

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

WYDZIAŁ MECHATRONIKI

Rozprawa doktorska

mgr inż. Radosław Gierwiało

**System rzeczywistości wzbogaconej do wspomagania
procesu uczenia na potrzeby zabiegu termoablacji wątroby**

Promotor:

dr hab. inż. Robert Sitnik, prof. uczelni

Promotor pomocniczy:

dr inż. Marcin Witkowski

WARSZAWA 2019

Chciałbym bardzo serdecznie podziękować:

Promotorowi dr hab. inż. Robertowi Sitnikowi, prof. uczelni, za wsparcie merytoryczne, cierpliwość i motywację do pracy,

Promotorowi dr inż. Marcinowi Witkowskiemu za fachową wiedzę i pomoc przy walidacji działania systemu,

Koledze mgr inż. Łukaszowi Groszkowiemu za opracowanie i wykonanie niezbędnych fantomów wątroby,

Profesorom Maciejowi Kosieradzkiemu i Wojciechowi Lisikowi z Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego za cenne uwagi i wskazówki pozwalające lepiej zrozumieć specyfikę pracy chirurgów

oraz wszystkim, których nie wymieniłem, a którzy pomogli mi podczas powstawania niniejszej pracy.

Radosław Gierwiało

STRESZCZENIE

W ostatnim okresie znacznie spopularyzowane zostało takie pojęcie jak "rzeczywistość wzbogacona" (ang. *augmented-reality*, AR). Jest to obszar zastosowań, który skupia się na łączeniu w czasie rzeczywistym informacji ze świata realnego z informacjami generowanymi komputerowo. Celem tej pracy jest opracowanie systemu rzeczywistości wzbogaconej, wspomagającego proces uczenia chirurgów w ramach zabiegów termoablacji wątroby. W jej ramach powstał system MARVIS. Główne funkcjonalności użytkowe opracowanego systemu to: wizyjne śledzenie konturu wątroby w czasie rzeczywistym umożliwiające określenie jej orientacji w przestrzeni, fotogrametryczne śledzenie położenia głowy użytkownika, projekcja wewnętrznych struktur na powierzchnię fantomu, możliwość obserwacji wizualizacji nieuzbrojonym okiem z uwzględnieniem zjawiska paralaksy ruchu oraz wykorzystanie dedykowanego fantomu w celu detekcji nakłuc przez operatora. W pracy przedstawiono teoretyczne podstawy naturalnego widzenia człowieka, na podstawie których zdefiniowano kluczowe parametry, jakie powinien spełniać system by wspomagać pracę chirurga, zwiększać jego komfort i jednocześnie nie zaburzać naturalnej percepcji. Opisane zostały podstawy kalibracji systemów wizyjnych oraz scharakteryzowane aktualnie dostępne algorytmy z tego zakresu. Dokonano przeglądu dostępnych na rynku systemów VR/AR wspomagających diagnostykę medyczną pod kątem działania w oparciu o dane konkretnego pacjenta, posiadania beznacznikowego systemu śledzenia narządów, możliwości obserwacji nieuzbrojonym okiem oraz posiadanie haptycznego sprzężenia zwrotnego dla operatora. Następnie opisano koncepcję systemu spełniającą wszystkie przyjęte założenia. Przedstawiono alternatywne, możliwe do wdrożenia rozwiązania dla każdego z modułów oraz przedstawiono argumenty stojące za każdą kluczową decyzją wpływającą na działanie zaprezentowanego systemu. Następnie, opisano szczegółowo zbudowane stanowisko badawcze, zaprezentowano implementację programową wybranych algorytmów wchodzących w skład MARVIS oraz przedstawiono informacje związane fantomem niezbędne do zrozumienia działania systemu. Przedstawiono wyniki testów działania systemu. Pokazały one, że z wykorzystaniem systemu MARVIS udział liczby błędnych nakłuc został zredukowany z 50% do 30%, a mediana czasu potrzebnego na wykonanie poprawnego nakłucia zmalała z 17,6 s. do 11,5 s. Na koniec przeprowadzono dyskusję wyników oraz wskazano potencjalne kierunki dalszych prac.

Słowa kluczowe: rzeczywistość rozszerzona, śledzenie fantomu wątroby, paralaksa ruchu, bezgogli.

ABSTRACT

Recently, the concept of "augmented reality" (AR) has been widely popularized. It is an area of application that focuses on real-time combining information from the real world with computer-generated information. The aim of this dissertation was to develop an augmented reality system supporting the process of teaching surgeons in the procedure of thermal ablation of liver. The main features of the developed system are: visual tracking of the liver contour in real-time to determine its orientation in space, photogrammetric tracking of the user's head location, projection of internal structures on the phantom surface, possibility of observation with the naked eye with motion parallax and the use of a dedicated phantom for detection prick by the operator. The theoretical basics of human natural vision are presented, and key aspects of the system required to support the surgeon's work, increase his comfort while not disturbing natural vision were defined. The basics of vision systems calibration are described, and currently available algorithms are characterized. A review of commercially available VR/AR systems supporting medical diagnostics was carried out in terms of operation based on the patient-specific data, utilizing a markerless organ tracking system, possibility of observation with the naked eye and having haptic feedback for the operator. Then, the system concept that meets all defined assumptions were described. Alternative solutions that can be implemented for each module was mentioned, and argumentation behind each key decision affecting the operation of the presented system was presented. Then, the process of build of MARVIS setup in detail was described, presents software implementation of selected algorithms included in MARVIS and utilizes information related to the phantom necessary to understand the operation of the system. The results of system operation tests were presented. They showed that using the MARVIS system, the number of incorrect pricks is reduced from 50% to 30%, and the median time needed to perform a correct puncture decreased from 17.6 to 11.5 seconds. Finally, the results were discussed and potential directions for further work were indicated.

Keywords: augmented reality, liver phantom tracking, motion parallax, glasses-free

SPIS TREŚCI

Streszczenie	5
Abstract.....	6
1 Wprowadzenie	11
1.1 Motywacja	11
1.2 Nowotworowe choroby wątroby	12
1.2.1 Wizualizacja danych medycznych podczas zabiegów chirurgicznych	12
1.2.2 Zabieg termoablacji wątroby	13
1.3 Cele i teza rozprawy	14
1.4 Struktura rozprawy	17
2 Wstęp teoretyczny.....	18
2.1 Podstawy teoretyczne naturalnego widzenia człowieka.....	18
2.1.1 Zdolność rozdzielcza oka	18
2.1.2 Zakres pola widzenia	19
2.1.3 Ruch oka.....	20
2.1.4 Stereoskopia	21
2.1.5 Proces wergencji i akomodacji oka	21
2.1.6 Paralaksa ruchu.....	23
2.1.7 Skutki zaburzenia widzenia obuocznego.....	24
2.1.8 Podsumowanie.....	24
2.2 Podstawy kalibracji systemów wizyjnych.....	25
2.2.1 Modele analityczne detektora.....	26
2.2.2 Model oparty o wiązkę promieni.....	29
2.2.3 Charakterystyka metod kalibracyjnych	30
2.2.4 Przebieg procesu kalibracji kamery.....	37
2.2.5 Wyznaczanie transformacji pomiędzy kamerami	37
2.2.6 Kalibracja geometryczna projektora.....	38
2.2.7 Podsumowanie.....	41
3 Przegląd systemów VR/AR wspomagających diagnostykę medyczną i leczenie pacjentów	42
3.1 Systemy wykorzystujące rzeczywistość wirtualną.....	42
3.1.1 BioflightVR	42
3.1.2 ImmersiveTouch.....	42

3.2	Systemy wykorzystujące rzeczywistość rozszerzoną.....	43
3.2.1	True 3D.....	43
3.2.2	Proximie	44
3.2.3	AccuVein.....	45
3.2.4	Augmedix	46
3.2.5	Xvision	46
3.2.6	SentiAR	47
3.3	Systemy na urządzenia mobilne	48
3.3.1	Touch Surgery	48
3.3.2	Aplikacje Orca Health	49
3.4	Podsumowanie.....	50
4	Koncepcja rozwiązania	53
4.1	Deskryptor konturu.....	57
4.2	Baza danych konturów	58
4.3	Moduł Śledzenia Fantomu.....	60
4.4	Moduł Śledzenia Głowy	63
4.5	Moduł Projektacji	63
4.6	Moduł Interakcji ze Strukturami.....	65
4.7	Kalibracja systemu	66
4.8	Podsumowanie.....	66
5	Realizacja systemu MARVIS	67
5.1	Stanowisko badawcze.....	67
5.1.1	Implementacja programowa	70
5.2	Fantom Wątroby	73
5.3	Ścieżka przetwarzania danych.....	75
5.3.1	Wyznaczanie aktualnego konturu i deskryptora fantomu	75
5.3.2	Wyznaczanie współrzędnych 3D w ramach Modułu Śledzącego Fantom i Modułu Projektacji	78
5.3.3	Wyznaczanie współrzędnych 3D w ramach Modułu Śledzenia Głowy....	78
5.3.4	Transformacje pomiędzy lokalnymi układami modułów systemu.....	79
5.4	Metoda Przestrzennej Reprojektacji Struktur Wewnętrznych Fantomu	82
5.5	Podsumowanie.....	86
6	Walidacja systemu	87
6.1	Analiza dokładności poszczególnych elementów systemu	88
6.1.1	Dokładność kątownego śledzenia fantomu	88

6.1.2	Dokładność kalibracji MŚF i MP	91
6.1.3	Dokładność śledzenia głowy operatora	95
6.2	Badanie na grupie użytkowników testowych	96
6.2.1	Weryfikacja hipotez.....	100
6.3	Wydajność systemu	101
6.4	Podsumowanie.....	102
7	Podsumowanie	104
7.1	Osiągnięcie celów naukowych	104
7.2	Osiągnięcie celów użytecznych	105
7.3	Udowodnienie postawionej tezy pracy	106
7.4	Kierunki dalszych prac	106
8	Bibliografia	107
9	Załączniki.....	117

1 WPROWADZENIE

1.1 MOTYWACJA

Od wielu lat obserwuje się ciągły rozwój grafiki 2D i 3D (dziedzin grafiki komputerowej zajmującej się głównie wizualizacją obiektów dwu- i trójwymiarowych). Szczególnie w ostatnim okresie znacznie spopularyzowane zostały takie pojęcia jak „wirtualna rzeczywistość” (ang. *virtual reality*, *VR*) czy „rzeczywistość wzbogacona” (ang. *augmented-reality*, *AR*). Ta pierwsza jest generowana w całości sztucznie przy wykorzystaniu technik komputerowych. Może reprezentować zarówno elementy świata realnego (symulacje komputerowe), jak i zupełnie fikcyjnego. Rzeczywistość wzbogacona natomiast pozwala łączyć informacje ze świata rzeczywistego z tymi, generowanymi komputerowo [1].

W ostatnich latach nasilił się trend, zgodnie z którym dąży się do wzbogacania rzeczywistości o dodatkowe elementy wygenerowane przez komputer [2]. Fuzja danych zapewnia idealne podejście do celów edukacyjnych [3], zwłaszcza związanych z medycyną [4][5], ponieważ wspiera kształcenie przyszłych chirurgów bez ryzyka dla pacjentów. Rozwój technologii sprawia, że rzeczywistość rozszerzona znajduje zastosowanie w medycynie. AR może być wykorzystywana do dostarczania wskazówek dla lekarza podczas pracy. Przykładowo urządzenie AccuVein [6] wykrywa żyły u człowieka poprzez skanowanie skóry w bliskiej podczerwieni. W kolejnym kroku projektuje ich obraz na skórę w czasie rzeczywistym. Magee [7] opisuje użycie technologii AR wraz ze sztuczną głowicą ultrasonograficzną w celu szkolenia lekarzy z przeprowadzania procedur medycznych wymagających manipulacji igłą (np. biopsja tkanki¹, drenaż ropnia², nefrostomia³ itp.). Innym zastosowaniem jest nakładanie na półprzezroczysty wyświetlacz zamontowany na głowie (ang. *head mounted display*, *HMD*) operatora dodatkowych danych medycznych w taki sposób, by nie musiał on zmieniać niepotrzebnie kierunku obserwacji, gdyż informacje te zawsze będą wyświetlane w jego polu widzenia. Hamza – Lup [8] stworzył system, który pozwala w czasie rzeczywistym na trójwymiarową wizualizację pracy płuc bezpośrednio na pacjencie wykorzystując HMD.

¹ inwazyjna metoda pobrania materiału biologicznego z przypuszczalnie zmienionych chorobowo tkanek

² zabieg pozwalający uwolnić nagromadzoną treść ropną i wyleczyć zakażenie

³ zabieg wykonywanym przede wszystkim w celu odprowadzenia zalegającego moczu w nerce

Poza obszarem związanym z medycyną AR jest wykorzystywana w innych obszarach życia codziennego. Walczak stworzył system do wizualizacji wystaw muzealnych [9]. Pozwala on użytkownikom wchodzić w interakcję z cyfrowymi eksponatami. Ten sam autor wykorzystuje AR do prezentacji sprzętów gospodarstwa domowego [10]. Potencjalny kupujący może konfigurować wirtualne artykuły gospodarstwa domowego oraz manipulować nimi. Na innym zastosowaniu skupia się Rumiński [11]. Rozwija oprogramowanie, które pozwala operatorowi na wirtualnym pulpicie śledzić na bieżąco obrót akcjami na rynkach. Dzięki temu użytkownik nie jest ograniczany dostępnym miejscem na fizycznych ekranach.

1.2 NOWOTWOROWE CHOROBY WĄTROBY

Nowotworowe choroby wątroby, wśród których dominują przerzuty raków przewodu pokarmowego [12][13] są na ogół rozpoznawane w późnym stadium. Występujący w naszym kraju z coraz większą częstością rak wątrobowo komórkowy [14][15][16], jest rozpoznawany w późnym stadium i często zbyt późno referowany do leczenia chirurgicznego. Z dostępnych opcji leczenia (chemioterapia, radioterapia, chemoembolizacja, alkoholizacja), najlepsze wyniki pod względem przeżycia odległego osiąga się za pomocą chirurgicznej resekcji, a w drugiej kolejności – ablacji metodami termicznymi [17]. Ze względu na położenie wątroby oraz jej złożoność anatomiczną, zarówno zabiegi celowania w zmianę ogniskową dla pobrania biopsji potwierdzającej rozpoznanie nowotworu, jak i jego leczenia za pomocą termoablacji należą do trudnych, obarczonych istotnym ryzykiem powikłań okołoperacyjnych [18]. Także zabiegi resekcyjne, szczególnie wykonywane techniką laparoskopową, wymagają żmudnego treningu operacyjnego z długą krzywą uczenia [19].

1.2.1 Wizualizacja danych medycznych podczas zabiegów chirurgicznych

Wykorzystywane obecnie w klinikach chirurgicznych i transplantologicznych systemy komputerowe wspomagające chirurgię wątroby sprowadzają się do wspomagania planowania zabiegu, nawigacji śródoperacyjnej i kontroli pooperacyjnej [20][21]. W planowaniu przedoperacyjnym na podstawie wyników badań obrazowych możliwa jest trójwymiarowa wizualizacja struktur anatomicznych, w tym naczyń i samego guza, rozplanowanie płaszczyzn i osi oraz informacji o narzędziach chirurgicznych i trajektorii ich wprowadzania. W tym celu wynik obrazowania przedoperacyjnego należy poddać segmentacji czyli podziałowi na homogeniczne graficznie obszary odpowiadające poszczególnym strukturom anatomicznym [22]. Nawigacja śródoperacyjna sprowadza się najczęściej do przeniesienia wyników planowania przedoperacyjnego do sali operacyjnej. W najbardziej zaawansowanych

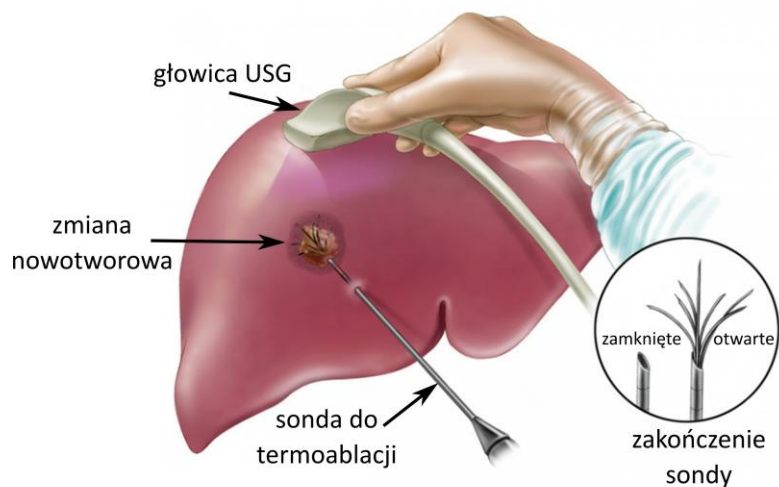
systemach, wizualizacja modelu komputerowego realizowana zazwyczaj w goglach 3D [23] lub na zewnętrznych monitorach w sali operacyjnej [21]. Przy zastosowaniu gogli 3D następuje szybkie zmęczenie wzroku i czasami bóle głowy [23]. Zastosowanie zewnętrznych monitorów powoduje, że operator zmuszony jest nieustannie przenosić wzrok [24] z monitora na miejsce operowane i wykorzystywać wyobraźnię przestrzenną dla połączenia obydwu obrazów [25]. Chirurg musi wyobrazić sobie położenie struktur anatomicznych z dużą precyzją, gdyż punkt widzenia jest sztywny (pochodzi z systemu diagnostycznego) i nie jest zgodny z punktem widzenia operatora. Każda zmiana kąta widzenia wyświetlanych obrazów wymaga albo pomocy strony trzeciej, albo wykorzystania interfejsu poza polem operacyjnym [26]. Zatem wsparcie zautomatyzowanej, płynnej korekcji punktu widzenia jest moim zdaniem wysoce pożądaną cechą w ostatecznym systemie rzeczywistości rozszerzonej. Ograniczenia te, są szczególnie widoczne, gdy obrazy diagnostyczne 2D (prześwietlenia lub USG) są stosowane śródoperacyjnie: nieograniczone stosowanie tych technik wymaga doskonałej orientacji przestrzennej [26] i koordynacji oko-ręka [27][28], co skutkuje bardzo długą krzywą uczenia się i niewielką liczbą specjalistów zdolnych skutecznie z tych rozwiązań korzystać.

Zastosowanie wzbogaconej rzeczywistości z umieszczeniem informacji o anatomicznym przebiegu dużych naczyń i dróg żółciowych na fantomie wątroby, pomogłoby skrócić krzywą uczenia, zwiększyło bezpieczeństwo chorego, powiększyło grupę chorych kwalifikowanych do leczenia nowotworów i poprawiło jego skuteczność [29].

1.2.2 Zabieg termoablacji wątroby

Termoablacja wątroby jest jedną z metod leczenia pierwotnych i wtórnych guzów złośliwych wątroby. Można ją wykonać laparoskopowo lub podczas otwarcia jamy brzusznej. Stosuje się ją w momencie występowania przeciwwskazań do wykonania resekcji, kiedy guzy znajdują się w okolicy dużych naczyń tętniczych lub w przypadku stwierdzenia wielu zmian ogniskowych obejmujących płaty wątroby.

Obecnie, zabieg ten jest wykonywany pod kontrolą głowicy ultrasonograficznej i polega na dotarciu do guza za pomocą dedykowanej elektrody (Rys. 1), która dostarczając prąd o wysokiej częstotliwości powoduje lokalny wzrost temperatury do ok. 60-70 °C. Powoduje to lokalne złuszczenie tkanki guza [31].



Rys. 1 Wizualizacja zabiegu termoablacji na guzie wątroby. Źródło:[30].

1.3 CELE I TEZA ROZPRAWY

Celem mojej pracy doktorskiej było opracowanie systemu rzeczywistości wzbogaconej wspomagającego proces uczenia chirurgów w ramach zabiegów termoablacji wątroby. Główne cechy i funkcjonalności użytkowe opracowanego systemu to:

- wizyjne śledzenie konturu fantomu wątroby w czasie rzeczywistym umożliwiające określenie jej orientacji względem kamery – śledzenie konturu organu o skomplikowanym kształcie pozwoliło zrezygnować z dodatkowych znaczników nanoszonych na fantom ułatwiających określenie jego transformacji w przestrzeni trójwymiarowej co pokrywa się z późniejszym operowaniem na rzeczywistym narzędzie;
- fotogrametryczne śledzenie położenia głowy użytkownika, pozwalające ustalić jej pozycję względem fantomu – wszelkie informacje związane z położeniem przestrzennym głowy operatora były obliczane w czasie rzeczywistym co pozwalało na późniejsze wizualizowanie danych dokładnie dla tego punktu obserwacji;
- projekcja wewnętrznych struktur na powierzchni fantomu w połączeniu z obserwacją nieuzbrojonym okiem – uwzględnienie paralaksy ruchu pozwalało na

percepcję 3D poprzez proste ruchy głową operatora lub fantomem w dłoni, bez dodatkowych gogli czy hełmów AR;

— wykorzystanie dedykowanego fantomu złożonego z elementów o różnych przewodnościach elektrycznych połączonego do osobnego modułu elektronicznego, w celu detekcji i weryfikacji nakłuc operatora – *zapewniło to obiektywną informację o wynikach procedury pod względem poprawnego lub nieprawidłowego nakłuwania dowolnej struktury wewnętrznej, dzięki temu cała procedura była przeprowadzana w sposób zbliżony do rzeczywistego.*

System pozwalał operatorowi, poprzez wykorzystanie naturalnego postrzegania na określenie, gdzie „wewnątrz” fantomu znajduje się dana struktura zmieniając jedynie położenie głowy względem analizowanego obiektu. Zbudowany system miał pozwolić w pierwszej kolejności wspomagać (poza salą operacyjną w dłuższym horyzoncie czasu) proces uczenia w zabiegach termoablacji wątroby kandydatów na chirurgów i transplantologów.

Badania przedstawione w pracy zostały wykonane w ramach projektu badawczego, finansowanego przez Narodowego Centrum Nauki nr 2014/13/B/ST7/01704 – „Badania możliwości wizualizacji struktur wewnętrznych wątroby w trakcie zabiegu chirurgicznego w technologii wzbogaconej rzeczywistości”, realizowanego wspólnie z Warszawskim Uniwersytetem Medycznym.

Do moich zadań należało:

- zbudowanie stanowiska badawczego,
- opracowanie i implementacja algorytmów do śledzenia trójwymiarowego narzędzi wraz z obrazowaniem na ich powierzchni wybranych struktur anatomicznych
- przeprowadzenie weryfikacji działania zaproponowanych rozwiązań.

Podczas pracy, postawiłem sobie następujące cele naukowe:

- określenie wymagań jakie musi spełnić system, by umożliwiał użytkownikowi percepcję głębi bez zakładania jakichkolwiek urządzeń optycznych na głowę,
- opracowanie metody przestrzennej reprojekcji struktur wewnętrznych fantomu w czasie rzeczywistym,

- analiza i badania możliwości śledzenia fantomu z wykorzystaniem kamery wraz z jednoczesną projekcją na powierzchnię fantomów obrazów ich wewnętrznej struktury anatomicznej,
- analiza dokładności metrycznej śledzenia głowy w zaproponowanym stanowisku badawczym,
- dokonanie oceny użyteczności zaproponowanej metody w stosunku do aktualnie stosowanych rozwiązań.

Cele użytkarne:

- budowa stanowiska i implementacja algorytmów do śledzenia położenia fantomu.

Natomiast główna teza pracy brzmi:

Wykorzystanie elementów **rzeczywistości rozszerzonej** wraz z uwzględnieniem **zjawiska paralaksy ruchu** operatora **pozwoli – w sposób istotny statystycznie - na zwiększenie skuteczności nakłuwania igłą i skrócenie czasu** przeprowadzania symulacji zabiegu termoablacji wątroby.

W celu weryfikacji tezy, zostały przeprowadzone testy polegające na nakłuwaniu wewnętrznych struktur fantomowych wątroby na podstawie danych obrazowych wyświetlanych na zewnętrznym monitorze LCD (eksperyment kontrolny). W drugim etapie, struktury te rzutowano na powierzchnię fantomu (doświadczenie testowe). Na podstawie zebranych danych została przeprowadzona analiza statystyczna osiągniętych poziomów skuteczności badanych w każdym eksperymencie (szczegóły opisałem w podrozdziale 6.2).

1.4 STRUKTURA ROZPRAWY

Praca została podzielona na 9 części.

- Rozdział 1 stanowi wstęp, nakreśla problem i opisuje cele rozprawy.
- Rozdział 2 zawiera opis podstaw teoretycznych naturalnego widzenia człowieka, na podstawie którego określiłem wymagania jakie musi spełniać system, aby nie zaburzać naturalnej percepcji chirurga podczas zabiegów. Dodatkowo opisuje podstawowe zagadnienia kalibracji systemów wizyjnych.
- Rozdział 3 zawiera przegląd systemów VR/AR dostępnych na rynku, wspomagających diagnostykę medyczną i leczenie pacjentów. Zostały one podzielone na trzy grupy: wykorzystujące rzeczywistość wirtualną, wykorzystujące rzeczywistość rozszerzoną oraz systemy dedykowane na urządzenia mobilne. W podsumowaniu rozdziału zdefiniowano dodatkowe wymagania dla zbudowanego systemu.
- Rozdział 4 opisuje koncepcję systemu, który spełnia zdefiniowane wcześniej wymagania z rozdziałów 2 i 3. Opisano przepływ sterowania między modułami, zdefiniowano ich zadania oraz sposób działania.
- Rozdział 5 przedstawia rzeczywistą implementację systemu przedstawionego w poprzedniej części. Skupiam się tu na przedstawieniu jego parametrów fizycznych oraz opisuję szczegółowo całą ścieżkę przetwarzania danych.
- Rozdział 6 jest podsumowaniem z weryfikacji działania zaproponowanego systemu. Opisano wszystkie testy, którym podano poszczególne moduły systemu jak i cały system. Omówiono uzyskane wyniki i przeprowadzono ich dyskusję.
- Rozdział 7 stanowi podsumowanie rozważań zawartych w rozprawie.
- Rozdział 8 stanowi uporządkowany spis literatury wykorzystanej w pracy.
- Rozdział 9 zawiera załączniki tj. dodatkowe tabele z danymi z pomiarów.

2 WSTĘP TEORETYCZNY

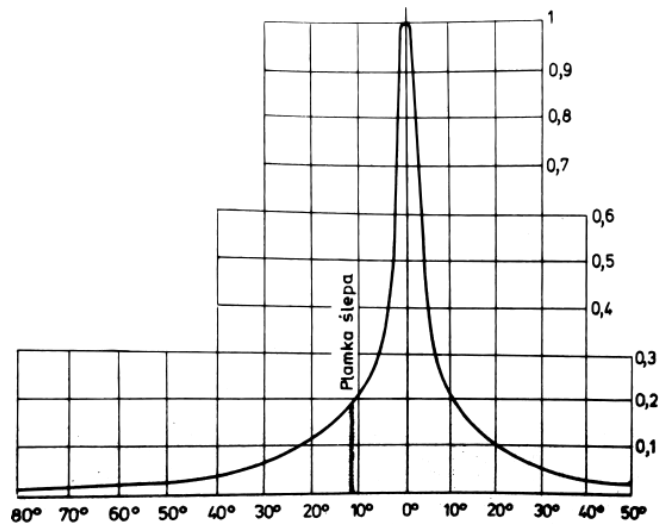
Poprawne działanie systemu rzeczywistości rozszerzonej opiera się na percepcji danych graficznych przez użytkownika oraz na jednoczesnej analizie danych z dodatkowych detektorów (np. obrazu z kamer) pozwalającej śledzić, co w danym momencie dzieje się w scenie. Z tego powodu niniejszy rozdział podzieliłem na dwie główne sekcje. W pierwszej, przedstawię podstawy teoretyczne naturalnego widzenia człowieka, opiszę wpływ procesu wergencji i akomodacji oczu oraz zdefiniuję warunki konieczne do zajścia widzenia stereoskopowego. W drugiej części opiszę podstawy kalibracji systemów wizyjnych oraz scharakteryzuję najczęściej wykorzystywane techniki do wyznaczania parametrów kamer i projektora. Na koniec każdego z podrozdziałów zdefiniuję wymagania jakie muszą spełniać algorytmy wykorzystywane w systemach rzeczywistości rozszerzonej by wspomagać pracę chirurga podczas przeprowadzania procedur medycznych.

2.1 PODSTAWY TEORETYCZNE NATURALNEGO WIDZENIA CZŁOWIEKA

W celu prawidłowej percepcji przestrzennej wymagane są dwa nieznacznie różniące się obrazy z prawego i lewego oka. Na ich podstawie możliwa jest ocena otaczającej nas przestrzeni, odległości, kształtów, wielkości, kierunków ruchu oraz prędkości poruszających się przedmiotów.

2.1.1 Zdolność rozdzielcza oka

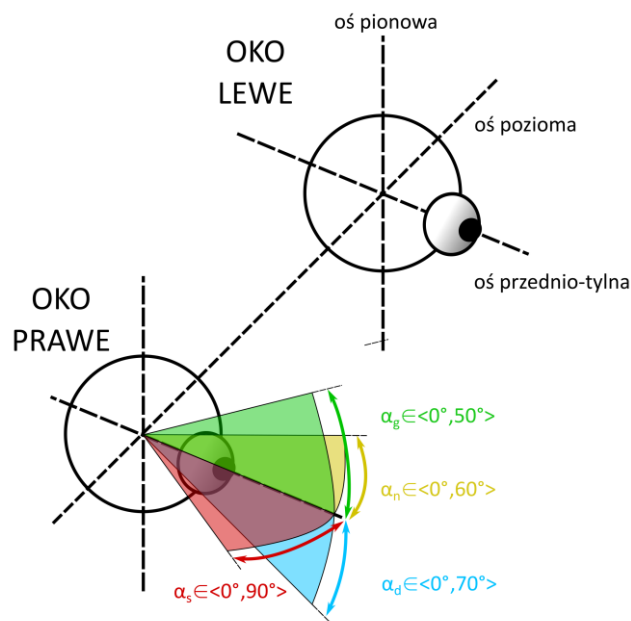
Widzenie przestrzenne jest procesem złożonym, w którym najważniejszą rolę odgrywa wzrok – widzenie centralne i widzenie obwodowe. Obserwowana scena jest obrazowana na siatkówce, która przypomina kliszę lub błonę światłoczułą o różnej ziarnistości i rozdzielczości. Największe zagęszczenie elementów światłoczułych mieści się w plamce, która ma kształt owalu o średnicach 2 i 1,5 mm. Odpowiada to kątom widzenia 7° i 5° , a przy obserwacji z odległości 30 cm odpowiada to około 3 cm i 2 cm w płaszczyźnie przedmiotu. Jest to widzenie plamkowe, zwane środkowym lub centralnym. Ku obwodowi siatkówka staje się coraz bardziej gruboziarnista. W strefach brzegowych pola widzenia odróżnia jedynie kontury i ruchy przedmiotów. Elementy światłoczułe są tam dużo rzadziej rozmieszczone, rozdzielczość mniejsza się dziesięciokrotnie (Rys. 2). Za zdolność rozdzielczą oka przyjmuje się kąt równy jednej minucie kątowej lub dystans 0,1mm przy obserwacji z odległości 30 cm. Ostre widzenie plamkowe pozwala na dokładne rozróżnienie szczegółów, a widzenie obwodowe warunkuje orientację w przestrzeni [32].



Rys. 2 Krzywa ostrości wzroku. Wykres pokazuje względną ostrość w płaszczyźnie poziomej w stopniach kątowych. W środku pola widzenia, w obrębie plamki przyjęto ostrość równą jedności. W odległości 12° od środka zaznaczono plamkę ślepa. Źródło [32].

2.1.2 Zakres pola widzenia

Pole widzenia, czyli przestrzeń widziana (Rys. 3) okiem nieruchomym rozciąga się do 90° od strony skroniowej (Rys. 3, kąt α_s), 60° do nosa (Rys. 3, kąt α_n), 50° do góry (Rys. 3, kąt α_g) i 70° do dołu (Rys. 3, kąt α_d). Obuoczne wspólne pole widzenia, powstałe przez nałożenie się obu pól obejmuje w przybliżeniu obszar kącie widzenia 120°. Pełne obuoczne



Rys. 3 Osie obrotu oka (osie Ficka), oraz zakres kątowy ruchów oka w osi poziomej i pionowej.

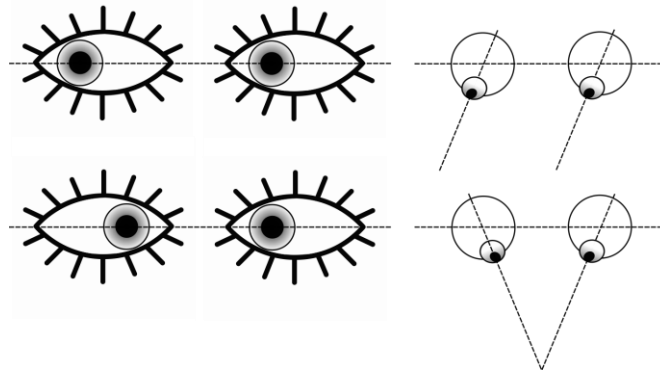
pole widzenia składa się z części widzianych tylko jednym okiem oraz wspólnego pola. Wspólne i jednooczne pola obejmują razem obszar kącie widzenia 180° w poziomie 120° w pionie [32].

2.1.3 Ruch oka

Oczy są w nieustannym ruchu naprowadzającym obrazy interesującego szczegółu na plamki obojga oczu. Zwroty ku górze, ku dołowi i na boki są ruchami dowolnymi, wymagającymi skupienia uwagi. Ruchy poziome odbywają się dookoła osi pionowych, ruchy w pionie dookoła osi poziomej łączącej środki obrotu obojga oczu a ruchy ukośne i skrętne dookoła poziomych osi przednio-tylnych łączących bieguny przedni i tylny każdego oka.

Kąt między osiami widzenia obojga oczu pozostaje stały przy obserwacji bliskiego otoczenia (wergencja) lub też osie widzenia obojga oczu są równoległe przy patrzeniu w dal.

Wergencje są ruchami zbieżnymi lub rozbieżnymi potrzebnymi do utrzymania na plamkach obojga oczu obrazów szczegółów przedmiotów zbliżających się lub oddalających. Nie są zależne od woli.



Rys. 4 Zwrot poziomy oczu, patrzenie w dal oraz konwergencja oczu przy obserwacji obiektów bliskich.

W danym momencie wzrok skierowany jest na pewien punkt centralny, punkt fiksacji, którego obrazy tworzą się na plamkach obojga oczu, a właściwie w miejscach najlepszej ostrości tzn. dołączkach środkowych. Jest to fiksacja dołączkowa. Obszary położone powyżej punktu centralnego obrazują się na dolnych strefach siatkówek obojga oczu, a obszary położone poniżej – w górnych strefach obu siatkówek. Gdy fiksowany punkt przedmiotowy zbliża się, źrenice obojga oczu wyraźnie zbliżają się do siebie. Osie widzenia zbiegają się w bliskim punkcie fiksacji tak, by obrazy trafiły w środki plamek – to jest ruch zwany konwergencją [32].

