Przetwarzanie, analiza i wizualizacja obrazów oraz sygnałów medycznych

Andrzej Skalski, Daria Hemmerling, Marek Wodziński, Mateusz Danioł, Mirosław Socha, Maciej Stanuch, Adriana Złahoda-Huzior, Katarzyna Heryan, Janusz Gajda

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Inżynierii Biomedycznej, Kraków

Streszczenie: Przetwarzanie, analiza i wizualizacja obrazów oraz sygnałów to niezwykle istotne i potrzebne rozwiązania dla medycyny. W niniejszym artykule przedstawiono przegląd zainteresowań i doświadczeń Zespołu Przetwarzania i Analizy Obrazów oraz Sygnałów działającego przy Katedrze Metrologii i Elektroniki AGH w Krakowie. Badania obejmują między innymi wykorzystanie biomarkerów głosowych do detekcji i monitorowania chorób neurodegeneracyjnych, algorytmy uczenia głębokiego w zakresie obrazowania medycznego, planowanie zabiegów czy wizualizację z wykorzystaniem rzeczywistości mieszanej.

Słowa kluczowe: przetwarzanie i analiza obrazów, mieszana rzeczywistość, obrazy medyczne, druk 3D, przetwarzanie sygnałów

PROCESSING, ANALYSIS AND VISUALIZATION OF MEDICAL IMAGES AND SIGNALS

Abstract: Signals and image processing, analysis, and visualization are extremely important and necessary solutions for medicine. This article presents the experiences of the Image, Signal Processing and Analysis Team operating at the Department of Measurement and Electronics, AGH UST, Krakow. It covers the usage of voice biomarkers for the detection and monitoring of neurodegenerative diseases, deep learning algorithms for medical imaging, treatment planning, and mixed reality visualization.

Keywords: image processing and analysis, mixed reality, medical imaging, 3D printing, signal processing

https://doi.org/10.7494/978-83-67427-00-5_9

1. Wprowadzenie

Współczesna diagnostyka i terapia medyczna w bardzo dużym zakresie opierają się na informacjach uzyskanych za pomocą różnych urządzeń diagnostycznych. W konsekwencji dostępne jest szerokie spektrum sygnałów i obrazów, które mogą być wykorzystane do wsparcia codziennej działalności personelu medycznego. Opracowywane systemy koncentrują się zazwyczaj na algorytmach przetwarzania i analizy sygnałów oraz obrazów, zwłaszcza w kontekście wspomagania procesu diagnostyki różnych chorób czy też zmian patologicznych. Uzupełnieniem systemów stosowanych do diagnostyki w różnych obszarach medycyny są narzędzia wspomagające zabiegi i operacje, zarówno od strony wizualizacji struktur anatomicznych i patologii, jak i aktywnych rozwiązań będących systemami podpowiedzi i naprowadzania narzędzi podczas skomplikowanych zabiegów. Szerokie wykorzystanie współczesnych rozwiązań technicznych umożliwia skrócenie czasu trwania procedur, zwiększenie skuteczności diagnostycznej oraz wsparcie pracy zespołów medycznych.

W artykule przedstawiono doświadczenia Zespołu Przetwarzania i Analizy Obrazów oraz Sygnałów Katedry Metrologii i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.

2. Biomarkery głosowe

Fale akustyczne mają szerokie spektrum zastosowań, m.in. w medycynie. Algorytmy cyfrowego przetwarzania sygnałów umożliwiają szerokie wykorzystanie tych fal i ich analizę. Jednym z zastosowań analizy fal akustycznych jest detekcja zmian chorobowych u ludzi na podstawie zrejestrowanych próbek głosu i mowy. Poszukuje się biomarkerów głosowych, które umożliwiają detekcję procesów chorobowych rozwijających się w naszym ciele (Hemmerling i in. 2016). Innym ciekawym podejściem jest proces generowania fal akustycznych z wykorzystaniem technologii haptycznych, np. powietrznych (*mid-air haptics*). Dzięki temu możliwe jest „odczuwanie" dotyku bezkontaktowo[1]. Połączenie tych dwóch podejść umożliwia opracowanie systemu diagnostyczno-terapeutycznego w zakresie np. chorób neurodegeneracyjnych.

Emisja głosu i mowy opiera się na złożonych interakcjach systemów językowych, poznawczych i oddechowych, szlaków neuromotorycznych i przepływu powietrza przez trakt głosowy. W głosie mogą się ujawnić nieprawidłowości dotyczące każdego z tych systemów, a analiza głosu może być wykorzystana do nieinwazyjnego wykrywania oraz monitorowania chorób. Biomarkery głosowe mają spory potencjał we wspomaganiu procesu diagnostycznego. Niektóre choroby, na przykład choroby serca, płuc, fałdów głosowych lub mózgu, mogą zmieniać głos człowieka. Analiza głosu oparta na sztucznej inteligencji (AI) stwarza nowe horyzonty w medycynie (Fagherazzi i in. 2021). Prace

[1] https://www.touchlessai.eu/ [dostęp: 20.04.2022].

nad biomarkerami głosowymi prowadzono dotychczas głównie w zakresie zaburzeń neurodegeneracyjnych, w szczególności w chorobie Parkinsona, gdzie zaburzenia głosu są bardzo częste (nawet 89%) (Dashtipour i in. 2018, Hemmerling i Wojcik-Pedziwiatr 2022) i gdzie zmiany głosu mogą być wykorzystywane jako wczesny biomarker diagnostyczny (Arora i in. 2018) lub marker progresji choroby (Ma i in. 2020). W konsekwencji mogą one być wykorzystywane do oceny objawów czy też wspomagania procesu leczenia i monitorowania jego skuteczności (Hemmerling i Wojcik-Pedziwiatr 2022). Zaburzenia głosu są głównie związane z fonacją i artykulacją, w tym zmianami wysokości tonu, zmniejszoną energią w wyższych partiach widma harmonicznego oraz nieprecyzyjną artykulacją samogłosek i spółgłosek. Zmiany głosu są często bagatelizowane zarówno przez pacjentów, jak i lekarzy we wczesnych stadiach choroby, podczas gdy pomiary pokazują zmiany w cechach głosu u pacjentów z wczesnym stadium np. choroby Parkinsona (Tsanas i in. 2010).

