

Marcin BAJOREK, Antoni NOWAKOWSKI
POLITECHNIKA GDAŃSKA, KATEDRA INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

Analiza możliwości tomografii termicznej w diagnostyce oparzeń

Mgr inż. Marcin BAJOREK

Marcin Bajorek urodził się w 1982r. W 2006r. ukończył studia na Wydziale Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej. Od 2006r jest doktorantem w Katedrze Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej. Zajmuje się m. in. badaniami z zakresu termografii dynamicznej oraz tomografii termicznej oraz zastosowaniem tych metod w medycynie.



e-mail: marcin.bajorek@wp.pl

Prof. dr hab. inż. Antoni NOWAKOWSKI

Kierownik Katedry Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej. Specjalizuje się w elektronicznych pomiarach wielkości nieelektrycznych, zwłaszcza w termografii podczerwieni, w czujnikach, ale też w obrazowaniu i telematyce medycznej. Członek Komitetu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, Komisji Nauk Technicznych PAU, CODATA Executive Board, wiceprzewodniczący PKN CODATA, Polskiego Towarzystwa. Techniki Sensorowej, członek Zarządu PTIB i innych.



e-mail: antowak@biomed.eti.pg.gda.pl

Streszczenie

Praca dotyczy możliwości zastosowania metody tomografii termicznej do oceny głębokości rany oparzeniowej. Zdefiniowano podstawowe założenia dla przyjętego modelu termicznego przepływu ciepła w strukturach biologicznych. Omówiono możliwe do postawienia typy rozwiązania zagadnienia odwrotnego. W celu weryfikacji jakości metody pokazano wyniki rekonstrukcji parametrów termicznych dla ran oparzeniowych pochodzących z badań na zwierzętach oraz z badań klinicznych. Przedstawiono właściwości zaproponowanych rozwiązań oraz opisano problemy związane z zastosowaniem tomografii termicznej. Omówiono ograniczenia metody.

Słowa kluczowe: termografia, tomografia termiczna, zagadnienie odwrotne, identyfikacja.

Possibility of using thermal tomography for diagnostics of burn wounds

Abstract

The possibility of using the thermal tomography method for estimation of the position and depth of burn wounds is discussed. The full procedure of thermal tomography means reconstruction of distribution of thermal parameters which represent the structure properties of a tested object. It requires solution of the following problems: working out a true thermal model of the tested object and setting the proper heat transfer conditions; elaboration of measurement procedures enabling registration of transient temperature distributions forced by the employed excitation; performing the forward problem procedure simulations based on the chosen thermal model; elaboration of the foundation concerning conditions of structure identification in the inverse problem based on comparison of the simulation and experiment results. In the investigations performed by the authors, the most important is the analysis of transient processes of heat exchange taking place in a tested biological tissue. The main assumptions for the accepted heat exchange model in biological structures are defined. The types of possible solutions of the inverse problem in burn diagnostics are given. The results of thermal parameter reconstruction of burn wounds are presented for *in vivo* animal experiments as well as for clinical cases. The problems and limitations concerning implementation of the thermal tomography method in medical applications are discussed.

Keywords: thermography, thermal tomography, inverse problem, structure identification.

1. Wstęp

W ostatnich latach można zaobserwować intensywny rozwój metod badawczych związanych z aktywną termografią dynamiczną (ADT). Powodem wzrostu zainteresowania metodą jest coraz lepsza jakość kamer termograficznych oraz ich malejąca cena. Główny nurt prac skierowany jest na badania nieniszczące [1]. Stosowane są one zarówno w wielu gałęziach przemysłu, jak i podejmowane są próby zastosowania badań termicznych do diagnostyki medycznej [2]. Równolegle pojawiają się nowe koncepcje i algorytmy pomiarowe, do których można zaliczyć tomografię termiczną (TT). Pod pojęciem tym rozumiemy wizualizację

struktury wewnętrznej badanego obiektu na podstawie pomiarów dynamicznych procesów termicznych, poprzez pełną wizualizację 3-D rozkładu parametrów termicznych badanego obiektu. Parametrami tymi są pojemność i przewodność termiczna. Przewagą tomografii nad zwykłymi metodami projekcji obrazu jest możliwość określenia lokalizacji występujących zmian struktury (defektu) w przekroju lub w pełnej geometrii obiektu.

