




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



MISE AU POINT



Comprendre la technologie et les principes physiques des matelas à air pulsé

Forced-air warming: Technology, physical background and practical aspects



Anselm Bräuer*,¹, Michael Quintel

Department of Anesthesiology, Emergency and Intensive Care Medicine, University of Göttingen, Robert-Koch-Str. 40, 37075 Göttingen, Allemagne

Disponible sur Internet le 28 octobre 2011

MOTS CLÉS

Matelas chauffant à air pulsé ;
Échanges thermiques ;
Hypothermie périopératoire ;
Réchauffement

KEYWORDS

Forced-air warming;
Heat exchange;
Prewarming;
Perioperative hypothermia

Résumé De 35 à 75 % des patients à risque présentent une hypothermie périopératoire responsable de nombreux effets secondaires. Il existe de nombreux modèles de matelas à air pulsés disponibles sur le marché et destinés à prévenir la survenue d'une hypothermie. Cependant, les données concernant leurs principes physiques sont peu nombreuses. Le débit de chaleur produit par ces appareils dépend de la température et du débit de l'air pulsé. La chaleur transférée de la couverture à la surface corporelle dépend du coefficient d'échange, du gradient de température, de l'étendue de la zone corporelle couverte et de l'homogénéité de la distribution de chaleur à l'intérieur de la couverture. La conception des couvertures détermine l'efficacité des systèmes à air pulsé. Pour avoir la meilleure efficacité, les patients doivent être réchauffés durant 30 à 60 minutes avant l'induction anesthésique. Au cours de la chirurgie, la couverture la plus large possible doit être utilisée. Si le patient est largement perfusé, les solutés doivent également être réchauffés.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Summary Perioperative hypothermia still shows a high incidence in high-risk patients of about 35–75% and is associated with numerous adverse outcomes. There are a large number of forced-air warming devices available on the market to prevent perioperative hypothermia. However, there is a paucity of data about the physical background of these devices. Heat flow produced by the power units is depending on the air temperature at the nozzle and the airflow. Heat transfer from the blanket to the body surface is depending on the heat exchange coefficient, the temperature gradient between the blanket and the body surface, the area of the body

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : abraeue@gwdg.de (A. Bräuer).

¹ Photo de l'auteur.

surface that is covered and homogeneity of heat distribution inside the blanket. The design of the blankets mainly determines the efficacy of a forced-air warming system. To achieve the best effect patients must be prewarmed for 30 to 60 min. During the operation, the largest blanket that is possible for the operation should be used. If large amounts of fluids are applied during the procedure, forced-air warming should be combined with fluid warming because forced-air warming alone is not powerful enough to compensate for the heat losses occurring by the infusion of large amounts of cold fluids.

© 2011 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Introduction

L'hypothermie périopératoire est un des effets secondaires de l'anesthésie les plus anciennement connu. Sa première description par von Bibra und Harnass date de 1847. Au cours des dernières années, il a été montré que l'incidence de l'hypothermie était encore élevée chez les patients à risque de l'ordre de 35 à 75%. L'hypothermie périopératoire est la conséquence de plusieurs facteurs. Sous anesthésie, le patient ne peut pas activer de modifications comportementales en réponse à l'hypothermie. Les anesthésiques halogénés diminuent la production de chaleur et modifient profondément la thermorégulation. Cela conduit lors de l'induction de l'anesthésie, à une redistribution de chaleur massique du noyau central corporel vers la périphérie. De plus, l'air conditionné et froid des salles d'opération négative la balance thermique [1]. La préparation thermique, qui utilise des solutions antiseptiques non réchauffées, joue également un rôle dans le développement de l'hypothermie.

Plusieurs études prospectives randomisées ont montré que l'hypothermie avait des effets collatéraux tels que l'augmentation des pertes hémorragiques, une durée de récupération postanesthésique plus longue, une morbidité cardiovasculaire, une incidence plus élevée d'infection au site opératoire, une durée d'hospitalisation prolongée et une augmentation de la mortalité [2].

