

SELEKTYWNE CHŁODZENIE MÓZGU NOWORODKA PO NIEDOTLENIENIU OKOŁOPORODOWYM

Część 3

Koncepcja hybrydowego systemu selektywnego chłodzenia mózgu noworodka po niedotlenieniu okołoporodowym

inż. Elżbieta ŻMUDA

Katedra Techniki Ciepłej
POLITECHNIKA GDAŃSKA

5. PROJEKT KONCEPCYJNY SYSTEMU HYBRYDOWEGO

5.1. Koncepcja projektowa (Rys. 7)

Projektowane urządzenie chłodnicze, to kask kulistego kształtu wbudowany w stanowisko medyczne. Urządzenie to składa się z trzech warstw (Rys.7), a są to:

- poduszka wodna z wymuszonym obiegiem wody,
- warstwa termomodułów,
- układ chłodzący strony gorącej termomodułów.

5.1.1. Poduszka wodna [2,4]

Poduszka wodna, to system wypełnionych wodą kanałów o określonym kształcie wykonanych z folii polietylenowej (PE) o grubości 0,1 mm i znanym współczynniku przewodzenia ciepła. Powierzchnia wymiany ciepła w przypadku odbierania ciepła od chłodzonego mózgu do wody w tej poduszce jest powierzchnią chłodzonej części głowy dziecka (przybliżoną kształtem półkuli) o znanych wymiarach.

W założeniach projektowych dla tej koncepcji przyjęto, że wymiana ciepła do wody w poduszce zachodzi pomiędzy przepływającą w mózgu krwią o przyjętej do obliczeń temperaturze „wlotu” i „wylotu” (Rys. 8), a wodą w urządzeniu poprzez przeponę wykonaną z folii PE o grubości 0,1 mm.

Kolejnym założeniem było przyjęcie, że istnieje różnica temperatur wody pomiędzy wlotem kanału, a jego wylotem oraz, że czynniki (ogrzewa-

jący – krew i ogrzewany – woda) płyną współprądowo.

• Współczynnik przenikania ciepła

Dla powyższych założeń wyliczono współczynnik wnikania ciepła dla wody w poduszce wodnej, następnie na podstawie zależności:

$$k = \frac{1}{\frac{1}{\alpha_w} + \frac{\delta_{PE}}{\lambda_{PE}}} \left[\frac{W}{m^2 \cdot K} \right]$$

gdzie:

α_w – współczynnik wnikania ciepła dla wody w $[W/m^2 \cdot K]$; δ_{PE} – grubość warstwy polietylenu w [m], $\delta_{PE} = 0,0001$ m; λ_{PE} – przewodność cieplna polietylenu (wartość minimalna dla 10°C) wg [20] = 0,35 $W/m \cdot K$;

obliczono współczynniki przenikania ciepła, których przykładowe średnie wartości dla dwóch różnic temperatur zebrane są w tabeli 3.

Tabela 3 Przykładowe średnie wartości współczynników przenikania ciepła dla kanałów poduszki wodnej

ΔT_w [K]	k_{sr} [$W/m^2 \cdot K$]
2	1103,03
4	866,53

• Średnia logarytmiczna różnica temperatur

Dla uzyskanych wartości współczynników przenikania ciepła obliczono na podstawie równania Peclet'a średnią logarytmiczną różnicę temperatur.

Średnią logarytmiczną różnicę temperatur dla poduszki wodnej wyliczono również na podstawie znanej zależności dla wymienników ciepła działających we współprądzie:

$$\Delta T_m = \frac{\Delta T_p - \Delta T_k}{h \frac{\Delta T_p}{\Delta T_k}} \quad [K]$$

gdzie:

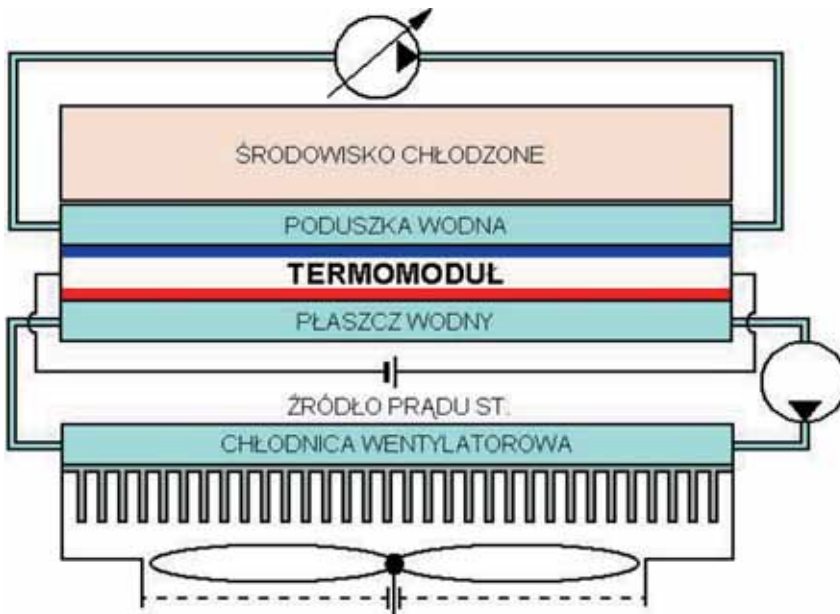
ΔT_p – różnica temperatury płynu ogrzewającego (krew) i ogrzewanego (woda w poduszce wodnej) na początku wymiennika w [K], ΔT_k – różnica temperatury płynu ogrzewającego (krew) i ogrzewanego (woda w poduszce wodnej) na końcu wymiennika w [K].

Następnie dokonano graficznego porównania otrzymanych dwoma metodami wyników średniej logarytmicznej różnicy temperatur, co przedstawione zostało na rysunku 9. Punkty przecięcia widocznych na tym rysunku krzywych pozwoliły określić minimalny wydatek pompy umożliwiający odbiór ciepła od głowy dziecka, zapewniający stabilizację średniej temperatury mózgowia w zakresie wartości określonych założeniami terapii.

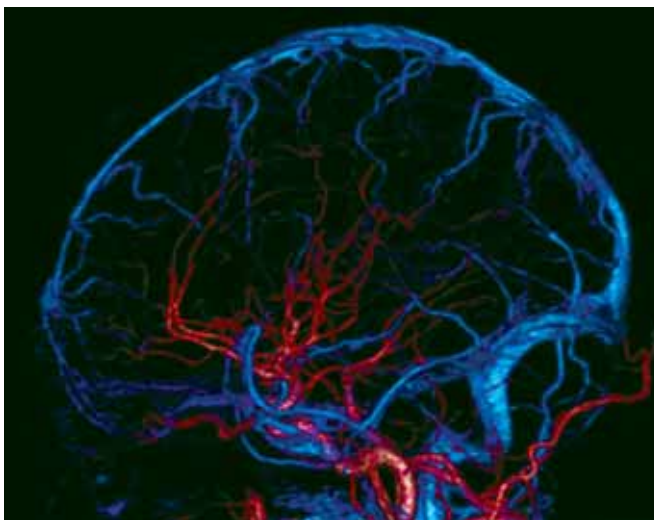
5.1.2. Warstwa modułów termoelektrycznych [3,5]