Pierwszy raz nazwa Tomografia Termiczna została użyta w badaniach zaproponowanych przez Vaviliova [3, 4]. Opisane tam procedury identyfikacji struktury nie są jednak prawdziwą tomografią termiczną, gdyż nie wykorzystują bezpośrednio zagadnienia prostego i odwrotnego przepływu ciepła do analizy rozpatrywanych przypadków. Idea zastosowania pełnego algorytmu tomografii termicznej w aplikacjach medycznych prawdopodobnie po raz pierwszy została zaproponowana i upowszechniona w [5]. Bardzo dużą zaletą techniki tomografii termicznej jest możliwość przeprowadzenia pomiarów w sposób całkowicie nieinwazyjny (brak bezpośredniego kontaktu aparatury z tkankami pacjenta), co jest szczególnie istotne w diagnostyce medycznej. Uzyskiwane w tomografii termicznej wyniki mają charakter ilościowy i pozwalają na obiektywną ocenę postępów leczenia. Dlatego diagnostyka medyczna jest obszarem, w którym idea termicznych pomiarów tomograficznych może odegrać bardzo ważną rolę.

Ciągle obecnym problemem w diagnostyce oparzeń jest jak najszybsze zdiagnozowanie rany oparzeniowej i zakwalifikowanie jej do odpowiedniego sposobu leczenia: zachowawczego czy też chirurgicznego. Decyzję tę należy podjąć jak najszybciej - najlepiej w pierwszej lub drugiej dobie od momentu wywołania urazu. Wciąż jednak nie ma skutecznej, ilościowej metody wspomagającej lekarza w podjęciu diagnozy opartej na przesłankach danych metrologicznych. Wśród paru proponowanych obecnie metod wspomagających taką diagnozę coraz większą rolę odgrywa metoda aktywnej tomografii dynamicznej. Przeprowadzone w Katedrze Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej badania [6, 7] wskazują na jednoznaczność korelację pomiędzy wartością stałych czasowych w obrazach parametrycznych, a głębokością oparzenia. Rekonstrukcja parametrów termicznych badanej struktury w tomografii termicznej może dostarczyć nowych danych wspomagających możliwości takiej diagnostyki, gdyż w wyniku identyfikacji właściwości i rozkładu parametrów termicznych struktury, możemy uzyskać pełną informację o typie oraz głębokości oparzenia.

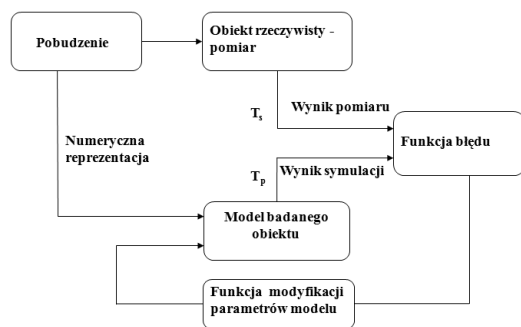
2. Algorytm tomografii termicznej

Pełna procedura tomografii termicznej oznacza rekonstrukcję rozkładu parametrów termicznych, które odzwierciedlają właściwości struktury badanego obiektu. Zastosowanie metody tomografii termicznej do identyfikacji parametrów rany oparzeniowej wymaga rozwiązania następujących problemów:

- opracowanie realistycznego modelu termicznego badanego obiektu oraz warunków wymiany ciepła;

- opracowanie procedur pomiarowych, umożliwiających rejestrację rozkładów temperatury w odpowiedzi na zastosowaną sekwencję pobudeń;
- przeprowadzenie symulacji komputerowej rozwiązania zagadnienia prostego na podstawie założonego modelu termicznego;
- opracowanie założeń dotyczących warunków identyfikacji struktury w zagadnieniu odwrotnym na podstawie porównania wyników pomiarów i symulacji komputerowych.