Dans les années 1960–1970, l'utilisation de couvertures chauffantes et le réchauffement des solutés sont devenues des pratiques courantes. La première publication concernant les matelas à air-pulsé est celle de Lewis et al. en 1973 [3]. Le dispositif comprenait deux parties, une unité de contrôle et une couverture gonflable sur laquelle le patient était placé. L'unité de contrôle procurait l'air chauffé à la couverture par l'intermédiaire d'un tube de plastique de 7 cm de diamètre externe. Le système a été utilisé avec succès pour prévenir l'hypothermie chez les nouveau-nés au cours de la chirurgie. Cependant, il a fallu attendre les années 1980 pour que les premiers systèmes de matelas chauffant à air pulsé soient commercialisés. Ces dispositifs étaient initialement utilisés pour le réchauffement postopératoire, puis pour la période per- et finalement préopératoire. Aujourd'hui, les matelas chauffant à air pulsé sont utilisés pour «préchauffer» les patients et pour les maintenir en normothermie en per- et postopératoire. Ils sont utilisés dans les salles annexes du bloc opératoire, dans les salles d'intervention, dans les salles de soins postinterventionnelles et dans les unités de soins intensifs.

Il existe un nombre croissant de dispositifs disponibles sur le marché. Cependant peu d'études ont abordé les caractéristiques physiques de ces systèmes.

Technologie des matelas à air chaud pulsé

Les systèmes de réchauffeurs à air pulsé comprennent une unité de production d'air-pulsé réchauffé et une couverture disposée sur la surface corporelle du patient. Des couvertures enveloppant la totalité du corps sont plus volontiers utilisées pour le réchauffement pré- et postopératoire tandis que les contraintes de la chirurgie imposent d'appliquer des couvertures de surface plus limitée pendant les opérations.

Le dispositif de production d'air pulsé comprend un filtre à air, une résistance électrique, un moteur et un ventilateur pour générer le débit d'air qui est délivré par un tube adaptable à la couverture correspondante. La température de l'air peut être adaptée entre trois et cinq niveaux prédéterminés. La plupart des dispositifs comprennent un ou deux thermostats qui contrôlent cette température à la sortie de l'unité de production avant le tuyau et l'embout. Certains dispositifs plus récents contrôlent la température de l'air pulsé directement au niveau de l'embout. Si une température excessive est détectée, une alarme audible et visuelle se déclenche et le système s'arrête automatiquement. La plupart des dispositifs ont un ventilateur qui fonctionne à vitesse constante mais sur certains modèles, il existe deux réglages à bas et haut débit d'air. Il est intéressant de noter qu'en Europe, la plupart des dispositifs opèrent à bas débit contrairement aux habitudes nord-américaines car la source d'air conditionné utilise du 50 Hz en Europe, contre 60 Hz aux États-Unis. Les moteurs des systèmes à air pulsé opèrent donc à vitesse réduite en Europe.

Il est important de connecter à l'embout au modèle de couverture approprié car dans le cas contraire, il existe un risque de brûlure thermique.

Les matériaux utilisés pour les couvertures sont le plastique, le polypropylène, une combinaison de polypropylène/polyéthylène ou du tissu. Du côté du patient, les couvertures sont perméables à l'air. Cela est possible soit du fait de trous ponctiformes, de fentes ou du fait de la perméabilité du tissu.

Principes physiques

Le débit de chaleur produit par un dispositif peut être calculé comme :

$$\dot{Q} = F \cdot \Delta T \cdot c \cdot \rho$$

Où :

\dot{Q} = débit de chaleur [W]

F = débit d'air [ls^{-1}];

ΔT = gradient de température entre l'embout et la pièce [°C];

c = capacité de chaleur spécifique de l'air [$\text{J g}^{-1} \text{°C}^{-1}$];

ρ = densité de l'air à la température de l'embout [g l^{-1}].

