

Dr inż. Jacek Rumiński
 Katedra Inżynierii Biomedycznej,
 Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki
 Politechnika Gdańska

Gdańsk, 24.08.2016

Autoreferat

1. **Imię i nazwisko:** Jacek Rumiński
2. **Posiadane dyplomy, stopnie naukowe/ artystyczne – z podaniem nazwy, miejsca i roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.**
 - (a) magister inżynier – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, specjalność: Aparatura elektroniczna, profil Elektronika medyczna, Gdańsk 1995, temat pracy: „Program do oceny różnych metod rozpoznawania tachykardii komorowej na podstawie EKG wewnątrzkomorowego”,
 - (b) doktor nauk technicznych - w zakresie informatyki, Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Gdańsk, 2002, na podstawie przeprowadzonego przewodu doktorskiego i przygotowanej rozprawy pt. „Algorytmy analizy porównawczej dla potrzeb systemów wyszukiwania obrazów medycznych”.
3. **Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych/ artystycznych.**
 - (a) 1995-2003 – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, *asystent*
 - (b) 2003-2011 – Olsztyńska Wyższa Szkoła Informatyki i Zarządzania, *adiunkt*
 - (c) 2003-obecnie – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Katedra Inżynierii Biomedycznej, *adiunkt*
4. **Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz. U. nr 65, poz. 595 ze zm.):**
 - 4.1. **tytuł osiągnięcia naukowego/artystycznego:**

„Metody wyodrębniania sygnałów i parametrów z różnomodalnych sekwencji obrazów dla potrzeb diagnostyki i wspomagania osób”
 (zbiór publikacji powiązanych tematycznie)
 - 4.2. **(autor/autorzy, tytuł/tytuły publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa),**

Lp	Artykuł
[O1]	<p>J. Rumiński, M. Kaczmarek, A. Renkielska and A. Nowakowski, "Thermal Parametric Imaging in the Evaluation of Skin Burn Depth," in <i>IEEE Transactions on Biomedical Engineering</i>, vol. 54, no. 2, pp. 303-312, Feb. 2007, doi: 10.1109/TBME.2006.886607</p> <p>(IF=1.622, 5 Years IF=2.226) (MNSzW_A=30)</p>

	<p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na opracowaniu: przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy, zaproponowaniu metody obrazowania parametrycznego, generacji obrazów parametrycznych za pomocą zaimplementowanych przeze mnie algorytmów, analizie wyników danych oraz pełnienia roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 50%.</i></p>
[O2]	<p>A. Renkielska, A. Nowakowski, M. Kaczmarek, J. Rumiński, Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging - A preliminary study, BURNS Volume: 32 Issue: 7 Pages: 867-875 Published: NOV 2006,</p> <p>(IF=1.139), (MNSzW_A=25)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na opracowaniu metod analizy danych, generacji obrazów parametrycznych za pomocą zaimplementowanych przeze mnie algorytmów, udziale w analizie wyników danych oraz współudziale w edycji tekstu manuskryptu.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 20%.</i></p>
[O3]	<p>J. Rumiński, B. Bobek-Billewicz, "Parametric imaging in dynamic susceptibility contrast MRI-phantom and in vivo studies," <i>Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE</i>, San Francisco, CA, 2004, pp. 1104-1107. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403357, WOS:000225461800283</p> <p>(Web Of Science, MNiSzW=15)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy, zaproponowaniu metody obrazowania parametrycznego, zaprojektowaniu fantomów, przeprowadzeniu eksperymentów z fantomami generacji obrazów parametrycznych za pomocą zaimplementowanych przeze mnie algorytmów, analizie wyników danych oraz pełnienia roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 80%.</i></p>
[O4]	<p>J. Rumiński, B. Karczewski, „Automatic recognition of the arterial input function in MRI studies” W: Computer Recognition Systems : CORES'05: 14 International Conference on Computer Recognition Systems / eds: M. Kurzyński, E. Puchała, M. Woźniak, A. Żołnierok. - (<i>Advances in Soft Computer, Springer / ed. J. Kacprzyk</i>) Berlin, 2005. - S. 671-677. WOS:000231535500079</p> <p>(Web Of Science, MNiSzW=15)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy, zaproponowaniu metody obrazowania parametrycznego, zaproponowaniu metod analizy obrazów, udziale w implementacji algorytmów i badaniach eksperymentalnych, analizie wyników danych oraz pełnienia roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 80%.</i></p>
[O5]	<p>J. Rumiński, R. Kalicka, B. Bobek-Billewicz, Obrazowanie parametryczne w badaniach mózgu metodami MRI/PET, Wydawnictwo Gdańskie, Monografia, 343 strony, 2006</p> <p>(Monografia o liczbie autorów nie więcej niż 3, MNiSzW=25)</p> <p>W skład osiągnięcia naukowego zaliczam rozdziały 3 (3.2), 4 i 9 będące mojego autorstwa opisujące zastosowane i zaproponowane metody obrazowania parametrycznego w badaniach mózgu z zastosowaniem badań perfuzyjnych MRI. Dlatego do punktacji MNiSzW przedstawionej dalej zaliczam 12 punktów (3*4pkt)</p> <p>Mój udział procentowy we wskazanej części wynosi 100%.</p>
[O6]	<p>J. Rumiński, B. Karczewski, G. Mincewicz, A. Aloszko, G. Krzykowski, The HRCT image</p>

	<p>analysis for quantitative description of peripheral airways remodelling. Journal of Medical Informatics and Technologies, vol. 7, pp. MIP23-MIP31, 2004.</p> <p>(MNSzW_B=8)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy, zaproponowaniu metod analizy obrazu celem określenia czynników wpływu na detekcję par oskrzele-naczynie i ocenie dokładności ich opisu, przeprowadzenie analizy obrazów parametrycznych za pomocą zaimplementowanych algorytmów, analizie wyników danych oraz pełnienia roli głównego autora i edytora tekstu manuskryptu.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 50%.</i></p>
[O7]	<p>G. Mincewicz, J. Rumiński, G. Krzykowski, Application of adjusted subpixel method (ASM) in HRCT measurements of the bronchi in bronchial asthma patients and healthy individuals, European Journal of Radiology, vol. 81, no. 2, pp. 379-383, 2012,</p> <p>(IF=2.512, 5 Year IF=2.645) (MNSzW_A=30)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy w zakresie dokładności pomiarów oskrzeli i naczyń w HRCT, zaproponowaniu metod badań z zastosowaniem fantomu, przeprowadzenie badań fantomowych, przeprowadzenie analizy obrazów za pomocą zaimplementowanych algorytmów, analizie wyników danych.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 30%.</i></p>
[O8]	<p>G. Mincewicz, A. Aloszko, J. Rumiński, G. Krzykowski, Adjusted subpixel method enables optimisation of bronchial measurements in high-resolution CT, BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, vol. 85 no. 1016 pp. 1093-1097, 2012,</p> <p>(IF=1.217, 5 Year IF=1.938) (MNSzW_A=25)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu wiedzy w zakresie dokładności pomiarów oskrzeli i naczyń w HRCT, zaproponowaniu metod badań z zastosowaniem fantomu, przeprowadzenie badań fantomowych, przeprowadzenie analizy obrazów za pomocą zaimplementowanych algorytmów, analizie wyników danych.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 20%.</i></p>
[O9]	<p>J. Rumiński, J. Wtorek, J. Rumińska, M. Kaczmarek, A. Bujnowski, T. Kocejko, A. Polinski, "Color transformation methods for dichromats," <i>3rd International Conference on Human System Interaction</i>, Rzeszow, 2010, IEEE, eXplore, pp. 634-641. doi: 10.1109/HSI.2010.5514503J.</p> <p>(IEEE eXplore, Scopus)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu, zaproponowaniu metod symulacji i transformacji kolorów w obrazach oraz w sekwencji obrazów dla potrzeb osób ze ślepotą barw, przeprowadzenie badań symulacyjnych, przeprowadzenie analizy obrazów za pomocą zaimplementowanych przeze mnie algorytmów, analizie wyników danych.</i></p> <p><i>Mój udział procentowy szacuję na 70%.</i></p>
[O10]	<p>J. Rumiński, M. Bajorek, J. Rumińska, J. Wtorek, A. Bujnowski, Computerized Color Processing for Dichromats. // W : Human - Computer Systems Interaction: Backgrounds and Applications 2, Part 1 / eds. Zdzisław S. Hippe, Juliusz L. Kulikowski, Teresa Mroczek - Berlin, Niemcy, Springer-Verlag, 2011. - [Advances in intelligent and soft computing]. - S. 453-470. WOS:000307258700029</p> <p>(Web Of Science, MNiSzW=15)</p> <p><i>Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu, zaproponowaniu metod symulacji i transformacji kolorów w obrazach oraz w sekwencji obrazów dla potrzeb osób ze ślepotą</i></p>

	<p>barw, przeprowadzenie badań symulacyjnych, przeprowadzenie analizy obrazów za pomocą zaimplementowanych przeze mnie algorytmów, analizie wyników danych. Mój udział procentowy szacuję na 70%.</p>
[O11]	<p>J. Rumiński, Color Processing for Color-Blind Individuals Using Smart Glasses, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, vol. 5, no. 8, December 2015, pp. 1652-1661(10), (IF=0.877) (MNSzW_A=15) Mój udział procentowy wynosi 100%.</p>
[O12]	<p>J. Rumiński, The Evaluation of Use of Colors in Graphical User-Interfaces in Healthcare, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, vol. 6, pp. 1-12, 2016, (IF=0.877, według danych za 2015) (MNSzW_A=15) Mój udział procentowy wynosi 100%.</p>
[O13]	<p>M. Lewandowska, J. Rumiński, T. Kocejko and J. Nowak, "Measuring pulse rate with a webcam — A non-contact method for evaluating cardiac activity," <i>Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS)</i>, IEEE eXplore, Szczecin, 2011, pp. 405-410. (IEEE eXplore, Scopus) Mój wkład w powstanie tej pracy polegał na przeprowadzeniu analizy stanu, zaproponowaniu metod przetwarzania sekwencji obrazów dla potrzeb estymacji pulsu w celu optymalizacji czasu analiz, zaproponowanie metody analizy danych w regionie czoła i weryfikacji z zastosowaniem obrazowanie termicznego, udziale w badaniach eksperymentalnych, udziale w analizie obrazów, analizie wyników danych, udziale w edycji manuskryptu. Mój udział procentowy szacuję na 35%.</p>
[O14]	<p>J. Rumiński, Reliability of pulse measurements in videoplethysmography, Metrology and Measurement Systems, vol. 23, no. 3, 2016, pp. 359-371. (IF=1.14 według danych za 2015) (MNSzW_A=20) Mój udział procentowy wynosi 100%.</p>
[O15]	<p>J. Rumiński, Analysis of the parameters of respiration patterns extracted from thermal image sequences, Biocybernetics and Biomedical Engineering Journal, 15 pages, accepted in 2016 (IF=0.808 według danych za 2015) (MNSzW_A=15) Mój udział procentowy wynosi 100%.</p>
	<p>Liczba publikacji JCR razem z części I: 8, sumaryczny IF=10,192. Liczba punktów MNI SzW z części I: 240. Liczba łącznych cytowań z części I, bez autocytowań: WoS (Core Collection): 60 , SCOPUS: 113</p>

Szczegółowy wykaz dorobku załączono w oddzielnym dokumencie.

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

4.3.1. Kontekst prowadzonych prac i cele naukowe

Opracowywane metody i algorytmy dla potrzeb zastosowań w medycynie skupiają się najczęściej na wspomaganiu: diagnostyki medycznej, procesu planowania leczenia, procesu leczenia i rehabilitacji, a także poprawy jakości życia osób starszych, chorych i niepełnosprawnych.

Ogólnym celem prowadzonych przez mnie badań było opracowywanie nowych lub ulepszonych algorytmów analizy obrazów cyfrowych dla potrzeb wspomaganie procesu diagnostyki medycznej oraz poprawy jakości życia osób dotkniętych wybranymi problemami zdrowotnymi. W szczególności prowadzone badania zakładały, iż gromadzone są sekwencje obrazów zmieniających swoją treść w czasie lub w przestrzeni. Dla tak gromadzonych danych zaproponowałem szereg metod wyodrębniania sygnałów i parametrów mających na celu uzyskanie:

- a) informacji diagnostycznej poprzez modelowanie zachodzących w tkance zjawisk dynamicznych i syntezę obrazów parametrycznych w aktywnej termografii dynamicznej,
- b) informacji diagnostycznej poprzez modelowanie zachodzących w tkance zjawisk dynamicznych i syntezę obrazów parametrycznych w dynamicznej tomografii rezonansu magnetycznego,
- c) informacji diagnostycznej poprzez ekstrakcję biosygnarów z sekwencji rejestrowanych obrazów i na tej podstawie estymację takich parametrów życiowych jak puls czy częstość oddechowa (w obrazowaniu w świetle widzialnym, w termografii statycznej),
- d) parametrów diagnostycznych ze zbioru obrazów przestrzennych (warstw) poprzez analizę i modelowanie zmian w układzie oskrzela-naczynia (w komputerowej tomografii rentgenowskiej),
- e) informacji o kolorze z sekwencji obrazów kolorowych oraz opracowywanie metod symulacji widzenia kolorów, oceny różnic w postrzeganiu kolorów, transformacji kolorów oraz automatycznym etykietowaniu (nazywaniu) kolorów jak i oceny różnic pomiędzy nimi.

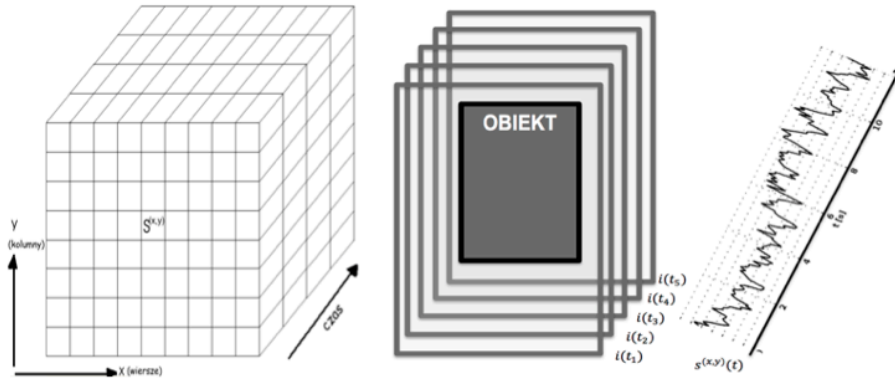
Opracowane metody (opisany szczegółowo niżej oraz we wskazanych pozycjach źródłowych) dotyczą następujących zastosowań:

- a) ocena procesu gojenia się ran po oparzeniach skóry z zastosowaniem aktywnej termografii dynamicznej,
- b) ocena parametrów dynamicznych krążenia mózgowego w metodzie Dynamic Susceptibility Contrast MRI (DSC-MRI) lub pMRI (perfusion MRI),
- c) uzyskiwanie wartości parametrów życiowych takich jak częstość pulsu, częstość oddechowa, parametry wzorców oddechowych,
- d) ocena przebudowy ścian oskrzeli w przewlekłym alergicznym nieżycie nosa jak i w astmie,
- e) symulacje postrzegania widzenia osób z dichromatyzmem, w szczególności z protanopią, deuteranopią i tritanopią oraz wspomaganie postrzegania kontrastu pomiędzy kolorami przez takie osoby.

W dalszej części autoreferatu przedstawiana zostanie tematyka prowadzonych prac zakończona podsumowaniem wskazującym moje osiągnięcia, które uważam za oryginalne.

4.3.2. Tematyka prowadzonych prac i uzyskane wyniki

Na rysunku 1 przedstawiono ilustrację danych 3D, reprezentowanych jako sekwencja obrazów w czasie lub w przestrzeni.



Rys. 1. Ilustracja danych 3D, reprezentowanych jako sekwencja obrazów w czasie lub w przestrzeni.

Przykładowo zakładając zmianę w czasie t , uzyskujemy $W*H$ (W-szerokość, H, wysokość obrazu) sygnałów dyskretnych, stanowiących zbiór próbek dla danej lokalizacji (x,y) z kolejnych obrazów rejestrowanych w dyskretnych chwilach czasu t_i :

$$S^{(x,y)}(t) = \{s^{(x,y)}(t_1), s^{(x,y)}(t_2), s^{(x,y)}(t_3), \dots, s^{(x,y)}(t_K)\}$$

gdzie: K -liczba obrazów (liczba próbek sygnału).

Alternatywnie, w danej dziedzinie zastosowań, rozpatrywać możemy sygnał uzyskany jako zbiór próbek, stanowiących agregację wartości w obrębie regionu zainteresowania (ang. Region Of Interest ROI) zamiast pojedynczego punktu (piksela). Wówczas uzyskiwany sygnał będzie miał postać:

$$S^{(ROI)}(t) = \{s^{(ROI)}(t_1), s^{(ROI)}(t_2), s^{(ROI)}(t_3), \dots, s^{(ROI)}(t_K)\}$$

Warto jednak zauważyć, że wartości $s^{(ROI)}(t_i)$ obliczane będą z zastosowaniem określonej operacji agregacji wartości obrazu w ROI. Przykładowo, taką operacją jest najczęściej uśrednienie:

$$s^{(ROI)}(t_i) = \frac{1}{N_{ROI}} \sum_{x=c_s}^{c_e} \sum_{y=r_s}^{r_e} I_i(x, y)$$

gdzie: N_{ROI} – liczba pikseli w ROI, r_s, c_s - pierwszy wiersz i kolumna ROI (zakładając, że jest prostokątny), r_e, c_e – ostatni wiersz i kolumna ROI, $I(x, y)$ – wartość piksela macierzy obrazu w położeniu (x,y) , i – numer obrazu (klatki), $i=1..K$.

Ze względu na to, że interesująca jest jedynie część dynamiczna w sygnale, dlatego najczęściej usuwana jest składowa stała, np.:

$$S_n^{(x,y)}(t) = \{s^{(x,y)}(t_i) - \mu(s^{(x,y)}(t))\}, \text{ dla każdego } i.$$

Analogiczne operacje dotyczą analizy sygnałów wyodrębnionych na podstawie zmian wartości w przestrzeni obrazu, $S^{(t)}(x, y)$ (np. profil zmian wartości osłabienia promieniowania Rtg. w przekroju oskrzela).

Przedstawione teraz zostaną poszczególne metody bazujące na powyższym schemacie, stanowiące oryginalny efekt prowadzonych prac. W szczególności prace dotyczyły badań, w ramach których uzyskuje się wektory danych (sygnały) z obrazów na podstawie analizy zmian:

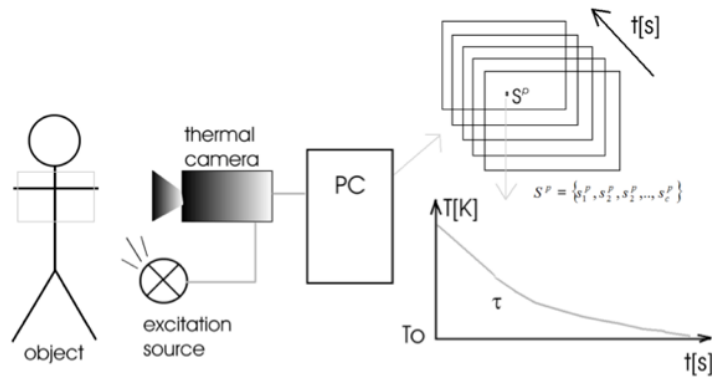
- temperatury (intensywności promieniowania) w czasie w ocenie oparzeń,

- temperatury (intensywności promieniowania) w okolicach nosa/ust w wyniku oddychania w ocenie częstości oddychania i innych parametrów aktywności oddechowych,
- czasu relaksacji T2* (stężenia kontrastu) w tkance w ocenie perfuzji mózgu,
- odbić promieniowania widzialnego w rytm pulsacji tętnic w skórze twarzy w ocenie pulsu,
- koloru w ocenie postrzegania kolorów przez osoby z dichromatyzmem i dla potrzeb wspomaganie osób z dichromatyzmem.

A. Uzyskanie informacji diagnostycznej poprzez modelowanie zachodzących w tkance zjawisk dynamicznych i syntezę obrazów parametrycznych w aktywnej termografii dynamicznej

Aktywna termografia dynamiczna (ang. Active Dynamical Thermography - ADT) w aplikacjach medycznych zakłada, że badany obiekt pobudzany jest źródłem zewnętrznym wprowadzając okresową zmianę rozptyłu ciepła w obszarze badanych tkanek. Zmiana przepływu ciepła, stosownie do stanu początkowego, właściwości obiektu, sposobu pobudzenia i parametrów otoczenia umożliwia rejestrację dynamicznej odpowiedzi obiektu w formie sekwencji obrazów termicznych. Metoda została oryginalnie zaproponowana do badań medycznych przez zespół prof. Antoniego Nowakowskiego [1][2][3], którego byłem członkiem. Moim oryginalnym wkładem do badań było zaproponowanie metod analizy dynamicznych sekwencji obrazów termicznych.

