



Politechnika  
Śląska

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA**

**WYDZIAŁ AUTOMATYKI, ELEKTRONIKI I INFORMATYKI**

Praca doktorska

Metody elastycznego dopasowania obrazów medycznych  
w zastosowaniach do różnych technik obrazowania

Autor: mgr inż. Paweł Bzowski

Promotor: dr hab. inż. Damian Borys

Gliwice, lipiec 2023



*Pragnę złożyć serdeczne podziękowania promotorowi niniejszej  
pracy dr hab. inż. Damianowi Borysowi, za szczególną pomoc  
i nadzór nad tworzeniem tej pracy*

*Dziękuję również Panu prof. dr hab. inż. Andrzejowi Świerniakowi,  
za wszystkie rady oraz poświęcony czas w trakcie wszystkich  
konsultacji.*

*Dziękuję również szanownej koleżance mgr. inż. Danieli  
Schwedka-Nowak,  
za współpracę w budowaniu modeli biomechanicznych piersi.*

*Ponadto składam wyrazy wdzięczności żonie Anicie i każdemu, kto  
był ze mną w trakcie tworzenia tej pracy i za wszystkie słowa  
wsparcia.*



# Spis treści

<b>1</b>	<b>Wstęp</b>	<b>1</b>
1.1	Techniki dopasowania obrazów . . . . .	2
1.2	Techniki diagnostyki obrazowej . . . . .	7
1.2.1	Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI) . . .	8
1.2.2	Ultrasonografia (USG) . . . . .	10
1.2.3	Rentgen (RTG) /Mammografia . . . . .	11
1.2.4	Tomografia komputerowa (CT) . . . . .	12
1.2.5	Pozytonowa Tomografia Emisyjna z Tomografią Kompute- rową (PET-CT) . . . . .	13
1.2.6	Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT) . . . .	14
1.3	Nowotwory . . . . .	16
1.3.1	Anatomia piersi . . . . .	18
1.3.2	Diagnostyka nowotworów piersi . . . . .	20
1.4	Cel pracy . . . . .	22
1.5	Uzasadnienie badań . . . . .	22
1.6	Teza pracy . . . . .	23
<b>2</b>	<b>Materiały i metody</b>	<b>25</b>
2.1	Opis danych . . . . .	25
2.1.1	Dane syntetyczne . . . . .	25
2.1.2	Obrazy MRI kości nadgarstka w sekwencji T1 i T2 . . . . .	26
2.1.3	Obrazy PET/CT klatki piersiowej . . . . .	27
2.1.4	Obrazy MRI klatki piersiowej . . . . .	30
2.1.5	Obrazy Tomografii Komputerowej jamy brzusznej . . . . .	30

---

2.2	Opis prowadzonych badań . . . . .	31
2.3	Metody . . . . .	32
2.3.1	Metody przetwarzania wstępnego obrazu . . . . .	33
2.3.2	Metody transformacji obrazu . . . . .	34
2.3.3	Metody oceny podobieństwa . . . . .	38
2.3.4	Metoda elementów skończonych (FEM) . . . . .	40
2.4	Algorytmy postępowania przy dopasowaniu obrazów . . . . .	45
2.4.1	Dopasowanie sztywne . . . . .	46
2.4.2	Dopasowanie sztywne wraz z procesem przetwarzania wstępnego . . . . .	47
2.4.3	Dopasowanie elastyczne . . . . .	47
2.4.4	Algorytm deformacji z użyciem FEM oraz rekonstrukcja obrazu . . . . .	48
2.5	Podstawka do badania piersi . . . . .	50
2.6	Elastyczny fantom piersi . . . . .	51
2.7	Przeprowadzone badania . . . . .	54
<b>3</b>	<b>Wyniki</b>	<b>55</b>
3.1	Dopasowanie syntetycznych obrazów metodami elastycznymi . . . . .	55
3.2	Dopasowanie obrazów medycznych metodami elastycznymi . . . . .	59
3.2.1	Obrazy kości nadgarstka zarejestrowane metodą MRI . . . . .	59
3.2.2	Obrazy jamy brzusznej zarejestrowane metodą CT . . . . .	66
3.2.3	Obrazy piersi zarejestrowane metodą MRI . . . . .	71
3.3	Badanie dopasowania z wykorzystaniem różnych metod przetwarzania wstępnego . . . . .	76
3.4	Badania z wykorzystaniem metody elementów skończonych . . . . .	83
3.5	Elastyczny fantom piersi . . . . .	91
<b>4</b>	<b>Dyskusja</b>	<b>93</b>
4.1	Dopasowanie obrazów syntetycznych . . . . .	93
4.2	Badania z wykorzystaniem metod elastycznych . . . . .	94
4.3	Badanie dopasowania z wykorzystaniem różnych metod przetwarzania wstępnego . . . . .	95

---

4.4	Badania z wykorzystaniem metody elementów skończonych . . . . .	96
4.5	Elastyczny fantom piersi . . . . .	98
<b>5</b>	<b>Podsumowanie</b>	<b>101</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>XV</b>
	<b>Spis skrótów i symboli</b>	<b>XIX</b>
	<b>Spis rysunków</b>	<b>XXIV</b>
	<b>Spis tabel</b>	<b>XXV</b>
	<b>Streszczenie</b>	<b>XXVIII</b>
	<b>Abstract</b>	<b>XXX</b>





# Rozdział 1

## Wstęp

W nowoczesnej medycynie obrazowanie medyczne jest bardzo istotnym elementem diagnostyki i leczenia pacjenta. Zastosowanie różnych metod pozwala trafniej i szybciej diagnozować pacjenta, a dodatkowo jest niezbędne do wykonania konkretnych procedur medycznych takich jak radioterapia czy procedury chirurgiczne [24, 4, 47]. Informacje uzyskane za pomocą różnych urządzeń oraz różnych metod mają charakter komplementarny przez co, bardzo pożądanym jest odpowiednie połączenie różnych danych, aby stanowiły spójną całość. Proces nałożenia obrazu polega na dopasowaniu przestrzennym jednego obrazu do drugiego, wykorzystując określone zabiegi matematyczne. Przykład zastosowania procesu dopasowania obrazu można zaobserwować np. w trakcie planowania leczenia. Planowanie radioterapii jest procesem trudnym, wymagającym dużej precyzji. W tym procesie na podstawie obrazów medycznych pochodzących z różnych badań takich jak tomografia komputerowa czy rezonans magnetyczny, wyznacza się obszary do napromieniania wiązką promieniowania jonizującego. W przypadku leczenia metodą radioterapii bardzo istotne jest odpowiednie ustawienie wiązki. Penetrująca wiązka promieniowania X,  $\gamma$  lub  $\beta$ - uszkadza komórki tkanek, przez które przechodzi. Prowadzi to do jonizacji ośrodka, z którym oddziałuje i w efekcie śmierci komórki [64]. W przypadku guza nowotworowego ta cecha jest bardzo pożądana - tu zależy terapeutę na pełnym wyniszczeniu zmiany nowotworowej. Promieniowanie jednak nie działa wybiórczo i w podobny sposób oddziałuje z tkanką zdrową, przez co w wyniku interakcji z zdrowymi tkankami może dojść do ich

uszkodzenia i śmierci. Przedstawiona cecha wymaga na radioterapeutach jak najbardziej dokładnego zaplanowanie terapii, tak aby guz został zniszczony przy jak najmniejszym uszkodzeniu zdrowych tkanek. Każde badanie zawiera w sobie inną wartość diagnostyczną. W niektórych przypadkach zastosowanie CT jest lepsze niż MRI, a z kolei przy innych schorzeniach więcej informacji niesie MRI niż CT. Chcąc uzyskać jak najbardziej kompletną informację o stanie zdrowia pacjenta warto rozważyć zastosowanie procesu dopasowania danych. Nałożone obrazy MRI i CT na siebie pozwalają na przedstawienie zmian w ciele pacjenta zachowując te same rozmieszczenie w przestrzeni. To co mogło się zdawać jedną zmianą może być dwiema osobnymi zmianami zarejestrowanymi przez osobne urządzenia. Proces dopasowania obrazów badań wykonanych różnymi metodami oraz w różnych ułożeniach pacjenta przynosi wiele korzyści diagnoście, terapii jak i samemu pacjentowi [65, 52, 32].

## 1.1 Techniki dopasowania obrazów

Metody dopasowania obrazów są coraz częściej używane w medycynie, a na przestrzeni ostatnich lat lawinowo powstały nowe metody dopasowania obrazów. Metody można podzielić na kilka grup opierając się na konkretnych kryteriach.

Podstawowym kryterium jest wymiar obrazów, które są do siebie dopasowywane. Wyróżnić można tu dopasowania obrazów w przestrzeniach 2D oraz 3D, jak i dopasowania pomiędzy tymi przestrzeniami. Szczególnym przypadkiem jest dopasowanie serii czasowych w przestrzeniach 2D oraz 3D.

Następnie wyróżnia się podstawowy charakter nałożenia. Wyróżnić tu można zewnętrzne metody dopasowania (oparte na obcych obiektach wprowadzonych do obrazowanej przestrzeni) oraz wewnętrzne (metody wykorzystujące informacje generowane przez pacjenta). W przypadku mowy o metodach zewnętrznych jest to zastosowanie specjalnych elementów, które są przyczepiane do pacjenta i mogą być obrazowane we wszystkich modalnościach. Powszechnie stosowanymi obiektami są ramy stereotaktyczne, które mocuje się do głowy, lub markery przyklejane na ciało pacjenta. Uzyskane obrazy można poddać rotacji i translacji w celu odnalezienia najlepszego dopasowania. W przypadku wewnętrznych metod nałożenia obrazów skupiamy się na zawartości obrazu generowanego przez pacjenta. W tym przypadku

można dopasować obrazy na kilka sposobów. Jednym z nich jest wykorzystanie punktów charakterystycznych (określone narządy lub charakterystyczne kształty). Celem dopasowania tego typu jest odnalezienie charakterystycznych punktów, a następnie odpowiednia deformacja obiektów tak, żeby obrazy odpowiadały sobie. Inna metoda polega na segmentacji określonego obiektu, który został wyodrębniony z obrazu ciała pacjenta. Wysegmentowany obraz jest odpowiednio deformowany, żeby pasował do obrazu referencyjnego. Warto również wyróżnić metodę bazującą na wartościach wokseli. W tym przypadku metody operują bezpośrednio na wartościach wokseli obrazu. Wyróżnić można tu dwa podejścia: redukcyjne i bez wcześniejszej redukcji. W pierwszym podejściu na podstawie obrazu generuje się osie główne i momenty, dzięki którym można wyznaczyć środek ciężkości. Jest to metoda dobra i bardzo dobrze sprawdza się w problemach nie wymagających dużej dokładności. Metody oparte na właściwościach wokseli, które wykorzystują pełną dostępną wartość informacji w trakcie dopasowania obrazów wzbudzają największe zainteresowanie. Zastosowanie tych metod do przetwarzania obrazów 3D było znane od dawna, jednak jego wykorzystanie było limitowane przez ograniczone właściwości maszyn obliczeniowych. Rozwój elektroniki i wprowadzenie nowych wydajnych podzespołów pozwoliło na praktyczne zastosowanie metod, które wykorzystywały informacje całego obrazu. Ostatnią metodą zaprezentowaną w tej grupie jest dopasowanie 'bez obrazu'. Samo sformułowanie, że dopasowanie może być wykonane bez obrazu, wydaje się paradoksalne, jednak w niektórych przypadkach jest to możliwe. Jednym z takich przypadków jest utworzenie wspólnego układu współrzędnych pomiędzy dwoma aparatami znajdującymi się w tym samym miejscu oraz założenie, że pacjent pozostaje nieruchomy w trakcie obu akwizycji obrazu. Założenia te są trudne do osiągnięcia, jednak wykorzystując urządzenia optyczne, operatorzy są w stanie odpowiednio skalibrować maszyny. Metoda ta jest również wykorzystywana w kalibracji położenia narzędzi chirurgicznych zamontowanych na ramieniu robota do przeprowadzania zabiegów.

Kolejnym podziałem metod jest podział na charakter przekształcenia. Najprostsza i najbardziej popularna jest transformacja sztywna. Jest to transformacja współrzędnych, w której dozwolone są tylko rotacje i translacje. Jeżeli transformacja odwzorowuje równoległe linie na równoległe linie to nazywamy ją transformacją afiniczną. Sztywna lub afiniczna transformacja w przestrzeni 2 wymiarowej może

zostać zapisana, jak to przedstawiono w równaniu 1.1. W tym przypadku zaprezentowano złożenie macierzy obrotu oraz macierzy translacji.

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & d_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (1.1)$$

gdzie:

$x_1$  i  $y_1$  - współrzędne przed transformacją,

$x_2$  i  $y_2$  - współrzędne po transformacji,

$d_x$  i  $d_y$  - translacja w osi  $x$  i  $y$ ,

$\alpha$  - obrót.

Następny podział dotyczy zakresu działania transformacji. Jeżeli transformacji ulega całość obrazu mowa tu o transformacji globalnej, z kolei gdy transformacja ograniczona jest do pewnej części mowa tu o transformacji lokalnej. Przekształcenia lokalne nie są często wykorzystywane, ponieważ mogą naruszać lokalną ciągłość obrazu. W przypadku transformacji globalnej nowe współrzędne są wyliczane z całego obrazu lub na podstawie transformacji lokalnej z tym, że odnoszą się do całego obrazu.

W przypadku algorytmów dopasowania i ich interakcji z użytkownikiem możemy wyróżnić 3 poziomy. Pierwszym są automatyczne transformacje, gdzie użytkownik dostarcza tylko dane, a cały proces jest wykonywany automatycznie bez ingerencji człowieka. Bardzo popularnym rozwiązaniem jest stosowanie algorytmów półautomatycznych. Program wykonuje swoją pracę, a użytkownik może wpływać na wynik procesu dopasowania przez manipulowanie parametrami dopasowania, wykonanie segmentacji czy ocenę prezentowanych wyników. W celu określenia czy lepsza metoda jest z ingerencją człowieka czy bez, należy to dokładnie rozpatrzyć. Metody z wsparciem człowieka mogą być dokładniejsze, jednak działają wtedy wolniej i wymagają ciągłej uwagi użytkownika. Z kolei metody automatyczne są

szybsze i bardziej obiektywne (nie uwzględniają wpływu człowieka i jego decyzji na ostateczny wynik). Wydaje się racjonalne, że jeżeli algorytm automatyczny daje oczekiwane wyniki, należy go tak pozostawić. Rozwiązania półautomatyczne można zaobserwować w metodach bazujących na dopasowaniu obiektów charakterystycznych. Użytkownik proszony jest o zaznaczenie określonych obiektów, które będą danymi wyjściowymi do przeprowadzenia dopasowania. Z kolei metody bazujące na wartościach wokseli są często w pełni zautomatyzowane i nie wymagają wsparcia ze strony człowieka. Istnieje również metoda manualnego dopasowania obrazów, jak programy wykorzystujące transformacje sztywne. Użytkownik sam wybiera wektor przesunięcia i obrót. W tym wypadku metoda jest w pełni zależna od decyzji użytkownika.

Algorytmy do dopasowania obrazów można również podzielić w zależności od sposobu określenia parametrów dopasowania. Parametry, które są wykorzystywane w transformacjach obrazów, mogą być obliczone bezpośrednio na podstawie dostępnych danych, jak i mogą być wyznaczone jako optimum pewnej funkcji określonej na danym zbiorze. W pierwszym przypadku często obliczenia prowadzone są w oparciu o pewien konkretny wzór, z kolei w drugim przypadku dopasowanie jest przeprowadzane w oparciu o stworzoną funkcję, która może być różna w zależności od dostarczonych danych. Z najbardziej popularnych metod optymalizacji można przytoczyć np. metodę Nelder-Mead, oraz optymalizację Levenberga-Marquardta [34]. Wiele algorytmów wykorzystuje więcej niż jedną technikę optymalizacji. Wstępne optymalizacje nie osiągają najczęściej poprawnych wyników pozostając w jednym z lokalnych minimów funkcji celu. Dlatego też stosuje się kilka algorytmów, jeden po drugim, często zmieniając skalę obrazu dochodząc do najbardziej precyzyjnej w kolejnych krokach. Ten zabieg pozwala uzyskać najlepsze rezultaty oraz skraca czas obliczeń [74].

W zależności od metody akwizycji obrazów, można je podzielić na monomodalne - obrazy otrzymane przy pomocy tej samej techniki, przykładowo dopasowanie dwóch badań tomografii komputerowej, oraz multimodalne - obrazy powstałe przy użyciu różnych technik obrazowania. W przypadku dopasowywania obrazów otrzymanych w różnych technikach obrazowania, jak na przykład dopasowanie obrazów z tomografii komputerowej i rezonansu magnetycznego, mówi się o dopasowaniu obrazów o różnych modalnościach. Obrazy zarejestrowane różnymi

technikami mogą różnić się reprezentacją kolorów określonych struktur, a w niektórych przypadkach mogą lepiej uwidaczniać pewne struktury. Dopasowywanie obrazów różnych modalności może się okazać trudne, gdyż wiele miar podobieństwa jest dedykowane do obrazów monomodalnych i nie będą dawały oczekiwanych rezultatów, jak zostaną zastosowane do obrazów o różnych modalnościach. W tym przypadku warto zastosować metody takie jak np. Informacja Wzajemna, które wykorzystują informację o rozkładzie danych, a nie o ich wartościach.

O dopasowaniach obrazów można również mówić w kontekście pozyskanych danych. Jeżeli wszystkie dane dopasowywane pochodzą z jednego źródła (np. tego samego pacjenta), to wtedy dopasowanie obrazów nazywane jest wewnątrz - przedmiotowym. Z drugiej strony, w przypadku dopasowywania obrazów pochodzących z różnych obiektów mowa jest o dopasowaniu obrazów między - przedmiotowym. Bardzo dobrym przykładem dopasowania między-przedmiotowego jest tworzenie atlasu, czyli odpowiednio opracowanego zbioru danych, na przykład zbiór obrazów mózgowia otrzymanych przy pomocy MRI dla populacji polskiej [9].

Powyższe podziały metod dopasowania obrazów zostały opracowane przed 2000 rokiem [45, 12] i ciągle są aktualne, a zaprezentowane metody są w dalszym ciągu wykorzystywane i rozwijane. Jednak wraz z rozwojem technologii coraz częściej można zaobserwować trend stosowania metod wykorzystujących sztuczną inteligencję. Od 2006 roku w kręgu zainteresowania naukowców pojawiło się uczenie głębokie (ang. deep learning) [40]. Metoda ta wykorzystuje różnego rodzaju obiekty i struktury złożone z nieliniowych transformacji i znajduje swoje praktyczne zastosowanie w różnych dziedzinach technologii. Obecnie możemy korzystać z narzędzi do rozpoznawania mowy, dźwięku czy korzystać z autonomicznych samochodów. Teraz coraz częściej metody sztucznej inteligencji można zaobserwować w różnych zagadnieniach medycyny przy wspieraniu decyzji lekarza czy dopasowaniu obrazów medycznych. Najwcześniej metoda głębokiego uczenia została wykorzystana do klasyfikacji obiektów. W 2012 roku zaprezentowano AlexNet [38], który zasłynął tym, że zdobył mistrzostwo klasyfikacji obrazów ImageNet. Od tamtej pory deep learning stawał się coraz bardziej popularny i coraz większa liczba naukowców zaczęła korzystać z tych nowoczesnych technologii. Zasada działania uczenia głębokiego jest podobna do tworzenia sieci neuronowych u człowieka. Dostarczając odpowiednio przygotowane dane i ucząc sieć można przygotować algorytm, który

na podstawie procesu nauczania, będzie w stanie sam odpowiednio analizować kolejne obrazy lub dane. Wykorzystując tę metodę i odpowiednio nauczoną sieć można wykrywać zmiany nowotworowe [7]. Obecnie można znaleźć wiele skryptów i gotowego oprogramowania do tworzenia sieci neuronowych i uczenia sieci. Do jednych z najbardziej popularnych można zaliczyć PyTorch oraz Tensorflow [16]. Analizując dane literaturowe można zauważyć, że badacze głównie wykorzystują sztuczną inteligencję w dopasowaniu obrazów medycznych mózgu oraz płuc [6] [26]. Zdecydowanie mniej artykułów dotyczy tematyki dopasowania piersi w oparciu o metody sztucznej inteligencji, a prezentowane prace często dotyczą dopasowania obrazów w tym samym ułożeniu [70].

## 1.2 Techniki diagnostyki obrazowej

Diagnostyka obrazowa jest interdyscyplinarnym działem, łączącym nauki z zakresu fizyki, matematyki, informatyki, elektroniki oraz medycyny. Dział ten zajmuje się generowaniem obrazów zmian fizjologicznych i patologicznych w ludzkim ciele, pozwala na wizualizację zmian, zmierzenie określonych parametrów (np. wymiarów organu, czy ilości gromadzonego znacznika), lokalizację źródeł choroby oraz badania przesiewowe. Metody diagnostyczne można podzielić ze względu na typ promieniowania wykorzystywanego w rejestracji obrazu na metody wykorzystujące promieniowanie jonizujące i metody wykorzystujące promieniowanie niejonizujące. Pierwsza grupa, jak sama nazwa wskazuje wykorzystuje promieniowanie, które posiada na tyle wysoką energię, że jest w stanie wybić elektrony z powłoki atomów, powodując jonizację. Źródłami promieniowania jonizującego w diagnostyce obrazowej mogą być urządzenia jak i spontanicznie rozpadające się jądra promieniotwórczych substancji. Do urządzeń generujących promieniowanie jonizujące zalicza się lampę rentgenowską oraz inne urządzenia będące bardziej zaawansowanymi urządzeniami bazującymi na koncepcji lampy rentgenowskiej (mammograf, tomograf komputerowy). Analizując dalej źródło powstawania promieniowania jonizującego należy wspomnieć o radioizotopach. Radioizotopy są to odmiany pierwiastków zbudowane z niestabilnych jąder, które rozpadając się emitują promieniowanie, a to promieniowanie jest rejestrowane przez detektory urządzenia diagnostycznego. Izotop promieniotwórczy łączy się z nośnikiem (sub-

stancja, która będzie transportować izotop) tworząc radiofarmaceutyk. Nośnik jest dobierany w zależności od celu obrazowania. Jeżeli lekarz diagnosta wymaga oceny wychwytu białka czy hormonu to izotop jest podłączany właśnie pod tą substancję. Pozwala to na śledzenie i obserwację badanej cząstki w ciele ludzkim. W medycynie nuklearnej (dziedzina medycyny wykorzystująca radiofarmaceutyki do diagnostyki i terapii) najczęściej można spotkać  $^{18}\text{F}$ -FDG (radiofarmaceutyk do oceny aktywności metabolicznej w PET) oraz  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (radioizotop stosowany głównie w diagnostyce tarczycy i przytarczyc w badaniach scyntygraficznych). W przypadku radiofarmaceutyków diagnostycznych ważne jest to, aby podawane substancje spełniały kilka ważnych warunków. Najważniejsze jest bezpieczeństwo. Radiofarmaceutyk powinien być wolny od zanieczyszczeń chemicznych, biologicznych i izotopowych. Radioizotop również powinien wykazywać kilka określonych cech. Przede wszystkim powinien mieć krótki czas półrozpadu, tak żeby jak najkrócej obciążać pacjenta. Ważne jest to żeby emitowane promieniowanie było promieniowaniem  $\gamma$  albo  $\beta^+$ . Te typy promieniowania są pożądane z punktu widzenia diagnostyki, ponieważ promieniowanie gamma (pozytony powstałe w wyniku rozpadu  $\beta^+$  anihilują z elektronami emitując promieniowanie  $\gamma$ ) jest bardziej przenikliwe i mniej jonizuje ośrodek niż w przypadku promieniowania  $\beta^-$  oraz  $\alpha$  [50, 61, 66]. Drugą grupą są wszystkie pozostałe metody, których emitowane promieniowanie nie powoduje wybicia elektronów z powłok atomów (jonizacja). W tych przypadkach wykorzystuje się zjawiska związane z drganiami jak np. USG, czy zjawiska związane z oddziaływaniem na precesujące jądra atomów jak w MRI. Metody niejonizujące są bezpiecznie dla pacjenta, dlatego bardzo często stosuje się je jako badania wykonywane w pierwszej kolejności. Dodatkowym atutem tych badań jest to, że mogą być przeprowadzane u kobiet w ciąży, ponieważ zapewniają bezpieczeństwo dla płodu. W przypadku badań i kontroli ciąży bardzo często wykorzystuje się aparat USG. W kolejnych podrozdziałach bardziej szczegółowo przedstawiono wybrane metody.

### 1.2.1 Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI)

Jedną z podstawowych metod w diagnostyce obrazowej jest rezonans magnetyczny. Jest to metoda nieinwazyjnego uzyskiwania obrazów struktur anatomicz-



nych wykorzystując promieniowanie niejonizujące. Podstawą działania rezonansu magnetycznego jest charakterystyczne zachowanie się momentów magnetycznych jąder wodoru. Atomy budujące ciało składają się z jądra atomowego zbudowanego z protonów i neutronów (oprócz jądra izotopu wodoru - protu, gdzie występuje tylko jeden proton) oraz okrążających jądro elektronów. Protony wykonując ruch wokół swojej osi posiadają moment pędu, czyli spin. Normalnie kierunki i zwroty poszczególnych spinów są przypadkowe i chaotyczne. Sytuacja zmienia się, gdy taki spin zostanie umieszczony wewnątrz stałego pola magnetycznego, jak np. znajdującego się w aparacie rezonansu magnetycznego. Wewnątrz pola magnetycznego spiny się porządkują i zajmują położenie równoległe lub antyrównoległe. Wykorzystując cewki nadawczo-odbiorcze wyzwalają się sygnał o częstotliwości fali radiowej, który odpowiada częstotliwości precesji protonów. Częstotliwość ta jest wyznaczona w oparciu o równanie Larmora 1.2.

$$f_0 = \gamma B_0 \quad (1.2)$$

gdzie:

$f_0$  - częstotliwość precesji

$\gamma$  - współczynnik żyromagnetyczny

$B_0$  - wartość indukcji zewnętrznego pola magnetycznego

Działanie sygnałem RF (ang. Radio Frequency) powoduje zmniejszenie magnetyzacji podłużnej, a zwiększenie magnetyzacji poprzecznej. Po ustaniu działania sygnału RF następuje narastanie magnetyzacji podłużnej (jest to opisane stałą czasową  $T_1$ ), a magnetyzacja poprzeczna obniża się i zanika (jest to opisane stałą czasową  $T_2$ ). W efekcie tych działań emitowany jest sygnał FID (ang. Free Induction Decay), który pozwala na różnicowanie tkanek [5, 29].

Badanie rezonansem magnetycznym jest nieinwazyjnym i bezpiecznym badaniem, głównie z powodu wykorzystywania promieniowania niejonizującego. Z tego powodu jest często wykorzystywane m.in w diagnostyce piersi [46, 42]. Zwykle w badaniach diagnostycznych innych niż MRI pacjentka leży na plecach (jak PET czy CT), jednak w przypadku badania piersi w MRI pacjentka leży bez ruchu na brzuchu, a piersi spoczywają w specjalnych cewkach.

### 1.2.2 Ultrasonografia (USG)

Kolejnym badaniem które nie wykorzystuje promieniowania jonizującego jest ultrasonografia - USG. W tym badaniu wykorzystywane są fale akustyczne - ultradźwięki, które pozwalają na zobrazowanie struktur anatomicznych. Ultradźwięki charakteryzują się długością dźwięków z zakresu 20kHz do 800MHz, podczas gdy zakres dźwięków słyszalnych dla człowieka obejmuje zakres 10Hz do 20kHz. Metoda USG wykorzystuje zjawisko propagacji fali dźwiękowej w ośrodku. W zależności od struktury ośrodka fala dźwiękowa może się poruszać szybciej albo wolniej, co pozwala na różnicowanie tkanek. Podstawowym zjawiskiem pozwalającym na wygenerowanie fali dźwiękowej jest zjawisko piezoelektryczne. Jest to zjawisko charakterystyczne dla materiałów dielektrycznych posiadających określoną strukturę krystalograficzną. W aparacie USG za generowanie fali dźwiękowej odpowiada materiał piezoelektryczny znajdujący się wewnątrz sondy aparatu. Przykładając sinusoidalnie zmienne napięcie elektryczne do elementu piezoelektrycznego wprowadza się go w drgania, dzięki którym następuje emisja fali dźwiękowej z zakresu ultradźwięków. Wytworzona fala dźwiękowa o znanej długości penetruje ośrodek, odbija się i wraca do elementu piezoelektrycznego, który zaczyna pełnić rolę odbiornika. Odebrany sygnał z odbitych fal dźwiękowych jest przetwarzany na sygnał elektryczny, a ten z kolei jest rekonstruowany w postaci obrazu [75, 59].

Badanie USG jest jedną z najbardziej popularnych i najczęściej używanych metod. Nie wykorzystuje promieniowania jonizującego, co sprawia że jest to metoda bezpieczna oraz nie wymaga dużej infrastruktury oraz dodatkowego przygotowania pacjenta. W obecnych czasach aparaty USG nie zajmują wiele miejsca i często są wykorzystywane w gabinetach lekarzy POZ. Pozwala to na szybką i sprawną diagnozę, dlatego też np. w ginekologii, USG stało się standardem w przypadku kontroli poprawności struktur układu rozrodczego oraz w przypadku prowadzenia ciąży. Metoda ta też jest stosowana w przypadku diagnostyki chorób piersi. Aparat USG jako bezpieczne narzędzie oceny stanu narządów, z powodzeniem jest wykorzystywany w ocenie stanu piersi i pozwala na wczesne wykrycie zmian nowotworowych [44, 25]

### 1.2.3 Rentgen (RTG) /Mammografia

Pierwszą metodą diagnostyczną wykorzystującą promieniowanie jonizujące było badanie z użyciem promieniowania X. Odkrycie tego promieniowania przypisuje się Wilhelmowi Roentgenowi. W trakcie swoich prac nad promieniowaniem katodowym przypadkiem odkrył promieniowanie zdolne penetrować ludzkie tkanki. Źródłem promieniowania X jest lampa rentgenowska. Zbudowana jest ona z katody i obracającej się anody zbudowanej z materiału o dużej liczbie masowej. Do anody i katody przyłożone jest napięcie. W trakcie przykładania napięcia do katody zostają uwalniane elektrony, które są przyśpieszane w polu katoda-anoda. Rozpędzone elektrony są wyhamowywane w polu anody, przez co strata energii jest emitowana w postaci promieniowania X. Promieniowanie to jest przenikliwe dla ludzkiego ciała i z powodzeniem znalazło zastosowanie w diagnostyce medycznej. Pacjent w trakcie badania jest ustawiany pomiędzy lampą rentgenowską, a detektorem. Promieniowanie przechodząc przez ciało ulega osłabieniu w zależności od współczynnika osłabienia materii na którą natrafia i następnie dociera do detektora, gdzie następuje obrazowanie. Metoda ta jest często stosowana m.in do diagnozy urazów kości [3] czy diagnostyki chorób płuc [10].

Odmianą badania RTG nacelowaną na diagnostykę piersi jest mammografia. W metodzie tej wykorzystuje się mammograf, który jest urządzeniem składającym się z lampy rentgenowskiej oraz sekcji odpowiadającej za ściskanie piersi. Badanie polega na umieszczeniu badanej piersi pomiędzy płytkami, które odpowiednio ściśną pierś. W kolejnym etapie wykonywana jest akwizycja obrazu za pomocą lampy rentgenowskiej. Promieniowanie X wygenerowane w lampie rentgenowskiej poprzez wyhamowanie szybkich elektronów w polu anody jest kierowane w stronę badanej piersi. W wyniku interakcji promieniowania X z materią dochodzi do pochłaniania/ osłabiania promieniowania i w efekcie do detektorów dociera odpowiednio zmodyfikowana wiązka promieniowania, gdzie jest rejestrowana [35]. Odpowiednio zrekonstruowany obraz jest następnie oceniany przez lekarza radiologa. Metoda ta znalazła swoje zastosowanie w badaniach przesiewowych pod kątem nowotworów piersi. Pomimo zastosowania promieniowania jonizującego jest to metoda bezpieczna z powodu stosowania tzw. promieniowania nisko-dawkowego, czyli odpowiedniego dopasowania parametrów akwizycji, tak aby otrzymana dawka przez

pacjentkę była jak najmniejsza.

#### 1.2.4 Tomografia komputerowa (CT)

Bardzo popularnym badaniem pozwalającym na obrazowanie struktur anatomicznych jest tomografia komputerowa. Pierwszy raz ta metoda została zaprezentowana w 1971 roku i początkowo była stosowana tylko do obrazowania mózgu. Obecnie badanie tomografii komputerowej jest jedną z podstawowych metod obrazowania. Metoda ta jest wykorzystywana w planowaniu radioterapii, oceny stanu zdrowia pacjenta, jak i jako dodatkowy komponent obrazujący struktury do badań metabolicznych (np. PET/CT - po nałożeniu dwóch badań można łatwo wskazać, któremu organowi odpowiada konkretna wartość uzyskana w badaniu metabolicznym). Metoda ta również znalazła zastosowanie w szpitalnych oddziałach ratunkowych, gdyż badanie jest szybkie i pozwala na szybką ocenę ciała pacjenta, co w sytuacji zagrożenia życia i zdrowia pacjenta jest bardzo istotne.

