

Etude de validation de l'appareil CALERAresearch

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de
Master of Sciences en sciences du sport
Option enseignement

Déposé par

Vincent Baeriswyl

à

L'Université de Fribourg, Suisse
Faculté des sciences et de médecine
Section Médecine
Département des neurosciences et sciences du mouvement

En collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent

Dr. Thomas Wyss

Conseillère

Theresa Schweizer

Fribourg, mai 2023

Résumé

Lorsque la température du corps humain dépasse un certain seuil, de nombreuses réactions physiologiques ont lieu. Ce processus de thermorégulation est appelé la thermolyse et permet au corps de garder une température stable. Afin d'éviter les accidents liés aux coups de chaleur, l'objectif principal de cette étude était de valider l'efficacité d'un capteur de température CALERAreasearch (CAL).

Pour cela, ce dispositif portable a été placé à différents endroits sur le corps (bras et poitrine) sur 16 participants (neuf hommes et sept femmes) et les données récoltées ont été comparées aux données de référence mesurées avec une sonde rectale. Il a notamment été testé lors d'activités physiques à intensités différentes. Finalement, le capteur a été évalué en fonction de sa précision de mesure de la température corporelle d'un individu entre la condition 1 (habits de sport : short et t-shirt) et la condition 2 (équipement : pantalon long, pull et coupe-vent).

Sur la base de résultats obtenus lors de précédentes études (Verdel et al., 2021; Mendt et al., 2017) une différence significative était attendue en fonction de l'emplacement des capteurs, du niveau d'exercice et des deux conditions décrites plus haut.

Toutes les hypothèses ont été confirmées. Les résultats ont montré que la corrélation entre les appareils CAL et la sonde de référence étaient de 0.64 (fort) selon Cohen (1992). Cependant le capteur CAL manque de précision. Les résultats ont dépassé le seuil d'acceptabilité fixé à ≤ 0.3 °C avec une moyenne d'erreur absolue (MAE) de 0.33 ± 0.28 . La MAE était de 0.26 °C pour les exercices intensifs et 0.36 °C pour les exercices non intensifs. Sous condition 1, la MAE était de 0.29 °C et de 0.36 °C sous condition 2. La précision a été bonne et valide lors des activités intensives et sous la condition 1. Les plus grandes erreurs de mesures sont apparues lorsque qu'il n'y avait pas de mouvement d'air autour du capteur, soit pendant la condition 2. L'existence de biais des mesures doit être connue lorsque le capteur CAL est utilisé, afin d'éviter les risques liés à la surchauffe du corps.

Table des matières

1 Introduction	4
1.1 Contexte scientifique et situation initiale	4
1.2 Objectifs et questions concrètes	19
2 Matériel et méthodes	20
2.1 Description de l'échantillon	20
2.2 Design de l'étude.....	21
2.3 Méthodes et instruments de recherche	25
3 Résultats	29
4 Discussion	43
5 Conclusion.....	48
Bibliographie.....	49

1 Introduction

1.1 Contexte scientifique et situation initiale

Un organisme est homéotherme (à sang chaud) si son milieu interne maintient une température constante indépendamment du milieu extérieur. A l'inverse, un organisme est hétérotherme lorsque sa température interne varie en fonction de son milieu (à sang froid). L'homéothermie concerne alors les êtres humains qui sont aussi endothermiques, c'est-à-dire que la chaleur corporelle est générée par le métabolisme interne de l'individu. La température cible pour le corps humain se situe aux alentours de 37 °C (Falcone et al., 2021; Muth, 2020).

La thermorégulation englobe l'ensemble des mécanismes qui vont permettre à un organisme de se maintenir à une température souhaitée. Elle dépendra de la production de chaleur d'un corps (thermogénèse) ou de la déperdition de chaleur (thermolyse). En effet, le corps humain est en constante adaptation avec le milieu qui l'entoure et essaye de maintenir une température stable face aux différents stimulus externes (conditions environnementales) ou internes (production de chaleur des réactions mécaniques et chimiques dans le corps).

Le contrôle de la température corporelle (TC) est complexe et régulé par des thermorécepteurs périphériques et centraux qui sont des neurones sensoriels situés dans des zones spécifiques. Certains thermorécepteurs se situent près des capillaires sanguins. Ceux-ci perçoivent la température de la peau (TP). D'autres sont situés plus profondément dans le corps, comme dans la moelle épinière, les parois des organes intra-abdominaux et les principaux troncs veineux. Par le faisceau spinothalamique, les voies afférentes (ganglions sensoriels crâniens) transmettent l'information sur la température (qui varie selon les conditions météorologiques et thermiques extérieures) sous forme d'influx nerveux à l'hypothalamus. La partie postérieure de l'hypothalamus régule les réflexes en réaction à l'exposition au froid, tandis que la partie antérieure régule ceux en réaction à l'exposition à la chaleur (Kenny & Flouris, 2014).

Il est important de différencier la TC (centrale) et la TP (périphérique), et le fait qu'elle varie en fonction de l'emplacement où elle est mesurée. Seuls les organes internes du corps maintiennent une mesure constante. La température périphérique va alors faire office de Température de référence TREF pour l'organisme afin qu'il puisse adapter sa température interne en lien avec les conditions thermiques auxquelles il est confronté (Muth, 2020).

Lorsque la température ambiante (environnementale) se situe entre 28 et 32 °C, le corps humain garde son état de température stable et se trouve dans une zone thermique neutre (Hardy & Du Bois, 1940). À ces températures, l'activité énergétique est relativement basse et son état stable par la production de chaleur dû au métabolisme de base (Pallubinsky et al., 2019). Il est à noter qu'un corps ne pouvant se refroidir augmenterait sa température interne de 1 °C toutes les cinq à sept minutes (Fabien et al., 2012). En somme, le corps, comme toute matière, est régi par les lois de la thermodynamique.

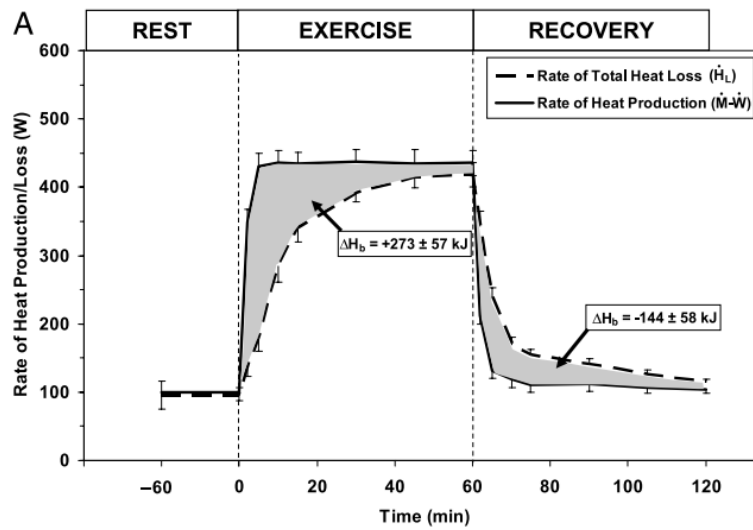
La thermodynamique régit les échanges de chaleur d'un élément à un autre, qu'il soit solide, liquide ou gazeux. La première loi dit : « Rien ne se perd, rien ne se crée, tout se transforme » (Antoine Lavoisier, 1789).

La deuxième loi dit qu'il y a un sens naturel de transfert - pour la chaleur, l'échange se fait d'un corps chaud vers un corps froid (Parsons, 2002). Le transfert de chaleur se fait soit par un changement d'état (solide, liquide, gaz), soit par des transferts conductifs (de molécule à molécule), convectifs (flux de masse) ou radiatifs. Ces changements résultent des gradients thermiques (variations de chaleur à l'intérieur d'un élément) propre à chaque matière organique. Comme le corps est en constante production de chaleur, l'équilibre thermique parfait n'existe pas (Taylor et al., 2014).

Kenny et al. (2008) effectuaient des tests en chambre calorimétrique afin de mesurer la température produite et évacuée par le corps lors d'un entraînement sur un vélo ergomètre à une intensité de 70 Watts durant 60 minutes à 30 °C et 30 % d'humidité. Les résultats de cette étude (Figure 1) démontraient la courbe de la chaleur du corps humain lors d'un exercice physique. Ces mesures reflètent l'énergie globale produite par le corps sous forme de chaleur (Taylor et al., 2014). Lors de cette expérience, (Kenny et al., 2008) ont aussi équipé les participants de quatre systèmes de mesure de température corporelle différents. Les mesures sont exprimées sur la (Figure 2) ci-dessous.

Figure 1

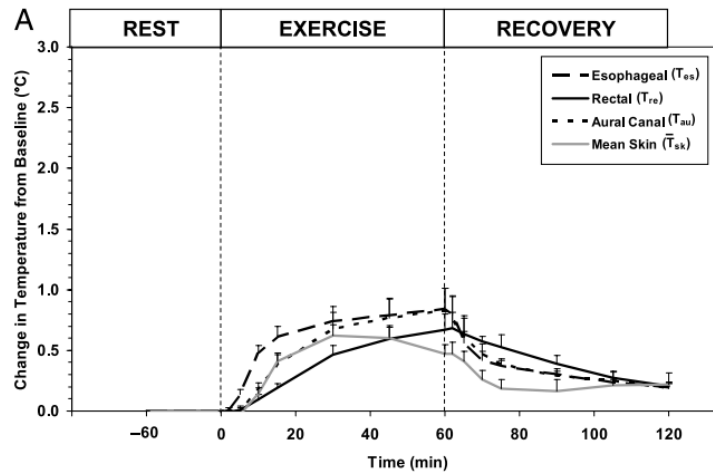
Production et perte de chaleur du corps durant 60 minutes de vélo sur ergomètre et 60 minutes de récupération statique



Note. Le trait plein démontre la production d'énergie par le corps et le traitillé indique la perte de chaleur (énergie) produite par le corps. La zone grise est l'accumulation de chaleur dans le corps (Kenny et al., 2008).

Figure 2

Différence de température mesurée par des capteurs sur différents lieux lors d'un exercice physique de 60 minutes de vélo sur ergomètre à 70 watts et 60 minutes de récupération statique.



Note. Courbe de température mesurée par les différents appareils Esophageal = température œsophage mesurée par un thermomètre thermocouple enfilé par la narine ; Rectal = température rectale mesurée par une sonde thermocouple enfilée à 12 cm de profondeur du sphincter ; Aural Canal = Température du canal auditif mesurée par une sonde thermocouple tympanique placée proche de la membrane tympanique et isolée de l'environnement extérieur ; Mean Skin = température de la peau mesurée par des thermocouple de type T (cuivre-constantan) intégrés à des capteurs de flux de chaleur et fixés directement sur la peau (12 lieux différents) (Kenny et al., 2008).

Ces résultats démontrent particulièrement bien qu'il existe des différences entre les lieux où la température est mesurée. L'étude de Taylor et al. (2014) se focalisait sur les températures corporelles profondes (températures intramusculaires, sous-cutanées, transcutanées et cutanées) et elle déclare qu'il y a beaucoup d'idées fausses concernant ce sujet. Les auteurs affirmaient qu'il était important de comprendre que des variations de température existaient en fonction du lieu où la température était mesurée. Il est possible que si les lieux de mesure sont très proches ou irrigués par les mêmes vaisseaux sanguins, ou encore possédant des taux métaboliques similaires, la température soit identique. Mais la validité de chaque mesure doit être évaluée en fonction des objectifs de la recherche, tout en se fiant aux exigences d'équilibre et de positionnement des capteurs. Ainsi, pendant les phases dynamiques (immersion dans l'eau froide par exemple), les températures profondes doivent être mesurées à partir de sites qui suivent les

changements de température dans le volume sanguin central. Cette étude concluait qu'il n'existait pas d'appareil (étalons d'or) pour la mesure de la température du corps interne.

D'après Parsons (2002), il est possible de mesurer la TC avec divers instruments. Les plus répandus sont les thermomètres à mercure ou infrarouge, les thermocouples, des thermistances ou même des pilules électroniques digestives. Chaque appareil a des caractéristiques bien particulières et sa propre méthode d'interprétation. Les conditions de la recherche nécessiteront différents instruments de mesure.

En effet, certaines mesures de températures s'avèrent être très précises et sont utilisées dans le milieu hospitalier mais pas adéquates pour des mesures sur le terrain ou dans des conditions environnementales instables.

Casa et al. (2007) ont publié un rapport qui remettait en question la précision des différentes mesures de TC. Ils y ont comparé différents appareils avec la température rectale (TREC) comme TREF - ceci par voie orale, auditive, gastro-intestinale, frontale, temporelle et dans la région axillaire. Ils concluaient que la température gastro-intestinale était la seule mesure qui reflétait avec précision la TC. Les températures orale, axillaire, auditive, temporelle et frontale étaient significativement différentes de la TREC et considérées comme non valables pour évaluer l'hyperthermie chez les personnes faisant de l'exercice à l'extérieur. Verdel et al. (2019) confirmaient ces propos pour la mesure de la température orale, auditive, frontale et dans la région axillaire, tandis qu'ils affirmaient que les mesures de la température pour l'artère pulmonaire, l'œsophage étaient valides en comparaison avec la TREC.

Falcone et al. (2021) analysaient 16 études publiées avant le 24 mars 2020 en lien avec la TC et en ont conclu l'émergence de nouvelles technologies estimant la TC en temps réel par des capteurs portatifs et non invasifs. Une des approches consiste à prédire la valeur de la TC en mesurant le flux thermique, TP ainsi que la fréquence cardiaque (FC).

Parsons (2002) énonçait dans son livre *Human Thermal Environments* deux couches qui représentaient le corps et la peau. Il parle même d'une troisième couche lorsque l'individu porte des vêtements. L'auteur schématisait ces couches par des cylindres emboîtés les uns dans les autres. Cette approche permet de calculer et de quantifier mathématiquement les transferts de chaleur et permet au travers de la TP de fournir les informations nécessaires afin de pouvoir prédire la TC. Cependant, il faut être vigilant avec ces prédictions car plusieurs facteurs peuvent influencer la température mesurée. La zone de mesure et la précision de l'appareil utilisé font partie des biais de mesures (Casa et al., 2007).

Comme dit précédemment, la TP peut être mesurée avec plusieurs méthodes. On peut la mesurer avec des thermocouples, des thermistances ou encore en mesurant le rayonnement thermique émis à la surface de la peau. Les appareils qui mesurent directement au contact de la peau, doivent surmonter certaines perturbations comme l'isolation et la pression qui sont influencées par l'environnement extérieur (air, rayonnement etc.). Toutes les méthodes peuvent avoir des erreurs et une interprétation critique des mesures est nécessaire (Parsons, 2002). Diverses méthodes permettent de calculer la moyenne de TP en utilisant plusieurs points de mesures. Les estimations classiques utilisent des sommations pondérées de plusieurs sites, en fonction de l'emplacement sur le corps où la mesure est prise. (Taylor et al., 2014). Par exemple pour avoir une TP moyenne il suffit de multiplier les trois mesures de la TC par un coefficient correspondant (avant-bras = 0.14, tibia = 0.36 et poitrine = 0.5) selon la méthode utilisant trois points développés par Burton et al. (1936). La méthode la plus exigeante reste sans doute celle proposée par Winslow et al. (1936) avec quinze sites de mesures préconisés.

Ces variations de température sont amplifiées, quand le corps se retrouve dans un environnement froid, par vasoconstriction. A contrario, lors d'exposition à la chaleur, ces différences sont réduites par la vasodilatation (Parsons, 2002). L'évaluation de la TP, dans un milieu dynamique (influencé par les conditions environnementales), est moins maîtrisée que dans le milieu clinique où les mesures se font dans un environnement stable.