Na rysunku 2 zilustrowano proces pomiarowy w ADT.



Rys. 2. Ilustracja stanowiska pomiarowego i sposobu wyodrębniania sygnału z sekwencji obrazów

W [4] Buettner przedstawił funkcję zmiany temperatury na powierzchni skóry w czasie, po wycofaniu bodźca pobudzającego:

$$T_0^{(x,y)}(t) = T_0 + T_S \cdot \sum_{n=1}^{\infty} \exp(-u(2n+1)^2) / (2n+1)^2$$

$$u = \frac{k}{\rho \cdot C} \cdot \frac{\pi^2}{4d^2} \cdot t$$

gdzie: k - przewodność cieplna skóry, ρC -objętościowe ciepło właściwe, d - głębokość w głąb skóry, na której występuje stała temperatura (temperatura wewnętrzna), T_0 - temperatura na powierzchni w momencie ustania pobudzenia (stan początkowy po podaniu bodźca), T_S - rejestrowana temperatura na powierzchni w czasie t ,

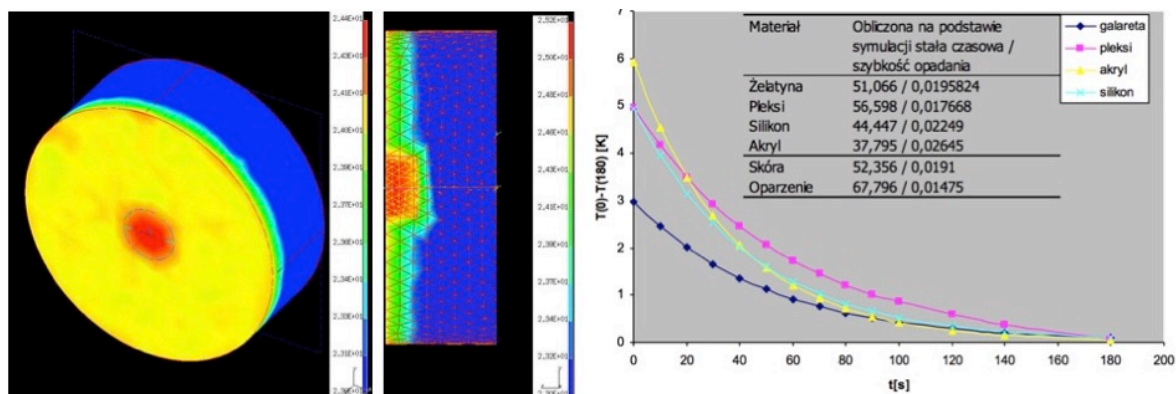
Na tej podstawie zaproponowałem dopasowanie modelu eksponencjalnego o postaci:

$$\hat{S}_0^{(x,y)}(t) = A_0 + \sum_{i=1}^L A_{2i-1} \cdot \exp\left(-\frac{t}{A_{2i}}\right)$$

gdzie: A_0 - składowa stała pomiaru, L - liczba warstw modelu zastępczego (typu RC dla pobudzenie ciepłem), $L=1$ lub $L=2$

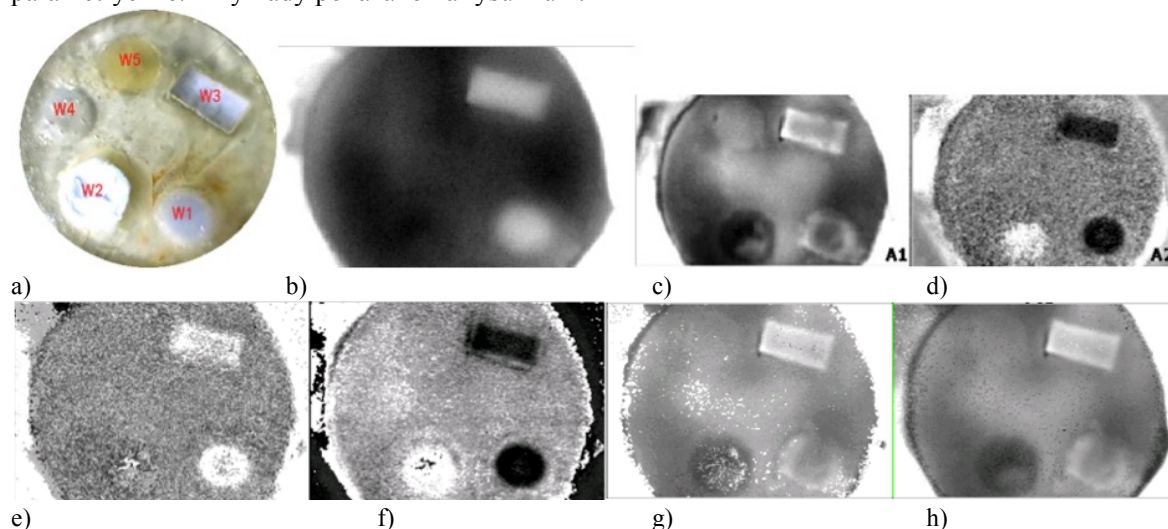
do sygnałów wyodrębnionych z sekwencji obrazów $S_0^{(x,y)}(t)$ dla każdej lokalizacji (x,y) . W badaniach zastosowano $L=1$ i $L=2$ (czyli dwa lub cztery parametry).

W początkowym okresie prac przeprowadziłem badania symulacyjne w środowisku SDRC Ideas budując prosty model (ok. 5000 elementów) typu FEM (ang. Finite Element Method) z symulowanym zaburzeniem. Zaburzeniu przypisywano różne parametry materiałowe jak i różne głębokości zanurzenia względem obiektu głównego. Przeprowadzone eksperymenty wykazały, że po pobudzeniu obiektu (na powierzchni 0,2 [W/cm²] trwające od 15 do 30s) obserwowana na powierzchni obiektu zmiana ma charakter eksponencjalny, a przebieg zmian wskazuje na potencjalną możliwość rozróżnienia obiektów. Na rysunku 3 pokazano przykładowe rezultaty badań symulacyjnych.



Rys. 3. Wizualizacja symulacji rozkładu temperatury po ustaniu ogrzewania oraz przykładowe wyniki symulacji (na powierzchni)

W kolejnym kroku analiz wstępnych przeprowadziłem badania z użyciem fantomu żelatynowego (o podobnych parametrach jak model symulowany), do którego zanurzone obiekty o różnych parametrach i na różnych głębokościach. Fantomy (zbudowane przez innego członka zespołu, dr. inż. Mariusza Kaczmarka) poddano pobudzeniu źródłem ciepła (lampy halogenowe) i rejestrowano sekwencję termogramów za pomocą kamery termowizyjnej (Agema Thermovision 900 SW/TE; rozdzielczość 204x128). Uzyskane sekwencje pomiarowe poddano przetwarzaniu wstępnemu, w ramach którego wygenerowano $W \times H$ sygnałów $S^{(x,y)}(t)$ stanowiących zapis spadku temperatury na powierzchni fantomu w określonych punktach pomiarowych (x,y) . Następnie dla każdej lokalizacji (x,y) postawiono następujące zadanie: Dysponując zapisem zmian temperatury $S^{(x,y)}(t)$ znaleźć takie parametry modelu (X) , które minimalizują błąd dopasowania. W tym celu opracowano algorytm bazujący na metodzie Marquardta wraz z jej modyfikacją zaproponowaną przez Bevingtona [5]. Algorytm zaimplementowano w środowisku Java wraz z biblioteką do obliczeń rozproszonych w środowisku Jini [O1][6]. Dla każdej sekwencji pomiarowej wykonano dopasowanie modelu 1 i 2 eksponencjalnego. Wyznaczone wartości parametrów (dla poszczególnych punktów (x,y)) stanowią wartości macierzy danych obrazu. Stosując skalę szarości jako tablicę kolorów wygenerowano obrazy parametryczne. Przykłady pokazano na rysunku 4.

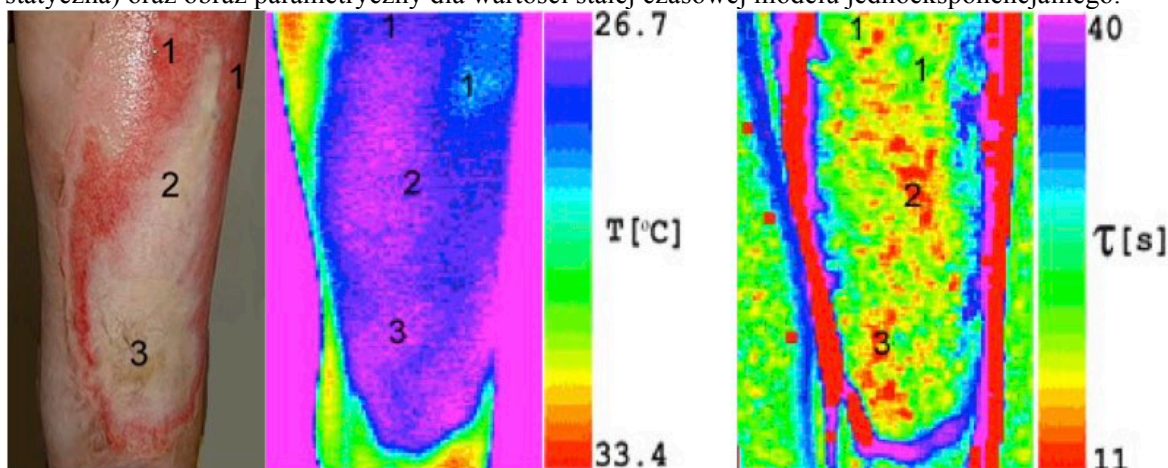


Rys. 4. Fantom (a), statyczny obraz termograficzny po pobudzeniu (b) i wyniki syntezy obrazów parametrycznych: dla $L=1$: c) A1, d) A2; dla $L=2$: e) A2, f) A4, g) A1, h) A3.

Zarówno wyniki dla modelu 1 eksponencjalnego jak i dla modelu 2 eksponencjalnego wskazują dużo większą możliwość rozróżnienia wtrąceń niż pojedyncze termogramy, np. rys. 4b. Podobne wyniki uzyskano dla drugiego rozpatrywanego fantomu (różne głębokości wtrąceń). Wstępne wyniki jakościowe jak i ilościowe (np. porównywane średnie wartości parametrów) wskazały na potencjalną możliwość zastosowania zaproponowanej metody analizy do oceny rzeczywistych zmian skórnych. Częściowe wyniki syntezy obrazów parametrycznych dla fantomów opublikowano w [7].

W dalszych etapach prac, szczególnie w ramach realizacji grantu "Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni i wdrożenie procedur nieinwazyjnej, ilościowej diagnostyki podczerwieni w leczeniu ran oparzeniowych" (KBN R13 027 01, 2006-2009) poddałem analizie sekwencje obrazów termograficznych zarejestrowane (przez zespół międzyuczelniany) w czasie eksperymentów na zwierzętach (świnie) z kontrolowanym wywoływaniem oparzeń (za zgodą Komisji Etyki). Celem prac była zbadanie, czy na podstawie ilościowej oceny średniej wartości wybranego parametru lub zestawu parametrów można prognozować (sklasyfikować), iż rana po oparzeniu wygoi się samoistnie lub nie (i potrzebna jest interwencja chirurgiczna). Badaniom poddano 23 pola oparzeniowe wywołane z różną intensywnością u 3 świń domowych (waga około 20kg). Przeanalizowano trzy parametry: różnicę temperatur statycznych pomiędzy skórą zdrową i raną, różnicę temperatur dla oparzonego pola pomiędzy termogramem statycznym a termogramem zarejestrowanym po pobudzeniu ciepłem oraz wartość parametru stałej czasowej modelu jednoksponecjalnego ($L=1$, A2). Jako referencję przyjęto wyniki badań histopatologicznych. Najlepsze wyniki uzyskano analizując wartości parametru stałej czasowej, dla której czułość i swoistość osiągnęły wartości maksymalne (metodą ANOVA zbadano istotność statystyczną, $p=0.003$). Wyniki opublikowano w [O1] oraz [8].

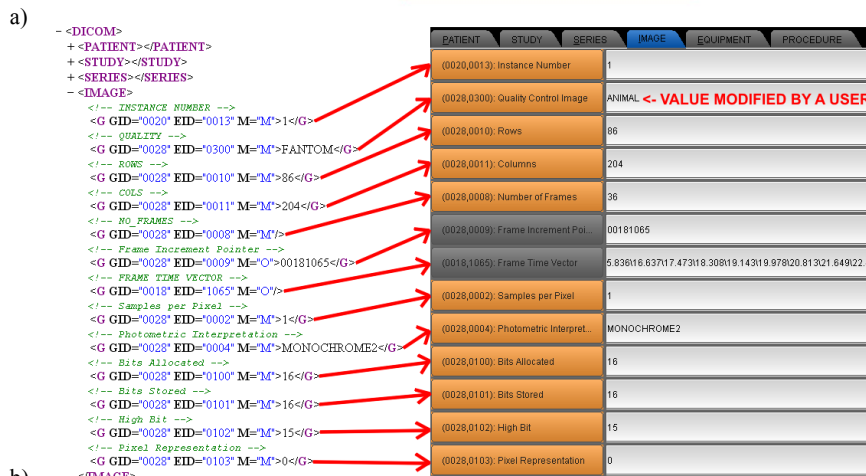
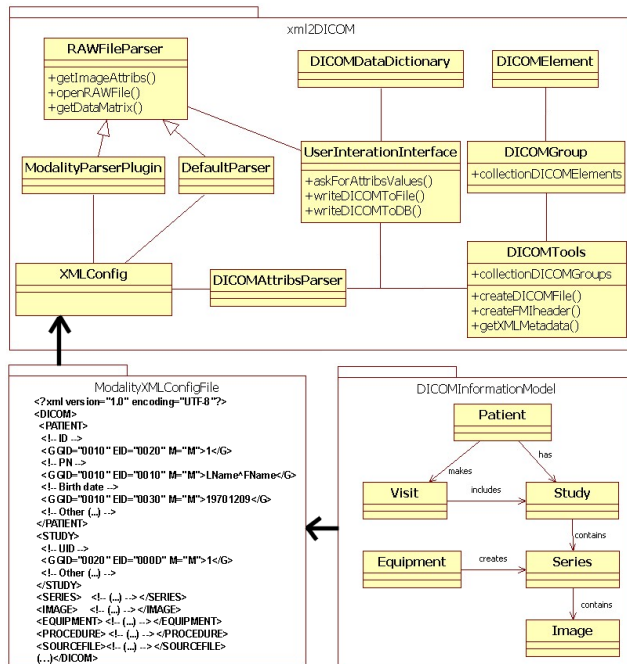
Tą samą metodę zastosowano również w pracach do oceny ran oparzeniowych u ludzi [O2]. Przykładowo na rysunku 5 pokazano zdjęcie rany oparzeniowej, rozkład temperatur (termografia statyczna) oraz obraz parametryczny dla wartości stałej czasowej modelu jednoksponecjalnego.



Rys. 5. Przykładowe zdjęcie rany oparzeniowej i obrazy parametryczne.

Opracowana metoda obrazowania parametrycznego, bazująca na modelu eksponencjalnym, była i jest dalej rozwijana w pracach zespołu Katedry Inżynierii Biomedycznej oraz innych zespołów, szczególnie z Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego.

Zaproponowałem ponadto model i struktury danych dla potrzeb zapisu badań i wyników badań (obrazów parametrycznych) w formacie DICOM (ang. Digital Imaging and Communication in Medicine), bazując na DICOM Multi-frame Grayscale Word Secondary Capture Image IOD (ang. Information Object Definition). Zadaptowałem model świata rzeczywistego, model informacyjny z DICOM oraz zdefiniowałem obowiązkowe moduły i atrybuty. Dodatkowe atrybuty określono w pliku konfiguracyjnym XML. Na rysunku 6 przedstawiono model rozwiązania.

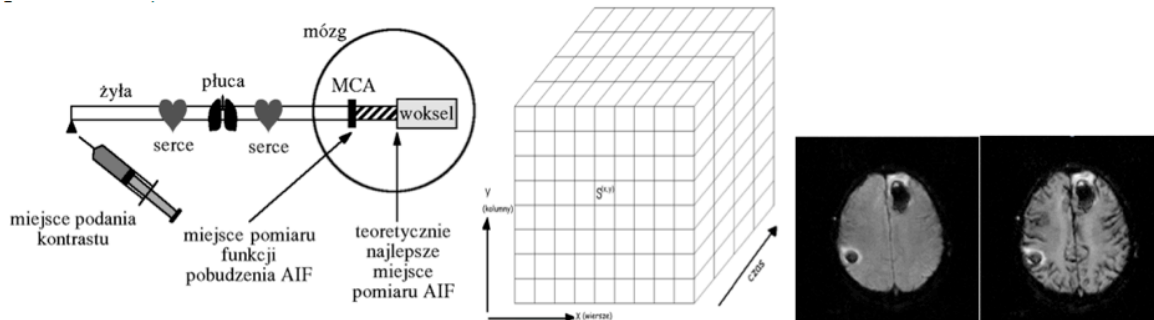


Rys.6. Uproszczona architektura rozwiązania z wykorzystaniem pliku konfiguracyjnego XML (w powiązaniu z modelem informacyjnym DICOM i diagramem klas ram projektowych)

Opracowano również oprogramowanie, które na podstawie plików konfiguracyjnych w XML umożliwia łatwą implementację modelu i zapis sekwencji obrazów (wraz z zestawami atrybutów) do pliku DICOM. Wyniki badań opublikowano w [9][10].

B. Uzyskanie informacji diagnostycznej poprzez modelowanie zachodzących w tkance zjawisk dynamicznych i syntezę obrazów parametrycznych w DSC-MRI

Analogicznie jak w ADT w metodzie Dynamic Susceptibility Contrast MRI (DSC-MRI [11]) pobudza się obiekt, a następnie rejestrowane są sekwencje obrazów w czasie dla zestawu przekrojów (warstw) o obszarze mózgu. Pobudzenie ma charakter zewnętrznego podania środka kontrastującego, które finalnie trafia do układu tętnic mózgu (rys. 7). Rzeczywistym pobudzeniem dla badanego elementu objętości tkanki jest funkcja stężenia środka kontrastującego w tętnicy zasilającej (ang. AIF – Arterial Input Function).



Rys. 7. Ilustracja sposobu pobudzenia – środka kontrastowego (MCA- Middle Cerebral Artery – tętnica środkowa mózgu), model 3D sekwencji obrazów w czasie, dwa obrazy demonstrujące zmianę wartości przed i po podaniu kontrastu

Zwiększając lokalną koncentrację kontrastu wprowadzane są lokalne zmiany pola magnetycznego. Materiał kontrastujący (np. Gadolina, Gd-DTPA) ma właściwości paramagnetyczne podczas gdy otaczające naczynię tkanka jest diamagnetyczna. W rezultacie skraca się czas relaksacji spin-spin, czyli T_2 . Powoduje to osłabienie sygnału zgodnie z relacją:

$$S \propto e^{-TE/T_2}.$$

Relaksacja T_2 zależy również od lokalnych niejednorodności pola, stąd oznaczana jest jako T_2^* . Zakładając, że rejestrowana zmiana sygnału jest proporcjonalna do koncentracji podanego znacznika wówczas możemy przyjąć (pomijając wpływ T_1), że mierzony sygnał opisany jest wzorem:

$$S_K^{(x,y)}(t) \approx \rho \cdot \exp\left(\frac{-TE}{T_2^0}\right) \cdot \exp\left(\frac{-TE}{T_2^K}\right) = S_0^{(x,y)} \cdot \exp(-TE \cdot k \cdot C_K^{(x,y)}(t))$$

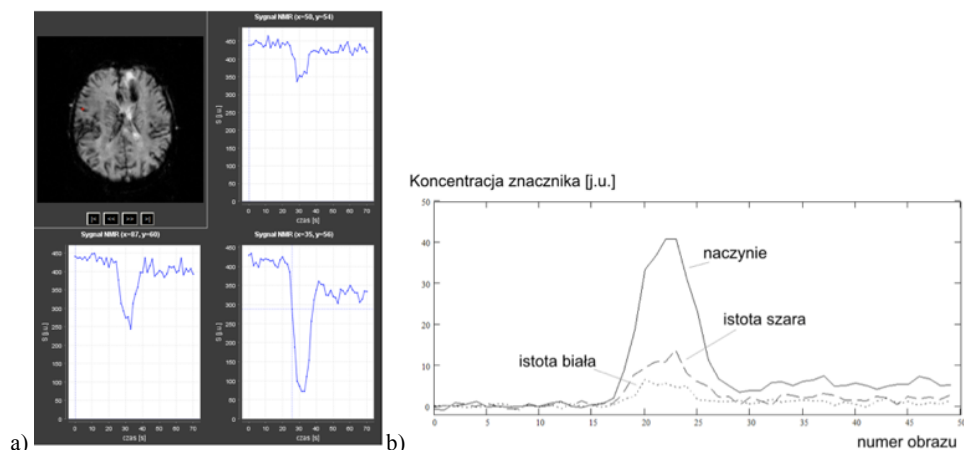
gdzie: ρ - gęstość cząstek w badanym obiekcie posiadających spin, T_2^0 i T_2^K to czasy relaksacji T_2 uzyskiwane odpowiednio dla warunków bez i z obecnością środka kontrastowego, S_0 - wartość średnia sygnału rejestrowana bez obecności środka kontrastującego, $C_K(t)$ - funkcja zmian stężenia środka kontrastowego.

