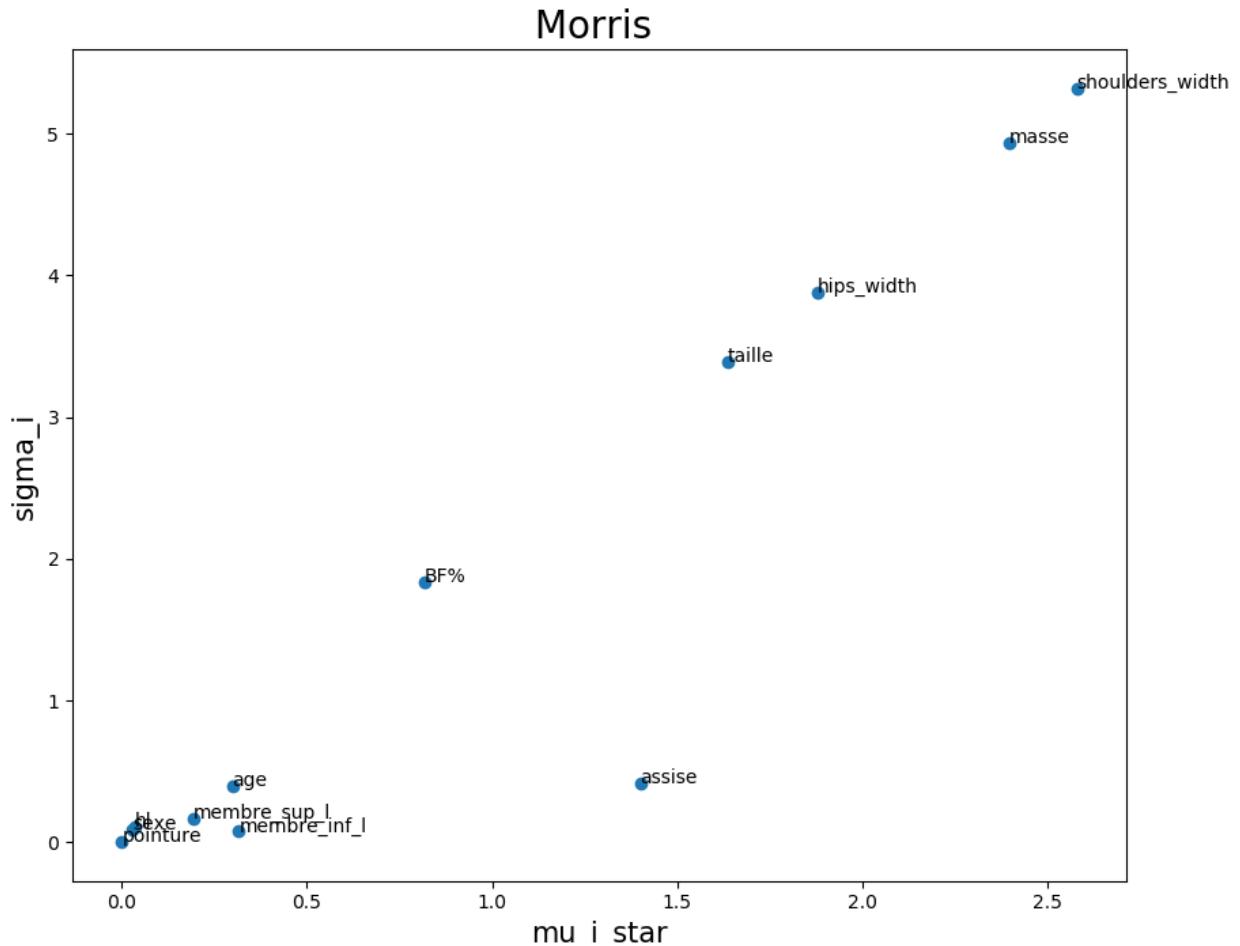


Figure 65 Résultat analyse de sensibilité de Morris

2.5.2. Analyse de sensibilité globale et calcul des indices de Sobol

Afin de quantifier plus précisément l'influence des différentes entrées du modèle sur la sortie de ce dernier, une analyse de sensibilité globale (ASG) basée sur la décomposition de la variance fonctionnelle a été réalisée. Elle consiste à déterminer la part de variance attribuable à un facteur ou à l'interaction de plusieurs facteurs grâce à des indices de sensibilité qui représentent la part de la variance attribuable à un facteur ou à l'interaction de plusieurs facteurs. Mais pour le faire, elle nécessite des échantillons de sorties du modèle suffisamment grands (quelques centaines à quelques milliers de simulations).

Contrairement au criblage de Morris où les plages de variation sont discrétisées en niveaux et les valeurs explorées correspondant à des nœuds précis, dans le cas d'une ASG les distributions de probabilité sont considérées pour chaque paramètre et les tirages effectués sont du type Monte-Carlo ce qui permet d'explorer l'ensemble de l'espace de variation des facteurs.

Cette méthode, valable quel que soit le comportement du modèle, permet donc un classement plus précis des paramètres d'entrées selon leurs influences et permet d'identifier les interactions en calculant des indices. En revanche, ce gain de précision est accompagné d'une augmentation importante du nombre de simulation requises, augmentant ainsi le temps et le coût calculatoires.

2.5.2.1. Les indices de Sobol

2.5.2.1.1. Indices de premier ordre

Les indices de Sobol de premier ordre représentent la part de la variance de la sortie due à la variabilité de chaque facteur d'entrée pris de manière isolée:

$$S_i = \frac{V[E(Y|x_i)]}{V(Y)}$$

En effet, la variabilité de la sortie due à tous les facteurs sauf X_i est analysée en fixant la valeur de X_i à une valeur x_i donnée et d'où la notion de l'espérance $E(Y|x_i)$. Sauf que cette quantité est influencée par le choix de x_i pour cela il faut répéter cette opération plusieurs fois pour pouvoir analyser la variance $V[E(Y|x_i)]$. Plus l'importance d'un paramètre augmente, plus ce paramètre est élevé.

Une approche basique consisterait à évaluer cet indice en considérant une valeur fixe de x_i pour un certain nombre de simulations N et évaluer l'espérance conditionnelle $E(Y|x_i)$ des sorties. Ensuite, répéter ceci un même nombre de fois N pour différentes valeurs de x_i et ainsi évaluer la variance conditionnelle en sachant x_i ($V[E(Y|x_i)]$). Enfin, calculer la variance sur la sortie $V(Y)$ directement. Ceci nécessiterait N^2 simulations pour le calcul d'un indice de premier ordre pour un seul paramètre. Aussi nous avons recours à des méthodes d'estimation plus parcimonieuses pour l'évaluation de ces indices.

Pour calculer les valeurs des estimateurs des indices de Sobol, l'amélioration portée par Saltelli et al. [194] consiste à générer tout d'abord deux échantillons de données indépendantes de N tirages aléatoires chacun, constituant ainsi les deux matrices A et B de taille $N \times K$ avec K le nombre de paramètres étudiés. Le nombre de tirage N doit être assez grand pour une meilleure précision dans le calcul des indices.

$$A = \begin{bmatrix} a_1^{(1)} & a_2^{(1)} & \cdots & a_j^{(1)} & \cdots & a_K^{(1)} \\ a_1^{(2)} & a_2^{(2)} & \cdots & a_j^{(2)} & \cdots & a_K^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_1^{(N)} & a_2^{(N)} & \cdots & a_j^{(N)} & \cdots & a_K^{(N)} \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} b_1^{(1)} & b_2^{(1)} & \cdots & b_j^{(1)} & \cdots & b_K^{(1)} \\ b_1^{(2)} & b_2^{(2)} & \cdots & b_j^{(2)} & \cdots & b_K^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ b_1^{(N)} & b_2^{(N)} & \cdots & b_j^{(N)} & \cdots & b_K^{(N)} \end{bmatrix}$$

À partir de ces deux matrices nous pouvons créer les matrices A_B^j constituées chacune à chaque fois de toutes les colonnes de la matrice A sauf la colonne j qui sera remplacée par la colonne j de la matrice B . Il existe donc autant de matrices A_B^j que le nombre de paramètres étudiés, donc K matrices. De même, les matrices B_A^j peuvent être construites à partir des colonnes de la matrice B et la colonne j de la matrice A .

$$A_B^j = \begin{bmatrix} a_1^{(1)} & a_2^{(1)} & \cdots & b_j^{(1)} & \cdots & a_K^{(1)} \\ a_1^{(2)} & a_2^{(2)} & \cdots & b_j^{(2)} & \cdots & a_K^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_1^{(N)} & a_2^{(N)} & \cdots & b_j^{(N)} & \cdots & a_K^{(N)} \end{bmatrix}$$

$$B_A^j = \begin{bmatrix} b_1^{(1)} & b_2^{(1)} & \cdots & a_j^{(1)} & \cdots & b_K^{(1)} \\ b_1^{(2)} & b_2^{(2)} & \cdots & a_j^{(2)} & \cdots & b_K^{(2)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ b_1^{(N)} & b_2^{(N)} & \cdots & a_j^{(N)} & \cdots & b_K^{(N)} \end{bmatrix}$$

Ensuite nous faisons les simulations avec chaque ligne d'entrée pour en tirer la valeur de sortie, dans notre cas la température de thermo-neutralité, qui elle-même nécessite environ 4 itérations de calcul pour être identifiée.

Les indices de premier ordre de Sobol pour chaque paramètre i seront calculés par:

$$S_i = \frac{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N y_B^j (y_{A_B^i}^j - y_A^j)}{\frac{1}{2N} \left(\sum_{j=1}^N y_A^{j^2} + \sum_{j=1}^N y_B^{j^2} \right) - f_0^2}$$

$$\text{avec } f_0 = \frac{1}{2N} \left(\sum_{j=1}^N y_A^j + \sum_{j=1}^N y_B^j \right)$$

2.5.2.1.2. Indices de Second ordre

Le calcul des indices de second ordre n'est valable que si les paramètres sont indépendants. Ces indices permettent de mesurer l'importance des interactions entre deux variables x_i et x_j . Ils sont calculés en prenant compte en plus des variances utilisées pour le premier ordre, la variance de l'espérance en fixant x_i et x_j :

$$S_{i,j} = \frac{V[E(Y|x_i, x_j)] - V[E(Y|x_i)] - V[E(Y|x_j)]}{V(Y)}$$

Ainsi Saltelli[195] propose de les calculer par:

$$S_{i,j} = \frac{\frac{1}{2N} \left(\sum_{k=1}^N \left(y_{B_A^i}^k * y_{A_B^j}^k - y_A^k * y_B^k \right) \right)}{\frac{1}{2N} \left(\sum_{j=1}^N y_A^{j^2} + \sum_{j=1}^N y_B^{j^2} \right) - f_0^2} - S_i - S_j$$

Ceci nécessitera alors le calcul des simulations supplémentaires se rapportant aux sorties des matrices A_B^j

2.5.2.1.3. Indices totaux

Puisque le calcul des indices de second ordre nécessite des simulations supplémentaires, les auteurs ont tendance à privilégier le calcul des indices totaux.

Les indices de Sobol totaux représentent l'effet de premier ordre et ceux des ordres supérieurs, dus aux interactions, d'un paramètre donné, indiquant donc la contribution totale de ce paramètre dans la variance de la sortie Y . D'une manière rudimentaire, pour pouvoir les évaluer il faut considérer tous les facteurs fixes sauf le facteur x_i (notation $x_{\sim i}$) que nous faisons varier afin d'évaluer l'espérance conditionnelle $E(Y|x_{\sim i})$. Ensuite nous répétons ceci un nombre important de fois afin de calculer la variance de cette espérance $V[E(Y|x_{\sim i})]$ comme précédemment, et ainsi l'indice total s'écrit:

$$S_i = 1 - \frac{V[E(Y|x_{\sim i})]}{V(Y)}$$

De la même manière que l'estimation des paramètres de premier ordre, Saltelli [194] propose d'estimer les indices totaux de la manière suivante:

$$S_{T_i} = \frac{\frac{1}{2N} \sum_{j=1}^N \left(y_A^j - y_{A_B^i}^j \right)^2}{\frac{1}{2N} \left(\sum_{j=1}^N y_A^{j^2} + \sum_{j=1}^N y_B^{j^2} \right) - f_0^2}$$

2.5.2.2. Évaluation de la précision des indices

L'estimation des indices ne permet pas de trouver leurs valeurs exactes. Il est possible donc que les valeurs estimées ne soient pas dans l'intervalle de définition $[0 ; 1]$ et même nous pouvons avoir des indices de premier ordre négatifs pour des indices très peu influents ou des indices totaux supérieurs à 1 pour des indices très influents et même des indices de premier ordre supérieurs aux indices totaux [196], ce qui ne doit pas avoir lieu avec des valeurs exactes. Ceci est lié à un nombre insuffisant de répétitions. Cependant, pour ne pas augmenter le nombre de simulations et donc démultiplier le coût de calcul, nous avons recours à une méthode d'évaluation de la précision de ces indices qui limite le nombre de simulations. Archer [197] propose d'appliquer la méthode de *bootstrap* qui fournit des intervalles de confiance pour chaque indice et qui consiste à appliquer un tirage aléatoire avec remise sur les lignes des matrices A et B et donc obtenir les matrices A^{boot} et B^{boot} de N lignes chacune puis en tirer les matrices $B_A^{i boot}$ pour chaque facteur i . Reconstruire ensuite les vecteurs de sortie correspondant Y_A^{boot} , Y_B^{boot} et $Y_{B_A^i}^{boot}$ à partir des simulations déjà effectuées donc sans évaluations

supplémentaires et y estimer les valeurs des indices de Sobol. Il faut répéter cette procédure N_{boot} fois et construire à partir des N_{boot} valeurs de ces indices leur distributions empiriques.

2.5.2.3. Application et résultats

Nous avons appliqué la méthode d'estimation des indices de Sobol pour les six paramètres identifiés ($K = 6$) suite au criblage de Morris pour $N = 1000$ répétitions avec un intervalle de confiance de *bootstrap* de 95%. Le critère de sortie évalué est aussi la température de thermoneutralité. $N(K + 2)$ évaluations sont nécessaires pour le calcul des indices de premier ordre et $N(2K + 2)$ évaluations pour le calcul des indices de premier et second ordre donc dans notre cas avec 6 paramètres et pour 1000 répétitions nous aurons 8000 et 14000 vecteurs de données initiales à tester respectivement. Chaque simulation nécessite environ 6,5s. Cependant pour trouver la température de thermoneutralité en moyenne 4 itérations donc 4 simulations THESEUS sont nécessaires. Ainsi chaque vecteur de données initiales nécessite 26s de calcul, donc les 8000 vecteurs nécessiteront 208000s ce qui correspond à 57,8h et les 14000 vecteurs nécessiteront 364000s correspondant à 101h de calcul.

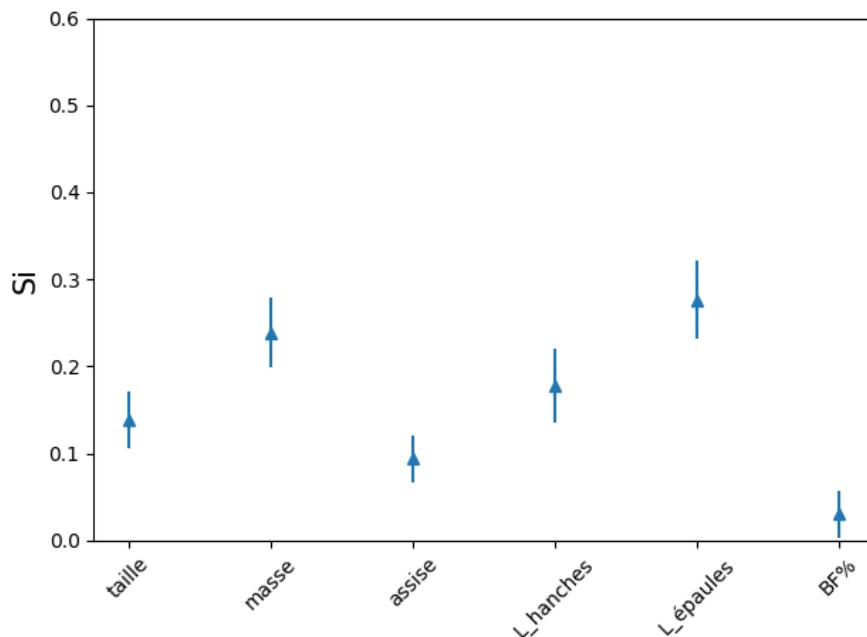


Figure 66 Indice de Sobol de premier ordre S_i avec intervalle de confiance bootstrap de 95%

Les résultats des indices de premier ordre sont présentés dans la Figure 66. Ces résultats montrent que le modèle est plus sensible à la variation de la masse ($S_i=0,23^{\circ}\text{C}$) et de la largeur des épaules ($S_i=0,26^{\circ}\text{C}$), tandis qu'il est moins sensible à la variation du pourcentage de graisse corporelle. Ces résultats sont en accord avec le résultat du criblage de Morris également.

Les indices totaux sont présentés dans la Figure 67 et ils montrent le même classement des facteurs par ordre d'importance que les indices de premier ordre (les épaules et la masse ayant les indices les plus grands).

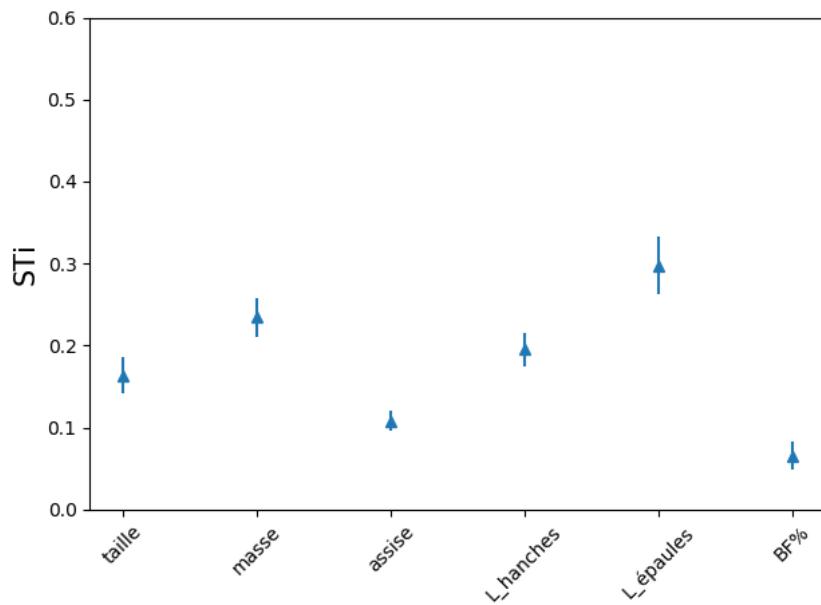


Figure 67 Indices de Sobol Totaux \bar{ST}_i avec intervalle de confiance de bootstrap de 95%

Les indices de second ordre sont présentés dans la Figure 68. Ces indices sont très faibles. La valeur maximale étant pour les l'interaction entre la largeur des épaules et la largeur des hanches ($S_{ij} = 0,00 \pm 0,075$). Nous en déduisons que les interactions entre les paramètres restent faibles.

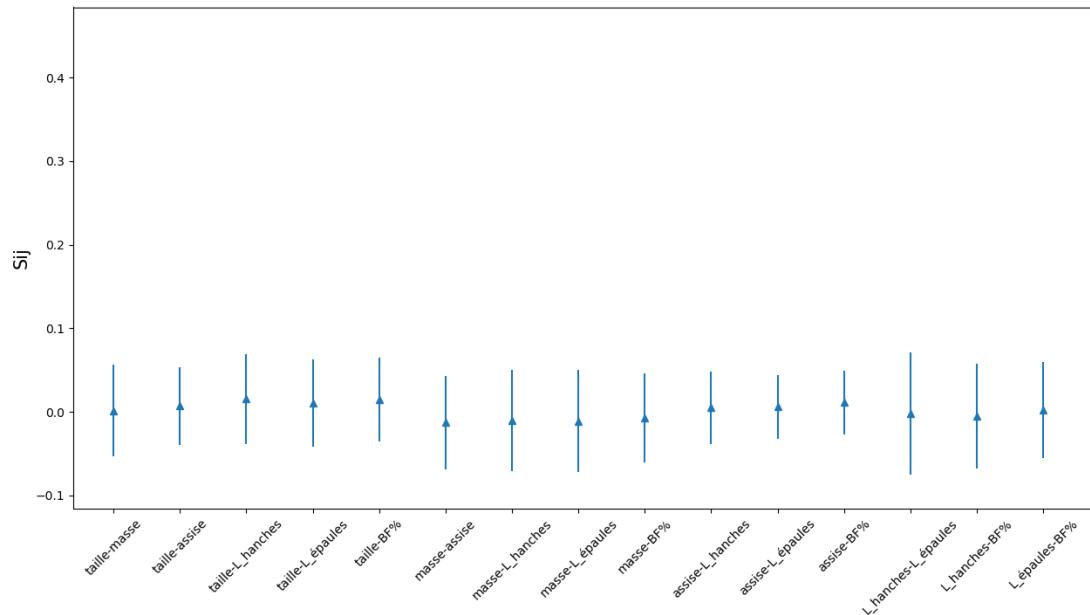


Figure 68 Indices de Sobol de second ordre avec intervalle de confiance bootstrap de 95%

De même nous avons calculé pour chaque itération la somme somme_{Si} des indices de premier ordre Si pour examiner la convergence des indices et savoir si le nombre d'itérations $N = 1000$ choisi est suffisant. En effet, avec des valeurs exactes la somme de Si doit être égale à 1 [188] :

$$\sum_{i=1}^p S_i + \sum_{i \neq j}^p S_{i,j} + \dots + S_{i,j,k,\dots,p} = 1$$

Sachant que les interactions sont plutôt faibles, nous nous attendons à une somme de S_i proche de 1. La variation de la *somme* $_{S_i}$ en fonction du nombre d'itérations est présenté dans la Figure 69. Cette visualisation permet de confirmer que le nombre d'itérations utiliser est suffisant et pouvait même être réduit à 800 répétitions.

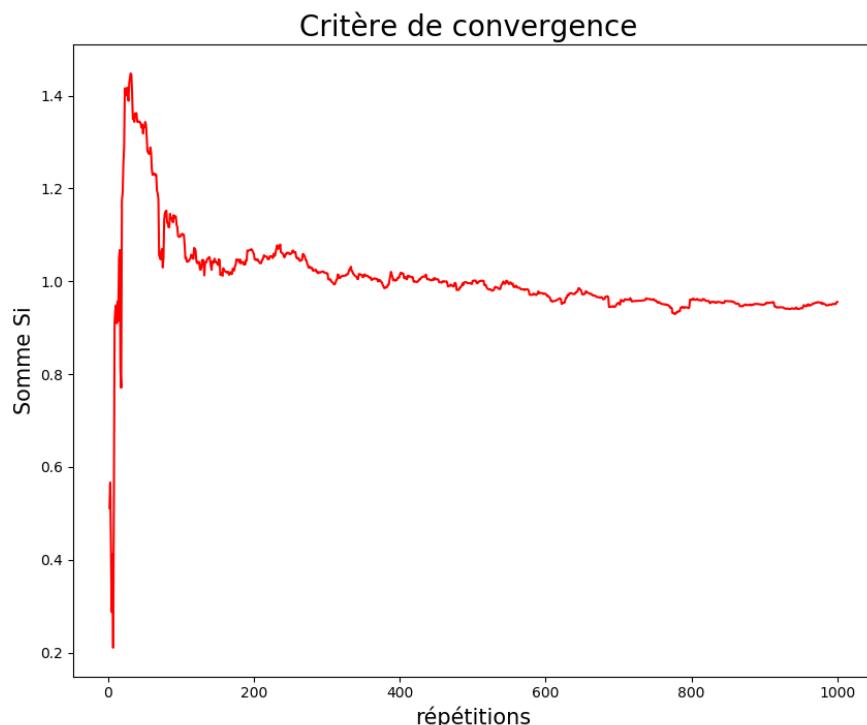


Figure 69 Somme en fonction du nombre d'itérations

2.5. Conclusion

Une approche d'individualisation d'un modèle thermo-physiologique a été présentée précédée par une brève présentation de ce dernier. Cette méthode a été éclairée par une analyse des paramètres du modèle thermo-physiologique et sa sensibilité à leurs variations. Sachant que ce modèle servira pour prédire la sensation et le confort d'une personne donnée par le biais d'un modèle de sensation et de confort, les différentes étapes de ce modèle sensoriel ont été présentées et les équations correspondantes ont été utilisées pour en déduire des critères d'évaluation de la sensibilité du modèle thermo-physiologique à ses paramètres.

Une fois la procédure d'individualisation définie, nous avons effectué un criblage de Morris suivi par une analyse de sensibilité globale afin de déduire les paramètres les plus influents pour leur accorder une précaution particulière lors des campagnes d'essais d'une part dans le choix des testeurs qui serviront à valider cette démarche et d'autre part dans le moyen de mesure de ces paramètres.

Dans le chapitre suivant nous allons effectuer des applications numériques de cette procédure d'individualisation, accompagnées d'une campagne de validation expérimentale.

Chapitre 3

Application numérique et validation expérimentale

Dans le chapitre précédent nous avons présenté une procédure d'individualisation du modèle thermo-physiologique moyen du corps humain. Mais est-ce que le fait d'incorporer des caractéristiques individuelles (âge, masse graisseuse, longueurs de segments, etc.) dans le modèle physiologique d'un individu permet d'améliorer sa prédiction en termes de réponses physiologiques (température de peau, température interne) en vue de mieux pronostiquer la sensation et le confort thermique de ce même individu ? Et si oui, quel est le pourcentage d'amélioration induit ?

Afin de répondre à cette question, une campagne d'essais a été menée chez PSA (Peugeot Société Anonyme), puis chaque expérience a été simulée avec le mannequin moyen et le mannequin individualisé afin de comparer la prédiction des deux modèles.

À la différence des campagnes d'essais transversales qui se réalisent sur un grand panel de testeurs, la campagne d'essais en question a porté sur un nombre réduit d'individus, mais sur différents scénarios et avec des répétitions, pour vérifier la bonne représentabilité d'une personne particulière. Nous présenterons en un premier lieu les critères qui ont orienté notre choix de testeurs, avant de présenter le protocole expérimental en détaillant la description du banc d'essais et les différents moyens de mesures employés pour les mesures de l'environnement et les mesures sur les personnes. Ensuite, nous montrerons l'environnement de simulation, avec le modèle du banc ainsi que sa validation. Enfin, nous analyserons les résultats des différentes simulations en les comparant aux données expérimentales.

3.1. Choix des testeurs

Pour pouvoir effectuer cette validation, le choix des testeurs doit être pertinent. Il ne faut pas prendre des testeurs très proches de l'homme moyen puisque nous ne pourrons pas examiner la différence dans ce cas. Comme nous avons le choix entre une vingtaine de testeurs, nous avons tout d'abord positionné tous les testeurs par rapport à l'individu moyen défini tel que décrit :

- Sexe : Homme
- Âge : 30 ans
- Taille : 175 cm
- Poids : 73 kg
- Pourcentage de Masse Graisseuse (BF%) : 13,3 %
- Largeur des épaules : 50.9cm
- Largeur des hanches : 34.4cm
- Métabolisme : 1798 kcal

Nous cherchons à jouer sur sept paramètres : l'âge, la taille, le poids, BF%, le métabolisme, la largeur des épaules et la largeur des hanches. Un « score d'éloignement », basé sur le calcul de l'écart-type, est ainsi à déterminer. Pour cela, il suffit de procéder au calcul suivant :

$$S_p = \frac{\sum_{i=1}^N \sqrt{\frac{(P_{i\text{testeur}} - P_{i\text{référence}})^2}{d_i}}}{N}$$

$$d_i = \begin{cases} P_{i\text{référence}} - A_{\min} & \text{si } P_{i\text{testeur}} < P_{i\text{référence}} \\ A_{\max} - P_{i\text{référence}} & \text{si } P_{i\text{testeur}} > P_{i\text{référence}} \end{cases}$$

N : le nombre de paramètres (dans notre cas $N=7$)

S_p : score de la personne

P_i : le paramètre étudié

A_{\min}, A_{\max} : les valeurs minimales/maximales des plages de variation du paramètre étudié

Parmi les personnes testées, nous avons choisi les personnes ayant le score le plus élevé et nous avons vérifié le score d'éloignement des personnes entre elles (en appliquant la formule précédente, la personne de référence étant la première personne choisie) pour s'assurer qu'elles ne se ressemblent pas. Les caractéristiques des personnes testées sont présentées en Annexe O.

3.2. Protocole expérimentale

3.2.1. Le banc SITHER

Afin d'effectuer la validation expérimentale du « body adapter », PSA a mis à disposition un banc thermique, le banc SITHER représenté dans la Figure 70. Ce banc est composé d'une cabine représentant l'avant d'un véhicule afin de reproduire en laboratoire les échanges thermiques et aérauliques entre le conducteur ou le passager et la cabine d'une voiture (Peugeot 307 ou Citroën C4).



Figure 70 Vu d'extérieur du banc SITHER

Avec une cabine isolée thermiquement tapissée à l'intérieur 42 panneaux en acier inoxydable régulés en température et isolé thermiquement entre eux, et dotée d'une unité de conditionnement d'air régulant le débit, la température et l'humidité, ce banc représente l'environnement parfaitement contrôlé indispensable pour nos essais.

Il est équipé de deux groupes de conditionnement d'eau glycolée chaude et froide (l'un est maintenu chaud à 70°C avec des résistances fournissant une puissance totale de 20kW et l'autre est maintenu froid à -10°C au moyen d'un échangeur de chaleur d'une puissance de 34 kW connecté à un circuit de refroidissement). Le fluide glycolé circule à l'intérieur des panneaux et permet de varier la température entre 0 °C et 60°C. Il est possible de donner 10 consignes différencierées aux températures des panneaux à travers 10 boucles d'alimentation. Les boucles de sortie du système de gestion du fluide glycolé est représenté dans la Figure 71.



Figure 71 Système de gestion du fluide glycolé

Les transferts convectifs sont simulés par une centrale d'air permettant de contrôler la température, la vitesse et l'hygrométrie de l'air envoyé dans la cabine dans une plage de température allant de 5°C à 70°C. Le chauffage est assuré par des résistances électriques de puissance totale 36KW et le refroidissement par un échangeur à ailettes alimenté par une boucle de production d'eau glycolée.

La centrale (Figure 72) permet de contrôler le débit d'air entre 40 et 600 m³/h et une humidité entre 15% et 85%. La déshumidification de l'air est effectuée en faisant circuler l'air sur une surface froide, sur laquelle se condense une partie de la vapeur d'eau présente dans l'air, donnant lieu à une atmosphère plus sèche.



Figure 72 Centrale d'air contrôlant l'air à l'intérieur du Banc SITHER

Le banc SITHER est équipé d'une planche de bord de chez FAURECIA, celle de l'Audi A8, qui permet de répartir les flux d'air dans le volume comme dans un habitacle automobile. Deux interrupteurs permettent la commande des volets de distribution de l'air dans le bloc de climatisation.

Deux logiciels développés sous le programme LabVIEW sont associés au banc SITHER :

- DATA SET PRO : permet l'acquisition, la supervision et le pilotage des essais en temps réel. L'interface « Banc Habitacle » représente le découpage en 42 panneaux et indique la position de chaque panneau. Cette interface permet de visualiser les évolutions de température, débit et hygrométrie des boucles de régulation des panneaux et de la centrale d'air (CTA) sous forme graphique. Ce programme permet également l'enregistrement des données pour les traiter à posteriori. (Figure 73)

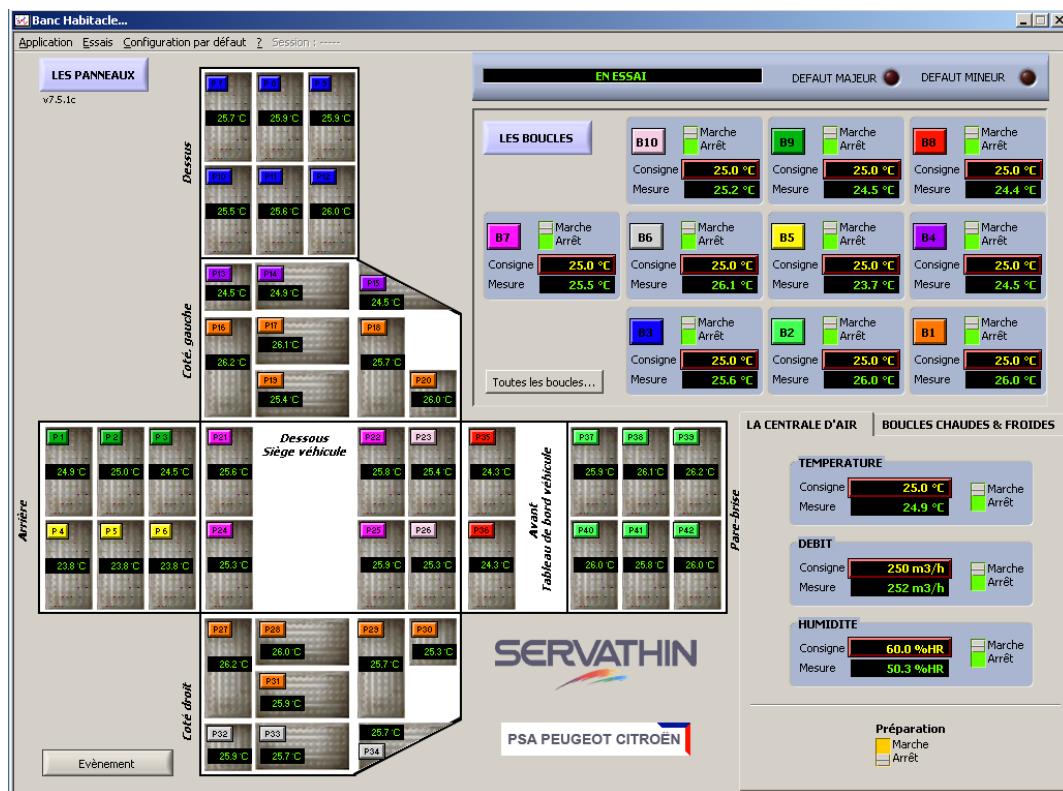


Figure 73 Interface DataSetPro

- Gen set : permet de réaliser des scénarios thermiques comprenant des évolutions de température sur une ou plusieurs voies d'acquisition (Figure 74). Des scénarios de test précis peuvent être définis avec le logiciel, afin d'avoir des profils parfaitement répétables.

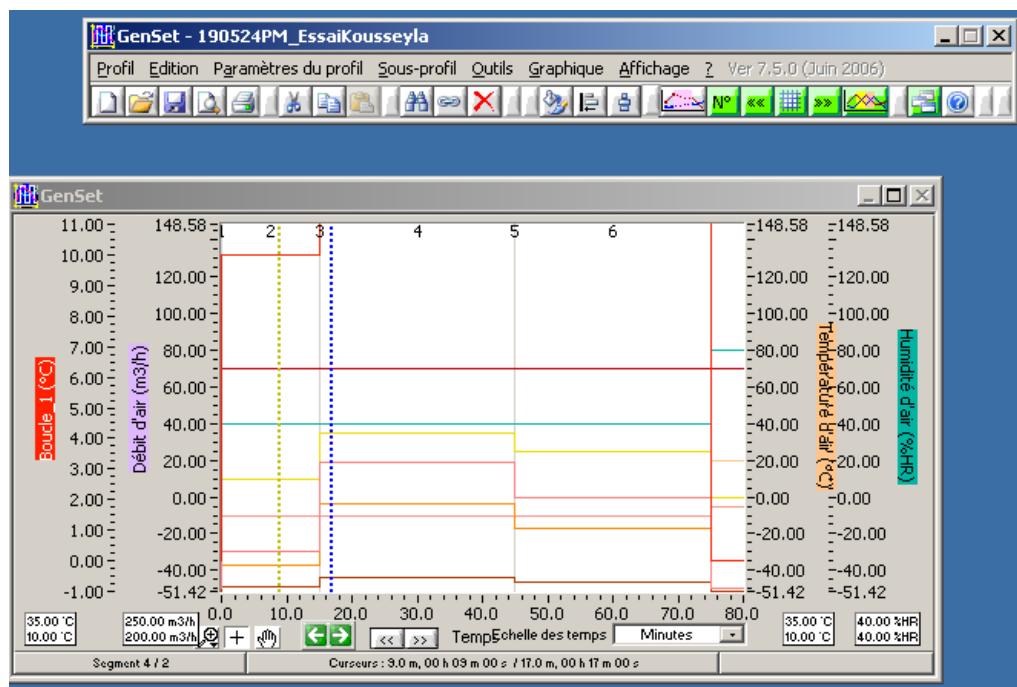


Figure 74 Interface de GenSet

3.2.2. Scénarios choisis

Deux types de tests ont été effectués : un test chaud et un test froid. Chaque testeur est passé deux fois dans chaque type de test.

Test chaud :

- Pré-conditionnement à température de thermoneutralité¹ dans le banc ;
- Recherche et réglage de la nouvelle température de thermoneutralité² avec l'opérateur pendant 90 minutes de façon à ne plus effectuer de modifications pour les 30 dernières minutes ;
- Commande de montée en température du banc à une température supérieure de 10°C à la température de thermoneutralité² ;
- Attente en état de repos dans le banc pendant 1h ;
- Sortie du banc

Test froid :

- Pré-conditionnement à température de thermoneutralité¹ dans le banc ;
- Recherche et réglage de la nouvelle température de thermoneutralité avec l'opérateur pendant 90 minutes, de façon à ne plus effectuer de modifications pour les 30 dernières minutes;
- Commande de descente en température du banc à une température inférieure de 10°C à la température de thermoneutralité² ;
- Attente en état de repos dans le banc pendant 1h ;
- Sortie du banc

¹Thermoneutralité personnalisée, déterminée lors d'une visite préalable du testeur à PSA.

²Thermoneutralité du jour déterminée au cours du test.

N'ayant pas le moyen de mesurer le vrai état de thermoneutralité qui est caractérisé par une absence de thermorégulation, nous nous sommes contentés de demander à la personne son état de confort et de sensation et de déterminer la température ambiante à laquelle la personne a un ressenti thermique global neutre tout en étant dans un état global de confort. Une première température de thermoneutralité est déterminée lors d'un passage préalable à PSA où le banc SITHER est préconditionné à 25°C. Le testeur équipé des vêtements caractérisés (t-shirt + legging + baskets) entre dans le banc. Ensuite, une communication continue avec lui sur ses sensations thermiques générales permet de modifier la température du banc dans le but de trouver sa température de thermoneutralité. Une fois que la sensation thermique générale du testeur est neutre (vote à 0), nous attendons 15 minutes afin de nous assurer que la sensation reste constante, puis nous notons cette température pour les futurs tests du testeur.

3.2.3. Mesure de l'environnement

Le banc SITHER est équipé de plusieurs capteurs fournissant des informations telles que : la température des panneaux radiants et la température, le débit et l'humidité de l'air soufflé par la CTA. Des capteurs supplémentaires ont été installés à l'intérieur de la cabine pour mesurer les paramètres environnementaux. Ce sont notamment :

- des thermocouples-k pour mesurer la température de l'ambiance dans la cabine et la température de contact entre les sièges et le sujet humain,
- des pt100 pour mesurer la température des panneaux radiatifs
- un globe noir pour mesurer de la température radiante,
- des capteurs d'humidité pour mesurer l'hygrométrie de l'air,
- des anémomètres pour mesurer la vitesse de l'air autour des sujets

3.2.3.1. Thermocouples-K

Les thermocouples-K sont placés sur les emplacements stratégiques de SITHER pour enregistrer à une fréquence d'échantillonnage de 5 s les températures locales : coins, espaces entre occupants, températures de contact sur les sièges, etc..

Le siège passager est équipé de 6 thermocouples tandis que le siège conducteur est équipé de 10 thermocouples (deux au niveau des cuisses, deux au niveau des fesses, deux au niveau des lombaires, deux au niveau des omoplates et deux au niveau de l'appui-tête. Des thermocouples ont été placé dans une colonne verticale entre le conducteur et le passager et dans les coins de l'habitacle pour avoir un profil thermique du banc. Quelques positions des thermocouples sont présentées dans la Figure 75. Les positions détaillées sont exposées dans les Figure 82 et Figure 83.

Le Tableau 14 présente les différentes caractéristiques des thermocouples.

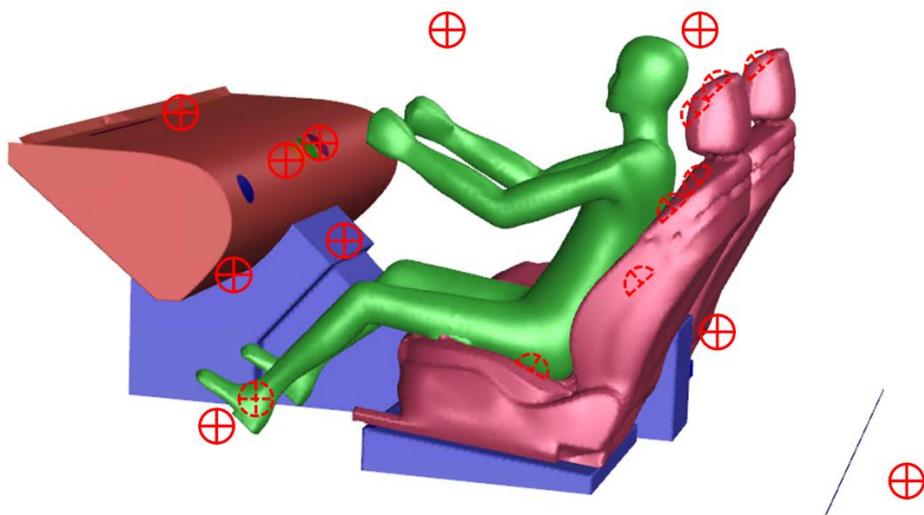


Figure 75. Positions de quelques thermocouples dans le banc SITHER

Tableau 14 Caractéristiques des thermocouples-K

CARACTÉRIQUE	VALEUR
Plage de mesure	-75 ... +250 °C
Précision	± 0.05 °C
Nature de sortie	-2,755 ... +10.153 mV
Dimensions	Ø0.2mm Paires torsadées isolées Longueur du câble dépend de la position

3.2.3.2. Pt100

Un total de 42 sondes de températures Pt100 (Figure 76) sont utilisées pour mesurer la température des panneaux rayonnants.

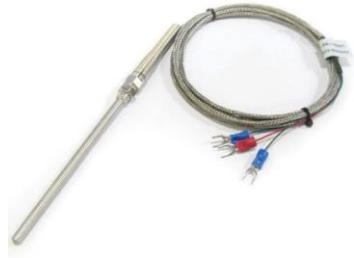


Figure 76 – Example of Pt100 used to measure heating panels temperature

Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 15

Tableau 15 Caractéristiques des Pt100

CARACTERISTIQUE	VALEUR
Plage de mesure	-50 ... +250 °C
Précision	± 0.02 °C
Nature de sortie	+80 ... +200 Ω
Dimensions	Ø0.2mm Paires torsadées isolées, 3 fils Longueur du câble dépend de la position

3.2.3.3. Anémomètres

Quatre anémomètres à fil chaud sont positionnés au droit des aérateurs du conducteur et du passager ainsi qu'au niveau des pieds pour mesure la vitesse de l'air à proximité des occupants. Leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 16.

Tableau 16 Caractéristiques des anémomètres

CARACTERISTIQUE	VALEUR
Plage de mesure	0.2 ... 20 m/s
Précision	± 0.2 m/s
Nature de sortie	3 canaux de mesure, lisibles par WiMesure
Dimensions	Diamètre de la sonde: Ø6 mm Longueur de la sonde: 80 mm Section d'écoulement: 10x3 mm Longueur du cable: 1.5 m

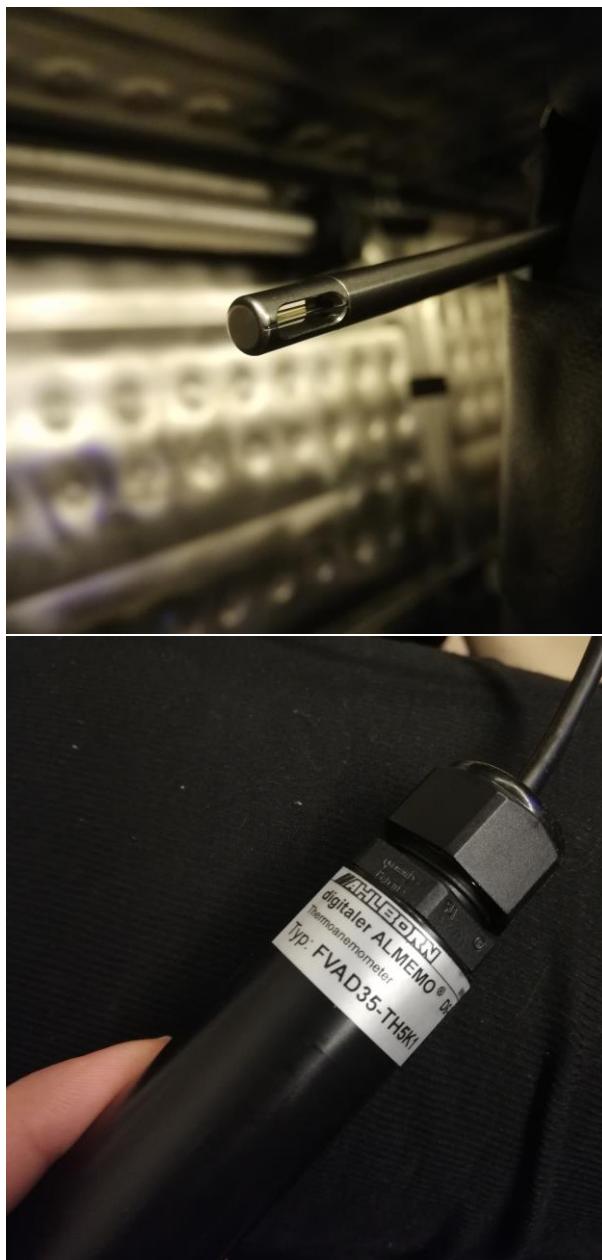


Figure 77 – Exemple d'un anémomètre utilisé pour enregistrer la vitesse de l'air autour des testeurs. En haut, «tête» du capteur, en bas, son connecteur

Un anémomètre multidirectionnel basé sur le principe de la thermoélectricité, est placé entre les deux sièges pour mesurer la vitesse moyenne de l'air à l'intérieur du banc. (Figure 78). Ces caractéristiques sont présentées dans le Tableau 17.

Tableau 17 Caractéristiques de l'anémomètre multidirectionnel

CARACTERISTIQUE	VALEUR
Plage de mesure	0.15 ... 5 m/s
Précision	±1.5% de la valeur mesurée
Nature de sortie	Canal de mesure, lisible par WiMesure
Dimensions	Taille de la tête: Ø8 mm Grille de protection : Ø110 mm

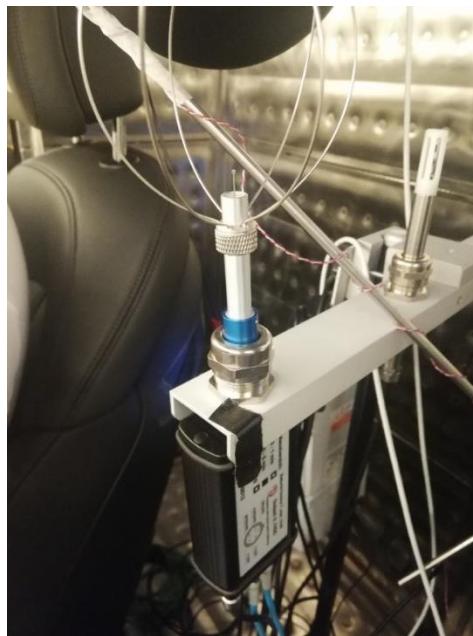


Figure 78 – Anémomètre multi-direction (au milieu) et hygromètre (à droite)

3.2.3.4. Hygromètre

Un hygromètre est couplé à l'anémomètre (Figure 78). Il mesure l'humidité relative à l'intérieur du banc. Ces caractéristiques sont présentées dans le

Tableau 18 Caractéristiques de l'hygromètre

CARACTERISTIQUE	VALEUR
Plage de mesure	5 ... 98 %RH
Précision	±4 % RH
Nature de sortie	Canal de mesure, lisible par WiMesure
Dimensions	Taille de la tête: Ø12 mm Hauteur : 3 mm Longueur du cable : 2 m

3.2.3.5. Globe Noir

Un globe noir (Figure 79) est placé entre les sièges pour mesurer la température de rayonnement. Les caractéristiques correspondantes sont présentées dans Tableau 19

Tableau 19 Caractéristiques du globe noir

CARACTERISTIQUE	VALEUR
Plage de mesure	-40 ... +200 °C
Précision	±(0.3 + 0.005*T) °C
Nature de sortie	Canal de mesure, lisible par WiMesure
Dimensions	Taille du globe: Ø150 mm Longueur du cable : 3 m



Figure 79 – Globe noir de SITHER

3.2.3.6. Système d'acquisition

Tous ces capteurs (anémomètres, hygromètres et globe noir) sont connectés à un système d'acquisition appelé WiMesure (fréquence d'échantillonnage = 1 s), place à côté du thermocouple #13 et présenté dans la Figure 80. L'interface WiMesure est présentée dans la Figure 81.



Figure 80 – Unité d'acquisition des données WiMesure

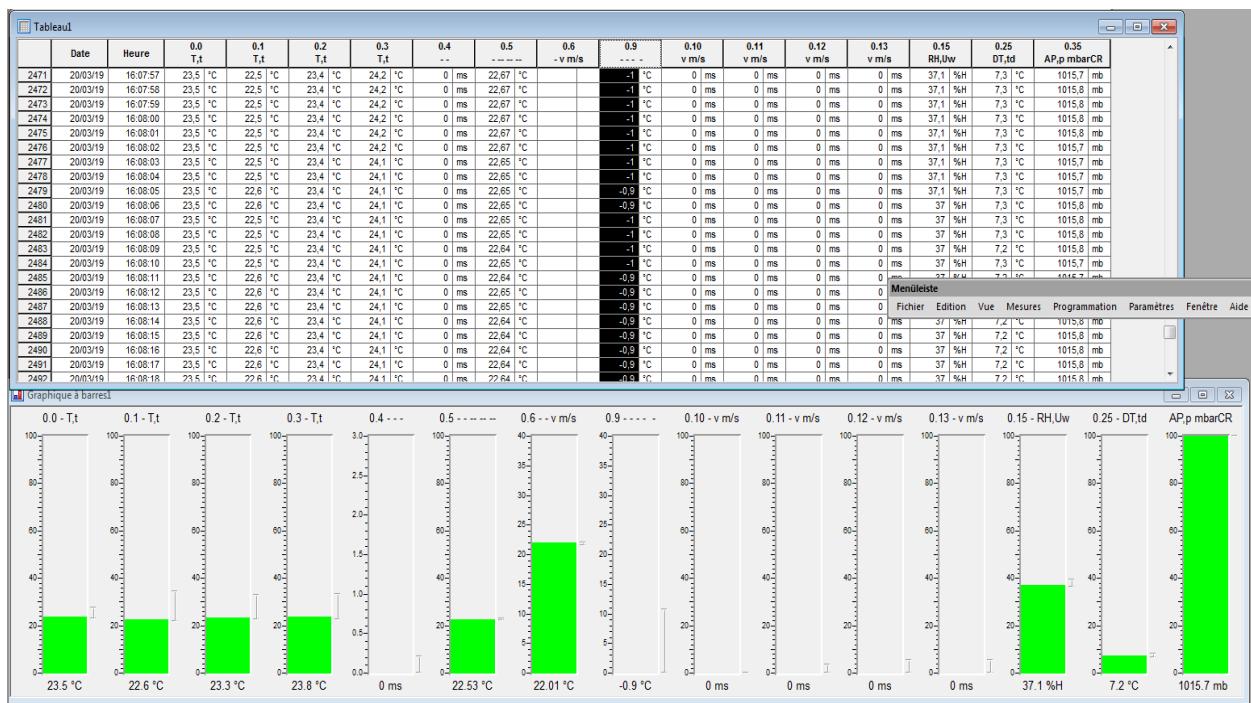


Figure 81 – Interface WiMesure

3.2.3.7. Tableau récapitulatif

Le nombre des capteurs et leurs types sont résumés dans le Tableau 20 . Leurs différentes positions sont schématisées sur la Figure 82 et Figure 83.

Tableau 20 Tableau récapitulatif des différents capteurs

NATURE	TYPE	NOMBRE
THERMOCOUPLE	K-type thermocouple	32
SONDE DE TEMPERATURE	Pt100	42
ANEMOMETRE A FIL-CHAUD	Digital Thermoanemometer FVAD 35 TH5K1 avec ALMEMO® D6 connector	5
GLOBE NOIR	WiMesure Black sphere (réf. FPA805GTS)	1
ANEMOMETRE MULTIDIRECTIONNEL	WiMesure Thermoelectrical air speed sensor, omnidirectional measure (réf. FVA605TA5OU)	1
HYGROMETRE	WiMesure Humidity, temperature and air pressure sensor (réf. FHAD46C41)	1
	Total	82

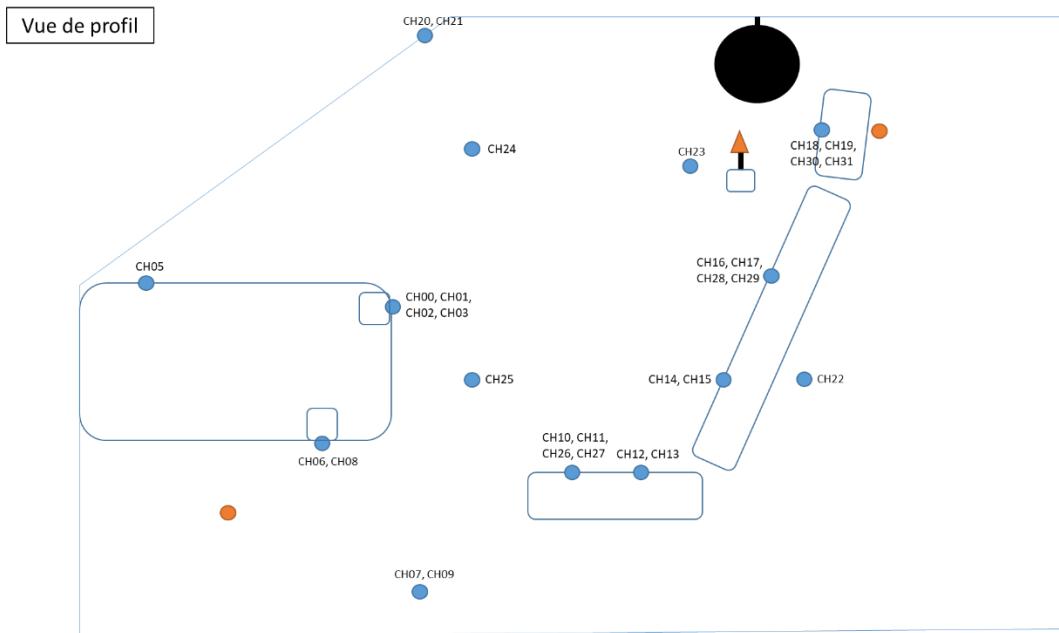


Figure 82 Positions des différents capteurs (vue de profil)

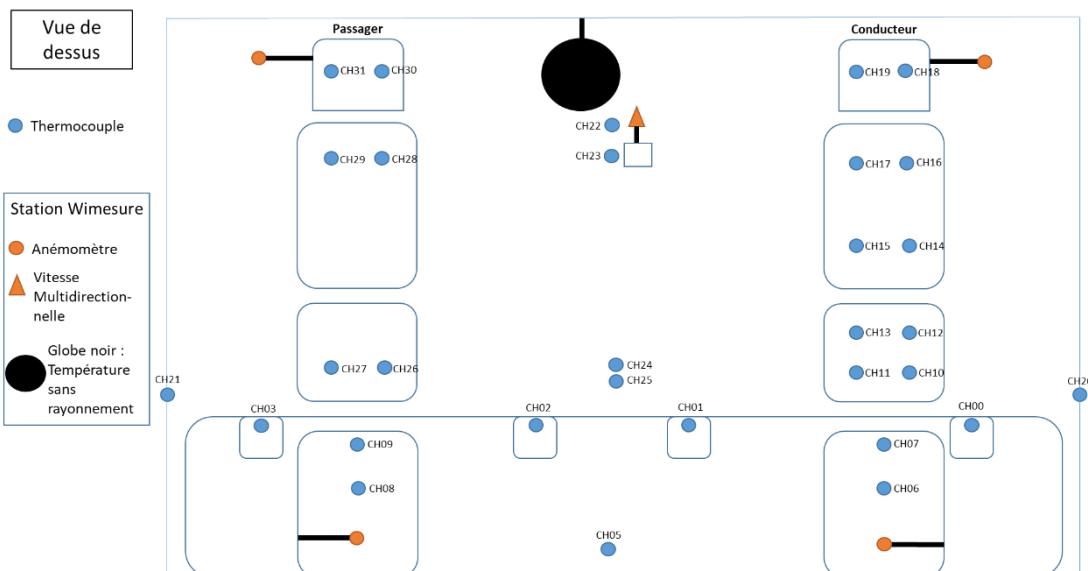


Figure 83 Positions des différents capteurs (vue de dessus)

3.2.3.8. Étalonnage des thermocouples

Tous les thermocouples ont été étalonnés dans un four Opti-Cal spécifique (Tableau 21) par comparaison à un thermomètre étalon (Pt100) lui-même raccordé COFRAC par un étalonnage au Laboratoire national d'étalonnage (LNE) ((14 janvier 2015, « certificat d'étalonnage n°124480/102 ») et suivi depuis 2008). Les thermocouples ont été étalonnés dans une plage allant de 12°C à 50°C avec des pas de 5°C et une incertitude élargie de 0.3°C.

L'étalonnage consiste à comparer pour différentes températures cibles la température mesurée par le thermocouple à étalonner et celle du thermocouple de référence.

Tableau 21 Caractéristiques du four d'étalonnage, Opti-Cal (Integrated Humidity Calibrator) MICHELL Instrument

<i>Humidité</i>		<i>Temperature</i>	
Plage de mesure	10 ... 90 %RH	Plage de mesure	+10 ... +50°C +50 ... +122°F
Précision de l'élément de contrôle	≤±1 %RH (10 ... 70 %RH) ≤±1.5 %RH (70 ... 90 %RH)	Taux de la rampe	1.5°C/min. (+20°C to +40°C) 0.7°C/min. (+40°C to +20°C) 2.7°F/min. (+68°F to +104°F) 1.2°F/min. (+104°F to +68°F)
Stabilité	±0.2 %RH (20 ... 80 %RH)	Incertitude	±0.1°C ±0.18°F
Point de rosée	±0.2°C (±0.36°F)		

Lorsque l'équilibre thermique est atteint à une température de consigne donnée dans le four, un ensemble de 10 mesures (une par minute) est enregistré avec le thermocouple, la valeur du Pt100 et la valeur moyenne sont conservées.

L'estimation de l'incertitude est réalisée à l'aide de la méthode analytique GUM décrite par la norme NF ENV 13005: 1999. L'incertitude élargie comprend différents composants : étalons de référence, moyens d'étalonnage, conditions d'environnement, contribution de l'instrument étalonné, répétabilité. Les incertitudes élargies mentionnées correspondent à deux fois l'incertitude-type composée.

La correction du thermomètre à étalonner est déterminée suivant la norme NF EN 60751/A2. La température corrigée est obtenue par une régression polynomiale:

$$T_{corrigée} = a_3 \times T_{lue}^3 + a_2 \times T_{lue}^2 + a_1 \times T_{lue} + a_0$$

Avec $T_{corrigée}$ (°C) la température corrigée, T_{lue} (°C) la température lue et a_0, a_1, a_2 et a_3 les coefficients de régression.

3.2.4. Mesures sur la personne

La personne est soumise à des mesures anthropométriques préalables à son passage au banc ainsi qu'à des mesures en temps réel (mesures physiologiques et votes de sensation et de confort). Après son passage dans le banc une mesure du métabolisme est effectuée. L'ensemble des mesures effectuées sont présentées dans le Tableau 22.

Tableau 22 Recueil de mesures sur les personnes

Section	Parties mesurées	Instrument utilisé	Utilité
Mesures anthropométriques	Longueur des segments	Ruban de couturier	Permet de construire le mannequin numérique personnalisé d'un individu
	Taille	Station de jaugeage	
	Âge	Indication de la personne	
	Masse		
	Pourcentage de graisse corporelle	Tanita	
Mesures physiologiques	Température de peau	Hygrotoutons	Permet de valider les prédictions physiologiques calculées par le mannequin numérique personnalisé d'un individu
	Température interne	Thermomètre buccal	
	Rythme cardiaque	Dispositif Biopac et CardiaSens(dans le banc)	
Mesures de sensations et de confort locaux et globaux	Tête	Questionnaire	Permet de valider les prédictions physiologiques calculées par le mannequin numérique personnalisé d'un individu
	Cou		
	Haut du dos		
	Bas du dos		
	Torse		
	Ventre		
	Bras droit/gauche		
	Avant-bras droit/gauche		
	Cuisse droite/gauche		
	Jambe droit/gauche		
	Pied droit/gauche		

3.2.4.1. Mesure de température cutanée

3.2.4.1.1. Point de mesure

Les points de mesure de la température cutanée ont été choisis en prenant en compte différents critères. Tout d'abord, nous avons choisi d'avoir au moins un point de mesure par élément du modèle Fiala [198] afin de pouvoir vérifier la réponse du modèle thermo-physiologique. De même, nous avons respecté les emplacements des points de mesure de Zhang [78] pour pouvoir en tirer la réponse sensorielle correspondante. Ainsi, nous avons les mêmes emplacements de Zhang sur les éléments avec des emplacements supplémentaires pour couvrir toutes les parties du corps et avoir différentes mesures par éléments afin d'en faire la moyenne pour la comparaison avec le modèle thermo-physiologique. La Figure 84 présente les différents points de mesure.

Les mesures sont les suivantes :

- 3 mesures pour le visage (1, 2, 3) ;
- 2 mesures pour le cou (4, 5) ;
- 2 mesures pour les épaules (21, 22) ;
- 2 mesures pour le torse (6, 7) ;
- 3 mesures pour le ventre (18, 19, 20) ;
- 2 mesures pour le haut du dos (23, 24) ;
- 2 mesures pour le bas du dos (25, 26) ;

- 4 mesures pour les bras (8, 10 et 9, 11) ;
- 4 mesures pour les avant-bras (12, 14 et 13, 15) ;
- 4 mesures pour les cuisses (27, 30 et 28, 29) ;
- 4 mesures pour les mollets (31, 34 et 32, 33) ;
- 2 mesures pour les pieds (35, 36)

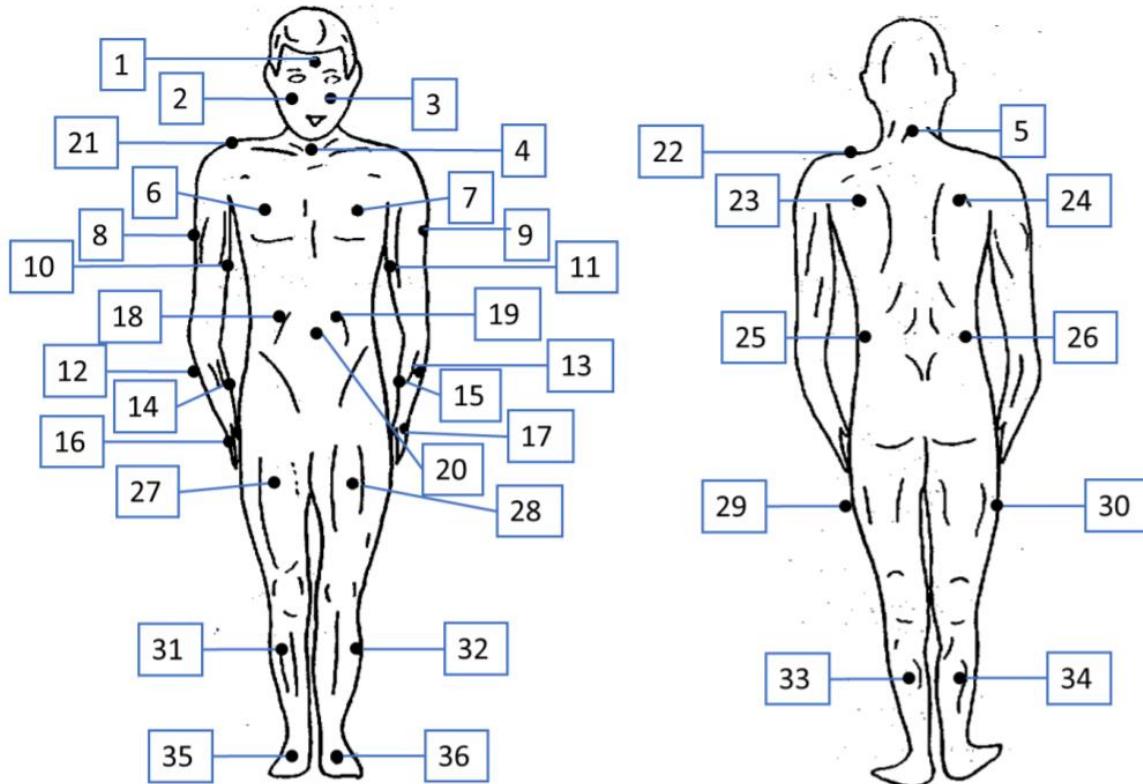


Figure 84 Emplacement des points de mesures de température cutanée

3.2.4.1.2. *Moyen de mesure*

Différents capteurs sont utilisables pour mesurer la température cutanée (pt100, hygroboutons, ...). Vu le nombre des points de mesures, employer des thermocouples filaires compliquerait grandement l'instrumentation et la mise en place des capteurs ainsi que le déplacement de la personne, vu le nombre élevé de fils à gérer. Ainsi, le choix s'est porté sur les hygroboutons qui sont des capteurs non filaires permettant une expérimentation plus pratique.

