

# SELEKTYWNE CHŁODZENIE MÓZGU NOWORODKA PO NIEDOTLENIENIU OKOŁOPORODOWYM

## Część 2

### Koncepcja hybrydowego systemu selektywnego chłodzenia mózgu noworodka po niedotlenieniu okołoporodowym

inż. Elżbieta ŻMUDA

Katedra Techniki Ciepłej  
POLITECHNIKA GDAŃSKA

#### 5. ZAŁOŻENIA TECHNICZNE DLA SYSTEMU CHŁODZENIA MÓZGU NOWORODKA

System selektywnego chłodzenia mózgu niedotlenionego noworodka musi spełniać pewne założenia techniczne. Chłodzenie oraz ogrzewanie dziecka po zakończonym 72 godzinnym cyklu chłodzenia odbywa się według ściśle ustalonych procedur.

Przykładowo procedura chłodzenia systemu Olympic Cool Cap System zakłada temperaturę wody cyrkulującej w czapce w zależności od wagi dziecka pomiędzy 8°C a 12°C. Dziecko ułożone jest pod standardowym promiennikiem ciepła, który sterowany jest wartością temperatury, jaka wskazywana jest przez termometr znajdujący się na skórze brzucha. Promiennik ten regulowany jest tak, aby podtrzymywać podczas chłodzenia temperaturę w odbytnicy w granicach 34 – 35°C. Na początku schładzania promiennik pozostaje wyłączony przez 20 – 30 minut w celu przyspieszenia całego procesu, następnie, gdy temperatura wnętrza organizmu osiągnie wartość 35,5°C jest on włączany. W momencie osiągnięcia przez wnętrze ciała temperatury z zakresu 34°C ±0,5 K system sygnalizuje każdy jej spadek poniżej 34°C i każdy wzrost powyżej 35°C. Operator dostosowuje wówczas temperaturę wody przepływającej przez czapkę (dokładność regulacji ±0,1 K) tak, aby ustalić ponownie ten parametr w pożądanym zakresie. Czas trwania procedury chłodzenia, to 72 godziny. Po zakończeniu okresu ochładzania dziecko

jest ogrzewane, przy czym wzrost temperatury nie może być większy niż 0,5 K na godzinę [8,12,17,19].

Na podstawie istniejącego już systemu OCCS [8,12,17,19] można przyjmując następujące wstępne założenia techniczne dla tego typu urządzenia, i tak:

- projektowane urządzenie musi zapewnić odbiór takiej ilości ciepła z głowy dziecka, aby możliwe było ustalenie temperatury wewnętrznej organizmu w granicach 34 - 35°C przez okres 72 godzin;
- temperatura powierzchni stykających się ze skórą głowy dziecka, lub czynnika chłodzącego powinna zawierać się w przedziale 8 - 12°C, zależnie od wagi dziecka;
- dokładność regulacji temperatury urządzenia powinna wynosić ±0,1 K;
- urządzenie musi współpracować z konwencjonalnym promiennikiem ciepła, zapewniającym dostarczanie ciepła w kontrolowany sposób do pozostałej części ciała dziecka, w celu ustalenia temperatury wewnętrznej na pożądanym poziomie;
- urządzenie musi sygnalizować alarmami zmiany parametrów kontrolowanych wykraczające poza zakres tolerancji;
- urządzenie musi sygnalizować alarmem możliwe do przewidzenia stany nieprawidłowej pracy;
- urządzenie musi być bezpieczne dla pacjenta, zarówno pod względem materiałów i substancji chemicznych wykorzystanych do jego budowy, jak również pod względem ryzyka porażenia prądem;

