

Metody przeciwdziałania śródoperacyjnej hipotermii

Methods to prevent intraoperative hypothermia

Bartosz Horosz, Małgorzata Malec-Milewska

*Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego,
Szpital im. W. Orłowskiego w Warszawie*

Abstract

Inadvertent intraoperative hypothermia is by far the most commonly occurring anaesthesia-related complication. It can increase the risk of unfavourable events perioperatively. Higher rates of surgical site infections and blood transfusions, coagulation and drug metabolism disturbances are said to be the most relevant issues linked to this phenomenon. Although they have been available for several years now, dedicated systems designed to prevent it are still not part of routine anaesthesia conducted in Poland.

This review aims to discuss the factors which may potentially increase the risk of hypothermia, and to present tools that are readily available and effective in perioperative temperature management

Key words: thermoregulation, disorders; anaesthesia, complications, intraoperative hypothermia; intraoperative hypothermia, prevention

Słowa kluczowe: termoregulacja, zaburzenia; znieczulenie, powikłania, hipotermia śródoperacyjna; hipotermia śródoperacyjna, zapobieganie

Anestezjologia Intensywna Terapia 2014, tom XLVI, nr 2, 105–110

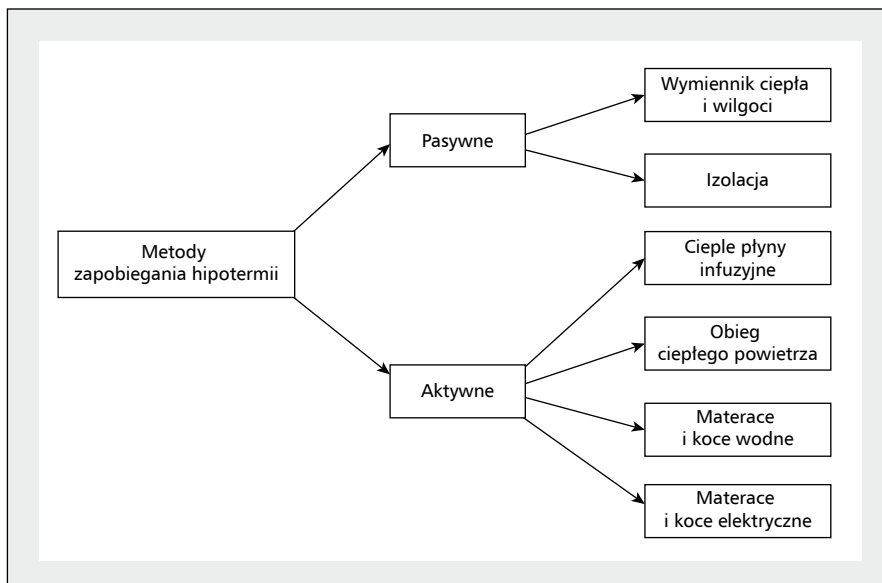
Hipotermia śródoperacyjna, definiowana jako obniżenie ośrodkowej ciepłoty ciała chorego poniżej 36°C, może wystąpić w ponad połowie przypadków wszystkich znieczuleń i jest związana ze zwiększoną częstością występowania powikłań okołoperacyjnych. Zwiększone ryzyko incydentów wieńcowych, częstsze występowanie zakażeń rany pooperacyjnej, zaburzenia krzepnięcia oraz przedłużone działanie leków stosowanych podczas znieczulenia to tylko niektóre zagadnienia poruszane przy rozważaniach na temat tego istotnego zaburzenia homeostazy [1–3]. Utrata stanu normotermii podczas operacji jest wypadkową kilku czynników, takich jak: stosowanie anestetyków zaburzających procesy termoregulacji, niska temperatura na sali operacyjnej czy nawet odkażanie pola operacyjnego.

Wraz ze zwiększającą się świadomością istoty i skali występowania okołoperacyjnej hipotermii, w naturalny sposób wzrasta zainteresowanie metodami jej zapobiegania. W chwili obecnej pytanie: „czy zapobiegać” powinno być zastąpione pytaniem: „jak zapobiegać”. Odpowiedź brzmi — najskuteczniej i najbardziej efektywnie, pamiętając o konieczności znalezienia wypadkowej skuteczności i kosztów, gdy utrzymanie ośrodkowej temperatury ciała chorego powyżej 36°C staje się jednym ze standardów opieki okołoperacyjnej [4].

