



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -  
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD -LYON 1

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE MAÏEUTIQUE LYON-SUD  
CHARLES MÉRIEUX

Année 2014

N° 86

**Comparaison In Vitro de Trois Dispositifs de  
Réchauffement Cutané dans la Prévention  
Pré-Hospitalière de l'Hypothermie**

**THÈSE**

Présentée à l'Université Claude Bernard – Lyon 1

Et publiquement soutenue le 2 Juin 2014

Pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

Par

**Pierre-Yves PEGAZ**

Médecin Lieutenant de l'École du Val-de-Grâce, Paris

Ancien élève de l'École du Service de Santé des Armées de Lyon-Bron

Né le 18 juin 1987 à Villefranche sur Saône (Rhône)

# UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD – LYON 1

---

Président de l'Université	François-Noël GILLY
Président du Comité de Coordination des Etudes Médicales	François-Noël GILLY
Directeur Général des Services	Alain HELLEU

## SECTEUR SANTÉ

UFR de Médecine Lyon-Est	Directeur : Jérôme ETIENNE
UFR de Médecine Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Carole BURILLON
Institut des sciences pharmaceutiques et biologiques (ISPB)	Directeur : Christine VINCIGUERRA
UFR d'Odontologie	Directeur : Denis BOURGEOIS
Institut des sciences et techniques de réadaptation	Directeur : Yves MATILLON
Département de formation et centre de recherche en Biologie humaine	Directeur : Anne-Marie SCHOTT

## SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

UFR de sciences et technologies	Directeur : Fabien DE MARCHI
UFR de sciences et techniques des activités physiques et sportives (STAPS)	Directeur : Yannick VANPOULLE
Polytech Lyon	Directeur : Pascal FOURNIER
I.U.T.	Directeur : Christophe VITON
Institut des sciences financières et assurances (ISFA)	Directeur : Véronique MAUME-DESCHAMPS
I.U.F.M.	Directeur : Régis BERNARD
CPE Lyon	Directeur : Gérard PIGNAULT
Observatoire de Lyon	Directeur : Bruno GUIDERDONI

**U.F.R. FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE MAÏEUTIQUE**  
**LYON SUD CHARLES MÉRIEUX**

---

**PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS**  
**(Classe exceptionnelle)**

BELLON Gabriel	Pédiatrie
BERGER Françoise	Anatomie et Cytologie pathologiques
CHIDIAC Christian	Maladies infectieuses ; Tropicales
COIFFIER Bertrand	Hématologie ; Transfusion
COLLET Lionel	Physiologie / O.R.L.
DEVONEC Marian	Urologie
DUBREUIL Christian	O.R.L.
GILLY François-Noël	Chirurgie Générale
GUEUGNIAUD Pierre-Yves	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale
LAVILLE Martine	Nutrition
MORNEX Françoise	Cancérologie ; Radiothérapie
PACHECO Yves	Pneumologie
PEIX Jean-Louis	Chirurgie Générale
PERRIN Paul	Urologie
SAMARUT Jacques	Biochimie et Biologie moléculaire
SAUMET Jean Louis	Physiologie
VALETTE Pierre Jean	Radiologie et Imagerie médicale
VITAL DURAND Denis	Thérapeutique

**PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS**  
**(1<sup>ère</sup> Classe)**

ANDRE Patrice	Bactériologie – Virologie
BERGERET Alain	Médecine et Santé du Travail
BONNEFOY Marc	Médecine Interne, option Gériatrie
BROUSSOLLE Christiane	Médecine Interne ; Gériatrie et Biologie du Vieillessement

BROUSSOLLE Emmanuel	Neurologie
BURILLON-LEYNAUD Carole	Ophtalmologie
CAILLOT Jean Louis	Chirurgie Générale
CARRET Jean-Paul	Anatomie - Chirurgie Orthopédique
ECOCHARD René	Bio-statistiques
FLANDROIS Jean-Pierre	Bactériologie – Virologie ; Hygiène hospitalière
FLOURIE Bernard	Gastroentérologie ; Hépatologie
FREYER Gilles	Cancérologie ; Radiothérapie
GEORGIEFF Nicolas	Pédopsychiatrie
GIAMMARILE Francesco	Biophysique et Médecine nucléaire
GLEHEN Olivier	Chirurgie Générale
GOLFIER François	Gynécologie Obstétrique ; Gynécologie médicale
GUERIN Jean-Claude	Pneumologie
KIRKORIAN Gilbert	Cardiologie
LLORCA Guy	Thérapeutique
MAGAUD Jean-Pierre	Hématologie ; Transfusion
MALICIER Daniel	Médecine Légale et Droit de la santé
MATILLON Yves	Epidémiologie, Economie Santé et Prévention
MOURIQUAND Pierre	Chirurgie infantile
NICOLAS Jean-François	Immunologie
PEYRON François	Parasitologie et Mycologie
PICAUD Jean-Charles	Pédiatrie
PIRIOU Vincent	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale
POUTEIL-NOBLE Claire	Néphrologie
PRACROS J. Pierre	Radiologie et Imagerie médicale
RODRIGUEZ-LAFRASSE Claire	Biochimie et Biologie moléculaire
SALLES Gilles	Hématologie ; Transfusion
SAURIN Jean-Christophe	Hépatogastroentérologie
SIMON Chantal	Nutrition
TEBIB Jacques	Rhumatologie
THAI-VAN Hung	Physiologie
THIVOLET Charles	Endocrinologie et Maladies métaboliques

THOMAS Luc  
TRILLET-LENOIR Véronique  
VIGHETTO Alain

Dermato -Vénérologie  
Cancérologie ; Radiothérapie  
Neurologie

## PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

### (2<sup>ème</sup> Classe)

ADHAM Mustapha	Chirurgie Digestive
BARREY Cédric	Neurochirurgie
BERARD Frédéric	Immunologie
BOHE Julien	Réanimation médicale
BONNEFOY- CUDRAZ Eric	Cardiologie
BOULETREAU Pierre	Chirurgie Maxillo-faciale et Stomatologie
CERUSE Philippe	O.R.L.
CHOTEL Franck	Chirurgie Infantile
DAVID Jean Stéphane	Anesthésiologie et Réanimation
DES PORTES DE LA FOSSE Vincent	Pédiatrie
DEVOUASSOUX Gilles	Pneumologie
DORET Muriel	Gynécologie-Obstétrique ; Gynécologie médicale
DUPUIS Olivier	Gynécologie-Obstétrique ; Gynécologie médicale
FARHAT Fadi	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire
FESSY Michel-Henri	Anatomie
FEUGIER Patrick	Chirurgie Vasculaire
FRANCK Nicolas	Psychiatrie Adultes
JOUANNEAU Emmanuel	Neurochirurgie
JUILLARD Laurent	Néphrologie
KASSAI KOUPAI Berhouz	Pharmacologie Fondamentale
LANTELME Pierre	Cardiologie
LEBECQUE Serge	Biologie Cellulaire
LIFANTE Jean-Christophe	Chirurgie Générale
LONG Anne	Chirurgie Vasculaire
LUAUTE Jacques	Médecine Physique et Réadaptation

NANCEY Stéphane	Gastro Entérologie
PAPAREL Philippe	Urologie
PIALAT Jean-Baptiste	Radiologie et Imagerie médicale
POULET Emmanuel	Psychiatrie Adultes
REIX Philippe	Pédiatrie
RIOUFFOL Gilles	Cardiologie
SALLE Bruno	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction
SANLAVILLE Damien	Génétique
SERVIEN Elvire	Chirurgie Orthopédique
SEVE Pascal	Médecine Interne, Gériatrique
THOBOIS Stéphane	Neurologie
TRAVERSE-GLEHEN Alexandra	Anatomie et cytologie pathologiques
TRINGALI Stéphane	O.R.L.
TRONC François	Chirurgie Thoracique et Cardiologique

### **PROFESSEURS ASSOCIÉS**

FILBET Marilène	Soins palliatifs
SOUQUET Pierre-Jean	Pneumologie

### **PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS - MÉDECINE GÉNÉRALE**

DUBOIS Jean-Pierre

### **PROFESSEURS ASSOCIÉS - MÉDECINE GÉNÉRALE**

ERPELDINGER Sylvie  
GIRIER Pierre

### **MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS (Hors Classe)**

ARDAIL Dominique	Biochimie et Biologie moléculaire
BONMARTIN Alain	Biophysique et Médecine nucléaire
BOUVAGNET Patrice	Génétique

CARRET Gérard	Bactériologie - Virologie ; Hygiène hospitalière
CHARRIE Anne	Biophysique et Médecine nucléaire
DELAUNAY-HOUZARD Claire	Biophysique et Médecine nucléaire
LORNAGE-SANTAMARIA Jacqueline	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction
MASSIGNON Denis	Hématologie - Transfusion
VIART-FERBER Chantal	Physiologie

## **MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS**

### **(1<sup>ère</sup> Classe)**

CALLET-BAUCHU Evelyne	Hématologie ; Transfusion
DECAUSSIN-PETRUCCI Myriam	Anatomie et Cytologie pathologiques
DIJOURD Frédérique	Anatomie et Cytologie pathologiques
GISCARD D'ESTAING Sandrine	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction
KOCHER Laurence	Physiologie
MILLAT Gilles	Biochimie et Biologie moléculaire
PERRAUD Michel	Epidémiologie, Economie Santé et Prévention
RABODONIRINA Méja	Parasitologie et Mycologie
VAN GANSE Eric	Pharmacologie Fondamentale

## **MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS**

### **(2<sup>ème</sup> Classe)**

BELOT Alexandre	Pédiatrie
BREVET Marie	Anatomie et Cytologie pathologiques
BRUNEL-SCHOLTES Caroline	Bactériologie - Virologie, Hygiène hospitalière
COURY LUCAS Fabienne	Rhumatologie
DESESTRET Virginie	Cytologie - Histologie
DUMITRESCU BORNE Oana	Bactériologie Virologie
LOPEZ Jonathan	Biochimie Biologie Moléculaire
MAUDUIT Claire	Cytologie - Histologie
METZGER Marie-Hélène	Epidémiologie, Economie Santé et Prévention

PERROT Xavier

Physiologie

PONCET Delphine

Biochimie, Biologie moléculaire

RASIGADE Jean-Philippe

Bactériologie Virologie, Hygiène hospitalière

## **MAITRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS – MÉDECINE GÉNÉRALE**

DUPRAZ Christian

PERDRIX Corinne

## **PROFESSEURS ÉMÉRITES**

ANNAT Guy

Physiologie

BERLAND Michel

Gynécologie-Obstétrique ; Gynécologie  
médicale

DALERY Jean

Psychiatrie Adultes

FABRY Jacques

Epidémiologie, Economie Santé et Prévention

GRANGE Jean-Daniel

Ophthalmologie

MOYEN Bernard

Chirurgie Orthopédique

PLAUCHU Henry

Génétique

TRAN-MINH Van-André

Radiologie et Imagerie médicale

## **ÉCOLE DU VAL DE GRÂCE**

---

### **À Monsieur le Médecin Général Inspecteur François PONS**

Directeur de l'École du Val-de-Grâce

Professeur agrégé du Val-de-Grâce

Officier de la Légion d'Honneur

Commandeur de l'Ordre National du Mérite

### **À Monsieur le Médecin Général Jean-Bertrand NOTTET**

Directeur adjoint de l'École du Val-de-Grâce

Professeur agrégé du Val-de-Grâce

Chevalier de la Légion d'Honneur

Officier de l'Ordre National du Mérite

Chevalier des Palmes académiques

## Serment d'Hippocrate

Je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans discrimination.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance.

Je donnerai mes soins à l'indigent et je n'exigerai pas un salaire au dessus de mon travail.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement la vie ni ne provoquerai délibérément la mort.

Je préserverai l'indépendance nécessaire et je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je perfectionnerai mes connaissances pour assurer au mieux ma mission.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert d'opprobre et méprisé si j'y manque.

## *A notre Jury de Thèse*

### **À Monsieur le Professeur Pierre-Yves GUEUGNIAUD, Président du Jury de Thèse,**

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider ce Jury de Thèse. Nous vous remercions de l'intérêt que vous avez bien voulu porter à ce travail.

Veillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre plus profond respect.

### **À Monsieur le Professeur Jean-Stéphane DAVID**

Nous tenons à vous remercier d'avoir accepté de siéger au sein de ce Jury de Thèse. Votre intérêt pour notre travail nous honore.

Veillez trouver ici le témoignage de notre estime et de notre gratitude.

### **À Monsieur le Médecin en Chef Jean-Yves MARTINEZ Directeur de la Thèse**

Nous vous remercions d'avoir dirigé ce projet et de l'avoir accompagné tout au long de sa réalisation. Nous sommes également honoré que vous ayez accepté d'être membre de ce Jury.

Soyez assuré de notre gratitude et de notre considération.

### **À Monsieur le Médecin en Chef Cyprien BOURRIHLON**

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de participer à l'évaluation de ce travail. Nous vous sommes sincèrement reconnaissants.

### **À Monsieur le Médecin en Chef Régis MELAINE**

Nous vous remercions de nous avoir formés au sein du service des Urgences ainsi qu'au cours des formations de médecine de l'avant. Votre présence au sein du Jury nous honore.

## ***Aux personnes ayant contribué à ce projet***

### **Au Médecin en Chef (R) Jean-Claude LAUNAY,**

#### **chef de l'Unité Environnements Extrêmes de l'IRBA - antenne CRSSA La Tronche**

Un immense merci pour l'ampleur de votre travail. Vos connaissances, votre disponibilité et votre implication du début à la fin de ce travail nous ont été d'une aide majeure dans la conception et la réalisation de cette expérimentation. Nous vous en remercions très sincèrement.

### **À l'ICT Yves BESNARD et l'OE Nicole CLERC**

#### **de l'Unité Environnements Extrêmes de l'IRBA - antenne CRSSA La Tronche**

Merci pour tout votre travail dans la fourniture du logiciel et du matériel d'acquisition de données et des capteurs qui ont permis le bon déroulement des tests. Merci pour votre aide apportée à leur mise en œuvre.

### **Au Pharmacien en Chef LE BARS de la DAPSA**

Merci pour le prêt de ce prototype de couverture électrique adaptée au SSA et pour votre confiance accordée à la réalisation de cette étude.

### **Au Lieutenant MAURY et à l'ensemble du service de Restauration de l'HIAD**

Vous nous avez permis de transformer une partie de vos locaux en « laboratoire de campagne ». Votre disponibilité et la bienveillance de votre personnel pendant ces longs week-ends près des chambres frigorifiques m'ont été d'un grand soutien. Je vous en remercie.

### **Au Médecin en Chef GEROME et à l'ensemble du service de Bactériologie de l'HIAD**

La mise à disposition de votre matériel a contribué à la bonne réalisation des tests. Nous vous en remercions.

### **À l'IACS LEJEUNE, du service d'Anesthésie et l'ICAS CLARINI, du service de Réanimation de l'HIAD**

Nous vous remercions de nous avoir fourni les couvertures Bair Hugger et Easywarm utilisées dans cette étude ainsi que les multiples solutés de dialyse constituant notre modèle de torse humain. Votre contribution a rendu ces tests réalisables au sein de l'hôpital.

**Aux services des Urgences, de Maladies digestives et de Maladies infectieuses de  
l'HIA Desgenettes,  
Aux services de Gynécologie-Obstétrique et de Pédiatrie de la Clinique de l'Union,  
Aux Antennes Médicales de Gendarmerie de Sathonay-Camp et de la Base  
Aérienne 942 de Lyon-Mont Verdun,**

Nos plus sincères remerciements au personnel médical et paramédical pour avoir accompagné notre formation tout au long de notre internat.

A toi Marie, tu as su m'accompagner patiemment durant toutes ces années d'études et tout au long de ce travail. Tu es une source de motivation, d'ambition et de courage sur laquelle je sais pouvoir compter à chaque instant. Ta bienveillance, tes conseils et tes attentions ont facilité la réalisation de cette étude. Je t'en remercie et te dédie ce travail.

A ma petite Sophie, toi qui étais déjà présente bien au chaud pendant la réalisation des tests. Ton sourire à toute heure du jour et de la nuit nous apporte beaucoup de joie et de bonheur depuis ta naissance.

A mes parents, vous m'avez permis de grandir sur des fondations solides et m'avez laissé libre choix dans mon orientation. Bien que loin du vignoble, j'ai toujours pu compter sur vous pour me ressourcer dans ma terre Beaujolaise.

A ma sœur Anne et mon frère Jean-François, merci pour votre soutien, vos conseils et vos expériences personnelles qui m'ont guidé et aidé à franchir les étapes pas à pas jusqu'à ce jour.

A ma grand-mère Mannie, pour toutes ces belles années passées à tes côtés. Toi qui tenais tant à avoir un petit-fils médecin, ce jour est arrivé. J'espère que tu es en fière.

A mes filleuls Louise et Victor, mes Oncles et Tantes, Parrain et Marraine, Cousins, pour tous les bons moments passés et à venir.

A ma belle famille, pour m'avoir accueilli parmi vous. Les week-ends en Haute-Savoie et en Auvergne m'ont permis de me ressourcer, je vous en remercie.

A mes amis d'enfance, à mes amis de la Boâte. Toutes ces années ensemble resteront gravées à jamais.

A ma famille de la Boâte, à mon grand-parrain Freddy, mon parrain Nicolas et mon bizuth Guillaume.

A mes co-internes de l'Hôpital d'Instruction des Armées Desgenettes.

# Table des matières

---

<b>I. INTRODUCTION</b> .....	<b>25</b>
<b>II. RAPPELS</b> .....	<b>26</b>
A. THERMOREGULATION HUMAINE (D'APRES (6)) .....	26
1. Généralités .....	26
2. Le système thermorégulateur .....	27
3. La balance thermique.....	28
4. Les échanges de chaleur.....	28
a) Transfert de chaleur du noyau vers l'enveloppe .....	28
b) Transfert de chaleur de l'enveloppe vers l'environnement.....	29
(1) <i>Echanges par conduction</i> .....	29
(2) <i>Echanges par convection</i> .....	29
(3) <i>Echanges par rayonnement</i> .....	30
(4) <i>Echanges par évaporation</i> .....	30
5. Thermogenèse et réponses thermorégulatrices au froid .....	31
a) En ambiance thermique neutre.....	31
b) En ambiance thermique froide.....	31
(1) <i>Réponse comportementale</i> .....	31
(2) <i>Réponses physiologiques</i> .....	32
6. Facteurs de tolérance au froid.....	32
B. CONSEQUENCES CLINIQUES DE L'HYPOTHERMIE.....	33
1. Définitions .....	33
2. Classification .....	34
a) Hypothermie légère (Tc entre 35 et 32 °C) .....	34
b) Hypothermie moyenne (Tc entre 32 et 28 °C) .....	34
c) Hypothermie sévère (Tc entre 28 et 24 °C).....	34
d) Hypothermie profonde (Tc < 24 °C).....	34
3. Effets hémodynamiques.....	35
4. Effets cardiaques .....	36
5. Effets respiratoires.....	37
a) Effets sur la ventilation pulmonaire .....	37
b) Effets sur l'oxygénation sanguine et tissulaire .....	38
6. Effets neurologiques .....	39
7. Effets sur le système digestif.....	39
8. Effets sur le psychisme .....	40
C. CONSEQUENCES BIOLOGIQUES DE L'HYPOTHERMIE.....	40
1. Effets sur l'hémostase .....	40
a) Effets sur les plaquettes (prédominants entre 36 et 33 °C).....	40
b) Effets sur la coagulation (prédominants en dessous de 33 °C).....	41
c) Effets sur la fibrinolyse.....	41
d) Effet thrombotique .....	41

2.	Modifications de l'équilibre acido-basique .....	41
3.	Désordres hydro-électrolytiques .....	42
4.	Effets endocriniens.....	42
5.	Effets sur le système immunitaire .....	43
D.	PRISE EN CHARGE DE L'HYPOTHERMIE .....	44
1.	Prise de la température .....	45
2.	Evaluation clinique initiale .....	46
3.	Principes de prise en charge .....	46
4.	Réchauffement spontané .....	47
5.	Réchauffement actif externe .....	48
a)	Principes.....	48
b)	Complications du réchauffement externe.....	48
6.	Réchauffement actif interne .....	49
a)	Réchauffement des voies aériennes .....	49
b)	Réchauffement des solutés de perfusion .....	50
c)	Réchauffement des cavités .....	50
d)	Réchauffement sanguin extracorporel.....	51
7.	Arrêt du réchauffement et suite de la prise en charge.....	51
<b>III. L'HYPOTHERMIE EN MILIEU MILITAIRE.....</b>		<b>52</b>
A.	L'HYPOTHERMIE AU COURS DES DIFFERENTS CONFLITS ARMES .....	52
B.	FACTEURS DE RISQUE D'HYPOTHERMIE .....	52
1.	Facteurs environnementaux .....	52
2.	Le risque hypothermique de l'évacuation sanitaire hélicoptérée.....	53
3.	Facteurs humains.....	53
4.	Facteurs liés aux blessures .....	54
5.	Facteurs liés à la prise en charge médicale.....	54
C.	HYPOTHERMIE ET BLESSES DE GUERRE ACTUELS.....	55
1.	Description d'un conflit actuel : le conflit afghan.....	55
a)	Conditions environnementales.....	55
b)	Epidémiologie des blessures de guerre (43).....	56
2.	Conséquences de l'hypothermie sur le blessé de guerre.....	56
D.	L'ORGANISATION DES SOINS EN MEDECINE DE L'AVANT .....	58
E.	PREVENTION DE L'HYPOTHERMIE DANS NOS FORCES ARMEES.....	60
1.	Avant la mission.....	60
2.	Moyens de prévention en dotation sur le terrain .....	60
3.	Stratégie actuelle de prévention de l'hypothermie .....	61
<b>IV. MATERIELS ET METHODES.....</b>		<b>62</b>
A.	OBJECTIF DE L'ETUDE.....	62
B.	PROTOCOLE GENERAL .....	63
1.	Conditions environnementales.....	63

2.	Les 3 étapes de tests .....	65
a)	Les couvertures passives.....	65
b)	Les combinaisons couverture passive – système actif.....	65
c)	Combinaison couverture passive – système actif en convection forcée .....	66
3.	Calendrier des tests.....	66
C.	MATERIELS .....	67
1.	Dispositifs isolants passifs .....	67
a)	Couverture isolante SPACE-All Weather Blanket (SAWB) (Grabber World, Grand Rapids, MI, USA).....	67
b)	Couverture isolante Blizzard Survival Blanket (BSB) (Blizzard Protection System, Gwynedd, GB).....	68
2.	Dispositifs actifs chauffants .....	69
a)	Couverture chimique « Barrier EasyWarm » (EW) (Mölnlycke Health Care, Gothenburg, Suède).....	69
b)	Couverture à air pulsée « Bair Hugger » (BH) (3M France, Cergy Pontoise, France)....	69
c)	Couverture électrique « ElectroConcept CB3-24SAMU» (EC) (Electroconcept médical SAS, Saint Léonard de Noblat, France) .....	71
3.	Modèle de torse humain.....	73
4.	Mesure des températures.....	74
D.	METHODOLOGIE DES TESTS .....	78
1.	Principe des tests .....	78
2.	Chauffage des poches de solutés .....	79
3.	Installation dans la chambre frigorifique .....	81
4.	Protocole détaillé .....	81
5.	Chronologie des tests .....	82
6.	Critères d'arrêt - Sécurité .....	83
E.	CALCULS, REPRESENTATION ET ANALYSE DES RESULTATS .....	83
1.	Traitement des données.....	83
2.	Présentation et analyse des résultats.....	83
3.	Etude statistique.....	84
F.	METHODOLOGIE DE RECUEIL BIBLIOGRAPHIQUE .....	84
<b>V.</b>	<b>RESULTATS .....</b>	<b>85</b>
A.	LES CONDITIONS CLIMATIQUES DANS LA CHAMBRE FRIGORIFIQUE .....	85
1.	La température de l'air (T9 à T11) .....	85
2.	L'humidité relative de l'air .....	86
3.	La vitesse de l'air .....	86
B.	EVOLUTION DES TEMPERATURES INTERNES DES SACS.....	87
1.	La température du sac central (T16).....	87
2.	La température interne des sacs ventraux (T12 à T15).....	89
3.	La température interne des sacs dorsaux (T17 à T20) .....	90
C.	EVOLUTION DES TEMPERATURES DE SURFACE DES SACS (T1 A T4).....	91
1.	La température de surface des sacs ventraux (T3 et T4) .....	91
2.	La température de surface des sacs dorsaux (T1 et T2) .....	92

3. La température externe des couvertures de survie (T5 à T8) .....	93
D. EVOLUTION DU STOCKAGE THERMIQUE DES 9 SACS.....	94
<b>VI. DISCUSSION.....</b>	<b>96</b>
A. DISCUSSION DE LA METHODOLOGIE.....	96
B. CHOIX DE LA COUVERTURE PASSIVE : BLIZZARD SURVIVAL BLANKET (BSB) OU SPACE ALL WEATHER BLANKET (SAWB) .....	97
C. CHOIX DU SYSTEME DE RECHAUFFEMENT : BARRIER EASY WARM (BSBEW) OU BAIR HUGGER (BSBBH) OU ELECTRO-CONCEPT (BSBEC).....	98
D. EFFET DU VENT .....	101
<b>VII. CONCLUSION .....</b>	<b>104</b>
<b>VIII. BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>106</b>

# Table des illustrations

---

Figure 1 : Représentation schématique du noyau (en gris) et de l'enveloppe (en blanc) lors de l'exposition au froid (à gauche) et à la chaleur (à droite) .....	26
Figure 2 : Schéma représentant les différents types d'échanges de chaleur d'un individu avec son environnement (C : convection ; E : évaporation ; K : conduction ; R : radiation).....	29
Figure 3 : Aspect électrocardiographique d'une Onde J d'Osborn.....	37
Figure 4 : Courbe de Barcroft : évolution de la saturation en O <sub>2</sub> de l'Hb en fonction de la PaO <sub>2</sub> . Déviation de cette courbe en présence d'acidose ou d'hypothermie ...	38
Figure 5 : Carte altimétrique de l'Afghanistan.....	55
Figure 6 : Organisation de la filière de soins du SSA en opérations extérieures .....	59
Figure 7 : Moyennes des 3 températures de l'air au cours des 2 h de test pour tous les tests. ....	85
Figure 8 : Température moyenne de T16 au cours des tests utilisant les couvertures isolantes Blizzard Survival Blanket (BSB) et Space All Weather Blanket (SAWB) seules, comparée au témoin (TEM) et son écart-type .....	88
Figure 9 : Température moyenne de T16 au cours des tests : TEM : Témoin (avec écart-type), BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger en condition de vent V0. Les courbes BSBEV0 et BSBEW se superposent.....	88
Figure 10 : Température moyenne de T16 au cours des tests : TEM : Témoin (avec écart-type), BSBEV0, BEBEV1 et BSBEV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.....	89
Figure 11 : Evolution de la moyenne du stockage thermique total des 9 poches Q9p (kJ) au cours des 120 minutes des tests.....	94
Figure 12 : Dettes thermiques (Q9p(T <sub>0+120</sub> -T <sub>0</sub> ) en kJ) au cours des tests.....	95
Figure 13 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests des couvertures passives Blizzard Survival Blanket (BSB) et Space All Weather Blanket (SAWB).....	98
Figure 14 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests des dispositifs de réchauffement : Barrier Easy Warm (BSBEW), Bair Hugger (BSBBH) et Electro-Concept (BSBEC), sans vent (V0). ....	100
Figure 15 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests du dispositif de réchauffement Electro-Concept (BSBEC), sans vent (V0), et avec du vent (V1 : 1,25 m.s <sup>-1</sup> et V2 : 1,78 m.s <sup>-1</sup> ).....	102

# Table des tableaux

---

Tableau 1 : Swiss staging system : Evaluation clinique du degré de sévérité d'une hypothermie.....	35
Tableau 2 : Principaux signes physiologiques et psychologiques de l'hypothermie en fonction de la température interne. Regroupement par stade hypotherme avec de haut en bas : normothermie, hypothermie légère, modérée, sévère et profonde.....	44
Tableau 3 : Caractéristiques techniques des différentes couvertures et systèmes actifs (SO : sans objet ; ND : information non disponible).....	72
Tableau 4 : Identification et localisation des thermocouples ( <i>i.e</i> « capteur ») et correspondance avec les voies d'acquisition de la centrale d'acquisition KEITHLEY auxquelles ils sont connectés.....	75
Tableau 5 : Moyennes des 3 températures de l'air mesurées au-dessus des sacs au cours des 2 h de test pour tous les tests.....	85
Tableau 6 : Moyennes des taux d'humidité de l'air (en %) au dessus des sacs au cours des tests.....	86
Tableau 7 : Moyennes des vitesses d'air (en m.s-1) au cours des tests BSBEAC en convection libre (V0) et en convection forcée (V1 et V2).....	87
Tableau 8 : Moyennes de la température interne du sac central (T16) à la fin des tests (°C) pour tous les tests; « Différence (T <sub>120</sub> -T <sub>0</sub> ) » : différence de température entre la fin (T <sub>120</sub> ) et le début (T <sub>0</sub> ) du test soit au bout de 2 h.....	87
Tableau 9 : Moyennes des températures internes des 4 sacs ventraux (T12 à T15) entre le début (T <sub>0</sub> ) et la fin (T <sub>0+120min</sub> ) des tests ; « Différence (T <sub>0+120</sub> -T <sub>0</sub> ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; « T <sub>0+120min</sub> corrigée » : température moyenne interne en fin de test des 4 sacs dorsaux corrigée de l'écart à T <sub>0</sub> entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.....	90
Tableau 10 : Moyennes des températures internes des 4 sacs dorsaux (T17 à T20) entre le début (T <sub>0</sub> ) et la fin (T <sub>0+120min</sub> ) des tests ; « Différence (T <sub>0+120</sub> -T <sub>0</sub> ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; « T <sub>0+120min</sub> corrigée » : température moyenne interne en fin de test des 4 sacs dorsaux corrigée de l'écart à T <sub>0</sub> entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.....	91
Tableau 11 : Moyennes des températures de surface des sacs ventraux (T3 et T4) entre le début (T <sub>0</sub> ) et la fin (T <sub>0+120min</sub> ) des tests ; « Différence (T <sub>0+120</sub> -T <sub>0</sub> ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; « T <sub>0+120min</sub> corrigée » : température moyenne de surface en fin de test des 2 sacs ventraux corrigée de l'écart à T <sub>0</sub> entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.....	92