Typowy proces obrazowania w TT przedstawiono na rys. 1. Wyniki pomiaru T_p obiektu rzeczywistego porównywane są z wynikami symulacji T_s modelu. Dane te analizowane są przez funkcję modyfikacji parametrów modelu, która generuje poprawkę do modelu. Procedura ta powtarzana jest aż do momentu uzyskania akceptowalnej zgodności pomiaru i symulacji. Po osiągnięciu wybranego warunku końca procedury, proces jest kończony, a wynikiem jest struktura modelu o określonym rozkładzie parametrów termicznych. Dane te pozwalają na lokalizację i określenie grubości warstwy obszaru o wybranych parametrach.



Rys. 1. Procedura tomografii termicznej – typowy schemat blokowy
Fig. 1. The thermal tomography procedure – a typical block diagram

3. Rola modeli termicznych w tomografii termicznej

Problemy analizy procesu rozprzysku ciepła w różnych strukturach i materiałach opisano w wielu podręcznikach, przy czym za fundamentalne dzieło uchodzi monografia [8]. Ze względu na rozważony przez nas temat badań termograficznych w oparzeniach, szczególnie istotne są zagadnienia przepływu ciepła w tkankach biologicznych [9] oraz analiza zjawisk dynamicznych występujących przy ogrzewaniu i stygnięciu tkanek biologicznych w reakcji na zastosowane zewnętrzne pobudzenie termiczne [6]. Przepływ ciepła w strukturach biologicznych jest w ogólności zagadnieniem niezwykle złożonym. W zależności od obszaru zainteresowania możemy mieć do czynienia z nieliniowością opisujących go równań, niejednorodnym rozkładem i anizotropią parametrów cieplnych, występowaniem wewnętrznych źródeł ciepła sterowanych złożonym systemem termoregulacji i innych reakcji fizjologicznych organizmu. Kompleksowy opis tego typu zjawisk został zaproponowany przez Henriquesa [9], a następnie rozwinięty przez Buttnera [10]. Przyjmuje się najczęściej ograniczenia określając tkankę skórną jako jednolitą strukturę o ustalonych parametrach termofizycznych. Ponieważ w badanych zagadnieniach poruszamy się w zakresie temperatur fizjologicznych, co najwyżej podniesionych lub obniżonych o kilka stopni Celsjusza, możemy przyjąć, iż parametry materiałowe są stałe w funkcji temperatury. Zagadnienie proste w strukturach biologicznych wymaga rozwiązania równania przewodzenia ciepła w strukturze 3D. Podstawowe równanie opisujące przewodzenie ciepła jest równaniem typu parabolicznego i ma ogólną postać:

$$\operatorname{div}(k \cdot \operatorname{grad} T) - c_w \rho \frac{\partial T}{\partial t} = -q(t), \quad (1)$$

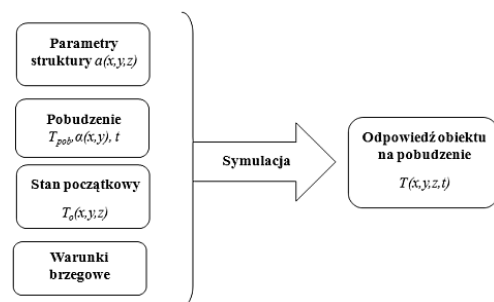
gdzie: T – temperatura [K], k – przewodność cieplna [$\text{W m}^{-1}\text{K}^{-1}$], c_w – ciepło właściwe [$\text{J kg}^{-1}\text{K}^{-1}$], ρ – gęstość [kg m^{-3}], t – czas[s],

$q(t)$ – przestrzenna gęstość generowanej lub rozpraszanej mocy [W m^{-3}]. Powyższe równanie zakłada uproszczony model przepływu ciepła, nie uwzględniając procesów wymiany ciepła przez konwekcję, oraz co ważniejsze przez przepływ krwi. Rozbudowane równanie bilansu ciepła dla tkanek biologicznych zostało zaproponowane przez Penessa [11]:

$$c_w \rho \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = k \nabla^2 T(x, y, z, t) + Q_b + Q_m + Q_z \quad (2)$$

gdzie: c_w – ciepła właściwe tkanki, ρ – gęstość tkanki; $T(x, y, z, t)$ – temperatura w momencie czasu t , Q_b [W/m^3] – gęstość mocy cieplnej dostarczonej lub odprowadzonej przez łożo naczyniowe tkanki, Q_m – gęstość mocy cieplnej dostarczonej przez metabolizm, Q_z – gęstość mocy cieplnej dostarczonej przez źródło zewnętrzne.