Na analizie akustycznej opiera się również bezdotykowy system do multimodalnego (audio-wizualno-dotykowego) transferu doświadczeń w komunikacji online. Wzmacnianie doświadczeń odbywa się przez wykrywanie biosygnałów na podstawie analizy nagrań wideo, a następnie przekazywanie ich za pomocą technologii haptycznej do odbiorcy. Z wykorzystaniem technik przetwarzania obrazów przeprowadzany jest proces bezdotykowej fotopletyzmografii (rPPG)[2], dzięki czemu możliwe jest uzyskanie informacji dotyczącej wartości tętna badanej osoby. Sygnał ten przekazywany jest następnie do urządzenia haptycznego bezkontaktowego (Carter i in. 2013), w którym generowany jest odpowiedni wzorzec haptyczny. Wzorzec ten zmienia swoje parametry zgodnie z częstotliwością tętna osoby komunikującej się, dając uczucie bicia serca. Na podstawie obiektywnych i subiektywnych pomiarów badanej populacji można stwierdzić wzrost poziomu zaangażowania emocjonalnego podczas rozmowy dzięki dodaniu do kanałów audiowizualnych kanału dotykowego.

3. Dopasowanie obrazów

Dopasowanie obrazów (*image registration*) medycznych polega na ujednoliceniu reprezentacji geometrycznej dwóch lub większej liczby obrazów. W wyniku tego procesu możliwe jest powiązanie ich układów współrzędnych. Dopasowanie obrazów może wykorzystywać transformację globalną, w sytuacji gdy wyznaczane parametry transformacji dotyczą całych obrazów (np. translacja, rotacja, skala), lub lokalną. W przypadku dopasowania lokalnego możliwe jest wyznaczenie lokalnych (elastycznych) deformacji pomiędzy obrazami. Taka sytuacja bardzo często ma miejsce w przypadku obrazów medycznych, np. pochodzących z tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego, obrazujących tkanki miękkie. Dopasowanie zwykle przebiega dwuetapowo. Na pierwszym etapie kompensowane są różnice w obrazach wynikające ze zmian

[2] https://demo.softserveinc.com/biosense/ [dostęp: 20.04.2022].

ułożenia pacjenta podczas badań, następnie już lokalnie wyznacza się deformacje pomiędzy obrazami.

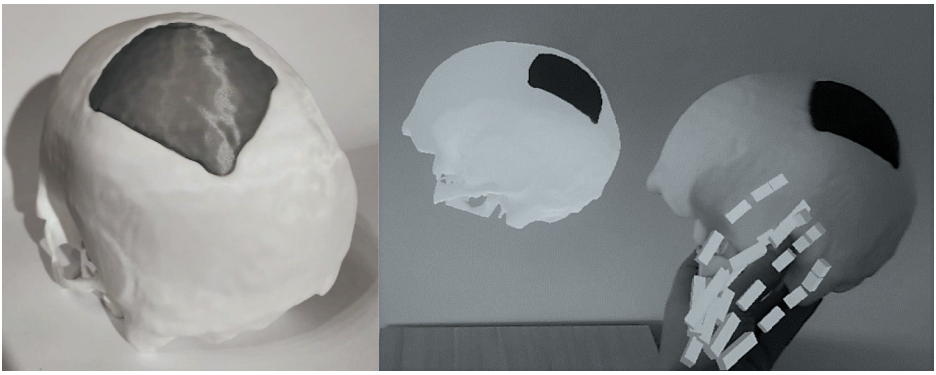
Dopasowanie obrazów jest procesem kluczowym dla wielu zastosowań automatycznej analizy obrazów medycznych, takich jak np. lokalizacja i estymacja loży nowotworowej piersi (Wodzinski i in. 2021a), wspomaganie diagnostyki bazującej na obrazach mikroskopowych (Wodzinski i Müller 2021, Wodzinski i Skalski 2021a) czy też analiza obrazów mózgu pozyskanych z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego (Wodzinski 2021). Dopasowanie obrazów umożliwia ilościowe i jakościowe badania zmian objętości oraz kształtu poszczególnych narządów lub zmian patologicznych (Wodzinski i in. 2018) czy też wspomaganie zabiegów chirurgicznych (Wodzinski i Skalski 2021b).

4. Rekonstrukcja defektów czaszkowych

W przypadku zabiegów chirurgicznych, w szczególności implantologii, niezwykle istotne jest precyzyjne zaprojektowanie implantu, który ma zostać wszczepiony. Niejednokrotnie nie jest możliwe zastosowanie typowych implantów, a konieczne jest opracowanie implantu z przeznaczeniem dla konkretnego pacjenta. Przykładem mogą być defekty czy ubytki w strukturze kostnej czaszki.

Automatyzacja procesu rekonstrukcji defektów czaszkowych może zdecydowanie zmniejszyć zarówno koszt procedury, jak i czas potrzebny na wytworzenie implantu przeznaczonego dla danego pacjenta. Co więcej, możliwe jest wypełnienie defektu takim implantem bezpośrednio w czasie zabiegu pierwotnego (np. chirurgicznego usunięcia nowotworu).

Najnowsze osiągnięcia zespołu w rekonstrukcji defektów czaszkowych obejmują opracowanie specjalistycznej metody automatycznego projektowania implantów i ich druku 3D, wykorzystującego uczenie głębokie (Wodzinski i in. 2021b, 2022). Przykładowy druk automatycznie zaprojektowanego implantu został pokazany na rysunku 1.



Rys. 1. Przykładowy druk 3D automatycznie zaprojektowanego implantu. Wydruk oraz wizualizacja w mieszanej rzeczywistości

5. Druk 3D

Druk przestrzenny zwany popularnie drukiem 3D lub wytwarzaniem addytywnym polega na osadzaniu odpowiedniego materiału warstwa po warstwie oraz jego utwardzaniu w celu uzyskania przestrzennego modelu (Vaz i in. 2021). Chociaż początki druku 3D datowane są na lata 70. ubiegłego wieku, szersze zastosowanie technika ta znalazła dopiero w ostatnim dwudziestoleciu dzięki postępowi technologicznemu i redukcji kosztów pojedynczego wydruku. Obecnie istnieje wiele różnych technologii druku 3D, takich jak przykładowo: wydruk FDM (*fused deposition modeling*), stereolitografia (SLA), selektywne spiekanie proszku poliamidowego (SLS) czy drukowanie elementów z ciekłych żywic fotopolimerowych utwardzanych światłem UV (PolyJet) (Vaz i in. 2021).