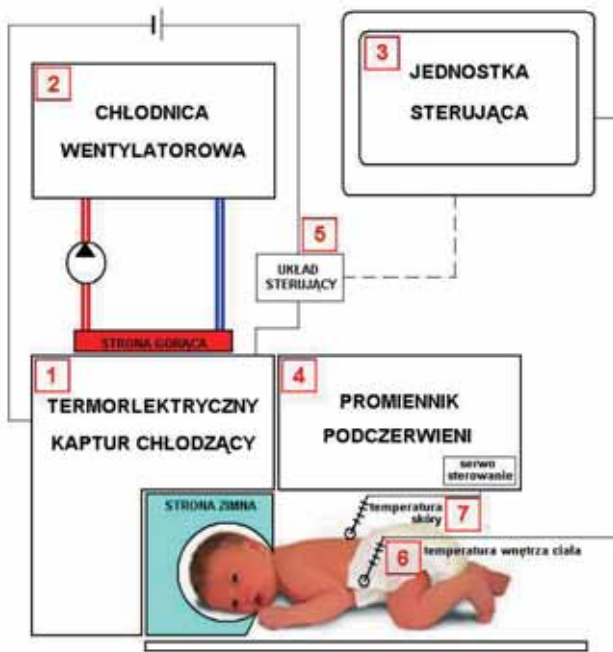
- urządzenie powinno być ciche (30 – 40 dB);
- urządzenie musi być ergonomiczne pod względem medycznym, powinno stwarzać możliwość w miarę nieskrępowanego dostępu do dziecka w celach diagnostycznych, leczniczych i ratunkowych;
- urządzenie musi być wykonane z materiałów, które nie ulegają degradacji pod wpływem działania środków sterylizacyjnych, zarówno chemicznych jak i fizycznych;
- konstrukcja urządzenia musi umożliwiać szybkie, łatwe i nie wymagające siły jego przeniesienie/przewożenie z jednego miejsca w inne;
- parametry, alarmy oraz stany pracy urządzenia powinny być sygnalizowane w jednoznaczny, łatwy i czytelny dla operatora sposób.

#### 6. WARIANTY PROPONOWANYCH ROZWIĄZAŃ SYSTEMU

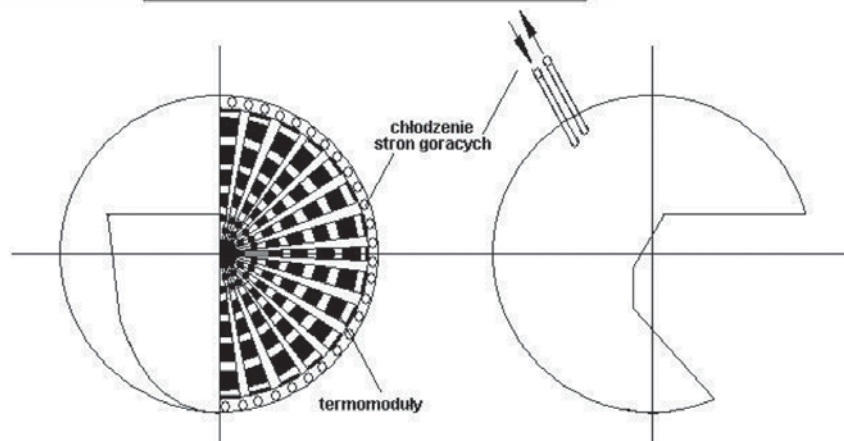
##### 6.1. Termoelektryczny bezpośredni system chłodzenia mózgu

Termoelektryczny system bezpośredni zakłada użycie bezpośrednio stron zimnych modułów termoelektrycznych w celu schłodzenia głowy noworodka.

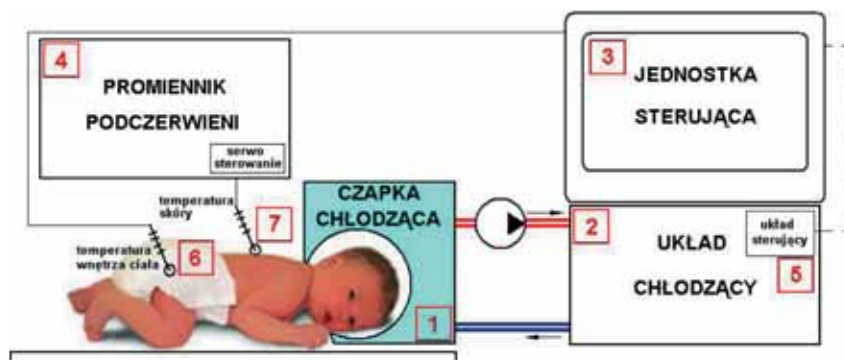
W tym wariantcie urządzenie składa się z zasilanego prądem stałym kaptura obłożonego termoelementami (Rys. 1, poz.1, Rys. 2), zdolnymi do odebrania strumienia ciepła pozwalającego na ochłodzenie struktur mózgu noworodka do zamierzonej temperatury, co wyraża się uzyskaniem tem-



Rys. 1 Schemat blokowy bezpośredniego termoelektrycznego systemu selektywnego chłodzenia mózgu noworodka



Rys. 2 Schemat ideowy termoelektrycznego kaptura chłodzącego



Rys. 3 Schemat blokowy pośredniego termoelektrycznego systemu selektywnego chłodzenia mózgu noworodka

peratury wnętrza ciała (poz.6) mierzonej w odbycie w granicach  $34,5^{\circ}\text{C} \pm 0,5 \text{ K}$ .