Na tej podstawie wyznacza się funkcję zmiany stężenia znacznika w elemencie objętości tkanki:

$$C_K^{(x,y)}(t) = -\frac{1}{k \cdot TE} \ln\left(\frac{S_K^{(x,y)}(t)}{S_0^{(x,y)}}\right) = -\frac{1}{k \cdot TE} \ln(SA(t))$$

gdzie: SA - (ang. Signal Attenuation) tłumienie sygnału, przy założeniu niezmienności wartości średniej sygnału S_0 w czasie pomiaru.

Na rysunku 8a pokazano przykładowe sygnały $S_K^{(x,y)}(t)$ dla 3 różnych lokalizacji pomiaru (x,y) oraz na rysunku 8b przykładowe sygnały $C_K^{(x,y)}(t)$ dla elementów objętości z naczynia krwionośnego, istoty białej i szarej mózgu.



Rys. 8. Przykładowe sygnały dla pomiaru MRI-DSC (SE-EPI): a) $S_K^{(x,y)}(t)$ dla 3 różnych lokalizacji pomiaru (x,y), b) $C_K^{(x,y)}(t)$ dla elementów objętości z naczynia, istoty białej i szarej.

Jednocześnie zmiana stężenia środka kontrastowego w badanej objętości jest efektem splotu pobudzenia z właściwościami ośrodka wprowadzającego rozmycie sygnału, co jest reprezentowane przez funkcję opisującą frakcyjne stężenie znacznika w tkance - $R(t)$:

$$C^{(x,y)}(t) = \int_0^t C_a(\tau) \cdot (A \cdot R(t - \tau)) d\tau$$

gdzie: $A = F \cdot \rho / Kh$, amplituda funkcji $R(t)$, dla $t=0$, wówczas $R(t)=1$, F – przepływ krwi ($rCBF$), ρ – gęstość tkanki, 1,04 g/ml; Kh – relacja hematokrytów dużych i małych naczyń, $Kh=(1-Hd)/(1-Hm)$; ($Hd=0,45$; $Hm=0,25$; $Kh=0,733$).

Funkcję opisującą frakcyjne stężenie znacznika w tkance $R(t)$ modelowana jest jako:

$$R(t) = 1 - H(t) = 1 - \int_0^t h(\tau) d\tau$$

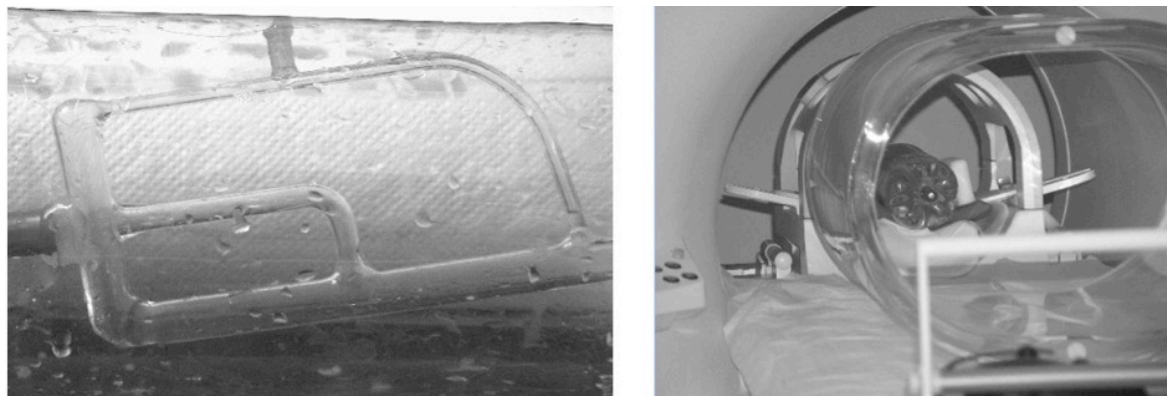
gdzie: $h(t)$ – funkcja opisująca transport znacznika reprezentująca rozkład poszczególnych czasów przejścia znacznika przez woxel (element objętości tkanki); zależy od struktury naczyń i przepływów krwi w tych naczyniach.

Na podstawie zmiany mierzonego sygnału wyznacza się zmianę koncentracji w tkankach $C_t(t)$ i w zasilających tętnicach $C_a(t)$ oraz poprzez wykorzystanie zasady centralnej objętości poszukuje się parametrów opisujących przepływ (np. $rCBF$ – regional Cerebral Blood Flow) i inne parametry perfuzji ($rCBV$ – regional Cerebral Blood Volume, MTT – Mean Transit Time, TTP – Time To Peak, BAT – Bolus Arrival Time, itp.). Obliczony zestaw wartości danego parametru dla różnych lokalizacji (x,y) reprezentowany jest w formie macierzy obrazu, dla której przypisuje się tablicę kolorów tworząc obraz parametryczny.

W prowadzonych pracach w tym zakresie, szczególnie w ramach kierowanego przeze mnie grantu „Synteza i integracja obrazów parametrycznych w badaniach dynamicznych mózgu metodami PET-MRI” (2003-2006, grant KBN 4T11E 042 25), skupiłem się głównie na następujących problemach:

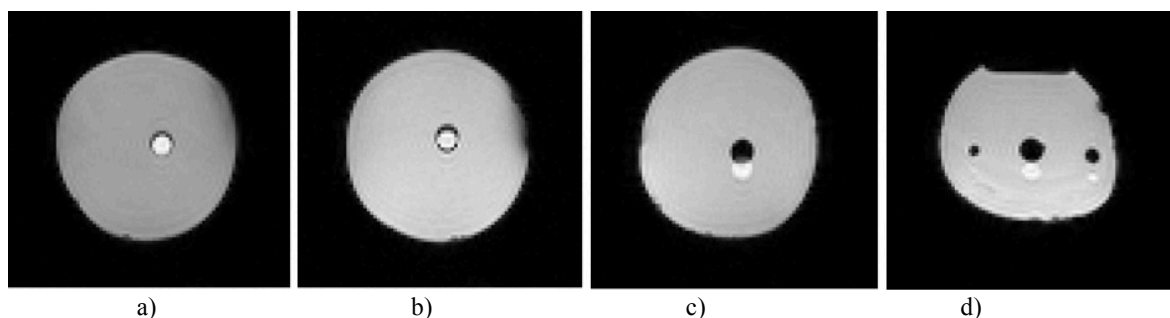
- ocenie wpływu stężeń środka kontrastowego na obserwowane zmiany w obrazach
- ocenie wpływu rozmycia i opóźnienia w globalnej funkcji AIF na wynik parametrów perfuzji
- opracowaniu algorytmu wyznaczania czasu dojścia znacznika (BAT), ważnego zarówno jako parametr dynamiczny jak i w eliminacji wpływu opóźnień występujących w globalnej funkcji pobudzenia (AIF)
- opracowaniu algorytmu wyznaczania średniego czasu przejścia znacznika przez tkankę (MTT)
- opracowaniu automatycznej metody wyboru globalnej funkcji pobudzenia AIF ($C_a(t)$)
- porównaniu różnych metod wyznaczania parametrów perfuzji w technice MRI-DSC.

Przykładowo w celu oceny wpływu stężenia środka kontrastowego na obserwowane zmiany w obrazach zbudowano pięć różnych fantomów złożonych z zestawu, połączonych szklanych rurek o różnych średnicach (2,5mm; 6mm, 9mm). Zestawy rurek umieszczono w pojemnikach wypełnionych wodą destylowaną. Wewnętrzne rurki szklane połączone były z zewnętrznymi rurkami plastikowymi, którymi doprowadzano wodę (przepływ 15ml/s) i podawano kontrast (w badaniu dynamicznym). Przykładowe zdjęcia z badań fantomowych pokazano na rysunku 9.



Rys. 9. Przykładowe zdjęcia związane z badaniami fantomowymi: a) układ szklanych rurek wbudowywany w zbiornik plastikowy wypełniany wodą destylowaną, b) fantom umieszczony w komorze pomiarowej skanera MRI

W eksperymentach fantomowych jak i w badaniach klinicznych stosowano jako środek kontrastujący Magnevist (Schering AG, Niemcy). W badaniach fantomowych wykonano eksperymenty stosując 10 różnych stężeń środka kontrastowego (0 mmol/l - 25mmol/l). Podanie środka kontrastowego wymaga ustalenia jego ilości, co jest bezpośrednio związane z doбором koncentracji środka kontrastowego. Typowe dawki wynoszą 0,1-0,3 mmol/kg m.c. (masy ciała). Zbadano wpływ różnych koncentracji stosując opracowane fantomy. Przykłady pokazano na rysunku 10.



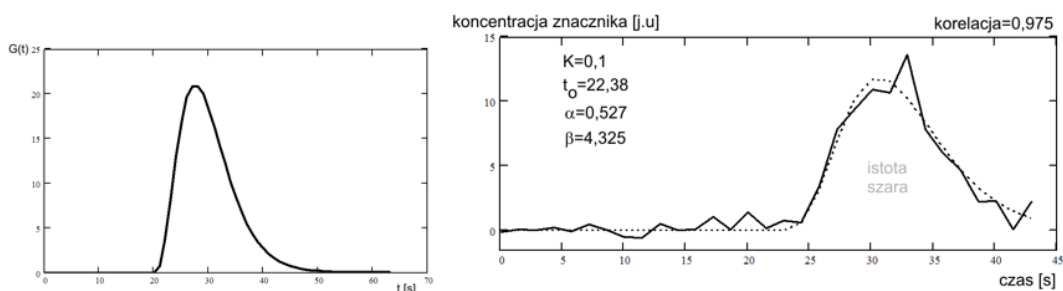
Rys. 10. Przykładowe obrazy fantomów dla różnych stężeń środka kontrastowego: a) 0,625 mmol/l; b) 1,25 mmol/l; c) 5 mmol/l d) 12,5 mmol/l

Pierwsze dwa obrazy (Rys. 10. a, b) wskazują, że duże stężenie środka kontrastowego powoduje dominację składowej T_1 (dodatknie wzmocnienie – kolor biały) W kolejnych obrazach (c, d) pokazano, że dalsze zwiększanie koncentracji środka kontrastowego prowadzi do znacznych zmian w obszarze obrazu (m.in. w skutek przesunięć chemicznych). Warto zauważyć, że podobna sytuacja tj. lokalne zwiększenie koncentracji środka kontrastowego, występuje w przypadku uszkodzenia bariery krwi-mózg (ang. Blood-Brain Barrier).

Znając ograniczenia pomiarowe metody oraz na podstawie analizy rejestrowanych sygnałów zaproponowano model zmian koncentracji w lokalnym elemencie objętości stosując zmodyfikowaną funkcję gamma [O3]:

$$G(t) = K(t - t_0)^\beta \cdot \exp(-\alpha \cdot (t - t_0)) \cdot 1(t - t_0) \approx C^{(x,y)}(t)$$

gdzie: K , α , β parametry modelu; t_0 - czas wzrostu funkcji $G(t)$; $1(t)$ – uskok jednostkowy. Przykładowy przebieg funkcji (dla wybranych parametrów) przedstawiono na rysunku 11.

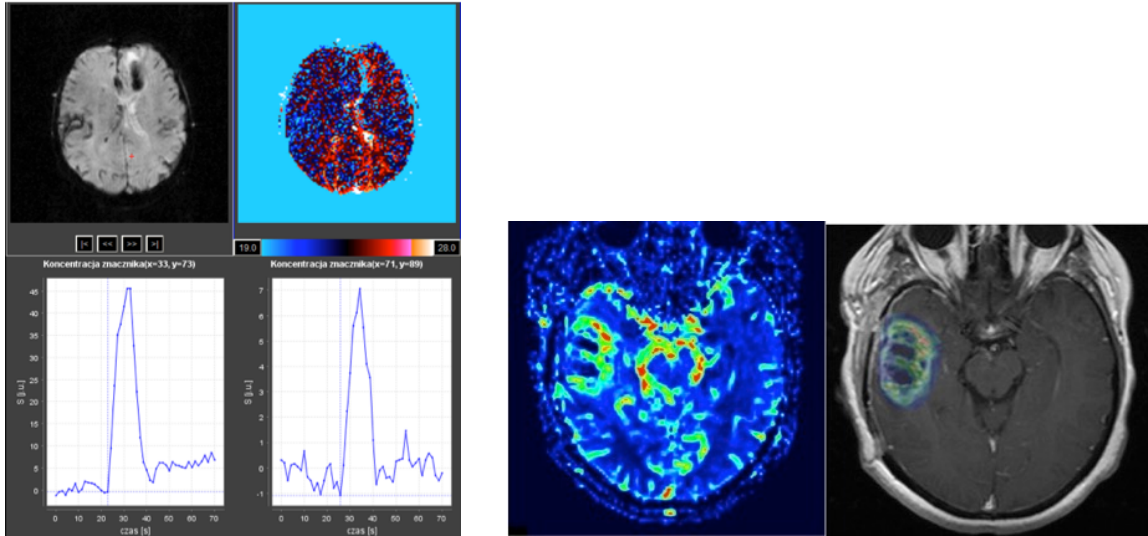


Rys. 11. Przykładowy przebieg zmodyfikowanej funkcji gamma (dla wybranych parametrów $K=1$; $\beta=3$; $\alpha=2/5$; $t_0=20$ s) oraz dopasowana funkcja do przykładowego, rzeczywistego sygnału zmian stężenia

Dopasowanie modelu do danych zrealizowano za pomocą tej samej metody i tej samej biblioteki programistycznej, którą napisano dla potrzeb aktywnej termografii dynamicznej (ADT). Bazując na sygnałach oryginalnych i/lub na modelach dopasowywanych do sygnałów wyznacza się parametry opisujące przepływ/perfuzję krwi w mózgu.

W sposób szczególny zbadałem wpływ zależności wartości parametru MTT od dyspersji bolusa oraz opóźnień bolusa (bolus rozumiany jako sygnał pobudzenia, AIF, będący efektem wstrzyknięcia środka kontrastowego). Uzyskane wyniki wskazały, że dyspersja w zakresie pojedynczego okresu próbkowania (zwykle 1-2 sekund) prowadzi do niedokładności w wyznaczaniu czasu MTT rzędu 5-10% oraz wraz ze wzrostem czasu dyspersji liniowo rośnie estymowany czas MTT ($R^2=0,983$). Uzyskano również liniową (rosnącą) Zależność obliczanych czasów MTT od różnych wartości opóźnienia pomiędzy mierzoną a „rzeczywistą” funkcją pobudzenia $C_a(t)$ ($R^2=0,90$). Niekorzystny wpływ opóźnienia można zredukować poprzez detekcję BAT dla $C_i(t)$ (odpowiedź) i $C_a(t)$ (pobudzenie) a następnie przesunięcie $C_a(t)$ tak, aby dopasować czasy dojścia bolusa dla obu sygnałów. Jest to o tyle usprawiedliwione, że hipotetyczny czas dojścia bolusa na wejściu woksela nie powinien być inny (dla tak małych obszarów jak wksel) niż dla rejestrowanego sygnału z obrębu woksela $C_i(t)$. Dlatego w pracach poświęcono wiele uwagi na poszukiwanie najlepszej metody detekcji czasu BAT. Wyniki opublikowano w [12][13][O5].

Dokładności znanych metod detekcji BAT zbadano z wykorzystaniem 36 charakterystycznych sygnałów uzyskanych z oryginalnych 60 sekwencji pomiarowych dla obszarów naczyń (A), istoty szarej (GM) i istoty białej mózgu (WM). Wyniki przeprowadzonych eksperymentów wskazały, że w prawie 60 procentach nieznacznie nie doszacowano BAT (w zakresie 1-2 próbek) a w około 30 procentach przeszacowano BAT. Zaproponowano dwie metody detekcji BAT: jedną z dopasowaniem modelu $G(t)$ do danych i drugą bazującą na oryginalnym sygnale $S(t)$. Ważne jest to, że zastosowano oryginalny sygnał zamiast sygnału stężenia znacznika będącego nieliniową transformacją sygnału mierzonego. Oba detektory bazują na wyznaczeniu linii bazowej, a następnie określeniu wartości progowej, względem której testuje się wartość analizowanego sygnału (dopasowanego modelu bądź sygnału oryginalnego) w poszukiwaniu wzmocnienia. Szczegóły podano w [14][O5]. Zastosowanie zaproponowanych metod względem rzeczywistych danych pomiarowych dało bardzo dobre wyniki. W przypadku metody z dopasowaniem wszystkie wartości BAT pokryły się z tymi, wyłonionymi na drodze oceny eksperckiej (manualnej). W przypadku metody zmodyfikowanej (bez poszukiwania funkcji zmodyfikowanej gamma) tylko w pojedynczym przypadku uzyskano przesunięcie wykrytego BAT. Przesunięcie wynosiło jedynie 1TR. Jest to o tyle istotne, że dopasowanie dużej ilości sygnałów jest procesem bardzo kosztownym obliczeniowo, szczególnie przy uzyskiwaniu dużej dokładności dopasowania dla sygnałów zaszumionych w SE-EPI. Przykładowy obraz parametryczny BAT oraz detekcję BAT zilustrowano na rysunku 12.

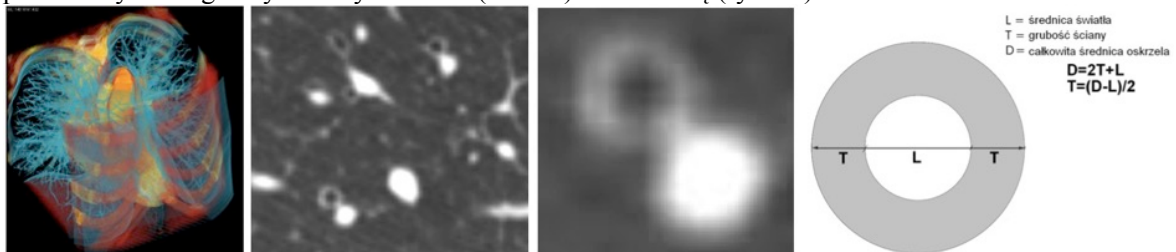


Rys. 12. a) Przykładowy obraz T_2^* z sekwencji pomiarowej i obraz parametru BAT oraz dwie funkcje koncentracji z obszarów o niskiej i wysokiej wartości BAT. Wartości obrazu parametrycznego wyrażone w sekundach; b) Obraz CBF dla przypadku z hyperperfuzją (naciek nowotworowy) oraz mozaika obrazu T1 zależnego i CBF w ograniczonym maską regionie.

W prowadzonych pracach poszukiwałem również możliwie najlepszej metody automatycznego wyznaczania funkcji pobudzenia AIF (ang. Arterial Input Function) kluczowej dla właściwego obliczenia wartości przepływu krwi. Zaproponowałem algorytm bazujący na doborze najlepszej funkcji AIF na podstawie szeregu własności opisujących idealną funkcję AIF. Metodę zweryfikowałem dla 20 sekwencji pomiarowych zarejestrowanych w tych samych warunkach (tj. dla tych samych parametrów pomiaru) co sekwencje wykorzystane w procesie budowania wzorców. Automatycznie wykryte funkcje AIF (kształt i lokalizacja) były oceniane manualnie przez eksperta. Tylko w jednym przypadku automatycznie zaproponowana funkcja AIF została odrzucona (prawdopodobnie ze względu na niedokładność detekcji BAT, wykorzystywanej w proponowanym algorytmie). Wyniki opublikowano m.in w [O4][15].