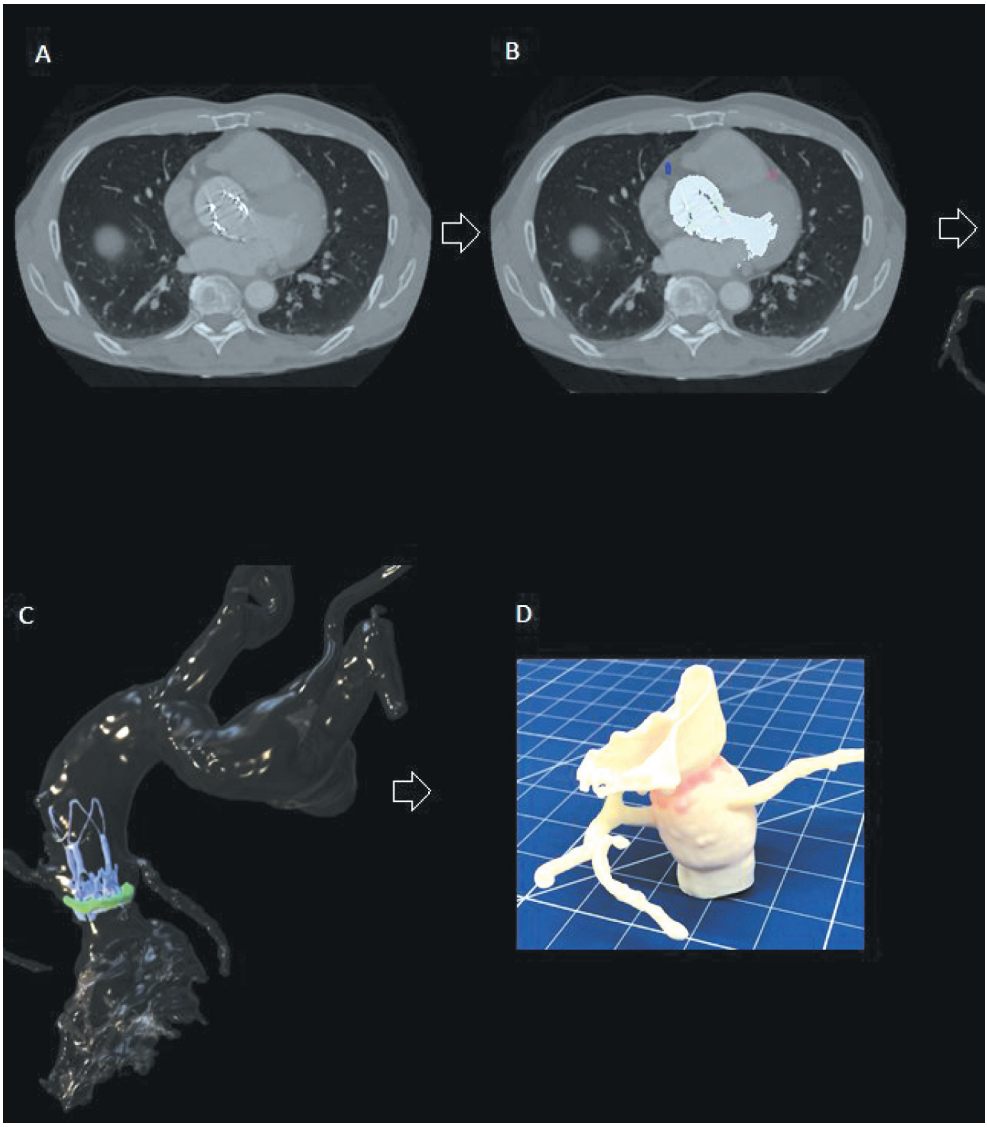
Druk przestrzenny jest z powodzeniem stosowany w różnych branżach przemysłowych, takich jak motoryzacja, budownictwo czy branża odzieżowa. Ostatnimi czasy technologia wykorzystywana jest również w medycynie, w szczególności na etapie planowania zabiegów medycznych (Liaw i Guyendiren 2017). Najczęściej medyczne wydruki 3D wykonuje się na podstawie danych obrazowych pacjentów – badań tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego. Dane w formacie DICOM poddawane są manualnej lub półautomatycznej segmentacji, a następnie za pomocą specjalistycznego oprogramowania CAD-owskiego (CAD – *computer-aided design software*) eksportowane do trójwymiarowego modelu cyfrowego tworzonego metodą elementów skończonych (Yoo i in. 2016). Tak przygotowany plik jest potem przetwarzany przez oprogramowanie drukarki do dwuwymiarowych projekcji konstruowanych i utwardzanych przez urządzenie warstwa po warstwie (Mitsouras i in. 2015).

Za pomocą druku 3D uzyskiwana jest fizyczna replika organu umożliwiająca lepsze zrozumienie anatomii pacjenta oraz ocenę geometrii struktur anatomicznych. Często wydruki są również stosowane do przygotowania i przetrenowania kompleksowych zabiegów, takich jak inwazyjne procedury kardiologiczne, ortopedyczne, laryngologiczne, neurochirurgiczne czy onkologiczne (Mitsouras i in. 2015, Yoo i in. 2016, Witowski i in. 2020, Khokhar i in. 2022). Dodatkowo wydruk 3D znalazł bardzo powszechne zastosowanie w stomatologii, m.in. do produkcji prowadnic wierteł do implantów dentystycznych, produkcji modeli dla protetyki, ortodoncji i chirurgii oraz produkcji implantów dentystycznych, czaszkowo-szczękowo-twarzowych i ortopedycznych (Dawood i in. 2015). Ostatnio jednym z najczęściej poruszanych tematów jest wykorzystanie druku 3D do produkcji symulatorów medycznych mających częściowo zastąpić badania na zwierzętach (Lichtenberger i in. 2018).

