

Capteur de Température Cérébrale Non Invasif et Ambulatoire

André Dittmar, Claudine Gehin, Ronald Nocua, Georges Delhomme

Microcapteurs et Microsystèmes Biomédicaux, INSA Lyon, Bât. Léonard de Vinci, CNRS INL, 20
Av. Albert Einstein, 69621 Villeurbanne Cedex
Tél : 04 72 43 89 88, Fax : 04 72 43 89 87, Email : andre.dittmar@insa-lyon.fr

Résumé – La mesure de la température cérébrale est le meilleur indicateur des rythmes thermiques circadiens, des états de fièvre, d'hyperthermie ou d'hypothermie etc. ; Les centres thermorégulateurs du corps humain étant localisés principalement dans l'hypothalamus (zone médiane inférieure du cerveau) les autres mesures de température, rectale, linguale, axillaire, hypothalamique présentent toutes des inconvénients de précision, de confort et/ou ne permettent pas les mesures en continu et ambulatoire. Le BCT (Brain and Core Thermometer) présenté ici est capteur non invasif (45 x 65 mm) maintenu sur la tempe par un bandeau et fonctionnant sur le principe du "zero heat flow". L'appareil miniaturisé permet la mesure en continu et ambulatoire pour le monitoring en réanimation et soins intensifs, lors du port de tenue de protection en milieu chaud et hostile, lors d'activités physiques intenses et pour la mise en évidence de la réactivité émotionnelle, etc.

1. Introduction

La température cérébrale est le "marqueur" le plus pertinent des rythmes thermiques circadiens, de la fièvre et d'hyperthermie.

En effet les centres contrôlant la thermorégulation du corps humain sont situés principalement dans l'hypothalamus en zone médiane inférieure du cerveau.

De plus les cellules nerveuses du cerveau (neurones) ont une température de fonctionnement inférieure à 42 °C.

L'inaccessibilité de la température cérébrale par capteur in situ (implantable) fait que la température centrale corporelle a été mesurée jusqu'à présent à partir de sites accessibles mais non optimum.

Température rectale : bon indicateur de température centrale, mais pouvant entraîner des lésions, mal tolérée chez de nombreux patients, inappropriée pour le monitoring en continu.

Température linguale : elle indique une température plus basse que la rectale et peut être sujette à des artefacts de mesures.

Température axillaire : elle indique une température encore plus basse que la température rectale et peut être sujette à artefacts.

Température tympanique : sa mesure par capteur infrarouge présente l'avantage d'être effectuée en moins de 3 secondes, raison évidente de son utilisation majoritaire. Cependant sa précision peut être prise en défaut avec le risque de minorer une fièvre et cette mesure ne permet pas le monitoring en continu.

Le "BCT" Brain and Core Thermometer : ce nouveau système effectue la mesure de température à partir d'un capteur souple (45 x 65 mm) placé sur la tempe et maintenu par un bandeau, fig. 1. Ce capteur fonctionne en continu sur le principe du "zero heat flow" c'est-à-dire une régulation de flux thermique nul de la zone temporale. Cette méthode permet d'amener au niveau de la peau de la tempe la température cérébrale où elle est mesurée.

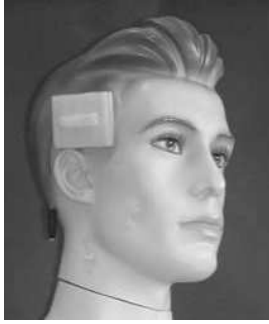


Figure 1 : Capteur BCT sur la tempe du sujet

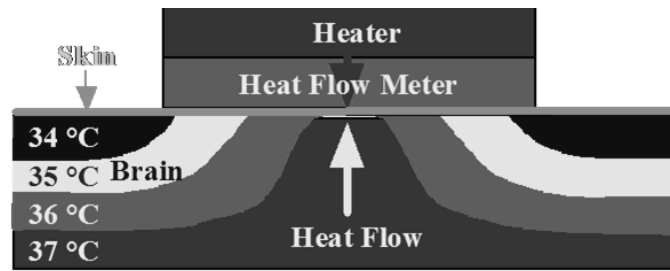


Figure 2 : Principe du "zero heat flow, la température profonde est "amenée" à la surface de la peau

2. Principe de fonctionnement

Le cerveau est très bien protégé et peu accessible : il n'est pas possible pour des raisons de confort, de sécurité, d'éthique d'implanter des capteurs dans le tissu cérébral.

