

Autoreferat

1. **Imię i nazwisko:** Mariusz Kaczmarek
2. **Posiadane dyplomy, stopnie naukowe – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej**
 - Magister inżynier – Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej, 20 grudnia 1995 r., temat pracy magisterskiej "Optymalizacja schematów próbkowania układów typu MIMO",
 - Doktor nauk technicznych w dyscyplinie elektronika – Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej, 28 października 2003 roku, temat rozprawy doktorskiej: „Modelowanie właściwości termicznych tkanek żywych dla potrzeb termografii dynamicznej”, promotor: prof. dr hab. inż. Antoni Nowakowski.
3. **Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych**
 - 1 października 2000 r. – 30 października 2003 r. – pracownik naukowo dydaktyczny na stanowisku asystenta w Katedrze Inżynierii Biomedycznej, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska.
 - 1 listopada 2003 r. – obecnie – pracownik naukowo dydaktyczny na stanowisku adiunkta w Katedrze Inżynierii Biomedycznej, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska.
4. **Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65, poz. 595 ze zm.)**

a) Tytuł osiągnięcia naukowego:

Cykl publikacji powiązanych tematycznie zatytułowany:

Opracowanie i wdrożenie kliniczne metod diagnostyki termicznej, w szczególności aktywnej termografii dynamicznej w podczerwieni

b) (autor/autorzy, tytuł/tytuły publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa):

Publikacje w czasopismach i wydawnictwach indeksowanych w bazie ISI Journal Citation Reports (Core Collection)(16):

WoS1. Renkielska A., Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Dobke M.K., Grudziński J., Karmoliński A., Stojek W. Static thermography revisited - An adjunct method for determining the depth of the burn injury, Burns - Vol. 31 (2005), s. 768-775 - ISSN 0305-4179, DOI: 10.1016/j.burns.2005.04.006, 2005. **IF=1,199 (2005); 1,946 (5 letni); MinNiSW_A=25**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz

pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 30%.

- WoS2.** Renkielska A., Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Rumiński J., Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging - A preliminary study, Burns - Vol. 32 (2006), DOI: 10.1016/j.burns.2006.01.024, 2006. **IF=1,139 (2006); 1,946 (5 letni); MinNiSW_A=25**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 20%.
- WoS3.** Rumiński J., **Kaczmarek M.**, Renkielska A., Nowakowski A., Thermal parametric imaging in the evaluation of skin burn depth, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. - Vol. 54, nr 2 (2007), s. 303-312, DOI: 10.1109/TBME.2006.886607, 2007. **IF=1,622 (2007); MinNiSW_A=30**
Moje zaangażowanie polegało na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, wykonaniu prac symulacyjnych opracowanego modelu termicznego skóry oparzonej i zdrowej, udziale w analizie i interpretacji wyników badań. Mój udział procentowy szacuję na 30%.
- WoS4.** **Kaczmarek M.**, Nowakowski A., Suchowirski M., Siebert J., Stojek W., Active dynamic thermography in cardiosurgery, Quantitative InfraRed Thermography Journal - Vol. 4, nr 1 (2007), s. 107-123, 2007. **IF=0,0 (2007); IF=1,200(2015); MinNiSW_A=20**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 45%.
- WoS5.** **Kaczmarek M.**, Nowakowski A., Stojek W., Topolewicz J., Siebert J., Rogowski J., Thermal monitoring of the myocardium under blood arrest preliminary study., Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference , Lyon, FRANCE, 22-26.08.2007, DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352272, 2007; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 50%.
- WoS6.** Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Wtorek J., Stojek W., Rogowski, J.; Siebert, J., Electrical and thermal monitoring during cardiosurgery interventions, 13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography, Volume 17 of the series IFMBE Proceedings pp 150-153, Graz, AUSTRIA, 29.08-02.09.2007, 10.1007/978-3-540-73841-1_41, 2007; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 30%.

- WoS7.** Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Renkielska A., Grudziński J., Stojek W., Reaction of normal and burned tissue to cold excitation, Conference: 29th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society, Lyon, FRANCE, 22-26.08.2007, DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4352268, 2007; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 40%.
- WoS8.** **Kaczmarek M.**, Ruminski J., Thermal Imaging of Skin Temperature Distribution During and After Cooling: In-Vitro Experiments, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Volume 22 of the series IFMBE Proceedings pp 723-727, DOI 10.1007/978-3-540-89208-3_173, 2008; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, projektowaniu i realizacji eksperymentów, wykonaniu prac symulacyjnych na fantomach, udziale w analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 80%.
- WoS9.** Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Stojek W., Beta S., Trzeciak B., Topolewicz J., Rogowski J., Siebert J., IR-thermal monitoring of cardiosurgery interventions, 4th European Conference Of The International Federation For Medical And Biological Engineering, 2009; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 40%.
- WoS10.** Nowakowski A., **Kaczmarek M.**: Active Dynamic Thermography - Problems of implementation in medical diagnostics, Quantitative Infra Red Thermography Journal - Vol. 8, Nr 1 (2011), s. 89-106, 2011. **IF=0,714 (2011); MinNiSW_A=20**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 50%.
- WoS11.** Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Rogowski J.: The Role of Thermal Monitoring in Cardiosurgery Interventions// Medical Infrared Imaging : Principles and Practices/ ed. M. Diakides, J.D. Bronzino, D.R Petereson Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2013, s.1-24; **MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu rozdziału. Mój udział procentowy szacuję na 65%.
- WoS12.** Renkielska A., **Kaczmarek M.**, Nowakowski A., Grudziński J., Czapiewski P., Krajewski A., Grobelny I.: Active Dynamic Infrared Thermal Imaging in Burn Depth Evaluation, Journal of Burn Care & Research. -Vol. 35., nr. 5 (2014), s.294-303, DOI: 10.1097/BCR.0000000000000059, 2014. **IF=1,425 (2014), 1,5 (5 letni); MinNiSW_A=25**

Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 30%.

WoS13. Nowakowski A., Siondalski P., Moderhak M., **Kaczmarek M.**, A new diagnostic method for evaluation of cardiosurgery wound healing, Quantitative InfraRed Thermography Journal, DOI: 10.1080/17686733.2015.1077543, <http://dx.doi.org/10.1080/17686733.2015.1077543>, 2015. **IF=1,200 (2015); MinNiSW_A=20**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 30%.

WoS14. Nowakowski A., **Kaczmarek M.**, Moderhak M., Siondalski P., Woś Ł., Thermal Imaging in Wound Healing Diagnostics, Measurement Automation Monitoring vol. 61, nr 06/2015, s. 195-198, 2015; **MinNiSW_A=11**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli pomocniczego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 30%.

WoS15. **Kaczmarek M.**, Nowakowski A., Active IR-Thermal Imaging in Medicine, J Nondestruct Eval (2016), Springer, 35:19, DOI 10.1007/s10921-016-0335-y, 2016. **IF=1,462 (2014), 1,48 (5 letni); MinNiSW_A=30**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 60%.

WoS16. **Kaczmarek M.**, A new diagnostic IR-thermal imaging method for evaluation of cardiosurgery procedures, Biocybernetics and Biomedical Engineering, Elsevier, 36 (2016) s. 344 – 354, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2016.01.007>, 2016. **IF=0,646 (2014); MinNiSW_A=15**
Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na udziale w analizie stanu wiedzy, w projektowaniu i w realizacji eksperymentów, analizie i interpretacji wyników badań oraz pełnieniu roli autora i edytora tekstu manuskryptu. Mój udział procentowy wynosi 100%.

Wymienione publikacje powstały w znacznej mierze w wyniku prac sfinansowanych z grantów badawczych realizowanych w latach 2004 - 2016 przez duży zespół interdyscyplinarny kierowany przez prof. dr hab. inż. Antoniego Nowakowskiego. Byłem jednym z głównych wykonawców tych projektów i uczestniczyłem we wszystkich rodzajach zadań, przy czym mój wkład indywidualny skoncentrowany był głównie na realizacji prac wdrożeniowych na styku techniki i medycyny, opracowaniu algorytmów analizy wyników pomiarów, w tym nowych deskryptorów diagnostycznych i budowie narzędzi ułatwiających wydobycie informacji diagnostycznej na podstawie subtelnych zmian wartości tych deskryptorów. Szczegółowe uzasadnienie podane jest w dalszej treści.

Podstawowe dane bibliometryczne:

Sumaryczny Impact Factor: **IF= 9,407; MinNiSW_A=311**

według **Web of Science Core Collection (2016.10.10):**

- liczba cytowań (bez autocytowań): **139(98)**; Indeks Hirscha - **6**

według **SCOPUS:**

- liczba cytowań (bez autocytowań): 156/105 (bez autocytowań); Indeks Hirsha - **7**

według **Google Scholar:**

- liczba cytowań: 483; Indeks Hirsha - **11**; i10-indeks - **16**

c) Omówienie celu naukowego/artystycznego ww. prac/pracy i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania

1. WPROWADZENIE

Celem naukowym prowadzonych prac jest rozwój algorytmów i procedur diagnostyki termicznej na drodze bezkontaktowych pomiarów termicznych w podczerwieni w celu wdrożenia ich do obiektywnej, ilościowej, nieuraznej i bezstresowej oceny stanu tkanki w wybranych aplikacjach diagnostyki medycznej. Opracowane metody zweryfikowano w następujących aplikacjach diagnostyki medycznej: do oceny głębokości oparzenia, w celu automatycznego wyznaczania obszarów wymagających leczenia chirurgicznego oraz wyodrębnienia obszarów nadających się do leczenia zachowawczego; do oceny stanu mięśnia sercowego w zabiegach pomostowania tętnic wieńcowych metodami klasycznymi jak również małoinwazyjnymi oraz w innych zabiegach na otwartym sercu; do oceny stanu i postępów gojenia się ran pooperacyjnych w tym po interwencjach kardiochirurgicznych. Rezultatem prac jest opracowanie, optymalizacja i implementacja prototypowej aparatury i oprogramowania nadającego się do wdrożenia produkcyjnego i aplikacji w warunkach klinicznych.

Efektom prac naukowych jest opracowanie metodyki całkowicie nieinwazyjnej, ilościowej diagnostyki termicznej i stosownej aparatury wraz z oprogramowaniem. Metodę zweryfikowano klinicznie w Gdańskim Uniwersytecie Medycznym, w Klinikach: Chirurgii Plastycznej, Chirurgii Onkologicznej, Kardiochirurgii i Chirurgii Naczyniowej oraz w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach.

Prowadzone prace dotyczące rozwoju metod obrazowania termicznego w podczerwieni z użyciem pobudzenia zewnętrznego w diagnostyce medycznej, zostały zainspirowane wcześniejszymi doświadczeniami z zastosowaniem metod termograficznych w medycynie, których podsumowaniem była rozprawa doktorska habilitanta "Modelowanie właściwości termicznych tkanek żywych dla potrzeb termografii dynamicznej". Już te wczesne prace wskazywały na duży potencjał metod obrazowania w podczerwieni, zwłaszcza unikalne prace z zastosowaniem zewnętrznego wymuszenia termicznego tkanek. Obszerny przegląd aplikacji można znaleźć w polskich monografiach [C1][C2] oraz w obszernych zagranicznych opracowaniach jak [C3]. Nowością w aplikacjach medycznych, jest wykorzystanie w badaniu termograficznym pobudzenia cieplnego - zewnętrznego i analizowanie procesów przejściowych zmian temperatury w czasie, co zaproponował zespół w którym pracował i pracuje habilitant [WoS7][WoS8]. W zastosowaniach przemysłowych z zasady stosuje się pobudzenie zewnętrzne w postaci podgrzewania badanej struktury, np.: promiennikami podczerwieni, lampami halogenowymi o dużej mocy, pobudzenia mechanicznego lub akustycznego badanych próbek (ultrasound thermography, vibrothermography). Analizowane są zmiany temperatury na powierzchni obiektu po ustaniu pobudzenia. Znane są techniki: Phase Pulse Thermography (PPT), Lock-in Thermography, Thermography Signal Reconstruction (TSR) [C4].

Przed doktoratem habilitant zajmował się przede wszystkim opracowaniem bezpiecznej metody pobudzenia termicznego, polegającego na kontrolowanym podgrzaniu tkanki do bezpiecznej jeszcze temperatury dla żywotności komórek. Badane było pobudzenie źródłami laserowymi, mikrofalowymi,

promiennikami podczerwieni oraz przeprowadzono pierwsze eksperymenty z bodźcem ochładzającym [C5].

Po doktoracie prace habilitanta skoncentrowane były nad optymalizacją metody aktywnej termografii dynamicznej z zewnętrznym pobudzeniem w postaci nadmuchu zimnej mieszaniny gazów. W diagnostyce medycznej, ponieważ organizmy żywe wytwarzają ciepło w procesach metabolicznych, aktywnie jest ono unoszone przez krew, istnieje możliwość zastosowania jako pobudzenia zewnętrznego - ochładzania powierzchni, a następnie obserwuje się naturalny proces ogrzewania tkanek i ten proces poddawany jest analizie.

W wyniku realizacji licznych projektów badawczych w zespołach, w których brał udział habilitant, opracowano podstawy nowej metody diagnostycznej pozwalającej na ilościową ocenę stopnia oparzenia powierzchniowego poprzez określenie obszaru oraz głębokości rany oparzeniowej i klasyfikacji tej rany do leczenia zachowawczego lub do leczenia chirurgicznego [WoS1][WoS2]. Kryterium diagnostyczne na podstawie którego podejmowana jest decyzja co do dalszego postępowania leczniczego, jest możliwe do wyznaczenia już w drugiej dobie po powstaniu oparzenia.

W wyniku współpracy z Kliniką Chirurgii Plastycznej GUMed, powstała rozprawa habilitacyjna, bazująca na wynikach badań obrazowania termicznego w podczerwieni, uzyskanych podczas eksperymentów in-vivo i badań klinicznych w diagnostyce oparzeń, Alicja Renkielska "Przydatność obrazowania w podczerwieni do oceny głębokości ran oparzeniowych - badania na zwierzętach", 28/06/2007, Akademia Medyczna w Gdańsku; Wydział Lekarski oraz praca doktorska: Magdalena Dobosz-Kawałko "Przydatność aktywnej termografii dynamicznej w ocenie bliznowców", 12/06/2014.

W kooperacji z Kliniką Kardiochirurgii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego zespół zaproponował wykorzystanie technik obrazowania w podczerwieni do monitoringu śródoperacyjnego w zabiegach kardiochirurgicznych [WoS4][WoS5][WoS6][WoS16]. W efekcie współpracy w Klinice prowadzono dalsze prace m.in. grant "Ocena przydatności techniki termograficznej w monitoringu śródoperacyjnym pomostowania tętnic wieńcowych" P. Siondalski, K. Roszak, obroniony doktorat K. Roszaka "Ocena wartości klinicznej termografii podczas operacyjnego pomostowania tętnic wieńcowych", 25/09/2003, Akademia Medyczna w Gdańsku; Wydział Lekarski. A także prace naukowe pracowników kliniki [C6][C7][C8][C9]. Wyniki badań termograficznych, które prowadził habilitant na grupie ponad 50 pacjentów leczonych w klinice kardiochirurgii, zostały także opracowane i wykorzystane w pracy doktorskiej Łukasza Jaworskiego: "Wpływ pobrania tętnicy promieniowej na spoczynkową i powysiłkową temperaturę dłoni i przedramienia", 27/04/2006 oraz [C10]. Podsumowując, opracowano i zweryfikowano klinicznie nową metodę oceny drożności pomostów (bypassów) oraz oceny perfuzji mięśnia sercowego.

Kolejnym obszarem badań było opracowanie nowej metody monitoringu gojenia się ran pooperacyjnych [WoS13][WoS14]. Zadaniem jest predykcja czy rana pooperacyjna będzie się goiła bez powikłań (typu zakażenie ropne, itp.), czy też wystąpią w niedługim czasie powikłania i konieczna będzie ponowna hospitalizacja pacjenta. W czasie badania zaproponowaną metodą termograficzną da się wyznaczyć symptomy świadczące o możliwości wystąpienia komplikacji w gojeniu się rany i należy takiego pacjenta poddać specjalistycznym procedurom typu terapii HBO (hyperbaric oxygenation).

Opracowana metoda została pozytywnie oceniona przez środowisko naukowe, a prezentowane rozwiązanie otrzymało prestiżową nagrodę "Andronicos G. Kantsios Award" w 2001 w Orlando, USA podczas konferencji Thermosense [C11] oraz nagrodę Siemens, dla zespołu w składzie: prof. dr hab. inż. Antoni Nowakowski, dr inż. Mariusz Kaczmarek, dr inż. Marcin Hryciuk, Tomografia termiczna i aktywna termografia dynamiczna jako nowe narzędzia diagnostyczne w medycynie, Nr 2/Z-2/2004, 14 czerwca 2004.

2. OPRACOWANIE BAZY LABORATORYJNEJ I APARATURY POMIAROWEJ

Habilitant brał czynny udział w pracach projektowych i konstrukcyjnych trzech prototypowych stanowisk do badań metodą aktywnej termografii dynamicznej z pobudzeniem w postaci nadmuchu schłodzonej mieszaniny gazów w aplikacjach medycznych [WoS15].

Wcześniej prowadzone prace przez habilitanta dotyczyły wyboru optymalnego sposobu pobudzania badanych tkanek zewnętrznym bodźcem termicznym. Badania dotyczyły użycia jako pobudzenia mikrofal [C12], promieniowania z żarowych promienników podczerwieni, ze źródeł światła halogenowego diod emisyjnych podczerwieni, laserów [C13] oraz systemów chłodzenia tkanek, typu schładzane okłady żelowe, aparaty do kriostymulacji, aparatura klimatyzacyjna. Wyniki przedstawiono w monografii [C14].

W rezultacie prowadzonych badań po doktoracie, eksperymentów na fantomach oraz badań in-vivo i klinicznych [WoS7][WoS8] do dalszych prac implementacyjnych wybrano, jako optymalny w aplikacjach medycznych, sposób pobudzenia termicznego w postaci schładzania tkanek nadmuchem zimnej mieszaniny gazów - schłodzonego powietrza lub powietrza zmieszanego z CO₂.

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta, wykorzystywanym w opracowanych stanowiskach pomiarowych, jest optymalizacja sposobu pobudzania tkanek żywych dla potrzeb aktywnej termografii dynamicznej.

Szczególnym wyzwaniem w pracach konstrukcyjnych był problem dostosowania stanowiska pomiarowego do monitoringu zabiegów kardiochirurgicznych na bijącym sercu. Serce podczas takich zabiegów pracuje co oznacza, że się kurczy i zmienia swoje położenie w otwartej klatce piersiowej. W przypadku analiz stanów przejściowych sekwencji termogramów ważne jest by analizowany piksel w sekwencji obrazów wskazywał zawsze ten sam punkt na powierzchni serca. By to uzyskać habilitant zaproponował rozwiązanie sprzętowe polegające na synchronizacji zapisu termogramów z sygnałem elektrycznej pracy serca.

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta, wykorzystywanym w opracowanych stanowiskach pomiarowych, jest opracowanie algorytmu wykrywania zespołów QRS w sygnale EKG i opracowanie metody synchronizacji z tym sygnałem zapisu termogramów w sekwencji oraz implementacja oprogramowania detektora QRS wykorzystywanego do synchronizacji zapisu termogramów [WoS4][WoS5].

W trakcie badań diagnostycznych generowana jest duża ilość danych: tekstowych (informacje pochodzące z wywiadu lekarskiego, monitoringu parametrów życiowych) oraz badań termograficznych. Istotnym zadaniem jest zarządzanie gromadzoną informacją. Habilitant na potrzeby badań związanych z projektem badawczym " NCN UMO-2011/03/B/ST7/03423: Opracowanie nowych deskryptorów obrazowania w podczerwieni dla obiektywnej oceny gojenia ran pooperacyjnych, 2012 – 2015" opracował i zaimplementował system bazodanowy gromadzenia danych pacjentów [C15].

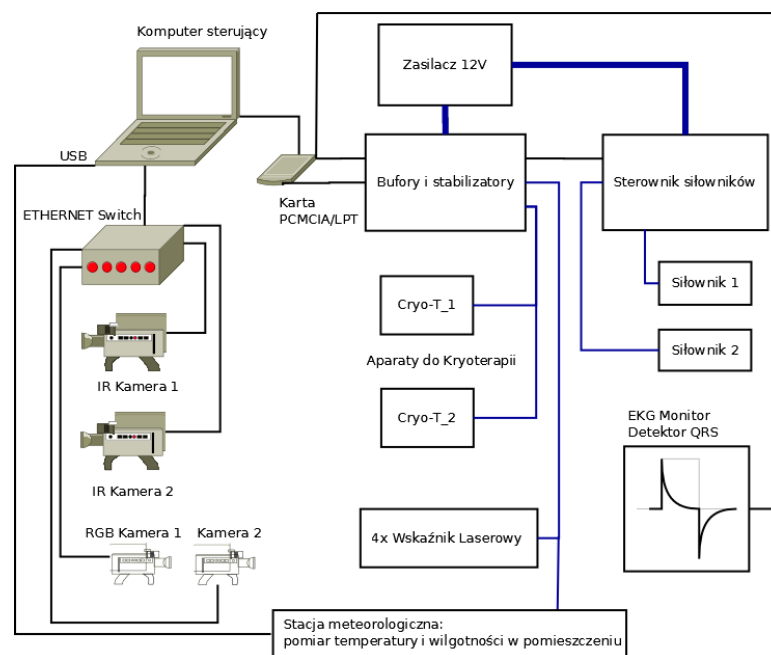
Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest opracowanie metodologii gromadzenia informacji o pacjentach poddawanych procedurom oceny postępów gojenia ran pooperacyjnych metodą ADT oraz implementacja oprogramowania bazodanowego do gromadzenia i zarządzania danymi termograficznymi pacjentów.

Przeprowadzone prace posłużyły do przygotowania trzech prototypowych stanowisk diagnostycznych aktywnej termografii dynamicznej do zastosowań medycznych [C16].

System prototypowego stanowiska diagnostycznego CO₂ do badań klinicznych składa się z:

- kamery lub 2 kamer termograficznych Flir A320G, z detektorem mikrobolometrycznym,
- 2 kamer przemysłowych wideo o dużej rozdzielczości przestrzennej, do stereografii,
- dwóch aparatów do krioterapii CryoT z czynnikiem chłodzącym CO₂,
- aparatu fotograficznego do rejestracji zdjęć i sekwencji wideo podczas badania,
- systemu akwizycji danych i sterowania,
- stacji meteorologicznej do rejestracji parametrów środowiska/otoczenia.

Rysunek 1 przedstawia schemat blokowy układu sterowania stanowiska pomiarowego w wersji do badań stereotermograficznych (z podwójnymi systemami obrazowania termalnego i widzialnego).