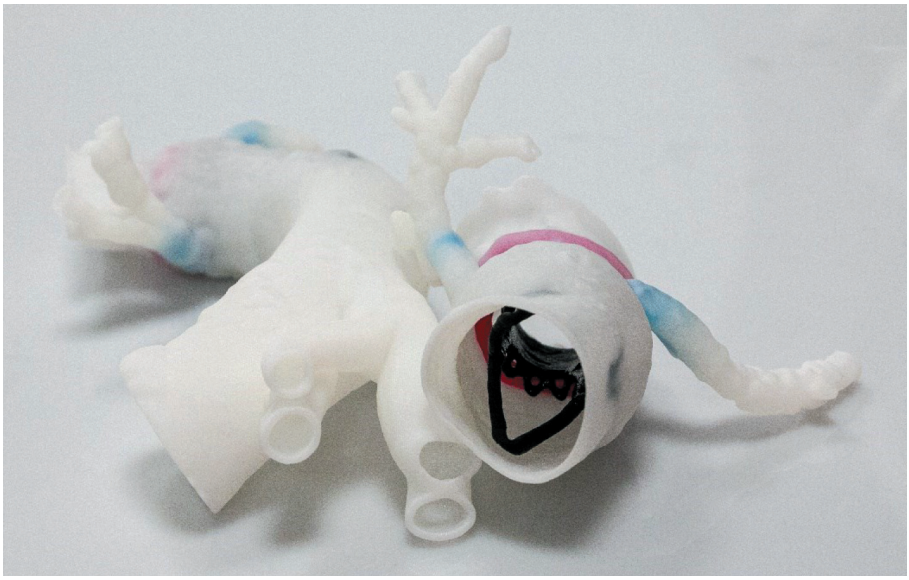
Obok wielu zalet druku przestrzennego należy brać pod uwagę również jego ograniczenia związane głównie z technologią (rozdzielczość wydruku, rozmiar wydruku, możliwość wyboru materiałów i łączenia materiałów w jednym procesie druku, właściwości fizyczne materiałów do druku) oraz ekonomią (wysoka cena sprzętu i pojedynczego wydruku).

Przykładowy proces przygotowania wydruku przedstawia rysunek 2. Trójwymiarowe dane pochodzące z tomografii komputerowej poddawane są procesowi segmentacji.

Umożliwia ona określenie geometrii oraz fizycznej struktury, która ma zostać wydrukowana. Na podstawie uzyskanych wyników przeprowadza się modelowanie i dobiera się odpowiedni implantowany element zgodny z geometrią danej struktury, dla którego finalnie wykonywany jest wydruk. Przykładowy efekt procesu modelowania w postaci wydruku 3D wykonanego na potrzeby planowania zabiegu plastyki tętnic wieńcowych u pacjentów po podwójnej implantacji zastawki aortalnej przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 2. Etapy przygotowania medycznego wydruku 3D: A – akwizycja danych obrazowych pacjenta, B – segmentacja, C – modelowanie 3D, D – wydruk 3D



Rys. 3. Przykład wydruku 3D służącego do planowania zabiegu plastyki tętnic wieńcowych u pacjentów po podwójnej implantacji zastawki aortalnej (procedura TAVR-in-SAVR)

6. Planowanie przedoperacyjne na podstawie danych obrazowych

Planowanie przedoperacyjne polega na wykorzystaniu obrazowych danych medycznych do dokładnego zaplanowania operacji w środowisku komputerowym, a następnie zastosowaniu go podczas zabiegu. Wykorzystanie dodatkowych narzędzi, takich jak monitory czy systemy immersyjne, umożliwia dostęp do niego na sali operacyjnej.

Wraz z dynamicznym rozwojem diagnostyki obrazowej 3D już w latach 90. ubiegłego stulecia dostrzeżono potrzebę tworzenia spersonalizowanych wirtualnych modeli trójwymiarowych operowanych narządów i obszarów interwencji chirurgicznej (Vannier i Marsh 1996). Wizja ta jednak znacząco wyprzedzała możliwości obliczeniowe ówczesnych komputerów. W ostatnich latach technologie takie jak obliczenia w chmurze oraz obliczenia z użyciem kart graficznych czy zewnętrznych akceleratorów AI stały się stosunkowo tanie, a co za tym idzie – powszechnie dostępne. Dzięki temu możliwe jest urzeczywistnienie tej wizji w wielu specjalistycznych obszarach, takich jak neurochirurgia, chirurgia szczękowo-twarzowa, otolaryngologia, ortopedia, chirurgia nerki czy chirurgia jamy brzusznej.

Wirtualne modele 3D operowanego obszaru pozwalają na szczegółowe zaplanowanie przebiegu zabiegu, dobranie optymalnej trajektorii prowadzenia narzędzi chirurgicznych (minimalizacja ryzyka uszkodzenia sąsiednich struktur), a często dzięki dostarczeniu operatorowi pełnej wiedzy o obiekcie umożliwiają zastosowanie podejścia minimalnie inwazyjnego (*minimally invasive surgery*).

Kierunek ten wraz z personalizacją (opracowanie modelu z przeznaczeniem dla konkretnego pacjenta) i precyzją (minimalizacja ryzyka uszkodzeń sąsiednich struktur, minimalizacja zakresu zabiegu, np. możliwość usunięcia samej zmiany nowotworowej i zachowania zdrowych tkanek) wpisuje się w strategię wytyczoną przez Komisję Europejską (*personalzied and precise medicine*)[3].

Zaprojektowanie i wyliczenie wirtualnego modelu 3D jest krokiem poprzedzającym wybór instrumentów końcowych zależny od specyfiki zabiegu, preferencji operatora czy możliwości technicznych. Przykładowo model 3D może zostać zintegrowany z systemem nawigacji śródoperacyjnej, może zostać zwizualizowany na ekranie lub z użyciem narzędzi rzeczywistości rozszerzonej czy mieszanej bądź też może zostać wydrukowany na drukarce 3D.

Jednym z obszarów zastosowań planowania przedoperacyjnego jest chirurgia nerki w zakresie:

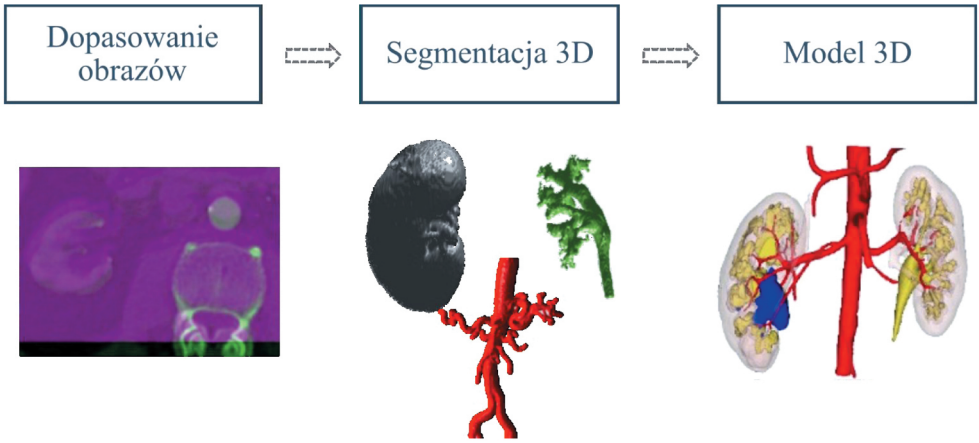
- tumorektomii (zabieg chirurgiczny polegający na usunięciu większości lub całości pierwotnego guza nowotworowego z ograniczoną do minimum resekcją otaczającej, zdrowej tkanki);
- nefrolitotrypsji przezskórnej (zabieg chirurgiczny stosowany w leczeniu kamicy nerkowej polegający na miejscowym rozbiciu złogów w układzie kielichowo-miedniczkowym za pomocą fali ultradźwiękowej, po uprzednim wypracowaniu dostępu przezskórnego do wnętrza nerki).