Ciało człowieka wymienia ciepło z otoczeniem na drodze promieniowania (60%) oraz kondukcji, konwekcji i parowania. Nadmierna utrata na drodze każdego z tych zjawisk jest niekorzystna i powinna być niwelowana. Istnieją różnorodnie

Należy cytować wersję artykułu z:

Horosz B, Malec-Milewska M: Methods to prevent intraoperative hypothermia. Anaesthesiol Intensive Ther 2014; 46: 96–100.



Rycina 1. Metody zapobiegania hipotermii

metody zarówno leczenia, jak i zapobiegania wychłodzeniu, które można z dużym przybliżeniem podzielić na aktywne i pasywne (ryc. 1). Pasywne zapobieganie hipotermii polega na zmniejszeniu utraty ciepła poprzez stosowanie „obłóżek chirurgicznych” (nieogrzewanych) w celu izolacji powierzchni ciała chorego od otoczenia, zarówno tułowia, jak kończyn i głowy oraz umieszczenie wymiennika ciepła i wilgoci w systemie oddechowym aparatu do znieczulenia. Metody aktywne mają dostarczyć dodatkowe ciepło z zewnątrz tak, aby razem z endogennym wytwarzaniem zrównoważyć jego utratę. Łączenie kilku metod, dzięki równoczesnemu niwelowaniu paru mechanizmów prowadzących do hipotermii, to najskuteczniejsza z możliwych i stosowana już z powodzeniem praktyka.

TEMPERATURA NA SALI OPERACYJNEJ

Warunki panujące w środowisku sali operacyjnej powinny być komfortowe dla wszystkich członków pracującego tam zespołu, ale przede wszystkim dla chorego. Środowisko to powinno zapewnić komfort przed indukcją znieczulenia oraz nie powinno stanowić czynnika zwiększającego ryzyko wystąpienia powikłań w czasie trwania operacji i znieczulenia. Dostępność klimatyzowanych pomieszczeń, a dzięki temu możliwość całkowitej kontroli nad temperaturą i wilgotnością powietrza pozwala na podjęcie konkretnych działań w tym zakresie. Optymalna temperatura sali operacyjnej to zagadnienie trudne do zdefiniowania, głównie ze względu na fakt, że ścierają się tu potrzeby kilku grup. Inny przedział optimum poprą chirurdzy, za inny anesteziolodzy czy pielęgniarki-instrumentariuszki. Wiele zmian zaszło w kwestii fizycznych warunków panujących na sali operacyjnej od 1924 roku,

kiedy to pojawiły się głosy za odstąpieniem od tradycyjnych, ciepłych i wilgotnych pomieszczeń operacyjnych. Pomimo niewygód, jakich doświadczać musieli przebywający w nich ludzie, panowało wówczas przekonanie, mające swe korzenie w czasach przed wprowadzeniem powszechnej sterylizacji, że cieplejsze otoczenie zmniejsza ryzyko rozwoju sepsy i zapalenia płuc [5]. W latach 50. i 60. XX wieku, wraz z rozwojem technik chirurgicznych i anestezjologii, podejście do warunków panujących podczas zabiegów operacyjnych uległo całkowitemu odwróceniu. Pojęcia ergonomii oraz komfortu i efektywności pracy zaczęły być coraz szerzej używane, w związku z tym poszukiwanie kompromisu pomiędzy wygodą chirurga i wychłodzeniem chorego stało się nieuniknione. Pomimo znacznych różnic w przedziale temperatur komfortowych dla populacji ogólnej w zależności od położenia geograficznego, zakres temperatur pożądaných dla zespołów sal operacyjnych okazał się globalnie dość zbliżony: 21–24°C w USA i 18–21°C w Wielkiej Brytanii [6]. Nie oznacza to, że poszczególne specjalności medyczne preferują taki sam przedział komfortu: w brytyjskim badaniu z lat 60. anesteziolodzy jednoznacznie preferowali istotnie wyższe temperatury pracy (o ponad 1°C) niż ich koledzy chirurdzy z tej samej sali operacyjnej, podczas gdy pozostali pracownicy plasowali się pomiędzy tymi dwiema skrajnościami. Niezmiennie natomiast sala operacyjna jest miejscem, gdzie pożądana temperatura oscyluje wokół 20°C. Temperatura taka jest daleka od zakresu komfortowego dla chorych, którzy przed indukcją znieczulenia pozbawieni są odpowiedniego ubrania. Zwiększenie ich komfortu w okresie przedoperacyjnym to kolejne z trudnych zadań personelu anestezjologicznego [7].

