

ZASTOSOWANIE TERMOWIZJI DO ŚRÓDOPERACYJNEJ OCENY METABOLIZMU I FUNKCJI MÓZGU – DONIESIENIA WSTĘPNE

THERMAL IMAGING FOR INTRAOPERATIVE EVALUATION OF METABOLISM AND BRAIN FUNCTION – PRELIMINARY STUDY

Katarzyna Kaczmarek^{1*}, Zbigniew Czernicki^{1,2}, Mariusz Kastek³,
Ewa Koźniewska¹, Marta Zębała², Jacek Bogucki¹, Tadeusz Piątkowski³,
Henryk Polakowski³, Łukasz Przykaza¹

¹ Zespół Kliniczno-Badawczy Neurochirurgii, Instytut Medycyny Doświadczalnej
i Klinicznej im. M. Mossakowskiego, Polska Akademia Nauk,
02-106 Warszawa, ul. Pawińskiego 5

² Klinika Neurochirurgii II Wydziału Lekarskiego, Warszawski Uniwersytet Medyczny,
02-091 Warszawa, ul. Żwirki i Wigury 61

³ Instytut Optoelektroniki, Wojskowa Akademia Techniczna,
00-908 Warszawa, ul. Kaliskiego 2

* e-mail: kkaczmarek@imdik.pan.pl

STRESZCZENIE

Analiza termiczna powierzchni kory mózgowej ma na celu wyznaczenie granic funkcjonalnie ważnego obszaru kory oraz określenie lokalizacji guzów mózgu zdiagnozowanych innymi metodami obrazowymi. Celem badań jest również znalezienie korelacji pomiędzy stanem klinicznym pacjenta a rejestrowanymi śródoperacyjnie zmianami temperatury powierzchni kory mózgowej. Doświadczenia wstępne przeprowadzone na szczurach miały na celu zbadanie korelacji zmian temperatury powierzchni mózgu ze zmianami mózgowego przepływu krwi. Mózgowy przepływ krwi mierzono za pomocą sondy laserowego przepływomierza dopplerowskiego zarówno w warunkach prawidłowych, jak i w czasie wymuszonych zmian ukrwienia mózgu.

Słowa kluczowe: mózgowy przepływ krwi, temperatura mózgu, kamera termograficzna

ABSTRACT

Thermal analysis of the cortex surface allows to determine the borders of its functionally important areas and to localize brain tumors that are diagnosed by other imaging methods. The goal of the research is also to check the correlation between the patient's clinical status and temperature changes of the brain surface. Preliminary study conducted on rats aimed to verify the hypothesis that changes in the brain surface temperature correlate with changes of microflow in the cerebral cortex. The microflow was measured with laser Doppler flowmeter both in physiological conditions and during forced changes in cerebral blood supply.

Keywords: cerebrocortical microflow, brain temperature, thermal imaging camera

1. Wprowadzenie

Obecnie termografia jest wykorzystywana jako metoda obrazowania w wielu dziedzinach medycyny m.in. w onkologii, dermatologii, alergologii, rehabilitacji, kardiologii i, co najbardziej istotne w kontekście prowadzonych badań klinicznych, w kardiologii [1]. Jednym z zastosowań kardiologicznych metody termowizyjnej jest ocena stanu ukrwienia ścian jam serca oraz stanu naczyń wieńcowych w trakcie operacji kardiologicznych. Rejestracja temperatury wzdłuż głównych tętnic wieńcowych pozwala określić dokładną lokalizację słabiej ukrwionych obszarów serca, które mają niższą temperaturę niż miejsca prawidłowo ukrwione [2].

Motywacją do podjęcia badań dotyczących rejestracji i analizy temperatury powierzchni mózgu w praktyce klinicznej jest z jednej strony olbrzymi postęp technik obrazowania termowizyjnego, z drugiej zaś wciąż nierozwiązany problem śródoperacyjnego obrazowania zmian patologicznych w mózgu i obrazowania obszarów ważnych funkcjonalnie [3]. Rozległa wiedza na temat homeostazy termicznej organizmu oraz zasad termodynamiki, na których bazuje termografia, czynią tę metodę bardzo dobrym i prostym narzędziem obrazowania, mogącym konkurować z innymi nowoczesnymi technikami obrazowania, takimi jak tomografia komputerowa, rezonans magnetyczny czy angiografia. Największą zaletą termografii jest jej nieinwazyjność. Metoda ta nie wymaga naruszania ciągłości tkanek, ani podawania pacjentowi substancji kontrastujących, radioaktywnych, czy też środków znieczulających, co jest szczególnie ważne w wypadku zastosowań termografii w zabiegowych specjalnościach medycznych, takich jak neurochirurgia. Należy także podkreślić, że działanie kamer termowizyjnych, w odróżnieniu od innych aparatów obrazujących, polega wyłącznie na detekcji promieniowania elektromagnetycznego, którego źródłem jest każdy obiekt o temperaturze wyższej od zera bezwzględnego (0 K) [4].

