

Politechnika Warszawska

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI
I TECHNIK INFORMACYJNYCH



Instytut Radioelektroniki i Techniki 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 to umożliwi. Ponadto przeglądarka zagwarantuje dokonywanie pomiarów na wyświetlanych obrazach, dających wyniki w jednostkach fizycznych.

Słowa kluczowe: DICOM, medycyna nuklearna, przetwarzanie obrazu

Nuclear medicine imaging browser

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 tasks mentioned above. Moreover, the viewer will make measurements on displayed images resulting with physical units possible.

Keywords: DICOM, nuclear medicine, image processing



Politechnika Warszawska

załącznik nr 3 do zarządzenia
nr 28 /2016 Rektora PW

25.01.2021
miejscowość i data

KRYSZTOF WYSZYŃSKI
imię i nazwisko studenta

293444
numer albumu

ELEKTRONIKA
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.

Krzysztof Wyszyński
czytelny podpis studenta

Spis treści

1. Cel pracy	9
2. Medycyna nuklearna	10
2.1. Definicja	10
2.2. Podstawowe badania medycyny nuklearnej	10
2.2.1. Scyntygrafia	10
2.2.2. Pozytonowa tomografia emisyjna (PET)	11
2.2.3. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów(SPECT)	12
2.3. Gammakamera	13
2.4. Kontekst obrazowania medycznego	14
3. Norma DICOM	16
3.1. Definicja	16
3.2. Struktura pliku DICOM	16
4. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej	21
4.1. Założenia	21
4.2. Zrealizowane prace	22
4.2.1. Wykorzystane narzędzia	22
4.2.2. Uporządkowane otwieranie wielu plików jednocześnie, jak i zawierających więcej niż jeden obraz	23
4.2.3. Prezentacja obrazu zawartego w pliku DICOM na ekranie	23
4.2.4. Modyfikacja wyświetlonych danych obrazowych	26
5. Podsumowanie	46
Wykaz symboli i skrótów	47
Bibliografia	49
Spis rysunków	50

1. Cel pracy

Celem niniejszej pracy dyplomowej jest stworzenie przeglądarki obrazów medycznych, która w szczególności będzie potrafiła prawidłowo wyświetlać obrazy medycyny nuklearnej. Dodatkowo, wyposażona będzie ona w funkcje pomiarowe umożliwiające pozyskiwanie istotnych informacji z wyświetlanych plików.

Prezentacja aplikacji poprzedzona jest krótkim wstępem teoretycznym przybliżającym zagadnienia bezpośrednio związane z jej specyfiką. W rozdziale 2. czytelnik zapoznaje się z pojęciem medycyny nuklearnej oraz podstawowymi badaniami realizowanymi w ramach tej gałęzi. Poruszony zostaje również związek między fizycznymi wynikami badań, a ich reprezentacją w kontekście obrazowania medycznego.

Rozdział 3. to wprowadzenie do normy DICOM - formatu kluczowego w procesie wymiany informacji medycznej między urządzeniami. Jest on skupiony na opisie struktury pliku DICOM, z którego przeglądarka bezpośrednio pobiera istotne dane obrazowe.

Kolejny rozdział to już prezentacja działania przeglądarki. Szczegółowo opisane są w nim funkcje realizowane przez aplikację - od pozyskiwania surowych pikseli z pliku DICOM do modyfikacji danych obrazowych oraz pomiarów.

W ostatnim rozdziale przedstawiono podsumowanie pracy. Dotyczy on realizacji wstępnych założeń, wniosków oraz dalszych perspektyw rozwoju przeglądarki.

2. Medycyna nuklearna

2.1. Definicja

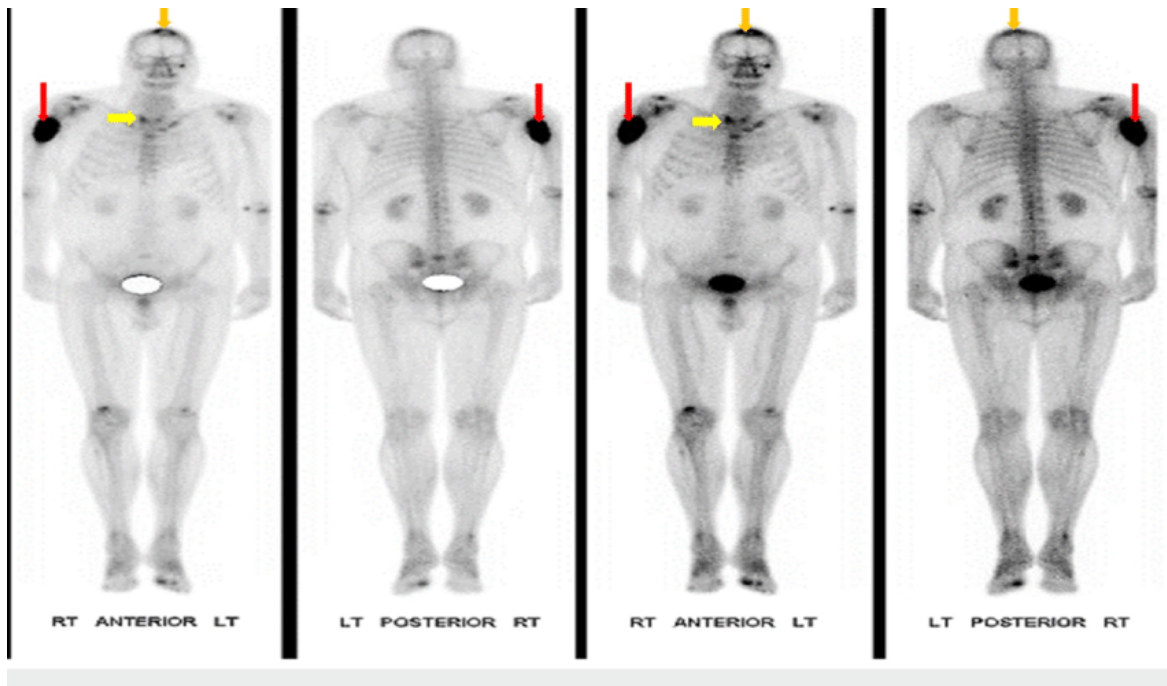
Dziedzina ta zajmuje się diagnostyką i leczeniem schorzeń z wykorzystaniem izotopu promieniotwórczego w postaci radiofarmaceutyku. Stanowi on połączenie substancji radioaktywnej i związku chemicznego. Popularne tworzywa stosowane w celach diagnostycznych to m.in. złoto, technet czy jod. W zależności 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 można 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 po niedługim czasie ulega rozpadowi promieniotwórczemu. Emitowane promieniowanie staje się cennym źródłem informacji dotyczących funkcjonowania czy też struktury danego narządu. Za pomocą odpowiednich urządzeń można te dane rejestrować [1].

2.2. Podstawowe badania medycyny nuklearnej

Do badań medycyny nuklearnej można zaliczyć badania radioizotopowe, takie jak SPECT(ang. *Single-photon emission computed tomography*), PET(ang. *Positron emission tomography*) 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.

2.2.1. Scyntygrafia

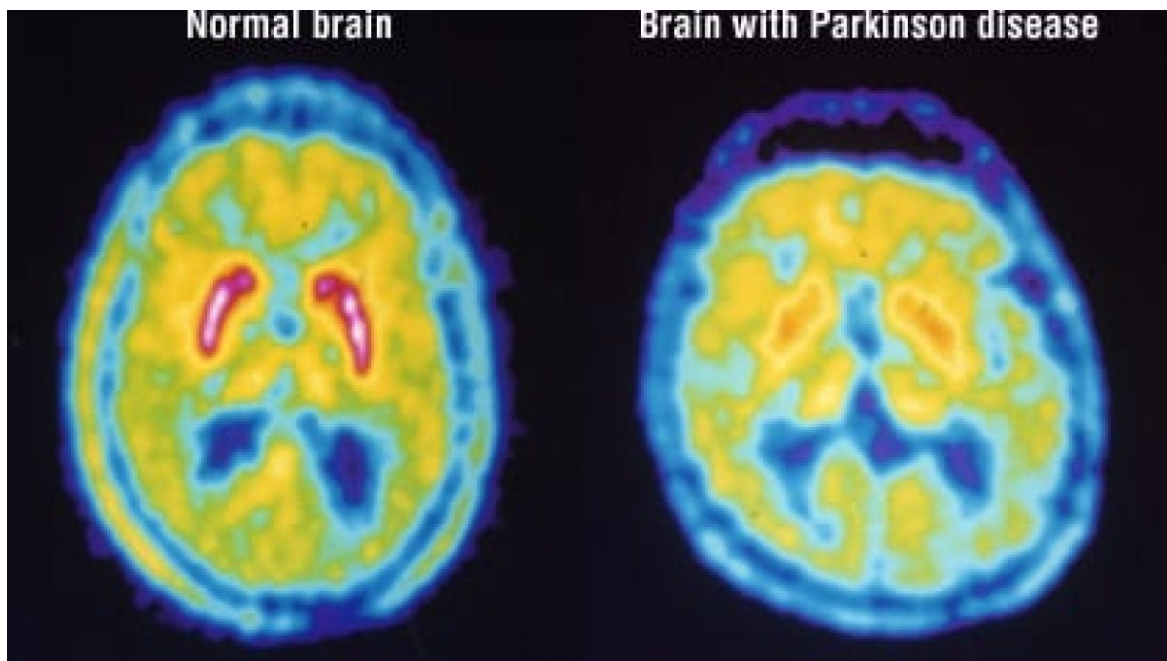
Podstawowa metoda obrazowania rozmieszczenia radioizotopu w ciele pacjenta. W przypadku tego badania do organizmu wprowadzany jest radiofarmaceutyk emitujący promieniowanie gamma. Za pomocą scyntylatora przetwarzane jest ono na światło widzialne, które następnie zamienia się w sygnał elektryczny przy 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 2.1 przedstawia punkty wzmożonej aktywności radiofarmaceutyku w organizmie pacjenta w przykładowym badaniu.



Rysunek 2.1. Scyntygrafia kości pacjenta, wskazująca zwiększoną aktywność radiofarmaceutyku. Źródło: [2]

2.2.2. Pozytonowa tomografia emisyjna (PET)

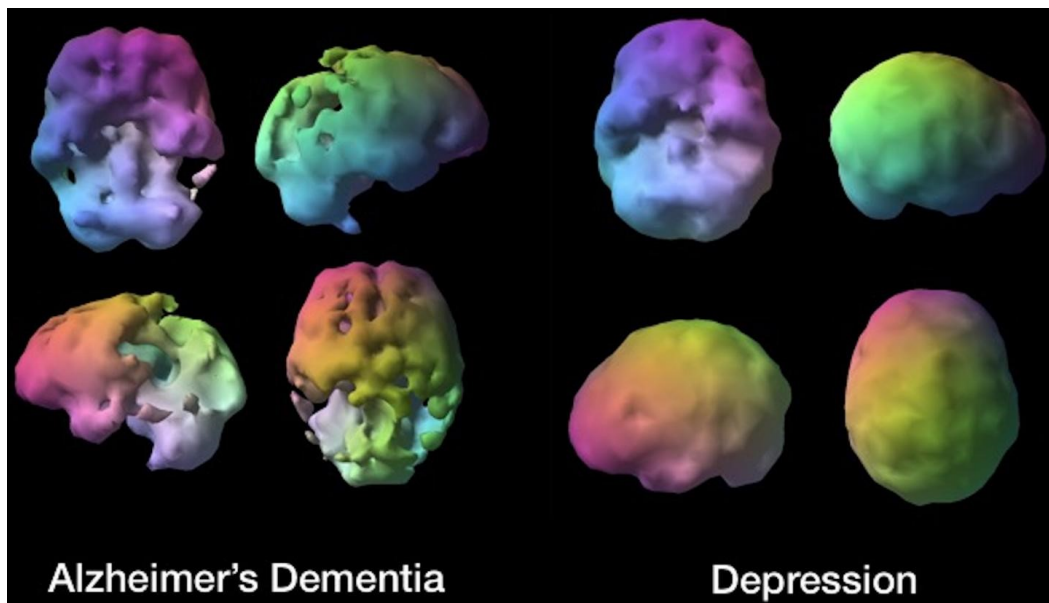
Metoda wykorzystująca izotopy podlegające rozpadowi beta plus. W jego wyniku emitowane są pozytony, które następnie ulegają anihilacji, gdy na swojej drodze napotkają elektron. Następstwem tego procesu jest powstanie dwóch fotonów poruszających się w przeciwnych kierunkach. Ich położenie rejestrują detektory 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 2.2 przedstawia przykładowy obraz pozytonowej tomografii emisyjnej mózgu na przykładzie porównania mózgu funkcjonującego prawidłowo oraz mózgu pacjenta z chorobą Parkinsona.



