

INSTYTUT PODSTAWOWYCH PROBLEMÓW TECHNIKI  
POLSKIEJ AKADEMII NAUK

**ROZPRAWA DOKTORSKA**

mgr BARTOSZ ZIELIŃSKI

**TECHNIKI WYKRYWANIA WYBRANYCH OBJAWÓW CHORÓB  
REUMATYCZNYCH NA PODSTAWIE ZDJĘĆ RENTGENOWSKICH  
RĄK**

Promotor:  
dr hab. inż. Marek Skomorowski

Kraków, 2011

Chciałabym podziękować osobom, których pomoc przyczyniła się do napisania niniejszej rozprawy, w szczególności mojemu promotorowi doktorowi habilitowanemu Markowi Skomorowskiemu, doktorowi Wadimowi Wojciechowskiemu, lekarzowi radiologii w Katedrze Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego, a także doktorowi Mariuszowi Korkoszowi, lekarzowi reumatologowi w Katedrze Chorób Wewnętrznych i Gerontologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego.

Autor był stypendystą projektu  
„Doctus – Małopolski fundusz stypendialny dla doktorantów”  
współfinansowanego ze środków Unii Europejskiej  
w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

## Streszczenie

Podstawowym problemem w diagnostyce reumatoidalnej jest odróżnienie choroby zapalnej od choroby niezapalnej. We wczesnych etapach choroby, diagnoza ta opiera się przede wszystkim na analizie zdjęć rentgenowskich rąk. Jednakże, zważywszy na liczbę stawów rąk, dokładna analiza każdego z nich jest dla radiologa żmudna i czasochłonna.

Motywacją autora niniejszej rozprawy doktorskiej do podjęcia badań w zakresie komputerowego wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej było dążenie do usprawnienia procesu analizy zdjęć rentgenowskich rąk. Teza niniejszej rozprawy jest następująca: **możliwe jest zaprojektowanie i implementacja skutecznego komputerowego systemu wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej, wykrywającego wybrane objawy chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk.**

Wynikiem realizacji tak postawionej tezy był projekt, implementacja i weryfikacja zaproponowanego algorytmu wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, wykorzystującego techniki przetwarzania, analizy i rozpoznawania obrazów.

Na etapach przetwarzania i analizy obrazu, generowane są obrysy powierzchni stawowych. W tym celu wyznaczane są kolejno lokalizacje kości śródreżca, obrysy kości palców, obrysy i lokalizacje stawów oraz obrysy powierzchni stawowych. Na etapie rozpoznawania obrazu, każdy obrys powierzchni stawowej jest wykorzystywany do wykrywania i lokalizacji nadżerek i osteofitów na analizowanych zdjęciach rentgenowskich rąk.

Ponieważ w dotychczas opublikowanych pracach w zakresie diagnostyki reumatoidalnej, obrysy powierzchni stawowych wykorzystywano jedynie do wykrywania szpar stawowych, przedstawione w niniejszej rozprawie ich zastosowanie do wykrywania innych objawów chorobowych ma charakter nowatorski.

Na materiał badawczy składają się zdjęcia lewej i prawej ręki 60 pacjentów, które wykonano w projekcji przednio-tylnej, spośród których 20 jest zdrowych, 20 choruje na choroby zwyrodnieniowe, a 20 pozostałych na choroby zapalne. Wykorzystując materiał badawczy przeprowadzono liczne testy, których wyniki zostały poddane szczegółowej analizie.

## Abstract

Within the scope of rheumatology and diagnostic radiology, it is essential to distinguish between inflammatory and non-inflammatory diseases. To give a diagnosis at an early stage of a disease, X-rays are taken of the patient's hands and symmetric joints are analyzed. However, due to the number of hand joints, such a standard analysis is exceedingly complicated and time-consuming.

To economize on time spent on this analysis and to make an X-ray examination more frequent and precise, the process should be automated. Therefore, the thesis of this dissertation is as follows: **it is possible to design and implement an effective computer system, aiding rheumatoid diagnosis, which detects selected symptoms of rheumatic diseases based on hands' X-rays.**

As a result of the conducted research, the design, implementation and verification of the algorithm for selected symptoms of rheumatic diseases detection were developed. For this purpose, techniques of processing, analysis and pattern recognition were involved to analyze hands' X-rays.

At the stages of image processing and image analysis, joint surface borders are obtained. For this purpose, metacarpal bone locations, finger bones borders, joint locations and borders and joint surface borders are obtained successively. At the stage of image recognition, every joint surface border is used to detect erosion and osteophyte locations on hands' X-rays.

Due to the fact, that in research published so far, joint surface borders were used only for joint space narrowing detection, their application to detecting other disorders is innovatory.

The test set consists of left and right hand's X-rays of 60 patients, taken in anterior-posterior position among which 20 of them are healthy, 20 suffer from degenerative diseases and 20 suffer from inflammatory diseases. Using this test set, numerous analyses were done and their results were investigated.

## Spis treści

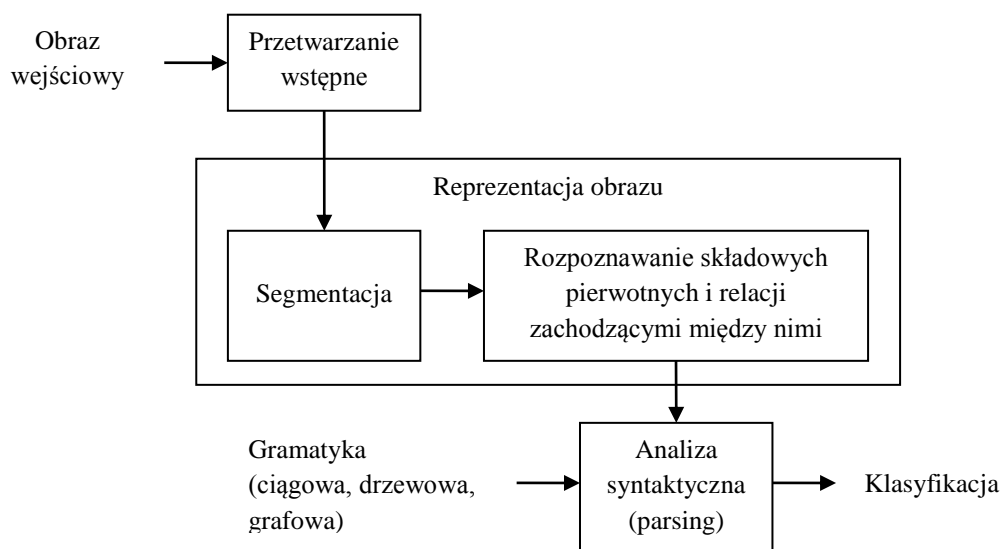
1.	Wstęp.....	7
1.1.	Stan wiedzy w zakresie komputerowego wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej .....	8
1.2.	Motywacja prac badawczych i teza rozprawy .....	11
1.3.	Wkład naukowy rozprawy.....	12
1.4.	Zawartość rozprawy .....	13
2.	Wybrane wiadomości na temat diagnostyki reumatoidalnej.....	14
2.1.	Anatomia prawidłowa ręki .....	15
2.2.	Choroba zwyrodnieniowa stawów .....	17
2.3.	Reumatoidalne zapalenie stawów.....	18
2.4.	Wybrane objawy chorób reumatycznych .....	18
2.5.	Radiografia analogowa i cyfrowa.....	20
3.	Algorytm wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych.....	23
3.1.	Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów .....	32
3.1.1.	Wyznaczanie lokalizacji kości śródreżca.....	32
3.1.2.	Wyznaczanie obrysów kości palców .....	37
3.1.3.	Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów .....	46
3.2.	Wyznaczanie obrysów powierzchni stawowych .....	51
3.2.1.	Wyznaczanie początkowych obrysów dolnej i górnej powierzchni stawowej.....	52
3.2.2.	Korekcja obrysów powierzchni stawowych przy użyciu analizy przekrojów obrazu.....	54
3.2.2.1.	Korekcja obrysów górnych powierzchni stawowych.....	56
3.2.2.2.	Korekcja obrysów dolnych powierzchni stawowych.....	60
3.2.3.	Korekcja obrysów powierzchni stawowych przy użyciu metody aktywnego konturu .....	62
3.3.	Wykrywanie wybranych objawów chorób reumatycznych.....	67
3.3.1.	Wariancyjne wykrywanie nadżerek i osteofitów .....	69
3.3.2.	Syntaktyczne wykrywanie nadżerek .....	71
4.	Wyniki badań .....	78
4.1.	Materiał badawczy .....	78

4.2.	Metody weryfikacji .....	81
4.3.	Weryfikacja wyznaczania lokalizacji kości śródreżca .....	83
4.4.	Weryfikacja wyznaczania obrysów kości palców .....	84
4.5.	Weryfikacja wyznaczania lokalizacji stawów .....	87
4.6.	Weryfikacja wyznaczania obrysów powierzchni stawowych i wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów.....	89
4.7.	Weryfikacja syntaktycznego wykrywania nadżerek .....	93
5.	Podsumowanie .....	96
Bibliografia.....		99
Dodatek I. Opis działania programu do wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych .....		106

# 1. Wstęp

Współczesna informatyka medyczna obejmuje takie zagadnienia jak: systemy obrazowania, systemy wspomaganie obrazowej diagnostyki, lingwistyka medyczna (systemy klasyfikacji i kodowania, nomenklatura medyczna), elektroniczna historia choroby, systemy komputerowe dla różnych szczebli opieki zdrowotnej, telemedycyna i telematyka zdrowia (integracja informatyki z telekomunikacją w zastosowaniu do opieki zdrowotnej) oraz medyczny Internet (medyczne bazy danych, e-nauczanie medycyny) [56]. Stały postęp informatyki medycznej jest możliwy dzięki rozwojowi technologii z zakresu szeroko rozumianych technik komputerowych, technik informacyjnych, elektroniki i aparatury medycznej.

Rozważany w niniejszej rozprawie doktorskiej problem komputerowego systemu wspomaganie obrazowej diagnostyki medycznej nie ma jednoznacznej i precyzyjnej definicji. Ujmując najogólniej, jest to zestaw metod, algorytmów, szeroko rozumianych technik komputerowych i informacyjnych, jak również aparatury medycznej do analizy i interpretacji cech obrazów medycznych, służących sformułowaniu diagnozy. Do zaprojektowania i implementacji komputerowego systemu wspomaganie diagnostyki medycznej wykorzystano w niniejszej rozprawie model systemu syntaktycznego rozpoznawania obrazów, którego ogólny schemat jest pokazany na rysunku 1.1 [24].



**Rysunek 1.1.** Schemat systemu syntaktycznego rozpoznawania (klasyfikacji) obrazów (scen).

System ten składa się z następujących bloków funkcjonalnych: przetwarzania wstępnego, segmentacji, rozpoznawania składowych pierwotnych i relacji zachodzących między nimi oraz analizy syntaktycznej (ang. *parsing*). Przetwarzanie wstępne (ang. *preprocessing*) obejmuje kodowanie, filtrację i wzmacnianie obrazu. W celu przedstawienia obrazu jako hierarchicznej struktury należy dokonać jego segmentacji oraz identyfikacji (rozpoznania) składowych pierwotnych i relacji zachodzących między nimi. Techniki stosowane w przetwarzaniu i segmentacji są przedmiotem badań dziedziny, zwanej przetwarzaniem obrazów (ang. *image processing*). Przegląd technik przetwarzania obrazów można znaleźć, na przykład w monografiach [26,47,55,57,67]. Decyzja o tym, czy reprezentacja obrazu jest syntaktycznie poprawna, tzn. czy należy do klasy obrazów opisywanych przez daną gramatykę (ciągową, drzewową, grafową), podejmowana jest na podstawie analizy syntaktycznej.

### **1.1. Stan wiedzy w zakresie komputerowego wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej**

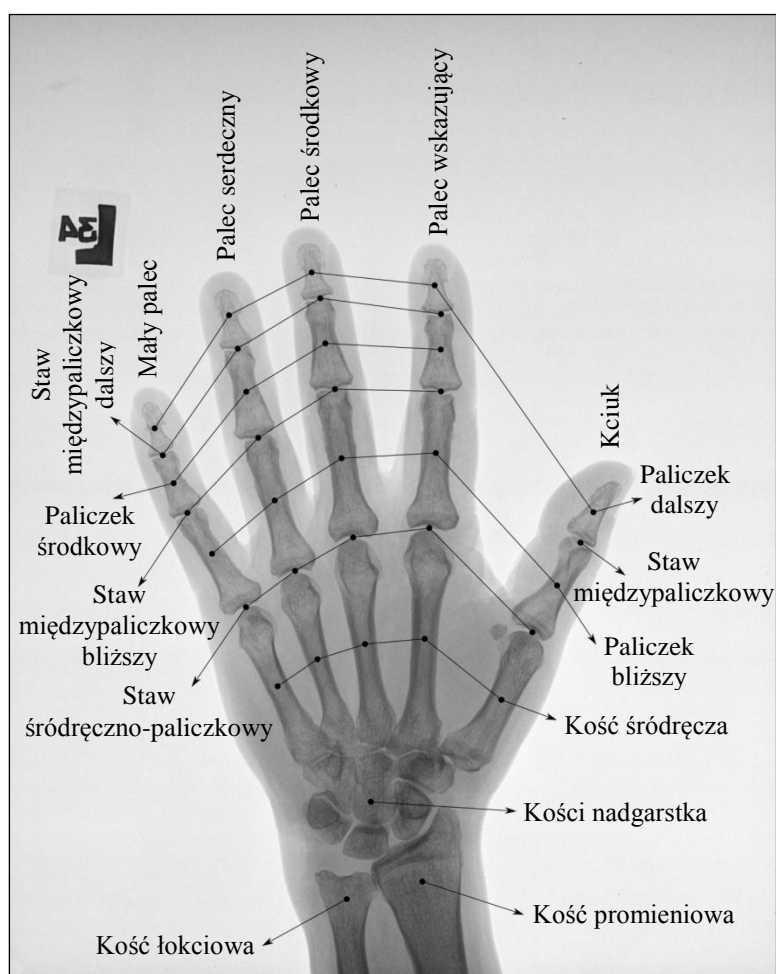
Niniejsza rozprawa doktorska dotyczy problematyki komputerowego wspomaganie obrazowej diagnostyki medycznej w zakresie wykrywania i rozpoznawania chorób reumatycznych na podstawie analizy zdjęć rentgenowskich rąk (rysunek 1.2), która jest najczęściej wykorzystywana w diagnostyce reumatoidalnej do wstępnej diagnozy, monitorowania postępów choroby i leczenia [49]. Celem rozprawy było zaprojektowanie, implementacja i weryfikacja komputerowego systemu wspomagającego pracę radiologa w wymienionym wyżej zakresie.

Podstawowe zagadnienia dotyczące przetwarzania i analizy zdjęć rentgenowskich rąk w diagnostyce reumatoidalnej to:

- Segmentacja zdjęć rentgenowskich rąk z uwzględnieniem wszystkich [38] lub tylko wybranych kości [29,35,36,45,54,68], których analiza pozwala na rozwiązanie rozważanego problemu. Segmentację nasady kości przy użyciu algorytmu iteracyjnego zaproponowali Piętka et al. [54], którzy we wstępnym grupowaniu wykorzystują metodę k-średnich (ang. *c-means*) [41], a następnie używają pola losowego Gibbsa [3], co w rezultacie pozwala na otrzymanie 2 klas punktów (wewnątrz i na zewnątrz kości). Inne podejście umożliwiające wyodrębnienie nasady kości zaproponowali Han et al. [29], stosując w tym celu model aktywnego konturu



(ang. *active contour model*) [19] dla elipsoidalnego konturu początkowego, otrzymywanego wcześniej dla każdej nasady kości dzięki segmentacji wododziałowej. Segmentacja całych paliczków (rysunek 1.2) możliwa jest dzięki zastosowaniu aktywnego modelu wyglądu (ang. *active appearance model*) [18], wykorzystywanego w tym celu przez Kauffmana et al. [35,36]. Tadeusiewicz i Ogiela [45,68] zaproponowali algorytm do segmentacji kości nadgarstka wykorzystujący półautomatyczną, specjalistyczną metodę progowania zaproponowaną w [43], która opiera się na analizie przekrojów obrazu. Rzadkością są algorytmy poddające segmentacji wszystkie kości na zdjęciu, tak jak w przypadku algorytmu Lehmana et al. [38], który rozpoczyna działanie od podziału obrazu na regiony początkowe za pomocą segmentacji wododziałowej, a następnie wykorzystuje specjalistyczną metodę łączenia regionów [69] uwzględniającą podobieństwo lokalne, regionalne, globalne i hierarchiczne dwóch sąsiadujących regionów.



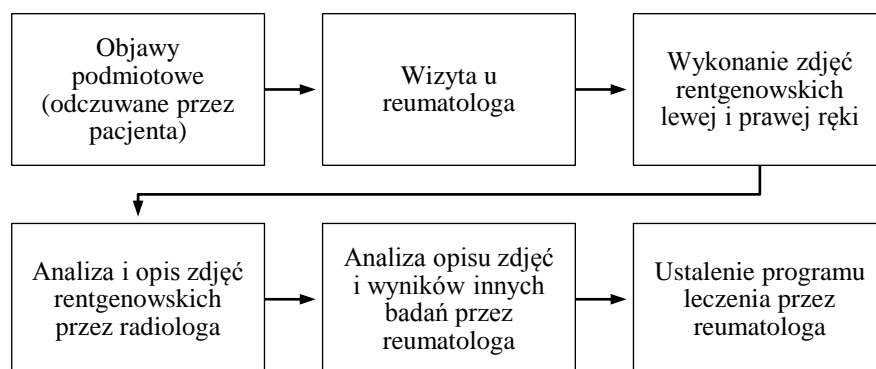
**Rysunek 1.2.** Anatomia radiologiczna ręki.

- Wyznaczanie obrysów śródrečno-paliczkowych i międzypaliczkowych powierzchni stawowych oraz wyznaczanie szerokości szpar stawowych (rysunek 1.2), które w większości algorytmów wykonywane są w otaczających te stawy prostokątnych obszarach, wskazywanych przez operatora systemu (zazwyczaj radiologa) [11,12,50,51,52,53,58,59] lub wyliczanych automatycznie [54,70]. Algorytm zaproponowany przez van't Kloostera et al. [70] wykorzystuje w tym celu filtr Sobela [42] przy założeniu, że powierzchnie stawowe są w przybliżeniu równoległe i zawierają zazwyczaj duże różnice w jasności sąsiednich pikseli znajdujących się na krawędzi kości [70]. Analiza wykonywana jest w pewnym przedziale, którego szerokość zależy od średniej szerokości badanej kości (rysunek 7 i rysunek 8 w [70]). Szerokość szpary wyznaczana jest jako średnia odległość pomiędzy kolejnymi punktami obrysu powierzchni górnej i dolnej. Podobne podejście zaprezentowano w pracach [11,12,50,51,52,53], z tą różnicą, że obrysy są wyznaczane dla przedziałów o długości 1.5 cm, a następnie dla ruchomego przedziału o długości 0.8 cm obliczane są średnie szerokości pomiędzy wyznaczonymi obrysami wraz z odchyleniem standardowym (rysunek 3 w [12]). Szerokością szpary w tym przypadku jest szerokość tego przedziału, dla którego odchylenie standardowe jest najmniejsze. W innym podejściu, zaprezentowanym w [58,59], operator systemu zaznacza 5 punktów wewnątrz każdej szpary stawowej, dzięki którym wyznaczanych jest po 13 punktów obrysu dla górnej i dolnej powierzchni stawowej (rysunek 1 w [59]). Na ich podstawie aproksymowane są 2 funkcje 4 stopnia (stopień przyjęto arbitralnie), których wykresy dopasowuje się odpowiednio do tych powierzchni (rysunek 2 w [59]). Zwracaną szerokością jest średnia z minimalnych odległości pomiędzy punktami, znajdującymi się na wykresach tych dwóch funkcji.
- Badanie patologii we wzajemnym położeniu kości nadgarstka. Algorytm zaproponowany do rozwiązania tego problemu przez Tadeusiewicza i Ogiele [45,68] wykorzystuje syntaktyczne grafowe metody rozpoznawania obrazów zaprezentowane w pracach Flasińskiego [23] i Skomorowskiego [61]. Wykorzystano w nim gramatykę grafową, odpowiadającą prawidłowej budowie nadgarstka.

Badania opisane w pracach [29,35,45,54,68] prowadzono z myślą o wykorzystywaniu ich w diagnostyce medycznej, podczas wykrywania zwężenia szpary stawowej [11,12,50,51,52,53,58,59], ustalania wieku kości [29,54], badania ubytków kostnych [35], czy poprawnego usytuowania kości nadgarstka [45,68].

## 1.2. Motywacja prac badawczych i teza rozprawy

Choroby reumatyczne stanowią narastający problem społeczny i są obecnie częstszą przyczyną kalectwa niż choroby serca, czy nowotwory [39]. Szacuje się, że od 11% do 14% populacji, zarówno w krajach Europy, jak i w Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej cierpi na jedną z zapalnych lub niezapalnych chorób reumatycznych. W Polsce na choroby reumatyczne choruje około 5 milionów ludzi [62]. Kluczowym problemem w diagnostyce reumatoidalnej jest odróżnienie choroby zapalnej, takiej jak reumatoidalne zapalenie stawów, na którą cierpi od 0.5% do 1% populacji [40], od choroby niezapalnej, takiej jak choroba zwyrodnieniowa, która jest najpowszechniejszą chorobą stawów i występuje u większości osób po 65 roku życia [17]. O ile bowiem choroby niezapalne są relatywnie nieszkodliwe, o tyle choroby zapalne, nieleczone w początkowych stadiach, są zazwyczaj fatalne w skutkach i mogą prowadzić do śmierci. We wczesnych etapach choroby, diagnoza reumatoidalna opiera się zazwyczaj wyłącznie na analizie zdjęć rentgenowskich rąk, wykonanych w projekcji przednio-tylnej (łac. *antero-posterior*), na których poszukuje się objawów chorobowych zachodzących w symetrycznych stawach obu rąk [66]. Standardowa procedura stosowana podczas diagnostyki reumatoidalnej przedstawiona jest na rysunku 1.3.



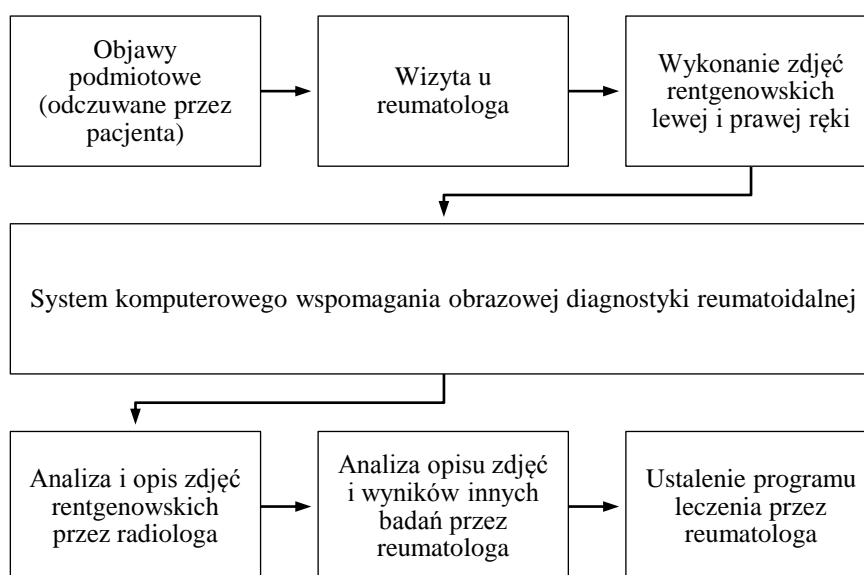
Rysunek 1.3. Standardowa procedura stosowana podczas diagnostyki reumatoidalnej.

Pacjent odczuwający objawy podmiotowe (na przykład ból w stawach ręki) zgłasza się do reumatologa, który kieruje go na wykonanie zdjęć rentgenowskich lewej i prawej ręki i inne badania (np. krwi). Po wykonaniu zdjęć są one analizowane i opisywane przez radiologa. Opis zdjęć trafia do reumatologa, który na ich podstawie, uwzględniając również wyniki innych badań, stawia diagnozę i ustala program leczenia.

Zważywszy na liczbę stawów rąk, przeanalizowanie każdego z nich na zdjęciach rentgenowskich jest dla radiologa bardzo żmudne i czasochłonne. Musi być ono jednak

bardzo dokładne, gdyż niezmiernie istotne jest wykrywanie nawet najmniejszych objawów chorobowych jak najszybciej. Zmiany w kościach są zazwyczaj nieodwracalne, stąd im wcześniej rozpocznie się prawidłowe leczenie, tym lepsze rokowania dla pacjenta.

Motywacją do podjęcia przez autora niniejszej rozprawy badań w wymienionym wyżej zakresie było dążenie do usprawnienia żmudnego i czasochłonnego procesu analizy zdjęć rentgenowskich rąk. W związku z tym zaproponowano zmodyfikowaną procedurę diagnostyczną, w której uwzględniono komputerowy system wspomaganie obrazowej diagnostyki reumatologicznej. Procedura ta jest przedstawiona na rysunku 1.4. Dotychczas opublikowano niewiele prac dotyczących tej problematyki, między innymi [11,12,35,36,45,50,51,52,53,59,68] i prace autora niniejszej rozprawy [4,5,6,7,8,9,71,72].



Rysunek 1.4. Zmodyfikowana procedura diagnostyczna z uwzględnieniem systemu komputerowego wspomaganie obrazowej diagnostyki reumatoidalnej.

Teza niniejszej rozprawy doktorskiej jest następująca: **możliwe jest zaprojektowanie i implementacja skutecznego komputerowego systemu wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej, wykrywającego wybrane objawy chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk.**

### 1.3. Wkład naukowy rozprawy

Wkład naukowy niniejszej rozprawy stanowi zaprojektowany, zaimplementowany i zweryfikowany skuteczny algorytm wykrywania wybranych objawów chorób

reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, opisany w rozdziale 3, w ramach którego zdefiniowano między innymi język opisu kształtów, bazujący na językach Jakubowskiego [32] i Shawa [60] (podrozdział 3.3.2). W dotychczas opublikowanych pracach, obrysy powierzchni stawowych wykorzystywano jedynie do wykrywania zwężeń szpar stawowych. W związku z tym, przedstawione w niniejszej rozprawie wykorzystanie tych obrysów do wykrywania innych objawów chorobowych ma charakter nowatorski.

#### **1.4. Zawartość rozprawy**

Niniejsza rozprawa składa się z 5 rozdziałów, bibliografii i jednego dodatku.

Celem rozdziału 1 jest przedstawienie obecnego stanu wiedzy w zakresie komputerowego wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej (podrozdział 1.1), uzasadnienie podjętych badań i przedstawienie tezy rozprawy (podrozdział 1.2), jak również opisanie wkładu naukowego (podrozdział 1.3) i zawartości rozprawy (podrozdział 1.4).

W rozdziale 2 przedstawione zostały wybrane wiadomości na temat diagnostyki reumatoidalnej, takie jak anatomia prawidłowa ręki (podrozdział 2.1), informacje dotyczące rozważanych chorób (podrozdziały 2.2 i 2.3) i ich objawów (podrozdział 2.4), a także sposoby uzyskiwania zdjęć rentgenowskich (podrozdział 2.5). Kluczową część rozprawy stanowi rozdział 3, który zawiera opis zaprojektowanego i zaimplementowanego algorytmu wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk. Składa się on z trzech etapów: wyznaczania obrysów i lokalizacji stawów (podrozdział 3.1), wyznaczania obrysów powierzchni stawowych (podrozdział 3.2) i wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych (podrozdział 3.3).

W rozdziale 4 została przeprowadzona analiza skuteczności poszczególnych etapów zaprojektowanego i zaimplementowanego algorytmu, którą zweryfikowano na podstawie zgromadzonego materiału badawczego opisanego w podrozdziale 4.1, z wykorzystaniem metod weryfikacji opisanych w podrozdziale 4.2.

Rozdział 5 zawiera podsumowanie. W dodatku I opisano działanie programu do wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych, dołączonego do rozprawy na płycie CD-ROM.

## 2. Wybrane wiadomości na temat diagnostyki reumatoidalnej

Najskuteczniejszą techniką obrazowania w diagnostyce reumatoidalnej, w chorobach zwyrodnieniowych i zapalnych stawów jest radiografia konwencjonalna [27]. Inne wykorzystywane techniki, to:

- Scyntygrafia kości – po dożylnym podaniu radiofarmaceutyku, którego około 50% gromadzi się w kościach, wykonuje się diagnostykę za pomocą gamma kamery.
- Zdjęcia bezpośrednio powiększone – stosowanie specjalnych zestawów wzmacniających i filmów oraz geometrycznego powiększania obrazów kości i stawów z jednoczesnym wyostreniem szczegółów kostnych.
- Rezonans magnetyczny.
- Artrografia – radiograficzne uwidocznianie stawów na zdjęciach rentgenowskich po wprowadzeniu do nich środka cieniującego przez bezpośrednie nakłucie torebki stawowej.
- Tomografia komputerowa.

Podstawowym wskazaniem do badania radiologicznego rąk w reumatologii są nieurazowe zmiany w stawach. Najczęściej ich przyczyną są choroba zwyrodnieniowa (model choroby niezapalnej) i reumatologiczne zapalenie stawów (model choroby zapalnej). Na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk możliwe jest również rozpoznanie innych chorób reumatycznych. Celem tego typu diagnostyki jest ustalenie rozpoznania (niekiedy wstępnego) na podstawie:

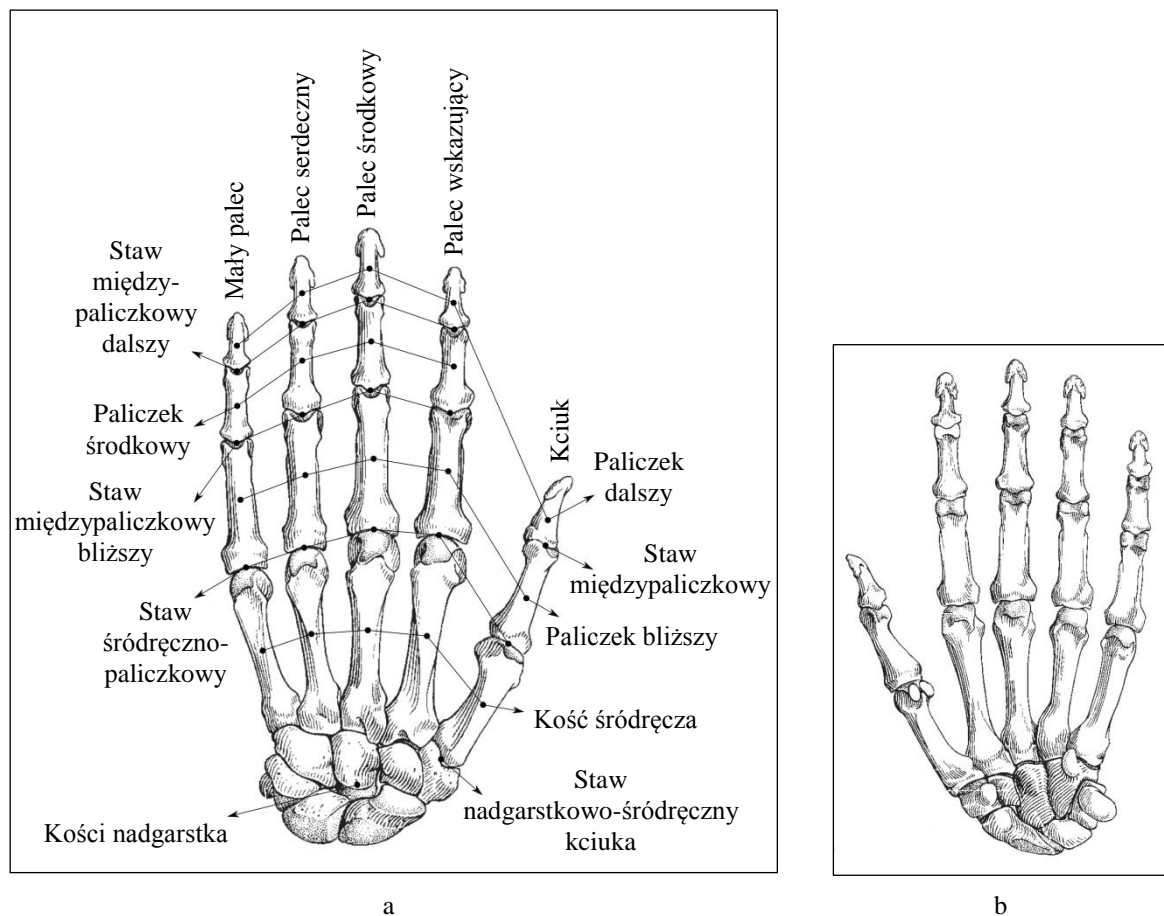
- Objawów chorobowych w stawach.
- Liczby chorych stawów.
- Lokalizacji objawów chorobowych, czyli wiedzy na temat tego, w którym typie stawu występują.
- Symetrii lub asymetrii objawów chorobowych, czyli wiedzy na temat tego, czy objawy chorobowe występują w obu rękach, czy tylko w jednej.

W tym celu wykonuje się zdjęcia rentgenowskie symetrycznych stawów obu rąk, co jest bardzo pomocne, szczególnie przy ocenie szerokości szpar stawowych (porównuje się szpary tego samego typu jednej ręki z symetrycznymi szparami drugiej) i rozmieszczenia objawów.

## 2.1. Anatomia prawidłowa ręki

Niniejszy podrozdział zawiera opis anatomii prawidłowej kości śródreżca i palców wraz z łączącymi je stawami. Pominięta została anatomia nadgarstka, więzadeł i mięśni, gdyż nie są one przedmiotem badań.

W ręce (rysunek 2.1), w skład której wchodzi zazwyczaj 27 kości (liczba kości może być inna u osób z wadami rozwojowymi), wyróżniamy 3 odcinki: nadgarstek, śródreżce i palce [10]. Kości śródreżca to 5 kości długich. Każda z nich składa się z trzonu zbudowanego z istoty zbitnej zawierającej jamę szpikową, wypełnioną szpikiem kostnym oraz z końca bliższego (podstawy) i końca dalszego (głowy) – obu zbudowanych z istoty gąbczastej. Podstawa łączy się stawowo z nadgarstkiem. Głowa, łączy się stawowo z podstawą paliczka bliższego i ma powierzchnię stawową zakrzywioną kuliście. Powierzchnie boczne głowy są spłaszczone i mają obustronne wgłębienie [10].



**Rysunek 2.1.** Kościec ręki lewej – strona grzbietowa (zewnętrzna) (a) i dłoniowa (wewnętrzna) (b) [22].

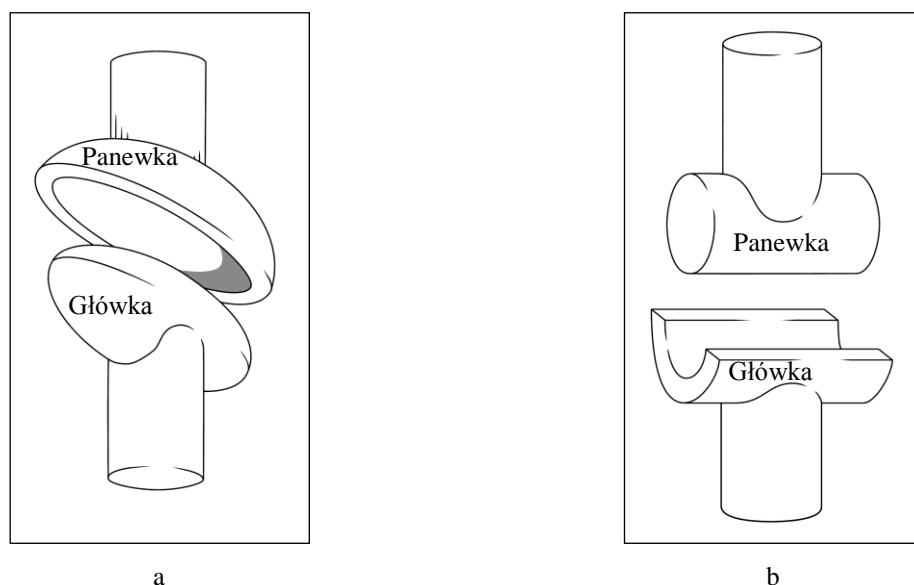
Kości palców ręki nazywane są paliczkami. Pierwszy palec (kciuk) ma 2, a 4 pozostałe palce (wskazujący, środkowy, serdeczny i mały) po 3. Na każdym paliczku podobnie jak na kości długiej, rozróżniamy trzon i 2 końce. Podstawa paliczka bliższego ma dołek poprzecznie wydłużony, który łączy się z głową kości śródreżca. Środkowy paliczek ma podstawę będącą dużą, wklęsłą powierzchnią, przedzieloną w środku wzniesieniem. Końce dalsze, czyli głowy obu paliczków, są mniejsze niż końce bliższe i składają się z 2 małych wyrostków kostnych, oddzielonych od siebie rowkiem. Bardzo ważnym elementem z punktu widzenia anatomii radiologicznej jest to, że powierzchnia stawowa zachodzi dalej po stronie dłoniowej niż po stronie grzbietowej. Mniej istotne są małe dołki na bocznych powierzchniach. Głowa paliczka dalszego, czyli tzw. guzowatość paliczka dalszego, jest spłaszczona i rozszerza się półksiężycowato, stanowiąc twarde podłoże dla opuszków palców [10].

Stawy palców ręki łączą ze sobą 2 paliczki (w przypadku stawów międzypaliczkowych) lub paliczek z kością śródreżca (w przypadku stawu śródreżczo-paliczkowego). W związku z tym, wyróżnia się 2 typy stawów, nazywane odpowiednio stawami międzypaliczkowymi (ang. *interphalangeal*) i śródreżczo-paliczkowymi (ang. *metacarpophalangeal*). Paliczek dalszy ze środkowym łączy staw międzypaliczkowy dalszy (ang. *distal interphalangeal*, DIP), paliczek środkowy z bliższym łączy staw międzypaliczkowy bliższy (ang. *proximal interphalangeal*, PIP), a paliczek bliższy z kością śródreżca łączy staw śródreżczo-paliczkowy (ang. *metacarpophalangeal*, MCP). W 4 palcach trójczłonowych znajdują się po 2, a w dwuczłonowym kciuku 1 staw międzypaliczkowy. Staw śródreżczo-paliczkowy znajduje się w każdym palcu. W sumie daje to 14 stawów, które wraz ze stawem nadgarstkowo-śródreżcznym kciuka warunkują ruchliwość palców [10].

Stawy śródreżczo-paliczkowe 4 palców trójczłonowych to stawy elipsoidalne, inaczej kłykciowe (rysunek 2.2a). Ich główka ma przekrój eliptyczny, wypukły w stosunku do swojej długiej osi i do osi krótkiej, ustawionej prostopadle do pierwszej. Panewka stawowa jest natomiast odpowiednio wklęsła. Staw ten ma 2 główne osie, w stosunku do których wykonywane ruchy odbywają się w 2 prostopadłych do siebie płaszczyznach. Pierwsza oś odpowiada ruchom zgięcia dłoniowego i grzbietowego dookoła osi poprzecznej, a druga ruchom odwodzenia promieniowego oraz łokciowego dookoła osi grzbietowo-dłoniowej, biegnącej przez głowę kości śródreżca [10].



Staw śródrečno-paliczkowy kciuka oraz stawy międzypaliczkowe wszystkich palców to stawy zawiasowe (rysunek 2.2b), będące stawami jednoosiowymi. Ich główka ma kształt bloczka z rowkiem, inaczej rynienki kierunkowej. Panewka stawowa, stanowiąca negatyw główki, wyposażona jest w odpowiednią listewkę kierunkową dopasowaną do rynienki. Staw ten pozwala jedynie na ruchy zgięcia i prostowania [10].



**Rysunek 2.2.** Schemat budowy stawów elipsoidalnych (a) i zawiasowych (b).

## 2.2. Choroba zwyrodnieniowa stawów

Choroba zwyrodnieniowa stawów (ang. *osteoarthritis*) jest najczęstszą przyczyną zmian zapalnych i zwyrodnieniowych stawów. Jej postać pierwotna, mająca niejednoznaczne podłoże, występuje u osób powyżej 50 roku życia i jest wynikiem starzeniem się stawu. Typowe cechy tej postaci, to destrukcja chrząstki, powolny rozwój schorzenia, brak znaczącej deformacji stawu i brak wpływu na funkcję stawu. Postać wtórna choroby zwyrodnieniowej spowodowana jest jednoznacznymi czynnikami, takimi jak uwarunkowania genetyczne, otyłość i urazy. Nie jest związana z wiekiem, choć występuje częściej u osób starszych. Charakteryzuje się postępującą deformacją chrząstki stawowej i procesami naprawczymi: tworzeniem osteofitów i sklerotyzacją podchrzęstną. Postać wtórna choroby zwyrodnieniowej postępuje bardzo szybko i prowadzi do znaczących deformacji stawów [27].

Pierwotna choroba zwyrodnieniowa w stawach ręki obejmuje zwłaszcza bliższe i dalsze stawy międzypaliczkowe. Wtórna choroba zwyrodnieniowa może obejmować również stawy śródrečno-paliczkowe. Zazwyczaj zmiany są jedno lub kilkustawowe

i asymetryczne. Oba rodzaje choroby zwyrodnieniowej charakteryzują się zwężeniem szpary stawowej, połączonym z występowaniem osteofitów [66].

### **2.3. Reumatoidalne zapalenie stawów**

Choroby zapalne stawów stanowią grupę różnych schorzeń, w większości systemowych, które łączy jedna ważna cecha wspólna – obecność zapalnej łuszczyki niszczącej chrząstkę stawową oraz kość. Reumatoidalne zapalenie stawów (ang. *rheumatoid arthritis*) jest postępującym, przewlekłym i systemowym schorzeniem zapalnym, zajmującym stawy. Ważnym elementem procesu diagnostycznego jest wykrycie czynnika reumatoidalnego, będącego specyficznym przeciwciałem w surowicy krwi pacjenta. Nie jest to jednak bezwzględne kryterium diagnostyczne, ponieważ test na obecność czynnika reumatoidalnego może wypaść negatywnie w początkowej fazie choroby [27].