Każdy z wymienionych zabiegów wiąże się ze specyficznymi wyzwaniami oraz ryzykiem szeregu komplikacji determinujących powodzenie operacji, czas jej trwania, przebieg rekonwalescencji oraz długofalowe skutki pooperacyjne, a w konsekwencji – długość i jakość życia pacjenta. Modele 3D stanowią wsparcie w planowaniu zabiegów chirurgicznych i umożliwiają zmniejszenie ryzyka powikłań operacyjnych oraz pooperacyjnych.

Wyliczenie modelu 3D jest złożonym procesem łączącym wiele technik przetwarzania i analizy obrazów. W najprostszym ujęciu można wyróżnić trzy istotne etapy (rys. 4):

1. Dopasowanie obrazów tomografii komputerowej należących do poszczególnych faz przepływu środka cieniującego (Heryan i in. 2016).
2. Segmentacje poszczególnych struktur wnętrza nerki:
   - nerka (Skalski i in. 2017),
   - układ kielichowo-miedniczkowy (Heryan i in. 2017),
   - tętnice i drzewo naczyniowe wnętrza nerki (Bugajska i in. 2015, Heryan i in. 2018).
3. Skonstruowanie modelu.

[3] European Commission. Advice for 2016/2017 of the Horizon 2020 Advisory Group for Social Challenge 1, "Health, Demographic Change and Wellbeing", July 2014, https://ec.europa.eu/transparency/regexpert/index.cfm?do=groupDetail.groupDetailDoc&id=15073&no=1 [dostęp: 21.04.2022].



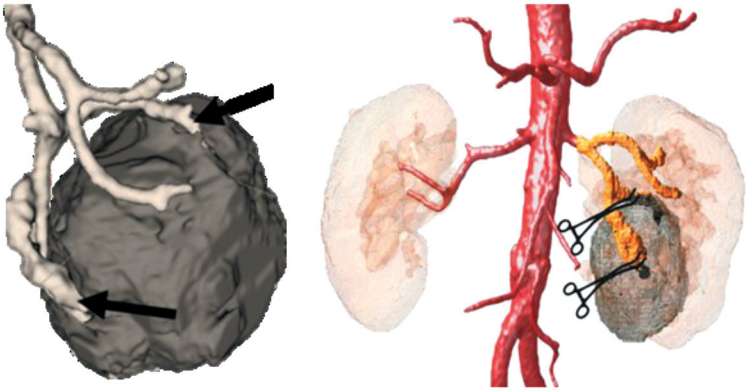
Rys. 4. Etapy tworzenia modelu 3D
do planowania przedoperacyjnego zabiegu chirurgii nerki
Źródło: opracowanie własne na podstawie Heryan i in. (2018)

Dla powodzenia zabiegu istotne jest określenie relacji przestrzennej pomiędzy sąsiednimi strukturami (naczynia krwionośne, układ kielichowo-miedniczkowy). Na podstawie modelu 3D możliwa jest ich analiza oraz zaplanowanie optymalnej strategii zabiegu, tj. analiza możliwych konsekwencji poszczególnych trajektorii prowadzenia narzędzi chirurgicznych, wyliczenie odległości od kluczowych struktur, ocena zachowania bezpiecznego dystansu. Szczególna uwaga poświęcana jest segmentacji naczyń krwionośnych, które odgrywają kluczową rolę w przypadku tumorektomii i nefrolitotrypsji przezskórnej.

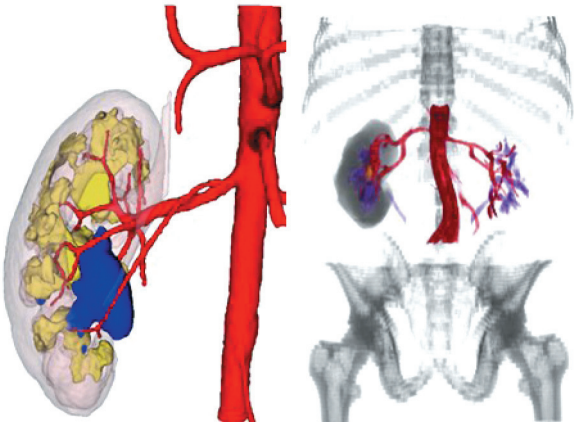
W przypadku tumorektomii identyfikacja wszystkich istotnych tętnic bezpośrednio zasilających zmianę nowotworową i ich klemacja na czas trwania zabiegu pozwala zachować przepływ krwi (transport tlenu i składników odżywczych, eliminacja toksyn i produktów przemiany materii) w pozostałej części zdrowego miąższu narządu. Jest to szczególnie istotne, ponieważ nawet kilkuminutowe niedokrwienie narządu może powodować nieodwracalne upośledzenie jego funkcji w przyszłości. Zastosowanie modelu 3D umożliwia wskazanie tętnic bezpośrednio odżywiających zmianę nowotworową (rys. 5), optymalizację zakresu zabiegu, wybór strategii ustanowienia dostępu do zmiany nowotworowej, zabezpieczenie loży. Dzięki podejściu minimalnie inwazyjnemu wynik funkcjonalny zabiegu jest lepszy (ilość zachowanego miąższu bezpośrednio koreluje z pozabiegową wydolnością narządu), ryzyko powikłań mniejsze, a czas rekonwalescencji krótszy.