Rysunek 2.2. Przykładowy obraz badania PET. Źródło: [3]

2.2.3. 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. Metoda diagnostyczna znajduje zastosowanie m.in. w obserwacji mózgu. Pozwala na zlokalizowanie obszarów tego narządu, które mogą funkcjonować nieprawidłowo, ocenę jego funkcji, czy też odnalezienie zmian nowotworowych. Rysunek 2.3 przedstawia interesujące wykorzystanie skanu SPECT do porównania przepływu krwi w mózgu u pacjenta z chorobą Alzheimera oraz u osoby cierpiącej na depresję [4].

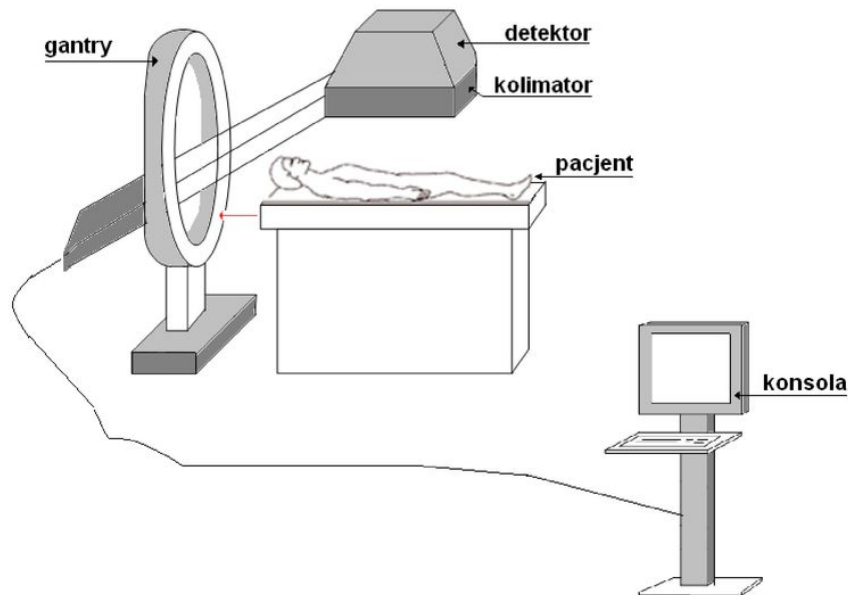


Rysunek 2.3. Przykładowy obraz badania SPECT. Źródło: [5]

2.3. Gammakamera

Procesem rejestracji promieniowania oraz konwersji do sygnału elektrycznego zajmuje się urządzenie zwane gammakamerą bądź kamerą scyntylicyjną [6]. 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 zadanie to 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. Rysunek 2.4 przedstawia uproszczony schemat gammakamery.

Schemat gamma kamery



Rysunek 2.4. Uproszczony schemat gammakamery. Źródło: [7]

2.4. Kontekst obrazowania medycznego

W punkcie 2.1 czytelnik zapoznać mógł 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 wyświetla kolory w skali 8-bitowej, a zatem każda ze składowych przyjmuje wartości z zakresu 0-255. Urządzenia medyczne są w stanie wyświetlać kolory w 16 bitach.

W obrazach medycyny nuklearnej wartość piksela odpowiada aktywności metabolicznej radioizotopu w danym punkcie, a zatem ilości zliczeń kwantów promieniowania gamma w detektorze scyntylicyjnym. 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 [8]. 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 [9]. Dzięki takiemu zabiegowi obserwować można 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.

3. Norma DICOM

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

3.1. Definicja

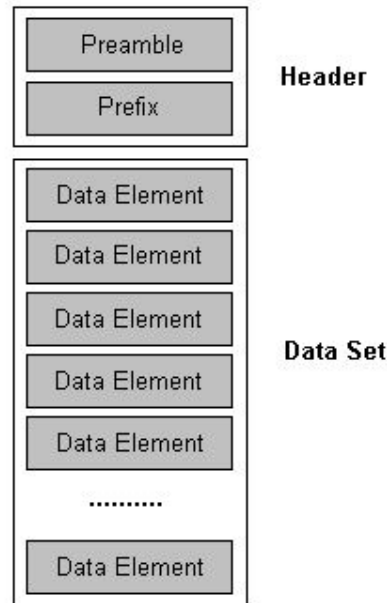


Rysunek 3.1. Oficjalne logo normy DICOM. Źródło: [10]

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(ang. *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.

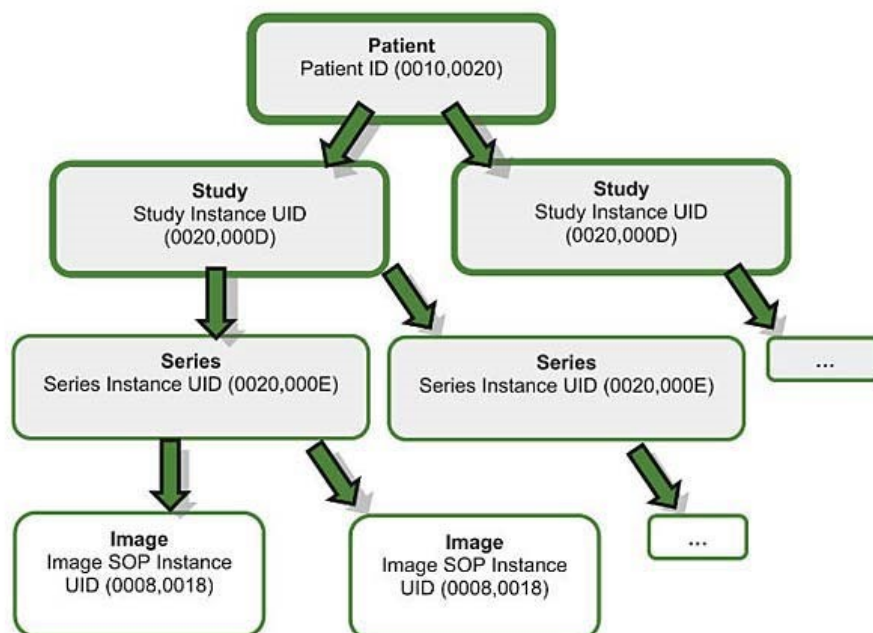
3.2. Struktura pliku DICOM

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” [10]. Preambuła to pole opcjonalne - 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. Rysunek 3.2 przedstawia schematyczną strukturę pliku DICOM.



Rysunek 3.2. Schematyczna struktura pliku DICOM. Źródło: [11]

DICOM Data Set to reprezentacja instancji obiektu *Information Object*. Information Object to abstrakcyjny model danych odwzorowujący świat rzeczywisty. Rysunek 3.3 przedstawia schemat modelu informacyjnego DICOM.



Rysunek 3.3. Model informacyjny DICOM. Źródło: [12]

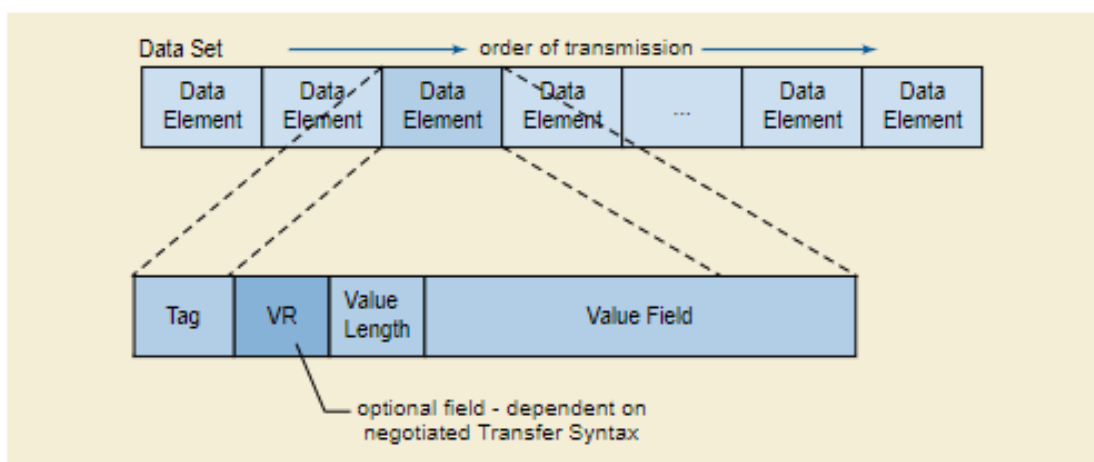
Hierarchia zakłada, że pacjent ma w ramach badania przeprowadzoną serię obrazów. Zarówno badań, jak i serii może być wiele. Sam obraz również może składać się z klatek,

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 [13]. 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 3.4 przedstawia schemat struktury *Data Set*.



Rysunek 3.4. DICOM Data Set. Źródło: [14]

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 można znaleźć w rozdziale PS3.6 normy DICOM [15]. Rysunek 3.5 przedstawia 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 3.5. Przykładowe atrybuty zawarte w pliku DICOM. Źródło: [16]

3. Norma DICOM

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

4. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

W poprzednich rozdziałach przedstawiono specyfikę badań medycyny nuklearnej oraz podstawy normy DICOM. Ten bagaż informacji pozwala przejść do meritum pracy dyplomowej – przeglądarki obrazów medycyny nuklearnej.

4.1. Założenia

W rozdziale 3. 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 wszystkich funkcji wymaga opłacenia subskrypcji. W pełni darmowe oprogramowanie natomiast bywa często ograniczone bądź nie działa poprawnie. Założeniem niniejszej pracy dyplomowej jest stworzenie aplikacji prostej w obsłudze, o przyjaznym użytkownikowi interfejsie oraz szerokim wachlarzu funkcji.

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 przedziałów
- personalizowanie interfejsu graficznego

4.2. Zrealizowane prace

W niniejszym punkcie opisana zostanie szczegółowo realizacja założeń z punktu 4.1.

4.2.1. Wykorzystane narzędzia

Do realizacji projektu wykorzystany został język programowania Java. Interfejs graficzny wykonany został z użyciem technologii JavaFX oraz CSS(ang. *Cascading Style Sheets*). Wszelkie ikony prezentowane w przeglądarce pozyskano z biblioteki Font Awesome. Pozyskiwanie informacji z pliku DICOM umożliwiła biblioteka *dcm4che* oraz *imageio*.

Projekt *dcm4che* [17] znajduje szerokie zastosowanie w obsłudze plików DICOM oraz w środowisku medycznym. Jest to jedna z dwóch najpopularniejszych darmowych bibliotek umożliwiających przetwarzanie pliku DICOM w języku Java. Druga z nich to *PixelMed*. Jej zaletą jest znacznie bardziej rozwinięta dokumentacja niż w przypadku *dcm4che*, lecz okazuje się mniej wydajna. Dodatkowo, projekt *dcm4che* implementuje komunikację sieciową standardu DICOM. Poniższy fragment kodu przedstawia, w jak prosty sposób można uzyskać dostęp do poszczególnych atrybutów z wykorzystaniem biblioteki.

Listing 1. Pozyskiwanie atrybutów z wykorzystaniem *dcm4che*

```
dis = new DicomInputStream ( file );  
attr = dis.readDataset(-1, -1);  
String windowCenterString = attr.getString(Tag.WindowCenter);  
String windowWidthString = attr.getString(Tag.WindowWidth);
```

Pierwszym krokiem jest stworzenie strumienia, który będzie pozyskiwał dane z konkretnego pliku DICOM. Następnie, z jego pomocą można odczytać z pliku elementy *Data Elements* bądź też cały *Data Set*. Wartości **-1** występujące jako parametry metody *readDataset()* oznaczają odczytanie wszystkich atrybutów. Za pomocą metody *getString()* można pozyskiwać poszczególne informacje z *Data Elements*, takie jak przykładowo *Window Center* lub *Window Width*.