Dla przeprowadzenia analizy właściwości i implementacji tomografii termicznej wymagane jest rozwiązanie zagadnienia prostego, czyli realistycznej symulacji rozprzysku ciepła. Odpowiednie zdefiniowanie zagadnienia prostego pozwala obliczyć odpowiedź termiczną badanego obiektu $T(x, t)$ na pobudzenie o znanej temperaturze T_{pob} , współczynnika wnikania α oraz czasie trwania t_{pob} . Do rozwiązania zagadnienia konieczna jest znajomość parametrów geometrycznych oraz dyfuzyjności cieplnej $a(x, y, z)$ badanego obiektu oraz rozkład temperatury w strukturze w chwili rozpoczęcia eksperymentu $T_0(x)$. Tak zdefiniowany problem można przedstawić w postaci diagramu jak na rys. 2.



Rys. 2. Zagadnienie proste – typowy diagram postępowania
Fig. 2. The forward problem

Do pełnego zdefiniowania modelu konieczne jest także określenie budowy geometrycznej oraz parametrów termicznych np. skóry zdrowej oraz oparzonej. Założenia, co do budowy wykorzystanych w pracy modeli oraz ich szczegółowe parametry termiczne opisane są we wcześniejszych publikacjach [12, 13, 14]. Modelując, możemy wyróżnić co najmniej cztery warstwy: naskórek, skórę właściwą, tkanki podskórne oraz mięśnie, jako elementy mające główny wpływ na przepływ ciepła. Konieczne jest w takim wypadku zdefiniowanie wielowarstwowego modelu termicznego. W analizowanym modelu przyjęto uproszczenie w postaci skokowego przejścia między poszczególnymi warstwami (zmiana parametrów termicznych), które z reguły nie występuje w strukturach biologicznych. Na potrzeby symulacji wykorzystano parametry termiczne trzech modeli: skóry zdrowej, skóry powierzchniowo oparzonej (parametry termiczne oparzenia typu IIA) oraz oparzenia głębokiego (parametry termiczne oparzenia typu IIB). Dla każdego modelu zdefiniowano grubości składających się na niego warstw oraz ich parametry materiałowe. Model ten uwzględnia także wpływ metabolizmu na bilans energetyczny rozpatrywanej objętości skóry poprzez dodanie wewnętrznych źródeł ciepła. Przyjęto, że wewnętrzna wartość temperatury ciała na spodniej warstwie tkanki podskórnej, w zależności od stanu skóry wynosi odpowiednio 38°C dla skóry zdrowej i 39°C dla skóry oparzonej. Do rozwiązania zdefiniowanego modelu wymiany ciepła wykorzystano metody numeryczne, które umożliwiają uwzględnienie zdefiniowanych powyżej założeń. Do rozwiązania zaimplementowano metodę różnic skończonych, a wszystkie obliczenia wykonano w przygotowanym w tym celu oprogramowaniu [15].

4. Definicja zagadnienia odwrotnego oraz wyniki rekonstrukcji

Spośród wielu możliwych do postawienia problemów odwrotnych, najbardziej ogólnym, ale równocześnie najbardziej pożądanym byłoby uzyskanie pełnej informacji o strukturze oparzenia (określenie przewodności cieplnej oraz objętościowego ciepła właściwego w całej strukturze). Rozwiązanie problemu jest możliwe na podstawie znajomości warunków pobudzenia, stanu początkowego badanego obiektu oraz zarejestrowanej odpowiedzi cieplnej na powierzchni obiektu w wyniku zastosowanego pobudzenia o znanych parametrach. Jest to problem bardzo złożony, szczególnie w strukturach biologicznych. Uwarunkowanie modelu umożliwiające znalezienie jednoznacznego rozwiązania wymaga, bowiem bardzo dużego skomplikowania jego budowy, co powoduje bardzo duży wzrost czasu obliczeń. W związku z tym w celu urealnienia i praktycznego wykorzystania zaproponowanych procedur zostały przyjęte założenia upraszczające. Zdefiniujmy problem rekonstrukcyjny w następujący sposób:

- znane są liczba warstw oraz ich parametry termiczne;
- znane są warunki graniczne w stanie ustalonym, w chwili rozpoczęcia eksperymentu;
- znane są parametry pobudzenia;
- nieznaną jest grubość poszczególnych warstw.

Celem rekonstrukcji jest określenie przestrzennego rozkładu parametrów termicznych opierając się na wcześniej przyjętych modelach oraz założeniach. Zadaniem jest stwierdzenie, czy na danej głębokości występuje oparzenie i jakiego jest typu.

Algorytm rekonstrukcyjny porównuje wyniki pomiaru z wynikami symulacji niezależnie dla każdego piksela. Funkcja błędu F liczy błąd niedopasowania wyników symulacji do zarejestrowanego procesu powrotu temperatury warstwy powierzchniowej badanego obszaru, po wyłączeniu zewnętrznego pobudzenia, według następującego wzoru:

$$F = \sum_{k=t}^T (T_{mea}^k - T_{sym}^k)^2, \quad (3)$$

gdzie: T_{mea}^k - zmierzona temperatura w punkcie na powierzchni dla zarejestrowanej klatki k ; T_{sym}^k - obliczona temperatura w punkcie na powierzchni dla symulowanej klatki k ; t - numer klatki, dla której wyłączono pobudzenie, T - numer ostatniej zarejestrowanej klatki podczas pomiaru.

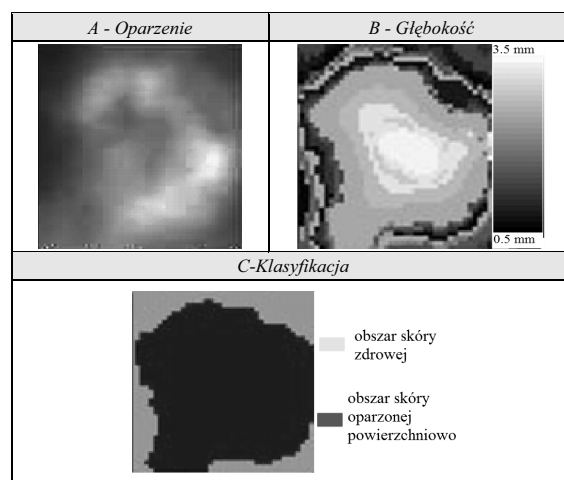
Zastosowany algorytm rekonstrukcji można podzielić na dwa etapy. W pierwszym (6-krotne wykonanie symulacji zagadnienia prostego dla całej struktury), ustalony jest typ oparzenia. W drugim etapie następuje rekonstrukcja grubości poszczególnych warstw. Po każdej wykonanej symulacji funkcja modyfikacji parametrów modelu ustala nową grubość warstw niezależnie dla każdego piksela. Grubość warstw, dla których w wyniku symulacji funkcja błędu F osiąga akceptowalny poziom, przyjmowana jest jako rozwiązanie. Przykładowy czas przeprowadzenia procedury pełnej rekonstrukcji dla powierzchni o rozmiarach 100x100 pikseli wynosi 90 minut, co wciąż jest nie akceptowalne w badaniach klinicznych. W opisanym przypadku symulowany czas zachodzących procesów wymiany ciepła wynosił 120s, obliczenia przeprowadzono na standardowym komputerze klasy PC.

