

Politechnika Częstochowska

Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki

KATEDRA INTELIGENTNYCH SYSTEMÓW INFORMATYCZNYCH



STRESZCZENIE ROZPRAWY DOKTORSKIEJ

JAKUB ROMANOWSKI

ALGORYTMY PRZETWARZANIA I PORÓWNYWANIA CYFROWYCH OBRAZÓW RTG

PROMOTOR:

prof. dr hab.inż. Rafał Scherer

Częstochowa 2022

Spis treści

1. Cel i zakres pracy	3
2. Kluczowe rozdziały rozprawy - streszczenie	4
2.1. Wprowadzenie z zakresu obrazowania medycznego.....	4
2.2. Wprowadzenie z zakresu metod przetwarzania i porównywania obrazów RTG	4
2.3. Nowy algorytm iteracyjnej ekstrakcji tła w oparciu o pojedynczy obraz RTG.....	5
2.4. Modyfikacja algorytmu detekcji krawędzi cyfrowych obrazów RTG.....	6
2.5. Nowy algorytm opisu obszaru kostnego cyfrowych obrazów RTG	7
2.6. Badania i symulacje oraz dalsze kierunki badan	9
3. Podsumowanie	11

1. Cel i zakres pracy

Niniejszy dokument jest streszczeniem rozprawy doktorskiej pod tytułem *Algorytmy przetwarzania i porównywania cyfrowych obrazów RTG*. Przedstawia on kluczowe zagadnienia pełnej treści pracy.

Celem niniejszej pracy jest opracowanie i wykonanie badań dla zestawu algorytmów umożliwiających analizę i porównywanie cyfrowych obrazów RTG kości. Analiza i porównywanie obrazów odbywa się w oparciu o obiekty wyekstrahowane z tła oraz o ich właściwości geometryczne, umożliwiające przedstawienie ich jako podstawowe kształty geometryczne. W oparciu o kształty geometryczne opracowany jest deskryptor obszarów kości, umożliwiający porównywanie obrazów. Porównywanie deskryptorów kości jako reprezentantów poszczególnych obrazów to ostatni z etapów prac związany z osiągnięciem celu tej rozprawy doktorskiej.

Kolejne sekcje streszczenia odpowiadają następującym po sobie rozdziałom rozprawy i są przedstawione zgodnie z kolejnością podejmowanych badań. Tytuły najbardziej kluczowych rozdziałów przedstawiono poniżej.

- *Wprowadzenie z zakresu obrazowania medycznego*
- *Wprowadzenie z zakresu metod przetwarzania i porównywania obrazów RTG*
- *Nowy algorytm iteracyjnej ekstrakcji tła w oparciu o pojedynczy obraz RTG*
- *Modyfikacja algorytmu detekcji krawędzi cyfrowych obrazów RTG*
- *Nowy algorytm opisu obszaru kostnego cyfrowych obrazów RTG*

Kolejne rozdziały rozprawy doktorskiej dotyczą przebiegu badań i prac, w kolejności w jakiej miały one miejsce w rzeczywistości, poprzedzając to wprowadzeniem teoretycznym. Wprowadzenie teoretyczne dotyczy zarówno samego obrazowania medycznego jak i algorytmów wykorzystywanych do przetwarzania obrazów medycznych.

2. Kluczowe rozdziały rozprawy - streszczenie

Poniżej przedstawiono streszczenie kluczowych rozdziałów rozprawy doktorskiej z uwzględnieniem ich pierwotnych tytułów, w formie najistotniejszych informacji, których rozdziały dotyczą.

2.1. Wprowadzenie z zakresu obrazowania medycznego

Ten rozdział przybliży podstawowe informacje dotyczące obszaru nauki, jakim jest obrazowanie medyczne. Zamieszczona w nim treść dotyka zagadnień zarówno z dziedziny medycyny jak i informatyki. Przedstawiono w nim również istotę obrazowania medycznego w połączeniu z nowoczesnymi metodami informatycznymi. Początkowe treści rozdziału poruszają obrazowanie medyczne w ujęciu historycznym od czasu odkrycia promieniowania X w 1895 roku po dni dzisiejsze.

W kontekście współczesnych czasów rozdział opisuje zagadnienia wyjaśniające poszczególne techniki obrazowania medyczne z uwzględnieniem istotnych różnic między nimi. Oprócz kluczowego w tej rozprawie obrazowania RTG poruszana jest również tomografia komputerowa, ultrasonografia, rezonans magnetyczny czy pozytonowa tomografia emisyjna.