PASYWNE METODY ZAPOBIEGANIA WYCHŁODZENIU

Wśród okryć izolujących termicznie można wyróżnić dwa podstawowe typy: masowe, izolujące na skutek zatrzymania powietrza pomiędzy włóknami materiału, z którego wykonane zostało okrycie, oraz odbijające, które zmniejszają utratę ciepła na drodze promieniowania poprzez odbicie ciepła promieniowania z powrotem do cieplejszej powierzchni (ciała), pozwalając tylko niewielkiej jego ilości na rozproszenie się.

Izolatory masowe to w praktyce klinicznej serwety chirurgiczne oraz prefabrykowane obłożenia chirurgiczne. Powietrze jest doskonałym izolatorem fizycznym, dlatego im więcej powietrza jest w stanie zatrzymać obłożenie, tym lepsza jest izolacja termiczna. O ile ilość powietrza pomiędzy włóknami wpływa bezpośrednio na jakość izolacji, o tyle rodzaj włókna, z jakiego jest ona zrobiona, nie wydaje się mieć istotnego znaczenia [8]. Istotny może być również fakt, że okrycie już jedną warstwą obłożenia chirurgicznego znacznie zmniejsza utratę ciepła (o 33%). Dodanie dodatkowych warstw poprawia tę charakterystykę już tylko nieznacznie (dodatkowe 18% przy trzech warstwach) [9]. Niewątpliwie wytłumaczeniem tego zjawiska jest zatrzymanie powietrza pomiędzy skórą a okryciem.

Ze względu na temperaturę panującą na salach operacyjnych utrata energii pod postacią ciepła przez nieosłoniętą skórę znieczulonego chorego jest zawsze znaczna i tym większa, im większa jest różnica temperatur pomiędzy skórą i otoczeniem [10]. Osłonięcie skóry redukuje tę utratę, głównie na drodze zmniejszenia promieniowania i konwekcji. Początkowa faza obniżenia temperatury centralnej podczas znieczulenia wynika z jego redystrybucji do przedziału obwodowego, podczas gdy utrata przez skórę i drogi oddechowe pozostaje stała (zasób ciepła organizmu nie zmienia się). W niewielkim stopniu izolacja termiczna powłok wpłynie na rozwój hipotermii w pierwszej jej fazie, tym bardziej nie będzie w stanie jej zapobiec. To w czasie kolejnej fazy obniżenia temperatury, związanej z nadmierną utratą i zmniejszoną produkcją ciepła, zapobieganie nadmiernemu oddawaniu ciepła do otoczenia będzie miało istotne znaczenie, również w celu wczesnego osiągnięcia termicznego *plateau*. Początkowa utrata ciepła przez skórę to ok. 100 W w czasie pierwszej godziny znieczulenia, co może być zredukowane do około 70 W przy okryciu całej jej powierzchni [8]. Ponieważ produkcja to około 70 W u pacjenta wentylowanego mechanicznie, a utrata przez drogi oddechowe to tylko około 5 W, teoretycznie metody izolacyjne mogłyby wystarczyć do uzyskania termicznego stanu równowagi [11]. Niestety, prawidłowe okrycie odpowiedniej części powierzchni ciała chorego jest zazwyczaj niemożliwe, a utrata poprzez pole operacyjne sięga 50% całkowitych

strat ciepła [12]. Stąd metody pasywne nie wystarczą do utrzymania normotermii.

AKTYWNE METODY ZAPOBIEGANIA WYCHŁODZENIU

Możliwość przeprowadzania wielogodzinnych zabiegów, jaką przyniósł rozwój nowoczesnych technik chirurgicznych i anesteziologicznych, wiąże się z trudnościami utrzymania homeostazy ustroju, gdy konieczne jest wspomaganie bądź zastąpienie zniesionych przez znieczulenie mechanizmów obronnych. W przypadku temperatury, podobnie jak w większości patologii, okazuje się, że łatwiej jest zapobiegać niż leczyć, podniesienie temperatury ośrodkowej chorego już wychłodzonego do wartości normy w warunkach sali nadzoru poznieczuleniowego jest bowiem znacznie trudniejsze niż zapobieganie jej obniżeniu na sali operacyjnej. Mała skuteczność ogrzewania powierzchni ciała na tym etapie wynika najprawdopodobniej z izolacji przedziału obwodowego na skutek obkurczenia naczyń obwodowych [8, 13]. W przeciwieństwie do tego zapobieganie wystąpieniu hipotermii jest stosunkowo efektywne, zakładając dostępność odpowiednich do tego narzędzi i właściwe ich wykorzystanie [14, 15].