2. Materiał i metody

Badania kliniczne zostały przeprowadzone w Klinice Neurochirurgii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego, natomiast badania doświadczalne na szczurach w Pracowni Neurochirurgii Doświadczalnej Instytutu Medycyny Doświadczalnej i Klinicznej Polskiej Akademii Nauk. Pomiar temperatury zostały zarejestrowane przez zespół pracowników Zakładu Termowizji Instytutu Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej przy użyciu kamery termowizyjnej firmy FLIR (USA). Na przeprowadzenie badań otrzymano zgodę Komisji Biotycznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego w dniu 18.06.2013, nr Kb/178/2013. Parametry kamery przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Parametry kamery termowizyjnej stosowanej podczas badań laboratoryjnych i klinicznych

Kamera termowizyjna FLIR Silver SC5600	
Detektor	InSb
Rozdzielczość	640x512
Czułość	<25 mK
Kąt pola widzenia	10° na 8°
Zakres spektralny	3–5 μm
Częstotliwość ramki obrazu	1–100 Hz

2.1. Badania laboratoryjne

Pomiary zmian rozkładów temperatury powierzchni mózgu przeprowadzono u czterech szczurów rasy Wistar o masie ciała około 300 g. Zwierzęta pozostawały w znieczuleniu ogólnym podtrzymywanym z zastosowaniem izofluranu. Odsłonięto powierzchnię mózgu (nie naruszając opony twardej) poprzez nacięcie skóry i usunięcie kości sklepienia czaszki. Mikroprzepływ mózgowy mierzono za pomocą laserowego przepływomierza dopplerowskiego LDF (DRT4, Moor LTD). Mierzono również ciśnienie

tętnicze (ABP) w tętnicy udowej szczura. Z powyższych danych wyznaczano wskaźnik oporu naczyniowego – CVRI (cerebrovascular resistance index); $CVRI = ABP/LDF$. Przepływ mózgowy zmieniano, zwiększając stężenie CO_2 w powietrzu oddechowym do 5% przez 6 minut. Inną zmianę przepływu mózgowego wywoływano poprzez okresowe zamknięcie światła prawej tętnicy środkowej mózgu (MCA). Tętnicę zamykano na okres 15 minut, wprowadzając wewnątrznaczyniowo specjalnie przygotowaną nić chirurgiczną, następnie tętnicę udrażniano. Pomiar LDF przeprowadzano przed, w czasie zamknięcia MCA oraz po jej udrożnieniu. Szczegóły techniczne zastosowanej metodyki podano w pracy [5]. Procedury stosowane w tych doświadczeniach zostały zatwierdzone przez IV Lokalną Komisję Etyczną w Warszawie. Stanowisko pomiarowe przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Widok stanowiska pomiarowego

2.2. Badania kliniczne

Rejestrację zmian temperatury powierzchni kory mózgowej pięciu pacjentów przeprowadzono podczas operacji resekcji bądź biopsji guzów. U pacjentów nowotwory ośrodkowego układu nerwowego zdiagnozowano za pomocą rezonansu magnetycznego lub tomografii komputerowej. Badane guzy ze względu na pochodzenie i histologię podzielono [6] na:

- guzy wywodzące się z tkanki mózgu, o różnym stopniu złośliwości (glejaki od G2 do G4), o różnej aktywności metabolicznej i różnej temperaturze w zależności od stopnia złośliwości (3 pacjentów);
- guz związany z oponami mózgowymi (oponiak), dobrze unaczyniony (1 pacjent);
- guz przerzutowy – rak płuca z dużą torbielą przy guzie i wyraźną strefą obrzęku (1 pacjent).

