

Politechnika Warszawska

WYDZIAŁ ELEKTRONIKI
I TECHNIK INFORMACYJNYCH



Instytut Radioelektroniki i Technik Multimedialnych
Zakład Elektroniki Jądrowej i Medycznej

Praca dyplomowa inżynierska

na kierunku Elektronika
w specjalności Elektronika i informatyka w medycynie

Wieloplatformowa przeglądarka obrazów DICOM w C++

Adam Jędrzejowski
nr albumu 277417

promotor
prof. nzw. dr hab. inż. Waldemar Smolik

Warszawa 2019

Wieloplatformowa przeglądarka obrazów DICOM w C++

Praca składa się z sześciu rozdziałów: wstęp, obrazowanie diagnostyczne, biblioteki i narzędzia, implementacja, kompilacja oraz podsumowanie. Wstęp jest wprowadzeniem do tematu i celu pracy.

W drugim rozdziale jest opisane zagadnienie problemowe związane z obrazami w medycynie. Wymienione są techniki diagnostyczne oraz ich podstawowe różnice. Przedstawione są parametry cyfrowych obrazów w medycynie. Ponadto opisano prezentacje obrazów medycznych oraz wyjaśniono czym są przeglądarki obrazów. Omówione są posiadane przez nie funkcje. Opisano format zapisu cyfrowych obrazów medycznych, standard DICOM.

Trzeci rozdział opisuje biblioteki i narzędzia użyte w czasie pisania pracy inżynierskiej. Wyjaśnione są cele użycia narzędzia CMake i jego zalety. Opisano bibliotekę Qt, jej możliwości, drzewa obiektów implementowane przez nią i sposób konstrukcji programowania zdarzeniowego w niej zawartego. Przedstawiono i uzasadniono wybór biblioteki GDCM jako biblioteki do obsługi i wczytywania plików DICOM.

W czwartym rozdziale przedstawiono sposób implementacji pracy. Określono przewidywany zakres implementowanych funkcji oprogramowania. Opisano graficzny interfejs użytkownika i jego funkcje programu. Wyjaśniono projekt struktury obiektowej programu. Następnie szczegółowo opisano strukturę danych wraz z klasami C++. Tam gdzie była możliwość załączony jest diagram UML. Opisano wszystkie algorytmy przetwarzania danych w celu lepszej wizualizacji obrazu.

W piątym rozdziale opisano przebieg kompilacji kodu źródłowego.

Słowa kluczowe: medyczne diagnostyczne techniki obrazowe; standard DICOM; przeglądarka obrazów medycznych; wyświetlanie obrazów medycznych; C++; Qt; GDCM

Multi-platform DICOM image viewer in C++

The work consists of six chapters: introduction, diagnostic imaging, libraries and tools, implementation, compilation and summary. The first chapter is an introduction to the subject and the purpose of the work.

The second chapter describes problems that are related to images in medicine. Diagnostic techniques and their basic differences are listed in this part. There are presented the parameters of digital images in medicine. In addition the presentations of the images are described and it is explained what image viewers are. Their functions are depicted. The format for recording digital medical images, DICOM standard, is described.

The third chapter describes the libraries and tools that were used to write the engineering work. The purpose of using the CMake tool and its advantages are explained. The Qt library, its capabilities, object trees implemented by it and the way of programming construction have been described for the events contained in it. The choice of the GDGM library was presented and justified as a library for handling and loading DICOM files.

The fourth chapter presents the way in which the work is implemented. The expected range of the implemented functions of the software has been determined. The graphical user interface and its program functions are described. The design of the object structure of the program has been explained. The structure of the data, together with the C++ classes is then described in details. Where it was possible a UML diagram was included. All data processing algorithms are described for better visualization of the images.

The fifth chapter describes the process of compilation of the source code.

Keywords: medical diagnostic techniques; DICOM; medical image viewer; medical image viewer; C++; Qt; GDGM



„załącznik nr 3 do zarządzenia nr 24/2016 Rektora PW

.....
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 (płycie kompaktowej) oraz treść pracy dyplomowej w module APD systemu USOS są identyczne.

.....
czytelny podpis studenta”

Spis treści

1	Wstęp	1
2	Obrazowanie diagnostyczne w medycynie	3
2.1	Obrazowe techniki diagnostyczne	3
2.2	Parametry obrazów	5
2.2.1	Podstawowe parametry obrazu cyfrowego	5
2.2.2	Kontrast	7
2.2.3	Rozdzielcość	7
2.2.4	Stosunek sygnału do szumu (SNR)	8
2.2.5	Poziom artefaktów	8
2.2.6	Poziom zniekształceń przestrzennych	8
2.3	Prezentacja obrazów medycznych	8
2.3.1	Przeglądarki obrazów	8
2.3.2	Funkcje przeglądarki obrazów	8
2.3.3	Kryteria porównywania przeglądarek obrazów	12
2.4	Format cyfrowych obrazów medycznych	13
2.4.1	Standard DICOM v3.0	13
2.4.2	Sposób zapisu danych w pliku DICOM	14
2.4.3	DICOMDIR	17
2.4.4	Inne formaty zapisu	17
3	Biblioteki i narzędzia	18
3.1	CMake	18
3.2	QT	18
3.2.1	Wymowa	19
3.2.2	Licencja	19
3.2.3	Normy i certyfikaty	19
3.2.4	Globalne typy struktur	19
3.2.5	Klasa QObject	20
3.2.6	Graficzny interfejs użytkownika	22
3.3	GDCM	23
3.3.1	Uzasadnienie wyboru	23
3.3.2	Opis	24
3.3.3	Licencja	24
3.3.4	Podstawowe klasy	24
3.3.5	Przykład użycia	25
3.4	Git	27

4 Implementacja	28
4.1 Zakres implementacji	28
4.2 Wieloplatformowość	29
4.3 Graficzny interfejs użytkownika	29
4.4 Projekt struktury obiektowej programu	31
4.5 Struktury danych	32
4.5.1 Konwertowanie danych ze znaczników	32
4.5.2 Scena	33
4.5.3 Kolekcje scen	40
4.5.4 Zakładka	42
4.5.5 Obiekt zakładek	45
4.5.6 Okno główne programu	46
4.6 Algorytmy	47
4.6.1 Cykl generowania obrazów	47
4.6.2 Generowanie obrazu monochromatycznego	49
4.6.3 Tworzenie transformat i ich użycie na obrazie	57
4.6.4 Ustalanie pozycji pacjenta względem sceny	59
5 Kompilacja	64
5.1 Narzędzia potrzebne do kompilacji	64
5.2 Biblioteki potrzebne do kompilacji	64
5.2.1 Instalacja Qt	64
5.2.2 Pobranie kodu źródłowego GDcm	65
5.2.3 Pobranie kodu źródłowego Sokar	65
5.3 Przygotowanie katalogów	65
5.4 Kompilacja GDcm	65
5.5 Kompilacja Sokar	66
5.6 Uruchomienie	66
6 Podsumowanie	67

Rozdział 1

Wstęp

Medyczna diagnostyka obrazowa lub obrazowanie medyczne to dział diagnostyki medycznej zajmujący się pozyskiwaniem i zbieraniem obrazów ludzkiego ciała za pomocą różnego rodzaju oddziaływań fizycznych. Obrazowe techniki diagnostyczne w szczególności umożliwiają tworzenie wizualnych reprezentacji wnętrza ciała pacjenta przydatnych w analizie medycznej. Obrazy diagnostyczne niosą информацию o anatomicznej jak również fizjologii organizmu. Obrazowanie rozkładu przestrzennego w funkcji czasu danego parametru fizycznego pozwala na przedstawienie funkcji narządów lub tkanek. W zależności od rodzaju zjawiska fizycznego wykorzystywanego w badaniu, oddziaływanie z ciałem pacjenta i typu akwizycji danych pomiarowych diagnostykę obrazową dzieli się na kilka technik. Przykładami najbardziej popularnych typów badań obrazowych są: ultrasonografia, radiografia, tomografia rentgenowska, obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego, scyntygrafia, tomografia SPECT oraz tomografia PET. Wymienione techniki są szerzej opisane w sekcji 2.1.

Zarejestrowane obrazy mogą być zapisywane w formacie zdefiniowanym przez producenta. Najczęściej istnieje możliwość zapisu danych w formacie DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Obok obrazów w pliku danych zapisywane są wszystkie parametry badania takie jak warunki akwizycji, nastawy urządzenia, pozycja pacjenta w urządzeniu pomiarowym, model i producent urządzenia oraz unikalny identyfikator urządzenia. Zapisywane są dane administracyjne pacjenta pozwalające na jego jednoznaczną identyfikację, także jego płeć, data urodzenia, wiek podczas badania i inne dane ważne z medycznego punktu widzenia. Zapis zawiera także datę badania, osobę zlecającą badanie, osobę i jednostkę wykonującą badanie. Zapis danych w standardowym formacie DICOM umożliwia przekazywanie danych pomiędzy różnymi systemami komputerowymi takimi jak systemy bazodanowe czy systemy wizualizacji i analizy badań obrazowych. Standard DICOM został opracowany przez dwie niekomercyjne organizacje American College of Radiology (ACR) i National Electrical Manufacturers Association (NEMA) i opublikowany w swojej ostatecznej wersji w 1993. W obecnym czasie jest to wiodący standard zapisu w obrazowaniu medycznym. Oprócz formatu zapisu danych obrazowych w plikach cyfrowych standard DICOM definiuje również protokół komunikacji sieciowej pomiędzy urządzeniami. Wykonanie pomiarów w danej technice obrazowej to pierwszy etap procesu obrazowania diagnostycznego. Drugim etapem jest wizualizacja danych obrazowych i parametrów badania w sposób przyjęty w medycynie. Umożliwia to przeprowadzenie prawidłowej analizy badania przez personel medyczny celem identyfikacji patologii i postawienia diagnozy. Podstawowe parametry wyświetlania obrazu są ujęte w standardzie DICOM, co powoduje, że po wczytaniu parametrów badania z pliku i ich przetworzeniu znany jest sposób prezentacji

danych obrazowych zawartych w pliku. Głównym aspektem tego procesu jest tak zwane pseudokolorowanie danych numerycznych.

Rozwój obrazowych technik diagnostycznych w medycynie oraz zwiększena dostępność aparatury spowodowały, że badania obrazowe są coraz bardziej powszechnne. Badania obrazowe pomagają lekarzom w diagnostyce i terapii w codziennej praktyce lekarskiej. Przekazywanie badań obrazowych pomiędzy lekarzami różnych specjalności zostały rozwiązane poprzez rozwój standardu DICOM, który przewiduje wymianę danych zarówno poprzez komunikację klient-serwer urządzeń medycznych jak i wymianę plików cyfrowych. Istnieje wiele narzędzi, komercyjnych i otwarto-źródłowych, do wizualizacji i analizy obrazów medycznych. Najczęściej jest to oprogramowanie dedykowane na jedną platformę systemową (system operacyjny). Innym rozwiązaniem jest zastosowanie środowiska, które pozwala na uruchomienie programu na wielu platformach. Takim środowiskiem jest Java firmy Oracle, która umożliwia uruchamianie programów napisanych w języku Java i skompilowanych do „kodu bajtowego” na dowolnej platformie, na której działa maszyna wirtualna Javy. Jednakże takie rozwiązanie sprawia, że nie jesteśmy w stanie osiągnąć pełnego potencjału obliczeniowego maszyny przez pewien dodatkowy poziom wirtualizacji.

Celem niniejszej pracy inżynierskiej było opracowanie przeglądarki obrazów medycznych działającej na różnych platformach i zapewniającej szybkość działania, która nie jest ograniczona wirtualizacją kodu. Założono, że cel ten zostanie zrealizowany poprzez opracowanie jednolitego kodu w języku C++ dla wizualizacji i przetwarzania obrazów, komplikowanego do kodu maszynowego na każdą z docelowych platform. Język C++ pozwala uzyskać kod maszynowy, który charakteryzuje się wysoką wydajnością z bezpośrednim dostępem do zasobów sprzętowych i funkcji systemowych. Przyjęto, że do obsługi zagadnień specyficznych dla danego systemu operacyjnego, w tym graficznego interfejsu użytkownika będzie wykorzystana biblioteka Qt. Biblioteka Qt jest wielo-platformowym zestawem narzędzi rozwijania oprogramowania. Zapewnia ona nie tylko obsługę interfejsu użytkownika ale również bogatą bibliotekę programowania aplikacji. Dodatkową zaletą wyboru biblioteki Qt w kontekście obrazowania medycznego jest to, że posiada ona certyfikaty zgodności z normą IEC 62304:2015 ułatwiający wprowadzanie przeglądarki obrazów na rynek Unii Europejskiej jako wyrobu medycznego klasy I z funkcją pomiarową, klasy II lub III.

W opracowanym kodzie przeglądarki obrazów do obsługi plików w formacie DICOM wykorzystano bibliotekę Grassroots (Grassroots DICOM library — GDCM).

Rozdział 2

Obrazowanie diagnostyczne w medycynie

2.1 Obrazowe techniki diagnostyczne

Istnieje wiele technik obrazowania wykorzystujące różne zjawiska fizyczne zachodzące w materii. Podstawowe techniki obrazowania medycznego to:

- Radiografia — RTG

Radiografia to najstarsza i najbardziej rozpoznawalna technika obrazowania. Pierwsze zdj<ł>ecie analogowe zostało wykonane przez Röntgena w 1896 roku. Polega na transmisji promieniowania X przez badany obiekt, a następnie detekcji tego promieniowania za obiektem badanym. Promieniowanie za obiektem jest funkcją współczynnika osłabienia promieniowania rentgenowskiego dla materii znajdującej się na drodze tego promieniowania. Wyróżniamy dwa typy radiografii: analogową i cyfrową. Radiografia analogowa wykorzystująca naświetlanie filmów światłoczułych odchodzi powoli w zapomnienie ze względu na koszt i uciążliwość wywoływania filmów. W radiografii cyfrowej do detekcji są wykorzystywane różne typy detektorów. Detektory z konwersją bezpośrednią, w których kwanty X konwertowane są na elektrony w grubej warstwie odpowiednio dobranego półprzewodnika (np. selenu). Detektory z konwersją pośrednią, w których kwanty X konwertowane są w scyntylatorze na fotony światła widzialnego, które z kolei rejestrowane są przez fotodiody krzemowe.

W radiografii rejestrowane jest natężenie promieniowania X przenikającego przez badany obiekt. Piksel w obrazie jest uzyskiwany przez zliczanie liczby rozblasków i reprezentuje współczynnik promieniowania X, dlatego zdj<ł>ecie jest negatywem i w takiej formie zdj<ł>ecie jest analizowane przez lekarza. Wielkość obrazu zależy od matrycy detektora. Kontrast zależy od położenia obiektu między źródłem a detektorem (położenie optymalne), od napięcia anodowego, filtracji, grubości okładek wzmacniających. Rozdzielcość zależy od rozdzielcości detektora, rozmiaru ogniska lampy, położenia obiektu względem detektora a lampą i wielkości obiektu. Miarą rozdzielcości jest liczba rozróżnialnych linii na jednostkę długości.

W standardzie DICOM radiografia cyfrowa jest oznaczana jako „RT”.

- Tomografia komputerowa (Computer Tomography — CT)

Akwizycja w tomografii komputerowej jest podobna do badania RTG, ale w CT wykonujemy wiele pomiarów w różnych pozycjach względem obiektu badanego i pod

różnym kątem. W tomografii komputerowej podobnie jak w radiografii wykorzystuje się promieniowanie X do pomiaru projekcji (stąd inna nazwa tomografia rentgenowska). W wybranej płaszczyźnie dokonuje się pomiarów projekcji po liniach biegących pod różnym kątem i w różnych odległościach od badanego obiektu. Przekrój obiektu jest rekonstruowany numerycznie na podstawie zmierzonych projekcji.

Obrazowany jest współczynnik natężenia promieniowania X przez obiekt. Wielkość obrazu może być różna i jest zależna od ustawień tomografu, najczęściej jest to 512 na 512 wokseli. Piksel obrazu jest uzyskiwany podczas rekonstrukcji obrazu i reprezentuje przenikalność promieniowania X. Kontrast i rozdzielcość zależy od tych samych parametrów co w klasycznej radiografii.

W standardzie DICOM technika jest oznaczana skrótwcem „CT”.

- **Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego — MRI**

Sposób tworzenie obrazu MRI jest wysoce skomplikowanym procesem, którego szczegółowy opis przekracza zakres niniejszego opracowania. Obrazowana jest sumaryczna gęstość atomów wodoru (protonów) w badanym obiekcie. W zależności od sekwencji pobudzeń polem elektromagnetycznym, wyróżniamy trzy typy obrazów: PD, T1 i T2. Kontrast zależy od gęstości protonów, czasu relaksacji podłużnej i poprzecznej, prędkości przepływu płynu. Rozdzielcość zależy od parametrów skanera (rozmiar woksela).

W standardzie DICOM modalność rezonansu magnetycznego jest oznaczana jako „MR”.

- **Ultrasonografia**

Podczas badania ultrasonograficznego generujemy fale akustyczne o wysokich częstotliwościach, które kierowane są w stronę obiektu, a następnie rejestrowane są fale odbite. Obrazowana jest różnica gęstości poszczególnych warstw znajdujących się w obiekcie.

Zbieranie danych odbywa się przez cykliczne wysyłanie i odbieranie fali ultradźwiękowej pod różnymi kątami. Z każdego cyklu jest tworzona jedna linia, obraz jest tworzony z wielu linii, które następnie są układane pod różnymi kątami, odpowiadającym ich rzeczywistemu ułożeniu na głowicy. Wielkość obrazu jest zależna od algorytmu rekonstrukcji i jest z góry ustawiona przez producenta aparatu. Różnice pomiędzy pikselami definiują umowną różnicę gęstości zależną od aparatu. Kontrast zależy od częstotliwości fali, głębokości badanego obiektu, liczby piezoelektryków w głowicy, obrazowanej struktury. Rozdzielcość zależy od czasu trwania impulsu zaburzenia oraz od szerokości wiązki ultradźwiękowej (powierzchnia czynna przetworników).

W standardzie DICOM obraz ultrasonograficzny jest oznaczano jako „US”. Obrazy dopplerowskie „Color flow Doppler(CD)” i „Duplex Doppler(DD)” były kiedyś w standardzie, ale zdecydowano się je wycofać.

- **Scyntygrafia**

Obrazowa technika diagnostyczna z gałęzi medycyny nuklearnej. Polega na wprowadzeniu do organizmu radiofarmaceutyku, czyli związku chemicznego zawierającego izotop promieniotwórczy. Charakteryzuje się on krótkim czasem rozpadu i powinowactwem chemicznym z badanymi organami. Wykrywa się rozpad zachodzący w ciele

poprzez rejestrację promieniowania wytwarzanego podczas tego rozpadu, a następnie przedstawia się go w formie graficznej.

Detekcja odbywa się za pomocą kolimatora, scyntylatora, fotopowielacza i układu liniowego sumowania. Wielkość obrazu zależy od współrzędnych rozróżnianych przez detektor. Piksel reprezentuje liczbę zliczeń w jednym punkcie. Kontrast zależy od czasu trwania pomiaru, oraz od aktywności wstrzykniętego radiofarmaceutycyka. Rozdzielcość zależy od możliwości kamer scyntylacyjnych, zwany takie scyntykamerami, gammakamerami lub kamerami Angera.

W standardzie DICOM obraz scyntygraficzny jest oznaczany jako „NM”.

- **Tomografia SPECT**

Jest to technika obrazowania z gałęzi medycyny nuklearnej, w której rejestruje się promieniowanie gamma. Źródłem promieniowania(fotonów) jest radiofarmaceutycyka, którego izotop ulega rozpadowi z emisją promieniowania gamma. Kontrast zależy od wydajności detektorów, odległości detektora od obiektu oraz położenie obiektu. Na rozdzielcość ma wpływ przestrzenna rozdzielcość matrycy detektora oraz liczba detektorów.

W standardzie DICOM obraz jest oznaczany jako „PT”.

- **Tomografii PET**

Technika obrazowania z gałęzi medycyny nuklearnej, w której rejestruje się promieniowanie powstające podczas anihilacji pozytonów (antyelektronów). Źródłem promieniowania(pozytonów) jest podana pacjentowi substancja promieniotwórcza, ulegająca rozpadowi beta plus. Rejestrujemy fotony powstające podczas anihilacji pozytonów. Kontrast zależy od wydajności detektorów, odległości detektora od obiektu oraz położenia obiektu. Na rozdzielcość ma wpływ przestrzenna rozdzielcość matrycy detektora oraz liczba detektorów.

W standardzie DICOM obraz jest oznaczana jako „PT”.

Istnieją badania łączące w sobie różne techniki, takie jak:

- PET-CT — połączenie PET z wielorzędowym tomografem komputerowym,
- PET-MRI — połączenie PET z rezonansem magnetycznym.

Standard DICOM nazywa techniki obrazowania modalnościami (ang. *modality*).

2.2 Parametry obrazów

2.2.1 Podstawowe parametry obrazu cyfrowego

W dokumencie są wielokrotnie zawarte odniesienia do znaczników DICOM. Dlatego, aby zwiększyć czytelność pracy, została zastosowana konwencja poprzedzania znaczników przedrostkiem $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ składającym się z numeru grupy i elementu grupy zapisanych heksadecymalnie. Przykład poniżej:

$\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ PatientID (0x0010, 0x0020)

Oznacza to, że jest to znacznik o słowie kluczowym „PatientID”, numerze grupy 10_{16} i numerze elementu 20_{16} .

Wyrażenie „informacja ta zawarta w znaczniku ...” będzie oznaczało, że ta informacja znajduje się w elemencie danych o znaczniku.

Dodatkowo w dokumencie PDF można kliknąć na nazwę klasy i użytkownik zostanie przekierowany do strony <https://dicom.innolitics.com/ciods> poprzez wyszukiwarkę DuckDuckGo, na której znajduje się przeglądarka znaczników DICOM.

Każdy obraz cyfrowy jest matrycą pikseli o ustalonych rozmiarach. W przypadku standardu DICOM obrazy są matrycami wokseli, posiadającymi wysokość (zapisaną w $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Rows (0x0028, 0x0010)) oraz szerokość (zapisaną w $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Columns (0x0028, 0x0011)). Do poprawnej interpretacji znaczenia macierzy służy znacznik $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Photometric Interpretation (0x0028, 0x0004), informujący o fotometrycznym znaczeniu wokseli. Standard DICOM definiuje następujące wartości tego tagu (wraz z wyjaśnieniem):

- „MONOCHROME1” i „MONOCHROME2” — ta wartość wokselu odwzorowuje skale monochromatyczną, odpowiednio od jasnego do ciemnego i od ciemnego do jasnego.
- „PALETTE COLOR” — ta wartość wokselu jest używana jako indeks w każdej z tabel wyszukiwania kolorów palety czerwonej, niebieskiej i zielonej, Palety mają swoje własne tagi. Wartość raczej rzadko i nie spotykana.
- „RGB” — oznacza, że woksel jest trzy-kanałowym pikselem RGB (kanały: czerwony, zielony i niebieski).
- „HSV” (ang. *Hue Saturation Value*) — woksel reprezentuje piksel w modelu przestrzeni barw zaproponowany w 1978 roku przez Alveya Raya Smitha. Model ten nawiązuje do sposobu w jakim widzi oko człowieka. Wartość wycofana.
- „ARGB” — ta wartość woksela to piksel RGB z dodatkowym kanałem przezroczystości. Wartość wycofana.
- „CMYK” — ten woksel to piksel w modelu czterech podstawowych kolorów farb drukarskich stosowanych powszechnie w druku wielobarwnym w poligrafii: cyjan, magenta, żółty, czarny. Wartość wycofana.
- „YBR_FULL” — ten woksel to piksel w modelu przestrzeni barw nazwanej YC_bC_r .

Dodatkowo standard zdefiniował pochodne tej wartości: „YBR_RCT”, „YBR_FULL_422”, „YBR_PARTIAL_422”, „YBR_PARTIAL_420”, „YBR_ICT”, ale wszystkie są już wycofane.

Wiele elementów danych lub wartości zostały wycofane ze standardu DICOM w wersji 3.0. Oznaczane są jako wycofane (ang. *retired*). Można dalej wspierać ich obsługę w celach wstecznej kompatybilności, ale nie jest to wymagane.