Zmniejszenie zasobu ciepła chorego podczas zabiegu operacyjnego w przeważającej większości odbywa się drogą utraty przez skórę oraz poprzez wydatek energii zużytej na parowanie z rany operacyjnej i ogrzanie przetoczonych dożylnie płynów, w minimalnym tylko stopniu przez drogi oddechowe. Ponieważ nie sposób ingerować w ranę operacyjną, wystąpieniu hipotermii można skutecznie zapobiegać tylko poprzez prewencję utraty ciepła przez skórę oraz przetwarzając ogrzane wcześniej płyny. Opisanie powyżej metody pasywne zmniejszają utratę, lecz jej nie niwelują. Jedynie eliminacja lub odwrócenie gradientu temperatur pomiędzy skórą a jej bezpośrednim otoczeniem oraz użycie ogrzanych płynów infuzyjnych pozwalają na zahamowanie ucieczki ciepła lub nawet na jego dostarczenie do organizmu.

OGRZANIE PŁYNÓW INFUZYJNYCH

Doniesienia o niekorzystnym wpływie przetoczenia płynów infuzyjnych chłodniejszych niż temperatura ciała chorego pojawiły się już w latach 60. XX wieku, gdy stwierdzono obniżenie ośrodkowej temperatury o 0,5 do 1,0°C po przetoczeniu 500 ml chłodnej krwi, a masywne przetoczenia wiązały się ze znacznym wychłodzeniem i dużym prawdopodobieństwem nagłego zatrzymania krążenia (NZK) [16, 17]. W badaniu z 1964 roku przy przetoczeniach powyżej 3000 ml chłodnej krwi z prędkością 50–100 ml min⁻¹ w 12 na 25 przypadków doszło do zatrzymania krążenia, gdy natomiast przetaczano taką samą objętość krwi ogrzanej, częstość NZK wyniosła 8 na 118 przypadków [18].

Podejście do leczenia płynami i preparatami krwiopochodnymi zmieniło się znacznie od tego czasu, co znajduje wyraz w publikowanych i uaktualnianych okresowo wytycznych, własności fizyczne tych leków i wywołane przetoczeniem zaburzenia termoregulacji można jednak przenieść na grunt współczesny [19, 20]. Wydatki energetyczne, związane z podażą chłodnych płynów, można z pewnym przybliżeniem obliczyć. Żeby podnieść temperaturę 1 kg wody o 1°C, potrzeba 1 kcal energii (pojemność cieplna wody to 1 kcal), organizm będzie więc potrzebował 16 kcal energii, aby „ogrzać” 1 litr przetoczonych krystaloidów o temperaturze pokojowej (21°C) do temperatury ciała (37°C) (zakładając ich pojemność cieplną identyczną z wodą). Z tego stosunku wynika, że na ogrzanie 3,7 litra krystaloidów o temperaturze pokojowej organizm znieczulonego chorego musi zużyć energię, którą wytwarza w ciągu godziny znieczulenia z użyciem wentylacji zastępczej (ok. 60 kcal godz^{-1} ~ 70 W). Przetoczenie 1 litra krwi pełnej o temperaturze 4°C będzie wymagało około 30 kcal energii na jej ogrzanie, co przy przetoczeniu 2 litrów może spowodować obniżenie temperatury ośrodkowej o 1–1,5°C [21]. Obecnie dostępne systemy ogrzewania krwi, preparatów krwiopochodnych i płynów infuzyjnych wykorzystują różnorodne rozwiązania technologiczne. Wykorzystywana jest zasada działania łaźni wodnej (np. *Hotline, Smiths Medical*), przepływ ciepłego powietrza (*Bair Hugger, 3M, USA*), kondukcyjne ogrzewanie powierzchniami wykonanymi z metalu (np. *enFlow, GE Healthcare, USA*) czy nawet technologia mikrofalowa (*MMS ThermoStat, Meridian Medical Systems, USA*). Większość systemów zapewnia duży zakres temperatur w znacznym przedziale prędkości przepływu, posiada atestowane zabezpieczenia przed przegrzaniem i systemy detekcji powietrza w układzie. Istotnym zagadnieniem będzie tu górna granica temperatury, do jakiej bezpiecznie można podgrzewać preparaty krwi i płyny infuzyjne. Opierając się na licznych obserwacjach związanych z krążeniem pozaustrojowym można przyjąć, że temperatura 42°C jest bezpieczna dla preparatów krwiopochodnych [22]. Uregulowania prawne w Polsce pozwalają na ogrzewanie podawanej krwi wyłącznie w urządzeniu do tego przystosowanym, zaopatrzone w odpowiednie systemy pomiaru temperatury i alarmowe, nie określono jednak bezpiecznej granicy temperatur. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z 19 września 2005 roku zaleca ogrzewanie krwi przy przetoczeniach powyżej 50 ml min^{-1} u dorosłych i 15 ml min^{-1} u dzieci, w przypadku transfuzji wymiennej u noworodków oraz przetoczeń biorcy z klinicznie znaczącymi przeciwciałami typu zimnego [23]. Pożądana temperatura krystaloidów i koloidów zależy od sytuacji klinicznej, istnieją natomiast doniesienia o bezpiecznej podaży krystaloidów o temperaturze 54°C [24].