C. Uzyskiwanie parametrów diagnostycznych ze zbioru obrazów przestrzennych (warstw) poprzez analizę i modelowanie zmian w układzie oskrzela-naczynia (w komputerowej tomografii rentgenowskiej)

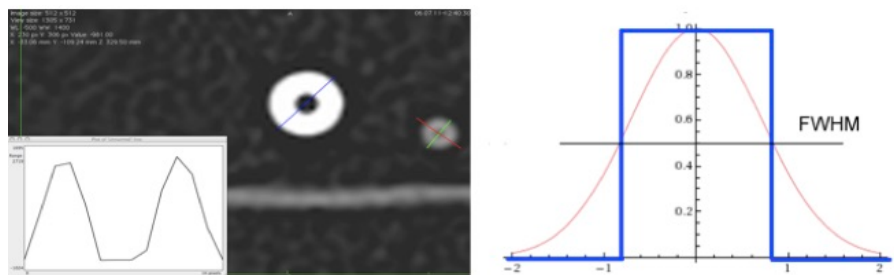
Celem prowadzonych prac była analiza dokładności ilościowego pomiar parametrów budowy oskrzeli na podstawie zbioru obrazów przestrzennych (warstw) uzyskiwanych techniką rentgenowskiej tomografii komputerowej wysokiej rozdzielczości (ang. HRCT – high resolution computed tomography). Celem medycznym była ocena potencjalnych zmian tych wartości u chorych z przewlekłym alergicznym nieżytem nosa (PANN) lub z astmą (rys. 13).



Rys. 13. Wizualizacja 3D uzyskana z sekwencji obrazów HRCT, obraz HRCT w powiększeniu, powiększenie pary oskrzele-naczynie, pomiary oskrzela

Analizowanym sygnałem jest profil wartości osłabienia promieniowania Rtg. wzdłuż promienia przecinającego centralnie przekrój oskrzela (rys. 14a):

$$S^{(t)}(x, y) = \{s^{(t)}(x_1, y_1), s^{(t)}(x_2, y_2), s^{(t)}(x_3, y_3), \dots, s^{(t)}(x_K, y_K)\}$$



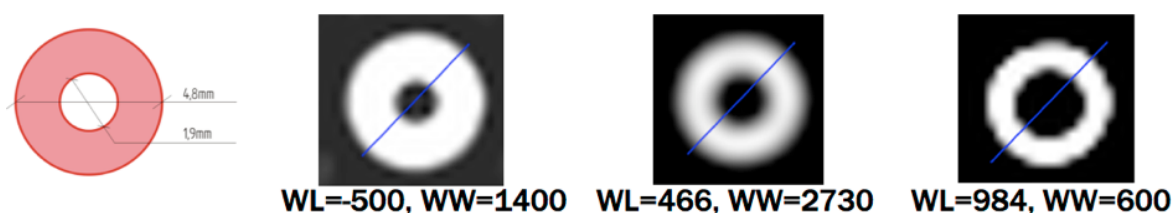
Rys. 14. a) Profil zmian osłabienia promieniowania wyznaczony wzdłuż promienia przecinającego centralnie przekrój elementu fantomu użytego w badaniach. b) Profil gęstości ściany oskrzela i idealny model ściany wraz z interpretacją szerokości półwokoowej (ang. FWHM Full Width at Half Maximum)

Idealnie profil ten powinien przypominać dwa impulsy prostokątne rozdzielone niższym poziomem tła (powietrze), w praktyce jest rozmyty i przypomina dwa rozkłady Gaussa, zniekształcone ze względu na ograniczoną rozdzielczość.

Wyznaczenie poszukiwanych parametrów dla profilu, tj. średnicy światła L (średnica wewnętrzna, światło) i grubości ściany T (średnica zewnętrzna D ; $T=(D-L)/2$) wymaga określenia granic oskrzela. Ponieważ badane obiekty są bardzo małe dlatego dla ograniczonej rozdzielczości metody HRCT (0,1-0,5mm) trudno jest dokładnie określić, gdzie znajdują się prawdziwe brzegi obiektów. W prowadzonych pracach poproszono doświadczonych ekspertów (radiolodzy) o wskazania granic uzyskując znaczne różnice tych granic. Dlatego przeprowadzono analizę czynników mających wpływ na określanie granic obrazu oskrzeli w HRCT. W wyniku przeprowadzonych analiz wyróżniono następujące czynniki:

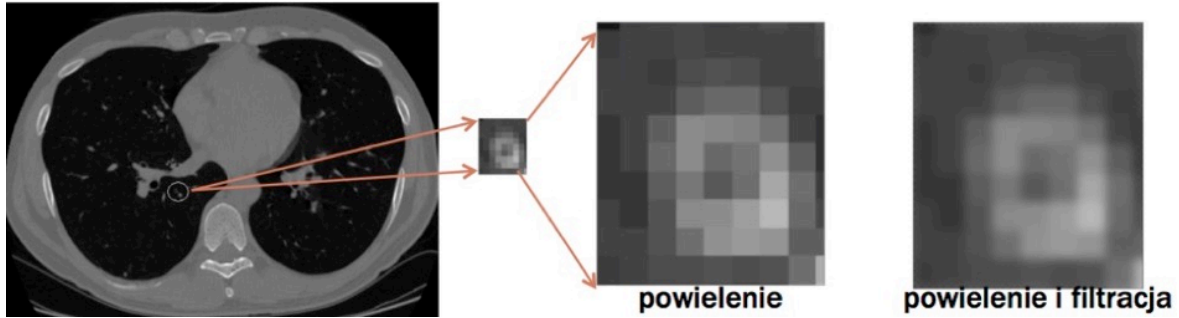
- efekt częściowej objętości,
- ograniczenia aparatu i metody rekonstrukcyjnej (rozdzielczość pomiaru, szumy i zakłócenia, dokładność algorytmu rekonstrukcyjnego, stosowana filtracja i interpolacja),
- zmienność osobnicza w ocenie wzrokowej,
- wpływ doboru okna obserwacji,
- wpływ oprogramowania wizualizacji obrazów.

Przykładowo, w ocenie wzrokowej, operator bazuje na obrazie o przypisanej skali szarości zawężonej do podzakresu danych pomiarowych (typowo o głębi 12bitowej – 4096 poziomów) poprzez wybór okna obserwacji (środek okna (poziom): WL (Window Level) oraz szerokość okna: WW (Window Width)). Zmiana doboru parametrów okna może znacząco wpłynąć na określenie granic regionu, co pokazano na rysunku 15.



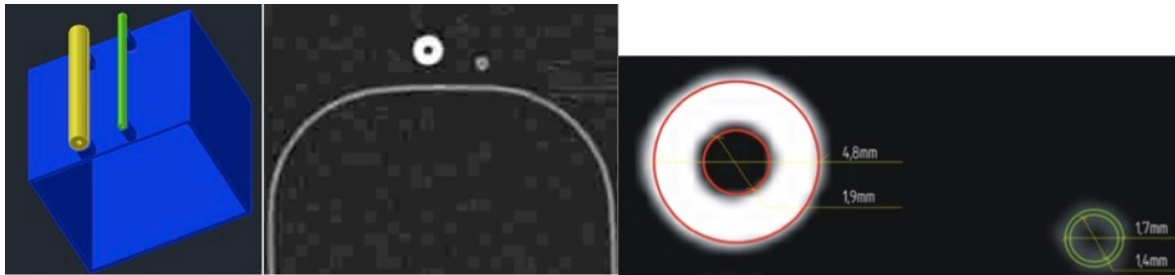
Rys. 15. Granice obiektu (a) widoczne dla różnych okien obserwacji danych.

Analogicznie stosowane przez oprogramowanie algorytmy powiększania (interpolacji, filtracji) również może wpływać na ocenę granic. Zilustrowano to na rysunku 16.



Rys. 16. Granice obiektu (a) widoczne dla różnych okien obserwacji danych.

W celu określenia związku pomiędzy rzeczywistymi brzegami obiektu a brzegami obserwowanymi zbudowano prosty fantom złożony z rurek reprezentujących oskrzela. W celu dobrania parametrów rurek zbadano zestaw obrazów HRCT dla losowo wybranych pacjentów i warstw. Wyznaczono średnią gęstość oskrzeli (w HU) w centralnej lokalizacji ścian. Na podstawie pomiarów oraz przy udziale specjalistów (Akademia Medyczna w Gdańsku) ustalono rozmiary (średnic) rurek. Następnie metodą eksperymentalną (pomiar w HRCT) dobrano dwa rodzaje rurek: 1) o dużej gęstości w stosunku do średniej gęstości oskrzeli (1620HU) oraz 2) o gęstości bliskiej wyznaczonej wartości średniej ścian oskrzeli (460HU). Celem takiego doboru było określenie granic w warunkach optymistycznych (duży gradient gęstości) i realnych. Na rysunku 17 pokazano schemat fantomu i przykładowe obrazy HRCT.



Rys. 17. Od lewej: Schemat poglądowy fantomu: dwie rurki umieszczone na podstawie, przekrój w badaniu HRCT, powiększenie obrazu wraz z opisem wymiarów rzeczywistych.

Pomiary wykonano na dwóch tomografach: Hi Speed CT (GE Healthcare) oraz dodatkowo na Somatom Sensation 40 (Siemens Healthcare). Fantom umieszczano pod różnymi kątami w komorze pomiarowej wykonując łącznie 80 pomiarów (obrazów). Analizom poddano dane zapisane w formacie DICOM za pomocą napisanego oprogramowania w środowisku Java oraz (dodatkowo) za pomocą oprogramowania Osiris. Zaproponowano dwie metody analizy obrazów w celu wyznaczenia średnic elementów fantomu. Pierwsza metoda, nazwana metodą subpixelową, dzieli każdy piksel na $K \cdot K$ mniejszych pikseli wprowadzając wybraną metodę interpolacji (zbadano interpolację dwuliniową oraz interpolację dwukubiczną), a następnie dla wygenerowanego profilu wyznaczono granice połówkowe dla ścian oskrzeli według metody pomiaru szerokości połówkowej (ang. FWHM Full Width at Half Maximum). Granice połówkowe stanowiły wartości brzegowe oskrzeli.

W drugiej metodzie wykorzystano połowę danych pomiarowych uzyskanych dla fantomu w celu poszukiwania modelu za pomocą którego, można opisać degradację mierzonych w metodzie 1 średnic względem znanych wartości średnic dla rurek fantomu. Najlepsze wyniki dała metoda predykcji krzywoliniowych:

$$d_r = \alpha \cdot d_m^2 + \beta \cdot d_m$$

wykorzystując model regresji nieliniowej:

$$d_r = [(\alpha \cdot d_m + \varepsilon)^2 + \beta] \cdot d_m + \varepsilon$$

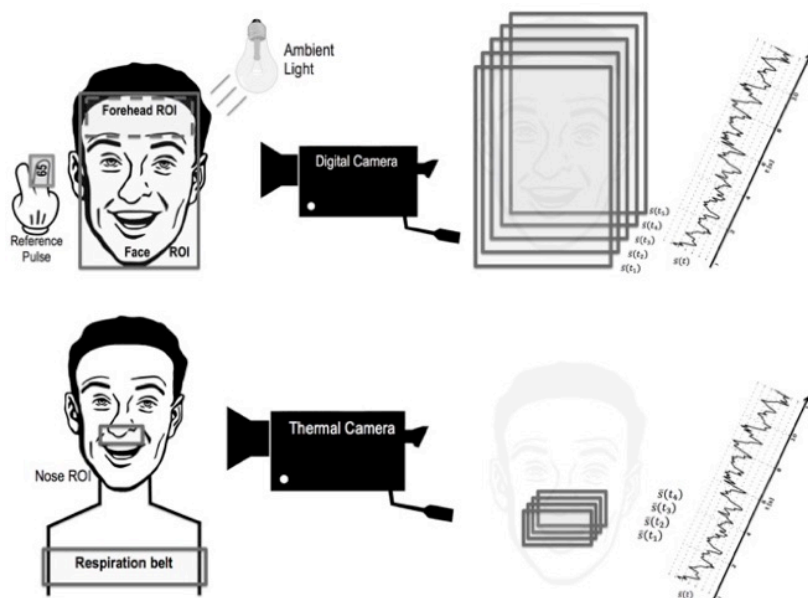
gdzie: d_r – średnica rzeczywista; d_m – średnica pomierzona (metoda 1); α , β – parametry modelu (ε – szum o rozkładzie normalnym, wartości oczekiwanej równej zero).

Obliczenia przeprowadzono oddzielnie dla średnic zewnętrznych i wewnętrznych obu rurek. Uzyskano odpowiednio dwa zestawy parametrów α i β , które wykorzystano w obliczeniach średnic dla pozostałych danych pomiarowych. Uzyskane wyniki pokazały, że stosowanie metody bazującej na FWHW umożliwia obiektywizację pomiaru (np. brak wpływu doboru okna), ale prowadzi do dużego błędu pomiaru szczególnie w wyznaczaniu średnic wewnętrznych (światła). Przykładowo dla najtrudniejszego przypadku średnicy wewnętrznej mniejszej rurki wartość rzeczywista wynosiła 1.4mm, a wyznaczona wartość średnia według metody 1: 0.43 ± 0.21 mm. Metoda druga zmniejszyła tę różnicę do 0.73mm. Oba pomiary obarczone są dużym błędem ze względu na charakter obiektu (wnętrze rurki) bardzo małe rozmiary obiektów i stosunkowo niską rozdzielczość pomiarową. W przypadku średnic zewnętrznych (dla których brak była sąsiednich, bliskich źródeł osłabienia promieniowania) dokładności pomiaru były znacznie większe. Przykładowo dla metody 1 błąd ($|dm-dr|/dr$) wynosił 3% dla rurki większej i 30% dla rurki mniejszej. Dla metody 2 uzyskany błąd był bardzo niewielki i wynosił: 0,2% dla rurki większej i 5,9% dla rurki mniejszej. Wyniki opublikowano w [O8].

Obie metody zastosowano również do analizy obrazów w odniesieniu do analizy wykonanej ręcznie (przez radiologów) dla obrazów HRCT płuc badanych osób. Zbadano obrazy dla 50 osób: 30 z astmą i 20 zdrowych (grupa kontrolna). Ważne było to, że badania HRCT osób wykonano na tym samym tomografie, na którym pomierzono fantom, stosując te same parametry pomiaru. Eksperci dokonywali pomiaru z zastosowaniem oceny wzrokowej i za pomocą narzędzi pomiarowych stosowanego oprogramowania. Ocenie poddano oskrzela o rozmiarach podobnych do rozmiarów większej rurki w fantomie. Przeanalizowano 7 parametrów: średnice zewnętrzne i wewnętrzne oskrzeli, powierzchnia ściany oskrzela, grubość ściany, powierzchnia światła oskrzela oraz stosunek grubości ściany do zewnętrznej średnicy jak i stosunek powierzchni światła oskrzela do powierzchni ściany. Wyniki dla 3 metod zestawiono w tabelach. Zasadniczą różnicą w ocenie było określenie średnicy wewnętrznej oskrzeli (światła). Eksperci wskazywali znacznie większe wartości średnic niż pozostałe metody. Wyniki opublikowano w [O7]. W [O6] zbadano również szereg metod automatycznej detekcji granic oskrzeli z zastosowaniem metody aktywnych konturów oraz metody Hougha. Ponadto metodę wykorzystano w badaniach medycznych pokazując, że u części chorych na astmę i PANN stwierdza się pogrubienie ścian oskrzeli, przy czym zjawisko to występuje częściej u chorych na astmę.

D. Uzyskanie informacji diagnostycznej poprzez ekstrakcję biosygnalów z sekwencji rejestrowanych obrazów i na tej podstawie estymację takich parametrów życiowych jak puls czy częstość oddechowa (w termografii statycznej, w obrazowaniu w świetle widzialnym)

Prowadzone przez mnie prace związane z uzyskiwaniem informacji z sekwencji obrazów twarzy skupiały się na dwóch obszarach: estymacji częstości pulsu na podstawie ekstrakcji zmian pulsacji naczyń w skórze twarzy (obrazowanie w świetle widzialnym) oraz na estymacji częstości oddechu na podstawie ekstrakcji zmian temperatury w obszarze nosa i ust (obrazowanie termiczne). Na rysunku 18 pokazano schemat metod pomiarowych.



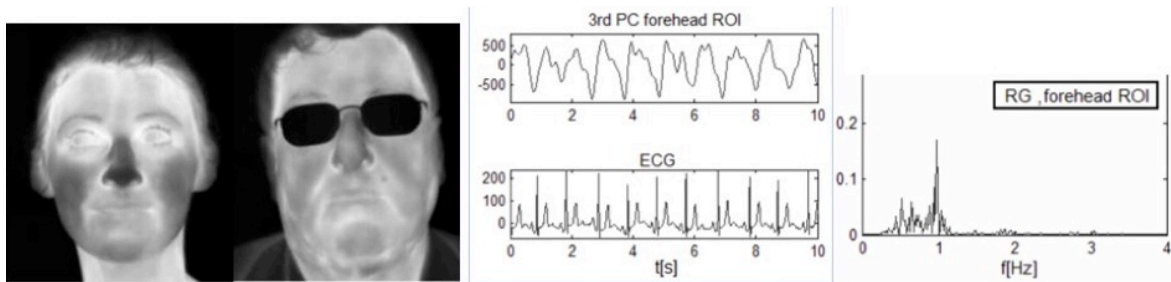
Rys. 18. Ilustracja pomiaru sekwencji obrazów dla potrzeb: estymacji pulsu (górną) i estymacji częstości oddechów (dolną). W obu przypadkach rejestrowane są sekwencje obrazów oraz sygnały referencyjne porównywane później z sygnałami wyodrębnionymi z sekwencji obrazów.

W zakresie problemu estymacji pulsu pierwsze prace prowadziliśmy w ramach zgłoszonego przeze mnie tematu pracy magisterskiej („Multimedialne okulary”, Tomasz Micun, rys. 19), realizowanego w latach 2009-2011 (praca została wyróżniona w ogólnopolskim konkursie na najlepszą pracę magisterską z dziedziny inżynierii biomedycznej). Efektem prac było opracowanie algorytmów estymujących puls z wykorzystaniem detekcji twarzy, uśredniania wartości w obszarze twarzy dla każdej klatki, analiza składowych niezależnych (ang. ICA – independent component analysis) i filtracja sygnału oraz wyznaczenie częstotliwości dominującej w widmie.



Rys. 19. Od lewej: wczesny prototyp (2010, telefon Sony/Ericsson wraz z soczewką) oraz jeden z prototypów platformy eGlasses (2015)

Jednocześnie, wraz z grupą doktorantów, prowadziłem prace nad optymalizacją metod doboru regionów analiz w obszarze twarzy oraz doborze najlepszego podzbioru komponentów RGB do estymacji pulsu w celu minimalizacji złożoności obliczeniowej i czasu obliczeń (tak ważnych dla aplikacji mobilnych). Zaproponowano, ograniczenie obszaru analiz do czoła oraz weryfikację możliwości zastosowania znacznie szybszej metody analizy składowych głównych (ang. PCA – Principal component analysis). Badania w zakresie doboru regionów analizy zrealizowano za pośrednictwem analizy obrazów termicznych (ukrwienie skóry – rozproszone źródło ciepła, rys 20). Badania przeprowadzono z udziałem 10 ochotników (20-64 lata), rejestrując sekwencje obrazów za pomocą kamery internetowej Logitech Webcam 9000, termogramy za pomocą kamery FLIR ThermaCam SC3000 oraz referencyjny sygnał EKG za pomocą AsCARD MrGrey v.201 (Aspel).



Rys. 20. Przykładowe obrazy termograficzne ukazujące rozproszone źródło ciepła (naczynia) w obszarze czoła oraz przykładowy przebieg EKG, jeden z komponentów głównych PCA uzyskany dla regionu czoła oraz widmo amplitudowe z dominującą częstotliwością dla pulsu.

Zmniejszenie regionu analizy oraz zastosowanie metody PCA spowodowało uzyskanie porównywalnych przebiegów zmienności pulsu względem analizy danych z obszaru całej twarzy i zastosowaniu ICA. Jednocześnie znacznie skrócono czas analiz z 223ms (twarz, ICA) do 1.2ms (czoło, PCA). Wyniki opublikowano w [O13]. Artykuł, dostępny w IEEE eXplore, nie znalazł się wprawdzie w bazie Web Of Science, lecz jest najbardziej cytowaną moją pracą (Scopus, prawie 70 cytowań obcych w Google Scholar, (cytowane przez IEEE Trans. Biom. Eng (4x), Physiological Measurement (4x), Journal of Medical Systems, Journal of Biomedical Optics i inne czasopisma i materiały konferencyjne z WoS). W tym samym czasie (2010, 2011), inna grupa z MIT opublikowała wyniki w tej samej tematyce [16][17] stosując dekompozycję ICA dla sygnałów pochodzących z całego obszaru twarzy, czyli metod, które udowodniliśmy za wolniejsze.