- Tableau 12 : Moyennes des températures de surface des sacs dorsaux (T1 et T2) entre le début ( $T_0$ ) et la fin ( $T_{0+120\text{min}}$ ) des tests; « Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants; «  $T_{0+120\text{min}}$  corrigée » : température moyenne de surface en fin de test des 2 sacs dorsaux corrigée de l'écart à  $T_0$  entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence..... 92
- Tableau 13 : Moyennes des températures mesurées sur la face la plus externe de la couverture de survie (T5, T6, T7, T8) utilisée au cours des tests. (\*): pour les tests TEM : pas de couverture de survie donc mesures faites directement sur la chemise de pyjama d'hôpital) entre le début ( $T_0$ ) et la fin des tests ( $T_{0+120\text{ min}}$ ); « Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants..... 93
- Tableau 14 : Moyennes et écart-types du stockage thermique des 9 sacs (Q9p (kJ)) au début ( $T_0$ ) et en fin de test ( $T_{0+120\text{ min}}$ )..... 94
- Tableau 15 : Différence des moyennes de stockage thermique ou dette thermique ( $Q9p(T_{0+120}-T_0)$  en kJ) entre le début ( $T_0$ ) et la fin de chaque test ( $T_{0+120\text{ min}}$ ).. 95

# Table des schémas

---

Schéma 1 : Structure vue en coupe éclatée de la couverture isolante SPACE-All Weather Blanket .....	67
Schéma 2 : Structure vue en coupe de la couverture isolante Blizzard Survival Blanket.....	68
Schéma 3 : Disposition des poches sur le brancard et leur numérotation .....	73
Schéma 4 : Disposition des poches du dispositif à tester et des 20 capteurs de température utilisés pour les tests .....	77
Schéma 5 : Vue de face de la disposition des 9 poches équipées de leur thermocouple dans l'étuve .....	79

# Table des photographies

---

Photo 1 : Chambre frigorifique utilisée pour la réalisation de l'étude ; à gauche de la porte : réglage de la consigne de température et disque d'enregistrement de la température .....	64
Photo 2 : Installation du brancard et du dispositif à tester dans le chambre frigorifique et les deux ventilateurs utilisés pour réaliser les conditions convectives de la 3ème étape des tests.....	64
Photo 3 : Couverture isolante SPACE-All Weather Blanket.....	67
Photo 4 : Couverture isolante Blizzard Survival Blanket.....	68
Photo 5 : Couverture chimique « Barrier EasyWarm ».....	69
Photo 6 : Couverture à air pulsée « Bair Hugger » modèle 300.....	70
Photo 7 : Générateur d'air chaud Bair Hugger modèle 750.....	70
Photo 8 : Boitier d'alimentation électrique référence BCB24-MIL pour couverte CB3-24SAMU contenant la batterie et assurant la charge de la batterie et la régulation de la température.....	71
Photo 9 : Couverture électrique « ElectroConcept CB3-24SAMU».....	72
Photo 10 : De bas en haut : centrale d'acquisition KEITHLEY (scrutateur modèle 7000/7014 et multimètre modèle 7001) et PC portable d'acquisition type IBM-PC.....	77
Photo 11 : Vue d'ensemble des conditions expérimentales, porte de la chambre frigorifique refermée avec centrale d'acquisition et ordinateur disposés à proximité sur un chariot.....	77
Photo 12 : Etuve utilisée pour le chauffage des poches équipées de leurs thermocouples.....	80
Photo 13 : Les 9 poches équipées de leur thermocouple posées sur le brancard lui-même reposant sur des plateaux à roulettes facilitant son déplacement.....	80

# Liste des abréviations

---

## SYMBOLES

Hb	Hémoglobine	g.dl <sup>-1</sup>
O <sub>2</sub>	Oxygène	mmHg
PaCO <sub>2</sub>	Pression partielle du sang en gaz carbonique	kPa
PaO <sub>2</sub>	Pression partielle du sang en oxygène	kPa
T	Température	°C
T <sub>c</sub>	Température interne	°C
T <sub>sk</sub>	Température cutanée ( <i>i.e</i> de l'enveloppe)	°C
$\bar{T}_{sk}$	Température cutanée ( <i>i.e</i> de l'enveloppe) moyenne	°C
TA	Tension artérielle	mmHg

---

## ACRONYMES

ADH	Hormone anti-diurétique
CRSSA	Centre de Recherche du Service de Santé des Armées
DAPSA	Direction des Approvisionnements en Produits de Santé des Armées
ECG	Electrocardiogramme
EEG	Electroencéphalogramme
HIAD	Hôpital d'Instruction des Armées Desgenettes
IRBA	Institut de Recherche Biomédicale des Armées
ISS	Injury Severity Score
SAMU	Service d'Aide Médicale Urgente
SMUR	Service Mobile d'Urgence et de Réanimation
SSA	Service de Santé des Armées

---

## I. Introduction

L'hypothermie constitue un facteur aggravant de morbi-mortalité chez le traumatisé sévère du fait qu'elle majore la coagulopathie, aggrave les hémorragies et induit une acidose. Le soldat blessé est particulièrement exposé à ce risque lors de son évacuation qui peut être longue et compliquée par le combat. De nos jours, un grand nombre d'évacuations sanitaires s'effectue par hélicoptère cabine ouverte, ce qui expose le blessé à des vents turbulents et froids. En conséquence, il est indispensable de réduire au minimum le risque d'hypothermie chez le combattant blessé pour optimiser ses chances de survie, d'autant que la prévention de l'hypothermie est plus facile à mettre en œuvre que son traitement.

De nombreux dispositifs de prévention de l'hypothermie, aux principes de fonctionnement différents, existent sur le marché. Ils ont tous prouvé leur efficacité en milieu hospitalier civil (1,2) mais peu d'études ont comparé leur efficacité en particulier dans les conditions qui nous intéressent (3). Ainsi, Varvenne (4) a montré *in vitro* que les dispositifs passifs n'étaient pas suffisants pour prévenir l'hypothermie lors d'une exposition de 120 minutes à une température de 3 °C sans vent.

Un prototype de couverture chauffante électrique a été proposée au Service de Santé des Armées pour un emploi lors des évacuations sanitaires hélicoptérées.

Nous l'avons comparé à une couverture auto-chauffante chimique et à une couverture à air chaud pulsé utilisée dans les hôpitaux comme référence.

Nous avons évalué *in vitro* sur le même modèle de torse humain que Varvenne (4,5) l'efficacité thermique de deux dispositifs passifs dont le plus efficace a ensuite été utilisé associé à chacun des trois dispositifs actifs. L'ensemble des tests a été fait dans une chambre frigorifique reproduisant au mieux l'environnement climatique froid rencontré lors d'une évacuation hélicoptérée (soit à une température moyenne de 3 °C), sans et avec deux vitesses d'air ( $1,26 \pm 0,46$  et  $1,78 \pm 0,51 \text{ m.s}^{-1}$ ) pendant 2 heures. L'efficacité thermique a été déterminée à partir de la mesure de la température au centre du modèle de torse et par le calcul des pertes thermiques du modèle complet. D'autres mesures de températures ont été faites sur le modèle de torse afin de préciser les sources de pertes de chaleur.

## II. Rappels

### A. Thermorégulation humaine (d'après (6))

#### 1. Généralités

Comme tout mammifère, l'Homme est un homéo-endotherme. En effet, sa température interne est considérée comme stable par rapport aux variations de la température de l'environnement dans lequel il évolue. Cette stabilité dans d'étroites limites autour de 37 °C le définit comme homéotherme (Bergmann en 1847 dans La fonction thermique (7)). La température interne résulte de la chaleur produite de manière continue par le métabolisme cellulaire faisant de l'être humain un endotherme.

Le modèle thermique le plus simple de l'être humain est fait d'un noyau thermorégulé représentant le cerveau, les organes thoraco-abdominaux et la partie profonde des muscles ; il est entouré d'une enveloppe cutanée (peau et tissus sous-cutanés) de température variable dépendante de l'environnement thermique. L'expression « température interne » est équivalente à « température du noyau » traduite de l'anglais « core temperature » ( $T_c$ ). L'enveloppe est un échangeur thermique entre le noyau et l'environnement essentiel au bon fonctionnement de la thermorégulation. Suivant les contraintes climatiques externes, le volume de l'enveloppe est variable (Figure 1).

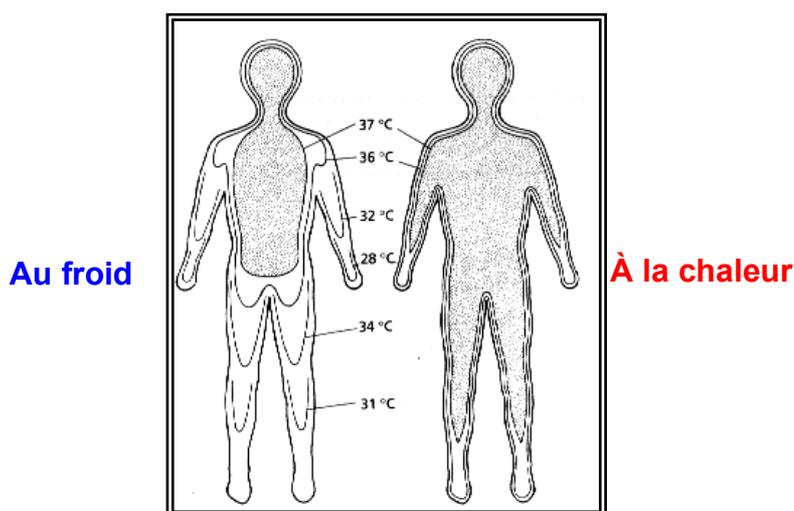


Figure 1 : Représentation schématique du noyau (en gris) et de l'enveloppe (en blanc) lors de l'exposition au froid (à gauche) et à la chaleur (à droite)

La température de l'enveloppe, estimée par la température cutanée moyenne ( $\bar{T}_{sk}$ ), varie entre 15 °C (8) au froid et 36 à 38 °C à l'exercice physique, voire un peu au-delà, en passant par 33 °C qui est la température cutanée moyenne de neutralité thermique. Il existe ainsi deux gradients thermiques, un au sein de l'organisme entre le noyau et l'enveloppe, et un autre entre l'enveloppe et l'environnement. Ces gradients thermiques déterminent des flux de chaleur qui participent à la thermorégulation et assurent l'homéothermie. La thermorégulation contrôle des dispositifs adaptatifs et physiologiques permettant le gain (thermogenèse) ou la perte (thermolyse) de chaleur par l'organisme. Ces dispositifs sont à la fois des organes (muscles, glandes sudoripares, peau, tissus graisseux) et des systèmes (système cardio-vasculaire, respiratoire, nerveux, endocrinien). Cette régulation thermique donne la capacité à l'organisme de survivre dans des conditions environnementales aussi bien chaudes que froides.

## 2. Le système thermorégulateur

La régulation thermique est généralement décrite comme une boucle de régulation fermée avec rétro-contrôle négatif. Les centres nerveux responsables de la thermorégulation se situent principalement au niveau de l'hypothalamus et jouent le rôle d'un thermostat. Ces centres, eux mêmes sensibles à la température du sang qui les irrigue, reçoivent en permanence des informations nerveuses sur l'état thermique des différentes parties du corps par le biais de thermo-récepteurs périphériques et profonds sensibles au chaud et au froid. Certains, de type statique, sont sensibles à la température et d'autres, de type dynamique, à ses variations. Toutes ces informations sont intégrées dans le noyau pré-optique de l'hypothalamus antérieur puis comparées au point de référence de 37 °C (d'après le modèle du *set-point* de la thermorégulation (6)). Si un écart est présent, les réponses thermorégulatrices de lutte contre le froid ou contre la chaleur sont activées. Les réponses thermorégulatrices comportementales sont les premières à être mises en jeu par la stimulation des thermorécepteurs périphériques (9). Elles anticipent les modifications de l'équilibre thermique et permettent ainsi de retarder la mise en œuvre des réactions physiologiques et donc d'économiser les réserves physiologiques de l'individu.

Les variations de température entraînent des réponses différentes en fonction de l'atteinte de l'enveloppe et/ou du noyau. En dehors du sentiment de confort thermique où température cutanée moyenne ( $\bar{T}_{sk}$ ) et température interne ( $T_c$ ) contribuent à part

égale, l'influence de la température interne ( $T_c$ ) est deux à trois fois plus importante que celle de la température de l'enveloppe sur les réponses thermorégulatrices physiologiques ou autonomes (10).

### **3. La balance thermique**

La normothermie est définie par une température interne proche de 37 °C et un équilibre entre pertes de chaleur ou thermolyse et production de chaleur ou thermogénèse. Cette dernière résulte du métabolisme cellulaire au repos auquel s'ajoute la thermogénèse musculaire à l'exercice. Lorsque la balance thermique est négative, les pertes sont supérieures aux gains, une dette thermique s'installe, la température interne chute exposant à un risque d'hypothermie accidentelle. C'est l'inverse à la chaleur avec risque d'hyperthermie.

### **4. Les échanges de chaleur**

Le métabolisme de base produit de la chaleur en continu (de 170 à 250  $\text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$ ). Pour assurer l'homéothermie, cette chaleur doit être évacuée de l'organisme vers l'environnement. La chaleur est transférée d'abord du noyau vers l'enveloppe puis de celle-ci vers l'environnement par la peau et les voies respiratoires.

#### ***a) Transfert de chaleur du noyau vers l'enveloppe***

Ce transfert de chaleur dépend du gradient thermique entre la température interne ( $T_c$ ) et la température de l'enveloppe cutanée ( $\bar{T}_{sk}$ ). La chaleur est d'abord transférée du noyau vers l'enveloppe par convection sanguine (85 %) et par conduction tissulaire qui sont interdépendantes.

La conductance tissulaire correspond à un transfert de chaleur par contact entre deux tissus de températures différentes proportionnellement à leur gradient de température et à leur conductivité thermique.

La convection sanguine est le transfert de chaleur entre noyau et enveloppe due au déplacement d'un fluide caloporteur, ici le sang, proportionnellement au gradient de température noyau – enveloppe et à un coefficient qui dépend de multiples facteurs physiques (revue dans (6)).

### b) Transfert de chaleur de l'enveloppe vers l'environnement

Il y a 4 types d'échanges thermiques représentés sur la Figure 2 : la conduction, la convection, le rayonnement et l'évaporation.

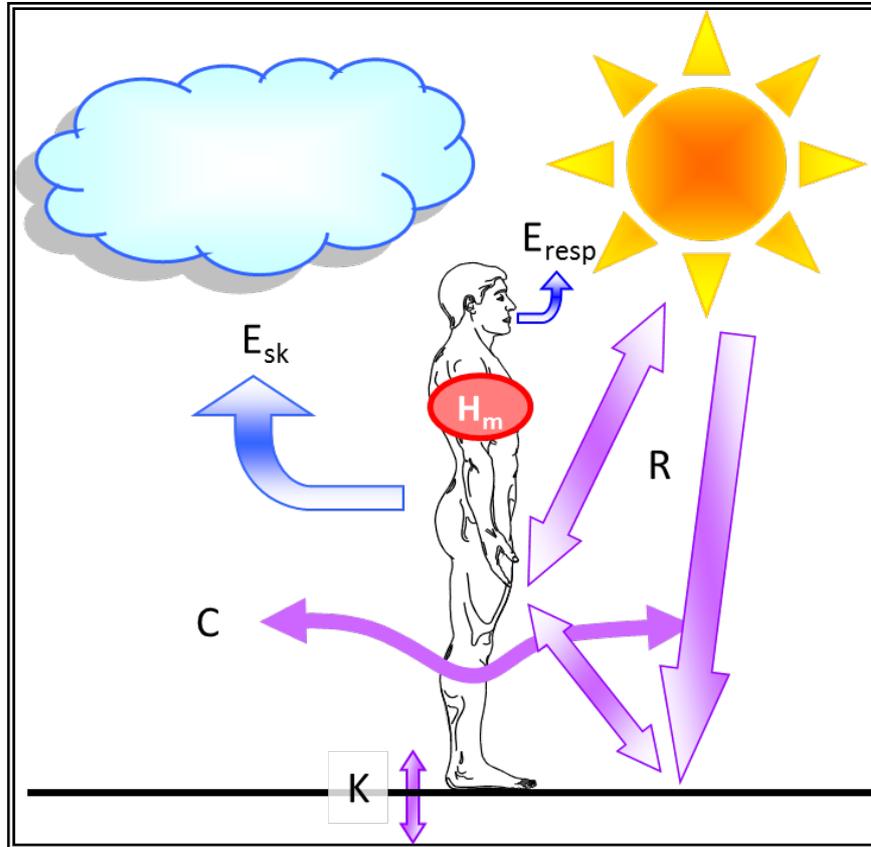


Figure 2 : Schéma représentant les différents types d'échanges de chaleur d'un individu avec son environnement (C : convection ; E : évaporation ; K : conduction ; R : radiation)

#### (1) Echanges par conduction

Les pertes thermiques par conduction résultent d'un transfert de chaleur par contact direct entre le corps humain et un objet jusqu'à l'annulation du gradient de température les séparant. La vitesse de transfert dépendra de la conductivité thermique de l'objet et du gradient de température entre le corps humain et l'objet. Ainsi, les pertes de chaleur dans l'air sont 25 fois plus faibles que dans l'eau du fait de sa faible conductivité thermique. Pour un sujet debout, ces pertes sont faibles mais elles augmentent fortement chez un sujet couché en particulier sur un sol froid et humide.

#### (2) Echanges par convection

Les échanges thermiques par convection s'effectuent entre l'organisme et un fluide comme l'air ou l'eau. A l'interface organisme-fluide, il y a d'abord un échange par conduction avec transfert direct de chaleur de l'organisme vers le fluide dont la densité

diminue avec son réchauffement. Il en résulte le déplacement de ses molécules, ce qui crée un courant de convection libre ou naturelle. Ceci s'oppose à la convection forcée dans laquelle le mouvement des molécules est forcé par un ventilateur ou un courant d'eau. C'est donc le déplacement des molécules chauffées vers des zones plus froides du fluide qui occasionne ce transfert de chaleur.

Les facteurs influençant la convection sont la vitesse du fluide en mouvement, sa conductivité, la surface corporelle exposée et le gradient de température entre le fluide et la peau. La convection est une source majeure de perte thermique dans un environnement froid avec du vent.

### (3) Echanges par rayonnement

Tout corps physique de température supérieure à 0 Kelvin émet un rayonnement électromagnétique. Les échanges thermiques par rayonnement se font sans support matériel et ne dépendent que de la température des corps en présence et des caractéristiques physiques de leurs surface, dont le plus important est le coefficient d'émissivité. Le corps humain émet et reçoit ces ondes dans toutes les directions et peut ainsi perdre ou gagner de la chaleur (gain par exposition solaire notamment ou limitation des pertes par une couverture de survie).

### (4) Echanges par évaporation

Les échanges de chaleur par évaporation résultent d'un changement d'état de l'eau qui passe d'un état liquide à un état de vapeur. Cette transformation qui a lieu à la surface cutanée et dans les poumons nécessite de la chaleur, 2,42 kJ par gramme d'eau, ce qui engendre symétriquement des pertes de chaleur équivalentes pour l'organisme. On distingue les pertes évaporatoires basales, indépendantes de la thermorégulation et les pertes évaporatoires thermorégulatrices directement proportionnelles aux besoins de la thermorégulation. Ces pertes sont directement proportionnelles au gradient de pression partielle de vapeur d'eau entre l'organisme et l'air ambiant. Ainsi, l'exposition à l'air froid qui a une faible pression partielle de vapeur d'eau, favorise ses pertes en particulier par voie respiratoire.

Les pertes basales cutanées et respiratoires représentent une perte quotidienne de 500 g d'eau soit une perte de chaleur d'environ 50 kJ.h<sup>-1</sup> chez un sujet de 70 kg (6).

## 5. Thermogenèse et réponses thermorégulatrices au froid

### a) *En ambiance thermique neutre*

L'Homme est un endotherme car il produit de la chaleur en continu du fait du métabolisme cellulaire servant à maintenir les grands équilibres et constituant le métabolisme de base. Il correspond à la dépense énergétique d'un sujet éveillé, nu, allongé au repos et à jeûn dans une ambiance thermique neutre (température de l'air de 33 °C avec une humidité relative de 50 %) et repose sur l'oxydation de substrats (glucides, lipides, protides) dont le rendement est relativement faible, de l'ordre de 20 %. Ainsi, une grande partie de l'énergie utilisée est transformée en chaleur. Chez l'adulte le métabolisme de base est en moyenne de 40 à 45 W.m<sup>-2</sup>.

### b) *En ambiance thermique froide*

Dans un environnement froid, le noyau perd de la chaleur vers l'environnement au travers de l'enveloppe cutanée. Pour maintenir l'équilibre thermique, l'organisme va devoir augmenter sa production de chaleur et diminuer ses pertes en activant la thermorégulation comportementale et physiologique.

#### (1) Réponse comportementale

L'hypothalamus va stimuler le cortex pour provoquer des réponses volontaires. L'individu va diminuer sa surface d'échange thermique (recroquevillement en position foetale), augmenter son isolation de l'environnement en se préservant des pertes par convection (coupe-vent, mise à l'abri) et des pertes par conduction (enlever des vêtements mouillés). Le port de vêtements secs va permettre d'isoler une mince couche d'air au contact de la peau, ce qui permettra de diminuer la convection. Il va chercher à majorer directement sa température interne (boissons et aliments chauds). Il peut également majorer sa production interne de chaleur par la réalisation d'un exercice musculaire. Le rendement global du travail musculaire aérobie est d'environ 27 %, c'est à dire que 73 % de l'énergie consommée est transformée en chaleur. Ainsi, l'exercice musculaire constitue une source de chaleur importante dans la lutte contre le froid (6). L'être humain a pu survivre en dehors des régions subtropicales grâce à ces adaptations comportementales ainsi qu'à l'essor des technologies.

## (2) Réponses physiologiques

L'exposition au froid entraîne une augmentation du tonus vasoconstricteur de base faisant chuter la  $\bar{T}_{sk}$  ce qui limite les pertes par conduction, convection et rayonnement et isole le noyau de l'environnement. Cette diminution de près de 20 fois du débit sanguin cutané permet de diminuer les pertes thermiques cutanées (11,12), ceci s'accompagne d'une diminution du débit cardiaque qui est modérée (-30 % par rapport à la valeur de neutralité thermique pour un sujet nu exposé à une ambiance de 15 °C). En deçà le débit cardiaque augmente du fait de l'augmentation de la thermogénèse. Lorsque la température ambiante devient négative, il y a risque de gelure. Lorsque la vasoconstriction est insuffisante pour maintenir l'équilibre thermique, le frisson thermique s'installe augmentant la production de chaleur métabolique qui peut atteindre 200 à 250 W.m<sup>-2</sup> (soit 5 fois le métabolisme de base). Il se définit comme une contraction involontaire, de courte durée, non rythmique des muscles squelettiques ne produisant aucun travail mécanique mais pouvant être transitoirement soumise au contrôle inhibiteur de la volonté. Ces contractions peuvent diffuser à tout l'organisme sans être synchronisées. Le frisson est majeur quand la température interne est de 35 °C ; il diminue progressivement jusqu'à disparaître en dessous de 32 °C par le ralentissement la conduction nerveuse et l'inhibition des activités enzymatiques musculaires.

De façon plus anecdotique, il existe une thermogénèse sans frisson dont l'existence et l'importance est discutée chez l'adulte.

## **6. Facteurs de tolérance au froid**

Les réponses physiologiques au froid dépendent de facteurs propres à l'individu.

La masse grasse est un facteur favorable de la tolérance au froid car la graisse a une faible conductance thermique et une faible vascularisation. Elle permet d'augmenter l'épaisseur du tissu sous-cutané et ainsi de mieux isoler le noyau.

Le sexe a peu d'influence sur la tolérance au froid. Les différences pouvant être observées entre homme et femme sont surtout liées à des différences de morphologie (surface cutanée) et de composition corporelle (pourcentage de masse grasse).

Les âges extrêmes sont un facteur de mauvaise tolérance au froid par la réduction de l'efficacité des réponses thermorégulatrices chez le sujet âgé, par la plus faible masse

grasse présente chez l'enfant et le sujet âgé et par un rapport masse corporelle / surface corporelle défavorable chez le nourrisson et l'enfant.

La condition physique modifie la tolérance au froid. Un entraînement physique régulier permet le développement de la masse musculaire, sa vascularisation et améliore son activité métabolique. Ainsi, une aptitude physique élevée majore les capacités de thermogénèse de l'individu donc la tolérance au froid.

La fatigue physique et la sous-alimentation conduisent à une réponse métabolique retardée et insuffisante qui diminue la tolérance au froid.

## **B. Conséquences cliniques de l'hypothermie**

### **1. Définitions**

L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) définit l'hypothermie comme une baisse de la température corporelle moyenne<sup>1</sup>. Cliniquement, l'hypothermie se définit comme une baisse de la température interne (Tc) en dessous de 35 °C (1) qui résulte de la conjonction d'une exposition au froid et du dépassement des mécanismes de thermorégulation. Cet état d'hypothermie résulte d'un déséquilibre négatif de la balance thermique avec des pertes supérieures aux gains. L'hypothermie peut survenir dans des pays chauds ou froids. Son incidence est plus élevée en zone montagneuse et en hiver (1) mais elle peut se rencontrer également en plaine quelle que soit la saison (13).

Aux hypothermies accidentelles directement liées à l'environnement s'opposent les hypothermies induites dites thérapeutiques où l'importance du déséquilibre thermique est voulu et contrôlé. Les aspects physiologiques et les implications cliniques étant différentes de l'hypothermie accidentelle étudiée dans ce travail, nous ne développerons pas davantage l'hypothermie thérapeutique.

Une hypothermie accidentelle peut être primaire, c'est à dire sans altération des mécanismes de thermorégulation et isolée, ou secondaire avec dysfonctionnement de la thermorégulation comme c'est le cas chez le traumatisé ou le patient malade et fatigué. Cette différence a un impact sur les conséquences cliniques de l'hypothermie.

Chaque année, plus de 650 décès sont dus à l'hypothermie aux Etats-Unis (2). Jurkovich rapporte un taux global de mortalité de 17% chez les victimes d'hypothermie accidentelle (14).

---

<sup>1</sup> La température corporelle moyenne résulte d'une combinaison linéaire de la température cutanée moyenne et de la température centrale

## 2. Classification

La classification de l'hypothermie accidentelle comporte 4 stades selon la température interne de l'individu : hypothermie légère, modérée, sévère et profonde (1). Certains auteurs décrivent 3 stades d'hypothermie en regroupant les stades sévère et profond (15)(16). L'hypothermie est une décélération physiologique, tous les organes diminuent leur métabolisme à des degrés divers. Ainsi, l'état clinique du sujet va se dégrader avec la profondeur de l'hypothermie. Cela se manifeste par une riche symptomatologie (17).

### **a) Hypothermie légère (Tc entre 35 et 32 °C)**

Le sujet est conscient mais présente un ralentissement psychomoteur (viscosité mentale) avec hyperréflexie tendineuse, une sensation de froid intense avec frisson généralisé, des myalgies prédominantes au niveau de la nuque et une peau froide avec horripilation. La fréquence cardiaque est augmentée et la respiration est rapide et superficielle. La polyurie est fréquente.

### **b) Hypothermie moyenne (Tc entre 32 et 28 °C)**

Le sujet est obnubilé voire inconscient avec une anesthésie à la douleur. Le frisson disparaît et une rigidité musculaire s'installe. Les réflexes sont diminués, les pupilles en myosis. La peau est glacée, livide, sèche voire cyanosée. A cela s'associe une dépression du système cardio pulmonaire avec bradycardie, hypotension artérielle et bradypnée.

### **c) Hypothermie sévère (Tc entre 28 et 24 °C)**

Le sujet est dans le coma avec une activité cardiaque qui peut encore être présente et suffisante. Le pouls est faiblement perçu et la tension artérielle difficilement prenable. A l'ECG, le QRS est très élargi. Le risque de fibrillation ventriculaire est majeur et favorisé par les troubles acido-basiques, l'hypoxie et toute stimulation mécanique (mobilisation du blessé par exemple). Le patient est rigide et inerte avec des pupilles en mydriase bilatérale réactive puis aréactive vers 26 °C. La peau est pâle et les réflexes sont abolis.

### **d) Hypothermie profonde (Tc < 24 °C)**

Le sujet est en état de mort apparente sans respiration visible ni pouls perceptible. Il peut persister une bradypnée et bradycardie extrême mais l'arrêt cardio-respiratoire est le plus fréquent. En dessous de 20 °C, le sujet est en asystolie avec un EEG plat. La

rigidité musculaire est majeure. Le diagnostic différentiel avec la mort est difficile. Cependant, le décès ne peut être affirmé qu'une fois le sujet réchauffé car les succès de réanimation de patients en hypothermie profonde sont en faveur d'une poursuite prolongée de la réanimation cardio-respiratoire (18).

En l'absence de dispositif de mesure de la température interne, l'hypothermie peut être déterminée cliniquement en se basant sur l'évaluation des signes vitaux (Tableau 1). On utilise pour cela une échelle clinique suisse (19) qui se base sur les 4 stades d'hypothermie.

Stade	Symptomes cliniques	Température interne estimée
<b>HT 1</b>	Patient éveillé avec frissons	35-32 °C
<b>HT 2</b>	Patient somnolent sans frisson mais avec pouls	32-28 °C
<b>HT 3</b>	Inconscient, signes vitaux présents	28-24 °C
<b>HT 4</b>	Etat de mort apparente	< 24 °C

Tableau 1 : Swiss staging system : Evaluation clinique du degré de sévérité d'une hypothermie

### 3. Effets hémodynamiques

Au niveau rénal, l'hypothermie entraîne une polyurie initiale appelée « diurèse froide » (14). Le débit de filtration glomérulaire est diminué par la vasoconstriction de l'artériole afférente et l'hyperviscosité sanguine. Cependant, la vasoconstriction périphérique engendre une redistribution volémique vers le noyau qui majore la perfusion rénale et inhibe la sécrétion d'ADH (20) conduisant à une diminution de la réabsorption tubulaire distale d'eau et d'électrolytes. Ainsi, le débit urinaire augmente. Lorsque l'hypothermie est plus profonde, l'hypovolémie devient prépondérante et abaisse la perfusion rénale aboutissant à une oligo-anurie.

Au niveau vasculaire, on observe une altération de la perméabilité capillaire avec une fuite liquidienne extra-vasculaire, qui est réversible au réchauffement et qui majore l'hématocrite jusqu'à 150 % de sa valeur initiale (21).

Tout hypotherme est donc à considérer comme hypovolémique par principe. L'importance de l'hypovolémie dépend de la vitesse d'installation de l'hypothermie (17). Plus celle-ci sera lente et insidieuse, plus les conséquences vasculaires seront importantes.

Au dessous de 25 °C, la vasoconstriction périphérique laisse place à une vasoplégie liée au dysfonctionnement neuro-végétatif avec pour conséquence une hypotension artérielle.

#### **4. Effets cardiaques**

Ils font le pronostic vital de l'hypothermie.