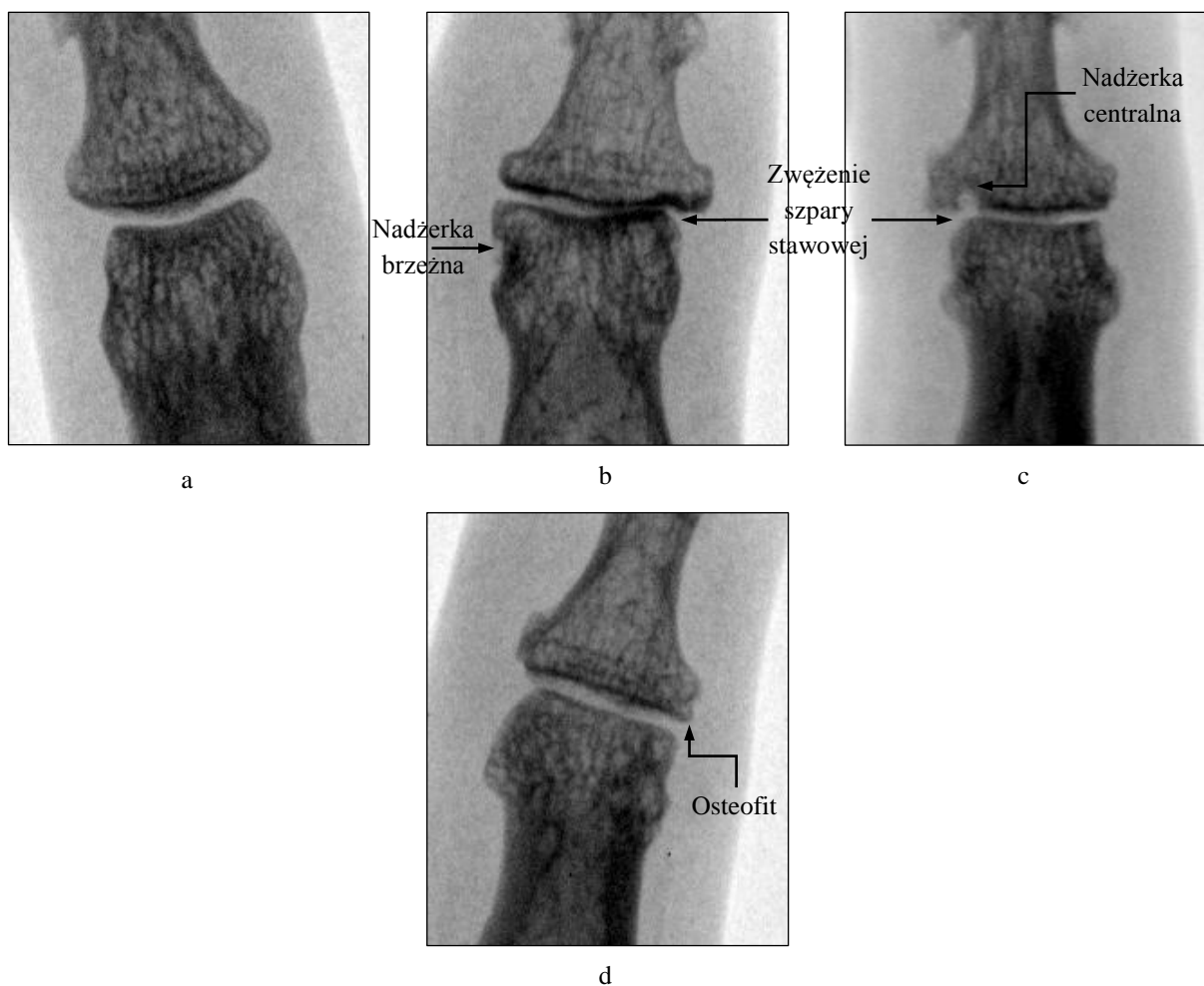
Reumatoidalne zapalenie stawów obejmuje stawy śródrečno-paliczkowe i międzypaliczkowe bliższe. Z reguły oszczędzane są stawy międzypaliczkowe dalsze, choć w stadiach zaawansowanych również one mogą być zainfekowane. Zazwyczaj zmiany są wielostawowe i symetryczne. Reumatoidalne zapalenie stawów charakteryzuje się zwężeniem szpary stawowej, połączonym z występowaniem brzeżnych i centralnych nadżerek. Nie obserwuje się powstawania osteofitów [66].

### **2.4. Wybrane objawy chorób reumatycznych**

W diagnostyce reumatoidalnej zawsze wykonuje się zdjęcia rentgenowskie lewej i prawej ręki, nawet jeżeli objawy dotyczą tylko jednej z nich. Jest to niezwykle pomocne przy ocenie szerokości szpar stawowych, która jest subiektywna, ponieważ nie ma dla niej opracowanych norm. Analiza zdjęć rentgenowskich obu rąk pozwala również na badanie miejscowej demineralizacji kości oraz symetrii objawów chorobowych.

Podstawowe wskazanie do podjęcia procesu diagnostycznego stanowią objawy przedmiotowe (obiektywne, takie które można zbadać) lub podmiotowe (subiektywne, odczuwane przez pacjenta), związane ze stawami i tkankami okołostawowymi, bądź podejrzenie choroby, przebiegającej ze zmianami kostno-stawowymi. W celu ustalenia rozpoznania lub oceny stopnia zaawansowania choroby poszukuje się między innymi poniższych objawów chorobowych [66]:

- **Zwężenia szpary stawowej** (rysunek 2.3b-c) – spowodowanego zniszczeniem chrząstki stawowej, występującego równomiernie, w symetrycznych stawach w przypadku chorób zapalnych i nierównomiernie, asymetrycznie w przypadku chorób zwyrodnieniowych.
- **Nadżerki brzeżnej** (rysunek 2.3b) – powstającej w obrębie torebki stawowej, najpierw na powierzchni kości niepokrytej przez chrząstkę stawową, a następnie na nasadzie kości. Nadżerka brzeżna jest najczęściej wynikiem niszczenia chrząstki stawowej przez ziarninę zapalną (łuszczkę), dlatego jej wystąpienie wskazuje na proces zapalny.



**Rysunek 2.3.** Staw zdrowy (a), staw ze zwężeniem szpary stawowej i nadżerką brzeżną (b), zwężeniem szpary stawowej i nadżerką centralną (c) oraz osteofitem (d).

- **Nadżerki centralnej** (rysunek 2.3c) – pojawiającej się w środkowej części powierzchni stawowej, w wyniku wtórnego procesu zapalnego w przypadku nadżerkowej postaci choroby zwyrodnieniowej.

- **Osteofitu** (rysunek 2.3d) – będącego wynikiem adaptacji kości do zmienionych warunków biomechanicznych, spowodowanych zwyrodnieniem chrząstki stawowej. Powstaje na krawędzi powierzchni stawowej i stanowi jeden z podstawowych objawów choroby zwyrodnieniowej stawów.

W stawach występować mogą również inne objawy chorobowe, takie jak obrzęk przystawowych tkanek miękkich, geoda podchrzęstna, sklerotyzacja podchrzęstna, zrost kostny, zniekształcenie stawu i zwapnienie w tkankach miękkich. Nie są one jednak wykorzystywane w niniejszej rozprawie, stąd szczegółowy opis, który znaleźć można między innymi w [66], został pominięty.

## 2.5. Radiografia analogowa i cyfrowa

W aparatach rentgenowskich promieniowanie X emitowane z lampy rentgenowskiej, przechodząc przez pacjenta zmienia swoje natężenie w wyniku absorpcji w tkankach i narządach ciała o różnej gęstości i grubości. Umieszczony za badanym obiektem detektor (jest nim najczęściej film rentgenowski) rejestruje zmiany w natężeniu promieniowania, tworząc utajony obraz badanego narządu (niewidoczny obraz powstający po naświetleniu błony fotograficznej), który po wywołaniu jest przedmiotem analizy. Na podstawowe elementy rentgenowskiego aparatu diagnostycznego składają się lampa, jako źródło promieniowania X i detektor filmowy. Obiekt badania umieszczony jest pomiędzy nimi. Bariere dla techniki rentgenowskiej stanowi utrudnione obrazowanie tkanek miękkich z uwagi na mały kontrast, wynikający z niewielkich różnic współczynników absorpcji, który uniemożliwia ich szczegółowe obrazowanie na zdjęciu. Jest to jednak ograniczenie wpływające pozytywnie na obrazowanie kości, gdyż masowy współczynnik absorpcji kości jest kilkadziesiąt razy większy od współczynnika absorpcji tkanki miękkiej [48].

Klasyczne zdjęcie rentgenowskie ma charakter analogowy i uzyskiwane jest na kliszy rentgenowskiej. W tej postaci może być oglądane i analizowane bezpośrednio za pomocą negatoskopu (urządzenia do przeglądania negatywów) lub po zamianie na zdjęcie cyfrowe za pomocą monitora. Zdjęcie w postaci cyfrowej, jakkolwiekubożone o część informacji ma tę zaletę, że może być przetwarzane za pomocą nowoczesnych metod wizualizacji. Największymi zaletami radiografii cyfrowej są [21]:

- Możliwość modyfikowania zdjęcia poprzez skalowanie, kontrastowanie, itp.
- Natychmiastowa dostępność bez potrzeby wywoływania kliszy.

- Możliwość diagnostyki różnych struktur (kości, tkanki miękkiej) z jednej ekspozycji.
- Łatwość kopiowania i rozpowszechniania zdjęć na odległość.
- Duża tolerancja na błędy w doborze parametrów ekspozycji z uwagi na cyfrową możliwość ich niwelowania.

W radiografii cyfrowej zmiany natężenia promieniowania po przejściu przez ciało pacjenta rejestrowane są 2 sposobami, dlatego radiografię cyfrową podzielono na 2 typy: radiografię cyfrową bezpośrednią i pośrednią. W przypadku radiografii cyfrowej bezpośredniej, zmiany natężenia promieniowania po przejściu przez ciało pacjenta rejestrowane są przez układ detektorów, zamontowanych w specjalnym aparacie diagnostycznym. Wymagany jest specjalny aparat diagnostyczny oraz system komputerowy do oglądania i archiwizowania zdjęć rentgenowskich, co wiąże się z koniecznością wymiany całej dotychczasowej aparatury diagnostycznej i z tego względu jest to rozwiązanie mało popularne. W radiografii cyfrowej pośredniej, zmiany natężenia promieniowania po przejściu przez ciało pacjenta rejestrowane są na specjalnych nośnikach zwanych kasetami, w których miejsce błony rentgenowskiej zajmuje specjalna fosforowa płyta obrazowa lub selenowa folia pamięciowa. W zależności od natężenia promieni rentgenowskich padających na płytę obrazową dochodzi do przemian energetycznych w powłoce elektronowej pierwiastków, z których jest ona zbudowana. Powstaje w ten sposób obraz utajony, którego odczyt możliwy jest za pomocą urządzeń laserowych. Impulsy powstające w czytniku laserowym zwanym skanerem, wprowadzane są do pamięci komputera i przetwarzane w zdjęcie rentgenowskie. Może ono być następnie prezentowane na ekranie monitora lub wtórnie na błonie rentgenowskiej, jak również zapisane do formatu DICOM (ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine*), który opisany jest między innymi w [44]. Radiografia cyfrowa pośrednia stosowana jest częściej, ponieważ nie wymaga wymiany dotychczas wykorzystywanych aparatów diagnostycznych. Sposób wykonywania badania pozostaje ten sam, zmienia się tylko nośnik informacji, sposób odczytu i prezentacji zdjęcia rentgenowskiego. Kompletny system pośredniej radiografii cyfrowej składa się z następujących elementów: standardowego aparatu diagnostycznego, kaset, skanera, konsoli technika z cyfrowym urządzeniem do obróbki zdjęć rentgenowskich oraz stacji lekarskiej z systemem komputerowym do ich oglądania i archiwizowania [65].

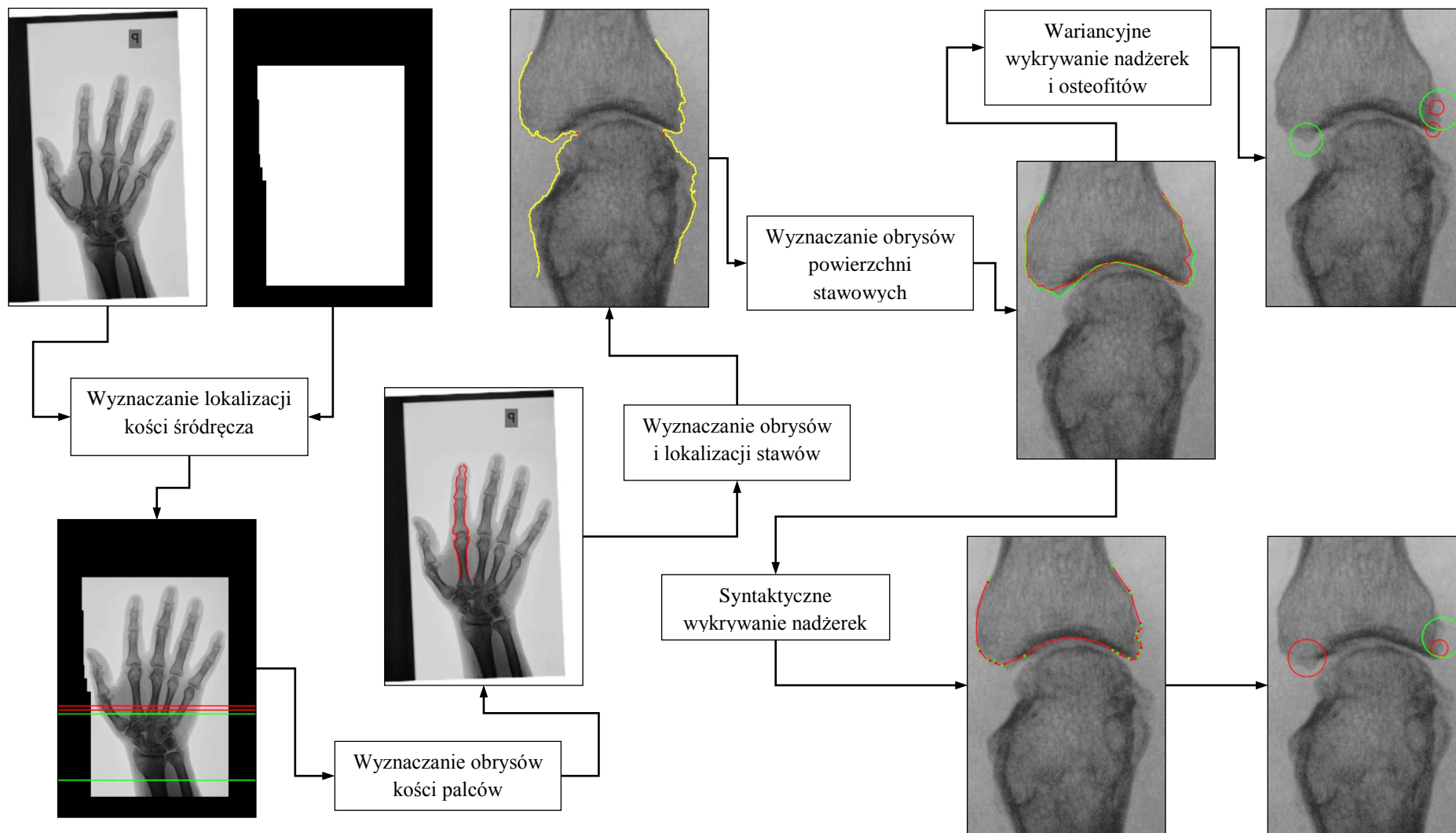
Jakość uzyskiwanych obrazów medycznych zależy od metody obrazowania, własności konkretnych urządzeń oraz wartości zmiennych parametrów systemu, dobieranych przez operatora. Na jakość obrazu składa się 5 istotnych elementów: kontrast, rozdzielczość,

stosunek sygnału użytecznego do szumów, poziom artefaktów i zniekształcenia przestrzenne. Naturalnie wszystkie te elementy zależą w głównej mierze od użytego do akwizycji sprzętu, ale istnieją także inne czynniki wpływające na kontrast i szum. W przypadku radiografii cyfrowej kontrast zależy od liniowego współczynnika pochłaniania, charakterystycznego dla obrazowanej tkanki i od jakości kwantowania [16]. Rozdzielczość odpowiada częstotliwości próbkowania zależnej, tak jak jakość kwantowania, od budowy kasety. Szum, pojawiający się często w postaci cętkowanej tekstury czy ziarna jest zazwyczaj następstwem różnicy energii kwantów promieniowania X. Z kolei artefakty powstać mogą na przykład z powodu przesunięcia kolimatora w lampie rentgenowskiej [21].

### 3. Algorytm wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych

Opracowany w ramach niniejszej rozprawy algorytm wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, nazywany dalej algorytmem głównym, można podzielić na następujące etapy (rysunek 3.1):

- **Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów** – dla każdego rozpatrywanego stawu zwracany jest jego lewy i prawy obrys, każdy wraz z indeksem piksela, znajdującego się pomiędzy górną i dolną powierzchnią stawową. Etap ten przebiega w trzech fazach:
  - **Wyznaczanie lokalizacji kości śródreżca** – dla każdej z 5 kości śródreżca wyszukiwane są górny i dolny piksel, znajdujące się w jej wnętrzu.
  - **Wyznaczanie obrysów kości palców** – dla każdego rozpatrywanego palca, na podstawie lokalizacji kości śródreżca, generowane są lewy i prawy obrys, biegnące wzdłuż krawędzi jego kości, od podstawy kości śródreżca do głowy paliczka dalszego.
  - **Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów** – dla każdego rozpatrywanego stawu, na podstawie obrysów kości palca, wyszukiwane są indeksy odpowiadające 2 pikselom (po 1 z lewego i prawego obrysu), znajdującym się pomiędzy górną i dolną powierzchnią stawową, nazywanym lokalizacjami stawu. Oprócz tych pikseli, do dalszej analizy przekazywane są także fragmenty obrysów w ich sąsiedztwie, nazywane dalej obrysami stawu.
- **Wyznaczanie obrysów powierzchni stawowych** – korzystając z obrysów i lokalizacji stawów, dla każdego z rozpatrywanych stawów uzyskiwane są obrysy górnej i dolnej powierzchni stawowej.
- **Wykrywanie wybranych objawów chorób reumatycznych** – dla każdej rozpatrywanej powierzchni stawowej, na podstawie jej obrysu, wykrywane są wybrane objawy chorób reumatycznych. Zaproponowano w tym celu dwa podejścia:
  - **Wariancyjne wykrywanie nadżerek i osteofitów** – po wygenerowaniu stycznych do punktów obrysu powierzchni stawowej, analizowane jest odchylenie standardowe ich kątów.
  - **Syntaktyczne wykrywanie nadżerek** – na podstawie obrysu powierzchni stawowej generowany jest opis syntaktyczny, który jest następnie poddawany analizie syntaktycznej.



Rysunek 3.1. Schemat działania algorytmu głównego.



Z uwagi na to, że rozważany w niniejszej rozprawie problem jest złożony, do zaprojektowania algorytmu głównego, konieczne było założenie, że wielkości i relacje pomiędzy tkanką miękką i kośćmi znajdującymi się na zdjęciach rentgenowskich rąk spełniają założenia wynikające z anatomii ręki. Naturalnie, w pewnych wyjątkowych przypadkach założenia te mogą nie być spełnione. Na przykład, pacjent może mieć amputowany palec, założone śruby lub posiadać wadę rozwojową (na przykład polidaktylię, polegającą na posiadaniu dodatkowego palca bądź palców). Ponieważ przypadki takie występują niezmiernie rzadko, dlatego ich uwzględnianie nie wpłynęłoby znacząco na zmniejszenie zakresu pracy radiologa. W związku z tym zostały pominięte w przedstawionym algorytmie. W algorytmie tym przyjęto, na podstawie literatury medycznej, następujące założenia dotyczące szczegółów anatomicznych ręki:

- Szerokości i wysokości kości spełniają poniższe założenia [33]:
  - Minimalna, średnia i maksymalna szerokość trzonu kości śródrečia są odpowiednio równe 6.23 mm, 8.95 mm  $\pm$  1.01 mm i 12.04 mm w przypadku mężczyzn oraz 5.09 mm, 7.85 mm  $\pm$  0.87 mm i 10.92 mm w przypadku kobiet.
  - Minimalna, średnia i maksymalna długość kości śródrečia są odpowiednio równe 50 mm, 65.1 mm i 82.2 mm w przypadku mężczyzn oraz 46.5 mm, 60.6 mm i 75.5 mm w przypadku kobiet.
  - Minimalna, średnia i maksymalna długość paliczka bliższego są odpowiednio równe 26.2 mm, 43.3 mm, 54.2 mm w przypadku mężczyzn oraz 33.1 mm, 40.6 mm i 51.1 mm w przypadku kobiet.
  - Minimalna, średnia i maksymalna długość paliczka środkowego są odpowiednio równe 17.1 mm, 26.4 mm i 45.8 mm w przypadku mężczyzn oraz 17.3 mm, 24.7 mm i 32 mm w przypadku kobiet.
  - Minimalna i maksymalna suma długości kości śródrečia, paliczka bliższego i środkowego wynoszą odpowiednio 93.3 mm i 182.2 mm w przypadku mężczyzn oraz 96.9 mm i 158.6 mm w przypadku kobiet.
- Średnia szerokość tkanki miękkiej w opuszkach palca wskazującego wynosi 3.84 mm  $\pm$  0.59 mm, a w przypadku palca środkowego jest równa 3.95 mm  $\pm$  0.61 mm [15].
- Zakładając, że średnie długości palczków bliższego, środkowego i dalszego, licząc od podstawy do głowy kości, oznaczone są kolejno przez  $d_P$ ,  $d_M$  i  $d_D$ , spełnione są poniższe równania dotyczące proporcji tych długości [28]:

- $\frac{d_P}{d_M+d_D} = 1.02$  i  $\frac{d_M}{d_D} = 1.24$  w przypadku palca wskazującego,
- $\frac{d_P}{d_M+d_D} = 0.99$  i  $\frac{d_M}{d_D} = 1.36$  w przypadku palca środkowego.

Opisane w niniejszym rozdziale algorytmy odwołują się do powyższych założeń o wymiarach kości podanych w milimetrach. Aby oszacować złożoności obliczeniowe algorytmów założono, że zdjęcia rentgenowskie odpowiadają obszarowi o maksymalnych wymiarach  $w$  mm na  $h$  mm. Liczba pikseli na zdjęciu przypadająca na 1 mm jest oznaczana przez  $n$ . Dla przykładu, jeżeli  $n = 10$ , to zdjęcie ma szerokość i wysokość w pikselach równe  $w \cdot 10$  i  $h \cdot 10$ . W związku z tym, przy szacowaniu złożoności obliczeniowej wykorzystano fakt, że szerokość i wysokość obrazu, podobnie jak każdą inną stałą  $s$  podaną w milimetrach, można oszacować z góry przez  $O(n)$ , bowiem spełniona jest definicja asymptotycznego ograniczenia górnego [20]:

$$\bigvee_{c=s} \bigwedge_{n \geq n_0=0} s \cdot n \leq c \cdot n$$

Przedstawione złożoności obliczeniowe są zatem pesymistycznymi czasami działania poszczególnych etapów algorytmu głównego, wyrażonymi jako funkcje zmiennej  $n$ , gdzie  $n$  jest liczbą pikseli na zdjęciu, przypadających na 1 mm. Ponadto, w zamieszczonych w tym rozdziale wzorach, jednostka jest zdefiniowana jako  $\frac{1}{n}$  mm, czyli jako szerokość jednego piksela.

W celu opisu działania algorytmów wykorzystano poniższe definicje.

**Definicja 3.1.** **Piksel**

Piksel jest parą uporządkowaną  $(x, y)$ , gdzie  $x, y \in \mathbb{N}$ .

**Definicja 3.2.** **Punkt**

Punkt jest parą uporządkowaną  $(x, y)$ , gdzie  $x, y \in \mathbb{R}$ .

**Definicja 3.3.** **Sąsiedztwo bezpośrednie i niebezpośrednie [47]**

Parę pikseli obrazu określa się mianem sąsiadów bezpośrednich, jeżeli mają wspólny bok, a sąsiadów niebezpośrednich, jeżeli stykają się tylko w rogach (rysunek 3.2).

3	2	1
4	$P$	0
5	6	7

**Rysunek 3.2.** Sąsiedztwo bezpośrednie  $\{0,2,4,6\}$  i sąsiedztwo niebezpośrednie  $\{1,3,5,7\}$  piksela  $P$ .

**Definicja 3.4.** Oznaczenie  $I(P)$

Jeżeli  $P$  jest pikselem, to  $I(P)$  jest jasnością zdjęcia  $I$  w  $P$ . Jeżeli  $P$  jest punktem, to  $I(P)$  jest wartością wyznaczoną na podstawie jasności czterech najbliższych pikseli za pomocą interpolacji dwuliniowej [26].

**Definicja 3.5.** Oznaczenie  $I((P_i)_{i=1}^m)$

$I((P_i)_{i=1}^m) = (I(P_i))_{i=1}^m$  jest ciągiem jasności kolejnych pikseli lub punktów.

**Definicja 3.6.** Oznaczenia  $E, NE, N, NW, W, SW, S, SE$

Kierunki, w których rozstawieni są sąsiedzi bezpośredni i niebezpośredni, oznaczane są następująco: wschód –  $E$ ; północny wschód –  $NE$ ; północ –  $N$ ; północny zachód –  $NW$ ; zachód –  $W$ ; południowy zachód  $SW$ ; południe –  $S$ ; południowy wschód –  $SE$ .

**Definicja 3.7.** Oznaczenie  $CIRC_{(O,r)}$

$CIRC_{(O,r)}$  jest okręgiem o środku w punkcie  $O$  i promieniu  $r$ .

**Definicja 3.8.** Oznaczenie  $\|\vec{v}\|$

$\|\vec{v}\|$  jest wyrażoną w pikselach długością wektora  $\vec{v}$ , wyznaczoną przy użyciu normy euklidesowej.

Ponadto, aby uniknąć kilkukrotnego opisywania tych samych operacji, zdefiniowane zostały poniższe funkcje standardowe, przy czym  $a = (a_i)_{i=1}^m$  jest  $m$ -elementowym ciągiem wartości rzeczywistych.

**Definicja 3.9.** Funkcje  $avg(a_1, a_2)$  i  $avg(a)$

Funkcje  $avg(a_1, a_2)$  i  $avg(a)$  zwracają średnią wartość odpowiednio z  $a_1$  i  $a_2$  oraz ze wszystkich wartości ciągu  $a$ . W pierwszym przypadku funkcja ma stałą złożoność, w drugim liniową ze względu na długość ciągu.

**Definicja 3.10.** Funkcja  $biggerNext(a, i_B, t)$

Funkcja  $biggerNext(a, i_B, t)$  zwraca pierwszy indeks większy lub równy  $i_B \in \{1, \dots, m\}$ , dla którego wartość ciągu  $a$  jest większa od  $t \in \mathbb{R}$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość ciągu.

**Definicja 3.11.** Funkcja  $biggerPrev(a, i_B, t)$

Funkcja  $biggerPrev(a, i_B, t)$  zwraca pierwszy indeks mniejszy lub równy  $i_B \in \{1, \dots, m\}$ , dla którego wartość ciągu  $a$  jest większa od  $t \in \mathbb{R}$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość ciągu.

**Definicja 3.12.** Funkcja  $bSegment(P_1, P_2)$

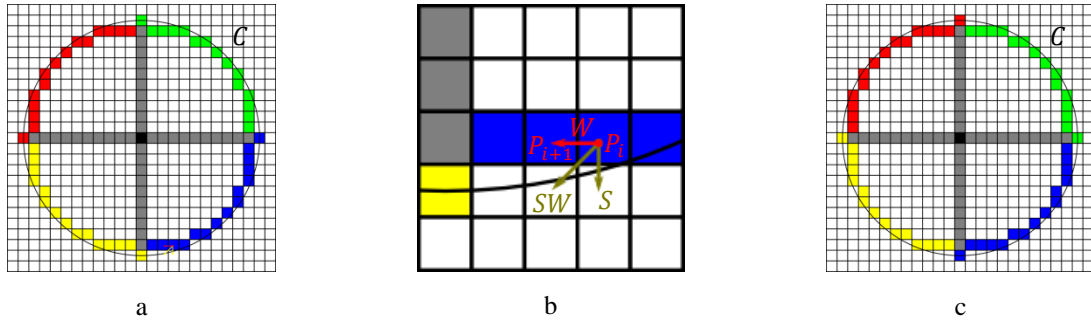
Funkcja  $bSegment(P_1, P_2)$  zwraca ciąg sąsiednich pikseli, łączących piksele  $P_1$  i  $P_2$ , wykorzystując w tym celu algorytm Bresenhama [13]. Funkcja ma złożoność liniową ze względu na odległość pomiędzy pikselami.

**Definicja 3.13.** Funkcja  $circSet(C, P_1, P_m)$

Funkcja  $circSet(C, P_1, P_m)$  zwraca ciąg pikseli, biegnących od piksela  $P_1$  do piksela  $P_m$  na okręgu  $C$ , zgodnie z ruchem wskazówek zegara, znajdujących się wewnątrz i jak najbliżej okręgu  $C$ , którego kolejne elementy są sąsiadami bezpośrednimi lub niebezpośrednimi. Każdy kolejny piksel  $P_{i+1}$  jest wyznaczany, jako pierwszy z trzech rozpatrywanych sąsiadów bezpośrednich lub niebezpośrednich poprzedniego  $P_i$ , znajdujący się wewnątrz okręgu  $C$ . Wybór i kolejność rozpatrywanych sąsiadów zależy od ćwiartki okręgu, w której znajduje się  $P_i$ . W przypadku pikseli z rysunku 3.3a oznaczonych na: niebiesko, rozpatrywane są kolejno kierunki  $S$ ,  $SW$  i  $W$  (przykładowo na rysunku 3.3b, dopiero trzeci sąsiad leżący w kierunku  $W$  od  $P_i$  znajduje się wewnątrz okręgu  $C$ ); żółto, rozpatrywane są kierunki  $W$ ,  $NW$  i  $N$ ; czerwono, rozpatrywane są kierunki  $N$ ,  $NE$  i  $E$ ; zielono, rozpatrywane są kierunki  $E$ ,  $SE$  i  $S$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość promienia okręgu  $C$ .

**Definicja 3.14.** Funkcja  $circSet(C, P_1)$

Funkcja  $circSet(C, P_1)$  zwraca  $circSet(C, P_1, P_m)$ , gdzie  $P_m$  jest pikselem poprzedzającym  $P_1$ , zgodnie z ruchem wskazówek zegara. Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość promienia okręgu  $C$ .



**Rysunek 3.3.** Dyskretna reprezentacja okręgu za pomocą pikseli, znajdujących się jak najbliżej i wewnątrz okręgu wraz z podziałem na grupy (kolor niebieski, żółty, czerwony i zielony), dla których przy wyznaczaniu kolejnych pikseli ciągu w funkcjach  $circSet$  (a) i  $ccCircSet$  (b) rozważane są inne ciągi sąsiadów.

**Definicja 3.15.** Funkcja  $ccCircSet(C, P_1, P_m)$

Funkcja  $ccCircSet(C, P_1, P_m)$  zwraca ciąg pikseli, biegnących od piksela  $P_1$  do piksela  $P_m$  na okręgu  $C$ , przeciwnie do ruchu wskazówek zegara, znajdujących się wewnątrz i jak najbliżej okręgu  $C$ , którego kolejne elementy są sąsiadami bezpośrednimi lub niebezpośrednimi. Każdy kolejny piksel  $P_{i+1}$  jest wyznaczany, jako pierwszy z trzech rozpatrywanych sąsiadów bezpośrednich lub niebezpośrednich poprzedniego  $P_i$ , znajdujący się wewnątrz okręgu  $C$ . Wybór i kolejność rozpatrywanych sąsiadów zależy od ćwiartki okręgu, w której znajduje się  $P_i$ . W przypadku pikseli z rysunku 3.3c oznaczonych na: zielono, rozpatrywane są kolejno kierunki  $N$ ,  $NW$  i  $W$ ; czerwono, rozpatrywane są kierunki  $W$ ,  $SW$  i  $S$ ; żółto, rozpatrywane są kierunki  $S$ ,  $SE$  i  $E$ ; niebiesko, rozpatrywane są kierunki  $E$ ,  $NE$  i  $N$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość promienia okręgu  $C$ .

**Definicja 3.16.** Funkcja  $ccCircSet(C, P_1)$

Funkcja  $ccCircSet(C, P_1)$  zwraca  $ccCircSet(C, P_1, P_m)$ , gdzie  $P_m$  jest pikselem poprzedzającym  $P_1$ , przeciwnie do ruchu wskazówek zegara. Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość promienia okręgu  $C$ .

**Definicja 3.17.** Funkcje  $min(a)$ ,  $min(a, i_B, i_E)$ ,  $max(a)$  i  $max(a, i_B, i_E)$

Funkcje  $min(a)$ ,  $min(a, i_B, i_E)$ ,  $max(a)$  i  $max(a, i_B, i_E)$  zwracają odpowiednio minimalną lub maksymalną wartość całego ciągu  $a$ , lub ciągu  $a$  ograniczonego do przedziału  $[i_B, i_E]$ . Funkcje mają złożoność liniową ze względu na długość ciągu lub przedziału.

**Definicja 3.18.** Funkcje  $\text{minKey}(a)$ ,  $\text{minKey}(a, i_B, i_E)$ ,  $\text{maxKey}(a)$  i  $\text{maxKey}(a, i_B, i_E)$

Funkcje  $\text{minKey}(a)$ ,  $\text{minKey}(a, i_B, i_E)$ ,  $\text{maxKey}(a)$  i  $\text{maxKey}(a, i_B, i_E)$  zwracają odpowiednio indeksy minimalnej lub maksymalnej wartości całego ciągu  $a$  lub ciągu  $a$  ograniczonego do przedziału  $[i_B, i_E]$ . Funkcje mają złożoność liniową ze względu na długość ciągu lub jego przedziału.

**Definicja 3.19.** Funkcja  $\text{rot}(\vec{v}, \alpha)$

Funkcja  $\text{rot}(\vec{v}, \alpha)$  zwraca wektor  $\vec{v}$  obrócony o kąt  $\alpha$ . Funkcja ma złożoność stałą.

**Definicja 3.20.** Funkcja  $\text{segment}(P_1, P_2)$

Funkcja  $\text{segment}(P_1, P_2)$  zwraca ciąg punktów, znajdujących się pomiędzy punktami  $P_1$  i  $P_2$ , którego kolejne elementy są od siebie oddalone o 1. Jest on wyznaczany według wzoru:

$$\left( P_1 + i \cdot \frac{\overrightarrow{P_1 P_2}}{\|\overrightarrow{P_1 P_2}\|} \right)_{i=0}^{\|\overrightarrow{P_1 P_2}\|}$$

Funkcja ma złożoność liniową ze względu na odległość pomiędzy punktami.

**Definicja 3.21.** Funkcja  $\text{smallerNext}(a, i_B, t)$

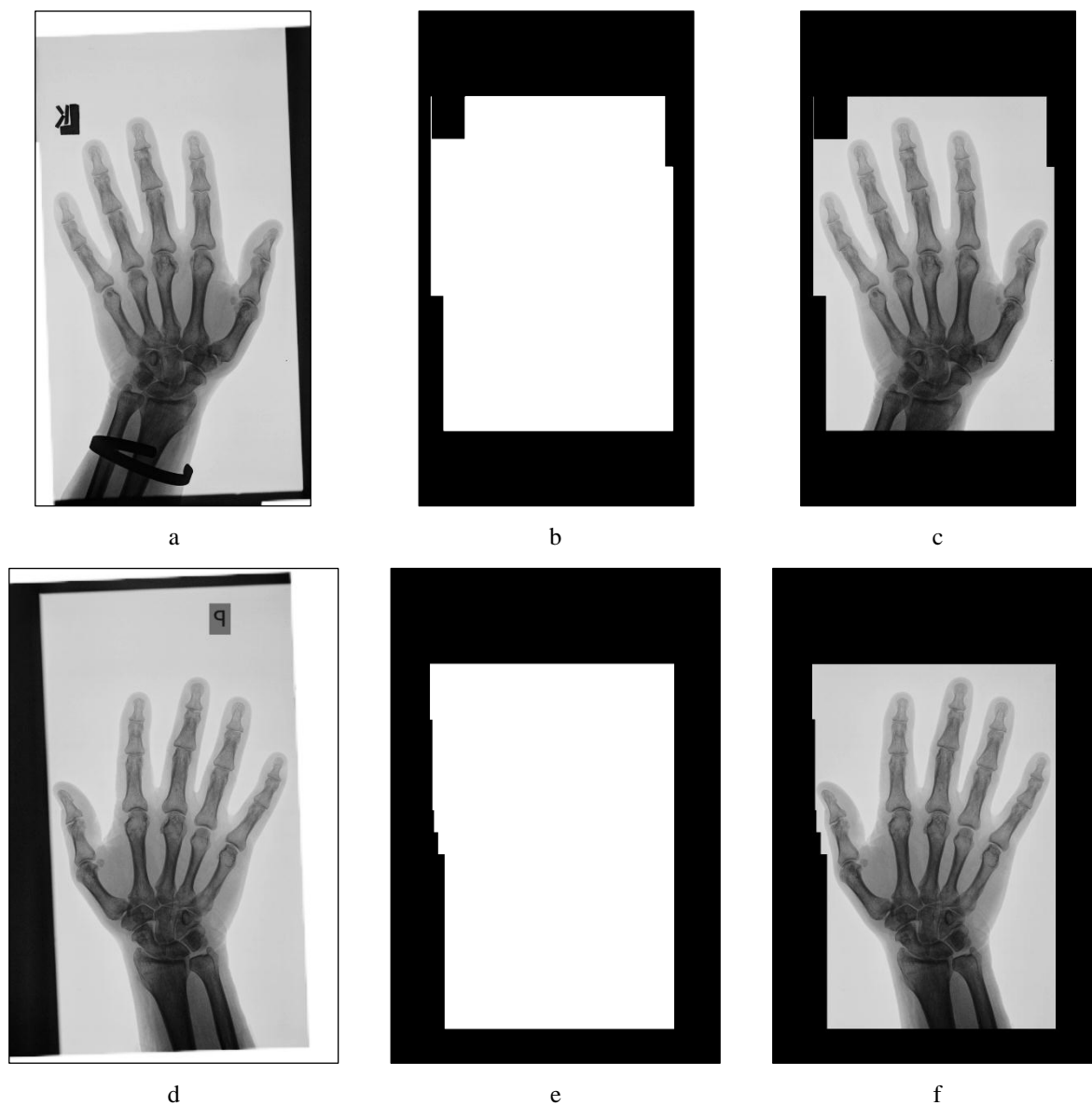
Funkcja  $\text{smallerNext}(a, i_B, t)$  zwraca pierwszy indeks większy lub równy  $i_B \in \{1, \dots, m\}$ , dla którego wartość ciągu  $a$  jest mniejsza od  $t \in \mathbb{R}$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość ciągu.

**Definicja 3.22.** Funkcja  $\text{smallerPrev}(a, i_B, t)$

Funkcja  $\text{smallerPrev}(a, i_B, t)$  zwraca pierwszy indeks mniejszy lub równy  $i_B \in \{1, \dots, m\}$ , dla którego wartość ciągu  $a$  jest mniejsza od  $t \in \mathbb{R}$ . Funkcja ma złożoność liniową ze względu na długość ciągu.

Na niektórych zdjęciach rentgenowskich rąk, występować mogą po bokach artefakty, takie jak białe i czarne pasy i litery, które uniemożliwiają jego poprawną analizę. Przykłady takich zdjęć lewej i prawej ręki przedstawione są na rysunkach 3.4a i 3.4d. Z uwagi na to, że kształty, lokalizacje i konfiguracje tych artefaktów są różnorakie i nieprzewidywalne, ich automatyczne usuwanie byłoby bardzo skomplikowane. Ponadto, z punktu widzenia operatora systemu, oszczędność czasu wynikająca z automatyzacji byłaby niewielka. W związku z tym założono, że przedstawiony w niniejszej rozprawie algorytm oprócz zdjęcia

rentgenowskiego, otrzymuje na wejściu maskę, która oddziela obszar dalszej analizy (białe piksele) od obszaru odrzuconego przez operatora (czarne piksele). Operatorem nie musi być w tym przypadku lekarz, bowiem operacja ta nie wymaga specjalistycznej wiedzy. Maski użyte do analizy zdjęć z rysunków 3.4a i 3.4d przedstawione są odpowiednio na rysunkach 3.4b i 3.4e. Na rysunkach 3.4c i 3.4f przedstawiono te same maski nałożone na odpowiadające im zdjęcia rentgenowskie.



**Rysunek 3.4.** Zdjęcia rentgenowskie lewej i prawej ręki (a i d) i maski użyte do ich analizy (b i e) nałożone na zdjęcia (c i f).

### 3.1. Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów

Algorytmy wyznaczania obrysów powierzchni stawowych przedstawione w pracach [11,12,50,51,52,53,58,59] działają w oparciu o punkty dostarczone przez operatora systemu, będącego zazwyczaj radiologiem i wymagają czasochłonnego zaznaczania co najmniej kilkunastu, a czasami nawet kilkudziesięciu lokalizacji stawów na każdym zdjęciu. W niniejszym podrozdziale przedstawiono algorytm, wyznaczający automatycznie nie tylko lokalizacje stawów, ale również ich obrysy, obejmujące zewnętrzne krawędzie powierzchni stawowych. Dzięki temu, w wyniku działania kolejnego etapu algorytmu (podrozdział 3.2), uzyskiwane są pełne obrysy powierzchni stawowych, w przeciwieństwie do prac [11,12,50,51,52,53,58,59], w których uzyskano wyłącznie ich wewnętrzne fragmenty.