Cette équation montre que la production d'un débit de chaleur dépend seulement de la température de l'aire au niveau de l'embout et du débit d'air généré. À l'inverse de celle de l'eau, la capacité de chaleur spécifique de l'air est très basse. C'est l'un des inconvénients majeurs des systèmes de réchauffement de l'air pulsé. L'augmentation de la température augmente le débit de chaleur de la couverture. La température maximale au niveau de l'embout se situe entre 41,5 et 47,6 °C [4]. On pourrait s'attendre à ce que les dispositifs générant une température maximale de l'air élevée au niveau de l'embout créent un transfert de chaleur plus important au niveau de la surface corporelle. Cet effet peut être observé sur des mannequins complètement recouvert par le matelas [5], cependant des études sur mannequin couverts partiellement sur la partie supérieure du corps, la température maximale de l'air au niveau de la sortie du générateur n'influence pas significativement le transfert de chaleur de la couverture au mannequin [6,7]. Un fort débit d'air pulsé augmente le transfert de chaleur de la couverture vers la surface du corps [5]. À l'inverse, il n'y a pas de relation entre le débit d'air au niveau de l'embout et le transfert de chaleur résultant quand il s'agit de couverture recouvrant uniquement la partie supérieure du thorax [7]. Comment expliquer cette différence? Probablement en raison de la différence de taille des matelas. En effet, lorsque la surface du matelas est importante, le débit d'air est essentiel pour assurer la distribution de chaleur vers les parties les plus éloignées du matelas. Plus le débit d'air est élevé, meilleure est la distribution d'air chaud à l'intérieur du matelas. De ce fait, l'air à température très élevée peut être distribué pour augmenter le transfert de chaleur avec la surface du corps [4]. À l'inverse, au niveau des couvertures plus petites un débit d'air élevé perturbe l'homogénéité de la distribution et diminue ainsi le transfert de chaleur [7]. Cela est dû aux résistances mécaniques du matelas aux débits d'air élevés.

Le matelas distribue l'air chaud à toute la surface du corps qui est couverte. La surface de contact du patient est perméable à l'air et l'air chaud qui sort du matelas est soufflé sur la peau du patient, transférant la chaleur par convection. Une certaine quantité de chaleur est également transférée par conduction et par radiation.

L'équation physique de ce processus est la suivante :

$$\dot{Q} = h \cdot \Delta T \cdot A$$

Où :

\dot{Q} = transfert de chaleur [W]

h = coefficient d'échange de chaleur [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{°C}^{-1}$];

ΔT = gradient de température gradient entre la couverture et la surface du corps [°C];

A = aire [m^2];

Le coefficient d'échange de chaleur, h , définit l'efficacité de l'ensemble du mécanisme d'échange de chaleur (radiation, convection, et conduction) entre la couverture et la surface du corps.

Le gradient de température, ΔT , est la force conductrice de l'échange de chaleur.

La valeur du coefficient d'échange de chaleur est comprise entre $12,5 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{°C}^{-1}$ and $36,2 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{°C}^{-1}$ [1].

Le gradient de température entre le matelas et la surface du corps dépend de la température de la peau. Plus elle est basse et plus le gradient est élevé. Il dépend aussi du type de matelas utilisé. Pour des températures cutanées entre 36 et 38 °C, les gradients de température suivants ont été observés [1] :

- couvertures posées sur la moitié supérieure du corps 0,49 à 3,31 °C;
- couvertures posées sur la moitié inférieure du corps 0,62 à 2,48 °C;
- recouvrement complet du corps -0,06 à 2,12 °C.

La surface corporelle qui est couverte par le matelas à air pulsé peut être estimée. Elle représente 0,35 m² pour les couvertures de la moitié supérieure du corps, 0,54 m² pour celle qui recouvrent la moitié inférieure et à peu près 1,21 m² pour celles qui recouvrent complètement le corps.