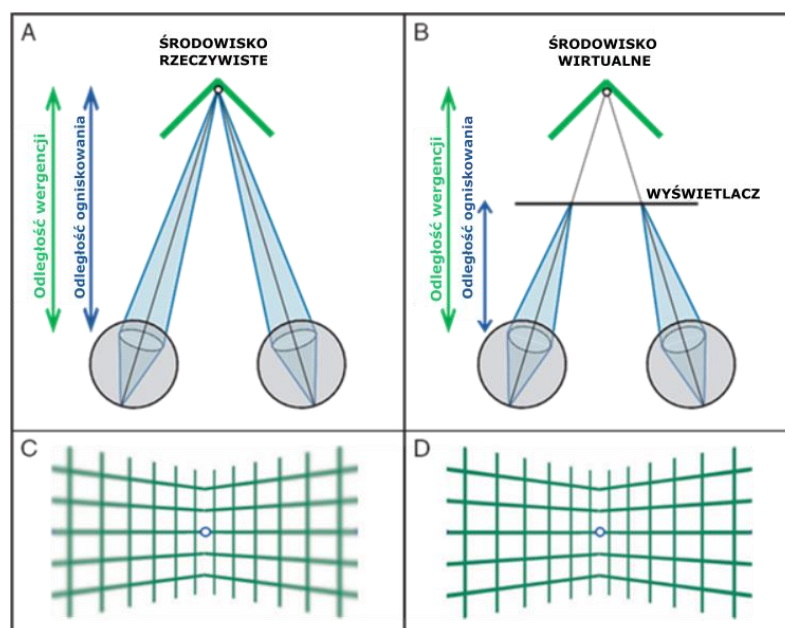
2.1.4 Stereoskopia

Powstawaniu prawidłowego widzenia obuocznego sprzyja równowaga mięśniowa i wzrokowa obojga oczu. Wymagana jest prawidłowa korespondencja siatkówki w całym polu widzenia centralnego, plamkowego i obwodowego. W normalnych warunkach istnieje związek między siatkówkami obu oczu i reprezentacją obu siatkówek w korze mózgowej. Prawidłowa korespondencja polega na tym, że każdy punkt siatkówki w jednym oku ma odpowiadający mu punkt w drugim oku, w tej samej odległości i kierunku od plamki.[32]

Rezultatem jest zlanie się obu obrazów siatkówkowych widzianych pod różnymi kątami z obojga oczu w jeden pojedynczy – ten proces to fuzja. Jest ona wymagana do stereopsji, czyli zdolności postrzegania trzeciego wymiaru – głębi.

2.1.5 Proces wergencji i akomodacji oka

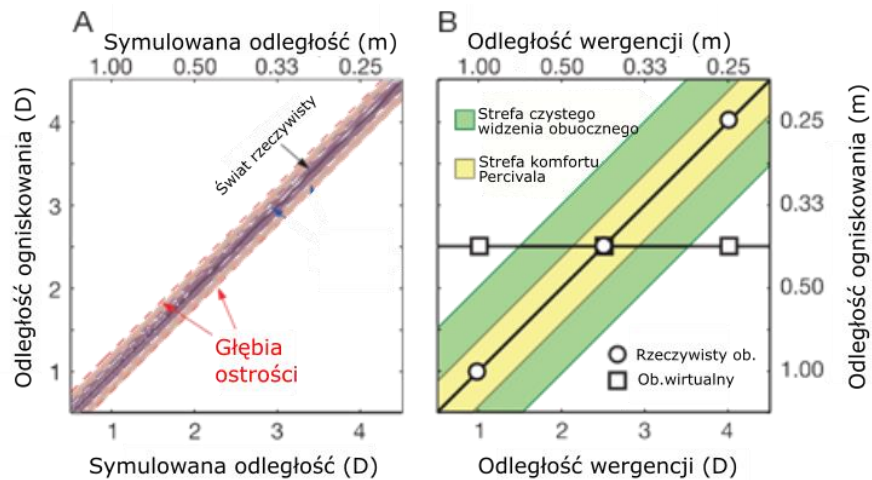
Oprócz wergencji, ważnym procesem jest akomodacja. Polega ona na dostosowaniu ogniskowej soczewki oka w celu uzyskania wyraźnego i ostrego obrazu na siatkówce: siła ogniskowa wzrasta/maleje, gdy cel zbliża się lub oddala. Ponieważ oba mechanizmy występują konsekwentnie w naturalnych środowiskach, ludzki system wizualny ewoluował, wiążąc je neurologicznie: stymulacja wergencji będzie towarzyszyć reakcji akomodacyjnej i vice versa [33][34][35]. W realnym świecie sprzężenie akomodacji i wergencji jest pomocne, ponieważ odległości prawie zawsze są identyczne niezależnie od tego, gdzie obserwator patrzy. (Rys. 5, lewa kolumna). W przypadku obserwacji na wyświetlaczach 3D korelacja pomiędzy odległością ogniskowania a wergencji jest zakłócona: (Rys. 5, lewa kolumna): odległość ogniskowania jest ustalona (niezmienna) w płaszczyźnie ekranu, podczas gdy odległość wergencji zmienia się w zależności, na której części sceny przestrzennej obserwator się skupia.



Rys. 5 Różnica między odległością wergencji oczu, a ogniskowania wzroku. Odległość wergencji to odległość, na której linie wyznaczające kierunek patrzenia każdego z oczu się przecięły. Odległość ogniskowania jest to odległość na jakiej oczy muszą się zogniskować by stworzyć ostry obraz na siatkówce. A – obserwator obserwuje narożnik w sposób naturalny i niezaburzony. B – Obserwator obserwuje narożnik na ekranie. Odległość wergencji nie ulega zmianie, odległość ogniskowania zostaje ustalona na odległość do ekranu. Źródło: [45].

Aby obraz był ostro odwzorowany na siatkówce, oko musi się zaakomodować na odległość ogniskowania do obiektu oraz musi zająć ruch gałek (wergencja). Dopuszczalna tolerancja odległości ogniskowania by obserwator nadal miał wrażenie ostrego obrazu wynosi $\pm 0,3 D$ (dioptrii) [36] (Rys. 6, lewy, obszar czerwony), a dopuszczalny błąd wergencji jest na poziomie $15' - 30'$ (minut kątowych) [37] (Rys. 6, lewy, obszar niebieski). W przypadku większych wartości, zanika wrażenie fuzji i nie dochodzi do widzenia stereoskopowego [38]. Mniejsze rozbieżności, nie powodują całkowitego zaniku fuzji, lecz powodują znaczące pogorszenie postrzegania głębi [39]. Na Rys. 6, prawym, na kolor zielony zaznaczono zakres odległości akomodacji i wergencji możliwych do osiągnięcia przez człowieka bez generowania nadmiernego błędu w każdym z tych procesów. Podzbiór odległości wergencji i akomodacji, które mogą zostać osiągnięte bez dyskomfortu dla obserwatora zwierają się w strefie Percivala

[40] (żółty obszar na Rys. 6, prawym) i jej szerokość to 1/3 szerokości strefy czystego widzenia stereoskopowego [41].



Rys. 6 Konsekwencje sprzężenia procesu akomodacji i wergencji. Źródło: [36].

Długotrwałe korzystanie z konwencjonalnych wyświetlaczy 3D powoduje zmęczenie i dyskomfort u użytkownika [42][43][44]. Często twierdzono, że objawy są spowodowane rozszczępieniem między wergencją, a akomodacją [45].

2.1.6 Paralaksa ruchu

W przypadku gdy obserwujemy obiekty jednym okiem, pozorny ruch względny kilku nieruchomych obiektów na tle daje wskazówki dotyczące ich względnej odległości. Helmholtz [46] wprowadził pojęcie paralaksy ruchu. Zgodnie z jego definicją, opisuje ona przesunięcie perspektywiczne odległych obiektów o różnej głębokości w wyniku zmiany pozycji obserwatora lub obiektu [47].

medycznych mogących wpływać na życie innej osoby, kluczowe wydaje się zapewnienie komfortowych warunków pracy dla chirurgów. Jednym z czynników mających wpływających na wygodę pracy jest percepcja całego otoczenia podczas operacji.

Kluczowe parametry jakie powinien spełniać system, by wspomagać pracę i zwiększać komfort chirurga i jednocześnie nie zaburzać jego naturalnego widzenia to:

- zapewnienie identycznej odległości wergencji i ogniskowania oczu obserwatora tak, aby nie męczyć dodatkowo wzroku,
- brak wymogu noszenia dodatkowych wyświetlaczy nagłownych VR/AR, które obciążają głowę chirurga i ograniczają jego pole widzenia oraz generują konflikt wergencja-ogniskowanie,
- brak dodatkowych ekranów, na których wyświetlane byłby dane medyczne pacjenta,
- generowanie wszelkich wizualizacji z aktualnego punktu widzenia chirurga, w obszarze przeprowadzania operacji (tak, by chirurg nie musiał nieustannie przenosić wzroku np. z monitora na miejsce operowane i wykorzystywać wyobraźni przestrzennej dla połączenia obydwu obrazów),
- możliwość obserwacji nieuzbrojonym okiem, pozwalająca uzyskać poczucie głębi w sposób naturalny.

2.2 PODSTAWY KALIBRACJI SYSTEMÓW WIZYJNYCH

W rozumieniu mojej pracy, za system wizyjny przyjmuję układ kamera – projektor. Obraz uzyskany z kamery dostarcza informacji zwrotnej dla algorytmów, a projektor pozwala wpływać na wygląd sceny oświetlając ją w pożądanym sposobie.

Chcąc pozyskać wymagane informacje do dalszej analizy ważny jest tzw. proces kalibracji. Jest on niezbędny, gdy zależy nam na uzyskaniu danych metrycznych o obiektach zarejestrowanych na obrazach. Sprawia, że możliwy jest pomiar odległości ze świata rzeczywistego na podstawie obrazu w płaszczyźnie detektora. Dzięki kalibracji zyskuje się możliwość:

- rekonstrukcji głębi: każdy punkt obrazu wyznacza promień wychodzący z obiektywu kamery i przecinający powierzchnię obiektu. Używając danych z więcej niż jednego kierunku widzenia dla nieruchomej sceny (uzyskanych np. z systemu stereoskopowego lub ruchomej kamery) pozwala na podstawie

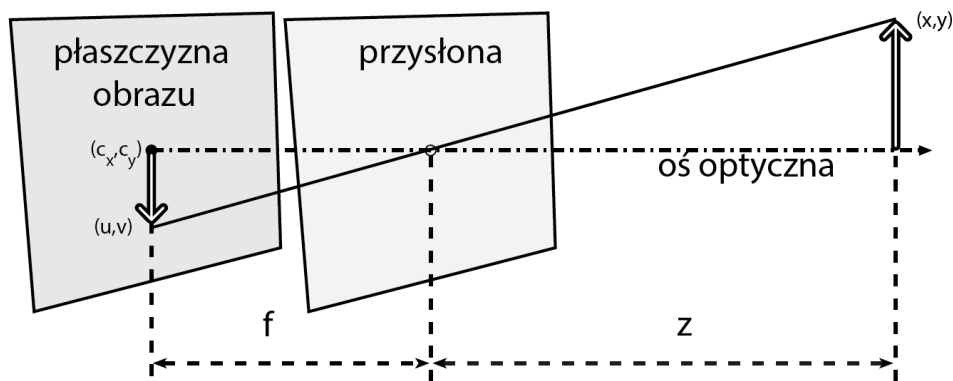
przecięcia promieni z tych kierunków wyznaczyć pozycję punktu 3D [49][50][51].

- obliczanie lokalizacji obiektów i samej kamery: analizując wiele obrazów tego samego punktu, można łatwo wyznaczyć położenie kamery względem przedmiotów w scenie oraz wzajemne położenie elementów sceny. Wiedzę o położeniu kamery względem poszczególnych elementów sceny można wykorzystywać w różnych zastosowaniach, np. automatyczny montaż części [52] czy unikanie przeszkód [53]. Jeżeli taka kamera zostanie umieszczona na ramieniu robota, to możliwe staje się planowanie przebiegu jego trajektorii w przestrzeni w czasie rzeczywistym [54][55].

2.2.1 Modele analityczne detektora

Odwzorowanie przez układ optyczny obiektu na płaszczyźnie obrazowej można opisać matematycznie na różne sposoby. W tej sekcji opiszę dwa najczęściej wykorzystywane – model pinholowy i model oparty o wiązkę promieni.

2.2.1.1 Model pinholowy



Rys. 8 Model kamery pinholowej. Źródło [56].

Najprostszym modelem opisu kamery jest tzw. model pinholowy. Zakłada on bezaberracyjny, prostoliniowy bieg promieni, które przecinając się w jednym punkcie (pinhol) zostają rzutowane na płaszczyznę obrazu. Położenie (u, v) w płaszczyźnie obrazu (Rys. 8) można wyznaczyć z zależności:

$$\begin{cases} u = s_x \cdot f \frac{x}{z} + c_x \\ v = s_y \cdot f \frac{y}{z} + c_y \end{cases} \quad (1)$$

gdzie: u, v – współrzędne w płaszczyźnie obrazu, x, y, z – współrzędne w przestrzeni metrycznej, f – ogniskowa kamery, c_x, c_y – przesunięcie środka płaszczyzny obrazu względem osi optycznej układu, s_x, s_y – współczynniki skali w osi X, Y (wiążą ze sobą fizyczne wymiary obiektów do odpowiednich wymiarów na obrazie z detektora).

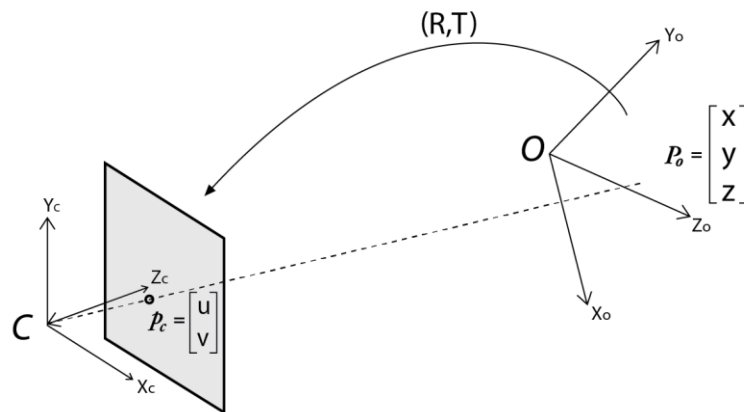
Macierz określająca transformację pomiędzy układem współrzędnych związanym z kamerą a lokalnym układem współrzędnych obrazu nazywamy macierzą parametrów wewnętrznych. Zawiera ona pięć ważnych współczynników:

- charakteryzujące ogniskową układu f
- zawierające skalę w osiach X i Y: s_x, s_y
- opisujących przesunięcie środka płaszczyzny obrazu względem osi optycznej: c_x, c_y
- skośność pomiędzy osią X a Y: γ . Jest on niezerowy, jeżeli osie obrazu nie są do siebie prostopadłe.

Współczynniki te modelują geometrię wewnętrzną i charakterystykę optyczną detektora. Określają, jak geometria/scena zostanie odwzorowana przez układ optyczny na detektorze. W postaci macierzy zapisujemy to jako:

$$K = \begin{bmatrix} s_x \cdot f & \gamma & c_x \\ 0 & s_y \cdot f & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Opis obserwowanej sceny ściśle zależy od wyboru układu współrzędnych. Niezbędny jest wybór jednego układu odniesienia i w stosunku do tego układu współrzędnych, bazując jedynie na informacji zawartej w obrazach pozyskanych w procesie kalibracji, należy wyznaczyć dokładne położenie kamery.



Rys. 9 Położenie obiektu względem kamery. P_o – współrzędne punktu w układzie związanym z układem lokalnym O obiektu, p_c – projekcja punktu P_o na płaszczyznę detektora kamery. (R, T) – rotacja i translacja między układami współrzędnych. Źródło [56].

Przejścia od układu współrzędnych kamery do zewnętrznego układu współrzędnych dokonać można poprzez złożenie translacji T z rotacją R . Wektor translacji T określa wzajemne przesunięcie środków układów współrzędnych kamery i obiektu. Rotacja dokonuje przekształcenia odpowiadających sobie osi współrzędnych.

Położenie obiektu P_o , obserwowanego w scenie (Rys. 9) można określić względem systemu współrzędnych C kamery z wykorzystaniem macierzy rotacji oraz wektora przesunięcia zgodnie z zależnością:

$$P_c = R(P_o - T) \quad (3)$$

gdzie: R – macierz rotacji pomiędzy układami, T – wektor translacji, P_o – współrzędne punktu w układzie związanym z układem lokalnym O obiektu, P_c – współrzędne punktu P_o w układzie związanym z kamerą.

Macierz rotacji wraz z wektorem translacji tworzą tzw. „macierz parametrów zewnętrznych”. Definiują one pozycję i orientację kamery względem globalnego układu współrzędnych.

Macierz rotacji składa się z 9 współczynników zawierających trzy kąty obrotu Eulera: (φ, ψ, θ) , zaś macierz translacji to trzy składowe przesunięcia (t_x, t_y, t_z) . Często, te dwie macierze zapisuje się w jednej ogólnej formie jako:

$$\begin{bmatrix} \cos(\varphi) \cos(\psi) - \sin(\varphi) \sin(\psi) \cos(\theta) & \sin(\varphi) \cos(\psi) + \cos(\varphi) \sin(\psi) \cos(\theta) & \sin(\psi) \sin(\theta) & t_x \\ -\cos(\varphi) \sin(\psi) - \sin(\varphi) \cos(\psi) \cos(\theta) & -\sin(\varphi) \sin(\psi) + \cos(\varphi) \cos(\psi) \cos(\theta) & \cos(\psi) \sin(\theta) & t_y \\ \sin(\varphi) \sin(\theta) & \cos(\varphi) \sin(\theta) & \cos(\theta) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Model pinholowy można rozszerzyć tak, aby uwzględniał dystorsje zależne od promienia (np. aberracje sferyczne, koma, astygmatyzm) i krzywizny pola [56]. W tym celu należy wyznaczyć wartości dla dodatkowych współczynników korekcyjnych $\{k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, p_1, p_2\}$ lub przyjąć dla nich wartość zerową, jeżeli nie chcemy uwzględniać ich wpływu. Skorygowane współrzędne punktów na detektorze (u_{corr}, v_{corr}) możemy wyznaczyć ze wzorów:

$$\begin{cases} u_{corr} = s_x \cdot f \cdot \left[x' \frac{1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6}{1 + k_4 r^2 + k_5 r^4 + k_6 r^6} + 2p_1 x' y' + p_2 (r^2 + 2x'^2) \right] + c_x \\ v_{corr} = s_y \cdot f \cdot \left[y' \frac{1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6}{1 + k_4 r^2 + k_5 r^4 + k_6 r^6} + 2p_2 x' y' + p_1 (r^2 + 2y'^2) \right] + c_y \end{cases} \quad (5)$$

gdzie: $x' = \frac{x}{z}$, $y' = \frac{y}{z}$, u_{corr}, v_{corr} – współrzędne obrazowe po korekcji dystorsji, r – promień wodzący punktu od osi optycznej układu równy $x'^2 + y'^2$, $k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6$ – współczynniki korekcji dystorsji promieniowej, p_1, p_2 – współczynniki korekcji dystorsji stycznej.

Ostatecznie, celem procesu kalibracji jest: wyznaczenie wartości współczynników macierzy R, T dla danego detektora, jego parametrów wewnętrznych oraz współczynników korekcji dystorsji $\{k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, p_1, p_2\}$.

2.2.2 Model oparty o wiązkę promieni

Innym podejściem charakteryzuje się model zaproponowany przez Sitnika [57]. W wyniku kalibracji zamiast osobnych macierzy parametrów wewnętrznych, zewnętrznych i współczynników dystorsji, dla każdego punktu obrazu (u, v) otrzymujemy osobną informację o równaniu prostej, która przecina ten punkt w przestrzeni metrycznej. Inaczej mówiąc otrzymujemy wiązkę promieni, które rozchodzą się w przestrzeni i nie muszą przecinać się w jednym punkcie. Pozwala to na dokładniejszy opis obiektów o znaczących otworach.

Każdy promień I dla piksela o współrzędnych (u, v) jest opisany jako:

$$I(u, v) = \{ P_o = (x_o, y_o, z_o), \vec{v}_o = [a, b, c] \} \quad (6)$$

gdzie: P_o – punkt należący do promienia we współrzędnych globalnych. \vec{v}_o – wektor kierunkowy prostej.

W tym podejściu każdy z promieni ma zaszytą informację o parametrach wewnętrznych i współczynnikach dystorsji.

2.2.3 Charakterystyka metod kalibracyjnych

Dostępny jest szereg metod i algorytmów wspomagających proces kalibracji, które można sklasyfikować następująco:

a) bazujące na równaniach liniowych [58][59][60]. W tym podejściu, zdefiniowany jest układ równań liniowych na podstawie którego parametry wewnętrzne i zewnętrzne kamery mogą być wyznaczone analitycznie bez obliczeń iteracyjnych. Techniki te, wykorzystują metodę najmniejszych kwadratów [61] w celu wyznaczenia macierzy transformacji wiążącej punkty z 2D obrazu z ich odpowiednikami w przestrzeni 3D. Jej zaletą jest prosta i szybka kalibracja. Niestety, jest ona mało dokładna, szczególnie w przypadku występowania aberracji układu optycznego.

b) bazujące na optymalizacji rozwiązania układu równań nieliniowych (Non-linear optimization techniques) [62][63][64]. Za ich pomocą można uwzględnić wiele rodzajów niedoskonałości optyki w układzie (zniekształceń wynikających z niedokładnego jej ustawienia względem sensora – ang. *tangential distorsions*, oraz tych wynikających ze sferycznego kształtu soczewek – ang. *radial distorsions*). Wykorzystują one dużą liczbę niewiadomych oraz algorytmy optymalizacji matematycznej. Powoduje to, że złożoność obliczeniowa wzrasta wraz ze wzrostem oczekiwanego poziomu dokładności kalibracji. Precyzja tych rozwiązań jest bardzo wysoka, lecz niestety są one bardzo czułe na przyjęte początkowe wartości parametrów do obliczeń iteracyjnych. W przypadku wybrania nieodpowiednich wartości, algorytmy tego typu mogą być niestabilne co może skutkować błędami w końcowych obliczeniach. W tym przypadku parametry kamery uzyskiwane są poprzez iteracyjną minimalizację funkcji odległości punktów znanego wzorca i jego obrazu. Zaletą tych metod jest fakt, że prawie każdy układ może zostać skalibrowany, a dokładność wzrasta wraz z liczbą iteracji.

c) rozwiązania hybrydowe łączące podejście (a) i (b) [65][56][66]. Metody te wykorzystują równania liniowe do wyznaczania części parametrów, a następnie – w kolejnym kroku – pozostałe wartości wyznaczane są iteracyjnie. Takie podejście pozwala na bardzo szybką kalibrację systemu minimalizując ilość potrzebnych iteracji. Ponadto, niemal gwarantują prawidłową zbieżność rozwiązania (w związku z wykorzystaniem równań liniowych w pierwszym kroku). Najpierw, korzystając z aparatu matematycznego przybliżają fizyczne i optyczne własności detektora korzystając z zestawu równań. Drugim etapem jest oszacowanie wartości tych parametrów wykorzystując metody bezpośrednie lub iteracyjne.

2.2.3.1 Kalibracja bazująca na równaniach liniowych

Wymagane współczynniki macierzy parametrów wewnętrznych i zewnętrznych można wyznaczyć wykorzystując Direct Linear Transformation [58]. Metoda ta zakłada, że znane są: współrzędne n punktów w przestrzeni metrycznej (x_n, y_n, z_n) odpowiadające im punkty w przestrzeni obrazowej o współrzędnych (u_n, v_n) , oraz położenie punktu nodalnego (u_0, v_0) . W takim przypadku rozwiązując układ równań:

$$\begin{bmatrix} \frac{x_1}{R_1} & \frac{y_1}{R_1} & \frac{z_1}{R_1} & \frac{1}{R_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-u_1 x_1}{R_1} & \frac{-u_1 y_1}{R_1} & \frac{-u_1 z_1}{R_1} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{x_1}{R_1} & \frac{y_1}{R_1} & \frac{z_1}{R_1} & \frac{1}{R_1} & \frac{-v_1 x_1}{R_1} & \frac{-v_1 y_1}{R_1} & \frac{-v_1 z_1}{R_1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{x_n}{R_n} & \frac{y_n}{R_n} & \frac{z_n}{R_n} & \frac{1}{R_n} & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-u_n x_n}{R_n} & \frac{-u_n y_n}{R_n} & \frac{-u_n z_n}{R_n} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{x_n}{R_n} & \frac{y_n}{R_n} & \frac{z_n}{R_n} & \frac{1}{R_n} & \frac{-v_n x_n}{R_n} & \frac{-v_n y_n}{R_n} & \frac{-v_n z_n}{R_n} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\xi_1 r_1^2 R_1}{R_1} & \frac{\xi_1^4 R_1}{R_1} & \frac{\xi_1^6 R_1}{R_1} & \frac{(r_1^2 + 2\xi_1^2) R_1}{R_1} & \frac{\xi_1 \eta_1 R_1}{R_1} \\ \frac{\eta_1 r_1^2 R_1}{R_1} & \frac{\eta_1^4 R_1}{R_1} & \frac{\eta_1^6 R_1}{R_1} & \frac{\eta_1 \xi_1 R_1}{R_1} & \frac{(r_1^2 + 2\eta_1^2) R_1}{R_1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\xi_n r_n^2 R_n}{R_n} & \frac{\xi_n^4 R_n}{R_n} & \frac{\xi_n^6 R_n}{R_n} & \frac{(r_n^2 + 2\xi_n^2) R_n}{R_n} & \frac{\xi_n \eta_n R_n}{R_n} \\ \frac{\eta_n r_n^2 R_n}{R_n} & \frac{\eta_n^4 R_n}{R_n} & \frac{\eta_n^6 R_n}{R_n} & \frac{\eta_n \xi_n R_n}{R_n} & \frac{(r_n^2 + 2\eta_n^2) R_n}{R_n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_{15} \\ L_{16} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{u_1}{R_1} \\ \frac{v_1}{R_1} \\ \vdots \\ \frac{u_n}{R_n} \\ \frac{v_n}{R_n} \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$R = L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1$$

$$[\xi, \eta] = [u - u_0, v - v_0]$$

$$r^2 = \xi^2 + \eta^2$$

uzyskamy macierz L o 16 współczynnikach, gdzie współczynniki $L_1 - L_{11}$ to standardowe parametry metody DLT opisujące relacje pomiędzy układem związanym z obiektem, a układem współrzędnych obrazu. Zdefiniowane są jako:

$$\begin{aligned}
 [d_u, d_v] &\equiv \left[\frac{d}{\lambda_u}, \frac{d}{\lambda_v} \right] \\
 D &\equiv -(X_o r_{31} + Y_o r_{32} + Z_o r_{33}) \\
 L_1 &= \frac{u_o r_{31} - d_u r_{11}}{D} \\
 L_2 &= \frac{u_o r_{32} - d_u r_{12}}{D} \\
 L_3 &= \frac{u_o r_{33} - d_u r_{13}}{D} \\
 L_4 &= \frac{(d_u r_{11} - u_o r_{31}) X_o + (d_u r_{12} - u_o r_{32}) Y_o + (d_u r_{13} - u_o r_{33}) Z_o}{D} \\
 L_5 &= \frac{v_o r_{31} - d_v r_{21}}{D} \\
 L_6 &= \frac{v_o r_{32} - d_v r_{22}}{D} \\
 L_7 &= \frac{v_o r_{33} - d_v r_{23}}{D} \\
 L_8 &= \frac{(d_v r_{21} - v_o r_{31}) X_o + (d_v r_{22} - v_o r_{32}) Y_o + (d_v r_{23} - v_o r_{33}) Z_o}{D} \\
 L_9 &= \frac{r_{31}}{D} \\
 L_{10} &= \frac{r_{32}}{D} \\
 L_{11} &= \frac{r_{33}}{D}
 \end{aligned} \tag{8}$$

Parametry $L_{12} - L_{14}$ opisują 3-, 5- i 7-rzędowe dystorsje optyczne (np. aberracje sferyczne, komę, astygmatyzm, krzywiznę pola), a $L_{15} - L_{16}$ – opisują niecentryczność układu. Na ich podstawie można wyznaczyć (oszacować) wartość błędu generowanego przez wspomniane aberracje w osi X (Δu) i osi Y (Δv) układu współrzędnych obrazu jako:

$$\begin{aligned}\Delta u &= \xi(L_{12}r^2 + L_{13}r^4 + L_{14}r^6) + L_{15}(r^2 + 2\xi^2) + L_{16}\xi\eta \\ \Delta v &= \eta(L_{12}r^2 + L_{13}r^4 + L_{14}r^6) + L_{15}\eta\xi + L_{16}(r^2 + 2\eta^2)\end{aligned}\quad (9)$$

Głównym problemem metody opartej o DLT jest to, że uzyskiwane parametry kalibracji nie są niezależne od siebie przy zastosowaniu korekcji aberracji obrazu.

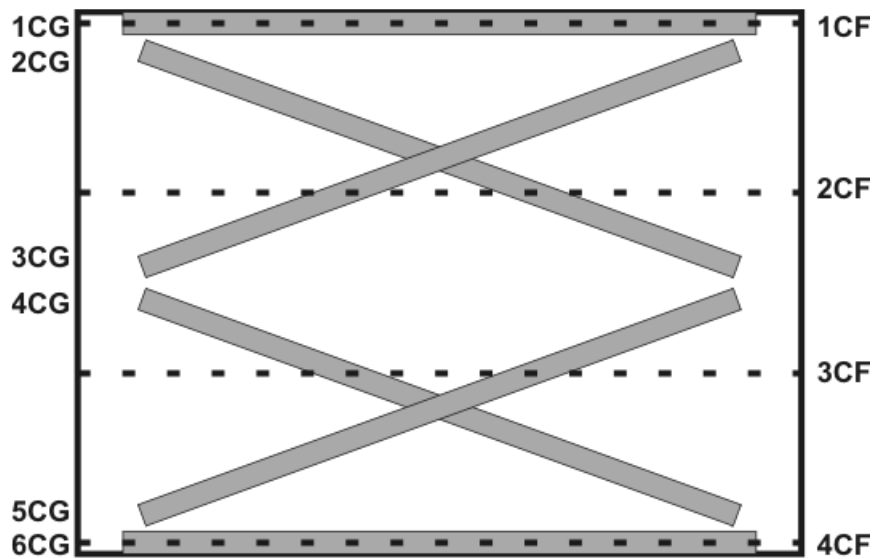
2.2.3.2 Kalibracja bazująca na optymalizacji rozwiązania równań nieliniowych

Przykładową metodą kalibracji bazującą na optymalizacji rozwiązania równań nieliniowych jest system zaproponowany przez Sitnika [67].

W pierwszym etapie, do każdego piksela każdego z 6 wymaganych zdjęć wzorca kalibracyjnego (Rys. 10, pozycje xCG) dopasowywany jest wielomian pozwalający przeliczyć współrzędne (u, v) na $(x, y, 0)$ w lokalnym układzie danego położenia zgodnie z zależnościami:

$$\begin{aligned}x_i &= W_i^x(u_i, v_i) \\ y_i &= W_i^y(u_i, v_i)\end{aligned}\quad (10)$$

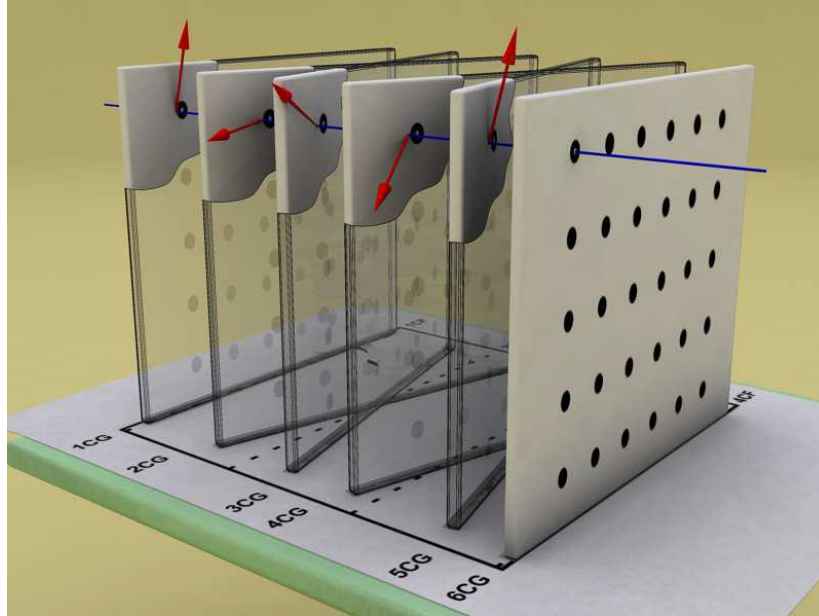
gdzie: i – i-te położenie wzorca, u_i, v_i – współrzędne na obrazie wzorca w i-tym położeniu. W_i^x, W_i^y – wielomiany opisujące przejście ze współrzędnych obrazu do współrzędnych metrycznych w i-tym położeniu.



Rys. 10 Szablon wspomagający pozycjonowanie wzorca kalibracyjnego przez użytkownika w kolejnych krokach procedury kalibracji: xCG - kolejne pozycje wzorca podczas kalibracji geometrycznej, xCF - kolejne pozycje wzorca podczas kalibracji kształtu. Źródło [67].

Na tym etapie odległość wzorca od kamery nie jest jeszcze znana. Kolejnym krokiem jest wstępne wyznaczenie środka pęku prostych. Zakładamy, że znamy przybliżoną (podaną przez użytkownika) odległość d między pierwszym, a ostatnim położeniem wzorca. W takiej sytuacji, dla pierwszego położenia wzorca, dla danego piksela (u_1, v_1) otrzymujemy współrzędne $(x_1, y_1, 0)$, a dla ostatniego znanego położenia wzorca (szóstego) otrzymujemy (x_6, y_6, d) . Wyznaczając N takich prostych uzyskamy punkt, w którym te proste się przecinają.

Następnie, dla każdego z położzeń wzorca, wykonywane jest iteracyjne wyznaczenie transformacji T_{Gi} do globalnego układu współrzędnych w taki sposób, aby średniokwadratowa odległość punktów od prostych była minimalna. Zmianie ulega także położenie punku przecięcia pęku prostych. Mając 6 takich transformacji (dla każdego z położzeń wzorca) dopasowujemy nowe równanie prostej dla każdego piksela kamery (Rys. 11). W tym przypadku proste nie muszą się przecinać w jednym punkcie.



Rys. 11 Wizualizacja procesu wyznaczania błędu dopasowania geometrycznego dla jednej prostej wyznaczonej dla detektora. Źródło [67].

Kolejnym krokiem jest tak zwana “kalibracja kształtu”. Wzorec jest oświetlany w czterech kolejnych położeniach (Rys. 10, pozycje xCF) sekwencją przesuniętych w czasie prążków sinusoidalnych (Rys. 12) i odpowiadających im kodów Graya (Rys. 13). Najpierw, podobnie jak wcześniej wyznaczone są transformacje wzorca T_{Fi} poprzez minimalizację odległości punktów od prostych (równania prostych już mamy wyznaczone). Kolejno, wyznaczana jest uciążlona mapa fazowa. Na jej podstawie, w każdym położeniu wzorca wyznaczany jest wielomian pozwalający wyznaczyć fazę dla każdego piksela obrazu jako:

$$\varphi_i = W_i^f(u_i, v_i) \quad (11)$$

gdzie: i – : i -te położenie wzorca, u_i, v_i – współrzędne na obrazie wzorca w i -tym położeniu, W_i^f – wielomian opisujące przejście ze współrzędnych obrazu do wartości fazy.