Rozdział ten ma na celu przybliżenie zagadnień związanych z obrazowaniem medycznym w kontekście wyjaśnienia samych technik obrazowania, sposobu akwizycji obrazu i późniejszego przetwarzania z uwzględnieniem komputerowego wspomaganie diagnostyki obrazowej.

2.2. Wprowadzenie z zakresu metod przetwarzania i porównywania obrazów RTG

Ta część pracy traktuje o przetwarzaniu i porównywaniu obrazów cyfrowych jako bardzo szerokiej dziedzinie nauki z uwzględnieniem specyficznych metod analizy obrazów. Informacje o możliwych do zastosowania metodach zależne są od charakteru zagadnienia wymagającego mechanizmów obróbki obrazu. Kolejno, podejmowane jest zagadnienie obrazowania medycznego RTG, które jest jedną z najbardziej znanych na świecie technik wizualizacji medycznej. Obrazowanie RTG opisano również w kontekście aktualnego stanu nauki oraz metod opisanych w literaturze.

Rozdział opisuje metody takie jak:

1. Analiza obrazu medycznego w oparciu o przestrzeń kolorów jako jedno z podstawowych zagadnień przetwarzania i porównywania obrazów cyfrowych.

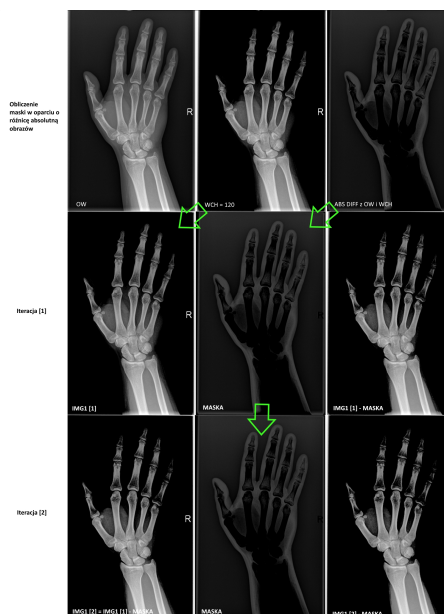
2. Detekcja krawędzi w obrazach cyfrowych, którą może zdecydowanie być uważane za jedną z kluczowych metod przetwarzania i porównywania wizji.
3. Metody detekcji punktów kluczowych, metody rozpoznawania i dopasowania kształtów.
4. Segmentacja obrazu jako wydzielenie z niego istotnych cech w postaci obszarów reprezentujących określoną klasę/obiekt.
5. Metody ekstrakcji obiektów, które polegają na ich wyseparowaniu z obrazu w oparciu o odpowiednie algorytmy i właściwości obiektów.
6. Metody porównywania obrazów, ściśle powiązane z algorytmami ich przeszukiwania IR (ang. Image Retrieval), metody semantycznego opisu i porównywania obrazów.

2.3. Nowy algorytm iteracyjnej ekstrakcji tła w oparciu o pojedynczy obraz RTG

Rozdział ten dotyczy algorytmu usuwania tła, który po raz pierwszy opisany został w pracy [1]. Ujęty został tam jako etap pre-processingu dla algorytmu detekcji krawędzi cyfrowych obrazów RTG. Zastosowano go jako etap ułatwiający dalsze przetwarzanie cyfrowych obrazów RTG celem “odszumienia” próbki. Próbka odszumiona to taka, która przedstawia możliwie najwięcej, najbardziej klarownych obszarów kostnych, co w rezultacie pozwoli na zwiększenie skuteczności działania kolejnych algorytmów.

Opisywana w tym rozdziale metoda badawcza jest wynikiem zapotrzebowania na specyficzną metodę pre-processingu cyfrowego obrazu RTG. Ze względu na to, że najistotniejszym obszarem obrazu są obiekty kości, powstała potrzeba oddzielenia tła obrazu od obszarów zainteresowania. Jako tło uważane są tkanki miękkie jak i inne szumy powstałe podczas akwizycji obrazu. Podczas implementacji algorytmu do badań napotkano problem powiązany z jakością zdjęć RTG. Zdjęcia o różnej jasności, różnym stopniu naświetlenia obszarów jednego obrazu spowodowane są akwizycją odmiennymi urządzeniami i błędem ludzkim. Różnice przechwyconych obrazów wynikają z różnic w technologii jaką otrzymano obraz, co często wiąże się bezpośrednio z wiekiem aparatury RTG użytej do tego celu. Rezultatem jest znaczna liczba obrazów, które są przejaśnione, a na wielu z nich detekcja granicy między tkanką miękką i kością jest praktycznie niemożliwa – nawet dla ludzkiego oka.