Wykorzystując promieniowanie X powstałe w lampie rentgenowskiej zamontowanej wewnątrz obudowy aparatu tomografii komputerowej tzw. gantry aparatu CT, jesteśmy w stanie zarejestrować osłabienie tego promieniowania na detektorach. Uzyskany sygnał jest przetwarzany i wyniki są prezentowane w jednostkach Hounsfielda (HU) na cześć Sir Godfreya Hounsfielda, jednego z pionierów tomografii komputerowej. Jednostka ta określa gęstość radiologiczną danego materiału. Wartość HU wyznaczana jest w oparciu o współczynnik pochłaniania wody oraz współczynnik pochłaniania danego materiału 1.3.

$$HU = 1000 \frac{\mu_X - \mu_{wody}}{\mu_{wody}} \quad (1.3)$$

Skala Hounsfielda zawiera się od -1000 do +3000 HU, gdzie najniższą wartość ma powietrze, a największą gęste kości. Można również zauważyć, że skoro ten współczynnik jest obliczany względem wody, to dla tego materiału będzie on równy 0. Inne przykładowe wartości HU dla ciała ludzkiego wynoszą: -700 HU dla płuc, +40 HU dla mięśni oraz 100-300 HU dla tkanek miękkich.

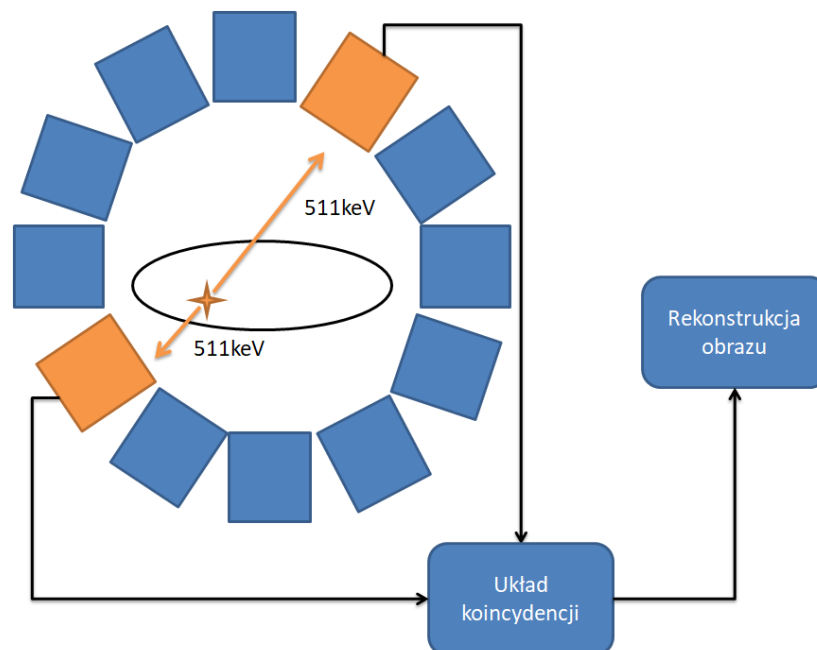
Aparat tomografii komputerowej składa się z lampy RTG umieszczonej na okrągłym torze wewnątrz obudowy aparatu i umieszczonych naprzeciw lampy sekcji detektorów. Ruch lampy i sekcji detektorów odbywa się z dużą prędkością za-

taczając kolejne okrążenie wokół pacjenta. W trakcie tego ruchu lampa emituje promieniowanie X, które odpowiednio osłabione dociera do detektorów. W efekcie uzyskuje się serie obrazów pod różnymi kątami, co pozwala zrekonstruować obraz w trójwymiarze [75, 48].

### 1.2.5 Pozytonowa Tomografia Emisyjna z Tomografią Komputerową (PET-CT)

Obrazowanie metodą PET-CT jest metodą hybrydową łączącą dwa rodzaje badań- tomografię komputerową i pozytonową tomografię emisyjną. Aparat Pozytonowej Tomografii Emisyjnej składa się z detektorów scyntylicyjnych, zbudowanych z kryształów związków jak LYSO, LSO czy BGO lub najprostszych NaI(Tl). Podstawowym emiterym promieniowania jest pacjent. Przed wykonaniem badania pacjentowi podaje się radioznacznik, jest to substancja promieniotwórcza wraz z elementem transportującym. Najczęściej wykorzystywanym radioznacznikiem jest FDG - fluorodeoksyglukoza znakowana izotopem  $^{18}\text{F}$ . Glukoza ma za zadanie dostarczyć promieniotwórczy izotop w miejsca gdzie popyt na glukozę jest znaczny, czyli mózg, serce oraz miejsca, gdzie występuje wzmożona aktywność nowotworowa. Izotop promieniotwórczy charakteryzuje się tym, że ulega ciągłemu rozpadowi. Jednym z współczynników charakteryzujących dany izotop jest czas pół-rozpadu, czyli czasu po którym ilość promieniotwórczych jąder spada do połowy. Izotopy wykorzystywane w badaniach PET ulegają rozpadowi  $\beta+$  czyli w trakcie rozpadu emitują cząstkę przeciwną do elektronu - pozyton. Pozyton szybko ulega anihilacji z wolnym elektronem, czyli natrafiając na swoją przeciwną cząstkę dochodzi do konwersji 2 mas (elektronu i pozytonu) na energię. W najczęstszym przypadku dochodzi do powstania dwóch kwantów promieniowania gamma o charakterystycznej energii równej 511 keV oraz rozchodzących się pod kątem 180 stopni względem siebie. Wytworzone promieniowanie gamma o specyficznej energii jest rejestrowane przez detektory na gantry PET. W aparacie wykorzystywany jest również układ koincydencji, który rejestruje tylko fotony pochodzące z tego samego zdarzenia. Schematyczna budowa aparatu została przedstawiona na rysunku 1.1.

Standardowo badanie jest wykonywane w pozycji na plecach z rękami uniesio-



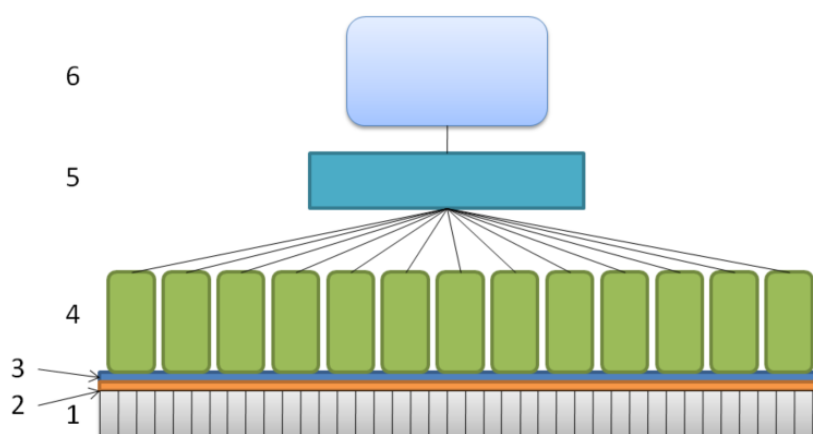
Rysunek 1.1: Schemat budowy aparatu PET.

nymi ponad głową. Tak ułożony pacjent przejeżdża przez gantry aparatu pozwalając na rejestrację sygnału na detektorach. Po zakończonym badaniu wykorzystuje się obrazy CT oraz PET w celu diagnostycznym. Pierwsze badanie daje informacje o strukturach anatomicznych oraz ich rozmieszczeniu, z kolei drugi pozwala stworzyć mapę aktywności metabolicznej, która wskazuje które struktury są bardziej aktywne. Nałożenie dwóch badań na siebie i stworzenie fuzji tych badań daje komplementarną informację na temat stanu zdrowia pacjenta [51, 23].

### 1.2.6 Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT)

Kolejną metodą wykorzystującą radioznaczniki jest tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT). Podobnie jak w PET, pacjentowi zostaje podany radiofarmaceutyk, z tą różnicą, że w SPECT podaje się izotop rozpadający się na drodze przemiany gamma jak np.  $^{99m}\text{Tc}$ . Aparat do wykonywania badania SPECT składa się z tradycyjnej gammakamery zamontowanej na ruchomym ramieniu. Typowa gammakamera składa się z kilku zasadniczych elementów. Analizując ele-

menty od strony padania promieniowania, to pierwszym elementem jest kolimator, w postaci płyty zbudowanej z materiału wysokiej gęstości (jak np. ołów) z przygotowanymi otworami, najczęściej ułożonymi w kształcie plastra miodu. Ten pierwszy element pełni ważną rolę (punkt 1 na rysunku 1.2). Zadaniem tego elementu jest pochłanianie promieniowania pochodzącego z innych kierunków, niż z miejsca nad którym bezpośrednio znajduje się detektor. Promieniowanie, które pokona grubość kolimatora dociera do scyntylatora (punkt 2 na rysunku 1.2). Promienio-

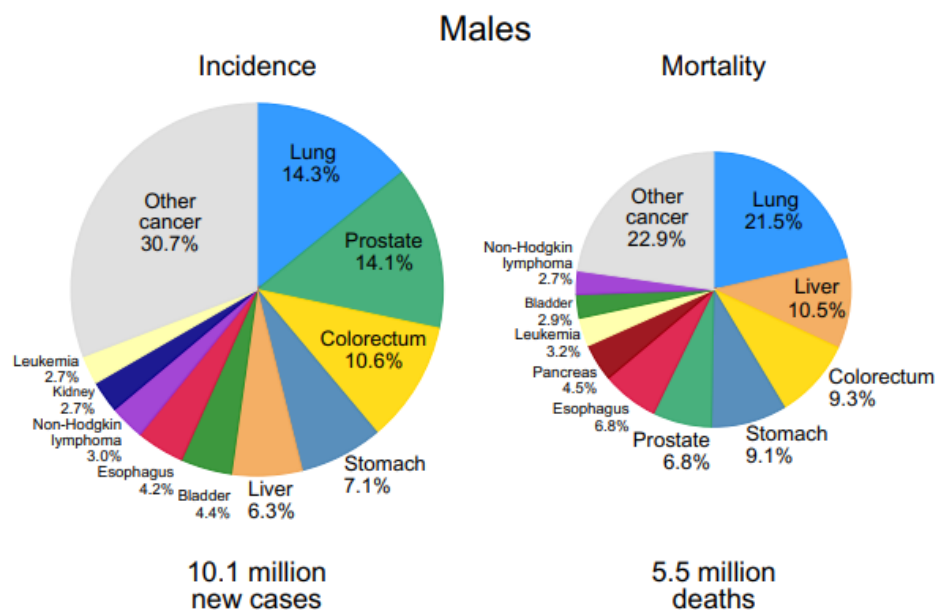


Rysunek 1.2: Schemat budowy gammakamery (1-kolimator, 2-scyntylator, 3-fotokatoda, 4-fotopowielacz, 5-układ elektroniczny, 6-wyświetlacz).

wanie oddziałując z materiałem scyntylatora pozwala na generowanie scyntylacji, czyli małych błysków światła widzialnego. Te z kolei docierają do fotokatydy (punkt 3 na rysunku 1.2), gdzie błyski światła są pochłaniane przez elektrony, które ulegają wybiciu na zasadzie zjawiska fotoelektrycznego. Pojedyncze elektrony niosą zbyt małą energię, żeby zostały efektywnie zarejestrowane przez detektor, dlatego stosuje się fotopowielacz (punkt 4 na rysunku 1.2), który ma za zadanie wzmocnić sygnał. Sekcja fotopowielacza składa się z kaskadowo ułożonych elektrod (dynody), do których docierają elektrony i ulegają zwielokrotnieniu. Lawina elektronów dociera do układu elektronicznego aparatu (punkt 5 na rysunku 1.2), gdzie zliczany jest sygnał i rekonstruowany jest obraz. Gotowy wynik jest prezentowany użytkownikowi na ekranie (punkt 6 na rysunku 1.2).

### 1.3 Nowotwory

Jedną z dominujących przyczyn zgonów na świecie są choroby nowotworowe [55, 2]. Nowotworem określa się patologiczną, nieprawidłową tkankę, która powstaje ze zdrowej tkanki organizmu. Cechą charakterystyczną zmodyfikowanej tkanki jest niekontrolowany rozrost, dodatkowo dochodzi do zahamowania różnicowania powstających komórek. Nowotwory można podzielić ze względu na ich charakter na łagodne oraz złośliwe. Zdecydowanie częściej diagnozowane są zmiany łagodne, które nie wykazują tak agresywnych cech jak nowotwory złośliwe, jednak trzeba je mieć pod ciągłą obserwacją. Drugą grupą są nowotwory złośliwe. Nowotwory złośliwe można podzielić z względu na miejsce powstania - czyli z jakich tkanek dana zmiana powstała. W przypadku powstania z tkanek pochodzenia nabłonkowego mówimy o rakach, z tkanek mezenchymalnych to mięsaki, z tkanki limfatycznej i układu krwiotwórczego to chłoniaki oraz białaczki.

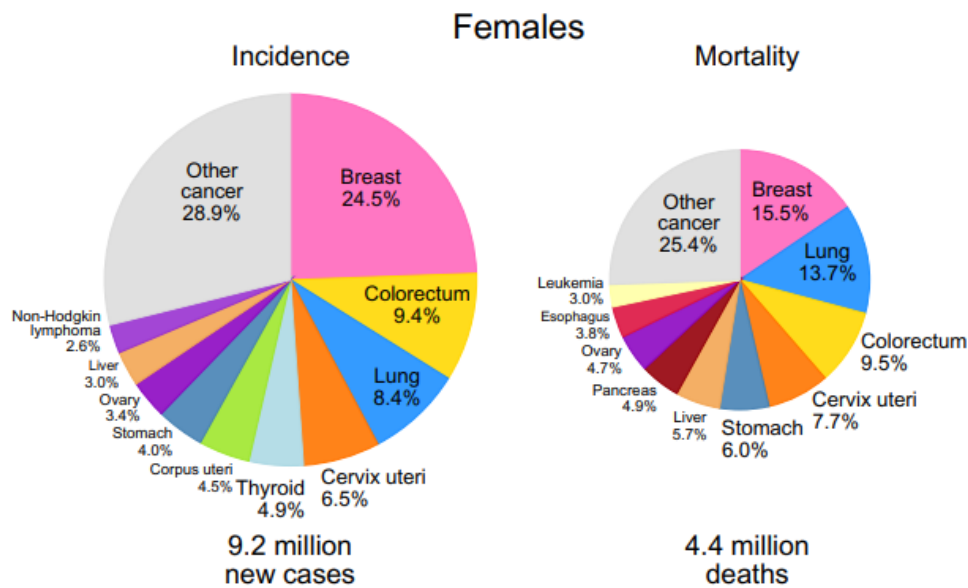


Rysunek 1.3: Ilość zarejestrowanych nowotworów i ilość zgonów zarejestrowanych w 2020 roku u mężczyzn [60].

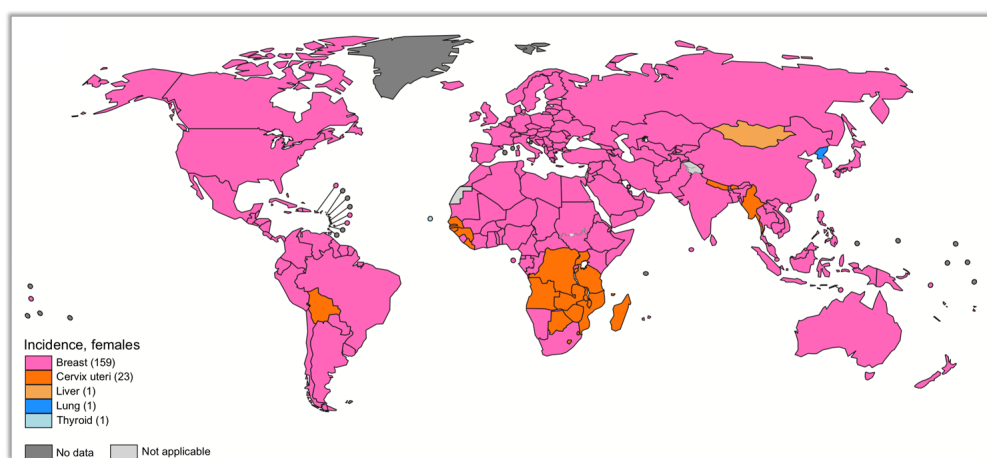
Cechy, które decydują że dany nowotwór jest traktowany jako złośliwy to głównie naciekanie okolicznych tkanek oraz tworzenie przerzutów do węzłów czy innych



tkanek. Każdego roku diagnozuje się i wykrywa coraz większą liczbę nowotworów. Jednocześnie stosując nowoczesne techniki terapii i szybkie metody diagnostyki każdego roku coraz więcej pacjentów udaje się wyleczyć. Przy podejrzeniu nowotworu bardzo ważne jest szybkie reagowanie i wprowadzenie skutecznego leczenia. Do najczęściej wykrywanych nowotworów zalicza się nowotwór piersi, płuc, prostaty i rak jelita grubego. Z czego pośród mężczyzn najczęstszym nowotworem jest nowotwór płuc, który w samym 2020 roku pozbawił życia ok. 1 miliona mężczyzn. Oprócz nowotworu płuc u mężczyzn najczęściej wykrywa się nowotwór prostaty (14.1%) oraz nowotwór jelita grubego (10.6%). Analizując statystyki dotyczące liczby zgonów, można zauważyć, że dominują zgony wywołane nowotworem płuc (21.5%), następnie nowotworem wątroby (10.5%) i innymi. W przypadku nowotworów u kobiet zdecydowanie dominują nowotwory piersi, następnie nowotwory jelita grubego, płuc i innych. Bazując na danych z GLOBOCAN w 2020 roku z powodu nowotworów śmierć poniosło 4.4 miliona kobiet z czego 15.5% wszystkich zgonów było spowodowane nowotworem piersi. Nowotwory piersi są bardzo poważnym zagrożeniem dla kobiet. Analizując mapę świata z zaznaczonymi najczęściej występującymi nowotworami u kobiet w danym kraju, można zauważyć, że zdecydowanie dominuje nowotwór piersi. Tylko w 2020 roku, nawiązując do GLOBOCAN [60], odnotowano ponad 2 miliony przypadków raka piersi. Ten typ nowotworu piersi odpowiada za 11.7% wszystkich nowych nowotworów u obu płci. Jest to również bardzo niebezpieczny nowotwór, który późno wykryty może być śmiertelny dla pacjenta. W 2020 6.9% zgonów spowodowanych przez nowotwory stanowił nowotwór piersi u obu płci i aż 15.5% analizując samą populację kobiet. Jest to najczęstsza przyczyna zgonów pośród wszystkich zgonów spowodowanych nowotworami w populacji kobiet. Porównując śmiertelność na nowotwory dla obu płci tylko trzy inne nowotwory (płuc, żołądka, wątroby) odpowiadają za większą liczbę zgonów niż nowotwór piersi.



Rysunek 1.4: Ilość zarejestrowanych nowotworów i ilość zgonów zarejestrowanych w 2020 roku u kobiet [60].

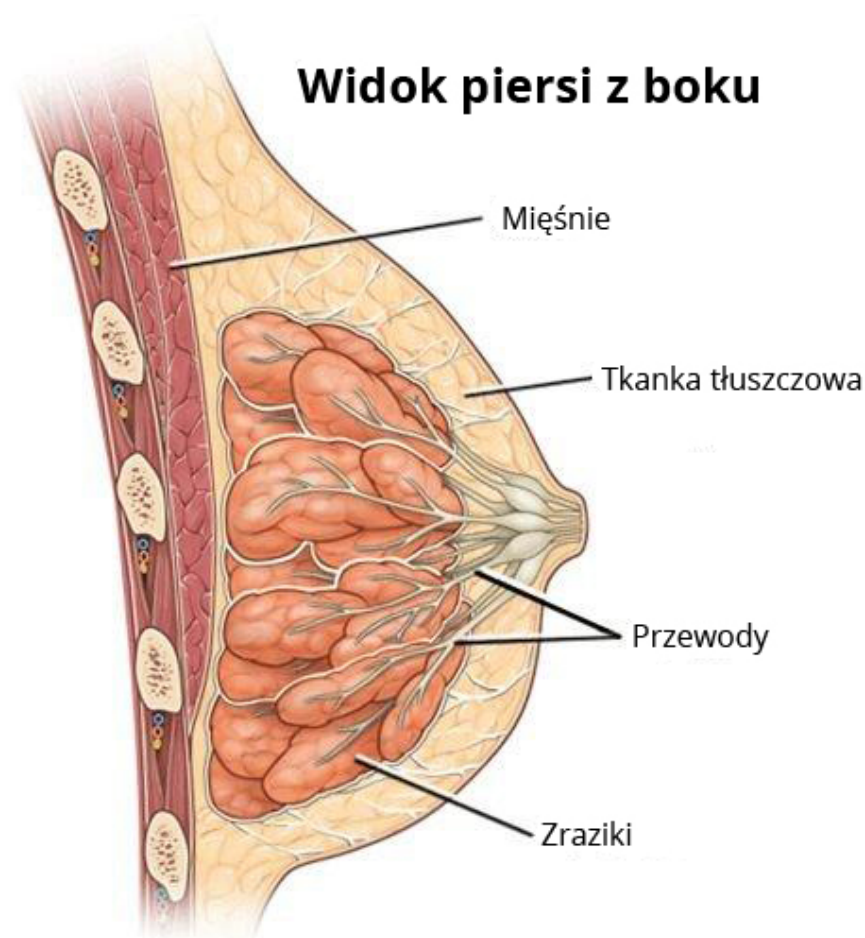


Rysunek 1.5: Ilość zarejestrowanych nowotworów podzielona na kraje w 2020 roku dla populacji kobiet [60].

### 1.3.1 Anatomia piersi

Pierś nazywana gruczołem sutkowym, czy gruczołem mlekowym jest parzystym narządem znajdującym się na brzusznej ścianie klatki piersiowej na wysokości żeber

od 2-3 do 6-7, pomiędzy linią mostkową, a linią pachową. Jest to narząd występujący zarówno u płci męskiej jak i żeńskiej. Pierś ma kształt stożka i umiejscowiona jest pomiędzy mięśniem piersiowym większym, a tkanką podskórną i skórą. Pierś zbudowana jest z trzech podstawowych elementów: tkanki gruczołowej pokrytej skórą, brodawki sutkowej oraz otoczki rys. 1.6. Pierwszy typ tkanki - tkanka gru-



Rysunek 1.6: Budowa anatomiczna piersi (<http://onkologia.org.pl/rak-piersi-kobiet/> dostęp: 07.05.2022).

czołowa składa się z kilkunastu płatów rozdzielonych tkanką łączną oraz tkanką tłuszczową. Płaty gruczołowe połączone są głównymi przewodami wyprowadzającymi, które mają swoje ujście w miejscu brodawki sutkowej. Całość tkanki gruczołowej otoczona jest tkanką podskórną, w której znajdują się liczne włókna i przegrody łącznotkankowe obejmujące obszary między płatami i zrazikami tkanki gru-

czołowej. Struktury te przyczepiają się do mięśnia piersiowego i odpowiadają za utrzymanie piersi w prawidłowej pozycji. Budowa anatomiczna sprawia że piersi są bardzo podatne na odkształcenia pod wpływem działających sił, co z kolei może utrudniać proces diagnostyki i leczenia [67].

### 1.3.2 Diagnostyka nowotworów piersi

W dzisiejszej medycynie posiadamy szereg narzędzi pozwalających szybko i skutecznie, a co najważniejsze wcześniej wykrywać zmiany chorobowe. W zależności od wskazania oraz badanego narządu możemy wykorzystać różne techniki. Najczęściej w ocenie elementów twardych, np. kości, najbardziej przydatne są urządzenia wytwarzające promieniowanie X czyli rentgen oraz tomografia komputerowa. W ocenie tkanek miękkich, jak tkanka mózgowa czy narządy wewnętrzne ciała, bardzo często wykorzystywana jest metoda rezonansu magnetycznego, a w przypadku badań metabolicznych, jak np. ocena przerzutów, stosuje się badania z zakresu medycyny nuklearnej jak np. badanie Pozytonowej Tomografii Emisyjnej.

Szybkie wykrycie zmian daje dużą przewagę w walce z ciężką chorobą, często ograniczając się do wycięcia małej zmiany. Najprostszą, a zarazem jedną z najważniejszych metod diagnostycznych jest badanie palpacyjne. Badanie to może zostać wykonane przez osobę wykwalifikowaną, ale również przez samą pacjentkę lub pacjenta. Przy badaniu warto zwrócić uwagę na wszystkie zmiany. Mogą to być zgrubienia, grudki czy inne zmiany w strukturze piersi. Po wykryciu niepokojącej zmiany należy udać się jak najszybciej do lekarza, który wykona dodatkowe badania i, o ile to będzie konieczne, wdroży leczenie. Nowoczesna medycyna posiada wiele różnych metod diagnostycznych, które bardzo pomagają w ocenie stanu zdrowia pacjenta. W przypadku badań piersi najczęściej wykorzystuje się Magnetyczny Rezonans Jądrowy (MRI, ang. Magnetic Resonance Imaging), badanie Mammograficzne, badanie ultrasonograficzne (USG) oraz badanie Pozytonowej Tomografii Emisyjnej z Tomografią Komputerową (ang. Positron Emission Tomography-Computed Tomography (PET-CT)) [8]. Diagnostyka piersi jest szczególnie trudna jeśli piersi są duże i elastyczne. Wtedy ciężko jest określić położenie guza, ponieważ przy każdym ruchu piersi zmieniają swój kształt i ułożenie. Stanowi to utrudnienie w przypadku dopasowania obrazów różnych modalności czy porównywania obrazów

z różnych sesji obrazowania.

### Leczenie nowotworów piersi

Schemat leczenia jest dobierany indywidualnie w zależności od stopnia zaawansowania choroby oraz jej przebiegu. W publikacjach ACS [1] wyróżnia się 5 stadiów zaawansowania nowotworu piersi: 0, I, II, III, IV. Stadium 0 tzw. in situ, określa najmniej zaawansowane stadium nowotworu. Komórki dysplastyczne są obecne na całej grubości tkanki, ale nie przekraczają błony postawnej i nie rozpoczęły inwazji wgłąb tkanki. Kolejne stadia są oznaczone numerami od I do IV, gdzie I jest rakiem inwazyjnym w początkowym stadium, a IV jest najbardziej zaawansowaną chorobą. W pierwszym i drugim stadium choroby leczenie skupia się na leczeniu oszczędzającym. W początkowych stadiach (I i II) w 12% wykonuje się zabieg oszczędzający bez użycia dodatkowych metod. Zdecydowanie dominuje metoda chirurgicznego oszczędzającego wycięcia zmiany oraz wykonanie radioterapii (49%). Nieco mniej wykonuje się mastektomii (całkowitego usunięcia piersi). Dla stadium I i II stanowi 18% dla mastektomii bez chemioterapii oraz 16% dla mastektomii wraz z chemioterapią i opcjonalnie z radioterapią. Załedwie w 1% przypadków wykonuje się tylko radioterapię i/lub chemioterapię, a w 4% nie przeprowadza się leczenia. Sytuacja bardzo zmienia się w przypadku stadium III, czyli bardziej zaawansowanego stadium nowotworu. Leczenie oszczędzające wykonywane jest u 20% badanych, z czego 4% to zabieg chirurgiczny bez radioterapii, a 16% to zabieg chirurgiczny wraz z dodatkową radioterapią. Zdecydowanie dominuje tu zastosowanie mastektomii. Zabieg ten wykonuje się już u 68% chorych, z czego sama mastektomia była zastosowana u 12% pacjentek, a wspomagana chemioterapią i opcjonalnie radioterapią już u 56%. Sama radioterapia i/lub chemioterapia została zastosowana u 6% pacjentek. Brak możliwości leczenia również był u 6% badanych. Najmniej optymistycznie wygląda sytuacja w stadium IV. Leczenie oszczędzające wykonano załedwie u 5% pacjentek (3% bez radioterapii, 2% z radioterapią). Nieco więcej, bo 12% zostało wykonanych zabiegów mastektomii z czego 2% były to operacje bez wspomagania chemioterapią, a 10% wykorzystywało dodatkowo chemioterapię i opcjonalnie radioterapię. Najwięcej w tym stadium wykonano procedur leczenia bazujących na radioterapii i/lub chemioterapii.

Pozostałe badane - 26% pacjentek nie kwalifikowało się do wykonania jakiegokolwiek procedury leczenia, przez stopień zaawansowania nowotworu. Dane te pokazują, że nowotwór piersi jest bardzo niebezpieczny i bardzo ważna jest szybka diagnostyka oraz szybkie podjęcie leczenia. W początkowych stadiach szansa na skuteczne leczenie oszczędzające wynosi 61%, a w końcowych stadiach zaledwie 5%.

## 1.4 Cel pracy

Celem pracy jest opracowanie metodologii oraz optymalizacja dopasowania obrazów medycznych różnych modalności oraz w różnych ułożeniach ciała pacjenta. W niniejszej pracy analizowano zastosowanie różnych metod elastycznego dopasowania i nakładania obrazów. W pracy wykorzystano metody sztywne, metody elastyczne (prawo Naviera-Lamego, funkcje B-spline, Demony Maxwella) oraz metodę wykorzystującą model biomechaniczny w oparciu o Metodę Elementów Skończonych. Metody zbadano, wykorzystując rzeczywiste dane medyczne. Baza danych obrazów wykorzystanych w pracy składała się z: CT jamy brzusznej, badań PET/CT piersi w różnych ułożeniach ciała pacjenta, obrazów MRI kości nadgarstka oraz obrazów syntetycznych. W pracy również zbadano wpływ metod przetwarzania wstępnego obrazów na jakość dopasowania obrazów metodą sztywną. Przygotowanie odpowiednio działających metod pozwoli na efektywniejsze wykrywanie zmian w obrazach diagnostycznych pacjenta, poprzez bardziej dokładne dopasowanie przestrzenne badań diagnostycznych różnych modalności. Wprowadzenie metod usprawniających diagnostykę z kolei przełoży się na zaoszczędzenie czasu diagnostów i dodatkowo poprawi jakość diagnostyki przez dodanie informacji komplementarnej wynikającej z nałożenia obrazów. Szybsze wykrycie zmian czy precyzyjna ich lokalizacja znacznie przyspieszy czas potrzebny na wprowadzenie terapii oraz poprawi efekty leczenia.

## 1.5 Uzasadnienie badań

Dopasowanie do siebie obrazów medycznych pochodzących z różnych badań jest trudnym zagadnieniem. Różne ułożenie pacjenta w trakcie badania, inny typ

obrazowania powoduje pewne nieścisłości w analizie obrazów. Jednym z dobrych przykładów jest dopasowanie obrazów piersi kobiet. Gruczoł piersiowy jest bardzo elastyczny, więc przy różnych badaniach i pozycjach może wyglądać inaczej. W przypadku rezonansu magnetycznego piersi zwisają w cewkach, w przypadku badań CT piersi przylegają do ciała pacjentki w pozycji leżącej, z kolei w mammografii są ściskane przez płytki. Każde z tych badań niesie ze sobą inną informację, a nałożenie wszystkich badań na siebie dałoby jeden komplementarny obraz niosący więcej informacji niż suma obrazów wejściowych. Opracowanie takiej metody pozwala na stworzenie narzędzia, które w przyszłości może być pomocne lekarzom diagnostom w opracowaniu optymalnej metody leczenia. Dodatkową zaletą zastosowania metod przetwarzania obrazu jest uniknięcie wykonywania badań w innych pozycjach, by było możliwe porównanie danego badania z innym badaniem w odmiennej pozycji.

## 1.6 Teza pracy

Dopasowanie obrazów odpowiednio dobranymi metodami pozwala na lepsze porównywanie obrazów tych samych modalności jak i obrazów różnych modalności, niż w przypadku porównywania obrazów wizualnie. Skuteczne dopasowanie obrazów medycznych zwiększa wartość diagnostyczną badań, co z kolei przekłada się na jakość leczenia pacjenta. Dopasowanie obrazów daje lepszą informację komplementarną, czyli bardziej złożoną informację z połączonych badań, niż z każdego osobno. Odpowiednio dobrany algorytm pozwala na poprawne dopasowanie obu zestawów danych obrazowych.





# Rozdział 2

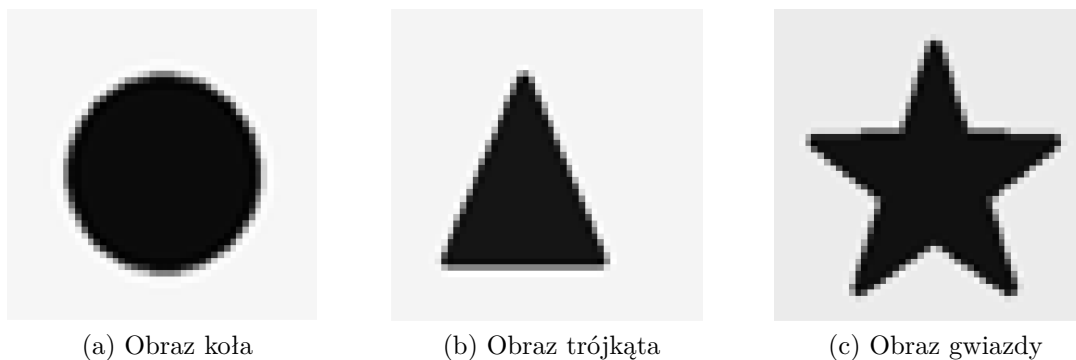
## Materiały i metody

### 2.1 Opis danych

Dane obrazowe otrzymano za pomocą różnych metod obrazowania. W pierwszym etapie prac samodzielnie wygenerowano proste figury geometryczne, które pozwoliły na zbudowanie oraz przetestowanie prototypu algorytmu do dopasowania obrazów. W kolejnych etapach posłużono się aparatami PET/CT Biograph mCT firmy Siemens, MRI Siemens Aera, Siemens Avanto, GE Optima MR360, za pomocą których otrzymano obrazy rezonansu magnetycznego oraz tomografii komputerowej różnych części ciała pacjentów.

