

WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA

im. Jarosława Dąbrowskiego

INSTYTUT OPTOELEKTRONIKI



Rozprawa doktorska

Możliwości estymacji pozycji źrenicy w goglach
HMD ze skaningowym okulografem MEMS na
podstawie badań fizycznych oraz in silico

mgr inż. Mateusz Pomianek

Promotor:

płk dr hab. inż. Marek Piszczek

Promotor pomocniczy:

dr inż. Przemysław Zagrajek

Podziękowania

Pragnę wyrazić serdeczne podziękowania mojemu promotorowi **plk dr hab. inż. Markowi Piszczkowi** za całą przekazaną mi przez te lata wiedzę, niezliczone godziny konsultacji, dziesiątki odręcznie zapisanych stron poprawek, setki linii kodu programów, które na nowo próbowały rozwiązać stare problemy oraz gigabajty wymienianych pomiędzy nami informacji za pomocą Internetu.

Chciałbym również podziękować **plk dr hab. inż. Norbertowi Palce** za pomoc w przygotowywaniu rozprawy doktorskiej, wyrozumiałość i motywację do krytycznego spojrzenia na proces badawczy.

Dziękuję **dr inż. Marcinowi Maciejewskiemu** za cenne uwagi, pomysły oraz całą udzieloną mi pomoc, szczególnie w zakresie projektowania układów elektronicznych i przechwytywania danych pomiarowych.

Dziękuję promotorowi pomocniczemu, **dr inż. Przemysławowi Zagajkowi** za poświęcony czas, jego krytyczne podejście do naukowych aspektów tej pracy oraz obiektywne sugestie poprawek.

Dziękuję **dr inż. Arturowi Grudniowi** za wsparcie moralne i wzór wytrwałości oraz cierpliwości w dążeniu do postawionych sobie celów.

Chciałbym podziękować również **wszystkim pracownikom Zespołu Systemów Bezpieczeństwa Instytutu Optoelektroniki WAT** za wsparcie oraz wspianą atmosferę w pracy naukowej.

Dziękuję bliskim mi osobom, za to, że pozostali przy mnie w trudnych dla mnie chwilach oraz za ich wsparcie oraz cierpliwość, które są przecież tak potrzebne względem osób pracujących naukowo.

AUTOR

Zaprezentowane w niniejszej rozprawie wyniki badań zostały w części opublikowane w następujących pracach oryginalnych:

1. Pomianek M., Piszczek M., Maciejewski M., "MEMS Mirror Based Eye Tracking: Simulation of the System Parameter Effect on the Accuracy of Pupil Position Estimation.", *Metrology and Measurement Systems*, 2021.
2. Pomianek M., Piszczek M., Maciejewski M., Krukowski P., "The Stability of the MEMS 2D Mirror's Operating Point in Terms of Eye Tracking Systems.", *Photonics Letters of Poland* 12(2): 43, 2020.
3. Pomianek M., Piszczek M., Maciejewski M., Krukowski P., "Pupil Position Estimation Error in an Eye Tracking System Based on the MEMS Mirror Scanning Method.", *Microelectronic Devices and Technologies*, 28–30. IFSA, 2020.

Warsztat umiejętności, istotnych dla opracowania przedstawionych w pracy rozwiązań, autor niniejszej dysertacji zdobywał w ramach udziału w projektach badawczych, których opublikowane wyniki zostały przedstawione poniżej.

1. Maciejewski M., Piszczek M., Pomianek M., Pałka N., "Design and Evaluation of a SteamVR Tracker for Training." *Metrology and Measurement Systems* 27(4):601–14, 2020
2. Maciejewski M., Piszczek M., Pomianek M., Pałka N., "Optoelectronic Tracking System for Shooting Simulator - Tests in a VR Application." *Photonics Letters of Poland* 12(2):61, 2020.
3. Maciejewski M., Piszczek M., Pomianek M., "Testing the SteamVR Trackers Operation Correctness with the OptiTrack System", *Proceedings. of SPIE* 10830, 2018.
4. Piszczek M., Pomianek M., Maciejewski M., Zagrajek P., "Wirtualizacja HMI systemów kontrolno-pomiarowych", *Elektronika - Konstrukcje, Technologie, Zast.* 1(8):16-20, 2017.
5. Piszczek M., Pomianek M., Maciejewski M., "Trenażer strzelania w środowisku wirtualnym – aspekty metrologiczne", *Przegląd Elektrotechniczny* 93(10):45-48, 2017.
6. Piszczek M., Maciejewski M., Pomianek M., Szustakowski M., "Tools Virtualization for Command and Control Systems." *Proceedings of SPIE*, 10433, 2017.
7. Piszczek M., Pomianek M., Maciejewski M., Jodłowski L., Krukowski P., "The Importance of Monitoring Vergence Eye Movements for Solutions Using Virtual Technologies", *Photonics Letters of Poland* 12(2):40, 2020.
8. Piszczek M., Suhecki K., Kucharczyk A., Pomianek M., Maciejewski M., Jodłowski L., Krukowski P., "Compensation of Magnification Variations in Varifocal HMDs by Using a Virtual Camera", *Photonics Letters of Poland* 14(2):31–33, 2022.
9. Pomianek M., Piszczek M., Maciejewski M., "The Efficiency of Medical Volume Data Processing Using Virtual Reality", *Optics InfoBase Conference Papers Part F181-CLEO-AT* 2020:9–10.

STRESZCZENIE

Możliwości estymacji pozycji źrenicy w goglach HMD ze skaningowym okulografem MEMS na podstawie badań fizycznych oraz in silico

Autor: mgr inż. Mateusz Pomianek
Promotor: płk dr hab. inż. Marek Piszczek
Promotor pomocniczy: dr inż. Przemysław Zagrajek

Celem rozprawy było sprawdzenie czy możliwym do realizacji jest system śledzenia wzroku działający z dokładnością zbliżoną do komercyjnie dostępnych urządzeń, ale ze znacznie większą szybkością oraz przy niższych wymaganiach obliczeniowych. Analiza stanu wiedzy oraz dostępnych na rynku urządzeń pozwoliła na wytypowanie rozwiązania skaningowego opartego na zwierciadle MEMS, jako optymalnej technologii.

W ramach pracy autor przeanalizował dostępne narzędzia służące do prototypowania systemów śledzenia wzroku oraz opracował własne rozwiązania. Na podstawie postawionych założeń dla projektowanego rozwiązania opracowano trzy autorskie metody analizy pozyskanych danych. Autorskie oprogramowanie symulatora VR bazujące na platformie Unity, posłużyło zarówno do zaprojektowania wirtualnych stanowisk pomiarowych, jak i symulacji danych. W oprogramowaniu MATLAB przygotowane zostały algorytmy oraz modele matematyczne do analizy uzyskiwanych danych.

W oparciu o przygotowane narzędzia oraz pomiary na stanowisku fizycznym, przeprowadzono serie badań i symulacji pod kątem wpływu parametrów poszczególnych elementów systemu pomiarowego oraz ich relacji geometrycznych na czas analizy oraz dokładność estymacji pozycji źrenicy.

W ostatnim etapie pracy zaprezentowano projekt koncepcyjny proponowanego rozwiązania systemu śledzenia wzroku, wraz z możliwymi do osiągnięcia przez niego parametrami. Reasumując, przedstawione wyniki potwierdzają możliwość opracowania systemu śledzenia wzroku opartego na skanującym zwierciadle MEMS, które mogłoby działać w oparciu o mniejszą ilość danych (w porównaniu do tradycyjnych systemów wizyjnych), z szybkościami analizy większymi od komercyjnych rozwiązań, ale przy zachowaniu zbliżonej do nich dokładności estymacji pozycji źrenicy.

Mateusz Pomianek
Warszawa, 01.06.2023

ABSTRACT

The possibilities of estimating the pupil position in HMD goggles with MEMS scanning eye tracker based on physical and in silico studies

Autor: mgr inż. Mateusz Pomianek
Promotor: płk dr hab. inż. Marek Piszczek
Promotor pomocniczy: dr inż. Przemysław Zagrajek

The aim of the doctoral dissertation was to investigate whether it is possible to create an eye tracking system with a similar accuracy to commercially available devices, but with higher speed and lower computational requirements. The analysis of the state of knowledge and available on the market devices allowed for the selection of a scanning solution based on MEMS mirror as the optimal technology.

The author analyzed the available tools for eye tracking system prototyping and developed their own solutions. Based on the assumptions for the designed solution, three original methods for analyzing the acquired data were developed. The author's VR simulator software based on the Unity platform was used both to design virtual measuring stations and to simulate data. MATLAB software was used to prepare algorithms and mathematical models for data analysis.

Based on the developed tools and measurements on a physical platform, a series of studies were carried out to investigate the impact of individual system parameters and their geometric relationships on analysis time and accuracy of pupil position estimation.

In the last stage of the work, a conceptual design of the proposed eye tracking system was presented, along with its achievable parameters. In summary, the presented results confirm the possibility of developing an eye tracking system based on a scanning MEMS mirror, which could operate on a smaller amount of data (compared to traditional vision systems), with analysis speeds higher than commercial solutions, but with a similar accuracy of pupil position estimation.

Mateusz Pomianek
Warszawa, 01.06.2023

SPIS TREŚCI

STRESZCZENIE	4
ABSTRACT	5
Spis treści.....	6
Wstęp	8
1. Ruchy oczu	12
1.1. Oczy jako układ fizjologiczny	14
1.2. Oczy jako układ optyczny	17
1.3. Oczy jako układ mechaniczny	22
2. Metody monitorowania ruchów oczu	28
2.1. Technologiczne metody akwizycji danych na temat oka	30
2.2. Estymacja pozycji oka z danych pomiarowych	34
2.3. Detekcja i identyfikacja ruchów oczu na podstawie estymowanej pozycji oka	39
2.3.1. Przygotowanie danych do analizy	39
2.3.2. Algorytmy identyfikacji ruchów	40
2.4. Rozwiązania techniczne monitorowania ruchów oczu	44
3. Nowoczesne techniki badawcze	54
4. Metodyka i cele pracy	61
5. Estymacja pozycji źrenicy metodą skanowania XY	64
5.1. Opis metody	64
5.2. Algorytmy wyznaczania środka źrenicy	71
5.2.1. Metoda lokalnego skupienia	73
5.2.2. Metoda dopasowania elipsy	75
5.2.3. Metoda linii detekcyjnych	77
5.3. Bezpieczeństwo metody	79
5.4. Analiza spodziewanych zniekształceń danych pomiarowych wskutek ruchów gałki ocznej w trakcie procesu skanowania	92
5.5. Czynniki wpływające na dokładność metody skanowania XY	95
6. Algorytmy i przyjęte rozwiązania symulacyjne	97
6.1. Symulator numeryczny MATLAB	97
6.1.1. Implementacja algorytmów metody skanowania XY	99
6.1.2. Ograniczenia narzędzia MATLAB w zakresie symulacji danych pomiarowych	102
6.2. Symulator wirtualny Unity	103
6.3. Porównanie narzędzi symulacyjnych	116
7. Budowa stanowisk testowych	119

7.1. Stanowisko układu HMD	119
7.2. Stanowisko badań metody	123
7.3. Wirtualne stanowiska pomiarowe	127
8. Symulacje i badania eksperymentalne.....	131
8.1. Walidacja wirtualnego symulatora.....	131
8.1.1. Obiekt testowy	131
8.1.2. Pomiary w warunkach statycznych	133
8.1.3. Pomiary w warunkach dynamicznych	137
8.2. Badania z użyciem symulatora VR.....	142
8.2.1. Badania pozycji zwierciadła skanującego.....	145
8.2.2. Badania wpływu poziomu detekcji.....	157
8.2.3. Badania wpływu wielkości zbioru punktów dla metody lokalnego skupienia	158
8.2.4. Badania wpływu liczby zbieranych punktów pomiarowych na dokładność analizy	162
8.2.5. Badania czasochłonności obliczeniowej.....	164
8.2.6. Badania wpływu liczby linii pomiarowych na dokładność estymacji pozycji źrenicy	166
8.2.7. Badania dynamiczne.....	169
8.3. Podsumowanie badań	170
9. Projekt koncepcyjny proponowanego systemu śledzenia wzroku	171
9.1. Pomiary własności fizycznych.....	173
9.2. Błędy estymacji pozycji źrenicy kolejnymi metodami analizy danych	175
9.3. Porównanie metod analizy proponowanego rozwiązania z dostępnym komercyjnie systemem Pupil Labs.....	180
Zakończenie	184
Literatura.....	185

WSTĘP

Przedmiotem niniejszej pracy są badania możliwości estymacji pozycji źrenicy w systemie śledzenia wzroku opartym o ruchome zwierciadło MEMS (ang. microelectromechanical system, mikroukład elektromechaniczny). Układ dedykowany jest do działania wewnątrz gogli VR (wirtualnej rzeczywistości).

Oczy dostarczają człowiekowi informacje o otaczającej go rzeczywistości. Mogą one również same stać się źródłem danych. Pomysł poświęcenia pracy zagadnieniu monitorowania oczu wewnątrz gogli HMD (ang. head-mounted display) ma kilka źródeł. Gogle HMD wyposażone są w wyświetlacz, za pomocą których użytkownik obserwuje świat wirtualny. Dlatego pierwszym z powodów, jest możliwość potencjalnego użycia takich danych do opracowania interfejsów interakcji użytkownika z urządzeniem oraz z obserwowanym przez niego światem wirtualnym. Taki sposób interakcji byłby znacznie bardziej naturalny w użyciu dla człowieka od używanych obecnie, mechanicznych kontrolerów, przycisków, czy klawiatury. Interfejsy takie określane są jako NUI (ang. natural user interface) i są kolejnym etapem w rozwoju metod sterowania systemami (Wigdor and Wixon 2011). Zaobserwować można obecnie coraz szersze ich zastosowanie, a na pewnych polach nawet początek zastępowania graficznych interfejsów użytkownika GUI (ang. graphical user interface). Mimo, iż systemy śledzenia wzroku już od dłuższego czasu wykorzystywane są przy tworzeniu NUI, to obecne ich rozwiązania wciąż wymagają zbyt dużej mocy obliczeniowej dla przenośnych HMD. Dlatego właśnie możliwość opracowania nowych metod śledzenia wzroku, które nie wymagałyby przeprowadzania tak dużej ilości obliczeń, stało się pierwszym powodem podjęcia tego tematu przez autora niniejszej pracy.

Monitorowanie ruchów oczu, może dostarczyć informacji nie tylko o źródle zainteresowania człowieka w danej chwili, ale może również wykazywać nieprawidłowości mechanizmów ich działania. Te z kolei mogą świadczyć bieżącym stanie emocjonalnym i psychicznym osoby, a nawet o zaburzeniach lub chorobach neurologicznych. Od dłuższego czasu znane były zachodzące pomiędzy nimi podstawowe zależności. Zastosowanie takie można znaleźć w używanych już od początku lat 80 XX wieku drogowych badaniach trzeźwości. Nawet do dziś test ten, nazywany HGN (ang. horizontal gaze nystagmus) stanowi jeden z podstawowych metod stosowanych do kontroli drogowej (Good and Augsburger 1986). Test ten polega na podążaniu wzrokiem za palcem wykonującym ruch przed twarzą badanego, sprawdzając zakres płynności ruchów jego oczu. Osoba trzeźwa płynnie podąża wzrokiem za

ruchem palca. Jeżeli jednak byłaby ona pod wpływem alkoholu, to przejawiałby skłonność do częstych fiksacji i doganiania palca poprzez sakkady. Efekt takiego badania obserwowalny jest gołym okiem. Prowadzone są jednak badania wykazujące możliwość diagnozy również bardziej zaawansowanych już schorzeń, takich jak depresja, schizofrenia, zaburzenia afektywne dwubiegunowe czy choroba Parkinsona (Benson et al. 2012; Beynel et al. 2014; Carvalho et al. 2015; Henderson et al. 2013; Li et al. 2016). Każde z powyżej wymienionych zaburzeń, wpływa w sposób charakterystyczny na wzór ruchów gałki ocznej. Poprzez porównanie ruchów oczu badanego użytkownika, z medyczną bazą danych ich patologii świadczących o stanach chorobowych, możliwe staje się przeprowadzenie diagnostycznych testów przesiewowych. Według przeprowadzonych badań, istnieje w ten sposób możliwość rozpoznania powyższych zaburzeń, czasami jeszcze przed wstąpieniem widocznych ich objawów. Przykładowo, chorobę Alzheimera diagnozuje się obecnie głównie poprzez testy neuropsychologiczne służące ocenie funkcji poznawczych. Obrazowanie metodami RTG (rentgenogram), TK (tomografia komputerowa) czy MRI (rezonans magnetyczny) stosuje się dodatkowo w celu wykluczenia innych schorzeń oraz dostarczenia danych o ewentualnych uszkodzeniach mózgu. Choroba ta zaczyna się jednak na wiele lat przed pojawieniem się pierwszych objawów, które mogą zostać zaobserwowane poprzez tego typu obrazowanie lub zauważone przez człowieka. Większość leków działa skutecznie na spowolnienie choroby jednak tylko u osób w jej wczesnym lub środkowym stadium. Obecnie, gdy jest ona diagnozowana, to niestety często człowiek znajduje się już w ostatnim jej stadium, gdy jest już zbyt późno na leczenie. Możliwość jej diagnozy wcześniej – poprzez detekcję nieprawidłowości ruchów oczu – mogłaby potencjalnie dać szansę na skuteczne leczenie spowalniające jej rozwój milionom osób dotkniętym tylko tą chorobą. Warto zaznaczyć jednocześnie, że metoda ta obejmuje również inne zaburzenia i choroby neurodegeneracyjne.

Ruch oka, może więc stać się obiektywnie mierzalnym wskaźnikiem biologicznym (biomarkerem), który wskazuje na obecność stanu chorobowego, czy zaburzeń psycho-neurologicznych. Występuje obecnie na rynku jednak niedobór rozwiązań technicznych, które pracowałyby z wystarczającą szybkością aby móc monitorować opisane powyżej biomarkery - czyli krótkie, dynamiczne ruchy gałki ocznej. Dlatego właśnie, drugim powodem dla którego autor podjął się tematu tej pracy, była chęć analizy możliwości śledzenia oka z szybkościami pozwalającymi na detekcję i monitorowanie takich ruchów.

Proces diagnostyczny polega zazwyczaj na przeprowadzeniu przez specjalistę pomiaru biomarkerów u pacjenta, przetworzeniu uzyskanych wyników, a następnie analizie

nieprawidłowości ich poziomów, w kontekście kryteriów diagnostycznych dla poszczególnych jednostek chorobowych. Konieczność wykonywania przez diagnostę zarówno pomiarów, jak i przetwarzania pozyskanych z nich danych, zajmuje jego czas, który mógłby być przeznaczony dla samego procesu analizy gotowych danych i określenia diagnozy. Dlatego właśnie, w dobie niedoboru personelu medycznego, konieczne staje się możliwie jak największe zautomatyzowanie acz czasochłonnych operacji pomiaru czy przetwarzania i wstępnej analizy uzyskanych danych. Obecnie analiza zapisu badania pracy serca EKG (elektrokardiografi) czy aktywności mózgu EEG (elektroencefalografi), wykonywana jest w znacznej mierze przez automatyczny system komputerowy. Dopiero wykryte przez niego nieprawidłowości, prezentowane są specjalście, który – na podstawie swojej wiedzy eksperckiej - podejmuje decyzje o diagnozie konkretnej jednostki chorobowej. Powstają już jednak systemy, które w oparciu o sztuczne sieci neuronowe (np. system FastRAi), są w stanie dokonać diagnozy obrazów RTG z dokładnością porównywalną do lekarza specjalisty. Biomarkery są również bardzo istotne w procesie leczenia. Świadczą one o odpowiedzi organizmu na stosowane działania lecznicze, a poprzez to pozwalają ocenić jego skuteczność. Dlatego też, trzecim z powodów podjęcia tego tematu pracy, była perspektywiczna możliwość opracowania koncepcji układu diagnostyczno-terapeutycznego. System taki mógłby pracować automatycznie w pętli sprzężenia zwrotnego, poprzez modyfikację terapii widzenia (wykonywaną przez HMD) na podstawie danych (dostarczanych przez zintegrowany układ śledzenia wzroku) o poprawie lub pogorszeniu poziomu mierzonych parametrów biologicznych (bazujących na ruchu gałki ocznej). W tym celu, konieczne było przeprowadzenie analizy możliwości integracji konstrukcyjnej układu śledzenia wzroku bazującemu na ruchomym zwierciadle MEMS, z systemem HMD.

W pracy wykorzystano literaturę z zakresu medycyny, optometrii oraz technologii śledzenia wzroku. Przeprowadzona analiza bazowała zarówno na opracowaniach naukowych, podręcznikach akademickich oraz artykułach, jak również na dokumentacji komercyjnie dostępnych produktów oraz bazie danych urządzeń śledzenia wzroku opracowanej przez The Applied Vision Research Unit (AVRU) Uniwersytetu w Derby. Analiza opierała się na literaturze z okresu 1995-2020 na podstawie bazy danych Scopus, Web of Science oraz Google Scholar oraz wybranych wcześniejszych, przełomowych publikacjach z dziedziny śledzenia wzroku. Niestety, większość opracowań dotyczyła metod śledzenia gałki ocznej w oparciu o analizę obrazu z kamery wideo. Poza nielicznymi publikacjami, opisanych zostało bardzo niewiele badań systemów monitorowania oka bazujących na skaningu zwierciadłem MEMS.

Założonym celem niniejszej pracy było zbadanie, możliwości śledzenia pozycji źrenicy w oparciu o system ruchomego zwierciadła MEMS i porównanie ich do dostępnych obecnie rozwiązań. Dlatego w toku pracy, opracowane i zbadane zostały trzy autorskie metody określania położenia źrenicy. Oceniana była ich dokładność, precyzja oraz szybkości analizy. Wyniki obejmują badania przeprowadzane dla różnych ustawień geometrycznych układu oraz zmiennego zakresu parametrów jego elementów. Wejściowym materiałem badawczym, na którym oparta została analiza opracowanych metod, były dane pochodzące z fizycznego stanowiska pomiarowego oraz symulatora *in silico*. Poprzez wykorzystanie symulatora, możliwe było przeprowadzenie badań dodatkowych parametrów i ustawień układu, których fizyczna realizacja nie byłaby obecnie możliwa ze względu na ograniczenia technologiczne.

Praca została podzielona na 9 rozdziałów. Część analityczną pracy zawarto w pierwszych trzech rozdziałach. Część teoretyczna obejmowała analizę oka, jako obiektu badawczego (w kontekście fizjologicznym, optycznym oraz mechanicznym) oraz stosowanych metod jego monitorowania (dostępnych na rynku i opisanych w literaturze). Rozdział trzeci zawiera opis nowoczesnych metod badań, których przeprowadzanie stało się możliwe dzięki udziałowi komputerowej symulacji wirtualnej rzeczywistości (symulacji zjawisk fizycznych z użyciem zaawansowanej grafiki 3D). W rozdziale czwartym, opisane zostały cele pracy oraz prowadząca do ich osiągnięcia metodyka badań. Rozdział 5 zawiera opis autorskich metod wyznaczania pozycji źrenicy oraz analizę bezpieczeństwa samego rozwiązania. W rozdziale 6 opisana została implementacja programowa algorytmów opracowanych metod oraz porównanie użytych w tym procesie symulatorów. Rozdział 7 przedstawia budowę wykorzystanych stanowisk pomiarowych. Natomiast w rozdziale 8 opisane zostały przeprowadzone badania eksperymentalne oraz symulacje. Rozdział 9 zawiera projekt koncepcyjny proponowanego systemu śledzenia wzroku. Na końcu pracy zawarte zostało zestawienie możliwości autorskich metod oraz ich porównanie względem istniejących na rynku rozwiązań.

1. Ruchy oczu

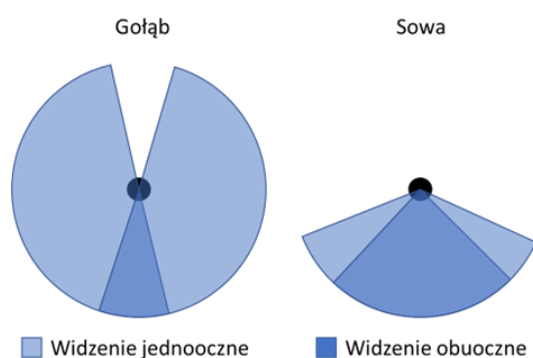
Człowiek postrzega otaczającą go rzeczywistość za pomocą zmysłów. Przetwarza te informacje w umyśle, a następnie wyprowadza do środowiska reakcję. Czynności te, zwykle nazywać się procesami poznawczymi i są on przedmiotem badań zarówno kognitywistyki, jak i psychologii poznawczej (Maruszewski, 1996). Służą one ludziom do tworzenia i modyfikowania struktur poznawczych (symboliczna reprezentacja jakiejś części rzeczywistości) i przetwarzaniu ich we własnym systemie poznawczym (umyśle). Na podstawie badań wyszczególniono następujące procesy poznawcze (Nęcka et al., 2006):

- percepcję – proces odbierania informacji z otoczenia. Ze względu na poszczególne modalności sensoryczne możemy mówić o percepcji wzrokowej, słuchowej, smakowej, dotykowej, itp.,
- uwagę – proces odpowiedzialny za selekcjonowanie pozyskanych informacji,
- pamięć – zdolność do zapisu i przechowywania informacji,
- kontrola poznawcza – zdolność systemu poznawczego do kontrolowania własnych procesów poznawczych, a także do sterowania ich przebiegiem,
- myślenie – zdolność systemu poznawczego do tworzenia symbolicznego modelu rzeczywistości i dokonywanie na nim różnych przekształceń i operacji, zamiast na realnej rzeczywistości,
- język – system kodowania informacji za pomocą symboli i zasad operowania nimi.

W przypadku procesu percepcji, wpływ poszczególnych zmysłów na proces poznawczy nie jest sobie równy (Kalat, 2006; Medina, 2018). Najwięcej informacji pochodzi z narządu wzroku, aż 83%. Zmysł słuchu dostarcza 11%, a pozostałe łącznie 6%. Widzenie umożliwia fotoreceptory zlokalizowane w wyspecjalizowanych narządach – oczach. U człowieka wykryty bodziec przekazywany jest drogą wzrokową do kory wzrokowej, gdzie poddawany jest analizie (Lawton 2016).

Postrzeganie świata zewnętrznego zmysłem wzroku jest powszechne w świecie zwierząt. Do widzenia wykorzystywane są oczy dostarczające obrazy otaczającego świata. Zależnie od ich budowy i pozycji mogą one umożliwiać obserwację różnych obszarów otoczenia wokół zwierzęcia. U większości drapieżników wraz z potrzebą oszacowywania odległości do ofiary wykształcony został mechanizm widzenia stereoskopowego. Cecha ta charakterystyczna jest także dla ssaków naczelnych, w tym ludzi. Dzięki umieszczeniu oczu w

taki sposób, iż część obserwowanego otoczenia jest dla nich wspólna, do mózgu dostarczane są dwa podobne do siebie obrazy. Na podstawie widocznych na nich różnic mózg tworzy informacje o odległości i głębi. Im większy obszar zajmuje wspólny obszar oczu tym więcej informacji przestrzennej o otaczających obiektach trafia do odbiorcy. Wadą widzenia stereoskopowego jest jednak ograniczenie całościowego pola widzenia. Dlatego właśnie drapieżnicy mają najczęściej oczy skierowane w tym samym kierunku i pole widzenia rzędu 180°- 230° (w poziomie), podczas gdy ich ofiary mają oczy umieszczone po bokach głowy obejmujące swym zasięgiem kąty obserwacji od 270° do 360°. Rysunek 1.1 przedstawiający porównanie pól widzenia przedstawiony został poniżej.



Rys. 1.1. Porównanie pola widzenia drapieżnika oraz ofiary (opracowanie własne)

Prawidłowym widzeniem obuocznym określany jest stan, w którym osie widzenia obu oczu przecinają się w tym samym punkcie. Mózg natomiast przeprowadza fuzję odbieranych przez nie obrazów, tworząc trójwymiarowy obraz obserwowanego obiektu. Widzenie przestrzenne świata (wnioskowanie o przestrzennym układzie obiektów) umożliwia człowiekowi orientację przestrzenną oraz poprawną ocenę odległości do obiektów w polu widzenia. Jest ono sumą czynników, z których najważniejszą rolę odgrywa widzenie dwuoczne. Na widzenie przestrzenne u człowieka (Zimbardo and Gerrig 2012) składają się takie efekty przedstawione w tabeli 1.1.

Tab. 1.1. Efekty wpływające na widzenie przestrzenne człowieka (Zimbardo and Gerrig 2012)

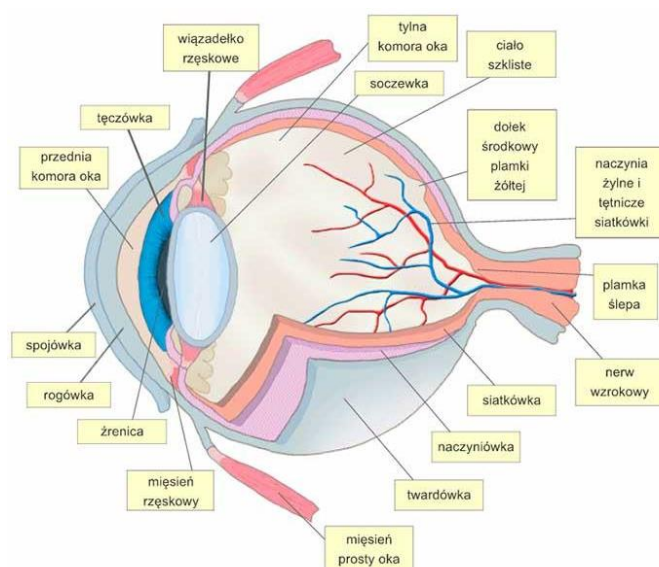
Efekt	Opis
Paralaksa	Efekt niezgodności obrazów tego samego obiektu, ale obserwowanego z różnych kierunków. Efekt ten maleje wraz ze wzrostem odległości do obiektu.
Wergencja	Zbieżność (lub rozbieżność) oczu podczas skupienia wzroku na dowolnym obiekcie. Jest tym większa, im obiekt znajduje się bliżej obserwatora, a wraz ze zwiększaniem jego odległości, jej kąt maleje.

Akomodacja	Zdolność dostosowywania się oka do wyraźnego widzenia przedmiotów na różnych odległościach.
Perspektywa geometryczna	Efekt, w którym przedmioty leżące dalej od obserwatora dają złudzenie posiadania mniejszych rozmiarów od tych leżących bliżej
Perspektywa powietrzna	Obiekty wraz z odległością od obserwatora tracą szczegóły, intensywność kolorów, a ich kontury ulegają rozmyciu.
Cienie	Kształt cienia obiektu daje możliwość pozyskania dodatkowej informacji o jego geometrii. Często pozornie płaskie obiekty ujawniają swój trzeci wymiar dzięki rzucanemu cieniowi.
Ruch	Wraz ze zmianą punktu obserwacji można dostrzec w obserwowanym obrazie jak obiekty będące bliżej przesuwają się na tle tych leżących dalej od obserwatora.