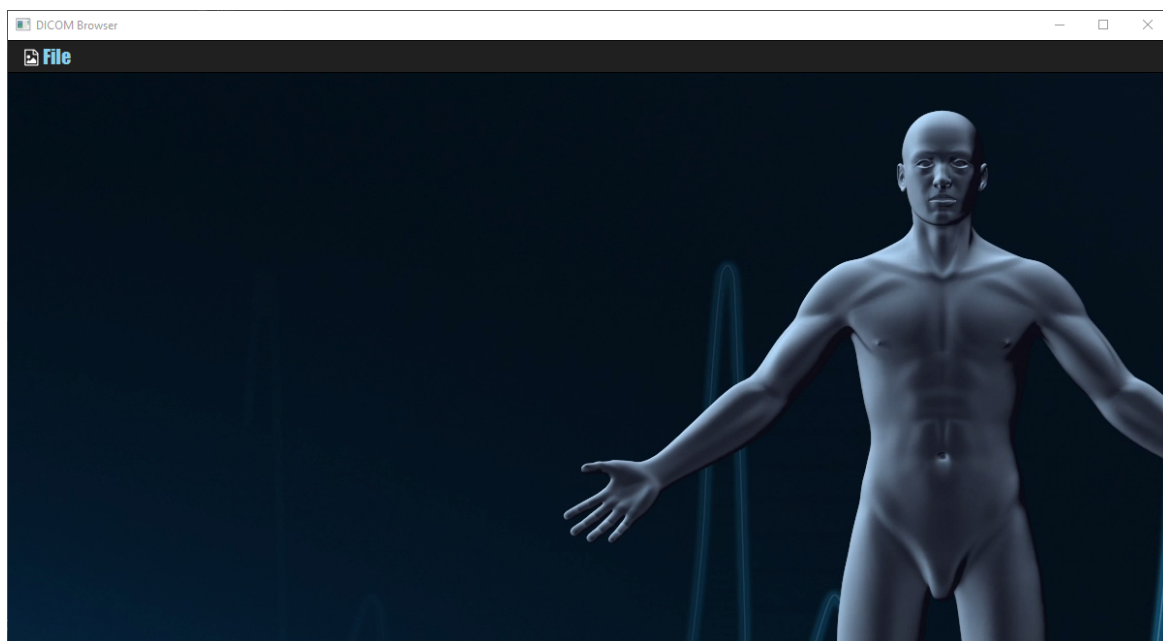
JavaFX [18] to framework pozwalający tworzyć nowoczesne, wydajne aplikacje przy zachowaniu dużej czytelności kodu. Założeniem projektu jest zastąpienie poprzednich bibliotek: AWT(ang. *Abstract Window Toolkit*) i Swing oraz zostanie wiodącym systemem tworzenia interfejsu graficznego w języku Java. Za istotną zaletę frameworku uważa się możliwość definiowania widoku aplikacji w języku XML(ang. *Extensible Markup Language*) oraz wygodnej modyfikacji stylu za pomocą języka CSS. Dodatkowo, dedykowane narzędzie *Scene Builder* umożliwia błyskawiczne tworzenie aplikacji okienkowych metodą "przeciągnij i upuść". Pozwala to na zaoszczędzenie czasu, który programista poświęciłby na rozmieszczanie poszczególnych elementów interfejsu graficznego za pomocą kodu.

Biblioteka *Font Awesome* [19] to obszerny zestaw ikon dostępnych do wykorzystania w różnego rodzaju aplikacjach okienkowych bądź internetowych. Choć dostęp do pełnego zasobu obrazków wymaga dokonania opłaty, darmowa oferta jest dosyć obszerna.

Biblioteka *imageio* to zestaw klas kontrolujących proces odczytu oraz zapisu obrazów. Projekt *dcm4che* nie oferuje strumieni buforujących dane obrazowe, dlatego zachodzi konieczność skorzystania z dodatkowego oprogramowania.

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

Rysunek 4.1 przedstawia okno startowe aplikacji. W celu załadowania konkretnego 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 4.4). 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 4.1. Okno startowe aplikacji

4.2.3. 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 3. omówiona została już struktura atrybutów, z których pozyskiwane są dane. Na rysunku 4.2 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 4.2. 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 bicie najbardziej znaczącym (*Bits Allocated*, *Bits Stored*, *High Bit*).

Bardzo ważnymi atrybutami w procesie modyfikacji pikseli są *Rescale Intercept* i *Rescale Slope* [13]. 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:

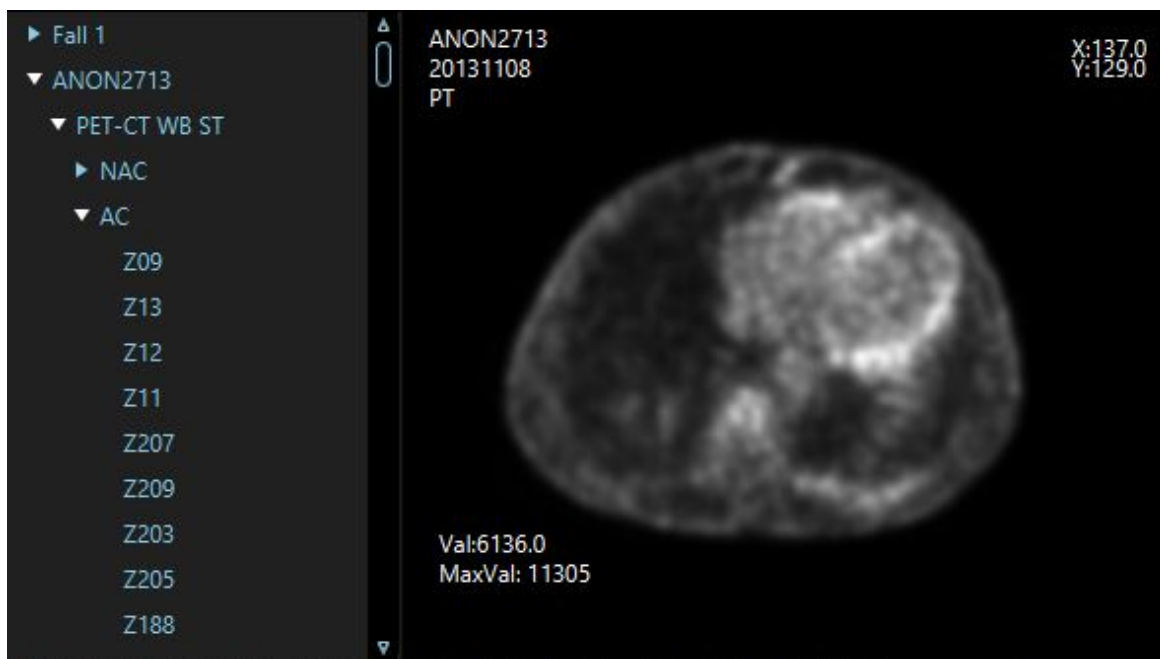
These Attributes are applied according to the following pseudo-code, where x is the input value, y is an output value with a range from y_{\min} to y_{\max} , c is Window Center (0028,1050) and w is Window Width (0028,1051):

- 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 $y = ((x - (c - 0.5)) / (w-1) + 0.5) * (y_{\max} - y_{\min}) + y_{\min}$

Rysunek 4.3. Wzór wyznaczający parametry okna z wykorzystaniem *Window Center*, *Window Width*. Źródło: [20]

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 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 4.4. Przykładowy obraz wyświetlony w przeglądarce

Powyższy zrzut ekranu (rys 4.4) 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.

4.2.4. 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 4.2.3 czytelnik zapoznał 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. Rysunki 4.5 oraz 4.6 przedstawiają zastosowanie różnych parametrów okna.



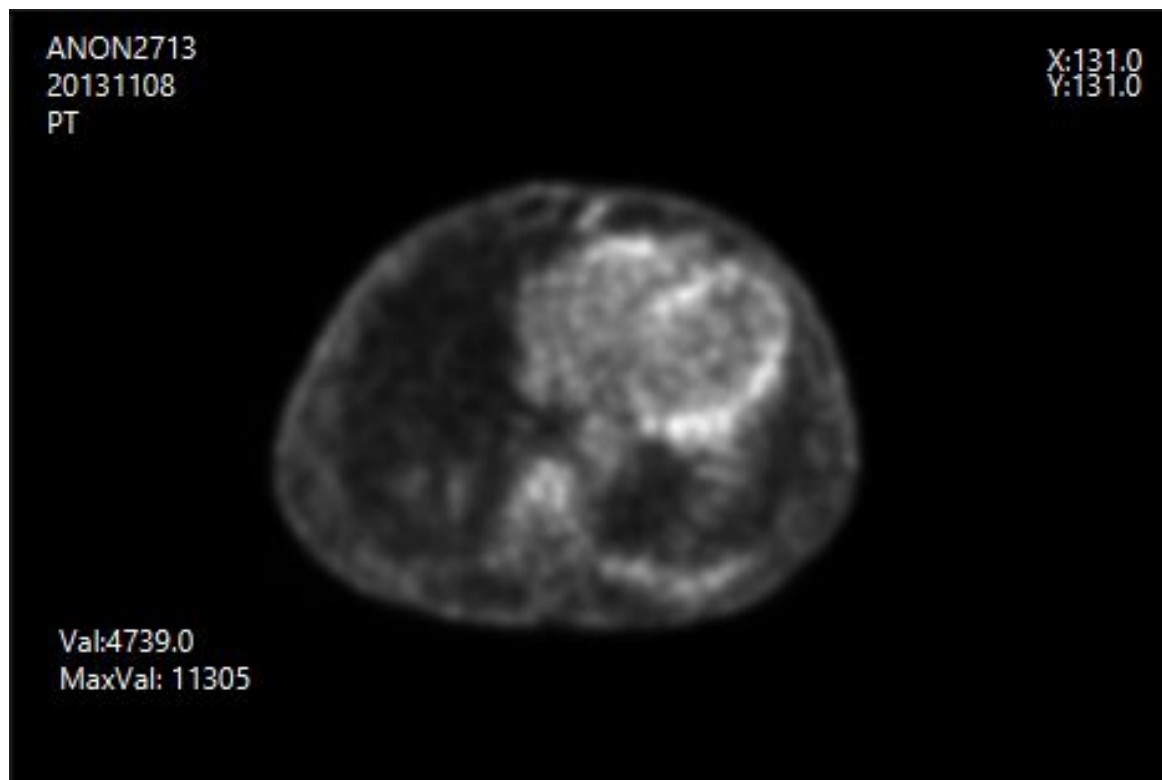
Rysunek 4.5. Obraz o WindowCenter = 40, WindowWidth = 80



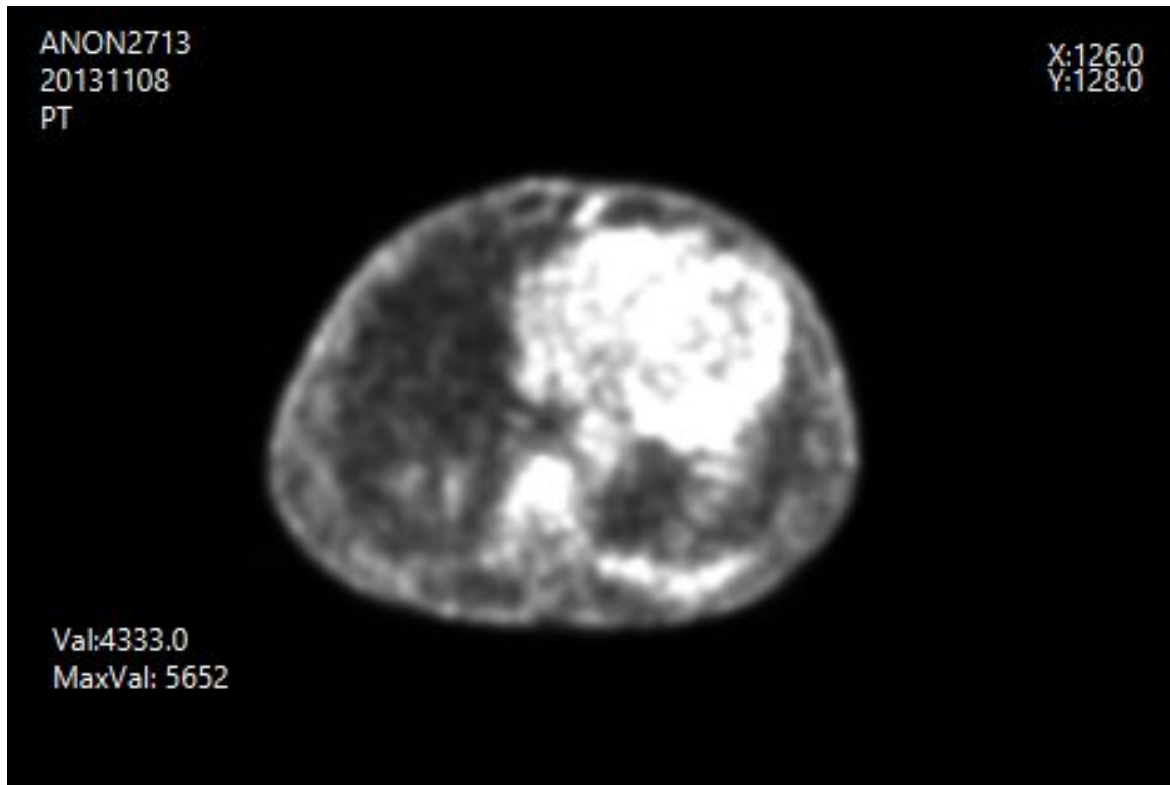
Rysunek 4.6. Obraz o WindowCenter = 160, WindowWidth = 320

4. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

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 umożliwia ograniczanie maksymalnej wartości piksela dla danego obrazu poprzez stosunek procentowy do wartości sugerowanej przez normę DICOM – ponownie możliwe jest wprowadzenie dowolnej liczby. Rysunki 4.7 oraz 4.8 przedstawiają zastosowanie różnych wartości maksymalnych piksela.