Od strony gorącej termoelementów ciepło odbierane jest w przypadku tej koncepcji przez płyn chłodzący np. wodę, która następnie oddaje to ciepło w konwencjonalnej chłodnicy

wentylatorowej (poz.2). Sterowanie urządzeniem odbywa się przy pomocy sterownika elektronicznego, lub komputera (poz.3), dla którego parametrem kontrolowanym jest temperatura mierzona w odbycie (poz.6), a układ sterujący (poz.5) reguluje przepływ prądu przez termoelementy. Możliwe

do zastosowania jest także sterowanie ręczne. Źródłem ciepła potrzebnym do ogrzewania pozostałych części ciała dziecka jest w założeniu konwencjonalny promiennik podczerwieni (poz.4), z wbudowaną funkcją kontroli ogrzewania. Parametrem kontrolowanym w przypadku takiego urządzenia jest temperatura skóry na brzuchu dziecka

Termoelektryczny system bezpośredni zakłada bezpośredni kontakt termoelementów z powierzchnią chłodzoną. Wadą takiego rozwiązania jest punktowy odbiór ciepła oraz fakt styku termomodulów bezpośrednio ze skórą, lub środkiem zapewniającym przyleganie. Niesie to ze sobą trudne do rozwiązania problemy z konserwacją i sterylizacją urządzenia. Z punktu widzenia bezpieczeństwa małych pacjentów, nie bez znaczenia pozostaje również fakt bezpośredniego kontaktu ciała z urządzeniem elektrycznym.

### 6.2. Pośredni system chłodzenia mózgu

System pośredni wykorzystuje działanie modułów termoelektrycznych w celu schłodzenia płynu pośredniczącego w wymianie ciepła, który następnie odbiera ciepło od środowiska chłodzonego. Założenia techniczne dotyczące takiego systemu pozostają nie zmienione, jedyną różnicą jest rozdzielenie jednostki chłodzącej od miejsca wymiany ciepła. System pośredni składa się z czapki chłodzącej (Rys. 3, poz.1) – wymiennika ciepła, w którym krąży woda chłodzona do określonej temperatury w układzie chłodzącym (poz.2), działającym w oparciu o ogniwa Peltiera. Układ chłodzący wyposażony jest we własne źródło prądu stałego zapewniające zasilanie termomodulów. Jednostka sterująca (poz.3) – komputer zbiera i przetwarza dane temperaturowe, z których najważniejszą jest wartość temperatury wnętrza ciała mierzona w odbycie (poz.6).

Istnieje możliwość wykorzystania regulacji ręcznej temperatury wody chłodzącej przez operatora, lub regulacji automatycznej (poz.5) poprzez regulację przepływu prądu przez termoelementy układu chłodzącego.

Tabela 1 Porównanie systemów termoelektrycznych – założenia techniczne

Założenia techniczne		
Cecha urządzenia	System pośredni	System bezpośredni
Zapewnia odbiór założonej ilości ciepła	+	+
Zapewnia temperaturę powierzchni styku w granicach 8 – 12°C	+	+
Zapewnia dokładność regulacji temperatury $\pm 0,1$ K	+	+
Możliwość sygnalizacji alarmami wykroczenia poza zakres temperatur tolerowanych	+	+
Możliwość sygnalizacji alarmem stanu nieprawidłowej pracy	+	+
Bezpieczeństwo dla pacjenta pod względem użytych materiałów i kontaktu z urządzeniami elektrycznymi	+	±
Zapewnienie dostępu do dziecka w celach ratunkowych leczniczych i diagnostycznych	+	+
Możliwość sterylizacji	±	±
Cicha praca	+	±
Łatwy transport	+	+
Jednoznaczność odczytów/alarmów	+	+
Współpraca z konwencjonalnym promiennikiem	+	+

Tabela 2 Główne wady dostępnych na rynku rozwiązań

Wada	System pośredni	System bezpośredni
Punktowy odbiór ciepła	–	+
Duża bezwładność układu	+	–
Nieprzewidywalne zmiany parametrów pracy	+	–
Kontakt powłok ciała z urządzeniem elektrycznym	–	±
Utrudniona sterylizacja	±	+
Generowanie dźwięków	–	±
Istnienie stref o różnym natężeniu odbioru ciepła	+	–

Cały układ wyposażony jest w konwencjonalny promiennik podczerwieni (poz.4) służący do ogrzewania skóry dziecka, który posiada automatyczną regulację temperatury, a parametrem utrzymywanym w zakresie określonych wartości jest temperatura skóry brzucha dziecka (poz.7).

