



**HAL**  
open science

# Conception et développement de capteurs et vêtements intelligents pour le suivi et la protection des pompiers : mesures thermiques non-invasives ambulatoires

Aurélien Oliveira

## ► To cite this version:

Aurélien Oliveira. Conception et développement de capteurs et vêtements intelligents pour le suivi et la protection des pompiers : mesures thermiques non-invasives ambulatoires. Autre [cond-mat.other]. INSA de Lyon, 2011. Français. NNT : 2011ISAL0008 . tel-00677778

**HAL Id: tel-00677778**

**<https://theses.hal.science/tel-00677778>**

Submitted on 9 Mar 2012

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre

Année 2011

Thèse

# **Conception et développement de capteurs et vêtements intelligents pour le suivi et la protection des pompiers : mesures thermiques non-invasives ambulatoires**

Présentée devant

L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

Pour obtenir

Le grade de docteur

Formation doctorale

École doctorale

École doctorale Electronique Electrotechnique Automatique de Lyon

Par

Aurélien Oliveira  
(Ingénieur Polytech'Lille)

Soutenue le 20 janvier 2011 devant la Commission d'examen

Jury MM.

---

C. Bru-Chevallier  
E. Campo  
A. Dittmar  
C. Gehin  
T. Pauchard  
G. Savourey

Cette thèse a été préparée au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux de l'Institut des Nanotechnologies de Lyon, UMR 5270 CNRS INSA de Lyon



## INSA Direction de la Recherche - Ecoles Doctorales – Quadriennal 2007-2010

- SIGLE	- ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
- - <b>CHIMIE</b>	- <u>CHIMIE DE LYON</u> <a href="http://sakura.cpe.fr/ED206">http://sakura.cpe.fr/ED206</a>  M. Jean Marc LANCELIN  Insa : R. GOURDON	M. Jean Marc LANCELIN Université Claude Bernard Lyon 1 Bât CPE 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 13 95 Fax : lancelin@hikari.cpe.fr
<b>E.E.A.</b>	<u>ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE</u> <a href="http://www.insa-lyon.fr/eea">http://www.insa-lyon.fr/eea</a> M. Alain NICOLAS Insa : C. PLOSSU ede2a@insa-lyon.fr Secrétariat : M. LABOUNE AM. 64.43 – Fax : 64.54	M. Alain NICOLAS Ecole Centrale de Lyon Bâtiment H9 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60 97 Fax : 04 78 43 37 17 eea@ec-lyon.fr Secrétariat : M.C. HAVGOUDOUKIAN
- <b>E2M2</b>	<u>EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION</u> <a href="http://biomserv.univ-lyon1.fr/E2M2">http://biomserv.univ-lyon1.fr/E2M2</a>  M. Jean-Pierre FLANDROIS Insa : H. CHARLES	M. Jean-Pierre FLANDROIS CNRS UMR 5558 Université Claude Bernard Lyon 1 Bât G. Mendel 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cédex Tél : 04.26 23 59 50 Fax 04 26 23 59 49 06 07 53 89 13 e2m2@biomserv.univ-lyon1.fr
- <b>EDISS</b>	- <u>INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE</u> - Sec : Safia Boudjema M. Didier REVEL Insa : M. LAGARDE	- M. Didier REVEL - Hôpital Cardiologique de Lyon Bâtiment Central 28 Avenue Doyen Lépine 69500 BRON Tél : 04.72.68 49 09 Fax :04 72 35 49 16 Didier.revel@creatis.uni-lyon1.fr
<b>INFOMATHS</b>	<u>INFORMATIQUE ET MATHEMATIQUES</u> <a href="http://infomaths.univ-lyon1.fr">http://infomaths.univ-lyon1.fr</a> M. Alain MILLE	M. Alain MILLE Université Claude Bernard Lyon 1 LIRIS - INFOMATHS Bâtiment Nautibus 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72. 44 82 94 Fax 04 72 43 13 10 <a href="mailto:infomaths@bat710.univ-lyon1.fr">infomaths@bat710.univ-lyon1.fr</a> - <a href="mailto:alain.mille@liris.cnrs.fr">alain.mille@liris.cnrs.fr</a>
- <b>Matériaux</b>	- <u>MATERIAUX DE LYON</u>  M. Jean Marc PELLETIER  Secrétariat : C. BERNAVON 83.85	M. Jean Marc PELLETIER INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Blaise Pascal 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cédex Tél : 04.72.43 83 18 Fax 04 72 43 85 28 <a href="mailto:Jean-marc.Pelletier@insa-lyon.fr">Jean-marc.Pelletier@insa-lyon.fr</a>
- <b>MEGA</b>	<u>MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE</u>  M. Jean Louis GUYADER  Secrétariat : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12	M. Jean Louis GUYADER INSA de Lyon Laboratoire de Vibrations et Acoustique Bâtiment Antoine de Saint Exupéry 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél :04.72.18.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 mega@lva.insa-lyon.fr
<b>ScSo</b>	<u>ScSo*</u>  M. OBADIA Lionel  Insa : J.Y. TOUSSAINT	M. OBADIA Lionel Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.77.23.88 Fax : 04.37.28.04.48 <a href="mailto:Lionel.Obadia@univ-lyon2.fr">Lionel.Obadia@univ-lyon2.fr</a>

\*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie



---

# Conception et développement de capteurs et vêtements intelligents pour le suivi et la protection des pompiers : mesures thermiques non-invasives ambulatoires

---

## Résumé :

Les secouristes, par la nature de leurs missions, interviennent en environnement à risque et mettent parfois leur santé en danger. Afin de minimiser ce risque, de nouveaux Equipements de Protection Individuelle (veste, tee-shirt et bottes) ont été conçus par un consortium européen de 23 partenaires réunis autour du programme de recherche ProeTEX. Ces travaux de thèse s'inscrivent dans le cadre de ce projet et ont pour objectif de développer un système de monitoring ambulatoire des paramètres thermiques du pompier qui sera intégré aux vêtements intelligents destinés aux secouristes. L'intérêt de cette intégration est le prépositionnement des capteurs afin de réduire le temps de préparation du secouriste. La surveillance s'opère à deux niveaux : l'interface Homme-environnement et le corps. Afin d'évaluer le risque thermique encouru, les paramètres faisant l'objet d'un suivi sont : la température interne, mesurée depuis le tee-shirt, et la température externe et le flux thermique, mesurés dans la veste. Ces paramètres permettent d'apprécier la contrainte thermique imposée par l'environnement et l'état de santé du pompier. Deux méthodes de mesure des paramètres thermiques dans la veste ont été développées. Le projet a abouti au développement de prototypes fonctionnels dont les performances ont été attestées en centre de validation. Des tests ont été conduits en laboratoire et en conditions extrêmes sur le terrain à la Brigade de Sapeurs-Pompiers de Paris et au « *International Firefighting, Survival and Rescue at Sea Training Center* » de Pavie, Italie, pour démontrer la fonctionnalité des EPI en conditions réelles.

**Mots clés :** vêtements intelligents, mesures thermiques, monitoring ambulatoire, prévention du risque thermique

---

# Design and development of sensors and smart clothes for the monitoring and protection of firefighters: non-invasive and ambulatory thermal measurements

---

## Abstract:

Rescuers, by the nature of their work, operate under hazardous conditions and sometimes put their health at risk. To minimize this risk, new personal protective equipment (jacket, t-shirt and boots) were designed by a 23 European partner consortium as part of the research project ProeTEX. The work covered in this thesis formed part of the project and aimed at developing an ambulatory system for monitoring firefighters' thermal parameters which will be integrated into "smart" clothes for the rescuers. Monitoring takes place at two levels: at the Human-environment interface and on the body. To evaluate the thermal hazard involved, the parameters monitored were: internal temperature (measured in the tee-shirt) and external temperature and heat flux, measured in the jacket. These parameters were used to assess the heat stress imposed by the environment and the health status of the fire-fighter. Two methods of measurement of thermal parameters in the jacket were developed and the project resulted in the development of functional prototypes whose performances have been confirmed in a validation test center. Tests took place in the laboratory, under extreme conditions in the field at the *Brigade de Sapeurs Pompiers de Paris* and at the *International Firefighting, Rescue and Survival at Sea Training Center* in Pavia, Italy, and successfully demonstrated the functionality of the personal protective equipment under real conditions.

**Key words:** smart clothes, thermal measurement, ambulatory monitoring, thermal risk prevention



# Remerciements

---

Ce travail de thèse a été réalisé à l'Institut des Nanotechnologies de Lyon, au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux, dirigée par Eric McAdams, Professeur à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

Je tiens tout d'abord à remercier Madame Claudine Gehin, Maître de Conférences à l'INSA Lyon, pour m'avoir proposé ce sujet de thèse. Je la remercie pour son accueil au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux. Elle a su diriger avec enthousiasme et rigueur cette thèse. Ses conseils, son soutien et sa patience ont été très précieux pour mener à bien ces travaux de recherche.

J'aimerais également remercier Monsieur André Dittmar, docteur d'état en biologie humaine, ancien directeur de l'équipe Capteurs Biomédicaux et initiateur de projet ProeTEX à l'INL d'avoir pris le temps de partager avec moi une partie de ses connaissances, notamment en thermique du corps humain.

Je voudrais remercier Messieurs Gustave Savourey, Général de l'armée de terre, docteur en médecine, et Eric Campo, Professeur à l'Université de Toulouse, pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse.

Mes remerciements s'adressent également à Madame Catherine Bru-Chevallier, Directeur de Recherche CNRS et Directrice Adjointe de l'INL, pour me faire l'honneur d'être membre de mon jury.

Je souhaite remercier Thierry Pauchard, docteur en médecine, consultant en Génie Biologique et Médical, pour ses conseils durant le déroulement du projet ProeTEX et pour avoir accepté d'être membre de mon jury.

J'aimerais aussi remercier l'ensemble des 23 partenaires de ce projet européen, et plus particulièrement Davide et Emmanuele de l'EUCENTRE (Université de Pavie), Annalisa Bonfiglio, coordinatrice de ce projet, Gabriela Dudnik, ingénieur de recherche au Centre Suisse d'Electronique et de Microtechnique et les pompiers de Paris pour leur accueil durant les tests. Travailler avec l'ensemble de ces 23 partenaires a été un réel plaisir.

Je remercie les personnes avec qui j'ai travaillé à l'INL, au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux : Eric McAdams, directeur de l'équipe, les doctorants Dareen Toumi, Armelle Bigouret et Bertrand Massot, qui vont tous les trois entrer dans cette période délicate qu'est la rédaction du mémoire, Etienne Grenier, actuellement en deuxième année de doctorat, Carolina Ramon et Ronald Nocua, anciens doctorants, Norbert Noury, Professeur à l'Université de Lyon ainsi que Georges Delhomme. Merci à tous pour vos conseils et votre aide.

Je voudrais enfin remercier mes proches à qui je dédie ce travail. A mes parents et à mon frère, dont le soutien et les encouragements ont été une source de motivation. A ma grand-mère, Marie-Louise, dont le souvenir restera pour toujours dans mon cœur. Et surtout, à Florine, ma compagne, pour son soutien sans faille, pour ses trois années de sacrifices et son amour.





# Table des matières

---

<b>Partie 1</b>	<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
1.1	Introduction	3
1.2	Contexte de l'étude : le projet européen ProeTEX	7
1.2.1	Présentation générale du projet	7
1.2.2	Exemples de développement de vêtement intelligents	7
1.2.3	Equipements de Protection Individuelle ProeTEX	9
1.2.4	Organisation du projet	12
<b>Partie 2</b>	<b>Les mesures thermiques chez l'homme</b>	<b>13</b>
2.1	La température chez l'homme	15
2.1.1	Introduction	15
2.1.2	La thermorégulation	15
2.1.2.1	Généralités	15
2.1.2.2	Thermogénèse	17
2.1.2.3	Les mécanismes de thermorégulation	18
2.1.2.3.1	Les mécanismes passifs	19
2.1.2.3.1.1	La conduction	21
2.1.2.3.1.2	Convection	23
2.1.2.3.1.3	Le rayonnement	26
2.1.2.3.1.4	L'évaporation	30
2.1.2.3.2	Les mécanismes actifs inconscients	32
2.1.2.3.2.1	Vasodilatation et vasoconstriction	32
2.1.2.3.2.1.1	Sudation	33
2.1.2.3.2.2	Frisson	33
2.1.2.3.3	Les mécanismes actifs conscients	34
2.1.2.4	Thermorécepteurs et centres thermorégulateurs	34
2.1.2.4.1	Les thermorécepteurs	34
2.1.2.4.2	L'hypothalamus	35
2.1.2.5	Thermorégulation et vêtements	36
2.1.2.6	Les facteurs de variations de la température de consigne	39
2.1.2.6.1	La fièvre	39
2.1.2.6.2	Acclimatation	39
2.1.2.6.3	Cycles circadiens	40
2.1.2.6.4	Cycles menstruels	41
2.1.2.7	Influence de l'activité physique	42
2.1.2.8	Le système thermorégulateur	43
2.1.2.9	Confort thermique	45
2.1.2.10	Contrainte thermique et pathologies associées	46
2.1.2.10.1	Indices de charge thermique	47
2.1.2.10.2	Problèmes découlant d'une exposition à la chaleur	48
2.1.2.10.3	Problèmes découlant d'une exposition au froid	49
2.1.3	Le risque thermique chez les pompiers	52

2.1.4	Les différents sites de mesure de la température interne.....	55
2.1.4.1	Température de l'artère pulmonaire .....	55
2.1.4.2	Température rectale.....	55
2.1.4.3	Température buccale .....	56
2.1.4.4	Température œsophagienne.....	57
2.1.4.5	Température tympanique .....	57
2.1.4.6	Température axillaire .....	58
2.1.4.7	Température cérébrale .....	59
2.1.4.8	Synthèse .....	60
2.1.5	La température cutanée.....	60
2.1.6	Conclusion : paramètres thermiques retenus.....	63
2.2	Fluxmètres et dispositifs de mesure de la température .....	65
2.2.1	Dispositifs de mesure de température.....	65
2.2.1.1	Thermomètres à dilatation de liquide dans le verre.....	65
2.2.1.2	Thermomètres à cristaux liquides .....	67
2.2.1.3	Thermomètres à résistances .....	67
2.2.1.3.1	Thermomètre à résistance métallique.....	67
2.2.1.3.2	Thermistances .....	71
2.2.1.4	Thermomètre à thermocouples .....	72
2.2.1.5	Thermomètre à circuit intégré .....	74
2.2.1.6	Thermomètres infrarouges .....	74
2.2.1.7	Capteurs de température à annulation de flux.....	76
2.2.1.7.1	Deep body thermometer [Fox and Solman, 1971], [Fox et al., 1973].....	77
2.2.1.7.2	CoreTemp® [Togawa et al., 1976] .....	78
2.2.1.7.3	Brain and Core Thermometer .....	80
2.2.2	Fluxmètres thermiques .....	81
2.2.3	Conclusion : choix des capteurs .....	83
<b>Partie 3 Méthode de prévention du risque thermique.....</b>		<b>85</b>
3.1	Réalisations technologiques.....	87
3.1.1	Instrumentation des tenues de pompiers.....	87
3.1.1.1	Ergonomie du système de mesure.....	87
3.1.1.2	Stratégie de recherche .....	87
3.1.1.3	Veste de pompier .....	89
3.1.1.3.1	Prototype INSA n°1 (septembre – novembre 2007) .....	89
3.1.1.3.2	Prototype INSA n°2 (novembre 2008 – février 2009) .....	91
3.1.1.3.3	Prototype INSA n°3 (octobre 2009 – février 2010) .....	92
3.1.1.4	Tee-shirt instrumenté.....	94
3.1.1.4.1	Capteur de température interne.....	94
3.1.1.4.1.1	Principe du capteur .....	94
3.1.1.4.1.2	Détermination de l'isolation thermique .....	94
3.1.1.4.2	Capteur de température cutanée .....	98
3.1.1.4.3	Fluxmètre .....	98
3.1.1.5	Centrale de mesure du flux thermique et des températures .....	98
3.1.1.5.1	Choix du microprocesseur.....	99
3.1.1.5.2	Module de communication .....	99
3.1.1.5.3	Méthode de mesure des températures .....	101
3.1.1.5.4	Configuration du PSoC® .....	102

3.1.1.5.5	Carte d'acquisition .....	103
3.1.1.5.6	Logiciel.....	104
3.1.2	Conclusion .....	104
3.2	Expérimentations et résultats .....	107
3.2.1	Evaluation de différentes méthodes de mesure et tests des différents prototypes ..	107
3.2.1.1	Simulation de feu urbain (BSPP, décembre 2007) .....	108
3.2.1.1.1	Protocole .....	108
3.2.1.1.2	Résultats .....	110
3.2.1.1.3	Conclusion .....	112
3.2.1.2	Simulation de manœuvre (CEREN, Valabre, Mars 2008) .....	112
3.2.1.2.1	Protocoles.....	113
3.2.1.2.2	Résultats .....	114
3.2.1.2.3	Conclusion .....	116
3.2.1.3	Simulation de feu de forêt (Le Vigan, Avril 2009) .....	116
3.2.1.3.1	Protocole .....	116
3.2.1.3.2	Résultats .....	117
3.2.1.3.3	Conclusion .....	122
3.2.1.4	Evaluation du deuxième prototype ProeTEX (CRSSA, septembre – octobre 2009) .....	122
3.2.1.4.1	Protocole .....	123
3.2.1.4.2	Résultats .....	124
3.2.1.4.2.1	Température interne.....	124
3.2.1.4.2.2	Flux thermique .....	125
3.2.1.4.2.3	Température externe .....	126
3.2.1.4.3	Conclusion .....	128
3.2.1.5	Evaluation du troisième prototype ProeTEX (CRSSA, mai 2010).....	128
3.2.1.5.1	Protocole .....	128
3.2.1.5.2	Résultats .....	128
3.2.1.5.2.1	Température interne.....	129
3.2.1.5.2.2	Flux thermique .....	130
3.2.1.5.2.3	Température externe .....	130
3.2.1.5.3	Conclusion .....	132
3.2.1.6	Mesure du flux thermique dans la veste à l'aide de thermomètres (prototype INSA 3) .....	132
3.2.1.6.1	Tests préliminaires (équipe Capteurs Biomédicaux, mars 2010).....	132
3.2.1.6.2	Tests sur le terrain (BSPP, juillet 2010) .....	135
3.2.1.6.2.1	Premier exercice : maison du feu.....	135
3.2.1.6.2.2	Deuxième exercice : caisson.....	137
3.2.1.6.3	Résultats .....	137
3.2.1.6.3.1	Maison du feu.....	137
3.2.1.6.3.2	Caisson.....	139
3.2.1.6.4	Conclusion .....	141
3.2.2	Evaluation de la charge thermique au chaud.....	141
3.2.3	Conclusion .....	146
<b>Partie 4</b>	<b>Conclusion et perspectives.....</b>	<b>149</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>155</b>	
<b>Liste des figures</b> .....	<b>167</b>	

<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>175</b>
<b>Annexes.....</b>	<b>177</b>
Annexe 1. Publications de l’auteur.....	181
Annexe 2. Résumés des normes ISO relatives à la contrainte thermique .....	183
Annexe 3. Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 2 .....	185
Annexe 4. Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 3 .....	187
Annexe 5. Datasheet capteurs .....	203

# Partie 1 Introduction générale



# 1.1 Introduction

---

Ces dernières années, la médecine citoyenne dans un but préventif n'a cessé de se développer (développement des alarmes sociétales, maintien des personnes âgées à domicile, etc.). La surveillance des paramètres physiques notamment chez les sportifs amateurs ou professionnels s'est également banalisée (notamment chez les cyclistes).

Cet intérêt pour l'état de santé de la personne s'est aussi développé dans le monde du travail où la surveillance accrue des paramètres physiologiques est de plus en plus fréquente, notamment dans les professions à risque telles que la métallurgie, chez les militaires ou encore les personnels de premiers secours.

Il est nécessaire de concevoir de nouveaux dispositifs qui répondent à ces nouvelles conditions d'utilisation. Le défi proposé par le suivi continu de paramètres physiologiques et/ou environnementaux impose aux dispositifs de surveillance d'être ambulatoires, afin de permettre un monitoring dans des conditions écologiques, discrets et peu encombrants, pour ne pas gêner l'utilisateur dans ces gestes quotidiens ou professionnels. La faible consommation, la facilité d'application et d'utilisation sont également des critères qui entrent en ligne de compte lors de l'élaboration de nouveaux systèmes de monitoring.

Les vêtements dits « intelligents » répondent en partie à ces contraintes. Développés depuis la fin des années 1990 et au cours des années 2000 à travers des projets de recherche (Georgia Tech Wearable Motherboard™ [Gopalsamy et al., 1999], projets européens WEALTHY<sup>1</sup> et MyHeart<sup>2</sup>), leur utilisation est maintenant envisageable grâce aux progrès sur les fibres (tissage, composition, etc.) et sur la miniaturisation de l'électronique.

Dans ce contexte, un consortium pluridisciplinaire de 23 partenaires (instrumentation, capteurs, électronique, textile, communication, énergie, etc.) s'est constitué autour du projet européen ProeTEX<sup>3</sup>. L'INSA de Lyon, et plus précisément l'équipe Capteurs Biomédicaux de l'Institut des Nanotechnologies de Lyon, a été l'un des partenaires de ce projet pour son expertise dans le domaine des capteurs thermiques. L'objectif de ce programme, démarré en février 2006 et qui a pris fin en juillet 2010, est de concevoir de nouveaux Equipements de Protection Individuelle (EPI) destinés aux pompiers et personnels de la sécurité civile afin d'améliorer leur sécurité et minimiser les risques qu'ils encourent durant leurs interventions ainsi que d'optimiser la prise en charge des victimes.

Les EPI conçues sont de nouvelles tenues, constituées d'une veste, d'un tee-shirt et de bottes, et équipées de systèmes de monitoring ambulatoires qui permettent d'effectuer, de façon autonome, le suivi de l'état de santé du secouriste, des paramètres environnementaux et comportementaux. Le support textile a été choisi pour que le pompier ou le secouriste n'ait pas à s'occuper du positionnement des capteurs et ne perde pas de temps dans sa préparation. Cette solution, qui permet de maintenir l'efficacité et la rapidité de l'intervention, impose des contraintes liées au textile « intelligent » lui-même. La difficulté majeure de l'utilisation de textiles instrumentés pour l'évaluation des paramètres physiologiques est le contact des capteurs avec le corps du sujet. Les matériaux employés devront permettre d'obtenir une mesure de qualité suffisante pour évaluer l'état de santé du pompier tout en respectant les contraintes réglementaires en vigueur pour les tenues de secouriste, notamment la nature du textile ou encore leur « lavabilité ».

---

<sup>1</sup> <http://www.wealthy-ist.com/>

<sup>2</sup> <http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/>

<sup>3</sup> Acronyme de Protection e-Textile, Projet FP6-2004-IST-4-026987, <http://www.proetex.org/>



Le monitoring de l'état de santé du secouriste a été abordé sous une approche multiparamétrique afin de procéder à une surveillance à deux niveaux : au niveau du corps pour les paramètres physiologiques et au niveau de l'interface avec l'environnement pour les paramètres environnementaux et comportementaux.

- **Le rythme cardiaque, le rythme respiratoire et la température centrale** sont les principaux paramètres physiologiques qui font l'objet d'un suivi à partir du tee-shirt.
- **La température de l'interface Homme-environnement** ainsi que **les échanges thermiques, les concentrations de monoxyde de carbone et de dioxyde de carbone** sont mesurés depuis la veste et les bottes.
- **La posture, l'activité** (marche ou immobilité) et **la position** sont les trois paramètres comportementaux dont le monitoring est assuré grâce aux tenues.

Pour cela, des capteurs, modules d'acquisition et de communication et une batterie sont intégrés aux équipements.

Dans le cadre de ce programme, les partenaires du consortium ont conçu et développé de nouveaux capteurs pour la mesure de l'ECG (électrode textile), pour la mesure de la température interne ou encore pour estimer la posture du secouriste.

Les paramètres thermiques constituent une source d'informations importantes pour l'évaluation de l'état physiologique des secouristes, mais aussi pour apprécier la dangerosité de l'environnement dans lequel ils évoluent. Dans le cas du pompier, la connaissance de ces paramètres thermiques est primordiale. L'environnement peut exercer une très forte contrainte thermique sur le pompier entraînant une augmentation de sa température interne. De plus, sa tenue, qui joue le rôle de protection vis-à-vis de l'extérieur, ne lui permet pas d'évacuer la chaleur accumulée. Par conséquent, il peut être sujet à des pathologies telles le coup de chaleur.

L'objectif de cette thèse est de développer le système de monitoring des paramètres thermiques dans la veste et le tee-shirt. Le dispositif devra permettre d'évaluer le risque thermique auquel le porteur de la tenue s'expose.

**La première partie** de ce manuscrit est consacrée à la présentation du projet européen ProeTEX, cadre des travaux de recherche présentés. L'amélioration de la sécurité des pompiers et personnels de la sécurité civile a nécessité le développement de nouveaux équipements instrumentés. Les paramètres qui feront l'objet d'un suivi continu, les différents partenaires et le déroulement du projet sont détaillés dans cette partie.

**Dans la deuxième partie, Mesures thermiques chez l'Homme**, nous nous attarderons sur les bases physiologiques de la régulation de température. Les mécanismes d'échange thermique entre l'Homme et son environnement, l'effet de l'activité physique et du port de vêtement sur la température centrale sont présentés dans cette partie. Les risques thermiques découlant d'une exposition à des ambiances extrêmes, particulièrement aux ambiances chaudes, permettent de montrer la nécessité du suivi des paramètres thermiques chez les pompiers. Afin de déterminer la méthode la plus adaptée pour mesurer la température du secouriste, les différents sites de mesure de la température interne sont détaillés. Enfin nous présentons les différents capteurs permettant de réaliser les mesures de température et de flux thermique.

**La troisième partie, Méthode de prévention du risque thermique**, est divisée en deux parties : la conception et développement des tenues instrumentées ainsi que les expérimentations et résultats associés.

Etant donné le nombre important de développements prévus dans ce programme et donc de partenaires, la mise au point des équipements finaux a nécessité la conception de trois prototypes consécutifs. En parallèle, pour le système de monitoring des paramètres thermiques dans la veste,

j'ai élaboré trois prototypes au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux de l'INL dont les améliorations ont été intégrées aux prototypes issus du consortium.

Notre dernier prototype permet d'effectuer le monitoring du flux thermique et de la température de l'interface entre le secouriste et le milieu dans lequel il opère, à partir d'une disposition des capteurs thermiques en réseau dans la veste.

Nous avons également mis au point un capteur de température interne non-invasif intégré dans le tee-shirt.

L'ensemble de ces systèmes de mesures et les tenues développées par les membres du consortium ont été testés au cours de campagnes d'essais réalisées en laboratoire et sur le terrain afin de faire évoluer le système de mesure. Des tests de validation, par comparaison à des *gold standards*, ont été pratiqués en centre d'étude afin d'attester de la qualité des mesures physiologiques réalisées dans la tenue.

Afin d'évaluer le risque thermique encouru par les porteur de la tenue, j'ai proposé le calcul d'un indice de charge thermique basé sur les paramètres physiologiques enregistrés durant la campagne de validation du troisième prototype (rythme cardiaque et température centrale). L'objectif est de proposer un outil multiparamétrique d'estimation du risque thermique pour les développements futurs liés à ce projet.



## 1.2 Contexte de l'étude : le projet européen ProeTEX

---

### 1.2.1 Présentation générale du projet

Les pompiers et les personnels de la sécurité civile sont confrontés, lors de leurs interventions, à un environnement dangereux. En cas de catastrophes naturelles, accidents industriels, incendies, etc., les secouristes doivent agir vite afin de sauver les victimes et d'assurer la sécurité des civils. L'efficacité et la rapidité de l'intervention ne doivent pas se faire au détriment de la sécurité des pompiers et des secouristes.

Cette problématique est de plus en plus prise en compte par les autorités, et c'est dans ce contexte que la Commission Européenne a financé le projet de recherche ProeTEX. Son but est d'améliorer la sécurité, la coordination et l'efficacité des secouristes (pompiers, sécurité civile) ainsi que d'optimiser la prise en charge des victimes par le développement de vêtements intelligents [Curone et al., 2007], [Bonfiglio et al., 2007].

Pour les victimes, la problématique est différente. Leur surveillance doit s'effectuer par l'intermédiaire d'un « patch » positionné sur leur poitrine par un spécialiste (médecin, secouriste). En effet, la finalité du patch victime est d'optimiser les soins à apporter aux victimes en fonction de la gravité de leur état physique et d'effectuer un « triage » avant de les orienter vers les unités de soin. Ce patch est basé sur certaines fonctionnalités développées pour les équipements des secouristes, telles que le monitoring des rythmes cardiaque et respiratoire et la température centrale. Le développement du patch victime, qui n'est pas présenté ici, a été arrêté au profit du tee-shirt et de la veste. L'alternative proposée est le patch Vitalsens conçu par Intelesens<sup>4</sup>.

Les Equipements de Protection Individuelle développés dans le cadre du projet ProeTEX sont basés sur les micro/nanotechnologies intégrées au textile. Cette intégration est rendue possible grâce aux récents développements intervenus dans le domaine des vêtements intelligents (smart textiles) et textiles électroniques (e-textiles) qui permettent de concevoir des systèmes personnalisés de monitoring ambulatoire des paramètres vitaux [Gopalsamy et al., 1999], [Billinghurst and Starner, 1999], [De Rossi et al., 1999].

### 1.2.2 Exemples de développement de vêtement intelligents

Les tissus multifonctionnels peuvent intégrer capteurs, actionneurs, modules électroniques et batteries [Service, 2003]. C'est le cas du "Wearable Motherboard" [Billinghurst and Starner, 1999], développé par Georgia Tech (Figure 1), un tee-shirt intelligent sur lequel peuvent être connectés des dispositifs commerciaux : capteurs pour le monitoring de fonctions vitales telles que le rythme cardiaque, le rythme respiratoire, l'électrocardiogramme, l'oxymétrie de pouls et la température cutanée pour les versions récentes

Le monitoring de signes vitaux tels que la fréquence cardiaque, la respiration ou la température corporelle peut être réalisé à partir de textiles dans lesquels des fibres optiques entrelacées sont tissées. Cette technologie a été proposée par l'Université Drexel de Philadelphie [El-Sherif et al., 2000], et par Sensatex<sup>TM</sup> qui produit le SmartShirt, un dispositif basé sur des technologies similaires et déjà disponible sur le marché (Figure 1).

VivoMetrics a conçu le LifeShirt<sup>TM5</sup> (Figure 1), un système de monitoring des paramètres physiologiques qui se présente sous la forme d'une veste en lycra ou d'une ceinture dotée de capteurs. Le dispositif est basé sur la mesure de pléthysmographie inductive, la mesure de l'ECG avec

---

<sup>4</sup> Informations disponibles en ligne sur <http://www.intelesens.com/vitalsignsmonitor/index.html> et <http://www.intelesens.com/pdf/intelesensbrochure2009.pdf>

<sup>5</sup> Informations disponible en ligne sur : <http://www.raesystems.com/products/lifeshirt>

des électrodes conventionnelles et un accéléromètre deux axes pour la détection des mouvements. Ce système est utilisé aux Etats-Unis par certaines brigades de pompiers et de militaires.

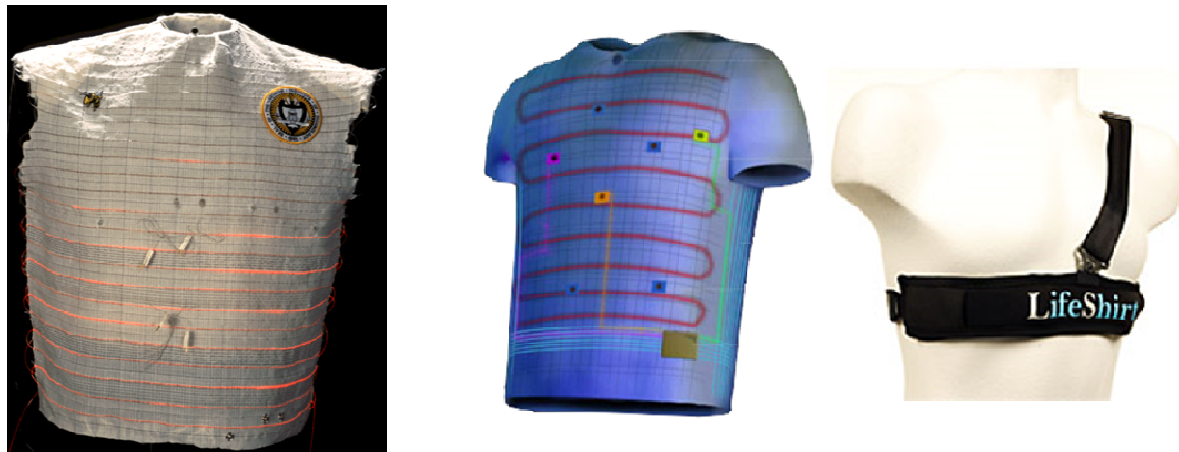


Figure 1 : Vêtements intelligents destinés au monitoring des fonctions vitales, à gauche le Wearable Motherboard (<http://www.gtwm.gatech.edu/index/figure1.html>) développé par l'université Geogia Tech, au centre le SmartShirt de Sensatex™ et à droite le système LifeShirt.

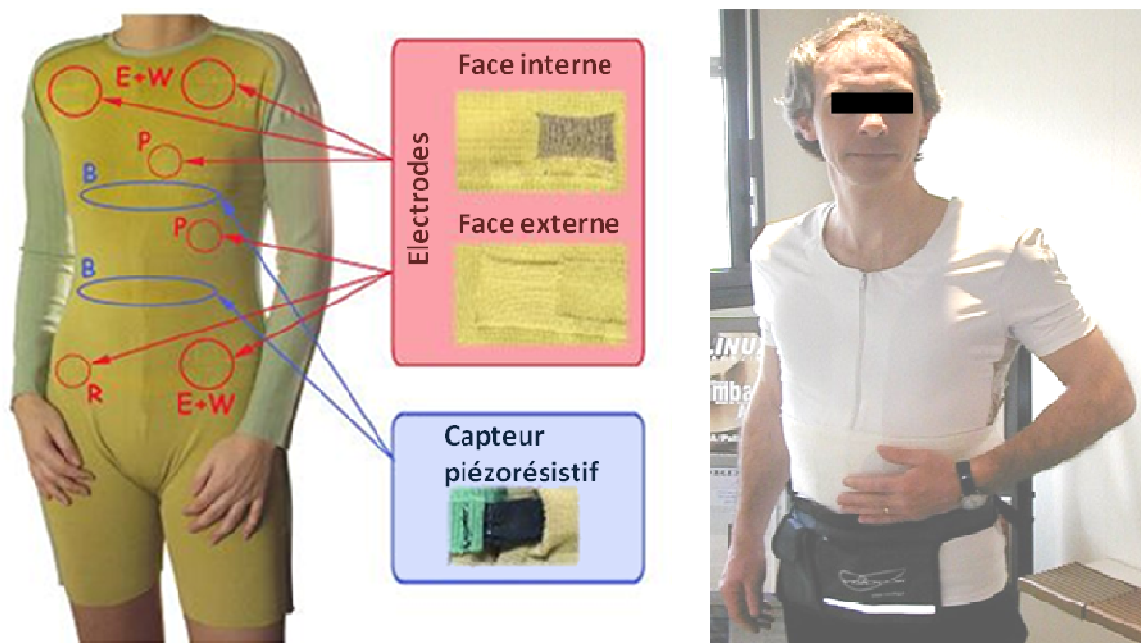


Figure 2 : Prototype développé dans le cadre du projet européen WEALTHY, à gauche et tee-shirt instrumenté du projet VTAMN à droite.

D'autres dispositifs intégrés ont été conçus afin d'assurer le monitoring des signaux physiologiques et/ou comportementaux. Dans le cadre du projet VTAMN (Vêtement de Télé-Assistance Médicale Nomade), un tee-shirt intégrant des capteurs de respiration, de température, des électrodes pour l'ECG et un capteur de chute a été développé [Weber et al., 2003] (Figure 2). Smartex, a conçu une combinaison instrumentée (Figure 2) capable de mesurer les signaux physiologiques tels que l'ECG, la respiration et l'indice d'activité dans le cadre du projet européen WEALTHY [Axisa et al., 2003], [Paradiso et al., 2005] dans lequel l'INSA était partenaire. Pandian et

coll. [Pandian et al., 2008] ont mis au point la SmartVest, un tee-shirt dédié au monitoring ambulatoire de signes vitaux.

Ces dispositifs de monitoring intègrent des modules de communication qui permettent de transmettre l'information vers un PC ou un centre spécialisé.

### 1.2.3 Equipements de Protection Individuelle ProeTEX

Les nouveaux EPI, développés par le consortium du programme ProeTEX, sont constitués d'une veste, d'un tee-shirt et de bottes. Des capteurs, modules d'acquisition et de communication, batteries, GPS ... sont intégrés aux différents éléments de la tenue afin d'assurer un monitoring continu des paramètres vitaux du secouriste et de son environnement (Figure 3). Les informations collectées sont alors envoyées via une liaison Wifi sur un ordinateur au poste de commandement. L'intégration de voyants lumineux dans la veste est également prévue afin de faciliter le repérage en cas d'intervention en milieu sombre. Ces nouveaux équipements permettront de porter plus facilement assistance aux secouristes en danger.



Figure 3: Vue d'ensemble du projet ProeTEX. Les capteurs (fluxmètres, électrodes pour l'ECG, capteurs de gaz, etc.), batteries et module d'acquisition et de communication sont intégrés dans les vêtements : veste, tee-shirt et bottes.

Le programme ProeTEX regroupe 23 partenaires de domaines différents (textile, capteur, électronique, sécurité civile, pompier... cf. Tableau 1) afin de répondre au mieux au défi posé par la conception de ces nouveaux équipements instrumentés. Le Tableau 2 présente les principaux éléments intégrés ainsi que les partenaires responsables de leurs développements.

Trois générations de prototypes ont été réalisées dans le cadre de ProeTEX. Les prototypes ProeTEX 3 des deux équipements sont représentés Figure 4, pour le tee-shirt, et Figure 5, pour la veste. Le tee-shirt est également composé d'une ceinture détachable dans laquelle l'électronique est intégrée. Cette ceinture électronique permet de communiquer les valeurs des paramètres enregistrés dans le tee-shirt vers la veste via une liaison sans fil.

Partenaire (nom et pays)		Implication dans le projet
1	Institut National de Physique de la Matière (INFM-CNR), Italie	Coordination, intégration de capteurs et de transistor dans les fibres
2	Université Technique de Lodz, Pologne	Etude textile, capteurs
3	Université de Gent (U-Gent), Belgique	Electrodes textiles, antenne textile
4	Smartex, Italie	Confection tee-shirt
5	Milor, Italie	Intégration textile, confection
6	Sofileta, France	Confection textile
7	Thuasne, France	Développement du patch victime
8	Université de Pise, Italie	Capteur de position, capteur de respiration
9	Université de Dublin, Irlande	Capteur de gaz
10	Commissariat à l'Energie Atomique (CEA), France	Détection chimique sur le corps, gestion de l'énergie
11	Centre Suisse d'Electronique et de Microtechnique SA (CSEM), Suisse	Module électronique, détection chimique par voie optique
12	Intelesens, Royaume-Uni	Electrode pour paramètres cardiaques
13	Steiger, Suisse	Développement de méthode de confection
14	Philipps Research, Allemagne	Industriel
15	CIBA, Suisse	Développement de fibres
16	Diadora, Italie	Confection chaussures
17	iXscient, Royaume-Uni	Coordination, prospection
18	Zarlink, Royaume-Uni	Module et protocole de communication
19	Brunet Lion, France	Confection veste
20	Brigade de Sapeurs-Pompiers de Paris (BSPP), France	Utilisateur final, centre de test
21	<b>INSA Lyon, France</b>	Mesure des paramètres thermiques : température interne, flux thermique et température externe
22	EUCENTRE, Italie	Utilisateur final, centre de test
23	Département de la Défense et de la Sécurité Civile (DDSC), France	Utilisateur final, centre de test

Tableau 1 : Liste initiale des partenaires impliqués dans le programme ProeTEX, leurs rôles et fonctions

Vêtement	Modules/Fonction	Partenaire
Veste	Capteurs de température externe	CSEM, <b>INSA Lyon</b>
	Capteurs de flux thermique	<b>INSA Lyon</b>
	Capteurs de position	UNIPI
	Capteurs de gaz toxique	DCU
	Antenne textile	U-Gent
	Module électronique	CSEM/Zarlink
	Batteries	CEA
Tee-shirt	Paramètres cardiaques (ECG, rythme cardiaque)	UNIPI, Intelesens, U-Gent, Smartex
	Capteurs de respiration	UNIPI, Smartex
	Capteurs de température interne	<b>INSA Lyon</b>
	Capteurs de déshydratation	CEA
Bottes	Capteurs d'activité	INFM
	Capteurs de CO <sub>2</sub>	DCU

Tableau 2 : Principaux éléments intégrés dans l'équipement ProeTEX.

Deux types d'équipement ont été développés au cours de ce projet : des équipements spécifiques aux pompiers et des équipements destinés à la sécurité civile. Les besoins et les

contraintes réglementaires (matériaux utilisables) pour ces deux populations de secouristes n'étant les mêmes, les deux catégories de prototypes n'intègrent pas les mêmes capteurs. Ainsi, le prototype de la sécurité civile ne possède pas de fluxmètre.

Les tenues développées répondent aux contraintes d'entretien des tenues actuelles. Le tee-shirt doit pouvoir être lavé régulièrement. Quant à la veste, elle est actuellement nettoyée une à deux fois par an, phase pendant laquelle un produit de traitement anti-feu est appliqué par des professionnels tels que Brunet-Lion, partenaire du projet.

Concernant les tee-shirts, ils sont lavables car intégrant des capteurs textiles (électrodes de mesure de l'ECG en INOX) ou des capteurs rendus imperméables par encapsulation (capteur de température interne). L'électronique est quant à elle intégrée dans une ceinture détachable.

Les vestes, elles, sont actuellement nettoyées une à deux fois par an (contrainte budgétaire). Lors de cette opération, un produit de traitement anti-feu doit être appliqué. Pour la phase d'entretien, il est prévu que les capteurs soient alors retirés de la veste puis réintégrés dans les poches prévues à cet effet.



Figure 4 : Prototype ProeTEX 3 de tee-shirt. A gauche le tee-shirt de la sécurité civile, conçu en fibres synthétiques élastiques. A droite, le tee-shirt des pompiers, confectionné en coton. Seule la partie intégrant les électrodes est élastique pour améliorer le contact entre les électrodes et la peau.

Modèle	Sécurité Civile	Pompier
Tee-shirt	Capteur de Na+ Electrodes ECG Température interne	Capteur de Na+ Capteur de SpO2 Electrodes ECG Température interne
Ceinture	Capteur piézoélectrique pour la respiration Electronique	

Tableau 3 : Eléments intégrés dans le prototype ProeTEX 3 de tee-shirt.





Figure 5 : Prototype ProeTEX 3 de veste. A gauche, le modèle sécurité civile et à droite, le modèle pompier. Les deux modèles n'intègrent pas tous les capteurs : 1 – Alarme visuelle (x1 dans le modèle pompier, x2 dans le modèle de la sécurité civile), 2 – Alarme acoustique, 3 – Capteur de température externe, 4 – Module Wifi, 5 – Module d'acquisition, 6 – Accéléromètre (x2), 7 – GPS, 8 – Antenne textile (x2), 9 – Batterie flexible, 10 – Capteur de CO, 11 – Fluxmètre (modèle pompier).

## 1.2.4 Organisation du projet

Le projet a démarré en février 2006 et a pris fin en juillet 2010, la thèse, elle, a débutée en septembre 2007.

Les deux grandes phases du programme ProeTEX sont la phase de conception et développement des prototypes (veste, tee-shirt, chaussures) et la phase de test et validation de ces prototypes. Elles ont été répétées pour les trois prototypes ProeTEX. Lorsque les capteurs et modules électroniques sont intégrés aux différentes parties de l'équipement, la tenue est alors testée en laboratoire, en chambre climatique ainsi qu'au cours de simulations et en conditions « semi réelles » sur le terrain. Les partenaires impliqués dans la conception et le développement de ces tenues instrumentées participent aux différentes phases de tests. Cette façon de procéder permet d'avoir un retour sur l'équipement testé et donc d'apporter des améliorations en vue du prototype suivant.

Dans ce projet, l'INSA Lyon est chargé de développer les capteurs pour effectuer un monitoring continu des paramètres thermiques du secouriste et de l'environnement qui l'entoure. L'équipe Capteurs Biomédicaux a également participé aux campagnes de tests afin d'évaluer les performances des capteurs réalisés et de les améliorer.

La revue finale, au cours de laquelle une démonstration a été organisée, a eu lieu en septembre 2010 et le projet a été approuvé par les rapporteurs de la Commission Européenne.

# **Partie 2 Les mesures thermiques chez l'homme**



## 2.1 La température chez l'homme

### 2.1.1 Introduction

Ce chapitre présente les bases physiologiques de la régulation de la température, paramètre clé dans le cadre du projet ProeTEX. Dans un premier temps, nous présenterons les bases de la thermorégulation en passant en revue les différents mécanismes de transfert thermique entre l'Homme et son environnement ainsi que les risques thermiques. Nous nous attarderons ensuite sur le risque thermique chez le pompier. Les différents sites de mesure de la température centrale et la mesure de la température cutanée sont également présentés ici. Ce chapitre nous conduit au choix des paramètres thermiques qui feront l'objet d'un monitoring continu, en fonction des contraintes liées aux objectifs du projet.

Chez l'homme, la température interne est un indice physiologique important car elle est un indicateur objectif de l'état de santé. Elle permet de détecter une maladie et d'en suivre l'évolution. Ces propriétés sont dues au caractère homéotherme de l'homme qui est capable de maintenir sa température interne pratiquement constante aux environs de 37°C en ambiance climatique neutre, avec de faibles variations de  $\pm 0,6^\circ\text{C}$  [Guyton and Hall, 2002], [Havenith, 2002]. La quasi-constance de la température corporelle sur plage réduite autour de 37°C est le fait de la thermorégulation. Cette fonction est indispensable au maintien à température optimale des cellules [Passlick-Deetjen and Bedenbender-Stoll, 2005] et des organes essentiels à la vie tels que le cerveau, le cœur, le foie, les reins, les testicules, etc. Cela permet d'en assurer le bon fonctionnement indépendamment des conditions extérieures, les réactions chimiques et enzymatiques étant dépendantes de la température [Dittmar et al., 1996].

### 2.1.2 La thermorégulation

#### 2.1.2.1 Généralités

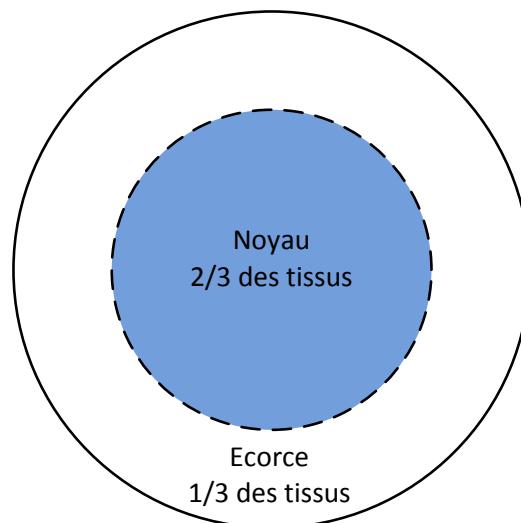


Figure 6 : Modèle thermique simple noyau-écorce. La température est quasi constante dans le noyau et varie dans l'écorce en fonction des conditions extérieures.

La température n'est pas homogène sur la totalité du corps. Celui-ci peut être divisé en « noyau » et « écorce » (Figure 6), système au sein duquel les échanges thermiques se produisent.

Le noyau correspond à la partie centrale, avec une température quasi constante : la température centrale ou température interne peut être maintenue à un niveau quasi constant,

même sur une plage étendue de température ambiante – entre 13°C et 60°C [Guyton and Hall, 2002] – en condition d'air sec pour un individu en bonne santé.

L'écorce a, quant à elle, une température variable en fonction des conditions extérieures (température, humidité, etc.). Dans la plupart des cas, il s'agit de la température cutanée. Elle conditionne les pertes thermiques vers l'environnement extérieur.

Dans ce modèle thermique simple noyau-écorce, le noyau représente environ les deux tiers du corps. L'écorce comprend le reste de la masse corporelle (peau et une partie des tissus sous cutanés). Cette répartition est variable selon la température extérieure, l'humidité ambiante, l'activité du sujet, etc.

Il n'existe pas de température interne normale unique. La température interne dite « normale » est comprise entre 37,3°C et 37,6°C (température rectale) et varie en fonction de l'activité physique et des variations de température ambiante. Ainsi, la température interne peut atteindre 38°C – 40°C lors d'activités physiques et peut diminuer jusqu'à 36°C lors d'exposition au froid (Figure 7, [Guyton and Hall, 2002], [Clark, 1984], [Havenith, 2002]).

Il existe également des phénomènes naturels qui engendrent des variations de température interne (cycles circadiens, fièvre).

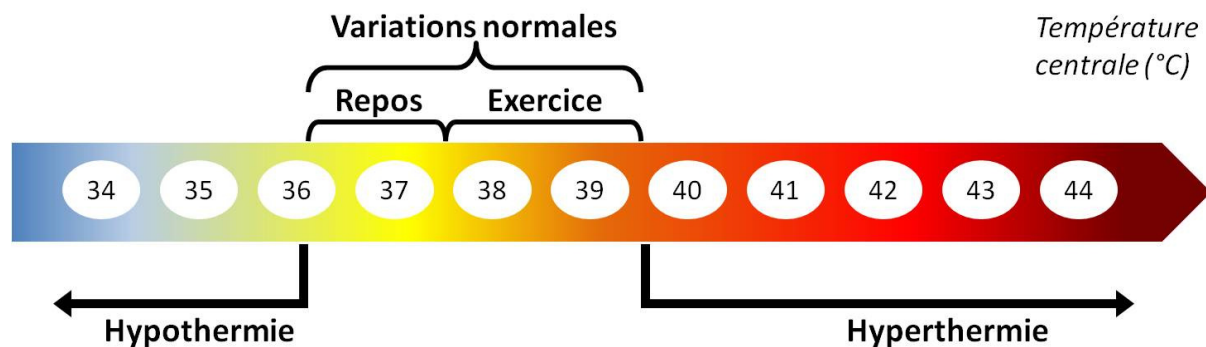


Figure 7 : Variation de la température centrale en fonction du niveau d'activité (d'après [Clark, 1984]). Les variations de température interne sont comprises entre 36°C et 39,5°C en fonction de l'activité physique et des conditions ambiantes. Au-delà de ces limites, il existe un risque d'hypothermie ou d'hyperthermie.

La température interne dépend de la chaleur produite par le corps. La chaleur est un sous-produit du métabolisme de base et de l'activité physique. La majeure partie de cette chaleur produite par le corps provient des viscères (cœur, cerveau, foie principalement) et des muscles pendant l'exercice.

Pour maintenir une température interne constante, la production de chaleur, les gains et les pertes thermiques doivent s'équilibrer. L'équation de l'équilibre thermique est :

$$\text{Gain thermique} - \text{Perte thermique} + \text{Production de chaleur} = \text{Chaleur stockée} \quad \text{équation 1}$$

La chaleur produite par les organes et les muscles est alors transférée, à travers le réseau de vaisseaux sanguins et les tissus, à la peau où elle est évacuée dans l'environnement afin de ne pas causer d'augmentation de la température interne. Si la surproduction de chaleur engendrée par les muscles lors d'exercices physiques n'est pas dissipée assez rapidement, elle s'accumule. Le noyau thermique s'étend. Cette situation peut engendrer une augmentation de la température interne. Dans ce cas il y a un risque d'hyperthermie.

A l'inverse, si les pertes thermiques sont plus élevées ou plus rapides que la production, la température interne de l'organisme diminue : il y a risque d'hypothermie. Ces pertes se produisent au niveau de la peau grâce à des variations de débit sanguin.

La thermorégulation – régulation des échanges thermiques de la thermogénèse et de la thermolyse – est donc nécessaire au maintien de cet équilibre thermique et de la température interne. Cette régulation s'opère grâce aux nombreuses réponses que peut fournir le corps humain en fonction de l'environnement thermique dans lequel il est plongé. Les mécanismes de thermorégulation peuvent être passifs, actifs conscients ou actifs inconscients.

### 2.1.2.2 Thermogénèse

La thermogénèse, production de chaleur au sein du corps humain, est principalement déterminée par l'activité métabolique. Elle s'effectue en grande partie au niveau du noyau et a pour origine :

- Le métabolisme basal : cette production de chaleur est due à l'activité des cellules et des organes vitaux (cœur, cerveau, foie, etc.) afin d'assurer les fonctions de base de l'organisme. Au repos (allongé en condition de neutralité thermique), le corps humain dissipe entre 40 et 50 W/m<sup>2</sup>, soit pour un individu de taille et de poids moyens, une dissipation de chaleur de l'ordre de 100 Watts ([Balageas and Dittmar, 1996], [Schwenzfeier, 2001]). En l'absence d'activité physique, la production de chaleur est :

$$H = M \quad \text{équation 2}$$

Avec : H la chaleur produite par l'organisme, en W  
M le métabolisme, en W

- L'activité physique : les muscles ont un rendement voisin de 25% ce qui veut dire que lors d'un effort physique, la majeure partie de l'énergie consommée par les muscles est convertie en chaleur. Cette production de chaleur est directement liée à l'intensité de l'exercice physique comme illustré Figure 8 ([Dittmar et al., 1996], [Malcahire, 2002]). Dans ce cas, la production de chaleur est :

$$H = M - W \quad \text{équation 3}$$

Avec : H la chaleur produite par l'organisme, en W  
M le métabolisme, en W  
W le travail mécanique des muscles, en W

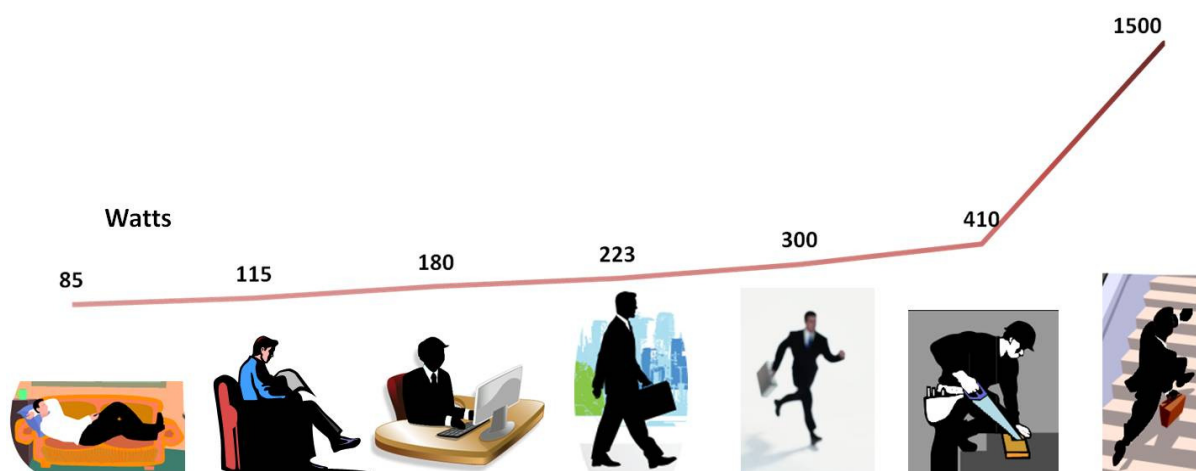


Figure 8 : Métabolisme (en Watts) en fonction de l'activité, pour un homme de corpulence moyenne [Dittmar et al., 1996]

- L'ingestion de nourriture participe également à la thermogénèse par l'action dynamique spécifique de la nourriture. Ce n'est pas la digestion mais le catabolisme qui induit une production de chaleur dans le corps puisque la transformation chimique et la dégradation des aliments par l'organisme libère de la chaleur [Johnson, 2007].

Par exemple, un homme pesant 80 kg et effectuant une activité physique modérée ( $\approx 500W$ ) verra sa température interne augmenter d'environ  $0,9^{\circ}C$  toutes les 10 minutes, s'il n'a pas la possibilité d'évacuer cette surproduction de chaleur.

Les hormones (catécholamines et thyroxine) ainsi que les émotions et la médication participent à la thermogénèse en modulant le métabolisme [Passlick-Deetjen and Bedenbender-Stoll, 2005].

La production de chaleur peut aussi être exprimée en fonction du métabolisme basal. Dans ce cas, l'équivalent métabolique est utilisé : le *met*. Un *met* correspond à la quantité moyenne d'oxygène consommé par l'organisme au repos, par unité de temps et par unité de poids corporel.

$$1 \text{ met} = 58,15W.m^{-2}$$

Ainsi, une personne qui dort aura une activité de  $0,7 \text{ met}$ . Le travail de bureau est évalué à  $1,2 \text{ met}$ , alors que la marche lente est évaluée à  $2 \text{ met}$ .

### 2.1.2.3 Les mécanismes de thermorégulation

Afin de réguler les échanges thermiques entre le corps et l'environnement et maintenir une température centrale indépendante des conditions extérieures, le corps humain met en œuvre de nombreux mécanismes d'échanges thermiques. Ces mécanismes peuvent être aussi bien passifs (paragraphe 2.1.2.3.1) qu'actifs (cf. 2.1.2.3.2 et 2.1.2.3.3) afin de répondre au mieux au déficit thermique posé par le milieu ambiant.

Les échanges de chaleur se produisent lorsqu'il y a une différence de température ou de pression entre le corps, la peau ou les vêtements et l'environnement extérieur. Dans ce cas, il existe un flux de chaleur proportionnel au gradient de température ou pression :

$$\Phi = \frac{\Delta\theta}{R_{th}} \quad \text{équation 4}$$

Avec :  $\Phi$  le flux thermique, en W  
 $\Delta\theta$  la différence de température entre les 2 surfaces, siège des échanges thermiques, en  $^{\circ}C$   
 $R_{th}$  la résistance thermique entre ces 2 surfaces, en  $^{\circ}C/W$

Dans le cas des échanges par évaporation, le paramètre déterminant est le gradient de pression :

$$\Phi = \frac{\Delta P}{R_{th}} \quad \text{équation 5}$$

Avec :  $\Phi$  le flux thermique, en W  
 $\Delta P$  la différence de pression entre les 2 surfaces, siège des échanges thermiques, en  $N.m^{-2}$   
 $R_{th}$  la résistance thermique entre ces 2 surfaces, en  $N.m^{-2}/W$

Par convention, le flux est positif lorsque le corps perd de la chaleur et il est négatif lorsque le corps gagne de la chaleur.

Le flux thermique diminue lorsque la température cutanée et la température ambiante sont proches. Dans ce cas, les mécanismes de pertes passives deviennent insuffisants à la régulation de la température et les mécanismes actifs sont mis en œuvre de façon consciente ou inconsciente, afin de permettre la dissipation thermique. Il en est de même lorsque le flux thermique devient trop important, c'est-à-dire lorsque les pertes thermiques sont trop élevées. Les mécanismes actifs de maintien de la chaleur – conscients ou inconscients – entrent en action.

### 2.1.2.3.1 Les mécanismes passifs

Les mécanismes passifs permettent les échanges thermiques entre le corps humain et l'environnement, de façon similaire à une maison qui perd ou gagne de la chaleur. Ils se produisent naturellement dès qu'une différence de température ou de pression (due au taux d'humidité ambiant) existe entre l'homme et son environnement.

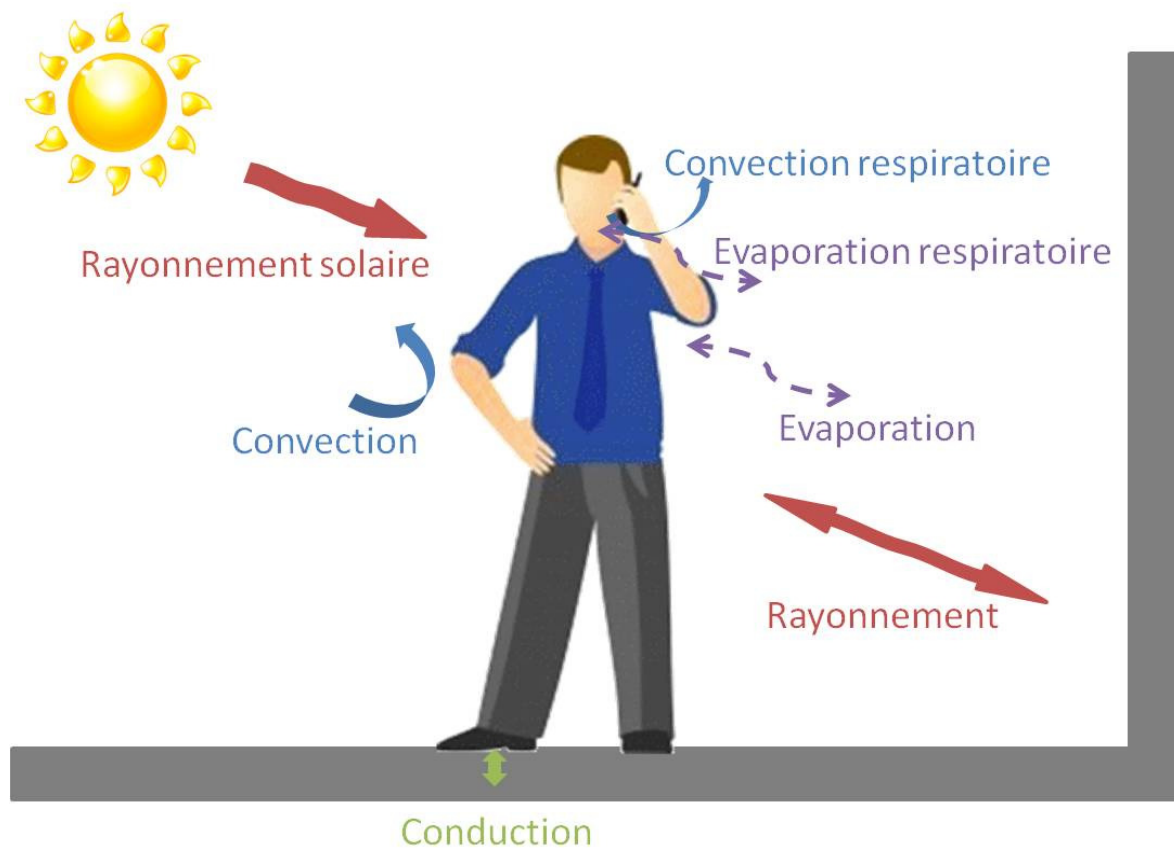


Figure 9 : Les principaux échanges thermiques entre l'homme et son environnement.

La chaleur s'écoule des zones de haute énergie (température, pression) vers les zones de basse énergie (2<sup>nd</sup>e loi de la thermodynamique). Les quatre mécanismes d'échanges thermiques sont : le rayonnement, la convection, l'évaporation et la conduction. Pour un homme nu, au repos c'est-à-dire allongé dans des conditions de neutralité thermique, les échanges de chaleur sont répartis de la façon suivante [Guyton and Hall, 2002] :

- 60% par rayonnement
- 22% à 25% par évaporation



- 12% à 15% par convection
- 3% par conduction

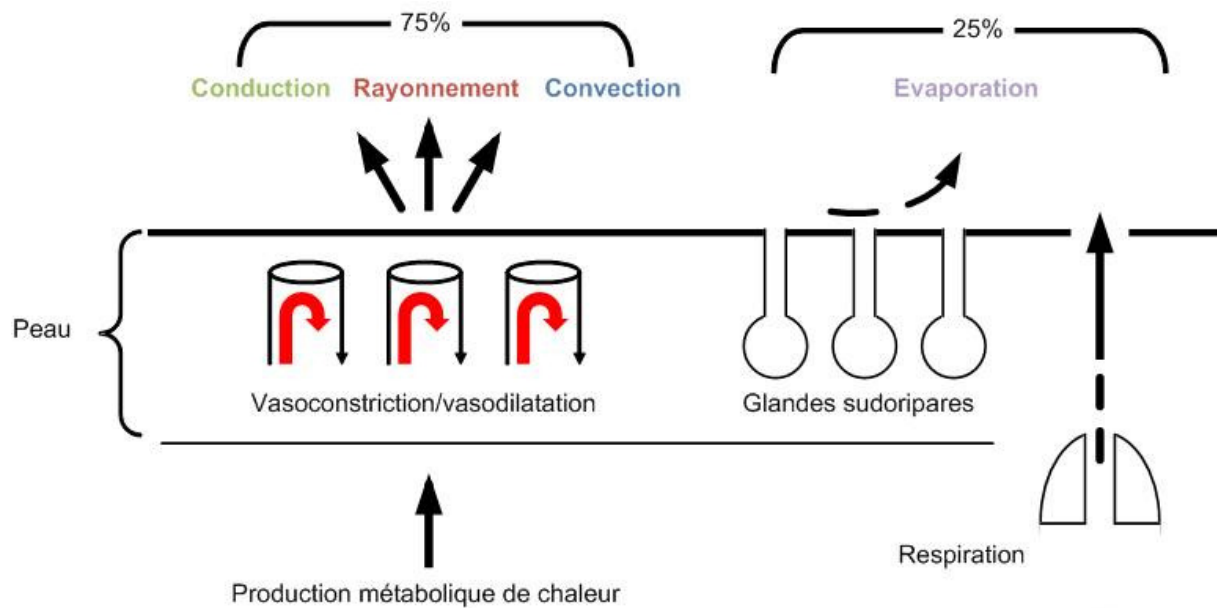


Figure 10 : Répartition des échanges thermiques au niveau de la peau (d'après [Arens and Zhang, 2006]).

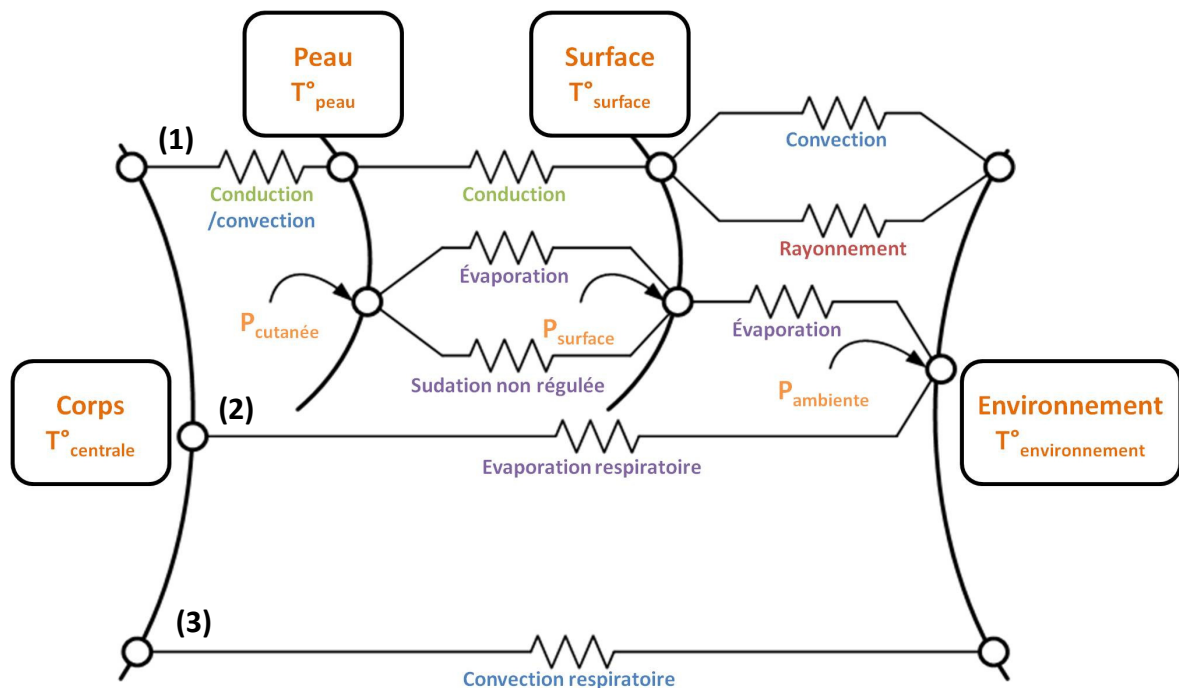


Figure 11 : Les différents modes de transferts thermiques. Chaque voie de transfert possède sa propre résistance thermique qui varie en fonction des conditions ambiantes et de l'état du sujet.

Pour un homme nu, 85% de ces échanges se produisent au niveau de la peau, les 15% restant se font par les voies respiratoires. La peau est donc l'interface privilégiée pour les échanges

thermiques entre l'organisme et l'environnement. La Figure 10 illustre les échanges thermiques depuis la peau dans un environnement thermiquement neutre.

Les échanges thermiques s'effectuent parallèlement selon plusieurs mécanismes (Figure 11) :

- ( 1 ) Transfert à travers les tissus vivants jusqu'à la peau grâce à une combinaison de conduction et convection. Au niveau de la peau, les transferts thermiques se font par conduction à travers les vêtements ou par évaporation de la sueur. Enfin la chaleur est échangée avec l'environnement soit par convection ou rayonnement, soit par convection à la surface des vêtements ou par diffusion dans les vêtements.
- ( 2 ) Evaporation respiratoire (dépend de la saturation de l'air en eau)
- ( 3 ) Convection respiratoire

La chaleur est produite par le métabolisme basal (fonctionnement des organes vitaux, processus chimiques et mécaniques nécessaires au maintien de la vie et au bon fonctionnement du corps humain), par l'ingestion de nourriture (au moment des processus chimiques de dégradation de la nourriture) et l'activité musculaire (seul 20 à 25% de l'énergie musculaire est convertie en énergie mécanique, le reste étant transformé en chaleur).

#### 2.1.2.3.1.1 La conduction

Ce mode de transfert se produit au sein de milieux opaques (solides et fluides dans certaines conditions), sans déplacement de matière. Il nécessite un support matériel et est régi par la loi de Fourier, i.e. la densité de flux est proportionnelle à la différence de température entre les deux surfaces :

$$\Phi_k = -\lambda S \overrightarrow{\text{grad}}(T) \quad \text{équation 6}$$

Avec :  $\Phi_k$  le flux thermique transmis par conduction, en W  
 $\lambda$  la conductivité thermique du milieu, en  $\text{W m}^{-1} \text{°C}^{-1}$   
 $S$  l'aire de la section de passage du flux, en  $\text{m}^2$   
 $T$  la température, en  $\text{°C}$

Dans le cas d'échange unidirectionnel, cette équation devient :

$$\Phi_k = \frac{\lambda S}{L} (\theta_i - \theta_o) \quad \text{équation 7}$$

Avec :  $\Phi_k$  le flux thermique transmis par conduction, en W  
 $\lambda$  la conductivité thermique du milieu, en  $\text{W m}^{-1} \text{°C}^{-1}$   
 $S$  l'aire de la section de passage du flux, en  $\text{m}^2$   
 $L$  l'épaisseur du milieu, m  
 $\theta_i$  la température de la face interne, en  $\text{°C}$   
 $\theta_o$  la température de la face externe, en  $\text{°C}$

La résistance thermique peut alors s'écrire :

$$R_k = \frac{L}{\lambda S} \quad \text{équation 8}$$




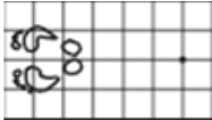





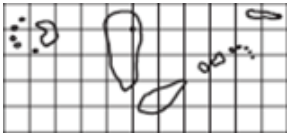

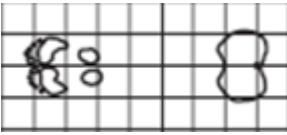

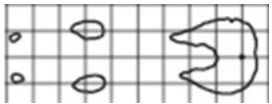



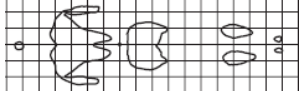
Position	Zone de contact corps sol	% surface en contact
Debout 		1,27
Assis 		0,84 (uniquement le contact avec le sol)
Seiza (à genoux) 		1,26
Tailleur 		2,91
Assis sur un côté 		2,97
Assis genoux relevés 		2,28
Assis jambes allongées 		3,85
Allongé sur un côté 		3,95
Allongé sur le dos 		10,03

Tableau 4 : Surface corporelle en contact avec le sol en fonction de la posture, [Kurazumi et al., 2008]

Dans le cas du corps humain, S représente la surface corporelle. La formule la plus couramment utilisée pour calculer la surface corporelle est la formule de DuBois. Elle permet de calculer l'aire du corps pour un sujet nu [DuBois and DuBois, 1915] :

$$S_{nu} = 0,202 P^{0,425} H^{0,725} \quad \text{équation 9}$$

Avec : P le poids, en N  
H la taille, en m

$S_{nu}$  la surface, en  $m^2$

Les échanges thermiques par conduction nécessitent un contact direct entre les deux surfaces échangeant de la chaleur. Au niveau du corps humain, ces transferts thermiques se produisent de la surface c'est-à-dire de la peau vers les vêtements portés ou les objets avec lesquels elle est en contact direct. Les zones du corps qui touchent le sol ou un objet échangent de la chaleur par conduction. Par exemple, les pieds lors de la position debout, la région postérieure du bassin, certaines parties du dos en contact avec le dossier de la chaise et une partie des cuisses en cas de position assise, sont des surfaces qui participent aux échanges par conduction. Pour évaluer la proportion des échanges par conduction entre le corps et les objets et surfaces avec lesquels il est en contact, il est nécessaire de connaître le rapport entre surface de contact et surface totale du corps. Ce facteur est très variable et dépend de la posture adoptée comme le montre l'étude menée par Kurazumi et al en 2008 [Kurazumi et al., 2008]. En fonction de la posture, la surface de contact entre le corps et le sol est plus ou moins grande (Tableau 4).

Il y a également conduction au niveau de l'air (contact direct entre la peau et l'air ambiant) mais la valeur de la conduction thermique de l'air est faible ( $0,026 \text{ W m}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ ). L'air est donc un milieu très isolant.

Il peut alors sembler logique que les échanges thermiques par conduction au niveau de la peau soient négligés dans certains cas [English, 2001] (faible conductivité thermique de l'air et peu de surface de contact entre le corps et les objets à conductivité thermique importante).

Les échanges thermiques par conduction se produisent également entre les différentes parties du corps. La chaleur produite par les organes au niveau du noyau thermique est en partie évacuée vers la peau par conduction, l'autre moyen étant la convection sanguine (cf. 2.1.2.3.1.2, page 23).

Les différents tissus du corps ont des conductivités thermiques différentes (Tableau 5). L'ensemble de ces tissus constitue donc une barrière thermique, particulièrement la graisse dont la conductivité thermique est faible, au regard de celle des autres tissus cutanés et sous-cutanés.

Tissu	Conductivité thermique ( $\text{W m}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )	Référence
Peau		
- Epiderme	0,21	[Henriques and Moritz, 1947]
- Derme	0,38	[Henriques and Moritz, 1947]
- Peau	0,322 – de 0,2 à 0,8 (en fonction du débit sanguin cutané)	[Lipkin and Hardy, 1954], [Dittmar et al., 1996]
Muscle	0,385 – 0,41	[Hatfield and Pugh, 1951], [Lipkin and Hardy, 1954]
Graisse	0,185 – 0,218	[Henriques and Moritz, 1947], [Lipkin and Hardy, 1954]

Tableau 5 : Conductivité thermique des différents tissus cutanés et sous-cutanés.

En cas d'immersion dans l'eau, les échanges par conduction sont plus importants car la conductivité thermique de l'eau est de  $0,6 \text{ W m}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ , soit plus de 20 fois plus grande que celle de l'air.

Dans l'air, l'homme est plongé dans un milieu thermiquement isolant. La majorité des échanges thermiques se fait alors par les autres mécanismes de transfert thermique.

#### 2.1.2.3.1.2 Convection

Au niveau du corps, les échanges par convection se produisent de trois façons différentes :

- Convection naturelle ou forcée depuis la peau

- Convection respiratoire
- Convection sanguine, pour les échanges de chaleur entre les différents organes et parties du corps

Ce mode de transfert se produit entre solides et fluides, la chaleur étant transmise par le déplacement du fluide. Il est régi par la loi de Newton :

$$\Phi_c = h_c S (\theta_s - \theta_a) \quad \text{équation 10}$$

Avec :  $\Phi_c$  le flux thermique transmis par convection, en W  
 $h_c$  le coefficient de convection, en  $W \text{ } ^\circ\text{C}^{-1} \text{ m}^{-2}$   
 $S$  la surface corporelle, en  $\text{m}^2$   
 $\theta_s$  la température de la surface, en  $^\circ\text{C}$   
 $\theta_o$  la température ambiante, en  $^\circ\text{C}$

Dans ce cas, la résistance thermique est :

$$R_c = \frac{1}{h_c S} \quad \text{équation 11}$$

L'homme est plongé en permanence dans l'air qui est un fluide. Dans la plupart des cas, sa température cutanée est supérieure à celle du milieu ambiant. L'air à proximité de la peau est donc chauffé par conduction [Clark, 1981] ce qui le fait entrer en mouvement, provoquant des « courants d'air thermiques ». Ces mouvements d'air sont uniquement dus au gradient de température, on parle de convection naturelle. Il en résulte une couche d'air appelée couche d'air limite qui entoure le corps et au sein de laquelle l'air bouge lentement (vitesse de l'air inférieur à  $0,2 \text{ m s}^{-1}$ , [De Dear et al., 1997]). Pendant l'exercice, en présence de ventilateur ou de vent on parle de convection forcée. Dans ces différents cas, la convection naturelle devient si faible devant la convection forcée qu'il est possible de la négliger.

Les échanges thermiques par convection dépendent de la vitesse de l'air (dépendance du coefficient de convection), de la différence de température entre la peau et l'air mais aussi de la posture [Kurazumi et al., 2004].

Position	Facteur de surface efficace de transfert par convection
Debout	0,942
Assis	0,860
Seiza (à genoux)	0,918
Tailleur	0,843
Assis sur un côté	0,818
Assis genoux relevés	0,887
Assis jambes allongées	0,906
Allongé sur un côté	0,877
Allongé sur le dos	0,844

Tableau 6 : Facteur de correction à apporter au calcul de la surface corporelle participant aux échanges thermiques par convection, d'après [Kurazumi et al., 2004].

La surface corporelle doit également être prise en compte pour évaluer les échanges par convection. La formule de DuBois donne une surface de référence sur laquelle un coefficient de transfert par convection peut être considéré comme efficace. Cependant toutes les parties du corps ne participent ni de la même façon aux échanges convectifs, ni avec la même efficacité. Les avant

bras et les bras (contact entre la partie interne du bras et le tronc), la zone de contact entre les jambes, les zones de contact entre les doigts ou les orteils et les zones de contact entre les mains et le corps ne participent pas aux échanges convectifs [Kurazumi et al., 2004]. En cas de position assise sur le sol, il en va de même pour une partie plus ou moins importante des jambes (dépendante de la position : seiza, tailleur, latérale). Lors de la position assise sur un siège ou une chaise, entre 6 et 8% de la surface corporelle ne participe pas à ce mode de transfert. Un facteur de correction doit alors être introduit pour obtenir la surface efficace de transfert thermique par convection.

Le calcul du coefficient d'échange par convection est complexe car il dépend de la vitesse de l'air, de ses propriétés physiques, de la différence de température entre la surface et l'air, mais aussi de la posture. De manière assez générale, il peut être calculé à partir d'une relation de la forme suivante [Kleiber, 1975] :

$$h_c = \alpha \sqrt{v} \quad \text{équation 12}$$

Avec :  $\alpha$  un coefficient, en  $W \text{ sec}^{1/2} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1} \text{ m}^{-5/2}$   
 $v$  la vitesse de l'air, en  $\text{m sec}^{-1}$

Par exemple :  $h_c = 8,2\sqrt{v}$  [English, 2001]

Le coefficient  $h_c$  peut être calculé plus précisément :

Vitesse, $\text{m sec}^{-1}$	Coefficient de convection, $W \text{ } ^\circ\text{C}^{-1} \text{ m}^{-2}$
$v < 0,2$	$h_c = 5,4v^{0,466}$
$0,2 < v < 2$	$h_c = 6,8v^{0,618}$
$v > 2$	$h_c = 5,9v^{0,805}$

Tableau 7 : coefficient de convection en fonction de la vitesse de l'air, [Nishi and Gagge, 1970].

Le port de vêtements augmente la surface corporelle d'un facteur de correction ( $f_c$ ) compris entre 1 et 1,25. Ce terme doit être pris en compte lors du calcul des échanges par convection pour un humain vêtu (le calcul de  $f_c$  est détaillé au paragraphe 2.1.2.5).

Les échanges par convection se font aussi par les voies respiratoires. Ces pertes sensibles correspondent à la chaleur nécessaire au réchauffement à température interne de l'air inhalé. Le flux thermique échangé est alors :

$$\Phi_{c,res} = m_a c_p (\theta_{res} - \theta_a) \quad \text{équation 13}$$

Avec :  $\Phi_{c,res}$  le flux échangé par convection respiratoire, en W  
 $m_a$  la quantité d'air, en  $\text{kg sec}^{-1}$   
 $c_p$  la chaleur massique de l'air, en  $\text{J kg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  ( $c_p \approx 1000 \text{ J kg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ )  
 $\theta_{res}$  la température du système respiratoire, i.e. la température de l'air expiré, en  $^\circ\text{C}$   
 $\theta_a$  la température ambiante, en  $^\circ\text{C}$

Toutefois, ce mode de calcul n'est pas très commode et une mesure indirecte de la quantité d'air consommé permet d'obtenir une équation simplifiée [Fanger, 1967] :

$$\Phi_{c,res} = 0,0014M(\theta_{res} - \theta_a) \quad \text{équation 14}$$

Avec :  $M$  le métabolisme, en W

Le calcul de la température du système respiratoire est :

$$\theta_{\text{res}} \cong 32,6 + 0,066\theta_a + 32\omega_a \cong 34^\circ\text{C} \quad \text{équation 15}$$

Avec :  $\theta_a$  la température ambiante, en  $^\circ\text{C}$   
 $\omega_a$  l'humidité ambiante, kg H<sub>2</sub>O/kg d'air sec

Dans l'équation 14, les échanges convectifs par respiration sont donnés en fonction du métabolisme et non en fonction du débit respiratoire. La respiration est étroitement liée au métabolisme, le débit respiratoire étant fonction de la consommation d'oxygène par l'organisme. Le débit respiratoire peut être exprimé en fonction du métabolisme [Horwat and Meyer, 1998].

$$\dot{V} = 3,7 + 0,142 M \quad \text{équation 16}$$

Avec :  $\dot{V}$  le débit respiratoire, en l.min<sup>-1</sup>  
M le métabolisme, en Watt

Les transferts thermiques à travers les tissus se font aussi par convection. Une grande partie des échanges de chaleur à travers les tissus de la peau, muscles, et viscères est due aux mouvements du sang à travers les tissus. Les gains ou pertes de chaleur qui se produisent à l'interface vaisseaux sanguins/tissus sont répartis de manière diffuse à travers les différents tissus, organes et muscles traversés par le sang. Le sang réchauffe ou refroidit les éléments du corps avec lesquels il entre en contact.

#### 2.1.2.3.1.3 Le rayonnement

Ce mode de transfert se produit entre deux corps qui sont en vis-à-vis, sans obstacle. La chaleur est échangée par rayonnement sous forme d'onde électromagnétique dont la longueur d'onde est située entre 0,3 et 3  $\mu\text{m}$  pour le rayonnement solaire et entre 3 et 100  $\mu\text{m}$  [De Oliveira, 2008] c'est-à-dire dans le visible et l'infrarouge.

- Les échanges avec l'environnement (grande longueur d'onde).

Tous les objets dont la température est supérieure à 0 K (-273,15 $^\circ\text{C}$ ) rayonnent dans l'infrarouge. Ainsi le corps humain rayonne de la chaleur dans toutes les directions. Il en va de même pour les murs des pièces qui émettent de la chaleur vers le corps. Le corps reçoit donc de la chaleur de la part de l'environnement. Les transferts thermiques par rayonnement résultent du rayonnement émis (pertes thermiques) et du rayonnement reçu (gains). Le flux émis par un objet obéit à la loi de Stefan - Boltzmann :

$$\Phi = \varepsilon\sigma\theta^4 \quad \text{équation 17}$$

Avec :  $\Phi$  le flux émis par rayonnement, en W.m<sup>-2</sup>.  
 $\varepsilon$  l'émissivité de l'objet, sans dimension.  
 $\sigma$  la constante de Stefan-Boltzmann,  $5,67 \times 10^{-8} \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ .

Le flux échangé par rayonnement au niveau de la peau correspond à la différence entre le flux émis et le flux reçu :

$$\Phi_{\text{c} \rightarrow \text{e}} = \varepsilon\sigma_f S(\theta_s^4 - \theta_e^4) \quad \text{équation 18}$$

- Avec :  $\Phi_{c \rightarrow e}$  flux échangé par rayonnement du corps vers l'extérieur, en W  
 $\varepsilon$  l'émissivité de la peau. Ce facteur n'est pas fonction de la longueur d'onde, donc la peau, quelque soit sa pigmentation, agit comme un « corps noir », i.e.  $\varepsilon=0,97-0,99$  [Shitzer and Eberhart, 1985].  
 $f_r$  le facteur de forme, lié à la posture, sans dimension.  
 $S$  la surface du corps, en m<sup>2</sup>.  
 $\theta_s$  la température cutanée, en K.  
 $\theta_e$  la température de l'environnement dans lequel se trouve le corps, en K.