Przeprowadzone próby rekonstrukcji ujawniły problemy wymuszające modyfikację przyjętych założeń. Najważniejszym było wymuszenie pobudzenia cieplnego o kontrolowanych parametrach, a więc o wymaganym kształcie, temperaturze oraz współczynnikiem wnikania α . Przeprowadzone eksperymenty badające właściwości zastosowanego źródła pobudzenia [16] - strumień dwutlenku węgla - pokazują nierównomierny rozkład temperatury na powierzchni badanego, jednorodnego obiektu. Różnica między maksymalną i minimalną temperaturą zarejestrowaną w analizowanym obszarze sięga 9 °C, przy czasie chłodzenia równym 30 sekund. Wyniki te pokazują, że w analizowanych przypadkach niemożliwe jest przyjęcie założenia o stałości parametrów ter-

micznych pobudzenia na całej powierzchni. W związku z tym konieczne było opracowanie algorytmu wyznaczającego współczynnik wnikania α , niezależnie dla każdego piksela, co umożliwiło zasymulowanie warunków nierównomiernego chłodzenia. W celu wyznaczenia α wykorzystano analityczną metodę pomiaru współczynnika wnikania ciepła metodą nieustaloną [17].

Istotnym problemem mającym wpływ na dokładność rekonstrukcji są ruchy badanego obszaru (oddechow, drgania i inne artefakty). Bardzo uproszczonym rozwiązaniem tego problemu jest uśrednienie wartości temperatury badanego piksela. Aktualnie trwają prace nad algorytmem dopasowania do siebie poszczególnych klatek termogramu [18], a ich wyniki wskazują na możliwość istotnej poprawy a nawet eliminacji tego problemu.

Pierwszym etapem weryfikacji metody było zastosowanie algorytmów tomografii termicznej do danych pochodzących z eksperymentów *in-vivo* na świni domowej, przeprowadzonych według metody opisanej w [7]. Pomiary przeprowadzono zgodnie z procedurami badań wykorzystywanych w aktywnej termografii dynamicznej. Każdy eksperyment składał się z dwóch faz. W pierwszej fazie następowało schłodzenie badanego obszaru do temperatury otoczenia, w wyniku zastosowania nadmuchu zimnym strumieniem dwutlenku węgla. W drugiej fazie wykonano rejestrację powrotu temperatury do stanu pierwotnego, po wyłączeniu chłodzenia. Do rejestracji zastosowano kamerę A320G firmy FLIR, a częstotliwość rejestracji wynosiła 5 klatek na sekundę. Wyniki rekonstrukcji przedstawione zostały na rys. 3. Obraz A to termogram statyczny, obraz B przedstawia zrekonstruowaną głębokość badanego pola, natomiast obraz C to klasyfikacja badanego obszaru według stanu tkanki. Otrzymane wyniki pozwalają na rozróżnienie obszarów skóry zdrowej od oparzonej oraz na ocenę głębokości oparzenia. Wynik rekonstrukcji, pokrywa się także z oceną kliniczną oparzenia, przeprowadzoną przez lekarza.

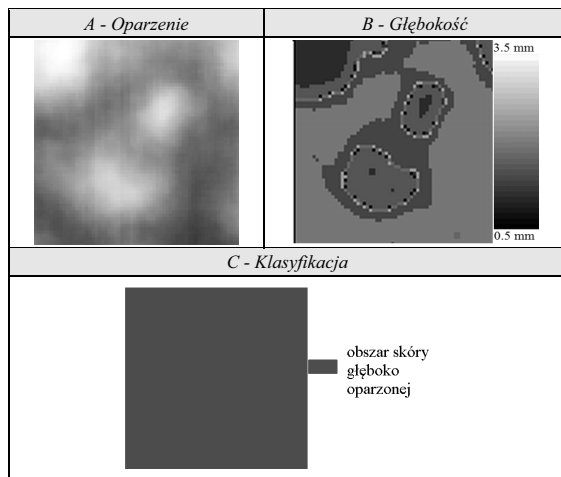


Rys. 3. Statyczny termogram oparzenia (A), zrekonstruowana wartość głębokości oparzenia (B), klasyfikacja obszaru (C)

Fig. 3. Burns - static thermogram of the tested burn (A), reconstructed value of the burn depth (B), segmented types of the injury (C)