Kwantyzacja obrazu, czyli liczba poziomów obrazu, jest zapisana na czterech znacznikach:

- $\text{Dicom Tag Bits Allocated}$ (0x0028, 0x0100) — informuje jak wiele bitów zostało zaallokowanych do zapisania jednego piksela,
- $\text{Dicom Tag Bits Stored}$ (0x0028, 0x0101) — informuje jak wiele bitów z zaallokowanych posiada wartość piksela,
- $\text{Dicom Tag High Bit}$ (0x0028, 0x0102) — informuje gdzie znajduje się najstarszy bit,
- $\text{Dicom Tag Pixel Representation}$ (0x0028, 0x0103) — informuje czy poziomy są ze znakiem czy bez.

Obraz DICOM również zawiera w sobie informacje o próbkowaniu. Z uwagi na to, że próbkowanie wygląda inaczej w każdej technice, standard posiada odpowiedni zestaw znaczników dla każdej techniki. Próbkowanie poszczególnych technik jest opisane w sekcji 2.1.

2.2.2 Kontrast

Jedną z wielu definicji kontrastu jest kontrast Michelsona wyrażony wzorem:

$$\frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}$$

gdzie I_{max} i I_{min} to najwyższa i najniższa wartość luminancji.

2.2.3 Rozdzielczość

Przestrzenna

Rozdzielczość przestrzenna obrazu jest to najmniejsza odległość między dwoma punktami obrazu, które można rozróżnić. Jest ona silnie związana z kontrastem obrazu za pomocą funkcji przenoszenia modulacji (MTF — Modulation Transfer Function). Jest to krzywa ukazująca degradację kontrastowości w miarę zwiększenia częstotliwości przestrzennej okresowego wzorca. Funkcję MTF można wyznaczyć używając rozbieżnych tarcz rozdzielczości przestrzennej lub, w pewnych warunkach, przy pomocy norm wieloprecyjowych. W radiografii rozdzielczość określa się zazwyczaj jako liczbę równoległych linii, czarnych i białych, które można rozróżnić ma 1 milimetrze obrazu (paraliny na milimetr).

Rozdzielczość przestrzenna jest zależna od kontrastu obrazu. Zależność ta jest inna dla każdej techniki.

Czasowa

Każdy pomiar wymaga pewnego czasu pobierania danych. W niektórych przypadkach ważne są również zmiany zachodzące w organizmie w czasie wykonywania badania. Rozdzielczość czasowa jest istotna w obrazach dynamicznych, np. angioMR, kiedy mamy pomiar dokonywany w określonym czasie i ustalone są markery czasowe. Rozdzielczość czasowa definiowana jako odległość w czasie od dwóch klatek obrazowania.

2.2.4 Stosunek sygnału do szumu (SNR)

Rodzaj i poziom szumu zależy od techniki obrazowania. Stosunek sygnału do szumu ma decydujący wpływ na widoczność obiektów, kontrast oraz percepcję szczegółów w obrazie.

2.2.5 Poziom artefaktów

Artefakty są zjawiska fałszujące obraz poprzez tworzenie struktur w obrazie, nieistniejących w rzeczywistości. Jest to problem występujący w różnych technikach obrazowania. Najbardziej znanymi artefaktami są np. w badaniu USG tak zwany warkocz komety w przypadku obiektów o wysokiej różnicy impedancji w stosunku do otoczenia.

2.2.6 Poziom zniekształceń przestrzennych

Zniekształcenia przestrzenne powstają w wyniku geometrycznego ułożenia i kształtu obiektu badanego oraz aparatu pomiarowego. Przykładem takiego zniekształcenia mogą być różne powiększenia obiektów zależne od głębokości ich ułożenia w USG, zmiana pozycji pacjenta (przez ruchy klatki piersiowej w czasie badania), czy deformacja obrazu spowodowana zmianami rozkładu pola magnetycznego przez metalowe obiekty w znajdujące się w tym samym pomieszczeniu w przypadku badań MRI.

2.3 Prezentacja obrazów medycznych

W celu przeglądania i porównywania należy posiadać narzędzie do wyświetlenia w sposób poprawny, najlepiej jednym i tym samym programem.

2.3.1 Przeglądarki obrazów

Przeglądarki obrazów to programy należące do kategorii przeglądarki plików. Zwykłe przeglądarki obrazów takich jak jpg, png lub gif wyświetlają obraz w takiej postaci jakiej jest zapisany, najpierw przeprowadzając dekompresję tego obrazu. W przypadku obrazów medycznych najczęściej nie mamy do czynienia z danymi reprezentującymi kolory w spektrum światła widzialnego. Przeglądarka obrazów DICOM musi wygenerować kolorowy obraz z danych na podstawie parametrów obrazu.

2.3.2 Funkcje przeglądarki obrazów

Obsługa wielu formatów danych

W standardzie DICOM przewidziano możliwość zapisania wielu typów danych w różnych formatach, nie tylko obrazów, ale też nagrań nagrań audio i tekstów. Przeglądarka obrazów DICOM może mieć możliwość odczytania, wyświetlenia lub odsłuchania danych.

Podstawowe operacje na obrazie

- Skalowanie lub powiększenie, czyli możliwość powiększenia lub zmniejszenia wyświetlanego obrazu o pewien współczynnik skalujący.

- Przesuwanie (ang. *pan*), czyli możliwość przesuwania obrazu o dowolny wektor. Jest to przydatne, gdy powiększymy obraz do takiego stopnia, że nie będzie mieścił się na ekranie lub w okienku programu.
- Lupa, skalowanie miejscowe. Jest to możliwość miejscowego powiększenia obrazu. Przykład użycia takiego narzędzia znajduje się na rysunku 2.1.



Rysunek 2.1: Narzędzie Lupa w przeglądarce MedDream DICOM Viewer. Zdjęcie użyte za zgodą Softneta UAB.

- Rotacja i odbicia lustrzane, czyli możliwość obrócenia obrazu o zadany kąt oraz możliwość uzyskania odbicia lustrzanego obrazu w dwóch osiach X i Y.

Analiza parametrów w celu lepszej informacji

- Okienkowanie. Termin odnosi się do używania funkcji okna cyfrowego w celu zamiany obrazu danych na obraz monochromatyczny możliwy do wyświetlenia. Okienkowanie jest szczegółowo opisane w sekcji 4.6.2 wraz z generowaniem obrazu monochromatycznego.
- Maski (ang. *overlay*). Jest to możliwość nałożenia maski, elementu, który będzie przesyłał fragment obrazu w celu lepszej wizualizacji bądź ukrycie mało wartościowych obiektów, np. tła. Standard DICOM umożliwia nałożenie wielu masek na jeden obraz.

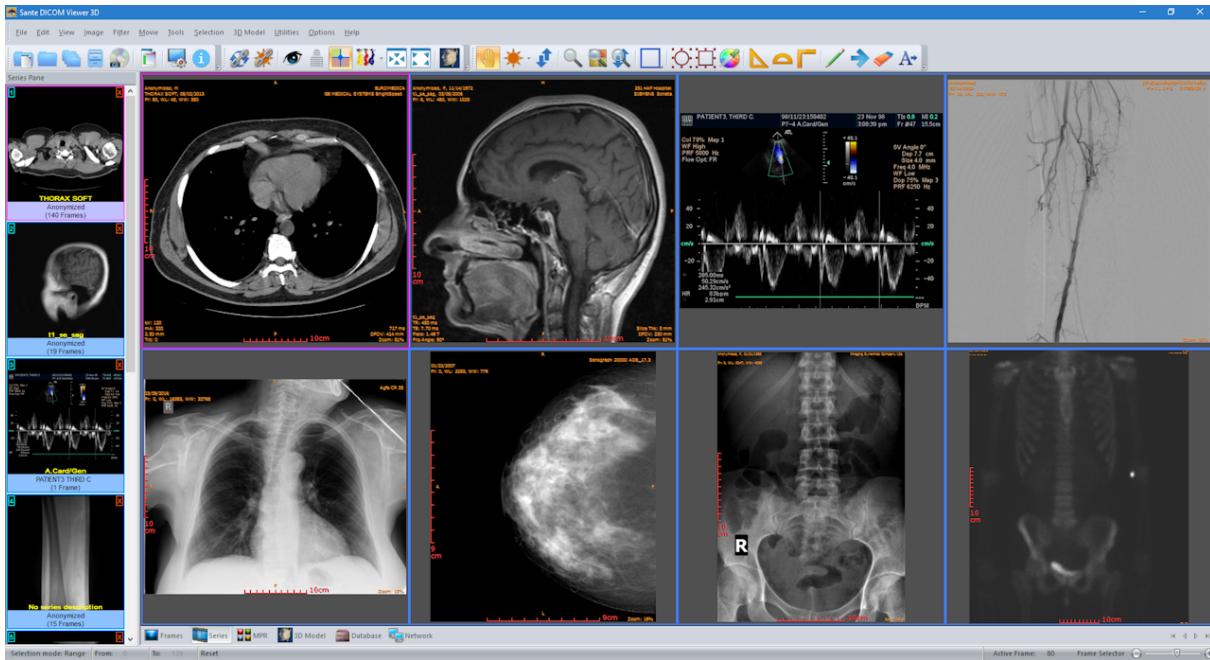
Obsługa wielu plików

- Obsługa DICOMDIR. Jest to możliwość wczytania pliku DICOMDIR i wyświetlenie struktury serii badań. Plik DICOMDIR to wiele zindeksowanych plików zawierający zbiór elementów danych, bez obrazów.
- Wczytanie wielu plików i ich połączenie w formie filmu, czyli możliwość wczytania wielu plików z tej samej serii, ułożenia ich według pozycji geometrycznej i wyświetlenia

ich jako film. Innymi słowy jest periodyczna podmiana obrazu na obraz następny w serii.

- Wyświetlanie wielu obrazów jednocześnie. Jest to możliwość wyświetlenia kilku obrazów w postaci tabelki, w której każda komórka była by innym obrazem.

Przykład wyświetlenia wielu obrazów na raz w jednym oknie znajduje się na rysunku 2.2



Rysunek 2.2: Wyświetlenie wielu obrazów na raz w jednym oknie w przeglądarce Sante DICOM Viewer 3D Pro. Zdjęcie użyte za zgodą Santesoft.

Generowanie obrazów wolumetrycznych

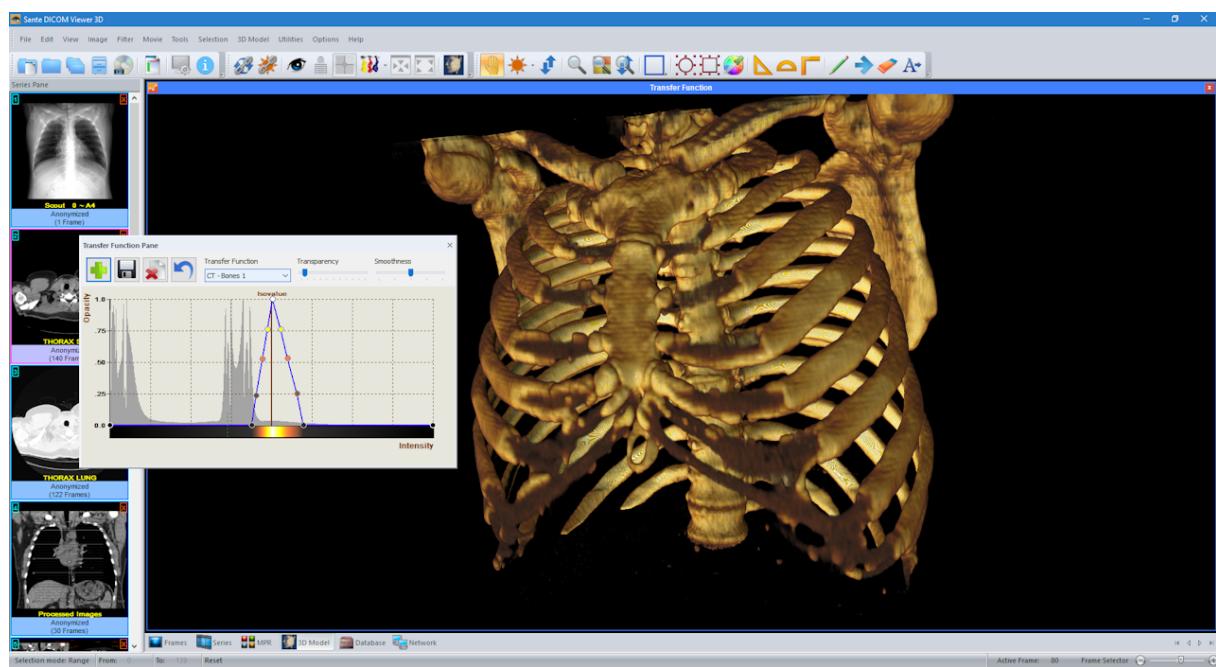
Jeżeli mamy do dyspozycji wiele obrazów tomograficznych o znanych parametrach to możemy wczytać je, posegregować a następnie wygenerować trójwymiarowy obiekt, który wyświetlany jest ekranie komputera za pomocą trójwymiarowej grafiki komputerowej.

Przykład takiego obrazu znajduje się na rysunku 2.3.

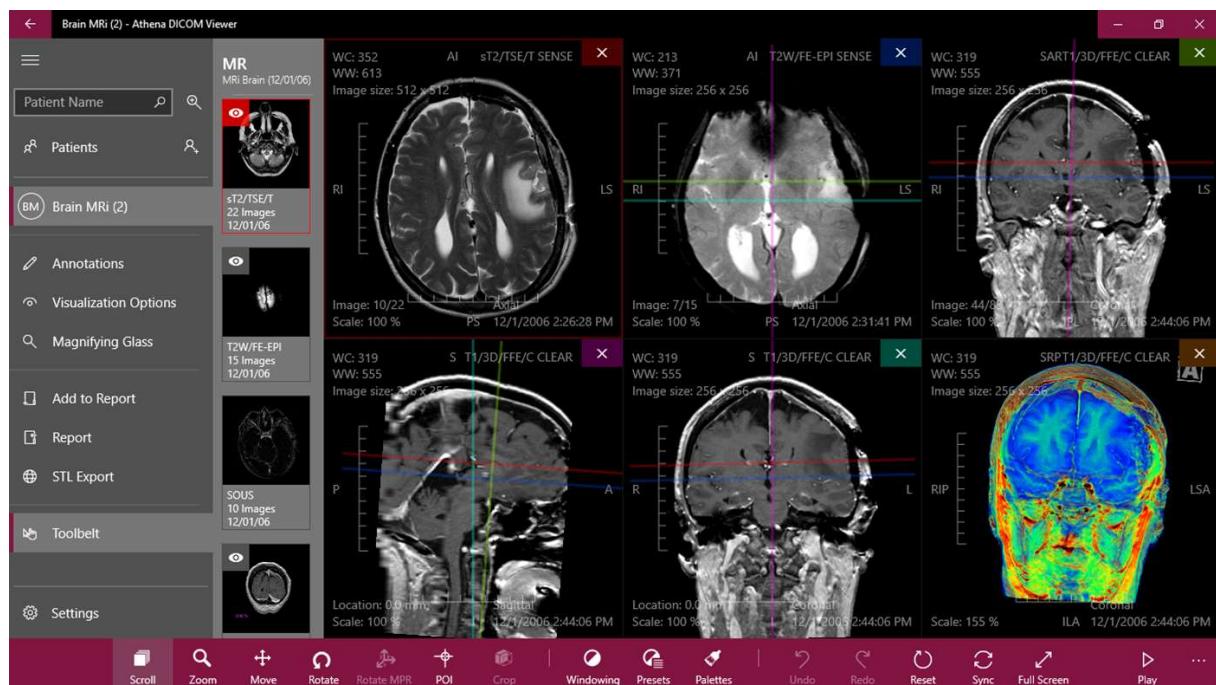
Analiza i przetwarzanie danych

- Histogram, czyli możliwość wygenerowania histogramu obrazu.
Histogram to wykres przedstawiający dystrybucję wartości numerycznych obrazu.
- Mierzenie i wykonywanie pomiarów. Pozwala na określenie odległości pomiędzy dwoma punktami przez lekarza lub zmierzenie wielkości/pola zadanego kształtu.
- Rekonstrukcja wielopłaszczyznowa. Obrazy tomograficzne przedstawiają przekroje. Jeżeli parametry wielkości woksela są dostępne to istnieje możliwość wygenerowania nowego obrazu, który byłby przekrojem poprzecznym.

Przykład generowania rekonstrukcji wielopłaszczyznowej jest pokazany na rysunku 2.4



Rysunek 2.3: Generowanie obrazów 3D z wielu obrazów tomograficznych w przeglądarce Sante DICOM Viewer 3D Pro



Rysunek 2.4: Rekonstrukcja wielopłaszczyznowa w przeglądarce Athena DICOM Viewer. Zdjęcie użyte za zgodą Medical Harbour.

Edycja danych

- Dodawanie nowych obiektów. Pozwala na rysowanie, dodawanie figur geometrycznych lub tekstu przez lekarza i zapis tych informacji w pliku DICOM. Chodzi tu głównie o szkice i notatki tworzone podczas analizy obrazu przez personel medyczny.
- Edycja parametrów oraz anonimizacja danych. Jest to możliwość edycji parametrów w pliku DICOM w różnych celach. Funkcja jest używana do usuwania danych osobowych pacjenta w celu późniejszej publikacji obrazu.

2.3.3 Kryteria porównywania przeglądarek obrazów

Porównanie aplikacji posiadających tak wiele parametrów jak przeglądarki DICOM jest bardzo skomplikowanym procesem. Dlatego wyróżniono 26 kryteriów do ich porównywania w postaci logicznej: „tak” lub „nie”, podzielonych na 5 grup, platformy, interfejsu, wsparcia, obrazowania dwu i trójwymiarowego [1]. Kryteria te w jasny sposób pozwalają na ocenę praktycznych aspektów użytkowania przeglądarki.

Platforma

Grupa platforma zawiera kryterium samodzielności. Aplikacje samodzielne są zaprojektowane tak, aby nie wymagały żadnego dodatkowego sprzętu fizycznego bądź infrastruktury do poprawnego działania. Rozwiązań sieciowych określają czy aplikacja jest usługą sieciową i czy można z aplikacji korzystać jak ze strony WWW. Aplikacje są wieloplatformowe, czyli mają możliwość uruchomienia ich na różnych systemach operacyjnych Linux/MacOS/Windows oraz możliwość używania ich na urządzeniach mobilnych takich jak telefon.

Interfejs

Przeglądarka powinna mieć możliwość komunikacji z interfejsami innych systemów. Podstawowe interfejsy sieciowe to: C-STORE SCP DICOM C-STORE, C-STORE SCU, Query-Retrieve, WADO, Parameter Transfer.

Wsparcie techniczne

Aplikacja powinna mieć dostępną pisemną dokumentację oprogramowania (np. podręczniki lub strony internetowe), wsparcie przez pocztę internetową, możliwość porozumienia się z twórcą lub opiekunem oprogramowania, forum (możliwość pytania się społeczności o opinie i ich wymiana) oraz rodzaj wikipedii (strona internetowa w formacie Wikipedii dostępna dla użytkownika).

Obrazowanie dwuwymiarowe

Przewijanie (ang. *scroll*), jako forma procesu wyświetlania obrazów, można poprawić dzięki zmniejszeniu interakcji z klawiaturą oraz myszką. Można to osiągnąć na przykład oferując możliwość przejścia do następnego lub poprzedniego obrazu przez przesunięcie kółkiem myszy lub używając przycisków góra/dół na klawiaturze. Wyświetlane elementy powinny obejmować analizowanie i wyświetlanie elementów danych DICOM, wyświetlanie rozdzielczości obrazu, badanie (np. identyfikator podmiotu) oraz znaczniki DICOM specyficzne dla dostawcy (np. specjalne ustawienie urządzenia rejestrującego). Najważniejsze

informacje powinny być wizualizowane w oknie wyświetlacza jako nakładka na obraz, np. aktualna pozycja lub nazwa podmiotu wykonującego badanie. Okienkowanie jest to sposób zamiany danych na skale szarości, okienkowanie jest opisane w sekcji 4.6.2. Pseudokolorowanie są to tabele odwzorowujące szare wartości obrazu na pseudo-kolory. Histogram wizualizuje wystąpienia i rozkład wartości kolorów na obrazach, pozwalając opisywać istotne cechy obrazu. Przeglądarka powinna mieć możliwość rysowania bądź zaznaczania linii lub innych kształtów, możliwość analizy i wyznaczania odległości w jednostkach długości na obrazie. Jest to możliwe, gdyż nagłówki pliku DICOM zawierają parametry sprzętowe urządzenia (np. ilość pikseli na milimetr). Adnotacje (opisy), które były wytworzone przez personel medyczny powinny być zapisywane w odpowiedni sposób w pliku.

Obrazowanie trójwymiarowe

Przeglądarka zawiera opcje rekonstrukcji wielopłaszczyznowej. Zwykle dane dotyczące objętości medycznej są gromadzone wzdłuż jednej osi ciała (np. poprzecznej). W wielu przypadkach ważne jest przeglądanie danych w innych kierunkach (np. strzałkowych lub czołowych), aby poprawić wizualizację niektórych struktur. W tym celu należy zapewnić funkcje rekonstrukcji osi pomocniczej na podstawie kierunku pierwotnego. Generowanie obrazów wolumetrycznych – dane obrazu 3D są bezpośrednio wizualizowane jako objętość, z którą użytkownik może wchodzić w interakcje poprzez obracanie lub skalowanie. Istnieje możliwość podświetlania struktur obrazu pasujących do wzorców wartości. Niewykorzystane szare wartości są wyświetlane jako przezroczyste, dzięki czemu specyficzne struktury stają się lepiej widoczne. Przeglądarka pozwala na generowanie powierzchni. Dzięki różnym algorytmom można generować powierzchnie w postaci wokselów. Reprezentacje powierzchni można również zastosować do poprawy wizualizacji niektórych struktur obrazu.

2.4 Format cyfrowych obrazów medycznych

Pierwsze tomografy komputerowe przeżyły swój rozwit w latach siedemdziesiątych ubiegłego wieku. Obrazy medyczne nie były bezpośrednim wynikiem badania, a jedynie wynikiem obróbki danych pomiarowych przez komputer. Zwyczajne pliki graficzne (jak np. jpg, png, gif), nie nadawały się do zapisu takich obrazów, ponieważ zapisywały obraz w spektrum światła widzialnego w postaci składowych RGB. Każdy producent stosował własny format plików, który nie był upubliczniany.

2.4.1 Standard DICOM v3.0

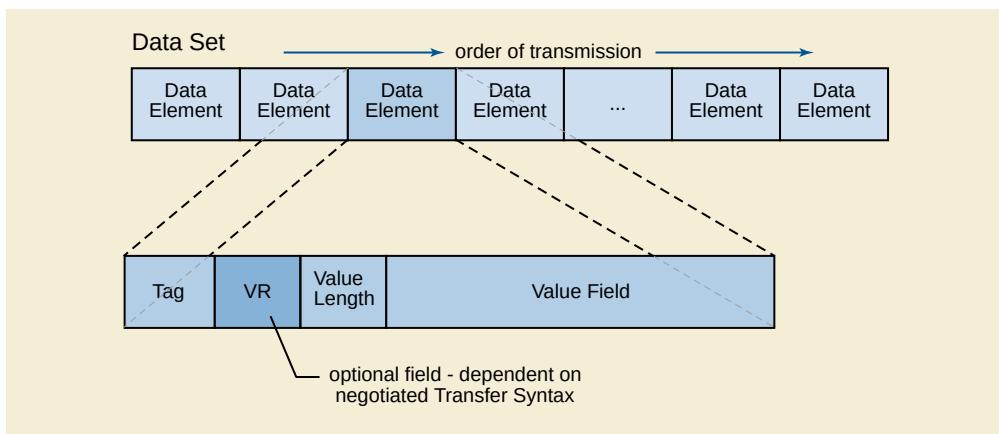
Standard DICOM jest odpowiedzią społeczności radiologów, radiofarmaceutów, fizyków medycznych na potrzebę wymiany danych pomiędzy różnymi systemami komputerowymi, przeglądarek obrazów, stacji do przetwarzania i analizowania obrazów medycznych.