Position	% surface corporelle
Debout	77,33
Assis	73,22
Seiza (à genoux)	62,07
Tailleur	60,57
Assis sur un côté	63,42
Assis genoux relevés	60,93
Assis jambes allongées	68,60
Allongé sur un côté	71,21
Allongé sur le dos	70,81

Tableau 8 : Surface corporelle participant aux échanges par rayonnement en fonction de la posture [Kurazumi et al., 2008]

Les échanges radiatifs dépendent de la température à la puissance 4, ces échanges sont prédominants lorsque la différence entre la température cutanée et la température du milieu est grande. Ces échanges sont la plupart du temps déficitaires chez l'homme : il s'agit de pertes thermiques par rayonnement.

La posture influence également les échanges radiatifs. C'est pourquoi, un facteur de forme est introduit dans l'équation 18. Ce facteur de forme est lié à la posture et peut être assimilé au rapport entre la surface corporelle participant aux échanges par rayonnement et la surface corporelle totale. Kurazumi et al. ont évalué la surface corporelle participant aux échanges par rayonnement, pour différentes postures, chez un homme nu [Kurazumi et al., 2008]. Ainsi en fonction de la position adoptée, entre 60 et 77% de la surface corporelle participent aux échanges par rayonnement.

Chez l'homme, les échanges par rayonnement se produisent au niveau de l'interface avec l'environnement extérieur (peau ou vêtements). Pour obtenir une équation similaire à celles obtenues dans le cas de la conduction et de la convection (les échanges thermiques se faisant par plusieurs voies simultanément), l'équation 18 peut être modifiée et notée de la façon suivante :

$$\Phi_{GLO} = h_r S (T_s - T_e) \quad \text{équation 19}$$

- Avec :  $\Phi_{GLO}$  le flux échangé par rayonnement, en W  
 $h_r$  le coefficient d'échange par rayonnement, en W.m<sup>-2</sup>.K<sup>-1</sup>  
 $T_s$  la température de la peau, en °C  
 $T_e$  la température de l'environnement, en °C.

Le coefficient  $h_r$  est alors égal à  $f_r \varepsilon \sigma \left( \frac{\theta_s^4 - \theta_e^4}{T_s - T_e} \right)$



Il varie avec le gradient de température mais est relativement constant pour les températures extérieures habituelles [Arens and Zhang, 2006] et peut être considéré comme égal à 4,7 W/m<sup>2</sup>/K, ce qui est une approximation suffisante pour la plupart des calculs [Fanger, 1972].

Par analogie avec les équations de transfert thermique par conduction et convection, la résistance thermique, en °C/W, dans le cas du rayonnement est :

$$R_r = \frac{1}{h_r S} \quad \text{équation 20}$$

- Charge thermique solaire (courte longueur d'onde)

Le soleil est une source importante de rayonnement qui ne peut être négligée lors du calcul des échanges thermiques. Il peut représenter une surcharge thermique allant jusque 0,8kW/m<sup>2</sup> de peau exposée [Arens and Zhang, 2006]. Ce rayonnement solaire est souvent appelé charge thermique solaire et a fait l'objet de plusieurs études [Klein, 1948], [Roller and Goldman, 1968], [Breckenridge and Goldman, 1971].

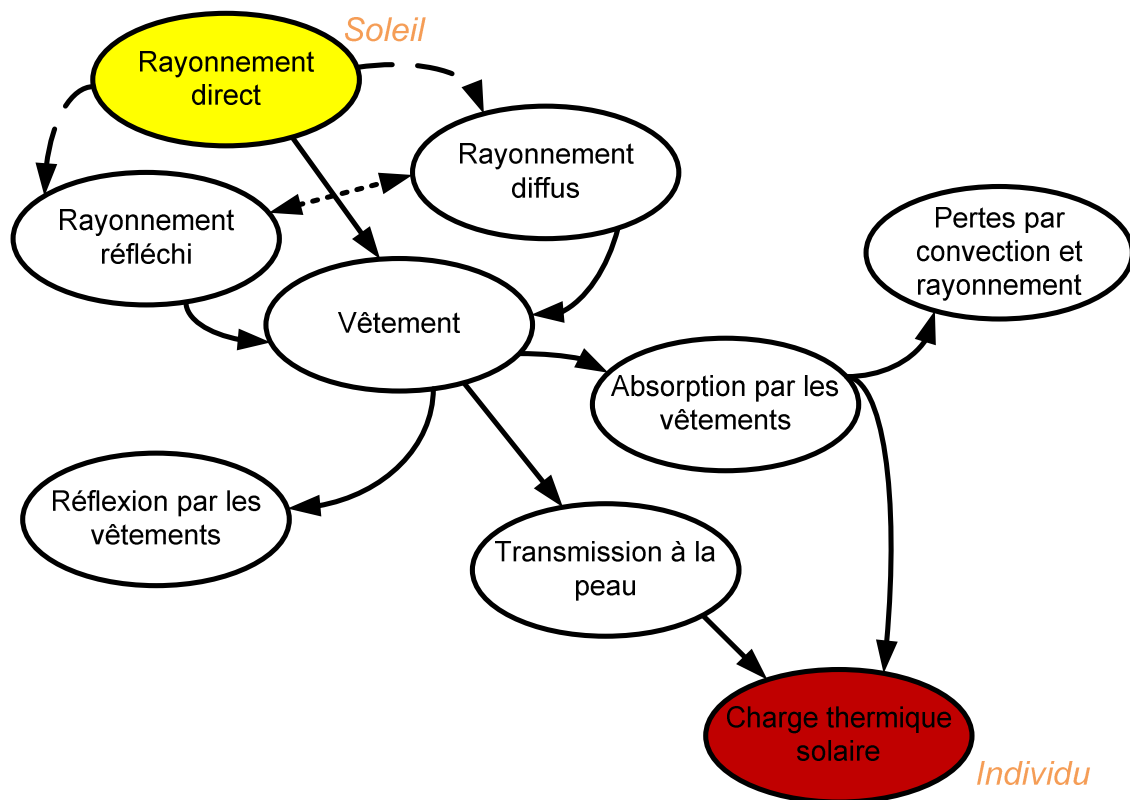


Figure 12 : Charge thermique solaire chez l'homme. Seule une partie du rayonnement solaire parvient jusqu'à la peau et chauffe le corps (d'après Johnson [Johnson, 2007]).

Le flux de chaleur dû au rayonnement solaire comporte plusieurs composantes et seule une partie du rayonnement solaire chauffe le corps (cf. Figure 12). Le rayonnement solaire – qu'il soit direct, réfléchi ou diffus – atteint les vêtements. Il y est soit réfléchi, soit absorbé soit transmis à la peau à travers les vêtements. Une partie de la chaleur absorbée par les vêtements est alors transmise à la peau par conduction, l'autre partie étant perdue par convection ou rayonnement. Une faible partie est transmise à travers les vêtements ; leurs coefficients de transmittance étant très faible (0,02 pour treillis, les vêtements épais sont considérés comme totalement opaque

[Breckenridge and Goldman, 1971]). Ainsi seule une partie du rayonnement solaire atteint la peau et influence la température centrale. La charge thermique solaire peut être considérée comme une barrière aux échanges thermiques entre les vêtements et la peau puisque le rayonnement solaire provoque une augmentation de la température des vêtements.

Breckenridge et Goldman ont proposé un modèle prédictif de la charge thermique solaire [Breckenridge and Goldman, 1972]. La charge thermique solaire est la résultante de trois sources rayonnantes : le rayonnement direct, le rayonnement diffus et le rayonnement réfléchi (Figure 12).

➤ Rayonnement direct :

$$\Phi_{rdr} = S \gamma_d f_{cl} I \quad \text{équation 21}$$

Avec :  $\Phi_{rdr}$  le flux issu du rayonnement direct, en W.  
 $S$  la surface corporelle de DuBois, en  $m^2$ .  
 $I$  l'intensité du rayonnement solaire direct, en  $W.m^{-2}$ .  
 $\gamma_d$  fraction de la surface corporelle qui intercepte le rayonnement solaire direct (ombre), sans unité. Ce facteur dépend de l'angle entre le corps et le soleil.  
 $f_{cl}$  rapport  $\gamma_d$  pour un homme vêtu sur  $\gamma_d$  pour un homme nu, sans unité.

➤ Rayonnement diffus :

$$\Phi_{rdf} = S f_c \left( \gamma_z + \frac{\gamma_h}{2} \right) D \quad \text{équation 22}$$

Avec :  $\Phi_{rdf}$  le flux issu du rayonnement diffus, en W  
 $f_c$  le facteur de correction dû au port de vêtements, sans unité  
 $\gamma_z$  fraction de la surface corporelle face au zénith, sans unité  
 $\gamma_h$  fraction de la surface corporelle face à l'horizon, sans unité  
 $D$  intensité du rayonnement solaire diffus, en  $W.m^{-2}$

➤ Rayonnement direct :

$$\Phi_{rtr} = S f_c \gamma_h X \quad \text{équation 23}$$

Avec :  $\Phi_{rtr}$  le flux issu du rayonnement réfléchi, en W  
 $X$  l'intensité du rayonnement solaire direct, en  $W.m^{-2}$   
 $\gamma_h$  fraction de la surface corporelle face à l'horizon, sans unité

Le flux correspondant à la charge thermique solaire est la combinaison des trois composantes précédentes, pondérées par des facteurs de transmission et d'absorptivité :

$$\Phi_{CLO} = (\Phi_{rdr} + \Phi_{rdf} + \Phi_{rtr})(\tau + \alpha U) \quad \text{équation 24}$$

Avec :  $\Phi_{CLO}$  la charge thermique solaire, en W.  
 $\tau$  le facteur de transmission des vêtements, sans unité.  
 $\alpha$  l'absorptivité des vêtements, sans unité.  
 $U$  facteur d'efficacité de la chaleur solaire, sans unité.

Longueur d'onde ( $\mu\text{m}$ )	Absorptivité	
	Peau claire	Peau noire
0,4 – 0,7	0,5	0,74
0,8 – 1,4	0,6	0,7
1,4 – 2	0,82	
>2	$\approx 1$	

Tableau 9 : Absorptivité de la peau en fonction de la couleur et de la longueur d'onde du rayonnement solaire.

La contribution du rayonnement solaire est complexe à évaluer. Elle dépend non seulement de l'intensité du rayonnement mais aussi de la couleur. En effet, l'absorptivité de la peau dépend de la couleur de la peau mais aussi de la longueur d'onde du rayonnement. L'angle d'incidence entre le soleil et le corps influence également la charge thermique solaire [Arens and Zhang, 2006].

On obtient l'équation générale des échanges thermiques par rayonnement chez l'homme en sommant les apports radiatifs des courtes longueurs d'onde (équation 24) et des longues longueurs d'onde (équation 19).

$$\Phi_r = \Phi_{\text{CLO}} + \Phi_{\text{LLO}} \quad \text{équation 25}$$

#### 2.1.2.3.1.4 L'évaporation

Ce mode de transfert thermique se produit au niveau des voies respiratoires et de la peau. Il devient l'un des plus importants en milieu chaud. Les transferts qui se produisent par ce mode sont essentiellement des pertes.

- L'évaporation cutanée :

Il existe deux mécanismes de production de la sueur au niveau de la peau :

- La perspiration insensible, qui est un phénomène de diffusion transépidermique. C'est un phénomène entièrement passif. La peau évacue continuellement de la chaleur par sudation, et ceci de façon non régulée. Cette sudation non régulée représente 6% de la capacité de sudation maximale de la peau [Johnson, 2007].
- La sécrétion par les glandes sudoripares. Il s'agit d'un mécanisme actif déclenché par le système thermorégulateur (cf. 1.1.1.1.1).

Au niveau de la peau, les échanges par évaporation peuvent être calculés de la façon suivante :

$$\Phi_e = h_e w S (P_{\text{sat}} - P_{\text{H}_2\text{O}}) \quad \text{équation 26}$$

Avec :

- $\Phi_e$  le flux échangé par évaporation, en W.
- $h_e$  le coefficient de transfert par évaporation, en  $\text{m sec}^{-1}$ .
- $w$  la mouillure de la peau, sans dimension. Ce coefficient représente le pourcentage de la surface cutanée mouillée.
- $S$  la surface corporelle, en  $\text{m}^2$ .
- $P_{\text{sat}}$  la pression saturante de vapeur d'eau à la surface du corps, en  $\text{N m}^{-2}$ .
- $P_{\text{H}_2\text{O}}$  la pression saturante en vapeur d'eau dans l'environnement, en  $\text{N m}^{-2}$ .

Les échanges par évaporation dépendent de l'humidité ambiante et de la vitesse de l'air à travers le coefficient  $h_e$ . Ce coefficient est relié au coefficient de convection ( $h_c$ ) par la relation suivante [Johnson, 2007] :

$$h_e = 0,0165h_c$$

Pour évaporer un gramme de sueur, il faut une énergie de 2,4 kJ, la chaleur latente de l'eau étant :  $L_v = 2,4 \cdot 10^6 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ . La capacité maximale d'évaporation de la peau pour un adulte de taille moyenne (surface corporelle de  $1,8\text{m}^2$ ) est d'environ  $5 \cdot 10^{-4} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1}$ , ce qui correspond à un refroidissement maximal de  $667\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$  [Johnson, 2007].

- L'évaporation au niveau des voies respiratoires :

Les échanges évaporatoires par respiration résultent d'une variation du taux d'humidité de l'air inspiré. Lors de son passage dans les voies respiratoires, l'air se charge en vapeur d'eau et est expiré avec une humidité relative d'environ 80-90% [Schwenzfeier, 2001]. Ceci implique une perte de chaleur due à l'évaporation de l'eau au niveau des voies respiratoires. Le flux échangé par évaporation respiratoire est :

$$\Phi_{e, res} = h_{e, res} S (P_{sat} - P_{H_2O}) \quad \text{équation 27}$$

Avec :  $\Phi_{e, res}$  le flux échangé par évaporation respiratoire, en W  
 $h_{e, res}$  le coefficient de transfert par évaporation respiratoire, en  $\text{m} \cdot \text{sec}^{-1}$

Or d'après Fanger [Fanger, 1967],  $h_{e, res} = 1,725 \cdot 10^{-5} M/S$ , avec M/S le métabolisme par unité de surface. L'équation 27 devient donc :

$$\Phi_{e, res} = 1,725 \cdot 10^{-5} M (P_{sat} - P_{H_2O}) \quad \text{équation 28}$$

Avec : M le métabolisme, en W

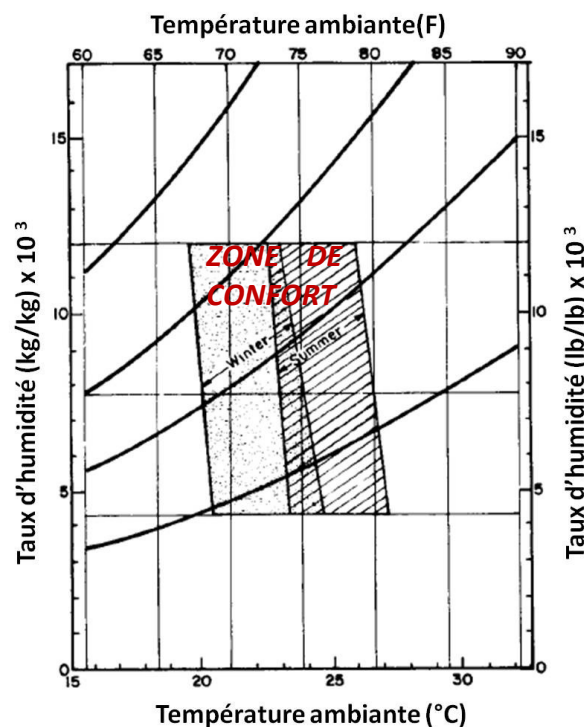


Figure 13 : Zones de confort thermique pour un adulte sédentaire en fonction des saisons (adapté de [ASHRAE, 1981]).

### 2.1.2.3.2 Les mécanismes actifs inconscients

A la différence des mécanismes passifs, ces modes de transfert thermique sont activés par l'organisme en fonction des conditions ambiantes. Ces mécanismes thermorégulateurs sont déclenchés de manière inconsciente et participent au maintien de l'équilibre thermique. Ils sont au nombre de trois :

- la vasodilatation et la vasoconstriction
- la sudation
- le frisson

#### 2.1.2.3.2.1 Vasodilatation et vasoconstriction

Les réponses vasomotrices permettent de faire varier le débit sanguin qui afflue vers la peau, ce qui engendre une variation de la résistance thermique cutanée et donc des pertes depuis la peau. Dans certaines limites, la vasoconstriction et la vasodilatation sont suffisantes au maintien de l'équilibre thermique, la majeure partie des échanges thermiques ayant lieu au niveau de la peau. Cette zone, appelée zone de neutralité thermique ou zone de confort thermique, a été introduite pour la première fois par Hardy et DuBois en 1937 [Hardy and Dubois, 1937] et est représentée Figure 13. Elle dépend de la température extérieure et du taux d'humidité ambiant.

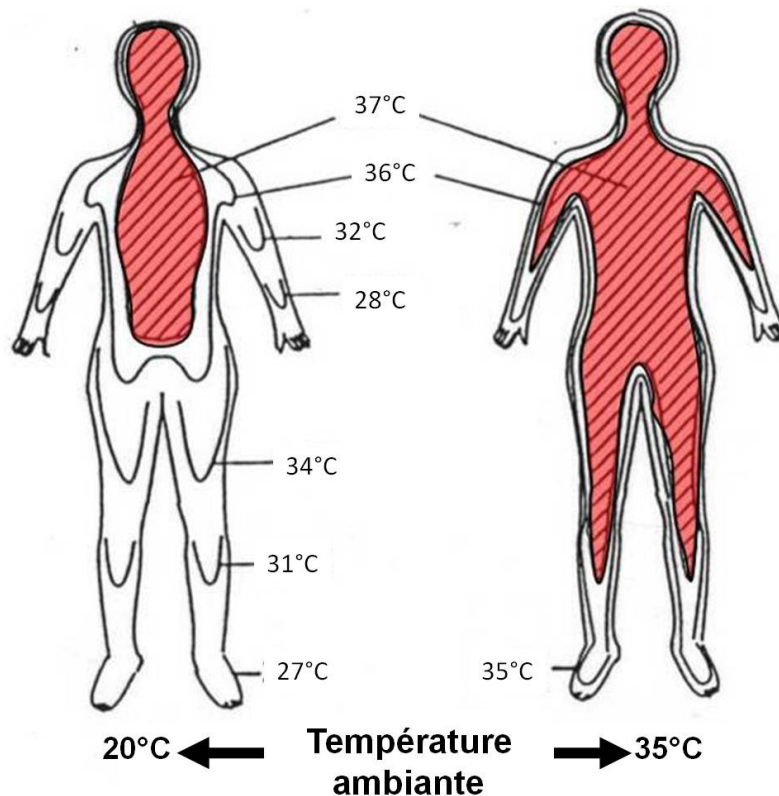


Figure 14 : Etendue du noyau thermique en fonction de la température externe. En ambiance chaude, le noyau est largement étendu dans les membres périphériques alors qu'en ambiance froide, ces mêmes membres périphériques sont « sacrifiés » pour conserver la chaleur. [Aschoff and Wever, 1958].

En fonction des conditions ambiantes, le noyau thermique est plus ou moins étendu, ce qui permet de réguler les déperditions thermiques (Figure 14). En ambiance « froide » - limite inférieure de la zone de confort thermique - les membres périphériques sont sacrifiés d'un point de vue thermique afin de conserver la chaleur au centre, dans le noyau (état de vasoconstriction). En

ambiance « chaude » - limite supérieure de la zone de neutralité thermique - le noyau thermique s'étend afin d'augmenter les pertes thermiques (état de vasodilatation).

Les mécanismes vasomoteurs permettent de réguler la température cutanée en fonction des conditions extérieures et de l'état du sujet. Lorsque les artérioles se dilatent, le sang afflue vers la peau via les vaisseaux sous cutanés. Lors d'efforts physiques, le sang chaud est alors en contact avec la peau ce qui permet d'augmenter la surface d'échange. En conséquence, la température cutanée augmente. De ce fait, les échanges par convection et rayonnement sont facilités, la différence de température entre la peau et l'environnement augmentant.

#### 1.1.1.1.1 *Sudation*

En ambiance chaude, les mécanismes vasomoteurs ne suffisent plus à maintenir l'équilibre thermique. La sudation devient alors un moyen important d'évacuer la chaleur. Hardy et DuBois ont même montré que la sudation devenait le seul moyen de régulation lorsque la température cutanée et la température ambiante étaient égales [Hardy and Dubois, 1937].

La sueur absorbe la chaleur latente à l'endroit où se produit l'évaporation [Johnson, 2007], ce qui entraîne une baisse locale de la température. L'évaporation d'un gramme de sueur à une température ambiante de 35°C absorbe environ 2,4kJ ce qui correspond à une perte thermique de 0,67 J [Vogt and Metz, 1981].

La sudation est déclenchée par la libération d'acétylcholine. Cette dernière augmente la sensibilité des récepteurs situés sur les cellules sécrétrices des glandes sudoripares [Martinet and Meyer, 1999]. La sécrétion d'acétylcholine est due à l'augmentation de température. Ce n'est pas la température cutanée qui contribue à la transpiration mais la température corporelle (rapport 1/10).

Lorsque la sueur ne fait que s'écouler ou goutter sur la peau, les pertes thermiques sont moins importantes car il n'y a pas d'évaporation.

La chaleur évacuée provient de la peau et donc de l'intérieur du corps, ce qui permet de maintenir la température interne ou d'en limiter l'augmentation. En cas de port de vêtements, l'évaporation de la sueur est absorbée par les habits, elle s'effectue à la surface des vêtements, ce qui rend le phénomène moins efficace qu'à la surface de la peau.

#### 2.1.2.3.2.2 *Frisson*

Le frisson est une succession de contractions non coordonnées des muscles squelettiques afin de produire de la chaleur. En ambiance froide, le frisson devient le moyen le plus important de production de chaleur. Hardy et DuBois [Hardy and Dubois, 1937] ont montré que la succession de frissons était la seule méthode de régulation de la température centrale en ambiance froide pour un sujet nu (en l'absence d'exercice physique).

En effet, lors de l'activité musculaire, de la chaleur est libérée des muscles ce qui permet de maintenir la température interne ou de limiter sa baisse. Le frisson a une efficacité mécanique nulle, c'est-à-dire que la totalité de l'énergie consommée par les muscles est convertie en chaleur (aucune action mécanique). Grâce au frisson, la production de chaleur peut plus que quadrupler [Havenith, 2005].

Ce mode de production de chaleur est plus efficace pour un homme habillé que pour un homme nu. En effet, les mouvements aléatoires provoqués par le frisson perturbent la couche d'air limite qui entoure le corps et accentue le phénomène de convection, ce qui limite l'effet du frisson. Cette couche d'air limite est l'un des meilleurs isolants du corps humain. Le port de vêtement rend le frisson plus efficace car la couche d'air limite à l'extérieur des vêtements est relativement peu perturbée par les mouvements des muscles.

### 2.1.2.3.3 Les mécanismes actifs conscients

Les mécanismes actifs conscients de régulation constituent la partie comportementale de la thermorégulation. Il s'agit d'actions volontaires de la part du sujet qui lui permettent de modifier les pertes thermiques. On peut citer par exemple,

- l'ajout ou le retrait de vêtements modifiant ainsi l'isolation entre le sujet et l'environnement.
- le changement du niveau d'activité qui permet de modifier la production de chaleur. Une activité physique intense engendrera une production de chaleur plus importante, résultant de l'activité des muscles.
- le fait de se blottir contre quelqu'un.
- la migration vers une région présentant un climat moins extrême ou encore la modification de l'environnement thermique local (par exemple chauffage ou climatisation).

Il s'agit des moyens les plus efficaces en termes de lutte contre la chaleur ou contre le froid permettant de maintenir l'équilibre thermique.

Il existe beaucoup d'autres actions volontaires qui permettent d'influer sur les échanges thermiques. Nous ne les citons pas ici.

### 2.1.2.4 Thermorécepteurs et centres thermorégulateurs

Afin de réguler la température corporelle et la température cutanée, le cerveau coordonne les mécanismes de contrôles automatiques et comportementaux. Les changements de températures (corporelle et cutanée) sont ressentis aussi bien par les thermorécepteurs cutanés que par les thermorécepteurs profonds.

#### 2.1.2.4.1 Les thermorécepteurs

Les thermorécepteurs sont de petites terminaisons nerveuses non encapsulées distribuées aléatoirement partout sur le corps [Hardy, 1961]. Ils sont principalement situés dans la peau. Les thermorécepteurs agissent comme des capteurs qui détectent le réchauffement ou le refroidissement du corps. Ils permettent de percevoir les sensations de chaud ou froid, y compris la douleur [Arens and Zhang, 2006]. L'intensité de la stimulation, c'est-à-dire le nombre de réponses des thermorécepteurs, détermine la perception de la personne.

- Les récepteurs cutanés

Concernant les thermorécepteurs cutanés, la distribution étant aléatoire, le ressenti dépendra également de la zone de contact. Blix en Suède, Goldscheider en Allemagne et Donaldson aux Etats-Unis ont chacun montré, dans les années 1884-1885, que lorsque la peau est stimulée ponctuellement par le chaud et le froid, certaines parties ressentent le chaud et/ou le froid et d'autre non. Quatre catégories de thermorécepteurs sont différenciés (Figure 15) :

- Les thermorécepteurs à la douleur au froid
- Les thermorécepteurs au froid : ils réagissent sur une plage de température allant de 5°C à 43°C.
- Les thermorécepteurs au chaud : ils réagissent à partir de 30°C. Le nombre de réponses fournies augmente avec la température. Il atteint son maximum vers 43°C et décroît pour devenir nul à 50°C.
- Les thermorécepteurs à la douleur au chaud.

Chaque récepteur est activé dans une gamme spécifique de température (Figure 15). Ainsi, en cas de sensation douloureuse au chaud, les thermorécepteurs au chaud sont inactifs et les récepteurs à la douleur sont stimulés. Il en va de même pour la douleur au froid.

La peau possède dix fois plus de thermorécepteurs au froid qu'au chaud. Les thermorécepteurs cutanés sont situés dans le derme (partie intermédiaire de la peau), à une profondeur de 0,15 à 0,17 mm pour les récepteurs au froid et une profondeur de 0,3 à 0,6 mm pour les récepteurs au chaud [Arens and Zhang, 2006]. Les récepteurs au froid sont donc plus proches de la surface cutanée que les récepteurs au chaud. La prépondérance des thermorécepteurs au froid et leur implantation moins en profondeur laisse penser que l'Homme serait plus sensible aux dangers du froid qu'à ceux émanant de la chaleur.

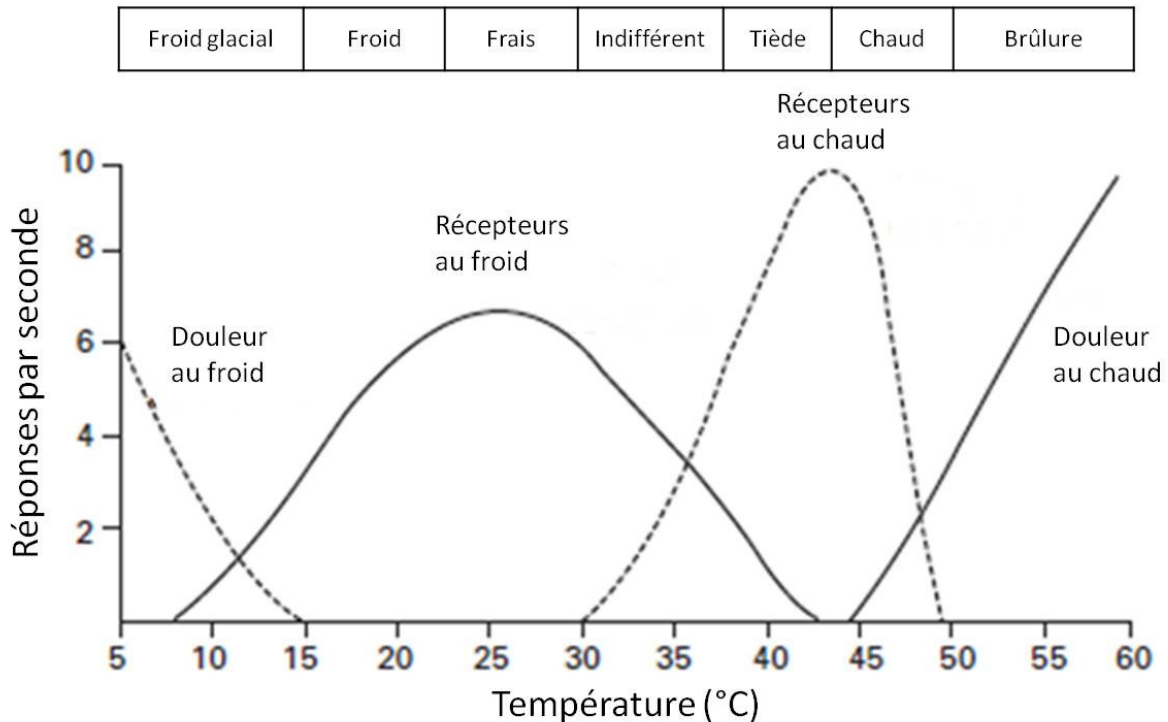


Figure 15 : Réponses des thermorécepteurs en fonction de la température.

- Les autres thermorécepteurs

Il existe des thermorécepteurs profonds situés dans le mésencéphale, la substance médullaire, la moelle épinière et les structures abdominales profondes. Ils détectent les changements de température interne (température du noyau) et sont, comme les récepteurs cutanés, plus sensibles au froid qu'au chaud.

La transmission de l'information à l'hypothalamus, centre de la thermorégulation, se fait par voie nerveuse.

#### 2.1.2.4.2 L'hypothalamus

L'hypothalamus est un organe du système nerveux central situé dans le cerveau. C'est le centre de contrôle de la thermorégulation. Il concentre une grande partie des thermorécepteurs profonds [Passlick-Deetjen and Bedenbender-Stoll, 2005]. L'hypothalamus antérieur est le site de contrôle des pertes thermiques et l'hypothalamus postérieur, celui du maintien de la chaleur.

Les thermorécepteurs situés dans l'hypothalamus perçoivent la température corporelle, plus particulièrement la température cérébrale grâce à la mesure de la température du sang passant par le cerveau. Il y a trois fois plus de récepteurs au chaud que de récepteurs au froid dans l'hypothalamus antérieur. Ce dernier est donc activé plus facilement en cas de température



corporelle trop élevée. L'hypothalamus postérieur, quant à lui agit dans la lutte contre le froid. Dans sa globalité, l'hypothalamus agit comme un thermostat qui déclenche les réponses thermorégulatrices (frisson, vasoconstriction, vasodilatation ou sudation) lorsque la température ressentie est différente de la température de consigne du mécanisme thermorégulateur. Pour Insler et Sessler [Insler and Sessler, 2006], le mécanisme est extrêmement précis. Ils proposent :

- une valeur de consigne pour le déclenchement des mécanismes de lutte contre le chaud (vasoconstriction et sudation) de 37°C.
- une valeur de consigne pour la vasoconstriction de 36,7°C.
- une valeur de consigne pour le déclenchement de la thermogénèse sans frisson de 36°C.
- une valeur de consigne pour le déclenchement du frisson de 35,5°C.

En réalité, ces valeurs changent d'un individu à l'autre et dépendent de paramètres tels que l'acclimatation. Ces points de consigne sont plus élevés lors d'exercice physique ou en cas de fièvre.

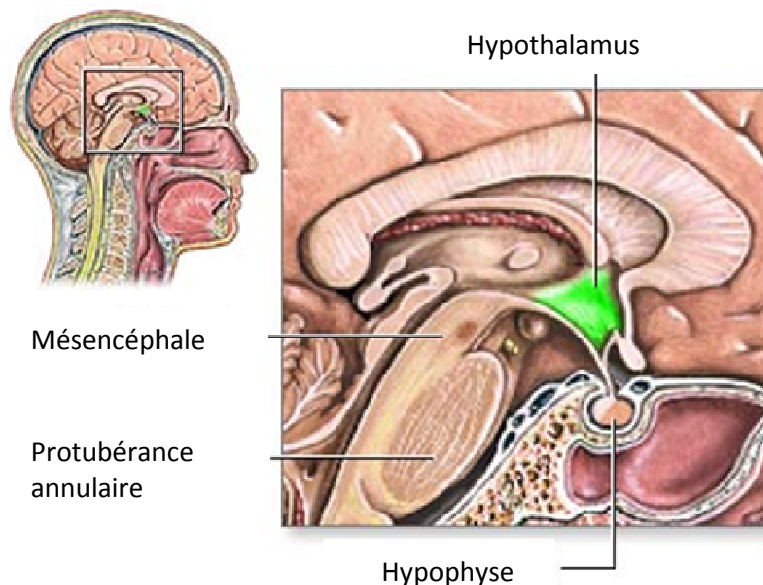


Figure 16 : Localisation de l'hypothalamus et des sites des thermorécepteurs profonds dans le cerveau (source : <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19239.htm>)

### 2.1.2.5 Thermorégulation et vêtements

Le corps humain est conçu pour vivre en environnement modéré ou chaud, environnement où il peut maintenir ses fonctions vitales, particulièrement la thermorégulation, sans artifice. En dessous de 20°C, nous ne pouvons maintenir notre température interne constante sans ajustements comportementaux tels que le port de vêtements ou l'utilisation d'habitations chauffées. Les vêtements ont donc permis à l'Homme de s'implanter partout dans le monde [Havenith, 2002]. Ce sont les principaux isolants thermiques de la vie courante. Ils agissent comme une barrière au transfert de chaleur et de vapeur entre la peau et l'environnement, ce qui permet de réduire le coût métabolique de la thermorégulation [Arens and Zhang, 2006]. Ils sont un intermédiaire entre le corps et l'environnement à ne pas négliger dans le bilan thermique.

Bien que souvent le choix de la tenue soit conditionné par les situations climatiques et par l'activité physique, il existe des cas où le port de tenue est imposé soit par les conditions de travail (tenue de protection) soit par obligations culturelles (tenue de soirée, obligations religieuses...). Dans ce cas il peut exister un conflit entre isolation thermique de la tenue et nécessité de thermorégulation.

L'isolation des vêtements est exprimée en *clo*. Cette unité, non standard, est définie comme la quantité d'isolation nécessaire pour maintenir le confort c'est-à-dire :

- une température cutanée de 33,3°C,
- dans une ambiance de 21,1°C,
- une humidité relative de 50%,
- une vitesse d'air inférieure à 0,51 m.s<sup>-1</sup>,
- pour un métabolisme de 58,15 W/m<sup>2</sup> (soit le métabolisme d'un sujet en position assise).

$$1\text{clo} = 0,155^\circ\text{C}\cdot\text{m}^2\cdot\text{W}^{-1}$$

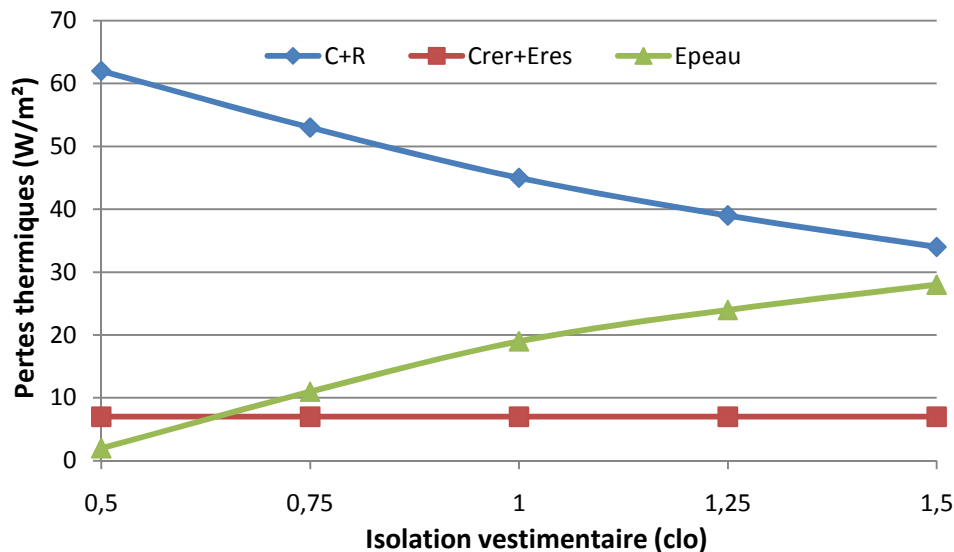


Figure 17 : Variation de la répartition des pertes thermiques en fonction de l'isolation vestimentaire ( $T_a = 22^\circ\text{C}$ ,  $V_a = 0,1\text{ m/s}$ ,  $TH = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert.

Les vêtements constituent une isolation entre le corps et l'environnement extérieur, ce qui permet aux autres mécanismes thermorégulateurs de rester dans leur gamme utile d'action. Ils modifient les transferts de chaleur et interviennent dans la gestion des échanges hygrothermiques entre le corps et le milieu extérieur.

Par exemple, les pertes par évaporation dépendent de la capacité évaporatoire du vêtement. De même, les échanges par rayonnement, convection et conduction seront dépendants des propriétés des tenues qui sont plus ou moins perméables au rayonnement, à l'air et à l'eau.

Entre la peau et les vêtements, il se crée un microclimat sous-vestimentaire essentiellement dû à l'emprisonnement de couches d'air entre la peau et le tissu et entre les différentes couches de tissus. Ce microclimat est le siège d'échanges convectifs, étant donné le gradient de température qui existe au sein de cet air confiné.

De plus, les vêtements augmentent la surface d'échange avec l'environnement. Un facteur de correction doit alors être introduit pour modifier le calcul de la surface corporelle. Ce facteur  $f_c$  dépend des vêtements portés ainsi que de leur résistance thermique. Il a été déterminé de manière empirique [ASHRAE, 1977] et peut être calculé :

- soit pour un vêtement seul :

$$f_c = 1 + \frac{1,27}{C_{cl}} \quad \text{équation 29}$$

Avec :  $f_c$  le facteur de correction de la surface vestimentaire

$C_{cl}$  la conductance thermique du vêtement, en  $W m^{-2} °C^{-1}$ ,  $C_{cl} = \frac{1}{R_{th}}$

- soit pour une tenue complète (ensemble de vêtements) :

$$f_c = 1 + \frac{1,48}{\sum_{cl} C} \quad \text{équation 30}$$

Avec :  $f_c$  le facteur de correction de la surface vestimentaire  
 $\sum_{cl} C$  la conductance thermique de la tenue, en  $W m^{-2} °C^{-1}$

Homme		Femme	
Vêtement	Isolation, clo (Résistance thermique, $m^2K/W$ )	Vêtement	Isolation, clo (Résistance thermique, $m^2K/W$ )
Chaussettes légères	0,03 (0,004)	Sous vêtement	0,05 (0,007)
Chaussettes épaisses	0,04 (0,006)	Collant	0,01 (0,001)
Slip	0,05 (0,007)	Gaine	0,04(0,006)
Tee-shirt	0,09 (0,014)	Jupon	0,13(0,020)
Maillot de corps	0,06(0,009)	Combinaison	0,19(0,029)
Chemisette	0,19(0,029)	Robe légère	0,17(0,026)
Chemise	0,29(0,045)	Robe épaisse	0,63(0,097)
Polo léger m c	0,22(0,034)	Chemisier épais m l	0,29(0,045)
Polo épais m c	0,25(0,038)	Chemisier léger m l	0,20(0,034)
Polo léger m l	0,14(0,021)	Jupe épaisse	0,22(0,031)
Pull épais	0,37(0,057)	Pantalon léger	0,26(0,040)
Veste épaisse	0,49(0,076)	Pantalon épais	0,44(0,068)
Pantalon léger	0,26 (0,040)	Pull sans manches	0,17(0,026)
Pantalon épais	0,32 (0,049)	Pull épais	0,37(0,057)
Chaussures	0,04 (0,006)	Pull léger m c	0,17(0,026)

*m c* : manches courtes, *m l* : manches longues

Tableau 10 : Isolation thermique des principaux vêtements, d'après ASHRAE [ASHRAE, 1977]

Le tableau suivant fournit l'isolation thermique de quelques ensembles vestimentaires :

Tenue	Isolation (clo)
Tee-shirt, short, caleçon, chaussette mi-mollet et baskets	0,33
Chemisier manche courte, jupe d'été, slip, bas nylon, sandales	0,54
Idem + pull col en V	0,78
Robe d'hiver, pull ras du cou en laine, bas, soutien gorge, souliers	0,93
Chemisette, pantalon léger, caleçon, chaussettes légères, souliers	0,55
Idem mais avec une chemise en coton à manches longues	0,61
Chemise de flanelle, gilet, pantalon de flanelle, chaussettes, souliers	0,89

Tableau 11 : Isolation thermique de quelques tenues standards, d'après [Martinet and Meyer, 1999] et [ISO\_9920, 2007]

### 2.1.2.6 Les facteurs de variations de la température de consigne

#### 2.1.2.6.1 La fièvre

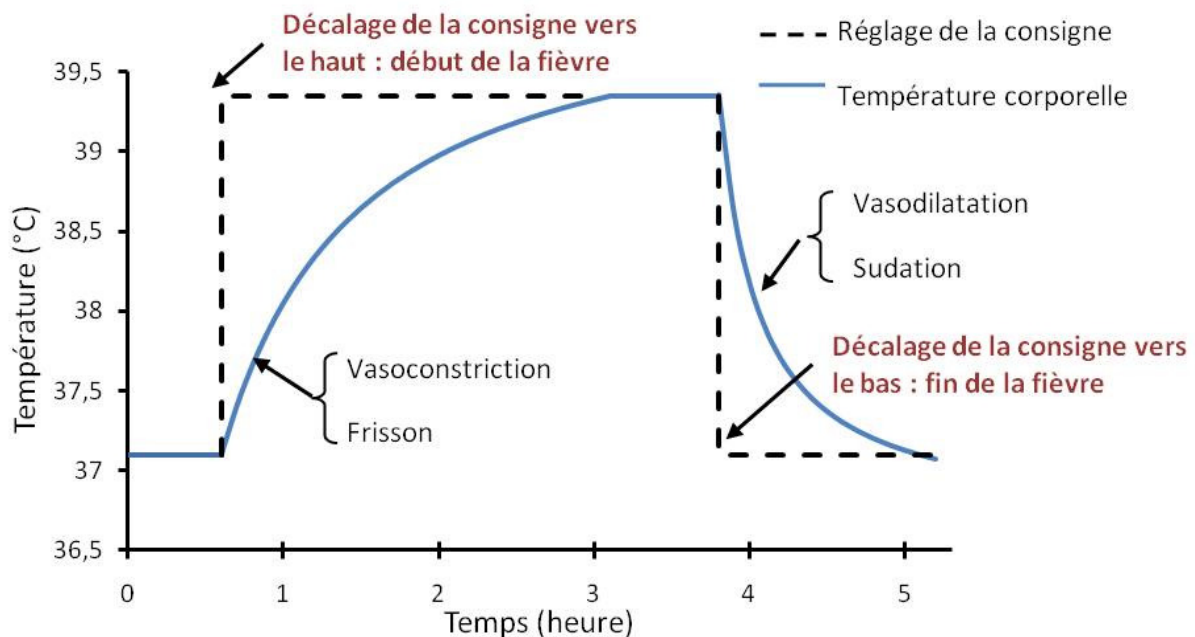


Figure 18 : Effet de la fièvre sur la température centrale et sur la thermorégulation. Lors de l'apparition de la fièvre, la température de consigne est décalée vers le haut. La température centrale doit donc augmenter. Il y a déclenchement des mécanismes de lutte contre le froid. A la fin de la fièvre, la température de consigne revient à la normale. La diminution de la température centrale passe par les mécanismes de lutte contre le chaud.

La fièvre est un dérèglement de la température de consigne. Elle sera plus élevée qu'en temps normal. Pour atteindre cette nouvelle température de consigne, le corps va déclencher le frisson, mécanisme de thermogénèse, afin de produire de la chaleur et d'élever la température centrale (Figure 18). En effet, la température du sang est plus basse que la température de consigne de l'hypothalamus. De ce fait, lorsque nous sommes atteints de fièvre, nous frissonnons et avons froid, bien que la température corporelle soit déjà plus élevée que la normale. De plus, la peau est froide, du fait de la vasoconstriction. Ce mécanisme est quant à lui mis en œuvre afin de limiter les pertes et augmenter l'efficacité des mécanismes de thermogénèse. Cet état dure jusqu'à ce que la température centrale ait atteint la valeur de consigne.

Lors de la guérison, suite à la disparition du facteur de la fièvre, la température de consigne diminue et peut même revenir à sa valeur d'origine. La température centrale étant plus élevée que la consigne, l'hypothalamus va alors déclencher la sudation et la vasodilatation afin de faire baisser la température centrale.

#### 2.1.2.6.2 Acclimatation

Des expositions prolongées ou répétées à un environnement thermique contraignant, en particulier à un environnement chaud, provoquent des changements physiologiques importants qui minimisent la contrainte physiologique induite par de telles conditions [Wenger, 2001]. Ces changements sont appelés acclimatation.

Les effets les plus importants de l'acclimatation sont :

- Rythme cardiaque plus faible.

- Température corporelle plus faible. Le phénomène d'acclimatation induit une baisse de la température de consigne hypothalamique au repos.
- Capacité sudatoire plus importante lors d'exercices à la chaleur. Un individu acclimaté et entraîné a une capacité sudatoire plus importante qu'un individu non acclimaté (2,5 L/h contre 1,5 L/h en moyenne).

D'autres changements physiologiques tels que :

- Une meilleure capacité à maintenir la production de sueur durant un exercice prolongé en ambiance chaude, ce qui est essentiel à l'augmentation de la tolérance temporelle
- Redistribution de la sudation du tronc vers les membres
- Augmentation de la masse d'eau dans le corps et changement de sa répartition

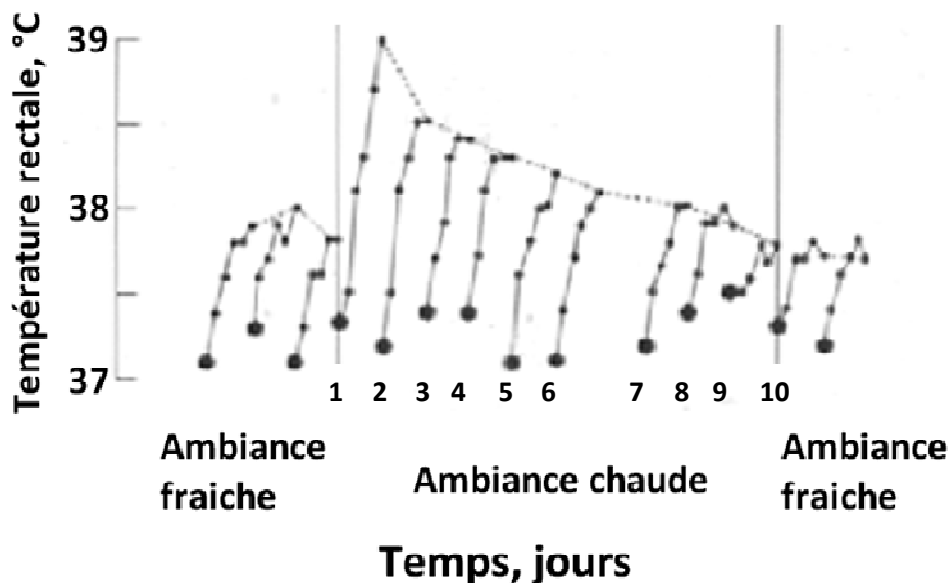


Figure 19 : Effet de l'acclimatation sur la température centrale (°C). La répétition quotidienne pendant 10 jours d'un effort physique (marche sur un tapis de course) en ambiance chaude (50,5°C, 15% d'humidité) induit une diminution de la température corporelle de 1°C au dixième jour.

L'un des principaux effets de l'acclimatation est la capacité d'effectuer des efforts (activité physique) en ambiance chaude qui étaient difficiles voire impossibles à accomplir avant l'acclimatation.

### 2.1.2.6.3 Cycles circadiens

La régulation de la température se fait aux alentours de 37°C. Cette valeur n'est pas constante au long de la journée mais augmente depuis le levé ( $\approx 36,7^\circ\text{C}$ ) jusqu'en début de soirée ( $\approx 37,5^\circ\text{C}$ ). Ensuite la température diminue jusqu'au matin. Ces variations de température sont appelées rythmes circadiens. L'amplitude moyenne des variations de température est de  $0,4^\circ\text{C}$  [Dittmar et al., 1999] à  $0,5^\circ\text{C}$  [Dinarello and Wolff, 1978], [Mackowiak et al., 1992].

Les différences de température interne sont accompagnées par des changements de la température hypothalamique [Scott et al., 1970] et, par conséquent, par des variations diurnes des réponses thermorégulatrices. Ces variations sont plus élevées chez les enfants et plus faibles chez les personnes âgées [Mari et al., 1997].

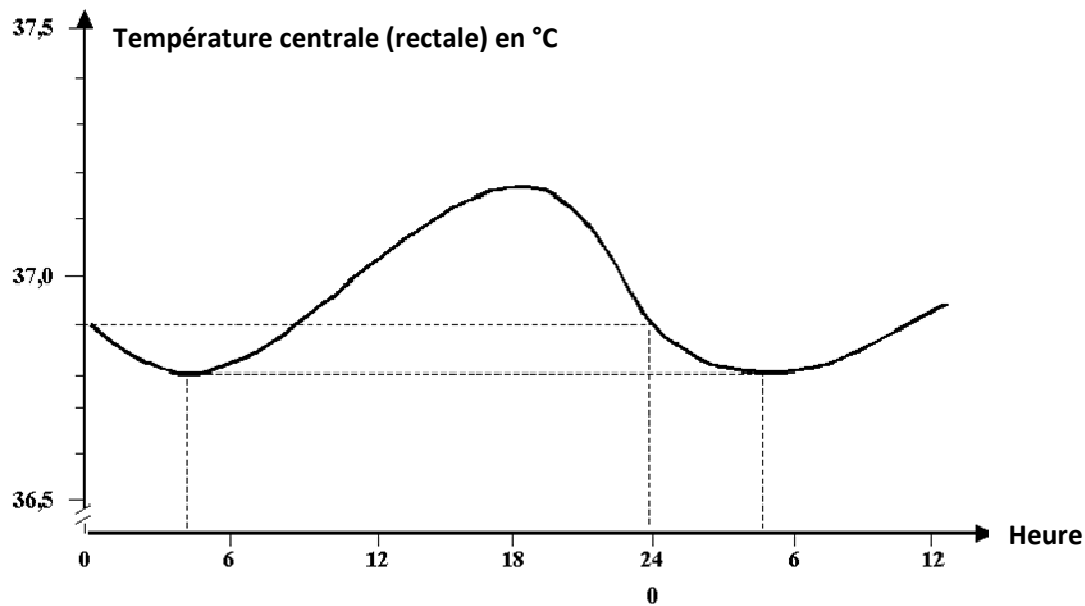


Figure 20 : Variation de la température centrale au cours de la journée, illustration du rythme circadien de la température interne. La température est minimale vers 4 heures du matin et augmente au cours de la journée pour atteindre son maximum vers 16 heures. Ensuite la température diminue (d'après [Wenger, 2001]).

#### 2.1.2.6.4 Cycles menstruels

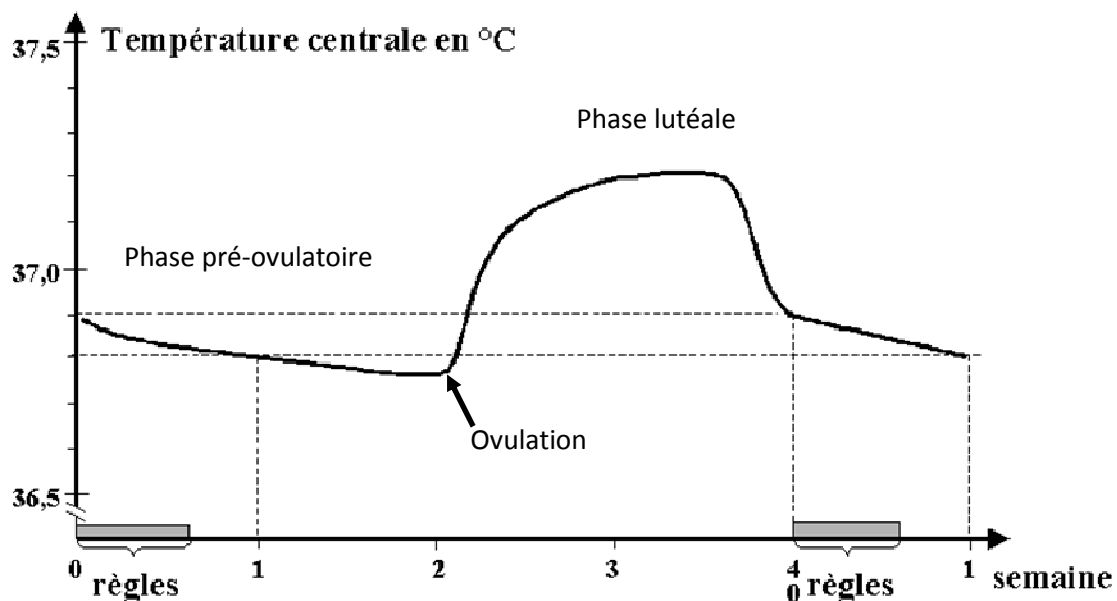


Figure 21 : Variation de la température interne durant un cycle menstruel. Avant l'ovulation, la température centrale diminue. Elle augmente juste après pour atteindre son maximum pendant la phase lutéale.

Chez la femme, durant le cycle menstruel, la température centrale varie (cf. Figure 21) de +0,3°C à +0,5°C le matin pendant la 2ème phase du cycle (après l'ovulation). Ces variations sont dues à la variation de concentration d'hormones. Un taux d'œstrogènes élevé et un taux de progestérones bas, cas de la phase pré-ovulatoire, provoquent une diminution de la température interne. A l'inverse, des niveaux d'œstrogènes et de progestérones élevés à la moitié de la phase lutéale

induisent une température corporelle au repos plus élevée [Cargille et al., 1969], [Stephenson and Kolka, 1985].

### 2.1.2.7 Influence de l'activité physique

L'activité physique comme le travail engendre une augmentation de la production de chaleur due à l'activité des muscles (cf. 2.1.2.2, page 17). La norme internationale ISO 8996 *Ergonomie de l'environnement thermique – Détermination du métabolisme énergétique* [ISO\_8996, 2004] définit quatre niveaux d'évaluation plus ou moins précis, pour calculer le métabolisme énergétique. Cette norme considère que le métabolisme énergétique est égal à la production de chaleur (le rendement mécanique du travail musculaire lors d'activités industrielles étant si faible qu'il est supposé nul.). La surproduction de chaleur dépend de l'intensité de l'activité, de la posture adoptée et des parties du corps impliquées ([ISO\_8996, 2004], [Malcahire, 2002], Havenith et al 2002).

Le Tableau 12 présente le métabolisme énergétique en fonction de l'intensité de l'activité (légère, moyenne ou intense) et des membres en action pour sujet assis. Pour calculer le métabolisme total, il faut ajouter le métabolisme basal ( $50 \text{ W m}^{-2}$ ) et le métabolisme lié à la posture (Tableau 13). Ces deux tableaux présentent une méthode basée sur l'observation pour évaluer le métabolisme et donc la surproduction de chaleur engendrée par l'activité physique.

Partie du corps		Intensité de l'activité ( $\text{W.m}^{-2}$ )		
		Légère	Moyenne	Intense
Deux mains	Moyenne	70	85	95
	Plage	< 75	75 à 90	> 90
Un bras	Moyenne	90	110	130
	Plage	< 100	110 à 140	> 140
Deux bras	Moyenne	120	140	160
	Plage	< 130	130 à 150	> 150
Corps entier	Moyenne	180	245	335
	Plage	< 210	210 à 285	> 285

Tableau 12 : Métabolisme ( $\text{W m}^{-2}$ ) pour un sujet assis en fonction de l'intensité de l'activité et des parties du corps en action, [ISO\_8996, 2004].

Posture	Métabolisme ( $\text{W m}^{-2}$ )
Assis	0
Agenouillé	10
Accroupi	10
Debout	15
Debout penché	20

Tableau 13 : Métabolisme ( $\text{W m}^{-2}$ ) lié à la posture [ISO\_8996, 2004]

Ainsi, pour une activité intense en position debout où les deux bras sont sollicités telle que le retrait de plaques métalliques d'un four, le métabolisme moyen est évalué à  $M = 50+15+160=225 \text{ W m}^{-2}$ , soit pour un homme « moyen » pesant 70kg et mesurant 1,75 m (surface corporelle de  $1,8 \text{ m}^2$ ) un métabolisme de 405 W.

Pour estimer le métabolisme sur un cycle de travail, une observation complète sur un ou plusieurs cycles peut être menée afin de connaître précisément les actions qui composent les différentes phases de travail ainsi que leur durée. Le métabolisme moyen peut alors être calculé de la façon suivante :

$$M = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^n M_i t_i$$

équation 31

Avec : M le métabolisme moyen pour un cycle de travail, en W m<sup>-2</sup>  
 T la durée du cycle de travail, en min  
 M<sub>i</sub> le métabolisme de l'action, e, W m<sup>-2</sup>  
 t<sub>i</sub> la durée de l'action, en min

### 2.1.2.8 Le système thermorégulateur

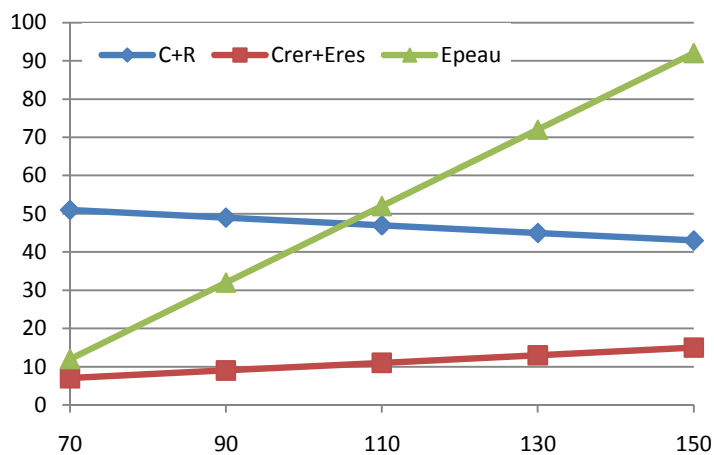


Figure 22 : Variation des pertes thermiques en fonction du métabolisme. Plus le métabolisme est élevé, plus les pertes évaporatoires cutanées sont grandes ( $I_{clo} = 0,75$  clo,  $T_a = 22^\circ\text{C}$ ,  $V_a = 0,1$  m/s,  $TH = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert.

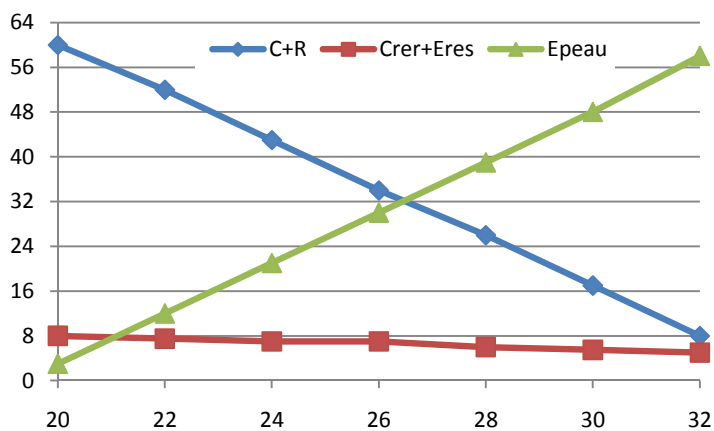


Figure 23 : Variation des pertes thermiques en fonction de la température ambiante. Plus la température extérieure est élevée, plus les pertes évaporatoires cutanées sont importantes alors que les pertes par convection et rayonnement diminuent fortement ( $I_{clo} = 0,75$  clo,  $T_a = 22^\circ\text{C}$ ,  $V_a = 0,1$  m/s,  $TH = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert.

La thermorégulation est la mise en œuvre successive ou en parallèle des différents mécanismes précédents. L'activation des différents modes de thermorégulation dépend des conditions extérieures (notamment température et humidité) mais aussi du comportement du sujet et de ses températures interne et cutanée. Tous ces paramètres agissent conjointement sur l'état thermique du sujet et sur les mécanismes mis en œuvre pour réguler les pertes et la température. Chaque paramètre (température extérieure, humidité, activité physique, etc.) a une incidence sur les autres paramètres mais aussi sur lui-même. Ainsi une augmentation de l'activité physique et donc du métabolisme aura pour conséquence une augmentation des pertes thermiques par évaporation cutanée ainsi que des pertes respiratoires (due à l'augmentation de la fréquence respiratoire accompagnant l'effort). Les pertes par rayonnement et convection diminueront (Figure 22). De même, une augmentation de la température extérieure influence les modes de transfert thermique depuis le corps et modifie la répartition des pertes thermiques. Avec les températures élevées, les



perles évaporatoires deviennent plus importantes alors que les pertes par conduction, rayonnement et respiratoire diminuent (Figure 23). Il en va de même pour les vêtements : la modification de l'isolation thermique de la tenue portée induit une modification de la répartition des pertes thermiques : augmentation des pertes évaporatoires et réduction des pertes convectives et radiatives (Figure 17).

On parle alors de système thermorégulateur, qui doit être considéré comme un ensemble à la manière d'un système asservi avec des rétroactions ([Burton, 1941], [Hardy, 1954], [Stolwijk and Hardy, 1966]).

Il existe des modèles thermiques plus ou moins complexes qui permettent de prévoir l'évolution de la température interne dans certaines conditions. Parmi ces modèles, nous pouvons citer, entre autre :

- Le modèle mathématique du système thermique humain de Wissler [WISSLER, 1964]
- Le modèle six cylindres de thermorégulation de Werner [Werner and Webb, 1993]
- La modélisation du système passif de thermorégulation de Fiala [Fiala et al., 1999]

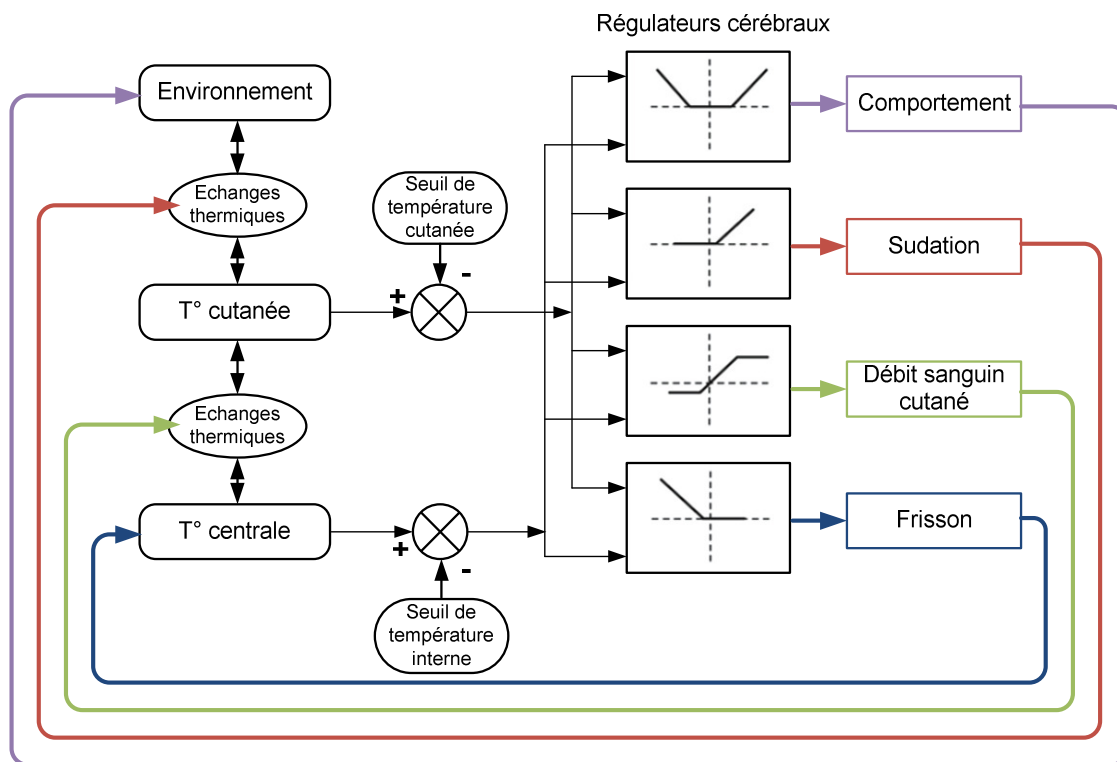


Figure 24 : Représentation schématique du système thermorégulateur (d'après [Havenith, 2005]).

Un exemple de système thermorégulateur est représenté Figure 24 [Havenith, 2005]. L'activation du frisson due à une température interne basse provoque une augmentation de la production de chaleur et donc un maintien ou une augmentation de la température interne ce qui aura une influence sur le frisson (variation de son amplitude et de sa puissance). La température centrale et la température cutanée sont reliées aux centres régulateurs du cerveau où elles sont comparées aux signaux de référence. Cette comparaison est semblable à un thermostat, ou à une multitude de seuils, qui déclenche les réponses des effecteurs (sudation, frisson, attitude...) en fonction de la différence entre la température réelle et cette température seuil (signal d'erreur). Les réponses les plus courantes sont celles produites par les mécanismes actifs (conscients et inconscients). Lorsque la température corporelle est plus élevée la vasoconstriction et la sudation

sont déclenchées. En cas de réponses négatives, ces sont la vasodilatation et le frisson qui sont déclenchés.

Dans ce modèle simple (Figure 24), l'environnement représente tout ce qui est extérieur à l'Homme, i.e. l'air extérieur, les objets, l'habitat mais aussi les vêtements. Ainsi les modifications du comportement engendrées par les régulateurs cérébraux regroupent : une variation du niveau d'activité physique, la modification de l'environnement extérieur (chauffage/climatisation), l'ajout ou le retrait d'un vêtement, etc.

Dans ce cas le corps humain est considéré comme étant constitué d'un système contrôlé et d'un système contrôlant. Le système de contrôle ressent l'état thermique du sujet grâce aux nombreux thermorécepteurs situés dans l'hypothalamus, la peau, la moelle et quelques organes de l'abdomen.

### 2.1.2.9 Confort thermique

Le confort thermique d'une personne est défini par la norme 55-66 (1966) de la société ASHRAE comme « l'état d'esprit de satisfaction par rapport à l'environnement thermique » (« *that condition of mind which expresses satisfaction with the thermal environment* »), ce qui signifie que la personne ne sait pas si elle préférerait un environnement plus chaud ou plus frais. De plus, du point de vue des déperditions de chaleur, le confort se traduit par des pertes thermiques pratiquement symétriques [Fanger, 1973].

Cette notion est subjective, chaque individu est différent d'un point de vue thermique. Il n'est en effet pas possible de satisfaire tous les membres d'un groupe soumis à la même ambiance climatique en même temps [Fanger, 1973].

Le confort thermique est à la fois influencé par des paramètres environnementaux et physiologiques.

Les paramètres environnementaux qui ont une influence sur le confort sont :

- La température ambiante,
- La température moyenne rayonnante,
- La vitesse relative de l'air,
- La pression de vapeur dans l'air,
- La ventilation.

L'activité et la résistance thermique des vêtements sont également des paramètres qui jouent un rôle sur la notion de confort thermique. En effet, si la résistance à la vapeur du vêtement est élevée, la peau peut être mouillée de façon importante. Ce phénomène peut également se produire en cas de sudation importante. Selon Gagge *et al* qui a introduit la notion de mouillure de la peau [Gagge, 1937], pour ressentir un confort, ce paramètre doit être inférieur à 25% [Gagge et al., 1969].

D'un point de vue thermique, une situation est considérée comme étant tolérable s'il est possible d'équilibrer le bilan thermique, c'est-à-dire si le résultat de l'équation 1 est nul :

$$\text{Gain thermique} - \text{perte thermique} + \text{production de chaleur} = 0 \quad \text{équation 32}$$

La condition de maintien de l'équilibre est nécessaire mais non suffisante pour qu'il y ait confort [Fanger, 1973], [Butera, 1998].

Le confort thermique dépend de la température cutanée [Yaglou, 1927], que la peau soit nue ou couverte de vêtements [Gagge et al., 1937], [Gagge et al., 1941], [DuBois et al., 1952]. Depuis, il est admis que les conditions physiologiques de confort sont une température cutanée comprise entre 33°C et 34°C et l'absence de sudation ou de frisson pour un individu ayant une activité sédentaire [Fanger, 1973]. Fanger a montré que pour des activités physiques plus intenses, il est préférable d'avoir une température cutanée moyenne plus basse et de transpirer [Fanger, 1967].

Le confort thermique peut être évalué au niveau physiologique à travers l'étude des variations du rythme cardiaque, des températures interne et cutanée, du rythme respiratoire, le but étant de mettre au point des indices de confort thermique et d'objectiver cette notion [De Oliveira, 2008]. Parmi les indices permettant d'évaluer le confort thermique il existe :

- *Effective temperature index* : La température effective  $ET^*$  est un indice empirique permettant de fournir une détermination des effets relatifs de la température et de l'humidité de l'air sur le confort.
- La température opérative (*operative temperature*) : Les effets combinés de l'air et la température moyenne radiante peuvent être combinés en un seul indice, la température opérative.
- DISC (introduit par WINLOW en 1937) : cet indice est lié à la mouillure de la peau et est considéré comme particulièrement pertinent en ambiance chaude.
- PMV (*predicted mean vote*, [Fanger, 1970]) : charge thermique qui serait nécessaire pour rétablir un état de "Confort". Elle est évaluée à partir du bilan thermique.

### 2.1.2.10 Contrainte thermique et pathologies associées

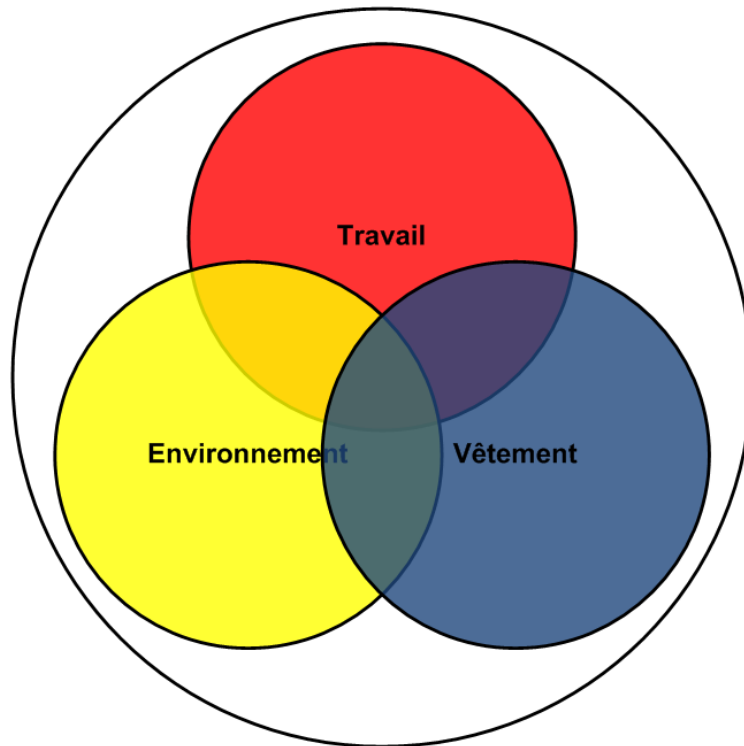


Figure 25 : Diagramme de Venn de trois facteurs qui influencent la charge thermique lors d'une exposition à la chaleur : l'activité physique (travail), les vêtements et l'environnement. Un seul facteur crée un risque faible de contrainte thermique. Le chevauchement de deux facteurs représente une contrainte thermique intermédiaire. La zone de croisement des trois facteurs représente une contrainte thermique très grande (d'après [Nunneley, 1987]).

La contrainte thermique est définie comme l'incapacité à maintenir la température corporelle au niveau imposé par les centres thermorégulateurs [Haldane, 1905]. Les contraintes peuvent survenir en cas d'exposition à un environnement chaud ou froid. Les dangers thermiques ainsi que les accidents qui y sont liés (hyperthermie, hypothermie, coup de chaleur, etc.) interviennent lorsque la contrainte thermique imposée par l'environnement, le travail physique et les vêtements excèdent les limites tolérables par l'individu.

Concernant la contrainte au froid, l'environnement et les vêtements (isolation insuffisante) sont des facteurs de stress thermique. Si les valeurs de température sont trop basse ou l'isolation thermique apportée par les vêtements trop faible, la température corporelle risque de baisser.

A l'inverse, en ambiance chaude, si la contrainte thermique imposée par une combinaison des trois facteurs travail – environnement – vêtement est trop élevée (Figure 25), la température interne risque d'augmenter.

### 2.1.2.10.1 Indices de charge thermique

Il existe de nombreux indices et normes permettant d'évaluer et d'objectiver la contrainte thermique. Plus de soixante indices sont en usage actuellement dans le monde. Les normes ISO relatives à l'ergonomie de l'environnement thermique divise le sujet en trois : les environnements chauds, les environnements modérés et les environnements froids. Les principales normes sont référencées dans le Tableau 14.

Normes ISO (cf. Annexe 2 pour le résumé)		
Chaud	Modéré	Froid
7243 : température de bulbe humide, température de globe noire 7933 : taux de sudation requise	7730: prévision de la sensation thermique générale et du degré d'inconfort 10551 : échelles de jugement relatives à l'aspect subjectif du confort thermique	11079 : évaluation de la contrainte thermique liée au froid
9886 : Evaluation de l'astreinte thermique par mesures physiologiques		

Tableau 14 : Principales normes ISO relatives à la contrainte thermique.

L'évaluation du stress thermique a donné lieu au développement de nombreux indices et de plusieurs normes dans le but d'objectiver cette notion.

Les indices de charge thermique peuvent être classés en trois catégories : rationnels, empiriques ou directs [Parsons, 2000], [Epstein and Moran, 2006] :

- **Les indices rationnels**, basés sur des calculs effectués à partir de l'équation de l'équilibre thermique. Ils intègrent les variables environnementales et comportementales telles que : le métabolisme, l'isolation vestimentaire, la vitesse du vent, la température de bulbe sec, la température de globe noire, etc. Les plus utilisés sont :

Indice	Description
Heat Stress Index (HSI), [Belding and Hatch, 1955]	Fournit le rapport entre l'évaporation requise au maintien de l'équilibre thermique et l'évaporation maximale autorisée par l'ambiance. Sa valeur est comprise entre 0 et 100. Si HSI>100, il y a un stockage de chaleur. Si HSI<0, il y a une contrainte thermique due au froid.
Index of Thermal Stress (ITS), [Givoni, 1963]	Amélioration du HIS car il prend en compte le fait que la sueur ne s'évapore pas intégralement.
Débit sudoral requis ( $SW_{req}$ ), [ISO_7933, 2004]	Calcul de la sudation requise pour le maintien de l'équilibre thermique

Tableau 15 : Les principaux indices rationnels d'astreinte thermique, d'après [Parsons, 2000].

- **Les indices empiriques**, basés sur la contrainte objective (mesure) et subjective (déclaration).

Indice	Description
Température effective [Houghton and Yaglou, 1923]	Cf. 2.1.2.9
Le débit sudoral prévu sur 4 heures (P4SR) [McArdle et al., 1947]	Utilise le débit sudatoire comme indicateur de la charge thermique et prédit le débit sudatoire pour 4 heures
Indice de stress physiologique (PSI), [Moran et al., 1998]	Indice d'évaluation de l'astreinte thermique par mesure du rythme cardiaque et de la température rectale.

Tableau 16 : Les principaux indices empiriques d'astreinte thermique.

- **Les indices directs**, basés sur la mesure de variables environnementales (généralement la température).

Indice	Description
Température humide et de globe noir (WGBT), [Yaglou and Minard, 1957]	Approximation de la température effective corrigée. Permet d'évaluer la charge thermique à partir d'une somme pondérée de la température de bulbe sec, de la température de bulbe humide et de la température de globe noir.
Indice d'inconfort (DI), [Thom, 1959]	Indice basé sur la température de bulbe sec et la température de bulbe humide. Il permet de caractériser la contrainte thermique du milieu.

Tableau 17 : Les principaux indices directs d'astreinte thermique.

#### 2.1.2.10.2 Problèmes découlant d'une exposition à la chaleur

Une exposition à la chaleur a pour principal effet une augmentation de la température interne. Afin de limiter l'augmentation de la température corporelle, le sang veineux est refroidi à la surface de la peau sous l'effet de l'évaporation de la sueur. Les débits sudoraux peuvent alors s'élever, jusqu'à 1,5 l/h au repos en environnement chaud, et peuvent atteindre jusqu'à 2,5 l/h dans le cas d'un marathonien [Savourey et al., 2003]. Ces pertes importantes peuvent provoquer une déshydratation et s'accompagnent d'une diminution de la concentration de chlore et de sodium.

La contrainte thermique au chaud peut donc induire des pathologies spécifiques générales et/ou locales ([Savourey et al., 2003], cf. Tableau 21). Le coup chaleur reste la pathologie la plus dangereuse étant donnée ses conséquences. Dans ce cas, la température corporelle augmente au-delà de 39°C [Bouchama and Knochel, 2002], [Bourdon et al., 2003]. Il existe plusieurs formes de coup de chaleur, réparties principalement en deux catégories [Bourdon et al., 2003] :

- Le coup de chaleur classique, ou de repos : il intervient en cas de déshydratation, essentiellement chez les personnes qui ne peuvent pas se réhydrater seules ou fragiles (personnes âgées, nourrissons, insuffisants cardiaques ou respiratoires) et se produit après une longue exposition à la chaleur (le plus souvent l'été).
- Le coup de chaleur d'exercice : il existe une forme mineure, l'épuisement hyperthermique (dont l'évolution est rapidement favorable) et le coup de chaleur d'exercice à proprement parlé. Il touche habituellement les militaires en raison des efforts physiques qu'ils fournissent. Cependant, avec la banalisation des sports extrêmes type triathlon ou des sports nécessitant des tenues de protection (football

américain), la fréquence des coups de chaleur d'exercice tend à augmenter chez les civils.

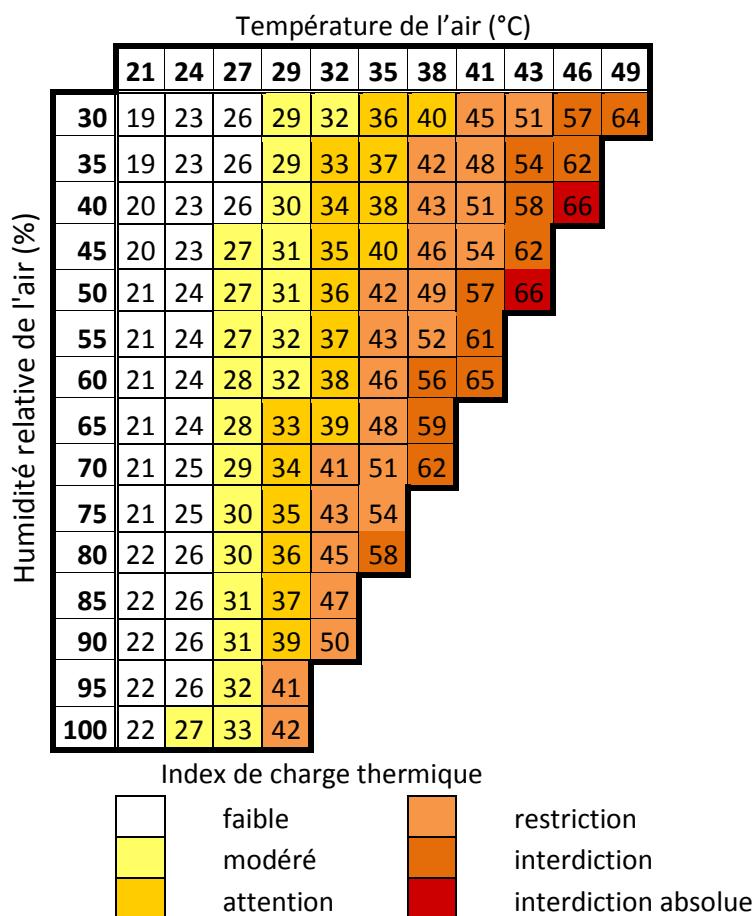


Tableau 18 : Indice de charge thermique en fonction de la température de l'air et de l'humidité relative (d'après [Bourdon et al., 2003])

L'astreinte thermique est accentuée en cas d'humidité relative de l'air importante (Tableau 18). Un taux d'humidité trop élevé s'oppose à l'évaporation de la sueur.

Afin de prévenir ces accidents liés à la chaleur, il est nécessaire d'adapter la tenue portée, l'activité physique aux conditions ambiantes. L'acclimatation ainsi que l'entraînement sont autant de facteurs qui permettent de réduire les risques d'accident. Enfin, il est nécessaire de s'hydrater fréquemment et de bien se réhydrater après une exposition à une ambiance chaude.

### 2.1.2.10.3 Problèmes découlant d'une exposition au froid

En ambiance froide, il existe principalement des risques d'hypothermie et d'engelure. L'hypothermie se produit lorsque les mécanismes thermorégulateurs de lutte contre le froid deviennent inefficaces. Elle peut être modérée, légère ou sévère [Pozos et al., 1996], [Ganem et al., 2006]. Elle est diagnostiquée lorsque la température centrale descend sous les 35°C [Moran et al., 1999]. Il s'agit d'une situation potentiellement mortelle, généralement due à l'exposition soit à un climat froid ou à une immersion dans l'eau froide. Les effets de l'hypothermie se font sentir sur différents organes du corps humain : système rénal, système cardiovasculaire, le système nerveux central [Ulrich and Rathlev, 2004].

Le froid peut également engendrer des pathologies locales pouvant aller d'une destruction minimale à la perte totale d'un membre. Il s'agit des gelures et liaisons cutanées. Elles touchent les

parties périphériques du corps : mains, pieds, lobes des oreilles, nez [Ulrich and Rathlev, 2004], [Castellani et al., 2006]. Les gelures peuvent être classées en quatre catégories, en fonction de leur importance [Ganem et al., 2006].

Niveau d'hypothermie	Température interne	Symptômes
Léger	$32,2^{\circ}\text{C} < T_{\text{corporelle}} < 35^{\circ}\text{C}$	Confusion minime, frissons, perte de la coordination motrice fine, augmentation de la fréquence cardiaque et de la pression artérielle, vasoconstriction périphérique
Modéré	$28^{\circ}\text{C} < T_{\text{corporelle}} < 32,2^{\circ}\text{C}$	Coma vigile, abolition des réflexes ostéotendineux, rigidité musculaire, disparition des frissons, bradycardie sinusale, collapsus cardiovasculaire, hypoventilation, cyanose, œdèmes généralisés, myosis
Sévère	$T_{\text{corporelle}} < 28^{\circ}\text{C}$	Coma aréactif, rigidité, apnée, disparition des pouls, fibrillation ventriculaire ou asystolie, aréflexie tendineuse et pupillaire (mydriase)

Tableau 19 : Les niveaux d'hypothermie et leurs manifestations cliniques, d'après [Ganem et al., 2006]

		Température de l'air (°C)											
		5	0	-5	-10	-15	-20	-25	-30	-35	-40	-45	-50
Vitesse du vent (km/h)	5	4	-2	-7	-13	-19	-24	-30	-36	-41	-47	-53	-58
	10	3	-3	-9	-15	-21	-27	-33	-39	-45	-51	-57	-63
	15	2	-4	-11	-17	-23	-29	-35	-41	-48	-54	-60	-66
	20	1	-5	-12	-18	-24	-30	-37	-43	-49	-56	-62	-68
	25	1	-6	-12	-19	-25	-32	-38	-44	-51	-58	-64	-70
	30	0	-6	-13	-20	-26	-33	-39	-46	-52	-59	-65	-72
	35	0	-7	-14	-20	-27	-33	-40	-47	-53	-60	-66	-73
	40	-1	-7	-14	-21	-27	-34	-41	-48	-54	-61	-68	-74
	45	-1	-8	-15	-21	-28	-35	-42	-48	-55	-62	-69	-75
	50	-1	-8	-15	-22	-29	-35	-42	-49	-56	-63	-70	-77
	55	-2	-8	-15	-22	-29	-36	-43	-50	-57	-63	-70	-77
	60	-2	-9	-16	-23	-30	-36	-43	-50	-57	-64	-71	-78
	65	-2	-9	-16	-23	-30	-37	-44	-51	-58	-65	-72	-79
	70	-2	-9	-16	-23	-30	-37	-44	-51	-58	-65	-72	-80
	75	-3	-10	-17	-24	-31	-38	-45	-52	-59	-66	-73	-80
80	-3	-10	-17	-24	-31	-38	-45	-52	-60	-67	-74	-81	

Risque de gelures

Faible

Augmentant pour 10 à 30 min d'exposition

Elevé pour 5 à 10 min d'exposition

Elevé pour 2 à 5 min d'exposition

Elevé pour 2 min d'exposition ou moins

Tableau 20 : Contrainte thermique au froid. Plus la vitesse du vent est élevée, plus les risques de traumatismes (gelures ou hypothermie) sont importants, d'après [Castellani et al., 2006]

Pathologies générales			
Pathologies	Origines	Manifestations, effets	Evolution
Crampes de chaleur	Travail intense et prolongé à la chaleur	Crampes au niveau des membres et muscles abdominaux Hyponatrémie (diminution de la concentration de sodium)	Tétanie, fatigue, apparition de troubles digestifs et cardio-circulatoires
Syndrome de déshydratation	Sudation abondante	Soif, fatigue, vertiges, oligurie (diminution de la quantité d'urine éliminée en 24 heures), hyperthermie Déshydratation de : <ul style="list-style-type: none"> <li>- 1 % du poids corporel, bonne tolérance</li> <li>- 2 %, soif importante et altération des capacités physiques</li> <li>- 4 %, dégradation des capacités physiques et intellectuelles</li> <li>- À 6 %, le sujet est épuisé,</li> <li>- 8 %, confusion mentale apparaît</li> <li>- 15 % décès possible</li> </ul>	A un stade avancé : délire voire décès
Syncope de chaleur	Chez un sujet non acclimaté au changement de position ou station debout prolongée	Baisse du volume sanguin due à une vasodilatation périphérique aggravée Pâleur, nausées, soif	Sujet placé tête basse dans une pièce fraîche et réhydratation
Epuisement à la chaleur	Epuisement due à une activité physique intense et prolongée à la chaleur	Abattement et parfois trouble caractériels, hyperthermie modérée, déshydratation et désadaptation cardio-circulatoire	Evolution favorable dès l'arrêt de l'activité, Mise au repos au frais et réhydratation
Coup de chaleur		Trouble de conscience, hyperthermie supérieure à 40°C, arrêt de la sudation, vomissements	Réanimation en service spécialisé
Pathologies locales			
Pathologie	Origine		
Miliaire ou bourbouille	Obstruction des canaux des glandes sudorales		
Asthénie anhydrotique tropicale	Séjour prolongé en climat tropical		
			Manifestation, effet

Tableau 21 : Pathologies induites par la chaleur, d'après [Savourey et al., 2003]



Niveau de gravité des gelures, d'après [Beaudreau et al., 2004]	
Premier degré	Forme érythémateuse sans phlyctène
Deuxième degré superficiel	Forme bulleuse, phlyctène à liquide clair, guérison sans séquelle
Deuxième degré profond	Grosses phlyctènes séro-hématiques, nécrose limitée au derme avec formation d'escarre, séquelles douloureuses fréquentes
Troisième degré	Nécrose profonde, totale, pouvant aboutir à une mutilation, séquelles constantes. Une longue exposition au froid peut entraîner des hémorragies liées à des atteintes pancréatiques, des oedèmes pulmonaires et des oedèmes de la peau.