Cependant, après avoir testé un hygrobouton contre un thermocouple pt100 (Figure 85, Figure 86) nous avons constaté l'existence d'un biais constant entre les deux moyens de mesures celui des hygroboutons étant dû à plusieurs phénomènes extérieurs.



Figure 85 Position des hygroboutons(C21, C22) et du pt100 lors de la confrontation expérimentale

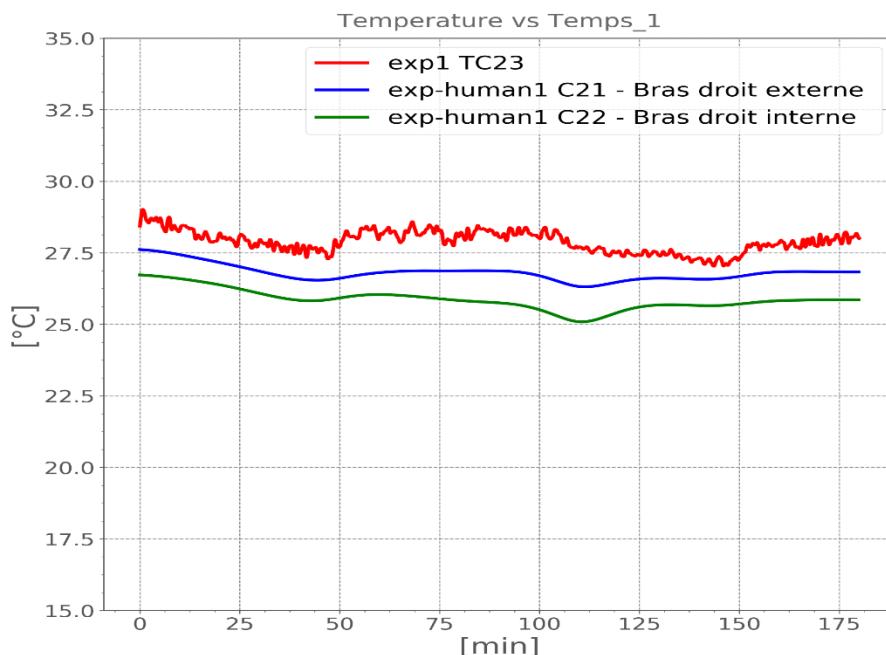


Figure 86 Différence entre les mesures de température par deux hygroboutons (C21 et C22) et du pt100

En effet, l’hygrobouton ayant une surface et une masse beaucoup plus grandes qu’un pt100, son inertie peut influencer la mesure de température. D’autre part, la température mesurée dépend de la position exacte sur un élément puisque la température n’est pas uniforme même sur la même partie du corps.

Il faut noter que le biais relevé est significatif par rapport aux sensibilités trouvées ci-dessus (§ 2.1.2.1.2). Néanmoins, la différence entre deux mesures prises par le même hygrobouton dans un même essai est une mesure valable. Hors, pour évaluer la sensation thermique à un instant donné, le modèle de Zhang [78] se base sur la différence entre la température cutanée à l’instant considéré et celle à la thermoneutralité. Nous avons alors décidé d’inclure dans chaque essai une séquence de recherche de la thermoneutralité, et de privilégier l’exploitation ses mesures de températures cutanées relevées pendant l’essai par différence avec les mêmes mesures relevées à la thermoneutralité. Cette différence de températures mesurée expérimentalement sera confrontée à cette même différence prédictive par le modèle.

3.2.4.1.3. Etalonnage des hygroboutons

Les hygroboutons ont subi aussi un étalonnage semblable à celui des thermocouples (voir §3.2.3.8). Leur étalonnage a été réalisé in-situ. La plage d'étalonnage correspond à la leur plage d'utilisation (5°C – 50°C). Les hygroboutons sont introduits dans un four Opti-Cal. Ils sont placés sur deux plateaux contenant chacun 18 hygroboutons (Figure 87).

Au cours de l'étalonnage, une deuxième série de mesures a été effectuée afin de juger la stabilité du thermomètre. La moyenne des mesures pour chaque série est retenue. La correction du thermomètre à étalonner est déterminée suivant la norme NF EN 60751/A2.



Figure 87 Vue de la chaîne d'étalonnage (gauche) et rangée d'hygroboutons sur un plateau (droite)

3.2.4.2. Mesure de la température interne

La température orale est mesurée par le testeur toutes les 5 min, et pendant le changement de consigne toutes les minutes pendant 10min. L'instrument utilisé est un Thermomètre à pointe flexible TM 700 (Figure 88). Ce thermomètre a une plage de mesure de la température corporelle de 32 à 42°C sur des paliers de $0,1^{\circ}\text{C}$.



Figure 88 Thermomètre à pointe flexible TM 700

Une gélule ingérable (Figure 89) aurait été préférée pour mesurer la température interne. Elle permet la mesure en continu de la température centrale (plus précisément de la température gastro-intestinale). La capsule électronique miniaturisée communique en continu par télémétrie la mesure de la température. Cependant, d'une part, nous ne pourrons pas savoir où elle se trouve exactement dans le tube digestif, et d'autre part le fait qu'elle soit avalée par le testeur est un élément intrusif qui nécessiterait de respecter une démarche déclarative et des supervisions particulières. Pour ces raisons, nous avons décidé de nous en passer.



Figure 89 e-Celsius® de BodyCap

3.2.4.3. Mesures anthropométriques

À l'aide d'un mètre ruban de couture, les mesures suivantes ont été relevées :

- Longueur [menton -> sourcils] ;
- Longueur [menton -> haut du crâne] ;
- Longueur [base du cou -> pointe de l'épaule] ;
- Longueur [milieu de l'épaule -> intérieur du coude, bras tendu] ;
- Longueur [intérieur du coude -> poignet, bras tendu] ;
- Longueur de la main, du poignet à l'extrémité du majeur ;
- Largeur d'épaule à épaule, de pointe à pointe ;
- Longueur [hanche -> haut du crâne] (hauteur assis) ;
- Longueur [hanche face avant -> genou], en position assise (dos droit, pieds à plat) ;
- Longueur [hanche face avant -> genou], en position assise (dos droit, pieds à plat) ;
- Largeur de taille ;
- Largeur extérieur cuisse à extérieur cuisse ;
- Longueur [genou -> cheville, sur l'avant de la jambe, en position assise (dos droit, pieds à plat) ;
- Longueur [plante du pied -> malléole] ;
- Longueur du pied ;
- Pointure ;
- Taille totale, de la plante du pied au sommet du crâne ;
- Tour de cou ;
- Tour de biceps ;
- Tour d'avant-bras ;
- Tour de poignet ;
- Tour de taille sous les côtes ;
- Tour de taille au niveau du nombril ;
- Tour de hanche ;
- Largeur de taille ;

Les mesures anthropométriques ont été choisies comme définies par Gordon [199].

3.2.4.4. Mesure de la composition

La TANITA BC545N est un moniteur de composition corporelle segmentaire à double fréquence (50 kHz et 6,25 kHz). Il détermine le taux de graisse corporelle, la masse totale de l'eau, la masse graisseuse,

la masse, la masse musculaire, la masse minérale osseuse, le taux métabolique basal, l'âge métabolique, l'IMC, l'indicateur de viscosité viscérale, 5 lectures de graisse segmentaire, 5 lectures de segmentation musculaire sur cinq segments du corps : les bras (gauche et droite), les jambes (gauche et droite) et le tronc. C'est un appareil avec une double fréquence. Ce genre de balance est facile à retrouver et son prix est raisonnable.



Figure 90 Tanita BC545N

Par rapport à la DXA (Dual-energy X-ray Absorptiometry), la BIA (Bioelectric Impedance Analysis) a montré un accord moyen sur les changements de masse de graisse. La BIA sous-estimait de 2% la masse graisse par rapport à la DXA [200].

Chez les hommes et les femmes, les masses maigres déterminées par la Tanita BC-545 ont montré un accord important avec celles déterminées par DXA (coefficients de concordance de 0,951 et 0,910 respectivement); Les coefficients de corrélation de concordance de Lin [201] entre les pourcentages de masse graisseuse estimés par la Tanita BC-545 et par DXA ont également montré des concordances modérées pour les deux sexes (0,855 et 0,881 respectivement pour les hommes et les femmes) [202].

D'après l'étude de sensibilité préalable, nous pouvons confirmer que l'incertitude de la mesure de la graisse par la Tanita BC-545 est tolérable dans le cadre de notre étude. Ainsi, les données fournies par la Tanita sont intégrées comme première tentative dans notre procédure d'individualisation. D'autres données plus précises comme celles fournies par la InBody 720 ou la InBody770 [203] peuvent être utilisées de la même manière si nécessaire.

3.2.4.5. Acquisition de sensation et de confort thermique

Les échelles de sensation et de confort utilisée sont celles définies par Zhang qui portent chacune 9 points. Elle s'étend de « extrêmement froid » à « extrêmement chaud » sur une échelle discrète. L'échelle est transposée en valeurs numériques de -4 à +4 (Tableau 23).

D'après McIntyre, « les sujets peuvent identifier environ six tons différents et cinq degrés d'intensité sans erreur » [51], ce qui permet de considérer raisonnable le choix de Zhang : 2 « tons » (froid ou chaud), 5 intensités.

Tableau 23. Échelles de sensation et de confort

Echelle de sensation, Zhang	Echelle de confort, Zhang
-4: Très froid / Very cold	-4: Très inconfortable / Very uncomfortable
-3: Froid / Cold	-3
	-2: Inconfortable / Uncomfortable

-2: Frais / Cool	-1
-1: Un peu frais / Slightly cool	-0: Légèrement inconfortable / Just Uncomfortable
+0: Neutre / Neutral	+0: Légèrement confortable / Just Comfortable
+1: Légèrement chaud / lightly warm	+1
+2: Assez chaud / Warm	+2: Confortable / Comfortable
+3: Chaud / Hot	+3
+4: Très chaud / Very hot	+4: Très confortable / Very comfortable

Afin de réduire significativement le temps de travail nécessaire à la transcription des votes une interface numérique a été développée sous Visual Basic

Le vote du testeur s'effectue sur une tablette placée dans le banc SITHER. Pendant le remplissage du questionnaire, il est possible d'assister le testeur depuis le poste opérateur en utilisant le logiciel PC contrôle. Le questionnaire s'appuie sur les échelles de sensation et de confort thermique avec une approche locale et globale.

Les testeurs ont été questionnés sur les parties suivantes : tête et visage, cou, poitrine, ventre, haut de dos, bas de dos, cuisse gauche, cuisse droite, jambe gauche, jambe droite, pied gauche, pied droit, bras et épaule gauche, bras et épaule droit, avant-bras gauche, avant-bras droit, main gauche et main droite.

Toutes les 5 minutes, le testeur renseigne son niveau de sensation et son niveau de confort pour ces différentes parties du corps.

Figure 91 Vue de l'interface numérique de vote sur le confort et la sensation thermique

3.2.4.6. Mesure du métabolisme de repos

Le métabolisme au repos (RMR) a été mesuré par calorimétrie indirecte à l'aide d'un système métabolique portable (FitMate PRO, Cosmed, Rome, Italie) (Figure 92) après le passage des testeurs

dans le banc. Pendant la période de mesure, les participants étaient assis, respiraient normalement et avaient pour consigne de rester éveillés, et d'éviter de parler et de bouger. La consommation d'oxygène a été mesurée de manière continue pendant 15 min, et les 10 dernières données ont été utilisées pour calculer le RMR. L'appareil de mesure utilise un débitmètre à turbine pour mesurer la ventilation et un capteur d'oxygène à pile à combustible galvanique pour déterminer la fraction d'oxygène dans les gaz expirés. De plus, il possède des capteurs pour la mesure de la température, de l'humidité et de la pression barométrique, utilisables dans les calculs internes. FitMate utilise des formules de métabolisme standard pour estimer la consommation d'oxygène, et le RMR est calculé à l'aide d'un quotient respiratoire (QR) prédéterminé de 0,85. La fiabilité de la mesure du RMR avec le système métabolique FitMate de Cosmed a été validée dans plusieurs études antérieures [204]–[206].



Figure 92 FitMate (Cosmed)

3.2.4.7. Vêtements

L'effet de la variation des vêtements sur le ressenti thermique n'est pas étudié dans ce travail. Ainsi, tous les testeurs étaient équipés des mêmes vêtements caractérisés fournis par Decathlon afin d'éliminer la variabilité des vêtements entre les personnes, sachant la sensibilité de la sensation et du confort à la variation des vêtements. D'autre part, comme le modèle est très sensible à la variation des caractéristiques des vêtements nous avons cherché à représenter les vêtements de la manière la plus exacte possible.

Chaque testeur portait un T-shirt 65% polyester 35% coton, et un legging 100% polyester avec des basket et des chaussettes de sport. D'après le travail de McCullough et al. [162], [163] nous avons déterminé les facteurs de résistance local des vêtements I_{cl}^* (Km^2/W) ainsi que leurs résistances évaporatives locales $I_{el,cl}^*$ ($m^2 Pa /W$). Il faut noter que $1 clo = 0,155 Km^2/W$

Une fois ces deux grandeurs déterminées, le facteur de perméabilité à l'humidité i_{cl}^* nécessaire pour la modélisation dans THESEUS-FE est calculé par :

$$i_{cl}^* = \frac{I_{cl}^*}{I_{el,cl}^* L_a}$$

avec L_a la constante de Lewis tel que $L_a = 0,0165 K/Pa$.

Les caractéristiques des vêtements sont présentées dans le Tableau 24 Caractéristiques des vêtements.

Tableau 24 Caractéristiques des vêtements

Vêtement	$I_{cl}^* (Km^2/W)$	$I_{cl}^* (clo)$	$I_{e,cl}^* (m^2 Pa /W)$	i_{cl}^*	$I_{cl}^*/i_{cl}^* (clo)$
T-shirt	0,025	0,161	2,4	0,63131	0,255
Legging	0,008	0,052	1,8	0,27	0,192

Nous avons de même calculé la masse du tissu par m^2 estimant la surface de chaque vêtement et en mesurant sa masse. Nous avons alors trouvé une masse surfacique de $0,324 \text{ kg}/m^2$ pour le legging et $0,213 \text{ kg}/m^2$ pour le T-shirt.

Les caractéristiques des baskets ont été définies d'après le travail de McCullough et al. [162], [163] avec $I_{cl}^* (\text{clo}) = 1,51$ et $I_{cl}^*/i_{cl}^* (\text{clo}) = 2,38$.

3.3. Modèle numérique complet

Afin d'effectuer la validation expérimentale, une simulation numérique comprenant le mannequin individualisé dans un environnement représentant celui de l'expérience est nécessaire. Ainsi, un modèle représentatif du banc SITHER, avec à l'intérieur tous les capteurs et le mannequin, est nécessaire avec autant de détails que possible pour se rapprocher des conditions expérimentales. Le modèle du banc a été développé et validé avec un mannequin thermique.

3.3.1. Modèle du banc SITHER

Le banc avec ses 42 panneaux radiants est recréé (Figure 93) afin d'imposer leur température exacte enregistrée lors des essais expérimentaux. L'intérieur de SITHER est également reproduit avec précision avec le tableau de bord, la console, les sièges et le mannequin physique Sean (Figure 94). Il n'est pas nécessaire de spécifier la composition des matériaux des panneaux chauffants car leur profil de température est imposé. Cependant, la composition des autres pièces ainsi que le nombre de couches internes doivent être fournis de manière que le transfert de chaleur par conduction soit bien représenté et que la réponse en température soit estimée avec précision. Le tableau de bord est représenté avec une couche de plastique standard et la console centrale avec deux couches (PVC basse densité et plastique standard), tandis que les sièges sont décrits de manière beaucoup plus fine. Un siège est composé de 14 pièces distinctes multicouches (entre 2 et 6).

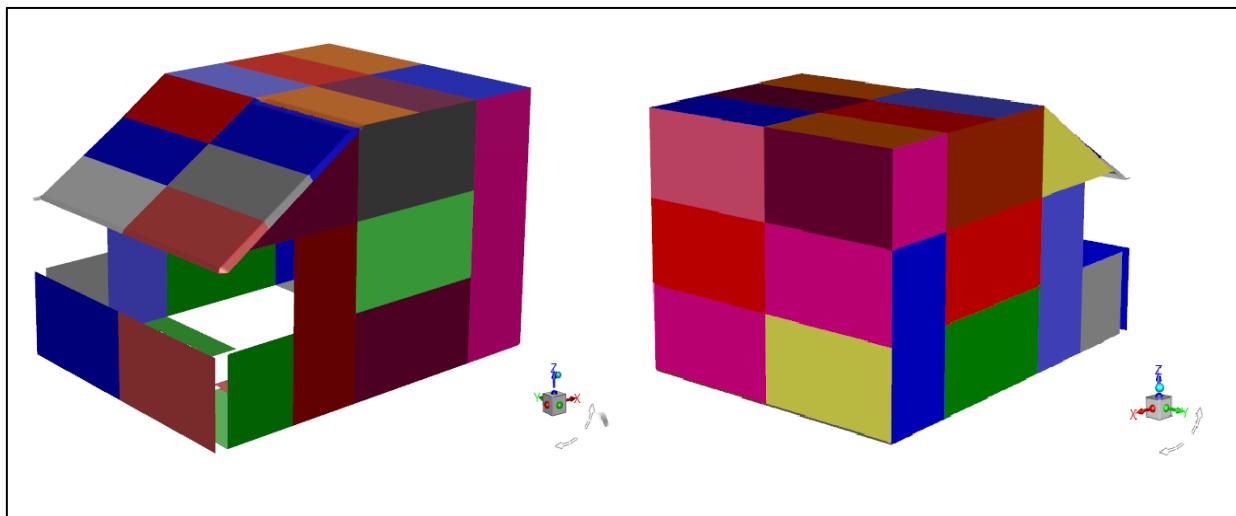


Figure 93 Vue globale des panneaux radiatifs (Fluent)

L'emplacement de tous les thermocouples en contact de parties physiques a été mesuré et indiqué dans le modèle numérique avec une précision de ± 1 cm. Les thermocouples ne sont pas modélisés car on suppose qu'ils ne perturbent pas le flux et le champ de température à l'intérieur du banc SITHER compte tenu de leur taille (effet de contrainte de cisaillement négligeable, par exemple). On peut alors estimer l'impact de la tolérance de positionnement sur la température mesurée.

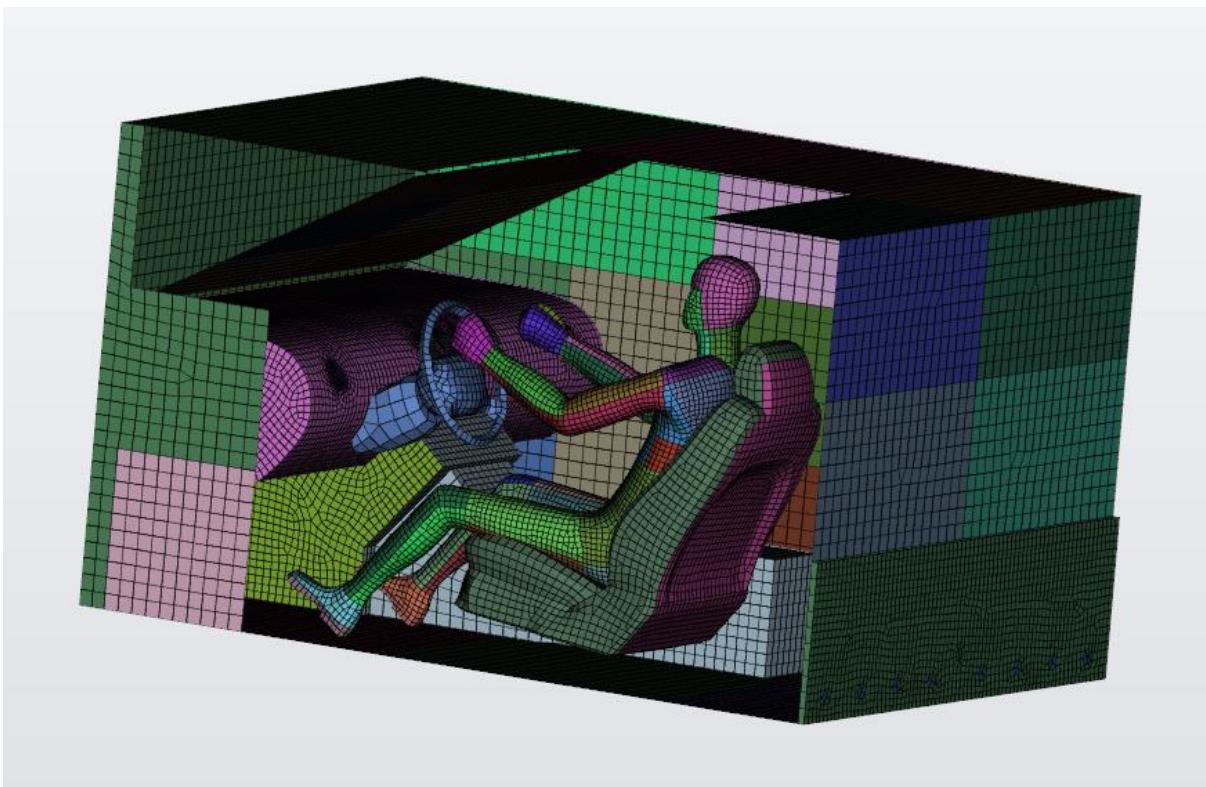


Figure 94. Coupe du modèle du banc SITHER avec le mannequin

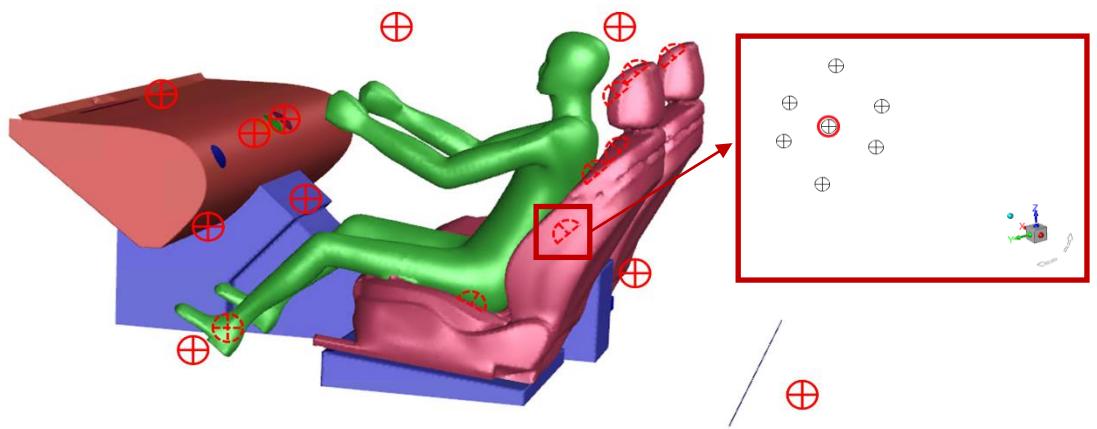


Figure 95 – Les positions des thermocouples et un agrandissement sur leurs définitions dans le modèle

3.3.1.1. Conditions aux limites à température imposée sur les panneaux

Les températures moyennes de chacun des 42 panneaux radiants en inox est mesurée en temps réel pendant les tests. Pour effectuer la simulation, nous introduisons dans le modèle le profil de température exact pour chaque panneau du solveur thermique THESEUS-FE.

3.3.1.2. Airzone et Ventilation

Le volume d'air de la cabine est de $2,88m^3$ et il est initialisé aux conditions d'humidité relative et de température de l'expérience.

L'air est diffusé dans la cabine par 19 entrées (Figure 96), 2 étant dédiées au dégivrage (1/2), 3 situées au centre du tableau de bord (3), une est placée de chaque côté du tableau de bord pour le passager et le conducteur (4/5), et 12 sont positionnées près des pieds avec 6 de chaque côté (6/7). Une ventilation de fonctionnement en air frais est choisie dans le modèle en définissant dans chaque cas la température à la sortie de la ventilation comme étant la température moyenne de l'air à la sortie des aérateurs récupérée par Wimesure et le débit volumique expérimental de $200m^3/h$.

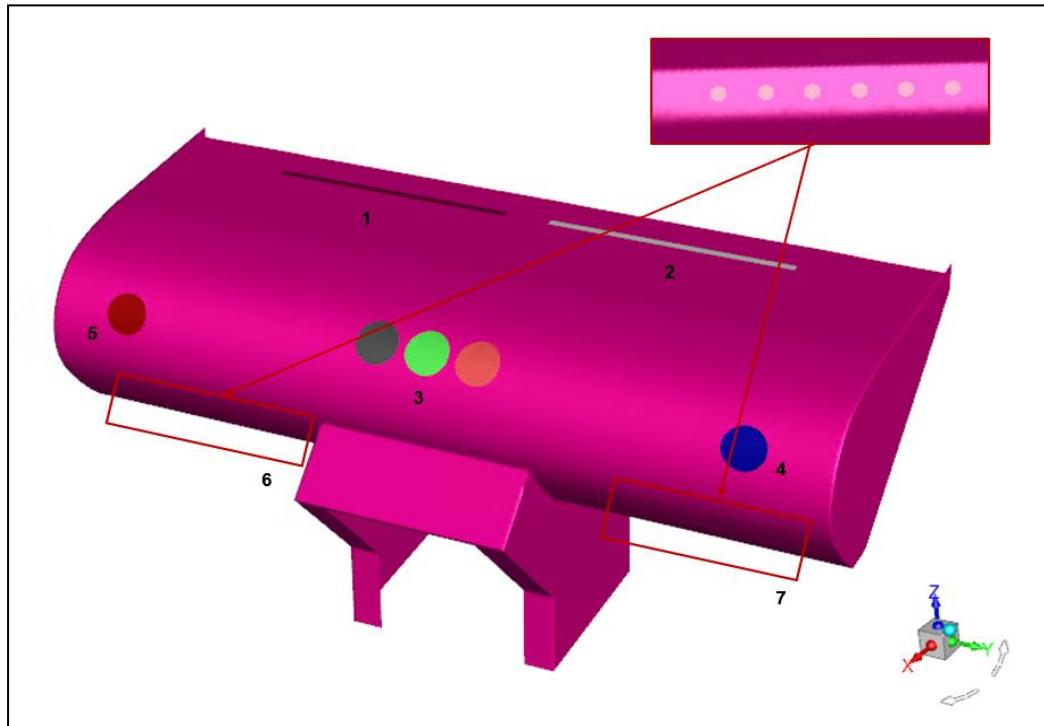


Figure 96 - View of air inlets

3.3.1.3. Conduction thermique

Dans THESEUS-FE la simulation du transfert de chaleur par conduction est effectuée à l'aide des éléments finis. Les propriétés thermiques de conduction des différents matériaux du banc ont été identifiées et affectées aux différents composants. Le résolveur de conduction thermique offre toutes les fonctionnalités nécessaires à la modélisation de cas très complexes de conduction thermique.

3.3.1.4. Rayonnement à grandes longueurs d'onde

Le rayonnement à grandes longueurs d'onde est utilisé pour modéliser l'échange d'énergie par rayonnement thermique intra-modèle en fonction de la température actuelle des surfaces. En fonction de la température, ce type de rayonnement thermique peut atteindre le spectre visible mais est généralement maximal dans le domaine infrarouge profond non visible. L'échange radiatif intra-modèle est modélisé de manière très efficace à l'aide de facteurs de forme calculés entre toutes les surfaces du maillage d'éléments finis.

L'émissivité aux grandes longueurs d'onde des sièges, de la console et du tableau de bord, et des panneaux est respectivement fixée à 0,8, 0,85 et 0,3.

Les capacités de rayonnement à ondes courtes du solveur thermique ne sont pas utilisées dans ce travail, car les expériences ont été réalisées à l'intérieur.

3.3.1.5. Convection thermique

La convection thermique peut être modélisée de différentes manières dans THESEUS FE. Pour la prescription du transfert de chaleur par convection, des modèles analytiques sont disponibles, ainsi que des entrées directes de l'utilisateur pour appliquer des coefficients de transfert de chaleur, des vitesses de fluide ou des valeurs de température pour chaque élément individuellement.

De l'extérieur, une convection naturelle avec un coefficient de convection thermique de $10 \text{ W/m}^2\text{K}$ est imposée sur les parois extérieures du banc SITHER représentant un écoulement naturel d'air avec des températures proches de la température ambiante.

À la surface du mannequin, une condition aux limites particulière est appliquée qui correspond à la convection mixte décrite par Fiala [198] (voir équation (20)) à la vitesse de l'air de l'expérience (0.2m/s)

Comme il a été remarqué, la partie convective n'est pas prise en compte avec précision par le solveur thermique de THESEUS qui considère un échange convectif basé sur la corrélation avec un volume d'air homogène (un nœud pour tout le volume de la cabine), ce qui motive le couplage avec un outil CFD surtout dans le cas d'une modélisation avec des vitesses d'air variables.

3.3.1.6. Contact siège-personne

Nous avons utilisé une condition de contact de THESEUS selon laquelle une surface est déclarée comme surface principale (ici le mannequin) et une autre (ici le siège) comme esclave (Figure 97). Le solveur tente de trouver un élément de lien sur la surface principale pour chaque élément esclave dans une recherche spécifique. Une fois les liaisons établies, le solveur applique la même température aux deux surfaces.



Figure 97 Zone de contact (gauche) et déformation du siège (droite)

3.3.2. Calcul couplé THESEUS-FLUENT

Une simulation couplée consiste à résoudre les équations de transferts de chaleur dans THESEUS et à en tirer les conditions aux limites de température pour les fournir au modèle FLUENT du banc qui résout les équations de mécanique de fluides et remet les résultats dans THESEUS, lequel refait le calcul avec les nouveaux coefficients d'échange, et ainsi de suite jusqu'à la convergence, à chaque pas de temps.

3.3.3. Validation expérimentale du banc à vide

Une validation expérimentale du modèle du banc a été menée. Un scénario transitoire a été appliqué, avec une phase asymétrique qui consiste à modifier la température de consigne sur des panneaux radiants ciblés, tandis que la température des autres panneaux est maintenue constante. Les panneaux ciblés sont placés près des pieds et de la tête. Pour les conditions de soufflage, la température est réglée à 25°C et reste constante avec un débit d'air de 250 m³ / h et une humidité relative de 60%.

Ce scénario est divisé en 4 séquences, deux séquences homogènes froides et chaudes suivies de deux séquences asymétriques. Dans la première partie du test, la température de tous les panneaux radiants est réglée à 25°C pendant 30 minutes, puis la température de consigne de tous les panneaux radiants est réglée à 45°C pendant 120 minutes. La température est ensuite ramenée à 25°C pendant 60 minutes supplémentaires.

Une nouvelle étape est réalisée en modifiant la température de tous les panneaux radiants à 5°C et en maintenant cet état sur une période de 120 minutes. Ensuite, la température est à nouveau ramenée à 25°C pendant 60 minutes supplémentaires.

Vient ensuite la partie asymétrique. Comme expliqué ci-dessus, le circuit de chauffage par panneaux radiants est constitué de 10 boucles qui contrôlent chacune la température d'un certain nombre de panneaux (2 à 6 panneaux) en même temps. Dans cette partie, deux de ces boucles se verront attribuer une température différente de celle du reste des boucles. Les boucles en question sont les boucles 3 et 7, qui correspondent respectivement aux panneaux P21, P22, P24, P25 situés au sol près des pieds, et P7 à P12 correspondant aux panneaux de toit.

La partie asymétrique du scénario commence avec la boucle 7 à 45°C et la boucle 3 à 5°C, le reste des panneaux étant réglé à 25°C. Cette configuration est maintenue sur une période de 120 minutes, puis tous les panneaux sont ramenés à 25°C pendant 60 minutes.

Ensuite, la boucle 7 est commutée à 5°C et la boucle 3 à 45°C tandis que le reste des panneaux est maintenu à 25°C. Après une période de 120 minutes, tous les panneaux sont ramenés à 25°C pendant les 60 dernières minutes du scénario (voir Figure 98 et Figure 99).

Le scénario asymétrique a pour objectif de créer un gradient de température important dans la cabine (gradient de température haut / bas). En effet, puisque la simulation couplée nous donne des informations sur le coefficient de convection ainsi que sur la température locale, le gradient de température nous permettra de voir si le modèle numérique est proche des observations expérimentales et notamment s'il est capable de reproduire correctement la distribution des températures dans des configurations non homogènes. Effectivement, la valeur ajoutée du processus de couplage avec un outil CFD sera pleinement justifiée si elle améliore considérablement la caractérisation des conditions convectives à

l'interface du mannequin, dans un environnement thermique non homogène (à forte asymétrie) et transitoire de la cabine.

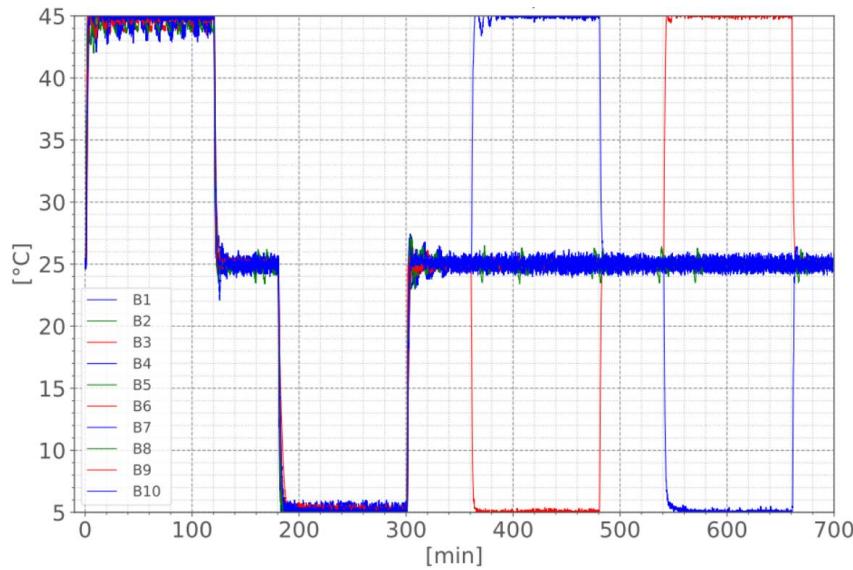


Figure 98 – Températures des 10 boucles qui alimentent les 42 panneaux

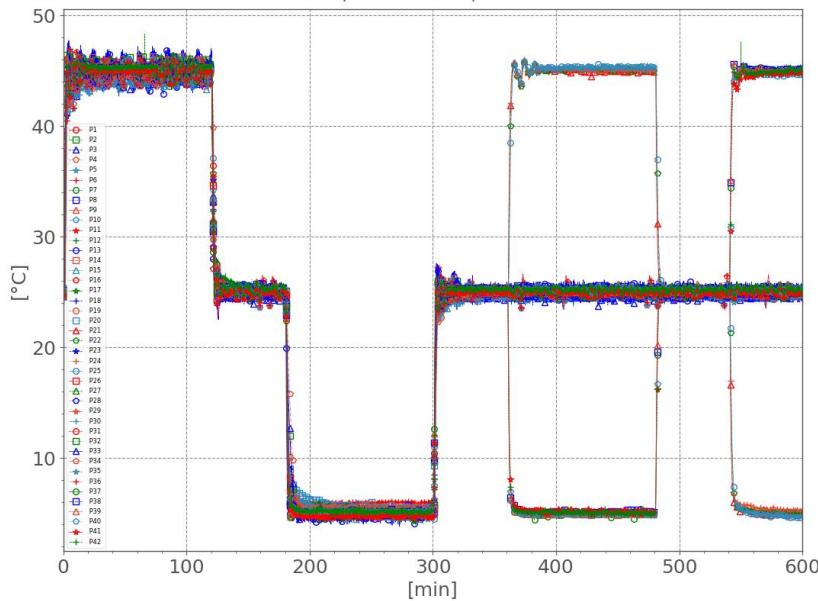


Figure 99 Température de chaque panneau radiatif

Pour comparer les températures calculées aux mesures des thermocouples suspendus dans le volume d'air (Figure 100, Figure 101, Figure 102, Figure 103, Figure 104, Figure 105, et Figure 106) les résultats des simulations couplées (TFE-Fluent-Coupled) sont disponibles dans la position exacte des thermocouples . Cependant, dans le modèle sans couplage (TFE-standalone) le volume de la cabine est considéré comme homogène et représenté par un seul noeud. Ainsi, la température moyenne du volume

d'air est prise en compte pour la simulation TFE-standalone indépendamment de la position du thermocouple dans la zone d'air de la cabine.

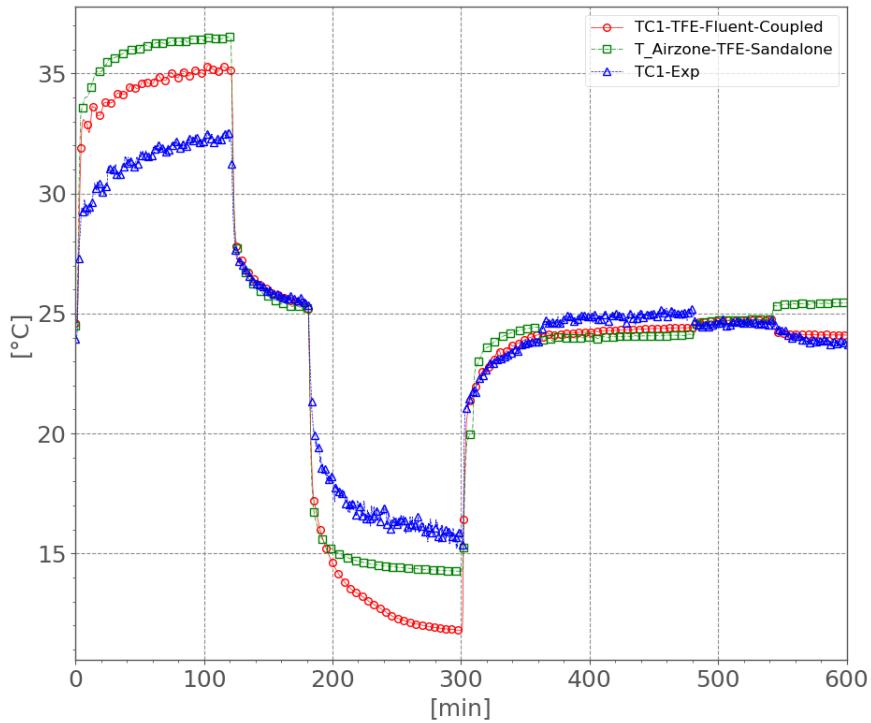


Figure 100: Température à proximité des pieds. (RMSD Coupled: 1.867 / RMSD Standalone: 2.047)

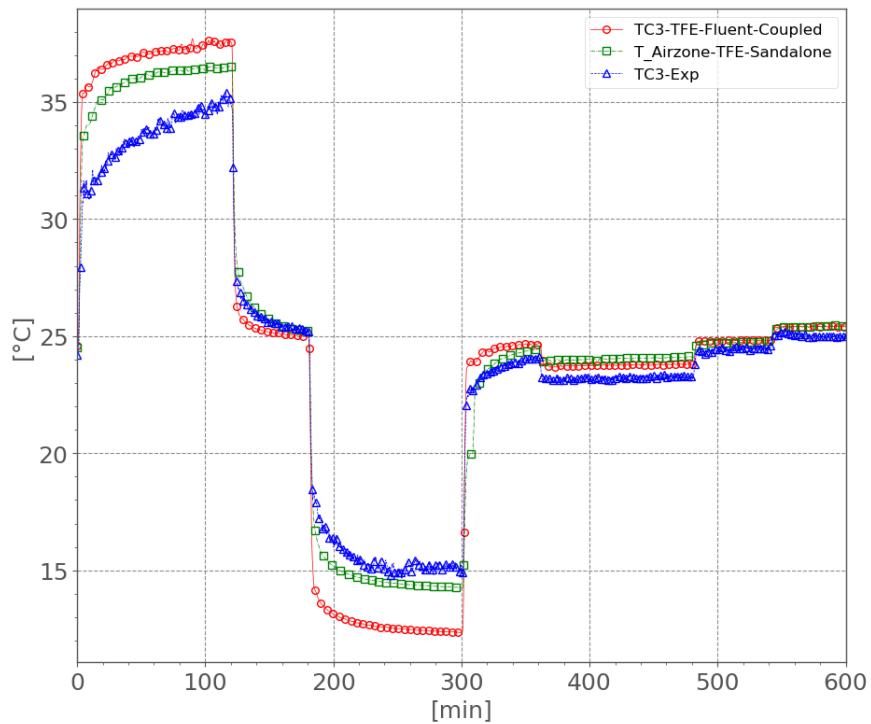


Figure 101: Coin inférieur arrière du conducteur. (RMSD Coupled: 1.836 / RMSD Standalone: 1.215)

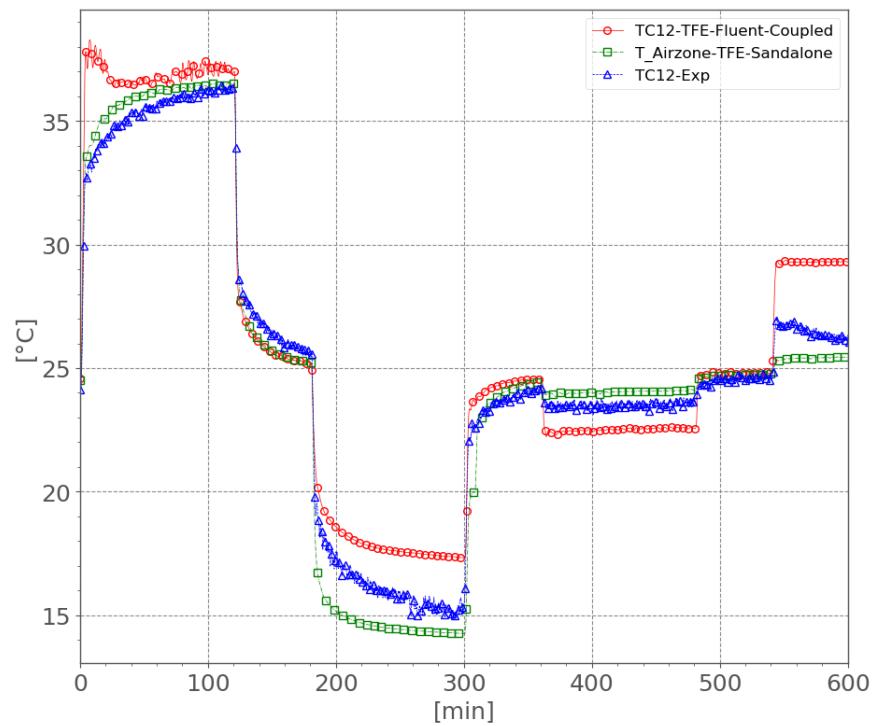


Figure 102: Température du côté du levier de vitesse. (RMSD Coupled: 1.764 / RMSD Standalone: 1.165)

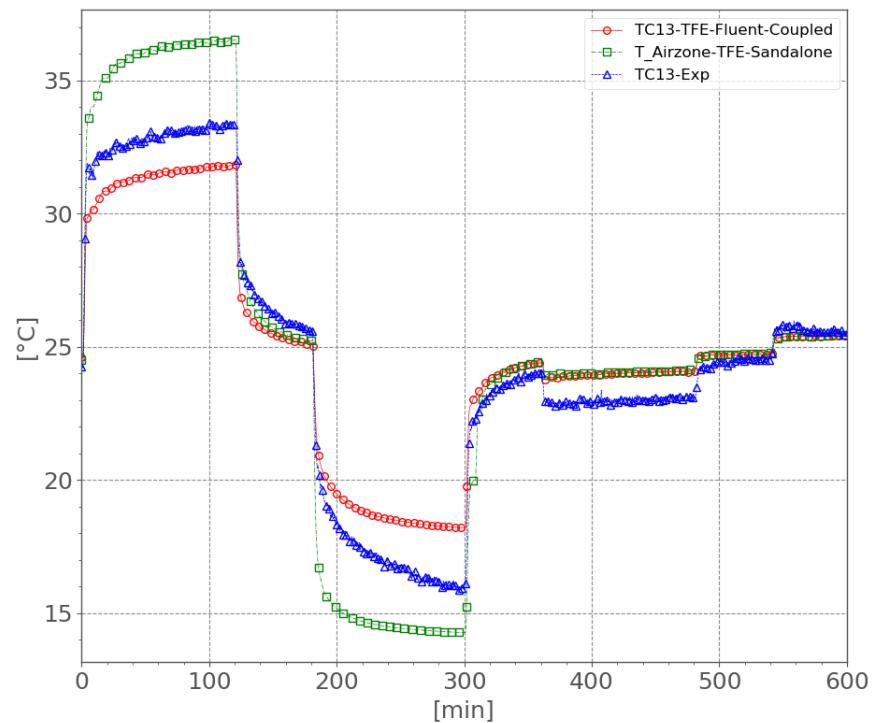


Figure 103: Température entre les deux sièges. (RMSD Coupled: 1.041 / RMSD Standalone: 1.647)

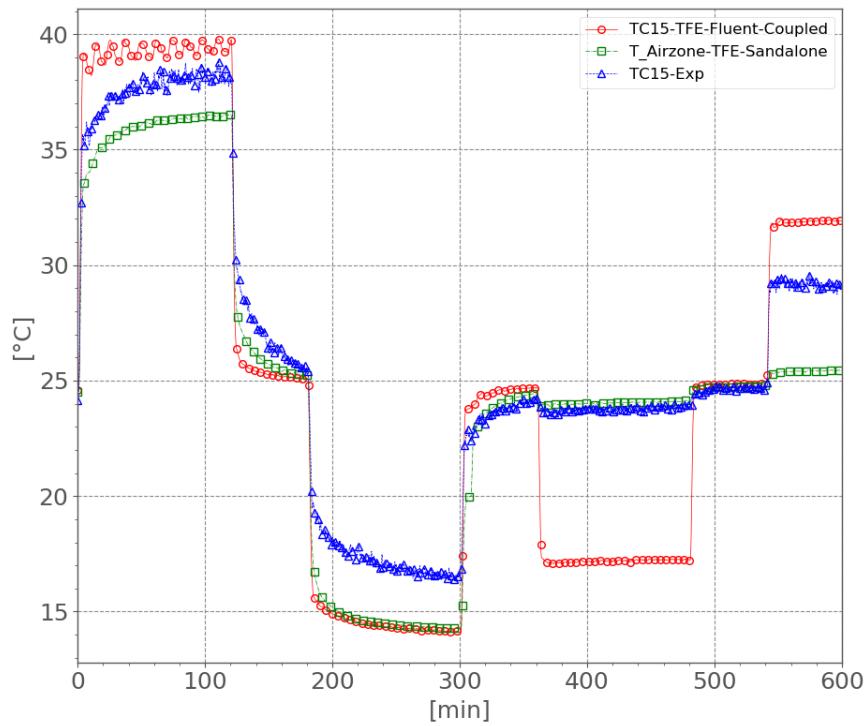


Figure 104: Température entre les deux sièges - inférieur. (RMSD Coupled: 0.812 / RMSD Standalone: 1.524)

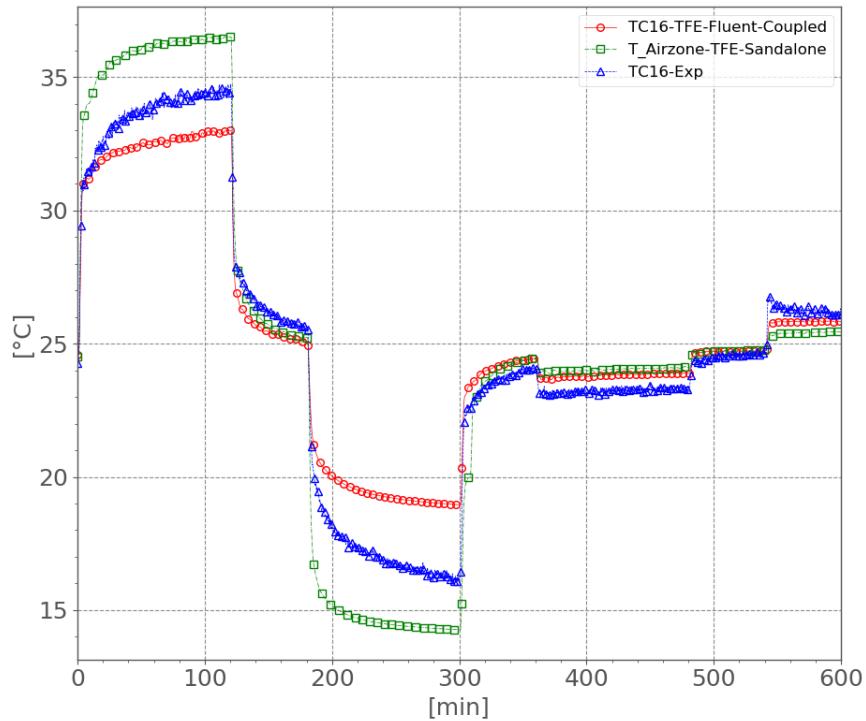


Figure 105: Température entre les deux sièges – supérieur (RMSD Coupled: 1.146 / RMSD Standalone: 1.463)

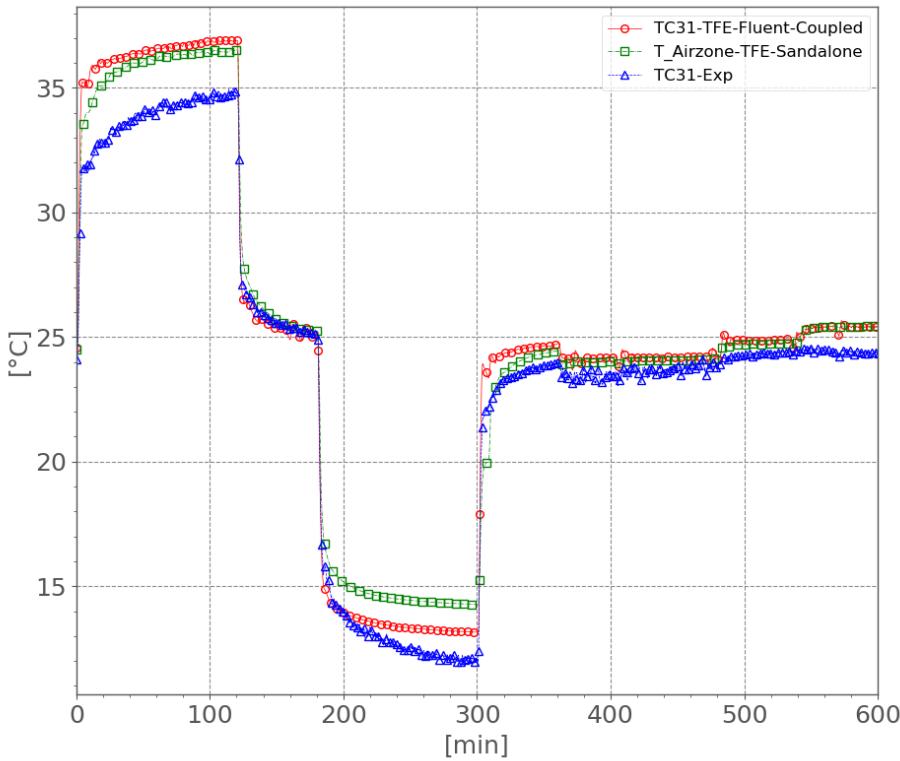


Figure 106: Côté bas arrière du passager. (RMSD Coupled: 1.228 / RMSD Standalone: 1.217)

La simulation couplée améliore la prédiction d'évolution de la température sur la plupart des positions sondées. On peut observer que les simulations (couplées (TFE-FLUENT-Coupled) ou theseus-seul (TFE-Standalone)) ont tendance à surestimer le changement de température réel sur tous les sites. Les écarts entre la simulation couplée et les données expérimentales ne dépassent pas 3°C sur la plupart des points d'enregistrement et pour la plupart du temps, et ceux avec la simulation TFE-Standalone 4°C.

Il reste à évaluer la sensibilité du modèle thermo-physiologique à cette différence de température, en d'autres termes, que devrait être l'exactitude de la température ambiante proche de l'occupant pour attendre des réponses thermo-physiologiques avec une précision raisonnable (la précision raisonnable étant définie et déterminée par la précision nécessaire en termes de température de la peau et interne, par des modèles de confort thermique pour prédire les sensations et le confort avec précision ne dépassant pas un changement perceptible correspondant à 0,5 point sur l'échelle de sensation), et de vérifier l'environnement dans les expériences étudiées.

Il y a souvent une amélioration apportée par le modèle couplé avec des exceptions qui mériteraient de retravailler les conditions aux limites du modèle (mieux caractériser les flux d'air au niveau des aérateurs). Toutefois la température unique de l'air est raisonnablement proche des températures locales. Ainsi, comme dans ce travail le but était de valider la procédure d'individualisation, nous avons effectué des simulations non couplées, beaucoup moins coûteuses en termes de calcul (180h de calcul pour simuler 3h d'expérience pour un calcul couplé contre 1h30min de calcul non couplé).

3.3.4. Étude de sensibilité du modèle sensoriel et du modèle thermo-physiologique aux conditions ambiantes

Afin de déterminer la plage de certitude requise dans la représentation de l'environnement, une étude de sensibilité a été effectuée sur le modèle de Fiala standard et les indices de sensation thermiques calculés par le modèle de Zhang à partir des températures calculées par le modèle de Fiala. Cette étude a consisté à mettre le mannequin thermique habillé de l'équivalent des vêtements utilisés dans l'expérience avec thermorégulation dans des conditions stationnaires pendant 5h (afin d'atteindre un état de convergence) et à faire varier à chaque fois ces conditions pour pouvoir ensuite déterminer les seuils de variation de ces conditions environnementales qui entraîneront une variation significative des températures cutanées et des votes de sensation thermique.

Tableau 25 Variation de température ambiante nécessaire pour modifier la température cutanée de la valeur qui engendrait un changement d'un demi-point sur l'échelle de sensation

Elément	$\Delta T_{sk}>0$	$\Delta T_{sk}<0$
ABDOMEN	2.78	1.39
AVANT BRAS	0.72	1.24
BRAS	1.86	1.98
VISAGE	0.87	1.03
PIEDS	0.76	2.01
MAINS	1.03	1.07
TÊTE	0.75	1.08
JAMBES	1.86	2.47
CUISSES	2.02	2.09
THORAX	3.04	2.41
COU	0.94	1.23

Cette étude de sensibilité a montré encore une fois que la sensibilité varie selon les différentes parties du corps et sont asymétriques selon le fait que la température est supérieure ou inférieures à la température de thermoneutralité (§ 2.1.2). Les résultats reportés dans le Tableau 25 permettent de conclure qu'une connaissance meilleure qu'au degré près de la température ambiante, par mesure ou simulation, serait nécessaire, ce qui est un défi non négligeable. Ou de façon plus réaliste, dans les conditions de thermo-neutralité, on ne peut espérer dans les zones les plus sensibles une prédition de votes meilleure que peut-être +/- 1 degré d'échelle (en prenant en compte la précision des chaînes de mesure et la précision de la simulation du banc Sither).

Par ailleurs, pour donner un éclairage plus complet sur les réponses sensorielles et physiologiques à la température ambiante (homogène) en dehors de la thermo-neutralité, notamment sur leurs comportements hautement non linéaires et contrastés selon les zones, nous avons présenté les courbes de quelques zones ainsi que la température de peau moyenne et la sensation thermique locale correspondante. Ainsi la Figure 107 représente la sensibilité de la température du cou et de sa sensation thermique à la variation de la température ambiante, tandis que la Figure 108 Sensibilité de la température de l'avant-bras et sa sensation thermique à la variation de la température ambiante représente ceux de l'avant-bras. La Figure 109 quant à elle, représente la variation de la température cutanée moyenne. Ces résultats appuient l'accent sur la variabilité selon les parties du corps, l'asymétrie

vers le chaud et le froid, ainsi qu'en quelques partie l'effet du système de thermorégulation (plateau observé au niveau du cou).

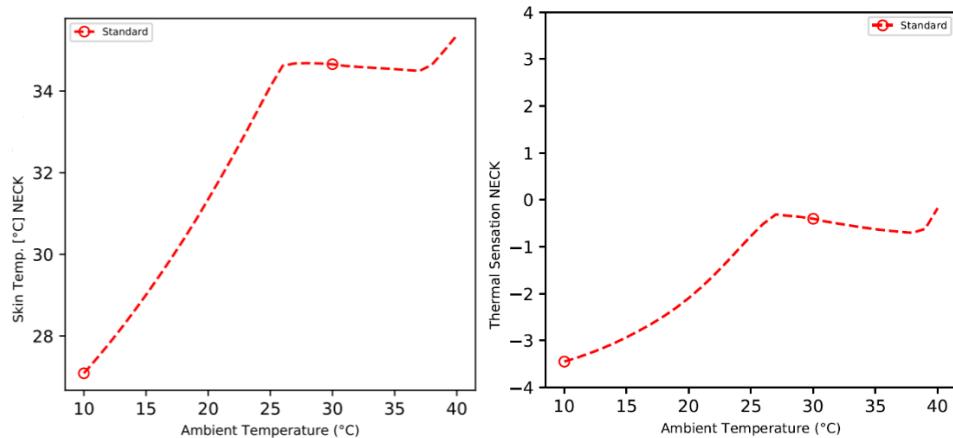


Figure 107 Sensibilité de la température du cou(a) et sa sensation thermique (b) à la variation de la température ambiante

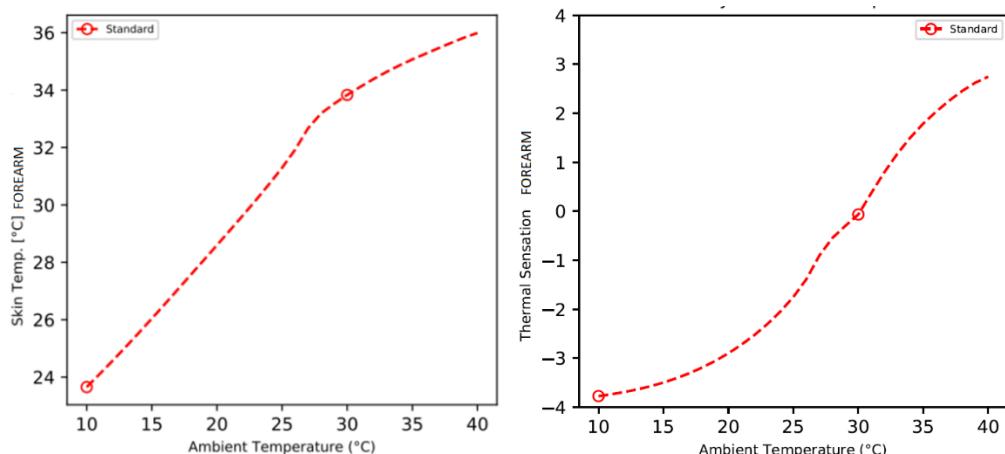


Figure 108 Sensibilité de la température de l'avant-bras et sa sensation thermique à la variation de la température ambiante

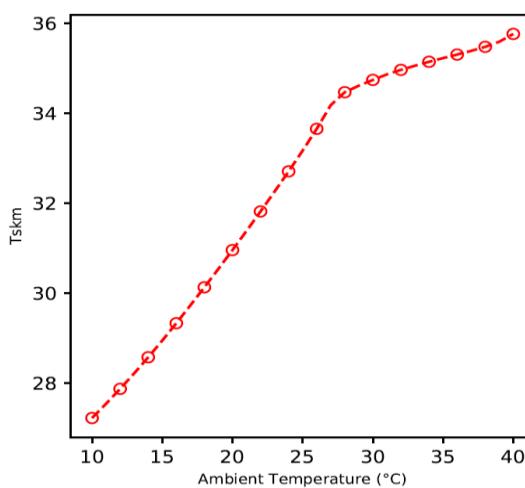


Figure 109 Sensibilité de la température du thorax à la variation de la température ambiante

3.3.5. Validation de la bonne représentation des conditions expérimentale dans les cas testés

Dans chaque simulation, les positions des thermocouples en contact des parties du banc ont été reportées par des points de mesures numériques afin de vérifier que l'environnement thermique est bien représenté dans la simulation. De même, étant donné que dans un calcul non couplé tout le volume d'air dans la cabine est considéré comme un nœud thermique, les mesures prises par les thermocouples suspendus dans la cabine sont comparées à la température de l'«Airzone» du modèle. Les résultats d'une simulation sont présentés dans les Figure 110, Figure 111 et Figure 112. Les différences trouvées sont toutes acceptables par rapport à la plage de sensibilité reportée du modèle (§2.1.2) ce qui indique que l'environnement expérimental est bien représenté dans la simulation.

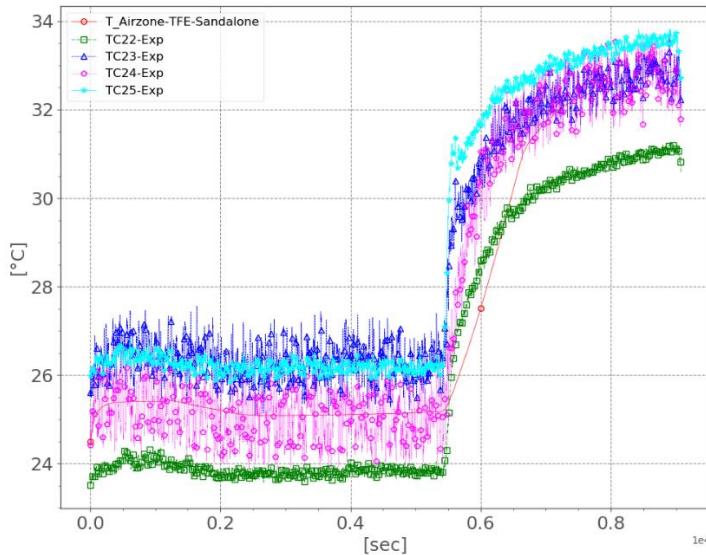


Figure 110 Comparaison entre les températures mesurées par les thermocouples (TC22, TC23, TC24, TC25) et la température de l'airzone simulé

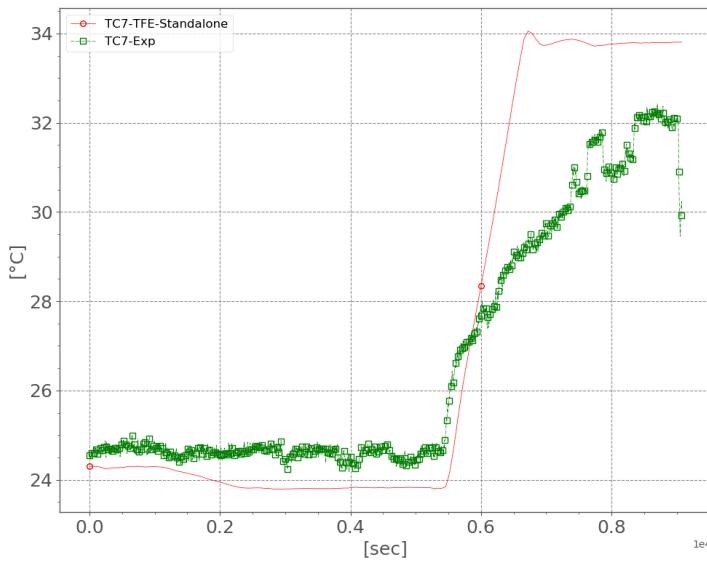


Figure 111 Comparaison entre la température mesurée au niveau des pieds (TC7-Exp), et celle trouvée par la simulation (TC7-TFE-Standalone)

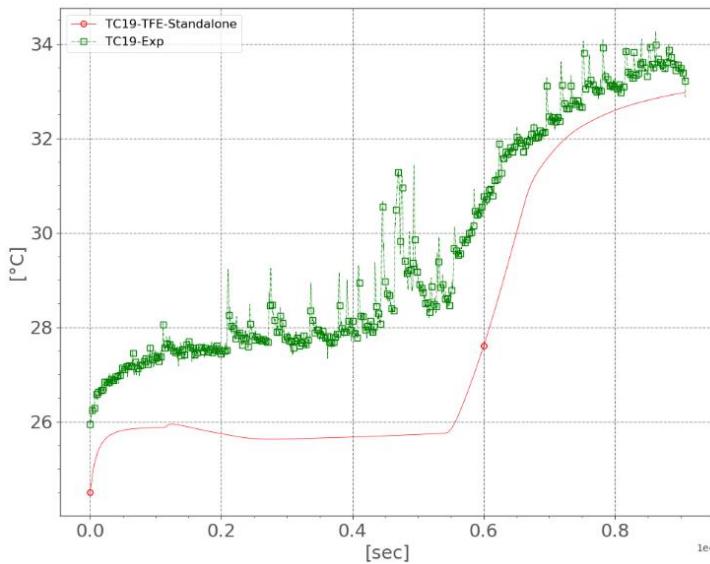


Figure 112 Comparaison entre la température mesurée au niveau de l'appui tête (TC19-Exp), et celle trouvée par la simulation (TC19-TFE-Standalone)

3.3.6. Résultats et discussion

Les calculs ont été effectués sur THESEUS-FE sur un cœur de calcul, pour des pas de temps fixes à 5 secondes. Le temps de calcul a été de 4 heures pour une simulation d'une expérience de 3 heures.

3.3.6.1. Caractéristiques des personnes

Après avoir pris en compte les différentes caractéristiques mesurées des 4 testeurs (3 hommes et 1 femme), dans le modèle, nous avons calculé les caractéristiques du modèle individualisé pour s'assurer de la bonne représentation de la personne ; Les Tableau 26, Tableau 27, Tableau 28 et Tableau 29 regroupent les données mesurées sur la personne et les données du modèle individualisé de la personne. Le Tableau 30 présente les données du modèle de Fiala moyen [198].