#### 2.1.1 Dane syntetyczne

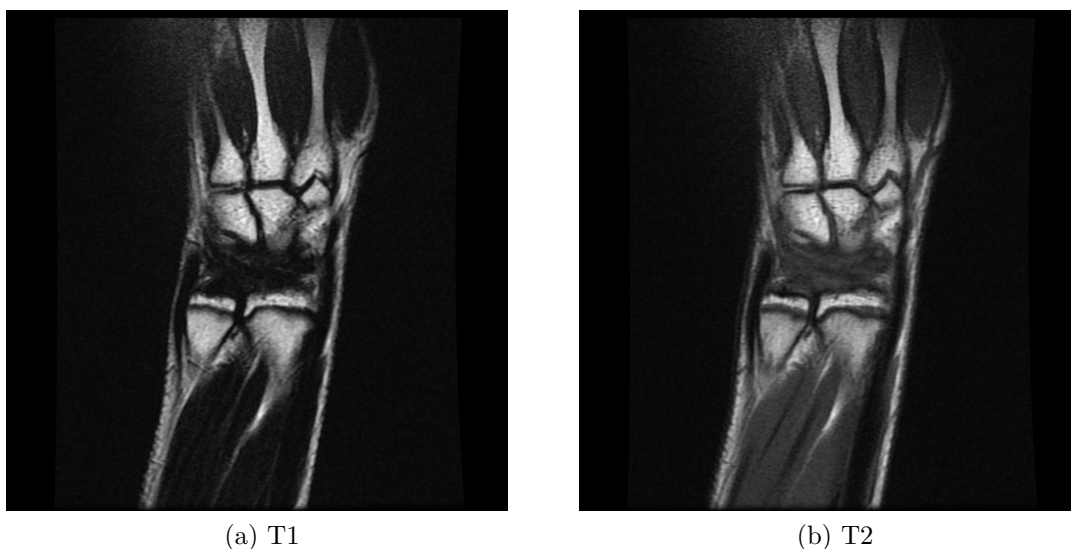
Pierwsze próby z dopasowaniem obrazów zostało przeprowadzone na obrazach syntetycznych, prostych obrazach dwuwymiarowych. W celu sprawnego testowania stworzono proste figury geometryczne (koło, trójkąt i gwiazda), co zostało przedstawione na rysunku 2.6. Przygotowane obrazy posiadały rozdzielczość 50x50 pikseli, czyli składały się z macierzy 2500 elementowej. Tak mała liczba elementów gwarantowała dużą szybkość obliczeń, przy jednoczesnym dobrym wizualnym wyniku. Obrazy zostały wygenerowane w oprogramowaniu GIMP (ver.2.10.28) i zostały zapisane w formacie PNG (ang. Portable Network Graphics).



Rysunek 2.1: Syntetyczne obrazy o rozdzielczości 50x50px w skali szarości.

### 2.1.2 Obrazy MRI kości nadgarstka w sekwencji T1 i T2

W pracach nad dopasowaniem obrazów skupiono się również nad dopasowaniem kości nadgarstka dzieci i młodzieży w wieku od 9 do 17 lat w badaniach MRI sekwencji T1 oraz T2. Badanie zostało przeprowadzone zgodnie z wytycznymi dobrej praktyki medycznej i zostało zatwierdzone przez Komisję Etyczną Uniwersytetu Jagiellońskiego (pozwolenie nr.1072.6120.16.2017) i było zgodne z Deklaracją Helsińską i dobrą praktyką medyczną. Pisemną świadomą zgodę na



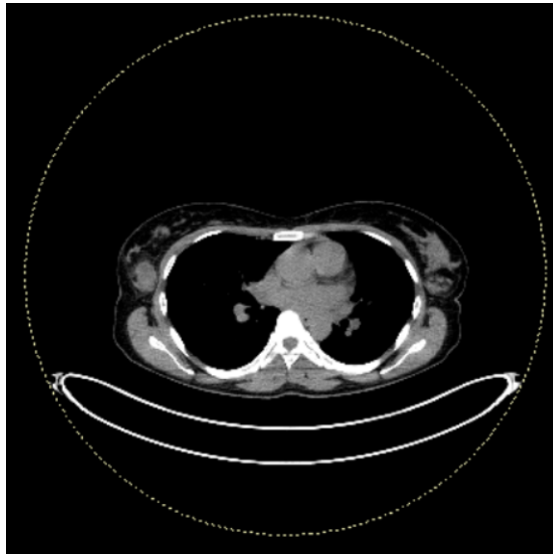
Rysunek 2.2: Przykładowa para obrazów MRI sekwencji T1 i T2.

udział w badaniu uzyskano od opiekuna prawnego dziecka. Zestaw danych obejmował obrazy lewej ręki 7 zdrowych chłopców: dwóch 9-latków, trzech 12-latków oraz dwóch 15-latków. Całkowity zestaw danych obejmował 72 obrazy w obu sekwencjach. Obrazy zostały pozyskane za pomocą systemu 1.5-T GE Optima 360 (Chicago, IL, USA) wraz z dedykowaną 4-kanalową cewką na nadgarstek. Pomimo tego że obrazowanie kości nie stanowi większego problemu, to porównywanie różnych sekwencji MRI nadgarstków u dzieci, może być utrudnione z powodu częstych ruchów i niechęci do przebywania w zadeklarowanej pozycji. Stanowiąc może to pewien problem w analizie badań, ponieważ pozycje narządu w różnych sekwencjach nie będą sobie odpowiadać.

### 2.1.3 Obrazy PET/CT klatki piersiowej

Badania piersi zostały przeprowadzone w oparciu o badania PET/CT. Badania PET/CT zostały wykonane na aparacie Siemens mCT Biograph 128 (Erlangen, Niemcy) oraz Siemens mCT Biograph 40 Flow (Erlangen, Niemcy) w Narodowym Instytucie Onkologii im. Marii Skłodowskiej Curie w Gliwicach w ramach projektu MILESTONE (STRATEGMED2/267398/4/NCBR/2015).

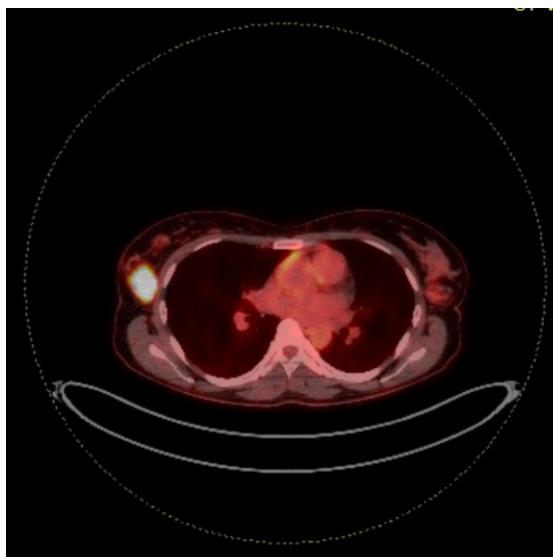
Badania zostały przeprowadzone dla 30 pacjentek, w wieku od 29-65 lat oraz o różnym rozmiarze piersi. Protokół badania był standardowy dla typowego badania piersi 2.3 i został poszerzony o dodatkową akwizycję PET/CT przeprowadzoną w pozycji na brzuchu 2.4. Do zachowania tej pozycji niezbędne było stworzenie specjalnej podpórki pod ciało pacjenta, która umożliwiałaby zachowanie pozycji analogicznej jak w badaniu piersi metodą rezonansu magnetycznego. Podstawa została zbudowana ze styropianu wraz z wyciętymi otworami na piersi. Wymiary zostały zachowane jak w cewce do badania MRI piersi firmy Siemens. Szczegółowy opis podstawki do badania znajduje się w rozdziale 2.5.



(a) Obraz z badania CT.



(b) Obraz z badania PET.

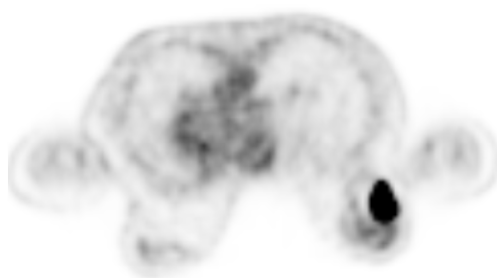


(c) Fuzja PET/CT.

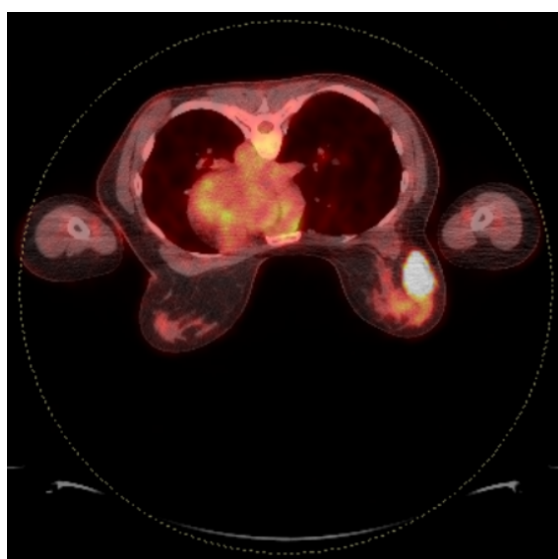
Rysunek 2.3: Badanie PET/CT w pozycji na plecach.



(a) Obraz z badania CT.



(b) Obraz z badania PET.

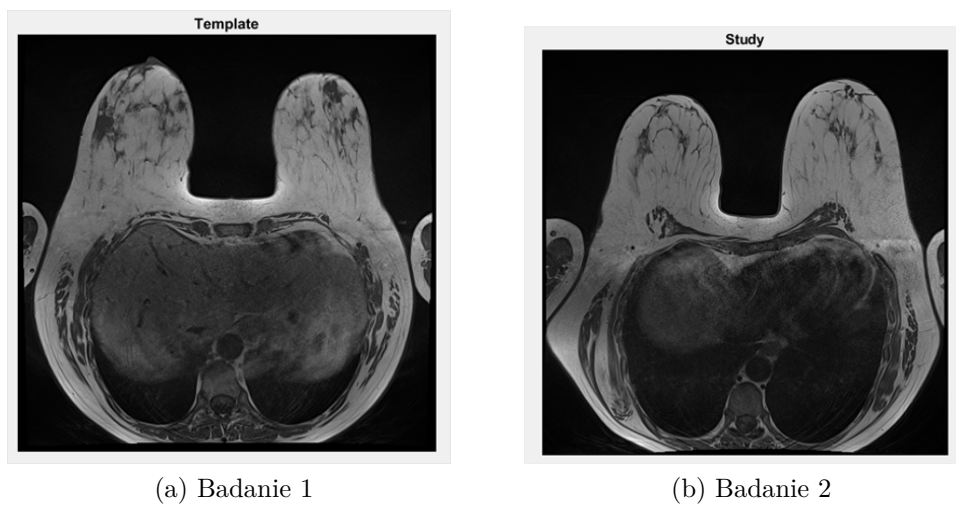


(c) Fuzja PET/CT.

Rysunek 2.4: Badanie PET/CT w pozycji na brzuchu.

### 2.1.4 Obrazy MRI klatki piersiowej

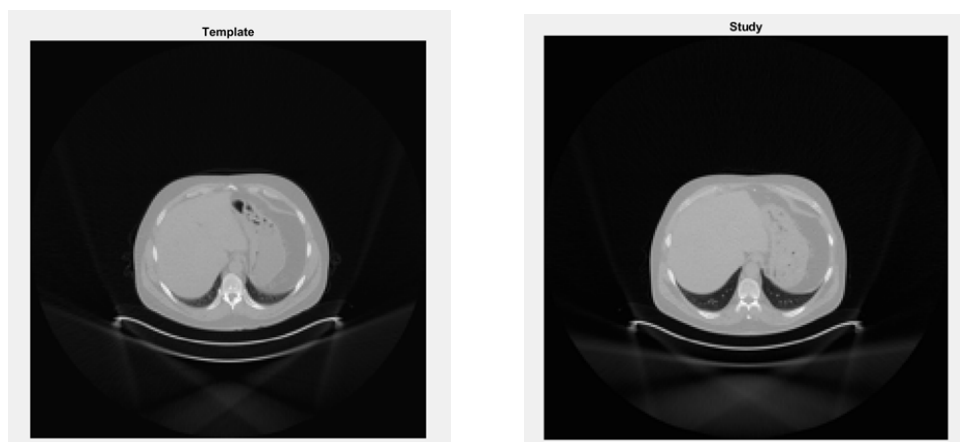
W badaniach nad dopasowaniem obrazów piersi wykorzystano również badania MRI 10 pacjentek wykonanych w dwóch punktach czasowych. Dane zostały otrzymane w ramach projektu MILESTONE (STRATEGMED2/267398/4/NCBR/2015). Badania zostały wykonane przy zastosowaniu cewki do badań piersi w ułożeniu na brzuchu. Pozycja ta powoduje, że piersi są rozciągnięte pod wpływem działającej siły grawitacji. Na rysunkach 2.5a oraz 2.5b zaprezentowano przykładowy zestaw obrazów zarejestrowany w dwóch punktach czasowych.



Rysunek 2.5: Obrazy piersi otrzymane w badaniach MRI w różnych punktach czasowych.

### 2.1.5 Obrazy Tomografii Komputerowej jamy brzusznej

W badaniach wykorzystano również inne badania medyczne. Były to m.in. obrazy tomografii komputerowej obszaru jamy brzusznej. Przetestowano obrazy z każdej grupy w celu oceny jakości obrazowania stosując metody elastyczne. Do porównania wykorzystano 2 najbliższe sobie czasowo badania u 18 pacjentów, w celu zobrazowania wpływu powtórnego ułożenia na dokładność porównania badań.



(a) Badanie 1. Data akwizycji: 11-01-2012

(b) Badanie 2. Data akwizycji: 23-05-2012

Rysunek 2.6: Obrazy tomografii komputerowej obejmujące odcinek piersiowy i lędźwiowy, badania wykonane w odstępie czasowym.

## 2.2 Opis prowadzonych badań

Badania zostały przeprowadzone na obrazach syntetycznych jak i rzeczywistych medycznych obrazach diagnostycznych. Obrazy syntetyczne (proste figury geometryczne) zostały stworzone samodzielnie, natomiast obrazy diagnostyczne zostały zarejestrowane przy pomocy aparatów medycznych PET/CT, CT oraz MRI. W pierwszych próbach wykorzystywano obrazy syntetyczne i za pomocą metod transformacji elastycznych deformowano obrazy. Wyniki zostały przedstawione w podrozdziale 3.1. W kolejnych próbach zastosowano metody transformacji elastycznych w odniesieniu do obrazów medycznych w formacie DICOM różnych narządów. Wyniki zostały zaprezentowane w kolejnych podrozdziałach: dla kości nadgarstka 3.2.1, dla klatki piersiowej i piersi 3.2.3 oraz dla jamy brzusznej 3.2.2. W trakcie pracy przeprowadzono również badania nad wpływem dopasowania obrazów z wykorzystaniem metod przetwarzania wstępnego, co zostało przedstawione w rozdziale 3.3. W przypadku dużych deformacji, jak ma to miejsce w przypadku dopasowania piersi w różnych pozycjach, dopasowanie przy pomocy metod elastycznych, może być nie wystarczające. Z tego powodu zastosowano Metodę Elementów Skończonych (FEM). Wyniki deformacji tą metodą zostały zaprezentowane w rozdziale 3.4. W ostatnim punkcie zaprezentowano przygotowany prototypowy fantom

piersi (Rozdział 3.5).

Praca, w dużej mierze została wykonana w oprogramowaniu MATLAB 2013-2021a (MathWorks), w którym zostały stworzone algorytmy dopasowania obrazu, jak i zostały też zaimplementowane gotowe rozwiązania jak MIRT oraz Tool of Kroon. W przypadku badań nad metodą elementów skończonych wykorzystano trzy programy: Radiant, FreeCAD oraz MATLAB. Radiant jest to przeglądarka obrazów medycznych, która również pozwala na przekształcenie obrazów w formacie DICOM do modelu w formacie STL. Gotowy model był eksportowany do oprogramowania FreeCAD, gdzie przeprowadzono proces elastycznego odkształcenia modelu piersi. Po uzyskaniu punktów węzłowych (przed i po) w oprogramowaniu MATLAB przeprowadzono operację odnalezienia współrzędnych pozostałych węzłów oraz wykonano interpolację. We wszystkich zadaniach prezentację wyników oraz ocenę podobieństwa przeprowadzono w oprogramowaniu MATLAB.

## 2.3 Metody

W tym rozdziale zaprezentowano metody, które zostały wykorzystane w tej pracy. Wykorzystano tu metody przetwarzania obrazu:

- Wykrywanie krawędzi - filtr Sobela
- Lokalna normalizacja
- Algorytm statystycznej dominacji (SDA)

oraz metody dopasowania obrazów:

- Transformacje afiniczne
- Krzywa B-Spline
- Prawo Naviera-Lamego
- Demony Maxwella
- Metoda Elementów Skończonych (FEM)



### 2.3.1 Metody przetwarzania wstępnego obrazu

W trakcie przetwarzania obrazu często istnieje konieczność odpowiedniego zmodyfikowania obrazu przed wykonaniem innych operacji, obliczeń czy prezentacji. W dużej mierze przetwarzanie wstępne ma za zadanie zredukować szum i niekształcenia obrazu. Jest to proces polegający na wykonaniu pewnych czynności zaraz przed wykonaniem przetwarzania właściwego. W poniższych rozważaniach przedstawiono 3 metody, które wpłynęły na jakość i szybkość dopasowania obrazów MRI w oparciu o transformacje afiniczne wraz z współczynnikiem MI jako czynnikiem jakościowym.

#### Wykrywanie krawędzi

Jedną z metod przetwarzania wstępnego jest zastosowanie filtru Sobela. Zastosowanie tej metody polega na wyznaczeniu pochodnej kierunkowej za pomocą dyskretnego splotu macierzy obrazu z macierzą 3x3 dla danego kierunku. Najczęstszym przypadkiem jest wykonanie splotu (konwolucji) macierzy obrazu z macierzą 3x3 dla kierunku wzdłuż osi X (2.1) oraz Y (2.2).

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

W oprogramowaniu MATLAB filtr Sobela jest przedstawiony jako funkcja *edge* i służy do wykrywania krawędzi obrazu.

#### Lokalna Normalizacja

Bardzo popularną metodą w przetwarzaniu wstępnym obrazów jest lokalna normalizacja. Głównym celem zastosowania tego algorytmu jest ujednoczenie średniej i wariancji obrazu wokół lokalnego sąsiedztwa (równanie 2.3). Pozwala to na usunięcie artefaktów pochodzących np. z niejednorodnego oświetlenia, co z kolei po-

zwała na poprawę jakości obrazu. Algorytm został zaprezentowany przez D. Sage i M. Unser [56].

$$g(x, y) = \frac{f(x, y) - m_f(x, y)}{\sigma_f(x, y)} \quad (2.3)$$

gdzie:

$f(x, y)$  - oryginalny obraz

$m_f(x, y)$  - estymata lokalnej średniej obrazu  $f(x, y)$

$\sigma_f(x, y)$  - estymata lokalnej wariancji

$g(x, y)$  - obraz wynikowy

### **Algorytm statystycznej dominacji (ang. Statistical Dominance Algorithm - SDA)**

Nową metodą jest zastosowanie algorytmu statystycznej dominacji (ang. Statistical Dominance Algorithm - SDA). Algorytm został zaproponowany przez Adama Piórkowskiego [54]. Zasada działania tego algorytmu polega na wyznaczeniu sąsiadujących pikseli w określonych obszarach. Otrzymana wartość jest liczbą pikseli, których intensywność jest większa lub równa jasności centralnego piksela. Końcowy obraz jest wynikiem statystycznym dominacji punktów nad ich sąsiedztwem, co pozwala na wyznaczenie klasyfikacji tych punktów.

### **2.3.2 Metody transformacji obrazu**

W rozdziale przedstawione zostaną metody transformacji obrazu wykorzystywane w pracy:

- Transformacje afiniczne
- Krzywa B-Sklejana (B-Spline)
- Prawo Naviera-Lamego
- Demony Maxwella

## Transformacje afiniczne

Jedną z podstawowych metod w przypadku nieelastycznych transformacji są transformacje afiniczne. Transformacje te operują w przestrzeni Euklidesowej i zachowują linie oraz równoległość, ale nie muszą zachowywać kątów. Można powiedzieć, że transformacja ta jest funkcją, która odwzorowuje przestrzeń, zachowując przy tym kształty.

Poniżej przedstawiono złożenie macierzy translacji i obrotu dla obrazu dwuwymiarowego 2.4.

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & d_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (2.4)$$

gdzie:

$x_1$  i  $y_1$  - współrzędne pikseli obrazu przed transformacją,

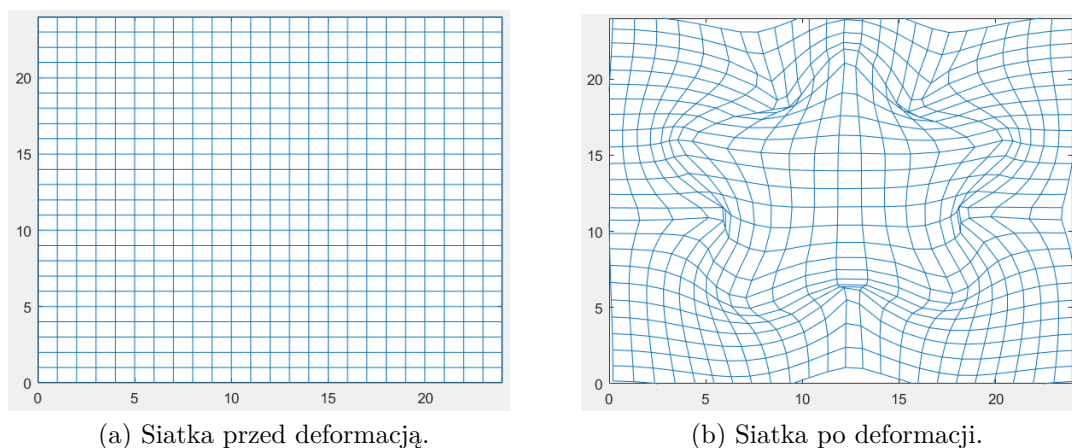
$x_2$  i  $y_2$  - współrzędne pikseli obrazu po transformacji,

$d_x$  i  $d_y$  -przesunięcie w osiach x i y,

$\alpha$  - obrót.

## Krzywa B-sklejana (B-Spline)

Dopasowanie metodą krzywej B-Sklejana (B-Spline) jest jedną z popularniejszych metod przy elastycznym dopasowaniu obrazu. Zasada działania tej metody polega na stworzeniu siatki punktów, równomiernie rozmieszczonych, które będą stanowić punkty węzłowe obrazu. Im więcej tych punktów jest dostępnych wtedy obraz jest dokładniejszy, ale czas obliczeń się zwiększa. Przesuwając jeden punkt wyliczane są nowe wielomiany pomiędzy nowym rozkładem punktów, i stary obraz jest interpolowany do nowej pozycji [11]. Na rysunku 2.7 przedstawiona jest zdeformowana siatka, gdzie modyfikowano obraz koła do obrazu gwiazdy. Oba obrazy miały rozmiar 25x25 pikseli.



Rysunek 2.7: Przykładowa deformacja siatki.

### Metoda Naviera-Lamego

Metoda Naviera-Lamego jest metodą do wykonywania transformacji elastycznych. Jest to podstawowe równanie w klasycznej liniowej elastodynamice [57]. Równanie to zostało przedstawione poniżej (2.5).

$$\mu \nabla^2 + (\mu + \lambda) \nabla(\nabla * u) = F, \quad (2.5)$$

gdzie:

$\lambda$  - pierwszy parametr Lamego,

$\mu$  - drugi parametr Lamego,

$u$  - przemieszczenie,

$F$  - siła.

Jedną z możliwości rozwiązania równania jest zastosowanie algorytmu zaproponowanego przez Jana Modersitzkiego [49]. Do przedstawienia dyskretnej postaci

równania można zastosować przybliżenie różnic skończonych, gdzie  $A$  jest macierzą reprezentującą konkretny materiał (równanie 2.6):

$$Au = F. \quad (2.6)$$

Każdy materiał jest reprezentowany przez dwie stałe Lamego, które opisują deformację materiału. Aby odnaleźć przemieszczenie pikseli, konieczna jest dyskretyzacja równania Naviera-Lamego i obliczenie działających sił. Rozwiązanie zaproponowane przez Jana Modersitzkiego opiera się na przybliżeniu różnic skończonych do rozwiązania tego równania. W efekcie otrzymuje się wartości sił oraz dyskretne równania Naviera-Lamego. Następnie obliczana jest inwersja równania Naviera-Lamego. W tej pracy wykorzystano pseudoinwersję Moore'a-Penrose'a. Przemieszczenie obliczono zgodnie z równaniem (2.7):

$$\begin{pmatrix} u_{k,j}^1 \\ u_{k,j}^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} D_{k,j}^{1,1} & D_{k,j}^{1,2} \\ D_{k,j}^{2,1} & D_{k,j}^{2,2} \end{pmatrix}^\dagger \begin{pmatrix} F_{k,j}^1 \\ F_{k,j}^2 \end{pmatrix}, \quad (2.7)$$

where:

$u$  - przemieszczenie piksela w każdym kierunku,

$D$  - dyskretna forma równania Naviera-Lamego,

$F$  - siła.

## Demony Maxwella

Innym sposobem jest wykorzystanie metod dyfuzji w przetwarzaniu obrazów. Metoda ta polega na dopasowywaniu obrazów w oparciu o wykorzystanie zjawiska dyfuzji. Demon Maxwella to hipotetyczna postać zaproponowana przez Jamesa Clerka Maxwella. W swoim eksperymencie myślowym przedstawia on system podzielony na dwie części, wypełniony szybkimi i wolnymi cząsteczkami. Rolą demona jest rozpoznanie i uporządkowanie molekuł, w wyniku czego powstaje układ, w którym jedna część zawiera molekuły szybkie, a druga wolne. Zjawisko to zostało

wykorzystane przez Thiriona w jego pracy, w której używa demona Maxwella do dopasowywania obrazów. W celu dopasowania dwóch obrazów M - obrazu modelu i S - sceny, obraz M musi zostać przekształcony w taki sposób, aby był najbardziej podobny do obrazu sceny. W swoich rozważaniach założył, że kontur obiektu O w S jest membraną, a demony są rozmieszczone wzdłuż tego konturu. Ponadto założono, że dla każdego punktu w obszarze S istnieje wektor prostopadły do tego konturu i skierowany z wnętrza obiektu na zewnątrz, a obszar M jest deformowalną siatką, której wierzchołkami są cząstki, które można zdefiniować jako cząstki wewnętrzne lub zewnętrzne. Sztywność takiej siatki jest określona przez relacje między cząstkami. Metoda ta została wykorzystana do dopasowania obrazów rezonansu magnetycznego piersi zarejestrowanych w różnych punktach czasowych. Badania w tej pracy koncentrowały się na dopasowaniu piersi w tym samym położeniu, czyli dopasowaniu małych zniekształceń [53]. Jedną z implementacji tej metody jest Tool of Kroon, której twórcą jest Dirk-Jan Kroon [39]. Metoda została stworzona w środowisku MATLAB i jest odpowiednia zarówno dla obrazów 2D jak i 3D.

### 2.3.3 Metody oceny podobieństwa

Ocena wizualna obrazów czy porównanie ich jakościowo budzi wiele kontrowersji. Największym problemem w porównaniu jakościowym, jest to, że każdy obserwator może inaczej oceniać dany obiekt. Z tego powodu może dochodzić do pewnych nieścisłości np. w ocenie rozmiarów guza, bądź określeniu położenia zmiany nowotworowej w ocenie różnych obserwatorów. W celu minimalizacji błędów, zwiększenia dokładności i maksymalizacji prędkości stosuje się matematyczne metody określania podobieństwa. Do najbardziej popularnych i najczęściej wykorzystywanych w obliczeniach można zaliczyć Sumę Kwadratów Różnic (ang. Sum Of Squared Differences), Informację Wzajemną (ang. Mutual Information) oraz indeks DICE.

#### Suma kwadratów różnic

Jedną z podstawowych metod pomiaru podobieństwa dwóch zestawów danych jest zastosowanie metody Sumy Kwadratów Różnic (ang. Sum of Squared Diffe-

rences (SSD) [30]) Metoda polega na określeniu sumy różnic pomiędzy odpowiadającymi wartościami pikseli (Równanie 2.8).

$$SSD = \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.8)$$

gdzie:

$SSD$  - suma kwadratów różnic,

$x_i$  - wartość  $i$ -tego piksela,

$\bar{x}$  - wartość średnia  $x$ .

### Informacja wzajemna

Informacja wzajemna (ang. Mutual Information (MI)) jest jedną z częściej wykorzystywanych metod służącą do porównywania obrazów. Określa ona miarę zależności pomiędzy dwiema zmiennymi. Wartość informacji wzajemnej pozwala na numeryczne określenie, jak wiele informacji o zbiorze B jesteśmy w stanie poznać znając tylko zbiór A.

W celu obliczenia wartości informacji wzajemnej należy policzyć entropie każdego zestawu danych (2.9) oraz wspólną entropię (2.10).

$$H(A) = - \sum_i^n p(a_i) * \log(p(a_i)) \quad (2.9)$$

$$H(A, B) = - \sum_i^n p(a_i, b_i) * \log(p(a_i, b_i)) \quad (2.10)$$

gdzie:

$a_i, b_i$  - wartości pikseli dla każdego elementu macierzy (dla zbioru danych A oraz B)

$p(a_i), p(b_i)$  - gęstość prawdopodobieństwa  $a_i$  i  $b_i$

$p(a_i, b_i)$  - funkcja gęstości prawdopodobieństwa dwóch zmiennych  $a_i$  i  $b_i$

Wartość informacji wzajemnej wyznaczana jest jako różnica wspólnej entropii oraz pojedynczych entropii zestawu danych A oraz B, co zostało przedstawione w równaniu (2.11).

$$MI = H(A, B) - H(A) - H(B). \quad (2.11)$$

Innym podejściem jest zastosowanie znormalizowanej informacji wzajemnej (2.12).

$$NMI = 2 * \frac{H(A, B)}{H(A) + H(B)} \quad (2.12)$$

Otrzymana wartość jest miarą podobieństwa.

### Współczynnik Sorensena-Dice'a

Współczynnik Sorensena-Dice'a (ang. Sorensen-Dice coefficient) jest wartością określającą poziom podobieństwa pomiędzy dwoma zestawami danych. Współczynnik porównuje część wspólną z każdym ze zbiorów [17].

$$DSC = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|} \quad (2.13)$$

gdzie:

$|X|, |Y|$  - moc zbioru X oraz Y,

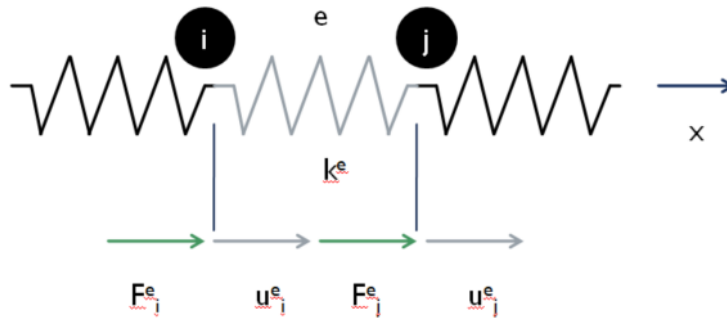
$|X \cap Y|$  - część wspólna zbiorów X i Y.

### 2.3.4 Metoda elementów skończonych (FEM)

Metoda elementów skończonych jest metodą numeryczną pozwalającą na rozwiązywanie skomplikowanych układów. W tej metodzie obiekt jest dzielony na



mniejsze elementy, tak zwane elementy skończone. Obiekt zbudowany z elementów skończonych jest uproszczeniem właściwego obiektu, a dokładność odwzorowania obiektu zależy od ilości zastosowanych elementów. Duża ich ilość powoduje, że obiekt dokładniej odpowiada swojemu pierwowzorowi, jednak zwiększa się liczba równań do rozwiązania, a co za tym idzie, zwiększa się czas obliczeń oraz potrzebne są duże jednostki obliczeniowe, takie jak serwery obliczeniowe [43].



Rysunek 2.8: Prosty przykład elementu skończonego w metodzie elementów skończonych.