Rys. 1. Schemat systemu diagnostycznego do badań klinicznych

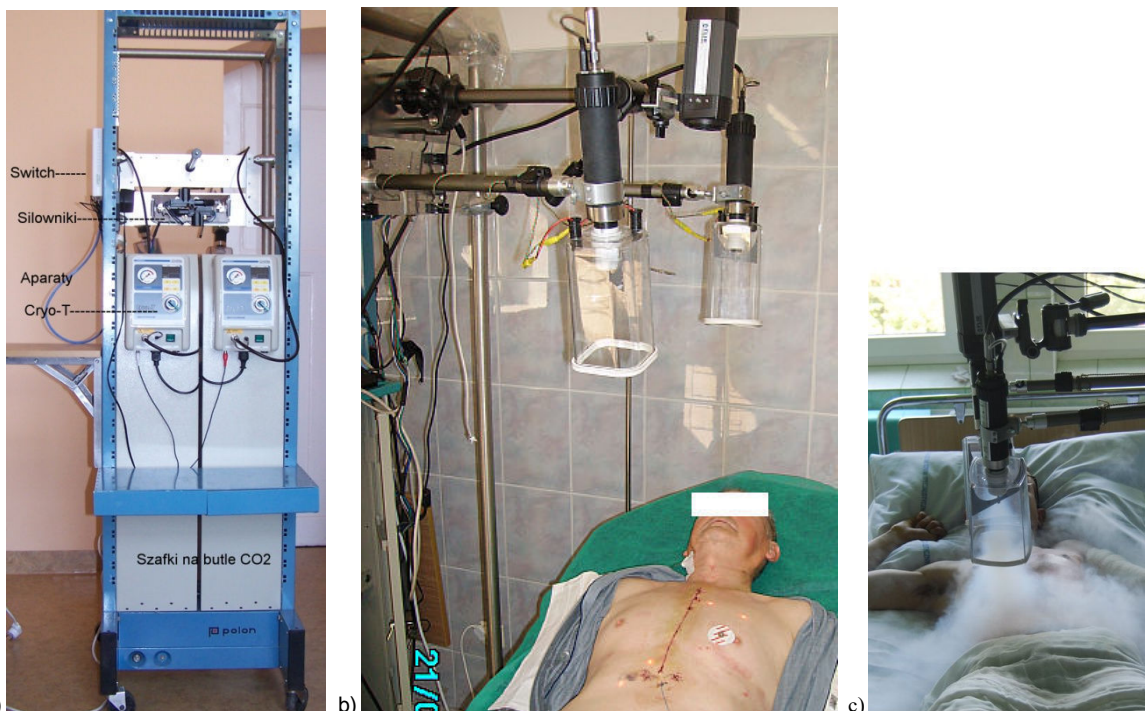
Pobudzenie termiczne odbywa się poprzez nawiew schłodzonego czynnika CO₂ przez określony czas z dwóch urządzeń do krioterapii Cryo-T (NR-2) produkcji firmy CryoFlex (www.cryoflex.com.pl).

Układ sterowania /Rys. 1/ składa się z konwertera sygnałów sterujących z komputera do standardu portu równoległego LPT. Dalej znajdują się układy separujące.

Konstrukcja mechaniczna umożliwia zamocowanie kamer termowizyjnych i wideo oraz przemieszczanie ich w kierunku pionowym i poziomym. Wewnątrz stojaka znajdują się dwa aparaty Cryo-T(NR-2). W stanowisku zastosowano dwa systemy chłodzenia w celu poprawy równomierności chłodzenia wybranych obszarów ciała pacjenta.

Aparat Cryo-T(NR-2) został przystosowany do sterowania z komputera. Sterowanie z komputera nie ogranicza możliwości uruchamiania ręcznego – zgodnie z standardową procedurą i instrukcją obsługi. Siłowniki służą do przemieszczania dźwigni z zamocowanymi aplikatorami nadmuchu tak, aby znajdowały się poza polem widzenia kamer w fazie rejestracji pomiaru. Diody laserowe (wskaźniki) ułatwiają ustawienie właściwego kierunku nadmuchu- Rys. 2.

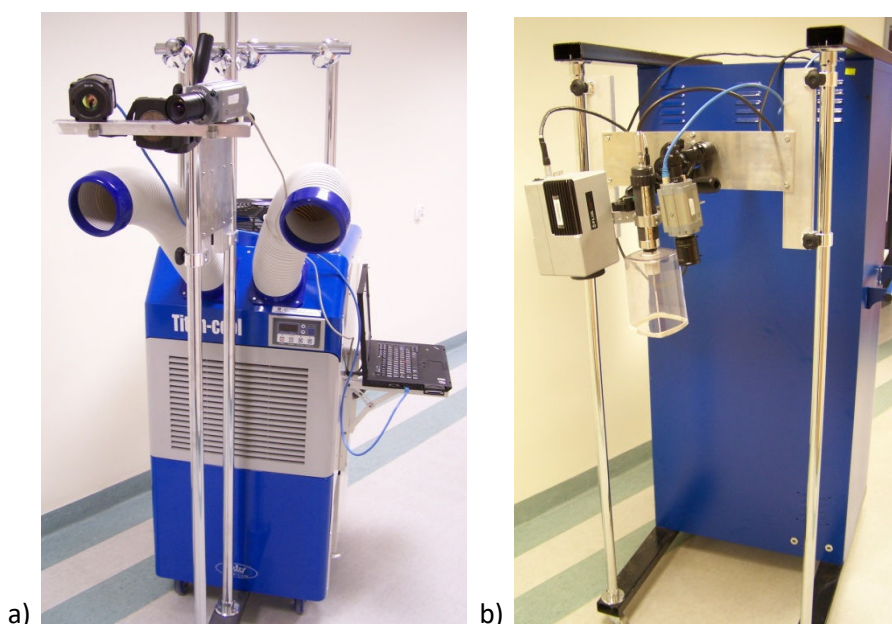
Obecnie stanowisko to jest używane w Klinice Kardiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego.



Rys. 2. a) Stanowisko diagnostyczne b) i c) próby kliniczne, c) widoczny strumień chłodzącego czynnika CO₂

Drugie opracowane prototypowe stanowisko do badań ATD bazuje na mobilnym klimatyzatorze do schładzania temperatury w pomieszczeniach. Obecnie stanowisko to jest wykorzystywane w Klinice Chirurgii Plastycznej, Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego.

Podstawą stanowiska jest blok mobilnego klimatyzatora TITAN-COOL TC25, który uzupełniony został o konstrukcję służącą do zamocowania kamer i umożliwiającą przemieszczanie ich w kierunku pionowym i poziomym. Czynnikiem chłodzącym jest zimne powietrze wydmuchiwane z 2 rur klimatyzatora. Rury te dodatkowo zostały wyposażone w zawory, które umożliwiają nadmuchiwanie w kierunku pacjenta tylko w pożądanym przedziale czasu. Widok stanowiska przedstawia rys. 3a.



Rys. 3. a) Stanowisko diagnostyczne - mobilny klimatyzator, b) Stanowisko do badań laboratoryjnych

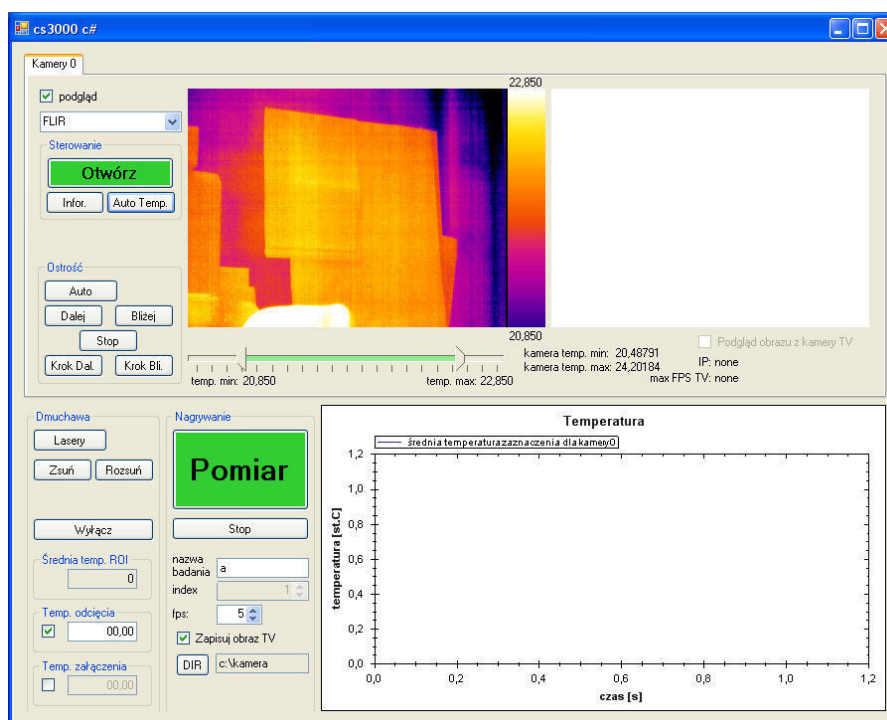
Stanowisko do badań laboratoryjnych (referencyjne) jest trzecim prototypem, w skład którego wchodzi (Rys. 3b):

- termograficzna kamera pomiarowa Flir SC 3000, z chłodzonym detektorem QWIP,
- aparat do krioterapii CryoT z czynnikiem chłodzącym CO₂,
- aparat do krioterapii CryoFlow (ochładzany strumień powietrza),
- aparat fotograficzny do rejestracji zdjęć i sekwencji wideo podczas badania,
- komputer do akwizycji obrazów termograficznych i sterowania,
- system akwizycji pomocniczych danych pomiarowych, parametrów fizjologicznych i klimatycznych.

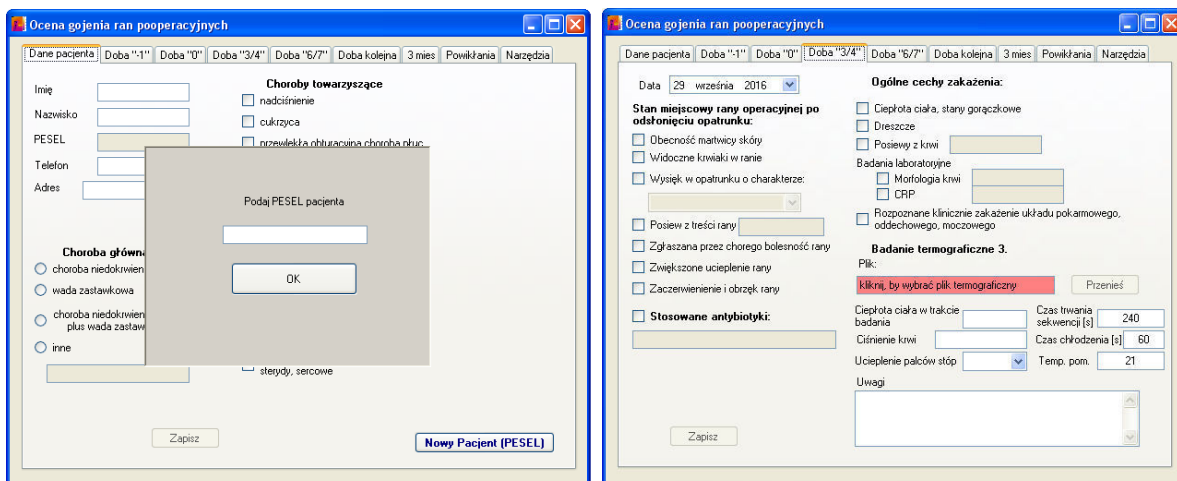
Stanowisko to jest w pełni rekonfigurowalne i jako narzędzie badawcze służy do testów nowych algorytmów w Katedrze Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej.

Całością aparatury steruje dedykowane oprogramowanie, które pozwala na sterowanie nadmuchem, wskaźnikami laserowymi, siłownikami dysz i nagrywaniem sekwencji termograficznych oraz wideo. Przykładowy rzut ekranu oprogramowania sterującego pokazano na rysunku 4. Dostępny jest podgląd z kamer (termograficznej i wizyjnej), możliwe jest wyznaczanie na bieżąco zmian temperatury w zaznaczonym obszarze na termogramie. Informacja ta może posłużyć do sterowania pobudzeniem, bowiem w momencie osiągnięcia założonej temperatury w obszarze ROI (Region of Interest), aplikacja poprzez odpowiednie sygnały sterujące wysyłane do buforów odłączy zasilanie aparatów do krioterapii. Daje to możliwość dowolnego sterowania wymuszeniem termicznym. Dodatkowo jest aplikacja bazodanowa do zarządzania danymi pacjentów - Rys.5.

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest opracowanie projektu interfejsu użytkownika aplikacji sterującej systemem oraz opracowane sposoby komunikacji niskopoziomowej układów sterowania i kontroli oraz zapisu termogramów z wykorzystaniem sygnałów portu równoległego LPT.



Rys. 4. Widok graficznego interfejsu użytkownika aplikacji do sterowania systemem ATD



Rys. 5. Widok graficznego interfejsu użytkownika aplikacji bazodanowej do gromadzenia badań termograficznych pacjentów

Celem badania w aktywnej termografii dynamicznej z wykorzystaniem stanowisk badawczych przedstawionych powyżej, jest określenie właściwości obiektu w czasie trwania procesów przejściowych, po ustaniu pobudzenia w postaci grzania lub chłodzenia (badanie dynamiczne). Formą odpowiedzi obiektu na to pobudzenie jest zmiana temperatury, odpowiednio spadek lub wzrost, a szybkość zmian temperatury zawiera informację o wartościach charakteryzujących strukturę wewnętrzną badanego obiektu: pojemności cieplnej i przewodności cieplnej - Rys.6.

W przypadku planowania badania, należy tak dobrać sygnał wejściowy (pobudzający), najczęściej moc źródła ciepła, jego charakter (impulsowy, harmoniczny) oraz czas trwania i liczbę powtórzeń, aby uzyskać jak najwięcej informacji o badanym obiekcie. W przypadku badania powierzchni ciała człowieka należy ograniczyć się do bezpiecznej wartości sygnału pobudzającego, aby nie uszkodzić struktury tkanek oraz nie wywoływać uczucia bólu u pacjenta. Odpowiedź obiektu na pobudzenie – rozkład temperatury na powierzchni, zmienny w czasie - jest rejestrowana za pomocą systemu termograficznego, a na podstawie zapisanych termogramów obliczane są wynikowe obrazy parametryczne. Dla tkanek żywych ciepło do schłodzonych warstw powierzchniowych dostarczane jest poprzez trzy mechanizmy: konwekcję i przewodzenie z głębiej położonych tkanek oraz poprzez ciepło procesów metabolicznych. Ilustruje to równanie zaproponowane przez Pennesa w 1947 roku [C17].

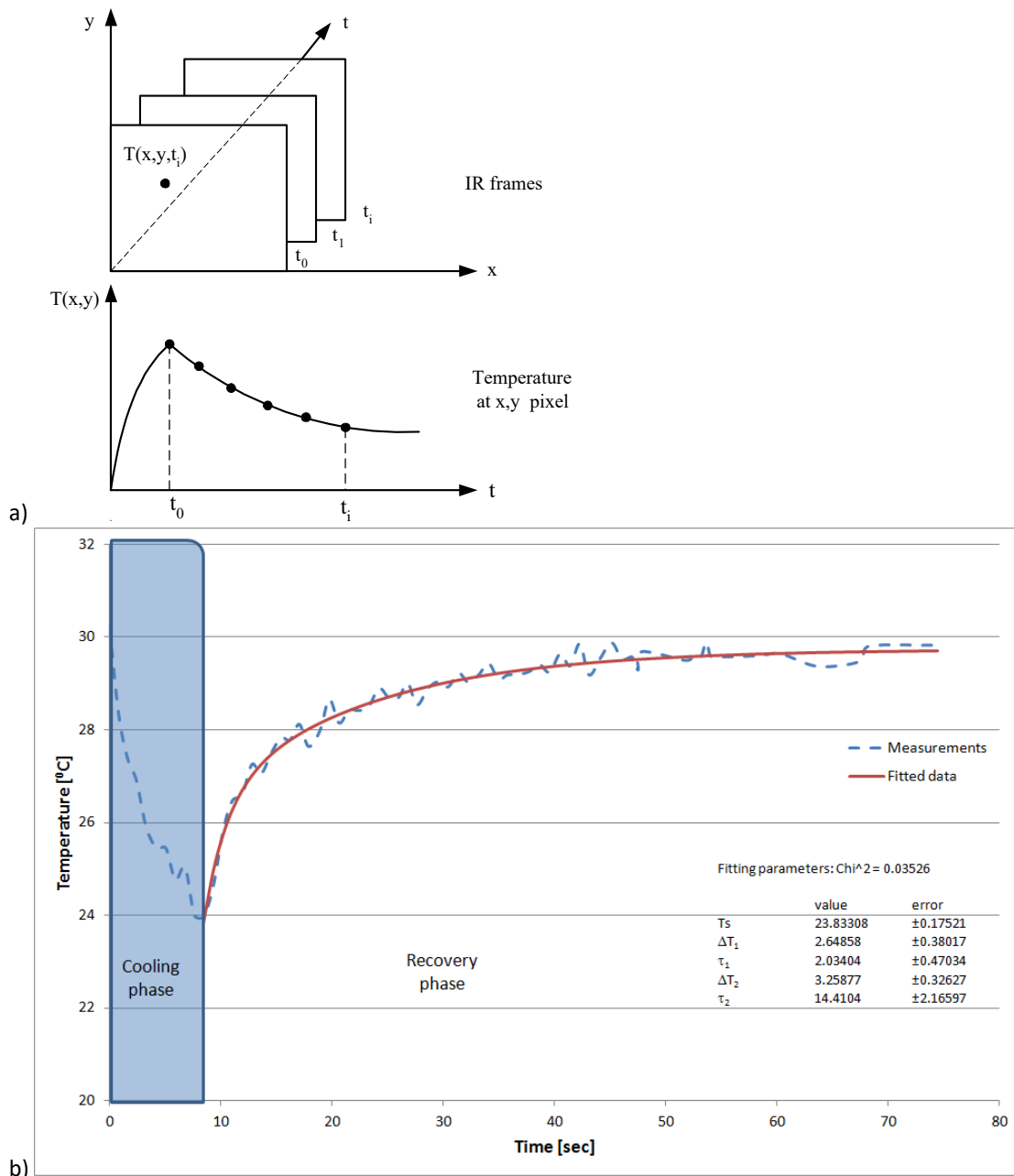
$$c_w \rho \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = k \nabla^2 T(x, y, z, t) + Q_b + Q_m + Q_z \quad (1)$$

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

Zmianę energii cieplnej w tkance opisuje lewa strona powyższego równania, zaś prawa strona opisuje przyczynę tych zmian. Zmiany te są rejestrowane przez kamerę termograficzną na powierzchni badanej tkanki, i na podstawie tych zmian prowadzone są analizy, który z czynników w równaniu (1) w danej patologii odgrywa największe znaczenie, a obserwowane różnice pomiędzy patologiczną tkanką lub procesem, a zdrową pozwolą na podjęcie decyzji diagnostycznej.

Zmiany temperatury na powierzchni badanego obiektu/skóry w trakcie trwania zewnętrznego pobudzenia i po jego ustaniu mają charakter eksponencjalny i można je dopasowywać do modelu

wielokrotności. Z punktu widzenia eksperymentu diagnostycznego najbardziej interesująca jest analiza zmian zachodzących na powierzchni badanego obiektu po pobudzeniu, w fazie powrotu do stanu ustalonego. Przykładowe przebiegi zmian temperatury zilustrowano na rysunku poniżej.



Rys. 6. Przebieg zmian temperatury dla pobudzonej tkanki żywej (powierzchnia skóry); a) procedura pomiarowa, b) rzeczywista dane pomiarowe i dopasowanie do modelu (2)

Dla fazy naturalnego ogrzewania się tkanki (modelu tkanki) po ustaniu bodźca chłodzącego zmiany temperatury opisane są równaniem (2):

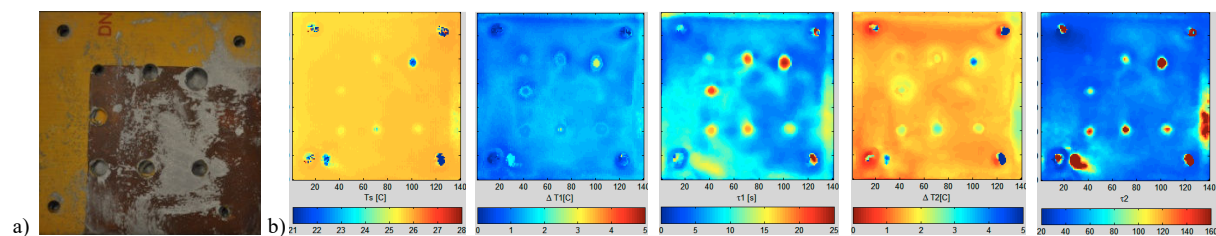
$$T(x, y, t) = T_s(x, y) + \sum_{j=1}^m \Delta T_j(x, y) \cdot \left(-e^{-\frac{t}{\tau_j(x, y)}} \right), \quad (2)$$

gdzie: $T(x, y, t)$ – wartość temperatury na badanej powierzchni dla piksela (x, y) dla czasu t ; $T_s(x, y)$ – składowa stała sygnału – temperatura w stanie ustalonym, $\Delta T_j(x, y)$ – wartości zmian temperatury wywołane bodźcem pobudzenia, $\tau_j(x, y)$ – stała czasowa j -ego komponentu.

Porównując wartości stałych czasowych τ_j , można wnioskować o szybkości procesów wymiany ciepła w danej tkance. Stałe te zależą w dużej mierze od wartości natężenia przepływu krwi, czyli w ogólności od wartości efektywnego współczynnika przewodności cieplnej tkanki. W praktyce, po setkach eksperymentów okazało się, że krzywe nagrzewania i chłodzenia mogą być z dużą dokładnością aproksymowane wyrażeniami dwu-eksponencjalnymi, $m=2$.

3. WERYFIKACJA EKSPERYMENTALNA OPRACOWANEJ METODY - BADANIA NA FANTOMACH

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest weryfikacja proponowanej metody na sztucznych fantomach. W celu wykazania użyteczności metody i jej kalibracji habilitant przygotował i wykonał badania na sztucznych fantomach o znanych parametrach wewnętrznych zaburzeń termicznych. Fantom 1 - nawiercone warstwy z laminatu PCB o grubości 1,5mm; otwory o średnicy 9mm, 7mm, 5mm. Pierwszą warstwę stanowiła jednolita (bez otworów) płytką z laminatu - Rys. 7.



Rys. 7. Badania fantomowe - fantom 1 z niejednorodnościami w strukturze warstwowej; a) fotografia fantomu, b) uzyskane obrazy parametryczne ATD - zgodnie z równaniem (2)

Ponieważ były to fantomy sztuczne jako bodziec cieplny wykorzystano ogrzewanie zestawem lamp halogenowych o mocy elektrycznej 1000W.

Analizie poddawano fazę naturalnego schładzania fantomów do temperatury ustalonej po ustaniu bodźca termicznego. Czas trwania ogrzewania wynosił od 10 sekund do 30 sekund, odległość zestawu lamp do powierzchni fantomów około 70cm. Ustalono czas trwania rejestracji fazy ochładzania równy trzykrotnemu czasowi trwania pobudzenia termicznego. Wyniki opublikowano [C16].

Kolejnym badanym fantomem jest fantom kartonowy (grubość 2mm) z podklejonymi od wewnątrz elementami modyfikującymi właściwości przeszkody termicznej, jaką jest karton - Rys. 8.

Dla obu fantomów uzyskano dokładne odwzorowanie struktury wewnętrznej (niejednorodności), a dla fantomu kartonowego dodatkowo uwidoczniła się wewnętrzna falista warstwa strukturalna.



Rys. 8. Badania fantomowe - fantom 2, karton z elementami wyklejonymi; a) fotografia fantomu od strony badanej, b) fotografia wnętrza fantomu, c) uzyskany obraz parametryczny ATD - stała czasowa τ_1

Więcej wyników badań na fantomach zawarto w publikacjach [WoS3], gdzie zaprezentowano wyniki badania z pobudzeniem ciepłem na przygotowanych przez habilitanta fantomach żelatynowych z

wtrąceniami pod powierzchnią fantomu, które modyfikowały własności termiczne żelatyny; [WoS8] gdzie zaprezentowane są wyniki uzyskane z badań in-vitro z użyciem wycinka skóry z tkankami podskórnymi, słoniną i mięsem. Uzyskane wyniki porównano z zaproponowanym przez habilitanta modelem termicznym skóry.