Standard DICOM wersji trzeciej to standard definiujący ujednolicony sposób zapisu i przekazywania danych medycznych reprezentujących lub związanych z obrazami diagnostycznymi w medycynie. Standard został wydany w 1993 przez dwie agencje ACR (American College of Radiology) i NEMA (National Electrical Manufacturers Association). Wcześniejsze wersje nazywały się ACR/NEMA v1.0, wydana w 1983 roku i ACR/NEMA v2.0, wydana w 1990 roku, stąd wersja trzecia. Od wydania wersji trzeciej w 1993, standard jest wciąż rozwijany i uzupełniany o nowe elementy. W obecnej chwili standard DICOM definiuje 81 różnych typów badań.

UWAGA: Za każdym razem kiedy jest odniesienie do obecnego standardu DICOM, w domyśle jest to odsłona numer 2019a.

2.4.2 Sposób zapisu danych w pliku DICOM

Plik w formacie DICOM przypomina zbiór elementów danych z rekordami. Zbiór nazywa się „Data Set” i składa się z rekordów, które nazywają się „Data Element”. Elementy danych są ułożone w postaci listy. Element danych może zawierać w sobie listę elementów danych.



Rysunek 2.5: Elementy danych w zbiorze elementów danych. Zdjęcie ze standardu DICOM dostępne pod adresem http://dicom.nema.org/medical/dicom/2019a/output/chtml/part05/chapter_7.html.

Element danych

Element danych, zwany przez standard DICOM „Data Element” jest rekordem, który przechowuje pojedynczą informację o obiekcie. Składa się z czterem elementów:

- „Tag” — to unikalny identyfikator, dalej zwany znacznikiem, jest złożony z dwóch liczb: numer grupy ([uint16](#)) i numer elementu ([uint16](#)) grupy. Informuje o tym co dany rekord w sobie zawiera. W jednym zbiorze elementów nie mogą się pojawić dwa elementy posiadających ten sam znacznik.

Na przykład: jeżeli liczby znaczniku przyjmą wartości odpowiednio wartość 0010_{16} i 0010_{16} to oznacza, że jest to znacznik PatientName (0x0010, 0x0010), czyli zawiera w sobie parametr zawierający nazwę pacjenta.

Dokładne omówienie znaczników znajduje się w sekcji 2.4.2.

- „Value Representation”, w skrócie „VR” – to dwa bajty w postaci tekstu, informujące o formacie w jakim parametr został zapisany.

Dokładne omówienie „VR”-ów znajduje się w dalszej części sekcji.

- „Value Length”, w skrócie „VL” — 32-bitowa lub 16-bitowa liczba nieoznaczona, która informuje o długości pola danych („Value Field”).

Wartość „VL” zwykle jest liczbą parzystą. Standard DICOM zakłada, że wszystkie dane powinny być dopełniane do parzystej liczby bajtów.

- „Value Field” (opcjonalne) — pole z parametrem o długości VL.

Znacznik

„Tag” to unikalny znacznik pozwalający określić czego dotyczą dane zapisane w elemencie danych. Znacznik jest złożony z dwóch liczb: numeru grupy i numeru elementu. Obie liczby to 16-bitowe liczby całkowite zapisywane w postaci heksadecymalnej.

Istnieją dwa rodzaje znaczników: publiczne o parzystym numerze grupy i prywatne o nieparzystym numerze. Pierwsza grupa jest definiowana przez standard DICOM, zawiera ona podstawowe znaczniki. Publiczne znaczniki dzielą się na obowiązkowe, opcjonalne i warunkowe. Są określane przy definicji obiektów informacyjnych. Natomiast druga grupa to znaczniki, pozostawione do dyspozycji producentom sprzętu, tak by mogli zapisywać dodatkowe informacje, które nie zostały przewidziane w standardzie DICOM. Taki podział umożliwia zapisywane ogromnej liczby informacji standaryzowanej jak i informacji niestandardowej w sposób bezkonfliktowy oraz z możliwością odczytania danych przez aplikacje niepowiązane z producentem sprzętu.

Obecna odsłona DICOM definiuje znaczenie ponad 4000 publicznych znaczników oraz określa jakie VR powinny mieć. Oto kilka przykładów:

- ^{Dicom}_{Tag} Patient Name (0x0010, 0x0010) — nazwa pacjenta, czyli znacznik, który zawsze musi się pojawić. Może być pusty w przypadku kiedy pacjent jest bezimienny,
- ^{Dicom}_{Tag} Patient ID (0x0010, 0x0020) — id pacjenta, unikalny identyfikator pacjenta, najczęściej jest to numer HIS(Hospital Information System),
- ^{Dicom}_{Tag} Patient BirthDate (0x0010, 0x0030) — data urodzenia pacjenta,
- ^{Dicom}_{Tag} Patient Sex (0x0010, 0x0040) — płeć pacjenta,
- ^{Dicom}_{Tag} Patient Age (0x0010, 0x1010) — wiek pacjenta w czasie badania,
- ^{Dicom}_{Tag} Study Description (0x0008, 0x1030) — opis badania, pole wypełniane przez technika lub lekarza,
- ^{Dicom}_{Tag} Series Description (0x0008, 0x103E) — opis serii, pole wypełniane przez technika lub lekarza,
- ^{Dicom}_{Tag} Series Instance UID (0x0020, 0x000E) — unikalny numer serii, który jest nadawany każdemu badaniu,
- ^{Dicom}_{Tag} Instance Number (0x0020, 0x0013) — numer instancji ramki, używany w przypadku kiedy z jednego badania zostało utworzonych kilka plików DICOM,
- ^{Dicom}_{Tag} Modality (0x0008, 0x0060) — modalność określająca rodzaj techniki diagnostycznej,
- ^{Dicom}_{Tag} Study Date (0x0008, 0x0020) — data wykonania badania.

Reprezentacja wartości

„VR” to reprezentacja wartości, który informuje w jakim formacie jest zapisany parametr obrazu. Składa się z dwóch bajtów.

Przykładowe VR:

- AS — Age String — wiek lub długość życia

Długość danych wynosi 4 bajty. Pierwsze trzy bajty to liczba całkowita zapisana za pomocą tekstu. Czwarty bajt to znak określający jednostkę czasu. Standard definiuje cztery możliwe jednostki czasu: „D” jako dzień, „W” jako tydzień, „M” jako miesiąc, oraz „Y” jako jeden rok.

Przykład: „018M” oznacza 18 miesięcy, „123D” oznacza 123 dni.

- AT — Attribute Tag — inny znacznik

Długość danych to zawsze 32 bity, są to dwie 16-bitowe liczby, odpowiednio grupa i element grupy. Ten VR jest używany kiedy wskazujemy na inny znacznik. Wartość nie jest nigdy pokazywana użytkownikowi, a jedynie używana w interpretacji przez inne algorytmy do analizy obrazu.

Przykład: znacznik ^{Dicom} _{Tag} FrameIncrementPointer (0x0028, 0x0009) jest używany kiedy w pliku jest zapisana sekwencja kilku obrazów. Wskazuje on na inny znacznik zawierający informacje, w jaki sposób ta sekwencja ma być wyświetlona.

- DA — Date — data lub dzień

Długość danych zawsze wynosi 8 bajtów. Data zapisana w formacie „YYYYMMDD”, gdzie: „YYYY” cztery cyfry roku, „MM” dwie cyfry miesiąca, „DD” dwie cyfry dnia w kalendarzu Gregoriańskim.

Przykład: „19800716” oznacza 16 lipca 1980

UWAGA: Standard „ACR-NEMA Standard 300”, czyli poprzednik DICOM definiował datę w sposób „YYYY.MM.DD”, według standardu DICOM, taki zapis jest nie poprawny, ale zdarzają się stare obrazy z takimi datami i *Sokar::DataConverter* obsługuje taki format.

- DS — Decimal String — liczba zmiennoprzecinkowa lub ciąg kilku liczb zmiennoprzecinkowych zapisanych za pomocą tekstu w notacji wykładniczej

Długość jednej liczby powinna maksymalnie wynosić 16 bajtów. Dostępne znaki to „0”-„9”, „+”, „-”, „E”, „e”, „.”. Biblioteka QT posiada wbudowany konwerter liczb zapisanych w formacie wykładniczym.

Przykład: „426\468 ” oznacza dwie liczby 426 i 468. Proszę zwrócić uwagę na spacje na końcu.

- IS — Integer String — liczba całkowita

Długość jednej liczby powinna maksymalnie wynosić 12 bajtów. Dostępne znaki to „0”-„9”, „+”, „-”. Biblioteka QT posiada wbudowany konwerter liczb całkowitych.

Przykład: „426 ” oznacza liczbę 426.

- PN — Person Name — nazwa osoby

Ponieważ pacjenta, bądź obiekt badany można nazwać w sposób dowolny i odbiegający od polskiego standardu nazewnictwa, standard DICOM nie przewiduje rozdzielenia poszczególnych składowych nazwy na oznaczone fragmenty. „Person Name” dzieli nazwę na podane fragmenty, rozzielony znakiem „^” (94 znak kodu ASCII):

- family name complex — nazwisko, np. Smolik,
- given name complex — imię, np. Adam,
- middle name — środkowe imię, brak odpowiednika w polskim nazewnictwie,
- name prefix — prefiks przed imieniem, np: mgr. inż.,
- name suffix — sufiks po imieniu, brak odpowiednika.

Długość jednego fragmentu powinna maksymalne wynosić 64 znaki. W przypadku mniejszej ilości segmentów, mamy założyć, że są puste.

Przykład: „prof. dr. hab. inż. Jan Nowak pracownik ZEJIM” byłby zapisany w sposób następujący: „Nowak^Jan^prof. dr. hab. inż.^pracownik ZEJIM”

- SS — Signed Short — 16-bitowa liczba całkowita bez znaku
- US — Unsigned Short — 16-bitowa liczba całkowita ze znakiem
- UT — Unlimited Text — tekst o nieograniczonej długości.

Zwykły tekst o długości maksymalnie 2^{32} – 2 bajtów.

2.4.3 DICOMDIR

W przypadku większych instytucji pojawia się problem indeksowania plików i ich przeszukiwania. Wyszukanie konkretnego badania lub pliku w folderze, w którym znajduje się kilkaset plików poprzez wczytanie każdego pliku do pamięci i analiza jego danych nie jest rozwiązaniem optymalnym. Dlatego standard DICOM definiuje również pliki typu DICOMDIR, który jest plikiem indeksującym pliki DICOM w folderze. Pozwala to na efektywne przeglądanie wielu serii badań bez wczytywania plików badań.

2.4.4 Inne formaty zapisu

W tomografii komputerowej wynikiem rekonstrukcji jest macierz liczb opisujących rozkład przestrzenny współczynnika osłabiania promieniowania. Ze względu na aspekty prawne i medyczne, niezwykle istotną rzeczą jest zapis oryginalnych danych numerycznych. Ze tego powodu producenci sprzętu wprowadzają własne formaty plików cyfrowych. W plikach tych oprócz numerycznych danych obrazowych zapisane są parametry warunków akwizycji itp.

Rozdział 3

Biblioteki i narzędzia

3.1 CMake

CMake to wieloplatformowe narzędzie do automatycznego zarządzania procesem komplikacji programu. Jest to niezależne od kompilatora narzędzie pozwalające napisać jeden plik, z którego można wygenerować odpowiednie pliki budowania dla dowolnej platformy.

Z uwagi na to, że projekt musi mieć możliwość komplikacji na 3 platformy CMake jest idealnym rozwiązaniem. Dodatkowo w pracy tej starano się wybrać biblioteki, które komplikują się za pomocą CMake.

Licencja

CMake został opublikowany na licencji BSD, zgodnej z zasadami wolnego oprogramowania. Powstałej początkowo na Uniwersytecie Kalifornijskim w Berkeley. Licencje BSD skupiają się na prawach użytkownika. Są bardzo liberalne, zezwalają nie tylko na modyfikacje kodu źródłowego i jego rozprowadzanie w takiej postaci, ale także na rozprowadzanie produktu bez postaci źródłowej czy wyłączenia do zamkniętego oprogramowania, pod warunkiem załączenia do produktu informacji o autorach oryginalnego kodu i treści licencji. W programie została załączona informacja o użyciu CMake, więc jest możliwość użycia jej w pracy.

3.2 QT

Biblioteka Qt, rozwijana przez organizację Qt Project, jest zbiorem bibliotek i narzędzi programistycznych dedykowanych dla języków C++, QML i Java.

Qt jest głównie znana jako biblioteka do tworzenia interfejsu graficznego, jednakże posiada ona wiele innych rozwiązań ułatwiających programowanie obiektowe i zdarzeniowe.

W tej pracy wybrano biblioteki Qt z uwagi na to, że posiada interfejs w C++. Komplikacja oprogramowania używającego Qt może odbywać się za pomocą dwóch narzędzi: CMake oraz dedykowanego narzędzia „qmake”, zrobionego specjalnie na potrzeby biblioteki Qt. Dzięki czemu cały projekt przeglądarki używa tego samego języka oraz tego samego narzędzia zarządzania komplikacją.

3.2.1 Wymowa

Według autorów, Qt powinno się czytać jak angielskie słowo „cute”, po polsku „kiut”. Jednakże społeczność programistów nie jest co do tego zgodna. Ankiety zrobione na dwóch popularnych serwisach internetowych o tematyce programistycznej, pokazują, że najbardziej popularną wymową jest „Q.T.”, po polsku „ku te”.

Odnośniki do przytoczonych ankiet:

- <https://ubuntuforums.org/showthread.php?t=1605716>
- <https://www.qtcentre.org/threads/11347-How-do-you-pronounce-Qt>

3.2.2 Licencja

Biblioteka Qt jest dystrybuowana w dwóch wersjach: komercyjnej i otwarto źródłowej. Wersja otwarto źródłowa nie posiada wielu modułów, ale jest dystrybuowana na licencji GNU General Public License w wersji 3, co pozwala na użycie tej biblioteki mojej pracy.

3.2.3 Normy i certyfikaty

The Qt Company posiada szereg certyfikatów od FDA i UE, które ułatwiają wprowadzenie produktów używających bibliotek Qt na europejski i amerykański rynek medyczny.

Lista posiadanych norm:

- IEC 62304:2015 (2006 + A1),
- IEC 61508:2010-3 7.4.4 (SIL 3),
- ISO 9001:2015.

Więcej informacji na temat certyfikatów można przeczytać na oficjalnej stronie Qt pod adresem <https://www.qt.io/qt-in-medical/>.

3.2.4 Globalne typy struktur

W różnych systemach operacyjnych są różne kompilatory i wśród tej różnorodności pojawia się problem dotyczący zmiennych fundamentalnych. Przykład jest zagadnieniem: ile bitów ma zmienna `int`? Udając się do dokumentacji C++, dostępnej pod adresem <https://pl.cppreference.com/w/cpp/language/types>, możemy dowiedzieć się, że `int` ma minimum 16 bitów. Natomiast w dokumentacji MSVC, kompilatora firmy Microsoft, znajdującej się pod adresem <https://docs.microsoft.com/pl-pl/cpp/cpp/int8-int16-int32-int64?view=vs-2019>, widnieje informacja z której wynika, że aby mieć pewność o długości liczby całkowitej należy użyć takich typów: `_int8`, `_int16`, `_int32`, `_int64`.

Jest to problem, który biblioteka Qt rozwiązała wprowadzając dodatkowe typy literałów, które dostosowują się do systemu i kompilatora oraz zapewniają pewność podczas deklaracji, że dana zmienna będzie zakładanej długości. Dodatkowe typy literałów są dostępne w nagłówku `<QtGlobal>`, dokumentacja dostępna pod adresem <https://doc.qt.io/qt-5/qtglobal.html>.

Dlatego w pracy zostały użyte typy fundamentalne dostarczane przez bibliotekę Qt. Kilka przykładów:

- `qint8` — liczba całkowita, 8-bitowa, ze znakiem,
- `qint16` — liczba całkowita, 16-bitowa, ze znakiem,
- `qint32` — liczba całkowita, 32-bitowa, ze znakiem,
- `qint64` — liczba całkowita, 64-bitowa, ze znakiem,
- `quint8` — liczba całkowita, 8-bitowa, bez znaku,
- `quint16` — liczba całkowita, 16-bitowa, bez znaku,
- `quint32` — liczba całkowita, 32-bitowa, bez znaku,
- `quint64` — liczba całkowita, 64-bitowa, bez znaku,
- `qreal` — największa dostępna liczba zmiennoprzecinkowa.

3.2.5 Klasa `QObject`

W dokumencie są wielokrotnie zawarte odniesienia do klas z biblioteki Qt. Dlatego, aby zwiększyć czytelność pracy, została zastosowana konwencja poprzedzania klas z biblioteki Qt przedrostkiem `Qt::`, który jest za razem przestrzenią nazw. Przykład poniżej:

`Qt::QObject`

Wszystkie funkcje wewnętrz klas są oznaczone następująco:

`Qt::QObject::connect()`

Dodatkowo w dokumencie PDF klikając na nazwę klasy użytkownik zostanie przekierowany do oficjalnej dokumentacji Qt znajdującej się pod adresem <https://doc.qt.io/qt-5>.

Biblioteka Qt dostarcza klasę `Qt::QObject`, która jest bazą dla wszystkich obiektów Qt i wszystkie klasy współpracujące z biblioteką Qt powinny po niej dziedziczyć. `Qt::QObject` implementuje 2 podstawowe rzeczy: system drzewa obiektów (opisany w sekcji 3.2.5), system sygnałów (opisany w sekcji 3.2.5).

Drzewa obiektów

W C++ jednym z największych problemów jest wyciek pamięci, który pojawia się wtedy, gdy zaalokujemy na stercie obiekt za pomocą operatora `new` i nie usuniemy go gdy ten będzie niepotrzebny.

`Qt::QObject` zakłada, że obiekty mogą mieć jednego rodzica, a rodzic może mieć wiele dzieci. Rodzica można przypisać podczas tworzenia obiektu oraz zmieniać go dowolnie w trakcie działania programu. Przypisanie rodzica dziecku oznacza to, że gdy wywołamy destruktor rodzica, ten wywoła destruktory dzieci i w ten sposób całe drzewo obiektów zostanie zniszczone.

Mechanizm ten pozwala nam tworzyć nowe obiekty na stercie i nie martwić się o ich późniejsze sprzątanie. Jest to o tyle efektywne, że nie trzeba dla każdego obiektu tworzyć odrębnego wskaźnika lub wektora wskaźników w deklaracji klasy, a dzięki temu można mieć czystszy i czytelniejszy kod źródłowy. Przykładowe użycie:

```
1 int main() {
2
3     // Tworzymy obiekt przycisku
4     auto *quit = new QPushButton("Quit");
5     // Tworzymy obiekt okna
6     auto *window = new QWidget();
7
8     // Przypisujemy rodzica przyciskowi
9     quit->setParent(window);
10
11     ...
12
13     // W tym momencie przycisk wraz z oknem zostaja usuniête
14     delete window;
15 }
```

Sygnały i sloty

System sygnałów i slotów jest implementacją programowania zdarzeniowego. Sygnał jest źródłem zdarzenia, a slot jest odbiorikiem zdarzenia. Sygnał obiektu jest łączony do slotu obiektu dynamicznie w czasie działania programu. Do jednego sygnału można podłączyć wiele slotów, jak i do jednego slotu można wprowadzić wiele sygnałów. Gdy zdarzenie zostanie wyemitowane, to wszystkie sloty podłączone do sygnału zostaną powiadomione. Sygnały i sloty są implementowane przez funkcje definiowane w deklaracji klasy. System sygnałów Qt nie ma nic wspólnego w sygnałach pojawiających się w C, takich jak „SIGTERM”. Dodatkowo sygnały w Qt są w stanie przenosić argumenty definiowane przez programistę. Taka implementacja umożliwia programowanie zdarzeniowe.

Przykład użycia sygnałów do propagacji zdarzenia.

```
1 /* Tworzymy dwa obiekty klasy Counter (definicja w następnej sekcji)
2  Definicja klasy Counter jest w dalszej części dokumentu*/
3 Counter a, b;
4
5 /* Łączymy sygnał Counter::valueChanged obiektu "a",
6  do slotu Counter::setValue obiektu "b" */
7 QObject::connect(&a, &Counter::valueChanged,
8                  &b, &Counter::setValue);
9 /* Do slotu można też podpiąć wyrażenie lambda */
10
11 /* Ustawiamy wartość licznika obiektu "a" na 12 */
12 a.setValue(12);
13
14 /* W czasie ustawiania został wysłany sygnał z "a" do "b", więc:
15    a.value() == 12    b.value() == 12 */
16
17 /* Ustawiamy wartość licznika obiektu "b" na 48 */
18 b.setValue(48);
19
20 /* Sygnał Counter::valueChanged obiektu "b" nie jest podłączony do
21 żadnego slotu, więc:
22    a.value() == 12    b.value() == 48 */
```

Pełna dokumentacja na temat sygnałów i slotów znajduje się na oficjalne stronie Qt pod adresem <https://doc.qt.io/qt-5/signalsandslots.html>

Przykładowa klasa dziedzicząca po QObject

```
1 #include <QObject>
2
3 class Counter : public QObject {
4     /* Każda klasa dziedzicząca po QObject musi na samym
5      * początku swojej definicji mieć makro "Q_OBJECT". */
6     Q_OBJECT
7
8 public:
9     Counter() { m_value = 0; }
10
11    int value() const { return m_value; }
12
13    /* Sloty powinny być poprzedzone makrem "slots".
14       Widoczność slotów można zmieniać. */
15 public slots:
16    void setValue(int value){
17        if (value != m_value) {
18            m_value = value;
19
20            /* Podczas wywoływania sygnału należy
21               poprzedzić to makrem "emit". */
22            emit valueChanged(value);
23        }
24    }
25
26    /* Sygnały powinny być poprzedzone makrem "signals".
27       Wszystkie sygnały są publiczne. */
28 signals:
29    void valueChanged(int newValue);
30
31 private:
32    int m_value;
33};
```

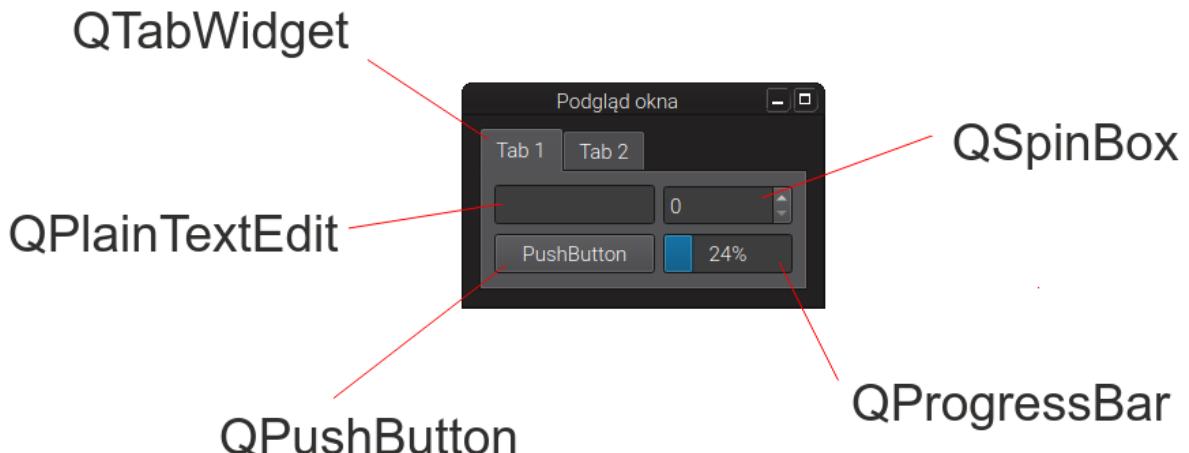
3.2.6 Graficzny interfejs użytkownika

Graficzny interfejs użytkownika został zaimplementowany za pomocą klasy *Qt::QWidget*. Klasa ta dziedziczy po *Qt::QObject* i po *Qt::QPaintDevice*, obiekcie służącym do rysowania. *Qt::QWidget* reprezentuje element graficzny interfejsu użytkownika, ma zaimplementowany mechanizm renderowania, wyświetlanego na ekranie użytkownika, obsługi myszki klawiatury, przeciągnięcia i upuszczenia (ang. *drag and drop*), itp. Wszystkie elementy takie jak przyciski i pola tekstowe muszą dziedziczyć po niej.

Interfejs klasy jest niezależny od platformy, na której się znajduje. Nawet tworzenie własnej, niestandardowej kontrolki nie wymaga uwzględniania systemu operacyjnego, a przynajmniej w kwestii użytkowej.