W przypadku nefrolitotrypsji przezskórnej przy zastosowaniu konwencjonalnego wspomagania śródoperacyjnego (ultrasonografia, fluoroskopia) nie są uwidaczniane naczynia tętnicze wnętrza nerki, zatem istnieje spore ryzyko ich uszkodzenia. Model 3D dostarcza informacji o ich położeniu i pozwala na obranie optymalnej strategii utworzenia

dostępu do złogu (rys. 6). Dzięki temu liczba prób utworzenia dostępu do złogu jest istotnie redukowana, znacznie minimalizuje się ryzyko powikłań (krwawienie śródoperacyjne, uszkodzenie sąsiednich struktur, konieczność odstąpienia od zabiegu czy konwersji jego zakresu) oraz skraca się czas trwania pozabiegowej rekonwalescencji.



Rys. 5. Przykładowy model 3D do planowania zabiegu tumorektomii
Źródło: opracowanie własne na podstawie Bugajska i in. (2015)



Rys. 6. Przykładowy model 3D do planowania zabiegu nefrolitotrypsji przezskórnej
Źródło: opracowanie własne na podstawie Heryan i in. (2018)

7. Nawigacja medyczna

Rozwinięciem pasywnego wspierania zespołów medycznych są metody aktywne, takie jak nawigacja. Nawigacja medyczna, mająca początki w neurochirurgii i ortopedii (Reinhardt i in. 1986), znajduje szerokie zastosowanie w wielu zabiegach chirurgicznych. Pozwala ona na precyzyjne pozycjonowanie narzędzi w przestrzeni trójwymiaro-

wej w odniesieniu do punktów charakterystycznych na ciele pacjenta (znaczniki) lub w odniesieniu do powierzchni jego ciała.

Obecnie najbardziej popularną techniką w dziedzinie nawigacji medycznej jest nawigacja optyczna, pozwalająca na śledzenie markerów przez układ kamer stereowizyjnych. Nawigacja taka ma zastosowanie szczególnie tam, gdzie mamy do czynienia z ruchem brył sztywnych – na przykład w ortopedii, w zabiegach alloplastyki stawu kolanowego i biodrowego oraz w chirurgii kręgosłupa. Przykładem może być system do pomiaru funkcjonalnego nachylenia kąta miednicy u pacjentów zakwalifikowanych do alloplastyki stawu biodrowego (Kochman i in. 2017, 2018). Dzięki wykorzystaniu urządzeń mobilnych (Danioł i in. 2015) pracujących jako system nawigacji medycznej, połączonych z modułem USG, jest możliwe określenie optymalnego kąta implantacji w taki sposób, aby zakres ruchu pacjenta nie uległ znaczącym ograniczeniom. Kolejnym zastosowaniem systemów nawigacji medycznej jest szybki screening pacjentów, u których jest podejrzenie nieprawidłowości w nachyleniu miednicy mogących skutkować późniejszymi komplikacjami pooperacyjnymi. Nawigacja medyczna może mieć także zastosowanie w chirurgii kręgosłupa, w szczególności w precyzyjnym dopasowaniu prętów stabilizacyjnych w nieinwazyjnej chirurgii śrub pedikularnych. Co więcej, markerem w takim przypadku może być samo narzędzie chirurgiczne wykorzystywane do dopasowania prętów stabilizacyjnych (Böhler i in. 2019). Wyzwaniem, a jednocześnie ogromną szansą stojącą przed technologiami nawigacyjnymi jest ich integracja z urządzeniami rzeczywistości wirtualnej i rozszerzonej oferującymi poziom imersji niespotykany w dotychczasowych systemach nawigacyjnych i pozwalający na bardzo wygodną prezentację danych dla lekarza operatora.

8. Wykorzystanie rzeczywistości mieszanej do planowania i przeprowadzania zabiegów medycznych

Techniki immersyjne, a w szczególności rzeczywistość rozszerzona/mieszana (AR/MR – *Augmented/Mixed Reality*), znajdują coraz szersze zastosowanie zarówno w życiu codziennym, jak i w różnych obszarach medycy. Rzeczywistość rozszerzona/mieszana umożliwia umieszczenie w otaczającym nas świecie cyfrowych obiektów w postaci hologramu. Hologram jest tworzony najczęściej na podstawie obrazowych danych pacjenta. W przeciwieństwie do wirtualnej rzeczywistości, gdzie użytkownik jest odcięty od bodźców zewnętrznych (wizualnych i dźwiękowych), w AR i MR użytkownik ma dostęp zarówno do świata cyfrowego, jak i rzeczywistego. Jednym z elementów odróżniających MR od AR jest możliwość interakcji z hologramem (Sakai i in. 2020). W przypadku AR i MR użytkownik ma odczucie pełnej trójwymiarowości obiektu, co jest istotne dla diagnostyki, planowania i przeprowadzania procedur medycznych (Łęgosz i Skalski 2021).

W medycynie można wyróżnić trzy główne obszary zastosowań MR:

1) edukacja i szkolenie studentów w zakresie anatomii,
2) diagnostyka i planowanie zabiegów chirurgicznych z wykorzystaniem obrazowych danych medycznych, takich jak dane z tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego,
3) śródzabiegowe wsparcie zespołów zabiegowych.

We wskazanym zakresie niezwykle istotna jest możliwość analizy obrazowych danych pacjentów jako obiektów trójwymiarowych oraz możliwość generowania płaszczyzn w hologramach pod dowolnym kątem. Takie podejście znacząco przyspiesza proces diagnostyki (Pelanis i in. 2020) czy też samego zabiegu (Wierzbicki i in. 2022). Przykładem może być wykorzystanie rzeczywistości mieszanej do analizy i planowania zabiegów w zakresie onkoortopedii (Łęgosz i Skalski 2021). Możliwa jest dokładna analiza przestrzennych, geometrycznych relacji pomiędzy strukturami anatomicznymi a zmianami patologicznymi. Przykładowo możliwe jest dokładne przeanalizowanie struktury ukrwienia zmiany nowotworowej na podstawie danych obrazowych. Co więcej, podczas zabiegu wszystkie informacje z etapu planowania są bardzo łatwo dostępne w postaci hologramów, z którymi operator może wchodzić w interakcję bez utraty sterylności.