1.1. Oczy jako układ fizjologiczny

Zewnętrznym płaszczem oka jest błona zewnętrzna. Składa się ona z białej, nieprzeźroczystej twardówki i przeźroczystej rogówki umieszczonej z przodu oka. Twardówka nadaje kształt gałce ocznej i chroni wnętrze oka. Z jej przodu znajduje się otwór przedni, który okala rogówka, a z przeciwnej strony otwór tylny, który otacza kanał nerwu wzrokowego. Rogówka to przeźroczysta błona, która oprócz funkcji ochronnej pełni również rolę pierwszego układu ogniskującego oka. Jej promień krzywizny jest mniejszy niż twardówki. Średnica rogówki u osoby dorosłej wynosi w poziomie 12 mm, a w pionie 11 mm. Granicę pomiędzy twardówką, a rogówką nazwano rąbkiem rogówki. Błona środka gałki ocznej nazywana jest błoną naczyniową, gdyż budowana jest w znacznej mierze z naczyń krwionośnych. Jej główną rolą jest odżywanie i zaopatrywanie w tlen siatkówki. Anatomicznie błona naczyniowa składa się z trzech części: przedniej (tęczówka i wyrostki ciała rzęskowego), pośredniej (płaska część ciała rzęskowego) oraz tylnej (naczyniówki). Tęczówka może występować w różnych kolorach. W jej centrum znajduje się naturalny otwór nazywany źrenicą. Kontroluje ona ilość światła wpadającego do wnętrza gałki ocznej. W warunkach prawidłowych źrenica jest okrągła i posiada średnicę 3-4 mm. Zależnie jednak od natężenia promieniowania średnica ta może zmieniać się w zakresie 3-8 mm. W obrębie tęczówki znajdują się m.in. mięśnie źrenicy. Zwieracz źrenicy zwęża ją, natomiast rozszeracz źrenicy ją rozszerza. Źrenica zwęża się przy skierowaniu na nią źródła światła (reakcja bezpośrednia), jak również przy oświetleniu drugiego oka (reakcja pośrednia). Mechanizm ten nazywany jest adaptacją oka i wraz z dwoma innymi mechanizmami – akomodacją i wergencją – nazywane są triadą odpowiedzi na zmienny bodziec zewnętrzny. Przez źrenicę przepływa również ciecz wodnista z komory tylnej do komory przedniej oka. Tęczówka przechodzi w ciało rzęskowe, które umieszczone jest w rzucie

ząbka rogówki i przedniej części twardówki. Posiada ono wyrostki (około 70-80) do których przyłączone są więzadła, na których zawieszona jest soczewka oka. Główną część ciała rzęskowego tworzy mięsień rzęskowy, który kurcząc się lub rozkurczając powoduje odpowiednio zwolnienie napięcia więzadeł lub ich napięcie. To z kolei zmienia napięcie soczewki i jej kształt. Wnętrze przedniej części oka jest wypełnione cieczą wodnistą, która odpowiada m.in. za utrzymanie właściwego napięcia gałki ocznej. Największą przestrzeń zajmuje w oku komora ciała szklanego, którą wypełnia galaretowata, przejrzysta, pozbawiona naczyń krwionośnych struktura nazywana ciałem szklanym. Składa się ono przede wszystkim z wody (99%) oraz kolagenu i kwasu hialuronowego. Budowa narządu wzroku przedstawiona została na rysunku 1.2.

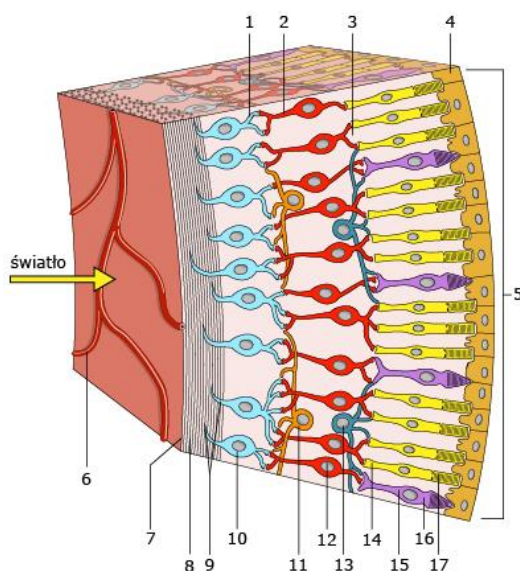


Rys. 1.2. Budowa oka (Pogrzebielski 2016)

Z klinicznego punktu widzenia gałkę oczną podzielono na przedni i tylny odcinek. Przedni odcinek tworzą: spojówka, rogówka, twardówka, komora przednia, tęczęwka, ciało rzęskowe i soczewka. Tylny odcinek gałki ocznej to ciało szklane, siatkówka, gałkowa część nerwu wzrokowego i naczyniówka.

Błona wewnętrzna (czuciowa) oka to siatkówka, złożona z części wzrokowej, wyścielającej naczyniówkę, oraz części nieodbierającej wrażeń wzrokowych, która wyściela od wewnątrz ciało rzęskowe i tęczęwkę. Siatkówka ma dziesięć warstw. Jedną z nich jest nabłonek barwnikowy. W jego bezpośrednim sąsiedztwie mieszczą się światłoczułe czopki i pręciki (nabłonek zmysłowy siatkówki) oraz liczne komórki nerwowe, które integrują wstępnie bodźce wzrokowe. Najważniejsze z nich to komórki dwubiegunowe oraz komórki zwojowe. Elementy

światłoczułe nie są rozłożone w siatkówce równomiernie i tworzą pewnego rodzaju mozaikę. Czopki są odpowiedzialne za widzenie w świetle dziennym i zdolność widzenia barw. Występują one głównie w części środkowej siatkówki, nazywanej plamką żółtą. Centrum plamki zajmuje dołek środkowy, a jego najbardziej centralnym miejscem jest dołeczek. Plamka, a szczególnie dołeczek, to zatem najważniejsza część siatkówki odpowiedzialna za wyraźne, kolorowe, kontrastowe widzenie. Na obwodzie siatkówki rozmieszczone są głównie pręciki, które umożliwiają widzenie w słabym oświetleniu, widzenie o zmierzchu, jak również pozwalają zauważyć ruch przedmiotów. Ostrość wzroku poza plamką jest wyraźnie gorsza. Pręciki i czopki zawierają barwniki wzrokowe, które pod wpływem światła się rozkładają, co powoduje, że bodziec świetlny zmienia się w bodziec nerwowy (bodziec elektryczny), który płynie drogą wzrokową do mózgu. Anatomia siatkówki przedstawiona została na rysunku 1.3.



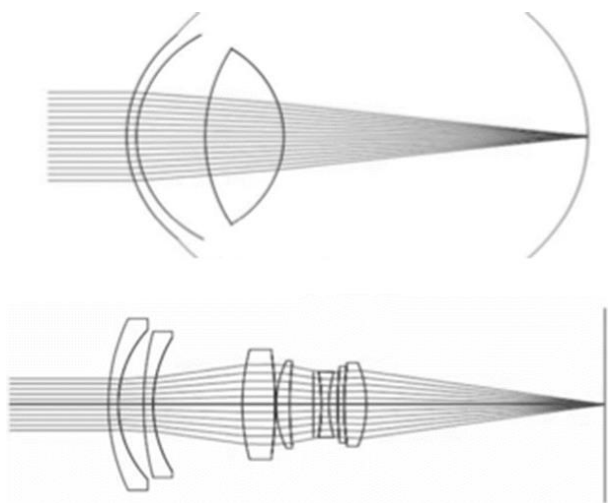
Rys. 1.3. Budowa siatkówki (Pogrzebielski 2016), gdzie 1 – warstwa splotowa wewnętrzna, 2 – warstwa jądrowa wewnętrzna, 3 – warstwa splotowa zewnętrzna (Henlego), 4 – nabłonek barwnikowy siatkówki, 5 – naczyniówka (blaszka naczyń włosowatych – choroidocapillaris), 6 – naczynia krwionośne (tętnica środkowa siatkówki i żyła środkowa siatkówki), 7 – błona graniczna wewnętrzna, 8 – warstwa włókien nerwowych, 9 – aksony komórek zwojowych, 10 – komórki zwojowe, 11 – komórki amakrynowe, 12 – komórki dwubiegunowe, 13 – komórki poziome, 14 – skóra powiek, 15 – segmenty wewnętrzne, 16 – fotoreceptory (czopki i pręciki), 17 – segmenty zewnętrzne (warstwa jądrowa zewnętrzna)

Szczegółowa informacja (przekazywana kanałem wzrokowym) może być odebrana jedynie w centrum pola widzenia. Odpowiada to pozycji dołka środkowego na siatkówce (łac.

foveola; fovea centralis). W obszarze tym występuje największe zagęszczenie czopków. Obszar ten wynosi 0,35 mm i pokrywa 1,5-2% pola widzenia oka (Van Gompel et al. 2007). Wyróżnia się także obszar okołocentralny który pokrywa 5° pola widzenia. Obejmuje on obszar plamki żółtej (łac. macula lutea) na siatkówce.

1.2. Oczy jako układ optyczny

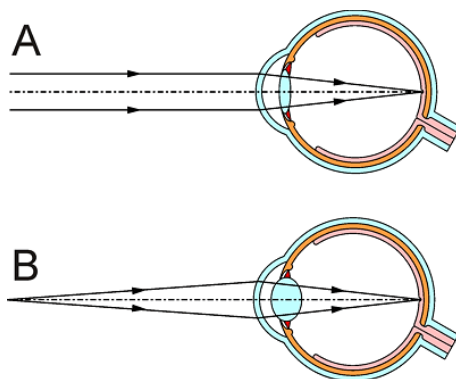
Oko jako narząd jest przede wszystkim układem optycznym. Składa się ono z dwóch elementów ogniskujących – rogówki oraz soczewki ocznej, oraz detektora sygnału – siatkówki. Na rysunku 1.4 poniżej przedstawiony został układ optyczny oka wraz z jego odpowiednikiem w postaci sztucznego systemu wizyjnego (układu optycznego obiektywu i płaszczyzny detektora matrycowego)



Rys. 1.4. Budowa oka (obraz górny) w odniesieniu do systemu sztucznego (obraz dolny) (Artal 2016)

Głównym celem oka jest akwizycja ostrego obrazu na siatkówce i przesłanie go dalej do mózgu. Aby móc zrealizować pierwszy z celów wyposażone jest ono w adaptacyjny układ optyczny – zmiennoogniskową soczewkę. Jest ona w stanie zmienić swoje wymiary geometryczne, co skutkuje zmianą jej ogniskowej. Mechanizm ten nazywany jest akomodacją i używany jest do zmiany mocy optycznej oka w celu uzyskania ostrego obrazu obserwowanego przedmiotu na siatkówce. Skupienie wzroku na bliskim obiekcie odbywa się poprzez skurcz mięśnia rzęskowego. Powoduje to zwolnienie więzadeł połączonych koncentrycznie z brzegiem soczewki i w efekcie jej zaokrąglenie. Skupienie wzroku na obiekcie znajdującym się daleko następuje dzięki rozluźnieniu mięśnia rzęskowego, co powoduje napięcie więzadeł i spłaszczenie soczewki (Agrawal 2016). Jako pierwszy proces ten zademonstrował w 1801 roku Thomas Young. Pierwszy model natomiast opracował w 1866

roku twórca optyki fizjologicznej Hermann von Helmholtz (Helmholtz 1866). Drugim obiektem optycznym oka stanowiącym podstawę do zmian akomodacyjnych jest rogówka. Posiada ona stałą zdolność skupiającą na poziomie około 45 dioptrii. W praktyce mechanizm akomodacyjny człowieka pozwala mu na postrzeganie ostrych obrazów w zakresie od punktu bliży (10-25 cm) do punktu dali wzrokowej (~6 m). Powyżej punktu dali układ optyczny oka jest rozluźniony i nie akomoduje (Kostrzewski and Ziółkowski 1999). Układ optyczny akomodującego oka przedstawiony został na rysunku 1.5.



Rys. 1.4. Oko jako układ optyczny (A – akomodacja na punkt dali, B – akomodacja na punkt bliży)
(Przemysław Oziemblewski 2014)

Proces akomodacji traktowano przez wiele lat jako prostą i automatyczną odpowiedź układu nerwowego na bodźce wzrokowe, które zachodzą na niskich poziomach kontroli okulomotorycznej. Jednak już w 1893 Ernest E. Maddox wyróżnił w swoim modelu wergencyjnym czynnik nazwany „świadomością bliskości” lub „wolicjonalną wergencją” (Ernest E. Maddox 1893). Dalsze badania potwierdziły wpływ niesensorycznych wyższych ośrodków korowych na proces akomodacyjny układu wzrokowego. W 1956 Heath wydzielił cztery komponenty składowe akomodacji (Heath 1956):

- Akomodacja odruchowa – jest to automatyczne dostosowanie mocy optycznej układu optycznego oka w celu uzyskania ostrego obrazu na siatkówce oka. Pojawia się w odpowiedzi na zamazanie obrazu i jest najsilniejszym oraz najważniejszym z komponentów akomodacji.
- Akomodacja wergencyjna – jest to akomodacja wywołana przez fuzyjną dysparację wergencyjną (Fincham and Walton 1957). Komponent ten występuje podczas ruchów wergencyjnych układu oczu i stanowi drugi pod względem ważności element akomodacji. Wielkość zmian akomodacyjnych uzależniona jest od indywidualnego

ułamka CA/C (CA/C - convergence accommodation / convergence – stosunek akomodacji konwergencyjnej do konwergencji).

- Akomodacja proksymalna (psychologiczna) – jest związana z percepcją bliskości (rzeczywistą lub wyobrażoną) obiektów na podstawie wiedzy i sytuacyjnej świadomości otoczenia. Samo myślenie o „bliży” czy „dali” zmienia poziom akomodacji i wergencji w odpowiedzi na puste pole widzenia (Malmstrom and Randle 1976). W normalnych warunkach widzenia obuocznego komponent ten stanowi od 4 do 10 % całej akomodacji.
- Akomodacja toniczna – występuje w sytuacji, gdy nieobecne są pobudzenia związane z powyższymi komponentami akomodacyjnymi (np. w ciemności). Obrazuje ona spoczynkowe, neuronalne pobudzenie soczewki ocznej pochodzące z pnia mózgu (Rosenfield et al. 1993). U dorosłych wynosi około 1 D (0-2), u dzieci ~ 2 D (0-4).

W przypadku, nawet gdy wszystkie z wymienionych komponentów występują, to nie ma pewności, iż odpowiedź akomodacji będzie pełna. Istnieje szereg czynników mogących zaburzyć jej działanie. Są nimi między innymi choroby narządu wzroku, choroby ogólnoustrojowe, a także przyjmowane leki lub inne środki farmakologiczne. Leki stymulujące układ przywspółczulny (parasympatyczny) silnie stymulują akomodację, wywołując jej nadmierną odpowiedź, a te oddziałujące na układ współczulny (sympatyczny) wpływają na akomodację hamująco. Przykładem wpływu chorób ogólnoustrojowych na ten mechanizm u dzieci jest osłabienie akomodacji przy schorzeniach takich jak anemia, świnka, odra, grypa czy zapalenie migdałków. U dorosłych można natomiast stwierdzić niedostateczną akomodację przy cukrzycy, zapaleniu mózgu, stwardnieniu rozsianym, zapaleniu zatok, czy chorobie Parkinsona. Nadmierna akomodacja może być wywołana, urazami głowy, neuralgią nerwu trójdzielnego, zapaleniem opon mózgowych czy również zapaleniem mózgu (Przekoracka-Krawczyk and Naskręcki 2010). Jeżeli dysfunkcja akomodacji wywołana jest jednym z wymienionych powyżej stanów patologicznych, zazwyczaj zanika podczas leczenia choroby ją wywołującej. Występują jednak przypadki, gdy zaburzenie widzenia częściowo pozostaje po zakończeniu leczenia choroby. W takich sytuacjach stosowany jest dedykowany trening wzrokowych lub dodatkowe okulary korekcyjne.

Możliwości akomodacyjne oka określone są poprzez amplitudę akomodacji (A_A). Stanowi ona z definicji różnicę odwrotności odległości punktu dali (S_D) i punktu bliży (S_B). Wzór ogólny na amplitudę akomodacji przedstawiony został poniżej.

$$A_A = \frac{1}{S_D} - \frac{1}{S_B} \quad (1.1)$$

Wzór ten można również przekształcić uwzględniając zależność definiującą odwrotność punktu dalekiego jako refrakcję ($R = \frac{1}{S_D}$). Wzór przybiera wtedy postać:

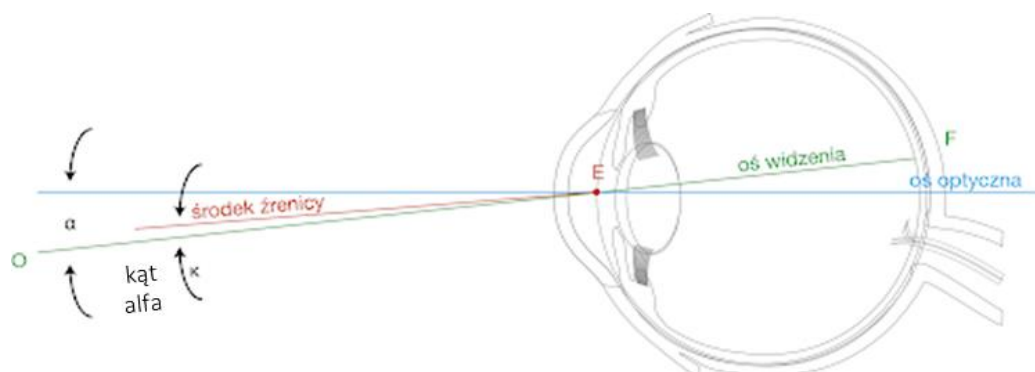
$$A_A = R - \frac{1}{S_B} \quad (1.2)$$

W przypadku, gdy oko nie jest obciążone wadą refrakcji lub jest całkowicie skorygowane ($R=0$), to do wyznaczenia amplitudy akomodacji wymagana jest jedynie wartość odległości punktu bliży wzrokowej oka. U dzieci (przy braku refrakcji) punkt bliży wzrokowej znajduje się w odległości kilku centymetrów od oka, wraz z wiekiem jednak (ze względu na sztywnienie soczewki ocznej) odległość ta zwiększa się (zbliża się do punktu dali). Przyjmuje się, iż w przypadku, gdy zakres akomodacyjny spadnie do wartości 5 D wywołuje to stan prezbiopii (starczowzroczność). W takiej sytuacji akomodacja nie wystarcza już do ostrego i komfortowego widzenia przedmiotów znajdujących się blisko ($< 20\text{cm}$). Dlatego konieczne jest stosowanie wtedy dodatkowych soczewek korekcyjnych (np. przy czytaniu).

W układzie optycznym oka można wyróżnić również różne osie. Główną osią oka jest jego oś optyczna, która przechodzi przez środki krzywizn powierzchni załamujących. Oko nie jest jednak symetryczne osiowo. W związku z tym można wyróżnić również:

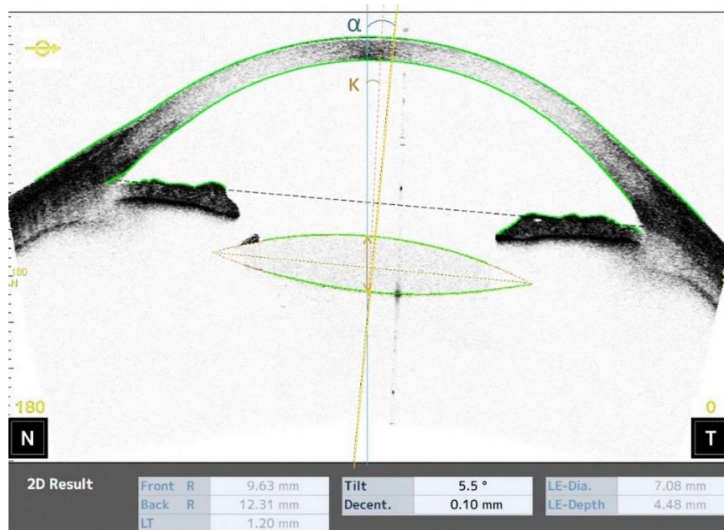
- a) oś spojrzenia – łącząca punkt fiksacji z środkiem żrenicy,
- b) oś widzenia – łącząca punkt fiksacji z obrazem w dołku środkowym,
- c) oś żrenicy – środek żrenicy i prostopadła do rogówki,
- d) oś fiksacji – łącząca punkt fiksacji z środkiem obrotu gałki ocznej.

Kierunek patrzenia osoby jest przedłużeniem osi widzenia. Wskazuje ona w sposób bezpośredni, obiekt zainteresowania użytkownika. Wybrane osie oka przedstawione zostały na rysunku 1.6.



Rys. 1.6. Osie układu optycznego oka (Oziemblewski 2014)

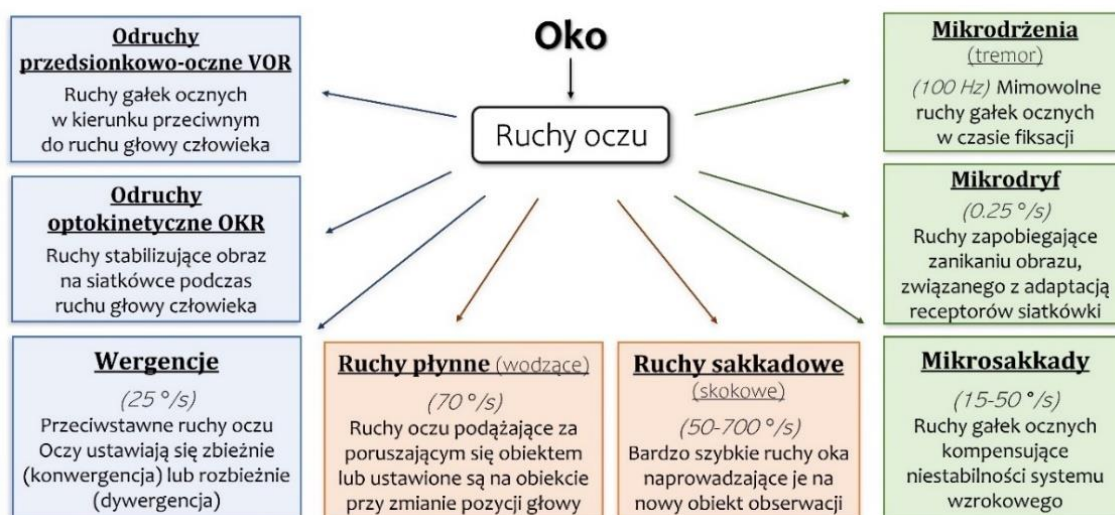
Oś ta jest jednak zmienna i zależy od wieku, płci czy indywidualnej dla człowieka budowy gałki ocznej. Duży wpływ ma również odległość obserwowanego obiektu, gdyż pod wpływem zmiany geometrii akomodującej soczewki, zmienia się kąt załamania osi widzenia. Kąt pomiędzy osią widzenia, a osią optyczną oka określa się kątem Alpha i przyjmuje się, iż wynosi on od 4° do 8° (Grzybowski and Eppig 2021). Oś widzenia przechodzi w pobliżu środka źrenicy. Dlatego w systemach śledzenia wzroku jest ona często estymowana osią źrenicy. Różnica kątowa pomiędzy tymi osiami nazywana jest kątem kappa i wynosi ona (u dorosłych) około $5,5^\circ \pm 1,3^\circ$ (Mosquera, Verma, and McAlinden 2015). Błąd ten redukuje się poprzez uwzględnienie jego wartości przy obliczaniach modelu oka. Pomiar różnicy kątowej pomiędzy osiami przedstawiony został na rysunku 1.7.



Rys. 1.7. Obraz oka uzyskany za pomocą OCT przedniego odcinka i automatycznej oceny pochylenia/decentracji IOL w płaszczyźnie poziomej (CASIA2, Tomey Corp.). Niebieska linia przedstawia oś wzrokową, żółta linia oś optyczną, a czerwona przerywana linia oznacza potencjalną lokalizację osi źrenicy; α odnosi się do kąta alfa; κ odnosi się do kąta kappa. (Grzybowski, Eppig, 2021)

1.3. Oczy jako układ mechaniczny

Podstawowym celem ruchu oczu jest uzyskanie stabilnego, ostrego i pojedynczego widzenia. Pierwszy cel realizowany jest przez ruchy pozwalające na stabilne utrzymanie obserwowanego obiektu w rejonie zainteresowania (ROI – ang. regions of interest, lub AOI – area of interest) (Bałaj 2011). Muszą one kompensować zarówno ruch samego obiektu, jak i ewentualny obrót głowy obserwatora. Kolejne dwa cele osiągnięte są poprzez obrót gałki ocznej do pozycji, w której obraz obserwowanego obiektu pada jest na siatkówkę w miejscu największego zagęszczenia fotoreceptorów – czyli dołu środkowym. Ruchy te muszą być skoordynowane dla obu gałek ocznych, aby dwa obserwowane obrazy pokrywały się ze sobą, zapewniając obserwatorowi wrażenie pojedynczego widzenia. Dlatego, zarówno pojedyncze oko, jak i zespół obu oczu mogą być traktowane jako układ mechaniczny i poddane analizie. Same ruchy można podzielić jednak na osobne kategorie zależnie od ich funkcji, czy tego, że dotyczą tylko jednego oka lub obu oczu na raz. Zazwyczaj jednak ruchy oczu, szereguje się ze względu na realizowany przez nie cel. Wyróżnić można w takim wypadku dwie ich grupy – ruchy podtrzymujące stabilność spojrzenia oraz odpowiedzialne za jego przemieszczenie (Jadanowski, Budrewicz, and Koziorowska-Gawron 2010). Zaprezentowane zostały one schematycznie na rysunku 1.8.



Rys. 1.8. Podział ruchów oczu

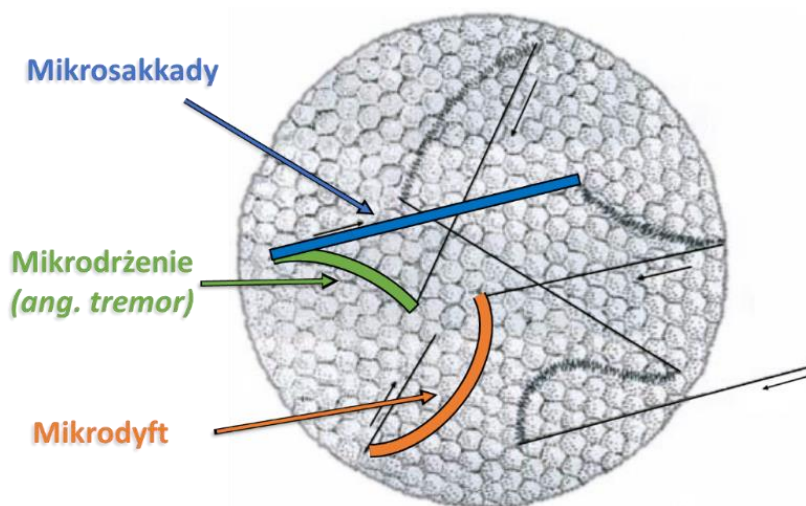
Pierwszą z grup są ruchy służące podtrzymaniu stabilności spojrzenia. Utrzymanie obiektu zainteresowania w obszarze centralnym siatkówki określane jest fiksacją wzroku (łac. fixus - umocowany, stały), a sam punkt obserwacji punktem fiksacji. Trwa ona 200 – 300

ms i obejmuje większość czasu, w którym pobierana jest informacja wzrokowa. Statyczność spojrzenia jest jednak jedynie pozorna. Podczas fiksacji oczy wykonują mikroskopijne ruchy zaprezentowane w tabeli 1.2 poniżej.

Tab.1.2. Mikroruchy podtrzymania stabilności spojrzenia (Ignatiuk et al., 2017)

Mikrosakkady	Ruchy odkryte w 1907 roku (Dodge 1907) były do niedawna uznawane za bezcelowe. Jednak niedawno wykazano, iż pełnią one istotną rolę przy kompensacji niestabilności systemu wzrokowego (Rolf's 2009). Są to ruchy o amplitudzie 0.1° - 1° , przy czym najczęściej nie przekraczają zakresu 0.3° - 0.5° . Prędkość tych ruchów zmienia się w czasie i jest proporcjonalna do ich amplitudy. Dla amplitudy 1° osiągają maksymalną prędkość $80^{\circ}/s$.
Mikrodryft	Ruch ten zapobiega zanikaniu obrazu na siatkówce zawiązanego z adaptacją receptorów do oświetlania. Jego amplituda również wynosi $0,1^{\circ}$, a prędkość $0,25^{\circ}/s$.
Mikrodrżenia (tremor)	Jest to stała, mimowolna aktywność gałek ocznych podczas fiksacji o częstotliwości 50-100 Hz. Amplituda ruchu jest wielokrotnie mniejsza niż przy mikrodryfcie.

Opisane powyżej ruchy podtrzymania stabilności spojrzenia, zaprezentowane zostały na rysunku 1.9 poniżej.



Rys. 1.9. Mikroruchy fiksacyjne gałki ocznej (Martinez-Conde, Macknik, and Hubel 2004)

Druga grupa ruchów odpowiada za przemieszczenie obrazu z obwodowej części siatkówki do jej centrum. Podstawowym ruchem w tej kategorii jest ruch sakkadowy (sakkady). Odpowiadają one za przeniesienie wzroku z jednego obiektu fiksacji na drugi. Podczas tego

ruchu oko porusza się z prędkością 30 – 700°/s. Prędkość ruchu jest wprost proporcjonalna do amplitudy tego ruchu. Latencja pomiędzy wystąpieniem bodźca, a ruchem na niego odpowiadającym wynosi 150 – 200 ms. Sakkady mogą być wyzwalane zarówno poprzez bodziec wizualny, jak również dźwiękowy czy dotykowy. Podczas tego ruchu nie jest możliwe odbieranie informacji wzrokowej ani zmiana ustalonej trajektorii (Jadanowski et al. 2010). Do tej grupy ruchów zaliczyć można również fazy oczopląsu podczas stymulacji przedsionkowej, czy optokinetycznej, jak również szybkie ruchy oczu podczas fazy snu zwanej REM. Za regulację tych ruchów odpowiadają wzgórki czworacze górne stanowiące podkorowy ośrodek wzroku. Ruchy sakkadowe są mimowolne (Ignatiuk et al. 2017).

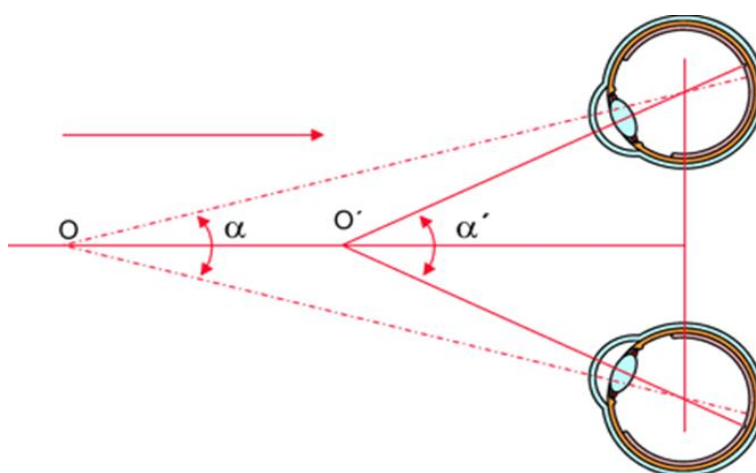
Innym przykładem ruchu gałki ocznej są wolne ruchy śledzenia (ang. Smooth pursuit eye movements „SPEM”). Ich zadaniem jest zapobieganie rozmazaniu na siatkówce obrazu wolno poruszającego się obiektu. Prędkość oka podczas tego ruchu jest stale dostosowywana do prędkości poruszającego się obiektu, aż do wartości ok. 30-50°/s. Powyżej tej wartości ruchy te nadal mogą występować, ale będą wymagać występowania dodatkowych ruchów sakkadowych do nadgonienia obiektu. Latencja wystąpienia ruchu jest nieco mniejsza niż w przypadku sakkad i wynosi 100 – 200 ms. Ruch ten również może być wywołany przez różne rodzaje bodźców, jednak nie może zaistnieć bez wystąpienia żadnego z nich.

W przypadku, gdy przemieszcza się nie obiekt, a głowa użytkownika mówi się o odruchu przedsionkowo-ocznym (VOR). Polega on na skojarzonym ruchu obu gałek ocznych w kierunku przeciwnym do ruchu głowy. Informacja o obrocie głowy pochodzi z narządu przedsionkowego ucha środkowego, poprzez co ruch ma bardzo krótki czas latencji – jedynie 15 ms. Dzięki temu obraz na siatkówce jest stabilny nawet podczas bardzo szybkich ruchów (np. podczas biegania). Podczas VOR płynny ruch oczu utrzymywany jest do momentu, w którym osiągają swoje maksymalne wychylenie w obrębie oczodołu (wolna faza oczopląsu). Następnie za pomocą ruchu sakkadowego przemieszczane są do położenia centralnego (szybka faza oczopląsu) (Koziorowska-Gawron, Budrewicz, and Jadanowski 2009).