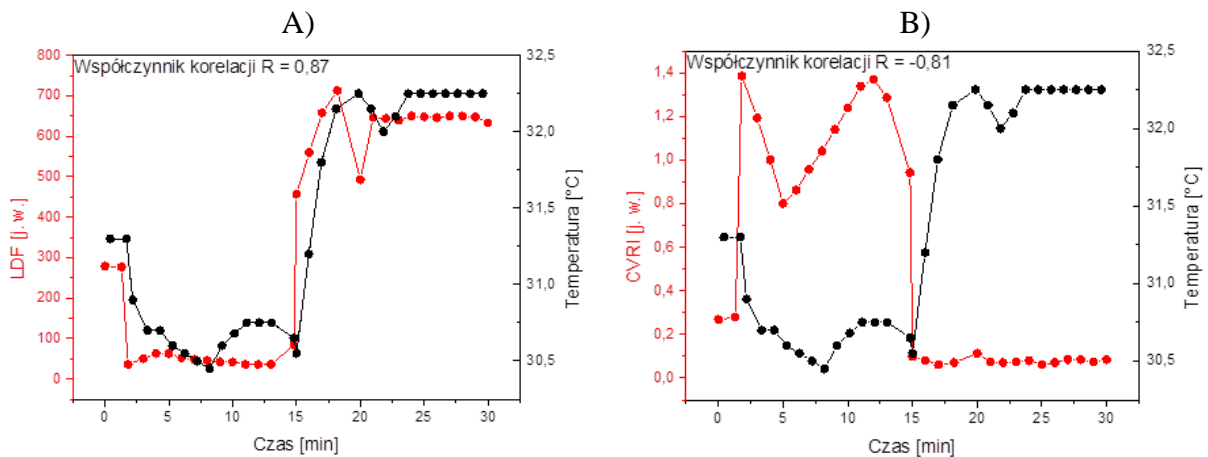
Przed wprowadzeniem pacjenta na salę, kamerę termowizyjną zabezpieczono sterylnie i ustawiono w odległości około 2 m od stołu operacyjnego. Dzięki temu nie miała ona bezpośredniego kontaktu ze środowiskiem w polu operacyjnym ani z zespołem operującym. Badania wykonano po uzyskaniu zgody Komisji Bioetycznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego.

3. Wyniki

3.1. Analiza zmian temperatury powierzchni kory mózgowej szczura podczas zamknięcia i udrożnienia tętnicy środkowej mózgu

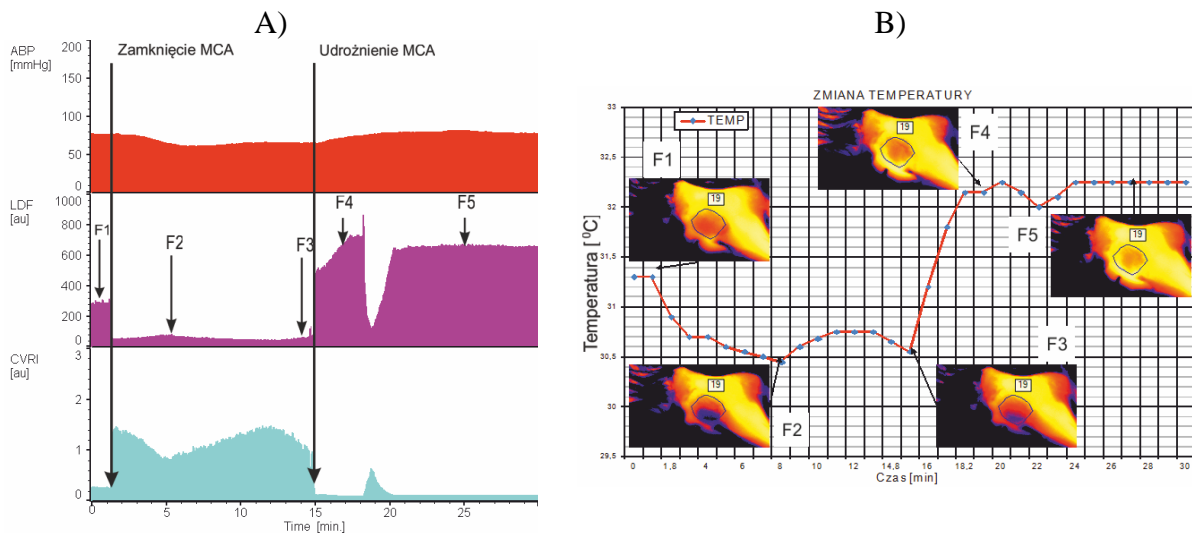
Stwierdzono istotną, dodatnią korelację ($R = 0,87$) pomiędzy zmianami temperatury i zmianami LDF (p. rys. 2A) oraz istotną, ujemną korelację ($R = - 0,81$) między zmianami temperatury i zmianami CVRI (p. rys. 2B).