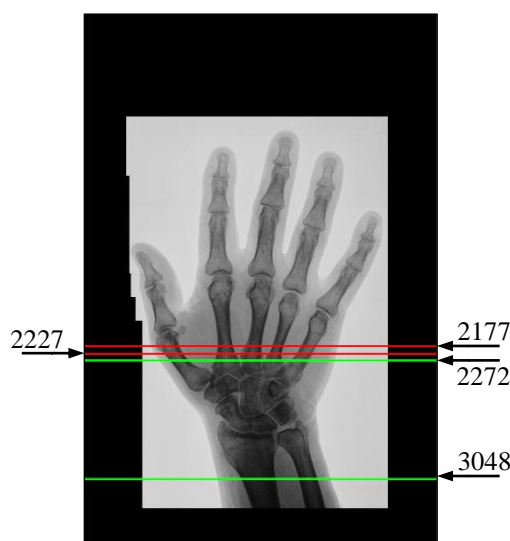
Algorytm wyznaczania obrysów i lokalizacji stawów opisano w kolejnych podrozdziałach. Na wejściu otrzymuje on zdjęcie rentgenowskie jednej ręki i maskę przygotowaną przez operatora. W pierwszej fazie wyznaczane są lokalizacje kości śródreżca (podrozdział 3.1.1). Następnie są one wykorzystywane w segmentacji kości palców (podrozdział 3.1.2). W wyniku tego procesu uzyskiwane są obrysy kości każdego rozpatrywanego palca, na podstawie których wyznaczane są obrysy i lokalizacje jego 3 stawów (podrozdział 3.1.3).

#### 3.1.1. Wyznaczanie lokalizacji kości śródreżca

Algorytm wyznaczania lokalizacji kości śródreżca opiera się na analizie minimów i maksimów przekrojów kolejnych wierszy zdjęcia, która rozpoczyna się od najniższego i idzie w kierunku najwyższego wiersza, przy jednoczesnym ignorowaniu pikseli nienależących do maski. Wynikiem jego działania dla każdej kości śródreżca są dolna i górna lokalizacja, odpowiadające pikselom  $D$  i  $U$  zlokalizowanym wewnątrz kości śródreżca w taki sposób, że wektor  $\overrightarrow{DU}$  o punkcie zaczepienia  $D$  jest zbliżony do jej osi. W następujących po sobie iteracjach dla kolejnych wierszy, analizie poddawane są ich przekroje w celu sprawdzenia, czy przechodzą one przez 5 odseparowanych od siebie kości śródreżca. Jeżeli tak, to wyznaczanych jest 5 pikseli tego wiersza, każdy zlokalizowany wewnątrz innej kości śródreżca, stanowiących dolne lokalizacje. Aby uzyskać górne lokalizacje, algorytm wykonywany jest ponownie, począwszy tym razem od wiersza znajdującego się nieco powyżej wiersza odpowiadającego dolnej lokalizacji (rysunek 3.5).



Działanie opisanego w niniejszym podrozdziale algorytmu przedstawiono na przykładzie kości śródreżca ręki prawej oraz maski użytej do jego analizy (rysunek 3.5).



**Rysunek 3.5.** Wyznaczanie lokalizacji kości śródreżca.

Algorytm analizuje kolejne wiersze, idąc od najniższego do najwyższego. Dla każdego badanego wiersza, którego skrajnie lewy i prawy piksel oznaczono odpowiednio  $L$  i  $R$ , algorytm wyznacza ciąg  $a = I(bSegment(L, R)) = (a_i)_{i=1}^m$ . Na jego podstawie, ignorując piksele nienależące do maski, ustalana jest minimalna możliwa różnica pomiędzy jasnościami pikseli w obrębie tkanki miękkiej i kości równa:

$$d = F_0 \cdot (\max(a) - \min(a))$$

gdzie  $F_0$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.3). Następnie, generowany jest ciąg indeksów następujących po sobie minimów lokalnych  $(s_i)_{i=1}^k$ , który spełnia poniższe warunki:

- Maksymalna wartość ciągu  $a$  pomiędzy dwoma kolejnymi minimami lokalnymi jest co najmniej o  $d$  większa od obu minimów:

$$\bigwedge_{i=1, \dots, k-1} \max(a, s_i, s_{i+1}) > \max(a_{s_i}, a_{s_{i+1}}) + d$$

podobnie jak maksymalna wartość ciągu  $a$  przed pierwszym i po ostatnim minimum lokalnym:

$$\begin{cases} \max(a, 1, s_1) > a_{s_1} + d \\ \max(a, s_k, m) > a_{s_k} + d \end{cases}$$

- Zakładając, że indeksy odpowiadające lewej i prawej krawędzi kości ( $l_i$  i  $r_i$ ) są zdefiniowane jako:

$$\begin{cases} l_i = biggerPrev(a, s_i, t_i) \\ r_i = biggerNext(a, s_i, t_i) \end{cases}$$

gdzie  $t_i$  odpowiada średniej z minimum lokalnego i mniejszego z sąsiadujących z nim maksimumów lokalnych:

$$\begin{cases} \bigwedge_{i=2, \dots, k-1} t_i = avg(a_{s_i}, \min(\max(a, s_{i-1}, s_i), \max(a, s_i, s_{i+1}))) \\ t_1 = avg(a_{s_1}, \min(\max(a, 1, s_1), \max(a, s_1, s_2))) \\ t_k = avg(a_{s_k}, \min(\max(a, s_{k-1}, s_k), \max(a, s_k, m))) \end{cases}$$

spełnione są warunki:

- Szerokość kości śródreżca jest większa niż 5 mm:

$$\bigwedge_{i=1, \dots, k} r_i - l_i > 5 \cdot n$$

zgodnie z założeniem o jej minimalnej szerokości.

- Szerokość tkanki miękkiej pomiędzy kośćmi jest większa, niż połowa szerokości kości z jej lewej strony:

$$\bigwedge_{i=1, \dots, k-1} l_{i+1} - r_i > \frac{r_i - l_i}{2}$$

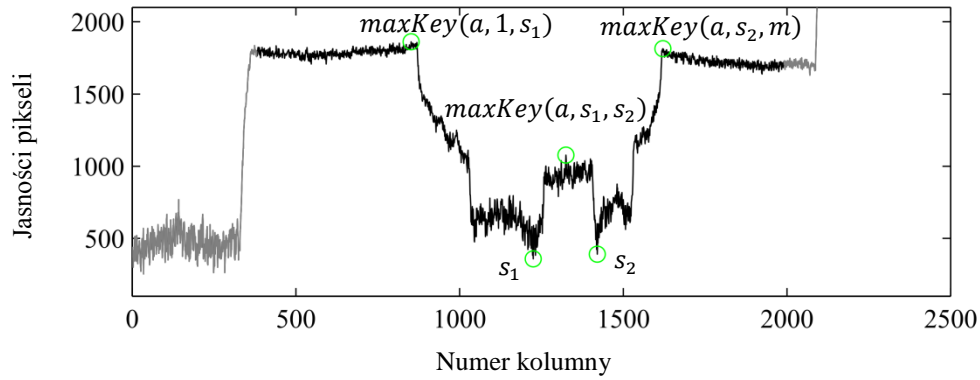
co zwiększa prawdopodobieństwo wyboru wiersza, w którym kości śródreżca nie nakładają się na siebie.

- Istnieje dokładnie 5 minimów lokalnych spełniających powyższe warunki:

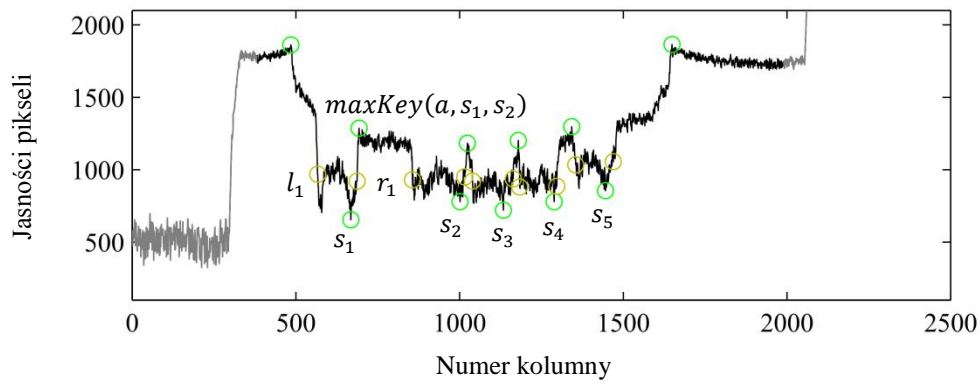
$$k = 5$$

które odpowiadają 5 pikselom wewnątrz 5 kości śródreżca.

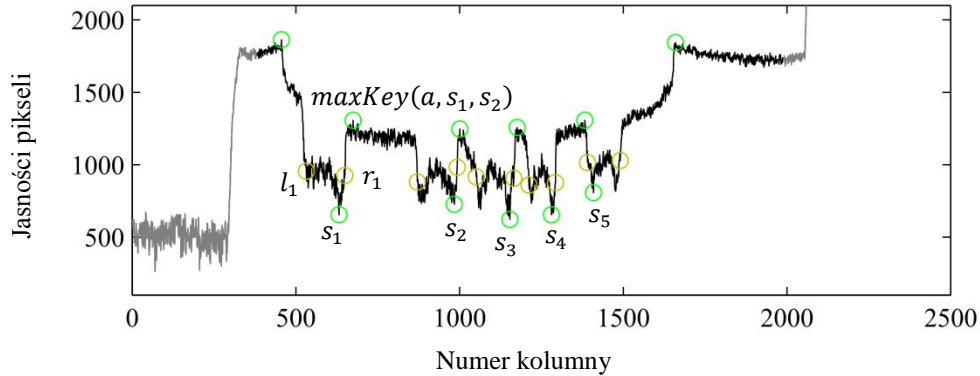
Wiersz 3048 (rysunek 3.5), którego przekrój jest pokazany na rysunku 3.6a jest odrzucany, ponieważ  $k = 2$ , co spowodowane jest tym, że nie przechodzi on przez kości śródreżca, tylko przez kość promieniową i łokciową.



a



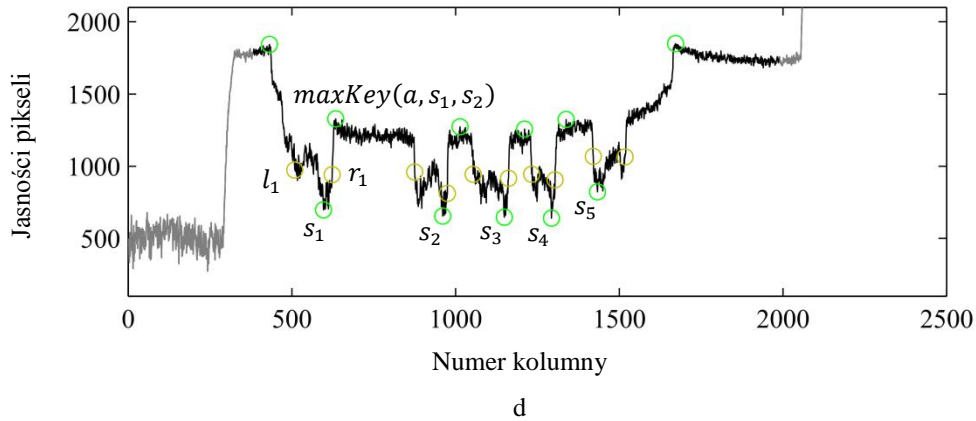
b



c

**Rysunek 3.6.** Wykresy przekrojów wierszy 3048 (a), 2272 (b), 2227 (c) i 2177 (d) zdjęcia rentgenowskiego z rysunku 3.5, z zaznaczonymi na szaro wartościami pikseli nienależącymi do maski.

Z kolei, wiersz 2272 (rysunek 3.5), którego przekrój jest pokazany na rysunku 3.6b, nie spełnia warunku dotyczącego odpowiedniej szerokości tkanki miękkiej pomiędzy kośćmi, z powodu nachodzenia na siebie kości śródreżca. Dopiero wiersz 2227 (rysunek 3.5), którego przekrój jest pokazany na rysunku 3.6c, spełnia wszystkie warunki i w związku z tym jest uznawany za odpowiadający dolnym lokalizacjom.



**Rysunek 3.6. c.d.** Wykresy przekrojów wierszy 3048 (a), 2272 (b), 2227 (c) i 2177 (d) zdjęcia rentgenowskiego z rysunku 3.5, z zaznaczonymi na szaro wartościami pikseli nienależących do maski.

Następnie wyszukiwany jest kolejny wiersz, rozpoczynając tym razem od wiersza 2177, znajdującego się  $5 \cdot n$  wierszy powyżej wiersza 2227. Wiersz 2177 (rysunek 3.5), którego przekrój jest pokazany na rysunku 3.6d, spełnia wszystkie warunki, zatem jest uznawany za odpowiadający górnym lokalizacjom. Mogłoby się jednak zdarzyć, że ich nie spełnia, co powodowałoby konieczność analizy kolejnych wierszy. Po uzyskaniu obu wierszy, te ich piksele, które odpowiadają ciągowi indeksów  $\left(\left\lfloor \frac{l_i+r_i}{2} \right\rfloor\right)_{i=1}^5$  stanowią dolne i górne lokalizacje (rysunek 3.7).



**Rysunek 3.7.** Dolne i górne lokalizacje kości śródreçca.

Trzykrotne przeglądnięcie całego wiersza jest wystarczające do stwierdzenia, czy istnieje ciąg minimów lokalnych, spełniających powyższe warunki. Za pierwszym razem

wyznaczane są minimum i maksimum globalne, za drugim razem generowany jest ciąg minimów lokalnych spełniających powyższe warunki wraz z maksymami lokalnymi pomiędzy nimi, a za trzecim razem indeksy odpowiadające lewej i prawej krawędzi kości. W związku z tym, że liczba analizowanych wierszy jest mniejsza od wysokości zdjęcia, a szerokość i wysokość zdjęcia są równe  $O(n)$ , złożoność obliczeniowa algorytmu wyznaczania lokalizacji kości śródreżca wynosi  $O(n^2)$ .

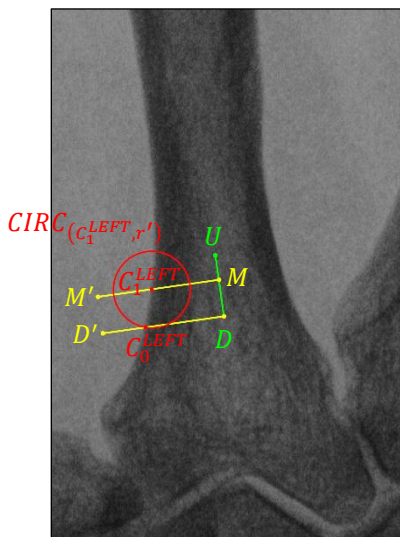
### 3.1.2. Wyznaczanie obrysów kości palców

W celu uzyskania obrysów kości palca, w skład którego wchodzi kość śródreżca, paliczek bliższy, środkowy i dalszy, opracowano algorytm segmentacji lokalnej wykorzystujący metodę rozrostu obszaru (ang. *region growing*) [16]. Wynikiem zastosowania tego algorytmu, dla każdego rozważanego palca są lewy i prawy obrys rozpoczynające się u podstawy kości śródreżca i kończące na czubku paliczka dalszego, które obejmują krawędzie trzonów kości i zewnętrzne krawędzie ich końców. W następujących po sobie iteracjach z lewej i z prawej strony kości, ustalone są okręgi ograniczające obszary segmentacji, których środki zlokalizowane są na krawędzi kości, a promienie są równe ustalonej z góry stałej  $r$ . Ponadto, w każdej iteracji ustalany jest spójny zbiór pikseli początkowych, leżących wewnątrz tego okręgu, ale poza kością, który powiększa się w trakcie działania metody rozrostu obszaru o sąsiednie piksele, spełniające następujące warunki: ich jasność jest mniejsza od progu segmentacji ( $t$ ), znajdują się wewnątrz obszaru segmentacji i po tej stronie bieżącego wektora kierunkowego segmentacji ( $\vec{v}$ ), po której znajduje się obszar segmentacji. Następnie, wyznaczany jest środek okręgu ograniczającego kolejny obszar segmentacji i tak dalej. Jeżeli w dowolnej iteracji algorytm nie jest w stanie wyznaczyć kolejnego obszaru segmentacji, wówczas jest on wykonywany od nowa dla innego promienia. Kolejno rozważane długości promienia odpowiadają ciągowi  $(3 \cdot n - i \cdot 0.2 \cdot n)_{i=0}^{10}$ , który został tak dobrany, korzystając z założenia o średniej szerokości tkanki miękkiej w opuszkach palców, aby obszary segmentacji obejmowały jedynie piksele tkanki miękkiej i kości.

Dla pełniejszego zrozumienia opisanego w niniejszym podrozdziale algorytmu, jego działanie przedstawiono na przykładzie prawego palca wskazującego ręki prawej i lokalizacji jego kości śródreżca, dolnej  $D$  i górnej  $U$ , uzyskanych w poprzednim etapie (podrozdział 3.1.1). Ponadto, w celu oszacowania złożoności obliczeniowej założono, że maksymalne

długości obrysów kości palców są mniejsze od dwukrotności maksymalnej sumy długości kości śródreżca, paliczka bliższego i środkowego, równej 364.4 mm. Opis algorytmu dotyczy jedynie wyznaczania lewego obrysu kości palca z uwagi na to, że prawy obrys wyznaczany jest w symetryczny sposób.

Na podstawie pikseli  $D$  i  $U$ , znajdujących się wewnątrz kości śródreżca (rysunki 3.7 i 3.8), generowany jest wektor kierunkowy segmentacji  $\vec{v} = \overline{DU}$ , o punkcie zaczepienia  $D$ , którego głównym zadaniem jest dodatkowe ograniczanie obszarów segmentacji. Wektor ten jest uaktualniany po każdej iteracji na podstawie ostatnio wyznaczonych środków lewego i prawego okręgu. Za pomocą pikseli  $D$  i  $U$  wyznaczany jest również pierwszy obszar segmentacji z lewej strony, identyfikowany przez dwa piksele znajdujące się na krawędzi kości. Aby je uzyskać, ustalany jest punkt  $M = D + r \cdot \frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|}$  oraz punkty  $D' = D + 10 \cdot n \cdot \frac{\text{rot}(\overline{DU}, -90^\circ)}{\|\overline{DU}\|}$  i  $M' = M + 10 \cdot n \cdot \frac{\text{rot}(\overline{DU}, -90^\circ)}{\|\overline{DU}\|}$ . Powstałe w ten sposób odcinki  $DD'$  i  $MM'$  o długości 10 mm są prostopadłe do odcinka  $DU$ , w związku z czym, zgodnie z założeniem o minimalnej, średniej i maksymalnej szerokości trzonu kości śródreżca, punkty  $D'$  i  $M'$  znajdują się poza rozważaną kością śródreżca (rysunek 3.8).

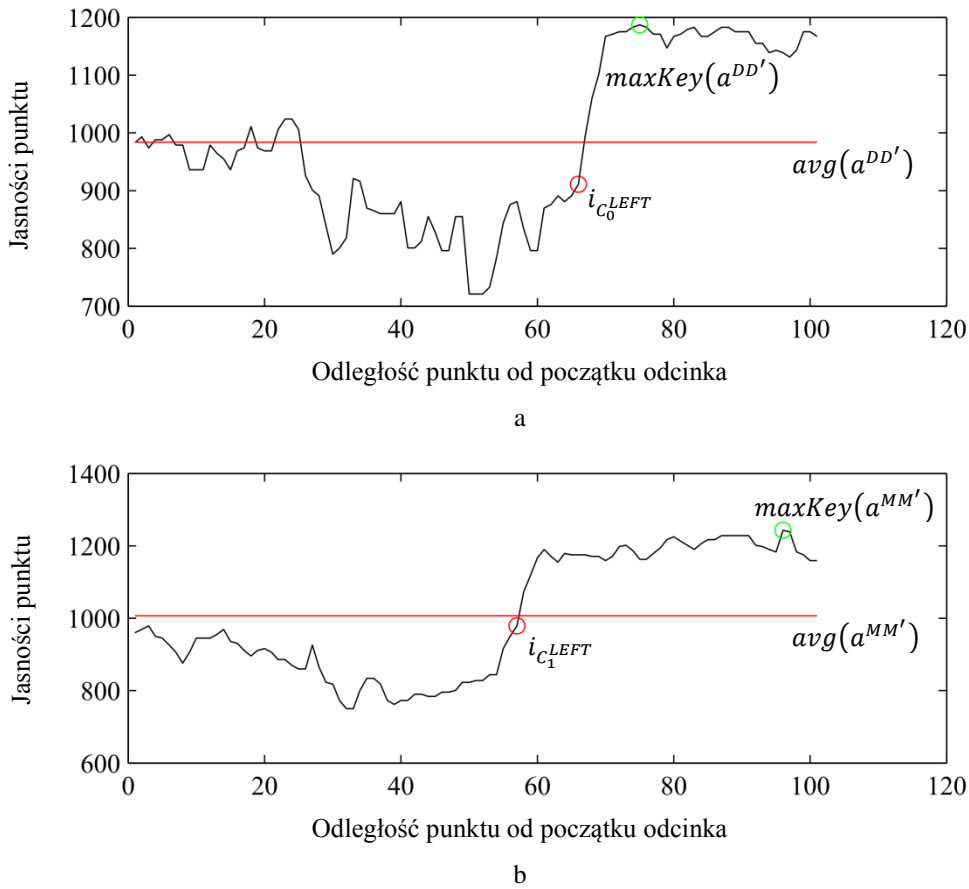


**Rysunek 3.8.** Wyznaczanie pierwszego obszaru segmentacji z lewej strony.

Zakładając, że średnia wartość przekroju obrazu wzdłuż odcinków  $DD'$  i  $MM'$  oddziela jaśniejsze punkty odpowiadające tkance miękkiej od ciemniejszych punktów odpowiadających kości, indeksy punktów znajdujących się na krawędzi kości wyznaczane są jako:

$$\begin{cases} i_{C_0^{LEFT}} = \text{smallerPrev}(a^{DD'}, \text{maxKey}(a^{DD'}), \text{avg}(a^{DD'})) \\ i_{C_1^{LEFT}} = \text{smallerPrev}(a^{MM'}, \text{maxKey}(a^{MM'}), \text{avg}(a^{MM'})) \end{cases}$$

gdzie  $a^{DD'} = I(\text{segment}(D, D'))$ , a  $a^{MM'} = I(\text{segment}(M, M'))$  są przekrojami obrazu wzdłuż rozważanych odcinków (rysunki 3.9a-b). Dla odcinka  $DD'$  wyznaczany jest piksel  $C_0^{LEFT}$ , a w przypadku odcinka  $MM'$  piksel  $C_1^{LEFT}$  (rysunki 3.9a-b), które generują okrąg  $CIRC_{(C_i^{LEFT}, r')}$  (czerwony okrąg na rysunku 3.8), gdzie  $r' = \|C_1^{LEFT} C_0^{LEFT}\| \approx r$  zastępuje  $r$  w dalszych iteracjach.



**Rysunek 3.9.** Przekroje obrazu wzdłuż odcinków  $DD'$  (a) i  $MM'$  (b).

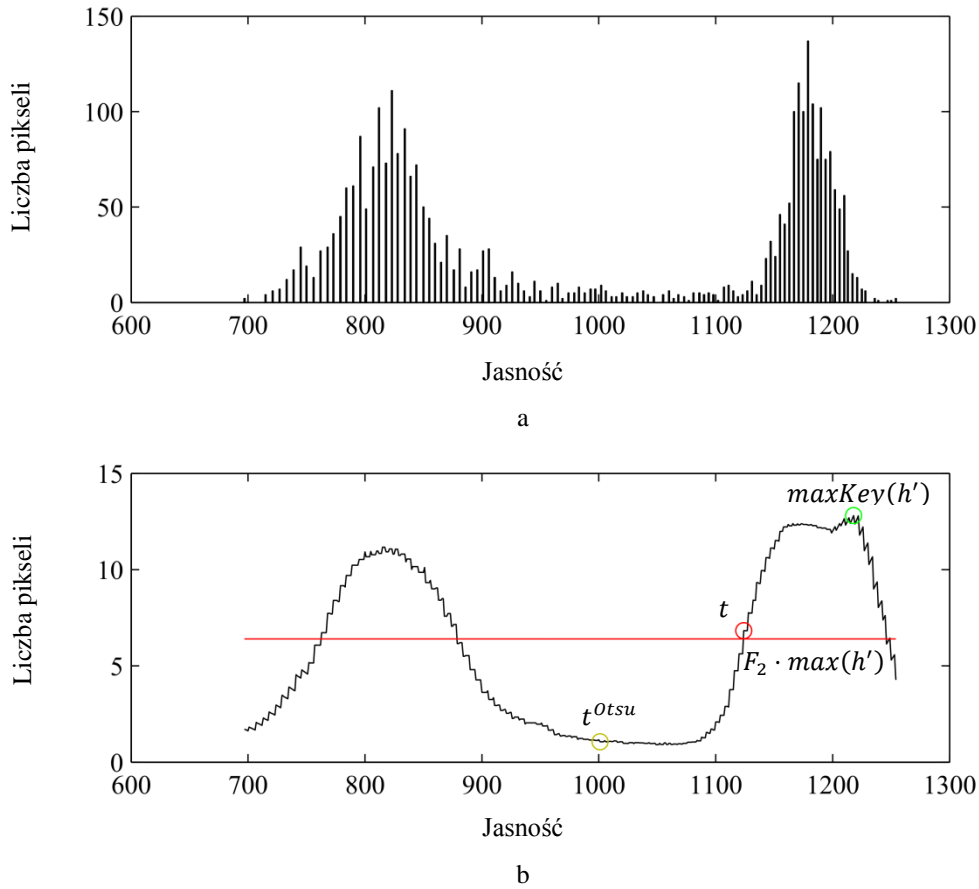
Złożoność obliczeniowa wyznaczania pierwszego obszaru segmentacji jest równa  $O(n)$ , ponieważ liczba punktów na odcinku  $DD'$  i  $MM'$  jest równa  $10 \cdot n = O(n)$ .

W celu uzyskania pierwszej maski segmentacji z lewej strony, należy wyznaczyć pierwszy próg segmentacji, który wykorzystywany jest do odseparowania jaśniejszych pikseli odpowiadających tkance miękkiej od ciemniejszych pikseli odpowiadających kości. W związku z tym wykonywany jest histogram  $h$ , obejmujący pierwszy obszar segmentacji

(rysunek 3.10a), po czym jest on rozmywany z wykorzystaniem współczynnika rozmycia  $F_1$ , który został wyznaczony heurystycznie (podrozdział 4.4), w wyniku czego powstaje histogram  $h'$  (rysunek 3.10b). Z wykorzystaniem algorytmu Otsu [46], wyliczany jest próg  $t^{Otsu}$ , na podstawie którego wyznaczany jest pierwszy próg segmentacji  $t$ , zgodnie ze wzorem:

$$t = biggerNext(h', t^{Otsu}, maxKey(h'), F_2 \cdot max(h'))$$

gdzie  $F_2$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.4).



**Rysunek 3.10.** Wykres histogramu obejmującego pierwszy obszar segmentacji z lewej strony przed (a) i po wygładzeniu (b).

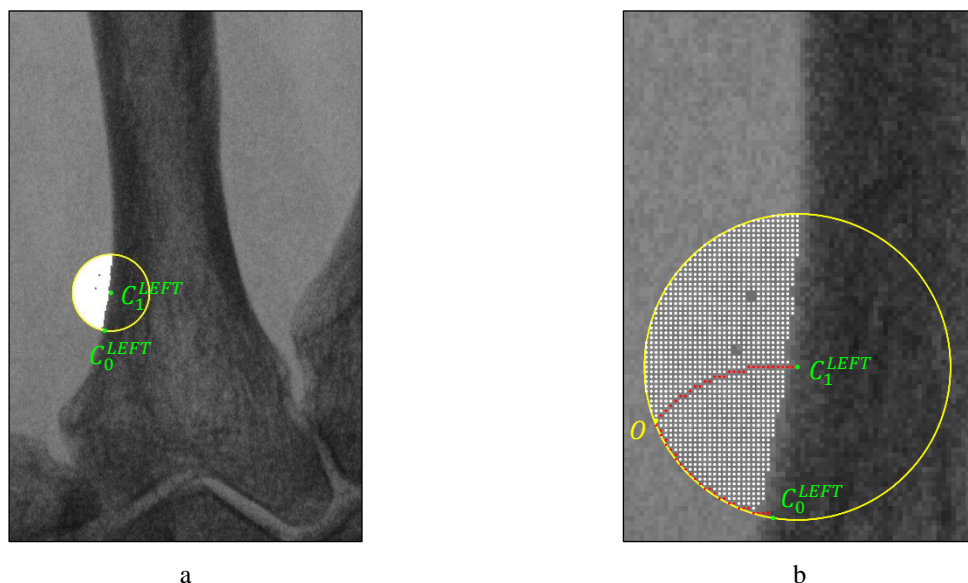
Próg ten jest następnie wykorzystywany w metodzie rozrostu obszaru, która rozpoczyna działanie od zbioru pikseli początkowych (czerwone piksele na rysunku 3.11b), zdefiniowanego jako:

$$ccCircSet \left( CIRC_{(C_0^{LEFT}, r')}, C_1^{LEFT}, O \right) \cup circSet \left( CIRC_{(C_1^{LEFT}, r')}, C_0^{LEFT}, O \right)$$

gdzie  $O$  jest pikselem na przecięciu okręgów  $CIRC_{(C_0^{LEFT}, r')}$  i  $CIRC_{(C_1^{LEFT}, r')}$ , który znajduje się na zewnątrz kości. Pierwszej masce z lewej strony odpowiadają białe piksele na rysunkach



3.11a-b. Leżą one wewnątrz okręgu  $CIRC_{(C_1^{LEFT}, r')}$  i nie należą do kości, tylko do tkanki miękkiej w jej bezpośrednim otoczeniu.



**Rysunek 3.11.** Wyznaczanie pierwszej maski z lewej strony.

Algorytm wyznaczania pierwszej maski ma złożoność  $O(n^2)$ , ponieważ ze wzoru na pole koła wiadomo, że wielkość pierwszego obszaru segmentacji zależy kwadratowo od długości promienia równej  $O(n)$ .

W każdej kolejnej iteracji, na podstawie pikseli  $C_{i-1}^{LEFT}$ ,  $C_i^{LEFT}$  i lewej maski zbiorczej (sumy masek otrzymanych z lewej strony w poprzednich iteracjach), wyznaczany jest punkt  $C_{i+1}^{LEFT}$ , będący środkiem okręgu ograniczającego kolejny obszar segmentacji (żółty okrąg na rysunku 3.12). W tym celu generowany jest ciąg promieni dyskretnych zdefiniowany jako:

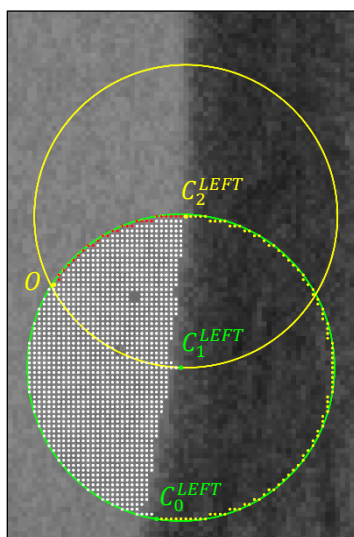
$$\left( bSegment(C_i^{LEFT}, P_j) \right)_{j=1}^m$$

gdzie:

$$(P_j)_{j=1}^m = ccCircSet \left( CIRC_{(C_i^{LEFT}, r')}, C_{i-1}^{LEFT} \right)$$

Następnie, dla każdego dyskretnego promienia, analizowane są piksele oddalone o więcej niż  $F_3 \cdot r'$  od środka okręgu, gdzie  $F_3$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.4) i jeżeli jest wśród nich więcej pikseli czarnych niż białych, promień uznawany jest za leżący wewnątrz kości. Sąsiednie promienie leżące wewnątrz kości są łączone w podciągi, spośród których wybierany jest pierwszy podciąg, którego długość jest większa od  $F_4 \cdot r'$ , gdzie  $F_4$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział

4.4). Píkseł z okręgu, będący końcem ostatniego promienia dyskretnege z tego podciągu jest środkiem kolejnego okręgu (píkselem  $C_{i+1}^{LEFT}$ ). Jeżeli ani jeden taki podciąg nie istnieje, segmentacja dla danego  $r$  kończy się niepowodzeniem. Jeżeli dla każdej rozpatrywanej wartości  $r$  segmentacja zakończy się niepowodzeniem, to uznaje się, że segmentacja nie została uzyskana i palec jest pomijany w dalszych etapach algorytmu.



**Rysunek 3.12.** Wyznaczanie kolejnego obszaru segmentacji z lewej strony.

Złożoność wyznaczania kolejnego obszaru segmentacji wynosi  $O(n^2)$ , ponieważ przeglądane są tu jednokrotnie wszystkie promienie dyskretne o długości nie większej, niż  $r'$ , których końcami są piksele leżące na okręgu. Obwód okręgu wynosi z kolei  $2\pi r'$ , a  $r' = O(n)$ .

Sposób otrzymywania kolejnych progów i masek różni się nieznacznie od sposobu wyznaczania pierwszego progu i maski. Po pierwsze, metoda rozrostu obszaru rozpoczyna działanie od zbioru pikseli początkowych (czerwone piksele na rysunku 3.12), zdefiniowanego jako:

$$ccCircSet \left( CIRC_{(C_1^{LEFT}, r')} , C_2^{LEFT} , O \right)$$

gdzie  $O$  jest pikselem na przecięciu okręgów  $CIRC_{(C_1^{LEFT}, r')}$  i  $CIRC_{(C_2^{LEFT}, r')}$ , który znajduje się na zewnątrz kości (rysunek 3.12). Po drugie, próg z poprzedniej segmentacji jest wykorzystywany w kolejnej, gdy ten aktualnie wyznaczony jest od niego mniejszy, co oznacza, że próg nie jest poprawny, ponieważ im dalsza kość, tym obszar segmentacji powinien być jaśniejszy. Trzecia różnica polega na tym, że metoda rozrostu obszaru nie może się rozrastać na piksele uznane w poprzednich iteracjach za odpowiadające kości.

Wyznaczanie kolejnego progu i maski ma złożoność  $O(n^2)$ , podobnie jak w przypadku wyznaczania pierwszego progu i maski.

Segmentacja wykonuje się dopóty, dopóki liczba iteracji nie przekracza  $\frac{2 \cdot h}{r'}$  i możliwe jest wyznaczenie punktów  $C_{i+1}^{LEFT}$  i  $C_{i+1}^{RIGHT}$  oraz spełniony jest jeden z dwóch warunków:

- $\|C_i^{LEFT} C_i^{RIGHT}\| > r'$  – nie nastąpiło zwężenie, więc segmentacja nie dotarła jeszcze do końca kości.
- $\max(\|DC_i^{LEFT}\|, \|DC_i^{RIGHT}\|) < 93.3 \text{ mm}$  – zgodnie z założeniem o minimalnej sumie długości kości śródreza, paliczka bliższego i środkowego, więc segmentacja nie dotarła jeszcze do paliczka dalszego.

Jeżeli warunki są spełnione, to obliczane są odległości  $\|DC_i^{LEFT}\|$  oraz  $\|DC_i^{RIGHT}\|$ . Jeżeli  $\|DC_i^{LEFT}\| < \|DC_i^{RIGHT}\|$ , to wyliczana jest kolejna maska lewej strony, sumowana do lewej zbiorczej maski i wyznaczany jest piksel  $C_{i+1}^{LEFT}$ . W przeciwnym razie, symetryczne operacje wykonywane są z prawej strony. W ten sposób, segmentacja lewej i prawej strony przebiega równomiernie, dzięki czemu wektor kierunkowy segmentacji może być uaktualniany na bieżąco.

Lewa i prawa maska zbiorcza, otrzymane po 7 iteracjach przedstawione są odpowiednio na rysunkach 3.13a-b. Uaktualniony wektor kierunkowy  $\vec{v}$  odpowiada czerwonemu odcinkowi na rysunku 3.13c. Jest on wyliczany jako:

$$\vec{v} = \frac{\sum_{i=\lfloor \frac{k}{2} \rfloor + 1}^k C_i}{k - \lfloor \frac{k}{2} \rfloor} - \frac{\sum_{i=1}^{\lfloor \frac{k}{2} \rfloor} C_i}{\lfloor \frac{k}{2} \rfloor}$$

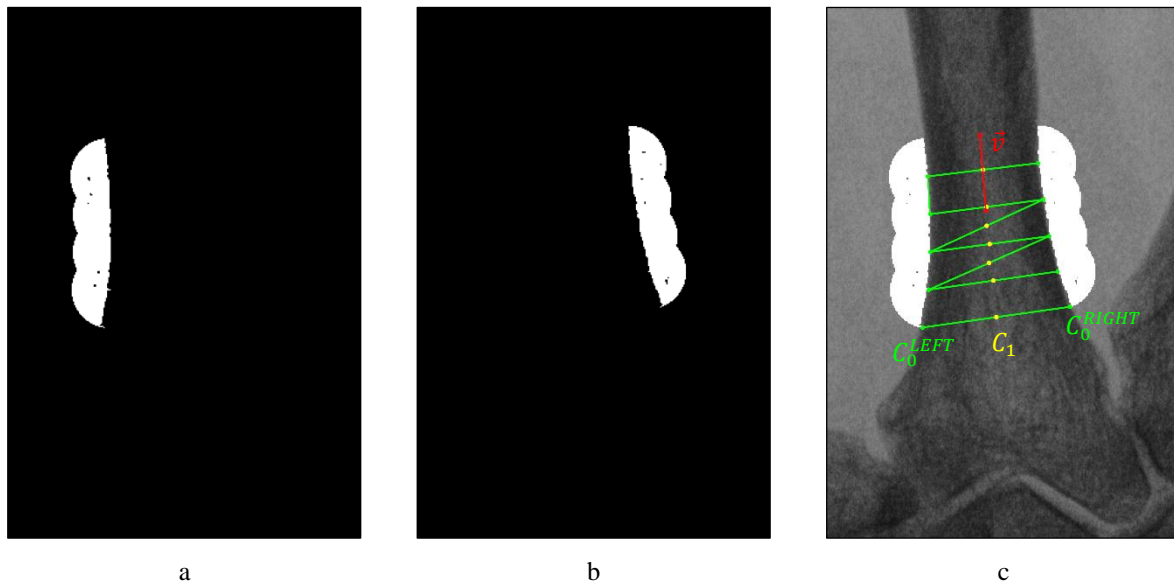
a jego punkt zaczepienia to:

$$\frac{\sum_{i=\lfloor \frac{k}{2} \rfloor + 1}^k C_i}{k - \lfloor \frac{k}{2} \rfloor}$$

gdzie ciąg  $(C_i)_{i=1}^k$  odpowiada  $k$  ostatnim środkom odcinków  $(C_j^{LEFT} C_i^{RIGHT})_{j,l}$  (żółte punkty na rysunku 3.13c), wyznaczanymi po każdej zmianie strony segmentacji. Aby wektor  $\vec{v}$  nie był za krótki, przyjęto  $k = 8$  dla  $r' = 3 \cdot n$ , a dla pozostałych wartości  $r'$   $k$  jest odpowiednio przeskalowywane:

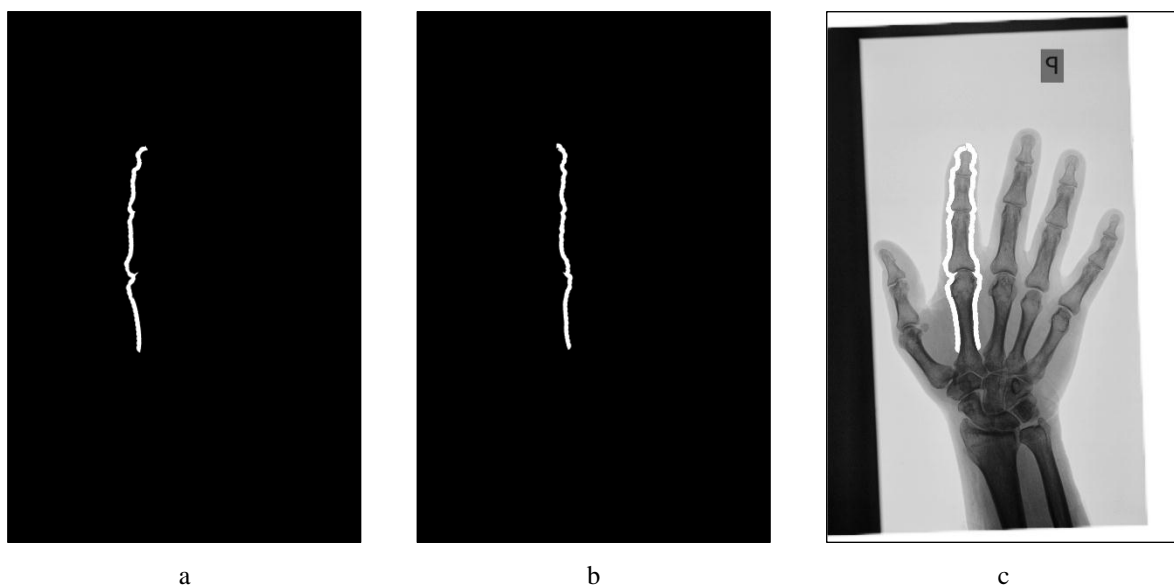
$$k = \left\lceil 8 \cdot \frac{3 \cdot n}{r'} \right\rceil$$

Na rysunku 3.13c,  $r' = 3.03 \cdot n$ , stąd  $k = \left\lceil 8 \cdot \frac{3 \cdot n}{3.03 \cdot n} \right\rceil = 7$ .



**Rysunek 3.13.** Lewa (a) i prawa (b) maska zbiorcza otrzymane po 7 iteracjach nałożone na zdjęcie rentgenowskie (c).

Przykładowy wynik segmentacji jest przedstawiony na rysunkach 3.14a-c.



**Rysunek 3.14.** Lewa (a) i prawa (b) maska zbiorcza nałożone na zdjęcie rentgenowskie (c).

Złożoność przedstawionej segmentacji lokalnej wynosi  $O(n^2)$ , ponieważ maksymalna liczba iteracji jest ograniczona przez stałą  $\frac{2 \cdot h}{r}$ , a każda iteracja ma złożoność równą  $O(n^2)$ .