Tableau 22 : Niveau de gravité des gelures, d'après [Beaudreau et al., 2004]

De plus la contrainte thermique au froid peut être accentuée en cas de vent (Tableau 20). Un vent rapide augmente les pertes par convection. Les pathologies liées au froid sont favorisées par un contact direct entre la peau et l'air extérieur ou encore par le port de vêtements serrés.

### 2.1.3 Le risque thermique chez les pompiers

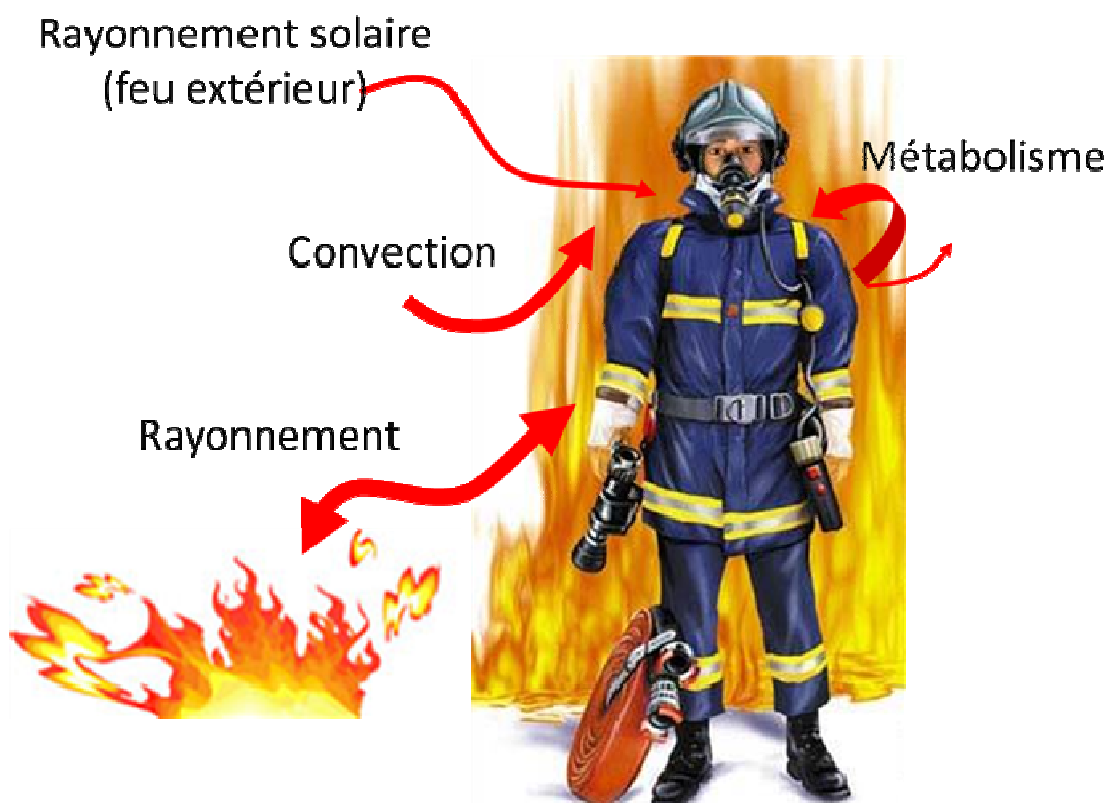


Figure 26 : Les principales sources de chaleur chez le pompier. L'environnement extérieur contribue pour une grande part à l'augmentation de la contrainte thermique (rayonnement, convection et éventuellement rayonnement solaire), étant donné la température du milieu ambiant. La production de chaleur métabolique est aussi un facteur de danger car une grande partie de celle-ci ne peut être évacuée.

Les pompiers opèrent, la plupart du temps dans des environnements chauds et extrêmement rayonnants dont les températures sont comprises entre 38°C et 66°C. Des températures supérieures à 200°C sont même parfois atteintes [Romet and Frim, 1987]. En conditions extrêmes (feu de structures urbaines), les températures peuvent s'élever à plusieurs centaines de degrés. Durant leurs interventions, les pompiers sont amenés à pratiquer des efforts physiques intenses (montée d'escaliers en courant, tractage de charges lourdes telles que les dévidoirs). Ils sont équipés de tenues qui les isolent de l'environnement extérieur, afin de les protéger du feu. En outre, lors des interventions face au feu, les pompiers ont tendance à minimiser leur surface corporelle.

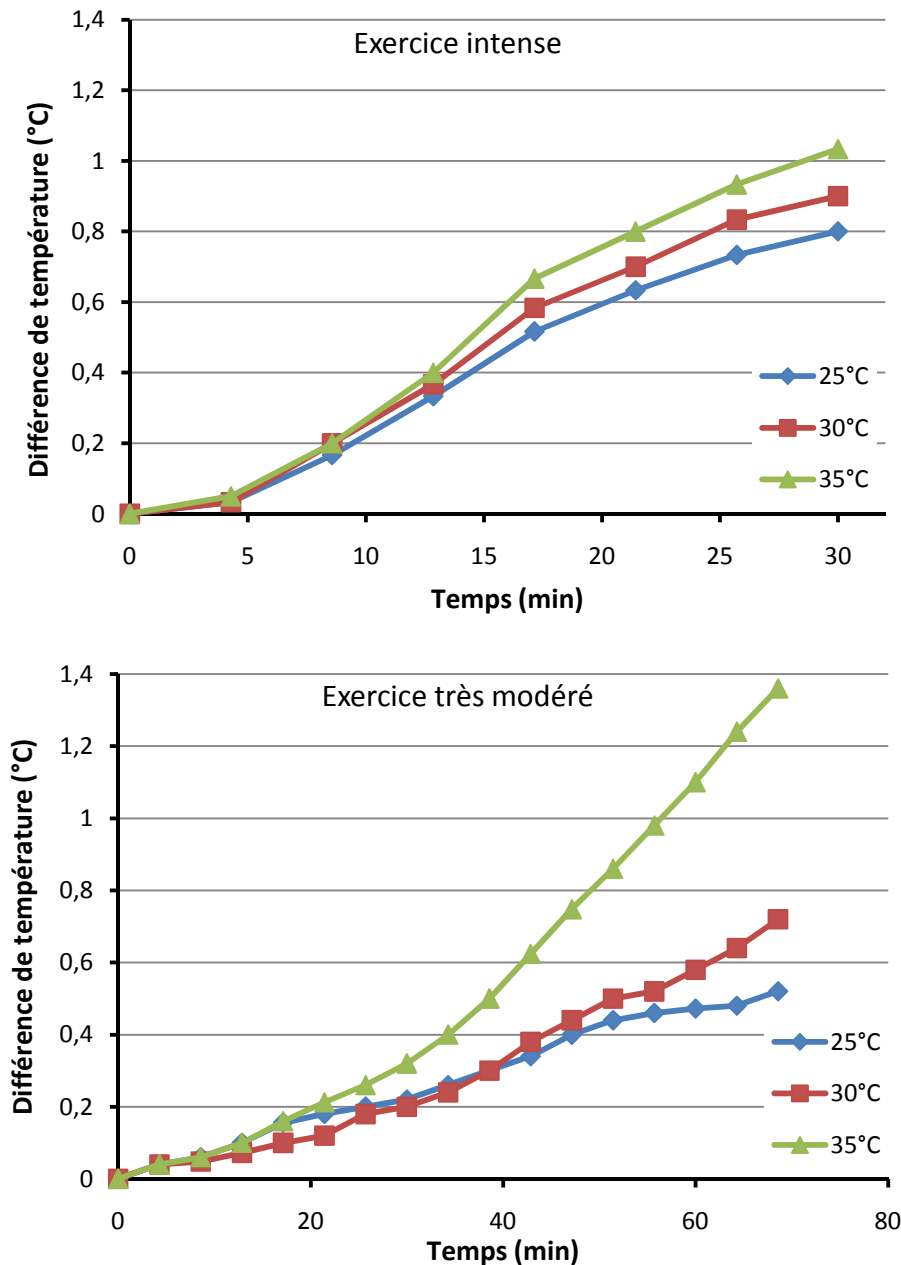


Figure 27 : Augmentation de la température rectale à 25°C, 30°C et 35°C durant un effort physique intense et très modéré, lorsque le sujet porte un équipement de pompier [McLellan and Selkirk, 2006].

Dans ce cas, l'application des principes de la thermorégulation nous indique que :

- Il y a possibilité de gain thermique par rayonnement et convection, les températures ambiantes pouvant dépasser les 100°C dans certains cas.

- Le pompier dispose de peu de possibilités d'évacuer la chaleur qu'il produit au cours de différents efforts physiques pratiqués, car l'équipement l'isole de l'environnement extérieur. Les tenues de protections ainsi que les équipements respiratoires peuvent engendrer une contrainte thermique supplémentaire : inconfort, contrainte physique, risque d'hyperthermie [Ilmarinen and Mlikinen, 1992], [Havenith, 2002].
- Seule une partie de sa surface corporelle participe aux échanges thermiques, la position qu'il adopte au cours de la lutte contre un incendie étant proche de la position Seiza.
- Les feux de forêt se produisant majoritairement l'été, le pompier est alors soumis au rayonnement solaire.

En conditions d'interventions, la température rectale peut atteindre jusqu'à 41,5°C lors d'activités physiques intenses prolongées (une heure et demie) et jusqu'à 39,3°C en une demi-heure en conditions extrêmes [Ilmarinen and Mlikinen, 1992]. Le risque de troubles liés à la chaleur et de coups de chaleur auxquels sont exposés les pompiers est donc très important.

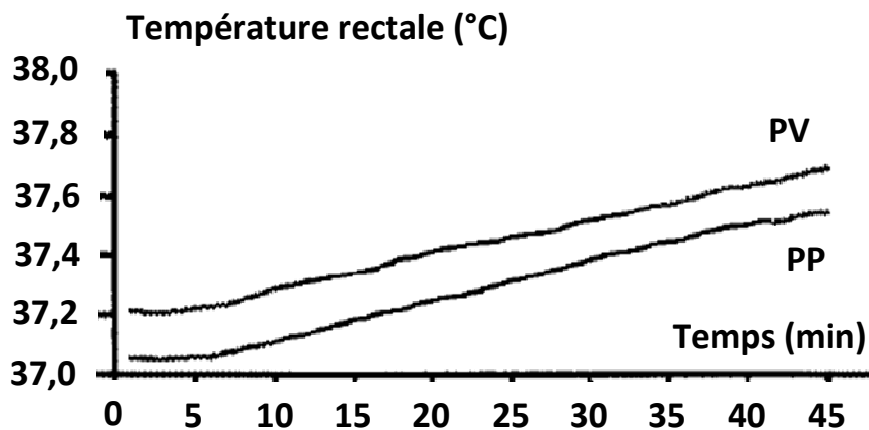


Figure 28 : Elévation de la température rectale chez les pompiers volontaires (PV) et chez les pompiers professionnels pendant l'exercice physique [Gavhed and Holmér, 1989]

A température ambiante égale, plus l'activité physique est intense, plus la température rectale augmente rapidement (Figure 27). Ainsi, à 35°C, pour un effort modéré, il faut environ soixante minutes pour que la température interne augmente de 1°C alors qu'en cas d'effort intense, la température interne augmente de 1°C en une demi-heure seulement. L'intensité de l'effort est donc un facteur important de stress thermique chez les pompiers.

De même, pour des activités physiques identiques, l'augmentation de la température interne est plus importante pour une température ambiante de 35°C (+1°C en ½ heure) que pour une température ambiante de 25°C (+0,8°C en ½ heure). Malgré le port de tenue de protection, l'effet de la température ambiante ne peut être négligé.

L'acclimatation, notamment l'entraînement, permet de diminuer la contrainte thermique comme le montre la Figure 28 : les pompiers volontaires la température interne est plus élevée que chez les pompiers professionnels.

Les pompiers sont donc particulièrement exposés aux risques thermiques, ce qui requiert un monitoring de leurs paramètres thermiques ainsi que ceux de l'environnement dans lequel ils opèrent, celui-ci étant extrêmement contraignant d'un point de vue thermique. Le principal paramètre à surveiller est la température centrale du pompier. Elle peut être mesurée en différents endroits du corps humain.

## 2.1.4 Les différents sites de mesure de la température interne.

La valeur de la température interne varie en fonction du site et des conditions de mesure. La température du sang de l'artère pulmonaire est considérée comme la plus représentative de la température centrale. Toutefois, elle est peu employée car peu pratique voire impossible à mettre en œuvre en utilisation courante. Par exemple, elle n'est pas utilisée pour une prise de température quotidienne lors de soins hospitaliers. D'autres sites de mesures permettent d'atteindre la température centrale ou d'en obtenir une bonne image : la température rectale, buccale, œsophagienne, tympanique, axillaire ou cérébrale. Dans tous les cas, l'obtention d'une mesure précise dépend de l'état de vascularisation du site de mesure et de son bon isolement par rapport à l'environnement extérieur [Mari et al., 1997].

### 2.1.4.1 Température de l'artère pulmonaire

La température de l'artère pulmonaire est considérée comme la référence de température interne car l'artère pulmonaire transporte le sang du noyau thermique.

Il s'agit d'une méthode invasive qui requiert l'insertion d'un capteur – le plus souvent la thermistance d'un cathéter à thermodilution ou cathéter de Swan Ganz® – dans l'artère pulmonaire (Figure 29). Elle est utilisée dans le cadre de l'anesthésie réanimation afin d'obtenir une température in situ [Morena et al., 1998]. Cette technique n'est pas utilisée en pratique quotidienne.

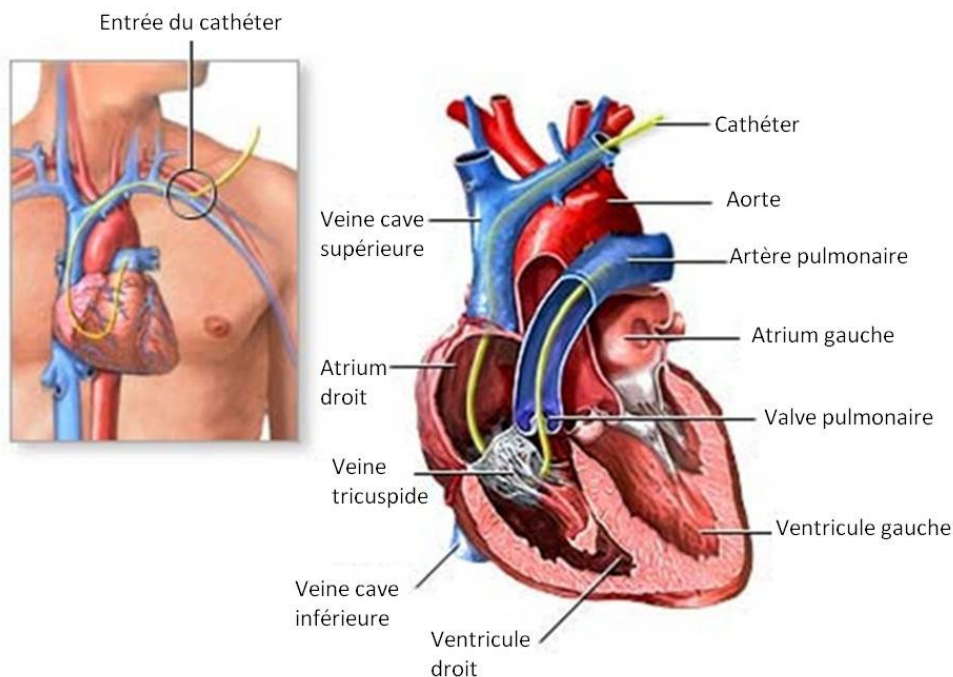


Figure 29 : Mesure de la température dans l'artère pulmonaire et position du cathéter (source : <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/18087.jpg>)

### 2.1.4.2 Température rectale

La température rectale est l'une des températures les plus élevées du corps humain. Elle a longtemps servi de référence de température centrale en physiologie. Sa valeur est supérieure à celle de l'artère pulmonaire d'environ 0,1°C [Fulbrook, 1993] à 0,2°C [Mari et al., 1997]. Cette différence peut s'expliquer par le rôle du tube digestif dans la thermogénèse, par les variations du débit sanguin

[Mari et al., 1997], ou encore par le relatif isolement de ce site de mesure faiblement influencé par l'environnement extérieur.

Les variations de la température rectale sont amoindries et retardées par rapport à celles de la température de l'artère pulmonaire. Le fait que le rectum soit un organe rempli d'air [Mari et al., 1997] induit une inertie thermique. Par conséquent, les variations rapides sont difficilement détectables en utilisant cette technique de mesure [Moran and Mendal, 2002]. Toutefois, la température rectale semble être la plus représentative de la température moyenne du noyau à l'équilibre thermique [Pauchard, 1992]. La température rectale varie très peu en cas d'effort modéré alors qu'elle peut atteindre 40°C – 41°C en cas d'effort physique intense.

Cette technique de mesure nécessite l'insertion d'un thermomètre dans le rectum, ce qui peut engendrer des problèmes psychologiques d'acceptabilité auprès des patients. Cet aspect conduit à écourter les mesures. De plus, la qualité de la mesure est liée à la position du capteur : si le capteur n'est pas suffisamment enfoncé, il peut y avoir une erreur de mesure pouvant dépasser 1°C [Mead and Bonmarito, 1949].

En cas de fièvre, l'écart entre la température rectale et la température de l'artère pulmonaire augmente, et ce avec d'autant plus d'amplitude que la fièvre est élevée [Morena et al., 1998].

### 2.1.4.3 Température buccale

La température buccale est mesurée sous la langue, au contact de l'artère linguale, en maintenant la bouche fermée pendant la mesure afin de ne pas subir l'influence de l'air extérieur (Figure 30). Dans ce cas, la température mesurée est relativement proche de celle de l'artère pulmonaire.



Figure 30 : Prise buccale de température centrale. La mesure est effectuée sous la langue, bouche fermée (source : <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/9961.jpg>)

La température peut être erronée si le sujet a ingéré peu avant des aliments ou boissons chauds ou froids ou bien s'il a fumé [Moran and Mendal, 2002]. L'hyperventilation, une inflammation locale ou une température ambiante inférieure à 18°C ou supérieure à 35°C sont autant d'éléments qui peuvent induire une erreur de mesure.

Les valeurs obtenues sont de 0,2°C à 0,4°C plus faibles que les mesures artérielle, œsophagienne ou rectale [Mari et al., 1997]. Cette mesure reflète bien les variations de la température centrale qu'elle soit lente ou rapide à condition de respecter les consignes de mesures :

- ne rien absorber pendant les 20 à 30 minutes précédant la mesure (aliments, boisson)
- ne pas faire d'exercice

- ne pas prendre de bain ou de douche
- ne pas fumer

C'est l'un des sites de mesure le plus facilement accessible et cette mesure ne pose pas de problème psychologique auprès des sujets ou patients.

#### 2.1.4.4 Température œsophagienne

La mesure de la température œsophagienne est bien corrélée à la température du sang de l'artère pulmonaire.

Cette technique de mesure invasive est contraignante pour le sujet car un capteur, généralement une thermistance, doit être inséré profondément dans l'œsophage – dans le quart inférieur – afin que les gaz inhalés n'influencent pas la mesure [Pauchard, 1992]. En général, la sonde est introduite dans l'œsophage au niveau de la cavité nasale (Figure 31).

La mesure peut toutefois être faussée par l'inhalation d'air et les facteurs extérieurs. Cette mesure induit une gêne, voire un inconfort, pour le sujet. De plus il y a un risque d'irritation au niveau du passage nasal. En outre, le capteur peut subir un changement de position qui peut être à l'origine d'importantes variations de température [Morena et al., 1998].

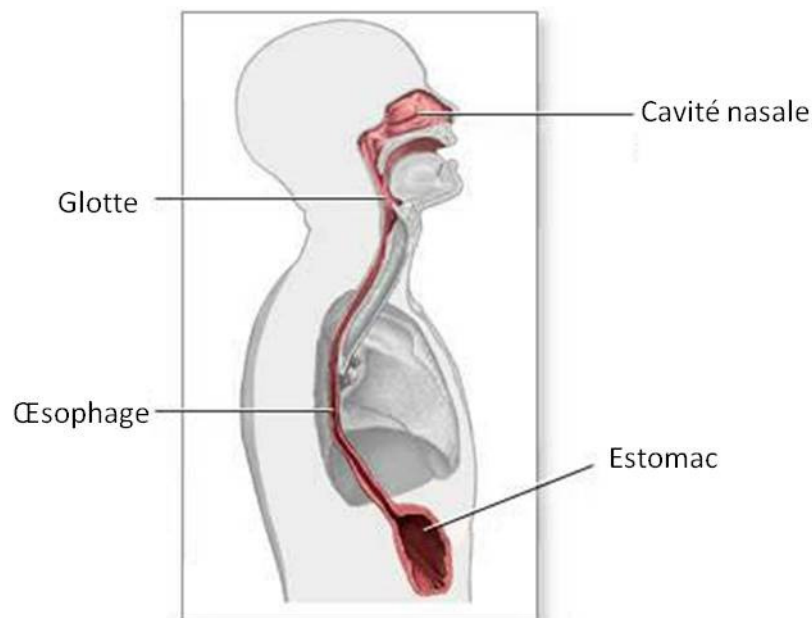


Figure 31 : Mesure de la température œsophagienne. Le capteur est introduit profondément dans l'œsophage à travers la cavité nasale (image issue de : <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/images/esophagus.jpg>).

#### 2.1.4.5 Température tympanique

La température tympanique donne une bonne image de la température centrale, avec une plus grande variabilité que la température buccale [ERICKSON and KIRKLIN, 1993]. La membrane tympanique est vascularisée par une branche de l'artère carotide interne qui irrigue l'hypothalamus, centre thermorégulateur corporel [Moran and Mendal, 2002].

La mesure est basée sur le rayonnement infrarouge émis par le tympan. Un flux de chaleur est émis par le tympan vers l'extérieur à travers le conduit auditif, ce qui engendre un gradient de température le long du conduit auditif. Un capteur est introduit dans le conduit auditif. La mesure se fait sans contact direct avec le tympan (Figure 32).

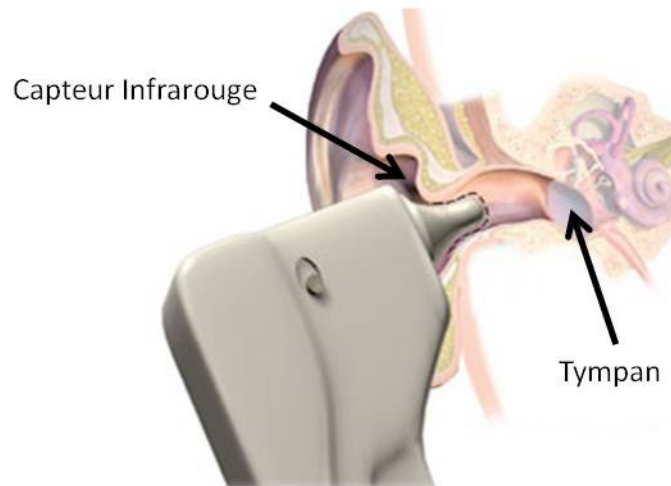


Figure 32 : Mesure de la température tympanique (source : <http://www.pdrhealth.com/images/CareNotes/11411160.jpg>)

La valeur de la température tympanique est plus faible de 0,4°C que les mesures buccales et, plus faible de 0,8°C que les mesures rectales [Mari et al., 1997].

Le site de mesure est facilement accessible et permet une mesure correcte de la température corporelle sauf chez les nourrissons et les jeunes enfants dont le conduit auditif n'est pas droit. Cette méthode de mesure présente un défaut de fiabilité quant à la détection des états fébriles [Crétel et al., 1999]. De plus, le capteur doit être placé correctement en vis-à-vis du tympan afin de mesurer la température tympanique et non pas la température du conduit auditif. Il peut exister une différence de température d'une oreille à l'autre. Cependant, la corrélation des valeurs de température entre les deux oreilles est de l'ordre de 95 à 97% [Morena et al., 1998].

#### 2.1.4.6 Température axillaire

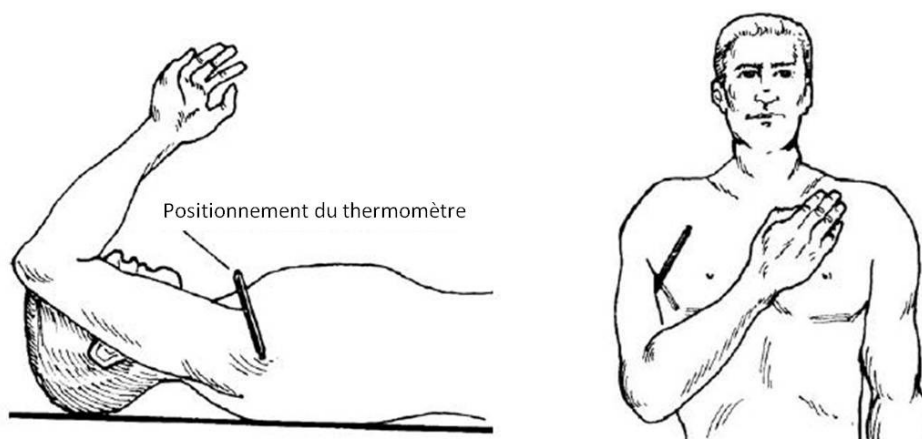


Figure 33 : Mesure de la température axillaire. Le thermomètre est placé au niveau du creux axillaire puis le bras est replié afin de l'isoler (source : <http://www.tpub.com/content/armymedical/MD0531/MD05310050im.jpg>).

C'est certainement le site de mesure de la température centrale le moins précis et le plus controversé. Cette mesure ne pose aucun problème d'éthique auprès des patients et des sujets mais elle reste toutefois problématique d'un point de vue expérimental, notamment pour un monitoring continu [Milewski et al., 1991]. Certains mouvements ou certaines postures peuvent engendrer des erreurs de mesure car ce site de mesure est influencé par la température extérieure.

La mesure de la température axillaire se fait en plaçant la partie active du thermomètre sous l'aisselle, au niveau de l'artère axillaire, bras contre la poitrine afin d'isoler au mieux le thermomètre.

La température axillaire est inférieure à la température rectale de 0,5 à 1°C [Pauchard, 1992]. Elle est aussi plus variable que la température de l'artère pulmonaire [ERICKSON and KIRKLIN, 1993]. Les différences semblent varier avec les niveaux de température [Mari et al., 1997].

De plus, cette mesure nécessite un temps de stabilisation de l'ordre de 10 à 15 minutes [Fulbrook, 1993]. En cas de mesure ponctuelle, la valeur dépend de la durée de mesure i.e. plus le temps de mesure est élevé, plus la valeur obtenue sera proche de la température centrale.

#### 2.1.4.7 Température cérébrale

La température cérébrale est représentative de la température centrale. Elle varie de la même façon que la température corporelle (rythme circadien, [Boudreau et al., 2008]). La température cérébrale sert de référence aux nombreux thermorécepteurs et aux centres thermorégulateurs (hypothalamus) situés dans le cerveau. Les thermorécepteurs mesurent la température du sang qui traverse le cerveau.

La température intracérébrale est relativement homogène. Selon des mesures effectuées sur le singe ainsi que des études théoriques, les variations de température dans le cerveau sont de quelques dixièmes de degré ( $< 0,5^{\circ}\text{C}$ ) [Schwenzfeier, 2001].

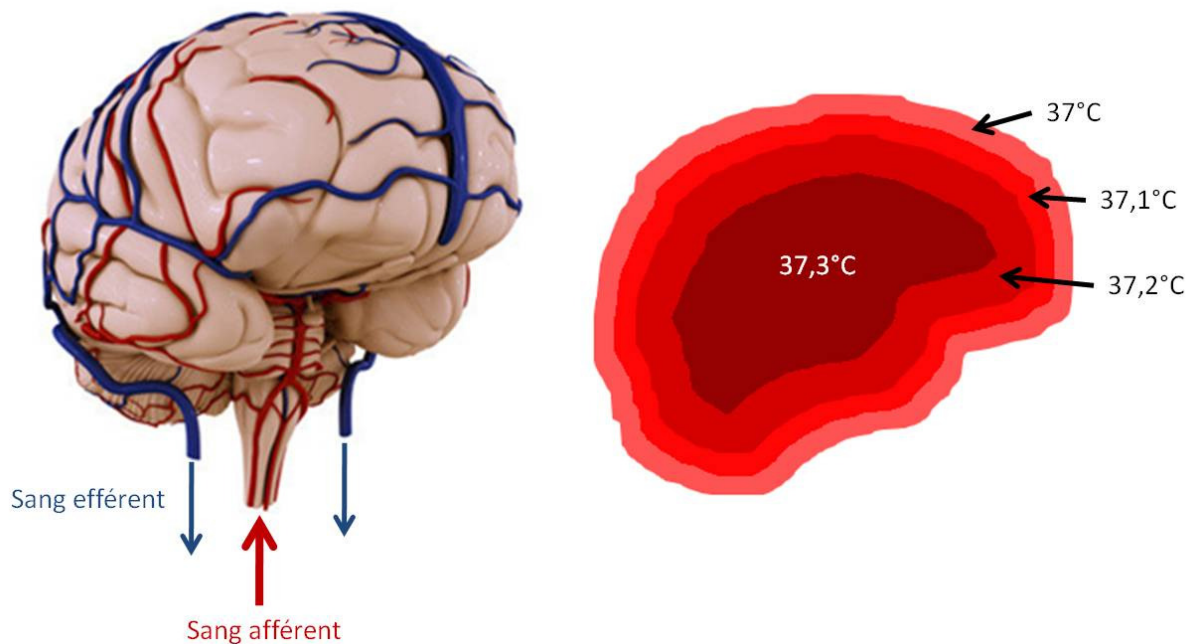


Figure 34 : Vasularisation du cerveau et gradient de température dans le cerveau.

En terme de production de chaleur le cerveau est un organe particulier : il ne représente que 2% de la masse corporelle mais produit 15% du métabolisme corporel au repos. Du fait de son isolation importante (boîte crânienne, cuir chevelu, cheveux), la température du cerveau dépend essentiellement de la température du sang afférent, du débit sanguin et de l'activité cérébrale. Afin de maintenir une température relativement constante, la thermorégulation du cerveau est particulièrement développée et performante [Dittmar et al., 1999], [Arens and Zhang, 2006]. Ainsi, en ambiance froide, la température est supérieure ou égale à la température centrale mesurée en d'autres sites. En ambiance chaude, le cerveau a la capacité de maintenir sa température à une valeur plus faible que celle de l'œsophage grâce au refroidissement sélectif du cerveau (*Selective*



*Brain Cooling, SBC*, [Cabanac, 1993]). Le SBC se produit à travers les pertes respiratoires et les pertes thermiques à la surface de la tête (via la conduction, la convection, le rayonnement et la sudation) [Caputa and Cabanac, 1988].

La température cérébrale est mesurée par des méthodes non invasives. En effet pour mesurer de manière invasive cette température, il faudrait percer la boîte crânienne. Les méthodes employées pour la mesure de la température du cerveau sont : la spectroscopie par résonance magnétique [Weis et al., 2009], la spectroscopie par résonance magnétique protonique [Corbett et al., 1997], [Marshall et al., 2006], la radiométrie micro-onde [Maruyama et al., 2000] ou la méthode du flux thermique nul<sup>6</sup> [Dittmar et al., 2006], principe sur lequel est basé le Brain and Core Thermometer (BCT). Il s'agit d'un capteur de température cérébrale qui permet de mesurer la température du cerveau de manière non invasive. Ce capteur a été développé par André Dittmar au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux de l'INL.

#### 2.1.4.8 Synthèse

Des différences existent entre les sites de mesure de la température interne (artère pulmonaire, rectum et creux axillaire). Ces différences sont relativement constantes (avec des corrélations  $R > 0,97$ ) et ne dépendent pas de l'âge, du sexe et de la température périphérique [Fulbrook, 1993]. Le plus, tous les sites de mesures ne présentent pas la même accessibilité ni la même facilité de mesure, certaines techniques étant invasives et d'autres non (cf. Tableau 23).

Site de mesure	Type de mesure	Type de capteur <sup>7</sup>	$\Delta T$ par rapport à artère pulmonaire
Artère pulmonaire	Invasive	Thermistance	
Rectum	Invasive	Thermomètre à mercure, thermomètre digital	+ 0,1 à 0,2 °C
Bouche	Non invasive	Thermomètre à mercure, thermomètre digital	≈ -0,2°C
Œsophage	Invasive	Thermistance	Non renseigné
Oreille	Non invasive	Capteur IR	-0,6°C
Aisselle	Non invasive	Thermomètre à mercure, thermomètre digital	-0,1 à -0,9°C
Cerveau	Non invasive	BCT, spectromètre	Non renseigné

Tableau 23 : Les différentes modalités de mesure de la température centrale et différence de température par rapport à la température de l'artère pulmonaire

### 2.1.5 La température cutanée

La peau est l'interface d'échange thermique privilégiée entre le corps et l'environnement extérieur. La température cutanée est donc influencée par les conditions externes, la température interne et l'état thermique du sujet (vasoconstriction, vasodilatation etc.). Son rôle d'échangeur thermique est de maintenir la température corporelle relativement constante. De ce fait elle subit d'importantes variations, avec des valeurs maximale de 45°C et minimale de 4°C qui correspondent

<sup>6</sup> Cf. paragraphe 2.2.1.7

<sup>7</sup> Les capteurs sont détaillés au paragraphe 2.2.1

au seuil de douleur [Butera, 1998]. Toutefois en dessous de 15°C, la peau peut subir de graves dommages.

La température cutanée n'est pas uniforme sur l'ensemble du corps et ces différences de température entre les segments corporels sont dépendantes de l'ambiance thermique (Tableau 24). En ambiance neutre, la température cutanée est relativement uniforme sur l'ensemble du corps, variant de 32,7°C à 35,8°C. En ambiance froide, il y a de fortes disparités entre les différentes parties du corps : la température des extrémités (auriculaire et pieds) est plus faible que celle du front, avec une différence de 9°C environ. En ambiance chaude, la température moyenne cutanée est plus élevée du fait de la vasodilatation. La distribution de la température est plus uniforme (variation inter segment inférieure à 3°C).

En raison de sa grande variabilité, la température cutanée n'est pas mesurée en un seul point mais à différents endroits du corps afin d'en faire la moyenne. On parle alors de température cutanée moyenne. Elle est obtenue en effectuant une moyenne pondérée de différents sites de mesures [Mitchell and Wyndham, 1969].

$$\bar{T}_s = \sum_{i=1}^n c_i T_i \quad \text{équation 33}$$

Avec :  $T_s$  la température cutanée moyenne, en °C  
 $T_i$  les températures cutanées en différents sites du corps, en °C  
 $c_i$  les coefficients de pondération, fraction de la surface corporelle à la température  $T_i$

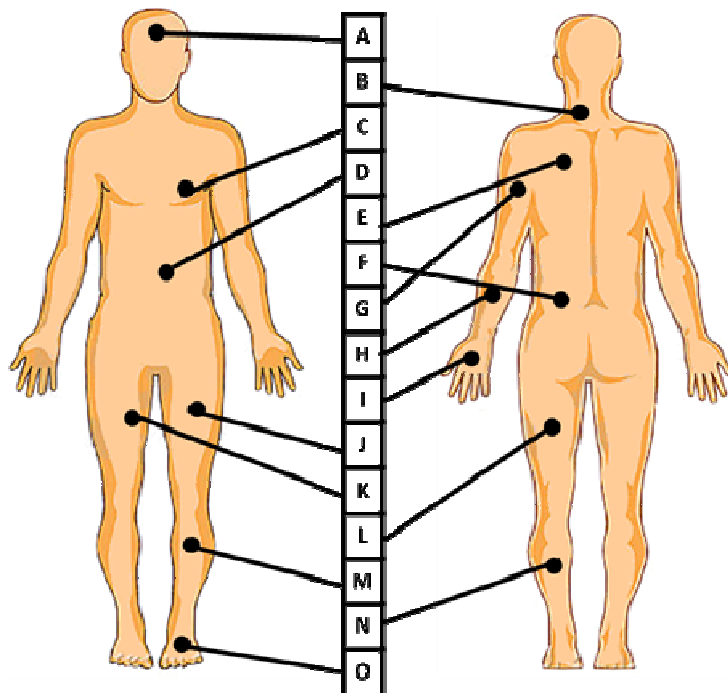


Figure 35 : Evaluation de la température cutanée moyenne à l'aide de la formule de Mitchell et Wyndham, site de mesure des différentes températures cutanées.

La précision est d'autant plus grande que le nombre de capteurs est élevé. Toutefois, la multiplicité des capteurs augmente le risque d'erreur [Pauchard, 1992]. Plusieurs formules ont été proposées afin de calculer la température cutanée moyenne ([Burton, 1935], [Ramanathan, 1964], [Crawshaw et al., 1975], [Gagge and Nishi, 1977]), le nombre de sites de mesures variant de 3 à 15.

Winslow recommande une mesure sur 15 sites [Winslow et al., 1936]. Mitchell et Wyndham ont proposé une formule de calcul de la température cutanée moyenne basée sur quinze mesures de température cutanée. Le facteur de pondération pour chaque température est 1/15 [Mitchell and Wyndham, 1969], Figure 35.

$$\bar{T}_s = \frac{1}{15}(T_A + T_B + T_C + T_D + T_E + T_F + T_G + T_H + T_I + T_J + T_K + T_L + T_M + T_N + T_O) \quad \text{équation 34}$$

- Avec :
- $T_A$  la température du front, en °C
  - $T_B$  la température de la nuque, en °C
  - $T_C$  la température de la poitrine, en °C
  - $T_D$  la température de l'abdomen, en °C
  - $T_E$  la température de l'omoplate, en °C
  - $T_F$  la température lombaire, en °C
  - $T_G$  la température du bras, en °C
  - $T_H$  la température de l'avant bras, en °C
  - $T_I$  la température de la main, en °C
  - $T_J$  la température de la cuisse, en °C
  - $T_K$  la température de l'intérieur de la cuisse, en °C
  - $T_L$  la température de l'arrière de la cuisse, en °C
  - $T_M$  la température du tibia, en °C
  - $T_N$  la température du mollet, en °C
  - $T_O$  la température du pied, en °C

Segment corporel	Température (°C) en ambiance :		
	Neutre	Froide	Chaude
Front	35,8	30,7	36,5
Joue	35,2	27,7	36,3
Gorge	35,8	33,5	36,8
Nuque	35,4	34,5	36,1
Poitrine	35,1	30,9	36,1
Dos	35,3	32,4	36,3
Abdomen	35,3	28,7	36,2
Bras	34,2	24,7	36,4
Avant bras	34,6	27,3	36,1
Main	34,4	23,1	36
Auriculaire	35,3	21,1	36,7
Cuisse	34,3	27,0	35,6
Tibia	32,9	26,5	34,4
Mollet	32,7	24,3	34,1
Pied	33,3	21,4	36,4
Moyenne	34,45	26,8	35,8

Tableau 24 : Température cutanée sur différents segments corporels en ambiance neutre, froide et chaude [Arens and Zhang, 2006].

La formule de Ramanathan [Ramanathan, 1964] donne la température cutanée moyenne à partir de quatre points de mesure :

$$\bar{T}_s = 0,3 \times T_c + 0,3 \times T_G + 0,2 \times T_J + 0,2 \times T_M \quad \text{équation 35}$$

Avec :	$T_C$	la température de la poitrine, en °C
	$T_G$	la température du bras, en °C
	$T_J$	la température de la cuisse, en °C
	$T_M$	la température du tibia, en °C

Cette formule a un coefficient de corrélation de 0,9 avec une mesure en 15 points [Holdcroft and Hall, 1978].

La température cutanée moyenne est d'une grande importance lors de l'étude des réponses de l'Homme dans son environnement thermique [Mitchell and Wyndham, 1969]. Elle est le reflet de l'état vasomoteur du sujet.

## 2.1.6 Conclusion : paramètres thermiques retenus

Dans le cadre du programme ProeTEX, la surveillance des paramètres thermiques du pompier est d'une importance primordiale.

L'objectif du projet est de réaliser des vêtements instrumentés pour le monitoring continu du pompier. La surveillance s'effectue à deux niveaux :

- Au niveau de la veste (interface Homme - environnement).
- Au niveau du tee-shirt (paramètres vitaux du secouriste).

**La température centrale**, indicateur principal de l'état thermique du sujet, fera l'objet d'un suivi en continu. Pour satisfaire aux contraintes liées à l'intégration de capteurs dans les textiles, la position axillaire a été choisie. Nous avons vu que la précision liée à ce site de mesure était moins bonne que celle des autres sites (écart de  $-0,1^{\circ}\text{C}$  à  $-0,9^{\circ}\text{C}$ ), mais la mesure de la température en position axillaire est non-invasive et peut être optimisée (choix du capteur, positionnement, isolation) pour refléter au mieux les variations de température centrale.

Dans les conditions d'intervention ciblées dans ce projet, une précision de  $0,5^{\circ}\text{C}$  est suffisante pour le monitoring de la température centrale. En effet, la stratégie de mesure choisie ici est multiparamétrique. La fusion de données avec d'autres paramètres doit permettre d'identifier une situation à risque pour le secouriste.

A la mesure de température centrale, intégrée dans le tee-shirt, est associée la mesure de paramètres thermiques ambiants dans la veste, l'environnement imposant une contrainte thermique :

- **Le flux thermique** a été choisi comme paramètre thermique complémentaire puisqu'il indique le sens de variation des échanges de chaleur entre l'Homme et l'environnement. De plus les mesures de flux thermiques et leur technologie de fabrication permettent d'envisager leur intégration dans les vêtements.
- **La température de la veste** fera également l'objet d'un suivi, puisque cette barrière thermique entre le secouriste et le milieu d'intervention influence l'état thermique du porteur de la tenue.

Concernant la **température cutanée**, étant donné la multiplicité des capteurs à utiliser pour la mesurer, ce paramètre ne peut être retenu. En effet, les mesures en quatre points sont employées en monitoring clinique. En physiologie, dix à quinze points sont généralement utilisés [Mitchell and Wyndham, 1969]. Pour une mesure ambulatoire, il est donc nécessaire d'avoir au minimum dix points de mesure. Il n'est pas envisageable de positionner autant de capteurs ou même de les intégrer dans un système de mesure.

Les paramètres thermiques pertinents ayant été sélectionnés, le chapitre suivant présente les différents capteurs permettant de les mesurer.

## 2.2 Fluxmètres et dispositifs de mesure de la température

---

La sélection des paramètres thermiques dont nous effectuerons le monitoring étant établie, dans ce chapitre, nous présenterons les moyens techniques permettant de mesurer ces grandeurs : le flux thermique, la température externe et la température interne du secouriste.

De multiples méthodes de mesure de la température existent. Toutefois, pour établir notre choix, nous devons prendre en compte les caractéristiques des instruments de mesures (plage de température, précision) ainsi que leur encombrement, leur caractère ambulatoire et la possibilité de les intégrer dans un vêtement. Pour cela, nous passons en revue les différents moyens de mesure de la température centrale et de la température ambiante.

Les différents types de fluxmètre seront présentés dans un deuxième paragraphe, afin de choisir la technique de mesure la plus appropriée. Dans le cas de la mesure de flux thermique, l'objectif est d'évaluer le sens des échanges de chaleur entre le secouriste et son proche environnement. C'est pourquoi, nos critères de choix concernant les capteurs de flux thermique portent sur un encombrement minimal et leur possibilité d'intégration dans les vestes plutôt que sur leur sensibilité.

### 2.2.1 Dispositifs de mesure de température

Dans ce paragraphe nous allons faire le point sur les différents moyens qui permettent de mesurer la température, que ce soit la température corporelle de l'Homme ou la température environnementale. Le but est de répertorier les thermomètres existants employés couramment.

La mesure de la température est basée sur les propriétés physiques des corps telles que la dilatation des corps (solides, liquides ou gazeux), les variations électriques (dans le cas du thermocouple), les changements de couleur, les variations d'émission de lumière pour les hautes températures, etc.

#### 2.2.1.1 Thermomètres à dilatation de liquide dans le verre

Ces thermomètres sont les plus anciens (inventé par Galilée en 1593). Ils sont basés sur la variation de volume d'un liquide sous l'effet de la température. Le liquide se contracte ou se dilate, ce qui fait varier son niveau dans le tube dans lequel il est emprisonné. Ils permettent de mesurer la température du milieu dans lequel ils sont plongés. Le thermomètre de Galilée utilise de l'alcool comme liquide. Généralement, c'est le mercure qui est employé dans les thermomètres à usage médical. Il existe aussi des thermomètres au galinstan (alliage 68,5% de gallium, 21,5% d'indium et 10% d'étain).

Dans les thermomètres à dilatation de liquide, le volume varie en fonction de la température selon l'équation 36.

$$V_2 = V_1[1 + \alpha_{vol}(\theta_2 - \theta_1)] \quad \text{équation 36}$$

La gamme de mesure des thermomètres à mercure s'étend de -35°C à +650°C. Celle des thermomètres à alcool s'échelonne de -80°C à 75°C.



Figure 36 : Thermomètre à spirale de Galilée.

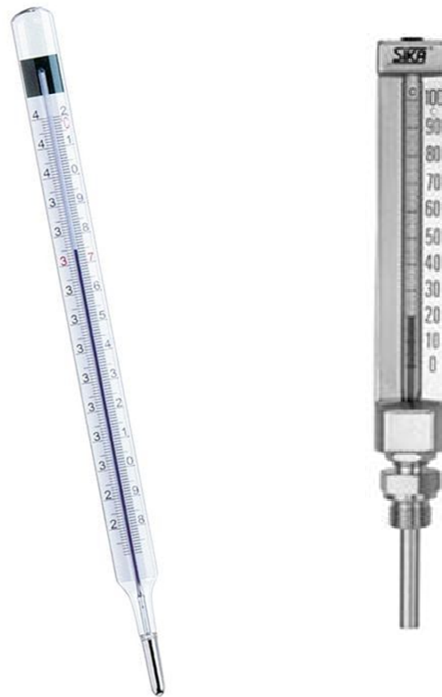


Figure 37 : Exemple de thermomètres à dilatation de liquide dans le verre. A gauche, un thermomètre à gallium à usage médical et à droite un thermomètre à mercure à usage industriel

Liquide	Plage de mesure	Coefficient de dilatation
Mercure	-35°C à +650°C	$1,8 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Alcool	-85°C à +75°C	$10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Gallium	0 à +1000°C	

Tableau 25 : Plage de mesure des thermomètres à dilatation de liquide

La sensibilité de ces thermomètres dépend du volume du réservoir contenant le liquide et du coefficient de dilatation thermique. Ainsi, plus le réservoir est grand, plus le thermomètre sera sensible. Ces thermomètres sont précis à  $\pm 1\%$ .

Dans le cas d'applications médicales, ce sont surtout les thermomètres à mercure qui étaient utilisés pour des prises de température rectale, buccale ou axillaire.

### 2.2.1.2 Thermomètres à cristaux liquides

Les cristaux liquides possèdent les propriétés mécaniques d'un liquide, mais ont les propriétés optiques d'un cristal unique. Les changements de température peuvent influencer sur la couleur d'un cristal liquide, ce qui les rend utiles pour mesurer la température.

Un thermomètre à cristaux liquides contient des cristaux liquides thermochromiques i.e. sensible à la chaleur. Il se présente sous forme d'une bande de plastique souple ou d'une palette buccale.

Dans le cas des applications médicales, les thermomètres à cristaux liquides sont utilisés pour en application frontale ou buccale. Dans ce dernier cas, il s'agit de thermomètre à usage unique.



Figure 38 : Thermomètres à cristaux liquide. Thermomètre buccal à gauche et thermomètre frontal à droite.

### 2.2.1.3 Thermomètres à résistances

Les thermomètres à résistances sont basés sur la variation de la résistance métallique en fonction de la température selon l'équation générale :

$$R(T) = R_0 f(T - T_0) \quad \text{équation 37}$$

Avec :  $R_0$  la résistance à la température  $T_0$   
 $f$  la fonction qui caractérise la variation du matériau en fonction de la température,  $f(0)=1$

Ces thermomètres sont constitués d'un élément sensible (la résistance) et d'un circuit d'acquisition (le plus souvent un pont de Wheatstone, un amplificateur et un convertisseur analogique-numérique). Nous détaillons ici les éléments sensibles.

#### 2.2.1.3.1 Thermomètre à résistance métallique

Les thermomètres à résistance métallique sont très utilisés dans l'industrie. Ils sont moins fréquents dans le domaine médical que les thermomètres à thermistance ou les thermomètres à thermocouples.

Les thermomètres à résistance métallique (ou *Resistance Temperature Detector*, RTD, en anglais) exploitent la variation de la résistance d'un conducteur métallique en fonction de la



température. Le plus souvent, cet effet est présenté comme une augmentation de la résistance avec la température. Ces résistances ont un coefficient de température positif (CPT). Afin d'exploiter au mieux cet effet, il est préférable d'utiliser les métaux qui ont un grand coefficient de température afin d'obtenir la plus grande variation de résistance possible en fonction de la température et donc une meilleure sensibilité. La relation entre la résistance électrique et la température est généralement décrite par un polynôme de degré supérieur ou égal à trois :

$$R(T) = R_0(1 + AT + BT^2 + CT^3 + \dots) \quad \text{équation 38}$$

Avec :  $R_0$  la résistance nominale à une température spécifique, le plus souvent à  $0^\circ\text{C}$ , en  $\Omega$   
 A, B et C des coefficients dépendant du métal utilisé.

Plus le degré du polynôme est élevé, meilleure sera la précision de mesure.

Les métaux utilisés le plus fréquemment sont le platine (Pt), le cuivre (Cu) et le nickel (Ni). D'autres métaux comme l'or (Au) ou le tungstène (W) peuvent être employés.

Métal	Résistivité ( $\mu\Omega\cdot\text{cm}$ )	Coefficient de température ( $10^{-3}\text{K}^{-1}$ )	Gamme de température
Ag	1,58	3,8	
Au	2,44	3,4	
W	5,6	5,65	
Pt	9,81	3,85	$-250^\circ\text{C}$ à $+1100^\circ\text{C}$
Cu	1,68	4,25	$-190^\circ\text{C}$ à $+150^\circ\text{C}$
Ni	6,38	6,6	$-60^\circ\text{C}$ à $+180^\circ\text{C}$

Tableau 26 : Résistivité et coefficient de température des métaux utilisés pour la fabrication des RTD.

Historiquement, le premier thermomètre à résistance métallique a été développé par William Siemens en 1886 en utilisant le platine comme élément sensible.

L'or et l'argent sont rarement employés étant donné leur faible résistivité et leur coefficient de température peu élevé.

Le tungstène est réservé à des applications à très haute température de par sa fragilité et la difficulté à le travailler.

Le cuivre est parfois utilisé pour réaliser les éléments sensibles de RDT. Comme il possède une faible résistivité, il est nécessaire d'utiliser une plus grande longueur que pour un élément en platine. Le cuivre a également tendance à s'oxyder.

Les thermomètres à résistance métallique les plus courants sont réalisés en platine, en nickel ou en alliage à base de nickel. Toutefois, le nickel présente quelques défauts, parmi lesquels une oxydabilité, une sensibilité aux altérations d'origine chimique ou encore un défaut de linéarité qui peut être corrigé par l'adjonction d'une résistance de compensation.

Ainsi, les thermomètres les plus courants sont à base de platine. La variation de résistance en fonction de la température suit la loi de Callendar-Van Düssel :

$$R(T) = R_0(1 + AT + BT^2 + CT^3) \quad \text{équation 39}$$

Avec :  $R_0$ , la valeur de la résistance à  $0^\circ\text{C}$ ,

$$A = 3,9083 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1},$$

$$B = -5,775 \times 10^{-7} \text{ } ^\circ\text{C}^{-2},$$

$$C = 0 \text{ } ^\circ\text{C}^{-4} \text{ si } T \geq 0^\circ\text{C} \text{ ou } C = -4,183 \times 10^{-12} \text{ } ^\circ\text{C}^{-4} \text{ si } T < 0^\circ\text{C}.$$

La valeur nominale de la résistance à 0°C peut être 100Ω, 500Ω ou 1000Ω. Il existe deux classes de tolérance pour les sondes platine en fonction de leur gamme de mesure. L'application des classes dépend du capteur (fabricant). Ces classes de tolérances définissent la précision du capteur. Toutefois, la précision minimale des sondes platine est  $\pm 0,5\%$  quelque soit la classe. Les temps de réponse des sondes varient de quelques secondes à quelques dizaines de secondes.

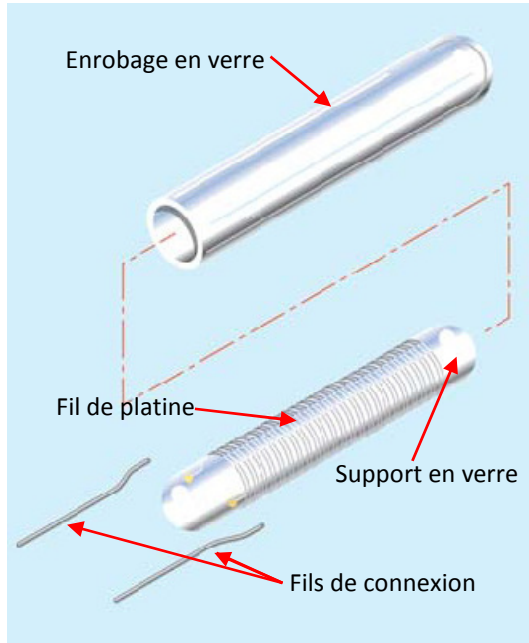


Figure 39 : RDT platine sur support de verre et encapsulé dans le verre [JUMO, 2005]

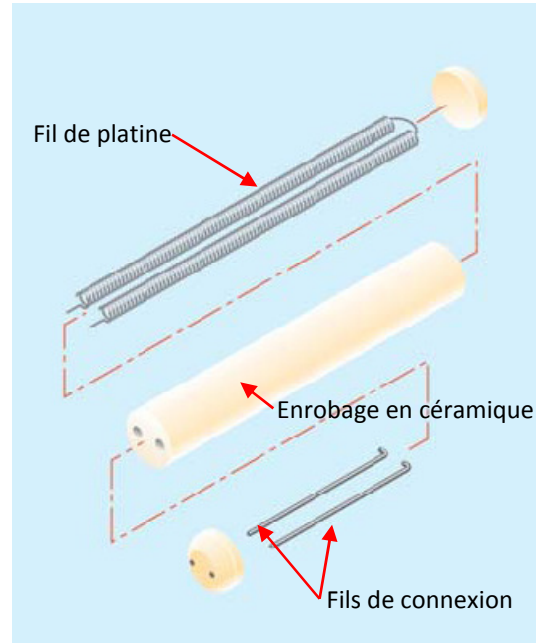


Figure 40 : RTD platine sur support céramique [JUMO, 2005]

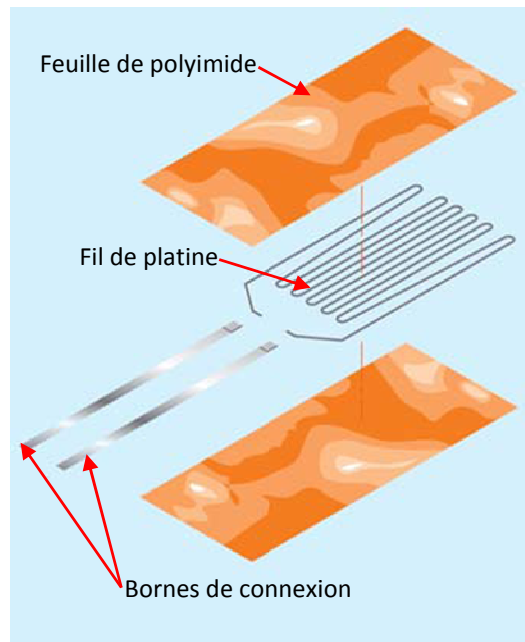


Figure 41 : Sonde platine filaire en polyimide, [JUMO, 2005]

Il existe deux catégories de sondes platine :

- Les sondes filaires ou bobinées. Il s'agit de l'enroulement hélicoïdal d'un fil de platine bifilaire. Ce fil est placé sur un support en verre ou en céramique. Le tout est alors scellé dans du verre, de la céramique ou du plastique (Figure 39, Figure 40). En fonction de l'enrobage, la gamme de mesure varie. Elle est de  $-180^{\circ}\text{C}$  à  $+500^{\circ}\text{C}$  pour le verre et de  $-180^{\circ}\text{C}$  à  $+1000^{\circ}\text{C}$  pour les sondes en céramique [AUTRAN, ]. La longueur de ces sondes peut varier de quelques centimètres à plusieurs dizaines de centimètres.  
Il existe également des sondes filaires surfaciques flexibles. Il s'agit d'un fil de platine encapsulé entre deux feuilles de polyimide adhésive (Figure 41).
- Les sondes à couche mince ou film métallique.

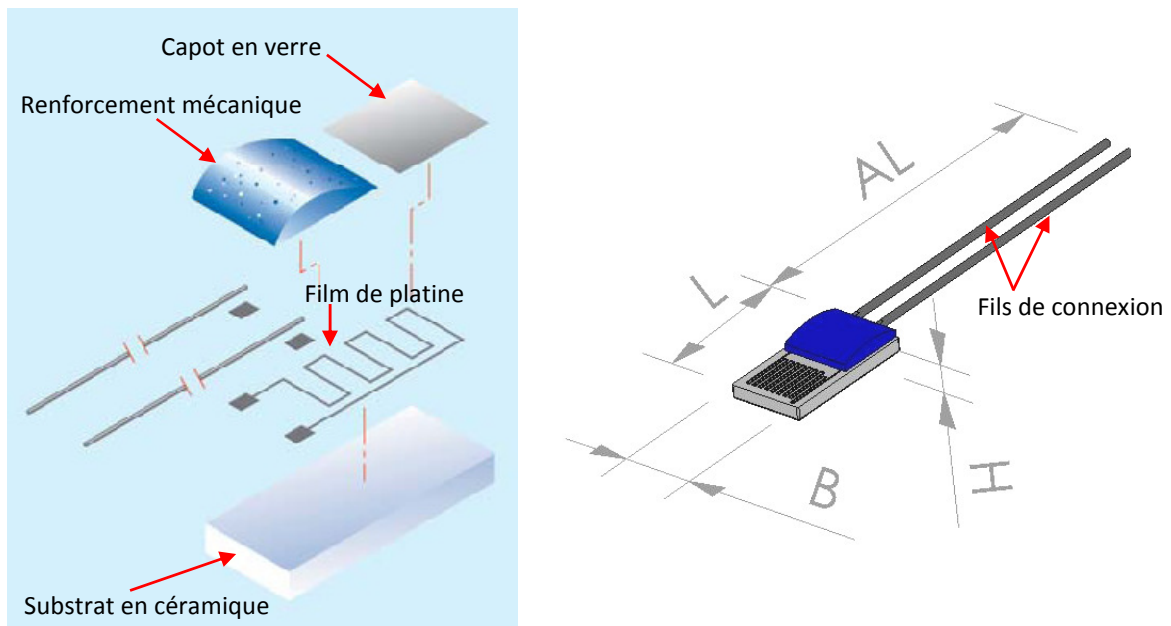


Figure 42 : Sonde platine à couche mince. A gauche, vue éclatée d'une sonde de la société JUMO [JUMO, 2005], et à droite vue d'ensemble d'une sonde de la société Atexis (Pt 1000 type M422).

Les sondes à couche mince sont réalisées par dépôt de platine, sous la forme d'un ruban ou d'un film, sur un substrat en céramique. Le film de platine a la forme d'un serpentín. Une épaisseur de verre recouvre la partie sensible en platine afin de la protéger.

Cette technique de réalisation, basée sur les technologies des semi-conducteurs, permet de réaliser des résistances dont la valeur est plus élevée que pour les résistances filaires pour un encombrement moindre. Les dimensions de telles sondes sont de l'ordre de quelques millimètres. La gamme d'utilisation de ces capteurs est  $-70^{\circ}\text{C}$  à  $+500^{\circ}\text{C}$ .

Valeur nominale	$1000\Omega$ à $0^{\circ}\text{C}$
Plage de température	$-70^{\circ}\text{C}$ à $+500^{\circ}\text{C}$
Coefficient de température	$3850$ ppm/K
Dimensions (mm)	$L = 3,9/B=2,1/H=0,9/AL=10$

Tableau 27 : Caractéristiques des sondes platine Pt 1000 type M 422 de la société Atexis.

### 2.2.1.3.2 Thermistances

Les thermistances sont des résistances à base de semi-conducteur et d'oxydes dopés. Leur valeur varie fortement avec la température.

Les thermistances ont des coefficients de température négatifs, c'est-à-dire que leur valeur de résistance décroît avec la température selon la loi :

$$R(T) = R_0 e^{\beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad \text{équation 40}$$

Avec : T la température en K.  
R<sub>0</sub> la résistance nominale, à la température T<sub>0</sub> (le plus souvent à 25°C).  
β indice de sensibilité thermique, caractéristique du matériau de la thermistance, en K.

Le coefficient de température α s'exprime en %/°C et peut atteindre -6000 ppm/°C. Les thermistances les plus courantes ont des coefficients de température de l'ordre de -4,5%/°C. Il est relié à la sensibilité β par la relation :  $\alpha = -\beta/T^2$ . Les valeurs nominales des thermistances varient de 100Ω à 1MΩ.

Ces capteurs se présentent sous la forme de perle, de disque, de bâtonnet ou de sonde (ensemble comprenant l'élément sensible, les fils de connexion et une encapsulation) dont les dimensions n'excèdent pas quelques millimètres.

La gamme d'utilisation de ces capteurs est plus faible que celle des sondes platine et s'échelonne, pour une majorité de thermistance, de -50°C à + 200°C. Ces capteurs sont précis à ±0,1%.

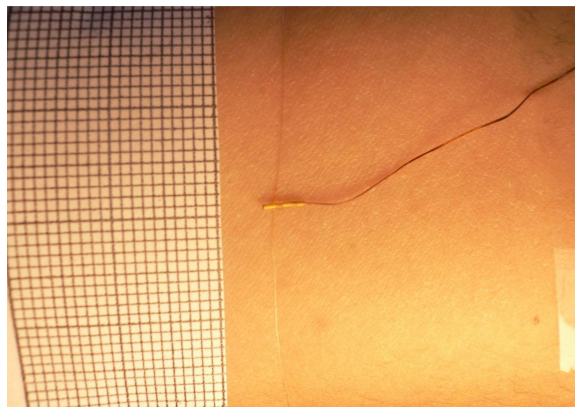


Figure 43 : Thermistance Micro-BetaCHIP de measurement SPECIALITIES<sup>8</sup>. Ce type de thermistances est utilisé pour des applications médicales car ses dimensions sont faibles (∅ 0,5mm, longueur de la sonde 3 mm max).

La relation permettant d'obtenir la température en fonction de la résistance est l'équation de Steinhart et Hart :

$$\frac{1}{T} = A + B \ln(R) + C (\ln(R))^3 \quad \text{équation 41}$$

Où T est la température en K, et A, B et C sont des constantes à déterminer par mesures.

<sup>8</sup> <http://www.meas-spec.com/>

Résistance nominale à 25°C	10000 Ω
Gamme de température	-40°C à +120°C
Coefficient de température	-4,39%/°C
Sensibilité β	3976 K
Temps de réponse	200 ms

Tableau 28 : Spécification des thermistances Micro-BetaCHIP Thermistor Probe, measurement SPECIALITIES

### 2.2.1.4 Thermomètre à thermocouples

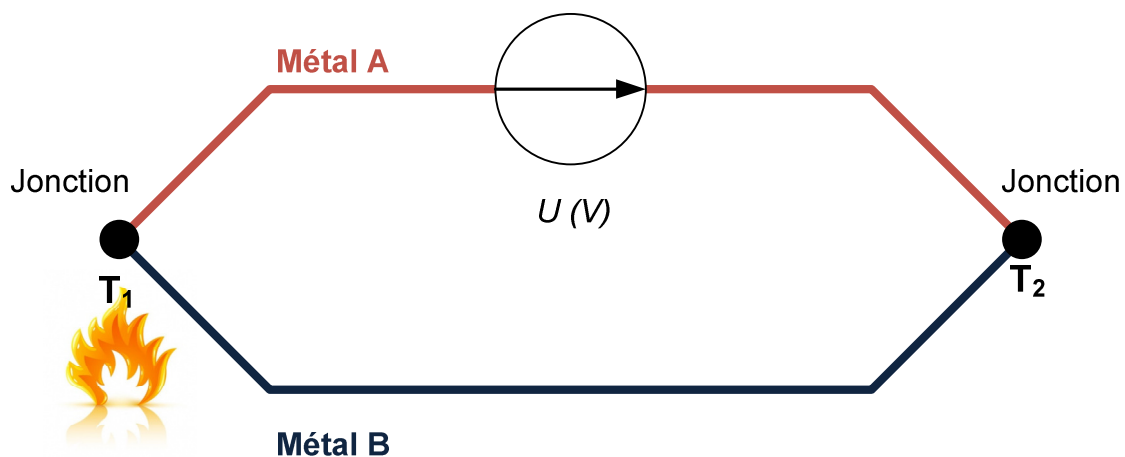


Figure 44 : Effet Seebeck dans un conducteur constitué de deux métaux différents. Si les deux jonctions entre les deux métaux A et B sont à des températures différentes, il circule dans le circuit une tension proportionnelle à la différence de température entre les deux jonctions.

Les thermocouples sont basés sur l'effet thermoélectrique découvert par Seebeck en 1821 (cf. Figure 44). Dans un circuit fermé formé de deux métaux différents, une tension électrique circule si leurs deux jonctions sont à des températures différentes. La tension électrique produite dépend du couple thermoélectrique utilisé et de la différence de température entre les deux jonctions. Si les deux jonctions sont à la même température, aucune tension ne circule dans le circuit.

Si le circuit est coupé (Figure 45), la variation de la différence de potentiel est proportionnelle à la variation de température.

$$\Delta U = \alpha \Delta T \quad \text{équation 42}$$

Où  $\alpha$  est le coefficient de Seebeck, qui dépend de la nature de métaux, en V/°C.

Tous les assemblages de métaux différents sont susceptibles de présenter cet effet thermoélectrique (Tableau 29).

Il existe plusieurs catégories de thermocouples dont les propriétés (coefficient de température et gamme d'utilisation) dépendent du couple utilisé.

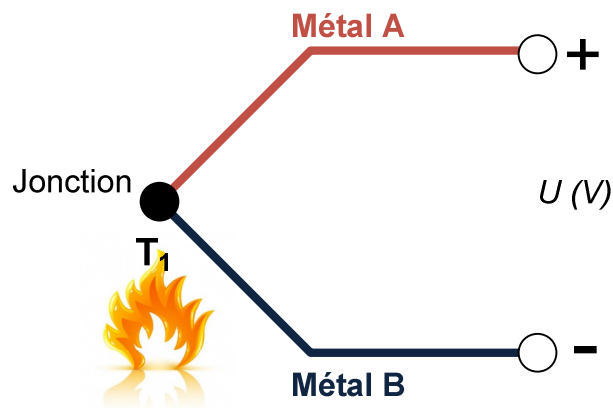


Figure 45 : Dans un circuit ouvert, la variation de tension est proportionnelle à la variation de température au niveau de la jonction entre les deux métaux.

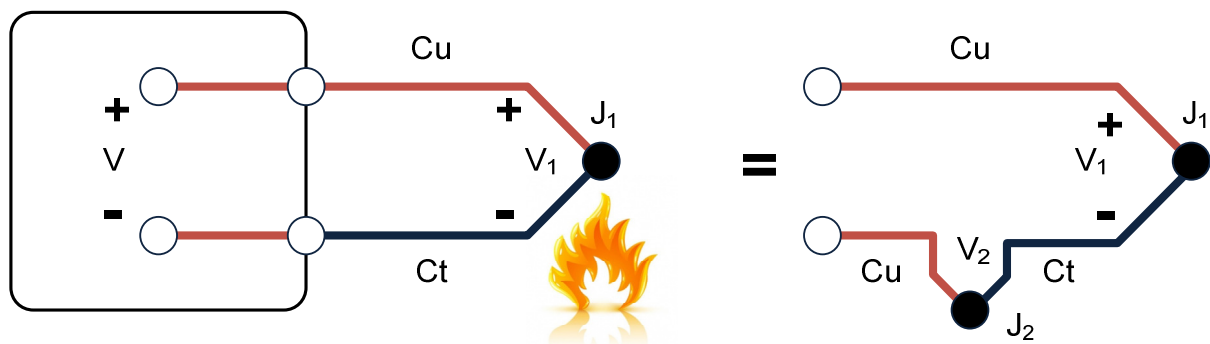


Figure 46 : Le branchement d'un thermocouple Cu/CT aux bornes en cuivre d'un voltmètre crée un nouveau thermocouple.

Type	Couple thermoélectrique	Plage de température	Coeff. deSeebeck à T°	Erreur standard
T	Cu/Constantan <sup>9</sup>	-270 à 400°C	38,75 μV à 0°C	1% à 0,75%
J	Fe/Constantan	-210 à 1200°C	50,38 μV à 0°C	2,2% à 0,75%
E	Chromel <sup>10</sup> /Constantan	-270 à 1000°C	58,67 μV à 0°C	1,7% à 0,5%
K	Chromel/Alumel <sup>11</sup>	-270 à 1372°C	39,45 μV à 0°C	2,2% à 0,75%
B	Pt - 13% Rhodium/ Pt - 6% Rhodium	0 à 1820°C	5,96 μV à 600°C	0,5%
S	Pt - 10% Rhodium/ Pt	-50 à 1768°C	10,21 μV à 600°C	1,5% à 0,25%
R	Pt - 13% Rhodium/ Pt	-50 à 1768°C	11,36 μV à 600°C	1,5% à 0,25%

Tableau 29 : Les principaux thermocouples et leurs caractéristiques

Les thermocouples délivrent un signal proportionnel à la différence de température entre leurs jonctions. Si le thermocouple est directement connecté à un voltmètre, il se crée un nouveau thermocouple entre les fils du thermocouple et les bornes du voltmètre. Par exemple (cf. Figure 46), la connexion d'un thermocouple cuivre constantan à un voltmètre, dont les bornes sont en cuivre,

<sup>9</sup> Le constantan est un alliage de cuivre et de nickel dont la résistance électrique est pratiquement indépendante de la température. Dans la pratique, le constantan est composé à 60% de Ni et 40% de Cu.

<sup>10</sup> Chromel : alliage composé de 80% de nickel et 20% de Chrome.

<sup>11</sup> Alumel : alliage composé de 95% de nickel, 2% d'aluminium, 2% de manganèse et 1% de silicium.

créé une nouvelle jonction métallique (en  $J_2$ ) et un nouveau thermocouple (Cu/Ct). Cette jonction induit une nouvelle tension  $V_2$  en opposition à la tension  $V_1$  à mesurer. Le voltmètre mesure la tension  $V_1 - V_2$  proportionnelle à la différence de température entre les deux jonctions  $J_1$  et  $J_2$ .

Il est donc nécessaire de fixer la température d'une des deux jonctions si l'on veut mesurer la température avec un thermocouple. Généralement, la température de référence est fixée à  $0^\circ\text{C}$  grâce à un bain de glace. Cette jonction maintenue à température constante est appelée jonction froide. La jonction servant de point de mesure est appelée jonction chaude. De ce fait, la tension  $V$  mesurée aux bornes du voltmètre est directement proportionnelle à la température de la jonction  $J_1$ .

Dans le cas de thermocouples différents (autre que le couple Cu/Ct), il est possible d'annuler les tensions de jonction grâce à un bloc de jonction isotherme.

Pour éliminer le bain de glace, il existe deux types de compensations :

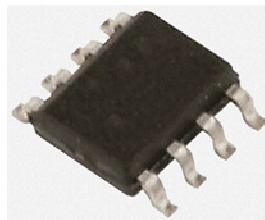
- La compensation logicielle et le remplacement du bain de glace par un bloc isotherme de référence.
- La compensation matérielle en remplaçant le bain de glace par un dispositif type pile électrique afin d'annuler la tension introduite par les jonctions entre le thermocouple et les fils de connexions. Il est également possible d'utiliser un circuit intégré dédié, appelé référence  $0^\circ\text{C}$  électronique.

### 2.2.1.5 Thermomètre à circuit intégré

Certains circuits intégrés permettent d'effectuer des mesures de température. Ces composants électroniques sont à la base de nombreux thermomètres électroniques. Ils délivrent un signal électrique, qui peut être une tension ou un courant, proportionnel à la température mesurée. D'autres fournissent directement la valeur de température en binaire.



LM35, National Semiconductor



LM92, National Semiconductor



AD 590, Analog Device

Figure 47. Circuit intégré de mesure de la température. Le LM35 délivre une tension, le LM92 fournit la température en binaire grâce à une liaison I<sup>2</sup>C et le AD590 délivre un courant.

Ils sont peu employés dans le domaine médical car leur précision reste faible ( $\pm 0,5^\circ\text{C}$  en moyenne).

### 2.2.1.6 Thermomètres infrarouges

Les thermomètres infrarouges sont basés sur la relation entre le rayonnement optique émis par un objet et la température de cet objet. Cette méthode permet d'effectuer des mesures de température sans contact.

Tout corps émet un rayonnement électromagnétique qui dépend de sa température. Le principe de base des thermomètres IR est la loi de Planck établie pour le corps noir (loi fondamentale de l'émission thermique).

$$E(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 \left( e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1 \right)} 10^{-6} \quad \text{équation 43}$$

Avec : c la vitesse de la lumière,  $3 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$   
 h la constante de Planck,  $1,4 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$   
 k la constante de Boltzmann,  $1,4 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$   
 $\lambda$  la longueur d'onde, en nm  
 T la température de la source, en K

La longueur d'onde (en  $\mu\text{m}$ ) correspondant au maximum d'émission dépend de la température absolue (loi de Wien, équation 44).

$$\lambda_{max} = \frac{2898}{T} \quad \text{équation 44}$$

Les capteurs infrarouges de température mesurent le flux radiatif émis par un corps dont la température est supérieure à 0K. Ce flux est relié à la température selon la loi de Stefan-Boltzmann (équation 17 page 16).

Les principaux capteurs infrarouges sont :

- Les pyromètres optiques permettent de réaliser des mesures ponctuelles de température dont les valeurs varient de  $-30^\circ\text{C}$  à  $+900^\circ\text{C}$ , avec une résolution de l'ordre du dixième de degré selon les modèles. Le flux radiatif étant dépendant de l'émissivité de l'objet, il est possible de régler l'émissivité sur ces thermomètres. La précision de mesure varie de  $\pm 0,3^\circ\text{C}$  à  $\pm 0,75\%$  de la valeur mesurée en fonction de la gamme de mesure et du modèle. Le temps de réponse est de quelques centaines de millisecondes.



Figure 48 : Exemples de bolomètres à usage industriel (A) et à usage médical (B- thermomètre tympanique, C- thermomètre frontal)

Ces thermomètres sont utilisés dans le domaine industriel (Figure 48-A) mais aussi dans le milieu médical afin d'obtenir rapidement une valeur de température auriculaire (Figure 48-B) ou frontale (mais cutanée) dans le cas des nouveau-nés (Figure 48-C).



Certains modèles sont équipés de mémoires internes et de sorties permettant de les connecter à des ordinateurs autorisant ainsi des mesures ponctuelles en continu.

- Les thermographes infrarouges fournissent une cartographie thermique d'un objet (vidéo ou photo) en couleur ou en niveau de gris. Les caméras thermiques sont basées sur des matrices de photo-détecteurs (en oxyde de vanadium). Les caméras thermiques permettent de mesurer des températures allant de  $-20^{\circ}\text{C}$  à  $+600^{\circ}\text{C}$  voire  $+1500^{\circ}\text{C}$ , avec une précision comprise entre  $\pm 2^{\circ}\text{C}$  à  $\pm 5^{\circ}\text{C}$  selon les modèles. La résolution thermique (contraste entre les détails d'une image) est de l'ordre de  $0,1^{\circ}\text{C}$ . La fréquence d'acquisition varie de neuf images par seconde à soixante images par secondes.

Les principales applications des caméras thermiques sont le bâtiment (détection de fuites thermiques), les secours pour la recherche de victime ou du foyer d'un incendie et la sécurité pour les opérations nocturnes. Elles sont aussi utilisées dans les aéroports pour détecter la fièvre chez les passagers.

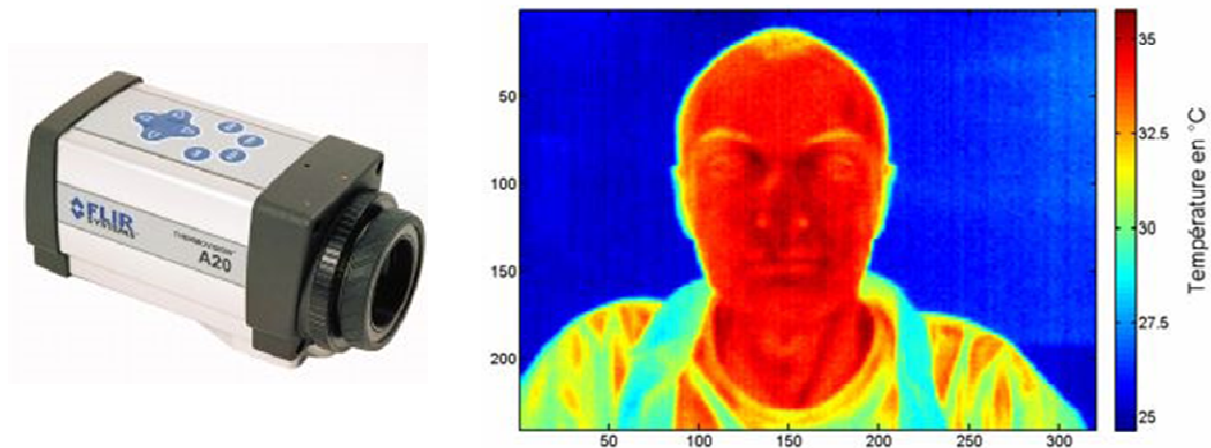


Figure 49 : Caméra thermique thermacam A20® de FLIR system et image obtenue avec cette caméra [De Oliveira, 2008].

### 2.2.1.7 Capteurs de température à annulation de flux

Il est possible de mesurer la température centrale depuis la peau en employant la méthode de flux thermique nul. Décrite et breveté par Fox et Solman [Fox and Solman, 1971], [Fox et al., 1973], cette méthode repose sur l'annulation du flux thermique physiologique entre la température centrale ( $\approx 37^{\circ}\text{C}$ ) et la température cutanée ( $32-33^{\circ}\text{C}$ ). Un capteur actif, apposé sur la peau, génère un flux thermique de même intensité et opposé au flux thermique physiologique, ce qui crée une zone de flux nul sous le capteur. Cette méthode permet d'extérioriser la température profonde au niveau de la peau.

Ce principe de mesure a donné lieu au développement de plusieurs capteurs de température profonde : le deep body thermometer [Fox and Solman, 1971], [Fox et al., 1973], le core Temp [Togawa et al., 1976], [Fukuoka et al., 1987], ou encore le Brain and Core Thermometer [Dittmar et al., 2006].

Il s'agit dans tous les cas d'un fluxmètre isolé associé à un élément chauffant. Afin de créer une zone de flux nul sous ce capteur, la température est régulée au moyen d'une boucle de rétroaction qui permet de contrôler la puissance de chauffage.

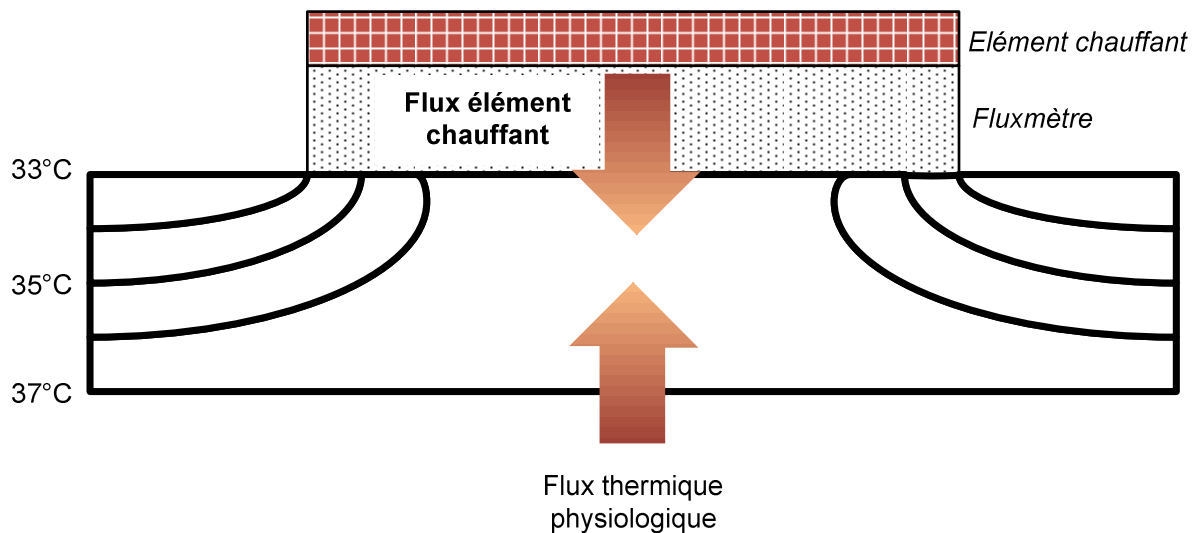


Figure 50 : Principe de mesure de la température centrale par la méthode de flux nul. L'élément chauffant du capteur crée un flux thermique opposé au flux thermique physiologique. Les isothermes se déforment et la température profonde remonte à la surface.

#### 2.2.1.7.1 Deep body thermometer [Fox and Solman, 1971], [Fox et al., 1973]

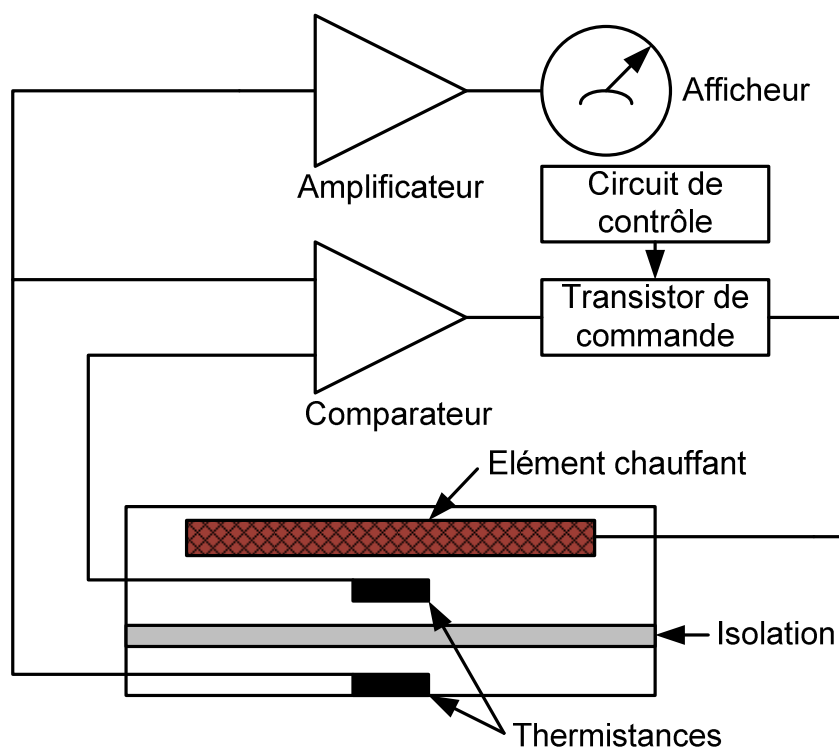


Figure 51 : Vue schématique du DBT et de son électronique de contrôle. Le capteur de forme rectangulaire possède deux thermistances séparées par un isolant thermique. La comparaison de deux valeurs de thermistance permet d'activer l'élément chauffant afin d'annuler le flux issu du corps.