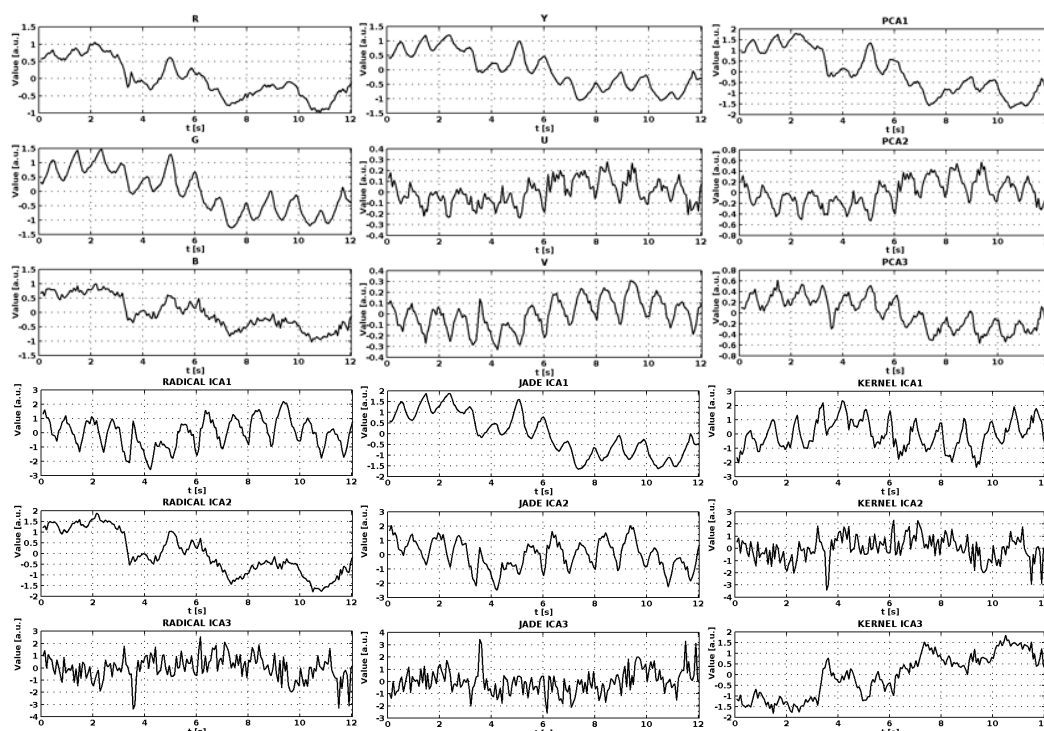
Kolejnym celem badań był dalszy rozwój algorytmów oceny pulsu dla potrzeb urządzeń mobilnych typu smart glasses (m.in. w ramach koordynowanego przeze mnie projektu europejskiego eGlasses). Problemem była analiza jak najkrótszych sekwencji w sposób szybki z oceną wiarygodności otrzymanych wyników. W tym celu skupiłem się najpierw na możliwości oceny danych obrazu w przestrzeni Y, U, V zamiast R, G, B. Jest to związane z tym, że dane z kamery w środowisku Android API (zaadaptowanego do platformy eGlasses) natywnie obsługują format YUV (NV21). Konwersja z formatu NV21 do RGB jest bardzo kosztowna obliczeniowo (większe zużycie baterii, generacja ciepła). Kolejnym celem badań było porównanie różnych estymatorów działających w dziedzinie czasu i częstotliwości. W badaniach zweryfikowano estymatory bazujące na: eRR_{zc} - detekcji i zliczaniu przejść przez zero sygnału zmian pulsu (dziedzina czasu), eRR_{pk} - detekcji i zliczaniu wartości szczytowych (dziedzina czasu), eRR_{ap} - detekcji i zliczaniu wartości szczytowych dla sygnału wyznaczonego jako korelacja (autokorelacja) sygnału oryginalnego z jego wersjami przesuniętymi w czasie (dziedzina czasu), eRR_{sp} - detekcji częstotliwości dominującej w widmie sygnału (dziedzina częstotliwości) i eRR_{af} - detekcji częstotliwości dominującej w widmie sygnału wyznaczonego jako korelacja (autokorelacja) sygnału oryginalnego z jego wersjami przesuniętymi w czasie (dziedzina częstotliwości).

Stosując powyższe estymatory praktycznie zawsze uzyskana zostanie jakaś wartość częstotliwości sygnału, co związane jest z dynamiką tła (nawet drobne zmiany jasności) wyodrębnionych sygnałów po filtracji w zakresie spodziewanych częstotliwości pulsu. Niemniej zbadano możliwość oceny sygnału co do jego regularności i okresowości z zastosowaniem parametrów Hijortha, parametrów opisujących widmo sygnału (energia w przedziale częstotliwości) i „czystości” spektralnej (ang. SPI – spectral purity index). Celem analiz była weryfikacja, czy na podstawie tych parametrów możliwa jest ocena wiarygodności sygnału jako sygnału reprezentującego regularną falę pulsu.

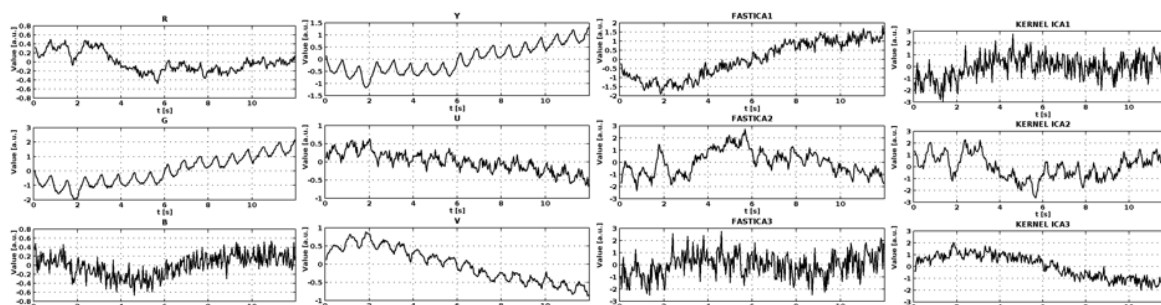
Celem badań, była również ocena, czy zastosowanie różnych algorytmów ICA (m.in. Fast ICA, Jade ICA, Kernel ICA, RADICAL ICA) lub PCA daje większą dokładność niż ocena sygnałów bezpośrednio uzyskanych dla (wybranych) komponentów Y, U czy V.

Badania przeprowadzono z udziałem kilku grup zdrowych ochotników. Największą grupę stanowiło 60 osób (37 mężczyzn, 23 kobiety, wiek: 27.28 ± 7.18 lat). Sekwencje rejestrowano w bliskiej odległości, w typowej dla przeprowadzanego wywiadu przez lekarza. Dla każdej osoby wyodrębniono 18 sygnałów: 6 dla regionu całej twarzy (dla komponentów R,G,B,Y,U,V), 6 dla regionu czoła (dla komponentów R,G,B,Y,U,V) oraz po 3 dla obszarów tła (włosy: Y, U, V i sufity: Y, U, V). We badaniach wykonywano pomiar referencyjny pulsu za pomocą pulsoksymetru (Sanitas SPO25 Hans

Dinslage GmbH) zweryfikowanego wcześniej z zastosowaniem aparatu EKG (AsCARD MrGrey v.201, Aspel). Pomiary wykonywano w dwóch różnych salach laboratoryjnych, przy oświetleniu sztucznym (lampy jarzeniowe) i bocznym oświetleniu naturalnym. W wyniku przeprowadzonych licznych analiz, udowodniono, że wykorzystanie sygnałów wyodrębnionych z sekwencji Y lub V daje bardzo dobre rezultaty w zakresie ekstrakcji fali tętna i estymacji pulsu. Ze względu na relatywnie dobrą jakość wyodrębnionych sygnałów efekty analiz ICA nie dawały praktycznie żadnej wartości dodanej. Dla niektórych sekwencji wyniki estymacji pulsu były gorsze niż dla sygnału Y czy V. Zastosowanie ICA powoduje ponadto problem identyfikacji komponentu, w którym występuje fala tętna. Ponadto analiza spójności widmowej (ang. cross-spectral coherence [18]) pokazała bardzo dużą korelację pomiędzy wynikami dekompozycji PCA a sygnałami Y, U i V. Przykładowo, pole pod krzywą wyznaczanych wartości spójności dla częstotliwości z przedziału 0,7Hz do 7Hz dla analizowanych sekwencji wynosiło 0,73. Ilustracje sygnałów i wyników analiz dla wybranych sekwencji obrazów pokazano na rysunku 21 i 22.



Rys. 21. Przykłady wyodrębnionych sygnałów dla (góra, od lewej): modelu RGB, modelu YUV, komponentów PCA, komponentów ICA uzyskanych 3 metodami: RADICAL ICA, JADE ICA, KERNEL ICA

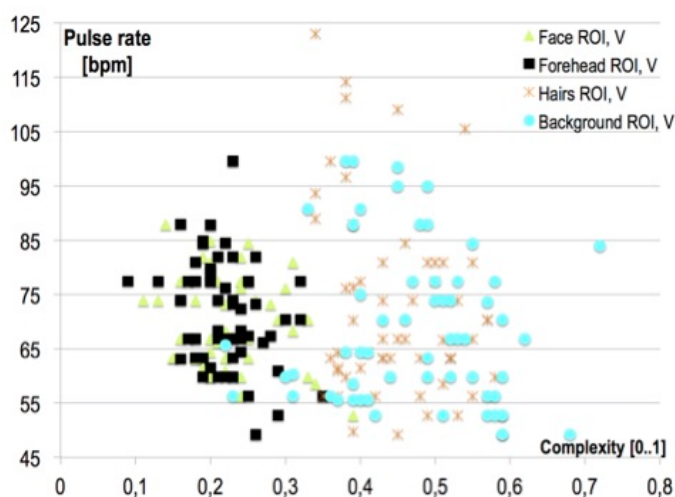


Rys. 22. Przykłady wyodrębnionych sygnałów dla (od lewej): modelu RGB, modelu YUV, komponentów ICA uzyskanych 3 metodami: FAST ICA, KERNEL ICA. Dekompozycja ICA nie prowadzi do poprawy „jakości” sygnałów zmiany pulsu

Wyniki analiz dokładności estymacji pulsu z zastosowaniem różnych estymatorów wskazały, iż najlepsze rezultaty daje estymator bazujący na obliczaniu funkcji autokorelacji dla różnych przesunięć sygnału z detekcją wartości szczytowych w dziedzinie czasu (średni błąd 0,7bpm). Ponadto spośród wszystkich metod najlepsze wyniki dała analiza sygnału wyodrębnionego dla komponentu V dla

obszaru czoła (średni błąd <0.5 bpm). Przykładowo uśrednianie danych w obszarze całej twarzy często wprowadzało bardzo duży błąd wynikający z mrugania.

Analizując sygnały ze względu na ich regularność/okresowość najlepsze wyniki dotyczące zdolności rozróżnienia sygnałów zawierających falę tętna (okresowo zmienny sygnał) od zmiennych sygnałów tła (dla obszarów włosów, sufitu) dał parametr złożoności Hijortha (ang. complexity). Stosując ten parametr czułość i precyzja rozróżnienia sygnałów użytecznych od tła była na poziomie 95,56%. Przy zastosowaniu zestawu parametrów (stosując algorytm drzewa decyzyjnego J48) uzyskano tylko niewielką poprawę czułości (0,975) jednak przy nieznacznym pogorszeniu precyzji (0,949). Na rysunku 23 pokazano przykładowy rozkład wartości estymowanego pulsu w funkcji wartości parametru złożoności („complexity”) dla 120 sygnałów użytecznych i 120 sygnałów tła.



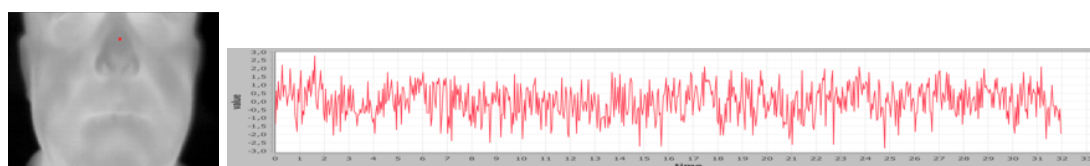
Rys. 23. Przykładowy rozkład wartości estymowanego pulsu (ang. „pulse rate”) w funkcji wartości parametru złożoności („complexity”) dla 120 sygnałów użytecznych i 120 sygnałów tła.

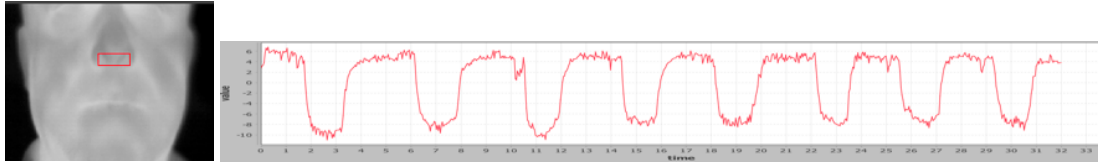
Wyniki oraz szczegóły metod opublikowano w [O14][19][20].

Ocena aktywności oddechowej

Estymacja częstości oddechowej z zastosowaniem kamery termowizyjnej (typu MWIR – Medium Wave InfraRed) została zaproponowana w [21]. W badaniu tym zastosowano obserwację boczną okolic nosa. Badania w tym zakresie były rozwijane przez inne zespoły (co opisano w [O15]). W swoich pracach skupiłem się na analizie porównawczej i opracowaniu metody estymacji częstości oddechowej, bezdechu, oraz innych parametrów opisujących wzorce oddechowe z wykorzystaniem pomiarów wykonywanych mobilnymi modułami kamer termowizyjnych (TAMARISK 320, FLIR Lepton). Również prace w tym zakresie prowadzone były w ramach projektu eGlasses.

Procedura w zakresie ekstrakcji sygnału reprezentującego aktywność oddechową z sekwencji obrazów jest bardzo podobna do procedury stosowanej przez estymacji pulsu. W tym przypadku wyodrębniany sygnał reprezentuje dynamikę przepływu ciepła w okolicach nosa lub ust, i związany jest z kilkoma mechanizmami transportu ciepła wynikającymi ze zmian temperatury na skutek oddychania. Na rysunku 24 pokazano przykładowe lokalizacje regionów, z których uzyskano uśrednione wartości tworzące próbki sygnału reprezentującego dynamikę zmian temperatury.





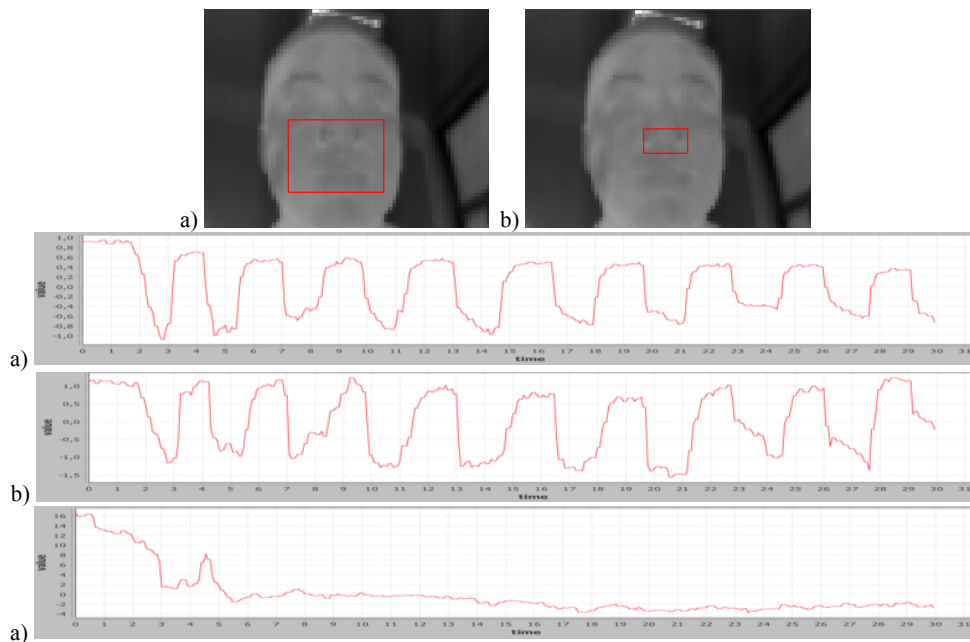
Rys. 24. Przykładowe sygnały wyodrębnione z sekwencji obrazów dla pokazanej lokalizacji i rozmiaru regionów

Dobór regionu, w obrębie którego analizowane są wartości jest bardzo ważny dla całej metody oceny częstości oddechowej. W prowadzonych pracach region wybierano ręcznie za pomocą napisanego oprogramowania oraz automatycznie (ostatnie prace) z detekcją twarzy i obszarów nosa [22][23]. W prowadzonych pracach zaproponowałem również zastosowanie innych operatorów agregacji wartości w regionie zamiast wartości średniej. Po przeprowadzonych analizach [24], dla sekwencji zarejestrowanych za pomocą kamery termograficznej Flir Lepton, najlepsze rezultaty dał zmodyfikowany współczynnik skośności rozkładu (Fisher-Pearson'a), wyznaczony dla każdego obrazu sekwencji:

$$S^{(ROI)}(t_i) = \frac{N_{ROI}}{(N_{ROI} - 1) \cdot (N_{ROI} - 2)} \cdot \sum_{x=C_s}^{C_e} \sum_{y=r_s}^{r_e} \left(\frac{I(x, y) - \mu_{ROI}}{\sigma} \right)^3$$

gdzie: μ_{ROI} - wartość średnia wartości w ROI, σ_{ROI} - odchylenie standardowe.

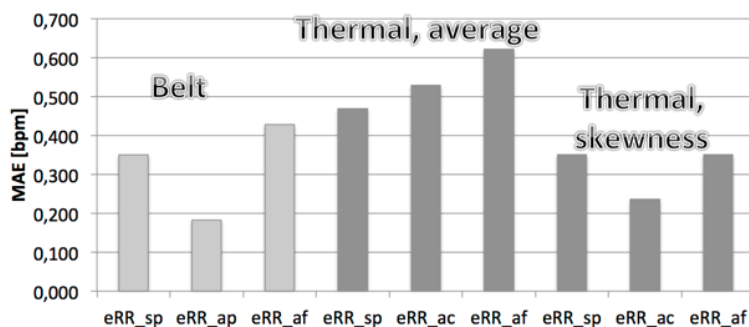
Na rysunku 25 pokazano przykładowe regiony o różnych rozmiarach i uzyskane przebiegi aktywności oddechowej.



Rys. 25. Przykładowe regiony o różnych rozmiarach i uzyskane przebiegi aktywności oddechowej z obliczeniem skośności. Ostatni wykres demonstruje sygnał uzyskany poprzez obliczenie średniej dla wartości w regionie z obrazu a).

Wykazałem, że dla stosowanych metod pomiarowych obliczanie skośności daje lepsze wyniki w zakresie estymacji częstości oddechów gdyż metoda nie jest bardzo czuła na wielkość regionu (zakładając, że obejmuje obszary o zmieniającej się temperaturze wskutek oddychania). Przeprowadzono 3 eksperymenty z udziałem 3 grup zdrowych ochotników (najliczniejsza liczyła 31 osób). W badaniach jako pomiar referencyjny wykorzystano pas ciśnieniowy zakładany w obszarze klatki piersiowej (Vernier). Wykorzystano te same estymatory jak w przypadku wyznaczania wartości pulsu. Na rysunku 26 pokazano przykładowy rozkład średniego błędu bezwzględnego (odniesionego

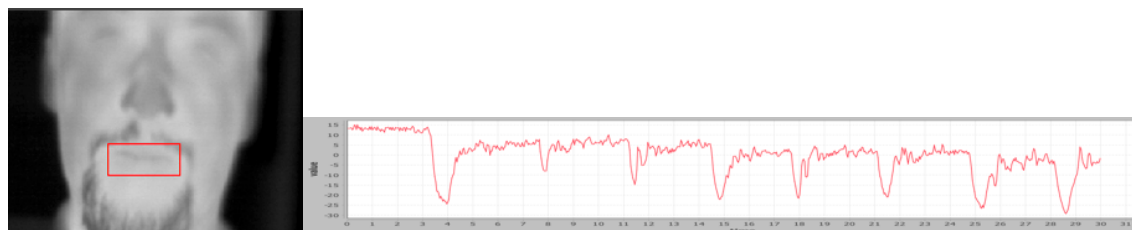
do zliczonych oddechów w czasie na podstawie zapisów pasa ciśnieniowego) dla trzech różnych metod estymacji częstości oddechów oraz dla trzech metod pomiarowych.



Rys. 26. Przykładowy rozkład średniego błędu bezwzględnego dla trzech różnych metod estymacji częstości oddechów oraz dla trzech metod pomiarowych (z użyciem pasa ciśnieniowego, ang. belt; z zastosowaniem kamery termograficznej dla operatora średniej, ang. average oraz z zastosowaniem kamery termograficznej i operatora skośności, ang. skewness).