Prostym przykładem układu z zastosowaniem elementów skończonych mogą być dwa obiekty 'i' i 'j' połączone ze sobą sprężynami, jak na rysunku 2.8. W tym układzie najważniejsze jest uwzględnienie siły jak w ruchu sprężystym (2.14) oraz zastosowanie III zasady dynamiki Newtona. Zasada ta została przedstawiona równaniem 2.15.

$$F = k * x \quad (2.14)$$

- F - siła
- k - stała sprężystości sprężyny
- x - wielkość rozciągnięcia sprężyny

$$F_i^e + F_j^e = 0 \quad (2.15)$$

$$F_i^e = -F_j^e = F^e \quad (2.16)$$

- $F_i^e$  - siła przyłożona do węzła i
- $F_j^e$  - siła przyłożona do węzła j

Zastosowanie obu powyższych zasad pozwala na zbudowanie układu dla obu węzłów 'i' i 'j':

$$F_i^e = -F^e = -k^e(u_j^e - u_i^e) = k^e \cdot u_i^e - k^e \cdot u_j^e, \quad (2.17)$$

$$F_j^e = F^e = k^e(u_j^e - u_i^e) = -k^e \cdot u_i^e + k^e \cdot u_j^e \quad (2.18)$$

Te same równania można zapisać jako iloczyn macierzowy (Równanie.2.19)

$$\begin{bmatrix} k^e & -k^e \\ -k^e & k^e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_i^e \\ u_j^e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_i^e \\ F_j^e \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

lub:

$$\mathbf{K}^e \mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (2.20)$$

gdzie:

- $\mathbf{K}^e$  - Globalna macierz sztywności,
- $\mathbf{u}^e$  - Wektor przemieszczeń,
- $\mathbf{F}^e$  - Wektor sił węzłowych.

### Element skończony

W metodzie elementów skończonych każdy model dzielony jest na skończoną ilość prostych figur z których tworzony jest model. W najprostszym przypadku mogą być to trójkąty, czyli 3 węzły połączone ze sobą siłami. Stworzenie modelu z małą liczbą elementów skończonych pozwala na szybkie wykonanie obliczeń, jednak model jest mniej dokładny. Z kolei duża liczba elementów skończonych pozwala bardzo realistycznie odwzorować model, jednak liczba obliczeń się zwiększa. Tworząc analizę FEM warto dobrać tak liczbę węzłów, brzegów i płaszczyzn, aby

uzyskać w miarę dokładny obraz przy jak najmniejszej liczbie elementów. Przykład zastosowania różnej ilości elementów skończonych do tego samego modelu został przedstawiony na rysunku 2.9.

## Stałe materiałowe

Każdy materiał charakteryzowany jest przez pewne wartości chemiczne i fizyczne. Nazywane są one stałymi materiałowymi, a najbardziej popularnymi są gęstość, moduł Younga oraz współczynnik Poissona. Wartości tych stałych determinują zachowanie się materiału podczas działania na niego sił.

### Gęstość materiału

Gęstością materiału określa się stosunek pewnej ilości masy do objętości tej masy jaką ona zajmuje (Równanie 2.21). W układzie SI przyjmuje jednostkę  $kg/m^3$ , ale również można spotkać inne jak  $g/cm^3$  oraz  $kg/l$ . Wartość gęstości jest ściśle powiązana z warunkami otoczenia. Na wartość gęstości ma wpływ głównie temperatura oraz ciśnienie, stąd często wartości gęstości są podawane w warunkach normalnych.

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (2.21)$$

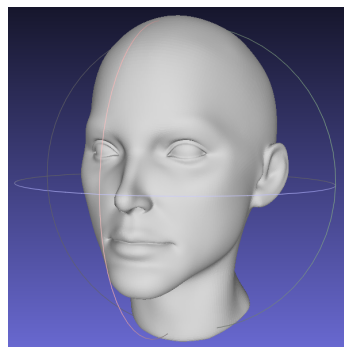
### Moduł Young'a

Wielkością definiującą sprężystość materiału jest moduł Younga. Określa ona zależność pomiędzy względnym odkształceniem liniowym ( $\epsilon$ ), a naprężeniem ( $\sigma$ ) co wyrażone jest wzorem (2.22).

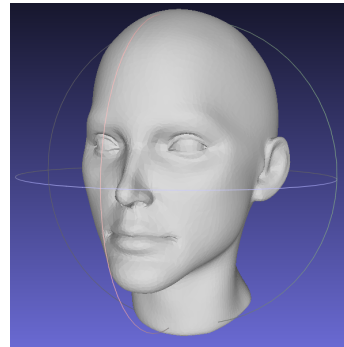
$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.22)$$

### Współczynnik Poissona

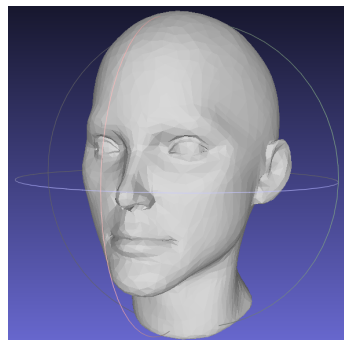
Kolejną wielkością pozwalającą opisać dany materiał jest współczynnik Poissona. Wielkość ta określana jest jako stosunek odkształcenia poprzecznego do podłużnego, przy zachowaniu siły rozciągającej w jednym kierunku.



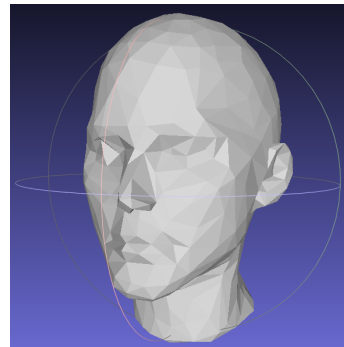
(a) 99900 płaszczyzn



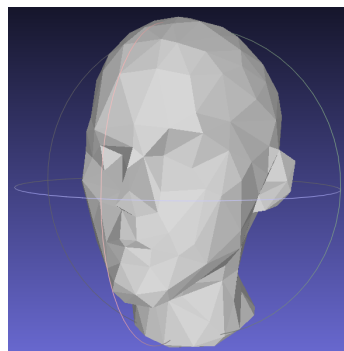
(b) 20000 płaszczyzn



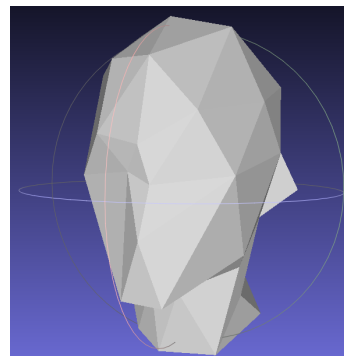
(c) 5000 płaszczyzn



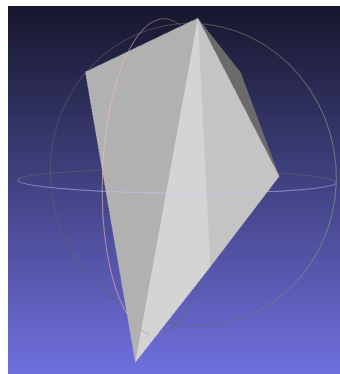
(d) 1000 płaszczyzn



(e) 500 płaszczyzn



(f) 100 płaszczyzn

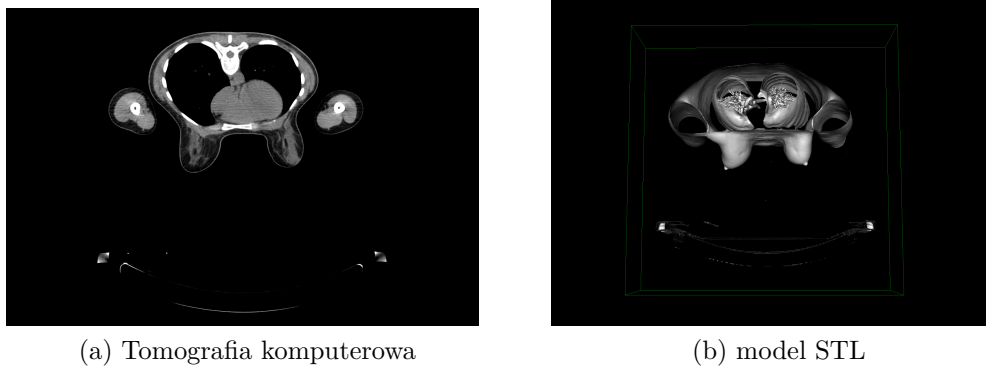


(g) 10 płaszczyzn

Rysunek 2.9: Obraz modelu w zależności od liczby płaszczyzn.

### Model 3D

Model trójwymiarowy (3D) zazwyczaj można zapisać w postaci ciągu punktów węzłowych, które mogą reprezentować powierzchnie obiektu (model powierzchniowy), jak i całą objętość obiektu (model wolumetryczny). Jednym z ogólnie obowiązujących formatów do tworzenia obiektów trójwymiarowych 3D jest format .stl. Nazwa STL jest skrótem od angielskiego słowa 'sterolitography', która oznacza obiekt wyznaczony metodą stereolitografii. Na rysunku 2.10 przedstawiono obraz uzyskany przy pomocy tomografii komputerowej oraz model STL, utworzony na podstawie serii zdjęć CT.



Rysunek 2.10: model STL wygenerowany z plików DICOM Tomografii Komputerowej.

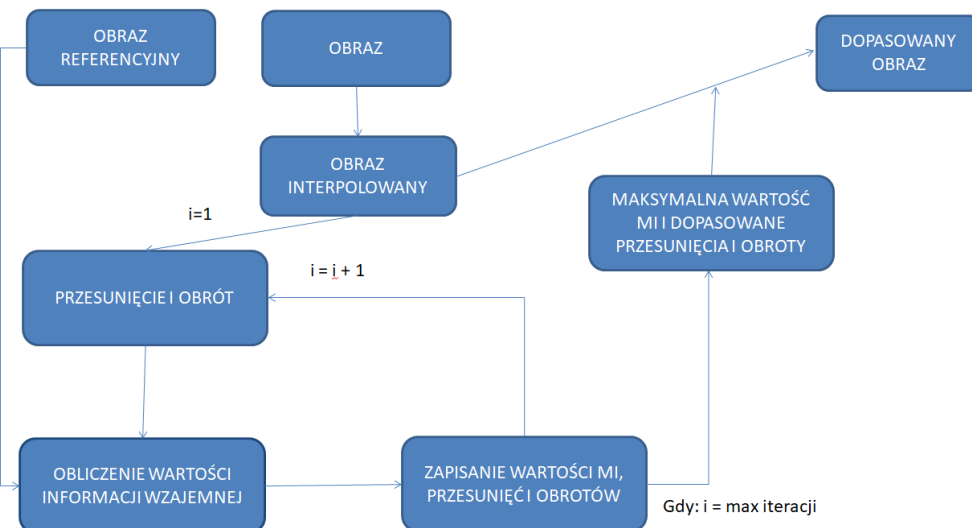
## 2.4 Algorytmy postępowania przy dopasowaniu obrazów

Opracowane algorytmy zostały przygotowane za pomocą różnego typu oprogramowania. Najwięcej pracy zostało wykonane przy użyciu oprogramowania MATLAB (Mathworks). W tym oprogramowaniu przygotowywano obrazy, wstępnie je przetwarzano, wykonywano dopasowanie sztywne i elastyczne oraz rekonstruowano i prezentowano obrazy. Innym oprogramowaniem, które zostało wykorzystane w

pracy było darmowe oprogramowanie FreeCAD, które umożliwia modelowanie oraz przeprowadzenie obliczeń z użyciem metody elementów skończonych.

### 2.4.1 Dopasowanie sztywne

W przypadku dopasowania sztywnego pierwszym etapem jest wczytanie danych w formacie DICOM do oprogramowania MATLAB. Może zdarzyć się że wczytane badania nie będą w tych samych rozmiarach, co jest niezbędne przy porównywaniu całych badań. W takiej sytuacji należy wykonać interpolację która przetworzy jeden obraz do rozmiarów drugiego.



Rysunek 2.11: Schemat dopasowania sztywnego.

Gdy obrazy są odpowiednio przygotowane można porównać te obrazy np. wykorzystując metodę SSD lub MI. Otrzymany wynik jest zapisywany, a obraz jest odpowiednio przesuwany lub/i obracany przy pomocy transformacji afinicznych i ponownie obliczana jest wartość podobieństwa. Proces trwa aż do osiągnięcia oczekiwanego poziomu lub osiągnięcia maksymalnej liczby iteracji. Na rysunku 2.11 przedstawiono schemat działania algorytmu dopasowania obrazów.

## 2.4.2 Dopasowanie sztywne wraz z procesem przetwarzania wstępnego

W celu lepszego dopasowania obrazów można wykorzystać dodatkowe metody, które odpowiednio przekształcą obrazy początkowe tak, aby proces dopasowania przebiegał szybko i prawidłowo. W tej pracy wykorzystano 3 dodatkowe metody:

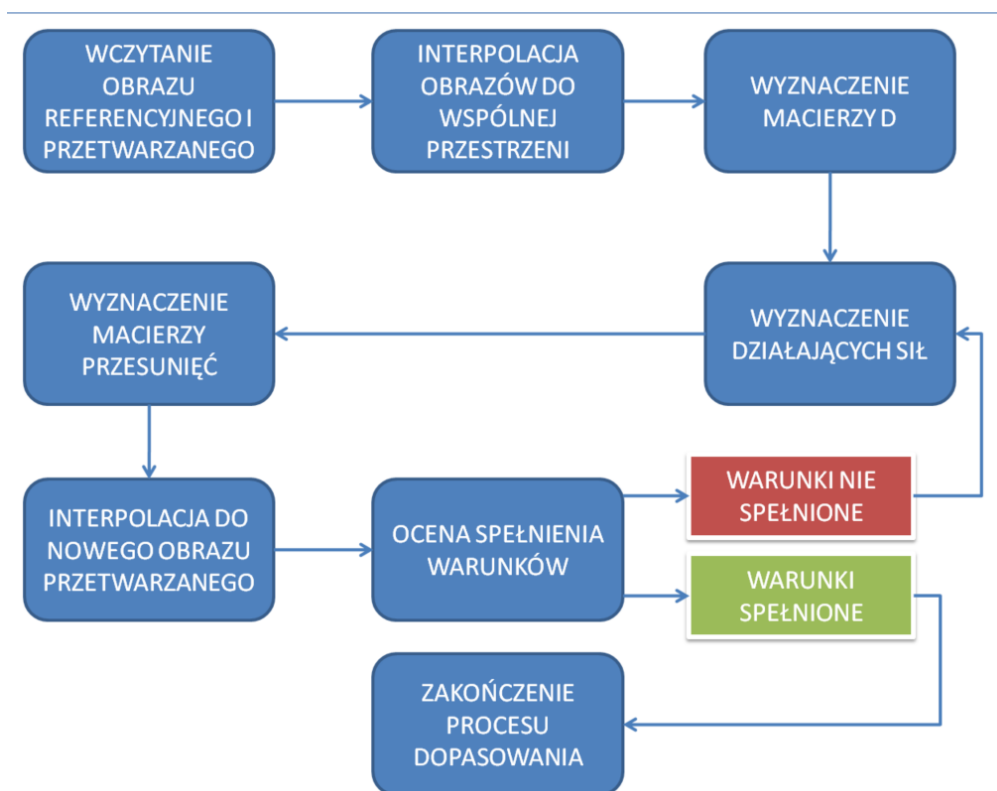
- filtr Sobela,
- lokalna normalizacja,
- statystyczna normalizacja (SDA).

Algorytm dopasowania w tym przypadku jest identyczny jak 2.11 z tą różnicą, że obrazy wykorzystywane do właściwego dopasowania są odpowiednio wstępnie przetworzone wykorzystując określone metody.

## 2.4.3 Dopasowanie elastyczne

Dopasowanie metodą elastyczną różni się nieco od dopasowania metodą sztywną. Przygotowanie obrazów przebiega jak w metodzie sztywnej. Jednak sam mechanizm dopasowania jest już nieco inny i zależy w dużej mierze od wybranego algorytmu. Metoda elastyczna zostanie tu przedstawiona w oparciu o metodę Naviera-Lamego. W celu rozwiązania tego równania wykorzystano rozwiązanie zaproponowane w książce Jana Modersitzkiego “Numerical Methods for Image Registration” [49]. Algorytm został zaprezentowany na rysunku 2.12.

Pierwszym etapem dopasowania obrazów są metody związane z wczytaniem obrazów oraz dopasowaniem rozmiarów. Dopasowanie rozmiarów polega najczęściej na wykonaniu interpolacji w oparciu o znane parametry, tak żeby obrazy znalazły się w wspólnej przestrzeni. Następnie wyznaczana jest macierz  $D$ , która określa zachowanie się modelu pod wpływem działającej siły. Następnie na podstawie wyliczonych sił (na zasadzie podobieństwa obrazów) wyznacza się macierz przesunięć i interpoluje się obraz do nowych pozycji. Na koniec, w zależności od przyjętego warunku, algorytm działa dalej lub przerywa działanie. Takim warunkiem może być osiągnięta maksymalna liczba iteracji lub inny dowolny warunek.



Rysunek 2.12: Schemat dopasowania elastycznego.

#### 2.4.4 Algorytm deformacji z użyciem FEM oraz rekonstrukcja obrazu

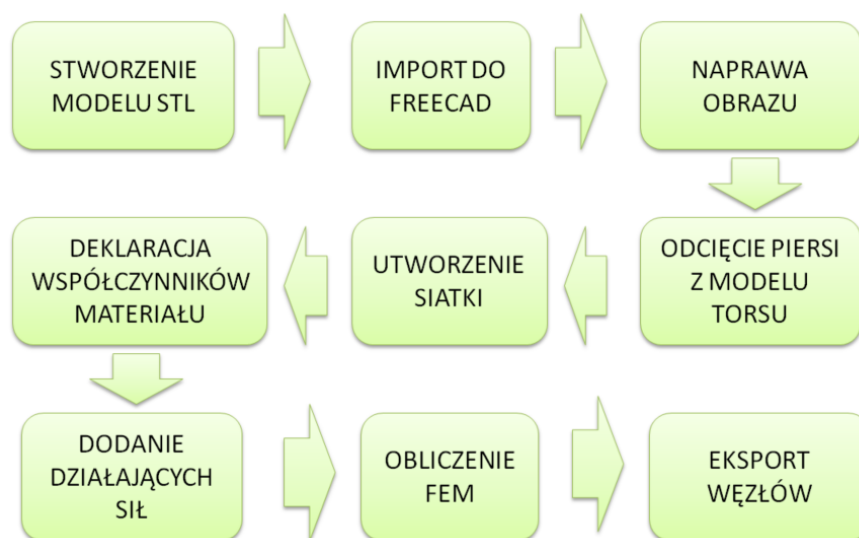
W przypadku badań deformacji piersi algorytm deformacji z użyciem FEM jest najbardziej złożony i wymaga najwięcej czasu do wykonania obliczeń. Na rysunkach 2.13 i 2.14 przedstawiono algorytmy deformacji obrazu przy użyciu FEM. Pierwszy jest ogólnym zarysem, natomiast drugi odnosi się bezpośrednio do operacji związanych z FEM. W najprostszym ujęciu algorytm wygląda jak na rysunku 2.13.



Rysunek 2.13: Algorytm deformacji obrazu z użyciem FEM.



Na rysunku 2.14 przedstawiono bardziej szczegółowy algorytm, skupiono się tutaj na etapach w analizie FEM. Gotowy model jest importowany do FreeCAD, gdzie należy go sprawdzić pod kątem ewentualnych wad i w razie potrzeby naprawić. Często w trakcie tworzenia STL dochodzi do niedomykania modelu, lub pozostawiania pojedynczych elementów. Nie dopełnienie tego punktu może skutkować powstawaniem błędów w trakcie dalszej analizy. Kolejnym etapem była ekstrakcja i eksport obszaru piersi z częścią żeber, tak żeby modelować tylko ten obszar ciała. Kolejno należało wygenerować siatkę tego modelu i określić współczynniki materiałowe. Współczynniki określa się na podstawie modułu Younga, współczynnika Poissona oraz gęstości. Następnym etapem jest przyłożenie działających sił. W tej pracy zadeklarowano siłę grawitacyjną, czyli każdy z punktów będzie miał przyłożoną swoją siłę w zależności od wartości masy. Ostatnim etapem było uruchomienie programu Calculix, który wyliczył nowe współrzędne punktów węzłowych.



Rysunek 2.14: Szczegółowy algorytm FEM.

Współrzędne zostały wyeksportowane do oprogramowania MATLAB, gdzie wyszukano brakujące współrzędne metodą `inpaint` oraz wykonano interpolację obrazu do nowych współrzędnych.

## 2.5 Podstawka do badania piersi

Na potrzeby wykonywania badań PET/CT piersi w pozycji na brzuchu zbudowano podpórkę pod ciało pacjentki, pozwalającą na ułożenie piersi w pozycji 'zwisającej', tak jak to jest wykonywane w badaniu MRI piersi. Jako model do zbudowania podpórki posłużyła cewka do badania piersi w rezonansie magnetycznym firmy Siemens. Podstawka została wykonana z arkuszy styropianu podłogowego o zwiększonej twardości (Arsanit Thermo Podłoga) o wymiarach 100 cm x 50 cm x 5 cm. Arkusze zostały połączone ze sobą specjalnym silnym klejem do styropianu (Dragon, Klej montażowy styropian, kasetony, rozety) w celu osiągnięcia odpowiedniej grubości warstwy - 20 cm. Gotowy styropianowy blok został odpowiednio uformowany, poprzez docięcie krawędzi oraz wycięcie otworów na piersi i twarz osoby badanej. Pokrycie podpórki warstwą materiału z ekoskóry wzmocniło całą strukturę, a uzyskana warstwa mogła być dezynfekowana, co pozwoliło na wykorzystanie podpórki przy badaniach wielu pacjentek. Na rysunkach 2.15a oraz 2.15b zaprezentowano zdjęcia gotowej podpórki, która została wykorzystana do akwizycji piersi w badaniu PET/CT.



(a) Podpórka do badania piersi w PET/CT (widok z góry)



(b) Podpórka do badania piersi w PET/CT (ustawienie w trakcie akwizycji)

Rysunek 2.15: Podpórka do badania piersi.



jak materiał wypełniający. Jednak najlepszym materiałem okazało się PVA-Slime czyli związek alkoholu poliwinylowego z tetraboranem sodu 2.16.

Jako otoczkę czyli materiał zewnętrzny posłużył płynny lateks. W celu utworzenia wytrzymalszej warstwy zastosowano kilka warstw nałożonych na siebie. Każda warstwa była nakładana po zastygnięciu poprzedniej warstwy. Pierwsza wersja fantomu piersi powstała poprzez wypełnienie dolnej części butelki PET. Za pomocą pędzla wymalowano wewnątrz butelki i wypełniono związkiem PVA-Slime. Po zastygnięciu ostrożnie wysunięto fantom z butelki 2.17a.

W kolejnych próbach sposób wykonywania fantomu pozostał identyczny, różnicą było wykorzystanie innego kształtu formy. W testach wykorzystano zaokrągloną górną część butelki 2.17b oraz w ostatnim przypadku napełnialny fantom antropomorficzny wraz z dostawką piersi 2.17c.



(a) Fantom pierwszej generacji.



(b) Fantom drugiej generacji.



(c) Fantom trzeciej generacji.

Rysunek 2.17: Generacje fantomu (opracowanie własne).

## 2.7 Przeprowadzone badania

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań, które zostały podzielone na osobne eksperymenty wyszczególnione poniżej. Wykonane badania:

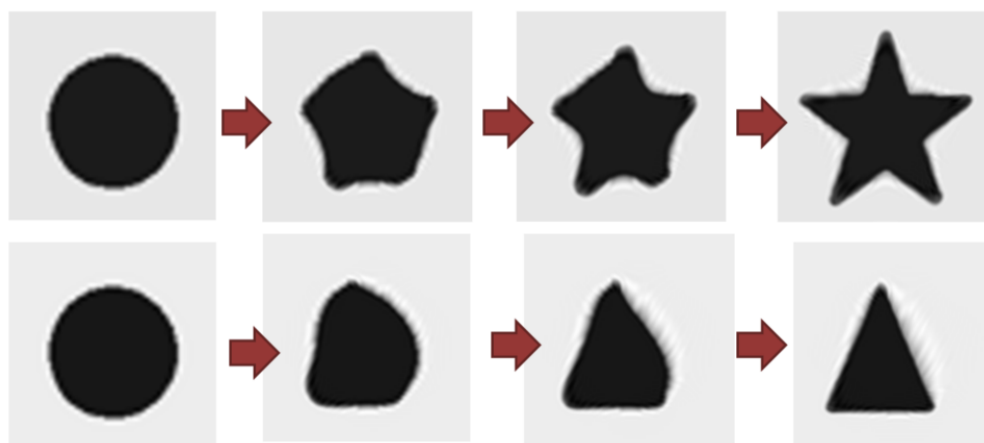
- Dopasowanie obrazów syntetycznych metodą Naviera-Lamego, B-Spline i Demonami Maxwella.
- Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą Naviera-Lamego, B-Spline i Demonami Maxwella.
- Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą Naviera-Lamego, B-Spline i Demonami Maxwella.
- Dopasowanie obrazów PET/CT piersi metodą Naviera-Lamego, B-Spline i Demonami Maxwella.
- Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą sztywną wykorzystując różne metody przetwarzania wstępnego.
- Dopasowanie obrazów PET/CT piersi metodą elementów skończonych.
- Budowa fantomu piersi pozwalającego na akwizycję obrazu różnymi metodami obrazowania oraz badania deformacji w różnym ułożeniu fantomu.

# Rozdział 3

## Wyniki

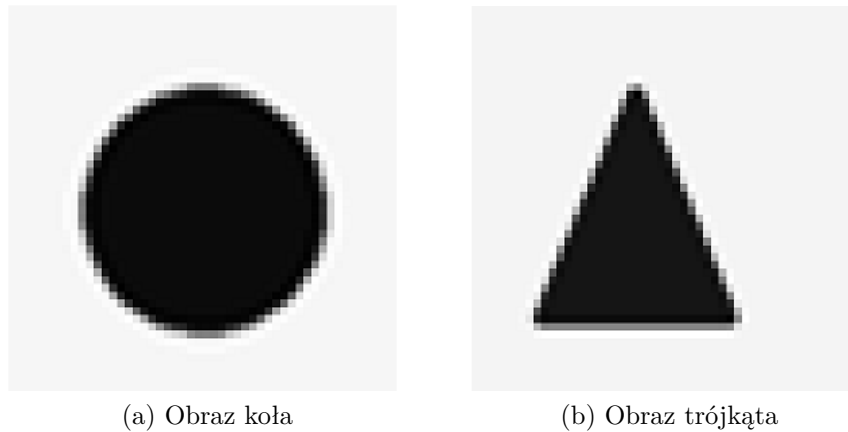
### 3.1 Dopasowanie syntetycznych obrazów metodami elastycznymi

Pierwsze próby z wykonaniem transformacji elastycznej zostały przeprowadzane na syntetycznie wygenerowanych danych. Obrazy te zostały wygenerowane w kolorach w skali szarości i przedstawiały figury geometryczne 3.1. Takie zastosowanie figur pozwoliło na szybką i efektywną analizę dopasowania obrazów.

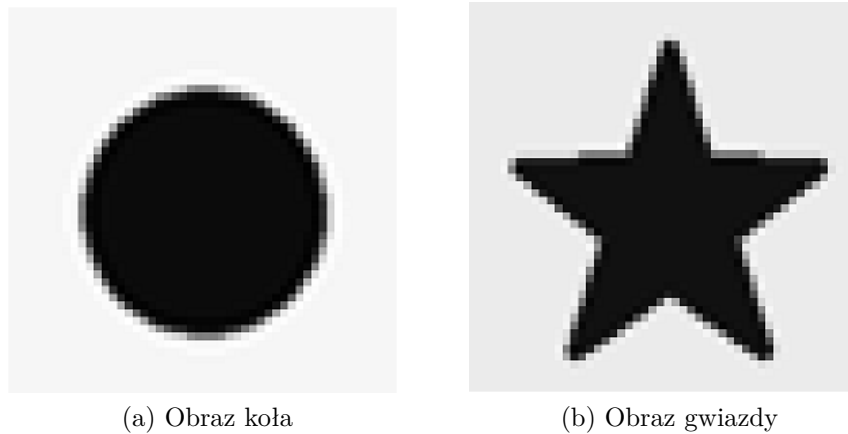


Rysunek 3.1: Proces przetwarzania prostych figur geometrycznych przy użyciu transformacji elastycznych.

Poniżej przedstawiono dwa eksperymenty, w których wykorzystano proste obrazy syntetyczne. Pierwszy eksperyment (rysunek 3.2) polegał na przetworzeniu kształtu koła do kształtu trójkąta, natomiast drugi eksperyment polegał na przekształceniu kształtu koła do kształtu gwiazdy.



Rysunek 3.2: Eksperyment 1: Dopasowanie kształtu koła do kształtu trójkąta.

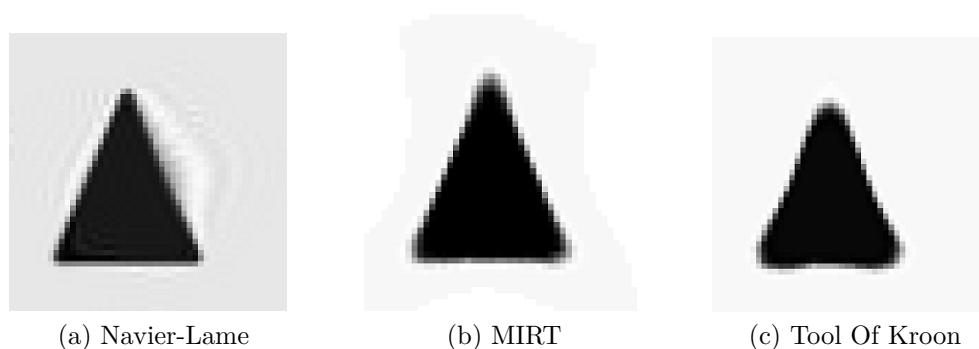


Rysunek 3.3: Eksperyment 2: Dopasowanie kształtu koła do kształtu gwiazdy.

W obu eksperymentach wykorzystano trzy metody elastycznego dopasowania obrazów: metodę Naviera-Lamego, oprogramowanie MIRT oraz oprogramowanie

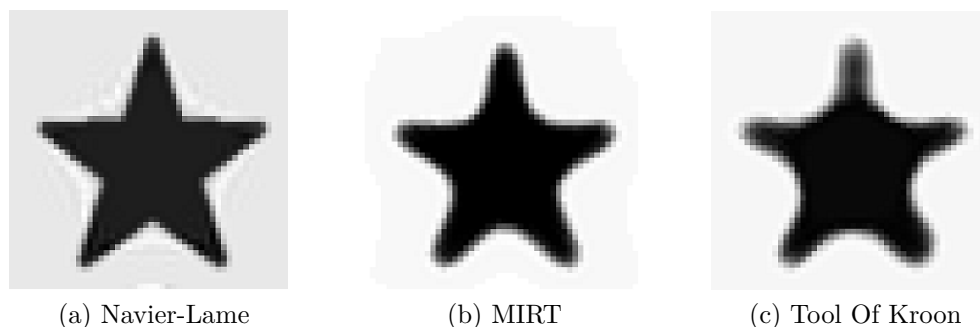


Tool of Kroon. Parametry dopasowania obrazów w przypadku zastosowania prawa Naviera-Lamego zostały wyznaczone w trakcie testów, w przypadku pozostałych metod wykorzystano standardowe parametry zaproponowane przez twórców. Na rysunkach 3.4 oraz 3.5 zaprezentowano efekty działania poszczególnych algorytmów przetwarzania obrazów na tym samym zestawie danych. W eksperymencie 1 (rys. 3.4) najlepiej wizualnie prezentuje się efekt zaprezentowany przez oprogramowanie MIRT. Pomimo pewnego rozmazania w narożniku trójkąta kształt jest bardzo zbliżony do oczekiwanego efektu. Podobnie bardzo dobrze wygląda rozwiązanie otrzymane przy pomocy prawa Naviera-Lamego. Wszystkie narożniki i boki zostały bardzo dobrze odwzorowane, jednak przy prawym boku widać silne rozmazanie, co jest pozostałością po procesie dopasowania. Najgorzej wizualnie prezentuje się rozwiązanie przy pomocy Tool of Kroon, jednak może to wynikać ze zbyt małej liczby iteracji. W tym przypadku widać deformacje boków trójkąta. W drugim eksperymencie (rys. 3.5) zdecydowanym faworytem jest rozwiązanie z użyciem prawa Naviera-Lamego. Otrzymany kształt gwiazdy jest niemal identyczny z obrazem referencyjnym. Pozostałe algorytmy gorzej sobie poradziły z tym zadaniem. Oprogramowanie MIRT pozwoliło na uzyskanie kształtu gwiazdy, jednak wszystkie wierzchołki zostały zaokrąglone, podobnie jak w przypadku użycia narzędzia Tool of Kroon.



Rysunek 3.4: Wyniki eksperymentu 1 dla obrazów trójkąta.