Tableau 26 Données du testeurs 85H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé

Testeur 85H			
Données mesurées		Données modèle	
Taille (cm)	180	Masse (kg)	108.8
Masse (kg)	108.8	Masse Graisse (kg)	31.552
Sexe	homme	Pourcentage graisse (%)	29
Pourcentage graisse (%)	29	Masse peau (kg)	4.92032728
Assise (cm)	91	Masse organes (kg)	21.2498941
Longueur bras (cm)	64.8	Masse muscle (kg)	34.3934051
Longueur jambe (cm)	88.8	Masse Os (kg)	16.6843735
Pointure	42	Surface corporelle (m2)	2.41
Largeur épaules (mm)	513	Métabolisme basal (W)	115.313579
Largeurs hanches (mm)	423	Masse vêtement (kg)	1.467
Longueur main (cm)	20.1	Volume (m3)	0.118136
Longueur pied (cm)	27		
Métabolisme Tanita (W)	113		
RMR-Oxymètre (W)	123		
Taille vêtements	XL		

Tableau 27 Données du testeurs 86F et des caractéristiques du modèle une fois individualisé

Testeur 86F			
Données mesurées		Données modèle	
Taille (cm)	161	Masse (kg)	50.7
Masse (kg)	50.7	Masse Graisse (kg)	8.9232
Sexe	femme	Pourcentage graisse (%)	17.6
Pourcentage graisse (%)	17.6	Masse peau (kg)	3.06465949
Assise (cm)	82.8	Masse organes (kg)	11.6462509
Longueur bras (cm)	64.3	Masse muscle (kg)	17.9218252
Longueur jambe (cm)	76.5	Masse Os (kg)	9.14406437
Pointure	39	Surface corporelle (m2)	1.51869
Largeur épaules (mm)	361	Métabolisme basal (W)	62.1633624
Largeurs hanches (mm)	362	Masse vêtement (kg)	0.870371
Longueur main (cm)	18.2	Volume (m3)	0.055231
Longueur pied (cm)	25.3		
Métabolisme Tanita (W)	61.1		
RMR-Oxymètre (W)	65		
Taille vêtements	S		

Tableau 28 Données du testeurs 99H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé

Testeur 99H			
Données mesurées		Données modèle	
Taille (cm)	186		

Masse (kg)	75.8	Masse (kg)	75.8
Sexe	homme	Masse Graisse (kg)	8.4896
Pourcentage graisse (%)	11.2	Pourcentage graisse (%)	11.2
Assise (cm)	92.4	Masse peau (kg)	3.95168137
Longueur bras (cm)	66.0	Masse organes (kg)	15.2285753
Longueur jambe (cm)	88.9	Masse muscle (kg)	36.1734137
Pointure	42	Masse Os (kg)	11.9567296
Largeur épaules (mm)	421	Surface corporelle (m2)	1.95
Largeurs hanches (mm)	357	Métabolisme basal (W)	89.0819576
Longueur main (cm)	18.6	Masse vêtement (kg)	1.06955
Longueur pied (cm)	27.2	Volume (m3)	0.08
Métabolisme Tanita (W)	91.8		
RMR-Oxymètre (W)	97		
Taille vêtements	M		

Tableau 29 Données du testeurs 100H et des caractéristiques du modèle une fois individualisé

Testeur 100H			
Données mesurées		Données modèle	
Taille (cm)	179	Masse (kg)	93.5
Masse (kg)	93.5	Masse Graisse (kg)	18.139
Sexe	homme	Pourcentage graisse (%)	19.4
Pourcentage graisse (%)	19.4	Masse peau (kg)	4.46082633
Assise (cm)	90.8	Masse organes (kg)	18.4638996
Longueur bras (cm)	828	Masse muscle (kg)	37.9393267
Longueur jambe (cm)	101.2	Masse Os (kg)	14.4969474
Pointure	44	Surface corporelle (m2)	2.193
Largeur épaules (mm)	505	Métabolisme basal (W)	104.701629
Largeurs hanches (mm)	376	Masse vêtement (kg)	1.31701
Longueur main (cm)	21	Volume (m3)	0.0997457
Longueur pied (cm)	28.4		
Métabolisme Tanita (W)	108		
RMR-Oxymètre (W)	115		
Taille vêtements	L		

Tableau 30 Données du modèle de Fiala moyen

Données modèle	
Masse (kg)	73.5333306
Masse Graisse (kg)	10.6145911
Pourcentage graisse (%)	14.4350746
Masse peau (kg)	3.75116044
Masse organes (kg)	15.4248897
Masse muscle (kg)	31.6318232
Masse Os (kg)	12.1108661
Surface corporelle (m2)	1.8548
Métabolisme basal (W)	87.12

3.3.6.2. Surface du corps

La formule la plus utilisée pour calculer la surface du corps est celle de Dubois et Dubois [145] qui met en relation la surface du corps (*surface dubois BSA (m²)*) à partir de la taille (cm) et de la masse (kg) de la personne :

$$BSA (m^2) = 0,007184 \times Taille (cm)^{0,725} \times Masse (kg)^{0,425}$$

Les surfaces de Dubois de testeurs sont présentées dans le Tableau 31.

Tableau 31 Surface du corps calculée par la formule de Dubois, et celle du modèle individualisé

Testeur	Surface Dubois (m ²)	Surface Individualisé (m ²)	Différence (%)
85H	2.27	2.41	-6.17
86F	1.52	1.518	0.13
99H	1.98	1.949	1.57
100H	2.13	2.193	-2.96

Ces résultats sont en accord avec les résultats reportés sur la formule de Dubois [145]. En effet, la formule sous-estime la surface corporelle pour les personnes ayant un pourcentage de graisse élevé [207] vu le fait que la densité de la graisse est inférieure à la densité des autres tissus.

3.3.6.3. Métabolisme basal

Comme expliqué précédemment, nous n'avons pas modifié le métabolisme explicitement. Sa modification est induite du fait de la modification de la composition (rapport entre les différents tissus). La modification des valeurs du métabolisme basal pour les modèles individualisés correspond aux différences prédites par la balance Tanita (Tableau 26, Tableau 27, Tableau 28, Tableau 29).

3.3.7. Température de thermoneutralité

Après avoir individualisé chacun des modèles, nous avons cherché la température ambiante de thermoneutralité pour chaque modèle, la température interne de consigne du modèle individualisé étant identifiée à la température interne mesurée sur la personne à la fin de la séquence de recherche des conditions de thermoneutralité. Les températures trouvées (moyennées sur l'ensemble des tests) et les températures calculées sont présentées dans le Tableau 32. Un accord est observable pour tous les testeurs sauf le testeur 86F où nous avons observé une différence de 3°C. Différentes causes peuvent être à l'origine de cet écart, surtout que contrairement au modèle où la thermo-neutralité obéit à un critère univoque, la thermo-neutralité expérimentale est basée sur la sensation thermique moyenne, qui est un jugement individuel de compromis difficile à objectiver. Par exemple, dans une ambiance où les sujets auraient généralement un peu plus chaud à la tête qu'aux pieds, certains détesteraient avoir froid aux pieds et privilégieraient une ambiance un peu plus chaude, tandis que d'autres voudraient préserver un

peu de fraîcheur d'air au visage et souhaiteraient une ambiance plus basse, quitte à ce que chacun ait son système de thermorégulation interne légèrement activé. Ainsi, le comportement décalé de 86F pourrait être d'origine purement psycho-sensorielle.

Tableau 32 Températures de thermoneutralité expérimentales et calculées pour le modèle individualisé

Identifiant personne	Température de thermoneutralité expérimentale	Température de thermoneutralité calculée
85H	24.4±0.1	24.6
86F	24 ± 0.6	27.2
99H	26.5±0.1	26
100H	24±0.2	24.4
Fiala Moyen	-	28.6

L'ensemble des températures de peau mesurées par élément à la thermoneutralité sont présentées (statistiquement avec moyenne et quartiles) dans la Figure 113. Nous remarquons ainsi la variabilité interpersonnelle et les différences des valeurs entre les parties du corps.

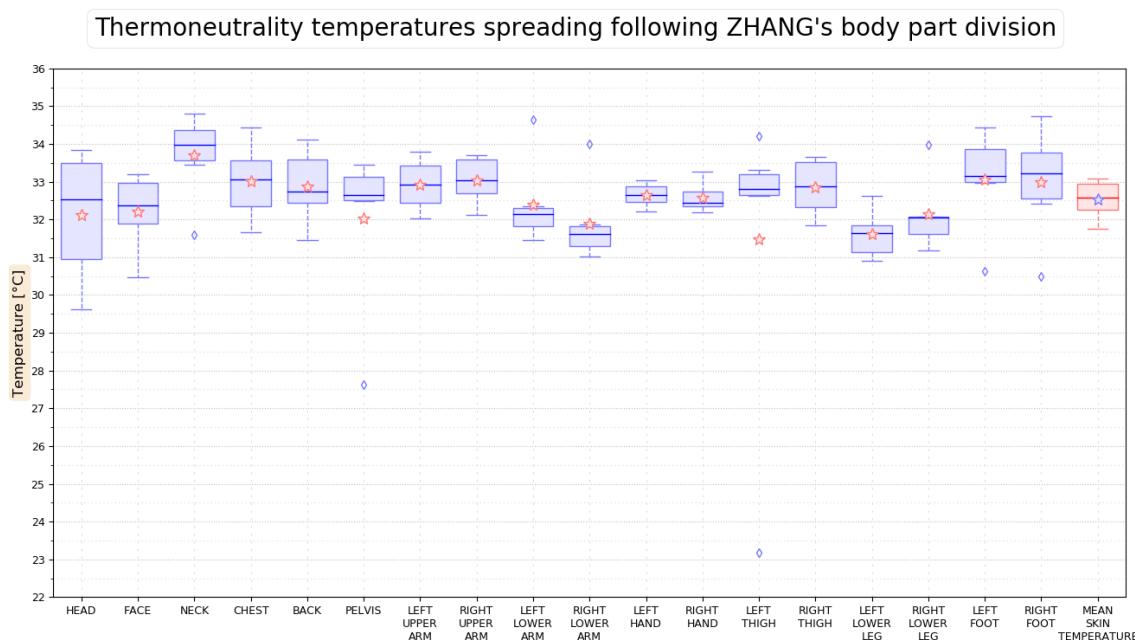


Figure 113 Distribution des températures de peau mesurées à la thermoneutralité pour l'ensemble des parties du corps

3.3.8. Température cutanée

Nous avons comparé l'évolution des températures cutanées mesurées sur les différentes parties du corps avec les températures prédites par les simulations en comparant à chaque fois la prédition du modèle standard de Fiala [198] et la prédition du modèle individualisé [Figure 114, Figure 115]. Les différences de températures observées sont inférieures à 1K pour l'essentiel de la durée du test pour l'ensemble des éléments, avec des erreurs quadratiques moyennes ne dépassant pas 1,5K pour la plupart des parties du corps.

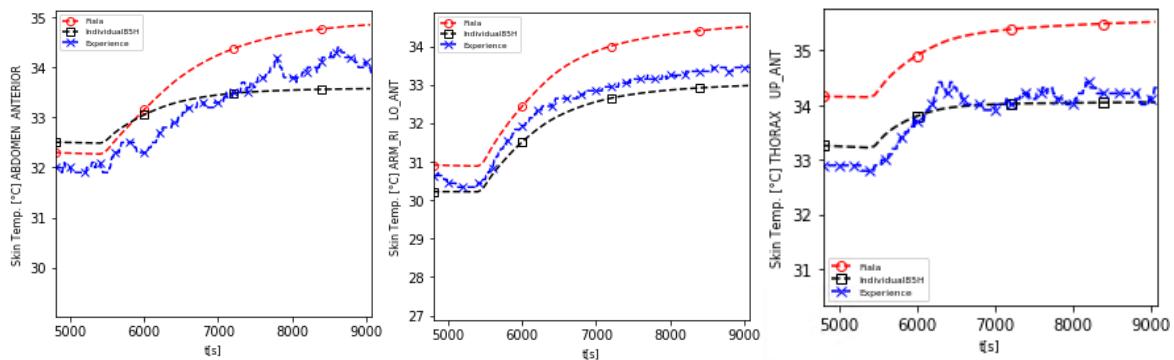


Figure 114 Température de peau expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour l'abdomen, l'avant-bras droit et le thorax pendant un test chaud pour le testeur 85H

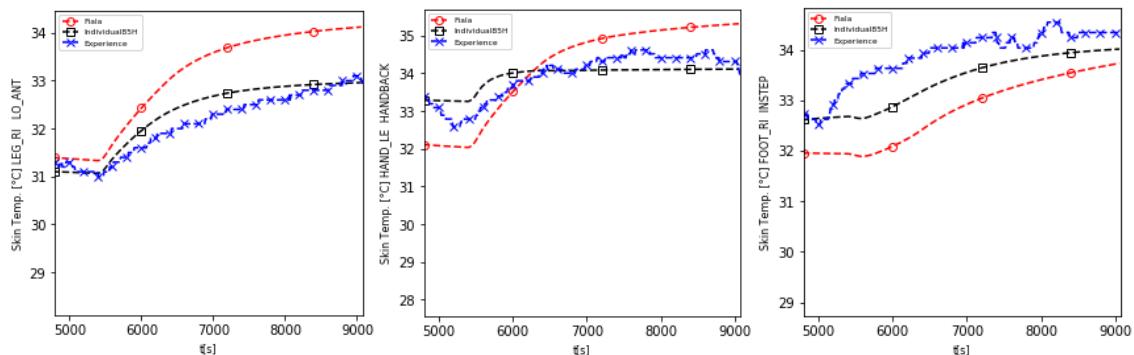


Figure 115 Température de peau expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour la jambe, la main et le pied pendant un test chaud pour le testeur 85H

Il faut noter que ces valeurs sont affectées par le biais des hygroboutons (voir § 3.2.4.1.2). Il faut donc les considérer avec prudence. Elles servent cependant à visualiser l'allure générale de la variation de la température cutanée. Pour cela, dans le paragraphe suivant nous allons conduire l'analyse en différentiel pour éliminer les biais des hygroboutons.

3.3.9. Différence entre la température cutanée d'un élément et celle à la thermoneutralité ΔT_{sk}

Nous avons calculé la différence de température entre la température à la thermoneutralité et la température à un instant donné, pour le mannequin moyen de Fiala, le mannequin individualisé et les données expérimentales. Le moment de thermoneutralité étant défini, les températures des parties du corps sont relevées au même instant. Tout comme les températures cutanées, le modèle individualisé semble mieux représenter le profil de variation de la température de peau pour la plupart des parties du corps avec une réduction du RMSD de 0,32 à 0,823 équivalent à une réduction de 25%. L'amélioration est cependant inférieure dans les expositions froides. La Figure 116 représente les RMSD dans une exposition chaude du testeur 85H et la Figure 119 présente l'évolution de ΔT_{sk} pour les différentes parties du corps dans le même cas. On note qu'avec l'analyse en différentiel, toutes les courbes passent par $\Delta T_{sk} = 0$ à 5500s (au moment du fin de la recherche de la thermoneutralité).

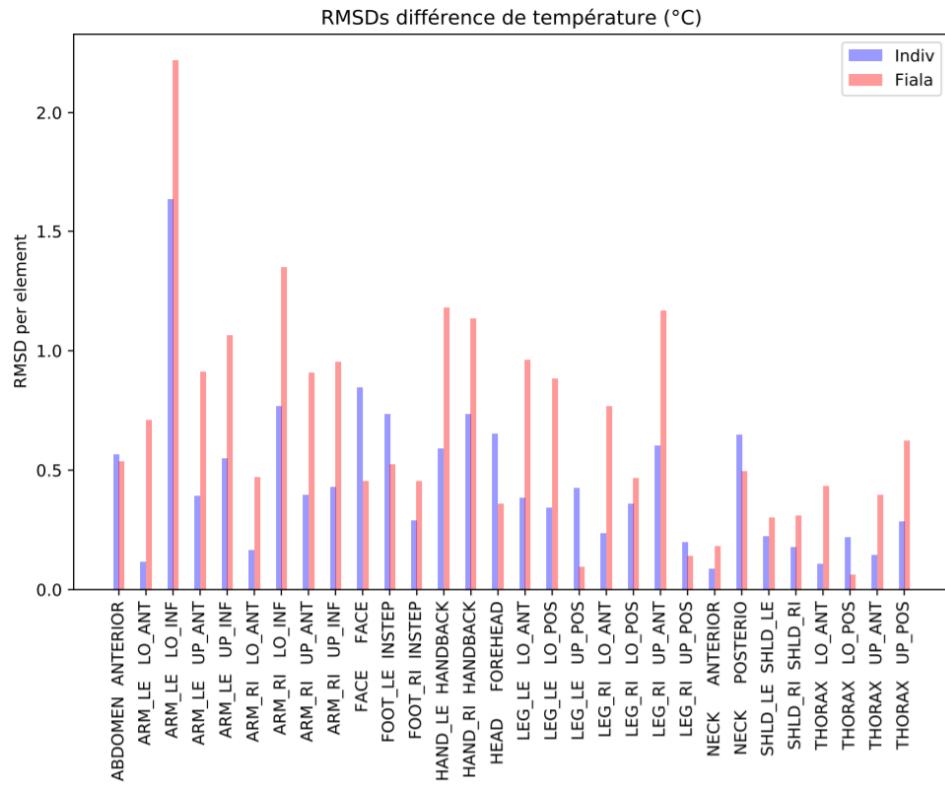


Figure 116 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre la différence (ΔT_{sk}) de la température de peau et la température de peau à la thermoneutralité prédictes par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part, et celles prédictes par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(exposition chaude pour le testeur 85H)

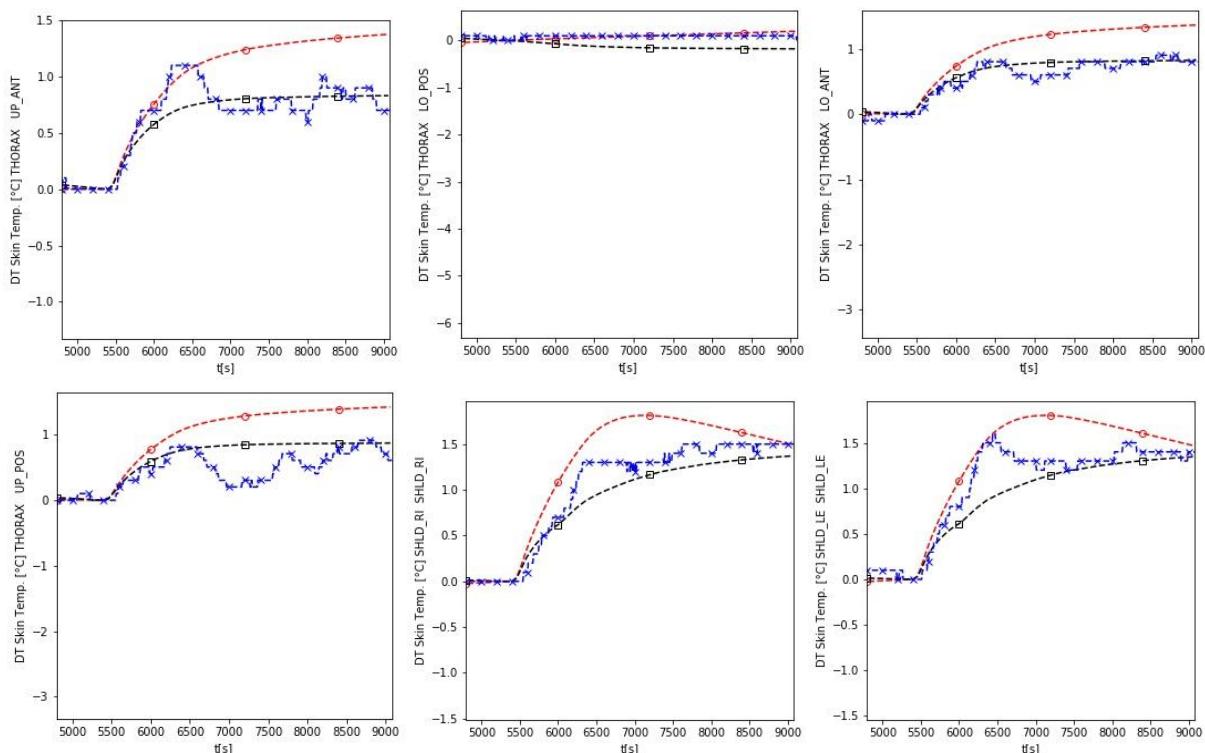


Figure 117 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H.

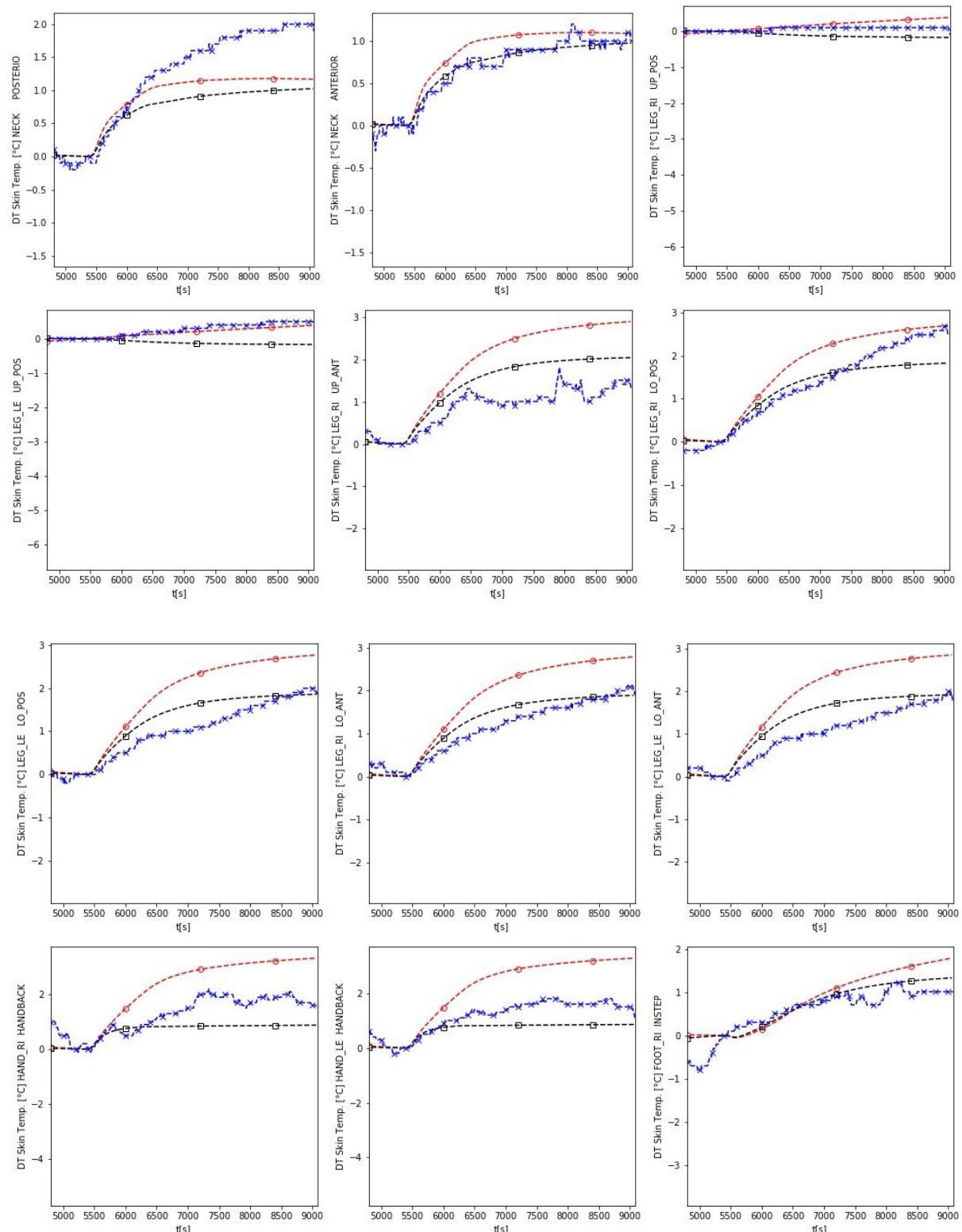


Figure 118 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H (suite).

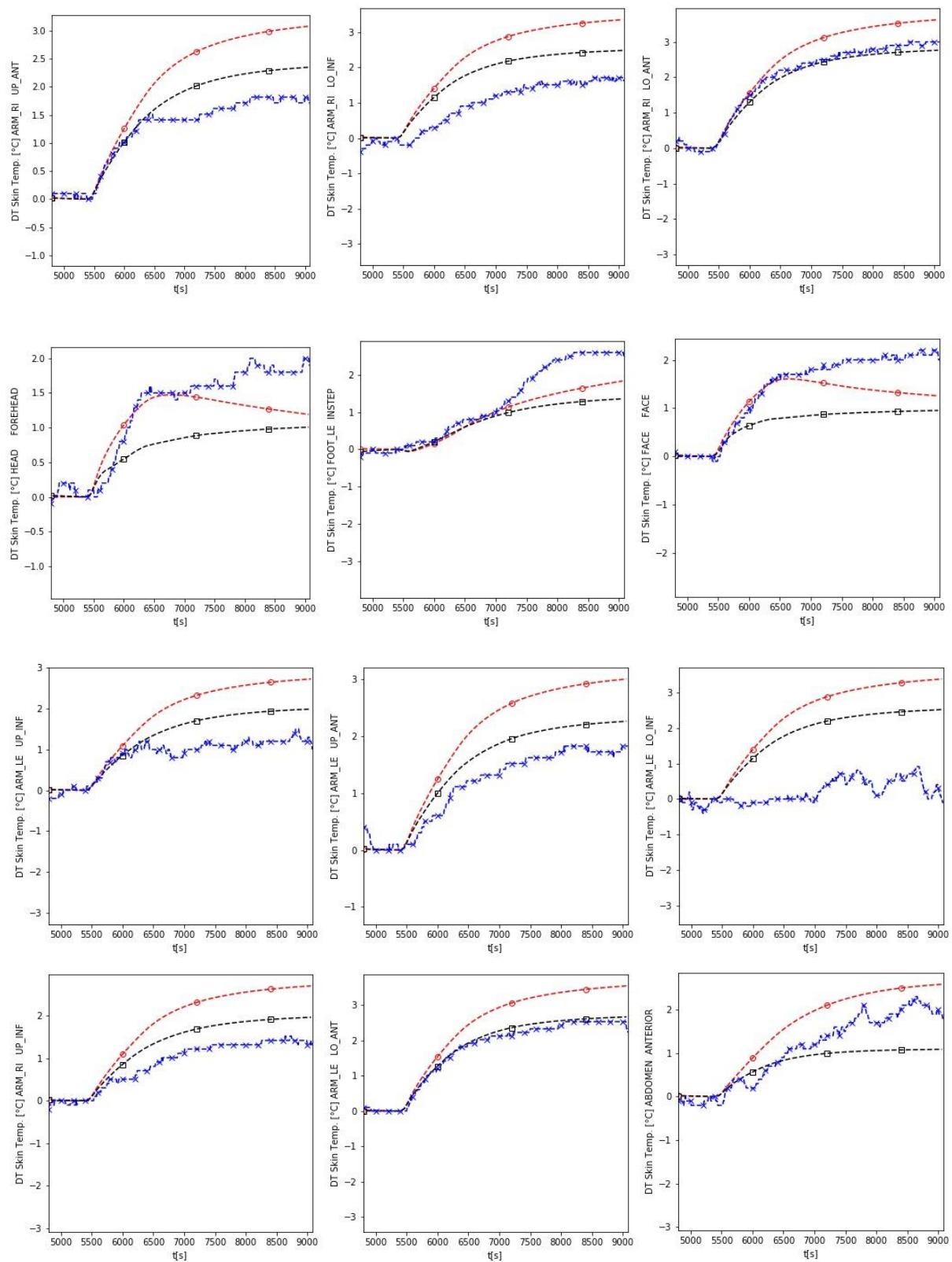


Figure 119 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant un test chaud du testeur 85H (suite).

Les résultats de la répétition du test chaud sur le même testeur sont présentés dans les Figures suivantes:

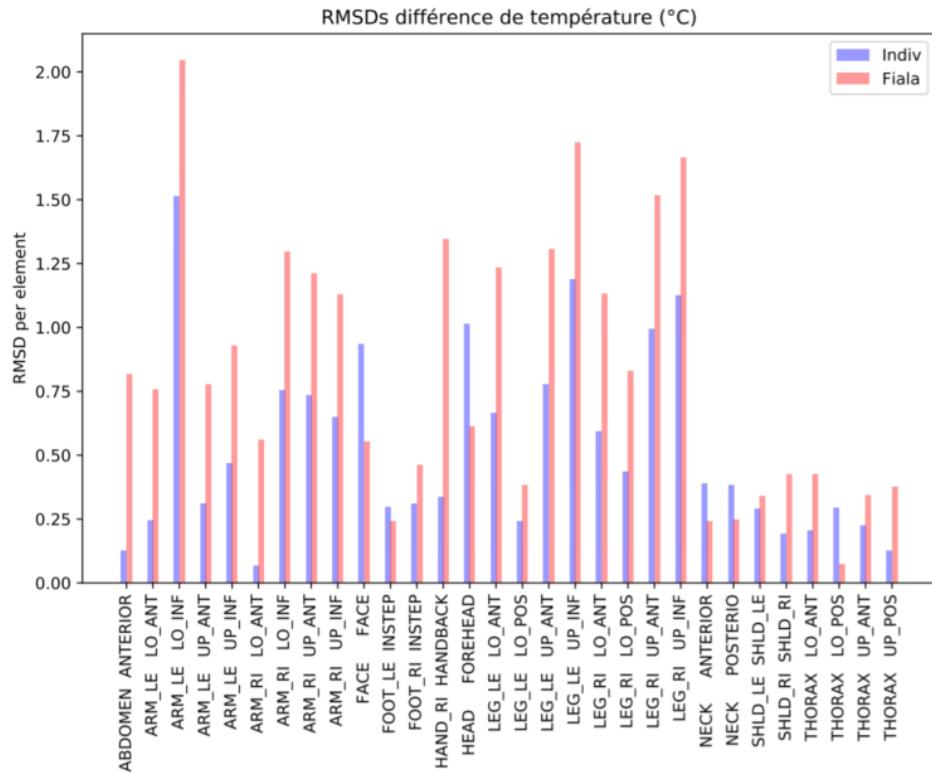


Figure 120 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) pour entre la différence (ΔT_{sk}) de la température de peau et la température de peau à la thermoneutralité prédites par le modèle de Fiala avec celles mesurées d'une part, et celles prédites par le modèle individualisé avec celles mesurées d'autre part (deuxième exposition chaude pour le testeur 85H)

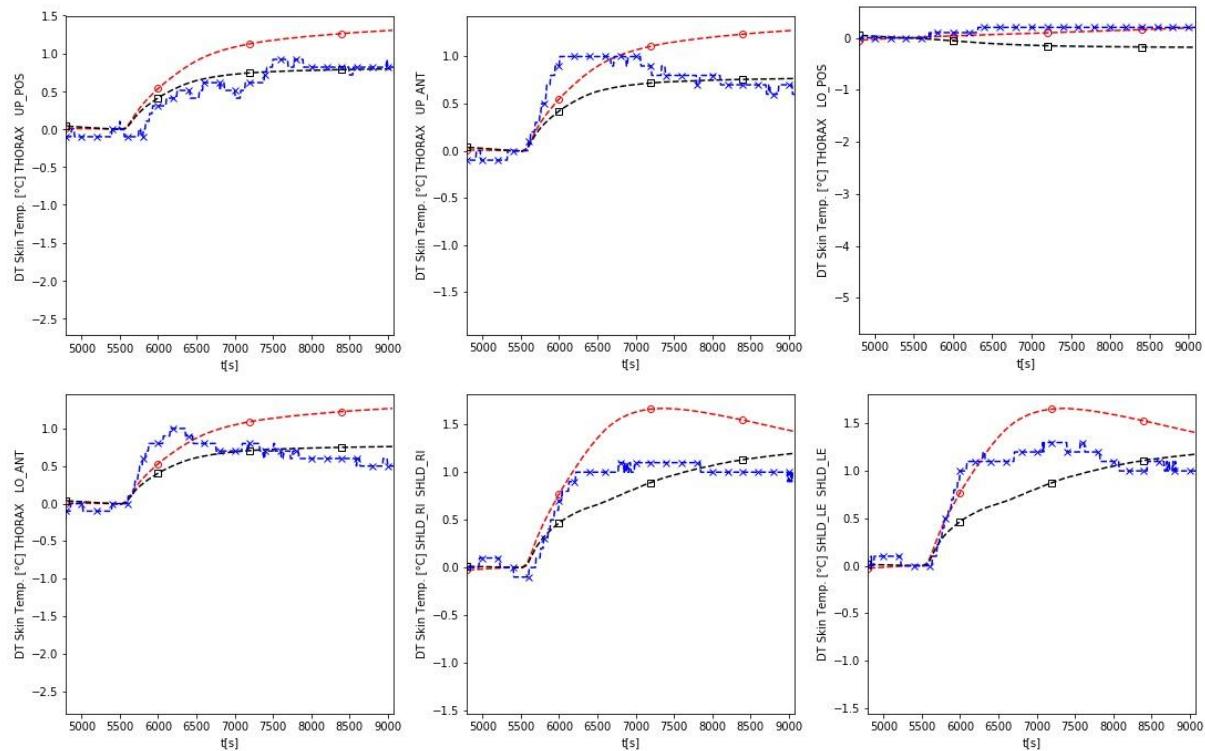


Figure 121 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.

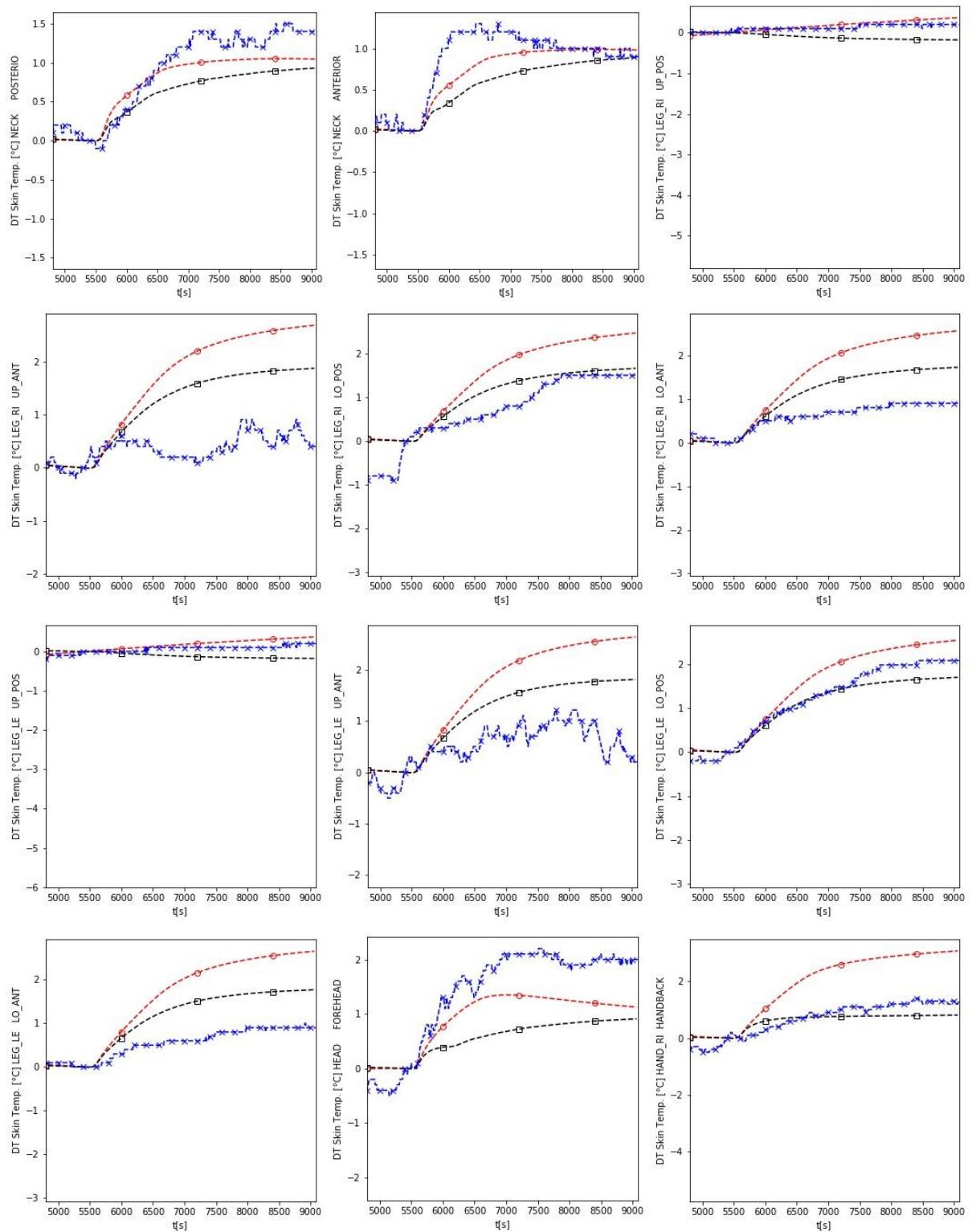


Figure 122 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.

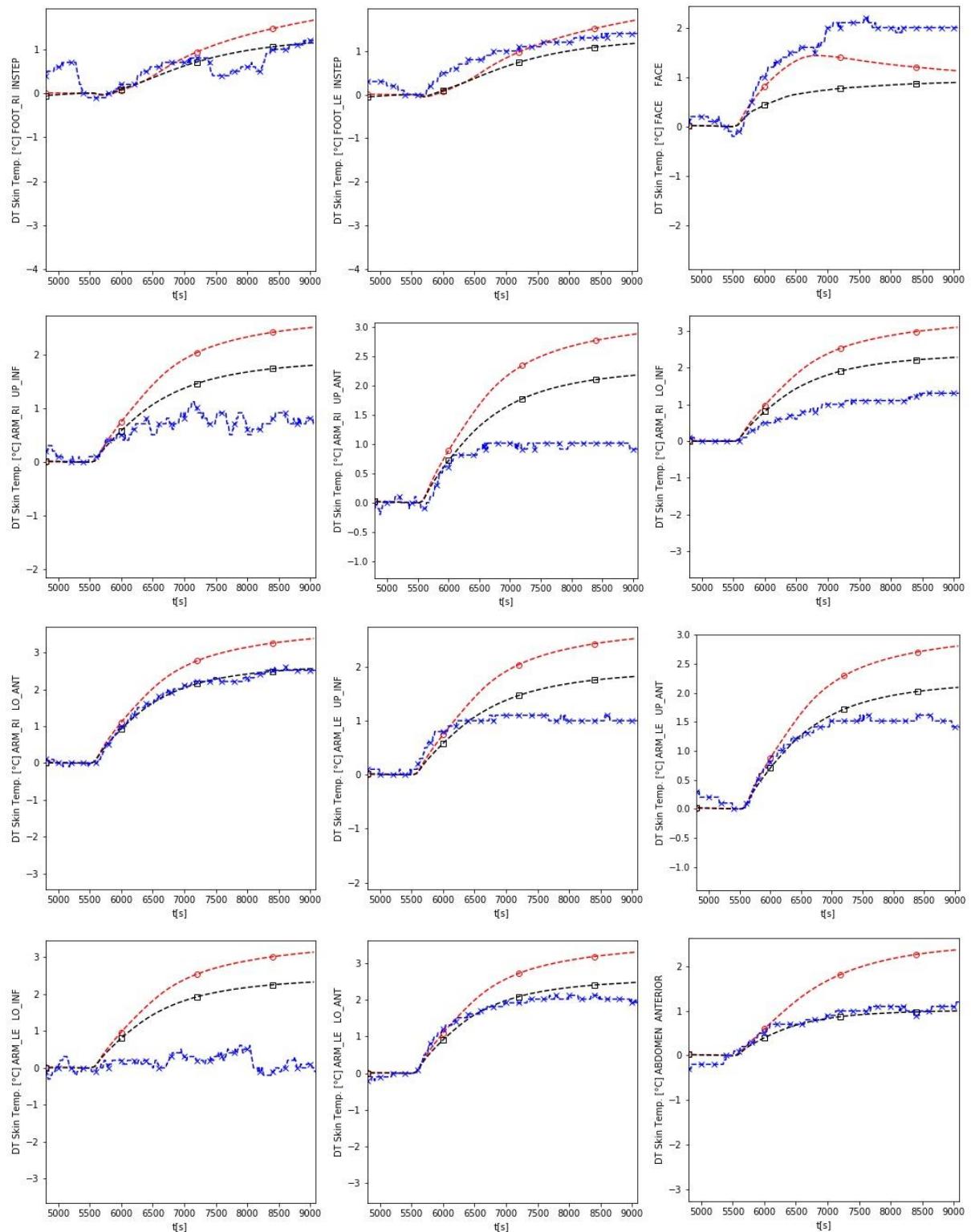


Figure 123 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test chaud du testeur 85H.

Les résultats de la première exposition froide du même testeur sont présentés si après.

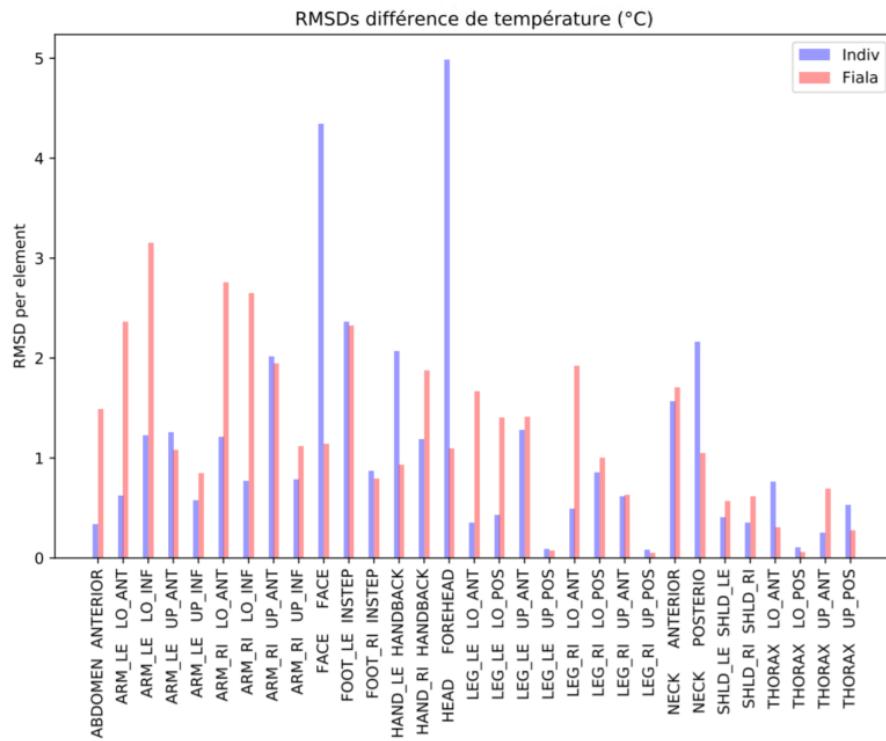


Figure 124 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédictes par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédictes par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Première exposition froide pour le testeur 85H)

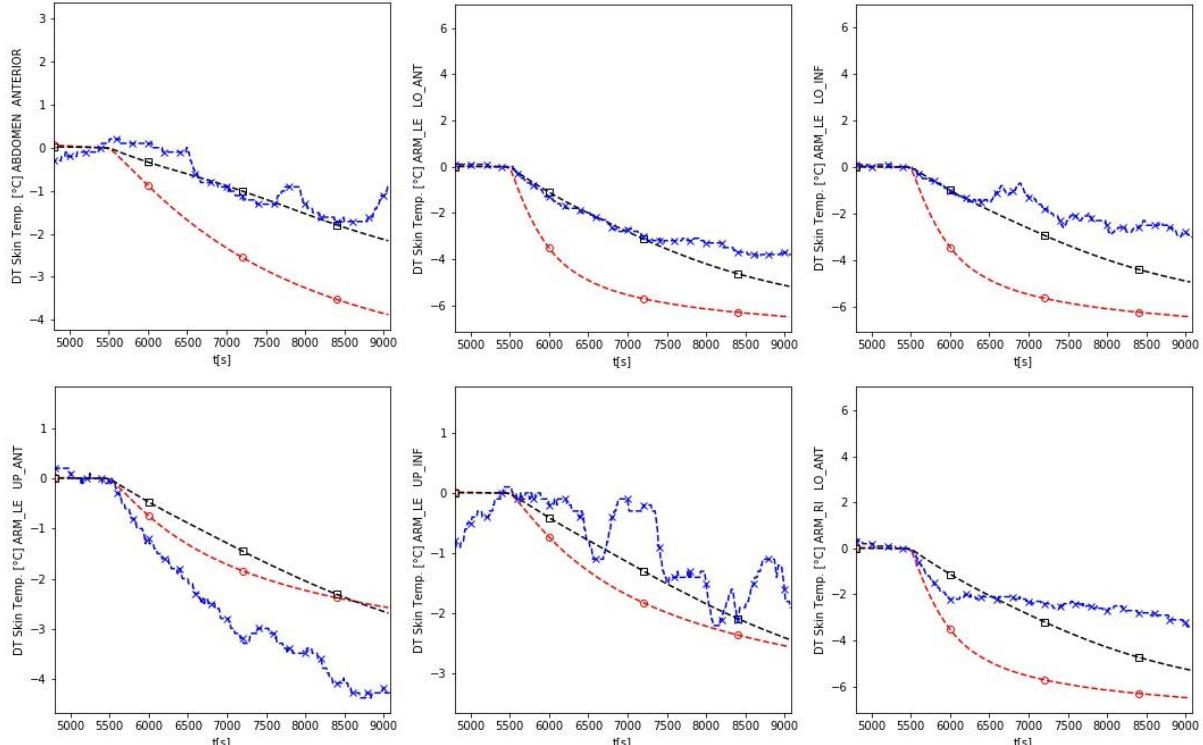


Figure 125 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H.

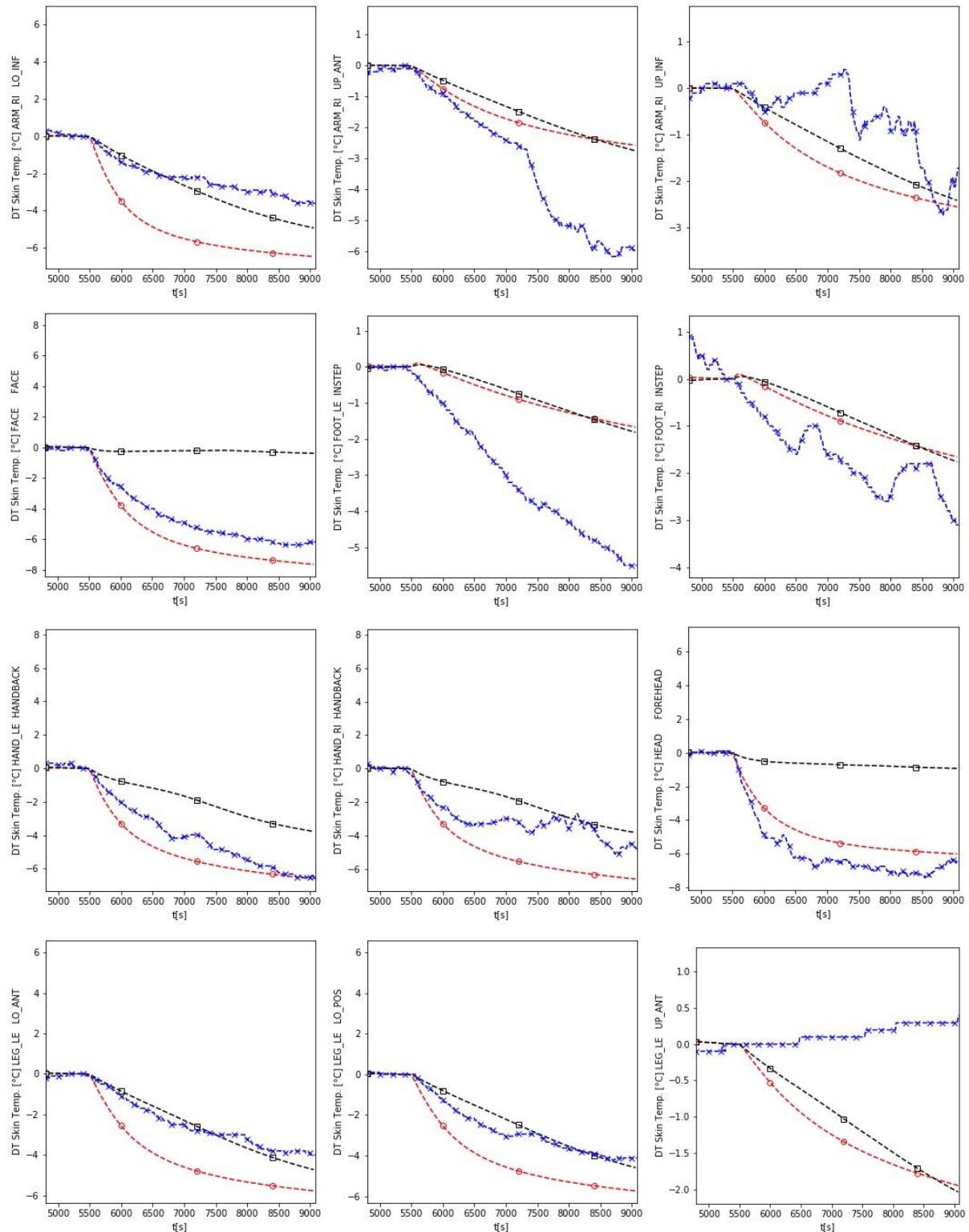
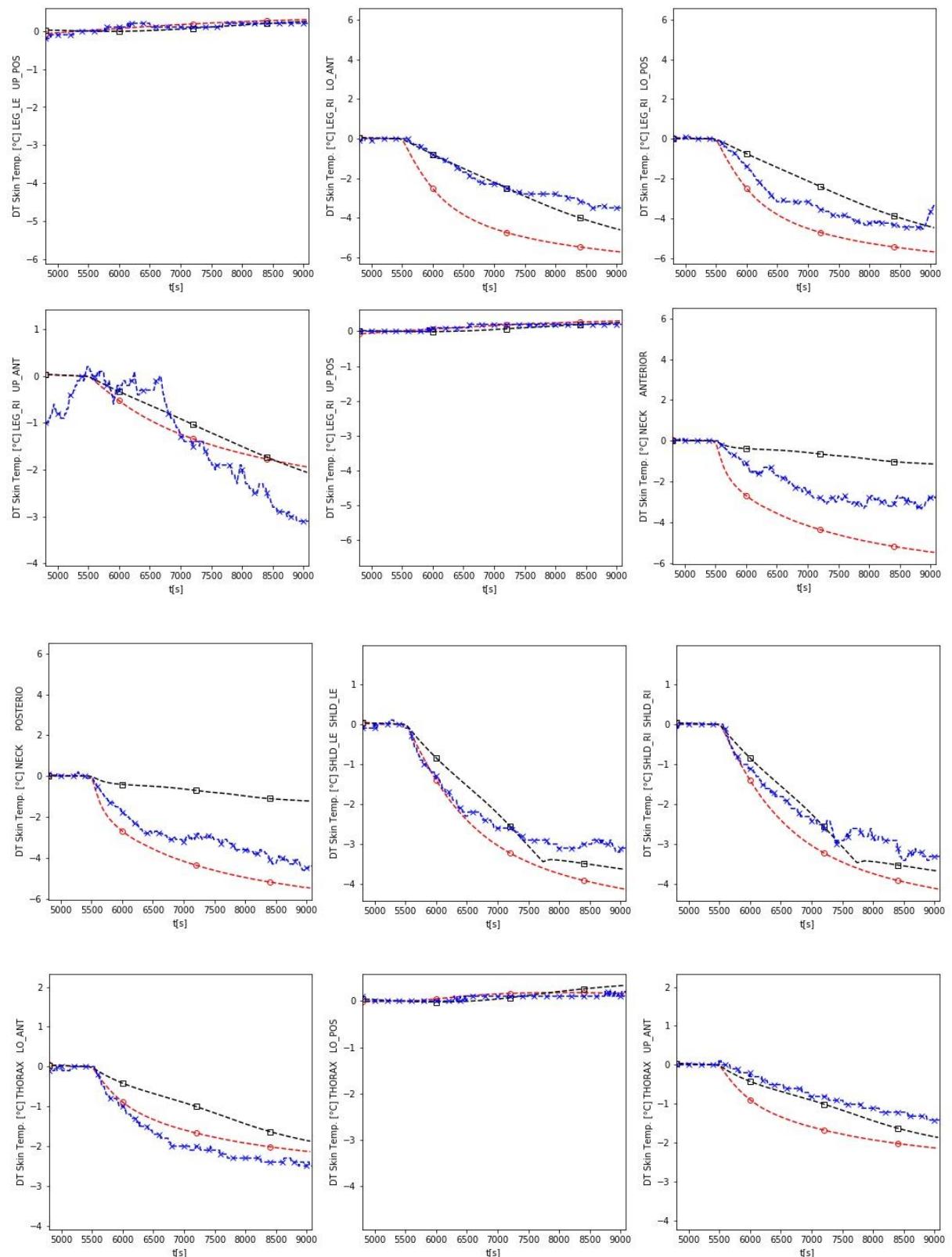


Figure 126 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H (suite).



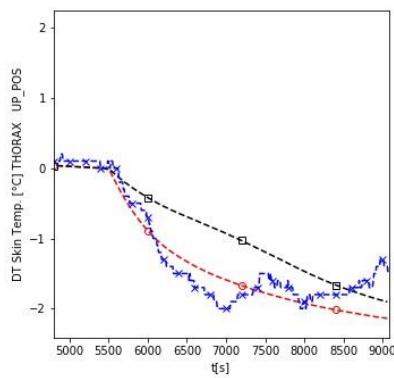


Figure 127 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 85H (suite).

Le résultats de la deuxième exposition froide du testeur 85H sont exposées ci-dessous :

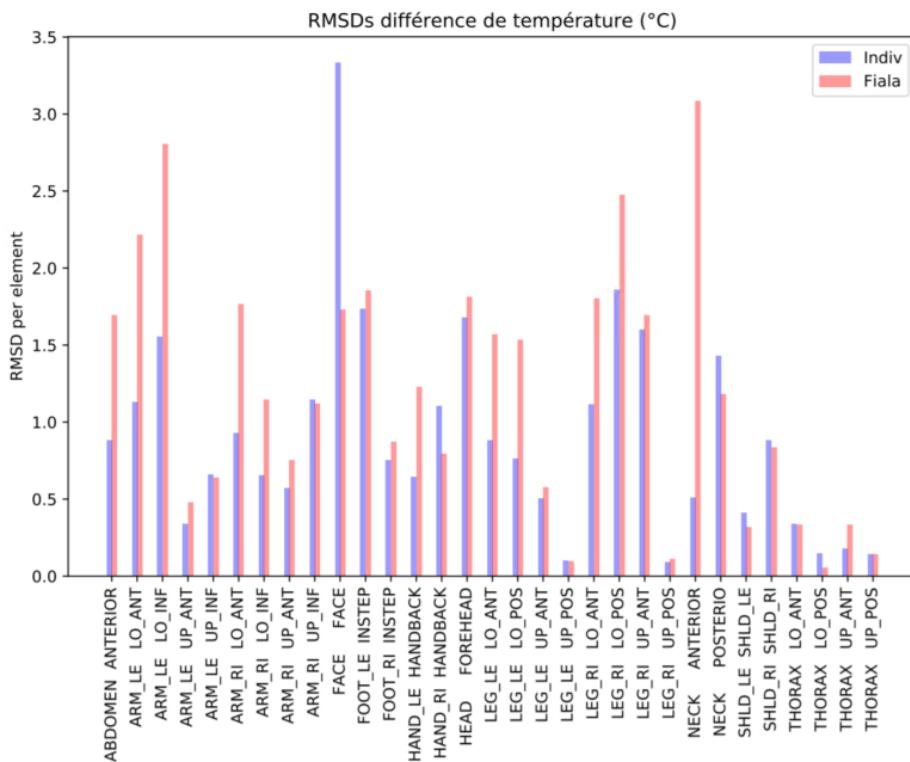


Figure 128 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédictes par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédictes par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Première exposition froide pour le testeur 85H)

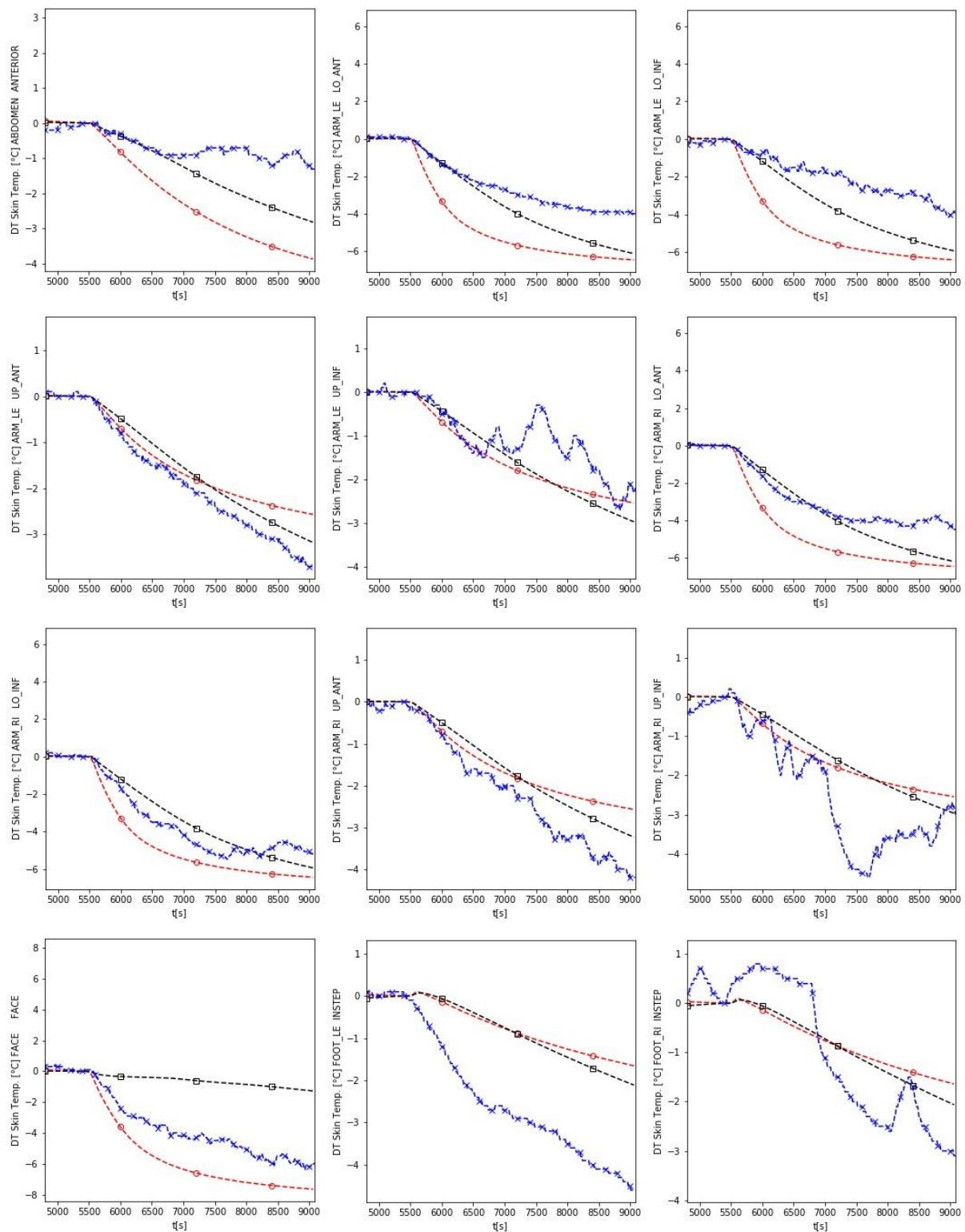


Figure 129 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H.

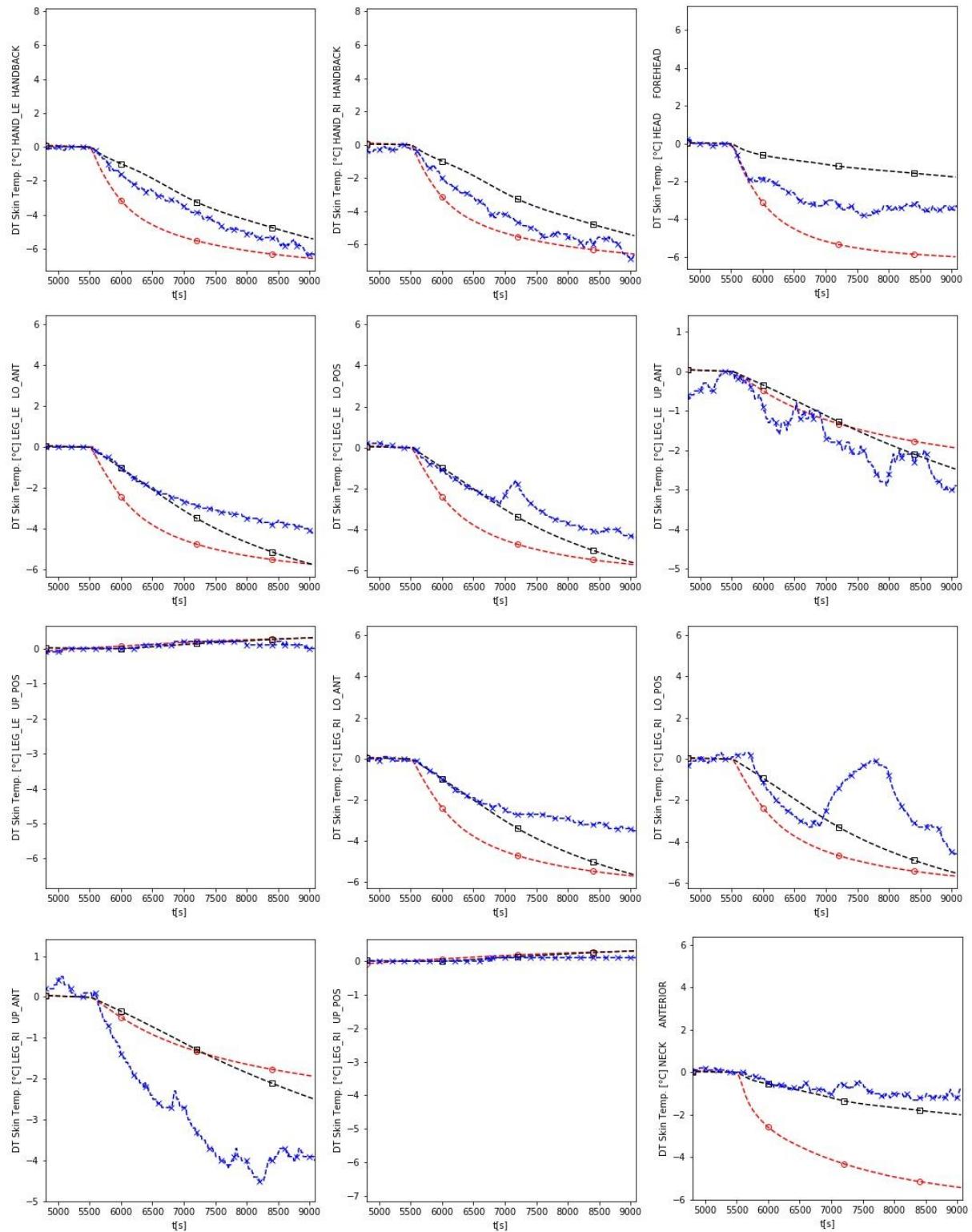


Figure 130 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H (suite).

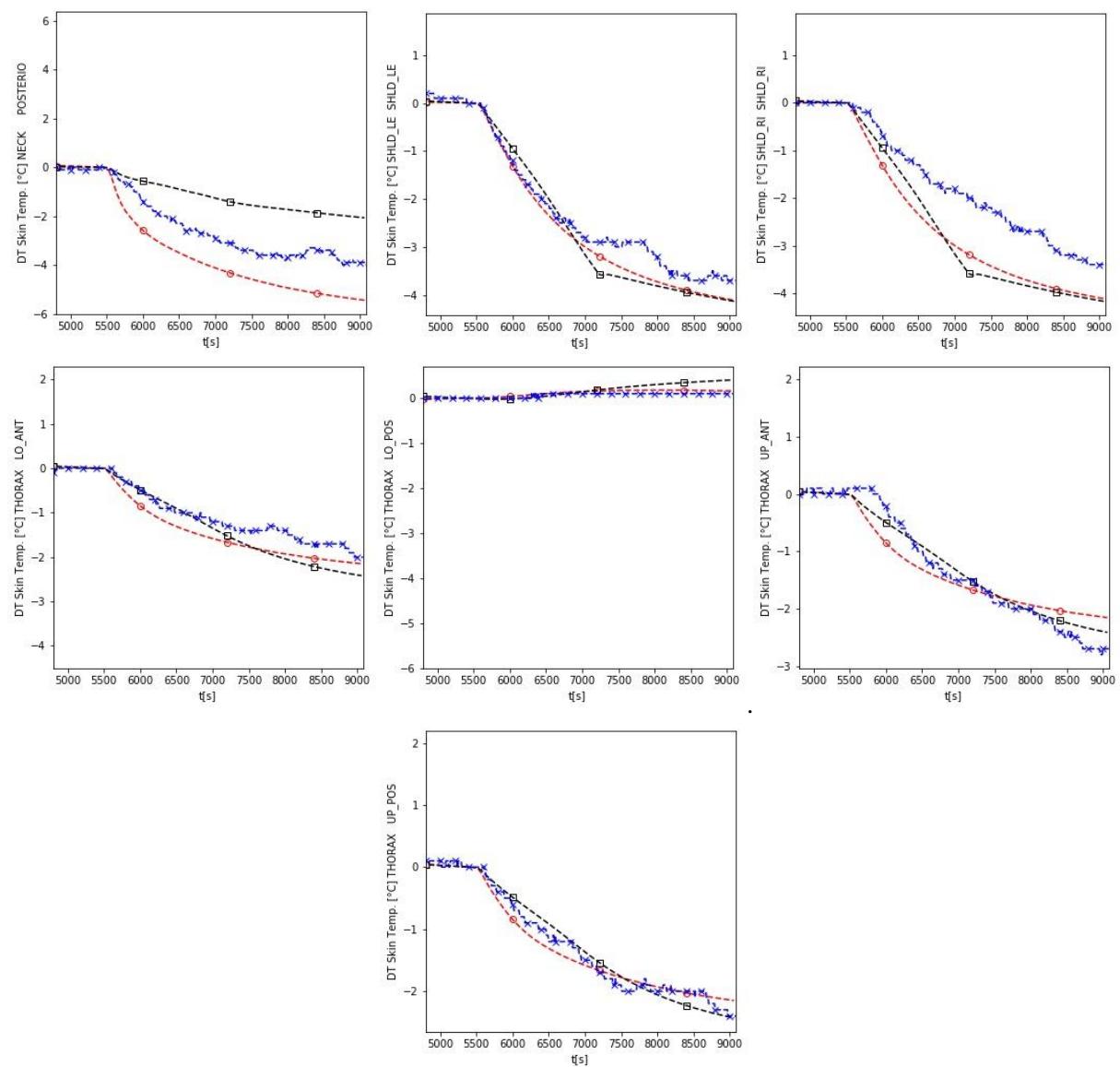


Figure 131 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant la répétition du test froid du testeur 85H (suite).