Zamknięcie światła tętnicy środkowej mózgu (MCA) będącej głównym źródłem zaopatrzenia w krew bocznej i przyśrodkowej powierzchni półkul mózgu, powoduje ogniskowe niedokrwienie mózgu, potwierdzone lokalnym zmniejszeniem LDF o około 80% oraz wzrostem CVRI średnio o 460% (p. rys. 3A) [7].



Rys. 2. Wykres zależności temperatury powierzchni mózgu i mikroprzepływu krwi w korze mózgowej (A) oraz temperatury powierzchni mózgu i wskaźnika oporu naczyniowego (B) podczas zamknięcia a następnie udrożnienia MCA

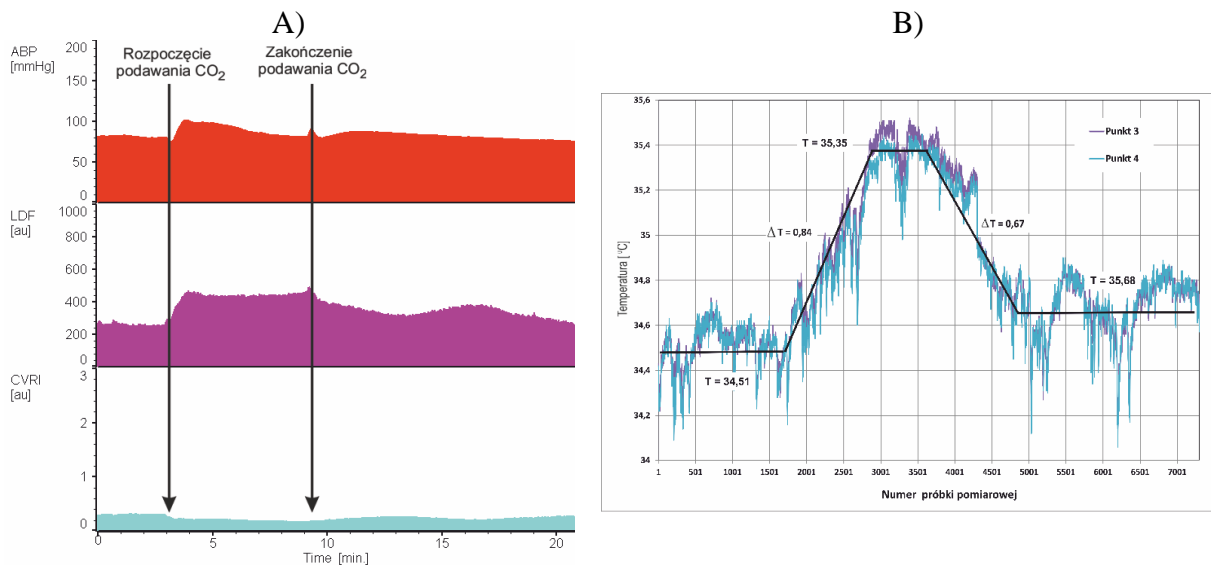
Podczas okluzji spada również temperatura (F2, F3), a maksymalna różnica temperatury w stosunku do temperatury początkowej osiąga wartość 0,85 °C (F2). Następnie, po udrożnieniu MCA (F4), można zaobserwować nagły wzrost temperatury powierzchni kory mózgowej o 1,6 °C, wynikający z gwałtownego napływu krwi do niedokrwionych uprzednio części mózgu oraz zmniejszenia indeksu oporu naczyniowego (p. rys. 3B).