W celu lepszego zobrazowania różnic w wynikach, uzyskane pary obrazów zostały porównane wskaźnikiem DICE. W idealnym przypadku, gdy obrazy są iden-



Rysunek 3.5: Wyniki eksperymentu 2 dla obrazów gwiazdy.

tyczne wynik jest równy 1, im obrazy się bardziej różnią wtedy wynik jest bliższy wartości 0. W Tabelach 3.1 oraz 3.2 przedstawiono wyniki pomiarów wskaźnika DICE dla obu eksperymentów. Jak widać każdy algorytm polepszył wartość indeksu DICE w porównaniu do sytuacji przed dopasowaniem, przez co można stwierdzić, że otrzymany obraz za każdym razem był bardziej podobny do oczekiwanego rezultatu. Na podstawie pomiarów widać, że najbliższy oryginałowi był wynik algorytmu Naviera-Lamego. Obraz otrzymany po zadziałaniu tego algorytmu dopasowania w porównaniu do obrazu referencyjnego charakteryzował się największą wartością wskaźnika DICE. Drugi co do dokładności okazał algorytm MIRT, a ostatni z testowanej trójki był Tool of Kroon.

Tablica 3.1: Wartości współczynnika podobieństwa DICE pomiędzy parami obrazów przed i po dopasowaniu elastycznym. Eksperyment 1 - dopasowanie kształtu koła do trójkąta (Pogrubiona najwyższa wartość po dopasowaniu).

Metoda	DICE obraz referencyjny - obraz oryginalny	DICE obraz referencyjny - obraz po dopasowaniu
Navier-Lame	0.8852	<b>0.9988</b>
MIRT	0.8852	0.9968
Tool of Kroon	0.8852	0.9941

Tablica 3.2: Wartości współczynnika podobieństwa DICE pomiędzy parami obrazów przed i po dopasowaniu elastycznym. Eksperyment 2 - dopasowanie kształtu koła do gwiazdy (Pogrubiona najwyższa wartość po dopasowaniu).

Metoda	DICE obraz referencyjny - obraz oryginalny	DICE obraz referencyjny - obraz po dopasowaniu
Navier-Lame	0.9029	<b>0.9986</b>
MIRT	0.9029	0.9884
Tool of Kroon	0.9029	0.9791

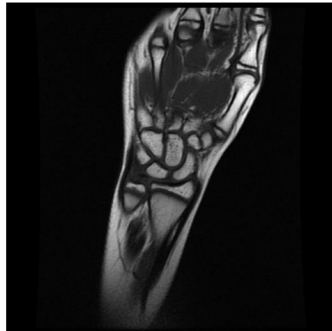
## 3.2 Dopasowanie obrazów medycznych metodami elastycznymi

### 3.2.1 Obrazy kości nadgarstka zarejestrowane metodą MRI

#### Porównanie różnych elastycznych metod w przetwarzaniu obrazów nadgarstka

Obrazy nadgarstków otrzymanych z akwizycji MRI zostały poddane działaniu trzech metod dopasowania elastycznego. Pierwszą wykorzystaną metodą była metoda elastyczna oparta o równanie Naviera-Lamego. Równanie zostało zaimplementowane w środowisku MATLAB R2021a (Mathworks) na podstawie wyprowadzenia przedstawionego w książce Jana Modersitzkiego [49]. Kolejną metodą było zastosowanie oprogramowania Tool of Kroon, które wykorzystuje zjawisko Demona Maxwella. Metoda również została zaadoptowana do przedstawionego problemu. Ostatnią metodą było zastosowanie oprogramowania MIRT (również dostępnego dla platformy MATLAB), która bazuje na zastosowaniu funkcji sklepanych w metodzie deformacji. Dla wszystkich metod metryką było zastosowanie miary Informacji Wzajemnej (ang. Mutual Information) do wyznaczenia współczynnika podobieństwa.

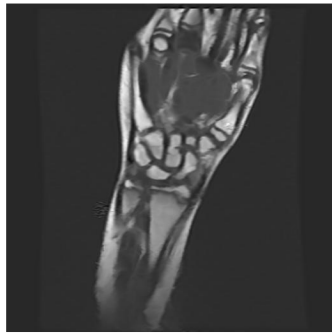
W procesie wykorzystano pary obrazów medycznych dwuwymiarowych o rozdzielczości 512x512 zapisane w formacie DICOM. W celu dopasowania obrazów jeden z obrazów został unieruchomiony - obraz referencyjny 3.6b, a drugi był przetwarzany tak, aby jak najlepiej być dopasowanym do obrazu referencyjnego 3.6a.



(a) Obraz deformowany



(b) Obraz referencyjny



(c) Navier-Lame



(d) MIRT

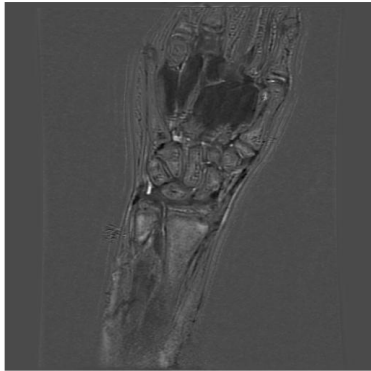


(e) Tool Of Kroon

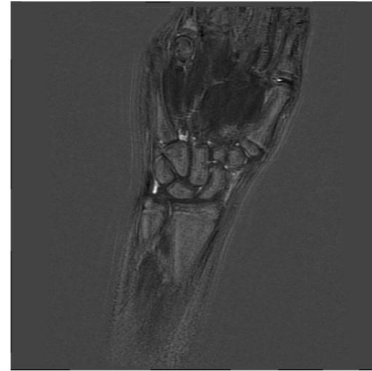
Rysunek 3.6: Obraz deformowany i referencyjny oraz uzyskany wynik po przetworzeniu daną metodą.

Dla każdej pary przeprowadzono proces dopasowywania trzema różnymi metodami. Wyniki dla przykładowej pary obrazów MRI zostały przedstawione na rysunkach 3.6c, 3.6d oraz 3.6e. Dla lepszego zaprezentowania różnic pomiędzy obrazem referencyjnym i obrazem przetworzonym wykonano różnicę obrazów dla każdej z metod. Zaprezentowane zostało to na rysunkach 3.7a, 3.7b oraz 3.7c. Podobnie postąpiono z obrazem deformowanym, co zostało przedstawione na rysunkach 3.8a, 3.8b oraz 3.8c. Przedstawione rysunki różnic par obrazów potrafią w sposób wizualny dobrze pokazać różnice pomiędzy porównywanymi parami obrazów, nawet te najmniejsze. W przypadku gdy nie ma różnic pomiędzy obrazami to na obrazie różnic pojawiają się wartości bardzo bliskie zeru, co jest reprezentowane na obrazie jako kolor czarny. W przypadku gdy wartość różnicy jest większa to kolor zbliża się do koloru białego na obrazie. W celu ilościowej oceny podobieństwa wykorzystano metody takie jak Suma Kwadratów Różnic (ang. Sum of Squared Differences, SSD), Informacja Wzajemna (ang. Mutual Information, MI) oraz indeks DICE. Metody te zostały zaimplementowane do obrazów i określono poziomy podobieństwa. Na rysunkach 3.9, 3.10 oraz 3.11 zaprezentowano wykresy pudełkowe, które ilościowo wskazują poziom podobieństwa pomiędzy obrazami. Pierwsze wykresy przedstawione na rysunku 3.9 prezentują wartości SSD dla różnych metod oraz dla pary oryginalnych obrazów referencyjnych i przetwarzanych. W przypadku najlepszego dopasowania wyniki powinny być jak najbliższe wartości 0, im wyższe tym obrazy mniej podobne. Wyniki wykazują, że lepsze dopasowanie niż w porównaniu do sytuacji przed dopasowaniem można dostać dla metod MIRT oraz Naviera-Lamego. W przypadku metody Tool Of Kroon proces dopasowania pogorszył dopasowanie bardziej niż przed próbą dopasowania obrazów. Może to być spowodowane wartością parametrów działania tego algorytmu. Podobnie sytuacja wygląda na rysunku 3.10. W tej metodzie najlepsze dopasowanie jest reprezentowane przez wartość 1. Im obrazy mniej podobne tym wartość MI dąży do 0. W tym przypadku podobnie jak przy SSD wartość dla Tool of Kroon jest znacznie gorsza niż w przypadku metody MIRT oraz Naviera-Lamego. Na ostatnim rysunku przedstawiono wyniki uzyskane metodą DICE. Metoda ta w przeciwieństwie do poprzednich nie wykorzystuje wartości poszczególnych pikseli tylko bazuje na kształcie obiektu, po uprzedniej binaryzacji. Na rysunku 3.11

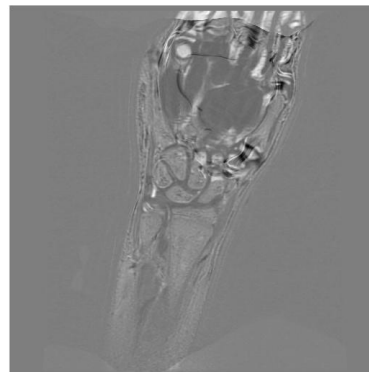
zaprezentowano wyniki po ocenie podobieństwa. Widać że najbardziej odznacza się wartość indeksu DICE dla zastosowania Tool of Kroon, co oznacza że obraz po transformacji znacznie zmienił swój kształt, przez co stał się mniej podobny niż przed dopasowaniem.



(a) Referencyjny obraz - Navier-Lame

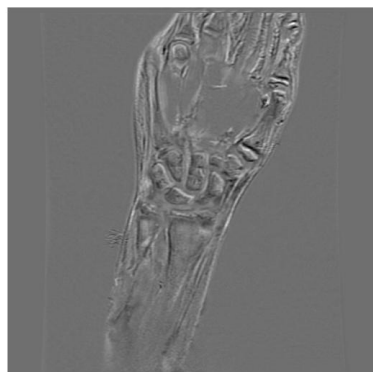


(b) Referencyjny obraz - MIRT

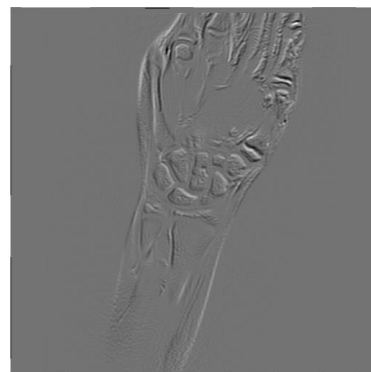


(c) Referencyjny obraz - Tool Of Kroon

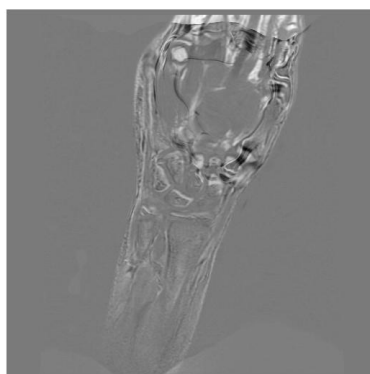
Rysunek 3.7: Różnica par obrazów - Referencyjnego i przetworzonego po dopasowaniu.



(a) Różnica deformowany obraz - Navier-Lame

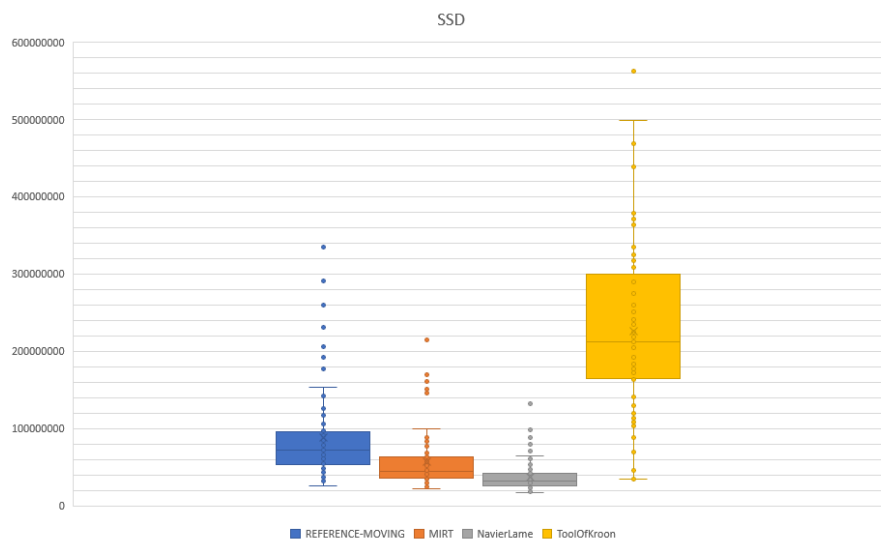


(b) Różnica deformowany obraz - MIRT

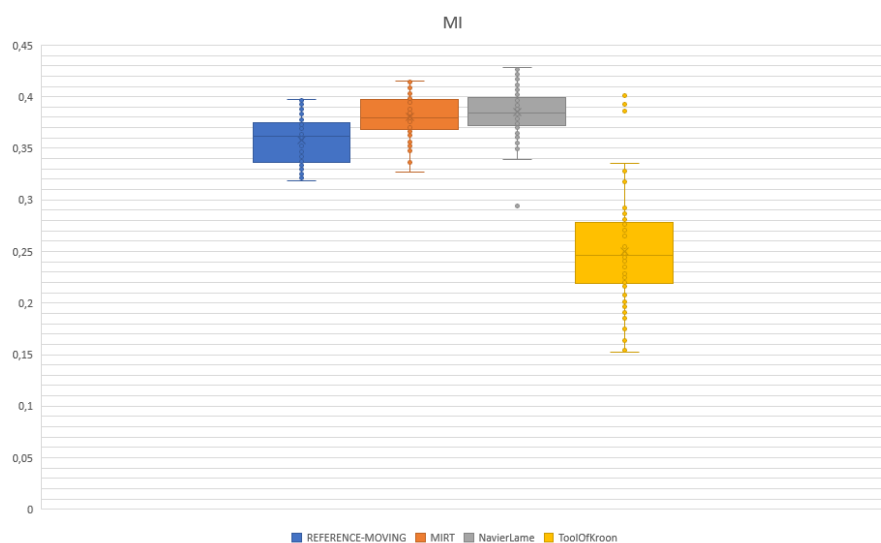


(c) Różnica deformowany obraz - Tool Of Kroon

Rysunek 3.8: Różnica par obrazów - Deformowanego i przetworzonego po dopasowaniu.

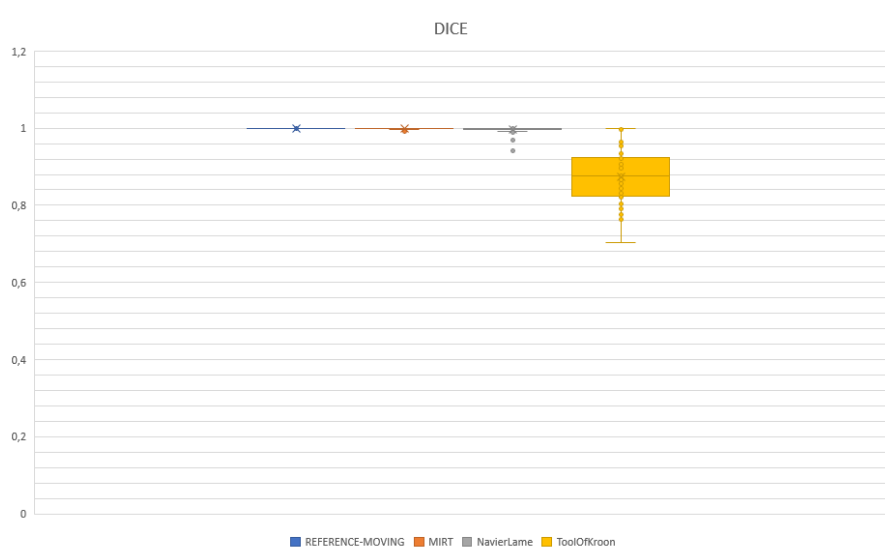


Rysunek 3.9: Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD.



Rysunek 3.10: Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI.

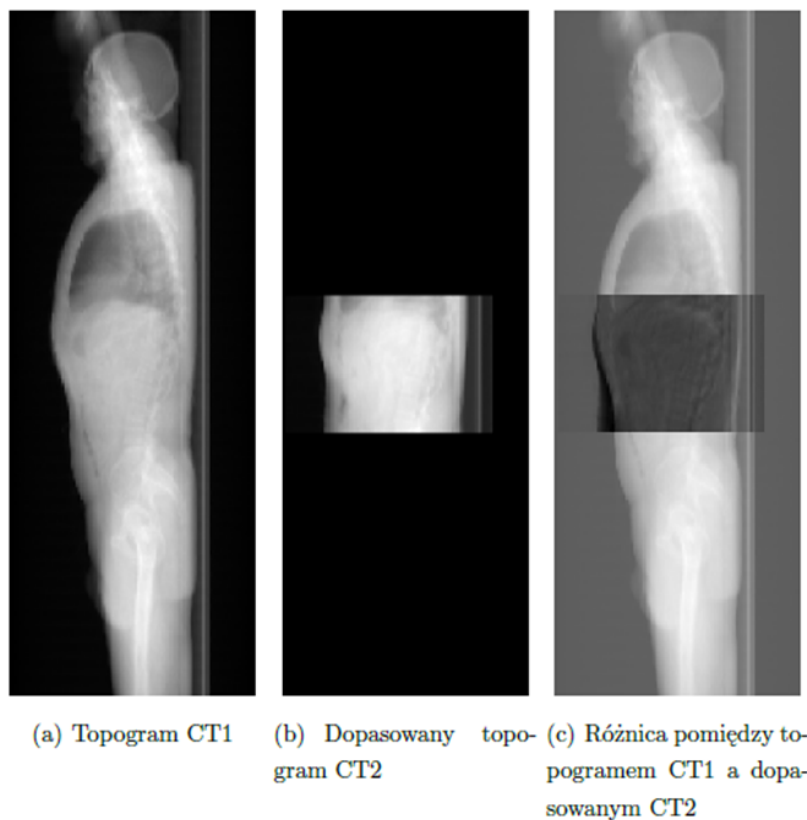




Rysunek 3.11: Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE.

### 3.2.2 Obrazy jamy brzusznej zarejestrowane metodą CT

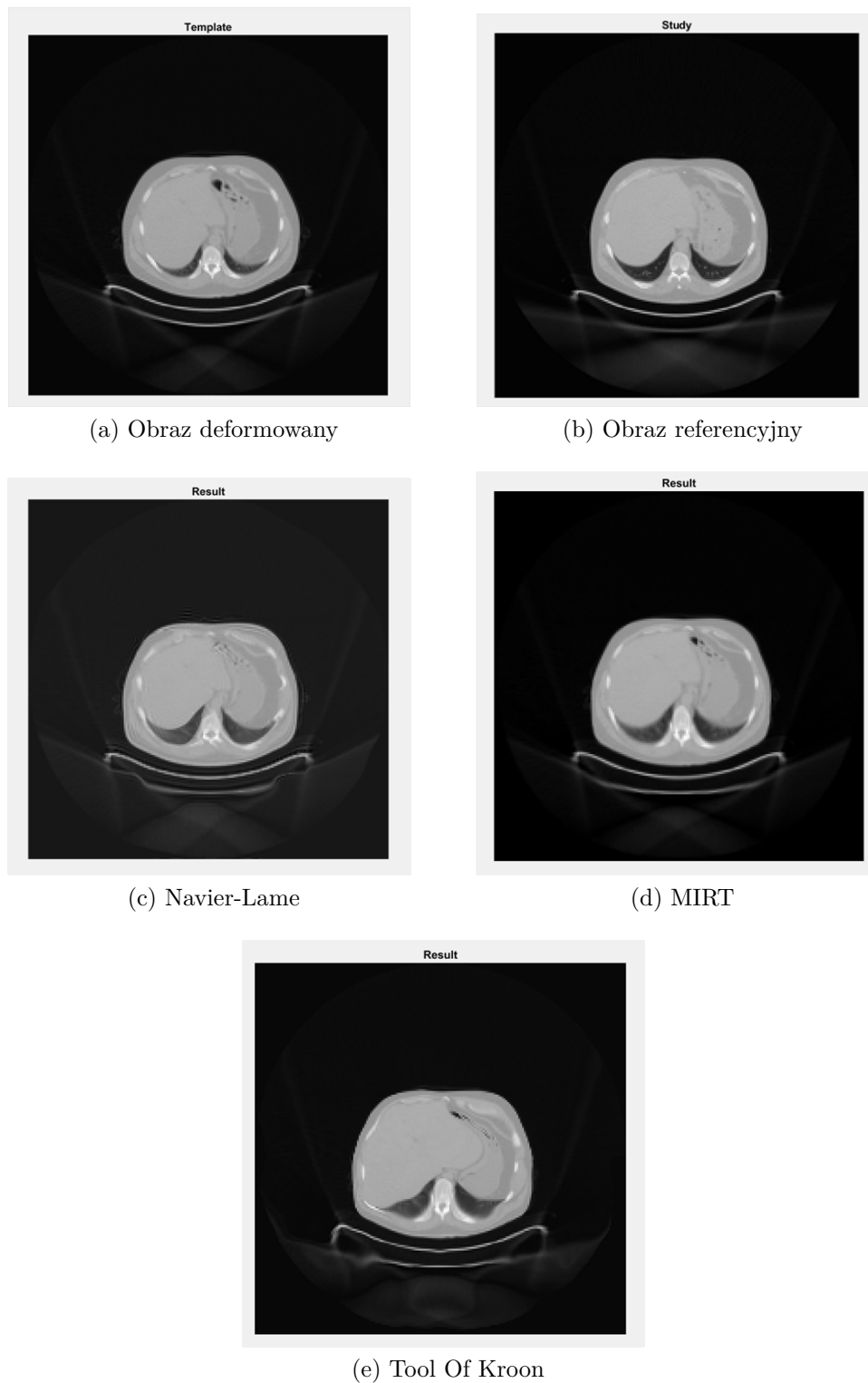
Algorytmy dopasowania obrazów (Navier-Lame, MIRT oraz Tool of Kroon) zostały zaimplementowane do dopasowania obszaru jamy brzusznej. Do badania wybrano obrazy DICOM grupy 18 pacjentów uzyskane przy pomocy badania CT aparatu PET/CT Siemens mCT Biograph. Każdy z pacjentów miał dwukrotnie wykonywane badanie PET/CT z wykonaniem pełnego badania tomografii komputerowej (CT). Badania nie zawsze obejmowały ten sam region, dla przykładu badanie CT zaprezentowane na rysunku 3.12. Pacjent dwukrotnie miał wykonaną tomografię, raz dla całego ciała, a drugi raz akwizycja została ograniczona do pozycji jamy brzusznej.



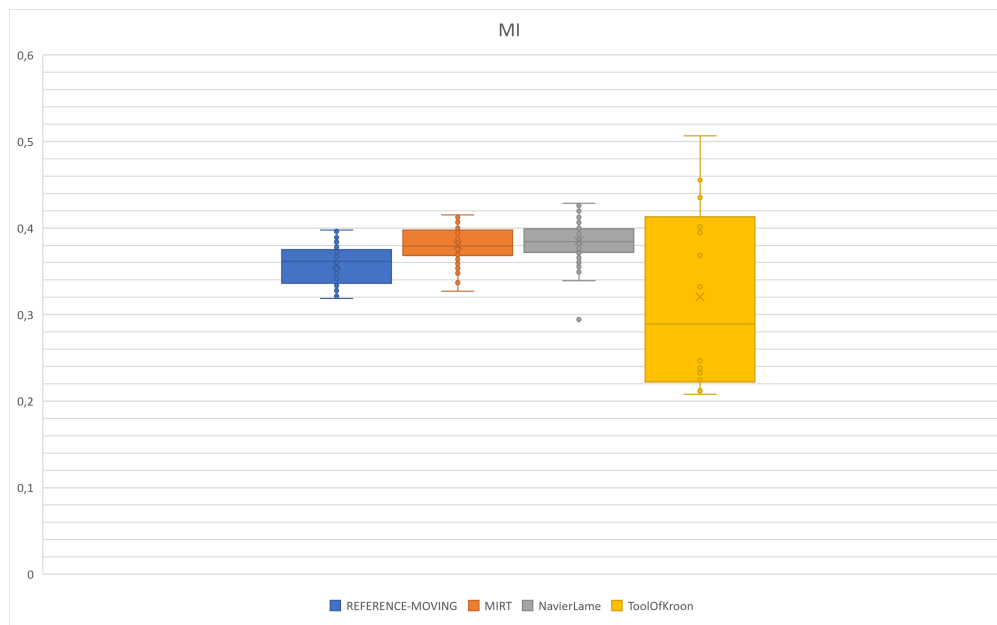
Rysunek 3.12: Dopasowanie akwizycji jamy brzusznej do obrazu całego ciała.

Wielokrotnie nałożenie badań na siebie bez zastosowania algorytmów dopasowania.

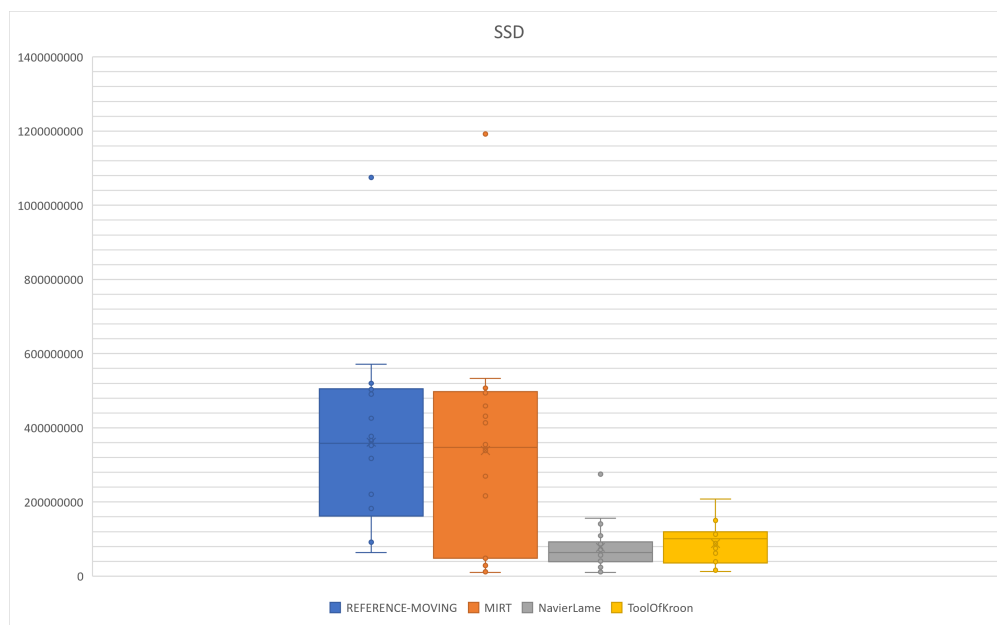
wania może nie dawać oczekiwanych wyników. Spowodowane jest to tym, że nigdy nie da się ułożyć pacjenta w tej samej pozycji. Maski termoplastyczne czy materace próżniowe znacznie ułatwiają ułożenie, jednak i w tym wypadku ostateczna pozycja może być inna od oczekiwanej. W tym wypadku zastosowano transformację afiniczną jako wstępny etap nakładania, która pozwoliła na odpowiednie przesunięcie obrazu i dopasowanie obszarów 3.12. Po wstępnym dopasowaniu obrazów, przeprowadzono porównanie w płaszczyźnie poprzecznej obrazów 3.13a oraz 3.13b. Na obrazach widać wiele różnic, jak inna powierzchnia zajmowana przez płuca oraz puste przestrzenie w brzusznej części ciała. Wykorzystując metody dopasowania (Navier-Lame, MIRT oraz Tool of Kroon) przeprowadzono proces dopasowania obrazów. Efekty dopasowania zostały zaprezentowane na rysunkach 3.13c, 3.13d oraz 3.13e. Najlepsze efekty można zaobserwować dla prawa Naviera-Lamego oraz MIRT. Analizując współczynniki dopasowania obrazów SSD (rys. 3.14), MI 3.15 oraz indeks DICE 3.16 można zauważyć poprawę dopasowania względem wartości początkowych zwłaszcza przy metodzie MIRT oraz zastosowaniu prawa Naviera-Lamego. W przypadku metody Tool of Kroon przy zastosowaniu domyślnych ustawień pojawiały się problemy z poprawnym dopasowaniem obrazu. Wzrost wartości MI 3.15 oraz spadek wartości SSD 3.14 wskazuje na poprawę dopasowania obrazu. Z kolei zachowanie wartości indeksu DICE 3.16 wskazuje na to, że zajmowana powierzchnia w małym stopniu uległa zmianie, co jest zgodne z przewidywaniami.



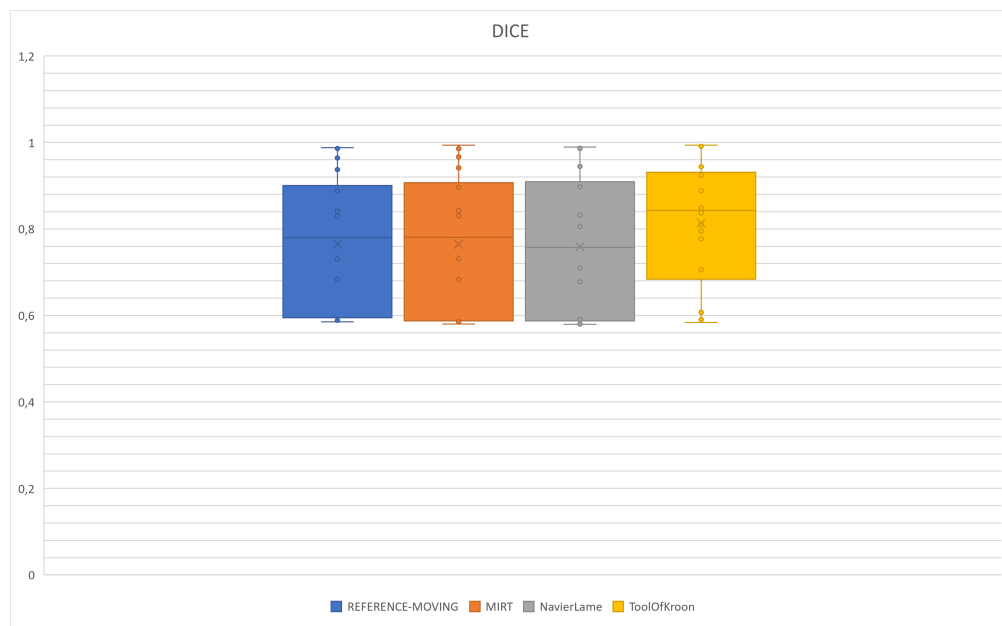
Rysunek 3.13: Obraz deformowany i referencyjny oraz wyniki po przetworzeniu daną metodą.



Rysunek 3.14: Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD.



Rysunek 3.15: Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI.



Rysunek 3.16: Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE.

### 3.2.3 Obrazy piersi zarejestrowane metodą MRI

W przedstawionej pracy metody dopasowania elastycznego obrazów zostały zastosowane w badaniach elastycznej deformacji piersi. Do testów wykorzystano badania 10 pacjentek, u których wykonano badanie rezonansu magnetycznego (MRI) w różnych punktach czasowych. Pacjentki zostały dobrane tak, aby rozmiar piersi każdej z nich był podobny. Do badań wybrano obrazy tej samej sekwencji, co znacznie ułatwiło proces dopasowywania obrazów. W pierwszych próbach wykorzystano prawo Naviera-Lamego, co zostało zaprezentowane m.in w publikacji [15]. W kolejnych próbach zastosowano dodatkowe metody czyli MIRT oraz Tool of Kroon.

Tablica 3.3: Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody MIRT.

	PRZED			PO		
	'MI'	'SSD'	'DICE'	'MI'	'SSD'	'DICE'
<b>1</b>	0,22	97819944,00	0,38	0,27	67980520,00	0,43
<b>2</b>	0,20	84616687,00	0,34	0,26	40240003,00	0,76
<b>3</b>	0,20	147588009,00	0,24	0,16	215111899,00	0,20
<b>4</b>	0,22	109621143,00	0,43	0,26	70296991,00	0,39
<b>5</b>	0,22	76841440,00	0,42	0,28	37696407,00	0,37
<b>6</b>	0,23	121968669,00	0,48	0,25	92918374,00	0,72
<b>7</b>	0,23	80009433,00	0,52	0,25	55908994,00	0,78
<b>8</b>	0,21	116490328,00	0,45	0,24	90752182,00	0,46
<b>9</b>	0,21	145641457,00	0,36	0,21	148858037,00	0,35

Przedstawione metody zostały zastosowane do przetworzenia zarejestrowanego obrazu, tak, aby nowe obrazy odpowiadały obrazowi referencyjnemu. Do każdego zestawu obrazów policzono wartość indeksu DICE, który dobrze reprezentował kształt obiektu. W tabelach 3.3, 3.4 oraz 3.5 zebrano uzyskane wyniki współczynników dopasowania przed dopasowaniem obrazów i po dopasowaniu. W celu lepszej prezentacji wyników dane z tabel zostały zaprezentowane w postaci wykresów typu skrzynka i wąsy 3.17, 3.18 oraz 3.19. Na rysunkach 3.20a oraz 3.20b, przedstawiono obraz przetwarzany oraz obraz referencyjny. Celem eksperymentu było wykonanie procesu dopasowania, tak aby obraz przetwarzanym był jak najbardziej podobny do obrazu referencyjnego.

Tablica 3.4: Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody Naviera-Lamego.

