

Politechnika Warszawska

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI
I TECHNIK INFORMACYJNYCH



Instytut Radioelektroniki i Technik Multimedialnych

Praca dyplomowa inżynierska

na kierunku Elektronika
w specjalności Elektronika i Informatyka w Medycynie

Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

Krzysztof Wszyński

Numer albumu 293444

promotor
dr inż. Jacek Kryszyn

WARSZAWA 2021

Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

Streszczenie. Medycyna nuklearna to dziedzina zajmująca się diagnostyką i leczeniem chorób z wykorzystaniem izotopów promieniotwórczych. Za pomocą odpowiednich urządzeń możliwa jest rejestracja wyników badań tej gałęzi w formie obrazu. W dzisiejszych czasach duża ilość informacji medycznej przechowywana jest w formacie DICOM. Standard ten umożliwia wymianę danych między urządzeniami medycznymi, czy też sprzętem nieprofesjonalnym, do którego zaliczyć możemy urządzenia podręczne typu tablet, telefon komórkowy czy też komputer stacjonarny. Dzięki temu każdy z nas może dokonać obserwacji wyników badań na swoim laptopie bądź smartfonie. Ponieważ format DICOM nie jest w większości przypadków domyślnie obsługiwany przez system operacyjny danego urządzenia, niezbędnym staje się skorzystanie z odpowiedniego oprogramowania, które poradzi sobie z tym problemem. W tym celu powstają przeglądarki umożliwiające pozyskiwanie informacji z plików DICOM oraz ich analizę i przetwarzanie. Celem niniejszej pracy dyplomowej jest stworzenie aplikacji okienkowej, która zrealizuje tę funkcjonalność. Ponadto przeglądarka umożliwi dokonywanie pomiarów na wyświetlanych obrazach, dających wyniki w jednostkach fizycznych.

Słowa kluczowe: DICOM, medycyna nuklearna, przetwarzanie obrazu

Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

Abstract. The purpose of nuclear medicine is diagnosing and treating various diseases using radioactive isotopes. Supported by appropriate devices, there is a possibility to register results of particular examination as image. Nowadays, a large amount of medical information is stored in DICOM format. The standard allows the exchange of data not only between medical devices but also unprofessional equipment, such as handheld devices: tablets, smartphones, PCs. As a result one can observe results of different examinations on their own phone or laptop. Since DICOM format is not supported by operative systems in most cases, there is a necessity of using proper software to deal with the problem. For this purpose, browsers allowing extraction of data from DICOM files and its' analysis are created. The goal of the thesis is to create a desktop application achieving this functionality. Moreover, the viewer will make measurements on displayed images resulting with physical units possible.

Keywords: DICOM, nuclear medicine, image processing



.....
miejscowość i data

.....
imię i nazwisko studenta

.....
numer albumu

.....
kierunek studiów

OŚWIADCZENIE

Świadomy/-a odpowiedzialności karnej za składanie fałszywych zeznań oświadczam, że niniejsza praca dyplomowa została napisana przeze mnie samodzielnie, pod opieką kierującego pracą dyplomową.

Jednocześnie oświadczam, że:

- niniejsza praca dyplomowa nie narusza praw autorskich w rozumieniu ustawy z dnia 4 lutego 1994 roku o prawie autorskim i prawach pokrewnych (Dz.U. z 2006 r. Nr 90, poz. 631 z późn. zm.) oraz dóbr osobistych chronionych prawem cywilnym,
- niniejsza praca dyplomowa nie zawiera danych i informacji, które uzyskałem/-am w sposób niedozwolony,
- niniejsza praca dyplomowa nie była wcześniej podstawą żadnej innej urzędowej procedury związanej z nadawaniem dyplomów lub tytułów zawodowych,
- wszystkie informacje umieszczone w niniejszej pracy, uzyskane ze źródeł pisanych i elektronicznych, zostały udokumentowane w wykazie literatury odpowiednimi odnośnikami,
- znam regulacje prawne Politechniki Warszawskiej w sprawie zarządzania prawami autorskimi i prawami pokrewnymi, prawami własności przemysłowej oraz zasadami komercjalizacji.

Oświadczam, że treść pracy dyplomowej w wersji drukowanej, treść pracy dyplomowej zawartej na nośniku elektronicznym (płyce kompaktowej) oraz treść pracy dyplomowej w module APD systemu USOS są identyczne.

.....
czytelny podpis studenta

Spis treści

1. Medycyna nuklearna	9
1.1. Definicja	9
1.2. Podstawowe badania medycyny nuklearnej	9
1.2.1. Scyntygrafia	9
1.2.2. Pozytonowa tomografia emisyjna(PET)	10
1.2.3. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów(SPECT)	11
1.3. Gammakamera	12
1.4. Kontekst obrazowania medycznego	13
2. Norma DICOM	15
2.1. Definicja	15
2.2. Struktura pliku DICOM	15
3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej	20
3.1. Założenia	20
3.2. Zrealizowane prace	21
3.2.1. Wykorzystane narzędzia	21
3.2.2. Uporządkowane otwieranie wielu plików jednocześnie, jak i zawierających więcej niż jeden obraz	21
3.2.3. Prezentacja obrazu zawartego w pliku DICOM na ekranie	22
3.2.4. Modyfikacja wyświetlonych danych obrazowych	24
4. Summatio	37
Bibliografia	39
Spis rysunków	40

1. Medycyna nuklearna

1.1. Definicja

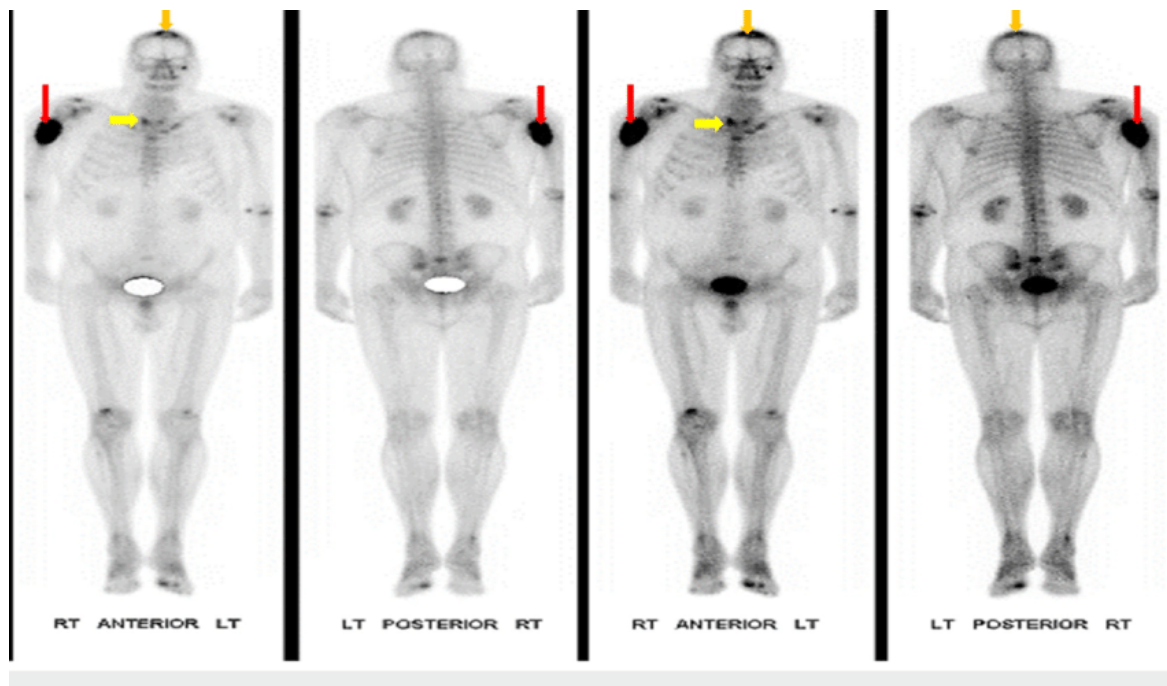
Dziedzina ta zajmuje się diagnostyką i leczeniem schorzeń z wykorzystaniem izotopu promieniotwórczego w postaci radiofarmaceutyku. Stanowi on połączenie substancji radioaktywnej i związku chemicznego. Popularne tworzywa stosowane w celach diagnostycznych to m.in. złoto, technet czy jod. W zależności od właściwości związku, jest on w stanie dotrzeć drogami metabolicznymi do obszaru zainteresowania w ciele pacjenta. Wynika to z charakterystyki tkanek i ich skłonności do wchłaniania różnych substancji w mniejszym bądź większym stopniu. Przykładowo, wprowadzając jod do organizmu możemy spodziewać się, że zdecydowana jego większość zostanie zmagazynowana w tarczycy. Radioizotop wprowadza się do ciała pacjenta dożylnie bądź doustnie. Ze względu na krótki czas połowicznego rozpadu, substancja niedługo po niedługim czasie ulega rozpadowi promieniotwórczemu. Emitowane promieniowanie staje się cennym źródłem informacji dotyczącym funkcjonowania czy też struktury danego narządu. Za pomocą odpowiednich urządzeń można rejestrować tę informację.[1]

1.2. Podstawowe badania medycyny nuklearnej

Do badań medycyny nuklearnej możemy zaliczyć badania radioizotopowe, takie jak SPECT, PET bądź scyntygrafia. Ich głównym zadaniem jest rejestracja promieniowania emitowanego przez radiofarmaceutyk oraz jego rejestracja w formie obrazu. Mają swoje zastosowania w diagnostyce mózgu, serca, układu krążenia, układu kostnego, moczowego, wątroby czy też gruczołów wydzielania wewnętrznego. Dobrze spełniają swoją rolę również w przypadku wykrywania zmian nowotworowych. Warto pokrótce zapoznać się z charakterystyką tych badań.

1.2.1. Scyntygrafia

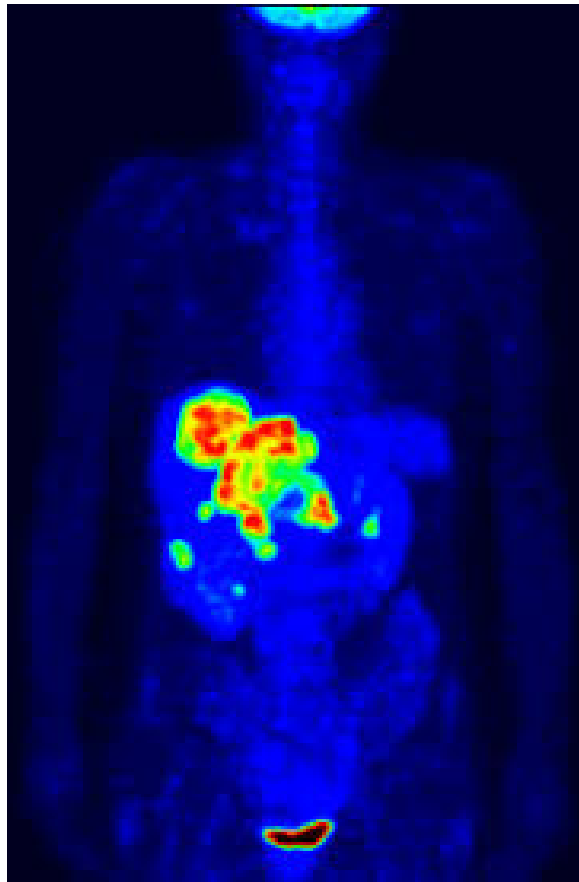
Podstawowa metoda obrazowania rozmieszczenia radioizotopu w ciele pacjenta. W przypadku tego badania do organizmu wprowadzany jest radiofarmaceutyk emitujący promieniowanie gamma. Za pomocą scyntylatora przetwarzane jest ono na światło widzialne, które następnie zamienia się w sygnał elektryczny przy pomocy fotopowielaczy. Popularnym badaniem scyntygraficznym jest scyntygrafia kości. Pozwala ona na ocenę ich kondycji oraz rozpoznanie różnych schorzeń układu kostno – stawowego bądź nowotworów. Do scyntygrafii kości zazwyczaj wykorzystywany jest radioizotop Technet-99m.