Le capteur développé par Fox et Solman (Figure 51) est constitué de deux épaisseurs d'isolant thermique (nylon), support en leur centre de deux thermistances. La face inférieure du

capteur est en contact avec la peau. L'élément chauffant est placé au dessus de la face supérieure du capteur. L'ensemble est encapsulé dans du silicone. La différence de température entre les deux thermistances est alors mesurée et l'élément chauffant régulé de façon à maintenir chacune des deux thermistances à la même température. Le capteur se présente sous la forme d'un parallélépipède carré dont les dimensions sont 60mm x 60mm x 6mm. Le capteur est appliqué au niveau du sternum.

Le temps nécessaire pour atteindre la température centrale à 0,1°C près est d'environ 15 minutes [Yamakage et al., 2002]. La méthode de régulation, basée sur un gradient de température, entraîne une erreur de quelques dixièmes de degré sur la température mesurée [Carter and Perry, 1977].

#### 2.2.1.7.2 CoreTemp® [Togawa et al., 1976]

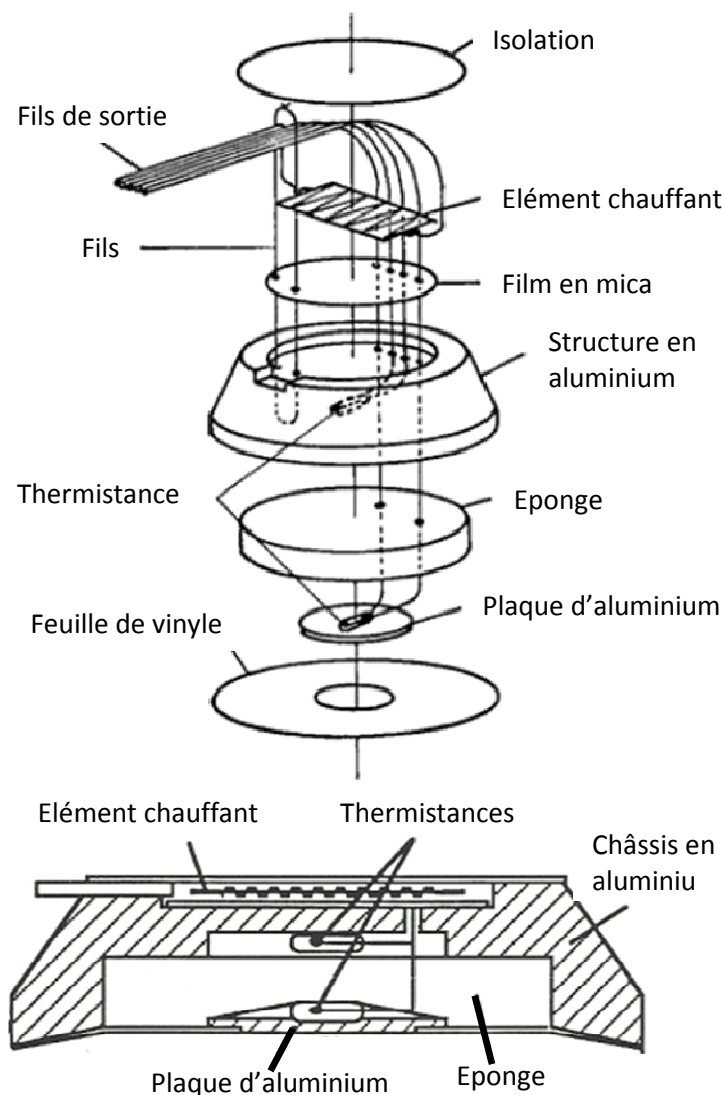


Figure 52 : Vue éclatée et vue en coupe de la première version du Coretemp®, [Togawa et al., 1976]. Le capteur circulaire est composé d'un châssis en aluminium. Une thermistance est intégrée dans l'anneau en aluminium. L'autre thermistance, séparée de la première par une éponge caoutchouc, est fixée au centre d'une plaque d'aluminium. Une feuille de vinyle assure le contact entre le capteur et la peau.

Le CoreTemp® présente quelques modifications par rapport au capteur DBT de Fox et Solman. Les composants du capteur sont montés dans une structure épaisse en aluminium qui est un bon conducteur thermique (conductivité thermique :  $203 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ).

L'anneau d'aluminium permet de réduire le flux radial et donc d'augmenter la zone de flux nul sous le capteur. Au niveau de la peau, la température est mesurée à l'aide d'une thermistance fixée sur une plaque d'aluminium circulaire déposée sur un disque de vinyle afin de garantir un bon contact avec la peau. Une épaisseur de caoutchouc mousse sert de résistance thermique. Une autre thermistance est fixée dans le châssis en aluminium.

Une amélioration de ce capteur a été proposée par [Nemoto and Togawa, 1988]. Le capteur circulaire, dont les dimensions sont 45 mm de diamètre et 13,5 mm d'épaisseur, est constitué d'un châssis épais en aluminium. Les espaces intérieurs sont comblés par un isolant thermique en polyuréthane.

Ce capteur intègre un élément chauffant en nickrome ( $100\Omega$ , diamètre 0,1 mm), des capteurs de température et un circuit de contrôle. Les thermistances sont remplacées par des circuits intégrés (AD590, Analog Device) qui délivrent un courant de sortie proportionnel à la température. L'un de ces capteurs est intégré dans l'anneau en aluminium et les deux autres sont au centre d'une plaque en aluminium afin de mesurer la température au niveau de la peau.

Afin de minimiser la distance entre le capteur et la peau, une feuille de vinyle est placée à la surface du capteur côté peau.

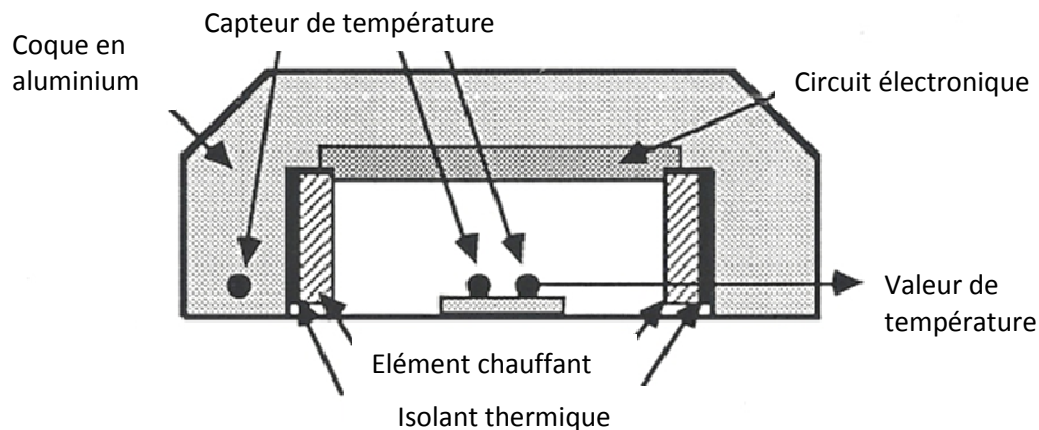


Figure 53 : Vue schématique en coupe du CoreTemp® modifié [Nemoto and Togawa, 1988]. Les éléments chauffants sont disposés entre l'isolant et la coque en aluminium. Des capteurs AD590 remplacent les thermistances et un circuit électronique de contrôle est intégré dans le capteur.

Une variante du CoreTemp a été décrite par Fukuoka et coll. [Fukuoka et al., 1987]. Le capteur est de forme circulaire et dont les dimensions sont 46 mm de diamètre et 3 mm d'épaisseur mesure le flux physiologique à l'aide d'un fluxmètre composé d'une matrice de thermocouple constantan chromel.

Le capteur est encapsulé dans du silicone.

Le signal du fluxmètre est comparé à zéro et commande le circuit de régulation de l'élément chauffant. Lorsque le flux mesuré par le fluxmètre est nul, la valeur indiquée par la thermistance est la température corporelle remontée à la surface de la peau.

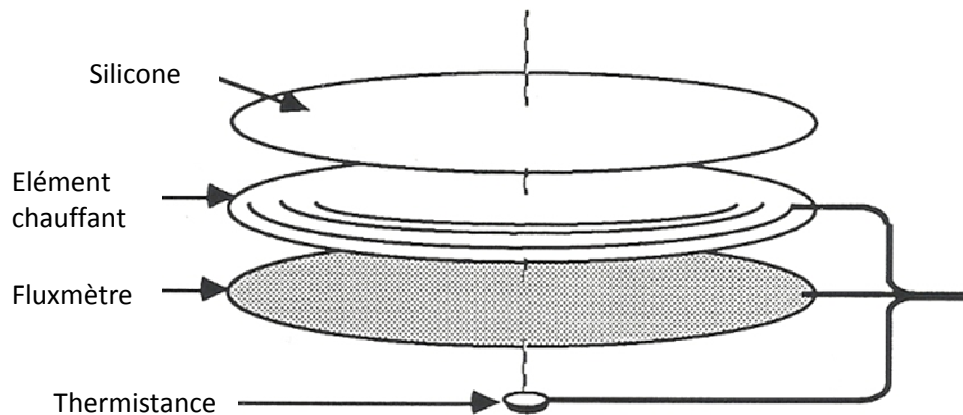


Figure 54 : Variante du CoreTemp [Fukuoka et al., 1987]. Le capteur intègre un élément chauffant, un fluxmètre et une thermistance afin de mesurer la température au niveau de la peau.

### 2.2.1.7.3 Brain and Core Thermometer

Le capteur Brain and Core Thermometer a été développé par André Dittmar au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux au début des années 90 dans le but de mesurer la température cérébrale de manière non-invasive.

Ce capteur souple s'adapte aux courbures de la tête et permet de mesurer la température avec une précision de l'ordre du dixième de degré avec une résolution au centième de degré.

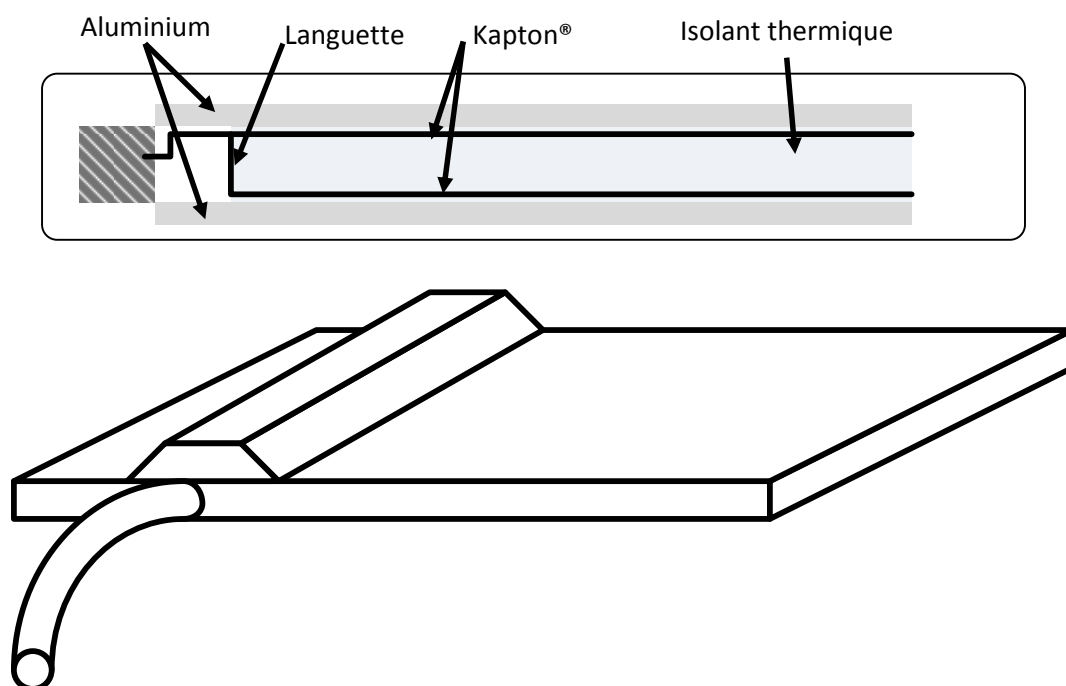


Figure 55 : Vue schématique en coupe du capteur BCT en haut et vue d'ensemble du capteur en bas. Le capteur est composé d'une feuille de Kapton® sur laquelle sont déposées les pistes en nickel et une languette est découpée. Le capteur est encapsulé dans du silicone.

Deux résistances de nickel séparées par un isolant thermique permettent d'évaluer la différence de flux entre le flux physiologique et le flux issu de l'élément chauffant. L'élément

chauffant est une résistance en Nickel de 100Ω. L'ensemble des trois pistes se présente sous la forme d'un film de Kapton®. L'élément chauffant est situé en périphérie du capteur afin d'assurer un chauffage homogène. La résistance qui mesure la température de la peau est disposée au centre de la feuille de Kapton® sur une languette découpée.

Le capteur qui se présente sous la forme d'un rectangle de 10 cm x 5 cm est encapsulé dans du silicone.

## 2.2.2 Fluxmètres thermiques

Lors des échanges thermiques, la puissance échangée entre deux éléments (2 objets ou un objet et son environnement) à travers une surface donnée définit le flux thermique. Il est exprimé en Watts. Le flux thermique se mesure à l'aide de fluxmètres.

Comme ces capteurs sont de dimensions finies, ils mesurent la densité de flux thermique  $\varphi$ , qui représente la quantité de chaleur transférée par unité de surface (exprimée en Watts par mètre carré). Elle est proportionnelle à la différence de température entre deux points.

Les fluxmètres délivrent un signal amont par rapport à la température, les variations de température étant la conséquence des variations de flux.

Les fluxmètres mesurent la différence de température induite par le passage d'un flux à travers une résistance thermique. Cette différence de température est mesurée grâce un thermocouple.

$$\varphi = \frac{\Delta\theta}{R_{th}} \quad \text{Équation 45}$$

Avec :  $\varphi$  la densité de flux thermique, en W/m<sup>2</sup>.  
 $\Delta\theta$  la différence de température, en °C.  
 $R_{th}$  la résistance thermique, en W/m<sup>2</sup>/°C.

Il existe trois catégories de fluxmètres, dépendant du principe de mesure utilisé :

- **Les fluxmètres à gradient**, basés sur le gradient de température dans un milieu conducteur induit par un flux thermique. L'équation qui régit ce phénomène est la loi de conduction de Fourier :

$$\varphi = \lambda \frac{\Delta\theta}{e}$$

Avec :  $\lambda$ , la conductivité thermique, en W·m<sup>-1</sup>·°C<sup>-1</sup>  
 $\Delta\theta$ , la différence de température, en °C  
 $e$ , l'épaisseur, en m

Les fluxmètres à gradient sont les fluxmètres pelliculaires (Figure 56), les fluxmètres à gradient tangentiel ou fluxmètre de type Théry (Figure 57) et les fluxmètres de Gradon. Ils sont basés sur l'effet thermoélectrique du couple constantan – cuivre. La différence de température provoque le passage d'un courant dans le thermocouple.

Ces capteurs sont constitués d'une association de thermocouple en série. Ils sont réalisés suivant les technologies des circuits imprimés souples [Yala-Aitammouda, 2007].

La société Captec commercialise des fluxmètres à gradient tangentiel personnalisable (taille, sensibilité, forme).

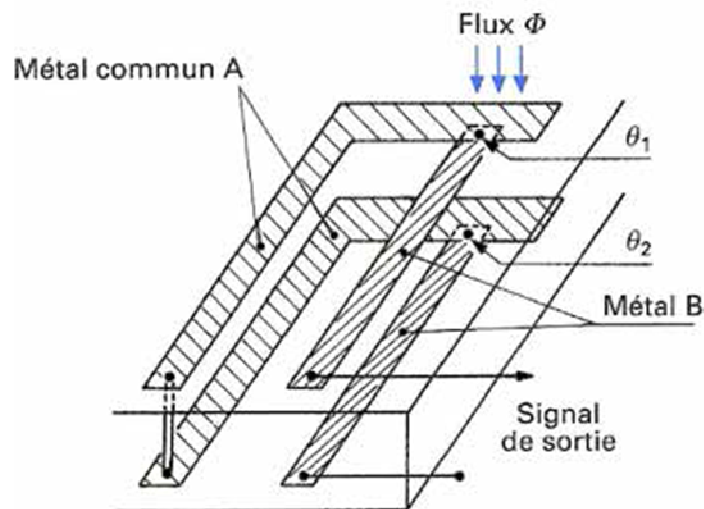


Figure 56 : Fluxmètre pelliculaire développé par l'ONERA [Thureau, 1991].

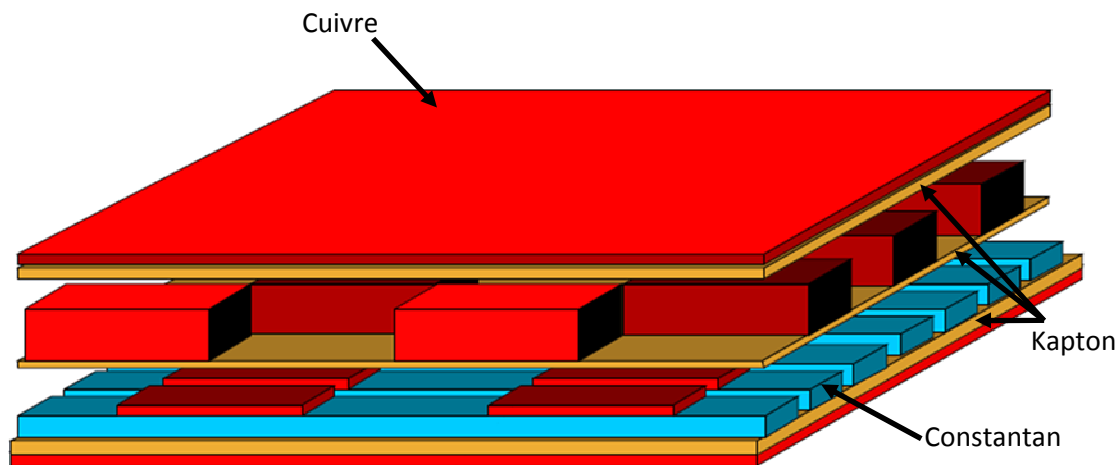


Figure 57 : Vue éclatée d'un fluxmètre à gradient tangentiel type Théry de la société Captec [Yala-Aitamouda, 2007].

- **Les fluxmètres à inertie**, basés sur l'élévation de température d'un matériau bon conducteur de la chaleur (généralement du métal). Cette pièce, de petite dimension et de capacité thermique massique connue, est soumise à un flux  $\Phi$  et emmagasine de la chaleur.

La température de la pièce métallique, au temps  $t$ , est :

$$\theta = \theta_0 + \frac{\Phi}{hS} \left[ 1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right]$$

Avec :  $\theta_0$  la température initiale, en °C.

$\Phi$  le flux thermique, en W

$h$  le coefficient d'échange thermique,  $W.m^{-2}.K^{-1}$

$S$  la surface de la pastille, en  $m^2$

$\tau = \frac{mc}{hS}$ ,  $m$  est la masse de la pastille,  $c$  sa capacité thermique massique

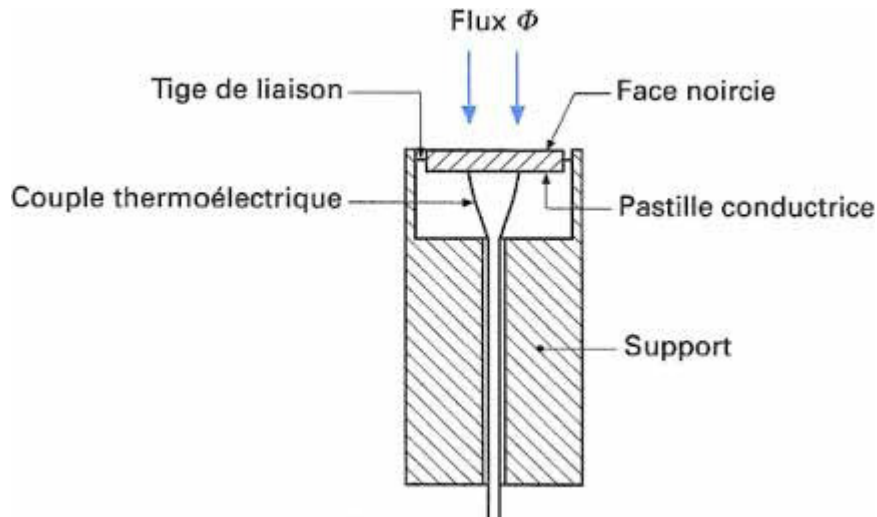


Figure 58 : Capteur de flux thermique à inertie [Thureau, 1991].

- **Les fluxmètres à dissipation ou à méthode de zéro**, qui annulent le flux par dissipation d'un flux de substitution. Ces fluxmètres sont composés d'une résistance chauffante isolée thermiquement et d'un thermocouple (ou une matrice de thermocouple). La résistance chauffante permet de créer un flux identique à celui de la paroi où se situe le fluxmètre. À l'équilibre ces deux flux sont égaux et le flux issu de la paroi est proportionnel à la puissance dissipée par la résistance chauffante.

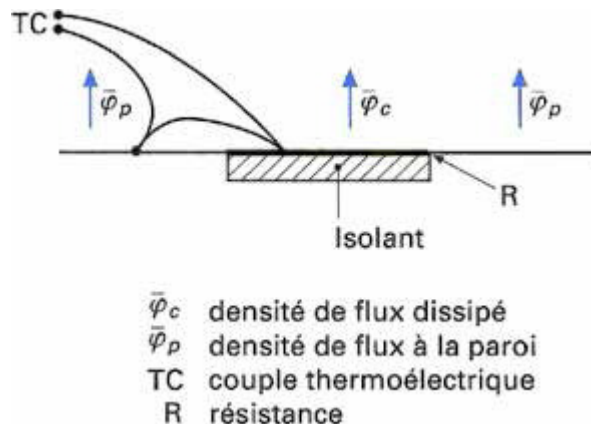


Figure 59 : Fluxmètre à inertie [Thureau, 1991].

### 2.2.3 Conclusion : choix des capteurs

Il existe de nombreux capteurs permettant d'effectuer des mesures de température. Les résistances (résistances métalliques ou thermistances) et les thermocouples permettent de réaliser des thermomètres électroniques utilisables dans le domaine industriel (mesure de température ambiante ou d'un objet) ou médical (mesure de température centrale ou cutanée).

La température centrale de l'Homme peut être mesurée par d'autres méthodes que celles décrites précédemment, comme la spectroscopie à résonance magnétique [Corbett et al., 1999] ou l'imagerie par résonance magnétique [Weis et al., 2009] pour la mesure de la température cérébrale. Toutefois, pour ces méthodes de mesure le sujet doit être statique et les appareils ne sont pas ambulatoires.



Pour effectuer les mesures de température et de flux thermique, les capteurs retenus devront être :

- non invasifs et ambulatoire afin de ne pas provoquer d'inconfort pour le sujet.
- de petites dimensions pour ne pas gêner le sujet dans ses activités.
- compatible avec l'intégration dans les vêtements.

En outre, l'objectif du programme ProeTEX est de réaliser un monitoring ambulatoire continu des paramètres thermiques du secouriste. Les capteurs utilisés permettront de réaliser des mesures en continu. Il est donc préférable d'utiliser des capteurs passifs afin de limiter la consommation des dispositifs de mesures.

Pour ces raisons, nous n'utiliserons pas de capteur à dilatation de liquide dans le verre (par de dispositif d'enregistrement) ni de thermomètre à cristaux liquide (mesure non continue). Les thermomètres à annulation de flux ne sont pas retenus car ils engendrent une surconsommation par rapport aux capteurs passifs. Les thermomètres à infrarouges ne seront pas utilisés non plus car le milieu dans lequel évoluent les pompiers est très radiatif. Concernant les fluxmètres, les fluxmètres à inertie ne seront pas utilisés car ils sont trop volumineux. Les fluxmètres à dissipation ou à méthode de zéro nécessitent une source d'énergie pour alimenter la résistance chauffante.

Pour réaliser les **mesures de température de l'ambiance** nous utiliserons des **résistances métalliques ou des thermistances** pour leur faible encombrement. Les capteurs à circuits intégrés ont un encombrement réduit. Le **LM92** fournit la température en valeur binaire grâce à un bus de communication I<sup>2</sup>C. Etant donné le nombre de capteurs à intégrer dans les tenues, ce capteur présente l'avantage de ne nécessiter qu'une électronique simple pour le traitement. Il sera utilisé pour la **mesure de la température centrale en position axillaire**. Le flux thermique sera mesuré à l'aide de **fluxmètre à gradient tangentiel**, car nous pourrons obtenir des capteurs de faibles dimensions. De plus, leur méthode de fabrication est compatible avec la contrainte d'intégration dans les tenues.

Dans la partie suivante, nous présentons la mise en œuvre de ces capteurs afin de réaliser le système de mesure de paramètres thermiques dans la veste et le tee-shirt.

# **Partie 3    Méthode de prévention du risque thermique**



## 3.1 Réalisations technologiques

---

Le programme ProeTEX impose l'intégration des capteurs dans les équipements de pompier et les tenues de la sécurité civile. Les capteurs utilisés pour réaliser le monitoring des paramètres thermiques sélectionnés ont été présentés au chapitre précédant en tenant compte de cette contrainte d'intégration. Les pompiers étant exposés à un risque thermique plus élevé, j'ai travaillé plus particulièrement sur les vestes de pompier utilisées dans le cadre de la lutte contre l'incendie.

Pour assurer le suivi des paramètres thermiques des secouristes, ainsi que la surveillance de leur charge – ou contrainte – thermique, cette thèse a donc donné lieu à l'intégration de capteurs dans les vêtements de pompier. Le développement de ces vêtements instrumentés a permis d'assurer un monitoring ambulatoire et continu de la température interne, du flux thermique et de la température cutanée.

Le développement du système de mesure dans la veste a été réalisé en trois étapes. En effet, trois prototypes de veste ont été nécessaires à la détermination de l'emplacement des capteurs et à l'évolution vers un système de capteurs distribués dans la veste. Une centrale d'acquisition, d'enregistrement et de transmission sans fil des signaux a également été développée au laboratoire.

Concernant le tee-shirt, il intègre un capteur de température pour la mesure la température interne, un capteur de température pour la mesure de la température cutané et un fluxmètre, la mesure de flux pouvant être réalisée depuis la peau.

### 3.1.1 Instrumentation des tenues de pompiers

#### 3.1.1.1 Ergonomie du système de mesure

Les choix effectués en matière de design et d'ergonomie du dispositif de mesure résultent de deux principales contraintes inhérentes aux conditions d'utilisation du système.

D'une part, le dispositif doit être porté en permanence par le pompier lors de son intervention. Il ne doit pas engendrer de gêne à l'accomplissement de mouvement. Qui plus est, il ne doit pas être trop lourd, ni trop volumineux, afin de ne pas rajouter de contrainte.

D'autre part, le système doit être facile à utiliser, notamment en ce qui concerne la phase d'équipement. En cas de départ précipité vers un lieu d'intervention, le pompier n'a que quelques secondes pour se préparer. Il n'est pas envisageable de procéder alors à l'installation de capteurs.

C'est pourquoi il est impératif de procéder à des mesures non invasives des paramètres thermiques, plus particulièrement pour la température centrale. C'est aussi pour ces différentes raisons que le cahier des charges du projet ProeTEX impose l'intégration des capteurs dans l'équipement, à savoir dans la veste et dans un tee-shirt. Enfin, le caractère même de l'activité des pompiers – la lutte contre l'incendie et le secours des victimes – impose aux dispositifs de mesures de disposer de moyens de communication non contraignants à savoir un mode de communication sans fil.

En outre, les capteurs doivent être robustes étant données les conditions extrêmes dans lesquelles évoluent les pompiers.

#### 3.1.1.2 Stratégie de recherche

D'un point de vue stratégie de recherche et afin de développer la meilleure instrumentation possible, l'intégration des capteurs thermiques dans les vêtements a été réalisée sur des

équipements « non officiels », nommés prototype INSA par la suite : un tee-shirt classique (type tee-shirt de sport en coton) et une veste de pompier équipés de capteurs (thermistances BETATHERM™, sondes platine Pt1000 et fluxmètres). La veste a été équipée de capteurs de flux ainsi que de capteurs de température. J’ai intégré d’autres capteurs de température et fluxmètre dans le tee-shirt afin d’assurer un suivi de paramètres thermiques du pompier : température interne, température cutanée et échanges de chaleur entre le corps et le microclimat sous-vestimentaire (grâce au flux thermique). Cela m’a permis d’évaluer la pertinence des sites de mesure, la qualité des mesures et de tester de nouvelles méthodes de monitoring des paramètres thermiques. Les améliorations apportées grâce à ces essais (sur le terrain et en laboratoire) ont été intégrées aux prototypes « officiels » à savoir, les équipements comportant l’intégralité de l’instrumentation développée par l’ensemble des partenaires du projet, nommés prototypes ProeTEX par la suite.

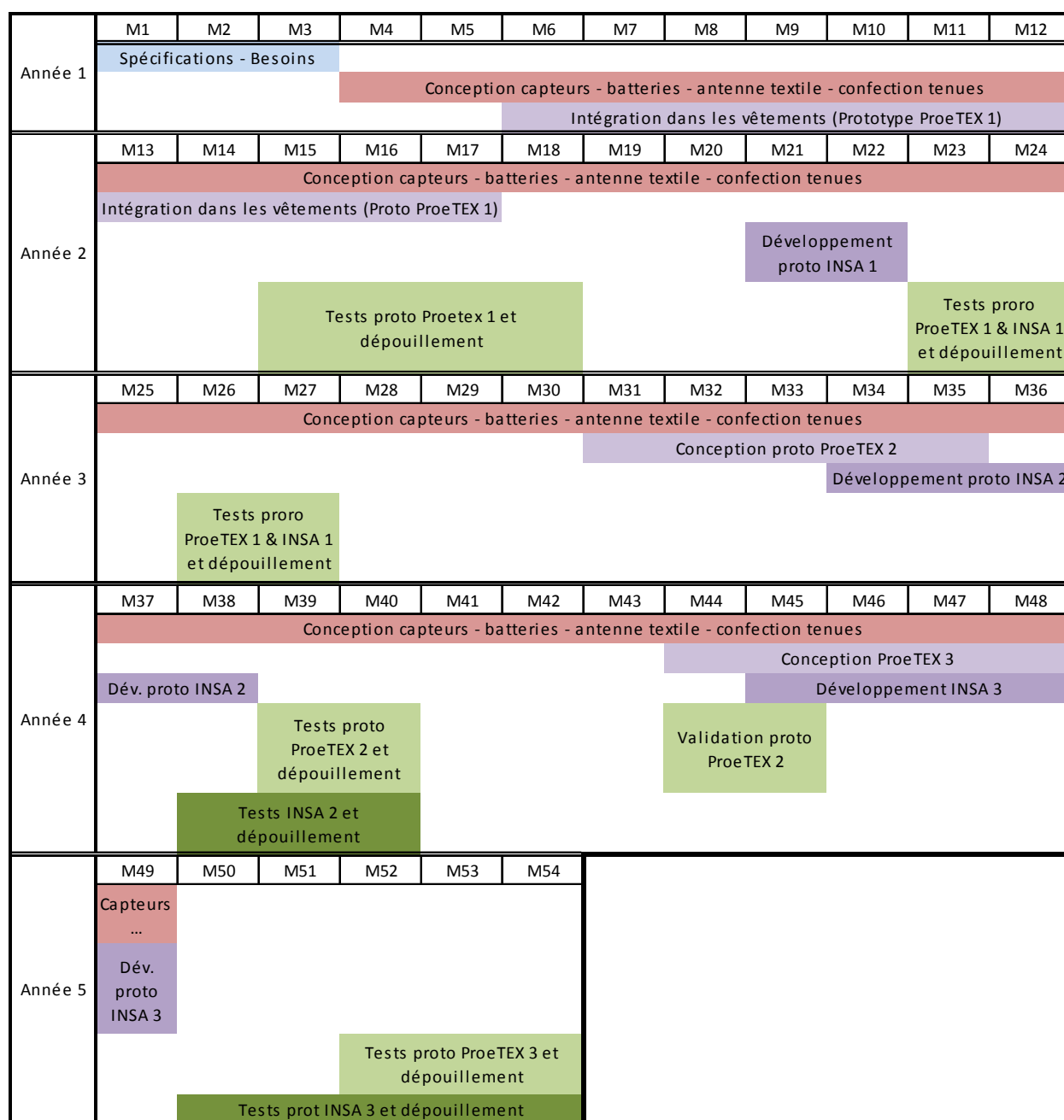


Figure 60 : Planning du projet ProeTEX : seules les phases de conception/développement et tests sont présentées

Cette organisation permet un gain de temps : le développement du monitoring de paramètres thermiques (choix de la technique et optimisation des capteurs et des sites de mesure) est rendu indépendant de l'avancement du reste du programme (notamment du développement de l'électronique, tâche nécessitant la mise en réseau de tous les capteurs, qui sont au nombre de neuf, constituant l'instrumentation). De ce fait, cela permet d'envisager plusieurs solutions et de les tester en laboratoire entre chaque phase d'essais et de validation sur le terrain, ces derniers étant fastidieux à mettre en place d'un point de vue logistique.

### 3.1.1.3 Veste de pompier

Selon la stratégie évoquée précédemment, trois prototypes de veste ont été développés. Ces trois versions diffèrent essentiellement par l'emplacement des capteurs dans la veste et la technique de mesure employée pour effectuer le monitoring du flux.

La localisation des capteurs dans la veste tient compte :

- d'une part, de la pertinence du site de mesure et du phénomène que l'on cherche à mesurer
- d'autre part, des contraintes de place imposées par la présence des autres capteurs dans les prototypes ProeTEX (antenne, module électronique, etc.) et la présence d'obstacles (tels que les bretelles de l'Appareil Respiratoire Isolant, ARI).

La veste de pompier est constituée de trois épaisseurs : la couche externe, la membrane d'isolation thermique et une doublure (Figure 61).



Figure 61 : Veste de pompier constituée de trois épaisseurs textiles : couche externe (bleu marine), isolation thermique (blanc) et couche de confort (vert).

#### 3.1.1.3.1 Prototype INSA n°1 (septembre – novembre 2007)

Dans le premier prototype, deux thermistances et un capteur de flux thermique ont été intégrés (Figure 62) :

- Le capteur de flux thermique (fluxmètre rectangulaire type Théry) a été intégré dans une poche, sous la couche externe de la veste. Il est situé en position thoracique. Il permet de mesurer le flux de chaleur qui passe à travers les trois épaisseurs de la veste.
- Une thermistance (Micro BetaCHIP, Tableau 28 et Annexe 5) est intégrée sous la couche externe de la veste, en position thoracique c'est-à-dire au même niveau que

le capteur de flux. Cette thermistance permet de mesurer la température de la veste, intermédiaire entre le porteur et son environnement.

- Une thermistance est intégrée sur le rabat de la poche afin d'être en contact direct avec l'air extérieur. Etant donné qu'il n'est pas permis de percer la couche externe pour des raisons de sécurité, cette localisation est la seule possible afin de mesurer une température extérieure.

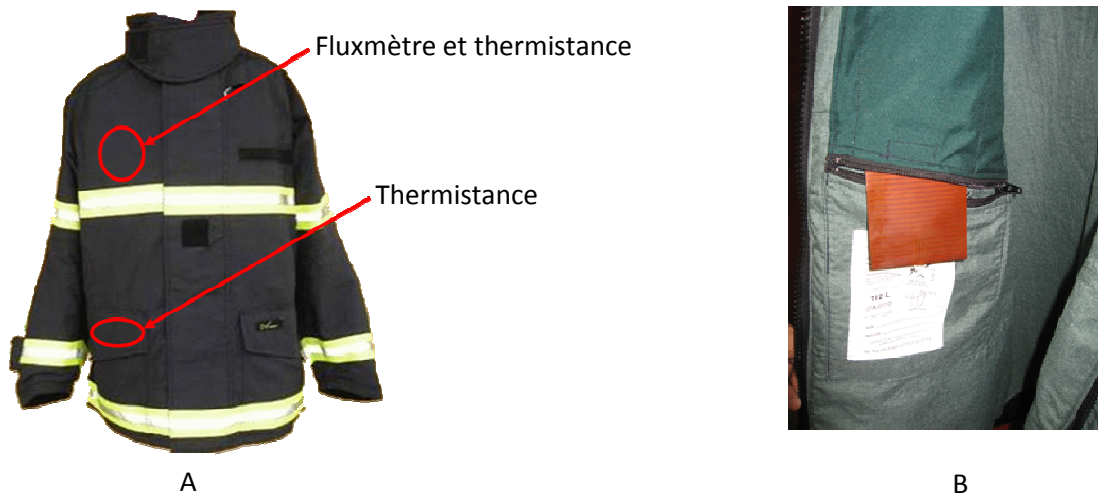


Figure 62 : Intégration du fluxmètre et des thermistances dans le premier prototype. A- Une thermistance est intégrée sous la couche externe de la veste, en position thoracique et l'autre thermistance est intégrée sur le rabat de la poche. B- Le fluxmètre est placé dans une poche à l'intérieur de la veste, en position thoracique.

Afin d'assurer une solidité aux capteurs de température, les thermistances sont encapsulées dans un cathéter. Une résine araldite polymérisée assure la solidité du capteur.

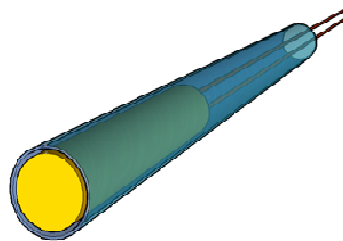


Figure 63 : Thermistance encapsulée dans un cathéter.

Les capteurs sont connectés à une centrale de mesures OMEGA OM-DAQPRO-5300<sup>12</sup> (Figure 64), afin de procéder au monitoring des signaux. Cette centrale d'acquisition possède huit entrées configurables – tension, courant, sonde platine Pt100, thermocouples, thermistances 2252  $\Omega$  ou 10 k $\Omega$ , etc. – avec une fréquence d'acquisition de 1 Hz lorsque plusieurs voies sont utilisées en parallèle. Une mémoire interne des 512 kbits permet d'enregistrer les signaux pour une utilisation ambulatoire de la centrale. Pour effectuer le monitoring du flux et des températures dans la veste, les entrées suivantes ont été utilisées :

- Voltage 0-10V : plage de mesure 0V à 10V, résolution de 200  $\mu$ V, précision de  $\pm 0,5\%$ , pour la mesure du flux thermique.
- NTC 10k : plage de mesure  $-25^{\circ}\text{C}$  à  $150^{\circ}\text{C}$ , résolution  $0,05^{\circ}\text{C}$ , précision de  $\pm 0,5\%$ , pour la mesure de la température avec les thermistances BETATHERM<sup>®</sup> 10k $\Omega$  à  $25^{\circ}\text{C}$ .

<sup>12</sup> Les spécifications de la centrale sont consultables : <http://www.omega.com/DAS/pdf/OM-DAQPRO-5300.pdf>

Cette veste a servi à la réalisation d'une étude préliminaire pour déterminer l'emplacement le plus pertinent des capteurs.



Figure 64 : Centrale d'acquisition OM-DAQPRO-5300, OMEGA®

### 3.1.1.3.2 Prototype INSA n°2 (novembre 2008 – février 2009)

Suite aux essais réalisés à la Brigade de Sapeurs Pompiers de Paris (cf. 3.2.1.1), des modifications ont été apportées au prototype 1.

Les épaules apparaissent comme étant les zones les plus exposées lors d'une attaque de feu. A l'inverse, le thorax est une zone très encombrée car recouverte par les bretelles de l'ARI. De plus en cas d'intervention face au feu, le pompier a tendance à réduire la surface corporelle exposée afin de minimiser les possibilités de gain de chaleur. Pour cela, il se recroqueville et tend à ne pas présenter son torse face au feu.

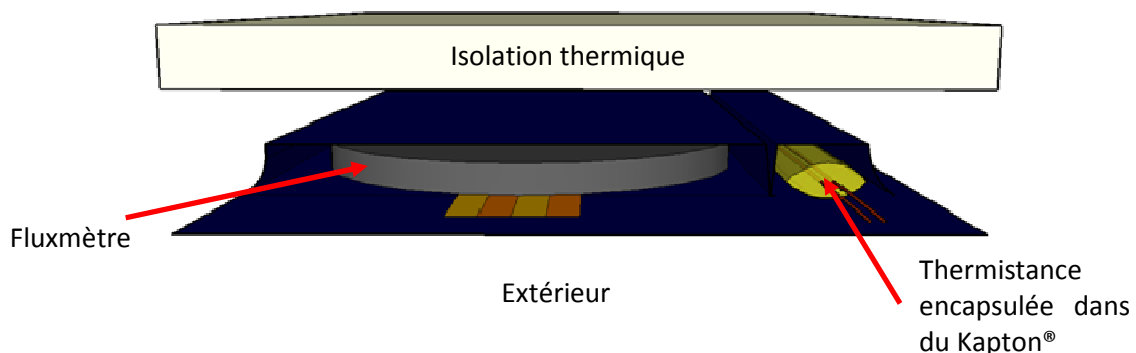


Figure 65 : Intégration des capteurs de flux et de température dans des poches cousues sur l'envers de la couche externe.

Partant du constat que l'environnement dans lequel évoluent les pompiers n'est pas symétrique (le danger peut se situer uniquement sur la droite et pas sur la gauche et inversement), il nous a donc semblé judicieux d'intégrer des capteurs sur chaque épaule.

Les principales différences se situent donc au niveau de l'emplacement des capteurs ainsi que de leur nombre. Deux thermistances et deux fluxmètres constituent le système de monitoring de cette nouvelle veste. Ils ont été repositionnés sur les épaules : j'ai intégré un fluxmètre ainsi qu'une



thermistance sous la couche externe de la veste. Pour cela des poches adaptées à la taille des capteurs ont été spécialement cousues, par le partenaire Brunet-Lion, au niveau de chaque épaule.

Au niveau de l'épaule gauche, les capteurs sont placés sur le côté alors qu'au niveau de l'épaule droite, les capteurs sont placés légèrement en arrière, au dessus de l'omoplate.

Les thermistances sont encapsulées dans du scotch Kapton®, pour faciliter leur intégration dans la veste et les rendre plus robustes.

De nouveaux capteurs de flux thermique (fluxmètre Captec circulaire, diamètre 50mm, sensibilité  $30 \mu V/(W/m^2)$ ) ont été utilisés afin d'affiner les mesures de flux thermique lors de l'exposition au feu.

L'acquisition des signaux est toujours assurée par la centrale OM-DAQPRO-5300.



Figure 66 : Position des capteurs dans la deuxième prototype : un fluxmètre et une thermistance sont intégrés au niveau de chaque épaule, sous la couche externe de la veste.

### 3.1.1.3.3 Prototype INSA n°3 (octobre 2009 – février 2010)

Dans le cadre du projet ProeTEX, la mesure de flux thermique sert essentiellement à fournir une indication sur le sens des échanges thermiques afin de prévenir les situations à risque. C'est dans l'optique d'améliorer le système de détection du flux thermique par l'augmentation du nombre de point de mesures que ce troisième prototype a été développé. En effet, dans le cadre du monitoring du flux il est important de pouvoir relever le sens des échanges de chaleur (entrant ou sortant).

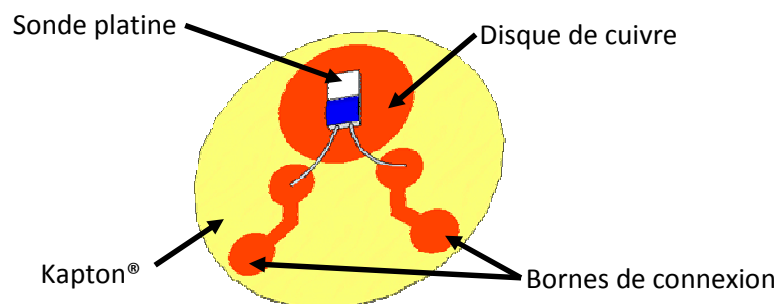


Figure 67 : Sonde platine modifiée. Cinq de ces capteurs de température sont intégrés dans la veste et constituent le réseau de capteur thermique.

Afin d'effectuer le suivi du flux de chaleur et de la température, j'ai intégré dans le troisième prototype de veste des capteurs en réseau dédiés aux mesures thermiques. Les capteurs de température, basés sur des sondes platine Pt1000 (cf. Tableau 27 et Annexe 5), sont positionnés dans la veste de manière à pouvoir réaliser une cartographie de l'environnement thermique dans lequel évolue le pompier. Pour rendre les capteurs robustes, les sondes platine sont soudées sur un disque de Kapton® cuivré de 2 cm de diamètre. Ce disque de Kapton® est gravé de façon à laisser des bornes de connexion ainsi qu'une zone circulaire de 1 cm de diamètre. La sonde platine est placée au centre du disque de cuivre afin d'augmenter la zone d'échange (Figure 67). Après soudure des fils de connexion, le capteur est encapsulé dans l'araldite.

Les capteurs sont intégrés dans la veste (Figure 68) :

- Au niveau des épaules. Deux capteurs sont positionnés de part et d'autre d'isolation thermique afin de mesurer la température sous la couche externe de la veste et d'effectuer une mesure de flux thermique par différence de températures.
- Au niveau de l'abdomen, pour mesurer la température sous la couche externe.

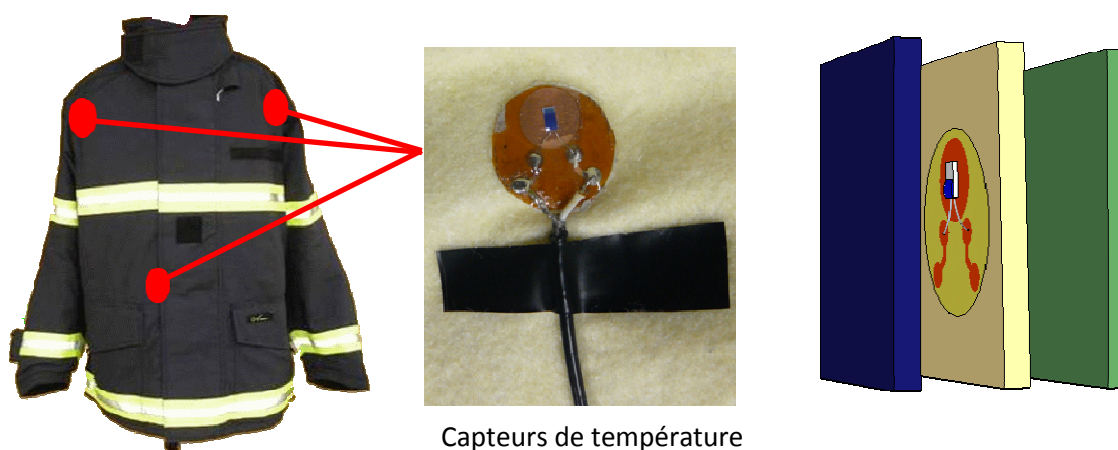


Figure 68 : Localisation des capteurs de température dans la veste. Les sondes platine sont intégrées sous la couche externe au niveau de l'abdomen et sur chaque face de l'isolation thermique au niveau des épaules.

Grâce à ce réseau de capteurs, le monitoring de la température est assuré en trois sites (les épaules et l'avant). Le flux est mesuré en faisant la différence entre les valeurs fournies par les capteurs situés de chaque côté de l'isolation thermique et en la divisant par la valeur de la résistance thermique. Ainsi, le flux thermique est :

$$\Phi = \frac{T_{\text{inf}} - T_{\text{sup}}}{R_{\text{th}}} \quad \text{équation 46}$$

Avec :  $T_{\text{inf}}$  la température mesurée sur l'isolation thermique par le capteur orienté côté doublure (textile vert)

$T_{\text{sup}}$  la température mesurée sur l'isolation thermique par le capteur orienté côté couche externe (textile bleu foncé)

$R_{\text{th}}$  la résistance thermique du fluxmètre

La résistance thermique du fluxmètre est constituée d'un assemblage cuivre-Kapton-isolation thermique-Kapton-cuivre. Pour en déterminer la valeur, un flux thermique a été simulé et mesuré avec la centrale OMEGA (cf. 3.2.1.6.2). La température de chaque capteur soumis au même flux a été enregistrée grâce à un module d'acquisition développé spécialement pour le réseau de capteurs (cf.

3.1.1.5). La résistance thermique de ce capteur de flux a été calculée en divisant la différence de température par la valeur du flux de référence et évaluée à  $0,0409^{\circ}\text{C}\cdot\text{m}^2\cdot\text{W}^{-1}$  grâce à cette méthode.

#### 3.1.1.4 Tee-shirt instrumenté

Le tee-shirt ProeTEX permet de mesurer la température interne grâce à un capteur intégré en position axillaire. Toutefois, pendant la phase de recherche et afin de valider les mesures, nous avons intégré dans un tee-shirt classique, en plus d'un capteur de température centrale, une thermistance et un fluxmètre afin de mesurer la température de peau et le flux cutané (Figure 69). Ces deux capteurs ont été positionnés sur le thorax.

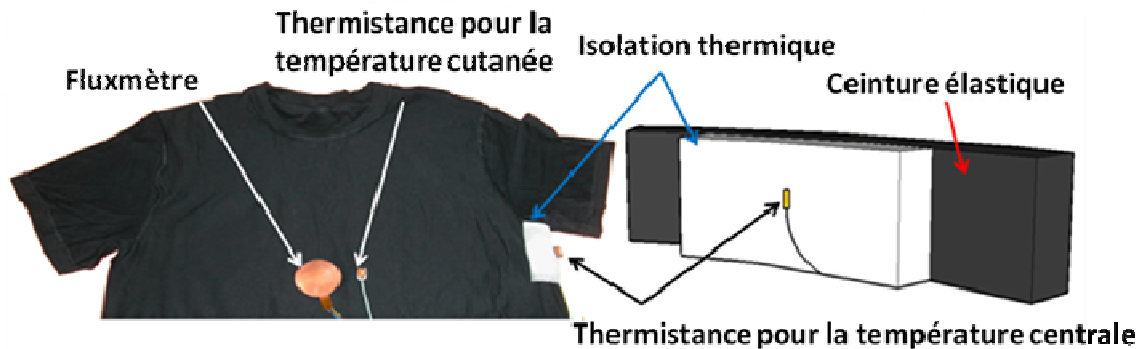


Figure 69 : Tee-shirt instrumenté. Un capteur de flux et une thermistance sont intégrés en position thoracique et le capteur de température centrale est positionné sous l'aisselle.

##### 3.1.1.4.1 Capteur de température interne

###### 3.1.1.4.1.1 Principe du capteur

La température centrale est mesurée en position axillaire à l'aide d'un capteur de température passif en contact avec la peau. En dessous de ce capteur, les isothermes sous-cutanées sont déformées et la température profonde remonte à la surface de la peau. La profondeur de mesure (donc la valeur de la température) et le temps de stabilisation de la mesure dépendent de l'isolation. La température centrale, ou du moins une bonne image de celle-ci, peut alors être mesurée depuis la peau.

Ce capteur est un capteur passif, c'est-à-dire qu'aucune source de chaleur n'est utilisée pour annuler le flux émanant du corps (contrairement au BCT qui est un capteur actif, cf. 2.2.1.7.3). La qualité de la mesure et le temps d'établissement du champ thermique dépendent de l'isolation.

L'élément sensible utilisé dans le cadre de ProeTEX est un LM92. Pour les phases de test et la détermination de l'isolation nécessaire à la mesure de température interne, nous avons utilisé une thermistance comme élément sensible.

Le capteur est intégré au tee-shirt en position axillaire. Une ceinture élastique permet d'assurer un bon contact entre le capteur et la peau. Elle est positionnée au dessus du tee-shirt.

###### 3.1.1.4.1.2 Détermination de l'isolation thermique

###### ➤ Choix du matériau isolant

Trois matériaux isolants ont été envisagés pour le capteur de température interne : une mousse polyéthylène, du tissu polyester (polaire) et du tissu néoprène.

Certaines mousses en polyéthylène sont de très bons isolants. Ce matériau n'est disponible qu'en faible épaisseur et a tendance à fondre lors de la phase de collage. En outre, plus l'épaisseur augmente, plus le polyéthylène est rigide.

La laine polaire a une conductivité thermique deux fois plus élevée que celle du néoprène. A résistance thermique équivalente, il faudra une épaisseur deux fois plus importante de laine polaire que de néoprène. De plus, le tissu en polyester tend à absorber l'humidité, ce qui est problématique étant donné la position axillaire du capteur. En effet, en cas d'activité physique intense, la sueur sera absorbée par la polaire ce qui modifiera la conductivité thermique et donc l'isolation. Le néoprène est imperméable et ne présente donc pas cet inconvénient.

Afin de réaliser l'isolation du capteur de température, nous utiliserons du néoprène.

Matériaux	Conductivité thermique W/(m.°C)	Epaisseur
Polyéthylène	Entre 0,07 et 0,3	1 à 2 mm
Polaire	0,19	4 à 5 mm
Néoprène	0,1	2 et 4 mm

Tableau 30 : Conductivité thermique et épaisseur des matériaux isolants

➤ Détermination de l'épaisseur

Afin de déterminer l'épaisseur optimale de néoprène qui fournira une isolation satisfaisante, nous avons réalisé un modèle physique qui simule un gradient thermique dans une plaque de caoutchouc.

▪ Description du modèle physique :

Une plaque d'aluminium est perfusée par une lame d'eau à 37,5°C. Une feuille de caoutchouc de 4,3 millimètres d'épaisseur est placée par-dessus afin de simuler la peau. La conductivité thermique du caoutchouc est de 0,4 W/(m.°C).

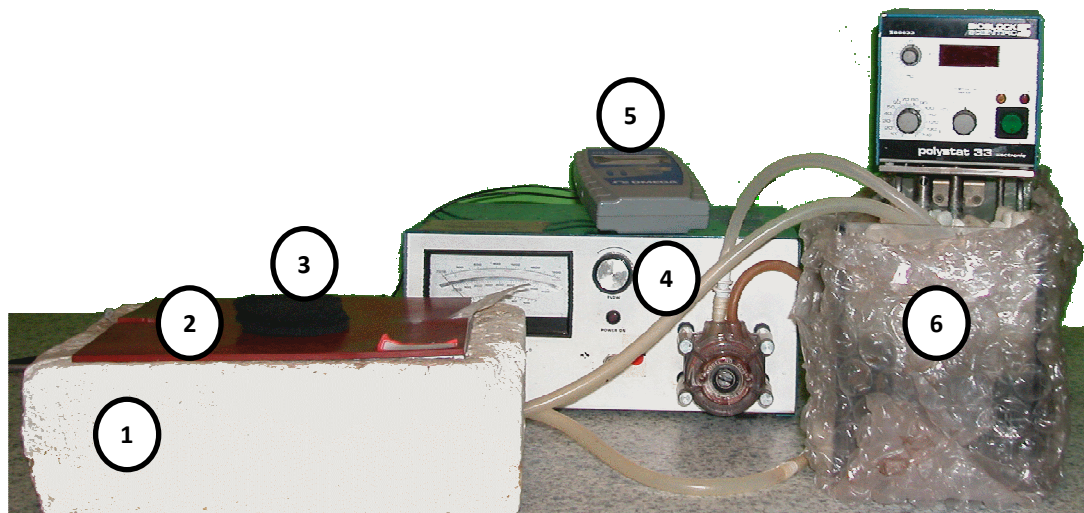


Figure 70 : Banc de test utilisé pour la détermination de l'épaisseur d'isolation. 1 – plaque perfusée intégrée dans du polystyrène, 2 – feuille de caoutchouc, 3 – néoprène, 4 – pompe, 5 – centrale OMEGA®, 6 – bain thermostaté.

▪ Tests et résultats :

Une thermistance est placée au centre de la plaque de caoutchouc afin de mesurer la température à sa surface. Cette opération est répétée pour des épaisseurs de néoprène variant de deux à dix millimètres avec un pas de deux millimètres. Afin de maintenir une pression suffisante sur l'ensemble {thermistance + néoprène} un poids de 500 grammes est apposé par-dessus le néoprène.

On considère qu'au centre de la plaque, le gradient de température est linéaire, ce qui nous

permet de déterminer la profondeur atteinte par le capteur en fonction de l'isolation. Le gradient de température au centre de la plaque de caoutchouc est de la forme :

$$T(e) = \frac{1,96}{4,3} e + 35,55 \quad \text{équation 47}$$

Avec : T la température, en °C,  
e l'épaisseur, en mm.

La profondeur de mesure est donc :

$$e(T) = \frac{4,3}{1,96} (T - 35,55) \quad \text{équation 48}$$

La température mesurée à la surface de la feuille de caoutchouc est reportée sur la courbe théorique  $e=f(T)$  (Figure 71). La température mesurée à la surface est une température d'autant plus profonde que l'épaisseur de néoprène est importante.

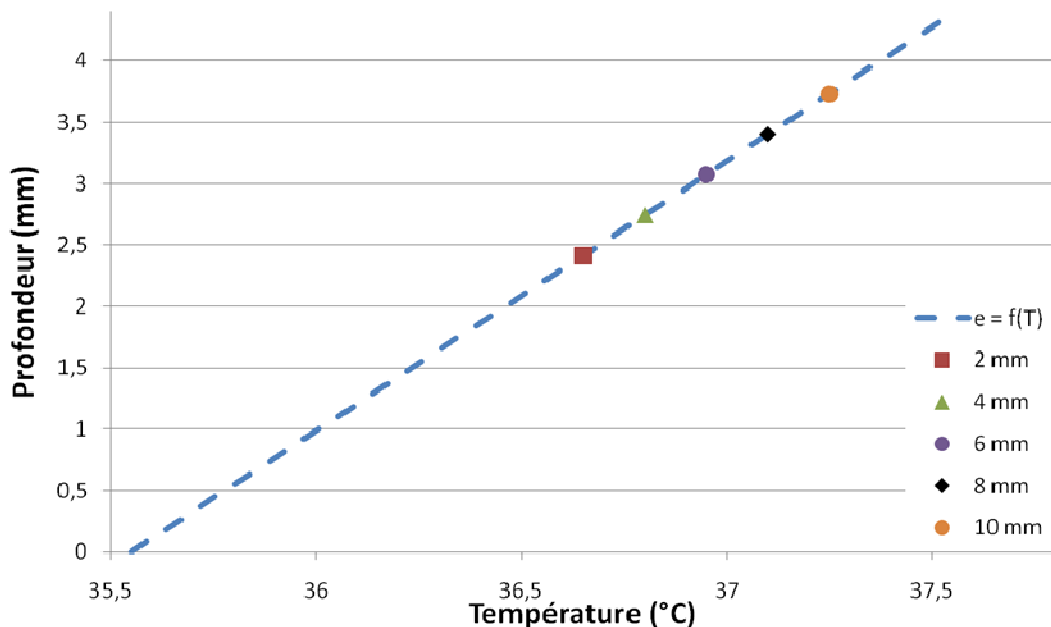


Figure 71 : Profondeur atteinte en fonction de l'isolation

Epaisseur (mm)	2	4	6	8	10
Température à la surface (°C)	36,65	36,8	36,95	37,1	37,25
Profondeur de mesure (mm)	2,41	2,74	3,07	3,4	3,73

Tableau 31 : Température mesurée par le capteur en régime stable (en °C) et profondeur de la mesure, en fonction de l'isolation (en mm)

Une épaisseur de 2 mm est insuffisante car elle ne permet d'atteindre qu'une profondeur de 2,41 mm et une température de 36,65°C (Figure 72). De plus cette température diminue au cours du temps. Avec une épaisseur de 4 mm de néoprène, le résultat est le même : la température et la profondeur de mesure sont insuffisantes (2,74 mm de profondeur et 36,8°C) et valeur de

température diminue au cours du temps. La stabilité de la mesure est assurée à partir d'une isolation de 6 mm. Toutefois la profondeur atteinte avec cette épaisseur n'est pas satisfaisante : 3,07 mm pour une température de 36,95°C.

Bien qu'une isolation de 10 mm fournisse une température proche de la température de la plaque perfusée, cette épaisseur provoque une gêne pour le porteur.

Une isolation de 8 mm semble suffisante pour assurer une bonne mesure (profondeur atteinte de 3,4 mm et température mesurée de 37,1°C).

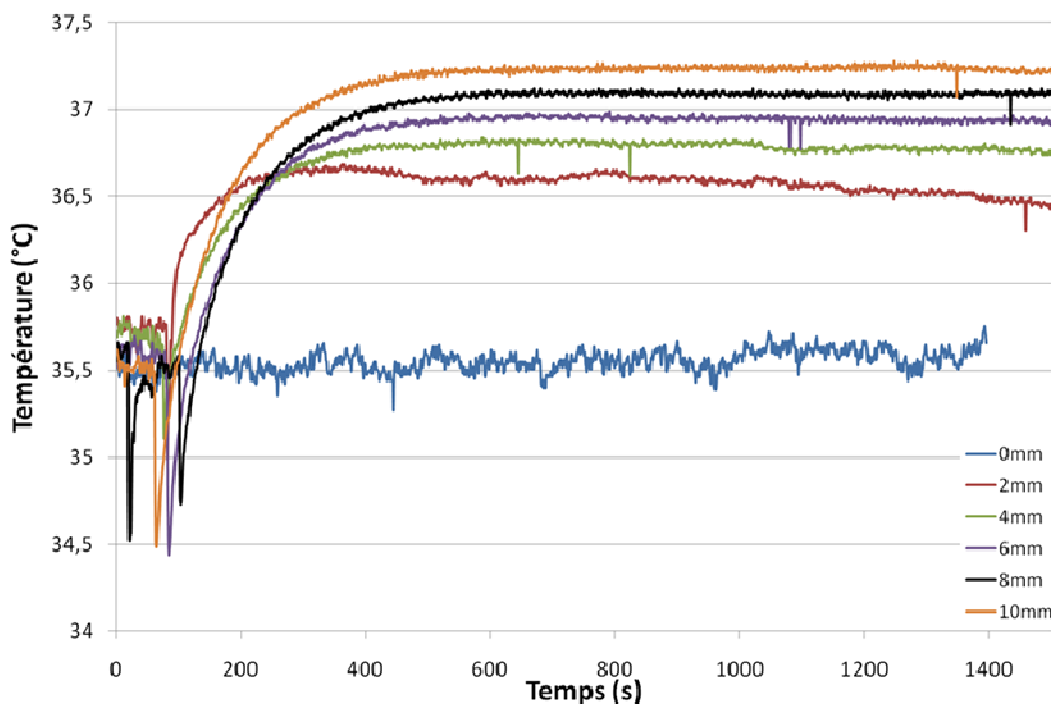


Figure 72 : Température à la surface de la plaque de caoutchouc (°C) en fonction de l'épaisseur de néoprène (mm)

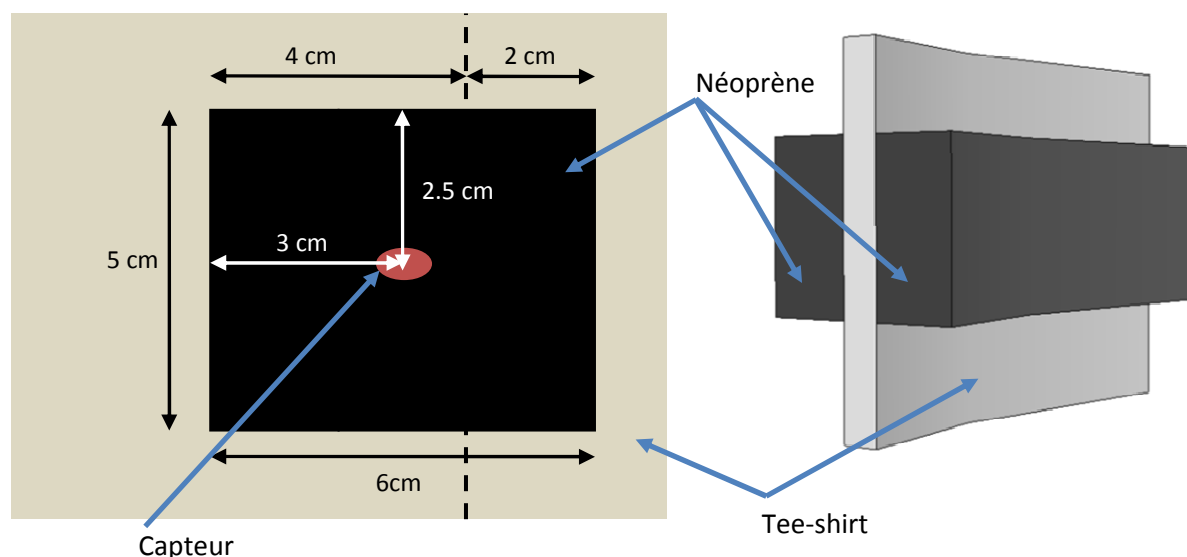


Figure 73 : Intégration du capteur dans le tee-shirt et disposition du néoprène

Le néoprène utilisé dans le cadre du projet ProeTEX a une conductivité thermique plus faible que celui utilisé durant les tests (0,077W/(m.°C) contre 0,1W/(m.°C)) et une épaisseur de 3,5 mm.

Nous utiliserons donc deux épaisseurs de ce néoprène afin de réaliser l'isolation du capteur de température interne.

Le positionnement du capteur dans le tee-shirt a également fait l'objet d'une étude. Etant donné la localisation excentrée des électrodes de mesure de l'ECG, le capteur de température interne est positionné sous l'aisselle, un centimètre en arrière par rapport à la couture du tee-shirt. Afin d'assurer un bon contact entre les électrodes de l'ECG et la peau, les deux épaisseurs de néoprène sont disposées de part et d'autre du tee-shirt (Figure 73). Cette localisation a été validée par un test sur un sujet (Figure 74). Le temps de stabilisation de la mesure est de 20 minutes.

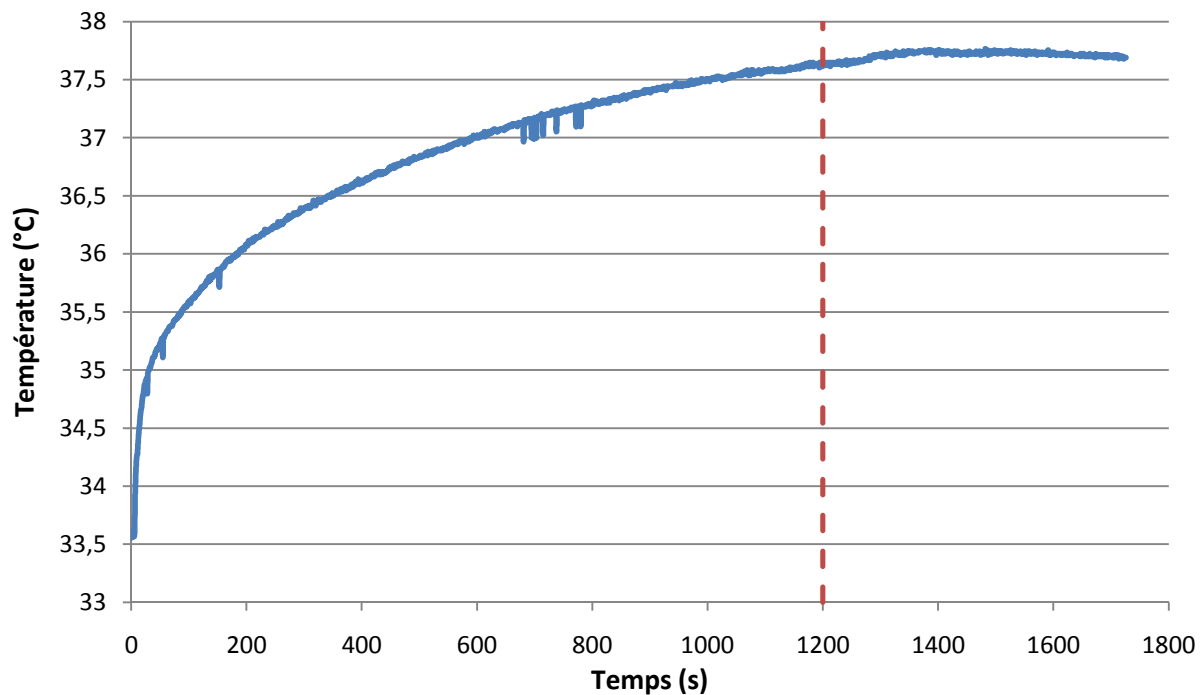


Figure 74 : Mesure de la température interne avec un capteur isolé par deux épaisseurs de 3,5 mm de néoprène

#### 3.1.1.4.2 Capteur de température cutanée

Le capteur de température cutanée est constitué d'une thermistance en contact avec la peau. Elle est intégrée au tee-shirt en position sternale. Ce capteur permet d'effectuer une mesure ponctuelle de la température, ce qui n'est pas représentatif de l'état thermique du sujet. Cependant, il permet d'attester de la qualité de la mesure de température centrale car la température cutanée est soumise à des variations importantes contrairement à la température corporelle.

#### 3.1.1.4.3 Fluxmètre

Le fluxmètre est positionné sur le torse, à côté de la thermistance de mesure de la température cutanée. Ce capteur est connecté à la centrale OMEGA® afin de procéder à l'acquisition du signal. La mesure du flux thermique à partir de la peau permet d'attester de la qualité de la mesure dans la veste.

#### 3.1.1.5 Centrale de mesure du flux thermique et des températures

Afin de procéder au monitoring des paramètres thermiques (flux, température de la veste et température interne), j'ai développé une centrale d'acquisition. L'objectif est de mesurer cinq

températures dans la veste, une température interne (grâce à une thermistance et un capteur LM92). La carte d'acquisition doit comporter six entrées analogiques et une entrée numérique.

Les données acquises sont envoyées vers un PC grâce à une transmission sans fil basée sur le protocole Zig-Bee, choisi pour sa faible consommation.

La centrale développée doit être de petite taille de manière à être insérée dans la poche de la veste et ne pas provoquer de gêne. Le boîtier doit être solide pour résister aux chocs éventuels. En plus de la carte, il doit contenir la batterie.

### 3.1.1.5.1 Choix du microprocesseur

La carte d'acquisition est basée sur le PSoC<sup>®</sup>, acronyme de *Programmable System on Chip*, un composant de Cypress Semiconductor<sup>13</sup>. Le PSoC<sup>®</sup> est un circuit intégré qui dispose d'un microprocesseur 8-bit, architecture de type Harvard. Il possède des blocs, ou « *user module* », analogiques et des blocs numériques programmables [Massot et al., 2009] destinés à remplacer les circuits périphériques (amplificateur, convertisseur analogique/numérique) du système embarqué ce qui permet d'en réduire la taille. Chaque bloc réalise une fonction (amplification, conversion, communication). Les blocs analogiques réalisent l'interfaçage des capteurs ainsi que le conditionnement du signal. Les blocs numériques permettent d'effectuer le traitement du signal qui est envoyé vers le module de communication RF via la liaison série du PSoC<sup>®</sup>.

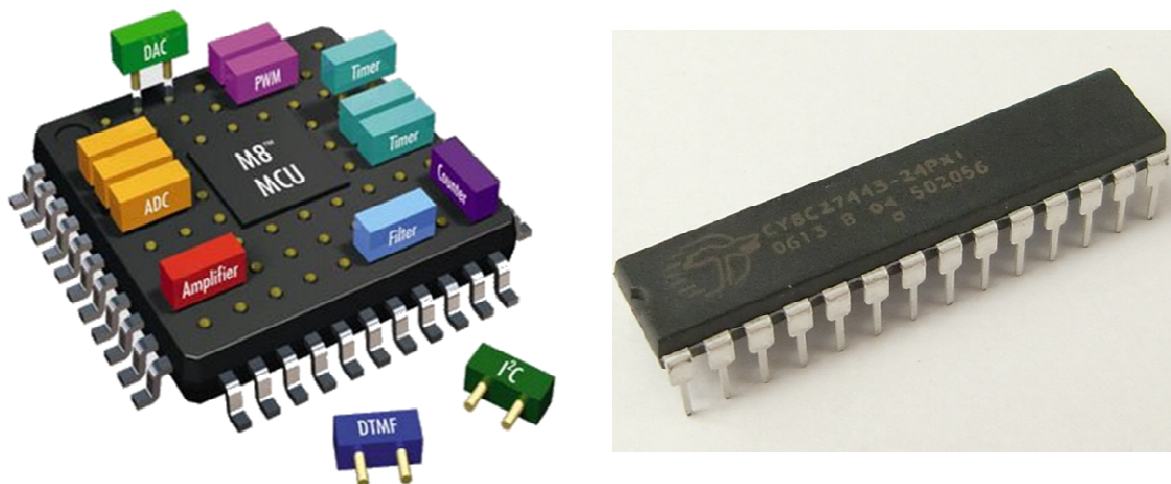


Figure 75 : Le PSoC<sup>®</sup>, schéma des blocs analogiques et numériques à gauche et composant utilisé pour les mesures à droite.

Les blocs analogiques sont reconfigurables en dynamique, ce qui signifie qu'il est possible d'ajuster les paramètres en fonction de l'application souhaitée ou de la mesure réalisée. En outre, le PSoC<sup>®</sup> permet de disposer d'un maximum de six entrées/sorties analogiques.

Ainsi, le conditionnement du signal, le traitement du signal et la communication sont réalisés avec un seul composant ce qui permet d'optimiser l'espace occupé.

### 3.1.1.5.2 Module de communication

La mesure ambulatoire des paramètres thermiques impose quelques fonctionnalités au composant assurant la communication. Le module de communication sans fil doit peu consommer et être facilement adaptable à un réseau normalisé. Notre choix se porte sur le module XBee<sup>®</sup> (Digi<sup>®</sup>)

<sup>13</sup> <http://www.cypress.com/> et [http://www.cypress.com/?id=1573&filter\\_12=Y&source=header](http://www.cypress.com/?id=1573&filter_12=Y&source=header)

<sup>14</sup> <http://www.digi.com/> et <http://www.digi.com/products/wireless/zigbee-mesh/xbee-zb-module.jsp#overview>



pour sa facilité d'utilisation, sa forte intégration, son économie d'énergie avancée (mode veille). Ce module est totalement compatible avec la norme Zig-Bee, dérivée de la norme 802.11(Wifi), développée par le consortium Zig-Bee.

Type d'antenne	Diagramme de rayonnement	Module et antenne
Antenne dipôle branchée sur un connecteur UFL		
Antenne filaire (whip) : elle a l'avantage d'être souple.		
Antenne chip : la plus petite		

Tableau 32 : Comparatif des diagrammes d'émission des antennes XBee

Module		XBee	XBee Pro
<b>Consommation</b>	Tension d'alimentation	2,1 – 3,6 V DC	2,7 – 3,6 V DC
	Courant transmission	35 mA / 45 mA	205 mA
	Courant réception	38 mA / 40 mA	47 mA
	Courant de veille	<1 µA @ 25°C	3.5 µA @ 25° C
<b>Distance de transmission</b>	Intérieur/ville	40 m	90 m
	Extérieur (visibilité directe)	120 m	3200 m

Tableau 33 : Caractéristiques des modules XBee et XBee Pro

Il existe deux modèles de module XBee : les puces XBee, et les puces XBee-Pro. La principale différence entre ces deux modèles est la portée. Etant donné que la zone à couvrir durant

l'intervention peut être vaste, notamment en cas de feu de forêt, mon choix s'est porté sur les modules Pro, bien que ceux-ci consomment environ six fois plus en transmission. Les modules XBee et XBee Pro sont compatibles et interchangeables.

Trois types de modules XBee Pro sont disponibles avec des antennes différentes dont les diagrammes de rayonnement sont donnés dans le Tableau 32.

Bien que l'antenne chip soit la moins performante, le module XBee de la carte disposera d'une antenne chip pour des contraintes d'encombrement, le boîtier devant contenir la batterie en plus de la carte d'acquisition.

La réception au niveau du PC est assurée par un module XBee Pro doté d'une antenne dipôle, ce qui nous permettra d'être dans les meilleures conditions possibles. Ici, la taille de l'antenne n'a pas d'importance. Le module XBee est raccordé au PC par l'intermédiaire d'une platine d'interface USB pour modules XBee<sup>15</sup> (Figure 76).



Figure 76 : Platine équipée d'un module XBee.

### 3.1.1.5.3 Méthode de mesure des températures

Grâce à la carte d'acquisition, nous pouvons mesurer la température de la veste en différents endroits, une mesure de température interne et une mesure de température cutanée.

L'acquisition des températures dans la veste est réalisée au moyen de sondes platine Pt1000. La température cutanée est mesurée grâce à une thermistance. Dans les deux cas il s'agit de mesurer des résistances. Pour cela nous utilisons un pont de Wheatstone afin de linéariser les signaux.

Le PSoC<sup>TM</sup> possède une référence de tension interne stable qui permet de modifier le montage du pont de Wheatstone tout en améliorant la qualité de la mesure. Les signaux sont multiplexés afin de n'utiliser qu'un seul amplificateur et convertisseur analogique. L'utilisation d'un seul amplificateur est possible car les blocs analogiques du PSoC<sup>®</sup> sont reconfigurables en dynamique, ce qui permet d'optimiser le gain en fonction du capteur et de la plage de mesure.

Avec  $R_1$  la résistance de référence du pont  
 $R$  la résistance variable (thermistance ou sonde platine)

$R=R_1$  quand la température est au centre de la gamme.

- Pour la température extérieure l'amplitude de variation est 0 – 500°C correspondant à une variation en résistance de 1000  $\Omega$  à 2810 $\Omega$ . La température centrale de la gamme est 250°C soit 1941 $\Omega$ .
- Pour la température cutanée l'amplitude de variation est 32 – 42°C correspondant à une variation en résistance de 7401,7 $\Omega$  à 4915,5 $\Omega$ . La température centrale de la gamme est 37°C soit 6014,2 $\Omega$ .

<sup>15</sup> <http://www.lextronic.fr/P2901-platine-dinterface-usb-pour-modules-xbee.html>

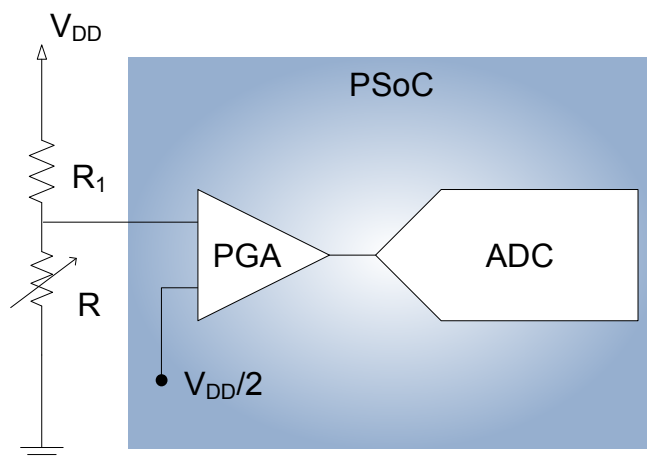


Figure 77 : Méthode de mesure de la température à partir des sondes platine ou de la thermistance.

La fréquence d'acquisition est fixée à 8 Hertz. Pour chaque capteur de température – les cinq sondes platine et la thermistance – les huit mesures du CAN sont moyennées. La trame est construite à partir de ces six moyennes. Les trames sont transmises à un ordinateur à la fréquence de 1Hz par l'intermédiaire du module XBee.

Un traitement logiciel est appliqué aux valeurs du CAN transmises afin de les convertir en valeur de température. Le flux thermique est également calculé durant ce traitement logiciel (cf. 3.1.1.5.6).

Capteur	Plage de mesure	Centre de la plage	Valeur du signal	Valeur correspondant au centre
Sonde platine	0°C - +500°C	250°C	1000Ω - 2810Ω	1941Ω
Thermistance	32°C – 42°C	37°C	7401,7Ω - 4915,5Ω	6014,2Ω

Tableau 34 : Plage de mesure des températures cutanée et externe et résistance au centre de la gamme

La mesure de la température corporelle est effectuée avec un capteur LM92 qui délivre des signaux numériques et communique suivant le protocole I<sup>2</sup>C. Le PSoC® possède un « user module » qui permet la communication suivant le protocole I<sup>2</sup>C.

#### 3.1.1.5.4 Configuration du PSoC®

Afin de procéder à l'acquisition des paramètres thermiques, nous devons configurer et programmer le PSoC®. Pour cela il a fallu identifier, pour chaque fonctionnalité, les « user modules » nécessaires qui accomplissent les fonctions telles que l'amplification, la conversion, etc. (cf. Figure 78). Le routage de ces fonctions à l'intérieur du PSoC® s'effectue à l'aide du logiciel PSoC Designer®.

Les « user modules » ajoutés, représentés par des blocs, viennent s'implémenter dans des blocs vides de PSoC Designer®. Chacun d'entre eux comprend :

- Un ensemble de blocs numériques et/ou analogiques à placer lors du routage interne du PSoC,
- Un ensemble de paramétrages spécifiques définissant les propriétés de notre fonction,
- Une librairie en C permettant d'effectuer des opérations de base concernant la fonction désirée.

Les trois fonctionnalités remplies par le PSoC® sont l'acquisition du signal, traitement du signal et la communication.

Afin de réaliser l'acquisition, nous avons besoin d'un amplificateur à gain programmable et d'un convertisseur analogique numérique. Un multiplexeur est placé juste après les capteurs afin de n'utiliser qu'un seul PGA et un seul CAN. L'amplificateur à gain programmable permet d'adapter le gain à la plage de mesure désirée afin d'obtenir la meilleure précision possible. Ici, deux gains sont nécessaires, étant donné que nous utilisons deux types de capteurs thermiques (sondes Pt1000 et thermistance) sur des plages différentes.

Le traitement du signal consiste à moyenner les huit signaux acquis par seconde et à construire la trame.

La communication est basée sur le protocole UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) qui est reconnu par le module XBee. Le PSoC® intègre un module UART qui permet l'envoi des trames vers le module de communication sans fil. La transmission des trames sera effectuée à la même fréquence que l'acquisition (1Hz).

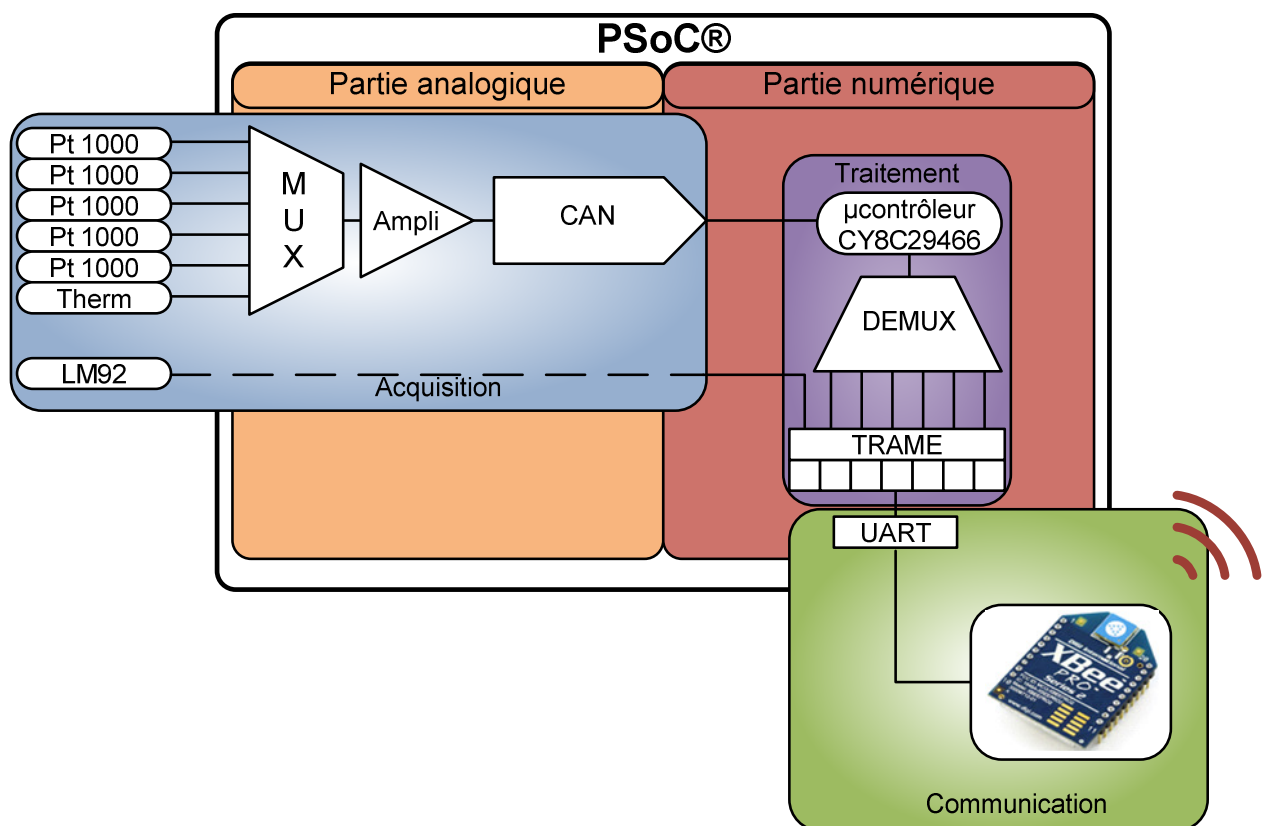


Figure 78 : Structure de PSoC® et « user module » à intégrer afin de remplir les différentes fonctionnalités (acquisition, traitement et communication) requises pour le monitoring des paramètres thermiques.

### 3.1.1.5.5 Carte d'acquisition

Outre le PSoC® et le module XBee Pro, la carte d'acquisition doit supporter :

- les résistances de précision nécessaires à la mesure de la température via les sondes platine et la thermistance, ainsi que les connecteurs des capteurs.
- un circuit de régulation afin de délivrer une tension de 3,3V très précisément.



Figure 79 : Carte d'acquisition des paramètres thermiques et son boîtier. La carte a pour dimension 7,55 cm x 6 cm. Les connecteurs en façade permettent de brancher les capteurs.