Korzyści płynące z takiego rozwiązania, to wynikająca z rozdzielania źródła „chłodu” i odbioru ciepła możliwość połączenia jednostki chłodzącej ze sterującą, co stwarza możliwość łatwego przemieszczania urządzenia z miejsca na miejsce. Kolejną korzyścią jest wyrównanie gęstości strumienia odbieranego ciepła. Następną zaletą takiego rozwiązania jest możliwość zastosowania wymiennika stanowiącego odłączaną od całej instalacji część, dającą się w łatwy sposób czyścić i sterylizować przy użyciu niektórych metod chemicznych, lub fizycznych. Takie rozwiązanie posiada jednak również pewne wady, główną z nich jest podgrzew płynu chłodzą-

cego pomiędzy wlotem, a wylotem wymiennika. Rozdzielenie chłodzenia i odbioru ciepła niesie także ze sobą trudną do przewidzenia możliwość podgrzewu nośnika ciepła w trakcie transportu z jednostki chłodzącej do wymiennika.

Zastosowanie płynu pośredniczącego wydłuża także okres odpowiedzi organizmu chłodzonego w przypadku zmiany temperatury tego płynu, co spowodowane jest zwiększeniem bezwładności cieplnej układu.

### 6.3. Ocena istniejących systemów selektywnego chłodzenia mózgu

Wybór optymalnego rozwiązania systemu chłodzenia selektywnego mózgu noworodka polega na zestawieniu zalet i wad każdego z przedstawionych powyżej rozwiązań.

Z oceny przedstawionej w tabeli 1 wynika, że istnieje prawdopodobieństwo, że system bezpośredni stwarza ryzyko porażenia prądem ze względu na bezpośredni kontakt termoelemen-

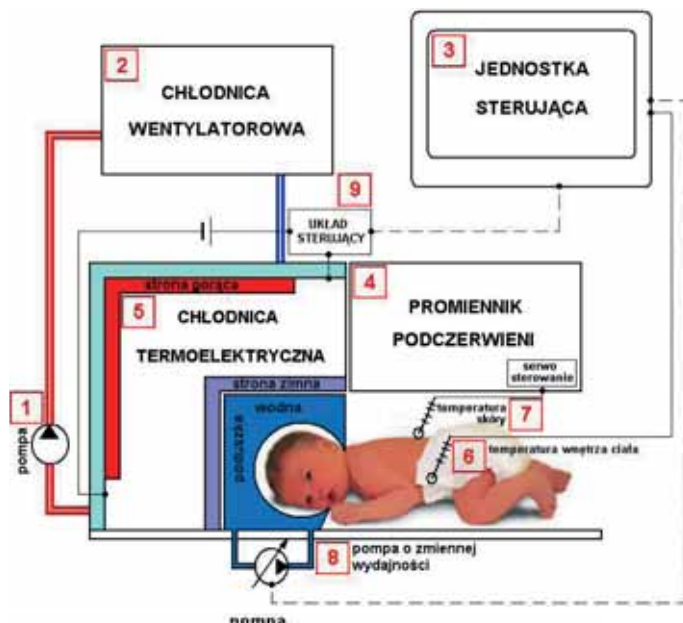
tów ze skórą dziecka. Niejasne są również zasady postępowania w przypadku sterylizacji urządzenia termoelektrycznego. Ze względu na zastosowanie chłodnicy wentylatorowej zwiększą się potencjalna hałaśliwość systemu.

W przypadku systemu pośredniego niejasna jest jedynie możliwość sterylizacji urządzenia określonymi metodami.