4. WERYFIKACJA UŻYTECZNOŚCI I WDROŻENIE PROPONOWANEJ METODY W WARUNKACH KLINICZNYCH

4.1. Aktywna Termografia Dynamiczna w kardiologii

Szczegółowo wyniki badań opisano w [WoS4][WoS5][WoS6][WoS9][WoS11][WoS16] oraz w pracach Instytutu Kardiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego w Gdańsku [C6][C7][C8][C9][C10].

Z perspektywy najbardziej podstawowych procedur terapeutycznych liczba interwencji kardiologicznych i kardiologicznych, takich jak różne procedury pomostowania serca - CABG (Coronary Artery Bypass Grafting), z wyłączeniem pracy serca i użyciem krążenia pozaustrojowego, czy OPCAB (Off-Pump CABG) na sercu bijącym; także wszycia sztucznej zastawki i wiele innych na otwartej klatce piersiowej, jest szacowana w Polsce na poziomie stu tysięcy rocznie.

Pomimo znaczącego postępu w technice kardiologicznej w ostatnim dziesięcioleciu interwencje tego typu należą wciąż do ryzykownych, ze względu m.in. na ciężki i bardzo ciężki stan pacjentów trafiających do zabiegu. Liczba interwencji reoperacji, powikłań pooperacyjnych i zgonów systematycznie maleje, ale wciąż jest na poziomie od 1% do ponad 5% przypadków, w zależności od typu i stopnia schorzenia pacjenta. Oznacza to istnienie poważnego problemu społecznego i finansowego, którego częściowym rozwiązaniem może być zaoferowanie narzędzi umożliwiających obiektywną ocenę stanu mięśnia sercowego w celu minimalizacji ryzyka dla pacjenta, podczas interwencji kardiologicznych.

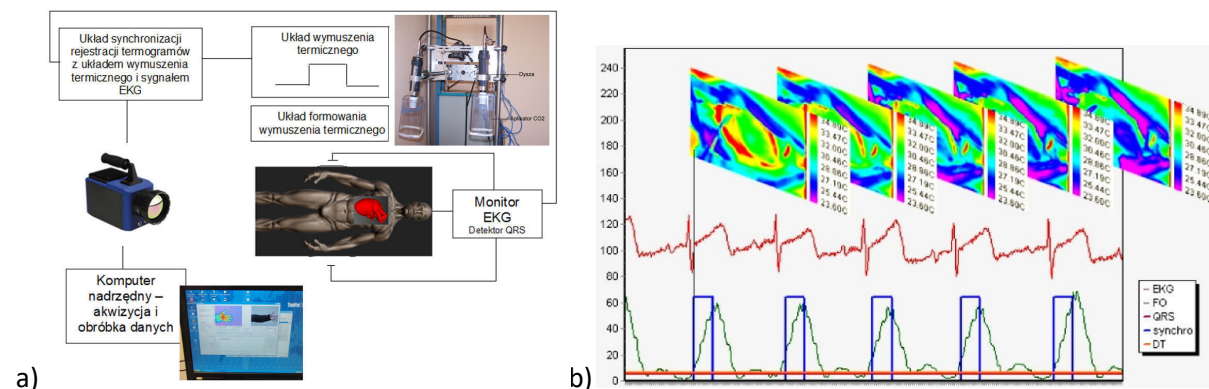
W kardiologii temperatura jest od lat ważnym parametrem, gdyż np. może być miarą skuteczności kardioplegii, indykatorem powrotu krążenia w operacjach CABG i w innych aplikacjach. W praktyce klinicznej parametr ten był jednak dotąd stosowany w bardzo ograniczonym stopniu jako miara diagnostyczna. Termograf znalazł swoje zastosowanie prawdopodobnie po raz pierwszy w Dreźnie, w klinice kardiologicznej prof. Mohra [C18]. Obserwacja pracującego serca w trakcie interwencji kardiologicznych jest utrudniona. Podstawowym problemem są skurcze serca, czyli zmieniająca się geometria powierzchni serca, a także jego gwałtowne ruchy. W efekcie obrazy zapisane na kolejnych termogramach w sekwencji czasowej pokazują serce o zmienionych kształtach i różnie położone na obrazie termicznym. Taki zapis utrudnia późniejsze analizy, w których oczekujemy, iż piksel o współrzędnych $P(i, j)$ odpowiada zawsze temu samemu punktowi w przestrzeni analizowanego narządu (obiektu). Rozwiązaniem tego problemu jest takie zapisywanie termogramów w sekwencji, by serce na każdym termogramie było w tej samej pozycji i w takim samym rozmiarze. Sytuacja taka występuje w trakcie operacji z krążeniem pozaustrojowym, w których serce jest wyłączone i unieruchomione (operacje pomostowania tętnic wieńcowych, wymiana zastawek serca).

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowana metoda badania ATD w operacjach na pracującym sercu z wykorzystaniem detektora QRS.

System do pomiarów ATD wyposażono w detektor QRS w sygnale EKG, który generuje impulsy synchronizujące zapis termogramów [WoS4][WoS16]. Termogram zapisywany jest w momencie wykrycia zespołu QRS, co zapewnia, iż kolejne termogramy w sekwencji przedstawiają serce w tej samej fazie skurczu. Ułatwia to późniejszą obróbkę sekwencji termograficznej. W trakcie operacji na bijącym sercu, można założyć, iż jeżeli będziemy zapisywać termogramy tylko w takiej samej fazie sygnału EKG, to serce będzie miało zbliżony kształt i położenie na każdym kolejnym termogramie. Zapis taki można zrealizować poprzez synchronizację zapisu termogramów z fazami pracy serca w konfiguracji sprzętowej jak na rys. 9.

Opracowana metoda została opatentowana: Nowakowski A., Kaczmarek M., Siebert J., 30.04.2012,

Patent PL 211121 : Układ do oceny stanu mięśnia w trakcie interwencji kardiochirurgicznych, zakres terytorialny ochrony: Polska, Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej.



Rys. 9. System pomiarowy do obrazowania w podczerwieni mięśnia serca - a); b) zrzut ekranu aplikacji detektora QRS

Na rysunku 9b zaprezentowano praktyczną realizację zapisu termogramów przy wykorzystaniu systemu jak na rys. 9a. Detektor zespołów QRS generuje sygnały wyzwalające zapis termogramu przez kamerę termograficzną. Dodatkowe procedury przetwarzania sygnału w celu pozyskania termogramów na których kształt serca jest zbliżony do wzorca przedstawili habilitant w pracy [C19], dla systemu bez detektora QRS.

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest optymalizacja i implementacja metod aktywnej termografii dynamicznej do monitoringu podczas operacji kardiochirurgicznych. W czasie udziału w dziesiątkach zabiegów kardiochirurgicznych na sali operacyjnej habilitant optymalizował umieszczenie systemu termowizyjnego nad stołem operacyjnym, opracował harmonogram rejestracji termograficznych podczas zabiegu kardiochirurgicznego, tak by uzyskać jak najbardziej miarodajną i rzetelną informację diagnostyczną i zapewnić skuteczny monitoring podczas zabiegów.

Ponadto oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowanie metod analizy sekwencji termogramów rejestrowanych podczas zabiegów kardiochirurgicznych, a nie jak dotychczas spotykane w literaturze tylko pojedynczych termogramów.

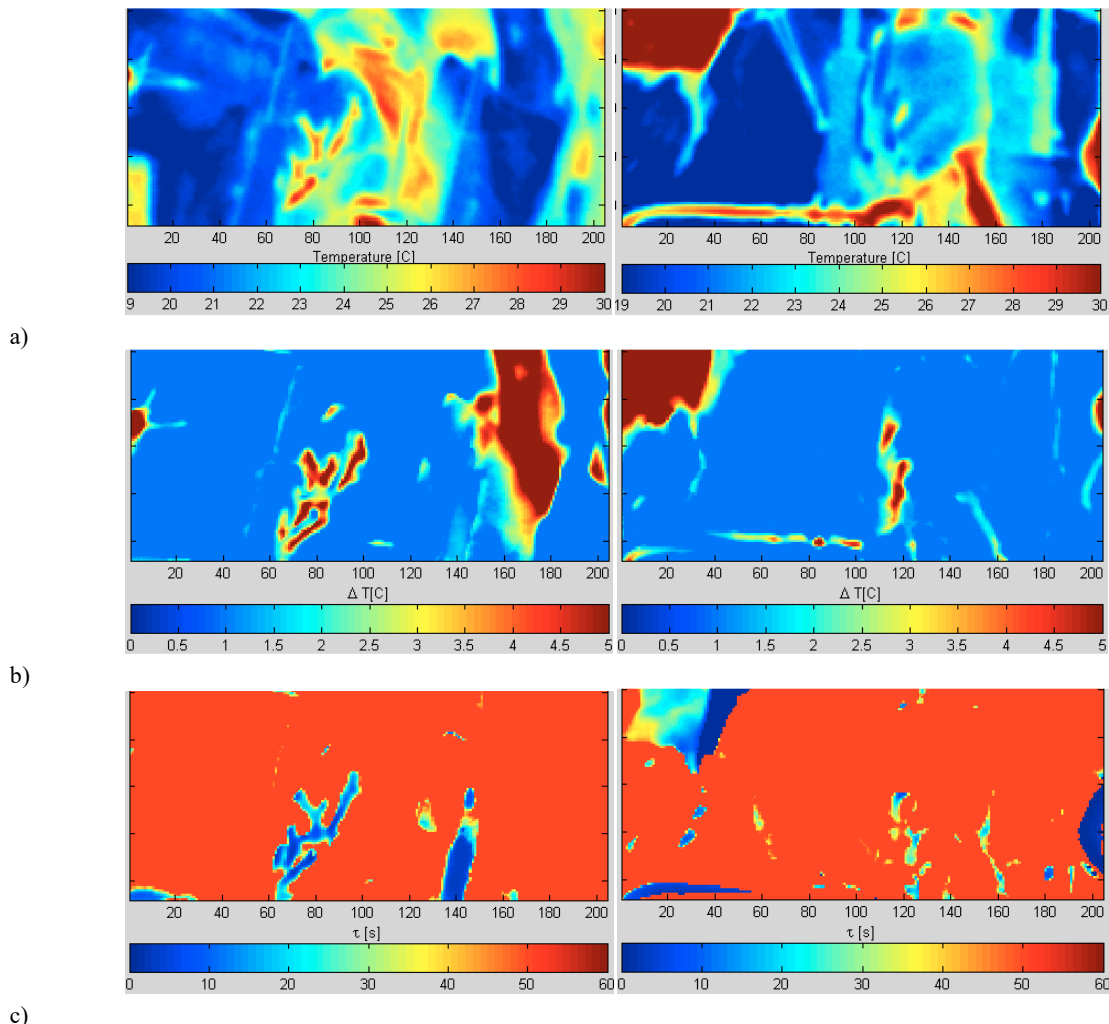
Poniżej przedstawiono wybrane aplikacje ATD podczas zabiegów kardiochirurgicznych, które były rejestrowane przez habilitanta. Są to zarówno rutynowo wykonywane operacje pomostowania tętnic wieńcowych (Coronary Artery Bypass Grafting - CABG), jak też zabiegi bez krążenia pozaustrojowego, tzw. małoinwazyjne - Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting - OPCABG - w których fragment serca unieruchamiany jest specjalnym stabilizatorem oraz zabiegi eksperymentalne podczas badań in-vivo na zwierzętach (świnia domowa).

Obrazowanie termiczne w operacjach pomostowania tętnic wieńcowych CABG [WoS16]

Na obrazie termowizyjnym możliwe jest określenie stanu drożności poprowadzonych pomostów. W praktyce kardiochirurgicznej najczęściej stosuje się do takiej oceny przepływomierze magnetyczne oraz mniej dokładne badanie palpacyjne (dotykowe). Palcami jednej ręki zaciska się dogłównie pomost, a palcami drugiej przesuwają się wzdłuż pomostu w kierunku zespolenia z tętnicą wieńcową porcją krwi. Przesunięcie słupa krwi powinno odbywać się bez wyraźnych oporów. Obie metody wymagają bezpośredniego kontaktu z pomostem, co może spowodować jego mechaniczne uszkodzenie (zmiżdżenie jego ściany lub uraz błony wewnętrznej) i w konsekwencji powikłania zakrzepowe, a tym samym szybkie zwężenie jego średnicy, co upośledza drożność. Zastosowanie metody termowizyjnej oceny przepływu eliminuje takie zagrożenia, gdyż z całą pewnością można bezinwazyjnie ocenić drożność wytworzonego pomostu. Na rysunku 10 przedstawiono wyniki opracowanej przez habilitanta metody z wykorzystaniem kamery termograficznej i analizy sekwencji

obrazów termicznych. Na rysunku zaprezentowane są obrazy termograficzne zespolenia LIMA-LAD (TPW – lewa tętnica piersiowa wewnętrzna, TPZ – lewa gałąź zstępująca) po zdjęciu zacisku z TPW. Poniżej zaprezentowano wyniki badania termograficznego prowadzonego w trakcie operacji pomostowania tętnic wieńcowych. Na rysunkach zaprezentowano zarówno termogramy jak i obrazy parametryczne. Poniższe rysunki prezentują obrazy parametryczne wyznaczone zgodnie z zależnością (2). Lewa kolumna przedstawia wyniki dla Przypadku 1 - prawidłowo funkcjonujący pomost, prawa dla Przypadku 2 – niedrożny pomost, wymagający rewizji. Widać iż stała czasowa przyjmuje wartości bliskie 20 sekund w miejscach występowania naczyń wieńcowych, które wypełniają się ciepłą krwią napływającą przez pomost (ogrzewają się). Pozostała część miokardium pozostaje schłodzona i charakteryzuje się bardzo długimi stałymi czasowymi (nie ogrzewa się).

Na obrazach stałych czasowych widać, które fragmenty charakteryzują się dużą dynamiką zmian temperatury, a które w zasadzie nie zmieniają się (jednolity czerwony kolor). Dla Przypadku 1 (lewa kolumna) można zaobserwować gałąź tętnicy wieńcowej TPZ z odchodzącymi diagonalnymi (lewy dolny kwadrant obrazu). Natomiast dla Przypadku 2 widać jedynie cieplejszy fragment lewej tętnicy piersiowej do miejsca połączenia z TPZ, która pozostaje zimna. Podobnie wyglądają obrazy parametru ΔT , gdzie obserwowany wzrost temperatury pomostu i gałęzi tętnic wieńcowych wynosi około 4°C .



Rys. 10. Rekonstrukcja obrazów parametrycznych; a) – termogramy serca zapisane w 20 sekundzie od zwolnienia zacisku z pomostu; b) przyrost temperatury; c) stałe czasowe – wg (2)

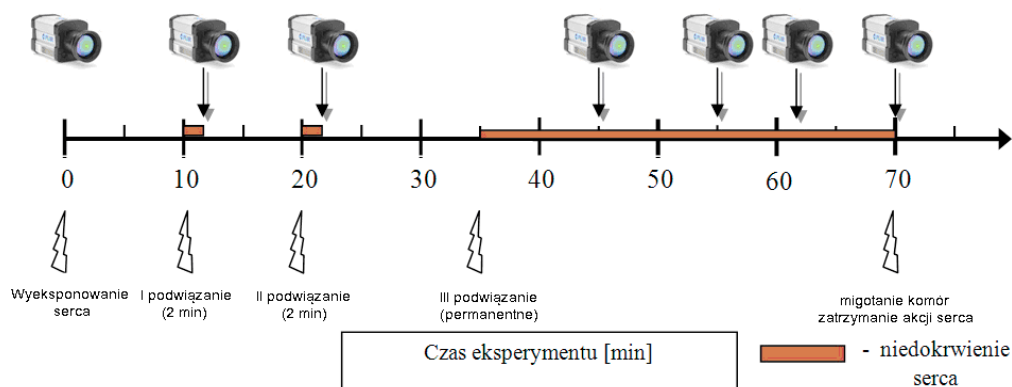
Widać szybki napływ ciepłej krwi do schłodzonego miokardium. Przypadek stwierdzenia braku wzrostu temperatury w naczyniu wieńcowym, czyli w praktyce braku przepływu krwi, jest wskazaniem do natychmiastowego zrewidowania chirurgicznego nie funkcjonującego graftu. Na rysunku widać termogramy i obrazy parametryczne prawidłowo funkcjonującego pomostu, co objawia się szybko

rosnącą temperaturą pomostowanego naczynia wieńcowego na tle schłodzonego serca. Na obrazach parametrycznych obliczonych dla czasu 30 sekund od zdjęcia zacisku z utworzonego pomostu widać, iż zmieniała się temperatura naczynia wieńcowego i jego najbliższego otoczenia. W miarę upływu czasu ciepła krew będzie się rozprzestrzeniała po całym miokardium. W przypadku utworzenia niedrożnego pomostu na termogramach i obrazach parametrycznych nie będzie widoczne naczynie wieńcowe, do którego poprowadzono pomost. Również pomost, w którym występują duże opory przepływu krwi, będzie możliwy do wykrycia bazując na analizie szybkości zmian temperatury, np. poprzez analizę obrazu pochodnej zmian temperatury względem czasu. W przypadku wykrycia takiego źle funkcjonującego pomostu istnieje natychmiastowa po badaniu termograficznym możliwość jego naprawy. Zatem monitoring termograficzny w trakcie interwencji kardiochirurgicznych umożliwi szybką weryfikację postępowania kardiochirurgicznego, niezależnie od badań diagnostycznych przeprowadzanych przed operacją pacjenta (koronarografia, EKG, ultrasonografia i inne).

Badanie reperfuzji mięśnia serca dla wywołanego hartowania

W eksperymentach in-vivo na zwierzętach (świnia domowa) - 6 eksperymentów na 6 świniach, habilitant z zespołem lekarzy kardiochirurgów i biologów przeprowadzał badania nad zastosowaniem metod termograficznych w szeroko rozumianej ochronie śródoperacyjnej podczas zabiegów kardiochirurgicznych. Celem badawczym było określenie czy termografia jest w stanie wychwycić zmiany związane z hartowaniem mięśnia serca na epizody niedokrwienne, czy też nie. Zespołowi zależało również na potwierdzeniu hipotezy, że hartowanie (preconditioning) rzeczywiście wydłuża czas odporności mięśnia serca na niedokrwienie.

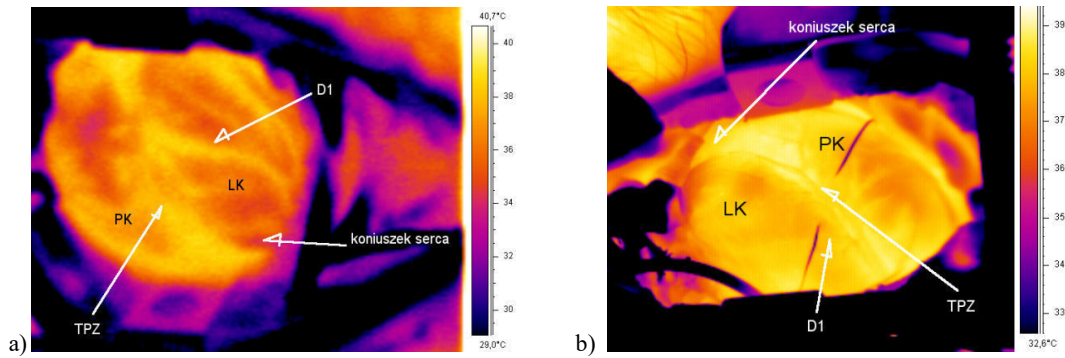
Procedura eksperymentalna polegała na wywołaniu tzw. efektu preconditioningu, hartowania serca [WoS11][C20][C21], poprzez czasowe wywołanie upośledzenia krążenia w lewej tętnicy wieńcowej, polegające na podwiązaniu chwilowym (2 minuty) TPZ, zgodnie ze schematem pokazanym na rysunku 11, a następnie permanentnym podwiązaniem TPZ, prowadzące do zawału i zatrzymania akcji serca.



Rys. 11. Oś czasu z zaznaczonymi momentami podwiązań TPZ (LAD) i rozpoczęcia zapisu termograficznego

Habilitant opracował procedury i harmonogram eksperymentu, brał bezpośredni udział w eksperymentach oraz zaproponował algorytm analizy zgromadzonych danych termograficznych. Prezentowane obrazy termograficzne i parametryczne serca mogą występować w dwóch orientacjach w przestrzeni. Dla ułatwienia interpretacji rysunków, na rysunku 12 przedstawiono możliwe sposoby ułożenia serca z zaznaczonymi głównymi szczegółami anatomicznymi.

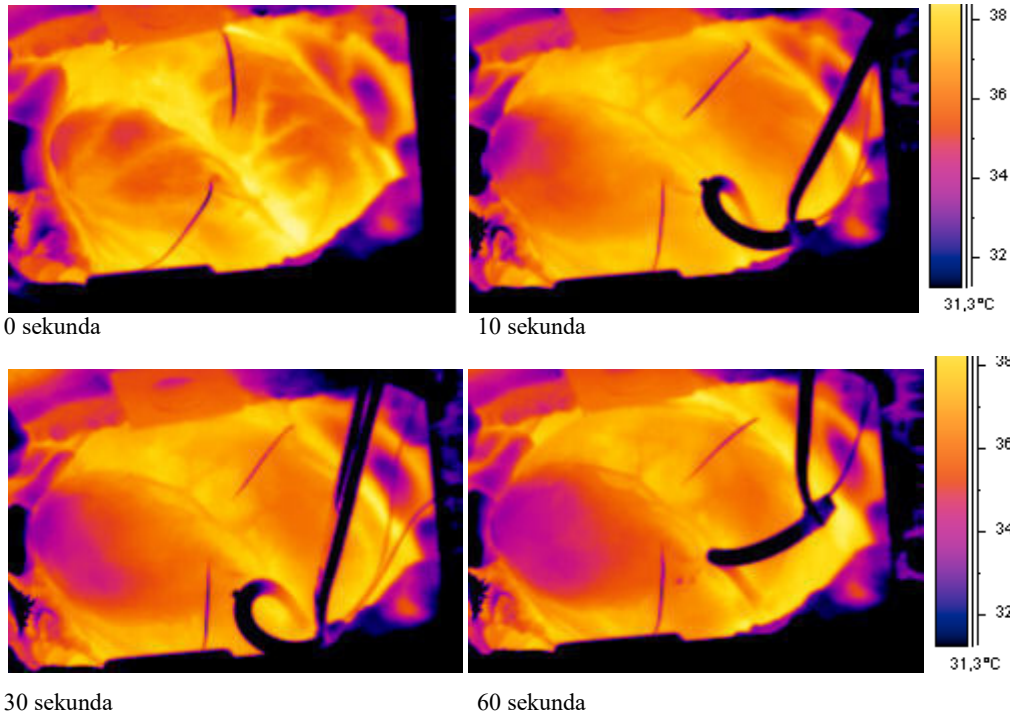
W eksperymentach ATD stosowano wymuszone ogrzewanie lub chłodzenie w postaci skoku jednostkowego. Jako źródła zewnętrznego wymuszenia cieplnego stosowano lampy halogenowe o łącznej mocy elektrycznej 1000W, generujące moc cieplną o gęstości rzędu 40 mW/cm². Szczegóły procedury opisano w [WoS5][WoS16][C22].



