

Marcin Ochab*

Analiza obrazów RTG w celu zwiększenia skuteczności predykcji dysplazji oskrzelowo-płucnej u noworodków

1. Wprowadzenie

Dotychczas w pracach dotyczących przewidywań wystąpienia dysplazji oskrzelowo-płucnej u noworodków do analizy wykorzystywano dane łatwo mierzalne, np. takie jak masa urodzeniowa, wiek płodowy, średnie wartości wysycenia hemoglobiny tlenem czy uderzeń serca na minutę [3]. Nową jakością byłoby dodatkowe wykorzystanie ogromu informacji tkwiącego w obrazach RTG płuc. Niżej wymienione współczynniki mają szansę stać się statystycznie istotne:

- wskaźnik sercowo-płuczny – stosunek najdłuższej cięciwy serca do szerokości płuc w pasie przepony;
- stosunek szerokości grasicy do szerokości płuc na tej samej wysokości;
- równomierność zaciemnienia pól płucnych;
- stosunek jasności serca do pól płucnych;
- objętość płuc;
- ocena symetrii płuc.

Dla łatwego wyznaczenia powyższych parametrów można zastosować proponowane poniżej procedury wykorzystujące głównie operacje na histogramie oraz funkcje morfologiczne. Alternatywnym rozwiązaniem mogłaby być np. analiza gradientowa, której zastosowanie w powyższym zagadnieniu opisano szerzej w [2].

2. Przydatność zdjęcia do analizy

Niestety ze względu na specyfikę zdjęć RTG oraz charakter pacjentów (noworodki) tylko część zdjęć nadaje się formalnie do analizy. Istnieją w literaturze medycznej odpowiednie procedury oceny takiej przydatności [1].

* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

Ogólnie proces taki dzielimy na 3 części:

- 1) ocenę symetrii ustawienia pacjenta – należy zmierzyć po obu stronach odległość między wyrostkiem kolczystym a przymostkowymi nasadami obojczyków (odległości powinny być równe).
- 2) ocena stopnia naświetlenia – trzony kręgow powinny być ledwo widoczne na tle dolnej części cienia serca, powinien być widoczny słup powietrza od krtani aż do oskrzeli.
- 3) ocena fazy oddechowej – u noworodków niestety nie mamy wpływu na ten parametr.

Ze względu na fakt, że dla celów badań naukowych do obróbki przekazywane są przez lekarzy wybrane i wyselekcjonowane przez nich zdjęcia, tymczasowo proces automatyzacji takiej oceny został pominięty. Natomiast po ewentualnej weryfikacji przydatności dalszej metodologii i chęci wprowadzaniu jej do praktycznego zastosowania byłby to ważny punkt do uzupełnienia.

3. Wstępna obróbka zdjęć

Charakterystyczną cechą zdjęć RTG jest bardzo mały kontrast utrudniający ich analizę. Standardowo w takich wypadkach stosowane jest wyrównanie histogramu (*histogram equalization*) polegające na zastosowaniu przekształcenia, którego efektem jest równomierne rozłożenie wartości na całej szerokości histogramu.

W opisywanych badaniach wykorzystano dwuetapowy algorytm:

1. wyznaczono dystrybuantę histogramu wyrażającą się wzorem (1)

$$D(i) = \sum_{j=0}^i H(j) \quad i = 0 \dots 255 \quad (1)$$

gdzie: $H(j)$ jest wartością histogramu dla poziomu jasności j ;

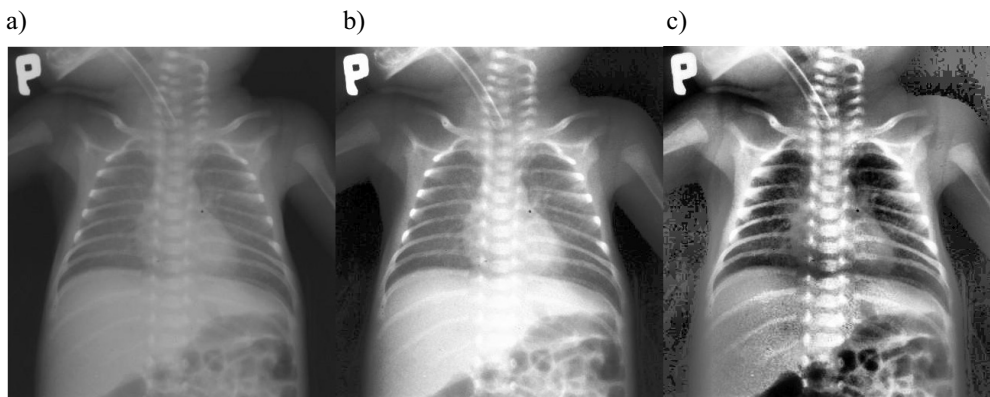
2. każdy piksel o i -tej jasności zamieniamy na pixel o jasności wyrażonej wzorem (2)

$$p^{\wedge}(i) = \frac{255 \cdot H(i)}{H(255)} \quad (2)$$

Dzięki powyższemu zabiegowi otrzymuje się znaczne polepszenie kontrastu.