Initialement, l'activation des mécanismes de thermorégulation hypothalamiques entraîne une stimulation adrénargique avec tachycardie, vasoconstriction périphérique, hausse du débit cardiaque et hypertension artérielle.

En dessous de 34 °C, ces mécanismes sont dépassés par l'intensité de l'hypothermie. On observe une phase de dépression de l'automatisme cardiaque et de l'excitabilité myocardique avec hypotension artérielle. Le débit cardiaque diminue progressivement (réduction de moitié à 30 °C) en raison de 4 facteurs principaux :

- Une bradycardie réfractaire à l'atropine apparaît liée à la dépolarisation des cellules pacemaker.
- La pré-charge est diminuée par l'hypovolémie liée à la fuite liquidienne du secteur vasculaire et à la polyurie initiale.
- La post-charge est majorée par l'hyperviscosité sanguine et l'augmentation des résistances vasculaires due à la vasoconstriction de l'hypothermie.
- Le travail cardiaque est diminué par l'hypoxie myocardique et par la diminution de la compliance et de la contractilité du ventricule gauche (22).

Le froid modifie également l'activité électrique du cœur. Les courants de membrane sont ralentis. Des troubles de conduction sino-auriculaires et auriculo-ventriculaires surviennent par anomalies des courants sodiques, potassiques et calciques. A l'ECG, ils se manifestent par un allongement des espaces PR, QT, du complexe QRS et du potentiel d'action. Au dessous de 30 °C apparaît un petit ressaut de la portion terminale de l'onde R appelé onde J d'Osborn (Figure 3). Cette onde correspond à un gradient de dépolarisation entre l'épicarde et l'endocarde. L'amplitude de cette onde est corrélée au degré d'hypothermie.

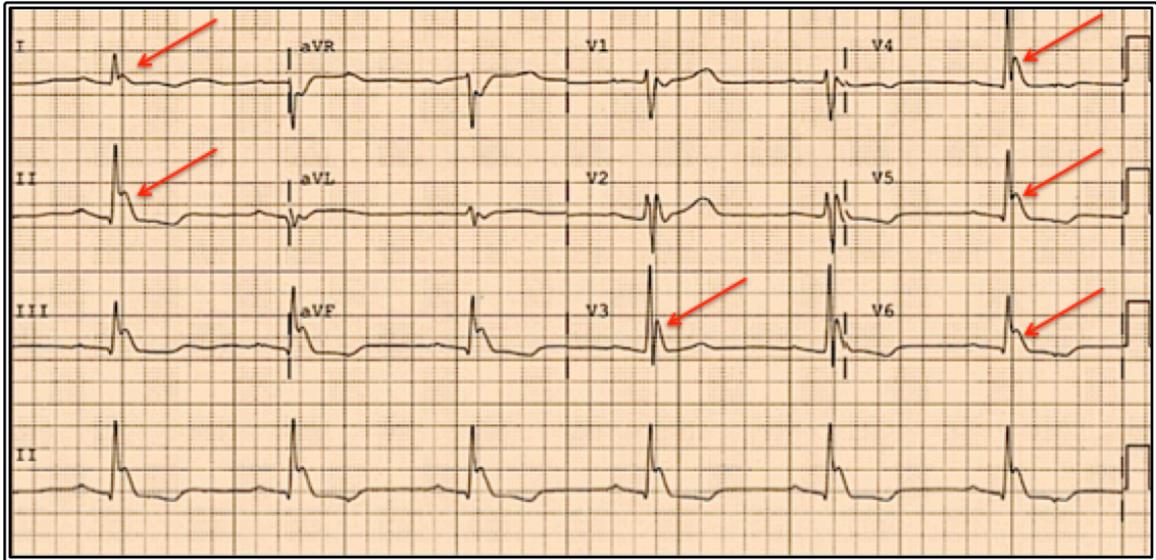


Figure 3 : Aspect électrocardiographique d'une Onde J d'Osborn

Il faut également craindre la survenue de troubles du rythme paroxystiques, avec une fibrillation auriculaire en dessous de 33 °C et surtout une fibrillation ventriculaire à partir de 28 °C. Elle est réfractaire à la cardioversion en dessous de 28 °C (16). Enfin, une asystolie apparaît vers 20 °C.

## 5. Effets respiratoires

### a) Effets sur la ventilation pulmonaire

Initialement, une polypnée avec hausse du débit ventilatoire apparaît suite à l'activation sympathique. Les centres neurologiques de contrôle respiratoire sont ensuite déprimés avec baisse de la fréquence et de l'amplitude respiratoire pouvant conduire à l'apnée en dessous de 24 °C.

L'hypothermie diminue la contractilité du diaphragme et des muscles intercostaux entraînant une majoration des espaces morts respiratoires. Le froid engendre la production par les bronches d'une grande quantité de mucus (bronchorrhée froide). La diminution de l'activité ciliaire et la dépression des réflexes de toux et de protection pharyngo-laryngés exposent la victime aux risques d'atélectasie et d'inhalation. L'altération de la perméabilité capillaire et la bronchorrhée peuvent également provoquer un œdème aigu pulmonaire non cardiogénique.

Les victimes hypothermes sont donc à considérer comme en état de détresse respiratoire avec oxygénothérapie systématique et indication large d'intubation trachéale et de ventilation assistée.

### b) Effets sur l'oxygénation sanguine et tissulaire

Au niveau sanguin (21), l'hypothermie entraîne un déplacement vers la gauche de la courbe de dissociation de l'hémoglobine (Figure 4).

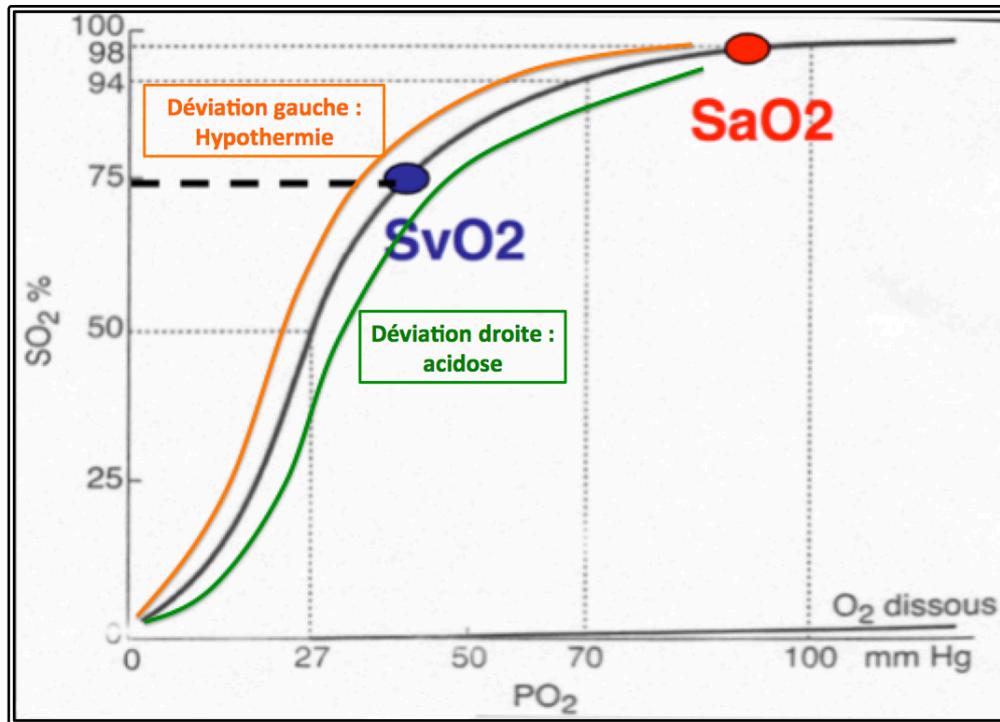


Figure 4 : Courbe de Barcroft : évolution de la saturation en O<sub>2</sub> de l'Hb en fonction de la PaO<sub>2</sub>. Déviation de cette courbe en présence d'acidose ou d'hypothermie

Cela signifie que pour une même pression artérielle en oxygène, la saturation de l'hémoglobine en oxygène est plus élevée en hypothermie. La libération de l'oxygène aux tissus par l'oxyhémoglobine est donc plus faible en hypothermie. Les conséquences de cette diminution de quantité d'oxygène disponible pour les tissus sont atténuées par la diminution de leur consommation en oxygène (-5 % par degré perdu) liée à la diminution du métabolisme de base (50 % de sa valeur initiale à 30 °C) (17).

Lorsque l'hypoxie atteint les tissus, le métabolisme cellulaire anaérobie entraîne une acidose métabolique. Cet acidose diminue l'affinité de l'hémoglobine à l'oxygène (effet Bohr) et « compense » l'effet initial de l'hypothermie sur la courbe de Barcroft. L'oxygène stocké initialement sous forme d'oxyhémoglobine est donc libéré. Cela permet un apport complémentaire d'oxygène aux tissus et contribue à prolonger leur survie.

Par ailleurs, l'hypothermie majore la solubilité des gaz dans le sang, ce qui augmente la quantité d'oxygène dissous et permet d'améliorer l'oxygénation des tissus.

## 6. Effets neurologiques

Les effets de l'hypothermie débutent par une altération des fonctions supérieures avec de possibles hallucinations auditives et visuelles dans un état de confusion mentale. Les performances mentales sont parmi les premières atteintes avec notamment un allongement des temps de décision, de réaction et de réflexion (15).

A partir de 34 °C, le sujet est amnésique, agité et dysarthrique. La conscience est cependant conservée jusqu'à 32 °C avec une altération progressive ensuite. Le frisson thermique cesse à 32 °C. Le coma s'installe progressivement à partir de 30 °C associé à une hypertonie musculaire, un myosis, une hyperréflexie ostéo tendineuse et une lenteur à la décontraction. A 28 °C, le sujet est en coma calme aréflexique avec mydriase pupillaire d'abord réactive puis aréactive vers 26 °C avec l'installation d'un état de mort apparente.

Le froid réduit le métabolisme cérébral de façon linéaire. L'autorégulation du débit sanguin cérébral demeure intacte jusqu'à 25 °C, ce qui est un mécanisme protecteur contre l'hypoxie cérébrale. Le froid entraîne un ralentissement de la conduction nerveuse de 30 m.s<sup>-1</sup> à 35 °C jusqu'à 12 m.s<sup>-1</sup> à 21 °C, ce qui est à l'origine notamment de la diminution de la coordination motrice et de la dextérité (21).

L'activité électrique cérébrale est perturbée à partir de 34 °C avec l'apparition d'un ralentissement des ondes à l'électroencéphalogramme. Une hypothermie prolongée affecte de manière descendante le système nerveux central avec un cortex cérébral initialement défaillant suivi d'une atteinte des structures sous-corticales. Cela se manifeste par un EEG plat visible en dessous de 20°C (21). L'activité des cellules médullaires est supprimée provoquant l'arrêt respiratoire.

## 7. Effets sur le système digestif

Le péristaltisme intestinal diminue à partir de 34 °C puis s'arrête en dessous de 28 °C aboutissant à un iléus paralytique, une dilatation gastrique et une distension colique.

De plus, toutes les sécretions gastro-intestinales sont diminuées. Les muqueuses gastriques et pancréatiques sont le siège de lésions ulcéreuses punctiformes hémorragiques dites ulcères de Wischnevsky. Ils surviennent lors de la reperfusion des microvaisseaux altérés par le collapsus circulatoire initial. Un œdème des parois intestinales est fréquent.

Les fonctions hépatiques sont altérées par l'action directe du froid et par la diminution du débit cardiaque. Cela aboutit au ralentissement de l'élimination des lactates et du catabolisme des médicaments, ce dont il faut tenir compte lors de la prise en charge d'un hypotherme en particulier lors de l'usage de médicament à visée anesthésique.

Une hyperamylasémie est fréquente. L'atteinte microvasculaire de l'hypothermie peut induire des ischémies pancréatiques avec activation d'enzymes protéolytiques qui aboutissent à des pancréatites hémorragiques (14).

## **8. Effets sur le psychisme**

L'exposition au froid engendre une sécrétion de catécholamines qui va participer à l'inconfort thermique, à la douleur et à l'anxiété. L'hypothermie peut entraîner une altération du jugement, une persévération exacerbée avec irritabilité. Des états névrotiques, psychotiques ont également été décrits avec un risque suicidaire (21). Il n'est pas rare d'observer un déshabillage paradoxal des victimes en hypothermie (23).

## **C. Conséquences biologiques de l'hypothermie**

### **1. Effets sur l'hémostase**

L'hypothermie accentue le risque hémorragique par un effet délétère sur la coagulation, l'hémostase primaire et la fibrinolyse (24). Un effet thrombotique est également présent lors d'hypothermies profondes.

#### ***a) Effets sur les plaquettes (prédominants entre 36 et 33 °C)***

L'hypothermie altère les fonctions d'agrégation plaquettaire et d'adhésion à l'endothélium vasculaire. L'intensité de l'allongement du temps de saignement qui en résulte est proportionnelle au degré d'hypothermie.

A partir de 36 °C, la fonction plaquettaire est altérée par une modification morphologique avec perte de sa forme habituelle, gonflement de son cytoplasme et dissolution de microtubules cytoplasmiques nécessaires à sa mobilité. La production de thromboxane A<sub>2</sub>, nécessaire à l'activation et l'agrégation plaquettaire, est température-dépendante et diminue de 15 % par degré perdu. L'hypothermie inhibe l'interaction entre le facteur von Willebrand et le complexe plaquettaire GPIIb-IIIa, ce qui diminue l'activation et l'adhésion plaquettaire.

L'hypothermie provoque également une thrombopénie par séquestration hépatosplénique et altération des capacités régénératrices de la moelle hématopoïétique (16).

Toutes ces perturbations sont réversibles au réchauffement.

#### ***b) Effets sur la coagulation (prédominants en dessous de 33 °C)***

L'hypothermie ralentit la cascade enzymatique de la coagulation, ce qui entraîne un allongement de l'ensemble des temps de coagulation. Cette altération fonctionnelle des facteurs s'effectue sans que leur concentration ne soit modifiée. Cet effet s'observe dès 36 °C (25). On estime qu'une baisse de température d'1 °C réduit théoriquement l'activité des protéases de la coagulation de 4 à 10 %. Par exemple, une hypothermie à 33 °C équivaut à l'effet d'une diminution de concentration des facteurs de moitié à 37 °C (24).

Ces anomalies sont largement sous estimées par les tests courants de laboratoire qui sont réalisés à 37 °C. Pour apprécier au mieux ces perturbations, il faut réaliser les tests à la température interne du sujet et non à 37 °C.

Sur le plan thérapeutique, pour lutter contre cette coagulopathie, il faut privilégier un réchauffement plutôt que d'envisager une supplémentation en facteurs de coagulation qui serait inutile sur une hypothermie accidentelle isolée (25).

#### ***c) Effets sur la fibrinolyse***

En dessous de 34 °C, l'hypothermie active la fibrinolyse en induisant des lésions tissulaires sévères qui génèrent un relargage important d'activateur tissulaire du plasminogène.

#### ***d) Effet thrombotique***

Lors d'une hypothermie, la viscosité sanguine augmente de 2 % par degré perdu avec des taux d'hématocrite potentiellement supérieurs à 50 % (21). Le froid occasionne des lésions endothéliales qui avec la stase sanguine entraînent la formation de thromboses microvasculaires. Ces thromboses sont à l'origine de défaillances d'organes avec pour atteinte principale le rein, le foie et les poumons.

## **2. Modifications de l'équilibre acido-basique**

Dans un premier temps, une alcalose respiratoire liée à l'hyperventilation peut être observée.

Par la suite, une acidose métabolique liée à plusieurs facteurs se met en place avec un risque de défaillance multi-viscérale. La bradypnée, la vasoconstriction périphérique et l'hypovolémie diminuent l'apport d'oxygène aux muscles tandis que le frisson thermique et l'hypertonie musculaire majorent sa consommation (17). Le métabolisme anaérobie qui en résulte contribue au développement de cette acidose métabolique (26). Les mécanismes de lutte contre l'acidose sont altérés par l'hypothermie avec la diminution du métabolisme épuratif hépatique et de l'excrétion rénale des acides.

### **3. Désordres hydro-électrolytiques**

Les désordres hydro-électrolytiques sont fréquents et imprévisibles. L'altération de la fonction rénale avec la polyurie initiale entraîne une déshydratation extracellulaire par une perte hydrosodée prédominante sur l'eau, qui élève la natrémie et l'osmolalité. L'hypernatrémie conduit à une déshydratation intracellulaire.

La tubulopathie rénale de l'hypothermie est également responsable d'hypophosphorémie et d'hypomagnésémie pouvant favoriser les troubles du rythme cardiaque et aggraver le pronostic neurologique (27).

L'hypokaliémie liée à un transfert intracellulaire du potassium est habituelle en hypothermie mais réversible au réchauffement.

Le danger vient principalement du risque d'hyperkaliémie lors du réchauffement liée à l'acidose métabolique, au ralentissement de la pompe membranaire Na/K qui élève la concentration extracellulaire de potassium et à la diminution de l'excrétion rénale de potassium. L'hyperkaliémie est également majorée par la reperfusion de l'enveloppe hypoperfusée dans laquelle l'acidose métabolique s'est développée (17) possiblement associée à la présence d'une rhabdomyolyse.

### **4. Effets endocriniens**

L'hypothermie déclenche la libération de catécholamines qui vont stimuler la thermogénèse. Le taux de cortisol est également majoré par l'hypothermie.

La perte du contrôle glycémique est une complication connue de l'hypothermie avec un risque d'hyperglycémie. Plusieurs facteurs sont en cause : inhibition du relargage de l'insuline et de son assimilation par les récepteurs membranaires notamment en dessous de 30 °C, diminution de la clairance rénale du glucose, altération de la fonction hépatique et majoration de la glycogénolyse (21). Ces fluctuations aiguës participent à l'augmentation de la mort cellulaire, l'augmentation de l'expression des cytokines et au

stress oxydatif (28). Devant ces effets, plusieurs auteurs recommandent chez l'hypotherme un monitoring glycémique et l'administration d'insuline en cas d'hyperglycémie. Cependant, ce dernier aspect est débattu car l'administration d'insuline expose le sujet à un rebond hypoglycémique durant le réchauffement (14).

## 5. Effets sur le système immunitaire

L'hypothermie présente un effet paradoxal sur le système immunitaire.

Elle a un effet protecteur en inhibant la cascade pro-inflammatoire par le blocage du relargage de cytokines pro-inflammatoires (29). L'hypothermie diminue aussi la production de leucotriènes, d'acide nitrique et la peroxydation des lipides. Cet effet anti-inflammatoire apporte un bénéfice surtout sur un organe traumatisé ou ischémié. Ce principe est utilisé notamment lors de l'application de glace sur une articulation traumatisée (cas d'une entorse de genou par exemple).

Cependant, l'hypothermie présente un effet négatif avec une majoration du risque infectieux. La suppression des réponses inflammatoires atteint l'ensemble de l'organisme, donc également les tissus sains, et diminue les capacités de défense de l'organisme (29). Les fonctions des neutrophiles et des macrophages sont altérées, ce qui diminue leur bactéricidie et leur capacité de migration et de chimiotactisme. Les patients en hypothermie présentent une leucopénie globale avec neutropénie et lymphopénie.

L'immunité spécifique est perturbée par l'inhibition par le froid de l'activité des lymphocytes T helper (CD4+) avec diminution de leur production d'interleukines.

Le risque infectieux est également majoré indirectement par l'hyperglycémie qui favorise la croissance bactérienne, par l'effet immunosuppresseur de l'hypercorticisme et par la vasoconstriction cutanée qui diminue la pression partielle en oxygène tissulaire. Ce dernier effet diminue la production de radicaux libres qui jouent un rôle bactéricide majeur (21).

Au total, le Tableau 2 résume les conséquences cliniques et biologiques de l'hypothermie en fonction de ses différents stades.

Tc (°C)	Conséquences clinico-biologiques principales
37	Fonctionnement normal, balance thermique à l'équilibre.
36	Sensation de froid, apparition du frisson, augmentation du métabolisme de base, hypertension artérielle.
35	Frisson maximal et permanent, peau froide, altération de la fonction plaquettaire.
34	Amnésie, désorientation, comportement inadapté, dysarthrie, polypnée, tachycardie, normalisation de la tension artérielle.
33	Ataxie, apathie, diurèse froide, bradypnée, bradycardie, apparition trouble du rythme cardiaque avec fibrillation atriale.
32	Confusion, hallucinations, arrêt des frissons, diminution de 25 % de la consommation d'oxygène, coagulopathie.
31	Pupilles dilatées mais réactives, rigidité musculaire.
30	Perte progressive de conscience, diminution de 50 % du débit cardiaque, hyperglycémie par insulino-résistance.
29	Perte progressive de conscience, pouls faible.
28	Coma calme, aréflexie tendineuse, risque important de fibrillation ventriculaire, iléus intestinal complet, diminution de 50 % de la consommation d'oxygène.
26	Disparition des réactions nociceptives, perturbations acido-basiques majeures, pupilles en mydriase aréactive.
25	Dépression respiratoire, œdème pulmonaire, perte de l'autorégulation cérébro-vasculaire.
24	Etat de mort apparente, rigidité majeure, bradycardie et hypotension artérielle sévère.
23	Aréflexie complète notamment au niveau du tronc cérébral.
22	Risque maximal de fibrillation ventriculaire.
20	EEG plat, asystolie.
13,7	Plus basse survie d'une hypothermie accidentelle.
9	Plus basse survie d'une hypothermie thérapeutique.

Tableau 2 : Principaux signes physiologiques et psychologiques de l'hypothermie en fonction de la température interne. Regroupement par stade hypotherme avec de haut en bas : normothermie, hypothermie légère, modérée, sévère et profonde.

## D. Prise en charge de l'hypothermie

Le nombre d'études comparatives sur la prise en charge de l'hypothermie est relativement faible. Les méthodes utilisées varient selon les pays et selon les praticiens en se basant le plus souvent sur leur propre expérience personnelle plutôt que sur des preuves médicales. Au sein d'un seul hôpital universitaire à Amsterdam, 14 méthodes de réchauffement différentes ont été utilisées pour traiter 84 patients atteints

d'hypothermie accidentelle (3). La prise en charge initiale d'un individu exposé au froid comporte plusieurs priorités. Il faut soustraire la victime de l'environnement froid en l'isolant du sol, la protéger du vent et lui retirer ses vêtements mouillés tout en limitant les manipulations inutiles qui risquent de déclencher une fibrillation ventriculaire. Il faut également dépister l'hypothermie soit cliniquement soit par la mesure de la température interne.

## **1. Prise de la température**

Pour parler d'hypothermie, il faut que la température ait été mesurée. Il s'avère que cela n'est pas systématique lors de la prise en charge d'un blessé. Seulement 38 % des patients traumatisés avaient une température mesurée à l'admission dans une étude faite à l'hôpital Royal de Londres (30).

Pour une mesure correcte, un thermomètre hypothermique est nécessaire. En effet, l'hypothermie est souvent méconnue des équipes de secours ne disposant pas de thermomètres capables de mesurer des températures inférieures à 35 °C.

Le site de mesure doit approcher au mieux la température interne tout en étant le moins iatrogène possible. La prise de la température rectale est la méthode non invasive de référence de la température interne notamment chez l'enfant. En urgence, le thermomètre épi tympanique par infrarouge est privilégié car il présente de nombreux avantages (rapidité, accessibilité, acceptabilité, hygiène). C'est la méthode la plus répandue et elle est recommandée en pratique courante de premiers secours (31). Cette mesure reflète bien la température interne car le tympan est irrigué par la même branche de la carotide que les centres thermorégulateurs hypothalamiques. Cependant, elle nécessite la présence d'une circulation sanguine active et d'un conduit auditif non obstrué (cérumen, caillots de sang, neige).

D'autres méthodes existent. Un suivi de la température interne est possible par sonde oesophagienne ou vésicale. D'usage hospitalier, le cathétérisme de l'artère pulmonaire est considéré comme la mesure invasive de référence de la température interne (32). Le cathétérisme pulmonaire et la sonde oesophagienne présentent un risque de déclencher une fibrillation ventriculaire par stimulation de contact du myocarde. L'écart moyen entre la mesure tympanique et le cathétérisme pulmonaire est relativement faible et se situe entre -0,4 °C et +0,7 °C (32)

## 2. Evaluation clinique initiale

La première mesure et la plus importante est l'évaluation clinique globale de l'individu. La priorité est de s'assurer d'une oxygénation des tissus avec une circulation sanguine et une ventilation adaptées. Cette évaluation est difficile notamment au niveau de la prise du pouls et de la tension artérielle. Jurkovich (14) recommande d'utiliser la présence d'une activité électrique cardiaque (hors fibrillation) comme signe de vie et contre-indique la réalisation d'un massage cardiaque même en absence de pouls perçu. La circulation sanguine résiduelle est suffisante pour l'organisme et le risque de déclencher une fibrillation par la compression thoracique est plus délétère (33). En effet, la diminution du métabolisme cellulaire accompagnant l'hypothermie protège le patient de l'hypoxie due à l'hypoventilation et au ralentissement hémodynamique. Cela minimise les risques notamment cérébraux et permet d'espérer récupérer des patients hypothermes en arrêt respiratoire sans séquelle. Cependant, d'autres facteurs sont à prendre en compte avant de décider de la mise en œuvre de moyens lourds de réanimation comme la présence d'une hyperkaliémie majeure qui est considérée comme un signe de lésions cellulaires importantes et d'hypoxie précédant l'hypothermie (2). Différents seuils existent mais on peut considérer qu'il est inadapté de vouloir réanimer un patient dont la kaliémie est supérieure à  $12 \text{ mmol.l}^{-1}$ , le record de kaliémie chez un enfant en hypothermie profonde ( $T_c$  à  $14,2 \text{ }^\circ\text{C}$ ) avec succès de la réanimation étant de  $11,8 \text{ mmol.l}^{-1}$  (33).

Il est à noter que la fibrillation ventriculaire étant rebelle à la cardioversion en dessous de  $28 \text{ }^\circ\text{C}$  (16), la poursuite du massage cardiaque externe est nécessaire jusqu'à la récupération d'un rythme sinusal. En règle générale, on ne peut « déclarer mort qu'un sujet réchauffé et mort ». Un hypotherme profond en état de mort apparente peut survivre comme cela a été le cas en Norvège chez une jeune étudiante en médecine avec une  $T_c$  de  $13,7 \text{ }^\circ\text{C}$  qui, après 2 heures de massage cardiaque externe et un réchauffement par circulation extra-corporelle, a pu survivre (18).

## 3. Principes de prise en charge

Pour réchauffer un patient, il existe différentes méthodes classées en réchauffement spontané, actif externe et actif interne. Leur mise en place dépendra de l'évaluation du degré d'hypothermie et des moyens disponibles. La vitesse de réchauffement sera adaptée à la profondeur de l'hypothermie et à sa vitesse d'installation. La vitesse

optimale de réchauffement est débattue mais un objectif raisonnable est de corriger l'hypothermie en 2 heures (16).

Tout hypothermique étant à considérer comme hypovolémique de principe, un remplissage vasculaire doit être associé. Cependant, cette correction doit être prudente pour éviter un œdème pulmonaire cardiogénique en raison de la défaillance myocardique souvent présente à ce stade (16).

Pour finir, tout hypothermique étant à considérer comme en état de détresse respiratoire, l'oxygénothérapie ne doit pas être négligée, ce d'autant plus que le réchauffement va majorer la consommation d'oxygène.

#### **4. Réchauffement spontané**

Ce réchauffement spontané dit « passif » s'effectue sans apport exogène de chaleur et s'appuie sur la production interne de chaleur de l'individu.

Cela consiste à limiter les pertes thermiques en isolant le sujet de son environnement. Il faut l'isoler du sol pour diminuer les pertes par conduction, et l'entourer par une couverture isolante résistante au vent et à l'eau pour diminuer les pertes par radiation, évaporation et convection. Le retrait des vêtements mouillés et l'application de plusieurs couches de vêtements secs limite les échanges enveloppe-environnement et permet de conserver la chaleur produite par le noyau. Le port d'une charlotte est important car la tête est une des principales sources de perte de chaleur. Le facteur le plus important ici est plus la surface couverte que la composition de l'isolant.

Danzl recommande de laisser les mains et les pieds exposés au froid car le réchauffement des extrémités diminue la thermogénèse en diminuant le frisson thermique et augmente la thermolyse en diminuant le tonus de vasoconstriction périphérique (23).

Cette méthode de réchauffement est efficace lorsque le frisson est conservé avec des réserves énergétiques encore disponibles. Elle est donc recommandée dans les hypothermies accidentelles aiguës légères chez des sujets sans comorbidités. Le gain thermique attendu est d'environ  $0,5 \text{ }^{\circ}\text{C}\cdot\text{h}^{-1}$ . Il faut hydrater et nourrir le patient afin qu'il puisse régénérer ses réserves énergétiques.

## 5. Réchauffement actif externe

### a) Principes

Dans ce type de réchauffement, il y a apport exogène de chaleur à l'organisme au niveau de son enveloppe. Le principe est d'associer une couverture isolante à des systèmes de réchauffement externe : bouteilles d'eau chaude, blocs chauffants par réaction chimique, matelas et couvertures chauffantes à convection (air chaud pulsé) ou à conduction (électriques, chimiques) (22,34).

L'efficacité de cette méthode est limitée par l'épaisseur de l'enveloppe qui est vasoconstrictee donc peu convective. Par ailleurs, en présence de frissons, le réchauffement externe actif ne va pas accélérer le gain thermique car il va diminuer les frissons (35) et donc diminuer la thermogenèse. Cependant, ce réchauffement améliore le confort thermique, diminue le travail cardiaque et préserve les réserves en énergie de l'organisme (36).

Le réchauffement externe isolé est ainsi utilisé uniquement pour des hypothermies modérées avec une température interne supérieure à 30 °C. Le gain thermique attendu est assez limité, entre 0,5 à 2 °C .h<sup>-1</sup> (15). L'application d'un réchauffement externe actif est aussi utile chez le patient normothermique exposé à un environnement froid.

Cette méthode est également utilisée en complément du réchauffement actif interne dans les hypothermies sévères à profondes.

### b) Complications du réchauffement externe

Le réchauffement externe isolé expose à plusieurs dangers qui peuvent mettre en jeu le pronostic vital.

La première complication du réchauffement est « l'afterdrop » (1). C'est un refroidissement brutal du noyau qui survient après qu'un hypotherme ait été extrait de l'environnement froid. Il y a 2 causes principales : le réchauffement de l'enveloppe et la mobilisation de la victime. La vasodilatation périphérique cutanée secondaire au réchauffement de l'enveloppe occasionne un afflux massif de sang depuis le noyau vers la peau encore froide puis un retour de ce sang refroidi vers le noyau notamment au cœur et au cerveau. La chute de la température interne qui s'en suit est l'afterdrop. Selon son intensité, cet afterdrop peut occasionner un coma ou déclencher une fibrillation ventriculaire. La majorité des décès survenant après le réchauffement chez les hypothermes sont liés à cela (21). L'intensité de l'afterdrop dépend du gradient de

température entre l'enveloppe et le noyau ainsi que de la méthode de réchauffement utilisée (majoration par réchauffement actif externe rapide). Toute manoeuvre inutile faite par la victime (se lever) ou par les secours peut également majorer ce retour de sang froid au noyau et entraîner un afterdrop.