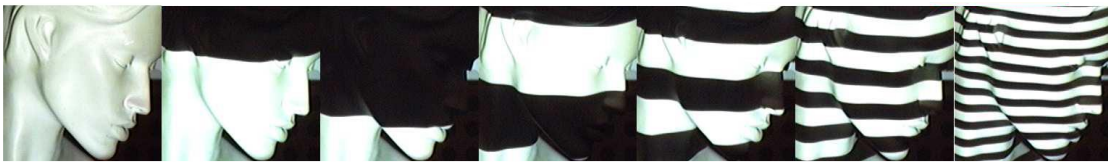
Mając wyznaczone transformacje T_{Fi} , na każdym z i -tych położen wzorca wyznaczamy współrzędną z_i na jako:

$$[x_i, y_i, z_i] = [W_i^f(u_i, v_i), 0] \cdot T_{Fi} \quad (12)$$

gdzie: i – i -te położenie wzorca, x_i, y_i, z_i - współrzędne metryczne w globalnym układzie współrzędnych, u_i, v_i – współrzędne na obrazie wzorca w i -tym położeniu. W_i^f – wielomian opisujący przejście ze współrzędnych obrazu do wartości fazy.



Rys. 12 Sekwencja czterech obrazów sinusoidalnych przesuniętych w fazie kolejno: $0, \frac{\pi}{2}, \pi, \frac{3}{2}\pi$ oraz wyznaczona faza modulo 2π . Źródło: [67].



Rys. 13 Przykładowe obrazy projekcji siedmiu kodów Graya na rzeczywisty obiekt. Źródło [67].

Ostatecznie, dla każdego z pikseli, dla którego mamy wyznaczone z_i i φ_i dopasowujemy nowy wielomian, z którego będziemy wyznaczać składową z :

$$z = W(\varphi) \quad (13)$$

2.2.3.3 Rozwiązania hybrydowe łączące podejście

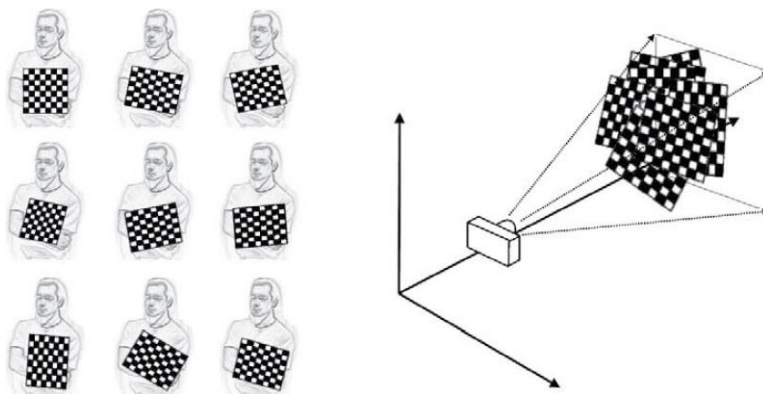
Przykładem takiej metody kalibracyjnej jest metoda zaproponowana przez Zhanga [68]. Cały proces wyznaczania parametrów wewnętrznych przebiega następująco:

- zebranie i zdjęć wzorca kalibracyjnego w różnych położeniach (minimum dwa),
- dla każdego i -tego zdjęcia wyznaczenie środków markerów na wzorcu,
- dla każdego i -tego zestawu punktów ze zdjęcia wyznaczenie homografii H_i (liniowego przekształcenia ze współrzędnych punktów modelu (x, y, z) do współrzędnych na obrazach (u, v)),
- na podstawie obliczonych homografii H_i , wyznaczenie parametrów wewnętrznych za pomocą DLT pomijając przy tym dystorsje. (Jeżeli założymy, że skośność osi jest zerowa, wtedy wystarczą dwa obrazy).

- e) po wyznaczeniu parametrów wewnętrznych, wyznaczenie parametrów zewnętrznych R_i, T_i dla każdego i -tego zdjęcia wzorca kalibracyjnego
- f) wyznaczenie parametrów dystorsji za pomocą minimalizacji średniokwadratowej [61].
- g) ostatecznie, korzystając z wyznaczonych wcześniej wartości parametrów, przeliczenie wszystkich wartości jeszcze raz z wykorzystaniem algorytmu optymalizacji nieliniowej Levenberga-Marquardta [69].

2.2.4 Przebieg procesu kalibracji kamery

W celu przeprowadzenia procesu kalibracji kamery wymagane jest zebranie zdjęć wzorca o znanej geometrii. Może być nim określony obiekt (np. piłka [70]), konstrukcja przestrzenna o ustalonych wymiarach [71] lub wzorec płaski [68]. W każdym przypadku wymagane jest podanie położenia znaczników w układzie współrzędnych związanym ze wzorcem. Następnym krokiem jest zebranie kilkunastu zdjęć wzorca z różnych perspektyw (Rys. 14). Na podstawie tych danych i w zależności od wybranego algorytmu następuje wyliczenie macierzy parametrów wewnętrznych i zewnętrznych detektora.



Rys. 14 Wizualizacja procesu kalibracji z wykorzystaniem wzorca płaskiego. Źródło [56].

2.2.5 Wyznaczanie transformacji pomiędzy kamerami

W wyniku kalibracji uzyskujemy informacje w układzie współrzędnych związanym z daną kamerą. Chcąc powiązać dane z kilku kamer w tym samym układzie współrzędnych należy:

- a) skalibrować każdą z kamer osobno,

- b) dokonać kalibracji wzajemnej – polega to na zebraniu zdjęć wzorca kalibracyjnego w tym samym położeniu dla detektorów, które chcemy sprowadzić do wspólnego układu współrzędnych. Należy wyznaczyć macierz rotacji wzajemnej R i wektor translacji T , między jedną kamerą a drugą tak aby zachodziła równość:

$$P_2 = R(P_1 - T) \quad (14)$$

gdzie: P_1, P_2 – współrzędne tego samego punktu względem pierwszej i drugiej kamery, R – macierz rotacji pomiędzy położeniami kamer, T – wektor translacji pomiędzy układami kamer.

Zakładając przykładowo, że znane są parametry zewnętrzne dwóch kamer układu stereowizyjnego (w postaci: R_1, T_1 dla pierwszej kamery oraz R_2, T_2 dla drugiej kamery) oraz korzystając z zależności (14), możemy zdefiniować następujące równania położenia punktu P_0 względem pierwszej i drugiej kamery:

$$\begin{aligned} P_1 &= R_1 P_0 - T_1 \\ P_2 &= R_2 P_0 - T_2 \end{aligned} \quad (15)$$

Uzyskujemy z tego:

$$P_2 = R_2 R_1^{-1} [P_1 - (T_1 - R_1 R_2^{-1} T_2)] \quad (16)$$

Co po porównaniu z (14) prowadzi do ostatecznych rozwiązań [72]:

$$\begin{aligned} R &= R_2 R_1^T \\ T &= T_1 - R^T T_2 \end{aligned} \quad (17)$$

Wyznaczenie macierzy R, T pozwala swobodnie przeliczać współrzędne punktów pomiędzy detektorami.

2.2.6 Kalibracja geometryczna projektora

Projektor cyfrowy posiada matrycę pikseli, której obraz za pośrednictwem układu optycznego jest odwzorowany na zadanej przez nas powierzchni. W tym przypadku nie ma możliwości bezpośredniej akwizycji obrazu i należy wykorzystać dodatkowe urządzenie, które pozwoli przeanalizować wyświetlany obraz. Zatem, do kalibracji projektora wymagana jest skalibrowana kamera.

Istnieją dwie główne grupy technik kalibracji projektora:

— wykorzystujące założenia geometrii epipolarnej [73][74] – wyznaczana jest tutaj macierz fundamentalna F . Wiąże ona ze sobą odpowiadające sobie punkty x jednego obrazu, z punktami o współrzędnych x' na drugim obrazie. Dla wszystkich tak zdefiniowanych par zachodzi równość:

$$xFx' = 0 \quad (18)$$

— traktujące projektor jako wirtualną kamerę [75] – Podczas rejestrowania zdjęć wzorca kalibracyjnego do kalibracji kamery, projektor oświetla go inną strukturą która jest wykorzystywana do odnalezienia odpowiadających punktów na kamerze i projektorze.

2.2.6.1 Kalibracja projektora wykorzystująca założenia geometrii epipolarnej

Przyjmując, że projektor i kamera dokonują przekształcenia perspektywicznego, prawdziwe są stwierdzenia (17), zakładające proporcjonalność m_a i m_b [76]:

$$\begin{aligned} m_a &\propto H_{ba}m_b \\ m_b &\propto H_{ab}m_a \end{aligned} \quad (19)$$

gdzie: m_a – współrzędne punktu na detektorze kamery, m_b - współrzędne punktu na detektorze projektora. H_{ba} – macierz przekształcenia homograficznego z układu związanego z kamerą do układu związanego z projektorem. H_{ab} – odwrotna homografia.

Zakładając, że znamy macierz projekcji P_a oraz przyjmując, że szukamy macierzy projekcji projektora P_b prawdziwe są zależności:

$$\begin{aligned} [e_a]_{\times}H_{ba}P_b &\propto [e_a]_{\times}P_a \\ [e_b]_{\times}H_{ab}P_a &\propto [e_b]_{\times}P_b \end{aligned} \quad (20)$$

gdzie: e_a – punkt epipolarny w płaszczyźnie detektora kamery, e_b – punkt epipolarny w

płaszczyźnie matrycy projektora, $[a]_{\times} = \begin{bmatrix} 0 & -a_3 & a_2 \\ a_3 & 0 & -a_1 \\ -a_2 & a_1 & 0 \end{bmatrix}$

Ponieważ P_a jest znany, homografię się wyznacza, a oba punkty epipolarne są obliczane z homografii, to tylko macierz projekcji projektora P_b jest w tym przypadku nieznana.

Metody te są bardzo czułe na dobór wartości początkowych i pozwalają estymować tylko część parametrów macierzy wewnętrznej.

2.2.6.2 Kalibracja traktująca projektor jako wirtualną kamerę

W publikacji [77] autorzy wykorzystali jeden płaski wzorec z 64 okrągłymi znacznikami do kalibracji projektora i kamery. Po umieszczeniu go w objętości pomiarowej, projektor oświetla go światłem strukturalnym (sekwencja przesuniętych w czasie pionowych i poziomych prążków sinusoidalnych i odpowiadających im kodów Graya) w celu wyznaczenia dwóch ciągłych rozkładów fazowych. Kodują one niezależnie składową pionową i poziomą współrzędnych punktów w projektorze.

Na podstawie tych informacji możliwe jest wyznaczenie współrzędnych punktu na macierzy projektora (u, v) w oparciu o wartość fazy w danym punkcie obrazu kamery zgodnie z zależnościami:

$$\begin{aligned}u &= \frac{n_{fr} \cdot ph_x}{2\pi} \\v &= \frac{n_{fr} \cdot ph_y}{2\pi}\end{aligned}\tag{21}$$

gdzie: n_{fr} – okres prążków sinusoidalnych, ph_x, ph_y – wartość fazy, odpowiednio, w kierunku pionowym i poziomym.

Po wyznaczeniu współrzędnych środków markerów wzorca na macierzy projektora uruchamiany jest globalnie algorytm Levenberg-Marquardt [69] w celu wyznaczenia parametrów wewnętrznych i zewnętrznych projektora.

2.2.7 Podsumowanie

Kalibracja geometryczna jest kluczowym elementem wpływającym na działanie systemów wizyjnych, których praca opiera się na przetwarzaniu danych metrycznych. Dla osób związanych na co dzień z medycyną, ważne jest by proces kalibracji systemu:

- charakteryzował się prostotą, by osoba bez specjalistycznej wiedzy technicznej mogła przygotować system do działania,
- dawał powtarzalne wyniki, niezależnie od tego przez kogo będzie przeprowadzany i w jakich warunkach środowiskowych,
- nie wymagał wykorzystania drogich w wykonaniu i magazynowaniu wzorców kalibracyjnych. Wzorce takie muszą być przechowywane w kontrolowanych warunkach (aby nie ulegały deformacji czy wyblaknięciu pod wpływem warunków składowania).

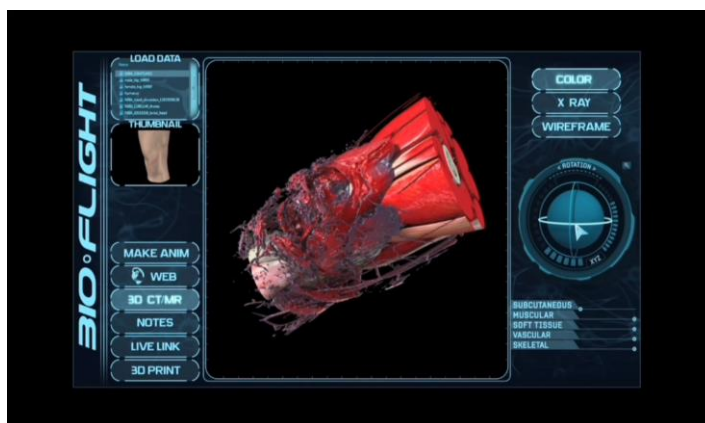
Najlepszym rozwiązaniem (spełniającym powyższe wymagania) wydaje się być wykorzystanie pinholowego modelu kamery wraz hybrydową metodą kalibracji wykorzystującą płaski wzorec z nadrukowanymi znacznikami.

3 PRZEGLĄD SYSTEMÓW VR/AR WSPOMAGAJĄCYCH DIAGNOSTYKĘ MEDYCZNĄ I LECZENIE PACJENTÓW

3.1 SYSTEMY WYKORZYSTUJĄCE RZECZYWISTOŚĆ WIRTUALNĄ

3.1.1 BioflightVR

BioflightVR [78] to stereoskopowa platforma VR/AR do diagnostyki medycznej, edukacji i treningu pozwalająca kilku osobom współdzielić widok 3D. Firma oferuje oprogramowanie w którym użytkownik może dokładnie przejrzeć różne przekroje organów [79]. Jest ono dedykowane do współpracy nad konkretnym przypadkiem jednocześnie z ekspertami będących w dowolnej lokalizacji.

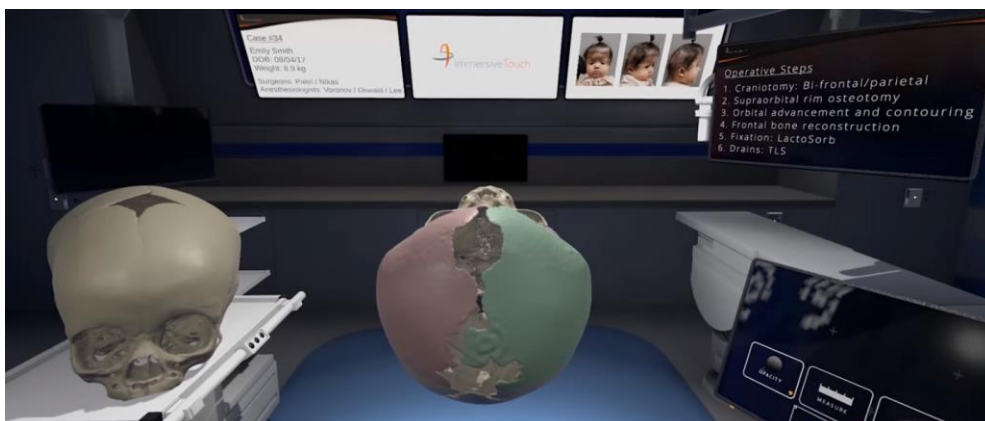


Rys. 15 Interfejs aplikacji BioflightVR. Źródło: [78].

Niestety system nie dostarcza żadnego haptycznego sprzężenia zwrotnego dla operatora, które jest w moim odczuciu bardzo ważne w procesie edukacji lub treningu.

3.1.2 ImmersiveTouch

Symulator ImmersiveTouch [80] pozwala stworzyć pełne środowisko operacyjne w którym chirurg może trenować procedury medyczne na modelach wyznaczonych na podstawie z danych medycznych (CT, MRI) (Rys. 17, Rys. 16). Posiada on sprzężenie zwrotne w postaci wibracji dostarczanych przez kontrolery HTC Vive.



Rys. 16 ImmersiveTouch – widok z googli. Źródło: [80].



Rys. 17 ImmersiveTouch – wykorzystane urządzenia. Źródło: [80].

Rozwiązanie ImmersiveTouch wymaga od operatora do założenia gogli VR, które mogą powodować dyskomfort i szybsze zmęczenie podczas przeprowadzania dłuższych i bardziej skomplikowanych scenariuszy.

3.2 SYSTEMY WYKORZYSTUJĄCE RZECZYWISTOŚĆ ROZSZERZONĄ

3.2.1 True 3D

True 3D [81] jest oprogramowaniem do medycznych wizualizacji. Daje możliwość radiologom oraz kardiologom oglądania i interakcji z tkankami i narządami pacjenta w postaci modelu 3D, zbudowanego na podstawie danych tomograficznych. System pracuje w oparciu o cztery kamery śledzące ruch głowy operatora oraz gogle które pozwalają uzyskać złudzenie

obrazu trójwymiarowego wizualizowanego na podstawie obrazów 2D. Do manipulacji obiektami (i interakcji z nimi) użytkownik wykorzystuje dedykowany stylus.

Niestety, w przypadku True3D niemożliwa jest obserwacja pola roboczego nieuzbrojonym okiem co przy dłuższym czasie użytkowania może prowadzić do szybszego zmęczenia wzroku. Wynika to z opisanego wcześniej konfliktu wergencja – akomodacja.



Rys. 18 Interfejs aplikacji True3D. Źródło: [81].

3.2.2 Proximie

Proximie [82] to produkt wykorzystujący techniki rzeczywistości rozszerzonej, dystrybuowany w modelu SaaS⁴, który pozwala w czasie rzeczywistym na współpracę między lokalnym chirurgiem (operującym) a zdalnym (asystującym) wykorzystując urządzenia mobilne do transmitowania pola operacyjnego. Obaj chirurdzy mają możliwość komunikacji głosowej, jak również system pozwala na cyfrowe nakładanie danych na strumień wideo – w szczególności np. dłoni chirurga pracującego zdalnie na obraz widziany lokalnie na urządzeniu przez operatora. Aktualnie, Proximie jest wykorzystywane w The Royal Free Hospital w Londynie [83].

Wadą tego systemu jest fakt, że operator może obserwować pacjenta, patrząc „przez” urządzenie mobilne lub też musi zmieniać punkt obserwacji pomiędzy ekranem urządzenia a rzeczywistym obszarem roboczym. Przeznaczeniem systemu są konsultacje, a nie wspomaganie procesu uczenia.

⁴ model świadczenia usługi zdalnego dostępu do oprogramowania przez Internet



Rys. 19 Działanie systemu Proximie. Źródło: [81].

3.2.3 AccuVein

Urządzenie AccuVein [6] wykorzystuje rzeczywistość rozszerzoną i pozwala lekarzom i pielęgniarkom projektować na skórę pacjenta układ jego naczyń krwionośnych, by łatwiej i bezpieczniej dokonać prawidłowej iniekcji.

AccuVein wykorzystuje dwa źródła laserowe. Najpierw urządzenie oświetla skórę laserem z zakresu bliskiej podczerwieni ($\lambda = 785 \text{ nm}$). Naczynia są wykrywane jako czarne linie, gdyż hemoglobina pochłania dobrze światło podczerwone. Następnie AccuVein oświetla skórę, drugim źródłem światła z falą o długości $\lambda = 642 \text{ nm}$ projektując wykryty wcześniej wzorec. Tym sposobem, wyświetlanie naczyń reprezentują “zawartość” żył, a nie ich ściany [84].

Jest to jednak urządzenie dedykowane do wizualizacji naczyń krwionośnych z wykorzystaniem tylko dwóch źródeł światła monochromatycznego. Nie ma możliwości rozszerzenia o inne typy struktur (o ile nie będą blisko skóry i nie będą silnie ukrwione).



Rys. 20 Projekcja naczyń krwionośnych przez urządzenie Accuvein. Źródło: [6].

3.2.4 Augmedix

Augmedix [85] to firma dostarczająca rozwiązanie do dokumentowania przebiegu wizyt pacjenta u lekarza w czasie rzeczywistym. Lekarz, wykorzystując gogle Google Glass nie musi przenosić wzroku co chwilę na komputer, by przeczytać historię czy przebieg choroby, tylko wszystko wyświetla mu się na dedykowanym półprzezroczystym ekranie [86].

System pełni funkcję czysto informacyjną, nie daje możliwości pracy na jakichkolwiek strukturach anatomicznych człowieka.



Rys. 21 Po lewej – widok z punktu widzenia lekarza, po prawej – lekarz z urządzeniem Google Glass. Źródło: [85].

3.2.5 Xvision

Xvision jest to system firmy Augmedics [87] dedykowany do operacji na kręgosłupie. Firma zbudowała własne gogle dedykowane dla chirurgów. Wykorzystując dane pacjenta z

tomografii komputerowej nanosi na nie położenie narzędzi chirurgicznych, a całość jest sprzężona z okiem za pośrednictwem gogli [88].



Rys. 22 System Augmedics xvision. Źródło: [87].

W tym przypadku, system wymaga zamocowania dedykowanego znacznika, względem którego potem pozycjonuje wszystkie obiekty w scenie. Jest to fizyczna ingerencja, której chciałbym uniknąć w rozwiązaniu zaproponowanym przez siebie. Dodatkowym problemem jest wymóg obserwacji pola roboczego za pośrednictwem obciążających głowę i męczących wzrok gogli.

3.2.6 SentiAR

Firma SentiAR [89] oferuje platformę do wizualizacji struktur anatomicznych z wykorzystaniem Microsoft HoloLens. Umożliwia konwersję danych z tomografii komputerowej czy rezonansu magnetycznego i wyświetlenie tego jako model 3D w polu widzenia lekarza [90]. SentiAR (podobnie jak Xvision) wymaga noszenia specjalnych gogli podczas operacji.



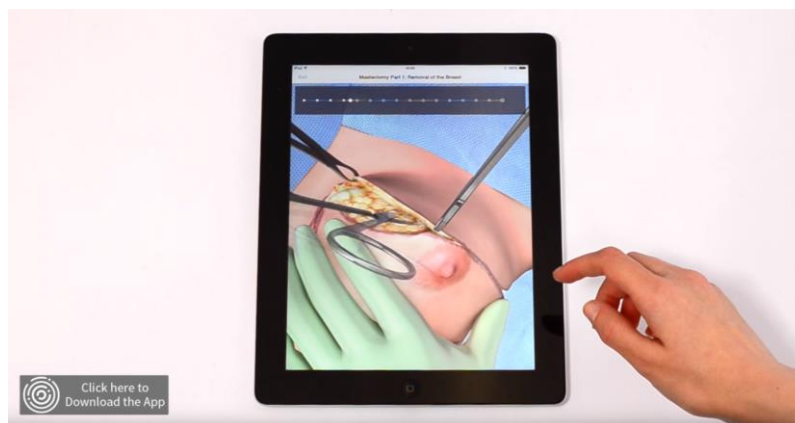
Rys. 23 System SentiAR. Źródło: [90].

Pozycjonowanie w Hololens jest związane ze znajomością pomieszczenia. Zmiany w pomieszczeniu podczas pracy urządzenia wpływają na dokładność pozycjonowania.

3.3 SYSTEMY NA URZĄDZENIA MOBILNE

3.3.1 Touch Surgery

Touch Surgery [91] to aplikacja mobilna pozwalająca użytkownikowi na trenowanie procedur chirurgicznych które mogą mieć miejsce podczas zabiegu. Symulator prowadzi krok po kroku przez każdy element operacji i sygnalizuje konieczność podjęcia decyzji w trakcie jej przebiegu.



Rys. 24 Aplikacja Touch Surgery. Źródło: [91].

Przedstawiona aplikacja pozwala na pracę jedynie z danymi dostarczonymi przez producenta. Na materiałach promocyjnych producenta widać, że cały interfejs jest wyświetlany na płaskim ekranie urządzenia mobilnego.

Takie podejście, chociaż wspomaga proces uczenia to nie pozwala na pracę z danymi indywidualnych pacjentów.

3.3.2 Aplikacje Orca Health

Firma Orca Health [92] jest twórcą wielu aplikacji medycznych na urządzenia mobilne wspierających proces diagnostyki przy urazach kręgosłupa, ramienia, kolana, biodra, dłoni, stóp, oka czy zębów. Przykładowo, EyeDecide jest to aplikacja, która wykorzystuje kamerę urządzenia mobilnego do pokazywania pacjentom symulacji różnych wad wzroku na ekranie w czasie rzeczywistym. Knee Decide wspiera proces konsultacji medycznych przy urazach kolana. Zawiera wiele interaktywnych animacji na temat samych procedur medycznych czy różnych elementów anatomicznych stawu. Foot Decide – jest to narzędzie do wizualizacji struktur w stopie – kości, mięśni, nerwów. Oprócz samej anatomii, aplikacja zawiera bazę wielu patologii stop.



Rys. 25 Część aplikacji firmy Orca Health. Źródło: [92].

Podobnie jak Touch Surgery, aplikacje pozwalają na pracę tylko z bazą danych dostarczoną przez producenta.

3.4 PODSUMOWANIE

Wszystkie przedstawione rozwiązania zestawiono razem we wspólnej tabeli (Tabela 1). W mojej ocenie ważne jest, aby system wspomagający pracę chirurgów:

- a) umożliwiał działanie w oparciu o dane konkretnego pacjenta,
- b) posiadał bezznacznikowy system śledzenia narządów,
- c) umożliwiał obserwację nieuzbrojonym okiem,
- d) posiadał haptyczne sprzężenie zwrotne dla operatora.

W kontekście tych czterech aspektów dokonałem oceny każdego z rozwiązań w skali od „- -” (brak takiej funkcjonalności) do „+ + +” (funkcjonalność spełniająca wymagane założenia).

NAZWA DOSTĘPNEGO ROZWIĄZANIA	POŻĄDANA CECHA SYSTEMU			
	<i>Praca w oparciu o dane konkretnego pacjenta</i>	<i>Posiada beznacznikowy system śledzenia narządów</i>	<i>Umożliwia obserwację nieuzbrojonym okiem</i>	<i>Posiada haptyczne sprzężenie zwrotne</i>
ROZWIĄZANIA VR				
BioflightVR	+++	-	+++	---
ImmersiveTouch	+++	-	---	---
ROZWIĄZANIA AR				
AccuVein	+++	+++	+++	-
Augmedix	+++	-	+	---
True 3D	+++	---	---	---
Proximie	+++	+++	+	---
Xvision	+++	---	---	---
SentiAR	+++	+++	---	---
ROZWIĄZANIA NA URZĄDZENIA MOBILNE				
Touch Surgery	---	-	+++	---
Aplikacje Orca Health	---	-	+++	---

Tabela 1 Zbiorcze zestawienie cech przeanalizowanych systemów

Jak można zauważyć, żaden z przedstawionych systemów nie spełnia wszystkich założonych wymagań. Na podstawie analizy rozwiązań dostępnych na rynku, zdefiniowałem ostateczny zbiór wymagań jakie musi spełniać nowy system:

- wykorzystanie dedykowanego fantomu, który będzie dostarczał haptycznego sprzężenia zwrotnego dla użytkownika – jednym z celów budowanego systemu jest wspomaganie procesu uczenia przeprowadzania zabiegów termoablacji wątroby. Kluczowym aspektem zatem jest zapewnienie końcowemu użytkownikowi warunków pracy jak najbliższych tym, które występują podczas prawdziwej operacji. Fizyczny fantom pozwala na naturalną manipulację obiektem w scenie oraz symulowanie występowania zmiennego oporu tkanek podczas ich nakłuwania. Cechę tę można uzyskać poprzez dobór odpowiednich materiałów do budowy fantomu.

- możliwość obserwacji nieuzbrojonym okiem, pozwalająca uzyskać poczucie głębi np. przez paralaksę ruchu – chcąc zapewnić komfort użytkownika w trakcie długich zabiegów oraz swobodę ruchu ważne jest, by nie zmuszać go do noszenia dodatkowych, wyświetlaczy lub okularów na głowie. Warto też pamiętać, że aktualne wyświetlacze nie są doskonałe i u znacznej części użytkowników powodują dyskomfort i bóle głowy. Dodatkowo, istotne jest dostarczenie pełnej informacji o przestrzennym położeniu struktur w fantomie (np. przez wykorzystanie paralaksy ruchu) co ułatwi zaplanowanie nakłucia w taki sposób by nie uszkodzić ważnych naczyń.
- brak wymogu stosowania dodatkowych znaczników pozycjonujących nanoszonych na analizowany fantom – podczas rzeczywistego zabiegu na wątrobie nie mogą być na niej umieszczane żadne dodatkowe znaczniki, gdyż mogłyby utrudniać przeprowadzenie operacji lub manipulację organem. W związku z tym, wskazane byłoby ich nie stosować podczas symulacji.
- projekcja wewnętrznych struktur na powierzchnię fantomu – wyświetlenie struktur wewnętrznych na wątrobie pozwoli zminimalizować potrzebę ciągłej zmiany kierunku obserwacji pomiędzy organem a np. zewnętrznymi monitorami, na których obecnie wyświetlane są np. dane z tomografii komputerowej. Pozwoli lepiej skupić się na poprawnym przeprowadzeniu zabiegu.
- śledzenie położenia głowy użytkownika w scenie – funkcjonalność ta pozwala na obserwację wewnętrznych struktur znajdujących się w fantomie w zależności od położenia głowy operatora. Dzięki temu realizowane jest zjawisko paralaksy ruchu podczas ruchu głową przez operatora.

System, który uwzględni wszystkie wymienione wyżej aspekty, w moim odczuciu będzie stanowił innowację na obecnym rynku istniejących rozwiązań VR/AR wspomagających edukację przyszłych lekarzy.

4 KONCEPCJA ROZWIĄZANIA

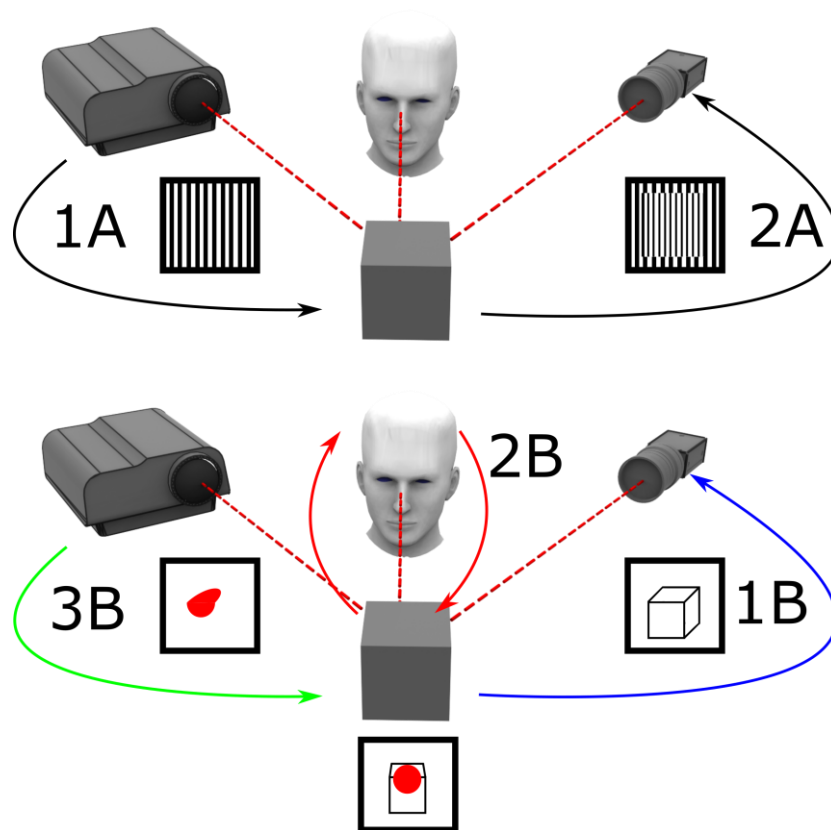
W celu spełnienia zdefiniowanego w poprzednim rozdziale zbioru wymagań dla nowego rozwiązania wspierającego proces uczenia chirurgów, zdecydowałem o oparciu działania mojego systemu na kilku mniejszych, dedykowanych modułach o jasno zdefiniowanych rolach w ogólnej ścieżce przetwarzania danych.

Kluczowym aspektem było opracowanie metody reprojekcji struktur wewnętrznych fantomu uwzględniającej położenie głowy użytkownika, a także opracowanie przebiegu kalibracji całego systemu, co stanowiło główne cele naukowe rozprawy.

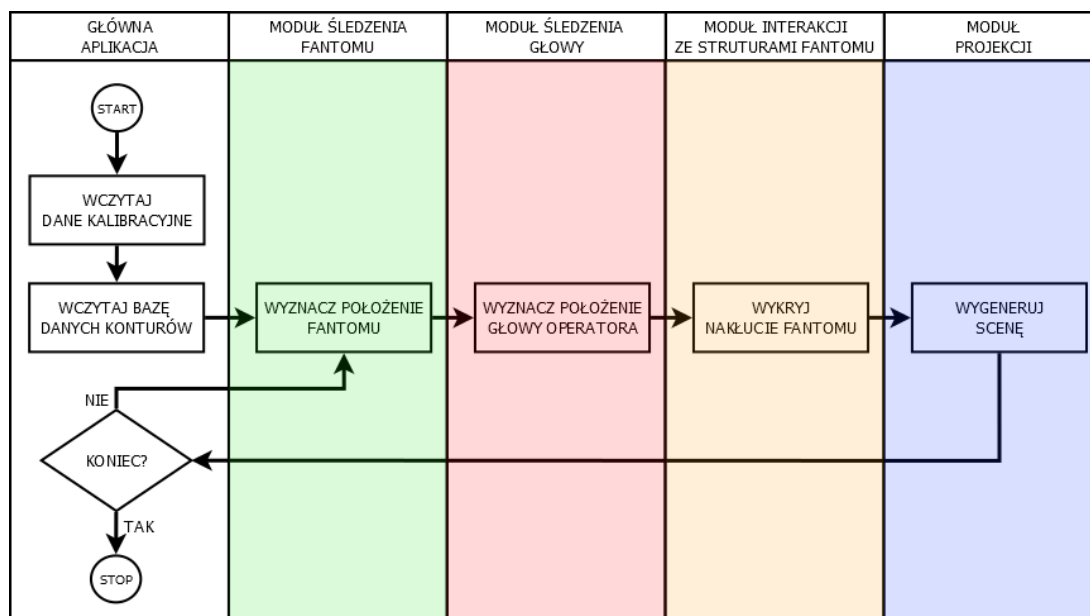
Jako punkt wyjścia dla moich badań przyjąłem układ urządzenia do trójwymiarowego pomiaru geometrii powierzchni (skanera 3D) zbudowanego w oparciu o parę kamera – projektor wykorzystujący technikę z oświetleniem strukturalnym [93]. W zastosowaniach medycznych wymagane jest by pełne odwzorowanie powierzchni 3D obiektu odbywało się: automatycznie, bezstykowo i w czasie nie dłuższym niż kilka sekund [67]. Z wielu dostępnych metod takich, jak: triangulacja laserowa, fotogrametria, metoda wykorzystująca czas przelotu wiązki, jedynie metoda z oświetleniem strukturalnym [67] spełnia te wymagania.