Rysunek 1.1. Scyntygrafia kości pacjenta, wskazująca zwiększoną aktywność radiofarmaceutyku

1.2.2. Pozytonowa tomografia emisyjna(PET)

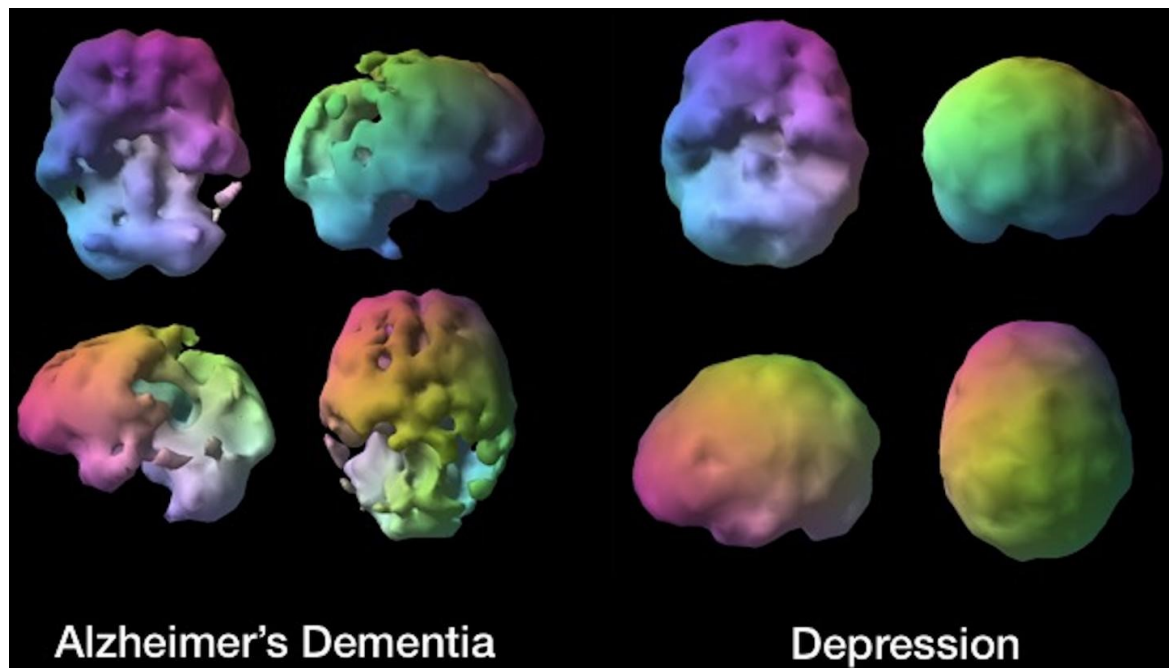
Metoda wykorzystująca izotopy podlegające rozpadowi beta plus. W jego wyniku emitowane są pozytony, które następnie ulegają anihilacji, gdy na swojej drodze napotkają elektron. Następstwem tego procesu jest powstanie dwóch fotonów poruszających się w przeciwnych kierunkach. Ich położenie rejestrowane jest przez detektory skierowane pod różnymi kątami do ciała pacjenta. Ze względu na krótki czas rozpadu połowicznego izotopów używanych w badaniu PET oraz energię rzędu 511 keV, typowe detektory używane w scyntygrafii nie radzą sobie z nimi najlepiej. Pozytonowa tomografia emisyjna cechuje się dużą czułością. Badanie wykonywane jest często w przypadku podejrzenia obecności nowotworu złośliwego. Pozwala na zlokalizowanie nawet niewielkich zmian nowotworowych. W tym przypadku substancją podawaną pacjentowi jest glukoza z fluorem. Wynika to ze skłonności komórek nowotworowych do wzmożonego wchłaniania glukozy.



Rysunek 1.2. Przykładowy obraz badania PET

1.2.3. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów(SPECT)

Badanie wykorzystujące scyntykamerę z ruchomą głowicą, która poruszając się wokół nieruchomego pacjenta po łuku generuje trójwymiarowe obrazy rozkładu izotopu w organizmie. Trwa znacznie krócej niż w przypadku tradycyjnych urządzeń scyntygraficznych. Metoda diagnostyczna znajduje zastosowanie m.in. w obserwacji mózgu. Pozwala na zlokalizowanie obszarów mózgu, które mogą funkcjonować nieprawidłowo, ocenę jego funkcji, czy też odnalezienie zmian nowotworowych.

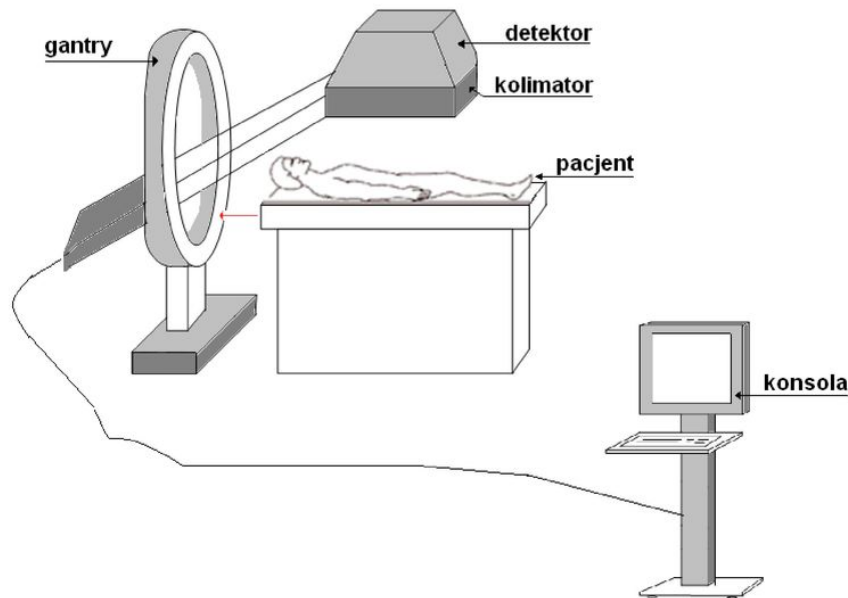


Rysunek 1.3. Przykładowy obraz badania SPECT

1.3. Gammakamera

Procesem rejestracji promieniowania oraz konwersji do sygnału elektrycznego zajmuje się urządzenie zwane gammakamerą bądź kamerą scyntylicyjną[2]. Składa się ono z detektora scyntylicyjnego, wykonanego zazwyczaj z monokryształu jodu z domieszkami Talu oraz z zespołu fotopowielaczy. Radioizotop, promieniując, emituje kwanty promieniowania gamma. Następstwem tego zjawiska są scyntyllacje monokryształu w detektorze, które przetworzone następnie przez fotopowielacze na impulsy elektryczne powodują generację obrazu. Gammakamera wyposażona jest dodatkowo w kolimator, którego zadaniem jest przepuszczanie tylko promieni padających prostopadle do powierzchni kryształu. Nowoczesne gammakamery posiadają kilka obiektywów, pracujących nieruchomo bądź przemieszczających się wokół ciała pacjenta w zależności od potrzeb danego badania.

Schemat gamma kamery



Rysunek 1.4. Uproszczony schemat gammakamery

1.4. Kontekst obrazowania medycznego

W punkcie 1.1 zapoznaliśmy się z podstawowymi pojęciami medycyny nuklearnej. Z punktu widzenia pracy dyplomowej bardziej interesująca będzie jednak odpowiedź na pytanie: co właściwie widzimy na ekranie, obserwując obrazy medycyny nuklearnej?

Najmniejszym widocznym elementem, z którego składa się wyświetlany obraz jest piksel. Zawiera on informację zapisaną w postaci pewnej wartości. Wartość ta, w zależności od przyjętego systemu interpretacji, reprezentuje konkretny kolor. Zazwyczaj piksel składa się z trzech składowych: R,G,B – odpowiedników światła czerwonego, zielonego i niebieskiego. Zakres wartości składowych zależy od urządzenia - przykładowo standardowy monitor komputerowy posiada 8-bitową głębię kolorów, a zatem każda ze składowych przyjmuje wartości z zakresu 0-255. Urządzenia medyczne są w stanie wyświetlać kolory w skali 16-bitowej.

W obrazach medycyny nuklearnej wartość piksela odpowiada aktywności metabolicznej radioizotopu w danym punkcie, a zatem ilości zliczeń kwantów promieniowania gamma w detektorze scyntylacyjnym. Duże wartości pikseli odpowiadają dużej aktywności metabolicznej w określonym punkcie - dana tkanka wykazuje się większą absorpcją substancji chemicznej zawartej w radiofarmaceutyku. Jest to istotne, ponieważ zmiany

nowotworowe bądź zapalne charakteryzują się wzmożonym wychwytem. Dlatego też ich obserwacja może być cennym źródłem informacji o niepokojących czynnościach zachodzących w organizmie.

Wartości przypisywane pikselom, w zależności od badania, mogą mieć różną interpretację fizyczną. Przykładowo, w przypadku tomografii komputerowej pikselom przyporządkowane są wartości w skali Hounsfielda[3]. Jest to skala opisująca gęstość radiologiczną, a zatem stopień pochłaniania promieniowania X przez różne tkanki. Narządy pochłaniające większą ilość promieniowania uzyskują większe wartości pikseli. Zakłada się, że wartość pochłaniania promieniowania dla tkanki kostnej wynosi ok. 1000 HU, a dla powietrza: -1000HU.[4] Dzięki takiemu zabiegowi obserwować możemy struktury anatomiczne ciała, w różnych odcieniach, zależnych od wartości pikseli.

Wiemy już, co fizycznie przedstawiają obrazy medycyny nuklearnej. Dalsze rozważania dotyczące prezentacji obrazu w postaci pikseli zostaną przedstawione w kolejnych rozdziałach.

2. Norma DICOM

W poprzednim rozdziale czytelnik miał okazję zapoznać się z podstawowymi pojęciami dotyczącymi medycyny nuklearnej oraz fizyczną interpretacją informacji wyświetlanej na obrazie. Teraz skupimy się na problemie zapisu tej informacji i uczynieniu jej przenośną oraz szeroko dostępną. Doskonałym rozwiązaniem tego zagadnienia okazuje się DICOM.

2.1. Definicja

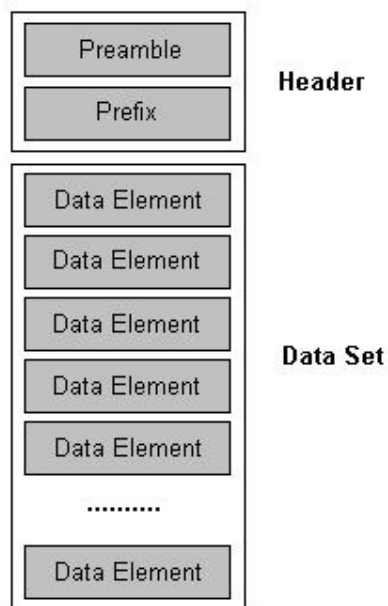


Rysunek 2.1. Oficjalne logo normy DICOM

DICOM(ang. Digital Imaging and Communications in Medicine), czyli cyfrowe obrazowanie i komunikacja w medycynie to obszerna norma umożliwiająca zapis informacji medycznej oraz jej wymianę między różnymi urządzeniami. Została opracowana przez dwie instytucje: ACR(ang. American College of Radiology) i NEMA (National Electrical Manufacturers Association) w celu stworzenia jednolitego systemu wymiany danych medycznych. Dzięki temu nowoczesne urządzenia medyczne o różnej specyfikacji mają możliwość umieszczenia wyników pomiarów w uniwersalnym kontenerze według jasno określonych zasad. Format ten znajduje szerokie zastosowanie w przesyłaniu wyników różnorodnych badań w postaci obrazowej, choć to tylko niewielka część informacji, które może zawierać.