Rys. 3. Zmiany ciśnienia tętniczego (ABP), mikroprzepływu mózgowego (LDF) i wskaźnika oporu naczyniowego (CVRI) (A) oraz zmiany temperatury w wybranych punktach pomiarowych wraz z odpowiednimi termogramami (B) rejestrowane podczas zamknięcia, a następnie udrożnienia MCA

3.2. Analiza zmian temperatury powierzchni kory mózgowej szczura podczas inhalacji CO₂

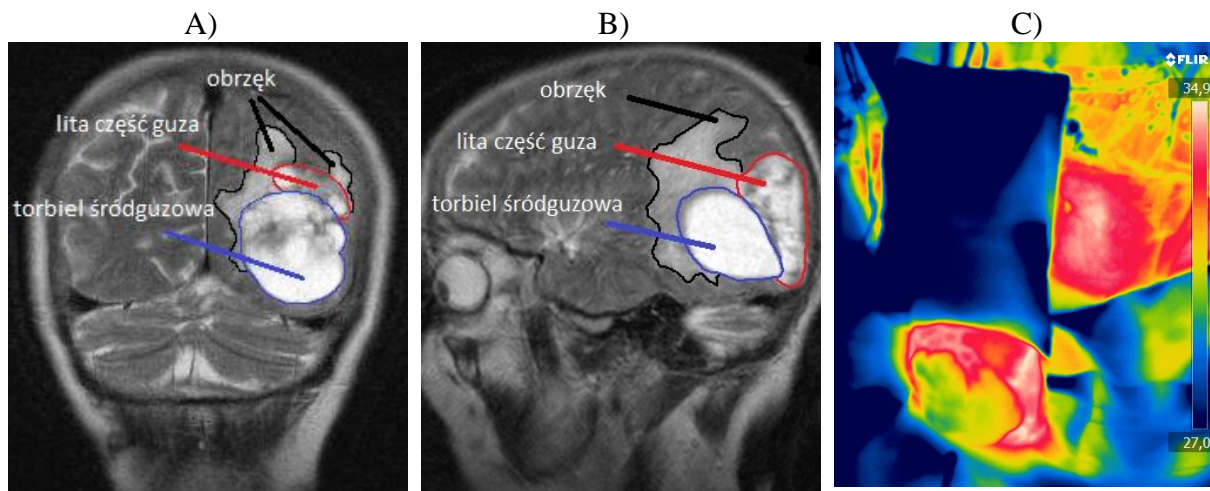
Zgodnie z oczekiwaniami [8], zwiększenie ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla we krwi tętniczej powoduje wzrost LDF o 80% oraz spadek CVRI o 33%, a maksymalny i stabilny poziom LDF zostaje osiągnięty po około sześciu minutach od rozpoczęcia inhalacji CO₂ (p. rys. 4A). Jednocześnie można zaobserwować wzrost temperatury powierzchni kory mózgowej o 0,9 °C (p. rys. 4B).



Rys. 4. Zmiany ciśnienia tętniczego (ABP), mikroprzepływu mózgowego (LDF) oraz wskaźnika oporu naczyniowego (CVRI) (A) oraz zmiany temperatury w wybranych punktach pomiarowych (B) rejestrowane podczas inhalacji CO₂

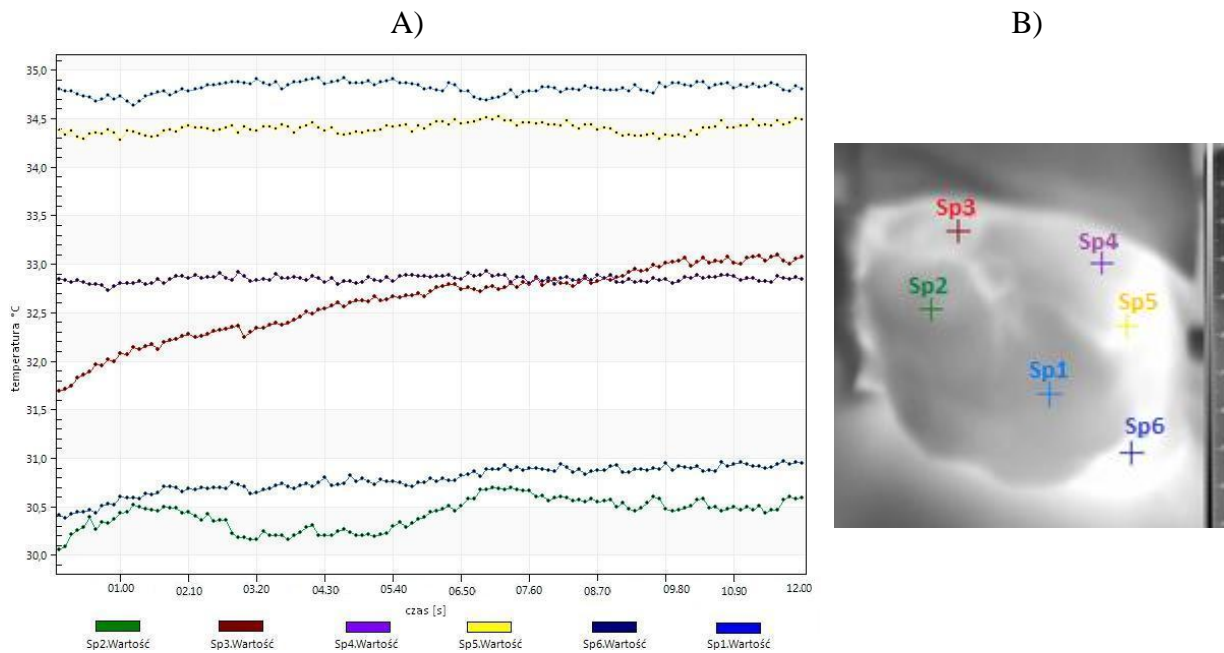
3.3. Analiza zmian temperatury powierzchni kory mózgowej w czasie operacji resekcji guza przerzutowego z dużą torbielą