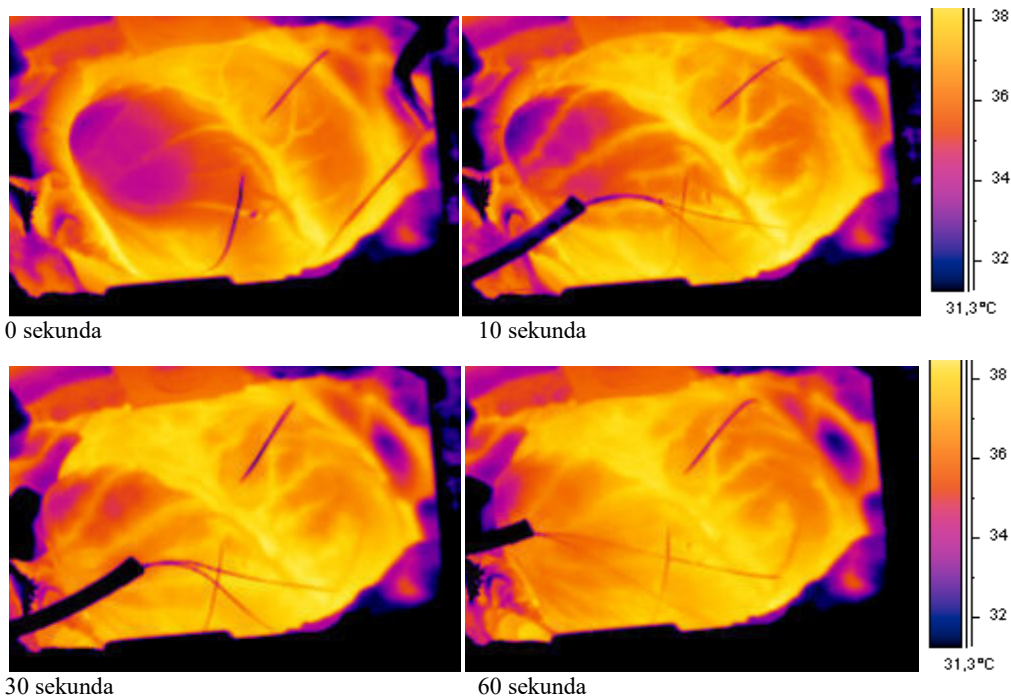
Rys. 12. a) Termogram serca - kamera THV 900SW/TE; b) termogram serca – kamera FLIR SC3000; TPZ (LAD) – tętnica przednia zstępująca, D1 – gałąź diagonalna, LK – powierzchnia lewej komory serca, PK – powierzchnia prawej komory serca

Seria termogramów na rysunku 13 przedstawia proces zmian temperatury na powierzchni mięśnia serca dla przypadku czasowego zamknięcia (1 minuta) przepływu krwi w tętnicy przedniej zstępującej (TPZ), powyżej gałęzi diagonalnej D1. Takie postępowanie jest charakterystyczne dla procedury hartowania (preconditioningu) mięśnia serca. Chwilowe (1 do 2 minut) niedokrwienie mięśnia serca nie powoduje destrukcji komórek, a po ustąpieniu niedokrwienia wywołuje w mięśniu reakcje obronne, które skutecznie przeciwdziałają potencjalnym dłuższym epizodom niedokrwieniowym. Zapisu termogramów dokonano w pomieszczeniu klimatyzowanym o temperaturze 23°C, bez wymuszonego ruchu powietrza, po osiągnięciu stanu równowagi temperatury serca po jego wypreparowaniu z worka osierdziowego.

Kolejne termogramy ilustrują zmiany (spadek) temperatury na powierzchni ściany przedniej serca podczas fazy niedokrwienia ściany lewej komory serca - rys. 13a oraz podczas fazy reperfuzji po zwolnieniu zacisku z TPZ – rys. 13b.

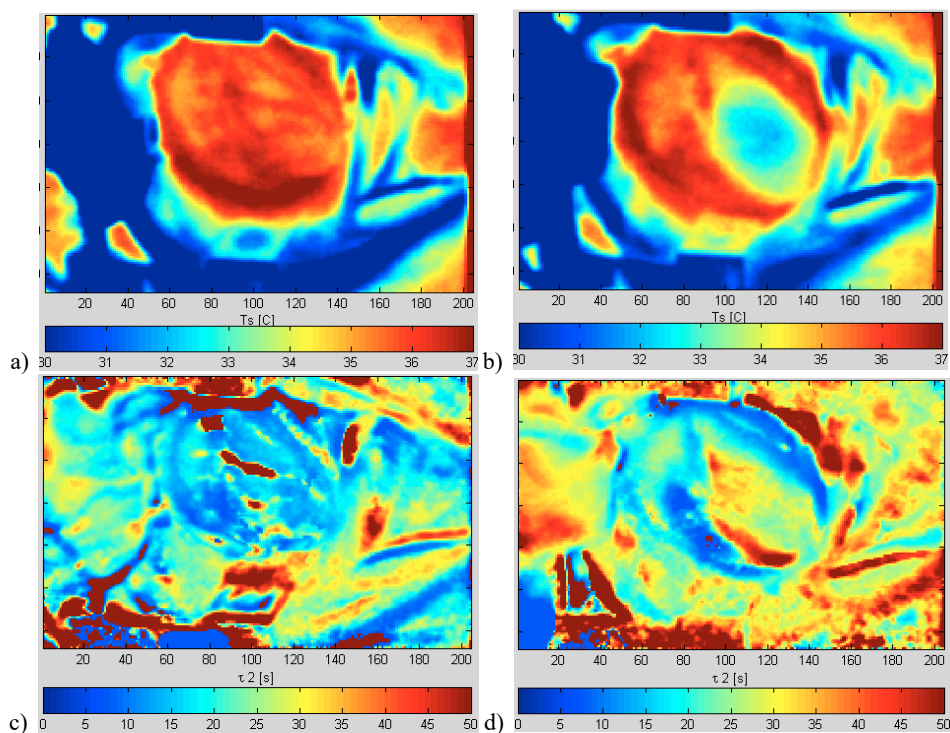


Rys. 13a. Termogramy serca świni domowej w fazie niedokrwienia ściany lewej komory serca w wyniku podwiązania TPZ; czas podawany od momentu zaciśnięcia TPZ; kamera FLIR SC3000



Rys. 13b. Termogramy serca świni domowej w fazie reperfuzji po epizodzie niedokrwinnym wywołanym poprzez zaciśnięcie TPZ; czas podawany od momentu zwolnienia zacisku z TPZ;

W obu fazach zaprezentowano kolejno, wierszami termogramy dla czasu 0, 10, 30, 60 sekund od zaciśnięcia/zwolnienia TPZ. Zapis termogramów wykonano kamerą FLIR SC 3000, zatem ułożenie serca jest zgodne z rysunkiem 12b. Badanie termograficzne umożliwia potwierdzenie skuteczności procedury hartowania. Skuteczny preconditioning w obrazie termograficznym daje wzrost temperatury powierzchni serca w stosunku do stanu przed wywołanym niedokrwieniem oraz skrócenie stałych czasowych modelu eksponencjalnego.



Rys. 14. Termogramy statyczne a) i b); zrekonstruowane obrazy stałych czasowych τ_2 ; c) i d) dla pomiarów zapisanych w 24 min (kolumna z lewej strony) i 55 min (kolumna z prawej strony)

Na rysunku 14b i d, wyraźnie widać obszar upośledzonego krążenia, pomiędzy gałęzią diagonalną D1 a TPZ, charakteryzujący się temperaturą niższą o około 3°C niż prawidłowo ukrwiony mięsień oraz stałą czasową τ_2 wynoszącą ponad 30 sekund (jasno żółty kolor). Porównując otrzymane wyniki, można wstępnie stwierdzić, iż dla procedury polegającej na wielokrotnym wstrzymaniu na 2 minuty napływu krwi do TPZ, obserwuje się w efekcie wyraźniejsze skrócenie stałych czasowych τ_2 [s], co można interpretować jako zwiększenie natężenia przepływu krwi w mięśniu serca, w porównaniu z procedurą z jednonminutowymi epizodami niedokrwieniami. Niemniej procedura jednonminutowa jest również skuteczna, gdyż serce pracowało w obu przypadkach prawie tak samo długo. Na termogramach, oprócz granic obszaru strefy zawału widać także układ naczyń wieńcowych: tętnic i żył. Temperatura tych naczyń różni się od temperatury mięśnia w przebiegu dynamicznych procesów wymiany ciepła ze względu na inne wartości parametrów cieplnych ścian naczyń krwionośnych.

4.2. Ocena rany oparzeniowej

Metoda diagnostyczna, która umożliwiłaby obiektywną, wczesną i opartą na ilościowych kryteriach ocenę głębokości rany oparzeniowej jest nadal przedmiotem badań [C23, C24, C25, C26, C27, C28]. Ocena ta ma podstawowe znaczenie dla podjęcia decyzji co do sposobu leczenia miejscowego – zachowawczego lub chirurgicznego. Z kolei wybór jednego z nich determinuje cały przebieg leczenia chorego oparzonego, a skutki są znamienne zarówno w wymiarze klinicznym, jak i ekonomicznym. Są to przesłanki dla których podjęto badania nad wdrożeniem metod Aktywnej Termografii Dynamicznej w diagnostyce rany oparzeniowej.

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest optymalizacja procedury ATD w diagnostyce oparzeń [WoS3][WoS8][WoS10]. W wyniku prowadzonych prac wykazano, że już w drugiej dobie po wywołaniu oparzenia możliwe jest przy wykorzystaniu ATD, rokowanie co do głębokości rany oparzeniowej i sposobu jej dalszego leczenia.

Oryginalnym osiągnięciem jest zaprojektowanie i prowadzenie eksperymentów in-vivo na zwierzętach (świnia domowa), w celu kalibracji metody i uwiarygodnienia statystycznego uzyskiwanych wyników [WoS1][WoS7].

Oryginalnym osiągnięciem jest opracowanie i implementacja procedur skutecznych badań w warunkach klinicznych i ich wdrożenia w Klinice Chirurgii Plastycznej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego w Gdańsku oraz w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach [WoS2][WoS12].

Istnieje kilka podziałów głębokości ran oparzeniowych, wg różnych kryteriów. Najszerzej stosowany w praktyce klinicznej jest obecnie podział na stopnie: I, IIa, IIb i III, oparty na wyglądzie rany, obrazie histopatologicznym i zdolności tkanki do samoistnego gojenia. Problematyczne z diagnostycznego punktu widzenia są oparzenia pośrednie IIa i IIb, a określenie to jest istotne gdyż stopień IIa wygoi się samoistnie, a IIb przysparzał będzie wielu problemów i lepiej leczyć go chirurgicznie. Innym coraz bardziej popularnym podziałem rany oparzeniowej jest kryterium zagojenia, bądź nie, w ciągu kolejnych 3 tygodni leczenia. Na podstawie obserwacji klinicznych ustalono, że jest to okres, w którym goją się wszystkie oparzenia powierzchowne, za które uważane są rany oparzeniowe I° oraz IIa°. Straty metaboliczne chorego, jak i koszty leczenia są stosunkowo niskie. Powstała w wyniku zagojenia blizna jest korzystna zarówno estetycznie jak i czynnościowo. Natomiast oparzenia głębokie, do których zaliczane są oparzenia III° oraz IIb°, goją się dłużej niż 3 tygodnie pozostawiając przerostową, przykurczającą bliznę, niezadowalającą pod względem estetycznym i czynnościowym. Straty metaboliczne chorego oraz destrukcja tkanek są bardzo duże, pomimo intensywnego i drogiego leczenia. Dlatego też obecnie przeważa pogląd, że oparzenia IIb° należy z punktu widzenia wyboru sposobu leczenia traktować jak oparzenia pełnej grubości skóry – a więc leczyć chirurgicznie. Pozostaje jednak w tej niejednoznacznej pod względem wyglądu i prognozy co do zagojenia w czasie 3 tygodni grupie pewien odsetek ran, które mimo niekorzystnej prognozy, zagoją się. Rany te, z kolei,

powinny być leczone zachowawczo. Rozbieżności pomiędzy prognozą zagojenia ran o trudnej do określenia głębokości (indeterminate burns), a faktycznym wynikiem zagojenia są bardzo duże. Dla tej grupy ran Heimbach określa obrazowo dokładność oceny klinicznej „jak rzut monetą”, czyli na około 50% [C29].

W swoich badaniach zespół przyjął drugi podział, czyli kryterium zagojenia w ciągu 3 tygodni. Ułatwia to zadanie diagnostyczne metody, bowiem tkanki dzielimy tylko na dwie klasy. Badania, w których brał udział habilitant, podzielono na kilka etapów: modelowanie numeryczne termicznych stanów przejściowych stanu tkanki normalnej oraz oparzonej o różnym stopniu oparzenia - modele wykonał habilitant; badania eksperymentalne in-vivo na zwierzętach, aż po próby kliniczne w Klinice Chirurgii Plastycznej GUMed oraz w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach - w obu przypadkach wiodący udział polegający na projektowaniu badań, czynnym udziale w badaniach i późniejszych analizach przypadków habilitantowi.

Materiał prac zebrano w [WoS1][WoS2][WoS12]. Badania uzyskały zezwolenie Lokalnej Komisji Etycznej ds. Doświadczeń na Zwierzętach Akademii Medycznej w Gdańsku oraz Niezależnej Komisji Bioetycznej do Spraw Badań Naukowych przy Akademii Medycznej w Gdańsku.

W pracach badawczych wytyczono następujące cele:

1. ocena oraz porównanie przydatności wybranych metod obrazowania w podcierwieni (IRI): termografii statycznej (TS) oraz aktywnej termografii dynamicznej (ATD) w ocenie głębokości ran oparzeniowych w doświadczeniu na zwierzętach [WoS1];
2. porównanie wartości ww. metod w odniesieniu do powszechnie używanych metod klinicznych (podziału na stopnie I, IIa, IIb, III i wg kryterium zagojenia rany w czasie 3 tygodni po oparzeniu) oraz uważanej za referencyjną dla wszystkich metod oceny histopatologicznej;
3. opracowanie obiektywnego kryterium podziału głębokości ran oparzeniowych przy pomocy powyższych metod dla wyboru właściwego sposobu leczenia [WoS2][WoS12].

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowanie modelu numerycznego oraz przeprowadzenie symulacji skóry zdrowej i oparzonej, który posłużył do badań wstępnych przed przystąpieniem do projektowania eksperymentów na zwierzętach i prób klinicznych.

Symulacje numeryczne termicznego modelu skóry

Znając wartości podstawowych parametrów cieplnych żywej skóry, jej budowę, czynność oraz procesy rozchodzenia się ciepła (przy wszystkich ograniczeniach wiedzy na te tematy), można opracować model cieplny skóry nieoparzonej. Następnie, znając procesy i zjawiska mające miejsce w ranie oparzeniowej (przy jeszcze większych ograniczeniach), można analogicznie próbować zbudować modele cieplne skóry oparzonej dla poszczególnych głębokości ran. Modele takie należy później skorygować opierając się na wynikach uzyskanych z przeprowadzonego doświadczenia na zwierzętach. Osiągnięte wyniki modelowania przedstawione zostały w [WoS3].

Dla potrzeb **modelu cieplnego nieoparzonej skóry świni** habilitant wyróżnił następujące warstwy określając jednocześnie ich grubość d i unaczynienie (Rys. 15):

1. Naskórek, $d = 0 - 0,05$ mm, brak unaczynienia,
2. Skóra właściwa, $d = 0,05 - 3$ mm
 - a. warstwa brodawkowata, $d = 0,05 - 1$ mm zawierająca splot naczyń skóry powierzchniowy,
 - b. warstwa siateczkowata, $d = 1 - 3$ mm zawierająca splot skóry głęboki na granicy z tkanką podskórną, w przybliżeniu $d = 2,5 - 3$ mm.
3. Tkanka podskórna, $d \geq 1,5$ mm, o skąłym w stosunku do skóry unaczynieniu, pomimo że nie jest to anatomiczna warstwa skóry, wzięto ją pod uwagę jako bezpośrednio przylegającą i mającą wpływ na rozchodzenie się ciepła.

Rozpatrując parametry cieplne: przewodność cieplną k i objętościowe ciepło właściwe ρc_w , uwzględniono:

- temperaturę otoczenia $T_a = 23$ °C, ciśnienie atmosferyczne $P_{atm} = 101,351$ kPa, przyspieszenie ziemskie $g = 9,81$ m/s²,

- temperaturę na powierzchni skóry T_p , temperatury poszczególnych warstw skóry T_w i temperaturę wewnętrzną w pobliżu granicy tkanki podskórnej z tkanką mięśniową T_w ,
- wymianę ciepła na powierzchni skóry z otoczeniem i tkankami leżącymi głębiej w warunkach względnej równowagi cieplnej, jak w termografii statycznej oraz po zadziaaniu krótkim pobudzeniem cieplnym, jak w ATD.

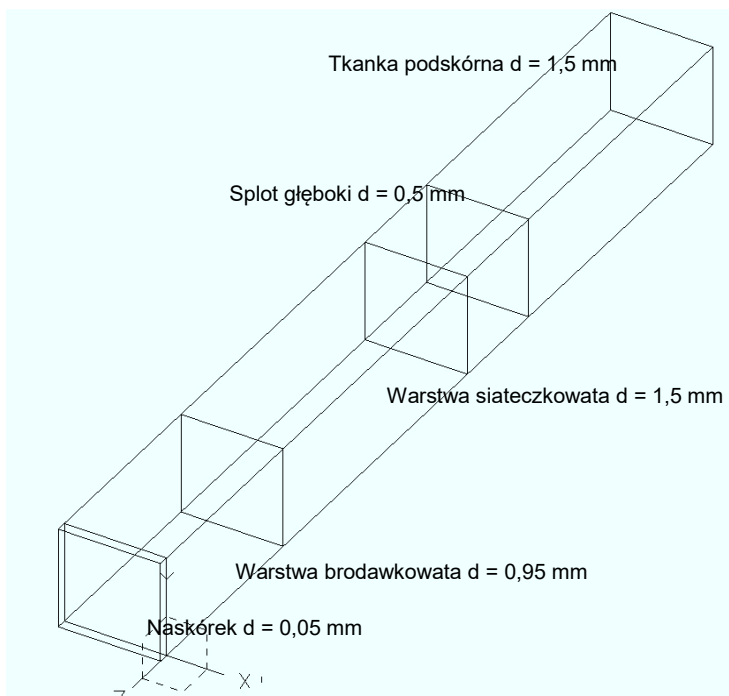
Dla naskórka przyjęto temperaturę z wykonanych *in vivo* pomiarów na powierzchni skóry, $T_p = 35,0$ °C, a jako dla struktury nieunaczynionej wartości k oraz ρc_w zmierzone *in vitro* przez Henriquesa i Moritza [C30, C31]: $k = 0,21$ W/(m·K), $\rho c_w = 3,62 \cdot 10^6$ J/(m³·K).

Dla poszczególnych warstw nieoparzonej skóry właściwej przyjęto wartości T_w , k oraz ρc_w uzyskane z pomiarów metodą inwazyjną przez Hryciuka [C32] i wsp. w doświadczeniu na świni domowej. Należy zaznaczyć, że k i ρc_w , ze względu na rozrzut wartości pomiarów w warstwach głębszych od 1 mm są wyliczone zgodnie z interpolacją liniową.

Zgodnie z powyższymi rozkładami, dla skóry właściwej przyjęto wartości: $T_w = 36 - 36,8$ °C, $k = 0,4 - 0,35$ W/(m·K) oraz ρc_w od $3,6 \cdot 10^6$ J/(m³·K) (na granicy z naskórkiem) poprzez $3,2 \cdot 10^6$ J/(m³·K) na głębokości 1 mm do $2,2 \cdot 10^6$ J/(m³·K) na głębokości 3 mm, wówczas:

- dla warstwy brodawkowatej: uwzględniając dodatni wpływ krążenia w splocie powierzchniowym o około 20%, temperatura wzrasta w stosunku do powierzchni skóry o około 1 °C; $T_w = 36$ °C, wówczas zwiększona $k = 0,48$ W/(m·K), $\rho c_w = 3,32 \cdot 10^6$ J/(m³·K);
- dla warstwy siateczkowatej: $T_w = 36 - 36,8$ °C, zakładając niewielki spadek k w stosunku do warstwy brodawkowatej na głębokości 1 – 3 mm i uwzględniając dodatni wpływ krążenia w splocie skórnym głębokim o około 30%, powinna ona wzrosnąć na głębokości około 3 mm do $k = 0,52$ W/(m·K). Przyjęto dla tej głębokości $\rho c_w = 2,2 \cdot 10^6$ J/(m³·K).

Na granicy skóry właściwej i podskórnej tkanki tłuszczowej przyjęto $T_w = 36,8$ °C, na granicy podskórnej tkanki tłuszczowej i mięśni $T_w = 38,0$ °C, natomiast dla całej warstwy tkanki tłuszczowej następujące wartości: $k = 0,35$ W/(m·K) – co może odzwierciedlać mniejsze niż w wyższych warstwach unaczynienie i uwodnienie, $\rho c_w = 3,0 \cdot 10^6$ J/(m³·K).



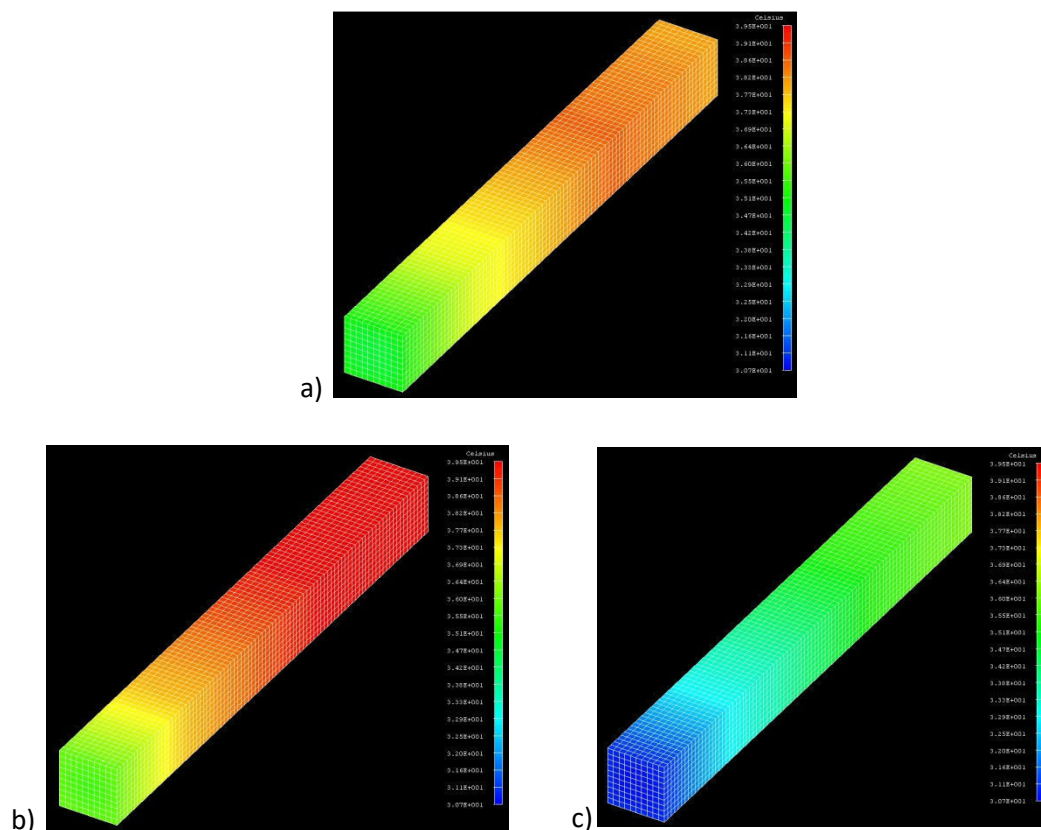
Rys. 15. Geometria modelu numerycznego skóry nieoparzonej

Tabela 1. Przyjęte do symulacji parametry warstwowego termicznego modelu skóry oparzonej

	d [mm]	k [W/(m·K)]	ρ [kg/m ³]	c_w [J/(kg·K)]	ρc_w [J/(m ³ ·K)]	φ [W/m ²]
Rana oparzeniowa, która zagoi się w czasie 3 tygodni						
Naskórek	0,05	0,31	1150	2965,217	3410000	2550
Warstwa brodawkowata	0,95	0,52	1116	3055,556	3410000	2070
Warstwa siateczkowata	1,5	0,48	1116	2419,355	2700000	2100
Splot głęboki	0,5	0,56	1116	2419,355	2700000	
Tkanka podskórna	1,5	0,35	971	3089,598	3000000	
Rana oparzeniowa, która nie zagoi się w czasie 3 tygodni						
Skóra właściwa	3,0	0,28	1150	3147,826	3620000	1500
Tkanka podskórna	1,5	0,35	971	3089,598	3000000	2000

d – grubość warstwy (*layer thickness*); k – przewodność cieplna (*thermal conductivity*); ρ – gęstość (*density*); c_w – ciepło właściwe (*specific heat*); ρc_w – objętościowe ciepło właściwe (*volume specific heat*); φ – strumień ciepła (*heat flux*)

Symulacje przeprowadzono w środowisku IDEAS SDRC. Uzyskane wyniki symulacji można odnieść bezpośrednio do badań in-vivo z użyciem metod termografii statycznej (TS) oraz ATD, czyli analiza stanu ustalonego oraz stanów przejściowych. Na Rys.16 zaprezentowano wyniki symulacji.