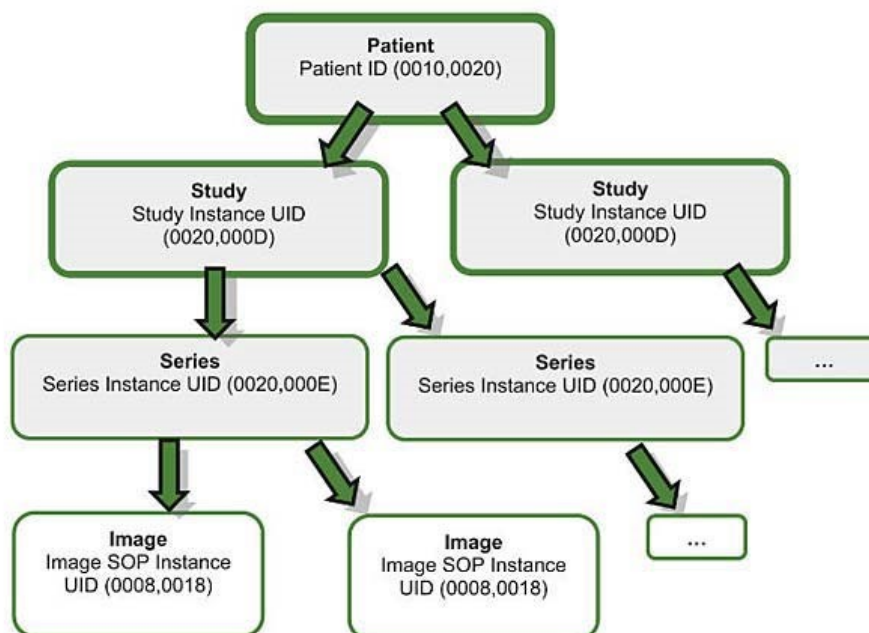
2.2. Struktura pliku DICOM

Plik DICOM w swojej strukturze składa się z dwóch części. Pierwszą z nich jest informacja o pliku(DICOM Meta Information Header). Jej zadaniem jest identyfikacja dokumentu jako pliku DICOM. W jej skład wchodzi 128-bajtowa preambuła oraz 4-bajtowy prefix składający się ze znaków „DICM”. [5] Preambuła jest polem opcjonalnym - jeśli nie jest używana przez specyficzną implementację, wszystkie bajty przyjmują wartość 00H. Może jednak zawierać informację przykładowo pozwalającą multimedialnym aplikacjom na dostęp do obrazów zawartych w drugiej części struktury. Tą drugą częścią jest Data Set, czyli zbiór informacji właściwych. Schematyczną budowę pliku DICOM przedstawia poniższy obraz:



Rysunek 2.2. Schematyczna struktura pliku DICOM

DICOM Data Set to reprezentacja instancji obiektu Information Object. Information Object to abstrakcyjny model danych odwzorowujący świat rzeczywisty. Przyjrzyjmy się zatem jego strukturze:



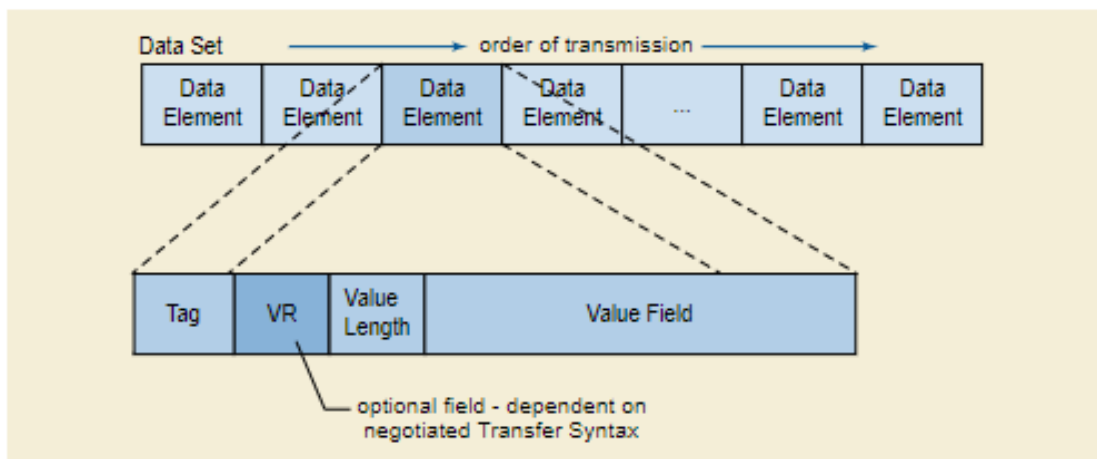
Rysunek 2.3. Model informacyjny DICOM

Hierarchia zakłada, że pacjent ma w ramach badania przeprowadzoną serię obrazów. Zarówno badań, jak i serii może być wiele. Sam obraz również może składać się z klatek,

jeśli zajdzie taka potrzeba. Pacjentów, badania i serie rozróżniać można za pomocą unikatowych identyfikatorów.

Podstawową jednostką danych reprezentującą Data Set jest Data Element, zwany też atrybutem.[6] Składa się on z następujących elementów:

- Identyfikator(TAG) – dwie liczby 16-bitowe, określające grupę oraz jej element
- Typ danych(Value Representation) – opcjonalne pole informujące jak należy interpretować dane zawarte w tym elemencie
- Pole długości danych(Value Length) – liczba informująca o rozmiarze elementu
- Informacja właściwa zgodna z typem danych



Rysunek 2.4. DICOM Data Set

Identyfikatory porządkują atrybuty i umożliwiają wygodny dostęp do poszczególnych składowych. Informacji możliwych do umieszczenia w elemencie danych(Data Element) jest naprawdę wiele – od danych dotyczących przeprowadzonego badania do szczegółów dotyczących pacjenta, chociażby takich jak alergie, ostatnia menstruacja, status palacza. Pełną listę atrybutów znaleźć można pod adresem:

<https://www.dicomlibrary.com/dicom/dicom-tags/>

Poniżej przedstawiono kilka z nich:

DICOM Tag	Tag ID	VR	Description
Media Storage SOP Class UID	0002,0002	UI	Same as SOP Class UID
Transfer Syntax	0002,0010	UI	Supported Transfer Syntax: [Implicit VR Little Endian = 1.2.840.10008.1.2] [Explicit VR Little Endian = 1.2.850.10008.1.2.1] [Explicit VR Big Endian = 1.2.840.10008.1.2.2] [JPEG Baseline, 1.2.840.10008.1.2.4.50] [RLS Lossless = 1.2.840.10008.1.2.5]
SOP Class UID	0008,0016	UI	Supported SOP Classes: [SC Image = 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.7] [CT Image = 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2] [PET Image = 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.128] [US MF = 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.3.1] [MR Image = 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.4]
SOP Instance UID	0008,0018	UI	SeriesUID.FileID
Study Date	0008,0020	DA	Study Date, in the form of yyyyymmdd
Series Date	0008,0021	DA	Session Date, in the form of yyyyymmdd
Accession Number	0008,0050	SH	StudyUID without the periods in the middle.
Modality	0008,0060	CS	Modality Type Abbreviations: CT, PT, OPT, US, AR
Manufacturer	0008,0070	LO	Modality Manufacturer Name
Institution	0008,0080	LO	Investigator's Institution
Referring Physician	0008,0090	PN	Investigator's Full Name
Study Description	0008,1030	LO	Study Description
Series Description	0008,103E	LO	Scan Comments
Department	0008,1040	LO	Investigator's Department
Operators' Name	0008,1070	PN	Imaging Technician's Full Name
Model Name	0008,1090	LO	Modality Manufacturer's Model Name
PatientName	0010,0010	PN	Animal Subject's Name
Patient ID	0010,0020	LO	Investigator ID
Patient Sex	0010,0040	CS	Animal Subject's Sex, M or F (has to be uppercase)
Patient Age	0010,1010	AS	Animal Subject's Age, nnnD, nnnW, nnnM, nnnY
Patient Weight	0010,1030	DS	Animal Subject's Weight in kg
Patient Species Description	0010,2201	LO	Animal Type (eg. mouse, rabbit, etc.)
Clinical Trial Committee	0012,0081	LO	"Clinical Trial Protocol Ethics Committee Name" = IACUC
Clinical Trial Approval Number	0012,0082	LO	"Clinical Trial Protocol Ethics Committee Approval Number"
Exam Part	0018,0015	CS	Animal Imaging ROI, Body Part
Contrast Agent	0018,0010	LO	Radiopharmaceutical Biomarker (ex. FDG)
Study ID	0020,0010	SH	Same as Accession Number
Study UID	0020,000D	UI	1.2.StudyID
Series UID	0020,000E	UI	StudyUID.ScanID (note: sessionID and groupID are not accounted for)

Rysunek 2.5. Przykładowe atrybuty zawarte w pliku DICOM

W dalszej części zwrócimy uwagę na atrybuty najbardziej istotne z punktu widzenia pracy dyplomowej, czyli dotyczące przetwarzania i analizy obrazu.

3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

Znamy już specyfikę badań medycyny nuklearnej oraz podstawy normy DICOM. Ten багаż informacji pozwala nam przejść do meritum pracy dyplomowej – przeglądarki obrazów medycyny nuklearnej

3.1. Założenia

W rozdziale 2. czytelnik dowiedział się, że norma DICOM umożliwia transmisję informacji obrazowych między różnymi urządzeniami. Ponieważ system operacyjny Windows, z którego korzysta zdecydowana większość użytkowników komputerów stacjonarnych i laptopów nie oferuje domyślnej technologii obsługującej format DICOM, koniecznym staje się stworzenie odpowiedniego oprogramowania, które umożliwi dostęp do informacji w nim zawartych. Obecnie na rynku istnieje wiele profesjonalnych przeglądarek plików DICOM – zarówno desktopowych, jak i przeglądarkowych. Wiele z nich oferuje swoje usługi w ograniczonym zakresie w wersji próbnej, natomiast dostęp do pełnej funkcjonalności wymaga uiszczenia płatnej subskrypcji. W pełni darmowe oprogramowanie jest natomiast często ograniczone bądź nie działa poprawnie. Założeniem niniejszej pracy dyplomowej jest stworzenie aplikacji prostej w obsłudze, o przyjaznym użytkownikowi interfejsie oraz szerokiej funkcjonalności.

Przeglądarka spełniać będzie następujące zadania:

- prezentacja obrazu zawartego w pliku DICOM na ekranie
- uporządkowane otwieranie wielu plików jednocześnie, jak i zawierających więcej niż jeden obraz
- modyfikacja wyświetlonych danych obrazowych:
 - (a) zmiana szerokości/poziomu okna kontrastu bądź maksymalnej wartości piksela dla obrazu o niezdefiniowanym oknie
 - (b) negatyw
 - (c) wyświetlanie obrazu w zróżnicowanych paletach kolorów
 - (d) przesuwanie, przybliżanie, oddalanie, rotacja
- funkcje pomiarowe: linia, elipsa, kąt, wielokąt zamknięty, wielokąt otwarty, kąt Cobba
- w ramach funkcji pomiarowych wyznaczanie pól powierzchni, obwodów, maksymalnych i minimalnych wartości pikseli w zamkniętych obszarach oraz średniej i odchylenia standardowego
- podręczny przybornik zapewniający wygodny dostęp do głównych funkcji przeglądarki
- profil wzdłuż linii – zależność wartości piksela w danym punkcie od jego położenia
- histogramy z podziałem na dowolną liczbę koszyków

3.2. Zrealizowane prace

W niniejszym punkcie opisana zostanie szczegółowo realizacja założeń z punktu 3.1.