Działanie skanera 3D z oświetleniem strukturalnym opiera się na analizie obrazu z kamery przedstawiającego obiekt, na który rzutowany jest specyficzny raster (Rys. 26, 2A). Obraz pomiarowy (Rys. 26, 1A) wyświetlany na obiekt przez projektor, ulega odkształceniom zależnym do geometrii powierzchni badanej i jest rejestrowany przez kamerę. Na podstawie jego deformacji, znając dodatkowo wzajemne położenie kamery i projektora oraz parametry optyczne obu elementów skanera - możliwe jest odtworzenie współrzędnych geometrii powierzchni oświetlanego obiektu.

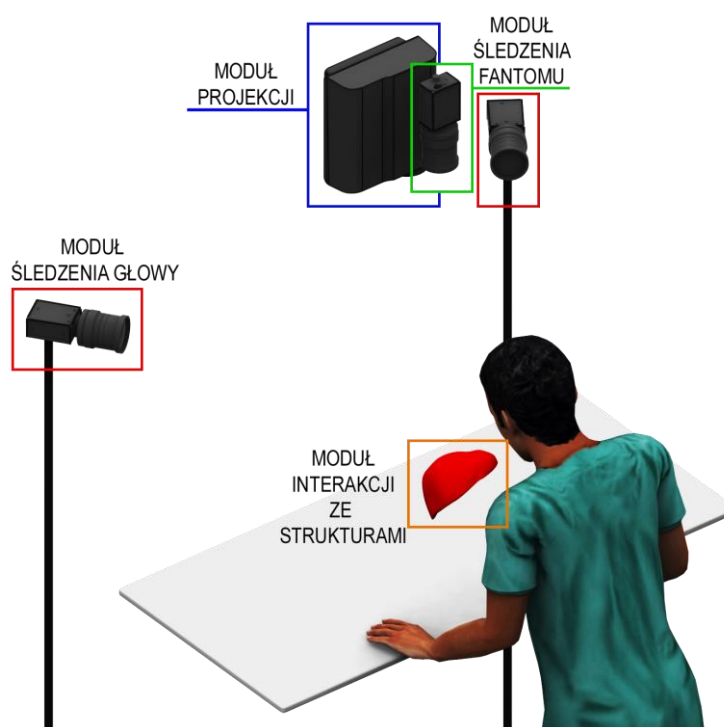
W moim przypadku, w celu wywołania u obserwatora złudzenia, że wyświetlane na powierzchni obiektu rzeczywistego struktury znajdują się w jego wnętrzu, wyświetlany obraz należy zdeformować w zależności od: kształtu obiektu, położenia projektora, bieżącego położenia i orientacji obiektu oraz położenia głowy obserwatora (Rys. 26)



Rys. 26 Na górze: Schemat skanera 3D z oświetleniem strukturalnym. 1A – proces oświetlania obiektu o nieznannej geometrii, wzorcem o znanym przebiegu. 2A – proces akwizycji obrazu przedstawiającego obiekt wraz z obrazem wzorca odkształconego na jego powierzchni. Na dole: Schemat układu systemu rzeczywistości wzbogaconej. 1B – proces wyznaczania położenia obiektu o znanej geometrii w scenie. 2B – wyznaczanie położenia obserwatora w scenie. 3B – oświetlenie obiektu odpowiednio zdeformowaną teksturą. Kolory strzałek odpowiadają kolejnym etapom przetwarzania danych, które rozwinięto na kolejnym obrazie.



Rys. 27 Ogólny schemat przetwarzania danych przez moduły systemu MARVIS.



Rys. 28 Koncepcja stanowiska badawczego systemu MARVIS.

Zbudowany przeze mnie system MARVIS (ang. *Medical Augmented-Reality VISualizer*) składa się z 4 głównych modułów (Rys. 27 i Rys. 28). Najpierw, *Moduł Śledzenia Fantomu* (MŚF) wykrywa fantom wątroby na obrazach ze strumienia video kamery i określa jej orientację przestrzenną w scenie. Przesunięcie liniowe fantomu jest wyliczane na podstawie translacji geometrycznego środka ciężkości fantomu wątroby w obrazie, a położenie kątowe

(ϕ, θ, ψ) określone jest przez porównanie konturu obiektu z bazą z wcześniej przygotowanych rzutów modelu 3D w znanych położeniach kątowych. Położenie głowy chirurga jest określone przez wyznaczenie współrzędnych (X, Y, Z) znacznika usytuowanego na jego głowie przez *Moduł Śledzenia Głowy (MŚG)*. Następnie mając określone położenie głowy chirurga oraz orientację przestrzenną fantomu, *Moduł Projekcji (MP)* oświetla sztuczną wątrobę uwzględniając wyznaczone wcześniej transformacje. Ogólny schemat przetwarzania danych przez poszczególne moduły przedstawiono na Rys. 27.

Bardzo istotnym elementem opracowanego rozwiązania jest kalibracja całego systemu, dzięki której współrzędne w przestrzeni wirtualnej sceny generowanej komputerowo, są spójne z układem kartezjańskim związanym z rzeczywistym układem stołu roboczego stanowiska. Ostatni, *Moduł Interakcji ze Strukturami (MIS)* odpowiada za wykrywanie nakłuc struktur wewnętrznych wątroby przez chirurga. Jest to układ elektroniczny, podłączony do sondy imitującej igłę biopsyjną.

W kolejnych sekcjach przedstawione będą:

- *Deskryptor konturu* umożliwiający opisanie orientacji kątowej fantomu wątroby,
- *Koncepcja Bazy Danych Konturów* na podstawie której będzie określana bieżąca orientacja kątową fantomu,
- *Moduł Śledzenia Fantomu* pozwalający na wyznaczenie położenia fantomu wątroby na obrazie kamery,
- *Moduł Śledzenia Głowy* pozwalający na wyznaczenie położenia głowy użytkownika w scenie,
- *Moduł Projekcji* odpowiedzialny za oświetlanie fantomu odpowiednio zdeformowanymi obrazami generującymi u użytkownika wrażenie głębi,
- *Moduł Interakcji ze Strukturami*, którego przeznaczeniem jest umożliwienie interakcji użytkownika z systemem.

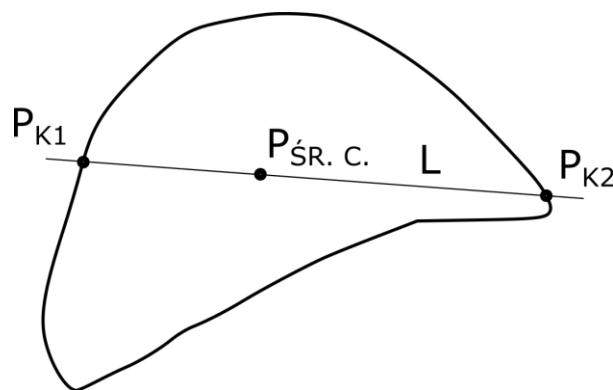
W każdej sekcji opisane zostały wybrane, występujące w literaturze rozwiązania danego zagadnienia oraz przedstawiona została argumentacja za wyborem przez mnie konkretnego podejścia.

4.1 DESKRYPTOR KONTURU

Pozycja i orientacja fantomu wyznaczana jest na podstawie analizy jego konturu. Aktualnie, typowym podejściem do analizy konturu, jest opisanie jego cech geometrycznych. Metoda zaproponowana przez L. Chen w [94] ocenia podobieństwo kształtu za pomocą miary podobieństwa probabilistycznego. W artykule [95] M. Donoser przedstawia deskryptor, który opisuje kontur N punktów jako macierz $N \times N$ wartości kątów pomiędzy punktami N -tym, $(N + d)$ -tym i $(N - d)$ -tym. W artykule [96] M. Merhy opisał dopasowywanie w oparciu o obliczanie podobieństw kształtu wykorzystując do tego miarę geodezyjną a nie euklidesową.

Żadne z przeanalizowanych rozwiązań nie pozwalało scharakteryzować konturu w postaci jednowymiarowego deskryptora, który byłby niezależny od wielkości analizowanego obiektu (jego skali) i jego obrotu w osi prostopadłej do płaszczyzny obrazu. W związku z powyższym postanowiłem zaproponować własny deskryptor *DRG*, który spełniałby tak zdefiniowane wymagania.

Po wstępnym progowaniu obrazu z kamery *MŚF* i wykryciu krawędzi, kontur jest przechowywany jako zbiór kolejnych punktów w układzie kartezjańskim. W pierwszej kolejności następuje przeliczenie wszystkich współrzędnych pikseli na układ biegunowy (Rys. 29) z biegunem w geometrycznym środku ciężkości $P_{\text{ŚR. C.}}$ dwuwymiarowej sylwetki obiektu, a osią polarna zdefiniowaną, przez *Początkowy Punkt Konturu (PPK)*.

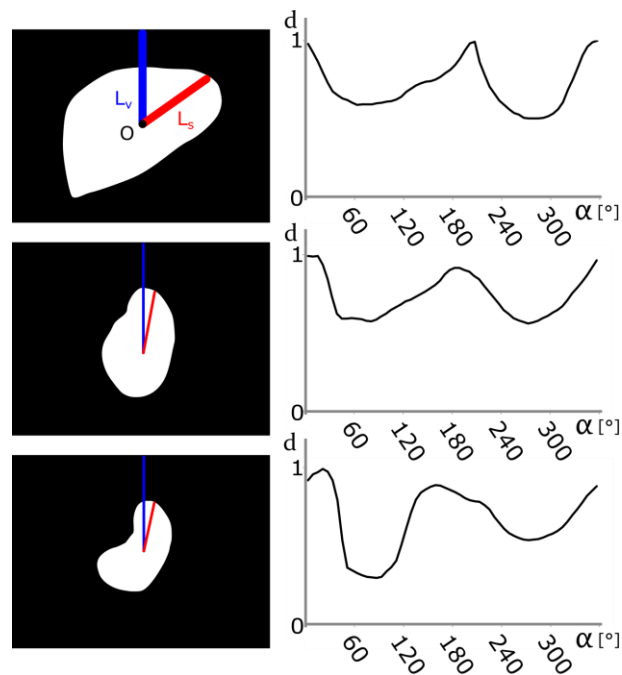


Rys. 29 Punkty szczególnie wykorzystywane przy budowaniu deskryptora konturu. P_{K1} , P_{K2} – punkty, w których przecina się prosta najlepiej dopasowana prosta L z konturem, $P_{\text{ŚR. C.}}$ – punkt będący geometrycznym środkiem ciężkości konturu.

Wyznaczenie *PPK* rozpoczyna się od dopasowania równania prostej L do wszystkich punktów konturu. Następnie wyznaczane są punkty przecięcia z konturem (Rys. 29). W rezultacie otrzymujemy dwa punkty P_{K1} , P_{K2} . Ostatecznie *PPK* jest wybierany jako dalszy punkt od bieguna. Zapewnia to niezależność deskryptora od obrotu analizowanego obiektu w

osi prostopadłej do płaszczyzny obrazu. Niezależność od wielkości fantomu jest zapewniana poprzez normalizację wszystkich odległości przez odległość PPK od bieguna.

Ostatecznie deskryptor jest tworzony przez jednorodne, kątowe próbkowanie konturu i zapisywanie par (α, d) dla każdego punktu, gdzie α jest kątem biegunowym, a d jest znormalizowanym promieniem do punktu konturu (Rys. 30).



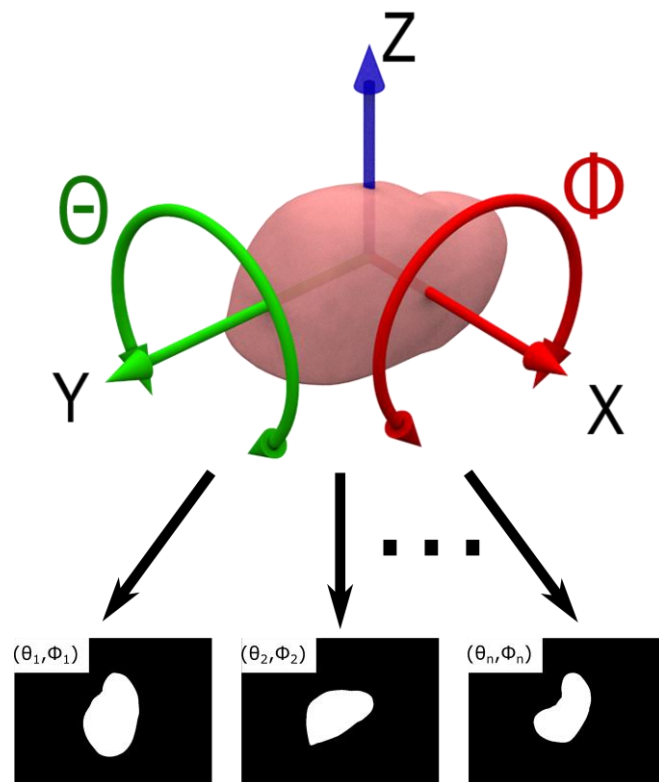
Rys. 30 Przykładowe przebiegi wartości deskryptora DRG dla trzech obrazów fantomu wątroby A,B,C. W lewej kolumnie wizualizacja projekcji 2D w konkretnym położeniu kątowym fantomu, Po prawej – przebieg funkcji deskryptora dla danego położenia. L_v – linia pionowa przechodząca przez geometryczny środek ciężkości (O) konturu; L_s – linia przebiegająca przez najdalszy punkt konturu, który jest PPK – Początkowym Punktem Konturu dla deskryptora.

4.2 BAZA DANYCH KONTURÓW

Określenie bieżącego położenia kąтового fantomu opiera się na porównaniu bieżących wartości DRG z wartościami przechowywanymi w *Bazie Danych Konturów (BDK)*. Przechowuje ona trójwymiarowy model fantomu razem ze zbiorem deskryptorów dla jego wszystkich dyskretnych obrotów w zakładanym zakresie kątowym. Baza danych jest budowana raz na podstawie wygenerowanej osobno dla każdego fizycznego fantomu wątroby siatki trójkątów. Siatka jest tworzona z danych medycznych uzyskanych podczas tomografii

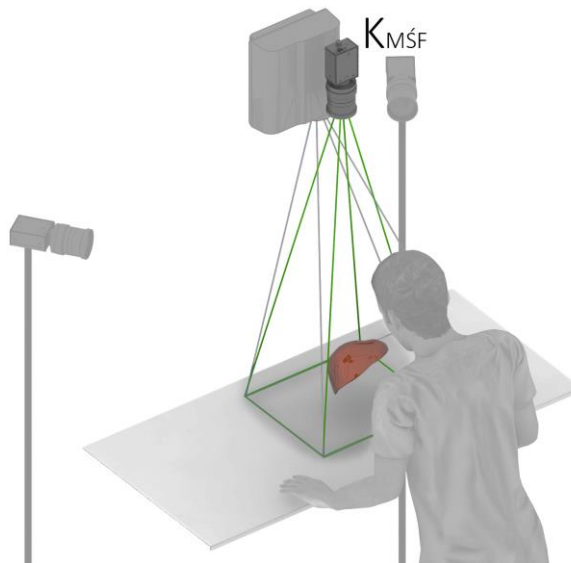
komputerowej fantomu. Dla każdego położenia kąтового (ϕ, θ) modelu (Rys. 31) jest wyznaczany jego kontur i obliczane odpowiadające mu wartości deskryptora *DRG*.

Dwuwymiarowe sylwetki modelu dla deskryptora są tworzone przez projekcję trójwymiarowej siatki na płaszczyznę 2D. Rozdzielczość próbkowania (ϕ, θ) na etapie wypełniania *BDK* wpływa na ostateczną kątową rozdzielczość *MŚF*.



Rys. 31 Kąty obrotu fantomu używane przez system *MARVIS*. ϕ – kąt obrotu wokół osi *X*, θ – kąt obrotu wokół osi *Y*.

4.3 MODUŁ ŚLEDZENIA FANTOMU



Rys. 32 Elementy Modułu Śledzącego Fantomu. Zielony ostrosłup ścięty wyznacza pole widzenia kamery wyznaczającej położenie fantomu.

Moduł Śledzenia Fantomu ($MŚF$) pozwala na wyznaczenie położenia i orientacji fantomu wątroby (Rys. 32) na obrazie kamery śledzącej ($K_{MŚF}$). Rozważany był układ jedno- lub dwukamerowy. Obserwowanie fantomu przez dwie kamery, które wyznaczają położenie obiektu w przestrzeni trójwymiarowej posiadałoby następujące cechy:

- wymaga porównywania konturu z każdej kamery osobno, a następnie konieczny byłby dodatkowy etap pozwalający z dwóch kamer określić wynikową (wspólną dla wszystkich urządzeń) pozycję fantomu,
- w celu wyznaczenia położenia w przestrzeni trójwymiarowej wymagane byłoby wyznaczenie punktów korespondujących na dwóch widokach fantomu (zadanie trudne, gdyż fantom jest obiektem gładkim bez charakterystycznych cech powierzchni),
- jeżeli kamery ustawione byłyby pod kątem do płaszczyzny roboczej systemu, wymagany byłby dodatkowe obliczenia uwzględniające nachylenie kierunku obserwacji względem płaszczyzny roboczej,
- wymaga obsługi i synchronizacji większej liczby urządzeń ze sobą.

Innym rozwiązaniem jest wykorzystanie jednej kamery śledzącej, z osią optyczną zorientowaną możliwie równoległe do osi optycznej projektora. Rozwiązanie takie pozwala na:

- dwukrotne zmniejszenie czasu wymaganego na przeszukanie *Bazy Danych Konturów* (szacowana złożoność obliczeniowa to $O(n^2)$). Obrót wzdłuż osi optycznej (oś Z) można wyliczyć w ostatnim etapie ze zdjęcia, a baza danych przechowuje tylko prerenderowane pozycje dla obrotów w dwóch pozostałych osiach.
- zredukowanie liczby urządzeń do synchronizacji.

Ostatecznie zdecydowałem się na rozwiązanie jednokamerowe. Pozwoliło ono zmniejszyć złożoność systemu, a także ułatwi proces jego kalibracji w przyszłości.

Kamera $K_{M\acute{S}F}$ jest kamerą RGB skalibrowaną metrycznie. Podczas działania systemu, bieżące położenie fantomu jest wyznaczane przez określenie geometrycznego środka ciężkości konturu i jego dalsze przekształcenie do globalnego układu współrzędnych (więcej szczegółów opisano w sekcji 5.3 Ścieżka przetwarzania danych). W kolejnym kroku moduł ustala położenie kątowne fantomu (ϕ, θ) po określeniu który z deskryptorów w *BDK* (Rys. 33) daje w procesie porównania do deskryptora wyznaczonego z aktualnej ramki pobranej z $K_{M\acute{S}F}$ najmniejszą wartość odpowiedzi. Wtedy wartości (ϕ, θ) przypisane do znalezionej deskryptora są przyjmowane jako położenia kątowne fantomu w scenie. Możliwymi miarami podobieństwa konturu mogą być np:

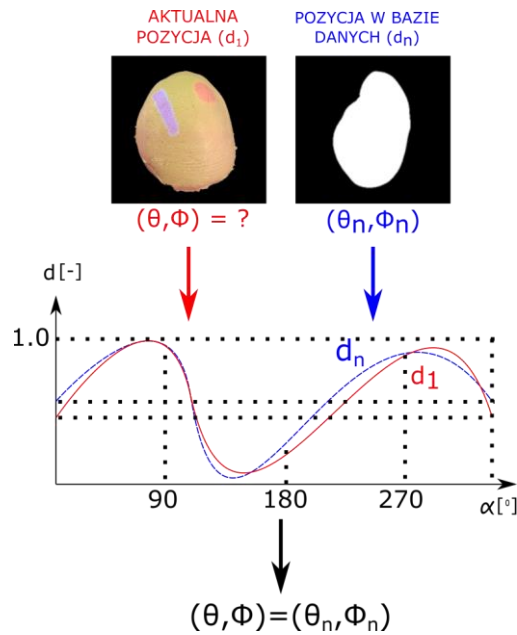
- odległość Mińkowskiego [97] – to uogólniona miara odległości między punktami w przestrzeni euklidesowej. Miara ta jest zależna od skali, a w przypadku porównywania danych pomiarowych, jest także czuła na szumy,
- bottleneck distance [98] – wyznacza największą odległość pomiędzy odpowiadającymi sobie punktami w dwóch zbiorach, które ze sobą porównujemy. Algorytm jest bardzo stabilny i odporny na szum, lecz jednocześnie mało czuły na lokalne zmiany,
- turning function [99] – pozwalają w sposób dyskretny scharakteryzować przebieg kształtu; algorytm ten jest nieczuły na skalę, lecz jest czuły na szum.

Podobieństwo konturu zdecydowałem się wyznaczać poprzez wyznaczenie minimalnej wartości parametru S_{AB} określającego różnicę między dwoma konturami zgodnie ze wzorem:

$$S_{AB} = \sum \frac{(d_{Ai} - d_{Bi})^2}{\sqrt{N}} \quad (22)$$

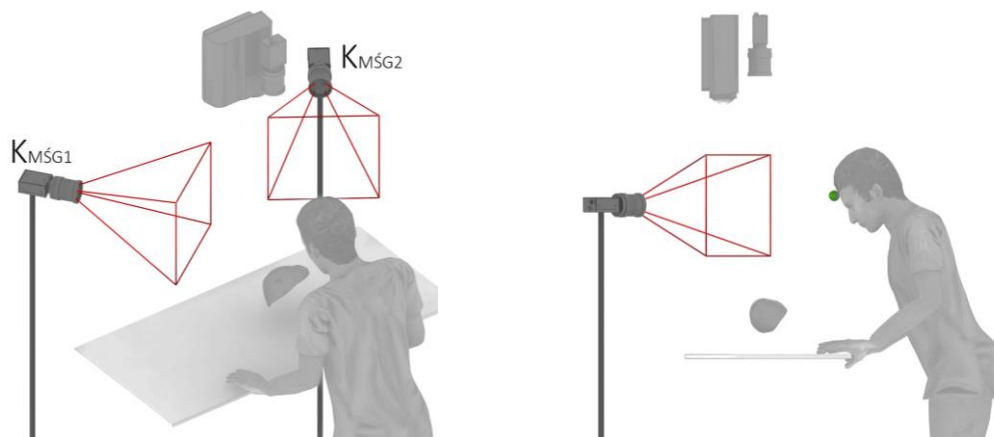
gdzie d_{Ai} , d_{Bi} – odległość i -tego punktu odpowiednio konturu A i B od bieguna, N – liczba punktów w deskrytorze ustalona w oparciu o wymaganą dokładność kątową.

Wyznaczanie miary podobieństwa w sposób zdefiniowany w równaniu (20) sprawia, że parametr jest czuły na lokalne zmiany kształtu, a wpływ szumu na ostateczny wynik jest ograniczony.



Rys. 33 Wizualizacja jednej iteracji porównywania deskrytorów DRG. Algorytm poszukuje konturu w bazie danych (kolor niebieski) którego „kształt” deskryptora jest najbardziej zbliżony do tego, który system wyznaczył na podstawie aktualnej (rzeczywistej) sceny (kolor czerwony).

4.4 MODUŁ ŚLEDZENIA GŁOWY



Rys. 34 Elementy Modułu Śledzenia Głowy. Czerwone ostrosłupy ścięte wyznaczają obszary jaki widzą poszczególne kamery. Na rzucie z boku na czole operatora widoczny jest zielony znacznik, na podstawie którego system wyznacza położenie głowy.

Punkt obserwacji użytkownika jest wyznaczany przez *Moduł Śledzenia Głowy (MSG)* na podstawie obliczenia pozycji pojedynczego znacznika znajdującego się na czole operatora, na wysokości jego brwi (Rys. 34). Można to zrealizować w dwóch podstawowych wariantach. Kamery śledzące (K_{MSG1} , K_{MSG2}) zamontowane na głowie chirurga i obserwujące nieruchome znaczniki w scenie, lub – przypadek odwrotny – nieruchome kamery śledzące ruchomy znacznik na głowie chirurga. Chcąc zapewnić komfort operatorowi, zdecydowałem się wykorzystać lekki, ruchomy znacznik mocowany do czoła operatora.

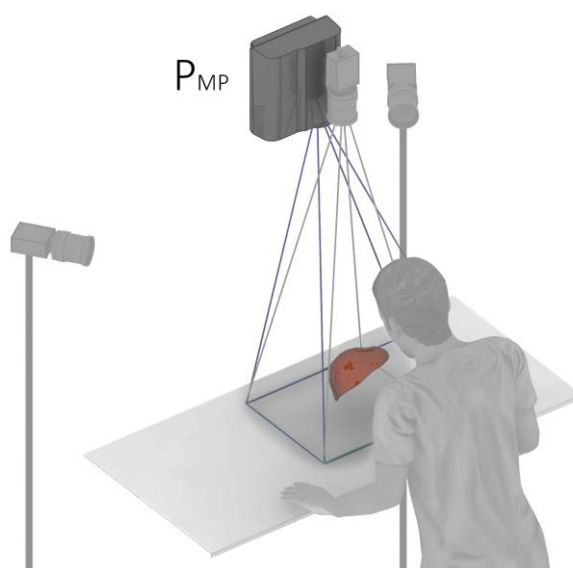
Dzięki śledzeniu położenia głowy użytkownika możliwe jest generowanie obrazu struktur wewnętrznych fantomu w sposób odpowiadający punktowi widzenia użytkownika. Zaproponowane rozwiązanie wykorzystuje monoskopową paralaksę ruchu, pozwalającą obserwatorowi na określenie przestrzennych relacji między wewnętrznymi strukturami w fantomie. Takie podejście jest wykorzystywane przy założeniu, że kąt nachylenia głowy względem sztucznej wątroby jest stały. *Moduł Śledzenia Głowy (MSG)* wyznacza punkt środkowy 45 mm poniżej środka znacznika znajdującego się na czole operatora w globalnym układzie współrzędnych.

4.5 MODUŁ PROJEKCJI

Wizualizację danych dla użytkownika można zrealizować na kilka sposobów. Najczęściej wykorzystuje się półprzezroczyste wyświetlacze (np. Google Glass [100] albo Microsoft Hololens [101]) w których obraz generowany komputerowo jest nakładany na ten

który operator widzi przez gogle – niestety wymaga to zakładania na głowę dodatkowego, często też ciężkiego urządzenia, które może zaburzać wergencję oczu. Innym podejściem jest wykorzystanie zewnętrznego urządzenia wyświetlającego dane bezpośrednio na obserwowanym obiekcie. W tym celu nie są wymagane żadne dodatkowe obiekty mocowane na głowie. Głównym celem mojej pracy było opracowanie systemu, który byłby jak najbardziej zbliżony do rzeczywistych warunków pracy chirurga i jednocześnie zapewniający mu komfort pracy przy długotrwałym zaangażowaniu. To stało się podstawą odrzucenia rozwiązań wykorzystujących półprzezroczyste wyświetlacze. Moim zdaniem, przy długotrwałym użytkowaniu takiego systemu - obecnym stanie techniki - tylko obserwacja gołym okiem pozwala na wygodną pracę. Bierze się to z niedojrzałości technologii wyświetlaczy HMD.

Zadaniem *Modułu Projektji* jest wyświetlenie takich struktur anatomicznych wątroby jak żyły i tętnice oraz dodatkowo guzy. Ponadto, ma informować operatora czy prawidłowo przebiega wyznaczanie kierunku obserwacji oraz czy fantom jest poprawnie wykrywany w scenie. Wszystkie wizualizowane informacje są renderowane za pomocą GPU na podstawie danych medycznych z tomografii komputerowej oraz punktów wyznaczonych przez *MŚF* i *MŚG*. *Moduł Projektji* oświetla docelową powierzchnię fantomu wykorzystując projektor



Rys. 35 Elementy Modułu Projektji. . Niebieski ostrosłup ścięty wyznacza obszar jaki może oświetlić projektor.

Modułu Projektji (P_{MP} , Rys. 35). Projektor ten jest skalibrowany jako odwrotna kamera pinholowa według metody zaproponowanej w [75].

4.6 MODUŁ INTERAKCJI ZE STRUKTURAMI

Przeznaczeniem tego modułu jest umożliwienie użytkownikowi interakcji z systemem. Można to zrealizować na kilka sposobów:

- a) wirtualny fantom wyświetlany na płaskim ekranie lub goglach VR/AR [102][103] – Obecnie najprostsza metoda interakcji. Wyświetlenie wirtualnego obiektu, który użytkownik może obracać/powiększać w dowolny sposób oraz wchodzić w interakcję poprzez np. klikanie na niego pozwala szybko określić, czy użytkownik postępuje zgodnie z założonym scenariuszem badania. Niestety nie ma możliwości dostarczenia operatorowi naturalnych doznań haptycznych.
- b) dedykowana sonda ze sprzężeniem zwrotnym [7][104] – Wykorzystanie urządzeń typu PhantomOmni pozwala poprzez mechaniczne ramię dostarczyć sprzężenia zwrotnego dla zmysłu dotyku. Niestety urządzenia te są stosunkowo drogie, a dodatkowo mają ograniczony obszar pracy co może wytrącać użytkownika z poczucia imersji.
- c) fizyczny fantom z wbudowanymi strukturami – Wykorzystanie takiego fantomu umożliwia końcowemu użytkownikowi swobodną manipulację obiektem, a także dostarcza pełnej zwrotnej informacji haptycznej. Wykonanie struktur wewnętrznych z innego materiału zapewnia odczuwalne różnice w oporach podczas nakłuwania zwykłą igłą oraz może pozwalać na uzyskanie informacji o przebicciu (lub nie) tych elementów.

W kontekście umotywowanych w pracy decyzji koncepcyjnych, wykorzystanie podejścia c) pozwala na obserwację fantomu w sposób nie generujący konfliktu wergencji i akomodacji oczu. Nie wymaga także wykorzystania dodatkowych ekranów LCD. Ostatecznie w zrealizowanym rozwiązaniu sprzętowo-programowym została podjęta wspólnie decyzja o zastosowaniu takiego podejścia.

Sprzętowy *Moduł Interakcji ze Strukturami* jest połączony elektrycznie ze strukturami wewnętrznymi fantomu wątroby oraz z sondą w kształcie igły biopsyjnej. Całość jest zarządzana poprzez interfejs sieciowy Wi-Fi – operator ma możliwość uruchamiania/resetowania stopera. Po uruchomieniu scenariusza testowego, stoper odlicza czas do momentu, kiedy igła sondy zamknie obwód elektryczny nakłuwając dowolną strukturę wewnętrzną fantomu, co powoduje dodanie do bazy wyników kolejnego rekordu z

informacjami takimi jak: czas rozpoczęcia zadania, czas w którym nastąpiło nakłucie dowolnej ze struktur, informacja o nakłutej strukturze (guz czy naczynia krwionośne).

4.7 KALIBRACJA SYSTEMU

Na podstawie informacji przedstawionych w sekcji 2.2.5 zdecydowałem się kalibrację kamer oprzeć na metodzie zaproponowaną przez Zhanga w [68]. Wymaga ona zebrania zdjęć wzorca kalibracyjnego o znanej geometrii w kilku położeniach (co najmniej dwóch). Na tej podstawie metoda pozwala na wyznaczenie parametrów zewnętrznych i wewnętrznych kamer wraz z wartościami kolejnych współczynników wielomianu opisującego dystorsję w układzie.

Wykonanie wzorca ograniczało się do precyzyjnego wydruku szablonu o wielkości kartki A4 na konsumenckiej drukarce, a następnie przyklejenia go na sztywną powierzchnię (tafla szkła, płyta wiórowa). Ostatecznie za szablon wybrałem zestaw 64 markerów (kół) o średnicy 10 mm, odstępem między środkami równym 25 mm, rozmieszczonych w 8 wierszach i 8 kolumnach.

Ten sam wzorzec będzie też służył do kalibracji projektora według algorytmu zaproponowanego przez Szelałę w [75].

4.8 PODSUMOWANIE

Wykorzystanie elementów skanera 3D z oświetleniem strukturalnym jest dobrym punktem wyjścia dla dalszej pracy naukowej. System, którego koncepcja została przedstawiona pozwala użytkownikowi końcowemu na naturalną obserwację fantomu wątroby nieuzbrojonym okiem. Takie rozwiązanie umożliwia też doświadczenie poczucia głębi, które jest kluczowe podczas manipulacji na wewnętrznych (wzajemnie przysłaniających się) strukturach fantomu.

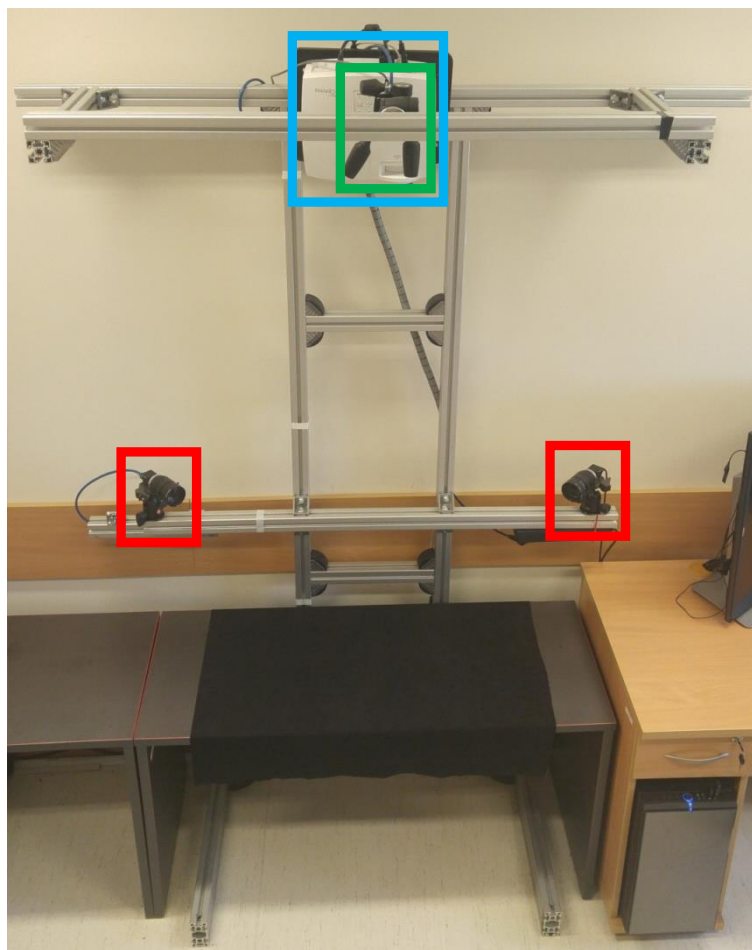
Budowa systemu w oparciu o kilka mniejszych, dedykowanych modułów o jasno sprecyzowanych rolach w ogólnej ścieżce przetwarzania danych pozwoli na bieżąco testować implementowane algorytmy, a w przyszłości da możliwość prostej modernizacji systemu.