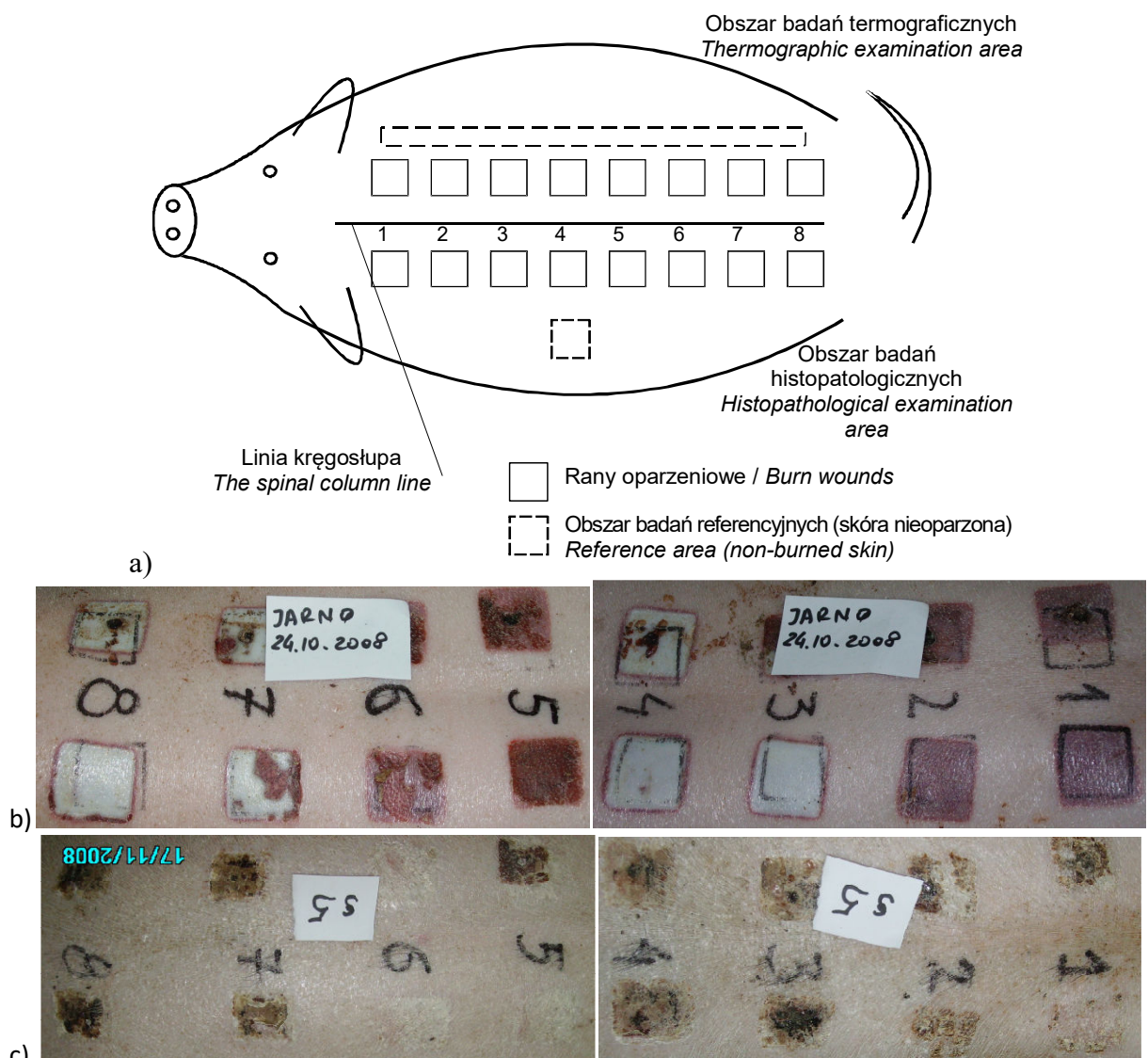


Rys. 16. Wyniki symulacji – wyliczony rozkład wartości temperatur w stanie ustalonym dla modelu numerycznego: a) skóry nieoparzonej, b) rany oparzeniowej, która zagoi się w czasie 3 tygodni, c) rany oparzeniowej, która nie zagoi się w czasie 3 tygodni

Wyniki symulacji i doświadczenia prezentują bardzo zbliżone wartości a co ważniejsze, relacje pomiędzy parametrem τ ran, które zagoją się w czasie 3 tyg. po oparzeniu i tych, które nie zagoją się w tym czasie, są ważące z punktu widzenia procedury klasyfikacji diagnostycznej. Stanowi to wiarygodną podstawę do stosowania metody ATD w diagnostyce klinicznej.

Badania in-vivo na zwierzętach

Przeprowadzone doświadczenia zaprojektowane przez habilitanta, in-vivo - na skórze świni domowej polegające na badaniach oparzeń o kontrolowanym stopniu, potwierdzają zgodność przyjętego mechanizmu zmian (2) [WoS1][WoS2][WoS12]. Widać wyraźne różnicowanie charakteru odpowiedzi oparzeń powierzchniowych (szybki wzrost temperatury) od oparzeń głębokich (powolny wzrost). Oparzeń dokonywano wg procedury opisanej w [WoS2] na grzbiecie świni wg zaadaptowanej procedury opisanej przez Singera i wsp. [C33] stemplem aluminiowym o wadze 150 g i wymiarach 2,5 cm × 2,5 cm × 7,5 cm i izolowanej rękojeści. Na każdej świni wykonano 16 ran oparzeniowych o łącznej powierzchni około 1,5% całkowitej powierzchni ciała (rys. 17).

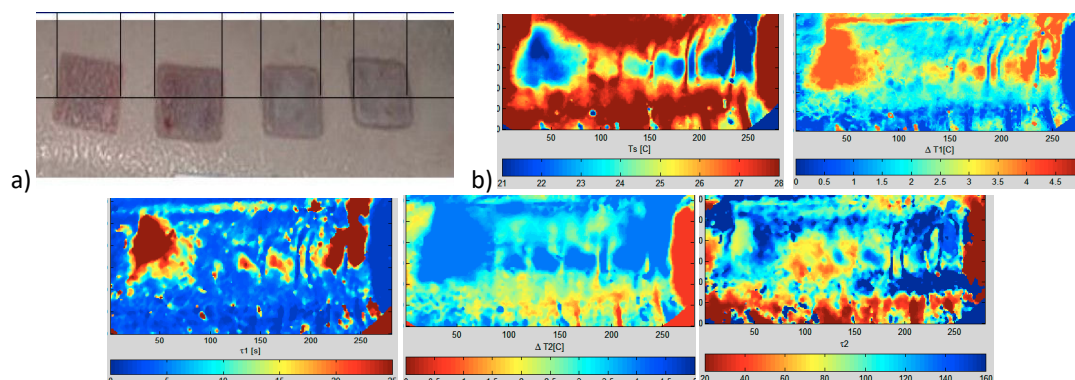


Rys. 17. Rozkład ran oparzeniowych badanych termograficznie i histopatologicznie oraz referencyjnych obszarów termograficznych na grzbiecie świni, a) schemat, b) zdjęcia ran oparzeniowych w drugiej dobie po wywołaniu oparzenia, c) zdjęcia ran oparzeniowych w 3 tygodnie po wywołaniu oparzenia

Dla uzyskania różnej głębokości oparzeń niepełnej (pośredniej) grubości skóry zastosowano następującą kombinację temperatur stempla oraz czasu jego przyłożenia, w wyniku czego uzyskano następujące głębokości wszystkich 64 ran oparzeniowych:

Parametry	nr rany	głębokość wg histopatologa
80 °C przez 5 s	– rany 1, 5	11,92 ± 2,98% gswmp (grubości skóry w miejscu pobrania),
80 °C przez 15 s	– rany 2, 6	21,58 ± 3,22% gswmp,
80 °C przez 25 s	– rany 3, 7	47,8 ± 18,16% gswmp,
90 °C przez 60 s	– rany 4, 8	67,3 ± 14,65% gswmp.

W analizach stanów przejściowych jako bodziec zewnętrzny wymuszający przepływy ciepła w tkance, stosowano schładzanie zimnym strumieniem powietrza o temperaturze 0°C i czasie trwania bodźca od 10 do 120 sekund. Dodatkowo poczyniono następujące założenia - właściwości termiczne niezmiennie w rozważanym zakresie temperatur, procesy przejściowe związane z pobudzeniem są na tyle szybkie, iż nie występuje jeszcze zjawisko termoregulacji organizmu, pobudzenie termiczne musi być bezpieczne dla pacjenta. Przykładowe badanie zilustrowano na Rys. 18, gdzie od lewej - fotografia obszaru oparzeń w momencie wywołania oparzenia, w kolejnych kolumnach i wierszu drugim - termogramy i obrazy syntetyczne uzyskane w pierwszej dobie po wywołaniu oparzenia.



Rys. 18. Badanie in-vivo: wywołane oparzenie na powierzchni skóry świni domowej w kontrolowanych warunkach (za zgodą Lokalnej Komisji Etycznej); a) fotografia ran oparzeniowych w dniu wywołania oparzenia, b) uzyskane obrazy parametryczne ATD

Na podstawie analizy statystycznej, na zebranej i wyselekcjonowanej grupie ran oparzeniowych, wyznaczono parametry modelu i jako czynnik dyskryminujący przyjęto stałą czasową τ_2 , wyznaczoną dla 2 dnia po wywołaniu oparzenia (dłuższa stała czasowa-odzwierciedlająca mechanizmy działające w głębszych warstwach 1-2mm). Niestety w dalszych analizach, na większej grupie ran (osobników) okazało się, że występują duże różnice międzyosobnicze uzyskiwanych parametrów, które uniemożliwiały porównywanie wyników między poszczególnymi przypadkami (dla skóry nieoparzonej dla różnych osobników świni domowej uzyskiwano zupełnie różne wartości parametru τ_2 , niczym nieuzasadnione, a co za tym następowało uzyskiwano również nieprzystające wartości dla skóry oparzonej).

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowana metoda normalizacji parametru τ_2 względem obszaru skóry nieoparzonej - referencyjnej, zgodnie z zależnością(3) - zaprezentowane zostało to w pracy [WoS10]. Zaproponowana normalizacja konwertuje wyznaczone wartości τ_2 do przedziału [-1, 1] i pozwala na porównywanie parametru pomiędzy różnymi osobnikami:

$$\tau_{2n} = \frac{\tau_{2_i} - \tau_{2_ref}}{\tau_{2_i} + \tau_{2_ref}}, \quad (3)$$

gdzie: τ_{2_ref} - wyznaczona stała czasowa dla obszaru referencyjnego nieoparzonego.

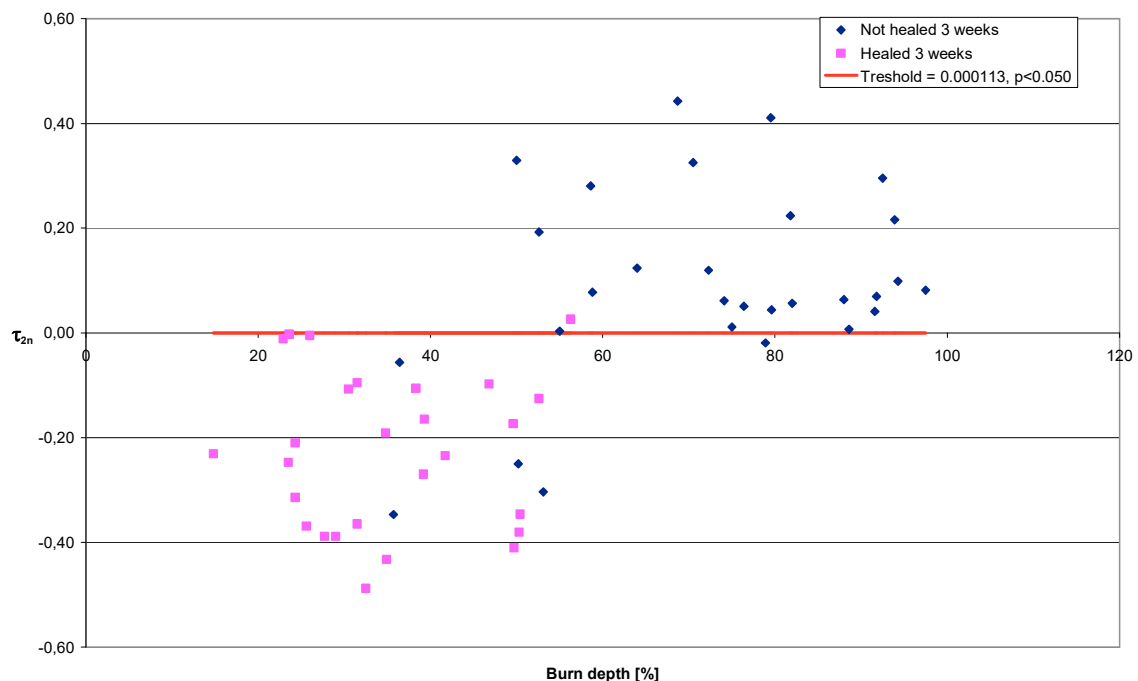
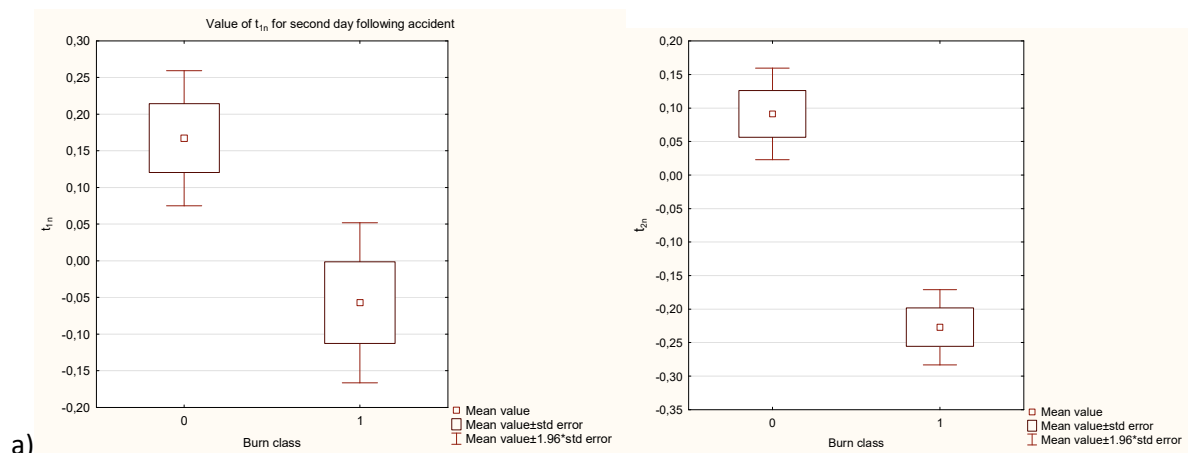
Procedura normalizacji pozwala na redukcję wpływu osobniczych różnic, które były obserwowane podczas eksperymentów i dzięki niej uzyskano wyraźne rozdzielanie ran pooparzeniowych na dwie

klasy ran, bazując na parametrze τ_{2n} , jak widać z analiz przedstawionych na rys. 19a).

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowana metoda klasyfikacji rany oparzeniowej na dwie klasy na podstawie zdefiniowanego parametru τ_{2n} : rany oparzeniowe - które zagoją się w przeciągu 3 tygodni oraz rany oparzeniowe które się nie zagoją samoistnie w przeciągu 3 tygodni, co odpowiada ostatnim trendom w diagnostyce i leczeniu oparzeń.

Wyznaczono dla grupy oparzeń które zagoiły się w ciągu 3 tygodni znormalizowaną stałą czasową równą $\tau_{2n} = -0,227 \pm 0,149$, (średnia głębokość oparzenia $35,24\% \text{ gswmp} \pm 11,18$) zaś dla grupy oparzeń które nie zagoiły się w ciągu 3 tygodni znormalizowaną stałą czasową równą $\tau_{2n} = 0,091 \pm 0,188$, (średnia głębokość oparzenia $72,12\% \text{ gswmp} \pm 17,67$).

Wyznaczony próg (threshold) w analizie ANOVA dla podziału na dwie grupy ran oparzeniowych (I - zagoją się w ciągu 3 tygodni; II – nie zagoją się w ciągu 3 tygodni) wynosi $0,000113$, $p < 0,050$.



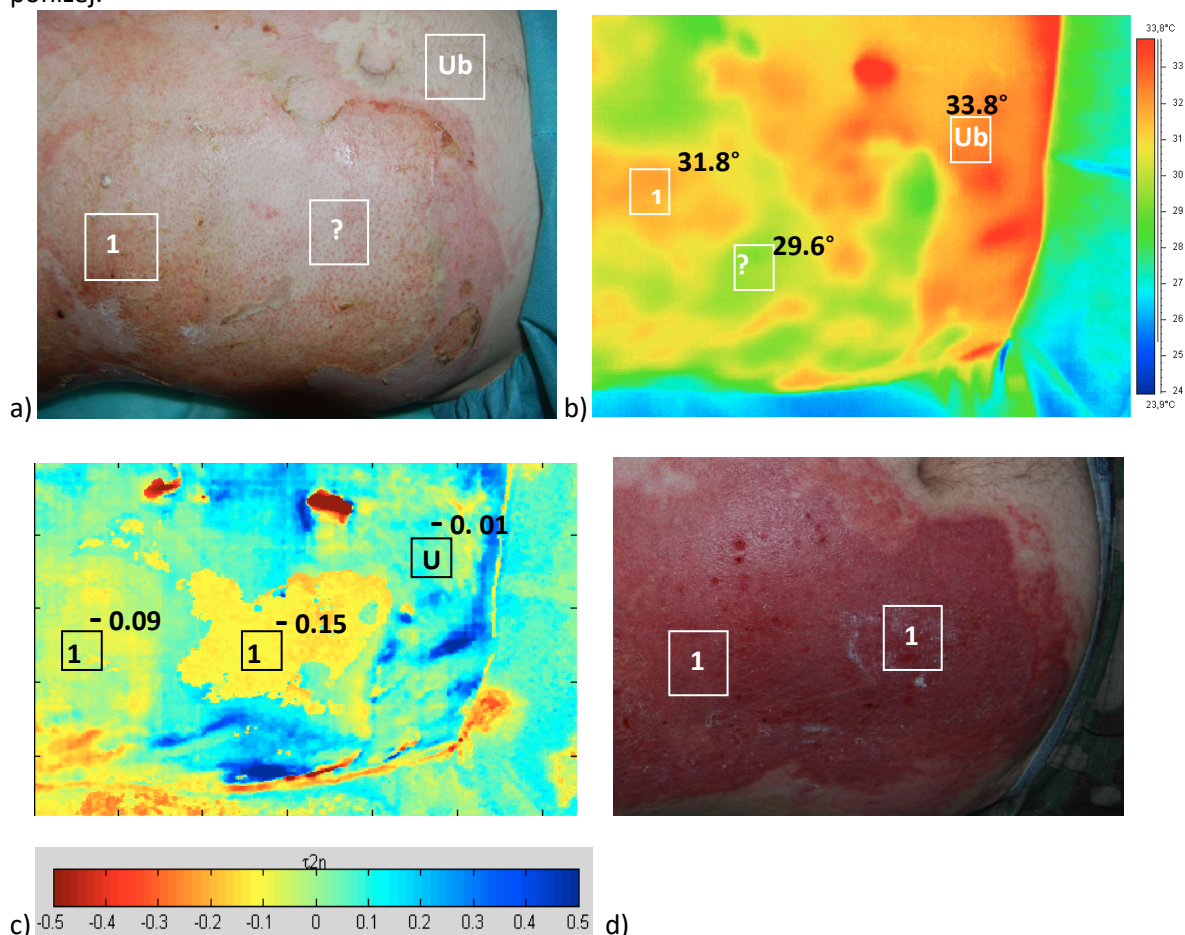
Rys. 19. Badanie in-vivo: wywołane oparzenie na powierzchni skóry świni domowej w kontrolowanych warunkach (za zgodą Lokalnej Komisji Etycznej); a) wartości średnie parametrów τ_{1n} i τ_{2n} wyznaczone dla drugiego dnia od wywołania oparzenia, b) rozkład wyznaczonych wartości parametru τ_{2n} dla drugiego dnia od wywołania oparzenia z naniesionym progiem dla rozdziału na dwie klasy tkanek

W Tabeli 2 zebrano wyznaczone parametry dla 4 metod stosowanych w eksperymentach. Zaproponowana metoda ATD uzyskała dobre współczynniki, nieznacznie gorsze od złotego standardu jakim jest inwazyjna metoda oznaczeń histopatologicznych.

Tabela 2. Porównanie właściwości stosowanych w eksperymentach metod

	Metoda kliniczna- obserwacja	Termografia statyczna ST	ADT	histpat (60%)	histpat (50%)
Dokładność (Accuracy)	60,7%	69,6%	83,9%	84%	89%
Czułość (Sensitivity)	47,2%	92,6%	77,8%	100%	85%
Specyficzność (Specificity)	85,0%	48,3%	89,7%	69%	93%

Ukoronowaniem prowadzonych badań było wykazanie użyteczności opracowanej i zoptymalizowanej metody w warunkach klinicznych, w Klinice chirurgii Plastycznej i Leczenia Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego oraz w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach. Uzyskane wyniki zostały opublikowane w [WoS1][WoS2][WoS12][WoS15]. Wynik przykładowego badania klinicznego oparzonego 19-letniego mężczyzny przedstawiono na rysunkach poniżej.



Rys. 20. Wynik badania klinicznego 19 letniego mężczyzny oparzonego gorącym olejem w drugiej dobie po oparzeniu; a) zdjęcie, b) termogram statyczny, c) obraz parametryczny τ_{2n} , d) zdjęcie po 3 tygodniach leczenia zachowawczego

Próbka pobrana w środku rany o nieokreślonej głębokości oparzenia do badania histopatologicznego

została oznaczona jako rana oparzeniowa o głębokości 50,4% gswmp. Wynik ten oznacza, że ta część ran powinna zagoić się samoistnie w ciągu trzech tygodni. Znaczenie oznaczeń na rysunku 20: U_b - skóra zdrowa nieoparzona; 1 = powierzchowne oparzenie, które zagoi się w ciągu 3 tygodni; ? = oparzenie o nieokreślonej głębokości (trudne do określenia metodą oglądu przez lekarza). Na odpowiednich obrazach parametrycznych ATD: średnia wartość τ_{2n} w obszarze U_b wyniosła -0,01. W obszarze zdiagnozowanym jako powierzchowne oparzenie τ_{2n} wynosiło -0,09. Wartość średnia dla obszaru o nieustalonej głębokości wyniosła -0,15. Wyznaczona wartość progowa parametru τ_{2n} dzieląca ranę oparzeniową na dwie klasy wynosi = 0,000113, zatem oba analizowane obszary "1" oraz "?" mają wartości τ_{2n} poniżej progu zatem należą do klasy ran, które powinny się zagoić w ciągu trzech tygodni leczenia zachowawczego. Zostało to potwierdzone w wyniku leczenia tego pacjenta - ostatnie zdjęcie pokazuje wynik gojenia - zdjęcie wykonane 3 tygodnie po oparzeniu - cały obszar brzucha został zaleczony w 3 tygodnie.