SYSTEMY OGRZEWANIA OBIEGIEM CIEPŁEGO POWIETRZA

Aktywne zapobieganie śródoperacyjnej hipotermii za pomocą ogrzanego powietrza ma już kilkudziesięcioletnią historię. Systemy te początkowo były używane pooperacyjnie (do leczenia hipotermii), stopniowo zaczęły być stosowane na sali operacyjnej (aby aktywnie zapobiegać wychłodzeniu), wreszcie również przedoperacyjnie (aby zmniejszyć ryzyko hipotermii) [25]. Istota ich działania polega na wtłaczaniu powietrza podgrzanego przez jednostkę grzewczą do pojemnika, który ma bezpośredni kontakt ze skórą chorego, zazwyczaj w formie dwuwarstwowego koca (koldry). Kształt koca jest odpowiednio dobrany do potrzeb, czyli kontaktuje się z jak największą powierzchnią ciała, w zależności od ułożenia chorego i lokalizacji pola operacyjnego. Wtłoczone do wewnątrz powietrze uchodzi przez pory w materiale, z którego zbudowany jest koc, tworząc wokół ogrzewanej osoby swoisty, ciepły mikroklimat. Brak lub odwrócenie gradientu temperatury pomiędzy otoczeniem (koc grzewczy) a skórą pozwalają na zahamowanie utraty ciepła na drodze promieniowania lub nawet jego pozyskanie. Dodatkowo nie występuje wówczas utrata na drodze konwekcji. Wielkość transferu ciepła zależy w największym stopniu od powierzchni kontaktu ze skórą chorego [26], przy czym mała pojemność cieplna nośnika (tutaj: powietrza) jest czynnikiem ograniczającym oraz wymuszającym konieczność jego szybkiej wymiany. Ze względu na warunki operacyjne, formą wybieraną najczęściej do śródoperacyjnego użycia jest typ koldry pozwalający na ogrzewanie tylko górnej części ciała, przed- i pooperacyjnie nie ma natomiast przeszkód do użycia systemu ogrzewającego jak największą powierzchnię skóry. Skuteczność zależy również od uzyskanego gradientu temperatur pomiędzy kocem a powierzchnią ciała. Im wyższy gradient na korzyść koca grzewczego (powietrze cieplejsze niż skóra), tym większy przepływ ciepła do powierzchni ciała chorego. Ponieważ systemy wykorzystujące tę technologię były i nadal są podstawowymi technikami efektywnego zapobiegania hipotermii okołoperacyjnej, dostępne są liczne badania oceniające skuteczność i bezpieczeństwo ich użycia. Ich wyniki wskazują na zadowalającą efektywność w zapobieganiu śródoperacyjnej hipotermii tylko przy spełnieniu kilku warunków jednocześnie. Dobór koca grzewczego o odpowiednim kształcie, jego właściwe ułożenie i stosowanie odpowiednio wysokiej temperatury grzewczej nie zawsze wystarcza. Istotnym czynnikiem jest wstępne ogrzanie chorego przed indukcją, co znacznie zmniejsza, wynikającą z redystrybucji, obniżenie temperatury ośrodkowej [27]. Okazuje się, że skuteczność systemu zapobiegania hipotermii znacznie się zmniejsza, jeżeli zaczyna on być używany

dopiero po indukcji znieczulenia [28–30]. Systemy opierające się na obiegu ciepłego powietrza w trakcie ponad 20 lat stosowania użyte były w ponad 100 mln przypadków i ciągle są najchętniej wybierane spośród dostępnych metod w Europie Zachodniej.