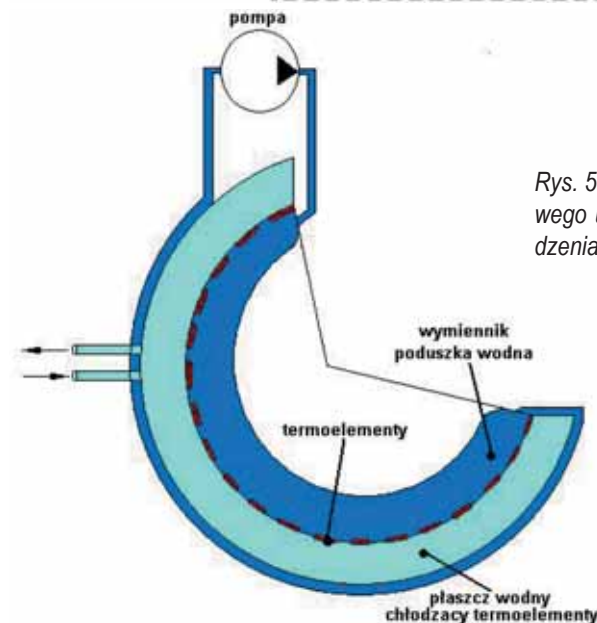
### 6.4. Hybrydowy system selektywnego chłodzenia mózgu

Analizowane systemy chłodzenia posiadają porównywalną ilość wad, dlatego kolejną koncepcją, to hybrydowy układ chłodzący, który w zamyśle pozwala połączyć zalety obydwu przedstawionych systemów.

Proponowany układ hybrydowy składa się z bloku chłodzenia (Rys. 4, poz.5) obejmującego stałą, kulistą część z zatopionymi termoelementami, których strony gorące mają kontakt z wodą chłodzącą znajdującą się



Rys. 4 Schemat blokowy hybridowego systemu selektywnego chłodzenia mózgu noworodka – Wariant 3



Rys. 5 Schemat ideowy hybridowego układu selektywnego chłodzenia mózgu

w płaszczu wodnym. Woda z płaszczu wodnego chłodzona jest, jak w przypadku układu bezpośredniego przy pomocy konwencjonalnej chłodnicy wentylatorowej (poz.2), do której jest ona dostarczana dzięki pracy pompy (poz.1). Strony zimne termoelementów pozostają w kontakcie z poduszką wodną, którą można demontować. Poduszka ta podłączona jest do pompy o zmiennej wydajności (poz.8) wymuszającej obieg wody w celu uzyskania określonych warunków wymiany ciepła.

Sterowanie układem odbywa się dzięki komputerowej jednostce sterującej (poz.3), kontrolującej wartość temperatury wnętrza ciała (poz.6). Sy-

gnal sterujący wysyłany jest do układu sterującego (poz.9), regulującego przepływ wody przez termoelementy oraz do pompy o zmiennej wydajności (poz.8) regulującej przepływ wody przez poduszkę wodną. System ten współpracuje również z konwencjonalnym promiennikiem podczerwieni (poz.4) do ogrzewania noworodków, wyposażonym w serwo sterowanie, gdzie parametrem kontrolowanym jest temperatura skóry na brzuchu dziecka (poz.7).

Całość można w formie bloku wkomponować w stanowisko medyczne służące bezpośrednio do chłodzenia niedotlenionego dziecka. Wymiennik wodny (poduszka), który

w trakcie terapii pozostaje w kontakcie ze skórą noworodka, można po zakończeniu procedury chłodzenia i ogrzewania zdemontować i wysterylizować.

Zastosowanie hybridowego systemu chłodzenia umożliwia zmniejszenie bezwładności systemu w porównaniu do pośredniego układu wodnego, poprzez zmniejszenie ilości płynu pośredniczącego w wymianie ciepła, jak również poprzez możliwość wpływu na warunki wymiany ciepła regulowane wydajnością pompy wymuszającej obieg wody.

Zastosowanie poduszki wodnej i wody jako medium pośredniczącego w odbieraniu ciepła pozwala również na wyrównanie strumienia ciepła odbieranego od tkanek. Nie bez znaczenia pozostaje również fakt, że w przypadku zastosowania hybridy systemów, pacjent nie ma bezpośredniego kontaktu z żadnym urządzeniem elektrycznym. W układzie hybridowym nie ma również miejsca niekontrolowany podgrzew wody podczas transportu pomiędzy jednostką chłodzącą a wymiennikiem, ponieważ nie ma potrzeby transportu cieczy na duże odległości, a istnienie stref o różnym natężeniu odbioru ciepła w przypadku systemu hybridowego zostaje również zniwelowane. Jediną wadą, której nie udało się w tym systemie wyeliminować jest potencjalne źródło hałasu, jakim jest chłodnica wentylatorowa.