Kilka przykładowych klas obiektów graficznych i ich cechy:

- *Qt::QLabel* — klasa służąca do wyświetlania tekstu bez możliwości interakcji z nim. Dziedziczy po klasie *Qt::QFrame*, która dziedziczy po *Qt::QWidget*.
- *Qt::QPushButton* — klasa do tworzenia zwykłego przycisku. Dziedziczy po klasie *Qt::QAbstractButton*, która dziedziczy po *Qt::QWidget*. Obsługa zdarzenia wciśnięcia przycisku jest przez obsługę sygnału *Qt::QAbstractButton::clicked()*. Przykład można zobaczyć na rysunku 3.1.
- *Qt::QTabWidget* — implementuje zakładki, takie jak w przeglądarce internetowej. Dziedziczy bezpośrednio po klasie *Qt::QWidget*. Zawartości zakładek mogą być



Rysunek 3.1: Przykładowe okienko programu w Qt. Zdjęcie własne.

zwykłymi obiektami dziedziczącymi po *Qt::QWidget*. Przykład można zobaczyć na rysunku 3.1.

- *Qt::QPlainTextEdit* — implementuje pole umożliwiające wprowadzanie tekstu przez użytkownika. Dziedziczy po klasie *Qt::QAbstractScrollArea*, które dziedziczy po *Qt::QFrame*, z kolei ta po *Qt::QWidget*. Przykład można zobaczyć na rysunku 3.1.
- *Qt::QProgressBar* — implementuje pasek postępu w dwóch wersjach poziomej i pionowej. Dziedziczy bezpośrednio po klasie *Qt::QWidget*. Przykład poziomego paska można zobaczyć na rysunku 3.1.
- *Qt::QSpinBox* — implementuje prządkę, czyli kontrolkę przystosowaną do wprowadzania liczb przez użytkownika. Posiada dwa dodatkowe przyciski pozwalające w łatwy sposób zwiększyć lub zmniejszyć zawartość. Przykład można zobaczyć na rysunku 3.1.

3.3 GDCM

3.3.1 Uzasadnienie wyboru

Znalezienie dobrej biblioteki do obsługi nie jest proste, ponieważ jest ich bardzo dużo, a ich liczba wciąż rośnie. Powstał portal internetowy do ich indeksowania o nazwie „I DO IMAGING”, dostępny pod adresem <https://idoimaging.com/programs>.

Biblioteka, której poszukiwano w tej pracy powinna:

- współpracować z językiem C++,
- mieć licencję pozwalającą jej używać w potrzebnym zakresie,
- być darmowa, najlepiej otwarto źródłowa,
- być aktywnie rozwijana — znaczna większość bibliotek charakteryzowała się tym, że była porzucona i ostatnia zmiana była wprowadzona wiele lat temu, a proces jej rozwoju trwał od 2 do 5 miesięcy,

- być dostępna na Linuxa, MacOS i Microsoft Windows.

Ostatecznie podjęto decyzję o wyborze biblioteki o nazwie Grassroots DICOM (GDCM), dostępną pod adresem <http://gdcm.sourceforge.net/>.

3.3.2 Opis

Przetłumaczony opis biblioteki z oficjalnej strony prezentuje się następująco: Grassroots DICOM (GDCM) to implementacja standardu DICOM zaprojektowanego jako open source, dzięki czemu naukowcy mogą uzyskać bezpośredni dostęp do danych klinicznych. GDCM zawiera definicję formatu pliku i protokołów komunikacji sieciowej, z których oba powinny zostać rozszerzone dla zapewnienia pełnego zestawu narzędzi badaczowi lub małemu dostawcy obrazowania medycznego w celu połączenia z istniejącą bazą danych medycznych.

GDCM jest biblioteką posiadającą możliwość wczytywania, edycji i zapisu plików w formacie DICOM. Obsługuje ona wiele kodowań obrazów jak i protokoły sieciowe. Jest w całości napisana w C++, a do komplikacji używa CMake. Dzięki temu w całym programie jest używany język C++ wraz z CMake, co ułatwia zarządzanie procesem komplikacji do jednego pliku.

Główną zaletą biblioteki jest dobra dokumentacja wraz z przykładami jej użycia, które okazały się kluczowe przy wyborze. Biblioteka została napisana w sposób obiektowy z usprawnieniami zawartymi w C++, takimi jak referencje i obiekty stałe, co ułatwia jej użytkowanie.

3.3.3 Licencja

GDCM jest wydana na licencji BSD License, Apache License V2.0, która jest kompatybilna z GPLv3. Licencja ta dopuszcza użycie kodu źródłowego zarówno na potrzeby wolnego oprogramowania, jak i własnościowego oprogramowania.

3.3.4 Podstawowe klasy

W dokumencie są wielokrotnie zawarte odniesienia do klas z biblioteki GDCM. Dlatego, aby zwiększyć czytelność pracy, została zastosowana konwencja poprzedzania klas z biblioteki Qt przedrostkiem *gdcm::*, który razem jest przestrzenią nazw biblioteki. Przykład poniżej:

gdcm::ImageReader

Wszystkie funkcje wewnętrz klas są oznaczone następująco:

gdcm::ImageReader::GetImage()

Dodatkowo w dokumencie PDF można kliknąć na nazwę klasy i użytkownik zostanie przekierowany do oficjalnej dokumentacji GDCM znajdującej się pod adresem <http://gdcm.sourceforge.net/html>.

Przedstawiono kilka podstawowych klas:

- *gdcm::Reader* — klasa służąca do wczytywania pliku DICOM,

- *gdcm::ImageReader* — klasa służąca do wczytywania obrazu DICOM, dziedziczy po *gdcm::Reader*, jest wstanie wygenerować obiekt obrazu,
- *gdcm::Image* — obiekt obrazu ułatwiający pobieranie informacji,
- *gdcm::File* — obiekt pliku DICOM,
- *gdcm::DataSet* — obiekt zbioru elementów,
- *gdcm::DataElement* — obiekt elementu danych,
- *gdcm::Tag* — obiekt znacznika,
- *gdcm::StringFilter* — pomocnicza klasa służąca do konwersji na obiekt tekstu.

3.3.5 Przykład użycia

Poniżej zaprezentowano kilka przykładów użycia biblioteki GDCM.

Przykład wczytania pliku

W poniższym przykładzie mamy do czynienia z wczytaniem pliku oraz pobraniem kilku wartości z elementów o danych znacznikach.

```
1 #include ...
2
3 int main() {
4
5     /* Tworzymy obiekt czytającego i wczytujemy plik */
6     gdcm::Reader reader;
7     reader.SetFileName("/path/to/file");
8     if (!reader.Read()) {
9         /* W przypadku wystąpienia błędu możemy go obsłużyć */
10        return 1;
11    }
12
13    /* Pobieramy obiekt pliku */
14    const gdcm::File &file = reader.GetFile();
15
16    /* Pobieramy obiekt zbioru danych */
17    const gdcm::DataSet &dataset = file.GetDataSet();
18
19    /* Tworzymy pomocniczą klasę do konwertowania danych na std::string */
20    gdcm::StringFilter stringFilter;
21    stringFilter.SetFile(file);
22
23    /* Tworzymy pomocnicze obiekty znaczników */
24    const static gdcm::Tag
25        TagPatientName(0x0010, 0x0010),
26        TagWindowCenter(0x0028, 0x1050),
27        TagWindowWidth(0x0028, 0x1051);
28
29    /* Pobieramy tekst, jeżeli się znajduje w zbiorze */
30    if (dataset->FindDataElement(TagPatientName))
31        std::string name = stringFilter.GetString(TagPatientName);
32
33
34    if (dataset->FindDataElement(TagWindowCenter)){
35        /* Pobieramy element ze zbioru danych */
36        const DataElement& ele = dataset->GetDataElement(tag);
37        /* Pobieramy 16-bitowego inta */
38        quint16 center = ele.GetByteValue()->GetPointer();
39    }
40
41    if (dataset->FindDataElement(TagWindowWidth)){
42        const DataElement& ele = dataset->GetDataElement(tag);
43        quint16 width = ele.GetByteValue()->GetPointer();
44    }
45
46 }
```

Przykład wczytania obrazu

W tym przykładzie widzimy usprawnione wczytywanie obrazu za pomocą klasy przy- stosowanej do tego.

```
1 #include ...
2
3 int main() {
4
5     /* Tworzymy obiekt czytającego i wczytujemy plik */
6     gdcm::ImageReader ir;
7     ir.SetFileName("/path/to/file");
8     if (!ir.Read()) {
9         /* W przypadku wystąpienia błędu możemy go obsłużyć.
10            Klasa gdcm::ImageReader zwróci błąd gdy w pliku nie
11            będzie obrazu, bądź będzie w niespieranym formacie */
12         return 1;
13     }
14
15     /* Pobieramy obiekt obrazu */
16     const gdcm::Image &gimage = ir.GetImage();
17
18     /* Tworzymy bufor i zmieniamy jego wielkość. */
19     std::vector<char> imgbuffer;
20     imgbuffer.resize( gimage.GetBufferLength() );
21
22     /* Pobieramy wymiary obrazu */
23     const unsigned int* dimension = gimage.GetDimensions();
24     quint dimX = dimension[0];
25     quint dimY = dimension[1];
26
27     if (gimage.GetPhotometricInterpretation() ==
28         gdcm::PhotometricInterpretation::RGB)
29         std::cout << "Jest to obraz RGB" << std::endl;
30
31     if (gimage.GetPhotometricInterpretation() ==
32         gdcm::PhotometricInterpretation::MONOCHROME2)
33         std::cout << "Jest to obraz monochromatyczny typu drugiego\n";
34
35     if (gimage.GetPixelFormat() == gdcm::PixelFormat::UINT8)
36         std::cout << "Jest to obraz monochromatyczny typu drugiego\n";
37
38     /* Dalej można pobrać plik i zbiór elementów */
39
40     const gdcm::File &file = ir.GetFile();
41     const gdcm::DataSet &dataset = ir.GetDataSet();
42 }
```

3.4 Git

Git to system kontroli wersji. Cała praca została wykonana przy użyciu tego narzędzia, a repozytorium z programem znajduje się pod adresem <https://gl.ire.pw.edu.pl/ajedrzejowski/sokar-app>. Źródło pracy pisemnej napisanej w LaTeX można znaleźć pod adresem <https://gl.ire.pw.edu.pl/ajedrzejowski/sokar-writing>.

Rozdział 4

Implementacja

Najbardziej rozpoznawalne dwie przeglądarki to Osirix i Horus. Ich nazwy zaczerpnięto od nazw egipskich bogów: odpowiednio od Ozyrysa, boga śmierci i Horusa, boga nieba. Nazwa przeglądarki omawianej w pracy będzie miała nazwę: Sokar.

Sokar w mitologii egipskiej to bóstwo dokonujące przyjęcia i oczyszczenia zmarłego władcę oraz przenoszący go na swej barce do niebios, patron metalurgów, rzemieślników i tragarzy (nosicieli lektyk) oraz wszelkich przewoźników.

4.1 Zakres implementacji

Po analizie możliwości przeglądarek plików DICOM dostępnych na rynku postanowiono zaimplementować następujące komponenty w opracowywanej przeglądarce:

- Obsługa obrazów bez względu na ich modalność, ale z ograniczeniem do następujących interpretacji fotometrycznej:
 - „MONOCHROME1”,
 - „MONOCHROME2”,
 - „RGB”,
 - „YBR”.
- Przesuwanie (ang. *pan*).
- Skalowanie lub powiększenie poprzez decymacje i interpolacje liniowe.
- Rotacja i odbicia lustrzane.
- Okienkowanie i pseudokolorowanie, zarówno w skali szarości jak i z użyciem wielokolorowych palet.
- Obsługa serii obrazów jako całości
 - przegląd obrazów w serii,
 - animacje,
 - wspólne okna w skali barwnej,
 - wspólne przekształcenia macierzowe.

4.2 Wieloplatformowość

Dla uzyskania wieloplatformowości kodu źródłowego zastosowano język C++ wraz z bibliotekami, GDCM i Qt, napisanymi również w C++. Przestrzegano standardu C++ w standardzie ISO/IEC 14882 z 2018, w skrócie C++17. Dzięki czemu jest możliwość kompilacji kodu źródłowego na trzy platformy: Linux, MacOS i Windows. Procedury kompilacji na wszystkie platformy zapewnia narzędzie CMake. Dzięki niemu za pomocą jednego pliku można wygenerować odpowiednie pliki kompilacji na używaną platformę.

4.3 Graficzny interfejs użytkownika

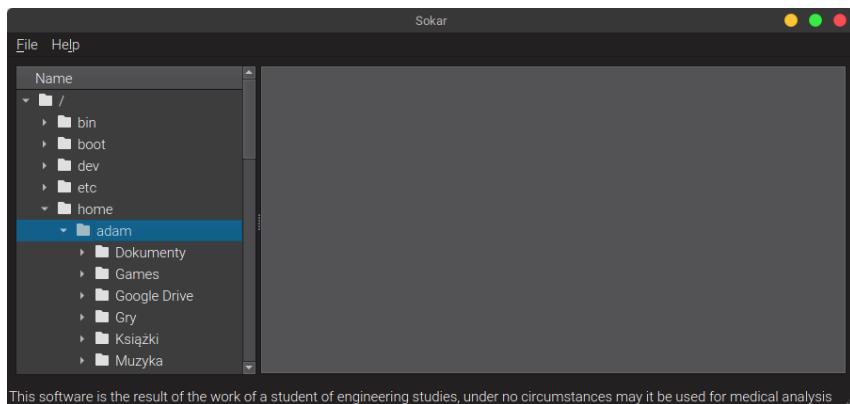
W dokumencie są wielokrotnie zawarte odniesienia do klas z przeglądarki obrazów. Dlatego, aby zwiększyć czytelność pracy, została zastosowana konwencja poprzedzania klas z aplikacji przedrostkiem *Sokar::*, który za razem jest przestrzenią nazw programu. Przykład poniżej:

Sokar::DataConverter

Wszystkie funkcje wewnętrz klas są oznaczone następująco:

Sokar::DataConverter::toString()

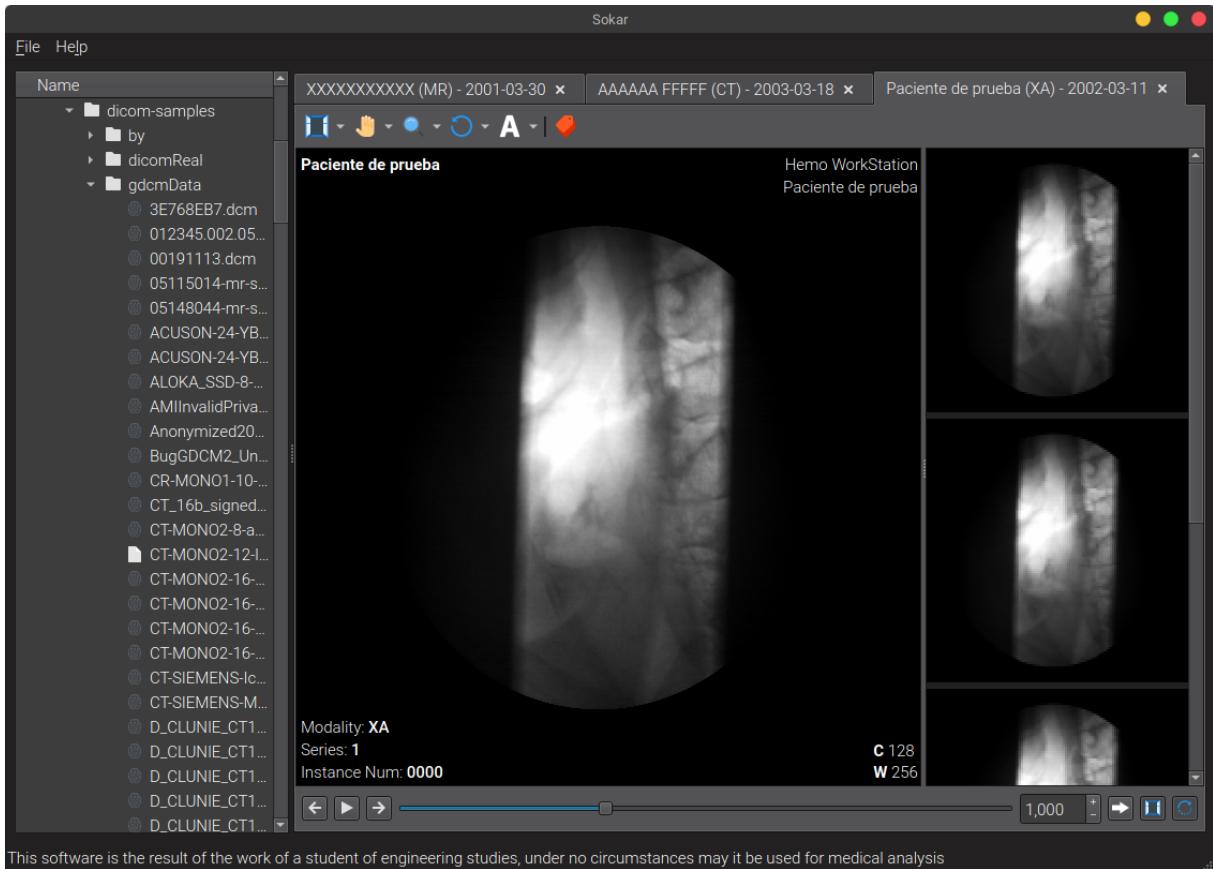
Po uruchomieniu programu użytkownikowi ukazuje się główne okno, pokazane na rysunku 4.1, implementowane przez klasę *Sokar::MainWindow*. Okno zawiera 3 elementy: menu (obiekt klasy *Qt::QMenuBar*), drzewo plików (obiekt klasy *Sokar::FileTree*), obiekt zakładek z obrazami (obiekt klasy *Sokar::DicomTabs*).



Rysunek 4.1: Okno przeglądarki tuż po uruchomieniu. Zdjęcie własne.

Użytkownik może otworzyć plik DICOM na trzy sposoby: z menu na górze, z drzewa ze strukturą plików lub poprzez przeciągnięcie (ang. *drag and drop*). W dwóch pierwszych przypadkach użytkownik może otworzyć tylko jeden plik, a w trzecim jest możliwość wczytania wielu plików.

Po wczytaniu pliki są wyświetlane w zakładkach. Kontener z zakładkami jest implementowany przez klasę *Sokar::DicomTabs*. Przykład programu z wczytanymi kilkoma plikami, w tym jednym z animacją znajduje się na rysunku 4.2



Rysunek 4.2: Okno przeglądarki z wczytanymi kilkoma obrazami. Zdjęcie własne.

Obiekt wewnętrzny zakładek odpowiada za wyświetlanie wszystkich elementów umożliwiających interakcję użytkownika z obrazem. Jest on implementowany przez klasę *Sokar::DicomView*. Jeden taki obiekt może posiadać wiele obrazów wyświetlanych w formie animacji. Obrazy są wyświetlane na scenie implementowanej przez *Sokar::DicomScene*. Pod sceną znajduje się pasek filmu. Z jego pomocą użytkownik może zatrzymać lub wznowić animację. Na prawo od sceny znajdują się ikony i z wszystkimi ramkami filmu. Pasek filmu i ikony obrazów ukrywają się, gdy jest wczytyany tylko jeden obraz.

Scena to obiekt wyświetlający i generujący obraz na ekranie. Dodatkowo na scenie znajduje się pięć zestawów informacji z pliku DICOM:

- dane pacjenta — w lewym górnym rogu,
- dane szpitala lub jednostki w, której obraz został wykonany — w prawym górnym rogu,
- dane akwizycji obrazów w lewym dolnym rogu, mogących się różnić dla każdej modalności,
- podziałka informująca o rzeczywistym rozmiarze obiektu znajdującego się na obrazie znajdująca się w dolnej i prawej części obrazu,
- cztery litery z sześciu (H, F, A, P, R, L) informujących o ułożeniu obrazu względem pacjenta.

Przykładowa scena z obrazem monochromatycznym znajduje się na rysunku 4.3.



Rysunek 4.3: Przykładowa scena z obrazem monochromatycznym. Zdjęcie własne.

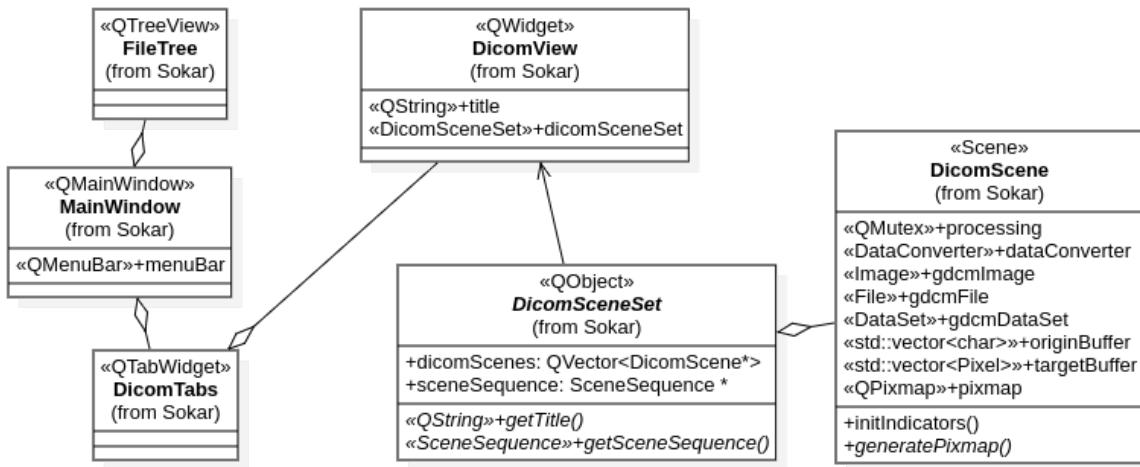
Możliwość wyświetlania animacji pojawia się wtedy, gdy w jednej zakładce będzie znajdowała się więcej niż jedna ramka obrazu. Można to osiągnąć wczytując wiele obrazów z tej samej serii lub wczytać obraz posiadający wiele ramek. Wówczas pod sceną pojawia się pasek, umożliwiający sterowanie animacją, a po prawej stronie obiekt z ikonami poszczególnych ramek obrazu. Dokładny opis przycisków i ich funkcji znajduje się w sekcji 4.5.4.

Pełna struktura menu programu znajdującego się na górze jest opisana w sekcji 4.5.6.

4.4 Projekt struktury obiektowej programu

W tej sekcji wyjaśniona jest ogólna struktura programu, z pominięciem dokładnych opisów poszczególnych elementów. Ich szczegółowy opis znajduje się w następnych sekcjach.

Obiekt okna, klasy *Sokar::MainWindow* posiada 3 elementy: menu (klasy *Qt::QMenuBar*), drzewa plików (klasy *Sokar::FileTree*), obiekt zakładek (klasy *Sokar::DicomTabs*). Zakładki obiektu zakładek są implementowane przez klasę *Sokar::DicomView*. Obiekt zakładki posiada abstrakcyjną kolekcję scen, implementowaną przez *Sokar::DicomSceneSet*. Kolekcja scen odpowiada za przechowywanie obrazów i scen, obiektów klasy *Sokar::DicomScene*. Sceny nie posiadają bezpośredniego dostępu do pliku, a jedynie wskaźniki do odpowiednich miejsc w pamięci, gdzie obrazy są przechowywane. Ogólny diagram klas znajduje się na rysunku 4.4.



Rysunek 4.4: Diagram klas UML globalnej struktury programu.

4.5 Struktury danych

4.5.1 Konwertowanie danych ze znaczników

Każdy plik DICOM posiada zbiór elementów danych. Zapisane elementy danych należy przekonwertować na obiekty danych odpowiadające potrzebom programu. Dlatego został zaimplementowany obiekt klasy *Sokar::DataConverter* zajmujący się konwersją danych z pliku DICOM na dane w formacie odpowiadającym programowi.

Obiekt konwertera jest tworzony na podstawie pliku DICOM i przy wywoływaniu konwersji należy podać tylko znacznik, który nas interesuje. Takie rozwiązanie pozwala na przesłanie do wszystkich obiektów jednego względnie małego obiektu konwertera, co ułatwia zarządzanie dostępem do pliku DICOM.

Klasa *Sokar::DataConverter* posiada następujące funkcje, pozwalające na konwertowanie danych:

- *Sokar::DataConverter::toString()*

Funkcja konwertuje element na obiekt tekstu `Qt::QString`.