9. Podsumowanie

W artykule przedstawiono aktualny zakres zainteresowań i prac badawczych Zespołu Przetwarzania i Analizy Obrazów oraz Sygnałów Katedry Metrologii i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Zaprezentowane zagadnienia skupiają się głównie na pasywnym i aktywnym wspieraniu zespołów medycznych podczas wykonywania skomplikowanych zabiegów. W zakresie pasywnym można przywołać systemy diagnostyki i monitoringu na podstawie sygnału głosu czy bazujący na danych obrazowych proces planowania zabiegów oraz druk 3D. W zakresie aktywnych systemów należy wymienić nawigację medyczną. Całość uzupełnia wykorzystanie rzeczywistości mieszanej w celu optymalizacji sposobu dostarczania informacji oraz zwiększania percepcji danych obrazowych.

Literatura

Arora S., Visanji N., Mestre T., Tsanas A., Aldakheel A., Connolly B., Gasca-Salas C. i in., 2018, *Investigating voice as a biomarker for leucine-rich repeat kinase 2-associated Parkinson's disease*, Journal of Parkinson's Disease, vol. 8(4), s. 503–510. https://doi.org/10.3233/jpd-181389.

Böhler L., Kozak J., Daniol M., Alk A., 2022, *Medical Bending System*, Patent No. US20220047336A1.

Bugajska K., Skalski A., Gajda J., Drewniak T., 2015, *The renal vessel segmentation for facilitation of partial nephrectomy*, [w:] *SPA 2015: Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements and Applications: Poznan, 23–25th September 2015: conference proceedings*, Poznan University of Technology, Poznan, s. 50–55. https://doi.org/10.1109/SPA.2015.7365112.

Carter T., Seah S.A., Long B., Drinkwater B.W., Subramanian S., 2013, *UltraHaptics: multi-point mid-air haptic feedback for touch surfaces*, [w:] *UIST '13: Proceedings of the 26th annual ACM symposium on User interface software and technology*, Association for Computing Machinery, New York, s. 505–514. https://doi.org/10.1145/2501988.2502018.

Danioł M., Martin T., Kozak J., 2015, *Rozwój, kalibracja, walidacja oraz porównanie lokalizatorów medycznych opartych o smartfony Apple iPhone 5S oraz Samsung Galaxy S4*, Przegląd Elektrotechniczny, R. 91, nr 5, s. 53–56.

Dashtipour K., Tafreshi A., Lee J., Crawley B., 2018, *Speech disorders in Parkinson's disease: pathophysiology, medical management and surgical approaches*, Neurodegenerative Disease Management, vol. 8(5), s. 337–348. https://doi.org/10.2217/nmt-2018-0021.

Dawood A., Marti Marti B., Sauret-Jackson V., Darwood A., 2015, *3D printing in dentistry*, British Dental Journal, vol. 219(11), s. 521–529. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914.

Fagherazzi G., Fischer A., Ismael M., Despotovic V., 2021, *Voice for health: the use of vocal biomarkers from research to clinical practice*, Digital Biomarkers, vol. 5(1), s. 78–88. https://doi.org/10.1159/000515346.

Hemmerling D., Skalski A., Gajda J., 2016, *Voice data mining for laryngeal pathology assessment*, Computers in Biology and Medicine, vol. 69, s. 270–276. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2015.07.026.

Hemmerling D., Wojcik-Pedziwiatr M., 2022, *Prediction and estimation of Parkinson's disease severity based on voice signal*, Journal of Voice, vol. 36(3), s. 439.e9–439.e20. https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2020.06.004.

Heryan K., Skalski A., Gajda J., Drewniak T., Jakubowski J., 2016, *Registration of different phases of contrast-enhanced CT for facilitation of partial nephrectomy*, [w:] *IST 2016: 2016 IEEE international conference on Imaging Systems & Techniques: October 4–6, 2016, Chania, Crete Island, Greece: proceedings*, IEEE, Piscataway, s. 255–260. https://doi.org/10.1109/IST.2016.7738233.

Heryan K., Skalski A., Jakubowski J., Drewniak T., Gajda J., 2017, *Automatic extraction of the pelvicalyceal system for preoperative planning of minimally invasive procedures*, Metrology and Measurement Systems, vol. 24(1), s. 3–18. https://doi.org/10.1515/mms-2017-0014.

Heryan K., Chorągwicki D., Sandheim M., Jakubowski J., Drewniak T., 2018, *Renal vessels segmentation for preoperative planning in percutaneous nephrolithotomy*, [w:] *IST 2018: IEEE international conference on Imaging Systems and Techniques: Kraków, Polska, October 16–18, 2018*, IEEE, Piscataway, s. 1–6. https://doi.org/10.1109/IST.2018.8577147.

Khokhar A., Zlahoda-Huzior A., Stanuch M., Ponticelli F., Ruggiero R., Chandra K., Kim W.K. i in., 2022, *Advanced CT-based imaging techniques to evaluate coronary access after TAVI for degenerated surgical bioprosthesis*, Canadian Journal of Cardiology, vol. 38(3), s. 392–394. https://doi.org/10.1016/j.cjca.2021.11.005.

Kochman A., Goral A., Martin T., Marek W., Kozak J., Morawska-Kochman M., Synder M., 2017, *Application of navigated ultrasound for assessment of the anterior pelvic plane in patients with degenerative hip diseases*, Journal of Ultrasound in Medicine, vol. 36(7), s. 1373–1380. https://doi.org/10.7863/ultra.16.07016.

Kochman A., Goral A., Kozak J., Marek W., Morawska-Kochman M., Synder M., 2018, *Preoperative ultrasonographic assessment of the anterior pelvic plane for personalized total hip replacement*, Journal of Ultrasound in Medicine, vol. 37(4), s. 949–958. https://doi.org/10.1002/jum.14431.

Liaw C.Y., Guvendiren M., 2017, *Current and emerging applications of 3D printing in medicine*, Biofabrication, vol. 9(2), 024102. https://doi.org/10.1088/1758-5090/aa7279.

Lichtenberger J.P., Tatum P.S., Gada S., Wyn M., Ho V.B., Liacouras P., 2018, *Using 3D printing (additive manufacturing) to produce low-cost simulation models for medical training*, Military Medicine, vol. 183, suppl. 1, s. 73–77. https://doi.org/10.1093/milmed/usx142.

Łęgosz P., Skalski A., 2021, *Nowe technologie w Ortopedii: zastosowanie okularów mieszanej rzeczywistości (MR) podczas operacji resekcji przerzutu raka jasnokomórkowego nerki do kości udowej*, Praktyczna Ortopedia i Traumatologia, nr 24(4), s. 11–16.

Ma A., Lau K.K., Thyagarajan D., 2020, *Voice changes in Parkinson's disease: What are they telling us?*, Journal of Clinical Neuroscience, vol. 72, s. 1–7. https://doi.org/10.1016/j.jocn.2019.12.029.