MATERACE I KOCE ELEKTRYCZNE

Systemy grzewcze wykorzystujące opór elektryczny do produkcji ciepła stanowią alternatywę dla dominacji systemów wymuszonego obiegu powietrza. Należą do grupy urządzeń, które swą efektywność opierają na zjawisku kondukcji jako drodze przekazywania ciepła. Stąd wystarczająco skuteczne będą tylko wówczas, gdy ciepła powierzchnia będzie bezpośrednio kontaktować się z powierzchnią ogrzewaną, w odróżnieniu od systemów obiegiem ciepłego powietrza, w których nośnik ciepła opuszcza koc grzewczy i dostarcza je do powierzchni ciała. Podstawy fizyczne przemawiające na ich korzyść są oczywiste: mała pojemność cieplna powietrza wymaga ciągłego dostarczania powietrza ogrzanego, aby utrzymać jego zadaną temperaturę, podczas gdy materiał użyty jako nośnik ciepła w podkładach i kocach elektrycznych nagrzewa się i wychładza znacznie wolniej. Ich niezwykle istotną cechą jest również to, że działają niemal bezgłośnie, co dla wielu osób pracujących na salach operacyjnych jest podstawowym argumentem przemawiającym na korzyść systemów elektrycznych w porównaniu z systemami wymuszonego obiegu powietrza (nawet nowoczesne jednostki grzewcze emitują szum na poziomie 45–50 decybeli). W tym miejscu należy zaznaczyć, że stosowanie wyłącznie elektrycznych podkładów grzewczych nie należy do alternatyw godnych polecenia, utrata przez powierzchnię ciała mającą styczność ze stołem operacyjnym jest bowiem pomijalna, a ciepło, które można dzięki takiemu podkładowi dostarczyć — niewielkie [26, 31, 32]. Aby istotnie zapobiegać wychłodzeniu w trakcie operacji przez zmniejszenie utraty i dostarczanie ciepła z zewnątrz, konieczne jest zaopatrzenie jak największej powierzchni ciała, przez którą potencjalnie organizm może to ciepło tracić. Stąd w skład obecnie produkowanych systemów elektrycznych, obok podkładów grzewczych, wchodzi także koce o różnym kształcie, produkowane z włókna węglowego czy polimerów. Ich forma jest dostosowana do potrzeb zabiegów operacyjnych, a wyniki badań skuteczności są zmienne — od badań wcześniejszych, wskazujących na mierną efektywność [33], do porównywalnych z obiegiem ciepłego powietrza w badaniach nowszych [15, 31, 34–36]. Implikacje ekonomiczne związane z ich użyciem są złożone — z jednej strony są to systemy wielorazowe, a z drugiej — odmiany mające wysoką skuteczność są bardzo drogie.

MATERACE I OKRYCIA WODNE

Ideę nośnika ciepła, będącego w nieustannym ruchu w systemie ogrzewania, wykorzystuje się również w sytuacji, gdy tym nośnikiem jest woda. Materace wypełnione ciepłą wodą stosowane są już od dawna, ich użycie nastrocza jednak często wielu problemów technicznych, a skuteczność w zapobieganiu hipotermii okazała się znikoma. Ponieważ jednak można do ich wypełnienia użyć płynu zarówno ciepłego, jak i zimnego, znalazły zastosowanie w tych wyjątkowych sytuacjach, gdzie obniża się temperaturę ciała chorego w sposób celowy (oddziały intensywnej opieki kardiologicznej, kardiochirurgia) [37]. Wychodząc jednak z założenia, że woda ma znacznie większą pojemność cieplną niż powietrze, można potencjalnie przyjąć, że przy zastosowaniu jej krążenia w systemie ogrzewania ilość dostarczonego ciepła może być znaczna. Należałoby jedynie zapewnić bezpośredni kontakt z jak największą powierzchnią skóry. Opracowano więc specjalnego kształtu obłożenia wypełnione ciepłą wodą, którymi otacza się kończyny i dostępne śródoperacyjnie części tułowia chorego (*Energy Transfer Pads, Kimberly Clark, USA; Allon ThermoWrap, MTRE Advanced Technologies, Israel*). Tego typu system okazał się bardziej skuteczny zarówno od ogrzewania z użyciem obiegu ciepłego powietrza, jak i okryć elektrycznych [38–40], zwłaszcza przy rozległych zabiegach z otwarciem jamy otrzewnej, natomiast porównywalny w swej skuteczności z użyciem systemu ciepłego powietrza wraz z materacem wodnym [41]. Niestety, czynnikiem ograniczającym wprowadzenie ich użycia na szerszą skalę jest cena i techniczne problemy związane z ich stosowaniem, duże rozmiary urządzeń oraz potencjalnie bardzo kłopotliwe następstwa ich uszkodzenie w trakcie użytkowania.