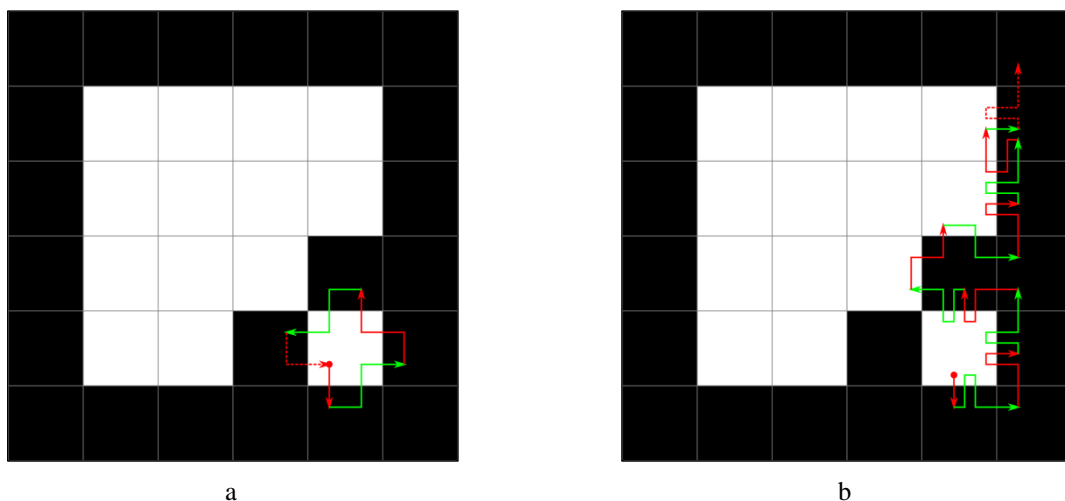
Lewa i prawa maska zbiorcza są wykorzystywane do uzyskania lewego i prawego obrysu kości palca. Zastosowano w tym celu zmodyfikowany algorytm śledzenia obrysu z nawrotami (ang. *backtracking bug follower*) [55]. Klasyczny algorytm śledzenia obrysu

z nawrotami dla pewnego segmentu, rozpoczyna się od przejścia z piksela leżącego wewnątrz segmentu, do sąsiadującego z nim bezpośrednio piksela, znajdującego się poza tym segmentem, a następnie:

- Jeżeli aktualny piksel jest czarny, następuje powrót do poprzedniego punktu i skręt w prawo.
- Jeżeli aktualny piksel jest biały, następuje dodanie go do obrysu i skręt w prawo.

Ponadto, klasyczny algorytm działa dopóki nie dotrze do piksela, od którego rozpoczyna się śledzenie obrysu.

W przypadku zmodyfikowanego algorytmu działającego na lewej masce zbiorczej, jeżeli aktualny piksel jest czarny, to następuje powrót do poprzedniego punktu i ostry skręt w prawo (rysunek 3.15b). Na przykład, jeżeli aktualnym kierunkiem śledzenia obrysów jest  $S$ , skręt w prawo odpowiada kierunkowi  $W$ , a ostry skręt w prawo kierunkowi  $NW$ . W ten sposób eliminowany jest błąd polegający na zapętleniu, który mógł wystąpić w metodzie oryginalnej przy dopuszczeniu niebezpośredniego sąsiedztwa (rysunek 3.15a). Ponadto, zastosowana modyfikacja działa dopóty, dopóki aktualny piksel nie znajduje się na czubku paliczka dalszego.



**Rysunek 3.15.** Działanie zmodyfikowanego (b) i klasycznego (a) algorytmu śledzenia obrysu z nawrotami, dla którego dochodzi do zapętlenia.

Zmodyfikowany algorytm śledzenia obrysów z nawrotami działa na segmentach odpowiadających lewej i prawej masce zbiorczej. W przypadku lewej maski zbiorczej, rozpoczyna się od piksela  $C_0^{LEFT}$ , który jest białym pikselem odpowiadającym tkance miękkiej i przechodzi do sąsiadującego z nim czarnego piksela odpowiadającego kości.

Z uwagi na to, że zastosowana modyfikacja powinna działać dopóki aktualny piksel nie znajduje się na czubku paliczka dalszego, po każdym przejściu sprawdzana jest odległość aktualnego piksela od piksela  $C_{END}^{LEFT}$ , będącego środkiem ostatniego obszaru segmentacji z lewej strony. Jeżeli jest ona mniejsza niż  $r'$ , to uzyskane do tej pory obrysy są zwracane jako wynik działania algorytmu (rysunki 3.16a i 3.16b).

Złożoność obliczeniowa śledzenia obrysów kości palca wynosi  $O(n)$ , ponieważ maksymalna liczba pikseli jest równa  $364.4 \cdot n = O(n)$ , a każdy z tych pikseli jest odwiedzany co najwyżej stałą liczbę razy.

Algorytm wyznaczania obrysów kości palców ma złożoność równą  $O(n^2)$ , ponieważ jego najbardziej złożony etap (algorytm segmentacji lokalnej) ma taką samą złożoność.

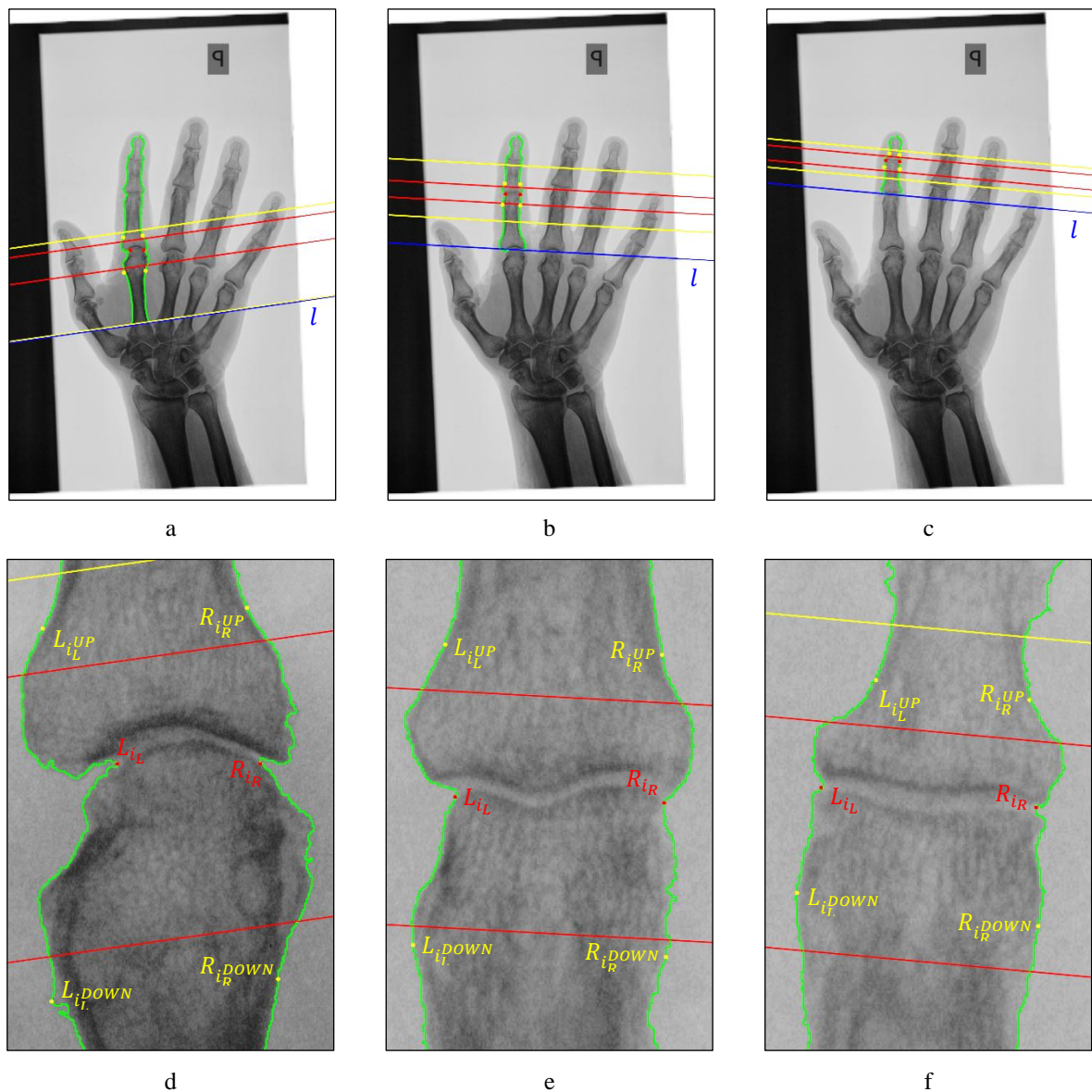


**Rysunek 3.16.** Lewy i prawy obrys kości palca.

### 3.1.3. Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów

Algorytm wyznaczania lokalizacji stawów opiera się na analizie obrysów kości palców i wykorzystaniu założeń o rozmiarach kości. Wynikiem jego działania dla każdego stawu rozważanych palców są lewy i prawy obrys stawu wraz z wyszczególnionymi pikselami, znajdującymi się pomiędzy górną i dolną powierzchnią stawową (rysunki 3.19a-c). Algorytm rozpoczyna działanie od ograniczenia obrysów. Następnie, piksele z lewego i prawego obrysu o zbliżonej odległości od początku ograniczonych obrysów są łączone w pary. Lokalizacja stawu jest wyznaczana spośród par, których średnia odległość

od początku ograniczonych obrysów mieści się w ustalonym przedziale. Spośród wszystkich pikseli należących do tych par, wyznaczone są lewy i prawy piksel, pomiędzy którymi odległość jest najmniejsza. Algorytm działa w taki sam sposób dla wszystkich 3 stawów, zmieniają się jedynie rozważane obrysy i przedziały, w których poszukiwane są stawy. W przypadku stawu śródrečno-paliczkowego, rozpatrywane są całe obrysy (zielone krzywe na rysunku 3.17a). Dla stawu międzypaliczkowego bliższego, obrysy są ograniczane od dołu przez lokalizację stawu śródrečno-paliczkowego (zielone krzywe na rysunku 3.17b). Podobnie w przypadku stawu międzypaliczkowego dalszego, dla którego obrysy są ograniczane od dołu przez lokalizację stawu międzypaliczkowego bliższego (zielone krzywe na rysunku 3.17c).



**Rysunek 3.17.** Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów.

Zakładając, że maksymalna odległość pary od początku ograniczonych obrysów jest równa  $d_{MAX}$ , przedział poszukiwań stawu śródrečno-paliczkowego ustalany jest na  $[0, 0.5 \cdot d_{MAX}]$  (obrysy pomiędzy żółtymi prostymi na rysunku 3.17a), zgodnie z założeniami o średnich długościach kości śródrečna, paliczka bliższego i środkowego. W przypadku stawu międzypaliczkowego bliższego i dalszego, przedziały zostały wyznaczone z wykorzystaniem założenia o proporcjach średnich długości paliczka bliższego, środkowego i dalszego w taki sposób, aby obejmowały górne połowy dolnych i dolne połowy górnych powierzchni stawowych lokalizowanego stawu. Wyznaczone w ten sposób przedziały (obrysy pomiędzy żółtymi prostymi na rysunkach 3.17b-c) przedstawione są w tabeli 3.1.

	Palec wskazujący	Palec środkowy
MCP	$[0, 0.5 \cdot d_{MAX}]$	$[0, 0.5 \cdot d_{MAX}]$
PIP	$[0.25 \cdot d_{MAX}, 0.64 \cdot d_{MAX}]$	$[0.25 \cdot d_{MAX}, 0.65 \cdot d_{MAX}]$
DIP	$[0.28 \cdot d_{MAX}, 0.78 \cdot d_{MAX}]$	$[0.29 \cdot d_{MAX}, 0.79 \cdot d_{MAX}]$

**Tabela 3.1.** Przedziały ograniczonych obrysów, w których poszukiwane są lokalizacje stawów.

Działanie algorytmu wyznaczania obrysów i lokalizacji stawów, którego szczegółowy opis umieszczono poniżej, przedstawiono na przykładzie prawego palca wskazującego ręki prawej i całych bądź części jego lewego i prawego obrysu, odpowiednio  $(L_i)_{i=1}^{m_L}$  i  $(R_i)_{i=1}^{m_R}$ , uzyskanych w poprzednim etapie (podrozdział 3.1.2).

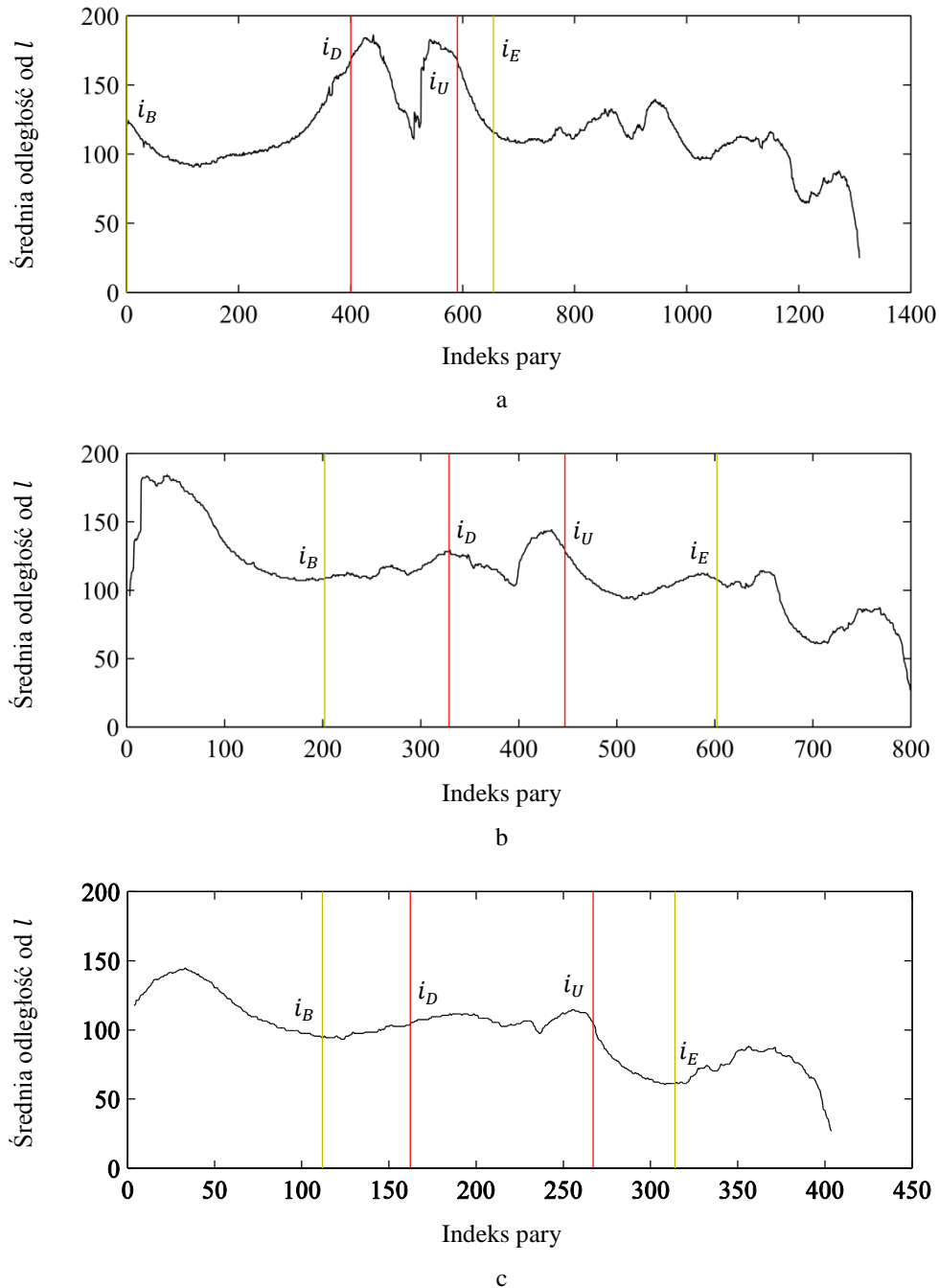
Algorytm wyznaczania lokalizacji stawów rozpoczyna działanie od wyznaczenia prostej  $l$  przechodzącej przez piksele  $L_1$  i  $R_1$  (niebieska prosta na rysunkach 3.17a-c), po czym piksele lewego i prawego obrysu o podobnej odległości od prostej  $l$  są łączone w pary. Pierwsza para składa się z pikseli  $L_1$  i  $R_1$ , a kolejne wyznaczone są w następujący sposób. Jeżeli w poprzednio wyznaczonej parze  $(L_i, R_j)$ ,  $dist(l, L_i) \leq dist(l, R_j)$ , to wyznaczone jest pierwsze  $i' > i$ , dla którego  $dist(l, L_{i'}) > dist(l, R_j)$ , a kolejną parą jest  $(L_{i'}, R_j)$ . W przeciwnym razie, wyznaczone jest pierwsze  $j' > j$ , dla którego  $dist(l, L_i) \leq dist(l, R_{j'})$ , a kolejną parą jest  $(L_i, R_{j'})$ . W wyniku tej operacji, otrzymywane są 4 zsynchronizowane ze sobą ciągi  $a^L$ ,  $a^R$ ,  $a^{LR}$  i  $a^{DU}$ , których wartości odpowiadają odpowiednio indeksom lewego i prawego piksela pary, odległości pomiędzy nimi i ich średniej odległości od prostej  $l$ .

Dolny i górny indeks par, odpowiednio  $i_B$  i  $i_E$ , zawężające przedział poszukiwań (żółte proste na rysunkach 3.17a-c i wykresach 3.18a-c) są równe:



$$\begin{cases} i_B = biggerNext(a^{DU}, 0, F_B) \\ i_E = biggerNext(a^{DU}, 0, F_E) \end{cases}$$

gdzie  $F_B$  i  $F_E$  to odpowiednio początki i końce przedziałów z tabeli 3.1.



**Rysunek 3.18.** Wykresy ciągów  $a^{LR}$ .

Rozpatrywanie jedynie par o indeksach pomiędzy  $i_B$  i  $i_E$ , wśród których powinny znajdować się lokalizacje stawów, zwiększa prawdopodobieństwo otrzymania prawidłowych indeksów par odpowiadających początkom poszerzeń górnej i dolnej powierzchni stawowej (czerwone

proste na rysunkach 3.17a-f i wykresach 3.18a-c), odpowiednio  $i_D$  i  $i_U$ , które są wyznaczone jako:

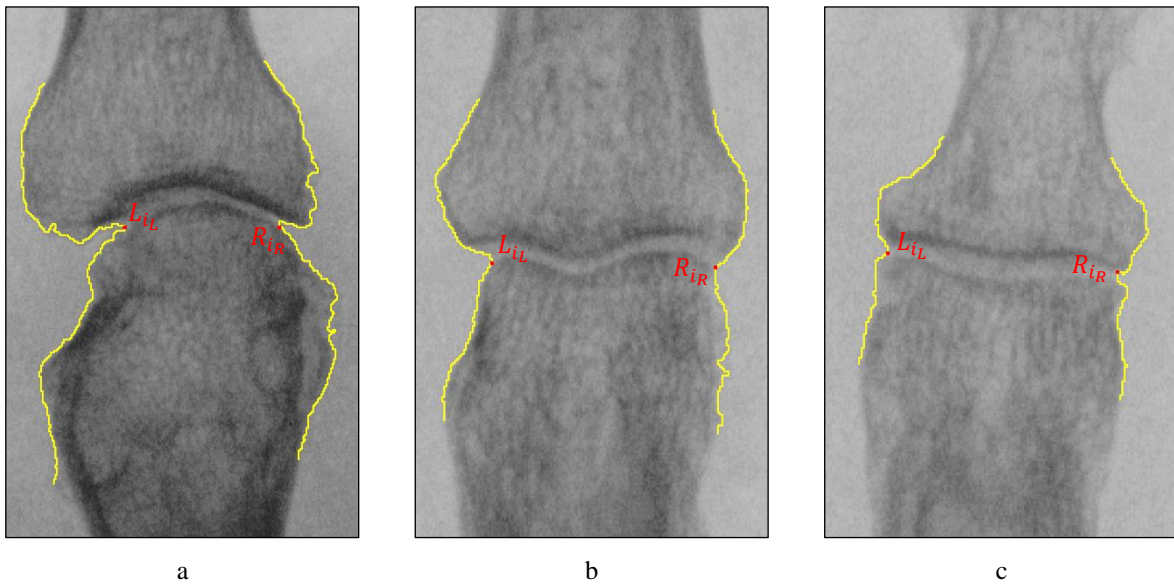
$$\begin{cases} i_D = biggerNext(a^{LR}, i_B, \min(a^{LR}, i_B, i_E) + F \cdot (\max(a^{LR}, i_B, i_E) - \min(a^{LR}, i_B, i_E))) \\ i_U = biggerPrev(a^{LR}, i_E, \min(a^{LR}, i_B, i_E) + F \cdot (\max(a^{LR}, i_B, i_E) - \min(a^{LR}, i_B, i_E))) \end{cases}$$

gdzie współczynnik  $F$  przyjmuje kolejne wartości ze zbioru  $\{0.8, 0.7, \dots, 0.2\}$ , dopóki nie uda się znaleźć indeksów  $i_D$  i  $i_U$  takich dwóch par, których średnia odległość od prostej  $l$  różni się co najmniej o  $10 \cdot n$ ,  $7.5 \cdot n$  i  $5 \cdot n$ , odpowiednio dla stawu śródręczno-paliczkowego, międzypaliczkowego bliższego i dalszego.

Ostatnim krokiem algorytmu jest wyszukanie lokalizacji stawu, które odpowiadają najbliższym pikselom z lewego i prawego obrysu, odpowiednio  $L_{i_L}$  i  $R_{i_R}$ , gdzie  $i_L \in \{a_i^L\}_{i=i_D}^{i_U}$ , a  $i_R \in \{a_i^R\}_{i=i_D}^{i_U}$  (czerwone piksele na rysunkach 3.17a-f). Na podstawie indeksu  $i_L$  wyznaczone są również indeksy pikseli, znajdujących się nieco powyżej i poniżej  $L$ , odpowiednio  $i_L^{UP}$  i  $i_L^{DOWN}$  jako:

$$\begin{cases} i_L^{UP} = biggerNext(a^{DU,LEFT}, i_L, a_{i_L}^{DU} + F_U) \\ i_L^{DOWN} = smallerPrev(a^{DU,LEFT}, i_L, a_{i_L}^{DU} - F_D) \end{cases}$$

gdzie  $a^{DU,LEFT}$  jest ciągiem kolejnych odległości pikseli z lewego obrysu od prostej  $l$ ,  $F_U$  jest równy  $10 \cdot n$ ,  $7.5 \cdot n$  i  $5 \cdot n$ , a  $F_D$  jest równy  $15 \cdot n$ ,  $7.5 \cdot n$  i  $5 \cdot n$ , odpowiednio dla stawu śródręczno-paliczkowego, międzypaliczkowego bliższego i dalszego.



**Rysunek 3.19.** Obrysy i lokalizacje stawów.

W podobny sposób, na podstawie  $i_R$  wyznaczane są indeksy  $i_R^{UP}$  i  $i_R^{DOWN}$ . Indeksy te służą ograniczeniu lewego i prawego obrysu do części odpowiadających stawom (żółte krzywe na rysunkach 3.19a-c), które są przekazywane do kolejnego etapu wraz z dopasowanymi do nich indeksami piksela  $L_{i_L}$  i  $R_{i_R}$  (czerwone piksele na rysunkach 3.19a-c).

Algorytm lokalizowania stawów ma złożoność  $O(n)$ , ponieważ trzykrotnie łączy on lewe i prawe piksele w pary oraz wykorzystuje funkcje *biggerNext* i *smallerPrev*, które mają złożoność liniową. Złożoność obliczeniowa łączenia lewych i prawych punktów w pary jest z kolei równa  $O(n)$ , ponieważ zależy liniowo od długości lewego i prawego obrysu, równych w najgorszym wypadku  $264.4 \cdot n = O(n)$ .

### 3.2. Wyznaczanie obrysów powierzchni stawowych

Algorytm wyznaczania obrysów powierzchni stawowych opiera się na analizie przekrojów obrazu i wykorzystaniu metody aktywnego konturu (ang. *active contour*) [34]. Wynikiem działania algorytmu dla każdego stawu są obrysy jego dolnej i górnej powierzchni stawowej. Rozpoczyna on działanie od połączenia lewej i prawej lokalizacji stawu ciągiem punktów oddalonych od siebie o  $d$  i znajdujących się pomiędzy górną i dolną powierzchnią stawową. Fragmenty lewego i prawego obrysu stawu, znajdujące się powyżej lokalizacji tworzą wraz z tym ciągiem początkowy obrys górnej powierzchni stawowej (czerwone krzywe na rysunkach 3.22a-c). Początkowy obrys dolnej powierzchni stawowej budowany jest z tego samego ciągu oraz fragmentów lewego i prawego obrysu stawu, znajdujących się poniżej lokalizacji (czerwone krzywe na rysunkach 3.22d-f). Początkowe obrysy obu powierzchni stawowych odbiegają nieco od ich rzeczywistych obrysów, w związku z czym są poprawiane z wykorzystaniem analizy przekrojów obrazu. Uzyskane w ten sposób obrysy są bardziej zbliżone do rzeczywistych, tym niemniej podlegają uszczegółowieniu przy użyciu metody aktywnego konturu.

Działanie opisanego w niniejszym podrozdziale algorytmu przedstawiono na przykładzie stawów palca wskazującego prawej ręki oraz obrysów i lokalizacji stawów, odpowiednio  $(L_i)_{i=1}^{m_L}$  i  $(R_i)_{i=1}^{m_R}$  oraz  $L$  i  $R$ , uzyskanych w poprzednim etapie (podrozdział 3.1). Ponadto, w celu oszacowania złożoności obliczeniowej przyjęto, że maksymalne długości obrysów powierzchni stawowych są mniejsze od sumy maksymalnej długości i szerokości trzonu kości śródrezcza równej 94.24 mm. Dodatkowo, założono, że odległość pomiędzy lewą

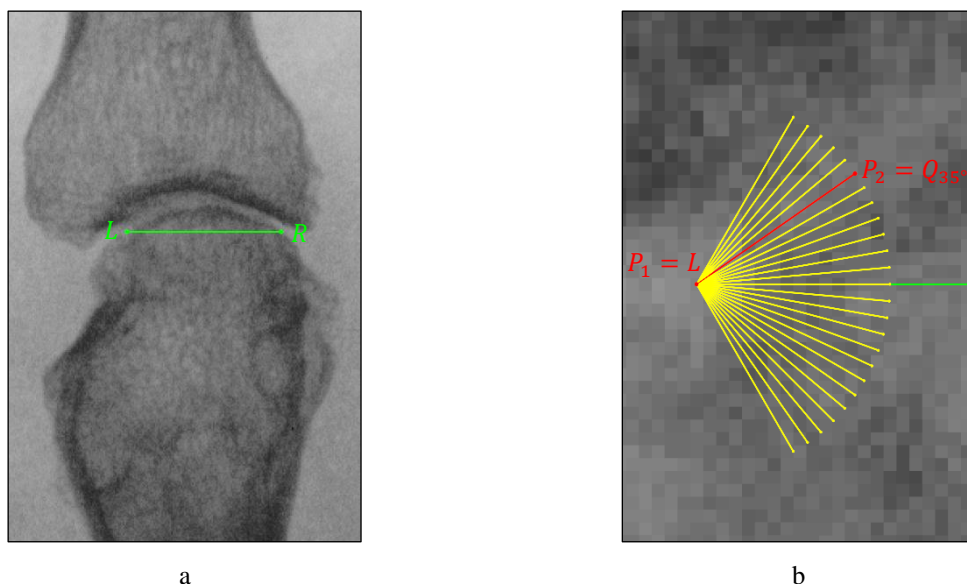
i prawą lokalizacją stawu jest mniejsza od maksymalnej szerokości trzonu kości śródreżca wynoszącej 12.04 mm.

### 3.2.1. Wyznaczanie początkowych obrysów dolnej i górnej powierzchni stawowej

Na początku algorytmu, dla kolejnych wartości  $d$  ze zbioru  $\{i \cdot 0.3 \cdot n\}_{i=1}^5$ , wyznaczane są dwa ciągi punktów  $a^{LR} = (P_i^{LR})_{i=1}^{m_{LR}}$  (czerwone krzywe na rysunkach 3.21a-c) i  $a^{RL} = (P_i^{RL})_{i=1}^{m_{RL}}$  (żółte krzywe na rysunkach 3.21a-c), w których odległość pomiędzy kolejnymi punktami jest równa  $d$ . Pierwszy punkt  $P_1$  każdego ciągu  $a^{LR}$  jest równy  $L$ , a następne punkty  $P_{i+1}$  są wyznaczone dopóki  $d < \|P_i R\|$ , za pomocą rotacji wektora  $v = d \cdot \frac{\overline{P_i R}}{\|P_i R\|}$ :

$$\{v_\alpha = \text{rot}(v, \alpha)\}_{\alpha \in A}$$

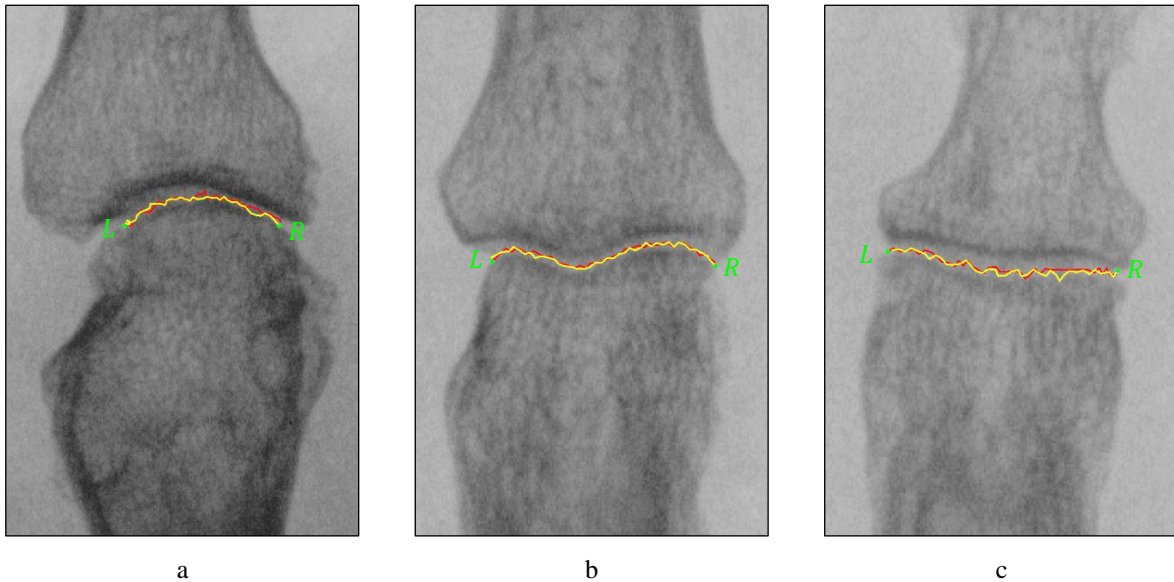
gdzie  $A = \{k \cdot 5^\circ\}_{k=-12}^{12}$  (rysunek 3.20b). Punkt  $P_{i+1}$  jest wybierany spośród punktów  $Q = \{Q_\alpha = P_i + v_\alpha\}_{\alpha \in A}$  jako ten, dla którego odcinek  $P_i Q_\alpha$  jest najjaśniejszy – średnia wartość ciągu  $I(\text{segment}(P_i, Q_\alpha))$  jest największa.



**Rysunek 3.20.** Punkt  $P_1 = L$  i punkty ze zbioru  $Q$ , spośród których wyznaczany jest  $P_2$ .

W zbiorze  $A$  uwzględniono jedynie kąty z przedziału  $[-60^\circ, 60^\circ]$ , ponieważ aby kolejne punkty zbliżały się do  $R$  musi zachodzić nierówność  $\|Q_\alpha R\| < \|P_i R\|$ . Jest ona spełniona, gdy  $\alpha < \left| \arccos\left(\frac{d}{2 \cdot \|P_i R\|}\right) \right|$ . Kolejne punkty są wyznaczone dla  $d < \|P_i R\|$ , stąd

$\inf \left\{ \left| \arccos \left( \frac{d}{2 \cdot \|P_i R\|} \right) \right| \right\} = 60^\circ$ . W związku z tym dla  $-60^\circ \leq \alpha \leq 60^\circ$  i dla  $d < \|P_{i-1} R\|$ , kolejne punkty zbliżają się do  $R$ . Aby zapewnić liniową złożoność tego etapu algorytmu, pod uwagę brane są wyłącznie  $Q_\alpha$ , które spełniają dodatkowo nierówność  $\|Q_\alpha R\| \leq \|P_i R\| - 1$ . Ciąg  $a^{RL}$  jest generowany w podobny sposób, przy czym pierwszy punkt ciągu jest równy  $R$ , a kolejne leżą coraz bliżej piksela  $L$ . Spośród par ciągów, wyznaczonych w opisany wyżej sposób dla każdego  $d$ , wybierana jest ta para, dla której średnia odległości pomiędzy punktami ciągów  $a^{LR}$  i  $a^{RL}$  jest najmniejsza. Ten z obu ciągów pary, wzdłuż którego punkty są najjaśniejsze jest wykorzystywany w dalszej części algorytmu. Rozpatrywanie różnych wartości  $d$  i kierunków ciągów zwiększa prawdopodobieństwo otrzymania ciągu punktów, znajdujących się pomiędzy dolną i górną powierzchnią stawową.

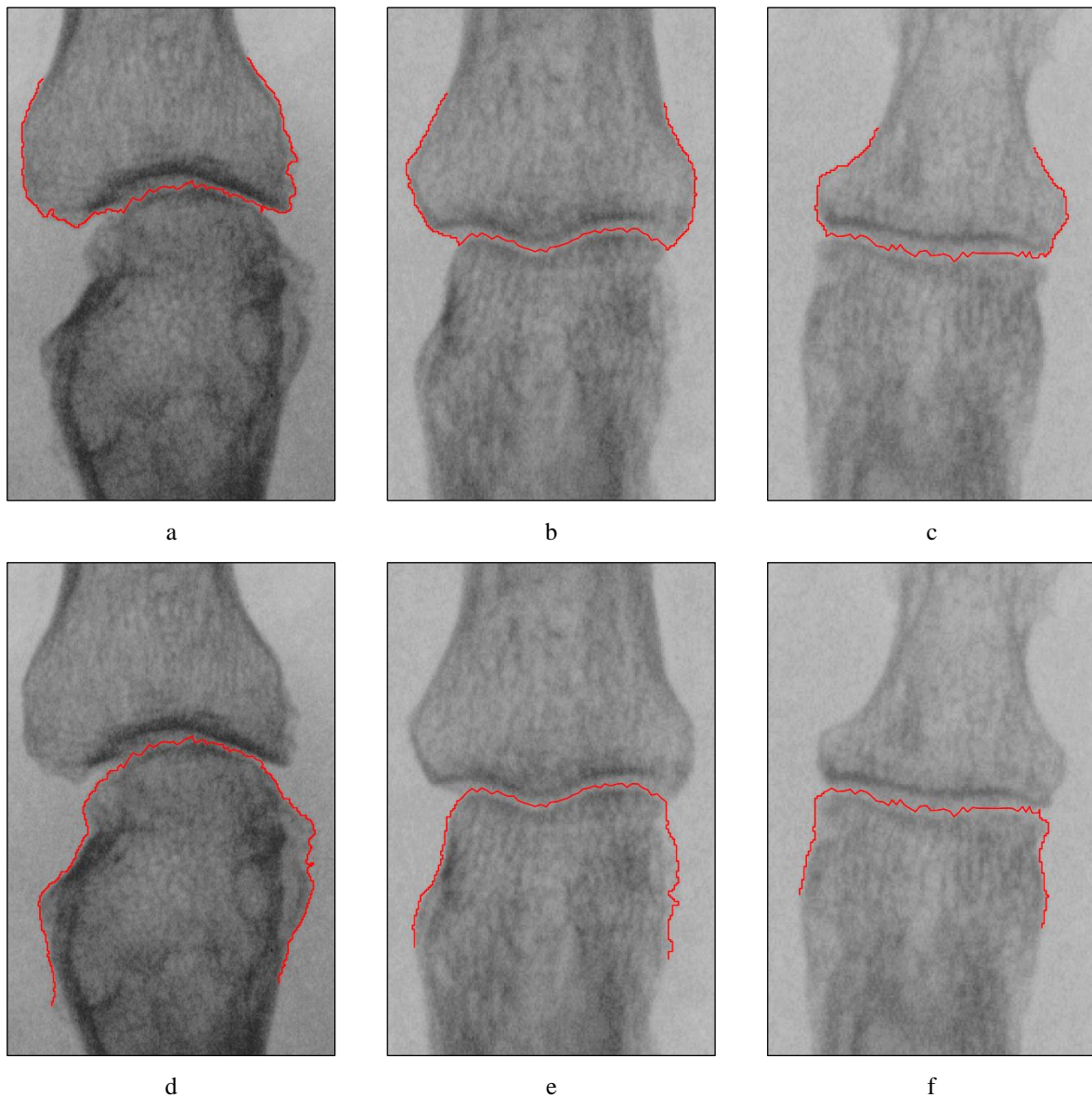


**Rysunek 3.21.** Wyznaczanie ciągów  $a^{LR}$  i  $a^{RL}$ .

Wyznaczony ciąg jest łączony z fragmentami lewego i prawego obrysu stawu, znajdującymi się powyżej i poniżej jego lokalizacji, w wyniku czego powstają dwa początkowe obrysy, odpowiednio górnej i dolnej powierzchni stawowej (rysunki 3.22a-f). Obrysy te odbiegają nieco od rzeczywistych obrysów powierzchni stawowych, dlatego też są następnie dwukrotnie poprawiane.

Wyznaczanie ciągu punktów pomiędzy dolną i górną powierzchnią stawową ma złożoność obliczeniową równą  $O(n)$ , ponieważ maksymalna długość ciągu jest mniejsza od  $12.04 \cdot n$ . Podobnie jest w przypadku łączenia tego ciągu z fragmentami obrysu stawu.

Algorytm wyznaczania początkowych obrysów górnej i dolnej powierzchni stawowej ma zatem złożoność obliczeniową równą  $O(n)$ .

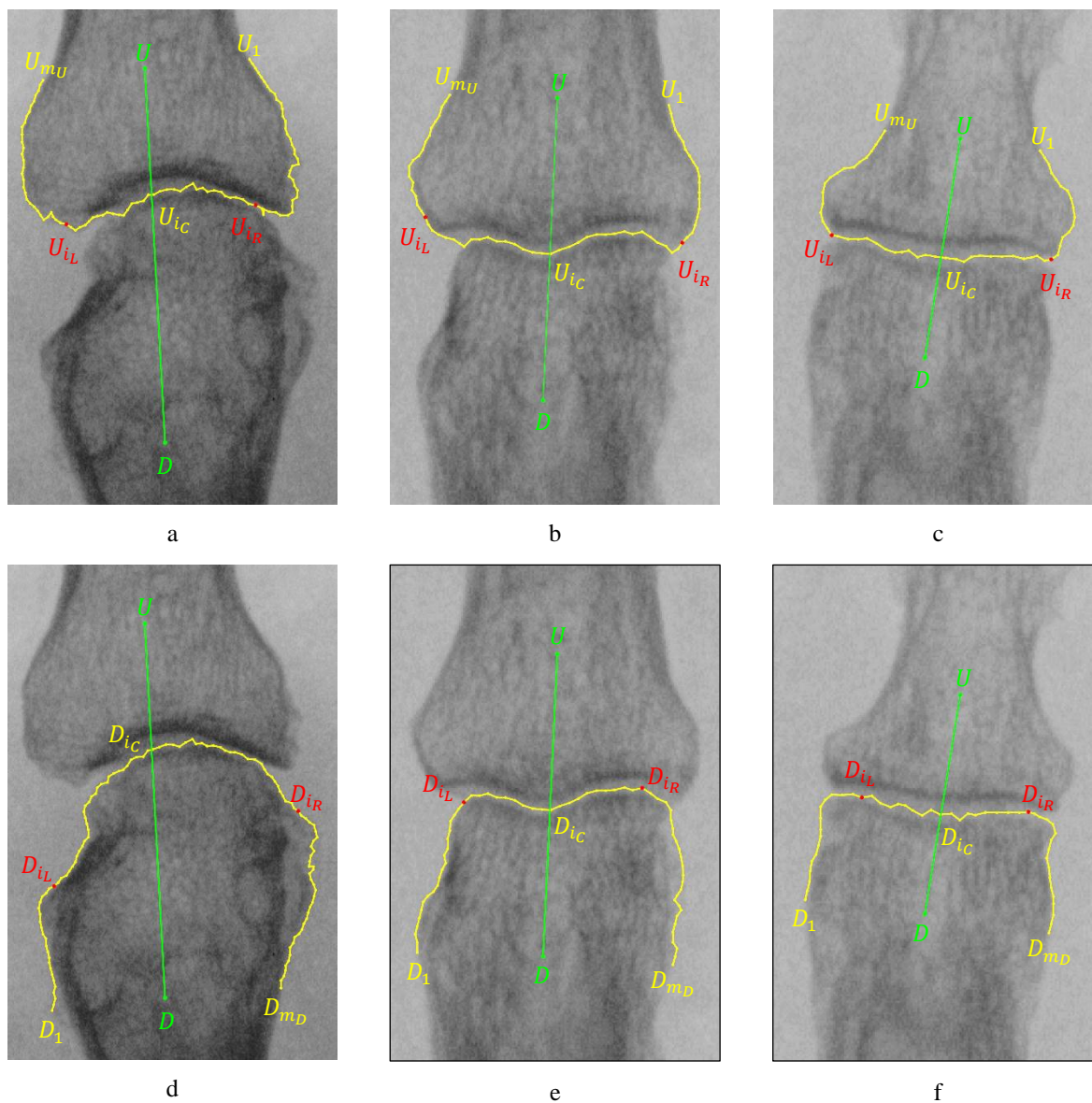


**Rysunek 3.22.** Początkowe obrysy górnych (a-c) i dolnych (d-f) powierzchni stawowych.

### 3.2.2. Korekcja obrysów powierzchni stawowych przy użyciu analizy przekrojów obrazu

Przed przystąpieniem do pierwszej korekcji podstawowe obrysy są modyfikowane tak, aby odległość pomiędzy 2 kolejnymi punktami była równa  $0.5 \cdot n$ . Tak zmienione obrysy rozpatrywane są jako ciągi  $(U_i)_{i=1}^{m_U}$  w przypadku górnej i  $(D_i)_{i=1}^{m_D}$  w przypadku dolnej powierzchni stawowej, w których kolejność punktów jest zgodna z zasadami

przedstawionymi na rysunkach 3.23a-f. Następnie, wyznaczane są punkty  $D = \frac{D_1 + D_{mD}}{2}$  i  $U = \frac{U_1 + U_{mU}}{2}$ , a także odcinek  $DU$ , pełniący rolę osi stawu (zielone odcinki na rysunkach 3.23a-f).