### 3.1.1.5.6 Logiciel

L'interface utilisateur est basée sur le logiciel Labview 8.2 de National Instruments<sup>TM</sup>. Ce logiciel permet de convertir les valeurs fournies par le CAN en température et de calculer le flux à partir de la différence de température. Les courbes ainsi que les valeurs de température et de flux sont affichées à l'écran.

## 3.1.2 Conclusion

Dans le cadre du projet européen ProeTEX, notre contribution a porté sur l'intégration de capteurs thermiques dans le tee-shirt et la dans la veste, deux des éléments qui constituent les nouvelles tenues de pompier avec les bottes.

Le tee-shirt instrumenté, développé au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux, intègre, en position sternale, un fluxmètre et une thermistance afin de mesurer les paramètres thermiques cutanés et, en position axillaire, un capteur de température interne.

Fluxmètres et capteurs de température ont été intégrés dans la veste afin d'assurer le monitoring du flux thermique et de la température externe. Grâce à ces deux paramètres, il est possible de connaître d'une part, l'environnement thermique dans lequel le pompier évolue et d'autre part, le sens des échanges de chaleur (déperdition thermique ou gain de chaleur).

Le choix de la position des capteurs dans la veste a été fait au cours du processus de développement qui a nécessité la mise au point de plusieurs prototypes de vestes.

**Le premier prototype intègre**, en position thoracique, un fluxmètre dans une poche sous la couche interne de la veste et une thermistance sous la couche externe. Un second capteur de température, intégré sur le rabat de la poche, est en contact direct avec l'air extérieur.

**Dans le deuxième prototype**, la position de capteurs a été modifiée, suite aux essais pratiqués sur le terrain (cf. 3.2.1.1 et 3.2.1.2). Il comporte un fluxmètre et un capteur de température sur chaque épaule, ce qui permet d'effectuer une meilleure estimation de l'environnement thermique.

**Le troisième prototype de veste** intègre des sondes platine modifiées, distribuées en réseau au niveau des épaules et sur le torse. Ces capteurs permettent de réaliser des mesures de température et de flux thermique par différence de température entre les faces de l'isolation de la

veste. L'électronique d'acquisition et de communication associée à ce système a également été développée.

Les trois prototypes ont été soumis à des nombreux tests, que ce soit en laboratoire, en centre d'étude ou sur le terrain. La description de ces tests et les résultats obtenus font l'objet du chapitre suivant.



## 3.2 Expérimentations et résultats

---

Dans le cadre du projet ProeTEX, neuf campagnes de tests ont été menées en centre d'étude et sur le terrain (simulation de feu urbain ou de forêt). De nombreux tests ont également été réalisés en laboratoire afin de démontrer le caractère opérationnel des sous-systèmes ainsi que d'étalonner le système de mesure. Ces tests avaient pour but de :

- Valider les moyens de mesure et attester de la fiabilité de tous les capteurs développés par le consortium.
- Identifier les améliorations à apporter aux prototypes testés.

J'ai participé à six campagnes d'essais en centre d'étude et sur le terrain, et réalisé une série de tests en laboratoire :

- quatre sur le terrain : deux à la Brigade des Sapeurs Pompiers de Paris en décembre 2007 et juillet 2010, une au Centre d'Etude et de Recherche de l'Entente en mars 2008, et un à Le Vigan en avril 2009. Au cours des essais menés sur les prototypes ProeTEX, j'ai aussi testé les trois prototypes INSA qui intégraient des capteurs thermiques. Entre les différentes campagnes, des améliorations ont été apportées à ces prototypes (cf. 3.1.1.3). J'ai réalisé ces essais sur les prototypes INSA en marge des essais des prototypes, une veste et un tee-shirt équipés de capteurs thermiques ont été soumis aux tests afin d'évaluer la pertinence des innovations apportées avant de les intégrer aux prototypes officiels.
- deux au Centre de Recherche du Service de Santé des Armées (CRSSA) : sur le deuxième prototype ProeTEX en septembre - octobre 2009 et sur le troisième prototype ProeTEX en avril - mai 2010. Ces campagnes de tests avaient pour but de certifier de la qualité des mesures effectuées dans les équipements en les comparant à des références.
- une série de tests au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux. dans le but de démontrer le caractère opérationnel du prototype INSA 3.

Nous évaluons et interprétons, dans ce paragraphe, les mesures thermiques : flux, température de la veste et température interne du secouriste.

De plus, grâce aux données récoltées durant les essais réalisés au CRSSA, j'ai entrepris d'évaluer la pertinence d'appliquer un indice de charge thermique calculé à partir du rythme cardiaque et de la température interne. Le but est de trouver un indicateur pertinent du danger encouru par les secouristes à partir des données physiologiques.

### 3.2.1 Evaluation de différentes méthodes de mesure et tests des différents prototypes

Les différentes campagnes de tests auxquelles j'ai pris part se sont déroulées de la façon suivante :

- Décembre 2007 : évaluation des sites et de la qualité des mesures des paramètres thermiques dans la veste à l'aide du prototype INSA 1 durant une simulation de feu urbain à la BSPP.



- Mars 2008 : évaluation des sites et de la qualité des mesures des paramètres thermiques dans la veste à l'aide du prototype INSA 1 (cf. 3.1.1.3.1) durant une simulation de manœuvre type feu de forêt au CEREN.
- Avril 2009 : évaluation des améliorations apportées par l'intégration de capteurs de flux thermique et de température sur chaque épaule (prototype INSA 2, 3.1.1.3.2), Le Vigan.
- Septembre – Octobre 2009 : test de la fiabilité des mesures effectuées dans le prototype ProeTEX 2 au CRSSA.
- Avril – Mai 2010 : test de la fiabilité des mesures effectuées dans le prototype ProeTEX 3 au CRSSA.
- Juillet 2010 : évaluation de la méthode de mesure du flux avec des capteurs de température (prototype INSA 3, 3.1.1.3.3) durant des simulations d'incendie en structure urbaine à la BSPP

### 3.2.1.1 Simulation de feu urbain (BSPP, décembre 2007)

La Brigade des Sapeurs Pompiers de Paris (BSPP) est une des brigades de pompiers les plus reconnues et une des plus prestigieuses de France. Les pompiers de Paris sont partenaires du programme ProeTEX en tant qu'utilisateurs finaux des équipements développés. A ce titre ils donnent leurs recommandations quant aux fonctions qui leurs semblent utiles d'intégrer dans la veste. Leur centre de formation sert de centre de test pour évaluer les tenues et la fiabilité des mesures, en qualité d'experts de la lutte contre les incendies urbains.



Figure 80 : Centre de formation et d'entraînement de la BSPP, Saint-Denis

#### 3.2.1.1.1 Protocole

La simulation de feu urbain a été effectuée au centre de formation et d'entraînement de la BSPP de Saint-Denis (Figure 80). Le but était d'évaluer la pertinence de l'emplacement des capteurs thermiques dans la veste et de vérifier la fiabilité des mesures effectuées (capteur de température centrale).

Pour simuler un foyer d'intensité comparable à celle d'un incendie en environnement confiné (structures urbaines, caves, tunnel etc.), des palettes de bois ont été brûlées dans un container.

Un pompier a été équipé de la veste de protection incendie (Figure 81, prototype INSA 1, cf. 3.1.1.3.1) et du tee-shirt équipés de capteurs (cf. 3.1.1.4).

Le test consistait en une exposition face au container incendié, pendant une durée de 8 minutes 45 secondes. Cette exposition s'est déroulée en quatre phases au cours desquelles le pompier était face au container en adoptant des postures différentes :

- Phase 1 : le pompier est à genoux, buste droit
- Phase 2 : le pompier est recroquevillé
- Phase 3 : le feu est arrosé, le pompier se redresse.
- Phase 4 : le pompier est recroquevillé



Figure 81 : Pompier équipé de la veste instrumentée. Les flèches rouges indiquent la position des capteurs dans la veste.



Figure 82 : Postures des pompiers face au feu, durant la phase 1 (a) et les phases 2 et 4 (b)

L'ensemble de ce test s'est déroulé de façon statique. Les paramètres enregistrés pendant l'exposition au feu étaient :

- Le flux dans la veste
- La température externe au niveau du rabat de la poche
- La température du tissu, au niveau du torse
- Le flux au niveau de la peau, dans le tee-shirt
- La température cutanée, dans le tee-shirt
- La température centrale, dans le tee-shirt

3.2.1.1.2 Résultats

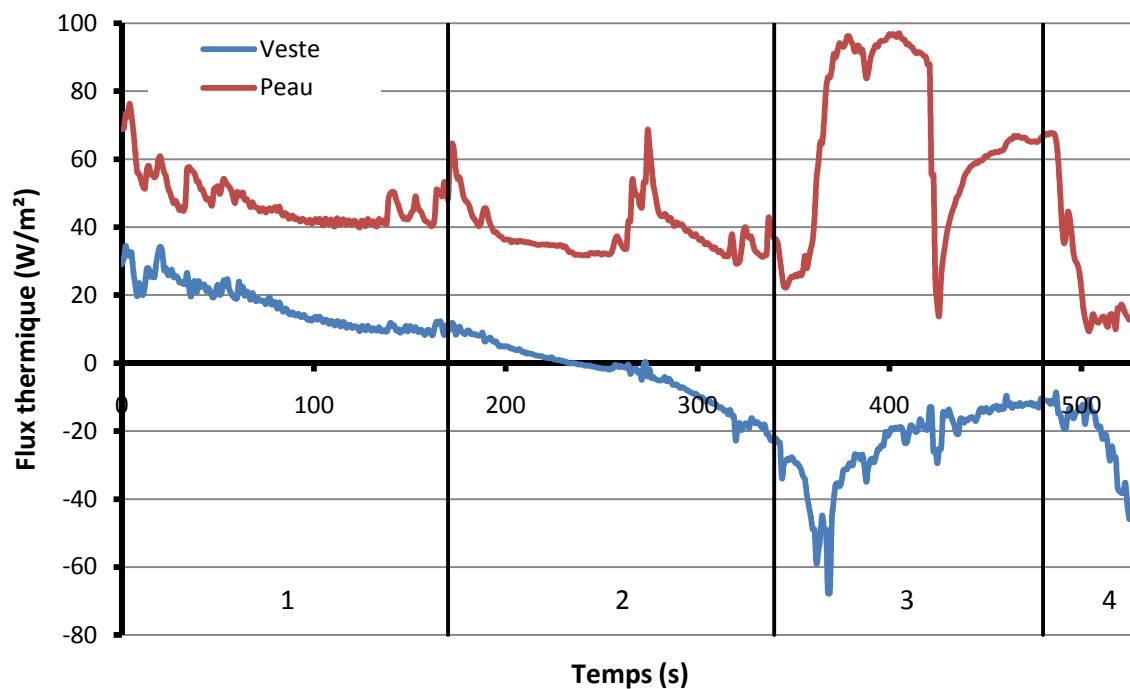


Figure 83 : Evolution du flux thermique ( $W/m^2$ ) durant l'exposition au feu. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3.

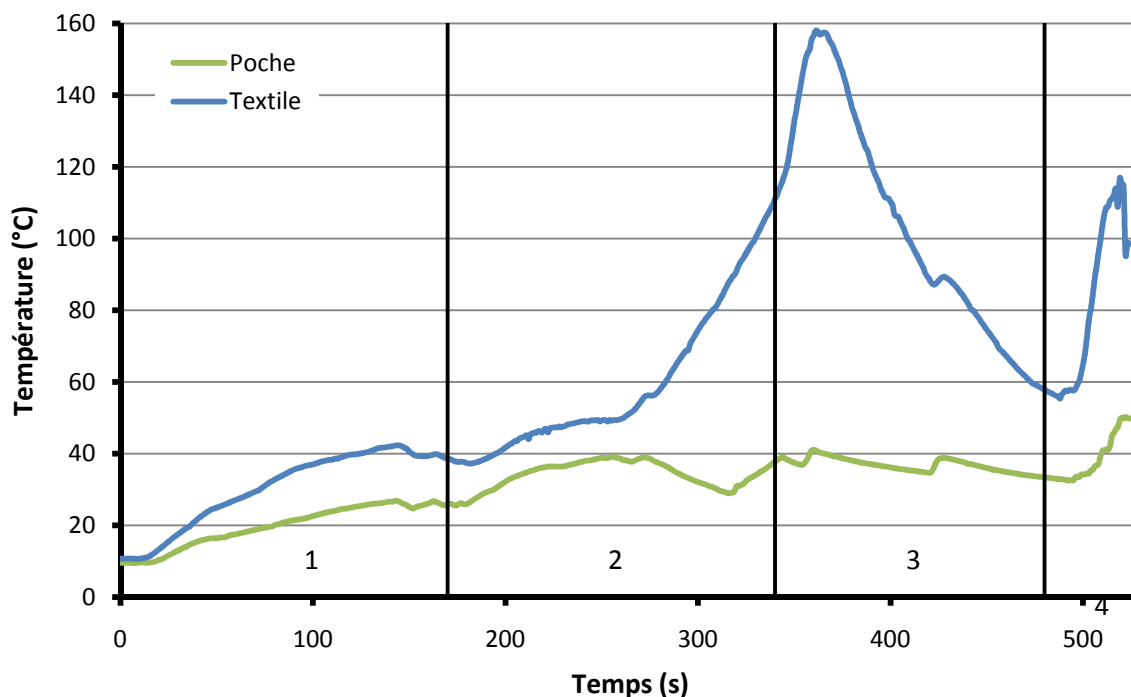


Figure 84 : Température ( $^{\circ}C$ ) pendant l'exposition au feu. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3.

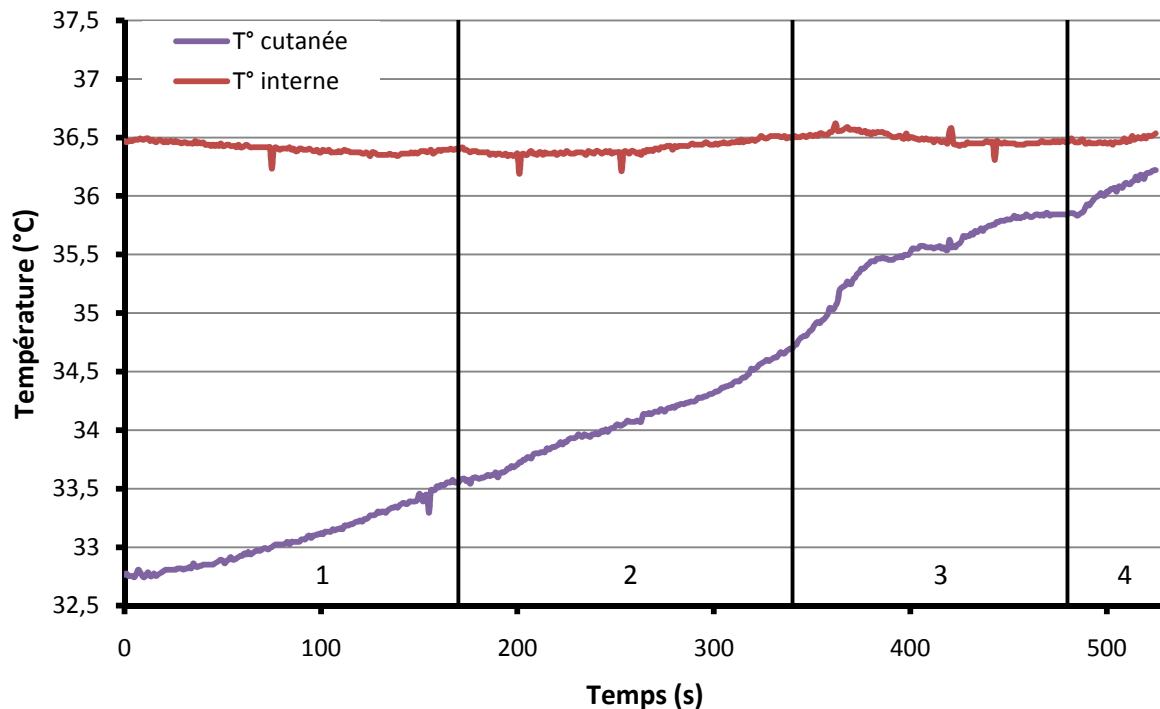


Figure 85 : Températures (°C) centrale et cutanée pendant l'exposition. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3.

**Durant la phase 1**, le flux de la veste ainsi que le flux du tee-shirt diminuent respectivement de  $8 \text{ W/m}^2/\text{min}$  et de  $3 \text{ W/m}^2/\text{min}$ . La température de la veste augmente de  $12^\circ\text{C}/\text{min}$  et la température externe augmente quant à elle de  $8^\circ\text{C}/\text{min}$ . Ces trois paramètres reflètent la charge thermique provoquée par l'intensité du feu. Les pompiers n'ont plus la possibilité d'évacuer la totalité de la chaleur métabolique. Afin de maintenir la température corporelle, les mécanismes de lutte contre la chaleur se mettent en marche, notamment la vasodilatation. La température cutanée augmente de  $0,5^\circ\text{C}/\text{minute}$ . La température interne reste stable ( $36,5^\circ\text{C}$ ).

**Pendant la deuxième phase d'exposition**, l'intensité du feu s'accroît. Les deux flux thermiques diminuent rapidement. Le flux de la veste diminue continuellement d'environ  $16 \text{ W/m}^2/\text{min}$  pour devenir négatif après  $3'45''$  d'exposition et atteindre la valeur de  $-60 \text{ W/m}^2$ . La chaleur passe à travers les trois épaisseurs textiles qui composent la veste et réchauffe la couche d'air sous la veste. Le flux cutané diminue de  $20 \text{ W/m}^2$ . La température de la veste augmente rapidement (environ  $130^\circ\text{C}$  en 3 minutes) jusqu'à  $158^\circ\text{C}$ . La température externe est sous-estimée, le capteur étant masqué par le torse du pompier. La température cutanée continue d'augmenter. Elle s'accroît de  $0,8^\circ\text{C}/\text{min}$  pour atteindre  $35,5^\circ\text{C}$ . La température centrale augmente légèrement (environ  $0,1^\circ\text{C}$  en 3 minutes). Cette situation devient dangereuse car la chaleur passe à travers la veste et vient s'ajouter à celle produite par le métabolisme.

**Durant la phase 3**, le feu est aspergé d'eau afin d'en réduire l'intensité. Les pompiers conservent leur position. La température de la veste diminue considérablement. La température centrale diminue légèrement. Les flux augmentent. Toutefois celui de la veste reste négatif et malgré l'augmentation de  $50 \text{ W/m}^2$  en deux minutes, la chaleur continue de passer à travers la veste par conduction. L'augmentation du flux cutané traduit une augmentation des pertes thermiques. La température cutanée augmente encore et marque un plateau après  $6'20''$  d'exposition à  $36,5^\circ\text{C}$ . La température corporelle diminue quant à elle de  $0,1^\circ\text{C}$ . La situation de danger persiste mais moins de chaleur passe à travers la veste.

**Durant la dernière phase d'exposition**, le feu reprend en intensité ce qui est confirmé par l'évolution des flux de la veste et cutané qui diminuent à nouveau. Le flux thermique de la veste atteint le même niveau que pendant la deuxième phase. Le flux cutané diminue d'environ 60W/m<sup>2</sup> et tend à devenir nul, traduisant une situation de danger (le pompier ne peut plus évacuer sa chaleur métabolique). La température de la veste augmente à nouveau. La température externe (mesurée sur le rabat de la poche) est toujours sous-estimé. La température cutanée augmente avec une pente plus importante que précédemment (1°C/min). La température centrale augmente de 0,1°C. Cette nouvelle période d'exposition met le pompier dans une situation de danger thermique, étant donné l'intensité du foyer. La contrainte thermique est importante comme le montre l'évolution des paramètres mesurés.

### 3.2.1.1.3 Conclusion

La diminution du flux thermique de la veste traduit une diminution des pertes thermiques à travers la veste. La température du microclimat sous-vestimentaire augmente. Lorsque ce flux devient négatif (phase B), la chaleur entre dans la veste. La contrainte thermique est alors accentuée pour le porteur de la veste (diminution du flux du tee-shirt) réduisant la possibilité pour le pompier d'évacuer la chaleur produite par son métabolisme. Cette situation est alors potentiellement dangereuse car elle induit une augmentation de la température centrale.

La température mesurée sous l'aisselle ne subit pas d'importantes variations contrairement à la température cutanée qui ne cesse d'augmenter au cours de l'exercice. Tout au long de ce test, la vasodilatation augmente (augmentation de la température cutanée) pour accroître les possibilités d'évacuer la chaleur. Ces tests ont permis de démontrer la pertinence du site de mesure de la température interne.

La nécessité de déplacer les capteurs de flux thermique ainsi que le capteur de température externe a également été mise en évidence. En effet, face au feu le pompier a tendance à minimiser sa surface corporelle afin de limiter les échanges thermiques et notamment le gain de chaleur par rayonnement et convection. De plus, les bretelles de l'assistance respiratoire sont positionnées dans la zone thoracique, par-dessus le capteur de flux et le capteur de température. Les capteurs seront donc placés au niveau des épaules.

Les hautes températures atteintes par la thermistance durant ce test ont montré la nécessité de remplacer ce capteur par une sonde platine, dont la plage de mesure est plus étendue (cf. 2.2.1.3.1).

### 3.2.1.2 Simulation de manœuvre (CEREN, Valabre, Mars 2008)

Le CEREN, Centre d'Etudes et de Recherche de l'Entente, est un centre d'étude chargé « de procéder à tous les essais nécessaires pour l'application des moyens de lutte contre les feux de forêt et ainsi évaluer l'efficacité des produits et matériels ». Ce centre est également un pôle d'étude et de recherche dans la lutte contre les incendies de forêt<sup>16</sup>. Il s'agit d'un centre expert en matière de lutte contre les feux de forêt.

---

<sup>16</sup> Source : site internet du CEREN, octobre 2010, [http://www.valabre-ceren.org/index.php?option=com\\_content&view=article&id=93:cadre&catid=54:cadre&Itemid=72](http://www.valabre-ceren.org/index.php?option=com_content&view=article&id=93:cadre&catid=54:cadre&Itemid=72)

### 3.2.1.2.1 Protocoles

Le but de ces tests est d'évaluer la qualité des mesures durant des manœuvres de terrains classiques en cas de lutte contre les incendies de forêt, telles que la marche longue sur terrain accidenté ou encore la montée rapide de pente abrupte. Nous cherchons à détecter les éventuels problèmes que pourraient engendrer les mouvements sur la qualité du signal. Pour ces essais nous nous sommes focalisés sur les mesures des paramètres dans la veste, à savoir la température externe et celle du tissu ainsi que le flux dans la veste.



Figure 86 : Colline sur laquelle les exercices de la phase 1 ont eu lieu



Figure 87 : Première montée, les pompiers courent en déroulant un tuyau



Figure 88 : Le pompier porte des tuyaux sur le dos et s'apprête à effectuer la deuxième montée



Figure 89 : Phase 2 des tests, marche de 1 km

Les essais comprennent deux phases :

- Premier test : succession de montées et descentes d'une colline, sans puis avec une charge sur le dos (Figure 86, Figure 87 et Figure 88).
- Deuxième test : marche de 1 km sur un terrain accidenté (Figure 89)

Un pompier porte la veste équipée de capteurs thermiques, identique à celle utilisée lors des essais réalisés à la BSPP (prototype INSA 1).

La température externe était d'environ 12°C.

### 3.2.1.2.2 Résultats

- Premier test : Montées successives

Lors de cet essai, le pompier monte et descend trois fois la pente. Durant la première montée, le pompier déploie un tuyau (Figure 87). Lors de la deuxième montée, le pompier porte une charge sur ses épaules (Figure 88). La troisième montée se fait en courant.

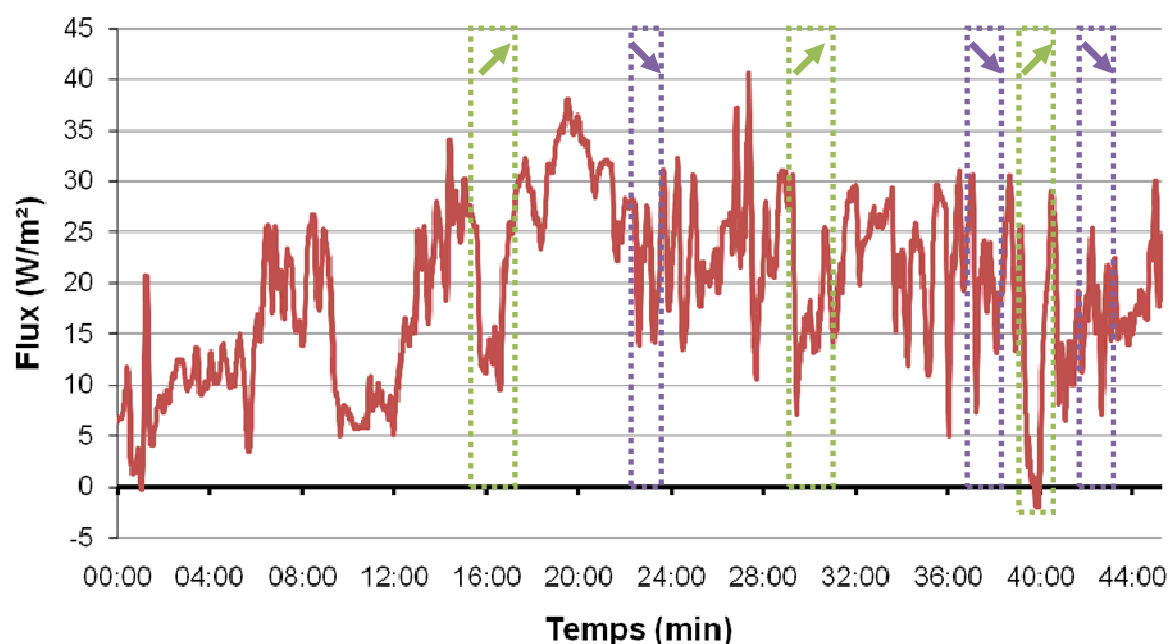


Figure 90 : Evolution du flux pendant le premier exercice. Les mouvements des jambes perturbent la couche d'air sous la veste et par conséquent la mesure du flux. Les différentes montées (cadres verts) ont lieu à  $t = 16'$ ,  $t = 29'$  et  $t = 39'$ . Les phases de descente sont repérées par les cadres pointillés violets.

Durant cet essai, la mesure du flux est perturbée par les mouvements de la veste. La mesure du flux thermique dans la veste est sujette à un effet de soufflet. De par sa conception, le bas de la veste arrive au niveau des cuisses. Lorsque le porteur se met en marche ou court, le mouvement des jambes entraîne un mouvement de la couche d'air sous la veste. Ce phénomène explique les variations négatives de flux lorsque le pompier commence la montée de la pente.

Au début de l'enregistrement, les températures sont stables et identiques car le pompier se trouve à l'intérieur des locaux ( $\Theta \approx 25^\circ\text{C}$ ). Lorsqu'il sort, à 4 minutes, la température décroît. Les deux augmentations entre huit et douze minutes sont dues au fait que le pompier est dans le camion. Lorsqu'il en sort, la température diminue ( $\Theta \approx 12^\circ\text{C}$ ). Lors de la première montée, les températures augmentent car le pompier est exposé au soleil. Lors de la descente, la température diminue, le pompier n'étant plus directement exposé au soleil.

Pendant toute la durée de l'exercice, les mesures sont perturbées par les mouvements de la veste. La température mesurée sous la couche externe est légèrement plus élevée que celle mesurée sur le rabat de la poche car cette dernière n'est pas isolée par une épaisseur de tissu.

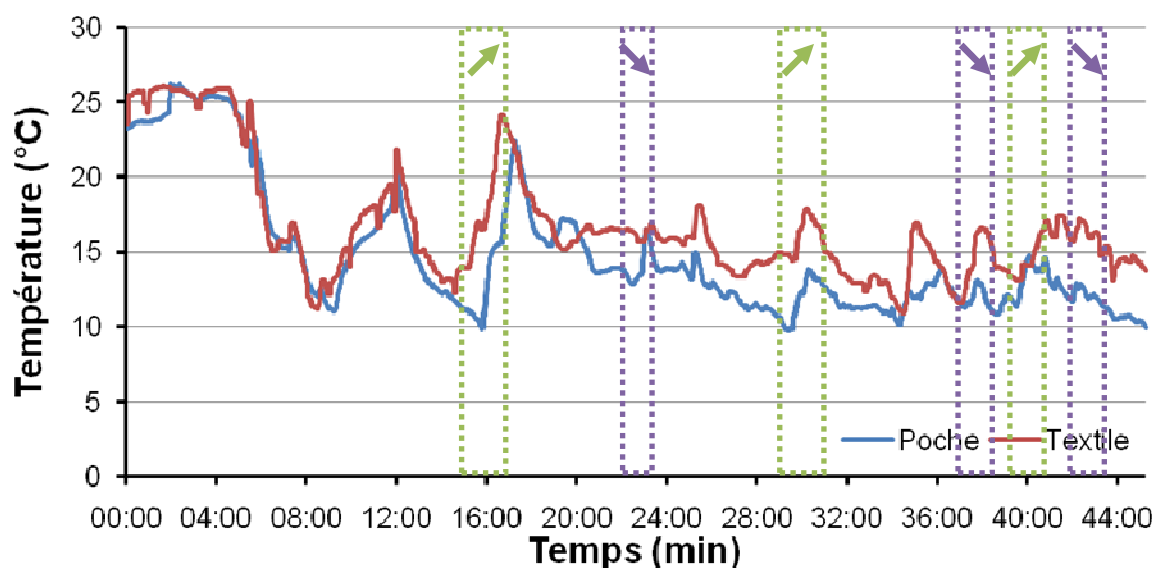


Figure 91 : Variation de la température pendant le premier exercice. Les mouvements de la veste induisent des perturbations sur les mesures de température. Les montées successives sont repérées par les cadres verts pointillés et les descentes par les cadres violets.

- Deuxième test : Marche de 1 km sur terrain accidenté

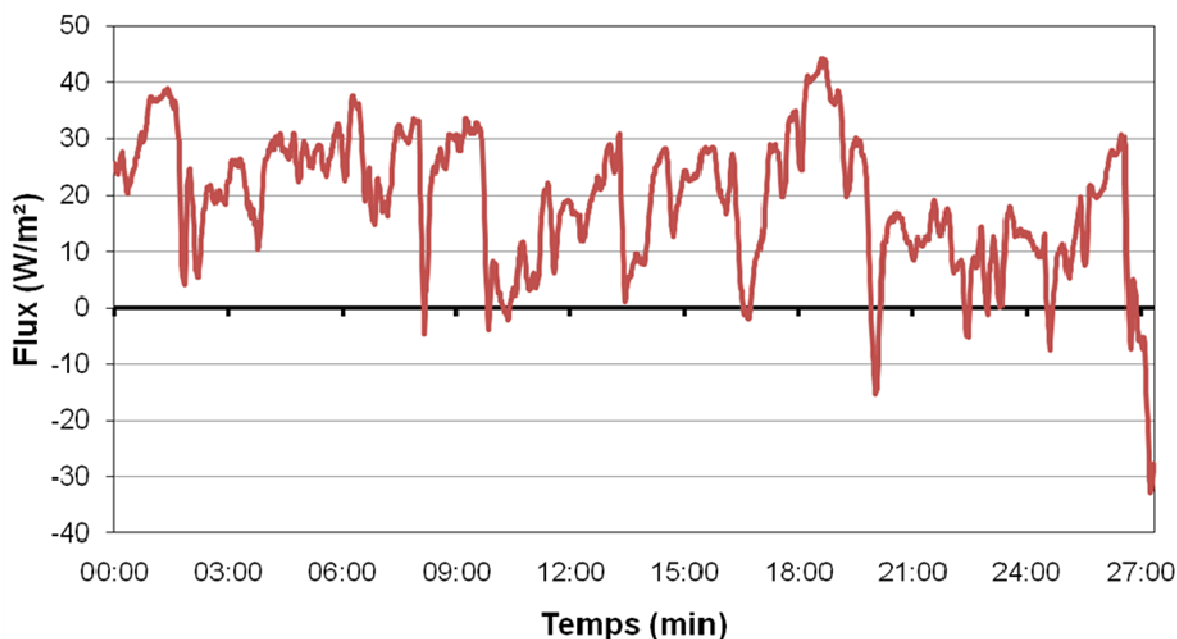


Figure 92 : Flux thermique lors du second exercice. La mesure est perturbée par les mouvements d'air sous la veste.

Les mouvements des jambes pendant la marche induisent des courants d'air qui perturbent la couche d'air sous la veste.

Les mesures de température dépendent de l'orientation du pompier par rapport au soleil. Si le capteur est exposé au rayonnement solaire direct, la température du textile augmente. La température de la poche augmente à 6 min et aux environs de 15 min. Le pompier pose sa main sur le rabat de la poche ce qui explique ces variations au niveau de la poche.



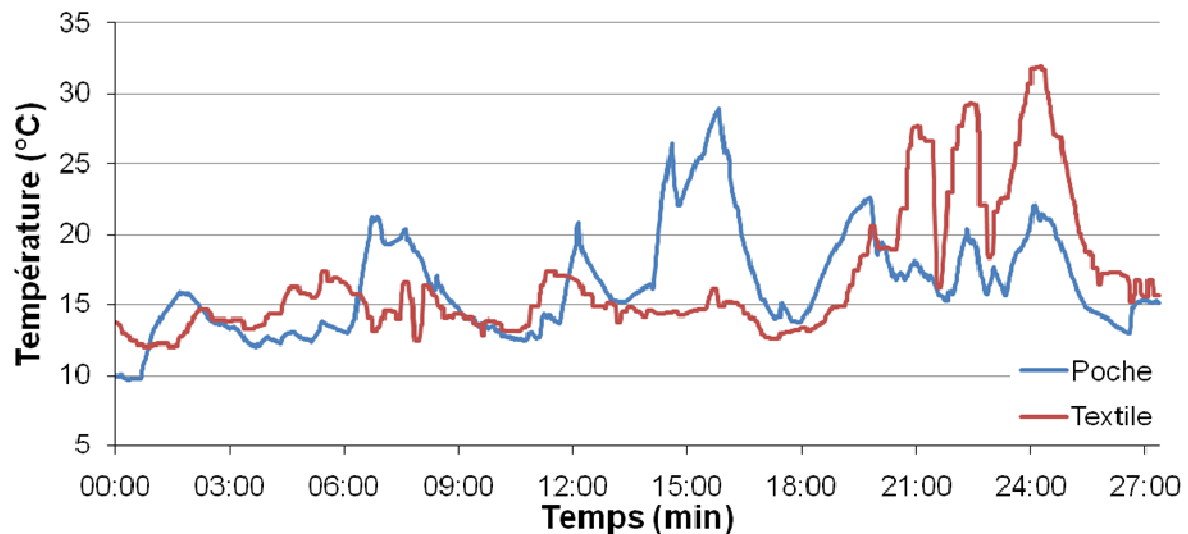


Figure 93 : Température externe et température sous la couche externe de la veste durant le second exercice.

### 3.2.1.2.3 Conclusion

Ces deux essais ont permis de mettre en évidence le mauvais placement des capteurs dans la veste. Le mouvement de jambes en cas de marche ou de course induit un effet de soufflet sous la veste et perturbe la couche d'air.

La présence d'un seul capteur peut introduire des erreurs dans l'interprétation des variations. Une augmentation de la température peut avoir une cause locale, comme par exemple l'apposition de la main sur le capteur. De plus, si le capteur n'est pas directement exposé à la source de chaleur, il n'est pas possible de détecter le danger.

### 3.2.1.3 Simulation de feu de forêt (Le Vigan, Avril 2009)

Le centre de Le Vigan (Gard) est spécialisé dans la prévention et la lutte contre les feux de forêt. Pour réduire le risque et contenir les incendies, les pompiers pratiquent le brûlage qui consiste à incendier volontairement des parcelles, généralement au sommet des reliefs. Cette technique de prévention permet de créer une barrière coupe-feu qui empêche la propagation d'un incendie d'une vallée à l'autre.

Lors d'une de ces opérations de brûlage, le prototype de veste INSA 2 (cf. 3.1.1.3.2) a été testé. Le but de ces essais est d'améliorer le système de monitoring des paramètres thermiques suite aux problèmes constatés lors des deux campagnes précédentes.

#### 3.2.1.3.1 Protocole

Un pompier est équipé du tee-shirt instrumenté (capteur de température interne, capteur de température cutanée et fluxmètre) ainsi que du prototype 2 de veste qui intègre un capteur de température et un fluxmètre thermique sous la couche externe au niveau de chaque épaule (Figure 94).

Le test se déroule en deux parties :

- Première partie : essai de brûlage. Le sujet, équipé des vêtements instrumentés, se trouve à proximité du pompier qui allume l'incendie.

- Deuxième partie : un incendie est allumé dans une parcelle à l'aide de bottes de paille. Le sujet avance le long de la ligne de feu.



Figure 94 : Pompier équipé du tee-shirt instrumenté (à gauche). Les capteurs cutanés (fluxmètre et température cutanée) sont situés au niveau du thorax. Dans la veste (à droite) les capteurs sont positionnés au niveau des épaules.

### 3.2.1.3.2 Résultats

#### Premier test



Figure 95 : Pompier lors du test de brûlage. La végétation trop humide n'a permis d'allumer que des foyers de faible intensité.

Durant ce test, la végétation était trop humide pour s'enflammer. Quelques buissons ont pris feu et le pompier a été exposé à un feu de faible intensité (Figure 95). Toutefois, plusieurs foyers ont été allumés et le sujet s'est retrouvé entre plusieurs feux.

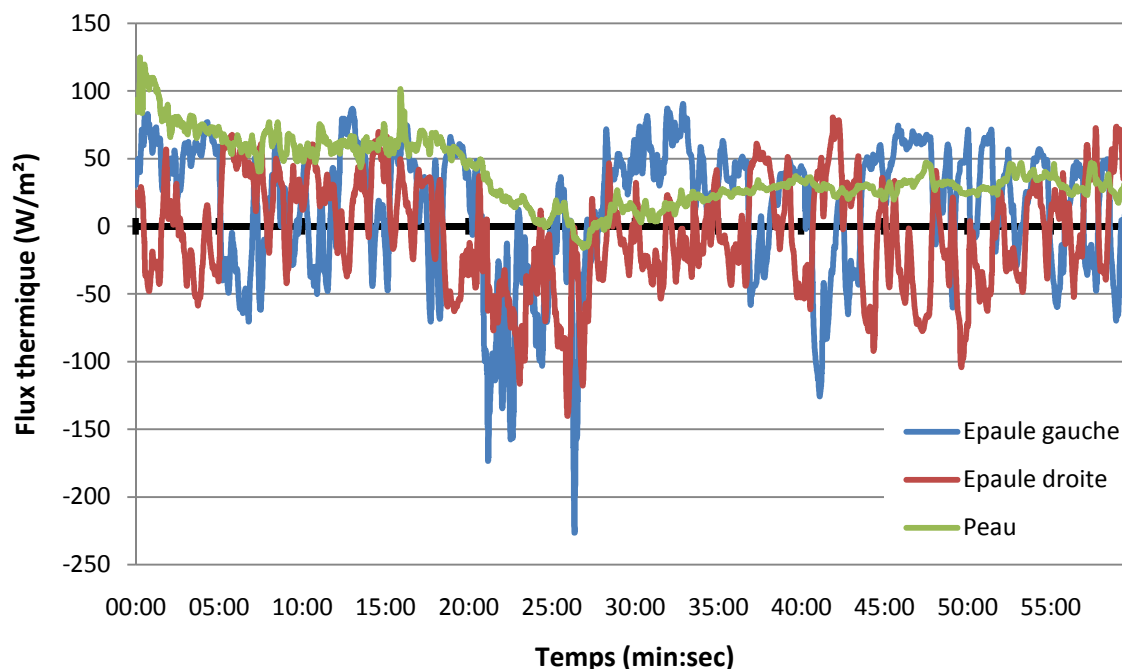


Figure 96 : Evolution des flux de la veste et du flux cutané pendant le brûlage. La variabilité des flux mesurés sur les épaules (épaule gauche en bleu et épaule droite en rouge) est le résultat de l'exposition à des sources de rayonnement non symétriques. Le flux cutané diminue lorsque le pompier est encerclé par les flammes.

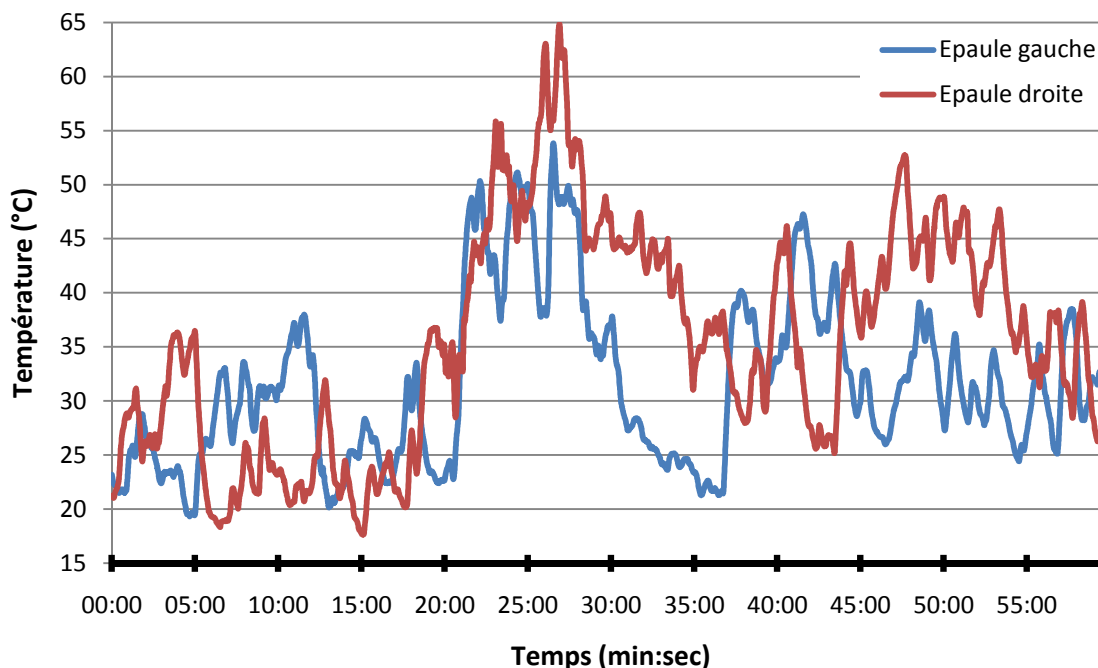


Figure 97 : Evolution des températures de la veste pendant le test de brûlage. Les températures de la veste varient en fonction de la position du pompier par rapport aux foyers.

Les flux thermiques mesurés dans la veste (Figure 96) sont extrêmement variables et oscillent entre valeurs positives et négatives, c'est-à-dire entre flux sortant et flux entrant. Bien que la mesure soit perturbée par le vent, l'exposition à des sources de chaleurs asymétriques est visible et donc détectable.

Lorsque le flux de l'épaule gauche diminue, car directement exposée à la source de rayonnement (incendie), le flux de l'épaule droite augmente (par exemple entre les minutes 5 et 9, entre 40 min et 42 min 30 s). La situation est inversée lorsque c'est l'épaule droite et non plus l'épaule gauche qui est directement exposée (jusqu'à la cinquième minute, entre les minutes 30 et 35). L'évolution des températures mesurées sur les épaules est en adéquation avec la position du pompier par rapport au feu et correspond aux variations de flux. Ainsi, par exemple, sur la période 0 min à 5 min, la température de l'épaule droite augmente et le flux diminue. De même, entre 40 min et 42 min 30 s, le flux de l'épaule gauche diminue et la température augmente.

Le flux cutané diminue durant le test, ce qui traduit d'une part l'augmentation de la contrainte thermique (augmentations successives des températures externes) et d'autre par l'incapacité du sujet à évacuer l'intégralité de la chaleur métabolique qu'il produit lors de l'effort.

Lorsque que le pompier est entre deux foyers (21 min à 28 min), les deux flux diminuent et les deux températures augmentent. Il s'agit de la situation la plus risquée que le pompier rencontre au cours de ce test. Cela est confirmé par la brusque diminution du flux cutané ( $-75\text{W/m}^2$  sur cette période).

#### ✚ Deuxième test



Figure 98 : Déplacement du pompier le long de la ligne de feu. L'incendie allumé à l'aide des ballots de paille est plus intense que lors de la phase de brûlage.

Afin d'étudier l'effet d'une exposition à une source de rayonnement plus intense, des ballots de pailles sont incendiés dans une parcelle. Il en résulte un feu intense avec de la fumée.

Le pompier se déplace le long de la ligne de feu en présentant de façon volontaire ses épaules face au foyer. L'essai se décompose en six phases au cours desquelles le pompier présente successivement son épaule gauche (1), puis son épaule droite (2), à nouveau son épaule gauche (3), les deux épaules (4), son épaule droite (5), et enfin son épaule gauche (6).

Au niveau de la température corporelle, du flux cutané et de la température cutanée, l'orientation du pompier n'a pas d'effet. C'est l'environnement et son attitude qui déterminent son état thermique.

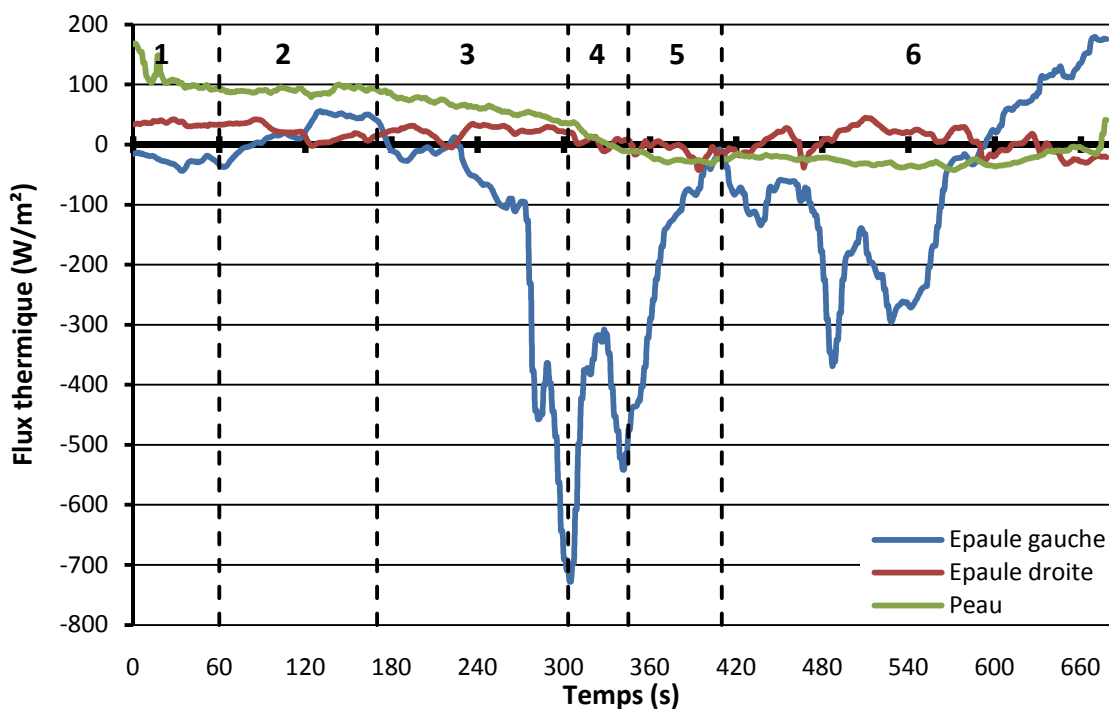


Figure 99 : Evolution du flux thermique pendant l'exposition au feu de paille. Le flux varie en fonction de l'orientation du pompier par rapport au feu.

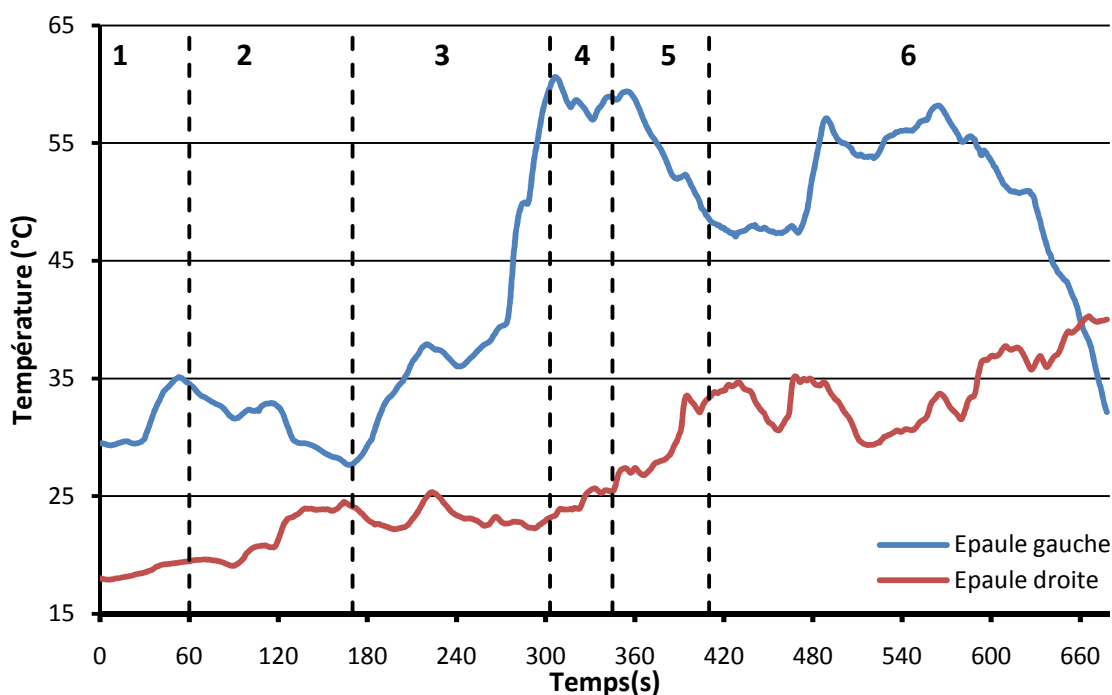


Figure 100 : Evolution des températures pendant l'exposition au feu de paille. Les températures de la veste varient en fonction de l'orientation du pompier par rapport au feu.

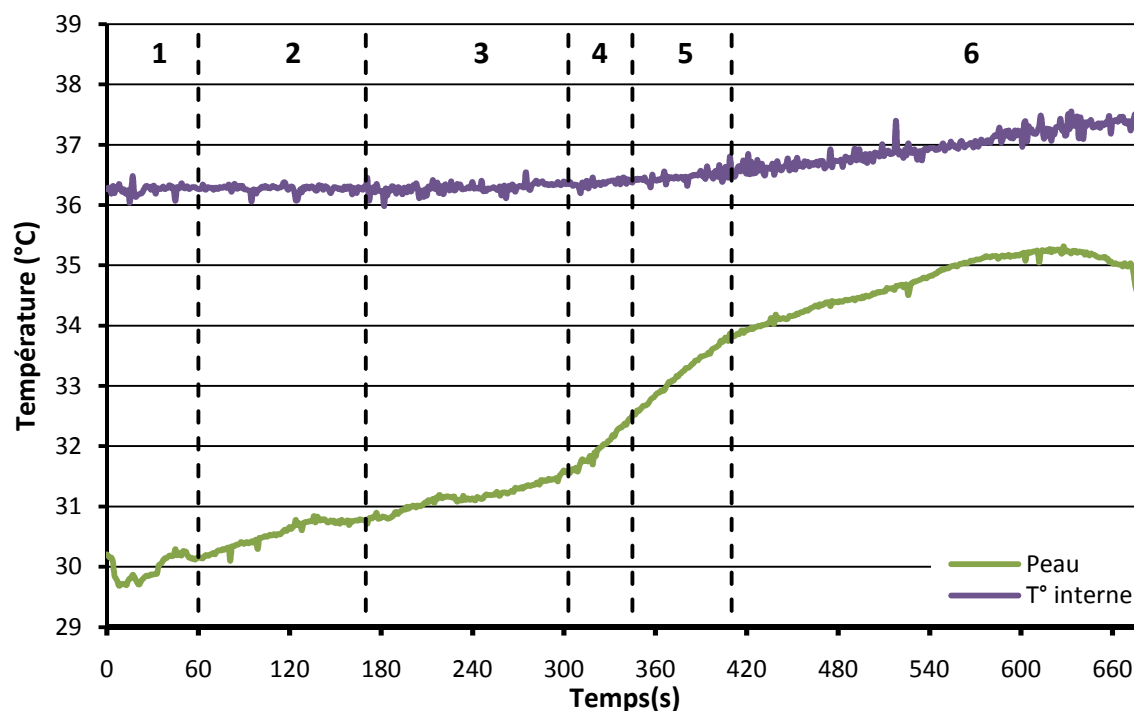


Figure 101 : Au cours de l'exposition au feu, la température interne et la température cutanée augmentent avec la contrainte thermique durant le test.

- **Phase 1** : Au début de l'exercice, le pompier avance vers l'incendie et présente son épaule gauche face au feu. Le flux thermique est négatif et atteint  $-50\text{W/m}^2$ . La température de l'épaule gauche augmente ( $+5^\circ\text{C}$  en 30 secondes). Pendant ce temps, la température mesurée sur l'épaule droite augmente moins rapidement ( $+3^\circ\text{C}$  en 1 minute). Le pompier se rapproche de la source de chaleur, la température est donc plus élevée. Le flux mesuré sur l'épaule droite est quasiment constant ( $+40\text{W/m}^2$ )
- **Phase 2** : Le pompier présente ensuite son côté droit face au feu. Côté gauche, la température diminue et le flux augmente et devient positif. La température mesurée par le capteur sur l'épaule droite augmente plus rapidement que précédemment ( $+5^\circ\text{C}$  en 1 minute) et le flux diminue.
- **Phase 3** : Le pompier présente à nouveau son épaule gauche face au feu. Le flux côté gauche diminue et devient négatif (230 s) pour atteindre  $-720\text{W/m}^2$ . La température augmente de  $30^\circ\text{C}$  en 2 minutes 10 secondes pour atteindre  $60^\circ\text{C}$ . Côté droit, la température augmente puis diminue, à l'inverse du flux qui diminue puis augmente. Ces variations sont dues à un rapide passage de l'épaule droite devant le foyer.
- **Phase 4** : Le pompier se repositionne de façon à présenter ses deux épaules face au feu. C'est pourquoi le flux gauche augmente puis diminue instantanément pour atteindre la valeur de  $-550\text{W/m}^2$ . La température diminue légèrement. A droite, le flux diminue et la température augmente plus rapidement ( $+3^\circ\text{C}$  en minutes).
- **Phase 5** : Le flux côté droit continue de diminuer et la température d'augmenter ( $+8^\circ\text{C}$  en  $1'20''$ ). Le flux côté gauche augmente de  $550\text{W/m}^2$  en  $2'20''$  et la température diminue d'environ  $15^\circ\text{C}$ .
- **Phase 6** : Le flux gauche diminue à nouveau et la température augmente après avoir marqué un plateau. Côté droit, le flux augmente et la température a tendance à diminuer.

Au cours de cet essai, température et flux mesurés sur le côté gauche varient en fonction de l'exposition directe ou non à la source de chaleur. L'amplitude de variation de flux est d'environ  $800\text{W}/\text{m}^2$  et celle de la température de  $35^\circ\text{C}$ . En revanche, les mesures effectuées sur la côté droit, et notamment le flux thermique présentent des variations plus faibles (amplitude de variation de  $80\text{W}/\text{m}^2$ ). La température présente, elle aussi, des variations moins importantes.

Cette situation est en partie due au positionnement des capteurs sur l'épaule droite qui se trouvent en arrière, pratiquement sur l'omoplate. Cette localisation n'est pas la plus adaptée car cette zone n'est pas la plus exposée.

La température cutanée augmente pendant toute la durée du test. L'augmentation de la température ambiante due à l'incendie et la diminution des flux thermiques augmentent la contrainte thermique du pompier. Le flux négatif indique que la chaleur passe à travers la première couche textile de la veste et vient réchauffer l'air sous la veste. Le pompier a donc moins de possibilité d'évacuer la chaleur produite par son corps. Deux phases d'augmentation peuvent être distinguées :

- Entre 0 et 300'', la température augmente de  $1,5^\circ\text{C}$ .
- Entre 300'' et la fin du test, la température augmente de  $4,5^\circ\text{C}$ . Cette augmentation plus importante est due à la contrainte thermique plus importante (flux thermique côté gauche négatif, égale à  $-700\text{W}/\text{m}^2$ ).

L'évolution de la température cutanée met en évidence les mécanismes de lutte contre le chaud afin d'éviter une augmentation de la température corporelle.

La température centrale reste stable pendant la première partie du test (environ  $36,2^\circ\text{C}$ ). Elle augmente à partir de la 300<sup>ème</sup> seconde. L'augmentation de la température externe, et donc du stress thermique en est la cause. La température interne augmente de  $1^\circ\text{C}$  en cinq minutes. La raison principale à cette augmentation est l'incapacité du pompier à évacuer la totalité de sa chaleur métabolique.

A la fin du test, le pompier ressent un sentiment de chaleur qui est confirmé par l'augmentation de sa température corporelle.

### 3.2.1.3.3 Conclusion

La complémentarité des courbes, mesures de températures ou mesures de flux, met en évidence l'utilité d'intégrer un capteur de flux et un capteur de température sur chaque épaule. Lorsque l'une des températures augmente, l'autre diminue étant donnée la posture adoptée par le pompier face au feu. Le même phénomène se produit avec les mesures de flux thermique. Ce système de monitoring permet une meilleure détection des situations thermiques à risque, avec notamment la possibilité de repérer un flux entrant, qu'il soit situé sur la droite ou sur la gauche du pompier.

Ces tests ont également permis de valider la position des capteurs. Les capteurs doivent être placés sur l'épaule, sur le côté et non pas sur l'arrière (sur l'omoplate), comme le montre le deuxième test.

### 3.2.1.4 Evaluation du deuxième prototype ProeTEX (CRSSA, septembre – octobre 2009)

Afin d'évaluer la qualité des mesures effectuées par les vêtements développés dans le cadre de ProeTEX, des tests de validation ont été entrepris au CRSSA (Centre de Recherche du Service de Santé des Armées, la Tronche)). Ces tests ont été effectués sur les prototypes ProeTEX 2 de veste et de tee-shirt destinés au pompier. Dans ce prototype, le capteur de température externe est situé à l'extérieur de la veste, à proximité de la fermeture éclair.

Les mesures comparatives portent sur les paramètres thermiques : le flux mesuré dans la veste, la température environnementale et la température interne. Pour cela des tests d'efforts

physiques ont été pratiqués au CRSSA, au Département des Facteurs Humains/Pôle Tolérance Climatique et Vêtement du docteur Savourey.



Figure 102 : Sujet dans la chambre climatique avant le début du test. Il est équipé du prototype à tester ainsi que de l'instrumentation de référence.

#### 3.2.1.4.1 Protocole

Les tests d'effort physiques sont pratiqués en chambre climatique afin d'imposer les conditions d'expérimentation, notamment la température et le taux d'humidité. Six sujets volontaires, en bonne santé, effectuent chacun trois passages dans la chambre climatique à des températures différentes : 20°C, 35°C et 45°C. Les sujets sont équipés d'une veste et d'un tee-shirt instrumentés.

Ils sont également équipés d'une instrumentation de référence pour effectuer la comparaison des mesures physiologiques : trois électrodes pour mesurer l'ECG, une sonde de température rectale et un réseau de capteurs de température cutanée qui permet de calculer la température cutanée moyenne. Un capteur de flux thermique est intégré à la veste, à côté du fluxmètre ProeTEX. Ce deuxième fluxmètre, connecté à la centrale OMEGA®, sert de référence. La température de la chambre climatique sert de référence à la température externe.

Plusieurs pesées sont pratiquées :

- Le sujet est pesé sans la tenue.
- Chaque élément de l'équipement est pesé.
- Le sujet est pesé avec la tenue.

Le volontaire entre ensuite dans la chambre climatique.

Durant le test d'effort, le sujet effectue une marche à 4km.h<sup>-1</sup> sur un tapis roulant, avec des pentes différentes. Le test d'effort se décompose en six phases suite à l'entrée du sujet dans la chambre climatique :

- Repos de 5 minutes.
- Marche pendant 15 minutes, pente à 4%.
- Marche pendant 15 minutes, pente à 6%.
- Marche pendant 15 minutes, pente à 8%.



- Marche pendant 15 minutes, pente à 10%.
- Repos de 5 minutes.

A sa sortie, le sujet est à nouveau pesé avec, puis sans la tenue. Les éléments qui constituent l'équipement sont aussi pesés. Il est ainsi possible d'évaluer les pertes en eau.

### 3.2.1.4.2 Résultats

Nous présentons ici les comparaisons entre la température corporelle avec la température rectale, les deux flux entre eux et la température ambiante avec la température externe.

Les comparaisons sont pratiquées sur les mesures valides entre l'entrée et la sortie de la chambre climatique.

Pour comparer les signaux, l'erreur moyenne est calculée selon la formule :

$$\text{Erreur moyenne} = \frac{1}{\text{nb de mesures}} \sum_{i=\text{entrée}}^{\text{sortie}} \text{Proetex}_i - \text{Reference}_i$$

L'erreur relative moyenne est aussi calculée :

$$\text{Erreur moyenne} = \frac{1}{\text{nb de mesures}} \sum_{i=\text{entrée}}^{\text{sortie}} \frac{\text{Proetex}_i - \text{Reference}_i}{\text{Reference}_i}$$

La corrélation entre les deux signaux est également évaluée.

Durant cette campagne de tests, des problèmes de connectiques sont survenus. L'acquisition des signaux dans la tenue a donc été impossible pour quelques sessions. De ce fait, seules douze sessions sur les dix-huit prévues sont exploitables et présentées.

#### 3.2.1.4.2.1 Température interne

Les valeurs enregistrées à l'aide du dispositif ProeTEX sont comparées à la température rectale, seule méthode de comparaison permettant de valider le capteur.




Référence	Mesures valides (%)	Erreur ± écart type (°C)	Erreur ± écart type (%)
Session 1 – S6	96,4	-0,50 ± 0,08	-1,3 ± 0,2
Session 2 – S3	98,3	-0,90 ± 1,33	-2,4 ± 0,4
Session 3 – S2	98,3	-0,67 ± 0,12	-1,8 ± 0,3
Session 4- -S3	98,6	-1,32 ± 0,12	-3,6 ± 0,3
Session 5 – S6	98,4	-1,78 ± 0,12	-4,7 ± 17,8
Session 6 – S1	98,4	0,08 ± 0,07	0,2 ± 0,2
Session 7 – S4	98,3	-1,48 ± 0,04	-3,9 ± 0,1
Session 8 – S3	0,1	-1,37 ± 0,13	-3,7 ± 0,3
Session 9 – S6	98,3	-1,90 ± 0,07	-5,1 ± 0,2
Session 10 – S4	96,4	ND	ND
Session 11 – S1	98,3	-1,09 ± 0,10	-2,9 ± 0,3
Session 12 – S4	98,3	-1,79 ± 0,15	-4,7 ± 0,4
Température ambiante	20°C	35°C	45°C
Couleur			

Tableau 35 : Résultats de la comparaison entre la température axillaire et la température rectale.

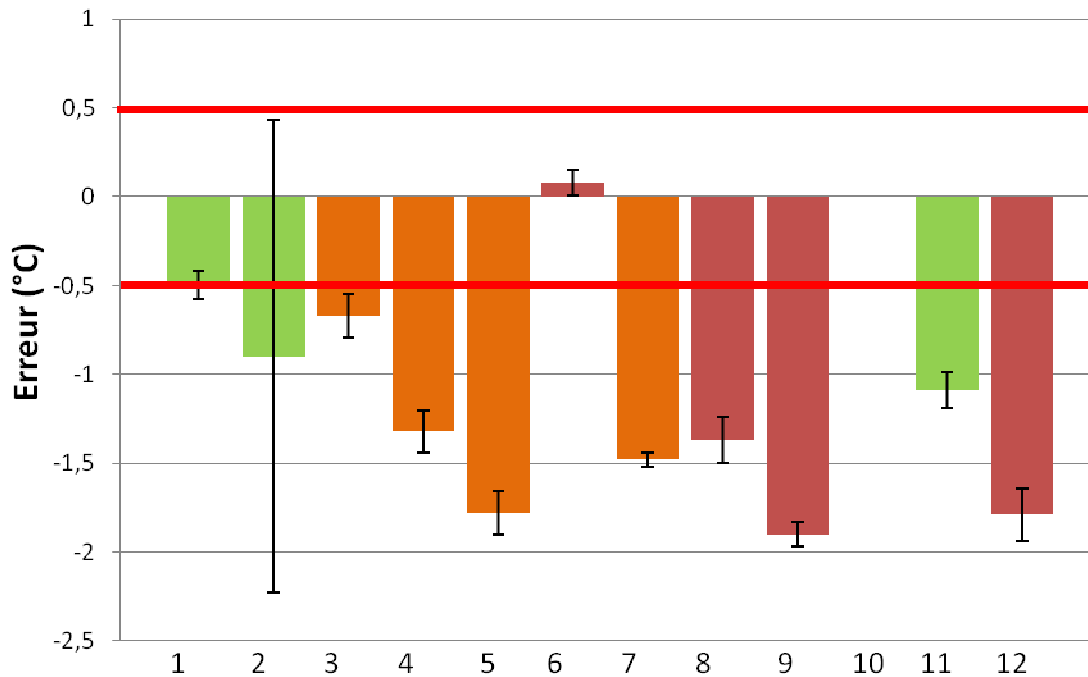


Figure 103 : Erreur de mesure entre la température axillaire et la température centrale (°C). Les lignes rouges (à -0,5°C et +0,5°C) représentent la précision du capteur.

Les valeurs de température interne fournies par le capteur axillaire sont différentes de la température rectale (erreur de mesure comprise entre -1,9°C et +0,08°C). Ces différences de température sont dues à un défaut d'isolation du capteur. Le capteur de température axillaire fournit des valeurs de température avec une précision de  $\pm 0,5^\circ\text{C}$ . Seules deux erreurs moyennes se situent dans cette fourchette d'erreur. Un retour sur le capteur et son intégration dans le tee-shirt est nécessaire

### 3.2.1.4.2.2 Flux thermique

La mesure de flux est considérée comme valide si l'écart entre deux relevés consécutifs n'excède pas  $5\text{W/m}^2$ , sachant que l'échantillonnage se fait à 1Hz. Cela permet de supprimer les valeurs aberrantes et les artéfacts de mesures.

Dans le cas du flux, nous ne pouvons pas calculer l'erreur relative car cette valeur n'est pas significative. En effet, lors des tests pratiqués à  $35^\circ\text{C}$ , le flux est proche de 0. L'erreur relative serait alors importante.

La comparaison a été effectuée pour les sessions 6 et 8 à 12. Pour les autres sessions, seul le nombre de mesures valides est calculé.

Les mesures de flux réalisées par le système ProeTEX sont très fiables :

- Le nombre d'échantillons valides est supérieur à 98,5%
- La corrélation entre la référence et le signal ProeTEX est toujours supérieure à 0,67. De plus les deux signaux fournissent des valeurs proches (erreur absolue  $< 3\text{W/m}^2$ ). Cette erreur n'affecte pas la signification globale ni l'utilisation que l'on peut faire du signal. Le décalage entre la référence et le flux mesuré par le système ProeTEX est dû à la difficulté de la mesure de flux : les mouvements et les courants d'air sont autant de sources potentielles de perturbation pour les mesures de flux, même si les capteurs sont placés à proximité l'un de l'autre. Dans le cas des mesures effectuées à  $35^\circ\text{C}$ , le flux est proche de  $0\text{W/m}^2$  car la température externe est proche de la température corporelle. L'erreur entre les deux signaux est faible

(<0,5W/m<sup>2</sup>). Dans le cas d'un flux entrant, c'est-à-dire d'un flux mesuré négatif ce qui représente le cas le plus dangereux, le flux thermique mesuré à l'aide du système ProeTEX est plus faible que le flux de référence. Le flux ProeTEX est donc surestimé. Cette surestimation (inférieure à 3W/m<sup>2</sup>) n'est pas problématique du point de vue de la sécurité du pompier car le risque thermique peut être détecté un peu plus tôt.

Les courbes comparatives sont représentées en Annexe 3 page **Erreur ! Signet non défini..**




Référence	Mesures valides (%)	Erreur ± écart type (W/m <sup>2</sup> )	Corrélation
Session 1 – S6	99,6929	ND	ND
Fichier 1	99,8279		
Fichier 2	99,3342		
Fichier 3	99,2		
Session 2 – S3	99,8760	ND	ND
Fichier 1	100		
Fichier 2	99,7617		
Session 3 – S2	99,9484	ND	ND
Session 4- -S3	99,0584	ND	ND
Fichier 1	98,9578		
Fichier 2	99,1905		
Session 5 – S6	99,8774	ND	ND
Session 6 – S1	99,848	-1,7980 ± 4,4197	0,7695
Session 7 – S4	99,9248	ND	ND
Session 8 – S3	99,5139	-2,5796 ± 3,4481	0,883
Session 9 – S6	99,2919	-2,8344 ± 4,3435	0,8917
Session 10 – S4	99,8047	-0,5482 ± 3,1201	0,6746
Session 11 – S1	99,8712	0,3464 ± 2,7322	0,9799
Session 12 – S4	99,7329	-2,5215 ± 2,2995	0,8869
Température ambiante	20°C	35°C	45°C
Couleur			

Tableau 36 : Résultats de la comparaison entre les deux mesures de flux thermique.

### 3.2.1.4.2.3 Température externe

En ce qui concerne la température externe, il ne s'agit pas d'une erreur de mesure mais d'une différence. En effet, la température mesurée par le capteur de température externe correspond à la température de l'enveloppe, à savoir la veste. Elle est influencée par l'ambiance (25°C, 35°C ou 45°C) mais aussi par l'état thermique du sujet.

La comparaison est faite sur les mesures valides, lorsque l'état stable est atteint. La mesure est considérée comme valide si :

1.  $temp(n) \neq 0$
2.  $temp(n - 1) - 1 \leq temp(n) \leq temp(n - 1) + 1$

Toutes les mesures présentent une différence avec la température de la chambre climatique, cette différence étant comprise entre +1,4°C et +10,47°C. Les plus grands écarts sont observés lorsque la température de la chambre climatique est de 20°C (session 1 : +10,39°C, session 2 : +9,27°C et session 11 : +5,56°C).




Référence	% mesures valides	T° moyenne (°C)	Différence ± écart type	
			°C	%
Session 1 - S6	100	30,39	10,39 ± 0,26	51,97 ± 1,31
Fichier 1	100	30,21	10,21 ± 0,24	51,06 ± 1,02
Fichier 2	100	30,47	10,47 ± 0,35	52,36 ± 1,73
Fichier 3	100	31,44	11,44 ± 0,17	57,2 ± 0,86
Session 2 - S3	99,95	29,27	9,27 ± 0,44	46,36 ± 2,22
Fichier 1	100	29,56	9,56 ± 0,45	47,77 ± 2,23
Fichier 2	99,9	29,12	9,12 ± 0,44	45,62 ± 2,22
Session 3 - S2	100	37,59	2,59 ± 0,15	7,4 ± 0,44
Session 4 - S3	99,65	37,56	2,56 ± 0,29	7,33 ± 0,83
Fichier 1	99,72	37,44	2,44 ± 0,46	6,96 ± 1,32
Fichier 2	99,56	37,69	2,69 ± 0,12	7,69 ± 0,38
Session 5 - S6	100	37,9	2,95 ± 0,12	8,44 ± 0,35
Session 6 - S1	100	47	1,96 ± 0,17	4,37 ± 0,37
Session 7 - S4	99,89	37,7	2,68 ± 0,15	7,66 ± 0,43
Session 8 - S3	100	46,9	1,88 ± 1,08	4,18 ± 2,39
Session 9 - S6	100	47,2	2,24 ± 0,32	4,99 ± 0,7
Session 10 - S4	99,88	39,3	4,28 ± 0,26	12,23 ± 0,74
Session 11 - S1	100	25,56	5,56 ± 0,08	27,77 ± 0,37
Session 12 - S4	99,85	46,4	1,4 ± 0,28	3,11 ± 0,63
Température ambiante	20°C	35°C	45°C	
Couleurs				

Tableau 37 : Résultats de la comparaison entre la température de la veste et la température de la chambre climatique.

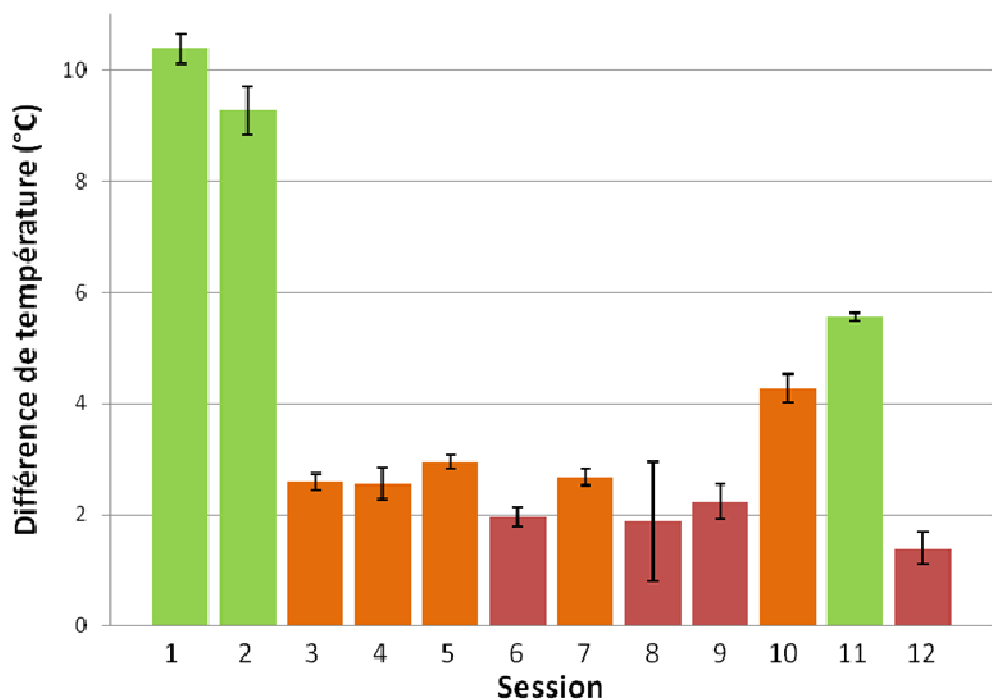


Figure 104 : Différence de température entre les mesures du système ProeTEX et la température de la chambre climatique (°C).

Cette différence de température peut être due :

- A une erreur de calibration du capteur de température.
- A une augmentation de la température autour du sujet induite par l'évacuation de la chaleur produite durant l'activité physique (essentiellement à 20°C). Cette surproduction de chaleur chauffe la veste par conduction et modifie ainsi la température à proximité du sujet. Les plus grandes différences de température sont observées lorsque la température de la chambre est 20°C.

#### 3.2.1.4.3 Conclusion

Ces tests ont permis de mettre en évidence :

- Le bon fonctionnement du capteur de flux thermique. Bien qu'il y ait une erreur entre les deux mesures, la valeur fournie par le système ProeTEX est acceptable. Il s'agit ici d'obtenir une évaluation du flux thermique afin de pouvoir évaluer le sens des échanges thermiques et de détecter le sens des échanges de chaleur.
- Un défaut d'isolation du capteur de température interne. Bien que la comparaison soit opérée entre deux sites dont les températures diffèrent (cf. 2.1.4 et Tableau 23), l'erreur de mesure permet de mettre en évidence certains problèmes sur le capteur de température axillaire : défaut d'isolation, problème au niveau du contact et au niveau de l'intégration.
- La température mesurée dans la veste n'est pas la température externe mais une température influencée par la température externe, la température du sujet et son état thermique (vasodilatation ou vasoconstriction).

#### 3.2.1.5 Evaluation du troisième prototype ProeTEX (CRSSA, mai 2010)

Afin d'évaluer la performance de la veste et du tee-shirt ainsi que la qualité des mesures, le troisième et dernier prototype a été testé en chambre climatique au CRSSA.

##### 3.2.1.5.1 Protocole

Le protocole est identique à celui des tests effectués pour le deuxième prototype (cf. 3.2.1.4.1).

Dans le troisième prototype de veste, le capteur de température externe a été placé sous la couche externe, à côté du fluxmètre.

Le troisième prototype a subi quelques modifications et améliorations par rapport au précédent :

- L'isolation et le placement du capteur de température axillaire ont été revus.
- Le capteur de température externe a été placé sous la couche externe de la veste.

##### 3.2.1.5.2 Résultats

Nous présentons ici les résultats des comparaisons entre la température interne et la température rectale ainsi que la différence de température entre l'ambiance et la température de la veste.

Les comparaisons sont pratiquées sur les mesures valides entre l'entrée et la sortie de la chambre climatique. Le pourcentage de mesures valides est calculé en faisant le rapport entre le nombre de mesures considérées comme correctes et le nombre de mesures théoriquement effectuées à la fréquence d'acquisition du système ProeTEX entre l'entrée et la sortie de la chambre climatique.

Pour comparer les signaux, l'erreur moyenne est calculée selon la formule :

$$Erreur\ moyenne = \frac{1}{nb\ de\ mesures} \sum_{i=entrée}^{sortie} Proetex_i - Reference_i$$

L'erreur relative moyenne est aussi calculée :

$$Erreur\ moyenne = \frac{1}{nb\ de\ mesures} \sum_{i=entrée}^{sortie} \frac{Proetex_i - Reference_i}{Reference_i}$$

La corrélation entre les deux signaux est également évaluée. Les courbes comparatives sont représentées en Annexe 4 page **Erreur ! Signet non défini.**

### 3.2.1.5.2.1 Température interne

La comparaison est toujours opérée entre les mesures fournies par le capteur de température axillaire et la température rectale. Elle n'est effectuée que lorsque le capteur a atteint son état d'équilibre, à savoir après les quinze minutes nécessaires à la stabilisation.

La mesure  $n$  est considérée comme valide si :

1.  $temp(n) \neq 0$
2.  $temp(n - 1) - 1 \leq temp(n) \leq temp(n - 1) + 1$

Durant les sessions 4 et 17, il y a eu un problème d'acquisition au niveau de la référence (capteur cassé). La comparaison n'a pas eu être menée pour ces deux tests.




Référence	% mesures valides	Erreur ± écart type		Corrélation
		°C	%	
Session 1 – S6	91,03	-1,04 ± 0,58	-2,77 ± 1,58	0,98
Session 2 – S1	92,65	-0,24 ± 0,26	-0,63 ± 0,68	0,94
Session 3 – S4	90,88	-0,48 ± 0,36	-1,28 ± 0,96	0,83
Session 4 – S2	93,23	ND	ND	ND
Session 5 – S6	92,89	0,001 ± 0,16	0,001 ± 0,43	0,95
Session 6 – S1	86,25	-0,51 ± 0,14	-1,34 ± 0,36	0,62
Session 7 – S4	91,59	-0,15 ± 0,26	-0,4 ± 0,71	0,97
Session 8 – S1	92,53	-0,37 ± 0,14	-0,96 ± 0,38	0,98
Session 9 – S5	88,24	-0,05 ± 0,16	-0,15 ± 0,41	0,88
Session 10 – S3	90,83	-0,12 ± 0,09	-0,32 ± 0,24	0,97
Session 11 – S5	94,20	-0,06 ± 0,09	-0,14 ± 0,24	0,69
Session 12 – S2	91,58	-0,45 ± 0,08	-1,17 ± 0,19	0,45
Session 13 – S4	93,54	-0,44 ± 0,24	-1,17 ± 0,64	0,89
Session 14 – S2	93,53	1,14 ± 0,38	2,99 ± 0,99	0,00
Session 15 – S6	93,73	-0,36 ± 0,24	-0,97 ± 0,64	0,96
Session 16 – S3	93,84	0,30 ± 0,19	0,78 ± 0,48	0,98
Session 17 – S5	87,55	ND	ND	ND
Session 18 – S2	93,47	1,04 ± 0,42	2,73 ± 1,13	0,00
Température ambiante	20°C	35°C	45°C	
Couleurs				

Tableau 38 : comparaison entre la température rectale et la température axillaire.

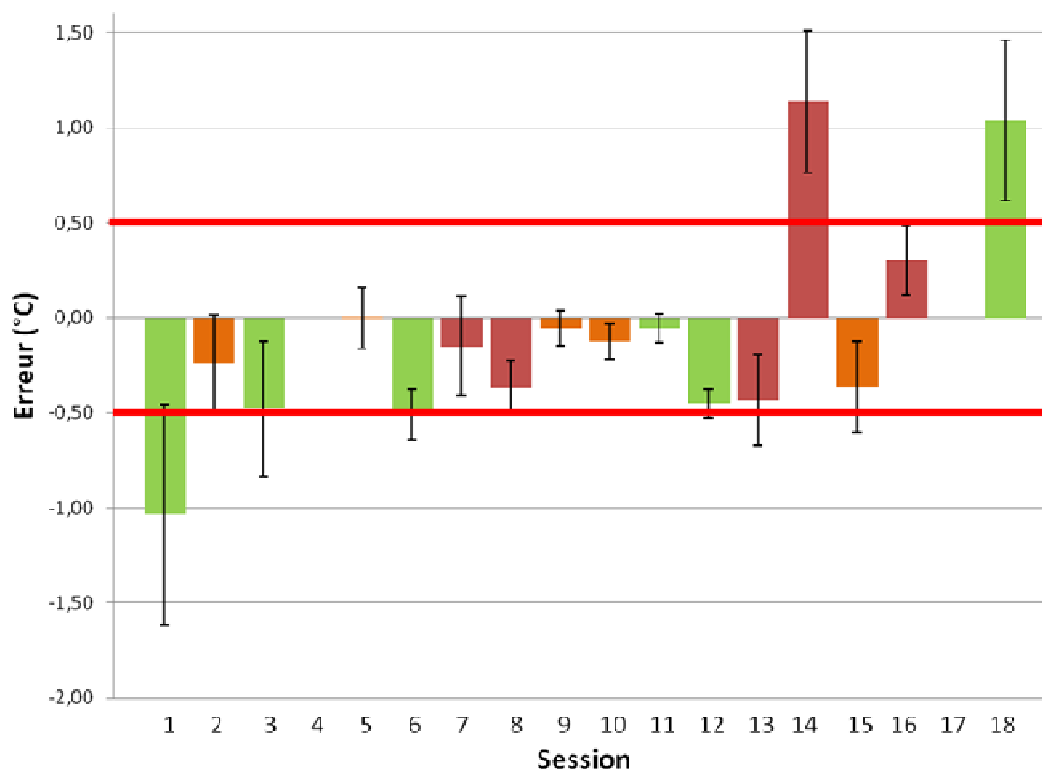


Figure 105 : Erreur de mesure entre la température axillaire et la température centrale (°C). Les lignes rouges (à -0,5°C et +0,5°C) représentent la précision du capteur.

Au cours des sessions 14 et 18, un problème d’acquisition au niveau du système ProeTEX est intervenu. La température axillaire est restée constante tout au long de ces deux essais. C’est pourquoi l’erreur est de 1,14°C pour la session 14 et 1,04°C pour la session 18. La corrélation est de 0.

L’erreur entre les deux sites de mesures est supérieure à 0,5°C pour la session 1. Ici, le problème est dû à un mauvais contact entre le capteur et la peau.

Pour remédier à ce problème au cours des autres sessions (1, 3, 5 à 13, 15, 16 et 18), une ceinture élastique a été placée au dessus du tee-shirt. L’erreur de mesure est comprise dans le domaine de précision du capteur ( $\pm 0,5^\circ$ ) et la corrélation entre les deux signaux est supérieure à 0,62 sauf pour la session 12. L’écart type est compris dans l’intervalle de linéarité du LM92.

L’amélioration de l’isolation du capteur ainsi que son repositionnement ont permis de fiabiliser la mesure de température axillaire.

### 3.2.1.5.2.2 Flux thermique

Durant ces tests, nous nous sommes aperçu d’un problème au niveau de l’acquisition du flux. L’enregistrement ProeTEX fournit une courbe d’allure similaire à la référence avec cependant une amplitude plus importante. Une erreur au niveau du gain lors de l’amplification est probable. Cette différence d’amplitude peut être due à une erreur de retranscription du facteur de conversion de la tension en flux thermique.

### 3.2.1.5.2.3 Température externe

La température de la veste est comparée avec la température de la chambre climatique. Les mesures sont considérées valides si :

1.  $temp(n) \neq 0$
2.  $temp(n - 1) - 1 \leq temp(n) \leq temp(n - 1) + 1$




Référence	% mesures valides	Différence de température	
		°C	%
Session 1 – S6	91.03	6.59 ± 3.61	32.93 ± 18.07
Session 2 – S1	92.65	0.43 ± 0.7	1.23 ± 2.01
Session 3 – S4	90.88	3.87 ± 2.35	19.36 ± 11.74
Session 4 – S2	93.28	0.72 ± 0.74	2.06 ± 2.12
Session 5 – S6	92.89	2.51 ± 1.6	7.19 ± 4.58
Session 6 – S1	85.25	4.15 ± 2.79	20.74 ± 13.95
Session 7 – S4	91.5	0.28 ± 0.47	0.62 ± 1.04
Session 8 – S1	92.53	-2.61 ± 1.97	-5.8 ± 4.38
Session 9 – S5	88.24	1.1 ± 1.02	3.14 ± 2.91
Session 10 – S3	90.7	2.7 ± 1.66	7.72 ± 4.75
Session 11 – S5	94.20	3.63 ± 2.06	18.14 ± 10.31
Session 12 – S2	91.56	9.91 ± 5.78	49.55 ± 28.91
Session 13 – S4	93.54	-0.58 ± 1.28	-1.29 ± 2.85
Session 14 – S2	93.53	-0.81 ± 1.03	-1.80 ± 2.30
Session 15 – S6	93.73	0.52 ± 0.81	1.48 ± 2.31
Session 16 – S3	93.90	-1.73 ± 1.35	-3.84 ± 3.01
Session 17 – S5	87.55	-2.49 ± 1.65	-5.53 ± 3.68
Session 18 – S2	93.12	5.12 ± 3.38	20.50 ± 13.52
Température ambiante	20°C	35°C	45°C
Couleur			

Tableau 39 : Résultats de la comparaison entre la température de la veste et la température de la chambre climatique.