Finalement, une augmentation de la TC en lien avec son environnement extérieur (chaud) ou lors d'une activité physique est considérée comme normal. Cependant, si la TC est mesurée au-delà de 38°C, dans des conditions de repos (variations entre 0.5 et 1.0 °C acceptées chez un individu en bonne santé), il est considéré que l'individu a de la fièvre (O'Grady et al., 2008).

1.1.1 La thermolyse

La thermolyse permet de maintenir le corps à une température optimale. Lorsque celle-ci augmente, une chaîne de réactions physiologiques est déclenchée qui permet ainsi d'éliminer et de compenser l'excès de chaleur. La perception d'une hausse de TP entraîne des réactions physiologiques permettant au corps de stabiliser ou refroidir sa température interne pour rester aux alentours de 37 °C (Falcone et al., 2021). Dans un environnement extérieur aux alentours de 35 C, le sens de ces échanges s'inverse car la température ambiante est supérieure à la TP moyenne (Banzet et al., 2012).

En effet, la chaleur est une énergie qui doit être libérée du corps pour éviter qu'il surchauffe. Cet échange d'énergie entre le corps et l'environnement extérieur peut se faire par rayonnement (propagation de la chaleur sous forme d'onde), par conduction (capacité à transporter la chaleur et dépend de la résistance thermique de l'élément), par convection (mouvements de l'air autour du corps) ou par évaporation (changement d'état liquide à l'état gazeux).

La réaction physiologique la plus importante est la vasodilatation qui permet d'accélérer le transfert de chaleur du corps vers la peau (gradient interne) en faisant circuler un plus grand volume de sang en périphérie du corps. Le sang joue un rôle de fluide vecteur qui va à la surface de la peau éliminer la chaleur vers l'environnement extérieur (gradient externe) comme l'explique (Banzet et al., 2012). En effet, lors de la vasodilatation, les vaisseaux sanguins vont se dilater ainsi la pression artérielle diminue, ce qui induit une augmentation du débit sanguin cutané compensatoire et facilite les échanges thermiques avec l'environnement extérieur (Banzet et al., 2012). L'échange de chaleur entre le milieu interne (organes et cellules) et la surface de la peau est appelé gradient interne, alors que celui entre la peau et l'environnement extérieur est appelé gradient externe (Parsons, 2002).

Flouris et Schlader (2015) affirmaient que le mécanisme de thermorégulation le plus pertinent lors d'exercices physiques était la sudation. Ce mécanisme de thermolyse résulte de la vasodilatation cutanée. Il existe deux sortes de glandes qui permettent la transpiration, les glandes sudoripares eccrines et apocrines (Shibasaki et al., 2006). Les glandes apocrines jouent un rôle relatif à l'évacuation de la chaleur. Les glandes sudoripares eccrines quant à elles, jouent un rôle majeur dans l'évacuation de la chaleur corporelle. Elles se trouvent à la surface de la peau de façon hétérogène. Leurs nombres varient d'une zone corporelle à une autre. Cette répartition hétéroclite explique les différences de transpiration entre certaines régions corporelles. De plus, ces répartitions peuvent varier d'un individu à un autre. Le liquide sécrété par les glandes eccrines augmente en fonction de l'activité physique et la quantité peut atteindre une valeur

maximale de quatre litres par heure. L'évaporation des molécules d'eau à la surface de la peau permet une libération d'énergie du corps vers le milieu environnant. Cela diminue la TP et permet de refroidir le sang (Flouris, 2019). Lorsque la température ambiante est supérieure à la TP et/ou que l'humidité relative est élevée, l'équilibre thermique ne peut pas être atteint car cela empêche la perte de chaleur par évaporation (Flouris & Schlader, 2015). L'habillement peut également altérer la sudation et ainsi la gestion thermique du corps humain lors d'activités physiques. Les propriétés techniques du vêtement vont renforcer ce frein à l'évaporation de l'eau. Ainsi, plus l'habit est imperméable plus il empêchera l'évaporation. C'est lorsque que l'air est saturé en humidité et que l'évaporation de la transpiration ne peut plus se faire, que le risque de surchauffe arrive (Banzet et al., 2012).

1.1.2 La thermogenèse

La thermogenèse englobe les procédés de régulation de la chaleur quand les conditions environnementales sont froides. En effet, lorsque la température ambiante diminue, la thermogenèse basale ne suffit plus pour palier à la déperdition de chaleur. Le métabolisme doit alors augmenter sa production de chaleur. Ce processus est appelé thermogenèse. Le mécanisme de la vasoconstriction se met en place, la pression artérielle augmente et le corps se protège du froid en concentrant le sang chaud dans la zone des organes internes. Les muscles sous-cutanés s'activent pour réchauffer l'épiderme, ces réactions sont communément appelées les frissons. (Imbeault, 2014). Les frissons vont permettre de générer de la chaleur en activant les muscles squelettiques sous-cutanés et en les faisant trembler de manière involontaire. Une autre source de chaleur est la lipolyse du tissu adipeux brun. Ce mécanisme a essentiellement lieu chez les nourrissons et les enfants en bas âge, car les adultes ne possèdent presque plus de tissus adipeux brun. En dessous de 35 °C les corps entrent dans un état d'hypothermie qui connaît trois niveaux : faible de 35 à 32 °C ; modéré de 32 à 28 °C et sévère en-dessous de 28 °C (Mantz et al., 1997). Ce travail ne se focalise cependant pas sur ces réactions contre le froid car celles-ci ne concernent pas le coup de chaleur.

1.1.3 Le coup de chaleur

Les maladies et les décès dus à une augmentation extrême de la chaleur corporelle sont désormais connues dans le milieu sportif (Karman et al., 2013; Xu et al., 2013). L'organisme entre dans un état pathologique grave lorsque la température interne du corps dépasse environ 39-40°C °C (Banzet et al., 2012; Leyk et al., 2019). Cet état apparaît généralement à la suite d'une exposition prolongée à des températures élevées ou lors d'une activité physique intense

dans des conditions chaudes et/ou humides. Le coup de chaleur est une urgence médicale qui nécessite un traitement immédiat, car il peut entraîner des lésions organiques, des lésions cérébrales, voire un décès. Il existe deux types de coup de chaleur : Le coup de chaleur classique -classical heat stroke (Kazman et al., 2013) et le coup de chaleur d'exercice - exertionnal heat stroke (Fabien et al., 2012).

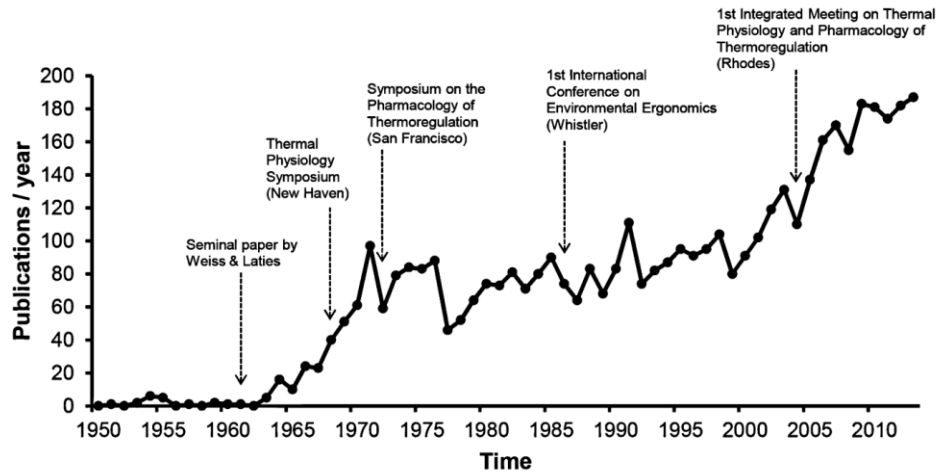
Le coup de chaleur classique affecte plutôt les personnes à risque (nourrissons et personnes âgées) par déshydratation et exposition à une chaleur intense, alors que le coup de chaleur d'exercice est une hyperthermie grave causée par un exercice physique intense et prolongé (Bourdon et al., 2003). Les personnes qui pratiquent un exercice physique important dans un environnement chaud y sont les plus exposées (sportifs, pompiers, ouvriers, soldats, etc.). Même si le coup de chaleur d'exercice est souvent précédé de signes alarmants comme la confusion, la désorientation ou le trouble de l'humeur (Bourdon et al., 2003), il est difficile de le prédire. Les symptômes du coup de chaleur comprennent une température corporelle élevée en dessus de 39 °C, une tachycardie, une tachypnée, des vertiges, de la confusion, des troubles gastro-intestinaux. Dans les cas les plus graves, la personne affectée peut perdre connaissance ou avoir des convulsions (Bourdon et al., 2003). Dans les formes les moins sévères des lésions musculaires sont alors à prévoir. Elles sont notamment dues à un état inflammatoire local créé par des cellules immunitaires recrutées lors d'augmentation soudaine et indésirable de la température du muscle et en raison de la perte de chlorure de sodium due à une déshydratation sévère (Banzet et al., 2012). Leyk et al. (2019) rejoignent ces affirmations mais parlent d'une limite en dessus de 40°C. La température corporelle est une composante individuelle et devrait être surveillée minutieusement pour prévenir tout incident lors de situation exposant l'individu à un environnement extérieur chaud.

1.1.4 Les recherches sur la thermorégulation

Comme le décrivent Flouris et Schlader (2015), ce n'est que depuis les années 1960 que les scientifiques s'intéressent aux comportements de thermorégulation humaine, à vrai dire depuis un article de Weiss et Laties paru en 1961, comme le montre la Figure 3.

Figure 3

Evolution de la recherche dans le domaine de la thermorégulation depuis les années 1950.



Note. Le graphique montre le nombre total d'articles publiés sur PubMed par année en utilisant les termes de recherche « behaviour » et « thermoregulation » (Flouris & Schlader 2015).

Depuis plusieurs années, l'intérêt scientifique pour l'étude de la réponse humaine selon son environnement augmente fortement, et ceci notamment par son lien étroit avec la santé publique. Falcone et al. (2021) déclaraient que le changement climatique, en particulier le réchauffement des températures en saisons chaudes, entraîne des conséquences drastiques sur les personnes qui travaillent en extérieur. Binazzi et al. (2019) expliquaient que les températures extrêmes entraînent régulièrement une baisse de capacité et une dégradation générale des performances, avec pour conséquence une augmentation des accidents professionnels.

En réaction à ces événements, l'Organisation Internationale du Travail (OIT) a publié en 2019, un rapport qui soulignait le besoin de mettre en place des programmes et actions sanitaires pour préserver la santé de ces personnes. Ce rapport révélait aussi la nécessité d'analyser plus précisément l'impact du réchauffement climatique sur la santé. Le document conclut que les efforts déployés jusqu'à présent et ceux fournis dans le futur pour limiter le réchauffement de la planète peuvent en effet grandement contribuer à prévenir de futures hausses des niveaux de stress thermique. Ainsi, dans le cadre d'*Horizon 2020*, financé par l'Union Européenne, le projet *HEAT-SHIELD* a été mis en place pour évaluer l'impact négatif du stress thermique sur le lieu de travail, sur la santé et la productivité dans les secteurs de l'industrie manufacturière, la construction, le transport, le tourisme et l'agriculture. La vision future de ce projet est d'aider les citoyens, et les dirigeants privés et publiques à faire face au stress thermique qui va augmenter.

Ce programme a pour but de proposer des solutions techniques et biophysiques à l'avenir. Cependant, celles-ci ne sont pas encore connues.

Que ce soit dans le sport de performance ou amateur, chaque individu qui exerce une activité physique dans un environnement chaud s'expose au fait que l'organisme atteint ses limites de refroidissement. Le risque de coup de chaleur est donc présent (Banzet et al., 2012). Les vêtements ont souvent un effet isolant et devraient être adaptés en fonction des conditions environnementales ambiantes afin d'éviter d'augmenter le stress thermique de l'organisme. Malheureusement, dans certains sports ou certaines professions, un équipement de protection est nécessaire (p.ex. policiers, pompiers, militaires, industrie chimique, etc.). Cet équipement amène un stress thermique inévitable (Leyk et al., 2019; Flouris & Schlader, 2015). Tout effort intense, qu'il soit réalisé dans un sport de performance ou dans un sport amateur, lorsqu'il est réalisé dans des conditions chaudes et/ou humides majore le risque de coup de chaleur. Ce risque est d'autant plus important lorsqu'il n'est pas possible de changer la température environnementale (aération ou refroidissement). En effet, la performance du corps humain est un aspect crucial lors d'épreuves sportives ou d'activité physique (Wegmann et al., 2012).

Depuis quelques années, afin d'optimiser la gestion de la chaleur corporelle et maximiser les performances, les athlètes peuvent accélérer le refroidissement du corps avant « pre-cooling » ou pendant l'exercice « per-cooling ». Douzi et al. (2020) ont fait le point sur les études qui ont été réalisées à ce sujet et sont arrivés à la conclusion suivante : le per-cooling améliore les performances des exercices « aérobies » et « anaérobies » dans des conditions chaudes avec un effet plus important sur les performances lors d'exercices en « aérobie ». Cependant l'efficacité du refroidissement périphérique dépend du type de technique de refroidissement et de la zone du corps qui reçoit l'application de refroidissement. Les différentes méthodes de refroidissement sont les suivantes : ingestion de boisson très froide 1°C ; immersion partielle ou complète dans de l'eau froide ; habit refroidissant ou ventilateur (Douzi et al., 2020).

Comme le démontrent Hermand et al. (2019) dans une étude sur l'endurance, l'acclimatation à la chaleur est une technique pertinente si l'on veut augmenter ces performances dans un environnement chaud. Une exposition de 14 jours permet à la plupart des processus d'acclimatation physiologique de se mettre en place. Cependant, les premières adaptations se mettent déjà en place après les 5 premiers jours. La plupart des adaptations physiologiques sont les suivantes : une diminution de la consommation d'oxygène, une économie du glycogène musculaire, une réduction de lactate sanguin, une augmentation de la force produite, une augmentation de la

sudation et une diminution de la concentration en sel dans cette dernière, une augmentation du volume plasmatique et une amélioration de l'efficacité du myocarde (Robin et al., 2023).

C'est donc dans l'intérêt de tous, athlète, sportif et travailleur qu'un capteur pouvant contrôler la TC de manière précise et continue soit validé.

1.1.5 Les capteurs de température

Depuis quelques années déjà, les chercheurs se concentrent sur le contrôle de la TC de l'athlète en temps réel. Ganio et al. (2009) identifiaient dans une étude publiée en 2007 le problème suivant : les appareils couramment utilisés sur le terrain n'étaient pas précis et avaient un trop grand biais. Une mesure qui est utilisée dans la recherche scientifique et qui est parfois utilisée comme mesure de référence est la température intestinale mesurée par absorption d'une pilule ingérable téléométrique (PIT) selon (Gosselin, 2019). Malgré les recommandations de Casa et al. (2007) qui a validé cet appareil, cette technique est cependant coûteuse et difficile à mettre en place en lien avec l'ingestion et la digestion de la PIT. De plus, lors de longues prises de mesures, cette technique peut être biaisée par l'hydratation des participants Savoie et al.,(2015). Les chercheurs ont mené une recherche durant un semi-marathon où la température environnante avoisinait les 30 °C. Durant cette étude, afin de compenser les pertes liquides liées à l'effort, des boissons à 4 °C étaient proposées aux stands de ravitaillement. Après analyse des mesures, ils constatèrent que la température intestinale avait une erreur standard de ± 0.39 °C. Ils en conclurent qu'elle ne reflétait pas la TREF durant un effort intensif avec une ingestion de liquide froid. Comme beaucoup de recherches scientifiques dans le domaine de la TC, cette étude a pris la mesure de TREC comme référence. Dans le milieu clinique, la mesure de la TREC est courante contrairement au milieu sportif. Et ce bien-même qu'elle soit recommandée comme mesure de référence de par sa validité et sa facilité d'utilisation par le National Athletic Trainers (USA). La TREC permet une mesure fiable autant durant les exercices que lors de phase de récupération (Teunissen et al., 2012; Casa et al., 2007). La TREC ne réagit cependant pas bien au changement brusque de la TC et ne reflète pas la température du cerveau. Elle donne une valeur de la température interne « moyenne » du corps (Taylor et al., 2014). Elle sera également affectée par le sang froid ou le sang chaud des jambes (Parsons, 2002). Dans l'étude de Gosselin (2019), la TREC avait tendance à surestimer la température en comparaison à la PIT tandis que dans l'étude de Verdel et al. (2021) la TREC a sous-évalué la température en comparaison à la PIT. Dans notre étude, qui est basée sur un protocole d'activité constante avec une durée d'exercice de 5 minutes au minimum, la mesure de la température avec une sonde rectale est le moyen le plus précis et fiable. Cette technique de mesure amène une réticence générale

chez les individus (principalement le concept). Certaines de ces réticences sont en lien avec la peur de propager des maladies virales. Cependant, une fois placé, le capteur est jugé confortable (Parsons, 2002).