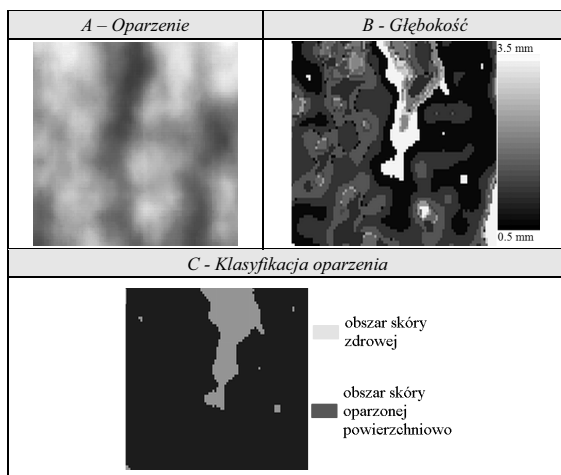
Badania kliniczne oparzeń przeprowadzono w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach według procedury ADT, identycznej jak w badaniach *in-vivo* na zwierzętach. Nie wnikając w szczegóły kliniczne na rys. 4 pokazano wyniki rekonstrukcji typu oparzenia oraz jego głębokości. Wyniki analizy wykazują, że cały badany obszar ma parametry termiczne warstwy głęboko oparzonej (wymagającej przeszczepu) o różnicowanej głębokości. W rzeczywistości pacjent wymagał interwencji chirurgicznej w badanych przez nas obszarach, co potwierdzono po 3 tygodniach, co świadczy o prawidłowej klasyfikacji metodą TT. Na rys 5. pokazano wyniki pomiarów oraz rekonstrukcji dla pacjenta o płytkim oparzeniu. Zastosowano zachowawczą procedurę leczenia, która zakończyła się powodzeniem. Rzeczywiście rany oparzeniowe tego pacjenta same zagoiły się, nie wymagając interwencji chirur-

gicznej. Potwierdza to wynik wykonanej rekonstrukcji typu oparzenia. W badanym obszarze wyróżniono głównie obszary charakteryzujące się parametrami modelu oparzenia powierzchniowego oraz model skóry zdrowej.



Rys. 4. Statyczny termogram głębokiego oparzenia (A); zrekonstruowana wartość głębokości oparzenia (B); klasyfikacja oparzenia (C)

Fig. 4. Deep burn - static thermogram of the tested burn (A); reconstructed value of the burn depth (B); segmented types of the injury (C)



Rys. 5. Statyczny termogram płytkiego oparzenia (A); zrekonstruowana wartość głębokości oparzenia (B); klasyfikacja oparzenia (C)

Fig. 5. Shallow burn - static thermogram of the tested burn (A); reconstructed value of the burn depth (B); classification of the injury (C)

5. Wnioski

Metoda TT wykorzystująca wyniki pomiarów uzyskiwanych metodami aktywnej termografii dynamicznej daje podstawy do tworzenia termicznych obrazów trójwymiarowych, skorelowanych ze strukturą wewnętrzną badanego obiektu. Zaproponowana metoda w pełni zasługuje na nazwę tomografii termicznej, gdyż angażuje procedury rozwiązywania zagadnienia odwrotnego i pozwala na trójwymiarową prezentację rozkładu przewodności termicznych badanego obiektu. W porównaniu z obrazami parametrycznymi stałych czasowych, tworzonych w ADT, tu wynik jednoznacznie odnosi się do grubości oparzenia.

Obecnie tomografia termiczna bazuje na prostych modelach badanych obiektów. Także zebrany dotychczasowy materiał kliniczny jest stosunkowo niewielki, jednak przeanalizowane przypadki i wyniki doświadczeń *in vivo* na zwierzętach pozwalają stwierdzić, że metoda ta ma obiecujące cechy dla nieinwazyjnej ilościowej oceny głębokości rany oparzeniowej i oceny postępów leczenia takich ran. Zastosowania tomografii termicznej wymagają jednak ciągle rozwiązania wielu problemów wynikających

z ograniczeń natury fizycznej i pomiarowej, gdyż analizowane procesy termiczne w żywych tkankach należą do bardzo skomplikowanych mechanizmów i są często nieliniowe. Prace nad powiązaniem ilościowym zmian patologicznych w tkankach, a wartościami zaproponowanymi w artykule parametrów modeli zastępczych są kontynuowane w celu opracowania przydatnych klinicznie procedur diagnostycznych.