5 REALIZACJA SYSTEMU MARVIS

Aby zrealizować i zweryfikować koncepcję przedstawioną w poprzednim rozdziale, zbudowałem stanowisko, które szczegółowo opisane jest w podrozdziale 5.1. Następnie, przedstawione są szczegóły implementacji programowej (5.1.1). Wyniki badań, nad opracowaniem fantomu wątroby przez mgr inż. Łukasza Groszkowskiego skrótowo opisuje rozdział 5.2. W sekcji 5.3 opisane są szczegółowo wszystkie etapy przetwarzania danych w systemie – od wyznaczania aktualnego konturu, przez obliczanie jego deskryptora do wyznaczania położenia fantomu wątroby i położenia głowy operatora we wspólnym układzie współrzędnych. Na koniec, sekcja 5.4, skupia się na przedstawieniu głównych zasad działania metody przestrzennej reprojekcji struktur wewnętrznych fantomu, której opracowanie było jednym z głównych celów naukowych tej pracy.

5.1 STANOWISKO BADAWCZE

Stanowisko badawcze zbudowałem w celu oceny i weryfikacji koncepcji systemu. Ramę tworzą aluminiowe profile BOSCH o przekroju 45 x 45 mm. *Moduł Śledzenia Fantomu* (Rys. 36 zielona ramka) działa w oparciu o kolorową kamerę Pointgrey Flea3 FL3-U3-20E4C (Rys. 37) o rozdzielczości 2 MPix. Wraz z nią wykorzystałem obiektyw firmy Pentax o ogniskowej $f = 25$ mm i przysłonie $f/1.4$. Całość zamontowałem na głowicy Manfrotto 496RC2. Oś optyczna kamery K_{MSF} jest możliwie równoległa do osi optycznej projektora MP. Dystans pracy to w przybliżeniu 1450 mm.



Rys. 36 Prototyp stanowiska badawczego. Kolor czerwony – kamery Modułu Śledzącego Głowę; kolor zielony – kamera Modułu Śledzącego Fantom; kolor niebieski – projektor Modułu Projektji.

MŚG (Rys. 36, czerwona ramka) zbudowałem z dwóch kolorowych kamer Pointgrey Flea3 FL3-U3-20E4C (Rys. 37) o rozdzielczości 2 MPix wraz z dwoma obiektywami Pentax o ogniskowej $f = 8 \text{ mm}$, $f/10$. Całość jest skierowana na głowę operatora. Odległość pomiędzy kamerami $K_{MŚG1}$ i $K_{MŚG2}$ to w przybliżeniu 1200 mm. Fantom oświetlam projektorem Full HD Optoma EH415 (Rys. 38 oraz Rys. 36, niebieska ramka). Ważnym elementem przy wyborze tego konkretnego modelu był fakt, że posiada on manualny pierścień ostrości i zmiany ogniskowej. Dzięki temu, miałem pewność, że projektor nie będzie automatycznie zmieniał parametrów optycznych podczas pracy (np. wykorzystując układ auto-focus). Odległość projekcji to 1300 mm, a oś optyczna jest skierowana prostopadle do obszaru roboczego – stołu.

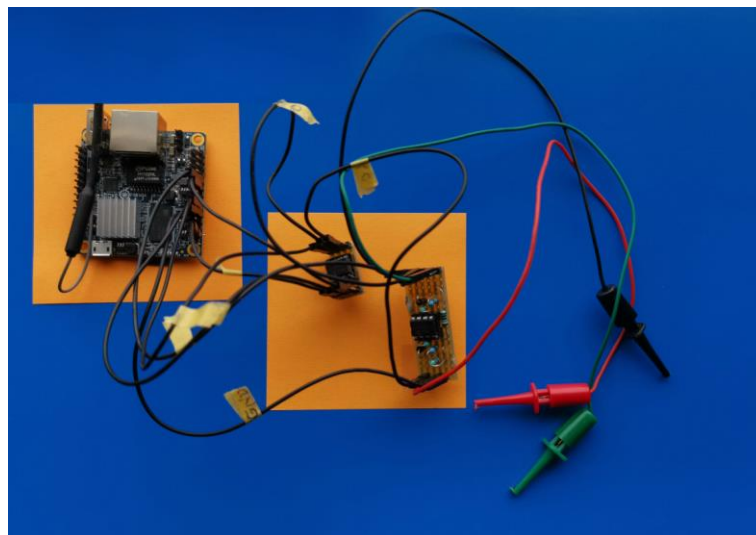


Rys. 37 Kamera CMOS
Pointgrey Flea3 FL3-U3-20E4C. Źródło: [106].



Rys. 38 Projektor Full HD Optoma EH415 Źródło:
[107].

Moduł Integracji ze Strukturami (Rys. 39) został zbudowany przez doktoranta mgr inż. Łukasza Groszkowskiego w oparciu o mikrokontroler PIC [107] i jednopłytkowy minikomputer Banana Pi [108] zarządzany przez oprogramowanie napisane w środowisku Node RED [109]. Dodatkowo, podłączona jest do niego dedykowana sonda w kształcie strzykawki do detekcji nakłuć (Rys. 40).



Rys. 39 Elementy Modułu Interakcji ze Strukturami . Pomarańczowy obszar po lewej wskazuje Moduł Banana PI, Obszar po prawej to mikrokontroler PIC wraz ze wzmacniaczem operacyjnym.



Rys. 40 Sonda w kształcie strzykawki do detekcji nakłuć.

5.1.1 Implementacja programowa

Na samym początku postanowiłem ograniczyć liczbę przetwarzanych obrazów na sekundę z kamer do 25 kl/s, gdyż jest to minimalna częstotliwość, która pozwala na komfortową pracę operatora. Uzyskiwana płynność działania jest wystarczająca, a unikałem dzięki temu chwilowych spadków płynności przy jednoczesnym przesyłaniu i przetwarzaniu obrazu w czasie rzeczywistym z trzech kamer. Dodatkowo narzucenie ograniczenia do 25 FPS (ang. *frames per second*) pozwoliło jednoznacznie określić docelowy poziom optymalizacji każdego z elementów. Celem było przetwarzanie danych z chwili t w czasie do 40 ms ($t = \frac{1}{25\frac{1}{s}} = 0,04\text{ s} = 40\text{ ms}$).

Główną aplikację zaimplementowałem w języku C++ wykorzystując środowisko Microsoft Visual Studio 2015 oraz bibliotekę OpenGL. Obliczenia dla każdego modułu są przeprowadzane w osobnych wątkach systemowych co umożliwia zmniejszenie opóźnień i ich wpływu na pracę pozostałych modułów.

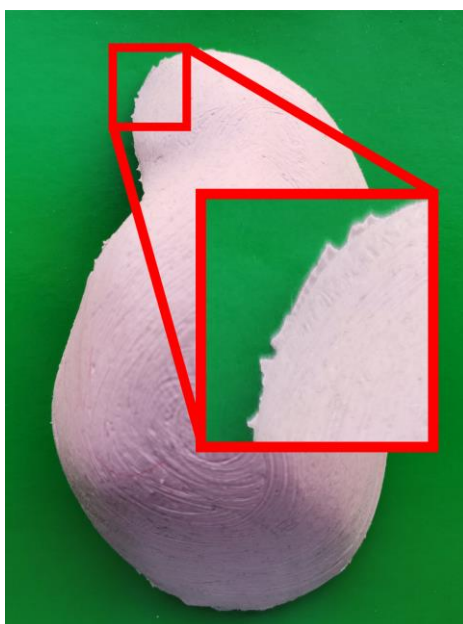
5.1.1.1 Baza Danych Konturów

Baza Danych Konturów przechowywana jest w postaci tablicy dedykowanych struktur. Taka struktura zawiera informacje w postaci:

- obrazu rzutu 2D modelu wątroby dla konkretnego położenia kąтового (ϕ, θ) ,
- wartości współrzędnych (ϕ, θ) ,
- położenia środka ciężkości konturu $P_{\text{ŚR. C.}}$,
- równania najlepiej dopasowanej prostej L ,

- współrzędnych *Początkowego Punktu Konturu*,
- tablicy wartości deskryptora *DRG* dla danej pozycji.

BDK przechowuje kontury wygenerowane z rozdzielczością co 2° w zakresach $\Phi \in (-60^\circ, 60^\circ)$ oraz $\theta \in (-45^\circ, 45^\circ)$ w stosunku do domyślnej anatomicznej pozycji fantomu na stole roboczym. Zakresy obrotu wybrano po konsultacji z prof. Maciejem Kosieradzkim i prof. Wojciechem Lisikiem w oparciu o ich doświadczenia chirurgiczne oraz ograniczenia anatomicznych ruchów wątroby w ludzkim ciele. Zakresy ϕ, θ , które zostały wdrożone w *MARVIS*, są szersze niż kąty spotykane w praktyce chirurga.



Rys. 41 Wykonany fantom wątroby wraz ze zbliżeniem na krawędzie odlewu.

Wybór rozdzielczości 2° dla *BDK* był podyktowany chęcią spełnienia następujących wymagań: z im wyższą rozdzielczością generuję deskryptory do Bazy Danych w osiach X, Y tym więcej obliczeń jest wykonywanych przy poszukiwaniu najlepszego dopasowania. Ważne zatem było utrzymanie rozdzielczości na poziomie pozwalającym w czasie 40 ms przeszukać całą bazę danych. Po drugie, stosowany fantom charakteryzował się ograniczoną dokładnością wykonania co jest pokazane na Rys. 41. Uzyskiwane krawędzie na obrazie nie były idealne co powodowało ograniczoną czułość metody z powodu generowanego szumu przez artefakty na krawędziach. Na tej podstawie zdecydowałem się na rozdzielczość 2° wokół osi X i Y jako wypośredkowany kompromis uwzględniający powyższe czynniki.

5.1.1.2 Moduł Śledzenia Fantomu

Całkowity czas potrzebny na wyznaczenie pozycji fantomu w scenie przez *MŚF* to 40 ms. W celu przyspieszenia całej procedury, algorytm segmentacji został zaimplementowany z wykorzystaniem modułu C++ AMP (C++ Accelerated Massive Parallelism) dostarczanego natywnie z Visual Studio. Pozwala część obliczeń wykonywać na GPU o ile programista przestrzeża założeń i składni narzuconej przez twórców.

5.1.1.3 Moduł Śledzenia Głowy

Moduł Śledzenia Głowy został zaimplementowany jako osobna aplikacja serwerowa, komunikująca się z głównym oprogramowaniem za pośrednictwem TCP/IP. Takie rozwiązanie wynikało z chęci zastosowania tego modułu w innych aplikacjach, gdzie śledzenie położenia głowy użytkownika jest ważne. Korzystanie z komunikacji sieciowej znacząco ułatwiało integrację z innymi aplikacjami. Moduł aktualizował położenie markera co 40 ms i wysyłał wyznaczone współrzędne w lokalnym układzie po protokole TCP/IP do obiorcy.

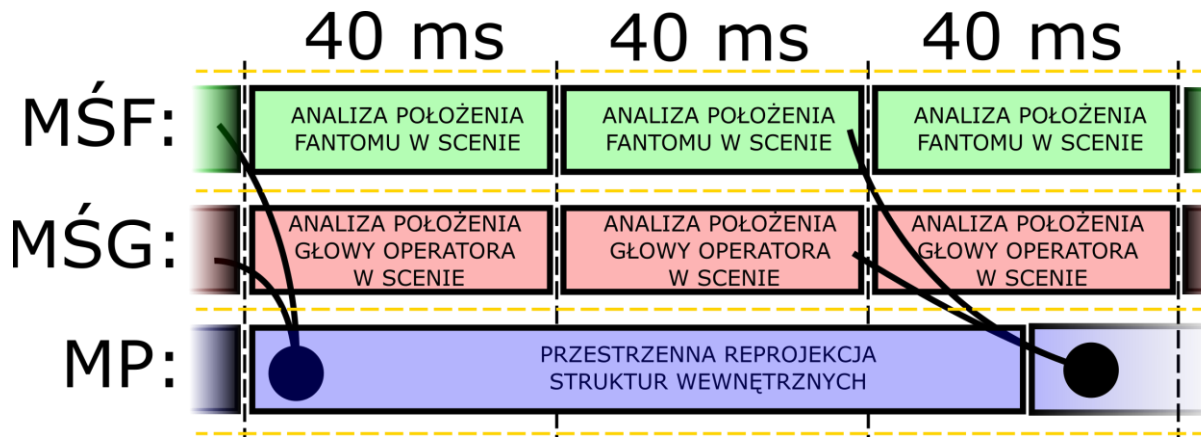
5.1.1.4 Moduł Projektji

Moduł Projektji jest odpowiedzialny za wyświetlanie końcowemu użytkownikowi informacji o strukturach wewnętrznych fantomu na jego powierzchni. Opracowany i zaimplementowany algorytm korzystając z funkcji `glGetTextureImage` [110], pobiera najpierw w formacie BGR⁵ informacje o barwie w wyrenderowanej wstępnie ramce przez kartę graficzną. W kolejnym kroku, korzystając z tej samej funkcji OpenGL pobierana jest dodatkowo informację o głębi dla każdego piksela w formacie zmiennoprzecinkowym (z osobnego bufora ramki karty graficznej). Na podstawie tych buforów system dokonuje remappingu zgodnie z opisem przedstawionym w sekcji 5.4.

Cała procedura przetwarzania została zaimplementowana z wykorzystaniem CPU, gdyż w ten sposób najszybciej mogłem wykrywać i usuwać błędy w algorytmie. Takie podejście wymaga jednak trzykrotnego przesłania danych między pamięcią CPU a GPU (na koniec potrzebne jest wysłanie gotowej ramki z wykorzystaniem funkcji `glTexSubImage2D` [111] do karty graficznej). W rezultacie, przesyłanie danych jest najbardziej czasochłonną operacją w całej ścieżce przetwarzania i ostatecznie *Moduł Projektji* aktualizuje transformacje w scenie

⁵ Jest to skrót określający w jakiej kolejności zapisane są wartości poszczególnych składowych barwy danego piksela w pamięci komputera. BGR oznacza kolejność: [barwa niebieska][barwa zielona][barwa czerwona]...

z prędkością 10 klatek na sekundę. Proces przetwarzania danych w czasie został zobrazowany na Rys. 42.



Moduł systemu	Średni czas przetwarzania jednej klatki
Moduł Śledzenia Fantom	35 ± 3 ms
Moduł Śledzenia Głowy	28 ± 3 ms
Moduł Projektcji	94 ± 10 ms

Rys. 42 Proces przetwarzania danych w czasie. Poziome przerywane linie pokazują podział na wątki systemowe. Czarne linie zakończone kropką ilustrują przekazywanie danych pomiędzy modułami. Okres 40 ms odnosi się do maksymalnego czasu analizy jednego zdjęcia z kamery.

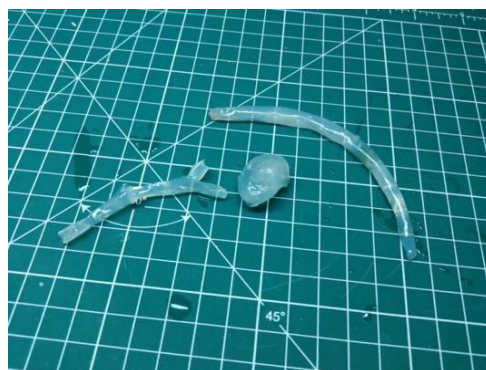
5.2 FANTOM WĄTROBY

Ten rozdział przedstawia informacje związane z fantomem wątroby wykonanym przez doktoranta mgr inż. Łukasza Groszkowskiego, które są niezbędne do zrozumienia działania systemu MARVIS.

W pierwszej kolejności, na podstawie modelu anatomicznego wątroby wykonano na drukarce 3D dwuczęściową formę z grawitacyjnym odpowietrzeniem, możliwą do stosowania w komorach podciśnieniowych (Rys. 43). Materiały dobrano pod kątem: przewodnictwa elektrycznego, rozróżnialności w tomografii komputerowej oraz możliwości nakłuwania. Jako wypełniacz wykorzystano dwuskładnikowy silikon formierski MM922 firmy ACC Silicones [112], z którego zbudowano także formę na struktury wewnętrzne (Rys. 44), a same struktury wewnętrzne fantomu (Rys. 45) wykonano z żelu agar, do którego dodano kontrast stosowany w tomografii komputerowej (iomeron 300 [113]).

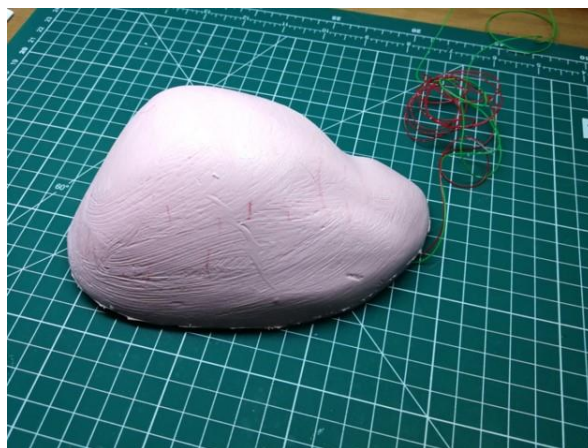


Rys. 43 Forma odlewnicza fantomu. Autor: Ł. Groszkowski.



Rys. 44 Forma na struktury wewnętrzne wątroby
Autor: Ł. Groszkowski.

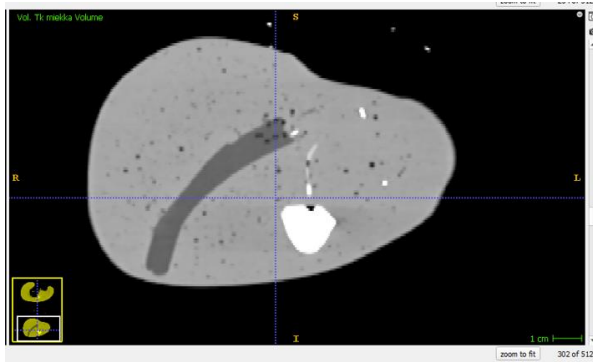
Rys. 45 Struktury wewnętrzne fantomu z żelu agar.
Autor: Ł. Groszkowski.



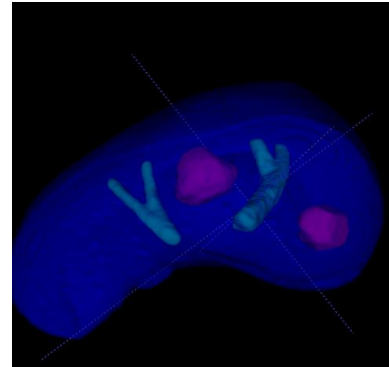
Rys. 46 Wynikowy fantom. Autor: Ł. Groszkowski.

Ostatecznie, otrzymano fantom wątroby o wymiarach ok. $17\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 8\text{ cm}$ i masie około 460 g (Rys. 46) z wyprowadzonymi przewodami do podłączenia do *MIS*. Kolejnym etapem było wykonanie tomografii komputerowej fantomu (Rys. 47) w Warszawskim Uniwersytecie Medycznym w Szpitalu Klinicznym Dzieciątka Jezus w

Warszawie przy ul. Lindleya 4. Uzyskane dane pozwalały na wykonanie segmentacji wszystkich elementów oprogramowaniu ITK-Snap [114] (Rys. 48) i ostatecznie zaimportowanie uzyskanych modeli 3D do systemu MARVIS.



Rys. 47 Jeden z przekrojów w tomografii fantomu
Autor: Ł. Groszkowski.



Rys. 48 Wysegmentowane elementy fantomu z danych tomograficznych
Autor: Ł. Groszkowski.

5.3 ŚCIEŻKA PRZETWARZANIA DANYCH

Przetwarzanie danych w systemie następuje zgodnie z kolejnością przedstawioną na Rys. 27. Po rozpoczęciu działania głównej aplikacji system wczytuje dane kalibracyjne, a następnie ładuje bazę danych deskryptorów dla fantomu wątroby. W kolejnym kroku, po wyznaczeniu geometrycznego środka ciężkości sylwetki fantomu w płaszczyźnie kamery zgodnie z opisem z sekcji 5.3.1, wyznaczane jest jego położenie w globalnym układzie współrzędnych zgodnie z algorytmem opisanym w podrozdziale 5.3.2. Następnie jest obliczane położenie głowy chirurga według procedury z podrozdziału 5.3.3.

5.3.1 Wyznaczanie aktualnego konturu i deskryptora fantomu

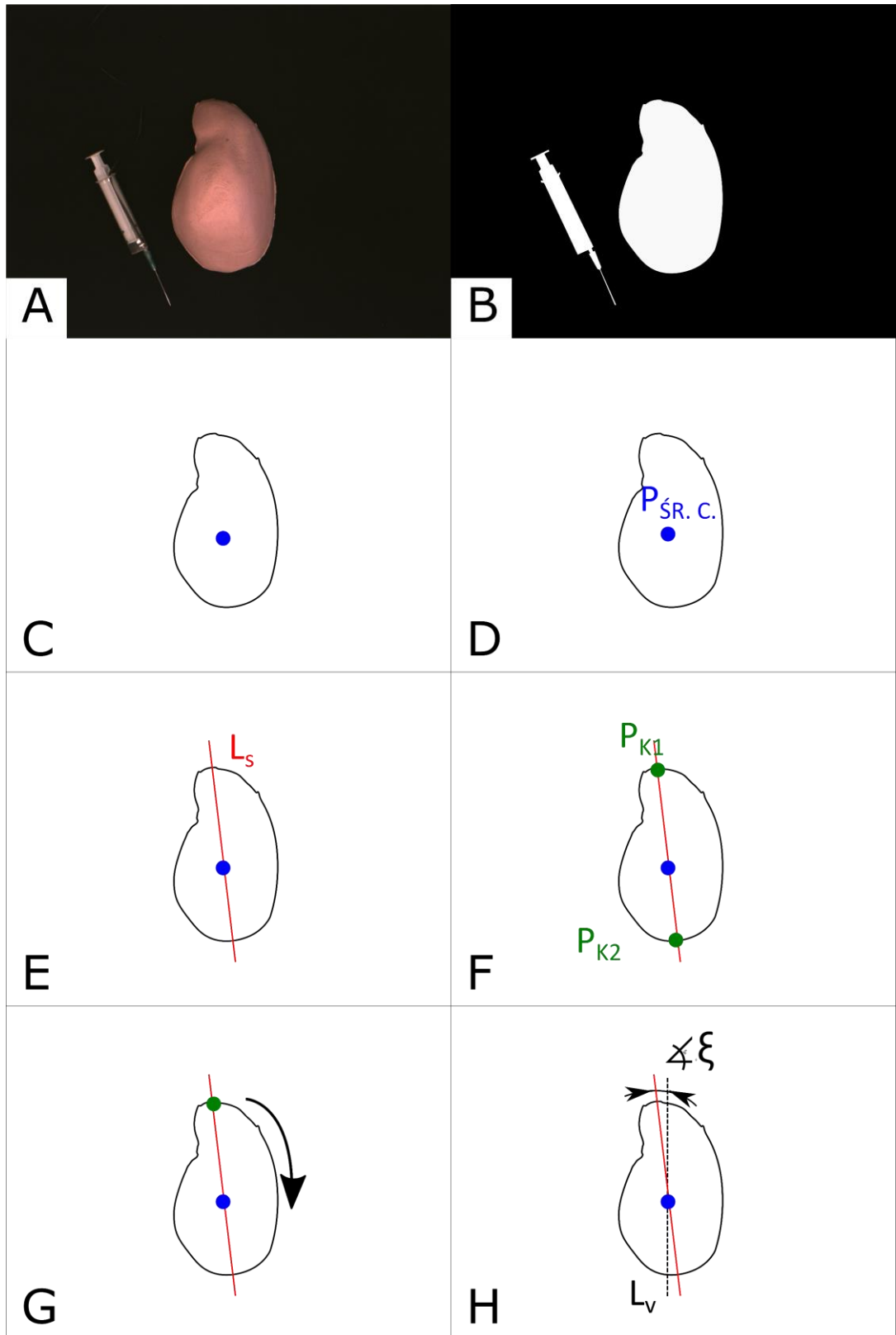
Po akwizycji obrazu z kamery *Modułu Śledzenia Fantomu* (Rys. 49A) system dokonuje adaptacyjnego progowania wyznaczając próg na podstawie lokalnej zmiany gradientów w obrazie, (Rys. 49B). Następnie dokonując segmentacji Top-Down Bottom-Up [115] oznacza je, by ostatecznie znaleźć ten, który opisuje kształt fantomu wątroby. Przyjąłem założenie, że jest to największy pod względem powierzchni kształt w scenie. Pozostałe kształty są pomijane w dalszej analizie (Rys. 49C).

Następnie wyznaczany jest geometryczny środek ciężkości całego posegmentowanego obszaru (Rys. 49D) oraz obliczane jest równanie najlepiej dopasowanej linii L do wszystkich elementów konturu Metodą Najmniejszych Kwadratów [61] (Rys. 49E). Linia ta zawsze

przebiega przez środek ciężkości $P_{\dot{S}R. C.}$, oraz przecina kontur w dwóch punktach punkty P_{K1} , P_{K2} (Rys. 49F). Z tych dwóch punktów wyliczany jest ten dalszy który, służy jako punkt startowy do wyznaczania deskryptora (Rys. 49G). Deskryptor jest tworzony zgodnie z opisem z sekcji „4.1 Deskryptor konturu”, przy próbkowaniu konturu co 6° dając tym samym 60 par $(\alpha, d)^6$ opisujących cały kształt. Po wyznaczeniu położenia kątowych (ϕ, θ) , ostatni kąt ξ (kąt obrotu wokół osi Z) wyznaczany jest jako kąt skierowany pomiędzy L_s a L_v (Rys. 30, Rys. 49H).

Wybór wartości próbkowania na poziomie 6° został dobrany eksperymentalnie i był podyktowany chęcią spełnienia następujących wymagań: z im wyższą rozdzielczością będzie próbkowany kontur, tym bardziej wzrośnie czas obliczeń. Ważne zatem było utrzymanie rozdzielczości na możliwie najniższym (lecz spełniającym warunki poprawnej detekcji) poziomie by zmniejszyć czas obliczeń. Po drugie, im wyższą rozdzielczość zastosujemy tym bardziej deskryptor będzie czuły na szumy w obrazie.

⁶ α jest kątem biegunowym a d jest znormalizowanym promieniem do punktu konturu



Rys. 49 Ścieżka przetwarzania A – zdjęcie wejściowe; B – wstępna binaryzacja; C – po segmentacji Top-Down Bottom-Up; D – wyznaczenie geometrycznego środka ciężkości konturu; E – wyznaczenie równania najlepiej dopasowanej linii do punktów konturu; F – wyznaczenie punktów przecięcia linii L_s z konturem; G – punkt oraz kierunek rozpoczęcia wyznaczania deskryptora kształtu; H – wyznaczenie kąta obrotu ξ fantomu w osi Z projektora.

5.3.2 Wyznaczanie współrzędnych 3D w ramach Modułu Śledzącego Fantom i Modułu Projektji

Parametry wewnętrzne kamery $K_{M\acute{S}F}$ jak i projektora P_{MP} są wyznaczone na podstawie metody zaproponowanej w [75]. Następnie, wyznaczana jest transformacja $[R_{K_{M\acute{S}F-G}} | T_{K_{M\acute{S}F-G}}]$ kamery i osobno $[R_{P_{MP-G}} | T_{P_{MP-G}}]$ dla projektora do globalnego układu współrzędnych związanego ze stołem roboczym.

Dzięki tym operacjom, wychodząc z macierzowego równania projekcji:

$$s \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \left(R \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} + T \right) \quad (23)$$

gdzie u, v – współrzędne danego punktu w pikselach; c_x, c_y – położenie środka projekcji w osi X i Y; f_x, f_y – współczynnik ogniskowej w osi X i Y; s – współczynnik skali. Zapisując je dla przejrzystości w uproszczonej postaci:

$$s \cdot P_{uv} = C \cdot (R \cdot P_w + T) \quad (24)$$

oraz zakładając, że znam położenie płaszczyzny $z = 0$ w przestrzeni obiektowej projektora lub kamery, mogę odtworzyć współczynnik skali s jako:

$$s = \frac{R^{-1} \cdot T}{R^{-1} \cdot C^{-1} P_{uv}} \quad (25)$$

W rezultacie współrzędne dowolnego punktu macrycy kamery P_k lub projektora P_p mogą przekształcić w punkt P_{w1} lub P_{w2} w globalnym układzie współrzędnych zgodnie z równaniami (26) i (27).

$$P_{w1} = R_{K_{M\acute{S}F-G}}^{-1} \cdot (S_{K_{M\acute{S}F}} \cdot C_{K_{M\acute{S}F}}^{-1} \cdot P_k - T_{K_{M\acute{S}F-G}}) \quad (26)$$

$$P_{w2} = R_{P_{MP-G}}^{-1} \cdot (S_{P_{MP}} \cdot C_{P_{MP}}^{-1} \cdot P_p - T_{P_{MP-G}}) \quad (27)$$

5.3.3 Wyznaczanie współrzędnych 3D w ramach Modułu Śledzenia Głowy

Moduł Śledzenia Głowy pozwala na wyznaczenie położenie obserwatora w kartezjańskim układzie współrzędnych na podstawie metody zaproponowanej przez Zhanga w [68]. Mając obliczone parametry wewnętrzne i zewnętrzne dla dwóch urządzeń A, B tworzących stereoparę, dla każdego z nich wychodząc z równania projekcji (23) można definiować równanie prostej:

$$\begin{cases} x = \frac{u - c_x}{f_x} \cdot s \\ y = \frac{v - c_y}{f_y} \cdot s \\ z = s \end{cases} \quad (28)$$

gdzie u, v – współrzędne danego punktu w pikselach; c_x, c_y – położenie środka projekcji w osi X i Y; f_x, f_y – współczynnik ogniskowej w osi X i Y; s – współczynnik skali,

Przyjmując, że w pinholowym modelu kalibracji dla danego urządzenia A, B wszystkie proste przecinają się w punkcie $(0,0,0)$ możemy zdefiniować odpowiednie wektory kierunkowe:

$$v_A = \left[\frac{u_A - c_{x_A}}{f_{x_A}}, \frac{v_A - c_{y_A}}{f_{y_A}}, 1 \right] \quad (29)$$

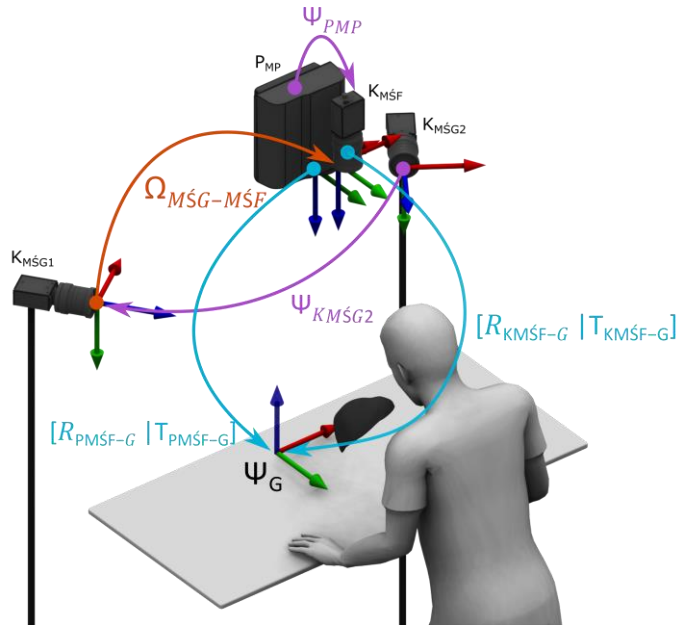
$$v_B = \left[\frac{u_B - c_{x_B}}{f_{x_B}}, \frac{v_B - c_{y_B}}{f_{y_B}}, 1 \right] \quad (30)$$

Wektory te wyznaczają nam dwie proste skośne w przestrzeni trójwymiarowej. Ostateczne współrzędne położenia głowy użytkownika (X, Y, Z) system wyznacza jako współrzędne punktu środkowego najkrótszego odcinka łączącego dwie proste wyznaczone przez wektory $v_{A,B}$.

5.3.4 Transformacje pomiędzy lokalnymi układami modułów systemu

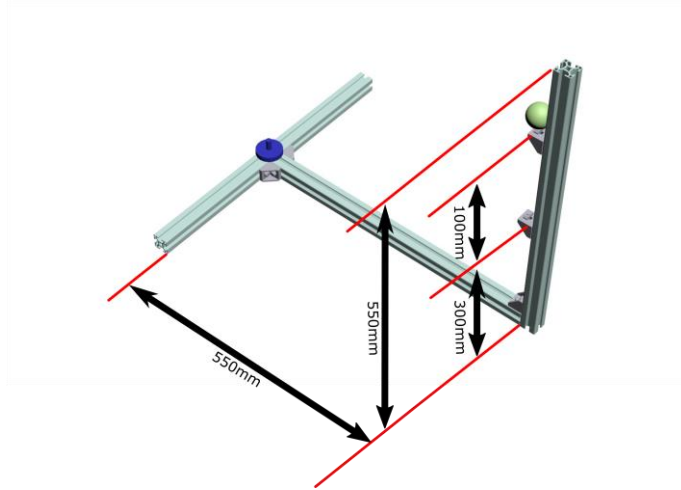
Jako globalny układ współrzędnych Ψ_G dla całego systemu wybrany jest układ związany z blatem stołu, na którym może leżeć fantom wątroby, gdy nie jest używany przez operatora.

Transformacja $[R_{K_{M\acute{S}F}-G} | T_{K_{M\acute{S}F}-G}]$ opisująca przejście z układu $M\acute{S}F$ do Ψ_G jest wyznaczana na podstawie obrazu wzorca położonego na stole roboczym, wykonanego przez $K_{M\acute{S}F}$.



Rys. 50 Transformacje pomiędzy układami współrzędnych poszczególnych urządzeń systemu MARVIS.

Aby wyznaczyć położenie głowy operatora w Ψ_G , najpierw jest wyznaczana transformacja układu M_{SG} do M_{SF} (Rys. 51, $\Omega_{M_{SG}-M_{SF}}$). Krok ten jest wymagany, gdyż kamery obserwujące znacznik głowy nie obserwują blatu roboczego. W tym celu zbudowany został dodatkowy, sztywny wzorec kalibracyjny (Rys. 51), o znanej geometrii, którego jedną część jest obserwowana przez M_{SF} (Rys. 51, niebieski element) a druga przez M_{SG} (Rys. 51, zielony element). Punktami charakterystycznymi są tutaj środek sferycznego zielonego znacznik o średnicy 38 mm oraz środek trzpienia $M6$ na poziomym profilu (wymagany do pozycjonowania wzorca w układzie związanym z M_{SF}). Wykonując zdjęcia tak zbudowanego wzorca w tym samym momencie przez wszystkie kamery możliwe jest wyznaczenie transformacji pomiędzy M_{SG} a M_{SF} , co w rezultacie pozwala potem na przeliczenie już wszystkich współrzędnych do jednego globalnego układu współrzędnych. Ψ_G związanego z blatem roboczym (wykorzystując $[R_{K_{M_{SF}}-G} | T_{K_{M_{SF}}-G}]$).



Rys. 51 Wzorec do wyznaczenia transformacji współrzędnych punktu z układu związanego z Modułem Śledzenia Głowy do Modułu Śledzenia Fantom. Punktami charakterystycznymi są tutaj: dwa mocowania kątowe na pionowym profilu (do umieszczenia na nich pileczki ping-pongowej, która jest widoczna przez MŚG) oraz śruba młoteczkowa z nakładką na poziomym profilu (kolor niebieski, wymagana do pozycjonowania wzorca w układzie związanym z MŚF).