**Rysunek 3.23.** Początkowe obrysy górnych (a-c) i dolnych (d-f) powierzchni stawowych zmodyfikowane tak, by odległość pomiędzy dwoma kolejnymi punktami była równa  $0.5 \cdot n$ .

### 3.2.2.1. Korekcja obrysów górnych powierzchni stawowych

Przyjmując, że wartościami ciągu  $a^{DU}$  są odległości kolejnych punktów ciągu  $(U_i)_{i=1}^{m_U}$  od odcinka  $DU$ , wyznaczany jest indeks punktu środkowego oraz punktów ograniczających lewy i prawy zakres korekcji (punkty  $U_{i_C}$ ,  $U_{i_L}$  i  $U_{i_R}$  na rysunkach 3.23a-c) jako:

$$\begin{cases} i_C = \text{minKey}(a^{DU}) \\ i_L = \text{biggerNext}(a^{DU}, i_C, F_5 \cdot \max(a^{DU}, i_C, m_U)) \\ i_R = \text{biggerPrev}(a^{DU}, i_C, F_5 \cdot \max(a^{DU}, 1, i_C)) \end{cases}$$

gdzie  $F_5$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.6), przyjmującym odpowiednią wartość w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej. Aby wyznaczany obrys jak najbardziej odpowiadał rzeczywistemu obrysowi górnej powierzchni stawowej, dla kolejnych indeksów  $i$ , począwszy od  $i_C$ , a skończywszy na  $i_L$ , generowane są ciągi  $a^{D_i}$ , będące średnimi z przekrojów wzdłuż 5 odcinków  $\{U_i^j P_j\}_{j=1}^5$ , gdzie:

$$\begin{cases} U_i^j = U_i + (j - 3) \cdot 0.1 \cdot n \cdot \text{rot}\left(\frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|}, 90^\circ\right) \\ P_j = U_i^j + 3 \cdot n \cdot \frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|} \end{cases}$$

Spośród wszystkich wartości, wszystkich tak wygenerowanych ciągów wyznaczane są minimalna i maksymalna wartość, odpowiednio  $b_{MIN}$  i  $b_{MAX}$ .

Następnie, w przypadku stawu śródrečno-paliczkowego (rysunki 3.24a-c), na początku wyznaczane są dolny i górny próg, odpowiednio  $t^{DOWN}$  i  $t^{UP}$  (rysunek 3.25) jako:

$$\begin{cases} t^{DOWN} = b_{MIN} + F_6 \cdot (b_{MAX} - b_{MIN}) \\ t^{UP} = b_{MIN} + F_7 \cdot (b_{MAX} - b_{MIN}) \end{cases}$$

gdzie  $F_6$  i  $F_7$  są współczynnikami, które uzyskano w sposób heurystyczny (podrozdział 4.6). Następnie, dla kolejnych indeksów  $i$ , począwszy od  $i_C$ , a skończywszy na  $i_R$  ponownie rozpatrywane są ciągi  $a^{U_i}$ , dla których wyznaczany jest indeks  $j_B$  (rysunek 3.25), odpowiadający punktowi krawędzi tylnej  $P_{j_B}$  (dolne żółte punkty na rysunku 3.24c):

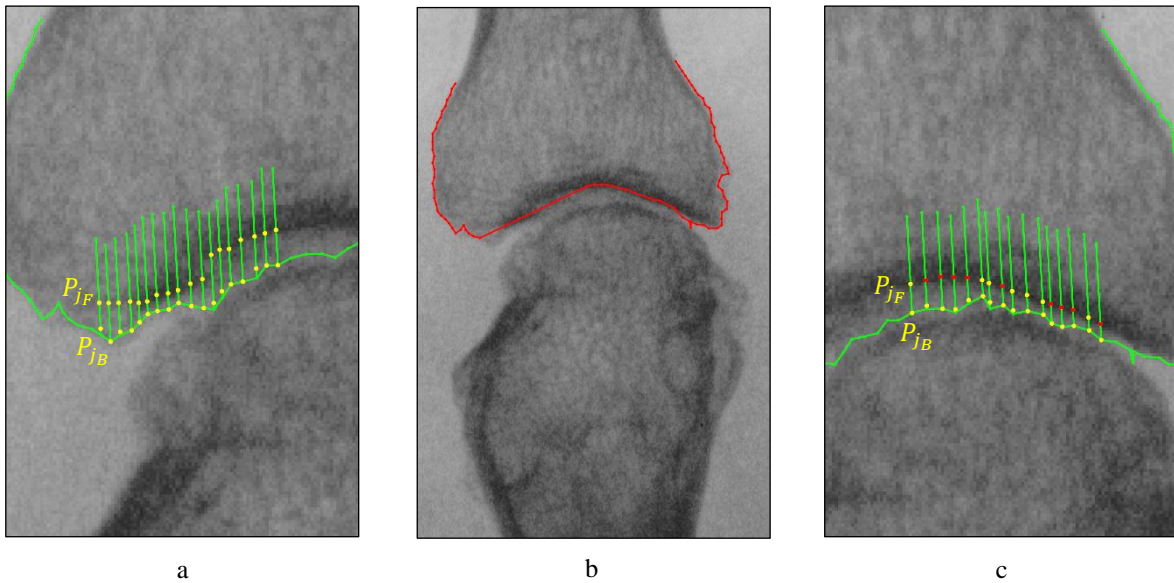
$$j_B = \text{smallerNext}\left(a^{U_i}, \maxKey(a^{U_i}, 1, \text{minKey}(a^{U_i})), \min(a^{U_i}) + F_7 \cdot (b_{MAX} - \min(a^{U_i}))\right)$$

oraz indeks  $j_F$  (rysunek 3.25), odpowiadający punktowi krawędzi przedniej  $P_{j_F}$  (górne żółte i czerwone punkty na rysunku 3.24c):

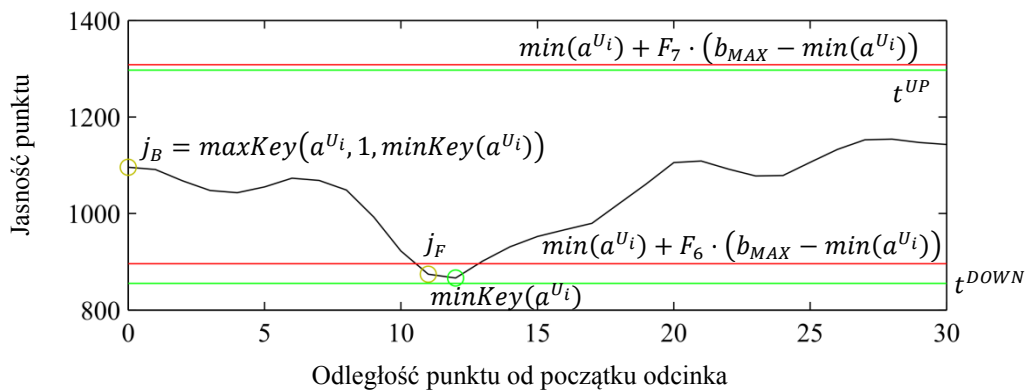


$$j_F = \text{smallerNext}(a^{U_i}, j_B, \min(a^{U_i}) + F_6 \cdot (b_{MAX} - \min(a^{U_i})))$$

W przypadku gdy  $\min(a^{U_i}) > t^{DOWN}$ , punkt  $U_i$  jest usuwany z ciągu (górne żółte punkty na rysunku 3.24c). W przeciwnym razie, punkt  $U_i$  jest zastępowany punktem  $P_{j_F}$  (czerwone punkty na rysunku 3.24c). Korekcja jest przerywana, gdy  $\max(a^{U_i}) > t^{UP}$  i  $\|P_{j_B} P_{j_F}\| < 0.5 \cdot n$ , ponieważ oznacza to wyjście poza obszar, na którym znajduje się krawędź tylna.



**Rysunek 3.24.** Pierwsza korekcja początkowych obrysów górnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego.



**Rysunek 3.25.** Przekrój obrazu wzdłuż skrajnie lewego odcinka z rysunku 3.24c.

Podobnie poprawiane są punkty pomiędzy indeksami  $i_C$  i  $i_L$ , w wyniku czego uzyskiwany jest obrys górnej powierzchni stawu śródreżno-paliczkowego po pierwszej korekcji (czerwona krzywa na rysunku 3.24b).

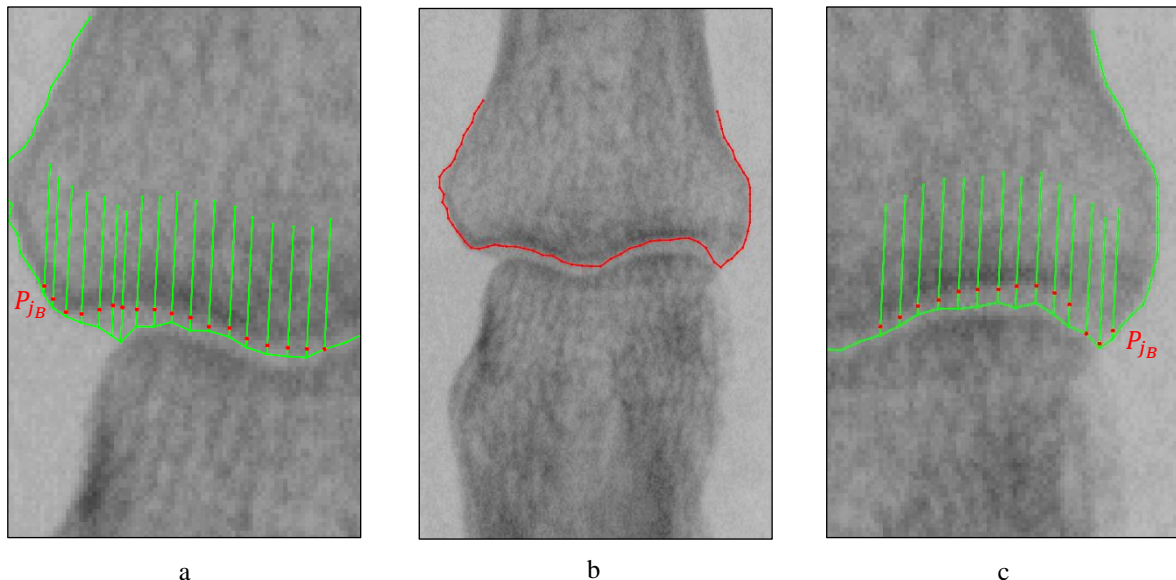
W przypadku stawu międzypaliczkowego bliższego i dalszego (rysunki 3.26a-f), wyliczany jest ciąg progów  $(t_k)_{k=1}^l$ :

$$t_k = b_{MIN} + T_k \cdot (b_{MAX} - b_{MIN})$$

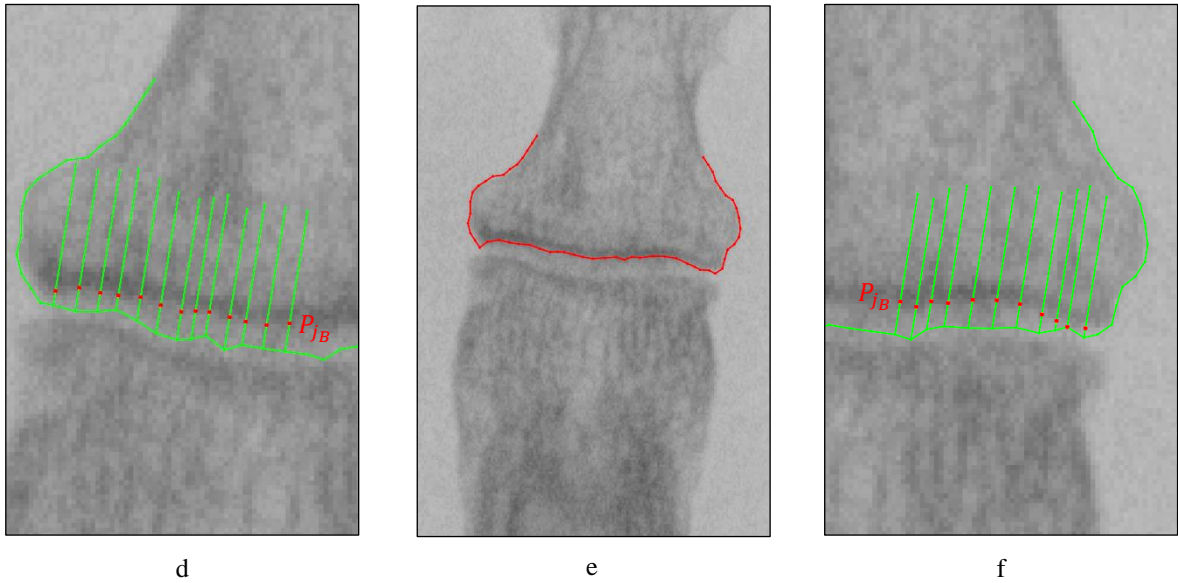
dla malejącego ciągu  $(T_k)_{k=1}^l = (F_8, F_8 - 0.1, \dots, F_9)$ , gdzie  $F_8$  i  $F_9$  są współczynnikami wyznaczonymi heurystycznie (podrozdział 4.6), przyjmującymi odpowiednie wartości w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej. Następnie, dla kolejnych indeksów  $i$ , począwszy od  $i_C$ , a skończywszy na  $i_R$ , ponownie rozpatrywane są ciągi  $a^{U_i}$ , dla których wyznaczany jest indeks  $j_B$  (rysunki 3.27a-b), odpowiadający punktowi krawędzi  $P_{j_B}$ :

$$j_B = \text{smallerNext} \left( a^{U_i}, \text{maxKey}(a^{U_i}, 1, \text{minKey}(a^{U_i})), \right. \\ \left. \text{min}(a^{U_i}) + T_k \cdot (b_{MAX} - \text{min}(a^{U_i})) \right)$$

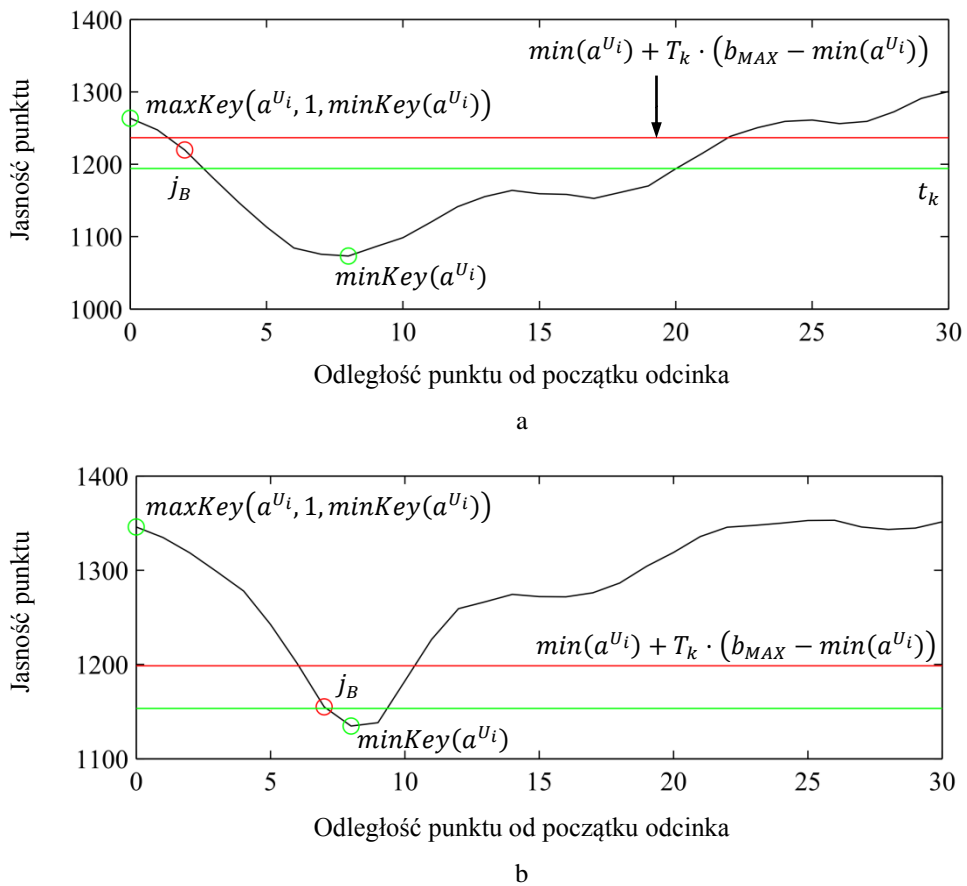
Jeżeli  $\text{min}(a^{U_i}) < t_k$ , to punkt  $U_i$  jest zastępowany punktem  $P_{j_B}$  (czerwone punkty na rysunku 3.26c i 3.26e). W przeciwnym razie zwiększany jest indeks  $k$  i wykorzystywany jest kolejny współczynnik  $T_k$  wraz z odpowiadającym mu progom globalnym  $t_k$ , aż do osiągnięcia ostatniego współczynnika, kiedy to poprawianie kończy się.



**Rysunek 3.26.** Pierwsza korekcja początkowych obrysów górnych powierzchni stawu międzypaliczkowego bliższego (a-c) i dalszego (d-f).



**Rysunek 3.26. c.d.** Pierwsza korekcja początkowych obrysów górnych powierzchni stawu międzypaliczkowego bliższego (a-c) i dalszego (d-f).



**Rysunek 3.27.** Wykres funkcji jasności skrajnie lewego odcinka z rysunku 3.26c (a) i 3.26f (b).

Podobnie poprawiane są punkty pomiędzy indeksami  $i_C$  i  $i_L$ , w wyniku czego uzyskiwane są obrysy górnych powierzchni stawu międzypaliczkowego bliższego (czerwona krzywa na rysunku 3.26b) i dalszego (czerwona krzywa na rysunku 3.26e) po pierwszej korekcji.

### 3.2.2.2. Korekcja obrysów dolnych powierzchni stawowych

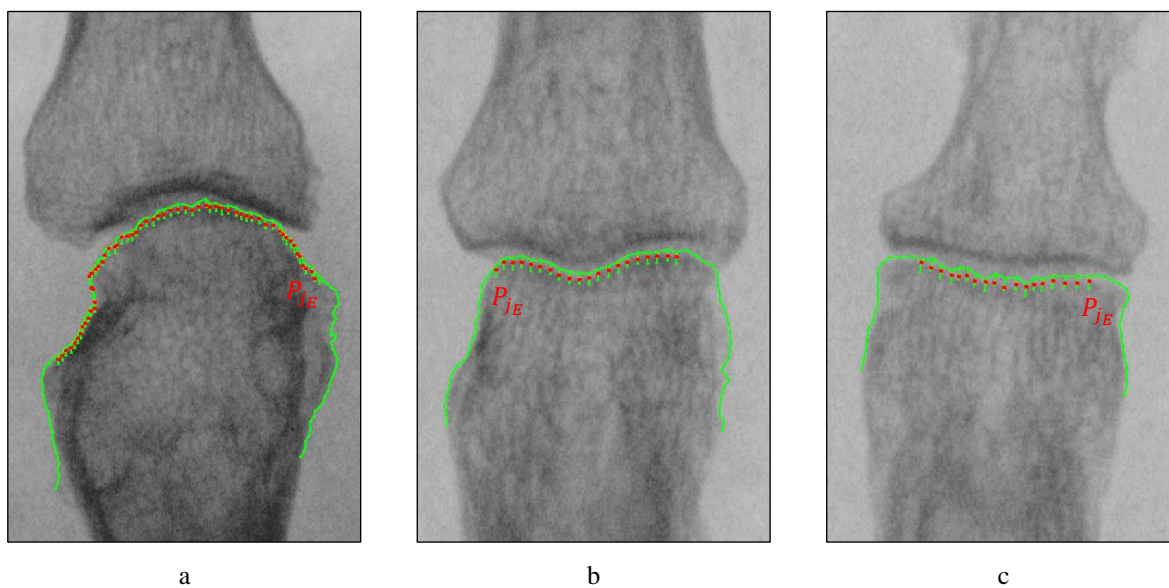
Przyjmując, że wartościami ciągu  $a^{DU}$  są odległości kolejnych punktów ciągu  $(D_i)_{i=1}^{m_D}$  od odcinka  $DU$ , wyznaczany jest indeks punktu środkowego oraz punktów ograniczających lewy i prawy zakres korekcji (punkty  $D_{i_C}$ ,  $D_{i_L}$  i  $D_{i_R}$  na rysunkach 3.23d-f) jako:

$$\begin{cases} i_C = \text{minKey}(a^{DU}) \\ i_L = \text{biggerPrev}(a^{DU}, i_C, F_5 \cdot \max(a^{DU}, 1, i_C)) \\ i_R = \text{biggerNext}(a^{DU}, i_C, F_5 \cdot \max(a^{DU}, i_C, m_D)) \end{cases}$$

gdzie  $F_5$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.6), przyjmującym odpowiednią wartość w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej. Aby wyznaczony obrys jak najlepiej odpowiadał rzeczywistemu obrysowi powierzchni stawowej, dla kolejnych indeksów  $i$ , począwszy od  $i_L$ , a skończywszy na  $i_R$ , generowane są ciągi  $a^{D_i}$ , będące średnimi z przekrojów obrazu wzdłuż 5 odcinków  $\{D_i^j P^j\}_{j=1}^5$ , gdzie:

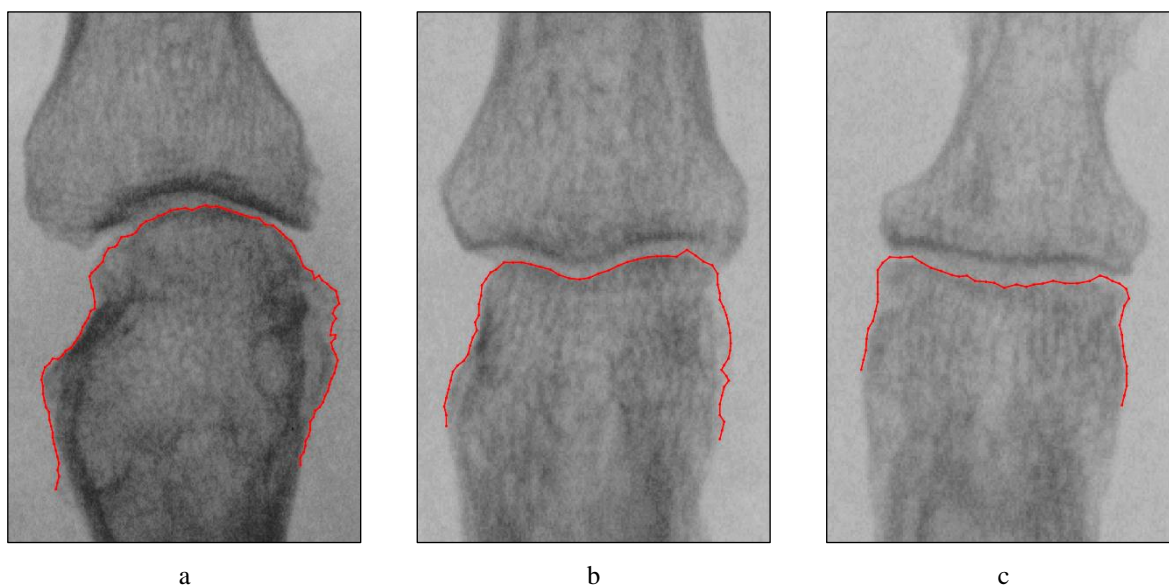
$$\begin{cases} D_i^j = D_i + (j - 3) \cdot 0.1 \cdot n \cdot \text{rot}\left(\frac{\overrightarrow{DU}}{\|\overrightarrow{DU}\|}, 90^\circ\right) \\ P^j = D_i^j - 0.5 \cdot n \cdot \frac{\overrightarrow{DU}}{\|\overrightarrow{DU}\|} \end{cases}$$

Ciąg ten jest następnie wygładzany z wykorzystaniem współczynnika wygładzania równego 1, po czym wyznaczany jest ciąg  $\Delta a^{D_i}$ , będący wynikiem zastosowania operatora różnicowego do  $a^{D_i}$ . Na jego podstawie wyznaczany jest indeks  $j_E = \text{minKey}(\Delta a^{D_i})$ , odpowiadający punktowi  $P_{j_E}$  znajdującemu się blisko krawędzi kości, który zastępuje punkt  $D_i$  w dolnym obrysie (czerwone punkty na rysunkach 3.28a-c).



**Rysunek 3.28.** Pierwsza korekcja początkowych obrysów dolnych powierzchni stawowych.

W rezultacie, uzyskiwany jest obrys dolnej powierzchni stawowej po pierwszej korekcji (rysunki 3.29a-c).

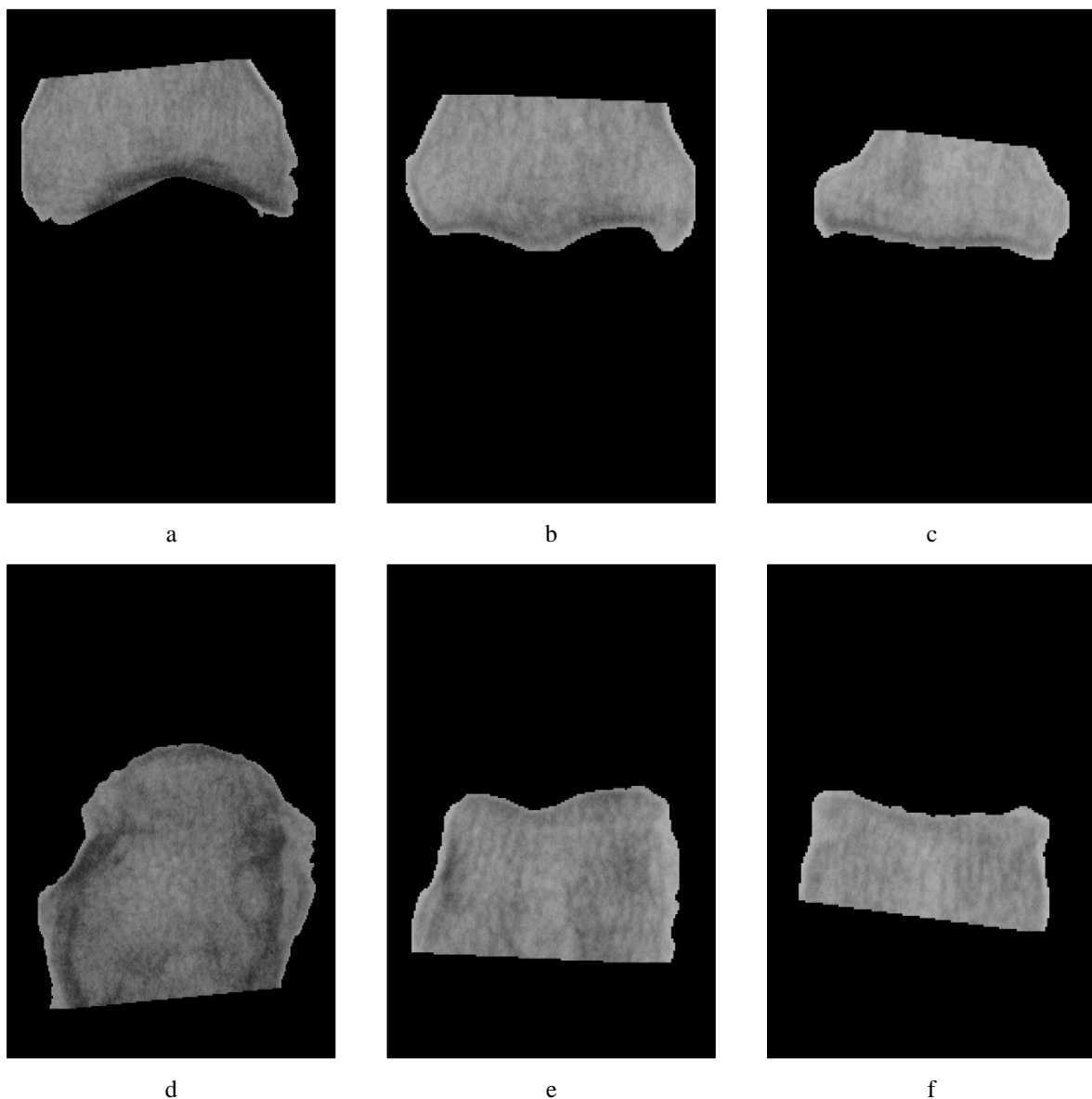


**Rysunek 3.29.** Wyniki pierwszej korekcji początkowych obrysów dolnych powierzchni stawowych.

Złożoność obliczeniowa analizy przekroju obrazu wzdłuż odcinka jest równa  $O(n)$ ,  $3 \cdot n$  w przypadku górnej i  $0.5 \cdot n$  w przypadku dolnej powierzchni stawowej. Liczba analizowanych odcinków jest z kolei równa  $i_R - i_L$  i jest ograniczona przez stałą  $\frac{94.24 \cdot n}{0.5 \cdot n} = O(1)$ , dlatego złożoność korekcji obrysów powierzchni stawowych przy użyciu analizy przekrojów obrazu jest równa  $O(n)$ .

### 3.2.3. Korekcja obrysów powierzchni stawowych przy użyciu metody aktywnego konturu

Przed przystąpieniem do drugiej korekcji, dotychczasowe obrysy są modyfikowane tak, aby odległość pomiędzy dwoma kolejnymi punktami była równa 1. Tak zmienione obrysy rozpatrywane są ponownie jako ciągi punktów  $(P_i)_{i=1}^m$ . W tej fazie algorytm działa jak typowa metoda aktywnego konturu [34]. Jednakże, jej działanie ogranicza się do poddanej dylacji maski  $M$  (rysunki 3.30a-f), odpowiadającej pikselom znajdującym się w obszarze ograniczonym przez wielokąt o wierzchołkach  $(P_i)_{i=1}^m$ .



**Rysunek 3.30.** Maski górnych (a-c) i dolnych (d-f) powierzchni stawowych ograniczające obszar działania metody aktywnego konturu.

Po każdej iteracji metody aktywnego konturu, przesunięte w niej obrysy są dekomponowane w taki sposób, aby odległość pomiędzy kolejnymi punktami była równa 1.

Formalna definicja metody aktywnego konturu wywodzi się z ciągłej krzywej  $p(s)$ , która reprezentuje dowolny kontur na płaszczyźnie i jest zdefiniowana w sposób parametryczny:

$$p(s) = (x(s), y(s))$$

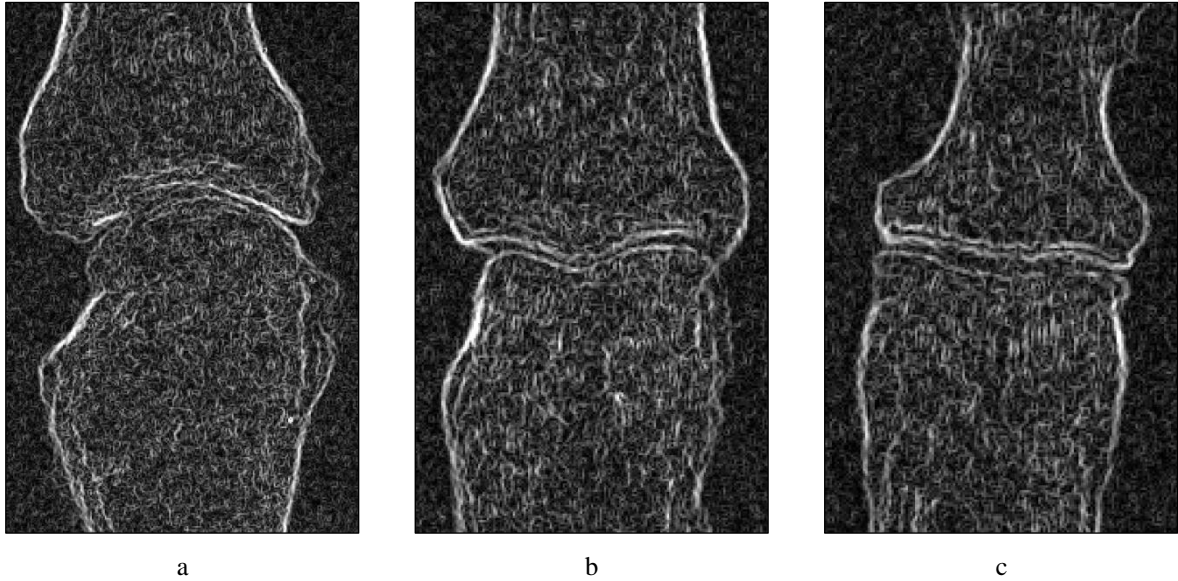
Na jej podstawie, definiowany jest funkcjonal  $E_{snake}$ , określający całkowitą energię krzywej  $p(s)$ :

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{int}(p(s)) + E_{image}(p(s)) + E_{con}(p(s)) ds$$

gdzie:

$$\begin{cases} E_{int}(p(s)) = \frac{\left( \alpha \left| \frac{\partial p(s)}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 p(s)}{\partial s^2} \right|^2 \right)}{2} \\ E_{image}(p(s)) = w_{line} \cdot E_{line}(p(s)) + E_{edge}(p(s)) \\ E_{con} = 0 \end{cases}$$

Energia wewnętrzna  $E_{int}$  zależna jest od dwóch parametrów sterujących pierwszą i drugą pochodną cząstkową. Wartość pierwszego parametru  $\alpha = F_{10}$ , odpowiedzialnego za rozciągliwość (ang. *stretching*) została wyznaczona heurystycznie (podrozdział 4.6) i przyjmuje odpowiednie wartości w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej. Wartość drugiego parametru  $\beta = 0$ , odpowiedzialnego za giętkość (ang. *bending*) została ustalona tak, aby dopuszczać, ale nie promować formowania się rogów. Energia obrazu  $E_{image}$  zależy od  $E_{line}$  i  $E_{edge}$ , odpowiadających jasności zdjęcia i zdjęcia przetworzonego przy użyciu filtru Sobela (rysunki 3.31a-c), przeskalowanych do przedziału  $[0,1]$ . Zazwyczaj działaniu metody aktywnego konturu poddawany jest cały obrys powierzchni stawowej, a współczynnik  $w_{line} = 1$ , aby faworyzować jaśniejsze punkty na krawędzi. Wyjątek stanowi górna powierzchnia stawu śródrečno-palczkowego, w przypadku której metoda jest wywoływana oddzielnie dla trzech fragmentów. Dla dwóch zewnętrznych z  $w_{line} = 1$ , a dla środkowego (znajdującego się pomiędzy lewym i prawym punktem, w których przerwano pierwszą korekcję) z  $w_{line} = -1$ .



**Rysunek 3.31.** Fragmenty zdjęcia przetworzonego przy użyciu filtru Sobela.

Zgodnie z rachunkiem wariacyjnym, krzywa  $p(s)$ , minimalizując energię  $E_{snake}$  spełnia równanie Eulera-Lagrange'a [25]. Wykorzystując ten fakt oraz dyskretyzując parametr  $s$ , możliwe jest iteracyjne dopasowanie początkowego obrysu  $(P_i)_{i=1}^m$ , gdzie  $P_i = (x_i, y_i)$ , do krawędzi powierzchni stawowej. W tym celu, w kolejnych iteracjach, wyznaczane są nowe współrzędne punktów przy użyciu wzorów:

$$\begin{cases} X(t+1) = (A + \gamma I)^{-1} \left( \gamma X(t) - \frac{\partial E_{image}(x, y)}{\partial x} (X(t), Y(t)) \right) \\ Y(t+1) = (A + \gamma I)^{-1} \left( \gamma Y(t) - \frac{\partial E_{image}(x, y)}{\partial y} (X(t), Y(t)) \right) \end{cases}$$

gdzie:

$$\begin{cases} X(t) = [x_1(t), \dots, x_m(t)]^T \\ Y(t) = [y_1(t), \dots, y_m(t)]^T \end{cases}$$

Macierz  $A$  będąca gradientem liniowego odwzorowania zadanego przez  $E_{int}$  jest zdefiniowana jako:

$$A = \begin{bmatrix} A_c & A_d & A_e & \dots & \dots & \dots & 0 \\ A_b & A_c & A_d & A_e & & & \vdots \\ A_a & A_b & A_c & A_d & A_e & & \vdots \\ \vdots & A_a & A_b & A_c & A_d & A_e & \vdots \\ \vdots & & \ddots & & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & & & A_a & A_b & A_c & A_d & A_e \\ \vdots & & & & A_a & A_b & A_c & A_d \\ \vdots & & & & & A_a & A_b & A_c \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & A_a & A_b & A_c \end{bmatrix}$$

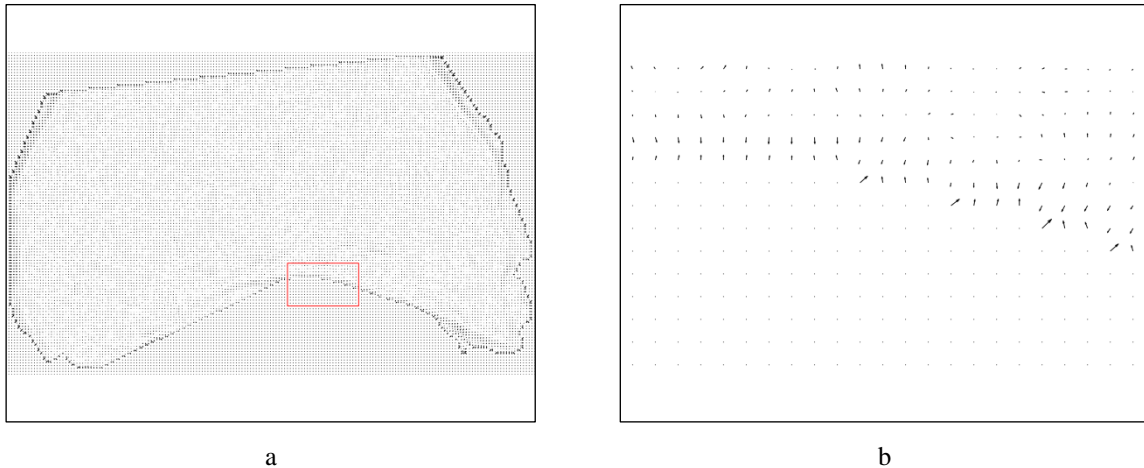


gdzie:

$$\begin{cases} A_a = A_e = \frac{\beta}{d^4} \\ A_b = A_d = -\frac{\alpha}{d^2} - 4\frac{\beta}{d^4} \\ A_c = 2\frac{\alpha}{d^2} + 6\frac{\beta}{d^4} + \gamma \end{cases}$$

Parametr  $t$  oznacza numer iteracji,  $d$  jest odległością pomiędzy kolejnymi punktami (w tym przypadku  $d = 1$ ), a  $\gamma = 1$  odpowiada wielkości kroku w każdej iteracji metody aktywnego konturu. Gradient  $\frac{\partial E_{image}(x,y)}{\partial x}$  jest znormalizowany i przyjmuje wartości z przedziału  $[-1,1]$  (rysunki 3.32a-b), które wyliczane są dla każdego punktu  $(x,y)$  jako  $\frac{E_{image}(x,y) - \min}{\max - \min}$ , gdzie  $\min$  i  $\max$  to minimalna i maksymalna wartość  $E_{image}$  w obrębie maski. Dodatkowo, aby zapobiec zbytnej oscylacji, wykorzystywane wartości gradientu  $\left[ \frac{\partial E_{image}(x,y)}{\partial x}, \frac{\partial E_{image}(x,y)}{\partial y} \right]$  przeskalowano do przedziału  $[-1,1]$  w następujący sposób:

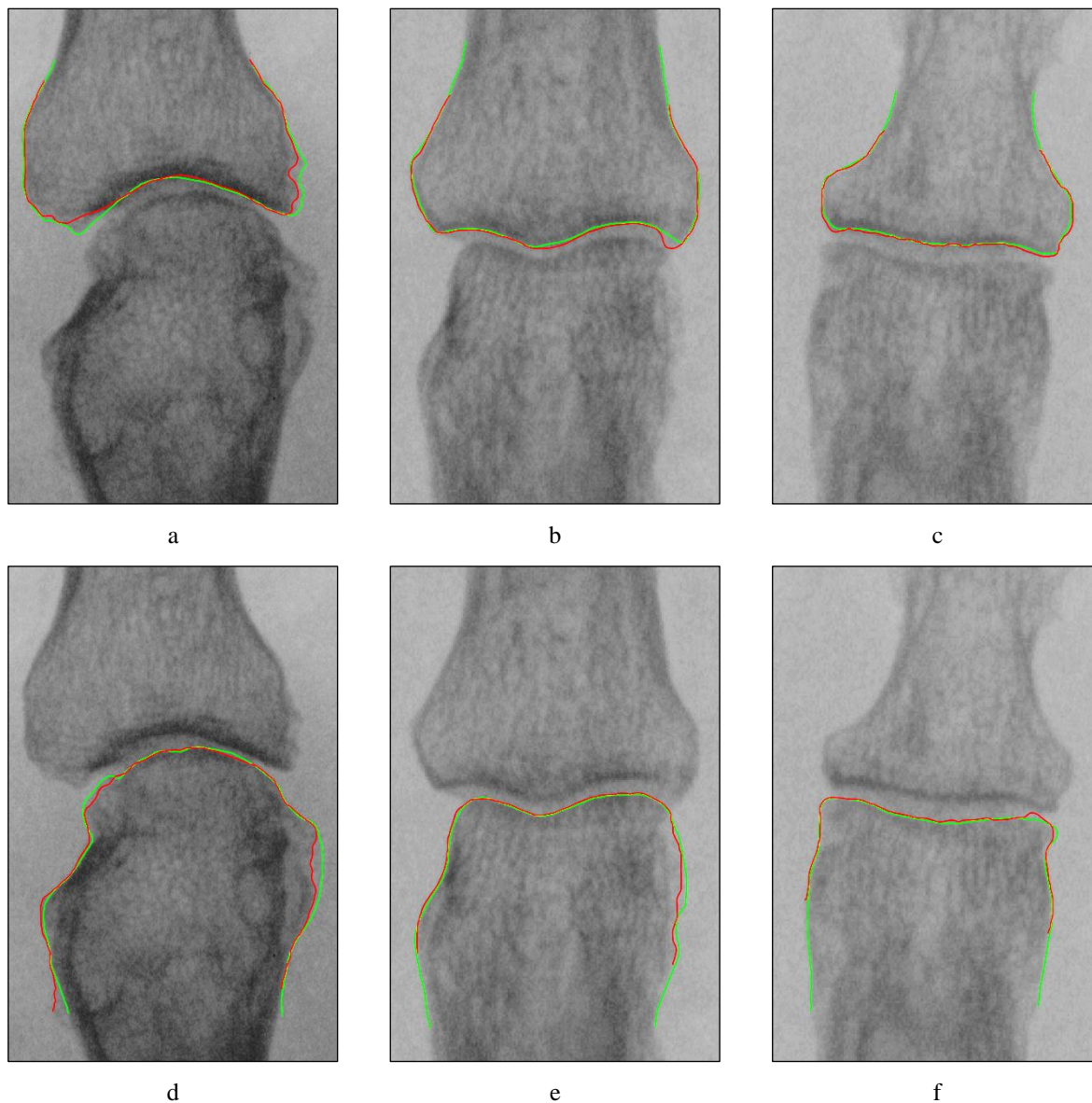
$$\left[ \frac{\left| \frac{\partial E_{image}(x,y)}{\partial x} \right|}{\max_{(x,y) \in M} \{ |\nabla E_{image}(x,y)| \}}, \frac{\left| \frac{\partial E_{image}(x,y)}{\partial y} \right|}{\max_{(x,y) \in M} \{ |\nabla E_{image}(x,y)| \}} \right]$$



**Rysunek 3.32.** Gradient fragmentu zdjęcia z rysunku 3.30a uwzględniający maskę (a) wraz z powiększeniem (b).

Po każdorazowym wykonaniu metody aktywnego konturu, na podstawie punktów  $(X(t), Y(t))$  uzyskiwane są punkty  $(X(t+1), Y(t+1))$ , które są dekomponowane. Następnie, są one wykorzystane do generowania punktów  $(x_{t+1}, y_{t+1})$ , aż do  $t = F_{11}$

(współczynnik wyznaczony heurystycznie w podrozdziale 4.6), dla którego algorytm kończy działanie i zwracane są obrysy powierzchni stawowych zbliżone do ich rzeczywistych obrysów (rysunki 3.33a-f).