- *Sokar::DataConverter::toAttributeTag()*

Funkcja konwertuje element o znaczniku typu VR:AT na obiekt znacznika `gdcm::Tag`.

- *Sokar::DataConverter::toAgeString()*

Funkcja konwertuje element o znaczniku typu VR:AS na tekst w postaci czytelnej, np: „18 weeks” lub „3 years”.

- *Sokar::DataConverter::toDate()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:DA na obiekt klasy `Qt::QDate`, który ma w sobie wbudowaną konwersję na tekst zależny od ustawień językowych aplikacji.

- *Sokar::DataConverter::toDecimalString()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:DS na obiekt wektora posiadającego liczby rzeczywiste. `qreal` jest aliasem do typu zmiennoprzecinkowego, na systemach 64-bitowych jest to `double`.

- *Sokar::DataConverter::toIntegerString()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:IS na 32-bitową liczbę całkowitą (`qint32`).

- *Sokar::DataConverter::toPersonName()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:PN na obiekt tekst zawierający imię w formie pisanej.

- *Sokar::DataConverter::toShort()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:SS na 16-bitową liczbę całkowitą ze znakiem (`qint16`).

- *Sokar::DataConverter::toUShort()*

Funkcja konwertuje element o znacznik typu VR:US na 16-bitową liczbę całkowitą bez znaku (`quint16`).

Oprócz powyższych funkcji jest jeszcze kilka innych funkcji pomocniczych oraz kilka aliasów.

Ogólne zasady konwersji, które dotyczą wszystkich danych:

- Większość VR jest zapisanych jako tekst, kodowanie i dekodowanie tekstu jest zapewniane przez bibliotekę.
- Większość danych może mieć kilka wartości oddzielonych backslashem „\”, dlatego konwerter dla VR, w których standard przewiduje wiele wartości, zawsze zwraca wektor z tymi wartościami.
- Wszystkie dane są zapisane parzystą ilością bajtów. W przypadku tekstu dodaje się znak spacji na końcu danych. Taka spacja jest pomijana w analizie danych.

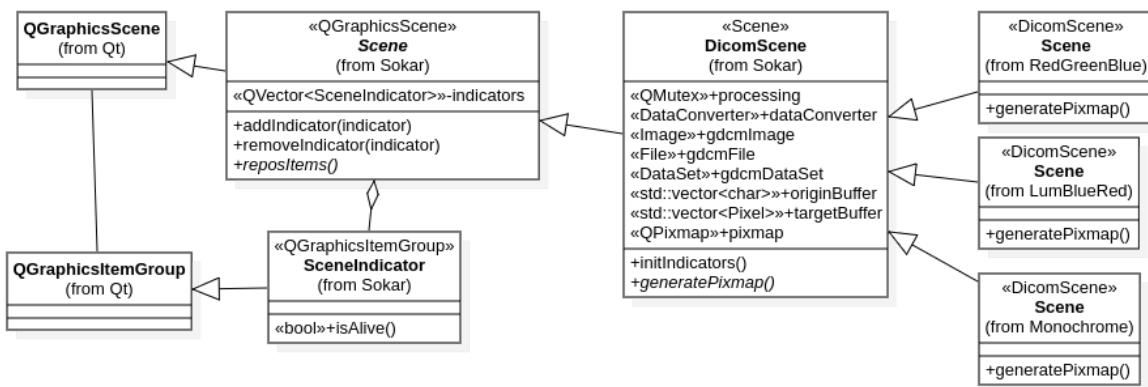
4.5.2 Scena

Scena jest obiektem jednej ramki obrazu i jest odpowiedzialna za pośrednie wygenerowanie obrazu oraz jego wyświetlenie na ekranie. Implementowana jest ona przez klasę *Sokar::DicomScene*, dziedziczącą po *Sokar::Scene*, natomiast *Sokar::Scene* dziedziczy po *Qt::QGraphicsScene*. Diagram klas UML znajduje się na rysunku 4.5

Wyświetlanie sceny

Qt zapewnia własny silnik graficzny, który pozwala na łatwą wizualizację przedmiotów, z obsługą obrotu i powiększania. Silnik ten jest implementowany w postaci scen za pomocą *Qt::QGraphicsScene*. Natomiast klasa *Qt::QGraphicsView* dostarcza element interfejsu graficznego, który jest miejscem do wyświetlania scen.

Na scenie mogą być wyświetlane obiekty dziedziczące po *Qt::QGraphicsItem*. Obiekty te mogą być dodawane, usuwane i przesuwane ze sceny w czasie rzeczywistym. Dodatkowo



Rysunek 4.5: Diagram klas UML dziedziczenia klasy *Sokar::DicomScene*.

można na tych obiektach używać przekształceń macierzowych we współrzędnych jednorodnych, szerzej opisanych w sekcji 4.6.3. Przykłady obiektów używanych w scenie *Sokar::DicomScene*:

- *Qt::QGraphicsTextItem* — element wyświetlający tekst. Obsługuje on możliwość wyświetlania podstawowych znaczników HTML.
 - *Qt::QGraphicsLineItem* — element wyświetlający prostą linię z punktu *A* do *B*,
 - *Qt::QGraphicsPixmapItem* — element wyświetlający obrazy graficzne, obiekty klasy *Qt::QPixmap*,
 - *Qt::QGraphicsItemGroup* — element grupujący wiele elementów. Pozwala na łatwą implementację bardziej złożonych struktur.

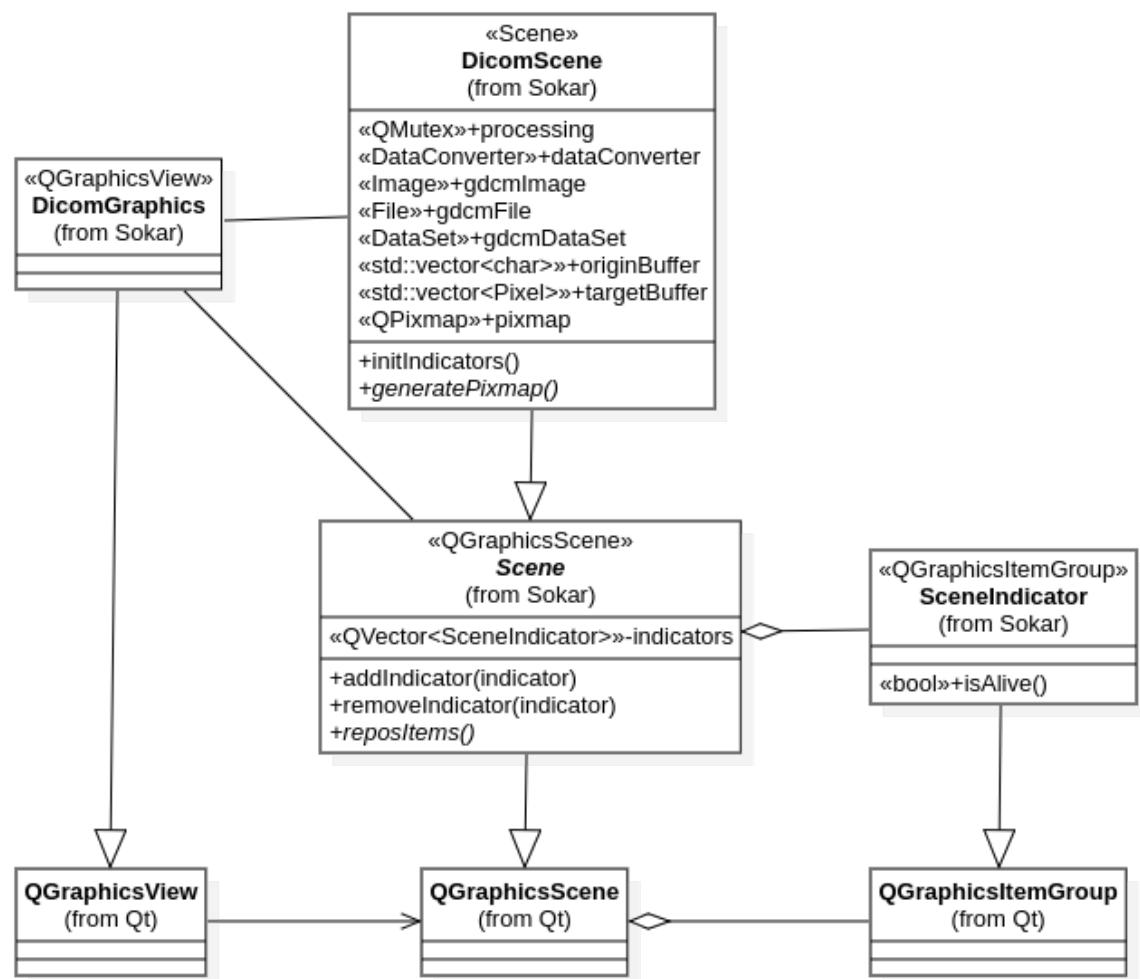
Silnik graficzny Qt został rozszerzony o dodatkowe możliwości ułożone w warstwy. Pierwszą warstwą jest biblioteka Qt (*Qt::QGraphicsScene*). Drugą jest scena z elementami, które same są w stanie się przemieszczać po scenie (*Sokar::Scene*). Trzecia warstwa to scena z obrazem DICOM (*Sokar::DicomScene*).

W pierwszej warstwie elementy graficzne zostały zaimplementowane za pomocą klasy *Sokar::SceneIndicator*, dziedziczącej po *Qt::QGraphicsItemGroup*. Sceny zostały zaimplementowane za pomocą klasy *Sokar::Scene*, dziedziczącej po *Qt::QGraphicsScene*. Kontrolka graficzna została zaimplementowana za pomocą klasy *Sokar::DicomGraphics*, dziedziczącej po *Qt::QGraphicsView*.

W Qt sceny wyświetlające elementy nie rozróżniają wielkości kontrolki graficznej, która je wyświetla, dodatkowo nie wiedzą czy są wyświetlane czy nie. Obiekty klasy *Sokar::DicomGraphics*, informują sceny, o wielkości kontrolki i o zmianach tej wielkości. Dodatkowo obiekty *Sokar::SceneIndicator* otrzymują informacje o zmianach wielkości scen i są w stanie same zmieniać swoją pozycję na scenie poprzez wirtualną funkcję *Sokar::SceneIndicator::reposition()*.

W trzeciej warstwie została dodana klasa *Sokar::DicomScene* dziedzicząca po *Sokar::Scene*.

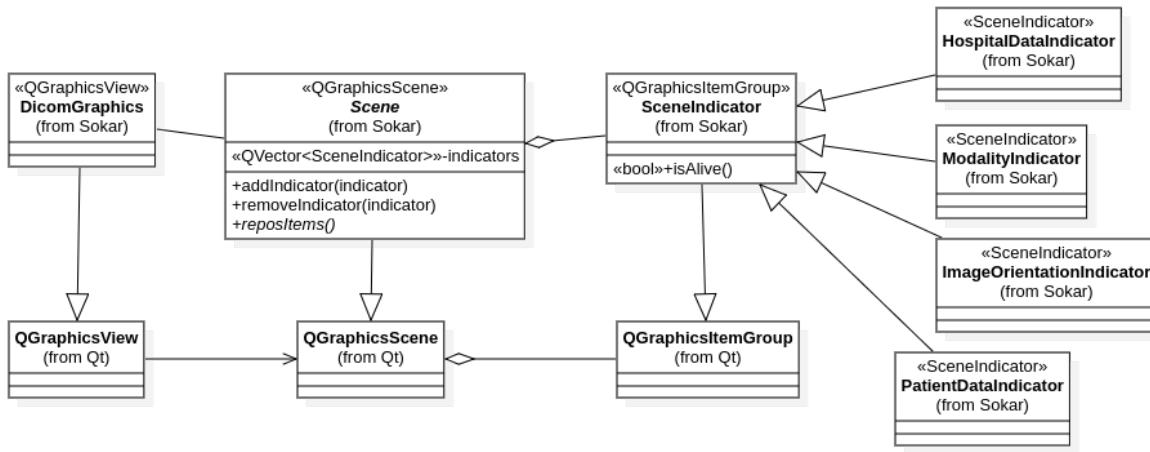
Diagram klas UML znajduje się na rysunku 4.6.



Rysunek 4.6: Diagram klas UML dziedziczenia klasy `Sokar::DicomScene`.

Informacje wyświetlane na scenie

Wszystkie elementy wyświetlające dane z pliku DICOM dziedziczą po klasie *Sokar::SceneIndicator*. Diagram klas UML znajduje się na rysunku 4.7.



Rysunek 4.7: Diagram klas UML dziedziczenia klasy *Sokar::SceneIndicator*.

Domyślnie obiekty wyświetlające informacje (tytuły punktów to nazwy klas):

Dane pacjenta

Dane pacjenta są implementowane przez *Sokar::PatientDataIndicator* i pojawiają się zawsze na scenie w lewym górnym rogu. Zawierają następujące linie:

- Nazwa pacjenta oraz płeć

Nazwa pacjenta znajduje się w $\overset{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Patient Name (0x0010, 0x0010) o VR:PN.

Płeć, zapisana jest w $\overset{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Patient Sex (0x0010, 0x0040) i może mieć następujące wartości:

- „M” — oznacza mężczyznę, wyświetlana jako znak ♂,
- „F” — oznacza kobietę, wyświetlana jako znak ♀,
- „O” — oznacza inną płeć i nie jest wyświetlana.

Przykład: „Jan Nowak ♂”.

- Identyfikator pacjenta

Unikalny identyfikator pacjenta ze znacznika $\overset{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Patient ID (0x0010, 0x0020) wyświetlany jest w takiej formie, w jakiej jest zapisany. W praktyce najczęściej jest to numer z systemu używanego w danym szpitalu, rzadziej numer PESEL.

Przykład: „HIS/000000”.

- Data urodzenia oraz wiek pacjenta w trakcie badania

Data urodzenia znajdująca się w $\overset{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Patient Birth Date (0x0010, 0x0030) i jest zamieniana na format „YYYY-MM-DD”. Dodatkowo, jeżeli tag $\overset{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ PatientAge (0x0010, 0x1010) jest obecny, wyświetlany jest także wiek pacjenta w czasie badania.

Przykład: „born 1982-08-09, 28 years”.

- Opis lub klasyfikacja badania dokonana przez instytucję

Tekst brany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Study Description (0x0008, 0x1030) i wyświetlany bez ingerencji.

UWAGA: Ta wartość jest wpisywana przez technika, operatora lub lekarza wykonującego badanie, więc wartość ta może być nieprzewidywalna.

- Opis serii

Tekst brany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Series Description (0x0008, 0x103E) i wyświetlany bez ingerencji.

UWAGA: Ta wartość jest wpisywana przez technika, operatora lub lekarza wykonującego badanie, więc wartość ta może być nieprzewidywalna.

Przykład pełnego tekstu:

Jan Nowak ♂
 HIS/123456
 born 1996-01-01, 19 years
 Kregosłup ledzwiowy a-p + boczne
 AP

Dane jednostki organizacyjnej

Dane jednostki organizacyjnej są implementowane przez *Sokar::HospitalDataIndicator*. Pojawiają się zawsze na scenie w prawym górnym rogu i zawierają następujące linie:

- Nazwa instytucji

Tekst jest obierany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Institutional Department Name (0x0008, 0x1040) i wyświetlany bez ingerencji.

- Producent wyposażenia wraz z modelem urządzenia

Tekst jest obierany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Manufacturer (0x0008, 0x0070) i $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Manufacturer Model Name (0x0008, 0x1070), oddzielony spacją i wyświetlany bez ingerencji.

- Nazwisko lekarza wykonującego badanie

Tekst jest obierany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Referring Physician Name (0x0008, 0x0090) i wyświetlany bez ingerencji.

- Nazwisko operatora wspierającego badanie

Tekst jest obierany z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Operators Name (0x0008, 0x1070) i wyświetlany bez ingerencji.

Orientacja obrazu

Orientacja obrazu jest implementowana przez *Sokar::ImageOrientationIndicator*. Obiekt wyświetla cztery litery oznaczające orientację obrazu w stosunku do pacjenta. Obiekt posiada cztery pola: lewe, górne, prawe i dolne.

Każda z sześciu możliwych liter oznacza kierunek oraz zwrot w jakim jest ułożony pacjent:

- „R” — right — część prawa pacjenta,
- „L” — left — część lewa pacjenta,

- „A” — anterior — przód pacjenta,
- „P” — posterior — tył pacjenta,
- „F” — feet — część dolna pacjenta,
- „H” — head — część górna pacjenta.

Pełny opis implementacji algorytmu wyznaczania stron znajduje się w sekcji 4.6.4.

Podziałka

Podziałka jest implementowana przez *Sokar::PixelSpacingIndicator*. Obiekt wyświetla podziałkę informującą o rzeczywistych rozmiarach obiektu na obrazie. Pojawiają się na dole i po prawej stronie sceny, gdy znacznik PixelSpacing (0x0028, 0x0030) jest obecny. Wygląd podziałki można zaobserwować na rysunku 4.15.

Podziałka dostosowuje swoją wielkość do obecnej sceny, jak i do innych elementów na scenie. Wartości wyświetlane biorą pod uwagę transformację skali i rotacji obrazu.

Dodatkowe informacje o modalności

Te informacje są implementowane przez *Sokar::ModalityIndicator*. Obiekt wyświetla informacje o akwizycji obrazu. Dane różnią się w zależności od modalności obrazu. Domyślnie zawierają następujące linie:

- „Modality” — modalność — pobierana ze znacznika Modality (0x0008, 0x0060),
- „Series” — numer serii — pobierany ze znacznika Series Number (0x0020, 0x0011),
- „Instance number” — numer instancji w serii — pobierany ze znacznika Instance Number (0x0020, 0x0013),
- Wartości odnoszące się do właściwości plastra obrazu: „Slice thickness” — grubość plastra — pobierana ze znacznika Slice Thickness (0x0018, 0x0050), „Slice location” — pozycja plastra — pobierana ze znacznika Slice Location (0x0020, 0x1041).

W przypadku następujących modalności zawierają również następujące informacje:

- CT — tomografia komputerowa:
 - „KVP” — szczytowe napięcie wyjściowe generatora promieniowania rentgenowskiego — wyrażone w kilovoltach, pobierane z KVP (0x0018, 0x0060)
 - „Exposure time” — czas ekspozycji — pobierany ze znacznika Exposure Time (0x0018, 0x1150).
 - „Exposure” — ekspozycja — wyrażona w mAs , pobierana ze znacznika Exposure (0x0018, 0x1152).
- RT/CR — radiologia analogowa i cyfrowa:
 - „Exposure time” — czas ekspozycji — pobierany ze znacznika Exposure Time (0x0018, 0x1150).

- „KVP” — szczytowe napięcie wyjściowe generatora promieniowania rentgenowskiego wyrażone w kilovoltach, pobierane z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ KVP (0x0018, 0x0060)
- MR — rezonans magnetyczny:
 - „Repetition time” — czas repetycji — pobierany ze znacznika $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Repetition Time (0x0018, 0x0080).
 - „Echo time” — czas echa — pobierany ze znacznika $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Echo Time (0x0018, 0x0081).
 - „Magnetic field” — pole magnetyczne — nominalna wartość pola magnetycznego wyrażona w teslach pobierana ze znacznika $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ Magnetic Field Strength (0x0018, 0x0087).
 - „SAR” — swoiste tempo pochłaniania energii — pobierane ze znacznika $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ SAR (0x0018, 0x1316).

Generowanie obrazów z danych

Klasa *Sokar::DicomScene* jest klasą abstrakcyjną i nie generuje obrazu. Pozostawia to klasom dziedziczącym po niej. Dokładna analiza cyklu generowania obrazów jest opisana w sekcji 4.6.1.

Przekształcenia macierzowe obrazu

Wyświetlanie obrazu na scenie odbywa się za pomocą obiektu klasy *Qt::QGraphicsPixmapItem*, który dziedziczy po *Qt::QGraphicsItem*. Ta ostatnia klasa ma w sobie zaimplementowaną funkcję pozwalającą na nałożenie przekształcenia macierzowego na obraz. W Qt przekształcenia macierzowe są implementowane za pomocą klasy *Qt::QTransform*, która jest macierzą 3 na 3.

Zostały zdefiniowane 4 macierze, które działają na obiekt obrazu wyświetlanego na scenie:

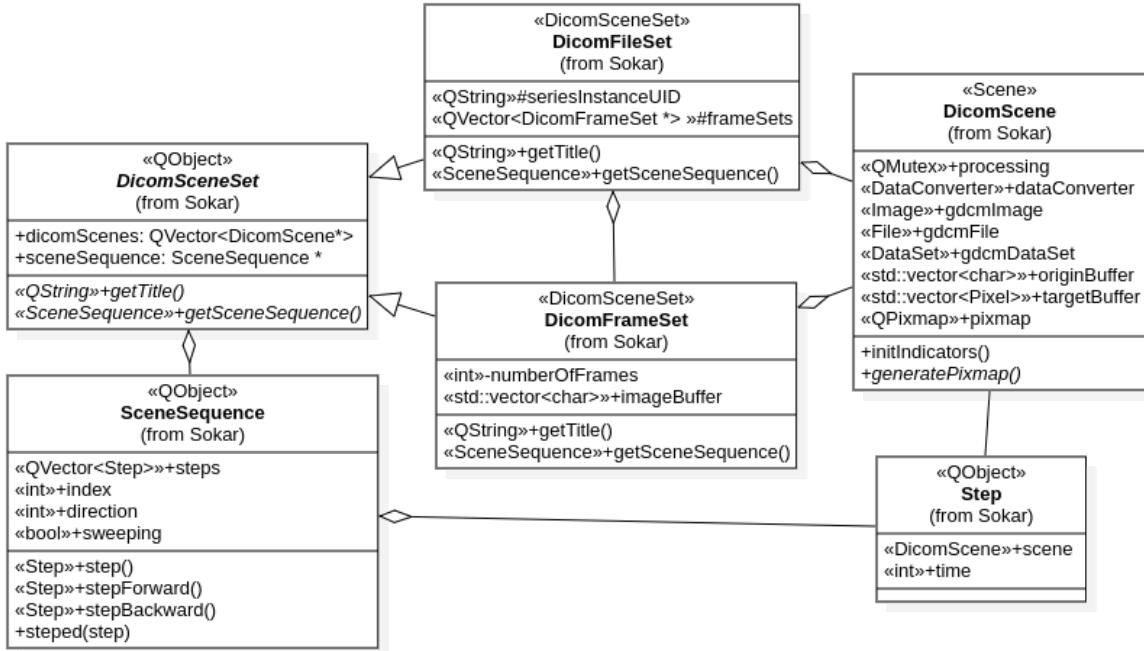
- **centerTransform** — macierz wyśrodkowująca (zadaniem tego przekształcenia jest przeniesienie obrazu na środek sceny),
- **panTransform** — macierz przesunięcia,
- **scaleTransform** — macierz skali,
- **rotateTransform** — macierz rotacji.

Podczas interakcji z użytkownikiem macierze mogą ulegać zmianom na dwa sposoby. Pierwszym sposobem jest odebranie sygnału od przycisków z paska zadań, szerzej opisanego w sekcji 4.5.4, znajdującego się nad sceną. Drugi sposób to przechwycenie ruchów myszki, gdy wciśnięty jest lewy przycisk myszy.

Pełny algorytm tworzenia macierzy i ich zmian poprzez interakcje z użytkownikiem, znajduje się w sekcji 4.6.3.

4.5.3 Kolekcje scen

Abstrakcyjna klasa *Sokar::DicomSceneSet* implementuje wektor scen za pomocą klasy *Qt:: QVector*. Jest to obiekt, który przechowuje sceny i tworzy sekwencje scen, która jest rzeczywistym ułożeniem ramek obrazów. Są dwie implementacje kolekcji scen: kolekcja plików i kolekcja ramek z jednego pliku. Diagram klas UML znajduje się na rysunku 4.8.



Rysunek 4.8: Diagram klas UML dziedziczenia klasy *Sokar::DicomSceneSet*.

Sekwencja scen

Sekwencja scen implementuje strukturę danych informującą o przejściach pomiędzy scenami poprzez klasę *Sokar::SceneSequence*. Sekwencja to wektor zawierający kroki z dodatkowymi informacjami o stanie sekwencji:

- indeks, w którym obecnie znajduje się sekwencja,
- kierunek sekwencji — sekwencja może iść w stronę początku lub końca,
- rodzaj przemianowania — wartość logiczna informująca w jaki sposób ma zachować się, gdy sekwencja dojdzie do końca, lub początku.