Globalny układ współrzędnych dla MŚF to układ związany z kamerą śledzącą fantom $K_{MŚF}$ (Rys. 51). Położenie w płaszczyźnie projektora Modułu Projektcji jest przeliczane w oparciu o macierze transformacji zdefiniowane jako:

$$\Psi_{K_{MŚF}} = [I|0] \quad (31)$$

$$\Psi_{P_{MP}} = [R_{\Psi_{MŚF}} | T_{\Psi_{MŚF}}] \quad (32)$$

gdzie $R_{\Psi_{MŚF}}$ – macierz rotacji wzajemnej z układu lokalnego kamery śledzącej fantom do układu lokalnego projektora, $T_{\Psi_{MŚF}}$ – macierz translacji wzajemnej lokalnego układu kamery śledzącej fantom do układu lokalnego projektora.

Podobnie w MŚG, globalny układ modułu związany jest z jedną z kamer $K_{MŚG1}$ (Rys. 51), a położenie drugiej kamery jest wyznaczone w oparciu o transformacje:

$$\Psi_{K_{MŚG1}} = [I|0] \quad (33)$$

$$\Psi_{K_{MŚG2}} = [R_{\Psi_{MŚG}} | T_{\Psi_{MŚG}}] \quad (34)$$

gdzie $R_{\Psi_{MŚG}}$ – macierz rotacji wzajemnej z układu lokalnego kamery $K_{MŚG1}$ do układu kamery $K_{MŚG2}$, $T_{\Psi_{MIS}}$ – macierz translacji wzajemnej z lokalnego układu kamery $K_{MŚG1}$ do układu lokalnego kamery $K_{MŚG2}$.

Przejście z układu globalnego MŚG do MŚF (Rys. 51) jest wyznaczone w oparciu o transformacje:

$$\Omega_{M\acute{S}G-M\acute{S}F} = [R_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}|T_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}] \quad (35)$$

gdzie: $R_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}$ – macierze rotacji z układu *Modułu Śledzącego Głowę* do układu *Modułu Śledzącego Fantom*; $T_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}$ – translacja z układu *Modułu Śledzącego Głowę* do układu *Modułu Śledzącego Fantom*.

Ostateczne transformacje współrzędnych punktów P dla każdego z elementów systemu MARVIS do globalnego układu współrzędnych można zdefiniować:

$$P_{K_{M\acute{S}F}} = [R_{K_{M\acute{S}F}-G}|T_{K_{M\acute{S}F}-G}] \quad (36)$$

$$P_{P_{MP}} = [R_{P_{MP}-G}|T_{P_{MP}-G}] \quad (37)$$

$$\begin{aligned} P_{K_{M\acute{S}G1}} &= P_{K_{M\acute{S}F}} \Omega_{M\acute{S}G-M\acute{S}F} \Psi_{K_{M\acute{S}G1}} \\ &= [R_{K_{M\acute{S}F}-G}|T_{K_{M\acute{S}F}-G}][R_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}|T_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}][I|0] \end{aligned} \quad (38)$$

$$\begin{aligned} P_{K_{M\acute{S}G2}} &= P_{K_{M\acute{S}F}} \Omega_{M\acute{S}G-M\acute{S}F} \Psi_{K_{M\acute{S}G2}} \\ &= [R_{K_{M\acute{S}F}-G}|T_{K_{M\acute{S}F}-G}][R_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}|T_{M\acute{S}G-M\acute{S}F}][R_{\Psi_{M\acute{S}G}}|T_{\Psi_{M\acute{S}G}}] \end{aligned} \quad (39)$$

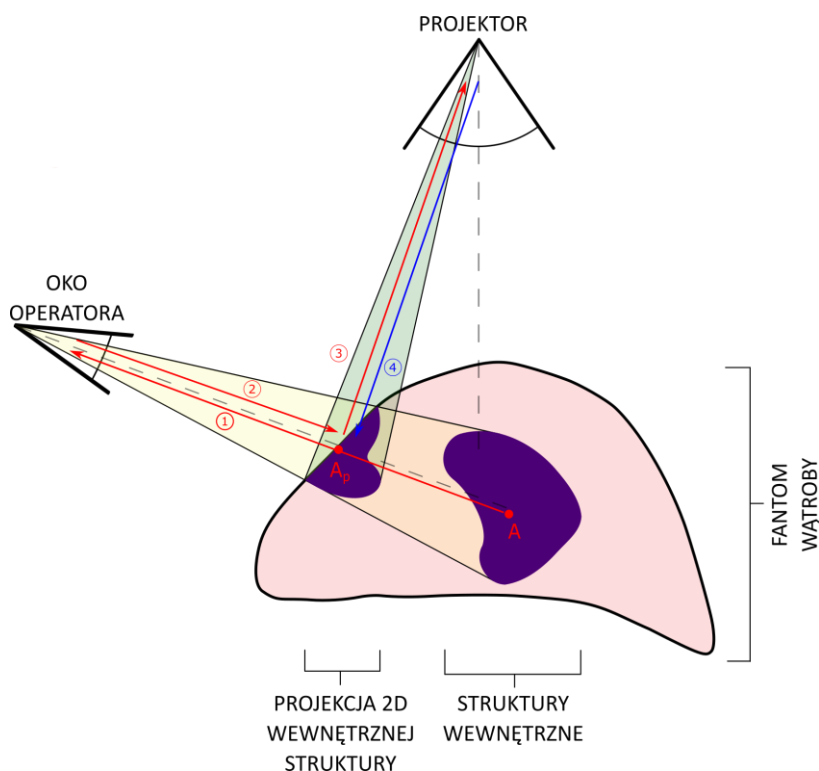
gdzie $P_{K_{M\acute{S}F}}$ – transformacja dla punktów matrycy kamery śledzącej fantom sprowadzająca je do układu Ψ_G , $P_{P_{MP}}$ – transformacja dla współrzędnych projektora oświetlającego fantom sprowadzająca je do układu Ψ_G , $P_{K_{M\acute{S}G1}}$ – transformacja współrzędnych punktów pierwszej kamery śledzącej znacznik głowy operatora sprowadzająca je do układu Ψ_G , $P_{K_{M\acute{S}G2}}$ – transformacja współrzędnych punktów drugiej kamery śledzącej znacznik głowy sprowadzająca je do układu Ψ_G .

5.4 METODA PRZESTRZENNEJ REPROJEKCJI STRUKTUR WEWNĘTRZNYCH FANTOMU

Dla każdej ramki system generuje z wykorzystaniem OpenGL scenę z modelem wątroby zawierającą struktury wewnętrzne i oświetla odpowiednio przetransformowanym obrazem fizyczny fantom.

Najpierw, generowana jest scena z punktu widzenia operatora systemu. W pierwszej kolejności obraz zawiera tylko powierzchnię fantomu bez jakichkolwiek wewnętrznych

struktur. Następnie, w osobnym buforze ramki⁷ i z tego samego punktu widzenia generowane są struktury wewnętrzne.



Rys. 52 Zasada remappingu.

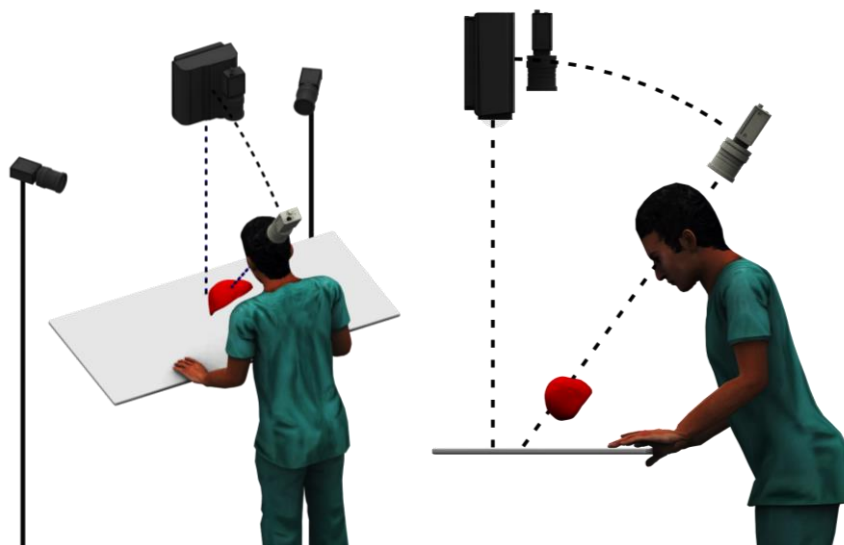
Następnie system nakłada obraz z wewnętrznymi strukturami na obraz powierzchni fantomu porzucając informację o głębi z tego pierwszego. W rezultacie mamy “rozlane” struktury wewnętrzne na powierzchni modelu wątroby (Rys. 52, proces (1)).

Kolejnym krokiem jest reprojekcja wszystkich pikseli z viewportu⁸ operatora na płaszczyznę fantomu wątroby wykorzystując globalny układ współrzędnych ((Rys. 52, proces (2)), a następnie projekcja każdego punktu na płaszczyznę obrazowania projektora (Rys. 52, proces (3)). W ten sposób *Moduł Projektji* otrzymuje dostęp do informacji w jaki sposób wyświetlić obraz by był poprawnie postrzegany przez operatora (Rys. 52, proces (4)).

Jest to możliwe, gdyż w kierunku, z którego patrzy operator umieszczana jest wirtualna kamera o parametrach wewnętrznych identycznych jak wyznaczone dla projektora (Rys. 53).

⁷ Jest to część pamięci karty graficznej przeznaczona do przechowywania informacji o różnego typu wartościach (kolor, odległość od kamery) dla każdego piksela tworzącego obraz.

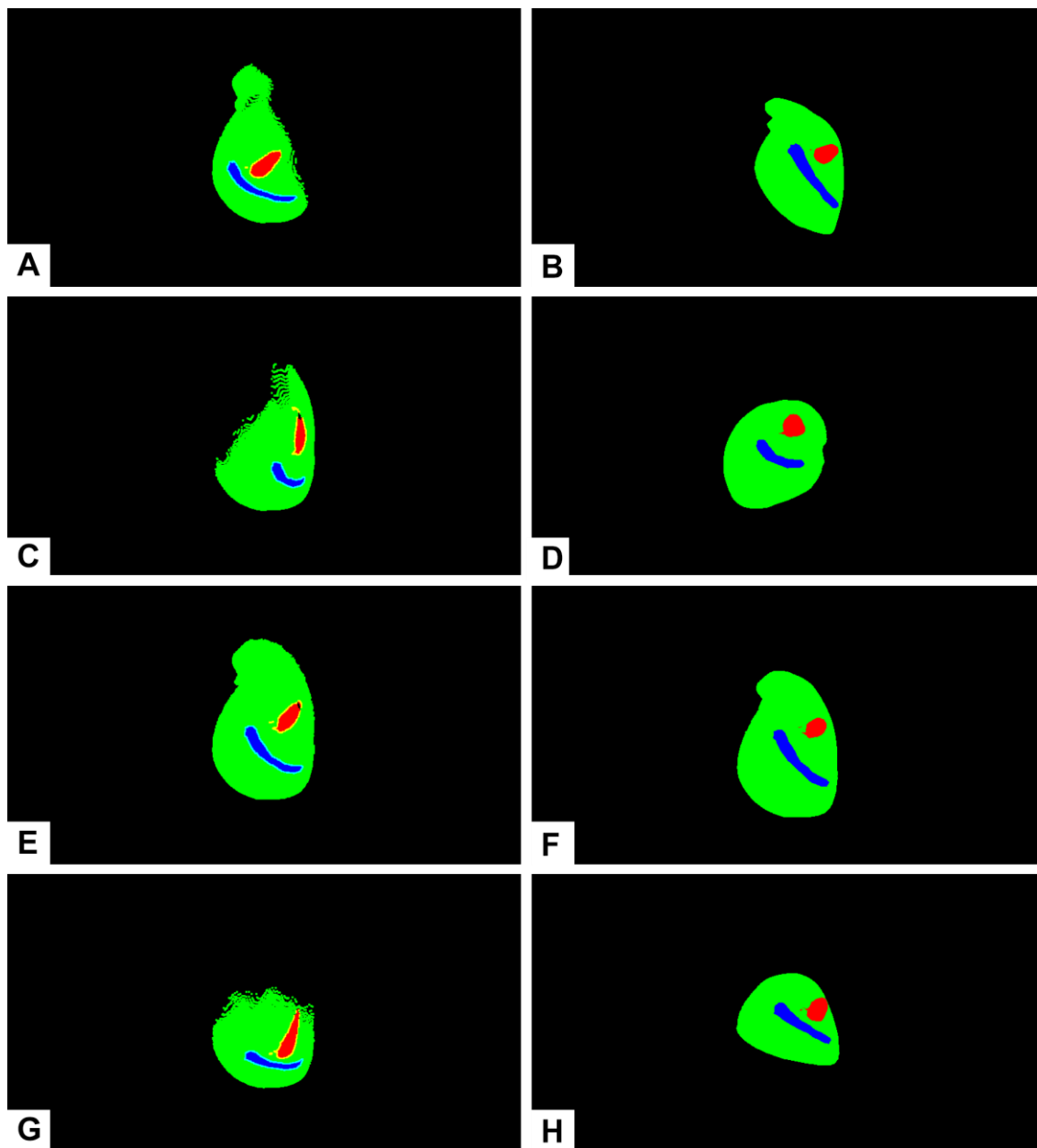
⁸ W grafice trójwymiarowej, te pojęcie odnosi się to do prostokąta o ustalonych wymiarach w pikselach, który używany jest do projekcji trójwymiarowej sceny na płaszczyznę 2D z punktu widzenia wirtualnej kamery.



Rys. 53 Położenie wirtualnej kamery, której parametry wewnętrzne są takie same jak projektora. Leży ona na linii łączącej wzrok operatora ze środkiem trójwymiarowego modelu wątroby.

Rys. 54 pokazuje jak w praktyce działa zasada remappingu w systemie MARVIS. Kolumna lewa zawiera obraz, jaki wyświetla projektor tak, by użytkownik ze swojej perspektywy uzyskał wrażenie obrazu z kolumny prawej. Rys. 54A przedstawia wyświetlany obraz z projektora, gdy użytkownik patrzy na fantom z lewej strony (B); Rys. 54C prezentuje obraz z projektora, gdy użytkownik obserwuje fantom z prawej strony (D). Rys. 54E pokazuje obraz z projektora, gdy użytkownik zbliża się z kierunku obserwacji fantomu do kierunku jego oświetlenia. Ostatni wiersz pokazuje co dzieje się z obrazem z projektora, gdy użytkownik spogląda na fantom z kierunku prostopadłego do kierunku oświetlenia.

Czarne obszary na Rys. 54A, C, E, G wynikają z faktu, że podczas wspomnianego wcześniej procesu reprojekcji (proces (3) na Rys. 52) użytkownik nie widzi ze swojej perspektywy części fantomu, która jest bezproblemowo dostrzegalna z perspektywy projektora. Prowadzi to do powstania czarnych pikseli, w których brakuje informacji o barwie i intensywności.



Rys. 54 Wizualizacja zaprezentowanej zasady mappingu struktur wewnętrznych fantomu. Lewa kolumna – obraz który wyświetla projektor na fantomie, by użytkownik uzyskał wrażenie obserwacji obrazu zaprezentowanego w prawej kolumnie. Pierwszy wiersz: wyświetlany obraz z projektora (A), gdy użytkownik patrzy na fantom z lewej strony (B); Drugi wiersz: wyświetlany obraz z projektora (C), gdy użytkownik obserwuje fantom z prawej strony (D). Trzeci wiersz: wyświetlany obraz z projektora (E), gdy użytkownik zbliża się z kierunkiem obserwacji fantomu do kierunku oświetlenia fantomu (F). Ostatni wiersz: wyświetlany obraz z projektora (G) gdy użytkownik spogląda na fantom z kierunku prostopadłego do kierunku oświetlenia fantomu (H).

5.5 PODSUMOWANIE

Zbudowany system umożliwia pracę w oparciu o wcześniej wytworzony i zeskanowany na tomografie komputerowym model wątroby. Pozwala projektować wewnętrzne struktury wątroby na powierzchnię fantomu oraz dostarcza haptycznego sprzężenia zwrotnego dla operatora.

Proces jego kalibracji nie wymaga posiadania specjalistycznej wiedzy technicznej oraz nie wymusza wykorzystywania drogich w wykonaniu i magazynowaniu wzorców kalibracyjnych. System nie obciąża użytkownika do zakładania dodatkowych wyświetlaczy nagłownych VR/AR, które obciążają głowę użytkownika i ograniczają jego pole widzenia. Informacje są wyświetlane w obszarze przeprowadzania operacji (nie jest zatem wymagane ciągłe przenoszenie wzroku np. z monitora na miejsce operowane i wykorzystywać wyobraźni przestrzennej dla połączenia obydwu obrazów). Dodatkowo, użytkownik ma możliwość obserwacji sceny nieuzbrojonym okiem, co pozwala uzyskać poczucie głębi w sposób naturalny.

6 WALIDACJA SYSTEMU

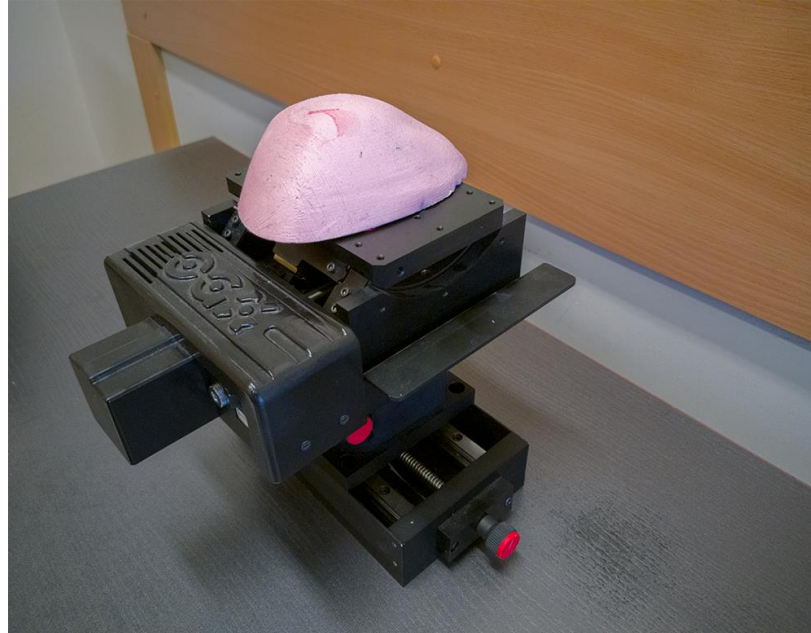
W ramach oceny opracowanego rozwiązania system MARVIS był testowany przez zespół z Politechniki Warszawskiej oraz współpracowników z Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego, w szczególności, przez prof. Macieja Kosieradzkiego i prof. Wojciecha Lisika.

Ze swojej strony podjąłem próbę określenia uzyskanych dokładności dla technicznych aspektów systemu MARVIS. Analizując scenariusz użycia i przebieg samego badania termoablacji wątroby, uznałem, że kluczowe jest określenie dokładności kątowej śledzenia samego fantomu w scenie. Pokazało to, czy zaprezentowany deskryptor kształtu (z rozdziału 5.3.1) pozwala poprawnie określić orientację kątową fantomu na podstawie przebiegu samego konturu. Kolejnym etapem było sprawdzenie dokładności wzajemnych kalibracji poszczególnych modułów (sekcja 6.1.2). Pozwoliło to stwierdzić, na ile spójne są obrazy generowane przez projektor na podstawie zdjęć pobranych z kamery oraz na ile dokładnie będzie można wyznaczyć pozycję fantomu z pojedynczego zdjęcia. Ostatni test (w sekcji 6.1.3) pozwolił mi określić z jaką dokładnością wyznaczane jest położenie głowy względem projektora. Ma to kluczowe znaczenie w utrzymaniu odpowiedniego poziomu immersji operatora.

Pod koniec tego rozdziału zamieściłem podsumowanie prezentujące zestawienie wyników eksperymentu testującego kompletny system MARVIS z udziałem studentów medycyny będących pod opieką prof. Macieja Kosieradzkiego i prof. Wojciecha Lisika.

6.1 ANALIZA DOKŁADNOŚCI POSZCZEGÓLNYCH ELEMENTÓW SYSTEMU

6.1.1 Dokładność kąтового śledzenia fantomu



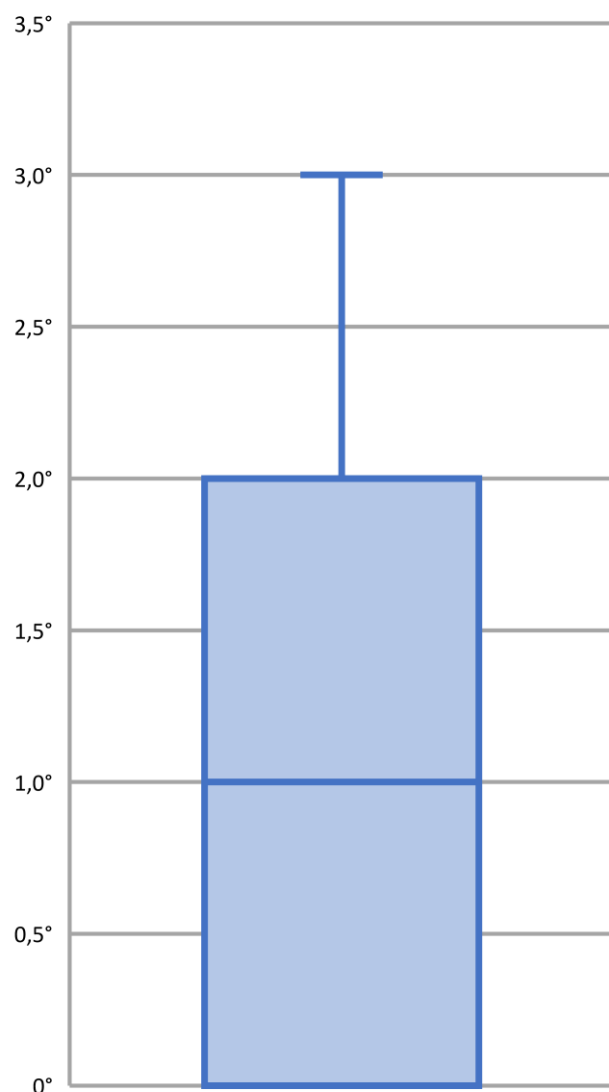
Rys. 55 Fantom wątroby na dwóch stolikach: uchylnym (górny) i obrotowo-liniowym (dolny).

Ocena metody określania położenia kąowego fantomu wymagała dedykowanych konfiguracji sprzętowych. Zbudowałem układ testowy składający się ze stolika uchylnego i stolika obrotowego (ułożonego jeden na drugim, Rys. 55). Fantom został umieszczony płasko i przymocowany do powierzchni roboczej stolika uchylnego. Sama powierzchnia stolika w początkowej pozycji była pozioma. Dodatkowo, podczas ustawiania wstępnej pozycji, z projektora został wyświetlony z bazy danych obraz wątroby w pozycji początkowej, w celu pokrycia osi obrotu stolika z osiami wyrenderowanych obiektów w *BDK*.

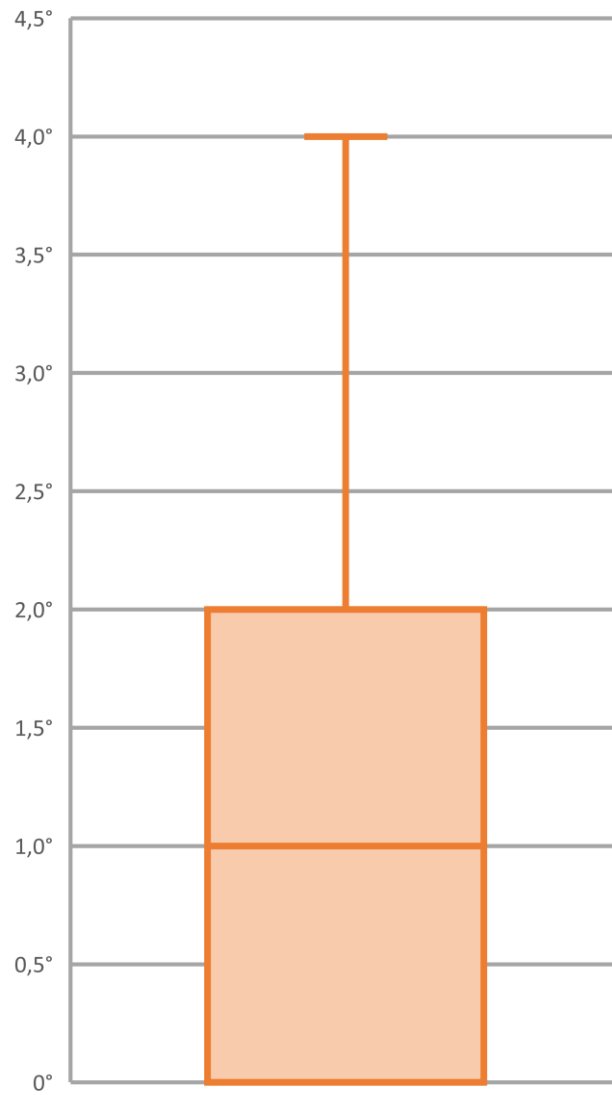
Każdą z osi obrotu zbadałem niezależnie pochylając fantom w zakresie $\pm 30^\circ$ (był to maksymalny zakres stolika uchylnego). Kątowe rozpoznawanie konturu wątroby w osiach X i Y przeprowadziłem z rozdzielczością 1° . Całą procedurę powtórzyłem trzykrotnie.

Średni błąd wyznaczenia położenia kąowego w osi X jest na poziomie $1,08^\circ$ (maksymalna wartość: $3,0^\circ$, Rys. 56), a w osi Y $1,30^\circ$ (maksymalna wartość $4,0^\circ$, Rys. 57). Uważam, że na dokładność wyznaczenia pozycji kąowej największy wpływ ma procedura wyznaczenia konturu fantomu oraz dokładność samego silikonowego odlewu (Rys. 41). Wyznaczanie miary podobieństwa w sposób zdefiniowany w równaniu (20) nie pozwala wyeliminować wpływu szumu z obrazu na końcowy wynik. Jest to kompromis pomiędzy jego

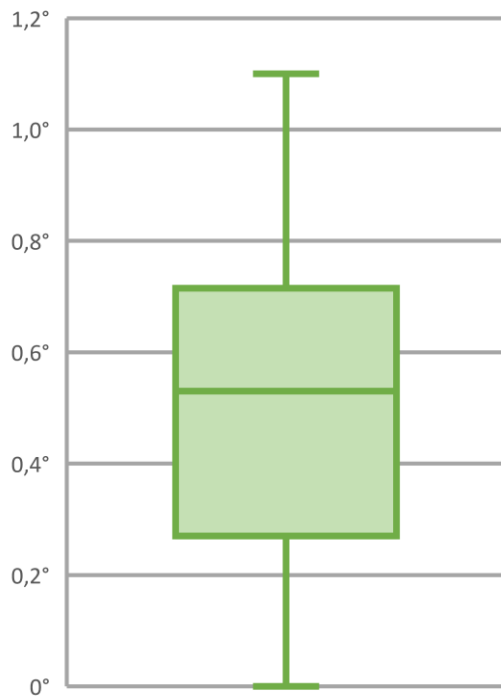
czułością na lokalne zmiany przebiegu a reakcją na zaburzenia obrazu. Pełne dane z pomiarów zamieściłem w rozdziale 9 (Załączniki) jako Tabela 2 i Tabela 3.



Rys. 56 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości $|\varphi_{ref} - \varphi_{meas}|$. Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci percentyl, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość $|\varphi_{ref} - \varphi_{meas}|$ w zbiorze. φ_{ref} - wartości referencyjne pochylenia w osi X, φ_{meas} - wartości kątów pochylenia w osi X wyznaczone przez system.



Rys. 57 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości $|\theta_{ref} - \theta_{meas}|$. Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość $|\theta_{ref} - \theta_{meas}|$ w zbiorze. θ_{ref} - wartości referencyjne pochylenia w osi Y, θ_{meas} - wartości kątów pochylenia w osi Y wyznaczone przez system.



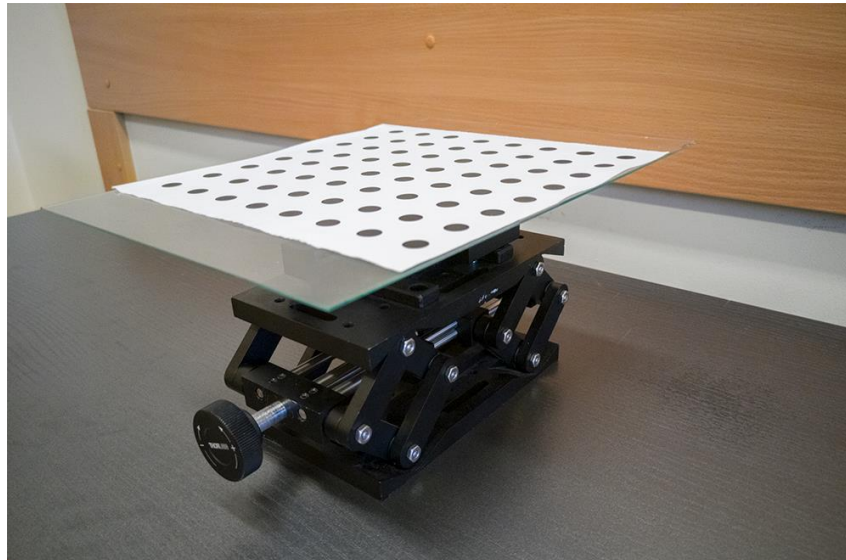
Rys. 58 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości $|\psi_{ref} - \psi_{meas}|$. Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartyl, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość $|\psi_{ref} - \psi_{meas}|$ w zbiorze. ψ_{ref} - wartości referencyjne obrotu w osi Z, ψ_{meas} - wartości kątów wyznaczone przez system na stole roboczym w osi Z.

W przypadku analizy dokładności wyznaczania obrotu fantomu w osi Z (Rys. 58) jest ona ograniczona przez rozdzielczość sensora *Kamery Śledzącej Fantom*.

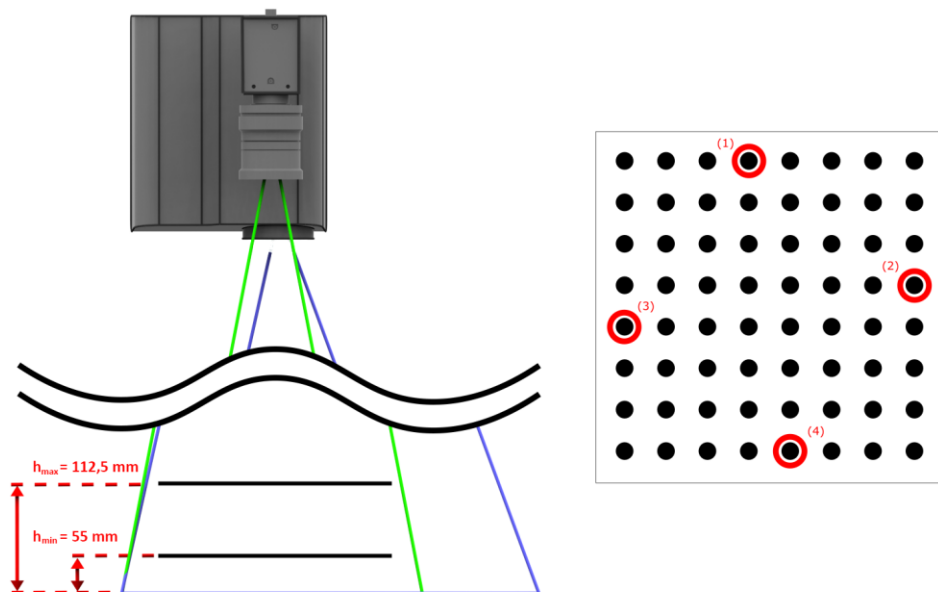
6.1.2 Dokładność kalibracji MŚF i MP

Dokładność wspólnej kalibracji *Modułu Śledzącego Fantom* i *Modułu Projektji* oszacowałem na podstawie błędu reprojekcji. W idealnych warunkach wyznaczenie położenia (u, v) piksela dla stałych współrzędnych (X, Y, Z) powinno dawać te stałe wartości (u, v) . W rzeczywistości, wyznaczając współrzędne (X, Y, Z) dla danego piksela, a następnie dokonując rzutowania punktu (X, Y, Z) na płaszczyznę detektora uzyskamy różne wartości. Odległość pomiędzy uzyskanymi punktami na płaszczyźnie detektora to tzw. błąd reprojekcji. Im ta wartość jest niższa, tym kalibracja jest dokładniejsza. Błąd ten jest największy w pobliżu krawędzi objętości pomiarowej ze względu na występowanie aberracji. W celu oszacowania dokładności, wybrałem cztery znaczniki z wzorca kalibracyjnego, a następnie zmierzyłem je trzykrotnie na siedmiu wysokościach nad blatem roboczym, w zakresie od 55,5 mm do 112,5 mm (Rys. 59-64 oraz Tabela 5 z załączników), które odpowiadają zakresowi jaki zajmuje fantom nad stołem roboczym. Średni błąd reprojekcji wynosi 0,01 mm (maksymalnie 0,17 mm). Średnia wielkość

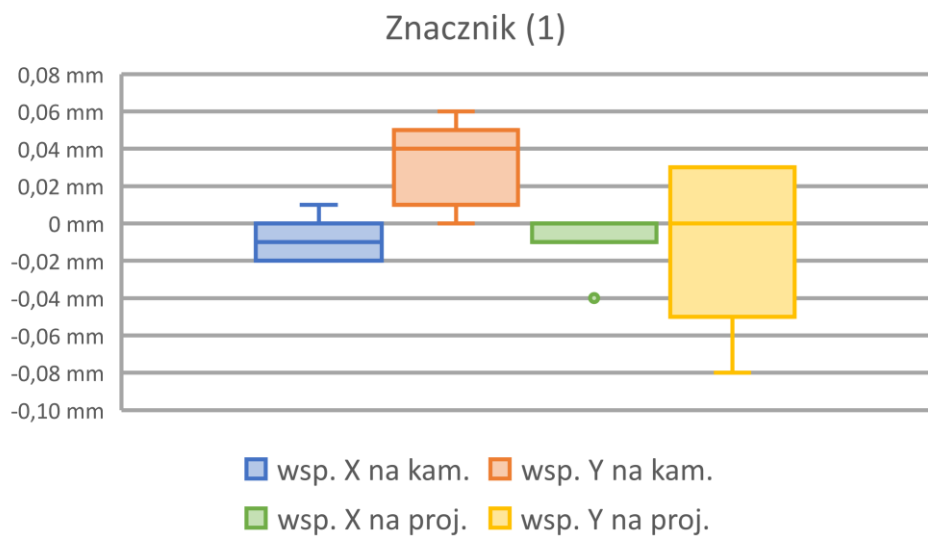
projektowanego piksela przez projektor to 0,20 mm podczas gdy średni rozmiar piksela analizowanego przez *Kamerę Śledzącą Fantom* to 0,25 mm.