3.2.1. Wykorzystane narzędzia

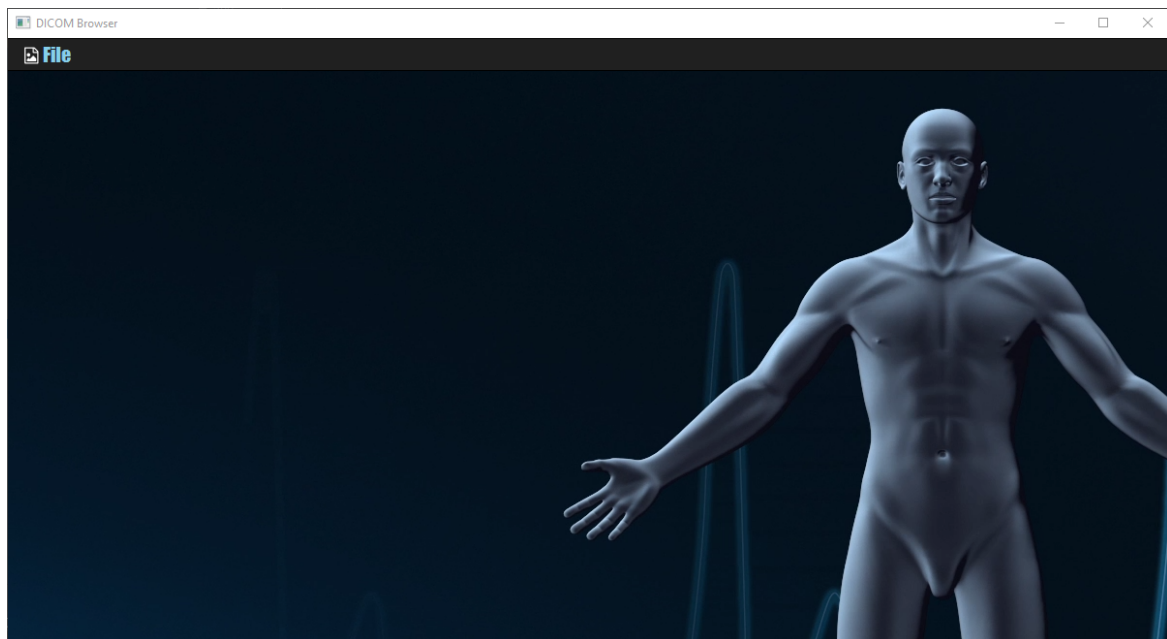
Do realizacji projektu wykorzystany został język programowania Java. Interfejs graficzny wykonany został z użyciem technologii JavaFX oraz CSS. Pozyskiwanie informacji z pliku DICOM umożliwiła biblioteka dcm4che oraz imageio. Projekt dcm4che znajduje szerokie zastosowanie w obsłudze plików DICOM oraz w środowisku medycznym. JavaFX to nowoczesny framework pozwalający tworzyć nowoczesne, wydajne aplikacje przy zachowaniu dużej czytelności kodu.



Rysunek 3.1. Oficjalne logo JavaFX

3.2.2. Uporządkowane otwieranie wielu plików jednocześnie, jak i zawierających więcej niż jeden obraz

Poniższy obraz prezentuje główny panel po uruchomieniu aplikacji. W celu załadowania interesującego nas pliku DICOM należy skorzystać z zakładki File->Load w lewym górnym rogu. Spowoduje to otwarcie okna wyboru. Istnieje możliwość ładowania wielu plików poprzez wielokrotne zaznaczenie. Alternatywną, wygodniejszą metodą jest operacja „Drag’n’drop”, czyli bezpośrednie opuszczenie wybranych elementów nad panelem głównym przeglądarki. Istotną składową procesu ładowania plików jest tworzenie drzewa wyboru – panelu pojawiającego się po lewej stronie głównej planszy (rys 3.4). Każdy plik podczas odczytu porządkowany jest w drzewie wyboru według hierarchii: PatientID -> StudyInstanceUID -> SeriesInstanceUID. Są to unikatowe identyfikatory pozwalające na rozróżnianie serii, badań i pacjentów. Dzięki temu w uporządkowany sposób można wyświetlać dane obrazowe pochodzące z różnych źródeł.



Rysunek 3.2. Okno startowe aplikacji

3.2.3. Prezentacja obrazu zawartego w pliku DICOM na ekranie

Format DICOM umożliwia urządzeniom zapis informacji obrazowej w formie surowych pikseli (atrybut Pixel Data opisany w sekcji C.7.6.3.1.4 normy DICOM). Nie są to jednak wartości gotowe do wyświetlenia na ekranie komputera. Wymagają one odpowiedniej modyfikacji. Format dostarcza wraz z pikselami instrukcję ich interpretacji. W rozdziale 2. omówiliśmy już strukturę atrybutów, z których pozyskujemy dane. Poniżej przedstawiono kilka najbardziej istotnych danych dotyczących samego obrazu:

(0028,0002)	US	1	2	Samples per Pixel	1
(0028,0004)	CS	1	12	Photometric Interpretation	MONOCHROME2
(0028,0010)	US	1	2	Rows	512
(0028,0011)	US	1	2	Columns	512
(0028,0030)	DS	2	4	Pixel Spacing	1\1
(0028,0100)	US	1	2	Bits Allocated	16
(0028,0101)	US	1	2	Bits Stored	12
(0028,0102)	US	1	2	High Bit	11
(0028,0103)	US	1	2	Pixel Representation	0
(0028,0303)	CS	1	8	Longitudinal Temporal Information M...	MODIFIED
(0028,1050)	DS	2	6	Window Center	50\300
(0028,1051)	DS	2	8	Window Width	350\2000
(0028,1052)	DS	1	6	Rescale Intercept	-1024
(0028,1053)	DS	1	2	Rescale Slope	1

Rysunek 3.3. Zestaw atrybutów zawierających istotne dane obrazowe

Atrybut Photometric Interpretation określa w jaki sposób wartości pikseli powinny być interpretowane w modelu kolorów – przykładowo wartość MONOCHROME2 informuje

nas o tym, że największa wartość piksela odpowiada najjaśniejszemu odcieniowi (kolor biały), a najmniejsza najciemniejszemu (kolor czarny). W przypadku MONOCHROME1 sytuacja byłaby odwrotna. Atrybuty Rows i Columns definiują rozmiary obrazu. Dostępna jest również informacja o bitach alokowanych, przechowywanych oraz największym bicie (Bits Allocated, Bits Stored, High Bit).

Bardzo ważnymi atrybutami w procesie modyfikacji pikseli są Rescale Intercept i Rescale Slope [6]. Ich wartości wykorzystywane są podczas liniowego skalowania surowych pikseli z wartości przechowywanych na dysku urządzenia do ich reprezentacji w pamięci, według wzoru:

$$U = m * SV + b$$

gdzie U – wartość wyjściowa, m – Rescale Slope, SV – surowy piksel, b – Rescale Intercept.

Konieczność liniowego skalowania wartości w przypadku obrazów medycyny nuklearnej wynika z dużych zakresów wartości ich pikseli, przechowywanych na ograniczonej liczbie bitów. Natomiast obrazy tomografii komputerowej, których piksele reprezentują skalę Hounsfielda, mogą mieć wartości ujemne.

Skalowanie liniowe to pierwszy z kroków, które należy wykonać w procesie przetwarzania pikseli. Następnym elementem jest zwrócenie uwagi na atrybuty Window Center i Window Width. Określają one parametry okna mówiące o tym, w jakim zakresie należy przetransformować piksele, aby uzyskać istotną informację medyczną w danym badaniu. Przykładowo, przy wartościach Window Center = 100, Window Width = 20, każdy piksel o wartości mniejszej niż 90 będzie uznany za czarny, a każdy piksel o wartości większej niż 110 będzie biały. Dokumentacja DICOM podaje następujący wzór, z którego należy skorzystać w przypadku wystąpienia tych atrybutów:

These Attributes are applied according to the following pseudo-code, where x is the input value, y is an output value with a range from y_{min} to y_{max} , c is Window Center (0028,1050) and w is Window Width (0028,1051):

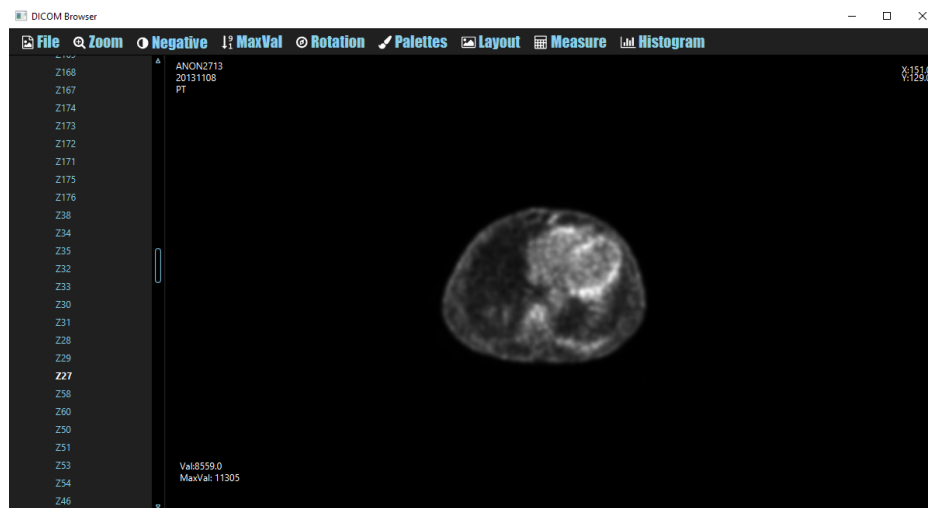
- if $(x \leq c - 0.5 - (w-1) / 2)$, then $y = y_{min}$
- else if $(x > c - 0.5 + (w-1) / 2)$, then $y = y_{max}$
- else $y = ((x - (c - 0.5)) / (w-1) + 0.5) * (y_{max} - y_{min}) + y_{min}$

Atrybuty Window Center i Window Width występują w m.in. w obrazach tomografii komputerowej. Kreator pliku DICOM może zaproponować kilka wariantów ich wartości - przykładowo jedna z konfiguracji pozwalałaby na obserwację kości, a druga tkanek. W przypadku medycyny nuklearnej parametry te nie są definiowane.

Ostatnim problemem, z którym trzeba się zmierzyć jest konwersja bitów. Profesjonalne urządzenia medyczne często rejestrują dane obrazowe w zakresie 16-bitowym. Klasyczny monitor komputerowy oferuje użytkownikowi 8-bitową głębię kolorów. Wymusza to

3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

skalowanie wartości pikseli z zakresu 16-bitowego do 8-bitowego. Operacja jest bardzo prosta – należy obliczyć stosunek wartości danego piksela do wartości maksymalnej w zakresie 16-bitowym(0-65535) oraz przemnożyć go przez maksymalną wartość w zakresie 8-bitowym(0-255). W ten sposób uzyskujemy reprezentację pikseli gotową do wyświetlenia na ekranie komputera:



Rysunek 3.4. Przykładowy obraz wyświetlony w przeglądarce

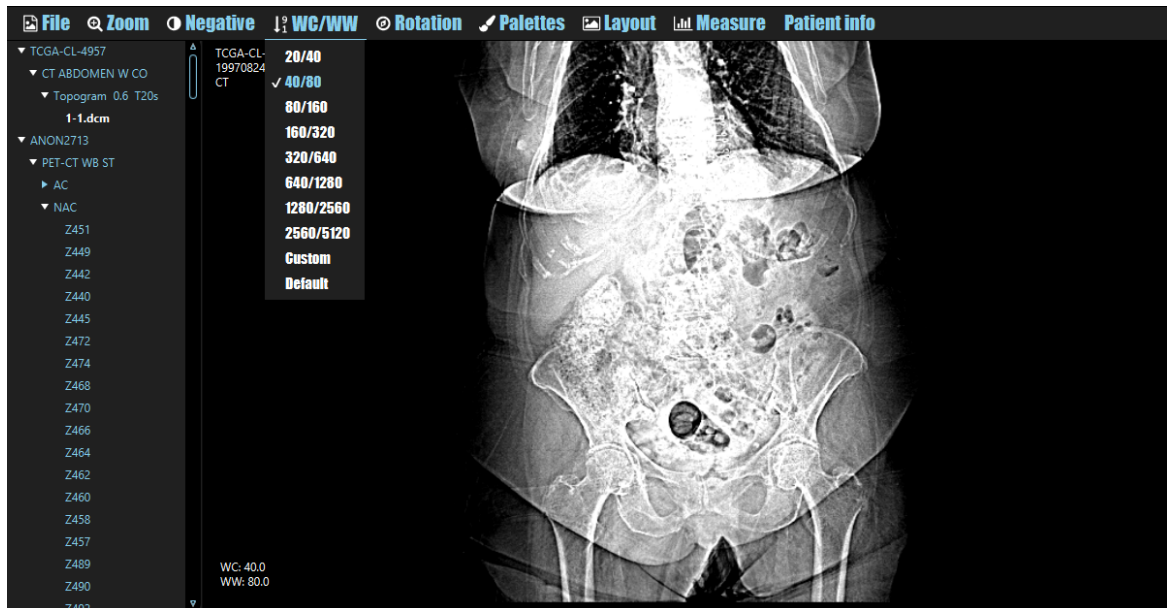
Powyższy zrzut ekranu prezentuje jeden z obrazów badania PET wyświetlony za pomocą przeglądarki. W lewym górnym rogu obrazu możemy zauważyć informacje dotyczące imienia pacjenta, daty przeprowadzenia badania oraz modalności – wartości atrybutów Patient Name, Study Date, Modality. W lewym dolnym rogu ukazana jest maksymalna wartość piksela dla wyświetlonego obrazu(w skali 16-bitowej, choć sam obraz jak wcześniej ustalono wyświetlony jest w 8 bitach) oraz wartość piksela aktualnie wskazywanego przez kursor myszy. W prawym górnym rogu znajdują się koordynaty kursora w osi X i Y.