W wypadku guza przerzutowego z dużym obrzękiem oraz przestrzenią wypełnioną płynem rejestrowano różne temperatury powierzchni kory mózgowej w zależności od aktywności metabolicznej.

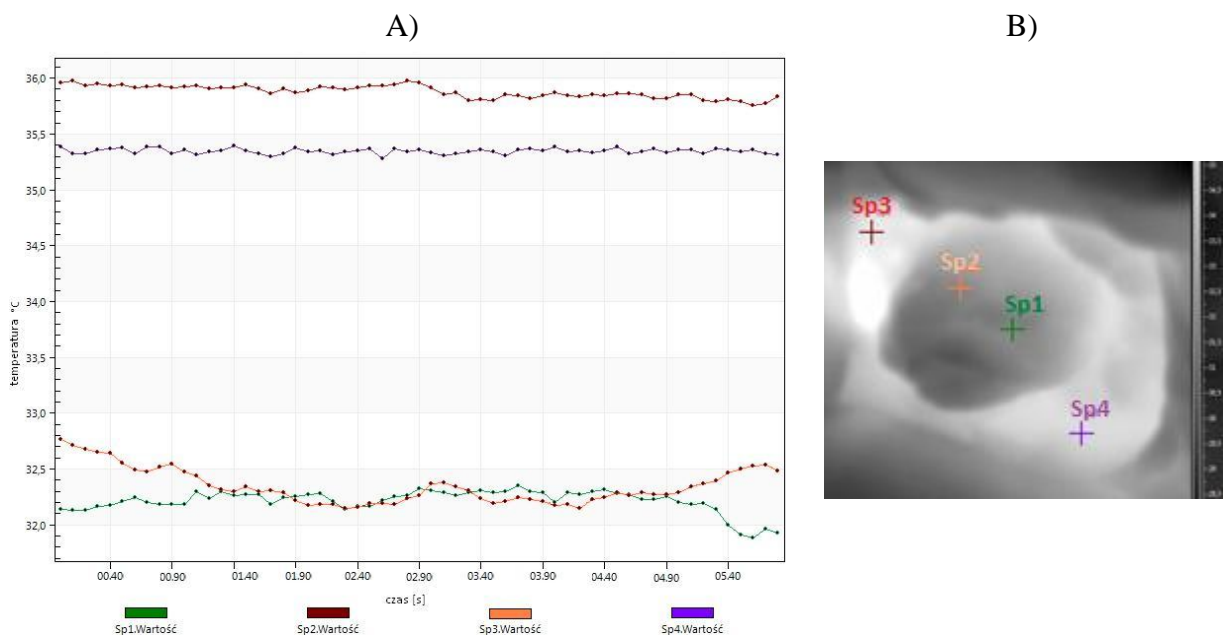


Rys. 5. Rezonans magnetyczny w płaszczyźnie czołowej (projekcja t2) (A), rezonans magnetyczny w płaszczyźnie strzałkowej (projekcja t2) (B) pacjentki z guzem przerzutowym z dużą przestrzenią torbielowatą, termogram pola operacyjnego zarejestrowany przed rozpoczęciem resekcji guza (C)