PODSUMOWANIE

Hipotermia okołoperacyjna to tylko jeden z całej listy potencjalnych problemów, które spotyka się w medycynie okołoperacyjnej, ale na pewno godny uwagi. Dostępne na ten temat badania i publikowane zalecenia pozwalają na określenie kilku wskazówek, które mogą być pomocne w jej zapobieganiu:

- należy stosować aktywne metody zapobiegania hipotermii w przypadku zabiegów mających trwać/trwających dłużej niż 30 min,
- należy stosować ogrzewanie jeszcze przed indukcją znieczulenia,
- przy długich zabiegach oraz u chorych z grup podwyższonego ryzyka należy zapobiegać utracie ciepła z pomocą więcej niż jednej metody aktywnej.

Użycie nawet kilku systemów zapobiegania hipotermii podczas jednego zabiegu nie jest ani czasochłonne, ani kłopotliwe, ani też w większości przypadków nazbyt kosztowne

— stąd można mieć nadzieję, że ich rutynowe stosowanie to już tylko kwestia czasu.

Piśmiennictwo:

- Horosz B, Malec-Milewska M: Inadvertent intraoperative hypothermia. *Anesthesiol Intensive Ther* 2013; 45: 38–43.
- Hendolin H, Länsimies E: Skin and central temperatures during continuous epidural analgesia and general anaesthesia in patients subjected to open prostatectomy. *Ann Clin Res* 1982; 14: 181–186.
- Frank SM, Beattie C, Christopherson Ret al.: Unintentional hypothermia is associated with postoperative myocardial ischemia. The Perioperative Ischemia Randomized Anesthesia Trial Study Group. *Anesthesiology* 1993; 78: 468–476.
- NICE. Inadvertent perioperative hypothermia: The management of inadvertent perioperative hypothermia in adults. London: National Institute for Health and Clinical Excellence Guideline 65, 2008.
- Rixford E: the optimum temperature of operating-rooms. *Cal West Med* 1924; 22: 599–601.
- Ellis FP: The control of operating-suite temperatures. *Br J Ind Med* 1963; 20: 284–287.
- Wagner D, Byrne M, Kolcaba K: Effects of comfort warming on preoperative patients. *AORN J* 2006; 84: 427–448.
- Sessler DI, Rubinstein EH, Moayeri A: Physiological responses to mild peri-anesthetic hypothermia in humans. *Anesthesiology* 1991; 75: 594–610.
- Sessler DI, Schroeder M: Heat loss in humans covered with cotton hospital blankets. *Anesth Analg* 1993; 77: 73–77.
- English MJM, Farmer C, Scott WAC: Heat loss in exposed volunteers. *J Trauma* 1990; 30: 422–425.
- Stevens WC, Cromwell TH, Halsey MJ, Eger EI 2nd, Shakespeare TF, Bahlman SH: The cardiovascular effects of a new inhalation anesthetic, Forane, in human volunteers at constant arterial carbon dioxide tension. *Anesthesiology* 1971; 35: 8–16.
- Roe CF: Effect of bowel exposure on body temperature during surgical operations. *Am J Surg* 1971; 122: 13–15.
- Ereth MH, Lennon R, Sessler DI: Isolation of peripheral and central thermal compartments in vasoconstricted patients. *Aviat Space Environ Med* 1992; 63: 1065–1069.
- Moola S, Lockwood C: Effectiveness of strategies for the management and/or prevention of hypothermia within the adult perioperative environment. *Int J Evid Based Healthc* 2011; 9: 337–345.
- Matsuzaki Y, Matsukawa T, Ohki K, Yamamoto Y, Nakamura M, Oshibuchi T: Warming by resistive heating maintains perioperative normothermia as well as forced air heating. *Br J Anaesth* 2003; 90: 689–691.
- Boyan CP, Howland WS: Blood temperature: a critical factor in massive transfusion. *Anesthesiology* 1961; 22: 559–563.
- Boyan CP, Howland WS: Cardiac arrest and temperature of bank blood. *JAMA* 1963; 183: 58–60.
- Boyan CP: Cold or warmed blood for massive transfusions. *Ann Surg* 1964; 160: 282–286.
- Spahn DR, Bouillon B, Cerny V et al.: Management of bleeding and coagulopathy following major trauma: an updated European guideline. *Crit Care* 2013; 17: R76.
- Paluszkiwicz P, Mayzner-Zawadzka E, Baranowski W et al.: Association for Severe Bleeding Care. Recommendations for the management of trauma or surgery-related massive blood loss. *Pol Przegl Chir* 2011; 83: 465–476.
- Mendlowitz M: The specific heat of human blood. *Science* 1948; 107: 97.