Po dojściu do końca sekwencja skoczy do pierwszego elementu lub może zmienić kierunek i zacząć iść do tyłu.

Kroki implementowane przez klasę *Sokar::Step* zawierają następujące informacje: wskaźnik do sceny oraz czas trwania sceny.

Sekwencja ma wbudowane funkcje zapewniające przesuwanie się po indeksie na wektorze:

- *Sokar::SceneSequence::stepForward()* — krok do przodu — zwiększa indeks tym samym wykonując krok w stronę końca sekwencji,

- *Sokar::SceneSequence::stepBackward()* — krok do tyłu — zmniejsza indeks tym samym wykonując krok w stronę początku sekwencji,
- *Sokar::SceneSequence::step()* — wykonuje krok w tył lub przód w zależności od kierunku sekwencji.

Wszystkie powyższe funkcje są zarazem slotami dla sygnałów oraz emitują sygnał *Sokar::SceneSequence::stepped()*.

Kolekcja ramek DICOM

Zbiory ramek są implementowane przez *Sokar::DicomFrameSet* i są tworzone z jednego wczytanego pliku DICOM. Klasa tworzy obiekt konwertera i pobiera liczbę ramek w obrazie. Tworzy jeden bufor na wszystkie ramki obrazów, a następnie dzieli go na ilość ramek. Biblioteka GDCM nie daje dostępu do oryginalnego bufora, dlatego wymagany jest bufor pośredni. Następnie jest tworzonych tyle obiektów scen ile jest ramek.

Kolejność sekwencji scen jest taka sama jak kolejność ramek. Natomiast czas wyświetlania ramki może być zapisany w różnych znacznikach. To, w którym znaczniku został zapisany, informuje element o znaczniku ^{Dicom} Tag Frame Increment Pointer (0x0028, 0x0009). Zawiera on wskaźnik do elementu o zadanym znaczniku.

Została zaimplementowana obsługa poniższych znaczników:

- ^{Dicom} Tag Frame Time (0x0018, 0x1063) — element z tym znacznikiem zawiera czas trwania jednej ramki w milisekundach. Każdemu krokowi jest przypisywana ta wartość trwania.
- ^{Dicom} Tag Frame Time Vector (0x0018, 0x1065) — zawiera tablice z przyrostami czasu w milisekundach między n-tą ramką a poprzednią klatką. Pierwsza ramka ma zawsze przyrost czasu równy 0.
- ^{Dicom} Tag Cine Rate (0x0018, 0x0040) — zawiera ilość klatek wyświetlanych na sekundę. Każdemu krokowi jest przypisywana wartość do niej odwrotna.

W przypadku braku znacznika lub gdy zostaje wskazany znacznik nieznany, czas trwania ramki wynosi 83.3 milisekundy, co odpowiada 12 klatkom na sekundę.

Kolekcja plików DICOM

Zbiory plików są implementowane przez *Sokar::DicomFileSet* i służą do przechowywania wielu wczytyanych plików DICOM. Na początku pliki są sortowane na podstawie liczby zawartej w elemencie o znaczniku ^{Dicom} Tag Instance Number (0x0020, 0x0013). Dla każdego pliku jest tworzony obiekt *Sokar::DicomFrameSet*.

Sekwencja jest tworzona poprzez połączenie sekwencji poszczególnych obrazów.

Segregowanie obrazów

W przypadku kiedy mamy do czynienia z wieloma plikami, należy jest rozdzielić na serie i uporządkować w odpowiedniej kolejności. Unikalny identyfikator serii jest zawarty w elemencie danych o znaczniku ^{Dicom} Tag Series Instance UID (0x0020, 0x000E). Kolejności obrazów w serii to liczba zawarta w elemencie danych o znaczniku ^{Dicom} Tag Instance Number (0x0020, 0x0013).

Segregacja odbywa się za pomocą funkcji *Sokar::DicomFileSet::create()*. Do funkcji jest przesyłany wektor z wczytanymi plikami DICOM, następnie dzieli ona pliki na zbiory zawierające zdjęcia tej samej serii, tworzy obiekty zbiorów plików DICOM. Ostatecznie zwraca ona wektor z gotowymi obiektami zbiorów plików DICOM. Sortowanie plików DICOM według ich kolejności odbywa się za pomocą funkcji `std::sort` wewnątrz konstruktora klasy *Sokar::DicomFileSet*, który nie jest publiczny.

4.5.4 Zakładka

Każda zakładka z obrazem lub obrazami jest implementowana przez klasę *Sokar::DicomView*.

Interfejs graficzny *Sokar::DicomView* wyświetla następujące elementy:

- pasek narzędzi znajdujący się na górze — implementowany za pomocą klasy *Sokar::DicomToolBar*, opisany w sekcji 4.5.4,
- miejsce na scenie z obrazem DICOM na środku — implementowany za pomocą klasy *Sokar::DicomGraphics*, opisany w sekcji 4.5.4,
- suwak filmu w dolnej części — implementowany za pomocą klasy *Sokar::MovieBar*, opisany w sekcji 4.5.4,
- podgląd miniaturek obrazów w prawej części — implementowany za pomocą klasy *Sokar::FrameChooser*, opisany w sekcji 4.5.4.

Dodatkowo posiada obiekt kolekcji scen opisany w sekcji 4.5.3.



Rysunek 4.9: Zakładka wraz z numeracją elementów interfejsu. Zdjęcie własne.

Pasek narzędzi

Pasek narzędzi znajdujący się na górze, implementowany jest przez klasę *Sokar::DicomToolBar*, dziedziczącą po klasy *Qt::QToolBar*. Posiada on zespół ikonek z rozwijalnymi menu kontekstowymi.

Kliknięcie odpowiedniej ikony spowoduje wysłanie sygnału do obecnie wyświetlanej sceny. Są dwa sygnały możliwe do wysłania *Sokar::DicomToolBar::stateToggleSignal()* lub *Sokar::DicomToolBar::actionTriggerSignal()*. Pierwszy sygnał oznacza zmianę stanu paska, czyli sposób obsługi myszki i zawiera jeden argument: stan (typu **enum**). Sygnał ten okazał się bezużyteczny i nie jest obecnie wykorzystywany przez scenę. Drugi oznacza akcję, która powinna być wykonana przez scenę. Zawiera dwa argumenty: typ akcji (typu **enum**) i stan akcji (typu **bool** z domyślną wartością **false**).

Ikony na pasku:

- Okienkowanie (1)

Stan **Windowing** oznacza, że horyzontalny ruch myszki powinien zmieniać szerokość okna, a wertykalny środek okna. Przycisk jest aktywny tylko wtedy, gdy obecna scena posiada obraz monochromatyczny.

- Przesuwanie (2)

Stan **Pan** oznacza, że ruch myszki powinien przesuwać obraz na scenie w prawo, lewo, górę lub dół, kiedy jest wciśnięty lewy klawisz myszy.

Rozwijalne menu zawiera tylko jedne element „Move To Center” wysyłający sygnał akcji z argumentem **ClearPan**.

- Skalowanie (3)

Stan **Zoom** oznacza, że ruch myszki powinien skalować obraz kiedy jest wciśnięty lewy klawisz myszy.

Menu rozwijalne:

- Fit To Screen — Dopasuj do ekranu

Akcja: **Fit2Screen**.

Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien dopasować swoją wielkość do wielkości sceny

- Original Resolution — Skala jeden do jednego

Akcja: **OriginalResolution**.

Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien dopasować swoją wielkość jeden do jednego w stosunku do piksela na ekranie.

- Rotacja (4)

Stan **Rotate** oznacza, że ruch myszki powinien obracać obrazem znajdującym się na scenie.

Menu rozwijalne:

- Rotate Right — Obróć w prawo

Akcja: **RotateRight90**.

Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien obróć się o 90 stopni w prawo.

- Rotate Left — Obróć w lewo
Akcja: [RotateLeft90](#).
Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien obróć się o 90 stopni w lewo.
- Flip Horizontal — Odbij lustrzanie poziomo
Akcja: [FlipHorizontal](#).
Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien odbić się lustrzanie poziomo.
- Flip Vertical — Odbij lustrzanie pionowo
Akcja: [FlipVertical](#).
Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien odbić się lustrzanie pionowo.
- Clear Transformation — Wyczyść przekształcenia obrotu
Akcja: [ClearRotate](#).
Po otrzymaniu sygnału obraz na scenie powinien wyczyścić transformację obrotu.

- Informacje na obrazie (5)

Ten element potrafi wyłączyć wyświetlanie niektórych elementów na scenie. Kliknięcie go odznacza lub zaznacza wszystkie pozycje w menu kontekstowym. Wszystkie pozycje są pozycjami odznaczanymi.

Menu rozwijalne:

- Patient Data — Dane pacjenta
Akcja: [PatientData](#).
Po otrzymaniu sygnału obiekt klasy *Sokar::PatientDataIndicator* znajdujący się na scenie powinien pokazać lub ukryć się w zależności od stanu pozycji.
- Hospital Data — Dane szpitala
Akcja: [HospitalData](#).
Po otrzymaniu sygnału obiekt klasy *Sokar::HospitalDataIndicator* znajdujący się na scenie powinien pokazać lub ukryć się w zależności od stanu pozycji.
- Image Acquisition — Dane akwizycji
Akcja: [ModalityData](#).
Po otrzymaniu sygnału obiekt klasy *Sokar::ModalityIndicator* znajdujący się na scenie powinien pokazać lub ukryć się w zależności od stanu pozycji.

- Tagi (5)

Akcja: [OpenDataSet](#).

Kliknięcie tego przycisku wyśle prośbę o otworzenie okna ze zbiorem elementów danych pliku obrazu, który jest obecnie wyświetlany na scenie.

Miejsce na scenę

Na środku znajduje kontrolka klasy *Sokar::DicomGraphics*, dziedziczącej po *Qt::QGraphicsView*, która służy do wyświetlania sceny.

Pasek filmu

Pasek filmu znajduje się w dolnej części zakładki i jest implementowany przez klasę *Sokar::MovieBar*. Ma dostęp do sekwencji scen i ukrywa swoją obecność przed użytkownikiem, kiedy w sekwencji jest tylko jedna scena.

Pasek jest podzielony na trzy części: trzy przyciski znajdujące się po lewej, pasek pokazujący postęp sekwencji na środku i prządka z trzema przyciskami po prawej.

Trzy lewe przyciski odpowiadają za poruszanie się po sekwencji. Wciśnięcie pierwszego przycisku (z indeksem 8 na rysunku 4.9) powoduje zatrzymanie upływu sekwencji i wysłanie sygnału *Sokar::SceneSequence::stepBackward()* do sekwencji. Wciśnięcie drugiego przycisku (9) powoduje włączenie lub wyłączenie upływu sekwencji. Wciśnięcie trzeciego przycisku (10) powoduje zatrzymanie upływu sekwencji i wysłanie sygnału *Sokar::SceneSequence::stepForward()* do sekwencji.

Pasek (11) pokazujący postęp sekwencji jest obiektem klasy *Qt::QSlider*. Odświeżanie paska jest wrażliwe na sygnał *Sokar::SceneSequence::stepped()* od sekwencji.

Elementy po prawej stronie definiują parametry trybu filmowego. Prządka (12) jest elementem do wprowadzania liczby zmienoprzecinkowej klasy *Qt::QDoubleSpinBox*. Im większa wartość liczby, tym klatki filmu są dłużej wyświetlane. Drugi (13) przycisk pozwala zmienić sposób przemiatania. Trzeci (14) przycisk wymusza tryb jednego okienkowania dla wszystkich klatek filmu. Jeżeli mamy załadowanych wiele obrazów tego samego badania, to nie koniecznie muszą mieć to samo okno. Dodatkowo ten tryb pozwala wprowadzić jednolite okienko dla wszystkich klatek po zmianie parametrów tego okienka na jednej klatce. Czwarty (15) i ostatni przycisk służy do użycia jednej macierzy transformaty na wszystkich klatkach.

Tryb filmowy

Tryb filmowy można aktywować jedynie wtedy, gdy w sekwencji scen jest więcej niż jedna scena. Włączenie trybu filmowego polega na stworzeniu obiektu klasy *Sokar::MovieMode*. Obiekt ten zapisuje wskaźnik do obecnie wyświetlanej sceny, a także czy powinno być użyte to samo okno, oraz czy powinna być używana ta sama macierz przekształcenia. Następnie obiekt ten jest wysyłany do wszystkich scen w sekwencji. Uruchamiany jest timer, czyli obiekt klasy *Qt::QTimer*, na czas równy czasowi trwania sceny zapisanego w kroku przemnożonego przez liczbę z prządką. Po upływie timera, wstawiana jest nowa scena za pomocą sygnału *Sokar::MovieBar::setStep()*, a timer jest ustawiany na nowo.

Podgląd miniaturek

Ten element to wybór scen za pomocą ikon, implementowany przez klasę *Sokar::FrameChooser*. Element, podobnie jak pasek filmu, ma dostęp do sekwencji scen i ukrywa swoją obecność przed użytkownikiem, kiedy w sekwencji jest tylko jedna scena. Po wciśnięciu ikony scena jest zmieniana.

4.5.5 Obiekt zakładek

Obiekt zakładek, implementowany za pomocą klasy *Sokar::DicomTabs*, odpowiada za wyświetlanie wielu obiektów zakładek w jednym obiekcie interfejsu. Obsługuje również wczytanie nowych plików.

Sposoby uzyskania nowych plików

Otworzenie nowego pliku może odbyć się z następujących źródeł: obiektu drzewa ze strukturą plików w systemie (opisanego w 4.5.4), menu programu (opisanego w 4.5.6), lub poprzez przeciągnięcie i upuszczenie pliku. Z dwóch pierwszych można wczytać tylko po jednym pliku, natomiast trzecim sposobem można wczytać zarówno jeden jak i wiele plików. Wysyłanie prośby odbywa się za pomocą dwóch funkcji: *Sokar::DicomTabs::addDicomFile()* i *Sokar::DicomTabs::addDicomFiles()*. Każda z tych funkcji ma dwa przeciążenia, jedno z parametrem ścieżki a drugie z wczytanym plikiem.

Wczytywanie plików

Po dostarczeniu ścieżek do obiektu, pliki zostają wczytane za pomocą funkcji *gdcm::ImageReader*. W przypadku błędu proces wczytywania się kończy. Po wczytaniu wszystkich plików zostaje utworzony obiekt kolekcji ramek obrazu lub kolekcji plików DICOM za pomocą funkcji *Sokar::DicomFileSet::create()*, opisanej w sekcji 4.5.3.

4.5.6 Okno główne programu

Główne okno programu jest implementowane przez *Sokar::MainWindow*. Jest wywoływane od razu po uruchomieniu programu w głównej pętli programu, która nie jest wykorzystywana w aplikacji.

Zawiera w sobie 4 elementy: menu, drzewo ze strukturą plików, obiekt z zakładkami oraz w dolnej części okna sugestie, aby nie używać programu w celach medycznych.

Drzewo katalogów i zakładki

W lewej części okna znajduje się element listy implementowany przez *Sokar::FileTree*, Zawiera on w sobie model drzewa plików systemu, który z kolei jest implementowany przez klasę *Qt::QFileSystemModel*. Po wybraniu pliku ścieżka jest przesyłana do obiektu z zakładkami.

W środkowej części programu znajduje się obiekt z zakładkami szczegółowo opisany w sekcji 4.5.5.

Menu programu

W górnej części okna programu znajduje się menu, obiekt klasy *Sokar::QMenuBar*. Struktura Menu programu:

- File:
 - Open — otwiera okienko wyboru plików, implementowane przez *Qt::QFileDialog::getOpenFileName()*, następnie wczytuje plik,
 - Open Recent — program zapisuje ostatnio wczytane pliki i pozwala na ich ponowne wczytanie z tego menu,
 - Export as — zapisanie obrazu w formacie JPEG, BMP, GIF lub PNG Zapisywanie jest zaimplementowane przez funkcję *Qt::QImage::save()*, która umożliwia zapisanie obrazu do pliku.
 - Exit — wyjście z aplikacji.

- Help:
 - About Qt — otwiera okno informacji o bibliotece Qt, Biblioteka Qt ma wbudowane takie okno w postaci `Qt::QMessageBox::aboutQt()`,
 - About GDCM — otwiera okno z informacjami o bibliotece GDCM, implementowane przez funkcje `Sokar::About::GDCM()`,
 - About Sokar — otwiera okno z informacjami o aplikacji, implementowane przez funkcje `Sokar::About::Sokar()`.

4.6 Algorytmy

4.6.1 Cykl generowania obrazów

Klasa `Sokar::DicomScene` dostarcza następujące obiekty do generowania obrazu:

- `processing` — obiekt klasy `Qt::QMutex`, zamek do zablokowania podczas generowania obrazu, aby parametry obrazu nie mogły być zmieniane podczas jego generowania,
- `imgDimX` — zmienna typu `uint`, oznacza szerokość obrazu w pikselach,
- `imgDimY` — zmienna typu `uint`, oznacza wysokość obrazu w pikselach,
- `targetBuffer` — wektor docelowego obrazu RGB o długości `imgDimX * imgDimY`, typu `std::vector<Pixel>`.

`Sokar::Pixel` to struktura reprezentująca piksel. Nie jest to w żadnym wypadku obiekt, a jedynie twór ułatwiający zarządzanie kodem.

```

1 struct Pixel {
2     quint8 red = 0;
3     quint8 green = 0;
4     quint8 blue = 0;
5 }
```

C++ od standardu C++03 przewiduje, że elementy znajdujące się w `std::vector` są ułożone ciągiem, jeden za drugim. Dlatego odwołując się do wskaźnika pierwszego elementu w ten sposób `&targetBuffer[0]`, można potraktować to jako tablicę.

- `originBuffer` — wektor danych wypełniona danymi z jednej ramki o długości iloczynu `imgDimX * imgDimY` i ilości bajtów jednego piksela obrazu,
- `qImage` — obiekt obrazu klasy `Qt::QImage`.

`Qt::QImage` można utworzyć z bufora, w tym przypadku jest to `targetBuffer`. Format obrazu to `Qt::QImage::Format_RGB888`, czyli trzy bajty, każdy na jeden kanał. Proszę zwrócić uwagę, że struktura `Sokar::Pixel` odpowiada temu formatowi. Według dokumentacji Qt obiekt ten po utworzeniu z istniejącego bufora powinien z niego dalej korzystać, dlatego zmiany `targetBuffer` nie wymagają odświeżania `qImage`.

- `pixmap` — obiekt obrazu do wyświetlania, klasy `Qt::QPixmap`.

Obiektów klasy `Qt::QImage` nie da się wyświetlić, nie jest on przystosowany do wyświetlania. Natomiast klasa `Qt::QPixmap` to reprezentacja obrazu dostosowana

do wyświetlania ekranie, która może być używana jako urządzenie do malowania w bibliotece Qt.

- `iconPixmap` — obiekt obrazu ikonu, klasy `Qt::QPixmap`, docelowo powinien mieć 128 pikseli na 128 pikseli.

Generowanie obrazu jest obsługiwane przez czysto wirtualną funkcję `Sokar::DicomScene::generatePixmap()`. Po wywołaniu funkcji obiekt `targetBuffer` powinien zawierać obraz wygenerowany z obecnymi parametrami. Funkcja zwraca również wartość logiczną, która informuje nas czy `targetBuffer` rzeczywiście został zmieniony. Następnie obiekt `pixmap` jest na nowo generowany na bazie `qImage`.

Całe odświeżanie obrazu jest implementowane w funkcji `Sokar::DicomScene::reloadPixmap()`. Funkcja wywołuje `Sokar::DicomScene::generatePixmap()` i odświeża `pixmapItem` kiedy zajdzie taka potrzeba

Generowanie poszczególnych typów obrazów jest wyjaśnione poniżej.

Obraz monochromatyczny

Obraz monochromatyczny to obraz w odcieniach szarości, od białego do czarnego lub od czarnego do białego. Generowanie takiego obrazu odbywa się poprzez pseudokolorowanie. Cały proces jest wyjaśniony w sekcji 4.6.2.

RGB

Obrazów zapisanych w RGB nie trzeba w żaden sposób obrabiać, dane już są prawie gotowe do wyświetlenia. Należy je odpowiednio posortować, jeżeli zachodzi taka potrzeba. Sposób posortowania wartości w pliku określa znacznik ^{Dicom}_{Tag} Planar Configuration (0x0028, 0x0006). Może on przyjąć dwie następujące wartości:

- 0 — oznacza to, że wartości pikseli są ułożone w taki sposób:

$$R_1, G_1, B_1, R_2, G_2, B_2, R_3, G_3, B_3, R_4, G_4, B_4, \dots$$

- 1 — oznacza to, że wartości pikseli są ułożone w taki sposób:

$$R_1, R_2, R_3, R_4, \dots, G_1, G_2, G_3, G_4, \dots, B_1, B_2, B_3, B_4, \dots$$

gdzie:

- R_n — wartość czerwonego kanału,
- G_n — wartość zielonego kanału,
- B_n — wartość niebieskiego kanału.

Wartości obrazu są przepisywane do `targetBuffer` dla biblioteki QT.

YBR

YBR albo YC_bC_r to model przestrzeni kolorów do przechowywania obrazów i wideo. Wykorzystuje do tego trzy typy danych: Y – składową luminancji, B lub Cb – składową różnicową chrominancji Y-B, stanowiącą różnicę między luminancją a niebieskim, oraz R lub Cr – składową chrominancji Y-R, stanowiącą różnicę między luminancją a czerwonym. Kolor zielony jest uzyskiwany na podstawie tych trzech wartości. YBR nie pokrywa w całości RGB, tak jak RGB nie pokrywa YBR. Posiadają one część wspólną, a część która nie jest wspólna ulega zniekształceniu.

Wartości w pliku DICOM są ułożone w taki sposób:

$$Y_1, B_1, R_1, Y_2, B_2, R_2, Y_3, B_3, R_3, Y_4, B_4, R_4, \dots$$

Ponieważ wartości te reprezentują kolory, są już formą obrazu, ale nie można ich jeszcze wyświetlić na monitorze RGB. Dlatego należy przekonwertować kolor YBR na kolor RGB, iterując po wszystkich wartościach obrazu.

Poniżej przedstawiono kod źródłowy funkcji zamiany kolory YBR na RGB.

```
1 Sokar::Pixel ybr2Pixel(quint8 y, quint8 b, quint8 r) {
2     qreal red, green, blue;
3
4     red = green = blue = (255.0 / 219.0) * (y - 16.0);
5
6     red += 255.0 / 224 * 1.402 * (r - 128);
7     green -= 255.0 / 224 * 1.772 * (b - 128) * (0.114 / 0.587);
8     green -= 255.0 / 224 * 1.402 * (r - 128) * (0.299 / 0.587);
9     blue += 255.0 / 224 * 1.772 * (b - 128);
10
11    /* W tym miejscu jest dokonywana utrata danych */
12    red = qBound(0.0, red, 255.0);
13    green = qBound(0.0, green, 255.0);
14    blue = qBound(0.0, blue, 255.0);
15
16    return Sokar::Pixel(quint8(red), quint8(green), quint8(blue));
17 }
```

4.6.2 Generowanie obrazu monochromatycznego

Obraz monochromatyczny to obraz w odcieniach szarości, od białego do czarnego lub od czarnego do białego. Dane są zapisane w sposób ciągły wartość po wartości.

Pseudokolorowanie obrazu

Mamy obraz, którego piksele to n-bitowe liczby, na przykład 16-bitowa liczba całkowita. W takiej postaci wyświetlenie obrazu na monitorze RGB lub nawet na profesjonalnym 10-bitowym jest niemożliwe. Należy taką liczbę przerobić na trzy liczby, reprezentujące 3 kanały RGB, czerwony, zielony i niebieski. Dlatego do wyświetlania obrazów monochromatycznych o dużym kontraste stosuje się twór zwany okienkiem. Jest to funkcja, która mapuje n-bitwy obraz na 8-bitowy obraz w skali szarości. Wykorzystuje się 8 bitów ponieważ monitor RGB jest w stanie wyświetlić 256 odcieni szarości.

Zwiększenie kontrastu za pomocą „funkcji okna”

Jest przyjęte, że „okno” definiuje się dwoma liczbami: środkiem, oznaczanym jako *center* i długością, oznaczaną jako *width*. Wyznaczamy zakres okienka x_0 i x_1 ze środka

okienka *center* i długości *width*.