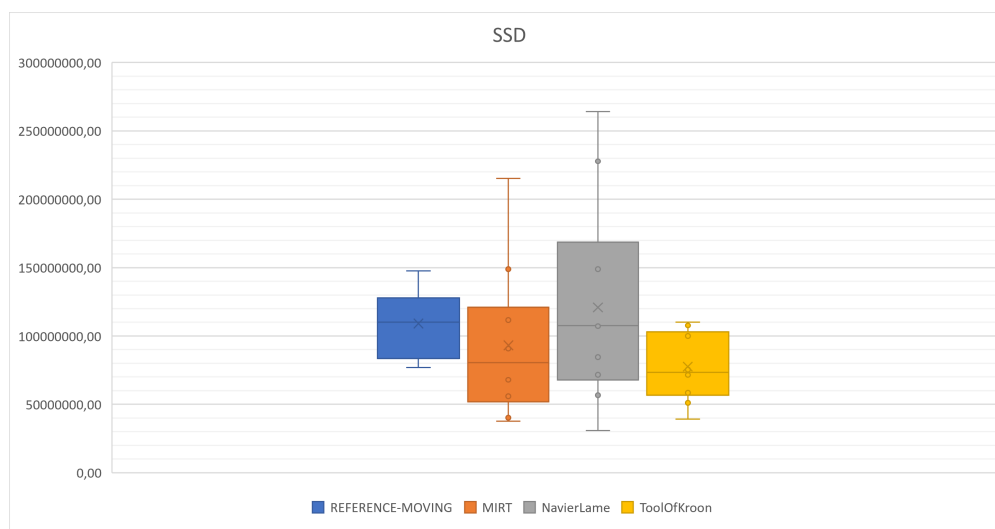
	PRZED			PO		
	'MI'	'SSD'	'DICE'	'MI'	'SSD'	'DICE'
<b>1</b>	0,22	97819944,00	0,38	0,23	109833423,00	0,24
<b>2</b>	0,20	84616687,00	0,34	0,21	84604571,00	0,31
<b>3</b>	0,20	147588009,00	0,24	0,18	107186248,00	0,14
<b>4</b>	0,22	109621143,00	0,43	0,25	107805553,00	0,33
<b>5</b>	0,22	76841440,00	0,42	0,25	264079194,00	0,29
<b>6</b>	0,23	121968669,00	0,48	0,23	148825002,00	0,40
<b>7</b>	0,23	80009433,00	0,52	0,29	71610217,00	0,54
<b>8</b>	0,21	116490328,00	0,45	0,25	227736247,00	0,37
<b>9</b>	0,21	145641457,00	0,36	0,22	30758941,00	0,84
<b>10</b>	0,21	110531223,00	0,45	0,24	56726923,00	0,71

Tablica 3.5: Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody Tool Of Kroon.

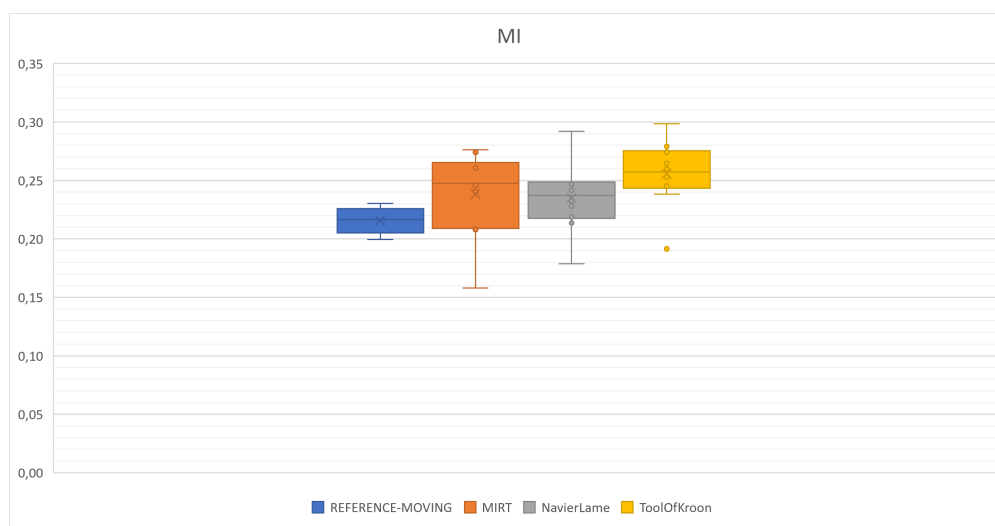
	PRZED			PO		
	'MI'	'SSD'	'DICE'	'MI'	'SSD'	'DICE'
<b>1</b>	0,22	97686316,00	0,38	0,30	58468686,00	0,40
<b>2</b>	0,20	84806649,00	0,34	0,28	51078246,00	0,35
<b>3</b>	0,20	147946137,00	0,24	0,19	110104776,00	0,30
<b>4</b>	0,23	109471987,00	0,43	0,25	71476706,00	0,46
<b>5</b>	0,22	76873024,00	0,42	0,27	39272894,00	0,42
<b>6</b>	0,23	121920208,00	0,48	0,25	107694679,00	0,50
<b>7</b>	0,23	79763629,00	0,52	0,24	61454904,00	0,57
<b>8</b>	0,21	116367014,00	0,45	0,26	99992469,00	0,69
<b>9</b>	0,21	145624435,00	0,36	0,25	101413876,00	0,43
<b>10</b>	0,21	110743369,00	0,45	0,26	75461039,00	0,45

Rezultaty dopasowania zostały przedstawione na rysunkach. 3.20c, 3.20d oraz 3.20e. Jak można zaobserwować na zaprezentowanych obrazach, przekształcanie zaszumionych obrazów MRI może być utrudnione i prowadzić do powstania artefaktów na obrazie. Wynika to głównie z tego, że obrazy MRI są bardzo szczegółowe zwłaszcza w przypadku obrazowania tkanek miękkich. Na przedstawionych obra-



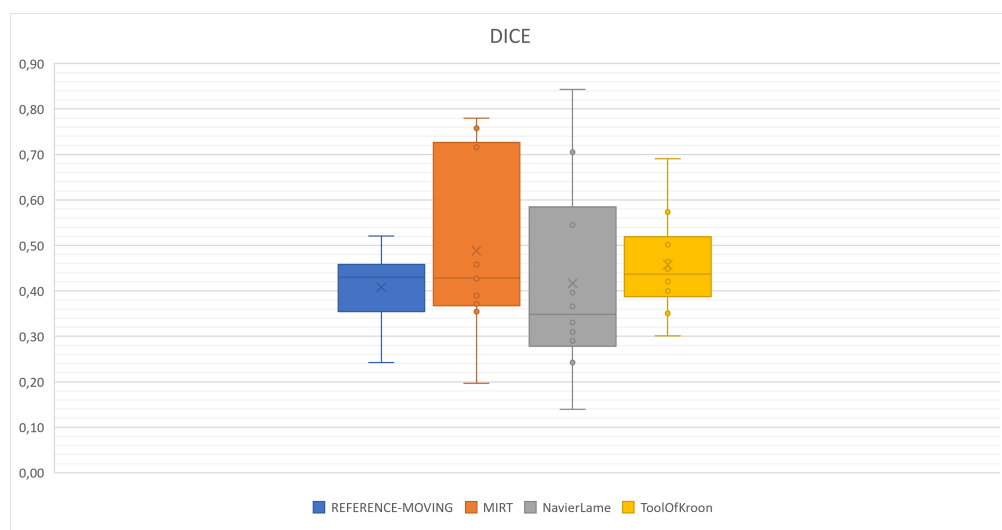


Rysunek 3.17: Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD.

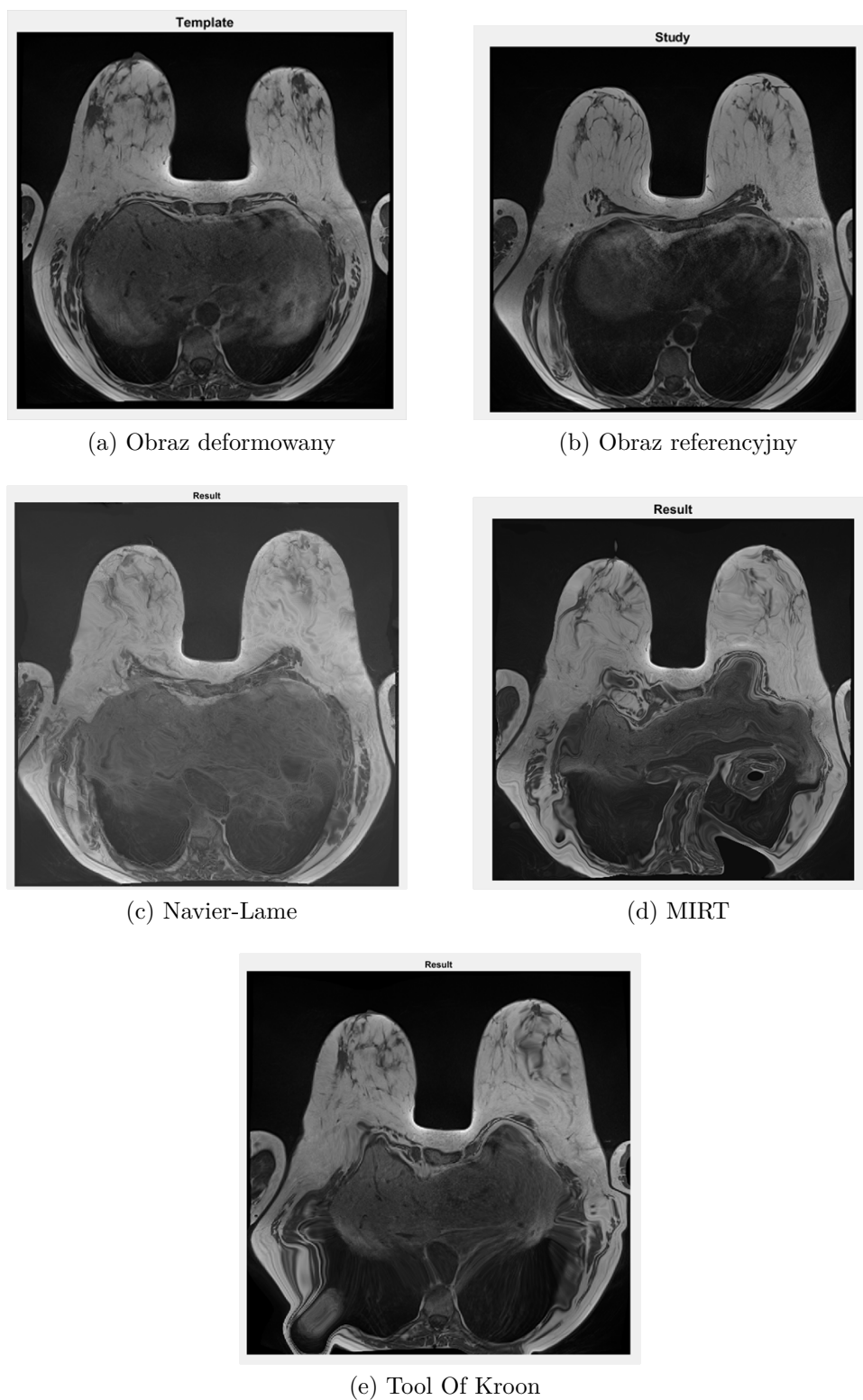


Rysunek 3.18: Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI.

zach można zaobserwować naczynia krwionośne w piersiach. Duża ilość szczegółów utrudnia przetwarzanie obrazu metodami elastycznymi.



Rysunek 3.19: Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE.



Rysunek 3.20: Obraz deformowany i referencyjny oraz wyniki po przetworzeniu daną metodą.

### 3.3 Badanie dopasowania z wykorzystaniem różnych metod przetwarzania wstępnego

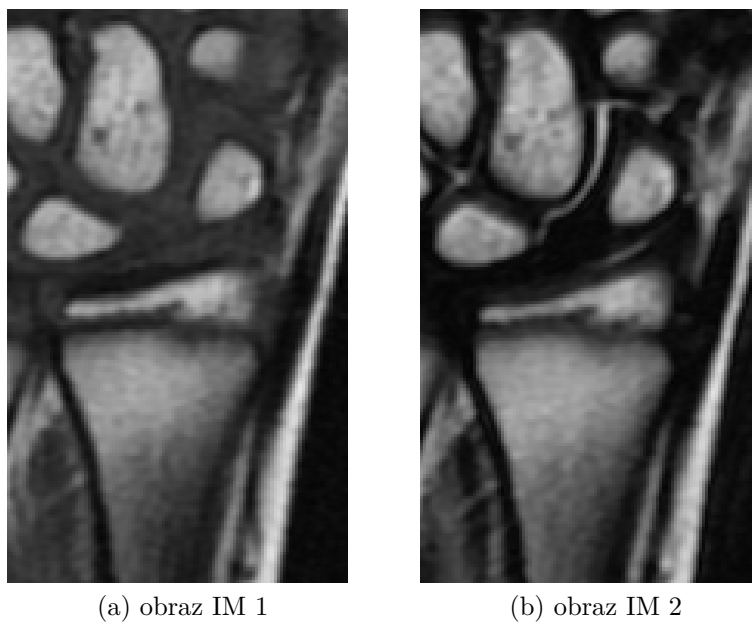
Na tym etapie prac wykonano badanie z użyciem rezonansu magnetycznego dla siedmiu osób płci męskiej w wieku od 9 do 15 lat: dwoje - 9 lat, troje - 12 lat i dwoje - 15 lat. Badania zostały wykonane przy użyciu 1.5 T aparatu MRI GE Optima 360 (Chicago, IL, USA) z dedykowaną cewką do badań nadgarstka. W ramach badania rezonansu magnetycznego uzyskano obrazy w sekwencji T1 oraz T2, dodatkowo zarejestrowano obszar kości promieniowej oraz łokciowej. Łącznie otrzymano 72 obrazy

Algorytm do analizy metod preprocessingu został przygotowany w MATLAB 2016b (MathWorks) wraz z dodatkowym toolbox'em 'Image Processing Toolbox'. W trakcie testów badania skupiły się na obszarze nadgarstka. Pozwoliło to na skrócenie czasu obliczeń i uniknięcie problemów z dopasowaniem obrazu z uwagi na różne ułożenie palców pacjenta.

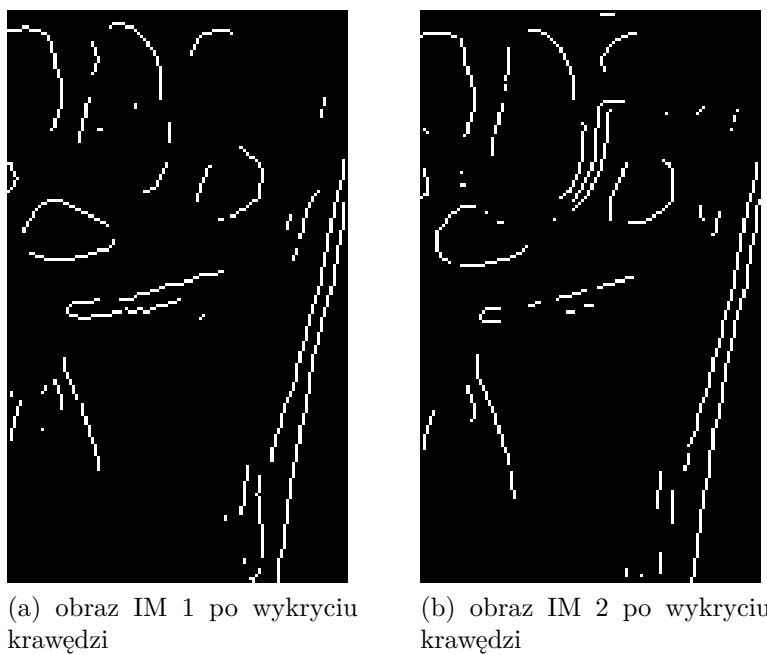
Głównym celem tego etapu pracy było porównanie efektywności dopasowania obrazu przy zastosowaniu metod preprocessingu i bez zastosowania tych metod. Wykorzystano tu Lokalną Normalizację, Filtr Sobela, oraz metodę statystycznej dominacji. Jako zbiór badawczy posłużyły obrazy z magnetycznego rezonansu jądrowego obszaru nadgarstka przy zastosowaniu sekwencji T1 i T2 (rys.3.21a i rys.3.21b).

Przetwarzanie wstępne polega na dodatkowej obróbce danych przed wykonaniem właściwej operacji. Wstępna obróbka może zostać wykonana poprzez zastosowanie filtrów lub operacji matematycznych. W wielu przypadkach obróbka wstępna stosowana jest do odszumiania obrazu. Wykorzystując dostępne metody przetwarzania obrazu zaimplementowano 3 metody: filtr Sobel (rys.3.22a i rys.3.22b), Lokalna Normalizacja (rys.3.23a i rys.3.23b) oraz Algorytm Różnic Statystycznych (rys.3.24a i rys.3.24b). Każda z tych metod została zastosowana dla pary obrazów MRI, a następnie został wykonany automatyczny proces dopasowania obrazu działający w oparciu o sztywne metody (translacja i rotacja) z informacją wzajemną jako współczynnik jakości dopasowania. Po procesie dopasowania uzyskano wartości współczynników sztywnej deformacji obrazu.

W tabeli 3.6 przedstawione zostały wyniki przesunięć w osi x oraz y i wartość



Rysunek 3.21: Oryginalne obrazy.



Rysunek 3.22: Obrazy po wykryciu krawędzi (Filtr Sobel).



(a) obraz IM1 po lokalnej normalizacji



(b) obraz IM2 po lokalnej normalizacji.

Rysunek 3.23: Obrazy 1 i 2 po lokalnej normalizacji



(a) obraz IM1 po normalizacji SDA



(b) obraz IM2 po normalizacji SDA

Rysunek 3.24: Obrazy 1 i 2 po normalizacji SDA.

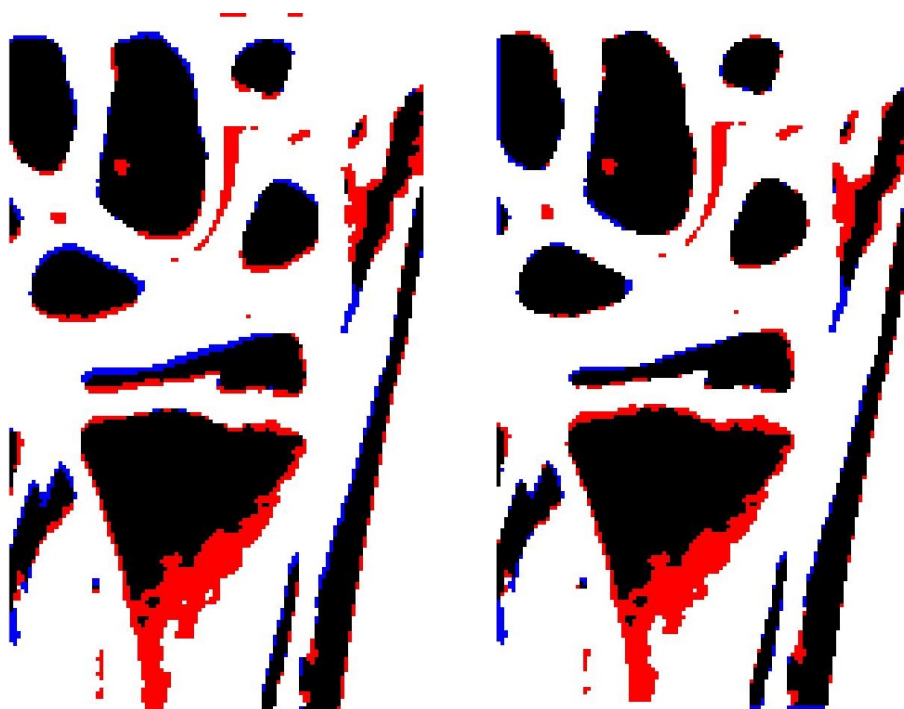
kąta obrotu.

Tablica 3.6: Wartości przesunięć i obrotów otrzymane dla każdego z pacjentów i każdej metody przetwarzania wstępnego.

No.	Metoda	Przesunięcie w osi X [px]	Przesunięcie w osi Y [px]	Obrót
No.1	Detekcja krawędzi	0	2	0,4
No.1	Lokalna normalizacja	0	1	-0,4
No.1	Bez przetwarzania	0	1	0,1
No.1	Normalizacja SDA	0	1	0
No.2	Detekcja krawędzi	-2	2	1
No.2	Lokalna normalizacja	-2	3	1,6
No.2	Bez przetwarzania	-2	1	0,5
No.2	Normalizacja SDA	-2	1	0
No.3	Detekcja krawędzi	-4	-4	-0,3
No.3	Lokalna normalizacja	-4	-4	0,6
No.3	Bez przetwarzania	-3	-3	0,4
No.3	Normalizacja SDA	-3	-3	0
No.4	Detekcja krawędzi	0	-1	0,3
No.4	Lokalna normalizacja	0	-1	0,1
No.4	Bez przetwarzania	0	-1	0
No.4	Normalizacja SDA	0	-1	0
No.5	Detekcja krawędzi	1	-1	-0,3
No.5	Lokalna normalizacja	1	-1	-1,3
No.5	Bez przetwarzania	0	-1	-0,7
No.5	Normalizacja SDA	0	-1	0

W celu porównania z obrazami referencyjnymi otrzymane wyniki zostały zaimplementowane do obrazu przetwarzanego, dzięki czemu uzyskano kolejne obrazy odpowiednio przekształcone w oparciu o wyniki otrzymane z przekształcenia obrazów poddanych przetwarzaniu wstępnemu. Do ilościowej oceny wykorzystano metodę Informacji Wzajemnej. Wykorzystując różne metody przetwarzania wstępnego przed procesem dopasowania uzyskano różne wartości przesunięć i obrotów w trakcie dopasowania. W każdym przypadku uzyskany obraz był bardziej podobny do obrazu referencyjnego, co potwierdzone zostało zwiększoną wartością MI, co zostało pokazane w tabeli 3.7. Do lepszej prezentacji wyników przed i po dopasowaniu obrazy zostały zbinaryzowane metodą OTSU, a następnie nałożono na siebie pary obrazów. Kolor niebieski odpowiada jednemu obrazowi, z kolei kolor

czerwony drugiemu obrazowi. Części wspólne są przedstawione kolorem czarnym. Poniżej zostały przedstawione pary: obraz referencyjny i dopasowany obraz bez przetwarzania wstępnego (3.25b), obraz referencyjny i dopasowany obraz po lokalnej normalizacji (3.26b), obraz referencyjny i dopasowany po zastosowaniu metody wykrywania krawędzi (3.26a) oraz obraz referencyjny i dopasowany obraz po normalizacji SDA (3.26c).



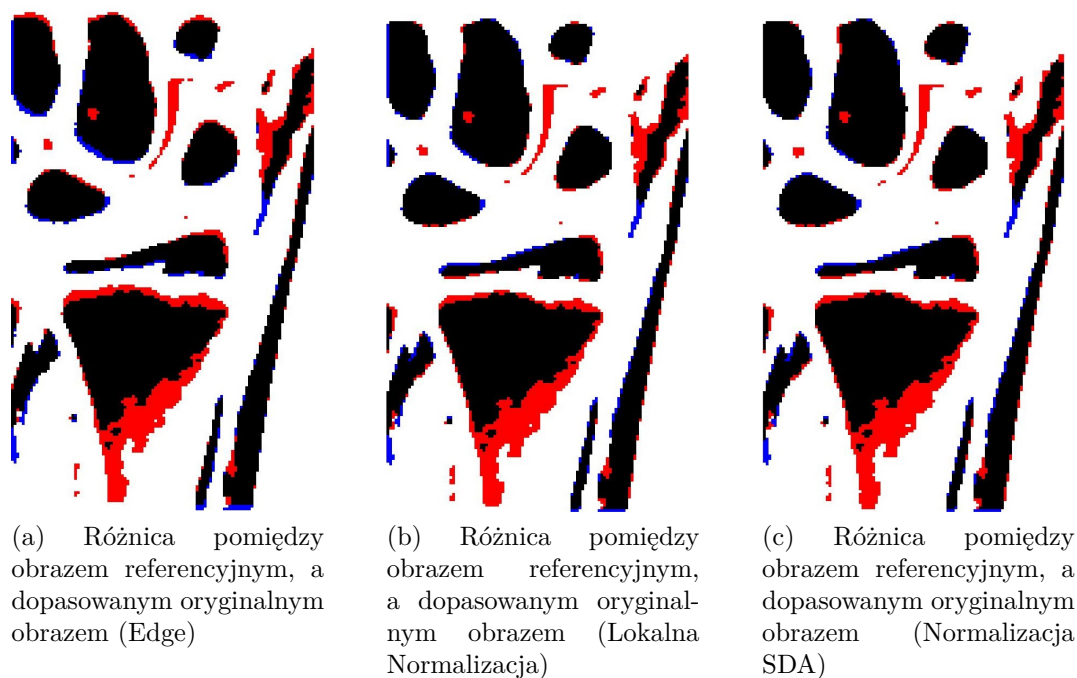
(a) Para obrazów przetwarzanego i referencyjnego

(b) Para obrazów przetwarzanego i referencyjnego po dopasowaniu

Rysunek 3.25: Różnica pomiędzy obrazem referencyjnym, a dopasowanym oryginalnym obrazem bez preprocessingu (kolor czerwony- obraz 1, kolor niebieski - obraz 2, kolor czarny - część wspólna).

Zaprezentowane wyniki czasów działania algorytmów (tabela 3.8) pokazują, że najszybciej działa metoda dopasowania po uprzedniej detekcji krawędzi. Warto również zauważyć, że każda z metod przetwarzania wstępnego pozwala zredukować czas dopasowania obrazów.





Rysunek 3.26: Różnica pomiędzy obrazem referencyjnym, a dopasowanym oryginalnym obrazem po zastosowaniu przetwarzania wstępnego (kolor czerwony- obraz 1, kolor niebieski - obraz 2, kolor czarny - część wspólna).

Tablica 3.7: Wartości znormalizowanego współczynnika MI względem obrazu referencyjnego.

No.	Obraz oryginalny	Obraz dopasowany	Obraz dopasowany z lokalną normalizacją	Obraz dopasowany z detekcją krawędzi	Obraz dopasowany z normalizacją SDA
No.1	0,275	0,285	0,284	0,270	0,285
No.2	0,326	0,357	0,340	0,354	0,355
No.3	0,173	0,197	0,196	0,195	0,195
No.4	0,331	0,352	0,349	0,348	0,352
No.5	0,292	0,299	0,290	0,289	0,296

Tablica 3.8: Tabela z wyznaczonymi czasami obliczeń

Obraz	Bez przetwa- rzania [s]	Normalizacja SDA [s]	Lokalna nor- malizacja [s]	Detekcja krawędzi [s]
No.1	303,1	280,1	280,1	165,9
No.2	261,9	255,9	253,5	153,1
No.3	221,5	225,8	236,7	143,2
No.4	222,8	213,2	235,7	146,0
No.5	221,0	212,5	237,7	145,5

## 3.4 Badania z wykorzystaniem metody elementów skończonych

Wyniki nakładania obrazów piersi wykonane w poprzednim badaniu oraz wstępne badania przy różnym ułożeniu pacjentek wskazały na konieczność zastosowania innych metod niż dotychczas badane. Stąd też zdecydowano się na badanie metody wykorzystującej model biomechaniczny obiektu zainteresowania i jego deformacja przy wykorzystaniu metody elementów skończonych (opisane w rozdziale 2.3.4).

Wykorzystując metodę elementów skończonych wykonano symulację odkształceń piersi. W badaniach wykorzystano obrazy uzyskane przy pomocy badań PET/CT. Dla łącznie 30 pacjentek wykonano akwizycję PET/CT w dwóch pozycjach: na brzuchu i na plecach (opis danych w rozdziale 2.1.3).

Uzyskane obrazy CT w formacie DICOM zostały zaimportowane do przeglądarki RadiAnt DICOM viewer (Medixant). Narzędzie to umożliwia wyświetlanie obrazów medycznych, a także tworzenie modeli w formacie STL (stereolitografia) na podstawie obrazów DICOM. W obszarze 'Ustawienia widoku 3D' wybrano opcję 'Skóra czarno-biała'. Opcja ta umożliwia utworzenie trójwymiarowego ciała z modelem skóry. Do analizy wykorzystano część tułowia z objętością piersi. Ręce pacjenta zostały usunięte z modelu 3D w celu skrócenia czasu obliczeń i uniknięcia błędów obliczeniowych. Gotowy i wstępnie przetworzony model został zaimportowany do środowiska FreeCAD.

Pierwotnie uzyskane modele 3D nie mają wystarczającej dobrej jakości, aby można je było wykorzystać w dalszej analizie. Powodem tego są dziury, szczeliny i inne rodzaje nieregularności, które powstały w wyniku niedokładnej segmentacji w poprzednim etapie. W takich przypadkach należy przeprowadzić naprawę modelu. Do tego celu można wykorzystać narzędzia zaimplementowane w programie FreeCAD. Za ich pomocą można automatycznie analizować i naprawiać model, a także ręcznie zamykać otwory, usuwać części lub dodawać nowe. Bardzo ważne jest, aby model powierzchniowy nie zawierał żadnych uszkodzeń, ponieważ spowoduje to błędy w dalszych etapach przetwarzania.

Importowane modele STL mają zwykle nieregularną powierzchnię. Aby uprościć ten model, w pierwszym kroku wycięto i usunięto ramiona (rys.3.27a). W kolejnym kroku z modelu tułowia wyodrębniono kształt walca (rys.3.27b). Na

koniec uzyskano model piersi z żebrami. Wszystkie operacje zostały wykonane w programie FreeCAD. Korzystając z menu 'Part', użytkownik może budować i modyfikować model, używając predefiniowanych części oraz wykonywać operacje morfologiczne. W rezultacie otrzymuje się model piersi z żebrami o strukturze przedstawionej na rysunku 3.27c.

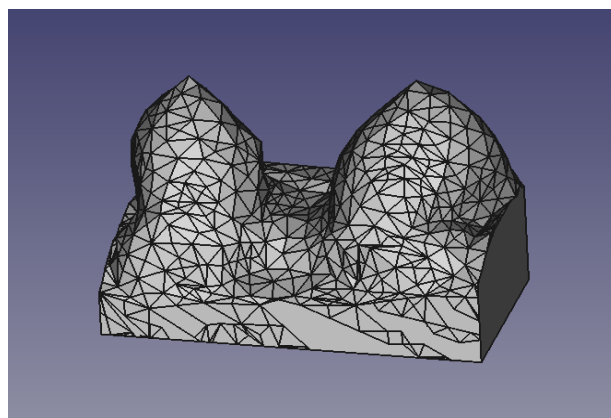
Do przeprowadzenia analizy metodą elementów skończonych konieczne było utworzenie siatki 3D z wcześniej przygotowanego modelu powierzchniowego. Proces przekształcania składa się z kilku etapów. W pierwszym kroku z modelu musi zostać utworzony kształt. Następnie za pomocą opcji 'Convert to solid' tworzona jest nowa bryła. Opcjonalnie w opcjach programu FreeCAD można zastosować opcję udoskonalenia kształtu. Opcja ta pozwala oczyścić niektóre powierzchnie i zoptymalizować model poprzez usunięcie niepotrzebnych wierzchołków. FreeCAD posiada dodatkowe menu 'FEM', w którym model może zostać przekształcony w siatkę przy użyciu jednej z dwóch dostępnych metod: Gmsh i Netgen. W tej pracy zastosowano metodę Gmsh z 'umiarkowaną' liczbą elementów.

Następnym krokiem był wybór parametrów materiałowych. Każdy model lub część musi być opisany przez trzy podstawowe wartości, takie jak gęstość, moduł Younga i współczynnik Poissona. W tym badaniu zastosowano następujące wartości:

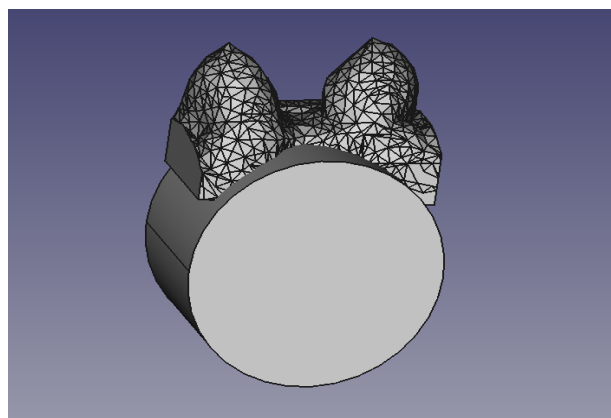
- Gęstość:  $1.0 \text{ kg/cm}^3$
- Współczynnik Poisson'a: 0.49
- Moduł Young'a: 1200 kPa

Do wyboru tych wartości wykorzystano informacje z literatury [58, 69, 37]. Wybrane wartości zostały zmodyfikowane na podstawie pierwszych prób, w których badano parametry materiału.