Le nombre de mesures valides est compris entre 85% et 94%. Ceci est essentiellement dû à l'interruption du système de monitoring pendant les tests.

Pour les essais qui se sont déroulés à 20°C, la différence de température est la plus élevée (entre + 5,12°C et +9,11°C). Lors des essais à 45°C, la différence de température est négative (température de la veste plus faible que la température de la chambre climatique).

Le capteur de température externe, par sa position, mesure la température de la veste et non la température ambiante. La température de la veste est influencée par l'ambiance (chambre climatique) mais aussi par la température et l'état thermique du sujet. De plus, la veste a un rôle isolant. C'est pourquoi la température mesurée est supérieure à la température externe, lors des tests pratiqués à 20°C.

La température mesurée, qui est la température de la veste, est influencée par l'état thermique du sujet (capacité à dissiper sa chaleur métabolique) et les mouvements d'air entre les différentes couches. Ce test montre que la veste agit bien comme une barrière au niveau des échanges thermiques :

- A 20°C, la température de la veste est plus élevée que la température ambiante. Elle s'oppose aux pertes.
- A 45°C, la température de la veste est plus faible que la température de la chambre climatique. La veste minimise le gain thermique.



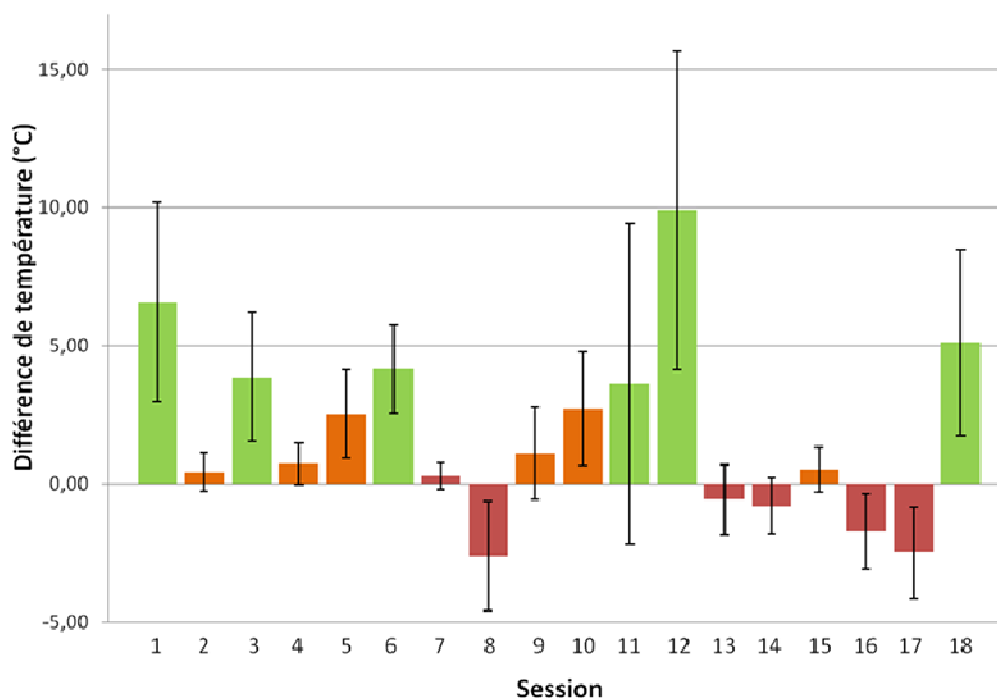


Figure 106 : Différence de température entre les mesures du système ProeTEX et la température de la chambre climatique (°C).

### 3.2.1.5.3 Conclusion

Les améliorations effectuées sur ce dernier prototype ont eu pour effet d'améliorer la mesure de la température interne. Les mesures sont plus fiables.

La différence entre la température externe et la température de la veste sont du même ordre de grandeur que pour le prototype précédant. Elle est plus élevée pour une température ambiante de 20°C que pour une température de 35°C. Dans le cas des essais à 45°C, la différence de température est négative. La température de la veste est influencée par l'ambiance et l'état thermique du sujet.

### 3.2.1.6 Mesure du flux thermique dans la veste à l'aide de thermomètres (prototype INSA 3)

L'intérêt d'intégrer des capteurs de température en réseau de part et d'autre de l'isolation thermique de la veste est d'obtenir plusieurs points de mesure de la température (dispersion des capteurs) et de développer un dispositif alternatif d'évaluation du flux thermique.

La veste équipée du réseau de capteurs de température (cf. 3.1.1.3.3) a fait l'objet de tests préliminaires afin de déterminer la fiabilité du système. Cette veste a également été testée en conditions semi-réelles au cours de deux sessions d'entraînement au centre de formation et d'entraînement à la BSPP.

#### 3.2.1.6.1 Tests préliminaires (équipe Capteurs Biomédicaux, mars 2010)

Afin de valider la méthode de mesure du flux thermique par différence de température, j'ai réalisé un test comparatif entre les valeurs obtenues avec le prototype INSA 3 et une instrumentation de référence.

L'instrumentation de référence est composée d'un fluxmètre Captec identique au capteur utilisé dans le prototype INSA 2 (cf. 3.1.1.3.2) et de la centrale d'acquisition OMEGA décrite dans le

paragraphe 3.1.1.3.1. Le fluxmètre est placé sur l'isolation thermique de la veste, du côté de la zone de confort, au niveau de l'épaule droite, à côté de la sonde platine.

La veste est disposée sur un mannequin exposé à un flux thermique simulé à l'aide d'une ampoule infrarouge d'une puissance de 250W. Le mannequin est positionné de trois-quarts face par rapport au flux thermique.

Les signaux de flux et de température sont enregistrés pendant une durée 15 minutes et 10 secondes comprenant la phase de chauffage par l'ampoule infrarouge et la phase de refroidissement.

La comparaison entre les deux signaux a été opérée sur les signaux normalisés, calculés comme suit :

- Pour le fluxmètre :

$$HF_{norm} = \frac{HF}{|HF|_{max}}$$

Avec : HF le flux thermique, en W/m<sup>2</sup>  
 |HF|<sub>max</sub> la valeur absolue du flux thermique maximum, en W/m<sup>2</sup>

- Pour la différence de température :

$$HF_{norm} = \frac{\Delta T}{|\Delta T|_{max}}$$

Avec : ΔT la différence de température entre les deux faces, en °C  
 |ΔT|<sub>max</sub> la valeur absolue de la différence de température entre les deux faces, en °C

Et  $\Delta T = T_i - T_e$   
 Où T<sub>i</sub> est la température de la face interne de l'isolation thermique et T<sub>e</sub> la température de la face externe de l'isolation thermique.

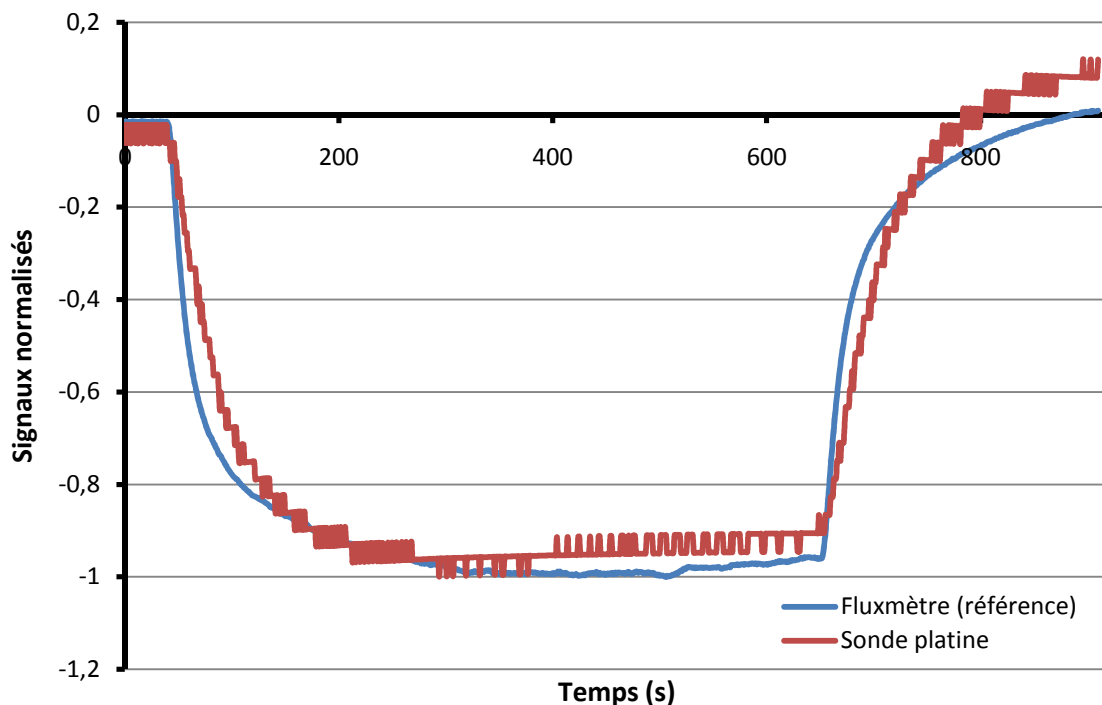


Figure 107 : Comparaison des signaux normalisés de flux. Le signal de référence (obtenu avec le fluxmètre) est représenté en bleu et le signal obtenu par différence de température est représenté en rouge.

Les deux signaux normalisés sont représentés Figure 107. Les deux courbes ont des formes similaires. La corrélation entre les deux signaux est 0,9872. Lorsque l'ampoule est mise sous tension, les deux signaux décroissent simultanément et atteignent un pallier au même instant ( $t = 450$  s). Toutefois, la mesure du fluxmètre basé sur la différence de température a une capacité thermique plus élevée que le fluxmètre Captec, car la résistance thermique du fluxmètre basé sur les sondes platine est l'isolation thermique de la veste. De ce fait, les régimes transitoires (diminution et augmentation du flux thermique) sont un peu plus longs avec ce capteur.

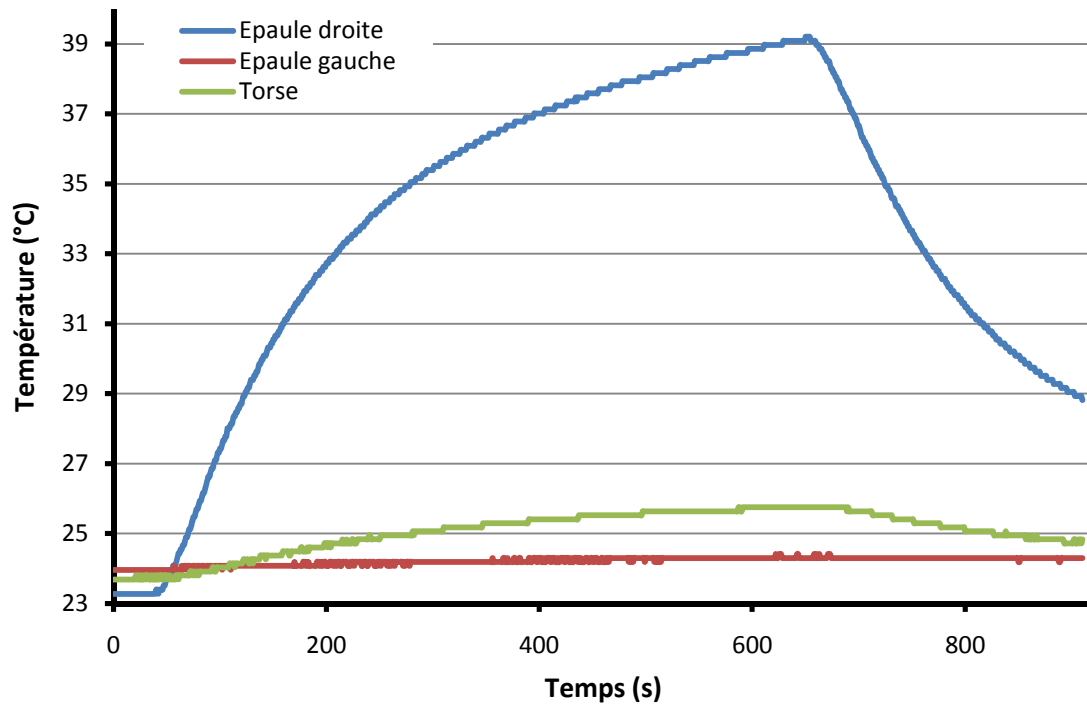


Figure 108 : Mesures de température dans la veste pendant l'exposition au flux, sur l'épaule droite (bleu), l'épaule gauche (rouge) et le torse (vert).

Les mesures de température effectuées avec les sondes platine sont représentées Figure 108. La température de l'épaule droite augmente depuis la température ambiante (23,2°C) jusqu'à 40°C, du fait de son exposition directe au flux thermique. La source infrarouge est une source étendue de chaleur, l'avant du mannequin est également chauffé. La température du front augmente d'environ 2°C, alors que la température de l'épaule gauche reste stable durant le test.

Ce test a également permis de calculer la résistance thermique du fluxmètre basé sur les sondes platine. Cette résistance thermique est constituée d'un assemblage complexe en série de cuivre-Kapton-GoreTex-Kapton-cuivre. Le calcul de cette résistance thermique a été effectuée sur le régime permanent, selon la formule suivante :

$$R_{th} = \frac{(T_i - T_e)}{HF_{ref}}$$

Avec :  $R_{th}$  la résistance thermique du fluxmètre différentiel, en  $^{\circ}\text{C} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{W}^{-1}$ .  
 $T_i$  la température de la face interne de l'isolation thermique, en  $^{\circ}\text{C}$ .  
 $T_e$  la température de la face externe de l'isolation thermique, en  $^{\circ}\text{C}$ .  
 $HF_{ref}$  le flux thermique de référence, en  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$ .

La résistance thermique est égale à  $0,0409^{\circ}\text{C} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{W}^{-1}$ .

Le sens de variation de signaux qui concorde avec les phases d'exposition et la valeur de la corrélation (0,9872) permettent d'attester de la validité de la méthode.

### 3.2.1.6.2 Tests sur le terrain (BSPP, juillet 2010)

#### 3.2.1.6.2.1 Premier exercice : maison du feu

La maison du feu est une structure d'entraînement qui permet aux pompiers de simuler des incendies dans différentes pièces d'une habitation. Cette infrastructure se présente sous la forme d'un immeuble préfabriqué de trois niveaux (cf. Figure 109). A chacun de ses niveaux correspond une pièce d'une habitation standard (cf. Figure 110) :

- Cuisine avec une gazinière au niveau 1.
- Séjour avec un canapé au niveau 2.
- Chambre avec des lits superposés au niveau 3.



Figure 109 : Maison du feu. Cette structure d'entraînement (préfabriqué vert) permet au pompier de perfectionner sa technique d'intervention en infrastructure urbaine.

Les éléments présents dans les différentes pièces sont en métal et sont équipés d'une arrivée de gaz, donnant ainsi la possibilité de simuler un incendie dans une pièce. Cet équipement possède des fonctionnalités qui permettent de simuler la présence de victimes et disperser de la vapeur froide, rendant l'environnement plus contraignant et réaliste.

Le but de l'exercice est de travailler le mode opératoire à adopter par les pompiers lors d'une intervention. Ce test se déroule de la façon suivante :

- Arrivée sur place de l'équipe d'intervention.
- Prise de renseignements pour savoir à quel niveau se situe l'incendie et si il y a des victimes éventuelles.
- Intervention : le pompier pénètre dans la pièce et disperse dans l'atmosphère l'équivalent d'un verre d'eau. Ce test, appelé test du verre d'eau, permet d'apprécier approximativement la température de la pièce. S'il entend des gouttes retomber au sol, il peut progresser. Dans le cas contraire, il disperse de l'eau dans l'air afin d'abaisser la température de la pièce et de pouvoir y progresser.



Figure 110 : Eléments de la maison du feu servant à la simulation des incendies. En haut : la gazinière, en bas à gauche : le canapé et en bas à droite : les lits superposés.



Figure 111 : Incendie dans la cuisine. Un foyer se situe au niveau de la gazinière. L'arrivée de gaz sur le mur à proximité du plafond permet de simuler le phénomène de roll-over (combustion des gaz accumulés au plafond).

L'exercice s'est déroulé au niveau 1. Un pompier équipé de la veste instrumentée doit éteindre l'incendie dans la cuisine (Figure 111).

### 3.2.1.6.2.2 Deuxième exercice : caisson

La veste a également été testée lors d'un test en caisson similaire à celui décrit au paragraphe 3.2.1.1.1. Le terrain où se déroule le test est représenté Figure 112. Des palettes sont brûlées dans le container et le pompier effectue les manœuvres suivantes :

- Approche frontale depuis les barrières jusqu'au repère (cf. Figure 112) situé à mi-chemin entre les barrières et le caisson.
- Allers-retours perpendiculairement au caisson. Les pompiers partent du mur et avancent vers les plaques de contreplaqué.
- Approche du caisson. Les pompiers se situent face au caisson, à environ 1 mètre des portes.
- Extinction du feu. Le pompier équipé de la veste se met en position afin d'éteindre le feu. Il est à proximité de la porte et tient la lance, il est en soutien du porteur puis entre dans le caisson.



Figure 112 : Vue d'ensemble du dispositif de test « caisson 20 pieds ». L'incendie est allumé dans le container et les pompiers s'approchent du feu en marquant un temps d'arrêt au niveau du repère (R), marchent perpendiculairement au caisson et effectuent une approche afin d'éteindre l'incendie.

### 3.2.1.6.3 Résultats

#### 3.2.1.6.3.1 Maison du feu

Après la prise de renseignement, les phases d'attente et de mise en place débutent. Suite à l'ouverture de la porte, le pompier pratique le test du verre d'eau. Le flux thermique diminue d'environ  $40\text{W/m}^2$  durant cette phase (entre 495'' et 515''). Puis le pompier se retire et la porte est refermée, d'où le changement de pente. Ensuite il prend la décision d'entrer dans la pièce. Le flux diminue à nouveau. Le flux est d'autant plus faible que le pompier s'approche de la source de chaleur. Le flux de l'épaule gauche diminue (pente de  $-140\text{W/m}^2/\text{min}$ ) plus vite et atteint une valeur plus faible ( $-105\text{W/m}^2$ ) que celui de l'épaule droite (pente de  $-90\text{W/m}^2/\text{min}$  pour atteindre la valeur

de  $-50\text{W/m}^2$  à  $t=565\text{s}$ ). Le pompier met en avant son épaule gauche car il tient l'extrémité de la lance de la main gauche.

Entre l'ouverture de la porte et l'extinction de l'incendie, les températures mesurées sur l'épaule gauche et l'épaule droite augmentent. La température gauche augmente plus rapidement que celle de l'épaule droite et atteint une valeur plus élevée ( $42^\circ\text{C}$  à gauche à  $550''$  contre  $40^\circ\text{C}$  à droite à  $570''$ ). Lors de l'extinction de l'incendie, la température gauche diminue plus vite que celle de l'épaule droite. Ceci est dû à la posture du pompier qui tient la tête de la lance de la main gauche.

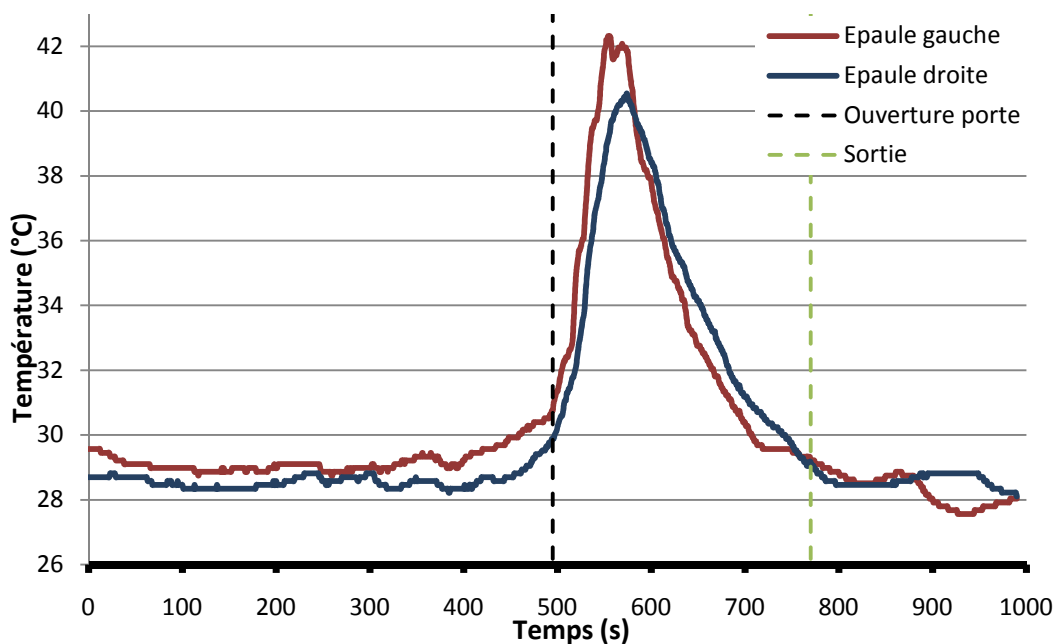


Figure 113 : Température de la veste lors de l'intervention dans la maison du feu. La variation des températures est influencée par la posture du pompier et sa position par rapport au foyer de l'incendie.

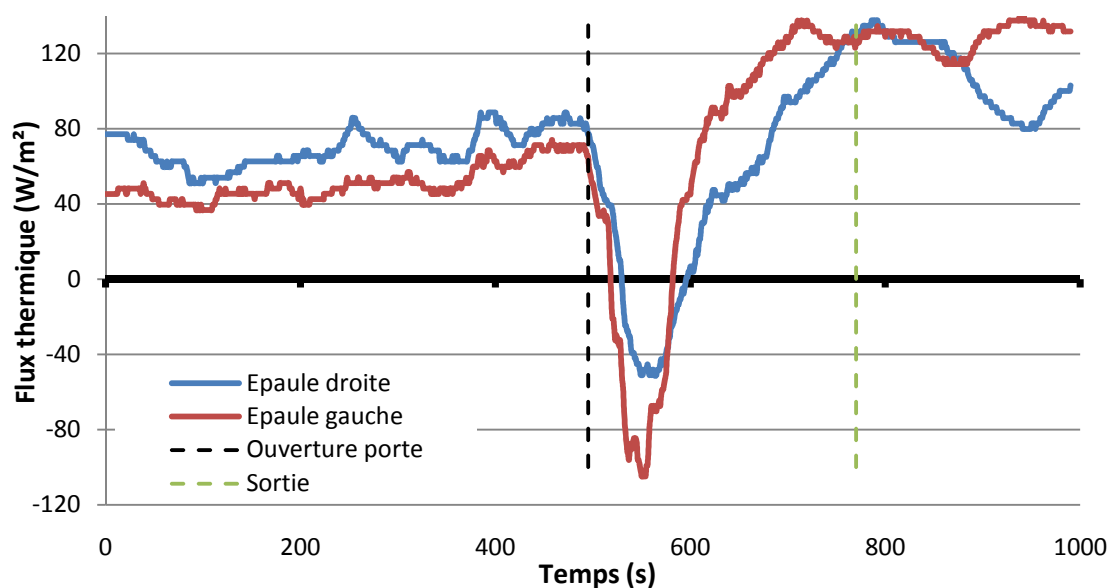


Figure 114 : Evolution du flux lors de l'exercice dans la maison du feu. La valeur du flux dépend de l'orientation du pompier par rapport au feu.

Lorsque le feu est éteint, le flux augmente. Il se stabilise lorsque le pompier sort. La légère diminution est due à l'ouverture de la veste avant l'arrêt du système.

### 3.2.1.6.3.2 Caisson

Ce test se déroule en cinq étapes :

- (1) Le pompier est au niveau de la barrière, face au container. Les deux flux diminuent. En deux minutes, le flux de l'épaule droite diminue de  $60\text{W/m}^2$  soit une variation de  $30\text{W/m}^2/\text{min}$ . Celui de l'épaule gauche de  $75\text{W/m}^2$ , soit  $35\text{W/m}^2/\text{min}$ . Les températures augmentent sur chaque épaule ( $+6^\circ\text{C}$  à droite et  $+9^\circ\text{C}$  à gauche).
- (2) Le pompier s'approche du caisson et s'arrête au niveau du repère sur le sol (à environ 3 mètres du container, cf. Figure 112). Les variations de flux et de températures continuent dans le même sens que précédemment. Toutes les pentes sont plus élevées. Le flux de l'épaule droite diminue avec une pente de  $84\text{W/m}^2/\text{min}$  et celui de l'épaule gauche avec une pente de  $120\text{W/m}^2/\text{min}$ . La température de l'épaule droite augmente de  $7,8^\circ\text{C}/\text{min}$  et sur l'épaule gauche, elle augmente de  $13,2^\circ\text{C}/\text{min}$ .
- (3) Le pompier effectue un passage devant le caisson, en partant du mur et en se dirigeant vers les planches. Son épaule droite est orientée du côté du container. Côté gauche, le flux augmente et la température diminue, étant donné que le pompier est en mouvement et que ce côté n'est pas directement exposé au feu. Côté droit, le flux et la température restent constants.
- (4) Le pompier effectue un passage devant le container, depuis les planches vers le mur. Cette étape est réalisée plus lentement que précédemment et dure environ quatre minutes. Le pompier marque un arrêt lorsqu'il est à la hauteur de caisson. Durant cette manœuvre, son flanc gauche est orienté du côté du feu. Le flux diminue à nouveau et la température augmente, alors que côté droit, la température diminue et le flux augmente.
- (5) Le pompier entreprend la phase d'extinction de l'incendie. Il s'approche du caisson et tient la tête de la lance de la main gauche. Lors de la phase d'attaque (645s à 680s), le pompier expose son épaule gauche vers le foyer alors que son flanc droit n'est pas directement exposé au feu. Le feu réduit en intensité. Les deux flux augmentent et les températures diminuent.

Ensuite le pompier se positionne en soutien d'un de ses collègues (700s). Il change donc de posture et oriente son flanc droit face au feu. La température augmente et le flux diminue. Côté gauche, le flux continue d'augmenter et la température de diminuer.

A 800 secondes, le pompier change à nouveau de posture et se retrouve avec le foyer de l'incendie sur sa gauche. Les paramètres varient en conséquence. Côté gauche, le flux diminue et la température augmente; alors que côté droit, le flux augmente et la température diminue. La dispersion d'eau sur le feu en réduit l'intensité. Côté droit, température et flux reste constant. Côté gauche, la température diminue et le flux oscille.

Le pompier change une dernière fois de position (1050s). Le caisson se trouve maintenant sur sa droite. Le flux de l'épaule droite diminue et la température augmente. Côté gauche, c'est l'inverse : le flux augmente et la température diminue.

A 1250 secondes, le feu est éteint. Le deux flux augmentent et les températures diminuent.



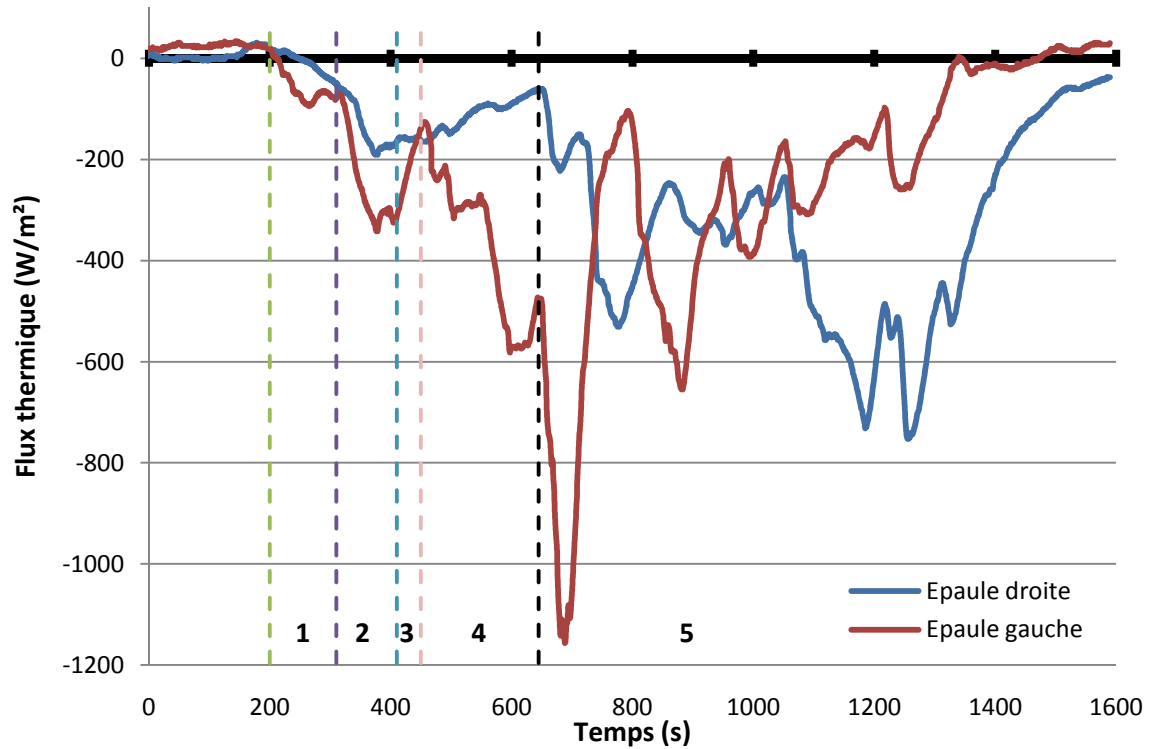


Figure 115 : Evolution du flux pendant l'exercice du caisson « 20 pieds ». Les variations du flux dépendent de l'orientation du pompier par rapport au feu.

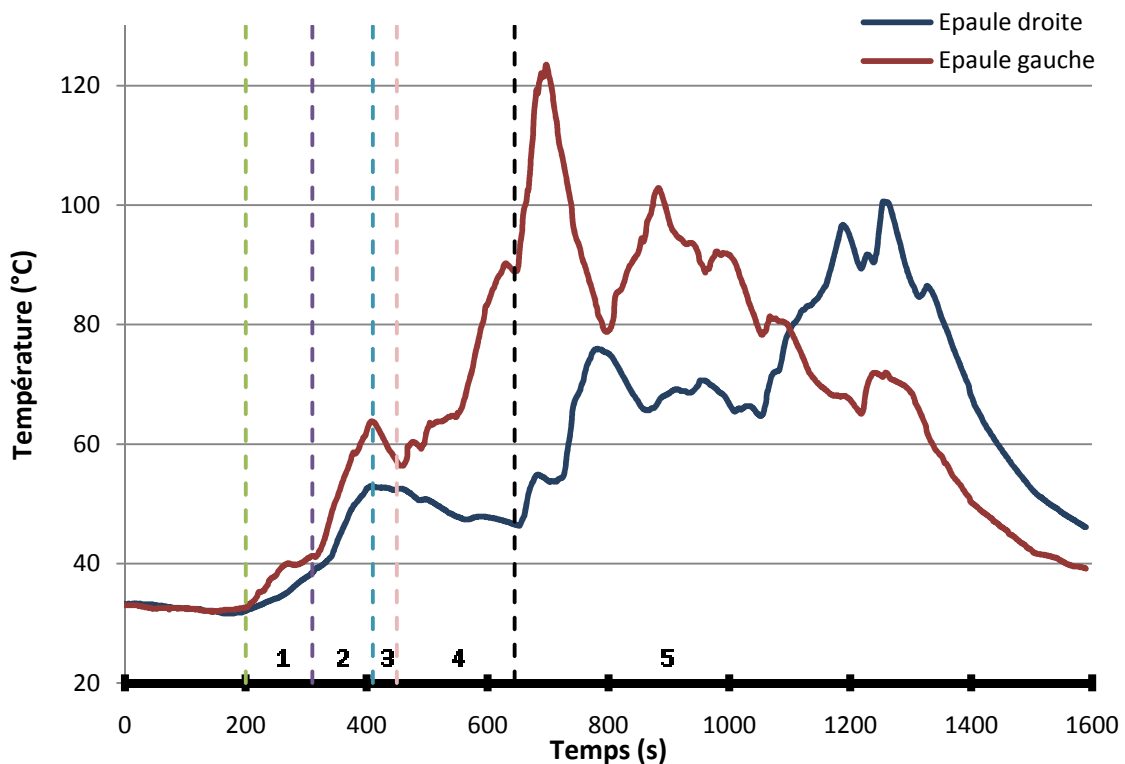


Figure 116 : Température de la veste lors de l'intervention dans la maison du feu. La variation des températures est influencée par la posture du pompier et sa position par rapport au foyer de l'incendie.

#### 3.2.1.6.4 Conclusion

Grâce aux capteurs de température en réseau, il est possible d'effectuer un monitoring de l'environnement thermique dans lequel évolue le pompier. La présence de capteurs de température et de flux sur chaque épaule permet d'évaluer la contrainte créée par les sources de chaleurs quelle que soit leur localisation, et non plus uniquement lorsque le pompier oriente son épaule droite face à cette source.

L'évolution des températures et flux thermiques (augmentation, stabilisation ou diminution) est conforme à l'orientation du pompier par rapport au feu. Le but de ces capteurs étant d'avoir une évaluation du flux et donc du stress thermique subi par le pompier, les capteurs thermiques en réseau remplissent pleinement leurs rôles.

Ces deux capteurs de flux permettent de s'affranchir des artefacts de mesures dus aux mouvements de la veste et aux perturbations de la couche d'air sous la veste.

Ce système permet donc une meilleure détection des situations thermiquement à risque (comparativement au capteur unique du prototype ProeTEX). Il serait possible d'affiner l'évaluation de la contrainte thermique en intégrant deux de ces capteurs en plus dans la veste : un sur l'avant, à proximité de la fermeture éclair et un vers l'arrière, à une position à déterminer.

En outre, ce système de mesure du flux thermique par différence de température permet d'évaluer le sens des échanges thermiques grâce à un dispositif moins coûteux

### 3.2.2 Evaluation de la charge thermique au chaud

Le risque thermique est l'un des risques les plus importants encourus par les pompiers dans le cadre de leurs interventions. La température interne est l'indicateur le plus robuste de l'état thermique d'une personne. Toutefois, il existe des indices de charge thermique (cf. 2.1.2.10.1) qui permettent d'attester et prévoir ce danger. Parmi les indices existants, certains sont basés sur des mesures environnementales, d'autres sur des mesures de paramètres physiologiques.

Etant donné que, dans le cadre du programme ProeTEX, le rythme cardiaque et la température interne font l'objet d'un monitoring continu, il semble judicieux de retenir un indice d'évaluation de la charge thermique basé sur ces deux paramètres. Nous avons opté pour le *Physiological Strain Index (PSI)* établi par Moran et coll. [Moran et al., 1998]. Le PSI se calcule selon l'équation suivante :

$$PSI = 5 \times \frac{T_{ret} - T_{re0}}{39,5 - T_{re0}} + 5 \times \frac{HR_t - HR_0}{180 - HR_0} \quad \text{équation 49}$$

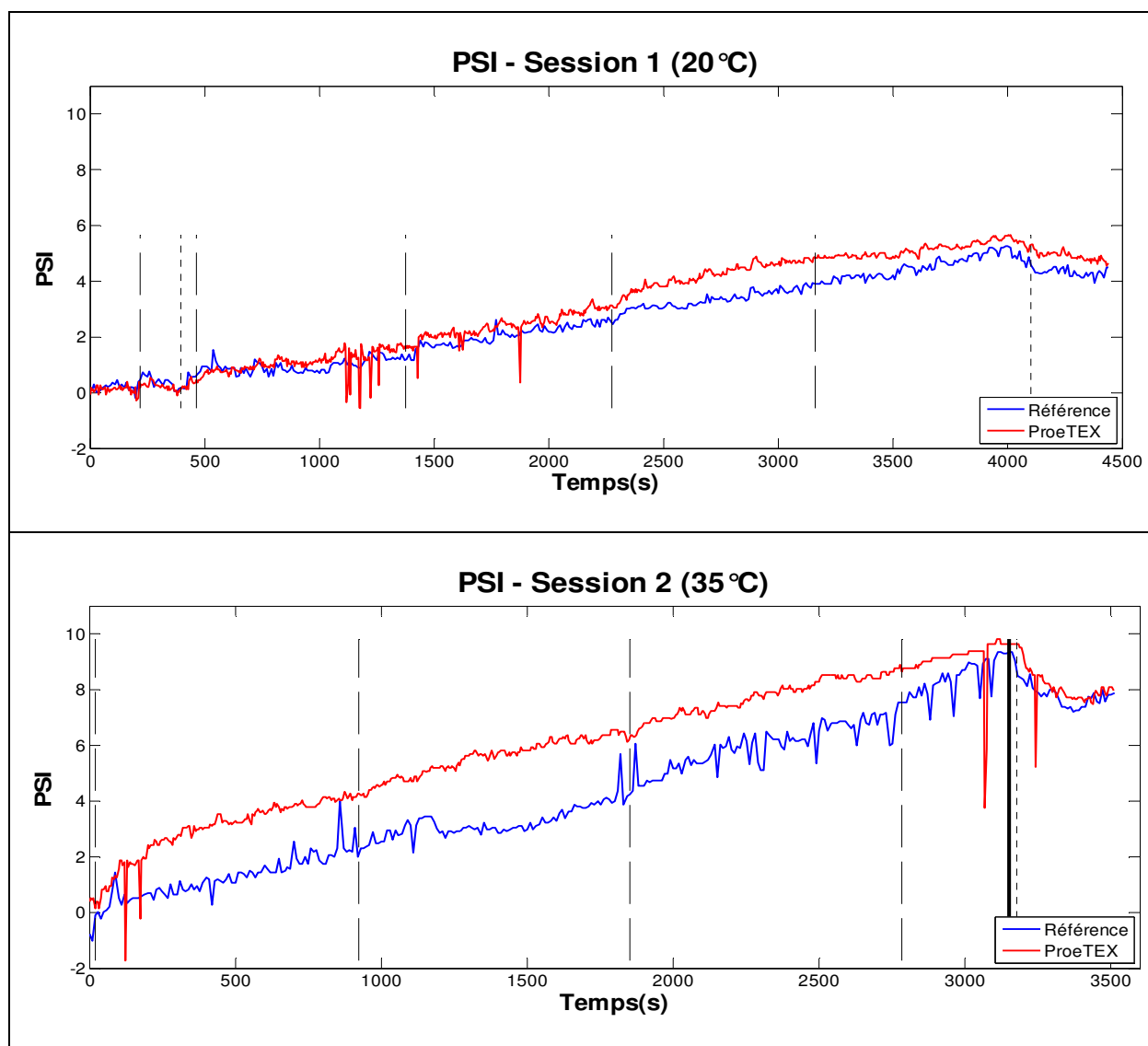
Avec :  $T_{ret}$  la température rectale à l'instant t, en °C.  
 $T_{re0}$  la température rectale au repos, en °C.  
 $HR_t$  le rythme cardiaque à l'instant t, en bpm.  
 $HR_0$  le rythme cardiaque au repos, en bpm.

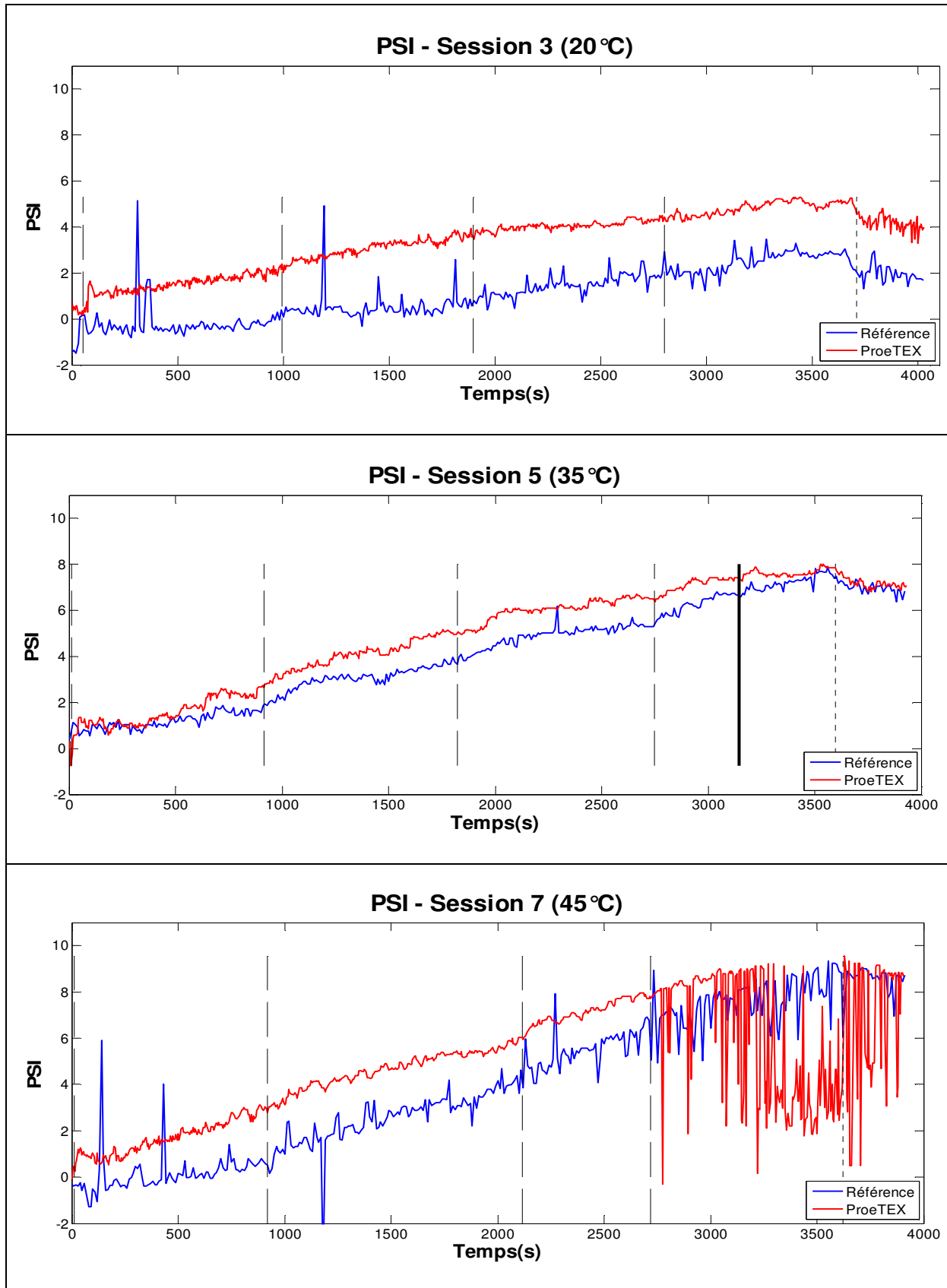
Le calcul du PSI a été effectué à partir des données acquises durant la campagne de tests menée au CRSSA sur le prototype ProeTEX 3 (cf. 3.2.1.5.1 pour le protocole détaillé). Seules les sessions dont les enregistrements sont corrects ont servi à cette étude. Dix sessions ont ainsi été retenues car elles ne présentaient pas de problème au niveau de l'acquisition des signaux de température et de rythme cardiaque (cf. Tableau 40).

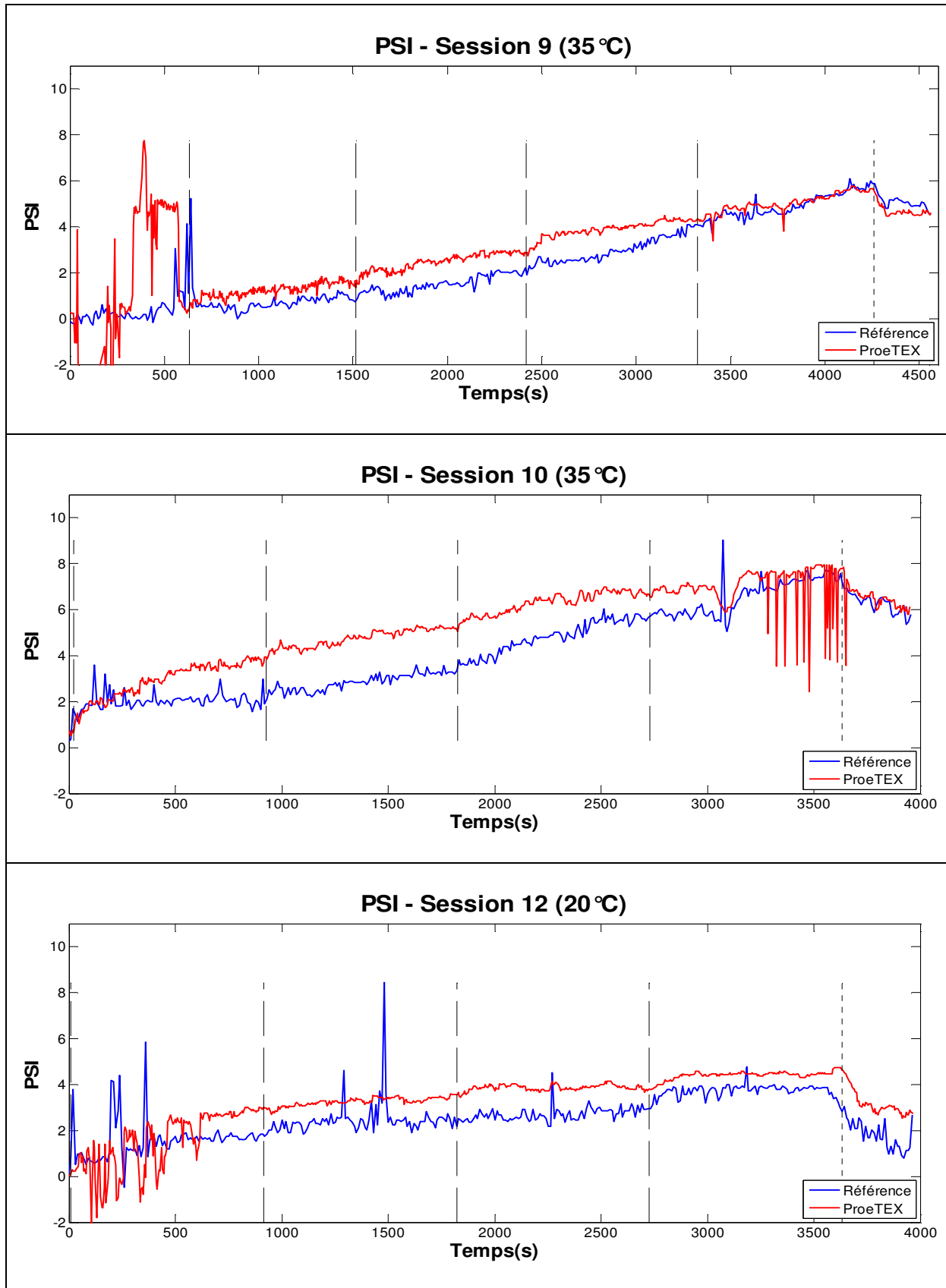
Session	Calcul PSI	Motif d'exclusion
4	Non	Référence de température non disponible
6	Non	Problème acquisition FC ProeTEX au repos
8	Non	Problème acquisition FC de référence au repos
11	Non	Problème de fiabilité de la FC de référence
14	Non	Température interne ProeTEX non conforme
15	Non	Problème acquisition FC ProeTEX
17	Non	Capteur température rectale cassé
18	Non	Température interne ProeTEX non conforme

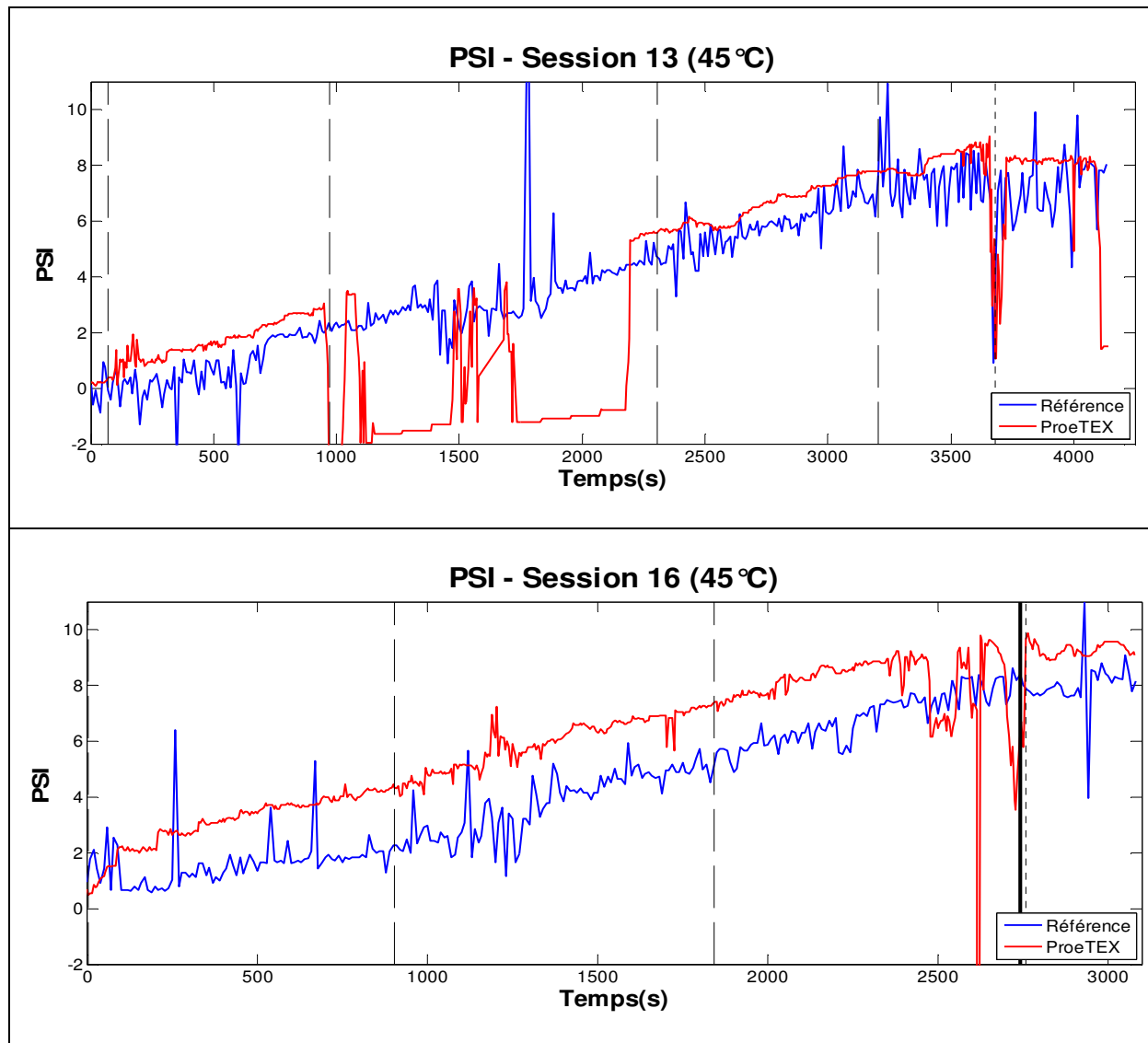
Tableau 40 : Sessions non retenues pour le calcul du PSI et motif d'exclusion

Les courbes suivantes présentent le PSI calculé à partir des données de références (courbes bleues) et des données ProeTEX (courbes rouges).









Le PSI a été calculé pour les signaux de référence (température rectale et rythme cardiaque) enregistrés avec l'instrumentation du CRSSA et pour les signaux mesurés par le prototype ProeTEX 3 (température interne et rythme cardiaque).

Pour chacun des quatre enregistrements, le signal au repos représente la moyenne pendant les cinq minutes de repos avant la phase d'exercice.

Le PSI obtenu avec les signaux ProeTEX est comparé au PSI de référence (différence moyenne et écart type). Les deux PSI sont aussi confrontés à la réalité de l'expérience, à savoir, y-a-t-il un recoupement entre l'état physiologique du sujet et la valeur du PSI ?

La comparaison entre le deux PSI a été effectuée entre le début de l'activité (début de la marche à 4 km/h) et la sortie de la chambre climatique.

Sur les courbes, les tirets verticaux représentent les changements de pente du tapis de marche et les pointillés, le début de la phase de repos.

Le PSI calculé à partir des données de référence et le PSI calculé à partir des données ProeTEX augmentent au cours de l'effort physique et diminuent lors de la phase de repos précédant la sortie de la chambre climatique. Cette évolution est logique puisque le sujet pratique un effort physique sur le tapis de marche avec une pente croissante (4% ; 6%, 8% et 10%). Malgré les artéfacts de mesures, les deux PSI suivent la même évolution. La corrélation entre les deux signaux est au minimum de 0,741 (cf. Tableau 41).

Session	Calcul PSI	Corrélation
1	Oui	0,991
2	Oui	0,966
3	Oui	0,927
5	Oui	0,982
7	Oui	0,741
9	Oui	0,791
10	Oui	0,914
12	Oui	0,788
13	Oui	0,753
16	Oui	0,877

Tableau 41 : Sessions retenues pour le calcul du PSI et corrélation entre le PSI de référence et le PSI ProeTEX

De plus les valeurs de PSI les plus élevées correspondent aux situations les plus contraignantes, i.e. une température interne et un rythme cardiaque élevés en fin d'exercice. De plus lors de l'arrêt prématuré du test en raison d'une température rectale trop élevée (session 2, session 5 et session 16), le PSI est supérieur à 8. Les valeurs de PSI correspondent à l'état thermique du sujet. Cet indice établi par *Moran et coll.* [Moran et al., 1998] peut être utilisé pour évaluer la charge thermique du secouriste lors de l'intervention. Il faut cependant définir avec une plus grande précision la température interne et le rythme cardiaque au repos.

### 3.2.3 Conclusion

L'intégration des capteurs dans le tee-shirt a permis de montrer la pertinence du site de mesure pour la température interne. La mesure de température n'est pas influencée par les conditions externes. La qualité des mesure a été prouvée lors des tests réalisés au CRSSA, sur le troisième prototype de tenue ProeTEX.

Les campagnes d'essais mises en œuvre dans le cadre du projet ont permis de faire évoluer le dispositif de mesure de la température.

Grâce au prototype INSA 1 nous avons montré l'intérêt des mesures de flux thermique dans la veste. Ce prototype a également permis de définir l'emplacement le plus pertinent pour les capteurs thermiques dans la veste : les épaules.

Dans le prototype INSA 2, les capteurs ont été replacés sur chaque épaule ce qui permet de s'affranchir des effets de soufflet provoqués par le mouvement des jambes et d'améliorer la détection du risque thermique grâce à la redondance de capteurs de température et fluxmètres thermiques.

Ces améliorations, confirmées par les tests pratiqués sur le terrain sur le prototype INSA 2, ont été incluses dans les prototypes ProeTEX 2 et 3.

Le bon fonctionnement (qualité des mesures) de ces deux équipements a été validé par les deux campagnes de tests pratiquées au CRSSA. La mesure de la température interne, dans le prototype de tee-shirt ProeTEX 3 est comprise dans le domaine de précision du capteur LM92 ( $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  sur la plage 0 – 50°C).

Dans le prototype INSA 3 de veste, le déploiement de capteurs de température en réseau (sonde Pt 1000 modifiées), a permis de mettre au point un nouveau dispositif de monitoring du flux

thermique et de la température dans la veste. Ce système de mesure a été validé aussi bien en laboratoire que sur le terrain. Cette méthode de mesure n'a pas été intégrée aux prototypes ProeTEX mais elle a permis de démontrer la possibilité de remplacer le fluxmètre par des éléments moins coûteux.

J'ai également étudié la possibilité d'utiliser un indice de charge thermique afin d'estimer la contrainte ressentie par le pompier lors de l'intervention. Notre choix s'est porté sur le PSI (Physiological Strain Index) car cet indice est basé sur deux paramètres physiologiques : la température centrale et le rythme cardiaque. L'indice augmente au cours de l'exercice. Des valeurs de PSI plus élevées sont obtenues pour les tests pratiqués à 45°C que pour ceux pratiqués à 20°C ou 35°C. La comparaison entre l'instrumentation de référence (données des gold standard de CRSSA) et les capteurs intégrés aux équipements ProeTEX montre que les deux PSI ont le même comportement (sens de variation) et atteignent des valeurs comparables à la fin de l'activité physique. Les résultats obtenus permettent d'envisager le calcul d'un indice de charge thermique en direct afin d'obtenir, de façon automatique, une information sur l'état thermique du pompier.





# Partie 4 Conclusion et perspectives



Les travaux de recherche exposés dans ce manuscrit ont été réalisés dans le cadre du projet européen ProeTEX. L'objectif était la conception de nouveaux EPI, Equipements de Protection Individuelle, destinés aux secouristes, et plus particulièrement, aux pompiers et personnels de la sécurité civile. En plus de les protéger contre un ou plusieurs risques susceptibles de menacer leur santé ainsi que leur sécurité, ces équipements doivent permettre l'amélioration de leur coordination et de leur efficacité. Pour atteindre ces objectifs ambitieux, de nouvelles tenues ont été développées par le consortium constitué de vingt-trois partenaires regroupant industriels et chercheurs de domaines variés, tels que le textile, l'électronique, l'instrumentation, les capteurs, la communication, les énergies, etc. A ce consortium ont été intégrés les utilisateurs finaux, pompiers et personnels de la sécurité civile. Leur rôle a été primordial dans la définition des besoins, ainsi que pour leur expertise et le soutien logistique apporté aux autres partenaires du projet durant les phases de tests sur le terrain.

Ce projet européen a abouti à la conception et réalisation d'un dispositif complet de monitoring de paramètres physiologiques et environnementaux intégrés au textile. En effet, les équipements se composent d'une veste, d'un tee-shirt et de bottes. Ils comprennent les capteurs, les batteries, les modules électroniques d'acquisition et de communication afin de réaliser un monitoring continu des paramètres physiologiques du secouriste (rythme cardiaque, température interne, rythme respiratoire, capteur de sodium) et un suivi des paramètres environnementaux (température externe, flux thermique, concentration en CO<sub>2</sub>, etc.).

Deux modèles de tenues ont été conçus. Le premier modèle est destiné aux pompiers et le second à la sécurité civile, les deux populations de secouristes n'ayant pas les mêmes missions et, par conséquent, les mêmes contraintes environnementales. Dans les deux cas, la tenue est constituée du tee-shirt et de la veste :

- Le tee-shirt intègre des capteurs pour le suivi en continu du rythme cardiaque, de la température interne, du rythme respiratoire et de la déshydratation
- Les capteurs intégrés dans la veste permettent d'effectuer la surveillance de l'interface Homme-environnement, à travers le suivi de la température du textile, du flux thermique et de la concentration du monoxyde de carbone. Ils permettent aussi le suivi de paramètres comportementaux tels que la posture ou la position (GPS).

Le travail que j'ai réalisé durant cette thèse a porté sur la mesure et l'évaluation des paramètres thermiques, principalement pour le modèle destiné aux pompiers. En effet, étant exposés à un risque thermique élevé de part leurs activités de lutte contre le feu, le monitoring des paramètres thermiques est essentiel.

La température centrale est l'un des quatre signes vitaux permettant d'évaluer l'état physiologique et physique d'un individu. Son intérêt est donc primordial dans la détermination de l'état de santé d'un sujet et la détection du risque thermique auquel il est soumis. C'est pourquoi la température interne fait l'objet d'un suivi continu. Afin de ne pas perturber les pompiers ou les personnels de la sécurité civile, le capteur de température interne a été placé en position axillaire, ce qui permet une mesure non-invasive.

La température ambiante peut imposer une contrainte thermique qui accroît le danger encouru par le secouriste lors de son intervention. Le flux thermique permet d'estimer le sens des échanges entre l'Homme et son environnement. Ces deux paramètres ont été choisis et inclus au dispositif de surveillance du danger thermique. La température externe est mesurée sous la couche externe de la veste, tout comme le flux. La localisation exacte des capteurs dans la veste a fait l'objet d'études qui ont permis de conclure que les épaules étaient les zones les plus exposées durant l'intervention.

Pendant le projet, trois prototypes de tenues, nommés « prototypes ProeTEX », ont été conçus. Ces prototypes ont été améliorés tout au long du programme, tant par la nature des

capteurs intégrés que par leur emplacement dans la veste et le tee-shirt. Nous avons également développé, au sein de l'équipe Capteurs Biomédicaux de l'INSA Lyon, trois prototypes de veste et un prototype de tee-shirt, nommés « prototypes INSA ». Chaque prototype constitue une évolution par rapport au précédent au niveau du système de mesure des paramètres thermiques. Les prototypes INSA nous ont permis d'avoir une plus grande liberté dans la conception du système de monitoring thermique. Les améliorations apportées et validées pendant les essais réalisés en laboratoire ou sur le terrain ont été intégrées ensuite aux prototypes ProeTEX.

**Dans le cas du tee-shirt**, nous avons montré grâce au **prototype INSA**, que la mesure de température axillaire était indépendante des conditions extérieures et qu'elle ne variait pas comme la température cutanée. La qualité de mesure de la température interne a été améliorée par le remplacement de l'isolation thermique en laine polaire (**prototype ProeTEX 2**), par du néoprène (**prototype ProeTEX 3**). Cette amélioration a été validée durant les essais conduits au CRSSA (Centre de Recherche du Service de Santé des Armées) sur la tenue **ProeTEX 3**.

**Dans le cas de la veste**, les tests pratiqués sur le **prototype de veste INSA 1** ont permis d'identifier les zones de mesures pertinentes : les épaules sont les zones les plus exposées durant la phase de recherche du foyer et de lutte contre l'incendie. Ces tests ont aussi permis de confirmer l'intérêt de la mesure continue du flux thermique dans la veste. C'est pourquoi, le **prototype ProeTEX 2** intègre un capteur de flux au niveau de l'épaule gauche.

**ProeTEX 2** a été amélioré, et remplacé par le **prototype ProeTEX 3**, grâce au **prototype de veste INSA 2** qui intègre les capteurs de flux et de température sur chaque épaule. Grâce à la redondance des capteurs thermiques, une meilleure détection du risque thermique est possible, l'environnement dans lequel évoluent les pompiers n'étant pas symétrique. Ce système de mesure a été testé sur le terrain, lors de tests de brûlage. Nous avons montré que le placement des capteurs de flux et de température sur les épaules permettait de s'affranchir des perturbations liées aux mouvements d'air sous la veste induits par les déplacements du pompier, phénomènes observés dans les essais précédents. En outre, le positionnement des capteurs de température sous la couche externe de la veste permet de les protéger mécaniquement (des frottements, de l'arrachement, etc.) et rend le système plus robuste.

Nous avons conçu le dernier **prototype de veste INSA 3**, dans lequel le monitoring du flux thermique est réalisé par mesure de la différence de température à l'aide de sondes platine modifiées intégrées dans le prototype de veste. Ce nouveau système n'a pas remplacé le fluxmètre dans le prototype final ProeTEX, par contre, il pourra constituer une alternative intéressante dans le cas de réduction de coût de fabrication. En effet, le fluxmètre est un des éléments les plus coûteux du système. Dans cette version, les capteurs de température ont été déployés en réseau dans la veste. Les sondes platine sont intégrées sur les deux épaules, de part et d'autre de l'isolation thermique, afin de mesurer la différence de température et d'estimer le flux thermique. Des tests conduits sur le terrain ont montré que ce système de mesure permettait de connaître le sens des échanges thermiques et détecter les situations thermiquement à risque.

Le développement des trois prototypes ProeTEX successifs a permis de montrer la faisabilité du monitoring des paramètres physiologiques, comportementaux et environnementaux en environnement hostile et dans des conditions extrêmes. Les tests de validation pratiqués sur l'ensemble des paramètres physiologiques (rythme cardiaque, rythme respiratoire et température interne) attestent du niveau fonctionnel de ces tenues, les valeurs obtenues pour l'ensemble des paramètres étant proches de celles fournies par les instrumentations de références (erreur inférieure à 0,5°C et 1,2% pour la mesure de température interne). L'évaluation des tenues en conditions réelles a également donné des résultats satisfaisants, les valeurs obtenues étant en accord avec la réalité du terrain. De plus les tests face au feu (caisson, cave à fumée) et durant un effort physique intense attestent de la fiabilité du système de mesure.

Ce projet a également permis d'identifier les paramètres les plus pertinents pour le monitoring de l'état de santé du secouriste. Le rythme cardiaque, le rythme respiratoire, la

température interne permettent d'évaluer la condition physique. La posture du porteur de la tenue est également un bon indicateur. Les paramètres environnementaux pertinents sont le flux thermique et la température.

Bien que les équipements développés dans le cadre du programme ProeTEX soient fonctionnels et permettent un suivi en direct des différents paramètres, ils ne sont pas utilisables en l'état car les données acquises au cours des différents tests font l'objet d'une analyse *a posteriori*. Afin que ces tenues soient utiles pour des opérateurs durant des interventions à risque, un nouveau projet européen va être déposé par un consortium regroupant un nombre restreint de partenaires déjà présents dans le projet ProeTEX. L'objectif est de développer des tenues NRBC (tenues pour la prévention des risques nucléaires, radiologiques, biologiques et chimiques) pour l'évaluation des risques sanitaires encourues par l'utilisateur en direct. Il s'agit plus précisément de protéger un opérateur porteur d'une combinaison NRBC de troubles graves liés à la chaleur et aux problèmes cardiaques soudains provoqués par une situation à risque. Le consortium développera un vêtement protecteur « intelligent » et autonome, qui avertira l'utilisateur et les autres opérateurs proches en cas de détection d'états de santé défaillants. Le système pourra également prévoir l'évolution de l'état physiologique de l'utilisateur, afin d'éviter les troubles graves.

Ce nouveau projet s'appuie sur les technologies développées dans le cadre de ProeTEX et ambitionne de mettre au point des alarmes automatiques qui indiqueront au porteur de la tenue instrumentée, une situation de danger.

Les étapes seraient les suivantes :

- identification des paramètres physiologiques et environnementaux les plus pertinents pour le suivi de l'état de santé de l'opérateur et de son environnement.
- choix des capteurs et techniques de mesure à partir de l'instrumentation conçue et développée dans le cadre de ProeTEX.
- réalisation des tenues
- mise au point de modèles physiologiques adaptés permettant de détecter les situations à risque pour la santé.

A partir de ces modèles et des données acquises au cours de campagnes de test, il sera alors possible de développer des alarmes qui se déclencheront dans une situation à risque, quelle que soit son origine (risque thermique, risque d'épuisement physique). Il serait également utile de prévenir les autres opérateurs et/ou superviseur de l'opérateur si ce dernier reste immobile ou au sol.

Pour atteindre ces objectifs, plusieurs niveaux d'alerte pourront être définis :

- des seuils absolus de danger, basés sur les valeurs des paramètres comme par exemple une température interne de 39,5°C.
- des amplitudes de variations de paramètres telles que l'élévation de la température interne par rapport au début de l'activité, une valeur maximale de rythme cardiaque pendant une durée prédéfinie.
- des indices pertinents indiquant un danger. Il pourrait s'agir d'indices semblables à l'indice de charge thermique expérimenté durant cette thèse. Pour cela, la fusion de données et la mise en œuvre de méthode de classification seront nécessaires.

De plus, chaque individu étant différent, il sera utile d'élaborer des algorithmes d'apprentissage, afin que les alarmes soient adaptées au porteur de la tenue. Dès que les indices seront identifiés et les algorithmes développés, des campagnes de tests devront être mise en place pour attester du bon fonctionnement des outils d'analyse et de définir les seuils d'alerte.

Les alarmes et dispositifs de contrôle automatiques élaborés dans le cadre de ce nouveau projet permettraient d'améliorer les conditions d'intervention et de minimiser les risques sanitaires encourus par les utilisateurs. Une fois la robustesse de ces dispositifs avérée, il serait intéressant de pouvoir les transposer aux tenues développées dans le cadre de ProeTEX afin de détecter automatiquement les risques encourus par les secouristes et rendre ainsi le fonctionnement de ces nouveaux équipements autonomes.

Le système de monitoring intégré au textile développé par les différents partenaires du projet ProeTEX présente des perspectives d'application très vastes. En effet, le système de monitoring des paramètres physiologiques embarqué dans les tenues pourrait apporter plus de sécurité aux personnes exerçant des professions à risque. Le monitoring de la charge thermique pourrait être appliqué à l'ensemble des professionnels exerçant dans des conditions de température anormales. Les populations concernées sont l'ensemble des professions à risque ou opérant des conditions extrêmes : les pompiers, les agents de production et de maintenance de sites industriels tels que les forages pétrolier ou gazier, les astronautes, etc. Les militaires, qui peuvent agir dans des conditions dangereuses (températures élevées et taux d'humidité importants) sont également concernés par les risques physiques et thermiques. Ils peuvent pratiquer des efforts physiques intenses tout en portant des équipements lourds.

Le domaine du sport est également un champ d'application pour tout ou partie du dispositif de monitoring développé durant le projet ProeTEX. Les capteurs intégrés au textile et l'instrumentation ambulatoire associée pourraient être adaptés afin d'être utilisable par les sportifs professionnels ou amateurs dans le cadre du suivi de leurs performances. Les sports automobiles tels que la formule 1 ou les rallyes, dans lesquels les pilotes portent des combinaisons et peuvent être exposés à une chaleur extrême, pourraient être des domaines d'application de ce genre d'équipements instrumentés.

Enfin, les textiles intelligents pourraient également être utilisés pour des applications grand public, comme par exemple la médecine citoyenne, la télémédecine ou encore le maintien de patients à domicile. Le principal obstacle à ces applications est l'acceptabilité de la part du patient. Le pré-positionnement des capteurs dans un tee-shirt ou une ceinture extensible permettraient aux patients d'appliquer lui-même un système de mesures et procéder à la surveillance de paramètres physiologiques comme le rythme cardiaque, la posture (chute) ou encore la déshydratation (en cas de canicule), que ce soit pour une surveillance continue ou une mesure ponctuelle. Les signaux pourraient alors être envoyés vers un centre médical qui pourrait vérifier l'état de santé du patient avant d'éventuellement prévenir un médecin ou les secours.

# Bibliographie





- [Arens and Zhang, 2006]  
Arens, E. A. and Zhang, H. (2006). *Thermal and moisture transport in fibrous materials*, chapter The skin's role in human thermoregulation and comfort, pages 560 – 602. CRC Press, University of California, Berkeley, USA.
- [Aschoff and Wever, 1958]  
Aschoff, J. and Wever, R. (1958). Kern und schale im wärmeschaushalt des menschen. *Naturwissenschaften*, 45:477–485.
- [ASHRAE, 1977]  
ASHRAE (1977). *Handbook of Fundamentals*. ASHRAE.
- [ASHRAE, 1981]  
ASHRAE (1981). Thermal environmental conditions for human occupancy.
- [AUTRAN, ]  
AUTRAN, J.-M. *Techniques de l'Ingénieur*, chapter Thermomètres à résistance métallique, pages R 2 570–1 – R 2 570–18. Ed. Techniques de l'Ingénieur.
- [Axisa et al., 2003]  
Axisa, F., Dittmar, A., and Delhomme, G. (2003). Smart clothes for the monitoring in real time and conditions of physiological, emotional and sensorial reactions of human. In *Proc. 25th Annual Int Engineering in Medicine and Biology Society Conf. of the IEEE*, volume 4, pages 3744–3747.
- [Balageas and Dittmar, 1996]  
Balageas, D. and Dittmar, A. (1996). *La thermique du corps humain et de son proche environnement*, chapter La thermique du corps humain - brûlure et grand brûlé = Heating of the human body - burning and major burns, pages 42–72. ELSEVIER.
- [Beaudreau et al., 2004]  
Beaudreau, P., Besancenot, J., Caserio-Schönemann, C., Cohen, J., Dejour-Salamanca, D., Empereur-Bissonnet, P., et al. (2004). Froid et santé : éléments de synthèse bibliographique et perspectives. saint-maurice : Institut de veille sanitaire ; 2004.
- [Belding and Hatch, 1955]  
Belding, H. S. and Hatch, T. F. (1955). Index for evaluating heat stress in terms of resulting physiological strains. *Heating, piping and air conditioning*, 27(8):129.
- [Billinghurst and Starner, 1999]  
Billinghurst, B. and Starner, T. (1999). Wearable devices: new ways to manage information. *IEEE Computer*, 32(1):57 – 64.
- [Bonfiglio et al., 2007]  
Bonfiglio, A., Carbonaro, N., Chuzel, C., Curone, D., Dudnik, G., Germagnoli, F., Hatherall, D., Koller, J., Lanier, T., Loriga, G., et al. (2007). *Mobile Response*, volume 4458/2007, chapter Managing catastrophic events by wearable mobile systems, pages 95–105. Springer.
- [Bouchama and Knochel, 2002]  
Bouchama, A. and Knochel, J. P. (2002). Heat stroke. *N Engl J Med*, 346(25):1978 – 1988.
- [Boudreau et al., 2008]  
Boudreau, P., Shechter, A., Dittmar, A., Gehin, C., Delhomme, G., Nocua, R., Dumont, G., and Boivin, D. B. (2008). Cerebral temperature varies across circadian phases in humans. In *Proc. 30th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2008*, pages 4856 – 4858.
- [Bourdon et al., 2003]  
Bourdon, L., Canini, F., Aubert, M., Melin, B., Koulmann, N., Saïssy, J.-M., and Bigard, A.-X. (2003). Le coup de chaleur d'exercice : I - aspects cliniques et prévention. *Science & Sports*, 18(5):228 – 240.
- [Breckenridge and Goldman, 1971]  
Breckenridge, J. and Goldman, R. (1971). Solar heat load in man. *J Appl Physiol*, 31(5):659.
- [Breckenridge and Goldman, 1972]  
Breckenridge, J. and Goldman, R. (1972). Solar heat load. *ASHRAE Trans.*, 78:110 – 119.

- [Burton, 1935]  
 Burton, A. (1935). Human calorimetry and the average temperature of the tissues of the body. *The Journal of Nutrition*, 9(3):261 – 280.
- [Burton, 1941]  
 Burton, A. (1941). The operating characteristics of the human thermoregulatory system. *Am. Inst. Physics, Temperature, Its Measurement and Control in Science and Industry*.
- [Butera, 1998]  
 Butera, F. M. (1998). Chapter 3 - principles of thermal comfort. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 2:39 – 66.
- [Cabanac, 1993] Cabanac, M. (1993). Selective brain cooling in humans: “fancy” or fact? *FASEB Journal*, 7:1143 – 1147.
- [Caputa and Cabanac, 1988]  
 Caputa, M. and Cabanac, M. (1988). Precedence of head homeothermia over trunk in dehydrated men. *European Journal of Applied Physiology*, 57:611 – 615.
- [Cargille et al., 1969]  
 Cargille, C. M., Ross, G. T., and Yoshimi, T. (1969). Daily variations in plasma follicle stimulating hormone, luteinizing hormone and progesterone in the normal menstrual cycle. *J Clin Endocrinol Metab*, 29(1):12 – 19.
- [Carter and Perry, 1977]  
 Carter, K. B. and Perry, A. M. (1977). An assessment of a non-invasive technique for measuring deep body temperature. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 1(1):29 – 32.
- [Castellani et al., 2006]  
 Castellani, J. W., Young, A. J., Ducharme, M. B., Giesbrecht, G. G., Glickman, E., and Sallis, R. E. (2006). Prevention of cold injuries during exercise. *MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE*, 38:2012 – 2029.
- [Clark, 1981]  
 Clark, R. (1981). *Bioengineering, thermal physiology and comfort, studies in environmental science*, chapter Human skin temperature and convective heat loss, pages 57 – 76. Elsevier.
- [Clark, 1984]  
 Clark, R. P. (1984). Human skin temperature and its relevance in physiology and clinical assessment. In Ring, EFJ; Phillips, B., editor, *Recent Advances in Medical Thermology*, pages 5–14, Bath, U-K. PLENUM PRESS.
- [Corbett et al., 1997]  
 Corbett, R., Laptook, A., and Weatherall, P. (1997). Noninvasive measurements of human brain temperature using volume-localized proton magnetic resonance spectroscopy. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 17:363 – 369.
- [Corbett et al., 1999]  
 Corbett, R. J. T., Purdy, P. D., Laptook, A., Chaney, C., and Garcia, D. (1999). Noninvasive measurement of brain temperature after stroke. *AJNR Am J Neuroradiol*, 20:1851–1857.
- [Crawshaw et al., 1975] Crawshaw, L. I., Nadel, E. R., Stolwijk, J. A., and Stamford, B. A. (1975). Effect of local cooling on sweating rate and cold sensation. *Pflugers Arch*, 354(1):19 – 27.
- [Crétel et al., 1999]  
 Crétel, E., Sbaï, A., Taupin, P., Hausfater, P., Piette, J., and Cacoub, P. (1999). Etude comparative de la température corporelle par mesure rectale et tympanique. *La Revue de Médecine Interne*, 20(Supplement 1):s91 – s91.
- [Curone et al., 2007]  
 Curone, D., Dudnik, G., Loriga, G., Magenes, G., Secco, E. L., Tognetti, A., and Bonfiglio, A. (2007). Smart garments for emergency operators: Results of laboratory and field tests. In *Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007*, pages 494 – 497.
- [De Dear et al., 1997]

- De Dear, R., Arens, E., Hui, Z., and Oguro, M. (1997). Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments. *International Journal of Biometeorology*, 40:141–156.
- [De Oliveira, 2008]  
De Oliveira, F. (2008). *Etude du confort thermique ressenti par l'homme dans son environnement climatique*. PhD thesis, INSA de Lyon.
- [De Rossi et al., 1999]  
De Rossi, D., Della Santa, A., and Mazzoldi, A. (1999). Dressware: wearable hardware. *Materials Science and Engineering C*, 7:31 – 35.
- [Dinarello and Wolff, 1978]  
Dinarello, C. A. and Wolff, S. M. (1978). Pathogenesis of fever in man. *N Engl J Med*, 298(11):607 – 612.
- [Dittmar et al., 1996]  
Dittmar, A., Delhomme, G., and Pauchard, T. (1996). *La thermique du corps humain et de son proche environnement*, chapter Le Corps Humain Un système thermique complexe, pages 3–41. ELSEVIER.
- [Dittmar et al., 1999]  
Dittmar, A., Delhomme, G., and Schwenzfeier, L. (1999). The human body: a complex thermal and controlled system. In *Thermal protection of man under hot and hazardous conditions*.
- [Dittmar et al., 2006]  
Dittmar, A., Gehin, C., Delhomme, G., Boivin, D., Dumont, G., and Mott, C. (2006). A non invasive wearable sensor for the measurement of brain temperature. In *Proc. 28th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS '06*, pages 900 – 902.
- [DuBois and DuBois, 1915]  
DuBois, D. and DuBois, E. (1915). The measurement of the surface area of man. *Arch Intern Med*, 15:868 – 881.
- [DuBois et al., 1952]  
DuBois, E. F., Ebaugh, F. G., and Hardy, J. D. (1952). Basal heat production and elimination of thirteen normal women at temperatures from 22°C to 35°C. *Journal of Nutrition*, 48:257 – 293.
- [El-Sherif et al., 2000]  
El-Sherif, M., Fidanboyly, K., El-Sherif, D., Gafsi, R., Yuan, J., Richards, K., and Lee, C. (2000). A novel fiber optic system for measuring the dynamic structural behavior of parachutes. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 11(5):351 – 359.
- [English, 2001]  
English, M. J. M. (2001). Physical principles of heat transfer. *Current Anaesthesia and Critical Care*, 12(2):66–71.
- [Epstein and Moran, 2006]  
Epstein, Y. and Moran, D. S. (2006). Thermal comfort and the heat stress indices. *Industrial Health*, 44:388 – 398.
- [ERICKSON and KIRKLIN, 1993]  
ERICKSON, R. and KIRKLIN, S. (1993). Comparison of ear-based, bladder, oral, and axillary methods for core temperature measurement. *Critical care medicine*, 21(10):1528.
- [Fanger, 1967]  
Fanger, P. O. (1967). Calculation of thermal comfort, introduction of a basic comfort equation. *ASHRAE Transactions*, 73, Part II(2):III.4.1 – III. 4.20.
- [Fanger, 1970]  
Fanger, P. O. (1970). Thermal comfort analysis and applications in environment engineering.
- [Fanger, 1972]  
Fanger, P. O. (1972). *Thermal Comfort: analysis and applications in environmental engineering*. McGraw-Hill.
- [Fanger, 1973]

- Fanger, P. O. (1973). Assessment of man's thermal comfort in practice. *British Journal of Industrial Medicine*, 30:313 – 324.
- [Fiala et al., 1999]  
Fiala, D., Lomas, K. J., and Stohrer, M. (1999). A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. *J Appl Physiol*, 87(5):1957 – 1972.
- [Fox and Solman, 1971]  
Fox, R. H. and Solman, A. J. (1971). A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface. *J Physiol*, 212(2):8P – 10P.
- [Fox et al., 1973]  
Fox, R. H., Solman, A. J., Isaacs, R., Fry, A. J., and MacDonald, I. C. (1973). A new method for monitoring deep body temperature from the skin surface. *Clin Sci*, 44(1):81 – 86.
- [Fukuoka et al., 1987]  
Fukuoka, M., Yamori, Y., and Toyoshima, T. (1987). Twenty-four hour monitoring of deep body temperature with a novel flexible probe. *Journal of Biomedical Engineering*, 9(2):173 – 176.
- [Fulbrook, 1993]  
Fulbrook, P. (1993). Core temperature measurement: A comparison of rectal, axillary and pulmonary artery blood temperature. *Intensive and Critical Care Nursing*, 9(4):217 – 225.
- [Gagge and Nishi, 1977] Gagge, A. and Nishi, Y. (1977). Heat exchange between human skin surface and thermal environment. *Handbook of Physiology. Reactions to Environmental Agents*, pages 69 – 72.
- [Gagge, 1937]  
Gagge, A. P. (1937). A new physiological variable associated with sensible and insensible perspiration. *American Journal of Physiology*, 120:277 – 287.
- [Gagge et al., 1941]  
Gagge, A. P., Burton, A. C., and Bazett, H. C. (1941). A practical system of units for the description of the heat exchange of man with his environment. *Science*, 94:428 – 430.
- [Gagge et al., 1937]  
Gagge, A. P., Herrington, L. P., and Winslow, C.-E. A. (1937). Thermal interchanges between the human body and its atmospheric environment. *American Journal of Hygiene*, 26:84 – 102.
- [Gagge et al., 1969] Gagge, A. P., Stolwijk, J. A. J., and Nishi, Y. (1969). The prediction of thermal comfort when thermal equilibrium is maintained by sweating. *ASHRAE Trans.*, 75 part II(2):108 – 125.
- [Ganem et al., 2006]  
Ganem, Y., Pomian, J., Laborde, L., and Brasseur, G. (2006). Ambiances thermiques : travailler au froid. *Documents pour le médecin du travail*, 107:279 – 294.
- [Gavhed and Holmér, 1989]  
Gavhed, D. C. and Holmér, I. (1989). Thermoregulatory responses of firemen to exercise in the heat. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 59(1-2):115 – 122.
- [Givoni, 1963]  
Givoni, B. (1963). Estimation of the effect of climate on man: Development of a new thermal index. Technical report, Building Research Station, Technion, Haifa, Israel.
- [Gopalsamy et al., 1999]  
Gopalsamy, C., Park, S., Rajamanickam, R., and Jayaraman, S. (1999). The wearable motherboard™: The first generation of adaptive and responsive textile structures (arts) for medical applications. *Virtual Reality*, 4:152–168. 10.1007/BF01418152.
- [Guyton and Hall, 2002]  
Guyton, A. C. and Hall, J. E. (2002). *Précis de Physiologie Médicale, Deuxième édition Française, traduction de la dixième édition américaine*, chapter 73-Régulation de la température et fièvre, pages 875–886. PICCIN.
- [Haldane, 1905]

- Haldane, J. S. (1905). The influence of high air temperatures: No. 1. *J Hyg (Lond)*, 5(4):494 – 513.
- [Hardy, 1954]  
Hardy, J. (1953-1954). Control of heat loss and heat production in physiologic temperature regulation. *Harvey lectures*, 49:242.
- [Hardy, 1961]  
Hardy, J. (1961). Physiology of temperature regulation. *Physiol. Rev.*, 41:521–606.
- [Hardy and Dubois, 1937]  
Hardy, J. D. and Dubois, E. F. (1937). Regulation of heat loss from the human body. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 23(12):624–631.
- [Hatfield and Pugh, 1951]  
Hatfield, H. S. and Pugh, L. G. (1951). Thermal conductivity of human fat and muscle. *Nature*, 168:918–919.
- [Havenith, 2002]  
Havenith, G. (2002). The interaction of clothing and thermoregulation. *Exog Dermatol*, 1(5):221–230.
- [Havenith, 2005]  
Havenith, G. (2005). *Extreme Weather Events and Public Health Responses*, chapter Temperature regulation, heat balance and climatic stress, pages 69–80. Springer.
- [Henriques and Moritz, 1947]  
Henriques, F. C. J. and Moritz, A. R. (1947). Studies of thermal injury: conduction of heat to and through skin and temperatures attained therein: theoretical and experimental investigation. *Am J Pathol*, 23:531–549.
- [Holdcroft and Hall, 1978]  
Holdcroft, A. and Hall, G. M. (1978). Heat loss during anaesthesia. *Br J Anaesth*, 50(2):157 – 164.
- [Horwat and Meyer, 1998]  
Horwat, F. and Meyer, J. (1998). Débit ventilatoire de travail. Technical Report 76, INRS.
- [Houghton and Yaglou, 1923]  
Houghton, F. C. and Yaglou, C. P. (1923). Determining equal comfort lines. *J. Am. Soc. Heat Vent Engrs*, 29:165 – 176.
- [Ilmarinen and Mlikinen, 1992]  
Ilmarinen, R. and Mlikinen, H. (1992). Heat strain in fire-fighting drills. In Lotens, W. and Havenith, G., editors, *Proceedings of The Fifth Int. Con! on Environmental Ergonomics*, pages 90 – 91.
- [Insler and Sessler, 2006]  
Insler, S. R. and Sessler, D. I. (2006). Perioperative thermoregulation and temperature monitoring. *Anesthesiol Clin*, 24(4):823 – 837.
- [ISO\_7933, 2004]  
ISO\_7933 (2004). Iso 7933:2004 : Ergonomie des ambiances thermiques – détermination analytique et interprétation de la contrainte thermique fondées sur le calcul de l’astreinte thermique prévisible.
- [ISO\_8996, 2004]  
ISO\_8996 (2004). Iso 8996 ergonomie de l’environnement thermique – détermination du métabolisme énergétique.
- [ISO\_9920, 2007]  
ISO\_9920 (2007). Ergonomie des ambiances thermiques – détermination de l’isolement thermique et de la résistance à l’évaporation d’une tenue vestimentaire.
- [Johnson, 2007]  
Johnson, A. T. (2007). *Biomechanics and exercise in physiology: quantitative modeling*, chapter Thermal Responses, pages 513–648. CRC Press, 2nd edition.
- [JUMO, 2005]

- JUMO (2005). Data sheet 90.6000 - construction and application of platinum temperature sensors. Technical report, JUMO GmbH & Co. KG.
- [Kleiber, 1975]  
Kleiber, M. (1975). *The fire of life: an introduction to animal energetics*. RE Krieger Pub. Co., 2nd edition.
- [Klein, 1948]  
Klein, W. (1948). Calculation of solar radiation and the solar heat load on man. *Journal of the Atmospheric Sciences*, 5(4):119 – 129.
- [Kurazumi et al., 2004]  
Kurazumi, Y., Tsuchikawa, T., Matsubara, N., and Horikoshi, T. (2004). Convective heat transfer area of the human body. *Eur J Appl Physio*, 93:273–285.
- [Kurazumi et al., 2008]  
Kurazumi, Y., Tsuchikawa, T., Matsubara, N., and Horikoshi, T. (2008). Effect of posture on the heat transfer areas of the human body. *Building and Environment*, 43(10):1555 – 1565.
- [Lipkin and Hardy, 1954]  
Lipkin, M. and Hardy, J. D. (1954). Measurement of some thermal properties of human tissues. *J Appl Physiol*, 7:212–217.
- [Mackowiak et al., 1992]  
Mackowiak, P. A., Wasserman, S. S., and Levine, M. M. (1992). A critical appraisal of 98.6 degrees f, the upper limit of the normal body temperature, and other legacies of carl reinhold august wunderlich. *JAMA*, 268(12):1578 – 1580.
- [Malcahire, 2002]  
Malcahire, J. (2002). Appreciation de la charge dynamique de travail.
- [Mari et al., 1997]  
Mari, I., Pouchot, J., and Vinceneux, P. (1997). Mesure de la température corporelle en pratique quotidienne. *La Revue de Médecine Interne*, 18(1):30 – 36.
- [Marshall et al., 2006]  
Marshall, I., Karaszewski, B., Wardlaw, J. M., Cvorov, V., Wartolowska, K., Armitage, P. A., Carpenter, T., Bastin, M. E., Farrall, A., and Haga, K. (2006). Measurement of regional brain temperature using proton spectroscopic imaging: validation and application to acute ischemic stroke. *Magnetic Resonance Imaging*, 24(6):699 – 706.
- [Martinet and Meyer, 1999]  
Martinet, C. and Meyer, J.-P. (1999). Travail à la chaleur et confort thermique. Technical Report NS 184, INRS.
- [Maruyama et al., 2000]  
Maruyama, K., Mizushina, S., Sugiura, T., Van Leeuwen, G., Hand, J., Marrocco, G., Bardati, F., Edwards, A., Azzopardi, D., and Land, D. (2000). Feasibility of noninvasive measurement of deep brain temperature in newborn infants by multifrequency microwave radiometry. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 48(11):2141 – 2147.
- [Massot et al., 2009]  
Massot, B., Gehin, C., Nocua, R., Dittmar, A., and McAdams, E. (2009). A wearable, low-power, health-monitoring instrumentation based on a programmable system-on-chiptm. In *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2009*, pages 4852 – 4855.
- [McArdle et al., 1947]  
McArdle, B., Dunham, W., Holling, H. E., Ladel, W. W. S., Scott, J. W., Thomson, M. L., and Weiner, J. S. (1947). The prediction of the physiological effects of warm and hot environments. Technical report, Med Res Council, London RNP Report 47/391, London.
- [McLellan and Selkirk, 2006]  
McLellan, T. M. and Selkirk, G. A. (2006). The management of heat stress for the firefighter: a review of work conducted on behalf of the toronto fire service. *Ind Health*, 44(3):414 – 426.
- [Mead and Bonmarito, 1949]

- Mead, J. and Bonmarito, C. (1949). Reliability of rectal temperatures as an index of internal body temperature. *Journal of Applied Physiology*, 2(2):97.
- [Milewski et al., 1991]  
Milewski, A., Ferguson, K., and Terndrup, T. (1991). Comparison of pulmonary artery, rectal, and tympanic membrane temperatures in adult intensive care unit patients. *Clinical pediatrics*, 30(4 suppl):13.
- [Mitchell and Wyndham, 1969]  
Mitchell, D. and Wyndham, C. H. (1969). Comparison of weighting formulas for calculating mean skin temperature. *J Appl Physiol*, 26(5):616 – 622.
- [Moran et al., 1999]  
Moran, D. S., Castellani, J. W., O'Brien, C., Young, A. J., and Pandolf, K. B. (1999). Evaluating physiological strain during cold exposure using a new cold strain index. *Am J Physiol*, 277(2 Pt 2):R556–R564.
- [Moran and Mendal, 2002]  
Moran, D. S. and Mendal, L. (2002). Core temperature measurement, methods and current insights. *Sports Med*, 32(14):879 – 885.
- [Moran et al., 1998]  
Moran, D. S., Shitzer, A., and Pandolf, K. B. (1998). A physiological strain index to evaluate heat stress. *Am J Physiol*, 275(1 Pt 2):R129 – R134.
- [Morena et al., 1998]  
Morena, C., Brandissou, S., and Lauret, M. (1998). Avantages et inconvénients des différents sites de prise de la température corporelle. *Journal de Pharmacie Clinique*, 17(4):201 – 210.
- [Nemoto and Togawa, 1988]  
Nemoto, T. and Togawa, T. (1988). Improved probe for a deep body thermometer. *Med. & Biol. Eng. & Comp.*, 26:456 – 459.
- [Nishi and Gagge, 1970]  
Nishi, Y. and Gagge, A. P. (1970). Moisture permeation of clothing, a factor covering thermal equilibrium and comfort. *ASHRAE Trans.*, 76 (1):113 – 145.
- [Nunneley, 1987]  
Nunneley, S. A. (1987). *Environmental Ergonomics*, chapter 4. Design and evaluation of clothing from protection from heat stress., pages 87 – 98. London, England: Taylor & Francis.
- [Ogulata, 2007]  
Ogulata, R. (2007). The effect of thermal insulation of clothing on human thermal comfort. *FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe*, 15(2):61.
- [Pandian et al., 2008]  
Pandian, P., Mohanavelu, K., Safeer, K., Kotresh, T., Shakunthala, D., Gopal, P., and Padaki, V. (2008). Smart vest: Wearable multi-parameter remote physiological monitoring system. *Medical Engineering & Physics*, 30(4):466 – 477.
- [Paradiso et al., 2005]  
Paradiso, R., Loriga, G., and Taccini, N. (2005). A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 9(3):337 – 344.
- [Parsons, 2000]  
Parsons, K. C. (2000). *Encyclopédie de sécurité et de santé au travail*, volume 2, chapter 42 La chaleur et le froid - L'évaluation de la contrainte thermique et les indices de contrainte thermique, pages 42.17 – 42.46. Organisation Internationale du Travail, 3 edition.
- [Passlick-Deetjen and Bedenbender-Stoll, 2005]  
Passlick-Deetjen, J. and Bedenbender-Stoll, E. (2005). Why thermosensing? a primer on thermoregulation. *Nephrol Dial Transplant*, 20(9):1784 – 1789.
- [Pauchard, 1992]  
Pauchard, T. (1992). *La température en médecine : intérêt clinique, techniques et modalités de mesure*. Thèse de docteur en médecine, Université Claude Bernard - LYON I.