Quelques méthodes de mesures non invasives ont été développées utilisant les spectroscopies IRM ou infrarouge, la thermométrie ultrasonore [1] ou la radiométrie micro onde [2]. Cependant ces mesures non invasives ne sont pas possibles hors du laboratoire ou de l'hôpital (soins très intensifs), elles ne sont pas compatibles avec une activité normale journalière ou professionnelle, les activités sportives, les déplacements, etc.

Le capteur BCT réalisé en matériaux semi souples est placé sur la tempe (droite ou gauche) et maintenu par un bandeau textile élastique.

Le principe du "zero heat flow" ou régulation de flux thermique nul est utilisé pour la mesure. Ce principe de base a été développé initialement par Fox et coll. [3-4] et a été utilisé principalement pour la mesure de la température centrale (noyau thermique corporel). Dans cette méthode une zone isotherme est créée sous le capteur par un système asservi, un dispositif de chauffage annule constamment le flux thermique provenant du cerveau et traversant la boîte crânienne. Un fluxmètre thermique permet en continu le contrôle de cette régulation de zéro, fig. 2.

La zone isotherme créée atteint une profondeur supérieure à 10 mm et ainsi la température du cortex est "amenée" à la surface du cuir chevelu où elle peut être mesurée en continu.

Le capteur est réalisé en matériau plastique biocompatible semi souple permettant une bonne adaptation à la forme de la tête autorisant un bon contact thermique et le confort du sujet (face lisse, forme ergonomique). Le capteur est relié par un câble à une microcentrale de mesure indiquant numériquement la température mesurée et transmettant par radiofréquence les données à une station de réception elle-même reliée à un PC. Dans sa version actuelle la liaison RF est prévue pour fonctionner à des distances correspondant à celles d'une grande pièce, les murs limitant la distance de transmission.

Le capteur est caractérisé par 2 constantes de temps :

- **Une constante de temps longue** (~ 10 minutes) correspondant à la durée de création de la zone isotherme sous le capteur (constante de temps d'établissement).
- **Une constante de temps rapide** (quelques secondes) correspondant aux petites modifications de champ thermique transmettant la température corticale. Des variations de température de période de quelques secondes sont détectées (la constante de temps thermique globale étant divisée par le gain de la boucle d'asservissement).

3. Etalonnage

Le microcapteur de température utilisé est une thermistance ALPHA Thermistor Micro Series 10 k Ω à 25 °C (précision $\pm 0,1$ °C, \varnothing 0,45 mm). Le seuil de sensibilité est tel que des amplitudes de variations de l'ordre de 1/1000 °C peuvent être détectées (le bruit de fond de mesure étant très inférieur à cette valeur).

La caractérisation des champs thermiques générés a été réalisée sur des modèles physiques simulant :

- La microcirculation et la température du cuir chevelu,
- L'épaisseur et la conductivité thermique de l'os crânien temporal,
- La conductivité thermique et la température du cerveau.

La simulation thermique des tissus mous est réalisée par un gel de polyacrylamide/eau ayant la même conductivité thermique que la valeur moyenne du tissu cérébral.

Ces modèles ont été mis au point pour la simulation de tissus vivants dans le cadre d'études de la microcirculation tissulaire et des traitements par hyperthermie micro onde [5].

Un modèle anthropomorphe [6] utilisant un crâne humain rempli de gel de polyacrylamide et de microcathéters perfusés a été utilisé également, fig. 3. La température mesurée par BCT à partir de la surface crânienne est égale à la température de perfusion à $\pm 0,1$ °C

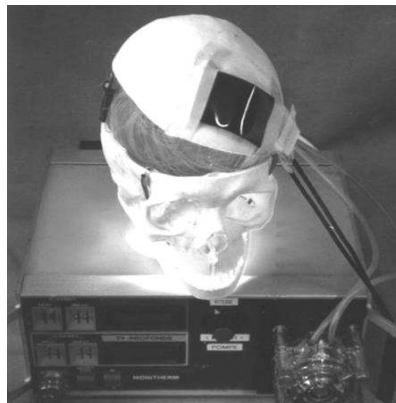


Figure 3 : *Modèle anthropomorphe de la température cérébrale utilisé pour les tests du BCT*

Pour des raisons évidentes d'éthique médicale, il n'était pas possible de placer une thermistance dans le cerveau d'un sujet sain pour comparer les températures cérébrales mesurées en interne (invasive) et de façon externe (non invasive) par le BCT.