W wypadku zdjęć medycznych, a szczególnie RTG, lepszym rozwiązaniem dla dalszej obróbki okazuje się jednak rozbudowanie algorytmu do tzw. lokalnego wyrównania histogramu (*local histogram equalization*). Metoda ta polega na zastosowaniu poruszającego się po obrazie okna, w którym dokonywane jest wspomniane wcześniej wyrównanie histogramu. Wynikiem operacji jest zestaw środkowych pikseli okna dla kolejnych jego położeń. W prezentowanym rozwiązaniu kwestia otrzymania wartości punktów przy brzegach obrazu została rozstrzygnięta przez użycie pikseli znajdujących się między środkiem okna a brzegiem obrazu.

Kolejnym problemem przetwarzania wstępnego jest odpowiedni dobór okna dla lokalnego wyrównania histogramu. Analizując algorytm powyższej metody, można dojść do wniosku, że jeżeli celem jest otrzymanie jak największego kontrastu między polami płucnymi a kośćmi, najodpowiedniejszy byłby dobór okna nieznacznie większego od szerokości płuca. Dzięki temu w oknie, w którym znajdowałyby się część płuca zawsze musiałaby znajdować się także kość leżąca obok niego, co gwarantowałoby zwiększenie kontrastu między tymi elementami. Potwierdzono doświadczalnie, że powyższy sposób doboru okna daje bardzo dobre efekty. W praktyce oznacza to, że dla obrazów o rozmiarach rzędu 400 na 500 pikseli zastosowano kwadratowe okno o wymiarze 129 pikseli. Na rysunku 1 umieszczono zdjęcia uzyskane przy zastosowaniu opisanych metod na przykładowym obrazie RTG.



Rys. 1. Porównanie metod zwiększania kontrastu: a) zdjęcie oryginalne; b) zdjęcie z wyrównanym histogramem; c) zdjęcie z lokalnie wyrównanym histogramem na oknie 129×129 pikseli

4. Binarystacja obrazu

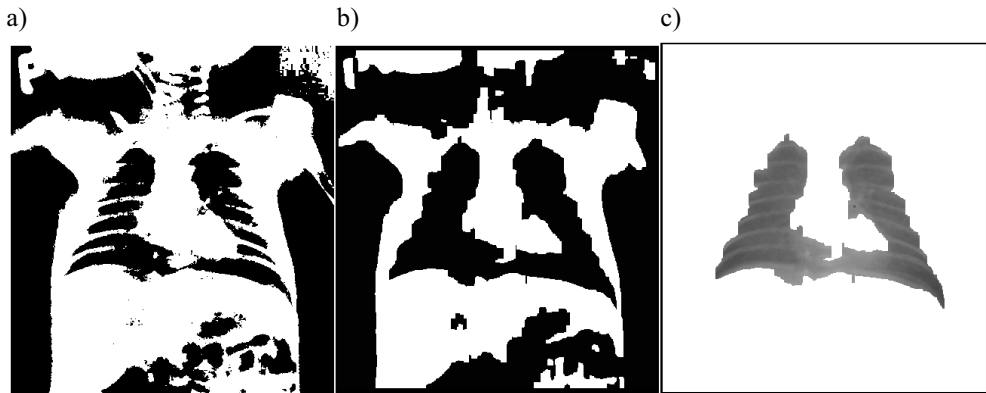
Kolejnym krokiem jaki należy podjąć w celu analizy, jest binaryzacja obrazu. Dzięki odpowiedniemu przetwarzaniu wstępnemu okazuje się, że z powodzeniem da się dobrać uniwersalny próg binaryzacji, który jest akceptowalny dla zdecydowanej większości zdjęć. Doświadczalnie udało się ustalić, że takim globalnym progiem jest wartość 80. Trzeba natomiast zauważyć, że dobór powyższej stałej wartości zaniża jakość otrzymanego obrysu płuc, np. dla zdecydowanej większości przypadków lepsze efekty można otrzymać przy progu większym – około 100 (rys. 1, rys. 2). Pozostaje do rozważenia, czy lepiej starać się według pewnej reguły dobierać powyższą wartość, czy lepszym rozwiązaniem byłoby poszerzanie obrysu płuc na późniejszym etapie na podstawie analizy gradientu szarości na jego brzegach. Drugie rozwiązanie zdaje się rozsądniejsze i łatwiejsze do wykonania w sposób automatyczny.