- Uhl L, Pacini DG, Kruskall MS: The effect of heat on in vitro parameters of red cell integrity. *Transfusion* 1993; 33: 605.
- Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 19 września 2005 r. w sprawie określenia sposobu i organizacji leczenia krwią w zakładach opieki zdrowotnej, w których przebywają pacjenci ze wskazaniami do leczenia krwią i jej składnikami. *Dz. U.* 2005 Nr 191, poz. 1607.
- Gore DC, Beaton J: Infusion of hot crystalloid during operative burn wound debridement. *J Trauma* 1997; 42: 1112–1115.
- Hynson JM, Sessler DI, Moayeri A et al.: The effects of preinduction warming on temperature and blood pressure during propofol/nitrous oxide anesthesia. *Anesthesiology* 1993; 79: 219–228.
- Ihn CH, Joo JD, Chung HS et al.: Comparison of three warming devices for the prevention of core hypothermia and postanaesthesia shivering. *J Int Med Res* 2008; 36: 923–931.
- De Witte JL, Demeyer C, Vandemaële E: Resistive-heating or forced-air warming for the prevention of redistribution hypothermia. *Anesth Analg* 2010; 110: 829–833.
- Vanni SM, Braz JR, Modolo NS et al: Preoperative combined with intraoperative skin-surface warming avoids hypothermia caused by general anesthesia and surgery. *J Clin Anesth* 2007; 15: 119–125.
- Andrzejowski J, Hoyle J, Eapen G, Turnbull D: Effect of prewarming on postinduction core temperature and the incidence of inadvertent perioperative hypothermia in patients undergoing general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2008; 101: 627–631.
- Butwick AJ, Lipman SS, Carvalho B: Intraoperative forced air-warming during cesarean delivery under spinal anesthesia does not prevent maternal hypothermia. *Anesth Analg* 2007; 105: 1413–1419.
- Negishi C, Hasegawa K, Mukai S, Nakagawa F, Ozaki M, Sessler DI: Resistive-heating and forced-air warming are comparably effective. *Anesth Analg* 2003; 96: 1683–1687.
- Leung KK, Lai A, Wu A: A randomised controlled trial of the electric heating pad vs. forced-air warming for preventing hypothermia during laparotomy. *Anaesthesia* 2007; 62: 605–608.
- Russell SH, Freeman JW: Prevention of hypothermia during orthotopic liver transplantation: comparison of three different intraoperative warming methods. *Br J Anaesth* 1995; 74: 415–418.
- Ng V, Lai A, Ho V: Comparison of forced-air warming and electric heating pad for maintenance of body temperature during total knee replacement. *Anaesthesia* 2006; 61: 1100–1104.
- Kimberger O, Held C, Stadelmann K et al.: Resistive polymer versus forced-air warming: comparable heat transfer and core rewarming rates in volunteers. *Anesth Analg* 2008; 107: 1621–1626.
- Brandt S, Oguz R, Hüttner H et al.: Resistive-polymer versus forced-air warming: comparable efficacy in orthopedic patients. *Anesth Analg* 2010; 110: 834–838.
- Pagowska-Klimek I, Krajewski W: The use of hypothermia in intensive therapy. *Anesthesiol Intensive Ther* 2010; 42: 167–173.
- Taguchi A, Ratnaraj J, Kabon B et al.: Effects of a circulating-water garment and forced-air warming on body heat content and core temperature. *Anesthesiology* 2004; 100: 1058–1064.
- Wadhwa A, Komatsu R, Orhan-Sungur M et al.: New circulating-water devices warm more quickly than forced-air in volunteers. *Anesth Analg* 2007; 105: 1681–1687.
- Hasegawa K, Negishi C, Nakagawa F, Ozaki M: Core temperatures during major abdominal surgery in patients warmed with new circulating-water garment, forced-air warming, or carbon-fiber resistive-heating system. *J Anesth* 2012; 26: 168–173.
- Perez-Protto S, Sessler DI, Reynolds LF et al.: Circulating-water garment or the combination of a circulating-water mattress and forced-air cover to maintain core temperature during major upper-abdominal surgery. *Br J Anaesth* 2010; 105: 466–470.

Adres do korespondencji:

lek. Bartosz Horosz
 Klinika Anestezjologii i Intensywnej Terapii CMKP
 ul. Czerniakowska 231, 00–416 Warszawa
 tel.: 22 584 12 20, faks: 22 584 13 42
 e-mail: barhorosz@wp.pl

Otrzymano: 4.12.2013 r.
 Zaakceptowano: 9.01.2014 r.