- [Pozos et al., 1996]  
 Pozos, R., Iuzzo, P., Danzl, D., and Mills, W. (1996). *Handbook of Physiology. Environmental Physiology*, volume I, chapter 25 - Limits of tolerance to hypothermia, pages 557 – 575.
- [Ramanathan, 1964]  
 Ramanathan, N. L. (1964). A new weighting system for mean surface temperature of the human body. *J Appl Physiol*, 19:531 – 533.
- [Roller and Goldman, 1968]  
 Roller, W. and Goldman, R. (1968). Prediction of solar heat load on man. *Journal of Applied Physiology*, 24(5):717.
- [Romet and Frim, 1987]  
 Romet, T. T. and Frim, J. (1987). Physiological responses to fire fighting activities. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(6):633 – 638.
- [Savoirey et al., 2003]  
 Savoirey, G., Launay, J.-C., and Melin, B. (2003). Physiopathologie et prévention des troubles liés à l'exposition à la chaleur ou au froid. *adsp*, 45:4 – 9.
- [Schwenzfeier, 2001]  
 Schwenzfeier, L. (2001). *Etude des Interactions Homme - Tenue de Protection en Environnement Chaud et Hostile*. PhD thesis, INSA de Lyon.
- [Scott et al., 1970]  
 Scott, N. R., Johnson, A. T., and van Tienhoven, A. (1970). Measurement of hypothalamic temperature and heart rate of poultry. *Trans. ASEA*, 13:342 – 347.
- [Service, 2003]  
 Service, R. F. (2003). Electronic textiles charge ahead. *Science*, 301:909 – 911.
- [Shitzer and Eberhart, 1985]  
 Shitzer, A. and Eberhart, R. C. (1985). *Heat Transfer in Medicine and Biology: analysis and applications*, volume 1, chapter Review of elementary heat transfer. Plenum Press New York.
- [Stephenson and Kolka, 1985]  
 Stephenson, L. A. and Kolka, M. A. (1985). Menstrual cycle phase and time of day alter reference signal controlling arm blood flow and sweating. *Am J Physiol*, 249(2 Pt 2):R186 – R191.
- [Stolwijk and Hardy, 1966]  
 Stolwijk, J. and Hardy, J. (1966). Temperature regulation in man—a theoretical study. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 291(2):129–162.
- [Thom, 1959]  
 Thom, E. C. (1959). The discomfort index. *Weatherwise*, 12(2):57 – 61.
- [Thureau, 1991]  
 Thureau, P. (1991). *Techniques de l'Ingénieur*, chapter Fluxmètres thermiques, pages R 2 900 – 1 – R 2 900 – 9. Ed. Techniques de l'Ingénieur.
- [Togawa et al., 1976]  
 Togawa, T., Nemoto, T., Yamazaki, T., and Kobayashi, T. (1976). A modified internal temperature measurement device. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 14(3):361 – 364.
- [Ulrich and Rathlev, 2004]  
 Ulrich, A. and Rathlev, N. (2004). Hypothermia and localized cold injuries. *Emerg Med Clin N Am*, 22:281 – 298.
- [Vogt and Metz, 1981]  
 Vogt, J. and Metz, B. (1981). *Précis de physiologie du travail, notion d'érgonomie*, chapter AMbiances thermiques, pages 217 – 263. Masson, 2ème édition.
- [Weber et al., 2003]  
 Weber, J.-L., Blanc, D., Dittmar, A., Comet, B., Corroy, C., Noury, N., Baghai, R., Vayasse, S., and Blinowska, A. (2003). Telemonitoring of vital parameters with newly designed biomedical clothing vtam. In *Proc. of International Workshop-New Generation of Wearable Systems for e-*

- Health: Towards a Revolution of Citizens' Health and Life Style Management*, pages 169 – 174, Lucca, Italy.
- [Weis et al., 2009]  
Weis, J., Covaciu, L., Rubertsson, S., Allers, M., Lunderquist, A., and Ahlström, H. (2009). Noninvasive monitoring of brain temperature during mild hypothermia. *Magnetic Resonance Imaging*, 27(7):923 – 932.
- [Wenger, 2001]  
Wenger, C. B. (2001). *Medical Aspects of Harsh Environments*, volume 1, chapter Human Adaptation to Hot Environments, pages 51 – 86. Office of The Surgeon General, Department of the Army, United States of America.
- [Werner and Webb, 1993]  
Werner, J. and Webb, P. (1993). A six-cylinder model of human thermoregulation for general use on personal computers. *Ann Physiol Anthropol*, 12(3):123 – 134.
- [Winslow et al., 1936]  
Winslow, C.-E. A., Herrington, L. P., and Gagge, A. P. (1936). A new method of partitioned calorimetry. *Am J Physiol*, 116:641 – 655.
- [WISSLER, 1964]  
WISSLER, E. H. (1964). A mathematical model of the human thermal system. *Bull Math Biophys*, 26:147 – 166.
- [Yaglou, 1927]  
Yaglou, C. P. (1927). The comfort zone for men at rest and stripped to the waist. *Transactions of the American Society of Heating and Ventilating Engineers*, 33:165 – 179.
- [Yaglou and Minard, 1957]  
Yaglou, C. P. and Minard, D. (1957). Control of heat casualties at military training centers. *AMA Arch Ind Health*, 16(4):302 – 316.
- [Yala-Aitamouda, 2007]  
Yala-Aitamouda, M. (2007). *Etude et réalisation de microcapteurs de thermique en technologie silicium*. PhD thesis, Université des Sciences et Technologies de Lille.
- [Yamakage et al., 2002]  
Yamakage, M., Iwasaki, S., and Namiki, A. (2002). Evaluation of a newly developed monitor of deep body temperature. *Journal of Anesthesia*, 16:354 – 357. 10.1007/s005400200056.



# Liste des figures

Figure 1 : Vêtements intelligents destinés au monitoring des fonctions vitales, à gauche le Wearable Motherboard ( <a href="http://www.gtwm.gatech.edu/index/figure1.html">http://www.gtwm.gatech.edu/index/figure1.html</a> ) développé par l'université Geogia Tech, au centre le SmartShirt de Sensatex™ et à droite le système LifeShirt. ....	8
Figure 2 : Prototype développé dans le cadre du projet européen WEALTHY, à gauche et tee-shirt instrumenté du projet VTAMN à droite. ....	8
Figure 3: Vue d'ensemble du projet ProeTEX. Les capteurs (fluxmètres, électrodes pour l'ECG, capteurs de gaz, etc.), batteries et module d'acquisition et de communication sont intégrés dans les vêtements : veste, tee-shirt et bottes. ....	9
Figure 4 : Prototype ProeTEX 3 de tee-shirt. A gauche le tee-shirt de la sécurité civile, conçu en fibres synthétiques élastiques. A droite, le tee-shirt des pompiers, confectionné en coton. Seule la partie intégrant les électrodes est élastique pour améliorer le contact entre les électrodes et la peau. ....	11
Figure 5 : Prototype ProeTEX 3 de veste. A gauche, le modèle sécurité civile et à droite, le modèle pompier. Les deux modèles n'intègrent pas tous les capteurs : 1 – Alarme visuelle (x1 dans le modèle pompier, x2 dans le modèle de la sécurité civile), 2 – Alarme acoustique, 3 – Capteur de température externe, 4 – Module Wifi, 5 – Module d'acquisition, 6 – Accéléromètre (x2), 7 – GPS, 8 – Antenne textile (x2), 9 – Batterie flexible, 10 – Capteur de CO, 11 – Fluxmètre (modèle pompier).....	12
Figure 6 : Modèle thermique simple noyau-écorce. La température est quasi constante dans le noyau et varie dans l'écorce en fonction des conditions extérieures. ....	15
Figure 7 : Variation de la température centrale en fonction du niveau d'activité (d'après [Clark, 1984]). Les variations de température interne sont comprises entre 36°C et 39,5°C en fonction de l'activité physique et des conditions ambiantes. Au-delà de ces limites, il existe un risque d'hypothermie ou d'hyperthermie. ....	16
Figure 8 : Métabolisme (en Watts) en fonction de l'activité, pour un homme de corpulence moyenne [Dittmar et al., 1996] .....	17
Figure 9 : Les principaux échanges thermiques entre l'homme et son environnement. ....	19
Figure 10 : Répartition des échanges thermiques au niveau de la peau (d'après [Arens and Zhang, 2006]). ....	20
Figure 11 : Les différents modes de transferts thermiques. Chaque voie de transfert possède sa propre résistance thermique qui varie en fonction des conditions ambiantes et de l'état du sujet....	20
Figure 12 : Charge thermique solaire chez l'homme. Seule une partie du rayonnement solaire parvient jusqu'à la peau et chauffe le corps (d'après Johnson [Johnson, 2007]). ....	28
Figure 13 : Zones de confort thermique pour un adulte sédentaire en fonction des saisons (adapté de [ASHRAE, 1981]). ....	31
Figure 14 : Etendue du noyau thermique en fonction de la température externe. En ambiance chaude, le noyau est largement étendu dans les membres périphériques alors qu'en ambiance froide, ces mêmes membres périphériques sont « sacrifiés » pour conserver la chaleur. [Aschoff and Wever, 1958]. ....	32
Figure 15 : Réponses des thermorécepteurs en fonction de la température.....	35
Figure 16 : Localisation de l'hypothalamus et des sites des thermorécepteurs profonds dans le cerveau (source : <a href="http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19239.htm">http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19239.htm</a> ).....	36

Figure 17 : Variation de la répartition des pertes thermiques en fonction de l'isolation vestimentaire ( $T_a = 22^\circ\text{C}$ , $V_a = 0,1 \text{ m/s}$ , $\text{TH} = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert. ....	37
Figure 18 : Effet de la fièvre sur la température centrale et sur la thermorégulation. Lors de l'apparition de la fièvre, la température de consigne est décalée vers le haut. La température centrale doit donc augmenter. Il y a déclenchement des mécanismes de lutte contre le froid. A la fin de la fièvre, la température de consigne revient à la normale. La diminution de la température centrale passe par les mécanismes de lutte contre le chaud.....	39
Figure 19 : Effet de l'acclimatation sur la température centrale ( $^\circ\text{C}$ ). La répétition quotidienne pendant 10 jours d'un effort physique (marche sur un tapis de course) en ambiance chaude ( $50,5^\circ\text{C}$ , $15\%$ d'humidité) induit une diminution de la température corporelle de $1^\circ\text{C}$ au dixième jour.....	40
Figure 20 : Variation de la température centrale au cours de la journée, illustration du rythme circadien de la température interne. La température est minimale vers 4 heures du matin et augmente au cours de la journée pour atteindre son maximum vers 16 heures. Ensuite la température diminue (d'après [Wenger, 2001]). ....	41
Figure 21 : Variation de la température interne durant un cycle menstruel. Avant l'ovulation, la température centrale diminue. Elle augmente juste après pour atteindre son maximum pendant la phase lutéale. ....	41
Figure 22 : Variation des pertes thermiques en fonction du métabolisme. Plus le métabolisme est élevé, plus les pertes évaporatoires cutanées sont grandes ( $I_{clo} = 0,75 \text{ clo}$ , $T_a = 22^\circ\text{C}$ , $V_a = 0,1 \text{ m/s}$ , $\text{TH} = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert. ....	43
Figure 23 : Variation des pertes thermiques en fonction de la température ambiante. Plus la température extérieure est élevée, plus les pertes évaporatoires cutanées sont importantes alors que les pertes par convection et rayonnement diminuent fortement ( $I_{clo} = 0,75 \text{ clo}$ , $T_a = 22^\circ\text{C}$ , $V_a = 0,1 \text{ m/s}$ , $\text{TH} = 50\%$ ), d'après [Ogulata, 2007]. Les échanges par convection et rayonnement sont représentés en bleu, les échanges respiratoires en rouge et les échanges évaporatoires en vert.....	43
Figure 24 : Représentation schématique du système thermorégulateur (d'après [Havenith, 2005])..	44
Figure 25 : Diagramme de Venn de trois facteurs qui influencent la charge thermique lors d'une exposition à la chaleur : l'activité physique (travail), les vêtements et l'environnement. Un seul facteur crée un risque faible de contrainte thermique. Le chevauchement de deux facteurs représente une contrainte thermique intermédiaire. La zone de croisement des trois facteurs représente une contrainte thermique très grande (d'après [Nunneley, 1987]).....	46
Figure 26 : Les principales sources de chaleur chez le pompier. L'environnement extérieur contribue pour une grande part à l'augmentation de la contrainte thermique (rayonnement, convection et éventuellement rayonnement solaire), étant donné la température du milieu ambiant. La production de chaleur métabolique est aussi un facteur de danger car une grande partie de celle-ci ne peut être évacuée. ....	52
Figure 27 : Augmentation de la température rectale à $25^\circ\text{C}$ , $30^\circ\text{C}$ et $35^\circ\text{C}$ durant un effort physique intense et très modéré, lorsque le sujet porte un équipement de pompier [McLellan and Selkirk, 2006].....	53
Figure 28 : Elévation de la température rectale chez les pompiers volontaires (PV) et chez les pompiers professionnels pendant l'exercice physique [Gavhed and Holmér, 1989] .....	54
Figure 29 : Mesure de la température dans l'artère pulmonaire et position du cathéter (source : <a href="http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/18087.jpg">http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/18087.jpg</a> ) .....	55

Figure 30 : Prise buccale de température centrale. La mesure est effectuée sous la langue, bouche fermée (source : <a href="http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/9961.jpg">http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/images/ency/fullsize/9961.jpg</a> ).....	56
Figure 31 : Mesure de la température œsophagienne. Le capteur est introduit profondément dans l'œsophage à travers la cavité nasale (image issue de : <a href="http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/images/esophagus.jpg">http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/images/esophagus.jpg</a> ).....	57
Figure 32 : Mesure de la température tympanique (source : <a href="http://www.pdrhealth.com/images/CareNotes/11411160.jpg">http://www.pdrhealth.com/images/CareNotes/11411160.jpg</a> ).....	58
Figure 33 : Mesure de la température axillaire. Le thermomètre est placé au niveau du creux axillaire puis le bras est replié afin de l'isoler (source : <a href="http://www.tpub.com/content/armymedical/MD0531/MD05310050im.jpg">http://www.tpub.com/content/armymedical/MD0531/MD05310050im.jpg</a> ).....	58
Figure 34 : Vascularisation du cerveau et gradient de température dans le cerveau. ....	59
Figure 35 : Evaluation de la température cutanée moyenne à l'aide de la formule de Mitchell et Wyndham, site de mesure des différentes températures cutanées. ....	61
Figure 36 : Thermomètre à spirale de Galilée.....	66
Figure 37 : Exemple de thermomètres à dilatation de liquide dans le verre. A gauche, un thermomètre à gallium à usage médical et à droite un thermomètre à mercure à usage industriel ..	66
Figure 38 : Thermomètres à cristaux liquide. Thermomètre buccal à gauche et thermomètre frontal à droite.....	67
Figure 39 : RDT platine sur support de verre et encapsulé dans le verre [JUMO, 2005].....	69
Figure 40 : RTD platine sur support céramique [JUMO, 2005] .....	69
Figure 41 : Sonde platine filaire en polyimide, [JUMO, 2005].....	69
Figure 42 : Sonde platine à couche mince. A gauche, vue éclatée d'une sonde de la société JUMO [JUMO, 2005], et à droite vue d'ensemble d'une sonde de la société AteXis (Pt 1000 type M422). ...	70
Figure 43 : Thermistance Micro-BetaCHIP de measurement SPECIALITIES. Ce type de thermistances est utilisé pour des applications médicales car ses dimensions sont faibles ( $\varnothing$ 0,5mm, longueur de la sonde 3 mm max).....	71
Figure 44 : Effet Seebeck dans un conducteur constitué de deux métaux différents. Si les deux jonctions entre les deux métaux A et B sont à des températures différentes, il circule dans le circuit une tension proportionnelle à la différence de température entre les deux jonctions. ....	72
Figure 45 : Dans un circuit ouvert, la variation de tension est proportionnelle à la variation de température au niveau de la jonction entre les deux métaux.....	73
Figure 46 : Le branchement d'un thermocouple Cu/CT aux bornes en cuivre d'un voltmètre crée un nouveau thermocouple.....	73
Figure 47. Circuit intégré de mesure de la température. Le LM35 délivre une tension, le LM92 fournit la température en binaire grâce à une liaison I <sup>2</sup> C et le AD590 délivre un courant.....	74
Figure 48 : Exemples de bolomètres à usage industriel (A) et à usage médical (B- thermomètre tympanique, C- thermomètre frontal) .....	75
Figure 49 : Caméra thermique thermacam A20 <sup>®</sup> de FLIR system et image obtenue avec cette caméra [De Oliveira, 2008].....	76
Figure 50 : Principe de mesure de la température centrale par la méthode de flux nul. L'élément chauffant du capteur crée un flux thermique opposé au flux thermique physiologique. Les isothermes se déforment et la température profonde remonte à la surface. ....	77

Figure 51 : Vue schématique du DBT et de son électronique de contrôle. Le capteur de forme rectangulaire possède deux thermistances séparées par un isolant thermique. La comparaison de deux valeurs de thermistance permet d'activer l'élément chauffant afin d'annuler le flux issu du corps.....	77
Figure 52 : Vue éclatée et vue en coupe de la première version du Coretemp®, [Togawa et al., 1976]. Le capteur circulaire est composé d'un châssis en aluminium. Une thermistance est intégrée dans l'anneau en aluminium. L'autre thermistance, séparée de la première par une éponge caoutchouc, est fixée au centre d'une plaque d'aluminium. Une feuille de vinyle assure le contact entre le capteur et la peau.....	78
Figure 53 : Vue schématique en coupe du CoreTemp® modifié [Nemoto and Togawa, 1988]. Les éléments chauffants sont disposés entre l'isolant et la coque en aluminium. Des capteurs AD590 remplacent les thermistances et un circuit électronique de contrôle est intégré dans le capteur.....	79
Figure 54 : Variante du CoreTemp [Fukuoka et al., 1987]. Le capteur intègre un élément chauffant, un fluxmètre et une thermistance afin de mesurer la température au niveau de la peau. ....	80
Figure 55 : Vue schématique en coupe du capteur BCT en haut et vue d'ensemble du capteur en bas. Le capteur est composé d'une feuille de Kapton® sur laquelle sont déposées les pistes en nickel et une languette est découpée. Le capteur est encapsulé dans du silicone.....	80
Figure 56 : Fluxmètre pelliculaire développé par l'ONERA [Thureau, 1991]. ....	82
Figure 57 : Vue éclatée d'un fluxmètre à gradient tangentiel type Théry de la société Captec [Yala-Aitammouda, 2007].....	82
Figure 58 : Capteur de flux thermique à inertie [Thureau, 1991]. ....	83
Figure 59 : Fluxmètre à inertie [Thureau, 1991]. ....	83
Figure 60 : Planning du projet ProeTEX : seules les phases de conception/développement et tests sont présentées.....	88
Figure 61 : Veste de pompier constituée de trois épaisseurs textiles : couche externe (bleu marine), isolation thermique (blanc) et couche de confort (vert).....	89
Figure 62 : Intégration du fluxmètre et des thermistances dans le premier prototype. A- Une thermistance est intégrée sous la couche externe de la veste, en position thoracique et l'autre thermistance est intégrée sur le rabat de la poche. B- Le fluxmètre est placé dans une poche à l'intérieur de la veste, en position thoracique. ....	90
Figure 63 : Thermistance encapsulée dans un cathéter. ....	90
Figure 64 : Centrale d'acquisition OM-DAQPRO-5300, OMEGA® .....	91
Figure 65 : Intégration des capteurs de flux et de température dans des poches cousues sur l'envers de la couche externe. ....	91
Figure 66 : Position des capteurs dans le deuxième prototype : un fluxmètre et une thermistance sont intégrés au niveau de chaque épaule, sous la couche externe de la veste. ....	92
Figure 67 : Sonde platine modifiée. Cinq de ces capteurs de température sont intégrés dans la veste et constituent le réseau de capteur thermique. ....	92
Figure 68 : Localisation des capteurs de température dans la veste. Les sondes platine sont intégrées sous la couche externe au niveau de l'abdomen et sur chaque face de l'isolation thermique au niveau des épaules.....	93
Figure 69 : Tee-shirt instrumenté. Un capteur de flux et une thermistance sont intégrés en position thoracique et le capteur de température centrale est positionné sous l'aisselle. ....	94

Figure 70 : Banc de test utilisé pour la détermination de l'épaisseur d'isolation. 1 – plaque perfusée intégrée dans du polystyrène, 2 – feuille de caoutchouc, 3 – néoprène, 4 – pompe, 5 – centrale OMEGA®, 6 – bain thermostaté.....	95
Figure 71 : Profondeur atteinte en fonction de l'isolation.....	96
Figure 72 : Température à la surface de la plaque de caoutchouc (°C) en fonction de l'épaisseur de néoprène (mm) .....	97
Figure 73 : Intégration du capteur dans le tee-shirt et disposition du néoprène.....	97
Figure 74 : Mesure de la température interne avec un capteur isolé par deux épaisseurs de 3,5 mm de néoprène .....	98
Figure 75 : Le PSoC®, schéma des blocs analogiques et numériques à gauche et composant utilisé pour les mesures à droite.....	99
Figure 76 : Platine équipée d'un module XBee. ....	101
Figure 77 : Méthode de mesure de la température à partir des sondes platine ou de la thermistance. ....	102
Figure 78 : Structure de PSoC® et « user module » à intégrer afin de remplir les différentes fonctionnalités (acquisition, traitement et communication) requises pour le monitoring des paramètres thermiques.....	103
Figure 79 : Carte d'acquisition des paramètres thermiques et son boîtier. La carte a pour dimension 7,55 cm x 6 cm. Les connecteurs en façade permettent de brancher les capteurs.....	104
Figure 80 : Centre de formation et d'entraînement de la BSPP, Saint-Denis.....	108
Figure 81 : Pompier équipé de la veste instrumentée. Les flèches rouges indiquent la position des capteurs dans la veste. ....	109
Figure 82 : Postures des pompiers face au feu, durant la phase 1 (a) et les phases 2 et 4 (b).....	109
Figure 83 : Evolution du flux thermique (W/m <sup>2</sup> ) durant l'exposition au feu. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3. ....	110
Figure 84 : Température (°C) pendant l'exposition au feu. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3.....	110
Figure 85 : Températures (°C) centrale et cutanée pendant l'exposition. Durant la phase 1, le pompier est à genoux face au feu. Durant les phases 2 et 4, il se recroqueville. L'intensité du feu est réduite par dispersion d'eau sur le foyer et le pompier se redresse durant la phase 3.....	111
Figure 86 : Colline sur laquelle les exercices de la phase 1 ont eu lieu.....	113
Figure 87 : Première montée, les pompiers courent en déroulant un tuyau .....	113
Figure 88 : Le pompier porte des tuyaux sur le dos et s'apprête à effectuer la deuxième montée...	113
Figure 89 : Phase 2 des tests, marche de 1 km .....	113
Figure 90 : Evolution du flux pendant le premier exercice. Les mouvements des jambes perturbent la couche d'air sous la veste et par conséquent la mesure du flux. Les différentes montées (cadres verts) ont lieu à t = 16', t = 29' et t = 39'. Les phases de descente sont repérées par les cadres pointillés violets.....	114



Figure 91 : Variation de la température pendant le premier exercice. Les mouvements de la veste induisent des perturbations sur les mesures de température. Les montées successives sont repérées par les cadres verts pointillés et les descentes par les cadres violets. ....	115
Figure 92 : Flux thermique lors du second exercice. La mesure est perturbée par les mouvements d'air sous la veste. ....	115
Figure 93 : Température externe et température sous la couche externe de la veste durant le second exercice.....	116
Figure 94 : Pompier équipé du tee-shirt instrumenté (à gauche). Les capteurs cutanés (fluxmètre et température cutanée) sont situés au niveau du thorax. Dans la veste (à droite) les capteurs sont positionnés au niveau des épaules.....	117
Figure 95 : Pompier lors du test de brûlage. La végétation trop humide n'a permis d'allumer que des foyers de faible intensité.....	117
Figure 96 : Evolution des flux de la veste et du flux cutané pendant le brûlage. La variabilité des flux mesurés sur les épaules (épaule gauche en bleu et épaule droite en rouge) est le résultat de l'exposition à des sources de rayonnement non symétriques. Le flux cutané diminue lorsque le pompier est encerclé par les flammes. ....	118
Figure 97 : Evolution des températures de la veste pendant le test de brûlage. Les températures de la veste varient en fonction de la position du pompier par rapport aux foyers.....	118
Figure 98 : Déplacement du pompier le long de la ligne de feu. L'incendie allumé à l'aide des ballots de paille est plus intense que lors de la phase de brûlage.....	119
Figure 99 : Evolution du flux thermique pendant l'exposition au feu de paille. Le flux varie en fonction de l'orientation du pompier par rapport au feu. ....	120
Figure 100 : Evolution des températures pendant l'exposition au feu de paille. Les températures de la veste varient en fonction de l'orientation du pompier par rapport au feu. ....	120
Figure 101 : Au cours de l'exposition au feu, la température interne et la température cutanée augmentent avec la contrainte thermique durant le test.....	121
Figure 102 : Sujet dans la chambre climatique avant le début du test. Il est équipé du prototype à tester ainsi que de l'instrumentation de référence. ....	123
Figure 103 : Erreur de mesure entre la température axillaire et la température centrale (°C). Les lignes rouges (à -0,5°C et +0,5°C) représentent la précision du capteur. ....	125
Figure 104 : Différence de température entre les mesures du système ProeTEX et la température de la chambre climatique (°C). ....	127
Figure 105 : Erreur de mesure entre la température axillaire et la température centrale (°C). Les lignes rouges (à -0,5°C et +0,5°C) représentent la précision du capteur. ....	130
<i>Figure 106 : Différence de température entre les mesures du système ProeTEX et la température de la chambre climatique (°C). ....</i>	<i>132</i>
Figure 107 : Comparaison des signaux normalisés de flux. Le signal de référence (obtenu avec le fluxmètre) est représenté en bleu et le signal obtenu par différence de température est représenté en rouge. ....	133
Figure 108 : Mesures de température dans la veste pendant l'exposition au flux, sur l'épaule droite (bleu), l'épaule gauche (rouge) et le torse (vert). ....	134
Figure 109 : Maison du feu. Cette structure d'entraînement (préfabriqué vert) permet au pompier de perfectionner sa technique d'intervention en infrastructure urbaine. ....	135

Figure 110 : Eléments de la maison du feu servant à la simulation des incendies. En haut : la gazinière, en bas à gauche : le canapé et en bas à droite : les lits superposés. ....	136
Figure 111 : Incendie dans la cuisine. Un foyer se situe au niveau de la gazinière. L'arrivée de gaz sur le mur à proximité du plafond permet de simuler le phénomène de roll-over (combustion des gaz accumulés au plafond). ....	136
Figure 112 : Vue d'ensemble du dispositif de test « caisson 20 pieds ». L'incendie est allumé dans le container et les pompiers s'approchent du feu en marquant un temps d'arrêt au niveau du repère (R), marchent perpendiculairement au caisson et effectuent une approche afin d'éteindre l'incendie. ....	137
Figure 113 : Température de la veste lors de l'intervention dans la maison du feu. La variation des températures est influencée par la posture du pompier et sa position par rapport au foyer de l'incendie. ....	138
Figure 114 : Evolution du flux lors de l'exercice dans la maison du feu. La valeur du flux dépend de l'orientation du pompier par rapport au feu. ....	138
Figure 115 : Evolution du flux pendant l'exercice du caisson « 20 pieds ». Les variations du flux dépendent de l'orientation du pompier par rapport au feu.....	140
Figure 116 : Température de la veste lors de l'intervention dans la maison du feu. La variation des températures est influencée par la posture du pompier et sa position par rapport au foyer de l'incendie. ....	140



# Liste des tableaux

Tableau 1 : Liste initiale des partenaires impliqués dans le programme ProeTEX, leurs rôles et fonctions.....	10
Tableau 2 : Principaux éléments intégrés dans l'équipement ProeTEX.....	10
Tableau 3 : Eléments intégrés dans le prototype ProeTEX 3 de tee-shirt.....	11
Tableau 4 : Surface corporelle en contact avec le sol en fonction de la posture, [Kurazumi et al., 2008] .....	22
Tableau 5 : Conductivité thermique des différents tissus cutanés et sous-cutanés.....	23
Tableau 6 : Facteur de correction à apporter au calcul de la surface corporelle participant aux échanges thermiques par convection, d'après [Kurazumi et al., 2004].....	24
Tableau 7 : coefficient de convection en fonction de la vitesse de l'air, [Nishi and Gagge, 1970].....	25
Tableau 8 : Surface corporelle participant aux échanges par rayonnement en fonction de la posture [Kurazumi et al., 2008] .....	27
Tableau 9 : Absorptivité de la peau en fonction de la couleur et de la longueur d'onde du rayonnement solaire. ....	30
Tableau 10 : Isolation thermique des principaux vêtements, d'après ASHRAE [ASHRAE, 1977].....	38
Tableau 11 : Isolation thermique de quelques tenues standards, d'après [Martinet and Meyer, 1999] et [ISO_9920, 2007].....	38
Tableau 12 : Métabolisme ( $W m^{-2}$ ) pour un sujet assis en fonction de l'intensité de l'activité et des parties du corps en action, [ISO_8996, 2004]. ....	42
Tableau 13 : Métabolisme ( $W m^{-2}$ ) lié à la posture [ISO_8996, 2004] .....	42
Tableau 14 : Principales normes ISO relatives à la contrainte thermique. ....	47
Tableau 15 : Les principaux indices rationnels d'astreinte thermique, d'après [Parsons, 2000]. ....	47
Tableau 16 : Les principaux indices empiriques d'astreinte thermique. ....	48
Tableau 17 : Les principaux indices directs d'astreinte thermique.....	48
Tableau 18 : Indice de charge thermique en fonction de la température de l'air et de l'humidité relative (d'après [Bourdon et al., 2003]) .....	49
Tableau 19 : Les niveaux d'hypothermie et leurs manifestations cliniques, d'après [Ganem et al., 2006].....	50
Tableau 20 : Contrainte thermique au froid. Plus la vitesse du vent est élevée, plus les risques de traumatismes (gelures ou hypothermie) sont importants, d'après [Castellani et al., 2006].....	50
Tableau 21 : Pathologies induites par la chaleur, d'après [Savourey et al., 2003] .....	51
Tableau 22 : Niveau de gravité des gelures, d'après [Beaudreau et al., 2004].....	52
Tableau 23 : Les différentes modalités de mesure de la température centrale et différence de température par rapport à la température de l'artère pulmonaire .....	60
Tableau 24 : Température cutanée sur différents segments corporels en ambiance neutre, froide et chaude [Arens and Zhang, 2006].....	62

Tableau 25 : Plage de mesure des thermomètres à dilatation de liquide .....	66
Tableau 26 : Résistivité et coefficient de température des métaux utilisés pour la fabrication des RTD. .....	68
Tableau 27 : Caractéristiques des sondes platine Pt 1000 type M 422 de la société Atexis.....	70
Tableau 28 : Spécification des thermistances Micro-BetaCHIP Thermistor Probe, measurement SPECIALITIES .....	72
Tableau 29 : Les principaux thermocouples et leurs caractéristiques .....	73
Tableau 30 : Conductivité thermique et épaisseur des matériaux isolants .....	95
Tableau 31 : Température mesurée par le capteur en régime stable (en °C) et profondeur de la mesure, en fonction de l'isolation (en mm) .....	96
Tableau 32 : Comparatif des diagrammes d'émission des antennes XBee.....	100
Tableau 33 : Caractéristiques des modules XBee et XBee Pro.....	100
Tableau 34 : Plage de mesure des températures cutanée et externe et résistance au centre de la gamme.....	102
Tableau 35 : Résultats de la comparaison entre la température axillaire et la température rectale.	124
Tableau 36 : Résultats de la comparaison entre les deux mesures de flux thermique. ....	126
Tableau 37 : Résultats de la comparaison entre la température de la veste et la température de la chambre climatique.....	127
Tableau 38 : comparaison entre la température rectale et la température axillaire. ....	129
Tableau 39 : Résultats de la comparaison entre la température de la veste et la température de la chambre climatique.....	131
Tableau 40 : Sessions non retenues pour le calcul du PSI et motif d'exclusion.....	142
Tableau 41 : Sessions retenues pour le calcul du PSI et corrélation entre le PSI de référence et le PSI ProeTEX .....	146

# Annexes



Annexe 1.	Publications de l'auteur.....	181
	Publications et communications internationale .....	181
	Publications et communications nationale .....	181
	Chaptire de livre .....	182
Annexe 2.	Résumés des normes ISO relatives à la contrainte thermique .....	183
	ISO 7933:2004 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination analytique et interprétation de la contrainte thermique fondée sur le calcul de l'astreinte thermique prévisible .....	183
	ISO 7243:1989 : Ambiances chaudes -- Estimation de la contrainte thermique de l'homme au travail, basée sur l'indice WBGT (température humide et de globe noir) .....	183
	ISO 7730:2005 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination analytique et interprétation du confort thermique par le calcul des indices PMV et PPD et par des critères de confort thermique local.....	184
	ISO 9886:2004 : Ergonomie -- Évaluation de l'astreinte thermique par mesures physiologiques .....	184
	ISO 10551:1995 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Évaluation de l'influence des ambiances thermiques à l'aide d'échelles de jugements subjectifs .....	184
	ISO 11079:2007 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination et interprétation de la contrainte liée au froid en utilisant l'isolement thermique requis du vêtement (IREQ) et les effets du refroidissement local.....	184
Annexe 3.	Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 2 .....	185
	Flux thermique .....	185
Annexe 4.	Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 3 .....	187
	Température interne.....	187
	Temperature de la veste .....	192
	Flux thermique .....	198
Annexe 5.	Datasheet capteurs .....	203





# Annexe 1. Publications de l'auteur

---

## *Publications et communications internationale*

**A. Oliveira, C. Gehin, G. Delhomme, A. Dittmar, E. McAdams** : *Thermal parameters measurement on fire fighter during intense fire exposition*. 31<sup>st</sup> Annual International IEEE EMBS Conference, 3-6 Septembre 2009, Minneapolis, Minnesota, Etats-Unis, p. 4128 - 4131

**A. Dittmar, C. Gehin, A. Oliveira, B. Massot, R. Nocua and E. McAdams** : *Brain Temperature & Autonomic Nervous System for the study of relaxation*. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 7 – 12 Septembre 2009, Munich, Allemagne, IFMBE Proceedings, 2009, Volume 25/7, p 816-819

**A. Bonfiglio, N. Carbonaro, D. Curone, G. Delhomme, G. Dudnik, C. Hertleer, F. Germagnoli, G. Loriga, J. Luprano, G. Magenes, A. Oliveira, R. Paradiso, T. Radu, H. Rogier, A. Tognetti, L. Van Langenhove, G. Voirin, R. Waite** : *Proetex : protective e-textiles to enhance the safety of emergency/disaster operators : current state of the projects' achievements*, International conference on Latest Advances in High-Tech Textiles and Textile-Based Materials, 23-25 Septembre 2009, Gand, Belgique, p 232-238

**A. Oliveira, C. Gehin, B. Massot, C. Ramon, A. Dittmar and E. McAdams** : *Thermal parameters measurement on fire fighter: improvement of the monitoring system*. 32<sup>nd</sup> Annual International IEEE EMBS Conference, 31 Août – 4 Septembre 2010, Buenos Aires, Argentine

## *Publications et communications nationale*

**A. Oliveira** : *PROETEX - Advanced e-textiles for firefighters and civilian victims- Capteurs de température centrale, cutanée et d'habillement, flux thermiques chez le pompier*. Journée d'étude SFT, section thermique du vivant, LA THERMIQUE DU CORPS HUMAIN - Impact de l'habillement, de l'environnement, des activités physiques et cognitives et de la réactivité émotionnelle, 21 octobre 2008, Lyon.

**Oliveira A., Gehin C., Delhomme G., Dittmar A., McAdams E.** : *ProeTEX : vêtements intelligents pour le monitoring de paramètres thermiques du pompier*. Journées de Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé, RITS 2009, 18-20 mars 2009, Lille, France, p.21-23.

**A. OLIVEIRA** : *Mesures thermiques non invasives ambulatoires : Conception et développement de capteurs et vêtements intelligents*, Journée des doctorants INL, INL – Site INSA Lyon, 23 juin 2009, Villeurbanne.

**A. Oliveira, C. Gehin et A. Dittmar** : *Protection e-Textiles : Vêtements instrumentés pour la protection des pompiers*. Assemblée Générale du GDR STIC Santé, 20 – 21 Octobre 2010, Villejuif

## *Chaptire de livre*

**Eric T. McAdams, Claudine Gehin, Norbert Noury, Carolina Ramon, Ronald Nocua, Bertrand Massot, Aurélien Oliveira, André Dittmar, Chris D. Nugent and Jim McLaughlin** : *Biomedical Sensors for Ambient Assisted Living*, Advances in Biomedical Sensing, Measurements, Instrumentation and Systems, Lecture Notes in Electrical Engineering, 2010, Volume 55, 240-262, Springer

## **Annexe 2. Résumés des normes ISO relatives à la contrainte thermique<sup>17</sup>**

---

Cette annexe présente les résumés des principales normes relatives à la contrainte thermique, mentionnées au paragraphe 2.1.2.10.1.

### ***ISO 7933:2004 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination analytique et interprétation de la contrainte thermique fondée sur le calcul de l'astreinte thermique prévisible***

L'ISO 7933:2004 spécifie une méthode d'évaluation analytique et d'interprétation de la contrainte thermique subie par un sujet dans un environnement thermique chaud. Elle décrit une méthode permettant de prédire le débit sudoral et la température corporelle centrale que l'organisme humain met en œuvre en réaction aux conditions de travail.

Les divers termes intervenant dans ce modèle prédictif, et notamment dans le bilan thermique, permettent de déterminer les parts respectives prises par les divers paramètres physiques de l'environnement dans la contrainte thermique subie par le sujet. L'ISO 7933:2004 permet ainsi de déterminer sur quel paramètre ou ensemble de paramètres il convient d'agir, et dans quelle mesure, afin de réduire le risque d'astreintes physiologiques.

Les principaux objectifs de l'ISO 7933:2004 sont les suivants:

- l'évaluation de la contrainte thermique dans des environnements susceptibles d'entraîner une élévation de la température corporelle centrale ou des pertes hydriques importantes chez un sujet standard;
- la détermination des durées d'exposition compatibles avec une astreinte physiologique tolérable (pas de dommage physique prévisible). Dans le cadre de ce modèle prédictif, ces durées sont dites «durées limites d'exposition admissibles».

L'ISO 7933:2004 ne vise pas à prédire la réponse physiologique d'un sujet donné, mais concerne uniquement un sujet standard en bonne santé et apte à faire son travail. Elle est par conséquent destinée à être utilisée par des ergonomes, des hygiénistes du travail, etc. pour évaluer les conditions de travail.

### ***ISO 7243:1989 : Ambiances chaudes -- Estimation de la contrainte thermique de l'homme au travail, basée sur l'indice WBGT (température humide et de globe noir)***

La présente Norme internationale prescrit une méthode pour l'estimation de la contrainte thermique subie par une personne placée en ambiance chaude, permettant un diagnostic rapide et qui soit facilement utilisable en milieu industriel. Elle s'applique à l'évaluation de l'effet moyen de la chaleur sur l'homme pendant une période représentative de son activité, mais elle ne s'applique ni à l'évaluation des contraintes thermiques subies pendant de très courtes périodes, ni à l'évaluation des contraintes thermiques proches des zones de confort.

---

<sup>17</sup> Référence : Site de l'ISO, pages des normes mentionnées.

### ***ISO 7730:2005 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination analytique et interprétation du confort thermique par le calcul des indices PMV et PPD et par des critères de confort thermique local***

L'ISO 7730:2005 présente des méthodes de prévision de la sensation thermique générale et du degré d'inconfort (insatisfaction thermique) général des personnes exposées à des ambiances thermiques modérées. Elle permet de déterminer analytiquement et d'interpréter le confort thermique, par le calcul des indices PMV (vote moyen prévisible) et PPD (pourcentage prévisible d'insatisfaits) et par des critères de confort thermique local, donnant les conditions des ambiances thermiques considérées acceptables du point de vue du confort thermique général et les conditions représentant les inconforts locaux.

### ***ISO 9886:2004 : Ergonomie -- Évaluation de l'astreinte thermique par mesures physiologiques***

L'ISO 9886:2003 décrit les méthodes de mesurage et d'interprétation des paramètres physiologiques suivants: la température corporelle centrale; les températures cutanées; la fréquence cardiaque; la perte de masse corporelle.

### ***ISO 10551:1995 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Évaluation de l'influence des ambiances thermiques à l'aide d'échelles de jugements subjectifs***

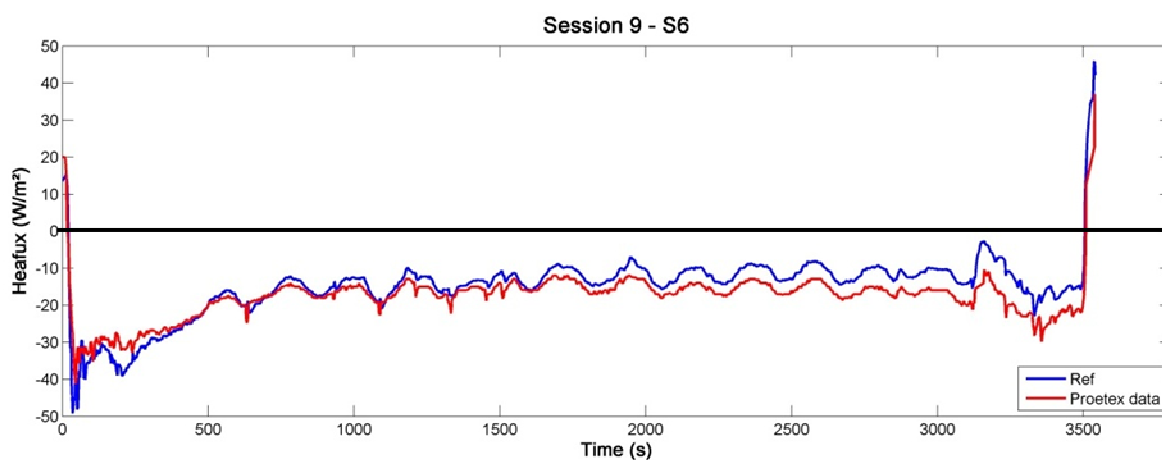
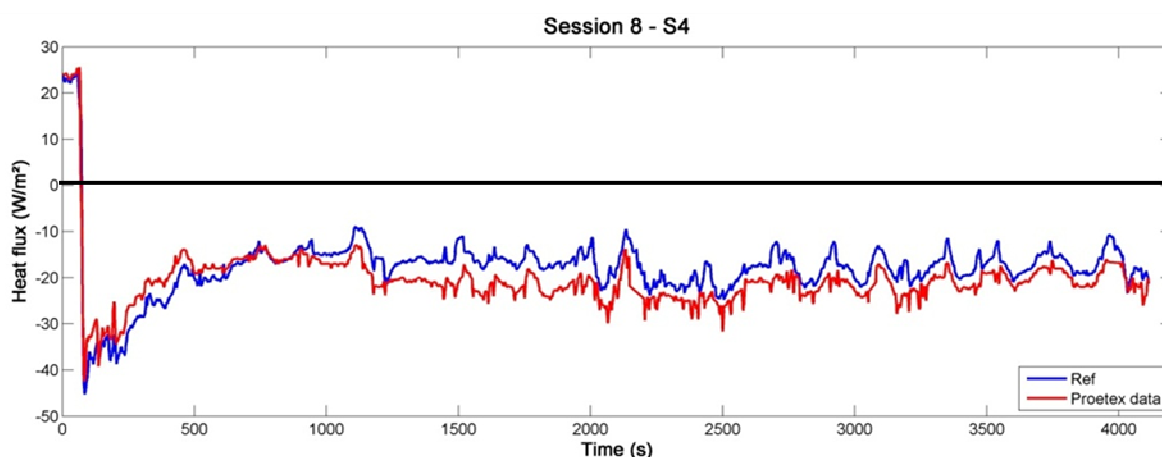
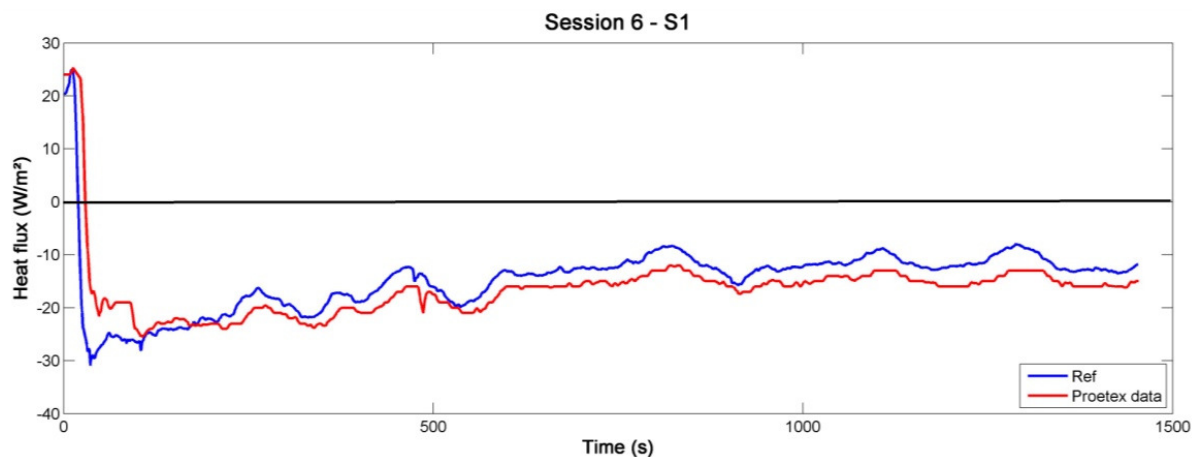
La présente Norme internationale couvre la construction et l'utilisation des échelles de jugement (échelles de perception thermique, de confort thermique, de préférence thermique, expression de l'acceptabilité et échelle de tolérance) servant à fournir des données fiables et comparables relatives à l'aspect subjectif du confort thermique ou de la contrainte thermique.

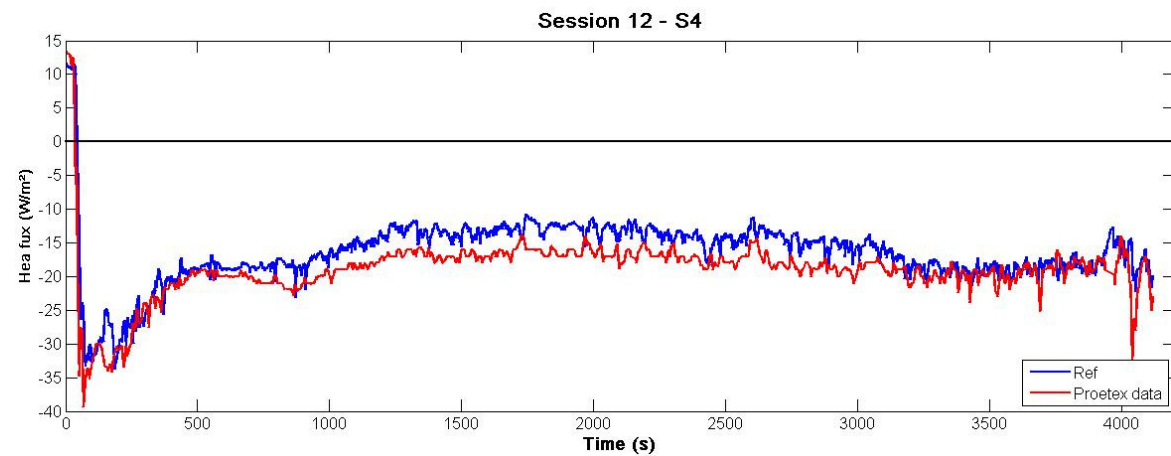
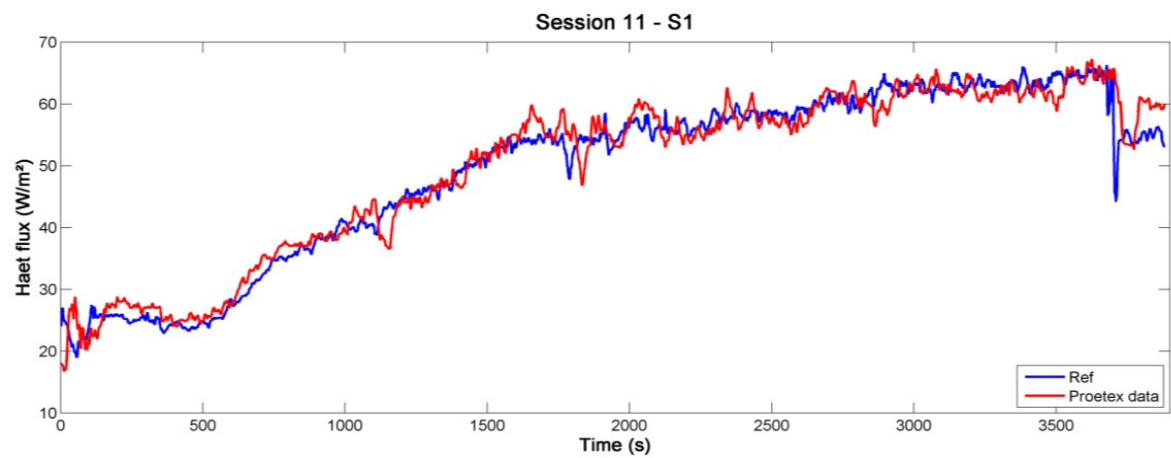
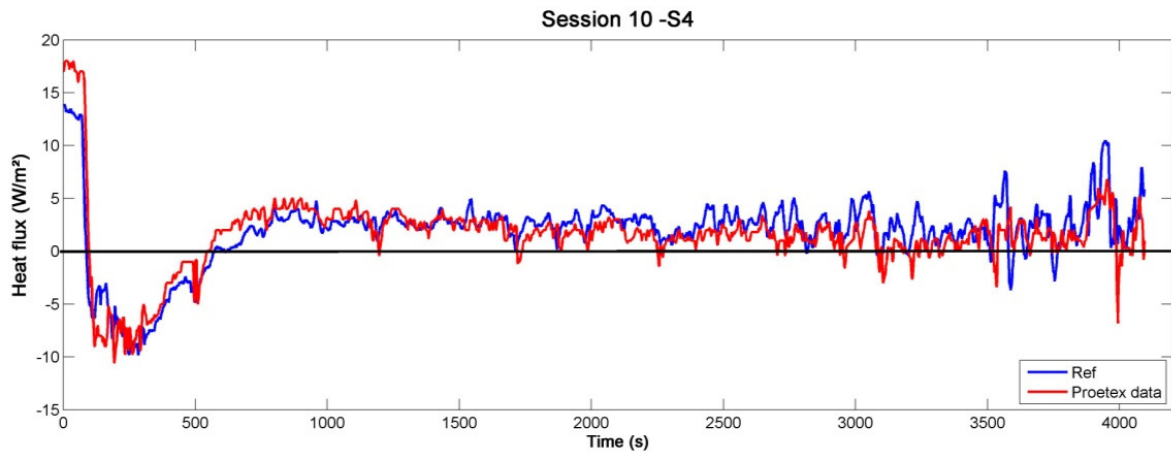
### ***ISO 11079:2007 : Ergonomie des ambiances thermiques -- Détermination et interprétation de la contrainte liée au froid en utilisant l'isolement thermique requis du vêtement (IREQ) et les effets du refroidissement local***

L'ISO 11079:2007 expose des méthodes et des stratégies ayant pour but d'évaluer la contrainte thermique associée à l'exposition aux environnements froids. Ces méthodes s'appliquent aux expositions et aux types de travaux continus, intermittents et occasionnels, aussi bien en intérieur qu'à l'extérieur. Elles ne sont pas applicables aux effets spécifiques liés à certains phénomènes météorologiques (des précipitations, par exemple), qui sont évalués par d'autres méthodes.

# Annexe 3. Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 2

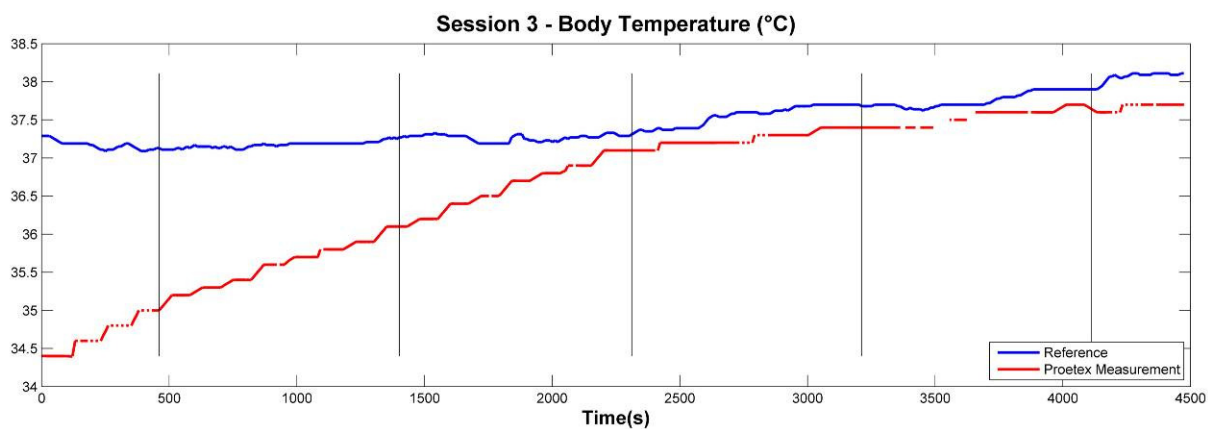
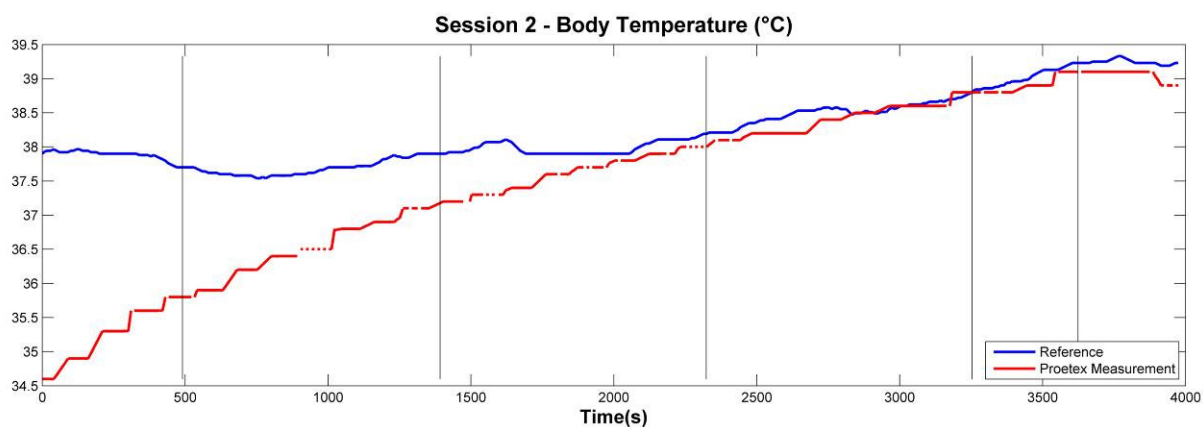
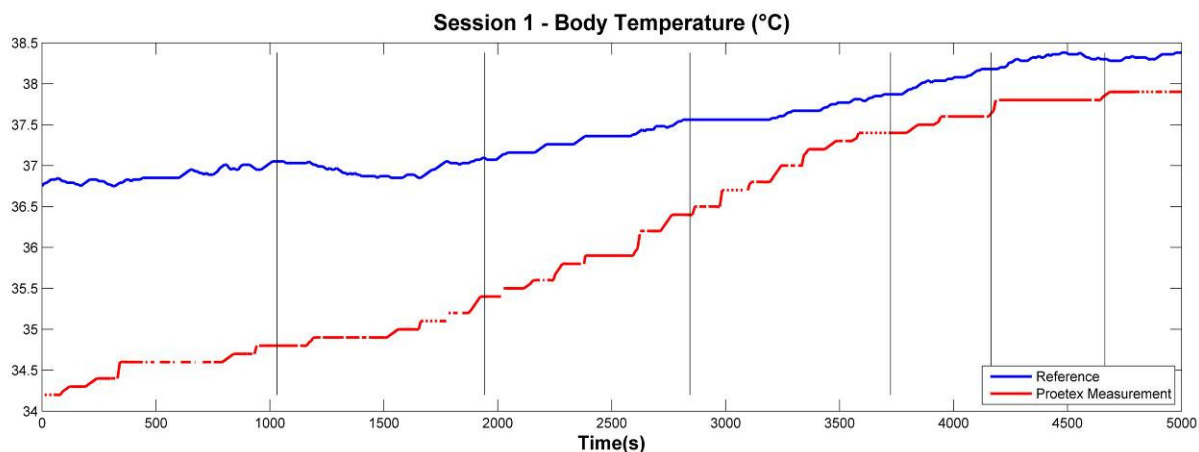
## Flux thermique



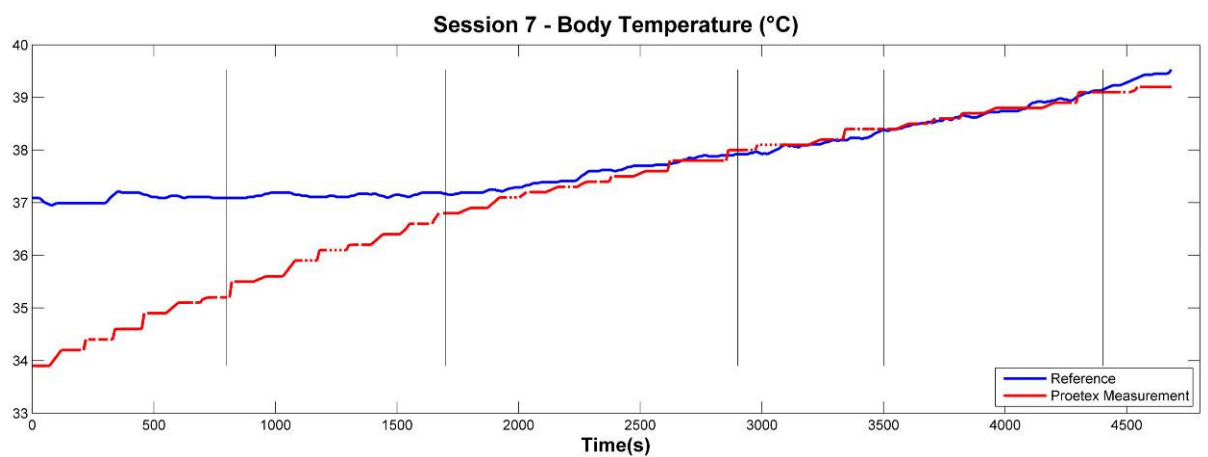
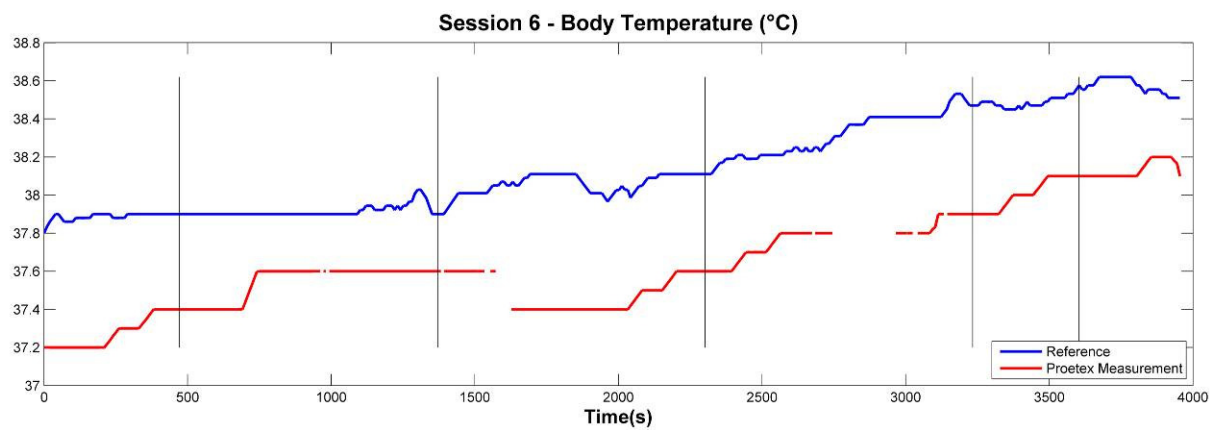
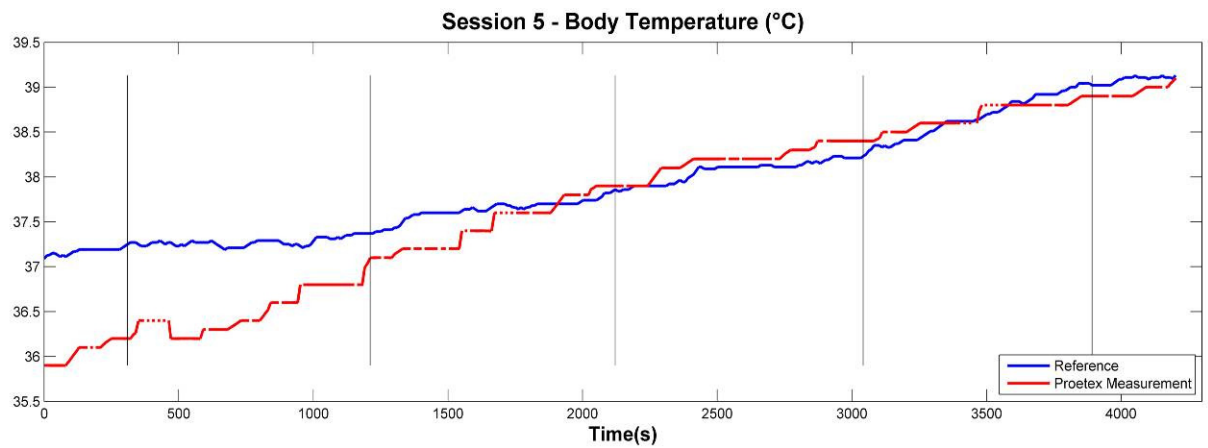


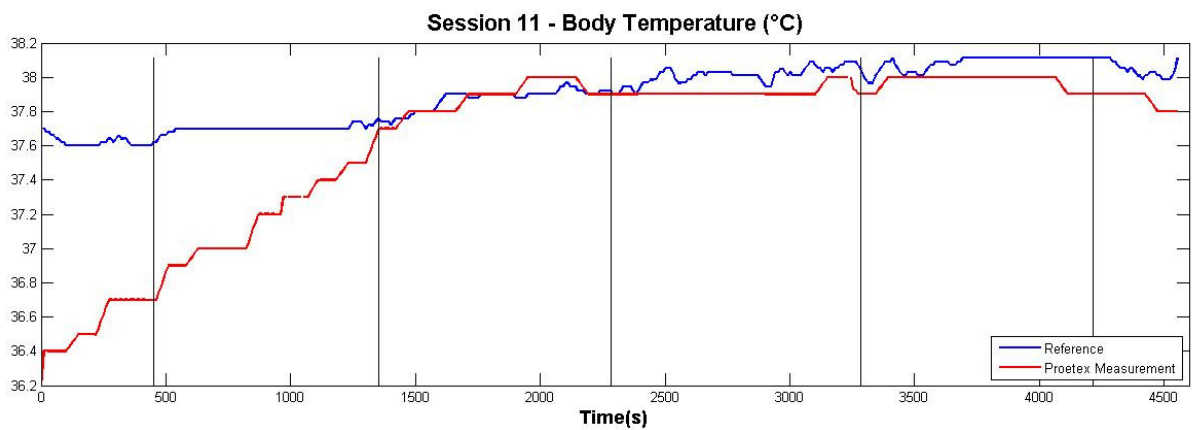
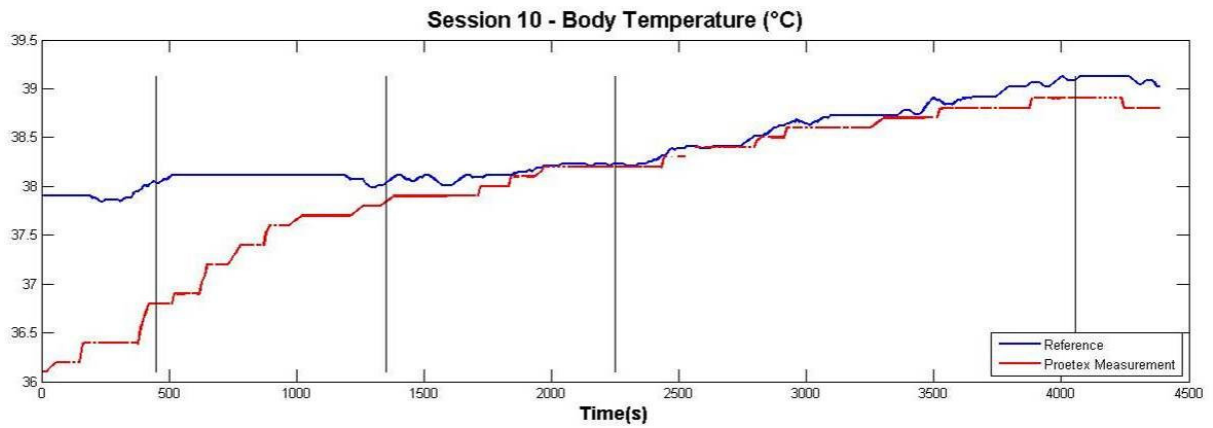
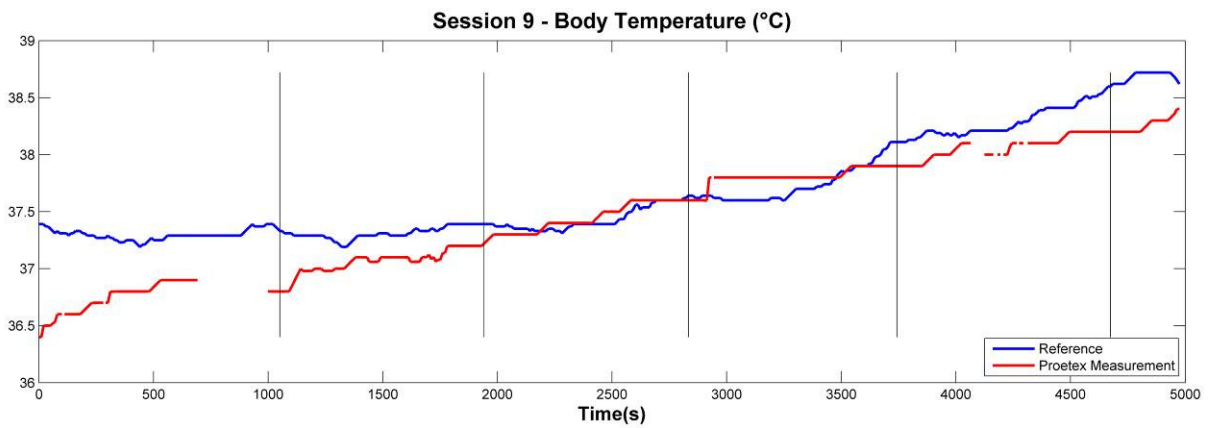
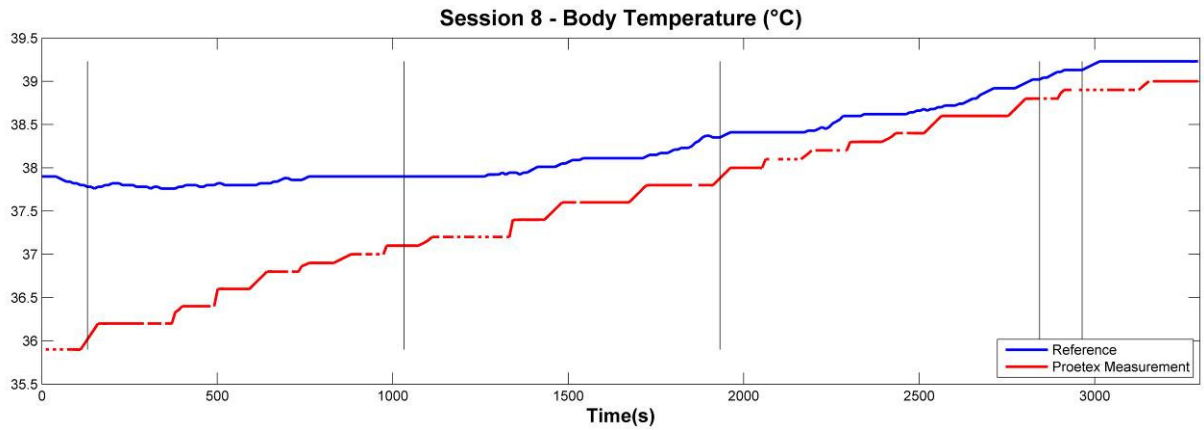
# Annexe 4. Comparaison des signaux enregistrés dans le prototype ProeTEX 3

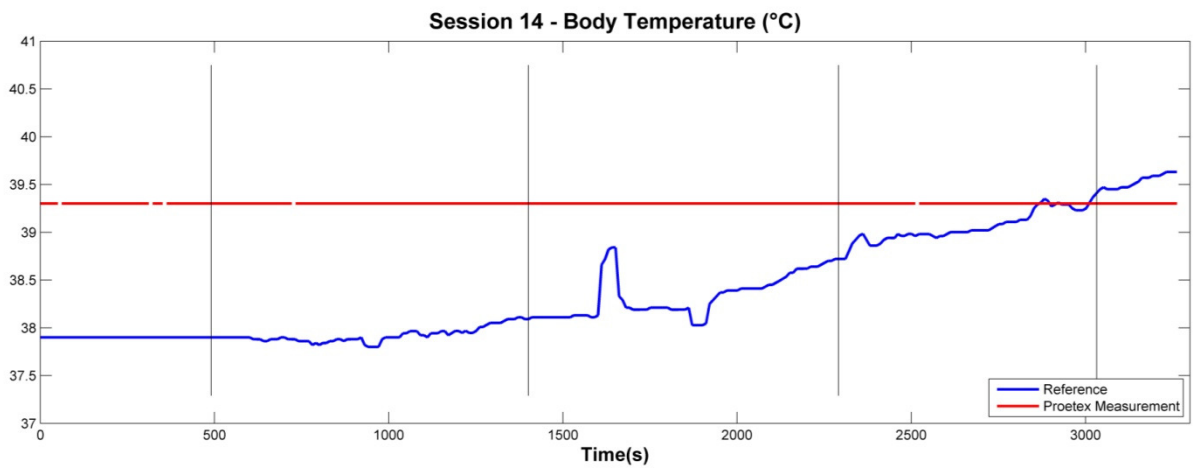
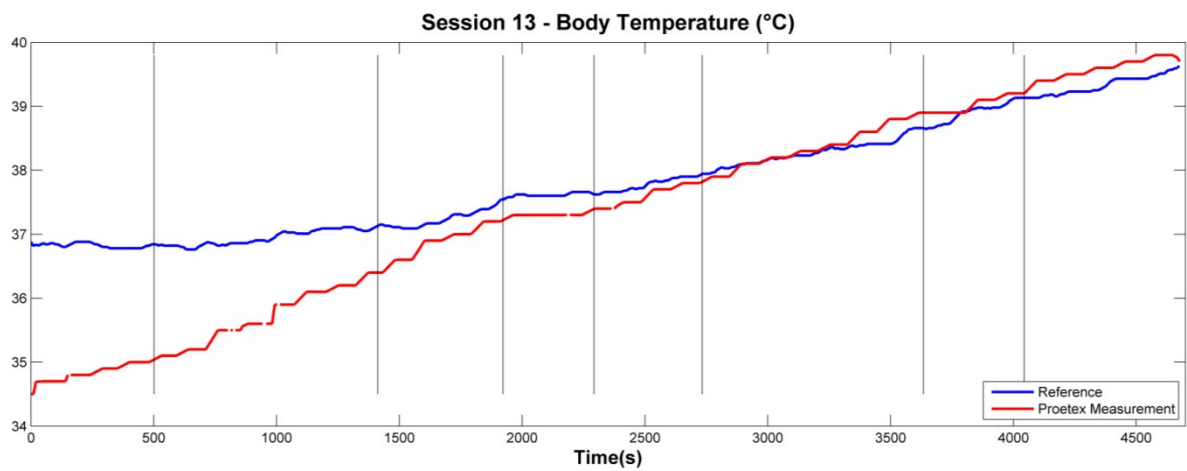
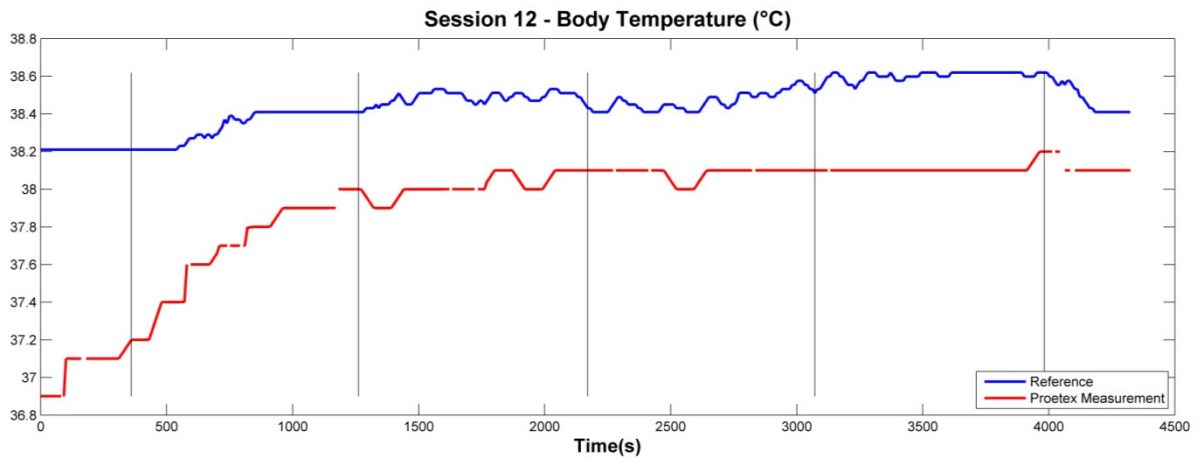
## Température interne

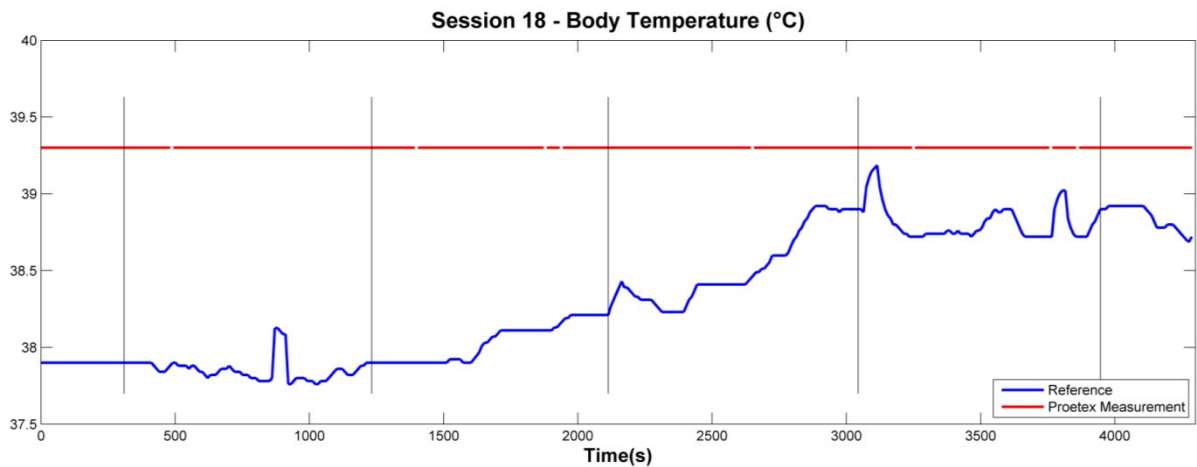
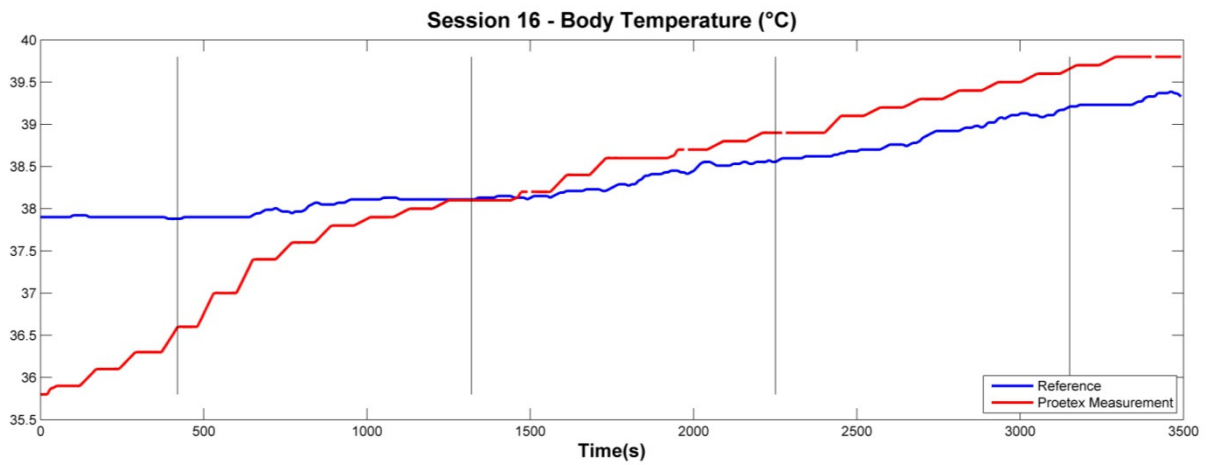
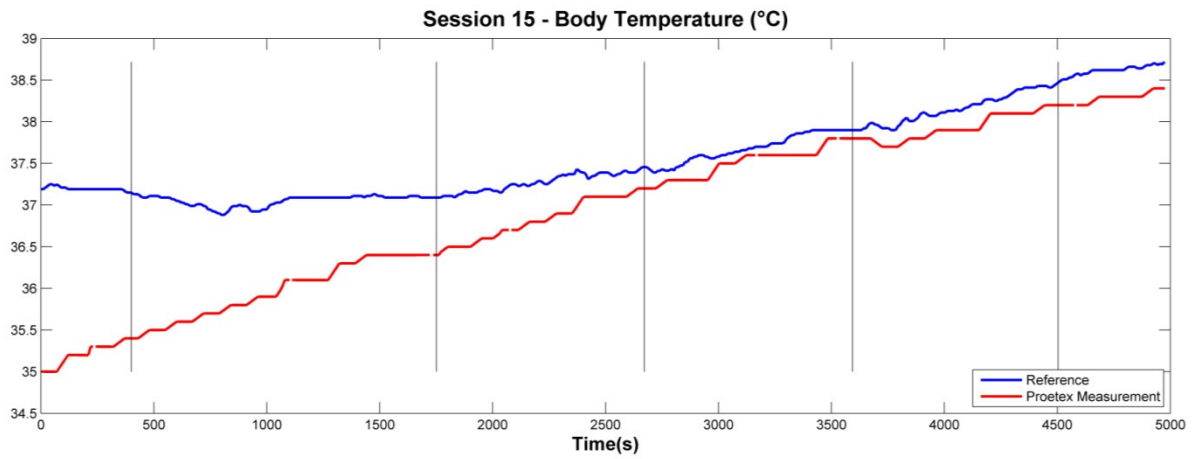