W następnej fazie obróbki należy usunąć pozostałe w obrysie płuc żebra. Zasadne wydaje się zastosowanie w tym celu funkcji morfologicznych – w szczególności erozji i dy-

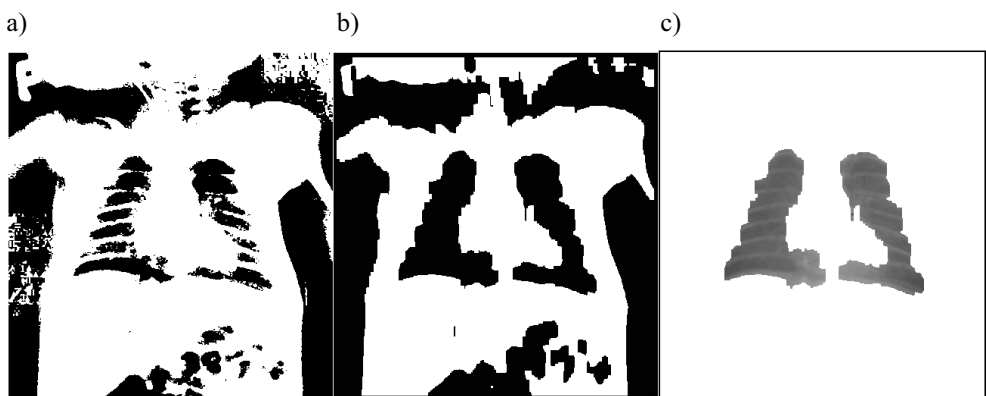
latacji. Doświadczalnie sprawdzono, że dla wcześniej wspomnianych wielkości obrazów najlepsze wyniki otrzymuje się dzięki zastosowaniu w odpowiedniej kolejności:

- 3) erozji – z prostokątną maską o wymiarach 5×15 pikseli,
- 4) dylatacji – z prostokątną maską o wymiarach 6×2 pikseli.

Po powyższych operacjach otrzymujemy obraz zawierający kilka odseparowanych obszarów – segregując je względem pola powierzchni zauważamy, że pierwsze 1–3 zawierają tło, kolejne 1–2 pola płucne. Na prezentowanym etapie prac nie opracowano jeszcze w pełni automatycznej metody ich wyboru. Powyższe etapy obróbki ilustrują rysunki 2 oraz 3.



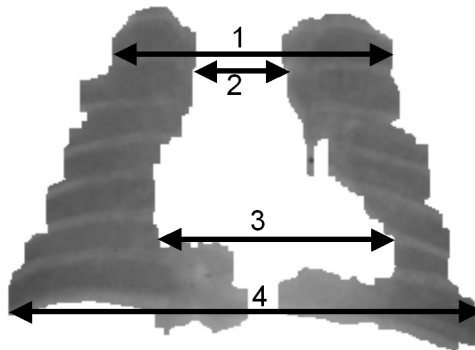
Rys. 2. Kolejne etapy dla binaryzacji z progiem 100: a) zdjęcie zbinaryzowane; b) zdjęcie po filtrowaniu funkcjami morfologicznymi; c) wybrany obszar płuc – drugi pod względem powierzchni



Rys. 3. Kolejne etapy dla binaryzacji z progiem 80: a) zdjęcie zbinaryzowane; b) zdjęcie po filtrowaniu funkcjami morfologicznymi; c) wybrany obszar płuc – drugi oraz trzeci pod względem powierzchni

5. Wyznaczenie danych liczbowych

Z otrzymanego obrazu dość łatwe jest otrzymanie współczynników liczbowych do wykorzystania w dalszej analizie statystycznej. Wskaźnik sercowo-płucny może zostać wyznaczony jako stosunek największej poziomej odległości między oboma maskami płuc do różnicy minimalnej i maksymalnej współrzędnej poziomej obu masek (rys. 4).