Nota : Les mesures effectuées pendant des opérations chirurgicales sur le cerveau n'ont pas été retenues car les anesthésiques induisent des modifications de température cérébrale et de plus des abaissements de la température cérébrale pour la préservation des neurones font que la température cérébrale est alors en dehors et plus basse que les températures physiologiques.

Les mesures par BCT ont été comparées avec les mesures de la température tympanique par thermomètre Braun (réf. ThermoScan IRT 2020) et de la température rectale prise comme référence (mesurée en discontinu ou en continu lors d'étude de rythmes circadiens).

4. Mesures par BCT sur plusieurs jours lors de rythmes circadiens

Les mesures ont été effectuées au centre d'étude et de traitement des rythmes circadiens à l'hôpital Douglas de Montréal et à l'université McGill de Vancouver, Canada [7].

Le sujet est placé sur un lit dans une chambre en conditions constantes.

Les résultats utilisant le BCT sur plusieurs sujets montrent une très bonne concordance entre température cérébrale (BCT) et température rectale. La température rectale apparaît alors comme être supérieure d'environ 2/10 °C à la température cérébrale ce qui est communément admis en conditions normales chez le sujet sain au repos, fig. 4.

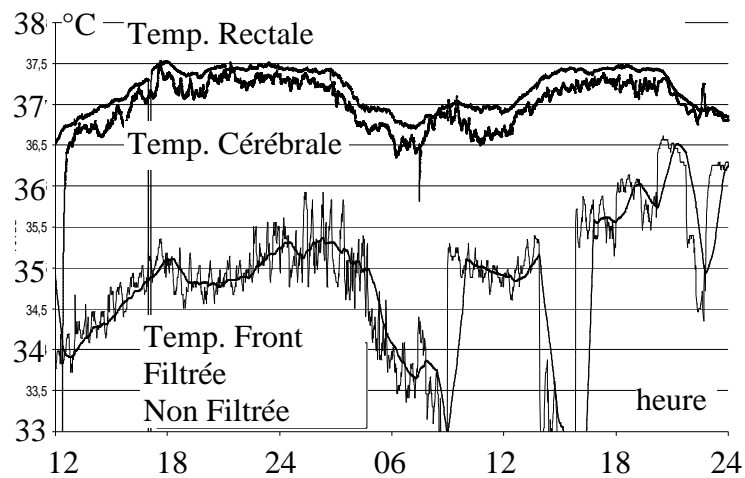


Figure 4 : Températures rectale, cérébrale (BCT) et cutanée enregistrées pendant 48 heures

L'enregistrement BCT non filtré montre des variations dont la fréquence est près de 10 fois plus élevée que celle de la température rectale dont l'inertie thermique est connue.

Ces tracés montrent que la mesure de la température cérébrale par BCT n'est pas perturbée par les évolutions de la température cutanée du front et de la zone temporale.

5. Mesures de la température cérébrale lors de tâches cognitives

5.1. Calcul Mental

Le sujet (volontaire, masculin, 53 ans) est placé dans une pièce silencieuse à une température de 22 °C.

Le calcul $3,1416 \times 7$ induit une augmentation de vigilance pendant la durée de calcul (50 s). Cette augmentation de vigilance induit elle-même une augmentation de température cérébrale de 3/100 °C environ se présentant sous la forme de rampe quasi régulière, fig. 5.

Cette augmentation est due principalement aux conséquences d'une vasoconstriction cutanée périphérique. Ainsi la température temporale (côté opposé à la mesure de la température cérébrale) diminue de 6/10 °C, réaction que l'on observe également au niveau des bras, des mains, etc.

Ainsi les pertes thermiques cutanées sont diminuées et c'est du sang afférent (artériel) plus chaud qui perfuse le cerveau.

Une analyse sommaire non détaillée aurait pu aboutir à la conclusion que l'augmentation de température cérébrale est liée à l'augmentation de métabolisme consécutive au calcul.

Cette vasoconstriction périphérique est mise en évidence fig. 6 par le capteur Hématron [8] de microcirculation cutanée lors d'un calcul mental. Le système nerveux autonome diminue l'irrigation sanguine cutanée et augmente celle des muscles squelettiques (membres), qui est programmée pour favoriser la fuite et la force musculaire. C'est un réflexe très ancien car une augmentation de vigilance en milieu naturel est souvent associée à un danger.