Odruch optokinetyczny (OKR) podobnie jak VOR służy utrzymaniu stabilnego obrazu na siatkówce podczas ruchu głowy. W tym przypadku informacja pochodzi jednak z układu wzrokowego. Czas latencji zawiera więc przetwarzanie sygnału wzrokowego i wynosi 50 – 100 ms. Ruch ten nie jest w stanie kompensować szybkiego ruchu głowy. Uzupełnia on jednak VOR w sytuacji, gdy pobudzenie z układu przedsionkowego jest niewystarczające lub gdy otoczenie przemieszcza się względem nieruchomego obserwatora. Najlepszym przykładem bodźca

wyzwalającego OKR jest przemieszczanie całego obrazu przez siatkówkę (np. podczas jazdy pojazdem).

Wspólny ruch oczu (symetryczny i zsynchronizowany) w tym samym kierunku określany jest mianem wersji (ang. version). Wyróżnić można w takim wypadku ruchy takie jak spojrzenie w prawo (dekstrowersja), w lewo (laevowersja), w górę (sursumwersja, elewacja), w dół (deorsumwersja, depresja), itp. W przypadku, gdy ruch odbywa się w kierunkach przeciwnych to zamiast wersji, występują wergencje. Celem ruchów wergencyjnych jest zachowanie pojedynczego widzenia obiektu, który zbliża się lub oddala od obserwatora. Aby to uzyskać obrazy obiektu muszą być utrzymane jednocześnie w tych samych obszarach na siatkówce. W przypadku, gdy obiekt zbliża się do obserwatora oczy ustawiają się bardziej zbieżnie – konwegerują, a gdy się oddala dywegerują. Wergencje są jednymi z wolniejszych ruchów oczu, a ich prędkość wynosi jedynie $25^\circ/\text{s}$. Idea ruchów wergencyjnych przedstawiona została na rysunku 1.10. Dla obiektów na znacznych odległości przyjmuje się, iż zbieżność jest zerowa.



Rys. 1.10. Idea ruchów wergencyjnych przy zmianie odległości obserwowanego obiektu
(Oziemblewski 2014)

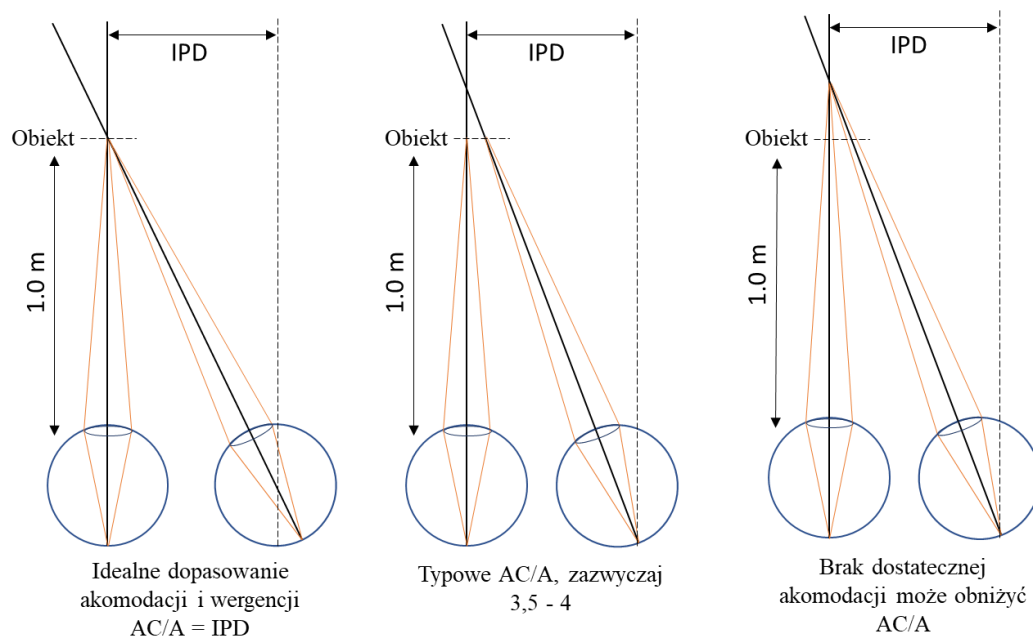
Ruchy wergencyjne podzielić można ze względu na bodziec je wywołujący i mechanizm działania. W literaturze wyróżnia się cztery rodzaje wergencji:

- Wergencja akomodacyjna – Ruchy spowodowane zamazaniem obrazu świadczące o tym, że obiekt jest zbyt blisko lub daleko. Równocześnie bodziec ten stymuluje mechanizmy optyczne oka - akomodację i adaptację współpracujące z wergencją w ramach refleksu akomodacyjno-wergencyjnego (ang. accommodation-convergence reflex). Wergencja

akomodacyjna mierzona jest jako stosunek pomiędzy stopniem wergencji dla danej akomodacji (AC/A - accommodation convergence / accommodation).

- Wergencja rozmyciowa (fuzyjna) – Jest ona wywoływana zdwojeniem obrazu (diplopią). Wynika to z sytuacji, w której obrazy obserwowanego obiektu padają na niekorespondujące punkty na siatkówce. Ruchy wergencyjne zmieniają wtedy linie widzenia oczu, tak by możliwa była fuzja obrazów i widzenie pojedyncze.
- Wergencja proksymalna (zgrubna) – Jest to ruch zgrubny występujący w przypadku, gdy zmiany odległości fiksacji są zbyt duże, aby można było je wywnioskować z rozmycia lub rozbieżności. Wergencja proksymalna odpowiada za duże przesunięcia przy jedynie oszacowaniu pozycji nowego położenia obiektu. Po dokonaniu zmiany kontrolę nad doprecyzowaniem przejmuje inny składnik wergencji (np. wergencja fuzyjna). Ruchy te występują również w ciemności, gdy informacje o obiekcie są nieprecyzyjne.
- Wergencja toniczna – Ruchy spowodowane normalnym napięciem mięśni zewnętrznym gałki ocznej (przy braku bodźca akomodacyjnego lub fuzyjnego). Wergencja toniczna odpowiada za przemieszczenie oka z anatomicznej pozycji spoczynkowej (która byłaby pozycją oka, gdyby nie było unerwione) do fizjologicznej pozycji spoczynkowej (Jiang, Hung, and Ciuffreda 2002).

Wergencja akomodacyjna wyrażana jest w stopniach lub dioptriach pryzmatycznych [Δ]. Dioptrie pryzmatyczne to jednostka określająca wartość odchylenia światła przez pryzmat okulistyczny. Stosunek AC/A definiowany jest jako wartość wergencji akomodacyjnej przypadającej na 1 dioptrie akomodacji [Δ/D]. Przyjmuje się, iż typowa wartość AC/A wynosi około 4,5/1D. Wartości powyżej niej określa się jako wysokie AC/A , a poniżej jako niskie. Idea wskaźnika AC/A przedstawiona została na rysunku 1.11 poniżej.



Rys. 1.11. Idea wskaźnika wergencji akomodacyjnej AC/C

Przytoczone w rozdziale informacje jednoznacznie wskazują na to, iż oko człowieka (lub układ obu oczu) może być źródłem różnego rodzaju danych. Pod kątem filologicznym, można mierzyć budowę oka i poszczególnych jego elementów – źrenicy, rogówki, siatkówki, itp. Podczas takich badań, konieczne jest często uwzględnienie również układu optycznego gałki ocznej, gdyż wpływa on na sam proces pomiaru. Oczy wykonują również ruchy, które jako układ mechaniczny, dostarczają dużej ilości danych. Dziedzina poświęcona monitorowaniu ruchów gałek ocznych nazywana jest okulografią (ang. eye tracking). Cel użycia takich danych różni się zależnie od rodzaju śledzonych ruchów.

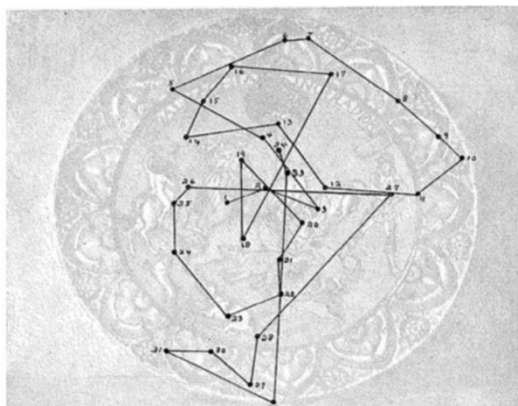
2. Metody monitorowania ruchów oczu

W rozdziale tym opisane zostały metody monitorowania ruchów oczu. Omówione zostały używane w nich algorytmy detekcji punktu fiksacji oraz bazujące na nich rozwiązania sprzętowe. Omówiono podział istniejących rozwiązań zarówno pod kątem konstrukcji układu detekcyjnego, jak i wykorzystywanego algorytmu estymacji wartości kluczowej (różnej dla poszczególnych metod) dla pomiaru cechy gałki ocznej.

Za pierwszego badacza ruchów oczu uważa się Arystotelesa, który to analizował percepcję człowieka pod kątem widzenia obuocznego, zezą czy diplopii już w IV wieku p.n.e.. Jego opisy opierały się na obserwacji, jednak pierwsze eksperymenty pod tym kątem przeprowadził dopiero Ptolemeusz w II wieku n.e. Opracował on tablicę do badań zasięgów widzenia obuocznego (Howard and Wade 1996; Smith 1996). Zwrócił on również uwagę na ograniczenia ruchów gałek ocznych. Wyznaczył, iż obie osie wzroku (w jego analizach „piramidy widzenia”) obracają się do czasu uzyskania fiksacji na obiekcie. Możliwe są obroty w przeciwnych kierunkach, w lewo lub prawo, jednak nie w górę czy dół. Zachowują one swoje pionowe położenie, jednak mogą się zbiegać w poziomie. Dalsze badania na tym polu prowadzili Ibn al-Haytham (X wiek. n.e.), a ruchy te nazwane zostały później wergencjami oczu. Istotny wkład w badania widzenia miał również Galen (Claudius Galenus) – wybitny rzymski lekarz greckiego pochodzenia. Uważał on, iż początki ścieżek wzrokowych znajdują się w przedniej komorze mózgu, gdzie „duch zwierzęcy może wchodzić w interakcje z duchem wzrokowym przenoszonym przez nerwy wzrokowe” (Weisheipl 1980). Jego teorie stanowiły podstawę dla średniowiecznej filozofii i wyraźnie widoczne są w analizach i rysunkach Leonarda da Vinci.

Bardziej mechaniczne podejście do układu oczu zaproponował w XVIII wieku angielski matematyk Robert Smith. Opisał on prostą procedurę weryfikacji ruchów wspólnych oczu. Przełomowym rokiem dla badań nad ruchem ludzkich oczu był jednak rok 1879. Wtedy to francuski okulista Louis Émile Javal odkrył, iż czytanie składa się z serii nieciągłych ruchów oczu - fiksacji połączonych szybkimi sakkadami (Wade 2010). Kolejne badania prowadzone były pod kątem czytania tekstów. W 1935 roku Guy Thomas Buswell przeprowadził badania dotyczące ruchów oczu podczas obserwacji obrazów. W badaniu wzięło udział 200 badanych, z których każdy oglądał wiele obrazów. Podczas badań prześledzono około 2000 zapisów ruchów oczu. Praca stanowiła systematyczne obserwacje ruchów oczu osób badanych podczas

oglądania przez nich złożonych obrazów (Buswell 1935). Przykład analizy ruchów przedstawiony został na rysunku 2.1.

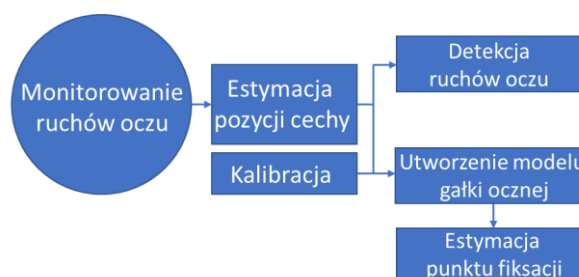


Rys. 2.1. Zapis kolejnych fiksacji osoby badanej z zarysem bodźca obrazowego (Buswell 1935)

Mimo, iż za początek okulografii uważa się 1879 (odkrycie ruchów sakkadowych przez Louisa Javal'a) to dopiero w 1908 roku Edmund Huey zbudował pierwsze mechaniczne urządzenie do monitorowania ruchów oczu (eye tracker). Miało ono postać nakładek na oczy, które podczas ich ruchów wskazywały kierunek patrzenia człowieka. W roku 1950 Alfred L. Yarbus opracował nieinwazyjne urządzenia w oparciu o kamery wizyjne (Wade 2007). Przeprowadził on również badania, w których udowodnił zależność pomiędzy ruchem oczu, a procesami myślowymi osób badanych.

Samą metodę monitorowania ruchów oka można rozłożyć na pomniejsze etapy. Pierwszym z nich jest uzyskanie na wyjściu pozycji charakterystycznej cechy (np. źrenicy), w odniesieniu do której wyznaczana zostanie później orientacja całej gałki ocznej. Zależnie od zastosowanej metody śledzony może być inny obiekt. Monitorowana może być więc wartość położenia m.in. źrenicy, tęczówki, refleksu rogówkowego, dołka środkowego siatkówki czy naczyń krwionośnych twardówki. Zawsze jednak określana będzie ona względem określonego układu współrzędnych całego oka lub jakiejś jego części. Kolejnym etapem, zależnie od potrzeb, może być detekcja ruchów oka lub estymacja punktu fiksacji. W pierwszym przypadku poprzez analizę pozycji w czasie otrzymywane jest przemieszczenie oka. Przetwarzanie tego wektora pozwala z kolei na wyróżnienie kolejnych, następujących po sobie ruchów badanego oka. W alternatywnym przypadku otrzymana pozycja używana jest (dzięki wcześniejszej kalibracji) do utworzenia modelu gałki ocznej. Na jej podstawie estymowany jest bieżący kierunek wzroku człowieka. Punkt przecięcia tych wektorów (lub najmniejszej odległości pomiędzy) będzie estymatorem punktu fiksacji oczu użytkownika. Na wyjściu otrzymywana

jest fiksacja w danym punkcie czasowym. Czasami jednak, ruch gałek ocznych estymowany jest z informacji o punkcie fiksacji. W tym celu analizowane jest przemieszczenie fiksacji w czasie, na podstawie którego wyróżniane są ruchy poszczególnych oczu. Na poniższym rysunku 2.2 przedstawiono ideę podziału procesu monitorowania ruchów oczu.



Rys. 2.2. Idea podziału procesu monitorowania ruchów oczu

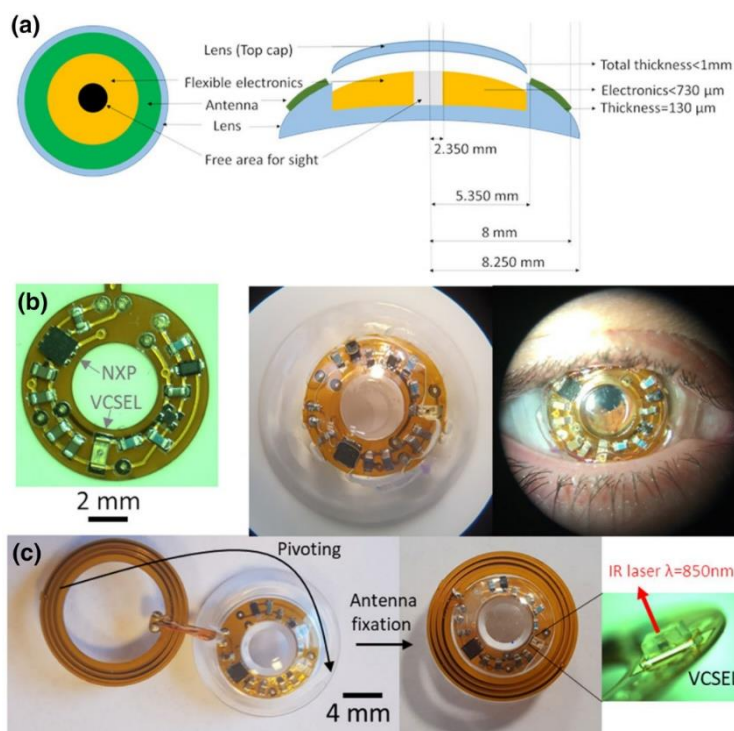
2.1. Technologiczne metody akwizycji danych na temat oka

Według Duchowskiego (Duchowski 2017) aplikacje śledzenia wzroku można podzielić na diagnostyczne oraz interakcyjne. Aplikacje diagnostyczne wykorzystują dane dotyczące ruchów oczu jako informacje o procesie wzrokowym i uwadze użytkownika. Interakcyjne rozwiązania wykorzystują zazwyczaj również informację o punkcie fiksacji wzroku użytkownika, w celu reakcji na działania lub wejścia z nim w interakcję. W aplikacjach diagnostycznych ruchy oczu rejestrowane są zazwyczaj w trakcie krótkiego eksperymentu, a przetwarzane później. W rozwiązaniach interakcyjnych przetwarzanie danych musi być realizowane w czasie rzeczywistym przy jak najmniejszym opóźnieniu. W związku z tym czas konfiguracji urządzenia, dyskomfort jaki może powodować podczas pomiaru, czy ilość danych do przetwarzania nie mają aż takiego znaczenia w przypadku aplikacji diagnostycznych, jednak pod kątem interakcyjnym są jednymi z najistotniejszych cech.

Istnieją cztery główne metody pomiarów ruchów oczu: bazujące na nakładce na gałkę oczną, elektro-okulograficzne, video-okulograficzne (inaczej zwane foto-okulograficznymi) oraz metody wykorzystujące odbicie rogówkowe (Mele and Federici 2012; Young and Sheena 1975). Pierwsze dwie są metodami nie obrazowymi, a dwie kolejne bazują na obrazie oka.

Jedną z najprecyzyjniejszych metod pomiaru ruchu oka stanowią nakładki na gałkę oczną. Technika ta polega na zamocowaniu mechanicznego lub optycznego obiektu referencyjnego na soczewce kontaktowej, którą następnie nakłada się bezpośrednio na oko. Podstawowa metoda wykorzystuje cewkę z drutu (ang. search coil), której ruch mierzony jest

cw polu elektromagnetycznym (Morimoto and Mimica 2005). Chociaż metoda ta jest bardzo dokładna (około 5-10 sekund kątowych w zakresie 5° (Young & Sheena, 1975)), to jest to również najbardziej inwazyjna metoda. Zakładanie soczewki wymaga ostrożności i praktyki, a jej noszenie powoduje dyskomfort. Najnowsze badania w tej dziedzinie obejmują opracowywanie nie tylko układów pasywnych, ale również elementów emisyjnych – np. lasera wskazującego kierunek patrzenia (Khaldi et al. 2020). Rozwiązanie takie przedstawione zostało na rysunku 2.3 poniżej.



Rys. 2.3. System śledzenia wzroku w formie nakładki mechanicznej na oko (a) wymiary i zawartość soczewki kontaktowej, b) uszczelniona elektronika: od lewej do prawej, obwód elektroniczny i komponenty zamknięte w soczewce kontaktowej, soczewka noszona na ludzkim oku. (c) widok z góry soczewki z anteną wtórną podłączoną do elektroniki) (Khaldi et al. 2020)

Przykładem elektrycznej metody śledzenia wzroku jest Elektro-okulografia (ang. Electro-OculoGraphy - EOG). Polega ona na pomiarze różnicy potencjału elektrycznego przy użyciu elektrod umieszczonych wokół oczu (Kaufman, Bandopadhyay, and Shaviv 1993). Położenie oka można wykrywać z dużą dokładnością dzięki dość wysokiej czułości tego typu detektorów. Pomiar może być prowadzony w całkowitej ciemności oraz przy zamkniętych oczach. Sama metoda bazuje na różnicy w potencjałach bioelektrycznych mięśni położonych w okolicy ocznej. Na podstawie amplitudy sygnału oblicza się obrót gałki ocznej. Jest to możliwe dzięki temu, iż potencjał z przodu gałki ocznej jest różny od tego w jej tylnej części. Metoda ta była

powszechnie wykorzystywana w latach 70 XX wieku (Young and Sheena 1975). Ze względu na pojawienie się nowych, mniej inwazyjnych metod użycie tej spadło z czasem. Nadal jednak znajduje ona swoje zastosowanie w zakresie badań medycznych. Przykład systemu elektro-okulograficznego przedstawiony został na rysunku 2.4 poniżej.

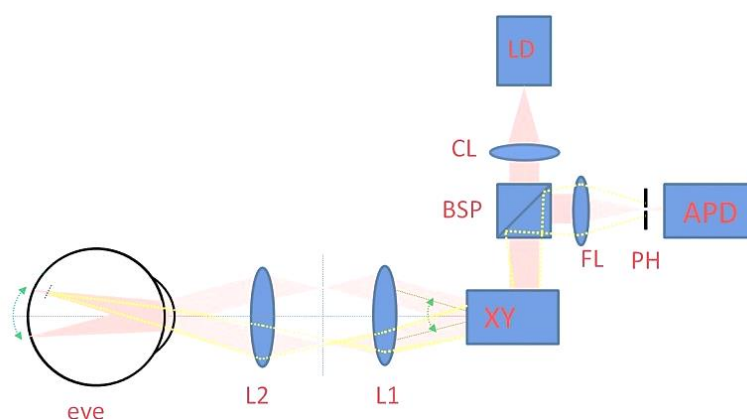


Rys. 2.4. System śledzenia wzroku metodą elektro-okulografii (Duchowski 2017)

Metody śledzenia wzroku (video- VOG, czy foto-okulograficzne POG) zbiorczo bazują na analizie promieniowania odbitego od gałki ocznej. Znaczna większość z nich określana jest jako metody bazujące na rozwiązaniach wizyjnych (ang. video-based method) (Mele & Federici, 2012). Jest to najczęściej używana metoda ze względu na nieinwazyjność oraz niską cenę. Obraz przechwytywany jest za pomocą kamery, a ruch oka wyznaczany jest na podstawie różnicy przesunięć krawędzi markerów (charakterystycznych krzywych) w kolejnych obrazach. Wraz z rozwojem technologii klasyczne kamery wizyjne zastąpione zostały poprzez te działające w zakresie podczerwonym (IR). Umożliwiło to doświetlanie obrazu promieniowaniem niewidocznym dla użytkownika, zmniejszenie zakłóceń oraz zwiększenie jakości śledzenia wzroku.

Ostatnią grupę stanowią metody oparte na odbiciu rogówkowym. Mimo, iż dużą jej część stanowią te oparte na kamerach wideo, to grupa ta nie ogranicza się jedynie do nich i dlatego stanowi osobny podzbiór. Mogą to być również sensory profilu, metody oparte na skanowaniu przy użyciu zwierciadła MEMS, czy inne optyczne układy detekcyjne. Metoda oparta na ruchomym zwierciadle MEMS dostarcza (poprzez nie) do detektora promieniowanie odbite od powierzchni oka z kolejnych punktów pomiarowych. Gałka oczna może być oświetlona całościowo (jak w poprzednich metodach) lub oświetlana punktowo – tylko tam, skąd detektor w danym momencie pobiera próbkę. Innym wariantem tej metody jest użycie skanującego zwierciadła MEMS jako oświetlacza kierując poprzez nie wiązkę lasera na powierzchnię oka.

Ta metoda skanowania nie posiada określenia w języku polskim, lecz w niniejszej pracy określana będzie jako skanowanie XY lub skanowanie MEMS nawiązując do jej charakterystycznych elementów. W metodzie tej analizowany jest jedynie pojedynczy wektor, co zmniejsza jeszcze bardziej wymagania obliczeniowe. Parametry tej metody zależą jednak od zastosowanego zwierciadła, detektora i algorytmu analizy. Metoda ta bazuje na rozwiązaniu stosowanym powszechnie w skaningowej oftalmoskopii laserowej (SLO), w której to – poprzez układ skanowania XY – przeprowadzane jest obrazowanie powierzchni siatkówki (Fischer et al. 2019; RH, GW, and O 1980). W obu przypadkach używana jest monochromatyczna wiązka laserowa, której promieniowanie odbite od powierzchni oka – wewnętrznej lub zewnętrznej – jest zbierane przez detektor punktowy. Idea działania SLO zaprezentowana została na rysunku 2.5. SLO dedykowane jest jednak do tworzenia obrazu (w zakresie skanowania) na potrzeby diagnostyki medycznej. Metoda śledzenia wzroku bazująca na skanowaniu XY wyodrębnia jedynie informację o bieżącej pozycji gałki ocznej, co stanowi znaczącą różnicę pomiędzy tymi rozwiązaniami pod kątem dalszych wymagań obliczeniowych. Więcej szczegółów dotyczących wyżej wymienionych metod optycznych (obrazowych), opisano w kolejnych podrozdziałach.

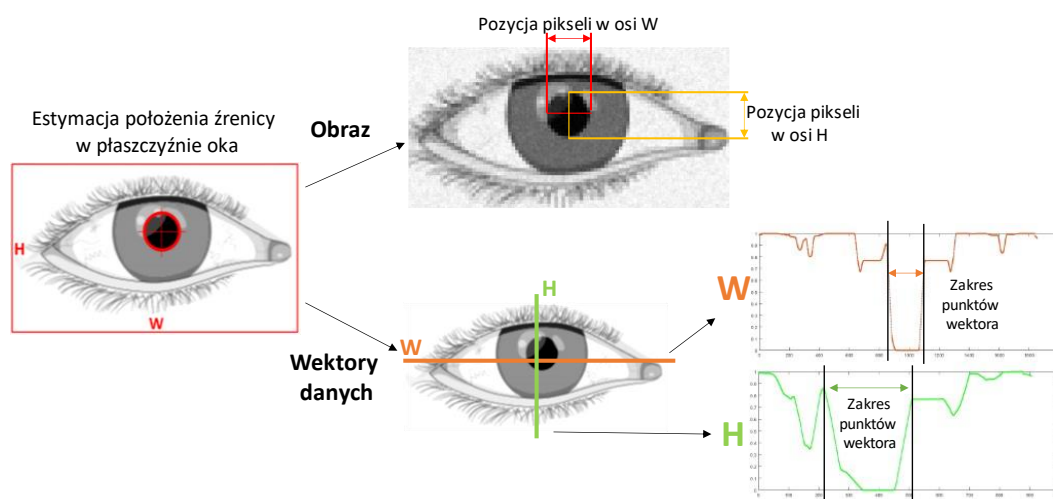


Rys. 2.5. Podstawowy układ skaningowej oftalmoskopii laserowej (Fischer et al. 2019)

Systemy SLO dostosowane do pomiarów w czasie rzeczywistym rozbudowane zostały w technologię określaną jako AOSLO (ang. Adaptive Optics SLO) (Huang et al. 2012). Ze względu na adaptacyjny układ optyczny, systemy te posiadają jednak niewielkie pole widzenia (kilka stopni). Rozwinięciem tej technologii jest TSLO (ang. Tracking Scanning Laser Ophthalmoscopy) (Stevenson, Sheehy, and Roorda 2016). Dostosowana ona do śledzenia obu oczu jednocześnie. Systemy te mogą osiągać dokładności poniżej 0.05 stopnia, jednak częstotliwość odświeżania tworzonego obrazu jest zazwyczaj niewielka i wynosi 15-30 Hz (Bowers et al. 2019; Hammer et al. 2003).

2.2. Estymacja pozycji oka z danych pomiarowych

Niezależnie od użytego rozwiązania technicznego na wyjściu układu pomiarowego dostarczone będą pojedyncze wartości, wektor lub obraz. Po ekstrakcji cechy z danych wejściowych określana jest jej pozycja. Jest ona wyznaczana zazwyczaj względem wspomnianych już danych wejściowych. Dla obrazu może być to na przykład pozycja punktu we współrzędnych obrazowych, a dla wektora (będącego serią danych) pozycja zbocza narastającego. Ideowo, zagadnienie przedstawione zostało na rysunku 2.6.



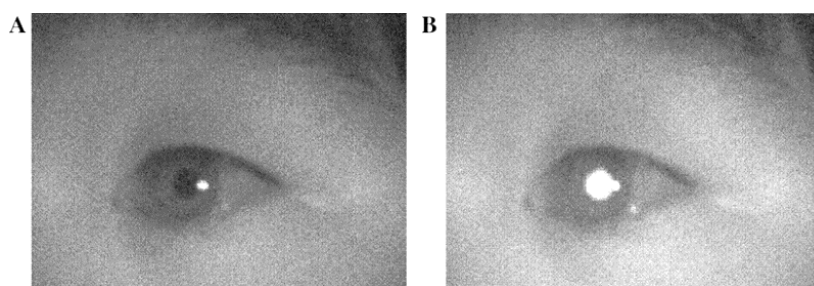
Rys. 2.6. Idea wyznaczania pozycji źrenicy na podstawie danych wektorowych oraz obrazowych

Zależnie od użytego rozwiązania technicznego dalej przetwarzane mogą być różne rodzaje danych. W metodach nieobrazowych - nakładce na oko oraz elektro-okulograficznej - pozycja źrenicy określana jest na podstawie wartości natężenia prądu odbieranego przez detektory, zamontowanych wokół gałki ocznej. Najwięcej rozwiązań algorytmicznych dedykowanych jest metodom optycznym, w których pozycja źrenicy wyznaczana jest w odniesieniu do dwuwymiarowego układu współrzędnych (np. kamera). Układy takie, są w stanie dostarczyć jednocześnie danych punktowych, wektorowych oraz obrazowych. Jednak wraz ze wzrostem ilości danych, wykładniczo rośnie czas potrzebny do ich przetworzenia (dane wektorowe mogą być przetwarzane szybciej niż materiał obrazowy)

W części przypadków wizyjne metody śledzenia wzroku bazują na odbiciach od rąbka rogówki (granicy między tęczówką, a twardówką) lub źrenicy. W pierwszym przypadku ruch oka może być łatwo śledzony horyzontalnie ze względu na kontrast pomiędzy tymi dwoma obszarami (ang. limbus tracking). Jednak ze względu na powieki metoda ta ma małą dokładność pionową. Źrenice natomiast są trudniejsze do wykrycia ze względu na mniejszy kontrast

i rozmiar, ale techniki śledzenia źrenicy mają lepszą dokładność (ang. pupil tracking), ponieważ nie są zakryte powiekami.

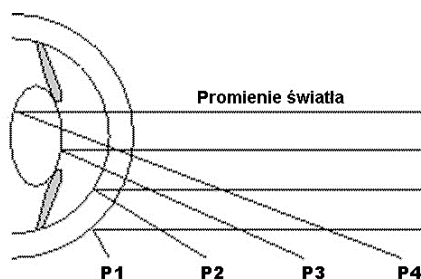
Metody optyczne analizujące promieniowanie odbite o gałki ocznej bazują zazwyczaj na sztucznym oświetleniu. Obecnie w większości przypadków są to dodatkowe oświetlacze IR (najczęściej około 880 nm). Zależnie od położenia źródła iluminacji wyróżnia się technikę ciemnej oraz jasnej źrenicy (ang. dark and bright pupil eye tracking techniques). Jeżeli iluminator umieszcza się blisko osi optycznej oka na obrazie źrenica będzie jasnym obszarem (ang. bright pupil) wskutek obserwacji promieniowania odbitego od siatkówki (to samo zjawisko odpowiedzialne jest za czerwone oczy na zdjęciach). W przypadku gdy iluminator umieszczony zostanie z dala od osi optycznej oka, źrenica będzie obszarem znacznie ciemniejszym od otoczenia (ang. dark pupil), gdyż wpadające do niej promieniowanie zostanie pochłonięte wewnątrz oka (Morimoto et al. 2000). Na rysunku 2.7 poniżej przedstawione zostały dwie techniki iluminacji oka.