D'autres manières de mesurer la TC sont connues comme des dispositifs indiquant la température orale, auxiliaire (p.ex. mesure à l'aisselle), auriculaire et frontale et chaque mesure présente des avantages et inconvénients.

Par exemple, la température auriculaire fournit des informations sur la température du cerveau et réagit rapidement aux changements. Elle est donc utile pour mesurer des changements brusques de température afin de réagir rapidement. Cette mesure a été utilisée dans notre recherche pour la sécurité des participants, dans le cas où la TC aurait changé rapidement. Ce capteur est cependant affecté par l'environnement extérieur (Parsons 2002). Des études ont démontré que les appareils de mesure de la TP ont tendance eux, à sous-estimer la mesure de la TC (Verdel et al., 2021; Mendt et al., 2017).

1.1.6 Charge des militaires

Cette étude a pour but de valider ce capteur qui sera porté par les soldats de l'Armée Suisse au niveau de la ceinture cardiaque ou des bras, afin de prévenir les coups de chaleur liés au travail physique. En effet, que ce soit à l'entraînement ou lors de missions militaires les soldats doivent transporter des charges toujours plus lourdes. Le développement des équipements électroniques optroniques et de protection aide les soldats sur le terrain. Cependant la charge physique augmente et le problème du port de charge par l'homme est de plus en plus inquiétant (Grenier, 2012). Les soldats sont souvent amenés à fournir de longs efforts physiques, allant de quelques heures à plusieurs jours durant leurs missions (Parsons et al., 2019). Les tenues portées par les soldats suisses dépendent de leurs fonctions et des exercices militaires. Il existe trois types de tenues : tenue de sortie, tenue de service et tenue de travail. Celle qui nous intéresse est la dernière. Cette tenue se compose souvent comme suit : tenue de camouflage ou combinaison, un couvre-chef, bottes de combat, des gants et une veste de protection suivant les missions. Ainsi, cette tenue crée une isolation autour du soldat qui va freiner certains procédés de diffusion de la chaleur comme l'évaporation, la radiation, et la convection. En effet, si la dissipation de la chaleur corporelle est limitée par un quelconque vêtement isolant, il en résultera un stress thermique intolérable pour l'organisme. Finalement, cela aboutira à une augmentation de la TC malgré l'activation maximale des processus de thermolyse (Flouris, 2019).

L'isolation des vêtements peut être mesurée en fonction de leur matière et de la surface qu'elle recouvre sur le corps. Elle est mesurée en clo, qui vient de l'anglais (clothing). Dans cette étude nous allons comparer le comportement du capteur en condition standard (habits de sport entre 0.2 et 0.4 clo) et en condition chaude (habit isolant environ 2.5 clo) (Parsons, 2002). Sous condition chaude, la thermorégulation n'est généralement pas optimale et peut vite se traduire par des syndromes d'épuisement à la chaleur.

1.1.7 Le capteur CALERAresearch

Il devient alors primordial d'établir une manière de mesurer et de surveiller précisément la TC de l'individu sur le terrain pouvant être utilisée par chaque individu s'exposant à un environnement chaud. Pour cela le constructeur (GreenTEG AG, Rümlang, Suisse) a introduit sur le marché un capteur non-invasif s'appelant le CORE qui selon le constructeur a une précision de ± 0.21 °C en comparaisons au PIT. Le constructeur conseille de mesurer la température corporelle sur la poitrine, zone idéale car elle ne contient que peu de tissus graisseux qui ont une mauvaise conductibilité thermique (Xu et al., 2013). Selon le constructeur (GreenTEG AG), l'être humain ne ressent pas la température mais il sent le transfert d'énergie thermique. Dans le cas des activités physiques en intérieur ou en extérieur, ce transfert d'énergie thermique se fait dans un milieu solide qui est le corps humain. Le transfert thermique se fait toujours de l'élément chaud vers l'élément froid. La chaleur rentre dans le corps quand l'environnement est plus chaud que le corps humain. La chaleur sort du corps quand l'environnement extérieur est plus froid que celui-ci. Ces processus de thermorégulations sont très connus dans le sport car l'énergie utilisée par ces deux processus physiologiques ont une influence sur la performance sportive en particulier dans le sport d'endurance (Hermand et al., 2019). GreenTEG AG recommande, d'identifier une limite de TC qui ne devrait pas être déplacée. Cette limite de température doit être en deçà des niveaux dangereux et prise comme une mesure préventive. Le but est que lorsque cette limite est atteinte, l'individu puisse toujours prendre des mesures pour se refroidir tout en restant en sécurité et compétitif. D'après le constructeur, un suivi précis et non invasif de la TC est une équation complexe qu'ils ont réussi à surmonter. Leur capteur CORE prédit la TC en mesurant le transfert thermique directement sur la peau par l'effet Seebeck. Cet effet permet de mesurer l'énergie transportée dans un milieu solide entre deux éléments de température différente (Adachi et al., 2013). La miniaturisation de ce système ouvre de nouvelles portes à la surveillance de la TC dans le milieu sportif ou pour les personnes exposées à un environnement chaud.

Pour cette recherche, l'appareil utilisé est le CALERAresearch (CAL) qui utilise le même hardware que le CORE, mais il est doté de fonctionnalités et de services supplémentaires spécialement conçus pour la recherche (étalonnage garanti et manuel). Jusqu'à présent, une seule étude externe a été menée. Il s'agit de celle conduite par Verdel et al. (2021). Le dispositif a été testé sur des cyclistes durant un entraînement sur un vélo ergomètre, à différentes intensités. L'exercice sur un vélo met en action majoritairement les membres inférieurs du corps ce qui amène à l'augmentation de la TREC. Cette augmentation viendrait de la dispersion de chaleur au niveau local et d'un transfert de chaleur entre les muscles de la région pelvienne et du rectum (Gosselin, 2019). Les résultats montraient que les mesures prises par le système CORE étaient acceptables en comparaison avec les mesures de référence mesurées avec une sonde rectale. Cependant, la différence moyenne entre les mesures dépassait le seuil des 0.3 °C de tolérance. De plus, l'appareil CORE avait tendance à sous-estimer la TC dans les phases où elle augmentait. Les chercheurs recommandent donc d'utiliser ces mesures avec précaution car elles ne sont pas suffisamment précises pour calculer la TC chez un cycliste masculin en bonne santé.

1.2 Objectifs et questions concrètes

L'objectif principal de cette étude est de valider l'efficacité du CAL en comparaison avec une sonde rectale sous différentes conditions.

- a) Peut-on se fier aux mesures de l'appareil CAL pour surveiller la TC durant un effort physique en comparaison avec un appareil de référence (sonde rectale) ?
- b) Existe-t-il une différence entre les capteurs CAL placés sur les bras et sur la poitrine ? Si oui, lequel est le plus précis et quelles causes peuvent expliquer cette différence ?
- c) La précision des capteurs testés CAL varie-t-elle en fonction de l'intensité de l'activité ? Quelle intensité d'activité (intensive ou non-intensive) est la plus précise et comment peut-on expliquer cela ?
- d) Existe-t-il une différence de précision de mesure de la TC par les CAL entre la Condition 1 (normale) et la Condition 2 (réduction de la perte de chaleur, surchauffe) ?

Hypothèses :

- a) Sur la base des résultats décrits dans l'introduction, il y aura une différence significative de précision de la TC mesurée par le capteur CAL et l'appareil de référence.
- b) Sur la base des résultats décrits dans l'introduction, l'hypothèse est qu'il y aura une différence significative de précision de la TC mesurée par le capteur CAL en fonction de l'emplacement où il se situe sur le corps (bras droit, bras gauche ou poitrine)
- c) Sur la base des résultats décrits dans l'introduction, il y aura une différence significative de précision de la TC mesurée par le capteur CAL en fonction de l'intensité d'exercice physique.
- d) Sur la base des résultats décrits dans l'introduction, il y aura une différence significative de précision de la TC mesurée par le capteur CAL entre la condition 1 et la condition 2.

2 Matériel et méthodes

Cette étude a pour but d'analyser et de valider le capteur CAL dans le cadre du projet "Fit on duty" de l'Armée suisse, qui est une étude de grande envergure où différentes données physiologiques ont été mesurées "Validation of different technologies in terms of heart rate, heart rate variability, activity recognition and core body temperature estimations" (informations d'étude de Gilgen-Amman 2022). Ce travail de Master englobe uniquement les valeurs de température corporelle. Le protocole appliqué a été approuvé par SwissEthics, l'organisation faîtière des commissions cantonales d'éthique de la recherche sur l'être humain, le 20 septembre 2022.

2.1 Description de l'échantillon

16 participants (7 femmes et 9 hommes) en bonne santé physique ont participé volontairement à cette étude. Ils étaient en moyenne âgés de 27.4 ± 5.8 ans, d'une taille de 173.5 ± 9.2 cm d'une masse corporelle de 69.9 ± 9.4 kg et d'un indice de masse corporelle en kg/m^2 de 23.1 ± 2.0 . Les participants devaient respecter les critères d'inclusion suivants : avoir entre 18 et 40 ans et un indice de masse corporelle se situant entre 18.5 et 30.0 kg/m^2 . 12 d'entre eux pratiquaient au minimum 150 minutes de sport en moyenne dont 60 minutes à haute intensité par semaine.

Le recrutement a été fait par le biais de courriers électroniques informatifs et publicitaires envoyés à l'interne de la Haute école fédérale du sport de Macolin (HEFSM) et aux étudiants de celle-ci. Finalement, une recherche de participants a été faite dans l'entourage des chercheurs. Les participants potentiellement intéressés à participer ont reçu toutes les informations nécessaires sur le déroulement et les prérequis de l'inclusion à la recherche. Ils ont ensuite pris contact avec un responsable de l'étude et ont répondu à trois différents questionnaires afin de connaître leurs mensurations et leur état de santé. Ces trois questionnaires étaient le PAR-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire), un questionnaire « santé et critères d'inclusion » et un questionnaire « Sport et activité physique ». Les réponses aux questionnaires ont été vérifiées par les chercheurs afin que chaque candidat respecte les critères d'inclusion. Aucune contre-indication à la participation à l'étude n'a été signalée. Les prises de mesure ont toujours été effectuées avec un candidat à la fois, les rendez-vous étant individuels. En guise de remerciement, les participants ont reçu un retour individuel sur leur rythme cardiaque et leur TC pendant les différentes activités ainsi qu'un bon d'achat d'une valeur de 30 CHF.

2.2 Design de l'étude

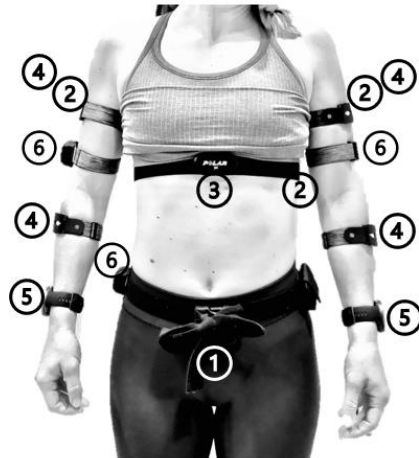
Après l'accueil des participants, une phase de préparation a eu lieu. Les chercheurs ont expliqué le protocole de l'étude et répondu aux questions du participant. Afin de pouvoir démarrer le protocole, le participant devait signer la déclaration de consentement. De plus, les chercheurs vérifiaient que tous les questionnaires avaient bien été complétés. Différentes prises de mesure étaient réalisées sur les candidats dans un local fermé à côté de la salle de sport. Ainsi, la masse corporelle, la taille, la circonférence des bras et de la poitrine ont été mesurés par les chercheurs (participants en sous-vêtements). La couleur de peau a été évaluée à l'aide de l'échelle de Fitzpatrick (Fitzpatrick, 1988). Le niveau de pilosité sur les bras et le torse a été noté. Ensuite, le participant est allé dans un WC fermé et privatif pour insérer lui-même le capteur rectal de MSR, Rectal Thermistor (RTH) jusqu'à une profondeur de 10 cm au-delà du sphincter anal. La sonde était reliée à un boîtier lui-même fixé sur une ceinture à la taille. Le candidat revenait ensuite en affaires de sport dans la salle pour fixer les autres capteurs. La sangle de poitrine (humidifiée) comprenant le capteur de fréquence cardiaque Polar H10 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) et un capteur CAL. Une sangle de bras a été placée autour de chaque biceps. Celles-ci comprenaient un capteur CAL et un capteur Polar Verity Sense. Afin de compléter la prise de données avec les capteurs situés sur les biceps, les deux avant-bras étaient équipés d'une autre sangle positionnée sur le muscle du long supinateur. Celles-ci étaient équipées d'un capteur Polar Verity Sense. Cependant, lors de la prise de données, seul un capteur Polar Verity Sense par hémicorps était activé. Le capteur Polar Verity Sense de l'hémicorps gauche était activé au niveau du biceps et le capteur de l'hémicorps droit était activé au niveau de l'avant-bras. Pour diminuer les biais dans les résultats et uniformiser le recueil de données les chercheurs ont décidé d'inverser la zone d'enregistrement du capteur Polar Verity Sense. Ainsi, La moitié des prises de données a été réalisée dans la configuration susmentionnée. L'autre moitié des enregistrements a été réalisée avec l'activation du capteur Polar Verity Sense au niveau du biceps droit et de l'avant-bras gauche.

Finalement dans le cadre de la recherche de grande envergure, d'autres capteurs étaient positionnés sur le participant. Les données de ces capteurs n'ont pas été utilisées dans cette étude. Ces sangles étaient positionnées comme suit : Une sangle était positionnée sur la partie distale de chaque biceps. Celles-ci étaient équipées d'un capteur Axiomo PADIS (AXP) qui mesure l'accélération. Une montre Polar Vantage V2 était portée à chaque poignet. Sur la ceinture de taille, un Axiomo PADISAXP et une montre Polar Vantage V2 étaient fixés. Voir la figure 4 qui image le port des appareils.