Praca wykonana została w ramach projektu badawczego rozwojowego R13 027 01. Autorzy dziękują współpracownikom za udostępnienie danych, które wykorzystano w artykule.

6. Literatura

- [1] X. Maldague; "Nondestructive Evaluation of Materials by Infrared Thermography", London, Springer Verlag, 1993.
- [2] A. Nowakowski, M. Kaczmarek, J. Rumiński, M. Hryciuk; "Postępy termografii – aplikacje medyczne", Wydawnictwo Gdańskie, 2001.
- [3] V. Vavilov, V. Shirayev; "Thermal Tomograph" – USSR Patent no. 1.266.308, 1985.
- [4] V. Vavilov, D. Kourtenkov, E. Grinzato, P. Bison, S. Marinetti, C. Bressan; "Inversion of Experimental Data and Thermal Tomography Using „Thermo Heat” and „Termidge” Software", Proc. QIRT'94, 273-278, 1994.
- [5] A. Nowakowski, M. Kaczmarek, M. Hryciuk; "Tomografia termiczna" pp. 615 – 696 w L. Chmielewski, J.L. Kulikowski, A. Nowakowski, "Obrazowanie Biomedyczne, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna", Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003.
- [6] A. Nowakowski; "Quantitative Active Dynamic Thermal IR-Imaging and Thermal Tomography in Medical Diagnostic", Biomedical Engineering Handbook, Medical Devices and Systems, Third Edition, ed J.D. Bronzino, CRC Taylor&Francis, 2006.
- [7] A. Renkielska, A. Nowakowski, M. Kaczmarek, J. Rumiński; "Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging – A preliminary study", Burns, No 3292206, s. 867-875, Elsevier, 2006.
- [8] H.S. Carslow, T.S. Jaeger; "Conduction of Heat in Solids", Oxford Univ. Press London, 1959.
- [9] F. Henriques, A. Moritz; "Studies of Thermal Injury; the conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein. A theoretical and an experimental investigation", The American Journal of Pathology, No 23, s. 531-549, 1947.
- [10] K. Buettner; "Effects of extreme heat and cold on human skin. Analysis of temperature changes caused by different kinds of heat application", Journal of Applied Physiology, V. 3, No 12, s.691-713, 1951.
- [11] H.H. Pennes; "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting human forearm", J. Appl. Physiol. 1, s. 93 – 122, 1947.
- [12] M. Kaczmarek; "Odpowiedź termiczna skóry oparzonej i zdrowej na chłodzący bodziec termiczny – model numeryczny", XV Krajowa Konferencja Naukowa Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, dokument elektroniczny CD, Wrocław, 2007.
- [13] M. Hryciuk, A. Nowakowski; "Multilayer thermal model of healthy and burned skin", Proc. 2nd European Medical and Biological Engineering Conference, EMBEC'02, v.3, s.1614-1617, Wiedeń, 2002.
- [14] M. Bajorek, M.Kaczmarek; "Numerical heat transfer model in skin burn depth simulations", materiały konferencyjne 9th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography, s.413-414, Kraków, 2008.
- [15] M. Bajorek, M. Kaczmarek; "Heat transfer analysis software adapted to skin burn depth simulations", 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Springer, dokument elektroniczny CD, Antwerp, 2008.
- [16] A. Nowakowski, M. Kaczmarek, A. Renkielska, J. Grudziński, W. Stojek G; "Reaction of Normal and Burned Tissue to Cold Excitation", Conference: 29th IEEE EMBS Annual International Conference, Lyon, 2007.
- [17] J. Taler, P. Duda; "Rozwiązywanie prostych i odwrotnych zagadnień przewodzenia ciepła", Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa, 2003.
- [18] M. Suchowirski, "Poprawa jakości obrazów parametrycznych w termografii dynamicznej w medycynie", VII Konferencja Krajowa Termografia I Termografia w Podczerwieni, s.155-160, Ustroń-Jaszowiec, 2006.