La deuxième complication principale et 2<sup>ème</sup> cause de décès est le collapsus cardiovasculaire (1). Le réchauffement de l'enveloppe ouvre le lit vasculaire périphérique par une vasodilatation brutale, ce qui entraîne une hypotension artérielle qui s'ajoute à l'hypovolémie préexistante. Le cœur froid ne peut s'adapter et son débit chute brutalement aboutissant à un collapsus.

Le réchauffement externe peut également se compliquer d'une insuffisance rénale aiguë organique sur rhabdomyolyse par la reperfusion brutale des tissus périphériques lésés par l'hypoxie qui entraîne une libération importante d'ions H<sup>+</sup>, de CPK et de potassium dans le sang (23).

Par ailleurs, le réchauffement externe expose la peau vasoconstricte et hypoperfusée au risque de brûlure.

Pour limiter la survenue de ces complications, il est recommandé de ne réchauffer que le tronc car cette zone est proche du noyau et l'enveloppe y est fine. Cela permet de concentrer le réchauffement plus près du noyau en maintenant la vasoconstriction périphérique.

## **6. Réchauffement actif interne**

Dans ce type de réchauffement, la chaleur est transmise directement au noyau. Il est indiqué dès que la température interne est inférieure à 32 °C (16). Il est particulièrement adapté en cas de défaillance circulatoire ou lorsque les capacités énergétiques sont dépassées. Plusieurs méthodes sont disponibles.

### ***a) Réchauffement des voies aériennes***

Cela consiste à réchauffer et à humidifier l'air inspiré (entre 42 et 45 °C). Le gain de chaleur est assez faible mais ce réchauffement présente de nombreux bénéfices. Ce moyen n'est ni iatrogène ni invasif et il permet d'assurer une oxygénation adéquate. Il diminue le risque d'afterdrop en réchauffant le sang près du cœur. Il améliore la fonction respiratoire en stimulant l'activité muco-ciliaire, en diminuant la bronchorrhée et en diminuant le travail respiratoire, ce qui diminue la consommation d'oxygène (17).

L'humidification de l'air est importante car c'est par la haute conductivité thermique de l'eau que le transfert de chaleur se fait vers l'organisme.

Le parachute thermique, développé par le Dr Foray à Chamonix dans les années 1980 pour le secours en montagne notamment auprès des personnes bloquées dans les crevasses, reprend ce même principe de réchauffement des gaz inspirés.

Le réchauffement des voies aériennes est indiqué seul dans les hypothermies légères en association aux mesures d'isolation de la victime mais il est couramment associé aux autres mesures de réchauffement actif interne lors d'hypothermies modérées à sévères. Le gain thermique est faible, estimé à  $38 \text{ kJ}\cdot\text{h}^{-1}$  chez un sujet hypotherme à  $32 \text{ }^\circ\text{C}$  avec air inhalé à  $41 \text{ }^\circ\text{C}$  (14) (soit  $0,16 \text{ }^\circ\text{C}\cdot\text{h}^{-1}$  pour un sujet de 70 kgs).

#### ***b) Réchauffement des solutés de perfusion***

Le réchauffement des solutés perfusés, principalement cristalloïdes, vise plutôt à diminuer les pertes thermiques mais peut apporter un gain de  $0,33 \text{ }^\circ\text{C}$  par litre de soluté perfusé préchauffé entre  $38$  et  $42 \text{ }^\circ\text{C}$  (2) chez un sujet hypotherme à  $28 \text{ }^\circ\text{C}$ . Ainsi, il est recommandé de réchauffer tous les solutés administrés si possible avec un appareil spécialisé réchauffeur-transfuseur (1).

#### ***c) Réchauffement des cavités***

La mise en place d'une dialyse péritonéale avec un liquide chauffé à  $40 \text{ }^\circ\text{C}$  permet un transfert de chaleur important par conduction et convection. L'apport est estimé entre  $1$  à  $3 \text{ }^\circ\text{C}\cdot\text{h}^{-1}$  en fonction du volume de dialysat et du temps de contact (23). Cette méthode permet notamment un réchauffement hépatique direct qui stimule la détoxification par l'action des enzymes hépatiques.

Le réchauffement par irrigation pleurale s'effectue par lavage thoracique en circuit fermé et a l'avantage de réchauffer en premier lieu les structures médiastinales. Un sérum salé chauffé entre  $40$  et  $45 \text{ }^\circ\text{C}$  est instillé en continu dans la cavité pleurale par un drain thoracique antérieur puis récupéré par un drain thoracique postérieur. La vitesse de réchauffement est de l'ordre de  $4 \text{ }^\circ\text{C}\cdot\text{h}^{-1}$  (17).

Il existe également un réchauffement par lavage gastrique ou vésical mais il est peu efficace du fait d'une surface d'échange thermique faible. Par ailleurs, il y a un risque de brûlure des muqueuses et, pour le lavage gastrique, un risque d'inhalation (1).

Ces méthodes tendent à ne plus être utilisées car elles s'adressaient à des patients qui aujourd'hui bénéficient des techniques de réchauffement extra-corporel.

#### **d) Réchauffement sanguin extracorporel**

La circulation extra-corporelle est la méthode de référence en cas d'arrêt circulatoire ou d'inefficacité circulatoire lors d'hypothermies sévères ou profondes (1). Elle permet de palier à la fois l'insuffisance circulatoire et l'hypoxie. La mise en place s'effectue par abord chirurgical de l'artère et de la veine fémorale. C'est la méthode de réchauffement la plus rapide. Un débit fémoral de 2-3 L.min<sup>-1</sup> avec le réchauffeur sanguin réglé entre 38 et 40 °C permet un gain de 1 à 2 °C toutes les 3 à 5 minutes (16). Ce débit peut être augmenté jusqu'à 7 L.min<sup>-1</sup>. L'association avec une épuration extra-rénale est également possible. Les inconvénients de cette méthode sont sa disponibilité, sa technicité et la nécessité d'infrastructures adaptées avec des équipes compétentes. Son utilisation chez les traumatisés sévères nécessite des perfusions adaptées ne nécessitant pas d'héparinisation des circuits.

Le réchauffement sanguin extra-corporel peut exposer le sujet au risque d'une coagulation intra-vasculaire disséminée, d'un œdème pulmonaire, d'une hémolyse et d'une nécrose tubulaire aigue (23).

### **7. Arrêt du réchauffement et suite de la prise en charge**

Le réchauffement doit être poursuivi jusqu'à l'obtention d'une Tc supérieure à 35 °C.

Une partie importante des décès par hypothermie accidentelle survient dans les 24 heures qui suivent la restauration d'une normothermie par insuffisance cardiaque globale avec œdème pulmonaire massif ou des suites de l'anoxie cérébrale. Un syndrome de défaillance multi viscérale peut également être présent.

Dans l'étude néerlandaise de van der Ploeg, sur 84 patients atteints d'hypothermie accidentelle, plus de la moitié des décès (14/24) ont eu lieu après la phase de réchauffement des suites de complications rénales, pulmonaires et neurologiques (3).

### III. L'hypothermie en milieu militaire

#### A. L'hypothermie au cours des différents conflits armés

Le froid, par les blessures et l'hypothermie auxquelles il expose, a toujours constitué une menace majeure pendant les conflits armés. Le général carthaginois Hannibal a perdu la moitié de son armée (24000 morts) des conséquences de l'exposition au froid lors de sa traversée des Alpes en 218 avant JC. En 1812, lors de la retraite de Russie, la Grande Armée de Napoléon vivement exposée au froid, malnutrie et sous équipée, perd près de 480 000 hommes. Larrey, chirurgien de la Grande Armée, avait décrit et distinguée les « morts bleues » chez les sujets qui luttèrent contre le froid avant de sombrer dans le coma et les « morts blanches » chez les hommes endormis au froid qui glissaient progressivement vers la mort (15).

#### B. Facteurs de risque d'hypothermie

##### 1. Facteurs environnementaux

Le militaire est particulièrement exposé à ce risque car il se doit d'assurer sa mission en tout temps et en tout lieu. L'hypothermie peut se rencontrer toute l'année et sur tout type de terrain que ce soit en milieu montagneux avec l'altitude, en plaine avec l'exposition au vent ou dans le désert avec une variation extrême de température entre le jour et la nuit. Les soldats sont amenés à combattre dans des théâtres aux climats très variés. Ils peuvent effectuer une mission en climat chaud (Guyane) puis être ensuite appelés à effectuer une mission en climat froid (Afghanistan en hiver par exemple). Launay a décrit dans ses travaux sur les adaptations climatiques croisées (6) que les modifications de la thermorégulation après acclimatation à la chaleur exposaient les soldats à un plus grand risque d'hypothermie accidentelle.

Pour un blessé de guerre, le risque d'hypothermie est notamment fonction de la température de l'air ambiant et du sol, du taux d'humidité, de la présence de pluie, de la vitesse de l'air et de l'heure de la prise en charge (37). L'humidité de la peau ou des vêtements du blessé majore les pertes thermiques par évaporation (35).

## 2. Le risque hypothermique de l'évacuation sanitaire hélicoptérée

L'évacuation sanitaire hélicoptérée est la méthode d'évacuation la plus utilisée dans les conflits récents du Moyen-Orient que ce soit en Irak ou en Afghanistan. Dans son étude de 2004 sur les blessés pris en charge par le 31<sup>st</sup> Combat Support Hospital (basé à Bagdad en Irak), Arthurs (38) a mis en évidence que plus de 90 % des évacuations étaient effectués par voie aérienne. Ce choix répond à 3 contraintes : des zones de combats difficiles d'accès (altitude élevée et nombreuses vallées), des blessures sévères nécessitant une évacuation la plus rapide possible vers une structure médico-chirurgicale et une voie routière presque inutilisable du fait de sa dangerosité (multiplicité des attaques et des engins explosifs improvisés présents au bord des routes).

Pour des raisons de sécurité et d'accès aux vallées, la majorité des évacuations sanitaires primaires étaient hélicoptérées avec des temps de vol moyens de 60 minutes. Cela exposait le blessé à des températures plus froides en altitude et à des vents froids du fait de l'ouverture des cabines pour assurer la défense de l'hélicoptère (39)(38).

Le vent majore les pertes thermiques du blessé par une plus forte convection dont l'effet est proportionnel à sa vitesse. De plus, l'effet de compression du vent diminue les capacités d'isolation des vêtements et des couvertures du blessé en diminuant leur épaisseur (40).

Pour apprécier l'effet de refroidissement éolien, un indice est utilisé, le Windchill Index crée par le ministère de l'Environnement du Canada. Sur cet index, on observe notamment que la température ressentie est la même à -20 °C sans vent qu'à -10 °C avec un vent de 30 km/h.

Une étude australienne civile a mis en évidence un risque d'hypothermie double entre l'évacuation hélicoptérée et l'évacuation par voie routière (31).

## 3. Facteurs humains

La capacité d'un soldat à résister au froid dépend de multiples facteurs (41) :

- Son âge et son origine ethnique.
- Son rang militaire : exposition au froid plus longue et fréquente pour les militaires du rang.
- Sa capacité d'adaptation physiologique : entraînement physique, état nutritionnel, hydratation, composition corporelle (effet isolant de la graisse).

- Sa capacité d'adaptation comportementale : état psychique, usage licite ou illicite de drogues.

#### **4. Facteurs liés aux blessures**

La sévérité d'un traumatisme majore l'hypothermie en altérant directement les mécanismes de thermorégulation physiologiques et comportementaux.

Chez un blessé hémorragique, la diminution de l'apport en oxygène aux tissus réduit les capacités de thermogénèse de l'organisme.

Chez un traumatisé crânio-médullaire, les lésions nerveuses empêchent la transmission des informations thermorégulatrices conduisant à une absence de thermogénèse par frisson thermique et une vasodilatation périphérique sous lésionnelle qui majore la thermolyse (22). De plus, un blessé inconscient ne met aucune réponse comportementale en place.

Lorsque le sujet est immobilisé du fait de ses lésions, la surface de contact au sol est importante et entraîne des pertes thermiques supplémentaires par conduction.

Le mécanisme du traumatisme peut majorer ces pertes thermiques comme lors d'un traumatisme pénétrant ou lors de brûlures étendues.

En somme, tout traumatisé sévère est à considérer comme hypotherme jusqu'à preuve du contraire. Une étude multicentrique allemande a notamment retrouvé un taux d'hypothermie de 66 % chez les patients polytraumatisés (42).

#### **5. Facteurs liés à la prise en charge médicale**

L'étude « Hypotraum » (37), portant sur 448 patients traumatisés pris en charge par un SMUR, de 2004 à 2007, a montré que des températures trop basses de l'ambulance et des solutés de perfusion étaient des facteurs de risque significatifs et indépendants d'hypothermie. La température de perfusion était notamment inférieure à 21 °C chez plus de 75 % des patients hypothermes.

L'anesthésie qui peut être nécessaire dans la prise en charge globale du blessé altère l'équilibre thermique en raison d'une redistribution de la chaleur du noyau vers l'enveloppe (22). En effet, les drogues anesthésiques (benzodiazépines pour la sédation, curares pour l'intubation, morphiniques pour l'antalgie) altèrent les mécanismes de thermorégulation en inhibant notamment le frisson thermique. Une étude londonienne a montré que la réalisation d'une anesthésie en pré-hospitalier majorait le risque

d'hypothermie avec une perte de 1,2 °C supplémentaire par rapport aux patients non-anesthésiés (30).

## C. Hypothermie et blessés de guerre actuels

### 1. Description d'un conflit actuel : le conflit afghan

#### a) Conditions environnementales

L'armée française est présente en Afghanistan depuis 2001 avec un désengagement progressif sur ces dernières années. Il n'y a plus de force combattante depuis fin 2012. L'Afghanistan, pays de montagne, exposait les blessés à des conditions de froid et d'hypoxie.

Situé à la convergence des chaînes montagneuses de Turquie, d'Iran et d'Asie Centrale, l'Afghanistan est un pays au relief accidenté, dont le principal massif, l'Hindu Kush, culmine à 7708 m (Figure 5).

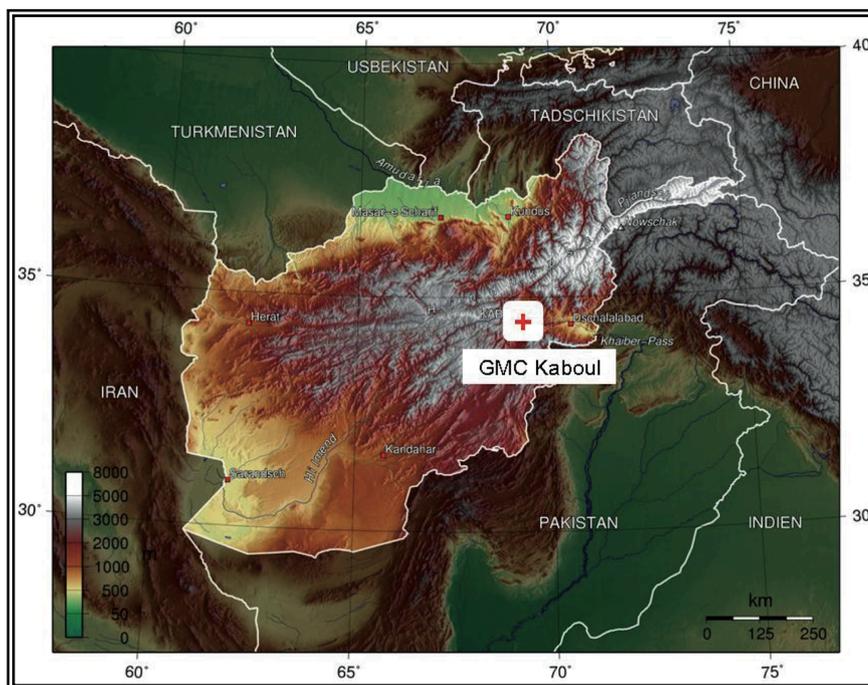


Figure 5 : Carte altimétrique de l'Afghanistan

Les forces françaises évoluaient entre 1800 m et 2500 m d'altitude. Kaboul, la capitale, se situe sur un plateau à 1800 m. Le climat est continental avec des étés secs et chauds et des hivers froids. La température est très variable en fonction de l'altitude et de la localisation géographique avec des extrêmes allant de -40 à +35 °C.

Du fait de la difficulté d'accès aux vallées et des contraintes de sécurité, la majorité des évacuations sanitaires étaient hélicoptérées cabine ouverte comme nous l'avons vu précédemment. Le risque hypothermique était donc particulièrement important lors de ce conflit.

### ***b) Epidémiologie des blessures de guerre (43)***

L'Afghanistan, comme l'Irak et le Mali actuellement, était une zone de conflits dits asymétriques au cours desquels l'ennemi agissait sur un mode assimilable à de la guérilla. Par rapport aux conflits précédents, les mécanismes lésionnels ont évolué avec une majorité de blessures par explosion (76 %) notamment par engin explosif improvisé (EEI ou IED en anglais) et moins de lésions balistiques, bien que cette répartition soit très variable dans le temps. Suite à l'adaptation des moyens de protection des combattants, les EEI ont été modifiés et contiennent plus de poudre explosive pour produire une plus grande déflagration et un plus grand volume d'essence pour augmenter la taille de la boule de feu produite.

La répartition des blessés est habituellement trimodale : 20 % décèdent immédiatement, 60 % présentent des lésions sans gravité et 20 % ont des lésions qui menacent le pronostic vital. 90 % des décès survient durant la première heure (44).

Trois principales causes de mort évitable au combat ont été clairement identifiées à l'issue du conflit du Vietnam et restent d'actualité : hémorragies des extrémités, pneumothorax compressif et obstruction des voies aériennes. Aujourd'hui, les hémorragies représentent près de 80 % des causes de mort évitable avec pour moitié des atteintes du tronc, 30% des atteintes des extrémités et 20 % des lésions jonctionnelles (45). Les lésions observées ces dernières années sont plus graves (Injury Severity Score moyen plus élevé) et en plus grand nombre avec en particulier des lésions par blast et par poly criblage.

L'augmentation de l'ISS chez les soldats décédés suggère qu'il faut une blessure plus sévère pour entraîner un décès, ce qui peut refléter l'amélioration des moyens de protection du combattant mais aussi l'amélioration des soins médicaux (45).

## **2. Conséquences de l'hypothermie sur le blessé de guerre.**

Chez un traumatisé sévère comme le blessé de guerre, un cercle vicieux hémorragique se met en place progressivement entre l'hypothermie, l'acidose et la coagulopathie, c'est la triade létale.

L'hypothermie entraîne une acidose et une coagulopathie. L'acidose majore la coagulopathie en déformant la structure interne et l'enveloppe des plaquettes et en limitant la formation de thrombine. Cet effet, notamment pour un pH < 7,1, semble être encore plus délétère que l'hypothermie seule sur la coagulopathie (25). La coagulopathie altère la perfusion tissulaire, ce qui augmente l'acidose liée au métabolisme anaérobie et majore l'hypothermie par la diminution du frisson et du métabolisme basal.

Les blessures de guerre actuelles étant principalement hémorragiques, l'hypothermie va majorer les pertes sanguines et accroître ainsi le besoin transfusionnel avec une intensité proportionnelle au degré d'hypothermie (5).

Tout récemment, une étude portant sur l'analyse de 10 années de registre transfusionnel en Irak et en Afghanistan montre qu'un tiers des blessés présente une coagulopathie dès leur admission dans une structure chirurgicale de rôle 3, associée à une mortalité 5 fois supérieure (46).

La mortalité d'un blessé de guerre hypotherme est le double de celle d'un non hypotherme avec des blessures similaires d'après les études des médecins militaires américains (47).

Le caractère indépendant de l'hypothermie comme facteur de mortalité est validé par de nombreuses études chez le polytraumatisé en milieu civil (48)(49)(50). Dans l'étude de Jurkovich (51), le taux de mortalité était significativement plus important chez les hypothermes avec notamment 100 % de décès chez les hypothermes sévères ( $T^{\circ}C < 32^{\circ}C$ ) et ceci indépendamment de la sévérité du traumatisme. De même, la gravité de l'hypothermie est plus importante lorsque l'ISS augmente.

Dans son étude sur l'impact de l'hypothermie sur les blessés pris en charge par le 31<sup>st</sup> Combat Support Hospital (basé à Bagdad en Irak) durant l'année 2004, Arthurs a recensé 18 % d'hypothermiques parmi les 2848 traumatisés pris en charge (38). Sur les 517 blessés hypothermiques pris en charge, 455 étaient en hypothermie modérée ( $T_c$  entre 34 et 36 °C), 57 en hypothermie modérée ( $T_c$  entre 32 et 34 °C) et 5 en hypothermie sévère ( $T_c < 32^{\circ}C$ ). Il est à noter que même dans cette structure spécialisée, plus de 500 cas (environ 15 %) n'ont pu être étudiés du fait de l'absence de température mesurée. A l'admission, l'hypothermie était significativement associée avec un taux supérieur de transfusion, de supplémentation en facteur VIIa et de temps

opératoire. La mortalité globale était significativement augmentée avec un odd-ratio de 3,8 (2,1-6,9) et ceci indépendamment du score de Glasgow (GCS), du score de gravité ISS et de la présence d'un choc.

Arthurs conclut qu'améliorer la prévention de l'hypothermie permettrait à la fois de diminuer la mortalité et de réduire l'utilisation des ressources sanitaires (sang et facteurs de coagulation notamment).

La classification de l'hypothermie a ainsi été adaptée au patient traumatisé car elle doit être reconnue et prise en charge plus précocement. Les seuils ont été revus à la hausse et se définissent comme suit : hypothermie légère de 36 à 34 °C, hypothermie modérée de 34 à 32 °C et hypothermie sévère dès 32 °C (14).

## **D. L'organisation des soins en médecine de l'avant**

L'une des particularités de la médecine militaire est la notion de mort évitable. Le ratio nombre de blessé / nombre de personnels soignants est plus important en médecine de guerre. Cela implique un tri des blessés et une optimisation des soins pour les blessés dont la survie est jugée possible.

Médicalisation de l'avant, chirurgie précoce et évacuation sanitaire rapide sont les trois piliers de la prise en charge échelonnée des blessés sur les théâtres d'opérations extérieures.

Cette organisation diffère du système pré-hospitalier civil. Les équipes médicales SMUR prennent en charge un traumatisé sévère dès le lieu de l'accident avec des moyens médicaux pouvant être importants et l'accompagnent jusqu'à l'hôpital. Cela est différent sur un théâtre d'opérations extérieures.

Sur une zone de combat, il faut limiter le nombre de personnels exposés. Le processus de soins est donc inversé avec un déplacement du blessé vers une zone de repli plutôt qu'un déplacement d'une équipe médicale vers la zone sous le feu. Lors de la survenue d'un traumatisme, les premiers soins sont assurés par le blessé lui-même s'il le peut (auto-pose d'un garrot) ou par ses camarades avec des moyens limités. C'est le concept de « soins sous le feu ». Après extraction de la zone de combat, le blessé est pris en charge sur un « nid de blessés » par un personnel paramédical (auxiliaire sanitaire ou infirmier), éventuellement par une équipe médicale. La première évacuation sanitaire tactique vers la structure chirurgicale est le plus souvent médicalisée (MEDEVAC). Cette prise en charge initiale correspond au rôle 1 défini par l'OTAN.

Des impératifs horaires sont à respecter : moins de 10 minutes (« Platinum ten minutes ») pour stopper les hémorragies et déclencher l'évacuation, moins d'1 heure (« Golden hour ») pour le début de l'évacuation médicalisée et moins de 2 heures pour la prise en charge chirurgicale.

Les structures chirurgicales, selon leur taille, correspondent au rôle 2 (Antenne Chirurgicale, Groupement Médico-Chirurgical) et au rôle 3 de l'OTAN (Hôpital Médico-Chirurgical). Les évacuations sanitaires stratégiques (STRATEVAC) précoces permettent la poursuite des soins dans les hôpitaux d'infrastructure en métropole qui représente le rôle 4 de l'OTAN.



Figure 6 : Organisation de la filière de soins du SSA en opérations extérieures

Le premier maillon de la chaîne de survie du blessé de guerre est représenté par le sauvetage au combat. Il se décline en trois niveaux appliqués par les soldats eux-mêmes (Secours au Combat de niveau 1), par les brancardiers secouristes (Secours au Combat de niveau 2) et par les équipes médicales (Secours au Combat de niveau 3).

Une procédure standardisée de prise en charge des blessés est appliquée dans le cadre du sauvetage au combat. En France, cette procédure développée par le Pr J. Escarment à Lyon, est dénommée par l'acronyme SAFE MARCHÉ RYAN (52). Elle est

inspirée des méthodes d'autres armées occidentales, notamment le Tactical Combat Casualty Care nord-américain et le Battlefield Advanced Trauma Life Support britannique. Toutes ces méthodes permettent de standardiser l'évaluation fonctionnelle (et non lésionnelle) des blessés et de hiérarchiser la réalisation des gestes thérapeutiques nécessaires à leur survie jusqu'à l'arrivée à l'échelon chirurgical. La particularité de la méthode française est de se décliner pour les équipes médicales, et de respecter le principe de médicalisation de l'avant qui n'est pas partagé par toutes les armées occidentales. La prévention de l'hypothermie fait partie de la procédure, à la lettre « H » de l'acronyme « MARCHE », rapidement après la prise en charge des hémorragies massives (« M »), la libération des voies aériennes (« A »), le traitement d'un éventuel pneumothorax compressif (« R »), et celui d'un possible état de choc (« C ») (52).

## **E. Prévention de l'hypothermie dans nos forces armées**

### **1. Avant la mission**

La mise en condition opérationnelle des soldats permet de mieux prévenir le risque d'hypothermie lors de l'exposition au froid en opérations extérieures. L'entraînement physique, l'acclimatation, le bon état nutritionnel, la mise en situation et l'apprentissage de moyens de protection adaptés et des premiers signes d'hypothermie sont autant de facteurs qui vont aider le soldat sur le terrain (53). Une bonne condition physique majore les réserves de l'organisme en oxygène, permet un travail et un sommeil meilleurs et ainsi assure une meilleure résistance à un environnement froid (23).

Les recherches médico-militaires sur l'hypothermie permettent également de mieux connaître sa physiopathologie et de mieux la prévenir. Ces études ont permis notamment d'élaborer des vêtements et des rations alimentaires adaptées aux environnements froids (54).

### **2. Moyens de prévention en dotation sur le terrain**

Compte tenu des contraintes opérationnelles, il est nécessaire que le matériel de prévention de l'hypothermie soit compact, d'un poids léger, durable, résistant et utilisable dès la zone de combat jusqu'à l'hôpital en utilisant les évacuations au sol et hélicoptères. Actuellement, le SSA met à disposition de ces unités différents dispositifs de prévention de l'hypothermie.

Les couvertures de survie isolantes en dotation sont de deux types : SPACE-All Weather Blanket et Blizzard Survival Blanket. Actuellement, la couverture SPACE All Weather Blanket est celle fournie aux brancardiers secouristes. Elles sont simples à mettre en place et légères. Elles permettent, en emballant le patient, de limiter les pertes thermiques vers l'environnement.

Des charlottes métallisées sont également fournies afin d'isoler la tête qui est une zone majeure d'échange thermique avec l'environnement.

Les couvertures chauffantes en dotation sont des couvertures chimiques auto-chauffants actuellement de type Ready Heat Blanket dont les caractéristiques sont similaires à celles de la couverture chimique Barrier Easy Warm utilisée dans notre étude.

### **3. Stratégie actuelle de prévention de l'hypothermie**

La stratégie actuelle repose sur plusieurs principes (55) :

- Isoler le blessé du sol avec un tapis de sol ou un duvet sur un brancard, limiter les pertes thermiques avec l'ajout de vêtements chauds, protéger du vent.
- Le découvrir le moins possible en limitant l'examen clinique au strict nécessaire. Si possible, remplacer les effets mouillés par des effets secs sans que cela ne mobilise le blessé.
- Mettre en place une couverture de survie isolante pour tous les blessés
- Il ne faut effectuer que des mesures minimales pour réchauffer le sujet sur le terrain et limiter toute mobilisation inutile (21). De nombreux hypothermes sévères mais conscients ont eu un afterdrop ou un collapsus cardio-vasculaire en se levant ou en voulant faire de l'exercice pour se réchauffer.
- Ajouter une couverture chauffante pour les blessés hémorragiques du fait du risque particulier de cercle vicieux hémorragique.
- Si possible, réchauffer l'air inspiré et les solutés perfusés.

Aucun moyen spécifique n'est actuellement en place au sein des hélicoptères lors des MEDEVAC.

Dans notre étude, nous avons donc voulu évaluer l'opportunité d'utiliser, au sein des hélicoptères, ce nouveau prototype de couverture électrique en le comparant au moyen actuellement en place (couverture chimique) et à la méthode de référence en milieu hospitalier (couverture à air pulsé).

## IV. Matériels et méthodes

### A. Objectif de l'étude

Cette étude a pour objectif de comparer les performances thermiques de différents dispositifs de prévention de l'hypothermie utilisant différentes technologies : couverture isolante passive seule ou associée à un système actif (électrique ou chimique) producteur de chaleur. Pour cela nous avons utilisé le modèle thermique de torse humain d'Allen (5), déjà mis en œuvre par Varvenne (4) mais pour des dispositifs uniquement passifs dans un environnement thermique froid. De plus, comme les pertes thermiques sont augmentées par les turbulences de l'air dans la cabine de l'hélicoptère, *i.e* pertes par convection forcée (7), nous avons évalué l'effet de deux vitesses de vent sur la combinaison couverture passive – système actif la plus performante sans vent.

Actuellement, les moyens de prévention de l'hypothermie en dotation dans le service de santé des armées (SSA) sont principalement de type passif (dotation plus faible en couverture active chimique). Ce sont les couvertures « **SPACE-All Weather Blanket** » (SAWB, Grabber World, Grand Rapids, MI, USA) et « **Blizzard Survival Blanket** » (BSB, Blizzard Protection System, Gwynedd, GB). Elles suppriment les échanges par convection avec l'environnement, réduisent au minimum les pertes de chaleur par rayonnement et limitent l'évaporation cutanée. Elles sont légères et simples d'utilisation au niveau du rôle 1 dans la médicalisation de l'avant (Figure 6).