Le résultats de l'exposition chaude du deuxième testeur (86F) sont exposés ci-dessous :

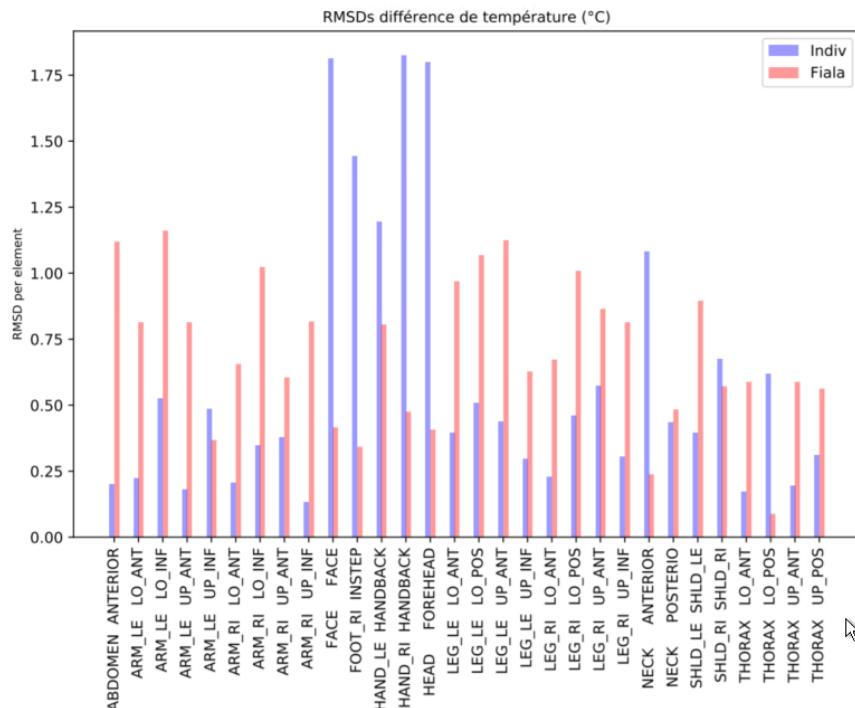


Figure 132 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédictes par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédictes par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition chaude pour le testeur 86F)

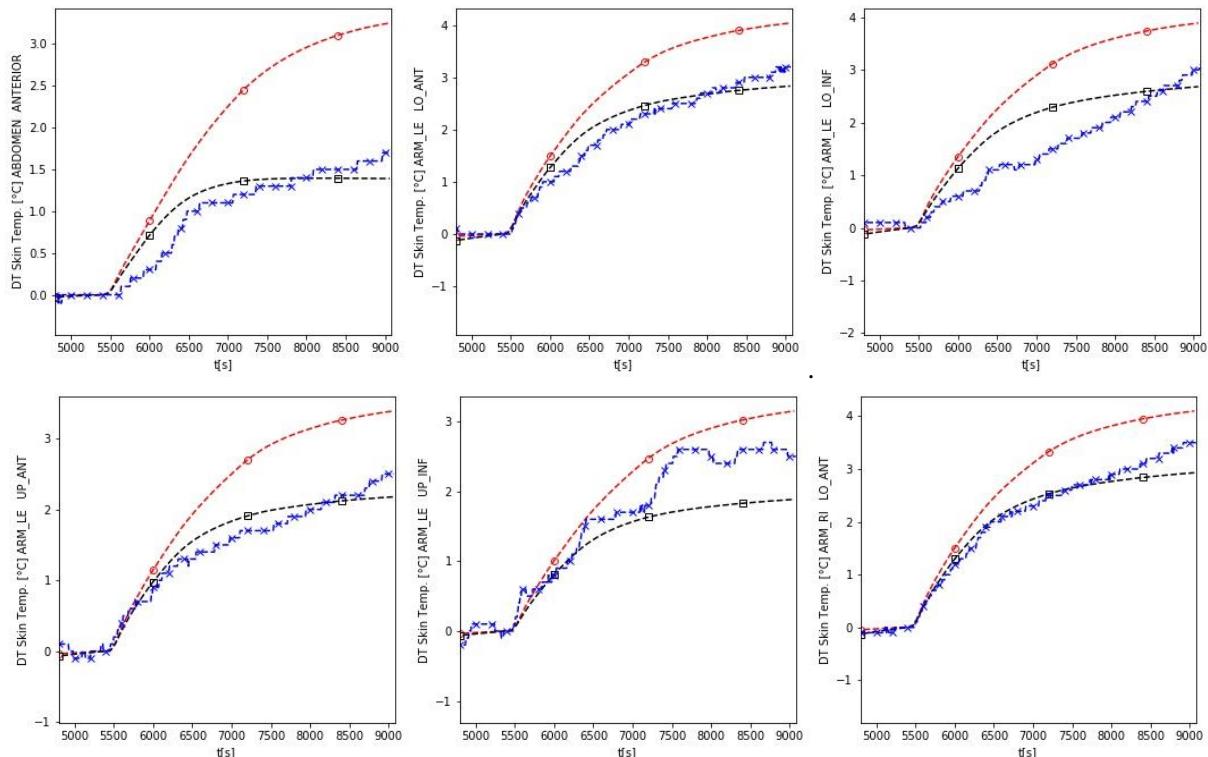


Figure 133 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F.

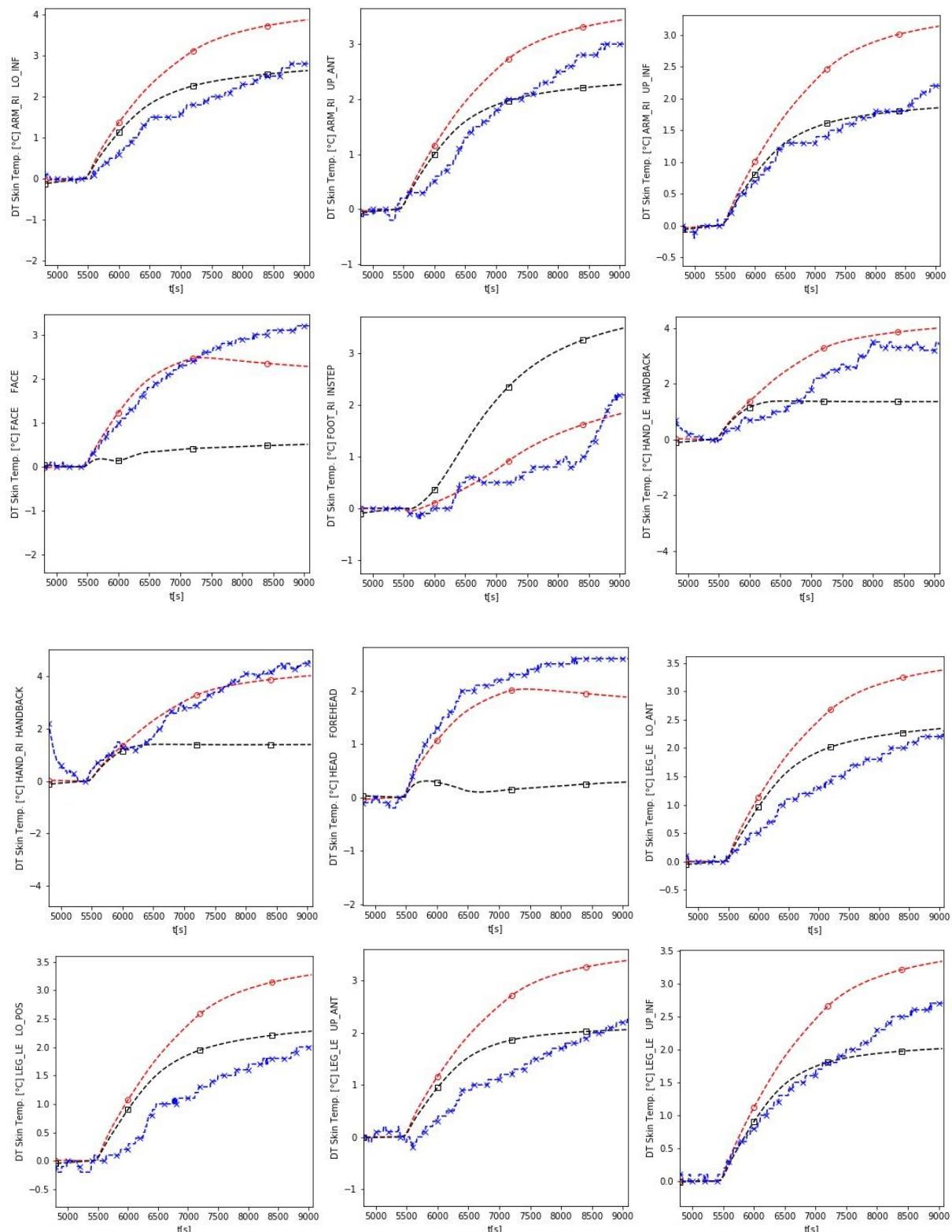


Figure 134 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F(suite).

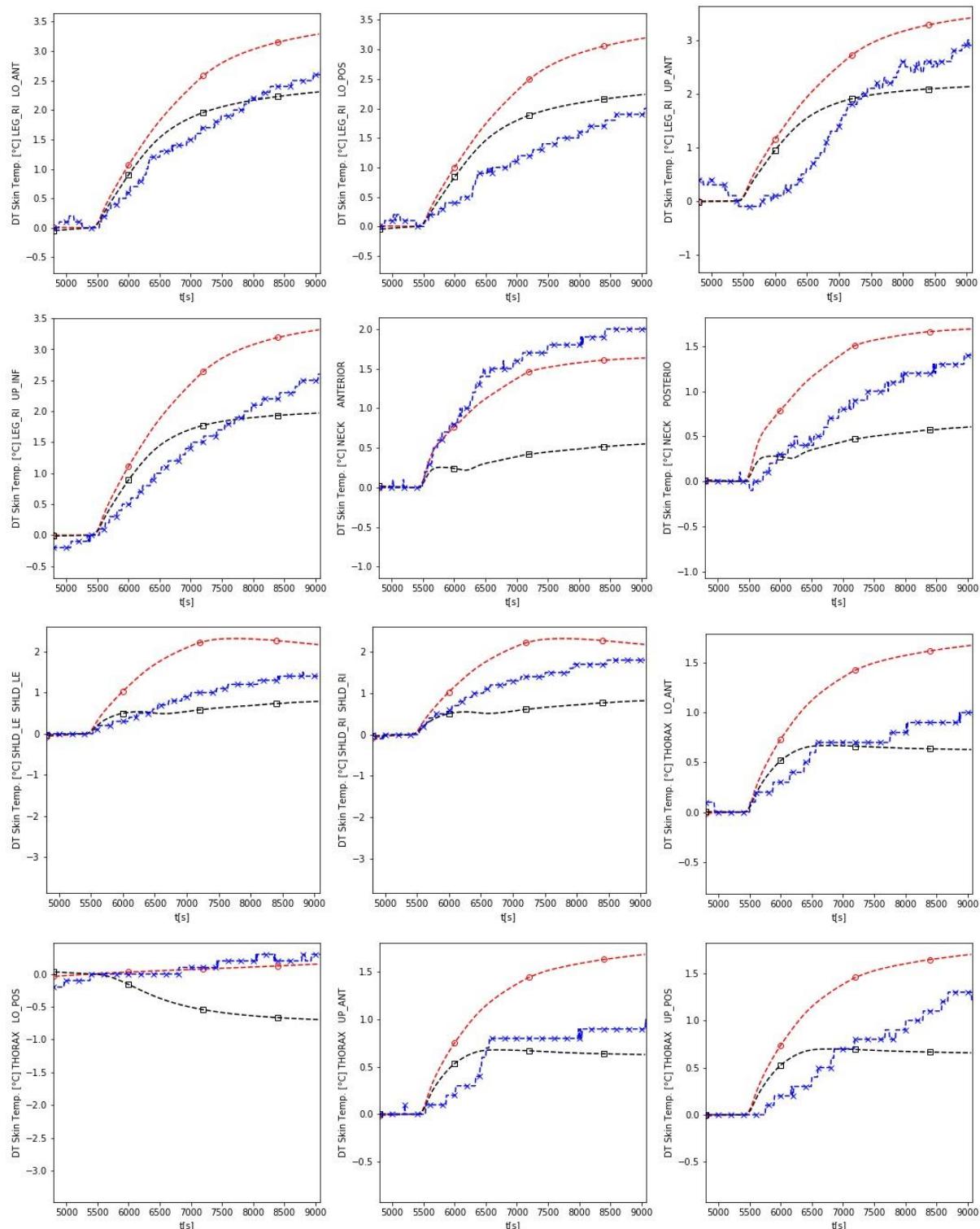


Figure 135 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 86F (suite).

Les résultats de l'exposition froide du testeur 86F sont exposées ci-dessous.

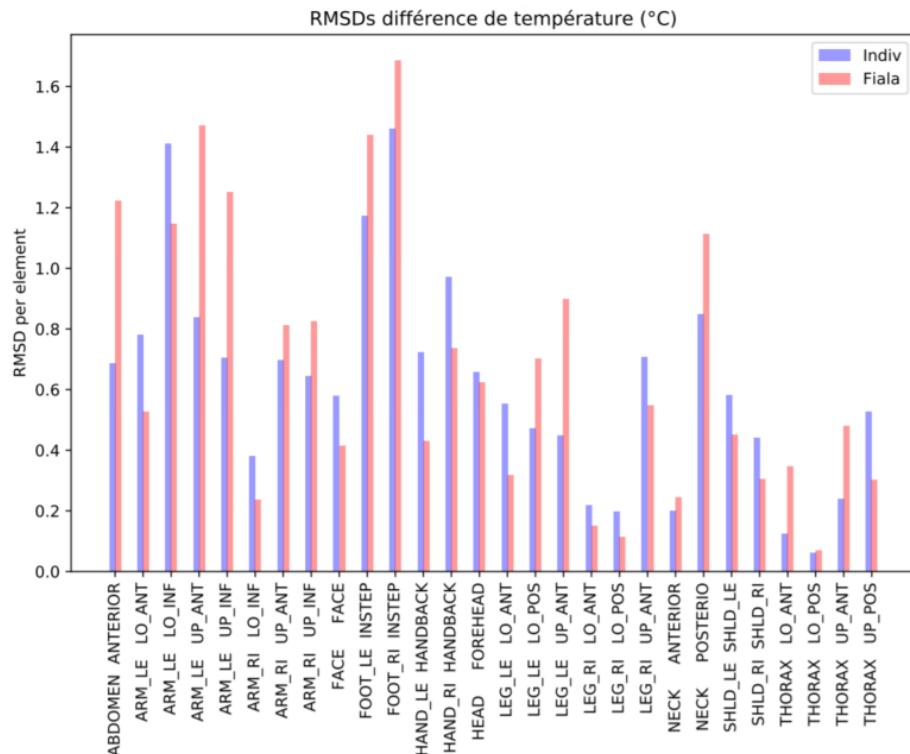


Figure 136 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition froide pour le testeur 86F)

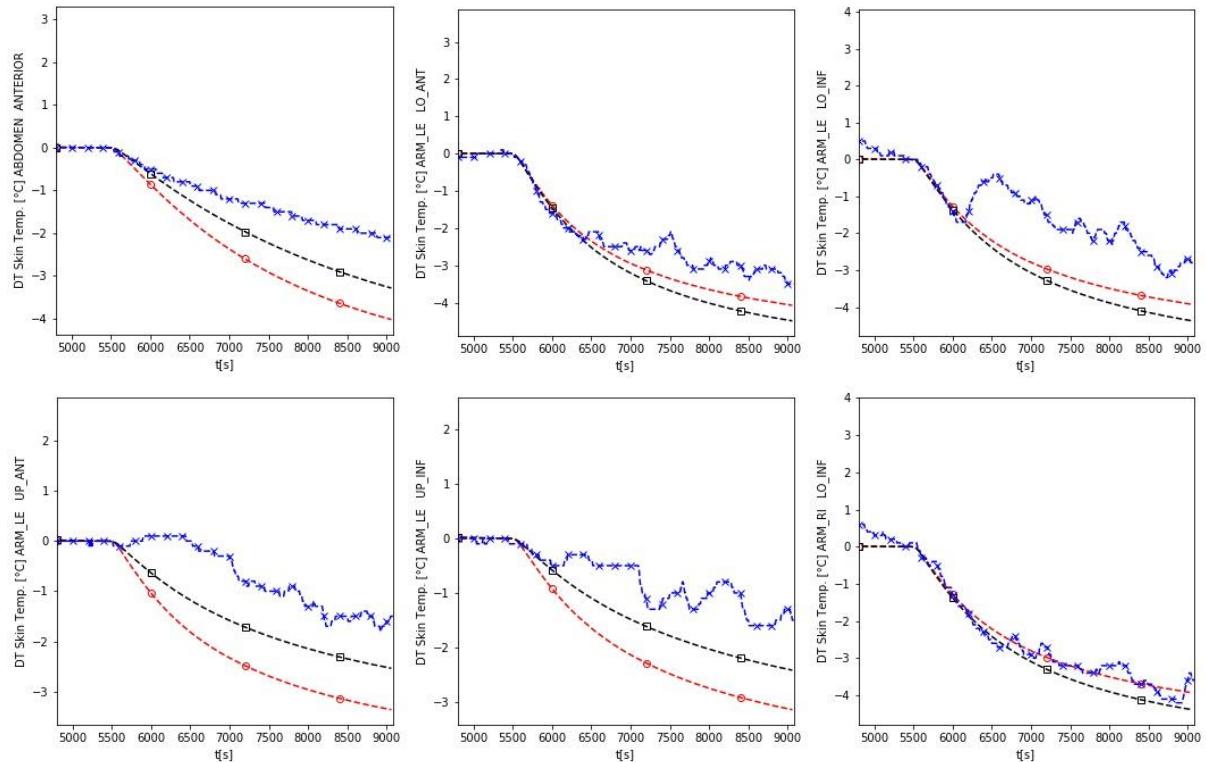


Figure 137 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F.

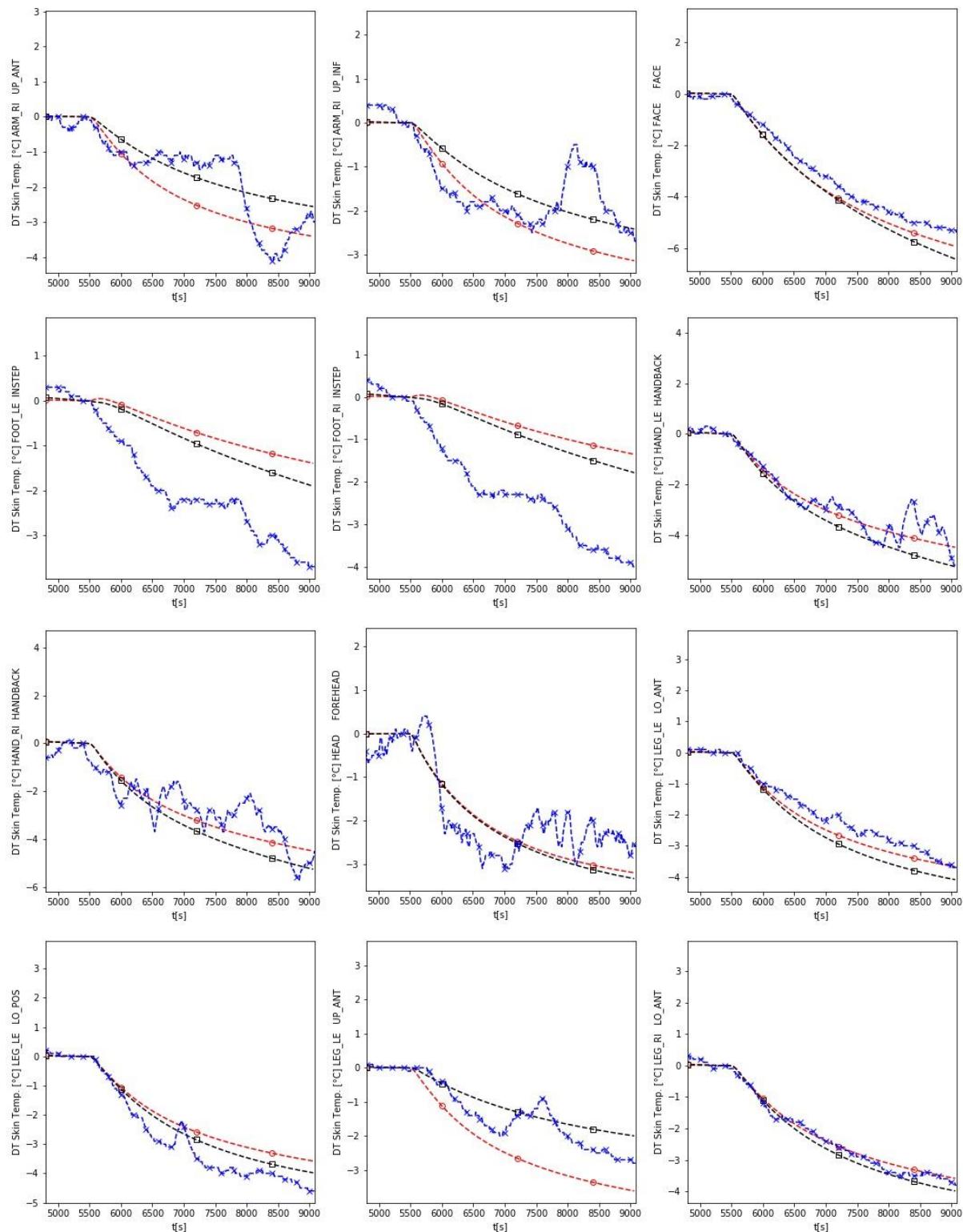


Figure 138 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F (suite).

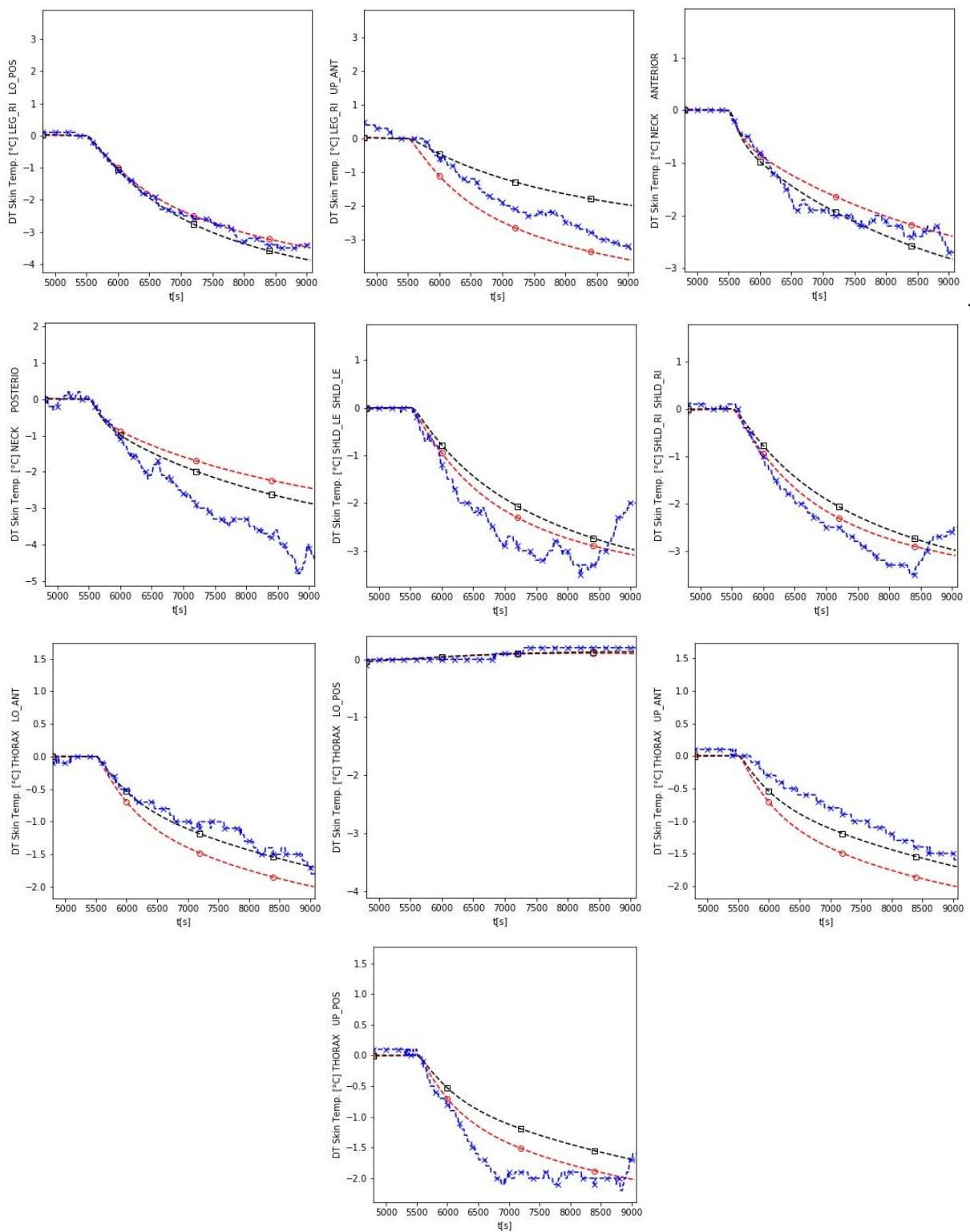


Figure 139 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 86F (suite).

Les résultats de l'exposition chaude du troisième testeur (99H) sont présentées ci-dessous

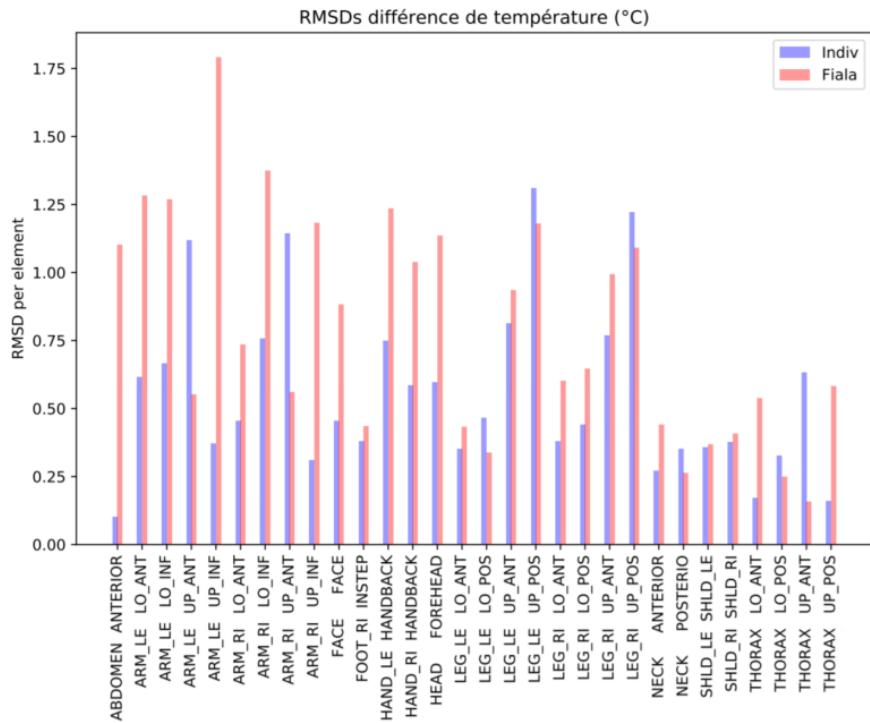


Figure 140 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition chaude pour le testeur 99H)

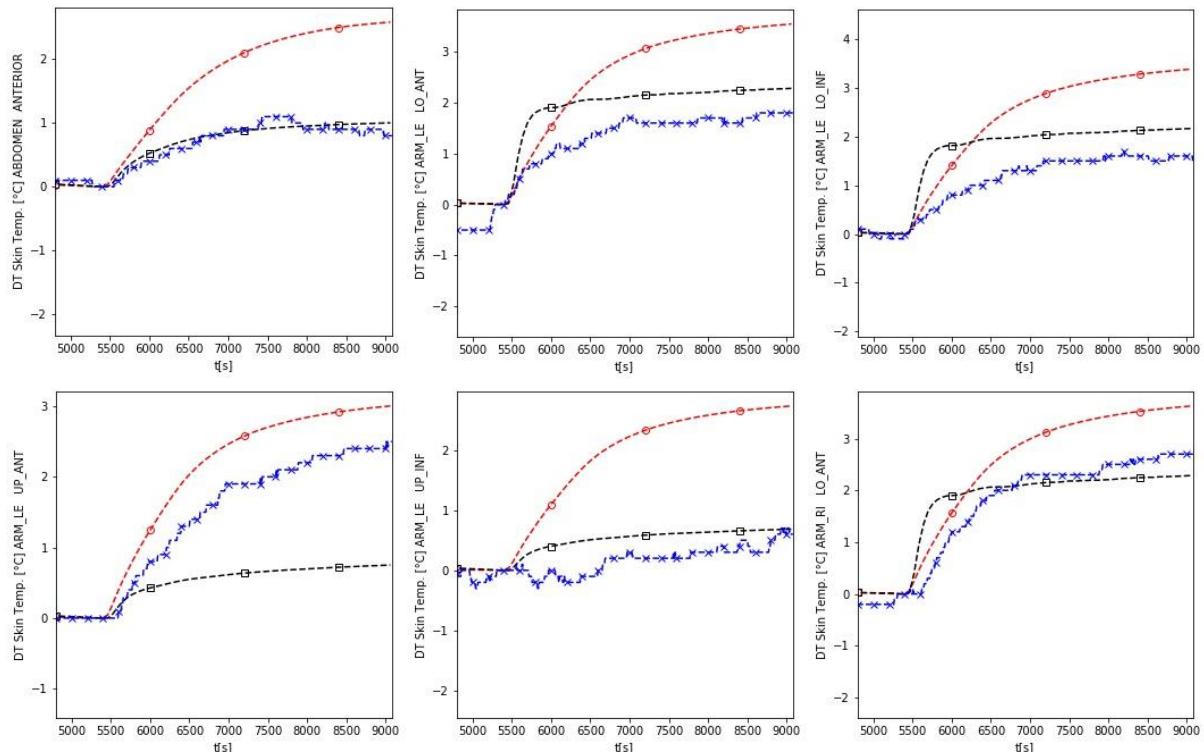


Figure 141 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H.

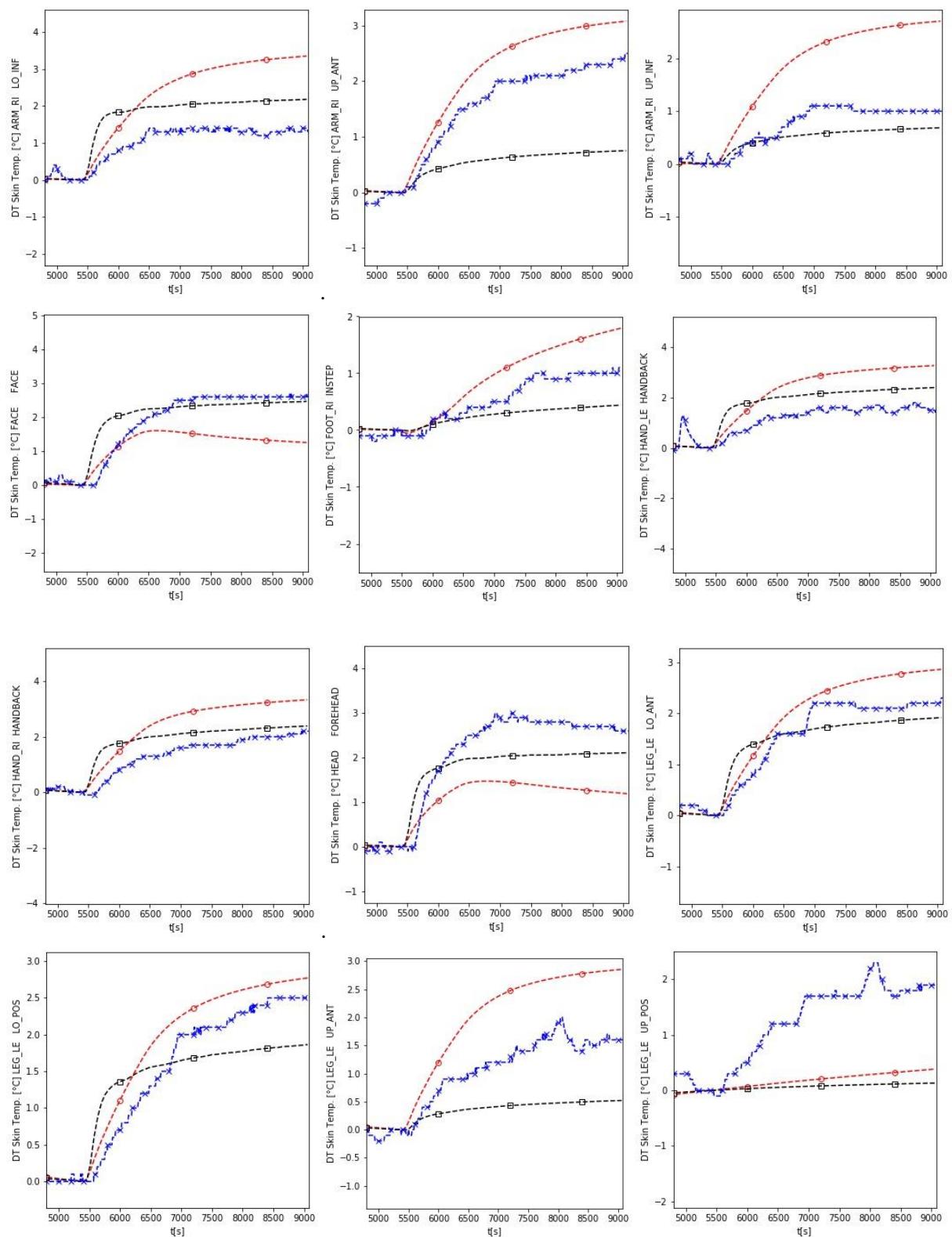


Figure 142 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H (suite).

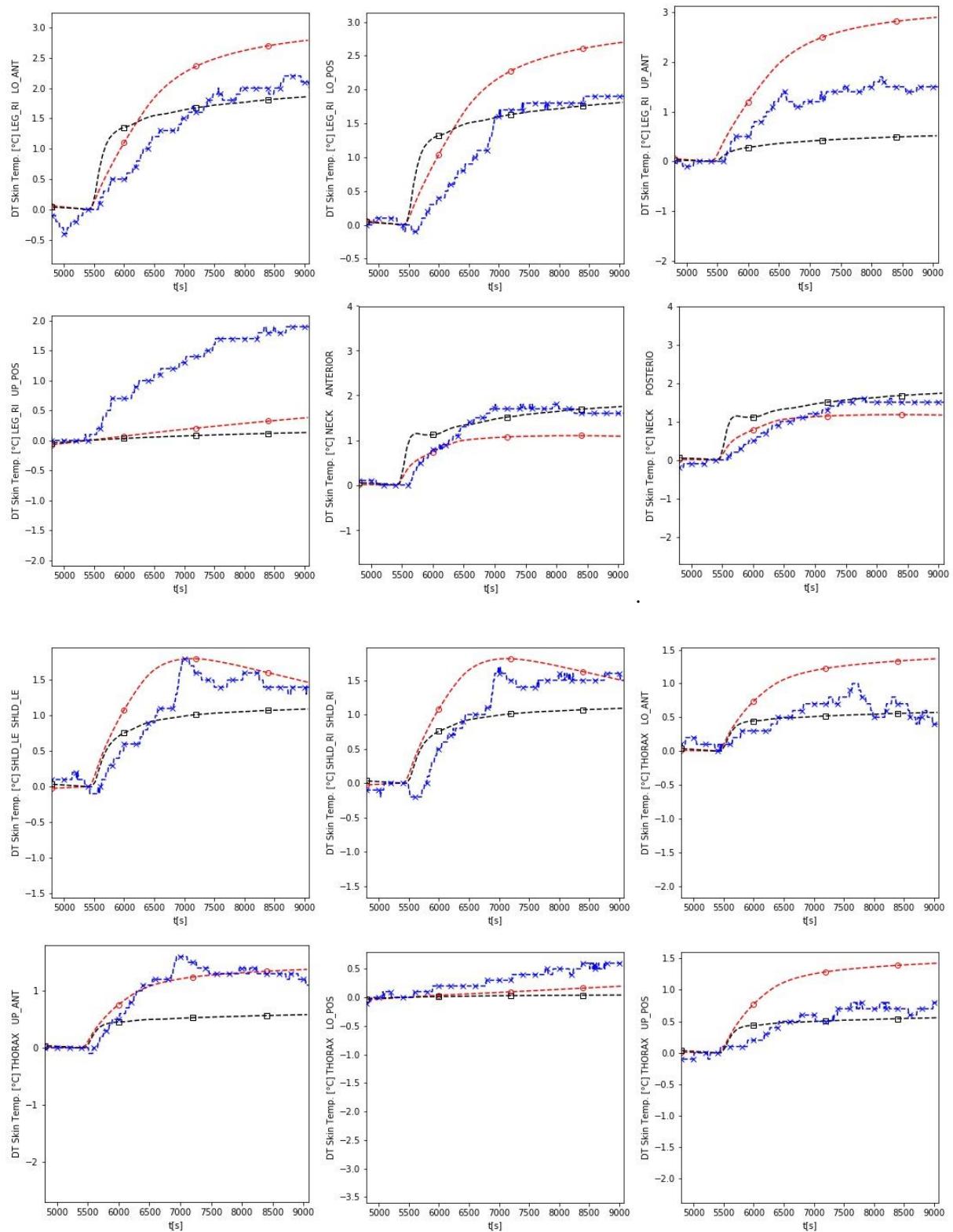


Figure 143 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 99H (suite).

Les résultats d'une exposition froide du testeur 99H sont présentées ci-dessous :

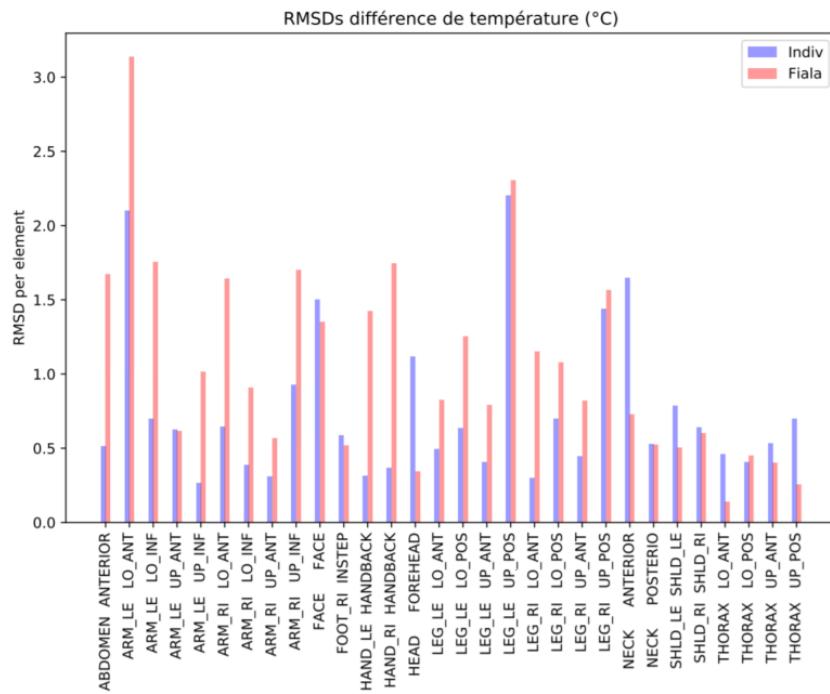


Figure 144 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition froide pour le testeur 99H)

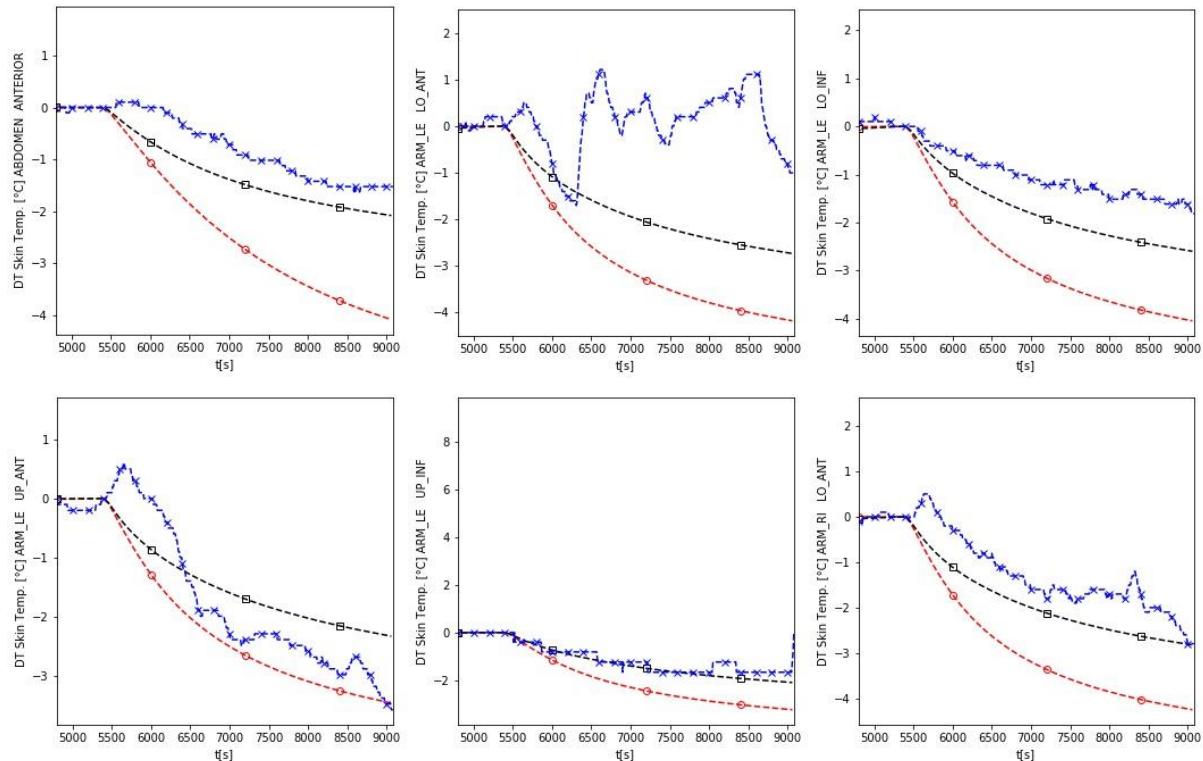


Figure 145 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H.

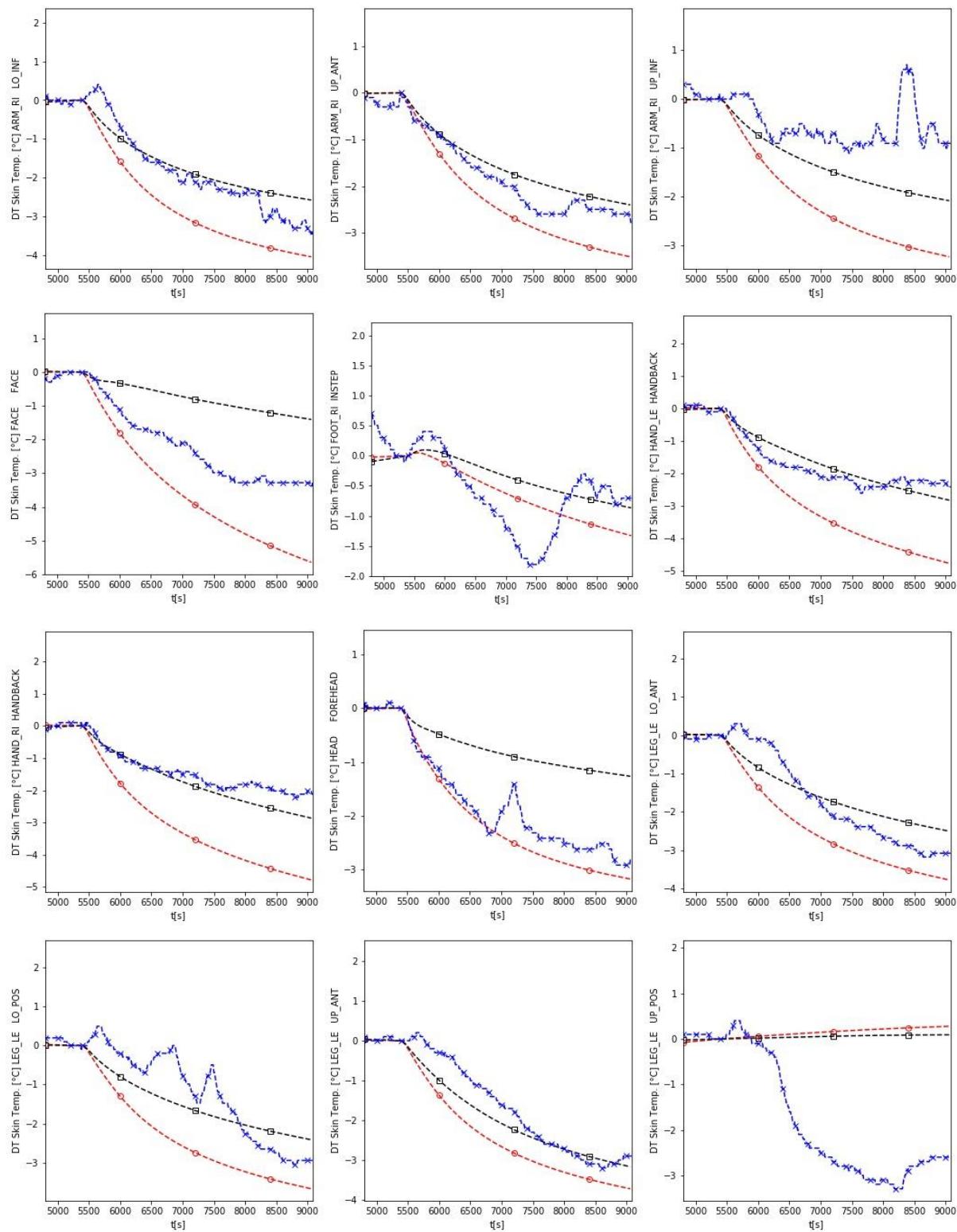


Figure 146 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H (suite).

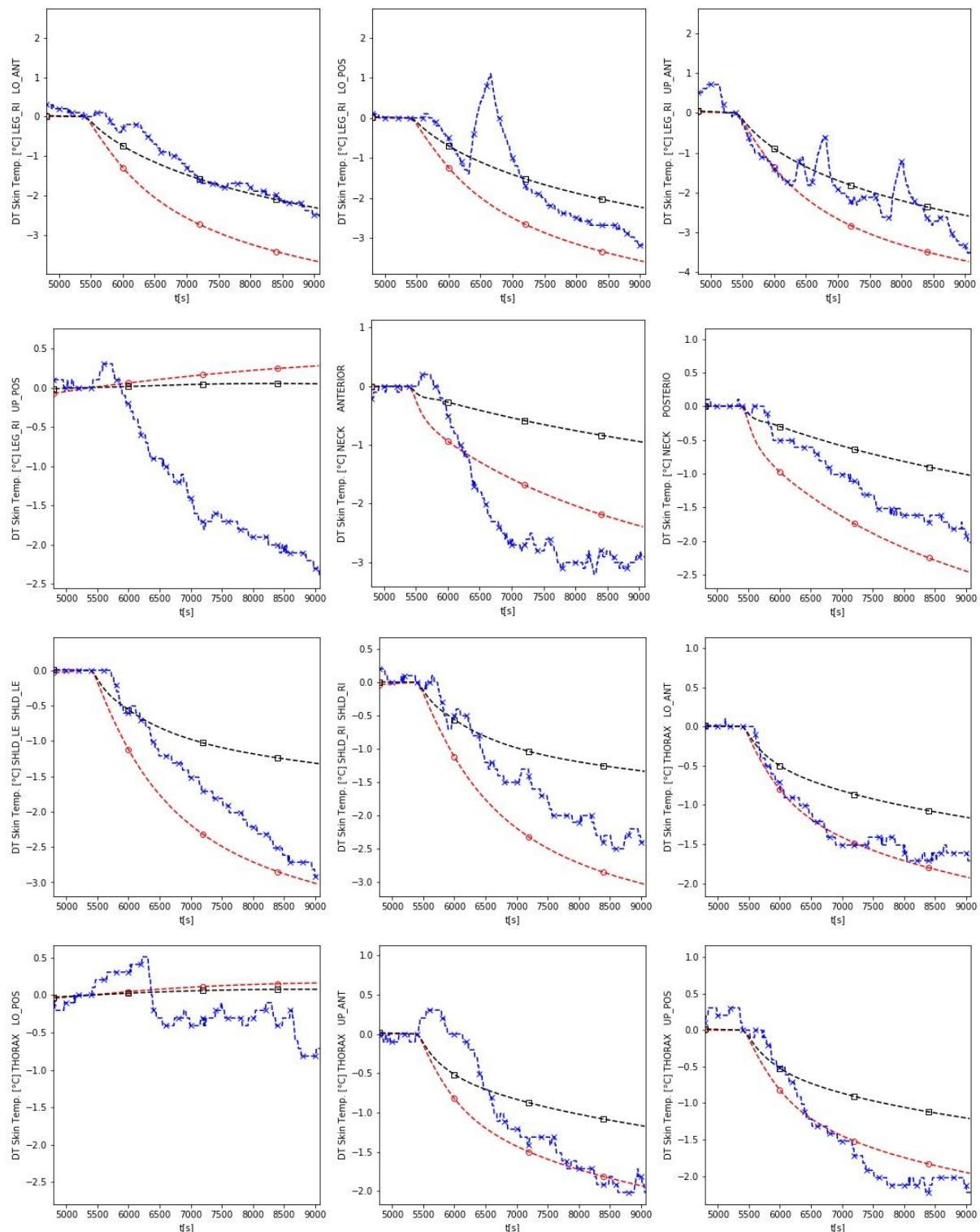


Figure 147 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 99H (suite).

Les résultats d'une exposition chaude du quatrième testeur (100H) sont présentées ci-dessous :

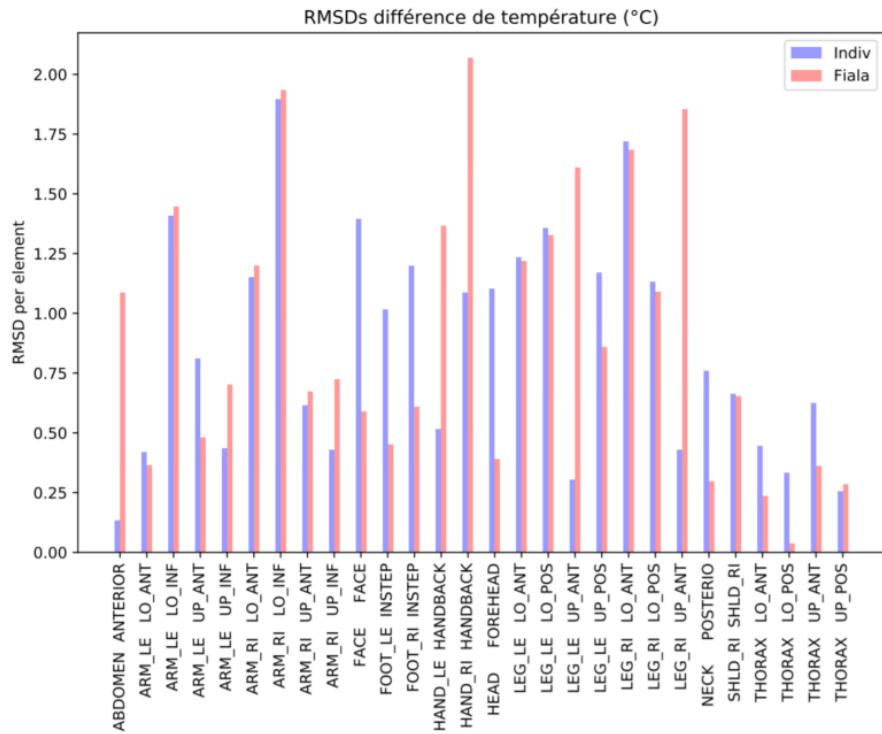


Figure 148 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédictes par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédictes par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition chaude pour le testeur 100H)

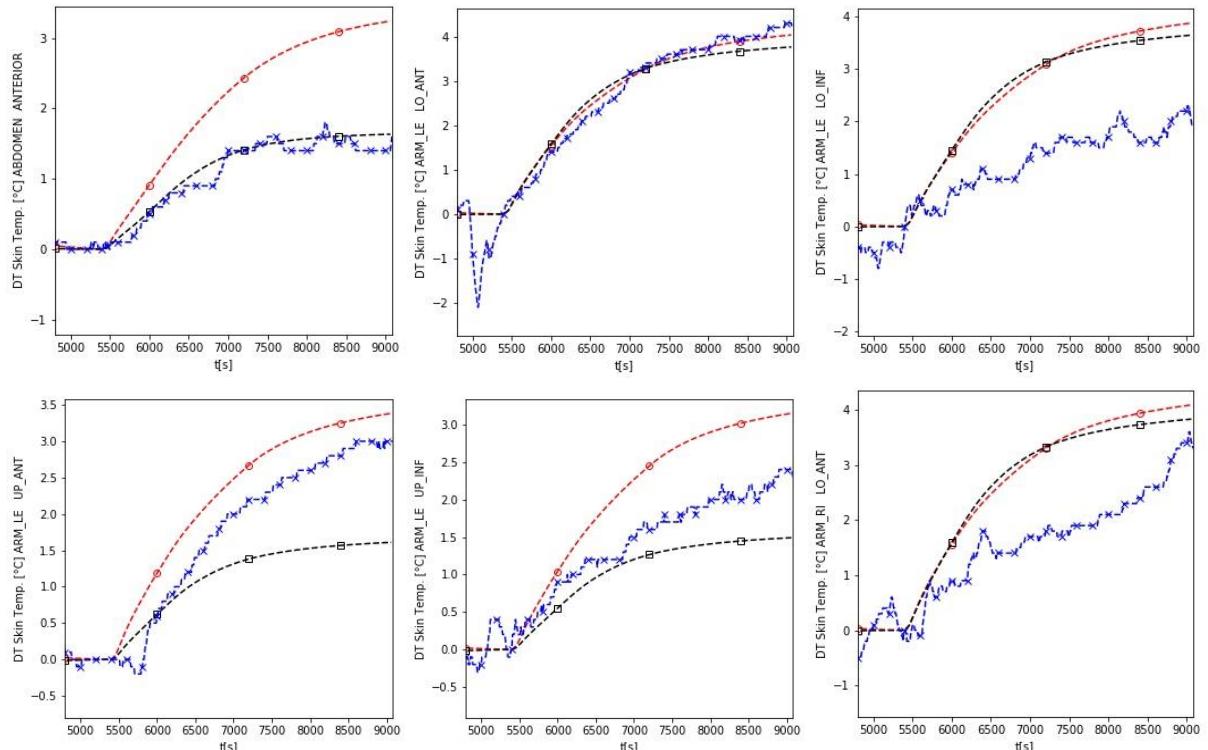


Figure 149 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H.

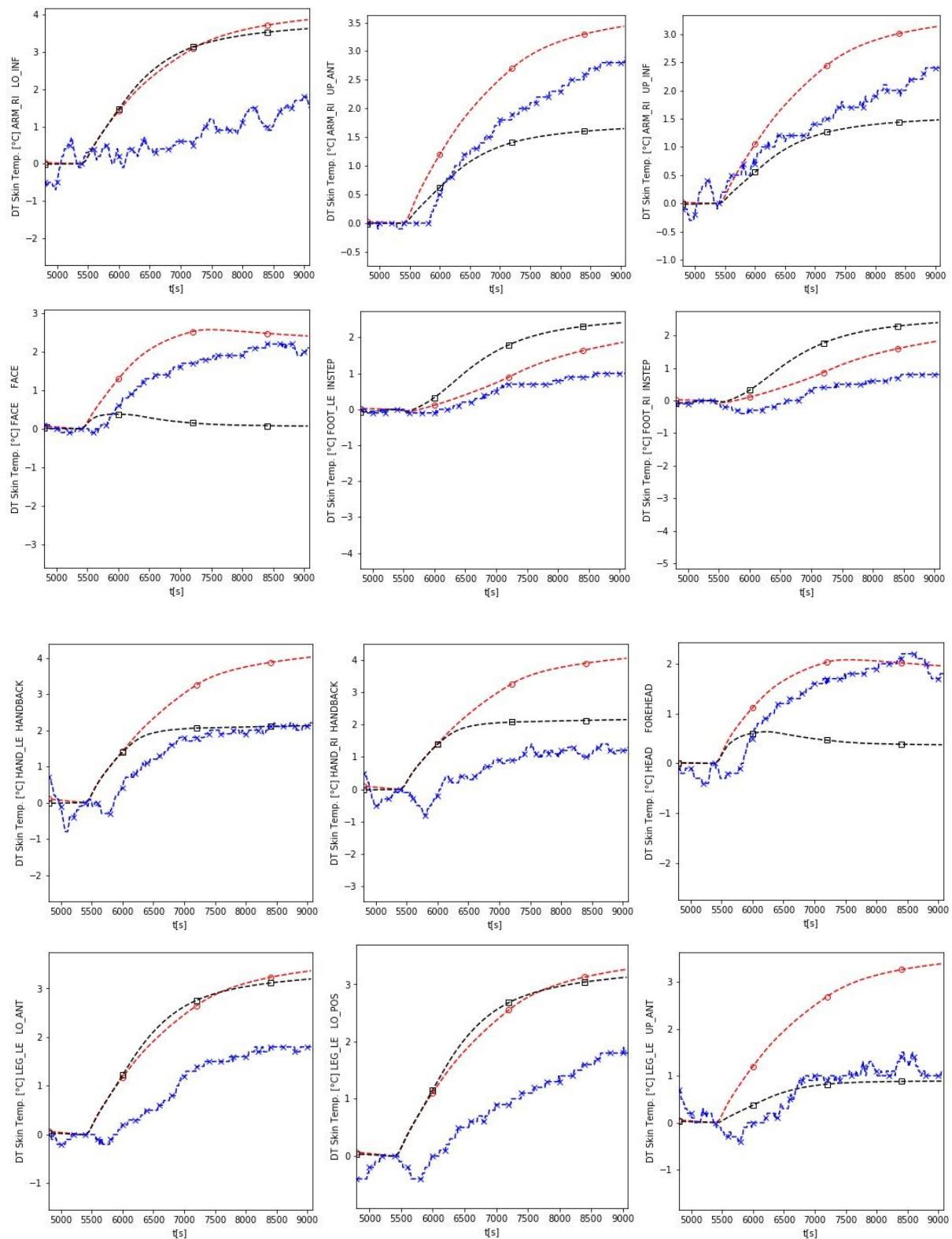
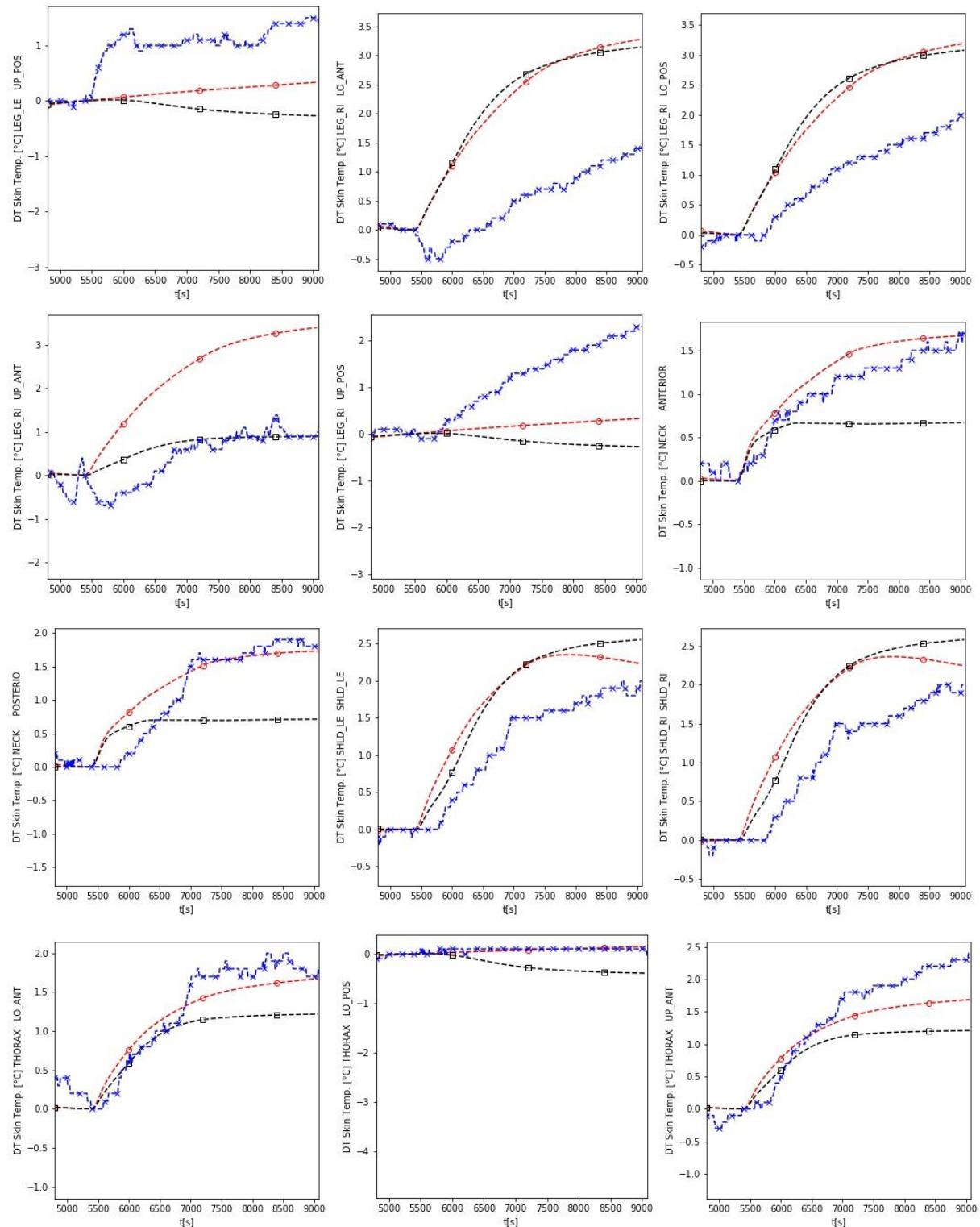


Figure 150 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H (suite).



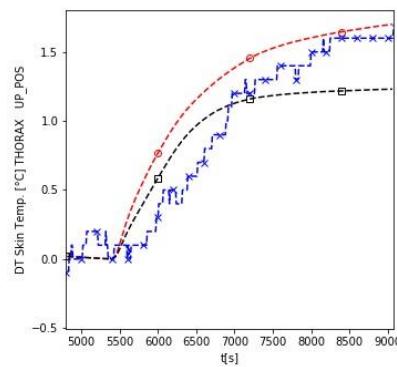


Figure 151 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test chaud du testeur 100H (suite).