**Rysunek 3.33.** Uzyskane od radiologa (zielone krzywe) i wyznaczone automatycznie (czerwone krzywe) obrysy powierzchni stawowych.

Macierz  $A$  jest macierzą pentadiagonalną wstęgową stopnia  $m$  (kwadratowa macierz rzadka, której wszystkie elementy są zerowe poza diagonalą i wstęgą o szerokości 5 wokół niej). W związku z tym, można ją odwrócić w czasie  $O(m)$  [2]. Liczba pozostałych wykonywanych operacji dodawania i mnożenia macierzy rośnie jednak proporcjonalnie do kwadratu stopnia macierzy i wynosi  $O(m^2)$ . W związku z tym, że  $m = 94.24 \cdot n = O(n)$ ,

złożoność obliczeniowa algorytmu korekcji obrysów powierzchni stawowych przy użyciu metody aktywnego konturu jest równa  $O(n^2)$ .

### 3.3. Wykrywanie wybranych objawów chorób reumatycznych

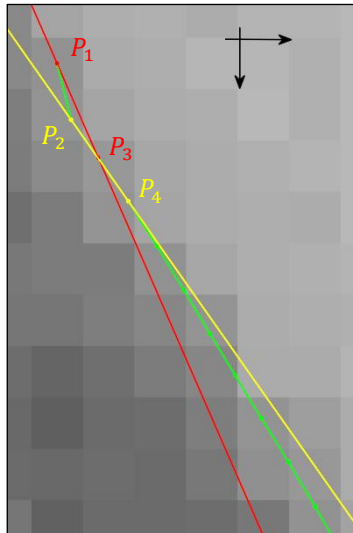
Zaproponowane poniżej dwa alternatywne algorytmy wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych opierają się na analizie kątów stycznych do punktów obrysu. Wynikiem ich działania są lokalizacje wykrytych objawów chorobowych – nadżerki lub osteofitu w przypadku pierwszego i nadżerki w przypadku drugiego algorytmu. W pierwszym algorytmie analizowane są fragmenty obrysów, dla których sprawdzane są odchylenia standardowe ich kątów stycznych. Gdy odchylenie standardowe danego fragmentu przekracza zadany próg, stwierdzone jest wystąpienie objawu chorobowego. W drugim algorytmie, z obrysu generowany jest syntaktyczny opis, którego fragmenty są następnie poddawane analizie syntaktycznej przez automat skończony odpowiadający gramatyce regularnej opisującej fragmenty z nadżerkami.

Dla pełniejszego zrozumienia opisanych w niniejszym rozdziale algorytmów, ich działanie przedstawiono na przykładzie palca wskazującego prawej ręki oraz obrysów powierzchni stawowych  $(P_i)_{i=1}^m$  uzyskanych w poprzednim etapie (podrozdział 3.2).

Oba algorytmy rozpoczynają działanie od wyznaczenia ciągu skumulowanych odległości pomiędzy kolejnymi punktami obrysu i kątów stycznych w tych punktach – odpowiednio  $\{x_i\}_{i=1}^{m-2}$  i  $\{a_i\}_{i=1}^{m-2}$ . Ciąg  $\{x_i\}_{i=1}^{m-2}$  jest wyznaczany jako:

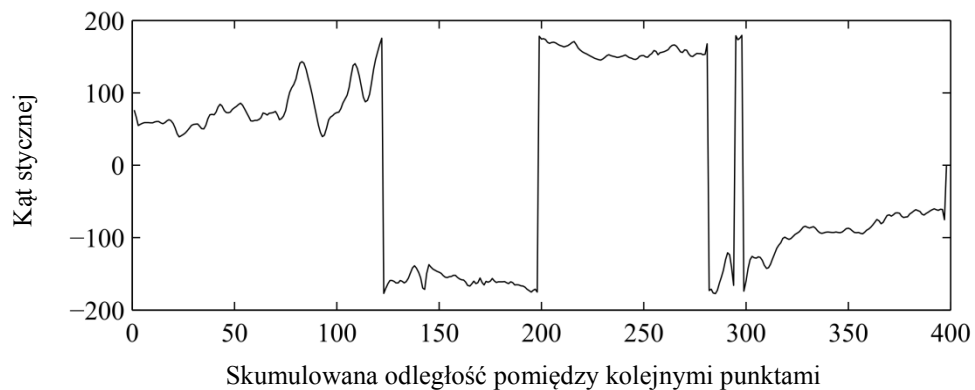
$$\begin{cases} x_1 = \|P_2 - P_1\| \\ \bigwedge_{i=2}^{m-2} x_i = x_{i-1} + \|P_{i+1} - P_i\| \end{cases}$$

a do wyznaczania kątów stycznych wykorzystywany jest fakt, że styczna w punkcie  $P_i$  może być przybliżana numerycznie, jako prosta przechodząca przez punkty sąsiednie  $P_{i-1}$  i  $P_{i+1}$  [37], jak na rysunku 3.34. Dla pierwszego i ostatniego punktu nie ma możliwości wyznaczenia takiej prostej, dlatego liczba rozpatrywanych kątów stycznych jest o 2 mniejsza od liczby punktów obrysu.

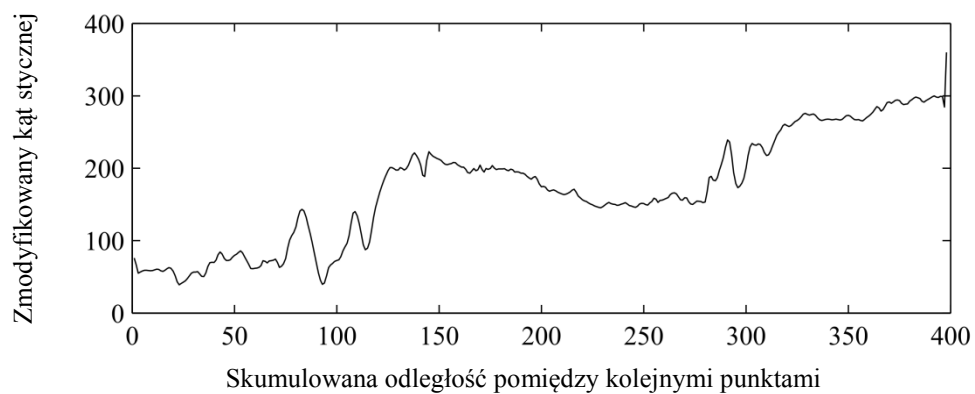


**Rysunek 3.34.** Numeryczne przybliżenie stycznej do punktu obrysu.

Z uwagi na to, że wyznaczone w ten sposób kąty stycznych przyjmują wartości z przedziału  $[-180, 180]$ , 2 kątom oddalonym o mniej niż  $180^\circ$  mogą opowiadać wartości oddalone o więcej niż  $180^\circ$  (rysunek 3.35a).



a



b

**Rysunek 3.35.** Wykresy kątów stycznych przed (a) i po (b) modyfikacji dla górnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego.

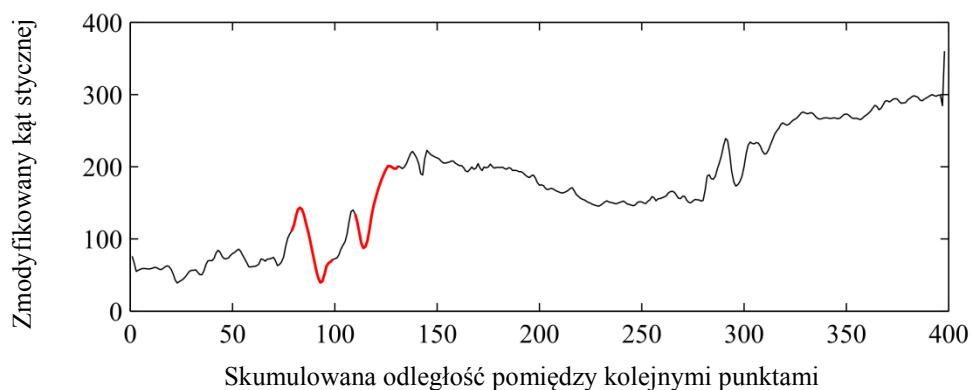
Na przykład kątom  $-170^\circ$  i  $170^\circ$  oddalonym od  $20^\circ$  odpowiadają wartości oddalone o  $-340^\circ$ . Z tego względu, wartości kątów stycznych są modyfikowane tak, aby spełniony był warunek:

$$\bigwedge_{i=2}^{m-2} |a_i - a_{i-1}| \leq 180^\circ$$

W tym celu dla kolejnych  $i \in \{2, \dots, m-2\}$  wyszukiwane są kąty stycznych  $a_i$ , które wraz z poprzednim kątem stycznej  $a_{i-1}$  nie spełniają tego warunku, po czym wartość  $a_i$  jest powiększana lub pomniejszana o wielokrotność  $360^\circ$ , tak aby był on spełniony (rysunek 3.35b).

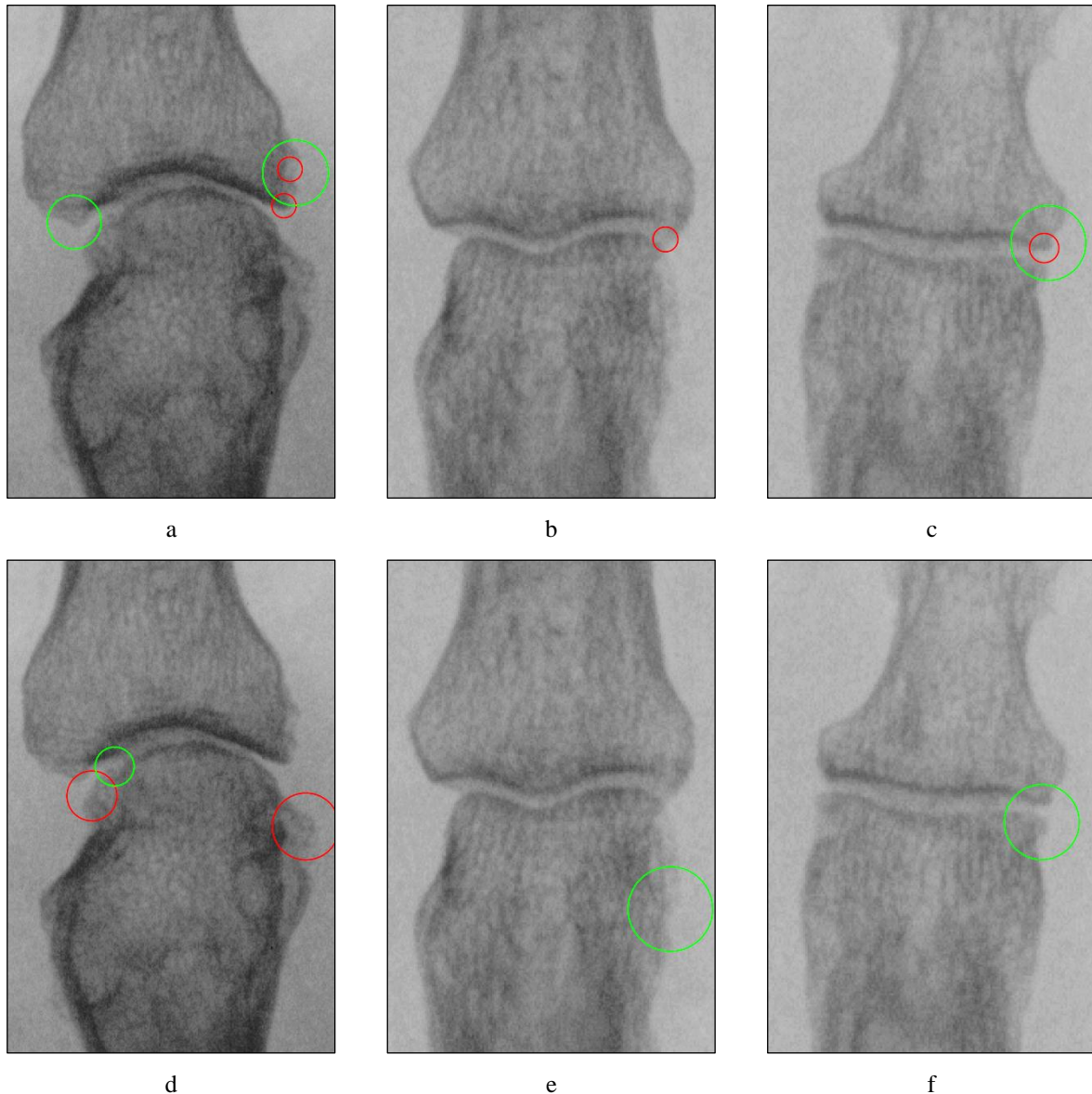
### 3.3.1. Wariacyjny wykrywanie nadżerek i osteofitów

Algorytm wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów rozpatruje fragmenty obrysu zawierające  $F_{12}$  kolejnych punktów. Dla pierwszego fragmentu odpowiadającego ciągowi punktów  $(P_i)_{i=2}^{F_{12}+1}$ , badane jest odchylenie standardowe kątów stycznych  $\{a_i\}_{i=1}^{F_{12}}$ . Jeżeli nie przekracza ono wartości  $F_{13}$ , to badany jest kolejny fragment, który tym razem zaczyna się w punkcie  $P_3$ . W przeciwnym razie wyszukiwany jest pierwszy  $j \in \{1, \dots, m-2-F_{12}\}$ , dla którego odchylenie standardowe  $\{a_i\}_{i=1+j+1}^{F_{12}+j+1}$  nie przekracza  $F_{13}$  i fragment  $(a_i)_{i=1}^{F_{12}+j}$  jest uznawany za odpowiadający objawom chorobowym (czerwone fragmenty na rysunku 3.36). Jako lokalizacja wykrytych objawów chorobowych zwracany jest okrąg, zawierający punkty  $P_2$  i  $P_{F_{12}+j+1}$  (czerwone okręgi na rysunkach 3.37a-f), a kolejnym badanym fragmentem jest  $(P_i)_{i=F_{12}+j+2}^{F_{12}+j+1+F_{12}}$ .



**Rysunek 3.36.** Wykrywanie nadżerek i osteofitów.

Takie podejście sprzyja wyznaczeniu jednej lokalizacji dla jednego objawu chorobowego, zamiast kilku nachodzących na siebie lokalizacji. Współczynniki  $F_{12}$  i  $F_{13}$  zostały wyznaczone heurystycznie (podrozdział 4.6) i przyjmują odpowiednie wartości w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej.



**Rysunek 3.37.** Uzyskane od radiologa (zielone okręgi) i wykryte automatycznie (czerwone okręgi) nadżerki lub osteofity.

Złożoność algorytmu wykrywania nadżerek lub osteofitów jest równa  $O(n)$ , ponieważ ogranicza się on do kilkukrotnego przeglądnięcia punktów obrysu i kątów stycznych do tych punktów. Liczba punktów obrysu jest z kolei równa  $O(n)$ .

### 3.3.2. Syntaktyczne wykrywanie nadżerek

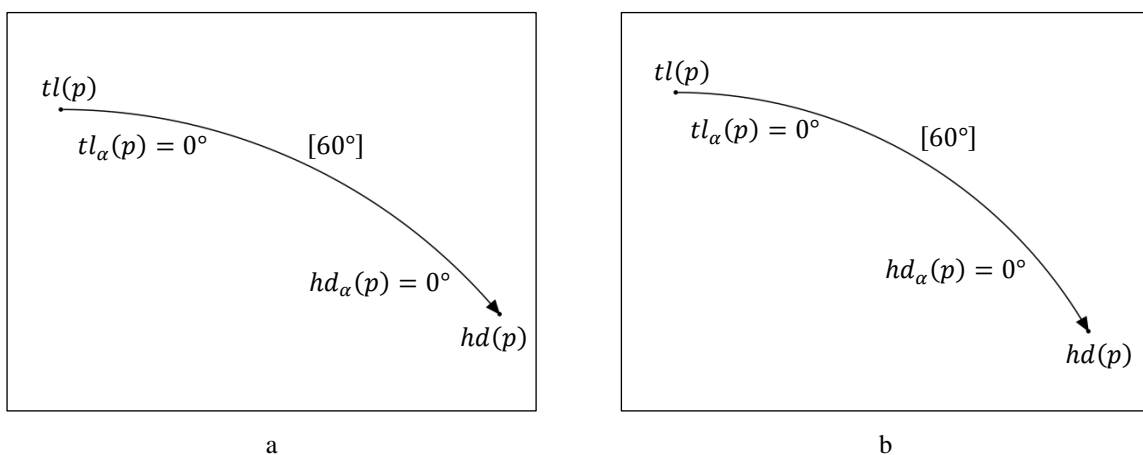
Syntaktyczne opisy obrysów powierzchni stawowych uzyskiwane są za pomocą języka opisu kształtów, zdefiniowanego przez autora niniejszej rozprawy. Język ten jest odporny na obroty i jest wzorowany na językach Jakubowskiego [32] i Shawa [60]. Skończone zbiory łuków i kątów wzorcowych (definicje 3.23 i 3.25), wchodzące w skład alfabetu (definicja 3.26) wykorzystywane są do reprezentowania łuków i kątów rzeczywistych, których jest nieskończenie wiele. Łuki rzeczywiste zdefiniowane są z kolei jako prymitywy, które oprócz łuku wzorcowego zawierają szczegółowe informacje o początku i końcu łuku, a także o jego początkowym i końcowym kącie oraz długości (definicja 3.24 i rysunek 3.38).

**Definicja 3.23.** Zbiór łuków wzorcowych

Zbiór łuków wzorcowych zdefiniowany jest jako  $\Sigma_{\text{ARC}} = \{[\alpha]: \alpha \in \{i \cdot 30^\circ\}_{i=-12}^{12}\}$ .

**Definicja 3.24.** Prymityw

Prymityw  $p$  to para  $([\alpha], P)$ , gdzie  $[\alpha] \in \Sigma_{\text{ARC}}$  to łuk wzorcowy najbliższy łukowi rzeczywistemu prymitywu, a  $P = (tl_\alpha(p), hd_\alpha(p), tl(p), hd(p), d(p))$ , gdzie  $tl_\alpha(p)$  i  $hd_\alpha(p)$  to początkowy i końcowy kąt łuku,  $tl(p)$  i  $hd(p)$  to początkowy i końcowy punkt łuku, a  $d(p)$  to jego długość. Ponadto, jeżeli  $\alpha \geq 0$ , to prymityw jest rozważany jako wypukły, a gdy  $\alpha < 0$  jako wklęsły.



**Rysunek 3.38.** Przykładowe prymitywy o łuku wzorcowym  $[\alpha] = [60^\circ]$ .

**Definicja 3.25.** Zbiór kątów wzorcowych

Zbiór kątów wzorcowych zdefiniowany jest jako  $\Sigma_{\text{ANGLE}} = \{\beta: \beta \in \{i \cdot 30^\circ\}_{i=-6}^6\}$ .

**Definicja 3.26.** Alfabet

Alfabet jest zdefiniowany jako  $\Sigma = \Sigma_{\text{ARC}} \cup \Sigma_{\text{ANGLE}}$ .

Za pomocą prymitywów konstruowany jest kontur (definicja 3.27) zbudowany z kolejnych prymitywów połączonych w taki sposób, że głowa poprzedniego prymitywu znajduje się w tym samym punkcie, co ogon następnego.

**Definicja 3.27.** Kontur

Kontur to ciąg kolejnych prymitywów  $(p_i)_{i=1}^k$ :

$$k = p_1 \odot p_2 \odot \dots \odot p_k$$

połączonych w taki sposób, że głowa poprzedniego i ogon następnego prymitywu znajdują się w tym samym punkcie:

$$hd(p_i) = tl(p_{i+1})$$

dla każdego  $i \in \{1, \dots, k - 1\}$ .

Każdemu konturowi odpowiada charakterologiczny opis (definicja 3.28), który jest słowem nad alfabetem  $\Sigma$  złożonym z łuków wzorcowych odpowiadających prymitywom, pomiędzy którymi znajdują się kąty wzorcowe najbliższe różnicy pomiędzy początkowym kątem następnego prymitywu i końcowym kątem poprzedniego. Przykładowy kontur jest pokazany na rysunku 3.39.

**Definicja 3.28.** Charakterologiczny opis konturu

Charakterologiczny opis konturu  $char(k)$ , będący słowem nad alfabetem  $\Sigma$ , jest zbudowany na przemian z łuków i kątów wzorcowych, przy czym rozpoczyna się i kończy od łuku:

$$char(k) = [\alpha_1]\beta_1[\alpha_2]\beta_2 \dots \beta_{k-1}[\alpha_k]$$

gdzie:

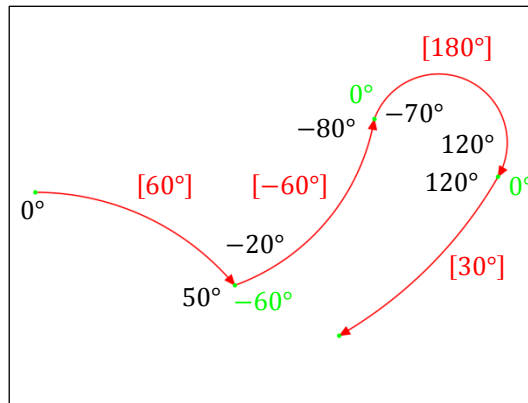


$$\left\{ \begin{array}{l} \bigwedge_{i=1, \dots, k} p_i = ([\alpha_i], P_i) \\ \bigwedge_{i=1, \dots, k} P_i = (tl_\alpha(p_i), hd_\alpha(p_i), tl(p_i), hd(p_i)) \\ \bigwedge_{i=1, \dots, k} \beta_i = \min_{\beta \in \Sigma_{\text{ANGLE}}} (|\beta - (tl_\alpha(p_{i+1}) - hd_\alpha(p_i))|) \end{array} \right.$$

Charakterologiczny opis konturu będzie skrótowo zapisywany bez znaku °.

Charakterologiczny opis przykładowego konturu pokazanego na rysunku 3.39 to:

[60] - 60[-60]0[180]0[30]



**Rysunek 3.39.** Przykładowy kontur o charakterologicznym opisie [60] - 60[-60]0[180]0[30].

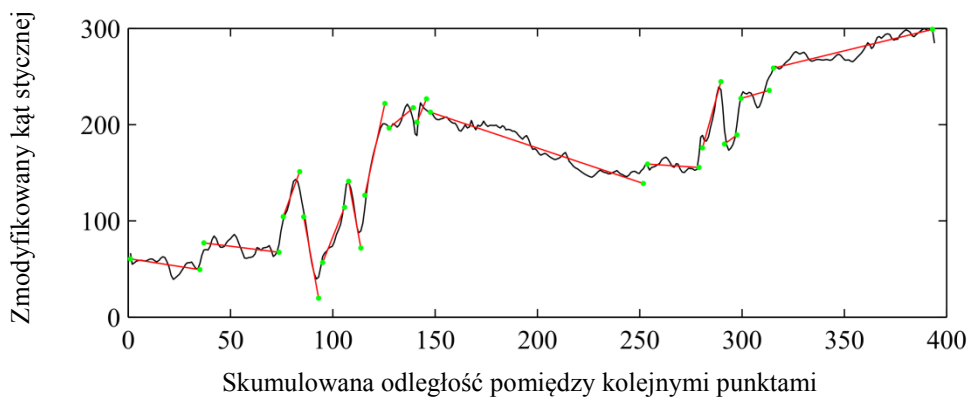
Użycie zdefiniowanego powyżej języka opisu kształtu jest uzasadnione wyłącznie w przypadku, gdy różnica pomiędzy obrysem, będącym wynikiem działania algorytmu, a obrysem uzyskanym od radiologa jest niewielka. Z tego powodu, na tym etapie działania algorytmu rozważane są jedynie te typy powierzchni stawowych, dla których w przypadku wariacyjnego wykrywania nadzerek i osteofitów uzyskano  $\min(TPR, TNR) \geq 60\%$  (podrozdział 4.5). W tym przypadku, są to górna powierzchnia stawu śródrečno-paliczkowego i obie powierzchnie stawu międzypaliczkowego dalszego.

Ciąg kątów stycznych jest dzielony na prymitywy przy użyciu metody najmniejszych kwadratów [14]. W tym celu początkowy punkt pierwszego prymitywu jest ustalany na drugi punkt obrysu, który odpowiada kątowi pierwszej stycznej, a końcowy punkt pierwszego prymitywu jest ustalany poprzez analizę kątów. Dla kolejnych  $i$ , rozpoczynając od  $i = 2$ , wyznaczana jest prosta regresji  $f_i$ , przy czym zbiór punktów doświadczalnych, do których się

dopasowuje zdefiniowany jest jako  $\{(x_j, a_j)\}_{j=1}^i$ . Jako punkt końcowy ustalany jest ten, który odpowiada ostatniemu indeksowi  $i$ , dla którego spełniony jest warunek:

$$\max_{j=1, \dots, i} (f_i(x_j) - a_j) < F_{14}$$

gdzie  $F_{14}$  jest współczynnikiem wyznaczonym heurystycznie (podrozdział 4.7). Początkowy i końcowy kąt pierwszego prymitywu ustalany jest odpowiednio na  $f_i(x_1)$  i  $f_i(x_i)$ . Długość prymitywu jest równa  $x_i - x_1$ . Następnie, w podobny sposób wyznaczany jest drugi prymityw, którego początkowy punkt odpowiada kątowi  $a_{i+1}$  i tak dalej (rysunek 3.40).



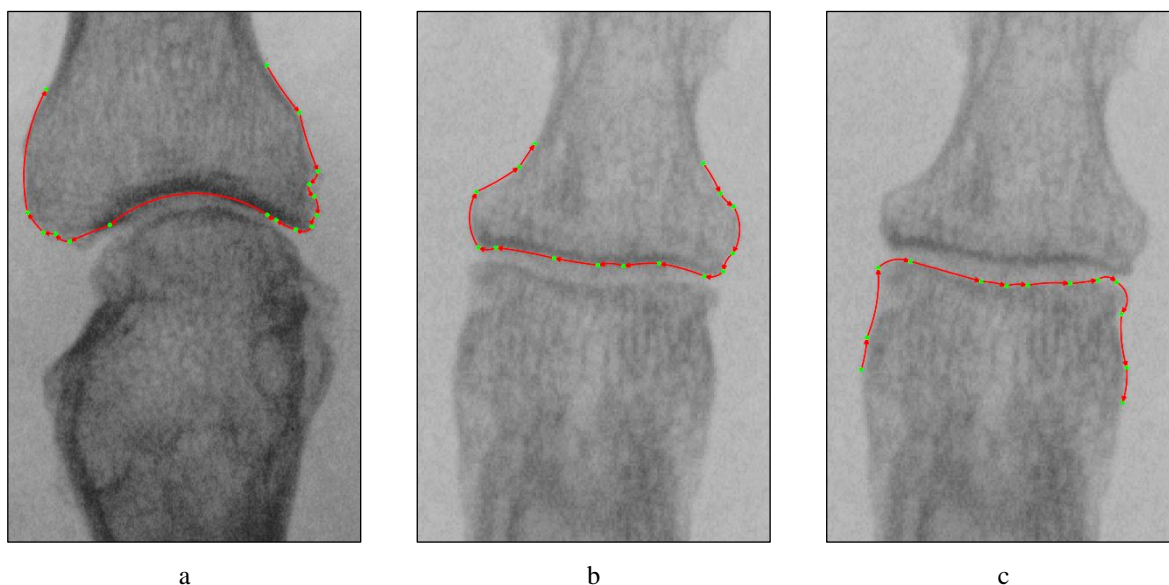
**Rysunek 3.40.** Fragmenty prostych regresji nałożone na wykres zmodyfikowanych kątów stycznych górnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego.

Wyznaczone kontury pokazane są na rysunkach 3.41a-c, a ich opisy charakterologicznie umieszczono w tabeli 3.2.

Staw	Powierzchnia	Opis charakterologiczny konturu
MCP	Górna	[0], 30, [0], 30, [60], -60, [-90], 30, [60], 30, [-60], 60, [90], -30, [30], -30, [30], 0, [-60], 30, [0], 30, [60], -60, [0], 30, [0], 30, [30]
DIP	Górna	[0], 0, [-30], 30, [60], 0, [-60], 60, [60], 0, [0], 0, [0], 30, [-30], 30, [0], 0, [0], -30, [60], 30, [60], 30, [0], -30, [0]
	Dolna	[0], 30, [-30], 60, [60], 0, [0], 0, [30], -30, [30], -30, [30], 0, [0], -30, [90], -30, [120], -30, [-30], 0, [30]

**Tabela 3.2.** Opisy charakterologiczne konturów.

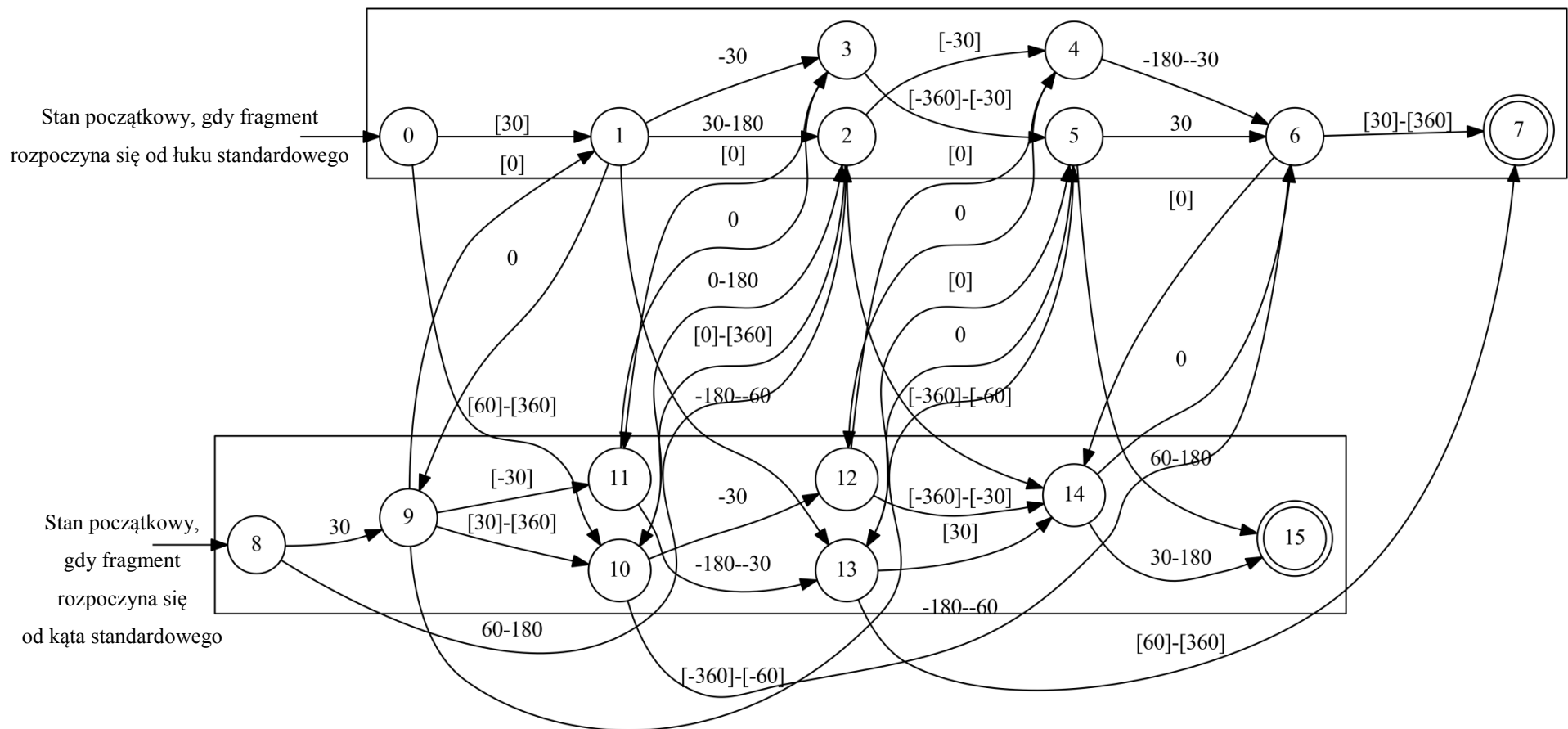
Kończącą fazą algorytmu jest analiza syntaktyczna tak otrzymanych słów, która jest wykonywana z wykorzystaniem automatu skończonego pokazanego na rysunku 3.42. Automat ten został uzyskany heurystycznie (podrozdział 4.7) do wykrywania nadzerek w analizowanym fragmencie konturu. W zależności od tego, czy rozważany fragment rozpoczyna się od standardowego łuku, czy kąta, stanem początkowym automatu jest 0 lub 8.



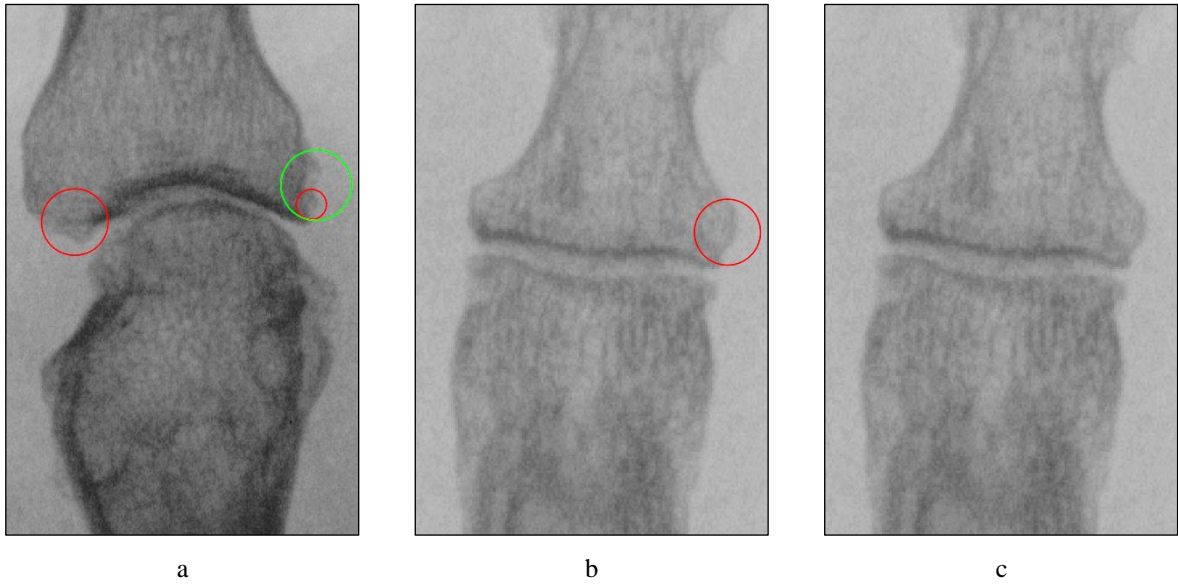
**Rysunek 3.41.** Kontury.

Zakładając, że analizowany opis charakterologiczny ma postać  $[\alpha_1]\beta_1[\alpha_2]\beta_2 \dots \beta_{k-1}[\alpha_k]$ , a odpowiadający mu kontur to  $p_1 \odot p_2 \odot \dots \odot p_k$ , analiza syntaktyczna rozpoczyna się od  $[\alpha_1]$ . Jeżeli automat znajdzie się w stanie końcowym po przeczytaniu  $[\alpha_i]$  lub  $\beta_i$ , jako lokalizacja wykrytego objawu chorobowego zwracany jest okrąg zawierający punkty  $tl(p_1)$  i  $hd(p_i)$  (rysunki 3.43a-c), a kolejny etap analizy syntaktycznej rozpoczyna się odpowiednio od  $\beta_{i+1}$  lub  $[\alpha_{i+1}]$ . Jeżeli automat nie znajduje się w stanie końcowym, bądź suma długości prymitywów przekroczy  $F_{15}$  część całej długości konturu (współczynnik wyznaczony heurystycznie w podrozdziale 4.7), kolejny etap analizy syntaktycznej rozpoczyna się ponownie, tym razem od  $\beta_1$ . Jeżeli automat znajdzie się w stanie końcowym po przeczytaniu  $[\alpha_i]$  lub  $\beta_i$ , jako lokalizacja wykrytej zmiany zwracany jest okrąg zawierający punkty  $tl(p_2)$  i  $hd(p_i)$ , a kolejny etap analizy syntaktycznej rozpoczyna się odpowiednio od  $\beta_{i+1}$  lub  $[\alpha_{i+1}]$ , i tak dalej.

Algorytm syntaktycznego wykrywania nadzerek ma złożoność obliczeniową równą  $O(n^2)$ , ponieważ w najgorszym wypadku konieczne jest wywoływanie analizy syntaktycznej począwszy od każdej litery charakterologicznego opisu konturu, którego długość jest mniejsza od długości obrysu  $m = O(n)$ . Ponadto, wyznaczanie konturu ma złożoność obliczeniową  $O(n^2)$ , ponieważ metoda najmniejszych kwadratów, liniowo zależna od liczby punktów doświadczalnych może być wywołana, co najwyżej  $m - 1$  razy.



Rysunek 3.42. Automat skończony do wykrywania nadzerek.



**Rysunek 3.43.** Nadżerki uzyskane od radiologa (zielone okręgi) i wykryte automatycznie (czerwone okręgi).

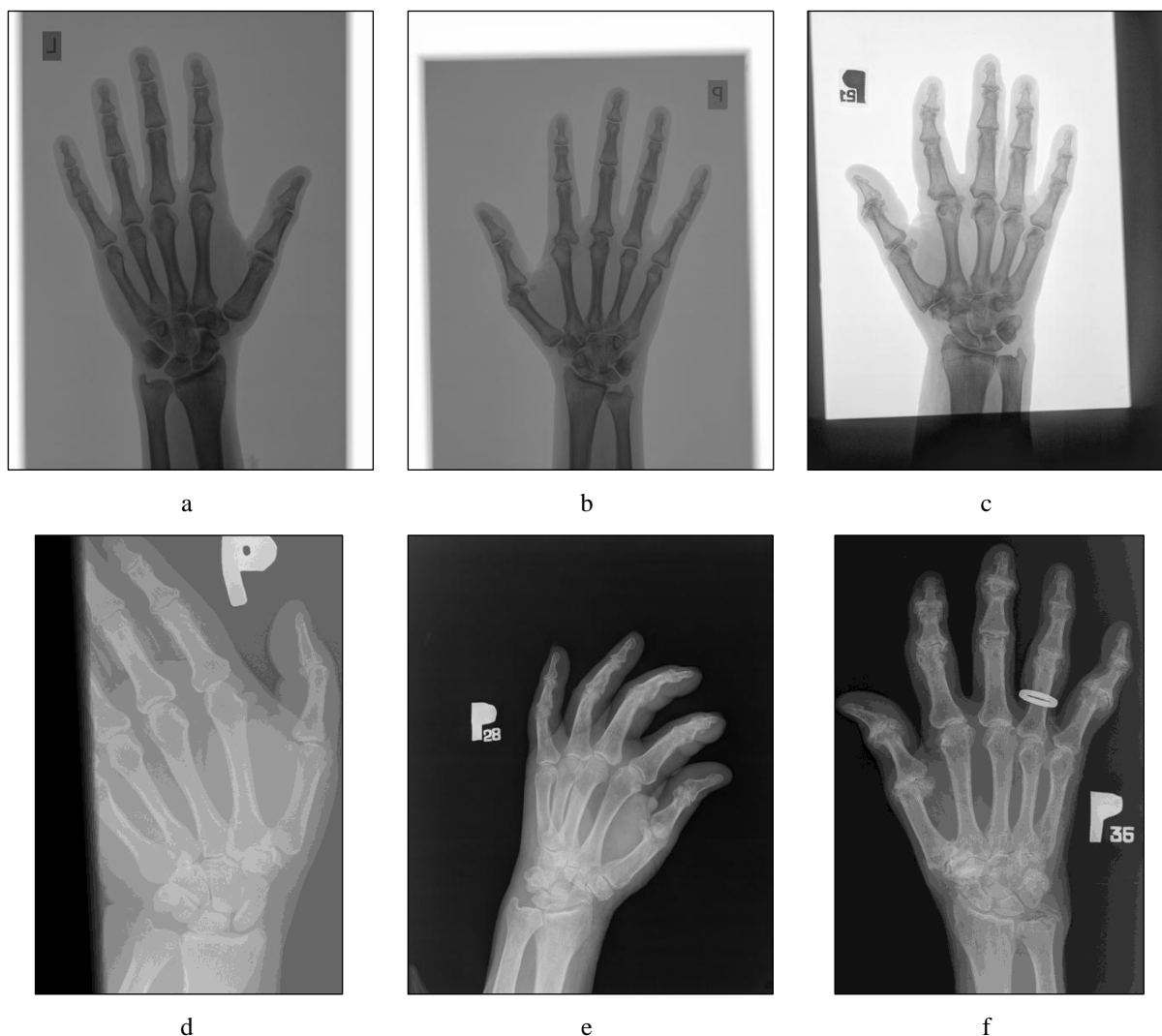
## 4. Wyniki badań

Przedstawiony w rozdziale 3 algorytm wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk został zweryfikowany na zbiorze testowym, złożonym ze zdjęć lewej i prawej ręki 30 pacjentów, opisanym w podrozdziale 4.1. Wcześniej jednak, za pomocą zbioru treningowego, złożonego ze zdjęć 30 innych pacjentów wyznaczono optymalne wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=0}^{15}$ , wykorzystywanych w tym algorytmie. Czas działania programu dla obu rąk wynosi od 28 do 95 sekund (średnio 48 sekund) na procesorze Intel Core 2 Duo 2 GHz CPU, 4 GB RAM. Czasy działania poszczególnych części algorytmu dla rozpatrywanych palców obu rąk wynoszą:

- Wyznaczanie obrysów i lokalizacji stawów – od 10 do 82 sekund (średnio 28 sekund).
- Wyznaczanie obrysów powierzchni stawowych – od 13 do 28 sekund (średnio 20 sekund).
- Wariacyjne i syntaktyczne rozpoznawanie zmian chorobowych – mniej niż 1 sekunda.