En milieu civil, lors des soins primaires extra hospitaliers (sapeurs-pompiers, SMUR) ou en milieu hospitalier (bloc opératoire, service de réanimation), on utilise couramment des dispositifs actifs de prévention de l'hypothermie. Nous avons choisi de comparer trois de ces modèles disponibles sur le marché : 1/ une couverture produisant de la chaleur par réaction chimique (modèle « **Barrier EasyWarm** » (EW), Mölnlycke Health Care, Göteborg, Suède) actuellement utilisé par le SSA en médecine de l'avant (Photo 5), 2/ un dispositif à air chaud pulsé (modèle « **Bair Hugger** » (BH), 3M France, Cergy Pontoise, France), modèle reconnu comme étant le plus efficace jusqu'à présent (Photo 6) et dont l'utilisation en milieu extra-hospitalier est discutable, 3/ enfin, un modèle à chauffage électrique (« **ElectroConcept CB48-11** » (EC), Electroconcept médical SAS, Saint Léonard de Noblat, France) (Photo 8 et Photo 9).

Cette étude se déroule en trois étapes et compare les performances thermiques :

1. des deux couvertures passives : SAWB et BSB utilisées par le rôle 1 ;
2. des trois combinaisons des systèmes actifs (EW, BH, EC) avec la plus performante des deux couvertures ci-dessus ;
3. de la combinaison couverture passive plus système actif le plus performant identifiée à l'étape 2 avec deux vitesses de vent ;

au cours de tests d'une durée de 2 h à une température de +3 °C proche de celle observée dans une cabine d'hélicoptère au cours d'une évacuation sanitaire.

L'objectif de l'étude est de comparer les performances thermiques de ces différents systèmes afin de déterminer le plus efficace dans une ambiance climatique froide et d'estimer l'effet de deux vitesses d'air sur le plus efficace de ces systèmes. Nous avons aussi cherché à estimer la variabilité des mesures en répétant certains tests.

## **B. Protocole général**

### **1. Conditions environnementales**

Cette étude a été conduite du 22/02/2013 au 10/06/2013 dans une chambre frigorifique (Photo 1) du service restauration de l'Hôpital d'Instruction des Armées Desgenettes à Lyon utilisée pour stocker des vivres, donc à une température réglée moyenne de +3 °C donc proche de celle généralement observée au cours d'une évacuation sanitaire héliportée en ambiance froide. Elle mesure 235 cm de large pour une longueur de 415 cm et une hauteur de 220 cm, soit un volume de 21,45 m<sup>3</sup>.

L'échangeur refroidissant la pièce est situé au plafond et crée un flux d'air horizontal qui redescend le long des parois. Son fonctionnement est en tout ou rien réglé par l'évolution de la température de la pièce mesurée par une sonde située sur une des parois. L'échangeur est aussi pourvu d'un dégivrage automatique.



Photo 1 : Chambre frigorifique utilisée pour la réalisation de l'étude ; à gauche de la porte : réglage de la consigne de température et disque d'enregistrement de la température



Photo 2 : Installation du brancard et du dispositif à tester dans le chambre frigorifique et les deux ventilateurs utilisés pour réaliser les conditions convectives de la 3ème étape des tests

Pour certains tests (cf. infra), afin de reproduire au mieux les conditions de vents turbulents dans l'habitacle de l'hélicoptère, deux ventilateurs du commerce (ROVEX®, modèle V608, puissance 55 W, débit d'air  $65 \text{ m}^3 \cdot \text{min}^{-1}$ ) ont été placés côte à côte dans

l'axe principal à un mètre de la tête, l'axe de chaque ventilateur étant en direction du centre de la poche n°5 la plus interne (Photo 2).

Une première série de tests a comparé les performances des différentes couvertures sans utilisation des ventilateurs donc sans convection forcée (condition V0 : simple renouvellement de l'air de la chambre soit en convection libre à une vitesse d'air  $< 0,1 \text{ m.s}^{-1}$ ).

Par la suite, le modèle le plus performant a été soumis à deux tests avec convection forcée, les ventilateurs fonctionnant à deux vitesses différentes : une vitesse d'air V1 d'environ  $1,2 \text{ m.s}^{-1}$  (mesurée à 1 m, perpendiculairement à l'axe de l'hélice) correspondant au réglage moyen du ventilateur et une autre condition avec une vitesse d'air V2 d'environ  $1,8 \text{ m.s}^{-1}$  correspondant au réglage maximal de la vitesse du ventilateur.

Ces vitesses ont été mesurées toutes les 30 minutes au cours des tests avec un anémomètre à hélice (TESTO 2545/002, Testo, Forbach, France) placé 20 cm au dessus de la couverture en regard de la poche n°5 (appelée « mesure du milieu »), l'axe de la sonde étant placée parallèlement au grand axe de la civière. Une deuxième mesure était réalisé en regard des poches 1 et 3 (appelée « mesure de tête »).

## 2. Les 3 étapes de tests

### a) Les couvertures passives

Nous avons d'abord testé les deux couvertures passives en convection libre (V0) :

- couverture « Space All Weather Blanket » seule : test SAWBV0;
- couverture « Blizzard Survival Blanket » seule : test BSBV0<sup>3</sup>.

Ces deux couvertures ont déjà été testées par Varvenne dans son travail de thèse (4) ; nous n'avons donc effectué qu'un seul test pour chacune d'elle. Celle offrant la plus grande efficacité thermique a été retenue pour la suite des tests.

### b) Les combinaisons couverture passive – système actif

L'étude s'est poursuivie avec 3 combinaisons associant la couverture passive choisie à la précédente étape avec chacun des 3 systèmes actifs :

- Barrier Easy Warm et la meilleure couverture passive (xEWV0);
- Bair Hugger et la meilleure couverture passive (xBHV0);

---

<sup>3</sup> On emploie indifféremment, par exemple, BSB ou BSBV0, la condition de vent utilisée étant toujours dans ce cas la V0. Idem pour SAWB, xEW, xBH.

- Electro-Concept et la meilleure couverture passive (xECV0);  
« x » étant soit SAWB soit BSB.

Tous les tests de ces deux premières étapes ont été faits sans convection forcée, l'air de la chambre frigorifique étant simplement renouvelé (condition V0 :  $v_{\text{air}} < 0,1 \text{ m.s}^{-1}$  au centre) ce qui correspond à son fonctionnement habituel.

Chaque combinaison a été testée trois fois afin d'estimer la variabilité des mesures de température.

### ***c) Combinaison couverture passive – système actif en convection forcée***

La combinaison couverture passive – système actif retenue à l'étape précédente (b) pour sa performance thermique est à nouveau testée mais cette fois avec deux vitesses de vent (xyV1 et xyV2) grâce à l'utilisation de deux ventilateurs placés dans l'axe principal du brancard et soufflant en direction du centre du brancard. « x » représente respectivement soit SAWB soit BSB et « y » représente « EW », « BH », ou « EC » suivant les résultats de l'étape 2. V1 et V2 représentent les deux conditions de vent.

Nous avons aussi réalisé un test témoin sans couverture ni système actif (TEM) et en condition de vent V0, afin d'avoir une situation de référence.

Les tests TEM et la combinaison couverture passive – système actif testée avec deux vitesses de vent ont également été réalisés chacun trois fois afin d'estimer aussi la variabilité des mesures de température.

L'ordre de réalisation des tests au sein de chaque étape a été fait de manière aléatoire en utilisant le logiciel « Hasard.exe » (PMETOOL, Les ponts de Martel, Suisse).

### **3. Calendrier des tests**

Les tests ont été réalisés dans l'ordre des 3 étapes décrites ci-dessus. Chaque test durant plus de 4 heures, nous avons réalisé 2 tests par jour pour une durée totale de 20 demi-journées.

Plusieurs semaines ont été consacrées à des essais, au développement et à la mise au point du matériel de mesure (cf. infra).

## C. Matériels

### 1. Dispositifs isolants passifs

#### a) *Couverture isolante SPACE-All Weather Blanket (SAWB) (Grabber World, Grand Rapids, MI, USA)*

C'est une couverture isolante indéchirable, en polyester armé et bordée d'un galon avec renforts et œillets aux quatre angles pour fixation éventuelle. Un côté est métallisé aluminium brillant, l'autre vert kaki mat. Elle mesure 152 x 213 cm, pour un poids de 340 g.

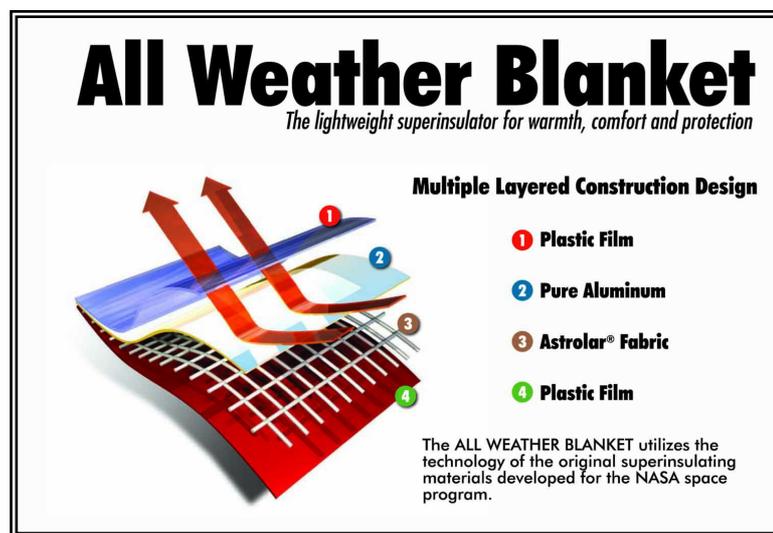


Schéma 1 : Structure vue en coupe éclatée de la couverture isolante SPACE-All Weather Blanket



Photo 3 : Couverture isolante SPACE-All Weather Blanket

**b) Couverture isolante Blizzard Survival Blanket (BSB) (Blizzard Protection System, Gwynedd, GB)**

C'est une couverture isolante en polypropylène métallisé triple couche élastique d'une dimension dépliée de 240 x 200 cm et d'un poids de 450 g. Sa résistance thermique est d'environ  $0,8 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  soit 5,16 clo ou 8 togs<sup>4</sup> (selon l'élongation de la couverture l'isolement thermique varie de 8 à 10 togs dans les conditions habituelles d'utilisation).

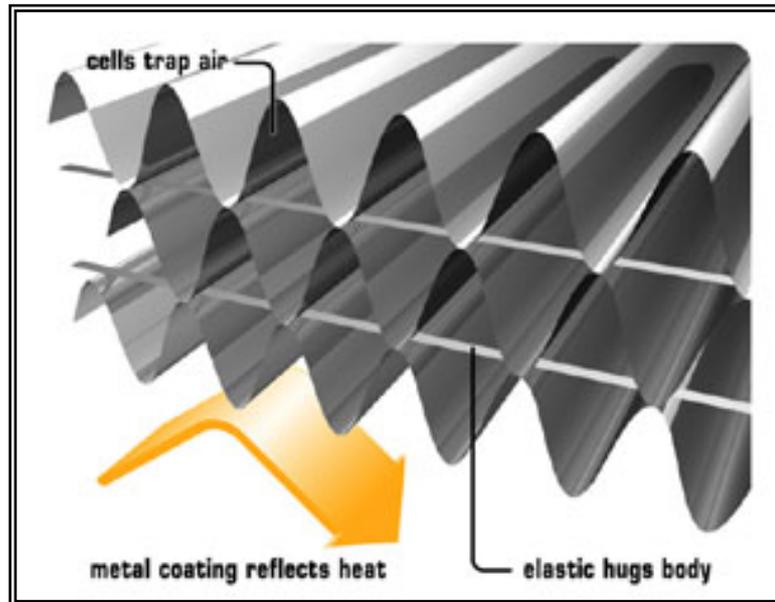


Schéma 2 : Structure vue en coupe de la couverture isolante Blizzard Survival Blanket



Photo 4 : Couverture isolante Blizzard Survival Blanket

<sup>4</sup> 1 tog =  $0,1 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$

## 2. Dispositifs actifs chauffants

### **a) Couverture chimique « Barrier EasyWarm » (EW) (Mölnlycke Health Care, Gothenburg, Suède)**

C'est une couverture chauffante par conduction au contact de la peau (Photo 5); elle est auto-active de 152 x 92 cm constituée de couches multiples de polypropylène. Elle intègre dans la couche supérieure 12 poches chauffantes de 13 x 10 cm (soit 11,1 % de la surface totale de la couverture) composées de charbon actif, d'argile, de sel et de poudre de fer. Le poids est de 760 g pour un prix de marché hospitalier de 12 €.

Elle fonctionne dès qu'elle entre au contact de l'air et atteint une température moyenne d'environ 44 °C en moins de 30 min se maintenant pendant une durée de 10 heures (température cutanée maximale : 42 °C). Aucun effet indésirable n'a été signalé lors d'une étude ciblée (56).



Photo 5 : Couverture chimique « Barrier EasyWarm »

### **b) Couverture à air pulsée « Bair Hugger » (BH) (3M France, Cergy Pontoise, France)**

C'est une couverture chauffante par convection (Photo 6) utilisant un générateur d'air chaud (Photo 7) qui est soufflé dans la couverture elle-même percée de multiples trous sur sa face inférieure : l'air chaud diffuse à travers les trous et réchauffe ainsi la peau du patient. Les dimensions de la couverture sont de : 213 x 91 cm, pour un poids 142 g. Le prix unitaire est de 27,52 € TTC.



Photo 6 : Couverture à air pulsée « Bair Hugger » modèle 300

Le générateur possède 3 réglages de température : bas (32 °C), moyen (38°C) et haut (43°C). Ce dernier réglage sera le seul utilisé. Il pèse 7,4 kg et mesure 31,5 cm de haut par 34 cm de profondeur pour 25 cm de large. La puissance maximale est de 1550 W. Son utilisation est prévue jusqu'à une altitude de 2000 m. Le bruit produit est de 55 dBA pour un débit d'air est de 23 L.s<sup>-1</sup>. Le tuyau mesure 2 m de long. Il ne possède pas de batterie et doit être relié au secteur 230 V/50 Hz pour fonctionner. Son prix est de 3686 € TTC.



Photo 7 : Générateur d'air chaud Bair Hugger modèle 750

**c) Couverture électrique « ElectroConcept CB3-24SAMU» (EC)  
(Electroconcept médical SAS, Saint Léonard de Noblat, France)**

C'est une couverture chauffante autonome fonctionnant par conduction (Photo 9) faite d'une résistance électrique placée au sein d'un matelas d'une épaisseur d'environ 3 cm (modèle CB3-24SAMU). Elle est utilisable en extérieur et possède un calorifuge en interne destiné à diriger la chaleur vers le patient. Ses dimensions sont de 150 x 60 cm pour un poids de 2,35 kg et sa puissance électrique est de 85 W. Elle est alimentée par un boîtier (BCB48-MIL, Photo 8) contenant une batterie d'une autonomie de 2,5 h, dont le temps de charge est de 6 h. Ce boîtier contient le système de régulation de la température et permet aussi l'alimentation de la couverture directement via le secteur 230 V/50 Hz. La couverture est dotée de 8 capteurs assurant la régulation de la température tout autant que la sécurité du patient. Il lui faut 22 min pour atteindre une température de 40 °C à une température ambiante de 7 °C. Le prix de l'ensemble « batterie + couverture » du prototype utilisé dans les tests est de 2500 €. La couverture est lavable et réutilisable pendant 5 à 10 ans.



Photo 8 : Boîtier d'alimentation électrique référence BCB24-MIL pour couverture CB3-24SAMU contenant la batterie et assurant la charge de la batterie et la régulation de la température



Photo 9 : Couverture électrique « ElectroConcept CB3-24SAMU »

Les caractéristiques des couvertures et des systèmes actifs sont résumées dans le Tableau 3 ci-dessous :

	<b>SAWB</b>	<b>BSB</b>	<b>EW</b>	<b>BH</b>	<b>EC</b>
<b>COUVERTURES</b>					
Taille (cm)	<b>152 x 213</b>	<b>240 x 200</b>	<b>152 x 92</b>	<b>213 x 91</b>	<b>150 x 60</b>
Poids (g)	<b>340</b>	<b>450</b>	<b>766</b>	<b>142</b>	<b>2350</b>
Résistance thermique (m <sup>2</sup> .K.W <sup>-1</sup> )	ND	<b>0,8</b>	ND	ND	ND
Dégagement de chaleur (W)	SO	SO	ND	<b>482</b>	<b>85</b>
Autonomie (h)	SO	SO	<b>10 h</b>	SO	<b>2,5 h</b>
Taille pliée (cm)	<b>3 x 21 x 29,7</b>	<b>5 x 11 x 22</b>	<b>20 x 30 x 3</b>	<b>32,5 x 16,5 x 2</b>	<b>35 x 60 x 20</b>
Principe actif	SO	SO	<b>Chimique</b>	<b>Air chaud</b>	<b>Chauffage Electrique</b>
Prix TTC (€)	<b>9,34</b>	<b>27,44</b>	<b>12</b>	<b>27,52</b>	SO
<b>MATERIEL ANCILLAIRE</b>					
				Modèle 750	BCB48-MIL
Taille (cm)	SO	SO	SO	<b>34 x 31,5 x 25</b>	<b>25 x 16 x 12</b>
Poids (kg)	SO	SO	SO	<b>16,3</b>	<b>3,7</b>
Consommation (W)	SO	SO	SO	<b>1500</b>	SO
Prix TTC (€)	SO	SO	SO	<b>3686</b>	<b>2500</b>

Tableau 3 : Caractéristiques techniques des différentes couvertures et systèmes actifs (SO : sans objet ; ND : information non disponible)

### 3. Modèle de torse humain

Nous avons utilisé le modèle thermique du torse humain de Allen et al. (5). Dans ce modèle, le torse humain est modélisé par la superposition de 9 poches de 5 litres de liquide d'hémodilution de type Multibic (Fresenius Medical Care, Fresnes, France) (Schéma 3). Son poids total de 45 kg est très proche du poids d'un torse humain soit 48,6 kg correspondant à 70 % d'une masse corporelle de 70 kg. De plus l'assemblage des 9 poches est fait de manière à approcher au mieux les dimensions moyennes d'un torse humain : longueur de 80 cm, largeur de 60 cm et hauteur/profondeur de 25 cm.

Les 9 poches sont installées sur un brancard type, en dotation dans le SSA (longueur 230 cm, largeur 58 cm, hauteur 15 cm) selon le Schéma 3 :

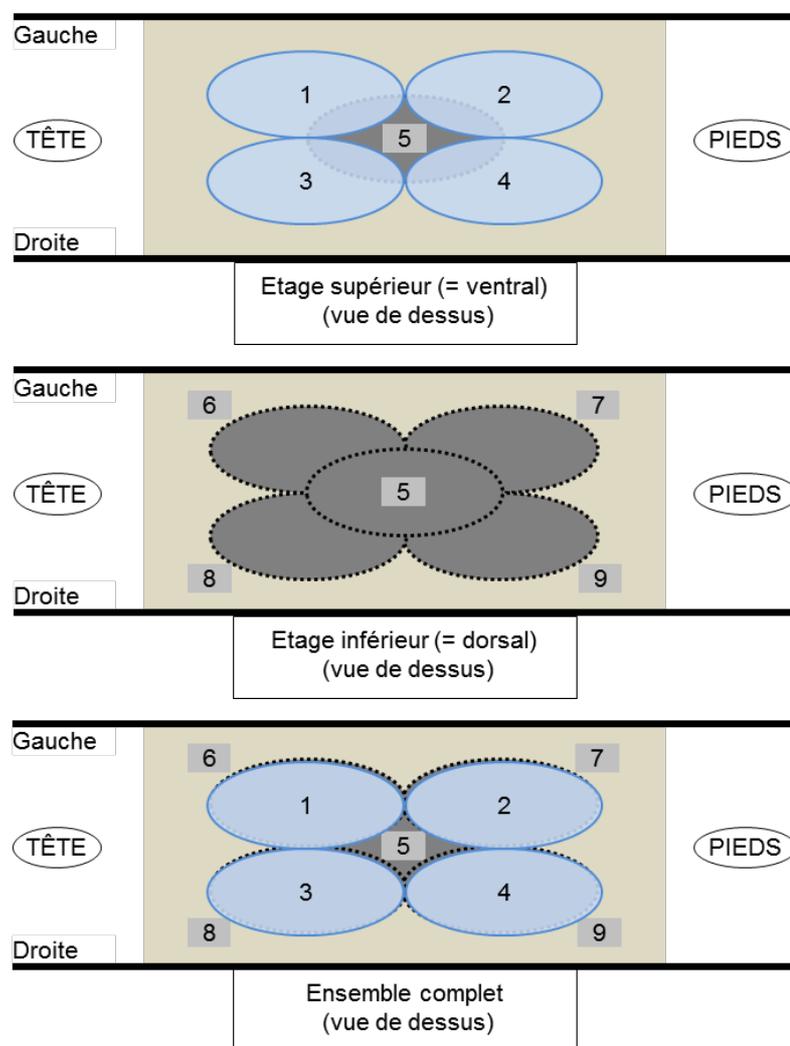


Schéma 3 : Disposition des poches sur le brancard et leur numérotation

La composition du liquide des poches est la suivante (par litre) : 6,136 g de chlorure de sodium, 0,1491 g de chlorure de potassium, 2,940 g de bicarbonate de sodium, 0,2205 g de chlorure de calcium déshydraté, 0,1017 g de chlorure de magnésium hexahydraté et 1 g de glucose monohydraté.

#### 4. Mesure des températures

Le modèle de torse selon Allen et al. (5) constitue une approximation simplifiée du modèle thermique du tronc du corps humain dont le contenu (organes des cavités abdominales et thoraciques) constitue principalement le noyau thermorégulé du modèle thermique standard du corps humain<sup>5</sup> qui s'oppose à l'enveloppe cutanée non thermorégulée. La température interne de la poche centrale n° 5 (T16) entourée des 8 autres poches (poches 1 à 4 et 6 à 9) servira de critère de l'efficacité thermique pour les tests puisqu'elle représente au mieux celle des organes les plus profonds thermorégulés.

Chaque poche de soluté est équipée en son centre d'un thermocouple de type T en cuivre-constantan (Cu-Ct) d'une précision de mesure  $\pm 0,2$  °C dans la gamme -20 à + 40 °C vérifiée à l'aide d'un bain thermostaté (WIKA CTB 9130, WIKA, Eragny sur Oise, France) et d'un thermomètre étalon (PHP 602 et sonde de température PT100 AN5847-83, AOIP, Ris Orangis, France) (Mme N. Clerc). Leur temps de réponse est inférieur à 5 secondes. Le thermocouple passe au travers de la tubulure principale et est placé au centre de la poche purgée de l'air qui a pu y rentrer. Une fois le capteur en place, la tubulure principale est clampée en aval de l'ouverture par un porte-aiguille afin d'assurer l'étanchéité du dispositif. Celle-ci est vérifiée avant et après chaque test par la mesure du poids de chaque poche. Les poches 1 à 9 sont équipées en leur centre des capteurs de température numérotés de T12 à T20 (Tableau 4, ).

---

<sup>5</sup> L'encéphale fait aussi partie des organes profonds mais n'est pas représenté dans ce modèle.

Nom du capteur	Voie d'acquisition KEITHLEY	Localisation	Forme du capteur	Abréviation
Capteur n°1	1	POCHE 6_SURFACE_dessous	surface	T1
Capteur n°2	2	POCHE 9_SURFACE_dessous	surface	T2
Capteur n°3	3	POCHE 2_SURFACE_dessus	surface	T3
Capteur n°4	4	POCHE 3_SURFACE_dessus	surface	T4
Capteur n°5	5	POCHE 1_Couverture	surface	T5
Capteur n°6	6	POCHE 2_Couverture	surface	T6
Capteur n°7	7	POCHE 3_Couverture	surface	T7
Capteur n°8	8	POCHE 4_Couverture	surface	T8
Capteur n°9	9	Tair_Tête	surface	T9
Capteur n°10	10	Tair_Tronc	surface	T10
Capteur n°11	11	Tair_Pieds	surface	T11
Capteur n°12	12	POCHE 1_INTERIEUR	profondeur	T12
Capteur n°13	13	POCHE 2_INTERIEUR	profondeur	T13
Capteur n°14	14	POCHE 3_INTERIEUR	profondeur	T14
Capteur n°15	15	POCHE 4_INTERIEUR	profondeur	T15
Capteur n°16	16	POCHE 5_INTERIEUR	profondeur	T16
Capteur n°17	17	POCHE 6_INTERIEUR	profondeur	T17
Capteur n°18	18	POCHE 7_INTERIEUR	profondeur	T18
Capteur n°19	19	POCHE 8_INTERIEUR	profondeur	T19
Capteur n°20	20	POCHE 9_INTERIEUR	profondeur	T20

Tableau 4 : Identification et localisation des thermocouples (*i.e* « capteur ») et correspondance avec les voies d'acquisition de la centrale d'acquisition KEITHLEY auxquelles ils sont connectés.

D'autres thermocouples soudés sur des pastilles d'argent de 5 mm de diamètre mesurent la température de surface des poches et des couvertures () : deux sur la face inférieure des poches 6 et 9 (T1 et T2), deux autres à la face supérieure des poches 2 et 3 (T3 et T4). Quatre capteurs (T5 à T8) sont fixés sur la face supérieure la plus externe de la couverture (donc en ventral) en regard des capteurs T12 à T15 (T5/T12, T6/T13, T7/T14 et T8/T15). Ces capteurs de surface sont fixés avec du sparadrap type Blenderm (3M, St Paul, Min, US) au centre de la face de la poche. Enfin, trois capteurs (T9 à T11) sont placés 60 cm au-dessus de la couverture, dans l'axe médian, T10 au centre du brancard, les deux autres (T9 et T11) étant répartis de part et d'autre à égale distance pour mesurer la température de l'air ambiant.

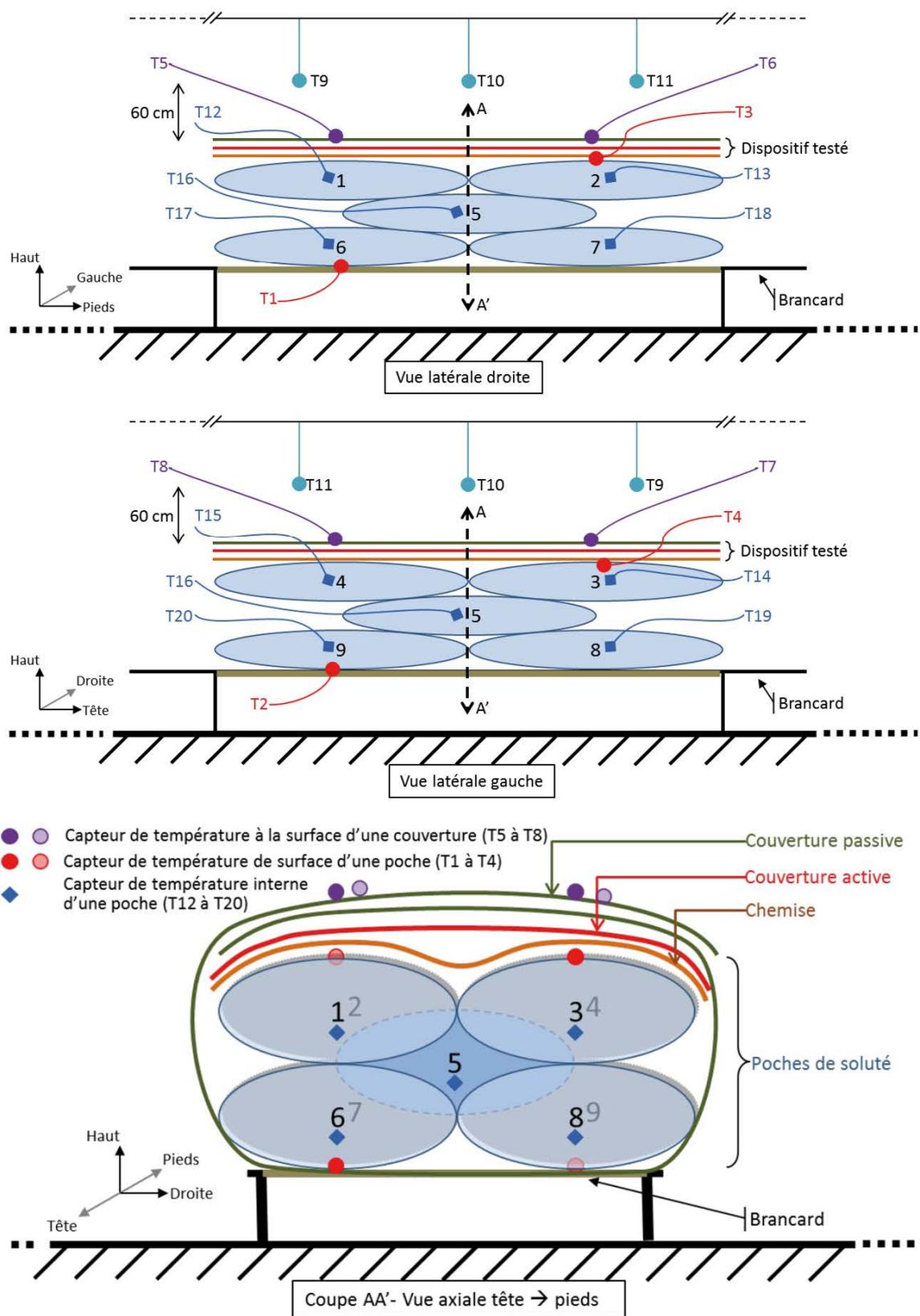


Schéma 4 : Disposition des poches du dispositif à tester et des 20 capteurs de température utilisés pour les tests

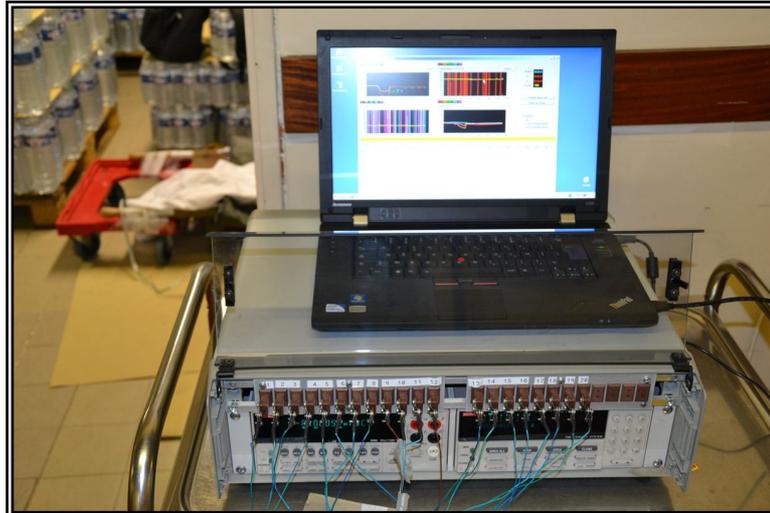


Photo 10 : De bas en haut : centrale d'acquisition KEITHLEY (scrutateur modèle 7000/7014 et multimètre modèle 7001) et PC portable d'acquisition type IBM-PC



Photo 11 : Vue d'ensemble des conditions expérimentales, porte de la chambre frigorifique refermée avec centrale d'acquisition et ordinateur disposés à proximité sur un chariot.