Głównym celem tego algorytmu jest odpowiednie przygotowanie obrazu dla kolejnego etapu jakim jest detekcja krawędzi. Jako odpowiednie przygotowanie rozumiane jest zwiększenie jakości mało widocznych krawędzi w obszarach tkanki miękkiej i kości. Następujące po sobie etapy algorytmu powodują ekstrakcję części obrazu nie będących tkanką kostną czyli fałd skóry i tłuszczu oraz mięśni. W idealnym założeniu wszystkie elementy obrazu RTG, inne niż kości, powinny być usunięte. Bardzo istotną kwestią zastosowania takiego podejścia jest jego wpływ na etap krawędziowania, które jest kluczowe w kontekście detekcji obiektu kości. Nakładające się na siebie fałdy skórne i tłuszcz często mają jasność zbliżoną do potencjalnych obszarów krawędzi tkanek twardych. Występujące przy tym dodatkowo niedokładności akwizycji zdjęcia, jeszcze bardziej utrudniają rozpoznanie obszarów zainteresowania. Istotnym jest jednak



Rysunek 2.1: Iteracyjna metoda różnicy absolutnej między obrazami. Różnica absolutna obliczana jest w oparciu o obraz z kroku poprzedniego i maskę obliczoną na początku procesu.

fakt, że obszar kości, a szczególnie ich krawędzie charakteryzują się znacznie mniejszą przenikalnością promieni X w stosunku do nakładających się na siebie tkanek miękkich. Dzięki tej właściwości zwiększa się szansa na wykrycie odpowiedniej granicy tkanki twardej, nawet na zdjęciach o pogorszonej jakości. Mimo tego, że oko ludzkie może mieć problem z jednoznacznym określeniem granicy między typami tkanek to ich numeryczne wartości jasności będą w większości przypadków zauważalne. Rozróżnienie granic będzie możliwe ze względu na różnice w gęstościach rozpatrywanych tkanek i ich absorpcję promieni X.

Szczegółowy opis działania algorytmu widnieje w pełnej wersji rozprawy doktorskiej, a przykładowy rezultat działania przedstawia rys. 2.1.

2.4. Modyfikacja algorytmu detekcji krawędzi cyfrowych obrazów RTG

Zagadnienie badawcze opisywane w tym rozdziale dotyczy jakości i skuteczności w detekcji krawędzi pomiędzy różnymi typami tkanek widocznych na cyfrowych zdjęciach RTG. Ze względu na to, iż zdjęcia RTG obowiązują w skali szarości i oprócz jasności kolorów nie ma wyróżnika kolorystycznego definiującego określone tkanki, tylko odpowiednio wykryta krawędź pozwala na zarys obszarów tkanek i odseparowanie ich od siebie. Przypadki obrazów jakie należy podkreślić w kontekście tego zagadnienia to takie, w których tkanki miękkie charakteryzują się taką samą lub bardzo zbliżoną jasnością co tkanki twarde. Jest to przypadek częsty, ponieważ powodują go nakładające się na siebie fałdy skórne, tłuszcz, mięśnie. Wpływa na to również aparatura badawcza i dokładność operatora wykonującego badania. W rezultacie występowanie takiego zjawiska na styku tkanek miękkich z krawędzią kości generuje podejmowane tutaj zagadnienie badawcze. Możliwe jest występowanie takiej sytuacji w dominującym obszarze obrazu, co stanowi zarówno duży problem podczas jego interpretacji. Koniecznym jest zasto-