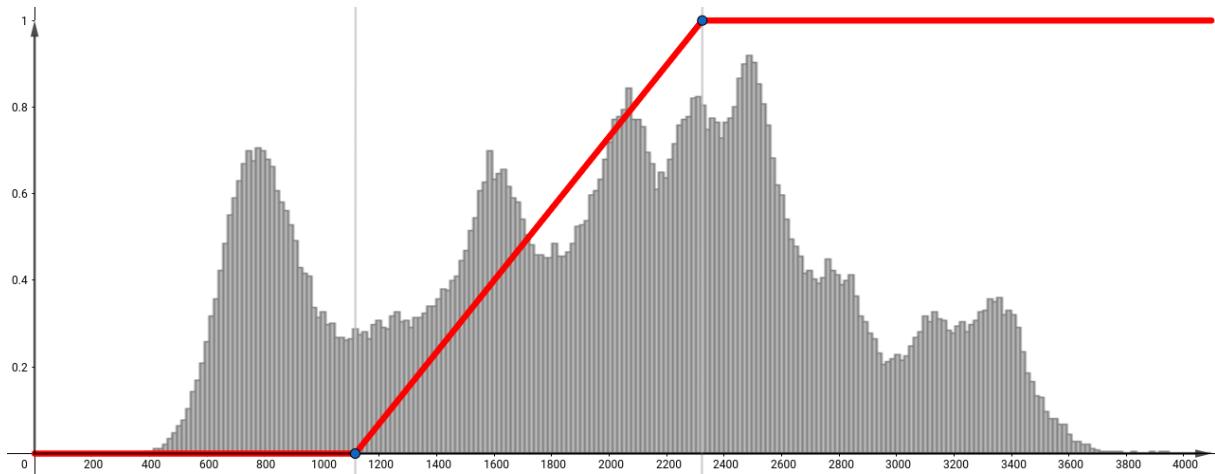
$$x_0 = \text{center} - \text{width}/2$$

$$x_1 = \text{center} + \text{width}/2$$

Wyznaczamy parametry *a* i *b*, prostej przechodzącej przez dwa punkty (x_0, y_0) i (x_1, y_1) . Gdzie y_0 jest równe 0, a y_1 jest równe 255. Funkcja „okna” wygląda następująco:

$$f(v) = \begin{cases} 0 & \text{gdy } 0 \leq v \wedge v \leq x_0 \\ a * x + b & \text{gdy } x_0 < v \wedge v < x_1 \\ 255 & \text{gdy } x_1 \leq v \wedge v \leq 1 \end{cases}$$

gdzie *v* to wartość piksela danych obrazu.



Rysunek 4.10: Wykres funkcji okna dla C1720 W1208 z histogramem w tle. Zdjęcie własne.

Następnie iterujemy przez wszystkie woksele obrazu, używamy na nich funkcji „okna” i otrzymujemy obraz w skali od 0 do 255. Obraz w 256 poziomach jest możliwy do wyświetlenia na obrazie RGB. Natomiast standard DICOM przewiduje, że obraz można jeszcze wyświetlić w wielokolorowej paletie barw. Przykład takiej palety Hot Iron w porównaniu do skali szarości można zobaczyć na rysunku 4.12. Taka paleta barw nie koniecznie musi mieć 256 odcienni, dlatego lepiej jest wykonać „okno” tak, aby mapowało na liczbę od 0 do 1, a później paleta mapowała na kolor RGB.

Teraz iterujemy po wszystkich możliwych wartościach obrazu i wykonujemy takie operacje:

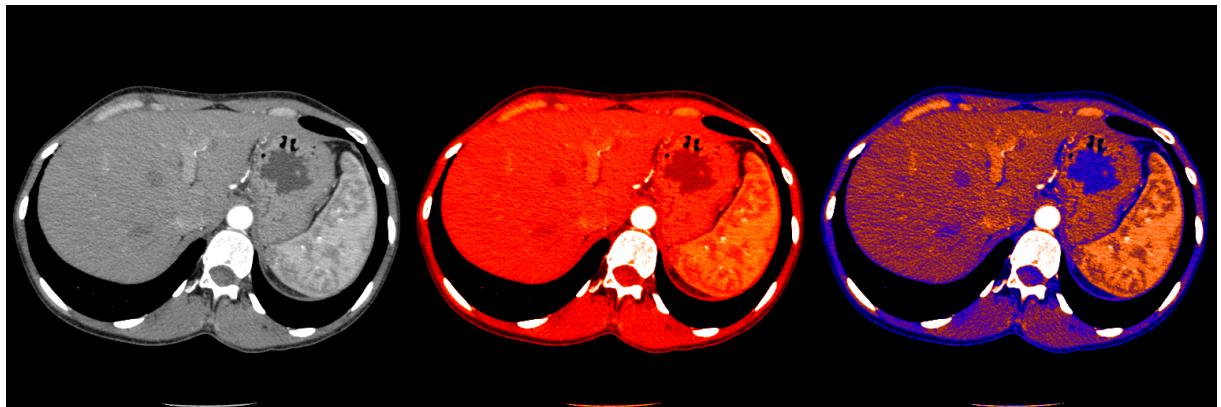
- wyznaczenie wartości okienka

$$y = a * x + b$$

- y zostaje obcięte do 1.0 lub 0.0 jeżeli wyjdzie poza zakres od 1.0 do 0.0
- pobranie z palety pikselu odpowiadającego wartości
- wpisanie piksela do tablicy, tak aby najmniejsza wartość obrazu miała indeks 0 a największa ostatni



Rysunek 4.11: Porównanie jednego obrazu w trzech „oknach”, odpowiednio C40 W80, C50 W350 i C600 W2800. Zdjęcie własne.



Rysunek 4.12: Paleta Hot Iron (na środku) i Hot Metal Blue (po prawej) w porównaniu do palety w skali szarości (po lewej). Zdjęcie własne.

Implementacja algorytmu

Opis

Z uwagi na konieczność osiągnięcia dużej szybkości wyświetlania obrazu warto jest szacować wartości funkcji f . Wartości tej funkcji należy przeliczyć, gdy zmienione zostaną parametry tak zwanego „okna”. Indeks koloru wyznaczany jest wtedy poprzez pobieranie wartości z tabeli o indeksie równym wartości numerycznej w obrazie. Unikamy w ten sposób wielokrotnego wyznaczania wartości funkcji, która wymaga sprawdzenia warunku, czy dana wartość mieści się w wybranym przedziale wartości, w tak zwanym „oknie”, co jest bardzo kosztowne obliczeniowo. Dlatego dobrym pomysłem jest stworzenie mniejszej tablicy typu LookUpTable, wypełnienie jej wszystkimi możliwymi wartościami obrazu, a następnie przerobienie obrazu z tablicą LUT. Ponieważ tablica LUT posiada wszystkie możliwe kombinacje wartości, jej rozmiar można wyznaczyć wzorem: $2^N * 3$, gdzie N to liczba bitów liczby. Standard DICOM definiuje, że liczby mogą mieć 8, 12, 16, 32 i 64 bity, jednakże, 12 bitowe i tak się zapisuje w postaci 16-bitowych w pamięci RAM. Dlatego możliwe wartości wielkości tablicy LUT to w przybliżeniu: 768 bajtów; 196 kilobajtów; 12,5 gigabajtów i 56 eksabajta ($55 * 10^6$ terabajtów). Alokowanie dwóch największych wartości może być niemożliwe, dlatego w pracy wykonano dwie implementacje algorytmu: z tablicą LUT (dla 8- i 16-bitowych obrazów) i bez tablicy LUT (dla 32- i 64-bitowych obrazów). Algorytm składa się z 3 części: wyznaczenie parametrów „okna”, przygotowanie „okna” (tylko gdy jest tablica LUT), wielowatkowa iteracja po obrazie.

Okno z LUT jest implementowane przez *Sokar::Monochrome::WindowIntStatic*. Okno bez LUT jest implementowane przez *Sokar::Monochrome::WindowIntDynamic*. Obie klasy dziedziczą po abstrakcyjnej klasie *Sokar::MonochromeWindow*, która z kolei dziedziczy po *Sokar::SceneIndicator*, dlatego od razu może wyświetlać obecne wartości „okna”. Decyzja o używanym „oknie” jest podejmowana podczas wczytywania obrazu przez klasę *Sokar::Monochrome::Scene*.

UWAGA: Standard DICOM zakłada, że danymi mogą być liczby całkowite ([int](#)) oraz zmiennoprzecinkowe ([float](#) lub [double](#)), ale praktycznie, nie ma takich aparatów medycznych, które zapisywałyby takie obrazy, gdzie dane to liczby zmiennoprzecinkowe. Dlatego w pracy założono, że takie obrazy nie będą obsługiwane.

Wyznaczenie parametrów okna

Najpierw wyznaczane jest okienko, które zmienia wartości obrazu na skalę od zera do jeden:

$$x_0 = center - width/2$$

$$x_1 = center + width/2$$

$$y_1 = 0.0$$

$$y_0 = 1.0$$

gdzie:

- $center$ — środek okienka,
- $width$ — szerokość okienka,
- x_0 i y_0 — współrzędne pierwszego punktu,
- x_1 i y_1 — współrzędne drugiego punktu.

Przeglądarka pozwala na inwersje okienka. Dlatego kiedy użytkownik zażyczy sobie inwersji, zmienne y_0 i y_1 zamienią się wartościami.

Standard DICOM przewiduje, że wszystkie dane powinny być wyskalowane za pomocą wzoru:

$$OutputUnits = m * SV + b$$

gdzie:

- m — wartość z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ RescaleSlope (0x0028, 0x1053),
- b — wartość z $\frac{\text{Dicom}}{\text{Tag}}$ RescaleIntercept (0x0028, 0x1052),
- SV — stored values — wartość wokselu z pliku,
- $OutputUnits$ — wartość wynikowa.

Wartości okienka odnoszą się do wartości już wyskalowanej, a ponieważ skalowanie całego obrazu jest czasochłonne, przeskalowanie okienka da taki sam efekt:

$$(OutputUnits - b)/m = SV$$

więc:

$$\begin{aligned} x_0 &= rescaleIntercept \\ x_1 &= rescaleIntercept \\ x_0 &/= rescaleSlope \\ x_1 &/= rescaleSlope \end{aligned}$$

Posiadamy teraz dwa punkty okienka odnoszące się do wartości obrazu. Wyznaczono parametry prostej przechodzącej przez dwa punkty:

$$a = (y_1 - y_0)/(x_1 - x_0)$$

$$b = y_1 - a * x_1$$

Teraz algorytm się rozdwaja. Pobieranie wartości z okienka odbywa się za pomocą funkcji *Sokar::MonochromeWindow::getPixel()*.

Implementacja dynamiczna bez tablicy LUT

W tej wersji funkcja *Sokar::Monochrome::Window::getPixel()* wygląda następująco:

```

1 inline const Pixel &getPixel(quint64 value) override {
2     if (value < x0) {
3         return background;
4     } else if (value > x1) {
5         return foreground;
6     } else {
7         return palette->getPixel(a * value + b);
8     }
9 }
```

Widzimy tutaj, że funkcja najpierw sprawdza czy zakres okienka został przekroczony, następnie wylicza wartość obrazu i pobiera kolor z palety.

UWAGA: ponieważ nie istnieją rzeczywiste obrazy o wokselu 32-bitowym lub 64-bitowym, implementacja dynamiczna nie była testowana w warunkach rzeczywistych.

Implementacja statyczna z tablicą LUT

W wersji z LUT, podczas tworzenia okienka alokowany jest wektor obiektów *Sokar* ::*Pixel* klasy std::vector. Standard DICOM przewiduje, że woksele mogą mieć wartości ujemne, więc tablica powinna mieć możliwość posiadania takich wartości indeksów, ale C++ nie przewiduje takiej możliwości. Dlatego wprowadzono dwie zmienne pomocnicze *maxValue* i *signedMove*. Zmienna *maxValue* jest to maksymalna wartość jaką dane mogą przyjmować, jest ona równa 2^N , gdzie N to liczba bitów brana z ^{Dicom} BitsStored (0x0028, 0x0101). A *signedMove* to liczba przesunięcia liczb, przyjmuje wartość zero, gdy dane wokseli są całkowite nieujemne lub wartość przeciwną do *maxValue*, gdy woksele są ujemne. Długość wektora pikseli jest sumą *maxValue* i *signedMove*. A indeks wokseli w wektorze ma wartość tego woksela zwiększoną o *signedMove*.

Wypełnienie wektora wartościami odbywa się poprzez iteracje po wszystkich możliwych wartościach, przeliczenie ich przez funkcje „okna”, a następnie wstawienie ich do wektora. W celu poprawy szybkości zastosowano sprawdzanie czy wartości są w zakresie „okna”. Poniżej kod funkcji:

```
1 bool genLUT() override {
2
3     if (WindowInt::genLUT()) {
4
5         /* Przeskalowanie wektora, gdy jest to wymagane */
6         if (arraySize != signedMove + maxValue) {
7             arraySize = signedMove + maxValue;
8             arrayVector.resize(arraySize);
9         }
10
11         /* Wyliczenie najmniejszej wartości */
12         qreal x = qreal(signedMove) * -1;
13
14         auto &background = isInversed() ? palette->getForeground() : palette->
15             getBackground();
15         auto &foreground = isInversed() ? palette->getBackground() : palette->
16             getForeground();
16
17         /* Iteracja */
18         pixelArray = &arrayVector[0];
19         for (int i = 0; i <= arraySize; i++) {
20
21             if (x < x0) {
22                 *pixelArray = background;
23             } else if (x > x1) {
24                 *pixelArray = foreground;
25             } else {
26                 *pixelArray = palette->getPixel(a * x + b);
27             }
28
29             x++;
30             pixelArray++;
31         }
32
33         pixelArray = &arrayVector[0];
34
35         updateLastChange();
36
37         return true;
38     }
39     return false;
40 }
```

Funkcja zmiany wartości obrazu na kolor prezentuje się następująco:

```
1 inline const Pixel &getPixel(quint64 value) override {
2     return *(pixelArray + signedMove + value);
3 }
```

Iterowanie po obrazie

Po wygenerowaniu obrazu należy przeiterować go przez funkcję „okna”. Do zokienkowania jednego piksela nie potrzeba innego piksela, dlatego w celu przyspieszenia procesu okienkowania iteracja po obrazie odbywa się w wielu wątkach.

W C++ typy zmiennych muszą być zdefiniowane przed komplikacją, co jest bardzo problematyczne. Mając dwa typy okienek, każde odsługujące 4 typy liczb całkowitych, musiałoby zostać zaimplementowanych 8 prawie identycznych funkcji. Dlatego podział ten został zaimplementowany za pomocą 4 funkcji z szablonami:

- *Sokar::Monochrome::Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindowThread()*

Jest funkcją jednego wątku, który iteruje po obrazie. Jego parametrami są zakresy podane w indeksach wokseli po których ma iterować. **IntType** to jest typ zmiennej wokselu obrazu. **WinClass** klasa okienka. Nazewnictwo będzie kontynuowane w następnych punktach. Kod funkcji:

```
1 template<typename IntType, typename WinClass>
2 void Monochrome::Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindowThread(quint64 from, quint64 to)
3 {
4     auto buffer = &targetBuffer[from];
5     auto origin = (IntType *) &originBuffer[0];
6     auto windowPtr = (WinClass *) getCurrentWindow();
7
8     origin += from;
9
10    for (quint64 i = from; i < to; i++, origin++) {
11        /* W tym miejscu jest dokonywana zamiana liczby na kolor */
12        *buffer++ = windowPtr->getPixel(*origin);
13    }
14 }
```

- *Sokar::Monochrome::Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindow()*

Jest to funkcja, która dzieli obraz na wątki, tworzy je i uruchamia. Ilość wątków jest ustalana za pomocą funkcji *Qt::QThread::idealThreadCount()*. Wątki działają na zakresach o długości ilości wokseli podzielonej przez ilość wątków. Kod funkcji:

```
1 template<typename IntType, typename WinClass>
2 void Monochrome::Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindow() {
3
4     /* Tworzenie wektora wątków */
5     std::vector<std::thread> threads;
6
7     quint64 max = imgDimX * imgDimY;
8     quint64 step = max / QThread::idealThreadCount();
9
10    for (int i = 1; i < QThread::idealThreadCount(); i++) {
11        std::thread t(&Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindowThread<IntType, WinClass>,
12                      this,
13                      i * step,
14                      std::min((i + 1) * step, max));
15
16        threads.push_back(std::move(t));
17    }
18
19    /* W celu zmniejszenia ilości wątków, wątek obecny też zostanie wykorzystany */
20    genQPixmapOfTypeWidthWindowThread<IntType, WinClass>(0, step);
21
22    /* Czekanie na wszystkie wątki */
23    for (auto &t: threads) t.join();
24 }
```

- *Sokar::Monochrome::Scene::genQPixmapOfType()*

Jest to funkcja pomocnicza ustalająca obecną klasę obecnego „okna”, aby móc wykonać funkcje *Sokar::Monochrome::Scene::genQPixmapOfTypeWidthWindow()*. Kod funkcji:

```
1 template<typename IntType>
2 void Monochrome::Scene::genQPixmapOfType() {
3
4     switch (getCurrentWindow()->type()) {
5         case Window::IntDynamic:
6             genQPixmapOfTypeWidthWindow<IntType, WindowIntDynamic>();
7             break;
8
9         case Window::IntStatic:
10            genQPixmapOfTypeWidthWindow<IntType, WindowIntStatic>();
11            break;
12
13     default:
14         throw WrongScopeException(__FILE__, __LINE__);
15     }
16 }
```

- *Sokar::Monochrome::Scene::generatePixmap()*

Funkcja odświeża okienko i sprawdza, czy odświeżenie obrazu jest konieczne, następnie sprawdza typ liczby woksela i uruchamia *Sokar::Monochrome::Scene::genQPixmapOfType()*. Kod funkcji:

```
1 bool Monochrome::Scene::generatePixmap() {
2
3     /* Odświeżamy okno i sprawdzamy czy odświeżenie obrazu jest konieczne */
4     getCurrentWindow()->genLUT();
5     if (lastPixmapChange >= getCurrentWindow()->getLastChange()) return false;
6
7     /* Sprawdzamy typ liczby woksela obrazu */
8     switch (gdcmImage.GetPixelFormat()) {
9         case gdcm::PixelFormat::INT8:
10            genQPixmapOfType<qint8>();
11            break;
12         case gdcm::PixelFormat::UINT8:
13            genQPixmapOfType<quint8>();
14            break;
15         case gdcm::PixelFormat::INT16:
16            genQPixmapOfType<qint16>();
17            break;
18         case gdcm::PixelFormat::UINT16:
19            genQPixmapOfType<quint16>();
20            break;
21         case gdcm::PixelFormat::INT32:
22            genQPixmapOfType<qint32>();
23            break;
24         case gdcm::PixelFormat::UINT32:
25            genQPixmapOfType<quint32>();
26            break;
27         case gdcm::PixelFormat::INT64:
28            genQPixmapOfType<qint64>();
29            break;
30         case gdcm::PixelFormat::UINT64:
31            genQPixmapOfType<quint64>();
32            break;
33
34     default: /* W przypadku innych jest zwracany wyjątek */
35         throw Sokar::ImageTypeNotSupportedException();
36     }
37
38     pixmap.convertFromImage(qImage);
39     return true;
40 }
```

Palety

Klasa *Sokar::Palette* reprezentuje palety kolorów używanych do pseudokolorowania obrazu. Paleta przerabia liczbę zmiennoprzecinkową od zera do jedynki na kolor RGB, zwracając *Sokar::Pixel*. Paleta nie ma zdefiniowanej długości minimalnej i maksymalnej.

Palety są wczytywane z plików XML w czasie uruchamiania programu i można definiować własne palety nie będące częścią standardu. Przykładowy wygląd pliku palety HotIron:

```
1 <palette display="Hot Iron" name="HOT_IRON">
2
3     <entry red="0" green="0" blue="0"/>
4     <entry red="2" green="0" blue="0"/>
5     <entry red="4" green="0" blue="0"/>
6
7     ...
8
9     <entry red="254" green="0" blue="0"/>
10    <entry red="255" green="0" blue="0"/>
11    <entry red="255" green="2" blue="0"/>
12
13    ...
14
15    <entry red="255" green="250" blue="248"/>
16    <entry red="255" green="252" blue="252"/>
17    <entry red="255" green="255" blue="255"/>
18 </palette>
```

4.6.3 Tworzenie transformat i ich użycie na obrazie

Współrzędne jednorodne

Współrzędne jednorodne definiuje się jako sposób reprezentacji punktów n-wymiarowej przestrzeni rzutowej za pomocą układu $n + 1$ współrzędnych. W bibliotece Qt jedną z implementacji współrzędnych jednorodnych jest klasa *Qt::QTransform*. Implementuje ona podstawowe zachowania macierzy 3 na 3, jak również wbudowane operacje takie jak: przesuwanie implementowane przez *Qt::QTransform::translate()*, obrót implementowany przez funkcję *Qt::QTransform::rotate()* i skalowanie implementowane przez *Qt::QTransform::scale()*.

Przykład działania:

```
1 QTransform transform;
2 transform.translate(50, 50);
3 transform.rotate(45);
4 transform.scale(0.5, 1.0);
```

Powyższe przekształcenie macierzowe skaluje obiekt na 50% szerokości, obraca o 45 stopni, przesuwa o 50 punktów na osi *x* i *y*.

Taką macierz można nałożyć na obiekty klasy *Qt::QGraphicsPixmapItem*.

Interakcja z użytkownikiem

Trzy macierze (bez wyśrodkowującej) są zmieniane w trakcie interakcji z użytkownikiem. Są zmieniane w dwóch przypadkach: po odebraniu sygnału od paska zadań, obiektu klasy *Sokar::DicomToolbar* lub podczas ruchu myszki, gdy wciśnięty jest prawy przycisk myszy.

Zmiany poprzez oderanie sygnału

Na pasku zadań, nad sceną znajduje się szereg przycisków, które po wciśnięciu wysyłają sygnał do obecnej sceny poprzez obiekt klasy *Sokar::DicomView*. Sposób wysyłania sygnałów jest szerzej opisany w sekcji 4.5.4.

Po otrzymaniu odpowiedniego sygnału jest wykonywana operacja na macierzy. Odbiór wszystkich sygnałów jest implementowany przez wirtualną funkcję *Sokar::DicomScene::toolBarActionSlot()*, która jest slotem.

Lista opisów reakcji na sygnały (stan zerowy macierzy, to stan w którym macierz nie wykonuje żadnych operacji):

- **ClearPan** — przywraca macierz przesunięcia do stanu zerowego,
- **Fit2Screen** — przywraca macierz skali do stanu zerowego, następnie wylicza nową skalę w zależności od wymiarów obrazu i sceny,
- **OriginalResolution** — przywraca macierz skali do stanu zerowego,
- **RotateRight90** — na macierzy rotacji zostaje użyta funkcja *Qt::QTransform::rotate()* z parametrem 90,
- **RotateLeft90** — na macierzy rotacji zostaje użyta funkcja *Qt::QTransform::rotate()* z parametrem -90,
- **FlipHorizontal** — na macierzy rotacji zostaje użyta funkcja *Qt::QTransform::scale()* z parametrami 1 i -1,
- **FlipVertical** — na macierzy rotacji zostaje użyta funkcja *Qt::QTransform::scale()* z parametrami -1 i 1,
- **ClearRotate** — przywraca macierz rotacji do stanu zerowego.

Po jakiekolwiek zmianie macierzy jest wywoływana funkcja *Sokar::DicomScene::updatePixmapTransformation()*, która odświeża macierz przekształcenia na obiekcie **pixmapItem**.

Zmiany poprzez obsługę myszki

Qt::QGraphicsScene dostarcza możliwość obsługi myszki poprzez wirtualną funkcję *Qt::QGraphicsScene::mouseMoveEvent()*. Dzięki temu obsługa myszki może być rozszerzana przez wszystkie klasy dziedziczące po tej klasie. Dodatkowo funkcja ta dostarcza obiekt klasy *Qt::QGraphicsSceneMouseEvent*, w którym znajdują się informacje zarówno o obecnej jak i poprzedniej pozycji myszki.