• Założenia i przyjęte uproszczenia w celu dokonania obliczeń

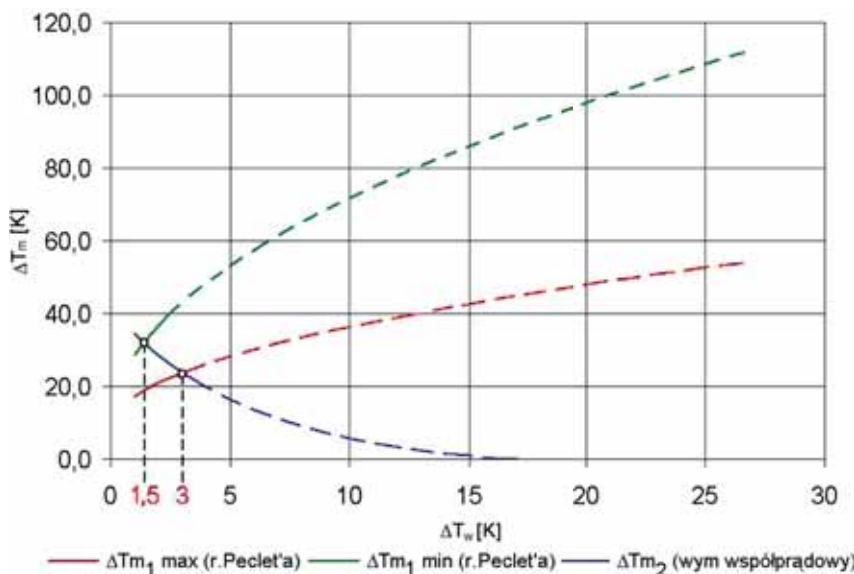
Poduszka wodna ułożona jest na warstwie termomodułów, których strony „zimne” odbierają ciepło od cyrkulu-



Rys. 7 Schemat projektowanego urządzenia



Rys. 8 Mózg ludzki, unaczynienie tętnicze – „wlot” (kolor czerwony) i żyłne „wylot” (kolor niebieski) wg [25]



Rys. 9 Graficzne porównanie otrzymanych wyników obliczeń średniej logarytmicznej różnicy temperatur dwiema metodami

jącej w niej wody. Moduły termoelektryczne standardowo wykonywane są w taki sposób, że ich powierzchnie „zimne” i „gorące” mają kształt prostokątny.

Mając jednak na uwadze możliwość produkcji określonego kształtu termomodulu na zamówienie, uproszczono obliczenia niezbędne do dokonania doboru termomodulów firmy TE Technology Inc. w następujący sposób – ilość modułów możliwych do rozmieszczenia na powierzchni półkuli obliczono poprzez podzielenie jej powierzchni przez powierzchnię jednego modułu (odrzucono 7 termomodulów w celu uwzględnienia przerw pomiędzy nimi). Dla ilości, którą otrzymano tym sposobem, wykonano następnie obliczenia potrzebne do doboru właściwego, produkowanego seryjnie modułu termoelektrycznego.

• **Dobór termomodulu** [2,4,18,23]

Dla otrzymanej w wyniku obliczeń ilości modułów $n = 70$ z zależności Peclet’a wyliczono temperaturę stron „zimnych” termoelementów:

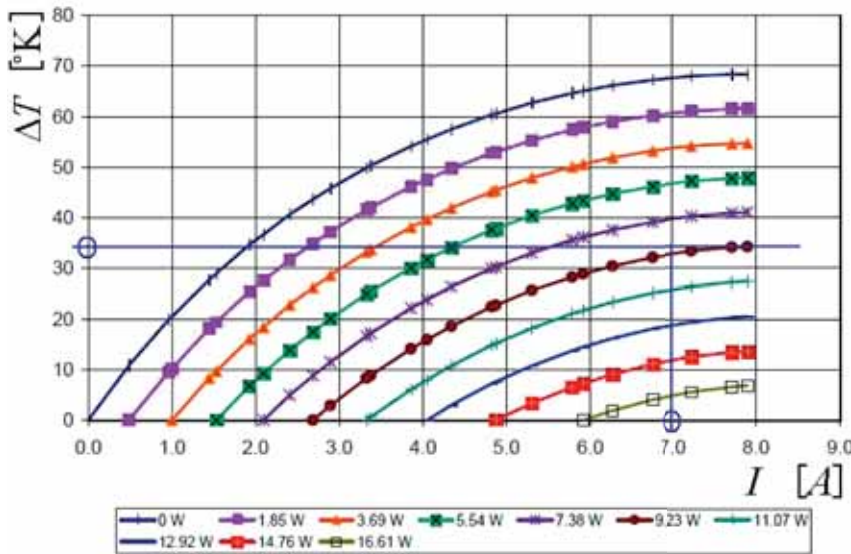
$$T_z = T_w - \frac{\dot{Q}_o}{k \cdot A_{m.obl}} \quad [K]$$

gdzie:

T_w – temperatura wody w poduszce wodnej = 283°K, Q – maksymalny strumień ciepła przejęty do wody w poduszce wodnej, który musi zostać odebrany przez termomoduly = 600 W (strumień ten ze względów bezpieczeństwa został powiększony ponad 1,5x względem skorygowanego strumienia ciepła odprowadzanego od głowy niedotlenionego noworodka), k – uśredniony współczynnik przenikania ciepła obliczony dla poduszki wodnej

$$k = 1098,34 \frac{W}{m^2 \cdot K}$$

$A_{tm.obl}$ – obliczeniowa powierzchnia dobieranych termomodulów = 0,028 m² dla przyjętej do obliczeń ilości termomodulów $n = 70$.



Rys. 10 Charakterystyka prądowa termomodulu - zależność wytwarzanej przez moduł różnicy temperatur od natężenia prądu [18,23]

$$T_z = 263,49 \text{ °K}$$

$$t_z = -9,5 \text{ °C}$$

Uwzględniając dane producenta modułów termoelektrycznych [18,23] oraz powyższe wyliczenia, obliczono różnicę temperatur wytwarzaną przez termomodul.

$$\Delta T = t_g - t_z = 25 - (-9,5) = 34,5 \text{ K}$$

gdzie:

t_g – temperatura strony „gorącej” modułu – dla chłodzenia wodnego modułów TE Technology $t_g = 25 \text{ °C}$ [18,23].

Następnie przy znanej ilości termomodułów $n = 70$ i wartości strumienia ciepła $Q = 600 \text{ W}$, jaki muszą one odebrać, obliczono strumień ciepła odbierany przez jeden termomodul.

$$\dot{Q}_i = \frac{600}{70} = 8,57 \text{ W} \approx 8,6 \text{ W}$$

Dla powyższych wyników $\Delta T = 34,5 \text{ K}$, $Q = 8,6 \text{ W}$ i założonych wymiarów termomodulu, na podstawie charakterystyk prądowych dobrano odpowiedni termomodul.

Dobranym termomodulem, to standardowy moduł Peltiera firmy TE Technology Inc. o oznaczeniu: **TE-31-1.4-1.15** (rys. 10). Moduł ten został dobrany dla maksymalnych warunków pracy (maksymalny odbierany stru-

mień ciepła), normalne warunki pracy nie zakładają tak dużych obciążeń cieplnych.

Kolejnym etapem było obliczenie ciepła stron gorących termoelementów na podstawie podanych przez producenta parametrów dobrego termomodulu [18,23]. Całkowite ciepło stron gorących termomodulów wynosi:

$$\dot{Q}_g = \dot{Q}_i \cdot n = 31,35 \cdot 70 = 2194,5 \text{ W} \approx 2,2 \text{ kW}$$

Dla powyższej wartości wykonano obliczenia układu chłodzącego strony gorącej termomodulów.