4.3. Monitoring gojenia ran pooperacyjnych

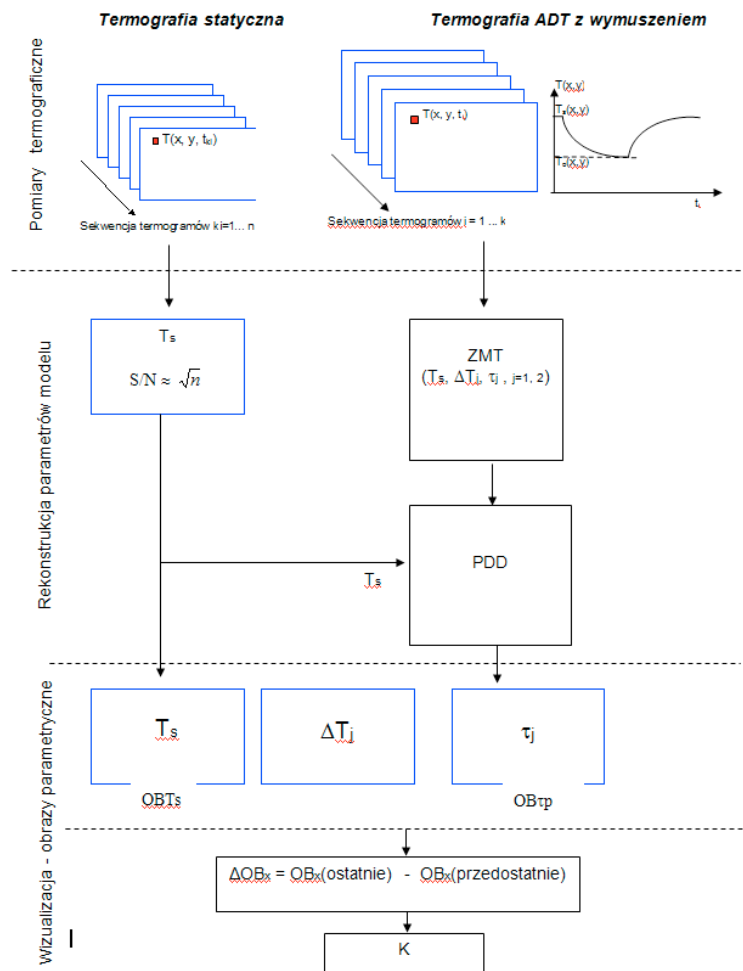
Celem badań, w których brał udział habilitant, było wykazanie skuteczności metody ATD i zaproponowanie deskryptorów do predykcji stanu rany pooperacyjnej, najpóźniej w 6 dobie po zabiegu chirurgicznym. Analizy przeprowadzono dla blisko 400 pacjentów Kliniki Kardiochirurgii i Chirurgii Naczyniowej GUMed [WoS13][WoS14][WoS15].

Powszechnie w praktyce klinicznej dokonuje się oceny stanu gojenia ran pooperacyjnych metodą oglądową. Najczęściej podczas zmiany opatrunku makroskopowo oceniany jest wygląd rany. Jest to ocena niedoskonała, a praktyka wskazuje, że około 10% pacjentów powraca na oddział szpitalny z powikłanymi ranami pooperacyjnymi [C34].

W medycynie znane jest zjawisko zmian temperatury powierzchni tkanki w zależności od jej stanu fizjologicznego, w szczególności wygojona rana posiada wyrównaną temperaturę na całym swoim obszarze. Ponieważ cechą charakterystyczną ran pooperacyjnych jest ich zniszczone aczkolwiek odbudowujące się unaczynienie, intensywny naciek z komórek zapalnych oraz nasilony metabolizm, można założyć, że badanie termograficzne mogłoby odróżniać obszar rany od otaczających, zdrowych tkanek oraz różnicować je między sobą, tj. rany gojące się prawidłowo od ran w których wystąpiło powikłanie. Szczególnie badanie tej patologicznej tkanki przy pomocy ATD może pozwolić na uzyskanie wielu cennych informacji na temat jej właściwości fizycznych, możliwości przewidywania odpowiedzi na leczenie oraz na temat zmian zachodzących w ranach pod wpływem leczenia.

Wypracowana przez zespół, unikalna metoda, polega na tym, iż badanie przeprowadza się co najmniej trzykrotnie w tych samych warunkach i według tej samej procedury. Pierwsze badanie przeprowadza się bezpośrednio przed rozpoczęciem operacji chirurgicznej, gdy pacjent jest przed procedurą anestetyczną, w celu zebrania danych referencyjnych. Drugie badanie przeprowadza się w dniu po operacji chirurgicznej oraz trzeci raz, gdy rokowania stanu zdrowia pozwalają na wypisanie pacjenta z oddziału szpitalnego. Jak pokazano na Rys. 20 w pierwszej kolejności przeprowadza się badanie metodą termografii statycznej w stanie ustalonym. Po aklimatyzacji termicznej pacjenta rejestruje się sekwencje termogramów badanej powierzchni pola pooperacyjnego z raną pooperacyjną w stanie ustalonym $T(x,y,t_{ki})$. Po czym przetwarza się te sekwencje termogramów $T(x,y,t_{ki})$ na obraz wynikowy T_s z poprawionym stosunkiem sygnału do szumu S/N. Następnie powierzchnię pola pooperacyjnego poddaje się stymulacji termicznej przy użyciu bodźca termicznego uzyskanego z układu wymuszenia termicznego zimna o kontrolowanej amplitudzie A i czasie trwania t_b , tak by osiągnąć temperaturę tkanki porównywalną z temperaturą

otoczenia. Dalej prowadzi się rejestrację sekwencji termogramów badanej powierzchni z raną pooperacyjną w fazie wymuszenia termicznego $T(x,y,t_i)$. Po upływie ustalonego czasu trwania t_b zaprzestaje się działania bodźca termicznego i prowadzi się wciąż rejestrację sekwencji termogramów badanej powierzchni pola z raną pooperacyjną w fazie powrotu do osiągnięcia stanu ustalonego przez czas nie krótszy niż $3 \times t_b$. Algorytm analizy zaproponowany przez habilitanta zilustrowany jest na Rys. 21 oraz w dalszym opisie w tekście [C35].



Rys. 21. Algorytm metody obróbki danych: od pomiaru do decyzji

Oryginalnym osiągnięciem habilitanta jest zaproponowana metoda analizy danych zgromadzonych w kolejnych dniach po operacji, definicja parametru score τ_2 i jego eksperymentalna weryfikacja w warunkach klinicznych w monitoringu gojenia ran pooperacyjnych.

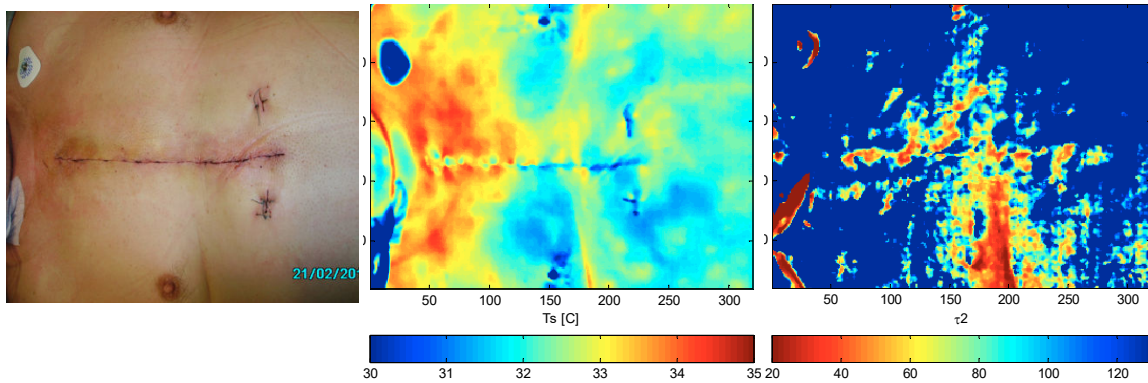
Z uzyskanych sekwencji termogramów wyznacza się w procedurze dopasowania danych (PDD) parametry zastępczego modelu termicznego (ZMT), który opisany jest sumą funkcji eksponencjalnych (2). Opisaną procedurę badań powtarza się wyznaczając obrazy parametryczne OBT_s , $OB\tau_p$, dla każdego badania, po czym wyznacza się obrazy parametryczne różnicowe ΔOB_x analizując ostatnie badanie (6 doba) z badaniem przedostatnim (3 doba).

Następnie dokonuje się klasyfikacji (K) parametrów w celu wizualizacji obszarów o zmienionych właściwościach termicznych, poprzez analizę obrazów parametrycznych w stanie ustalonym ΔOBT_s , obrazów parametrycznych w stanie powrotu do stanu ustalonego $\Delta OB\tau_p$, z

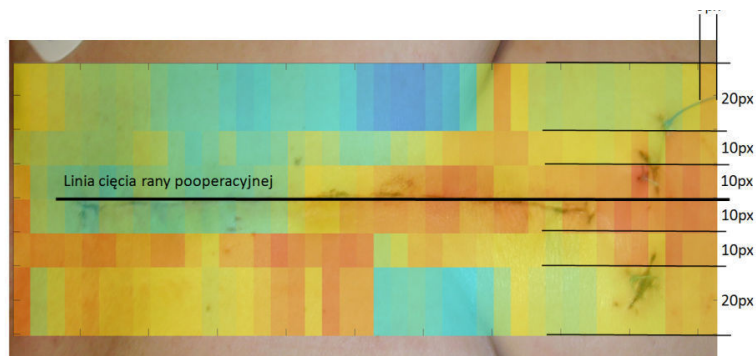
użyciem progowych wartości parametrów modelu wyznaczonych na grupie wzorcowych(referencyjnych) pacjentów.

Na podstawie uzyskanego wyniku lekarz prowadzący podejmuje decyzję o wypisaniu pacjenta ze szpitala lub o postępowaniu interwencyjnym w razie stwierdzenia możliwych powikłań w gojeniu rany pooperacyjnej, co pozwala zapobiegać późniejszym powikłaniom w trakcie leczenia i rehabilitacji w domu.

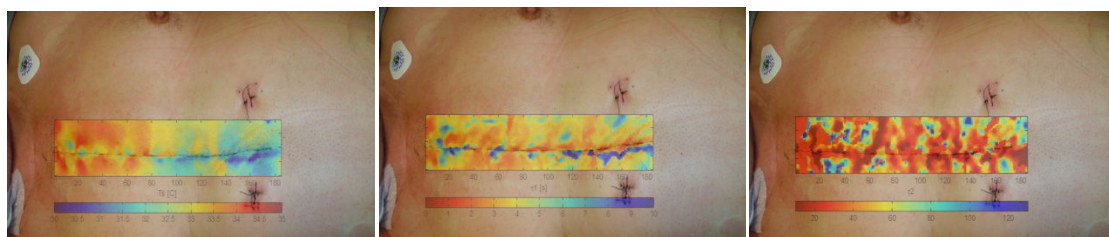
Przykładowe wyniki uzyskane przez habilitanta przedstawiają poniższe rysunki.



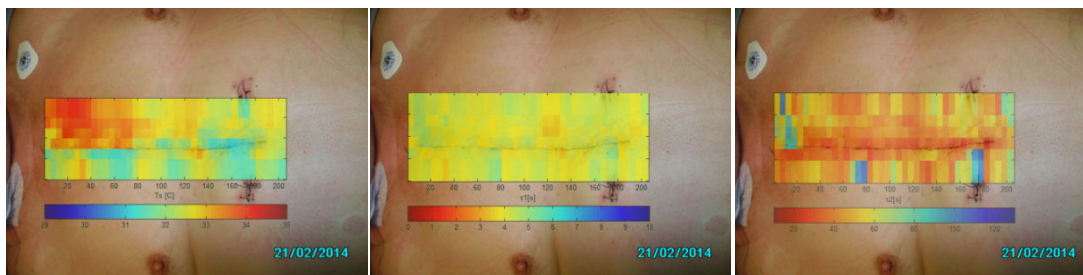
Rys. 22. Fotografia pacjenta w 3 dobie po operacji kardiochirurgicznej (lewo); termogram statyczny (środek); obraz parametryczny τ_2 (prawo)



Rys. 23. Fotografia pacjenta w 3 dobie po operacji kardiochirurgicznej z nałożonym posegmentowanym termogramem statycznym, na obrazie zaznaczono arbitralnie dobrzebrane wielkości i kształt segmentów



Rys. 24. Pacjent w 3 dobie po operacji kardiochirurgicznej; Przykłady wyznaczonego ROI wokół obszaru rany pooperacyjnej obrazy parametryczne nałożone na fotografię; a) termogram statyczny T_s , (lewo); obraz parametryczny τ_1 (środek); obraz parametryczny τ_2 (prawo)

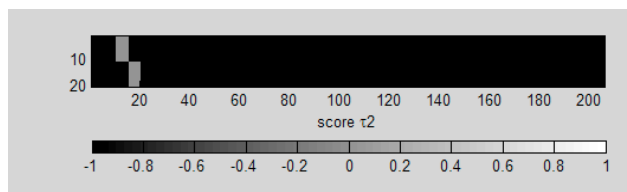


Rys. 25 Pacjent w 3 dobie po operacji kardiochirurgicznej; Przykład zastosowanego podziału rany na segmenty (zgodnie z zasadą z rys. 23), wyznaczonego ROI wokół obszaru rany pooperacyjnej;

Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów wyznaczono grupę wzorcową pacjentów z ranami pooperacyjnymi i określono wartości progowe parametru $\Delta\tau_2$, tak by możliwa była automatyczna klasyfikacja stanu rany pooperacyjnej do jednej z trzech kategorii-klas. Klasa pierwsza - rana zagoi się bez powikłań, klasa druga - rana goi się z powikłaniami, klasa trzecia - niemożliwy do określenia stan rany. Wyznaczone wartości progowe (score) mają następujące wartości:

- | | |
|-------------------------------|----------------|
| 1 dla $\Delta\tau < -10$ | dla klasy I; |
| 0 dla $-10 < \Delta\tau < 10$ | dla klasy III; |
| -1 dla $\Delta\tau > 10$ | dla klasy II. |

Klasyfikację przeprowadzono tylko dla środkowych segmentów, symetrycznie położonych najbliższej linii cięcia. Przykładowy wynik dla przedstawionego wcześniej pacjenta pokazano na rysunku 26.



Rys. 26. Przykład analizy ATD; wynik klasyfikatora score τ_2 dla obszaru najbliższego ranie pooperacyjnej

Wynik zaprezentowany na Rys. 26 należy interpretować według zasady:

- kolor czarny (-1) - obszar rany dobrze gojący się,
- kolor szary (0) - obszar rany trudny do oceny,
- kolor biały (1) - obszar rany z powikłaniami procesu gojenia.

Dla przedstawionego przypadku na podstawie parametru "score τ_2 " stwierdzono dobre rokowania zagojenia się rany pooperacyjnej, co zostało potwierdzone podczas kolejnych wizyt pacjenta na badaniach kontrolnych.

Na podstawie zaobserwowanych 5 przypadków powikłań gojenia się rany pooperacyjnej przeprowadzono analizę statystyczną parametrów modelu. Wyniki zaprezentowano dla modelu dwueksponencjalnego w Tabeli 3, można z niej wywnioskować, iż pacjenci, u których pojawiły się komplikacje podczas gojenia charakteryzowali się podwyższoną temperaturą statyczną ciała jeszcze w szóstej dobie po operacji. Natomiast stała czasowa τ_2 w trzeciej dobie po operacji jest znacznie dłuższa (dwukrotnie) niż dla obszaru referencyjnego i o ponad 60% dłuższa niż przed operacją kardiochirurgiczną. Zaś w szóstej dobie skraca się do wartości zbliżonych jak dla obszaru referencyjnego i jest nawet krótsza niż przed operacją.

Najprawdopodobniej jest to związane ze znacznym upośledzeniem krążenia krwi w obszarze rany w pierwszych dniach po operacji, co utrudnia dostarczanie do tego obszaru leków (antybiotyków), tlenu

i substancji odżywczych. Taki proces sprzyja rozwojowi infekcji bakteryjnej w obszarze wokół cięcia operacyjnego w kolejnych dniach, co objawia się podniesieniem temperatury rany powyżej stanu referencyjnego oraz skróceniem stałej czasowej τ_2 w szóstym dniu po operacji.

Zaproponowana metoda pozwala na redukcję czasu (zapotrzebowania na moc obliczeniową) potrzebnego na uzyskanie predyktora skorelowanego z procesem gojenia rany pooperacyjnej. Prezentacja końcowego wyniku w formie wykresu "score" dla przyjętych granicznych wartości różnicy parametru τ_2 uzyskanych na wzorcowej grupie kontrolnej daje lekarzowi prowadzącemu jednoznaczne narzędzie pozwalające przewidzieć dalszy proces gojenia rany pooperacyjnej. Uzyskano znaczną redukcję informacji, która w obecnej formie jest wystarczająca do podjęcia decyzji o dalszym postępowaniu z pacjentem. W prowadzonych badaniach w ramach grantu badawczego nie zarejestrowano wystarczającej liczby przypadków powikłań gojenia się ran pooperacyjnych, by można zademonstrować wiarygodne analizy statystyczne. Prace są kontynuowane i w miarę powiększających się zbiorów przypadków dobrze gojących i powikłanych ran uzupełniane będą analizy statystyczne, tak by w pełni wykazać przydatność zaproponowanej metody oceny gojenia rany pooperacyjnej. Prawdopodobnie klasyfikator bazujący na kombinacji większej liczby predyktorów będzie bardziej uniwersalnym klasyfikatorem, uwzględniającym różne typy powikłań ran pooperacyjnych. Wydaje się jednak, iż zaprezentowana koncepcja wizualizacji rezultatów badania w postaci diagramu segmentów wzdłuż rany pooperacyjnej i procentowego określenia stanu rany jest dla lekarzy najczytelniejszym przekazem i informacją o dalszych rokowaniach.

5. Podsumowanie

Oryginalnym osiągnięciem i wkładem habilitanta w opracowanie i wdrożenie kliniczne metod diagnostyki termicznej, w szczególności aktywnej termografii dynamicznej w podczerwieni są:

- udział w pracach projektowych, eksperymentalnych i konstrukcyjnych prototypowej aparatury do prowadzenia badań metodą ATD;
- opracowanie metodyki walidacji metody i przeprowadzenie eksperymentów na sztucznych fantomach oraz eksperymentów in-vitro;
- przebadanie możliwości zastosowania termografii z zewnętrznym pobudzeniem termicznym w wielu aplikacjach medycznych: w kardiochirurgii, diagnostyce oparzeń, leczeniu ran pooperacyjnych ale także habilitant prowadził badania nad skutecznością opisywanej metody w diagnostyce obrzęku limfatycznego kończyn u kobiet po usunięciu węzłów chłonnych w leczeniu nowotworu piersi, w diagnostyce nowotworów piersi, leczeniu bliznowców;
- zaproponowanie metody badania ATD w operacjach na pracującym sercu i sposobu synchronizacji zapisu termogramów z przebiegiem QRS sygnału elektrokardiograficznego;
- zaproponowanie metod monitoringu ATD w zabiegach kardiochirurgicznych oraz algorytmów analizy sekwencji termogramów rejestrowanych podczas zabiegów kardiochirurgicznych, a nie jak dotychczas spotykane w literaturze tylko pojedynczych termogramów;
- zaproponowanie termicznego modelu numerycznego oraz przeprowadzenie symulacji skóry zdrowej i oparzonej, który posłużył do badań wstępnych przed przystąpieniem do projektowania eksperymentów na zwierzętach i prób klinicznych;
- optymalizacja procedury ATD w diagnostyce oparzeń. W wyniku prowadzonych prac wykazano, że już w drugiej dobie po wywołaniu oparzenia możliwe jest przy wykorzystaniu ATD, rokowanie co do głębokości rany oparzeniowej i zdolności jej zagojenia w okresie 3 tygodni;
- zaproponowanie metody normalizacji syntetycznego parametru τ_2 dla analizowanego obszaru, względem obszaru skóry nieoparzonej - referencyjnej;
- zaproponowanie metody podziału na podstawie zdefiniowanego parametru τ_{2n} rany oparzeniowej na dwie klasy przyjmowane w leczeniu oparzeń: rany oparzeniowe - które zagoją się w przeciągu 3 tygodni oraz rany oparzeniowe które się nie zagoją samoistnie w przeciągu 3 tygodni, co odpowiada ostatnim trendom w diagnostyce i leczeniu oparzeń;
- zaprojektowanie i prowadzenie eksperymentów in-vivo na zwierzętach (świnia domowa), w

celu kalibracji metody ATD i uwiarygodnienia statystycznego uzyskiwanych wyników w diagnostyce oparzeń i monitoringu zabiegów kardiochirurgicznych;

- zaproponowanie metody analizy danych zgromadzonych w kolejnych dniach po operacji, definicja parametru score τ_2 i jego eksperymentalna weryfikacja w warunkach klinicznych w monitoringu gojenia się ran pooperacyjnych;
- wdrożenie metod ATD w klinikach: Kardiochirurgii i Chirurgii Naczyniowej oraz Chirurgii Plastycznej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego;
- wdrożenie metod ATD w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach - Rys.27.



Rys. 27. Stanowisko ATD w Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej w Gryficach

Prowadzone prace badawcze doprowadziły do wykazania, że metody termiczne (Aktywna Termografia Dynamiczna) posiadają wysmienite właściwości różnicowania tkanek, porównywalne z jakością referencyjnej metody jaką są badania histopatologiczne. Metody termiczne mają jednak zdecydowaną przewagę nad metodą referencyjną, gdyż są całkowicie nieinwazyjne oraz pozwalają na szybki, obiektywny i rozległy przestrzennie pomiar i klasyfikację rany, a także właściwą ilościową dokumentację przebiegu leczenia. Ponadto zaletą jest to, iż badanie takie można wielokrotnie powtarzać bez szkody dla pacjenta oraz personelu wykonującego.

Technologie, które są przedmiotem prowadzonych prac, nazywane aktywną termografią dynamiczną (ATD) w istotny sposób różnią się od znanej termografii w podczerwieni - termografii statycznej. Podstawowym narzędziem pomiarowym w ATD pozostaje kamera podczerwieni, która wykorzystywana jest do rejestracji zmiennych w czasie rozkładów temperatury, lecz niezbędnym uzupełnieniem jest aparatura generująca zewnętrzne wymuszenie termiczne (podgrzanie tkanki lub ochłodzenie tkanki). Zasada działania systemu diagnostycznego opiera się nie na określaniu temperatury, a właściwości cieplnych tkanek, co w znacznym stopniu uniezależnia pomiar od istniejących warunków zewnętrznych. Zasadniczym elementem różniącym te dwie techniki jest zastosowanie zewnętrznego pobudzenia termicznego i analiza danych przejściowych z wykorzystaniem matematycznego modelu termicznego badanego obiektu. Studiowane są procesy

przejściowe, które zależą od właściwości termicznych badanych tkanek. Prezentuje się wyniki analizy w postaci zastępczych obrazów parametrycznych, takich jak termiczne stałe czasowe, które są wysoce skorelowane z właściwościami fizjologicznymi badanych tkanek. Opracowane i zoptymalizowane systemy ATD wykorzystujące takie obrazowanie i opracowane oprogramowanie nadają się do wdrożenia do praktyki klinicznej.