Figure 4

Emplacements des différents capteurs sur le corps pour le projet de recherche global

- 1: Rectal thermistor
- 2: CALERAresearch
- 3: Polar H10
- 4: Polar Verity Sense
- 5: Polar Vantage V2
- 6: Axiamo PADIS

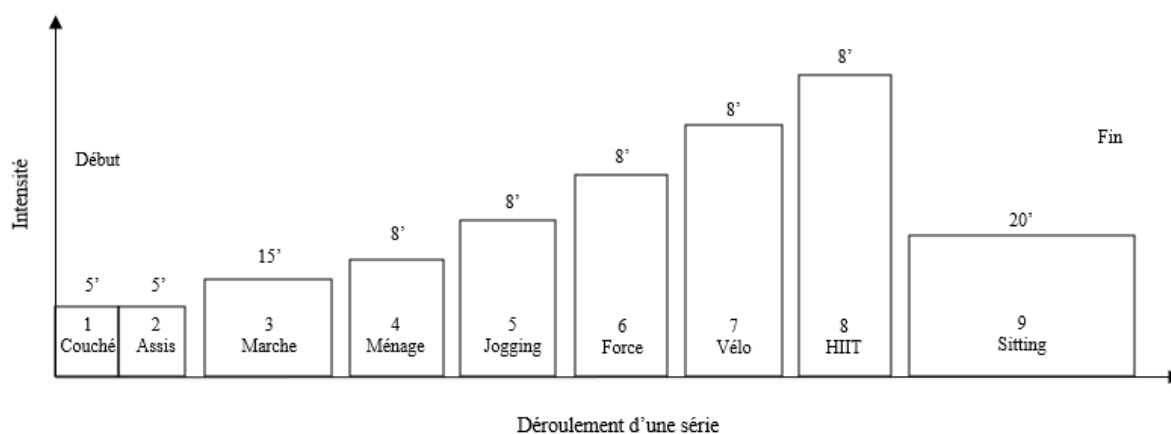


Note. Pour ce travail seuls les appareils 1, 2, 3 et 4 ont été analysés. Photo d'un sujet lors de la prise de mesure prise par (Giroud, 2023).

Une fois que tous les appareils ont été posés et enclenchés, le candidat était prêt pour démarrer la prise de mesure dans une salle de gymnastique préalablement préparée avec des zones et installations bien délimitées pour les différentes tâches d'activité. Les 16 sujets ont accompli le protocole d'étude une fois. Il consistait à faire une série d'activités sous deux conditions différentes. La première série, sous condition 1 (C1) durant laquelle ils ont porté des vêtements de sport standard (short et t-shirt), puis une deuxième série, sous condition 2 (C2) durant laquelle ils ont porté des vêtements imperméables pour favoriser l'élévation de la température corporelle. Les vêtements imperméables étaient composés de collants longs, d'un training, de deux pulls à manches longues, d'une veste de pluie (poncho), un tour de cou et un bonnet. Une pause de 20 minutes a été respectée entre les deux séries afin que le candidat puisse se préparer. Les séries se sont déroulées identiquement l'une à l'autre de manière suivante : (1) couché durant 5 minutes ; (2) assis durant 5 minutes ; (3) marche en intérieur durant 15 minutes ; (4) simulation d'activité ménagère durant 8 minutes ; (5) jogging en intérieur durant 8 minutes ; (6) entraînement de force durant 8 minutes ; (7) pédalage sur un vélo ergomètre durant 8 minutes ; (8) entraînement d'intervalle à haute intensité (HIIT) durant 8 minutes ; (9) sitting durant 20 minutes. Entre chaque activité, une pause de 2 minutes a été effectuée hormis lors de la baseline où la transition a été faite directement. Le déroulement d'une série est illustré par la Figure 5.

Figure 5

Le déroulement d'une série qui était effectuée deux fois. La première fois sous condition 1 et après une pause de 20 minutes la deuxième fois sous condition 2



Note. Une pause de 2 minutes était effectuée entre les activités 2 à 9.

Figure 6

Image démontrant les habits portés pour la condition 1 à gauche et la condition 2 à droite



Note. Condition 1 = habit de sport normal 02 - 04 clo - condition 2 = habit isolant 2.5 clo.

Directement après chaque activité et durant la pause de deux minutes, le sujet a été questionné sur la perception de son effort selon l'échelle de Borg (Borg, 2002). Il était également interrogé sur sa sensation de chaleur et de confort thermique selon l'échelle de Schweiker (Schweiker et al., 2017). Lors des activités, la sensation de vertige a été relevée selon l'échelle «Numeric Dizziness Scale» (NDS) de Rice et al. (2018) ainsi que la TC à l'aide d'un thermomètre auriculaire infrarouge. Ces données ont été prises dès la première minute de l'activité avec un intervalle de deux minutes afin de pouvoir surveiller l'état de santé du candidat. Entre les deux séries (C1 et C2), le candidat bénéficiait d'une pause de 20 minutes. Dès la 15^{ème} minute de pause, le sujet devait s'habiller avec les habits chauds afin d'être prêt pour la deuxième série de mesures. Toutes les étapes de la prise de mesures ont été enregistrées sur une bande son afin de dicter le protocole. En parallèle à ceci, les heures de début et de fin de chaque activité ont été enregistrées sur un formulaire numérique par les chercheurs de l'étude REDCap (v11.0.3, Research Electronic Data Capture, Vanderbilt, Nashville, USA). Toutes les instructions concernant l'activité à venir ont été transmises verbalement durant le temps de pause précédant l'activité en question. Avant chaque activité, la température et l'humidité de l'air ambiant ont été relevées. Pour des raisons de sécurité pour les participants, les auteurs avaient établi deux critères d'interruption issus des études sur le sujet. L'atteinte de l'un de ces deux critères aboutissait à l'arrêt immédiat de la prise de données. C'est pourquoi, si la Température TC intra-auriculaire excédait 39°C (Leyk et al., 2019) ou si le participant indiquait un niveau élevé de vertiges (≥ 8) sur l'échelle numérique NDS (Rice et al., 2018) l'effort était interrompu. Finalement si le candidat présentait un problème de santé, l'activité était immédiatement interrompue et une stratégie de refroidissement adaptée était mise en place. La stratégie de refroidissement consistait à enlever tous les vêtements chauds inutiles, boire de l'eau froide, appliquer des poches de glace froides sur le corps et finalement immerger le participant sous une douche froide. Toutes ces interventions étaient réalisées sous surveillance. Le participant pouvait également prendre la décision, à tout moment, d'arrêter la prise de mesures par son propre consentement et sans à devoir se justifier. En cas d'abandon, les données étaient codées après la fin de la prise de données. Les données incomplètes et codées des participants pouvaient être utilisées pour l'analyse des données à condition qu'elles apportaient une plus-value à l'étude. Aucun participant n'a eu recours à l'abandon ou au retrait lors des prises de mesures.

2.3 Méthodes et instruments de recherche

Les différents points ci-dessous décrivent les instruments de mesures qui étaient nécessaires à ce travail de Master. C'est-à-dire les appareils de mesures de la TC et de la FC. Ce chapitre ne comporte aucune description des appareils utilisés pour les autres recherches de l'étude de (Gilgen-Ammann, 2022).

2.3.1 Anthropométrie et informations individuelles

La taille du corps était mesurée à l'aide d'un stadiomètre (modèle 214 ; Seca GmbH, Hambourg, Allemagne) et le poids corporel était mesuré sur une balance numérique étalonnée (modèle 877 ; Seca GmbH, Hambourg, Allemagne). L'indice de masse corporelle était calculé à l'aide des données anthropométriques susmentionnées. La circonférence du bras et de la poitrine était mesurée à l'aide d'un mètre à ruban standard à la partie la plus large du corps. Le questionnaire PAR-Q et le questionnaire « santé et critères d'inclusion » évaluaient les informations relatives à la santé du participant. Le candidat pouvait participer à ce projet uniquement s'il répondait à tous les critères d'inclusion. Le questionnaire « Sport et activité physique » donnait des informations sur les antécédents sportifs et les activités physiques régulières de la personne.

2.3.2 Instruments de mesure

Le capteur de référence pour mesurer la température corporelle était la sonde rectale Rectal Thermistor r6.07.04 de (MSR Electronics GmbH, Henggart, Suisse). Cette sonde rectale stérile a un diamètre de 4 à 6,5 millimètres et une longueur de 104 millimètres. Elle est composée d'un couvercle en polyoléfine qui est relié avec un câble à un petit boîtier. Ce dispositif est idéal pour des mesures sur le terrain qui demande une liberté de mouvement accrue (Gosselin, 2019). Le constructeur annonce une précision de ± 0.2 °C dans une plage d'utilisation allant de -0 °C à $+50$ °C. Le boîtier enregistreur était fixé à l'extérieur dans une poche à la hauteur de la taille. Cette sonde était introduite par le participant lui-même à environ 10 centimètres du sphincter anal. Pour garantir l'hygiène et la facilité d'utilisation, elle était recouverte par un préservatif avant son insertion. L'installation de la sonde était une étape importante afin que la sonde ne bouge pas de son emplacement durant les exercices (Gosselin, 2019). Il existe plusieurs systèmes de mesure de température rectale (TREC.). La sonde était programmée avec une fréquence de mesure de 1 Hz au travers du programme MSR PC Software (MSR Electronics GmbH, Henggart, Suisse). Les données étaient exportées dès la fin de la prise de mesures par le même programme au format .csv sur un fichier Excel (Microsoft Office, Redmond, WA, USA).

Le capteur de mesures CAL développé par l'entreprise (GreenTEG AG, Rümlang, Suisse) mesure la TC toutes les secondes (1 Hz). Trois appareils de ce type étaient placés sur les candidats. L'un était fixé sur une sangle de poitrine au niveau du torse et sur le côté (sous l'aisselle) comme conseillé par le constructeur. Les deux autres capteurs étaient fixés par des sangles élastiques autour de chaque bras au niveau des biceps. Cet appareil est similaire à l'appareil CORE du même fabricant mais il a une meilleure précision du fait qu'il est calibré à la main (± 0.21 moyenne d'erreur absolue) selon GreenTEG AG. Le capteur permute automatiquement en fonction de la FC entre deux différents algorithmes ; le « free-living » et le « sport ». Les détails de l'algorithme ne sont pas connus du grand public. Selon le fabricant, en-dessus de 130 pulsations par minutes, le mode sport est activé. Comme ce capteur ne mesure pas la FC directement, il doit être couplé avec un capteur de FC spécifique. Chacun des trois appareils était couplé avec un moniteur de FC différent. L'appareil fixé au torse était couplé avec le capteur de FC H10 qui a été validé plusieurs fois dans la littérature selon (Gilgen-Ammann et al., 2019 ; Schaffarczyk et al., 2022). Les deux autres appareils fixés au bras étaient couplés avec des capteurs optiques Polar Verity Sense. L'un placé au même niveau (biceps) que le CAL et l'autre placé sur l'avant-bras à l'aide d'une autre bande élastique. Les données de ces appareils étaient transmises par une connexion Bluetooth sur le CAL. Cette donnée était visible en temps réel au travers de l'application CALERAresearch : Core body temp de (GreenTEG AG) installée sur un iPhone 12 mini (Apple, Cupertino CA. USA). Dès la fin de la prise de mesures, les données étaient importées sur un ordinateur au travers de l'application Core Body Temperature Research Tool (version v0.3.0, GreenTEG AG, Suisse), puis importées au format .csv sur un fichier Excel. De même pour les mesures de la sonde rectale au travers du programme MSR r6.07.04 (Copyright 2000, 2022 MSR Electronics GmbH).

2.3.3 Questionnaires

Le taux d'effort a été analysé afin d'évaluer la charge physique de la tâche en cours. L'échelle CR100 évaluait la perception de l'effort selon (Borg, 1970 ; Borg & Borg, 2002). La perception de la température peut être jugée subjectivement à l'aide de l'échelle de sensation et de confort de Schweiker et al. (2017). La sensation thermique (température interne ressentie) peut être estimée à l'aide d'une échelle en sept points suivant : très froid, froid, frais, ni chaud ni froid, un peu chaud, chaud, très chaud. Le confort thermique (ressenti externe) est lui aussi évalué à l'aide d'une échelle en cinq points suivants : confortable, légèrement inconfortable, inconfortable, très inconfortable, extrêmement inconfortable. Les vertiges étaient évalués au cours de chaque tâche d'activité afin d'assurer un suivi de la personne (aux minutes 1, 3, 5 et 7 et toutes

les 2 minutes pour les activités de plus de 8 minutes) à l'aide d'une échelle numérique analogique de 0 à 10 ; (0 = aucun vertige ; 10 = le pire vertige imaginable) selon Rice et al. (2018). Cette échelle avait pour but de quantifier l'intensité des vertiges tout au long de la mesure et d'évaluer si la personne se sent bien ou non et si elle est capable de poursuivre l'activité. Ces questions étaient posées oralement aux participants et directement inscrites sur un logiciel d'acquisition électronique REDCap (Research Electronic Data Capture, Vanderbilt, Nashville, USA).

2.3.4 Autres équipements pour les activités

Afin de réaliser toutes les activités du protocole à l'intérieur, nous étions dans une salle de gymnastique à disposition. Cette salle possédait tous les accessoires nécessaires pour les activités (matelas, cône, caisson suédois, tapis de sol, haltères), un thermo-hygromètre (mesure de la température et de l'humidité ambiante), un vélo stationnaire, l'ergomètre (Ergoselect 200 ; Ergoline GmbH, Bitz, Allemagne) et un équipement de sécurité et de refroidissement (défibrillateur, glace, eau froide).

2.3.5 Analyses statistiques

Les données de la TREC récoltées par le capteur CAL étaient exportées dès la fin de prise de données manuellement via le programme Core Body Temperature Research Tool au format .csv. Les données récoltées par la sonde rectale étaient exportées après la reddition complète du matériel avec le programme MSR r6.07.04. Les données des 210'254 secondes de prise de données ont été alignées en fonction de l'horaire. Chaque appareil avait une fréquence d'enregistrement de 1 HZ (1 mesure chaque seconde). Les données extrêmes ont été repérées et supprimées (inférieures à 36.5 °C et supérieures à 41°C). La sonde rectale avait dysfonctionné pour un sujet durant toute la prise de données. Un autre dysfonctionnement a été détecté lors de la prise de données chez un autre participant pour 3 activités sous condition 2 (vélo, HIIT, sitting) toutes ces données ont été supprimées. Les pauses de 2 minutes entre chaque activité et la pause de 20 minutes entre les deux séries ont été supprimées pour l'analyse des données.

Afin de faciliter la manipulation des données et comme la TREC a tendance à avoir un temps de réponse plus lent lors de variation rapide de température (Lee et al., 2000), des moyennes pour chaque intervalle de 10 secondes ont été calculées. Ces calculs ont été effectués pour chaque activités et ce lors de la condition 1 et la condition 2. Finalement, des moyennes globales par activité ont été établies. Cette étude assumait qu'il n'y ait pas de facteurs qui changent brusquement durant l'activité et que la moyenne est bien représentative des résultats souhaités. Des

histogrammes ont été effectués afin d'évaluer la prémisse du test T qui veut que la distribution des données soit normale. La distribution n'était pas normale dans la plupart des groupes, nous avons fait recours au test Wilcoxon. Certains groupes avaient une distribution normale cependant le test Wilcoxon était généralisé afin de faciliter la comparabilité entre les groupes testés. Pour interpréter les différences, un calcul d'erreur moyenne absolue (MAE) a été calculé pour empêcher les erreurs positives et négatives de s'annuler. La limite de différence acceptable pour cette étude était fixée à ± 0.3 °C. Au-delà de ce seuil, les erreurs représentent de grosses variations pour la température corporelle. La plage normale de température rectale peut varier entre 36.5 et 37 °C chez l'être humain d'après Muth (2020). Ces valeurs de tolérance rejoignent les dernières études faites dans ce domaine comme celle de (Verdel et al., 2021; Gosselin, 2019; Gant et al., 2006). Des graphiques à deux dimensions étaient effectués pour imager les corrélations entre les deux appareils en fonction de différentes variables. Des tests de corrélation de Pearson ont été effectués pour connaître le degré de corrélation entre les différents capteurs de température et l'appareil de référence. Pour chaque groupe, un coefficient de corrélation de Pearson et sa signification a été calculé. Les groupes suivants ont été définis pour comprendre si des différences apparaissent entre eux : lieu de l'appareil, caractéristiques des sujets, conditions et type d'activités. Les activités ont été classées en deux niveaux d'intensité physique et mentale perçue ; peu intensif (inférieure à 12), intensif (12 à 20) sur l'échelle de Borg selon les valeurs relatives exposées par Chowdhury et al. (2019). Pour imager et comprendre le tout, des graphiques de Bland Altman ont été réalisés pour analyser chaque appareil testé en fonction de la référence. Afin de répondre à l'hypothèse le plus fidèlement possible, la différence acceptable du niveau alpha est considérée comme $\alpha = 0.05$. Les tests et graphique ont été élaborés à l'aide du programme JASP (version 0.17.1, Netherlands) et Excel (Microsoft Office, 2016).