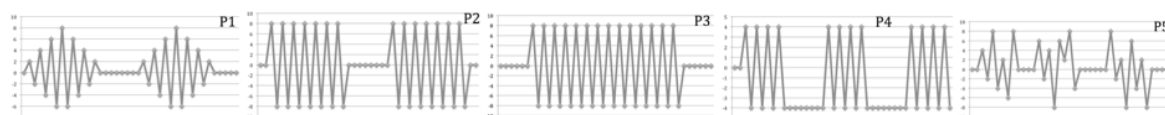
Badania w tym zakresie (tj. z zastosowaniem różnych operatorów agregacji i pomiarów z zastosowaniem kamery Lepton) są kontynuowane jak również zgłoszono do recenzji kolejne artykuły.

Powyższe badania prowadzono w warunkach bezruchu osoby badanej (w rzeczywistości zawsze występowały minimalne ruchy głowy) oraz przy zamkniętych ustach (cisza). Z uwagi na potencjalne interesujące zastosowanie praktyczne zbadano sytuacje dotyczące możliwości oceny czynności oddechowych w czasie, gdy badana osoba mówi. Schemat taki występuje na przykład w czasie wywiadu lekarza z pacjentem. Eksperymenty przeprowadzono z udziałem 12 zdrowych ochotników (wiek: 36.25 lat \pm 12.08), prosząc osoby o ciągłą mowę w czasie badania. Jednocześnie rejestrowano zmiany ciśnienia za pomocą pasa referencyjnego Vernier RMB. Rejestracja trwała 60 sekund, analizowano odcinki 30 sekundowe. Analizowany ROI zdefiniowano w obszarze ust (rys. 27). Przeprowadzona analiza częstości oddechów (te same metody co wcześniej) pokazała, że możliwa jest estymacja częstości oddechów z błędem (RMSE) rzędu 0,82bpm dla metody *eRR_ap* i 1,39bpm dla metody *eRR_sp*. Jednocześnie można śledzić regularność oddechów.



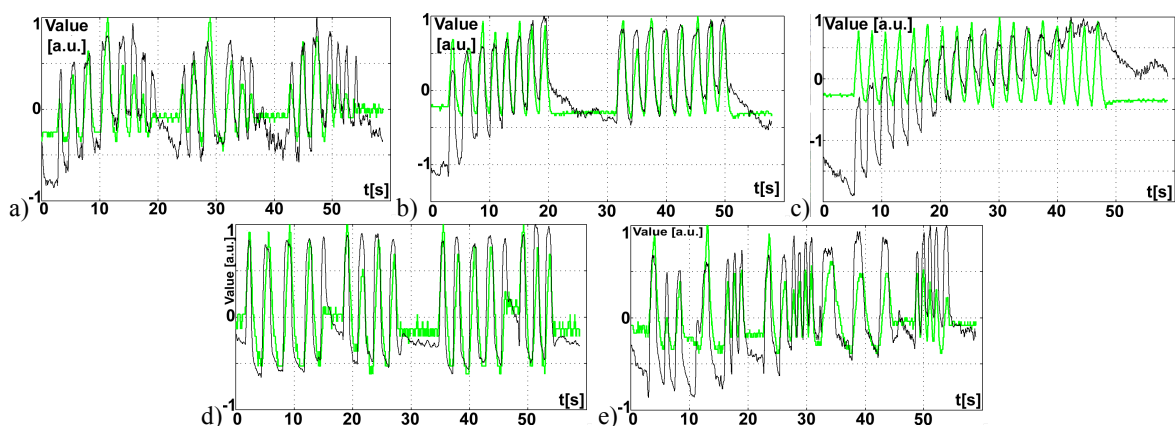
Rys. 27. Lokalizacja ROI i uzyskany sygnał (wartość średnia) dla eksperymentu w czasie mówienia.

W innym doświadczeniu zbadano możliwość oceny wzorców oddychania z zastosowaniem sygnałów wyodrębnianych z pomiarów termicznych. Na rysunku 28 pokazano przykładowe wzorce oddychania występujące w różnych problemach zdrowotnych.



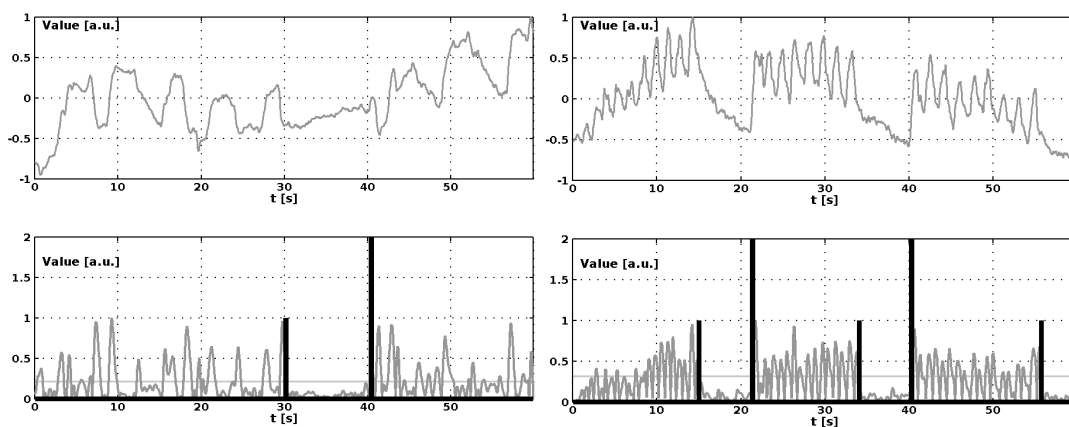
Rys. 28. Wzorce oddychania: (a) P1 - Cheyne-Stokes respirations, (b) P2 - Biot's breathing, (c) P3 - Kussmaul's respirations, (d) P4 - Apneustic respirations, (e) P5 - Ataxia respirations.

Poproszono 12 zdrowych ochotników (wiek 37.15 \pm 9.16) o naśladowanie 5 wzorców oddychania. W sumie zarejestrowano 60 1-minutowych sekwencji. Rysunek 29 pokazuje przykładowe sygnały zarejestrowane dla jednej z osób za pomocą referencyjnego pasa (kolor zielony) i wyodrębnione z pomiarów termicznych.



Rys. 29. Przykładowe sygnały uzyskane za pomocą referencyjnego pasa (kolor zielony) i wyodrębnione z pomiarów termicznych dla osoby S01 dla wzorców: a) P1, b) P2, c) P3, d) P4, e) P5.

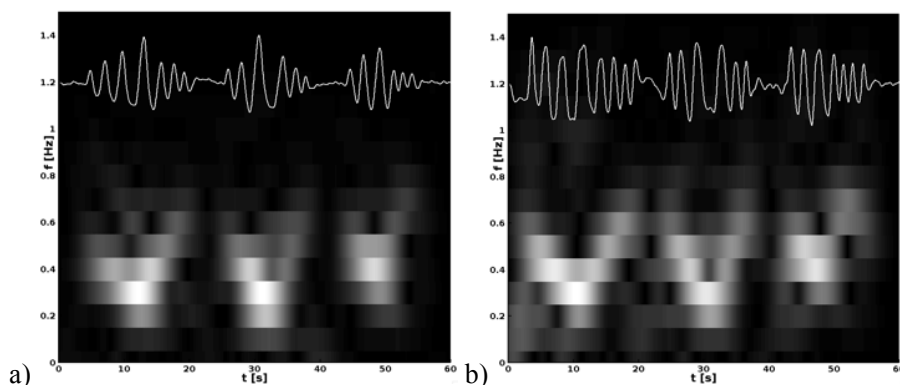
Wzorce charakteryzują się występowaniem okresów bezdechu, zmienną głębokością oddechów oraz różną częstością oddechów. W badaniach zweryfikowano możliwość oceny tych trzech parametrów dla sygnałów wyodrębnionych z sekwencji obrazów termicznych. Zaproponowano algorytm detekcji bezdechów, który zweryfikowano zarówno na danych referencyjnych (pas) jak i danych uzyskanych z sekwencji termogramów. Detektor cechował się dużą skutecznością. Zakładając epizody bezdechu z co najmniej 4 sekundyowym brakiem oddychania średnie błędy bezwzględne wynosiły (w zależności od ustawień parametrów algorytmu) 0,44 do 0,67 sekundy. Przykłady działania pokazano na rysunku 30.



Rys. 30. Dwa, różne i trudne przykłady detekcji bezdechu. W lewej kolumnie analizowany był sygnał o niskiej częstości, charakteryzujące się wzrostem temperatury w okresie bezdechu. W kolumnie prawej analizowano sygnał o dużej częstości oddechu ze spadkiem temperatury w okresie bezdechu.

Dokładność estymacji częstości oddechów dla sygnałów z bezdechami była mniejsza niż dla sygnałów z oddychaniem regularnym. Średni błąd bezwzględny wynosił 1,82bpm dla najlepszej metody *eRR_ap*. Wciąż jednak wynik taki jest satysfakcjonujący dla badań przesiewowych.

Ocena ostatniego z parametrów, tj. głębokości oddechów, okazała się praktycznie niemożliwa, gdyż nawet płytkie oddechy cechowały się wyraźnie wysoką amplitudą zmian w rejestrowanym sygnale. Co więcej, bardzo płytkie oddechy, praktycznie nie widoczne w badaniu z zastosowaniem pasa ciśnieniowego okazały się dobrze wykrywane przez metodę termiczną. Na rysunku 31 pokazano przykład rejestracji sygnałów dla wzorca 1 (zmienna głębokość oddychania). W zapisie danych z pasa ciśnieniowego wyraźnie widać modulacje amplitudy, czego nie ma w sygnale wyodrębnionym z sekwencji obrazów termograficznych.



Rys. 31. Przykłady sygnałów pomierzonych dla wzorca P1 (osoba S01) z użycie a) pasa ciśnieniowego b) kamery termograficznej.

Wyniki oraz szczegóły metod opublikowano w [O15][20][24][25][26].

E. Uzyskiwanie informacji o kolorze z sekwencji obrazów kolorowych oraz opracowywanie metod symulacji widzenia kolorów, oceny różnic w postrzeganiu kolorów, transformacji kolorów oraz automatycznym etykietowaniu (nazywaniu) kolorów jak i oceny różnic pomiędzy nimi.

Z różnych przyczyn (często uwarunkowanych genetycznie) aż do 10% populacji nie postrzega kolorów lub postrzega kolory inaczej niż tak zwany średni obserwator. Podstawowy model widzenia kolorów opisuje występowanie trzech rodzajów receptorów w oku ludzkim, odpowiedzialnych za postrzeganie barw: czopki L (ang. long wave – kolory czerwono-żółte), czopki M (ang. medium wave – kolory żółto-zielone) i czopki S (ang. short wave – odcienie niebieskiego). W przypadku odstępstwa postrzegania kolorów względem średniego obserwatora najczęściej występuje zaburzenie rozróżniania odcieni koloru zielonego od koloru czerwonego (daltonizm). Jest to związane najczęściej z dysfunkcją czopków L (protanopia) lub dysfunkcją czopków M (deuteranopia). W przypadkach łagodnych określa się drobne problemy rozróżniania odcieni tych kolorów związane z zaburzeniami pracy czopków L (protanomalia) lub czopków M (deuteranomalia). W przypadku dysfunkcji lub zaburzenia pracy czopka S występują problemy rozróżniania odcieni koloru żółtego od niebieskiego (analogicznie tritanopia lub tritanomalia).

W prowadzonych pracach skupiłem się na analizie tego problemu poprzez poszukiwanie rozwiązań algorytmicznych mających na celu przetwarzania ramek (obrazów) sekwencji wideo poprzez: symulację postrzegania kolorów przez osoby z dichromatyzmem, ocenę różnic w postrzeganiu kolorów pomiędzy osobą z dichromatyzmem a średnim obserwatorem, transformację kolorów dla potrzeb rozróżniania kontrastu w obrazach przez osoby z dichromatyzmem oraz rozpoznawanie i nazywanie kolorów. Praktycznym celem prac było przetwarzanie sekwencji obrazów w celu oceny doboru kolorów, symulacji kolorów czy transformacji kolorów dla potrzeb urządzeń mobilnych (docelowo platformy okularów multimedialnych eGlasses) oraz serwisów WWW. Piksel w danej chwili czasu t i w danej lokalizacji (x,y) można opisać poprzez zbiór próbek współrzędnych w przestrzeni kolorów RGB:

$$S_{RGB}^{(x,y)}(t) = \{r^{(x,y)}(t), g^{(x,y)}(t), b^{(x,y)}(t)\}$$

Ze względu jednak na cel prac istotne było wykorzystanie przestrzeni kolorów LMS, odnoszącej się wprost do trzech rodzajów czopków. Oznaczało to, iż w pierwszym kroku prac należało dokonać transformacji współrzędnych każdego piksela, każdego przetwarzanego obrazu z RGB do LMS. Po przejściu do dziedziny liczb zmiennoprzecinkowych ($[0,255] \rightarrow [0,1]$) zastosowano korekcję gamma ($g=2,2$), a następnie na podstawie macierzy transformacji zaproponowanej w [27] dokonano transformacji $S_{RGB}^{(x,y)}(t) \rightarrow S_{LMS}^{(x,y)}(t)$.

Podstawowym krokiem wykorzystywanym w większości kolejnych algorytmów było opracowanie procedury symulacji kolorów postrzeganych przez osoby z dichromatyzmem. W tym przypadku dziedzina trójwymiarowej przestrzeni LMS zawęża się (zaburzenia pracy czopków) lub rzutowana jest do płaszczyzny (dysfunkcja czopków). W pracach rozważano problem dysfunkcji czopków i dlatego założono równanie płaszczyzny o postaci

$$\alpha L + \beta M + \gamma S = 0$$

gdzie nieznane parametry α , β i γ opisują sposób transformacji współrzędnych koloru LMS. W przypadku określonego rodzaju dichromatyzmu zmieniają się niektóre współrzędne LMS. Przykładowo dla protanopii czopki L nie pracują prawidłowo, a wartość współrzędnej koloru dla L wynosi:

$$L_p = -(\beta M + \gamma S)/\alpha$$

Zestawiając konkretne wartości wag dla określonych kolorów (tworząc układ równań) można wyznaczyć wartości parametrów α , β i γ dla poszczególnych dysfunkcji. W ten sposób wyznaczono współczynniki transformacji pomiędzy LMS dla średniego obserwatora a LMS dla obserwatora z dichromatyzmem ($L_i M_i S_i$). Przykładowo dla protanopii ($M_p=M$, $S_p=S$) oraz:

$$\begin{bmatrix} L_p \\ M_p \\ S_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 2.02344 & -2.52581 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} L \\ M \\ S \end{bmatrix}$$

Analogicznie postępowano dla deuteranopii i tritanopii.

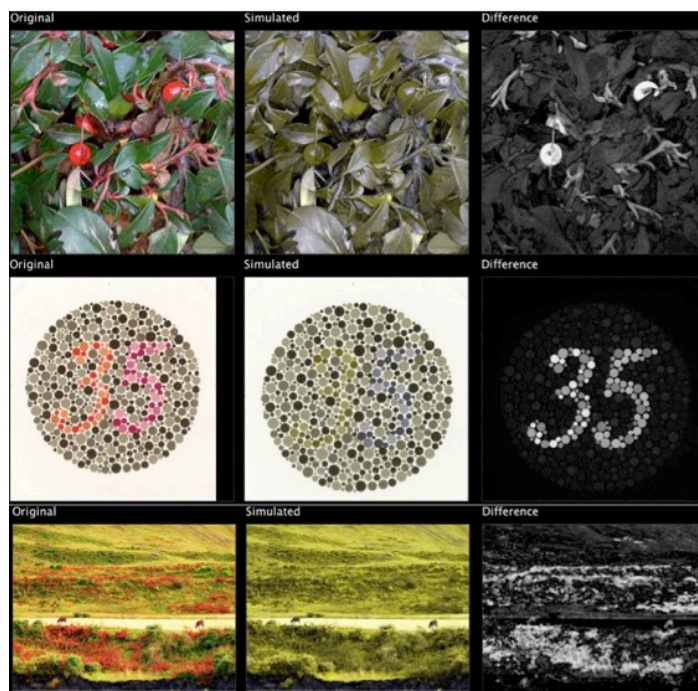
Po transformacji $S_{LMS}^{(x,y)}(t) \rightarrow S_{L_i M_i S_i}^{(x,y)}(t)$ wykonanej dla każdego piksela (każdego obrazu) uzyskuje się symulowane współrzędne kolorów w przestrzeni LMS. W celu wyświetlenia obrazów na ekranie należy następnie przeprowadzić operację przejścia do przestrzeni RGB, korekcję gamma i transformację współrzędnych do dziedziny liczb całkowitych.

Wyznaczając obrazy symulowane można obliczyć również obrazy różnic kolorów pomiędzy kolorem oryginalnym a kolorem uzyskanym po procedurze symulacji. Różnice te muszą być jednak wyznaczone względem (nieliniowego) sposobu postrzegania różnic kolorów przez człowieka. Dlatego zastosowałem dwie miary wyznaczania różnic kolorów zaproponowanych przez CIE: CIE 1976 oraz zmodyfikowaną CIE DE 2000. Pierwsza z nich stosuje metrykę euklidesową względem współrzędnych kolorów w przestrzeni $L^*a^*b^*$.

$$\Delta E_{ij}^{CIE76} = \sqrt{(L_i^* - L_j^*)^2 + (a_i^* - a_j^*)^2 + (b_i^* - b_j^*)^2}$$

Druga z nich jest bardziej skompilowana uwzględnia bowiem szereg niuansów postrzegania różnic kolorów przez średniego obserwatora (szczegóły w [28]). Wyznaczone różnice kolorów dla wszystkich par pikseli $S_{RGB}^{(x,y)}(t)$ i $S_{R_i G_i B_i}^{(x,y)}(t)$, po skalowaniu zakresu, mają przypisywane kolory z określonej tablicy kolorów (w pracach stosowano głównie skalę szarości: czarny-brak różnic; biały-duże różnice).

Zaimplementowane algorytmy symulacji i oceny różnic postrzegania kolorów zastosowano do zestawu obrazów testowych znanych z literatury oraz zarejestrowanych samodzielnie. Na rysunku 32 pokazano przykłady ilustrujące efekty działania algorytmów.



Rys. 32. Przykłady symulowania kolorów postrzeganych przez osoby z deuteranopią oraz obrazów różnic postrzegania kolorów.

Kolejnym etapem prac było opracowanie algorytmów transformacji kolorów w celu modyfikacji kolorów obrazu tak, aby osoba z określonym rodzajem dichromatyzmu mogła rozróżnić kontrast pomiędzy kolorami przy jednoczesnym możliwie naturalnym dla nich postrzeganiu kolorów. Szereg podobnych algorytmów opracowano już wcześniej. Ze względu jednak na cel prac poszukiwano takich algorytmów, które mogłyby działać w czasie bliskim rzeczywistego (przetwarzanie w locie sekwencji obrazów z kamery urządzenia mobilnego czy multimedialnych okularów). Opracowano dwa algorytmy transformacji kolorów bazujące na: 1 - skalowaniu różnic kolorów (pomiędzy oryginalnym a symulowanym) oraz 2 – skalowaniu kolorów „niepostrzeganych” w dziedzinie jasności i saturacji. Algorytmy szczegółowo przedstawiono w [O9] i [O10]. Na rysunku 33 pokazano przykładowe efekty działania algorytmów.



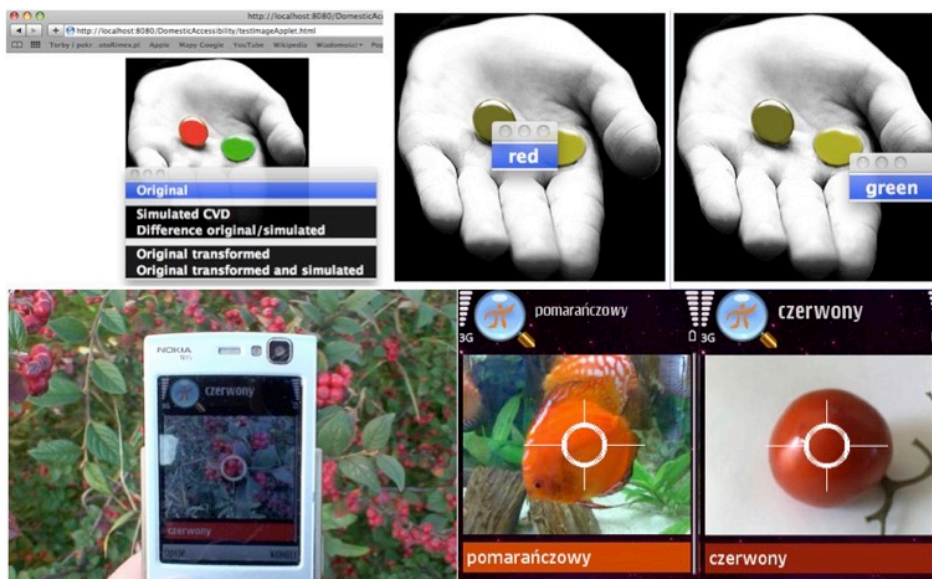
Rys. 33. Obraz oryginalny oraz wyniki zastosowania 5 różnych procedur transformacji kolorów, których efekty pokazano po zastosowaniu procedury symulacji kolorów (deuteranopia) w celu porównania rezultatów: Od lewej po obrazie oryginalnym efekt algorytmu: wg. Rashe [29], wg. Kuhn [30], wg. Vischeck [31], opracowanego algorytmu nr 2 oraz algorytmu nr 1.