Les capteurs de température sont connectés à une centrale d'acquisition KEITHLEY (Cleveland, OH, USA) constituée d'un scrutateur modèle 7000 équipé d'une carte de conditionnement pour thermocouples (7014) et d'un multimètre modèle 7001. La centrale d'acquisition est pilotée par un ordinateur portable type PC équipé d'un logiciel spécialement développé (ICT Y. Besnard, CRSSA, La Tronche) (Testpoint V6, CEC, Billerica, Ma, USA) pour l'acquisition, la visualisation et l'enregistrement des 20 températures simultanément toutes les 10 secondes. La durée d'acquisition et d'enregistrement des données est limitée par la taille du disque dur de l'ordinateur (Photo 10, Photo 11).

## D. Méthodologie des tests

### 1. Principe des tests

Pour comparer les différents dispositifs, nous avons mesuré la température interne des 9 sacs, en particulier celle du sac le plus central (T16 de la poche n°5, Schéma 3) qui représente au mieux la température du noyau reflet de la température interne chez l'humain.

Le début de chaque test, soit le temps « T0 », est défini lorsque la température de T16 égale 37 °C (soit la normothermie). Le dispositif déclaré le plus performant est celui qui à T<sub>0+120min</sub> permet de maintenir la température T16 la plus élevée.

De la même façon, la comparaison de l'évolution des températures moyennes des 4 sacs ventraux (n°1 à 4) et des 4 sacs dorsaux (n°6 à 9) permettra de montrer les différences de comportement thermique entre la face ventrale et la face dorsale du modèle de torse et donc l'efficacité des dispositifs actifs.

La différence de température entre la température moyenne de surface des sacs ventraux et celle de la surface de la couverture passive permet d'apprécier le pouvoir isolant de chaque dispositif testé. Plus grande est cette différence plus le dispositif est isolant.

Enfin, la mesure des températures internes des 9 sacs permet à chaque instant le calcul de la quantité totale de chaleur (S en kJ) selon la formule :

$$S = c_{H_2O} \times M \times T$$

avec : S : quantité totale de chaleur contenue dans les 9 poches en kJ

$c_{H_2O}$  : capacité thermique massique ou chaleur spécifique de l'eau<sup>6</sup> = 4185 J.kg<sup>-1</sup>.°C<sup>-1</sup>

M : masse des 9 poches soit un total de 45 kg

T : température d'une poche à l'instant *t*

Cette quantité de chaleur (ou stockage de chaleur) définit un autre critère de choix : le dispositif qui limite au maximum les pertes de chaleur pour l'ensemble des 9 sacs (voire qui permet un gain pour un dispositif actif) sera considéré comme le plus efficace thermiquement. Ce critère a une portée plus large que l'évolution de la température T16 seule puisqu'il concerne la totalité du modèle du torse humain.

---

<sup>6</sup> On assimile ici le contenu des poches à de l'eau pure par souci de simplification ; cela ne change pas le raisonnement de comparaison de nos tests.

## 2. Chauffage des poches de solutés

Les poches équipées de leur thermocouple sont initialement chauffées dans une étuve de laboratoire (Selecta modèle 237, Abrera, Espagne) (Photo 12) puis sorties lorsque la température au sein de la poche centrale n°5 (T16) atteint 38,5 °C. La disposition dans l'étuve (Schéma 5) a toujours été la même pour chaque test avec les poches n° 1 à 4 dans la partie inférieure de l'étuve, la poche n°5 au centre et les poches n° 6 à 9 à la partie supérieure de l'étuve. Avant leur installation sur le brancard, les poches étaient brassées afin d'homogénéiser leur température interne.

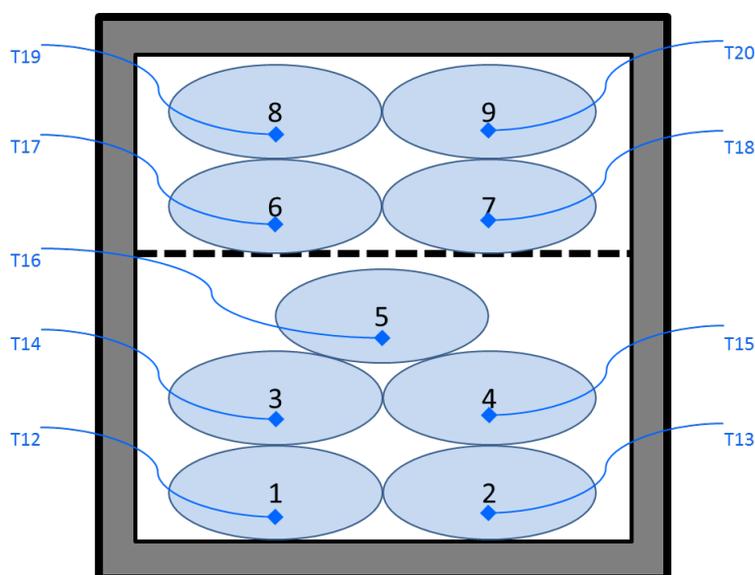


Schéma 5 : Vue de face de la disposition des 9 poches équipées de leur thermocouple dans l'étuve

Comme il fallait 5 à 6 h pour chauffer les poches de solutés, nous n'avons pu faire que deux tests par jour. La nuit, les poches étaient stockées dans l'étuve en chauffe afin d'être à la température souhaitée le lendemain matin.



Photo 12 : Etuve utilisée pour le chauffage des poches équipées de leurs thermocouples



Photo 13 : Les 9 poches équipées de leur thermocouple posées sur le brancard lui-même reposant sur des plateaux à roulettes facilitant son déplacement

### 3. Installation dans la chambre frigorifique

Les 9 poches sont mises en place sur le brancard conformément au Schéma 3 (Photo 13) et recouvertes d'un chemisier de bloc opératoire. En fonction du test, on entoure les poches d'une couverture passive et si besoin d'un système actif directement placé au contact des poches.

Les 3 thermocouples (T9 à T11) mesurant la température de l'air et les 4 thermocouples (T5 à T8) mesurant la température de surface des couvertures sont mis en place (). Lorsque la température de la poche centrale n°5 (T16) atteint 38 °C, le brancard est installé au centre de la chambre frigorifique, sa position étant repérée par un marquage au sol ; il en est de même pour l'emplacement des ventilateurs.

Les dispositifs actifs et les ventilateurs sont mis en marche lorsque T16 atteint 37,2 °C afin que leur fonctionnement ait le temps de se stabiliser. En fin de test, les données sont sauvegardées sur plusieurs supports numériques puis les poches remises en chauffe dans l'étuve pour le test suivant.

### 4. Protocole détaillé

Pour le test témoin (TEM), aucune couverture n'étant utilisée, les thermocouples de surface « couverture » (T5 à T8) sont fixés directement sur le chemisier et les poches directement posées sur le brancard.

Pour les tests des couvertures passives (SAWB et BSB), la couverture est entièrement dépliée et étalée sur le brancard en une épaisseur. Les 9 poches sont posées dessus au centre du brancard et recouvertes avec le chemisier. Les deux rabats de la couverture sont alors repliés l'un sur l'autre sur le dessus des sacs (face ventrale du modèle de torse humain). Les rabats sont fixés au brancard par du ruban adhésif. Les capteurs 5 à 8 sont ensuite fixés sur la couverture par du Blenderm ().

Pour les systèmes actifs, après l'installation des 9 poches sur la couverture passive comme décrit ci-dessus, le système actif est posé sur la face supérieure des sacs de soluté recouverts du chemisier, entre le chemisier et les deux rabats de la couverture passive. Les systèmes actifs EC et BH sont reliés à leur générateur réglé avec une température de consigne de 40 °C pour EC (température maximale possible) et sur « Fort » pour BH (environ 43 °C). La mise en marche de ces deux systèmes se faisait lorsque T16 atteignait 37,2 °C comme précisé plus haut. Pour la couverture chimique (EW), étant donné son mode de fonctionnement, la production de chaleur débutant dès

l'ouverture de l'emballage à la mise en contact avec l'air, sa mise en place se faisait également lorsque T16 atteignait 37,2 °C.

## 5. Chronologie des tests

Dans les jours qui précèdent :

- Equipement des poches en thermocouples.
- Mise en place des thermocouples 9 à 11 (Tair) dans la chambre froide.
- Equipement de la surface des couvertures avec les thermocouples.
- Réglage de la température de la chambre froide sur 3 °C.
- Marquage au sol de l'emplacement du brancard et des ventilateurs dans la chambre froide.

Le jour du test :

- Mise sous tension et vérification du bon fonctionnement de l'ordinateur et de la centrale d'acquisition.
- Paramétrage du logiciel d'acquisition : nom du fichier du test, vitesse d'acquisition (une toutes les 10 secondes), affichage des données.
- Mise en chauffe des poches dans l'étuve selon le Schéma 5.
- Suivi de la température des poches en chauffe dans l'étuve et de la température de la chambre frigorifique.
- Lorsque T16 atteint 38,5 °C, sortie des poches de l'étuve, pesée des poches, mise en place des poches avec couvertures ou non selon le modèle testé sur le brancard à l'extérieur de la chambre froide (Schéma 3).
- Lorsque T16 atteint 37,5 °C, mise en place du dispositif dans la chambre froide.
- Lorsque T16 atteint 37,2 °C, activation des dispositifs chauffants et des ventilateurs si le test le nécessite.
- Lorsque T16 atteint 37 °C, c'est le  $T_0$  du test.
- Pendant le test, suivi en continu sur l'écran d'ordinateur des 20 températures afin de détecter rapidement tout incident, saisie manuscrite des valeurs des 20 thermocouples toutes les 5 minutes sur le cahier de laboratoire et saisie des valeurs d'humidité et de vitesse d'air toutes les 30 minutes.
- A  $T_{0+120\text{min}}$ , arrêt du test.
- Sauvegarde de l'enregistrement des données, sortie du brancard de la chambre froide et remise en chauffe des poches.

## **6. Critères d'arrêt - Sécurité**

Lors des tests avec dispositif actif le test est arrêté si :

- l'une des températures à la surface d'une des poches atteint 45 °C, seuil de la douleur.
- la température à l'intérieur d'une des poches atteint 38 °C, seuil retenu pour le début d'une hyperthermie.

Le test est aussi arrêté en cas :

- de panne ou de mauvais fonctionnement de la chambre frigorifique, des ventilateurs, de l'ordinateur ou du système d'acquisition ;
- de fuite de plus de 50 g de liquide d'une poche soit 1% de son poids, ce qui risquait de fausser les résultats.

## **E. Calculs, représentation et analyse des résultats**

### **1. Traitement des données**

Le traitement des données a été réalisé avec un tableur EXCEL 2010 sous Windows 7.

Nous avons calculé à chaque instant la moyenne et l'écart-type des températures internes des 4 sacs ventraux et des 4 sacs dorsaux, ainsi que la moyenne et l'écart-type des températures de surface des 4 sacs ventraux et dorsaux, et de la surface de la couverture.

Lorsque trois tests ont été répétés pour une condition donnée, nous avons calculé les moyennes et écart-types de chaque sorte de température (cf. ci-dessus) à chaque acquisition pour les 3 tests.

Nous avons aussi calculé la température moyenne de l'air et son écart-type tout au long de chaque test à partir des 3 valeurs de températures de l'air mesurées au-dessus du brancard.

### **2. Présentation et analyse des résultats**

Les résultats seront présentés sous forme de tableaux et de graphiques EXCEL 2010. Les résultats porteront sur la température, l'humidité et la vitesse de l'air dans la chambre froide, puis sur l'évolution des températures internes et de surface des poches et des couvertures et enfin sur l'évolution du stockage de chaleur calculé à partir des températures internes des 9 poches.

### **3. Etude statistique**

Nous n'avons réalisé qu'un minimum de tests en optimisant au mieux le protocole du fait du manque de disponibilité de la chambre frigorifique et du système d'acquisition de données<sup>7</sup>. Nous n'avons donc pu que répéter au mieux 3 fois certains tests pour essayer d'estimer la variabilité des résultats tout en prenant toutes les précautions pour réduire les sources de cette variabilité d'un test à l'autre.

Le faible nombre de tests ne permet pas de faire de tests statistiques en étudiant les 2 facteurs « type de dispositif » et « temps ».

### **F. Méthodologie de recueil bibliographique**

Un premier recueil d'articles a été effectué en interrogeant la base de données internet PubMed ([www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed)) avec notamment les termes MeSH suivants : « body temperature », « hypothermia/etiology », « hypothermia/treatment », « hypothermia/prevention and control », « hypothermia/physiopathology », « multiple trauma/complications », « wounds and injury », « military medicine ».

Les recherches ont également été effectuées au sein des bibliothèques, version papier et version électronique, de la faculté de Médecine de Lyon, de la bibliothèque centrale du Service de Santé des Armées ainsi que sur le catalogue collectif des bibliothèques de l'enseignement supérieur « Sudoc ». Les thèmes de recherche étaient principalement : la prise en charge d'un blessé en médecine de l'avant, la physiopathologie de l'hypothermie et sa prévention actuelle tant dans le milieu civil que militaire.

---

<sup>7</sup> Le système d'acquisition de données appartenant à l'unité Environnement Extrêmes de l'IRBA/CRSSA n'était plus disponible à partir du mois de juin pour cause de fermeture définitive du CRSSA.

## V. Résultats

### A. Les conditions climatiques dans la chambre frigorifique

#### 1. La température de l'air (T9 à T11)

Les valeurs des moyennes des 3 températures de l'air mesurées au-dessus des sacs pendant les 2 h de test figurent dans le Tableau 5 et leur évolution au cours de chaque test sur la Figure 7.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
Moyenne	<b>3,03</b>	<b>2,89</b>	<b>2,45</b>	<b>2,75</b>	<b>5,36</b>	<b>2,70</b>	<b>3,05</b>	<b>3,15</b>
Ecart-type	<b>0,32</b>	<b>0,87</b>	<b>0,48</b>	<b>0,45</b>	<b>0,71</b>	<b>0,47</b>	<b>0,34</b>	<b>0,44</b>

Tableau 5 : Moyennes des 3 températures de l'air mesurées au-dessus des sacs au cours des 2 h de test pour tous les tests.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

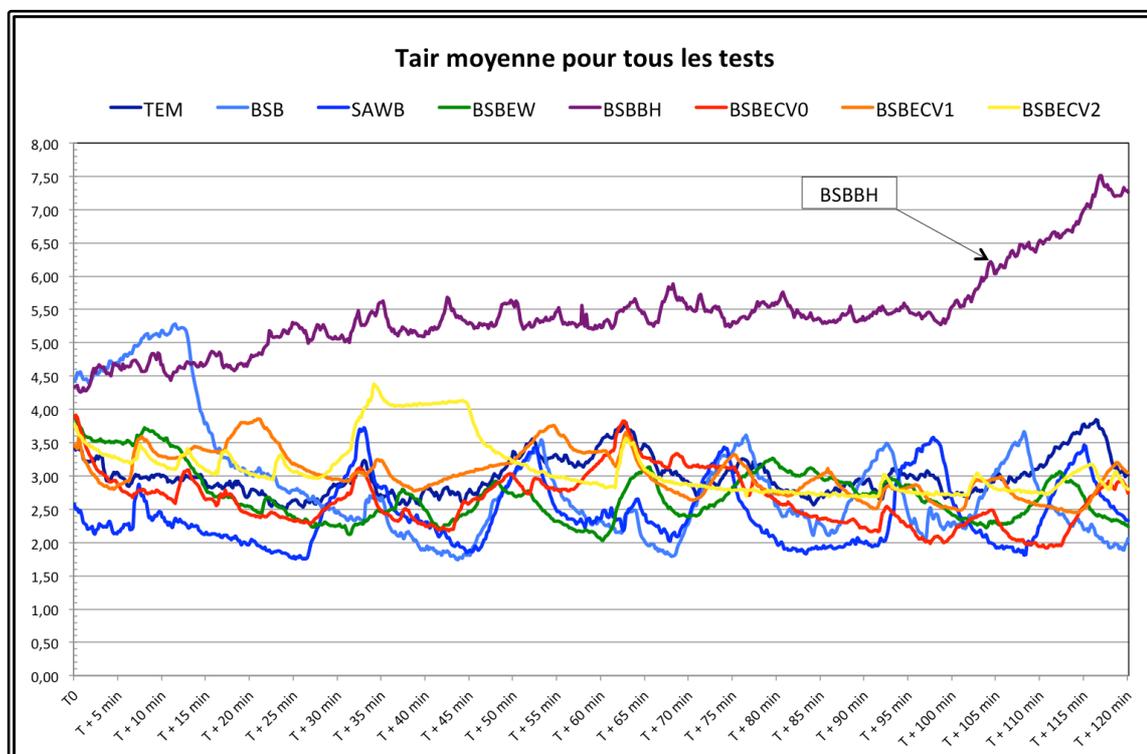


Figure 7 : Moyennes des 3 températures de l'air au cours des 2 h de test pour tous les tests.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

La valeur moyenne de la température de l'air est plus élevée au cours des 3 tests BSBBH ( $5,36 \pm 0,71$  °C) par rapport aux autres tests (Tableau 5). Ceci est très probablement directement lié au fonctionnement de la couverture BH qui produit de l'air chaud qui s'échappe des plis de la couverture et réchauffe l'air au-dessus de la couverture, l'air chaud de densité plus faible montant.

La moyenne des 3 températures de l'air pour tous les autres tests est d'environ  $3 \pm 1$  °C.

Les variations cycliques de la température moyenne de l'air au cours des tests (hors les tests BSBBH) correspondent pour les plus petites au fonctionnement de la régulation de la température de l'air dans la chambre frigorifique et pour les plus grandes très probablement aux cycles de dégivrage.

## 2. L'humidité relative de l'air

Les moyennes de l'humidité relative de l'air mesurées au cours des tests au dessus du dispositif en essai pour l'ensemble des tests figurent dans le Tableau 6. Elles sont exprimées en pourcentage.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
Moyenne	<b>39,99</b>	<b>45,16</b>	<b>44,76</b>	<b>40,88</b>	<b>42,87</b>	<b>41,93</b>	<b>59,41</b>	<b>58,60</b>
Ecart-type	<b>0,97</b>	<b>2,27</b>	<b>1,72</b>	<b>1,04</b>	<b>1,75</b>	<b>1,90</b>	<b>4,76</b>	<b>0,60</b>

Tableau 6 : Moyennes des taux d'humidité de l'air (en %) au dessus des sacs au cours des tests.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

Les valeurs du taux d'humidité sont relativement proches entre tous les tests réalisés en convection libre avec un taux moyen entre 40 et 45 % environ.

Les valeurs de ce taux sont nettement plus élevées en condition de convection forcée avec des taux proches de 60 % (BSBECV1 =  $59,41 \pm 4,76$  %, BSBECV2 =  $58,6 \pm 0,6$  %).

## 3. La vitesse de l'air

Toutes les valeurs mesurées au cours des tests sans vent (condition V0) sur les deux sites (« mesure de tête » et « mesure du milieu ») étaient de  $0 \text{ m.s}^{-1}$ , donc vérifiant la condition de convection libre.

Les résultats des tests BSBECE sont présentés dans le Tableau 7.

	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
Mesure de tête	< 0,1	1,72 ± 0,20	2,29 ± 0,25
Mesure du milieu	< 0,1	0,8 ± 0,07	1,27 ± 0,25
Moyenne des 2 sites	<b>&lt; 0,1</b>	<b>1,26 ± 0,46</b>	<b>1,78 ± 0,51</b>

Tableau 7 : Moyennes des vitesses d'air (en m.s-1) au cours des tests BSBEV en convection libre (V0) et en convection forcée (V1 et V2).

La moyenne sur les deux sites de mesure a été de  $1,26 \pm 0,46$  m.s<sup>-1</sup> pour la condition V1 et de  $1,78 \pm 0,51$  m.s<sup>-1</sup> pour la condition V2.

La plus haute vitesse d'air atteinte est de  $2,29 \pm 0,25$  m.s<sup>-1</sup> à la tête du torse humain en condition V2.

## B. Evolution des températures internes des sacs

### 1. La température du sac central (T16)

Les valeurs moyennes et écart-types de T16 en fin de tests sont données dans le Tableau 8 ci-dessous.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
Moyenne	29,20	30,64	30,00	30,98	30,84	<b>31,02</b>	30,56	29,96
± écart-type (°C)	± 0,40			± 0,62	± 0,52	<b>± 0,68</b>	± 0,78	± 0,46
Différence (T <sub>120</sub> -T <sub>0</sub> ) (°C)	-7,80	-6,36	-7,00	-6,02	-6,16	<b>-5,98</b>	-6,44	-7,04

Tableau 8 : Moyennes de la température interne du sac central (T16) à la fin des tests (°C) pour tous les tests; « Différence (T<sub>120</sub>-T<sub>0</sub>) » : différence de température entre la fin (T<sub>120</sub>) et le début (T<sub>0</sub>) du test soit au bout de 2 h.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

La diminution de la température de T16 est plus faible avec la couverture BSB (-6,36 °C) qu'avec la couverture SAWB (-7,00 °C) (Tableau 8 et Figure 8); en conséquence, nous n'avons utilisé que la couverture BSB pour les tests avec les couvertures chauffantes.

Dans l'absolu, la plus faible chute de température T16 est obtenue au cours du test sans vent BSBEV :  $-5,98 \pm 0,68$  °C valeur cependant très proche des valeurs obtenues lors des tests BSBEW ( $-6,02 \pm 0,62$  °C) et BSBBH ( $-6,16 \pm 0,52$  °C) (Tableau 8 et Figure 9).

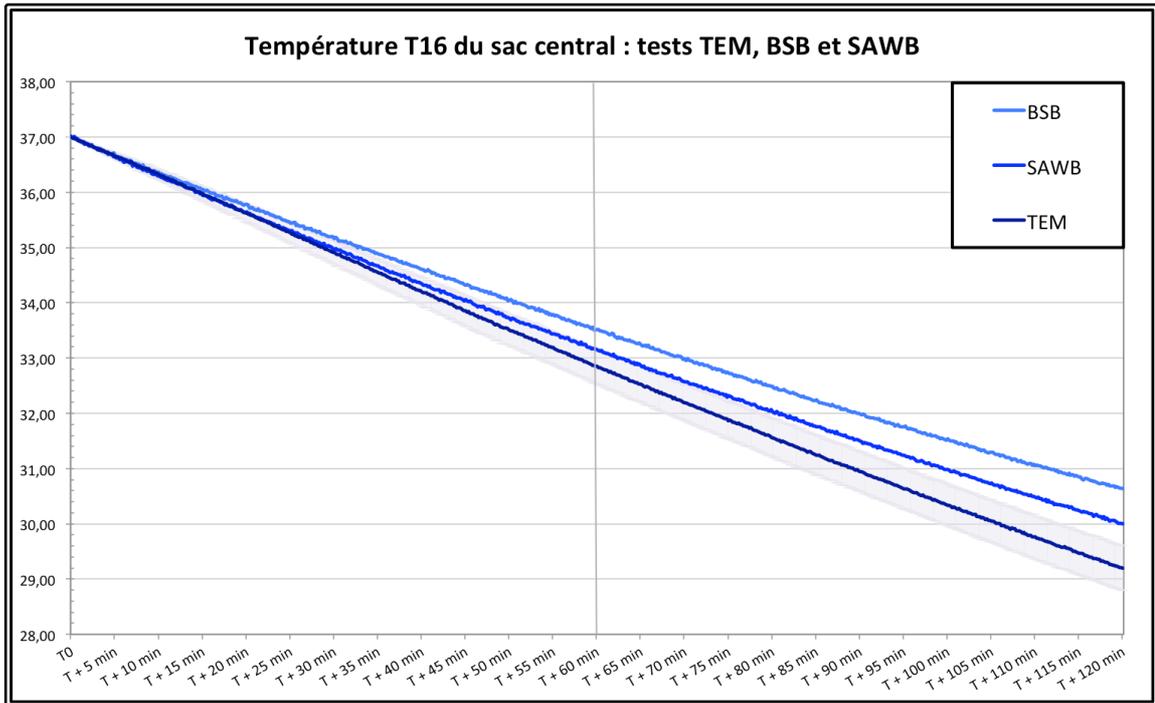


Figure 8 : Température moyenne de T16 au cours des tests utilisant les couvertures isolantes Blizzard Survival Blanket (BSB) et Space All Weather Blanket (SAWB) seules, comparée au témoin (TEM) et son écart-type

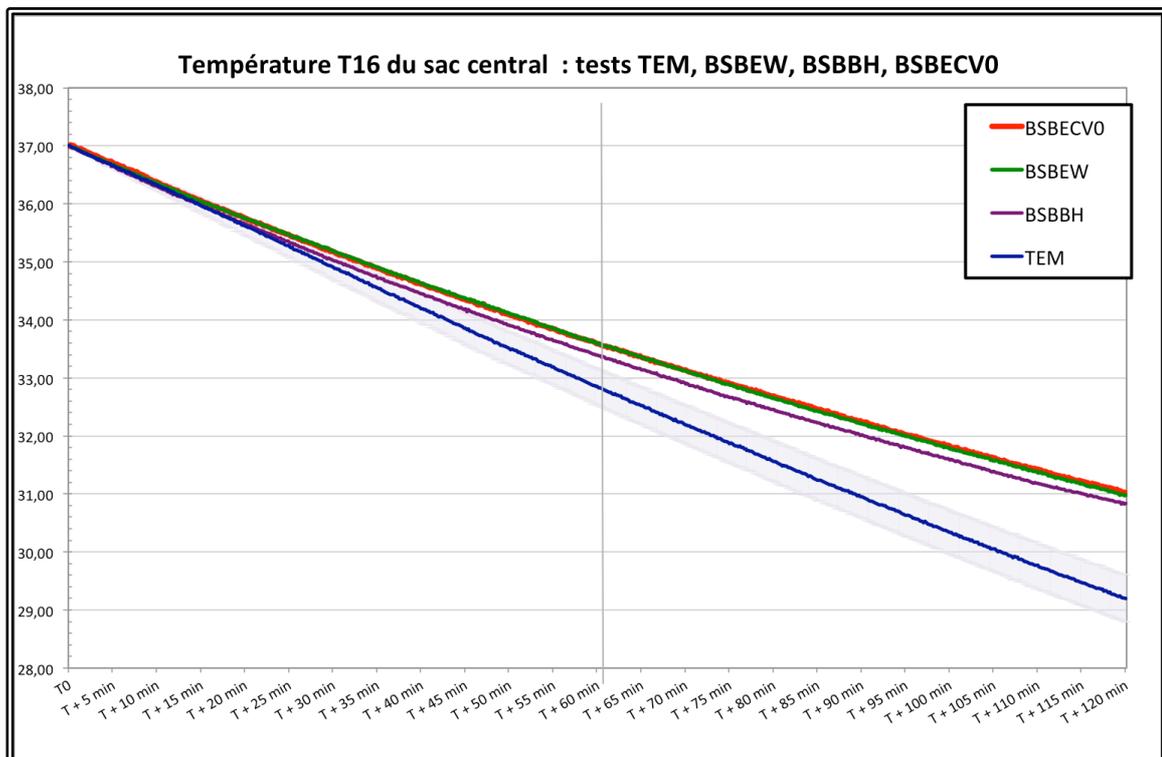


Figure 9 : Température moyenne de T16 au cours des tests : TEM : Témoin (avec écart-type), BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger en condition de vent V0. Les courbes BSBEV0 et BSBEW se superposent.

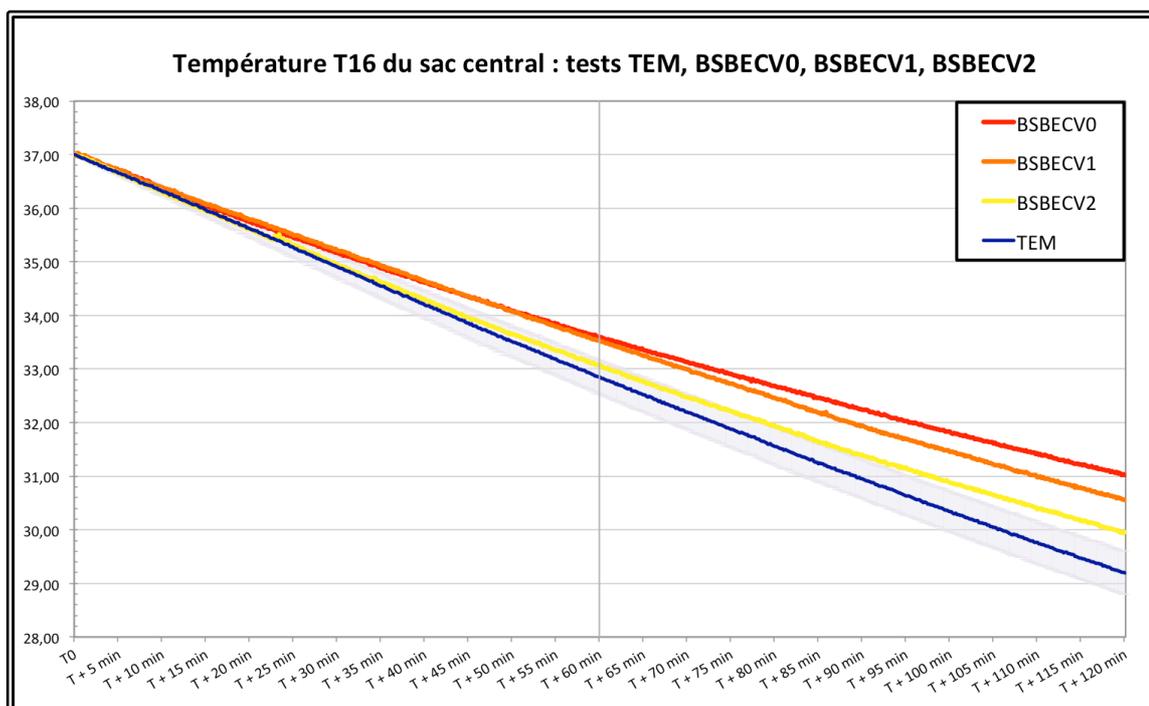


Figure 10 : Température moyenne de T16 au cours des tests : TEM : Témoin (avec écart-type), BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

Pour les tests répétés 3 fois, on constate que la variabilité mesurée par l'écart-type est relativement faible, environ 0,6 °C (Tableau 8).

Les pertes thermiques augmentent avec la vitesse du vent. Ainsi, l'effet bénéfique du système chauffant disparaît au fur et à mesure que la vitesse d'air augmente comme le montre le Tableau 8 et la Figure 10.