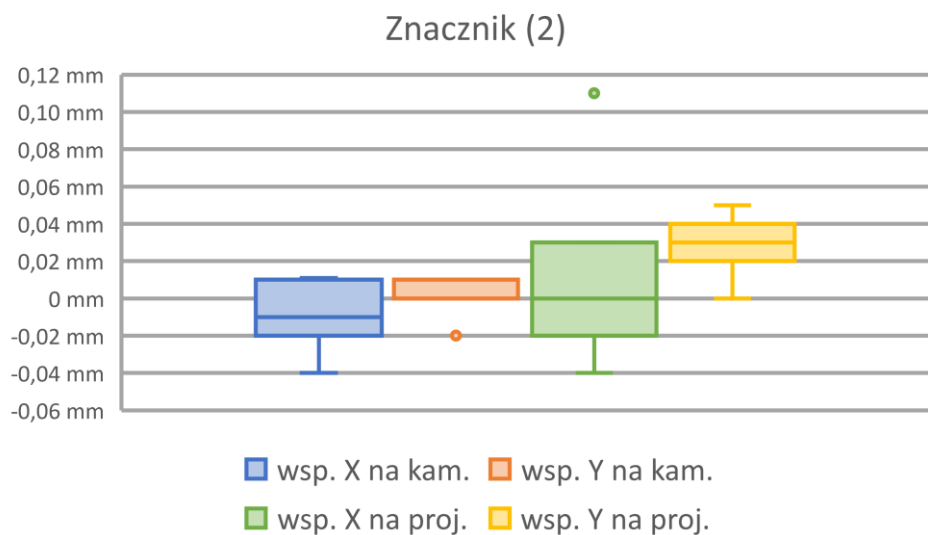
Rys. 59 Wzorzec kalibracyjny na stoliku nożycowym użytym w teście kalibracji kamery i projektora .



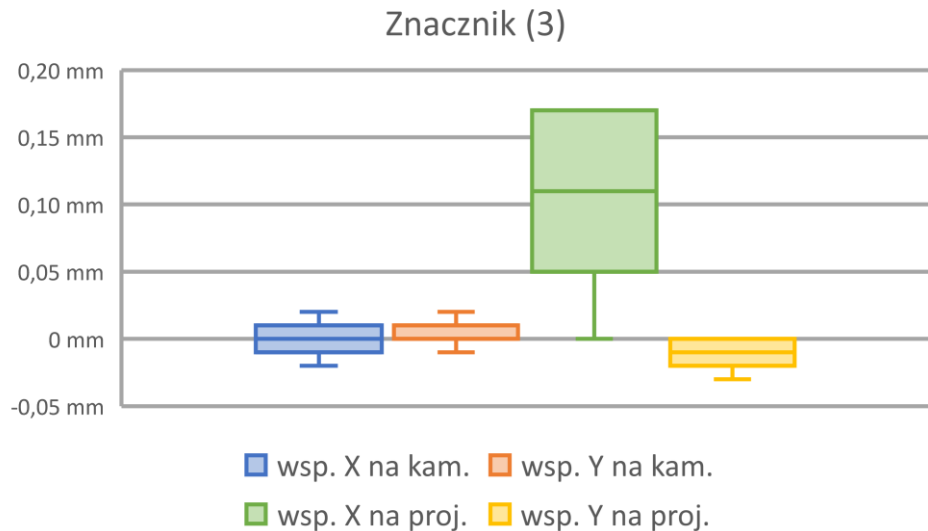
Rys. 60 Dokładność śledzenia obiektu wyznaczana jest na podstawie wyliczenia pozycji 4 konkretnych znaczników (1), (2), (3), (4) na wybranych wysokościach z zakresu 55-112,5 mm nad blatem roboczym. Taki zakres był podyktowany mechanicznym ograniczeniem stolika nożycowego używanego podczas tego testu.



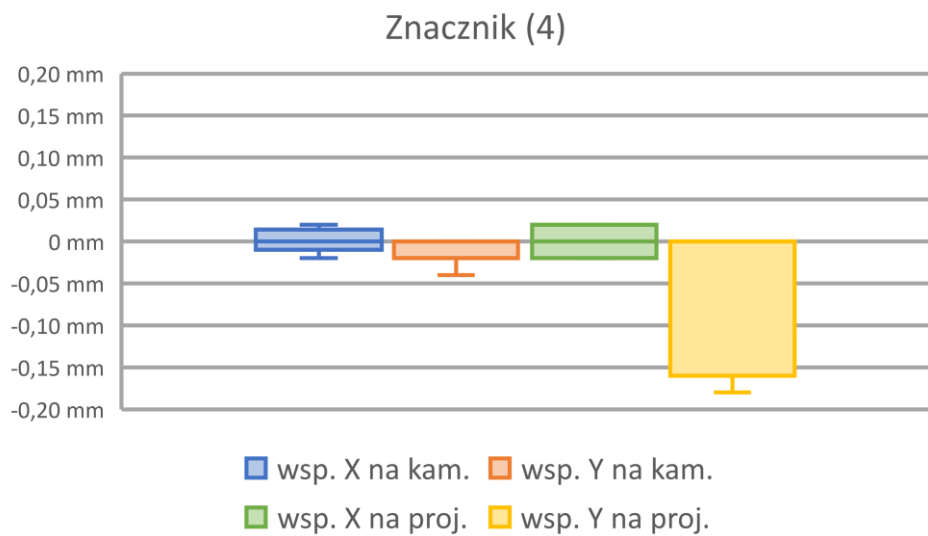
Rys. 61 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości błędu reprojekcji na kamerze i na projektorze dla Znacznika (1). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze wartości błędu reprojekcji. Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad 1,5x rozstęp międzykwartyłowego są oznaczone punkty odstające.



Rys. 62 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości błędu reprojekcji na kamerze i na projektorze dla Znacznika (2). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze wartości błędu reprojekcji. Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad 1,5x rozstęp międzykwartyłowego są oznaczone punkty odstające.



Rys. 63 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości błędu reprojekcji na kamerze i na projektorze dla Znacznika (3). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze wartości błędu reprojekcji.



Rys. 64 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości błędu reprojekcji na kamerze i na projektorze dla Znacznika (4). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze wartości błędu reprojekcji. Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad 1,5x rozstępu międzykwartyłowego są oznaczone punkty odstające.

Uzyskana dokładność jest lepsza niż rozmiar największego piksela w systemie. Przywołując wcześniej wspomniane wymiary analizowanego fantomu ($17\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 8\text{ cm}$), stwierdzam, że dokładność pozycjonowania fantomu jest na poziomie poniżej 0,5% co jest wystarczające w zastosowaniu do ręcznej manipulacji obiektami w scenie.

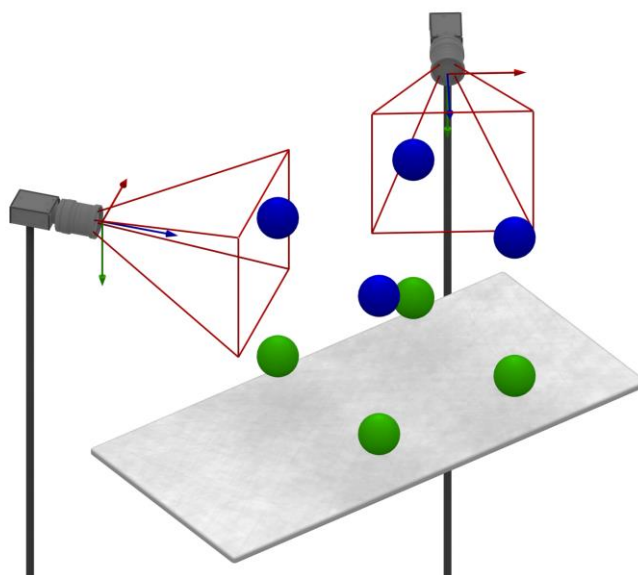
6.1.3 Dokładność śledzenia głowy operatora

W celu określenia dokładności śledzenia głowy operatora przez system MARVIS, zebrałem 8 punktów przy granicy objętości roboczej całego systemu (gdzie dokładność jest najmniejsza) oraz 6 kolejnych w środku objętości i ponownie wyznaczyłem błąd reprojekcji (Rys. 65 i 66 oraz Tabela 6 z załączników).

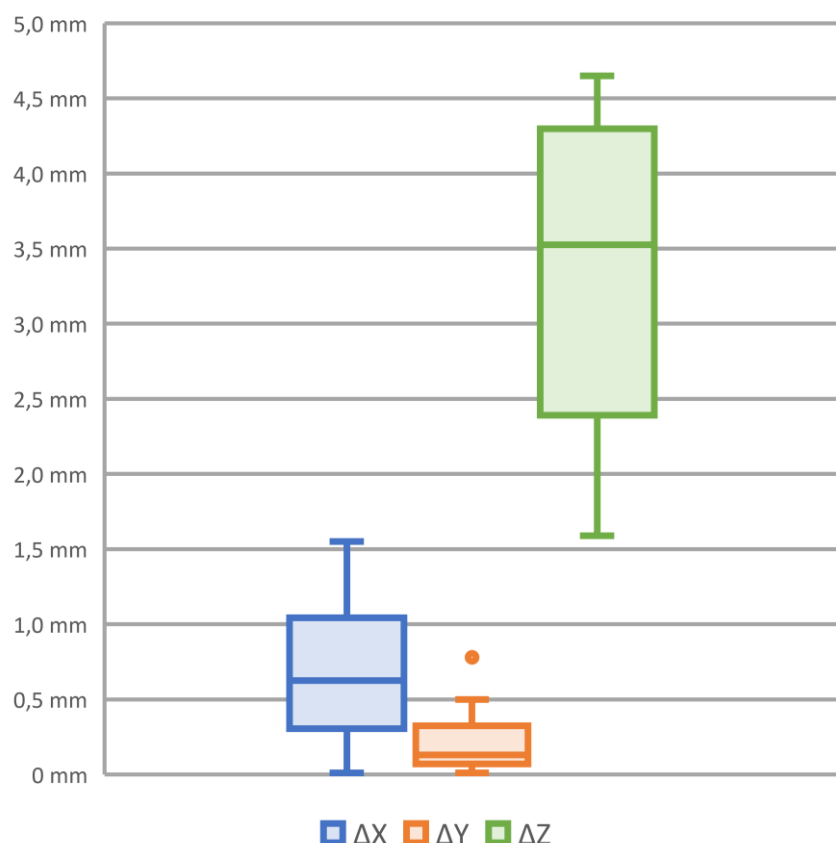
Dla płaszczyzny obrazowania znajdującej się w środku objętości pomiarowej systemu, jeden piksel *Kamery Śledzącej Głowę* odpowiada 2,5 mm. Ribo w [116] podaje, że wymagana jest dokładność kątowna śledzenia obiektu w scenie na poziomie 0,1 stopnia. W moim systemie kluczowe jest wyznaczenie kierunku, z którego obserwuje użytkownik wątrobę zatem ważna jest dokładność w osi X i Y (w układzie współrzędnych przyjętym jak na Rys. 65). Przyjmując, że średnia odległość obserwacji to $d = 500 \text{ mm}$, mogę wyznaczyć uzyskiwany średni poziom dokładności e zgodnie ze wzorem:

$$e = \arctg\left(\frac{\Delta}{d}\right) \quad (40)$$

gdzie Δ – średni błąd liniowy reprojekcji w osiach X, Y, d – odległość obserwacji. Według tak zdefiniowanej zależności błąd w osiach X i Y wynosi odpowiednio $e_x = 0,08^\circ$, $e_y = 0,02^\circ$. Zatem, uzyskana dokładność kątowna jest wystarczająca do śledzenia głowy operatora.



Rys. 65 Dokładność śledzenia głowy wyznaczana jest na podstawie wyliczenia pozycji 8 punktów przy krawędziach objętości pomiarowej.



Rys. 66 Wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości błędów ΔX , ΔY , ΔZ . Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartył, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorach ΔX , ΔY , ΔZ . Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad $1,5x$ rozstępu międzykwartyłowego są oznaczone punkty odstające.

6.2 BADANIE NA GRUPIE UŻYTKOWNIKÓW TESTOWYCH

W ramach oceny opracowanego rozwiązania system MARVIS był testowany przez zespół z Politechniki Warszawskiej oraz współpracowników z Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego, w szczególności, przez prof. Macieja Kosieradzkiego i prof. Wojciecha Lisika. Chcieliśmy sprawdzić, czy system wpływa w sposób istotny statystycznie na zwiększenie skuteczności i skraca czas operacji podczas symulowanego zabiegu termoablacji. W tym celu przeprowadziliśmy eksperyment na grupie 25 studentów Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego (grupa składała się z 12 mężczyzn i 13 kobiet w wieku 20 – 25 lat; średnia: 23,12 lat, SD: 1,27) oraz na trzech doświadczonych chirurgach płci męskiej (średnia 43,66 lat, SD: 7,57).

Proces walidacji systemu MARVIS przez każdego z uczestników dzielił się na trzy etapy. Najpierw przeprowadzałem krótkie szkolenie z korzystania z systemu. Tłumaczyłem

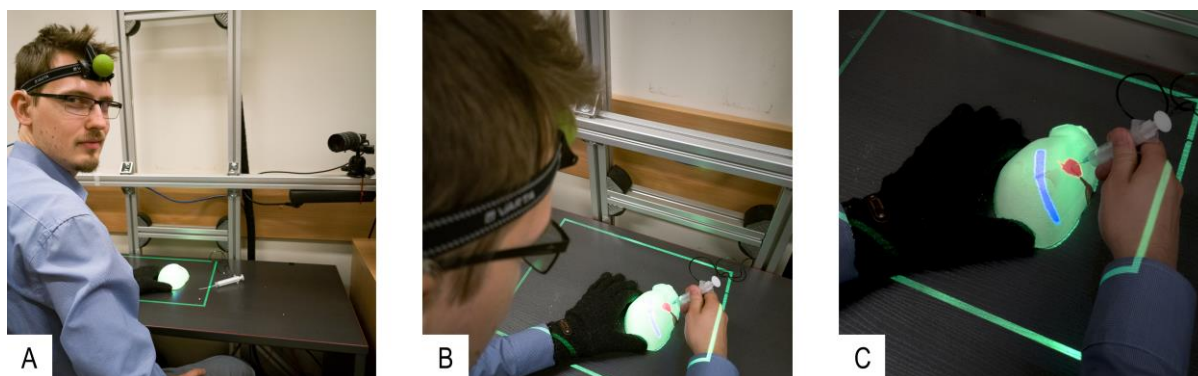
ogólnie zasady jego działania i pokazywałem jak poprawnie używać każdego z elementów. Był to ważny etap, gdyż uczestnikami nie były osoby z wykształceniem technicznym.

Następnie, na zewnętrznym monitorze wyświetlany był użytkownikowi pełny, półprzezroczysty model wątroby z jej wewnętrznymi strukturami (został stworzony na podstawie segmentacji skanu fantomu z tomografii komputerowej). Uczestnik miał możliwość swobodnego obracania modelu z wykorzystaniem klawiatury komputera co pozwalało mu zapoznać się z wewnętrzną strukturą tego konkretnego fantomu. Następnie podejmował próbę nakłucia wskazanej przeze mnie struktury (bez korzystania z opisanej w tej rozprawie metody projekcji).

Trzeci etap polegał na nakłuwaniu tych samych struktur z wykorzystaniem danych wyświetlanych przez *Moduł Projekcji*, uwzględniając położenie głowy uczestnika względem fantomu (bez możliwości korzystania z zewnętrznego monitora).

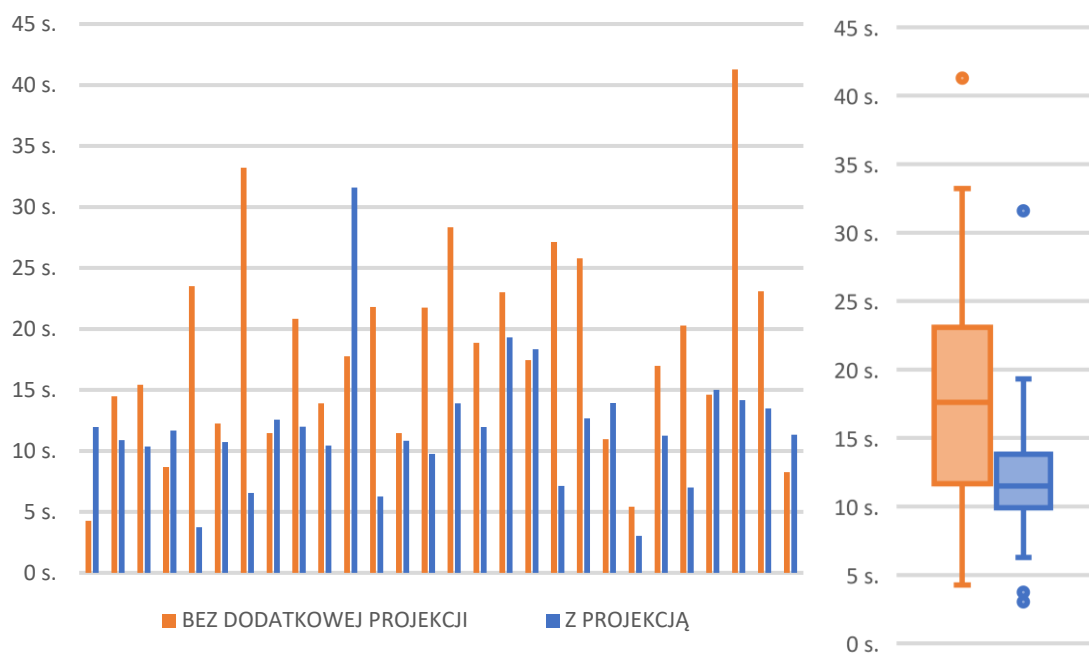
W ramach drugiego i trzeciego etapu, każdy z uczestników nakłubał dwa różne fantomy, a ja dbałem o to by osoba nie nakłubała tego samego fantomu dwa razy z rzędu (Rys. 67). Wyniki z drugiego etapu (Tabela 7, Rozdział 9 Załączniki, kolumny (2) – (7)) posłużyły do wyznaczenia wartości referencyjnych dla przedstawionej w tej pracy metody reprojekcji struktur. Rezultaty każdego z uczestników uzyskane w ramach trzeciego etapu (Tabela 7, kolumny (8) – (13)) posłużyły do sprawdzenia czy system MARVIS wpływa w sposób istotny statystycznie – na zwiększenie skuteczności procesu uczenia i skraca czas operacji podczas symulowanego zabiegu termoablacji.

Czas każdej próby był mierzony przez interfejs *Modułu Integracji ze Strukturami*, który był uruchomiony na telefonie komórkowym. Na dany znak użytkownik przystępował do analizy przedstawionego przypadku i informował, kiedy uznał, że poprawnie nakłuba wskazaną strukturę fantomu (w tym momencie zatrzymywany był pomiar czasu). Zdecydowaliśmy się na sygnalizowanie wykonania zadania przez uczestnika by uniknąć sytuacji, gdy uczestnik przypadkowo nakłuba prawidłową strukturę.

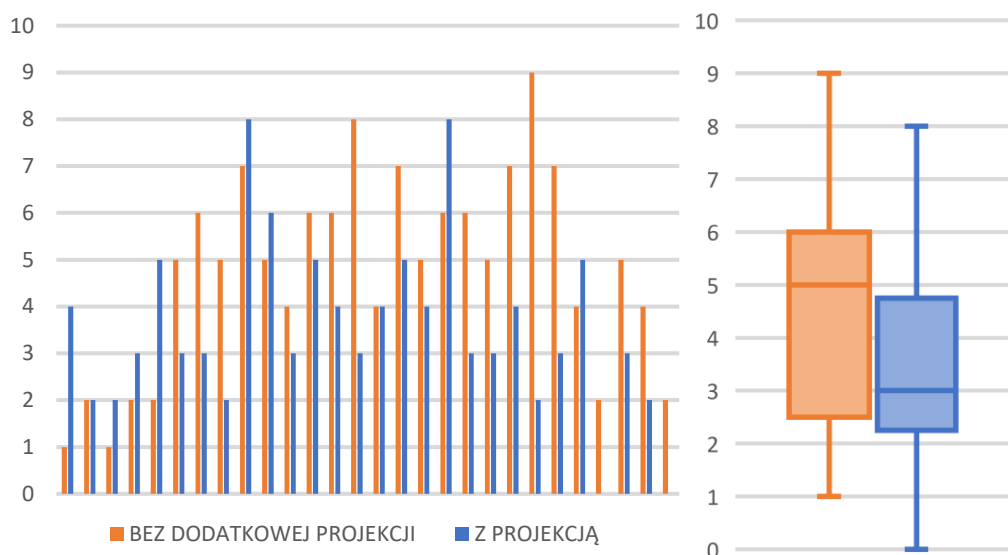


Rys. 67 System MARVIS podczas pracy. A – Przed testami. B – w trakcie testów. C – Zbliżenie na szczegóły projekcji. Zielona obwódka oznacza, że detekcja pozycji została zamrożona.

Wyniki eksperymentu pokazują (Rys. 68 oraz Rys. 69) że ilość błędnych nakłuc (takich, w których nie udało się trafić w wyznaczoną strukturę) do całkowitej liczby wszystkich prób podjętych przez uczestnika spadł z 50% (bez projekcji) do 30% (z projekcją).



Rys. 68 Mediana czasu poprawnego nakłucia (po lewej) dla każdego uczestnika; wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości (po prawej). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartyl, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze. Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad 1,5x rozstępu międzykwartylowego są oznaczone punkty odstające.



Rys. 69 Liczba poprawnych nakłuć dla każdego uczestnika (po lewej); wykres pudełkowy pokazujący rozkład wartości (po prawej). Granice pudełka pokazują pierwszy i trzeci kwartyl, końce wąsów pokazują minimalną i maksymalną wartość w zbiorze. Punkty, dla których dystans do granic pudełka wynosi ponad 1,5x rozstępu międzykwartylowego są oznaczone punkty odstające.

6.2.1 Weryfikacja hipotez

Sformułowalem dwie hipotezy zerowe do weryfikacji:

H_{0a} : Wykorzystanie projekcji nie wpływa na średnią skuteczności nakłuwania w sposób istotny statystycznie ($H_{0a} : \mu_{s1} - \mu_{s2} = 0$), gdzie μ_{s1} – średnia skuteczność bez zaproponowanej projekcji, μ_{s2} – średnia skuteczność z wykorzystaniem projekcji

H_{0b} : Wykorzystanie projekcji nie wpływa na średni czas pojedynczego nakłucia w sposób istotny statystycznie ($H_{0b} : \mu_{t1} - \mu_{t2} = 0$), gdzie μ_{t1} – średni czas poprawnego nakłucia bez zaproponowanej projekcji, μ_{t2} – średni czas poprawnego nakłucia z wykorzystaniem opracowanej projekcji

Jednocześnie jako hipotezy alternatywne przyjąłem:

H_{Aa} Wykorzystanie projekcji zwiększa średnią skuteczność nakłuwania w sposób istotny statystycznie ($H_{Aa} : \mu_{s1} - \mu_{s2} < 0$), gdzie μ_{s1} – średnia skuteczność bez zaproponowanej projekcji, μ_{s2} – średnia skuteczność z wykorzystaniem projekcji

H_{Ab} : Wykorzystanie projekcji skraca średni czas pojedynczego nakłucia w sposób istotny statystycznie ($H_{Ab} : \mu_{t1} - \mu_{t2} > 0$), gdzie μ_{t1} – średni czas poprawnego nakłucia bez zaproponowanej projekcji, μ_{t2} – średni czas poprawnego nakłucia z wykorzystaniem opracowanej projekcji

Weryfikacji dokonałem wykorzystując oprogramowanie Statgraphics Centurion 16.1. Zweryfikowałem poprawność sformułowanych hipotez wykonując t-test do porównania średnich wartości próbek zebranych przy wykorzystaniu opracowanej projekcji i bez niej.

Przy 95% poziomie ufności ($p = 0,05$) i wartości istotności testu $\alpha = 0,05$, wyznaczone wartość $t = -2,55$ oraz wyliczona wartość prawdopodobieństwa $p = 0,00674589$), pozwala mi odrzucić hipotezę zerową H_{0a} i przyjąć hipotezę H_{Aa} (raport przedstawiłem na Rys. 70)

Comparison of Means

95,0% confidence bound for mean of SKUTECZNOSC BEZ PROJEKCJI: 54,8357 + 6,8982 [61,7339]

95,0% confidence bound for mean of SKUTECZNOSC Z PROJEKCJA: 68,5071 + 5,96011 [74,4672]

95,0% confidence bound for the difference between the means

assuming equal variances: -13,6714 + 8,95727 [-4,71416]

t test to compare means

Null hypothesis: mean1 = mean2

Alt. hypothesis: mean1 < mean2

assuming equal variances: t = -2,55436 P-value = 0,00674589

Reject the null hypothesis for alpha = 0,05.

Rys. 70 Wynik analizy w programie Stargraphics Centurion 16.1

Przy 95% poziomie ufności ($p = 0,05$) i wartości istotności testu $\alpha = 0,05$, wyznaczone wartość $t = 3,69$ oraz wyliczona wartość prawdopodobieństwa $p = 0,000257365$), pozwala mi odrzucić hipotezę zerową H_{0b} i przyjąć hipotezę H_{Ab} (raport przedstawiłem na Rys. 71)

Comparison of Means

95,0% confidence bound for mean of CZAS NAKLUCIA BEZ PROJEKCJI: 22,5575 - 3,49466 [19,0628]

95,0% confidence bound for mean of CZAS NAKLUCIA Z PROJEKCJA: 13,9382 - 1,89069 [12,0475]

95,0% confidence bound for the difference between the means

assuming equal variances: 8,61929 - 3,90399 [4,71529]

t test to compare means

Null hypothesis: mean1 = mean2

Alt. hypothesis: mean1 > mean2

assuming equal variances: t = 3,69492 P-value = 0,000257365

Reject the null hypothesis for alpha = 0,05.

Rys. 71 Wynik analizy w programie Stargraphics Centurion 16.1

Na podstawie wyników testów stwierdzam, że wykorzystanie projekcji zwiększa średnią skuteczność nakłuwania i skraca czas pojedynczego nakłucia w sposób istotny statystycznie.

6.3 WYDAJNOŚĆ SYSTEMU

Istotnymi parametrami wpływającymi wydajność systemu są:

- rozdzielczość próbkowania orientacji kątowej fantomu w bazie danych – im wyższa rozdzielczość, tym więcej obliczeń system musi wykonać i wydłuża się czas określenia poprawnej pozycji fantomu w scenie,

- rozdzielczość kątowna próbowania pojedynczego konturu – im wyższa rozdzielczość, tym dokładniej charakteryzujemy jego kształt, lecz dłużej trwa analizowanie pojedynczego konturu w scenie,
- dokładność wyznaczania pozycji głowy operatora w scenie – im dokładniej i szybciej określimy położenie głowy operatora, tym łatwiej będzie wywołać u niego wrażenie głębi,
- dokładność wyznaczania pozycji fantomu w scenie – im dokładniej i szybciej określimy położenie fantomu w scenie, tym imersja będzie silniejsza,
- dokładność wykonania fantomu – wpływa na poprawne określenie orientacji fantomu w scenie.

Częstotliwość odświeżania w *Kamerze Śledzącej Fantom* jak i w kamerach *Modułu Śledzącego Głowę* jest na poziomie 25 Hz. Średnia częstotliwość odświeżania *Modułu Projektji* jest na poziomie 10Hz, która jest niezależna od pozycji i orientacji fantomu w scenie. Opóźnienie pomiędzy przesunięciem fantomu a zaktualizowaniem projekcji było na poziomie 0,5s. Wykonanie pojedynczego nakłucia zajmuje średnio $21,50 \pm 9,30$ s. Jedna igła zachowywała swoją pełną ostrość przez 5 dni, a fantom wytrzymał nakłuwanie ok. 1 miesiąca – potem agar, z którego odlane są wewnętrzne struktury wysycha i przestaje przewodzić prąd.

6.4 PODSUMOWANIE

Większość uczestników zgodnie twierdziła, że wykorzystując zaproponowaną metodę projekcji, symulowana procedura medyczna termoablacji jest prostsza dla nich do wykonania. Przeprowadzenie testów pozwoliło nam dodatkowo zidentyfikować kilka problemów, które należałoby w przyszłości rozwiązać.

Niektórzy studenci mieli trudności z interpretacją modelu 3D zbudowanego ze skanu CT, który był wyświetlany na dodatkowym ekranie. Patrząc na model wirtualny albo rzeczywisty odlew, pytali mnie czy prawidłowo identyfikują wskazany przez siebie element krzywizny powierzchni.

Innym problemem dla niektórych uczestników okazał się mechanizm „blokowania” modułu wyznaczającego położenie wątroby w scenie. Część osób miała trudności z koordynacją ruchu dłoni – stopa. Wymagane było naciśnięcie i trzymanie dedykowanego przycisku stopą, podczas pracy sondą z igłą biopsyjną. Tylko w takim wypadku można było dokonać nakłucia. Prawdopodobnie łatwiej byłoby to zrobić gdybyśmy wszystkie testy

przeprowadzane były na stojąco (jak podczas prawdziwej operacji) bo łatwiej byłoby utrzymać stabilny nacisk stopy na pedał.

Dodatkowo, po kilku dniach zauważyliśmy spadek liczby dokonywanych poprawnych nakłuć przez uczestników. Pomimo ponownej kalibracji, system nie zaliczał poprawnych wstrzyknięć. Jeden ze studentów, zwrócił uwagę, że igła, której używają jest już tępą. Po wymianie na nową, rejestrowane wyniki wróciły do poziomów z poprzednich dni. Ten problem uzmysłowił mi, że przyczyną wadliwego działania systemu nie zawsze jest spowodowana przez błąd w algorytmie czy w jego implementacji, lecz czasem wytłumaczenie jest dużo prostsze.

7 PODSUMOWANIE

7.1 OSIĄGNIĘCIE CELÓW NAUKOWYCH

Na początku rozprawy postawiłem sobie następujące cele naukowe:

- a) określenie wymagań jakie musi spełnić system by umożliwił użytkownikowi percepcję głębi bez zmuszania go do zakładania jakichkolwiek urządzeń optycznych na głowę

By zrealizować ten cel dokonałem przeglądu literatury pod kątem analizy naturalnego sposobu widzenia człowieka oraz wpływu możliwych zaburzeń na poczucie głębi (Rozdział 2). Na tej podstawie zdefiniowałem wstępne wymagania jakie musi spełnić budowany system by pozwalał w sposób niezaburzony postrzegać głębię przez operatora. Następnie dokonałem przeglądu dostępnych na rynku systemów VR/AR w celu stwierdzenia czy istnieje system spełniający wymagane założenia (Rozdział 3)

- b) opracowanie metody reprojekcji struktur wewnętrznych fantomu w czasie rzeczywistym,

By zrealizować ten cel zdefiniowałem najpierw wymagane parametry systemu rzeczywistości rozszerzonej, wykorzystującego projektor do oświetlania fantomu wątrób. (Rozdział 4). Zbudowałem stanowisko i zaimplementowałem algorytmy do śledzenia położenia fantomu (Rozdział 5). Pozwoliło to opracować algorytm do przestrzennej reprojekcji struktur który opisałem podrozdziale 5.4.

W ramach prowadzonych badań powstała publikacja:

Gierwiato, Radosław; Witkowski, Marcin; Kosieradzki, Maciej; Lisik, Wojciech; Groszkowski, Łukasz; Sitnik, Robert. 2019. "Medical Augmented-Reality Visualizer for Surgical Training and Education in Medicine." Appl. Sci. 9, no. 13: 2732.

- c) analiza i badania możliwości śledzenia fantomu z wykorzystaniem kamery oraz z jednoczesną projekcją na powierzchnię fantomów obrazów ich wewnętrznej struktury anatomicznej

By zrealizować ten cel przeprowadziłem ocenę dokładności kąтового śledzenia fantomu (podrozdział 6.1.1) oraz przeanalizowałem dokładność wykonanej kalibracji systemu (podrozdział 6.1.2). Wyniki pokazały, że średni błąd wyznaczenia położenia kąтового w osi X jest na poziomie $1,08^\circ$, w osi Y: $1,30^\circ$, a średni błąd reprojekcji utrzymuje się na poziomie $0,01\text{ mm}$.

- d) analiza dokładności metrycznej śledzenia głowy i projekcji struktur w zaproponowanym stanowisku badawczym,

By osiągnąć ten cel przeprowadziłem badania dokładności śledzenia głowy (podrozdział 6.1.3). Wyniki pokazały, że dokładność kątowa na poziomie $e_x = 0,08^\circ$, $e_y = 0,02^\circ$ jest wystarczająca do śledzenia głowy operatora.

- e) dokonanie oceny użyteczności zaproponowanej metody w stosunku do aktualnie stosowanych rozwiązań

By zrealizować ten cel, razem ze współpracownikami z WUM przeprowadziłem testy walidacyjne na grupie 28 osób (studentów medycyny i chirurgów), zmierzyłem ich osiąganą skuteczność „z” i „bez” wykorzystania systemu MARVIS. Wyniki testów pokazały, że ilość błędnych nakłuć (takich, w których nie udało się trafić w wyznaczoną strukturę) do całkowitej liczby wszystkich prób podjętych przez uczestnika spadła z 50% (bez projekcji) do 30% (z projekcją), a mediana czasu poprawnej próby uległa zmniejszeniu do z $17,60\text{s}$ (bez projekcji) do $11,32\text{s}$ (z projekcją).

7.2 OSIĄGNIĘCIE CELÓW UTYLITARNYCH

Na początku rozprawy postawiłem sobie następujący cel użyteczny: budowa stanowiska i implementacja algorytmów do śledzenia położenia fantomu.

Proponowane rozwiązanie spełnia postawione wymagania i pozwala na percepcję głębi wewnętrznych struktur przez poruszanie głową operatora lub przemieszczenie fantomu względem obserwatora. Wyniki pokazują, że metody wykorzystujące naturalną manipulację fantomem wraz z naturalną obserwacją, dodatkowo wspierane przez techniki rzeczywistości rozszerzonej wykazują przydatność do treningu studentów medycyny.

Ponadto, praca nad systemem MARVIS pozwoliła mi poznać specyfikę szkolenia i pracy chirurgów. Pokazała, jakie aspekty systemu są ważne dla tej grupy zawodowej.

7.3 UDOWODNIENIE POSTAWIONEJ TEZY PRACY

W rozprawie postawiona została teza, że wykorzystanie rzeczywistości rozszerzonej wraz z uwzględnieniem zjawiska paralaksy ruchu operatora pozwoli – w sposób istotny statystycznie - na zwiększenie skuteczności nakłuwania igłą i skrócenie czasu przeprowadzania symulacji zabiegu termoablacji wątroby. W celu udowodnienia jej sformułowałem hipotezy, które następnie zweryfikowałem w oparciu o testy statystyczne (Rozdział 6.2.1) Ich wynik potwierdził poprawność postawionej tezy.

7.4 KIERUNKI DALSZYCH PRAC

Chociaż postawiona teza została udowodniona oraz zrealizowane zostały postawione cele, to w toku badań zostały zidentyfikowane potencjalne obszary, które wymagają dopracowania lub dalszych badań. Zbudowany system można określić mianem „proof-of-concept” i chcąc uzyskać jego gotowość do wdrożenia w praktyce należało by usprawnić jego działanie w kilku aspektach.