L'équation $\dot{Q} = h \cdot \Delta T \cdot A$ montre que trois facteurs influencent le transfert de chaleur : le coefficient d'échange de chaleur, le gradient de température entre la couverture et la surface corporelle et l'aire couverte par le matelas. Le coefficient d'échange de chaleur est fonction de la texture de la couverture ; il est relativement constant pour chaque couverture prise à l'unité. Plus le coefficient d'échange de chaleur est élevé, plus le transfert de chaleur est important par unité de gradient de température. Le gradient de température entre la couverture et le corps influence aussi le transfert de chaleur. Le transfert de chaleur vers la surface du corps est possible seulement si le gradient de température est positif (température de la couverture supérieure à la température cutanée). Plus le gradient est élevé plus le transfert de chaleur est important (Fig. 1). Cependant, c'est non seulement le gradient de température entre la couverture et la surface du corps qui est important, mais aussi l'homogénéité de distribution de la température au sein de la couverture. En raison d'une faible capacité spécifique de chaleur de l'air, une chute de température se produit en effet à l'intérieur de chaque matelas tandis que la chaleur vers la surface du corps et l'environnement. Les températures les plus élevées sont au niveau de l'embout et les plus basses à distance (Fig. 2). La différence de température entre la valeur la plus élevée et la moins élevée au niveau du matelas est un paramètre simple qui rend compte de l'inhomogénéité de distribution. Plus cette différence est faible, plus la performance de la couverture est élevée [7]. Étonnamment, cette différence se situe

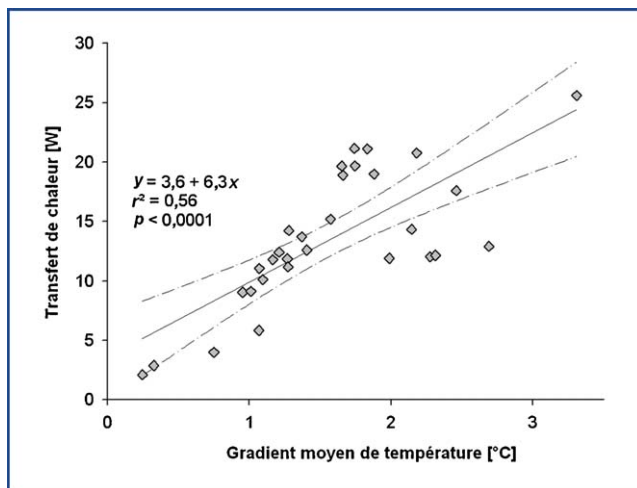


Figure 1. Influence du gradient moyen de température sur le transfert de chaleur des matelas à air pulsé vers la surface d'un mannequin. Les données proviennent de deux études sur mannequin avec 30 combinaisons de couvertures disposées sur la moitié supérieure de corps.

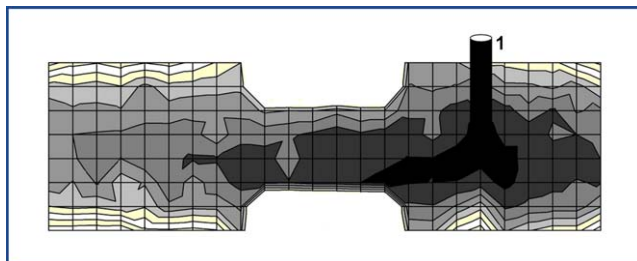


Figure 2. Distribution de la température dans une couverture destinée à la partie supérieure du corps. La température la plus élevée (en noir) est mesurée près de l'embout (1). Plus à distance, les températures deviennent de plus en plus basses (du gris foncé au gris clair).

entre 2,5 et 10 °C [4] pour les couvertures posées sur la moitié supérieure du corps, et entre 2,8 et 16,9 °C, pour celles qui recouvrent l'intégralité du corps, ce qui indique que la conception de la couverture influence significativement sa performance (Fig. 3).

Dans les conditions normales, la température cutanée d'un homme anesthésié est de l'ordre de 34 °C. Si la température de l'air à la sortie du dispositif chauffant est de 43 °C, un refroidissement de la peau se produit du fait de l'utilisation du matelas à air pulsé au niveau de la surface où le gradient de température au sein du matelas est supérieur à 9 °C. Cette valeur du gradient de température n'est donc pas acceptable.