Rys. 2.7. Techniki iluminacji oka (A – technika ciemnej źrenicy, B – jasnej źrenicy)
(Morimoto and Mimica 2005)

Źródło światła generuje również odbicie na powierzchni rogówki (ang. corneal reflection - CR). Jest to widoczne na rysunku 2.6 w pobliżu źrenicy. Odbicie to jest używane jako punkt odniesienia w technice odbicia źrenicowo-rogówkowego. Metody te bazują na tzw. obrazowaniu Purkiniego (ang. Purkinje imaging). Bazuje ona na określaniu odległości pomiędzy środkiem źrenicy, a odbiciem od rogówki. Refleksy światła odbite od różnych struktur gałki ocznej nazywane się obrazami Purkiniego. Najczęściej wykorzystywane jest odbicie od zewnętrznej powierzchni rogówki, nazywane pierwszym obrazem Purkiniego (P1) lub glintem. Drugi obraz Purkiniego (P2) to odbicie od wewnętrznej powierzchni rogówki. Trzeci obraz Purkiniego (P3) to odbicie od zewnętrznej (przedniej) powierzchni soczewki. Czwarty obraz Purkiniego (P4) to odbicie od wewnętrznej (tylnej) powierzchni soczewki. Systemy bazujące na odbiciu rogówkowym określają wektor kierunkowy od punktu w którym został on wykryty, względem środka źrenicy. W podstawowej konfiguracji obliczana jest

jedynie zależność względem P1, jednak dla zwiększenia dokładności można uwzględnić kolejne punkty. Istnieją również urządzenia wykorzystujące obicia od powierzchni rogówki (P1) w odniesieniu do tylnej powierzchni soczewki (P4) (Cornsweet and Crane 1973). Takie systemy nazywane są podwójnymi trackerami Purkiniego (ang. dual-Purkinje eye trackers) i cechują się większą dokładnością i precyzją (1 minuty kątowej). Czwarty obraz Purkiniego jest jednak bardzo słabym sygnałem, w wyniku czego osoba badana musi utrzymywać głowę nieruchomo. Osiągane jest to zazwyczaj dzięki zastosowaniu podpórki pod brodę lub specjalnego gryzaka (ang. bite-bar). Aktualne położenie tych dwóch punktów (refleksu i środka źrenicy) określa wektor wzroku. Zależność pomiędzy kierunkiem patrzenia, a położeniem tych dwóch punktów mapowana jest w procesie kalibracji. Punkty Purkiniego zobrazowane zostały na rysunku 2.8.



Rys. 2.8. Cztery rodzaje obrazów Purkiniego (Deja 2010)

Jasność obrazów Purkiniego można określić za pomocą równania Frensela, przedstawionego poniżej.

$$Intensywność = \frac{(n' - n)^2}{(n' + n)^2} \quad (2.1)$$

gdzie: n i n' oznaczają współczynniki załamania światła przed i za powierzchnią odbijającą.

Znaczna większość produkowanych obecnie komercyjnie metod bazuje na przedstawionym powyżej zjawisku zgodnie z powyższą regułą (Fuhl et al. 2016). Istnieją jednak rozwiązania, które wykorzystują to zjawisko (odbić na powierzchniach oka) w inny sposób. Wybrany przykładem może być okulografia w podczerwieni (IROG) opracowana przez zespół J. P. H. Rulena w 1988 roku (Reulen et al. 1988). W ich systemie diody elektroluminescencyjne IR i fototranzystory dla zakresu IR umieszczane są odpowiednio powyżej i poniżej oka. Bazują one na analizie promieniowania odbitego od rąbka rogówki. Napięcie z fototranzystorów umieszczonych w poszczególnych miejscach jest porównywane ze sobą, a wynikająca z tego różnica napięć jest proporcjonalna do odchylenia kątowego oka. System taki nazwany został

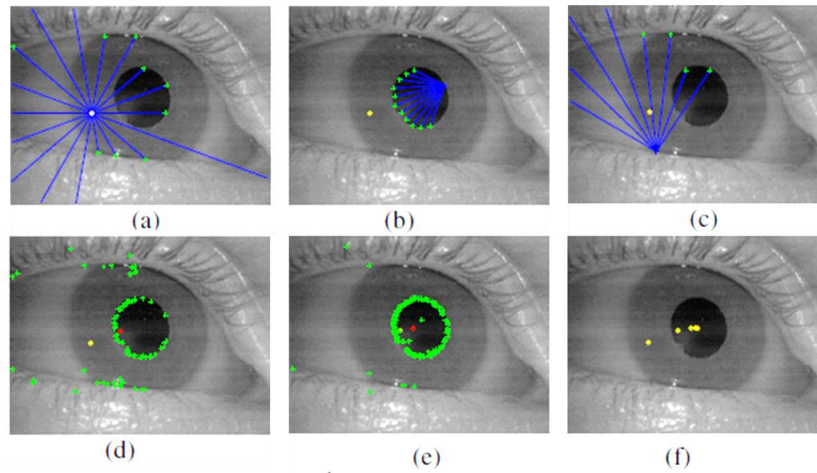
„IRIS eye tracker” i pierwotnie zaprojektowany został do diagnostyki okulomotorycznej u ludzi. Jego wysoka dokładność (około 2 minuty kątowne) pozwala na szczegółowe śledzenie poszczególnych ruchów włącznie z szybkimi ruchami sakkadowymi.

Alternatywnym podejściem jest odejście od analizy cech geometrycznych oka (żrenica, rogówka), na rzecz traktowania obrazu jako punktu w wielowymiarowej przestrzeni. Rozwiązania takie określane są jako techniki oparte na wyglądzie (ang. appearance-based) lub widoku (ang. view-based). Przykład takiego systemu opracowany został przez zespół Kar-Han Tan w 2002 roku. Użyli oni 252 obrazy w celu opracowania metody szacowania kierunku spojrzenia. Ich rozwiązanie osiągało 0,5 stopnia (Tan, Kriegman, and Ahuja 2002). Podobne podejście zastosowali Baluja and Pomerleau (Baluja and Pomerleau 1994). Opracowali oni urządzenie do śledzenia wzroku oparte na sztucznych sieciach neuronowych (ANN). Obraz oka po wykryciu jest kadrowany i przesyłany do analizy przez sieć neuronową. Ich sieć bazowała na 2000 próbek treningowych i funkcjonowała z dokładnością około 0,75 stopnia przy szybkości 15 Hz. Zaletą takich systemów jest wykorzystanie pojedynczej kamery o często mniejszej rozdzielczości niż w innych systemach oraz bazowanie na przetwarzaniu obrazu. Sprawia to, iż rozwiązania takie są tańsze od innych metod, lecz funkcjonują z mniejszą prędkością.

Algorytmy wykorzystywane do śledzenia zmiany orientacji oka w metodach wizyjnych można podzielić na dwie grupy: bazujące na cechach oraz modelu oka. Przykładem jednej z najczęściej wykorzystywanej metodyki jest algorytm Starbust. Służy on do pomiaru odległości pozycji żrenicy oraz refleksu promieniowania IR odbitego od rogówki oka. Jest to algorytm hybrydowy wykorzystujący zarówno podejście oparte na cechach, jaki i na modelu. W pierwszej kolejności wyznaczane są punkty leżące na obwodzie żrenicy. Realizowane jest to na podstawie analizy wektorów wychodzących z środka oka. Punkt największej intensywności w wektorze uznawany jest jako krawędź żrenicy.

Punkt środka oka każdorazowo pobierany jest z poprzedniej klatki. W przypadku gdy jest to pierwsza klatka to jest ona zakładana ręcznie, np. jako środek żrenicy. Następnie na podstawie określonych punktów krawędzi żrenicy estymowana przy użyciu elipsy. Dopasowywana jest ona na podstawie metody najmniejszych kwadratów. Metoda ta jest jednak podatna na występowanie zakłóceń w danych. W związku z tym są one wcześniej poddane obróbce algorytmem RANSAC (ang. random sample consensus) w celu poprawy dokładności dopasowania elipsy. Polega on na iteracyjnym wyborze pięciu losowych punktów ze zbioru

wyznaczonego w poprzednim etapie. Ilość punktów wynika z faktu, iż do określania elipsy konieczna jest znajomość przynajmniej 5 punktów. Następnie sprawdzane jest, ile punktów z całego zbioru leży na elipsie lub znajduje się w jej bliskim sąsiedztwie. Do metody najmniejszych kwadratów podawane są tylko punkty spełniające to kryterium. Algorytm RANSAC eliminuje zakłócenia zwiększając precyzję dopasowania krzywej. Przykład poprawionego wyznaczania pozycji źrenicy przedstawiony został na rysunku 2.9.



Rys. 2.9. Wyznaczanie konturu źrenicy algorytmem Starburst ((a) Pierwotny punkt początkowy (żółte kółko) wystrzeliwuje promienie (niebieskie), aby wygenerować punkty kontury źrenicy (zielone krzyżyki). (b&c) Wykryte punkty wysyłają promienie z powrotem w kierunku punktu początkowego, aby wykryć więcej potencjalnych punktów konturu. (d) Pokazane są wszystkie punkty potencjalne punktu konturu źrenicy. Średnia z tych lokalizacji jest pokazana jako czerwone kółko. Ta lokalizacja inicjuje następną iterację. (e) Wyniki drugiej iteracji. (f) Lokalizacje początkowe ze wszystkich iteracji wykazują szybką zbieżność) (Li, Winfield, and Parkhurst 2005)

Ostatnim etapem algorytmu Starburst jest poprawa pozycji elipsy przy użyciu modelu maksymalizującego stosunek między jasnością pikseli wewnątrz i na zewnątrz elipsy. Algorytm ten do poprawnego działania wymaga jednak dużej rozdzielczości obrazu oka. Aby znaleźć parametry a, b, x, y, α najlepiej dopasowanej elipsy, minimalizowana jest zależność przedstawiona na równaniu poniżej 2.2.

$$-\frac{\int I(a + \delta, b + \delta, \alpha, x, y, \theta) d\theta}{\int I(a - \delta, b - \delta, \alpha, x, y, \theta) d\theta} \quad (2.2)$$

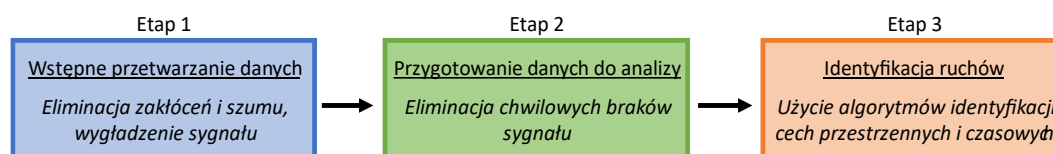
gdzie $\delta=1$, a $I(a, b, \alpha, x, y, \theta)$ to intensywność piksela pod kątem θ na konturze elipsy określonej parametrami a, b, x, y oraz α . Wyszukiwanie jest inicjowane z najlepiej dopasowanymi parametrami elipsy określonymi przez dopasowanie RANSAC.

2.3. Detekcja i identyfikacja ruchów oczu na podstawie estymowanej pozycji oka

Analiza cech charakterystycznego elementu oka (np. źrenicy), pozwala na wyznaczenie jej pozycji w odniesieniu do określonego układu współrzędnych (m.in. płaszczyzny oka, sensora). Śledzenie tej wartości w funkcji czasu (dla kolejnych chwil czasowych), pozwala stwierdzić, czy monitorowany element pozostaje w spoczynku, czy wykonuje on przemieszczenie. Jeżeli rejestrowany jest ruch, to istotnym jest określenie jego charakteru. Dlatego w niniejszym podrozdziale opisano najczęściej używane algorytmy identyfikacji ruchów gałek ocznych.

2.3.1. Przygotowanie danych do analizy

Zarejestrowane dane dotyczące ruchu są często zaszumione, niejednoznaczne czy podatne na zakłócenia z zewnątrz. Dlatego na rysunku 2.10 zaprezentowano kolejne kroki podejmowane przy detekcji i identyfikacji ruchów oczu.



Rys. 2.10. Etapy procesu identyfikacji ruchów oczu

Zarejestrowana informacja o pozycji określonego elementu gałki ocznej, musi zostać wstępnie przetworzona, aby stała się możliwa do analizy. Pierwszym etapem jest usunięcie z sygnału szumów oraz różnego rodzaju zakłóceń, wykrytych w procesie pomiaru. Stosowany jest zazwyczaj filtr wygładzający (dla określonej skali), realizowane jest to na podstawie średniej ruchomej intensywności fiksacji lub filtru medianowego. Przykład jednego ze stosowanych filtrów (równania nieważonej średniej ruchomej) przedstawiony został na równaniu 2.3. Zmienna N reprezentuje liczbę poprzednich i kolejnych próbek. Bieżąca próbka jest również uwzględniana w średniej. Oznacza to, że całkowita liczba próbek w takim oknie uśredniania (w tym próbka bieżąca) musi być liczbą nieparzystą ($2*N+1$). Wielkość zakresu uśredniania określa się jako rozmiar okna uśredniania (ang. average filter window size).

$$y(n) = \frac{1}{2 * N + 1} \sum_{k=-N}^N x[n - k] \quad (2.3)$$

Kolejnym etapem jest przygotowanie danych do analizy poprzez eliminację chwilowych braków sygnału w zapisie (ang. gap-filling). Mogą być one spowodowane m.in. mruganiem, odwróceniem wzroku, przysłonięciem eye trackera czy wadami sprzętu. Te i inne przyczyny skutkują zapisem pustych wartości. Jeśli taka luka wystąpi podczas fiksacji może być błędnie zaliczona jako sakkada. W celu eliminacji tego zjawiska stosowane są algorytmy uzupełniające przerwy w sygnale.

Uzupełnienie brakujących wartości może być realizowane poprzez zastosowanie w wykrytej luce interpolacji liniowej lub wstawianie wartości średniej lokalnego sygnału (Olsen 2012). Dla każdego algorytmu stosowany jest parametr określający maksymalny rozmiar przerwy w danych (ang. max gap length) oraz współczynnik skali (ang. scaling factor). W oparciu o nie, wyznaczana jest wartość próbek podczas przerwy w zapisie. Maksymalny rozmiar przerwy zakładany jest stały dla algorytmu, podczas gdy współczynnik skali, obliczany jest dla każdej wartości próbki. Obliczany jest on poprzez podzielenie znacznika czasu próbki, która ma zostać zastąpiona, pomniejszonego o znacznik czasu ostatniej ważnej próbki przed przerwą przez całkowity czas trwania przerwy (patrz równanie 2.4).

$$\text{Współczynnik skali} = \frac{t_{\text{nieprawidłowej próbki}} - t_{\text{pierwszej próbki po przerwie}}}{t_{\text{ostatniej próbki przed przerwą}} - t_{\text{pierwszej próbki po przerwie}}} \quad (2.4)$$

W celu estymowania wartości punktu w czasie braku sygnału, wyznaczony współczynnik skali jest mnożony przez wartość pozycji pierwszej prawidłowej próbki po przerwie w danych, a otrzymany wynik jest dodawany do wartości pozycji ostatniej ważnej próbki przed luką.

2.3.2. Algorytmy identyfikacji ruchów

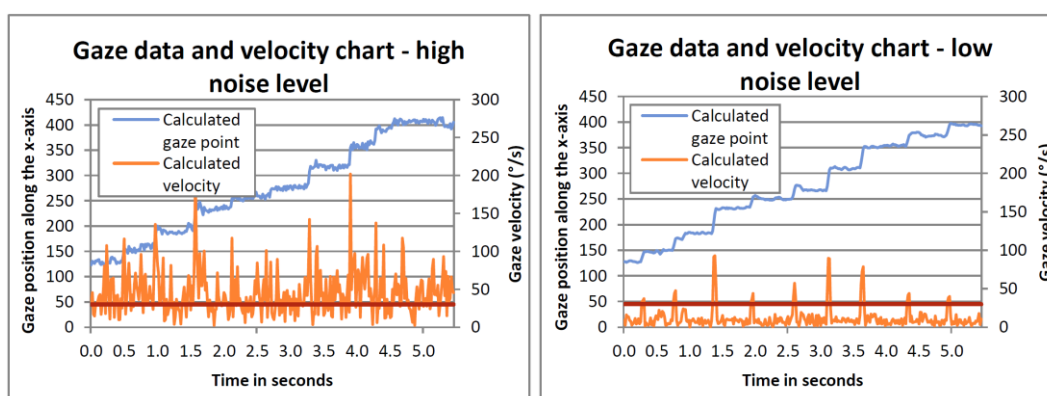
Algorytmy identyfikacji fiksacji i ruchów sakkadowych można podzielić ze względu na cechy przestrzenne i czasowe (Salvucci and Goldberg 2000). Główne algorytmy identyfikacji oparte są na szybkości (ang. velocity-based), rozproszeniu (ang. dispersion-based) oraz obszarze zainteresowania (ang. area-based). Algorytmy oparte na analizie prędkości identyfikują fiksację na podstawie różnic między odległościami z kolejnych współrzędnych. Rozproszeniowe w analizie uwzględniają odległościami między współrzędnymi kolejnych

próbek danych. Trzeci typ algorytmów bazuje informacji o obszarach zainteresowania AOI (ang. Area Of Interest).

Algorytm I-VT (ang. Velocity Threshold Identification) jest oparty na analizie prędkości i pod względem implementacyjnym jest jednym z najprostszych. Bazuje on na przemieszczaniach pomiędzy kolejnymi punktami. Zazwyczaj jako fiksacje traktowane są ruchy o niskiej wartości przemieszczania ($<100^\circ/\text{s}$), a sakkady wysokiej ($>300^\circ/\text{s}$). Zakładając stałą częstotliwość próbkowania systemu to zamiast prędkości liczone są odległości pomiędzy próbkami. Najprostszym sposobem wyznaczania prędkości w tym algorytmie jest obliczenie wartości przemieszczenia pomiędzy kolejnymi próbkami i podzielenie jej przez czas pomiędzy nimi (lub stały czas próbkowania). Przykład takiej zależności przedstawiony został na równaniu 2.5 poniżej.

$$V_{t_1 t_2} = \frac{|St_1 - St_2|}{|t_1 - t_2|} \quad (2.5)$$

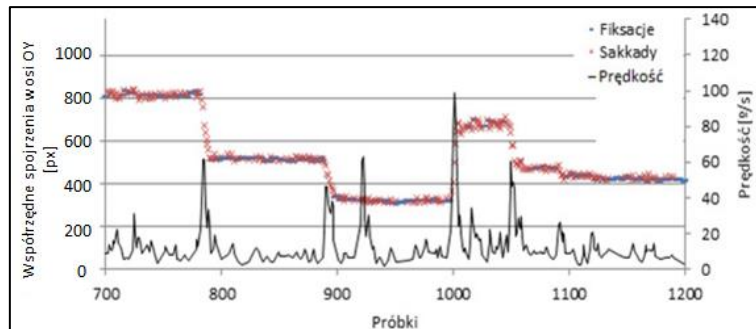
Algorytm I-VT kwalifikuje dany punkt jako fiksację lub sakkadę. Odbywa się to na podstawie porównania do określonego progu identyfikacyjnego (ang. threshold lub velocity threshold). Jeśli wartość jest poniżej progu, to punkt określany jest jako fiksacja, jeśli powyżej – sakkada (lub inny przyjęty rodzaj ruchu). W zależności od poziomu szumu w rejestrowanych danych, parametr progu identyfikacyjnego może wymagać ustawienia wyższej lub niższej wartości. Zbyt niska wartość spowoduje, że więcej próbek zostanie błędnie sklasyfikowanych jako ruchy, a zbyt wysoka wartość może zwiększyć ryzyko pominięcia krótszych fiksacji. Przykład użycia takiego progu (o wartości $30^\circ/\text{s}$) przedstawiona została na rysunku 2.17.



Rys. 2.17. Przykład klasyfikacji rodzaju ruchu na podstawie progu identyfikacyjnego (Olsen 2012)

Kolejnym etapem jest pogrupowanie serii danych (fiksacje, sakkady lub luki). Odbywa się ono jednak bez uwzględniania liczby próbek zawartych w każdej z nich. Oznacza to, że jeśli jedna lub niewielka grupa próbek została błędnie sklasyfikowana (z powodu wpływu szumu lub innego zakłócenia), może to spowodować podział pojedynczej długiej fiksacji na kilka mniejszych z bardzo krótkimi sakkadami pomiędzy. Jeśli fiksacje znajdują się blisko siebie zarówno w czasie, jak i w przestrzeni, jest bardzo prawdopodobne, że w rzeczywistości są one częścią jednej fiksacji, której rozdzielenie spowodowane zostało błędami pomiarowymi. Dlatego stosowana jest dodatkowa funkcja scalająca sąsiednie fiksacje. Jej działanie określane jest poprzez parametr określający maksymalny czas między dwiema fiksacjami. Wynosi on najczęściej 60 ms, gdyż tyle wynosi ich rzeczywista wartość występująca w czasie czytania tekstu przez człowieka. Aby sprawdzić, czy dwie kolejne fiksacje powinny zostać połączone, w pierwszej kolejności sprawdzane jest, czy czas między końcem pierwszej fiksacji a początkiem następnej jest krótszy niż czas określony w opisanym powyżej parametrze. Jeśli tak, określa się następnie kąt widzenia między pozycjami dwóch fiksacji. Jeżeli ten kąt jest mniejszy lub równy kątowi ustawionemu w parametrze „maksymalny kąt między fiksacjami”, to fiksacje zostają scalone.

Ostatnim etapem jest przyporządkowanie danej grupie punktu, stanowiącego centroid tej grupy i zapisanie go w postaci $\langle x, y, t, d \rangle$, gdzie x i y stanowią współrzędne, t jest numerem pierwszego punktu fiksacji (początek grupy danych), a d oznacza jej długość (liczba punktów). Zależnie od tego, czy znana jest częstość próbkowania systemu śledzenia wzroku, wspomniany wcześniej próg może być równy liczbie próbek opartej na tej częstotliwości. Jeżeli nie jest ona znana, to konieczne jest wyliczenie prędkości kątowych pomiędzy próbkami. Algorytm I-VT ze względu na prostotę może być z powodzeniem wykorzystywany do analizy w czasie rzeczywistym. Może on jednak generować przekłamania w przypadkach, gdy wartości przemieszczeń są bliskie progowi. W takiej sytuacji przekraczanie progu związane będzie z szumem i zakłóceniami, a nie ze rzeczywistą zmianą pozycji oka. Problem ten występuje najczęściej w przypadku danych uśrednionych czasowo. Przykład identyfikacji ruchów oczu w oparciu o prędkość przemieszczania próbek przedstawiono na rysunku 2.12 poniżej.

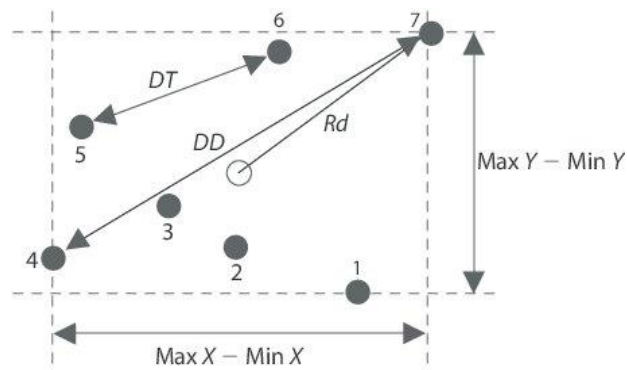


Rys. 2.12. Analiza ruchów oczu algorytmem I-VT (Ignatiuk et al. 2017)

Algorytm I-DT (ang. Dispersion Threshold Identification) w przeciwieństwie do I-VT pomija informacje, iż punkty fiksacji zbierają się w grupy. Identyfikuje on sam fiksacje jako grupy punktów mieszczących się w danym przedziale czasowym (dyspersji czasowej). Ze względu na to, że fiksacje trwają minimum 100 ms (w przeciwieństwie do sakkad czy innych ruchów), algorytmy I-DT zakładają próg na poziomie 100 - 200 ms. Przesuwanie dwóch punktów liczone jest na podstawie odległości ich współrzędnych. Istnieje kilka metod określania dyspersji dla tego algorytmu. Są to między innymi:

- próg odległości, DT (ang. distance threshold),
- dyspersja odległości, DD (ang. distance dispersion),
- dyspersja po promieniu, Rd (ang. radius),
- dyspersja Salvucciego, Slv (ang. Salvucci dispersion),

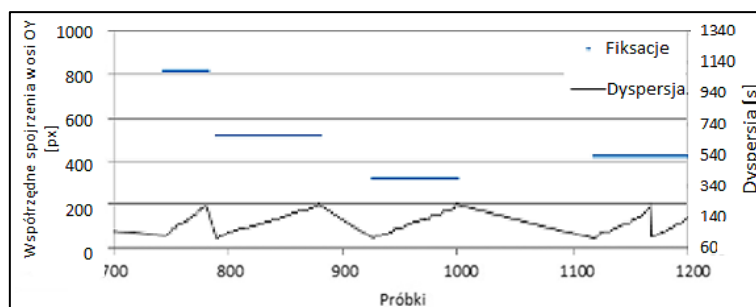
Na rysunku 2.13 przedstawiono siedem kolejnych punktów fiksacji oraz oznaczano pomiędzy nimi różne miary dyspersji:



Rys. 2.13. Przykład miar dyspersji dla algorytmu I-DT (Blignaut 2009)

Podobnie jak I-VT, I-DT może być używany do identyfikacji w czasie rzeczywistym. Pozbawiony on będzie jednak błędnej klasyfikacji punktów, gdyż sam w sobie wykorzystuje próg czasowy. Minusem tego algorytmu jest jednak zależność pomiędzy progiem

przemieszczania, a progiem czasowym, która dla źle dobranych wartości może skutkować niemożnością wykrycia żadnej fiksacji. Na rysunku 2.14 poniżej przedstawiono analizę ruchów algorytmem I-DT.



Rys. 2.14. Analiza ruchów oczu algorytmem I-DT (Ignatiuk et al. 2017)

Identyfikacja w oparciu o kryteria prędkościowe i czasowe daje zbliżone rezultaty pod kątem dokładności i wykrywalności. Każdy z nich posiada jednak swoje wady i zalety zależnie od rodzaju danych na jakich operuje. Wybór odpowiedniego algorytmu dostosowany musi być więc do typu posiadanych danych (np. częstotliwości próbkowania) oraz oczekiwanej formy danych na wyjściu systemu. Algorytm I-VT sprawdzi się przy klasyfikowaniu próbki na okresy fiksacji i ruchów sakkadowych, podczas gdy I-DT umożliwi określenie rodzaju ruchu indywidualnie dla każdej próbki.

Niezależnie od zastosowanego algorytmu możliwa jest również estymacja położenia punktu fiksacji oka człowieka (na płaszczyźnie 2D lub w przestrzeni 3D). W tym celu kierunki patrzenia gałek ocznych wyznacza się (zazwyczaj) na podstawie proporcji geometrycznych układu wzrokowego (modelu oka oraz wzajemnego układu oczu). Oś źrenicy wyznaczana jest najczęściej jako wektor normalny względem punktu środka źrenicy.

2.4. Rozwiązania techniczne monitorowania ruchów oczu

Optyczne urządzenia śledzenia wzroku można skategoryzować m.in. pod kątem umieszczenia układu akwizycji – na stacjonarne (detekujące zdalnie ang. remote) i przenośne. W konfiguracji stacjonarnej (ang. screen-based) urządzenie umieszczane jest w stałej pozycji przed użytkownikiem (zazwyczaj pod monitorem generującym bodźce wzrokowe). Rozwiązania te charakteryzują się dobrymi osiąganiami ze względu na połączenie ze stacjonarnymi jednostkami obliczeniowymi oraz zasilaniem sieciowym.

Przykładem tego typu urządzeń są np. EyeLink 1000, Tobii Pro Spectrum czy Tobii Pro Fusion. Producent dwóch ostatnich urządzeń – szwedzka firma Tobii Technology – jest liderem rozwiązań śledzenia wzroku, a jego produkty są najczęściej spotykanymi urządzeniami na rynku. EyeLink 1000 firmy SR Research jest natomiast uznawany obecnie za jeden z najlepszych urządzeń do śledzenia wzroku dostępnych na rynku (Lohr et al., 2019). Wybrane urządzenia przedstawione zostały one na rysunku 2.15.



Rys. 2.15. Stacjonarne urządzenia śledzenia wzroku (od lewej: Pro Spectrum, Tobii Pro Fusion)

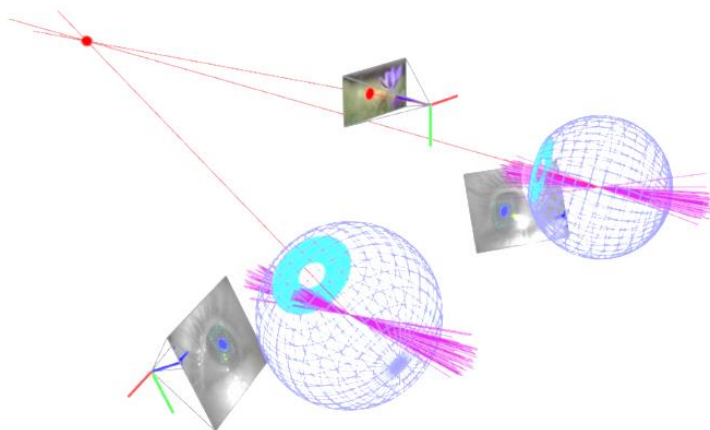
Maksymalne wychylenie oczu, które oba urządzenia firmy Tobii są w stanie wykryć to 30° względem osi monitor-głowa użytkownika. Funkcjonują one, dlatego w konfiguracji z dedykowaną jednostką obliczeniową oraz monitorem 24". Wyświetlacz pokrywa w dopuszczalnej odległości od głowy użytkownika ($\sim 50\text{-}70\text{ cm}$) zakres możliwego pola widzenia. Główne parametry tych urządzeń przedstawione zostały przedstawione w tabeli 2.1 poniżej.

Tab. 2.1. Parametry urządzeń Tobii Pro Spectrum, Tobii Pro Fusion oraz EyeLink 1000

	Szybkość [Hz]	Dokładność	Precyzja RMS	Zasięg [cm]	Rozdzielczość obrazu oczu [pixele]	Opóźnienie [ms]	Pobór mocy [W]
EyeLink 1000	2000	0.25°	0.01°	60 - 150	b.d.	2	b.d.
Tobii Pro Spectrum	1200	0.3°	0.06°	55 – 75	384x105	2.5	60
Tobii Pro Fusion	250	0.4°	0.3°	50 – 80	b.d.	12	7.5

Problemem stacjonarnych systemów śledzenia wzroku jest jednak potencjalny ruch głowy użytkownika względem skalibrowanej pozycji początkowej. W celu eliminacji wynikającego z tego błędu opracowane zostały układy z przenośnym układem akwizycji, lecz podłączonym do stacjonarnej jednostki analitycznej. Taki system śledzenia wzroku

umieszczany jest w stałej pozycji względem oczu użytkownika – zazwyczaj na jego głowie. Tego typu systemy zmuszone są bazować na fizycznie mniejszych kamerach, co skutkuje pogorszeniem ich rozdzielczości, a w konsekwencji i dokładności samego systemu śledzenia wzorku. Systemy te umożliwiają dowolny ruch głowy użytkownika i obserwację otaczającego go otoczenia. Idea takiego systemu przedstawiona została na rysunku 2.16.



Rys. 2.16. Idea systemu śledzenia wzroku z mobilnym układem akwizycji (źródło Pupil Labs)

Przykładem takiego układu jest system Pupil Core firmy Pupil Labs. Jest to układ nakładany na głowę użytkownika wyposażony w dwie kamery obserwujące oczy i jedną otoczenie przed użytkownikiem. Układ akwizycji połączony jest przewodowo z jednostką analityczną, na której odbywa się przetwarzanie zarejestrowanych danych. Urządzenie to przedstawione zostało na rysunku 2.17.



Rys. 2.17. System śledzenia wzroku Pupil Core firmy Pupil Labs

System ten bazuje na iluminacji typu ciemnej źrenicy. Oświetlacze wraz z kamerami zamontowane są poniżej oczu użytkownika. System ten uważany jest obecnie za jeden z najdokładniejszych układów z mobilną akwizycją i dlatego często wykorzystywany jest

w literaturze, jako system referencyjny. Główne parametry tego systemu przedstawione zostały w tabeli 2.2.

Tab. 2.2. Parametry urządzenia Pupil Core firmy Pupil Labs

	Szybkość [Hz]	Dokładność	Precyzja	Rozdzielczość obrazu oczu [pixele]	Opóźnienie [ms]	Pobór mocy [W]
Pupil Core	200	0.6°	0.02°	192x192	8.5	b.d.