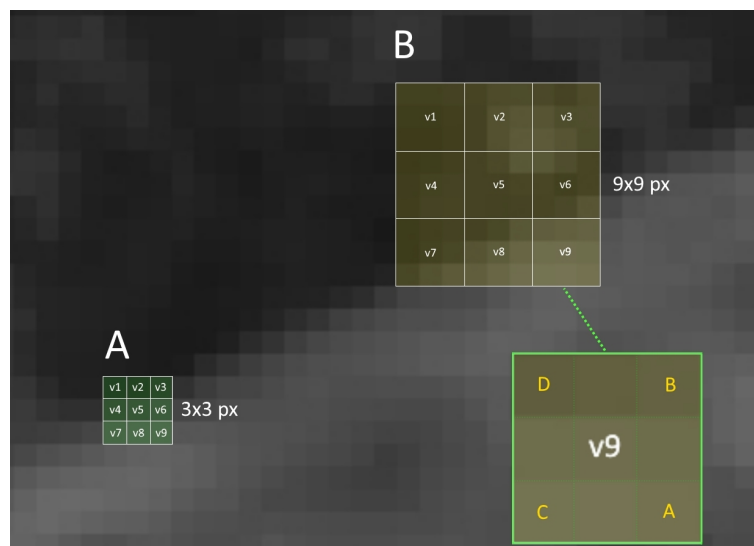
sowanie specyficznego filtra krawędziowania pozwalającego na przetworzenie obrazu na określonym poziomie szczegółowości – “postrzegania” krawędzi. Należy skupić się tu na możliwości detekcji mniej wyraźnych krawędzi jednocześnie w większych obszarach badanych przez filtry krawędziowania, czyli niemal odwrotnie niż dzieje się to w powszechnie stosowanych metodach krawędziowania.

Głównym założeniem algorytmu jest umożliwienie detekcji krawędzi w bardziej ogólnym ich “postrzeganiu” niżeli w przypadku filtrów detekcji krawędzi powszechnie stosowanych. Nie podaje to w wątpliwość założeń i skuteczności popularnych algorytmów krawędziowania lecz ich standardowa postać, gdzie rozmiar filtra krawędziowania np. 3×3 piksele nie da oczekiwanego rezultatu w takim problemie badawczym. W założeniu obszar badany przez filtr powinien być odpowiednio duży aby pokrywał określoną część obrazu. Komórki filtra krawędziowania powinny charakteryzować się określonym rozmiarem obejmującym pewne zakresy pikseli. Problemem może wydawać się reprezentacja obszaru pikseli jako wartości dla wybranej komórki filtra oraz czas jaki wymagany jest na jej obliczenie (wartość średnia z obszaru). W proponowanym tutaj podejściu wydajność i szybkość algorytmu krawędziowania jest bardzo istotną cechą. Dzięki zastosowaniu odpowiednich algorytmów obliczania średnich wartości pikseli z zadanego obszaru obrazu w połączeniu ze specyficzną konstrukcją maski filtra krawędziowania, daje bardzo zadowalające rezultaty.

Proponowane tutaj podejście krawędziowania może być zastosowane praktycznie do każdego typu maski krawędziowania jako jej modyfikacja służąca skupieniu się na krawędziach największych obiektów obrazu. Bardziej ogólne postrzeganie krawędzi pozwala skupić się na głównych obiektach obrazu co jest generalnym celem w przypadku przedstawianego tutaj algorytmu. Krawędzie głównych obiektów lub nawet części tych krawędzi pozwalają na określenie ich pozycji na obrazie. Zbędnym jest więc stosowanie małych rozmiarów komórek filtra powodujących detekcję “mikro krawędzi” będących tutaj pewnego rodzaju szumem. Rysunek 2.2 przedstawia sposób w jaki zbudowane są komórki maski filtra krawędziowania tradycyjnym podejściu *A* gdzie każda komórka odpowiada jednemu pikselowi jak i metodzie proponowanej w ramach tej rozprawy. W podejściu drugim każda komórka składa się z macierzy pikseli n na m , zależnie od ustalonego rozmiaru maski i jej komórek. Przypadek *B* prezentowany na rys. 2.2 to filtr o rozmiarze 9×9 pikseli gdzie każda komórka maski to macierz 3×3 piksele. Zarówno przypadek *A* jak i *B* ma wartości komórek filtra reprezentowane przez oznaczenia v_1 do v_9 , ponieważ finalnie to one sprowadzają algorytmy do postaci operatorów krawędziowania jak np. Sobel czy Prewitt.