3.2.4. Modyfikacja wyświetlonych danych obrazowych

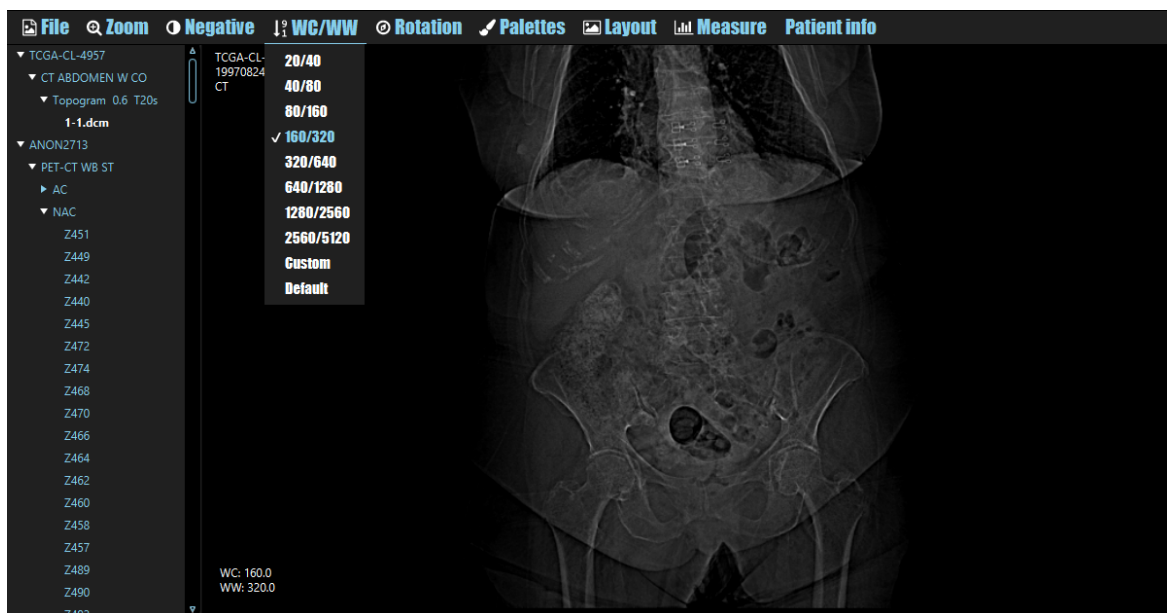
Poza wyświetlaniem informacji zawartych w pliku DICOM, przeglądarka oferuje wiele funkcji modyfikacji tych danych. W tym punkcie zostaną one omówione.

Zmiana szerokości/poziomu okna kontrastu bądź maksymalnej wartości piksela dla obrazu o niezdefiniowanym oknie

W punkcie 3.2.3 zapoznaliśmy się z pojęciami Window Center i Window Width. Plik DICOM przypisuje tym atrybutom zalecane wartości, jednak użytkownika dokonującego obserwacji interesować mogą inne parametry okna. Zakładka WC/WW umożliwia ich modyfikację – sztywno, poprzez skorzystanie z proponowanych opcji lub dowolnie z wykorzystaniem opcji „Custom”. Opcja „Default” przywraca wartości zdefiniowane w pliku DICOM.



Rysunek 3.5. Obraz o WindowCenter = 40, WindowWidth = 80

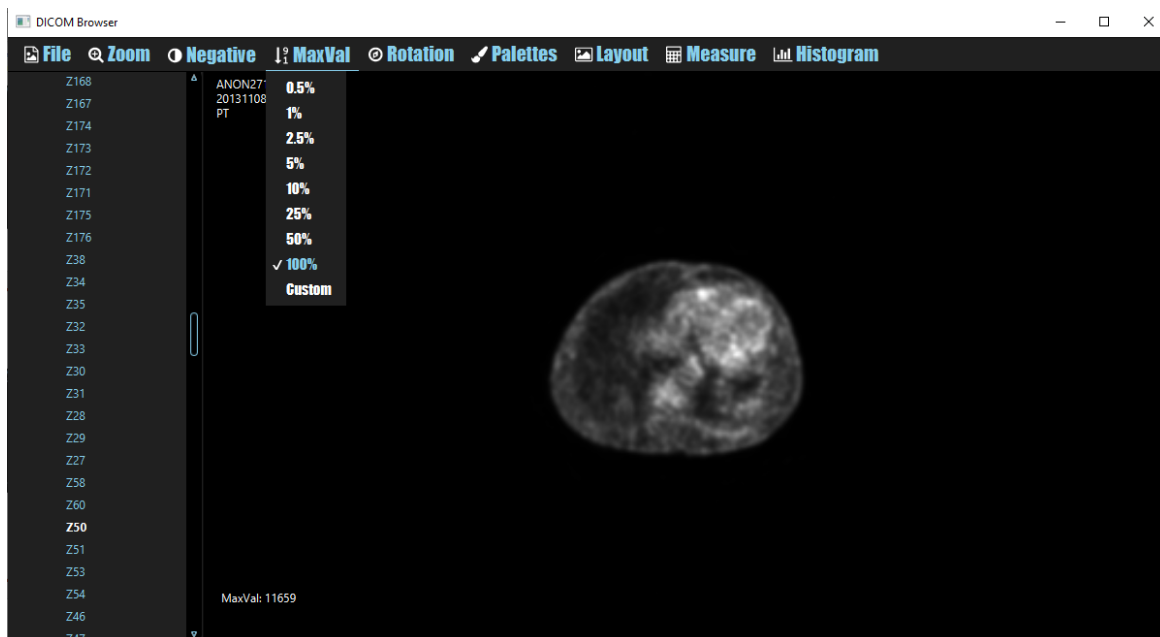


Rysunek 3.6. Obraz o WindowCenter = 160, WindowWidth = 320

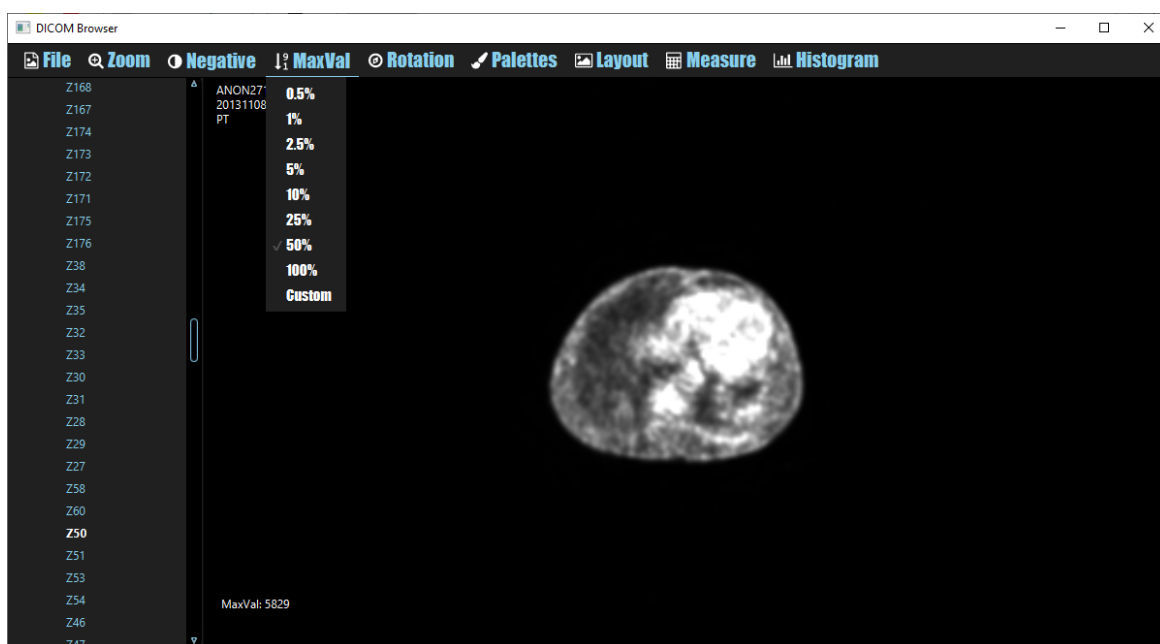
Jak zostało wcześniej wspomniane, w przypadku obrazów medycyny nuklearnej nie korzysta się z parametrów WC/WW. W tym przypadku w menu ujrzymy opcję „MaxVal”, która umożliwi ograniczanie maksymalnej wartości piksela dla danego obrazu poprzez stosunek procentowy do wartości sugerowanej przez normę DICOM – ponownie możliwe jest wprowadzenie dowolnej liczby.

Poza wprowadzaniem sztywnych wartości WC/WW lub MaxVal, istnieje możliwość dynamicznej ich zmiany za pomocą lewego przycisku myszy, po wyborze odpowiedniej funkcji w podręcznym przyborniku.

3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej



Rysunek 3.7. Obraz o oryginalnej maksymalnej wartości piksela



Rysunek 3.8. Obraz o maksymalnej wartości piksela równej połowie oryginalnej

Negatyw

Negatyw polega na odbiciu wartości pikseli – element o wartości maksymalnej obiera wartość minimalną, a najmniejszy piksel staje się tym największym. Kolokwialnie mówiąc – czarne staje się białym, a białe czarnym. Przeglądarka umożliwia wyświetlenie każdego obrazu w negatywie oraz odwrócenie tego procesu. Operacji tej podporządkowane są inne działania – jeśli zaznaczymy negatyw, inny wybrany obraz również będzie w nim

wyświetlony. Dzięki temu użytkownik może wygodnie obserwować całe serie obrazów w negatywie. Modyfikacja MaxVal lub WC/WW również dopasowuje się do tej opcji, jak i palety kolorów, o których wspomniemy w dalszej części.