Rysunek 4.7. Obraz o oryginalnej maksymalnej wartości piksela



Rysunek 4.8. Obraz o maksymalnej wartości piksela równej połowie oryginalnej

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.

Negatyw

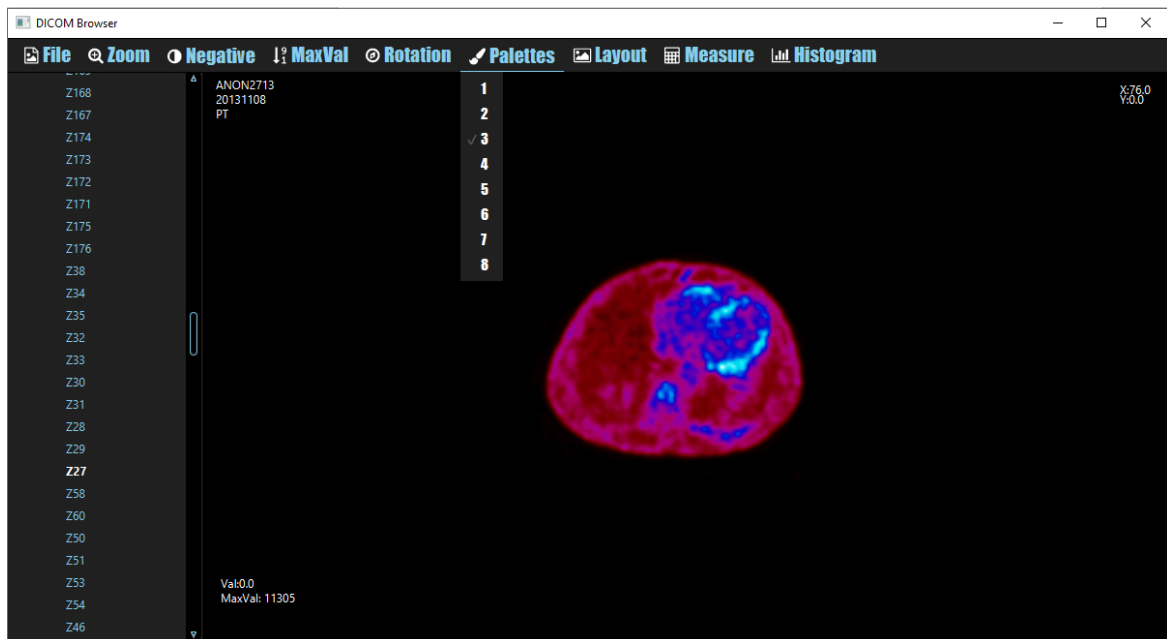
Negatyw polega na odbiciu wartości pikseli – element o wartości maksymalnej obiera wartość minimalną, a najmniejszy piksel staje się tym największym. Kolokwialnie mówiąc – czarne staje się białym, a białe czarnym. Przeglądarka umożliwia wyświetlenie każdego obrazu w negatywie oraz odwrócenie tego procesu. 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 więcej w dalszej części. Rysunek 4.9 przedstawia przykładowe zastosowanie negatywu na obrazie.



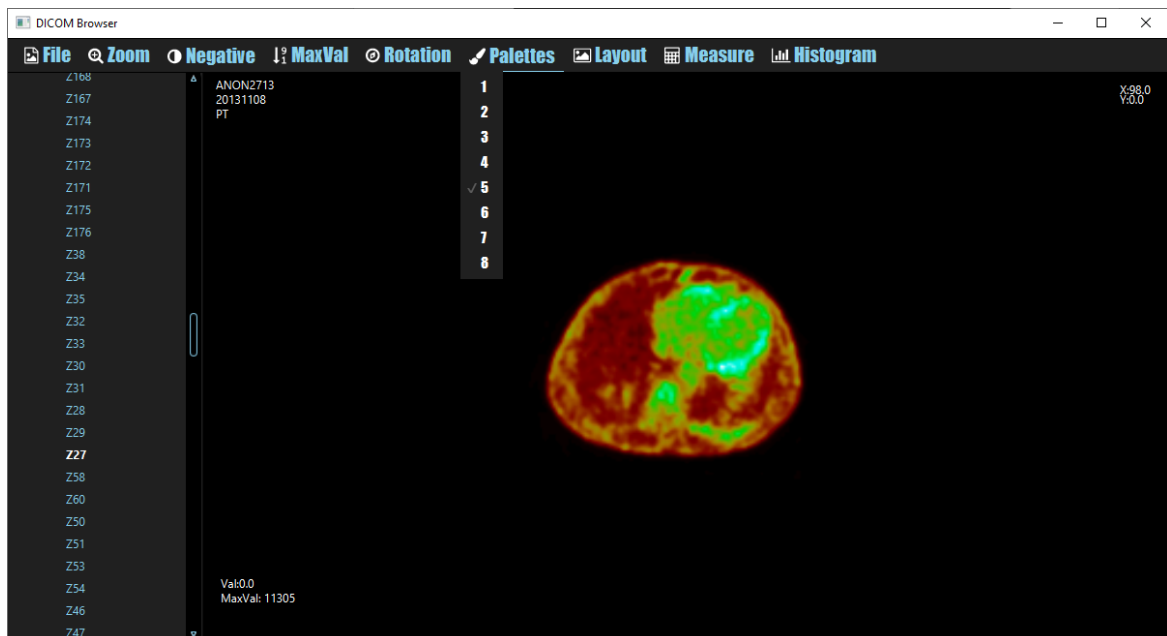
Rysunek 4.9. Przykładowy obraz PET wyświetlony w negatywie

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. Rysunki 4.10 oraz 4.11 przedstawiają obraz wyświetlony w dwóch różnych paletach kolorów.



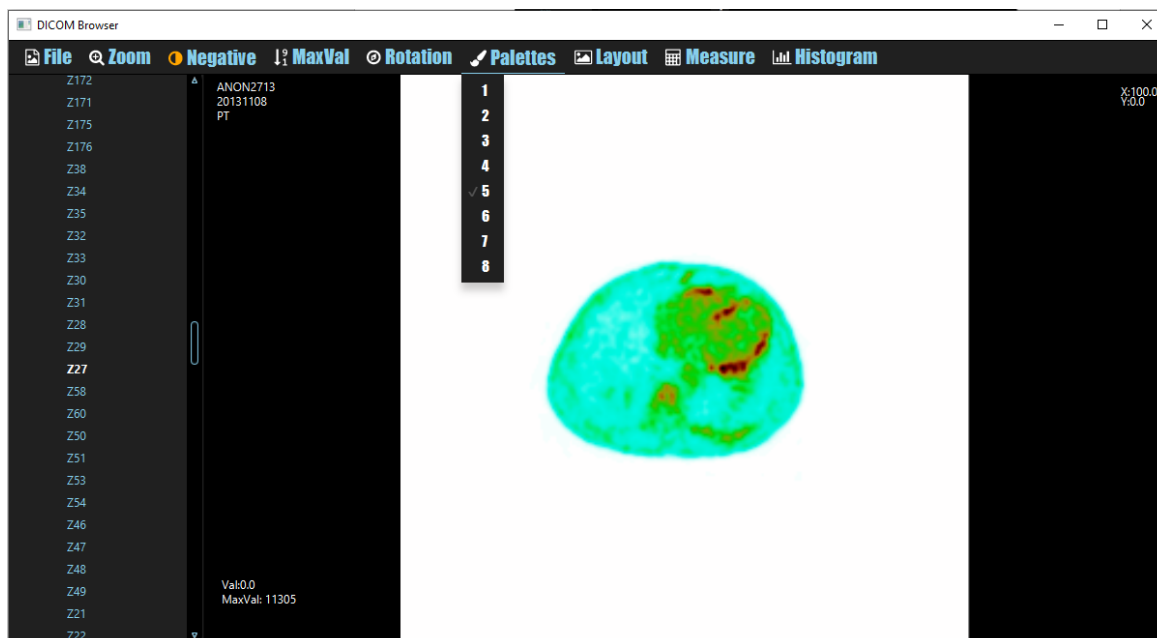
Rysunek 4.10. Przykładowa prezentacja palet kolorów



Rysunek 4.11. Przykładowa prezentacja palet kolorów

4. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

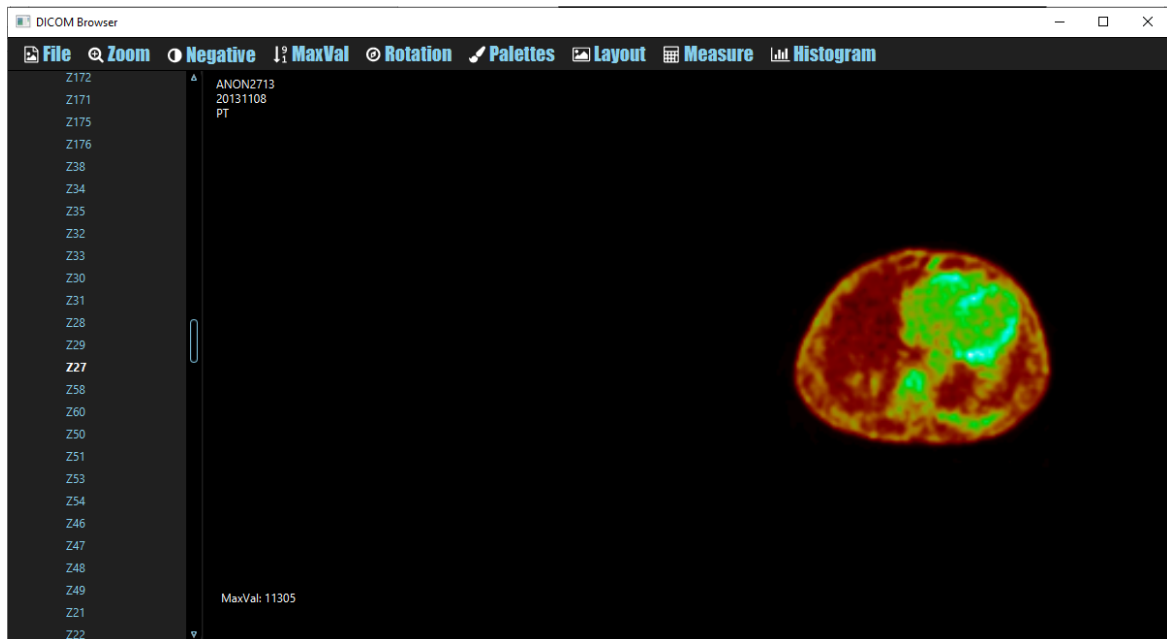
Tak jak w przypadku negatywu, można dokonać obserwacji serii obrazów w danej paletce. Zmiana pliku nie powoduje automatycznego powrotu do skali szarości. Istnieje również możliwość połączenia tych opcji i wyświetlenia danej palety w negatywie, co obrazuje rysunek 4.12.