Osiągnięte rezultaty cechowały się tym, że obrazy po transformacji w dużym stopniu zachowywały kolory postrzegane przez osoby z dichromatyzmem, zmieniając jednocześnie inne kolory tak, że widoczny był kontrast (możliwość rozróżnienia obiektów) przy czasie działania w zakresie kilkadziesiąt – kilkaset milisekund (zależnie od rozmiaru obrazu). Opracowane metody nie są idealne bo nie zawsze jest możliwe reprezentowanie większej liczby kolorów za pomocą mniejszej dla różnych kombinacji tych kolorów. W takim przypadku jednak można posłużyć się obrazem różnicowym.

W prowadzonych pracach opracowano również algorytm klasyfikacji kolorów z zastosowaniem miar różnic kolorów CIE 76 oraz CIE DE 2000 jako miar podobieństwa. Zbudowano referencyjny zestaw

16 klas kolorów głównych przypisując im etykiety nazw (np. „brązowy”, „niebieski”, itp.). Tak zbudowany system umożliwiał rozpoznawanie kolorów i przypisywanie im najbliższego koloru głównego wraz ze wskazaniem nazwy koloru. Algorytm zweryfikowano najpierw z udziałem 37 ochotników (wiek: 29.5 ± 7.04). Uzyskano zgodność na poziomie bliskim 90% pomiędzy przypisaniem nazw (wybraniem nazw kolorów) przez użytkowników (dla wydrukowanej planszy 64 kolorów EGA) a efektem działania algorytmu.

Omawiane algorytmy zaimplementowano i zademonstrowano pierwotnie dla telefonów mobilnych (J2ME) oraz dla utworzonego systemu proksy, który transformował wszystkie obrazy serwisów WWW do postaci apletów. Opracowany system zaprezentowano na międzynarodowych targach Technicon - Innovation, Industrial Technology, Science and Innovation Fair 2010, Poland, Gdansk, gdzie uzyskał srebrny medal targów. Na rysunku 34 pokazano przykłady działania systemu.



Rys. 34. Przykłady działania zaimplementowanych metod. Góra: obraz statyczny zamieniany na aplet z menu kontekstowym (prawy przycisk myszki) umożliwiającym przetworzenie obrazu lub poprzez użycie lewego przycisku myszki uzyskanie informacji o rozpoznanym kolorze w danym punkcie (lub sąsiedztwie). Na rysunkach zaprezentowano problem typu „Weź czerwoną tabletkę”. Obrazy z symulowanymi kolorami pokazują problem rozróżniania kolorów dla osób z daltonizmem. Dół: przykłady rozpoznawania kolorów z użyciem telefonu.

Wyniki prowadzonych prac opublikowano w [O9][O10].

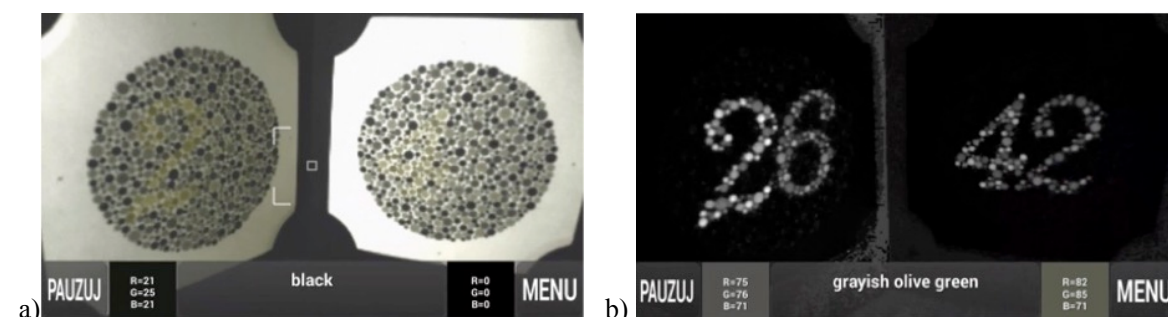
Prace rozwijano w kontekście zastosowania mobilnych okularów multimedialnych. Zoptymalizowano algorytmy tak, że możliwe stało się wykorzystanie metod symulacji, transformacji i nazywania kolorów w czasie prawie rzeczywistym. Do weryfikacji eksperymentalnej metod wybrano kolory z planszy referencyjnej Color Checker (Macbeth, X-Rite) zawierające trudne do jednoznacznej oceny 18 kolorów. Badania referencyjne kolorów w obrazach testowych prowadzono z użyciem Konica Minolta CR-10 Colorimeter (CIE: 10° Standard Observer, Illuminant D65, powtarzalność $\Delta E_{Lab}=0.1$) oraz z udziałem 47 ochotników: 38 średnich obserwatorów oraz 9 z różnymi problemami postrzegania kolorów. W eksperymentach zastosowano 3 urządzenia typu smart glasses: Google Glass, Epson Moverio i pierwszy prototyp platformy eGlasses oraz 4 telefony: Samsung Galaxy Note 2, LG L9 II, Sony Xperia M2, and HTC One X. Badania prowadzono w warunkach zewnętrznych (dzień słoneczny) oraz w warunkach laboratoryjnych (oświetlenie sztuczne). Rozpoznawanie nazw kolorów przeprowadzono bez i z użyciem korekcji kolorów dla analizowanej planszy, bazującej na Color Checker [32]. Referencyjny zbiór kolorów i ich nazw utworzono na podstawie klasyfikacji kolorów ze zbioru ISCC-NBS uzyskując 224 kolory referencyjne (i ich nazwy).

Wyniki przeanalizowano ze względu na uzyskiwane wartości współrzędnych kolorów, a w związku z tym różnic kolorów (CIE 76, CIE DE2000) pomiędzy kolorem mierzonym za pomocą urządzenia mobilnego a kolorymetrem. W zakresie tych analiz uzyskano maksymalne różnice współrzędnych kolorów na poziomie 2,2 (telefon LG) do 4,34 (Epson Moverio) dla światła naturalnego i około 2 razy gorsze wyniki dla światła sztucznego. Ponieważ wiadomo, że istnieje wiele czynników związanych z

pomiarem koloru (parametry kamery, kąt obserwacji, itp.) to należy uznać, że uzyskane wyniki są bardzo dobre. Dają one podstawę do rozpoznawania kolorów, które w przestrzeni barw są odseparowane od siebie z podanymi wartościami różnic (odległości).

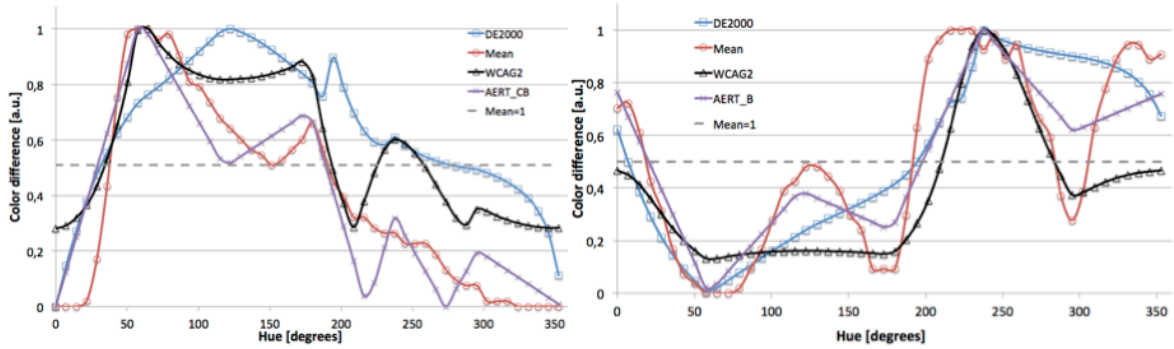
W przypadku eksperymentów z udziałem ochotników, najpierw zbadano jak ochotnicy nazywają kolory z użyciem rozbudowanych nazw opisujących odcienie (wybierając z listy). Okazało się, że analizując tylko nazwy barw głównych (bez specyfikatorów typu jasny, szarawy, itp.) przypisywane nazwy badanych kolorów (ta sama plansza używana w eksperymencie) nieznacznie się różniły. W kolejnym eksperymencie uczestnicy oceniali pełne nazwy kolorów (tj. ze specyfikatorami np. szarawo-purpurowo-różowy) przypisywane przez algorytm z ich subiektywną oceną (tj. poziomem akceptacji nazwy). W badaniach uczestnicy w większości (około 63%) zgadzali się z nazwami kolorów przypisanymi przez algorytm do kolorów planszy. Zastrzeżenia pozostałych osób dotyczyły głównie określeń odcieni.

Poproszono również osoby z problemami postrzegania kolorów o przetestowanie algorytmów oceny różnic postrzeganych kolorów, transformacji kolorów oraz rozpoznawania kolorów a następnie o udział w anonimowym badaniu ankietowym. Badani wskazali m.in., że opracowane metody pozwalają im widzieć to, czego naturalnie nie postrzegają wskazując jednocześnie, na duże zróżnicowanie co do najlepszej według nich metody korekcji kolorów (tj. niektórzy wytypowali jako najlepszą mapę różnic postrzegania kolorów, inni metodę transformacji kolorów według algorytmu 1 inni według algorytmu 2). Wskazuje to niewątpliwie na fakt, że metody transformacji kolorów powinny być dopasowane do danej osoby. Szczegóły dotyczące metod i wyniki badań opublikowano w [O11]. Metody zaimplementowano w formie oprogramowania w środowisku Android uruchamianego na testowanych urządzeniach. Przykładowe ilustracje działania aplikacji pokazano na rys. 35. Film demonstrujący główne cechy rozwiązania (nagrany jako zrzut ekranu widzianego przez użytkownika) dostępny jest na stronie: http://biomed.eti.pg.gda.pl/~jwr/pub/learn_colors.mp4. Aplikacja została udostępniona poprzez strony projektu DOMESTIC (www.domestic.gda.pl).



Rys. 35. Przykładowe ilustracje aplikacji realizującej zaimplementowane metody: a) widok symulacji kolorów, b) widok wizualizacji różnic postrzegania kolorów (rozpoznanie nazw kolorów działa zawsze dla kolorów oryginalnych).

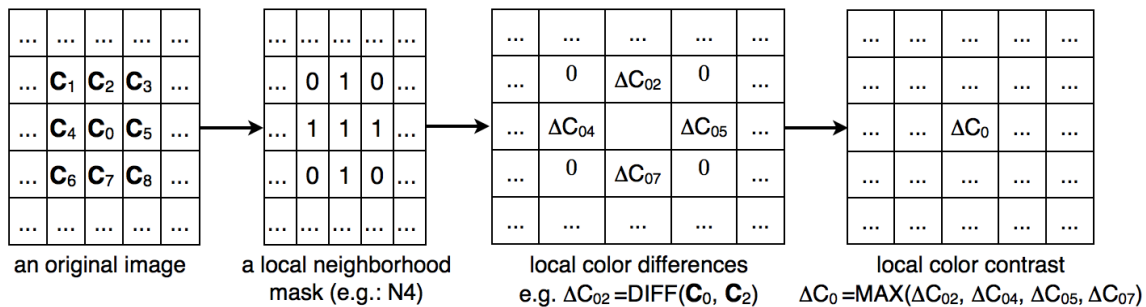
Zaproponowano również metodę oceniającą lokalny kontrast w obrazie z zastosowaniem detekcji krawędzi wykorzystującej miary różnic kolorów. Przeanalizowano zastosowanie miar: CIE 76, DE 2000, WCAG 2.0, AERT/CB i AERT/CC. W pierwszej części badań poproszono grupę 32 ochotników (w tym 5 z deuteranopią) o ocenę wyświetlanych (w tych samych warunkach) około 300 zestawień kolorów (w różnych układach graficznych). Zestawienia kolorów utworzono dla 6 kolorów podstawowych (R,G,B,Y,M,C) porównując każdy z 50 barwami, zmieniając ją co 7.2 stopnia (model HSB, S=100%, B=100%). Obserwując dane zestawienia uczestnik był poproszony o ocenę czytelności kontrastu w obrazie w określonej skali. Uzyskane wartości dla średnich obserwatorów uśredniono i porównano z wartościami różnic kolorów stosując 5 wyżej wymienionych miar (rys. 36).



Rys. 36. Porównanie średnic ocen różnic kolorów dokonanych przez uczestników badania (Mean) z różnicami kolorów wyznaczonymi według miar DE2000, WCAG2, AERT/CB. Wykres lewy demonstruje wyniki dla referencyjnej barwy czerwonej, prawy dla żółtej. Wszystkie wykresy znormalizowano do 1.

Wyniki pokazały, że największą zgodność pomiędzy oceną uczestników a obliczonymi wartościami miar różnic kolorów otrzymano dla miar DE2000, WCAG2, AERT/CB.

Następnie zaproponowano metodę oceny lokalnego postrzegania przez obserwatorów różnic kolorów w obrazach. W sąsiedztwie (np. $N=8$) analizowanego piksela obrazu $S_{RGB}^{(x,y)}(t)$ wyznaczane są wartości różnic koloru pomiędzy pikselem centralnym a jego sąsiadami (z zastosowaniem wybranej miary różnicy kolorów). Następnie stosowany jest operator agregujący (np. MAX, MIN, AVG) otrzymując pojedynczą wartość wynikową dla rozpatrywanego punktu (x,y) . Zilustrowano to na rys. 37.



Rys. 37. Ilustracja metody lokalnego wyznaczanie kontrastu postrzeganego koloru.

Analogiczne operacje wykonywane mogą być dla obrazów o symulowanych czy transformowanych kolorach. W przypadku sekwencyjnego przetwarzania obrazów symulowanych (dla różnych wad) założono zastosowanie operatorów agregacji (głównie MIN) w celu uzyskania wartości końcowej. W ten sposób można uzyskać wartości minimalnych różnic kolorów uwzględniając średniego obserwatora i różne wady. Operacje można oczywiście wykonywać również rozdzielnie, tj. dla określonego typu obserwatora. Uzyskane wyniki tworzą obraz parametryczny (wartość parametru lokalnych różnic kolorów), który z wykorzystaniem określonej tablicy kolorów można pokazać jako mapę różnic kolorów. W praktyce zastosowano metodę tworzenia mapy z wartościami pikseli ustawianymi jako przezroczyste dla tych wartości różnic kolorów, które są mniejsze niż zadana wartość progowa (miara akceptacji). Wynikowy obraz (z kontrolą przezroczystości) jest nakładany na obraz (ramki sekwencji obrazów) demonstrując miejsca gdzie występują lokalne różnice kolorów. Metodę zaimplementowano i zweryfikowano na przykładzie modelu interfejsu graficznego monitora parametrów życiowych. Model interfejsu (rys. 38, pierwszy z lewej) umożliwił definiowanie różnych zestawów kolorów w polach wykresów biosygnalów jak i dla pól prezentacji wartości parametrów.

Na rysunku 38 pokazano przykład przetworzonego obrazu interfejsu graficznego (obraz z symulowanymi kolorami, obraz różnic postrzegania kolorów) oraz przykładowa wizualizacja pokazująca największe lokalne różnice postrzeganych kolorów przez średniego obserwatora. Warto zauważyć, że w tym przykładzie największy kontrast dla średniego obserwatora przypada na te elementy, dla których występują największe różnice postrzegania kolorów pomiędzy osobą z deuteranopią a średnim obserwatorem (obraz 3 vs. obraz 4).



Rys. 38. Ilustracja przetwarzania kolorów w analizowanych obrazach, od lewej: obraz oryginalny (model), obraz z symulowanymi kolorami dla deuteranopii, obraz różnic postrzegania kolorów, obraz z nałożonymi największym lokalnym kontrastem postrzeganych kolorów wyznaczony dla średniego obserwatora dla następujących parametrów metody: miara: DE2000, sąsiedztwo: 3x3, operator agregacji: MAX, wartość progowa różnic kolorów, T=30.

Wyniki porównano również z oceną obserwatorów. Całość opublikowano w [O12].

4.3.3. Podsumowanie osiągnięć

Oryginalne względem stanu wiedzy osiągnięcia podsumowano poniżej odnosząc się do poszczególnych dziedzin aplikacyjnych.

W zakresie analizy sekwencji obrazów termograficznych ([O1][O2][O15][O16]):

- opracowanie metod obrazowania parametrycznego dla medycznej, aktywnej termografii dynamicznej (ADT) z zastosowaniem modelu wieloeksponencjalnego,
- weryfikacja metod obrazowania parametrycznego w ADT poprzez symulacje, badania na fantomach i badania in-vivo,
- opracowanie i walidacja metody prognozowania zagojenia się ran pooparzeniowych z zastosowaniem wartości parametru modelu jednoeksponencjalnego (klasyfikacja danych),
- wykonanie analizy w zakresie dokładności i efektywności algorytmów estymacji częstości oddechu,
- opracowaniu i weryfikacji metod metody efektywnej oceny częstości oddechu oraz epizodów bezdechu w ocenie wzorców oddechowych.

W zakresie analizy sekwencji obrazów w badaniach MRI-DSC ([O3][O4][O5])

- przeprowadzenie analitycznej i eksperymentalnej oceny wpływu rozmycia i opóźnień w AIF na wartości estymowanych parametrów perfuzji,
- opracowanie i weryfikacja metod oceny parametrów BAT i MTT oraz metody automatycznego doboru funkcji AIF,
- przeprowadzenie eksperymentalnej oceny wpływu stężeń znacznika na jakość obserwowanych zmian w obrazach MRI-DSC (badania fantomowe),

W zakresie analizy sekwencji obrazów w badaniach HRCT ([O6][O7][O8])

- przeprowadzenie eksperymentalnej oceny wpływu różnych czynników na wyznaczenie parametrów przekroju oskrzeli z zastosowaniem zaproponowano fantomu badań HRCT
- opracowanie i weryfikacja metod oceny parametrów przekroju oskrzeli z zastosowaniem profili oskrzeli i modeli degradacji obrazu oskrzeli,
- przeprowadzenie analizy porównawczej opracowanych metod w odniesieniu do badań metodą kliniczną (obserwacyjną).

W zakresie analizy sekwencji obrazów rejestrowanych w zakresie widzialnym ([O9][O10][O11][O12][O13][O14]):

- wykonanie analizy w zakresie dokładności i efektywności algorytmów estymacji pulsu z wykorzystaniem różnych metod (RGB, YUV, ICA, PCA),
- opracowanie i weryfikacja metody oceny pulsu z zastosowaniem metody PCA i oceny danych z regionu czoła,
- opracowanie i weryfikacja metody oceny pulsu z zastosowaniem analizy sygnału otrzymywanego dla komponentu V modelu YUV obrazów i oceny danych z regionu czoła

- opracowanie i weryfikacja metod generacji obrazów z kolorami symulowanymi postrzeganymi przez obserwatorów z deuteranopią, protanopią i tritanopią (szczególnie w warunkach urządzeń mobilnych),
- opracowanie i weryfikacja metod generacji obrazów z kolorami transformowanymi w celu rozróżniania kontrastu w obrazie przez obserwatorów z deuteranopią, protanopią i tritanopią (szczególnie w warunkach urządzeń mobilnych),
- opracowanie i weryfikacja metod rozpoznawania i nazywania kolorów (szczególnie w warunkach urządzeń mobilnych),
- opracowanie i weryfikacja metod generacji obrazów różnic postrzegania kolorów oraz różnic kolorów w obszarze granic pomiędzy lokalnymi obiektami w obrazie.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo - badawczych (artystycznych).