## 7. GĘSTOŚĆ STRUMIENIA CIEPŁA W GÓRNEJ CZĘŚCI GŁOWY NOWORODKA

Ocena gęstości strumienia ciepła i jego rozkład na powierzchni wymiany ciepła są niezbędne do uzyskania podstawowych danych wyjściowych potrzebnych do wykonania prawidłowych obliczeń cieplnych i doboru elementów systemu chłodzenia.

Strumień ciepła określony został na podstawie danych uzyskanych z literatury medycznej opisującej modele numeryczne przybliżające w matematyczny sposób rozkład temperatury w chłodzonej selektywnie tkance mó-

zgowej [7,8,10,11].

Niezbędne do obliczeń dane antropometryczne oraz wartości parametrów dla tkanek zostały zaczerpnięte z pracy [8,10], natomiast równaniem wyjściowym do obliczeń jest biologiczne równanie przepływu ciepła zaproponowane przez fizjologa Harry'ego Pennes'a w pracy [9]. Jego postać ogólna, jako wyjściowego równania do obliczeń cieplnych [9] wyraża się wzorem:

$$\rho \cdot c(x, y, z) \cdot \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = k \cdot \nabla^2(T(x, y, z, t) + B + M + Z) \quad (1)$$

gdzie:

**B** – gęstość strumienia ciepła odprowadzanego, lub dostarczanego przez krew, **M** – gęstość strumienia ciepła dostarczanego przez metabolizm, **Z** – gęstość strumienia ciepła odprowadzanego, lub dostarczanego przez źródło zewnętrzne.

Lewa strona równania pokazuje zmianę gęstości strumienia ciepła w tkance, natomiast strona prawa obrazuje przyczynę tych zmian. Rozpatrując powyższe równanie dla przypadku selektywnego chłodzenia mózgu noworodka, po przejściu z układu kartezjańskiego na współrzędne sferyczne, równanie to przyjmuje postać [8]:

$$\rho \cdot c \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left( r^2 \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \lambda \frac{1}{r^2 \sin \theta} \left( \sin \theta \frac{\partial T}{\partial \theta} \right) + B + M \quad (2)$$

gdzie:  
wyrażenie

$$\rho \cdot c \frac{\partial T}{\partial \tau}$$

to objętościowa gęstość strumienia ciepła w  $[W/m^3]$ , **r** – promień w [m], **θ** – kąt, **B** – człon bilansu związany z utratą ciepła przez krew do otaczających tkanek, **M** – człon bilansu związany z metaboliczną produkcją ciepła w tkankach.

W celu obliczenia gęstości stru-

mienia ciepła wytwarzanego w określonych warunkach przez tkanki, niezbędne było dokonanie założeń oraz przyjęcie pewnych uproszczeń.

Ponieważ wartości maksymalne gęstości strumienia ciepła otrzymuje się przy maksymalnej różnicy temperatur dla tkanki nerwowej (to mózg wykazuje się największym metabolizmem i największym przepływem krwi [10]), dla potrzeb obliczeń założono, że cała modelowa półsfera jest jednorodną tkanką nerwową o określonych parametrach perfuzji i metabolizmu. Kolejnym założeniem było przyjęcie średniej temperatury wnętrza ciała dziecka na poziomie **37°C**, natomiast temperatura zewnętrzna ustalona została na poziomie **28°C**, co stanowi dolny limit temperaturowy dla hipotermii umiarkowanej i przybliża warunki przekazywania ciepła krew – tkanki w hipotetycznych warunkach chłodzenia.

Bardzo istotnym założeniem jest uniezależnienie natężenia metabolizmu oraz perfuzji tkanek od temperatury i jej zmian oraz pominięcie ciepła przekazywanego z tkanki nerwowej do wydychanego powietrza.