2.5. Nowy algorytm opisu obszaru kostnego cyfrowych obrazów RTG

Algorytm opisu obszaru kostnego powstał jako rozwinięcie całego procesu przetwarzania obrazu RTG przedstawionego w poprzednich rozdziałach. To podejście jest również umożliwieniem zapisu rezultatu działania szeregu algorytmów w opracowanym w tej pracy finalnym formacie. Opis obszaru kostnego w tym zagadnieniu nie dotyczy bezpośrednio krawędzi między tkankami miękkimi, a kostną, ale ogólnej zawartości obrazu. Tego typu deskryptor ma na celu umożliwienie wstępnego zaklasyfikowania zdjęcia do określonej grupy przynależności. W rezultacie szczegółowemu przetworzeniu obrazu w postaci analizy poszczególnych pikseli, zależnie od finalnej potrzeby będzie podlegała zawężona grupa zdjęć RTG. Jest to podejście zdecydowanie dające możliwość zastosowania go w przetwarzaniu dużych



Rysunek 2.2: Porównanie tradycyjnego rozmiaru maski filtra krawędziowania 3×3 px *A* do proponowanego w tej pracy filtra o przykładowym rozmiarze 9×9 px *B*. Wartości poszczególnych komórek filtrów oznaczono kolejno od *v1* do *v9*. Wartość komórki *v9* filtra *B* przedstawiono również w powiększeniu, uwzględniając współrzędne A,B,C i D służące wyliczeniu średniej wartości pikseli dla komórki maski.

zbiorów danych np. między wieloma placówkami medycznymi, gdzie wyszukiwane są podobne przypadki medyczne. Zapis dodatkowego opisu zdjęcia w postaci deskryptora pozwala na przyspieszenie wyboru zbioru zdjęć z puli wszystkich dostępnych. Nie generuje to konieczności kolejnego ich przetwarzania w oparciu o analizę pikseli, a jedynie o to, na ile zdjęcia podobne są poprzez zawartość jaką prezentują ich deskryptory.

Problem badawczy dotyczy możliwości porównywania zdjęć RTG w oparciu o ich zawartość, czyli np. układ kości, ich typ, złamanie, występowanie proteza bądź też inne elementy charakterystyczne pozwalające się identyfikować. Aby móc porównać zdjęcia chociażby w oparciu o kształty jakie reprezentują ich krawędzie, za każdym razem należy je w pełni przetworzyć. Przetworzone obrazy podlegają porównaniu w postaci określonych cech charakterystycznych jak np. wspomniane już krawędzie.

Aby każdorazowo przetworzyć obraz pod kątem wybranej cechy, w oparciu o którą będzie przebiegało jego porównanie, wymagany jest czas, jak i zasoby sprzętowe pozwalające na obliczenia. Pojedyncze przypadki, np. porównanie zbioru kilku-kilkunastu obrazów RTG na żądanie jednego użytkownika nie będzie stanowiło znaczącego problemu. Jeśli jednak założeniu podlegają systemy wymiany informacji między jednostkami medycznymi, czy innymi organizacjami zajmującymi się obrazowaniem medycznym w oparciu o duże zbiory danych, podejście w postaci każdorazowego przeliczania zdjęcia nie ma miejsca. Innym rozwiązaniem jest przechowywanie informacji, kopii obrazów w postaci przetworzonej (dla określonych cech) jednak nadal jest to kłopotliwe ze względu na narastającą ilość danych dotyczących tego samego obrazu.

Alternatywą dla takiego złożonego podejścia jest stworzenie deskryptora obrazu w formie określonego kodu. Porównaniu podlegałyby więc specyficzne kody obrazów. Wydajność porównywania ciągów znaków w stosunku do przetwarzania obrazów jest oczywista, tym bardziej, że w publikacji [2] przed-

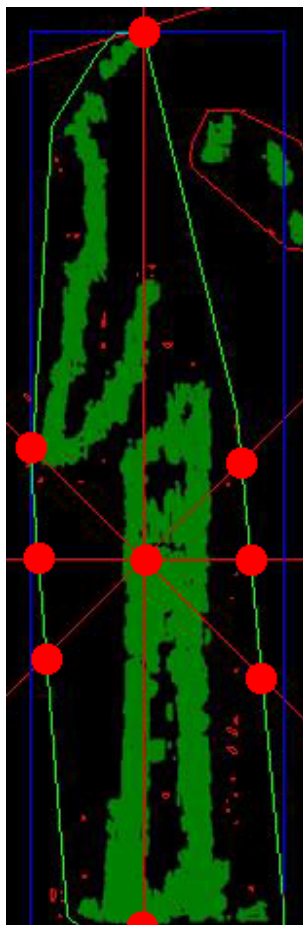
stawiono przewagę wyszukiwania specyficznych ciągów znaków tzw. "hash-y" w stosunku do słownikowych wyrażeń w silniku bazodanowym, na przykładzie PostgreSQL. Są to argumenty zdecydowanie przeważające za tym, aby opracować rozwiązanie pozwalające chociażby wstępnie klasyfikować obrazy pod względem ich zawartości.