5.1.3. Chłodzenie stron gorących termomodulów [2,4]

Obliczenia dla układu chłodzenia stron gorących wykonano w sposób analogiczny, jak dla poduszki wodnej, uwzględniając założenia projektowe, z których podstawowym jest przyjęcie temperatury wody na wlocie równej $T_w = 15 \text{ °C}$. W toku obliczeń uzyskano wartości współczynników przenikania ciepła, następnie z zależności Pecleta obliczono średnią logarytmiczną różnicę temperatur. Graficzne porównanie otrzymanych wyników z wynikami obliczeń średniej logarytmicznej różnicy temperatur dla tego przypadku chłodzenia doprowadziło do uzyskania przybliżonej wartości $\Delta T = 4,5 \text{ K}$, dla której następnie obliczono wy-

datek pompy, który wynosi:

$$\dot{V} = 424,8 \frac{\text{dm}^3}{\text{h}}$$

5.2. Komplektacja elementów wykonawczych i regulacyjno – zabezpieczających

• Dobór elementów systemu

Na podstawie wyników obliczeń poza opisanymi w punkcie 8 termomodulami firmy Te Technology Inc., dobrano następujące elementy systemu:

- **pompę poduszki wodnej** [21] - perystaltyczną pompę laboratoryjną o mocy 500 W i zmiennej wydajności **Flowmaster FMT 300** firmy **Ismatec**;
- **źródło prądu stałego do zasilania termomodulów** [18,23] - ze względów bezpieczeństwa termomoduly podzielono na szeregowe sekcje, dla których dobrano oddzielne źródła prądu **SP-500-48** produkowane przez firmę **TE Technology Inc**;
- **kontrolery temperatury** [18,23] - w celu prowadzenia kontroli temperatury z dokładnością $\pm 0,1 \text{ K}$ dobrano pięć precyzyjnych kontrolerów temperatury **TC-48-20** firmy **TE Technology Inc.**, które zapewniają jej stabilizację;
- **pompę chłodzenia stron gorących termomodulów** [13,14,22] - dobrana została spożywcza pompa perystaltyczna **N4-F** firmy **Finder** o mocy 0,18 kW oferowana przez firmę **Comfilter**;
- **chłodnicę wody stron gorących** [15,16,24] - początkowe założenie zastosowania chłodnicy wentylatorowej w celu odebrania od wody ciepła strony „gorącej” termomodulów zostało zweryfikowane na korzyść zastosowania kompaktowego chillera ze skraplaczem powietrzny **TAE evo M05** o wydajności chłodni-

czej 2,5 kW firmy MTA, oferowanego przez firmę GEA Grasso.

- **Ocena ekonomiczna zaproponowanego rozwiązania** [13, 14, 15, 17, 18, 21, 22, 23, 24]

Elementami składowymi systemu są wykonywane według projektu: wymiennik strony „gorącej”, warstwa, w której osadzone są termomoduly oraz polietylenowa poduszka wodna. Powyższy zespół elementów stanowi trudną do oszacowania kosztowego część urządzenia, co spowodowane jest jego medycznym przeznaczeniem. Urządzenia medyczne przechodzą bowiem szereg testów i prób w celu sprawdzenia ich niezawodności i bezpieczeństwa działania, a wszystko to w ostatecznym rozrachunku znacznie podraża koszt całości.

Istnieje natomiast możliwość oszacowania koszu pozostałych elementów systemu, do których należą:

- chiller MTA TAE evo M05 oferowany na Polskim rynku przez firmę GEA Grasso w cenie około **2000 EUR**,
- pompa perystaltyczna firmy Ismatec, której koszt oceniono na około **2500 USD**,
- pompa perystaltyczna firmy Finder w cenie około **2000 PLN**,
- kontrolery temperatury TE Technology 5 sztuk, których cena wynosi około **290 USD** za sztukę,
- moduły termoelektryczne 70 sztuk w cenie **20 USD** za sztukę,
- źródła prądu dla termoelementów 5 sztuk w cenie około **240 USD** za sztukę.

Szacunkowy koszt całego systemu wraz z wykonaniem projektowanych części urządzenia wynosi w przybliżeniu **50 000 PLN**, co w porównaniu z kosztem systemu OCCS oferowanego przez firmę Natus Medical Inc. stanowi prawdopodobnie wartość bardzo zbliżoną.