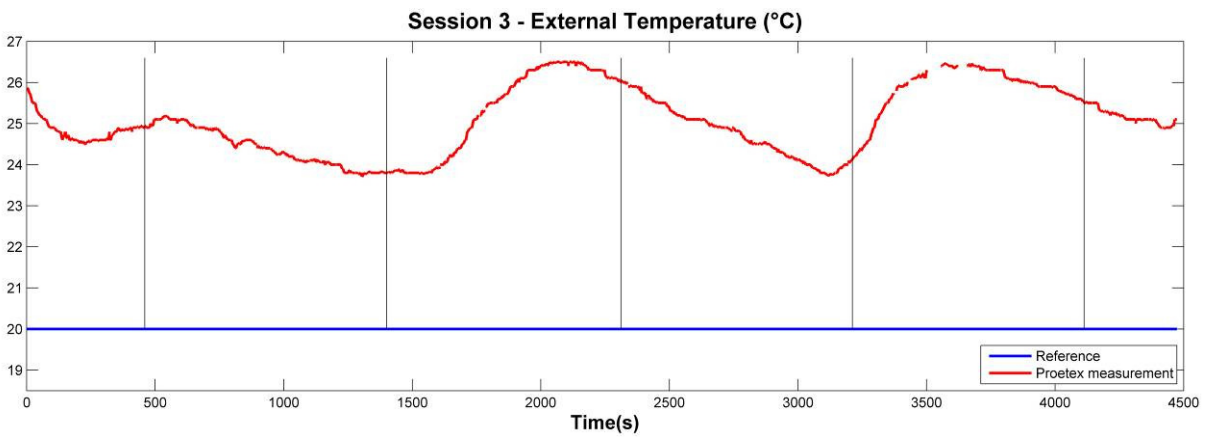
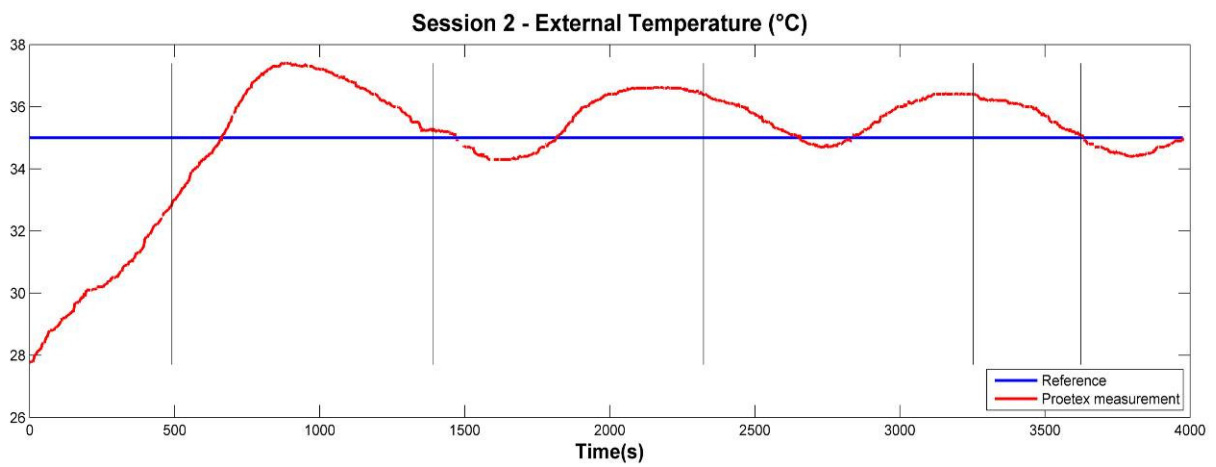
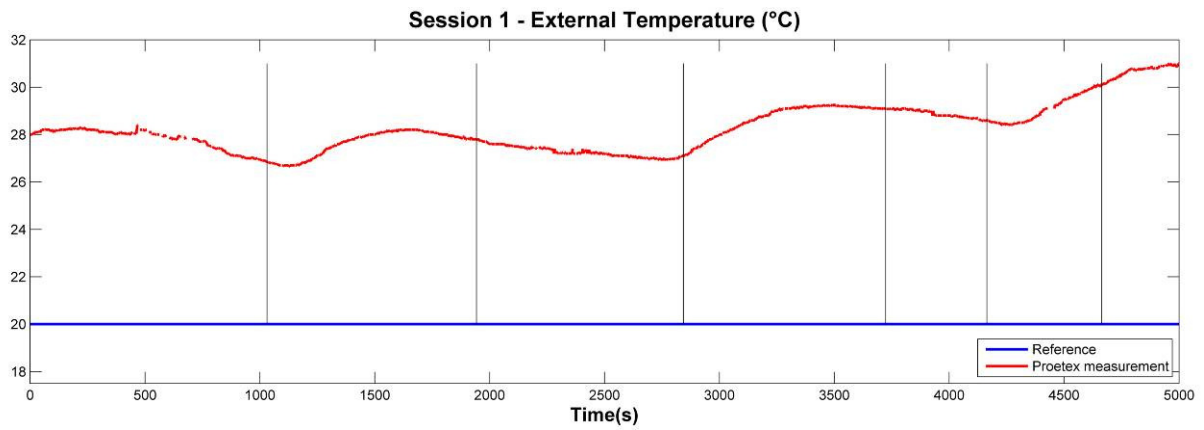


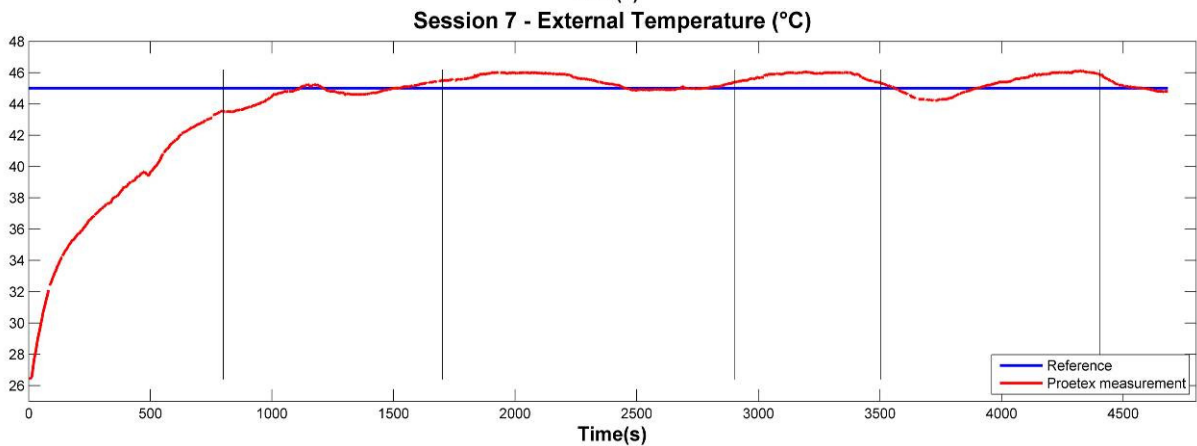
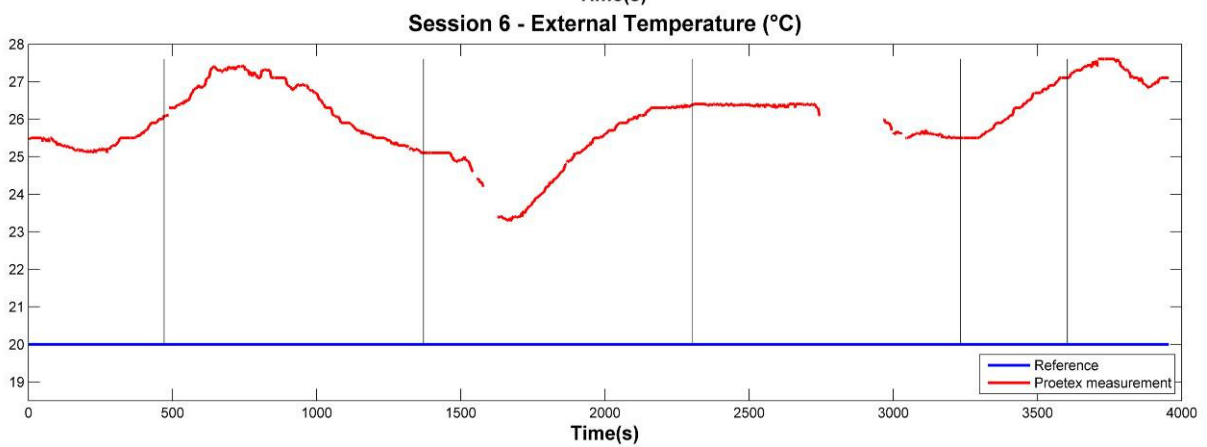
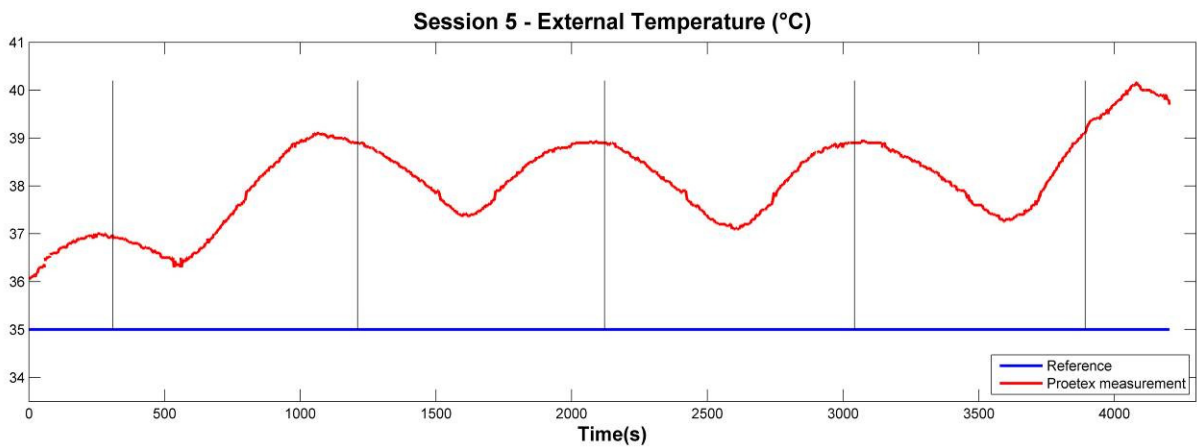
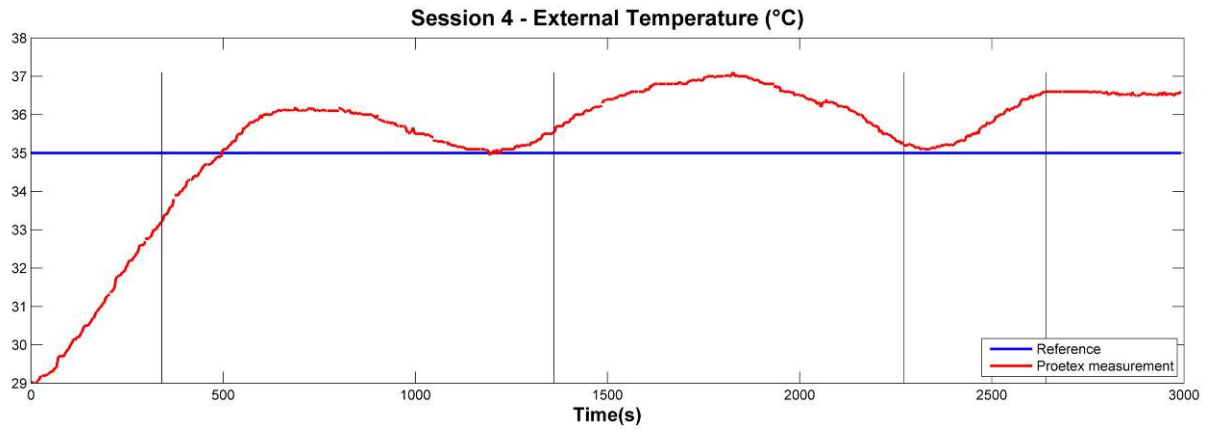


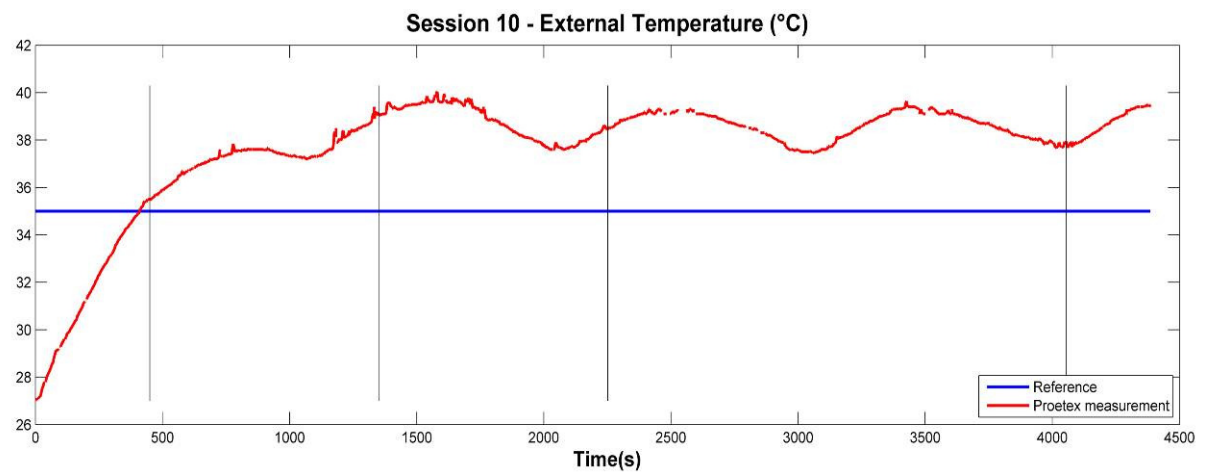
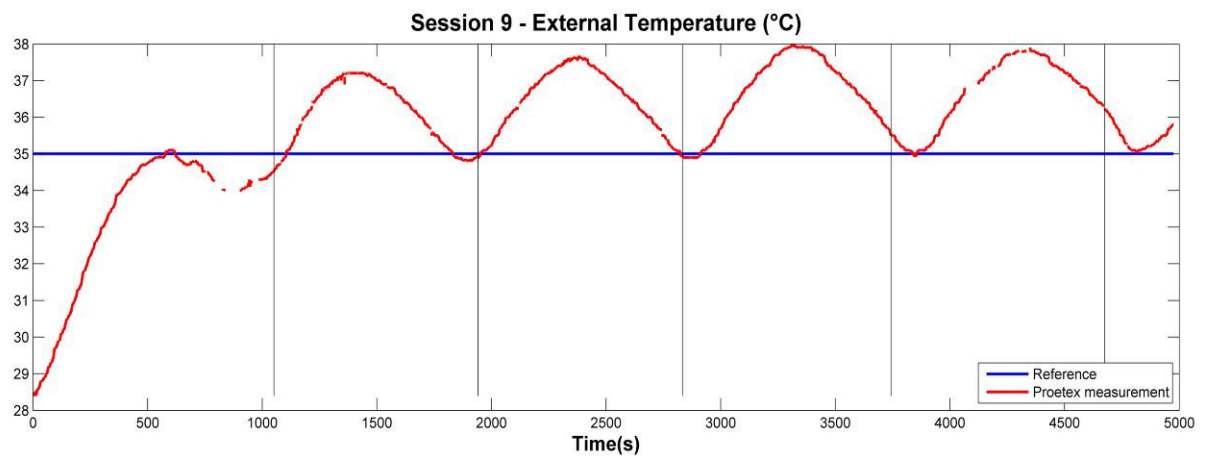
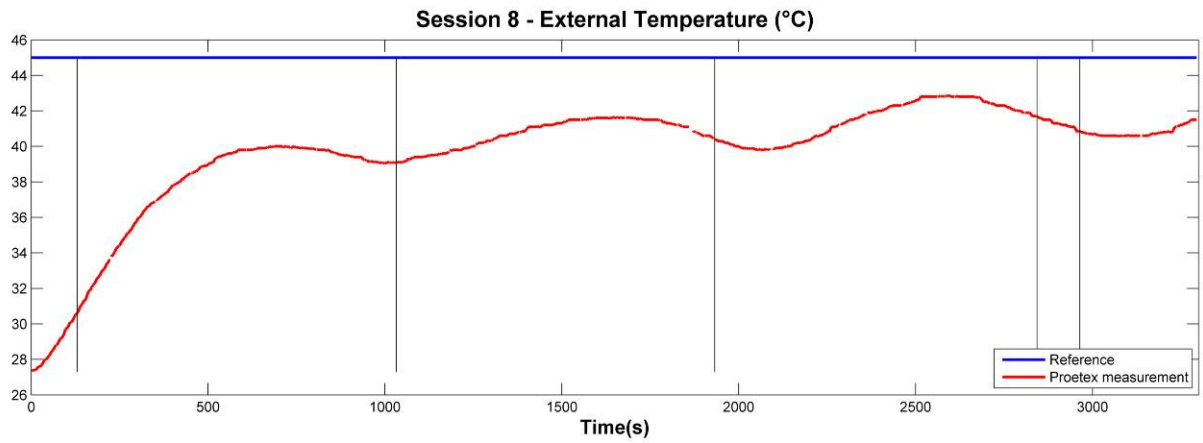


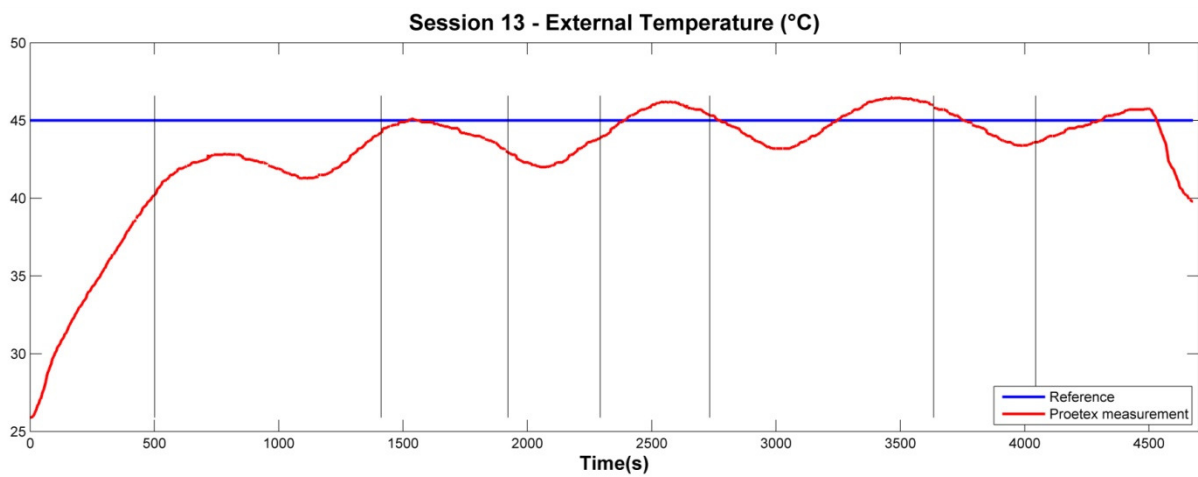
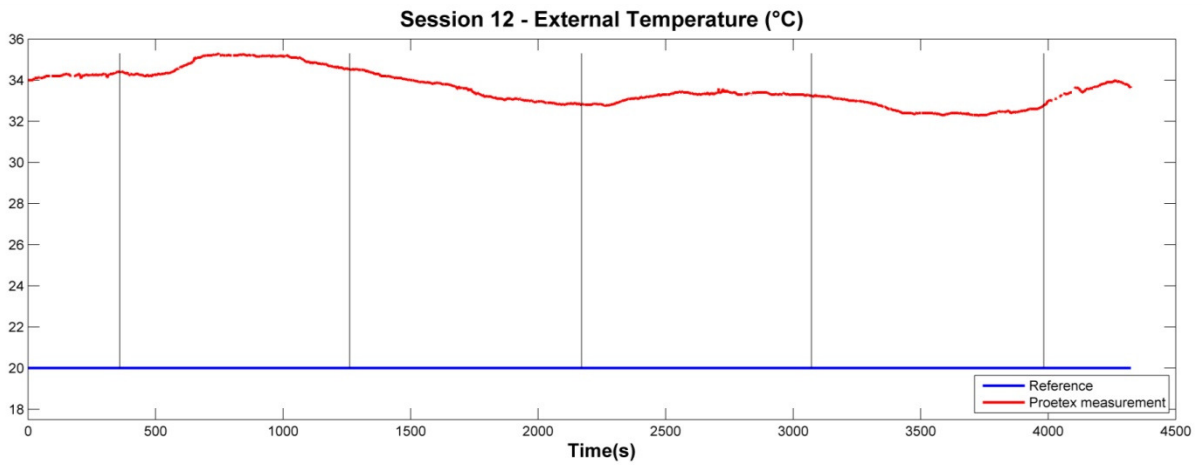
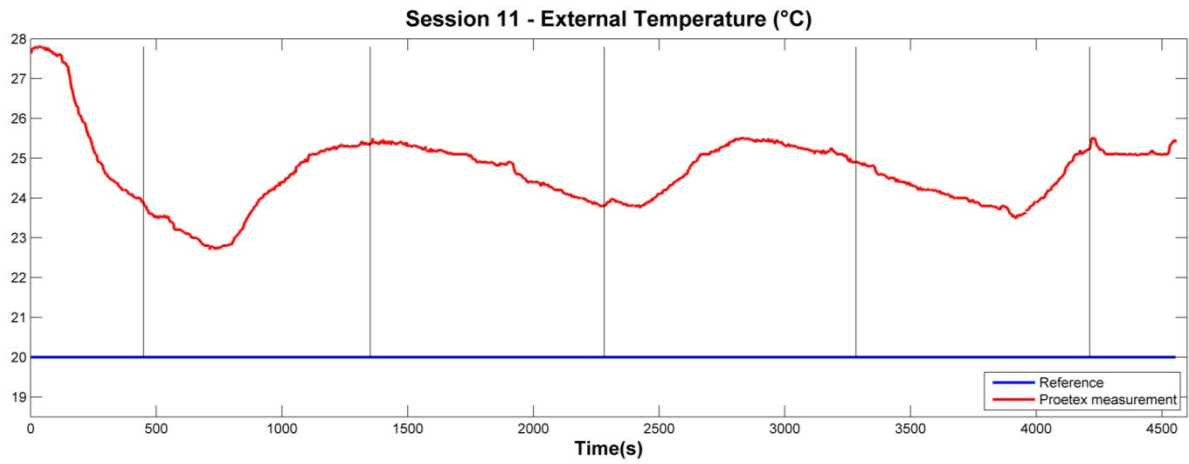


# Temperature de la veste

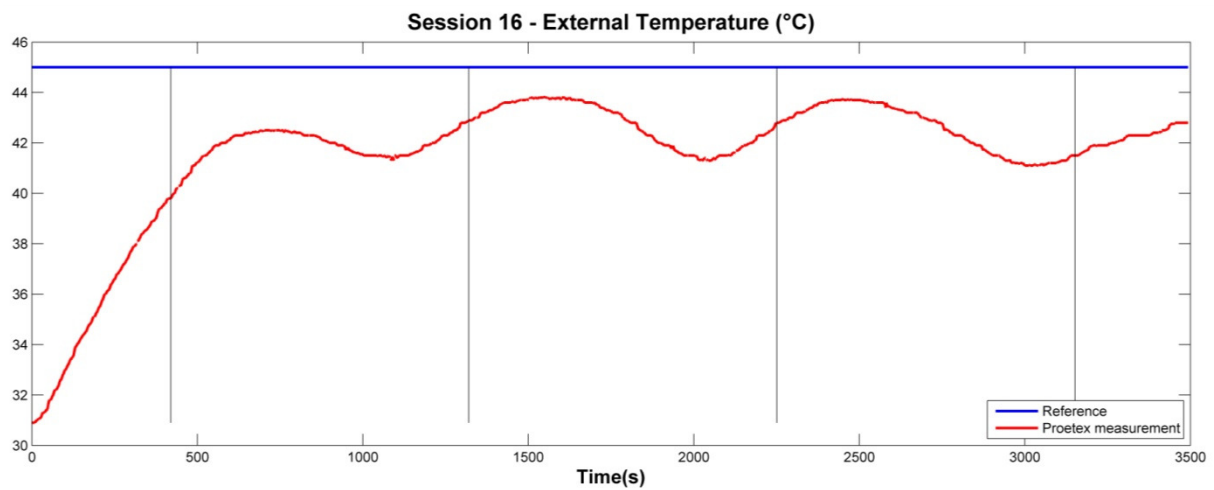
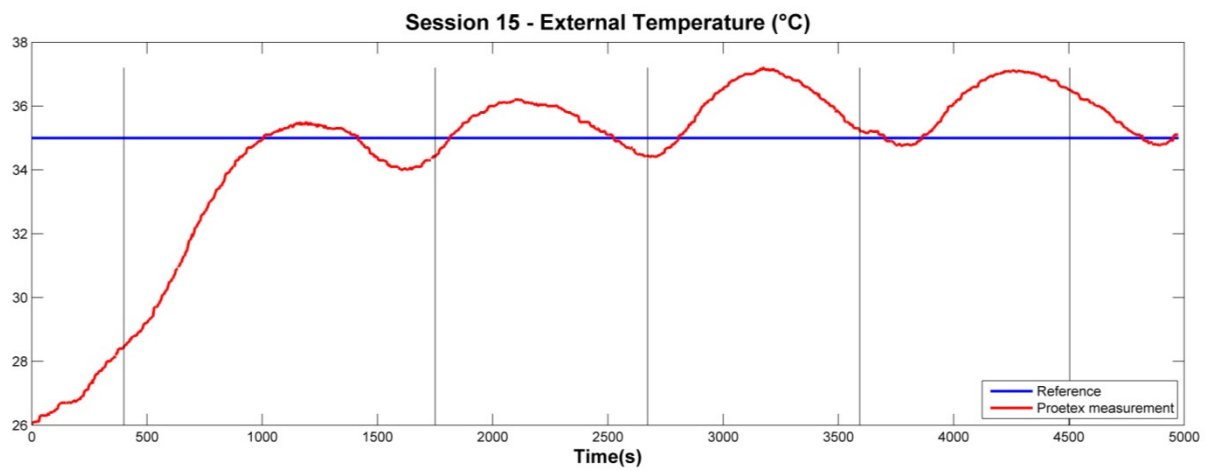
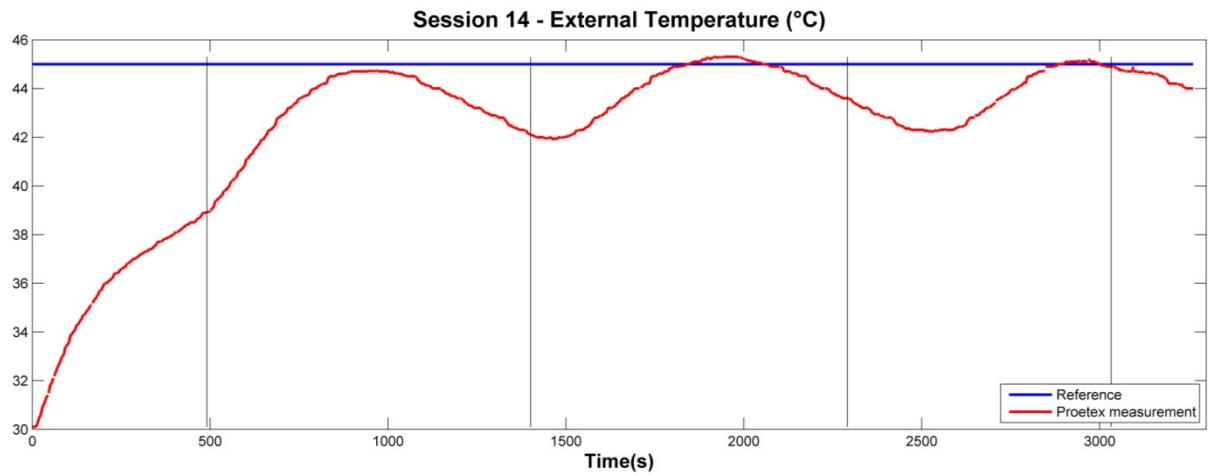


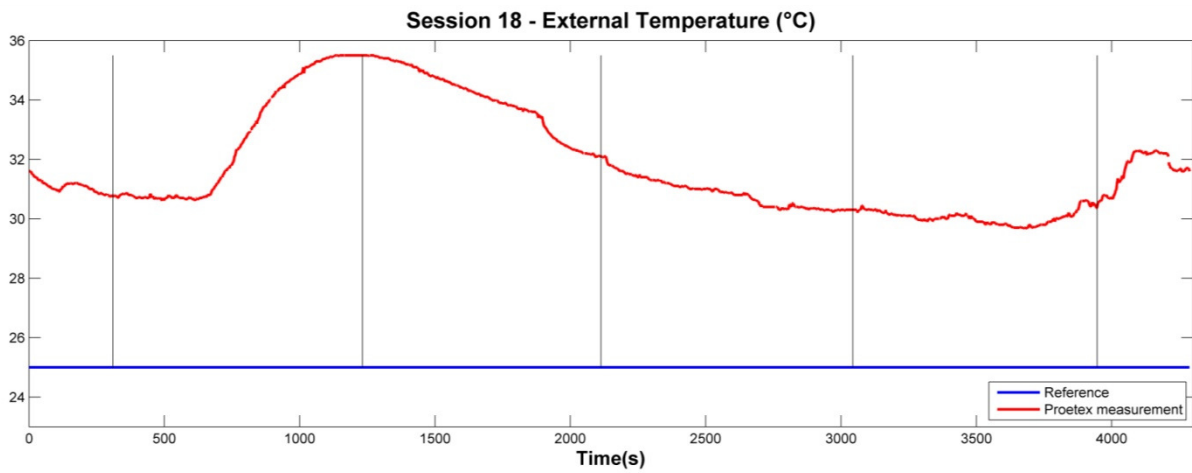
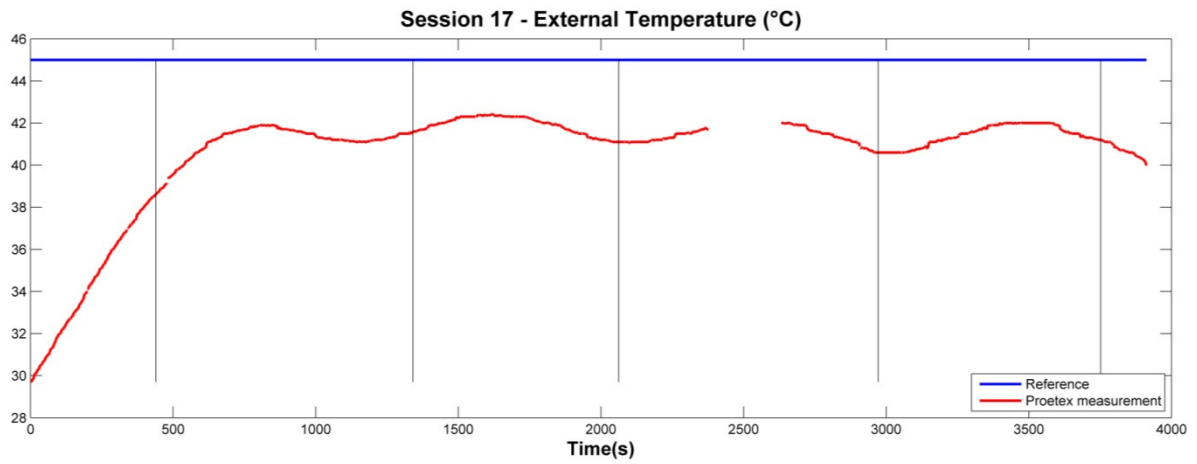




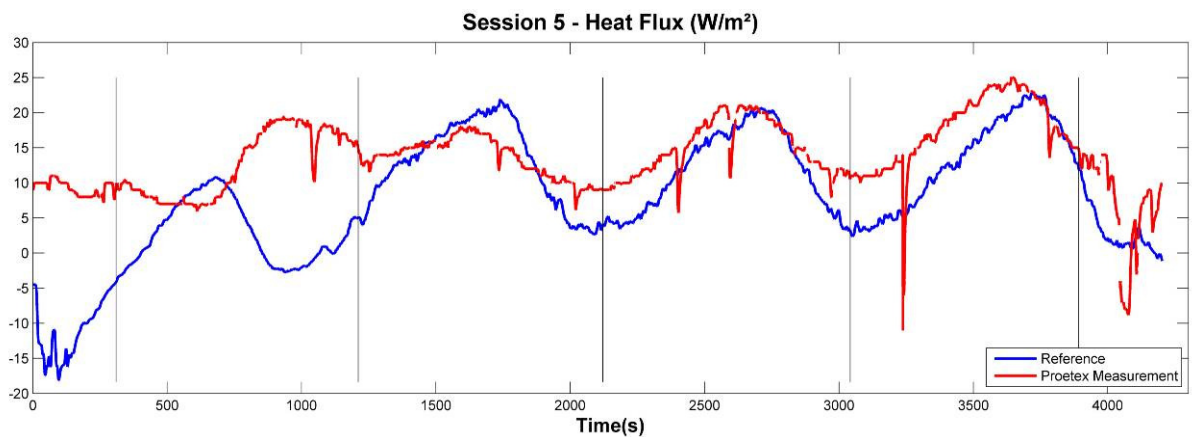
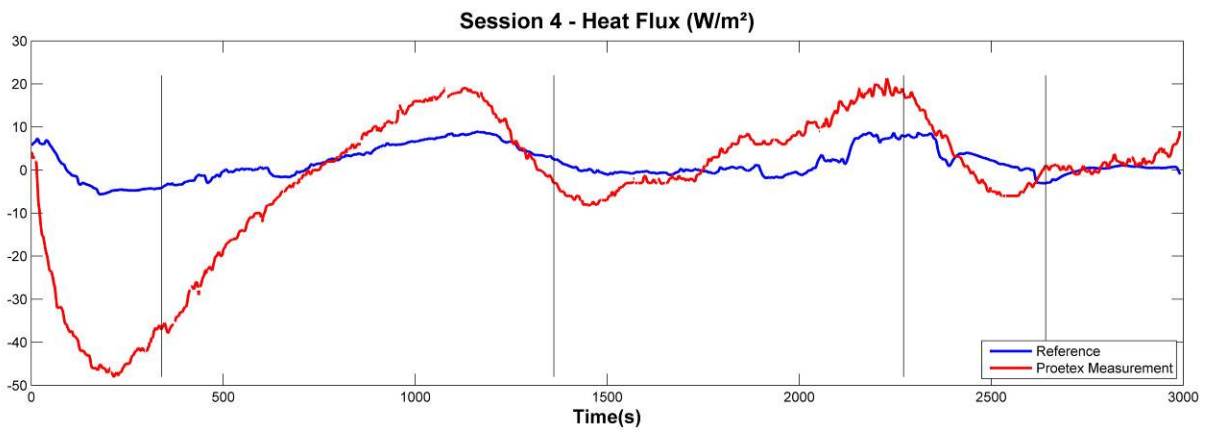
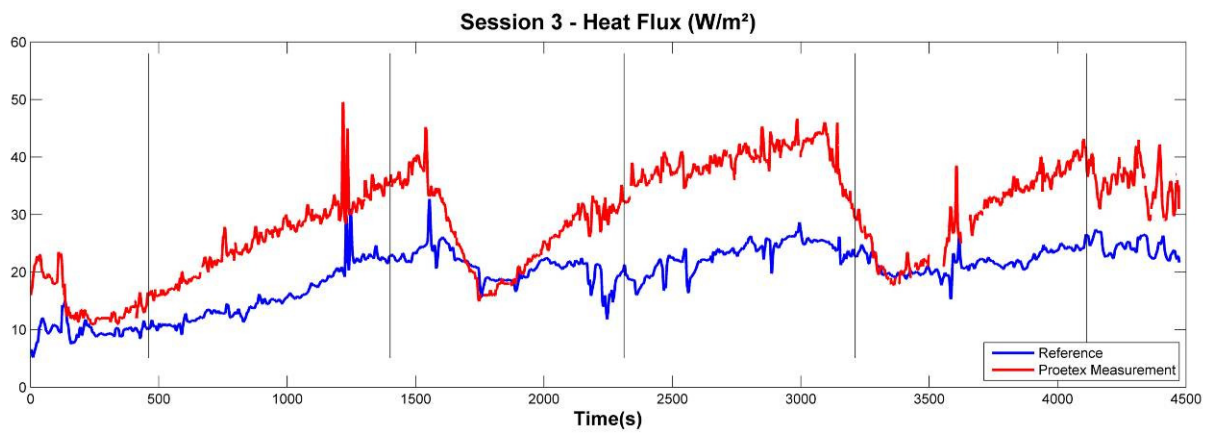
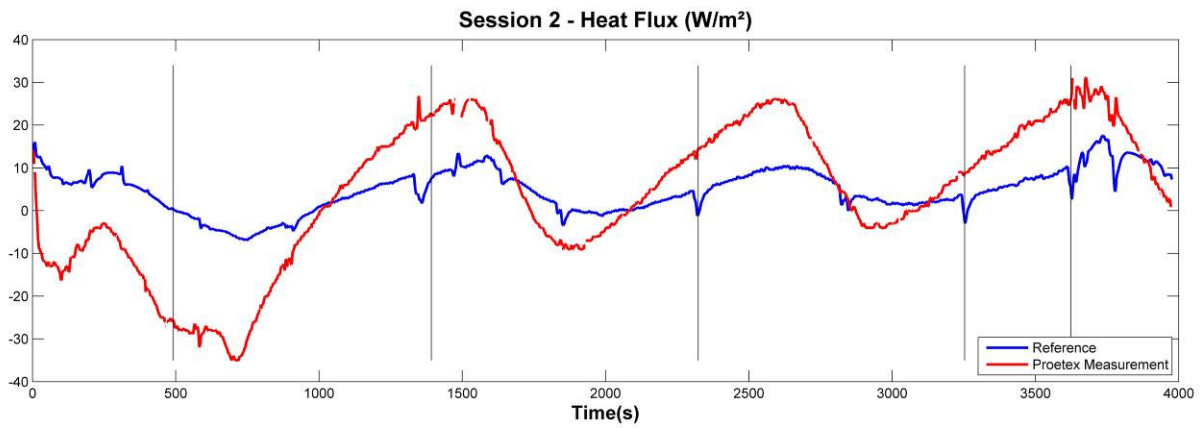


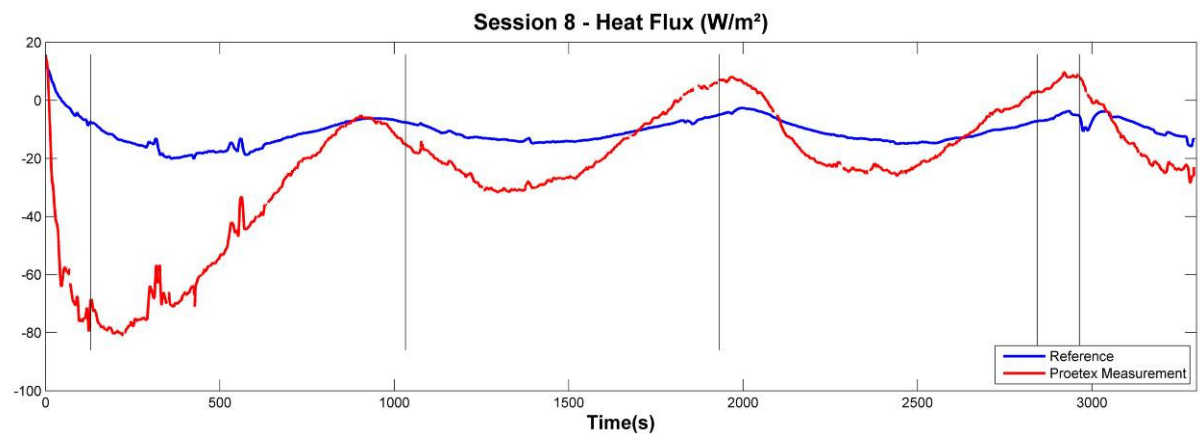
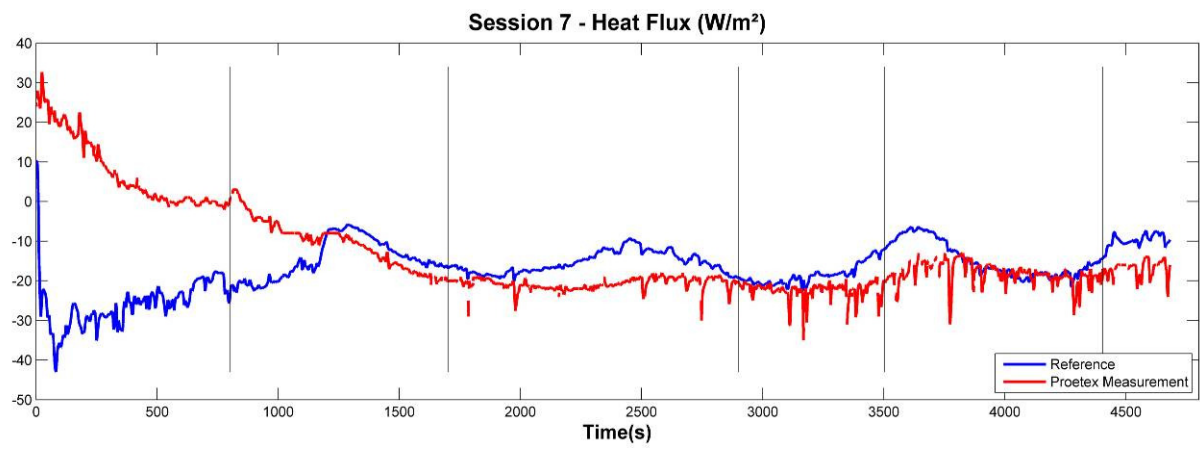
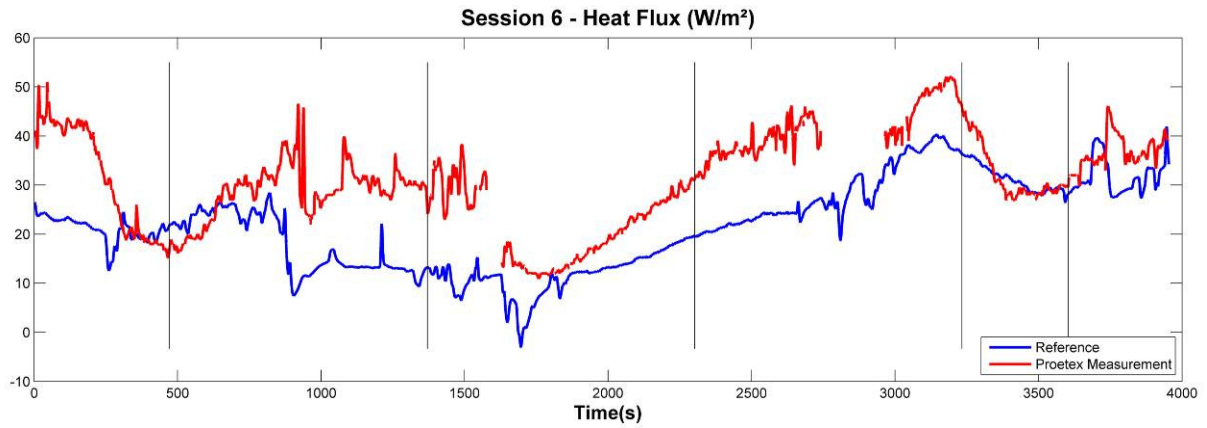


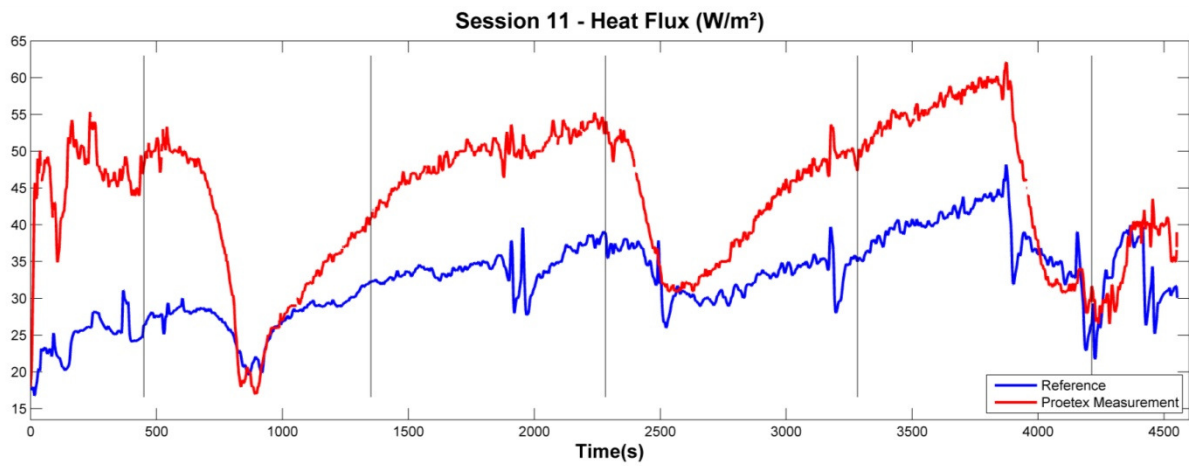
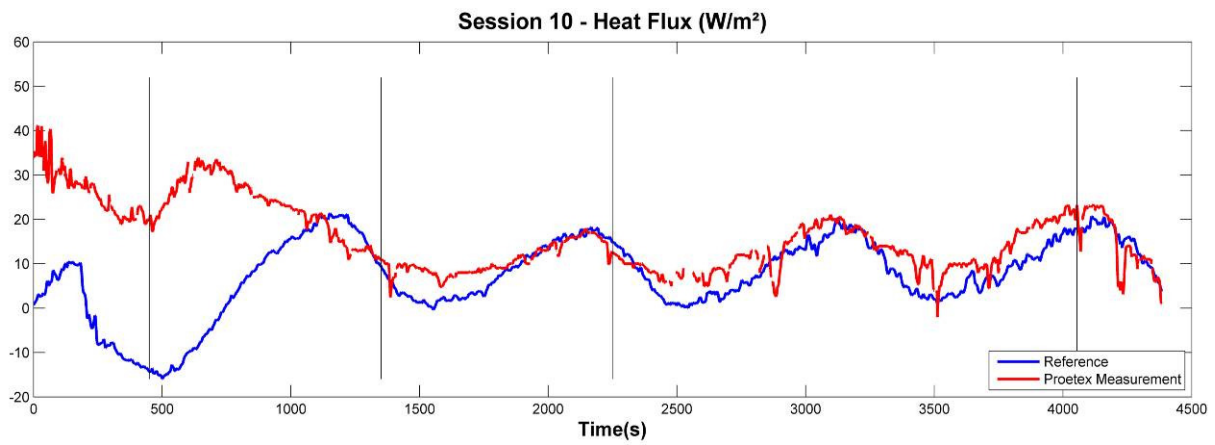
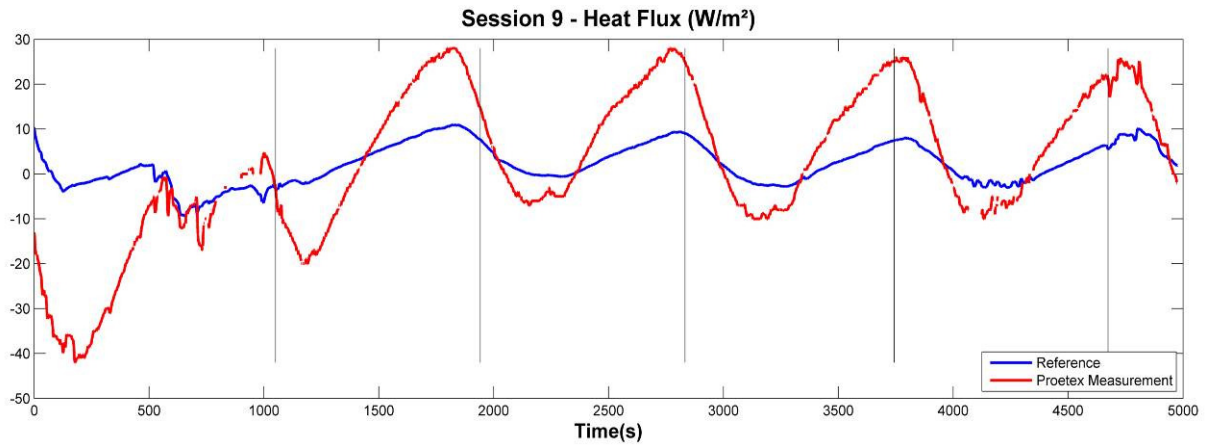


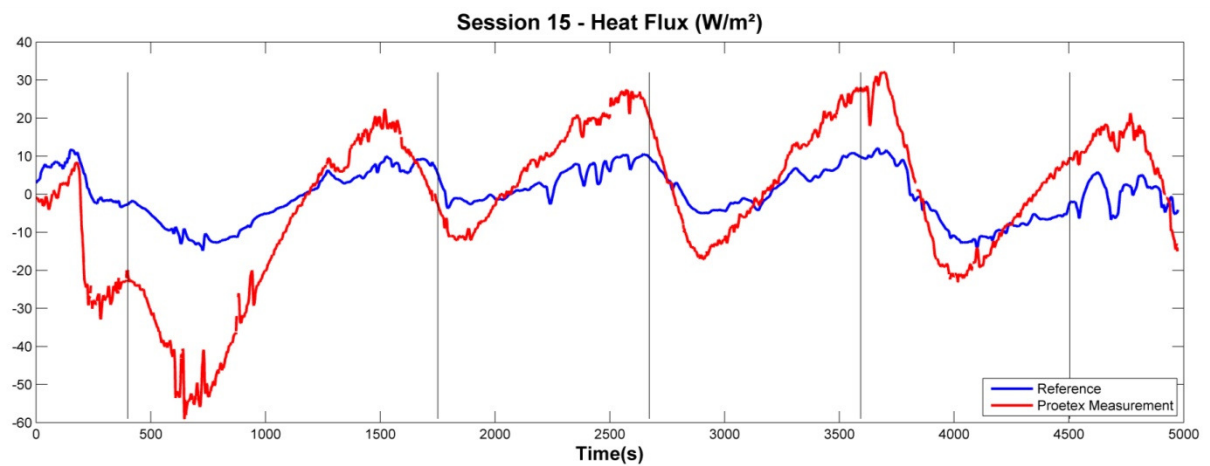
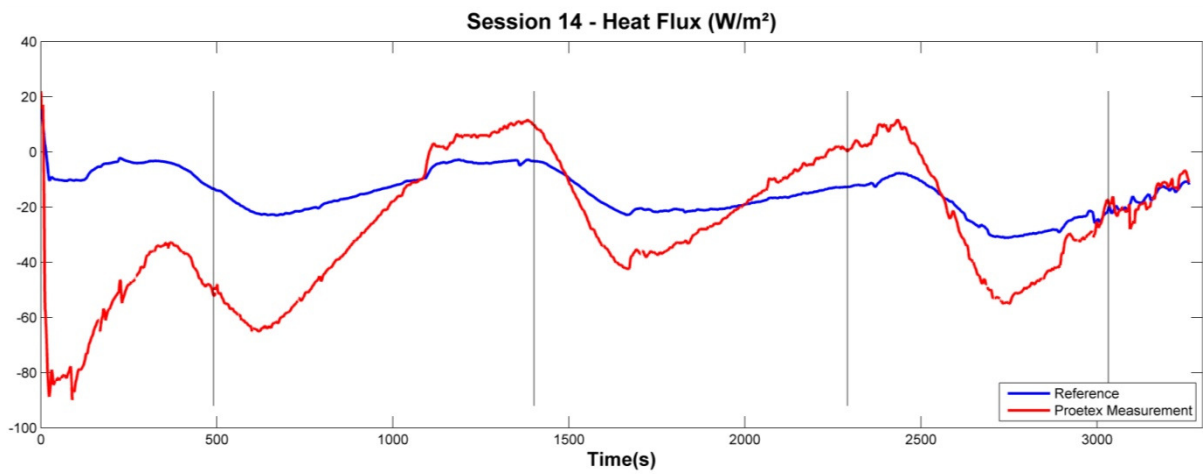
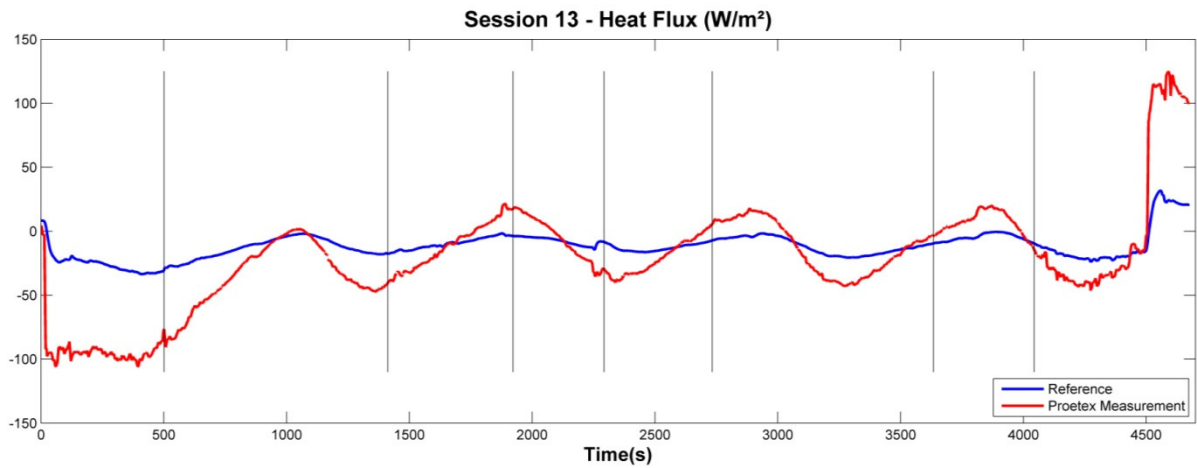


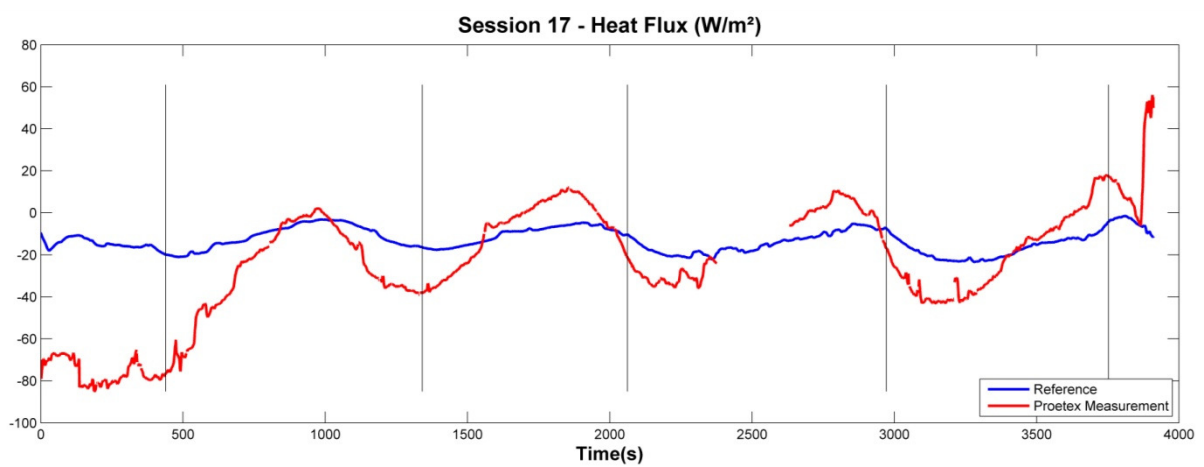
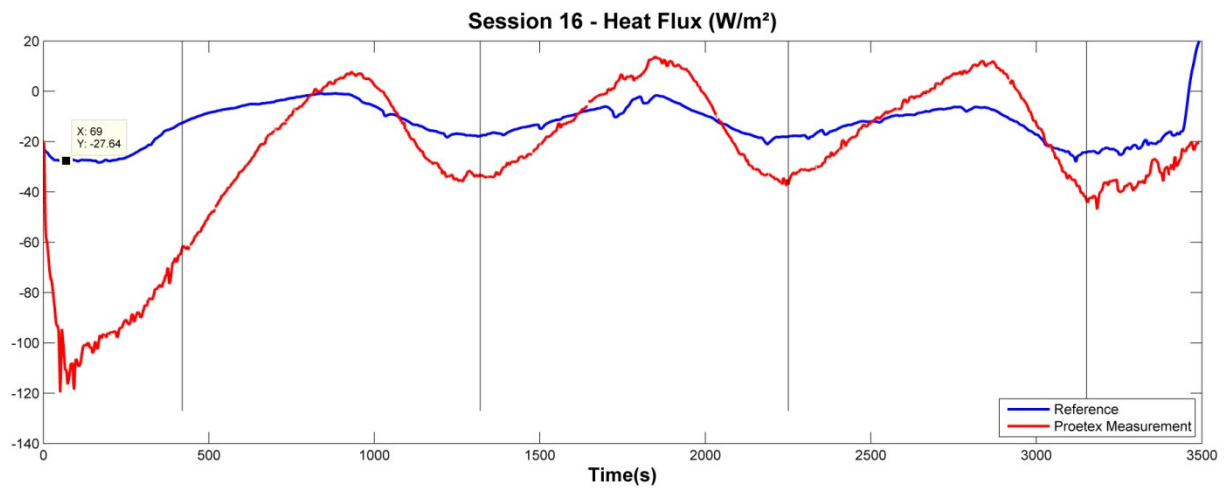
## Flux thermique











# Annexe 5. Datasheet capteurs



## Micro BetaCHIP Probes (MCD)

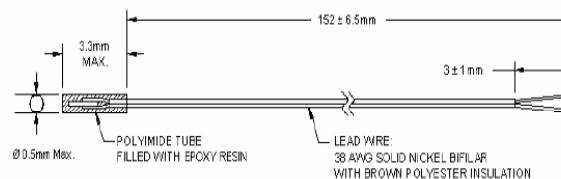
2 to 100K Ohms Resistance @25°C  
±0.2°C Tolerance from 0°C to +70°C  
Fast Time Response  
Small Tip Diameter



### MCD PROBE

NTC thermistor soldered to 38 AWG Solid Nickel Bifilar with Polyester Type Insulation. Unit is potted in a polyimide tube with thermally conductive epoxy.

### Dimensions



### FEATURES

- 2 to 100K Ohms Resistance @25°C
- Supplied with  $\pm 0.2^\circ\text{C}$  tolerance @ +25°C
- Custom tolerances available
- Smaller than mini BetaCURVE device
- Rapid time response (200 milliseconds in liquids)
- Temperature range  $-40^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$
- RoHS Compliant

### APPLICATIONS

- Low volume flow sensors (liquids or gases)
- Laboratory animal research
- Peltiere temperature tracking sensors
- Temperature control for bath showers
- DNA research sensors
- Medical catheters



# Micro BetaCHIP Probes (MCD)

## Product Definition

Part Number	Resistance [Ω] @+25°C	Beta Value 25/85	Time response in liquids [milliseconds]	Dissipation Constant in still air [mW/°C]	Temperature Range
<a href="#">2K7MCD1</a>	2,000	3499	200	0.3	-40°C to +125°C
<a href="#">10K3MCD1</a>	10,000	3976	200	0.3	-40°C to +125°C
<a href="#">100K6MCD1</a>	100,000	4261	200	0.3	-40°C to +125°C

The information in this sheet has been carefully reviewed and is believed to be accurate; however, no responsibility is assumed for inaccuracies. Furthermore, this information does not convey to the purchaser of such devices any license under the patent rights to the manufacturer. Measurement Specialties, Inc. reserves the right to make changes without further notice to any product herein. Measurement Specialties, Inc. makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its product for any particular purpose, nor does Measurement Specialties, Inc. assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. Typical parameters can and do vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by customer's technical experts. Measurement Specialties, Inc. does not convey any license under its patent rights nor the rights of others.

## Ordering Information

### NORTH AMERICA

Measurement Specialties, Inc.  
910 Turnpike Road  
Shrewsbury, MA 01545  
Tel: 1-508-842-0516  
Fax: 1-508-842-0342

Sales email:  
[temperature.sales.amer@meas-spec.com](mailto:temperature.sales.amer@meas-spec.com)

### EUROPE

Measurement Specialties, Inc  
Ballybrit Business Park  
Galway Ireland  
Tel: +353-91-753238  
Fax: +353-91-770789

Sales email:  
[temperature.sales.emea@meas-spec.com](mailto:temperature.sales.emea@meas-spec.com)

### ASIA

Measurement Specialties (China) Ltd.  
No. 26 Langshan Road  
Shenzhen High-Tech Park (North)  
Nanshan District, Shenzhen 51807  
China  
Tel: +86 (0) 755 33305088  
Fax: +86 (0) 755 33305099

Sales email:  
[temperature.sales.asia@meas-spec.com](mailto:temperature.sales.asia@meas-spec.com)



## Sonde de température

### Sonde à couche mince

**Type M :**  
**( -70°C à +500°C )**



#### APPLICATIONS

- Automobile
- Electroménager
- Maîtrise d'énergie (comptage de calories...)
- Montage sur circuits imprimés
- Mesures de surface
- Air conditionné, chauffage, climatisation
- Equipement médical et industriel

#### PARTICULARITES

- Encombrement réduit
- Excellent isolement électrique
- Temps de réponse réduit

#### CONCEPTION

Couche mince de platine pulvérisée sur un substrat en céramique. Le circuit résistif, créé par photo lithographie est ensuite recouvert d'un film de verre protecteur. La tenue en traction des connexions est garantie par une goutte de verre déposée sur les soudures.

#### VALEUR NOMINALE

- 100, 500 et 1000  $\Omega$  à 0°C
- Coefficient de température  $\alpha = 3850$  ppm/K

#### TOLERANCE

- CEI 751 : classe B, A et 1/3 B

#### PLAGE DE TEMPERATURE

- De -70°C à +500°C
- Tolérance classe B de -70°C à +500°C
- Tolérance classe A de -50°C à +300°C
- Tolérance classe 1/3 B de 0°C à +150°C

#### FILS DE CONNEXION

- Nickel platiné

#### CONDITIONS D'EMPLOI

- Utilisation sans protection en milieu sec uniquement

#### RESISTANCE ET STABILITE

- Très stable dans le temps
- Résistance aux vibrations
- Sensible aux torsions et aux pressions

#### OPTIONS

- Tolérances ohmiques resserrées
- Longueurs de connexions variables et prolongation par tout type de câble
- Connexions axiales ou verticales (en T)
- Autres valeurs ohmiques (200  $\Omega$  / 2.000  $\Omega$  / 10.000  $\Omega$ )

**Atexis**

48, rue de Frégy - BP 50  
F - 77610 Fontenay - Trésigny  
Tél. : + 33 (0)1 64 42 52 52  
Fax. : + 33 (0)1 64 42 63 17  
[www.atexis.fr](http://www.atexis.fr)

Remarque : Les informations techniques et recommandations contenues dans cette fiche sont données à titre indicatif. Elles ne garantissent en aucun cas les propriétés des produits présentés. Atexis se réserve le droit d'apporter toute modification aux informations sans avis préalable.

Hév. 06-06  
1/2

## Modèles standards

### Type M :

Modèle	Désignation	Référence	Résistance nominale  (Ohm à 0°C)	Dimensions en mm					Auto-échauffement  (K/mW)	Temps de réponse			
				L	B	H	AL	A		eau v = 0,4 m/s		air v = 1 m/s	
										t0,5	t0,9	t0,5	t0,9
										(s)			

#### Classe B (-70°C à +500°C)

1Pt100	M 1020	32 208 180	100	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt500	M 1020	32 208 201	500	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt1000	M 1020	32 208 191	1000	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt1000	M 622	32 208 181	1000	5,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,08	0,25	3,7	11,5
1Pt2000	M 622	32 208 541	2000	5,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,08	0,25	3,7	11,5
1Pt100	M 422	32 208 392	100	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt500	M 422	32 208 414	500	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt1000	M 422	32 208 499	1000	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt1000	M 310	32 208 723	1000	3	1	0,9	10	0,15	0,3	0,04	0,12	2,5	8
1Pt100	M 222	32 208 548	100	2,3	2,1	0,9	10	0,2	0,4	0,05	0,15	3	10

#### Classe A (-50°C à +300°C)

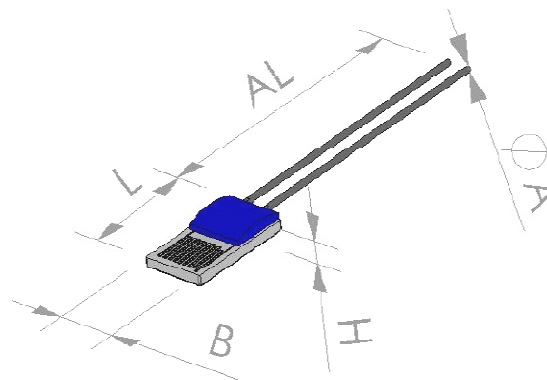
1Pt100	M 1020	32 208 429	100	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt1000	M 1020	32 208 439	1000	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt100	M 422	32 208 498	100	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt500	M 422	32 208 501	500	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt1000	M 422	32 208 503	1000	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt100	M 222	32 208 550	100	2,3	2,1	0,9	10	0,2	0,4	0,05	0,15	3	10

#### Classe 1/3 B (0°C à +150°C)

1Pt100	M 1020	32 208 428	100	9,5	1,9	0,9	10	0,2	0,2	0,1	0,3	4	12
1Pt100	M 422	32 208 500	100	3,9	2,1	0,9	10	0,2	0,3	0,07	0,2	3,2	11
1Pt100	M 222	32 208 551	100	2,3	2,1	0,9	10	0,2	0,4	0,05	0,15	3	10

#### TOLERANCES DIMENSIONNELLES :

L (longueur du corps)	: ±0,15 mm
B (largeur du corps)	: ±0,2 mm
H (Épaisseur du corps, y compris 0,4 mm de substrat)	: +0,3/-0,2 mm
AL (longueur des connexions)	: ±1 mm
A (diamètre des connexions)	: ±0,02 mm



**Remarque :** Les informations techniques et recommandations contenues dans cette fiche sont données à titre indicatif. Elles ne garantissent en aucun cas les propriétés des produits présentés. Atexis se réserve le droit d'apporter toute modification aux informations sans avis préalable.

Rév 06/06  
2/2

## LM92 ±0.33°C Accurate, 12-Bit + Sign Temperature Sensor and Thermal Window Comparator with Two-Wire Interface

### General Description

The LM92 is a digital temperature sensor and thermal window comparator with an I<sup>2</sup>C™ Serial Bus Interface and an accuracy of ±0.33°C. The window-comparator architecture of the LM92 eases the design of temperature control systems. The open-drain Interrupt (INT) output becomes active whenever temperature goes outside a programmable window, while a separate Critical Temperature Alarm (T\_CRIT\_A) output becomes active when the temperature exceeds a programmable critical limit. The INT output can operate in either a comparator or event mode, while the T\_CRIT\_A output operates in comparator mode only.

The host can program both the upper and lower limits of the window as well as the critical temperature limit. Programmable hysteresis as well as a fault queue are available to minimize false tripping. Two pins (A0, A1) are available for address selection. The sensor powers up with default thresholds of 2°C T<sub>HYST</sub>, 10°C T<sub>LOW</sub>, 64°C T<sub>HIGH</sub> and 80°C T\_CRIT.

The LM92's 2.7V to 5.5V supply voltage range, Serial Bus Interface, 12-bit + sign output, and full-scale range of over 128°C make it ideal for a wide range of applications. These include thermal management and protection applications in personal computers, electronic test equipment, office electronics, automotive, medical and HVAC applications.

### Features

- Window comparison simplifies design of ACPI compatible temperature monitoring and control.
- Serial Bus Interface
- Separate open-drain outputs for Interrupt and Critical Temperature shutdown

- Shutdown mode to minimize power consumption
- Up to 4 LM92s can be connected to a single bus
- 12-bit + sign output
- Operation up to 150°C

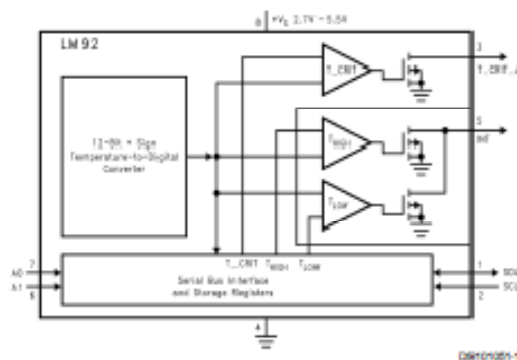
### Key Specifications

■ Supply Voltage		2.7V to 5.5V
■ Supply Current	operating	350µA (typ) 625µA (max)
	shutdown	5µA (typ)
■ Temperature	30°C	±0.33°C(max)
■ Accuracy	10°C to 50°C	±0.50°C(max)
	-10°C to 85°C	±1.0°C(max)
	125°C	±1.25°C(max)
	-25°C to 150°C	±1.5°C(max)
■ Linearity		±0.5°C(max)
■ Resolution		0.0625°C

### Applications

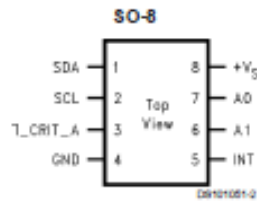
- HVAC
- Medical Electronics
- Electronic Test Equipment
- System Thermal Management
- Personal Computers
- Office Electronics
- Automotive

### Simplified Block Diagram



I<sup>2</sup>C™ is a registered trademark of Philips Corporation.

## Connection Diagram



**LM92**  
See NS Package Number M08A

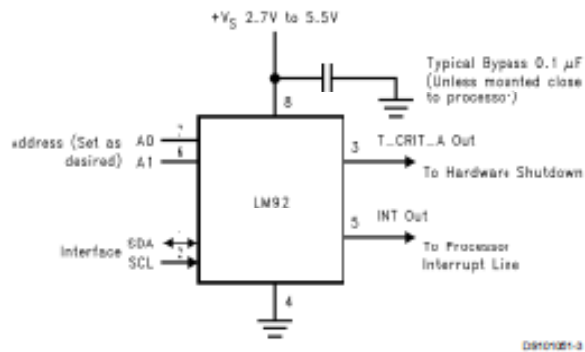
## Ordering Information

Order Number	Supply Voltage	Supplied As
LM92CM	2.7V to 5.5V	
LM92CMX	2.7V to 5.5V	2500 Units on Tape and Reel

## Pin Descriptions

Label	Pin #	Function	Typical Connection
SDA	1	Serial BI-Directional Data Line. Open Drain Output	From Controller
SCL	2	Serial Bus Clock Input	From Controller
T_CRIT_A	3	Critical Temperature Alarm Open Drain Output	Pull Up Resistor, Controller Interrupt Line or System Hardware Shutdown
GND	4	Power Supply Ground	Ground
INT	5	Interrupt Open Drain Output	Pull Up Resistor, Controller Interrupt Line
+V <sub>5</sub>	8	Positive Supply Voltage Input	DC voltage from 2.7V to 5.5V
A0-A1	7,6	User-Set Address Inputs	Ground (Low, "0") or +V <sub>5</sub> (High, "1")

## Typical Application



Absolute Maximum Ratings (Note 1)		Soldering Information, Lead Temperature	
Supply Voltage	-0.3 V to 6.5V	SCP and MSOP Package (Note 3)	
Voltage at any Pin	-0.3 V to (+V <sub>DD</sub> + 0.3V)	Vapor Phase (60 seconds)	215°C
Input Current at any Pin	5mA	Infrared (15 seconds)	220°C
Package Input Current (Note 5)	20mA	ESD Susceptibility (Note 4)	
T <sub>CRIT_A</sub> and INT Output Sink Current	10mA	Human Body Model	2500V
T <sub>CRIT_A</sub> and INT Output Voltage	6.5V	Machine Model	250V
Storage Temperature	-65°C to +125°C	<b>Operating Ratings (Notes 1, 5)</b>	
		Specified Temperature Range (Note 6)	T <sub>MIN</sub> to T <sub>MAX</sub> -55°C to +150°C
		Supply Voltage Range (+V <sub>DD</sub> )	+2.7V to +5.5V

Electrical Characteristics				
Temperature-to-Digital Converter Characteristics Unless otherwise noted, these specifications apply for +V <sub>DD</sub> = +2.7V to +5.5V for LM92CIM. Boldface limits apply for T <sub>A</sub> = T <sub>J</sub> = T <sub>MAX</sub> to T <sub>MIN</sub> ; all other limits T <sub>A</sub> = T <sub>J</sub> = +25°C, unless otherwise noted.				
Parameter	Conditions	Typical (Note 7)	Limits (Note 8)	Units (1 limit)
Accuracy (This is a summary. For more detailed information please see (Note 9))	T <sub>A</sub> = +30°C, +V <sub>DD</sub> = 3.3V to 4.0V		<b>±0.33</b>	°C (max)
	T <sub>A</sub> = 10°C or +50°C, +V <sub>DD</sub> = 3.3V to 4.0V		<b>±0.50</b>	
	T <sub>A</sub> = -10°C or +35°C, +V <sub>DD</sub> = 3.3V to 4.0V		<b>±1.00</b>	
	T <sub>A</sub> = +125°C, +V <sub>DD</sub> = 4.0V		<b>±1.25</b>	
	T <sub>A</sub> = -25°C to 120°C, +V <sub>DD</sub> = 4.0V		<b>±1.50</b>	
Resolution	(Note 10)	13 0.0625		Bits °C
Linearity (Note 11)			<b>±0.5</b>	°C (max)
Offset Error of Transfer Function (Note 12)	+V <sub>DD</sub> = 4.0V			°C (max)
Offset Error of Transfer Function Supply Sensitivity	2.7V ≤ +V <sub>DD</sub> < 3.6V			°C/V (max)
	3.6V ≤ +V <sub>DD</sub> < 5.5V			°C/V (max)
Temperature Conversion Time Quiescent Current	(Note 13)	500	1000	ms
	I <sub>CC</sub> Inactive	0.35		mA
	I <sub>CC</sub> Active	0.35	<b>0.625</b>	mA (max)
	Shutdown Mode	5		μA
T <sub>HYPER</sub> Default Temperature	(Notes 15, 16)	2		°C
T <sub>LOW</sub> Default Temperature	(Note 16)	10		°C
T <sub>HIGH</sub> Default Temperature	(Note 16)	64		°C
T <sub>C</sub> Default Temperature	(Note 16)	80		°C

## Electrical Characteristics

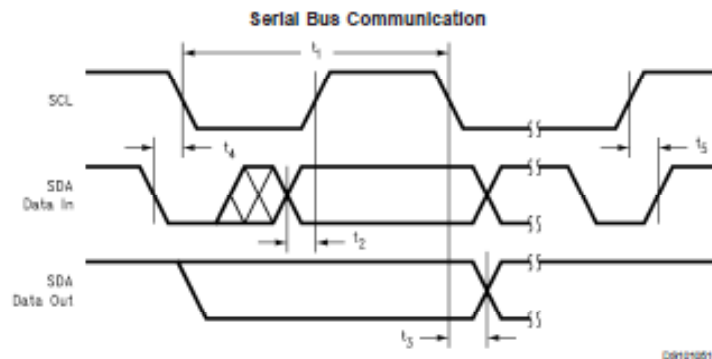
DIGITAL DC CHARACTERISTICS Unless otherwise noted, these specifications apply for  $+V_{DD} = +2.7V$  to  $+5.5V$  for LM92CIM. Boldface limits apply for  $T_A = T_J = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ ; all other limits  $T_A = T_J = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Conditions	Typical (Note 7)	Limits (Note 8)	Units (Limit)
$V_{IN(1)}$	SDA and SCL Logical "1" Input Voltage			$+V_{CC} > 0.7$ $+V_{DD} + 0.3$	V (min) V (max)
$V_{IN(0)}$	SDA and SCL Logical "0" Input Voltage			$-0.3$ $+V_{DD} > 0.3$	V (min) V (max)
$V_{IN(HYST)}$	SDA and SCL Digital Input Hysteresis		500	250	mV (min)
$V_{IN(1)}$	A0 and A1 Logical "1" Input Voltage			2.0 $+V_{DD} + 0.3$	V (min) V (max)
$V_{IN(0)}$	A0 and A1 Logical "0" Input Voltage			$-0.3$ 0.7	V (min) V (max)
$I_{IN(1)}$	Logical "1" Input Current	$V_{IN} = +V_{DD}$	0.005	1.0	$\mu A$ (max)
$I_{IN(0)}$	Logical "0" Input Current	$V_{IN} = 0 V$	-0.005	-1.0	$\mu A$ (max)
$C_{IN}$	Capacitance of All Digital Inputs		20		pF
$I_{OH}$	High Level Output Current	$V_{OH} = +V_{DD}$		10	$\mu A$ (max)
$V_{OL}$	Low Level Output Voltage	$I_{OL} = 3 mA$		0.4	V (max)
	$T\_CRIT\_A$ Output Saturation Voltage	$I_{OUT} = 4.0 mA$ (Note 14)		0.8	V (max)
	$T\_CRIT\_A$ Delay			1	Conversions (max)
$t_{OF}$	Output Fall Time	$C_L = 400 pF$ $I_O = 3 mA$		250	ns (max)

**SERIAL BUS DIGITAL SWITCHING CHARACTERISTICS** Unless otherwise noted, these specifications apply for  $+V_{DD} = +2.7V$  to  $+5.5V$  for LM92CIM. Boldface limits apply for  $T_A = T_J = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ ; all other limits  $T_A = T_J = +25^\circ C$ , unless otherwise noted. CL (load capacitance) on output lines = 80 pF unless otherwise specified. Boldface limits apply for  $T_A = T_J = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ ; all other limits  $T_A = T_J = +25^\circ C$ , unless otherwise noted. The switching characteristics of the LM92 fully meet or exceed the published specifications of the I<sup>2</sup>C bus. The following parameters are the timing relationship between SCL and SDA signal related to the LM92. They are not the I<sup>2</sup>C bus specifications.

Symbol	Parameter	Conditions	Typical (Note 7)	Limits (Note 8)	Units (Limit)
$t_1$	SCL (Clock) Period			2.5 1	$\mu s$ (min) ms(max)
$t_2$	Data In Set-Up Time to SCL High			100	ns(min)
$t_3$	Data Out Stable after SCL Low			0	ns(min)
$t_4$	SDA Low Set-Up Time to SCL Low (Start Condition)			100	ns(min)
$t_5$	SDA High Hold Time after SCL High (Stop Condition)			100	ns(min)
$t_{TIMEOUT}$	SDA and SCL Time Low for Reset of Serial Interface (Note 17)			75 300	ms (min) ms (max)

## Electrical Characteristics (Continued)



**Note 1:** Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its rated operating conditions.

**Note 2:** When the input voltage ( $V_I$ ) at any pin exceeds the power supplies ( $V_I < GND$  or  $V_I > +V_{DD}$ ) the current at that pin should be limited to 5 mA. The 20 mA maximum package input current rating limits the number of pins that can safely exceed the power supplies with an input current of 5 mA to four.

**Note 3:** See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" or the section titled "Surface Mount" found in a current National Semiconductor Linear Data Book for other methods of soldering surface mount devices.

**Note 4:** Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k $\Omega$  resistor. Machine model, 200 pF discharged directly into each pin.

**Note 5:** LM92  $\theta_{JA}$  (thermal resistance, junction-to-ambient) when attached to a printed circuit board with 2 oz. foil is 200  $^{\circ}C/W$ .

**Note 6:** While the LM92 has a full-scale range in excess of 128  $^{\circ}C$ , prolonged operation at temperatures above 125  $^{\circ}C$  is not recommended.

**Note 7:** Typicals are at  $T_A = 25^{\circ}C$  and represent most likely parametric norm.

**Note 8:** Limits are guaranteed to National's AOQL (Average Outgoing Quality Level).

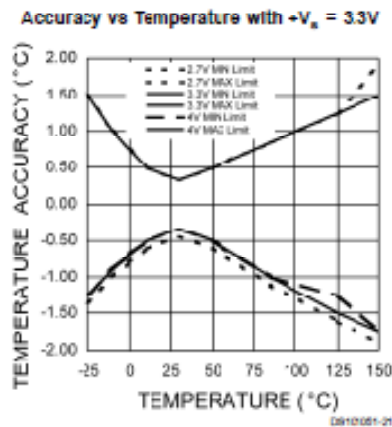
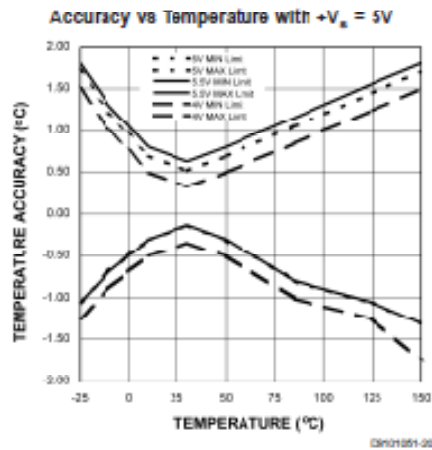


## Electrical Characteristics (Continued)

Note 9: The limits found in the following table supersede the limits shown in the Electrical Characteristics Table. The Accuracy specification includes errors due to linearity, offset and gain. The accuracy specification includes effects of self heating with negligible digital output loading. Pull-up resistors should be maximized (10k typical recommended), so that self heating due to digital output loading is negligible.

Conditions	Temperature Accuracy Parameter Limits					Units
	+V <sub>DD</sub> =2.7V	+V <sub>DD</sub> =3.3V	+V <sub>DD</sub> =4V	+V <sub>DD</sub> =5V	+V <sub>DD</sub> =5.5V	
T <sub>A</sub> = -25°C	-1.35/+1.50	-1.25/+1.50	-1.25/-1.50	-1.05/+1.70	-1.05/+1.80	°C (max)
T <sub>A</sub> = -10°C	±1.00	-0.90/+1.00	-0.90/-1.00	-0.70/+1.20	-0.70/+1.30	°C (max)
T <sub>A</sub> = 0°C	-0.80/+0.75	-0.70/+0.75	-0.70/-0.75	-0.50/+0.95	-0.50/+1.05	°C (max)
T <sub>A</sub> = 10°C	-0.60/+0.50	±0.50	±0.50	-0.30/+0.70	-0.30/+0.80	°C (max)
T <sub>A</sub> = 30°C	-0.43/+0.33	±0.33	±0.33	-0.13/+0.53	-0.13/+0.63	°C (max)
T <sub>A</sub> = 50°C	-0.60/+0.50	±0.50	±0.50	-0.30/+0.70	-0.30/+0.80	°C (max)
T <sub>A</sub> = 85°C	-1.10/+0.85	-1.00/+0.85	-1.00/-0.85	-0.80/+1.05	-0.80/+1.15	°C (max)
T <sub>A</sub> = 125°C	-1.60/+1.25	-1.50/+1.25	±1.25	-1.05/+1.45	-1.05/+1.55	°C (max)
T <sub>A</sub> = 150°C	±1.90	-1.75/+1.50	±1.50	-1.30/+1.70	-1.30/+1.80	°C (max)

Limits at intermediate temperatures can be calculated using a straight line interpolation as shown in the following graphs:



Note 10: 12 bits + sign, two's complement