**Gęstość strumienia ciepła odprowadzanego, lub dostarczanego przez krew** dla powyższych założeń przy wykorzystaniu wartości perfuzji tkanki nerwowej oraz parametrów cieplnych krwi, zaczerpniętych z pracy [10] wyniosła:

$$B = 184862,25 \frac{W}{m^3}$$

**Strumień ciepła oddawany przez krew** w warunkach chłodzenia obliczony został przy zastosowaniu danych antropometrycznych dostępnych w pracy [8] i wyniósł on:

$$\dot{Q}_B = 71,72 W$$

**Gęstość strumienia ciepła dostarczanego przez metabolizm** jest dana w literaturze [10] i dla tkanki mózgowej wynosi ona:

$$\dot{M} = 5370 \frac{W}{m^3}$$

Wyliczony **strumień ciepła dostarczany przez metabolizm** wynosi:

$$\dot{Q}_M = 2,084 W$$

Po zsumowaniu **całkowity strumień ciepła wydzielanego przez głowę osiąga wartość:**

$$\dot{Q} = \dot{Q}_B + \dot{Q}_M = 71,72 + 2,084 = 73,81 W$$

Powyższe wartości strumienia ciepła oddanego przez tkanki są wartościami, jakie otrzymuje się przy określonych założeniach w warunkach normalnych, jednak u noworodka po urazie niedotlenieniowo-niedokrwinnym, przepływy mózgowe w czasie rekonwalescencji mogą osiągać **pięciokrotność** wartości prawidłowej [1].

Uwzględniając te dane, wprowadzono korektę składowej bilansu zależnej od przepływu krwi i w rezultacie otrzymano **skorygowany maksymalny strumień ciepła oddawany przez krew:**

$$\dot{Q} = 358,61 W$$

Po wprowadzonej korekcie, **całkowity maksymalny strumień ciepła wydzielanego przez głowę** wyniósł:

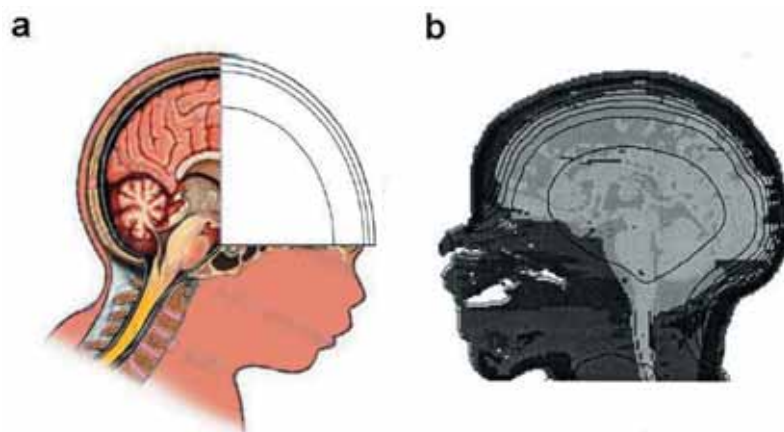
$$\dot{Q} = \dot{Q}_B + \dot{Q}_M = 358,614 + 2,084 = 360,70 W$$

Wartość ta została przyjęta do dalszych obliczeń jako wartość maksymalna, i dla niej ostateczna **maksymalna gęstość strumienia ciepła** wynosi:

$$q = 17681,24 \frac{W}{m^2}$$

**7.1. Rozkład strumienia ciepła w górnej części głowy noworodka** [8,10,11]

Rozwój badań nad selektywnym chłodzeniem mózgu i urządzeniami służącymi do tego celu, pociągnął za sobą szereg publikacji opisujących wymianę ciepła występującą podczas chł-



Rys. 6 Głowa noworodka – przybliżenia obliczeniowe stosowane w literaturze: (a) „Modeling Heat-Transfer of the Olympic Cool-Cap System®” [8], (b) „Numerical Modeling of Temperature Distributions within the Neonatal Head” [10]

dzenia mózgu poprzez czaszkę.

Dane i publikacje dotyczące modelowania rozkładu temperatur i wymiany ciepła w przypadku selektywnego chłodzenia mózgu noworodka donoszonego [8,10], który uległ niedotlenieniu okołoporodowemu jednoznacznie wskazują, że istnienie różnic anatomicznych pomiędzy budową czaszki u osoby dorosłej i noworodka jest w przypadku tego rodzaju obliczeń kwestią pomijalną.

W dwóch odnalezionych publikacjach dotyczących noworodka [8,10], głowa dziecka przybliżona była z zachowaniem ciągłości kości tworzących czaszkę [8,10], przy czym w jednej publikacji model ten był zmniejszonym według określonej skali modelem głowy dorosłego [11], (Rys. 6, b). Fakt ten jednoznacznie sugeruje brak wpływu istnienia ciemniaczek na rozkład temperatury i strumienia ciepła w górnej części głowy dziecka.