Obecnie, użytkownik musi uważać, aby nie zasłonić krawędzi fantomu dla *Kamery Śledzącej Fantom*. Warto rozważyć przebudowanie mechanizmu „blokowania” wyznaczenie położenie wątroby w scenie w taki sposób, by już na etapie segmentacji system uwzględniał obecność dłoni chirurga lub jego narzędzi.

Ponadto, opracowany odlew silikonowy odkształca się nieznacznie w trakcie pracy czego nie uwzględniałem w trakcie projekcji. Należałoby zbadać, na ile istotne są to odkształcenia i jak wpływają na osiągane wyniki.

Ostatnim aspektem wartym udoskonalenia jest Moduł Śledzenia Głowy. W tym przypadku warto byłoby wyeliminować konieczność zakładania znacznika śledzącego głowę chirurga. Rozwiązaniem mógłby być algorytm wyznaczający położenie głowy na podstawie śledzenia oczu chirurga. Dodatkowo, obecne rozwiązanie sprawia, że system nie jest czuły na pochylenie / obracanie głowy - znaczny poziom tych obrotów może spowodować powstanie obrazu, który jest niedokładny i zniekształcony.

8 BIBLIOGRAFIA

- [1] P. Milgram, H. Takemura, A. Utsumi, i F. Kishino, „Augmented reality: a class of displays on the reality-virtuality continuum”, nr December 1995, ss. 282–292, 1995.
- [2] M. Ma, L. C. Jain, i P. Anderson, *Virtual, Augmented Reality and Serious Games for Healthcare 1*, t. 68. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014.
- [3] D. Fonseca, N. Martí, E. Redondo, I. Navarro, i A. Sánchez, „Relationship between student profile, tool use, participation, and academic performance with the use of Augmented Reality technology for visualized architecture models”, *Comput. Human Behav.*, t. 31, nr 1, ss. 434–445, 2014.
- [4] K. Lee, „Augmented Reality in Education and Training”, *TechTrends*, t. 56, nr 2, ss. 13–21, mar. 2012.
- [5] J. Bacca, S. Baldiris, R. Fabregat, i S. Graf, „Augmented Reality Trends in Education: A Systematic Review of Research and Applications”, *Educ. Technol. Soc.*, t. 17, nr 4, ss. 133–149, 2014.
- [6] „AccuVein”. [Online]. Dostępne na: <https://www.accuvein.com/home/>.
- [7] D. Magee, Y. Zhu, R. Ratnalingam, P. Gardner, i D. Kessel, „An augmented reality simulator for ultrasound guided needle placement training”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, t. 45, nr 10, ss. 957–967, 2007.
- [8] F. G. Hamza-Lup, A. P. Santhanam, C. Imielinska, S. L. Meeks, i J. P. Rolland, „Distributed Augmented Reality With 3-D Lung Dynamics—A Planning Tool Concept”, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, t. 11, nr 1, ss. 40–46, sty. 2007.
- [9] K. Walczak, W. Cellary, i M. White, „Virtual museum exhibitions”, *Computer (Long. Beach. Calif.)*, t. 39, nr 3, s. 93, 2006.
- [10] K. Walczak i in., „Virtual and Augmented Reality for Configuring, Promoting and Servicing Household Appliances”, w *Advances in Manufacturing II*, 2019, ss. 368–380.
- [11] D. Rumiński, M. Maik, i K. Walczak, „Mixed Reality Stock Trading Visualization System”, w *Augmented Reality, Virtual Reality, and Computer Graphics*, 2018, ss. 301–310.

- [12] P. Angulo, „Long-term mortality in nonalcoholic fatty liver disease: Is liver histology of any prognostic significance?”, *Hepatology*, t. 51, nr 2, ss. 373–375, luty 2010.
- [13] H. Tilg i A. R. Moschen, „Mechanisms behind the link between obesity and gastrointestinal cancers”, *Best Pract. Res. Clin. Gastroenterol.*, t. 28, nr 4, ss. 599–610, sie. 2014.
- [14] M. Krzakowski i in., „Rak wątrobowokomórkowy – rozpoznanie i leczenie”, *Onkol. w Prakt. Klin.*, t. 5, nr 4, ss. 125–140, 2009.
- [15] M. Pacholczyk, D. Wasiak, A. Kwiatkowski, i A. Chmura, „Rak wątrobowokomórkowy – epidemiologia i leczenie”, ss. 731–740, 2006.
- [16] M. Krawczyk, „Rak wątrobowokomórkowy Hepatocellular carcinoma”, *Hepatologia*, ss. 92–99, 2018.
- [17] „EASL–EORTC Clinical Practice Guidelines: Management of hepatocellular carcinoma”, *J. Hepatol.*, t. 56, nr 4, ss. 908–943, kwi. 2012.
- [18] M. Colombo, „Natural history of hepatocellular carcinoma.”, *Ann. Ital. Chir.*, t. 79, nr 2, ss. 91–7.
- [19] M. D. Kluger, L. Vigano, R. Barroso, i D. Cherqui, „The learning curve in laparoscopic major liver resection”, *J. Hepatobiliary. Pancreat. Sci.*, t. 20, nr 2, ss. 131–136, 2013.
- [20] N. Najmaei, K. Mostafavi, S. Shahbazi, i M. Azizian, „Image-guided techniques in renal and hepatic interventions”, *Int. J. Med. Robot. Comput. Assist. Surg.*, t. 9, nr 4, ss. 379–395, grudz. 2013.
- [21] M. Peterhans, T. Oliveira, V. Banz, D. Candinas, i S. Weber, „Computer-Assisted Liver Surgery: Clinical Applications and Technological Trends”, *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, t. 40, nr 3, ss. 199–220, 2012.
- [22] D. A. Oliveira, R. Q. Feitosa, i M. M. Correia, „Segmentation of liver, its vessels and lesions from CT images for surgical planning”, *Biomed. Eng. Online*, t. 10, nr 1, s. 30, 2011.
- [23] H. Hua, C. Gao, L. D. Brown, N. Ahuja, i J. P. Rolland, „Using a head-mounted projective display in interactive augmented environments”, *Proc. - IEEE ACM Int. Symp. Augment. Reality, ISAR 2001*, ss. 217–223, 2001.

- [24] O. S. Bholat, R. S. Haluck, W. B. Murray, P. J. Gorman, i T. M. Krummel, „Tactile feedback is present during minimally invasive surgery.”, *J. Am. Coll. Surg.*, t. 189, nr 4, ss. 349–55, paź. 1999.
- [25] R. Shamir, L. Joskowicz, i Y. Shoshan, „An augmented reality guidance probe and method for image-guided surgical navigation”, *5th Int. Symp. Robot. Autom.*, nr Table 1, ss. 1–6, 2006.
- [26] B. Wentink, „Eye-hand coordination in laparoscopy - an overview of experiments and supporting aids”, *Minim. Invasive Ther. Allied Technol.*, t. 10, nr 3, ss. 155–162, sty. 2001.
- [27] A. G. Gallagher, N. McClure, J. McGuigan, K. Ritchie, i N. P. Sheehy, „An Ergonomic Analysis of the Fulcrum Effect in the Acquisition of Endoscopic Skills”, *Endoscopy*, t. 30, nr 07, ss. 617–620, wrz. 1998.
- [28] A. Cuschieri, „Visual Displays and Visual Perception in Minimal Access Surgery”, *Surg. Innov.*, t. 2, nr 3, ss. 209–214, wrz. 1995.
- [29] D. Kalkofen *i in.*, „Augmented Reality for Minimally Invasive Surgery: Overview and Some Recent Advances”, *Augment. Real.*, nr January, 2012.
- [30] South Florida Surgical Oncology, „Liver tumors and liver cancer”. [Online]. Dostępne na: <https://southfloridasurgicaloncology.com/liver-tumors/>.
- [31] J. Karwacki, I. Nawrot, A. Skalski, i B. Woźniewicz, „– Application in Clinical Practice Termoablacja prądem wysokiej częstotliwości – zastosowanie kliniczne”, *Adv Clin Exp Med*, t. 15, nr 1, ss. 153–156, 2006.
- [32] J. Bartkowska, *Optyka i Korekcja Wad Wzroku*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 1996.
- [33] B. G. Cumming i S. J. Judge, „Disparity-induced and blur-induced convergence eye movement and accommodation in the monkey”, *J. Neurophysiol.*, t. 55, nr 5, ss. 896–914, maj 1986.
- [34] E. F. Fincham i J. Walton, „The reciprocal actions of accommodation and convergence”, *J. Physiol.*, t. 137, nr 3, ss. 488–508, sie. 1957.
- [35] V. V. Krishnan, D. Shirachi, i L. Stark, „Dynamic measures of vergence accommodation.”, *Am. J. Optom. Physiol. Opt.*, t. 54, nr 7, ss. 470–3, lip. 1977.

- [36] W. N. Charman i H. Whitefoot, „Pupil Diameter and the Depth-of-field of the Human Eye as Measured by Laser Speckle”, *Opt. Acta Int. J. Opt.*, t. 24, nr 12, ss. 1211–1216, grudz. 1977.
- [37] C. Schor, I. Wood, i J. Ogawa, „Binocular sensory fusion is limited by spatial resolution.”, *Vision Res.*, t. 24, nr 7, ss. 661–5, 1984.
- [38] B. Julesz, „Foundations of cyclopean perception., 1971”, *Chicago Univ. chicago Press*, 1971.
- [39] C. Blakemore, „The range and scope of binocular depth discrimination in man.”, *J. Physiol.*, t. 211, nr 3, ss. 599–622, grudz. 1970.
- [40] A. . Percival, „The prescribing of spectacles”, *Bristol*, 1928.
- [41] I. P. Howard i B. J. Rogers, *Seeing in Depth*. Oxford University Press, 2008.
- [42] M. Emoto, T. Niida, i F. Okano, „Repeated Vergence Adaptation Causes the Decline of Visual Functions in Watching Stereoscopic Television”, *J. Disp. Technol.*, t. 1, nr 2, ss. 328–340, grudz. 2005.
- [43] H. Takada, „The progress of high presence and 3D display technology The depth-fused 3-D display for the eye sweetly”, *Opt. Electro-Optical Eng. Contact*, t. 44, ss. 316–323, 2006.
- [44] Y. Takaki, „Novel 3D display using an array of LCD panels”, 2003, s. 1.
- [45] D. M. Hoffman, A. R. Girshick, K. Akeley, i M. S. Banks, „Vergence–accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue”, *J. Vis.*, t. 8, nr 3, s. 33, mar. 2008.
- [46] H. von Helmholtz i A. P. König, „Handbuch der physiologischen Optik / von H. von Helmholtz.” L. Voss, Hamburg, ss. xix, 1334 p., 8 leaves of plates, 1896.
- [47] H. Bubb i M. Wohlfarter, „Eye-Tracking Data Analysis and Neuroergonomics”, *Neuroadaptive Syst. Theory Appl.*, nr October 2012, s. 351, 2012.
- [48] J. S. Cooper, C. R. Burns, S. A. Cotter, K. M. Daum, J. R. Griffin., i M. M. Scheiman., „Care of the patient with Accommodative and Vergence Dysfunction”, *Optom. Clin. Pract. Guidel.*, s. 107, 2011.
- [49] R.-J. Ahlers i J. Lu, „Stereoscopic Vision - An Application Oriented Overview”, 1990,

s. 298.

- [50] J. Battle, E. Mouaddib, i J. Salvi, „Recent progress in coded structured light as a technique to solve the correspondence problem”, *Pattern Recognit.*, t. 31, nr 7, ss. 963–982, lip. 1998.
- [51] R. A. Jarvis, „A Perspective on Range Finding Techniques for Computer Vision”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, t. PAMI-5, nr 2, ss. 122–139, mar. 1983.
- [52] A. Casals, Red., *Sensor Devices and Systems for Robotics*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1989.
- [53] Y.-L. Chen, C.-T. Lin, C.-J. Fan, C.-M. Hsieh, i B.-F. Wu, „Vision-based nighttime vehicle detection and range estimation for driver assistance”, w *2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 2008, ss. 2988–2993.
- [54] D. Khadraoui, G. Motyl, P. Martinet, J. Gallice, i F. Chaumette, „Visual servoing in robotics scheme using a camera/laser-stripe sensor”, *IEEE Trans. Robot. Autom.*, t. 12, nr 5, ss. 743–750, 1996.
- [55] R. K. Lenz i R. Y. Tsai, „Calibrating a Cartesian robot with eye-on-hand configuration independent of eye-to-hand relationship”, w *Proceedings CVPR '88: The Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, ss. 67–75.
- [56] J. Weng, P. Cohen, i M. Herniou, „Camera calibration with distortion models and accuracy evaluation”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, t. 14, nr 10, ss. 965–980, 1992.
- [57] R. Sitnik, „New method of structure light measurement system calibration based on adaptive and effective evaluation of 3D-phase distribution”, 2005, s. 109.
- [58] Y. I. Abdel-Aziz i H. M. Karara, „Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry”, *Photogramm. Eng. Remote Sens.*, 2015.
- [59] E. L. Hall, J. B. K. Tio, C. A. McPherson, i F. A. Sadjadi, „Measuring Curved Surfaces for Robot Vision”, *Computer (Long. Beach. Calif.)*, 1982.
- [60] M. I. N. O. R. U. ITO, „Robot vision modelling—camera modelling and camera calibration”, *Adv. Robot.*, 1990.

- [61] D. York, „LEAST-SQUARES FITTING OF A STRAIGHT LINE”, *Can. J. Phys.*, t. 44, nr 5, ss. 1079–1086, maj 1966.
- [62] D. C. Brown, „Close-range camera Calibration”, *Close range Photogramm.*, 1971.
- [63] A. D. Jones, „Manual of Photogrammetry”, eds C.C. Slama, C. Theurer and S.W. Hendrikson, American Society of Photogrammetry, Falls Church, Va., 1980, Fourth Edition, 180 × 260mm, xvi and 1056 pages (with index), 72 tables, 866 figures. ISBN 0 937294 01 2. ”, *Cartography*, 2012.
- [64] J. Salvi, „An approach to coded structured light to obtain three dimensional information”, *TDX (Tesis Dr. en Xarxa)*, 2001.
- [65] R. Tsai, „A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses”, *IEEE J. Robot. Autom.*, t. 3, nr 4, ss. 323–344, sie. 1987.
- [66] J. Salvi, J. Batlle, i E. Mouaddib, „A robust-coded pattern projection for dynamic 3D scene measurement”, *Pattern Recognit. Lett.*, t. 19, nr 11, ss. 1055–1065, wrz. 1998.
- [67] R. Sitnik, *Odwzorowanie kształtu obiektów trójwymiarowych z wykorzystaniem oświetlenia strukturalnego*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2010.
- [68] Z. Zhang, „A flexible new technique for camera calibration”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, t. 22, nr 11, ss. 1330–1334, 2000.
- [69] J. J. Moré, „The Levenberg-Marquardt algorithm: Implementation and theory”, w *Numerical Analysis*, 1978, ss. 105–116.
- [70] H. Teramoto i G. Xu, „Camera Calibration by a Single Image of Balls : From Conics to the Absolute Conic”, nr January, ss. 23–25, 2002.
- [71] M. Jabłoński, „Konfiguracja sceny w systemie wizyjnym z nieruchomą kamerą”, *Automatyka*, t. 15, nr 3, 2011.
- [72] B. Cyganek, *KOMPUTEROWE PRZETWARZANIE OBRAZÓW TRÓJWYMIAROWYCH*. EXIT, 2002.
- [73] C. Resch, H. Naik, P. Keitler, S. Benkhardt, i G. Klinker, „On-Site Semi-Automatic Calibration and Registration of a Projector-Camera System Using Arbitrary Objects with Known Geometry”, *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, t. 21, nr 11, ss. 1211–1220, lis.

- 2015.
- [74] S. Yamazaki, M. Mochimaru, i T. Kanade, „Simultaneous self-calibration of a projector and a camera using structured light”, w *CVPR 2011 WORKSHOPS*, 2011, ss. 60–67.
- [75] K. Szelag, G. Maczkowski, R. Gierwialo, A. Gebarska, i R. Sitnik, „Robust geometric, phase and colour structured light projection system calibration”, *Opto-Electronics Rev.*, t. 25, nr 4, ss. 326–336, grudz. 2017.
- [76] M. Kimura, M. Mochimaru, i T. Kanade, „Projector calibration using arbitrary planes and calibrated camera”, w *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2007.
- [77] K. Szelag, P. Kurowski, i R. Sitnik, „Real-time camera pose estimation based on volleyball court view”, ss. 1–28.
- [78] „BioflightVR - Virtual Reality Medical Training”. [Online]. Dostępne na: <http://www.bioflightvr.com/>.
- [79] *BioflightVR: Revolutionizing Medical training and Diagnostics*. 2016.
- [80] „ImmersiveTouch - Virtual Reality Solutions for Surgical Planning & Training.” [Online]. Dostępne na: <https://www.immersivetouch.com/>.
- [81] „True 3D Viewer - EchoPixel”. [Online]. Dostępne na: <http://www.echopixeltech.com/true-3d-viewer/>.
- [82] „Proximie - augmented reality technology empowering clinicians”. [Online]. Dostępne na: <https://www.proximie.com/>.
- [83] „New technology allows surgeons to virtually ‘scrub in’”. [Online]. Dostępne na: <https://www.royalfree.nhs.uk/news-media/news/new-technology-allows-surgeons-to-virtually-scrub-in/>.
- [84] J. Aulagnier, M. Fischler, J. F. Dreyfus, M. Le Guen, E. Mathieu, i C. Hoc, „Efficacy of AccuVein to Facilitate Peripheral Intravenous Placement in Adults Presenting to an Emergency Department: A Randomized Clinical Trial”, *Acad. Emerg. Med.*, t. 21, nr 8, ss. 858–863, 2014.
- [85] „80% Less EHR Charting with a Remote Scribe | Augmedix”. [Online]. Dostępne na: <https://www.augmedix.com/>.

- [86] *Augmedix Story: Sutter Health.* .
- [87] „Augmedics | xvision | see through surgery”. [Online]. Dostępne na: <https://www.augmedics.com/>.
- [88] „Augmedics xvision™ spine (XVS) system”. [Online]. Dostępne na: <https://www.youtube.com/watch?v=6xDCiCT2nH4>.
- [89] „SentiAR – Realtime Clinical AR”. [Online]. Dostępne na: <https://www.senti-ar.com/>.
- [90] „AWE USA 2018 Startup Pitch: Jim Howard with SentiAR”. [Online]. Dostępne na: <https://www.youtube.com/watch?v=L5Mh3eJJdSw>.
- [91] „Touch Surgery - Prepare for Surgery”. [Online]. Dostępne na: <https://www.touchsurgery.com/>.
- [92] „Orca Health”. [Online]. Dostępne na: <https://orcahealth.com/>.
- [93] R. Sitnik, „Digital fringe projection system for large-volume 360-deg shape measurement”, *Opt. Eng.*, t. 41, nr 2, s. 443, luty 2002.
- [94] L. Chen, R. Feris, i M. Turk, „Efficient partial shape matching using Smith-Waterman algorithm”, *2008 IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. Work. CVPR Work.*, ss. 1–6, 2008.
- [95] M. Donoser, H. Riemenschneider, i H. Bischof, „Efficient partial shape matching of outer contours”, *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, t. 5994 LNCS, nr PART 1, ss. 281–292, 2010.
- [96] M. Merhy, A. Benzinou, K. Nasreddine, M. Khalil, i G. Faour, „An optimal elastic partial shape matching via shape geodesics”, *2014 IEEE Int. Conf. Image Process. ICIP 2014*, ss. 4742–4746, 2014.
- [97] H. Minkowski, „Allgemeine Lehrsätze über die konvexe Polyeder”, *Nachrichten von der Gesellschaft der Wissenschaften zu Göttingen*, ss. 198–219, 1897.
- [98] A. Itait, „Improvements and Related on Bottleneck Problems Matching Using Geometry”, t. 8, ss. 301–310, 1996.
- [99] E. M. Arkin, L. P. Chew, D. P. Huttenlocher, K. Kedem, i J. S. B. Mitchell, „An efficiently computable metric for comparing polygonal shapes”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, t. 13, nr 3, ss. 209–216, mar. 1991.

- [100] O. J. Muensterer, M. Lacher, C. Zoeller, M. Bronstein, i J. Kübler, „Google Glass in pediatric surgery: An exploratory study”, *Int. J. Surg.*, t. 12, nr 4, ss. 281–289, kwi. 2014.
- [101] M. G. Hanna, I. Ahmed, J. Nine, S. Prajapati, i L. Pantanowitz, „Augmented Reality Technology Using Microsoft HoloLens in Anatomic Pathology”, *Arch. Pathol. Lab. Med.*, t. 142, nr 5, ss. 638–644, maj 2018.
- [102] S. Daher, J. Hochreiter, N. Norouzi, L. Gonzalez, G. Bruder, i G. Welch, „Physical-Virtual Agents for Healthcare Simulation”, w *Proceedings of the 18th International Conference on Intelligent Virtual Agents - IVA '18*, 2018, ss. 99–106.
- [103] V. B. H. Mandalika *i in.*, „A Hybrid 2D/3D User Interface for Radiological Diagnosis”, *J. Digit. Imaging*, t. 31, nr 1, ss. 56–73, 2018.
- [104] T. R. Coles, N. W. John, D. Gould, i D. G. Caldwell, „Integrating haptics with augmented reality in a femoral palpation and needle insertion training simulation”, *IEEE Trans. Haptics*, 2011.
- [105] „Kamera Point Grey Flea FL3-U3-20E4C”. [Online]. Dostępne na: <https://www.ptgrey.com/flea3-20-mp-color-usb3-vision-e2v-ev76c5706f-3>.
- [106] „EH415 - Specyfikacja”. [Online]. Dostępne na: <https://www.optoma.pl/projectorproduct/eh415st>.
- [107] „Microcontrollers, Digital Signal Controllers and Microprocessors”. [Online]. Dostępne na: <https://www.microchip.com/design-centers/microcontrollers>.
- [108] „Banana Pi - BPI Single Board Computers Official Website”. [Online]. Dostępne na: <http://www.banana-pi.org/>.
- [109] „Node-RED Flow-based programming for the Internet of Things”. [Online]. Dostępne na: <https://nodered.org/>.
- [110] Khronos, „glGetTexImage - OpenGL 4 Reference Pages”. [Online]. Dostępne na: <https://www.khronos.org/registry/OpenGL-Refpages/gl4/html/glGetTexImage.xhtml>.
- [111] Khronos, „glTexSubImage2D - OpenGL 4 Reference Pages”. [Online]. Dostępne na: <https://www.khronos.org/registry/OpenGL-Refpages/gl4/html/glTexSubImage2D.xhtml>.
- [112] „MM922 Silicone Moulding Rubbers”. [Online]. Dostępne na: <https://acc->

silicones.com/products/moulding_rubbers/MM922.

- [113] „Ulotka dla pacjenta: Iomeron 300, roztwór do wstrzykiwań, 300 mg jodu/ml”. [Online]. Dostępne na: <https://pub.rejestrymedyczne.csioz.gov.pl/Pobieranie.ashx?type=8019-u>.
- [114] „ITK-SNAP Home”. [Online]. Dostępne na: <http://www.itksnap.org/>.
- [115] E. Borenstein, E. Sharon, i S. Ullman, „Combining Top-Down and Bottom-Up Segmentation”, w *2004 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop*, ss. 46–46.
- [116] M. Ribo, A. Pinz, i A. L. Fuhrmann, „A new optical tracking system for virtual and augmented reality applications”, w *IMTC 2001. Proceedings of the 18th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference. Rediscovering Measurement in the Age of Informatics (Cat. No.01CH 37188)*, t. 3, ss. 1932–1936.

9 ZAŁĄCZNIKI

φ_{ref}	φ_{meas}	$ \Delta\varphi $
[°]	[°]	[°]
30	28	2
29	28	1
28	26	2
27	26	1
26	24	2
25	24	1
24	22	2
23	22	1
22	24	2
21	22	1
20	18	2
19	18	1
18	18	0
17	16	1
16	16	0
15	16	1
14	14	0
13	14	1
12	12	0
11	12	1
10	10	0
9	10	1
8	8	0
7	8	1
6	6	0
5	6	1
4	4	0
3	4	1
2	2	0
1	0	1
0	0	0
-1	0	1
-2	-2	0
-3	-2	1
-4	-4	0
-5	-4	1
-6	-6	0
-7	-6	1
-8	-8	0

θ_{ref}	θ_{meas}	$ \Delta\theta $
[°]	[°]	[°]
30	33	3
29	33	4
28	31	3
27	29	2
26	29	3
25	27	2
24	21	3
23	21	2
22	19	3
21	19	2
20	17	3
19	17	2
18	15	3
17	15	2
16	13	3
15	13	2
14	11	3
13	11	2
12	11	1
11	9	2
10	9	1
9	9	0
8	7	1
7	7	0
6	5	1
5	5	0
4	3	1
3	3	0
2	1	1
1	1	0
0	1	1
-1	-1	0
-2	-3	1
-3	-3	0
-4	-5	1
-5	-5	0
-6	-7	1
-7	-7	0
-8	-9	1

φ_{ref}	φ_{meas}	$ \Delta\varphi $
[°]	[°]	[°]
-9	-8	1
-10	-10	0
-11	-10	1
-12	-12	0
-13	-12	1
-14	-12	2
-15	-14	1
-16	-14	2
-17	-16	1
-18	-16	2
-19	-18	1
-20	-18	2
-21	-20	1
-22	-20	2
-23	-22	1
-24	-22	2
-25	-22	3
-26	-24	2
-27	-24	3
-28	-26	2
-29	-26	3
-30	-28	2

Tabela 2 Różnice między wartościami referencyjnymi obrotów φ_{ref} , a wartościami kątów φ_{meas} wyznaczonymi przez system na stole roboczym w osi X

θ_{ref}	θ_{meas}	$ \Delta\theta $
[°]	[°]	[°]
-9	-9	0
-10	-11	1
-11	-11	0
-12	-13	1
-13	-13	0
-14	-13	1
-15	-15	0
-16	-15	1
-17	-17	0
-18	-17	1
-19	-19	0
-20	-19	1
-21	-21	0
-22	-21	1
-23	-23	0
-24	-23	1
-25	-25	0
-26	-25	1
-27	-29	2
-28	-31	3
-29	-31	2
-30	-33	3

Tabela 3 Różnice między wartościami referencyjnymi obrotów θ_{ref} , a wartościami kątów θ_{meas} wyznaczonymi przez system na stole roboczym w osi Y

Ψ_{ref}	Ψ_{meas}	$ \Delta\Psi $
$[\text{°}]$	$[\text{°}]$	$[\text{°}]$
0	0	0
22,5	22,89	0,39
45	45,70	0,70
67,5	68,60	1,10
90	89,47	0,53
112,5	111,35	0,15
135	135,42	0,42
157,5	156,87	0,62
180	179,27	0,73

Tabela 4 Różnice między wartościami referencyjnymi obrotów ψ_{ref} , a wartościami kątów ψ_{meas} wyznaczonymi przez system na stole roboczym w osi Z.

Znacznik (1)			Znacznik (2)				Znacznik (3)				Znacznik (4)					
<i>na kamerze</i>			<i>na projektorze</i>		<i>na kamerze</i>		<i>na projektorze</i>		<i>na kamerze</i>		<i>na projektorze</i>		<i>na kamerze</i>		<i>na projektorze</i>	
<i>Z</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>	<i>X</i>	<i>Y</i>
<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>	<i>[mm]</i>
55,5	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
65,5	-0,02	0,01	-0,04	0,02	0,011	0,00	0,03	0,02	-0,02	0,01	0,07	0,00	0,014	-0,00	0,02	0,00
75,5	-0,01	0,02	0,00	0,03	-0,01	-0,02	-0,02	0,02	0,01	0,02	0,17	0,00	0,00	-0,01	0,00	0,00
85,5	-0,01	0,04	0,00	-0,08	0,01	0,01	0,11	0,03	-0,01	-0,01	0,05	-0,03	-0,02	-0,02	-0,02	0,00
95,5	-0,02	0,05	-0,01	0,03	-0,02	0,01	0,03	0,04	0,01	0,01	0,12	-0,01	-0,01	-0,02	-0,01	-0,05
105,5	-0,02	0,06	-0,01	-0,01	-0,04	0,01	-0,04	0,05	0,02	-0,00	0,17	-0,02	0,02	-0,04	0,02	-0,18
112,8	0,01	0,05	0,00	-0,05	-0,01	0,00	-0,02	0,03	0,00	0,00	0,11	-0,01	0,00	-0,02	-0,02	-0,16

Tabela 5 Błąd reprojekcji 4 wybranych znaczników na ustalonych (Z) wysokościach nad blatem roboczym systemu. Wartości referencyjne przyjęto na wysokości Z = 55,5mm.

X_0	Y_0	Z_0	X_1	Y_1	Z_1	ΔX	ΔY	ΔZ
[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
-504,35	338,53	1367,02	-505,87	338,90	1370,98	1,52	0,37	3,96
-517,29	-348,87	1350,01	-517,96	-348,57	1351,60	0,67	0,31	1,59
329,76	112,35	964,45	330,37	111,57	966,91	0,61	0,78	2,46
339,01	-135,37	968,48	339,60	-135,44	970,28	0,59	0,08	1,80
46,13	174,12	588,10	46,24	174,62	592,71	0,11	0,50	4,61
28,39	-128,10	578,11	28,41	-128,06	582,33	0,01	0,04	4,22
204,44	137,02	632,78	205,57	137,01	637,43	1,14	0,01	4,65
206,63	-148,44	629,07	207,64	-148,42	633,28	1,01	0,02	4,21
236,37	19,10	682,92	237,92	18,94	687,45	1,55	0,15	4,53
45,74	21,10	877,70	45,91	20,99	881,10	0,17	0,11	3,39
-118,27	63,50	1069,90	-118,63	63,38	1072,95	0,35	0,12	3,05
-270,32	69,22	1234,31	-270,96	69,11	1237,19	0,64	0,10	2,88
-186,02	-257,16	1080,75	-186,49	-257,02	1082,93	0,46	0,14	2,18
-195,27	228,51	1040,83	-196,05	228,67	1044,49	0,78	0,17	3,66
Średni błąd:						0,69	0,21	3,37
Mediana:						0,63	0,13	3,53

Tabela 6 Błąd reprojekcji w obszarze kalibracji. Każdy wiersz odpowiada jednemu punktowi w globalnym układzie współrzędnych. Kolumny X_0 , Y_0 , Z_0 zawierają wartości poszczególnych współrzędnych danego punktu, wyznaczone przy pierwszym wyliczeniu trójwymiarowej reprojekcji pikseli do globalnego układu współrzędnych. Kolumny X_1 , Y_1 , Z_1 zawierają wartości współrzędnych będących wynikiem projekcji (X_0 , Y_0 , Z_0) na płaszczyznę obrazową kamery, a następnie ponownej reprojekcji do przestrzeni 3D.

Uczestnik badania	Bez projekcji						Z projekcją						Porównanie	
	Ilość poprawnych prób	Ilość niepoprawnych prób	Średni czas poprawnej próby [s]	Odchylenie standardowe [s]	Mediana czasu poprawnej próby [s]	Nieskuteczność [%]	Ilość poprawnych prób	Ilość niepoprawnych prób	Średni czas poprawnej próby [s]	Odchylenie standardowe [s]	Mediana czasu poprawnej próby [s]	Nieskuteczność [%]	Różnica median czasów [s]	Różnica nieskuteczności [%]
-	-	-	[s]	[s]	[s]	[%]	-	-	[s]	[s]	[s]	[%]	[s]	[%]
(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)	(13)	(14)	(15)
1	9	1	26,25	49,05	4,26	10,0	6	4	11,97	1,59	11,97	40,0	7,7	30,0
2	8	2	14,19	8,15	14,47	20,0	8	2	16,58	13,38	10,88	20,0	-3,6	0,0
3	9	1	14,04	9,18	15,42	10,0	8	2	11,29	10,99	10,35	20,0	-5,1	10,0
4	8	2	8,11	2,63	8,67	20,0	7	3	10,42	3,71	11,67	30,0	3,0	10,0
5	8	2	27,75	16,24	23,51	20,0	5	5	4,05	1,99	3,74	50,0	-19,8	30,0
6	5	5	18,21	11,71	12,26	50,0	7	3	15,97	13,8	10,73	30,0	-1,5	-20,0
7	4	6	26,95	10,92	33,21	60,0	7	3	10,89	10,4	6,55	30,0	-26,7	-30,0
8	5	5	12,48	3,1	11,45	50,0	8	2	12,04	2,61	12,55	20,0	1,1	-30,0
9	3	7	18,77	3,39	20,84	70,0	2	8	13,16	2,67	11,98	80,0	-8,9	10,0
10	5	5	19,67	16,56	13,89	50,0	4	6	9,39	3,97	10,44	60,0	-3,5	10,0
11	6	4	17,56	6,37	17,75	40,0	7	3	31,88	15,85	31,6	30,0	13,9	-10,0
12	4	6	22,14	9,41	21,8	60,0	5	5	11,58	10,33	6,27	50,0	-15,5	-10,0
13	4	6	20,66	14,71	11,46	60,0	6	4	12,92	5,37	10,83	40,0	-0,6	-20,0
14	2	8	21,74	5,32	21,74	80,0	7	3	11,17	4,19	9,75	30,0	-12,0	-50,0
15	6	4	35,19	24,93	28,34	40,0	6	4	14,9	9,26	13,91	40,0	-14,4	0,0
16	3	7	38,22	41,95	18,85	70,0	5	5	11,01	8,38	11,95	50,0	-6,9	-20,0
17	5	5	28,22	16,59	23,02	50,0	6	4	21,33	8,17	19,32	40,0	-3,7	-10,0
18	4	6	16,31	8,75	17,45	60,0	2	8	21,6	11,45	18,35	80,0	0,9	20,0
19	4	6	28,1	8,02	27,12	60,0	7	3	8,59	6,72	7,12	30,0	-20,0	-30,0
20	5	5	27,42	10,12	25,8	50,0	7	3	12,7	8,58	12,68	30,0	-13,1	-20,0
21	3	7	15,06	8,99	10,96	70,0	6	4	14,37	4,01	13,93	40,0	3,0	-30,0
22	1	9	5,27	0,0	5,43	90,0	8	2	6,21	5,3	3,04	20,0	-2,4	-70,0
23	3	7	23,72	9,66	16,96	70,0	7	3	13,62	13,34	11,24	30,0	-5,7	-40,0
24	6	4	21,25	7,94	20,27	40,0	5	5	8,32	6,57	7,01	50,0	-13,3	10,0
25	8	2	25,92	25,77	14,61	20,0	10	0	15,18	6,21	15	0,0	0,4	-20,0
26	5	5	62,35	35,96	41,28	50,0	7	3	21,9	13,5	14,16	30,0	-27,1	-20,0
27	6	4	24,13	7,14	23,1	40,0	8	2	12,46	6,26	13,49	20,0	-9,6	-20,0
28	8	2	11,93	8,05	8,26	20,0	10	0	24,77	34,45	11,32	0,0	3,1	-20,0
Średnia			22,56	13,56	18,29	47,5 0			13,94	8,68	11,32	35,3 6		
Mediana			21,50	9,30	17,60	50,0			12,58	7,45	11,32	30,0		

Tabela 7 Zestawienie wyników testów nakłuwania.