3 Résultats

Les données de 15 sujets sur les 16 examinés ont pu être utilisées. Un problème avec l'appareil de référence est survenu pour un sujet et aussi pour les données du sujet 6 sous condition 2 pour les activités du vélo, du HIIT et du sitting. Ces données ont été écartées de l'analyse. Un total de 150'840 données pour chacun des 3 appareils a été comparé avec les données de référence. La moyenne de la température mesurée par l'appareil de référence pour toute la prise de données a été de 37.49 °C (écart-type 0.71). La moyenne des trois appareils a été de 37.72 °C (écart-type de 0.56). Le tableau 1 met en évidence les température moyennes mesurées par les différents capteurs par activité ainsi que les mesure subjectives de l'échelle de Borg et des échelles de sensation et de confort thermique. Ensuite, les données brutes de la température mesurée (1 mesure par seconde) ont été rassemblées par des moyennes toutes les 10 secondes puis par des moyennes par activité. La différence température CAL- TREC était calculée pour toutes les activités ainsi que pour les différents groupes (C1 ; C2 ; Avant-bras ; Bras ; Torse ; Intensif ; non-intensif). Des histogrammes ont été effectués afin d'imager la distribution des données avec une distribution centrée sur zéro. C'est-à-dire que dans les cas où les mesures étaient identiques pour les deux appareils, la différence était de zéro. L'histogramme ci-dessous démontre les différences mesurées lors de toutes les activités pour tous les groupes (voir figure 5). Cette opération a permis de savoir que la normalité de la distribution n'était pas respectée. Comme la normalité de la distribution est une prémisse importante du test T (Navarro & Foxcroft, 2022) le test Wilcoxon a été utilisé. Il est valide indépendamment de la forme de distribution. Les résultats des tests Wilcoxon sont décrits dans le tableau 2.

Tableau 1

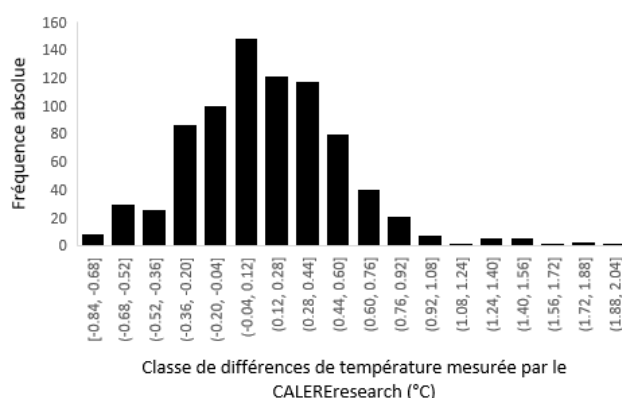
Moyenne et écart-type des températures mesurées par les appareils et médianes et quartiles des perceptions subjectives de l'effort et de la chaleur par activité

Activité	TREC [°c]	TCAL [°c]	RPE	Confort T.	Sensation T.
	$M \pm SD$	$M \pm SD$	$ME ; Q1 ; Q2$	$ME ; Q1 ; Q2$	$ME ; Q1 ; Q2$
Couché C1	37.27 \pm 0.36	37.32 \pm 0.19	6 ; 6 ; 6	3 ; 2 ; 3	1 ; 1 ; 2
Couché C2	37.23 \pm 0.27	37.61 \pm 0.33	6 ; 6 ; 6	4 ; 4 ; 4	1 ; 1 ; 1
Assis C1	37.22 \pm 0.35	37.32 \pm 0.16	6 ; 6 ; 6	3 ; 2 ; 3	1 ; 1 ; 2
Assis C2	37.13 \pm 0.30	37.55 \pm 0.33	6 ; 6 ; 6	4 ; 4 ; 4	1 ; 1 ; 1
Marche C1	37.23 \pm 0.37	37.33 \pm 0.17	7 ; 6 ; 7	3 ; 2 ; 3	1 ; 1 ; 2
Marche C2	37.12 \pm 0.32	37.46 \pm 0.33	7 ; 6 ; 8.75	5 ; 4 ; 5	1 ; 1 ; 1.75
Ménage C1	37.40 \pm 0.39	37.37 \pm 0.20	7 ; 6 ; 8.5	3 ; 2 ; 3.75	1 ; 1 ; 2
Ménage C2	37.29 \pm 0.32	37.47 \pm 0.37	9 ; 6 ; 10	5 ; 4 ; 5	2 ; 1 ; 2
Jogging C1	37.58 \pm 0.38	37.38 \pm 0.16	11 ; 7 ; 12	5 ; 4 ; 5	1 ; 1 ; 1
Jogging C2	37.54 \pm 0.32	37.57 \pm 0.31	13 ; 9 ; 13	6 ; 5 ; 6	2 ; 1 ; 3
Force C1	37.84 \pm 0.33	37.65 \pm 0.33	12 ; 9 ; 13	5 ; 4 ; 5	1 ; 1 ; 2
Force C2	37.79 \pm 0.30	37.90 \pm 0.26	14 ; 9 ; 15	6 ; 5 ; 6	2 ; 2 ; 3
Vélo C1	37.91 \pm 0.32	37.86 \pm 0.30	14 ; 11 ; 14.75	5 ; 5 ; 6	2 ; 1 ; 2
Vélo C2	38.88 \pm 0.30	38.13 \pm 0.24	15 ; 13 ; 15.75	6 ; 6 ; 7	3 ; 2 ; 3
HIIT C1	38.23 \pm 0.34	38.08 \pm 0.31	18 ; 15 ; 19	6 ; 4 ; 7	3 ; 1 ; 3
HIIT C2	38.23 \pm 0.34	38.38 \pm 0.28	19 ; 17 ; 19	7 ; 6 ; 7	4 ; 3 ; 4
Sitting C1	37.80 \pm 0.37	38.22 \pm 0.28	6 ; 6 ; 7	4 ; 2 ; 4	1 ; 1 ; 1
Sitting C2	37.89 \pm 0.29	38.66 \pm 0.28	7 ; 6 ; 8	5 ; 4 ; 5.75	2 ; 1 ; 3

Note. C1 = Condition 1, C2 = Condition 2, TREC = Température rectale de référence, TCAL = température moyenne mesurée par les trois capteurs CALERAresearch, RPE = perception de fatigue des participants selon l'échelle de Borg, Sensation T. = sensation thermique (température interne ressentie) peut être estimée à l'aide d'une échelle en 7 points. Confort T. = confort thermique évalué à l'aide d'une échelle en 5 points.

Figure 7

Histogramme des différences de température moyenne par activité de CALERAresearch moins la référence



Note. L'axe x montre les classes de différence en °C de température mesurée par CALERAresearch et l'appareil de référence pour toutes les mesures. L'axe y donne la fréquence absolue de la classe correspondante.

Tableau 2

Test Wilcoxon du centrage de la distribution de la moyenne de la différence sur zéro pour les différents groupes

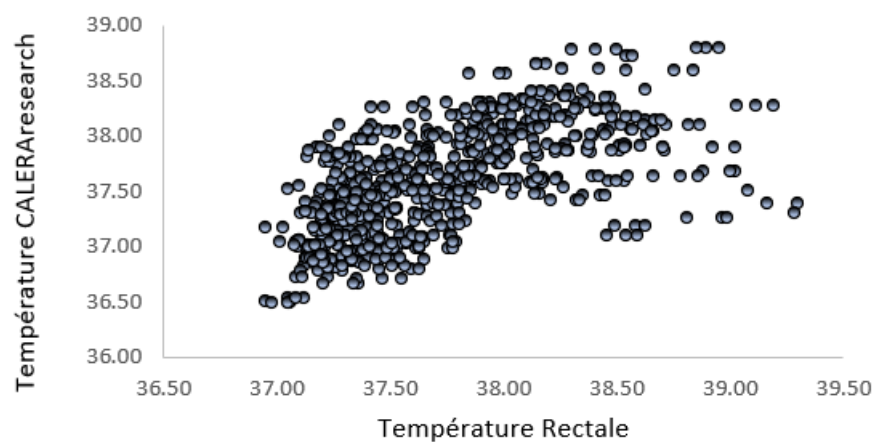
Condition	W	N	Moyenne	Écart-type	Valeur p	d
Aucune	99813.0	804	161805	6587.2	<0.001	0.33
Condition 1	75949.0	405	41107.5	2357.2	<0.001	0.73
Condition 2	21810.0	396	39303	2279.2	<0.001	0.39
Avant-bras	34584.5	259	16835	1206.7	<0.001	0.91
Bras	33732.5	259	16576.5	1192.8	<0.001	0.90
Torse	26566.0	259	16835	1206.7	<0.001	0.50
Non-intensif	44386.0	534	71422.5	3567.2	<0.001	0.33
Intensif	39978.0	267	17889	1263.0	<0.001	1.07

Note. Chaque test est caractérisé par W = sa statistique, N = la taille d'échantillon, Moyenne = la moyenne de la distribution, Écart-type = écart-type de la distribution, p = la valeur p et d = la taille d'effet de Cohen. Étant donné les grandes valeurs de N , la statistique du test suit l'approximation normale usuelle (Johnson et al., 2017).

À partir des données de la température mesurée (1 par seconde), des moyennes par activités ont été calculées afin de comparer les températures moyennes des capteurs CAL avec celles de l'appareil de référence. Ceci pour toute la prise de données mais aussi pour les différents groupes (voir figure 6 à 13). À partir des mêmes données, des tests de corrélation CAL versus référence ont été effectués. (Voir Tableau 3)

Figure 8

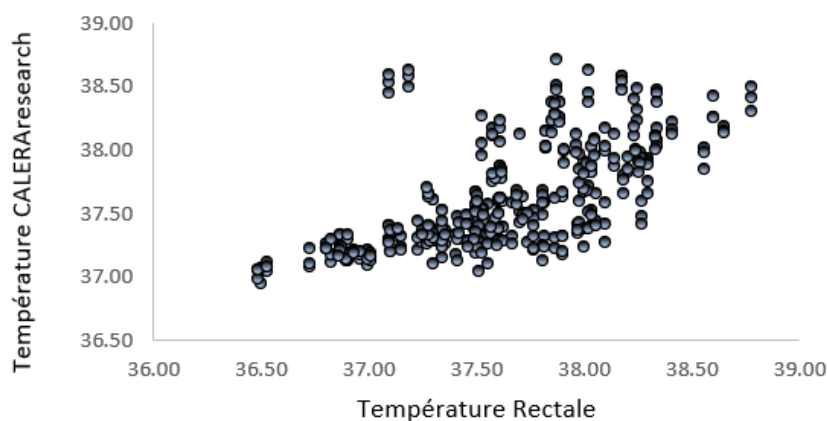
Comparaison des résultats CALERAresearch avec les résultats de l'appareil de référence pour toutes les mesures



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 9

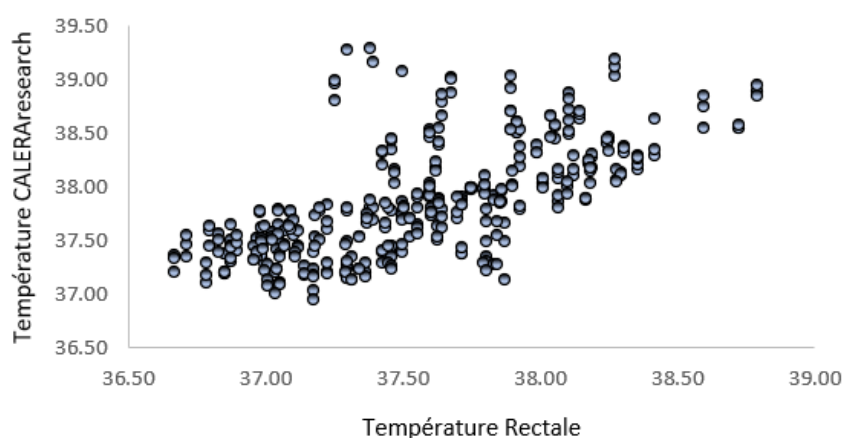
Comparaison des résultats CALERAresearch avec les résultats de l'appareil de référence en condition 1



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 10

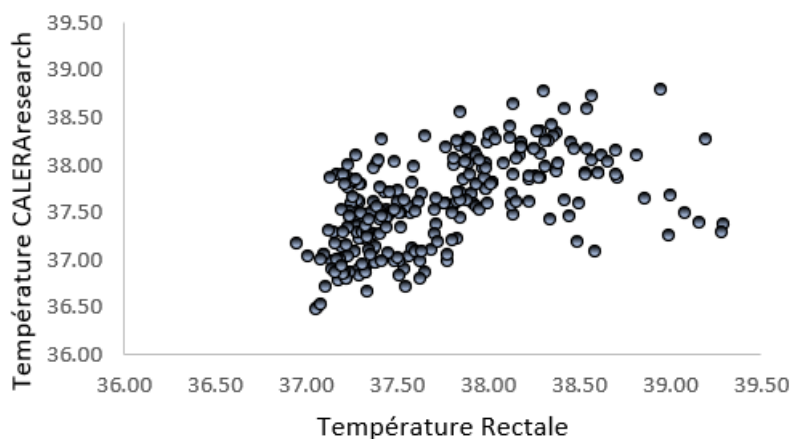
Comparaison des résultats CALERAresearch avec les résultats de l'appareil de référence en condition 2



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 11

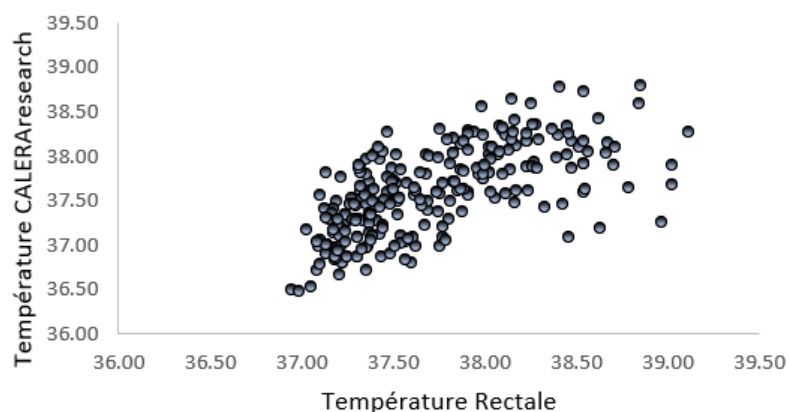
Comparaison des résultats CALERAresearch placer sur le bras et lié à la mesure de la FC sur l'avant-bras avec les résultats de l'appareil de référence