Innym przykładem systemu śledzenia wzroku z mobilnym układem akwizycji obrazu jest rozwiązanie zamontowane w Vive Pro Eye. Twórcą rozwiązania jest również firma Tobii Technology. System ten zintegrowany jest z HMD – urządzeniem generującym obraz wirtualnej rzeczywistości oraz śledzącym ruchy głowy użytkownika. Urządzenie to podłączone jest przewodowo ze stacjonarną jednostką analityczną. Wygląd urządzenia przedstawiony został na rysunku 2.18 poniżej.



Rys. 2.18. System śledzenia wzroku firmy Tobii Technology zintegrowany z goglami Vive Pro Eye

System ten dostarcza użytkownikowi obraz wirtualnego środowiska (zależny od pozycji i orientacji głowy), a następnie monitoruje punkt skupienia wzroku w tej rzeczywistości. Jest on w stanie śledzić wzrok do aż do 55° wychylenia gałki ocznej względem osi. (Lohr, Friedman, and Komogortsev 2019). Parametry urządzenia przedstawione zostały w tabeli 2.3.

Tab. 2.3. Parametry urządzenia Vive Pro Eye (Sipatchin, Wahl, and Rifai 2020)

	Szybkość [Hz]	Dokładność	Precyzja RMS	Opóźnienie [ms]	Pobór mocy [W]
Vive Pro Eye	120	0.5° - 1.1°	b.d.	~100	b.d.

Rozwinięciem idei mobilnych układów śledzenia wzroku jest system w pełni przenośny. Umożliwia to monitorowanie oczu na rzeczywistych bodźcach w naturalnym środowisku człowieka. Analiza informacji obrazowej zawarta jest wtedy w mobilnym urządzeniu analitycznym. Te jednostki obliczeniowe przetwarzają obrazy ze znacznie mniejszą szybkością niż układy stacjonarne. Dodatkowo czas działania systemu ograniczony jest pojemnością akumulatora urządzenia (zazwyczaj 1-2h). To z kolei wymusza kompromis pomiędzy wydajną pracą, a czasem pracy.

Przykładem w pełni mobilnych systemów z funkcjonalnością śledzenia wzroku użytkownika są np. Hololens 2, czy Tobii Pro Glasses 3. Pierwszy z nich śledzi wzrok w czasie rzeczywistym i wykorzystuje te dane w aplikacjach. Drugi natomiast zapisuje na bieżąco obrazy oczu na karcie pamięci, lecz analiza i estymacja punktu fiksacji na obrazie realizowana jest dopiero na komputerze po eksporcie danych do dedykowanego programu. Tobii Pro Glasses 3 przedstawiony został na rysunku 2.19.



Rys. 2.19. Przykład przenośnego systemu Tobii Pro Glasses 3 (Van Der Meulen, Kun, and Shaer 2017)

Analizując wizyjne systemy śledzenia wzroku zauważyć można, iż mobilne systemy mają znacznie mniejszą dokładność i szybkość działania. Związane jest to wymogami obliczeniowymi dla analizy każdej kolejnej klatki obrazu. Mniej wydajny procesor będzie skutkował mniejszą szybkością przetwarzania. To z kolei skutkuje mniejszymi możliwościami analitycznymi urządzenia. Aby utrzymać stałą funkcjonalną szybkość działania systemu ($>60/90$ Hz) konieczne staje się zastosowanie kamer o mniejszych rozdzielczościach. To z kolei prowadzi do zmniejszenia dokładności i precyzji układu śledzenia wzroku.

Jedną z metod pozwalających na zmniejszenie ilości obliczeń jest metoda skanowania obszaru oka po określonej krzywej (XY). W 2015 firma AdHawk Microsystems jako pierwsza wypuściła na rynek HMD, w którym zastosowała śledzenie wzroku metodą skanowania zwierciadłem MEMS. Ich produkt przedstawiony został na rysunku 2.20. W 2017 roku Microsoft zgłoszeniem US20190056599A1 opatentował śledzenie wzroku przy użyciu

ruchomego zwierciadła MEMS poprzez kanał optyczny, które dedykowane jest do przyszłych rozwiązań serii HoloLens. Żadne z tych rozwiązań nie zostało jednak dobrze opisane w literaturze, a producenci nie udostępniają szczegółowych parametrów urządzeń.



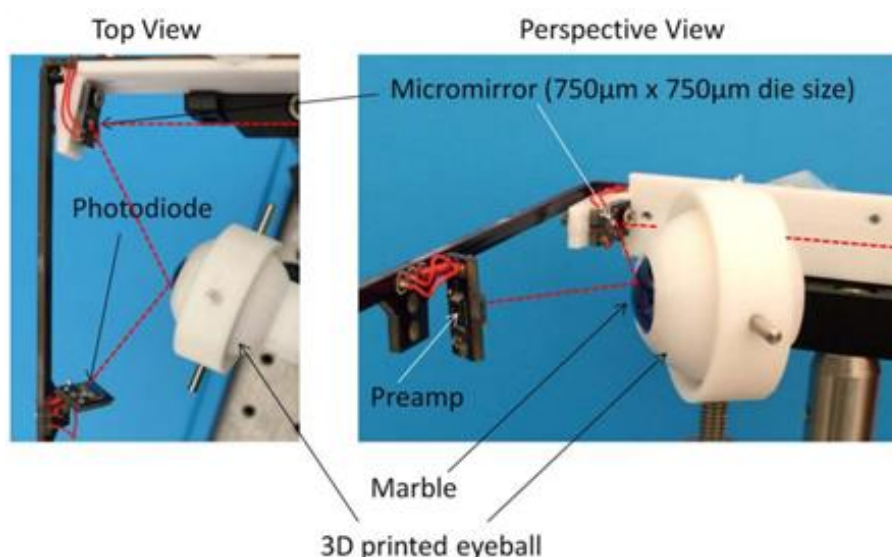
Rys. 2.20. HMD firmy AdHawk Microsystems (źródło AdHawk Microsystems)

Parametry systemu śledzenia wzorku firmy AdHawk Microsystems przedstawione zostały w tabeli 2.4 poniżej. Brak jest jednak danych dotyczących części istotnych paramentów, których producent nie udostępnia na tym etapie produkcji.

Tab. 2.4. Parametry urządzenia firmy AdHawk Microsystems (źródło: strona producenta)

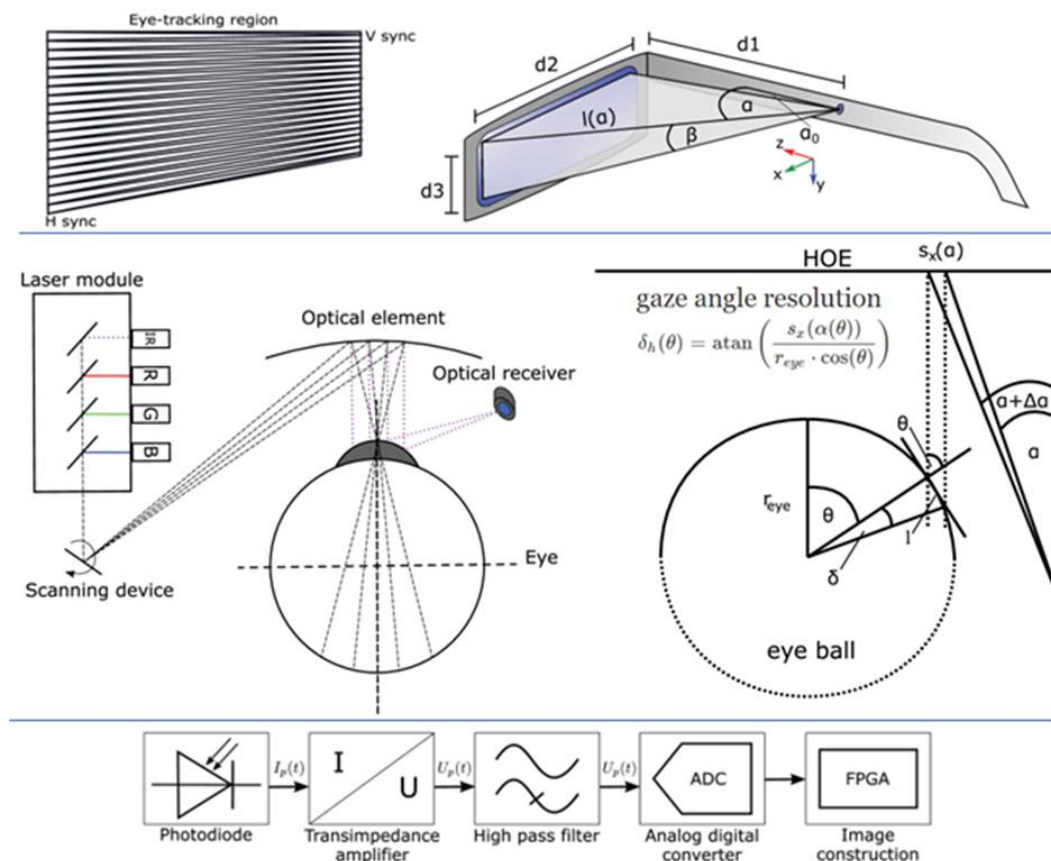
	Szybkość [Hz]	Rozdzielczość	Dokładność	Opóźnienie [ms]	Pobór mocy [W]
AdHawk Microsystems HMD	750 - 2250	0.25°	b.d.	1.8	0.6

Jedna z publikacji opisała tego typu prace w 2015 roku (Sarkar et al. 2015). Finansowane one były przez m.in. Agencja Zaawansowanych Projektów Badawczych Departamentu Obrony DARPA (ang. Defense Advanced Research Projects Agency). Zaproponowany został wtedy system bazujący na ruchomym zwierciadle MEMS pracującym w zakresie wychyleń 65 stopni oś W oraz 25 w osi H, z częstotliwością rezonansową 5 kHz. Opracowano stanowisko pomiarowe, które zaprezentowane zostało na rysunku 2.21. Jako emiter użyta została laser oświetlający gałkę oczną pod kątem 30 stopni, poprzez zmianę wychylenia zwierciadła MEMS. Obiektem badanym była jednak gałka oczna wydrukowana na drukarce 3D. Dokładność wyznaczania pozycji środka źrenicy systemu autorzy estymują na około 1°, przy pracy z częstotliwością 5 kHz.



Rys. 2.21. Stanowisko pomiarowe badanego układu

Wydajnie obliczeniowo metody śledzenia wzroku oparte na technikach skaningowych są również bardzo interesujące dla zastosowania w systemach rozszerzonej rzeczywistości (ang. Augmented Reality, AR). Przykładem może być opracowany w 2020 roku układ (Meyer, Schlebusch, Fuhl, et al. 2020), który zaprezentowany został na rysunku 2.22. Celem badaczy było opracowanie systemu śledzenia wzroku o możliwie najmniejszym poborze mocy, dostosowanym do przenośnych urządzeń. Autorzy użyli ruchomego zwierciadła MEMS o częstotliwości osi 60 Hz, skanującego powierzchnię gałki ocznej w zakresie wychyleń $\pm 20^\circ$ horyzontalnie oraz $\pm 10^\circ$ wertykalnie. Zastosowano laser klasy 1, który oceniono zgodnie z normą bezpieczeństwa IEC 60825-1. Emitował on stałą wiązkę z mocą 670 μW. Sensor użyty do śledzenia wzroku wymagał około 11 mW. Łącznie układ wymagał znacznie mniej mocy względem przeciętnej wartości dla tego typu systemów (>150 mW).



Rys. 2.22. Układ skanowania MEMS dla systemu AR (Meyer et al. 2020)

Badania dokładności systemu śledzenia przeprowadzono na podstawie pomiarów wykonanych w oparciu o 9-punktową kalibrację w przestrzeni WH. Dokładność śledzenia wzroku wyniosła od $0,22^\circ$ do $0,32^\circ$. Zmniejszała się ona wraz z wychyleniem zwierciadła w osi W. Autorzy jednak, w celu dalszego przetworzenia zebranych przez detektor danych, syntezyowali z nich obraz 2D. Mogli dzięki temu w stanie zastosować algorytmy estymacji pozycji źrenicy, używanych do metod obrazowych (VOG circular binary features - CBF). Obliczania estymacji dla zebranych danych, wykonywane były dlatego na jednostce PC.

Odmienne podejście stanowi system opracowany w 2017 roku o nazwie InvisibleEye (Tonsen et al. 2017), jednak jego celem również była minimalizacja ilości zbieranych danych pomiarowych. Zastosowano w nim 4 mikro-kamery o rozdzielczościach 5×5 pixeli mogące być umieszczone w oprawkach dedykowanych okularów. Na podstawie zarejestrowanych wcześniej obrazów oczu system „nauczony” został charakterystycznych cech obrazów pojawiających się dla poszczególnych wychyleń gałki ocznej. Opracowany układ był w stanie uzyskać dokładności na poziomie 1.79° (Tonsen et al. 2017).

Istnieje również kilka innych publikacji (Meyer, Schlebusch, Spruit, et al. 2020; Sarkar et al. 2017; Wan et al. 2018), jednak ich liczba w tym zakresie jest niewielka, co świadczy o tym, iż jest to (w sensie naukowym) mało eksplorowany obszar (zastrzeżony patentami itp.). Z tego względu również dostęp do rzeczywistych parametrów takich systemów jest utrudniony lub niemożliwy

Podsumowując dostępne na rynku i opisane w literaturze sprzętowe rozwiązania śledzenia wzroku można wyraźnie stwierdzić, że są one w znacznej większości oparte o stacjonarne systemy wizyjne. Oferują one dobrą dokładność, precyzję oraz niską szybkość funkcjonowania systemu. Działają one jednak jedynie w zakresie dedykowanego monitora. Systemy z mobilnym układem akwizycji są w stanie monitorować odpowiedzi z rzeczywistych bodźców wzrokowych, jednak ich dokładność jest mniejsza od poprzednich w związku z zastosowaniem kamer o mniejszej rozdzielczości. Przeniesienie układu przetwarzania do przenośnej jednostki analitycznej umożliwia pełną mobilność użytkownika i niezależność od stacjonarnych systemów. Dokładność i szybkość działania takich systemów jest jednak jeszcze mniejsza. Spadek ten związany jest z mniejszymi możliwościami obliczeniowymi mobilnych jednostek analitycznych. Zależność ta uniemożliwia zastosowanie wizyjnych systemów śledzenia wzroku w mobilnych rozwiązaniach przy zachowaniu wysokiej dokładności i szybkości funkcjonowania systemu. Niewielka szybkości działania systemu ogranicza rodzaje ruchów oczu, które mogą być wykryte. Nie ma w literaturze kryterium podziału urządzeń ze względu ten parametr. Przyjmuje się jednak, iż mikroruchy gałki ocznej występują co około 70 ms i zazwyczaj trwają 5-15 ms (Otero-Millan et al. 2008). Oznacza, to, iż do ich wykrycia potrzebny jest system o szybkości przynajmniej 100-200 Hz. Przy tej prędkości nie ma jednak gwarancji, iż czas próbkowania wykrytego ruchu przypadnie w maksymalnym punkcie jego amplitudy. Aby więc poprawnie zmierzyć ich przebieg, częstość próbkowania powinna być przynajmniej 2-5 razy większa. Preferowany dlatego byłby system o szybkości śledzenia powyżej 1000 Hz. Porównanie przeanalizowanych metod przedstawiony zostało w tabeli 2.5.

Tab. 2.5. Parametry urządzeń śledzenia wzroku

	Typ	Szybkość [Hz]	Rozdzielczość	Dokładność	Opóźnienie [ms]	Pobór mocy [W]
Tobii Pro Spectrum	PC	1200	384x105 pixeli	0.3°	2.5	60
Vive Pro Eye	PC	120	b.d.	0.5° - 1.1°	~100	b.d.
Pupil Core	μC	200	192x192 pixeli	0.6°	8.5	b.d.

AdHawk Microsystems	μC	750 - 2250	0.25°	b.d.	1.8	0.6
Sarkar 2015 eye-tracking MEMS	PC	5000	-	1°	b.d.	b.d.
Meyer 2020 AR eye- tracking	PC	60	-	$0,25^\circ$	b.d.	b.d.
InvisibleEye	μC	b.d.	4 x (5x5)	1.79°	b.d.	b.d.

Z analizy wynika, iż urządzenia o wysokiej dokładności oraz szybkości działania istnieją obecnie jedynie w oparciu o obrazowe metody śledzenia wzroku bazujące na jednostkach PC. Dostępne są również rozwiązania niebazujące na obrazie, które są w stanie zaoferować parametry podobne lub nawet lepsze od tych, wykorzystujących kamery. Przykładem takich potencjalnych rozwiązań wydają się metody oparte na skanowaniu XY. Ich implementacja techniczna, w rozwiązaniach rynkowych, oparta jest o mikrokontrolerowy system analityczny

Analiza wykazała, iż istnieje możliwość opracowania wydajnych obliczeniowo sprzętowych rozwiązań śledzenia wzroku bazujących na rozwiązaniach nie wykorzystujących kamer wizyjnych. W związku z powyższym podejście takie stanowiło podstawę badań opisanych w niniejszej pracy. Jako system referencyjny dla nowych metod użyty został układ bazujący na metodzie wizyjnej. W ramach pracy opracowane zostały również autorskie metody estymacji pozycji źrenicy, gdyż istniejące rozwiązania były dostosowane do wyłącznie do obrazowych danych pomiarowych. Pominięty został natomiast aspekt algorytmów detekcji konkretnych ruchów, gdyż zarówno I-VT, jak i I-DT mogą zostać użyte w opracowanej metodzie. Przeprowadzono jednak analizę oraz badania wpływu ruchów oczu na dokładność estymacji pozycji źrenicy.

3. Nowoczesne techniki badawcze

Eksperyment jest kontrolowanym badaniem naukowym, którego celem jest zrozumienie i wyjaśnienie zjawiska poprzez manipulację jednym lub kilkoma zmiennymi niezależnymi, a następnie obserwację i pomiar zmian zmiennych zależnych. Metody eksperymentalne stosuje się dopiero wtedy, gdy złożoność danego problemu uniemożliwia rozwiązanie go metodami dedukcyjnymi. Proces badań naukowych pozwala na tworzenie modeli (matematycznych, fizycznych, komputerowych) obiektów rzeczywistych.

Model jest reprezentacją obiektu odwzorowującą jego istotne właściwości na innej bazie materialnej niż rzeczywistość. W latach pięćdziesiątych ubiegłego stulecia rozpoczął się rozwój narzędzi informatycznych, które umożliwiły tworzenie modeli i badanie ich za pomocą komputerów. Rozwój modelowania (procesu budowy modelu) i symulacji był równoległy do postępu technologicznego sprzętu komputerowego i metod informatycznych. Obecnie model jest używany do badań i stanowi uproszczenie rzeczywistego systemu. Modele mogą być:

- poglądowe, służące do prezentacji systemu,
- symulacyjne, służące do badania zachowania systemu.

Symulacje modeli komputerowych są niezwykle ważnym narzędziem w badaniach naukowych, ponieważ pozwalają na badanie zachowania systemów lub zjawisk w kontrolowanych warunkach, bez konieczności prowadzenia kosztownych i czasochłonnych badań empirycznych. Przykładem takich symulacji mogą być eksperymenty na modelach matematycznych np. w środowisku MATLAB. Symulacje modeli mogą również pomóc w odkryciu niemożliwych do przewidzenia efektów lub zjawisk, które mogą pojawić się w rzeczywistych systemach. Rzetelność symulacji komputerowych jest uzależniona jednak od dokładności użytego modelu (Durán 2018).

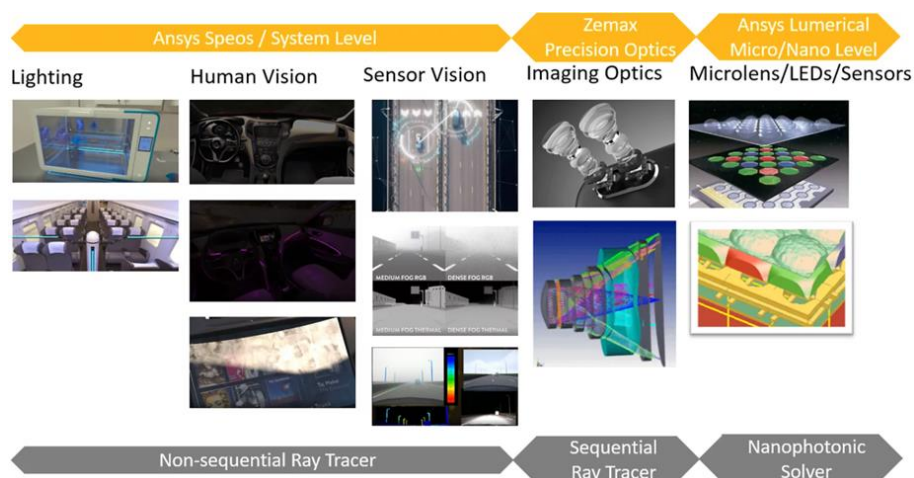
Jednym z zastosowań symulacji komputerowych są badania *in silico* (łac. w krzemie). Terminem tym określa się eksperymenty przeprowadzane wewnątrz środowiska wirtualnego przy użyciu komputerowych modeli obiektów. Stanowi ono przeciwieństwo terminu "*in vivo*", który odnosi się do badań przeprowadzanych na żywych organizmach, lub "*in vitro*", odnoszącego się do badań przeprowadzanych w sztucznych środowiskach laboratoryjnych. Symulacje *in silico* mogą być stosowane w różnych dziedzinach, takich jak biologia, chemia, fizyka, inżynieria, ekonomia i wiele innych. Przykłady zastosowań symulacji *in silico* to modelowanie procesów metabolicznych w organizmach żywych, symulowanie działania leków

lub bodźców fizycznych i ich wpływu na organizm, projektowanie nowych materiałów o określonych właściwościach lub symulowanie przepływu cieczy w maszynach. Symulacje takie mogą być przeprowadzane na poziomie pojedynczych komórek, gdzie mogą pomóc w badaniu procesów biochemicznych, takich jak przepływ jonów, sygnałów elektrycznych czy chemiotaksji. Na poziomie całych struktur tkanek lub narządów umożliwiają badanie wpływu urazów (mechanicznych, termicznych i chemicznych). Analizując wyniki takiej symulacji można ocenić efekty tych oddziaływań, co może pokazać jak skutecznie im przeciwdziałać. Symulacje *in silico* używane są często do oceny jakie oddziaływania i dawki leków są bezpieczne dla pacjentów oraz gdzie jest granica tego bezpieczeństwa.

Badania *in silico* mogą być również wykorzystane do projektowania i testowania urządzeń mających np. kontakt z tkankami człowieka, takich jak implanty, stenty, protezy itp. Dzięki nim można zoptymalizować projekt urządzenia i przyspieszyć proces jego wdrażania. Symulacje takie mogą również służyć do oceny bezpieczeństwa różnych substancji chemicznych, takich jak pestycydy, kosmetyki, leki itp. Dzięki temu można uniknąć testowania na zwierzętach i zmniejszyć liczbę eksperymentów na ludziach. Duża dostępność modeli matematycznych wiernie odzwierciedlających funkcjonowanie obiektów o fizycznych oraz biologicznych cechach, umożliwia uzyskiwanie wysokiej dokładności wyników przeprowadzanych symulacji. Modele takie są zazwyczaj zwalidowane eksperymentami fizycznymi, co potwierdza ich poprawność. Publikowane w ostatnich latach przeglądy literatury dotyczącej symulacji *in silico* wykazują dużą liczbę (nawet kilkaset rocznie) publikacji w tym zakresie (Colquitt, Colquhoun, and Thiele 2011; Fukunishi, Higo, and Kasahara 2022; Riggs et al. 2021).

Innym przykładem wykorzystania symulacji komputerowych jest oprogramowanie wspomagające obliczenia inżynierskie CAD (ang. computer aided engineering). Środowisko to, pozwala na symulację już nie tylko modelu matematycznego, ale trójwymiarowej geometrii obiektu w oparciu o wbudowany silnik fizyczny. Operuje ono wtedy dodatkowo na modelu geometrii 3D takiego obiektu. Przykładem może być firma ANSYS, która od 1970 roku jest największym producentem tego typu oprogramowania. Obecnie środowisko to wykorzystywane jest do symulacji systemów w wielu dziedzinach, w tym w inżynierii mechanicznej, elektrycznej, chemicznej i materiałowej. Oprogramowanie to stosuje wiele różnych metod obliczeniowych, takich jak metoda elementów skończonych (FEM) czy metoda elementów brzegowych (BEM), co pozwala na uzyskanie bardzo precyzyjnych wyników. Dzięki systemom tego typu przeprowadzana jest obecnie większość symulacji inżynierskich.

Używane są one również w zakresie optoelektroniki, gdzie dedykowanymi programami są np. ANSYS Zemax OpticStudio lub ANSYS SPEOS. Przykład zintegrowanego procesu symulacji optycznej przedstawiony został na rysunku 3.1.



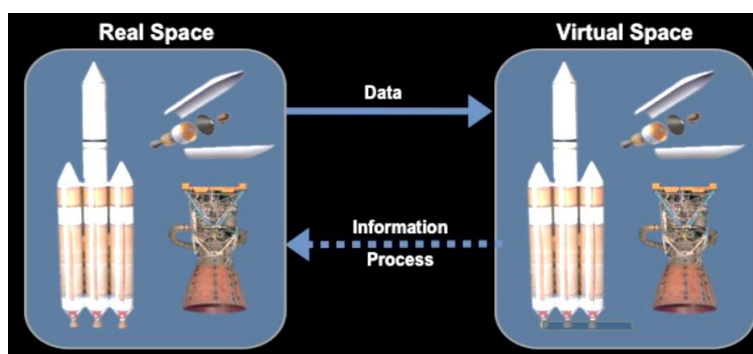
Rys. 3.1. Przykład zintegrowanego procesu symulacji optycznej (ANSYS 2020)

Kolejnym etapem ewolucji symulacji komputerowych jest koncepcja cyfrowego bliźniaka (ang. digital twin, DT). Jest to wirtualna reprezentacja zamierzonego lub rzeczywistego fizycznego produktu, systemu lub procesu, która służy jako skutecznie nieodróżnialny cyfrowy odpowiednik tego produktu do celów praktycznych, takich jak symulacja, integracja, testowanie, monitorowanie i konserwacja. Łączy w sobie zarówno cechy obiektu fizycznego oraz cyfrowego odwzorowania w wirtualnej przestrzeni. Cyfrowy bliźniak ma za zadanie naśladować zachowanie rzeczywistego obiektu lub systemu w sposób jak najbardziej realistyczny (Singh et al. 2021).

W porównaniu z symulacją, która jest tworzona na podstawie uproszczonych modeli i matematycznych równań, cyfrowy bliźniak jest tworzony na podstawie danych zebranych w czasie rzeczywistym z rzeczywistych obiektów lub systemów, co pozwala na uzyskanie bardziej realistycznych i dokładnych wyników.

Idea takiego procesu nie jest wcale nowym zjawiskiem. Jednym z pierwszych, ale z pewnością najpopularniejszym zastosowaniem tej idei była misja Apollo 13. Pojazd kosmiczny został uszkodzony podczas lotu i podjęto decyzję o odwzorowaniu go w symulatorze, co umożliwiło opracowanie najważniejszych procedur w misji ratunkowej. Chociaż koncepcja powstała wcześniej, pierwsza praktyczna definicja cyfrowego bliźniaka pochodzi od NASA, gdy podejmowano prace w celu ulepszenia symulacji modelu fizycznego

statku kosmicznego w 2010 roku. Cyfrowe bliźniaki są wynikiem ciągłego doskonalenia w zakresie projektowania produktów i działań inżynierskich. Rysunki produktów i specyfikacje techniczne przeszły od ręcznego szkicowania przez CAD do inżynierii systemów opartej na modelach (ang. Model-based systems engineering, MBSE) i ścisłego powiązania z danymi od fizycznego odpowiednika. Technologia cyfrowego bliźniaka stanowi jeden z filarów transformacji Przemysłu 4.0. W 2018 roku Lockheed Martin umieścił Digital Twin na liście sześciu „game-changing technologies” dla przemysłu obronnego. Idea symulacji w technologii cyfrowego bliźniaka przedstawiona została na rysunku 3.2 poniżej.

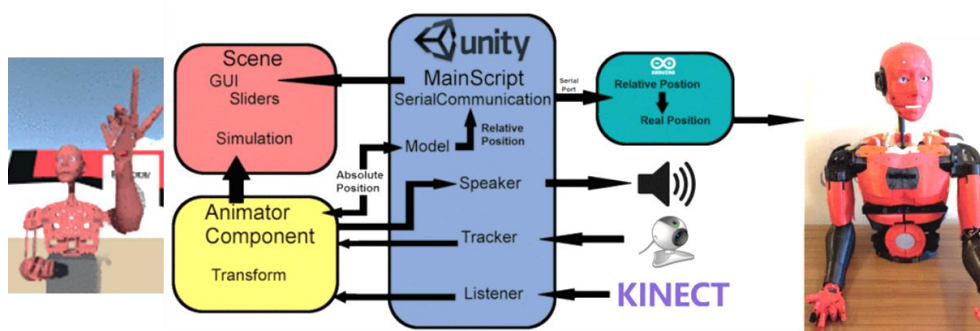


Rys. 3.2. Koncepcja Digital Twin przedstawiona przez Michaela Grieves’a w 2014 roku w jego „Digital Twin White Paper” (Grieves, 2014)

W dziedzinie inżynierii i technologii cyfrowy bliźniak może być wykorzystywany do symulowania i modelowania zachowania rzeczywistych obiektów lub systemów. Dzięki temu możliwe staje się badanie ich właściwości i zachowania w różnych warunkach, a także testowanie różnych scenariuszy bez konieczności bezpośredniego ingerowania w rzeczywistość. W medycynie cyfrowy bliźniak może być wykorzystywany do modelowania i symulowania funkcjonowania organizmów lub ich części, co pozwala na badanie chorób, tworzenie nowych metod diagnostycznych i terapeutycznych, a także przewidywanie skutków leczenia. W dziedzinie nauk społecznych i ekonomii cyfrowy bliźniak może być wykorzystywany do modelowania zachowania ludzi, firm czy całych rynków, co pozwala na badanie skutków różnych działań i decyzji w różnych scenariuszach.

Przykładem zastosowania tej technologii może być opracowany w 2015 roku „The Robot Engine, TRE” (Bartneck et al. 2015). Jest to silnik symulacji HRI (ang. human-robot interaction) utworzony przy pomocy środowiska wirtualnego. Autorzy publikacji dokonali porównania możliwości różnych środowisk programistycznych (CryEngine, Unreal Engine, Unity) pod kątem możliwości implementacji swoich rozwiązań. Wybrali oni środowisko wirtualne Unity, ze względu na otwartą architekturę plug-in. Do środowiska wprowadzane były

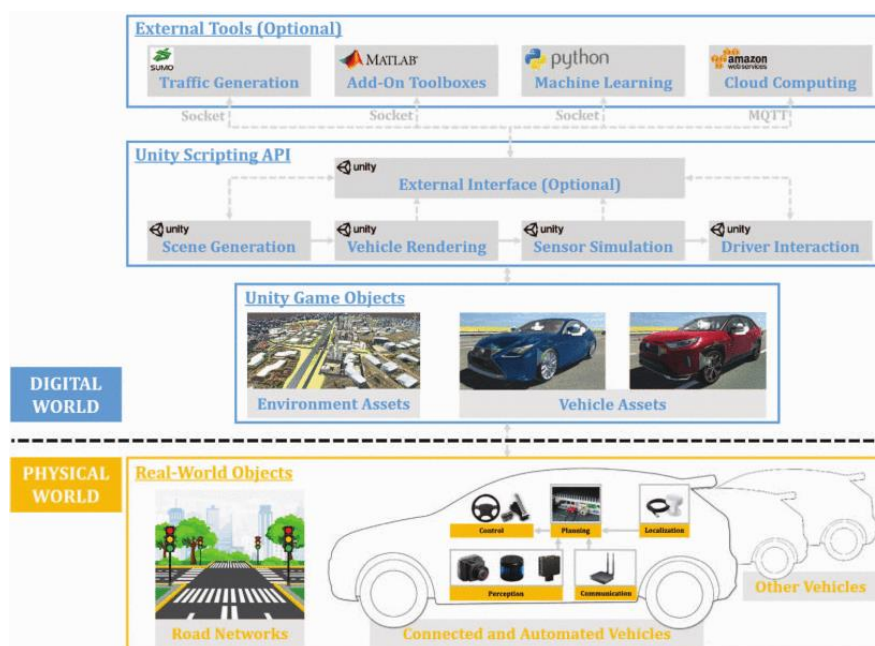
dane użytkownika poprzez sensory rozpoznawania głosu, ruchów (MS Kinect) oraz analizy obrazu (OpenCV). Dane te były następnie przetwarzane w czasie rzeczywistym w środowisku w Unity, które decydowało o odpowiedzi prezentowanej przez wirtualny model robota. Formułował on działanie na działanie człowieka w formie wykonywanego ruchu oraz generowania komend głosowych (ang. Text-to-Speech, TTS). Środowisko Unity symulowało efekty tych zmian w odniesieniu do rzeczywistego otoczenia robota (zaimplementowano system kolizji) oraz ograniczeń ruchowych jego ramion. Wyznaczona optymalna ścieżka ruchu przesyłana była do fizycznego urządzenia. Schemat działania zaprezentowany został na rysunku 3.3.