W wyniku prac zespołu KIB PG, opisywana metoda jest gotowa do skomercjalizowania i podejmowane są próby uzyskania środków finansowych z partnerami przemysłowymi, na wdrożenie metody wraz z niezbędną aparaturą i oprogramowaniem do produkcji. Proponowana metoda została dostrzeżona wśród naukowców zajmujących się rozwojem metod diagnostyki termicznej w medycynie, czego efektem jest liczba cytowań prac zespołu w skład którego wchodził habilitant. Zestawienie cytowań wybranych prac zespołu przedstawia poniższa tabela.

Tabela 3. Zestawienie liczby cytowań według Web of Science Core Collection oraz Google Scholar

Autorzy	Tytuł	Rok pub.	Liczba cytowań	
			WoS	GScholar
Rumiński J.; Kaczmarek M.; Renkielska A.; Nowakowski A.	Thermal. parametric imaging in the evaluation of skin burn depth	2007	31	64
Renkielska A.; Nowakowski A.; Kaczmarek M.; Rumiński J.	Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging - A preliminary study	2006	28	66
Renkielska A; Nowakowski A; Kaczmarek M; Dobke MK; Grudziński J; Karmoliński A; Stojek W.	Static thermography revisited - An adjunct method for determining the depth of the burn injury	2005	22	46
Nowakowski A; Kaczmarek M; Rumiński J; Hryciuk M; Renkielska A; Grudziński J; Siebert J; Jagielak D; Rogowski J; Roszak K; Stojek W.	Medical applications of model based dynamic thermography	2001	21	31
Wtorek J.; Bujnowski A.; Rumiński J.; Poliński A.; Kaczmarek M.; Nowakowski A.	Assessment of cardiovascular risk in assisted living	2012	12	10
Renkielska A.; Kaczmarek M.; Nowakowski A.; Grudziński J.; Czapiewski P.; Krajewski A.; Grobelny I.	Active Dynamic Infrared Thermal Imaging in Burn Depth Evaluation	2014	6	10
Kaczmarek M; Nowakowski A; Siebert J; Rogowski J	Infrared thermography - applications in heart surgery	1999	5	14
Nowakowski A.; Kaczmarek M.	Active Dynamic Thermography - Problems of implementation in medical diagnostics	2011	5	9
Nowakowski A; Kaczmarek M; Renkielska A; Grudziński J; Stojek J	Heating or cooling to increase contrast in thermographic diagnostics	2002	2	4
Nowakowski A; Kaczmarek M; Rumiński J	Synthetic pictures in thermographic diagnostics	2002	1	4
Nowakowski A.; Kaczmarek M.; Wtorek J.; Stojek W.; Rogowski J.; Siebert J.	Electrical and thermal monitoring during cardiosurgery interventions	2007	1	1
Kaczmarek M.; Nowakowski A.; Stojek W.; Topolewicz J.; Siebert J.; Rogowski J.	Thermal monitoring of the myocardium under blood arrest preliminary study	2007	1	16
Kaczmarek M.; Rumiński J.	Thermal Imaging of Skin Temperature Distribution During and After Cooling: In-Vitro Exper.	2009	1	1
Kaczmarek M., Nowakowski A.	Active IR-Thermal Imaging in Medicine	2016		3

6. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych

W ramach prowadzonych badań nad termiczną diagnostyką w wybranych aplikacjach medycznych habilitant nawiązał trwałą współpracę z klinikami Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego, Zachodniopomorskim Centrum Leczenia Ciężkich Oparzeń i Chirurgii Plastycznej oraz uczelniami wyższymi AGH i instytutami badawczymi - Centrum Techniki Okrętowej w Gdańsku, Instytut Maszyn Przepływowych w Gdańsku.

Dzięki współpracy z lekarzami Kliniki Chirurgii Plastycznej obroniona została rozprawa habilitacyjna, bazująca na wynikach badań obrazowania termicznego w podczerwieni, uzyskanych podczas eksperymentów in-vivo i badań klinicznych w diagnostyce oparzeń, Alicja Renkielska "Przydatność obrazowania w podczerwieni do oceny głębokości ran oparzeniowych - badania na zwierzętach", 28/06/2007, Akademia Medyczna w Gdańsku; Wydział Lekarski oraz praca doktorska: Magdalena Dobosz-Kawałko "Przydatność aktywnej termografii dynamicznej w ocenie bliznowców", 12/06/2014. Powstały również liczne artykuły naukowe dotyczące wykorzystania ADT w diagnostyce obrzęku limfatycznego [C36][C37], monitoringu terapii bliznowców [C38][C39][C40][C41][C42] i dotyczące diagnostyki oparzeń [C43][C44][C45][C46][C47]. Wyniki były prezentowane na konferencjach i zjazdach medycznych: Polskiego Towarzystwa Leczenia Oparzeń, Polskiego Towarzystwa Diagnostyki Termograficznej w Medycynie.

Z Kliniką Onkologii GUMed habilitant podjął współpracę nad wykorzystaniem metod termograficznych do oceny zabiegów termoablacji zmian nowotworowych i gruczolakowłóknaków piersi. Zagadnienie złożone, w którym kluczową rolę dla skuteczności zabiegu odgrywa ilość ciepła wydzielonego w tkance patologicznej, tak by zniszczyć całą zmianę patologiczną, a oszczędzić tkanki zdrowe. Wstępne wyniki omówiono w [C48].

W Klinice Kardiochirurgii i Chirurgii Naczyniowej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego w efekcie współpracy prowadzono dalsze prace m.in. grant "Ocena przydatności techniki termograficznej w monitoringu śródoperacyjnym pomostowania tętnic wieńcowych: P. Siondalski; K. Roszak; obroniony doktorat K. Roszaka "Ocena wartości klinicznej termografii podczas operacyjnego pomostowania tętnic wieńcowych, 25/09/2003, Akademia Medyczna w Gdańsku; Wydział Lekarski". A także prace naukowe pracowników kliniki [C6][C7][C8][C9]. Wyniki badań termograficznych, które prowadził habilitant na grupie ponad 50 pacjentów leczonych w klinice kardiochirurgii, zostały także opracowane i wykorzystane w pracy doktorskiej Łukasza Jaworskiego: "Wpływ pobrania tętnicy promieniowej na spoczynkową i powysiłkową temperaturę dłoni i przedramienia", 27/04/2006 oraz [C10].

Działalność badawcza i popularyzatorska spowodowała, iż Politechnika Gdańska i habilitant stał się naukowcem rozpoznawalnym w środowisku naukowym specjalizującym się w zastosowaniu metod obrazowania termicznego w podczerwieni. Zaowocowało to przyznaniem organizacji międzynarodowej konferencji termografii ilościowej na Politechnice Gdańskiej w terminie 4-8.07.2016 - XIII International Quantitative Infrared Thermography Conference [<http://www.qirt2016.gda.pl/>] oraz XXth Meeting of the Polish Society of Medical Thermography Combined with The European Association of Thermology, 3-4.07.2016. Habilitant był jednym z głównych organizatorów obu wydarzeń, oraz był członkiem komitetu naukowego XXth Meeting of the Polish Society of Medical Thermography Combined with The European Association of Thermology.

Zainteresowania naukowe Habilitanta pozostają związane z rozwojem metod termograficznych w zastosowaniach medycznych, czego wyrazem są składane wnioski na finansowanie projektów badawczych (OPUS10) - i rozwojowych POIR 1.1.1.

Poza głównym nurtem prac badawczo-rozwojowych będących podstawą cyklu jednotematycznego opisanego powyżej, prace habilitanta związane są również z tematyką wspomaganego życia osób starszych i przewlekle chorych (Ambient Assisted Living). Zainteresowania te były realizowane w projekcie finansowanym z funduszy Programu Operacyjnego Innowacyjna Gospodarka POIG 2007-2013, pt. "Domowy asystent osób starszych i chorych". W projekcie tym pełniłem funkcję

koordynatora ds. monitoringu i ewaluacji. Obecnie, w okresie trwałości projektu jestem koordynatorem odpowiedzialnym za działania związane z realizacją i osiągnięciem wskaźników rezultatu w projekcie, w okresie 5 lat po zakończeniu realizacji projektu. Opracowane rozwiązania w projekcie były nagradzane na targach Technicon Innowacje (2010, 2011, 2012, 2013) w Gdańsku oraz na MTP Salon Medyczny Salmed 2012 w Poznaniu. Prace habilitanta były związane z projektowaniem optymalnego interfejsu użytkownika dla osób starszych, rozwiązań usprawniających umysłowo i fizycznie osoby starsze i przeciwdziałających szybkim postępom demencji starczej. Byłem odpowiedzialny za przygotowanie pokazów rezultatów projektu na targach Technicon Innowacje (edycje 2010, 2011, 2012, 2013 oraz 2014), udziału w targach CeBIT'2013 w Hanowerze oraz konferencjach Cisco Forum w Zakopanem w 2014 oraz 2015 roku, na 6 Sopotkich Targach Seniora w 2015 roku w Sopocie oraz na Dniach Otwartych Funduszy Europejskich z okazji 10 -lecia akcesji Polski do UE w roku 2015 i 2016. Prowadziłem też wykłady popularyzatorskie w ramach zajęć w Uniwersytecie Trzeciego Wieku w Sopocie oraz w audycjach radiowych i telewizyjnych [<http://www.domestic.gda.pl/?p=1108>]. Istotnymi pracami habilitanta są prace zmierzające do komercjalizacji wyników osiągniętych w tym projekcie.

Badania te są kontynuowane w kolejnym projekcie międzynarodowym: ERA-NET-CHIST-ERA II: eGLASSES – The interactive eyeglasses for mobile, perceptual computing, w którym jestem wykonawcą.

Koordinuję również udział w obecnej edycji targów Technicon Innowacje - 2016, w dniach 23-24 listopada 2016, w których to targach zgłoszony do konkursu " GRAND PRIX INNOWACJE 2016" został system aktywnej termografii dynamicznej do diagnostyki ran pooperacyjnych.

Pozycje literatury:

- [C1] „*Biomedyczne zastosowania termowizji*”, ed. Halina Podbielska, Anna Skrzek Wrocław: OFICYNA WYDAWNICZA POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ, 2014.
- [C2] „*Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni (ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje)*”, ed. ed. Antoni Z. Nowakowski, KIB PG., EXIT, Warszawa, 2009.
- [C3] „*Medical Infrared Imaging: Principles and Practices*”, ed. eds. M. Diakides, J. Bronzino, D. Peterson New York: CRC Press, 2012.
- [C4] X.P.V. Maldague, „*Theory and Practice of Infrared Technology for Non-Destructive Testing*”, J. Wiley & Sons, Inc., New York, 2001.
- [C5] Kaczmarek M., Nowakowski A., Rumiński J., Excitation methods in dynamic thermography. Pol. J. Med. Phys. Eng., 2000 vol. 6 suppl. 1 , T013 s. 17, III Symposium on Medical Physics. 16 - 18 November 2000, Wisła, Poland.
- [C6] Siebert J., Keita L., Kaczmarek M., Anisimowicz L., Rogowski J., Narkiewicz M., Application of Intraoperative Thermography in Coronary Artery Bypass Grafting Without Extracorporeal Circulation - Clinical Report, Med Sci Monit. 2001 Jul-Aug;7(4):766-70, 2001.
- [C7] Keita L., Lango R., Siebert J., Roszak K., Rogowski J., Gruszczyński M., Narkiewicz M., Termograficzne monitorowanie pomostowania gałęzi przedniej zstępującej lewej tętnicy wieńcowej bez krążenia pozaustrojowego z zastosowaniem stabilizatora mechanicznego: opis przypadku, , Kardiol. Pol. 2003; t. 58, supl. 1, s. I-9 - I-12, 2003.
- [C8] Roszak K., Siebert J., Jagielak D., Pawlaczyk R., Brzeziński M., Jarmoszewicz K., Jaworski Ł., Rogowski J., Termografia podczerwieni w kardiochirurgii, Kardiol. Pol. 2004; t. 60, supl. 1, s. I-97 - I-99, ISSN: 0022-9032, 2004
- [C9] Roszak K., Gruszczyński M., Jagielak D., Rogowski J., Termowizja w kardiochirurgii, Pomiar termowizyjne w praktyce: praca zbior / pod red. H. Madury, s.133-136, Warszawa, 2004
- [C10] Jaworski Ł., Siondalski P., Jarmoszewicz K., Rogowski J., Arm temperature distribution in thermographic pictures after radial artery harvesting for coronary bypass operation, Interact Cardiovasc Thorac Surg. 2007 Oct;6(5):598-602, 2007

- [C11] A. Nowakowski, M. Kaczmarek, J. Rumiński, M. Hryciuk, Renkielska A., Grudziński J., Siebert J., Jagielak D., Rogowski J., Roszak K., Stojek W., „*Medical applications of model based dynamic thermography*”, Proceedings of Thermosense XXIII Conference, SPIE Volume 4360, p. 492-503, 2001.
- [C12] Nowakowski A., Kaczmarek M., Dębicki P., Kuraczyk A., Active termogaphy with microwave excitation-phantom studies. W: Book of Abstracts. EURO THERM Seminar 64. Quantitative InfraRed Termography 5. QIRT' 2000. [Reims], July 18-21, 2000
- [C13] Kaczmarek M., Nowakowski A., Cenian A., Termografia dynamiczna w diagnostyce medycznej- studia fantomowe z pobudzeniem laserowym, IV Konferencja Krajowa "Termografia i termometria w podczerwieni. TTP 2000, s. 213- 218, Łódź, 16-18 listopada 2000. Łódź: Inst. Elektron. P. Łódź., Pol. Komit. Optoelektron. SEP, 2000 .
- [C14] Postępy termografii-aplikacje medyczne, Nowakowski A. red., Wydawnictwo Gdańskie, Gdańsk 2001.
- [C15] Kaczmarek M., Nowakowski A., Moderhak M., Siondalski P., Bazy danych do rejestracji termograficznych badań medycznych, VII Krajowa Konferencja Naukowa - INFOBAZY 2014: Inspiracja – Integracja – Implementacja, 8-10 września 2014, Gdańsk, str. 35-39, 2014.
- [C16] Kaczmarek M., Nowakowski A., Stanowisko do aktywnej termografii dynamicznej do diagnostyki medycznej, XV Krajowa Konferencja Elektroniki, Darłówko 06-10 czerwca 2016.
- [C17] Pennes H. H., Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, J. Appl. Physiol, 93, 1948.
- [C18] Mohr F.W., et al.: IMA-graft patency control by thermal coronary angiography during coronary bypass surgery, Eur. J. Cardio-thorac. Surg., vol. 5, 534-541, 1986
- [C19] Kaczmarek M., Problems of heart geometry reconstruction in IR-monitoring of cardiosurgery procedures, XIII International Conference on Quantitative InfraRed Thermography Conference, 4-8.07.2016, Gdańsk, DOI: 10.21611/qirt.2016.048, 2016.
- [C20] Murry C.E., Jennings R.B., Reimer K.A.: Preconditioning with ischemia: a delay of lethal cell injury in ischemic myocardium, Circulation, vol. 74, 5, 1124-1136, 1986
- [C21] Yellon D.M., Baxter G.F., Garcia-Dorado D., Heusch G., Sumeray M.: Ischaemic preconditioning: present position and future directions, Cardiovasc. Res., vol. 37, 1, 21-33, 1998
- [C22] Analiza technik diagnostycznych i terapeutycznych w celu minimalizacji ryzyka interwencji kardio-chirurgicznych, Nowakowski A. red., w serii Problemy Biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, Exit, 2008.
- [C23] Adams T. S. T., Murphy J. V., Gilleopte P. H., Roberts A. H. N.: The use of high frequency ultrasonography in the prediction of burn depth. J. Burn Care Rehab. 2001, 22, 261-262
- [C24] Eisenbeiss W., Marotz J., Schrade J.-P.: Reflection - optical multispec-tral imaging, method for objective determination of burn depth. Burns 1999, 25, 697-704
- [C25] Green H. A., Bua D., Anderson R. R., Nishioka N. S.: Burn depth estimation using indocyanine green fluorescence. Arch. Dermatol. 1992, 128, 43-49
- [C26] Holland A. J., Martin H. C., Cass D. T.: Laser Doppler imaging predic-tion of burn wound outcome in children. Burns 2002, 28, 11-17.
- [C27] Serrano C., Acha B., Gomez-Cia T., Acha J. I., Roa L. M.: A computer assisted diagnosis tool for the classification of burns by depth of injury. Burns 2005, 31, 275-281
- [C28] Yeong E-K., Hsiao T-C., Chiang H. K., Lin C-W.: Prediction of burn healing time using artificial neural networks and reflectance spectrometer. Burns 2005, 31, 415-420
- [C29] Heimbach D., Engrav L., Grube B., Marvin J.: Burn depth: a review. World J. Surg. 1992, 16, 10-15
- [C30] Henriques F. C., Moritz A. R.: Studies of thermal injury. P. 1: the conduc-tion of heat to and through skin and the temperatures attained therein: a theoretical and experimental investigation. Am. J. Pathol. 1947, 23, 531-549

- [C31] Henriques F. C.: Studies of thermal injuries. P. 5: the predictability and the significance of thermally induced rate processes leading to irreversible epi-dermal injury. Arch. Pathol. 1947, 43, 489-502
- [C32] Hryciuk M., Nowakowski A., Renkielska A.: Multi-layer thermal model of healthy and burned skin. W: Proceedings of European Medical and Biological Engineering Conference, Vienna, Austria, December 04-08, 2002. P. 2. [b. m.] 2002, 1614-1616
- [C33] Singer A. J., Berruti L., Thode H. C., McClain S. A.: Standardized burn model using a multiparametric histologic analysis of burn depth. Acad. Emerg. Med. 2000, 7, 1, 1-6
- [C34] Siondalski P., Algorithm dealing with the treatment of healing wound complications and mediastinitis after cardiac surgeries (Algorytm leczenia powikłań gojenia się ran pooperacyjnych i ropnego zapalenia śródpiersia po operacjach kardiologicznych), Annales Academiae Medicae Gedanensis, 0303-4135, v. 39, suppl. 2, 2009.
- [C35] Kaczmarek M., Nowakowski A., Moderhak M.: Algorytmy obróbki danych dla diagnostyki ran pooperacyjnych w kardiologii// XI Międzynarodowa KONFERENCJA TERMOGRAFIA I TERMOMETRIA W PODCZERWIENI/ ed. Bogusław Więcek Łódź: Politechnika Łódzka, Instytut Elektroniki, s.49-55, 2015
- [C36] Grobelny I., Grudziński J., Kaczmarek M., Renkielska A., Jaśkiewicz J., Ofert B., Zastosowanie metod termograficznych w ocenie obrzęku limfatycznego kończyny górnej u chorych po amputacji piersi z powodu raka, Leczenie Ran 2007; t. 4, nr 3, s. 76-77, 2007.
- [C37] Grobelny I., Grudziński J., Woźniak M., Kaczmarek M., Jaśkiewicz J., Offert B., Rak P., Zastosowanie metod termograficznych w ocenie obrzęku limfatycznego kończyny górnej u chorych po amputacji piersi z powodu raka, Nowotwory. J. Oncol. 2006; vol. 56, suppl. 4, s. 88-89, 2006
- [C38] Dobosz M., Renkielska A., Kaczmarek M., Znaczenie termografii w diagnostyce i leczeniu bliznowców, Przegl. Dermatol. 2012; vol. 99, nr 2, s. 169-170, 2012.
- [C39] Dobosz M., Renkielska A., Stawczyk M., Bliznowce : współczesne spojrzenie na patogenезę, leczenie oraz rokowniczą rolę termografii, Dermatol. Klin. 2011; vol. 13, suppl. 1, s. 69, 2011.
- [C40] Renkielska A., Kaczmarek M., Dobosz M., Zastosowanie nowoczesnych form termografii w diagnostyce bliznowców, Leczenie Ran 2011; t. 8, suppl. 2, s. S18, 2011.
- [C41] Dobosz-Kawałko M., Renkielska A., Kaczmarek M., Zastosowanie nowoczesnych form termografii w ocenie bliznowców, Przegl. Dermatol. 2014; t. 101, nr 2, s. 144-145, 2014.
- [C42] Renkielska A., Kaczmarek M., Dobosz M., Bliznowce w obrazie termografii dynamicznej ze szczególnym uwzględnieniem ich reakcji na standardowe leczenie : doniesienie II.I, Chir. Plast. Oparz. 2013; vol. 1, nr 1, s. 19, 2013
- [C43] Renkielska A., Kaczmarek M., Nowakowski A., Graczyk M., Ocena głębokości ran oparzeniowych aktywną termografią dynamiczną z użyciem pobudzenia zimnem, Chir. Plast. Oparz. 2013; vol. 1, nr 2, [1] k., 2013.
- [C44] Renkielska A., Kaczmarek M., Grudziński J., Kondej K., Aszkiełowicz-Graczyk M., Aktywna termografia dynamiczna (ATD) z zastosowaniem pobudzenia zimnem w ocenie głębokości rany oparzeniowej: przypadki kliniczne, Leczenie Ran 2011; t. 8, suppl. 1, s. S11-S12, 2011.
- [C45] Grudziński J., Kaczmarek M., Renkielska A., Grobelny I., Zastosowanie aktywnej termografii dynamicznej w chirurgii plastycznej, Leczenie Ran 2009; t. 6, nr 2, s. 55, 2009.
- [C46] Renkielska A., Nowakowski A., Kaczmarek M., Grudziński J., Stojek W., Termiczna odpowiedź oparzonej i nieoparzonej skóry na pobudzenie zimnem, Inż. Biomed. 2008; t. 14, nr 1, s. 20, 2008.
- [C47] Renkielska A., Kaczmarek M., Nowakowski A., Rumiński J., Active dynamic thermography : a new quantitative method of burn depth evaluation, Thermol. Int. 2006; vol. 16, nr 3, s. 108-109, 2006.
- [C48] Skokowski J., Studniarek M., Gulida G., Łęgowik-Chmielewska A., Kaczmarek M., Mietańska I., Zadrożny D., Ocena skuteczności, bezpieczeństwa i akceptacji termoablacji (RFA) jako

małoinwazyjnej metody w terapii mnogich gruczolakowłókniaków sutka: doniesienie wstępne, Nowotwory. J. Oncol. 2009; t. 9, supl. 1, s. 69-70, 2009.

Udzielone patenty międzynarodowe lub krajowe oraz zgłoszenia patentowe związane z przedstawianym osiągnięciem

1. Nowakowski A., Kaczmarek M., Siebert J., 30.04.2012, Patent PL 211121 : Układ do oceny stanu mięśnia w trakcie interwencji kardiochirurgicznych, zakres terytorialny ochrony: Polska, Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej.
Mój wkład w powstanie tego patentu polegał na przeprowadzeniu eksperymentów, przygotowaniu i współedycji dokumentacji patentowej. Mój udział procentowy szacuję na 30%.
2. Nowakowski A., Kaczmarek M., Moderhak M., Siondalski P., zgłoszenie patentowe - 24.03.2015, P411726, Sposób i układ do oceny procesu gojenia ran pooperacyjnych, zakres terytorialny ochrony: Polska, Urząd Patentowy Rzeczypospolitej Polskiej.
Mój wkład w powstanie tego patentu polegał na przeprowadzeniu eksperymentów, przygotowaniu i współedycji dokumentacji patentowej. Mój udział procentowy szacuję na 25%.