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 12

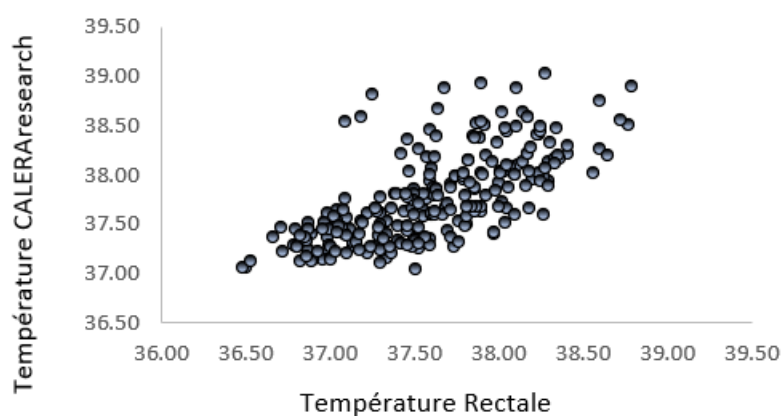
Comparaison des résultats CALERAresearch placé sur le bras et lié à la mesure de la FC sur le bras avec les résultats de l'appareil de référence



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 13

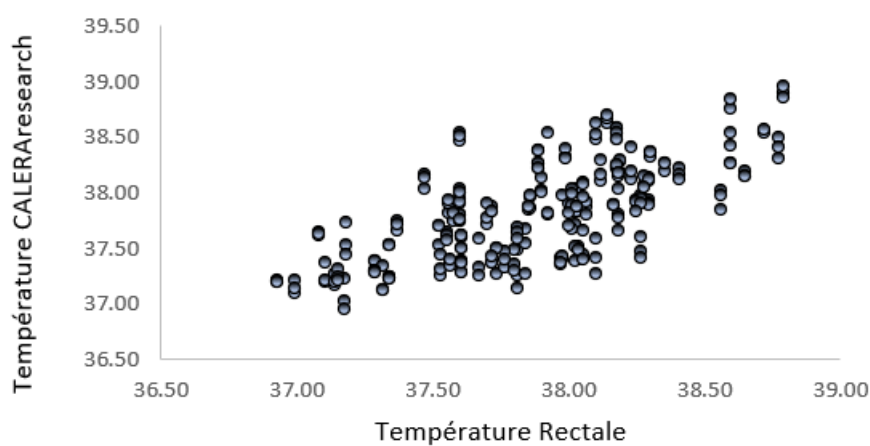
Comparaison des résultats CALERAresearch placer sur la poitrine



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 14

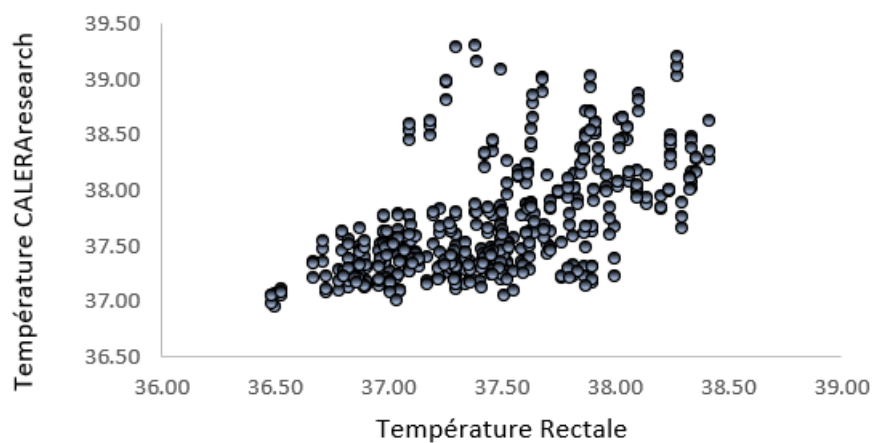
Comparaison des résultats CALERAresearch avec les résultats de l'appareil de référence pour les 3 activités intensives



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Figure 15

Comparaison des résultats CALERAresearch avec les résultats de l'appareil de référence pour les 6 activités non-intensives



Note. L'axe x montre la moyenne de température mesurée par l'appareil de référence et l'axe y la température mesurée par CALERAresearch pour le même sujet au même moment ; les deux en °C.

Tableau 3

Résultats des tests de corrélation de Pearson entre CALERAresearch et l'appareil de référence pour les différents groupes

Condition	Corrélation Pearson ρ	N	t	Valeur p
Aucune	0.64	801	23.34	<0.001
Condition 1	0.66	405	17.82	<0.001
Condition 2	0.69	396	18.67	<0.001
Avant-Bras	0.56	267	11.09	<0.001
Bras	0.66	267	14.42	<0.001
Torse	0.70	267	15.87	<0.001
Intensif	0.71	267	16.29	<0.001
Non-intensif	0.62	534	18.15	<0.001

Note. Chaque test est caractérisé par la corrélation Pearson ρ , N = la taille de l'échantillon, t = la valeur de la statistique du test t , et p = signification résultante de l'hypothèse. $P \neq 0$ (celle-ci ne pouvait être calculée qu'en assumant la normalité des distributions).

Les moyennes des appareils CAL étaient calculées ainsi que les erreurs systématiques et MAE pour empêcher les erreurs positives et négatives de s'annuler. La précision des moyennes de données a été calculée en fonction de la limite de 0.3 % qui était fixée pour cette étude. Ces données sont présentées dans le tableau 4 ci-dessous.

Tableau 4

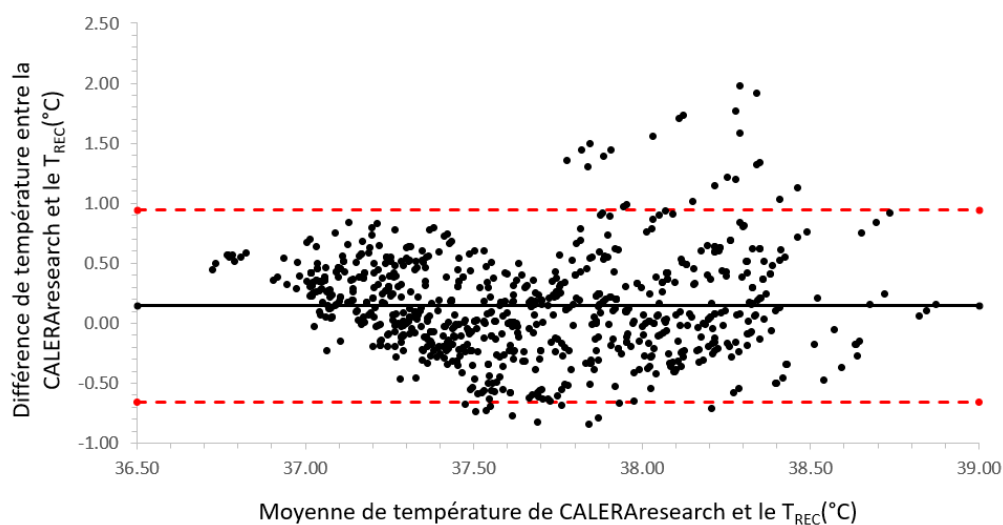
Mesures de la Température corporelle par CALERAresearch pour les différents groupes et leurs comparaisons avec l'appareil de référence

Condition	TCAL[°C], Moyenne \pm écart- type	Erreur systématique (limite d'accord), les deux en °C	Moyenne de l'erreur absolue en °C	Précision à 0.3 °C, N (%)
Aucune	37.73 \pm 0.48	0.15 (0.80)	0.33 \pm 0.28	434 (54.2)
Condition 1	37.61 \pm 0.41	0.00 (0.73)	0.29 \pm 0.23	232 (57.3)
Condition 2	37.73 \pm 0.48	0.28 (0.77)	0.36 \pm 0.32	210 (51.9)
Avant-Bras	37.76 \pm 0.51	0.18 (0.88)	0.35 \pm 0.33	144 (53.9)
Bras	37.76 \pm 0.47	0.09 (0.80)	0.32 \pm 0.27	142 (53.2)
Torse	37.75 \pm 0.44	0.17 (0.71)	0.31 \pm 0.25	147 (55.3)
Intensif	37.99 \pm 0.37	0.02 (0.66)	0.26 \pm 0.21	167 (63.3)
Non-intensif	37.60 \pm 0.47	0.21 (0.83)	0.36 \pm 0.31	267 (49.7)

Note. Les mesures sous chaque condition sont caractérisées par TCAL= température mesurée avec les appareils CALERAresearch, Erreur systématique = différence de la moyenne avec la moyenne de l'appareil de référence et limite d'accord = demi-largeur de l'intervalle de confiance à 95%, la Moyenne de l'erreur absolue et la Précision à 0.3 °C = le nombre (pourcentage) de mesures qui devient moins que 0.3 °C de la référence.

Figure 16

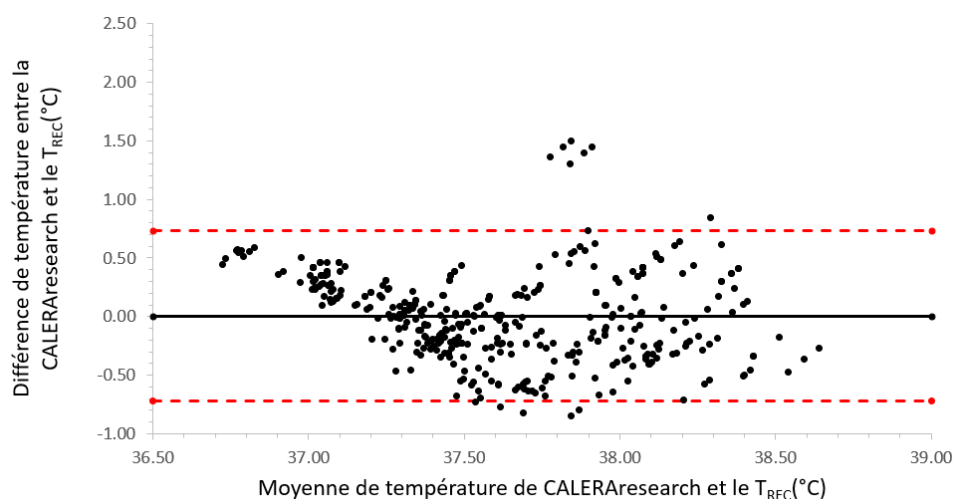
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 9 activités (801 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96)

Figure 17

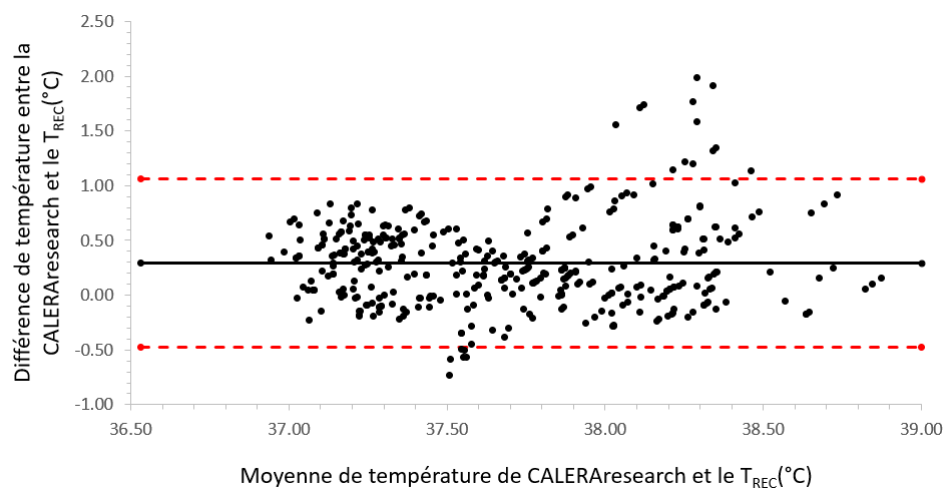
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des activités sous condition 1 (405 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 18

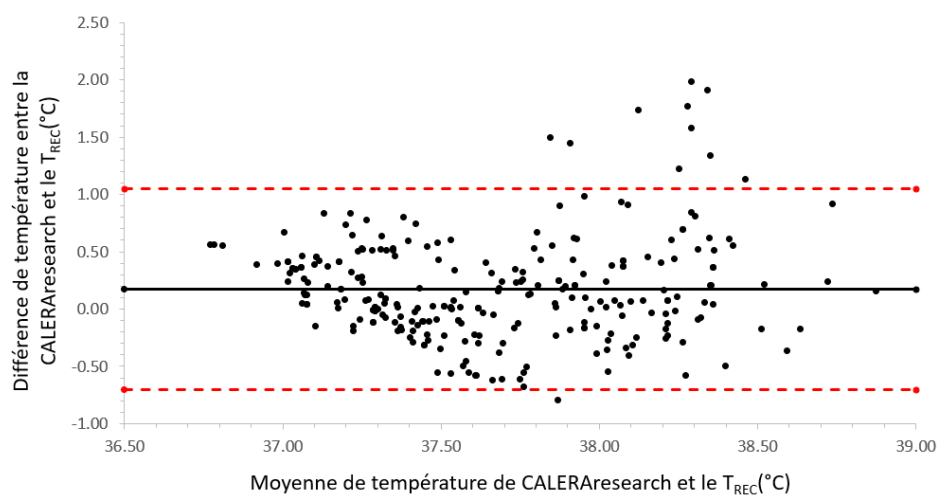
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des activités sous condition 2 (396 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 19

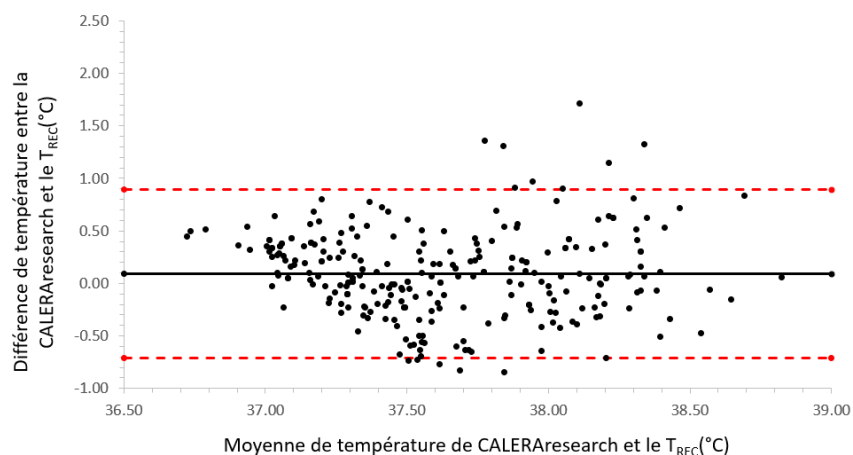
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 9 activités par l'appareil placé sur le bras avec la mesure de la FC sur l'avant-bras (267 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 20

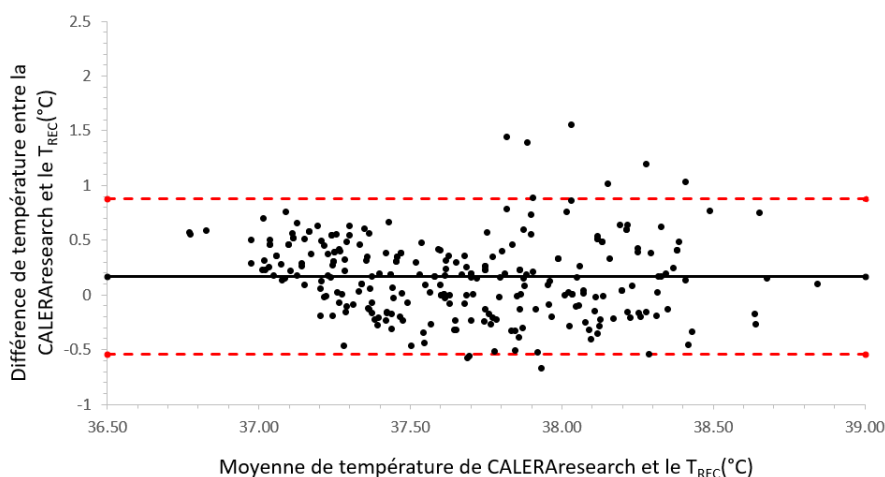
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 9 activités par l'appareil placé sur le bras avec la mesure de la FC sur le bras (267 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 21