Rysunek 4.12. Przykładowy obraz wyświetlony w paletce kolorów i w negatywie

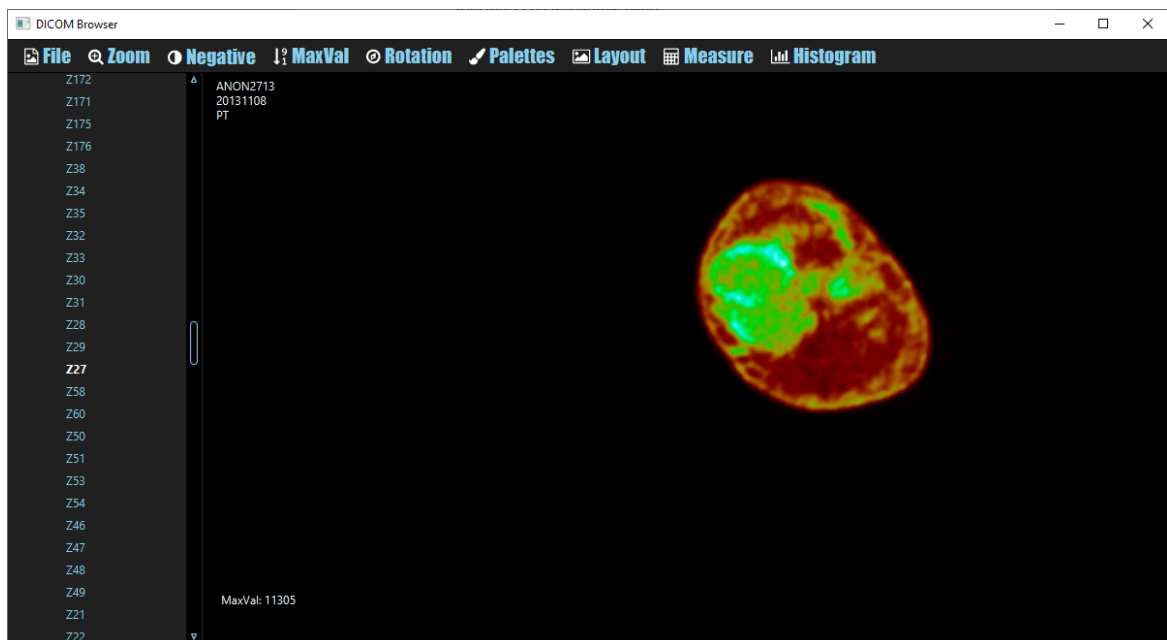
Przesuwanie, przybliżanie, oddalanie, rotacja

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. Rysunek 4.13 przedstawia obraz przesunięty.



Rysunek 4.13. 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 4.14 przedstawia obraz przesunięty oraz zrotowany o dowolny kąt.

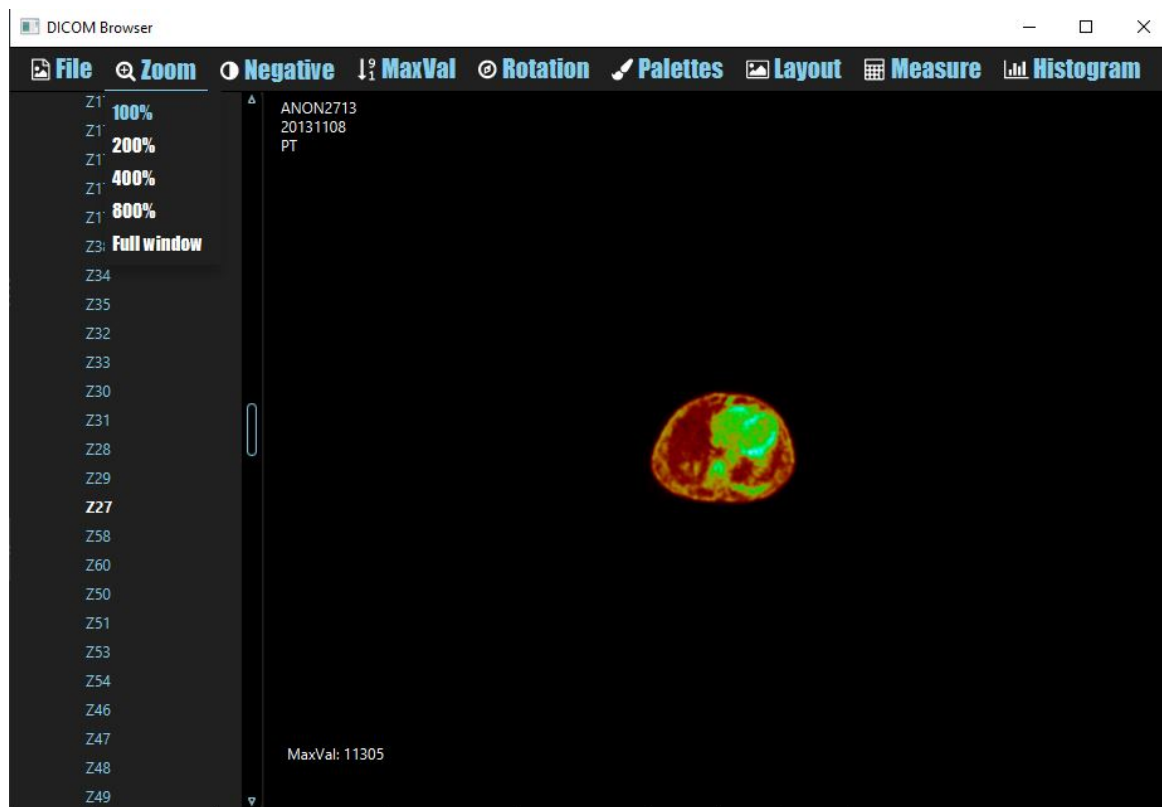


Rysunek 4.14. Przykład obrazu przesuniętego i zrotowanego o dowolny kąt

Przybliżanie dostępne jest w menu „Zoom”. Opcja 100% wyświetla obraz w oryginalnych rozmiarach. Opcja „Full Window” dopasowuje rozmiary obrazu do wysokości okna. Rysunek 4.15 przedstawia obraz wyświetlony w rozmiarach oryginalnych. Domyślnie,

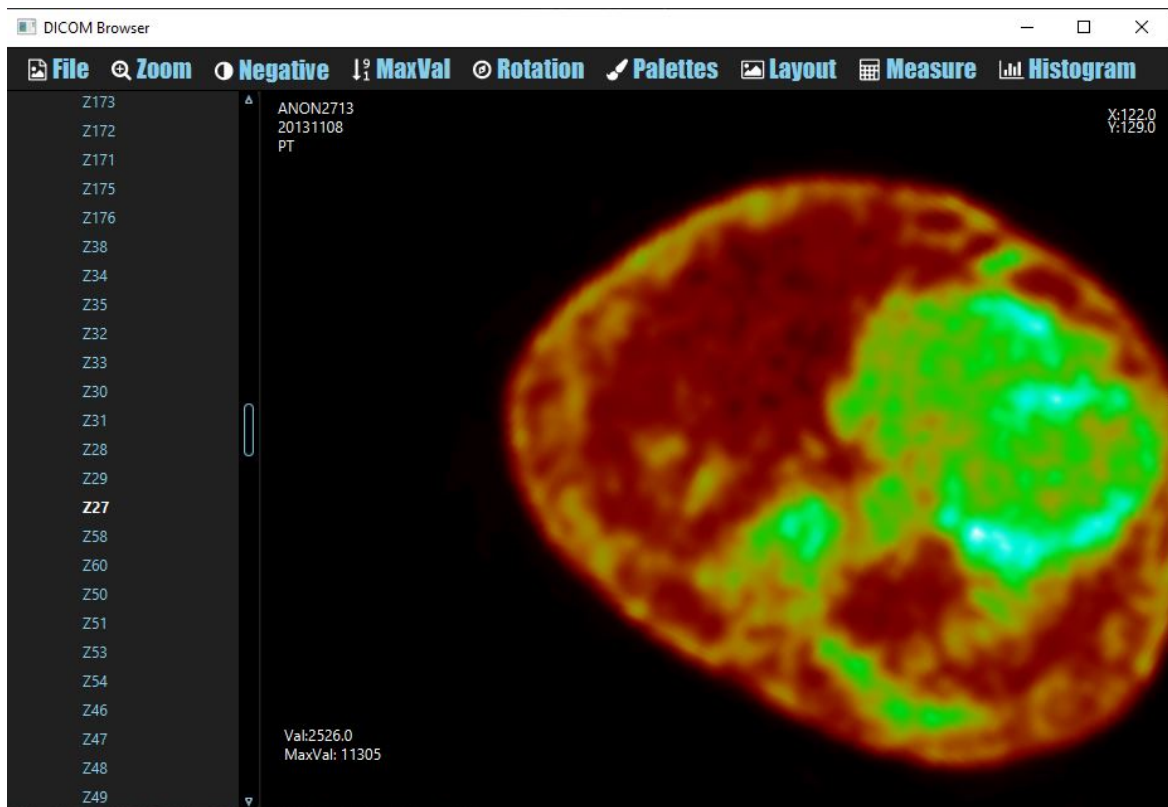
4. Przeglądarka obrazów medycyny nuklearnej

podczas otwierania oryginalnego pliku, wysokość obrazu dostosowana jest do wysokości okna.



Rysunek 4.15. Przykład obrazu wyświetlonego w oryginalnych rozmiarach

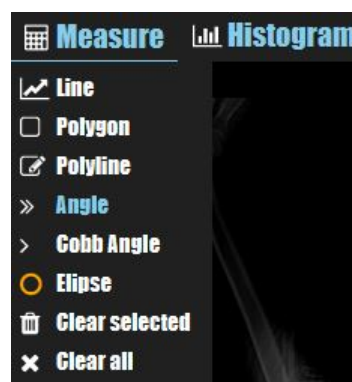
Zarówno rotacja jak i przybliżanie/oddalanie obrazu jest możliwe również po wyborze odpowiedniej opcji w podręcznym przyborniku(rys 4.19), za pomocą lewego przycisku myszy. Rysunek 4.16 przedstawia obraz przesunięty, zrotowany oraz przybliżony.



Rysunek 4.16. Przykład obrazu przesuniętego, zrotowanego i przybliżonego

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

Dostępne funkcje pomiarowe znajdują się w menu „Measure” (rys 4.17). Wybór danej opcji umożliwia wyrysowanie jej na obrazie za pomocą lewego przycisku myszy. Dla komfortu użytkowania 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.



Rysunek 4.17. Menu pomiarowe

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.

W celu wyznaczenia powyższych pomiarów w obszarze zainteresowania, np. znalezienia maksymalnej wartości piksela w elipsie, konieczny jest dostęp do wartości wszystkich pikseli zawartych w wybranym rejonie. Figura otoczona jest przez 4 punkty graniczne, zakreślające prostokąt na niej opisany. Dysponując wartościami pikseli całego obrazu można w prosty sposób uzyskać wartości z jego wybranego fragmentu. Piksele umieszczone są w jednowymiarowej tablicy. Ich kolejność przebiega od lewego górnego do prawego dolnego rogu obrazu. Znając współrzędne punktów skrajnych wybranego prostokąta można dokonać selekcji oraz wyodrębnić wybrane wartości do drugiej, mniejszej tablicy. Iteracja po pikselach w niej zawartych pozwala na wyznaczenie wszystkich pomiarów, o których wspomniano wcześniej. Jednakże nie wszystkie punkty zawarte w obszarze prostokątnym należeć będą do elipsy. Z tego powodu należy w każdej iteracji sprawdzić, czy element nie wykracza poza granice figury. Do weryfikacji wykorzystuje się poniższy wzór:

$$\frac{(x-h)^2}{r_x^2} + \frac{(y-k)^2}{r_y^2} \leq 1$$

gdzie x, y - współrzędne punktu w osi X, Y , r_x, r_y - promienie elipsy w osi X, Y , h, k - współrzędne centrum elipsy w osi X, Y .