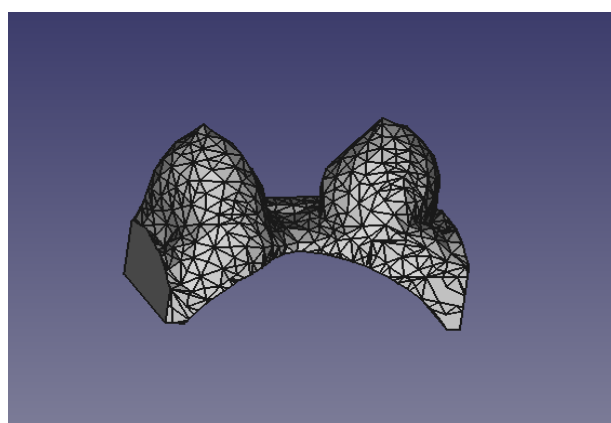
Spośród sił dostępnych w programie wybrano dwie, które najbardziej odpowiadały rzeczywistym warunkom. Zastosowano siłę *Constraint Fixed*, której efektem było unieruchomienie wybranej ściany. Siłę przyłożono do podstawy modelu, aby klatka piersiowa nie zapadała się pod wpływem grawitacji. Drugą dodaną siłą była siła *Gravity*. Wybrano tę siłę, ponieważ jest to rzeczywista siła działająca na pierś w pozycji leżącej.



(a) Obszar piersi wycięty z modelu ciała



(b) Obszar torsu z dopasowanym cylindrem



(c) Model torsu po usunięciu cylindra.

Rysunek 3.27: Proces usuwania części torsu i pozostawienie obszaru piersi

Obliczenia przeprowadzono z wykorzystaniem funkcji Solver, która umożliwia rozwiązywanie równań FEM i optymalizację wyniku. W efekcie powstał plik .inp, który następnie był analizowany przez program Calculix, będący zewnętrznym komponentem środowiska FreeCAD. W wyniku analizy metodą elementów skończonych powstał zdeformowany model. Całkowity czas obliczeń dla jednego przypadku wyniósł około 15 minut. Na czas ten składa się przygotowanie pliku .inp (ok. 10 minut) oraz uruchomienie obliczeń w programie Calculix (ok. 5 minut). Czas obliczeń zależy od mocy obliczeniowej urządzenia i złożoności modelu.

W wyniku analizy otrzymano siatkę z nowymi współrzędnymi punktów. Punkty te są nazywane węzłami. W programie FreeCAD nie można eksportować wyników w postaci pliku STL itp. Z tego powodu postanowiono wyeksportować współrzędne węzłów siatki przed i po deformacji w tekstowym pliku wyjściowym. Wykonano to za pomocą samodzielnie wykonanego makroskryptu programu FreeCAD.

Kolejnym etapem była rekonstrukcja obrazu DICOM z wykorzystaniem nowych, ostatecznych współrzędnych węzłów w środowisku MATLAB. Z tego powodu konieczne było stworzenie algorytmu, który automatycznie wykonał ten proces.

Pierwszym krokiem tego algorytmu było wczytanie wszystkich plików DICOM analizowanego zbioru danych. W formacie DICOM zapisane są wszystkie informacje o pacjencie i o samym badaniu (w tym parametry akwizycji obrazu itp.), a także dane obrazu. Korzystając z metadanych DICOM, takich jak pozycja pacjenta na obrazie, grubość warstwy i odstęp między pikselami, zbudowano nową siatkę. W tym przypadku siatka została utworzona ciasno, aby połączyć każdy piksel z jednym węzłem. W rezultacie otrzymano macierz 3D.

Uzyskane po analizie FEM współrzędne węzłów wyeksportowano do plików Excel, a następnie wczytano do środowiska MATLAB. Znając położenie węzłów przed i po zastosowaniu FEM, można obliczyć ich przemieszczenie. Wartości tych przemieszczeń zapisano w trzech macierzach reprezentujących położenia X, Y i Z.

Aby zrekonstruować ostateczny, pełny obraz po deformacji z obrazu początkowego, należy uzyskać przemieszczenie wszystkich wokseli w obrazie. Ponieważ nie każdy woxsel w obrazie był reprezentowany przez węzeł w analizie FEM w poprzednim kroku, w macierzy przemieszczeń znajduje się wiele pustych wartości, które należy wypełnić. Aby to zrobić zastosowano metodę inpaintingu. Metoda ta jest często stosowana do usuwania obiektów z obrazu i rekonstrukcji pustych

obszarów obrazu, które pojawiły się po usunięciu obiektów. Metoda ta jest szeroko stosowana w wielu dziedzinach przetwarzania danych [71, 22, 63].

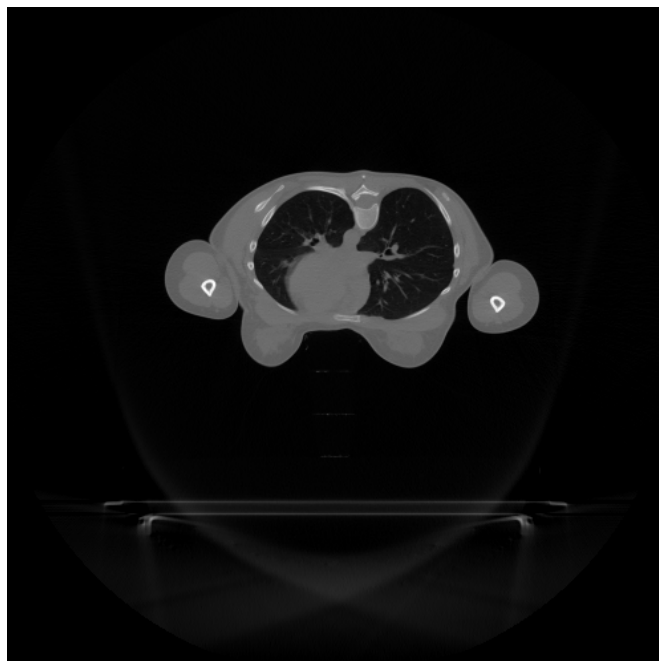
W prezentowanym rozwiązaniu zastosowano metodę przedstawioną przez Damiana Garcję i innych [27, 68]. Metoda ta bazuje na dyskretnej transformacji cosinusowej (DCT) i metodzie funkcji sklepanych. Metoda ta pozwala na wypełnienie pustych miejsc w obrazie.

W ostatnim kroku do rekonstrukcji obrazu w nowych pozycjach zastosowano metodę interpolacji. Do tego celu wykorzystano metodę opartą na funkcjach sklepanych zaimplementowaną w funkcji *interp3* oprogramowania MATLAB. Efekt działania algorytmu przedstawiono na rysunku 3.28b.

W celu lepszej prezentacji efektów działania algorytmu nałożono kształty obszaru piersi w pozycji na brzuchu i na plecach (rys.3.29a) oraz kształty obszaru piersi po przekształceniu z pozycji na brzuchu do pozycji na plecach z oryginalnym ułożeniem na plecach (rys.3.29b). Dodatkowo w celu prezentacji skali deformacji nałożono kształt piersi w pozycji na brzuchu, z tym samym obrazem przekształconym do pozycji na plecach (rys.3.29c).

W tabeli 3.9 przedstawiono wyniki różnych miar podobieństwa (SSD, MI, DSC), które obliczono dla grupy 30 pacjentów. Akwizycje dla każdego pacjenta wykonywano w obu pozycjach: na brzuchu i na plecach. Następnie obrazy uzyskane z akwizycji na brzuchu zostały przekształcone metodą FEM do pozycji leżącej na plecach.

W tej tabeli porównano obrazy oryginalne w pozycji leżącej na brzuchu ( $P_{org}$ ) i oryginalne obrazy w pozycji leżącej na plecach ( $S_{org}$ ) z parą obrazów: przetworzonego z pozycji na brzuchu do pozycji na plecach ( $P_{tr}$ ) z obrazami oryginalnymi w pozycji leżącej na plecach. W przypadku SSD im niższa wartość, tym lepsza jakość dopasowania, natomiast w przypadku MI i DSC jest odwrotnie - wyższa wartość oznacza lepsze dopasowanie.



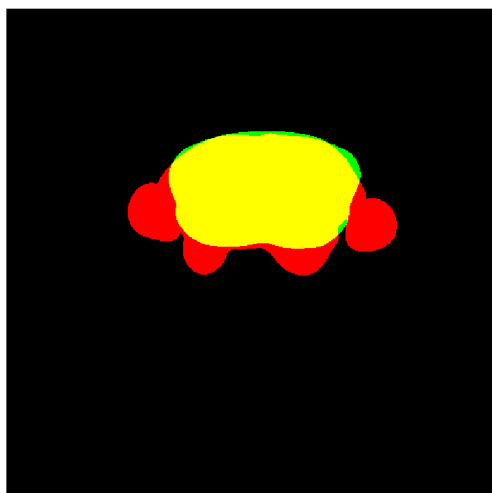
(a) Obraz CT piersi przed deformacją



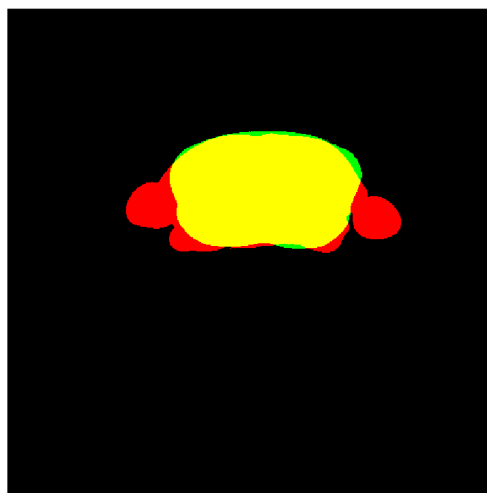
(b) Obraz CT piersi po deformacji

Rysunek 3.28: Obrazy CT piersi przed i po deformacji.

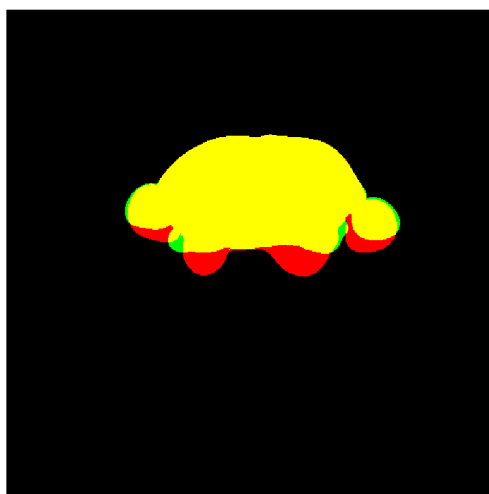




(a) Pozycja na brzuchu (czerwony), pozycja na plecach (zielony), część wspólna (żółty).



(b) Przekształcona pozycja na brzuchu (czerwony), pozycja na plecach (zielony), część wspólna (żółty).



(c) Pozycja na brzuchu (czerwony), Przekształcona pozycja na brzuchu (zielony), część wspólna (żółty).

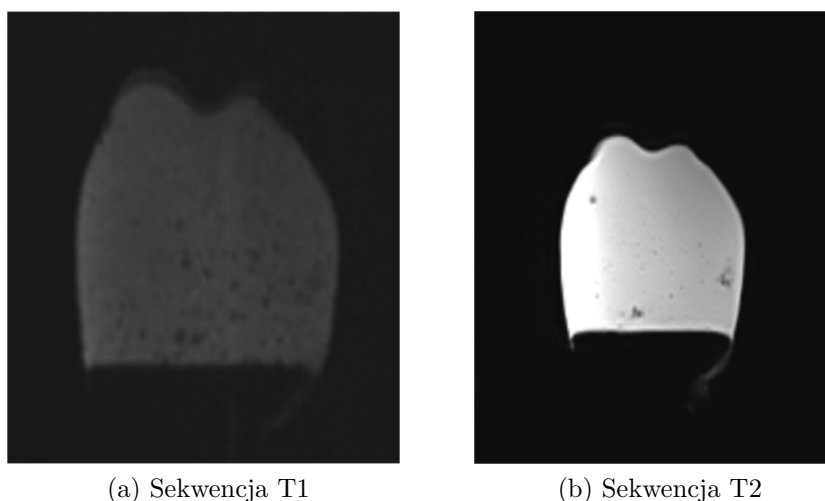
Rysunek 3.29: Nałożone kształty piersi z rys. 3.28 przed i po zastosowaniu algorytmu.

Tablica 3.9: Otrzymane wartości współczynników SSD, MI, DSC dla 30 pacjentów przed i po deformacji ( $P_{org}$  - oryginalna pozycja na brzuchu,  $P_{tr}$  - pozycja na brzuchu przekształcona w pozycję na plecach,  $S_{org}$  - oryginalna pozycja na plecach).

No.	SSD		MI		DSC	
	$P_{org}vsS_{org}$	$P_{tr}vsS_{org}$	$P_{org}vsS_{org}$	$P_{tr}vsS_{org}$	$P_{org}vsS_{org}$	$P_{tr}vsS_{org}$
1	1,26E+12	1,01E+12	0,196	0,239	0,822	0,854
2	1,29E+12	9,66E+11	0,150	0,210	0,783	0,832
3	8,38E+11	7,29E+11	0,443	0,467	0,811	0,853
4	7,84E+11	1,18E+12	0,056	0,132	0,788	0,846
5	2,13E+12	1,11E+12	0,162	0,405	0,791	0,826
6	2,11E+12	1,72E+12	0,039	0,105	0,764	0,812
7	9,40E+11	9,42E+11	0,511	0,520	0,857	0,854
8	1,87E+12	1,47E+12	0,049	0,179	0,761	0,792
9	1,02E+12	1,00E+12	0,464	0,468	0,842	0,847
10	1,07E+12	1,03E+12	0,461	0,478	0,827	0,831
11	1,39E+12	1,17E+12	0,149	0,199	0,809	0,845
12	9,82E+11	9,65E+11	0,412	0,433	0,793	0,855
13	1,02E+12	8,65E+11	0,480	0,501	0,792	0,836
14	1,27E+12	1,06E+12	0,423	0,450	0,794	0,837
15	1,72E+12	1,43E+12	0,228	0,283	0,784	0,843
16	1,56E+12	1,33E+12	0,111	0,189	0,786	0,808
17	1,40E+12	1,12E+12	0,068	0,123	0,768	0,804
18	1,84E+12	1,46E+12	0,049	0,155	0,802	0,843
19	1,12E+12	1,05E+12	0,353	0,374	0,802	0,843
20	1,19E+12	1,07E+12	0,403	0,429	0,830	0,859
21	2,11E+12	1,43E+10	0,109	0,119	0,530	0,707
22	1,17E+12	1,15E+12	0,305	0,324	0,722	0,763
23	1,38E+10	1,352E+10	0,112	0,115	0,678	0,689
24	2,295E+10	1,594E+10	0,090	0,111	0,576	0,709
25	1,466E+10	1,141E+10	0,107	0,132	0,779	0,729
26	1,762E+10	1,616E+10	0,104	0,087	0,680	0,721
27	2,131E+10	1,345E+10	0,092	0,116	0,585	0,717
28	1,680E+10	1,390E+10	0,094	0,108	0,750	0,804
29	1,535E+10	1,320E+10	0,107	0,108	0,702	0,6137
30	1,977E+10	1,608E+10	0,139	0,142	0,604	0,742

### 3.5 Elastyczny fantom piersi

Zbudowany fantom piersi został poddany akwizycji za pomocą aparatów Siemens mCT Biograph w celu uzyskania obrazów CT oraz Siemens Avanto w celu uzyskania obrazu sekwencji MRI. Na rysunkach 3.30a oraz 3.30b przedstawiono uzyskane obrazy w technologii rezonansu magnetycznego. Na obrazach zarejestrowano dwie sekwencje T1 i T2. Jest to cenna informacja, ponieważ rejestracja obrazów tą metodą jest możliwa tylko dla fantomów dedykowanych do aparatów MRI.

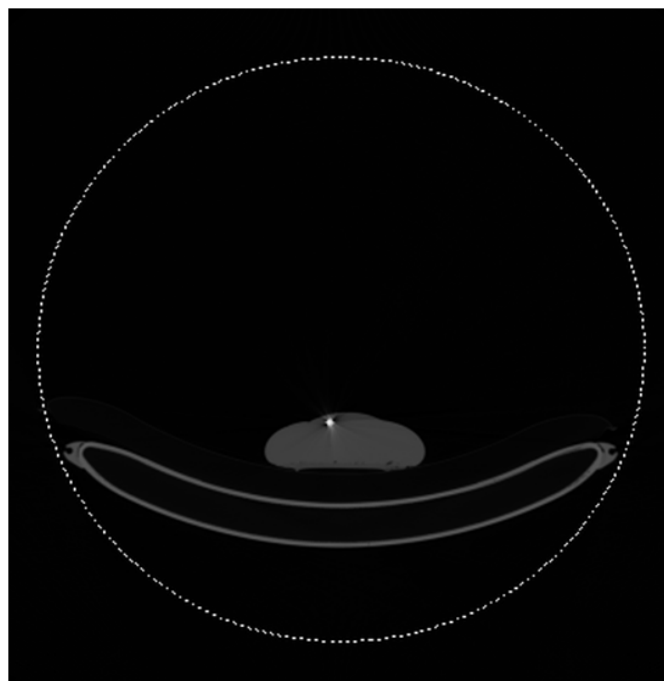


(a) Sekwencja T1

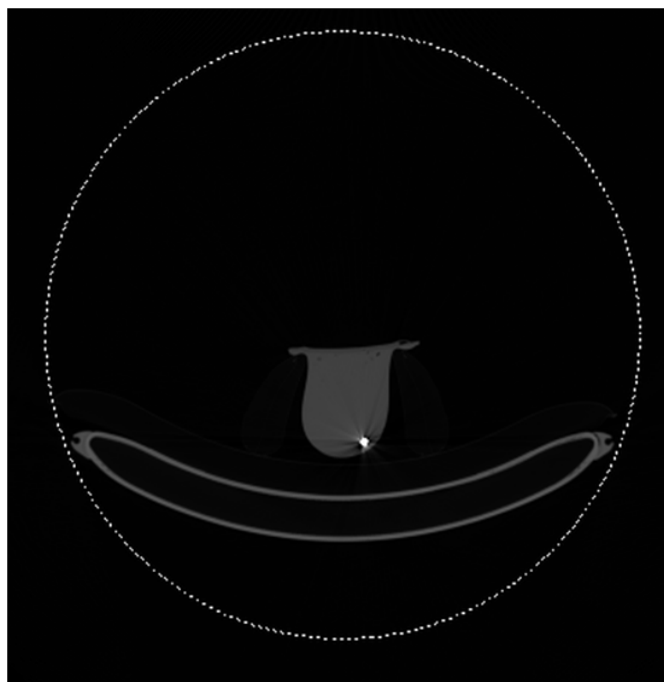
(b) Sekwencja T2

Rysunek 3.30: Obrazy rezonansu magnetycznego

W drugim teście wykonano akwizycje metodą tomografii komputerowej. Gotowy fantom piersi został przeskanowany w dwóch pozycjach, tak aby dobrze symulować deformacje piersi w położeniu na brzuchu oraz w położeniu na plecach, co zostało zaprezentowane na rysunkach 3.31a oraz 3.31b. W fantomie dodatkowo zatopiono znacznik - małą kulkę z materiału o dużej gęstości (kulka z cyny), co pozwoliło na dobre uwidocznienie jej na obrazach CT. W trakcie badań znacznik zajmował tę samą pozycję, natomiast w trakcie zmiany pozycji odległość pomiędzy znacznikiem a podstawą fantomu piersi uległa zmianie. W pozycji na plecach odległość wynosiła ok.3 cm, natomiast w pozycji na brzuchu odległość zwiększyła się do ok.7 cm.



(a) Skan CT - pozycja na plecach



(b) Skan CT - pozycja na brzuchu

Rysunek 3.31: Skan tomografii komputerowej

# Rozdział 4

## Dyskusja

### 4.1 Dopasowanie obrazów syntetycznych

Badania wstępne z wykorzystaniem metod sztywnych i elastycznych przeprowadzone na prostych obrazach figur geometrycznych dały pierwsze rezultaty i potwierdziły skuteczność działania algorytmu opartego o metodę Naviera-Lamego [49]. Wykorzystanie prostych figur monochromatycznych jest często wykorzystywane w testach z powodu prostoty kształtu i wartości pikseli (dla obrazów monochromatycznych obrazy zapisane są w postaci jednej macierzy reprezentującej skalę szarości). Dodatkowo przetwarzanie prostego kształtu pozwala na łatwiejsze zarejestrowanie ewentualnych błędów i skuteczną optymalizację algorytmu.

To badanie pokazało skuteczność jednej z metod, tutaj opartej o równanie Naviera-Lamego, do dopasowania obrazów dwuwymiarowych, co może być wykorzystane do szybkiego nakładania pojedynczych przekrojów obrazów medycznych lub obrazowania 2D (takiego jak RTG czy ultrasonografia). Zazwyczaj w obrazach medycznych nie mamy do czynienia z aż tak dużymi zniekształceniami, jak w prezentowanych obrazach syntetycznych, które służą do przetestowania możliwości algorytmów. Jednak skuteczność wykazana na tak trudnych przypadkach pozwala uogólnić wnioski na obrazy prostsze w analizie. Należy mieć jednak na uwadze fakt, iż przedstawiony test odwzorowuje sytuację, którą spotykamy w przypadku obrazów monomodalnych, ponieważ zakres wartości intensywności w obu obrazach pokrywa się. W tym konkretnym przypadku jest to zakres intensywno-

ści obrazu w skali szarości. W przypadku obrazów wielomodalnych dodatkowym utrudnieniem może być właśnie fakt różnych zakresów wartości prezentowanych w nakładanych obrazach. W takim przypadku algorytmy mogą wykazywać inne działanie lub można sprowadzić oba obrazy do jednego zbioru prezentowanych wartości, np. do zwykłej skali szarości, pamiętając o tym, iż tracimy pewną część informacji zawartą w obrazie.

## 4.2 Badania z wykorzystaniem metod elastycznych

Dopasowania elastyczne zostały przeprowadzone dla różnych obszarów ciała człowieka. W pracy skupiono się na dopasowaniu obszaru nadgarstka, torsu oraz piersi. W pracy wykorzystano metody MIRT, Tool of Kroon oraz algorytm zbudowany na podstawie prawa Naviera-Lamego. W przypadku małych deformacji algorytmy wykazały się bardzo dobrą jakością dopasowania, co pokazuje dobrze przypuszczenia i wnioski, które zrodziły się po badaniu nakładania obrazów syntetycznych. W tym przypadku lokalne deformacje były zdecydowanie mniejsze tak więc i wszystkie metody poradziły sobie z tego typu obrazami, z drobnym wskazaniem ponownie na metodę Naviera-Lamego, co wykazały wykresy pudełkowe dla zastosowanych miar (SSD, MI i DICE). Analizowane obrazy nadgarstków, pomimo niewielkich różnic pomiędzy obrazem referencyjnym a obrazem nakładanym (deformowanym), tym bardziej wymagają bardzo precyzyjnego nałożenia. Niewielkie deformacje wynikały z obrazowania badanego obiektu w niewielkim odstępie czasowym wynikającym z akwizycji różnymi sekwencjami (T1 i T2). Jednak z uwagi na fakt, iż obrazowano nadgarstki dzieci występowały również deformacje lokalne wynikające z ruchów pacjentów. W tym przypadku dalsza analiza wymagała precyzyjnego nałożenia obu sekwencji.

Badania piersi oraz badania torsu zostały analizowane poprzez nałożenie obrazów i ocenę poprawności umiejscowienia narządów. W przypadku małych deformacji, takich jak deformacje spowodowane ruchami oddechowymi algorytmy dawały bardzo zadowalające wyniki. Ponownie na obrazach jamy brzusznej najlepsze wyniki otrzymano dla metody Naviera-Lamego, analizując wszystkie wskaź-

niki jednocześnie. Patrząc jedynie np. na wykresy pudełkowe MI (rys. 3.14) można dojść do wniosku, iż nie ma większych i statystycznie istotnych różnic pomiędzy metodami MIRT i Naviera-Lamego, jednak dodawszy wskaźnik SSD (rys. 3.15) widzimy, iż ta metoda zachowuje się najbardziej stabilnie. W tym zbiorze wskaźnik DICE nie wykazuje różnic (rys. 3.16) co może akurat wynikać z rozmiaru samych obrazów. Warto tutaj podkreślić, iż w tym przypadku analizujemy już zbiór trójwymiarowy, dlatego też duża liczba wokseli poza obszarem zainteresowania, czyli tło znajdujące się w obszarze widzialnym tomografu (a dokładniej obrazu zrekonstruowanego) powoduje ten efekt braku widocznych różnic w przypadku wskaźnika DICE.

Jednak w przypadku większych deformacji jak to ma miejsce w badaniu obrazów piersi, algorytmy generowały bardzo dużo artefaktów, przez co obraz był nieczytelny oraz zdeformowane narządy nie odpowiadały kształtem i położeniem względem fizjologicznego położenia organów. Potwierdziły to uzyskane wyniki. W tym przypadku analiza otrzymanych wskaźników (rys. 3.17- 3.19) nie pozwala na podjęcie decyzji, która z metod wykazuje najlepsze dopasowanie, co zgadza się zasadniczo z tym co widać na dopasowanych obrazach. Metody elastycznego dopasowania utrzymały zewnętrzny kształt piersi jednak narządy wewnętrzne zostały zdeformowane w taki sposób, iż obraz nie nadaje się do wykorzystania w procesie diagnostycznym i jakiegokolwiek analizy (rys. 3.20). Dotyczy to zarówno organów wewnętrznych takich jak płuca, jak i samej struktury piersi. W tym przypadku poprawne nałożenie obrazów ma być etapem poprzedzającym dalszą analizę rozwoju zmian w obszarze zmian w piersiach pod kątem oceny efektu działania stosowanej terapii. Testowane algorytmy nie poradziły sobie z tak dużą ilością informacji przy stosunkowo niewielkiej deformacji.

### **4.3 Badanie dopasowania z wykorzystaniem różnych metod przetwarzania wstępnego**

Analiza obrazów MRI kości nadgarstka u dzieci może być trudnym zadaniem. Długi czas akwizycji i uzależnienie jakości obrazu od ogólnych warunków akwizycji powoduje poważne ograniczenie tej techniki. Bardzo ważnym problemem jest rów-

nież zmiana pozycji pacjenta podczas badania, która często występuje głównie w grupie najmłodszych pacjentów. W takim przypadku porównanie dwóch sekwencji może być trudne. Zastosowanie metody wstępnego przetwarzania obrazu może mieć wpływ na proces dopasowania obrazów. Metody przetwarzania wstępnego są wykorzystywane w celu usprawnienia procesu dopasowania obrazów medycznych w celu poprawy jakości obrazu albo wzmocnieniu pewnej cechy np. wzmocnieniu kontrastu [33]. Zastosowanie przetwarzania wstępnego może znacząco zmienić jakość dopasowania oraz zmienić czas potrzebny na przeprowadzenie całej operacji. W przeprowadzonych badaniach zastosowano 3 metody przetwarzania wstępnego na zbiorze obrazów MRI kości nadgarstka grupy dzieci [14]. Na podstawie przeprowadzonych badań, przedstawionych rycin i wartości MI wynika, że wszystkie obrazy zostały poprawnie zarejestrowane tymi metodami. W przypadku każdej metody przetwarzania wstępnego różnice pomiędzy wartościami przemieszczeń i rotacji są bardzo małe i często nieistotne. W procesie przetwarzania obrazów próby czasowe dowodzą, że użycie wykrywania krawędzi jako metody przetwarzania wstępnego może zwiększyć szybkość obliczeń. Przedstawiona metoda może być przydatna do prawidłowego dopasowania obrazów kości w różnych sekwencjach MRI. Uzyskane wyniki zarówno metody sztywnej jak i metody elastycznej dają bardzo dobre wyniki, co potwierdzają pomiary podobieństwa metodą SSD, MI oraz DICE.

#### 4.4 Badania z wykorzystaniem metody elementów skończonych

Wcześniejsze badania metod elastycznych nakładania obrazów, nawet dla pacjentek w tym samym ułożeniu, jednak dla różnych punktów czasowych, a tym samym pacjentek poddawanych leczeniu, nie dały satysfakcjonujących wyników. Kształt nakładanej piersi był odzwierciedlony lecz wewnętrzne narządy uległy zamazaniu. To spowodowało, iż metody te nie sprawdzają się w takich zastosowaniach. Sytuacja jest jeszcze trudniejsza, jeśli dodamy inne ułożenie pacjentki w obu badaniach. W niniejszej pracy analizowano dwa ułożenia pacjentki zachowując jednak pojedynczą modalność, czyli CT. Sytuacja ta może odzwierciedlać konieczność nakładania różnych badań (np. MRI które wykonywane jest na brzu-



chu i PET/CT wykonywane standardowo na plecach) w celu uzyskania informacji komplementarnej. W tej pracy zastosowano unikalny zbiór danych, który pochodził z Narodowego Instytutu Onkologii, oddział w Gliwicach, gdzie pacjentkom wykonywano podwójną akwizycję w skanerze PET/CT. Ten zbiór pozwolił na przetestowanie algorytmu wykorzystującego model biomechaniczny piersi i użycie metody FEM do deformacji.

Praca z wykorzystaniem metody elementów skończonych pozwoliła na uzyskanie bardzo obiecujących wyników w porównaniu do przetwarzania obrazów metodami elastycznymi. Wszystkie badania pacjentek zostały otrzymane techniką PET/CT, a z uzyskanych obrazów CT wygenerowane modele w formacie STL. Dla wszystkich modeli zadeklarowano ten sam materiał i jego właściwości. Otrzymane wyniki wykazują dobre dopasowanie, jednak można to dodatkowo usprawnić. Pierś kobieca składa się z więcej niż jednego materiału i struktura jest bardziej złożona. W pracy tej, podobnie jak i w innych pracach dostępnych w literaturze, wprowadzono pewne uproszczenie modelu deklarując tylko jeden materiał. Uprościło to proces tworzenia modelu i przyspieszyło obliczenia. W celu zbudowania dokładniejszego modelu należałoby odpowiednio wysegmentować kolejne struktury i przypisać im właściwe parametry materiałowe dla danej struktury. W modelowaniu piersi występuje jeszcze jeden problem. Mianowicie chodzi o jędrność piersi i napięcie skóry, które zmienia się wraz z wiekiem. Struktura piersi nie jest stała z wiekiem. U młodych kobiet, piersi są jędrne i odkształcają się w małym stopniu. U starszych kobiet, sytuacja jest już inna. Piersi nie są tak jędrne i słabiej zachowują swój kształt. Porównując piersi kobiety starszej i młodszej można zauważyć całkiem inne zachowanie w trakcie zmiany pozycji i związanej z tym deformacji. Stanowi to pewien problem, który powinno się uwzględnić przy budowie bardziej optymalnego modelu. Wykorzystanie metod elementów skończonych zostało zaprezentowane w wielu pracach, jednak często były ograniczone do obrazów dwuwymiarowych [18, 19, 21, 20, 41]. Warto jednak zwrócić uwagę na zachowanie prawidłowe wewnętrznych organów przy dużej deformacji gruczołu piersiowego. Płuca, klatka piersiowa czy mięśnie po deformacji wyglądają wizualnie prawidłowo. Porównując kształt końcowy piersi po deformacji z obrazem piersi zarejestrowanym w pozycji na plecach (rys. 3.28) widoczny jest na zamieszczonym przykładzie jeszcze nie do końca idealny kształt końcowy piersi pokrywający się z piersią badania na plecach.

Niedokładność wynikać może z wielu czynników. Pierwszy już został poruszony, mianowicie ustawienie jednego materiału dla wszystkich tkanek wewnętrznych co oczywiście nie do końca oddaje rzeczywistą sytuację. Druga przyczyna, która ma wpływ na kształt piersi w obu pozycjach to pozycja rąk pacjentki. W badaniu na brzuchu ręce są ułożone nieco inaczej niż w pozycji na plecach, co wpływa na odpowiednie partie mięśni w okolicy gruczołu piersiowego, a tym samym na jego kształt. Być może jeszcze dodatkowe czynniki, których wpływu jeszcze nie odkryto w dotychczasowych badaniach powodują finalne niedokładności widoczne wizualnie, tym niemniej można uznać, iż obecnie uzyskane wyniki są obiecujące i pozwalają na deformację piersi zarejestrowanej w innym ułożeniu pacjentki w sposób zadowalający.

## 4.5 Elastyczny fantom piersi

Uzyskane fantomy piersi potrafią w bardzo realny sposób symulować ułożenie piersi kobiety w zależności od ułożenia w danym badaniu. Fantomy zostały wykonane z materiału powstałego w skutek reakcji alkoholu PVA wraz Czteroboraxem Sodum (Borax), co symulowało wewnętrzne tkanki piersi oraz ciekłego lateksu, który po zastygnięciu symulował materiał skóry. Do tej pory fantomy były wykonywane z materiałów sztywnych [13, 28, 36], jednak zastosowanie materiałów elastycznych jak prezentowanego materiału może udoskonalić obecne fantomy piersi, uwzględniając ich elastyczny charakter. Duże zainteresowanie tym materiałem wynika z możliwości obrazowania różnymi metodami jak np. MRI oraz CT, łatwością tworzenia fantomu oraz dostępnością i niską ceną niezbędnych materiałów. Dodatkowo sam materiał jest elastyczny, co wraz z elastyczną otoczką pozwala na symulację deformacji obiektu. Proponowany materiał był już raportowany w niektórych publikacjach [62, 31, 73] w zastosowaniu do materiału fantomu. W prezentowanej pracy udało się stworzyć fantom, który zachowywał się podobnie do piersi kobiecej. Badania były prowadzone również z zastosowaniem innych materiałów pełniących rolę wypełnienia fantomu. Równocześnie sprawdzono czy zastosowanie agarozy w różnych stężeniach pozwala na symulację deformacji. W przypadku niskiego stężenia agarozy fantom był elastyczny, ale nie utrzymywał kształtu. W przypadku dużego stężenia agarozy struktura zachowywała kształt, jednak pod wpływem du-

---

żego odkształcenia dochodziło do rozerwania struktury. W przypadku zastosowanego w pracy materiału duże deformacje nie niszczyły fantomu i zachowywał się realistycznie pozwalając na badania deformacji wewnętrznych struktur w różnych położeniach fantomu. Materiał powstały z mieszaniny PVA i Borax znajduje coraz to większe zastosowanie m.in w dekontaminacji powierzchni zanieczyszczonych izotopem promieniotwórczym [72].