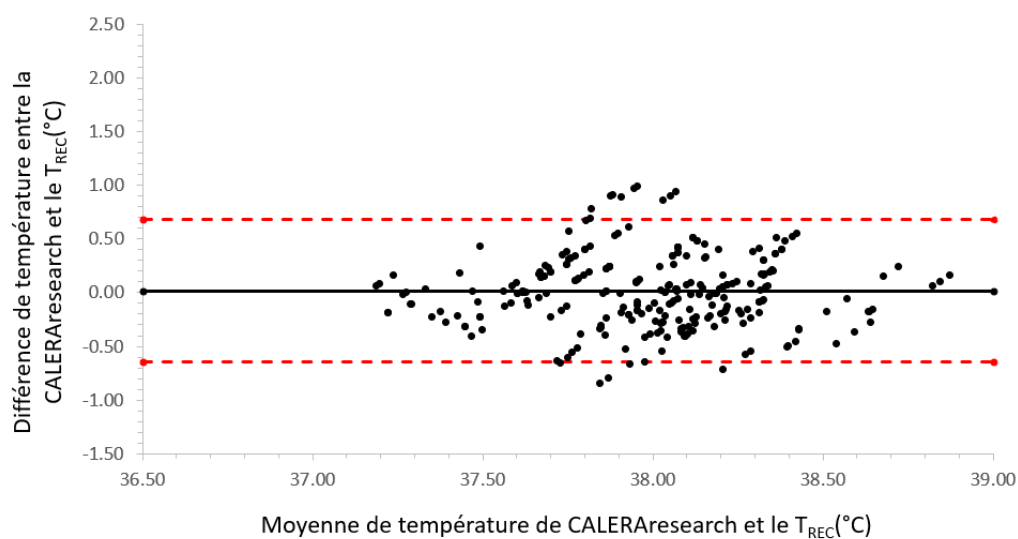
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 9 activités par l'appareil placé sur le torse (267 mesures)



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 22

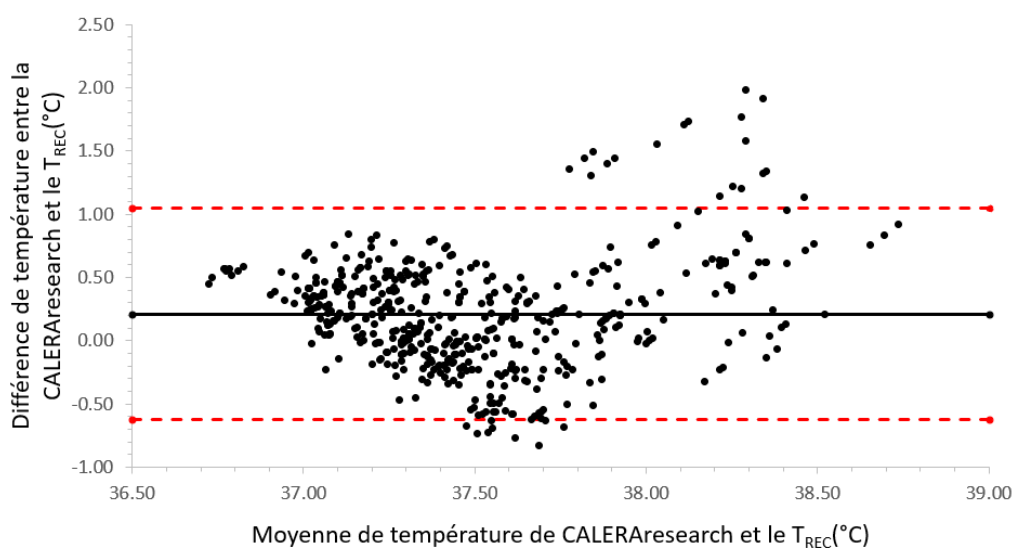
Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 3 activités intensives



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

Figure 23

Graphique de Bland Altman de la température obtenue au cours des 6 activités non-intensives



Note. La ligne continue représente le biais systématique ; les lignes pointillées représentent les limites d'accord (biais systématique, SD 1.96).

4 Discussion

Le but de cette étude était de vérifier la précision de l'appareil CAL sous diverses conditions et à des intensités d'activités différentes. Les tests Wilcoxon ont démontré un résultat significatif pour toutes les variables testées. Les tests statistiques ont tous démontré une différence de température entre les appareils CAL et l'appareil de référence. Ces différences ne peuvent pas être expliquées par des déviations statistiques ce qui permet d'affirmer que ces déviations proviennent de causes systématiques. De manière générale, les résultats de cette étude montrent que la corrélation entre les appareils CAL et la sonde de référence sont de 0.64, ce qui représente une corrélation dite *forte* selon Cohen (1992), (voir figure 8). La précision annoncée par le constructeur de ± 0.21 °C (MAD) n'a pas été respectée dans notre étude. Les résultats dépassaient le seuil d'acceptabilité fixé à ≤ 0.3 °C avec une MAE de 0.33 ± 0.28 , une erreur systématique de $+0.15$ °C, une limite of agreement (LOA) de 0.80 °C correspondant à un intervalle de confiance à 95% de -0.66 °C à 0.95 °C. Les résultats de cette recherche rejoignent ceux de (Verdel et al., 2021) qui avançaient que leurs données ne soutenaient pas l'affirmation selon laquelle le capteur CAL fournissait une mesure valide de la TC. Les résultats de l'étude ont démontré que la précision des mesures de l'appareil pouvait être influencée par différents facteurs tels que le lieu de mesure, le type d'exercice, l'intensité et l'habillement.

Les résultats des tests de corrélation qui ont été faits en supposant une normalité théorique des distributions, montrent qu'il y a de légères différences en fonction du placement de l'appareil. Selon résultats de cette recherche, le CAL qui était porté sur le torse et couplé avec la Polar H10 qui mesurait la FC à la poitrine avait un coefficient de corrélation (fort) de 0.70 selon Cohen (1992). Les deux autres CAL qui étaient portés sur les bras et couplés avec un Polar Verity Sens qui mesurait la FC sur le bras pour l'un et sur l'avant-bras pour l'autre, avaient aussi un coefficient de corrélation (fort) de 0.66 pour les mesures au bras et de 0.56 pour les mesures à l'avant-bras. Le capteur placé sur le bras était le plus précis avec une erreur systématique (\pm LOA) de 0.09 ± 0.80 °C, contre 0.17 ± 0.71 °C pour le capteur à la poitrine et 0.18 ± 0.88 °C pour celui couplé à la FC à l'avant-bras.

Les graphiques représentant ces corrélations (figures 11, 12, 13) montrent une tendance similaire avec une dispersion moins éparse pour la mesure à la poitrine. La mesure de l'appareil doit être interprétée avec précaution car elle inclut une erreur systématique dont la source n'a pas pu être identifiée dans cette étude. Une partie de cette erreur est intimement liée à l'endroit de

placement. Comme l'explique Xu et al. (2013), il est fortement recommandé de porter les capteurs sur des endroits avec un minimum de tissus adipeux car ce dernier perturbe la conductibilité thermique. Pour compléter cette affirmation, Parsons (2002) mentionne que la mesure de la température corporelle est facilitée à l'effort sous l'effet de la vasodilatation par la distribution homogène du sang dans le corps. Il est difficile d'identifier clairement la cause de cette différence de mesures car les graphiques de Bland Altman (Figures 19, 20, 21) montrent que la dispersion est similaire pour les variations liées au lieu de l'appareil. Des recherches complémentaires devraient être effectuées selon un protocole strict et visant à contrôler uniquement le paramètre du portage des appareils aux différents endroits. De plus tous les appareils devraient être couplés avec le même capteur de FC. Pouvoir porter l'appareil ailleurs que sur la poitrine serait encore moins invasif et faciliterait la manutention des capteurs avec des athlètes, des travailleurs ou des soldats. Les résultats montrent que les mesures faites par le capteur sur le bras ne sont pas très loin des mesures obtenues par celui à la poitrine, qui est conseillé par le constructeur.

Le questionnement sur la précision des CAL en fonction de l'intensité de l'activité a été mieux éclairé dans cette étude, puisque nous étudions trois activités intenses contre 6 activités non-intensives. La limite des intensités d'exercices a été fixée selon la perception de l'effort des participants. Les activités en dessous de 12 sur l'échelle de Borg étaient interprétées comme non-intensives et les activités classées en-dessus ou égale à 12 étaient interprétées comme intensives. Les activités intensives étaient alors la force, le vélo et le HIIT. La moyenne de différence absolue pour les exercices intensifs est de 0.26 °C contre 0.36 °C pour les exercices non intensifs. 63.3 % des mesures pendant les exercices intensifs sont dans la limite de l'étude de 0.3 °C contre 49.7 % pour les exercices non intensifs. Les résultats confirment que les mesures réalisées au cours d'exercices sous conditions intensives sont plus précises que les exercices sous conditions non-intensives.

Les graphiques de Bland Altman démontrent bien cette différence avec une grande dispersion de température (notamment vers des températures élevées) pour la condition non-intensive (Figure 23), tandis que la dispersion pourrait être purement d'origine statistique dans le graphique concernant les exercices intensifs (Figure 22). Ceci peut être expliqué par les facteurs physiologiques des participants. Cela rejoint les affirmations de Flouris et Schlader (2015) qui dit que la chaleur produite par les muscles actifs sera transportée par le sang vers la surface de la peau. L'augmentation du débit sanguin et la vasodilatation réactionnelle à un effort physique

facilitent les échanges thermiques à la surface de la peau. Ainsi le flux de chaleur entre la peau et l'environnement croît. Une supposition serait que dans les conditions de l'étude, avec une température ambiante de 19.73 ± 1.96 °C, le flux thermique qui passe dans le capteur durant les activités à basse intensité est faible, car proche de la zone thermique neutre (Pallubinsky et al., 2019). Ainsi, la chaleur et les réactions physiologiques augmentaient lors des activités intensives ce qui influence le flux thermique à la surface de la peau. Une autre explication qui serait intéressante à connaître est à partir de quelles intensités de FC, l'appareil permute entre ces deux modes d'algorithme (free living et sport). La seule information donnée par le constructeur est qu'à partir d'environ 130 pulsations par minute, l'appareil sera en mode sport. Cette limite rejoint la classification des efforts de cette étude puisque les activités où la FC moyenne était de plus de 130 pulsations par minutes (hormis le jogging) étaient jugées d'effort intensif. Les données de l'étude ne permettaient pas de tirer des conclusions sur l'un ou l'autre des algorithmes mais des recherches ciblées sur la limite et le fonctionnement des deux algorithmes seraient intéressantes. Les résultats qui ont eu tendance à montrer une température au repos (sitting) plus haute pour les CAL que la référence, rejoignent les affirmations faites par Verdel et al. (2021) où la température de l'appareil CORE (idem que CAL) avait tendance à surestimer la température de référence (rectale) à des intensités basses.

La dernière question de recherche est de savoir s'il existe une différence de précision de mesure de la TC entre la condition 1 et la condition 2 (réduction de la perte de chaleur, surchauffe). Cette comparaison a démontré la plus grande différence de l'étude. En effet, la moyenne de différence absolue pour la série sous condition 1 était de 0.29 °C contre 0.36 °C pour la série sous condition 2. 57.3 % des mesures prises pendant la série sous condition 1 sont dans la limite fixée de 0.3 °C et 51.9 % durant la série sous condition 2. L'erreur systématique est compatible à zéro en condition 1. La précision de mesure de la TC est dans la limite fixée pour l'étude. Il est donc possible de se fier aux mesures de l'appareil CAL pour surveiller la TC durant un effort physique sous condition 1. En accord avec ces chiffres, le graphe de Bland Altman sous condition 1 (Figure 17) montre une dispersion des températures rapprochée tandis que le graphe de Bland Altman sous condition 2 (Figure 18) montre une dispersion plus prononcée, avec une légère tendance à surestimer la température, notamment lorsque celle-ci augmente. Les résultats permettent d'affirmer qu'il y a une différence de précision entre la condition 1 et la condition 2. Comme Flouris et Schlader (2015) l'ont expliqué, lorsque la température ambiante est supérieure à la TP (température de la peau) et/ou que l'humidité relative est élevée, l'équilibre thermique ne peut pas être atteint car cela empêche la perte de chaleur par évaporation. Ceci est

aussi amplifié par le port de vêtements isolants (Banzet et al., 2012). Ce phénomène qui se produit à la surface du corps peut provoquer des perturbations du flux thermique mesuré par le capteur CAL. Cette augmentation de chaleur a été amplifiée lors de l'activité sur le vélo. En effet, la moyenne de température maximale mesurée lors de cette prise de mesures a été sur le vélo en condition 2 à 38.88 ± 0.30 °C. Cette activité intensive engendrait une grosse charge physique alors que le participant était statique. La ventilation inexistante due au manque de déplacement de l'air peut expliquer cette cause. En effet le mouvement de l'air (en combinaison avec la température de l'air) affectera le niveau auquel l'air chaud ou la vapeur est éloigné du corps, affectant ainsi l'échange de chaleur entre le corps et l'environnement extérieur. (Parson, 2002). De plus avec les habits isolants, une couche d'air chaud et humide se crée entre la peau et les habits. Comme l'expliquaient Flouris et Schlader (2015), le vêtement crée une isolation autour du corps ce qui freine l'évaporation. La perte de chaleur par évaporation représente le moyen physiologique le plus efficace pour assurer l'équilibre thermique. Les différences d'intensité entre les conditions 1 et 2 serait dans une recherche future intéressante à comparer.

Les résultats montrent que la température moyenne mesurée par les CAL lors de la phase de repos (sitting) qui succédait au HIIT continuait d'augmenter malgré l'arrêt de l'effort. Cela peut venir de plusieurs raisons mais nous n'avons pas assez de connaissances sur le fonctionnement du capteur pour en tirer une conclusion. Une supposition serait que le CAL perçoit toujours une activité intensive liée à la FC qui resterait haute lors des premières minutes. Parsons (2002) stipulait que la mesure de la température rectale était affectée par le sang froid ou le sang chaud des jambes. Il serait alors intéressant pour une recherche future d'avoir un contrôle sur la circulation sanguine lors de la pause, avec une récupération active ou même une position de repos avec les jambes surélevées.

Les graphiques de Bland Altman en général et plus particulièrement sous condition 1 (figure 17) et pour les exercices non-intensifs (figure 23), ont une tendance intéressante qui se voit par la forme en « V » des nuages de points. On peut comprendre ici qu'à basse température, les différences des mesures sont moindres et que les mesures de l'appareil CAL sous-estimaient la température jusqu'à environ 37.5 – 38 °C. Au-delà de cette température, la tendance s'inversait et le CAL avait alors tendance à surestimer la température avec une dispersion des températures plus grande. Ce phénomène n'a pas pu être expliqué dans cette étude mais il serait intéressant à comprendre. Une possible cause à clarifier, serait de savoir si ces erreurs sont liées aux deux algorithmes différents, free-living et sport.