### 4.1. Materiał badawczy

Materiał badawczy uzyskano dzięki uprzejmości dyrekcji, radiologów i reumatologa ze Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie, z którymi autor współpracował w trakcie pisania niniejszej rozprawy. Składają się na niego zdjęcia lewej i prawej ręki 60 pacjentów, które wykonano w projekcji przednio-tylnej. Każda para zdjęć rentgenowskich należy do innego pacjenta, spośród których 20 jest zdrowych, 20 choruje na choroby zwyrodnieniowe, a 20 pozostałych na choroby zapalne. Wyboru i klasyfikacji pacjentów do grup dokonał reumatolog, mając na uwadze, by wśród rozpatrywanych zdjęć nie znalazły się takie, które przedstawiają terminalny etap choroby (rysunek 4.1c), obejmują tylko fragment ręki (rysunek 4.1d), nie są wykonane w projekcji przednio-tylnej (rysunek 4.1e) lub zawierają elementy metalowe (rysunek 4.1f). Selekcja ta była konieczna, ponieważ podczas opracowywania algorytmu przypadki tego typu pominięto. Zostały one uznane przez radiologa i reumatologa za zbyt rzadkie lub mało interesujące diagnostycznie.



**Rysunek 4.1.** Przykłady zdjęć rentgenowskich spełniających (a-b) i niespełniających (c-f) warunki selekcji.

Analizowane zdjęcia rentgenowskie wykonane zostały metodą cyfrowej radiografii pośredniej (podrozdział 2.5). Otrzymano je za pomocą lampy rentgenowskiej AGFA typu Rad-14 o maksymalnym napięciu równym 150 kVp. Lampą tą naświetlano kasety typu CR MD4.2 Extremities o wymiarach  $24 \times 30$  cm, przeznaczone do zdjęć rentgenowskich o dużej precyzji. Następnie kasety te były skanowane z wykorzystaniem skanera AGFA ADC Compact Plus, w wyniku czego otrzymano zdjęcia w formacie DICOM, w 12-bitowej skali szarości i w rozdzielczości  $2320 \times 2920$  pikseli. W tak zapisanych zdjęciach, 1 piksel odpowiadał kwadratowi  $0.1 \times 0.1$  mm na kasecie.

Dla każdego zdjęcia rentgenowskiego z materiału badawczego zgromadzono obrysy górnych i dolnych powierzchni stawowych palca wskazującego i środkowego, a także lokalizacje odpowiadających im nadzerek i osteofitów. Zostały one pozyskane dwustopniowo za pomocą programu, przygotowanego we współpracy z radiologiem. Na początku, pierwszy

radiolog z mniejszym doświadczeniem zawodowym obrysowywał wyświetlane na ekranie powierzchnie stawowe i zaznaczał lokalizacje nadżerek i osteofitów. Następnie drugi, bardziej doświadczony radiolog poprawiał wyznaczone obrysy i lokalizacje. Dla większej dokładności i wygody radiologów, w obu etapach wykorzystano tablet Dell Latitude XT2, dzięki czemu możliwe było wykorzystanie rysika zamiast myszki.

Tak pozyskany materiał badawczy został podzielony na dwie części, zbiór treningowy i testowy (tabela 4.1).

Staw	Pow.	Zmiana	Zbiór treningowy				Zbiór testowy			
			H	DD	DI	Ogółem	H	DD	DI	Ogółem
MCP	Górna	E	0	0	4	4	0	2	2	4
		O	5	15	17	37	11	18	14	43
		E & O	0	0	4	4	0	0	1	1
		Ogółem	<b>5</b>	<b>15</b>	<b>25</b>	<b>45</b>	<b>11</b>	<b>20</b>	<b>17</b>	<b>48</b>
	Dolna	E	0	1	7	8	0	1	2	3
		O	0	5	4	9	5	4	1	10
		E & O	0	0	0	0	0	0	0	0
		Ogółem	<b>0</b>	<b>6</b>	<b>11</b>	<b>17</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>3</b>	<b>13</b>
PIP	Górna	E	1	1	2	4	2	1	0	3
		O	5	11	12	28	6	20	5	31
		E & O	0	0	1	1	0	0	0	0
		Ogółem	<b>6</b>	<b>12</b>	<b>15</b>	<b>33</b>	<b>8</b>	<b>21</b>	<b>5</b>	<b>34</b>
	Dolna	E	0	6	5	11	0	0	4	4
		O	3	0	3	6	1	5	0	6
		E & O	0	0	2	2	0	0	0	0
		Ogółem	<b>3</b>	<b>6</b>	<b>10</b>	<b>19</b>	<b>1</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>10</b>
DIP	Górna	E	0	2	0	2	0	0	0	0
		O	2	10	15	27	8	28	13	49
		E & O	0	5	0	5	1	1	0	2
		Ogółem	<b>2</b>	<b>17</b>	<b>15</b>	<b>34</b>	<b>9</b>	<b>29</b>	<b>13</b>	<b>51</b>
	Dolna	E	0	11	3	14	1	3	0	4
		O	0	3	9	12	2	14	5	21
		E & O	0	1	0	1	0	2	0	2
		Ogółem	<b>0</b>	<b>15</b>	<b>12</b>	<b>27</b>	<b>3</b>	<b>19</b>	<b>5</b>	<b>27</b>

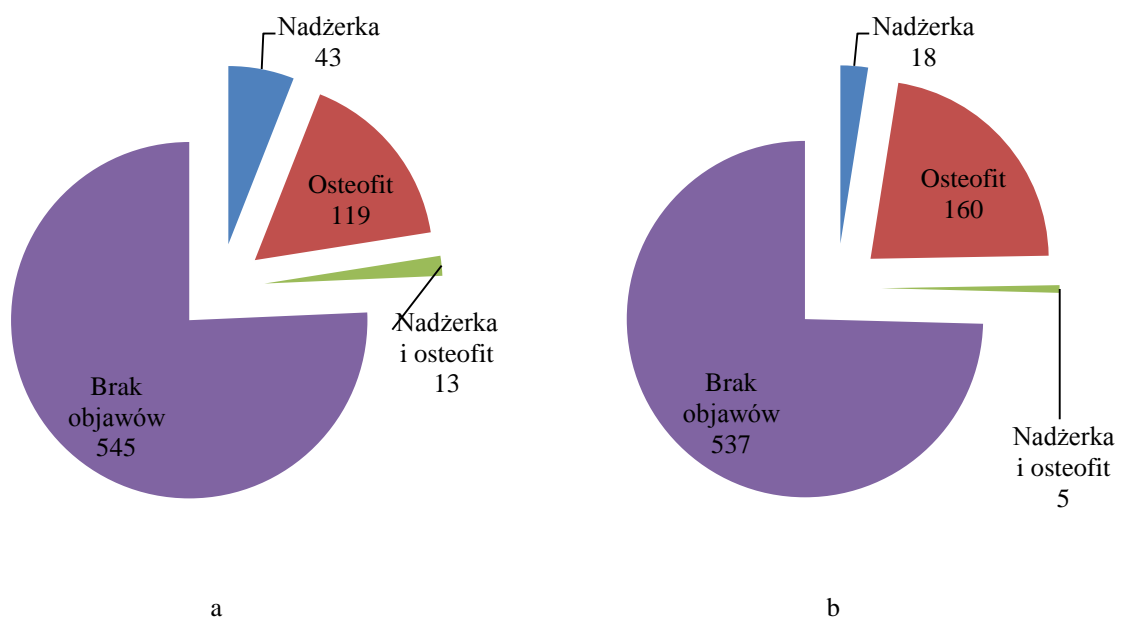
**Tabela 4.1.** Liczby powierzchni stawowych zawierających tylko jeden, lub oba rozważane objawy chorobowe.

Każdy zbiór zawierał wybrane losowo zdjęcia rentgenowskie 10 pacjentów zdrowych, chorych na choroby zwyrodnieniowe i zapalne. Na podstawie zbioru treningowego wyznaczono najbardziej optymalne współczynniki  $\{F_i\}_{i=0}^{15}$ , przy użyciu 2 metod weryfikacji, przedstawionych w podrozdziale 4.2. Zbiór testowy posłużył do weryfikowania algorytmu. Wyniki prezentowane są w poniższych tabelach, zawierających następujące skróty:



- H, DD i DI – oznaczające odpowiednio zbiory pacjentów zdrowych, chorych na choroby zwyrodnieniowe i zapalne.
- MCP, PIP i DIP – oznaczające odpowiednio staw śródrečno-paliczkowy, międzypaliczkowy bliższy i dalszy.
- E i O – oznaczające odpowiednio nadżerki i osteofity.

Łącznie zgromadzono po 240 górnych i dolnych powierzchni stawowych dla każdego typu stawu (60 pacjentów × 2 zdjęcia × 2 rozważane palce) – 120 w zbiorze treningowym i 120 w zbiorze testowym. Liczby powierzchni stawowych zawierających tylko 1, lub 2 rozważane objawy chorobowe przedstawione są w tabeli 4.1. Ogółem daje to 175 (na 720) powierzchni stawowych, zawierających którąkolwiek z rozważanych zmian chorobowych w zbiorze treningowym i 183 (na 720) w zbiorze testowym (rysunki 4.2a-b), w tym odpowiednio 56 i 23 powierzchni stawowych, zawierających nadżerkę.



**Rysunek 4.2.** Procent powierzchni stawowych bez i z objawami chorobowymi w zbiorze treningowym (a) i testowym (b).

## 4.2. Metody weryfikacji

W poniższych podrozdziałach opisano heurystyczny sposób wyznaczania współczynników  $\{F_i\}_{i=0}^{15}$  na podstawie zbioru treningowego i weryfikację algorytmów, wykorzystujących te współczynniki na podstawie zbioru testowego. Do weryfikacji skuteczności algorytmu wyznaczania obrysów kości palców (podrozdział 3.1.2) i algorytmu

wyznaczania obrysów powierzchni stawowych (podrozdział 3.2) wykorzystano ocenę poprawności zaproponowaną przez Huanga i Doma [31]. Ocena ta opiera się na rozkładzie ilościowym i jakościowym odległości punktów obrysu  $s_R$  będącego wynikiem algorytmu względem punktów obrysu  $s_{GT}$ , uzyskanego od radiologa. Odległości punktu  $A \in s_R$  od obrysu  $s_{GT}$  i  $B \in s_{GT}$  od obrysu  $s_R$  definiuje się jako:

$$\begin{cases} d(A, s_{GT}) = \min_{B \in s_{GT}} \{\|A, B\|\} \\ d(B, s_R) = \min_{A \in s_R} \{\|B, A\|\} \end{cases}$$

Na ich podstawie, wyznaczane są następujące parametry:

- Średnia odległość pomiędzy obrysem  $s_R$  i  $s_{GT}$  :

$$d_{AVG}(s_R, s_{GT}) = \frac{1}{|s_R|} \sum_{A \in s_R} d(A, s_{GT})$$

- Średnia odległość pomiędzy obrysem  $s_{GT}$  i  $s_R$  :

$$d_{AVG}(s_{GT}, s_R) = \frac{1}{|s_{GT}|} \sum_{B \in s_{GT}} d(B, s_R)$$

- Maksymalna odległość pomiędzy obrysem  $s_R$  i  $s_{GT}$  :

$$d_{MAX}(s_R, s_{GT}) = \max_{A \in s_R} \{d(A, s_{GT})\}$$

- Maksymalna odległość pomiędzy obrysem  $s_{GT}$  i  $s_R$  :

$$d_{MAX}(s_{GT}, s_R) = \max_{B \in s_{GT}} \{d(B, s_R)\}$$

Weryfikacja obu algorytmów (wariancyjnego i syntaktycznego) wykrywania objawów chorobowych polegała na wyznaczeniu czułości i specyficzności działania algorytmu [1]. Ustalono, że 2 lokalizacje pokrywają się wtedy, kiedy odpowiadające im okręgi się przecinają. Zgodnie z tym, zdefiniowano 4 możliwe do uzyskania wyniki analizy każdej powierzchni stawowej:

- Prawdziwie dodatni (ang. *true positive*, *TP*) – algorytm wykrył, co najmniej połowę objawów chorobowych wykrytych przez radiologa.
- Fałszywie dodatni (ang. *false positive*, *FP*) – algorytm wykrył objawy chorobowe, a radiolog nie wykrył żadnych.
- Prawdziwie ujemny (ang. *true negative*, *TN*) – algorytm nie wykrył objawów chorobowych, podobnie jak radiolog.
- Fałszywie ujemny (ang. *false negative*, *FN*) – algorytm wykrył mniej niż połowę objawów chorobowych wykrytych przez radiologa.

Na ich podstawie, wyznaczane są współczynniki czułości i specyficzności:

- Współczynnik prawdziwie dodatni (ang. *true positive rate*, *TPR*), inaczej czułość (ang. *sensitivity*) – to liczba powierzchni stawowych, w których algorytm wykrył co najmniej połowę objawów chorobowych wykrytych przez radiologa, do liczby wszystkich powierzchni stawowych, w których radiolog wykrył objawy chorobowe:

$$TPR = \frac{TP}{FN + TP} \cdot 100\%$$

Czułość równa 100% oznaczałaby, że wszystkie powierzchnie stawowe z objawami chorobowymi zostały rozpoznane.

- Współczynnik fałszywie dodatni (ang. *false negative rate*, *TNR*), inaczej specyficzność (ang. *specificity*) – to liczba powierzchni stawowych, w których algorytm nie wykrył objawów chorobowych, podobnie jak radiolog, do liczby wszystkich powierzchni stawowych, w których radiolog nie wykrył objawów chorobowych:

$$TNR = \frac{TN}{TN + FP} \cdot 100\%$$

Specyficzność równa 100% oznaczałaby, że wszystkie powierzchnie stawowe bez objawów chorobowych zostały rozpoznane.

Przedstawione powyżej metody weryfikacji poszczególnych etapów algorytmu były wykorzystywane zarówno podczas wyznaczania współczynników na podstawie zbioru treningowego, jak również podczas weryfikacji algorytmu na podstawie zbioru testowego. W trakcie wyznaczania współczynników, badano ciągi ich wartości z przedziałów ustalonych przez autora niniejszej rozprawy. Przedziały te zostały ustalone w taki sposób, aby z jak największym prawdopodobieństwem zawierały wartości optymalne z punktu widzenia etapu algorytmu, w którym są wykorzystywane. Używany w dalszej części rozprawy zapis  $a - b (c)$  oznacza zbiór wartości  $\{a + i \cdot c\}_{i=0}^{\lfloor \frac{b-a}{c} \rfloor}$ .

### 4.3. Weryfikacja wyznaczania lokalizacji kości śródrečia

Aby zweryfikować algorytm wyznaczania lokalizacji kości śródrečia, obliczono stosunek liczby prawidłowych wyników do liczby wszystkich analizowanych zdjęć rentgenowskich. Wynik algorytmu dla analizowanego zdjęcia rentgenowskiego był uznawany za prawidłowy, jeżeli wszystkie zwracane lokalizacje (górne i dolne piksele) znajdowały się wewnątrz odpowiednich kości śródrečia lub wewnątrz paliczka bliższego w przypadku

kciuka. Tego typu weryfikacja nie wymagała specjalistycznej wiedzy, dlatego została przeprowadzona przez autora niniejszej rozprawy.

Optymalną wartość współczynnika  $F_0$  wybrano z ciągu wartości  $\{i \cdot 0.1\}_{i=1}^9$ . Spośród wyników działania algorytmu wykonywanego kolejno dla wszystkich możliwych wartości  $F_0$  na zbiorze treningowym, wybrano ten, dla którego procent prawidłowych wyników był największy. Dla  $F_0 = 0.3$  był on równy 100%.

Po zweryfikowaniu algorytmu z wykorzystaniem wyznaczonego współczynnika na podstawie zbioru testowego uzyskano 100% prawidłowych wyników.

#### 4.4. Weryfikacja wyznaczania obrysów kości palców

Do weryfikacji obrysów kości palców wykorzystano opisaną w podrozdziale 4.2 ocenę poprawności obrysów. Jej wynikiem dla każdego rozważanego stawu były maksymalna i średnia różnica pomiędzy obrysami uzyskanymi od radiologa i będącymi wynikiem działania algorytmu, odpowiednio  $d_{MAX}(S_{GT}, S_R)$  i  $d_{AVG}(S_{GT}, S_R)$ .

Ze względu na to, że materiał badawczy nie zawiera całych obrysów kości palca, ocena poprawności została ograniczona do zewnętrznych fragmentów obrysów powierzchni stawowych uzyskanych od radiologa, które potraktowano jako fragmenty obrysów kości palca. Zakładając, że obrysy górnej i dolnej powierzchni stawowej uzyskane od radiologa to odpowiednio  $s_{GT}^{UP} = (U_i)_{i=1}^{m^{UP}}$  i  $s_{GT}^{DOWN} = (D_i)_{i=1}^{m^{DOWN}}$ , a lewy i prawy obrys kości palca, będące wynikiem działania algorytmu, to odpowiednio  $s_R^{LEFT} = (L_i)_{i=1}^{m^{LEFT}}$  i  $s_R^{RIGHT} = (R_i)_{i=1}^{m^{RIGHT}}$  (rysunek 4.3), fragmenty obrysów kości palca uzyskane od radiologa zdefiniowane są jako:

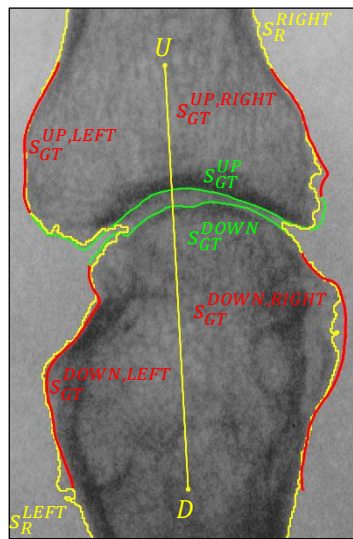
$$\left\{ \begin{array}{l} s_{GT}^{UP,LEFT} = (U_i)_{i=b^{UP}}^{m^{UP}} \\ s_{GT}^{DOWN,LEFT} = (D_i)_{i=1}^{e^{DOWN}} \end{array} \right. \quad i \quad \left\{ \begin{array}{l} s_{GT}^{UP,RIGHT} = (U_i)_{i=1}^{e^{UP}} \\ s_{GT}^{DOWN,RIGHT} = (D_i)_{i=b^{DOWN}}^{m^{DOWN}} \end{array} \right.$$

przy czym:

$$\left\{ \begin{array}{l} b^{UP} = biggerPrev(a^{UP}, m^{UP}, F \cdot \max(a^{UP})) \\ e^{DOWN} = biggerNext(a^{DOWN}, 1, F \cdot \max(a^{DOWN})) \\ e^{UP} = biggerNext(a^{UP}, 1, F \cdot \max(a^{UP})) \\ b^{DOWN} = biggerPrev(a^{DOWN}, m^{DOWN}, F \cdot \max(a^{DOWN})) \end{array} \right.$$

gdzie ciąg  $a^{UP}$  odpowiada odległościom punktów  $s_{GT}^{UP}$  od prostej prostopadłej do odcinka  $DU$ , przechodzącej przez punkt  $U = \frac{U_1 + U_{m^{UP}}}{2}$ , ciąg  $a^{DOWN}$  odległościom punktów  $s_{GT}^{DOWN}$

od prostej prostopadłej do odcinka  $DU$ , przechodzącej przez punkt  $D = \frac{D_1 + D_m^{DOWN}}{2}$ , a współczynnik  $F = 0.8$ , został ustalony w taki sposób, aby  $s_{GT}^{UP,LEFT}$ ,  $s_{GT}^{DOWN,LEFT}$ ,  $s_{GT}^{UP,RIGHT}$  i  $s_{GT}^{DOWN,RIGHT}$  przechodziły wyłącznie przez zewnętrzne krawędzie stawu (rysunek 4.3). W rezultacie, średnią i maksymalną odległość pomiędzy obrysami uzyskanymi od radiologa i będącymi wynikiem działania algorytmu, odpowiednio  $d_{AVG}(s_{GT}, s_R)$  i  $d_{MAX}(s_{GT}, s_R)$ , definiuje się jako średnią i maksimum z  $d_{MAX}(s_{GT}^{UP,LEFT}, s_R^{LEFT})$ ,  $d_{MAX}(s_{GT}^{DOWN,LEFT}, s_R^{LEFT})$ ,  $d_{MAX}(s_{GT}^{UP,RIGHT}, s_R^{RIGHT})$  i  $d_{MAX}(s_{GT}^{DOWN,RIGHT}, s_R^{RIGHT})$ . Średnie z wartości  $d_{AVG}(s_{GT}, s_R)$  i  $d_{MAX}(s_{GT}, s_R)$  dla wszystkich stawów danego typu oznacza się jako  $\mathcal{D}_{AVG}$  i  $\mathcal{D}_{MAX}$ .



**Rysunek 4.3.** Wyznaczanie fragmentów obrysów kości palca uzyskanych od radiologa.

Optymalne wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=1}^4$  wyznaczono spośród tych, przedstawionych w tabeli 4.2. Algorytm wykonywany był na zbiorze treningowym dla wszystkich możliwych zestawów, należących do iloczynu kartezjańskiego tych 4 zbiorów. Wybrane zostały takie 2 zestawy, po 1 dla stawu śródrečno-paliczkowego i obu stawów międzypaliczkowych, o liczbie niezyskanych segmentacji mniejszej niż 10, których  $\mathcal{D}_{MAX}$  było minimalne (tabela 4.2).

Wyznaczony w ten sposób zestaw współczynników optymalnych dla stawu śródrečno-paliczkowego jest używany w algorytmie wyznaczania obrysów kości palców, dopóki odległość  $C_i^{LEFT}$  i  $C_i^{RIGHT}$  od prostej podstawy  $l$  jest mniejsza od sumy minimalnej długości kości śródrečna i połowy minimalnej długości paliczka bliższego (63.05 mm). Po przekroczeniu tej wartości wykorzystywany jest zestaw współczynników optymalnych

dla stawów międzypaliczkowych. Użycie 2 zestawów współczynników było konieczne, z uwagi na dużą różnicę pomiędzy jasnością tkanki miękkiej w okolicy kości śródreżca i paliczków.

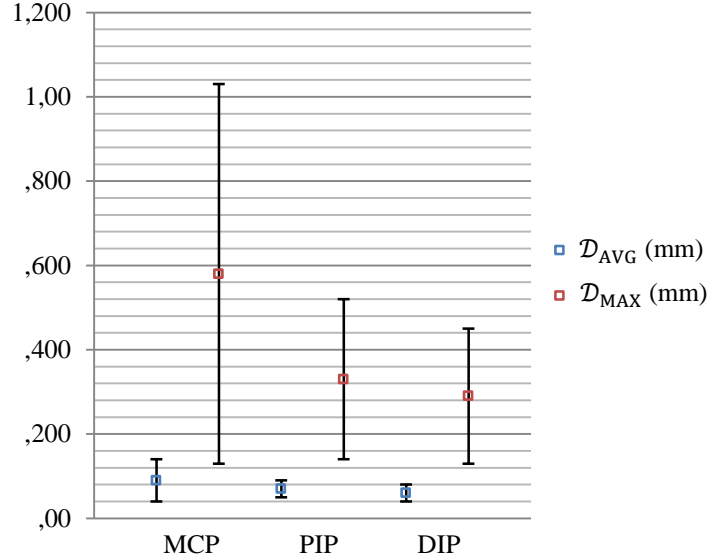
		$F_1$	$F_2$	$F_3$	$F_4$	Liczba nieuzyskanych segmentacji	$\mathcal{D}_{AVG}$ (mm)	$\mathcal{D}_{MAX}$ (mm)
Rozważane wartości		0-0.2 (0.1)	0.4-0.6 (0.1)	0.6-0.8 (0.05)	0.5-1.5 (0.25)	N/A	N/A	N/A
Wybrane wartości	MCP	0.1	0.5	0.65	1.25	3	<b>0.10±0.06</b>	<b>0.61±0.50</b>
	PIP, DIP	0.1	0.4	0.75	0.5	3	<b>0.07±0.02</b>	<b>0.36±0.21</b>

Tabela 4.2. Rozważane i wybrane wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=1}^4$ .

Po zweryfikowaniu algorytmu z wykorzystaniem wyznaczonych zestawów współczynników, na podstawie zbioru testowego uzyskano przeciętną maksymalną różnicę pomiędzy obrysami uzyskanymi od radiologa, a obrysami będącymi wynikiem działania algorytmu z przedziału od 0.29 mm do 0.58 mm, w zależności od typu stawu (tabela 4.3 i rysunek 4.4). Przeciętna średnia różnica wahała się z kolei pomiędzy 0.06 mm, a 0.09 mm. Tylko w przypadku 1 palca na 120 w zbiorze testowym nie uzyskano segmentacji, ale ze względu na to, że w zbiorze treningowym było takich 5 palców, w dalszych podrozdziałach rozpatrywano 234 zamiast 240 stawów każdego typu.

		Zbiór treningowy				Zbiór testowy			
		H	DD	ID	Ogółem	H	DD	ID	Ogółem
Liczba nieuzyskanych segmentacji		2	0	3	<b>5</b>	0	1	0	<b>1</b>
MCP	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.12±0.08	0.07±0.02	0.09±0.04	<b>0.10±0.06</b>	0.08±0.03	0.09±0.06	0.09±0.05	<b>0.09±0.05</b>
	$\mathcal{D}_{MAX}$	0.81±0.67	0.46±0.27	0.56±0.43	<b>0.61±0.50</b>	0.50±0.36	0.63±0.53	0.62±0.45	<b>0.58±0.45</b>
PIP	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.08±0.02	0.07±0.02	0.08±0.02	<b>0.08±0.02</b>	0.07±0.02	0.07±0.03	0.07±0.02	<b>0.07±0.02</b>
	$\mathcal{D}_{MAX}$	0.34±0.10	0.34±0.18	0.39±0.20	<b>0.36±0.16</b>	0.31±0.13	0.33±0.26	0.35±0.16	<b>0.33±0.19</b>
DIP	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.07±0.02	0.09±0.16	0.07±0.02	<b>0.08±0.09</b>	0.06±0.02	0.06±0.01	0.06±0.01	<b>0.06±0.02</b>
	$\mathcal{D}_{MAX}$	0.33±0.15	0.48±0.88	0.33±0.17	<b>0.38±0.53</b>	0.28±0.16	0.34±0.21	0.26±0.07	<b>0.29±0.16</b>

Tabela 4.3. Wyniki działania algorytmu wyznaczania obrysów kości palca podane w milimetrach.

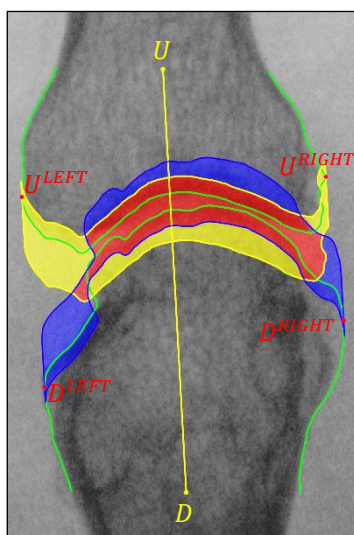


**Rysunek 4.4.** Przeciętna średnia i maksymalna różnica pomiędzy obrysami kości palców uzyskanymi od radiologa, a obrysami będącymi wynikiem działania algorytmu.

#### 4.5. Weryfikacja wyznaczania lokalizacji stawów

W celu zweryfikowania algorytmu lokalizacji stawów, obliczono stosunek liczby prawidłowych wyników do liczby wszystkich analizowanych stawów. Wynik działania algorytmu dla analizowanego stawu był uznawany za prawidłowy, jeżeli lewa i prawa lokalizacja znajdowała się, z uwzględnieniem opisanego poniżej marginesu błędu, pomiędzy obrysami górnej i dolnej powierzchni stawowej, uzyskanymi od radiologa.

Niech obrysy górnej i dolnej powierzchni stawowej uzyskane od radiologa to odpowiednio  $s_{GT}^{UP} = (U_i)_{i=1}^{m^{UP}}$  i  $s_{GT}^{DOWN} = (D_i)_{i=1}^{m^{DOWN}}$ , a punkty z górnego i dolnego obrysu znajdujące się najbardziej na lewo i na prawo od odcinka  $DU$ , gdzie  $D = \frac{D_1 + D_{m^{DOWN}}}{2}$  i  $U = \frac{U_1 + U_{m^{UP}}}{2}$  to odpowiednio  $U^{LEFT}$ ,  $U^{RIGHT}$  i  $D^{LEFT}$  i  $D^{RIGHT}$  (rysunek 4.5). Obszar odpowiadający prawidłowym lokalizacjom zdefiniowany jest jako  $S^{UP} \cap S^{DOWN}$  (czerwony obszar na rysunku 4.5), gdzie  $S^{UP}$  (obszar żółty i czerwony na rysunku 4.5) zawiera piksele, znajdujące się pomiędzy górnymi obrysami ograniczonymi punktami  $U^{LEFT}$  i  $U^{RIGHT}$ , przesuniętymi w dół o wektor  $-\frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|} \cdot 3 \cdot n$  i w górę o wektor  $\frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|} \cdot 1 \cdot n$ , a  $S^{DOWN}$  (obszar niebieski i czerwony na rysunku 4.5) zawiera piksele, znajdujące się pomiędzy dolnymi obrysami ograniczonymi punktami  $D^{LEFT}$  i  $D^{RIGHT}$ , przesuniętymi w dół o wektor  $-\frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|} \cdot 1 \cdot n$  i w górę o wektor  $\frac{\overline{DU}}{\|\overline{DU}\|} \cdot 3 \cdot n$ .



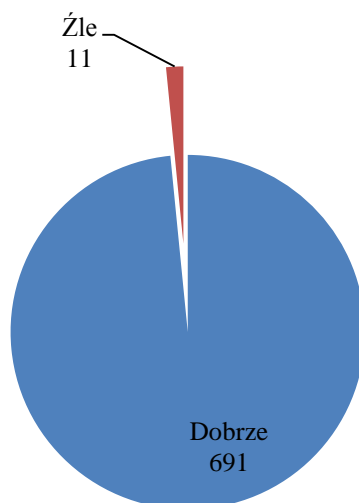
**Rysunek 4.5.** Zbiór  $S^{UP}$  (żółty i czerwony obszar),  $S^{DOWN}$  (niebieski i czerwony obszar) i ich część wspólna (czerwony obszar).

Z uwagi na to, że ten etap działania algorytmu nie wymagał wyznaczenia współczynników został on zweryfikowany za pomocą połączonych zbiorów treningowego i testowego. W rezultacie uzyskano poprawny wynik dla 691 spośród 702 badanych stawów, co daje około 98.4% (tabela 4.4 i rysunek 4.6). Błędne wyniki stwierdzono w przypadku 11 spośród 702 stawów, w tym 1 stawu śródrečno-paliczkowego, 4 stawów międzypaliczkowych bliższych i 6 dalszych. Wszystkie stawy ze zdjęć należących do pacjentów zdrowych zostały zlokalizowane poprawnie. W przypadku pacjentów chorych na choroby zwyrodnieniowe i zapalne, niepoprawnie zlokalizowano odpowiednio 7 i 4 spośród 702 stawów.

	Zbiór treningowy i testowy			
	H	DD	ID	Ogółem
MCP	100% (78/78)	100% (79/79)	98.7% (76/77)	<b>99.6% (233/234)</b>
PIP	100% (78/78)	96.2% (76/79)	98.7% (76/77)	<b>98.3% (230/234)</b>
DIP	100% (78/78)	94.9% (75/79)	97.4% (75/77)	<b>97.4% (228/234)</b>
Ogółem	<b>100% (234/234)</b>	<b>97% (230/237)</b>	<b>98.3% (227/231)</b>	<b>98.4% (691/702)</b>

**Tabela 4.4.** Wyniki działania algorytmu lokalizowania stawów.





Rysunek 4.6. Liczba dobrze i źle zlokalizowanych stawów.

#### 4.6. Weryfikacja wyznaczania obrysów powierzchni stawowych i wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów

Do weryfikacji algorytmu wyznaczania obrysów powierzchni stawowych i algorytmu wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów wykorzystano odpowiednio ocenę poprawności obrysów oraz współczynnik czułości i specyficzności. Jej wynikiem dla każdego typu powierzchni stawowej były przeciętna średnia i maksymalna różnica pomiędzy obrysami uzyskanymi od radiologa i będącymi wynikiem działania algorytmu, odpowiednio  $\mathcal{D}_{AVG}$  i  $\mathcal{D}_{MAX}$ , oraz czułość i specyficzność wykrywania nadżerek i osteofitów.

Optymalne wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=5}^{11}$  i  $\{F_i\}_{i=12}^{13}$  wyznaczono spośród tych przedstawionych w tabeli 4.5. Algorytm wykonywany był na zbiorze treningowym dla wszystkich możliwych zestawów należących do iloczynu kartezjańskiego tych 9 zbiorów. Wybrany został taki zestaw, o wartości  $\mathcal{D}_{MAX}$  mniejszej od średniej wartości  $\mathcal{D}_{MAX}$  pomniejszonej o odchylenie standardowe  $\mathcal{D}_{MAX}$ , którego minimum z wartości czułości i specyficzności było największe (tabela 4.5).

Po zweryfikowaniu algorytmu z wykorzystaniem wyznaczonego zestawu współczynników na podstawie zbioru testowego, uzyskano przeciętną maksymalną różnicę pomiędzy obrysami uzyskanymi od radiologa, a obrysami będącymi wynikiem działania algorytmu równą od 0.29 mm do 0.70 mm (tabela 4.6 i rysunek 4.7).

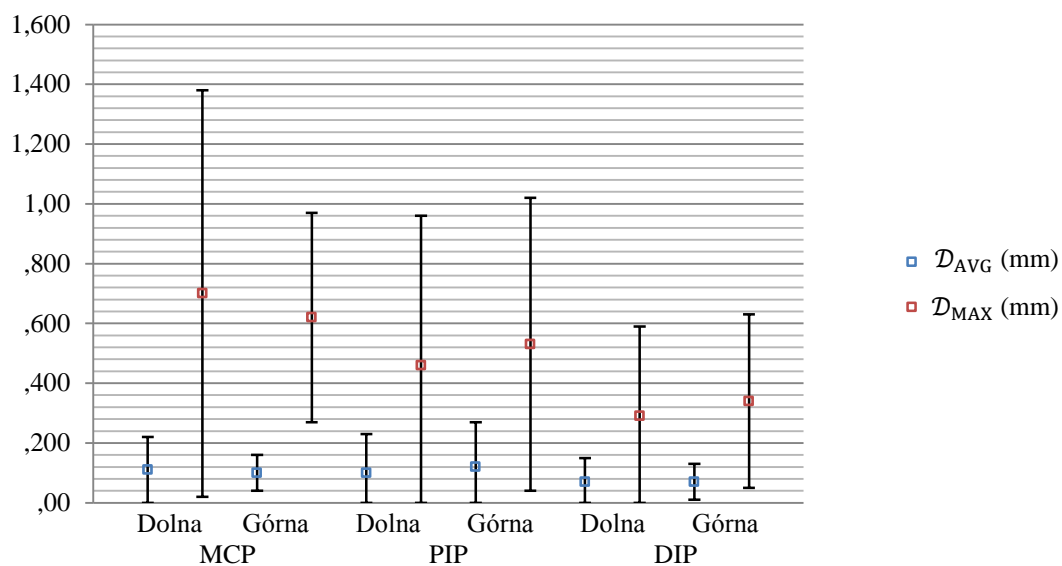
			$F_5$	$F_6$	$F_7$	$F_8$	$F_9$	$F_{10}$	$F_{11}$	$F_{12}$	$F_{13}$
Rozważane wartości			0.6-	0.05-	0.55-	0.55-	0.05-	0.05-	10-	10-	0.45-
			0.9	0.45	0.95	0.95	0.45	0.25	90	40	1.05
			(0.1)	(0.05)	(0.05)	(0.05)	(0.05)	(0.05)	(20)	(2)	(0.05)
Wybrane wartości	MCP	Dolna	0.9	N/A	N/A	N/A	N/A	0.25	30	34	0.45
		Górna	0.7	0.05	0.75	N/A	N/A	0.15	30	14	0.6
	PIP	Dolna	0.7	N/A	N/A	N/A	N/A	0.20	30	22	0.6
		Górna	0.9	N/A	N/A	0.65	0.35	0.20	30	10	0.55
	DIP	Dolna	0.7	N/A	N/A	N/A	N/A	0.20	30	18	0.7
		Górna	0.9	N/A	N/A	0.55	0.15	0.05	30	12	0.6

**Tabela 4.5.** Rozważane i wybrane wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=5}^{13}$ .

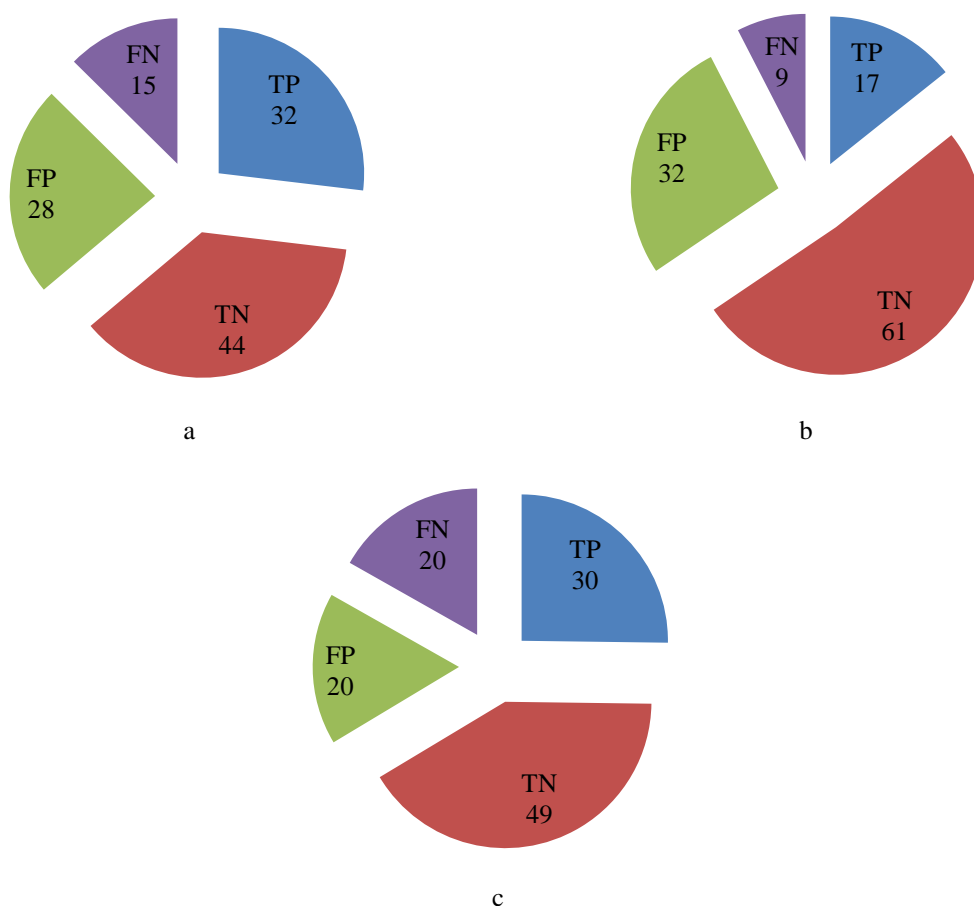
Przeciętna średnia różnica wahała się z kolei pomiędzy 0.07 mm, a 0.12 mm. Najlepsze wyniki działania algorytmu wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów uzyskano dla górnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego (czułość 68% i specyficzność 61%) i dla górnej i dolnej powierzchni stawu międzypaliczkowego dalszego (czułość 60% i specyficzność 71% dla górnej oraz czułość 65% i specyficzność 66% dla dolnej powierzchni stawowej) – rysunek 4.8. Mniej satysfakcjonujące wyniki uzyskano dla dolnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego (czułość 69% i specyficzność 45%) i dla dolnej powierzchni stawu międzypaliczkowego bliższego (czułość 22% i specyficzność 58%). W przypadku dolnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego, spowodowane jest to niewielką różnicą pomiędzy jasnością powierzchni bocznych głowy kości śródrečna i tkanki miękkiej w jej otoczeniu. Dla zdjęć rentgenowskich o większym kontraście niż analizowane (podrozdział 4.1), uzyskano by znacznie lepsze rezultaty. W przypadku stawu międzypaliczkowego bliższego, istotnym utrudnieniem są zatarte krawędzie powierzchni stawowych, których wyznaczenie jest problematyczne nie tylko z punktu widzenia algorytmu, ale także dla doświadczonego radiologa.