Les résultats d'une exposition froide du testeur 100H sont présentés ci-dessous :

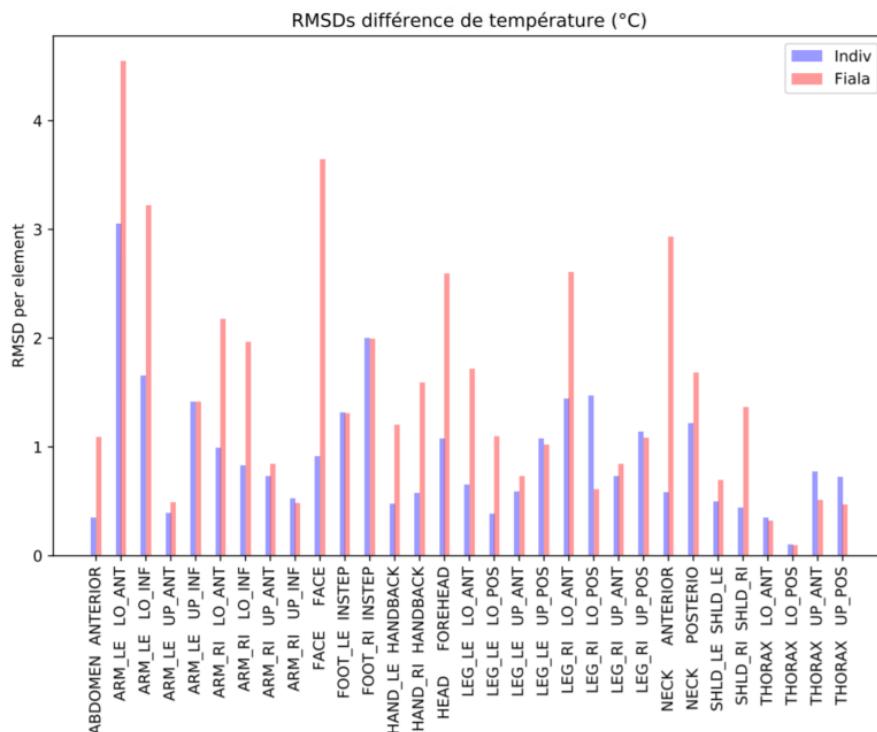


Figure 152 RMSD ($^{\circ}\text{C}$) entre (ΔT_{sk}) prédites par le modèle de Fiala et celles mesurées d'une part et celles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées d'autre part
(Exposition froide pour le testeur 100H)

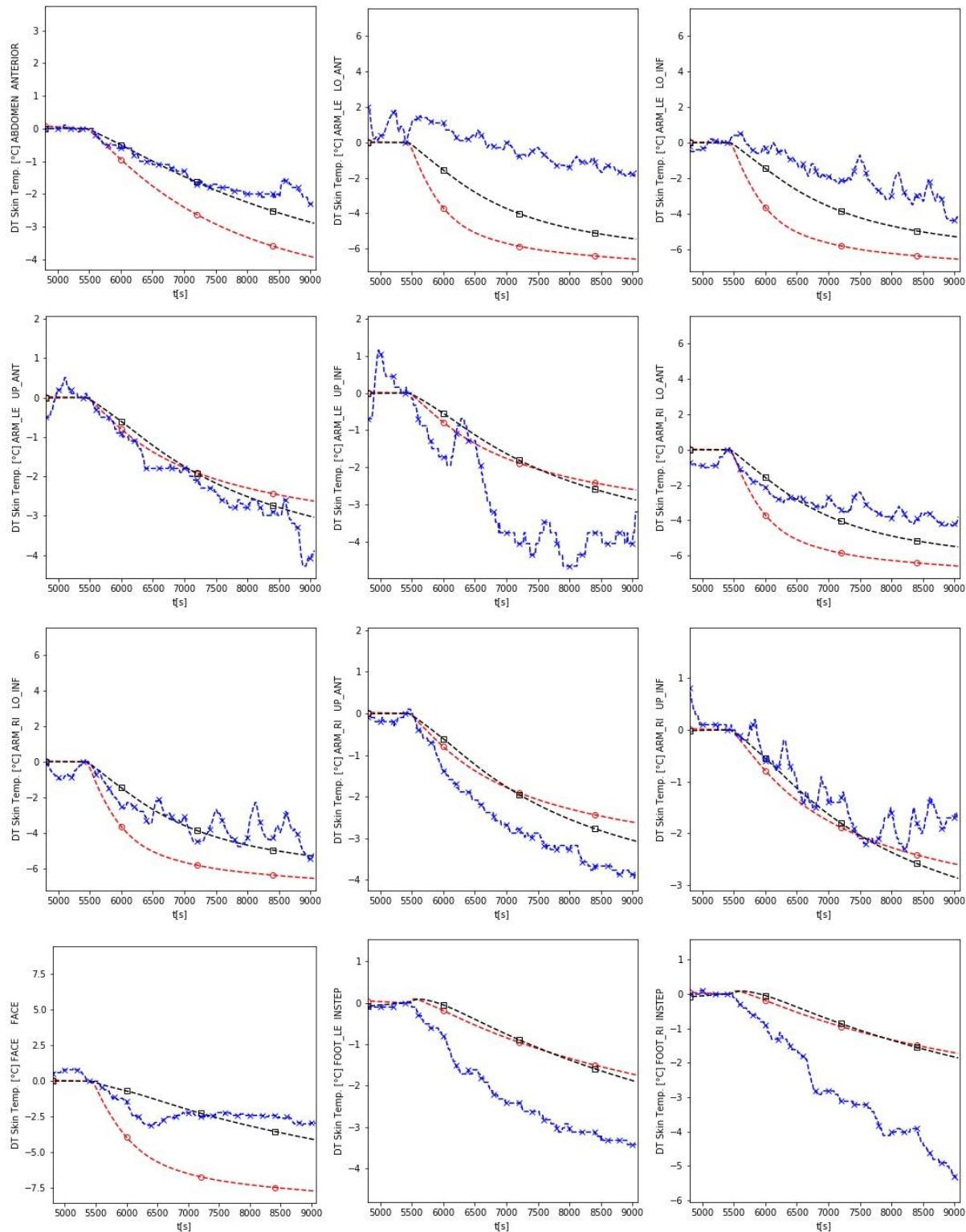


Figure 153 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H.

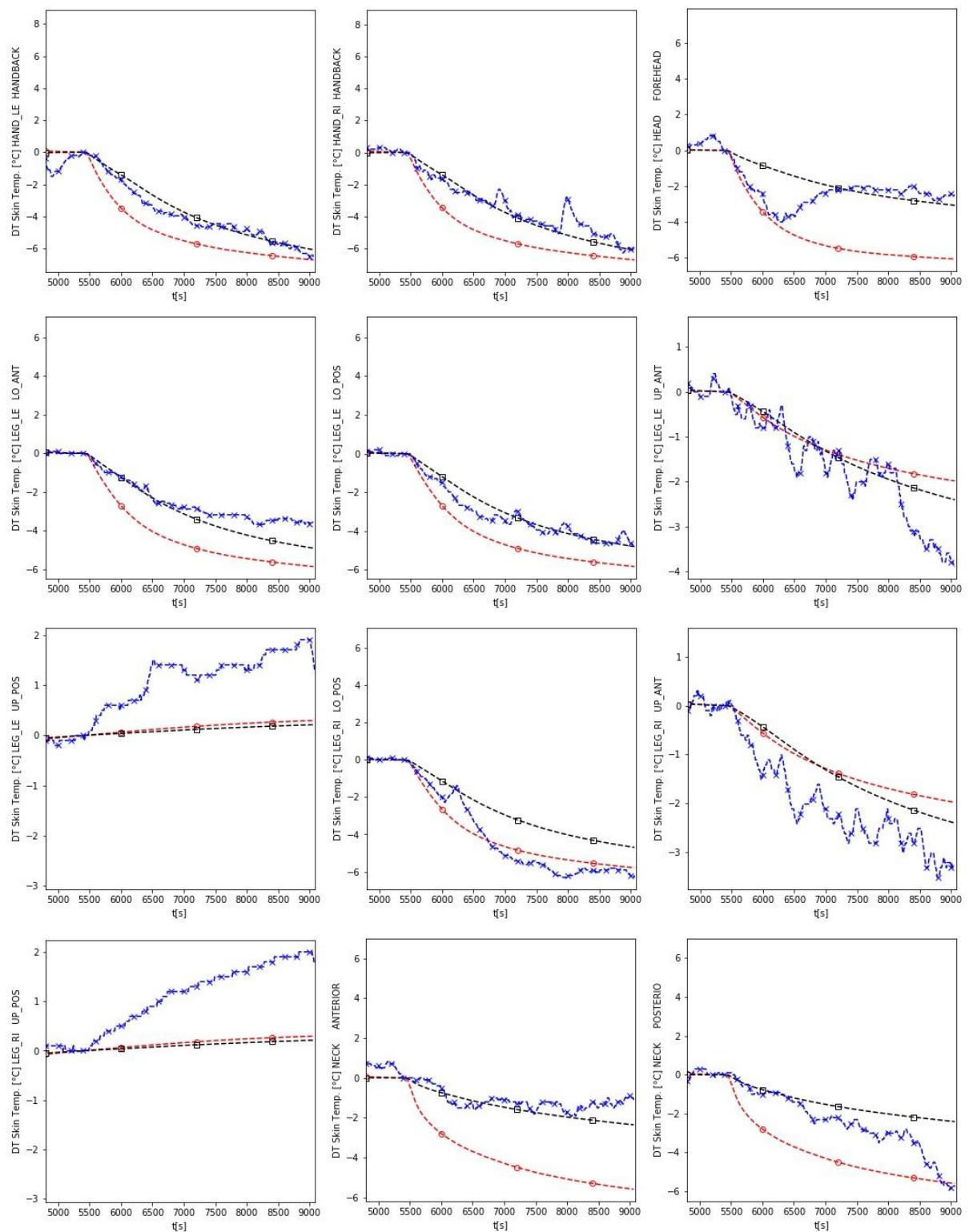


Figure 154 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H (suite).

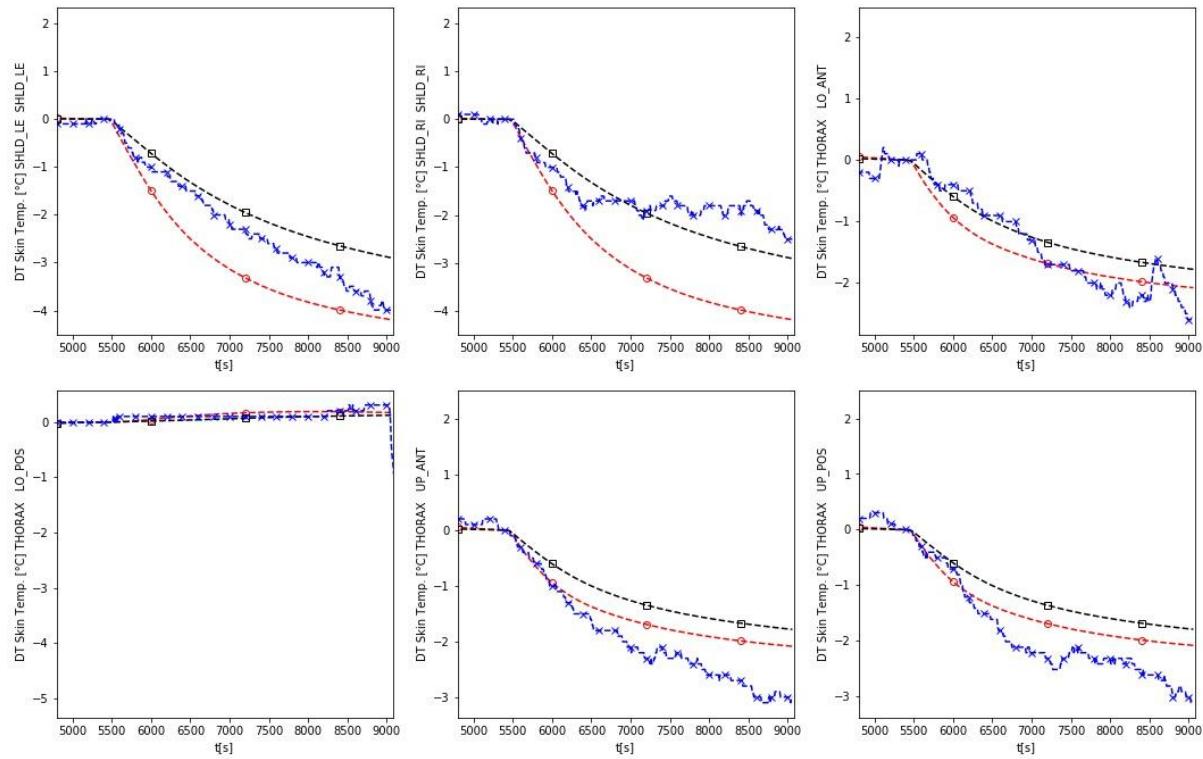


Figure 155 Différence entre la Température de peau et celle à la thermoneutralité, expérimentale, du modèle Fiala et du modèle individualisé pour les différentes parties du corps pendant le test froid du testeur 100H (suite).

Nous avons calculé la moyenne des RMSD pour chaque test sur l'ensemble des éléments. Les résultats sont groupés dans le Tableau 33.

Tableau 33 Tableau récapitulatif de la moyenne des RMSD sur les différences de température sur l'ensemble des tests

Tester	Test	Fiala Rmsd (°C)	Indiv Rmsd (°C)	Difference (°C)	Relative Change (%)
85H	Warm I	0.683656409	0.442728685	0.352410539	52%
	Warm II	0.833647434	0.529863381	0.364403512	44%
	Cold I	1.256630368	1.12732744	0.102896549	8%
	Cold II	1.195299325	0.905403171	0.242530175	20%
86F	Warm I	0.699235331	0.595097004	0.148931729	21%
	Warm II	0.797480216	0.674919214	0.15368532	19%
	Cold I	0.702110538	0.620872492	0.115705493	16%
	Cold II	0.791597091	0.698947891	0.117040855	15%
99H	Warm I	0.793375167	0.556409676	0.298680247	38%
	Warm II	0.788891678	0.592465603	0.248989918	32%
	Cold I	1.081270113	0.801144517	0.259070877	24%
	Cold II	1.059479782	0.75583822	0.286594956	27%
100H	Warm I	0.900718076	0.874826123	0.028745901	3%
	Warm II	0.91392016	0.858399094	0.060750455	7%
	Cold I	1.553722193	0.947348266	0.390271781	25%
	Cold II	1.495540959	0.91817334	0.386059383	26%

L'ensemble des résultats souligne une bonne cohérence entre la simulation et l'expérience avec des RMSD moyens ne dépassant pas 1,5°C. De même, une amélioration de la prédition de la variation de température du modèle individualisé par rapport au modèle standard est observée. Cette amélioration est observée sur l'ensemble des tests et sur la plus grande partie de éléments du corps. D'assez nombreuses zones présentent cependant sur la durée des écarts de prédition de 2° et plus, et des profils de comportement divergents entre l'expérimentation et la modélisation. Il est clair que ces différences proviennent des limitations et de la complexité de la modélisation thermique des personnes et de leur environnement très local.

Néanmoins, dans certaines zones ces différences peuvent atteindre 5°, et si les modèles individualisés améliorent la prédition pour la plupart des zones, ils peuvent aussi la dégrader dans des zones spécifiques comme la face ou le cou (au moins pour deux sujets). La cause de ces singularités reste à élucider avec des investigations expérimentales complémentaires non prévues dans le cadre de ce travail.

3.3.10. Vote de sensation thermique

Les équations de sensation thermique mentionnées dans le § 2.1.2.1.1 sont fonction de la différence de température entre celles à l'état recherché et celles à l'état de sensation thermique neutre, ainsi que la dérivée de la température de peau cutanée et la dérivée de la température interne. Nous avons ainsi effectué le calcul de la sensation thermique à partir des températures mesurées. Nous avons également effectué le calcul de la sensation thermique à partir des températures obtenues par le calcul (courbes jaunes sur les graphes). Ce calcul a nécessité le lissage des valeurs de la température interne pour pouvoir calculer sa dérivée.

Quelques exemples des résultats de la confrontation des sensations prédictes par les modèles et les votes des personnes sont présentés ci-dessous.

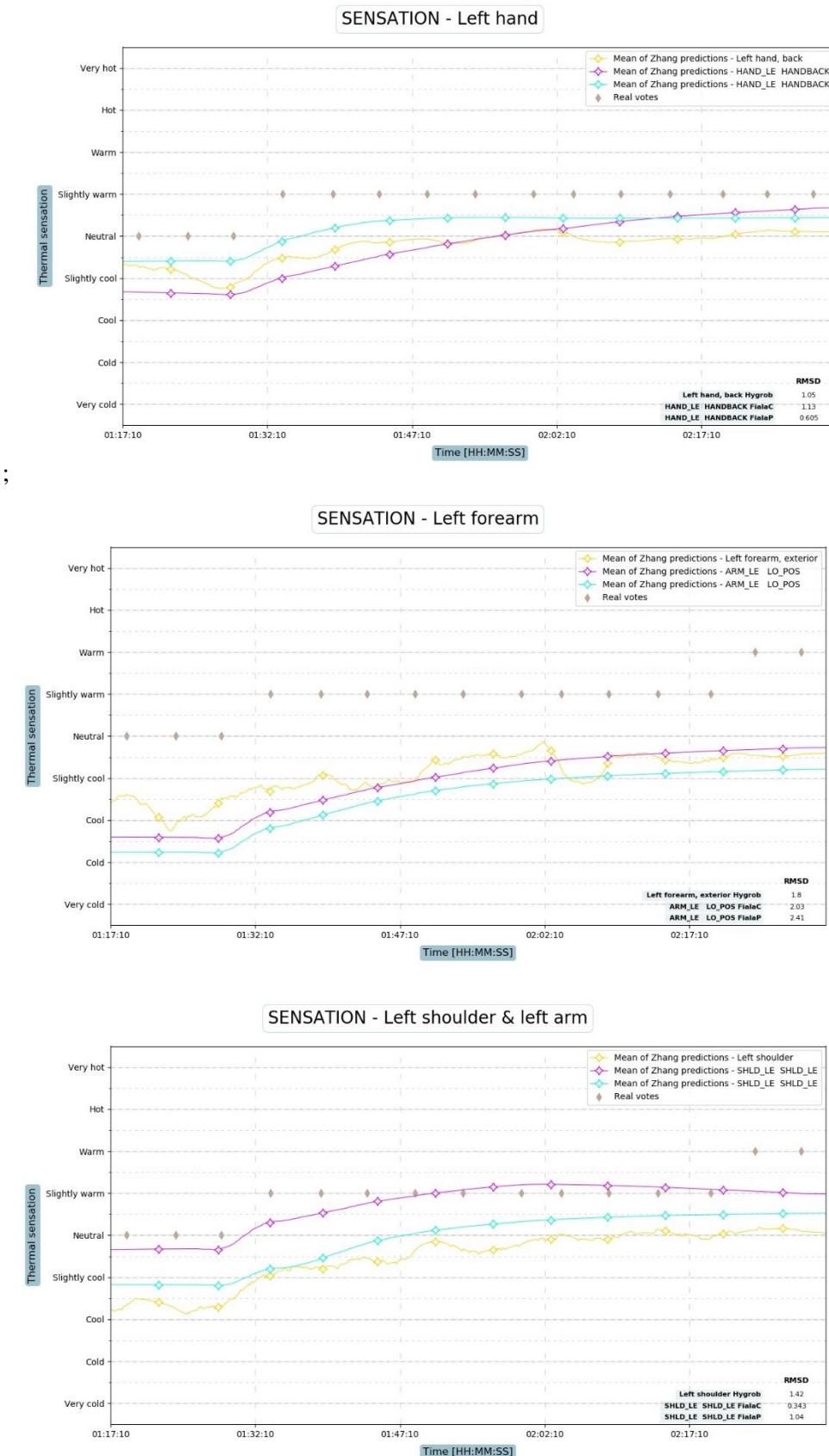


Figure 156 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC)

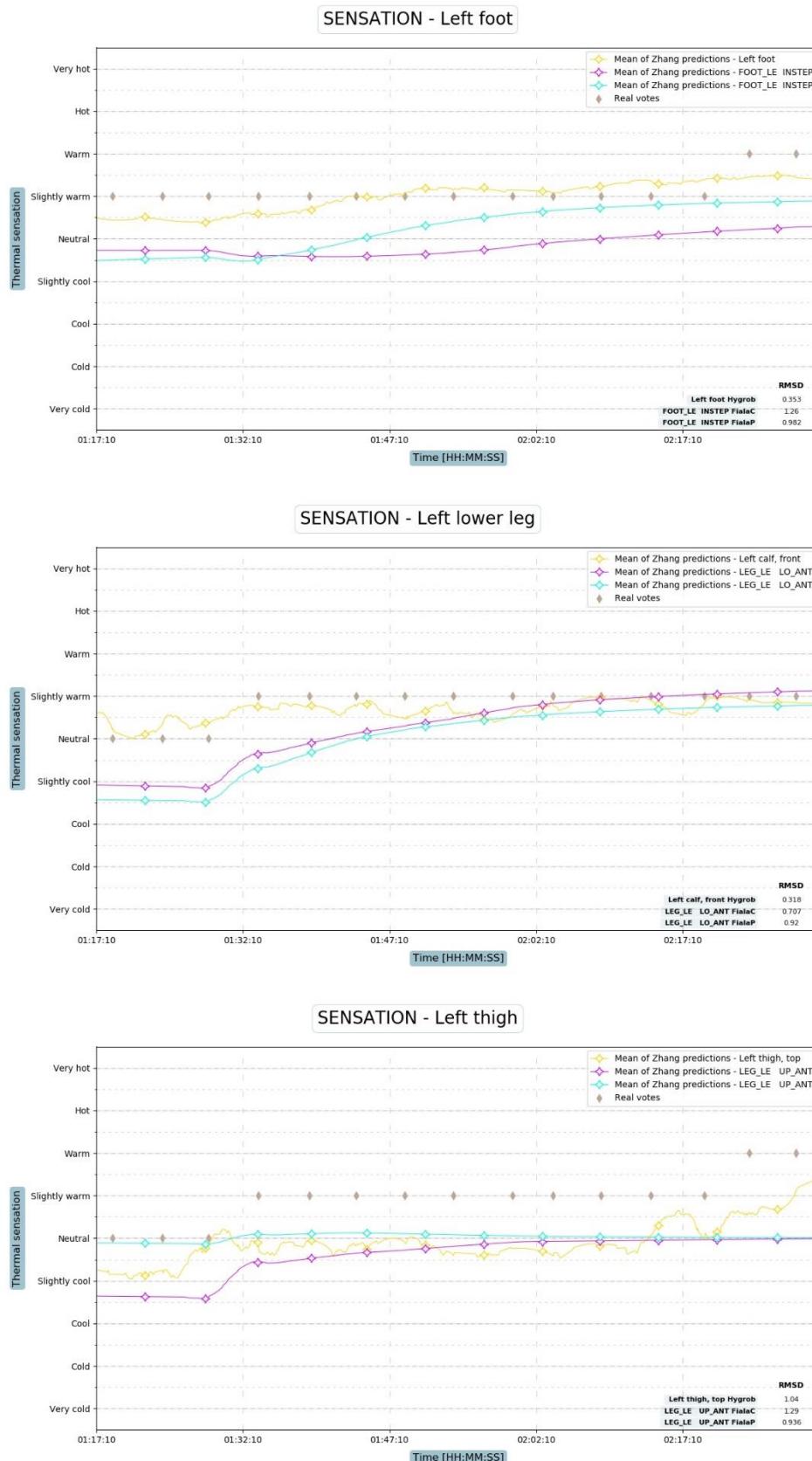


Figure 157 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC)

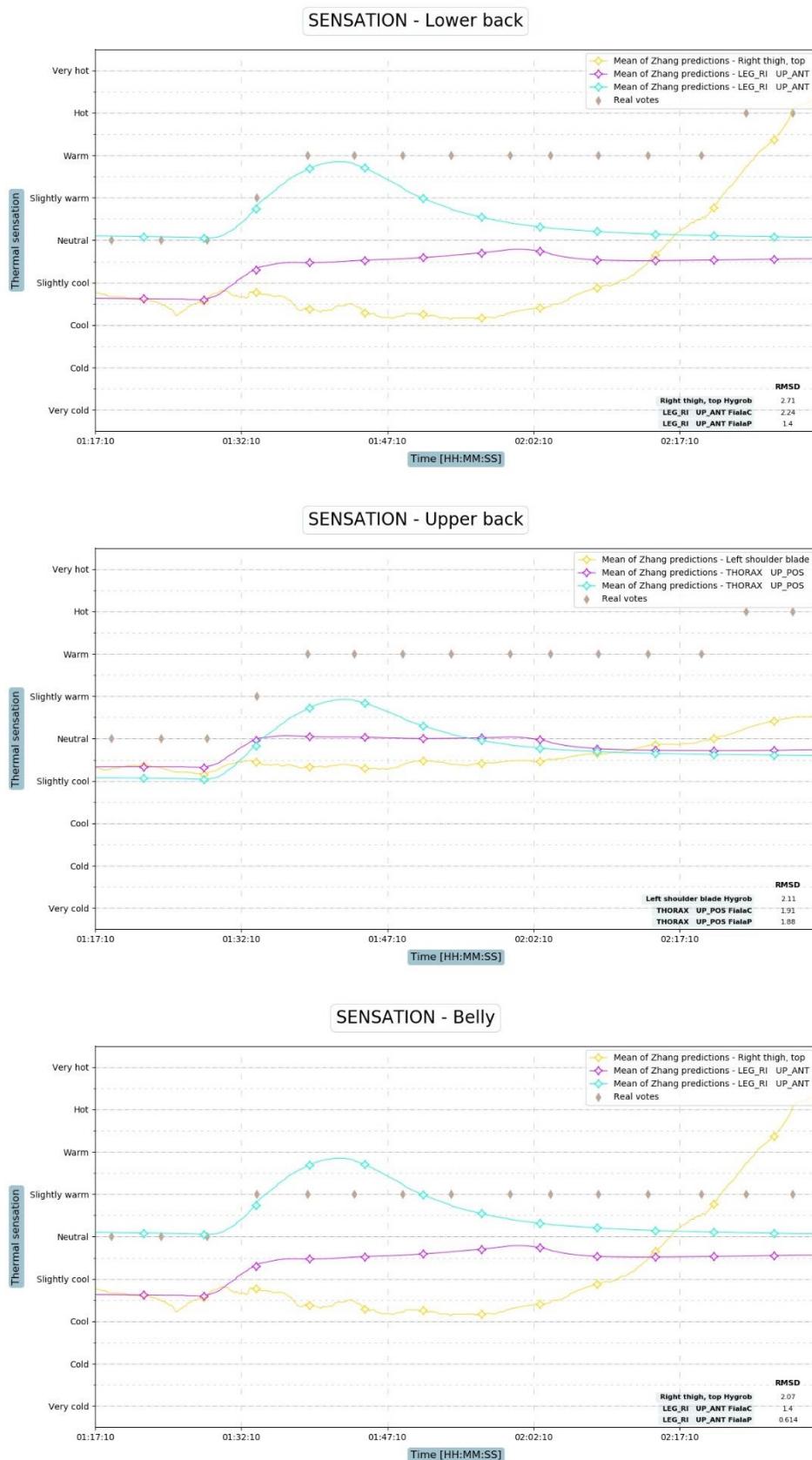


Figure 158 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

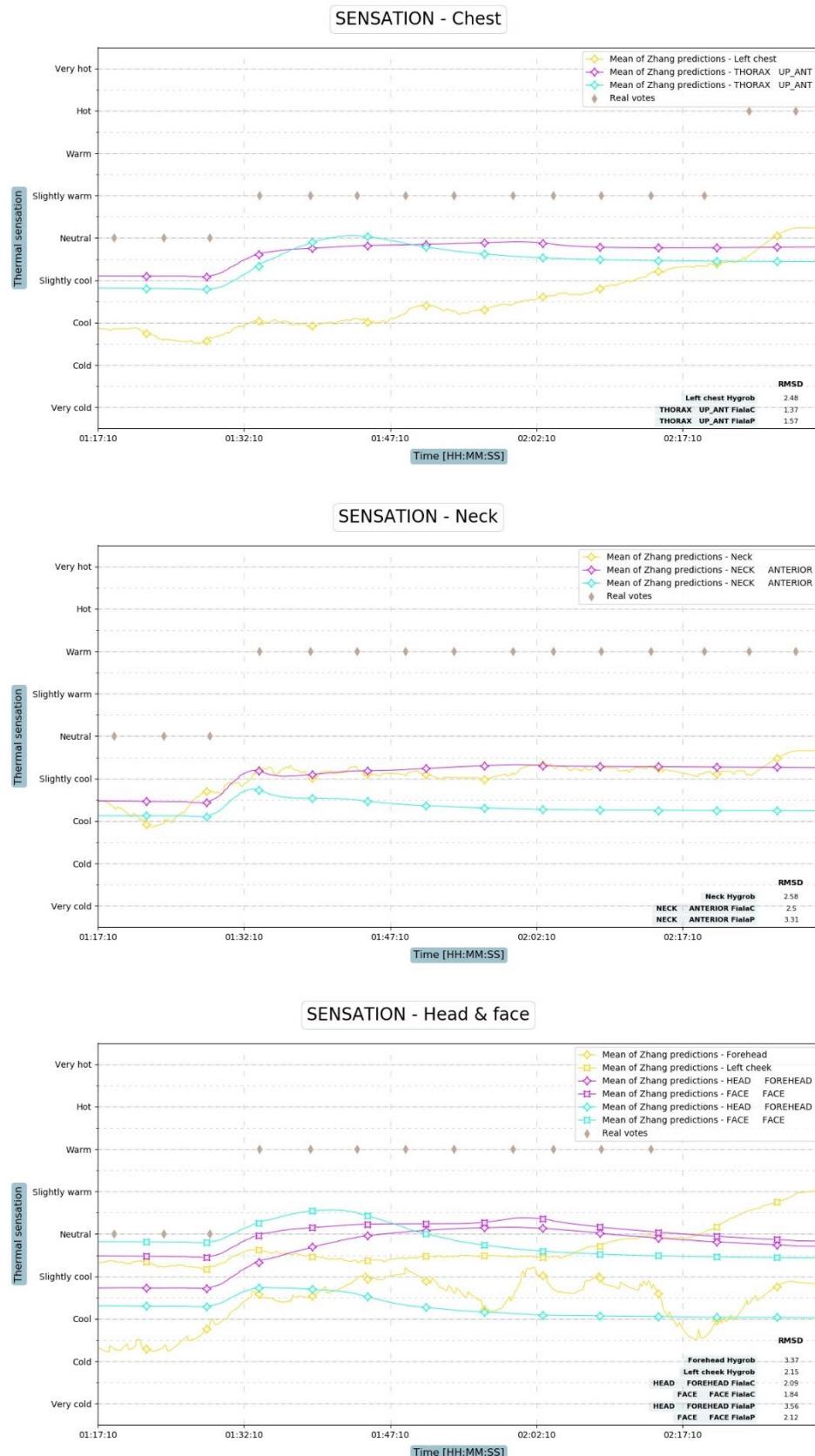


Figure 159 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles (Exposition Chaude Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)

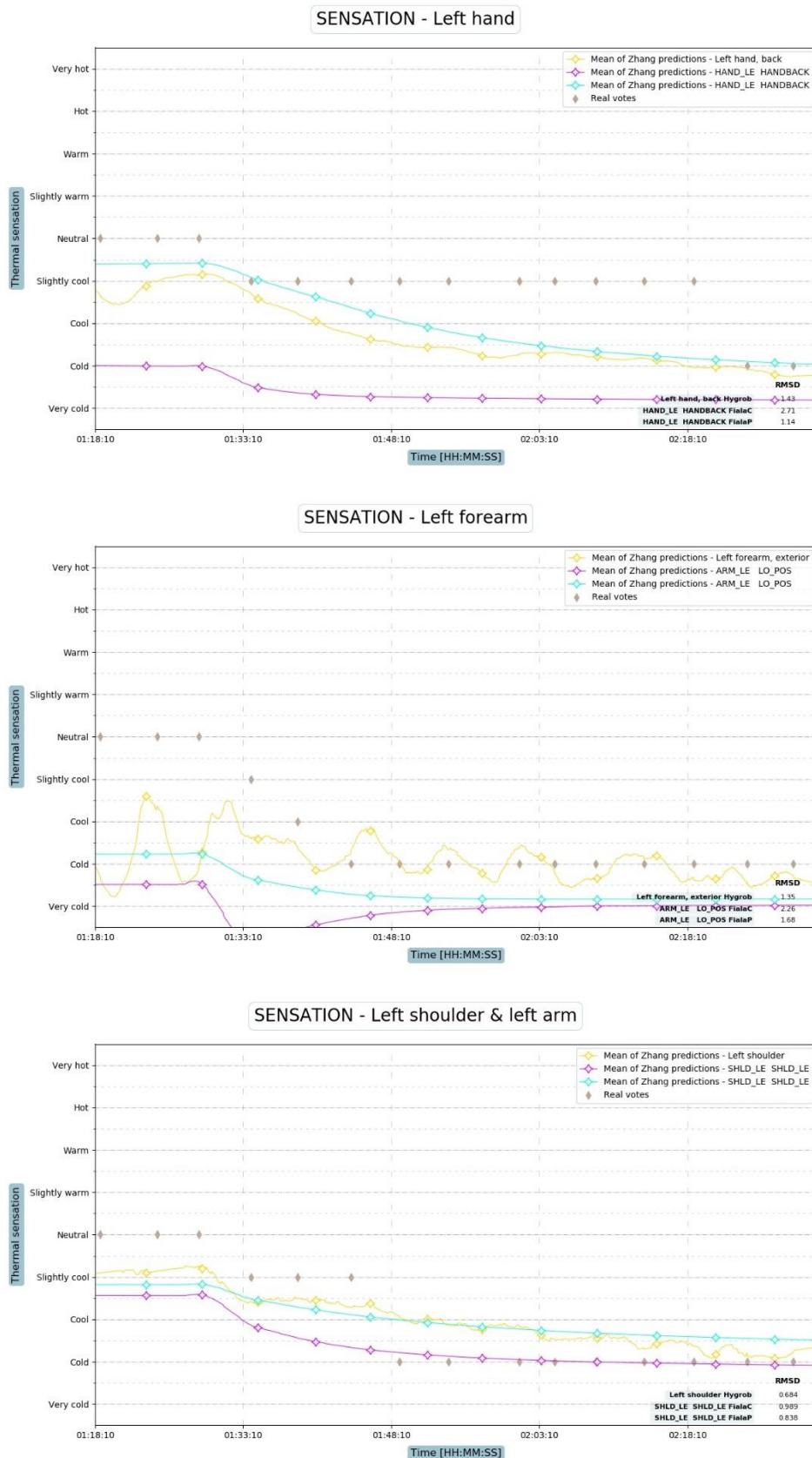


Figure 160 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC)

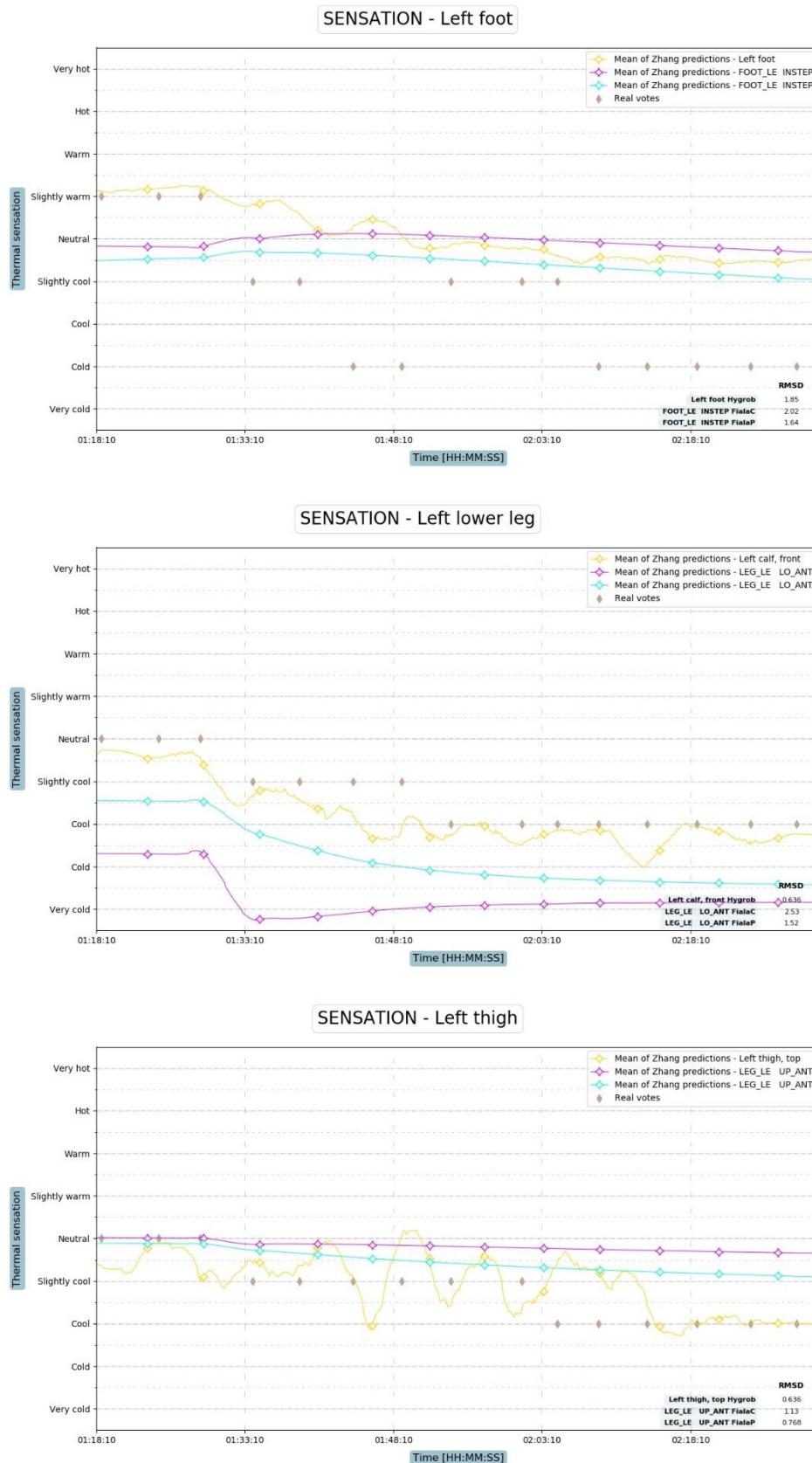


Figure 161 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)

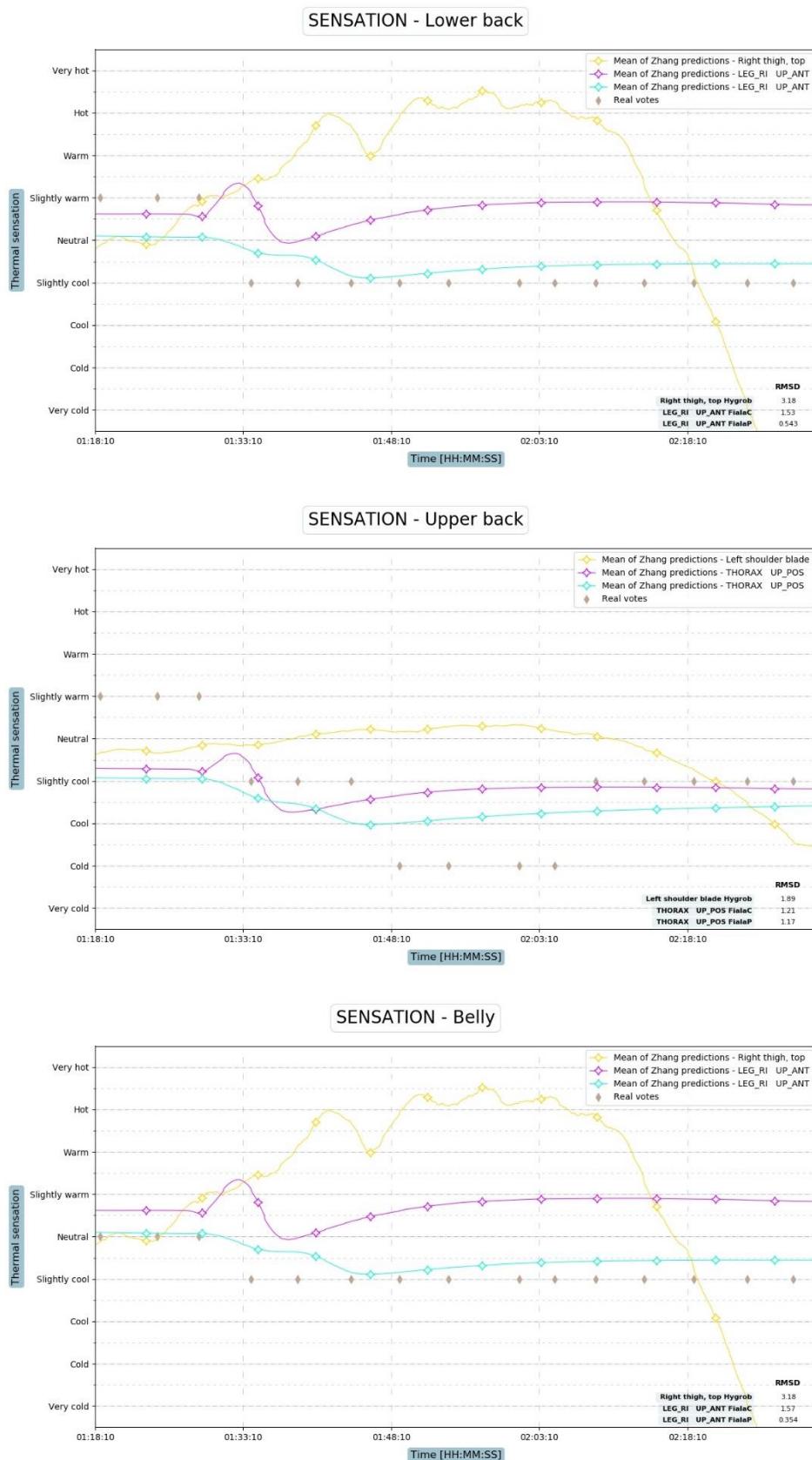


Figure 162 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)

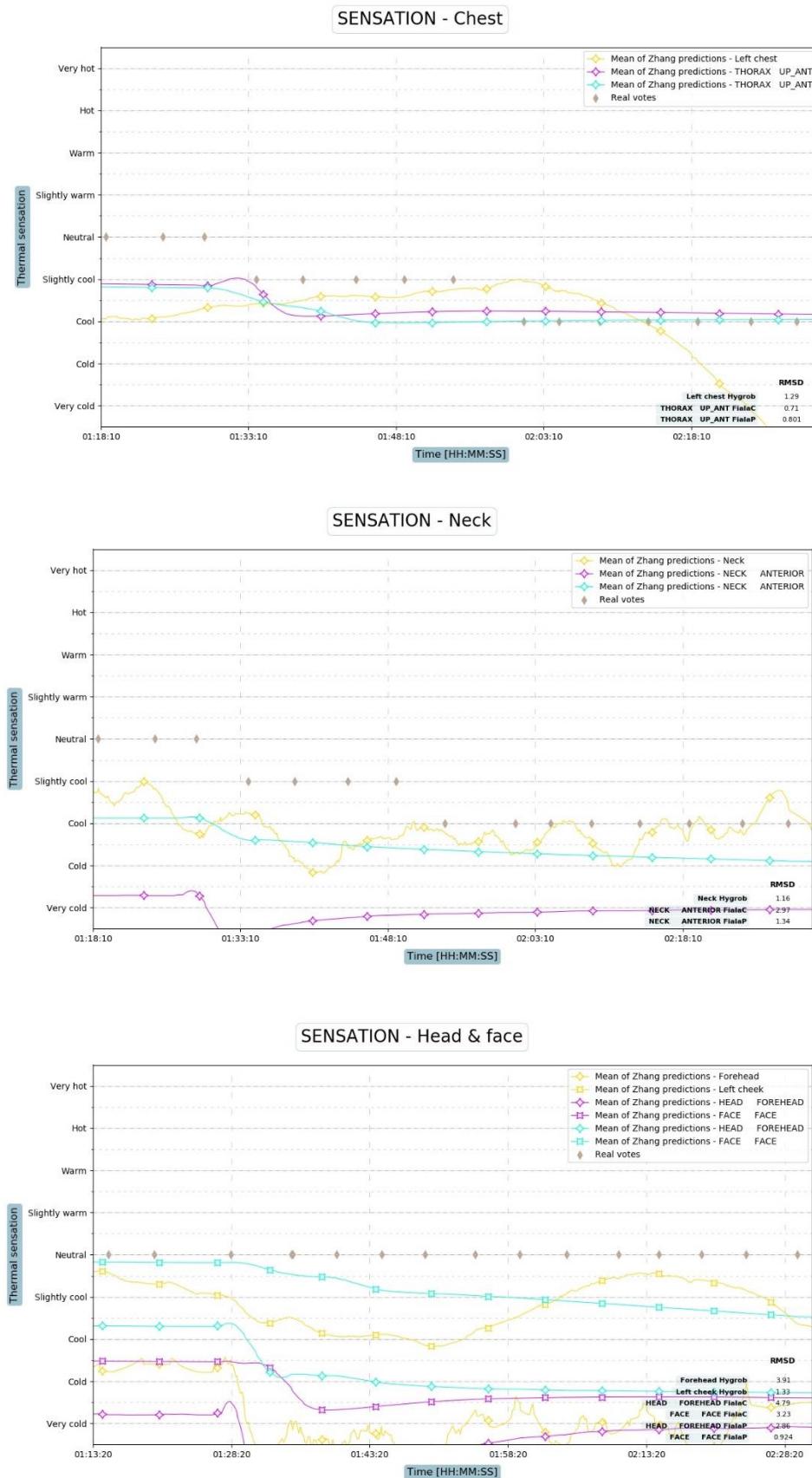


Figure 163 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 100H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

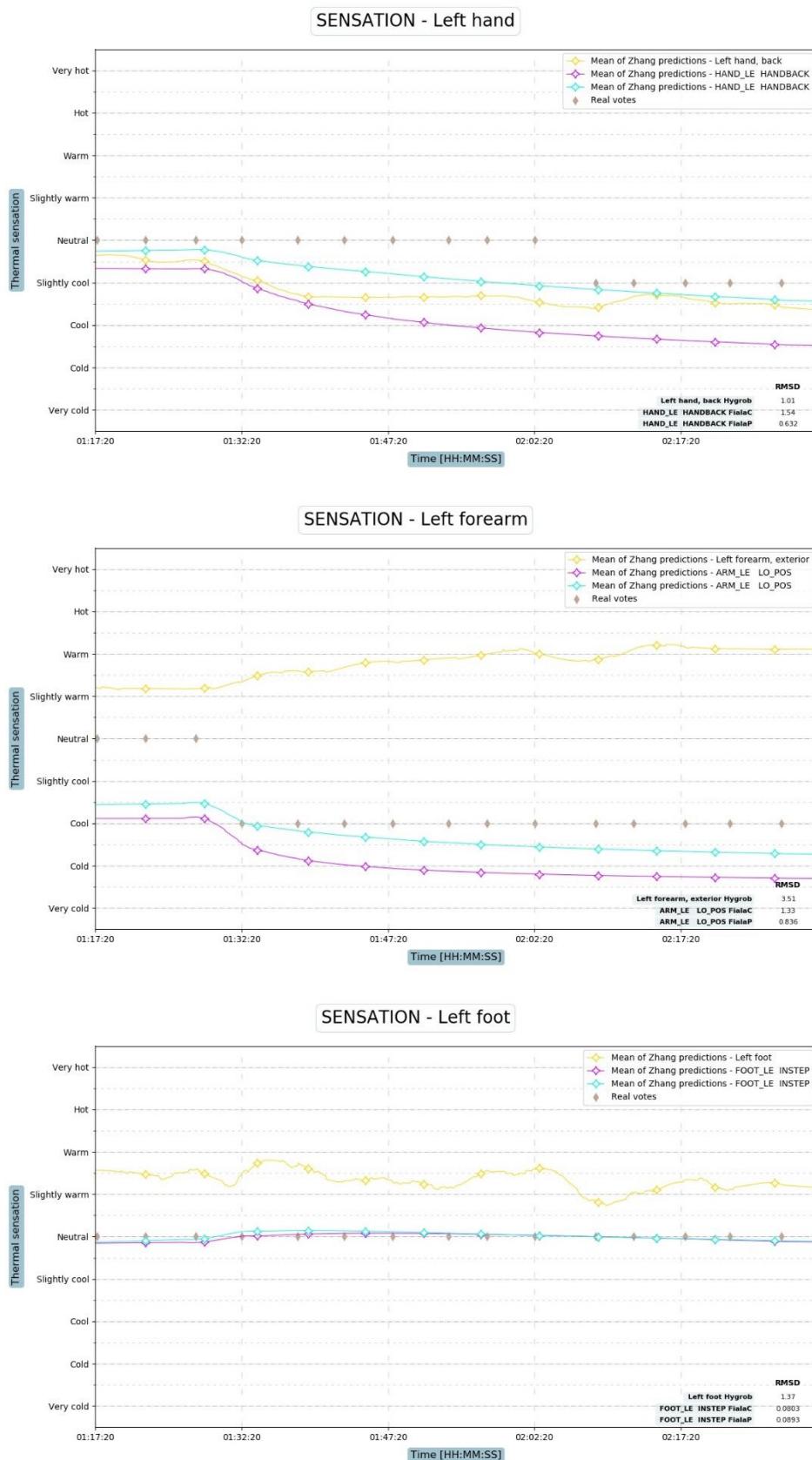


Figure 164 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles
(Exposition Froide Testeur 99H)

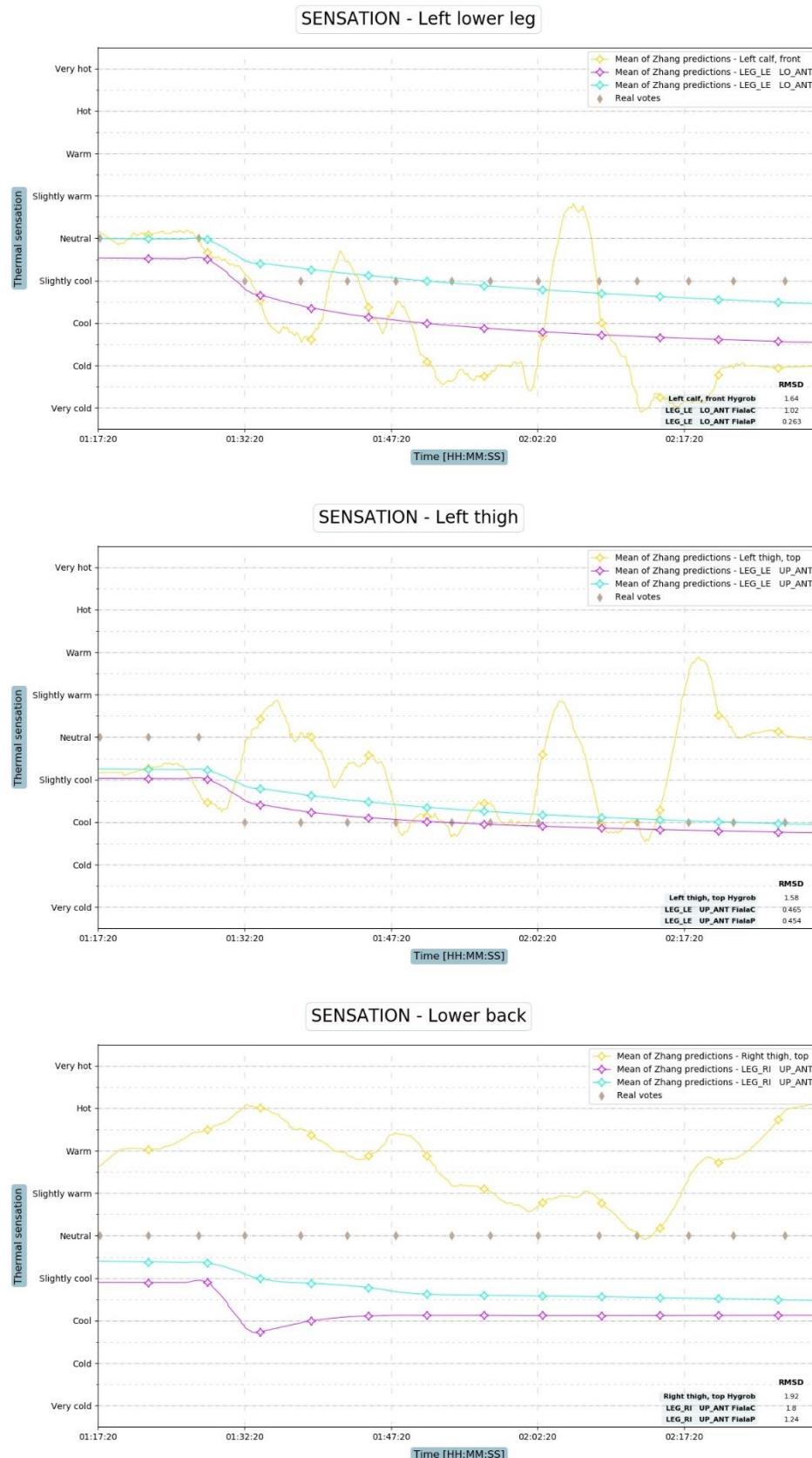


Figure 165 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) Indiv (FialaP) Fiala (FialaC) (suite)

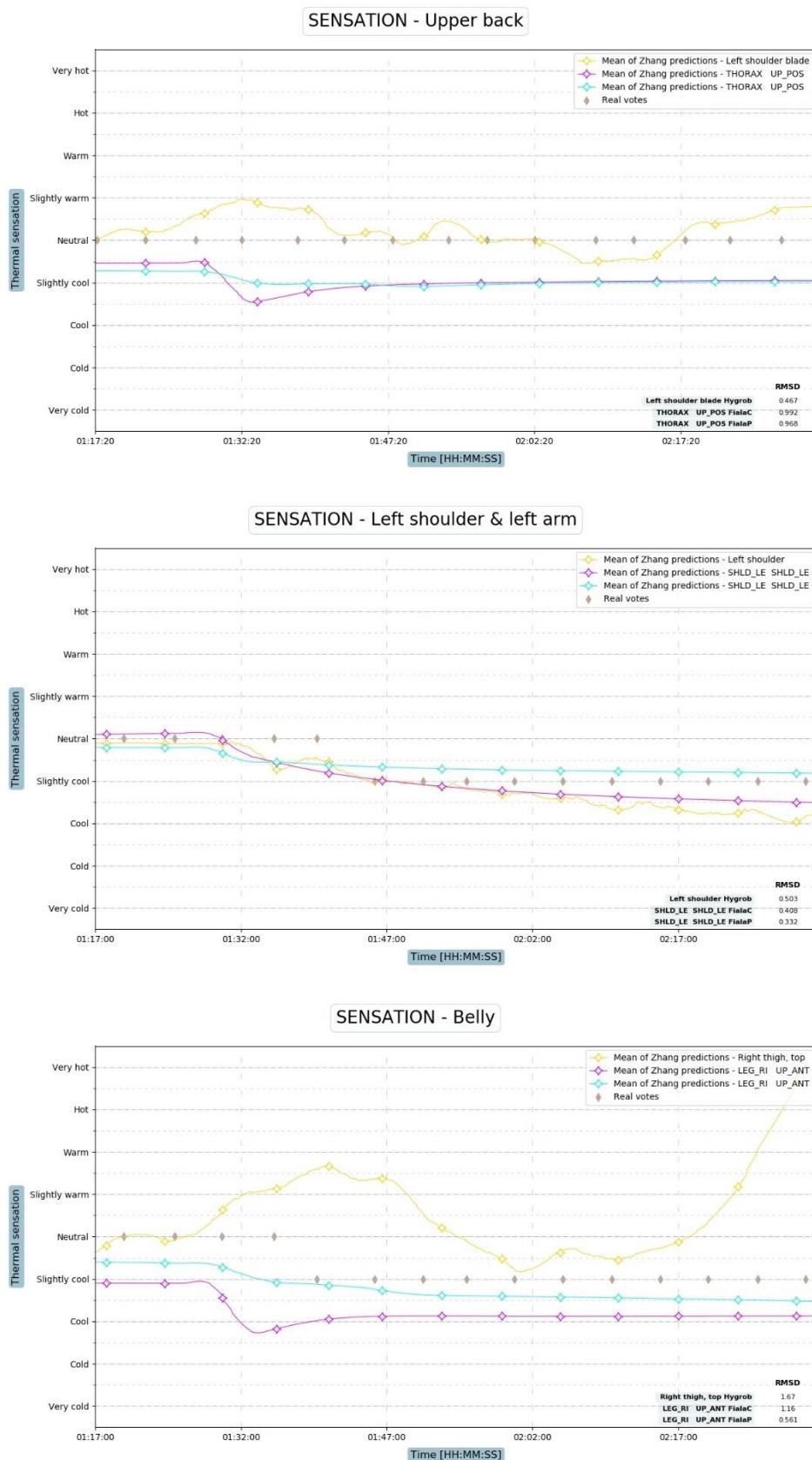


Figure 166 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 99H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

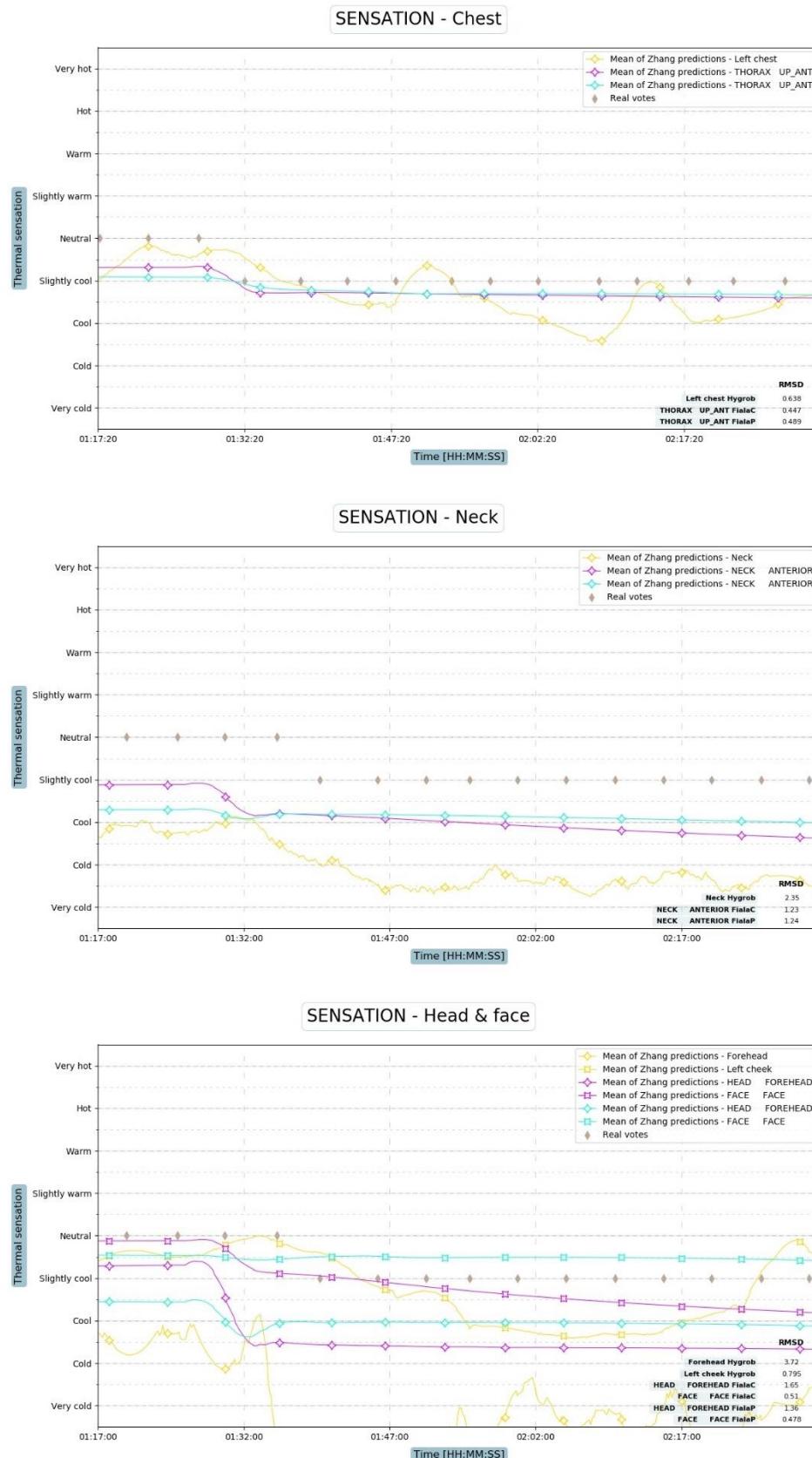


Figure 167 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictée par les modèles
(Exposition Froide Testeur 99H) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

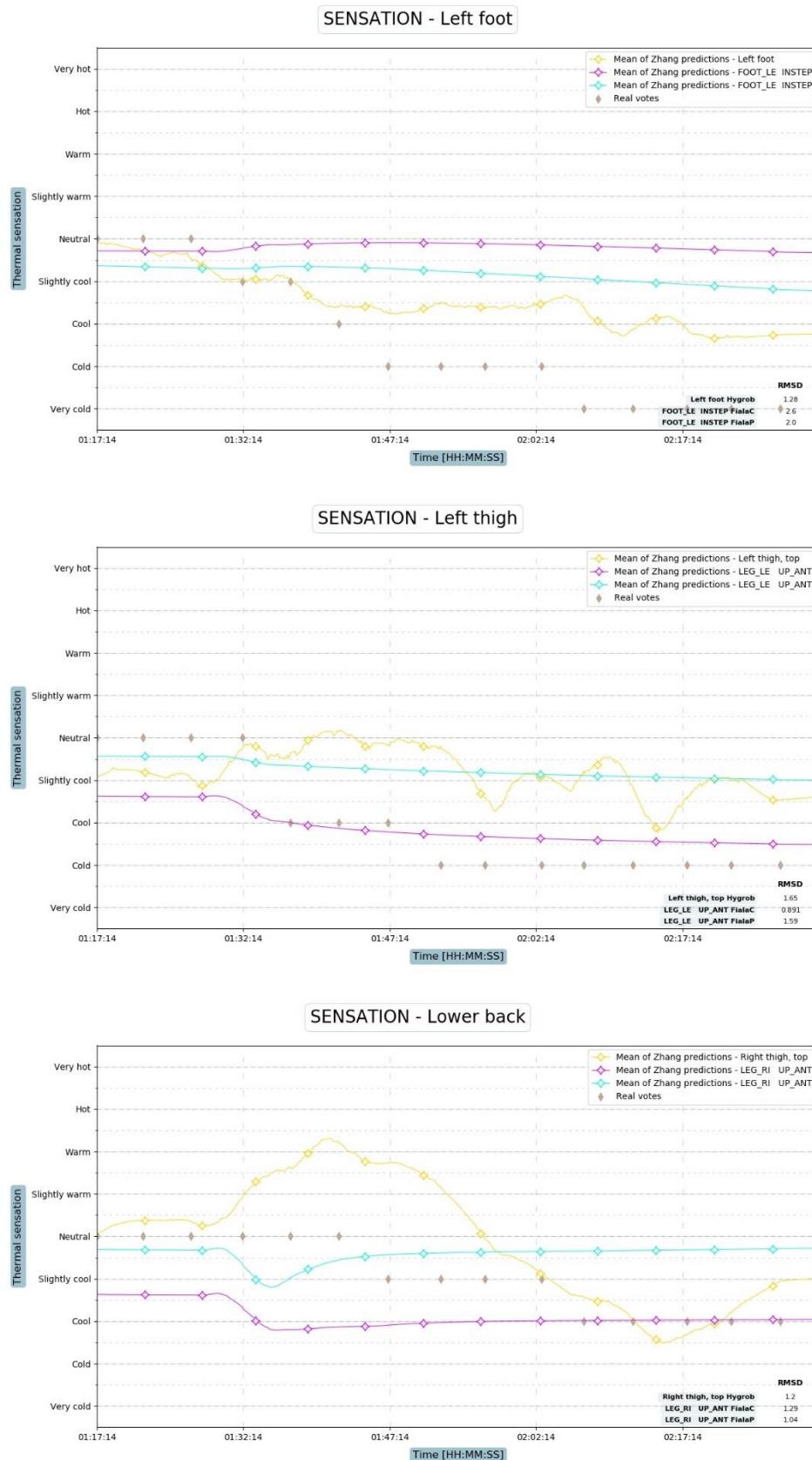


Figure 168 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC)

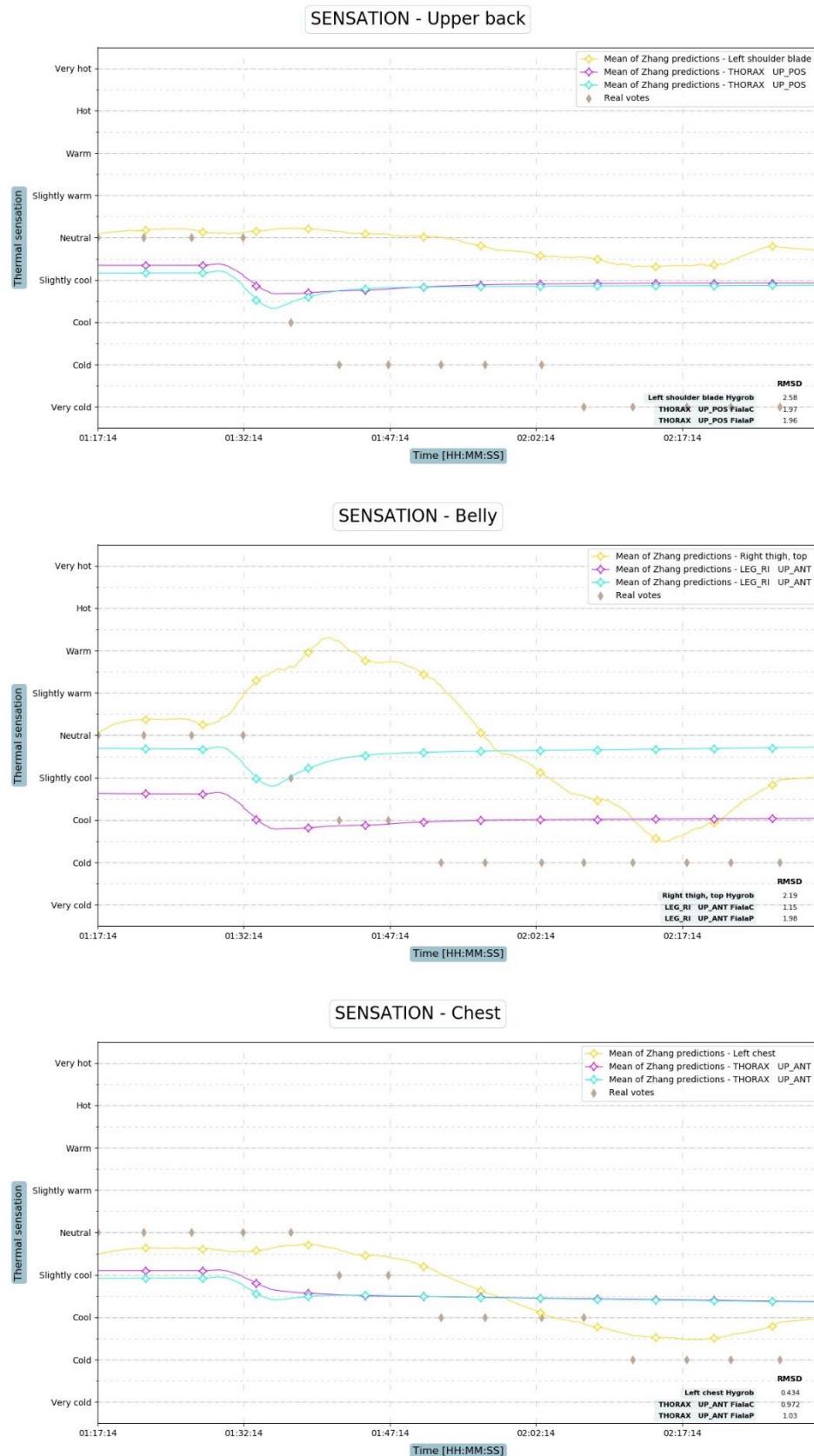


Figure 169 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

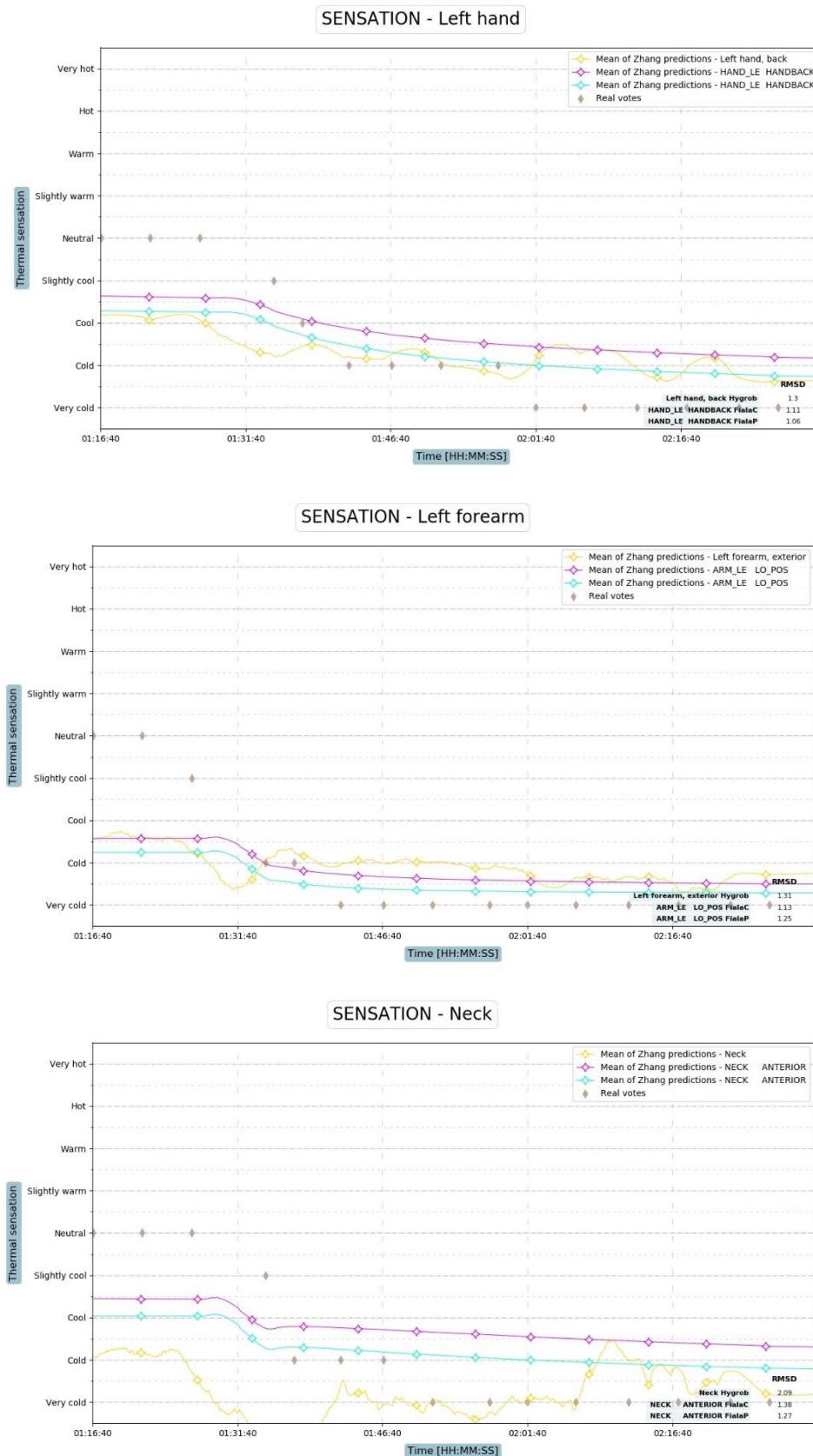


Figure 170 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles
(Exposition Froide Testeur 86F) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

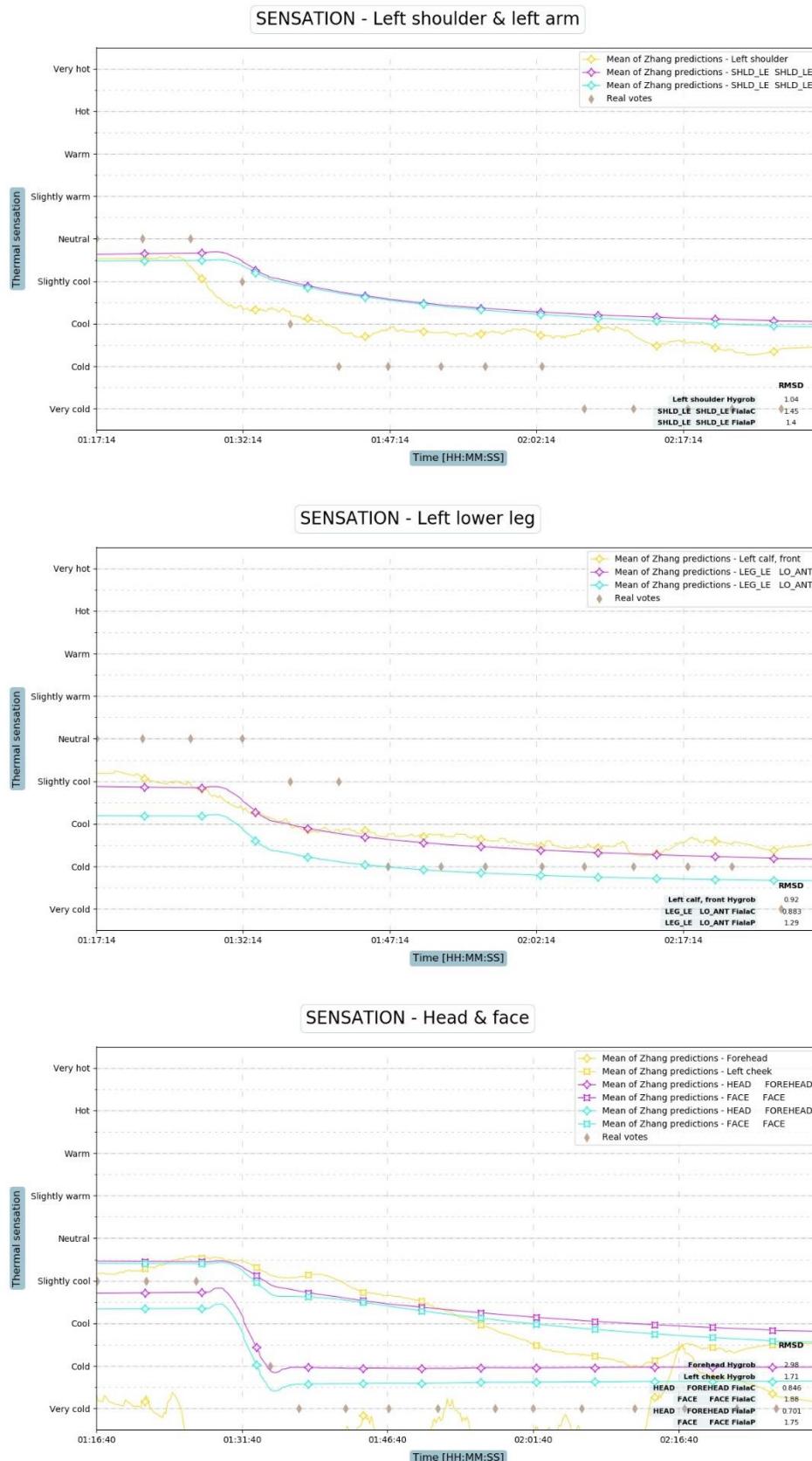


Figure 171 Comparaison de la sensation thermique expérimentale et celle prédictive par les modèles (Exposition Froide Testeur 86F) — Indiv (FialaP) — Fiala (FialaC) (suite)

Ces résultats soulignent une légère amélioration des prédictions de sensation thermique du modèle personnalisé par rapport au modèle de Fiala standard pour la plupart des parties du corps. Mais dans tous les cas une amélioration par rapport à la prédition en partant des températures expérimentale est observée. Nous avons aussi calculer le RMSD moyen sur l'ensemble des parties du corps et pour les 3 cas (Modèle individualisé, Modèle standard, Prédiction à partir de l'expérience). Les résultats sont groupés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 34 Tableau récapitulatif des RMSD (point échelle de sensation) sur l'ensemble des tests

Tester	Test	Meas, Temp Rmsd	Indiv Rmsd	Fiala Rmsd	Difference (°C)	Relative Change (%)
85H	Warm	1,32374	1,2123	1,13628	0,076097	6%
	Cold	1,32637	1,0123	0,92178	0,090526	9%
86F	Warm	1,75293	1,5292	1,54132	-0,01207	-1%
	Cold	1,43341	1,2736	1,34961	-0,076015	-6%
99H	Warm	1,23657	0,8357	0,62735	0,20835	25%
	Cold	1,22455	0,73766	0,53682	0,20084	27%
100H	Warm	1,48576	1,402	1,4025	-0,0005	0%
	Cold	1,46793	1,865635	1,053130	0,8125	44%

De fait, nous nous attendions à avoir ici un accord inférieur que celui trouvé pour la prédition de température. En effet, le modèle sensoriel aurait lui aussi besoin d'être individualisé, en particulier au niveau des valeurs de consigne des températures de peau (correspondant à un état stationnaire où toutes les sensations locales sont simultanément neutres) puisque la dynamique des courbes reste plutôt acceptable.