Wartość mniejsza niż 1 oznacza, że punkt znajduje się wewnątrz elipsy. Wartość równa 1 oznacza, że leży on na elipsie. Wartość większa niż 1 oznacza, że punkt leży poza obszarem elipsy. Poniżej przedstawiono implementację wzoru w formie kodu:

Listing 2. Sprawdzenie położenia punktu względem elipsy

```
double checkpoint(double centerX, double centerY, double pointX,  
                  double pointY, double radiusX, double radiusY) {  
    return ((Math.pow((pointX-centerX),2)/Math.pow(radiusX,2))  
            + (Math.pow((pointY-centerY),2)/Math.pow(radiusY,2)));  
}
```

Należy zwrócić uwagę na jeszcze jeden istotny aspekt - wymiary obrazu wyświetlanego w oknie przeglądarki zazwyczaj nie są oryginalnymi wartościami. Jak wspomniano wcześniej, przeglądarka domyślnie dopasowuje wielkość ilustracji do wysokości okna. Pozyskane piksele są natomiast tymi pierwotnymi, zawartymi w nieprzeskalowanej formie obrazu. Dlatego w celu uzyskania poprawnych wyników, każda współrzędna musi zostać przetransformowana do wymiarów oryginalnych. Należy zatem przed zbadaniem położenia punktu względem elipsy przemnożyć współrzędną X **każdego piksela** w obszarze zainteresowania przez stosunek pierwotnej szerokości obrazu do szerokości okna oraz współrzędną Y przez stosunek pierwotnej wysokości obrazu do wysokości okna. Poniżej przedstawiono rozwiązanie tego problemu w formie kodu:

Listing 3. Transformacja współrzędnych

```
double realPoint1X = (int)((point1.getCenterX())*windowWidthRatio);  
double realPoint1Y = (int)((point1.getCenterY())*windowHeightRatio);  
double realPoint3X = (int)((point3.getCenterX())*windowWidthRatio);  
double realPoint3Y = (int)((point3.getCenterY())*windowHeightRatio);  
double centerX = (realPoint3X+realPoint1X)/2;  
double centerY = (realPoint3Y+realPoint1Y)/2;  
double deltaX = realPoint3X-realPoint1X;  
double deltaY = realPoint3Y-realPoint1Y;  
double radiusX = deltaX/2;  
double radiusY = deltaY/2;
```

...oraz dalsze kroki w procedurze pozyskiwania informacji z obszaru zainteresowania po transformacji współrzędnych:

Listing 4. Pozyskiwanie pikseli z elipsy

```
// sprawdzenie położenia punktu względem elipsy
p=checkpoint(centerX, centerY, xPos, yPos, radiusX, radiusY);
if (p<1){
    double pixelVal = 0;
    if (xPos>0 && xPos<imageWidth-1 && yPos>0 && yPos<imageHeight-1) {
        // pobranie aktualnego piksela z tablicy wszystkich pikseli
        pixelVal = Controller.getInstance().getPixelValue(
            (int)((yPos)*imageWidth), (int)xPos, selectedItem);
        // wyznaczenie maksymalnej i minimalnej wartości piksela
        // w zaznaczonym obszarze
        if (counter == 0) {
            maxPixelVal = pixelVal;
            minPixelVal = pixelVal;
            counter = 1;
        } else {
            if (pixelVal > maxPixelVal) {
                maxPixelVal = pixelVal;
            }
            if (pixelVal < minPixelVal) {
                minPixelVal = pixelVal;
            }
        }
        // dodanie piksela do listy w celu wyznaczenia
        // odchylenia standardowego
        pixelValueList.add(pixelVal);
        // sumowanie wszystkich pikseli w celu wyznaczenia średniej
        sum += pixelVal;
    }
}
```

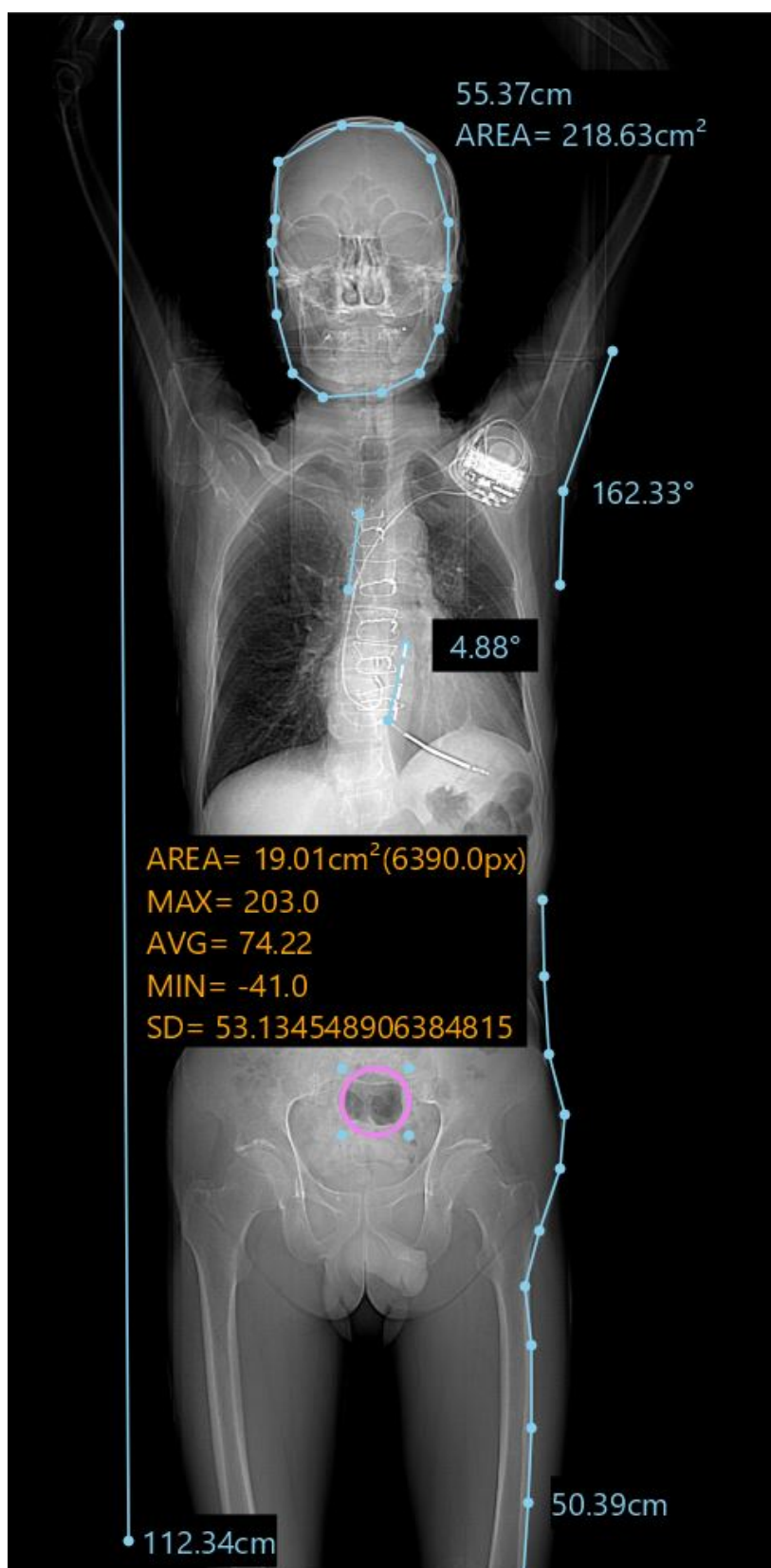
Iteracja po wszystkich punktach wewnątrz wybranego obszaru jest procesem złożonym obliczeniowo. Załóżmy, że dysponujemy obrazem o wymiarach 1000x1000. Zaznaczając obszar o przykładowych rozmiarach 800x800, należy przeiterować przez 640000 pikseli. Pomiaru wykonywane są dynamicznie, podczas rysowania bądź modyfikowania elipsy. Szybkie przemieszczenie kursora w momencie rysowania związane jest zatem z bardzo dużą ilością obliczeń - na tyle dużą, aby zakłócić płynność działania interfejsu graficznego. Problem ten rozwiązano poprzez umieszczenie obliczeń w osobnym wątku. W rezultacie interfejs graficzny nie zostanie zatrzymany, a obliczenia wykonają się z lekkim opóźnieniem, niewyczuwalnym dla oka ludzkiego.

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.

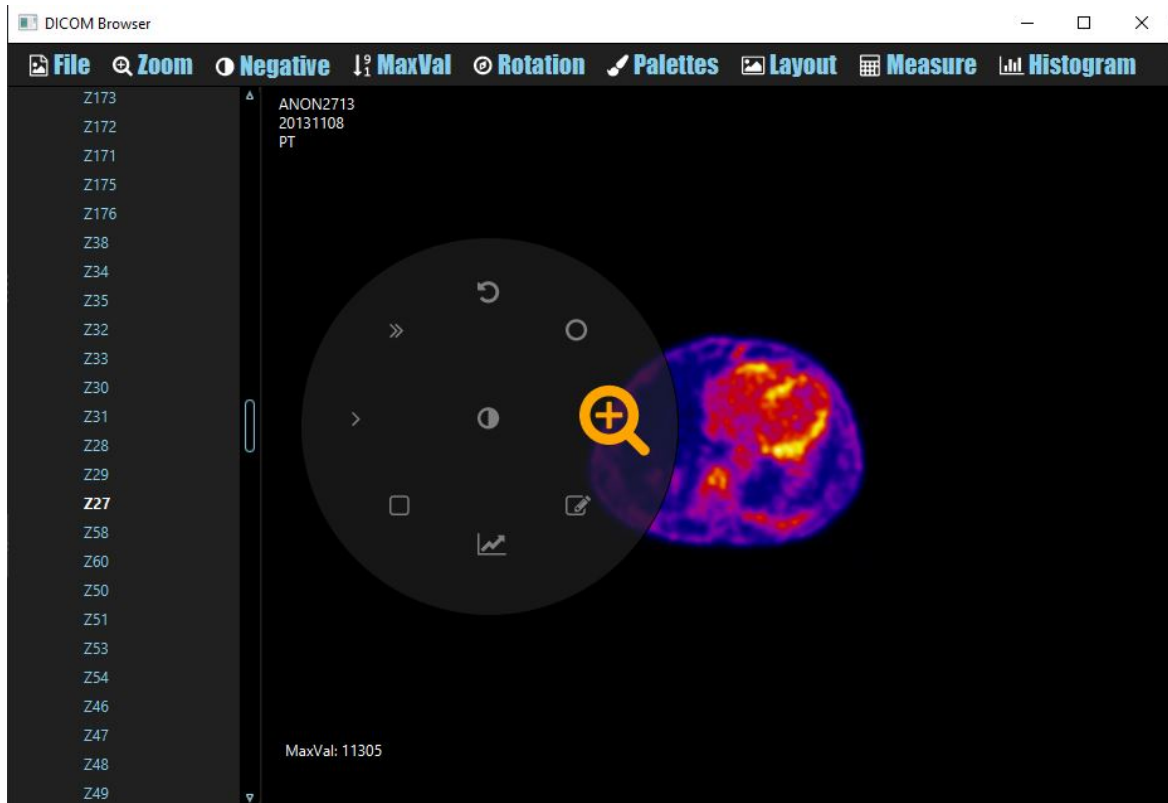
Naciśnięcie lewym przyciskiem myszy danej figury powoduje zmianę jej koloru na fioletowy. Wybór opcji „Clear selected” umożliwia jej skasowanie. Opcja „Clear all” usuwa wszystkie pomiary. Rysunek 4.18 przedstawia realizację wszystkich dostępnych funkcji pomiarowych na przykładzie radiogramu. Na podstawie tego prostego przykładu można zauważyć ich szerokie zastosowanie. Wielokąt zamknięty został wykorzystany do wyznaczenia obwodu i pola czaszki pacjenta. Za pomocą odcinka wyznaczono wzrost pacjenta poczynając od kolan. Kąt zaprezentowano poprzez pomiar rozpiętości ramienia. Kąt Cobba mógłby posłużyć do wyznaczenia skrzywienia kręgosłupa u osoby badanej. Wielokąt otwarty pozwala na zmierzenie długości kształtów nieregularnych, takich jak chociażby długość kości bądź tkanek. Wszystkie pomiary na rysunku 4.18 są oczywiście jedynie demonstracją i przybliżeniem mającym na celu zaprezentowanie przykładowego zastosowania funkcji.



Rysunek 4.18. 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.