			Zbiór treningowy				Zbiór testowy			
			H	DD	ID	Ogółem	H	DD	ID	Ogółem
MCP	Dolna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.15±0.12	0.10±0.15	0.12±0.13	0.12±0.13	0.09±0.07	0.11±0.11	0.14±0.13	0.11±0.11
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.91±0.62	0.60±0.96	0.72±0.79	0.74±0.81	0.58±0.64	0.71±0.65	0.82±0.73	0.70±0.68
		$TPR$	N/A (0/0)	66% (4/6)	64% (7/11)	<b>65% (11/17)</b>	40% (2/5)	80% (4/5)	100% (3/3)	<b>69% (9/13)</b>
		$TNR$	34% (13/38)	56% (19/34)	69% (18/26)	<b>51% (50/98)</b>	57% (20/35)	41% (14/34)	38% (14/37)	<b>45% (48/106)</b>
	Górna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.11±0.06	0.11±0.12	0.14±0.17	0.12±0.13	0.09±0.03	0.10±0.05	0.11±0.09	0.10±0.06
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.61±0.39	0.69±0.51	0.88±0.82	0.72±0.61	0.54±0.21	0.62±0.34	0.70±0.45	0.62±0.35
		$TPR$	60% (3/5)	80% (12/15)	73% (16/22)	<b>74% (31/42)</b>	64% (7/11)	79% (15/19)	59% (10/17)	<b>68% (32/47)</b>
		$TNR$	78% (26/33)	72% (18/25)	67% (10/15)	<b>74% (54/73)</b>	59% (17/29)	65% (13/20)	61% (14/23)	<b>61% (44/72)</b>
PIP	Dolna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.08±0.03	0.46±2.37	0.10±0.13	0.22±1.40	0.07±0.03	0.08±0.09	0.14±0.20	0.10±0.13
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.36±0.22	0.81±2.87	0.48±0.69	0.56±1.74	0.35±0.29	0.39±0.40	0.62±0.68	0.46±0.50
		$TPR$	33% (1/3)	50% (3/6)	78% (7/9)	<b>61% (11/18)</b>	1% (0/1)	50% (2/4)	0% (0/4)	<b>22% (2/9)</b>
		$TNR$	69% (24/35)	64% (22/34)	64% (18/28)	<b>66% (64/97)</b>	62% (24/39)	63% (22/35)	50% (18/36)	<b>58% (64/110)</b>
	Górna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.10±0.04	0.31±1.15	0.11±0.05	0.18±0.68	0.09±0.03	0.12±0.08	0.15±0.25	0.12±0.15
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.49±0.25	0.78±1.29	0.48±0.30	0.58±0.80	0.42±0.20	0.56±0.48	0.59±0.67	0.53±0.49
		$TPR$	83% (5/6)	33% (4/12)	54% (7/13)	<b>52% (16/31)</b>	50% (4/8)	65% (13/20)	60% (3/5)	<b>61% (20/33)</b>
		$TNR$	31% (10/32)	68% (19/28)	66% (16/24)	<b>53% (45/84)</b>	56% (18/32)	47% (9/19)	66% (23/35)	<b>58% (50/86)</b>
DIP	Dolna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.07±0.02	0.13±0.32	0.08±0.11	0.09±0.20	0.06±0.02	0.09±0.13	0.07±0.06	0.07±0.08
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.27±0.13	0.42±0.59	0.32±0.37	0.34±0.42	0.21±0.11	0.38±0.39	0.28±0.30	0.29±0.30
		$TPR$	N/A (0/0)	53% (8/15)	92% (11/12)	<b>70% (19/27)</b>	33% (1/3)	72% (13/18)	60% (3/5)	<b>65% (17/26)</b>
		$TNR$	89% (34/38)	56% (14/25)	60% (15/25)	<b>72% (63/88)</b>	70% (26/37)	62% (13/21)	63% (22/35)	<b>66% (61/93)</b>
	Górna	$\mathcal{D}_{AVG}$	0.07±0.02	0.28±1.24	0.08±0.09	0.14±0.73	0.07±0.02	0.09±0.11	0.06±0.02	0.07±0.06
		$\mathcal{D}_{MAX}$	0.28±0.14	0.61±1.48	0.38±0.43	0.42±0.91	0.29±0.21	0.44±0.42	0.30±0.16	0.34±0.29
		$TPR$	0% (0/1)	71% (12/17)	57% (8/14)	<b>63% (20/32)</b>	56% (5/9)	68% (19/28)	46% (6/13)	<b>60% (30/50)</b>
		$TNR$	59% (22/37)	65% (15/23)	78% (18/23)	<b>66% (55/83)</b>	77% (24/31)	64% (7/11)	67% (18/27)	<b>71% (49/69)</b>

Tabela 4.6. Wyniki działania algorytmu wyznaczania powierzchni stawowych i wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów.



**Rysunek 4.7.** Przeciętna średnia i maksymalna różnica pomiędzy obrysami powierzchni stawowych uzyskanymi od radiologa, a obrysami będącymi wynikiem działania algorytmu.



**Rysunek 4.8.** Wyniki analizy górnej powierzchni stawu śródręczno-paliczkowego (a) oraz dolnej (b) i górnej (c) powierzchni stawu międzypaliczkowego dalszego przy użyciu algorytmu wariacyjnego wykrywania nadżerek i osteofitów.

#### 4.7. Weryfikacja syntaktycznego wykrywania nadżerek

W przypadku algorytmu syntaktycznego wykrywania nadżerek, przed wyznaczeniem współczynników  $\{F_i\}_{i=14}^{15}$  i weryfikacją należało opracować gramatykę regularną, odpowiadającą fragmentom konturów zawierającym nadżerki. Po przeanalizowaniu opisów charakterologicznych konturów wygenerowanych z obrysów uzyskanych od radiologa zauważono, że fragmentom zawierającym nadżerki odpowiada zazwyczaj wklęsły prymityw, otoczony prymitywami wypukłymi. Na tej podstawie opracowano gramatykę, której odpowiada automat skończony przedstawiony na rysunku 3.42. Po uzyskaniu gramatyki koniecznym było zoptymalizowanie wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=14}^{15}$  i zweryfikowanie algorytmu.

Do weryfikacji algorytmu syntaktycznego wykrywania nadżerek wykorzystano współczynnik czułości i specyficzności. Jej wynikiem dla każdego rozważanego typu powierzchni stawowej były czułość i specyficzność wykrywania nadżerek.

Optymalne wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=14}^{15}$ , wyznaczono spośród tych przedstawionych w tabeli 4.7. Algorytm wykonywany był na zbiorze treningowym dla wszystkich możliwych zestawów należących do iloczynu kartezjańskiego tych 2 zbiorów. Wybrany został taki zestaw, dla którego minimum z wartości czułości i specyficzności było największe (tabela 4.7).

		$F_{14}$	$F_{15}$
Rozważane		5°-45° (5°)	0.05-0.35 (0.05)
MCP	Górna	15°	0.25
DIP	Dolna		
	Górna		

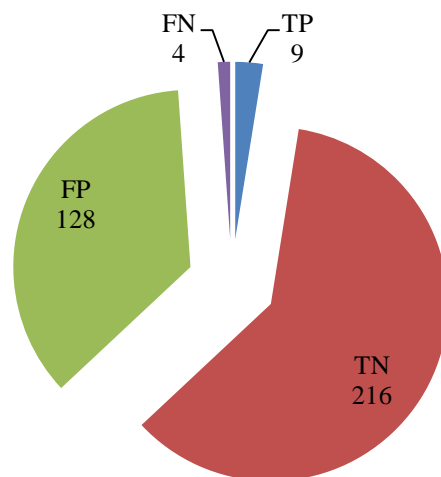
Tabela 4.7. Rozważane i wybrane wartości współczynników  $\{F_i\}_{i=14}^{15}$ .

Po zweryfikowaniu algorytmu, uzyskano czułość i specyficzność równe 69% i 63% (rysunek 4.9). Najlepszy wynik uzyskano w przypadku dolnej powierzchni stawu międzypaliczkowego dalszego (czułość 67% i specyficzność 71%), a najgorszy dla górnej powierzchni stawu międzypaliczkowego dalszego (czułość 100% i specyficzność 48%). Szczegółowe wyniki przedstawiono w tabeli 4.8. Na uzyskane wyniki algorytmu duży wpływ ma to, że przedstawiony w podrozdziale 3.3.2 język opisu kształtów jest czuły na różnice pomiędzy obrysem, będącym wynikiem działania algorytmu, a obrysem uzyskanym

od radiologa. Znacznie lepsze rezultaty uzyskano by dla bardziej dokładnych obrysów, będących wynikiem działania algorytmu, ponieważ w wyniku zastosowania przedstawionego języka do obrysów uzyskanych od radiologa otrzymywane są czułość i specyficzność przekraczające 75%.

			Zbiór treningowy				Zbiór testowy			
			H	DD	ID	Ogółem	D	DD	ID	Ogółem
MCP	Górna	TPR	N/A (0/0)	N/A (0/0)	29% (2/7)	29% (2/7)	N/A (0/0)	0% (0/2)	100% (3/3)	60% (3/5)
		TNR	82% (31/38)	78% (31/40)	63% (19/30)	75% (81/108)	80% (32/40)	59% (22/37)	70% (26/37)	70% (80/114)
DIP	Dolna	TPR	N/A (0/0)	58% (7/12)	100% (3/3)	67% (10/15)	100% (1/1)	60% (3/5)	N/A (0/0)	67% (4/6)
		TNR	63% (24/38)	71% (20/28)	82% (28/34)	72% (72/100)	79% (31/39)	59% (20/34)	73% (29/40)	71% (80/113)
	Górna	TPR	N/A (0/0)	71% (5/7)	N/A (0/0)	71% (5/7)	100% (1/1)	100% (1/1)	N/A (0/0)	100% (2/2)
		TNR	68% (26/38)	36% (12/33)	54% (20/37)	54% (58/108)	59% (23/39)	37% (14/38)	48% (19/40)	48% (56/117)
Ogółem		TPR	N/A (0/0)	63% (12/19)	50% (5/10)	<b>59% (17/29)</b>	100% (2/2)	50% (4/8)	100% (3/3)	<b>69% (9/13)</b>
		TNR	71% (81/114)	62% (63/101)	66% (67/101)	<b>67% (211/316)</b>	73% (86/118)	51% (56/109)	63% (74/117)	<b>63% (216/344)</b>

Tabela 4.8. Wyniki działania algorytmu syntaktycznego wykrywania nadżerek.



Rysunek 4.9. Wyniki analizy górnej powierzchni stawu śródrečno-paliczkowego oraz dolnej i górnej powierzchni stawu międzypaliczkowego dalszego przy użyciu algorytmu syntaktycznego wykrywania nadżerek.

## 5. Podsumowanie

Dotychczas opracowanych zostało wiele algorytmów segmentacji zdjęć rentgenowskich rąk z uwzględnieniem wszystkich [38] lub tylko wybranych kości [29,35,36,45,54,68]. Opracowano także wiele algorytmów wyznaczania obrysów powierzchni stawowych śródręczno-paliczkowych i międzypaliczkowych, które jednocześnie wykrywają szerokości szpar stawowych. Najczęściej wykorzystuje się w tym celu prostokątne obszary, wskazywane zazwyczaj przez radiologa [11,12,50,51,52,53,58,59], choć mogą być one również wyznaczone automatycznie [54,70]. Badania opisane w pracach [29,35,45,54,68] prowadzono z myślą o wykorzystywaniu ich w diagnostyce medycznej, podczas wyznaczania wieku kości [29,54], badania ubytków kostnych [35], czy poprawnego usytuowania kości nadgarstka [45,68]. Wszystkie one dotyczyły wąskich obszarów problematyki komputerowego wspomaganie obrazowej diagnostyki medycznej na podstawie analizy zdjęć rentgenowskich rąk. Autor niniejszej rozprawy nie znalazł jednak żadnej pozycji w literaturze, obejmującej całościowo zagadnienie komputerowego systemu wspomaganie diagnostyki reumatoidalnej na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, wykrywającego nadżerki i osteofity, co było motywacją do podjęcia badań w tym zakresie.

Wykrywanie nadżerek i osteofitów na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk stanowi złożony problem, przede wszystkim ze względu na następujące trudności:

- Złożoną budowę ręki, w której skład wchodzi zazwyczaj 27 kości [10].
- Możliwe nakładanie się jednej kości na drugą na zdjęciu rentgenowskim, co utrudnia wyodrębnianie ich obrysów.
- Zaszumienie zdjęć rentgenowskich, będące następstwem różnicy energii kwantów promieniowania X.
- Dużą różnicę w jasności poszczególnych kości, zależną od ich typu, jak również od występowania innych objawów chorób reumatycznych, takich jak osteoporoza, czy sklerotyzacja, związanych z mineralizacją lub demineralizacją kości [66].
- Relatywnie małą rozdzielczość cyfrowych zdjęć rentgenowskich w porównaniu z wielkością stawów, z powodu której uzyskanie obrysów powierzchni stawowych jak najbardziej zbliżonych do rzeczywistych jest niezmiernie trudne, a czasami niemożliwe.

W niniejszej rozprawie, autor postawił następującą tezę: **możliwe jest zaprojektowanie i implementacja skutecznego komputerowego systemu wspomaganie**



## **diagnostyki reumatoidalnej, wykrywającego wybrane objawy chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk.**

Wynikiem realizacji tak postawionej tezy był projekt, implementacja i weryfikacja algorytmu wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, wykorzystującego techniki przetwarzania, analizy i rozpoznawania obrazów. Na etapach przetwarza i analizy obrazu, przedstawionych w podrozdziałach 3.1 i 3.2, generowane są obrysy powierzchni stawowych, będące reprezentacją obrazu. W tym celu wyznaczane są kolejno lokalizacje kości śródreźcza (podrozdział 3.1.1), obrysy kości palców (podrozdział 3.1.2), obrysy i lokalizacje stawów (podrozdział 3.1.3) oraz obrysy powierzchni stawowych (podrozdział 3.2). Na etapie rozpoznawania obrazu, każdy obrys powierzchni stawowej jest wykorzystywany do wykrywania wybranych objawów chorobowych (podrozdział 3.3) z zastosowaniem między innymi metod syntaktycznego rozpoznawania obrazów (podrozdział 3.3.2). Wynikiem działania tego etapu są lokalizacje nadżerek i osteofitów na analizowanych zdjęciach rentgenowskich rąk.

Weryfikację algorytmu wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich przeprowadzono na podstawie materiału badawczego przedstawionego w podrozdziale 4.1, z wykorzystaniem oceny poprawności zaproponowanej przez Huanga i Doma [31] oraz czułości i specyficzności wykrywania objawów chorobowych [1]. Z przeprowadzonych eksperymentów wynika, że:

- Przeciętna maksymalna różnica pomiędzy obrysami kości palców uzyskanymi od radiologa, a obrysami będącymi wynikiem działania algorytmu przyjmowała wartości od 0.29 mm do 0.58 mm, w zależności od typu stawu (tabela 4.3). Przeciętna średnia różnica wahała się od 0.06 mm do 0.09 mm.
- Poprawnie zlokalizowanych zostało 98.4% stawów.
- Przeciętna maksymalna różnica pomiędzy obrysami powierzchni stawowych uzyskanymi od radiologa, a obrysami, będącymi wynikiem działania algorytmu przyjmowała wartości od 0.29 mm do 0.70 mm w zależności od typu stawu i powierzchni stawowej (tabela 4.3). Przeciętna średnia różnica wahała się od 0.07 mm do 0.22 mm.
- Najlepsze wyniki działania algorytmu wariacyjnego wykrywania objawów chorobowych uzyskano dla górnej powierzchni stawu śródreźczno-palczkowego (czułość 68% i specyficzność 61%) i dla górnej i dolnej powierzchni stawu

międzypaliczkowego dalszego (czułość 60% i specyficzność 71% dla górnej oraz czułość 65% i specyficzność 66% dla dolnej powierzchni stawowej).

- Czuość i specyficzność działania algorytmu syntaktycznego wykrywania objawów chorobowych są równe 69% i 63%.

W związku z tym można jednoznacznie stwierdzić, że teza niniejszej rozprawy została wykazana.

Oryginalny wkład naukowy autora niniejszej rozprawy stanowi zaprojektowany, zaimplementowany i zweryfikowany skuteczny algorytm wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk, opisany w rozdziale 3, w ramach którego zdefiniowano między innymi język opisu kształtów, bazujący na językach Jakubowskiego [32] i Shawa [60] (podrozdział 3.3.2). W dotychczas opublikowanych pracach, obrysy powierzchni stawowych wykorzystywano jedynie do wykrywania zwężeń szpar stawowych. W związku z tym, przedstawione w niniejszej rozprawie wykorzystanie tych obrysów do wykrywania innych objawów chorobowych ma charakter nowatorski.

Ponieważ realizacja zadań, prowadzących do wykazania tezy nie wyczerpuje wszystkich interesujących z naukowego punktu widzenia problemów, można wskazać dalsze istotne kierunki badań w tym zakresie:

- Wykorzystanie analogowych zdjęć rentgenowskich zeskanowanych do postaci cyfrowej, ale w większej rozdzielczości, niż przedstawionej w podrozdziale 4.1. Pozwoliłoby to prawdopodobnie na uzyskiwanie obrysów powierzchni stawowych bardziej zbliżonych do rzeczywistych i co za tym idzie zwiększenie skuteczności zaproponowanego algorytmu.
- Zestawienie objawów chorobowych wykrytych na zdjęciach rentgenowskich, z uzyskanymi za pomocą innych metod obrazowania medycznego, takich jak tomografia komputerowa czy rezonans magnetyczny.
- Rozszerzenie możliwości diagnostycznych poprzez wykrywanie innych objawów chorobowych, takich jak obrzęk przystawowych tkanek miękkich, geoda podchrzęstna, sklerotyzacja podchrzęstna, zrost kostny, zniekształcenie stawu i zwapnienie w tkankach miękkich.
- Stwierdzanie różnic pomiędzy objawami chorobowymi wykrytymi na 2 zdjęciach tego samego pacjenta, wykonanych w pewnym odstępie czasu.

## **Bibliografia**

- [1] Allchin D., Error types, *Perspectives on Science* 9, 38–59, 2001.
- [2] Benson A., Evans D. J., A normalised algorithm for the solution of positive definite symmetric quindagonal systems of linear equations, *ACM Transactions – Mathematical Software* 3, 96–103, 1977.
- [3] Besag J., Spatial interaction and the statistical analysis of lattice systems (with discussion), *Journal of the Royal Statistical Society* 36 (2), 192–236, 1974.
- [4] Bielecka M., Bielecki A., Korkosz M., Skomorowski M., Sprężak K., Wojciechowski W., Zieliński B., A shape description language for osteophytes detection in upper surfaces of the metacarpophalangeal joints, *Advances in Intelligent and Soft Computing* 95/2011, 479–487, 2011.
- [5] Bielecka M., Bielecki A., Korkosz M., Skomorowski M., Wojciechowski W., Zieliński B., Application of shape description methodology to hand radiographs interpretation, *Lecture Notes in Computer Science* 6374, 11–18, 2010.
- [6] Bielecka M., Bielecki A., Korkosz M., Skomorowski M., Wojciechowski W., Zieliński B., Modified Jakubowski shape transducer for detecting osteophytes and erosions in finger joints, *Lecture Notes in Computer Science* 6594, 147–155, 2011.
- [7] Bielecka M., Skomorowski M., Zieliński B., A fuzzy shape descriptor and inference by fuzzy relaxation with application to description of bones contours at hand radiographs, *Lecture Notes in Computer Science* 5495, 469–478, 2009.
- [8] Bielecki A., Korkosz M., Wojciechowski W., Zieliński B., Identifying the borders of the upper and lower metacarpophalangeal joints surfaces on hand radiographs, *Lecture Notes in Artificial Intelligence* 6113, 589–596, 2010.
- [9] Bielecki A., Korkosz M., Zieliński B., Hand radiographs preprocessing, image representation in the finger regions and joint space width measurements for image interpretation, *Pattern Recognition* 41 (12), 3786–3798, 2008.
- [10] Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka I. Anatomia ogólna. Kości, stawy i więzadła. Mięśnie*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2008.

- [11] Böttcher J., Pfeil A., Rosholm A., Petrovitch A., Seidl B. E., Malich A., Schäfer M. L., Kramer A., Mentzel H. J., Lehmann G., Hein G., Kaiser W. A., Digital X-ray radiogrammetry combined with semiautomated analysis of joint space widths as a new diagnostic approach in rheumatoid arthritis: a cross-sectional and longitudinal study, *Arthritis & Rheumatism* 52 (12), 3850–3859, 2005.
- [12] Böttcher J., Pfeil A., Rosholm A., Schäfer M. L., Malich A., Petrovitch A., Seidl B., Lehmann G., Mentzel H. J., Hein G., Wolf G., Kaiser W. A., Computerized digital imaging techniques provided by digital X-ray radiogrammetry as new diagnostic tool in rheumatoid arthritis, *Journal of Digital Imaging* 19 (3), 279–288, 2006.
- [13] Bresenham J. E., Algorithm for computer control of a digital plotter, *IBM Systems Journal* 4 (1), 25–30, 1965.
- [14] Bretscher O., *Linear algebra with applications*, Prentice Hall, 1995.
- [15] Buryanov A., Kotiuk V., Proportions of hand segments, *International Journal of Morphology* 28 (3), 755–758, 2010.
- [16] Choraś R. S., *Komputerowa wizja. Metody interpretacji i identyfikacji obiektów*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2005.
- [17] Cooper C., Klippel J., Dieppe P., *Osteoarthritis and related disorders in rheumatology*, Mosby International, 1998.
- [18] Cootes T. F., Edwards G. J., Taylor C. J., Active appearance models, *Proceedings of the Fifth European Conference on Computer Vision* 2, 484–498, 1998.
- [19] Cootes T. R., Taylor C. J., Active shape models – 'smart snakes', *Proceedings of the British Machine Vision Conference*, 266–275, 1992.
- [20] Cormen T. H., Leiserson C. E., Rivest L. R., Stein C., *Introduction to Algorithms*, MIT Press, McGraw-Hill, 1990.
- [21] Cytowski J., Gielecki J., Gola A., *Cyfrowe przetwarzanie obrazów medycznych. Algorytmy. Technologie. Zastosowania*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2008.
- [22] Feneis H., Dauber W., *Pocket atlas of human anatomy*, Thieme, 2000.
- [23] Flasiński M., On the parsing of deterministic graph languages for syntactic pattern

- recognition, *Pattern Recognition* 26 (1), 1–16, 1993.
- [24] Fu K., *Syntactic pattern recognition and applications*, Prentice Hall, 1982.
- [25] Gelfand I. M., Fomin S. W., *Rachunek wariacyjny*, Wydawnictwo Naukowe PWN, 1979.
- [26] Gonzalez R. C., Woods R. E., *Digital image processing*, Prentice-Hall, 2002.
- [27] Greenspan A., *Diagnostyka obrazowa w ortopedii dla lekarza praktyka*, MediPage, 2007.
- [28] Hamilton R., Dunsmuir R. A., Radiographic assessment of the relative lengths of the bones of the fingers of the human hand 27B (6), *Jurnal of Hand Surgery*, 546–548, 2002.
- [29] Han C-C., Lee C-H., Peng W-L., Hand radiograph image segmentation using a coarse-to-fine strategy 40, *Pattern Recognition*, 2994–3004, 2007.
- [30] Hsieh C-W., Jong T-L., Tiu C-M., Bone age estimation based on phalanx information with fuzzy constrain of carpals, *Medical & Biological Engineering & Computing* 45, 283–295, 2007.
- [31] Huang Q., Dom B., Quantitative methods of evaluating image segmentation, *Proceedings of the 1995 International Conference on Image Processing* 3, 53–56, 1995.
- [32] Jakubowski R., Extraction of shape features for syntactic recognition of mechanical parts, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 15 (5), 642–651, 1985.
- [33] Kalichman L., Malkin I., Seibel M. J., Kobylansky E., Livshits G., Age-related changes and secular trends in hand bone size, *Journal of Comparative Human Biology* 59, 301–315, 2008.
- [34] Kass M., Witkin A., Terzopoulos D., Snakes: active contour models, *International Journal of Computer Vision* 1 (4), 321–331, 1988.
- [35] Kauffman J. A., Slump C. H., Bernelot Moens H. J., Revealing bone damage using radiographic image registration, *Proceedings of SPS-DARTS*, 23–27, 2007.
- [36] Kauffman J. A., Slump C. H., Bernelot Moens H. J., Segmentation of hand radiographs by using multi-level connected active appearance models, *Proceedings of SPIE* 5747, 1571–1581, 2005.

- [37] Kincaid D., Cheney W., Analiza numeryczna, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, 2006.
- [38] Lehmann T. M., Beier D., Thies C., Seidl T., Segmentation of medical images combining local, regional, global, and hierarchical distances into a bottom-up region merging scheme, Proceedings of SPIE 5747, 546–555, 2005.
- [39] Liang M., Esdaile J., Klippel J., Dieppe P., Impact and cost effectiveness of rheumatologic care in rheumatology, Mosby International, 1998.
- [40] MacGregor A., Silman A., Klippel J., Dieppe P., Rheumatoid arthritis in rheumatology, Mosby International, 1998.
- [41] MacQueen J., Some methods for classification and analysis of multivariate observations, Proceedings of Fifth Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability 1, 281–297, 1967.
- [42] Malina W., Smiatacz M., Metody cyfrowego przetwarzania obrazów, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2005.
- [43] Mikrut Z., Bublinski Z., Popiela-Mizera A., A method of linear star-section applied for object separation in ERCP images, Proceedings of International Conference on Image Processing, 363–366, 1996.
- [44] Mildenerger P., Eichelberg M., Mart E., Introduction to the DICOM standard, European Radiology 12 (4), 920–927, 2001.
- [45] Ogiela M., Tadeusiewicz R., Ogiela L., Image language in intelligent radiological palm diagnostics, Pattern Recognition 39, 2006.
- [46] Otsu N., A threshold selection method from gray-level histograms, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics 9 (1), 62–66, 1979.
- [47] Pavlidis T., Algorithms for graphics and image processing, Computer Science Press, 1982.
- [48] Pawlicki G., Pałko T., Golnik N., Gwiazdowska B., Królicki L. (red.), Fizyka medyczna, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2002.
- [49] Peterfy C., Klippel J., Dieppe P., Imaging techniques in rheumatology, Mosby

International, 1998.

- [50] Pfeil A., Böttcher J., Schäfer M. L., Seidl B. E., Schmidt M., Petrovitch A., Heyne J. P., Lehmann G., Oelzner P., Hein G., Wolf G., Kaiser W. A., Normative reference values of joint space width estimated by computer-aided joint space analysis (CAJSA): the distal interphalangeal joint, *Journal of Digital Imaging* 21 (1), 104–112, 2008.
- [51] Pfeil A., Böttcher J., Seidl B. E., Heyne J. P., Petrovitch A., Eidner T., Mentzel H. J., Wolf G., Hein G., Kaiser W. A., Computer-aided joint space analysis of the metacarpal-phalangeal and proximal-interphalangeal finger joint: normative age-related and gender-specific data, *Skeletal Radiology* 36 (9), 853–864, 2007.
- [52] Pfeil A., Böttcher J., Seidl B. E., Schäfer M. L., Hansch A., Heyne J. P., Petrovitch A., Mentzel H. J., Eidner T., Wolf G., Hein G., Kaiser W. A., Computer-aided joint space analysis (CAJSA) of the proximal-interphalangeal joint – normative age-related and gender-specific data, *Academic Radiology* 14 (5), 594–602, 2007.
- [53] Pfeil A., Hansch A., Lehmann G., Eidner T., Schäfer M. L., Oelzner P., Renz D. M., Wolf G., Hein G., Kaiser W. A., Böttcher J., Impact of sex, age, body mass index and handedness on finger joint space width in patients with prolonged rheumatoid arthritis using computer-aided joint space analysis, *Rheumatology International* 29 (5), 517–524, 2009.
- [54] Piętka E., Gertych A., Pośpiech-Kurkowska S., Cao F., Huang H. K., Gilsanz V., Computer assisted bone age assessment: graphical user interface for image processing and comparison, *Journal of Digital Imaging* 17 (3), 175–188, 2004.
- [55] Pratt W. K., *Digital image processing*, Wiley-Interscience, 2001.
- [56] Rudowski R. (red.), *Informatyka medyczna*, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2003.
- [57] Russ J., *The image processing handbook*, CRC Press, 1999.
- [58] Sharp J. T., Angwin J., Boers M., Duryea J., von Ingersleben G., Hall J. R., Kauffman J. A., Landewé R., Langs G., Lukas C., Maillefert J-F., Moens H. j., Peloschek P., Strand V., van der Heijde D., Computer based methods for measurement of joint space width: update of ongoing OMERACT project, *Journal of Rheumatology* 34 (4), 874–883, 2007.
- [59] Sharp J. T., Gardner J., Bennett E., Computer based methods for measuring joint space

- and estimating erosion volume in the finger and wrist joints of patients with rheumatoid arthritis, *Arthritis & Rheumatism* 43 (6), 1378–1386, 2000.
- [60] Shaw A. C., A formal picture description scheme as a basis for picture processing systems, *Information and Control* 14 (1), 9–52, 1969.
- [61] Skomorowski M., Parsing of random graphs for scene analysis, *Machine Graphics and Vision* 7 (1/2), 313–323, 1998.
- [62] Staniszewska-Varga J., Szymańska-Jagiello W., Luft S., Korkosz M., Atlas radiologiczny chorób reumatycznych, *Medycyna Praktyczna*, 2003.
- [63] Strona domowa biblioteki ImageJ, <http://rsbweb.nih.gov/ij/> (stan w dniu 12.12.2011).
- [64] Strona domowa biblioteki Jama, <http://math.nist.gov/javanumerics/jama/> (stan w dniu 12.12.2011).
- [65] Strona domowa Zakładu Radiologii Lekarskiej i Diagnostyki Obrazowej 4 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką, <http://www.4wsk.pl/pl/radiologia/cyfra.html> (stan w dniu 12.12.2011).
- [66] Szczeklik A., *Choroby wewnętrzne II. Przyczyny, rozpoznanie i leczenie*, *Medycyna Praktyczna*, 2006.
- [67] Tadeusiewicz R., Korohoda P., *Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów*, Fundacja Postępu Telekomunikacji, 1997.
- [68] Tadeusiewicz R., Ogiela M., Picture languages in automatic radiological palm interpretation, *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science* 15 (2), 305–312, 2005.
- [69] Thies C., Malik A., Keysers D., Kohnen M., Fischer B., Lehmann T. M., Hierarchical feature clustering for contentbased retrieval in medical image databases, *Proceedings of SPIE* 5032, 598–608, 2003.
- [70] van 't Klooster R., Hendriks E. A., Watt I., Kloppenburg M., Reiber J. H. C., Stoel B. C., Automatic quantification of osteoarthritis in hand radiographs: validation of a new method to measure joint space width, *Osteoarthritis and Cartilage* 16 (1), 18–25, 2008.
- [71] Zieliński B., A fully-automated algorithm dedicated to computing metacarpophalangeal



and interphalangeal joint cavity widths, *Schedae Informaticae* 16, 47–67, 2007.

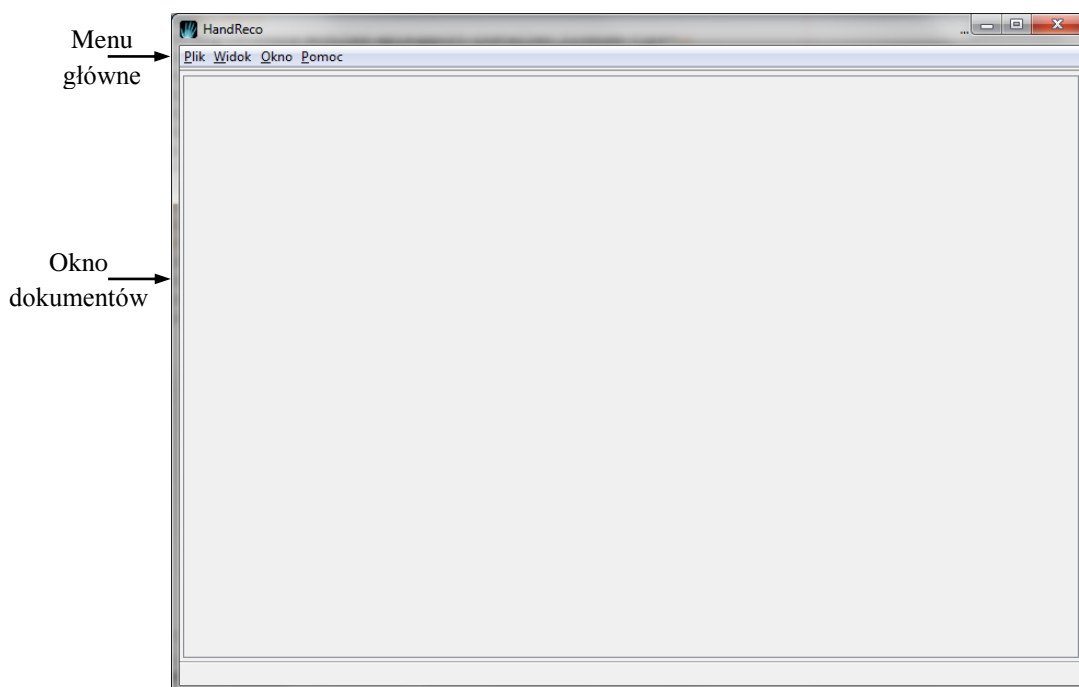
[72] Zieliński B., Hand radiograph analysis and joint space location improvement for image interpretation, *Schedae Informaticae* 17/18, 45–61, 2009.

## Dodatek I. Opis działania programu do wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych

W celu zaprezentowania działania algorytmu opisanego w rozdziale 3, zaimplementowany został program HandReco do wykrywania wybranych objawów chorób reumatycznych na podstawie zdjęć rentgenowskich rąk. Wielodokumentowa aplikacja z rozbudowanym interfejsem użytkownika została zaimplementowana w języku Java, w środowisku NetBeans 7.0.1. Wykorzystuje ona biblioteki ImageJ [63] i Jama [64]. Pierwszą, do wczytywania plików DICOM i stosowania podstawowych technik przetwarzania obrazów, a drugą do wykonywania operacji na macierzach i wyznaczania macierzy odwrotnej z wykorzystaniem rozkładu LU podczas korekcji obrysów górnych i dolnych powierzchni stawowych przy użyciu metody aktywnego konturu (podrozdział 3.2.3). Wszystkie pozostałe moduły zostały zaprojektowane i zaimplementowane przez autora.

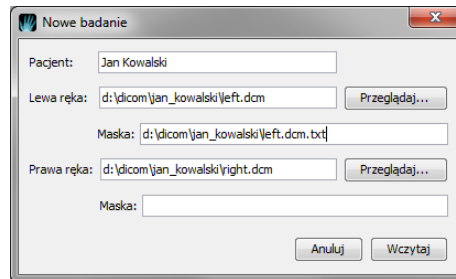
Uruchomienie programu wymaga dysponowania maszyną wirtualną Javy, Java SE Runtime Environment 1.6.0\_21-b06 lub nowszą. Program jest aplikacją wielodokumentową, która umożliwia jednoczesną analizę zdjęć rentgenowskich kilku pacjentów. Uruchamia się go bezpośrednio z płyty CD-ROM, załączonej do niniejszej rozprawy.

Rysunek I.1 przedstawia główne okno aplikacji zaraz po uruchomieniu programu. Składa się ono z menu głównego i okna dokumentów.



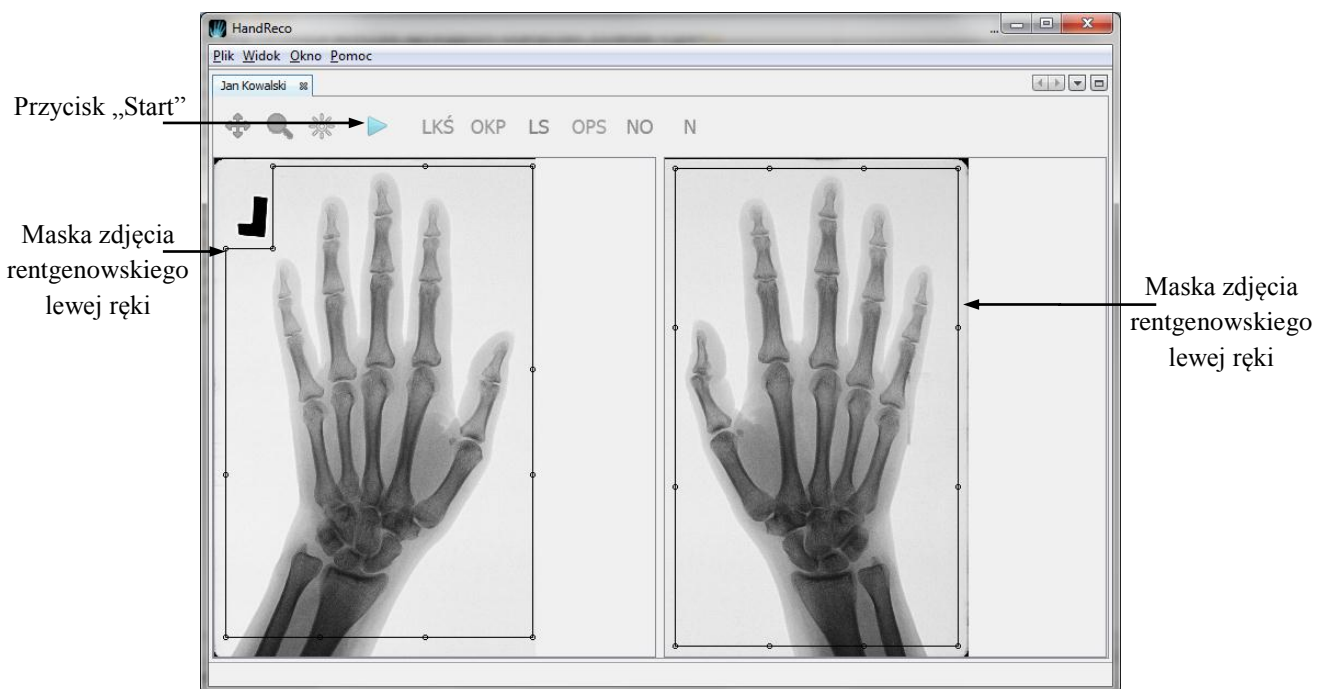
Rysunek I.1. Główne okno programu.

Aby wczytać zdjęcia rentgenowskie lewej i prawej ręki, które następnie zostaną poddane analizie, należy wybrać „Nowe badanie” w menu „Plik”. Spowoduje to pojawienie się okna dialogowego „Nowe badanie”, w którym za pomocą przycisków „Przeglądaj...” należy wybrać ścieżkę zdjęć rentgenowskich lewej i prawej ręki, zapisanych w formacie DICOM (rysunek I.2).



**Rysunek I.2.** Okno dialogowe „Nowe badanie”.

W folderach zawierających pliki zdjęć rentgenowskich poszukiwane są automatycznie pliki o takich samych nazwach, z dodatkowym rozszerzeniem „.txt”, zawierające maski, które były wykorzystywane do badania skuteczności algorytmu w rozdziale 4. Dla przykładu, jeżeli plik zdjęcia rentgenowskiego ma nazwę „photo.dcm”, to wyszukiwany jest plik o nazwie „photo.dcm.txt”. Jeżeli taki plik istnieje, to pole tekstowe „Maska” zostanie wypełnione automatycznie jego ścieżką, a w przeciwnym razie pozostanie puste.



**Rysunek I.3.** Główne okno programu po załadowaniu zdjęć rentgenowskich, ale przed rozpoczęciem wykonywania algorytmu.

Po naciśnięciu przycisku „Wczytaj”, zdjęcia rentgenowskie lewej i prawej ręki zostaną wczytane, a następnie w formie zakładki, wyświetlony zostanie nowy dokument w oknie dokumentów, zawierający te zdjęcia. Oprócz zdjęć w dokumencie znajduje się pasek narzędzi, z aktywnym przyciskiem „Start” (rysunek I.3). Program, znajdujący się w tym stanie umożliwi modyfikację maski wczytanej z pliku (maska zdjęcia rentgenowskiego lewej ręki na rysunku I.3), bądź zaproponowanej przez aplikację. Maska zaproponowana przez aplikację zawiera całe zdjęcie bez marginesów o szerokości 50 pikseli z każdej strony (maska zdjęcia rentgenowskiego prawej ręki na rysunku I.3).

Po ustawieniu odpowiedniej maski, należy nacisnąć przycisk „Start”, który prowadzi do wykonywania kolejnych etapów algorytmu, przedstawionego w rozdziale 3. Jednocześnie, natychmiast deaktywowany jest przycisk „Start”. Aktywowane są natomiast przyciski „Powiększenie”, „Przesunięcie” i „Jasność/Kontrast”, po wybraniu których można odpowiednio powiększać lub pomniejszać zdjęcie, przesuwać je, czy zmieniać jego jasność i kontrast. Jednocześnie, w miarę uzyskiwania wyników kolejnych etapów algorytmu, aktywowane są przyciski, za pomocą których można je wyświetlać. Znaczenie tych przycisków jest następujące:

- LKŚ – wyświetlanie lokalizacji kości śródrezcza, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.1.1.
- OKP – wyświetlanie obrysów kości palców, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.1.2.
- LS – wyświetlanie lokalizacji stawów, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.1.3.
- OPS – wyświetlanie obrysów powierzchni stawowych, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.2.
- NO – wyświetlanie nadżerek i osteofitów, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.3.1.
- N – wyświetlanie nadżerek, będących wynikiem etapu algorytmu przedstawionego w podrozdziale 3.3.2.

Przykładowe stany aplikacji z wyświetlonymi wynikami wybranych etapów algorytmu, przedstawione są na rysunkach I.4a-b. Kolory, odpowiadające odpowiednim wynikom są zdefiniowane następująco: LKŚ – kolor zielony; OKP – kolor jasnoniebieski; LS – kolor niebieski; OPS – kolor żółty; NO – kolor fioletowy; N – kolor czerwony.



a



b

**Rysunek I.4.** Główne okno programu po zakończeniu wykonywania algorytmu z wyświetlonymi lokalizacjami kości śródreżca, obrysami kości palców i lokalizacjami stawów (a) oraz obrysami powierzchni stawowych, nadżerkami i osteofitami (b).

Inne opcje programu, niezwiązane bezpośrednio z implementacją algorytmu to:

- „Pełny ekran” w menu „Widok” – pozwala na włączenie lub wyłączenie trybu pełnoekranowego.

- Menu „Okno” – posiada standardowe operacje zarządzania oknami, takie jak „Zamknij okno”, „Maksymalizuj okno”, „Oddokuj okno”, „Zamknij wszystkie dokumenty”, „Zamknij pozostałe dokumenty”, czy „Resetuj okna”, która pozwala wrócić do początkowych ustawień aplikacji.
- „O programie” w menu „Pomoc” – wyświetla informacje o programie.