Projekty badawcze, w ramach których powstał jednotematyczny cykl publikacji:

1. 3T11E01027; Analiza technik diagnostycznych i terapeutycznych w celu minimalizacji ryzyka interwencji kardiochirurgicznych, 2004-2007
Podsumowanie osiągniętych wyników opublikowano w monografii: "*Analiza technik diagnostycznych i terapeutycznych w celu minimalizacji ryzyka interwencji kardiochirurgicznych*", Nowakowski A. red., w serii Problemy Biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, Exit, Warszawa, 2008
2. NCBiR - R13 027 01; Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni i wdrożenie procedur nieinwazyjnej, ilościowej diagnostyki podczerwieni w leczeniu ran oparzeniowych, 2006- 2009;
Podsumowanie osiągniętych wyników opublikowano w monografii: „*Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni (ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje)*”, ed. Antoni Z. Nowakowski, KIB PG., EXIT, Warszawa, 2009.
3. NCN UMO- 30 2011/03/B/ST7/03423; Opracowanie nowych deskryptorów obrazowania w podczerwieni dla obiektywnej oceny gojenia ran pooperacyjnych), 2012 – 2015
Podsumowanie osiągniętych wyników zostanie opublikowane w monografii: "*Diagnostyka termiczna w podczerwieni do oceny gojenia ran pooperacyjnych*", ed. Antoni Z. Nowakowski, KIB PG., EXIT, Warszawa, w druku.

Podsumowanie osiągniętych wskaźników:

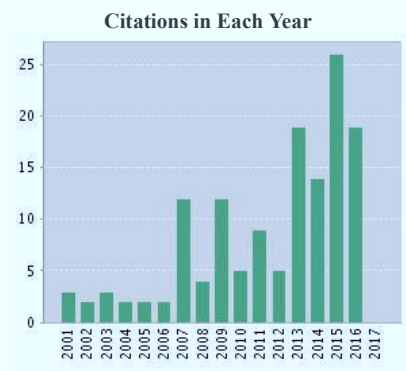
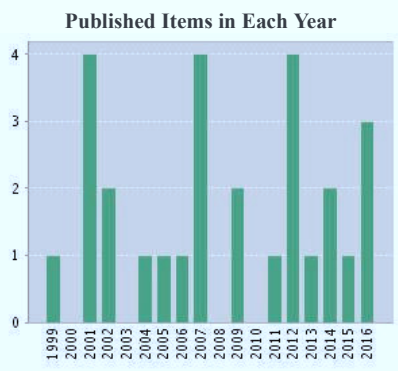
Kryterium według §3 p.4, §4 i §5 Rozporządzenia	Wypełnienie kryterium	
	Tak/Nie	ile
Publikacje naukowe w czasopismach znajdujące się w bazie Journal Citation Reports (JCR)	Tak	28
Zrealizowane oryginalne osiągnięcia projektowe, konstrukcyjne i technologiczne	Tak	5
Udzielone patenty, zgłoszenia patentowe międzynarodowe i krajowe	Tak	5
Wynalazki oraz wzory użytkowe i przemysłowe, które uzyskały ochronę i zostały wystawione na międzynarodowych lub krajowych wystawach lub targach	Tak	8
Monografie, publikacje naukowe w czasopismach międzynarodowych lub krajowych	Tak	9
Opracowania zbiorowe, katalogi zbiorów, dokumentacja prac badawczych, ekspertyz, utworów i dzieł artystycznych	Tak	15
Materiały konferencyjne	Tak	23
Sumaryczny Impact Factor według listy Journal Citation Reports (JCR), zgodnie z rokiem opublikowania	9,407	
Liczba cytowań publikacji według bazy Web of Science (WoS)	98	
Indeks Hirscha według bazy według bazy Web of Science (WoS)	6	
Kierowanie międzynarodowymi i krajowymi projektami badawczymi oraz udział w takich projektach	Tak	13
Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową lub artystyczną	Tak	12
Liczba wygłoszonych referatów na międzynarodowych i krajowych konferencjach/ aktywny udział w międzynarodowych i krajowych konferencjach naukowych	Tak	23
Udział w komitetach organizacyjnych międzynarodowych i krajowych konferencji naukowych	Tak	9
Otrzymane nagrody i wyróżnienia inne niż wymienione wyżej	Tak	4
Udział w konsorcjach i sieciach badawczych	Tak	4
Kierowanie projektami realizowanymi we współpracy z naukowcami z innych ośrodków polskich i zagranicznych oraz we współpracy z przedsiębiorcami	Nie	0
Udział w komitetach redakcyjnych i radach naukowych czasopism	Tak	2
Członkostwo w międzynarodowych i krajowych organizacjach oraz towarzystwach naukowych	Tak	2
Osiągnięcia dydaktyczne i w zakresie popularyzacji nauki lub sztuki	Tak	13
Opieka naukowa nad studentami i lekarzami w toku specjalizacji	Tak	67
Opieka naukowa nad doktorantami w charakterze opiekuna naukowego lub promotora pomocniczego	Nie	0
Staża w zagranicznych i krajowych ośrodkach naukowych lub akademickich	Tak	9
Wykonanie ekspertyzy lub innego opracowania na zamówienie	Tak	4
Udział w zespołach eksperckich i konkursowych	Nie	0
Recenzowanie projektów międzynarodowych i krajowych	Tak	1
Recenzowanie publikacji w czasopismach międzynarodowych i krajowych	Tak	14

Krzysztof Markiewicz

Close

Print

AUTHOR: (Kaczmarek M) AND ORGANIZATION-ENHANCED: (Gdansk University of Technology)
Timespan=1996-2016. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCIS, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.



Results found: 28
Sum of the Times Cited: 139
Average Citations per Item: 4.96
h-index: 6

	2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
	19	14	26	19	0	139	8.69
1. Title: Thermal. parametric imaging in the evaluation of skin burn depth By: Ruminski, Jacek; Kaczmarek, Mariusz; Renkielska, Alicja; et al. Source: IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 54 Issue: 2 Pages: 303-312 Published: FEB 2007	6	2	10	2	0	31	3.10
2. Title: Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging - A preliminary study By: Renkielska, Alicja; Nowakowski, Antoni; Kaczmarek, Mariusz; et al. Source: BURNS Volume: 32 Issue: 7 Pages: 867-875 Published: NOV 2006	3	4	5	4	0	29	2.64
3. Title: Static thermography revisited - An adjunct method for determining the depth of the burn injury By: Renkielska, A; Nowakowski, A; Kaczmarek, M; et al. Source: BURNS Volume: 31 Issue: 6 Pages: 768-775 Published: SEP 2005	3	2	2	2	0	22	1.83
4. Title: Medical applications of model based dynamic thermography By: Nowakowski, A; Kaczmarek, M; Ruminski, J; et al. Edited by: Rozlosnik, AE; Dinwiddie, RB Conference: Thermosense XXIII Conference Location: ORLANDO, FL Date: APR 16-19, 2001 Sponsor(s): SPIE Source: THERMOSENSE XXIII Book Series: PROCEEDINGS OF THE SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS (SPIE) Volume: 4360 Pages: 492-503 Published: 2001	1	0	0	2	0	21	1.31
5. Title: ASSESSMENT OF CARDIOVASCULAR RISK IN ASSISTED LIVING By: Wtorek, Jerzy; Bujnowski, Adam; Ruminski, Jacek; et al. Source: METROLOGY AND MEASUREMENT SYSTEMS Volume: 19 Issue: 2 Pages: 231-244 Published: 2012	1	3	6	0	0	12	2.40
6. Title: Active Dynamic Infrared Thermal Imaging in Burn Depth Evaluation By: Renkielska, Alicja; Kaczmarek, Mariusz; Nowakowski, Antoni; et al. Source: JOURNAL OF BURN CARE & RESEARCH Volume: 35 Issue: 5 Pages: E294-E303 Published: SEP-OCT 2014	0	0	1	5	0	6	2.00
7. Title: Active Dynamic Thermography - Problems of implementation in medical diagnostics By: Nowakowski, Antoni; Kaczmarek, Mariusz Source: QIRT JOURNAL Volume: 8 Issue: 1 Pages: 89-106 Published: JAN-JUN 2011	0	2	2	2	0	6	1.00
8. Title: Infrared thermography - applications in heart surgery By: Kaczmarek, M; Nowakowski, A; Siebert, J; et al. Edited by: Nowakowski, A; Chachulski, B Conference: Conference on Optoelectronic an Electronic Sensors III,(OES' 98) Location: JURATA, POLAND Date: MAY 10-13, 1998 Sponsor(s): SPIE; Polish Comm Sci Res; Tech Univ Gdansk; Polish Soc Sensor Technol; Comm Metrol Sci Inst, Polish Acad Sci; Nexuspan; Inst Elect Mat Technol, Warsaw Source: OPTOELECTRONIC AND ELECTRONIC SENSORS III Book Series: PROCEEDINGS OF THE SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS (SPIE) Volume: 3730 Pages: 184-188 Published: 1999	1	1	0	0	0	5	0.28

	2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
	19	14	26	19	0	139	8.69
9. Title: Heating or cooling to increase contrast in thermographic diagnostics By: Nowakowski, A; Kaczmarek, M; Renkielska, A; et al. Conference: 24th Annual International Conference of the Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society/Annual Fall Meeting of the Biomedical-Engineering-Society (EMBS 2002 BMES) Location: HOUSTON, TX Date: OCT 23-26, 2002 Sponsor(s): Engr Med & Biol Soc; Biomed Engr Soc; Natl Sci Fdn; Natl Inst Hlth; Natl Inst Biomed Imaging & Bioengn; Whitaker Fdn Source: SECOND JOINT EMBS-BMES CONFERENCE 2002, VOLS 1-3, CONFERENCE PROCEEDINGS: BIOENGINEERING - INTEGRATIVE METHODOLOGIES, NEW TECHNOLOGIES Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Pages: 1137-1138 Published: 2002	1	0	0	0	0	2	0.13
10. Title: Active and Dynamic Graphical Code for Object Identification in Healthcare By: Bujnowski, Adam; Benoit, Martin; Kaczmarek, Mariusz; et al. Source: JOURNAL OF MEDICAL IMAGING AND HEALTH INFORMATICS Volume: 5 Issue: 8 Pages: 1631-1639 Published: DEC 2015	0	0	0	1	0	1	0.50

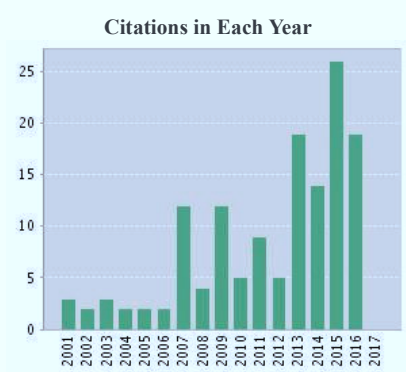
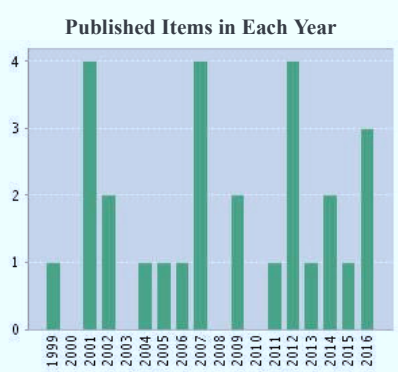
Close

Print

Close

Print

AUTHOR: (Kaczmarek M) **AND ORGANIZATION-ENHANCED:** (Gdansk University of Technology)
Timespan=1996-2016. **Indexes=**SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.



Results found: 28
Sum of the Times Cited: 139
Average Citations per Item: 4.96
h-index: 6

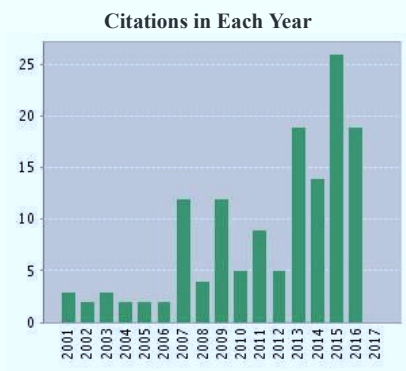
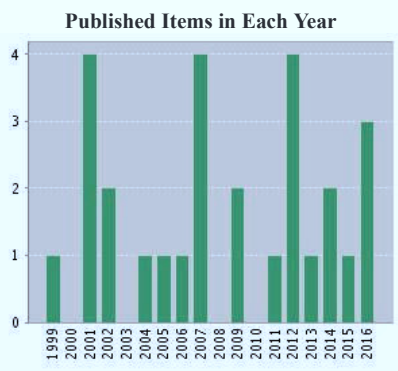
	2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
	19	14	26	19	0	139	8.69
11. Title: Thermal Imaging of Skin Temperature Distribution During and After Cooling: In-Vitro Experiments By: Kaczmarek, M.; Ruminski, J. Edited by: VanderSloten, J; Verdonck, P; Nyssen, M; et al. Conference: 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (ECIFMBE) Location: Antwerp, BELGIUM Date: NOV 23-27, 2008 Source: 4TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 22 Issue: 1-3 Pages: 723-727 Published: 2009	0	0	0	1	0	1	0.12
12. Title: Electrical and thermal monitoring during cardiosurgery interventions By: Nowakowski, A.; Kaczmarek, M.; Wtorek, J.; et al. Edited by: Scharfetter, H; Merwa, R Conference: 13th International Conference on Electrical Bioimpedance/8th Conference on Electrical Impedance Tomography Location: Graz, AUSTRIA Date: AUG 29-SEP 02, 2007 Sponsor(s): Graz Univ Technol; IFMBE; XIRC; ISEBI Source: 13TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRICAL BIOIMPEDANCE AND THE 8TH CONFERENCE ON ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY 2007 Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 17 Pages: 150-153 Published: 2007	1	0	0	0	0	1	0.10
13. Title: Thermal monitoring of the myocardium under blood arrest preliminary study By: Kaczmarek, Mariusz; Nowakowski, Antoni; Stojek, Wojciech; et al. Conference: 29th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: Lyon, FRANCE Date: AUG 22-26, 2007 Sponsor(s): IEEE Engrn Med & Biol Soc Source: 2007 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-16 Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Pages: 254-257 Published: 2007	1	0	0	0	0	1	0.10
14. Title: Synthetic pictures in thermographic diagnostics By: Nowakowski, A; Kaczmarek, M; Ruminski, J Conference: 24th Annual International Conference of the Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society/Annual Fall Meeting of the Biomedical-Engineering-Society (EMBS 2002 BMES) Location: HOUSTON, TX Date: OCT 23-26, 2002 Sponsor(s): Engrn Med & Biol Soc; Biomed Engrn Soc; Natl Sci Fdn; Natl Inst Hlth; Natl Inst Biomed Imaging & Bioengn; Whitaker Fdn Source: SECOND JOINT EMBS-BMES CONFERENCE 2002, VOLS 1-3, CONFERENCE PROCEEDINGS: BIOENGINEERING - INTEGRATIVE METHODOLOGIES, NEW TECHNOLOGIES Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Pages: 1131-1132 Published: 2002	1	0	0	0	0	1	0.07
15. Title: Active IR-Thermal Imaging in Medicine By: Kaczmarek, Mariusz; Nowakowski, Antoni Source: JOURNAL OF NONDESTRUCTIVE EVALUATION Volume: 35 Issue: 1 Article Number: 19 Published: MAR 2016	0	0	0	0	0	0	0.00

		2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
		19	14	26	19	0	139	8.69
16.	Title: A new diagnostic method for evaluation of cardiosurgery wound healing By: Nowakowski, Antoni; Siondalski, Piotr; Moderhak, Mateusz; et al. Source: QUANTITATIVE INFRARED THERMOGRAPHY JOURNAL Volume: 13 Issue: 1 Pages: 19-34 Published: JAN 2 2016	0	0	0	0	0	0	0.00
17.	Title: A new diagnostic IR-thermal imaging method for evaluation of cardiosurgery procedures By: Kaczmarek, Mariusz Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 36 Issue: 2 Pages: 344-354 Published: 2016	0	0	0	0	0	0	0.00
18.	Title: Active Dynamic Thermography Imaging of Wound Healing Processes in Cardio Surgery By: Moderhak, Mateusz; Nowakowski, Antoni; Kaczmarek, Mariusz; et al. Edited by: Pietka, E; Kawa, J; Wieclawek, W Source: INFORMATION TECHNOLOGIES IN BIOMEDICINE, VOL 4 Book Series: Advances in Intelligent Systems and Computing Volume: 284 Pages: 197-202 Published: 2014	0	0	0	0	0	0	0.00
19.	Title: The Role of Thermal Monitoring in Cardiosurgery Interventions By: Nowakowski, Antoni; Kaczmarek, Mariusz; Rogowski, Jan Edited by: Diakides, M; Bronzino, JD; Peterson, DR Source: MEDICAL INFRARED IMAGING: PRINCIPLES AND PRACTICES Published: 2013	0	0	0	0	0	0	0.00
20.	Title: Multimodal Platform for Continuous Monitoring of the Elderly and Disabled By: Kaczmarek, M.; Bujnowski, A.; Wtorek, J.; et al. Source: JOURNAL OF MEDICAL IMAGING AND HEALTH INFORMATICS Volume: 2 Issue: 1 Special Issue: SI Pages: 56-63 Published: MAR 2012	0	0	0	0	0	0	0.00

Close

Print

AUTHOR: (Kaczmarek M) **AND ORGANIZATION-ENHANCED:** (Gdansk University of Technology)
Timespan=1996-2016. **Indexes=**SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.



Results found: 28
Sum of the Times Cited: 139
Average Citations per Item: 4.96
h-index: 6

	2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
	19	14	26	19	0	139	8.69
21. Title: Adding medical functionalities to a remote controller By: Bujnowski, Adam; Palinski, Arkadiusz; Nowak, Jędrzej; et al. Edited by: Pardede, E; Ma, J; Singh, J Conference: 5th International Conference on Human System Interactions (HSI) Location: Univ Western Australia, Perth, AUSTRALIA Date: JUN 06-08, 2012 Sponsor(s): IEEE; IEEE Comp Soc; Curtin Univ; Murdoch Univ; DEBI Inst; IEEE Ind Elect Soc (IES); IEEE-IES Tech Comm Ind Informat; IEEE-IES Tech Comm Human Factors; Perth Convent Bur; Australian Govt Initiat; Innovat Ctr WA; Engineers Australia; ACS; Tourism Western Australia; Polytechnica Gedanensis Source: 2012 5TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON HUMAN SYSTEM INTERACTIONS (HSI 2012) Book Series: Conference on Human System Interactions Pages: 97-104 Published: 2012	0	0	0	0	0	0	0.00
22. Title: The Use of Mobile Devices in the Care and Home Monitoring of the Elderly and the Sick By: Kaczmarek, Mariusz; Nowak, Jędrzej; Ruminski, Jacek; et al. Edited by: Pietka, E; Kawa, J Conference: 3rd International Conference on Information Technologies in Biomedicine (ITIB) Location: Gliwice, POLAND Date: JUN 11-13, 2012 Source: INFORMATION TECHNOLOGIES IN BIOMEDICINE, ITIB 2012 Book Series: Lecture Notes in Bioinformatics Volume: 7339 Pages: 525-536 Published: 2012	0	0	0	0	0	0	0.00
23. Title: IR-thermal monitoring of cardiosurgery interventions By: Nowakowski, A.; Kaczmarek, M.; Stojek, W.; et al. Edited by: VanderSloten, J; Verdonck, P; Nyssen, M; et al. Conference: 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (ECIFMBE) Location: Antwerp, BELGIUM Date: NOV 23-27, 2008 Source: 4TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 22 Issue: 1-3 Pages: 1329-1333 Published: 2009	0	0	0	0	0	0	0.00
24. Title: Reaction of normal and burned tissue to cold excitation By: Nowakowski, A.; Kaczmarek, M.; Renkielska, A.; et al. Conference: 29th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: Lyon, FRANCE Date: AUG 22-26, 2007 Sponsor(s): IEEE Engrn Med & Biol Soc Source: 2007 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-16 Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Pages: 239-242 Published: 2007	0	0	0	0	0	0	0.00
25. Title: Optical excitation methods in active dynamic thermography in medical diagnostics By: Kaczmarek, M; Nowakowski, A Edited by: Jaroszewicz, Z; Powichrowska, E; Szyjer, M Conference: Systems of Optical Security 2003 Conferene Location: Warsaw, POLAND Date: DEC 11-12, 2003 Sponsor(s): Inst Appl Opt; SPIE; Minist Econ, Labour & Social Policy Poland Source: SYSTEMS OF OPTICAL SECURITY 2003 Book Series: Proceedings of SPIE Volume: 5566 Pages: 120-126 Published: 2004	0	0	0	0	0	0	0.00

	2013	2014	2015	2016	2017	Total	Average Citations per Year
	19	14	26	19	0	139	8.69
26. Title: New differential data analysis method in the active thermography By: Ruminski, J; Kaczmarek, M; Nowakowski, A Conference: 23rd Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: ISTANBUL, TURKEY Date: OCT 25-28, 2001 Sponsor(s): Natl Sci Fdn; TUBITAK, Sci & Tech Res Ctr Turkey; ISIK Univ; COMNET, EREL Techno Grp; GUZEL SANATLAR Printinghouse; JOHNSON&JOHNSON Med; PFIZER; SIEMENS Med; TURKCELL Iletism Hizmetler A S; ALSTOM Elect Ltd Co; GANTEK Technol & SUN Microsyst; TURCOM Co Grp Source: PROCEEDINGS OF THE 23RD ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-4: BUILDING NEW BRIDGES AT THE FRONTIERS OF ENGINEERING AND MEDICINE Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Volume: 23 Pages: 2801-2804 Part: 1-4 Published: 2001	0	0	0	0	0	0	0.00
27. Title: Thermographic and electrical measurements for cardiac surgery inspection By: Nowakowski, A; Kaczmarek, M; Wtorek, J; et al. Conference: 23rd Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: ISTANBUL, TURKEY Date: OCT 25-28, 2001 Sponsor(s): Natl Sci Fdn; TUBITAK, Sci & Tech Res Ctr Turkey; ISIK Univ; COMNET, EREL Techno Grp; GUZEL SANATLAR Printinghouse; JOHNSON&JOHNSON Med; PFIZER; SIEMENS Med; TURKCELL Iletism Hizmetler A S; ALSTOM Elect Ltd Co; GANTEK Technol & SUN Microsyst; TURCOM Co Grp Source: PROCEEDINGS OF THE 23RD ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-4: BUILDING NEW BRIDGES AT THE FRONTIERS OF ENGINEERING AND MEDICINE Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Volume: 23 Pages: 2874-2877 Part: 1-4 Published: 2001	0	0	0	0	0	0	0.00
28. Title: Investigation of skin burns basing on active thermography By: Kaczmarek, M; Nowakowski, A; Renkielska, A; et al. Conference: 23rd Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: ISTANBUL, TURKEY Date: OCT 25-28, 2001 Sponsor(s): Natl Sci Fdn; TUBITAK, Sci & Tech Res Ctr Turkey; ISIK Univ; COMNET, EREL Techno Grp; GUZEL SANATLAR Printinghouse; JOHNSON&JOHNSON Med; PFIZER; SIEMENS Med; TURKCELL Iletism Hizmetler A S; ALSTOM Elect Ltd Co; GANTEK Technol & SUN Microsyst; TURCOM Co Grp Source: PROCEEDINGS OF THE 23RD ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-4: BUILDING NEW BRIDGES AT THE FRONTIERS OF ENGINEERING AND MEDICINE Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Volume: 23 Pages: 2882-2885 Part: 1-4 Published: 2001	0	0	0	0	0	0	0.00

Close

Print

Kaczmarek Mania