L'aire couverte par le matelas est de la plus haute importance. Plus l'aire est importante, plus le système de réchauffement par air pulsé est efficace. La raison en est que le dispositif non seulement transfère de la chaleur au corps mais aussi réduit les pertes thermiques au niveau de la surface couverte à pratiquement zéro. Le fait que la peau située sous le matelas à air pulsé ne soit plus une source de perte de chaleur, mais une source de réchauffement change la balance thermique du corps [4]. La suppression de la perte de chaleur au niveau de la surface traitée est principalement

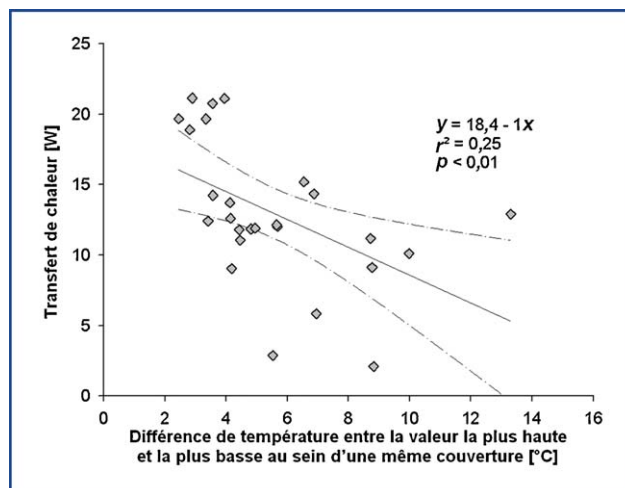


Figure 3. Influence de la différence de température entre la valeur la plus haute et la plus basse au sein d'une même couverture sur les transferts de chaleur à la surface d'un mannequin. Les données proviennent de deux études sur mannequin avec 26 combinaisons de couvertures destinées à la partie supérieure du corps.

responsable de l'efficacité du matelas à air pulsé et de celle des couvertures ayant la plus grande surface [8].

Aspects pratiques

Comment peut-on définir un dispositif de matelas à air pulsé adapté ?

Comme évoqué plus haut, l'efficacité d'un dispositif à air pulsé est principalement déterminé par l'ampleur de la surface recouverte. Il est donc important de disposer non seulement de couvertures destinées à la moitié supérieure ou inférieure du corps ainsi que de couverture enveloppant la totalité du corps mais aussi de couvertures spéciales, par exemple de matelas pouvant être placés sous le patient, de matelas couvrant le champ opératoire, de couverture en forme de poncho, de couverture de la moitié supérieure du corps intégrant la tête du patient, de couverture utilisables en orthopédie, ou pour la position de Trendelenbourg, etc. Un dispositif moderne de réchauffement par air pulsé devrait comprendre un panel de différentes couvertures utilisables en fonction des circonstances de la chirurgie. Des couvertures adaptées à différents usages sont également disponibles. Bien entendu, le fait de disposer de différentes sortes de couvertures pose des problèmes de gestion de stockage.

La conception du matelas lui-même est importante pour rendre compte de sa performance. La qualité du matelas peut être évaluée simplement en mesurant la différence de température entre la plus haute et la plus basse température au niveau de la couverture. Cette différence doit être la plus basse possible mais dans tous les cas inférieures à 9 °C. Si le système à air pulsé est utilisé avec de larges couvertures un débit d'air important doit être assuré pour distribuer l'air de façon homogène au sein de la couverture. Si des couvertures plus petites sont utilisées (moitié supérieure du corps,

couvertures pédiatriques), le débit d'air pulsé est de moindre importance.