3.4. Conclusion

Une campagne expérimentale a été menée afin de quantifier l'apport de la méthode de personnalisation proposée. Le banc expérimental a été présenté ainsi que les différents moyens de mesures de l'environnement et sur les personnes avec leurs incertitudes et leurs caractéristiques.

Le modèle du banc avec les phénomènes physiques considérés ainsi que sa validation expérimentale ont été détaillés.

La prise en compte des caractéristiques anthropométriques de la personne nous a permis d'améliorer la prédition des températures cutanées de la personne. L'amélioration de 20 % de la qualité de prédition obtenue est significative et appréciable, bien que 80% des écarts entre températures de peau prédites et mesurées restent inexpliqués. On n'en est pas surpris, car des paramètres influents échappent aux mesures anthropométriques accessibles sur la personne, notamment des caractéristiques internes comme les taux de métabolisme et de perfusion basals des tissus, éventuellement différenciés entre les parties du corps, et la totalité des paramètres régissant la thermorégulation.

L'individualisation anthropométrique du modèle pourrait être encore améliorée en prenant en compte les surfaces et volumes vrais des différentes parties du corps et leurs compositions exactes.

Mais surtout, d'autres paramètres influents relevant d'un profilage stable de la personne, pourront être rendus accessibles, sinon par des caractérisations avancées, par de l'apprentissage profond à partir du comportement de la personne observé sur le temps long.

Enfin, la variabilité intra-personnelle du sujet, liée à sa condition du moment, peut être déterminante sur son ressenti et ses besoins thermiques, d'un jour à l'autre comme en cours d'essai. Si on pouvait montrer qu'on peut en rendre compte en ajustant un nombre très restreint de paramètres du modèle personnalisé, une adaptation réactive du modèle pourrait être envisagée, sur la base de différences de comportement avec le comportement attendu (demandes de réglage), d'observations indirectes de quelque capteur corrélées avec lesdits paramètres (traqueur de condition physique sur smartphone, caméras, etc), et/ou d'informations communiquées par le sujet lui-même.

Parmi ces paramètres variables, par exemple :

- Le métabolisme, sûrement différent d'une personne à une autre dans une situation donnée, peut changer intra-individuellement d'un jour à l'autre, même assez rapidement d'un moment à l'autre lors d'une activité telle que la conduite.
- Les vêtements, au premier rang des paramètres influents, devraient pouvoir être décrits en temps réel dans le modèle, les données sur les vêtements pouvant être acquises (caméra) ou signalés par la personne.
- La longue chevelure des femmes et son arrangement, jusqu'ici non prise en compte par le modèle, pourrait être modélisée comme un élément de vêtement particulier.

Enfin, en prolongement de la personnalisation du modèle physiologique, objet de ce travail, l'adaptation des valeurs locales de consigne des températures cutanées du modèle sensoriel devrait permettre une amélioration additionnelle significative de la prédiction des sensations thermiques.

Conclusions et Perspectives

L'électrification des véhicules, limitée par la capacité de leurs batteries, a rendu l'optimisation énergétique du conditionnement thermique de l'habitacle une nécessité. C'est en effet un gros consommateur de l'énergie stockée dans la batterie et constitue une source majeure d'aléas d'autonomie pouvant atteindre 50%, et de surconsommation énergétique. Il est clair qu'une réduction de la charge du conditionnement de l'habitacle est indispensable pour rendre les véhicules plus attractifs et vertueux, tout en permettant aux passagers d'accéder plus rapidement à un confort satisfaisant et de s'y maintenir.

Pour bien comprendre l'impact énergétique des solutions de conditionnement thermique, une modélisation plus rapide que le prototypage et des essais itérés, offrant une bonne répétitivité contrairement à l'expérimentation, est indispensable. Cette modélisation doit intégrer un modèle du corps humain qui permette de faire le lien entre les conditions environnementales et le ressenti de la personne, en passant par son état thermo-physiologique calculé. Elle doit aussi être personnalisable pour rendre compte de la diversité des personnes et s'assurer que tout passager puisse accéder facilement et rapidement à un confort qui lui convienne, quelles que soient les conditions.

Vue la grande complexité du problème, après la revue de la littérature révélant les nombreux paramètres interagissant dans la détermination du confort et montrant les limites des modèles thermo-physiologiques développés précédemment, un arbitrage scientifiquement éclairé était nécessaire pour choisir et agréger les paramètres les plus influents.

Pour notre objectif de modélisation personnalisée du confort, il est primordial de choisir un modèle thermo-physiologique de base capable de prendre en compte les paramètres individuels susceptibles d'affecter le ressenti thermique afin de pouvoir en étudier les effets. Le modèle choisi doit également posséder un nombre de segments suffisant pour être capable de détecter les zones d'inconfort induites par des environnements hétérogènes, et pouvoir s'adapter à différents environnements thermiques aussi bien qu'à différents profils d'individus.

Nous avons fait le choix du modèle de Fiala implémenté dans l'environnement THESEUS comme modèle de base pour le modèle thermo-physiologique, et du modèle de Zhang pour la détermination de la sensation et du confort thermiques. Une étude de sensibilité des paramètres de ces modèles sur le confort thermique a été effectuée pour écarter les moins influents. Cette étude a été suivie par une proposition d'individualisation anthropométrique du modèle thermo-physiologique qui prends en compte les caractéristiques des personnes. Un module permettant de convertir des mesures anthropométriques sur la personne en valeurs de paramètres du modèle thermo-physiologique a été développé. A la suite de quoi, nous avons effectué un criblage de Morris suivi par une analyse de sensibilité globale, afin de déduire les paramètres auxquels il faut accorder une précaution particulière lors des campagnes d'essais et dans le choix des testeurs qui serviront à valider cette démarche.

Une démarche expérimentale a été conçue et mise en œuvre afin de valider la méthode proposée. Des tests ont été conduits dans un banc thermique avec des testeurs bien choisis, associés à leur modélisation numérique dans un environnement représentatif du banc avec le modèle thermo-physiologique individualisé de chaque testeur. Une comparaison avec les résultats d'une modélisation comprenant le modèle standard de Fiala a permis d'évaluer l'apport de l'individualisation anthropométrique du modèle qui se montre prometteuse mais limitée. Pour prolonger ce travail, la validation du modèle dans de nouvelles campagnes d'essai, avec un peu plus de testeurs, et surtout des scénarios plus nombreux diversifiés et plus de réPLICATIONS, est largement conseillée.

L'individualisation anthropométrique peut encore être améliorée en incorporant les mesures des surfaces et des volumes des segments (par un scan 3D de la personne ou une application d'anthropométrie à partir de photos sur smartphone par exemple) et des données plus précises sur la composition interne de la personne et la répartition des tissus. Concernant la modélisation de l'environnement, un calcul couplé peut être envisagé pour affiner le calcul de l'évaporation ou condensation des fluides, et des coefficients de transfert par convection.

Au-delà de cette individualisation anthropométrique incarnée par notre « Body Adapter », des paramètres influents restent candidats à un profilage *a priori* par apprentissage, surtout les paramètres difficiles ou impossibles à mesurer tels que les coefficients des équations des fonctions de thermorégulation, ou les débits sanguins cutanés locaux des individus. Compte tenu de l'ampleur du sujet, cela pourra faire l'objet d'un futur travail de recherche.

Il s'agirait, dans une première étape, d'exploiter les résidus entre les températures corporelles prédites par le modèle individualisé et celles mesurées dans une campagne expérimentale élargie telle qu'évoquée plus haut, en tant que base d'apprentissage d'un système neuronal reliant lesdits paramètres influents aux résidus. Une fois réglé, le modèle neuronal serait utilisé pour rechercher le jeu de paramètres qui minimise les résidus. Cette étape finaliserait la personnalisation du modèle par profilage stable *a priori* du sujet.

Une deuxième partie du programme pourrait chercher à rendre compte de la variabilité intrapersonnelle du sujet. Une étude préalable aurait permis de sélectionner un nombre restreint de paramètres susceptibles de rendre compte d'une part significative de cette variabilité. Un processus d'apprentissage similaire au précédent s'attacherait à régler un système neuronal ciblé sur ces paramètres, et à s'en servir pour trouver le jeu de paramètres qui minimise les résidus de l'essai. On parlerait là d'un profilage adaptatif *a posteriori*, pour chaque essai.

Enfin, on pourrait tester des processus d'apprentissage adaptatif plus parcimonieux relativement aux mesures sur la personne, par exemple en se basant sur les résidus de seulement quelques températures corporelles bien choisies, ou sur les résidus de sensations thermiques plutôt que de températures cutanées

L'analyse des résidus entre les prédictions de températures corporelles du modèle totalement personnalisé, combinant donc profilage stable et profilage adaptatif, et les températures mesurées sur tout le champ expérimental, permettrait de déterminer si le niveau de modélisation du modèle physiologique est réellement adapté à la sensibilité du modèle sensoriel dans le contexte du passager automobile.

Cette validation à partir du modèle personnalisé avec un nombre réduit de testeurs, est finalement plus sûre, plus complète et bien moins lourde expérimentalement que si on avait cherché à valider le modèle standard par rapport à la réponse moyenne d'une vaste cohorte de testeurs. En effet, d'une part on ne peut garantir que l'échantillon de testeurs aussi étendu soit-il soit représentatif du groupe de personnes ayant servi à mettre au point le mannequin standard. D'autre part, avec beaucoup moins de testeurs, on peut se permettre de couvrir une plus grande diversité de scénarios thermiques.

Nos résultats avec un modèle pas totalement personnalisé, certes avec un nombre réduit de testeurs et des scénarios thermiques simples, nous rendent assez confiants sur la pertinence du niveau de modélisation physiologique retenu au départ pour rendre compte du contexte automobile. Si toutefois, à l'issue de tests plus complets, apparaissait le besoin de l'affiner, il existe de nombreuses voies d'amélioration possibles de ce modèle. Un exemple parmi d'autres serait de remplacer les équations de Fiala originales pour le contrôle du débit sanguin cutané par le modèle neurophysiologique de débit sanguin cutané de Kingma [53] qui a été validé sur un modèle proche de celui de Fiala. En tout état de cause, l'approche par la personnalisation du modèle et la méthodologie que nous avons initiés dans cette thèse, associées à la base de données expérimentales riche et étendue évoquée plus haut pour cette future recherche, constitueront un très bon environnement pour discerner quelles améliorations seraient éventuellement à mettre en œuvre, et pour ensuite les valider.

Dans cet environnement propice, au-delà de la personnalisation du modèle thermo-physiologique, la personnalisation du modèle sensoriel, voire son adaptation au contexte automobile, pourra faire l'objet d'une recherche future.

Si les simulations restent longues, rendant l'application directe du modèle dans un système embarqué impossible, son côté automatisé facilite cependant son utilisation dans une plateforme reproduisant le comportement physique de l'habitacle, indispensable au développement des stratégies, technologies physiques et algorithmes d'intelligence embarqués nécessaires pour dispenser aux passagers un confort sobre et personnalisé aisément accessible. Ce modèle individualisé, incarné au sein d'une plateforme numérique, permet de prendre en compte l'interaction humaine d'une personne particulière avec l'environnement thermique de l'habitacle. En liant les conditions environnementales et les réponses thermo-physiologiques humaines en termes de températures cutanées, température interne, intensité de transpiration ou de frissons, il permet de prédire la sensation thermique subjective et l'appréciation de confort d'un passager donné. Cette plateforme permet en outre d'estimer la consommation énergétique des solutions de conditionnement thermique en conditions réalistes d'usage, et donc de développer et tester des blocs technologiques permettant d'économiser de l'énergie tout en assurant un meilleur confort aux passagers.

Une autre utilisation du modèle sera la génération de bases de données d'apprentissage de modèles neuronaux embarquables visant à prédire la réponse thermo-physiologique ou sensorielle de la personne à partir de quelques paramètres récupérés de l'environnement et de la personne.

Il faut enfin noter que l'application du modèle individualisé n'est pas limitée à l'automobile, ni plus généralement aux cabines et habitacles de toute espèce. Le modèle pourrait également être utilisé dans des simulations de performances de bâtiments pour mieux définir les interactions et les échanges entre une personne particulière et son environnement thermique, mieux estimer son niveau de confort thermique, et contribuer ainsi à la conception de bâtiments à haute efficacité énergétique.

Pour conclure, nous avons mis au point dans le cadre de cette recherche un processus pragmatique de personnalisation anthropométrique du mannequin nominal de Fiala [198], facile à mettre en œuvre dans un contexte industriel grâce aux outils de traitement automatisé et d'interfaçage développés conjointement, qui améliore de façon substantielle la prédition des températures corporelles des personnes testées. La confrontation avec l'expérimentation montre que la plateforme de modélisation couplée de la thermique habitacle et du confort des passagers dans laquelle il vient s'intégrer est d'ores et déjà opérationnelle et pertinente pour comparer des voies de solutions et des scénarios.

Surtout, cette première étape de recherche qui se voulait exploratoire sur la faisabilité de modèles personnalisés du confort et le parti pris de validation expérimentale longitudinale plus parcimonieuse que les plus conventionnelles comparaisons entre cohortes de testeurs, pose à plus d'un titre les fondations de futures activités de recherche pour aller plus loin sur cette même thématique :

- Les chercheurs pourront s'appuyer sur la vaste revue de l'état de l'art faite dans le cadre de ce travail
- Les méthodes expérimentales mises au point sont rodées pour engager sereinement les campagnes élargies de tests pour construire la base de données expérimentales cohérente qui sera le socle commun de ces futurs programmes
- La même procédure expérimentale utilisée pour valider le modèle sensoriel pourra être développée d'avantage avec des scénarios plus variés et un nombre de testeurs supérieur.
- Des outils puissants d'interfaçage avec le modèle THESEUS, de transcription autonome du modèle de ZHANG pour avoir la main sur ses conditions aux limites et sa personnalisation, et de restitution des données de confrontation avec l'expérience adaptée à l'approche longitudinale, ont été mis à disposition
- Des orientations pour de futures recherches pour aller au bout de la personnalisation par des approches de profilage par apprentissage profond, et pour ouvrir la voie à des modèles réduits embarquables, ont été esquissées

References

- [1] M. Griffon et F. Griffon, *Pour un monde viable: Changement global et viabilité planétaire*. Odile Jacob, 2011.
- [2] A. S. of H. Engineers Refrigerating and Air-Conditioning, *2001 ASHRAE Handbook: Fundamentals*. ASHRAE, 2001.
- [3] J. Benouali et D. Clodic, « Fuel consumption of Mobile air conditioning Method of testing and results », *The Earth Technology Forum*, Washington, avr. 2003.
- [4] F. Renault, « <https://www.renault.fr/vehicules/vehicules-electriques/zoe.html> »..
- [5] « Le VÉHICULE «grand public» ». <http://docplayer.fr/1797803-Le-vehicule-grand-public.html> (consulté le mai 17, 2016).
- [6] « Objets connectés : opportunités et limites », *OBJETCONNECTE.NET*. <http://www.objetconnecte.net/objets-connectes-opportunities-limites/> (consulté le mai 17, 2016).
- [7] A. Bigouret, *Caractérisation des différences interindividuelles de jugement thermosensoriel à partir de mesures biophysiques cutanées*. Lyon, INSA, 2012.
- [8] A. Auliciems, « Towards a psycho-physiological model of thermal perception », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 25, n° 2, p. 109-122, juin 1981, doi: 10.1007/BF02184458.
- [9] Z. Lin et S. Deng, « A study on the thermal comfort in sleeping environments in the subtropics—Developing a thermal comfort model for sleeping environments », *Build. Environ.*, vol. 43, n° 1, p. 70-81, janv. 2008, doi: 10.1016/j.buildenv.2006.11.026.
- [10] « Le confort thermique entre perception et évaluation par les techniques d'analyse bioclimatique-Cas des lieux de travail dans les milieux arides à climat chaud et ... ». https://www.researchgate.net/publication/228717901_Le_confort_thermique_entre_perception_et_evaluation_par_les_techniques_d'analyse_bioclimatique-Cas_des_lieux_de_travail_dans_les_milieux_arides_a_climat_chaud_et (consulté le mai 18, 2016).
- [11] F. Nicol, M. A. Humphreys, et S. Roaf, *Adaptive thermal comfort: principles and practice*. London; New York: Routledge, 2012.

- [12] F. Rohles, « Temperature & Temperament: A Psychologist Looks at Comfort », *ASHRAE J.*, vol. 49, févr. 2007, Consulté le: avr. 29, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.ashrae.org/publications/detail/16657>.
- [13] H. Zhang, C. Huizenga, E. Arens, et T. Yu, « Considering individual physiological differences in a human thermal model », *J. Therm. Biol.*, vol. 26, n° 4, p. 401–408, 2001.
- [14] Havenith et D. Fiala, « Thermal indices and thermophysiological modelling for heat stress », *Compr. Physiol.*, vol. 6, n° January, p. 255-302, 2015, doi: 10.1002/cphy.c140051.
- [15] P. O. Fanger, *Thermal comfort: Analysis and applications in environmental engineering*. Danish Technical Press, 1970.
- [16] D. Shipworth, G. M. Huebner, M. Schweiker, et B. R. M. Kingma, « Diversity in Thermal Sensation: drivers of variance and methodological artefacts », 2016. https://www.researchgate.net/publication/301221979_Diversity_in_Thermal_Sensation_drivers_of_variance_and_methodological_artefacts (consulté le avr. 15, 2016).
- [17] « A thermal sensation prediction software tool for use by the profession.pdf »..
- [18] R. Holopainen et Valtion teknillinen tutkimuskeskus, « A human thermal model for improved thermal comfort », 2012.
- [19] G. R. Newsham, « Clothing as a thermal comfort moderator and the effect on energy consumption », *Energy Build.*, vol. 26, n° 3, p. 283-291, janv. 1997, doi: 10.1016/S0378-7788(97)00009-1.
- [20] J. J. Cunningham, « A reanalysis of the factors influencing basal metabolic rate in normal adults. », *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 33, n° 11, p. 2372-2374, janv. 1980.
- [21] J. A. Harris et F. G. Benedict, « A Biometric Study of Human Basal Metabolism », *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 4, n° 12, p. 370-373, déc. 1918.
- [22] N. M. Byrne, A. P. Hills, G. R. Hunter, R. L. Weinsier, et Y. Schutz, « Metabolic equivalent: one size does not fit all », *J. Appl. Physiol. Bethesda Md 1985*, vol. 99, n° 3, p. 1112-1119, sept. 2005, doi: 10.1152/japplphysiol.00023.2004.
- [23] W. D. McArdle, J. R. Magel, T. J. Gergley, R. J. Spina, et M. M. Toner, « Thermal adjustment to cold-water exposure in resting men and women », *J. Appl. Physiol.*, vol. 56, n° 6, p. 1565-1571, juin 1984, doi: 10.1152/jappl.1984.56.6.1565.
- [24] K. Nishimura et K. Hirata, « Does the difference in percentage of body fat affect the skin temperature of extremities? », *Japanese Journal of Biometeorology*, p. 187–196, 1993.
- [25] D. M. Savastano, A. M. Gorbach, H. S. Eden, S. M. Brady, J. C. Reynolds, et J. A. Yanovski, « Adiposity and human regional body temperature », *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 90, n° 5, p. 1124-1131, nov. 2009, doi: 10.3945/ajcn.2009.27567.
- [26] A. M. J. C. Ooijen, K. R. Westerterp, L. Wouters, P. F. M. Schoffelen, A. A. van Steenhoven, et W. D. M. van Lichtenbelt, « Heat Production and Body Temperature During Cooling and Rewarming in Overweight and Lean Men », *Obesity*, vol. 14, n° 11, p. 1914-1920, nov. 2006, doi: 10.1038/oby.2006.223.
- [27] G. Havenith et H. van Middendorp, « The relative influence of physical fitness, acclimatization state, anthropometric measures and gender on individual reactions to heat stress », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 61, n° 5-6, p. 419-427, déc. 1990, doi: 10.1007/BF00236062.

- [28] P. Tikuisis, R. R. Gonzalez, et K. B. Pandolf, « Thermoregulatory model for immersion of humans in cold water », *J. Appl. Physiol. Bethesda Md 1985*, vol. 64, n° 2, p. 719-727, févr. 1988.
- [29] « VEGA THOP - Rapport Final - 20121130 - V1 1 bis ». nov. 30, 2012.
- [30] P. Lenzuni, D. Freda, et M. Del Gaudio, « Classification of thermal environments for comfort assessment », *Ann. Occup. Hyg.*, vol. 53, n° 4, p. 325–332, 2009.
- [31] S. M. Frank, S. N. Raja, C. Bulcao, et D. S. Goldstein, « Age-related thermoregulatory differences during core cooling in humans », *Am. J. Physiol. - Regul. Integr. Comp. Physiol.*, vol. 279, n° 1, p. R349-R354, juill. 2000.
- [32] H. Shimokata et F. Kuzuya, « [Aging, basal metabolic rate, and nutrition] », *Nihon Ronen Igakkai Zasshi Jpn. J. Geriatr.*, vol. 30, n° 7, p. 572-576, juill. 1993.
- [33] Y. Shoenfeld, R. Udassin, Y. Shapiro, A. Ohri, et E. Sohar, « Age and sex difference in response to short exposure to extreme dry heat », *J. Appl. Physiol.*, vol. 44, n° 1, p. 1-4, janv. 1978, doi: 10.1152/jappl.1978.44.1.1.
- [34] C. T. M. Davies, « Thermoregulation during exercise in relation to sex and age », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 42, n° 2, p. 71-79, oct. 1979, doi: 10.1007/BF00421907.
- [35] G. Havenith, « Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response », *J. Appl. Physiol.*, vol. 90, n° 5, p. 1943-1954, mai 2001.
- [36] S. Karjalainen, « Thermal comfort and gender: a literature review », *Indoor Air*, vol. 22, n° 2, p. 96-109, avr. 2012, doi: 10.1111/j.1600-0668.2011.00747.x.
- [37] STOLWIJK, J. A. J., « Thermoregulatory responses of men and women at rest to sudden changes in environmental temperature. », *Biometeorology* 4, p. 28-9, 1969.
- [38] D. P. Wyon, I. Andersen, et G. R. Lundqvist, « Spontaneous magnitude estimation of thermal discomfort during changes in the ambient temperature », *J. Hyg. (Lond.)*, vol. 70, n° 2, p. 203-221, juin 1972.
- [39] S. Karjalainen, « Gender differences in thermal comfort and use of thermostats in everyday thermal environments », *Build. Environ.*, vol. 42, n° 4, p. 1594-1603, avr. 2007, doi: 10.1016/j.buildenv.2006.01.009.
- [40] L. Lan, Z. Lian, W. Liu, et Y. Liu, « Investigation of gender difference in thermal comfort for Chinese people », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 102, n° 4, p. 471-480, mars 2008, doi: 10.1007/s00421-007-0609-2.
- [41] « (19) (PDF) Assessment of Gender Differences in Their Thermal Sensations to the Indoor Thermal Environment », *ResearchGate*.
https://www.researchgate.net/publication/301754407_Assessment_of_Gender_Differences_in_Their_Thermal_Sensations_to_the_Indoor_Thermal_Environment (consulté le févr. 28, 2019).
- [42] R. Fox, B. Löfstedt, P. M. Woodward, E. Eriksson, et B. Werkstrom, « Comparison of thermoregulatory function in men and women. », *J. Appl. Physiol.*, vol. 26, n° 4, p. 444-453, 1969.
- [43] C. J. Smith et G. Havenith, « Body Mapping of Sweating Patterns in Athletes: A Sex Comparison », *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, n° 12, p. 2350-2361, déc. 2012, doi: 10.1249/MSS.0b013e318267b0c4.

- [44] J.-P. Bonjour, « Etude calorimétrique des consignes thermorégulatrices au déclenchement de la sudation et au cours du cycle menstruel », PhD Thesis, Université de Lausanne, Faculté de médecine, 1976.
- [45] A. C. Guyton, *Textbook of medical physiology*, 4th ed. Philadelphia, Pa. : W. B. Saunders, 1971.
- [46] A. Frye, E. Kamon, et M. Webb, « Responses of menstrual women, amenorrheal women, and men to exercise in a hot, dry environment », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 48, n° 2, p. 279–288, 1982.
- [47] B. A. Avellini, E. Kamon, et J. T. Krajewski, « Physiological responses of physically fit men and women to acclimation to humid heat », *J. Appl. Physiol.*, vol. 49, n° 2, p. 254-261, août 1980, doi: 10.1152/jappl.1980.49.2.254.
- [48] J. V. G. A. Durnin et J. Womersley, « Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 Years », *Br. J. Nutr.*, vol. 32, n° 1, p. 77-97, juill. 1974, doi: 10.1079/BJN19740060.
- [49] W. Liu, Z. Lian, et Q. Deng, « Use of mean skin temperature in evaluation of individual thermal comfort for a person in a sleeping posture under steady thermal environment », *Indoor Built Environ.*, vol. 24, n° 4, p. 489-499, juill. 2015, doi: 10.1177/1420326X14527975.
- [50] R. de Dear et G. S. Brager, « Developing an adaptive model of thermal comfort and preference », *Cent. Built Environ.*, janv. 1998, Consulté le: mai 30, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://escholarship.org/uc/item/4qq2p9c6>.
- [51] D. A. McIntyre et R. R. Gonzalez, « MAN'S THERMAL SENSITIVITY DURING TEMPERATURE CHANGES AT TWO LEVELS OF CLOTHING INSULATION AND ACTIVITY », 1976.
- [52] N. Lavie, « Perceptual load as a necessary condition for selective attention », *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.*, vol. 21, n° 3, p. 451-468, 1995, doi: 10.1037/0096-1523.21.3.451.
- [53] B. R. M. Kingma, *Human thermoregulation a synergy between physiology and mathematical modelling*. Maastricht; Maastricht: Universitaire Pers ; University Library, Universiteit Maastricht [host], 2012.
- [54] D. Fiala et G. Havenith, « Modelling Human Heat Transfer and Temperature Regulation », in *The Mechanobiology and Mechanophysiology of Military-Related Injuries*, Springer, Cham, 2015, p. 265-302.
- [55] G. Havenith, *Individual heat stress response*. Medische wetenschappen: Nijmegen: 1997., 1997.
- [56] G. Havenith et D. Fiala, « Thermal Indices and Thermophysiological Modeling for Heat Stress », *Compr. Physiol.*, vol. 6, n° 1, p. 255-302, déc. 2015, doi: 10.1002/cphy.c140051.
- [57] 14:00-17:00, « ISO/TS 14415:2005 », ISO. <http://www.iso.org/cms/render/live/en/sites/isoorg/contents/data/standard/03/98/39870.html> (consulté le mars 04, 2019).
- [58] D. Brigham et J. Beard, « Iron and thermoregulation: a review », *Crit. Rev. Food Sci. Nutr.*, vol. 36, n° 8, p. 747-763, déc. 1996, doi: 10.1080/10408399609527748.
- [59] C. Martinez-Torres *et al.*, « Effect of exposure to low temperature on normal and iron-deficient subjects », *Am. J. Physiol.-Regul. Integr. Comp. Physiol.*, vol. 246, n° 3, p. R380-R383, mars 1984, doi: 10.1152/ajpregu.1984.246.3.R380.

- [60] J. L. Beard, M. J. Borel, et J. Derr, « Impaired thermoregulation and thyroid function in iron-deficiency anemia », *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 52, n° 5, p. 813-819, nov. 1990, doi: 10.1093/ajcn/52.5.813.
- [61] H. C. Lukaski, C. B. Hall, et F. H. Nielsen, « Thermogenesis and Thermoregulatory », *Aviat. Space Environ. Med.*, vol. 61, p. 913–20, 1990.
- [62] M. Galeou, F. Grivel, et V. Candas, « Le confort thermique : aspects physiologiques et psychosensoriels : (étude bibliographique) », 1989. <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=96435> (consulté le mai 19, 2016).
- [63] N. Djongyang et R. Tchinda, « An investigation into thermal comfort and residential thermal environment in an intertropical sub-Saharan Africa region: Field study report during the Harmattan season in Cameroon », *Energy Convers. Manag.*, vol. 51, n° 7, p. 1391-1397, juill. 2010, doi: 10.1016/j.enconman.2010.01.011.
- [64] J. K. Maykot, R. F. Rupp, et E. Ghisi, « A field study about gender and thermal comfort temperatures in office buildings », *Energy Build.*, vol. 178, p. 254-264, nov. 2018, doi: 10.1016/j.enbuild.2018.08.033.
- [65] K. Cena et R. J. de Dear, « Field study of occupant comfort and office thermal environments in a hot, arid climate », American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, Inc., Atlanta, GA (US), juill. 1999. Consulté le: mars 16, 2019. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.osti.gov/biblio/20085617>.
- [66] X. J. Ye, Z. P. Zhou, Z. W. Lian, H. M. Liu, C. Z. Li, et Y. M. Liu, « Field study of a thermal environment and adaptive model in Shanghai », *Indoor Air*, vol. 16, n° 4, p. 320-326, août 2006, doi: 10.1111/j.1600-0668.2006.00434.x.
- [67] T. G. CENGİZ, « A field study on drivers of thermal comfort with road trials », *Gazi Univ. J. Sci.*, vol. 22, n° 4, p. 301–311, 2009.
- [68] H. C. Willem et K. W. Tham, « Associations between thermal perception and physiological indicators under moderate thermal stress », in *Scopus*, 2007, Consulté le: mai 30, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <https://scholarbank.nus.edu.sg/handle/10635/45914>.
- [69] N. Torbey-Sammour, « Amélioration du confort thermique par conditionnement thermique à proximité », Mines ParisTech, 2005.
- [70] M. Bassam, « Modélisation dynamique du confort thermique dans les bâtiments naturellement ventilés », p. 330.
- [71] J. F. Nicol, I. A. Raja, A. Allaudin, et G. N. Jamy, « Climatic variations in comfortable temperatures: the Pakistan projects », *Energy Build.*, vol. 30, n° 3, p. 261–279, 1999.
- [72] I. A. Raja, J. F. Nicol, K. J. McCartney, et M. A. Humphreys, « Thermal comfort: use of controls in naturally ventilated buildings », *Energy Build.*, vol. 33, n° 3, p. 235–244, 2001.
- [73] M. E. Fountain et C. Huizenga, « A thermal sensation prediction software tool for use by the profession.pdf ». ASHRAE Transactions, Vol. 103, Pt. 2., janv. 01, 1997.
- [74] D. Wang et H. Zhang, « Observations of upper-extremity skin temperature and corresponding overall-body thermal », *Info:*

- [75] W. Zeiler, M. Vesely, D. Vissers, et R. Li, « Thermal Response of Different Body Parts: The Fingertip as Control Sensor for Personalized Heating », *Energy Procedia*, vol. 78, p. 2766-2771, nov. 2015, doi: 10.1016/j.egypro.2015.11.622.
- [76] Y. GUAN, *Literature review of the advances in thermal comfort modeling*. s.l.: American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, 2003.
- [77] Y. Yao, Z. Lian, W. Liu, C. Jiang, Y. Liu, et H. Lu, « Heart rate variation and electroencephalograph--the potential physiological factors for thermal comfort study », *Indoor Air*, vol. 19, n° 2, p. 93-101, avr. 2009.
- [78] H. Zhang, « Human thermal sensation and comfort in transient and non-uniform thermal environments », *Cent. Built Environ.*, sept. 2003, Consulté le: mai 18, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://escholarship.org/uc/item/11m0n1wt>.
- [79] H. Zhang, E. Arens, C. Huizenga, et T. Han, « Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments: Part I: Local sensation of individual body parts », *Build. Environ.*, vol. 45, n° 2, p. 380-388, févr. 2010, doi: 10.1016/j.buildenv.2009.06.018.
- [80] H. Zhang, E. Arens, C. Huizenga, et T. Han, « Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments, part II: Local comfort of individual body parts », *Build. Environ.*, vol. 45, n° 2, p. 389-398, févr. 2010, doi: 10.1016/j.buildenv.2009.06.015.
- [81] H. Zhang, E. Arens, C. Huizenga, et T. Han, « Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments: Part III: whole-body sensation and comfort », *Cent. Built Environ.*, juin 2009, Consulté le: avr. 20, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://escholarship.org/uc/item/2tm289vb>.
- [82] D. Fiala, K. J. Lomas, et M. Stohrer, « A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system », *J. Appl. Physiol.*, vol. 87, n° 5, p. 1957-1972, nov. 1999.
- [83] C. Schmidt, C. van Treeck, et M. Kriegel, « Entwicklung eines Modellansatzes zur Bewertung der thermischen Behaglichkeit unter inhomogenen Klimabedingungen », Aachen, 2016.
- [84] C. Huizenga, Z. Hui, et E. Arens, « A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments », *Build. Environ.*, vol. 36, n° 6, p. 691-699, juill. 2001, doi: 10.1016/S0360-1323(00)00061-5.
- [85] D. Fiala, « Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort. », 1998, Consulté le: mai 18, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.dora.dmu.ac.uk/xmlui/handle/2086/4129>.
- [86] T. Han et L. Huang, « A Model for Relating a Thermal Comfort Scale to EHT Comfort Index », SAE International, Warrendale, PA, SAE Technical Paper 2004-01-0919, mars 2004. doi: 10.4271/2004-01-0919.
- [87] J. P. Rugh *et al.*, « Predicting human thermal comfort in a transient nonuniform thermal environment », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 92, n° 6, p. 721-727, sept. 2004, doi: 10.1007/s00421-004-1125-2.
- [88] R. Farrington, J. Rugh, D. Bharathan, H. Paul, G. Bue, et L. Trevino, « Using a sweating manikin, controlled by a human physiological model, to evaluate liquid cooling garments », 2005.
- [89] R. Farrington *et al.*, *Integrated Modeling to Predict Occupant Thermal Comfort* .

- [90] H. O. Nilsson et I. Holmér, « Comfort climate evaluation with thermal manikin methods and computer simulation models », *Indoor Air*, vol. 13, n° 1, p. 28-37, mars 2003.
- [91] Y. Cheng, J. Niu, et N. Gao, « Thermal comfort models: A review and numerical investigation », *Build. Environ.*, vol. 47, p. 13-22, janv. 2012, doi: 10.1016/j.buildenv.2011.05.011.
- [92] H. H. Pennes, « Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm », *J. Appl. Physiol.*, vol. 85, n° 1, p. 5–34, 1998.
- [93] A. C. Burton, « The Application of the Theory of Heat Flow to the Study of Energy MetabolismFive Figures », *J. Nutr.*, vol. 7, n° 5, p. 497-533, mai 1934, doi: 10.1093/jn/7.5.497.
- [94] B. Givoni et R. F. Goldman, « Predicting rectal temperature response to work, environment, and clothing », *J. Appl. Physiol.*, vol. 32, n° 6, p. 812-822, juin 1972.
- [95] « ISO 7730:1994 - Ambiances thermiques modérées -- Détermination des indices PMV et PPD et spécifications des conditions de confort thermique », ISO. http://www.iso.org/iso/fr/catalogue_detail.htm?csnumber=14567 (consulté le mai 18, 2016).
- [96] K. E. Charles, « Fanger's Thermal Comfort and Draught Models », oct. 2003.
- [97] P. O. Fanger, « How to apply models predicting thermal sensation and discomfort in practice. », *Building Research Establishment.*, Garston, UK:, p. 11-17, 1994.
- [98] A. Gagge, « A two node model of human temperature regulation in FORTRAN », *Bioastronautics Data Book*, p. 142–148, 1973.
- [99] B. W. Jones, « Capabilities and limitations of thermal models for use in thermal comfort standards », *Energy Build.*, vol. 34, n° 6, p. 653-659, juill. 2002, doi: 10.1016/S0378-7788(02)00016-6.
- [100] B. Jones, « Transient interaction between the human and the thermal environment », *ASHRAE Trans*, vol. 98, n° 1, p. 189–195, 1992.
- [101] B. Jones, Q. He, J. Sipes, et E. McCullough, « Character of Thermal Loads Imposed by Mass Rapid Transit Passengers on Vehicles' Environmental Control System », *Final Rep. ASHRAE Proj.*, 1993.
- [102] K. Katic, W. Zeiler, et G. Boxem, « Thermophysiological models: a first comparison », 2014, Consulté le: avr. 08, 2016. [En ligne]. Disponible sur: https://www.researchgate.net/profile/Katarina_Katic/publication/274249513_Thermophysiological_models_a_first_comparison/links/552b6d8f0cf29b22c9c1aa57.pdf.
- [103] E. H. Wissler, « A mathematical model of the human thermal system », *Bull. Math. Biophys.*, vol. 26, n° 2, p. 147-166, juin 1964, doi: 10.1007/BF02476835.
- [104] E. H. Wissler, « Whole-Body Human Thermal Modeling, an Alternative to Immersion in Cold Water and Other Unpleasant Endeavors », *J. Heat Transf.*, vol. 134, n° 3, p. 031019-031019, janv. 2012, doi: 10.1115/1.4005155.
- [105] S. Yokoyama, N. Kakuta, et K. Ochifuji, « Development of a new algorithm for heat transfer equation in the human body and its applications », *Appl. Hum. Sci. J. Physiol. Anthropol.*, vol. 16, n° 4, p. 153-159, juill. 1997.
- [106] H. H. Pennes, « Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm », *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, n° 2, p. 93-122, août 1948, doi: 10.1152/jappl.1948.1.2.93.

- [107] S. Yokoyama, M. Tao, et N. Kakuta, « Prediction Computer Program for Whole Body Temperatures and its Application under Various Working Level and Thermal Environmental Condition Combinations », *Ind. Health*, vol. 45, n° 1, p. 118-124, 2007, doi: 10.2486/indhealth.45.118.
- [108] E. A. McCullough et B. W. Jones, *A comprehensive data base for estimating clothing insulation*. 1985.
- [109] I. O. for Standardization et I. E. Commission, *Ergonomics of the Thermal Environment: Instruments for Measuring Physical Quantities*, vol. 7726. International Organization for Standardization, 1998.
- [110] W. D. van M. Lichtenbelt, A. J. H. Frijns, M. J. van Ooijen, D. Fiala, A. M. Kester, et A. A. van Steenhoven, « Validation of an individualised model of human thermoregulation for predicting responses to cold air », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 51, n° 3, p. 169-179, nov. 2006, doi: 10.1007/s00484-006-0060-9.
- [111] D. Fiala, G. Havenith, P. Bröde, B. Kampmann, et G. Jendritzky, « UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 56, n° 3, p. 429-441, avr. 2011, doi: 10.1007/s00484-011-0424-7.
- [112] A. Psikuta *et al.*, « Validation of the Fiala multi-node thermophysiological model for UTCI application », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 56, n° 3, p. 443-460, mai 2012, doi: 10.1007/s00484-011-0450-5.
- [113] N. Martínez *et al.*, « Validation of the thermophysiological model by Fiala for prediction of local skin temperatures », *Int. J. Biometeorol.*, mai 2016, doi: 10.1007/s00484-016-1184-1.
- [114] S. Tanabe, K. Kobayashi, J. Nakano, Y. Ozeki, et M. Konishi, « Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD) », *Energy Build.*, vol. 34, n° 6, p. 637-646, juill. 2002, doi: 10.1016/S0378-7788(02)00014-2.
- [115] Y. Kobayashi et S. Tanabe, « Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system », *Build. Environ.*, vol. 66, p. 1-10, août 2013, doi: 10.1016/j.buildenv.2013.04.013.
- [116] K. Katić, R. Li, et W. Zeiler, « Thermophysiological models and their applications: A review », *Build. Environ.*, vol. 106, p. 286-300, sept. 2016, doi: 10.1016/j.buildenv.2016.06.031.
- [117] B. R. M. Kingma, M. J. Vosselman, A. J. H. Frijns, A. A. van Steenhoven, et W. D. van Marken Lichtenbelt, « Incorporating neurophysiological concepts in mathematical thermoregulation models », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 58, n° 1, p. 87-99, janv. 2014, doi: 10.1007/s00484-012-0628-5.
- [118] L. Yi, L. Fengzhi, L. Yingxi, et L. Zhongxuan, « An integrated model for simulating interactive thermal processes in human–clothing system », *J. Therm. Biol.*, vol. 29, n° 7-8, p. 567-575, oct. 2004, doi: 10.1016/j.jtherbio.2004.08.071.
- [119] M. Salloum, N. Ghaddar, et K. Ghali, « A new transient bio-heat model of the human body », in *ASME 2005 Summer Heat Transfer Conference collocated with the ASME 2005 Pacific Rim Technical Conference and Exhibition on Integration and Packaging of MEMS, NEMS, and Electronic Systems*, 2005, p. 927–937.

- [120] J. STOLWIJK, « A mathematical model of physiological temperature regulation in man(Dynamic mathematical model of physiological regulation of body temperature in human beings) », 1971.
- [121] A. P. Avolio, « Multi-branched model of the human arterial system », *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 18, n° 6, p. 709-718, nov. 1980, doi: 10.1007/BF02441895.
- [122] B. Jones, « Non-steady state heat and mass transfer in fabrics », in *Proceedings of the International Symposium on Fiber Science and Technology, Yokohama*, 1994.
- [123] « R. Streblow. Thermal sensation and comfort model for inhomogeneous indoor environments. PhD thesis, RWTH Aachen and Fakultät für Maschinenwesen. Lehrstuhl für Gebäude- und Raumklimatechnik [419510], 2011. - Google Search ». https://www.google.com/search?q=R.+Streblow.+Thermal+sensation+and+comfort+model+for+inhomogeneous+indoor+environments.+PhD+thesis%2C+RWTH+Aachen+and+Fakult%C3%A4t+f%BCr+Maschinenwesen.+Lehrstuhl+f%BCr+Geb%C3%A4ude-+und+Raumklimatechnik+%5B419510%5D%2C+2011.&rlz=1C1CHBF_frFR816FR816&oq=R.+Streblow.+Thermal+sensation+and+comfort+model+for+inhomogeneous+indoor+environments.+PhD+thesis%2C+RWTH+Aachen+and+Fakult%C3%A4t+f%BCr+Maschinenwesen.+Lehrstuhl+f%BCr+Geb%C3%A4ude-+und+Raumklimatechnik+%5B419510%5D%2C+2011.&aqs=chrome..69i57.753j0j7&sourceid=chrome&ie=UTF-8 (consulté le avr. 08, 2019).
- [124] D. Wölki, « MORPHEUS: Modelica-based implementation of a numerical human model involving individual human aspects », Aachen, 2017.
- [125] H. Metzmacher, D. Wölki, C. Schmidt, et C. van Treeck, « Personalized Air-Conditioning in Electric Vehicles Using Sensor Fusion and Model Predictive Control », in *Energy and Thermal Management, Air-Conditioning, and Waste Heat Utilization*, 2019, p. 119-129.
- [126] R. McGuffin, R. Burke, C. Huizenga, H. Zhang, A. Vlahinos, et G. Fu, « Human thermal comfort model and manikin », *Cent. Built Environ.*, 2002, Consulté le: avr. 08, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://eprints.cdlib.org/uc/item/66k6g8dh.pdf>.
- [127] G. Havenith, Y. Inoue, V. Luttkholt, et W. L. Kenney, « Age predicts cardiovascular, but not thermoregulatory, responses to humid heat stress », *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 70, n° 1, p. 88-96, janv. 1995, doi: 10.1007/BF00601814.
- [128] G. Havenith, J. Coenen, L. Kistemaker, W. Kenney, et W. Kenney, « Climate and work load interact with individual characteristics in determining human heat stress responses », *Eur J Appl Physiol*, vol. 77, p. 231–241, 1998.
- [129] M. I. Gregersen et J. L. Nickerson, « Relation of Blood Volume and Cardiac Output to Body Type », *J. Appl. Physiol.*, vol. 3, n° 6, p. 329-341, déc. 1950.
- [130] A. R. Tilley, *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. Wiley, 2002.
- [131] J. D. Hardy et J. A. Stolwijk, « Partitional calorimetric studies of man during exposures to thermal transients », *J. Appl. Physiol.*, vol. 21, n° 6, p. 1799-1806, nov. 1966, doi: 10.1152/jappl.1966.21.6.1799.
- [132] W. D. van Marken Lichtenbelt, A. J. H. Frijns, D. Fiala, F. E. M. Janssen, A. M. J. van Ooijen, et A. A. van Steenhoven, « Effect of individual characteristics on a mathematical model of human thermoregulation », *J. Therm. Biol.*, vol. 29, n° 7-8, p. 577-581, oct. 2004, doi: 10.1016/j.jtherbio.2004.08.081.

- [133] P. Deurenberg, J. J. L. Pieters, et J. G. A. J. Hautvast, « The assessment of the body fat percentage by skinfold thickness measurements in childhood and young adolescence », *Br. J. Nutr.*, vol. 63, n° 2, p. 293-303, mars 1990, doi: 10.1079/BJN19900116.
- [134] « WHO | Human energy requirements », WHO, <http://www.who.int/nutrition/publications/nutrientrequirements/9251052123/en/> (consulté le juin 03, 2016).
- [135] S. Takada, H. Kobayashi, et T. Matsushita, « THERMAL MODEL OF HUMAN BODY TEMPERATURE REGULATION CONSIDERING INDIVIDUAL DIFFERENCE », in *Building Simulation*, p. 725–731.
- [136] A. P. Gagge et R. G. Nevins, « John B. Pierce Foundation 290 Congress Avenue, New Haven, CT », in *Thermal Analysis—human Comfort—indoor Environments: Proceedings of a Symposium Held at the National Bureau of Standards, Gaithersburg, Maryland, February 11, 1977*, 1977, vol. 491, p. 93, Consulté le: sept. 20, 2016. [En ligne]. Disponible sur: https://books.google.fr/books?hl=en&lr=&id=49fL2qrLF8gC&oi=fnd&pg=PA93&dq=nevins+effect+of+changes+in+ambient+temperature+and+level+of+humidity+on+comfort+and+thermal+sensation+ashrae+transactions+Nevins&ots=b146XXrfw0&sig=i4jjlqsNSz2iXkjPAMU6Gx_9sXM.
- [137] D. T. Novieto, « Adapting a human thermoregulation model for predicting the thermal response of older persons », 2013, Consulté le: mai 29, 2018. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.dora.dmu.ac.uk/xmlui/handle/2086/9489>.
- [138] D. T. Novieto et Y. Zhang, « Thermal comfort implications of the aging effect on metabolism, cardiac output and body weight », in *Adapting to Change: New Thinking on Comfort symposium, 9-11 April, 2010*, Consulté le: févr. 13, 2017. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.academia.edu/download/842518/ivmpg9bdub6454w.pdf>.
- [139] D. Holtz-Eakin, « Global population aging in the 21st century and its economic implications », in *The Congress of the United States O Congressional Budget Office*, 2005, p. 1–44.
- [140] X. Zhou, Z. Lian, et L. Lan, « An individualized human thermoregulation model for Chinese adults », *Build. Environ.*, vol. 70, p. 257-265, déc. 2013, doi: 10.1016/j.buildenv.2013.08.031.
- [141] D. Fiala et G. Havenith, « Modelling Human Heat Transfer and Temperature Regulation », in *The Mechanobiology and Mechanophysiology of Military-Related Injuries*, A. Gefen et Y. Epstein, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2016, p. 265-302.
- [142] NASA et editors Webb Associates, « Anthropometric Source Book Volume I: Anthropometry for Designers », Ohio: Yellow Springs, Athropom. Res. Proj. Staff, 1978.
- [143] NASA et editors Webb Associates, « Anthropometric Source Book Volume II: A Handbook of Anthropometric Data », Ohio: Yellow Springs, Athropom. Res. Proj. Staff, 1978.
- [144] T. S. Han et M. E. J. Lean, « Anthropometric indices of obesity and regional distribution of fat depots », *Int. Textb. Obes. Chichester U. K. John Wiley*, p. 51–65, 2001.
- [145] D. DuBOIS et E. F. DuBOIS, « FIFTH PAPER THE MEASUREMENT OF THE SURFACE AREA OF MAN », *Arch. Intern. Med.*, vol. XV, n° 5_2, p. 868-881, mai 1915, doi: 10.1001/archinte.1915.00070240077005.
- [146] P. O. Fanger, « Assessment of man's thermal comfort in practice », *Br. J. Ind. Med.*, vol. 30, n° 4, p. 313-324, janv. 1973, doi: 10.1136/oem.30.4.313.

- [147] J. Stolwijk, « A mathematical model of physiological temperature regulation in man, NASA Rept », *CR-1855*, 1971.
- [148] W. A. Lotens, Instituut voor Zintuigfysiologie TNO, et TU Delft, Delft University of Technology, « Heat transfer from humans wearing clothing ». TNO, janv. 01, 1993, Consulté le: juin 01, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://resolver.tudelft.nl/uuid:68158e88-8639-4a5f-9668-415d12edfe43>.
- [149] « 3562 -- Transient Interaction Between the Human and the Thermal Environment ». http://www.techstreet.com/standards/3562-transient-interaction-between-the-human-and-the-thermal-environment?product_id=1716724 (consulté le juin 01, 2016).
- [150] J. D. Hardy et E. F. Dubois, « The technic of measuring radiation and convection. », *J. Nutr.*, vol. 15, p. 461-475, 1938.
- [151] D. Wang, H. Zhang, E. Arens, et C. Huizenga, « Observations of upper-extremity skin temperature and corresponding overall-body thermal sensations and comfort », *Build. Environ.*, vol. 42, n° 12, p. 3933-3943, déc. 2007, doi: 10.1016/j.buildenv.2006.06.035.
- [152] H. Hensel, *Thermal sensations and thermoreceptors in man*. Thomas Springfield, IL, 1982.
- [153] M. Cabanac, « Plaisir ou déplaisir de la sensation thermique et homeothermie », *Physiol. Behav.*, vol. 4, n° 3, p. 359-364, mai 1969, doi: 10.1016/0031-9384(69)90189-9.
- [154] G. D. Mower, « Perceived intensity of peripheral thermal stimuli is independent of internal body temperature », *J. Comp. Physiol. Psychol.*, vol. 90, n° 12, p. 1152-1155, 1976, doi: 10.1037/h0077284.
- [155] M. Attia, « Thermal pleasantness and temperature regulation in man », *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 8, n° 3, p. 335-342, sept. 1984, doi: 10.1016/0149-7634(84)90056-3.
- [156] M. Cabanac, « Pleasure: the common currency », *J. Theor. Biol.*, vol. 155, n° 2, p. 173-200, mars 1992, doi: 10.1016/S0022-5193(05)80594-6.
- [157] S. Kuno, « Comfort and pleasantness », in *Pan Pacific Symposium on Building and Urban Environmental Conditioning in Asia*, 1995, vol. 2, p. 383–392.
- [158] J. Werner et M. Buse, « Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body », *J. Appl. Physiol.*, vol. 65, n° 3, p. 1110-1118, sept. 1988.
- [159] R. Gordon, « The response of a human temperature regulatory system model in the cold », 1974.
- [160] « THESEUS-FE Theory Manual, Release 2.0 »..
- [161] S. Paulke et E. Kreppold, « The Application of Thermal Simulation Techniques for Seat Comfort Optimizations », 2008.
- [162] E. McCullough, P. D. E. Jones, et P. J. Huck, « A Comprehensive Data Base for Estimating Clothing Insulation ».
- [163] E. A. McCULLOUGH, « A Data Base for Determining the Evaporative Resistance of Clothing », *ASHRAE Trans*, vol. 95, p. 316-328, 1989.
- [164] D. Fiala, K. J. Lomas, et M. Stohrer, « Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 45, n° 3, p. 143-159, doi: 10.1007/s004840100099.

- [165] D. Wölki, C. van Treeck, Y. Zhang, S. Stratbucker, S. R. Bolineni, et A. Holm, « Individualization of virtual thermal manikin models for predicting thermophysical responses », *Indoor Air*, 2011, Consulté le: juill. 27, 2016. [En ligne]. Disponible sur: http://www.theses-europe.com/thes_content/publications/articles/201106_paper_fraunhofer_individualisation-of-virtual-thermal-manikin-models-for-predicting-thermophysical-responses_en.pdf.
- [166] B. Olesen, « The skin temperature distribution for resting man in comfort », *Archives Sci. Physiol.*, vol. 27, n° 4, p. A385–A393, 1973.
- [167] K. Giering, I. Lamprecht, et O. Minet, *Specific heat capacities of human and animal tissues*, vol. 2624. 1996.
- [168] J. C. Chato, « Selected thermophysical properties of biological materials. In: Shitzer A., and R.C. Eberhart. Heat Transfer in Medicine and Biology - Analysis and Applications », vol. 2, New York and London: Plenum Press, 1985, p. appx 2.
- [169] R. G. Gordon, R. B. Roemer, et S. M. Horvath, « A Mathematical Model of the Human Temperature Regulatory System - Transient Cold Exposure Response », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-23, n° 6, p. 434-444, nov. 1976, doi: 10.1109/TBME.1976.324601.
- [170] M. B. Ducharme et P. Tikuosis, « In vivo thermal conductivity of the human forearm tissues », *J. Appl. Physiol.*, vol. 70, n° 6, p. 2682-2690, juin 1991.
- [171] ICRP, « Annexes A-D », *Ann. ICRP*, vol. 39, n° 2, p. 47-70, avr. 2009, doi: 10.1016/j.icrp.2009.07.005.
- [172] M. G. Hayward et W. R. Keatinge, « Roles of subcutaneous fat and thermoregulatory reflexes in determining ability to stabilize body temperature in water. », *J. Physiol.*, vol. 320, p. 229, 1981.
- [173] S. B. Heymsfield, A. Martin-Nguyen, T. M. Fong, D. Gallagher, et A. Pietrobelli, « Body circumferences: clinical implications emerging from a new geometric model », *Nutr. Metab.*, vol. 5, p. 24, oct. 2008, doi: 10.1186/1743-7075-5-24.
- [174] S. B. Heymsfield, Z. Wang, M. Visser, D. Gallagher, et R. N. Pierson, « Techniques used in the measurement of body composition: an overview with emphasis on bioelectrical impedance analysis », *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 64, n° 3 Suppl, p. 478S-484S, 1996, doi: 10.1093/ajcn/64.3.478S.
- [175] J. C. K. Wells et M. S. Fewtrell, « Measuring body composition », *Arch. Dis. Child.*, vol. 91, n° 7, p. 612-617, juill. 2006, doi: 10.1136/adc.2005.085522.
- [176] D. Wölki, C. A. van Treeck, et J. Hensen, « MORPHEUS: Modelica-based implementation of a numerical human model involving individual human aspects », Aachen, 2017.
- [177] A. R. Behnke, « Anthropometric fractionation of body weight », *J. Appl. Physiol.*, vol. 16, p. 949-954, nov. 1961, doi: 10.1152/jappl.1961.16.6.949.
- [178] W. J. Kraemer et S. J. Fleck, *Optimizing Strength Training: Designing Nonlinear Periodization Workouts*. Human Kinetics, 2007.
- [179] T. H. ALLEN, M. T. PENG, K. P. CHEN, T. F. HUANG, C. CHANG, et H. S. FANG, « Prediction of blood volume and adiposity in man from body weight and cube of height. », *Metabolism*, vol. 5, p. 328-345, 1956.
- [180] W. E. Siri, « Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods », *Tech. Meas. Body Compos.*, vol. 61, p. 223–44, 1961.