Rys. 3.3. Schemat działania systemu (Bartneck et al., 2015)

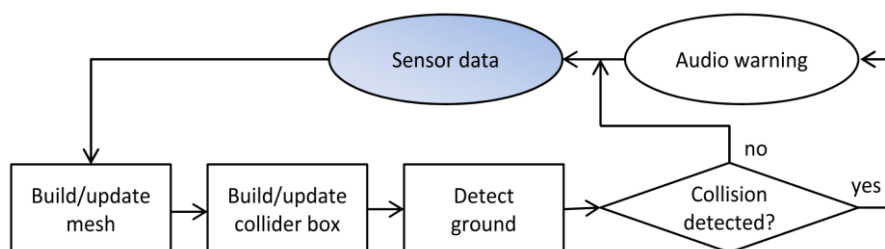
W 2021 opublikowane zostały badania chińskich naukowców (Wang, Han, and Tiwari 2021), w których użyli oni środowiska wirtualnego (Unity) dla przeprowadzenia symulacji w technologii cyfrowego bliźniaka dla połączonych i zautomatyzowanych pojazdów (ang. Connected and autonomous vehicles (CAVs)). Wirtualny świat podzielono na 3 warstwy. W obrębie pierwszej z nich znajdują się obiekty geometryczne, na podstawie których odbywa się symulacja części sprzętowej systemu (ang. hardware). Na drugiej warstwie w środowisku Unity umieszczono skryptowe API, które obejmują symulację oprogramowania rzeczywistego urządzenia (ang. software). Na ostatniej warstwie znajdują się połączenia do urządzeń zewnętrznych (np. SUMO, MATLAB, python i/lub AWS), które używane są do ulepszenia funkcjonalności symulacji. W zaprezentowanej publikacji opisano studium przypadku spersonalizowanego adaptacyjnego tempomatu (P-ACC), aby pokazać skuteczność proponowanej symulacji Digital Twin, w której system ACC można zaprojektować tak, aby spełniał preferencje każdego kierowcy za pomocą przetwarzania w chmurze. Autorzy zaprezentowali skutecznie działający system oraz zapowiedzieli jego dalszy rozwój poprzez implementację dodatkowych modułów (np. Robot Operating System, ROS) oraz wdrożenie realistyczne modele komunikacji bezprzewodowej, takie jak dedykowana komunikacja

krótkiego zasięgu (DSRC) lub komórkowa-V2X (C-V2X), aby umożliwić dalsze badania nad komunikacyjnymi aspektami aplikacji CAV. Schemat oprogramowania wykorzystanego w ich pracy zaprezentowany został na rysunku 3.4.



Rys. 3.4. Architektura symulacji w cyfrowym świecie bliźniaka świata fizycznego (Wang et al., 2021)

W 2017 roku, jako projekt wspólny USA, Brazylii oraz Arabii Saudyjskiej, opracowany został nowatorski system, który pomagał użytkownikom niedowidzącym w wykrywaniu przeszkód podczas nawigacji w pomieszczeniach (Jafri et al. 2017). Badacze stworzyli oprogramowanie w środowisku wirtualnym (w oprogramowaniu Unity) oparte na danych pochodzących z sensorów VIS oraz IR urządzenia Google Project Tango Tablet Development Kit. Pozycja i orientacja użytkownika wraz z trójwymiarową rekonstrukcją otaczającego go środowiska była w czasie rzeczywistym odtwarzana w przestrzeni wirtualnej. System dokonywał analizy zależności geometrycznych 3D, na bazie której wykrywał potencjalne kolizje, a następnie informował użytkownika o wszelkich przeszkodach za pomocą alertów dźwiękowych. Schemat systemu zaprezentowany został na rysunku 3.5.



Rys. 3.5. Schemat systemu (Jafri et al., 2017)

Zauważyć można, iż badania przeprowadzane z użyciem technologii cyfrowego bliźniaka często używają oprogramowania Unity do odtworzenia w świecie wirtualnym modelu rzeczywistego systemu. Przykładem mogą być badania silnika elektrycznego (Rassolkin et al. 2020), prototypowania funkcjonowania systemów wbudowanych (ang. embedded system) (Pasternak et al. 2018), programowanie oraz symulacja robotów FANUC (Garg, Kuts, and Anbarjafari 2021), bezzałogowych pojazdów latających UAV (Yang, Meng, and Zhu 2020), synchronizacji rzeczywistej oraz wirtualnej linii produkcyjnej (Wu et al. 2019), sterowanie rzeczywistym systemem robotów przemysłowych z wewnątrz wirtualnej rzeczywistości (Kuts et al. 2019), zarządzanie systemem magazynowym przy użyciu UAV (Chen et al. 2020) czy testów algorytmów sztucznej inteligencji oraz uczenia maszynowego (Juliani et al. 2018).

Środowisko Unity oprócz szerokiego zastosowania w branży produkcyjnej, lotniczej oraz samochodowej używane bywa również w dziedzinie Optoelektroniki. Przykładem mogą być badania pod kątem laserowego wspomagania montażu (Meier et al. 2021), symulacji sensorów LIDAR czy kamer RGBD (Adikari et al. 2020; Babaians et al. 2018; Craighead, Burke, and Murphy 2008). Narzędzie to wykorzystywane było również do porównywania obrazów generowanych przez rzeczywisty system oraz jej wirtualny odpowiednik (Liu et al. 2019; Santos Ferrer, González Chévere, and Manian 2014; Winter et al. 2017).

Jak wywnioskować można z powyższego opisu, środowisko Unity jest szeroko wykorzystywane do odtwarzania i symulacji złożonych systemów rzeczywistych. Oprogramowanie to pozwala na opracowanie skutecznie nieodróżnialnego odpowiednika takiego systemu w środowisku wirtualnym. Narzędzie to, wymaga jednak znacznej mocy obliczeniowej, aby móc odzwierciedlać funkcjonowanie systemów przy jednoczesnym renderowaniu obrazów o zadanych parametrach. Dlatego zastosowanie tego oprogramowania w przemysłowych oraz naukowych pracach można odnaleźć po roku 2015/2016, podczas gdy najwięcej publikacji występuje dopiero po 2020 roku.

Ze względu na wyniki powyższej analizy, w niniejszej pracy **do symulacji algorytmów i modeli matematycznych użyto środowiska MATLAB. Na potrzeby eksperymentów w środowisku wirtualnym z wykorzystaniem geometrii 3D użyte zostało natomiast oprogramowanie Unity.**

4. Metodyka i cele pracy

Analizy przeprowadzone w poprzednich rozdziałach wykazały, iż do optometrycznych badań dotyczących dynamiki ruchów oczu konieczny jest system pozwalający na szybkość ($>500\text{Hz}$) i dokładną ($<0.1^\circ$) rejestrację danych. W związku z powyższym zaproponowano użycie mikrozwierciadła MEMS w torze optycznym układu pomiarowego wraz z algorytmami akwizycji danych i estymacji pozycji źrenicy. Założono również opracowanie autorskich algorytmów estymacji pozycji źrenicy na podstawie danych skanowania. Sformułowany został więc cel główny pracy:

Przeprowadzenie badań autorskiej metody estymacji pozycji źrenicy w oparciu o rozwiązanie techniczne bazujące na skanowaniu obszaru oka zwierciadłem MEMS 2D.

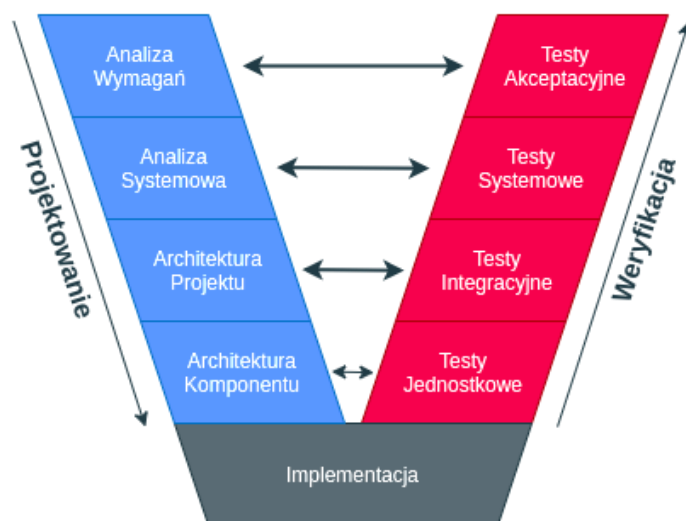
Na drodze do realizacji celu głównego wyróżnić można było kilka etapów, z których bardzo istotnym dla całej metodyki procesu badań były symulacje komputerowe. Możliwość ich użycia w procesie badawczym zależała bezpośrednio od jakości użytych narzędzi symulacyjnych. Z względu na brak dostępnych narzędzi dedykowanych do tego celu, sformułowany został cel szczegółowy, jakim było:

Opracowanie i walidacja wirtualnego symulatora układu pomiarowego oraz obiektów badań

Perspektywicznym celem zrealizowanych prac jest opracowanie alternatywy dla przenośnych systemów eye-trackingowych, które to mogłyby bez korzystania z analizy obrazowej (przy jednoczesnym zaangażowaniu mniejszych mocy obliczeniowych), uzyskiwać podobne, a nawet lepsze parametry niż stacjonarne wizyjne systemy śledzenia wzroku. Dodatkowo zweryfikowana została przydatność wirtualnego symulatora istotnie wspierającego klasyczny model pozyskiwania i analizy danych eksperymentalnych pochodzących z pomiarów fizycznych. Zaproponowane rozwiązanie symulacyjne z użyciem środowiska VR, pokazuje jednocześnie jaki potencjał badawczy mogą zaoferować rozwiązania typu in silico.

Metodyka badań opierała się na koncepcji projektowania, testowania i walidowania systemów dynamicznych określanej jako MBD (ang. Model-Based Design). Cykl zadań wynikających z przyjętej metodyki może być opisany poprzez model V (ang. V-Model). Zaprezentowany on został na rysunku 4.1 poniżej. Jest to model wytwarzania oparty na pętli analizy, projektowania, testowania i przekazania do użytku. Oparty jest na połączeniu dwóch cykli życia: projektowania i wytwarzania, który jest stosowany w szeroko pojętej inżynierii

systemów. Lewa strona diagramu reprezentuje wymagania i analizy dla tworzonego systemu. Prawa natomiast jego integrację, testy i walidację. Głównym założeniem tego modelu jest to, iż wymagania niższego poziomu muszą być zwalidowane przed przystąpieniem do testów wyższego poziomu.



Rys. 4.1. Graficzna reprezentacja modelu V (Leśniczek 2021)

W ramach prac badawczych prowadzonych zgodnie z przyjętą metodyką, opierano się na pięciu głównych technikach:

1. Symulacjach MIL (ang. Model-in-the-Loop) – Symulacja działania modelu całkowicie w narzędziu symulacyjnym. Testowana jest logika i poprawność kodu programu.
2. Symulacjach SIL (ang. Software-in-the-Loop) – Kolejny etap badań, gdzie opracowane algorytmy analizy testowane są na danych wygenerowanych na rzeczywistym stanowisku pomiarowym.
3. Symulacjach PIL (ang. Processor-in-the-Loop) – Następny krok, gdzie algorytmy analizy uruchamiane są na emulatorze rzeczywistego procesora.
4. Symulacjach HIL (ang. Hardware-in-the-Loop) – Model systemu testowany jest w specjalnie stworzonym, wirtualnym środowisku czasu rzeczywistego, który reprezentuje fizyczne urządzenie. HIL pomaga przetestować zachowanie algorytmów sterowania bez fizycznych prototypów.
5. Symulacjach cyfrowego bliźniaka – Testy wirtualnego modelu układu pomiarowego w oparciu o dane pozyskane ze stanowiska rzeczywistego.

Ze względu na to, iż badania przeprowadzane były w analitycznej pętli sprzężenia zwrotnego, to oparte zostały o część symulacyjną oraz fizyczną. Podczas prac opracowany został model tworzonego systemu, na podstawie którego opracowane zostały symulatory – numeryczny oraz wirtualny. Pierwszy z nich bazuje na środowisku MATLAB, drugi na środowisku Unity. Opracowane zostało fizyczne stanowisko pomiarowe, na bazie którego przeprowadzono walidację wirtualnego symulatora. Dla wybranych konfiguracji stanowisk przeprowadzone zostały symulacje wirtualne.

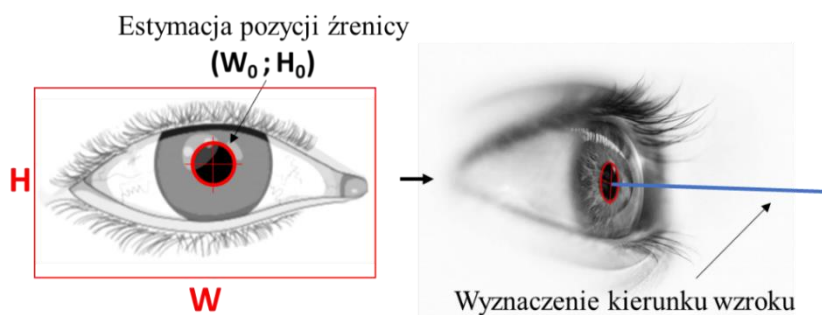
W kolejnych rozdziałach pracy opisano wyniki kolejno przeprowadzanych symulacji. Analiza MIL przeprowadzana była w środowisku MATLAB. Testowana była możliwość syntezy danych pomiarowych w oparciu o obrazy z rzeczywistych systemów śledzenia wzroku (komercyjne urządzenie Pupil Labs). Projektowane oraz testowane były algorytmy autorskich metod estymacji pozycji źrenicy. W ramach symulacji SIL, programowa implementacja tych algorytmów w środowisku MATLAB była testowana w oparciu o dane wygenerowane na rzeczywistym stanowisku pomiarowych (akwizycja prostych kształtów i modeli). Równolegle przeprowadzane były badania, gdzie danymi wejściowymi były wektory pomiarów *in silico*, uzyskanych w zewnętrznym, wirtualnym symulatorze układu akwizycji. Dzięki niemu, możliwe było dostarczenie do analizy danych, których uzyskanie nie było możliwe ze względów technicznych. Dlatego właśnie, symulacje SIL stanowiły najobszerniejszy element badań, opisanych w niniejszej pracy. Przeprowadzono również symulację PIL, w której opracowane algorytmy testowane były na emulowanym w środowisku MATLAB procesorze rzeczywistego mikrokontrolera. Przeprowadzone zostały również proste symulacje HIL, w których funkcjonował model analityczny (w środowisku MATLAB, odzwierciedlając kod wgrywany na mikrokontroler), który przetwarzał dane pomiarowe generowane *in silico* (na wirtualnym symulatorze układu akwizycji).

5. Estymacja pozycji źrenicy metodą skanowania XY

W niniejszym rozdziale opisana została autorska metoda estymacji pozycji źrenicy. Bazuje ona na ruchomym zwierciadle MEMS 2D. Powierzchnia oka jest selektywnie oświetlana promieniowaniem laserowym za pośrednictwem ruchomego mikrozwierciadła. Sygnał odbity od powierzchni oka rejestrowany jest przez detektor punktowy, obejmujący swym polem widzenia cały obszar oka, w obrębie którego przemieszcza się skanująca plamka lasera. Autorska metoda nazwana została metodą skanowania XY.

5.1. Opis metody

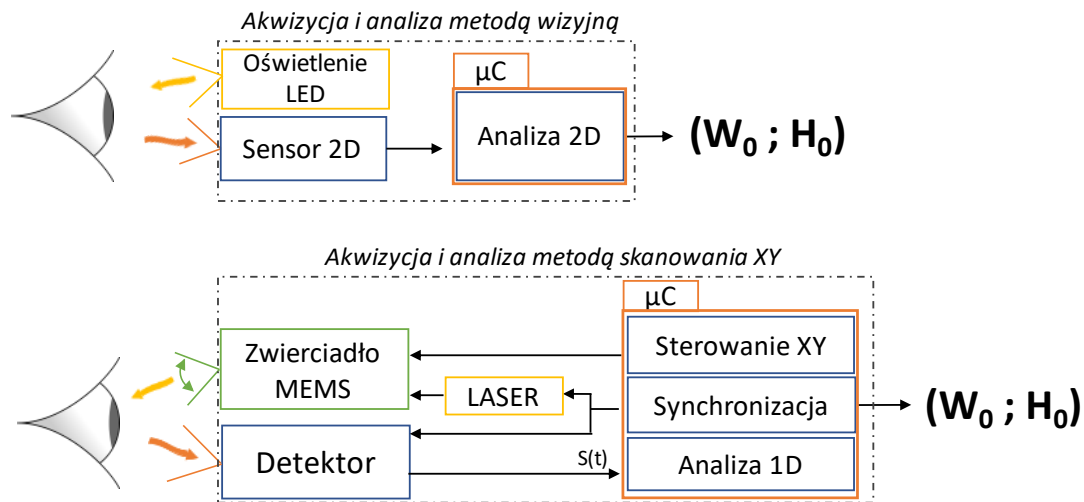
Jak wspomniane zostało w rozdziale 2, wizyjne systemy śledzenia wzroku w aspekcie akwizycji danych bazują w większości na kamerach wideo (VIS lub IR). Z punktu widzenia przetwarzania danych najczęściej wyznaczana jest pozycja źrenicy (jako współrzędne obrazowe (W_0, H_0)), a na jej podstawie kierunek wzroku. Proces taki zilustrowany został na rysunku 5.1.



Rys. 5.1. Etapy wyznaczania kierunku wzroku

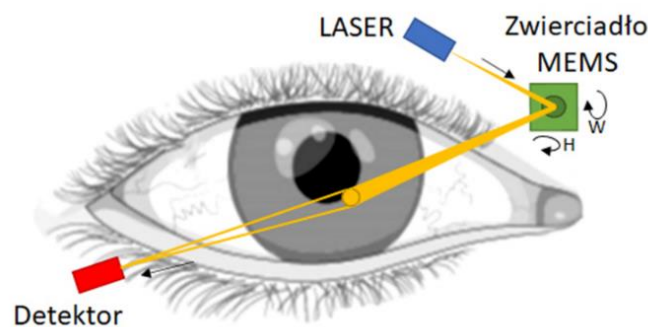
Proces estymacji pozycji źrenicy w autorskiej metodzie różni się jednak od tego stosowanego dla sensorów 2D. W eye trackerze „wizyjnym” procesor odpowiada za przechwycenie obrazu, a następnie jego przetworzenie pod kątem określenia pozycji środka źrenicy w układzie współrzędnych obrazowych. W zaproponowanej metodzie układ analizy i akwizycji osiąga ten sam cel (estymacja pozycji środka źrenicy) poprzez realizację nieco innych zadań. Jest odpowiedzialny za wysterowanie zwierciadła MEMS, a także synchroniczną akwizycję próbek z wyznaczonym przez algorytm odstępem czasu. Odpowiada również za dalsze przetwarzanie przechwyconego sygnału (w postaci serii próbek) w celu estymacji

pozycji źrenicy. Schemat układu analitycznego przedstawiony został na rysunku 5.2. Dalszy proces wyznaczenia kierunku wzroku w oparciu o współrzędne źrenicy jest natomiast zbliżony dla obu metod.



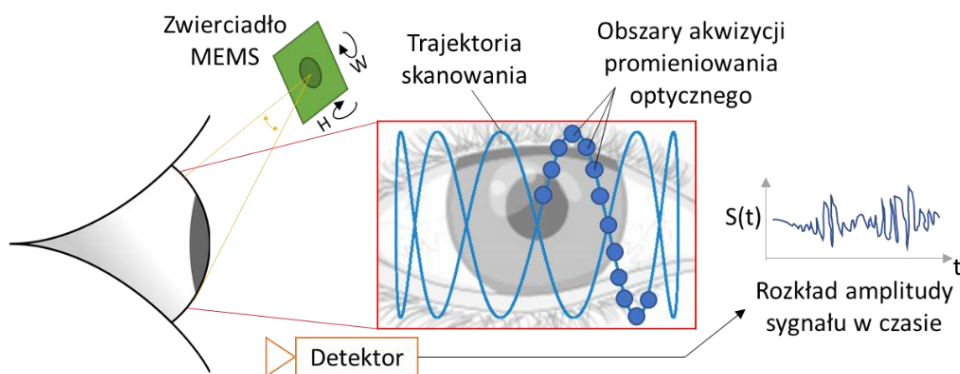
Rys. 5.2. Schemat układu analitycznego estymacji pozycji źrenicy dla sensora 2D oraz autorskiej metody skanowania XY

Część optyczna proponowanego rozwiązania jest bardziej rozbudowana względem optyki sensora obrazowego. Mimo, iż w zaproponowanym rozwiązaniu detektor w każdym pomiarze (dla chwilowej rotacji W oraz H zwierniadała) obserwuje całą powierzchnię oka, to jednak wartość rejestrowanego sygnału jest proporcjonalna do odbitego promieniowania padającej plamki laserowej na oświetlaną powierzchnię. Zostało to zaprezentowane ideowo na rysunku 5.3. Ze względu na potencjalne zastosowanie układu w HMD układ akwizycji umieszczony musi być poza osią oka i bazować na technice ciemnej źrenicy. Oznacza to, iż niska wartość sygnału na detektorze podczas skanowania oznaczać będzie przejście wiązki skanującej przez obszar źrenicy.



Rys. 5.3. Ilość sygnału jaki dociera do detektora w metodzie skanowania XY

Poprzez wychylenie zwierciadła MEMS w dwóch osiach zmienia się położenie oświetlonego obszaru w czasie. Wiązka lasera pada na ruchome zwierciadło, które poprzez swoje wychylenie skanuje („punktowo” oświetla) badany obszar. Ze względu na to, iż oświetlenie różnych części oka skutkuje inną wartością odbitego promieniowania zmienia się również intensywność odbierana na detektorze. Ze względu na charakterystykę pracy zwierciadła plamka lasera przemieszcza się po określonej krzywej. Zależnie od zastosowanego algorytmu detektor przeprowadza akwizycje kolejnych punktów pomiarowych, z różnym odstępem czasowym względem sygnału synchronizacyjnego. Przedstawiona na rysunku niebieska plamka, to obszar oświetlania. To właśnie z tego obszaru pochodzi znaczna część rejestrowanego przez detektor sygnału w danym momencie czasowym. Sygnałem wyjściowym układu akwizycji jest więc wektor amplitudy w funkcji czasu. Idea układu akwizycji przedstawiona została na rysunku 5.4.



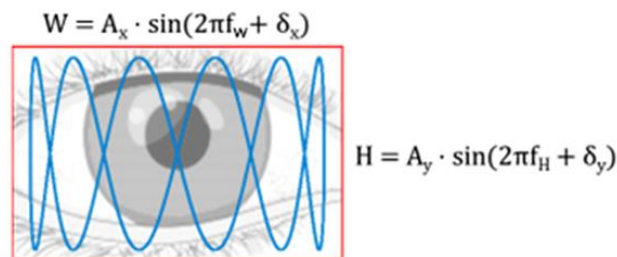
Rys. 5.4. Idea akwizycji sygnału metodą skanowania XY

Większość dostępnych na rynku zwierciadeł MEMS oferuje wychylenie w jednej lub dwóch osiach. Te funkcjonujące dwuosiowo najczęściej pracują w trybie rezonansowym (ang. bi-resonant). Jedna z osi w takim układzie zawsze ma mniejszą częstotliwość od drugiej, w związku z czym występuje tu podział na oś szybką i wolną. Dostępne są również modele z jedną lub nawet dwiema osiami sterowanymi liniowo, jednak ich parametry są znacznie niższe od tych rezonansowych (pod względem maksymalnych: zakresu wychylenia i częstotliwości pracy). W związku z powyższym do dalszych prac przyjęty został model zwierciadła MEMS pracujący w dwóch osiach w trybie rezonansowym. Wektor normalny przyłożony do płaszczyzny dwuosiowego zwierciadła pracującego w trybie rezonansowym kreśli (w przybliżeniu) krzywą Lissajous na oświetlanej powierzchni (gałki ocznej). Trajektoria ruchu opisana jest wzorem 5.1 przedstawionym poniżej i jest bezpośrednio zależna od częstotliwości pracy poszczególnych osi zwierciadła.

$$\begin{aligned}x(t) &= A \cdot \sin(at + \delta) \\y(t) &= B \cdot \sin(bt + \delta)\end{aligned}\tag{5.1}$$

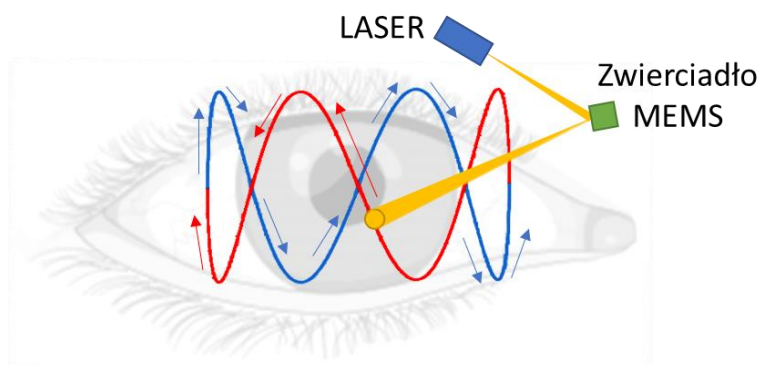
gdzie: A, B – stałe, a, b – informacja o częstotliwościach osi, δ – przesunięcie fazowe osi,

Stosunek częstotliwości obu osi w praktyce oznacza, ile okresów osi szybkiej (H) przypadnie na pojedynczy okres osi wolnej (W). Na rysunku 5.5 poniżej przedstawiono model krzywej skanowania na płaszczyźnie WH.



Rys. 5.5. Model krzywej skanowania

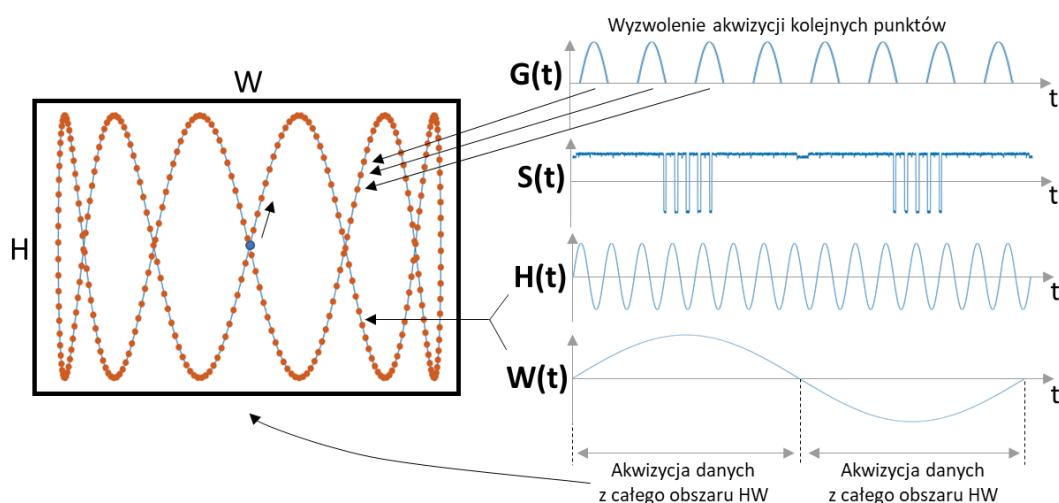
Poprzez ruch (wychylenie) zwierciadła MEMS oświetlony punkt zmienia swoje położenie po ścieżce zależnej od parametrów ruchu zwierciadła (krzywa Lissajous). Podczas jednego okresu osi wolnej zwierciadła układ skanuje obszar roboczy dwukrotnie. Proces ten przedstawiono na rysunku 5.6 poniżej.



Rys. 5.6. Ruch plamki lasera podczas skanu

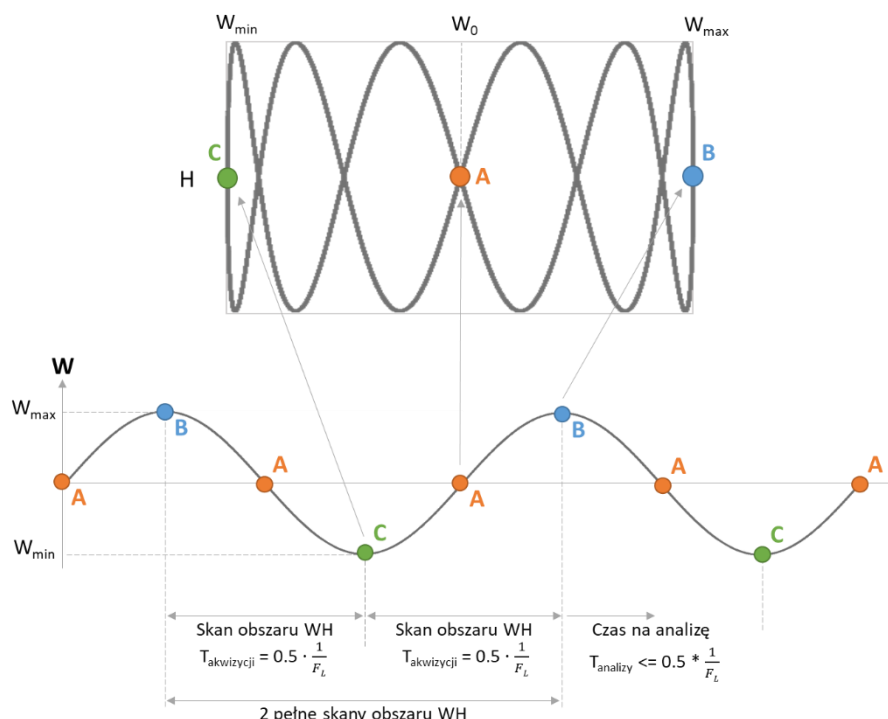
Podczas okresu osi wolnej zwierciadła (podwójnego skanu w jednej z osi) wykonywanych jest jednocześnie szereg skanów w prostopadłej do niej płaszczyźnie osi szybkiej. Dlatego za pojedynczy skan badanego obiektu traktowano pół okresu osi wolnej. W jego trakcie, ilość skanów wzdłuż osi szybkiej zależy do stosunku częstotliwości obu osi.

Aby zapewnić poprawne funkcjonowanie zwierciadła MEMS mikrokontroler generuje szereg sygnałów sterujących. Dwa harmoniczne sygnały – $W(t)$ oraz $H(t)$ - odpowiedzialne są za wychylenie zwierciadła w obu osiach. Tworzony jest również sygnał $G(t)$, odpowiedzialny za inicjowanie momentu akwizycji punktów pomiarowych (pojawienie się impulsu wyzwala akwizycję). Dodatkowo, wyznaczany jest odstęp czasowy – nazwany dT – pomiędzy początkami okresów W i H . Służy on do synchronizacji sygnałów sterujących i korekty przesunięcia fazowego pomiędzy nimi w pojedynczym okresie osi wolnej. Mikrokontroler odpowiedzialny jest za przetwarzanie sygnału $S(t)$ – czyli wektora kolejnych, przechwyconych przez detektor, punktów pomiarowych. Na rysunku 5.7 przedstawiono ideę opisanych sygnałów wraz z ich graficzną reprezentacją.