Aspects cliniques des systèmes à air pulsé

Le système de réchauffement par matelas à air pulsé est très efficace pour prévenir la survenue d'une hypothermie. De nombreuses études l'ont démontré au cours de procédures chirurgicales variées. Cependant, beaucoup de ces études ont été conduites en associant un réchauffement préopératoire ou le réchauffement des solutés de perfusion. Certaines études montrent que l'utilisation isolée de système de réchauffement à air pulsé peut être inefficace si le réchauffement des solutés de perfusion n'est pas associé ou si un pré réchauffement n'est pas effectué [9,10]. Dans notre département, nous avons pu observer que 44% des patients admis en soins intensifs après chirurgie orthopédique ou traumatologique étaient hypothermiques malgré un réchauffement actif par matelas à air pulsé. En l'absence de pré-réchauffement, une partie significative de la chaleur du noyau central est redistribuée vers la périphérie après l'induction anesthésique. Bien que la redistribution n'affecte que de moins de 1°C la température centrale, cela suffit à rendre les patients hypothermiques car la température centrale médiane à l'arrivée en salle d'intervention est de l'ordre de 36,4°C. Très souvent, les patients restent hypothermiques durant plusieurs heures en dépit d'un réchauffement peropératoire. Le problème est qu'il s'agit d'une période critique au cours de laquelle l'hypothermie perturbe l'hémostase et majore les pertes hémorragiques. La période intraopératoire est aussi critique pour le développement des infections sur site opératoire.

Il ne suffit donc pas d'utiliser un système de réchauffement à air pulsé en peropératoire. Il est important de l'utiliser de façon appropriée.

Les patients doivent être réchauffés durant 30 à 60 minutes avant l'intervention [10].

Le pré-réchauffement augmente la température des tissus périphériques et diminue ainsi le gradient de température entre le noyau central et la périphérie qui est responsable de la redistribution après l'induction anesthésique [2].

Le pré-réchauffement est possible dans les aires d'attente préopératoire ou au cours de la période précédant l'induction. Avec un support technologique, les patients pourraient également être réchauffés dans les services de chirurgie avant leur transport au bloc opératoire.

Au cours de l'intervention, il faut utiliser la couverture la plus large possible [8]. Si de grandes quantités de solutés sont perfusées en peropératoire, il faut également s'assurer de leur réchauffement pour compenser la chute thermique qui accompagne ces perfusions.

Sécurité

Utilisé correctement, le réchauffement par matelas à air pulsé est une procédure remarquablement sûre. Chaque année, on inventorie 15 à 20 millions d'utilisations pour seulement quelques cas de brûlure. Le risque de brûlure est donc très faible et largement contrebalancé par les bénéfices

attendus du réchauffement. Dans les conditions normales, une température de peau inférieure à 43°C ne pose pas de problème. Si le matelas à air pulsé est utilisé en conjonction avec une couverture, la température de la peau peut dépasser ce seuil. L'application du tuyau relié au système de génération de l'air chaud pulsé, directement sous une couverture de lit ou un drap constitue un mésusage qui accroît le risque de brûlure. Il ne doit pas y avoir de contact entre l'embout ou le tuyau et la peau du patient car l'association de la pression exercée par le système et de l'augmentation de température crée des conditions plus favorables à la constitution d'une brûlure. De même, il faut éviter l'usage des matelas à air pulsé recouvrant des membres ischémiques. Le risque d'infection du site opératoire du fait de l'usage du matelas à air pulsé a été discuté de nombreuses fois car le débit d'air pulsé peut potentiellement augmenter le nombre de bactéries dans le champ opératoire [11]. Cependant, cette hypothèse n'a jamais été confirmée à ce jour de même qu'il n'a jamais été retrouvé une augmentation du taux d'infection du site opératoire du fait du réchauffement. À l'inverse le taux d'infection augmente si le réchauffement n'est pas effectif.

Alternatives au matelas chauffant à air pulsé

Le réchauffement par conduction est une alternative intéressante au système de pulsation de l'air chaud. Cependant, il est très important que ces réchauffeurs couvrent la surface corporelle qui sinon serait exposée à l'environnement froid, car le réchauffement par conduction portant sur le dos uniquement, n'est pas suffisant pour maintenir la normothermie. La perte thermique originaire de la surface d'appui est très petite chez un patient allongé, et de ce fait la variation de la balance thermique est également limitée [12].