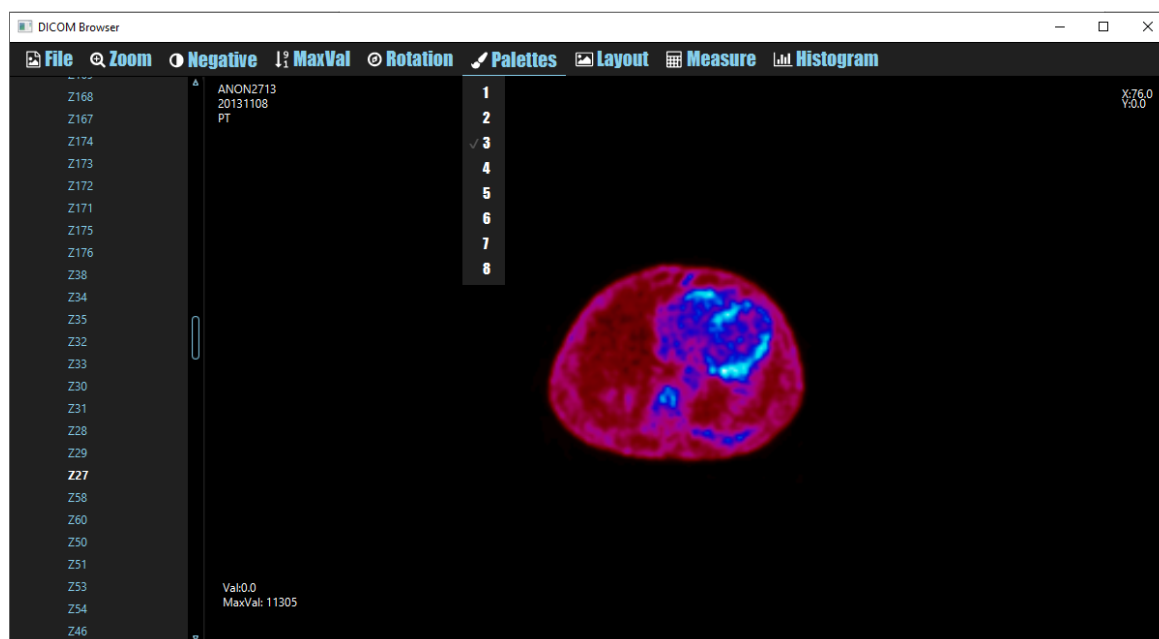


Rysunek 3.9. Przykładowy obraz PET wyświetlony w negatywie

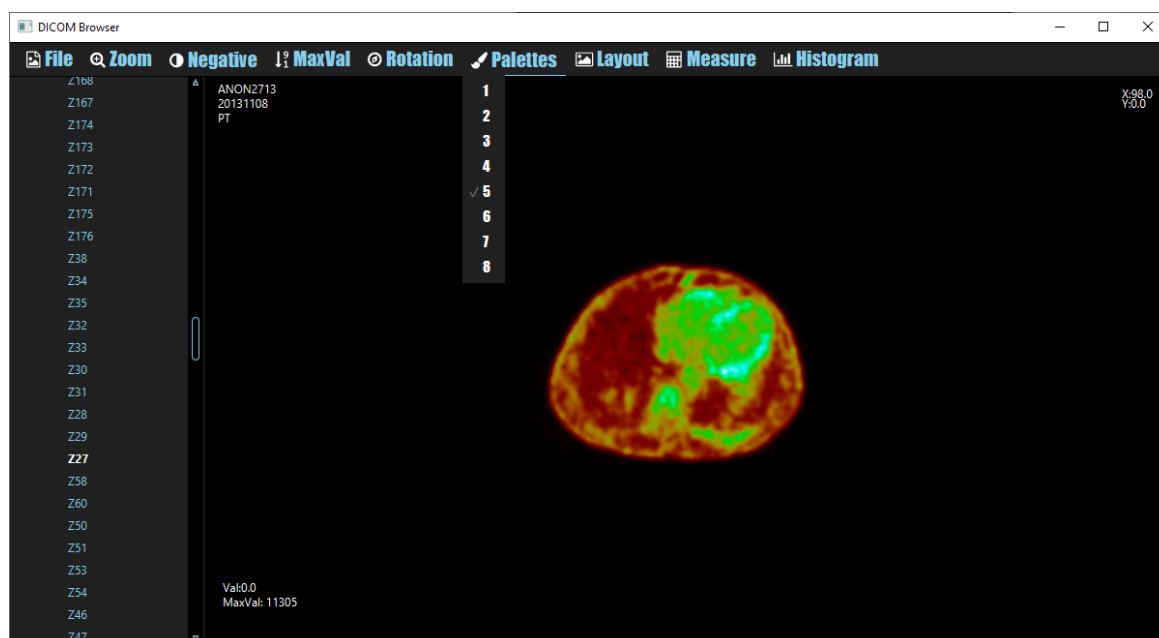
Wyświetlanie obrazu w zróżnicowanych paletach kolorów

Obrazy medycyny nuklearnej prezentują rozkład aktywności radiofarmaceutyku w określonym fragmencie organizmu. Z tego powodu wyświetlane są często za pomocą palet kolorów. Przeglądarka oferuje 8 takich palet, z czego jedna jest standardową skalą szarości. Są to pliki tekstowe składające się z trzech kolumn wartości R,G,B. Każda z nich przechowuje 256 wartości z przedziału 0-255(8 bitów). Wybór danej palety z menu „Palettes” powoduje odczyt danych z pliku tekstowego. Następnie modyfikowane są wszystkie piksele oryginalnego obrazu zgodnie z kolejnością w palecie. Przykładowo, oryginalny piksel o wartości 100 przyjmuje wartości R,G,B setnego indeksu w palecie kolorów. W ten sposób uzyskiwany jest obraz kolorowy.

3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

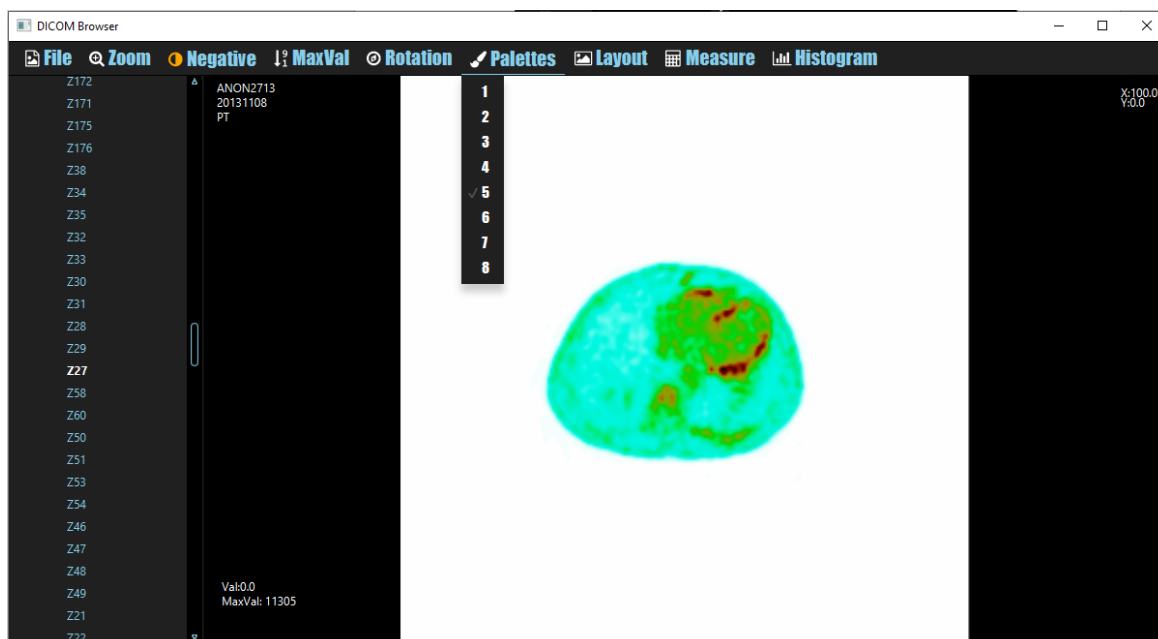


Rysunek 3.10. Przykładowa prezentacja palet kolorów



Rysunek 3.11. Przykładowa prezentacja palet kolorów

Tak jak w przypadku negatywu, można dokonać obserwacji serii obrazów w danej palecie. Zmiana pliku nie powoduje automatycznego powrotu do skali szarości. Istnieje również możliwość połączenia tych opcji i wyświetlenia danej palety w negatywie.

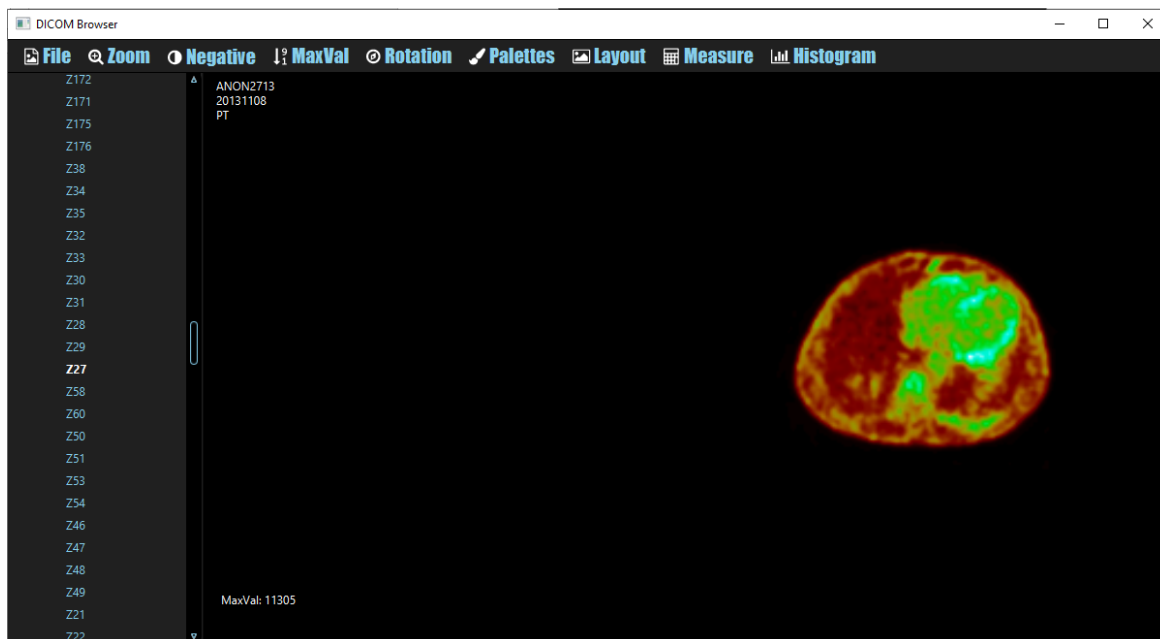


Rysunek 3.12. Przykładowy obraz wyświetlony w palecie kolorów i w negatywie

Przesuwanie, przybliżanie, oddalanie, rotacja

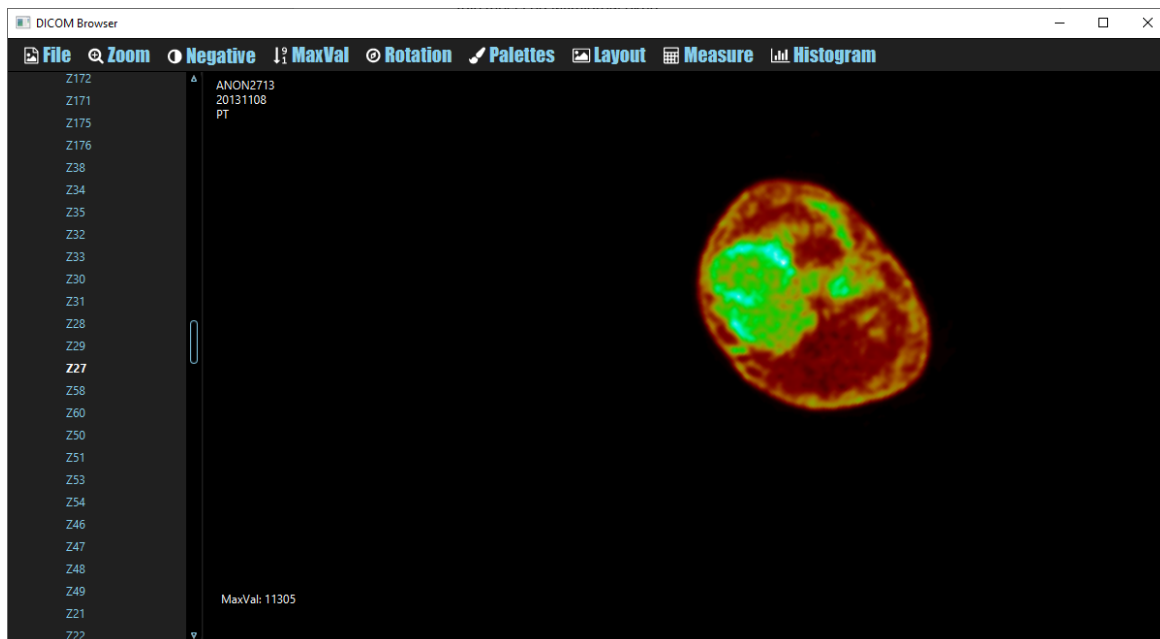
Wyświetlony obraz można dowolnie przesuwać w obszarze okna aplikacji, za pomocą prawego przycisku myszy. Warto podkreślić w tym punkcie, iż okno jest w pełni skalowalne, zatem wyświetlanie pełnoekranowe, czy też dostosowanie ekranu do własnych potrzeb nie stanowi problemu. Obraz zachowuje swoją pozycję oraz skalę w zależności od wymiarów planszy.

3. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej



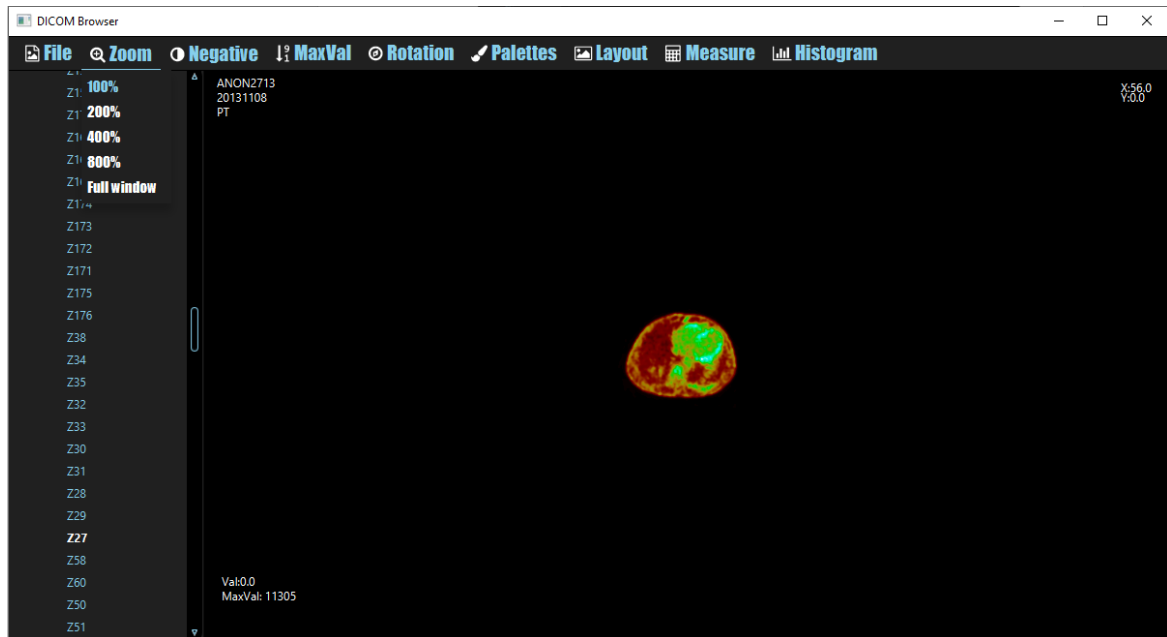
Rysunek 3.13. Przykład przesuniętego obrazu

Rotacji dokonać można poprzez wybór opcji „Rotation” w menu. Pozwala ona na obracanie obrazu o 90°, 180°, 270° lub dowolny kąt oraz powrót do domyślnej pozycji.



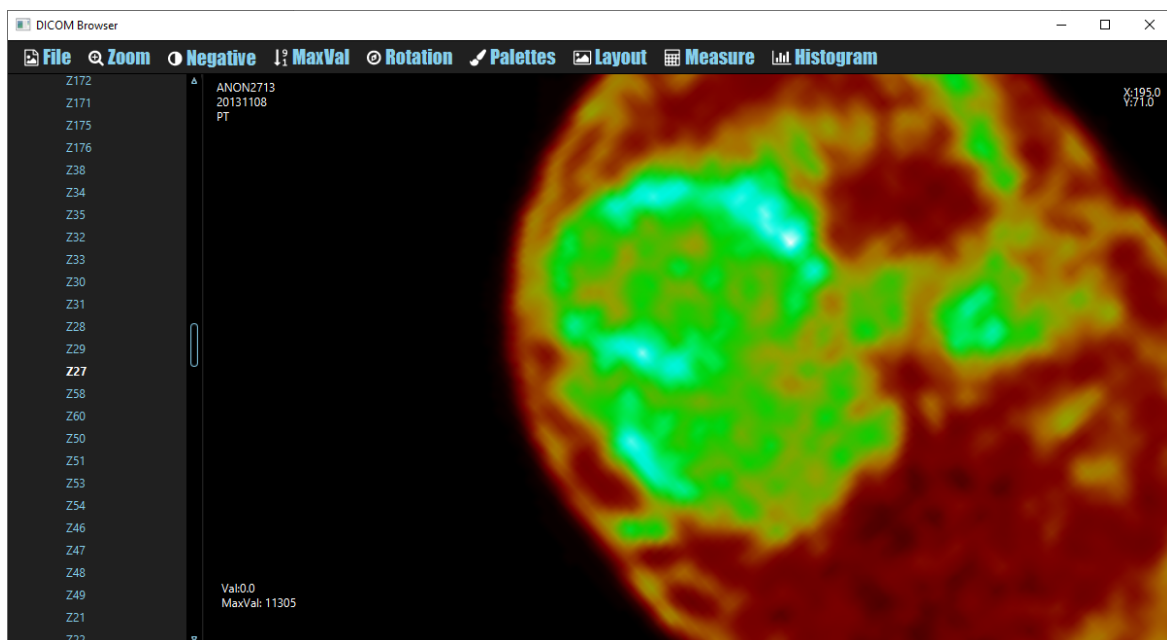
Rysunek 3.14. Przykład obrazu przesuniętego i zrotowanego o dowolny kąt

Przybliżanie dostępne jest w menu „Zoom”. Opcja 100% wyświetla obraz w oryginalnych rozmiarach. Opcja „Full Window” dopasowuje rozmiary obrazu do wysokości okna.



Rysunek 3.15. Przykład obrazu wyświetlonego w oryginalnych rozmiarach

Zarówno rotacja jak i przybliżanie/oddalanie obrazu jest możliwe również po wyborze odpowiedniej opcji w podręcznym przyborniku(rys a), za pomocą lewego przycisku myszy.



Rysunek 3.16. Przykład obrazu przesuniętego, zrotowanego i przybliżonego

3.2.5 Funkcje pomiarowe: linia, elipsa, kąt, wielokąt zamknięty, wielokąt otwarty, kąt Cobba

Dostępne funkcje pomiarowe znajdują się w menu „Measure”. Wybór danej opcji umożliwia wyrysowanie jej na obrazie za pomocą lewego przycisku myszy. Dla komfortu użytkownika możliwe są różne operacje na narysowanych pomiarach. Można dynamicznie modyfikować ich wartości, przesuwając je, zmieniać ich rozmiary dokonywać rotacji. Różnym funkcjom przyporządkowane są różne zadania.

Funkcja Line odpowiada rysowaniu odcinka o wybranych rozmiarach. Pozwala ona na wyznaczenie fizycznej odległości między dwoma punktami danego fragmentu obrazu określonego przez figurę. Umożliwia to atrybut Pixel Spacing zawarty w dokumentacji DICOM(sekcja 10.7.1.3), którego wartość wyznacza odległość rzeczywistą między środkami dwóch pikseli na obrazie. Zatem wartość ta, przemnożona przez długość odcinka wyskalowaną do rzeczywistych rozmiarów obrazu, pozwala na uzyskanie rzetelnego wyniku.

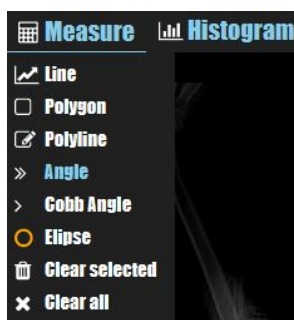
Funkcja Ellipse służy do zaznaczania eliptycznego obszaru zainteresowania. Wewnątrz wybranej przestrzeni automatycznie odnajdowana jest maksymalna oraz minimalna wartość piksela. Obliczana jest również średnia arytmetyczna wszystkich wartości pikseli oraz odchylenie standardowe. Przesuwanie elipsy bądź modyfikacja jej rozmiarów powoduje dynamiczną zmianę wartości.

Funkcja Polyline to wielokąt otwarty – zespół połączonych ze sobą odcinków, działających w analogiczny sposób do funkcji Line.

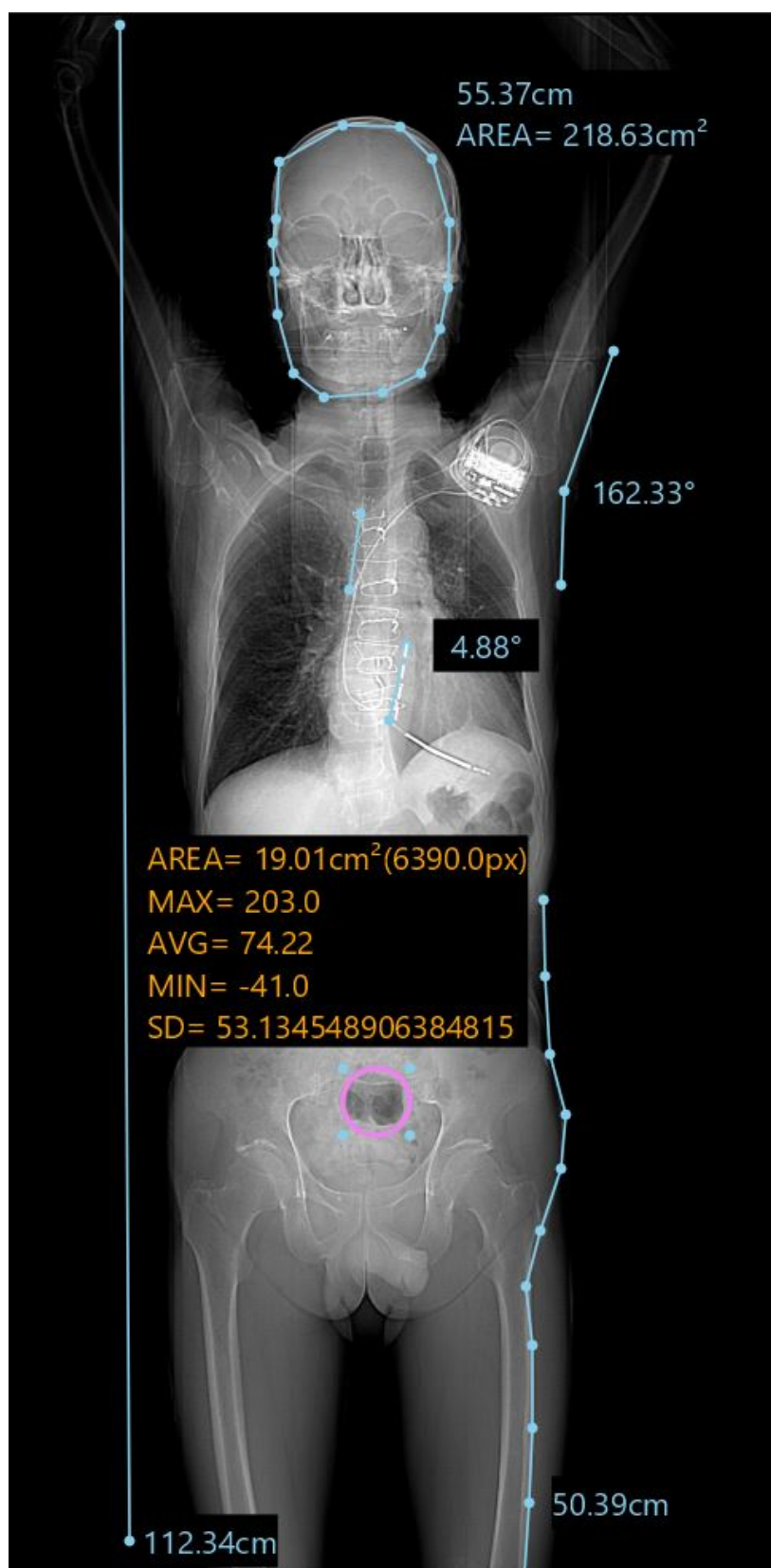
Funkcja Polygon to wielokąt zamknięty. W ramach wyznaczonego przez tę figurę obszaru obliczane jest jej pole i obwód. Nie ma możliwości wyznaczania pola dla figur samoprzecinających się. Przeglądarka ostrzega o tym użytkownika w momencie rysowania wielokąta.