## 2. La température interne des sacs ventraux (T12 à T15)

Les moyennes des températures internes des 4 sacs ventraux (T12 à T15) en début et en fin de tests sont données dans le Tableau 9 ci-dessous.

La moyenne des 4 températures (T12 à T15) au début des tests varie de  $34,44 \pm 0,44$  °C (BSB) à  $35,19 \pm 0,26$  °C (BSBBH) ce qui rend difficile la comparaison des variations absolues de la température moyenne interne des 4 sacs ventraux en fin de test. En conséquence nous avons calculé la moyenne des différences de température internes des 4 sacs ventraux (« Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) ») au cours des tests qui reflète le véritable refroidissement des sacs en valeur absolue. La plus faible différence est obtenue pour le test BSBBH : -0,83 °C et la plus grande : -3,75 °C pour SAWB.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
$T_0$ (°C)	34,78	34,44	34,99	34,94	<b>35,19</b>	34,83	34,54	34,59
	± 0,70	± 0,44	± 0,35	± 0,75	<b>± 0,26</b>	± 0,32	± 0,38	± 0,33
$T_{0+120\text{min}}$ (°C)	28,54	31,91	31,24	33,13	<b>34,36</b>	33,31	32,89	32,86
	± 0,47	± 0,98	± 0,77	± 1,25	<b>± 1,09</b>	± 1,31	± 0,76	± 1,07
Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) (°C)	-6,24	-2,53	-3,75	-1,81	<b>-0,83</b>	-1,52	-1,65	-1,73
$T_{0+120\text{min}}$ corrigée (°C)	28,54	32,25	31,03	32,97	<b>33,95</b>	33,26	33,13	33,05

Tableau 9 : Moyennes des températures internes des 4 sacs ventraux (T12 à T15) entre le début ( $T_0$ ) et la fin ( $T_{0+120\text{min}}$ ) des tests ; « Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; «  $T_{0+120\text{min}}$  corrigée » : température moyenne interne en fin de test des 4 sacs dorsaux corrigée de l'écart à  $T_0$  entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

Les écart-types calculés sur 3 tests (de 0,76 à 1,31 °C en fin de test) sont du même ordre de grandeur que les différences pour les plus faibles différences en valeur absolue (tests BSBEW, BSBBH et BSBEC pour les 3 conditions de vent V0, V1 et V2) (Tableau 9). Cette variabilité de la température interne moyenne des 4 sacs ventraux montre que, jugés sur ce critère, ces 3 dispositifs de réchauffement ont des performances thermiques comparables.

### 3. La température interne des sacs dorsaux (T17 à T20)

Les moyennes des températures internes des 4 sacs dorsaux (T17 à T20) mesurées au début et en fin de tests sont données dans le Tableau 10 ci-dessous.

La moyenne des 4 températures (T17 à T20) au début des tests varie de  $34,22 \pm 2,29$  °C (SAWB) à  $35,79 \pm 1,41$  °C (BSBECV2) ce qui rend difficile la comparaison des variations absolues de la température moyenne interne des 4 sacs dorsaux en fin de test. En conséquence nous avons calculé la moyenne des différences de température interne des 4 sacs (« Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) ») au cours des tests qui reflète le véritable refroidissement des sacs en valeur absolue. La plus faible différence est obtenue pour le test BSBBH : -6,70 °C et la plus grande pour BSBECV1 : -8,24 °C (Tableau 10).

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	<b>BSBBH</b>	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
$T_0$ (°C)	35,00	34,23	34,22	35,08	<b>35,69</b>	34,92	35,70	35,79
	± 1,64	± 2,14	± 2,29	± 1,95	± <b>1,46</b>	± 1,86	± 1,48	± 1,41
$T_{0+120\text{min}}$ (°C)	27,18	28,21	26,14	28,08	<b>28,98</b>	27,54	27,46	27,83
	± 2,19	± 3,21	± 3,45	± 2,98	± <b>2,78</b>	± 2,91	± 3,14	± 3,48
Différence ( $T_{0+120} - T_0$ ) (°C)	-7,82	-8,01	-8,09	-7,01	<b>-6,70</b>	-7,38	-8,24	-7,96
$T_{0+120\text{min}}$ corrigée (°C)	27,18	26,98	26,92	28	<b>28,29</b>	27,62	26,76	27,04

Tableau 10 : Moyennes des températures internes des 4 sacs dorsaux (T17 à T20) entre le début ( $T_0$ ) et la fin ( $T_{0+120\text{min}}$ ) des tests ; « Différence ( $T_{0+120} - T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; «  $T_{0+120\text{min}}$  corrigée » : température moyenne interne en fin de test des 4 sacs dorsaux corrigée de l'écart à  $T_0$  entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

Du fait que le plus grand écart entre ces moyennes est de 1,54 °C et que les écart-types sont du même ordre de grandeur, on peut considérer qu'il est impossible de différencier les dispositifs étudiés sur ce critère.

## C. Evolution des températures de surface des sacs (T1 à T4)

### 1. La température de surface des sacs ventraux (T3 et T4)

Les moyennes des températures de surface des sacs ventraux (T3 et T4) mesurées en début et en fin de test sont données dans le Tableau 11 ci-dessous.

La moyenne des températures T3 et T4 au début des tests varie de  $33,11 \pm 0,64$  °C (BSBECV1) à  $35,01 \pm 0,27$  °C (BSBBH) ce qui rend difficile la comparaison des variations absolues de la température moyenne de surface des sacs ventraux en fin de test. En conséquence nous avons calculé la moyenne des différences de température de surface des 2 sacs ventraux (« Différence ( $T_{0+120} - T_0$ ) ») au cours des tests qui reflète le véritable changement de température de la surface des sacs en valeur absolue. La plus forte augmentation est obtenue pour le test BSBECV1 : +2,22 °C et la plus grande diminution pour TEM : -5,66 °C.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBECV0	<b>BSBECV1</b>	BSBECV2
$T_0$ (°C)	32,66	33,88	34,00	33,80	35,01	33,54	<b>33,11</b>	33,37
	± 0,94	± 0,35	± 0,23	± 0,63	± 0,27	± 0,54	<b>± 0,64</b>	± 0,65
$T_{0+120\text{min}}$ (°C)	26,99	32,08	30,35	34,60	36,79	35,53	<b>35,33</b>	35,45
	± 0,83	± 0,02	± 0,43	± 0,50	± 0,45	± 0,23	<b>± 0,63</b>	± 0,64
Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) (°C)	-5,66	-1,80	-3,65	+ 0,80	+ 1,78	+ 1,99	<b>+ 2,22</b>	+ 2,08
$T_{0+120\text{min}}$ corrigée (°C)	26,99	30,86	29,01	33,46	34,44	34,65	<b>34,88</b>	34,74

Tableau 11 : Moyennes des températures de surface des sacs ventraux (T3 et T4) entre le début ( $T_0$ ) et la fin ( $T_{0+120\text{min}}$ ) des tests ; « Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; «  $T_{0+120\text{min}}$  corrigée » : température moyenne de surface en fin de test des 2 sacs ventraux corrigée de l'écart à  $T_0$  entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BEBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

## 2. La température de surface des sacs dorsaux (T1 et T2)

Les moyennes des températures de surface des sacs dorsaux (T1 et T2) au début et en fin de tests sont données dans le Tableau 12.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	<b>BSBBH</b>	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
$T_0$ (°C)	32,15	32,60	32,49	32,49	<b>33,14</b>	32,84	32,60	32,70
	± 0,48	± 0,19	± 0,40	± 0,60	<b>± 0,60</b>	± 0,48	± 0,34	± 0,51
$T_{0+120\text{min}}$ (°C)	23,46	24,33	24,20	24,89	<b>26,09</b>	25,26	23,08	23,36
	± 0,65	± 0,32	± 0,10	± 0,58	<b>± 0,41</b>	± 0,54	± 0,30	± 1,00
Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) (°C)	-8,69	-8,27	-8,29	-7,60	<b>-7,05</b>	-7,58	-9,52	-9,34
$T_{0+120\text{min}}$ corrigée (°C)	23,46	23,88	23,86	24,55	<b>25,10</b>	24,57	22,63	22,81

Tableau 12 : Moyennes des températures de surface des sacs dorsaux (T1 et T2) entre le début ( $T_0$ ) et la fin ( $T_{0+120\text{min}}$ ) des tests ; « Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants ; «  $T_{0+120\text{min}}$  corrigée » : température moyenne de surface en fin de test des 2 sacs dorsaux corrigée de l'écart à  $T_0$  entre la moyenne de cette température pour le test considéré et celle du test témoin (TEM) pris comme référence.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BEBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

La moyenne des températures T1 et T2 au début des tests varie de  $32,15 \pm 0,48$  °C (TEM) à  $33,14 \pm 0,60$  °C (BSBBH) ce qui rend difficile la comparaison des variations absolues de la température moyenne de surface des sacs dorsaux en fin de test. En conséquence nous avons calculé la moyenne des différences de température de surface des sacs dorsaux (« Différence ( $T_{0+120}-T_0$ ) ») au cours des tests qui reflète le véritable refroidissement de la surface des sacs en valeur absolue. La plus faible différence est obtenue pour le test BSBBH :  $-7,05$  °C et la plus grande pour BSBEV1 :  $-9,52$  °C.

### 3. La température externe des couvertures de survie (T5 à T8)

Les moyennes des températures externes des couvertures de survie (T5, T6, T7, T8) mesurées au début et en fin de test sont données dans le Tableau 13 ci-dessous.

	TEM (*)	BSB	SAWB	BSBEW	<b>BSBBH</b>	BSBEV0	BSBEV1	BSBEV2
T <sub>0</sub> (°C)	20,62 ± 3,49	6,70 ± 0,16	10,15 ± 2,14	5,62 ± 0,57	<b>6,93</b> <b>± 1,05</b>	5,41 ± 1,1	5,24 ± 0,87	4,84 ± 0,27
T <sub>0+120min</sub> (°C)	18,71 ± 2,31	6,62 ± 0,44	13,98 ± 2,62	7,58 ± 0,75	<b>15,26</b> <b>± 3,56</b>	7,40 ± 0,42	5,67 ± 0,53	4,40 ± 0,84
Différence (T <sub>0+120</sub> -T <sub>0</sub> ) (°C)	-1,91	-0,08	3,84	1,96	<b>8,32</b>	1,99	0,43	-0,44

Tableau 13 : Moyennes des températures mesurées sur la face la plus externe de la couverture de survie (T5, T6, T7, T8) utilisée au cours des tests. ((\*) : pour les tests TEM : pas de couverture de survie donc mesures faites directement sur la chemise de pyjama d'hôpital) entre le début (T<sub>0</sub>) et la fin des tests (T<sub>0+120 min</sub>) ; « Différence (T<sub>0+120</sub>-T<sub>0</sub>) » : différence des moyennes des températures entre ces deux instants.

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBEV0, BEBEV1 et BSBEV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

Comme pour les tests témoins il n'y avait pas de couverture de survie isolant les sacs préalablement chauffés, la température moyenne de surface a été la plus élevée soit en moyenne de  $20,27 \pm 0,27$  °C.

En début de test, la température moyenne de surface de la couverture BSB est plus basse que celle de SAWB ( $6,70 \pm 0,16$  C vs.  $10,15 \pm 2,14$  C) et varie peu ( $-0,08$  °C) au cours du test alors que SAWB augmente de  $3,84$  °C (Tableau 13).

Les températures moyennes de surface des dispositifs BSBEW et BSBEV0 ont des comportements voisins au cours des tests :  $+1,96$  °C et  $+1,99$  °C respectivement avec des températures à T<sub>0</sub> comparables. Par contre le dispositif BSBBH se caractérise par une

température moyenne à T0 plus élevée ( $6,93 \pm 1,05$  C) et par une augmentation de température tout au long du test ( $+8.32 \pm 3,16$  °C) pour atteindre  $15,26 \pm 3,56$  C en fin de test probablement à cause de son principe de fonctionnement qui provoque des fuites d'air chaud. L'effet du vent lors des tests BSBEV0, BSBEV1 et BSBEV2, diminue la différence de température de surface de la couverture de survie entre le début et la fin de test :  $+1,99$  °C,  $+0,43$  °C et  $-0,44$  °C, respectivement (Tableau 13).

## D. Evolution du stockage thermique des 9 sacs

L'évolution de la moyenne du stockage thermique (Q9p en kJ) au cours des tests est donnée dans le Tableau 14 et illustrée par la Figure 11.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	BSBBH	BSBEV0	BSBEV1	BSBEV2
T <sub>0</sub>	6633	6522	6568	6636	6707	6617	6653	6665
(kJ)	$\pm 19$			$\pm 81$	$\pm 21$	$\pm 88$	$\pm 34$	$\pm 6$
T <sub>0+120 min</sub>	5219	5506	5430	5771	5947	5722	5690	5706
(kJ)	$\pm 25$			$\pm 54$	$\pm 14$	$\pm 83$	$\pm 28$	$\pm 71$

Tableau 14 : Moyennes et écart-types du stockage thermique des 9 sacs (Q9p (kJ)) au début (T<sub>0</sub>) et en fin de test (T<sub>0+120 min</sub>).

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBEV0, BEBEV1 et BSBEV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

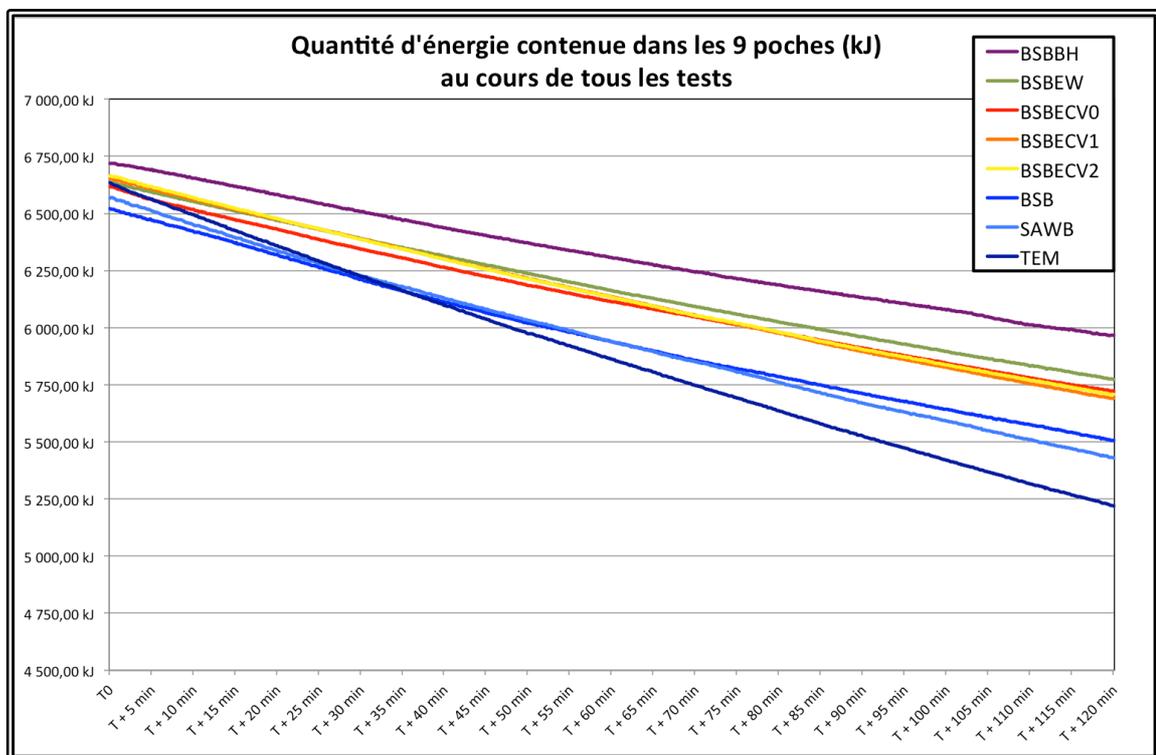


Figure 11 : Evolution de la moyenne du stockage thermique total des 9 poches Q9p (kJ) au cours des 120 minutes des tests.

Afin de pouvoir comparer l'effet propre de chaque couverture active ou passive nous avons calculé la différence des moyennes du stockage thermique entre la fin du test ( $T_{0+120}$ ) et son début ( $T_0$ ) : les résultats sont donnés dans le Tableau 15 ci-dessous et illustrés par la Figure 12.

	TEM	BSB	SAWB	BSBEW	<b>BSBBH</b>	BSBECV0	BSBECV1	BSBECV2
Différence								
$Q_{9p}(T_{0+120}-T_0)$ (kJ)	-1414	-1016	-1138	-865	<b>-760</b>	-895	-963	-959

Tableau 15 : Différence des moyennes de stockage thermique ou dette thermique ( $Q_{9p}(T_{0+120}-T_0)$  en kJ) entre le début ( $T_0$ ) et la fin de chaque test ( $T_{0+120 \text{ min}}$ ).

N.B : TEM : Témoin, BSB : Blizzard Survival Blanket seule, SAWB : Space All Weather Blanket seule, BSBEW : Blizzard + Easywarm, BSBBH : Blizzard + Bair Hugger, BSBECV0, BSBECV1 et BSBECV2 : Blizzard + Electroconcept dans les 3 conditions de vent : V0, V1 et V2.

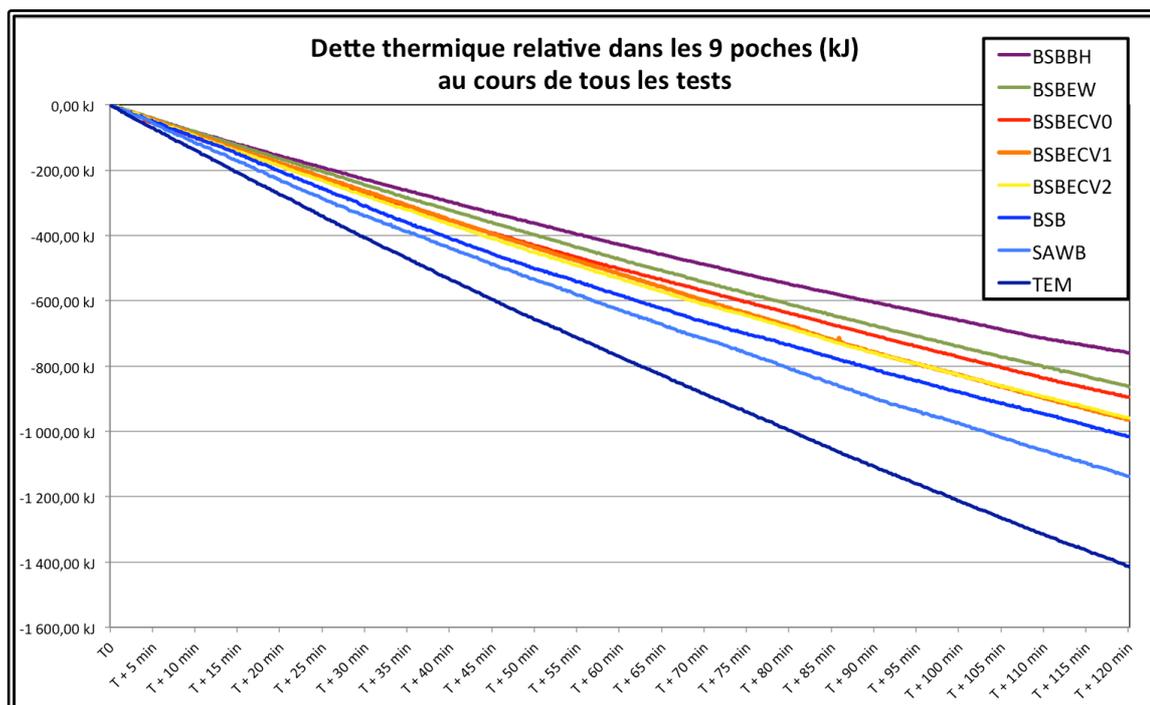


Figure 12 : Dettes thermiques ( $Q_{9p}(T_{0+120}-T_0)$  en kJ) au cours des tests.

## VI. Discussion

Le principal résultat de notre étude montre qu'après 2 h à une température ambiante de +3 °C, l'utilisation d'un système de réchauffement actif limite un peu la chute de la température la plus interne (T16) d'un modèle de torse humain, soit -5,98 °C, avec l'association (BSBEC) couverture de survie Blizzard Survival Blanket (BSB) et couverture chauffante électrique Electro-Concept (EC) au lieu de -6,36 °C pour BSB seule et -7,80 °C sans couverture pour le test Témoin (TEM) (Tableau 8). Sur le seul critère de la mesure de la température du sac interne du modèle (T16), les 2 autres systèmes testés, couverture chauffante à air pulsé Bair Hugger (BSBBH) et couverture chauffante chimique Barrier Easy Warm (BSBEW) associés à la BSB donnent des résultats légèrement moins bons mais très voisins (Tableau 8 et Figure 14).

Notre étude montre aussi que lorsque la vitesse de l'air est de  $1,78 \pm 0,51 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (condition de vent V2) le bénéfice d'un système de réchauffement actif sur la chute de température de T16 est entièrement annihilé : -7,04 °C (BSBECV2) vs. -6,36 °C (BSBV0) (Tableau 8).

### A. Discussion de la méthodologie

La température moyenne mesurée à environ 60 cm au dessus du brancard a permis de vérifier que l'on était dans des conditions thermiques comparables d'un test à l'autre et à une valeur moyenne proche des 3 °C fixés (Tableau 5 et Figure 7). En fait la température de l'air fluctue entre 2 et 4 °C de façon cyclique et parfois remonte jusqu'à 5 °C. Ceci est dû d'une part à la régulation de la température et d'autre part à des cycles de dégivrage obligatoires pour ce type de chambre frigorifique. Idéalement, il aurait fallu utiliser une chambre thermoclimatique qui permet d'obtenir une ambiance thermique parfaitement homogène dans l'espace ( $< 0,2 \text{ °C}$ ) et stable dans le temps ( $< 0,2 \text{ °C}$ ) comme celle dont disposait le Service de Santé des Armées au CRSSA à La Tronche jusqu'en 2006. Une telle installation permet d'obtenir des conditions climatiques parfaitement reproductibles et un flux d'air parfaitement constant et laminaire dans le volume du dispositif en test. L'utilisation d'une chambre thermoclimatique nous aurait permis de réduire la variabilité des mesures estimée ici par la triple répétition de certains tests. La disponibilité de la chambre frigorifique étant limitée nous avons été

contraint d'optimiser le protocole en réduisant au minimum le nombre de tests à réaliser en fonction de nos objectifs.

De plus, il nous a été difficile d'obtenir les vitesses d'air prévues dans le protocole avec les moyens rudimentaires dont nous disposions.

Si le modèle *in vitro* utilisé ici a l'avantage d'être simple, peu coûteux et d'avoir déjà été publié par Allen et al. et Varvenne (4,5), il ne permet que l'étude des échanges passifs de chaleur sans tenir compte des effets de la thermorégulation. Nos résultats ne peuvent être utilisés pour créer un modèle prédictif de l'apparition de l'hypothermie mais notre méthodologie s'est avérée suffisante pour juger de l'efficacité thermique des différents dispositifs testés à partir de critères thermiques simples.

Il conviendrait de compléter notre étude avec des tests utilisant un mannequin thermique en chambre climatique complétée d'une étude chez l'humain selon une méthodologie déjà mise en œuvre pour les vêtements de protection (54) et qui présente l'avantage de pouvoir évaluer le confort thermique, facteur d'anxiété au froid (57).

## **B. Choix de la couverture passive : Blizzard Survival Blanket (BSB) ou Space All Weather Blanket (SAWB)**

Nous avons utilisé la couverture de survie BSB au lieu de la SAWB car la température T16 en fin de test était un peu plus élevée : 30,64 °C vs. 30,0 °C, respectivement (Tableau 8 et Figure 8). Ceci confirme les travaux de Varvenne (4) et Allen (5). La couverture SAWB serait moins isolante car plus conductrice de la chaleur ; en effet la température moyenne à la surface externe de la couverture en fin de test est plus élevée pour la SAWB : 13,98 ± 2,62 °C vs. 6,62 ± 0,44 °C (Tableau 13) et son écart avec la température moyenne de surface des sacs ventraux est plus important avec la BSB qu'avec la SAWB : 25,46 °C vs. 16,37 °C (Tableau 11 et Tableau 13).

Que ce soit avec ou sans couverture de survie, les pertes thermiques de la face dorsale du modèle de torse sont comparables, l'écart entre les températures de surface des sacs dorsaux étant très faible : 23,46 ± 0,65 °C, 24,33 ± 0,32 °C et 24,20 ± 0,10 °C pour TEM, BSB et SAWB respectivement (Tableau 12).

Il en résulte une dette thermique moins importante pour la couverture BSB que pour la SAWB, respectivement -1016 kJ et -1138 kJ en fin de test (Tableau 15), soit environ 10,7 % de chaleur perdue en moins avec la BSB, la plus performante sur ce critère.

Moyennes des T5 à T8 à $T_{0+120\text{min}}$	18,71 ± 2,31	6,62 ± 0,44	13,98 ± 2,62
Couverture passive Chemise			
Moyennes des T3 et T4 à $T_{0+120\text{min}}$	26,99 ± 0,83	32,08 ± 0,02	30,35 ± 0,43
Moyennes des T12 à T15 à $T_{0+120\text{min}}$	28,54 ± 0,47	31,91 ± 0,98	31,24 ± 0,77
Moyennes de T16 à $T_{0+120\text{min}}$	29,20 ± 0,40	30,64 ± 0,00	30,00 ± 0,00
Moyennes des T17 à T20 à $T_{0+120\text{min}}$	27,18 ± 2,19	28,21 ± 3,21	26,14 ± 3,45
Moyennes des T1 et T2 à $T_{0+120\text{min}}$	23,46 ± 0,65	24,33 ± 0,32	24,20 ± 0,10
Toile du brancard			
	Témoin	Blizzard Survival Blanket	Space All Weather Blanket

Figure 13 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests des couvertures passives Blizzard Survival Blanket (BSB) et Space All Weather Blanket (SAWB).

### C. Choix du système de réchauffement : Barrier Easy Warm (BSBEW) ou Bair Hugger (BSBBH) ou Electro-Concept (BSBEC)

Le Tableau 8 montre que les 3 systèmes actifs ont des performances thermiques comparables si on considère la moindre diminution de T16 obtenue au cours de ces tests par rapport au test témoin (TEM) dépourvu de protection thermique : l'écart maximal de température en fin de test entre ces 3 systèmes actifs associés avec la Blizzard Survival Blanket (BSB) est de seulement 0,18 °C et le plus grand écart par rapport au Témoin (TEM) est de 1,82 °C pour BSBEW0.

La comparaison des moyennes des températures internes des 4 sacs ventraux (Tableau 9) et des 4 sacs dorsaux (Tableau 10) montrent le bénéfice des systèmes actifs chauffant. En effet la température interne moyenne des 4 sacs ventraux en fin de test diminue de -0,83 °C pour la Bair Hugger (BSBBH) et de -1,81 °C pour la Barrier Easy

Warm (BSBEW) tandis que pour les sacs dorsaux elle diminue de  $-6,70\text{ }^{\circ}\text{C}$  (BSBBH) à  $-7,38\text{ }^{\circ}\text{C}$  pour l'Electro-concept sans vent (BSBECV0).

La diminution de la moyenne de la température interne des 4 sacs ventraux présente un écart de  $1,32\text{ }^{\circ}\text{C}$  entre le modèle le plus performant (BSBBH) et le moins performant (BSBEW) (Tableau 9) ; cet écart représente la différence d'efficacité dans l'apport de chaleur des 3 dispositifs testés, les sacs ventraux étant directement à leur contact. Pour les sacs dorsaux, les plus éloignés des dispositifs de réchauffement, cet écart existe aussi mais il n'est au maximum que de  $0,68\text{ }^{\circ}\text{C}$  (Tableau 10) entre BSBBH et BSBEW. Il montre aussi la différence d'efficacité globale entre les 3 dispositifs testés.

De plus l'importance du refroidissement des sacs dorsaux en fin de test (de  $-6,70\text{ }^{\circ}\text{C}$  à  $-7,38\text{ }^{\circ}\text{C}$  pour BSBBH et BSBECV0 respectivement) et leur homogénéité d'un test à l'autre (la différence maximale n'étant que de  $-0,68\text{ }^{\circ}\text{C}$  soit bien moins que l'écart-type des différences de températures entre le début et la fin du test) montre qu'il existe un contraste de température très important (de  $5$  à  $6\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) entre la face ventrale et la face dorsale des sacs pour ces trois dispositifs. Ceci s'explique par le fait que la face dorsale est la plus éloignée des dispositifs de réchauffement, qu'elle est quasiment en contact direct avec la toile du brancard directement exposée au froid, le poids des sacs écrasant la couverture de survie minimisant ses propriétés isolantes et augmentant leur surface de contact avec la toile du brancard. Tout ceci accélère le refroidissement des sacs dorsaux par conduction (Figure 14). En conséquence, il apparaît indispensable d'améliorer l'isolement de la partie du blessé en contact direct avec le brancard afin de minimiser ces pertes comme l'ont démontré Lundgren (58) et Rugh et Barazanji (59).

La mesure des températures à la surface des sacs montre que l'utilisation des dispositifs de réchauffement crée un gradient de température de la face ventrale à la face dorsale dont l'amplitude est d'environ  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  en fin de test (Figure 14) alors que pour le test Témoin (TEM) il existe deux gradients de températures depuis le sac central n°5 (T16), plus important vers la face dorsale des sacs que vers la face ventrale ( $5,74\text{ }^{\circ}\text{C}$  vs.  $2,21\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). De plus, la Figure 14 montre que par son air chaud pulsé le système Bair Hugger (BSBBH) fait diffuser la chaleur d'une façon homogène dans l'ensemble des 9 sacs du modèle de torse, les températures internes et de surface des sacs étant globalement plus élevées que pour les autres dispositifs, en particulier en face dorsale. Cependant le flux d'air chaud augmente légèrement la pression d'air sous la couverture de survie ; ceci provoque des fuites d'air chaud par les ouvertures de la couverture de

survie comme le montre sa température de surface qui est deux fois plus élevée que lors des tests des autres systèmes :  $15,26 \pm 3,56$  °C vs.  $7,58 \pm 0,75$  °C et  $7,40 \pm 0,42$  °C respectivement pour BSBBH, BSBEW et BSBEV0 (Tableau 13).