Le transfert thermique par conduction est plus efficace que le réchauffement par matelas à air pulsé s'il existe un bon contact entre le réchauffeur et la peau [12]. Les matelas à eau, auto-adhérents assurent un excellent contact avec la peau. Cependant, ils sont extrêmement coûteux et leur utilisation n'est justifiée que pour des procédures très particulières telles que la chirurgie coronaire sans circulation extracorporelle (CEC). Plusieurs systèmes conductifs tels que les matelas à eau auto-adhérents, les vêtements réchauffant à eau circulante, ou les matelas en fibres de carbone, peuvent réchauffer de larges parties du corps. Ces systèmes sont au moins aussi efficaces que les matelas à air chaud pulsé, voire plus [13].

Conclusions

Le système de réchauffement par matelas à air pulsé est sûr et efficace. Un tel système devrait être proposé avec un large assortiment de couvertures adaptables à toutes les situations opératoires. Les bonnes couvertures peuvent facilement être évaluées en mesurant le gradient de température au sein même de la couverture. Cette différence de température doit être la plus basse possible. Les patients doivent être réchauffés durant 30 à 60 minutes avant l'induction anesthésique. Si des quantités importantes de solutés sont perfusées, ces solutés doivent être également réchauffés.

Déclaration d'intérêts

Le Dr Anselm Bräuer a été consultant pour la firme LMA Deutschland GmbH.

Annexe A.

La version en anglais de cet article est disponible en ligne sur [doi:10.1016/j.pratan.2011.08.004](https://doi.org/10.1016/j.pratan.2011.08.004).

Références

- [1] Sessler DI. Temperature monitoring and perioperative thermoregulation. *Anesthesiology* 2008;109:318–38.
- [2] Sessler DI. Complications and treatment of mild perioperative hypothermia. *Anesthesiology* 2001;95:531–43.
- [3] Lewis RB, Shaw A, Etchells AH. Contact mattress to prevent heat loss in neonatal and paediatric surgery. *Brit J Anaesth* 1973;45:919–22.
- [4] Bräuer A, Quintel M. Forced-air warming: technology, physical background and practical aspects. *Curr Opin Anesthesiol* 2009;22:769–74.
- [5] Bräuer A, English MJM, Steinmetz N, Lorenz N, Perl T, Weyland W, et al. Efficacy of forced-air warming systems with full body blankets. *Can J Anaesth* 2007;54:34–41.
- [6] Bräuer A, English MJM, Steinmetz N, Lorenz N, Perl T, Braun U, et al. Comparison of forced-air warming systems with upper body blankets using a copper manikin of the human body. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002;46:965–72.
- [7] Bräuer A, Bovenschulte H, Perl T, Zink W, English MJ, Quintel M. What determines the efficacy of forced-air warming systems? A manikin evaluation with upper body blankets. *Anesth Analg* 2009;108:192–8.
- [8] Ihn CH, Joo JD, Chung HS, Choi JW, Kim DW, Jeon YS, et al. Comparison of three warming devices for the prevention of core hypothermia and post-anaesthesia shivering. *J Int Med Res* 2008;36:923–31.
- [9] Leben J, Tryba M. Prevention of hypothermia during surgery. Contribution of convective heating system and warm infusion. *Ann N Y Acad Sci* 1997;813:807–11.
- [10] Andrzejowski J, Hoyle J, Eapen G, Turnbull D. Effect of prewarming on post-induction core temperature and the incidence of inadvertent perioperative hypothermia in patients undergoing general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2008;101:627–31.
- [11] Sharp RJ, Chesworth T, Fern ED. Do warming blankets increase bacterial counts in the operating field in a laminar-flow theatre? *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:486–8.
- [12] Bräuer A, Pacholik L, Perl T, English MJ, Weyland W, Braun U. Conductive heat exchange with a gel-coated circulating water mattress. *Anesth Analg* 2004;99:1742–6.
- [13] Perl T, Flöther L, Weyland W, Quintel M, Bräuer A. Comparison of forced-air warming and resistive heating. *Minerva Anesthesiol* 2008;74:687–90.