W załączonym wykazie osiągnięć zawarto ponad 170 publikacji (12 z JCR, 2 monografie, 10 rozdziałów w monografiach, 40 artykułów w czasopismach innych niż JCR, 44 artykuły konferencyjne indeksowane na Web Of Science (inne niż JCR czy monografie), reszta w materiałach konferencyjnych), które w większości dotyczą przetwarzania i analizy obrazów. Publikacje te związane są bezpośrednio lub pośrednio z dziedzinami prac opisanymi w punkcie 4 oraz z pracami wcześniejszymi (przed 2002) dotyczącymi pracy doktorskiej (deskrytory obrazów, algebra obrazów, wyszukiwanie obrazów na podstawie ich treści).

W szczególności (po doktoracie) pozostałe osiągnięcia w tym zakresie dotyczą:

- opracowania systemów interakcji z inteligentnymi obiektami w otoczeniu osoby wykorzystując detekcję obiektów na podstawie ich cech graficznych (np. [33][34]) lub na podstawie markerów (np. [35][36]),
- opracowanie metod interakcji z danymi osób (zgromadzonymi i/lub gromadzonymi) rozpoznanymi na podstawie cech twarzy lub markerów (np. [37][38])
- opracowania metod integracji danych radiologicznych i modelowania radiologicznych baz danych szczególnie z uwzględnieniem modeli normy DICOM (np. [39][40]),
- opracowania metod obliczeń rozproszonych w syntezie obrazów parametrycznych (np. [6][41]),
- opracowania metod syntezy obrazów parametrycznych na podstawie pomiarów aktywności osób z zastosowaniem czujników ruchu oraz czujników użycia mediów (np. [42][43][44])
- opracowanie metod z zakresu telemedycyny z zastosowaniem obrazów (np. [45][46][47])

Oprócz prac naukowo-badawczych prowadzonych w obszarze związanym z obrazami cyfrowymi swoje zainteresowania ogniskowałem również na systemach informacyjnych w ochronie zdrowia, w szczególności powiązanych z urządzeniami diagnostycznymi czy terapeutycznymi. Prace te były szczególnie owocne w odniesieniu do projektu DOMESTIC (POIG), którego byłem głównym pomysłodawcą i koordynatorem w zakresie IT. W szczególności osiągnięcia w tym zakresie dotyczą (realizowane w zespole osób – szczegóły w załączonym wykazie dorobku):

- opracowania systemu wspomagającego terapię mowy eDmuchawka ([48]), który otrzymał patent i 2 złote medale na targach (Salmed i Technikon Innovation)
- opracowania metod pomiarowych, algorytmów przetwarzania danych i urządzeń diagnostycznych rozszerzających typowe urządzenia/meble domowe wspomagając osoby starsze i chore w domach, np. metody i system monitoringu kąpiel, monitoringu parametrów aktywności i rejestracji EKG poprzez narzutę na krzesło, rozszerzoną elektroniczną wagę umożliwiającą pomiar EKG, rozszerzonego pilota zdalnego sterowania umożliwiającego pomiar diagnostyczne, itp. (np. [49][50][51]).
- opracowania metod monitoringu parametrów zdrowia osób w warunkach mobilnych (np. [52][53][54])
- opracowania innych metod interakcji człowiek-komputer (np. [55][56][57])
- opracowania systemu gromadzenia i przetwarzania danych z czujników i urządzeń diagnostycznych w domu wraz z systemem raportowania (np. [58][59][60][61])

Prowadziłem również różne prace dotyczące norm zarówno w zakresie związanym z obrazowaniem medycznym (np. DICOM) jak i z systemami informacyjnymi w medycynie. W szczególności jako członek Komitetu Technicznego Nr 302 ds. Zastosowania Informatyki w Ochronie Zdrowia (PKN) oraz ekspert (członek) z ramienia KT 302 PKN w Komitecie Europejskim CEN/TC 251 opracowywałem około 14 części norm. W szczególności przetłumaczyłem i/lub zweryfikowałem ponad 1000 stron norm EN i ISO.

Ponieważ główna tematyka moich prac dotyczy metod i algorytmów (co nie podlega zgłoszeniom patentowym w Polsce/UE), dlatego w tym zakresie nie zgłosiłem żadnych wynalazków. Natomiast w zakresie sposobów powiązanych z urządzeniami byłem głównym autorem lub współautorem 5 zgłoszeń patentowych (2, których byłem głównym twórcą już przyznano PL39583, PL402963) i 1 wzoru użytkowego (przyznano). Za zrealizowane opracowania dotyczące zgłoszeń patentowych jak i prac w zakresie obrazowania wystawionych na krajowych i zagranicznych targach otrzymałem (jako członek zespołu) 9 nagród (medali).

Większość prac w zakresie przetwarzania obrazów związane były z realizacją projektów badawczych, którymi kierowałem lub w których brałem udział jako wykonawca. W szczególności dotyczy to projektu europejskiego, którego byłem pomysłodawcą i głównym koordynatorem (eGlasses, CHIST-ERA, partnerzy z Austrii, Szwajcarii, Luksemburga i Francji).

W zakresie całego mojego dorobku statystyki bibliograficzne są następujące:

- indeks H: 6 (WoS Core); 8 (Scopus), 10 (Google Scholar)
- liczba cytowań obcych: 95 (WoS Core); 164 (Scopus), 496 (Google Scholar, łącznie z autocytowaniami)

Chciałbym podkreślić, że w Web of Science (Core Collection) jest wiele cytowań takich moich prac, które nie są indeksowane w WoS. Przykładowo do najczęściej cytowanych tego typu prac należą:

- publikacja O13 („Measuring pulse rate with a webcam — A non-contact method for evaluating cardiac activity”) posiada prawie 80 cytowań według Google Scholar, z czego około 1/3 to znane czasopisma (np. IEEE Trans. On Biomedical Eng. 4x, Physiological Measurements 4x, Journal of Medical Systems, Journal of Biomedical Optics i itd.)
- publikacja O9 („Color transformation methods for dichromats”) posiada około 25 cytowań według Google Scholar (m.in. IEEE Transactions on Consumer Electronics 2x, Journal of Imaging Science and Technology, Journal of Mathematical Modelling and Algorithms in Operations Research, itp.).

Literatura

-
- [1] Nowakowski A., Kaczmarek M., Rumiński J., Hryciuk M.: Postępy termografii - aplikacje medyczne. Gdańsk: Wydawnictwo Gdańskie, 2001, 235 s.
 - [2] Nowakowski, A; Kaczmarek, M; Ruminski, J; et al., Medical applications of model based dynamic thermography, SPIE, THERMOSENSE XXIII, PROCEEDINGS OF THE SOCIETY OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS (SPIE) vol: 4360, pp: 492-503, 2001
 - [3] Rumiński J., Kaczmarek M., Nowakowski A., Hryciuk M.: Data visualization in dynamic thermography. *Journal of Medical Informatics & Technologies*.. **2000 vol. 5 s. IT29-IT36,
 - [4] Smirnov N., Table for estimating the goodness of fit of empirical distributions, *Ann. Math. Statistics* 19:279, 1948.
 - [5] Bevington P.R., Robinson D.K.: *Data Reduction and Error Analysis for The Physical Sciences*, McGraw-Hill Higher Education, 1991.
 - [6] Ruminski, J ., Security of distributed processing of medical image data using JINI technology, 29th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society, AUG 22-26, 2007, Lyon, FRANCE, pp.5658-5661, WOS:000253467004152
 - [7] Ruminski, J; Kaczmarck, M; Nowakowski, A., Dynamic, medical thermography - Image reconstruction for data sequences, PROCEEDINGS of the 16th International EURASIP Conference BIOSIGNAL 2002, JUN 25-27, 2002, BRNO, CZECH REPUBLIC, pp. 259- 261, WOS:000178613000080

- [8] Gawęcki M., Kaczmarek M., Rumiński J., Renkielska A. Automatyczne określanie stopnia oparzenia. Klasyfikacja na podstawie multimodalnych badań termicznych. // W : *Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni (ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje)* / ed. Antoni Z. Nowakowski, KIB PG. - Warszawa : Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2009. - Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej. - S. 185-214.
- [9] Rumiński J.: Digital Imaging and Communication in Medicine Standard for Breast Thermal Imaging // W : *Performance Evaluation of Breast Cancer, Screening, Diagnosis and Treatment* / eds. Eddie Y.K.Ng, U.Rajendra Acharya i Jasjit S. Suri - California, USA : American Scientific Publishers, 2010. - S. 201-211
- [10] Ruminski, J., Representation of thermal infrared imaging data in the DICOM using XML configuration files, 29th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society, AUG 22-26, 2007, Lyon, FRANCE, pp. 258-262, WOS:000253467000066
- [11] Østergaard L, Weisskoff R M, Chesler D A, Gyldensted C and Rosen B R High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages: I. Mathematical approach and statistical analysis, II. Experimental comparison and preliminary results *Magn. Reson. Med.* **36** 715–36, 1996.
- [12] Karczewski B., Rumiński J.: Validity of MRI brain perfusion imaging method// *Journal of Medical Informatics & Technologies.* -Vol. 10., (2006), s.55-61
- [13] Ruminski, J, A Comparison of MTT Calculation Techniques in MRI Brain Perfusion Imaging, 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (ECIFMBE) NOV 23-27, 2008, IFMBE Proceedings, Antwerp, BELGIUM, pp. 509-512
- [14] Ruminski, J; Karczewski, B., Automatic synthesis of parametric images in dynamic MRI imaging, Proceedings of the 5th IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing, SEP 07-09, 2005, Benidorm, SPAIN, pp.505-510, WOS:000233581700091
- [15] Rumiński J., Bobek-Billewicz B.: Limitations of DSC-MRI for quantitative brain perfusion. *Journal of Medical Informatics and Technologies* 2004, 8, 49-57, 2004. *Mój udział procentowy szacuję na 75%*.
- [16] Poh, M.Z, McDuff D.J., Picard, R.W. (2010). Non- contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express* 18,10762–10774.
- [17] Poh M.Z., McDuff D.J., Picard R.W., "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 (1), pp. 7-11, 2011.
- [18] Kay, S.M. *Modern Spectral Estimation*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1988.
- [19] Ruminski J., "The accuracy of pulse rate estimation from the sequence of face images," 2016 9th International Conference on Human System Interactions (HSI), Portsmouth, United Kingdom, 2016, pp. 518-524, *IEEE Xplore*, doi: 10.1109/HSI.2016.7529683
- [20] Ruminski J, Bujnowski A, Kocejko T, Andrushevich A, Biallas M, Kistler R, The data exchange between smart glasses and healthcare information systems using the HL7 FHIR standard. *Proc. of the 9th International Conference on Human System Interaction, IEEE, eXplore*, 7 pages, 2016.
- [21] Murthy R, Pavlidis I, Non-contact monitoring of respiratory function using infrared imaging. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 25: 57-68, 2006.
- [22] Kwasniewska A, Ruminski J, Face detection in image sequences using a portable thermal camera, *Proc. Of the 13th Quantitative Infrared Thermography Conference*, pp. 1-7, Gdansk 2016.
- [23] Kwaśniewska A., Rumiński J., "Real-time facial feature tracking in poor quality thermal imagery," 2016 9th International Conference on Human System Interactions (HSI), Portsmouth, United Kingdom, 2016, pp. 504-510, *IEEE Xplore*, doi: 10.1109/HSI.2016.7529681
- [24] Ruminski J, Kwasniewska A., Evaluation of respiration rate using thermal imaging in mobile conditions, 31 pages, chapter in *Application of Infrared to Biomedical Sciences*, editors: Ng Yin Kwee, Etehadtavakol, Springer, in press, 2016.
- [25] Ruminski J, Evaluation of the respiration rate and pattern using a portable thermal camera. *Proc. Of the 13th Quantitative Infrared Thermography Conference*, pp. 1-6, Gdansk 2016.
- [26] Rumiński J, Bujnowski A, Czuszyński K., Kocejko T, Estimation of respiration rate using an accelerometer and thermal camera in eGlasses, *Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems 2016*, 4 pages, FedCSIS - Gdansk, 11-14.09.2016.
- [27] Vienot F., H. Brettel, J. Mollon, Digital video colourmaps for checking the legibility of displays by dichromats, *Color Research and Application*, vol. 24, pp.243-252, 1999.
- [28] G. Sharma, W. Wu, E.N. Dalal, The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application* (30), 2004, pp. 21-30
- [29] Rasche K., R. Geist, and J. Westall, "Re-coloring images for gamuts of lower dimension," *EuroGraphics*, vol. 24, no. 3, pp. 423–432, 2005
- [30] Kuhn G. R., Oliveira M. M., Fernandes L. A. F. An efficient naturalness-preserving image-recoloring method for dichromats. *IEEE TVCG*, 14(6):1747–1754, 2008.
- [31] Dougherty R, Wade A. Vischeck. Vischeck simulates colorblind vision. URL: [http:// www.vischeck.com/](http://www.vischeck.com/).

- [32] Ruminski J, Czuszynski K, Application of smart glasses for fast and automatic color correction in health care, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), AUG 25-29, 2015, Milan, ITALY, pp. 4950-4953, WOS:000371717205055
- [33] Rumiński J, Bujnowski A, Kocejko T, Wtorek J, Andrushevich A, Biallas M, Kistler R, "Performance Analysis of Interaction between Smart Glasses and Smart Objects Using Image-Based Object Identification," *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 2016, Article ID 6254827, 14 pages, 2016. doi:10.1155/2016/6254827 (IF=0,665), (MNiSzW_A: 15)
- [34] Ruminski, J; Bujnowski, A; Wtorek, J; Andrushevich, A; Biallas, M; Kistler, R., Interactions with recognized objects, 7th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 16-18, 2014, Lisbon, PORTUGAL, pp. 101-105, WOS:000345791900015
- [35] Kwasniewska, A; Klimiuk-Myszk, J; Ruminski, J; Forrier, J; Martin, B; Pecci, I, Quality of graphical markers for the needs of eyewear devices, 8th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 25-27, 2015, Warsaw, POLAND, pp. 388-395, WOS:000359369800057
- [36] Czuszynski, K; Ruminski, J, Interaction with medical data using QR-codes, 7th International Conference on Human System Interactions (HSI), , IEEE Ind Elect Soc, JUN 16-18, 2014, Lisbon, PORTUGAL, pp.182-187, WOS:000345791900028
- [37] Ruminski, J; Smiatacz, M; Bujnowski, A; Andrushevich, A; Biallas, M; Kistler, R, Interactions with recognized patients using smart glasses, 8th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 25-27, 2015, Warsaw, POLAND pp.187-194, WOS:000359369800028
- [38] A Bujnowski, M Benoit, M Kaczmarek, P Przystup, J Ruminski, I Pecci, Active and Dynamic Graphical Code for Object Identification in Healthcare, *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, vol. 5, no. 8, December 2015, pp. 1652-1661(10) (IF=0.503) (MNiSzW_A: 15)
- [39] Rumiński J.: Normalizacja zapisu wyników badań termicznych w medycynie // W : Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni : ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje / A. Nowakowski. - Warszawa : EXIT, 2009. - (Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej). - S. 259-300.
- [40] Rumiński J., Standardy stosowane w systemach wymiany i archiwizacji obrazów medycznych, Rozdz.5.5. w: *Systemy komputerowe i teleinformatyczne w służbie zdrowia*. Red. E. Kaćki, J.L. Kulikowski, A. Nowakowski, E. Waniewski. Warszawa: A- kad. Ofic. Wydaw. EXIT**2002 t. 7 s. 443-465. Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Red. M. Nałęcz.
- [41] Ruminski, J., Distributed processing environment using JINI and screen saver technology, 1st International Conference on Information Technology (IT 2008), IEEE, MAY 19-21, 2008, pp. 387- 390, WOS:000259080600089
- [42] Rumiński J., Wezdecki M., Bujnowski A., Wtorek J.: Analysis of activity of people using motion sensors// VII Krajowa Konferencja Naukowa INFOBAZY 2014/ Gdańsk: Politechnika Gdańska, CI TASK, 2014, s.33-35
- [43] Rumiński J., Wódkowski P., Bujnowski A., Wtorek J.: Analiza i wizualizacja aktywności osób na podstawie pomiarów z wykorzystaniem czujnika ruchu// Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna/ ed. Adam Bujnowski, Jerzy Wtorek Gdańsk: , 2013, s.1-6
- [44] Bujnowski A., Wtorek J., Kaczmarek M., Kocejko T., Rumiński J.: Estimation of activity parameters by means of domestic media consumption analysis// W:3rd International Conference on Human System Interaction (HSI2010). Rzeszów (2010), s.648-652
- [45] Ruminski, J., Teleconsultations using content-based retrieval of parametric images PROCEEDINGS OF THE 26th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society, SEP 01-05, 2004, San Francisco, CA, pp. 3358 3361, WOS:000225461800869
- [46] Ruminski, J ., Telemedicine methods for low bit rate communication , 1st International Conference on Information Technology (IT 2008), IEEE, MAY 19-21, 2008, pp. 355- 358, WOS:000259080600082
- [47] Siebert J., Rumiński J.: Telemedicine - education and practice// *International Maritime Health*. -Vol. 57., nr. nr 1/4 (2006), s.235-242. (Web Of Science z MEDLINE)
- [48] Ruminski, J; Bujnowski, A; Wtorek, J, Human-computer interactions in speech therapy using a blowing interface, 7th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 16-18, 2014, Lisbon, PORTUGAL, pp. 178-181, WOS:000345791900027
- [49] Wtorek J., Bujnowski A., Lewandowska M., Rumiński J., Kaczmarek M.: Simultaneous monitoring of heart performance and respiration activity// W:Proceedings of the 3rd IEEE Conference on Human System Interactions (HSI). (2010), s.661-665
- [50] Wtorek J., Bujnowski A., Lewandowska M., Rumiński J., Poliński A., Kaczmarek M., Evaluation of physiological and physical activity by means of a wireless multi-sensor / // *Zeszyty Naukowe Wydziału Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej*. - Vol. 18, Nr 8 (2010), s. 465-470.
- [51] Bujnowski, A; Ruminski, J; Palinski, A; Wtorek, J., Enhanced Remote Control Providing Medical Functionalities, 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), MAY 05-08, 2013, Venice, ITALY, pp. 290 293, WOS:000326842700053

-
- [52] Kaczmarek M., Nowak J., Rumiński J., Wtorek J., Kocejko T.: The Use of Mobile Devices in the Care and Home Monitoring of the Elderly and the Sick// Lecture Notes in Bioinformatics, *Springer* -Vol. 7339., (2012), s.525-536.
- [53] Wtorek J., Bujnowski A., Lewandowska M., Rumiński J., Kaczmarek M.: Simultaneous monitoring of heart performance and respiration activity// W:Proceedings of the 3rd IEEE Conference on Human System Interactions (HSI). (2010), s.661-665
- [54] Przystup P., Bujnowski A., Rumiński J., Wtorek J.: A detector of sleep disorders for using at home// *Journal of Telecommunications and Information Technology*. -, nr. 2 (2014), s.70-78.
- [55] Czuszyński, K; Ruminski, J; Kocejko, T; Wtorek, J, Septic safe interactions with smart glasses in health care, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), AUG 25-29, 2015, Milan, ITALY, pp. 1604-1607, WOS:000371717201220
- [56] Kocejko, T; Ruminski, J; Wtorek, J; Martin, B, Eye tracking within near-to-eye display, 8th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 25-27, 2015, Warsaw, POLAND, pp. 166-172, WOS:000359369800025
- [57] Czuszyński, K; Ruminski, J; Wtorek, J; Vogl, A; Haller, M, Interactions using passive optical proximity detector, 8th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE Ind Elect Soc, JUN 25-27, 2015 Warsaw, POLAND, pp.180-186, WOS:000359369800027
- [58] Rumiński J., Kocejko T., Bujnowski A., Wtorek J.: Multimodal platform for communication, training and health monitoring at home// W:Proceedings CD of the 3rd International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare 2009, London UK, April 1-3, 2009. - [Dokument elektroniczny]. Londyn (2009)
- [59] Kaczmarek M., Rumiński J., Bujnowski A.: Multimodal platform for continuous monitoring of elderly and disabled// Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems 2011, FedCSIS - Szczecin, 18-21.09.2011/ ed. eds. M. Ganzha, M. Maciaszek, M. Paprzycki Szczecin: Uniwersytet Szczeciński, IEEE, 2011, s.393-400
- [60] Wtorek J, Bujnowski A, Ruminski J, Poliński A, Kaczmarek M, Nowakowski A, ASSESSMENT OF CARDIOVASCULAR RISK IN ASSISTED LIVING, METROLOGY AND MEASUREMENT SYSTEMS Volume: 19 Issue: 2 Pages: 231-244 Published: 2012, (IF=0.982) (MNiSzW_A: 20).
- [61] Ruminski J, A Special Issue on Ubiquitous Computing in Healthcare, JOURNAL OF MEDICAL IMAGING AND HEALTH INFORMATICS Volume: 2 Issue: 1 Special Issue: SI Pages: 25-26 Published: MAR 2012 (IF=0.642), (MNiSzW_A: 15).