PODSUMOWANIE

- Zaproponowane rozwiązanie powstało w wyniku analizy dwóch dostępnych na rynku, medycznych systemów służących do selektywnego chłodzenia mózgu, opartych na chłodzeniu termoelektrycznym, ze szczególnym uwzględnieniem jego przeznaczenia dla ratowania zdrowia niedotlenionych noworodków.
- Znajomość procesów neurochemicznych zachodzących w niedotlenionym mózgu dziecka, anatomii centralnego układu nerwowego, patofizjologii procesów niedotlenieniowo – niedokrwiennych oraz mechanizmu neuroprotektynowego oddziaływania obniżonych temperatur tkanki nerwowej pozwoliła na stworzenie pierwotnej koncepcji systemu selektywnego chłodzenia mózgu.
- Analiza dostępnych na rynku systemów selektywnego chłodzenia mózgu umożliwiła stworzenie nowej koncepcji w postaci systemu hybrydowego, łączącego w sobie zalety rozpatrywanych wcześniej rozwiązań.
- Projekt koncepcyjny systemu hybrydowego jest to projekt specyficznego urządzenia hybrydowego, w zasadzie pompy ciepła działającej z wykorzystaniem modułów termoelektrycznych w celu schłodzenia głowy dziecka. Nie spotykanym dotąd rozwiązaniem jest zastosowanie układu termoelektrycznego, w którym strumień ciepła odbierany przez termomodulę zostaje wyrównany przez wodę opływającą kanały poduszki wodnej.
- W punkcie 7 przedstawiono obliczony przy zastosowaniu równań fizjologicznych strumień ciepła wydostający się z chłodzonego mózgu dziecka. Interesujący jest fakt, że równanie biologicznego przepływu ciepła zaproponowane przez Harry'ego Pennesa w przypadku opisywanej koncepcji projektowej w jednoznaczny sposób

łączy poprzez zależności matematyczne dwie z pozoru diametralnie różne dziedziny wiedzy, technikę i medycynę.

- Unikalne możliwości regulacji parametrów pracy urządzenia stwarza fakt bezpośredniego oddziaływania na warunki wymiany ciepła pomiędzy nim, a środowiskiem chłodzonym, dzięki zastosowaniu w systemie precyzyjnej pompy laboratoryjnej o regulowanej wydajności.
- Analiza techniczno – ekonomiczna zaproponowanego rozwiązania, ze względu na jego przeznaczenie, jak i trudną dostępność podobnych systemów na rynku, opiera się w zasadzie na próbie oszacowania kosztów poszczególnych elementów systemu. Medyczne przeznaczenie urządzenia oraz ewentualne zmiany w koncepcji projektowej podczas tworzenia projektu wykonawczego, czynią tą analizę jedynie orientacyjnym przybliżeniem. Jednak mając na uwadze fakt, że w przypadku urządzeń medycznych pierwszym kryterium oceny brany pod uwagę w momencie zakupu, czy wyboru jest kryterium jakościowe. Kryterium cenowe jest w przypadku, kiedy mamy do czynienia ze sprzętem ratującym życie człowieka kryterium drugorzędym.

LITERATURA

- [1] Bokiniec R.: Doplerowskie badania w neonatologii. Wyd. Roztockańska 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. Wy-

- dawnictwa Naukowo - Techniczne Warszawa
- [5] Stencel B.: Chłodnictwo termoelektryczne, podstawy teoretyczne, konstrukcje, badanie. Wyd. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 1989
- [6] Żmuda E.: Projekt koncepcyjny systemu chłodzenia niedotlenionego mózgu noworodka dla jego utrzymania w warunkach tzw. umiarkowanej hipotermii. Praca dyplomowa inżynierska. Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Techniki Ciepłej, Gdańsk 2009 (promotor: dr inż. 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, Lagendijk 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
- [23] www.tetech.com
- [24] www.mta-it.com
- [25] http://www.hopkinsmedicine.org/Press_releases/2007/images/brainfusion.jpg