- [181] L. K. Osterkamp, « Current Perspective on Assessment of Human Body Proportions of Relevance to Amputees », *J. Am. Diet. Assoc.*, vol. 95, n° 2, p. 215-218, févr. 1995, doi: 10.1016/S0002-8223(95)00050-X.
- [182] F. Regnault, « Essai sur les proportions du corps », *Bull. Mém. Société Anthropol. Paris*, vol. 4, n° 1, p. 276-291, 1903, doi: 10.3406/bmsap.1903.6503.
- [183] P. T. Katzmarzyk et W. R. Leonard, « Climatic influences on human body size and proportions: Ecological adaptations and secular trends », *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 106, n° 4, p. 483-503, août 1998, doi: 10.1002/(SICI)1096-8644(199808)106:4<483::AID-AJPA4>3.0.CO;2-K.
- [184] W. van Marken Lichtenbelt, A. Frijns, M. J van Ooijen, D. Fiala, A. M Kester, et A. A van Steenhoven, « Validation of an individualised model of human thermoregulation for predicting responses to cold air », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 51, p. 169-79, février 2007, doi: 10.1007/s00484-006-0060-9.
- [185] A. Oommen, A. Mainker, et T. Oommen, « A study of the correlation between hand length and foot length in humans », *J Anat Soc India*, vol. 54, n° 2, p. 55-7, 2005.
- [186] webmaster@calculer.com, ©2014, « Calcul et correspondances de pointures de chaussures », *Calculer.com*. www.calculer.com/guide-des-tailles/calcul-et-correspondance-de-pointure-de-chaussures.php (consulté le sept. 24, 2019).
- [187] J. L. Kuk, S. Lee, S. B. Heymsfield, et R. Ross, « Waist circumference and abdominal adipose tissue distribution: influence of age and sex », *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 81, n° 6, p. 1330-1334, juin 2005, doi: 10.1093/ajcn/81.6.1330.
- [188] A. Saltelli, S. Tarantola, F. Campolongo, et M. Ratto, *Sensitivity Analysis in Practice: A Guide to Assessing Scientific Models*. John Wiley & Sons, 2004.
- [189] M. D. Morris, « Factorial Sampling Plans for Preliminary Computational Experiments », *Technometrics*, vol. 33, n° 2, p. 161-174, mai 1991, doi: 10.1080/00401706.1991.10484804.
- [190] E. De Rocquigny, N. Devictor, et S. Tarantola, *Uncertainty in industrial practice: a guide to quantitative uncertainty management*. John Wiley & Sons, 2008.
- [191] A. Saltelli *et al.*, *Global sensitivity analysis: the primer*. John Wiley & Sons, 2008.
- [192] M.-L. Pannier, « Étude de la quantification des incertitudes en analyse de cycle de vie des bâtiments », oct. 2017, Consulté le: juin 19, 2019. [En ligne]. Disponible sur: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/tel-02073607>.
- [193] F. Munaretto, « Étude de l'influence de l'inertie thermique sur les performances énergétiques des bâtiments », p. 355.
- [194] A. Saltelli, P. Annoni, I. Azzini, F. Campolongo, M. Ratto, et S. Tarantola, « Variance based sensitivity analysis of model output. Design and estimator for the total sensitivity index », *Comput. Phys. Commun.*, vol. 181, p. 259-270, 2010, doi: 10.1016/j.cpc.2009.09.018.
- [195] A. Saltelli, « Making best use of model evaluations to compute sensitivity indices », *Comput. Phys. Commun.*, vol. 145, n° 2, p. 280-297, mai 2002, doi: 10.1016/S0010-4655(02)00280-1.
- [196] R. Faivre, B. Iooss, S. Mahévas, D. Makowski, et H. Monod, *Analyse de sensibilité et exploration de modèles: Application aux sciences de la nature et de l'environnement*. Editions Quae, 2013.

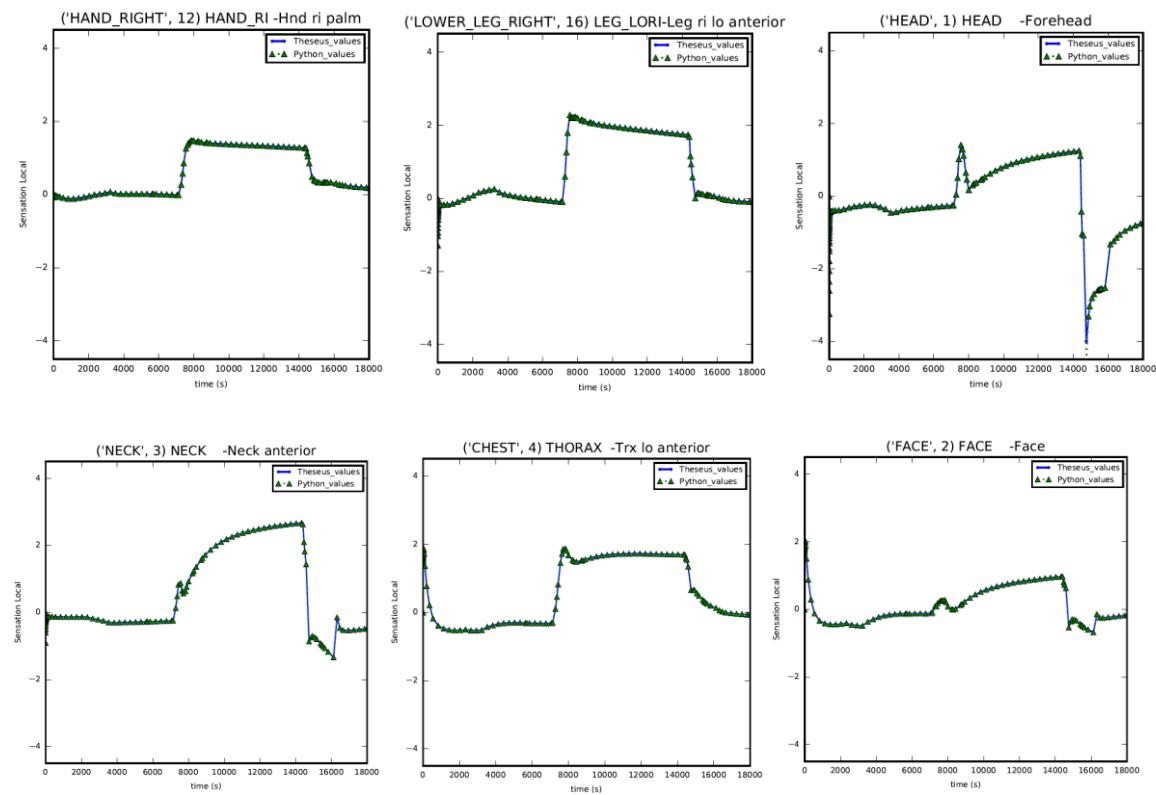
- [197] G. E. B. Archer, A. Saltelli, et I. M. Sobol, « Sensitivity measures,anova-like Techniques and the use of bootstrap », *J. Stat. Comput. Simul.*, vol. 58, n° 2, p. 99-120, mai 1997, doi: 10.1080/00949659708811825.
- [198] D. Fiala, « Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort », HOCHSCHULE FÜR TECHNIK, 1998.
- [199] Gordon CC, Blackwell CL, Bradtmiller B, Parham JL, Barrientos P, Paquette SP, Corner BD, Carson JM, Venezia JC, Rockwell BM, Mucher M, and Kristensen S., « 2012 Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics. », NATICK/TR-15/***. Natick, MA: U.S. Army Natick Soldier RD&E Center, in press, 2014.
- [200] D. J. Macfarlane, N. T.-Y. Chan, M. A. Tse, et G. M. Joe, « Agreement between bioelectrical impedance and dual energy X-ray absorptiometry in assessing fat, lean and bone mass changes in adults after a lifestyle intervention », *J. Sports Sci.*, vol. 34, n° 12, p. 1176-1181, juin 2016, doi: 10.1080/02640414.2015.1096416.
- [201] R. B. McBride *et al.*, « A proposal for strength-of-agreement criteria for Lins Concordance Correlation Coefficient », janv. 2005, Consulté le: sept. 23, 2019. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.scienceopen.com/document?vid=e3cffed-a777-439b-b244-b4acba7f0c7>.
- [202] L. Wang et S. S. Hui, « Validity of Four Commercial Bioelectrical Impedance Scales in Measuring Body Fat among Chinese Children and Adolescents », *BioMed Research International*, 2015. <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/614858/> (consulté le sept. 21, 2018).
- [203] « Understand the InBody Result Sheet », *InBody USA*. <https://inbodyusa.com/general/result-sheet-interpretation/> (consulté le oct. 15, 2018).
- [204] S. Kennedy, L. Ryan, A. Fraser, et M. E. Clegg, « Comparison of the GEM and the ECAL indirect calorimeters against the Deltatrac for measures of RMR and diet-induced thermogenesis », *J. Nutr. Sci.*, vol. 3, nov. 2014, doi: 10.1017/jns.2014.58.
- [205] L. Lupinsky *et al.*, « Comparison between two metabolic monitors in the measurement of resting energy expenditure and oxygen consumption in diabetic and non-diabetic ambulatory and hospitalized patients », *Nutr. Burbank Los Angel. Cty. Calif.*, vol. 31, n° 1, p. 176-179, janv. 2015, doi: 10.1016/j.nut.2014.07.013.
- [206] D. C. Nieman *et al.*, « Validation of Cosmed's FitMate in measuring oxygen consumption and estimating resting metabolic rate », *Res. Sports Med. Print*, vol. 14, n° 2, p. 89-96, juin 2006, doi: 10.1080/15438620600651512.
- [207] « (22) (PDF) Effect of body surface area calculations on body fat estimates in non-obese and obese subjects ». https://www.researchgate.net/publication/6767458_Effect_of_body_surface_area_calculations_on_body_fat_estimates_in_non-obese_and_obese_subjects (consulté le sept. 26, 2019).
- [208] « What are the guidelines for percentage of body fat loss? », *ACE Fit / Fitness Information*. <https://www.acefitness.org/acefit/healthy-living-article/60/112/what-are-the-guidelines-for-percentage-of-body-fat> (consulté le août 27, 2017).
- [209] MOUTH, N. D., « What are the guidelines for percentage of body fat loss? », *MOUTH, N. (ed.). UCLA Mattel Children's Hospital.*, vol. 2009.

- [210] J. Verbraecken, P. Van de Heyning, W. De Backer, et L. Van Gaal, « Body surface area in normal-weight, overweight, and obese adults. A comparison study », *Metabolism.*, vol. 55, n° 4, p. 515-524, avr. 2006, doi: 10.1016/j.metabol.2005.11.004.
- [211] A. Shitzer, E. Arens, et H. Zhang, « Compilation of basal metabolic and blood perfusion rates in various multi-compartment, whole-body thermoregulation models », *Int. J. Biometeorol.*, vol. 60, n° 7, p. 1051-1064, juill. 2016, doi: 10.1007/s00484-015-1096-5.
- [212] L. Edwards Lifesciences, *Normal Hemodynamic Parameters—Adult*. 2009.
- [213] P. W. Scherer et L. M. Hanna, « Heat and Water Transport in the Human Respiratory System », in *Heat Transfer in Medicine and Biology*, Springer, Boston, MA, 1985, p. 287-306.
- [214] J. D. Hardy et C. Muschenheim, « THE RADIATION OF HEAT FROM THE HUMAN BODY. IV. THE EMISSION, REFLECTION, AND TRANSMISSION OF INFRA-RED RADIATION BY THE HUMAN SKIN », *J. Clin. Invest.*, vol. 13, n° 5, p. 817-831, sept. 1934, doi: 10.1172/JCI100624.
- [215] R. P. Clark, B. J. Mullan, et L. G. Pugh, « Skin temperature during running--a study using infrared colour thermography. », *J. Physiol.*, vol. 267, n° 1, p. 53-62, mai 1977.
- [216] J. A. Hodgdon et M. B. Beckett, « Prediction of percent body fat for US Navy women from body circumferences and height », DTIC Document, 1984.
- [217] J. Hodgdon et M. Beckett, « Prediction of Percent Body Fat for US Navy Men from Body Circumferences and Height », DTIC Document, 1984.
- [218] X. Zhou, Z. Lian, et L. Lan, « An individualized human thermoregulation model for Chinese adults », *Build. Environ.*, vol. 70, p. 257-265, déc. 2013, doi: 10.1016/j.buildenv.2013.08.031.
- [219] P. Deurenberg, K. Ge, J. G. Hautvast, et J. Wang, « Body mass index as predictor for body fat:comparison between Chinese and Dutch adult subjects », *Asia Pac. J. Clin. Nutr.*, vol. 6, n° 2, p. 102-105, juin 1997.
- [220] J. Antonio, D. Kalman, J. R. Stout, M. Greenwood, D. S. Willoughby, et G. G. Haff, Éd., *Essentials of Sports Nutrition and Supplements*. Humana Press, 2008.
- [221] J. Brožek, F. Grande, J. T. Anderson, et A. Keys, « Densitometric Analysis of Body Composition: Revision of Some Quantitative Assumptions* », *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 110, n° 1, p. 113-140, 1963, doi: 10.1111/j.1749-6632.1963.tb17079.x.
- [222] D. L. Duren *et al.*, « Body Composition Methods: Comparisons and Interpretation », *J. Diabetes Sci. Technol. Online*, vol. 2, n° 6, p. 1139-1146, nov. 2008.
- [223] A. Pietrobelli, C. Formica, Z. Wang, et S. B. Heymsfield, « Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts », *Am. J. Physiol.*, vol. 271, n° 6 Pt 1, p. E941-951, déc. 1996, doi: 10.1152/ajpendo.1996.271.6.E941.
- [224] L. E. Davidson *et al.*, « Predicting Fat Percent by Skinfolds in Racial Groups: Durnin and Womersley Revisited », *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, n° 3, p. 542-549, mars 2011, doi: 10.1249/MSS.0b013e3181ef3f07.

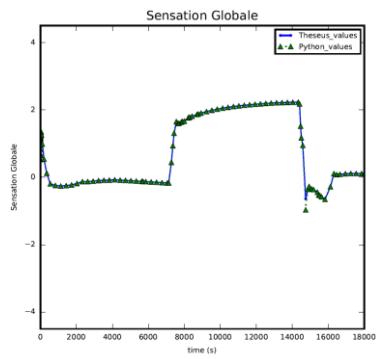
Annexes

Annexe A. Validation Implémentation du modèle de Zhang en langage Python

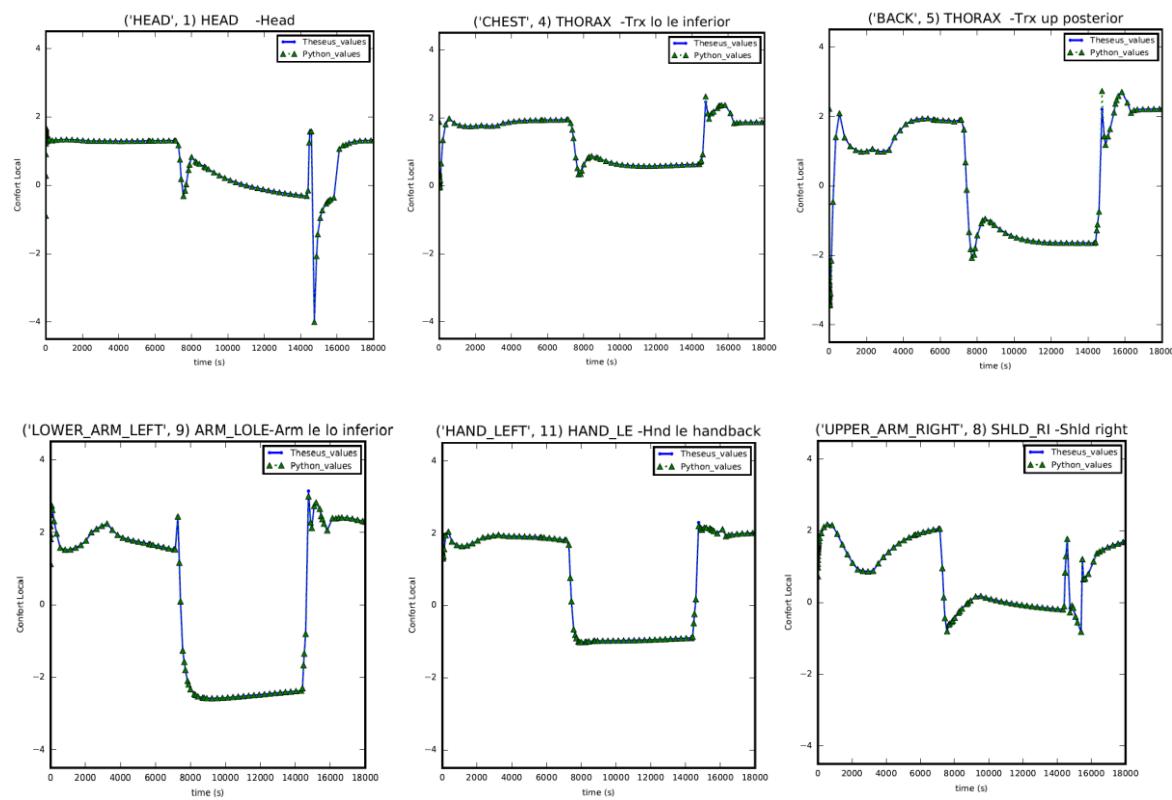
Validation du Modèle de Sensation Locale



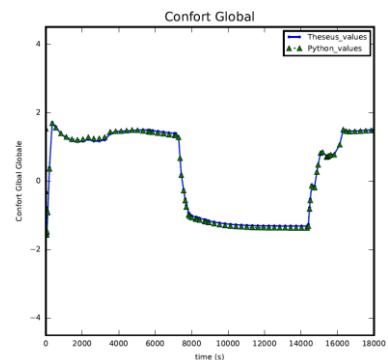
Validation du modèle de Sensation Globale



Validation du modèle de confort local



Validation du modèle de confort global



Annexe B. Article vote

Annexe C. Coefficients de pondération modèle sensoriel

Tableau 35 Coefficients de pondération du modèle de Znag (2003)

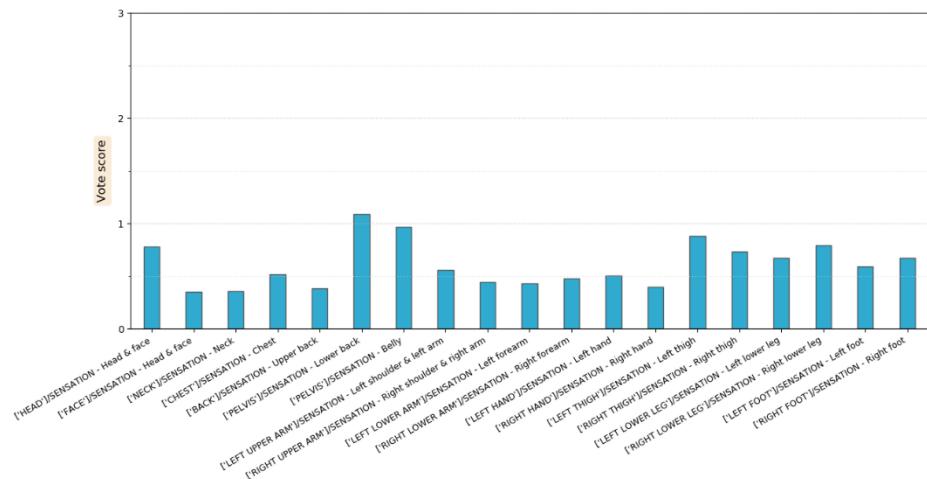
BodyPart	DTsk <0				DTsk>0				C6	C71	C72	C8	n
	C1	C2	C1	C2	K1	C3	C31	C32					
HEAD	0.4	543	1.3	90	0.2	0	0	1.39	1.27	0.28	0.4	0.5	2
FACE	0.15	37	0.7	105	0.1	-2289	-0.11	0.11	2.02	0	0.4	0.41	1.5
NECK	0.4	173	1.25	217	0.15	0	0	0	1.96	0	0	-0.19	1
CHEST	0.35	39	0.6	136	0.1	-2135	-1.07	0	1.74	0.35	0	0	2
BACK	0.3	88	0.7	192	0.1	-4054	-0.5	0.59	2.22	0.74	0	0	1
PELVIS	0.2	75	0.4	137	0.15	-5053	-1	0.38	2.7	0.83	-0.64	-0.75	1
LEFT UPPER ARM	0.3	156	0.4	167	0.1	0	-0.43	0	2.2	0	0	-0.33	1
RIGHT UPPER ARM	0.3	156	0.4	167	0.1	0	-0.43	0	2.2	0	0	-0.33	1
LEFT LOWER ARM	0.3	144	0.7	125	0.1	0	-1.64	0.34	2.38	1.18	0.28	-0.41	1
RIGHT LOWER ARM	0.3	144	0.7	125	0.1	0	-1.64	0.34	2.38	1.18	0.28	-0.41	1
LEFT HAND	0.2	19	0.45	46	0.15	0	-0.8	0.8	1.99	0.48	0.48	0	1
RIGHT HAND	0.2	19	0.45	46	0.15	0	-0.8	0.8	1.99	0.48	0.48	0	1
LEFT THIGH	0.2	151	0.3	263	0.1	0	0	0	1.98	0	0	0	1
RIGHT THIGH	0.2	151	0.3	263	0.1	0	0	0	1.98	0	0	0	1
LEFT LOWER LEG	0.3	206	0.4	212	0.1	0	-1	1.5	1.27	0.4	1.22	0.36	1.5
RIGHT LOWER LEG	0.3	206	0.4	212	0.1	0	-1	1.5	1.27	0.4	1.22	0.36	1.5
LEFT FOOT	0.25	109	0.25	162	0.15	0	-2.31	0.21	1.62	0.5	0.3	-0.25	2
RIGHT FOOT	0.25	109	0.25	162	0.15	0	-2.31	0.21	1.62	0.5	0.3	-0.25	2

Tableau 36 Coefficients de pondération du modèle de Znag (2010)

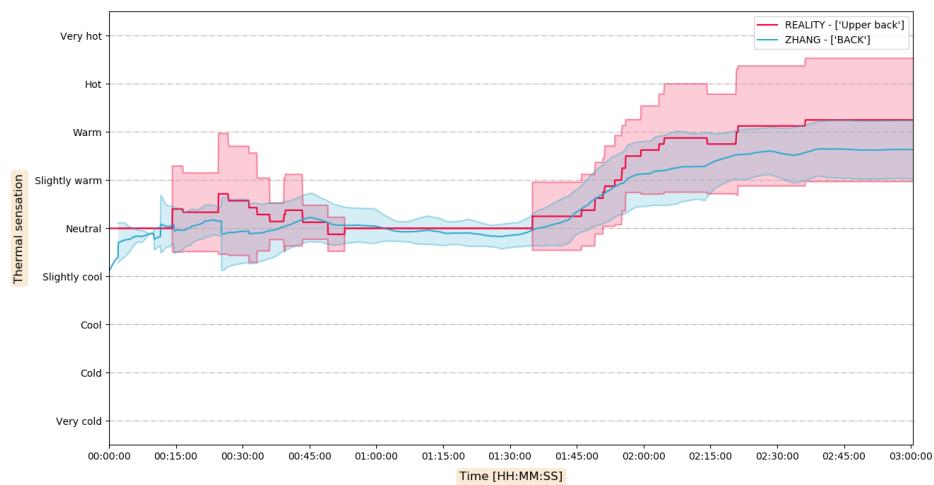
BodyPart	DTsk <0				DTsk>0				C6	C71	C72	C8	n
	C1	C2	C1	C2	K1	C3	C31	C32					
HEAD	0.4	1.3	0.2	543	90	0	-0.35	0.35	2.17	0.28	0.4	0.5	2
FACE	0.15	0.7	0.1	37	105	-2289	-0.11	0.11	2.02	0	0.4	0.41	1.5
NECK	0.4	1.3	0.15	173	217	0	0	0	1.96	0	0	-0.19	1
CHEST	0.35	0.6	0.1	39	136	-2135	-0.66	0.66	2.1	1.39	0.9	0	2
BACK	0.3	0.7	0.1	88	192	-4054	-0.45	0.45	2.1	0.96	0	0	1
PELVIS	0.2	0.4	0.15	75	137	-5053	-0.59	0	2.06	0.5	0	-0.51	1
LEFT UPPER ARM	0.3	0.4	0.1	156	167	0	-0.3	0.35	2.14	0	0	-0.4	1
RIGHT UPPER ARM	0.3	0.4	0.1	156	167	0	-0.3	0.35	2.14	0	0	-0.4	1
LEFT LOWER ARM	0.3	0.7	0.1	144	125	0	-0.23	0.23	2	0	1.71	-0.68	1
RIGHT LOWER ARM	0.3	0.7	0.1	144	125	0	-0.23	0.23	2	0	1.71	-0.68	1
LEFT HAND	0.2	0.5	0.15	19	46	0	-0.8	0.8	1.98	0.48	0.48	0	1
RIGHT HAND	0.2	0.5	0.15	19	46	0	-0.8	0.8	1.98	0.48	0.48	0	1
LEFT THIGH	0.2	0.3	0.1	151	263	0	0	0	1.98	0	0	0	1
RIGHT THIGH	0.2	0.3	0.1	151	263	0	0	0	1.98	0	0	0	1
LEFT LOWER LEG	0.3	0.4	0.1	206	212	0	-0.2	0.61	2	1.67	0	0	1.5
RIGHT LOWER LEG	0.3	0.4	0.1	206	212	0	-0.2	0.61	2	1.67	0	0	1.5
LEFT FOOT	0.25	0.3	0.15	109	162	0	-0.91	0.4	2.13	0.5	0.3	0	2
RIGHT FOOT	0.25	0.3	0.15	109	162	0	-0.91	0.4	2.13	0.5	0.3	0	2

Annexe D. Validation de la première brique du modèle de Zhang

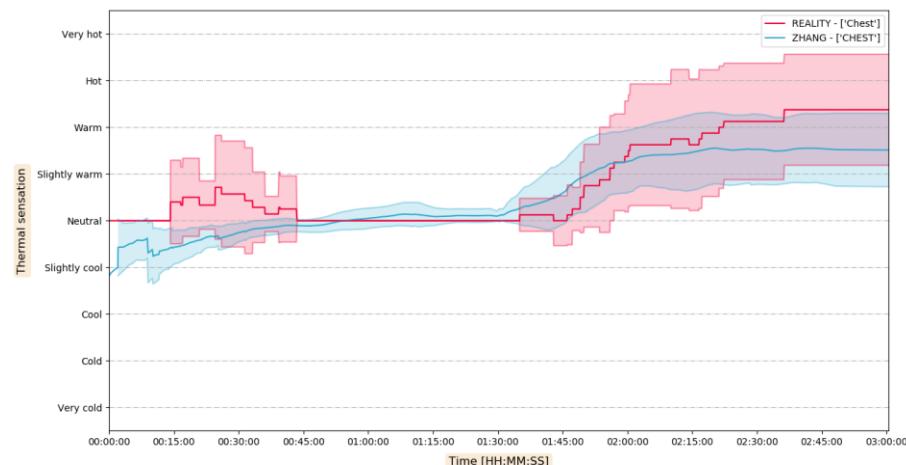
RMSD between Zhang's predictions and real votes, following measuring points



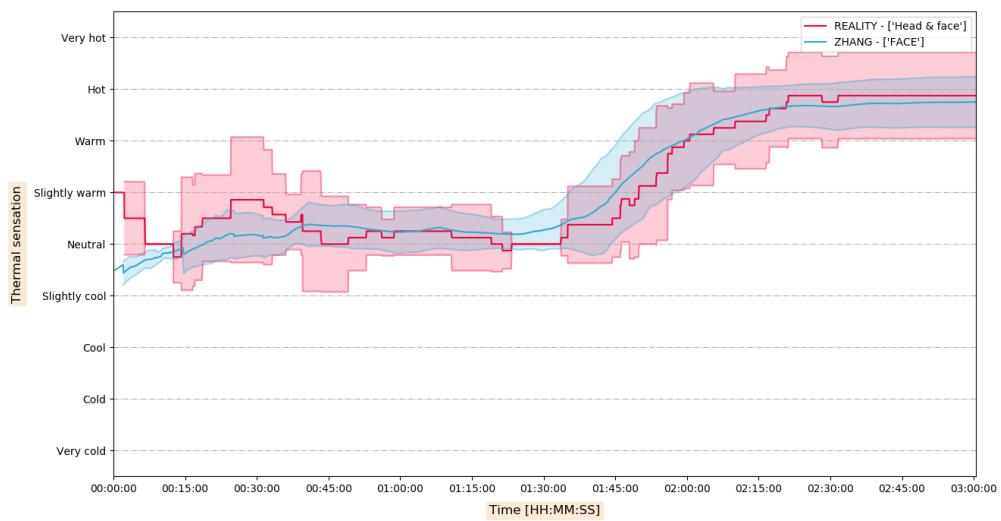
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Back



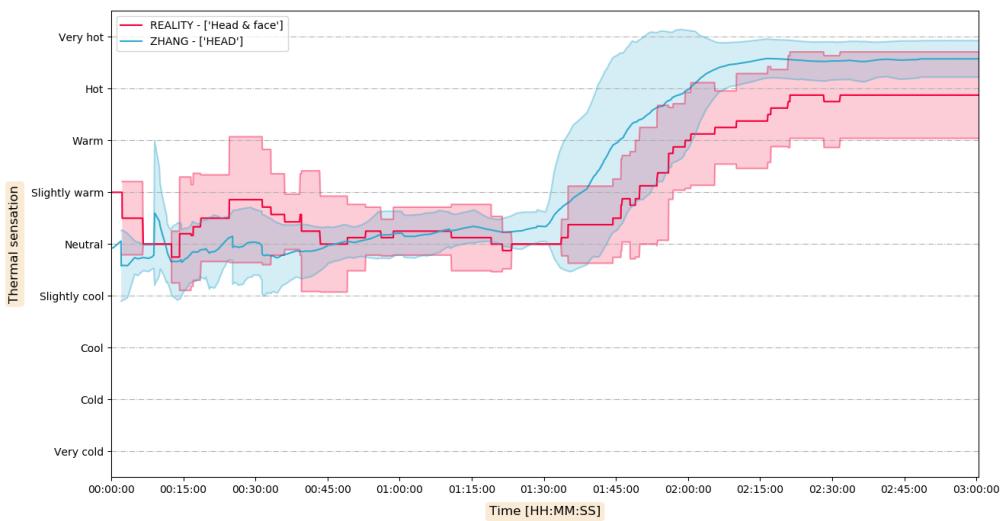
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Chest



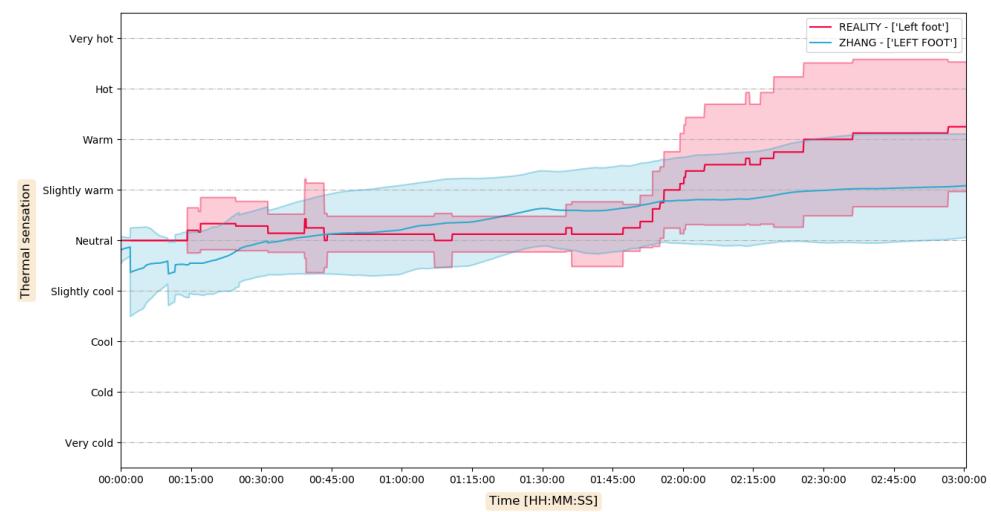
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Face

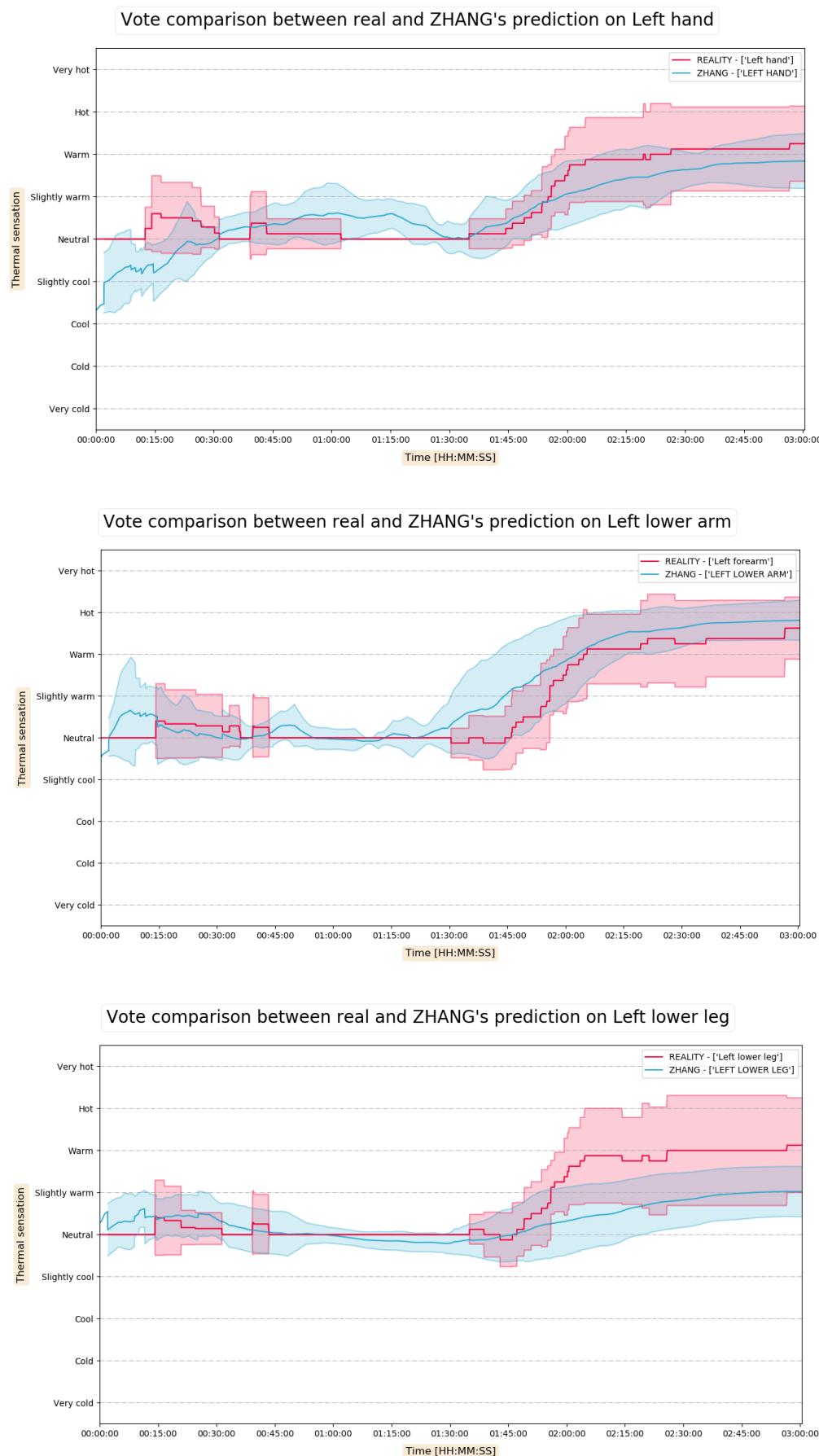


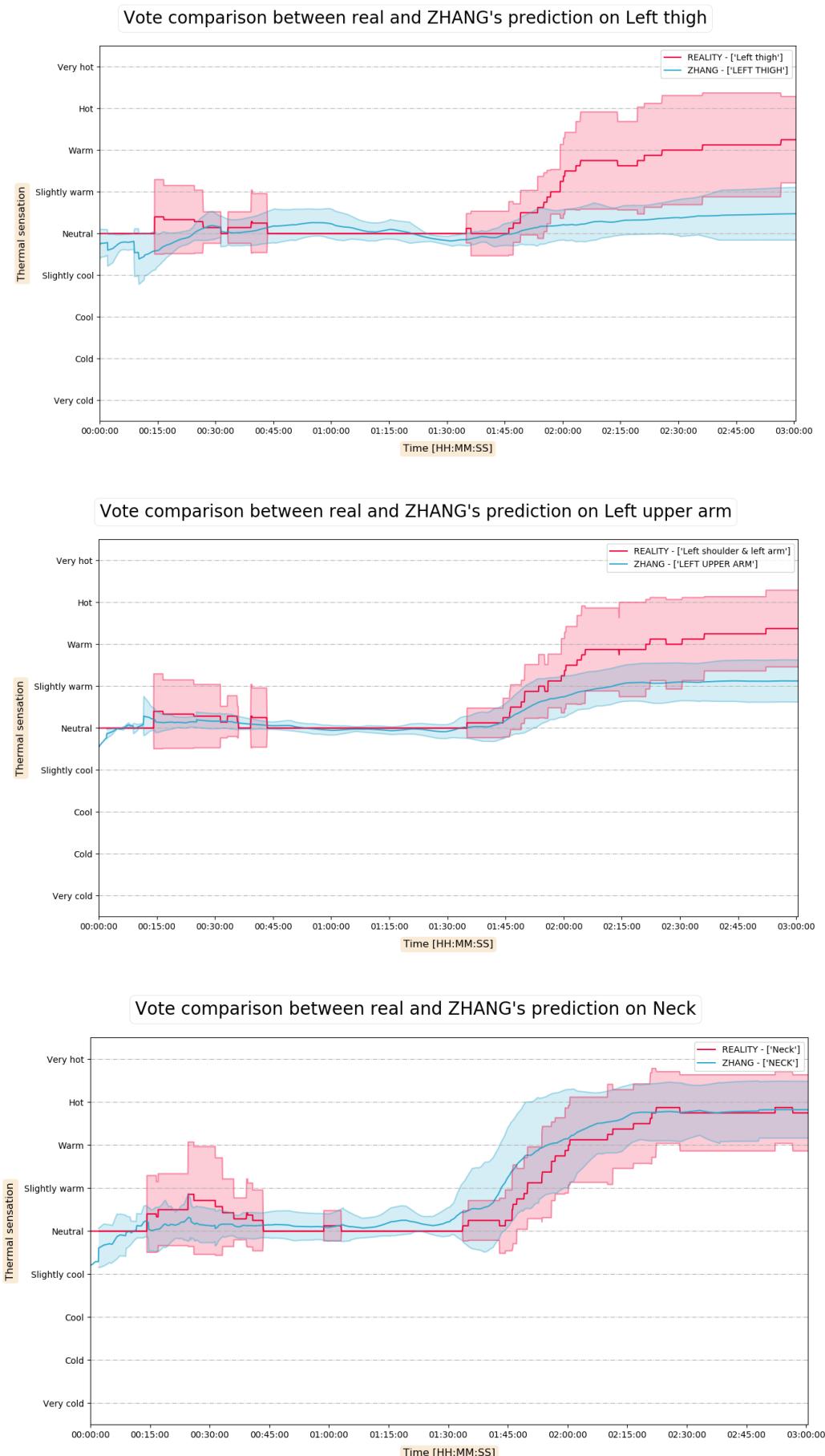
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Head



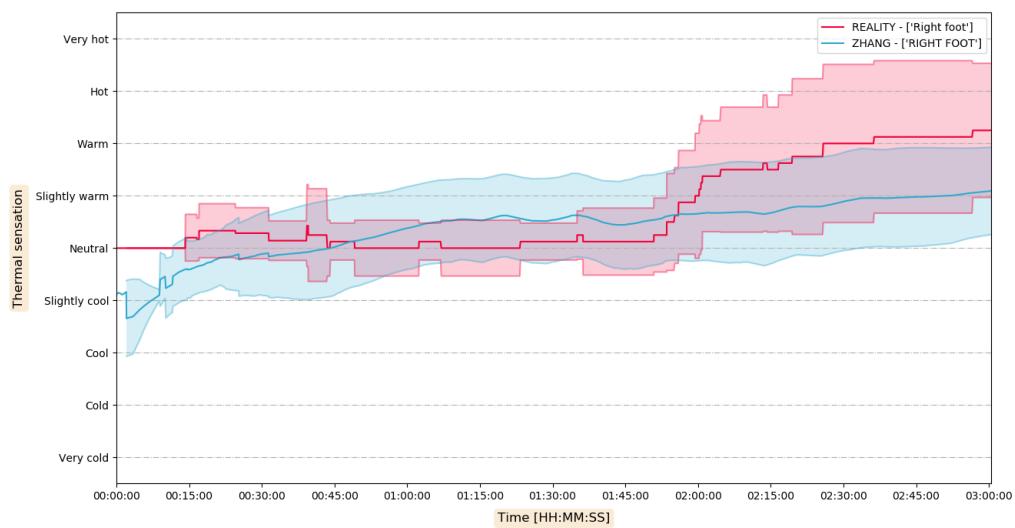
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Left foot



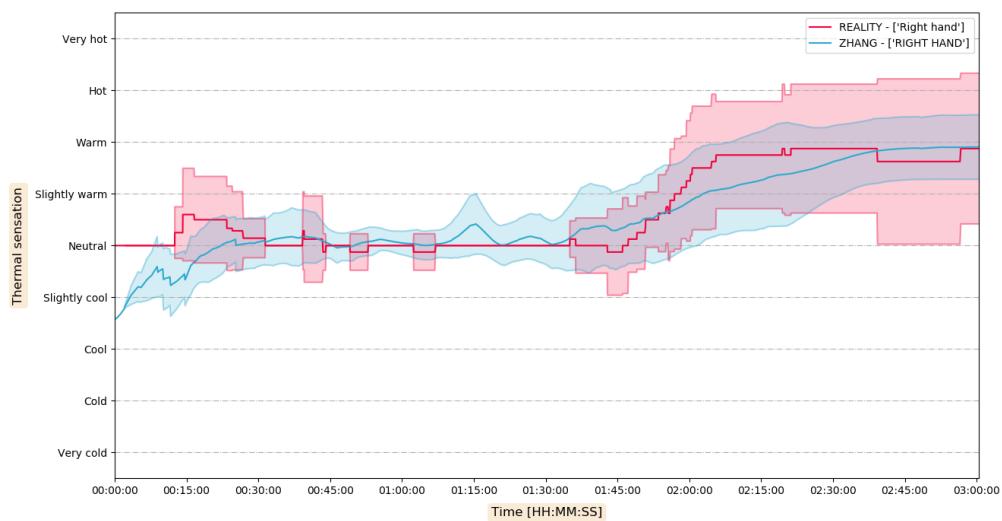




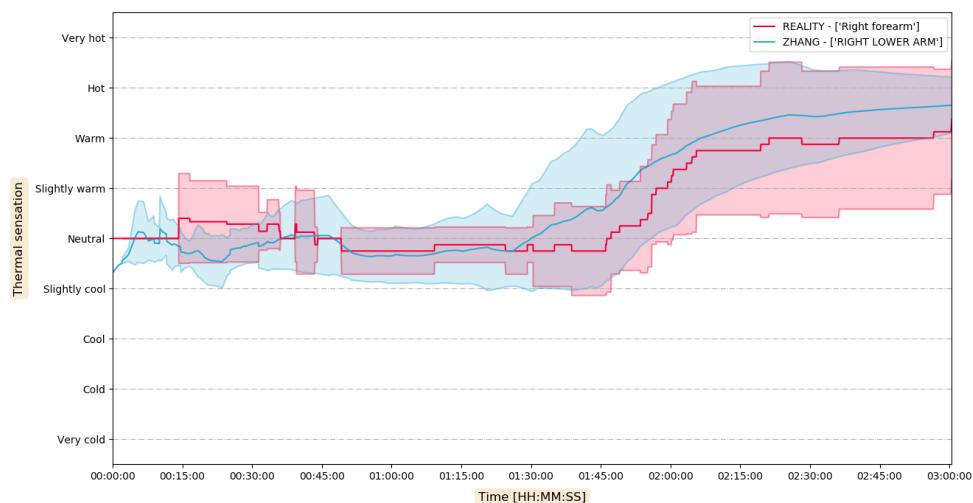
Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Right foot

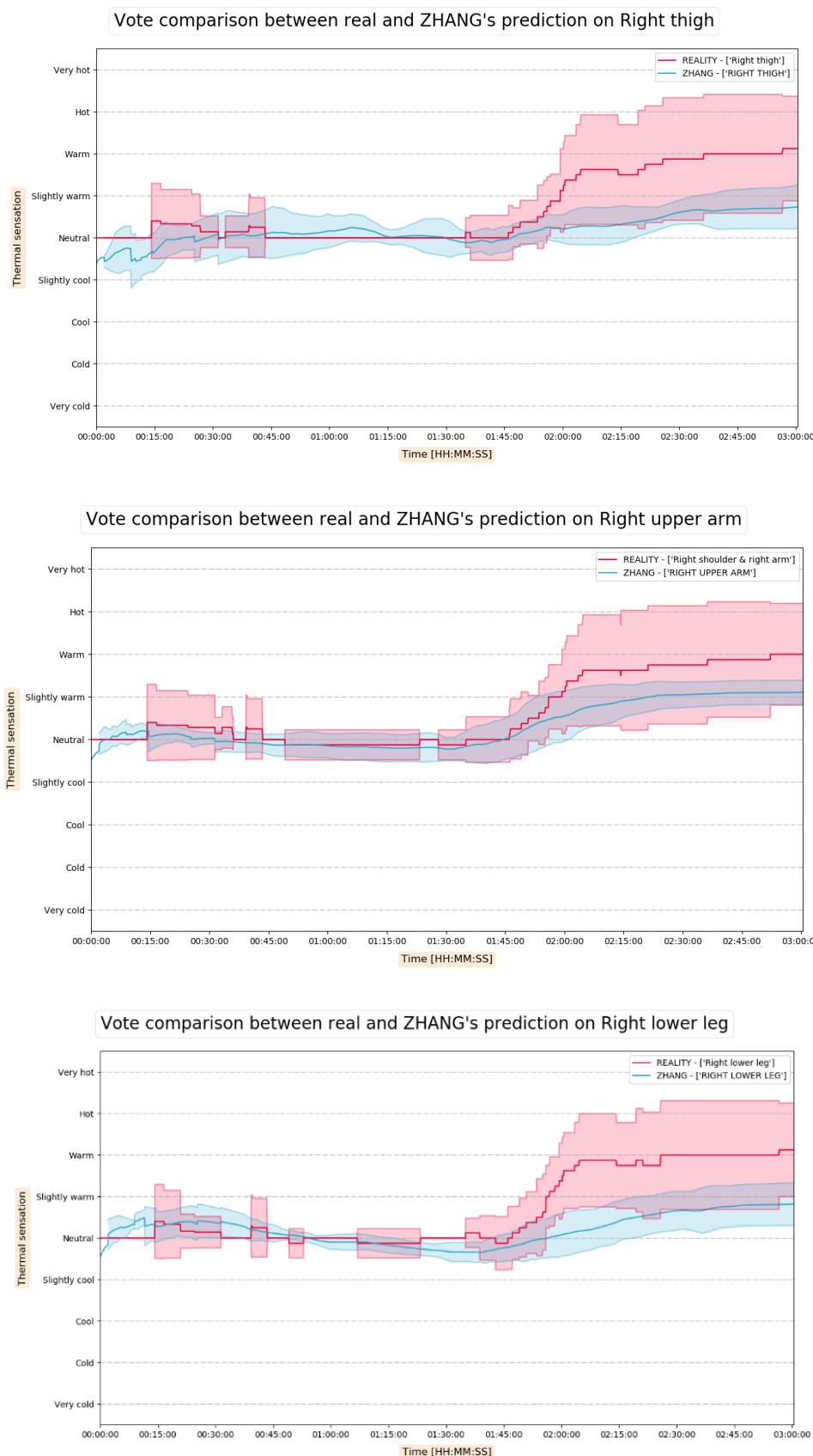


Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Right hand



Vote comparison between real and ZHANG's prediction on Right lower arm





Annexe E. Sensibilité de la sensation thermique au changement de température de peau

Liste des sensibilités par élément

Element	$\Delta T_{sk}>0$	$\Delta T_{sk}<0$
HEAD	0.3298842	0.49489294
FACE	0.38449818	1.02099119
NECK	0.32584655	0.50208091
CHEST	0.41901995	0.59398294
BACK	0.38449818	0.65898322
PELVIS	0.50208091	0.7438869
UPPER_ARM_LEFT	0.54294198	0.67412774
UPPER_ARM_RIGHT	0.54294198	0.67412774
LOWER_ARM_LEFT	0.38449818	0.65898322
LOWER_ARM_RIGHT	0.38449818	0.65898322
HAND_LEFT	0.46888315	0.7438869
HAND_RIGHT	0.46888315	0.7438869
THIGH_LEFT	0.65898322	0.83258644
THIGH_RIGHT	0.65898322	0.83258644
LOWER_LEG_LEFT	0.54294198	0.67412774
LOWER_LEG_RIGHT	0.54294198	0.67412774
FOOT_LEFT	0.64462291	0.65898322
FOOT_RIGHT	0.64462291	0.65898322

Annexe F. Plages de Variation des paramètres du modèle thermo-physiologique

A-E 1. Plages de variation des paramètres du modèle thermophysiological

La sensibilité d'un modèle à un paramètre donné est étudiée dans la plage de variation du paramètre. Ainsi, la détermination des plages de variation des différents paramètres est une étape primordiale de l'étude de sensibilité. Afin de définir les différentes plages de variations, une étude bibliographique extensive a été menée concernant des données physiologiques, anthropométriques ainsi que les valeurs adoptées dans les différents modèles thermo-physiologiques. Néanmoins, en l'absence de données directes publiées pour certains paramètres, des ordres de grandeur de variation plausibles ont été déterminés, généralement par analogie.

A-E 1.1. Paramètres Géométriques

Pour la définition des paramètres géométriques (rayons et longueur des segments) les sources de données anthropométriques citées dans la documentation du modèle ont été recherchées. À partir de ces données les plages de variation des paramètres par rapport à la personne moyenne décrite dans ces relevés ont été déterminées et d'après ces plages de variation, on a déterminé la plage de variation par rapport aux paramètres du modèle. Ces résultats sont exposés dans les parties suivantes.

A-E 1.2.1. Rayons des segments

Pour la détermination des plages de variation des rayons des différents segments, les données anthropométriques du rapport ANSUR II 2012 [199] sont utilisées. La plage de variation de chaque rayon est calculée entre la valeur minimum relevée et la valeur maximum par rapport à la valeur moyenne (Table 1). À partir de là, une même variation est appliquée aux valeurs des rayons du modèle de Fiala [198] qui est supposé représenter une personne moyenne (Table 2).

Table 1 Plage de variations (en %) des rayons des segments (en cm) à partir des données du rapport ANSUR II [199]

ANSUR II 2012					
x	x_{min}	\bar{x}	x_{max}	$100 \cdot (1 - \frac{x_{min}}{\bar{x}})$	$100 \cdot (\frac{x_{max}}{\bar{x}} + 1)$
Tête	8.56	9.14	9.79	-6.27	7.14
Front	8.56	9.14	9.79	-6.27	7.14
Visage	6.00	7.13	8.70	-15.85	22.02
Cou	5.51	6.29	7.45	-12.41	18.48
Épaule	3.4	5.585	8.2	-39.12	46.82
Thorax	11.32	15.91	22.66	-28.88	42.45
Abdomen	11.02	15.60	21.36	-29.34	36.93
Bras	3.92	5.70	7.80	-31.30	36.83
Avant- bras	2.98	3.87	4.92	-23.05	27.16
Mains	2.85	3.38	3.95	-15.69	16.82
Cuisses	5.59	8.23	11.01	-32.13	33.70
Jambes	3.36	4.95	6.49	-32.11	31.27
Pieds	2.96	4.01	4.87	-26.19	21.43

Table 2 Plage de variation des rayons des segments du modèle de Fiala (en cm)

x	x_{min}	Fiala	x_{max}
Tête	9.75	10.4	11.14
Front	9.75	10.4	11.14
Visage	6.56	7.8	9.52
Cou	4.97	5.67	6.72
Epaule	2.80	4.6	6.75
Thorax	9.18	12.9	18.38
Abdomen	8.90	12.6	17.25
Bras	2.87	4.18	5.72
Avant bras	3.22	4.18	5.32
Mains	1.91	2.26	2.64
Cuisses	3.75	5.53	7.39
Jambes	3.75	5.53	7.26
Pieds	2.58	3.5	4.25

A-E 1.2.2. Longueur des segments

Pour la détermination des plages de variation des longueurs des différents segments, les données anthropométrique du rapport ANSUR II 2012 [199] sont utilisées également. La plage de variation de chaque rayon est calculée entre la valeur minimum relevée et la valeur maximum par rapport à la valeur moyenne (Table 3). À partir de là, une même variation est appliquée aux valeurs des rayons du modèle de Fiala [198] qui est supposé représenter une personne moyenne (Table 4).

Table 3 Plage de variations (en %) des longueurs des segments (en cm) à partir des données du rapport ANSUR II [199]

ANSUR II 2012					
x	x_{min}	\bar{x}	x_{max}	$100 \cdot (1 - \frac{x_{min}}{\bar{x}})$	$100 \cdot (\frac{x_{max}}{\bar{x}} + 1)$
Face	9.90	12.26	15.60	-19.25	27.24
Neck	6.20	10.78	15.10	-42.49	40.07
Shoulder	11.30	14.98	18.50	-24.57	23.50
Thorax	32.30	39.66	47.40	-18.56	19.52
Abdomen	8.20	21.97	36.00	-62.68	63.86
Upper Arm	27.00	33.52	39.30	-19.45	17.24
Lower Arm	21.60	26.79	32.80	-19.37	22.43
Hand	16.40	19.33	23.90	-15.16	23.64
Upper Leg	29.80	40.93	52.00	-27.19	27.05
Lower Leg	34.40	41.88	51.90	-17.86	23.93
Foot	21.60	27.12	32.30	-20.35	19.10

Table 4 Plage de variation des longueurs des segments du modèle de Fiala (en cm)

	x_{min}	Fiala	x_{max}
Face	7.95	9.84	12.52

Neck	4.84	8.42	11.79
Shoulder	24.14	32	39.52
Thorax	24.92	30.6	36.57
Abdomen	20.60	55.2	90.45
Upper Arm	25.65	31.85	37.34
Lower Arm	25.68	31.85	39.00
Hand	26.30	31	38.33
Upper Leg	25.30	34.75	44.15
Lower Leg	28.54	34.75	43.06
Foot	19.12	24	28.58

Pour la modification du facteur unique taille de segments nous avons considéré la moyenne pondérée des différentes variations

A-E 1.2.3. Pourcentage de masse graisseuse

Plusieurs études ont été menées pour mesurer le pourcentage de masse graisseuse des personnes et il existe des valeurs recommandées pour une personne en bonne santé et des personnes considérées comme obèses. Table 5 montre le pourcentage de graisse recommandé pour les hommes et les femmes. Pour ACE [208] le pourcentage de graisse peut varier entre 6% et plus de 32% pour des femmes obèses. Ainsi la variation appliquée est de -57% à 200% (correspondant à un pourcentage de graisse de 42%)

Table 5 Pourcentage de masse graisseuse [209]

Classification	Women (%fat)	Men (%fat)
Essential fat	10-13%	2-5%
Athletes	14-20%	6-13%
Fitness	21-24%	14-17%
Average	25-31%	18-24%
Obese	32% and higher	25% and higher

A-E 1.2.4. Surface du corps

D'après Verbraecken [210] la surface du corps peut varier entre $1,4 \text{ m}^2$ et $2,5\text{m}^2$. La surface du mannequin de Fiala étant $1,86 \text{ m}^2$

A-E 1.2. Paramètres Opératoires

A-E 1.2.1. Perfusion sanguine

Shitzer [211] a récupéré les valeurs de taux de perfusion sanguine utilisées dans les modèles de la littérature et leur a défini des plages de variations (

Tableau 37). Cependant, les valeurs relevées semblent contradictoires dans certaines régions et restent très nombreuses à prendre en compte ainsi nous avons considérer la variation globale du taux perfusion sanguine.

Tableau 37 Plages de variation \pm SD du taux de perfusion sanguine des différents tissus des différents parties du corps (l/min) [211]

		Bone	Muscle	Fat	Skin	Other
Head	Range	0	0–0.304	0–0.128	0.024–0.233	Brain 14.02–17.85 16.28 \pm 1.44
	Mean \pm SD	0	0.139 \pm 0.12	0.055 \pm 0.054	0.123 \pm 0.062	
Face (2) ^a	Range	0	0.093–0.297	7E–04–0.012	0.01–0.058	
	Mean \pm SD	0	0.195 \pm 0.144	0.006 \pm 0.008	0.034 \pm 0.034	
Neck (3) ^a	Range	0	0.39–0.474	3E–04–0.002	0.005–0.035	
	Mean \pm SD	0	0.42 \pm 0.047	(8 \pm 8)E–04	0.024 \pm 0.016	
Shoulder (2) ^a	Range	0–0.362	0.105–0.846	0.024–1.22	0.033–0.1	
	Mean \pm SD	0.181 \pm 0.256	0.475 \pm 0.524	0.622 \pm 0.846	0.066 \pm 0.047	
Thorax	Range	0	0–8.048	0–2.477	0.099–2.939	Lung 1.96–58.62 29.9 \pm 23.44
	Mean \pm SD	0	4.732 \pm 2.224	0.841 \pm 0.879	0.751 \pm 0.877	
Abdomen (4) ^a	Range	0	4.067–5.842	0.027–0.806	0.127–0.721	Viscera 8.05–43.81 33.4 \pm 15.3
	Mean \pm SD	0	4.753 \pm 0.834	0.5 \pm 0.378	0.339 \pm 0.261	
Arms	Range	0–0.044	0.019–0.155	0–0.008	0.003–0.081	
	Mean \pm SD	0.014 \pm 0.016	0.065 \pm 0.059	0.002 \pm 0.003	0.028 \pm 0.025	
Hands	Range	0–1.612	0–0.338	0–0.047	0.033–0.186	
	Mean \pm SD	0.231 \pm 0.52	0.126 \pm 0.115	0.02 \pm 0.02	0.102 \pm 0.053	
Legs	Range	0–5.908	0–5.436	0–0.521	0.173–0.993	
	Mean \pm SD	1.861 \pm 2.116	3.456 \pm 1.798	0.244 \pm 0.21	0.527 \pm 0.327	
Feet	Range	0–0.209	0–0.291	0–0.112	0.044–0.256	
	Mean \pm SD	0.232 \pm 0.379	0.116 \pm 0.119	0.041 \pm 0.044	0.146 \pm 0.083	

^a Number of models containing detailed data on this body region

En effet, Edwards Lifesciences a publié une liste de paramètres hémodynamiques normaux et de valeurs de laboratoire [212] dans laquelle la plage de débit cardiaque normal est comprise entre 4,0 et 8,0 L / min, soit une variation de -18,32% à + 63% environ par rapport à la valeur considérée dans le modèle de Fiala.

A-E 1.2.2. Métabolisme

Shitzer [211] a aussi relevé les variations du métabolisme basal dans les modèles de la littérature. Ces valeurs aussi présentent les mêmes difficultés d'interprétation et de prise en compte que la perfusion sanguine. Ainsi la plage de variation du métabolisme total basal sera aussi considérer dans le cadre de cette étude.

Tableau 38 Plage de variation du métabolisme basal

\bar{x}	Fiala	x_{min}	x_{max}	$100 \cdot (1 - \frac{x_{min}}{\bar{x}})$	$100 \cdot (\frac{x_{max}}{\bar{x}} + 1)$
BMR (W)	71.57	87.00	38.69	123.92	-55.53

Tableau 39 Plages de variation \pm SD du taux du métabolisme basal des différents tissus des différentes parties du corps (W) [211]

		Bone	Muscle	Fat	Skin	Other
Head	Range	0	0–0.304	0–0.128	0.024–0.233	Brain 14.02–17.85
	Mean \pm SD	0	0.139 \pm 0.12	0.055 \pm 0.054	0.123 \pm 0.062	16.28 \pm 1.44
Face (2) ^a	Range	0	0.093–0.297	7E–04–0.012	0.01–0.058	
	Mean \pm SD	0	0.195 \pm 0.144	0.006 \pm 0.008	0.034 \pm 0.034	
Neck (3) ^a	Range	0	0.39–0.474	3E–04–0.002	0.005–0.035	
	Mean \pm SD	0	0.42 \pm 0.047	(8 \pm 8)E–04	0.024 \pm 0.016	
Shoulder (2) ^a	Range	0–0.362	0.105–0.846	0.024–1.22	0.033–0.1	
	Mean \pm SD	0.181 \pm 0.256	0.475 \pm 0.524	0.622 \pm 0.846	0.066 \pm 0.047	
Thorax	Range	0	0–8.048	0–2.477	0.099–2.939	Lung 1.96–58.62
	Mean \pm SD	0	4.732 \pm 2.224	0.841 \pm 0.879	0.751 \pm 0.877	29.9 \pm 23.44
Abdomen (4) ^a	Range	0	4.067–5.842	0.027–0.806	0.127–0.721	Viscera 8.05–43.81
	Mean \pm SD	0	4.753 \pm 0.834	0.5 \pm 0.378	0.339 \pm 0.261	33.4 \pm 15.3
Arms	Range	0–0.044	0.019–0.155	0–0.008	0.003–0.081	
	Mean \pm SD	0.014 \pm 0.016	0.065 \pm 0.059	0.002 \pm 0.003	0.028 \pm 0.025	
Hands	Range	0–1.612	0–0.338	0–0.047	0.033–0.186	
	Mean \pm SD	0.231 \pm 0.52	0.126 \pm 0.115	0.02 \pm 0.02	0.102 \pm 0.053	
Legs	Range	0–5.908	0–5.436	0–0.521	0.173–0.993	
	Mean \pm SD	1.861 \pm 2.116	3.456 \pm 1.798	0.244 \pm 0.21	0.527 \pm 0.327	
Feet	Range	0–0.209	0–0.291	0–0.112	0.044–0.256	
	Mean \pm SD	0.232 \pm 0.379	0.116 \pm 0.119	0.041 \pm 0.044	0.146 \pm 0.083	

^a Number of models containing detailed data on this body region

A-E 1.2.3. Coefficients de respiration

Fiala a considérer des valeurs pour la distribution de la respiration en se basant sur les travaux de Scherer [213]:

Cependant aucune autre publication traitant la distribution des coefficients de respiration a été identifiée.

A-E 1.2.4. Coefficient des équations de thermorégulation

Les coefficients des équations de vasoconstriction, de vasodilatation, des frissons et de la transpiration sont des coefficients empiriques sans avoir une vrai signification et grandeur mesurable dans le corps humain. Ainsi leur trouver des plages de variation semble une tâche impossible et donc ne seront pas à priori traités dans le cas de ce travail.

A-E 1.2.5. Paramètres thermo-physiques

Une étude bibliographique à servi à situer les plages de variation des paramètres thermo-physiques (capacité calorifique [158], [167]–[169], conductivité thermique [158], [168]–[170], masse volumique [158], [168], [169], [171]) à partir de valeurs mesurées ainsi que des valeurs utilisés dans les modèles thermo-physiologiques.

Cependant, les valeurs récupérées reflètent l'incertitude des données physiologiques due à différents facteurs tels que la distribution spatiale au sein d'un organe, les appareils de mesures inadéquats, la difficulté d'accéder à différents organes et les différences intra- et interindividuelles [158].

Les plages de variation des différents paramètres sont présentées dans Table 6.

Table 6 Plages de variation des paramètres thermo-physiques

		x_{min}	Fiala	x_{max}
Capacité calorifique $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$	Cerveau	3697	3850	--
	Os tête	--	1591	--
	Os	1590	1700	2090
	Muscle	3768	3768	3810
	Graisse	2090	2300	2510
	Peau	3600	3680	3770
	Poumons	--	3718	--
Conductivité thermique $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$	Viscères	--	3697	--
	Cerveau	--	0.49	--
	Os tête	0.527	1.16	1.16
	Os	0.58	0.75	1.16
	Muscle	0.42	0.42	0.51
	Graisse	0.16	0.16	0.217
	Peau	0.293	0.47	0.54392
Masse volumique kg/m^3	Poumons	--	0.28	--
	Viscères	0.5	0.53	0.55
	Cerveau	1040	1080	--
	Os tête	1500	1500	1610
	Os	1330	1357	1460
	Muscle	1050	1085	1085
	Graisse	850	850	970
A-E 1.2.6. Emissivité de la peau	Peau	1085	1085	1090
	Poumons	--	550	--
	Viscères	930	1000	887

Comme pour les autres surfaces, l'émissivité de la peau varie selon la longueur d'onde. Dans la gamme infrarouge, environ $9.5 \mu\text{m}$, l'émissivité de la peau humaine est proche de 1 (celle d'un corps noir), quelle que soit sa couleur. Ceci a été démontré par les premières études de Hardy [214] et généralement confirmé par la suite.

Cependant, pour d'autres longueurs d'onde, l'émissivité cutanée n'est pas 1. Dans la gamme de la lumière visible, c'est-à-dire entre $0.4 \mu\text{m}$ et $0.8 \mu\text{m}$, l'émissivité et l'absorption sont faibles, mais une différence apparaît en fonction de la couleur de la peau: La peau blanche a une émissivité qui est inférieur à celle de la peau noire comme apparaît dans la Figure 4-2. Les données du graphe sont exploitées dans

la Table 7. Par ailleurs, l'émissivité des vêtements est précisée par Fiala [198] comme étant égale à 0.95 (valeur de l'émissivité de la surface du mannequin dans THESEUS), celle des cheveux égale à 0.8 et celle de la peau 0.99. Ces deux dernières valeurs apparaissent dans la définition des secteurs dans la version FIALA-FE du modèle dans THESEUS;

D'autre part, Clark et al. [215] signale que les changements dans l'émissivité de la peau dus à l'apparition de sueur sur la peau sont trop petits pour affecter sensiblement les résultats et donc ne seront pas considérés dans la modification de la valeur de l'émissivité. Ainsi, l'étude de sensibilité sera effectuée pour une émissivité de 0.99 (celle de la peau) et une émissivité de 0.95 (celle des vêtements) puisque la couleur de la peau n'a pas d'influence sur l'émissivité de cette dernière.

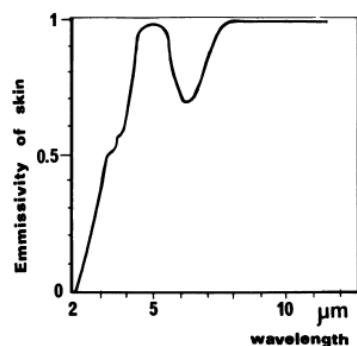


Figure 4-1 Emissivité de la peau en fonction de la longueur d'onde

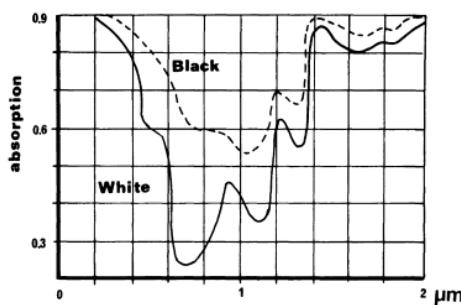


Figure 4-2 Variation de l'absorption solaire d'une peau blanche et d'une peau noire

Table 7 Différentes valeurs de l'absorptivité d'une peau blanche et d'une peau noire selon les longueurs d'onde

	Ultra-violet <0.4μm	Visible 0.4- 0.7μm	Infrarouge Proche 0.7-2μm	Infrarouge loin >2μm
Peau Blanche	0.9	0.513	0.692	0.98
Peau Noire	0.93	0.737	0.777	0.98

Annexe G.