Mitsouras D., Liacouras P., Imanzadeh A., Giannopoulos A.A., Cai T., Kumamaru K.K., George E. i in., 2015, *Medical 3D printing for the radiologist*, Radiographics, vol. 35(7), s. 1965–1988. https://doi.org/10.1148/rg.2015140320.

Pelanis E., Kumar R.P., Aghayan D.L., Palomar R., Fretland Å.A., Brun H., Elle O.J., Edwin B., 2020, *Use of mixed reality for improved spatial understanding of liver anatomy*, Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, vol. 29(3), s. 154–160. https://doi.org/10.1080/13645706.2019.1616558.

Reinhardt H., Meyer H., Amrein E., 1986, *Computer Aided Surgery, ein erster Schritt: Robotik für Hirnoperationen*, Polyscope Plus, vol. 6, s. 1–6.

Sakai D., Joyce K., Sugimoto M., Horikita N., Hiyama A., Sato M., Devitt A., Watanabe M., 2020, *Augmented, virtual and mixed reality in spinal surgery: A real-world experience*, Journal of Orthopaedic Surgery, vol. 28(3), 2309499020952698. https://doi.org/10.1177/2309499020952698.

Skalski A., Heryan K., Jakubowski J., Drewniak T., 2017, *Kidney segmentation in CT data using hybrid level-set method with ellipsoidal shape constraints*, Metrology and Measurement Systems, vol. 24(1), s. 101–112. https://doi.org/10.1515/mms-2017-0006.

Tsanas A., Little M.A., McSharry P.E., Ramig L.O., 2010, *Accurate telemonitoring of Parkinson's disease progression by non-invasive speech tests*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 57(4), s. 884–893. https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2036000.

Wierzbicki R., Pawłowicz M., Job J., Balawender R., Kostarczyk W., Stanuch M., Janc K., Skalski A., 2022, *3D mixed-reality visualization of medical imaging data as a supporting tool for innovative, minimally invasive surgery for gastrointestinal tumors and systemic treatment as a new path in personalized treatment of advanced cancer diseases*, Journal of Cancer Research and Clinical Oncology, vol. 148(1), s. 237–243. https://doi.org/10.1007/s00432-021-03680-w.

Witowski J., Budzyński A., Grochowska A., Ballard D.H., Major P., Rubinkiewicz M., Złahoda-Huzior A. i in., 2020, *Decision-making based on 3D printed models in laparoscopic liver resections with intraoperative ultrasound: a prospective observational study*, European Radiology, vol. 30(3), s. 1306–1312. https://doi.org/10.1007/s00330-019-06511-2.

Wodzinski M., 2021, *Semi-supervised multilevel symmetric image registration method for magnetic resonance whole brain images*, [w:] Aubreville M., Zimmerer D., Heinrich M. (eds.), *Biomedical image registration, domain generalisation and out-of-distribution analysis: MICCAI 2021 challenges: MIDOG 2021, MOOD 2021, and Learn2Reg 2021 held in conjunction with MICCAI 2021: Strasbourg, France, September 27 – October 1, 2021: proceedings*, Lecture Notes in Computer Science, vol. 13166, Springer, Cham, s. 186–191. https://doi.org/10.1007/978-3-030-97281-3_27.

Wodzinski M., Müller H., 2021, *DeepHistReg: unsupervised deep learning registration framework for differently stained histology samples*, Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol. 198, 105799. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105799.

Wodzinski M., Skalski A., 2021a, *Multistep, automatic and nonrigid image registration method for histology samples acquired using multiple stains*, Physics in Medicine and Biology, vol. 66(2), s. 1–14. https://doi.org/10.1088/1361-6560/abcad7.

Wodzinski M., Skalski A., 2021b, *Adversarial affine registration for real-time intraoperative registration of 3-D US-US for brain shift correction*, [w:] Noble J.A., Aylward S., Grimwood A., Min Z., Lee S.L., Hu Y. (eds.), *ASMUS 2021: simplifying medical ultrasound: second international workshop: held in conjunction with MICCAI 2021: Strasbourg, France, September 27, 2021: proceedings*, Lecture Notes in Computer Science, vol. 12967, Springer, Cham, s. 75–84. https://doi.org/10.1007/978-3-030-87583-1_8.

Wodzinski M., Skalski Andrzej, Ciepiela I., Kuszewski T., Kedzierawski P., Gajda J., 2018, *Improving oncoplastic breast tumor bed localization for radiotherapy planning using image registration algorithms*, Physics in Medicine and Biology, vol. 64(3), 035024. https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaa4b1.

Wodzinski M., Ciepiela I., Kuszewski T., Kedzierawski P., Skalski A., 2021a, *Semi-supervised deep learning-based image registration method with volume penalty for real-time breast tumor bed*, Sensors, vol. 21(12), 4085. https://doi.org/10.3390/s21124085.

Wodzinski M., Daniol M., Hemmerling D., 2021b, *Improving the automatic cranial implant design in cranioplasty by linking different datasets*, [w:] Li J., Egger J. (eds.), *Towards the automatization of cranial implant design in cranioplasty II: second challenge: AutoImplant 2021: held in conjunction with MICCAI 2021: Strasbourg, France, October 1, 2021: proceedings*, Lecture Notes in Computer Science, vol. 13123, Springer, Chams, s. 29–44. https://doi.org/10.1007/978-3-030-92652-6_4.

Wodzinski M., Daniol M., Socha M., Hemmerling D., Stanuch M., Skalski A., 2022, *Deep learning-based framework for automatic cranial defect reconstruction and implant modeling*, https://doi.org/10.48550/arXiv.2204.06310 [arXiv preprint].

Vannier M.W., Marsh J.L., 1996, *Three-dimensional imaging, surgical planning, and image-guided therapy*, Radiologic Clinics of North America, vol. 34(3), s. 545–563.

Vaz V.M., Kumar L., 2021, *3D printing as a promising tool in personalized medicine*, AAPS PharmSciTech, vol. 22(1), 49. https://doi.org/10.1208/s12249-020-01905-8.

Yoo S.J., Thabit O., Kim E.K., Ide H., Yim D., Dragulescu A., Seed M. i in., 2016, *3D printing in medicine of congenital heart diseases*, 3D Printing in Medicine, vol. 2(1), 3. https://doi.org/10.1186/s41205-016-0004-x.