Moyennes des T5 à T8 à $T_{0+120\text{min}}$		$7,58$ $\pm 0,75$	$15,26$ $\pm 3,56$	$7,40$ $\pm 0,42$
Couverture passive	$18,71$ $\pm 2,31$			
Couverture active				
Chemise				
Moyennes des T3 et T4 à $T_{0+120\text{min}}$	$26,99$ $\pm 0,83$	$34,60$ $\pm 0,50$	$36,79$ $\pm 0,45$	$35,53$ $\pm 0,23$
Moyennes des T12 à T15 à $T_{0+120\text{min}}$	$28,54$ $\pm 0,47$	$33,13$ $\pm 1,25$	$34,36$ $\pm 1,09$	$33,31$ $\pm 1,31$
Moyennes de T16 à $T_{0+120\text{min}}$	$29,20$ $\pm 0,40$	$30,98$ $\pm 0,62$	$30,84$ $\pm 0,52$	$31,02$ $\pm 0,68$
Moyennes des T17 à T20 à $T_{0+120\text{min}}$	$27,18$ $\pm 2,19$	$28,08$ $\pm 2,98$	$28,98$ $\pm 2,78$	$27,54$ $\pm 2,91$
Moyennes des T1 et T2 à $T_{0+120\text{min}}$	$23,46$ $\pm 0,65$	$24,89$ $\pm 0,58$	$26,09$ $\pm 0,41$	$25,26$ $\pm 0,54$
Toile du brancard				
	Témoin	Barrier Easy Warm	Bair Hugger	Electro-Concept

Figure 14 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests des dispositifs de réchauffement : Barrier Easy Warm (BSBEW), Bair Hugger (BSBBH) et Electro-Concept (BSBEC), sans vent (V0).

Afin de prendre en compte la diminution de température interne de tous les sacs, nous avons calculé la dette thermique qui mesure la quantité de chaleur perdue par les 45 L de liquide de dialyse contenu dans les 9 sacs constituant le modèle de torse humain. L'étude de ce critère permet de connaître l'efficacité thermique globale des moyens de protection thermique. Sur ce critère énergétique, l'association Bair Hugger avec couverture de survie BSB (BSBBH) est la plus performante. La perte totale de chaleur n'est que de 760 kJ pour BSBBH alors qu'elle est de 865 kJ et 895 kJ pour BSBEW et BSBEV0 respectivement (Tableau 14, Tableau 15, Figure 11 et Figure 12). Ainsi la BSBBH permet de conserver le plus de chaleur pour tout le modèle. Ceci s'explique par son mode de fonctionnement : l'air chaud pulsé diffuse entre tous les sacs et les réchauffe (ou limite leur refroidissement) par convection alors que les autres dispositifs

ne délivrent de la chaleur qu'aux sacs ventraux par conduction donc par une surface d'échange plus faible.

Nos résultats sont en accord avec ceux de Ittner et al. (34) qui avaient montré que la vitesse de réchauffement du blessé était supérieure avec la couverture à air chaud pulsé qu'avec une couverture électrique (0,6 °C/h contre 0,2 °C/h, respectivement). Ils rejoignent aussi ceux de Allen et al. (5) qui, utilisant le même modèle mais dans une ambiance thermique confortable (22,5 °C) ont montré que la couverture Blizzard Survivor Blanket (BSB) seule ou associée à une couverture type Barrier Easy Warm (EW) avait la meilleure efficacité dans la prévention de l'hypothermie, en ne se basant que sur la mesure T16. En effet dans notre étude, bien que conduite à +3 °C, les très faibles écarts de T16 entre les 3 dispositifs actifs testés les rendent comparables du point de vue de l'efficacité thermique comme l'avaient montré Negishi et al. (60) pour qui couverture électrique et couverture à air pulsé sont comparables pour limiter l'hypothermie chez le laparotomisé.

Enfin, les systèmes de réchauffement testés semblent sûrs d'utilisation car aucune des températures de surface du côté ventral n'a dépassé le seuil de douleur de 45 °C.

#### **D. Effet du vent**

Le vent entraîne une augmentation des pertes de chaleur par convection qui se traduit par une température T16 en fin de test d'autant plus basse que la vitesse d'air est élevée :  $31,02 \pm 0,68$  °C pour BSBEV0,  $30,56 \pm 0,78$  °C pour BSBEV1 et  $29,96 \pm 0,46$  °C pour BSBEV2 soit pour cette dernière une valeur inférieure à celle du test BSB donc sans dispositif actif de réchauffement (Tableau 8 et Figure 15). Ainsi l'effet bénéfique du dispositif de chauffage disparaît avec une vitesse d'air de  $1,78 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (condition V2).

On retrouve une diminution des températures internes moyennes des sacs dorsaux (Tableau 10) légèrement plus importante que pour les sacs ventraux (Tableau 9). Les températures moyennes de surface des sacs ventraux ne sont pas modifiées (Tableau 11) mais celles des sacs dorsaux sont plus basses d'environ 2 °C en fin de test avec vent (Tableau 12). La température moyenne de la surface externe de la couverture de survie est aussi plus basse de 2 à 3 °C en fin de test lorsqu'il y a du vent (Tableau 13).

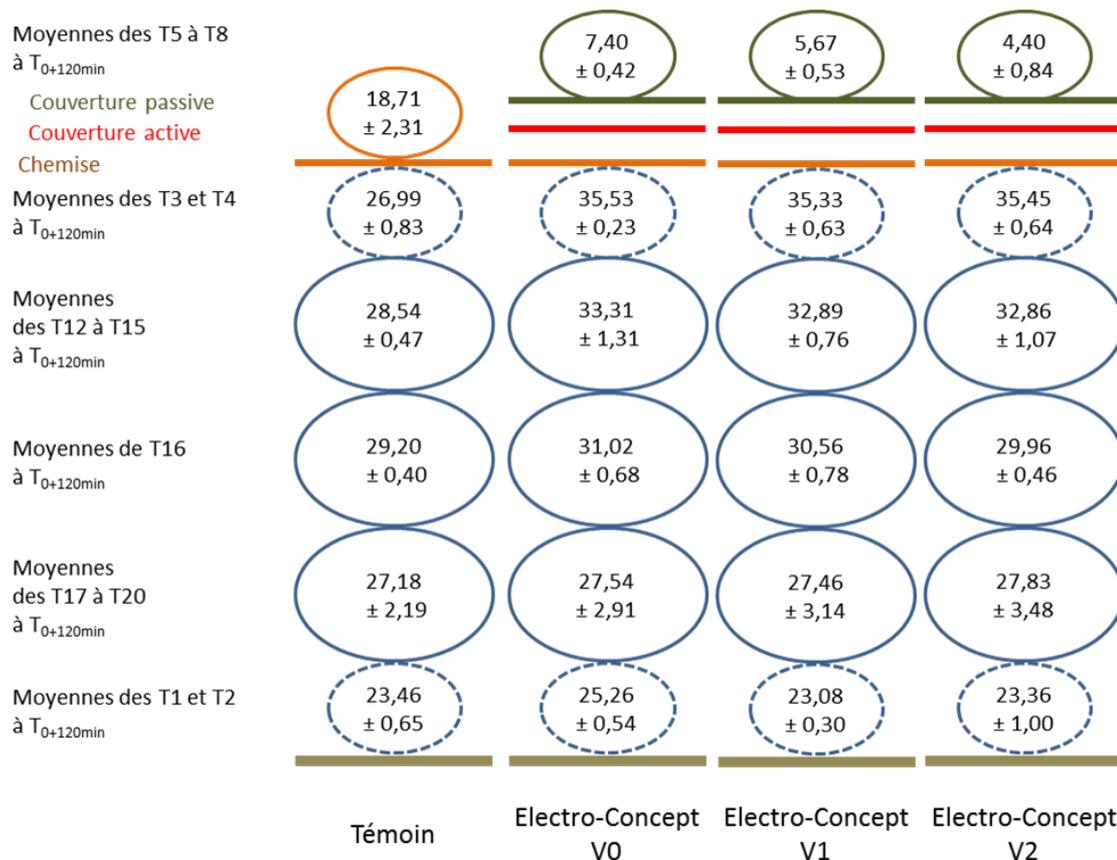


Figure 15 : Moyennes et écarts-types des températures en fin de test, de la surface de la face dorsale des sacs à la surface externe des couvertures de survie lors des tests Témoin (TEM) et des tests du dispositif de réchauffement Electro-Concept (BSBEC), sans vent (V0), et avec du vent (V1 :  $1,25 \text{ m.s}^{-1}$  et V2 :  $1,78 \text{ m.s}^{-1}$ ).

Ces résultats s'expliquent par une augmentation des pertes thermiques par convection à la face dorsale du modèle de torse. Bien que les ventilateurs soufflent directement sur la face ventrale les pertes thermiques sont limitées par le dispositif chauffant. Celui-ci s'interpose entre la couverture de survie dont le refroidissement est accéléré par les pertes par convection et les sacs dont la température de surface n'est pas modifiée quelque soient les conditions de vent.

Au total, les pertes thermiques du modèle de torse sont majorées de 68 kJ en condition V1 (vent de  $1,26 \text{ m.s}^{-1}$ ) et de 64 kJ en condition V2 (vent de  $1,78 \text{ m.s}^{-1}$ ).

Ceci est conforme avec les résultats obtenus par Henriksson & al. sur mannequin thermique (61), les pertes thermiques étant majorées lorsque la vitesse de l'air augmente. De plus, le vent, par son effet compressif, diminue l'épaisseur des couvertures isolantes en chassant l'air qui y est emprisonné, réduisant son pouvoir isolant. Dans notre cas, le dispositif chauffant qui fonctionne par conduction compense les pertes là

où il est utilisé mais n'a aucune efficacité sur les pertes thermiques de la face dorsale qui sont majorées par la convection forcée.

Notre étude a montré que les couvertures isolantes dites couvertures de survie réduisent les pertes thermiques d'environ 9 %, par convection et rayonnement principalement. L'utilisation associée d'un système actif de réchauffement réduit les pertes thermiques de 25 % dans le meilleur des cas (comparaison de BSB avec BSBBH) mais il n'y a pas de grande différence d'efficacité thermique des trois dispositifs testés ici. L'effet du vent est à prendre en compte dans la majoration des pertes thermiques et il paraît tout aussi important de limiter au maximum les pertes thermiques au niveau dorsal chez le blessé allongé sur un brancard.

Au total, l'efficacité thermique d'une couverture de survie ou d'un système de réchauffement est certes un critère important de choix mais il n'est pas le seul en particulier dans les conditions qui nous intéressent, la prévention de l'hypothermie chez le blessé de guerre. Les critères logistiques de volume, poids, fourniture d'énergie, fiabilité, simplicité d'utilisation, reproductibilité des performances, hygiène, adaptation au vecteur de transport (hélicoptère en particulier), péremption, disponibilité et coût sont aussi des éléments importants dans le choix. Bien que légèrement moins performante que d'autres systèmes, la couverture chimique Barrier Easy Warm présente l'avantage d'être d'un volume et d'un poids modestes, de ne pas nécessiter une source d'énergie et malgré son usage unique reste d'un coût modeste pour le type d'usage envisagé ici.

Nous recommandons donc l'utilisation d'une couverture isolante de type Blizzard Space Blanket associée à une couverture chimique de type Barrier Easywarm. C'est aussi l'association retenue actuellement par l'armée américaine dans la prévention de l'hypothermie (47).

Dans le cadre de l'appel d'offre de la DAPSA qui a conduit à la réalisation de cette étude, nos résultats ne sont pas en faveur de l'utilisation de la couverture électrique au sein des EVASAN tactiques ni des MEDEVAC.

## VII. Conclusion

Notre étude avait pour but de comparer *in vitro* l'efficacité thermique de dispositifs actifs de réchauffement dans la prévention de l'hypothermie. Sur un modèle de torse humain, au cours d'une exposition de 2 h à +3 °C, elle a consisté à évaluer l'efficacité thermique : 1/ De deux couvertures de survie. 2/ Associer la plus efficace à trois dispositifs actifs de réchauffement : une couverture à air chaud pulsé (Bair Hugger), une couverture chauffante électrique (Electroconcept) et une couverture chauffante chimique (Barrier Easy Warm) afin d'évaluer leur efficacité thermique. 3/ Estimer l'effet délétère de la convection forcée sur les performances de la combinaison couverture de survie – dispositif actif. L'objectif de l'étude était la prévention de l'hypothermie lors des évacuations sanitaires tactiques, notamment hélicoptères, faites par le Service de Santé des Armées. Nous avons choisi comme critère principal l'efficacité thermique évaluée par l'évolution de la température du noyau du modèle de torse. Nous avons estimé le stockage thermique de l'ensemble des 9 sacs du modèle pour chacun des 20 tests effectués puis calculé la dette thermique en fin de test.

L'efficacité thermique des deux couvertures de survie Blizzard Survival Blanket (BSB) et Space All Weather Blanket (SAWB) est très voisine avec un léger avantage pour la BSB (+0,64 °C au bout de 2 h à 3 °C).

L'association de la Blizzard Survival Blanket avec chacun des 3 dispositifs actifs de réchauffement ne montre qu'une amélioration très modeste des résultats, toujours inférieure à 1 °C. De plus, cette faible efficacité thermique s'accompagne d'une lourdeur logistique pour les deux dispositifs électriques (Bair Hugger et Electroconcept) les rendant moins adaptées pour les types d'évacuations précitées. La couverture Barrier Easy Warm présente une performance thermique équivalente avec l'avantage d'une très faible contrainte logistique (pas de source supplémentaire d'énergie, faible volume, prix peu élevé). Cependant, si on considère le critère de stockage thermique, la couverture Bair Hugger limite un peu mieux la dette thermique que la Barrier Easy Warm (écart de 14 %) et que l'Electroconcept (écart de 18 %), son mode de fonctionnement (air chaud pulsé) facilitant la diffusion de la chaleur produite.

Tout ceci nous conduit donc à recommander l'association « couverture isolante Blizzard Survival Blanket + couverture chimique Barrier Easywarm » pour l'évacuation hélicoptérée des blessés de guerre.

Cette étude a mis aussi en évidence qu'il existe un contraste de température important entre la face ventrale du modèle où sont appliqués les dispositifs actifs de réchauffement et la face dorsale du sujet, qui est le siège de pertes de chaleur par convection et conduction. Nous recommandons aussi d'utiliser un matelas mousse isolant à poser sur le brancard afin de minimiser au mieux les pertes de chaleur.

Enfin, nous avons mis en évidence que la convection forcée majore les pertes thermiques au point d'annuler l'effet d'un dispositif de réchauffement comme une couverture thermique électrique. Ce facteur vent est présent lors de l'évacuation hélicoptérée et aussi sur le terrain lorsque le blessé ne peut être mis à l'abri. Dans ces conditions, un dispositif de réchauffement actif est impératif pour éviter d'aggraver l'hypothermie.

Bien que cette étude ait été faite *in vitro* les résultats présentent une certaine variabilité. En conséquence, afin de pouvoir consolider nos résultats et éventuellement développer un modèle thermique prédictif de l'utilisation de ce type de dispositif, nous recommandons la réalisation d'un plus grand nombre de tests dans une chambre thermoclimatique froide (flux d'air laminaire et contrôle précis des conditions expérimentales) avec l'usage d'un mannequin thermique reproduisant les réactions physiologiques au froid. Afin de valider ces résultats théoriques, il serait nécessaire de faire l'étude de l'efficacité thermique de ces dispositifs chez l'être humain associée à une étude sur le confort thermique

## VIII. Bibliographie

1. Briot R, Menthonnex E, Brun J, Anglade D, Girardet P, Jacquot C. Hypothermies accidentelles. In : Encyclo Méd Chir, Médecine d'urgence [Article 25-030, D-20], 2007.
2. Brown DJA, Brugger H, Boyd J, Paal P. Accidental Hypothermia. *N Engl J Med.* 2012;367(20):1930-38.
3. Van der Ploeg GJ, Goslings JC, Walpoth BH, Bierens JJLM. Accidental hypothermia : rewarming treatments, complications and outcomes from one university medical centre. *Resuscitation.* 2010;81(11):1550-55.
4. Varvenne D. Prévention de l'hypothermie du blessé de guerre : évaluation sur un modèle expérimental des différents dispositifs utilisés par les médecins militaires français. Thèse d'exercice : Médecine : Marseille ; 2012.
5. Allen PB, Salyer SW, Dubick MA, Holcomb JB, Blackburne LH. Preventing Hypothermia : Comparison of Current Devices Used by the US Army in an In Vitro Warmed Fluid Model. *J Trauma.* 2010;69 Suppl 1:S154-61.
6. Launay JC. Les adaptations croisées climatiques chez l'humain : caractérisation, mécanismes et risques thermophysiques. Thèse de doctorat : Sciences : Lyon 1 : 2008.
7. Houdas Y, Guieu JD. La fonction thermique. Villeurbanne : SIMEP éditions ; 1977.
8. Savourey G, Launay JC, Melin B. Physiopathologie et prévention des troubles liés à l'exposition à la chaleur ou au froid. *Actual Doss En Santé Publique.* 2003;45:4-9.
9. Sawka MN, Wenger CB. Chapter 3 : Physiological responses to acute exercise-heat stress. In : Pandolf, K.B., Sawka, M.N. et Gonzalez, R.R., Eds. *Human performance physiology and environmental medicine at terrestrial extremes.* Natick, Ma, USA : Cooper Publishing Group; 1988. p. 97-152 p.
10. Frank S, Raja S, Bulcao C, Goldstein D. Relative contribution of core and cutaneous temperatures to thermal comfort and autonomic responses in humans. *J Appl Physiol* (1985). 1999;86(5):1588-93.
11. Bittel J. Le maintien de l'homéothermie chez l'homme. Conférences de réanimation pré-hospitalière. BSPP. Séance du 14 décembre 1993. Paris. Bibliothèque ESA Bron.
12. Bittel J., Savourey G. Prevention of Cold Stress in Extreme Outdoor Conditions. In 42, Hot and Cold, *Encyclopedia of Occupational Health and Safety*, International Labor Organization. Geneva. 2011.

13. Watts DD, Roche M, Tricarico R, Poole F, Brown JJ Jr, Colson GB, et al. The utility of traditional prehospital interventions in maintaining thermostasis. *Prehosp Emerg Care*. 1999;3(2):115-22.
14. Jurkovich GJ. Environmental cold-induced injury. *Surg Clin North Am*. 2007;87(1):247-267.
15. Launay J-C, Bourrilhon C, Savourey G. Travail au froid. In : *Encyclo Méd Chir, Pathologie professionnelle et de l'environnement [Article 16-400, A-10]*, 2011.
16. SFAR. Congrès (39 ; 1997 ; Paris) Mantz J, Lasocki S, Fierobe L. Hypothermie accidentelle. Ed. Conférence d'actualisation. Paris, Elsevier. 1997;575-86.
17. Marsigny B. Hypothermies accidentelles. In : Carli P, Riou B, Télion C. *Urgences médico-chirurgicales de l'adulte*. Paris, Arnette ; 2004. 806-13
18. Gilbert M, Busund R, Skagseth A, Nilsen PA, Solbø JP. Resuscitation from accidental hypothermia of 13.7 degrees C with circulatory arrest. *Lancet*. 2000;355(9201):375-6.
19. Durrer B, Brugger H, Syme D. The medical on-site treatment of hypothermia: ICAR-MEDCOM recommendation. *High Alt Med Biol*. 2003;4(1):99-103.
20. Segar WE, Moore WW. The regulation of antidiuretic hormone release in man. I. Effects of change in position and ambient temperature on blood ADH levels. *J Clin Invest*. 1968;47(9):2143-51.
21. Pozos RS, Danzl D. Human physiological responses to cold stress and hypothermia. *Medical Aspects of Harsh Environment*.: Borden Institute, Office of the Surgeon General, US Army Medical Department, Washington DC, 2001 ;1:351-82.
22. Rousseau J, Marsigny B, Cauchy E, Bonsignour J. Hypothermie en traumatologie. *Ann Fr Anesth Reanim*. 1997;16(7):885-94.
23. Danzl D, Lloyd E. Treatment of accidental hypothermia. *Medical Aspects of Harsh Environment*.: Borden Institute, Office of the Surgeon General, US Army Medical Department, Washington DC, 2001 ; 1 : 491-529.
24. Jude B, Bauters A, Gaudric J, Vincentelli A, Decoene C, Susen S. Hémostase et hypothermie. *Sang Thrombose Vaisseaux*. 2004;16(10):515-9.
25. Lier H, Krep H, Schroeder S, Stuber F. Preconditions of hemostasis in trauma: a review. The influence of acidosis, hypocalcemia, anemia, and hypothermia on functional hemostasis in trauma. *J Trauma*. 2008;65(4):951-60.
26. Henriksson O. Protection against cold in prehospital trauma care. Thèse d'exercice : Médecine : Université d'Umea (Suède); 2012.
27. Polderman KH, Peerdeman SM, Girbes AR. Hypophosphatemia and hypomagnesemia induced by cooling in patients with severe head injury. *J Neurosurg*. 2001;94(5):697-705.

28. Strapazzon G, Nardin M, Zanon P, Kaufmann M, Kritzinger M, Brugger H. Respiratory failure and spontaneous hypoglycemia during noninvasive rewarming from 24.7°C (76.5°F) core body temperature after prolonged avalanche burial. *Ann Emerg Med.* 2012;60(2):193-6.
29. Polderman K. Hypothermia, immune suppression and SDD : can we have our cake and eat it? *Crit Care.* 2011;15(2):144.
30. Langhelle A, Lockey D, Harris T, Davies G. Body temperature of trauma patients on admission to hospital: a comparison of anaesthetised and non-anaesthetised patients. *Emerg Med J.* 2012;29(3):239-42.
31. Ireland S, Endacott R, Cameron P, Fitzgerald M, Paul E. The incidence and significance of accidental hypothermia in major trauma - a prospective observational study. *Resuscitation.* 2011;82(3):300-6.
32. Launay J-C, Besnard Y, Sendowski I, Savourey G. La mesure de la température corporelle. *Urg Prat.* 2001;(44):34-46.
33. Dobson JA, Burgess JJ. Resuscitation of severe hypothermia by extracorporeal rewarming in a child. *J Trauma.* 1996;40(3):483-5.
34. Ittner KP, Bachfischer M, Zimmermann M, Taeger K. Convective air warming is more effective than resistive heating in an experimental model with a water dummy. *Eur J Emerg Med.* 2004;11(3):151-3.
35. Thomassen Ø, Færevik H, Østerås Ø, Sunde GA, Zakariassen E, Sandsund M, et al. Comparison of three different prehospital wrapping methods for preventing hypothermia - a crossover study in humans. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2011;19:41.
36. Karlsen AM, Thomassen O, Vikenes BH, Brattebø G. Equipment to prevent, diagnose, and treat hypothermia: a survey of Norwegian pre-hospital services. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2013;21:63.
37. Lapostolle F, Sebbah JL, Couvreur J, Koch FX, Savary D, Tazarourte K, et al. Risk factors for onset of hypothermia in trauma victims : The HypoTraum study. *Crit Care.* 2012;16(4):R142.
38. Arthurs Z, Cuadrado D, Beekley A, Grathwohl K, Perkins J, Rush R, et al. The impact of hypothermia on trauma care at the 31st combat support hospital. *Am J Surg.* 2006;191(5):610-4.
39. Nesbitt M, Allen P, Beekley A, Butler F, Eastridge B, Blackbourne L. Current practice of thermoregulation during the transport of combat wounded. *J Trauma.* 2010;69 Suppl 1:S162-7.
40. Henriksson O, Lundgren P, Kuklane K, Holmér I, Naredi P, Bjornstig U. Protection against cold in prehospital care : evaporative heat loss reduction by wet clothing removal or the addition of a vapor barrier, a thermal manikin study. *Prehosp Disaster Med.* 2012 ;27(1) :53-8

41. Roberts DE, Hamlet MP. Prevention of cold injuries. Medical Aspects of Harsh Environment.: Borden Institute, Office of the Surgeon General, US Army Medical Department, Washington DC, 2001;1 :411-27.
42. Mommsen P, Zeckey C, Frink M, Krettek C, Hildebrand F. Accidental hypothermia in multiple trauma patients. Zentralbl Chir. 2012;137(3):264-9.
43. Pasquier P, de Rudnicki S, Donat N, Auroy Y, Merat S. Epidemiology of war injuries, about two conflicts: Iraq and Afghanistan. Ann Fr Anesth Reanim. 2011;30(11):819-27.
44. SFMU. Congrès (n°4, 2010, Paris). Martinez J, Malle C, Bourrilhon C, Cabane D, Klack F, Turc J, et al. Pathologies et contraintes médicales liées à l'altitude au cours du conflit en Afghanistan.
45. Kelly JF, Ritenour AE, McLaughlin DF, Bagg KA, Apodaca AN, Mallak CT, et al. Injury severity and causes of death from Operation Iraqi Freedom and Operation Enduring Freedom: 2003-2004 versus 2006. J Trauma. 2008;64(Suppl 2):S21-26; discussion S26-27.
46. Pidcoke HF, Aden JK, Mora AG, Borgman MA, Spinella PC, Dubick MA, et al. Ten-year analysis of transfusion in Operation Iraqi Freedom and Operation Enduring Freedom : increased plasma and platelet use correlates with improved survival. J Trauma Acute Care Surg. 2012;73(6 Suppl 5):S445-52.
47. CENTCOM JTTS Director. Hypothermia prevention, monitoring, and management. [http://www.usaisr.amedd.army.mil/assets/cpgs/Hypothermia\\_Prevention\\_20\\_Sep\\_12.pdf](http://www.usaisr.amedd.army.mil/assets/cpgs/Hypothermia_Prevention_20_Sep_12.pdf) (consulté le 25.01.2014).
48. Martin RS, Kilgo PD, Miller PR, Hoth JJ, Meredith JW, Chang MC. Injury-associated hypothermia: an analysis of the 2004 National Trauma Data Bank. Shock. 2005;24(2):114-8.
49. Wang HE, Callaway CW, Peitzman AB, Tisherman SA. Admission hypothermia and outcome after major trauma. Crit Care Med. 2005;33(6):1296-301.
50. Shafi S, Elliott AC, Gentilello L. Is hypothermia simply a marker of shock and injury severity or an independent risk factor for mortality in trauma patients? Analysis of a large national trauma registry. J Trauma. 2005;59(5):1081-5.
51. Jurkovich GJ, Greiser WB, Luterman A, Curreri PW. Hypothermia in trauma victims: an ominous predictor of survival. J Trauma. 1987;27(9):1019-24.
52. CITERA Lyon, Precloux P. Mise en condition de survie du blessé de guerre selon la méthode SAFE-ABC & MARCHE-RYAN. 2009. <http://citerahiadestgenettes.hautetfort.com/list/procedure/1672993432.pdf> (consulté le 06.03.2014).
53. Candler W, Freedman M. Military medical operations in cold environments. Medical Aspects of Harsh Environment.: Borden Institute, Office of the Surgeon General, US Army Medical Department, Washington DC, 2001;1 ;553-66.

54. Savourey G, Launay JC, Besnard Y. Physiological evaluation of protective equipments in Man in laboratory conditions : interests and limits. In : Thermal protection of Man under hot and hazardous conditions. DGA. Paris. 2009 :259-64
55. CITERA HIAD. Prévention de l'hypothermie du blessé de guerre à sa relève. 2009 <http://citerahiadesgenettes.hautetfort.com/list/procedure/1549886808.2.pdf> (cité le 10 mars 2014).
56. Molnlycke Health Care. Study to assess the safety and efficacy of an active self-warming blanket used to prevent hypothermia. 2012. <http://www.molnlycke.com/Documents/GLOBAL%20-%20ENG/Surgical/barrier-easywarm-clinical-study.pdf> (cité le 27 févr 2014).
57. Lundgren P, Henriksson O, Naredi P, Björnstig U. The effect of active warming in prehospital trauma care during road and air ambulance transportation - a clinical randomized trial. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2011;19:59.
58. Lundgren P, Henriksson O, Widfeldt N, Wikström T. Insulated Spine Boards for Prehospital Trauma Care in a Cold Environment. *Int J Disaster Med.* 2004;2(1-2):33-7.
59. Rugh JP, Barazanji K. US Dep Energy. Assessment of hypothermia blankets using an advanced thermal manikin. International conference on environmental ergonomics. 2009. Boston. <http://www.nrel.gov/docs/fy09osti/45888.pdf> (cité le 25 janvier 2014).
60. Negishi C, Hasegawa K, Mukai S, Nakagawa F, Ozaki M, Sessler DI. Resistive-Heating and Forced-Air Warming Are Comparably Effective. *Anesth Analg.* 2003;1683-7.
61. Henriksson O, Lundgren JP, Kuklane K, Holmér I, Björnstig U. Protection against cold in prehospital care-thermal insulation properties of blankets and rescue bags in different wind conditions. *Prehosp Disaster Med.* 2009;24(5):408-415.

**PEGAZ Pierre-Yves**

Comparaison in vitro de trois dispositifs de réchauffement cutané dans la prévention pré-hospitalière de l'hypothermie

15 f., 15 tabl., 13 ill

Th. Méd : Lyon 2014 ; n° 86

**Résumé***Introduction :*

L'hypothermie est un facteur aggravant le pronostic vital du blessé de guerre. Afin de mieux la prévenir sur le terrain, nous avons comparé l'efficacité thermique de 3 dispositifs de réchauffement cutané : une couverture chimique, une couverture à air chaud pulsé et une couverture électrique, chacune associée à une couverture de survie.

*Matériels et Méthodes :*

Nous avons d'abord testé deux couvertures de survie pour ensuite associer la plus performante thermiquement à chacun des 3 dispositifs. Enfin, l'association ayant la meilleure performance thermique a été testée avec deux vitesses de vent. Les tests d'une durée de 2 h ont été faits sur un modèle *in vitro* de torse humain à une température de +3 °C. Les critères de jugement ont été l'évolution de la température du noyau du modèle de torse et celle de son contenu calorique total.

*Résultats :*

La couverture de survie Blizzard Survival Blanket s'est révélée plus performante que la couverture Space-All Weather Blanket. Les 3 dispositifs de réchauffement cutané ont des performances thermiques voisines. La couverture électrique présentait un léger avantage pour la préservation de la température du noyau. La couverture à air pulsé a un léger avantage pour le contenu calorique total. Un vent de 1,78 m.s<sup>-1</sup> suffit à supprimer l'effet bénéfique du dispositif de réchauffement cutané.

*Discussion / Conclusion :*

Cette étude n'a pas mis en évidence de différence notable entre les 3 dispositifs de réchauffement cutané testés. En prenant en compte les contraintes logistiques lors d'un conflit, nous recommandons l'association « couverture de survie Blizzard Survival Blanket + couverture chimique Barrier Easy Warm » pour la prévention de l'hypothermie du blessé de guerre.

**Mots clés :** Hypothermie, physiologie, prévention, réchauffement cutané, blessé de guerre

**Jury :**

Président : Monsieur le Professeur GUEUGNIAUD Pierre-Yves

Membres : Monsieur le Professeur DAVID Jean-Stéphane  
Monsieur le Médecin en Chef MARTINEZ Jean-Yves  
Monsieur le Médecin en Chef BOURRILHON Cyprien  
Monsieur le Médecin en Chef MELAINE Régis

**Date de soutenance :** Lundi 2 Juin 2014

**Adresse de l'auteur :** pypegaz@hotmail.com