RMSD étude de sensibilité : Cp, k, ρ

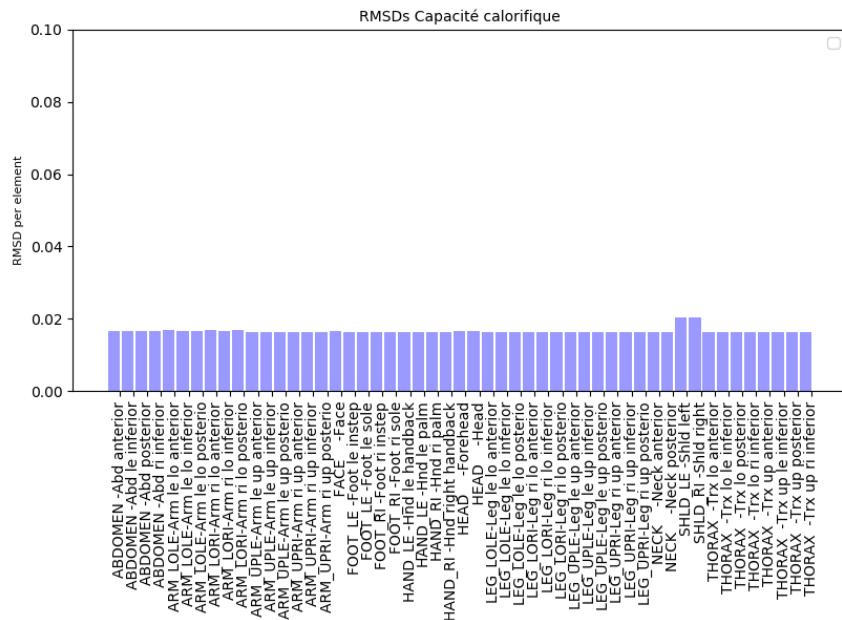


Figure 3 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la capacité calorifique et celle avec les valeurs maximales de la capacité calorifique

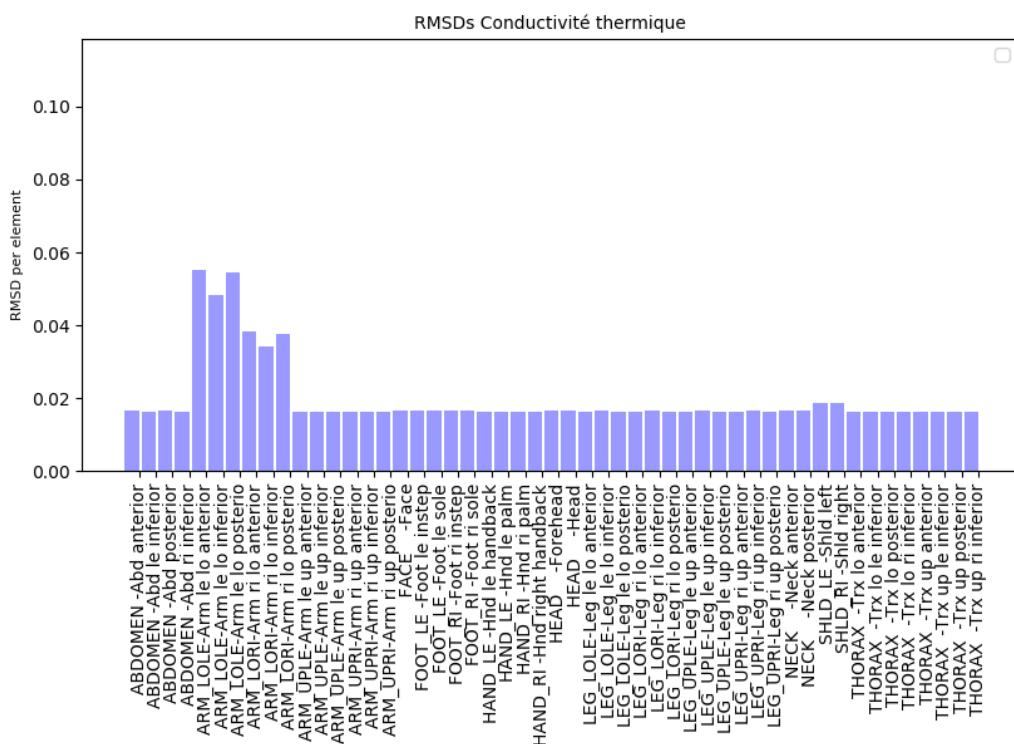


Figure 4 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la conductivité thermique et celle avec les valeurs maximales de la conductivité thermique

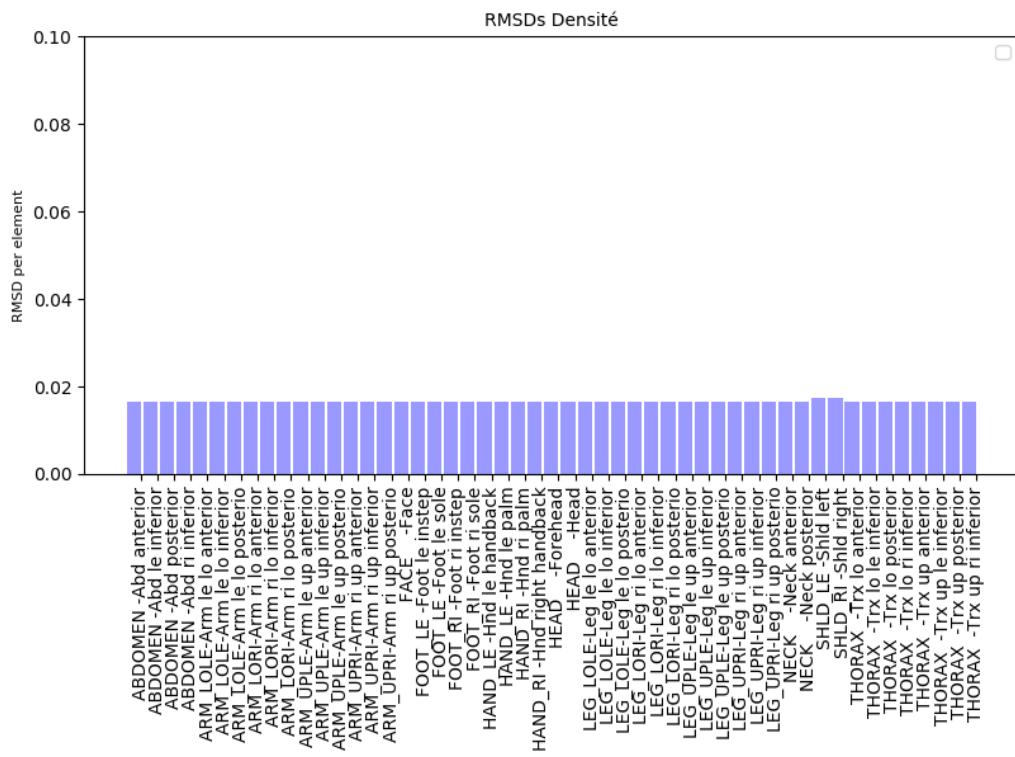


Figure 5 Écart quadratique moyen pour chaque élément entre la température cutanée calculée avec les valeurs minimales de la densité et celle avec les valeurs maximales de la densité

Annexe H. Méthodes d'évaluation de la composition du corps

Indice de masse corporelle

La masse corporelle est la mesure la plus fréquemment utilisée. En général, les personnes ayant une masse corporelle élevée ont généralement de plus grandes quantités de graisse corporelle. Une variété de balances est disponible pour mesurer le poids, et celles-ci doivent être calibrées régulièrement pour des évaluations précises du poids. Les changements de masse correspondent à des changements dans l'eau, les graisses et/ou les tissus maigres. Toutefois, la masse prise sans autre mesure de la taille est trompeuse car la masse d'une personne est étroitement liée à la taille (c'est-à-dire que les personnes de grande taille sont généralement plus lourdes que les personnes de petite taille). La taille est mesurée facilement avec une variété de matériel fixé au mur. Des méthodes supplémentaires ont été développées pour prédire la taille quand elle ne peut pas être mesurée directement, par exemple pour les handicapés ou les personnes à mobilité réduite.

Une façon de surmonter ce manque de spécificité consiste à utiliser l'indice de masse corporelle IMC(kg/m^2) exprimé par la masse divisée par la taille au carré:

$$IMC = \frac{\text{masse}}{\text{taille}^2}$$

Un avantage significatif de l'IMC est la disponibilité de données de référence nationales étendues et ses relations établies avec les niveaux de graisse corporelle chez les adultes. Cependant, cet indice n'est pas capable de distinguer une personne musclée d'une personne ayant plus de graisse mais possédant toutes les deux la même masse et la même taille. En effet, chez les athlètes et les personnes souffrant de certaines conditions médicales où le poids corporel peut être modifié de manière significative en modifiant les proportions de masse musculaire et de graisse, les valeurs des diagrammes indiquant la normalité ou non de la personne sont modifiées par rapport à une personne standard.

Corrélations anthropométriques

Des auteurs combinent la masse et la taille avec d'autres mesures anthropométriques pour déduire le pourcentage de graisse corporelle.

Allen et al.[179] propose de calculer la quantité de graisse corporelle par une simple relation entre la taille et la masse d'une personne en considérant son sexe :

$$BF (\text{homme})(kg) = 0,685 \times \text{masse} - 5,68 \times \text{taille}^3 + 0,42 \quad (43)$$

$$BF (\text{femme})(kg) = 0,737 \times \text{masse} - 5,15 \times \text{taille}^3 + 0,37 \quad (44)$$

Han and Lean [144] calcul le pourcentage de masse grasseuse $BF(\%)$ en prenant en plus l'effet de l'âge :

$$BF(\%)(\text{homme}) = 1,33 \cdot IMC + 0,236 \cdot \text{âge} - 20,20 \quad (45)$$

$$BF\% (femme) = 1,21 \cdot IMC + 0,262 \cdot \text{âge} - 6,70 \quad (46)$$

Cependant, de telles formulations n'ont qu'une valeur statistique. Elles ne distinguent pas les différents types de corps pouvant faire que de deux personnes de mêmes sexe, âge, masse et taille, l'une possède significativement plus de graisse que l'autre. La prise en compte de telles différences nécessite la mesure de la densité du corps et du pourcentage de masse graisseuse.

Zhang et al. [13] utilise une approximation de Siri [180] basée sur le calcul de la densité:

$$BF(\%) = 100 \cdot \left(4,95 \times \frac{10^{-3}}{\rho} - 4,5 \right) \quad (47)$$

Avec ρ =densité du corps ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) déduite d'après les mesures de circonférences par Hodgdon et Beckett [216], [217]

$$\rho (homme) = 10^3 \{-[0,19077 \cdot \log_{10}(C_u - C_n) + [0,15456 \cdot \log_{10}(100 \cdot H)] + 1,0324\} \quad (48)$$

$$\rho (femme) = -[0,35004 \cdot \log_{10}(C_m - C_h + C_n)] + [0,22100 \cdot \log_{10}(100 \cdot H)] + 1,29579 \quad (49)$$

Avec H =taille (m), C_u = circonférence au niveau du nombril, C_m =circonférence au niveau de la taille, C_n, C_b, C_h =circonférences du cou, biceps et hanches respectivement (tout en cm)

Van Marken Lichtenbelt [110] a appliqué des données relatives à la population hollandaise sur une formulation de Fiala:

$$BF(\%) = 1,2 \cdot BMI + 0,23 \cdot \text{âge} - 10,8 \cdot sexe - 5,4 \quad (50)$$

avec BMI =Indice de masse corporelle, $sexe=1$ pour les hommes et à 0 pour les femmes. D'autre part, Zhou et al. [218] adapte le même modèle à la population chinoise basé sur le travail de Deurenberg et al. [219].

$$BF(\%) = 1,45 \cdot BMI + 0,11 \cdot \text{âge} - 10,4 \cdot sexe - 5,9 \quad (51)$$

Nous avons effectué une comparaison entre ces différentes formulations sur un groupe de personnes (Annexe) qui nous a permis de déduire que les formulations qui se basent uniquement sur le IMC, l'âge et le sexe se retrouvent généralement biaisées et qu'il vaut mieux considérer les formulations basées plutôt sur la densité.

Pesée hydrostatique

La pesée hydrostatique est une procédure utilisée pour déterminer la masse volumique des solides et des liquides. Cette méthode est appliquée sur un être humain pour déterminer surtout sa masse volumique corporelle afin de calculer sa masse graisseuse. En effet, comme les os et les muscles sont plus denses que l'eau et la graisse moins dense que l'eau, une personne avec un pourcentage élevé de

masse maigre et un faible pourcentage de graisse aura une masse volumique plus élevée, et réciproquement.

Pour l'effectuer, le sujet est successivement pesé dans l'air et immergé dans l'eau. Vêtu de façon minimale et assis sur une balance, il est abaissé sous l'eau et invité à expulser tout l'air de ses poumons et à rester immobile pendant que le poids sous l'eau est mesuré. La profondeur de l'eau est d'environ 140 cm et la température est maintenue entre 30 et 34 ° C. Cette procédure est répétée plusieurs fois pour obtenir une mesure fiable du poids sous l'eau.

Cette méthode est basée sur le principe d'Archimède, selon lequel la force de flottaison d'un corps immergé (totalement ou partiellement) dans un fluide est égale au poids du fluide déplacé par le corps lui-même. Par conséquent, si on mesure le poids dans l'air, puis sous l'eau, la différence entre ces deux valeurs sera égale au poids du fluide déplacé. Puisque nous savons identifier la masse volumique de l'eau qui est d'environ 1,0 kg / L (la densité exacte varie en fonction de la température de l'eau), nous pouvons calculer le volume d'eau déplacé, égal au volume corporel de la personne.

ρ_{pers} (kg/m^3) est ainsi calculée par :

$$\rho_{pers} = \frac{m_{pers}}{V_{pers}} \quad (52)$$

où m_{pers} (kg) est la masse sèche de la personne et $V_{pers} = V_{eau}$ (m^3).

Cette masse volumique est ensuite utilisée pour calculer la masse de graisse et la masse maigre. Le modèle de composition corporelle sous-jacent est le modèle bien connu à deux composantes qui permet de calculer la masse sans graisse (MSG) à partir de la différence entre la masse corporelle (MC) et la masse de graisse (MG) selon l'équation :

$$MSG = MC - MG \quad (53)$$

La masse grasse est principalement constituée de tissu adipeux (sous-cutané et profond), mais d'autres tissus principalement composés de tissus lipidiques tels que les cellules nerveuses myélinisées ont également un poids en graisse. La MSG est tout le tissu qui reste, tel que le muscle, les os et la plupart des organes. La MSG est composée de quatre composants principaux : eau, protéines, minéral osseux et non minéral. Ce modèle suppose que la graisse a une masse volumique de 0,9 kg/L, alors que le MSG a une masse volumique de 1,1 kg/L [220]. Une fois que la masse volumique corporelle a été calculée (équation (52)), la composition corporelle peut être estimée. Les formules généralement utilisées pour calculer le pourcentage de masse grasseuse (BF%) sont celle de Siri [180] (équation (54)) et celle de Brozek [221] (équation (55)).

$$BF(\%) = 100 \cdot \left(4.950 \times \frac{10^{-3}}{\rho_{pers}} - 4.500 \right) \quad (54)$$

$$BF(\%) = 100 \cdot \left(4.570 \times \frac{10^{-3}}{\rho_{pers}} - 4.142 \right) \quad (55)$$

$$\text{Avec } BF(\%) = \frac{MG}{MC} \cdot 100$$

La mise en œuvre de cette mesure nécessite un équipement particulier et elle est contraignante pour l'individu.

L'absorptiométrie à rayons X à double énergie (DXA)

L'absorptiométrie à rayons X à double énergie est la méthode la plus populaire pour quantifier les tissus adipeux, maigres et osseux [222]. Elle peut être attribuée à la famille de modèles à 3 composants. Elle a été inventée à l'origine pour déterminer la densité osseuse d'une personne en rapport avec le dépistage de l'ostéoporose [220].

Les deux niveaux de faible énergie utilisés dans le DXA et leur atténuation différentielle à travers le corps permettent la discrimination des tissus adipeux et mous du corps. Cette méthode est rapide et conviviale pour le sujet et l'opérateur. Un scanner typique du corps entier prend environ 10 à 20 minutes. Les algorithmes mathématiques permettent de calculer les composants de séparation en utilisant différents modèles physiques et biologiques. L'estimation du tissu adipeux et maigre à l'aide du logiciel DXA repose sur des hypothèses concernant les niveaux d'hydratation, la teneur en potassium ou la densité tissulaire.

Le principe de mesure est basé sur le fait de placer le corps humain entre un faisceau de rayon X (photons) et un détecteur. Alors, des collisions auront lieu entre les photons émis par les sources de rayons X et les électrons des atomes à l'intérieur du corps. En raison de cette interaction, les rayons X subissent une atténuation exponentielle lors du passage dans le corps [176]. Le résultat du scan est une image à haute définition qui sera analysée par un logiciel qui estimera la composition du corps selon l'information contenue dans l'image. L'analyse est complexe et comprend beaucoup de calculs. Les équations correspondantes et les valeurs d'interprétation pour les différents tissus peuvent être extraites de Pietrobelli et al.[223].

Des différences existent entre les fabricants dans la technologie, les modèles et les logiciels utilisés, assorties de problèmes méthodologiques [224]. De plus, certaines études indiquent que le DXA peut ne pas être aussi fiable dans les populations extrêmes, y compris les personnes obèses. Bien que des fabricants et des modèles spécifiques aient été testés et se soient avérés présenter certains biais pouvant surestimer la population maigre, le DXA est une méthode pratique pour mesurer la composition corporelle pour une grande partie de la population.

L'analyse d'impédance bioélectrique

L'analyse d'impédance bioélectrique multifréquence (BIA) appartient à la famille de modèles à trois composants et est généralement utilisée pour mesurer la quantité totale d'eau dans le corps (TBW). Les mesures d'impédance bioélectrique, effectuées à l'aide de l'analyseur de composition corporelle segmentaire multi fréquences, sont basées sur la vitesse à laquelle un courant électrique se déplace dans le corps. Cela consiste donc à envoyer un courant électrique imperceptible de faible niveau à travers le corps. Le flux de courant est affecté par la quantité d'eau dans le corps, et ainsi l'appareil mesure la manière dont ce signal est empêché par différents types de tissus. Les tissus contenant de grandes quantités de liquides et d'électrolytes, tels que le sang, ont une conductivité élevée, mais la graisse et les os ralentissent le signal. Au fur et à mesure que cette méthode détermine la résistance au passage du

courant à travers le corps, elle fournit des estimations de l'eau présente. À partir de cela, la graisse corporelle est calculée avec des équations sélectionnées.

Une fois la masse corporelle évaluée à l'aide de la balance, le sujet doit tenir les deux mains le long de son corps pendant la mesure de l'impédance. Ainsi, une analyse segmentaire complète est réalisée en moins de vingt secondes, ayant les données du sujet, telles que la taille, le sexe et le poids. À la fin de cette analyse, les valeurs de masse grasse corporelle, de masse sans graisse, et de l'eau sont indiquées sur l'écran numérique (tronc, bras et jambes).

Certaines études ont montré que l'analyse de l'impédance bioélectrique est une méthode relativement précise d'estimation de la graisse corporelle. Mais la précision de ces études et des mesures dépend en partie de la qualité de l'appareil utilisé, ainsi que de nombreux autres facteurs. La déshydratation en est le premier affectant les mesures de BIA, car elle provoque une augmentation de la résistance électrique du corps, susceptible de provoquer une sous-estimation de 5 kg de la masse sans graisse, c'est-à-dire une surestimation de la graisse corporelle. Mais aussi, les mesures de la masse grasse corporelle sont peu précises lorsqu'elles sont prises après la consommation d'un repas, ce qui entraîne une variation entre les valeurs du pourcentage de graisse corporelle pris tout au long de la journée, pouvant atteindre 4,2% de la graisse corporelle. D'autre part, l'exercice modéré avant les mesures réduit l'impédance, donc il conduit à une surestimation de la masse sans graisse et à une sous-estimation du pourcentage de graisse corporelle.

Plis cutanés

Comme la mesure de l'eau corporelle totale, du potassium corporel total ou de la densité corporelle sont des procédures difficiles nécessitant des manipulations complexes, de nombreux essais ont été effectués pour trouver une technique plus simple, qui concorderait bien avec ces méthodes plus anciennes. Une possibilité implique la mesure de l'épaisseur du pli cutané. Durnin et al. [48] ont suggéré que la relation entre la densité corporelle et les plis cutanés était suffisamment uniforme qu'ils ont établi des équations de régression et des tableaux construits pour calculer la graisse corporelle chez des individus à partir de la mesure des plis cutanés sur plusieurs endroits du corps. Les équations linéaires déduites sont présentées dans le Tableau 40. En effet, Durnin propose différentes estimations de la masse volumique $\rho(kg/m^3)$ du corps en partant d'un pli cutané (biceps, triceps, sous-scapulaire supra-iliaque), ou d'une combinaison de deux ou plusieurs plis cutanés avec:

$$\rho = c - m \cdot \log(pli\ cutané)$$

m et c étant deux coefficients qui dépendent du sexe, de l'âge et des plis considérés.

Tableau 40 Equation régression plis cutanés [48]

Skinfold	(a) Males					
	Age (years)					
	17-19	20-29	30-39	40-49	50+	17-72
Biceps	<i>c</i> 1.1066	1.1015	1.0781	1.0829	1.0833	1.0997
	<i>m</i> 0.0686	0.0616	0.0306	0.0508	0.0617	0.0659
Triceps	<i>c</i> 1.1252	1.1131	1.0834	1.1041	1.1027	1.1143
	<i>m</i> 0.0625	0.0530	0.0361	0.0609	0.0662	0.0618
Subscapular	<i>c</i> 1.1312	1.1360	1.0978	1.1246	1.1334	1.1369
	<i>m</i> 0.0670	0.0700	0.0416	0.0686	0.0760	0.0741
Supra-iliac	<i>c</i> 1.1092	1.1117	1.1047	1.1029	1.1193	1.1171
	<i>m</i> 0.0420	0.0431	0.0432	0.0483	0.0552	0.0530
Biceps + triceps	<i>c</i> 1.1423	1.1307	1.0905	1.1174	1.1185	1.1356
	<i>m</i> 0.0687	0.0603	0.0431	0.0614	0.0683	0.0700
Biceps + subscapular	<i>c</i> 1.1457	1.1469	1.0753	1.1341	1.1427	1.1498
	<i>m</i> 0.0707	0.0709	0.0445	0.0680	0.0762	0.0759
Biceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1247	1.1259	1.1174	1.1171	1.1307	1.1331
	<i>m</i> 0.0501	0.0502	0.0486	0.0539	0.0678	0.0601
Triceps + subscapular	<i>c</i> 1.1561	1.1525	1.1165	1.1519	1.1527	1.1625
	<i>m</i> 0.0711	0.0687	0.0484	0.0771	0.0793	0.0797
Triceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1370	1.1362	1.1273	1.1383	1.1415	1.1463
	<i>m</i> 0.0545	0.0538	0.0531	0.0660	0.0718	0.0656
Subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1374	1.1429	1.1260	1.1392	1.1582	1.1522
	<i>m</i> 0.0544	0.0573	0.0497	0.0633	0.0771	0.0671
Biceps + triceps + subscapular	<i>c</i> 1.1643	1.1593	1.1213	1.1530	1.1569	1.1689
	<i>m</i> 0.0727	0.0694	0.0487	0.0730	0.0780	0.0793
Biceps + triceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1466	1.1451	1.1332	1.1422	1.1473	1.1556
	<i>m</i> 0.0584	0.0572	0.0542	0.0647	0.0718	0.0683
Biceps + subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1469	1.1508	1.1315	1.1452	1.1626	1.1605
	<i>m</i> 0.0583	0.0599	0.0510	0.0640	0.0768	0.0694
Triceps + subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1555	1.1575	1.1393	1.1604	1.1689	1.1704
	<i>m</i> 0.0607	0.0617	0.0544	0.0716	0.0787	0.0731
All four skinfolds	<i>c</i> 1.1620	1.1631	1.1422	1.1620	1.1715	1.1765
	<i>m</i> 0.0630	0.0632	0.0544	0.0700	0.0779	0.0744

Tableau 41 (continué) Equation régression plis cutanés [48]

Skinfold	(b) Females					
	Age (years)					
	16-19	20-29	30-39	40-49	50+	16-68
Biceps	<i>c</i> 1.0889	1.0903	1.0794	1.0736	1.0682	1.0871
	<i>m</i> 0.0553	0.0601	0.0511	0.0492	0.0510	0.0593
Triceps	<i>c</i> 1.1159	1.1319	1.1176	1.1121	1.1160	1.1278
	<i>m</i> 0.0648	0.0776	0.0686	0.0691	0.0762	0.0775
Subscapular	<i>c</i> 1.1081	1.1184	1.0979	1.0860	1.0899	1.1100
	<i>m</i> 0.0621	0.0716	0.0567	0.0505	0.0590	0.0669
Supra-iliac	<i>c</i> 1.0931	1.0923	1.0860	1.0691	1.0656	1.0884
	<i>m</i> 0.0470	0.0509	0.0497	0.0407	0.0419	0.0514
Biceps + triceps	<i>c</i> 1.1290	1.1398	1.1243	1.1230	1.1226	1.1362
	<i>m</i> 0.0657	0.0738	0.0646	0.0672	0.0710	0.0740
Biceps + subscapular	<i>c</i> 1.1241	1.1314	1.1120	1.1031	1.1029	1.1245
	<i>m</i> 0.0643	0.0706	0.0581	0.0549	0.0592	0.0674
Biceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1113	1.1112	1.1020	1.0921	1.0857	1.1090
	<i>m</i> 0.0537	0.0568	0.0528	0.0494	0.0490	0.0577
Triceps + subscapular	<i>c</i> 1.1468	1.1582	1.1356	1.1230	1.1347	1.1507
	<i>m</i> 0.0740	0.0813	0.0680	0.0635	0.0742	0.0785
Triceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1311	1.1377	1.1281	1.1198	1.1158	1.1367
	<i>m</i> 0.0624	0.0684	0.0644	0.0630	0.0635	0.0704
Subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1278	1.1280	1.1132	1.0997	1.0963	1.1234
	<i>m</i> 0.0616	0.0640	0.0564	0.0509	0.0523	0.0632
Biceps + triceps + subscapular	<i>c</i> 1.1509	1.1605	1.1385	1.1303	1.1372	1.1543
	<i>m</i> 0.0715	0.0777	0.0654	0.0635	0.0710	0.0756
Biceps + triceps + supra-iliac	<i>c</i> 1.1382	1.1441	1.1319	1.1267	1.1227	1.1432
	<i>m</i> 0.0628	0.0680	0.0624	0.0626	0.0633	0.0696
Biceps + subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1355	1.1366	1.1212	1.1108	1.1063	1.1530
	<i>m</i> 0.0622	0.0648	0.0570	0.0536	0.0544	0.0727
Triceps + subscapular + supra-iliac	<i>c</i> 1.1517	1.1566	1.1397	1.1278	1.1298	1.1327
	<i>m</i> 0.0689	0.0728	0.0646	0.0609	0.0650	0.0643
All four skinfolds	<i>c</i> 1.1549	1.1599	1.1423	1.1333	1.1339	1.1567
	<i>m</i> 0.0678	0.0717	0.0632	0.0612	0.0645	0.0717

Annexe I. Arbitrage des formules de détermination de pourcentage de masse grasseuse

Afin de constater la sensibilité des différentes formulations et d'avoir une idée sur la fiabilité de l'application d'une formule ou de l'autre une étude comparative de sensibilité a été menée sur 25 personnes (11 femmes moyenne d'âge 23.9, 13 hommes moyenne d'âge 30.1). Le calcul du pourcentage de masse grasseuse a été effectué selon les formules de Han & Lean [144], Van Marken Lichtenbelt [110], Zhou [218], ainsi que celle de Siri [180]. Les résultats des calculs pour les différentes formules pour une personne en fonction de la taille sont représentés dans la Figure 6 (femme) et la Figure 7(homme).

On remarque que la formule de Zhou surestime la plupart du temps la quantité de graisse par rapport aux autres formules. En effet cette formule a été établie pour la population chinoise, ce n'est pas surprenant donc qu'elle ne donne pas les mêmes résultats que les autres. Les modèles de Van Marken Lichtenbelt et celui de Han and Lean donnent des résultats proches avec une erreur relative maximale entre les deux modèles de 1.9% pour les femmes, et de 7% pour les hommes (Figure 8). Le calcul de l'erreur relative entre les résultats par Siri qui prend en compte des circonférences du corps et les résultats par Van Marken Lichtenbelt et Han & Lean montrent un accord entre les trois formules pour les femmes avec une erreur relative maximale de 8%. Cependant, pour les hommes des erreurs relatives plus importantes qui atteignent qui dépassent les 30% ont été observées chez quelques hommes. Ces erreurs relativement grandes ont été observées chez les personnes athlétiques ou plus âgés. Ce qui montre l'importance de prendre en considération la forme physique dans le modèle thermo-physiologique.

Cependant, ces affirmations ne peuvent pas être considérées comme définitives vu les erreurs de mesures qui ont dues avoir lieu (Tableau 42) et ont peut-être affecté les résultats. Des investigations plus détaillées ou une comparaison avec des méthodes plus précises sont peut-être nécessaires.

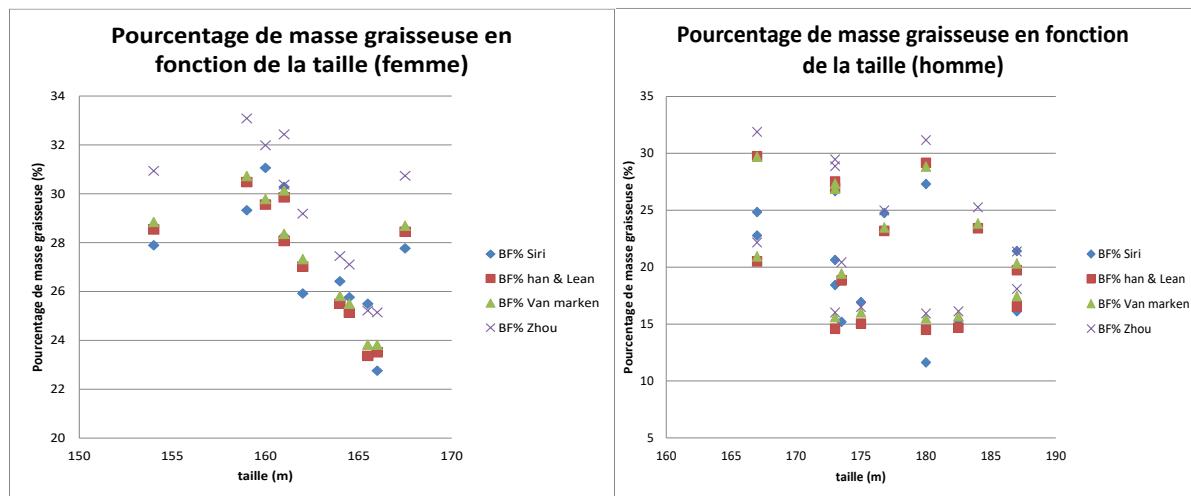


Figure 6 Pourcentage de masse grasseuse en fonction de la taille (femme)

Figure 7 Pourcentage de masse grasseuse en fonction de la taille (homme)

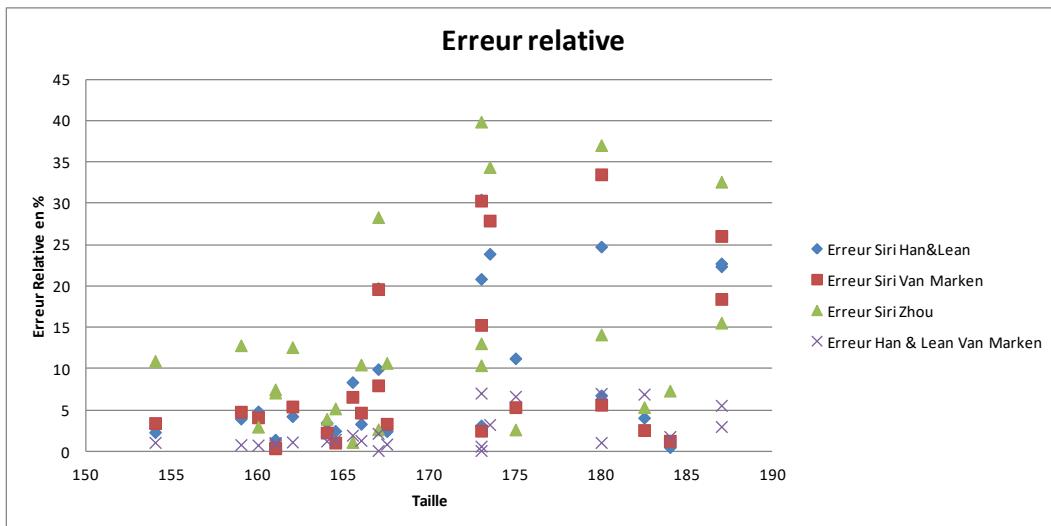


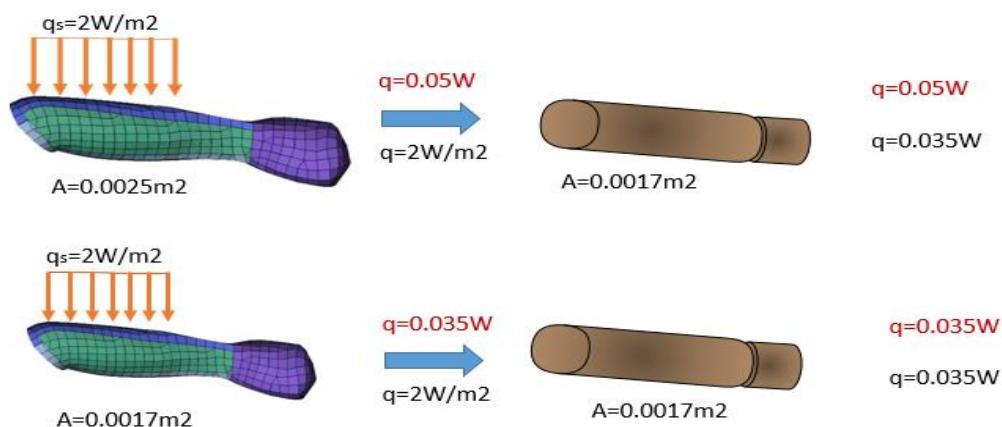
Figure 8 Erreur relative des formules de Han & Lean, Van Marken et Zhou par rapport à la formule de Siri et erreur relative entre Han & Lean et Van Marken par rapport à Han & Lean

Tableau 42 Erreur Standard Typique [142]

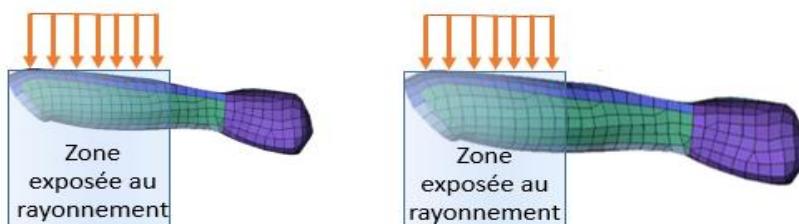
TYPICAL STANDARD ERRORS						
	SAMPLE SIZE					
	50	100	250	500	1000	2000
Weight (lbs)						
Mean	3.03	2.14	1.36	0.96	0.68	0.48
Std. Dev.	2.14	1.51	0.96	0.68	0.48	0.34
5th/95th%ile	6.37	4.50	2.85	2.01	1.42	1.01
1st/99th%ile	11.22	7.93	5.02	3.56	2.51	1.78
Stature (cm)						
Mean	0.35	0.24	0.15	0.11	0.08	0.05
Std. Dev.	0.24	0.17	0.11	0.08	0.05	0.04
5th/95th%ile	0.72	0.51	0.32	0.22	0.16	0.11
1st/99th%ile	1.28	0.90	0.57	0.41	0.29	0.20
Waist Circumference (cm)						
Mean	0.41	0.29	0.18	0.13	0.09	0.07
Std. Dev.	0.29	0.21	0.13	0.09	0.07	0.05
5th/95th%ile	0.86	0.61	0.39	0.27	0.19	0.14
1st/99th%ile	1.52	1.08	0.68	0.48	0.34	0.24
Foot Length (cm)						
Mean	0.07	0.05	0.03	0.02	0.01	0.01
Std. Dev.	0.05	0.03	0.02	0.01	0.01	0.01
5th/95th%ile	0.14	0.10	0.06	0.04	0.03	0.02
1st/99th%ile	0.25	0.18	0.11	0.08	0.05	0.04

Annexe J. Communication Modèles

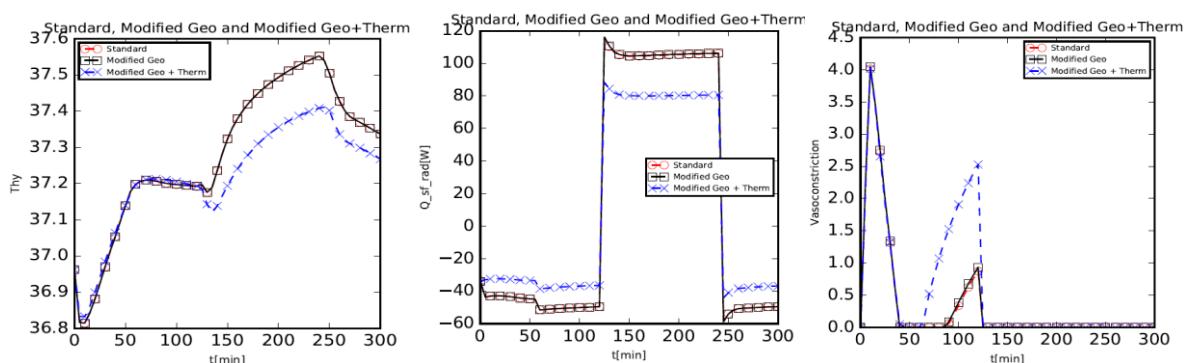
Ce travail éclaire les idées sur la manière de transfert des flux calculés sur le mannequin géométrique au mannequin thermique. En effet, le fait que cette transmission se fait en W/m² permet de se passer de l'obligation de modifier le maillage surfacique pour rendre compte du changement de la géométrie du modèle thermique. En revanche, une transmission en Watt nécessiterait une modification de la géométrie. L'information évoquée par le développeur du logiciel indique que les flux sont transmis en W/m².

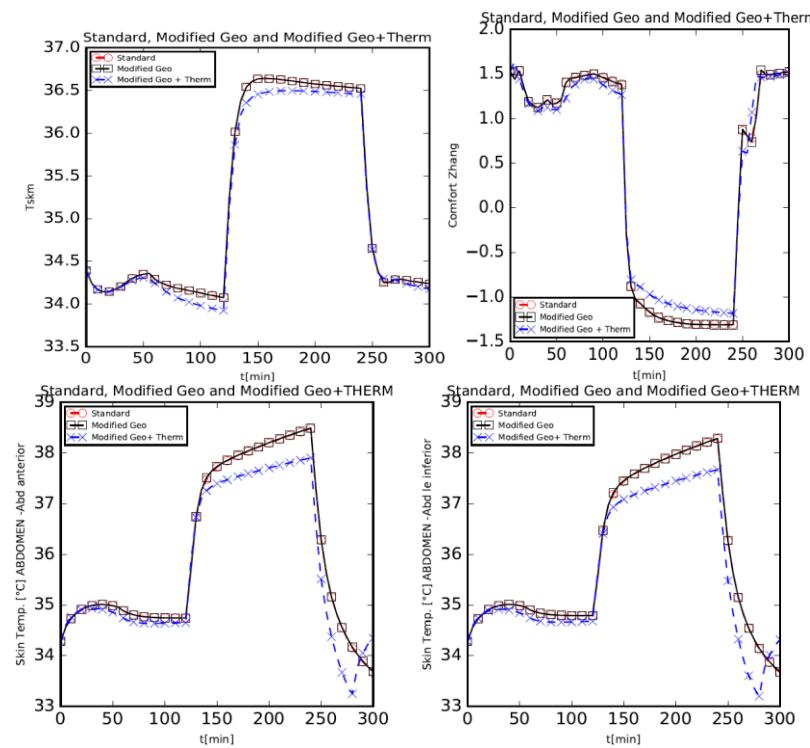


Cependant, la transmission en W/m² ne rend pas compte des différences subies suite à la présence de la personne dans des environnements asymétriques (une personne plus grande dans une voiture va être exposée à un profil de rayonnement différent de celui auquel est exposée une personne plus petite).



Pour vérifier l'information une comparaison de trois cas de modélisation est faite : un cas standard de référence, un cas où le mannequin géométrique est modifié et un cas où le mannequin géométrique et le mannequin thermique sont modifiés. Les résultats de la comparaison sont les suivants :

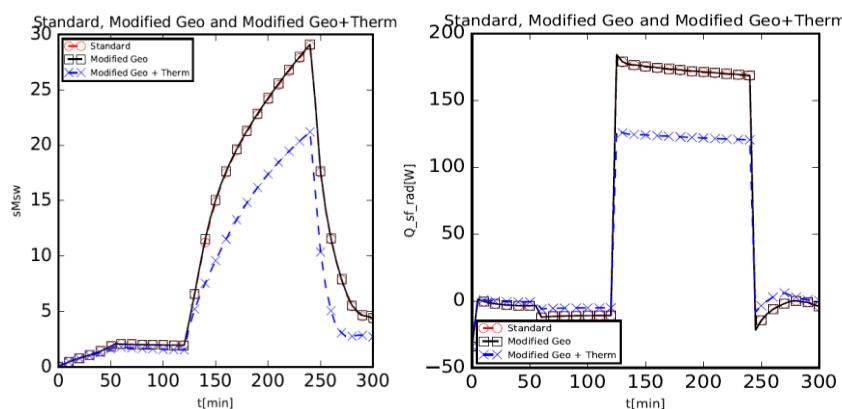




Discussion :

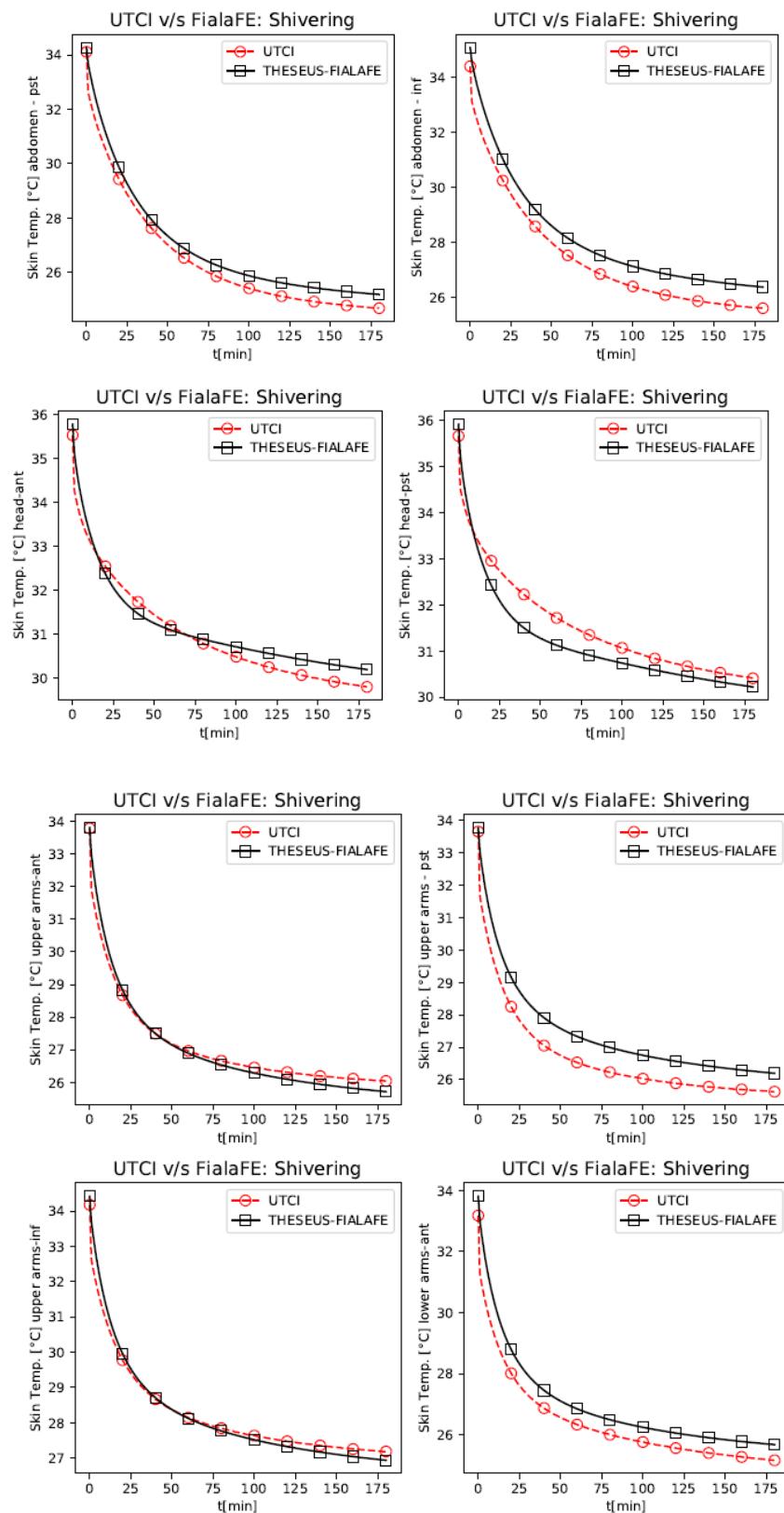
La comparaison des deux cas avec même modèles thermiques mais différents modèles géométriques indiquent que les résultats sont indépendants de la taille du maillage puisque les résultats des deux simulations sont pareils. Ce qui n'est pas le cas avec un modèle thermique modifié vu les différences observées.

Une autre simulation avec une augmentation du profil de température de 6°C a été faite pour mettre plus en évidence l'effet du rayonnement sur le maillage s'il est susceptible d'altérer les résultats. Cependant, même avec un flux radiatif en surface qui atteint 180W pas de différence entre les résultats des modèles avec même mannequins thermiques mais différents mannequins géométriques. Ce qui implique que dans des environnements homogènes où dont la cartographie peut être modifiée pour garder les mêmes conditions aux limites la modification du modèle géométrique n'est pas obligatoire puisque les flux sont échangés entre les deux mannequins en W/m²

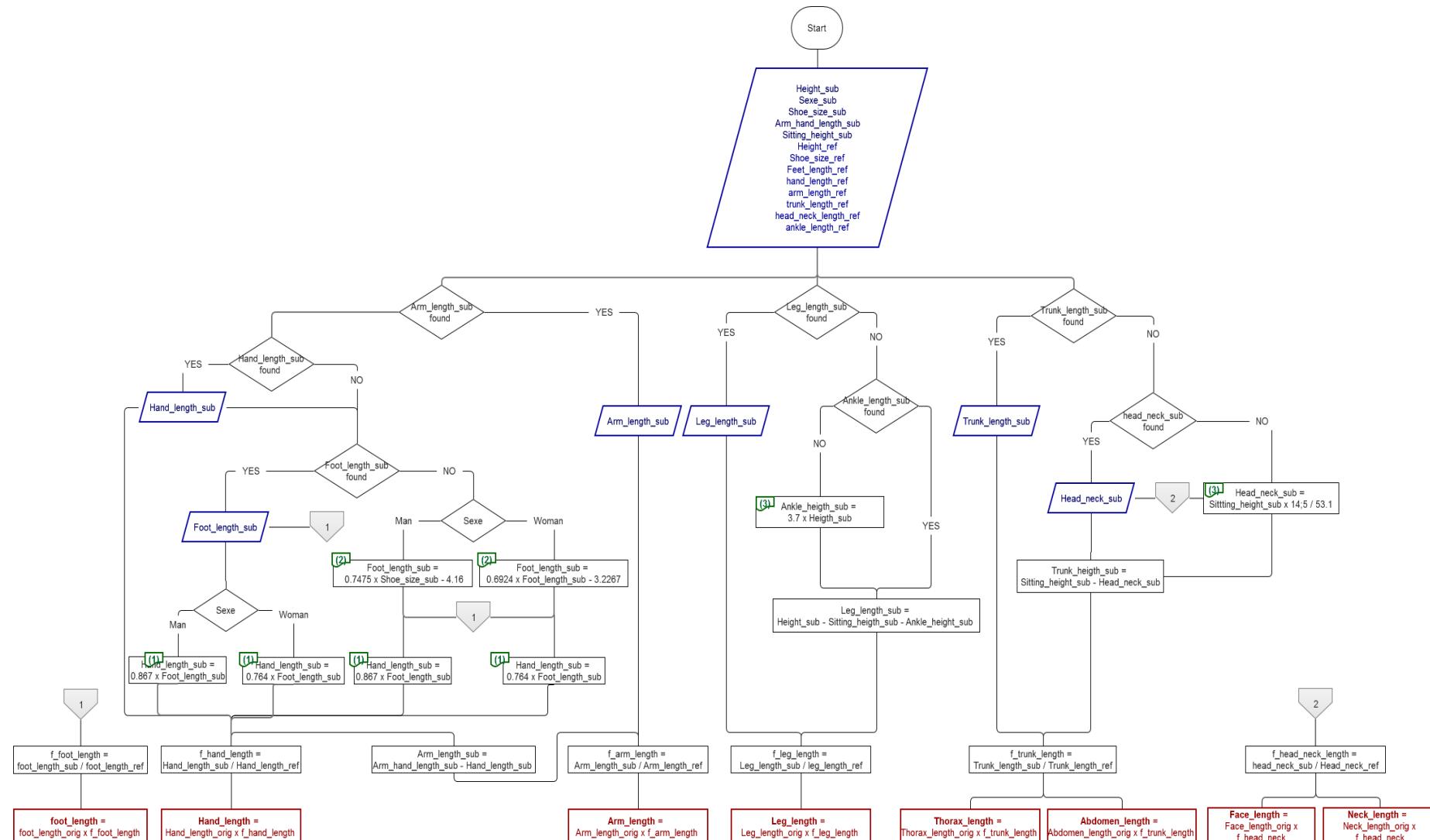


Annexe K. Validation Fiala-FE avec UTCI-Fiala

Comparaison des températures de peau du modèle UTCI et du modèle Fiala_FE pour différents éléments dans le cas où l'exposition suscite des frissons

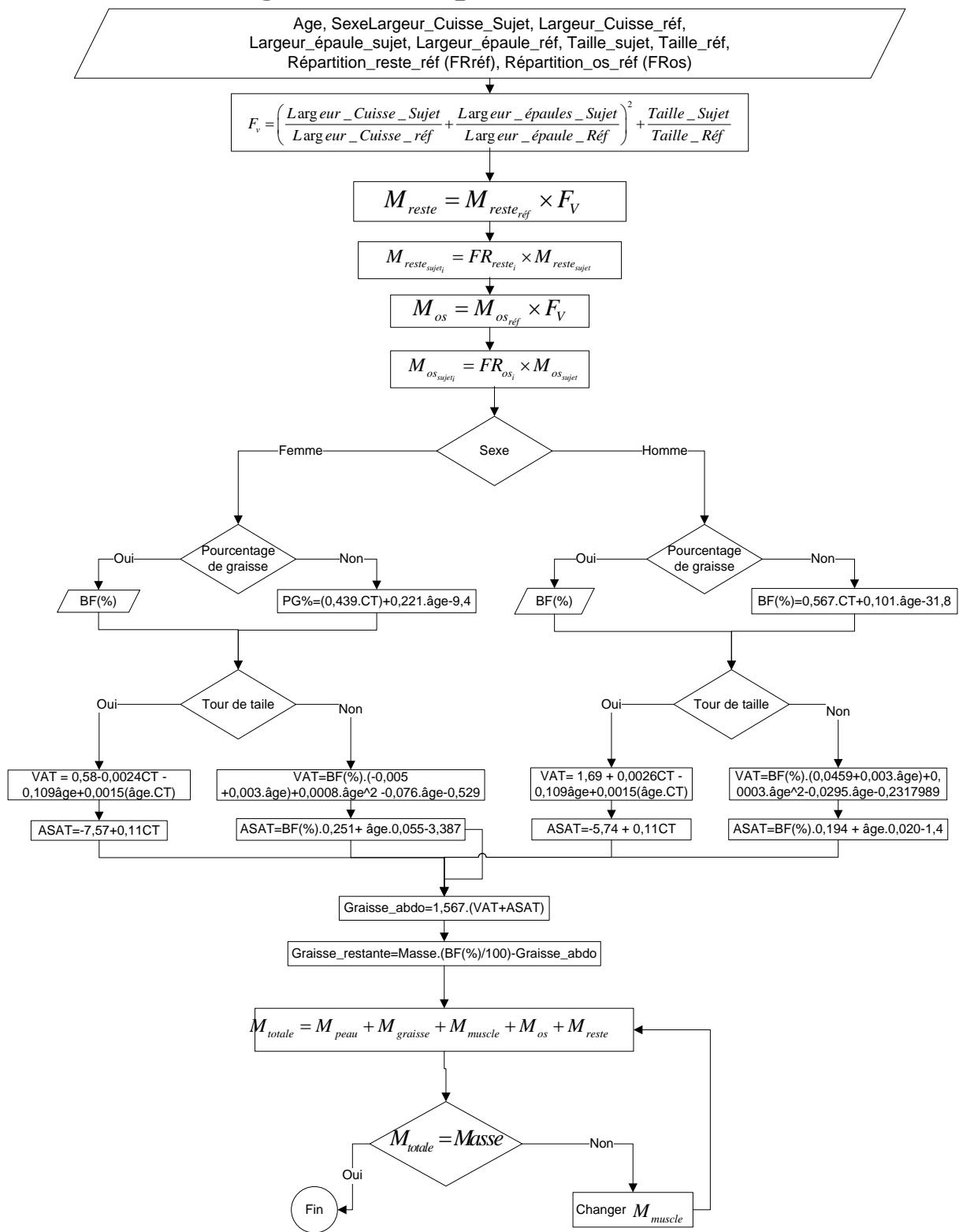


Annexe L. Algorithme longueurs



Annexe M.

Algorithme composition



Annexe N. Plages de variation des études de sensibilité sur le body adapter

Tableau 43 Plages de variation pour le criblage de Morris

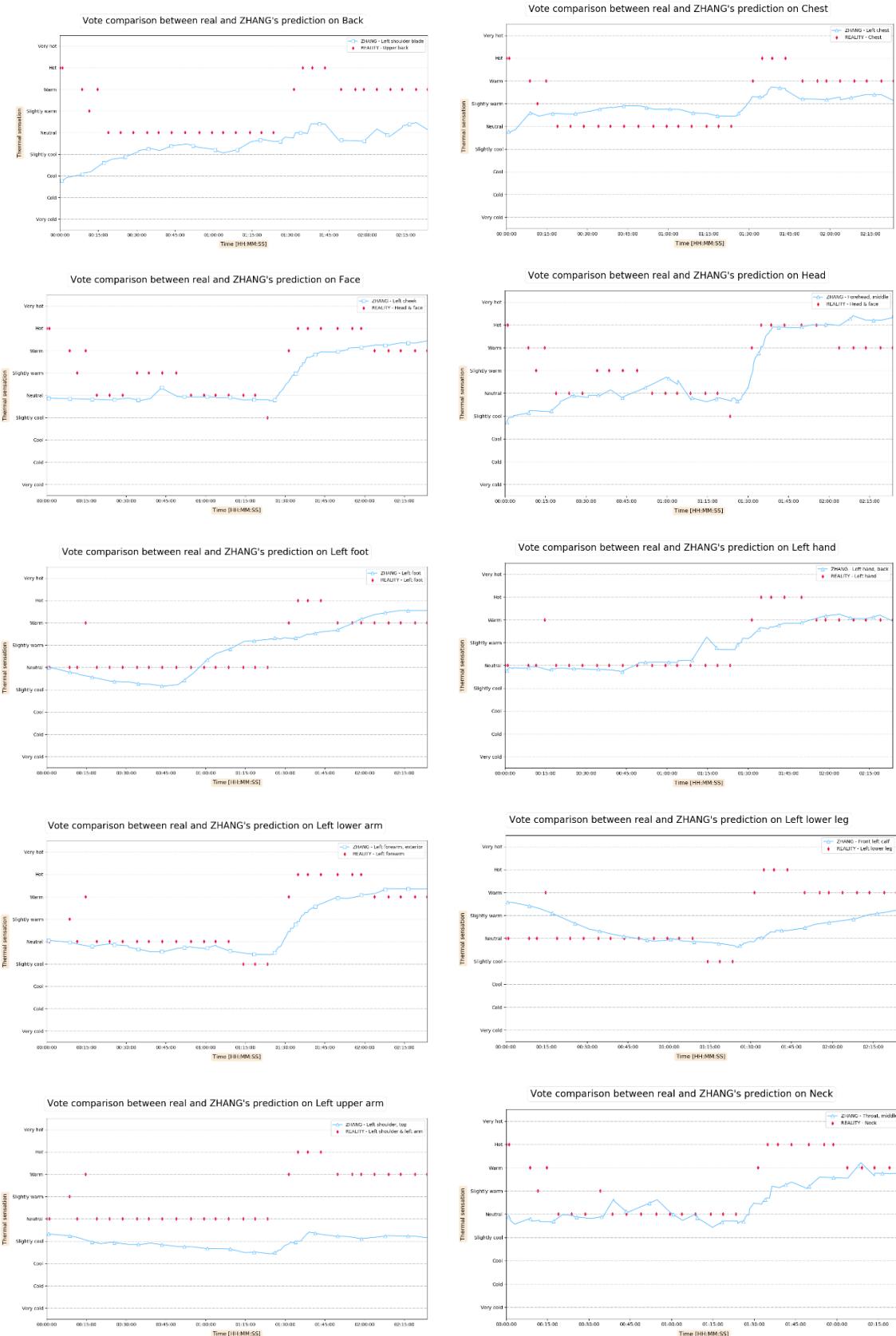
Paramètre	Borne Inférieure	Borne supérieure
Taille	145	200
Masse	48	100
Sexe	homme	femme
Pointure	35	47
Pourcentage de graisse	7	50
Assise	60	150
Longueur membre supérieur	70	120
Longueur membre inférieur	100	150
Largeur hanches	300	420
Largeur épaules	300	500
Age	16	80
Longueur main	10	25

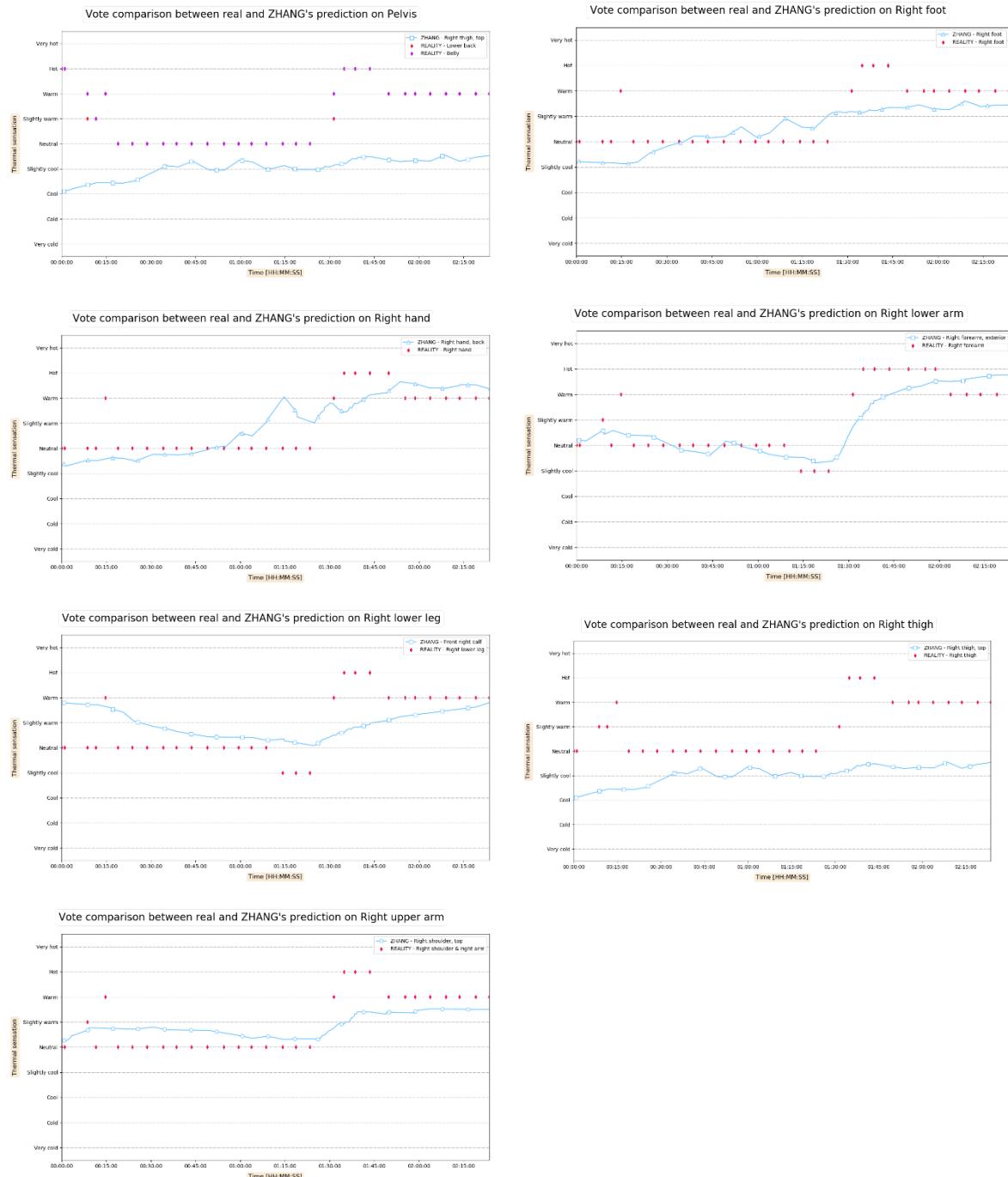
Tableau 44 Plages de variation pour l'étude de sensibilité globale de type Sobol

Paramètres	Borne Inférieure	Borne supérieure	Moyenne	Ecart-type
Taille	145	200	175.62	6.86
Masse	48	100	85.52	14.22
Assise	60	150	91.83	3.57
Largeur hanches	300	420	375.3	3.02
Largeur épaules	300	500	510.4	3.25
Pourcentage de graisse	7	50	20	5

Annexe O. Caractéristiques des testeurs avec les amplitudes maximales (Amax) et minimales (Amin) et les caractéristiques de l'homme moyen de Fiala

Identifiant	Age	Taille	Poids	IMG	Meta(kcal)
Amin	20	150	48	8	1113
Amax	70	185	110	50	2282
Amplitude	50	35	62	42	1169
Fiala Homme	30	175	73	13.3	1798
A	30	183	97.1	21.6	2262
B	60	167	86	22.9	1916
C	23	173	78.5	23	1812
D	27	183	74.9	14.5	1871
E	26	180	108	29.5	2315
F	23	163	50.8	18.3	1270
G	28	178	84.5	15.5	2102
H	36	168	61.6	25.5	1365
I	26	168	60	18.7	1453
J	25	174	66.5	25.8	1484
K	27	187	75.7	10.6	1966
L	24	178	63.9	12.4	1645
M	33	178	62.6	11.1	1602
N	28	174	79.6	13.5	2009
O	58	175	68.5	19.5	1582
P	29	178	75.1	12.9	1898
Q	27	180	65.5	13	1661
R	28	173	77.1	14.8	1916
S	27	163	60.9	31.6	1295
T	27	164	53.8	13.1	1380





RÉSUMÉ

Le confort thermique des conducteurs et des passagers dans les compartiments de la voiture est un sujet qui redevient d'actualité avec l'électrification des véhicules. En fait, les systèmes de climatisation et de chauffage peuvent réduire l'autonomie des véhicules électriques jusqu'à 50% dans certaines conditions. D'autre part, les modèles de représentation des personnes les plus utilisés sont encore ceux qui considèrent une personne moyenne standard. De nombreuses études ont montré les limites de ces modèles dans la prévision du confort thermique de différentes populations dans des environnements complexes. Par conséquent, si un confort thermique personnel correspondant à une consommation minimale d'énergie du véhicule est requis, il convient d'accorder une attention particulière à la compréhension de l'individualisation du modèle thermo-physiologique et à l'identification des paramètres clés ayant le plus d'influence sur le confort thermique. Une procédure d'individualisation a été exposée suivi d'une validation expérimentale du modèle personnalisé. La prise en compte des caractéristiques individuelle améliore la prédiction du modèle de 20% en moyenne.

MOTS CLÉS

Thermophysiology, Sensation thermique, Confort thermique, Véhicules électrique, Modélisation numérique, Expérimentation, Étude de sensibilité

ABSTRACT

Thermal comfort of drivers and passengers inside cars compartments is a subject bouncing back to the spotlight with the electrification of vehicles. In fact, air conditioning and heating systems can reduce the battery autonomy of electric vehicles by up to 50% under certain conditions. On the other hand, the most used thermo-physiological models nowadays are still those that consider a standard average person. Many studies showed the limitations of these models in predicting thermal comfort for different populations in complex environments. Therefore, if a personal thermal comfort at minimum vehicle energy consumption is required, a deep consideration should be given to the understanding of the individualization of the thermo-physiological model and to identifying key parameters that have the most influence on thermal comfort. An individualization procedure followed by an experimental validation of the customized model is presented. Considering individual characteristics was shown to improve the model by 20% on average.

KEYWORDS

Thermophysiology, Thermal sensation, Thermal comfort, Electric vehicles, Numerical modeling, Experimentation, Sensitivity study