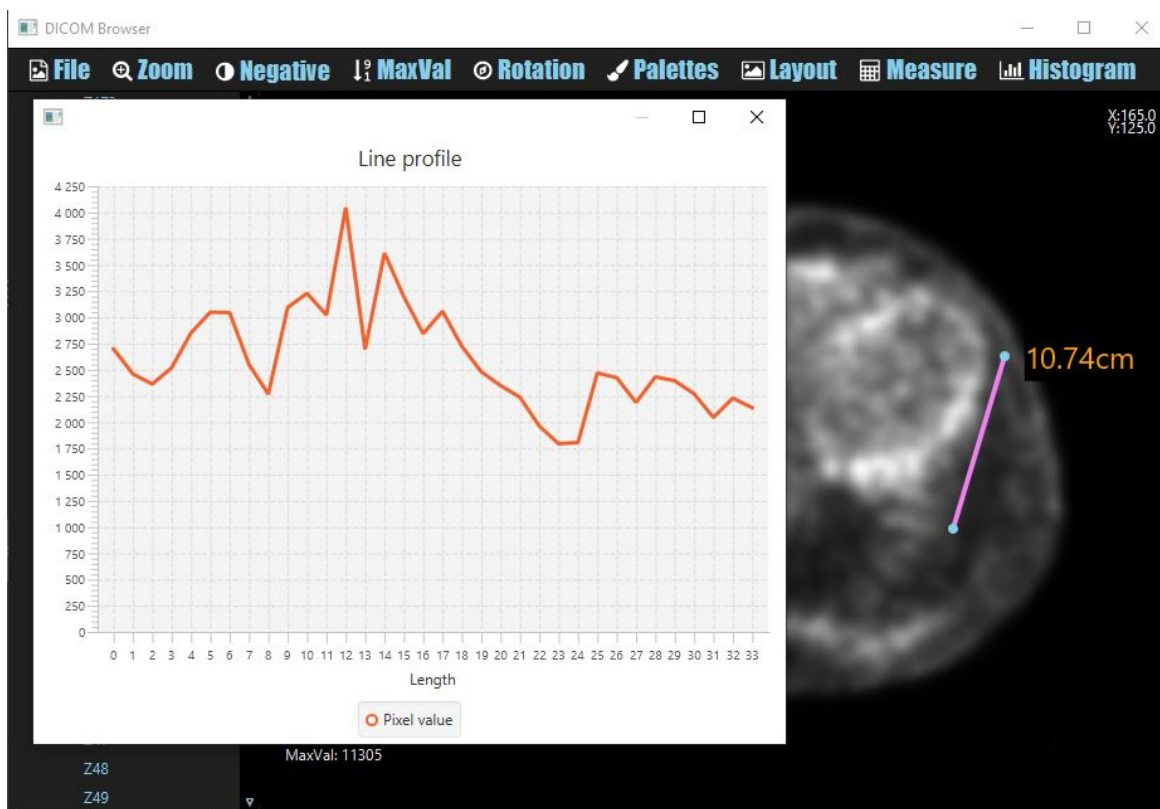


Rysunek 4.19. Przybornik

Dana ikona ulega powiększeniu po umieszczeniu nad nią kursora (rys 4.19). Naciśnięcie lewego przycisku myszy przyporządkowuje mu wybraną funkcję oraz zamyka przybornik. Oznacza to, że nie ma możliwości jednoczesnego wyboru kilku opcji. Przybornik w swojej ofercie posiada wszystkie funkcje pomiarowe oraz rotację, zmianę rozmiarów obrazu i dynamiczną modyfikację parametrów okna.

Profil wzdłuż linii

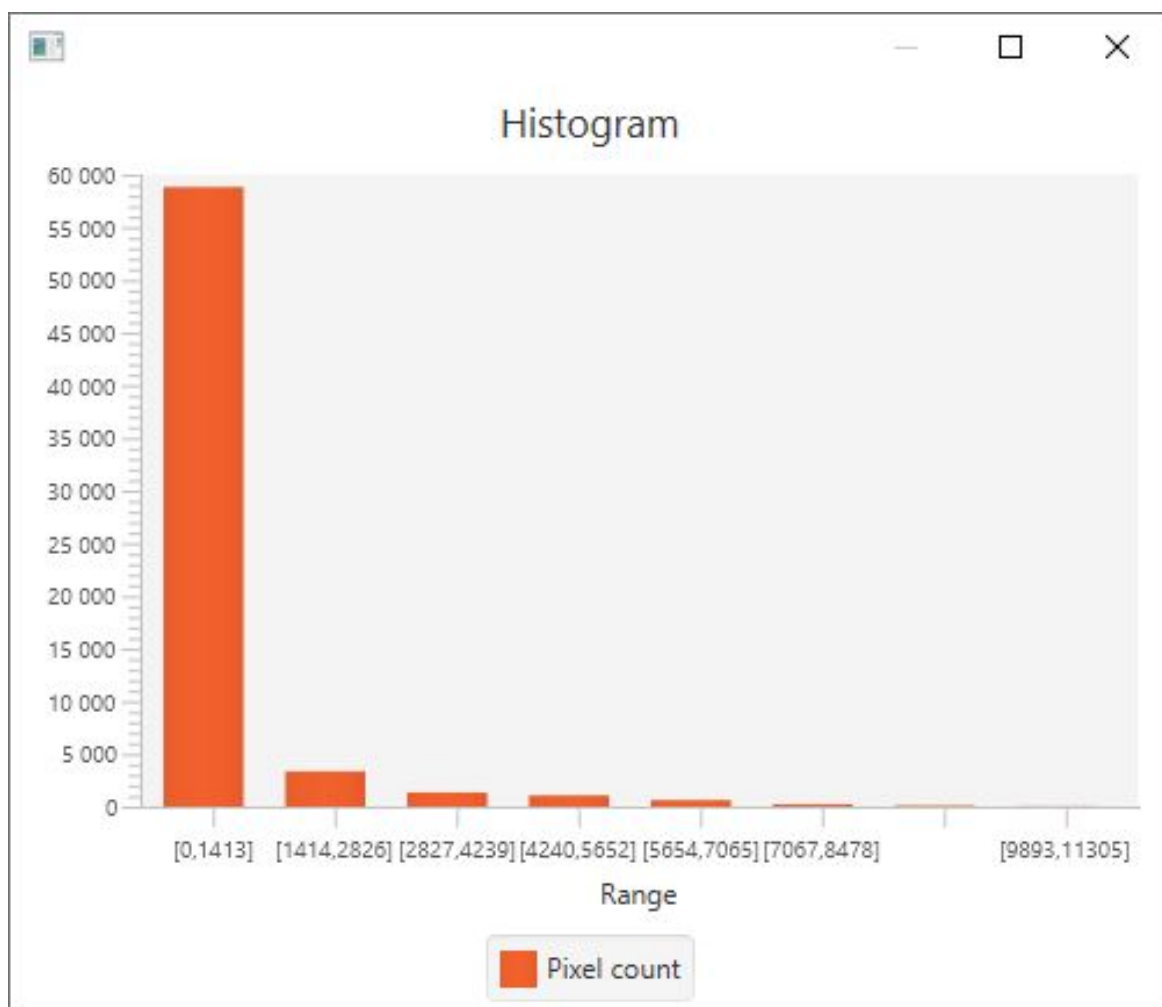
Jest to wykres przedstawiający zależność wartości piksela w danym punkcie odcinka od jego położenia na tym odcinku. Naciśnięcie prawym przyciskiem myszy na narysowany odcinek generuje i wyświetla zarys. Funkcja może okazać się przydatna w przypadku obrazów medycyny nuklearnej - pozwala na obserwację aktywności metabolicznej radiofarmaceutyku w wybranej przestrzeni. Rysunek 4.20 przedstawia przykładowy profil dla narysowanego odcinka.



Rysunek 4.20. Profil wzdłuż linii

Histogram

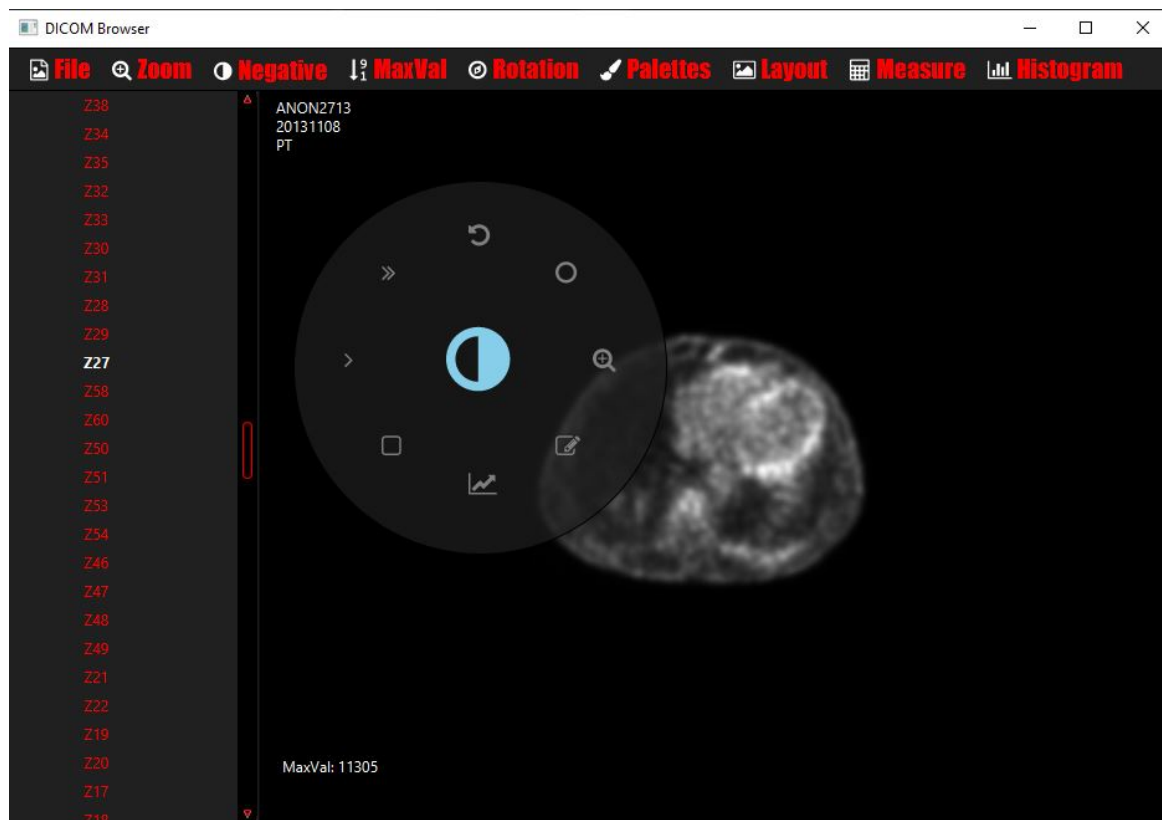
Histogram to wykres przedstawiający ilość zliczeń danej wartości w określonym punkcie bądź ilość zliczeń różnych wartości należących do określonego przedziału. Przeglądarka oferuje rysowanie histogramu w menu „Histogram”. W przypadku tej aplikacji zliczeniom podlegają wartości pikseli. Ponieważ ich zakresy w przypadku obrazów medycyny nuklearnej potrafią być bardzo duże, warto podzielić oś X na przedziały wartości. Rysując pełny histogram o dużym zakresie, w przypadku dominacji jednej wartości pozostałe staną się niezauważalne. Dobierając odpowiednią liczbę przedziałów, a zatem ich szerokość, można wyeksponować mniej lub bardziej pewne zakresy wartości. Na rysunku 4.21 ukazano przykładowy histogram z podziałem na 8 takich przedziałów.