Pomiary wykazały, że temperatura na powierzchni torbieli (punkty Sp1 i Sp2 na rysunku 6) była średnio o 2 °C niższa niż temperatura otaczających obszarów (prawdopodobnie strefy obrzęku) oraz o 4 °C niższa od temperatury tkanki nowotworowej. Zaobserwowano również, że w trakcie dewaskularyzacji (odcięcia unaczynienia guza) wyraźnie obniża się jego temperatura, pomimo tego, że zabieg odbywa się metodą koagulacji bipolarnej, która powoduje wydzielanie ciepła w tkance (p. rys. 7).



Rys. 6. Zmiana temperatury w czasie w wybranych punktach pomiarowych przed rozpoczęciem resekcji guza (A), termogram z zaznaczonymi punktami pomiarowymi przed rozpoczęciem resekcji guza (B)



Rys. 7. Zmiana temperatury w czasie w wybranych punktach pomiarowych w trakcie resekcji guza (A), termogram z zaznaczonymi punktami pomiarowymi w trakcie resekcji guza (B)

4. Omówienie wyników i wnioski

Kamera termowizyjna umożliwia ocenę zmian mikroprzepływu krwi na powierzchni kory mózgowej szczura, co zostało potwierdzone obecnością istotnej korelacji pomiędzy zmianami temperatury a zmianami mózgowego przepływu krwi. Wyniki pomiarów przeprowadzonych śródoperacyjnie potwierdzają możliwość wykorzystania kamery termowizyjnej do nieinwazyjnej rejestracji temperatury powierzchni kory mózgowej. Zgodnie z oczekiwaniami temperatura powierzchni guzów różni się od temperatury powierzchni tkanek nieobjętych zmianą chorobową. Różnica ta zależy od ukrwienia nowotworu i aktywności metabolicznej.

Wnioski te skłaniają do podjęcia dalszych badań eksperymentalnych oraz wdrożenia metody i dokładniejszego zweryfikowania jej przydatności w praktyce klinicznej. W szczególności podjęte będą badania śródoperacyjnych zmian temperatury aktywnych obszarów kory mózgowej w operacjach z wybudzaniem pacjentów. Śródoperacyjna termografia powierzchni kory mózgowej stosowana podczas procedur neurochirurgicznych może być najlepszym sposobem dokładnej oceny umiejscowienia ośrodków funkcjonalnych względem tkanki patologicznej, co może zminimalizować ryzyko powikłań w postaci deficytów neurologicznych.

LITERATURA

- [1] M. Prasał, K.M. Sawicka, A. Wysokiński: *Termowizja jako metoda diagnostyczna stosowana w kardiologii*, Kardiologia Polska, vol. 68, 2010, s. 1052–1056.
- [2] M. Kaczmarek, A. Nowakowski, J. Siebert, J. Rogowski: *Infrared Thermography – applications in heart surgery*, Proceedings of SPIE – Optoelectronic and Electronic Sensors III, vol. 3730, 1999, s. 184–188.
- [3] B. Kateb, V. Yamamoto, C. Yu, W. Grundfest, J.P. Gruen: *Infrared imaging: A review of the literature and a case report*, NeuroImage, vol. 47, 2009, s. T154–T162.
- [4] R. Tadeusiewicz, (red.): *Inżynieria Biomedyczna*, Uczelniane wydawnictwa naukowo-dydaktyczne AGH, Kraków 2008.
- [5] M. Kastek, T. Piątkowski, H. Polakowski, Z. Czernicki, E. Koźniewska, K. Kaczmarska, Ł. Przykaza: *Analiza zmian temperatury powierzchni mózgu podczas wymuszonych zmian przepływu krwi w korze mózgowej szczura*, Pomiar Automatyka Kontrola, vol. 9, 2013, s. 867–870.
- [6] M.S. Greenberg, (red.): *Handbook of neurosurgery*, Thieme Medical Publishers Inc, Tampa 2010.
- [7] E.Z. Longa, P.R. Weinstein, S. Carlson, R. Cummin: *Reversible middle cerebral artery occlusion without craniectomy in rats*, Stroke, vol. 20, 1989, s. 84–91.

otrzymano / submitted: 07.11.2013

wersja poprawiona / revised version: 25.02.2014

zaakceptowano / accepted: 30.03.2014