Wobec powyższych faktów w celu oszacowania rozkładu strumienia ciepłego, posłużyć się można modelem opisującym wymianę ciepła, który zakłada równomierny rozkład temperatury w górnej części głowy, co pociąga za sobą równomierny rozkład strumienia ciepła odprowadzanego przez czaszkę.

## 7.2. Podsumowanie i wnioski

Obliczone wartości strumienia ciepłego są wartościami niewielkimi, co powoduje, że niektóre rozwiązania projektowe systemu selektywnego

chłodzenia stają się rozwiązaniami nie do przyjęcia ze względu na niemożność uzyskania i precyzyjnej kontroli parametrów dla tak małych wydajności chłodniczych. Zaskakującym również jest fakt założenia równomiernego rozkładu strumienia ciepłego w górnej części głowy dziecka w przypadku publikacji tematycznych [8,10], co jednoznacznie nasuwa wniosek, że anatomiczne nieciągłości struktur kostnych głowy noworodka nie mają wpływu na wymianę ciepła pomiędzy mózgiem, a otoczeniem, lub wpływ ich jest tak niewielki, że można go w obliczeniach ciepłych pominąć.

cdn...

## Literatura

- [1] Bokiniec R.: Dopplerowskie badania w neonatologii. Wyd. Roztoczańska Szkoła Ultrasonografii, Warszawa 2007
- [2] Daniłowa G. N., Fiłatkin W. N.: Zbiór zadań z przepływu ciepła
- [3] Ferens B., Rubik M.: Chłodzenie termoelektryczne w klimatyzacji. Nowa technika w inżynierii sanitarnej 2 Ogrzewanie i wentylacja. Wyd. Arkady Warszawa 1972
- [4] Pietrowski J.W., Fastowski W.G.: Współczesne wysokosprawne wymienniki ciepła. Wyd. Wydawnictwa Naukowo - Techniczne Warszawa
- [5] Stencil B.: Chłodnictwo termoelektryczne, podstawy teoretyczne, konstrukcje, badanie. Wyd. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 1989
- [6] Żmuda E.: Projekt koncepcyjny syste-

mu chłodzenia niedotlenionego mózgu noworodka dla jego utrzymania w warunkach tzw. umiarkowanej hipotermii. Praca dyplomowa inżynierska. Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Techniki Ciepłej, Gdańsk 2009 (Prom. Z. Bonca)

- [7] Nelson D. A., Nunneley S. A.: Brain temperature and limits on transcranial cooling in humans: quantitative modeling results. „European Journal of Applied Physiology”, 1998, Vol. 78, s. 353–359
- [8] Pathak K., Yu N., Shoffstall A., Zheng L.: Modeling Heat-Transfer of the Olympic Cool-Cap System®. 2008 Student Papers, BEE 453, 23.06.2008
- [9] Pennes H. H.: Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. „Journal of Applied Physiology”, 1948 Vol. 1, s. 93–122
- [10] Van Leeuwen G., Hand J., Legendijk J., Azzopardi D., Edwards D.: Numerical Modeling of Temperature Distributions within the Neonatal Head. „Pediatric Research”, 2000, Vol. 48, nr. 3, s. 351–365
- [11] Xu X., Tikuisis P., Giesbrecht G.: A mathematical model for human brain cooling during cold-water near-drowning. „Journal of Applied Physiology”, 01.1999, Vol. 86 s. 265–272
- [12] Executive Summary for the Olympic Cool-Cap® Premarket Approval Application (P040025), document FDA
- [13] Materiały i katalogi firmy Comfilter
- [14] Materiały i katalogi firmy Finder
- [15] Materiały i katalogi firmy GEA Grasso
- [16] Materiały i katalogi firmy MTA
- [17] Materiały i katalogi firmy Natus Medical Inc.
- [18] Materiały i katalogi firmy TE Technology Inc.
- [19] www.natus.com
- [20] <http://www.tworzywa.com.pl/poradnik/poradnik.asp?ID=1948>
- [21] <http://www.ab-el.pl/ismatec/index1.htm>
- [22] [http://www.comfilter.pl/pompy\\_perystaltyczne/pdf/pompy\\_perystaltyczne\\_n.pdf](http://www.comfilter.pl/pompy_perystaltyczne/pdf/pompy_perystaltyczne_n.pdf)
- [23] www.tetech.com
- [24] www.mta-it.com
- [25] [http://www.hopkinsmedicine.org/Press\\_releases/2007/images/brainfusion.jpg](http://www.hopkinsmedicine.org/Press_releases/2007/images/brainfusion.jpg)

&