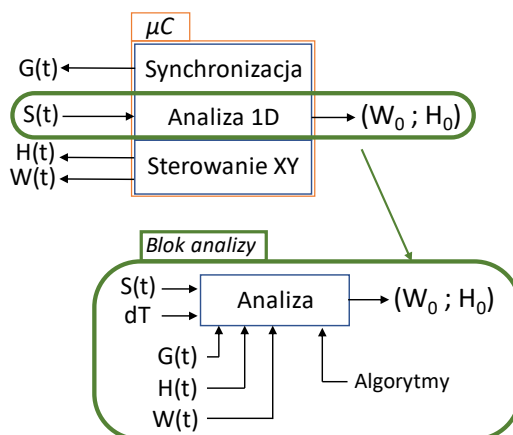
Rys. 5.7. Graficzna reprezentacja sygnałów generowanych i przetwarzanych przez mikrokontroler

W momencie rozpoczęcia ruchu wychylenie zwierciadła jest zerowe w obu osiach. Obserwowany obszar znajduje się pośrodku płaszczyzny WH w punkcie A . W miarę przyrostu wychylenia obszar skanowania przemieszcza się w stronę jego maksymalnej wartości (W_{max}). Osiąga ją w punkcie B , który znajduje się w 0.25 okresu osi wolnej. Następnie do połowy okresu następuje powrót do punktu A . Kolejnym etapem jest wychylenie w kierunku wychylenia minimalnego (W_{min}). Skrajne wychylenie osiągnięte jest w punkcie C w 0.75 okresu. W dalszej części następuje powrót do punktu A od którego rozpoczyna się kolejny okres pracy osi wolnej. Ze względu na to, iż podczas pojedynczego okresu osi wolnej obszar roboczy skanowany jest dwukrotnie (z punktu B do C i z C do B), to do analizy danych może zostać wykorzystane pozostałe pół okresu. Na rysunku 5.8 przedstawiono punkty charakterystyczne krzywej skanowania.



Rys. 5.8. Punkty charakterystyczne wychyleń osi W

W celu wyznaczenia współrzędnych punktu (W_0, H_0) , przez mikrokontroler przeprowadzana jest analiza uwzględniająca 5 sygnałów - sygnał $S(t)$ pochodzący z detektora, dwa wektory $(W(t)$ i $H(t))$ sterujące osiami zwierciadła oraz wartość odstępu czasowego dT (dla synchronizacji sygnałów w osiach W i H). Dodatkowo uwzględniana jest informacja (zawarta w sygnale $G(t)$) o kolejnych momentach czasowych, w których przeprowadzana była akwizycja punktów pomiarach. W oparciu o te dane, zaimplementowane algorytmy są w stanie określić przestrzenną pozycję kolejnych punktów pomiarowych. Ogólny schemat sygnałów przetwarzanych w obrębie bloku analizy przedstawiony został na rysunku 5.9.



Rys. 5.9. Sygnały biorące udział w analizie danych pomiarowych

Na całkowity czas procesu analizy wpływa bezpośrednio zastosowany algorytm oraz ilość danych do przetworzenia. Istotne z tego względu było założenie operowania na możliwie jak najmniejszej liczbie punktów pomiarowych oraz zaproponowanie algorytmów, dla których ta ilość byłaby wystarczająca.

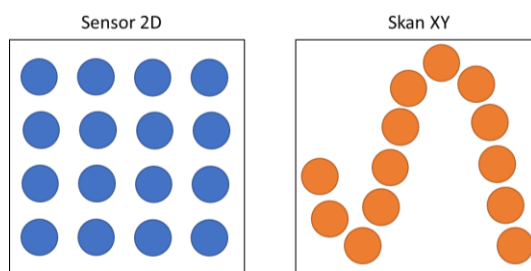
Efektem końcowym przetwarzania danych w bloku analizy są współrzędne położenia źrenicy. W zaproponowanym rozwiązaniu to jej kształt jest wykorzystywany do estymacji jej punktu środkowego (zarówno krawędzie jak i obszar wewnętrzny). Do opracowania procesów analitycznych, które byłyby efektywne czasowo oraz nie wymagałyby dużej ilości danych konieczne było przeanalizowanie zagadnień wpływających na ten proces. Określony musiał być ich wpływ zarówno na dokładność estymacji punktu środkowego źrenicy, jak i czas potrzebny na przeprowadzenie tej analizy. Istotnymi zagadnieniami okazały się między innymi:

- metody wykrywania punktów leżących na krawędzi źrenicy,
- wpływ ilości punktów leżących na krawędzi źrenicy na określenie współrzędnych środka,
- wpływ ilości punktów pomiarowych przypadających na okres osi wolnej zwierciadła,
- wpływ wielkości obszaru detekcji,
- dobór kształtu krzywej (stosunku częstotliwości pracy osi zwierciadła),
- wpływ położenia zwierciadła względem oka (nierównomierny rozkład krzywej skanowania),
- wpływ położenia, orientacji i wielkości oka wewnątrz obszaru skanowania.

W docelowym rozwiązaniu (rozumianym jako parametry przewidziane do fizycznej implementacji) wielkości takie jak częstotliwość pracy osi zwierciadła, ilość zbieranych próbek czy średnica obszaru detekcji będą stałe. Z tego względu dobór ich wartości będzie kompromisem pomiędzy szybkością i dokładnością. Aby móc dobrać te parametry optymalnie należy znać wpływ poszczególnych zagadnień/czynników na proces analizy. Dlatego opracowanie efektywnych czasowo i obliczeniowo procesów analitycznych wymagało realizacji w tym zakresie stosownych symulacji. Przeprowadzone badania symulacyjne opisane zostały w dalszych rozdziałach pracy.

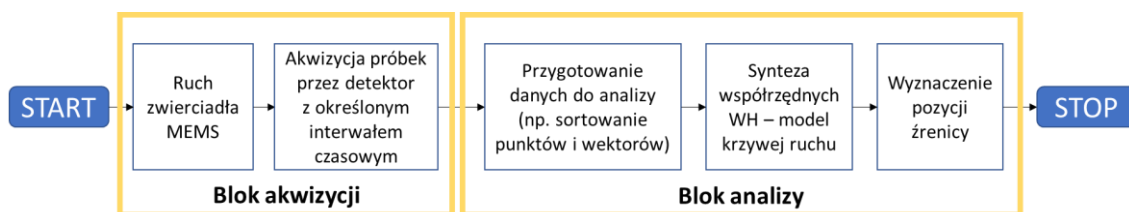
5.2. Algorytmy wyznaczania środka źrenicy

Rozkład punktów pomiarowych na płaszczyźnie WH w metodzie skanowania XY różni się względem dostępnych danych dla sensora 2D. W przypadku sensora 2D rozkład na płaszczyźnie jest równomierny i wynika z ułożenia pikseli na matrycy. W metodzie skanowania XY punkty pomiarowe leżą na krzywej wynikającej z wychylenia zwierciadła MEMS. Z tego względu konieczne było opracowanie nowych algorytmów estymacji położenia źrenicy. Idea różnicy w rozkładzie punktów pomiarowych w formie wycinka obszaru roboczego przedstawiona została na rysunku 5.10.



Rys. 5.10. Rozkład punktów pomiarowych dla metody sensora 2D oraz skanu XY

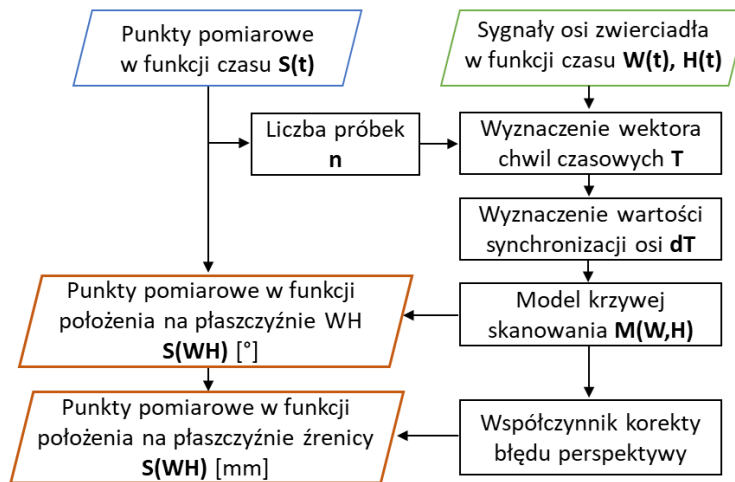
Ze względu na wyżej wymienione różnice opracowany został nowy algorytm dla procesów akwizycji i analizy danych skanowania. Ogólny algorytm przedstawiony został na rysunku 5.11.



Rys. 5.11. Ogólny algorytm akwizycji i analizy dla metody skanowania XY

Metoda ta opiera się na akwizycji intensywności odbitego promieniowania w miejscach wynikających z ruchu plamki po krzywej, z synchronizacją do początku okresu osi wolnej i w momentach czasowych określonych przyjętą częstotliwością próbkowania ($G(t)$). Po zarejestrowaniu, dane pomiarowe muszą zostać przygotowywane do analizy. Ich wstępne przetwarzanie składa się z 2 etapów. W pierwszej kolejności tworzony jest matematyczny model ruchu plamki lasera po powierzchni oka (na podstawie $W(t)$ oraz $H(t)$). Jest to konieczne, aby przypisać kolejnym próbkom współrzędne obrazowe zbliżone do rzeczywistego położenia plamki lasera w momencie ich akwizycji. Do określonych zastosowań (np. uwzględnienia

ruchu gałki ocznej) istnieje również możliwość oszacowania rzeczywistego położenia punktu na płaszczyźnie źrenicy W tym celu wyniki położenia na płaszczyźnie WH (w funkcji wychylenia osi zwierciadła) przemnażana jest przez współczynnik korekty błędu perspektywy. Wyznaczany jest on w oparciu o model geometryczny układu pomiarowego. Ideowy algorytm wyznaczania pozycji punktów pomiarowych na płaszczyźnie WH przedstawiony został na rysunku 5.12.

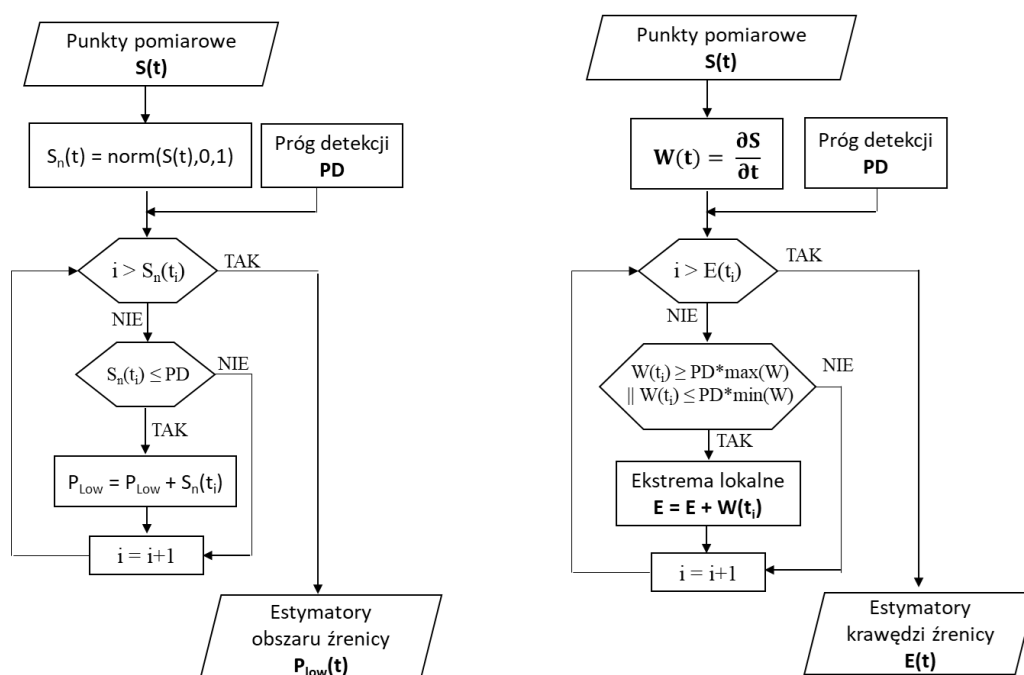


Rys. 5.12. Algorytm wyznaczania położenia punktów pomiarowych na płaszczyźnie WH

Drugim etapem wstępnego przetworzenia danych jest wyodrębnienie punktów, które potencjalnie znajdują się w obszarze ciemnej źrenicy. Wyznaczane są one w oparciu o ustalony parametr progu detekcji, określanego dalej jako PD . Definiuje on wartość progową, po przekroczeniu której próbka zaliczona zostanie na poczet punktów potencjalnie leżących w obszarze źrenicy. Określone w ten sposób punkty mogą być zarówno zbiorem wszystkich wartości poniżej PD (estymatory obszaru źrenicy) lub jedynie punktami występującymi przy przejściu przez próg detekcji PD (estymatory krawędzi źrenicy). PD może zostać użyty do ekstrakcji charakterystycznych punktów bezpośrednio z danych pomiarowych $S(t)$ lub poprzez pośredni wektor (pochodnej spróbowanego sygnału po czasie), obrazujący dynamikę zmian intensywności odbitego promieniowania – $W(t)$. Równanie 5.2 prezentuje matematyczny sposób jego wyznaczania.

$$W(t) = \frac{\partial S}{\partial t} \quad (5.2)$$

Algorytmy wyznaczania obu tych wektorów przedstawione zostały na rysunku 4.13. W toku dalszej analizy, w oparciu o te punkty (o znanym już położeniu przestrzennym) estymowany jest środek źrenicy.



Rys. 5.13. Algorytmy wyodrębnienia punktów przekraczających próg detekcji (po lewej: estymatory obszaru źrenicy, po prawej: estymatory krawędzi źrenicy)

Ze względu na to, iż pozycja źrenicy w metodzie skanowania XY może być określona na kilka sposobów przygotowane zostały trzy osobne warianty tej metody. Różnią się one zarówno procesem akwizycji danych, jak również analizą pozyskanych danych.

5.2.1. Metoda lokalnego skupienia

Pierwszy wariant metody bazuje na analizie rozkładu lokalnego minimum na płaszczyźnie WH. Akwizycja punktów pomiarowych odbywa się z określonym interwałem czasowym po krzywej z synchronizacją do początku okresu osi wolnej. W toku analizy wyodrębniane są te punkty pomiarowe dla których wartość jest niższa od określonego progu.

Wyznaczane jest następnie wśród nich lokalne skupienie przestrzenne. W tym celu używany jest parametr maksymalnego rozmiaru zbioru, oznaczany jako $D_{\max}$. Określa on maksymalną średnicę rozkładu przestrzennego lokalnego skupienia punktów pomiarowych. Na

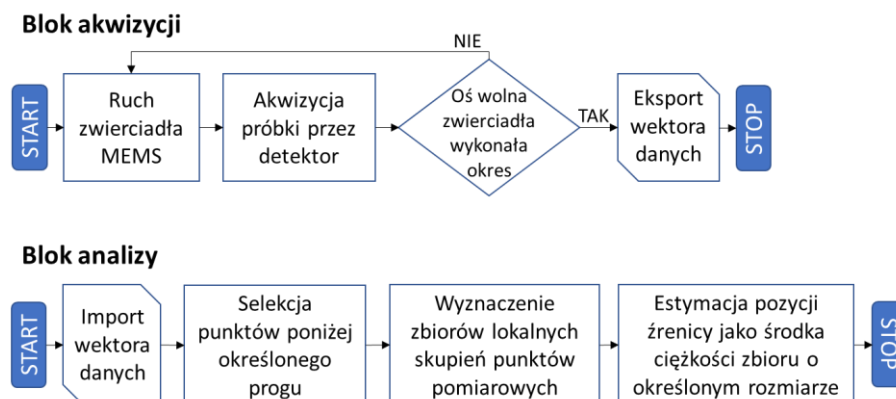
równaniu 4.3 przedstawiono konwersję zbioru punktów pomiarowych do wektora w funkcji ich położenia przestrzennego (W i H). Następnie w oparciu o parametr maksymalnego rozmiaru zbioru, kolejne punkty przypisywane są do lokalnych skupisk. Na równaniu 5.4 zaprezentowano metodę wyznaczania środka ciężkości dla określonego wcześniej zbioru punktów.

$$P(W, H) = \left[\frac{\sum_i S_w}{i} ; \frac{\sum_i S_H}{i} \right] \quad (5.3)$$

$$C(W, H) = \left[\frac{\int W P_i(W) dW}{A} ; \frac{\int H P_i(H) dH}{A} \right] \quad (5.4)$$

gdzie: i – jest numerem kolejnej próbki, A – jest polem figury, $S_i(w)$ – współrzędną osi W dla punktu S_i ,

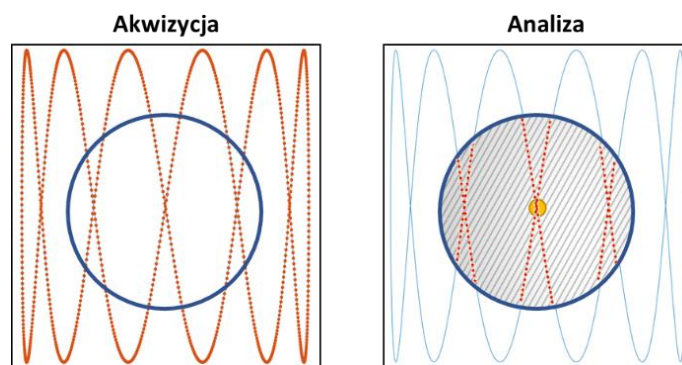
Proces ten, powtarzany jest 2-krotnie. Przy drugiej iteracji sprawdzana jest odległość punktów (jako wypadkowa WH) wchodzących w skład obszarów lokalnych skupień, liczona od ich środków ciężkości. Pozwala ona na odrzucenie punktów, które pojedynczo spełniały indywidualne kryteria odległości dla osi W oraz H, ale po weryfikacji zmienną wypadkową (rzeczywistą odległością na płaszczyźnie WH), leżały poza obszarem lokalnego skupienia. W toku analizy wyodrębniony zostaje zazwyczaj pojedynczy obszar, który estymuje punkty leżące wewnątrz źrenicy. Środek ciężkości wyznaczonego skupienia estymuje współrzędne środka źrenicy. Wariant ten został nazwany dlatego metodą lokalnego skupienia. Algorytm tego wariantu metody przedstawiony został na rysunku 5.14.



Rys. 5.14. Algorytmy procesu akwizycji i analizy wariantu lokalnego skupienia

Zaletą tego wariantu jest mała liczba procesów w bloku analizy. Wadą natomiast to, iż wykonanie ich wymaga kilkukrotnej iteracji po tych samych punktach pomiarowych. Warunkiem poprawnego działania jest również określenie przewidywanego rozmiaru zbioru dla

opisującego źrenicę oka. Wizualizacja procesów akwizycji i analizy w wariancie lokalnego skupienia przedstawiona została na rysunku 5.15.



Rys. 5.15. Wizualizacja procesu akwizycji i analizy wariantu lokalnego skupienia

5.2.2. Metoda dopasowania elipsy

Nie wszystkie punkty pomiarowe przekraczające próg detekcji PD będą leżeć wewnątrz obszaru źrenicy. Część z nich wywołana może zostać przez rzęsy, krawędź twardówki, dodatkowe odbicia, itd. Dlatego drugi wariant opiera się na analizie estymatorów jedynie krawędziowych punktów źrenicy. W przeciwieństwie do poprzedniej metody, nie są tu już brane pod uwagę punkty występujące (potencjalnie) wewnątrz jej obszaru, ale jedynie te występujące na granicy.

W celu ekstrakcji charakterystycznych cech wektora danych zarejestrowanych przez detektor, wyznaczana jest pochodna sygnału obrazująca dynamikę zmian intensywności odbitego promieniowania w funkcji czasu. Jego lokalne ekstrema informują o przejściu wiązki przez krawędź źrenicy. Dla tych punktów określana jest pozycja w przestrzeni 2D na podstawie wcześniej utworzonego modelu ruchu. Wynikiem tych operacji są punkty leżące w przybliżeniu na obwodzie źrenicy. Estymatory krawędzi źrenicy wyznaczane są na podstawie analizy lokalnych ekstremów pochodnej próbkowanego sygnału $W(t)$, co wcześniej dokładniej zaprezentowane zostało na rysunku 5.13.

Metoda ta, w celu eliminacji błędów (spowodowanych wykryciem nieprawidłowych punktów) wykorzystuje dodatkowo cechę charakterystyczną źrenicy – eliptyczność jej kształtu. Punkty estymowane jako leżące na krawędzi źrenicy są więc wynikiem dopasowania w/w punktów do matematycznego modelu elipsy. Pozycja środka źrenicy estymowana jest dopiero wyznaczonym punktem środka elipsy. Dzięki temu na wyznaczone współrzędne nie mają wpływu błędne punkty, leżące z dala od wyznaczonej krawędzi źrenicy. Równanie elipsy jako

krzywej stożkowej, zaprezentowane zostało na równaniu 5.5. Na równaniu 5.6 przedstawiono funkcję dopasowania metodą najmniejszych kwadratów (bez wag). Równanie 5.8 przedstawia estymator używany do dopasowania punktów elipsy, w skład którego wchodzi zależność X , zaprezentowana na równaniu 5.7. Docelowe równanie (5.8) można dodatkowo poddać normalizacji przez zmienną $(-f)$, ponieważ parametr jest uwzględniany dopiero w toku dalszych obliczeń. Dlatego wstępnie zakładane jest, iż wynosi on -1 , co umożliwia wyznaczenie pozostałych parametrów: a , b , c , d oraz e .

$$a \cdot x^2 + b \cdot x \cdot y + c \cdot y^2 + d \cdot x + e \cdot y + f = 0 \quad (5.5)$$

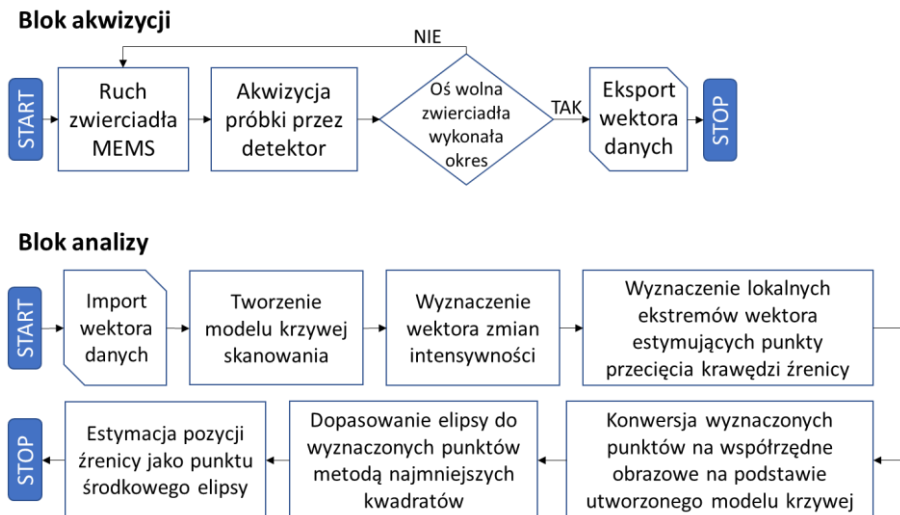
$$g(x, y; A) := a \cdot x^2 + b \cdot x \cdot y + c \cdot y^2 + d \cdot x + e \cdot y = f \quad (5.6)$$

$$X = x^2 \cdot xy \cdot y^2 \cdot x \cdot y \quad (5.7)$$

$$\frac{-f \cdot \sum X}{X' \cdot X} \rightarrow (\text{normalizacja przez } -f) = \frac{\sum X}{X' \cdot X} \quad (5.8)$$

gdzie: x , y – współrzędne pojedynczego pomiaru, A – wektor parametrów do estymacji (a, b, c, d, e)

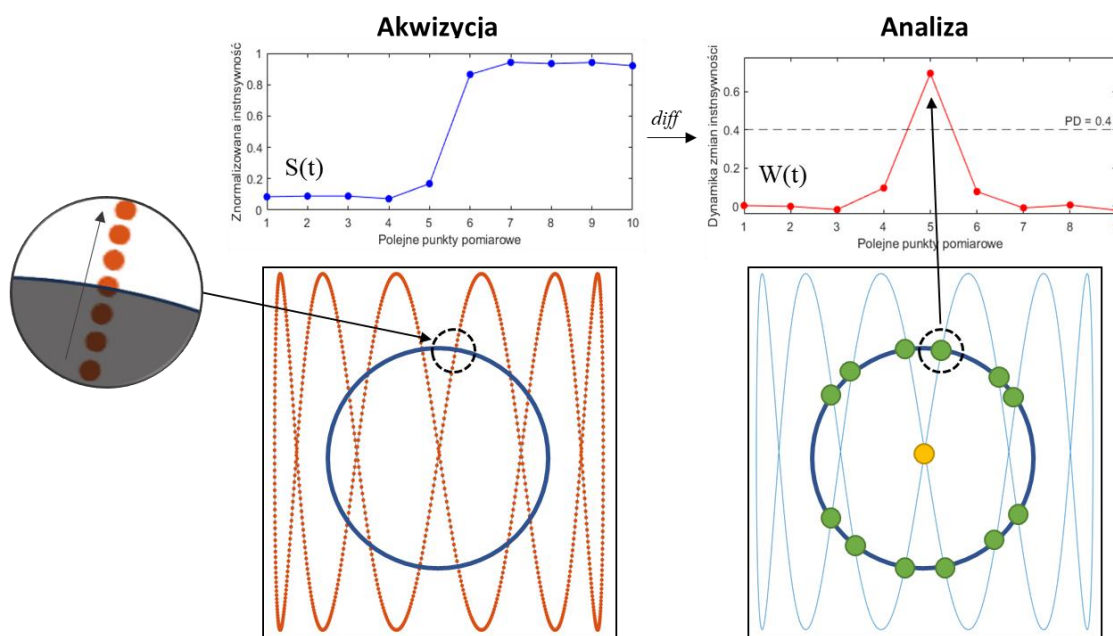
Ze względu na to, iż pozycja źrenicy estymowana jest punktem środkowym elipsy, to wariant ten nazwany został metodą dopasowania elipsy. Algorytm procesu akwizycji oraz analizy dla tego wariantu przedstawione zostały na rysunku 5.16.



Rys. 5.16. Algorytm procesu akwizycji i analizy wariantu dopasowania elipsy

Dokładność tego wariantu metody zależy bezpośrednio od stosunku częstotliwości osi zwierciadła MEMS oraz ilości punktów pomiarowych. Wariant powinien sprawdzać się przy niewielkiej liczbie okresów osi szybkiej względem osi wolnej (<50). Ich zwiększanie przy

zachowaniu stałej liczby próbek będzie skutkowało wzrostem odległości pomiędzy punktami pomiarowymi na krzywej. Wzrost ten sprawi, iż wykryte punkty przejścia przez krawędź źrenicy będą zwiększać swoją odległość od rzeczywistej krawędzi zwiększając jednocześnie błąd estymacji jej środka. Wizualizacja procesu akwizycji oraz analizy na płaszczyźnie skanowania WH przedstawiona została na rysunku 5.17.



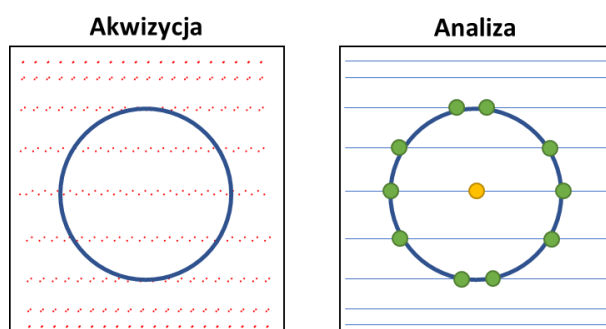
Rys. 5.17. Wizualizacja procesów akwizycji i analizy na płaszczyźnie WH w wariancie elipsy

5.2.3. Metoda linii detekcyjnych

Dwa pierwsze warianty zakładają niewielką odległość po krzywej skanowania pomiędzy kolejnymi punktami pomiarowymi. Wraz z ich wzajemnym oddalaniem się dokładność tych metod spada. Wraz ze zwiększaniem stosunku częstotliwości osi zwierciadła, a przy zachowaniu stałej liczby próbek odległości pomiędzy nimi na krzywej będą rosły. Trzeci wariant metody został więc opracowany z myślą o właśnie takich warunkach. W wariancie tym również wyznaczane są punkty krawędziowe źrenicy, jednak estymacja jej środka odbywa się za pomocą analizy rozkładu cięciw źrenicy w różnych odległościach od jej środka.

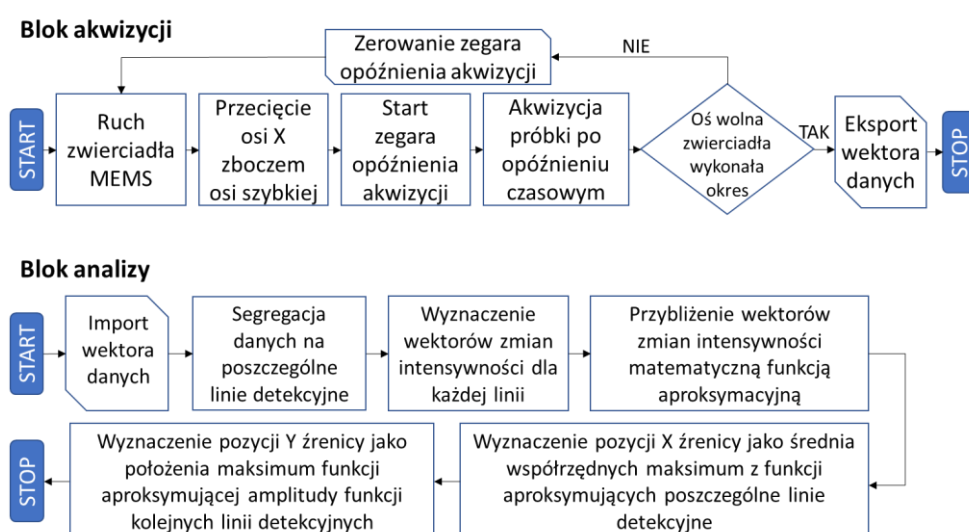
Akwizycja punktów pomiarowych odbywa się synchronicznie z momentem "przejścia przez zero osi szybkiej" (zerowe wychylenie na osi Y) w ściśle określonych odstępach czasowych od tego momentu. W ten sposób można kontrolować współrzędną 'H' dowolnej próbki w układzie współrzędnych WH. W ten sposób punkty pomiarowe wizualnie tworzą poziome linie równoległe do kierunku drgań osi wolnej zwierciadła.

W toku analizy pierwszym etapem jest segregacja danych zebranych przez detektor w wektory punktów przynależnych do "linii" o określonych współrzędnych 'H'. Z racji akwizycji danych układających się w linie, wariant metody został nazwany wariantem linii detekcyjnych. Wizualizacja procesów akwizycji i analizy w wariantcie linii detekcyjnych przedstawiona została na rysunku 5.18.



Rys. 5.18. Wizualizacja procesów akwizycji i analizy w wariantcie linii detekcyjnych

W celu ekstrakcji cech dla każdej z linii detekcyjnych, wyznaczane są wektory zmian intensywności $W(t)$. Następnie wektory te przybliżane są funkcjami aproksymującymi. Usuwają one szумы, błędy grube i wygładzają wektory. Jako średnia pozycja maksimum z poszczególnych funkcji aproksymujących określana jest współrzędna pozioma (X) źrenicy. Znając rozstaw pionowy kolejnych linii detekcyjnych oraz maksymalną amplitudę wyznaczany jest wektor rozkładu Y. Przybliżany jest on następnie również funkcją aproksymacyjną, w której pozycja maksimum funkcji estymuje współrzędną pionową (Y) źrenicy. Algorytmy procesu akwizycji oraz analizy dla tego wariantu przedstawione zostały na rysunku 5.19.