Jeżeli jest wykryty ruch myszki z wciśniętym lewym przyciskiem myszy, to w zależności od stanu paska narzędzi, wywoływana jest odpowiednia akcja. Akcje są obsługiwane przez klasy *Sokar::DicomScene* i *Sokar::Monochrome::Scene*. Każda z nich obsługuje pewną pulę stanów. Lista obsługiwanych stanów paska narzędzi:

- **Pan** — stan przesuwania, obsługiwany przez *Sokar::DicomScene*

Na macierzy przesuwania wywoływana jest funkcja przesunięcia *Qt::QTransform::translate()* z parametrami odpowiadającymi przesunięciu myszki.

- **Zoom** — stan skalowania, obsługiwany przez *Sokar::DicomScene*

Na macierzy skalowania wywoływana jest funkcja skalowania *Qt::QTransform::scale()* z parametrem **scale** wyliczonym podanym wzorem:

$$\begin{aligned} scale &= 1 \\ scale &= scale - \Delta y * 0.01 \\ scale &= scale - \Delta x * 0.001 \end{aligned}$$

Sprawia to, że ruch pionowy jest bardziej czuły na zmianę niż ruch poziomy. Teoretycznie jest możliwość implementacji odrębnego skalowania w dwóch osiach, jednakże jest to nieintuicyjne.

- **Rotate** — stan rotacji, obsługiwany przez *Sokar::DicomScene*

Na macierzy rotacji wywoływana jest funkcja rotacji *Qt::QTransform::rotate()* z parametrem **rotate** wyliczonym podanym wzorem:

$$\begin{aligned} rotate &= 0 \\ rotate &= rotate + \Delta y * 0.5; \\ rotate &= rotate + \Delta x * 0.1; \end{aligned}$$

Sprawia to, że ruch pionowy jest bardziej czuły na zmianę niż ruch poziomy.

- **Windowing** — stan okienkowania, obsługiwany przez *Sokar::Monochrome::Scene*

Do obiektu okienka są wysyłane zmiany poprzez funkcje: *Sokar::Window::mvVertical()* z parametrem Δy i *Sokar::Window::mvHorizontal()* z parametrem Δx . Następnie ponownie jest generowany obraz z uwzględnieniem zmiany okienka.

Połączenie macierzy

Ostatnim krokiem jest połączenie macierzy w jedną. Dlatego cztery macierze są mnożone za pomocą wirtualnej funkcji *Sokar::DicomScene::getPixmapTransformation()*. Kod funkcji:

```
1 QTransform DicomScene::getPixmapTransformation() {
2     QTransform transform;
3     transform *= centerTransform;
4     transform *= scaleTransform;
5     transform *= rotateTransform;
6     transform *= panTransform;
7     return transform;
8 }
```

Qt::QTransform posiada operator mnożenia, dlatego można mnożyć obiekty tej klasy jak liczby. Realizuje to następujące równanie:

$$panTransform * rotateTransform * scaleTransform * centerTransform$$

4.6.4 Ustalanie pozycji pacjenta względem sceny

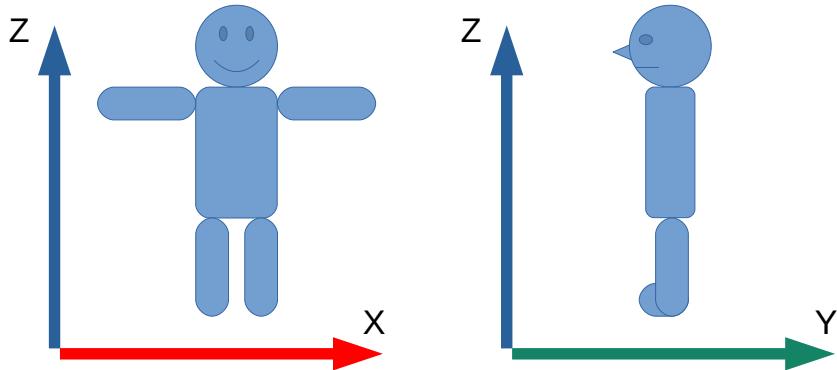
W obrazie DICOM jest pośrednio zapisana informacja o ułożeniu obrazu względem pacjenta. Celem algorytmu jest określenie jaką pozycję przyjmuje pacjent w stosunku do sceny tak, aby można było wyświetlić tą pozycję na scenie.

Format zapisu informacji o orientacji obrazu

Informacje o orientacji oraz pozycji względem pacjenta znajdują się w odpowiednio w tagach ^{Dicom} Tag Image Orientation (0x0020, 0x0037) i ^{Dicom} Tag Image Position (0x0020, 0x0032).

Standard DICOM zdefiniował ułożenie osi we współrzędnych kartezjańskich następująco:

- „x” — oś przechodząca od prawej do lewej strony pacjenta, „L” oznacza zwrot zgodny z osią, a „R” oznacza zwrot przeciwny,
- „y” — oś przechodząca od przodu do tyłu pacjenta, „P” oznacza zwrot zgodny z osią, a „A” oznacza zwrot przeciwny,
- „z” — oś przechodząca od dołu do góry pacjenta, „H” oznacza zwrot zgodny z osią, a „F” oznacza zwrot przeciwny.



Rysunek 4.13: Wizualizacja układu osi współrzędnych kartezjańskich pacjenta. Zdjęcie własne.

Wartość ^{Dicom} Tag Image Orientation (0x0020, 0x0037) składa się z sześciu liczb, odpowiednio oznaczanych dalej $X_x, X_y, X_z, Y_x, Y_y, Y_z$. Standard DICOM definiuje następujący sposób interpretowania danych:

$$\begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_x \Delta_i & Y_x \Delta_j & 0 & S_x \\ X_y \Delta_i & Y_y \Delta_j & 0 & S_y \\ X_z \Delta_i & Y_z \Delta_j & 0 & S_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i \\ j \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} i \\ j \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

gdzie:

- P_{xyz} — koordynaty woksela (i,j) we współrzędnych obrazu wyrażone w milimetrach,
- S_{xyz} — trzy wartości z elementu ze znacznikiem ^{Dicom} Tag Image Position (0x0020, 0x0032). Oznacza on punkt pozycji pacjenta wyrażony w milimetrach w stosunku do urządzenia wykonującego pomiar.
- X_{xyz} — trzy pierwsze wartości ze znacznika ^{Dicom} Tag Image Orientation (0x0020, 0x0037),
- Y_{xyz} — trzy ostatnie wartości ze znacznika ^{Dicom} Tag Image Orientation (0x0020, 0x0037),
- i i j — oznaczają współrzędne na macierzy obrazu, odpowiednio kolumnę i wiersz. Zero oznacza początek,

- Δ_i i Δ_j — rzeczywista wielkość piksela obrazu wyrażona w milimetrach. W algorytmie wyznaczania strony pacjenta ta wartość może wynosić 1, ponieważ odpowiada za skale.

Praktycznie rzecz biorąc, pierwsza macierz to wektor reprezentujący pozycję pacjenta, druga jest to przekształcenie macierzowe we współrzędnych jednorodnych, trzecia to pozycja na obrazie.

Wyznaczanie pozycji pacjenta

Interesuje nas wyznaczenie pozycji sześciu punktów na płaszczyźnie obrazu. Założymy, że pacjent znajduje się w środku układu współrzędnych i jest nieskończoność mały. Możemy więc zdefiniować sześć punktów o następujących współrzędnych, dalej używanych pod nazwą *PatientPosition*, które będą odpowiadały stronom pacjenta:

- „R” — $[-1, 0, 0, 1]$,
- „L” — $[+1, 0, 0, 1]$,
- „A” — $[0, -1, 0, 1]$,
- „P” — $[0, +1, 0, 1]$,
- „F” — $[0, 0, -1, 1]$,
- „H” — $[0, 0, +1, 1]$.

Punkty *PatientPosition* odpowiadają punktom P_{xyz} z równania ze standardu DICOM.

UWAGA: Wszystkie obliczenia odbywają się we współrzędnych jednorodnych.

Na równaniu z poprzedniego punktu wykonuje takie przekształcenie:

$$PatientPosition = imgMatrix * ScenePosition$$

$$imgMatrix^{-1} * PatientPosition = imgMatrix^{-1} * imgMatrix * ScenePosition$$

$$imgMatrix^{-1} * PatientPosition = ScenePosition$$

$$ScenePosition = imgMatrix^{-1} * PatientPosition$$

gdzie:

- $imgMatrix$ — macierz przekształcenia obrazu, o której będzie później opisana,
- $ScenePosition$ — pozycja na obrazie, która nas interesuje,
- $PatientPosition$ — jeden z punktów względem pacjenta.

Wygląd macierzy $imgMatrix$:

$$\begin{bmatrix} X_x & Y_x & 0 & 0 \\ X_y & Y_y & 0 & 0 \\ X_z & Y_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Powyższa macierz różni się od macierzy definiowanej w standardzie. Po pierwsze wartości z Dicom Tag Pixel Spacing (0x0028, 0x0030) zostały pominięte, a nadano im wartość 1. Po drugie

- pozycja z ^{Dicom} _{Tag} Image Position (0x0020, 0x0032) została zrównana do punktu zerowego, dzięki temu, wynik też będzie względem punktu zero. Wyznaczenie macierzy *imgMatrix* jest jednorazowe.

Po wyznaczeniu sześciu punktów *ScenePosition* dla każdego punktu *PatientPosition*, są one zapisywane. *ScenePosition* odpowiada pozycji punktów na obrazie w pozycji startowej.

Na scenie, na której jest wyświetlany obraz, użytkownik może obracać obraz o dowolny kąt, według własnego uznania. Te przekształcenia są realizowane za pomocą macierzy rotacji, dalej zwaną jako *rotateTransform*. Macierz *rotateTransform* jest przesyłana do naszego obiektu *Sokar::ImageOrientationIndicator* za każdym razem, kiedy zostanie zmieniona.

Ostateczne wyznaczenie pozycji punktów pacjenta na obrazie odbywa się przez przemnożenie lewostronne *rotateTransform* i *ScenePosition*.

*rotateTransform * ScenePosition*

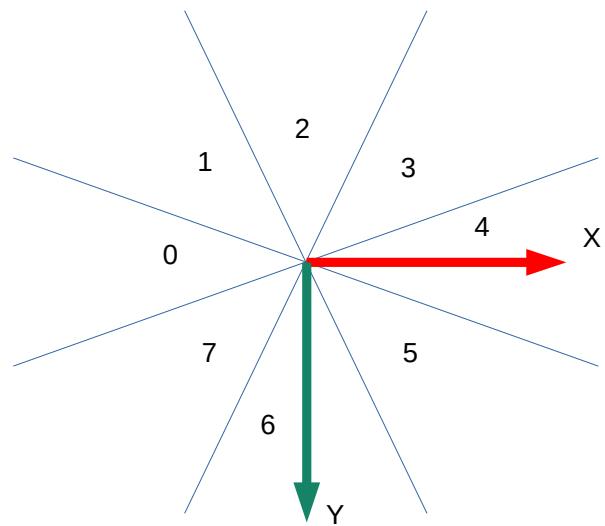
Wyznaczana jest w ten sposób pozycja sześciu punktów pacjenta na płaszczyźnie sceny wyświetlanej. Następnie określany jest, na której z ośmiu części płaszczyzny jest umieszczony dany punkt. Podział płaszczyzny jest widoczny na rysunku 4.14. Tej płaszczyźnie nadawany jest tytuł w postaci litery, która oznacza stronę pacjenta. Jeżeli punkt znajduje się w centrum, na przecięciu osi, to oznacza, że punkt znajduje się za lub przed ekranem, więc jest pomijany. Następnie do czterech pól wyświetlających zostają wstawione następujące teksty:

- lewe pole: tytuł części 7, tytuł części 0 i tytuł części 1,
- górne pole: tytuł części 1, tytuł części 2 i tytuł części 3,
- prawe pole: tytuł części 3, tytuł części 4 i tytuł części 5,
- dolne pole: tytuł części 7, tytuł części 6 i tytuł części 5.

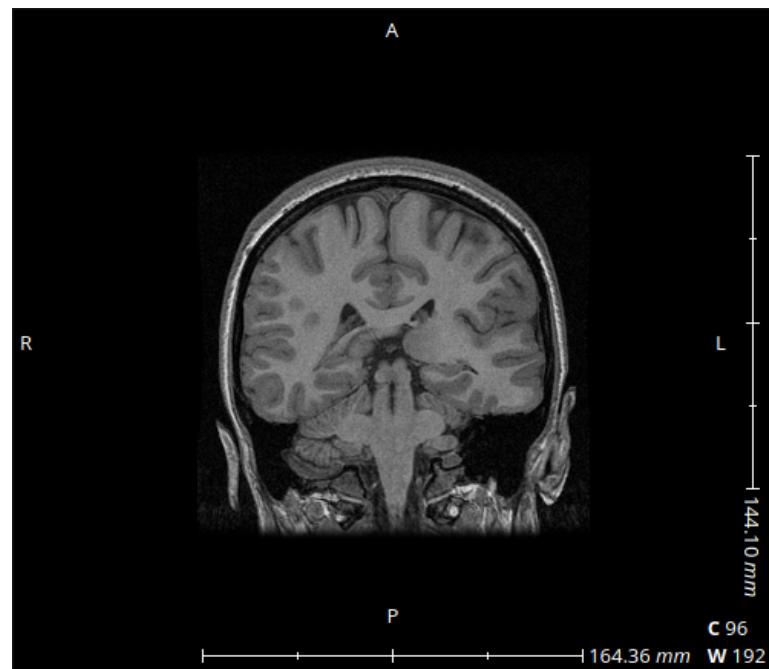
Przykład:

Punkt „H”, czyli punkt reprezentujący kierunek głowy, został przypisany do części 1 i odpowiednio „L” do części 7, „R” do części 3 i „F” do części 5. Punkty „A” i „P”, zostały pominięte ponieważ znalazły się na środku. Do lewego pola wstawiany jest tekst „HL”, do górnego „HR”, do prawego „RF” i do dolnego „LF”.

Przykład można zobaczyć na rysunku 4.15. Na obrazie widzimy, że lewa strona pacjenta znajduje się po prawej stronie obrazu, prawa strona pacjenta po lewej, góra pacjenta na górnej części obrazu. Wynika z tego, że obraz przedstawia pacjenta skierowanego twarzą do nas.



Rysunek 4.14: Podział płaszczyzny sceny. Wyróżniono osiem części. Zdjęcie własne.



Rysunek 4.15: Przykładowy obraz medyczny (przekrój głowy MR) z oznaczeniem orientacji obrazu za pomocą liter A, P, R, L, F, H. Zdjęcie własne.

Rozdział 5

Kompilacja

5.1 Narzędzia potrzebne do kompilacji

Do kompilacji wystarczą podstawowe narzędzia budowania dostosowane do systemu operacyjnego:

- Windows — Visual Studio w wersji 2017 lub nowszej,
- Linux — pakiety zawierające następujące komendy: make; cmake (w wersji 3.10 lub nowszej), g++ (w wersji 8 lub nowszej),
- MacOS — Xcode w wersji 10 lub nowszej.

Kod źródłowy został skompilowany za pomocą powyższych narzędzi. W kodzie programu nie występują żadne elementy odbiegające od standardu C++17, więc nie powinno być problemów z użyciem niższych wersji wspierających standard C++17

5.2 Biblioteki potrzebne do kompilacji

Do kompilacji są potrzebne biblioteki Qt i GDCM.

5.2.1 Instalacja Qt

Program był testowany na wersji 5.12, z tego powodu zalecanym jest używanie tej wersji.

Linux

Biblioteka Qt jest dostępna w każdej standardowej dystrybucji Linuxa. Dlatego instalacja Qt sprowadza się do pobrania z repozytoriów za pomocą menadżera pakietów.

Windows i MacOS

W celu instalacji Qt należy udać się na oficjalną stronę biblioteki Qt. W prawym górnym rogu powinno się kliknąć zielony przycisk „Download. Try. Buy.”. Na dole kolumny zatytułowanej „Open Source” należy kliknąć zielony przycisk „Go open source”. Zostanie

automatycznie pobrany plik instalacyjny. Po pobraniu należy go otworzyć i postępować zgodnie z instalacją.

W pewnym momencie użytkownik może zostać poproszony o dane kontaktowe. Nie jest to wymagane i można kliknąć przycisk „Skip”.

Następnie należy wybrać komponenty do zainstalowania. W przypadku Windowsa należy zainstalować wersje „Qt 5.12.3 MSVC 2017 64-bit”. Z kolei na MacOS należy zainstalować „Qt 5.12.3 clang_x64”. Można wyłączyć wszystkie inne opcje, nie są one wymagane do kompilacji programu. Dalej należy postępować zgodnie z instrukcjami pojawiającymi się na ekranie.

5.2.2 Pobranie kodu źródłowego GDCM

Program był testowany na wersji 2.8.9, z tego powodu zalecanym jest używanie tej wersji.

Należy udać się na stronę <https://github.com/malaterre/GDCM/releases/tag/v2.8.9> i pobrać plik „Source code (zip)”, a następnie go rozpakować.

5.2.3 Pobranie kodu źródłowego Sokar

Kod źródłowy aplikacji można pobrać repozytorium git znajdującego się pod adresem <https://gl.ire.edu.pl/ajedrzejowski/sokar-app>.

5.3 Przygotowanie katalogów

Należy utworzyć folder, w którym będą znajdowały się wszystkie foldery z plikami, dalej ten folder będzie nazywany „/path/”. Kod źródłowy GDCM należy umieścić w katalogu „/path/gdcm/”. Kod źródłowy Sokar należy umieścić w katalogu „/path/sokar-app/”. Powinno się również utworzyć foldery „/path/gdcm-bin/” i „/path/sokar-app-bin/”.

5.4 Kompilacja GDCM

Kompilacja zawiera polecenia, które należy wykonać w następującej kolejności:

- uruchom CMake z menu programów lub za pomocą polecenia „cmake-gui”,
- w polu „Where is the source code:” wpisz „/path/gdcm/”,
- w polu „Where to build the binaries:” wpisz „/path/gdcm-bin/”,
- kliknij przycisk „Configure” znajdujący się w dolnej lewej części okna,
- w oknie zatytułowanym „CMakeSetup” wybierz opcje: „Unix Makefiles” i „Use default native compilers” dla Linuxa i MacOS; „Visual Studio 15 2017”, „x64” i „Use default native compilers” dla Windowsa,
- zaznacz checkbox przy wartości „GDCM_BUILD_SHARED_LIBS”,
- kliknij przycisk „Finish”,
- następnie kliknij przycisk „Generate”,

- w przypadku Linuxa i MacOS, uruchom „make” w folderze „/path/gdcm-bin/”, zaś w przypadku Windowsa otwórz plik „/path/gdcm-bin/GDCM.sln” i kliknij przycisk „Lokalny debugger Windows”.

5.5 Kompilacja Sokar

Kompilacja zawiera polecenia, które należy wykonać w następującej kolejności:

- uruchom CMake z menu programów lub za pomocą polecenia „cmake-gui”,
- w polu „Where is the source code:” wpisz „/path/sokar-app/”,
- w polu „Where to build the binaries:” wpisz „/path/sokar-app-bin/”,
- kliknij „Configure”,
- w oknie zatytułowanym „CMakeSetup” wybierz takie same opcje na w GDCM,
- kliknij „Finish”,
- ustaw parametr wartość „QtDir” na ścieżkę do skompilowanej biblioteki Qt,
- następnie kliknij przycisk „Generate”,
- w przypadku Linuxa i MacOS, uruchom „make” w folderze „/path/sokar-app-bin/”, zaś w przypadku Windowsa otwórz plik „/path/gdcm-bin/Sokar.sln” i kliknij przycisk „Lokalny debugger Windows”.

5.6 Uruchomienie

W przypadku Linuxa i MacOS, plik binary znajduje się w katalogu „/path/sokar-app-bin/”. Można go uruchomić klikając lub z terminala za pomocą komendy „./Sokar”. W przypadku Windows plik binarny znajduje się w folderze „/path/sokar-app-bin/Debug”.

Rozdział 6

Podsumowanie

Celem pracy inżynierskiej było napisanie aplikacji do obsługi obrazów DICOM w C++ z możliwością kompilacji na wiele platform. Cel udało się osiągnąć. Użycie języka C++ umożliwiło wykorzystanie całego potencjału obliczeniowego maszyny. Zastosowano biblioteki dostępne na różnych platformach: Qt i GDCM, które również zostały napisane w C++, dzięki czemu uzyskano jednolity program napisany w jednym języku. Zapewniono jednolity sposób kompilacji na platformach przy użyciu narzędzia CMake. Aplikacja działa w ten sam sposób na wszystkich testowanych platformach: Linux, MacOS i Windows. Jednolity wygląd aplikacji zapewniła biblioteka Qt, co sprawia, że interfejs aplikacji jest prawie taki sam na każdym systemie.

Zaplanowano i dodano obsługę podstawowych operacji na obrazie ułatwiających jego oglądanie i ocenienie, takich jak: przenoszenie; skalowanie; obrót. Zaimplementowano pseudokolorowanie obrazów monochromatycznych z możliwością dodawania nowych palet. Wprowadzono obsługę serii obrazów jako całości, włączając w to przegląd obrazów w serii, animacje, wspólne okna w skali barwnej oraz wspólne przekształcenia macierzowe.

Napotkano problem z biblioteką GDCM w postaci braku możliwości używania plików binarnych dostarczonych przez twórców. Te pliki binarne zostały skompilowane za pomocą innego kompilatora niż pliki binarne Qt. Spowodowało to, że typ std::string z jednej biblioteki nie jest kompatybilny z std::string z drugiej biblioteki. Wynika to z użycia innych interfejsów binarnych aplikacji (ang. *application binary interface*) w różnych kompilatorach. Problem można rozwiązać kompilując bibliotekę GDCM własnoręcznie.

Spis rysunków

2.1	Narzędzie Lupa w przeglądarce MedDream DICOM Viewer. Zdjęcie użyte za zgodą Softneta UAB.	9
2.2	Wyświetlenie wielu obrazów na raz w jednym oknie w przeglądarce Sante DICOM Viewer 3D Pro. Zdjęcie użyte za zgodą Santesoft.	10
2.3	Generowanie obrazów 3D z wielu obrazów tomograficznych w przeglądarce Sante DICOM Viewer 3D Pro	11
2.4	Rekonstrukcja wielopłaszczyznowa w przeglądarce Athena DICOM Viewer. Zdjęcie użyte za zgodą Medical Harbour.	11
2.5	Elementy danych w zbiorze elementów danych. Zdjęcie ze standardu DICOM dostępne pod adresem http://dicom.nema.org/medical/dicom/2019a/output/xhtml/part05/chapter_7.html	14
3.1	Przykładowe okienko programu w Qt. Zdjęcie własne.	23
4.1	Okno przeglądarki tuż po uruchomieniu. Zdjęcie własne.	29
4.2	Okno przeglądarki z wczytanymi kilkoma obrazami. Zdjęcie własne.	30
4.3	Przykładowa scena z obrazem monochromatycznym. Zdjęcie własne.	31
4.4	Diagram klas UML globalnej struktury programu.	32
4.5	Diagram klas UML dziedziczenia klasy <i>Sokar::DicomScene</i>	34
4.6	Diagram klas UML dziedziczenia klasy <i>Sokar::DicomScene</i>	35
4.7	Diagram klas UML dziedziczenia klasy <i>Sokar::SceneIndicator</i>	36
4.8	Diagram klas UML dziedziczenia klasy <i>Sokar::DicomSceneSet</i>	40
4.9	Zakładka wraz z numeracją elementów interfejsu. Zdjęcie własne.	42
4.10	Wykres funkcji okna dla C1720 W1208 z histogramem w tle. Zdjęcie własne.	50
4.11	Porównanie jednego obrazu w trzech „oknach”, odpowiednio C40 W80, C50 W350 i C600 W2800. Zdjęcie własne.	51
4.12	Paleta Hot Iron (na środku) i Hot Metal Blue (po prawej) w porównaniu do palety w skali szarości (po lewej). Zdjęcie własne.	51
4.13	Wizualizacja układu osi współrzędnych kartezjańskich pacjenta. Zdjęcie własne.	60
4.14	Podział płaszczyzny sceny. Wyróżniono osiem części. Zdjęcie własne.	63
4.15	Przykładowy obraz medyczny (przekrój głowy MR) z oznaczeniem orientacji obrazu za pomocą liter A, P, R, L, F, H. Zdjęcie własne.	63

Bibliografia

- [1] Thomas M. Deserno Daniel Haak, Charles-E. Page. A survey of dicom viewer software to integrate clinical research and medical imaging. *J Digit Imaging*, 29:206–215, 2016.