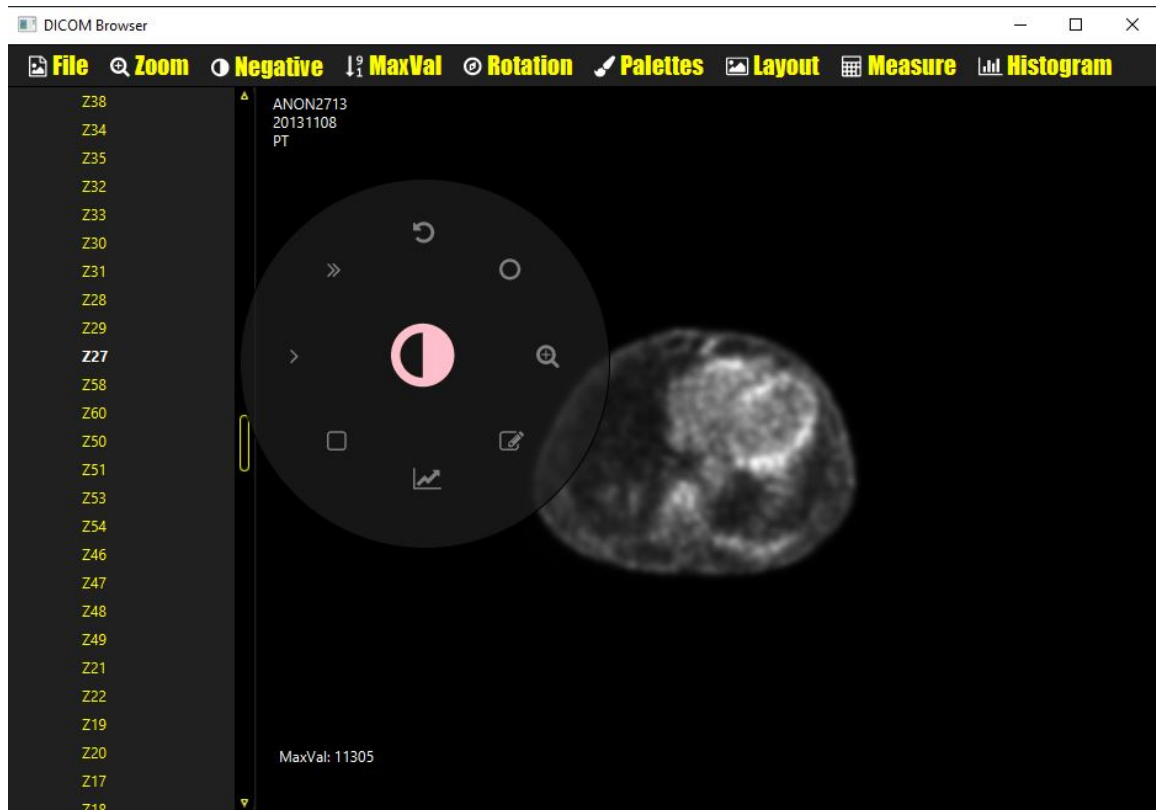
Rysunek 4.21. Przykładowy histogram dla obrazu PET z podziałem na 8 przedziałów

Personalizowanie interfejsu graficznego

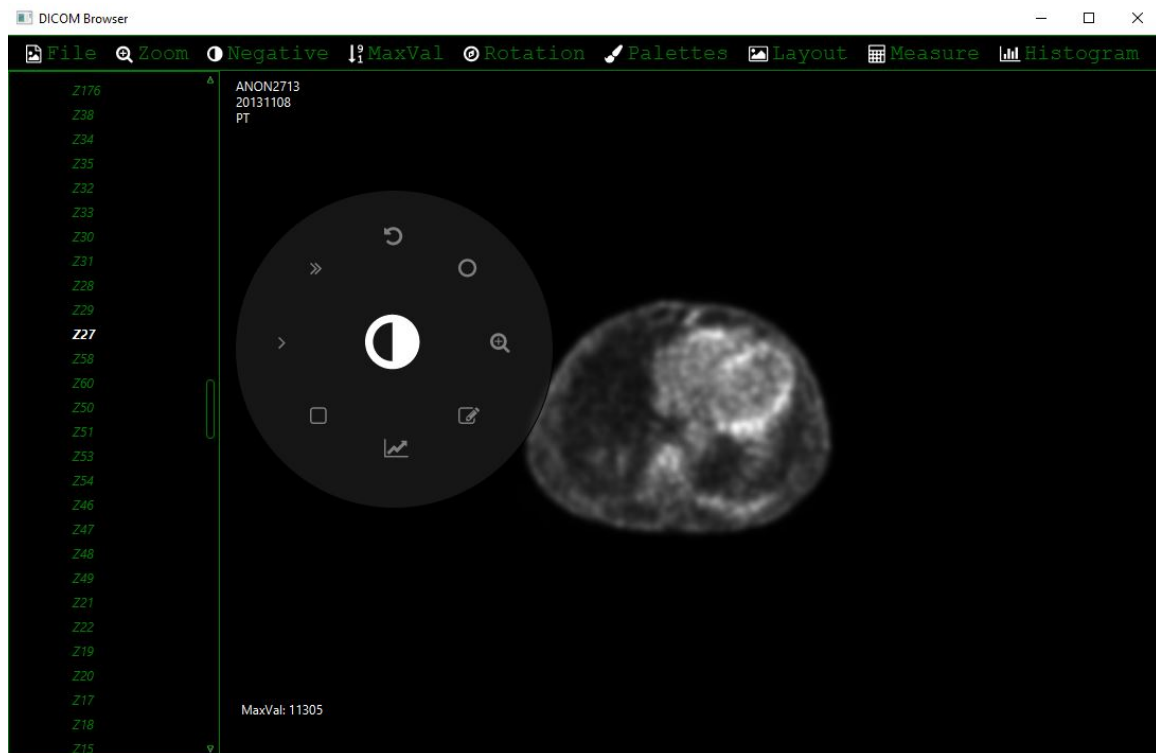
Ostatnią, mniej istotną funkcją przeglądarki jest możliwość dopasowania wyglądu interfejsu graficznego według preferencji użytkownika poprzez wybór odpowiedniej opcji w menu *Layout*. Dostępne są cztery style różniące się kolorami napisów oraz ikon. Tryb niebieski został zaprezentowany na wszystkich poprzednich zrzutach ekranu. Jest to opcja domyślna. Rysunki 4.22 oraz 4.23 przedstawiają okno przeglądarki w trybach czerwonym oraz żółtym. Czwartym z dostępnych trybów jest opcja *Matrix*. Różni się ona nieco od poprzednich. Wygląd interfejsu graficznego w tym trybie został ukazany na rysunku 4.24.



Rysunek 4.22. Przeglądarka w trybie czerwonym



Rysunek 4.23. Przeglądarka w trybie żółtym



Rysunek 4.24. Przeglądarka w trybie Matrix

5. Podsumowanie

W niniejszej pracy skonstruowano aplikację okienkową umożliwiającą wyświetlanie oraz przetwarzanie danych pozyskanych z plików DICOM. Biblioteka dcm4che zdaje egzamin w obsłudze tego formatu - pozwala w prosty i szybki sposób uzyskać dostęp do atrybutów, 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 użytkownikowi interfejs graficzny.

Wykonana praca pozostawia wiele możliwości dalszego rozwoju i zwiększania funkcjonalności. Przykładowo, przeglądarkę można rozwinąć o narzędzia do wspomagania diagnostyki w medycynie nuklearnej, takie jak analiza scyntygrafii dynamicznej nerek, czy też funkcje rekonstrukcji trójwymiarowej: MPR(ang. *Multipplanar Reconstruction*) oraz MIP(ang. *Maximum Intensity Projection*). Można również uwzględnić analizę scyntygrafii perfuzyjnej serca, zarówno obciążeniowej jak i spoczynkowej. Niewątpliwie przydatnym rozwiązaniem byłoby umożliwienie zapisu i odczytu zmian wprowadzonych przez użytkownika, takich jak pomiary bądź własne notatki. W aktualnym stanie przeglądarka pozwala na odczyt plików DICOM z dysku lokalnego. Istnieje jednak możliwość rozwinienia tej funkcji poprzez wprowadzenie opcji pobierania danych z serwerów PACS(ang. *Picture Archiving and Communication System*) za pomocą protokołu DICOM.

Wykaz symboli i skrótów

ACR – ang. *American College of Radiology*

AWT – ang. *Abstract Window Toolkit*

CSS – ang. *Cascading Style Sheets*

DICOM – ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine*

MIP – ang. *Maximum Intensity Projection*

MPR – ang. *Multiplanar Reconstruction*

NEMA – ang. *National Electrical Manufacturers Association*

PACS – ang. *Picture Archiving and Communication System*

PET – ang. *Positron emission tomography*

SPECT – ang. *Single-photon emission computed tomography*

XML – ang. *Extensible Markup Language*

Bibliografia

- [1] C. Świętaszczyk, “MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej”, w. 2018, s. 10–12.
- [2] https://www.researchgate.net/figure/Bone-scintigraphy-of-the-patient-showing-an-increased-uptake-in-the-right-proximal_fig3_325580286.
- [3] <https://www.2minutemedicine.com/wp-content/uploads/2014/11/Positron-Emission-Tomography-PET-Scan-1200x675.jpg>.
- [4] A. D. G., K. Pavitra, M. Somayeh, N. Andrew i R. C. A., “Classification of Depression, Cognitive Disorders, and Co-Morbid Depression and Cognitive Disorders with Perfusion SPECT Neuroimaging”, *Journal of Alzheimer's Disease*, t. 57, nr. 1, s. 253–266, 2017.
- [5] https://www.itnonline.com/sites/default/files/brain_SPECT_scan_Alzheimer%27s_dementia_patient_from_Amen_Clinics.jpeg.
- [6] C. Świętaszczyk, “MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej”, w. 2018, s. 196–204.
- [7] <https://slideplayer.pl/slide/11992624/68/images/25/Schemat+gamma+kamery.jpg>.
- [8] —, “MEDYCYNA NUKLEARNA - wprowadzenie do diagnostyki i terapii radioizotopowej”, w. 2018, s. 218.
- [9] B. Pruszyński, *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań*. PZWL, Warszawa 2014.
- [10] R. B., *DICOM Cook Book for implementation in Modalities, chapter 1 and 2*. Jan 1997.
- [11] <https://www.leadtools.com/sdk/medical/dicom-spec1>.
- [12] https://www.web3.lu/wp-content/uploads/2015/07/dicom_b.jpg.
- [13] N. E. M. Association., *DICOM PS3.3 2013 - Information Object Definitions*, 2013.
- [14] http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part05/chapter_7.html.
- [15] *DICOM PS3.6 2020e - Data Dictionary*, <http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/html/part06.html>.
- [16] https://www.researchgate.net/figure/List-of-DICOM-tags-that-are-mapped-by-the-DICOM-conversion-gateway_tbl2_231814234.
- [17] <https://www.dcm4che.org/>.
- [18] <https://openjfx.io/>.
- [19] <https://fontawesome.com/icons/java>.
- [20] <https://dicom.innolitics.com/ciods/ct-image/voi-lut/00281050>.

Spis rysunków

2.1	Scyntygrafia kości pacjenta, wskazująca zwiększoną aktywność radiofarmaceutyku. Źródło: [2]	11
2.2	Przykładowy obraz badania PET. Źródło: [3]	12
2.3	Przykładowy obraz badania SPECT. Źródło: [5]	13
2.4	Uproszczony schemat gammakamery. Źródło: [7]	14
3.1	Oficjalne logo normy DICOM. Źródło: [10]	16
3.2	Schematyczna struktura pliku DICOM. Źródło: [11]	17
3.3	Model informacyjny DICOM. Źródło: [12]	17
3.4	<i>DICOM Data Set</i> . Źródło: [14]	18
3.5	Przykładowe atrybuty zawarte w pliku DICOM. Źródło: [16]	19
4.1	Okno startowe aplikacji	23
4.2	Zestaw atrybutów zawierających istotne dane obrazowe	24
4.3	Wzór wyznaczający parametry okna z wykorzystaniem <i>Window Center</i> , <i>Window Width</i> . Źródło: [20]	25
4.4	Przykładowy obraz wyświetlony w przeglądarce	26
4.5	Obraz o WindowCenter = 40, WindowWidth = 80	27
4.6	Obraz o WindowCenter = 160, WindowWidth = 320	27
4.7	Obraz o oryginalnej maksymalnej wartości piksela	28
4.8	Obraz o maksymalnej wartości piksela równej połowie oryginalnej	29
4.9	Przykładowy obraz PET wyświetlony w negatywie	30
4.10	Przykładowa prezentacja palet kolorów	31
4.11	Przykładowa prezentacja palet kolorów	31
4.12	Przykładowy obraz wyświetlony w palecie kolorów i w negatywie	32
4.13	Przykład przesuniętego obrazu	33
4.14	Przykład obrazu przesuniętego i zrotowanego o dowolny kąt	33
4.15	Przykład obrazu wyświetlonego w oryginalnych rozmiarach	34
4.16	Przykład obrazu przesuniętego, zrotowanego i przybliżonego	35
4.17	Menu pomiarowe	35
4.18	Realizacja funkcji pomiarowych	40
4.19	Przybornik	41
4.20	Profil wzdłuż linii	42
4.21	Przykładowy histogram dla obrazu PET z podziałem na 8 przedziałów	43
4.22	Przeglądarka w trybie czerwonym	44
4.23	Przeglądarka w trybie żółtym	45
4.24	Przeglądarka w trybie Matrix	45

Wykaz listingów kodu

1	Pozyskiwanie atrybutów z wykorzystaniem dcm4che	22
2	Sprawdzenie położenia punktu względem elipsy	37
3	Transformacja współrzędnych	37
4	Pozyskiwanie pikseli z elipsy	38