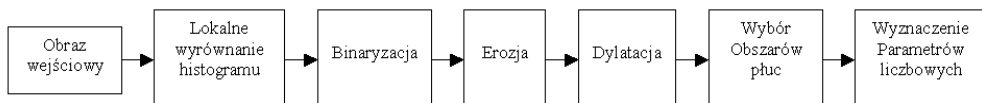
Rys. 4. Wyznaczanie wskaźnika sercowo-płucnego (stosunek odległości (3) do (4)) oraz wskaźnika granicznego (stosunek odległości (1) do (2))

W analogiczny sposób, znajdując pierwsze od góry wcięcie na wysokości drugiego żebra (rys. 4), możemy wyznaczyć wskaźnik graniczny. Dla wyznaczenia stosunku jasności serca do pól płucnych wystarczy podzielić średnią jasność na pewnym niedużym obszarze o środku w połowie odległości obu masek mierzonej na wysokości zaznaczonej kolorem szarym na rysunku 4, przez uśrednioną jasność pikseli znajdujących się w obu maskach.

Ocena symetrii niestety nie jest tak trywialna – aby była niezakłócona przez cień serca należałoby go wcześniej usunąć, tak więc pełna automatyzacja procesu wyznaczania wszystkich interesujących parametrów wymaga jeszcze sporo pracy.

6. Schemat blokowy przetwarzania

Uproszczony schemat blokowy całej przedstawionej dotychczas ścieżki przetwarzania obrazu przedstawia rysunek 5.



Rys. 5. Uproszczony schemat blokowy ścieżki przetwarzania obrazu

7. Wykorzystane narzędzia

Opisane badania prowadzono w darmowym środowisku NeatVision szeroko opisanym w [4]. Charakteryzuje się ono praktycznym interfejsem pozwalającym na budowę algorytmów przetwarzania obrazu w postaci schematów blokowych. Mimo dużej uniwersalności i możliwości szerokiego zastosowania, kierowane jest ono raczej na obróbkę obrazów medycznych, na co może wskazywać min. wsparcie dla formatu DICOM. Środowisko wykorzystuje technologię Java, dzięki czemu poprzez mechanizm tzw. pluginów w bardzo prosty sposób można je rozbudowywać o kolejne funkcjonalności.

Wszystkie, oprócz lokalnego wyrównania histogramu, z opisywanych operacji wykonywano opierając się o funkcje biblioteczne powyższego programu. Wspomniana korekcja histogramu została oprogramowana przez autora samodzielnie w języku Java. Poprawność kolejnych etapów badań weryfikowana była także w środowisku MATLAB, jednak ze względu na niezadowalającą szybkość działania nie zdecydowano się oprogramowanie w tym środowisku całej opisywanej ścieżki obróbki obrazu.

8. Podsumowanie

Przedstawione w pracy metody po dopracowaniu pełnej ich automatyzacji z powodzeniem będą mogły służyć dalszym badaniom statystycznym nad otrzymanymi parametrami. Należy się spodziewać, że w istotny sposób wpłyną one na trafność przewidywań wystąpienia takich chorób jak dysplazja oskrzelowo-płucna. Bardzo pozytywnym aspektem jest duża uniwersalność proponowanych rozwiązań, dzięki czemu dobrze się one sprawdzają dla bardzo zróżnicowanych jakościowo zdjęć RTG bez potrzeby przestrajania parametrów. Dopracowania wymaga natomiast z pewnością metoda wyboru zbinaryzowanych obiektów. Dobrym pomysłem wydaje się być np. ocena nie tylko według pola powierzchni, ale także odległości od środka obrazu. Być może porównanie parametrów mierzonych powyższymi metodami z parametrami wyznaczanymi ręcznie przez lekarzy, także wymusi pewne zmiany w algorytmie.

Literatura

- [1] Kiedrowski M., *Ocena serca na zdjęciu rentgenowskim – krótkie repetytorium*. 2007, radiolog.pl.
- [2] Li L., Zheng Y., Kallergi M., Clark R.A., *Improved Method for Automatic Identification of Lung Regions on Chest Radiographs*. Academic Radiology, nr 8, 2001, 629–638.
- [3] Stoch P., *Zastosowanie narzędzi statystycznych i matematycznych metod sztucznej inteligencji do predykcji wystąpienia dysplazji oskrzelowo-płucnej u noworodków*. Kraków 2007 (rozprawa doktorska).
- [4] Whelan P.F., Molloy D., *Machine Vision Algorithms in Java: Techniques and Implementation*. London, Springer 2000.