Założeniem tego algorytmu jest sprowadzenie obrazu RTG z postaci podstawowej do postaci "tekstowej" umożliwiającej przedstawienie wybranych cech i właściwości obrazu wskazujących na występowanie charakterystycznych obiektów. Obszary reprezentowane przez deskryptor powinny dać możliwość opisu obiektu obrazu w taki sposób, aby mogły wskazać przybliżoną zawartość zdjęcia, analogicznie do tego jak w ogólnym ujęciu widziałby to człowiek. Przechowywanie wybranych informacji o obrazie w formie tekstowej czy też wektora cech jest znikoma w rozumieniu rozmiaru danych zestawiając ją z rozmiarem cyfrowego zdjęcia RTG. W konsekwencji przetwarzanie małego rozmiaru danych wynikowych sprzyja nowym okolicznościom, takim jak przetwarzanie dużych zbiorów obrazów RTG. Przetwarzanie odbywałoby się de-facto w oparciu nie o obraz cyfrowy, a o deskryptory reprezentujące obrazy. Zastosowanie tej metody w formie podstawowej pozwoli na wstępną klasyfikację obrazów zawiązując zdecydowanie zbiory obrazów wymagające pełnego przetworzenia w celu ekstrakcji cech do porównania. Zredukowanie obrazu do postaci deskryptora niesie za sobą konsekwencje zarówno w deterministycznym podejściu, gdzie warunkowo określone są przynależności obrazów do zdefiniowanych zbiorów, jak i w wypadku uczenia maszynowego. W tym drugim przypadku mniejsze porcje danych korzystnie wpłyną na czas uczenia i propagacji wytworzonych modeli. W rezultacie pozwala to na krok w stronę automatycznej klasyfikacji obrazów. Na rys. 2.3 przedstawiono punkty przecięcia półprostych wyprowadzonych ze środka ciężkości obszaru typu blob z odcinkami obrysu obszaru blob jako przykład prezentujący podejście do opisu obrazu w formie deskryptora.

2.6. Badania i symulacje oraz dalsze kierunki badan

W rozdziale dotyczącym badań i symulacji, przedstawiono wyniki badań na określonych zestawach próbek badawczych, uwzględniając różne etapy działania algorytmów. Dla każdego z zagadnień przedstawiono wyniki dla poszczególnych etapów. Wyniki badań i symulacji prezentowane są głównie w formie graficznej z uzupełnieniem w formie tabel z wynikami w niektórych etapach badań.

Dalsze kierunki badań dotyczą potencjalnych możliwości rozwoju algorytmów prezentowanych w rozprawie doktorskiej. Uwzględnia to zarówno rozwój metod deterministycznych oraz zastosowania metod uczenia maszynowego jako alternatywy dla niektórych etapów prac.



Rysunek 2.3: Punkty przecięcia krawędzi obszaru typu blob z półprostymi wyprowadzonymi ze środka ciężkości obszaru zamkniętego.

3. Podsumowanie

Podsumowując streszczenie pełnej rozprawy doktorskiej – ma ono na celu przedstawienie idei podejmowanych badań, ich głównych założeń oraz problemów badawczych. Schematy blokowe oraz szczegóły działania algorytmów zostały szczegółowo opisane w rozdziałach rozprawy. Podobnie w kwestii zbiorów danych oraz autorskiego środowiska badawczego jest ono szczegółowo opisane w pełnej treści rozprawy.

Bibliografia

- [1] J. Romanowski, T. Nowak, P. Najgebauer, and S. Litwiński, “Improved x-ray edge detection based on background extraction algorithm,” in *Artificial Intelligence and Soft Computing* (L. Rutkowski, M. Korytkowski, R. Scherer, R. Tadeusiewicz, L. A. Zadeh, and J. M. Zurada, eds.), (Berlin, Heidelberg), pp. 309–319, Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [2] J. Rygał, P. Najgebauer, T. Nowak, J. Romanowski, M. Gabryel, and R. Scherer, “Properties and structure of fast text search engine in context of semantic image analysis,” in *Artificial Intelligence and Soft Computing* (L. Rutkowski, M. Korytkowski, R. Scherer, R. Tadeusiewicz, L. A. Zadeh, and J. M. Zurada, eds.), (Berlin, Heidelberg), pp. 592–599, Springer Berlin Heidelberg, 2012.