Tous ces résultats montraient que la mesure de la température corporelle était complexe et qu'elle était influencée par l'intensité et les conditions de l'activité physique. Il est difficile d'arriver à des conclusions claires quand plusieurs paramètres sont testés simultanément. Cependant les résultats de cette recherche rejoignent ceux de Verdel et al. (2021) qui affirmaient une différence de température entre la température rectale et le capteur CAL au-delà de 0.3 °C. L'utilisateur doit être conscient de ces différences de précision et adapter son utilisation en conséquence. Comme le conseille le constructeur de l'appareil (GreenTEG AG), une limite de sécurité préventive doit être fixée en fonction de cette erreur systématique. Cette limite ne devrait pas dépasser les 39 °C selon (Bourdon et al., 2003) et 40°C selon (Leyk et al., 2019).

5 Conclusion

Les résultats de cette étude ont montré que la corrélation entre les appareils CAL et la sonde de référence était forte (0.64) selon Cohen (1992) et cela pour toutes les conditions testées. Cependant, le capteur CAL manquait de précision. Les résultats ont dépassé le seuil d'acceptabilité fixé à ≤ 0.3 °C avec une MAE de 0.33 ± 0.28 °C. La MAE était de 0.26 °C pour les exercices intensifs et 0.36 °C pour les exercices non intensifs. Sous condition 1 (habits de sport), la MAE était de 0.29 °C et 0.36 °C sous condition 2 (habits isolants).

Pour répondre à la question de recherche, en comparaison avec la mesure de la température rectale, les mesures de l'appareil CAL ne peuvent être utilisées de manière fiable. Il existe une différence de précision entre l'emplacement des appareils mais la source de l'erreur n'a pas pu être expliquée dans cette étude. La précision était bonne et considérée comme valide lors des activités intensives ou lorsque les candidats étaient vêtus d'habits de sport (condition 1). L'étude a montré que les plus grandes erreurs de mesure apparaissaient lorsque qu'il y avait aucun mouvement d'air autour du capteur. Ce paramètre doit être connu pour l'utilisation sur le terrain car cela implique qu'une limite de sécurité préventive doit être fixée entre 39° C et 40°C selon (Bourdon et al., 2003 ; Leyk et al., 2019) afin de palier à cette erreur systématique. Il serait important que des recherches futures soient effectuées afin de connaître les limites de l'appareil en fonction de l'influence de l'environnement extérieur, comme de très fortes chaleurs, un manque de ventilation ou une haute imperméabilité des vêtements ou équipement de protection.

Bibliographie

- Adachi, H., Uchida, K., Saitoh, E. & Maekawa, S. (2013). Theory of the spin seebeck effect. *Reports on Progress in Physics*, 76(3), 036501. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/76/3/036501>
- Banzet, S., Koulmann, N. & Bourdon, L. (2012). Activité physique et hyperthermie. *Médecine et Armées*, 40(3), 207–216. <https://doi.org/10.17184/eac.6608>
- Binazzi, A., Levi, M., Bonafede, M., Bugani, M., Messeri, A., Morabito, M., Marinaccio, A. & Baldasseroni, A. (2019). Evaluation of the impact of heat stress on the occurrence of occupational injuries: meta-analysis of observational studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 62(3), 233–243. <https://doi.org/10.1002/ajim.22946>
- Borg, E. & Borg, G. (2002). A comparison of AME and CR100 for scaling perceived exertion. *Acta Psychol*, 109(2), 157-175. [https://doi.org/10.1016/s0001-6918\(01\)00055-5](https://doi.org/10.1016/s0001-6918(01)00055-5)
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med*, 2, 92-98. <https://medicaljournalssweden.se/jrm/article/view/3902/6004>
- Bourdon, L., Canini, F., Aubert, M., Melin, B., Koulmann, N., Saïssy, J.-M. & Bigard, A.-X. (2003). Le coup de chaleur d'exercice : I – aspects cliniques et prévention. *Science & Sports*, 18(5), 228–240. [https://doi.org/10.1016/s0765-1597\(03\)00145-x](https://doi.org/10.1016/s0765-1597(03)00145-x)
- Casa, D. J., Becker, S. M., Ganio, M. S., Brown, C. M., Yeargin, S. W., Roti, M. W., Siegler, J., Blowers, J. A., Glaviano, N. R., Huggins, R. A., Armstrong, L. E. & Maresh, C. M. (2007). Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat. *Journal of Athletic Training*, 42(3), 333-342. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18059987/>
- Chowdhury, A. K., Tjondronegoro, D., Chandran, V., Zhang, J. & Trost, S. G. (2019). Prediction of relative physical activity intensity using multimodal sensing of physiological data. *Sensors*, 19(20), 4509. <https://doi.org/10.3390/s19204509>
- Cohen, J. (1992). Statistical Power Analysis. Current Directions in Psychological Science, 1(3), 98–101. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.ep10768783>
- Douzi, W., Dupuy, O., Theurot, D., Smolander, J. & Dugué, B. (2020). Per-cooling (using cooling systems during physical exercise) enhances physical and cognitive performances in hot environments. A narrative review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(3), 1031. <https://doi.org/10.3390/ijerph17031031>

- Fabien, S., Mounir, C., Banzet, S., Cyprien, B., Canini, F., Bourdon, L. & Koulmann, N. (2012). Coup de chaleur d'exercice, système cardiovasculaire et vulnérabilité systémique. *Médecine et Armées*, 40(3), 231-240. <https://doi.org/10.17184/eac.6611>
- Falcone, T., Cordella, F., Molinaro, V., Zollo, L. & Del Ferraro, S. (2021). Real-time human core temperature estimation methods and their application in the occupational field: a systematic review. *Measurement*, 183, 109776. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109776>
- Fitzpatrick, T. B. (1988). The validity and practicality of sun-reactive skin types I through VI. *Arch Dermatol*, 124(6), 869-871. <https://doi.org/10.1001/archderm.124.6.869>
- Flouris, A. D. (2019). Human Thermoregulation. In J. D. Périard & S. Racinais (Éds.), *Heat Stress in Sport and Exercise : Thermophysiology of Health and Performance* (p. 3-27). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-93515-7_1
- Flouris, A. D. & Schlader, Z. J. (2015). Human behavioral thermoregulation during exercise in the heat. *Scand J Med Sci Sports*, 25, 52–64. <https://doi.org/10.1111/sms.12349>
- Ganio, M. S., Brown, C. M., Casa, D. J., Becker, S. M., Yeargin, S. W., McDermott, B. P., Boots, L. M., Boyd, P. W., Armstrong, L. E. & Maresh, C. M. (2009). Validity and reliability of devices that assess body temperature during indoor exercise in the heat. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 124–135. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.124>
- Gant, N., Atkinson, G. & Williams, C. (2006). The validity and reliability of intestinal temperature during intermittent running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(11), 1926–1931. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000233800.69776.ef>
- Gilgen-Ammann, R., Schweizer, T. & Wyss, T. (2019). RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG holter at rest and during exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 119(7), 1525-1532. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04142-5>
- Giroud, A. (2023). *Etude de validation d'appareils de mesures de fréquence cardiaque et de variabilité* [travail de master, université de Fribourg].
- Gosselin, J. (2019). *Mesure continue de la température rectale: faisabilité et validation de l'utilisation de sondes télémetriques* [travail de master, université de Sherbrooke]. <https://core.ac.uk/download/pdf/199229454.pdf>
- Grenier, J. (2012). *Effets des équipements de fantassin modernes sur la locomotion et la fatigue neuromusculaire du soldat déployé : simulation opérationnelle*. HAL theses. <https://theses.hal.science/tel-00978768>

- Hardy, J. D., & Du Bois, E. F. (1940). Differences between Men and Women in Their Response to Heat and Cold. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 26(6), 389-398. <https://doi.org/10.1073/pnas.26.6.389>
- Hermant, E., Chabert, C. & Hue, O. (2019). Ultra-endurance events in tropical environments and countermeasures to optimize performances and health. *International Journal of Hyperthermia*, 36(1), 752–759. <https://doi.org/10.1080/02656736.2019.1635718>
- Imbeault, M.-A. (2014). *Caractérisation du frisson chez l'humain et ses effets sur les comportements sensorimoteurs*. Université d'Ottawa.
https://ruor.uottawa.ca/bitstream/10393/31461/1/Imbeault_Marie-Andr%C3%A9_2014_these.pdf
- Johnson, R. A., Miller, I. & Freund, J. E. (2017). *Miller and Freund's probability and statistics for engineers* (9e éd.). Pearson.
https://www.academia.edu/11271166/PROBABILITY_AND_STATISTICS_FOR_ENGINEER
- Kazman, J. B., Heled, Y., Lisman, P., Druyan, A., Deuster, P. A. & O'Connor, F. G. (2013). Exertional heat illness. The role of heat tolerance testing. *Current Sports Medicine Reports*, 12(2), 101–105. <https://doi.org/10.1249/jsr.0b013e3182874d27>
- Kenny, G. P. & Flouris, A. D. (2014). The human thermoregulatory system and its response to thermal stress. Dans F. Wang & C. Gao Elsevier (éd.), *Protective clothing: managing thermal stress* (1e éd., p. 319–365). Woodhead Publishing Series in Textiles. <https://doi.org/10.1533/9781782420408.3.319>
- Kenny, G. P., Webb, P., Ducharme, M. B., Reardon, F. D. & Jay, O. (2008). Calorimetric measurement of postexercise net heat loss and residual body heat storage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(9), 1629-1636.
<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31817751cb>
- Lee, S. M. C., Williams, W. J. & Schneider, S. M. (2000). *Core temperature measurement during submaximal exercise : esophageal, rectal, and intestinal temperatures*. NASA.
<https://ntrs.nasa.gov/api/citations/20000036595/downloads/20000036595.pdf>
- Leyk, D., Hoitz, J., Becker, C., Glitz, K. J., Nestler, K. & Piekarski, C. (2019). Health risks and interventions in exertional heat stress. *Deutsches Arzteblatt International*, 116, 31-32. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2019.0537>
- Mantz, J., Lasocki, S. & Fierobe, L. (1997). *Hypothermie accidentelle*. Urgences-Online.
https://urgences-serveur.fr/IMG/pdf/hypothermie_sfar97.pdf

- Mendt, S., Maggioni, M. A., Nordine, M., Steinach, M., Opatz, O., Belavý, D. L., Felsenberg, D., Koch, J., Shang, P., Gunga, H.-C. & Stahn, A. (2017). Circadian rhythms in bed rest : monitoring core body temperature via heat-flux approach is superior to skin surface temperature. *Chronobiology International*, 34(5), 666-676.
<https://doi.org/10.1080/07420528.2016.1224241>
- Muth, C. M. (2020). Hitzeerkrankungen. *Notfall & Rettungsmedizin*, 23(4), 299–312. <https://doi.org/10.1007/s10049-020-00716-5>
- Navarro, D. J. & Foxcroft, D. R. (2022). *Learning statistics with jamovi: a tutorial for psychology students and other beginners* (version 0.75).
<https://doi.org/10.24384/hgc3-7p15>
- O’Grady, N. P., Barie, P. S., Bartlett, J. G., Bleck, T., Carroll, K., Kalil, A., Linden, P., Maki, D. G., Nierman, D., Pasculle, W. & Masur, H. (2008). Guidelines for evaluation of new fever in critically ill adult patients : 2008 update from the american college of critical care medicine and the infectious diseases society of america. *Critical Care Medicine*, 36(4), 1330-1349. <https://doi.org/10.1097/ccm.0b013e318169eda9>
- Pallubinsky, H., Schellen, L. & Van Marken Lichtenbelt, W. D. (2019). Exploring the human thermoneutral zone - a dynamic approach. *Journal of Thermal Biology*, 79, 199-208.
<https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2018.12.014>
- Parsons, I. T., Stacey, M. J. & Woods, D. R. (2019). Heat adaptation in military personnel: mitigating risk, maximizing performance. *Frontiers in Physiology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01485>
- Parsons, K. (2002). *Human thermal environments : the effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance* (3e éd.). CRC Press.
<https://doi.org/10.1201/b16750>
- Rice, T., Mancinelli, C., Utzman, R., Cassis, A. & Wetmore, S. (2018). Reliability of the numeric dizziness scale for the quantification of dizziness. *West Virginia Medical Journal*, 114(3), 30-35.
<https://go.gale.com/ps/i.do?id=GALE%7CA539810977&sid=googleScholar&v=2.1&it=r&linkaccess=abs&issn=00433284&p=AONE&sw=w&userGroupName=anon%7E32d381ac>
- Robin, N., Hermand, E., Hatchi, V. & Hue, O. (2023). Stratégies de gestion de la chaleur et performances sportives de haut niveau : éclairage psychophysiologique et recommandations appliquées. *Science & Sports*.
<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2022.05.007>

- Savoie, F. A., Dion, T., Asselin, A., Gariépy, C., Boucher, P. M., Berrigan, F. & Goulet, E. D. B. (2015). Intestinal temperature does not reflect rectal temperature during prolonged, intense running with cold fluid ingestion. *Physiological Measurement*, 36(2), 259–272. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/2/259>
- Schaffarczyk, M., Rogers, B., Reer, R. & Gronwald, T. (2022). Validity of the Polar H10 sensor for heart rate variability analysis during resting state and incremental exercise in recreational men and women. *Sensors*, 22(17), 6536. <https://doi.org/10.3390/s22176536>
- Schweiker, M., Fuchs, X., Becker, S., Shukuya, M., Dovjak, M., Hawighorst, M. & Kolarik, J. (2017). Challenging the assumptions for thermal sensation scales. *Building Research and Information*, 45(5), 572–589. <https://doi.org/10.1080/09613218.2016.1183185>
- Shibasaki, M., Wilson, T. E. & Crandall, C. G. (2006). Neural control and mechanisms of eccrine sweating during heat stress and exercise. *Journal of Applied Physiology*, 100(5), 1692-1701. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01124.2005>
- Taylor, N. A. S., Tipton, M. J. & Kenny, G. P. (2014). Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures. *Journal of Thermal Biology*, 46, 72-101. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2014.10.006>
- Teunissen, L. P. J., De Haan, A., De Koning, J. J. & Daanen, H. A. M. (2012). Telemetry pill versus rectal and esophageal temperature during extreme rates of exercise-induced core temperature change. *Physiological Measurement*, 33(6), 915-924. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/915>
- The technology behind CORE - miniaturized thermal energy transfer sensors. (s. d.). Dans *Corebodytemp*. <https://corebodytemp.com/blogs/news/the-technology-behind-core-thermal-energy-transfer-sensors>
- Verdel, N., Marin, A., Milanič, M. & Majaron, B. (2019). Physiological and structural characterization of human skin in vivo using combined photothermal radiometry and diffuse reflectance spectroscopy. *Biomedical Optics Express*, 10(2), 944-960. <https://doi.org/10.1364/boe.10.000944>
- Verdel, N., Podlogar, T., Ciuha, U., Holmberg, H.-C., Debevec, T. & Supej, M. (2021). Reliability and validity of the CORE sensor to assess core body temperature during cycling exercise. *Sensors*, 21(17), 5932. <https://doi.org/10.3390/s21175932>

- Wegmann, M., Faude, O., Poppendieck, W., Hecksteden, A., Fröhlich, M. & Meyer, T. (2012). Pre-cooling and sports performance. *Sports Medicine*, 42(7), 545–564. <https://doi.org/10.2165/11630550-0000000000-000000>
- Weiss, B., & Latie, V.G. (1961). Behavioral thermoregulation. *Science*, 133(3461), 1338-1344. <https://doi.org/10.1126/science.133.3461.1338>
- Winslow, C.-E. A., Herrington, L. P. & Gagge, A. P. (1936). A new method of partitional calorimetry. *American Journal of Physiology*, 116(3), 641-655. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1936.116.3.641>
- Xu, X., Karis, A. J., Buller, M. J. & Santee, W. R. (2013). Relationship between core temperature, skin temperature, and heat flux during exercise in heat. *European Journal of Applied Physiology*, 113(9), 2381–2389. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2674-z>