# Rozdział 5

## Podsumowanie

Celem pracy było opracowanie metodologii i optymalizacja dopasowania obrazów medycznych różnych modalności w różnych ułożeniach ciała. Cel pracy został osiągnięty, jednak by dobrze zoptymalizować metodę działania należało rozważyć kilka scenariuszy w czasie badań, i wykazano skuteczność wybranych metod dla różnych danych medycznych.

Badania nad elastycznym dopasowaniem obrazów różnymi metodami dało oczekiwane wyniki, czyli zwiększyło podobieństwo obrazu przetwarzanego do obrazu referencyjnego. Każda z użytych metod : MIRT, Tool of Kroon i prawo Naviera-Lamego pozwoliła na skuteczne dopasowanie obrazów. Implementacja prawa Naviera-Lamego pozwoliła na uzyskanie bardzo dobrych wyników, często nawet lepszych niż wyniki uzyskane przez ogólnodostępne programy do dopasowania obrazów jak MIRT czy Tool of Kroon. W przypadku badań nad dopasowaniem piersi, metody działające na operacjach na pikselach, nie spełniały swojego zadania i dopasowanie obrazów nie przebiegało poprawnie głównie z powodu powstających artefaktów. Wykorzystanie metod elastycznych staje się coraz bardziej popularne, jednak wykorzystanie transformacji elastycznych w medycynie budzi pewne kontrowersje głównie z powodu ingerencji w wartości pikseli na obrazie.

W celu optymalnego dopasowania elastycznych obiektów jak piersi w warunkach dużych deformacji podjęto decyzję o wykorzystaniu metody elementów skończonych w procesie dopasowania obrazów. Wykorzystanie metody elementów skończonych nie jest zbyt popularnym narzędziem przy dopasowaniu obrazów medycz-

nych, w tym dopasowaniu obrazów piersi. Otrzymane wyniki bardzo dobrze pokazały możliwości jakie posiada metoda dopasowania obrazów piersi zbudowana w oparciu o metodę elementów skończonych. Uzyskane nowe obrazy CT po deformacjach były zbliżone do obrazów oryginalnych. Metoda wymaga dalszej optymalizacji, aby wyniki były jeszcze bardziej dokładne.

Zbudowane elastyczne fantomy z mieszaniny tetraboranu sodu z alkoholem poliwinylowym bardzo dobrze symulowały deformacje piersi. Wykonane akwizycje za pomocą aparatu tomografii komputerowej i rezonansu magnetycznego udowodniły możliwość obrazowania fantomu różnymi technikami.

W pracy zostały przeanalizowane metody dopasowania obrazów medycznych różnych organów. Badania potwierdziły brak uniwersalności algorytmów dopasowania w zastosowaniu do dopasowania obrazów medycznych różnych organów. Zaproponowane metody postępowania i prezentowane algorytmy dopasowania obrazów pozwalają w bardzo dobry sposób dopasować obrazy, co potwierdzają efekty wizualne, jak i obliczone wartości podobieństwa obrazów metodą SSD, MI oraz DICE. Wszystkie założenia tej pracy zostały spełnione, na co dowodem jest szereg wyników i zaprezentowanych efektów.



# Bibliografia

- [1] Breast cancer facts and figures 2015-2016. Raport instytutowy, American Cancer Society, Inc., 2015.
- [2] Farida B Ahmad, Robert N Anderson. The leading causes of death in the US for 2020. *JAMA*, 325(18):1829–1830, 5 2021.
- [3] Oishila Bandyopadhyay, Arindam Biswas, Bhargab B Bhattacharya. Long-bone fracture detection in digital x-ray images based on digital-geometric techniques. *Computer methods and programs in biomedicine*, 123:2–14, 1 2016.
- [4] Jelle Barentsz, Satoru Takahashi, Wim Oyen, Roel Mus, Pieter De Mulder, Rodney Reznick, Matthijs Oudkerk, Wim Mali. Commonly used imaging techniques for diagnosis and staging. *Journal of clinical oncology : official journal of the American Society of Clinical Oncology*, 24(20):3234–44, 7 2006.
- [5] Jan Baron. *Wprowadzenie do diagnostyki obrazowej*. Śląska Akademia Medyczna, 1999.
- [6] Subrato Bharati, M. Rubaiyat Hossain Mondal, Prajoy Podder, V. B. Surya Prasath. Deep learning for medical image registration: A comprehensive review, 2022.
- [7] Usharani Bhimavarapu, Gopi Battineni. Skin lesion analysis for melanoma detection using the novel deep learning model fuzzy gc-scnn. *Healthcare*, 10(5), 2022.
- [8] Arya Bhushan, Andrea Gonsalves, Jyothi U Menon. Current state of breast cancer diagnosis, treatment, and theranostics. *Pharmaceutics*, 13(5), 5 2021.



- [9] Damian Borys, Marek Kijonka, Krzysztof Psiuk-Maksymowicz, Kamil Gorczewski, Lukasz Zarudzki, Maria Sokol, Andrzej Swierniak. Non-parametric MRI brain atlas for the polish population. *Frontiers in neuroinformatics*, 15:684759, 1 2021.
- [10] Stephen H Bradley, Bobby Sk Bhartia, Matthew Ej Callister, William T Hamilton, Nathaniel Luke Fielding Hatton, Martyn Pt Kennedy, Luke Ta Mounce, Bethany Shinkins, Pete Wheatstone, Richard D Neal. Chest x-ray sensitivity and lung cancer outcomes: a retrospective observational study. *The British journal of general practice : the journal of the Royal College of General Practitioners*, 71(712):e862–e868, 11 2021.
- [11] Thibaud Briand, Pascal Monasse. Theory and Practice of Image B-Spline Interpolation. *Image Processing On Line*, 8:99–141, 2018. <https://doi.org/10.5201/ipol.2018.221>.
- [12] Lisa Gottesfeld Brown. A survey of image registration techniques. *ACM Comput. Surv.*, 24(4):325–376, dec 1992.
- [13] Matthew J Burfeindt, Timothy J Colgan, R Owen Mays, Jacob D Shea, Nader Behdad, Barry D Van Veen, Susan C Hagness. MRI-derived 3-d-printed breast phantom for microwave breast imaging validation. *IEEE antennas and wireless propagation letters*, 11:1610–1613, 1 2012.
- [14] Paweł Bzowski, Damian Borys, Wiesław Guz, Rafał Obuchowicz, Adam Piórkowski. Evaluation of the MRI Images Matching Using Normalized Mutual Information Method and Preprocessing Techniques. Michał Choraś, Ryszard S. Choraś, redaktorzy, *Image Processing and Communications*, strony 92–100. Springer International Publishing, 2020.
- [15] Paweł Bzowski, Marta Danch-Wierzchowska, Krzysztof Psiuk-Maksymowicz, Rafał Panek, Damian Borys. Rigid and non-rigid registration algorithm evaluation in MRI for breast cancer therapy monitoring. *Information Technology in Biomedicine. ITIB 2018.*, 762:150–159, 2019.

- 
- [16] Lei Cai, Jingyang Gao, Di Zhao. A review of the application of deep learning in medical image classification and segmentation. *Annals of Translational Medicine*, 8(11), 2020.
- [17] Aaron Carass, Snehashis Roy, Adrian Gherman, Jacob C Reinhold, Andrew Jesson, Tal Arbel, Oskar Maier, Heinz Handels, Mohsen Ghafoorian, Bram Platel, Ariel Birenbaum, Hayit Greenspan, Dzung L Pham, Ciprian M Crainiceanu, Peter A Calabresi, Jerry L Prince, William R Gray Roncal, Russell T Shinohara, Ipek Oguz. Evaluating white matter lesion segmentations with refined sørensen-dice analysis. *Scientific reports*, 10(1):8242, 5 2020.
- [18] Marta Danch-Wierzchowska, Damian Borys, Barbara Bobek-Bilewicz, Michał Jarząb, Swierniak Andrzej. Simplification of breast deformation modelling to support breast cancer treatment planning. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 36:531–536, 12 2016.
- [19] Marta Danch-Wierzchowska, Damian Borys, Andrzej Swierniak. Breast deformation modeling based on MRI images, preliminary results. 472:227–234, 2016.
- [20] Marta Danch-Wierzchowska, Damian Borys, Andrzej Swierniak. FEM-based MRI deformation algorithm for breast deformation analysis. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 40(3):1304–1313, 2020.
- [21] Marta Danch-Wierzchowska, Kamil Gorczewski, Damian Borys, Andrzej Swierniak. Trends in biomechanical finite element breast deformation modelling. 526:97–105, 2017.
- [22] Ding Ding, Sundaresh Ram, Jeffrey J. Rodríguez. Image inpainting using nonlocal texture matching and nonlinear filtering. *IEEE Transactions on Image Processing*, 28(4):1705–1719, 2019.
- [23] Stefan Dressel. *PET in Oncology*. Springer, Berlin, 2008.
- [24] Aarthipoornima Elangovan, T. Jeyaseelan. Medical imaging modalities: A survey. *2016 International Conference on Emerging Trends in Engineering, Technology and Science (ICETETS)*, strony 1–4, 2016.

- [25] Andrew Evans, Rubina M Trimboli, Alexandra Athanasiou, Corinne Balleyguier, Pascal A Baltzer, Ulrich Bick, Julia Camps Herrero, Paola Clauser, Catherine Colin, Eleanor Cornford, Eva M Fallenberg, Michael H Fuchsjaeger, Fiona J Gilbert, Thomas H Helbich, Karen Kinkel, Sylvia H Heywang-Köbrunner, Christiane K Kuhl, Ritse M Mann, Laura Martincich, Pietro Panizza, Federica Pediconi, Ruud M Pijnappel, Katja Pinker, Sophia Zackrisson, Gabor Forrai, Francesco Sardanelli. Breast ultrasound: recommendations for information to women and referring physicians by the european society of breast imaging. *Insights into imaging*, 9(4):449–461, 8 2018.
- [26] Yabo Fu, Yang Lei, Tonghe Wang, Walter J Curran, Tian Liu, Xiaofeng Yang. Deep learning in medical image registration: a review. *Physics in Medicine and Biology*, 65(20):20TR01, oct 2020.
- [27] Damien Garcia. Robust smoothing of gridded data in one and higher dimensions with missing values. *Computational Statistics and Data Analysis*, (54):1167–1178, 2010.
- [28] John Garrett, Elise Fear. A new breast phantom with a durable skin layer for microwave breast imaging. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63:1693–1700, 4 2015.
- [29] Vijay P B Grover, Joshua M Tognarelli, Mary M E Crossey, I Jane Cox, Simon D Taylor-Robinson, Mark J W McPhail. Magnetic resonance imaging: Principles and techniques: Lessons for clinicians. *Journal of clinical and experimental hepatology*, 5(3):246–55, 9 2015.
- [30] Renjie He, Sushmita Datta, Guozhi Tao, Ponnada A Narayana. Information measures-based intensity standardization of MRI. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2008:2233–6, 1 2008.
- [31] Jeremy C Hebden, Ben D Price, Adam P Gibson, Gary Royle. A soft deformable tissue-equivalent phantom for diffuse optical tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 51(21):5581–5590, oct 2006.

- 
- [32] D L Hill, P G Batchelor, M Holden, D J Hawkes. Medical image registration. *Physics in medicine and biology*, 46(3):R1–45, 3 2001.
- [33] Kouta Hirotaki, Shunsuke Moriya, Tsunemichi Akita, Kazutoshi Yokoyama, Takeji Sakae. Image preprocessing to improve the accuracy and robustness of mutual-information-based automatic image registration in proton therapy. *Physica Medica*, 101:95–103, 2022.
- [34] Umer Zeeshan Ijaz, Richard W Prager, Andrew H Gee, Graham M Trecece. Optimization strategies for ultrasound volume registration. *Measurement Science and Technology*, 21(8):085803, jul 2010.
- [35] Teresa Jakubowska. Porównanie wybranych systemów obrazowania cyfrowego w mammografii. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, (4):260–266, 2012.
- [36] Kathryn E Keenan, Lisa J Wilmes, Sheye O Aliu, David C Newitt, Ella F Jones, Michael A Boss, Karl F Stupic, Stephen E Russek, Nola M Hylton. Design of a breast phantom for quantitative MRI. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 44(3):610–9, 9 2016.
- [37] Albert Kellner, Thomas Nelson, Laura Cervino, John Boone. Simulation of mechanical compression of breast tissue. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54:1885–91, 11 2007.
- [38] Alex Krizhevsky, Ilya Sutskever, Geoffrey E Hinton. Imagenet classification with deep convolutional neural networks. F. Pereira, C.J. Burges, L. Bottou, K.Q. Weinberger, redaktorzy, *Advances in Neural Information Processing Systems*, wolumen 25. Curran Associates, Inc., 2012.
- [39] Dirk-Jan Kroon, Cornelis H Slump. MRI modalitiy transformation in demon registration. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2009.
- [40] Yann LeCun, Yoshua Bengio, Geoffrey E. Hinton. Deep learning. *Nat.*, 521(7553):436–444, 2015.

- [41] Angela W.C. Lee, Vijayaraghavan Rajagopal, Thiranjia P. Babarenda Gamage, Anthony J. Doyle, Poul M.F. Nielsen, Martyn P. Nash. Breast lesion co-localisation between x-ray and mr images using finite element modelling. *Medical Image Analysis*, 17(8):1256–1264, 2013.
- [42] D Leithner, G J Wengert, T H Helbich, S Thakur, R E Ochoa-Albiztegui, E A Morris, K Pinker. Clinical role of breast MRI now and going forward. *Clinical radiology*, 73(8):700–714, 8 2018.
- [43] Daryl L. Logan. A first course in the finite element method. 2012.
- [44] Sehgal Chandra M, Weinstein Susan P, Arger Peter H, Conant Emily F. A review of breast ultrasound. *Mammary Gland Biol Neoplasia*, 2(11):113–123, 2006.
- [45] J. B. Antoine Maintz, Max A. Viergever. An overview of medical image registration methods. 1998.
- [46] Ritse M. Mann, Christiane K. Kuhl, Karen Kinkel, Carla Boetes. Breast MRI: guidelines from the european society of breast imaging. *European radiology*, 18(7):1307–18, 7 2008.
- [47] Luis Martí-Bonmatí, Ramón Sopena, Paula Bartumeus, Pablo Sopena. Multi-modality imaging techniques. *Contrast media & molecular imaging*, 5(4):180–9, 1 2010.
- [48] Michalis Mazonakis, John Damilakis. Computed tomography: What and how does it measure? *European journal of radiology*, 85(8):1499–504, 8 2016.
- [49] Jan Modersitzki. Numerical methods for image registration. 2004.
- [50] Stanisław Nowak. *Zarys medycyny nuklearnej*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1998.
- [51] Peter Oehr, Hans-Jurgen Biersack, R. Edward Coleman. PET and PET-CT in oncology. 2004.

- 
- [52] Francisco P M Oliveira, João Manuel R S Tavares. Medical image registration: a review. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(2):73–93, 1 2014.
- [53] Yangming Ou, Susan P. Weinstein, Emily F. Conant, S Englander, Xiao Da, Gaonkar Bilwaj, Meng-Kang Hsieh, Mark Rosen, Angela DeMichele, Christos Davatzikos, Despina Kontos. Deformable registration for quantifying longitudinal tumor changes during neoadjuvant chemotherapy. *Magn Reson Med.*, 73:2343–2356, 2015.
- [54] Adam Piorkowski. A statistical dominance algorithm for edge detection and segmentation of medical images. *Information Technologies in Medicine*, wolumen 471 serii *AISC*, strony 3–14. Springer, 2016.
- [55] Jamal S Rana, Sadiya S Khan, Donald M Lloyd-Jones, Stephen Sidney. Changes in mortality in top 10 causes of death from 2011 to 2018. *Journal of general internal medicine*, 36(8):2517–2518, 8 2021.
- [56] Daniel Sage, Michael Unser. Easy Java programming for teaching image processing. *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP'01)*, wolumen III, strony 298–301, *Θεσσαλονίκη* (Thessaloniki), *Ελληνική Δημοκρατία* (Hellenic Republic), October 7-10, 2001.
- [57] Jamal Sakhr, Blaine A. Chronik. Solving the Navier-Lame Equation in Cylindrical Coordinates Using the Buchwald Representation: Some Parametric Solutions with Applications. *Advances in Applied Mathematics and Mechanics*, 10(4):1025–1056, 2018.
- [58] Abbas Samani, Judit Zubovits, Donald Plewes. Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: An inversion-technique-based investigation of 169 samples. *Physics in medicine and biology*, 52:1565–76, 04 2007.
- [59] Georg Schmitz, Stefanie Dencks. Ultrasound imaging. *Recent results in cancer research. Fortschritte der Krebsforschung. Progres dans les recherches sur le cancer*, 216:135–154, 1 2020.

- [60] Hyuna Sung, Jacques Ferlay, Rebecca Siegel, Mathieu Laversanne, Isabelle Soerjomataram, Jemal Ahmedin, Freddie Bray. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA CANCER J CLIN*, (0):1–41, 2021.
- [61] A Sureshkumar, B Hansen, Devarim Ersahin. Role of nuclear medicine in imaging. *Seminars in ultrasound, CT, and MR*, 41(1):10–19, 2 2020.
- [62] Huey Shin Tee, A. N. Yusoff, Yin Yin Yee, Hanani Abdul Manan, Maisarah Awang. SNRo, T1 and T2 characteristics of poly(vinyl) alcohol (PVA) MRI slime phantom with different PVA/borax ratio. *Journal of Physics: Conference Series*, 1497, 2020.
- [63] Tom Tirer, Raja Giryes. Image restoration by iterative denoising and backward projections. *IEEE Transactions on Image Processing*, 28(3):1220–1234, 2019.
- [64] James E Turner. Interaction of ionizing radiation with matter. *Health physics*, 88(6):520–44, 6 2005.
- [65] Petra A. van den Elsen, Evert-Jan .D. Pol, Max A. Viergever. Medical image matching-a review with classification. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 12(1):26–39, 1993.
- [66] Sofia C Vaz, Francisco Oliveira, Ken Herrmann, Patrick Veit-Haibach. Nuclear medicine and molecular imaging advances in the 21st century. *The British journal of radiology*, 93(1110):20200095, 6 2020.
- [67] Jerzy Walocha, Andrzej Skawina, Janusz Gorczyca, Janusz Skrzat, Ewa Mizia, Paweł Depukat, Michał Kłosiński. *Klatka piersiowa: podręcznik dla studentów i lekarzy*. Anatomia Prawidłowa Człowieka. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków, 2013.
- [68] Guojie Wang, Damien Garcia, Y.Y. Liu, Richard de Jeu, Han Dolman. A three-dimensional gap filling method for large geophysical datasets: Application to global satellite soil moisture observations. *Environmental Modelling and Software*, (30):139–142, 2012.

- 
- [69] Parris Wellman. *Tactile imaging*. Praca doktorska, 01 1999.
- [70] Marek Wodzinski, Izabela Ciepiela, Tomasz Kuszewski, Piotr Kedzierawski, Andrzej Skalski. Semi-supervised deep learning-based image registration method with volume penalty for real-time breast tumor bed localization. *Sensors*, 21(12), 2021.
- [71] Xue Hu Yan, Xuan Zhou, Yu Liang Lu, Jing Ju Liu, Guo Zheng Yang. Image inpainting-based behavior image secret sharing. *Mathematical biosciences and engineering : MBE*, 17(4):2950–2966, 3 2020.
- [72] Hee-Man Yang, In-Ho Yoon, Yeonsoo Lee. Poly(vinyl alcohol)-borax complex-based spray coating for the decontamination of radioactive cs from wide-area surfaces. *Chemical Engineering Journal*, 402:126299, 2020.
- [73] Yee Ying Yih, Tee Hui Sin, Nurul Ain Ayuni Azhar, Hanani Abdul Manan, Mohd Nor Affendi Awang, Ahmad Nazlim Yusoff. T1 and T2 characteristics of poly(vinyl) alcohol slime phantom with different relaxation modifier concentrations. *SOLID STATE SCIENCE AND TECHNOLOGY*, 27(1 2):105–121, 2020.
- [74] Chen Ying, Pengwei Hao, Chao Zhang. Shear-resize factorizations for fast image registration. *IEEE International Conference on Image Processing 2005*, wolumen 3, strony III–1120, 2005.
- [75] Hryniewicz Andrzej Z., Rokita Eugeniusz. *Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2000.





# Dodatki



# Spis skrótów i symboli

PET Pozytonowa Tomografia Emisyjna (ang. *Positron Emission Tomography*)

CT Tomografia Komputerowa (ang. *Computed Tomography*)

FEM Metoda elementów skończonych (ang. *Finite Element Method*)

MRI Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (ang. *Magnetic Resonance Imaging*)

SSD Suma kwadratów różnic (ang. *Sum of Squared Differences*)

MI Informacja wzajemna (ang. *Mutual Information*)

SDA Algorytm różnic statystycznych (ang. *Statistical dominance algorithm*)

USG Ultrasonografia

SPECT Tomografia emisyjna pojedynczego fotonu (ang. *Single Photon Emission Computed Tomography*)

RF Częstotliwość radiowa (ang. *Radio Frequency*)

RTG Badanie rentgenowskie

POZ Podstawowa Opieka Zdrowotna

FID Swobodny zanik indukcji (ang. *Free induction decay*)

.png Przenośna Grafika Sieciowa - format pliku (ang. *Portable Network Graphics - file format*)

STL Stereolitografia - format pliku (ang. *Stereolithography - file format*)

HU Jednostki Hounsfielda (ang. *Hounsfield Unit*)

DICOM Obrazowanie cyfrowe i komunikacja w medycynie - norma/format (ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine - norm/file format*)

DCT Dyskretna transformacja cosinusowa (ang. *Discrete Cosine Transform*)

# Spis rysunków

1.1	Schemat budowy aparatu PET. . . . .	14
1.2	Schemat budowy gammakamery (1-kolimator, 2-scyntylator, 3-fotokatoda, 4-fotopowielacz, 5-układ elektroniczny, 6-wyświetlacz). . . . .	15
1.3	Ilość zarejestrowanych nowotworów i ilość zgonów zarejestrowanych w 2020 roku u mężczyzn [60]. . . . .	16
1.4	Ilość zarejestrowanych nowotworów i ilość zgonów zarejestrowanych w 2020 roku u kobiet [60]. . . . .	18
1.5	Ilość zarejestrowanych nowotworów podział na kraje w 2020 roku dla populacji kobiet [60]. . . . .	18
1.6	Budowa anatomiczna piersi ( <a href="http://onkologia.org.pl/rak-piersi-kobiet/">http://onkologia.org.pl/rak-piersi-kobiet/</a> dostęp: 07.05.2022). . . . .	19
2.1	Syntetyczne obrazy o rozdzielczości 50x50px w skali szarości. . . . .	26
2.2	Przykładowa para obrazów MRI sekwencji T1 i T2. . . . .	26
2.3	Badanie PET/CT w pozycji na plecach. . . . .	28
2.4	Badanie PET/CT w pozycji na brzuchu. . . . .	29
2.5	Obrazy piersi otrzymane w badaniach MRI w różnych punktach czasowych. . . . .	30
2.6	Obrazy tomografii komputerowej obejmujące odcinek piersiowy i lędźwiowy, badania wykonane w odstępie czasowym. . . . .	31
2.7	Przykładowa deformacja siatki. . . . .	36
2.8	Prosty przykład elementu skończonego w metodzie elementów skończonych. . . . .	41
2.9	Obraz modelu w zależności od liczby płaszczyzn. . . . .	44

---

2.10	model STL wygenerowany z plików DICOM Tomografii Komputerowej. . . . .	45
2.11	Schemat dopasowania sztywnego. . . . .	46
2.12	Schemat dopasowania elastycznego. . . . .	48
2.13	Algorytm deformacji obrazu z użyciem FEM. . . . .	48
2.14	Szczegółowy algorytm FEM. . . . .	49
2.15	Podpórka do badania piersi. . . . .	50
2.16	Związek alkoholu poliwinylowego (PVA) z tetraboranem sodu (Borax). . . . .	51
2.17	Generacje fantomu (opracowanie własne). . . . .	53
3.1	Proces przetwarzania prostych figur geometrycznych przy użyciu transformacji elastycznych. . . . .	55
3.2	Eksperyment 1: Dopasowanie kształtu koła do kształtu trójkąta. . .	56
3.3	Eksperyment 2: Dopasowanie kształtu koła do kształtu gwiazdy. . .	56
3.4	Wyniki eksperymentu 1 dla obrazów trójkąta. . . . .	57
3.5	Wyniki eksperymentu 2 dla obrazów gwiazdy. . . . .	58
3.6	Obraz deformowany i referencyjny oraz uzyskany wynik po przetworzeniu daną metodą. . . . .	60
3.7	Różnica par obrazów - Referencyjnego i przetworzonego po dopasowaniu. . . . .	62
3.8	Różnica par obrazów - Deformowanego i przetworzonego po dopasowaniu. . . . .	63
3.9	Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD. . . . .	64
3.10	Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI. . . . .	64
3.11	Dopasowanie obrazów MRI kości nadgarstka metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE. . . . .	65
3.12	Dopasowanie akwizycji jamy brzusznej do obrazu całego ciała. . . .	66

---

3.13	Obraz deformowany i referencyjny oraz wyniki po przetworzeniu daną metodą. . . . .	68
3.14	Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD. . . . .	69
3.15	Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI. . . . .	69
3.16	Dopasowanie obrazów CT jamy brzusznej metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE. . . . .	70
3.17	Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą SSD. . . . .	73
3.18	Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą MI. . . . .	73
3.19	Dopasowanie obrazów MRI piersi metodą MIRT, Tool of Kroon i Naviera-Lamego. Prezentacja wyniku na podstawie podobieństwa oznaczonego metodą DICE. . . . .	74
3.20	Obraz deformowany i referencyjny oraz wyniki po przetworzeniu daną metodą. . . . .	75
3.21	Oryginalne obrazy. . . . .	77
3.22	Obrazy po wykryciu krawędzi (Filtr Sobel). . . . .	77
3.23	Obrazy 1 i 2 po lokalnej normalizacji . . . . .	78
3.24	Obrazy 1 i 2 po normalizacji SDA. . . . .	78
3.25	Różnica pomiędzy obrazem referencyjnym, a dopasowanym oryginalnym obrazem bez preprocessingu (kolor czerwony- obraz 1, kolor niebieski - obraz 2, kolor czarny - część wspólna). . . . .	80
3.26	Różnica pomiędzy obrazem referencyjnym, a dopasowanym oryginalnym obrazem po zastosowaniu przetwarzania wstępnego (kolor czerwony- obraz 1, kolor niebieski - obraz 2, kolor czarny - część wspólna). . . . .	81



3.27	Proces usuwania części torsu i pozostawienie obszaru piersi . . . . .	85
3.28	Obrazy CT piersi przed i po deformacji. . . . .	88
3.29	Nałożone kształty piersi z rys. 3.28 przed i po zastosowaniu algorytmu. . . . .	89
3.30	Obrazy rezonansu magnetycznego . . . . .	91
3.31	Skan tomografii komputerowej . . . . .	92

# Spis tablic

3.1	Wartości współczynnika podobieństwa DICE pomiędzy parami obrazów przed i po dopasowaniu elastycznym. Eksperyment 1 - dopasowanie kształtu koła do trójkąta (Pogrubiona najwyższa wartość po dopasowaniu). . . . .	58
3.2	Wartości współczynnika podobieństwa DICE pomiędzy parami obrazów przed i po dopasowaniu elastycznym. Eksperyment 2 - dopasowanie kształtu koła do gwiazdy (Pogrubiona najwyższa wartość po dopasowaniu). . . . .	59
3.3	Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody MIRT. . . . .	71
3.4	Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody Naviera-Lamego. . . . .	72
3.5	Wyniki parametrów podobieństwa MI, SSD oraz DICE przy wykorzystaniu metody Tool Of Kroon. . . . .	72
3.6	Wartości przesunięć i obrotów otrzymane dla każdego z pacjentów i każdej metody przetwarzania wstępnego. . . . .	79
3.7	Wartości znormalizowanego współczynnika MI względem obrazu referencyjnego. . . . .	81
3.8	Tabela z wyznaczonymi czasami obliczeń . . . . .	82
3.9	Otrzymane wartości współczynników SSD, MI, DSC dla 30 pacjentów przed i po deformacji ( $P_{org}$ - oryginalna pozycja na brzuchu, $P_{tr}$ - pozycja na brzuchu przekształcona w pozycję na plecach, $S_{org}$ - oryginalna pozycja na plecach). . . . .	90



# Streszczenie

**Wstęp:** Nowoczesna medycyna wykorzystuje wiele metod diagnostycznych w celu dokładnej diagnozy pacjenta. Informacje uzyskane przy pomocy różnych metod są komplementarne i po połączeniu wszystkich można uzyskać bardzo dokładny obraz stanu zdrowia pacjenta. Jednym z istotniejszych problemów w diagnostyce obrazowej jest dopasowanie obrazów do siebie, ponieważ każde badanie jest wykonywane w innym czasie, w innym ułożeniu pacjenta oraz inną metodą. Sytuacja ta powoduje, że obrazy mogą być inaczej ułożone, co utrudnia ich porównanie. Problem ten może zostać rozwiązany poprzez zastosowanie odpowiednich metod przetwarzania obrazu. **Cel pracy:** Celem pracy jest opracowanie metodologii oraz optymalizacja dopasowania różnych modalności stosując różne metody przetwarzania obrazów. **Materiały i Metody:** W pracy wykorzystano proste obrazy syntetyczne oraz obrazy medyczne zarejestrowane za pomocą aparatów MRI oraz PET/CT. W celu dopasowania obrazów medycznych zastosowano metody przetwarzania obrazów jak metoda Naviera-Lamego, MIRT, Tool of Kroon. Dodatkowo przetestowano wpływ przetwarzania wstępnego na jakość dopasowania oraz w celu wykonania dopasowania w warunkach dużych deformacji narządów wykorzystano metodę FEM. W ramach pracy zbudowano również specjalną podpórkę pod ciało pacjentki, aby móc wykonywać badania CT w pozycji na brzuchu oraz zbudowano szereg fantomów piersi pozwalających na badanie elastycznych odkształceń. **Wyniki:** W pracy uzyskano wiele wyników przedstawiających działanie odpowiednich algorytmów. W celu oceny dokładności dopasowania obrazów wykorzystano metody porównawcze jak SSD, MI oraz indeks DICE. Testowane metody elastycznego nakładania obrazów pozwalają na dopasowanie obrazów mono lub wielomodalnych jednak nie w każdym przypadku. Dla obrazów MRI piersi okazały się być niewystarczające stąd zdecydowano się na wykorzystanie modelu biome-

chanicznego i metody elementów skończonych do jego deformacji. Ta metoda okazała się skuteczna w dopasowaniu nawet obrazów w warunkach dużych deformacji zarejestrowanych w różnych pozycjach pacjenta. **Podsumowanie:** Otrzymane badania pozwalają stwierdzić, że zastosowanie metod przetwarzania obrazów, może być przydatne w praktyce medycznej, zwłaszcza w przypadku dużych deformacji.

**Słowa kluczowe:** obrazy, diagnostyka, dopasowanie obrazów, fuzja obrazów, FEM

# Abstract

**Introduction:** Modern medicine uses many diagnostic methods to accurately diagnose a patient. The information obtained by the various methods is complementary, and when all are combined, a very accurate picture of the patient's condition can be obtained. One of the most significant problems in diagnostic imaging is the image registration, since each examination is performed at a different time, in a different patient position and with a different method. This situation results in images that may be arranged differently, making them difficult to compare. This problem can be solved by using appropriate image processing methods. **Objective:** The aim of the work is to develop a methodology and optimize the image registration of different modalities using different image processing methods. **Materials and Methods:** In this study, simple synthetic images and medical images acquired with MRI and PET/CT devices were used. In order to register medical images, image processing methods such as Navier-Lame method, MIRT, Tool of Kroon were used. In addition, the effect of pre-processing on the quality of image registration was tested, and the FEM method was used to perform image registration under conditions of large organ deformations. The work also included building a special holder for the patient's body to perform CT examinations in the prone position, and building a series of breast phantoms to study elastic deformations. **Results:** In this work, a number of results were obtained showing the performance of the relevant algorithms. Comparative methods like SSD, MI and DICE index were used to evaluate the accuracy of image registration. The tested methods of flexible image overlay allow for image registration of mono or multimodal images, but not in every case. For MRI images of the breast, they proved to be insufficient hence it was decided to use a biomechanical model and finite element method for its deformation. This method proved to be effective in matching even

images under conditions of large deformations registered in different positions of the patient. **Summary:** The obtained studies allow us to conclude that the use of image processing methods, can be useful in medical practice, especially for large deformations.

**Keywords:** images, diagnostics, images registration, images fusion, FEM