Funkcja Angle to dowolny kąt. Funkcja Cobb Angle to kąt Cobba, czyli metoda służąca do wyznaczania stopnia skrzywienia kręgosłupa.

Naciśnięcie lewym przyciskiem myszy danej figury powoduje zmianę jej koloru na fioletowy. Wybór opcji „Clear selected” umożliwia jej skasowanie. Opcja „Clear all” usuwa wszystkie pomiary.



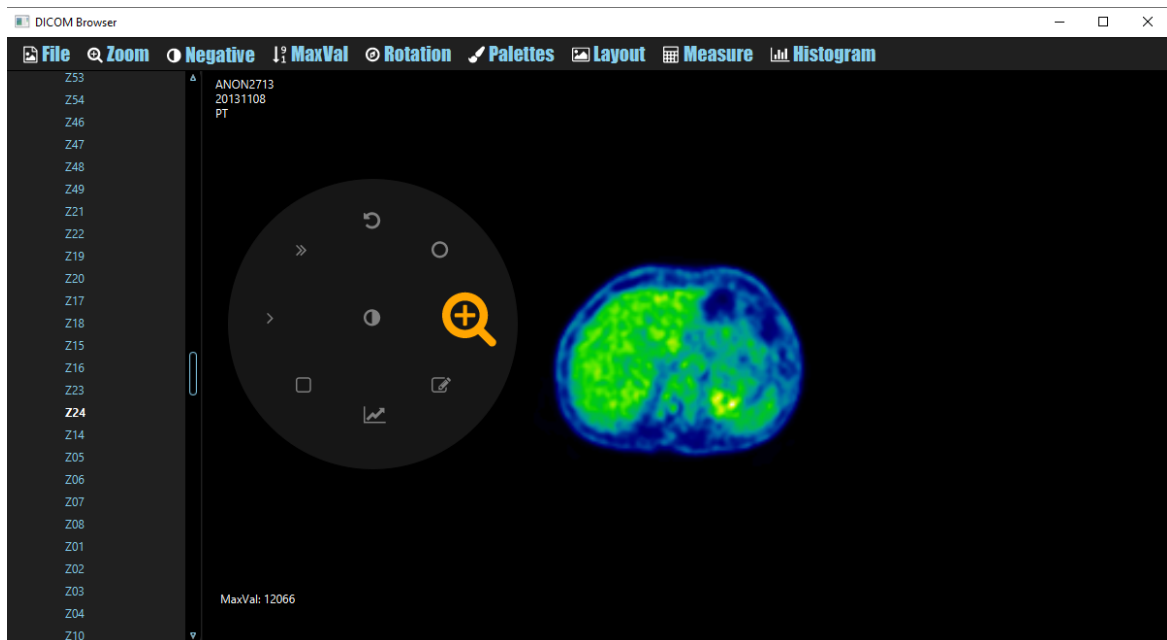
Rysunek 3.17. Menu pomiarowe



Rysunek 3.18. Realizacja funkcji pomiarowych

Podręczny przybornik

Jest to narzędzie umożliwiające wygodny i szybki dostęp do głównych funkcji aplikacji. Jego uruchomienie następuje po naciśnięciu przez użytkownika rolki myszy w dowolnym miejscu planszy, na której znajduje się obraz. Opuszczenie przybornika przez kursor myszy powoduje jego zanik.



Rysunek 3.19. Przybornik

Dana ikona ulega powiększeniu po umieszczeniu nad nią kursora. Naciśnięcie lewego przycisku myszy przyporządkowuje mu wybraną funkcję. Przybornik w swojej ofercie posiada wszystkie funkcje pomiarowe oraz rotację, zmianę rozmiarów obrazu i dynamiczną modyfikację parametrów okna.

Profil wzdłuż linii

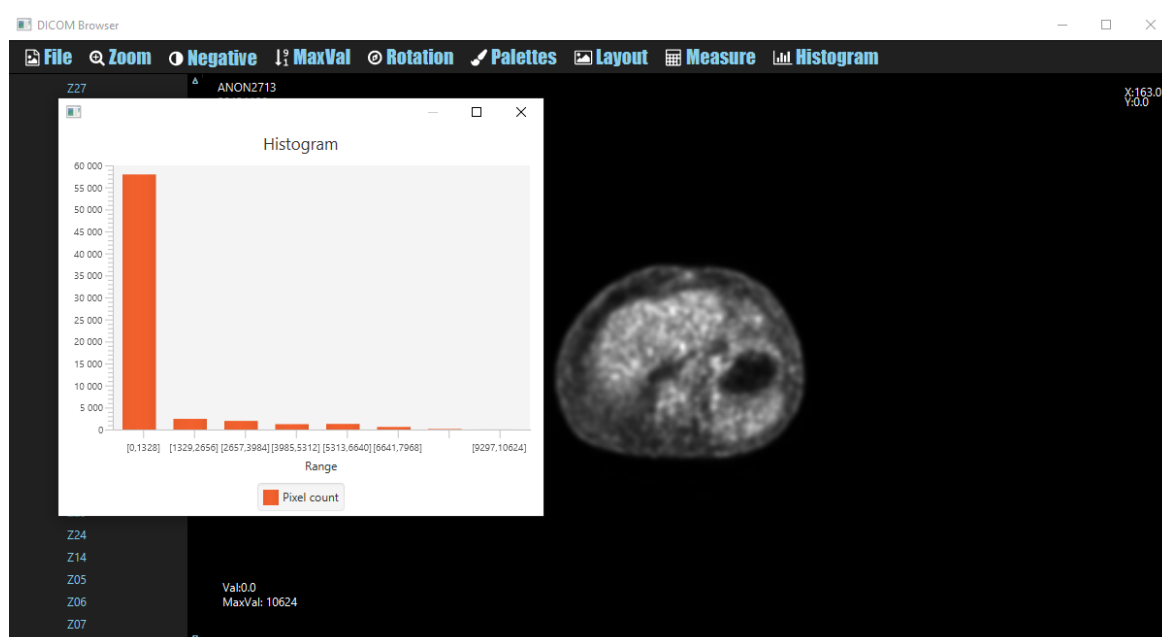
Jest to wykres przedstawiający zależność wartości piksela w danym punkcie odcinka od jego położenia na tym odcinku. Naciśnięcie prawym przyciskiem myszy na narysowany odcinek generuje i wyświetla zarys. Funkcja może okazać się przydatna w przypadku obrazów medycyny nuklearnej - pozwala na obserwację aktywności metabolicznej radiofarmaceutyku w wybranej przestrzeni.



Rysunek 3.20. Profil wzdłuż linii

Histogram

Histogram to wykres przedstawiający ilość zliczeń danej wartości w określonym punkcie bądź ilość zliczeń różnych wartości należących do określonego przedziału(koszyka). Przeglądarka oferuje rysowanie histogramu w menu „Histogram” z podziałem na dowolną liczbę koszyków. W przypadku tej aplikacji zliczeniom podlegają wartości pikseli. Ponieważ zakresy w przypadku obrazów medycyny nuklearnej potrafią być bardzo duże, warto podzielić oś X na koszyki, czyli przedziały wartości. Koszyki umożliwiają dostęp do przedziałów, które użytkownik może uznać za interesujące. Rysując pełny histogram o dużym zakresie, w przypadku dominacji jednej wartości pozostałe staną się niezauważalne.



Rysunek 3.21. Przykładowy histogram dla obrazu PET z podziałem na 8 koszyków

4. Summatio

W niniejszej pracy skonstruowano aplikację okienkową umożliwiającą wyświetlanie oraz przetwarzanie danych pozyskanych z plików DICOM. Biblioteka dcm4che zdaje egzamin w obsłudze tego formatu, choć jej dokumentacja pozostawia wiele do życzenia. Założenia dotyczące funkcjonalności aplikacji zostały spełnione. Przeglądarka zawiera funkcje istotne z punktu medycyny nuklearnej, takie jak rysowanie histogramu lub wyznaczanie profilu linii, czy też zastosowanie palet kolorów. Atutem aplikacji jest prosty w obsłudze i przyjazny interfejs graficzny. Wykonana praca pozostawia wiele możliwości dalszego rozwoju i poszerzania funkcjonalności.

Bibliografia

- [1] C. Świętaszczyk, "MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej", w. 2018, s. 10–12.
- [2] —, "MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej", w. 2018, s. 196–204.
- [3] —, "MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej", w. 2018, s. 218.
- [4] B. Pruszyński, *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań*. PZWL, Warszawa 2014.
- [5] R. B., *DICOM Cook Book for implementation in Modalities, chapter 1 and 2*. Jan 1997.
- [6] N. E. M. Association., *DICOM PS3.3 2013 - Information Object Definitions*, 2013.

Spis rysunków

1.1	Scyntygrafia kości pacjenta, wskazująca zwiększoną aktywność radiofarmaceutyku	10
1.2	Przykładowy obraz badania PET	11
1.3	Przykładowy obraz badania SPECT	12
1.4	Uproszczony schemat gammakamery	13
2.1	Oficjalne logo normy DICOM	15
2.2	Schematyczna struktura pliku DICOM	16
2.3	Model informacyjny DICOM	16
2.4	DICOM Data Set	17
2.5	Przykładowe atrybuty zawarte w pliku DICOM	18
3.1	Oficjalne logo JavaFX	21
3.2	Okno startowe aplikacji	22
3.3	Zestaw atrybutów zawierających istotne dane obrazowe	22
3.4	Przykładowy obraz wyświetlony w przeglądarce	24
3.5	Obraz o WindowCenter = 40, WindowWidth = 80	25
3.6	Obraz o WindowCenter = 160, WindowWidth = 320	25
3.7	Obraz o oryginalnej maksymalnej wartości piksela	26
3.8	Obraz o maksymalnej wartości piksela równej połowie oryginalnej	26
3.9	Przykładowy obraz PET wyświetlony w negatywie	27
3.10	Przykładowa prezentacja palet kolorów	28
3.11	Przykładowa prezentacja palet kolorów	28
3.12	Przykładowy obraz wyświetlony w palecie kolorów i w negatywie	29
3.13	Przykład przesuniętego obrazu	30
3.14	Przykład obrazu przesuniętego i zrotowanego o dowolny kąt	30
3.15	Przykład obrazu wyświetlonego w oryginalnych rozmiarach	31
3.16	Przykład obrazu przesuniętego, zrotowanego i przybliżonego	31
3.17	Menu pomiarowe	32
3.18	Realizacja funkcji pomiarowych	33
3.19	Przybornik	34
3.20	Profil wzdłuż linii	35
3.21	Przykładowy histogram dla obrazu PET z podziałem na 8 koszyków	36