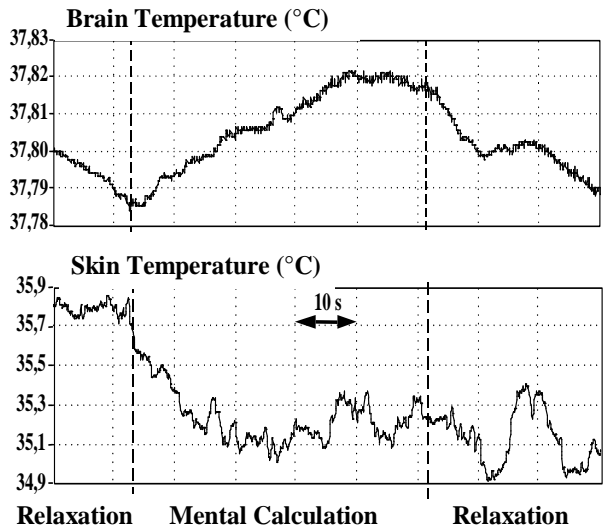


Figure 5 : Effet du calcul mental sur les températures cérébrale et cutanée

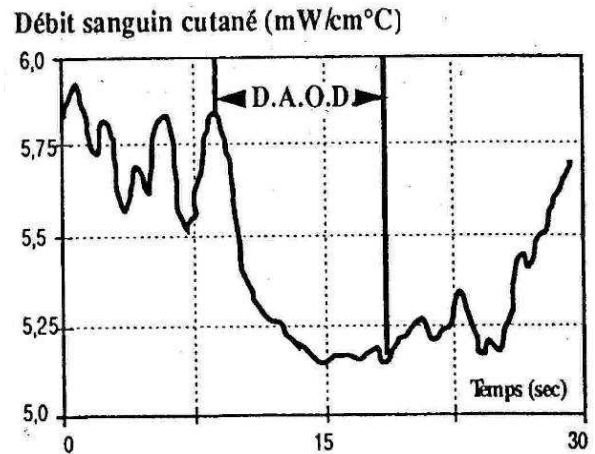


Figure 6 : Le calcul mental induit une diminution du débit sanguin cutané de la main

5.2. Lecture d'un document scientifique

La lecture d'un document scientifique induit une augmentation de vigilance et également une augmentation de la température cérébrale de $1/10$ °C environ (pièce silencieuse, 24 °C, sujet féminin, 23 ans, position assise), fig. 7.

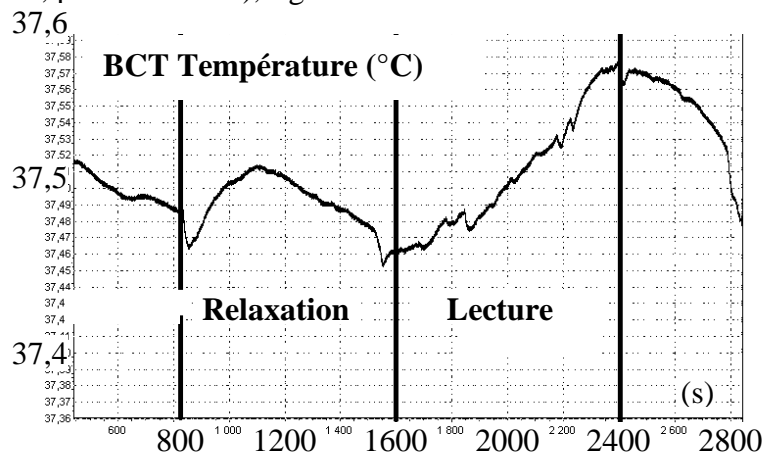


Figure 7 : Lecture d'un document scientifique

6. Mesures de la température cérébrale lors d'activités physiques

6.1. Flexions des jambes

Une activité physique en ambiance chaude 26 °C (sujet masculin, 24 ans) 50 flexions, sujet vertical, induit une augmentation de température cérébrale de l'ordre de 1 °C, survenant en moins de 2 minutes, fig. 8.

6.2. Changement de position horizontale / verticale au repos ("tilting")

Le sujet (masculin, 24 ans) au repos passe d'une position assise à une position allongée, la température cérébrale diminue de 0,6 °C. Une partie du sang des membres inférieurs dont la température est inférieure à la température centrale arrive au cerveau induisant une baisse de température, fig. 9.

Le retour à la position initiale ramène la température cérébrale à la valeur initiale.

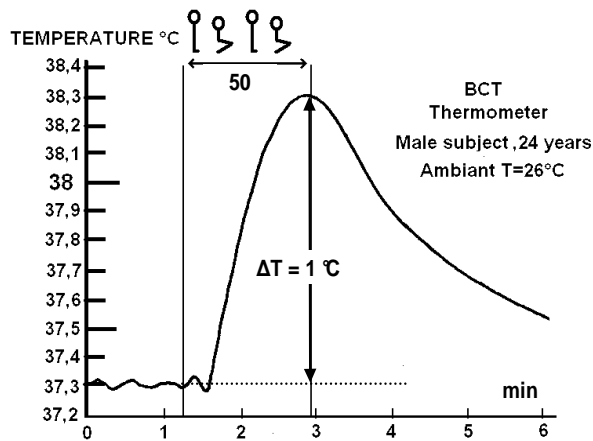


Figure 8 : Effet de l'activité physique (flexions des jambes) sur la température cérébrale (BCT)

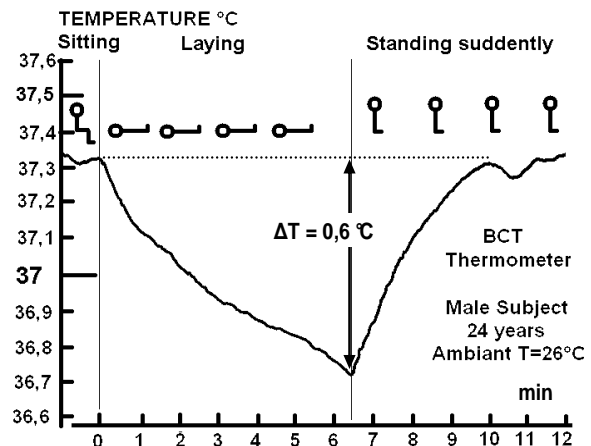


Figure 9 : Effet du changement de position sur la température cérébrale (BCT)

7. Conclusion

Le nouveau capteur non invasif, ambulatoire de température cérébrale est en cours de validation en milieu hospitalier, dans les maisons médicalisées et sera couplé avec les informations issues des habitats intelligents pour permettre un monitoring permanent.

Les applications en soins intensifs, mais également en milieux sportifs, en milieux hostiles... sont en cours d'élaboration pour intégrer des spécificités d'ergonomie, de robustesse, d'autonomie... correspondant à ces domaines d'utilisation.

Références

- [1] E.G. Lierke, K. Beuter, M. Harr : "Ultrasound thermometry in deep tissues," in *Thermological methods*, VCH Ed. (1984)
- [2] Y. Leroy, A. Mamouni, J. C. Van de Velde, B. Bocquet, G. Giaux, J. Delannoy : "Non invasive measurement of subcutaneous tissue temperature by microwave radiometry," in *ITBM Special issue*, N°1 Vol. 12 (1991), 154-162.
- [3] R. H. Fox, A. J. Solman : "A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface," in *Journal of physiology*, (1971)
- [4] R. H. Fox, A. J. Solman, R. Isaacs, A. J. Ferry, I. C. Mac Donald : "A new method for monitoring deep body temperature from the skin surface," in *Clinical science*, (1972)
- [5] J. Delannoy, G. Giaux, A. Dittmar, G. Delhomme, W.H. Newman, D. Delvaley and B. Prevost, A : perfused model for studies in oncologic hyperthermia, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 445 Hoes Lane, Piscataway, N.J., 08854, editor, MA, U.S.A.,4: 1943-1944, (1987)
- [6] A. Dittmar, G. Delhomme et C. Gehin : Les Systèmes Vivants : Une Source d'Inspiration pour les MicroSystèmes et les Capteurs Biomédicaux, *IRBM*, 29, 2 (2008)
- [7] A. Dittmar, C. Gehin, G. Delhomme, D. Boivin, G. Dumont, C. Mott : A Non Invasive Wearable Sensor for the Measurement of Brain Temperature, *Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBC 2006, New-York, 28th Annual International Conference, 30 August – 3 September 2006*
- [8] A. Dittmar, G. Delhomme, E. Vernet-Maury, T. Pauchard : Estimation of skin blood flow from the measurement of thermal conductivity, *I.T.B.M., Medical bioelectric and thermal surface sensors*, 12, n° spécial 1, 121-137, (1991)