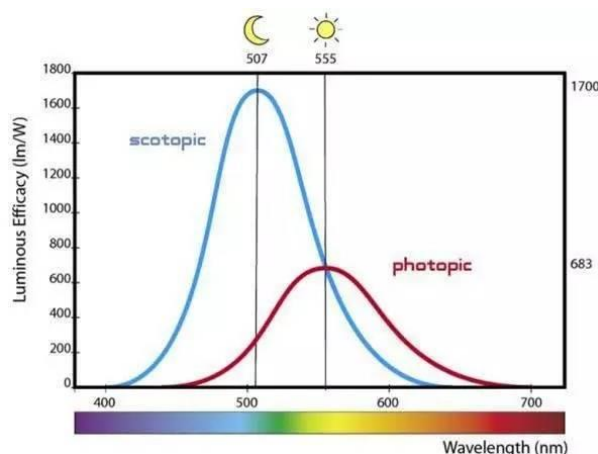
Rys. 5.19. Algorytmy procesu akwizycji i analizy wariantu linii detekcyjnych

Wadą tego wariantu może być większa koncentracja linii detekcyjnych w skrajnych położeniach osi H. Wynika to z jej rozkładu na płaszczyźnie WH, w którym wraz ze zwiększaniem się odległości od osi zerowej płaszczyzny H zmniejsza się odległość pomiędzy punktami pomiarowymi na krzywej. Problem ten może być jednak rozwiązany na etapie akwizycji danych, poprzez zastosowanie różnych wartości odstępu czasowego pomiędzy kolejnymi próbkami.

5.3. Bezpieczeństwo metody

Zaproponowana metoda zakłada użycie oświetlacza laserowego w torze optycznym układu pomiarowego. Mając na uwadze bezpieczeństwo kontaktu wzroku z promieniowaniem laserowym, w niniejszym rozdziale, przedstawiono stosowną analizę.

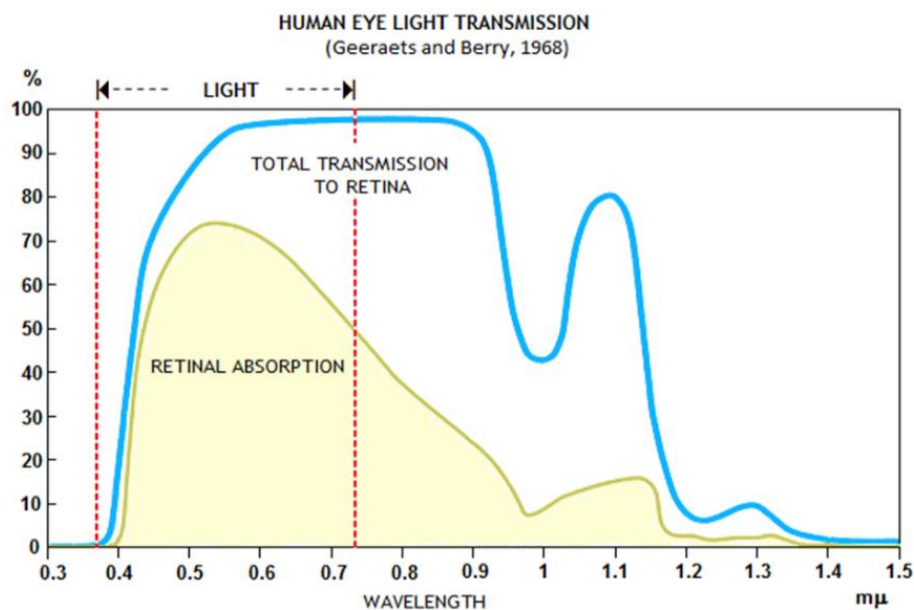
Oko jako narząd wzroku jest detektorem absorbującym promieniowanie z określonego spektrum promieniowania elektromagnetycznego. Jego czułość jest jednak zmienna w funkcji długości fali padającego promieniowania. Jest ona również zależna od rodzaju komórek detekcyjnych – czopków lub pręcików. Funkcja czułości spektralnej wzroku $V(\lambda)$ została określona przez Międzynarodową Komisję Oświetlenia (CIE) w 1931 roku dla czopków (z późniejszą poprawką) oraz w 1978 roku dla pręcików. Pierwsze z nich odpowiadają głównie za widzenie dzienne (fotopowe) i maksimum promieniowania absorbują dla długości fali 555 nm. Oddalając się od tej wartości wrażliwość oka spada. Dla długości fali 510 oraz 610 nm wynosi już ona 50% maksymalnej wartości. Pręciki zaś absorbują aktywnie przy widzeniu nocnym (skotopowym). Wykres ich wrażliwości spektralnej przesunięty jest w stronę fal krótszych. Maksymalną czułość osiągają one dla 507 nm. Ze względu na zmienny rozkład wrażliwości spektralnej siatkówki określenie ogólnego zakresu absorbowanego promieniowania nie jest oczywiste. Zazwyczaj przyjmuje się, iż oko absorbuje promieniowanie w przedziale od 380 nm do 780 nm. Czułość widmowa oka jest również zależna od stanu adaptacji wzroku do panującego poziomu oświetlenia. Dla niższych stanów adaptacji czułość również przesuwana jest w stronę krótszej długości fali. Wykres wrażliwości spektralnej siatkówki przedstawiony został na rysunku 5.20.



Rys. 5.20. Czulość widmowa receptorów siatkówki (Owczarek 2014)

Ze względu na budowę tkanek gałki ocznej jej charakterystyka absorpcyjno-transmisyjna jest zbliżona do charakterystyki wody. Powyżej 600 nm podobieństwo to jest większe, ze względu na to, iż to właśnie woda zawarta w tkankach absorbuje większość promieniowania (czulość czopków spada poniżej 50%). Dla mniejszej długości fali tkanki oka absorbują więcej światła niż woda, co oznacza, że dominują tu właściwości protein i innych składników komórkowych. Rogówka absorbuje praktycznie całe promieniowanie poniżej 290 nm, zaś soczewka w zakresie 300 a 400 nm. Najniższa długość fali docierająca do siatkówki to 380 nm.

Światło, które wpada do oka nie dociera do siatkówki w całości. Część zostaje odbita przez 4 główne powierzchnie załamujące oka (2 płaszczyzny rogówki, 2 soczewki oka). Część światła jest rozpraszana elastycznie (bez zmiany barwy) przez ośrodki oka. Pozostałe promieniowanie jest absorbowane i następnie reemitowane ze zmienioną (w kierunku czerwieni) długością fali (rozpraszanie nieelastyczne, fluorescencja) lub przetwarzane w inne formy energii. Przyjmuje się, iż od 50 do 70% promieniowania padającego na źrenicę (z zakresu 380-780 nm) dociera do siatkówki. Charakterystyka absorpcyjno-transmisyjna oka przedstawiona została na rysunku 5.21



Rys. 5.21. Transmisja oka od płaszczyzny rogówki do siatkówki w funkcji długości fali (Geeraets & Berry 1968)

Ilość promieniowania docierającego do poszczególnych tkanek oka i to jak oddziałuje ono na nie zależy jest więc od wielu czynników. Są to między innymi:

- długości fali promieniowania,
- czasu trwania impulsu i czasu ekspozycji,
- rodzaju tkanki narażonej na obrażenie,
- rodzaju ekspozycji (wiązka padająca bezpośrednio lub promieniowanie rozproszone),
- rozmiaru obrazu na siatkówce oka w przypadku promieniowania widzialnego i bliskiej podczerwieni.

Lasery o tej samej mocy, lecz o różnej konfiguracji wyżej wymienionych parametrów mogą wywoływać inne skutki podczas oddziaływania z tkanką biologiczną. Ze względu na to lasery podzielono na klasy bezpieczeństwa. Zasady bezpiecznej pracy z urządzeniami laserowymi podano w Polskiej Normie PN-EN 60825-1:2014-11 (Bezpieczeństwo urządzeń laserowych – Część 1: Klasyfikacja sprzętu, wymagania i przewodnik użytkownika). Każdy laser dopuszczony do użytku musi mieć przypisaną klasę bezpieczeństwa. Jest ona umieszczona na etykiecie znajdującej się zazwyczaj na jego obudowie. Norma przewiduje siedem klas, które opisane zostały w tabeli 5.1.

Tab. 5.1. Klasy laserów (PN-EN 60825-1:2014-11)

Klasa lasera	Opis
Klasa 1	Lasery całkowicie bezpieczne tzn. maksymalny poziom ekspozycji nie jest przekroczony w żadnych warunkach. Typowo są to lasery do mocy 0.5 mW (dokładana wartość zależy od długości fali).
Klasa 1M	Lasery, które są bezpieczne, ale mogą być niebezpieczne podczas patrzenia w wiązkę przez przyrządy optyczne
Klasa 2	Lasery emitujące promieniowanie widzialne w przedziale długości fal od 400 do 700 nm. Ochrona oka jest zapewniona w sposób naturalny przez instynktowne reakcje obronne (np. wskaźniki laserowe). Moc promieniowania do 1 mW.
Klasa 2M	Lasery emitujące promieniowanie widzialne w przedziale długości fal od 400 do 700 nm. Ochrona oka jest zapewniona w sposób naturalny przez instynktowne reakcje obronne, ale mogą być niebezpieczne podczas patrzenia w wiązkę przez przyrządy optyczne.
Klasa 3R	Lasery emitujące promieniowanie w zakresie długości fal od 302,5 nm do 10^6 nm, dla których bezpośrednie patrzenie w wiązkę jest potencjalnie niebezpieczne. Moc lasera do 5 mW.
Klasa 3B	Lasery, które są niebezpieczne podczas bezpośredniej ekspozycji promieniowania. Patrzenie na odbicia rozproszone jest zwykle bezpieczne. Moc lasera do 500 mW.

Docelowo w systemie śledzenia wzroku proponowanej metody przewiduje się zastosowanie lasera podczerwonego o długości fali z zakresu 1050-1400 nm (zakres wynikający z podziału przedstawionego w ustawie Dz.U. nr 217). Promieniowanie to znajdować się będzie poza zakresem absorpcyjnym receptorów siatkówki i nie będzie widoczne dla użytkownika. Mimo mniejszej absorpcji i transmisyjności gałki ocznej w tym zakresie (rysunek 4.21) promieniowanie może wciąż oddziaływać na tkanki w sposób termiczny. Przykładem docelowego oświetlacza mógłby być laser klasy 1 lub 1M, co zapewni odpowiednie bezpieczeństwo systemu. Pod uwagę wzięte zostały również, opisane w rozdziale 2 systemy śledzenia wzroku oparte na źródłach laserowych oraz publikacje z zaleceniami pod kątem użycia laserów w HMD (Lin et al. 2017; Sugawara et al. 2017).

Ze względu na specyficzny sposób oświetlania obiektu w układzie pomiarowym, występuje w nim zmienność czasu ekspozycji wiązki laserowej na poszczególne obszary tkanek oraz zmienność średnicy plamki lasera padającej na powierzchnie oka. Biorąc pod uwagę proponowany laser klasy 1 lub 1M, przeprowadzono dokładniejszą analizę bezpieczeństwa użycia promieniowania laserowego

W aktach prawnych podaje się najwyższy poziom bezpieczeństwa, który nie powoduje obrażeń oczu i skóry. Na poziomie Unii Europejskiej definiuje to dyrektywa 2006/25/EC Parlamentu Europejskiego i Rady w sprawie minimalnych wymagań w zakresie ochrony

zdrowia i bezpieczeństwa, dotyczących narażenia pracowników na ryzyko spowodowane czynnikami fizycznymi (sztucznym promieniowaniem optycznym). Na poziomie krajowym określa to rozporządzenie w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy, jako maksymalną dopuszczalną ekspozycję MDE (Dz.U. nr 217).

Ustawodawcy definiują zagrożenia wynikające z ekspozycją tkanek na promieniowanie laserowe przekraczające dopuszczalne wartości. Różnią się one jednak zależnie od długości fali promieniowania. Zagrożenia te przedstawione zostały w poniższej tabeli 5.2.

Tab. 5.2. Efekty absorpcji promieniowania przez oko i skórę (dyrektywa 2006/25/EC)

Zakres widmowy	Oko	Skóra
Nadfiolet C 180 – 380 nm	Zapalne uszkodzenie rogówki	Rumień (oparzenie słoneczne), Przyspieszone starzenie skóry, zwiększona pigmentacja, działanie rakotwórcze
Nadfiolet B 280 – 315 nm		
Nadfiolet A 315 – 400 nm	Katarakta fotochemiczna	Ciemnienie pigmentu, reakcje fotouczuleniowe, oparzenie skóry
Widzialny 400 – 780 nm	Fotochemiczne i termiczne uszkodzenie siatkówki	
Podczerwień A 780 – 1400 nm	Katarakta, oparzenie siatkówki	Oparzenie skóry
Podczerwień B 1,4 – 2,6 μm	Przymglenie rogówki, katarakta, oparzenie rogówki	
Podczerwień C 2,6 μm – 1 mm	Oparzenie rogówki	

Obydwie ustawy określają bezpieczny czas ekspozycji zależnie od czasu jej trwania. Wartości uszeregowane są w 2 tabelach dla krótkich ($<10\text{s}$) oraz długich ($\geq 10\text{s}$) czasów trwania ekspozycji. Obydwie ustawy przyjmują te same wartości graniczne dla poszczególnych czasów ekspozycji. Ze względu na charakterystykę pracy układu pomiarowego do dalszych analizy wybrano tablicę krótkich czasów trwania ekspozycji przedstawioną w tabeli 5.3.

Tab. 5.3. Dopuszczalne wartości napromieniowania H [J/m^2] oraz gęstości mocy E [W/m^2]

Długość fali [nm]	Czas trwania [s]						
	10^{-13} – 10^{-11}	10^{-11} – 10^{-9}	10^{-9} – 10^{-7}	10^{-7} – 1.8^{-5}	1.8^{-5} – 5^{-5}	10^{-5} – 10^{-3}	10^{-3} – 10^{-1}
180 - 280	$E = 3 \cdot 10^{10}$		$H = 30$				
280 - 315	$E = 3 \cdot 10^{10}$		$H = 100$				

315 - 400	$E = 3 \cdot 10^{10}$		$H = 5,6 \cdot 10^3 \cdot t^{0.25}$	
400 - 700	$H=1,5 \cdot 10^{-4}$	$H=2,7 \cdot 10^4 t^{0.75}$	$H = 5 \cdot 10^{-3}$	$H = 18 \cdot t^{0.75}$
700 - 1050	$H=1,5 \cdot 10^{-4}$	$H=2,7 \cdot 10^4 t^{0.75}$	$H = 5 \cdot 10^{-3}$	$H = 18 \cdot t^{0.75}$
1050 - 1400	$H=1,5 \cdot 10^{-3}$	$H=2,7 \cdot 10^5 t^{0.75}$	$H = 5 \cdot 10^{-2}$	$H = 90 \cdot t^{0.75}$
1400 - 1500	$E = 10^{12}$		$H = 10^3$	$H=5,6 \cdot 10^3 \cdot t^{0.25}$
1500 - 1800	$E = 10^{13}$		$H = 10^4$	
1800 - 2600	$E = 10^{12}$		$H = 10^3$	$H=5,6 \cdot 10^3 \cdot t^{0.25}$
2600 - 10^6	$E = 10^{11}$		$H = 100$	$H = 5,6 \cdot 10^3 \cdot t^{0.25}$

Dla obliczenia wartości ekspozycji ustawa przewiduje posługiwanie się wartościami dotyczącymi natężenia napromieniowania E oraz napromieniowania H . Na ich podstawie obliczane są istotne z biofizycznego punktu widzenia wartości ekspozycji. Obliczone wartości porównuje się z wartościami granicznymi przedstawionymi w tabeli. Wzory na napromieniowanie i natężenie napromieniowania przedstawione zostały na równaniach 5.9 oraz 5.10 poniżej.

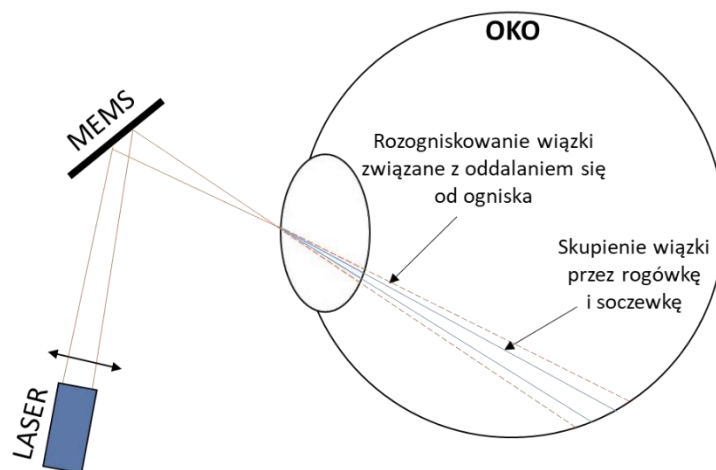
$$E = \frac{dP}{dA} [W/m^2] \quad (5.9)$$

$$H = \int_0^t E(t) dt [J/m^2] \quad (5.10)$$

gdzie, P – moc wyrażona w watach $[W]$, A – powierzchnia wyrażona w metrach kwadratowych $[m^2]$, $E(t)$, E – natężenie napromieniowania lub gęstość mocy: strumień promienisty (energetyczny) padający na elementarną powierzchnię, wyrażone w watach na metr kwadratowy $[W/m^2]$, H – napromieniowanie: całka natężenia napromienienia liczona dla danego czasu ekspozycji, wyrażone w dżulach na metr kwadratowy $[J/m^2]$, t - czas, czas trwania ekspozycji wyrażony w sekundach $[s]$;

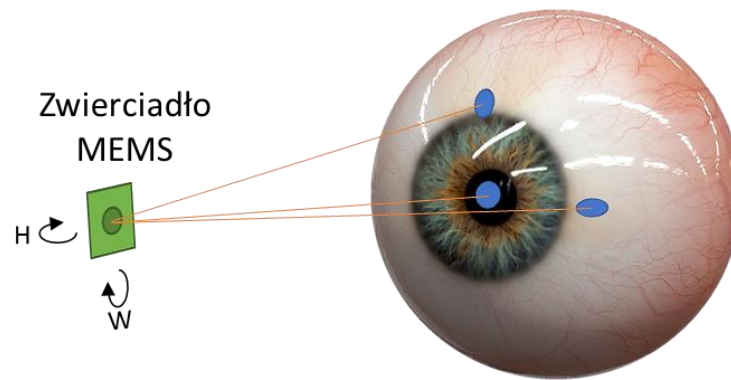
Opracowany układ optyczny ogniskuje wiązkę lasera do plamki o średnicy $100 \mu m$ na w punkcie centralnym rogówki. Zogniskowana wiązka pada na zewnętrzną powierzchnię oka (rogówkę, tęczówkę czy twardówkę). Propagując się dalej poza ognisko, wiązka powinna ulec rozogniskowaniu. Jak wspomniane zostało jednak w rozdziale 1, rogówka oraz soczewka oka mają zdolność skupiania promieniowania z tego zakresu. Zjawisko to jest potencjalnie niebezpieczne, gdyż mogłoby zogniskować promieniowanie na siatkówce na bardzo małej powierzchni. Zdolność ta zależy jednocześnie od bieżącej krzywizny soczewki oka, a więc stanu jej akomodacji. W układzie pomiarowym występują więc dwa przeciwstawne zjawiska – wzrost średnicy wiązki w miarę oddalania się od ogniska przypadającego w centralnym punkcie rogówki oraz dodatkowe skupianie promieniowania wpadającego do wewnątrz oka.

Dodatkowo dla promieniowania wnikaącego do wnętrza oka zmienia się droga optyczna wskutek przejścia z powietrza do cieczy wypełniającej oko, której współczynnik załamania wynosi około 1,33. Idea zmiany rozmiaru wiązki po przejściu przez źrenicę przedstawiona została na rysunku 5.22.



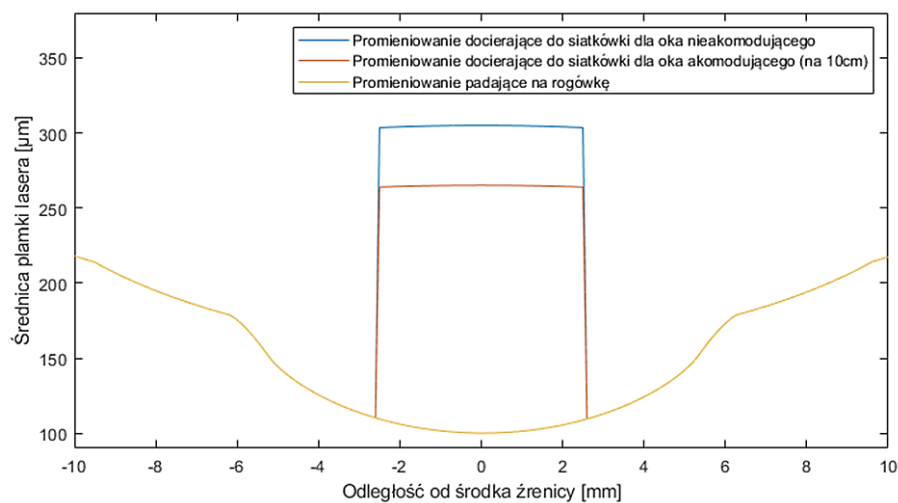
Rys. 5.22. Idea rozogniskowania wiązki lasera na siatkówce

Wielkość plamki lasera zmienia się jednak również na powierzchni oka. Dzieje się tak ze względu na trzy czynniki. Pierwszym z nich jest nieregularna geometria oka. Gałka oczna jest wypukłą sferą, która dodatkowo zmienia swój promień w obszarze rogówki. Drugim zagadnieniem jest zmiana odległości do obszaru, na który pada wiązka laserowa wynikająca z pracy (wychylenia) zwierciadła MEMS. Trzeci wynika natomiast z umieszczenia zwierciadła względem oka. Może być ono różne ze względu na konieczność umieszczenia go poza osią widzenia oka. Powodować to będzie niesymetryczny rozkład odległości do powierzchni oka względem wychylenia osi zwierciadła (odległość będzie się zwiększać przy wychyleniu w jedną ze stron i zmniejszać w przeciwną). Zmiana kąta padania wiązki laserowej sprawia, iż plamka zwiększa eliptyczność swojego kształtu. Ideę tę przedstawiono na rysunku 5.23.



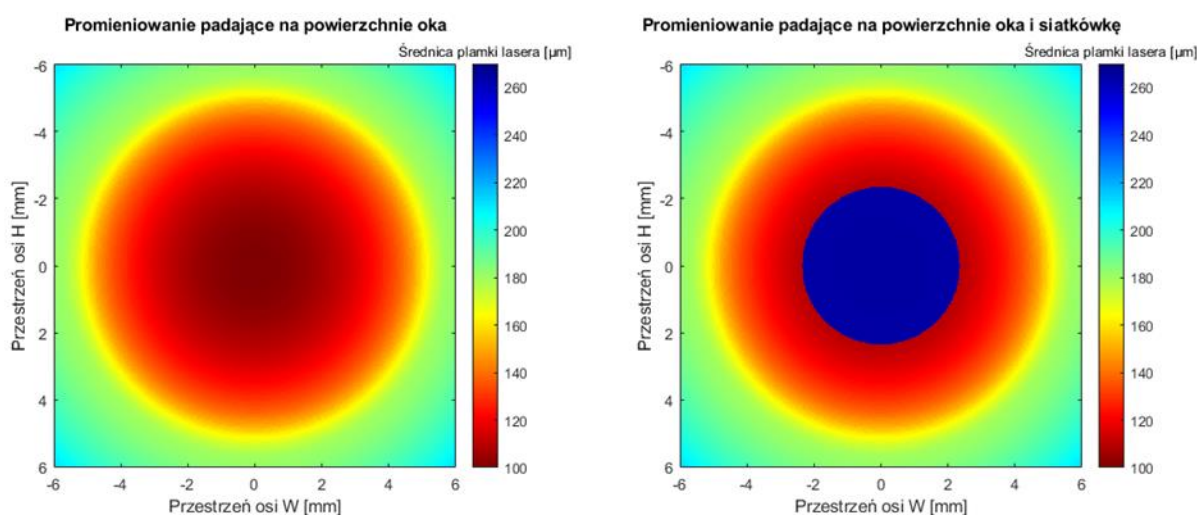
Rys. 5.23. Idea zmiany kształtu plamki lasera ze względu na punkt padania na powierzchnię oka

Ze względu na powyższe zmienne przeprowadzono analizę zmiany wielkości plamki dla opracowanego układu pomiarowego. Aby móc w prosty sposób porównać ze sobą wyniki analizy w kolejnych punktach obliczana była oświetlona powierzchnia (z uwzględnieniem zmiennej eliptyczności i krzywizny oka), a następnie wyznaczana była średnica koła o odpowiadającym jej polu powierzchni. Krzywizny powierzchni oka oraz wartości krzywizn jego struktur wewnętrznych przyjęto na podstawie modelu analitycznego oka utworzonego przez Harolda Heatona Emsley-go (Emsley 1952). Wielkość plamki lasera w funkcji położenia na obszarze roboczym przedstawiono na rysunku 5.24. Do analizy założono ogólny przypadek skanu w osi oka. Przyjęto średnicę źrenicy wynoszącą 5 mm. Na wykresie kolejnymi krzywymi przedstawiono trzy warianty. W pierwszym promieniowanie dociera do siatkówki przy rozluźnionej soczewce oka W drugim oko akomoduje na 10 cm (soczewka oka jest ściśnięta mięśniami), a w trzecim przeanalizowano średnice plamki na nieprzeźroczystej powierzchni oka.



Rys. 5.24. Wielkość plamki lasera w funkcji szerokości obszaru roboczego

Analiza wykazała, iż wpływ rozbieżności wiązki lasera związany z oddalaniem się od ogniska układu optycznego (przypadającego w punkcie środkowym rogówki) jest większy od skupiania wiązki przez rogówkę i soczewkę oka. Tym samym wiązka wewnątrz gałki ocznej rozbiega się. Do dalszych analiz przyjęto rozkład w najmniej korzystnym wariancie, czyli dla oka akomodującego na 10 cm. Dla punktów maksymalnego i minimalnego wychylenia dla obu osi średnica plamki wynosiła 182 μm . Dla największej odległości od źrenicy, w punktach leżących po przekątnej obszaru WH średnica przyjmowała wartość 213 μm . Zależnie od wielkości źrenicy (od 2 do 8 mm rozwarcia) średnica plamki lasera wynosiła od 102 do 127 μm średnicy. Na podstawie przeprowadzonych analiz opracowano rozkład wielkości plamki lasera na płaszczyźnie WH. Został on przedstawiony na rysunku 5.25.

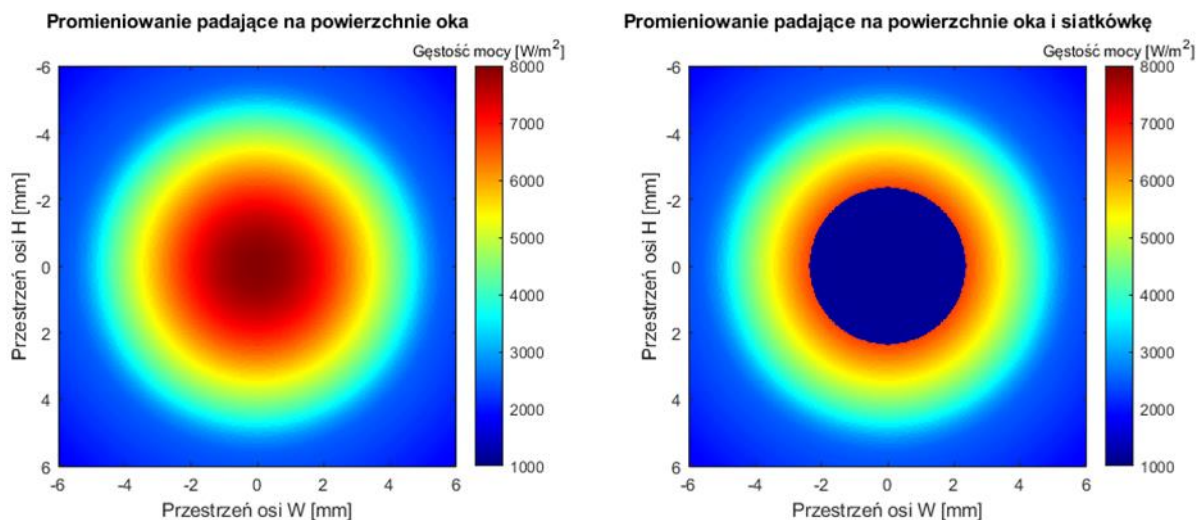


Rys. 5.25. Rozkład średnicy plamki lasera na powierzchni oka w funkcji obszaru WH

W układzie pomiarowym przewiduje się zastosowanie lasera NIR o mocy 0,5 mW (typowa górna wartość mocy dla laserów NIR klasy 1). Na podstawie przeprowadzonych doświadczeń zbadano, iż straty mocy lasera po przejściu przez układ pomiarowy wyniosły 66%. Ze względu jednak na konieczność wzięcia pod uwagę użycia elementów powodujących mniejsze tłumienie, to do dalszych obliczeń przyjęto wartość strat na poziomie 50%. Przyjęto więc, iż moc promieniowania docierającego do punktu ogniska wynosi 0,25 mW.

Analiza energetyczna wykazała, iż największa gęstość mocy występuje dla obszaru rogówki, a szczególnie w jej środkowym punkcie. Wynosi ona 7958 W/m^2 . Energia ta nie jest jednak od razu absorbowana, lecz wnika do wewnątrz struktur oka, gdzie ulega rozogniskowaniu. Padając na siatkówkę wynosi już 1132 W/m^2 . Analizując przypadek transmisji promieniowania przez źrenicę, to największa wartość gęstości mocy przypadała na

jej krawędź. Jej maksymalna wartość wyniosła 6635 W/m^2 . Natężenie napromieniowania poza rogówką wynosiło średnio 2000 W/m^2 . Rozkład gęstości promieniowania przedstawiony został na rysunku 5.26.

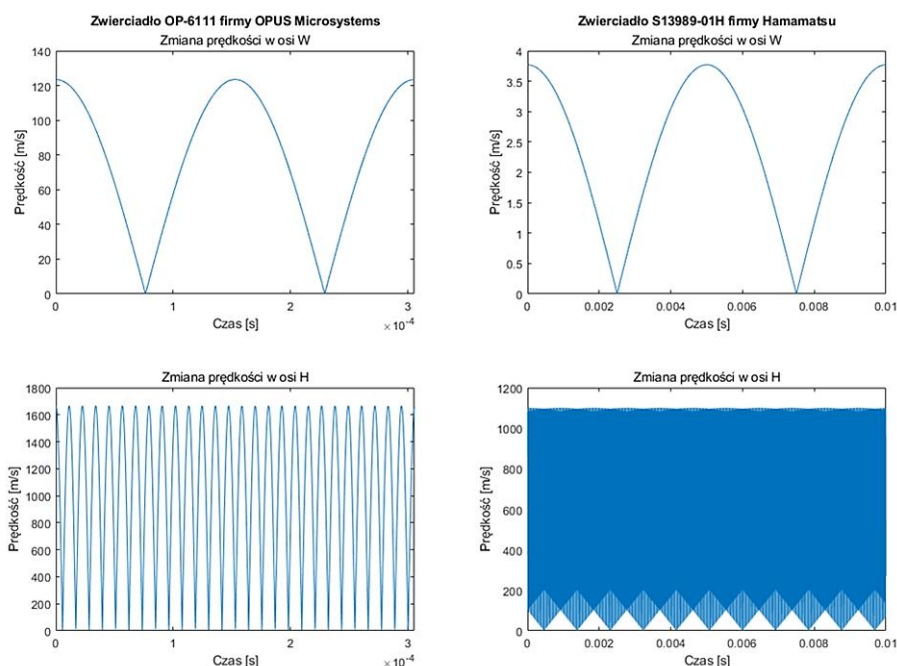


Rys. 5.26. Rozkład gęstości mocy promieniowania padającego na powierzchnię oka

Aby określić czas ekspozycji dla każdego punktu obszaru WH konieczne jest przeanalizowanie rozkładu prędkości ruchu plamki lasera w obszarze roboczym. Nie jest ona stała ze względu na sinusoidalne sygnały sterujące wychyleniem osi zwierciadła. Z tego względu plamka lasera zmienia swoją prędkość zależnie od pozycji zarówno w osi H, jak i W. Obszary o niższej prędkości będą narażone na promieniowanie dłużej, niż te w których prędkość jest większa.

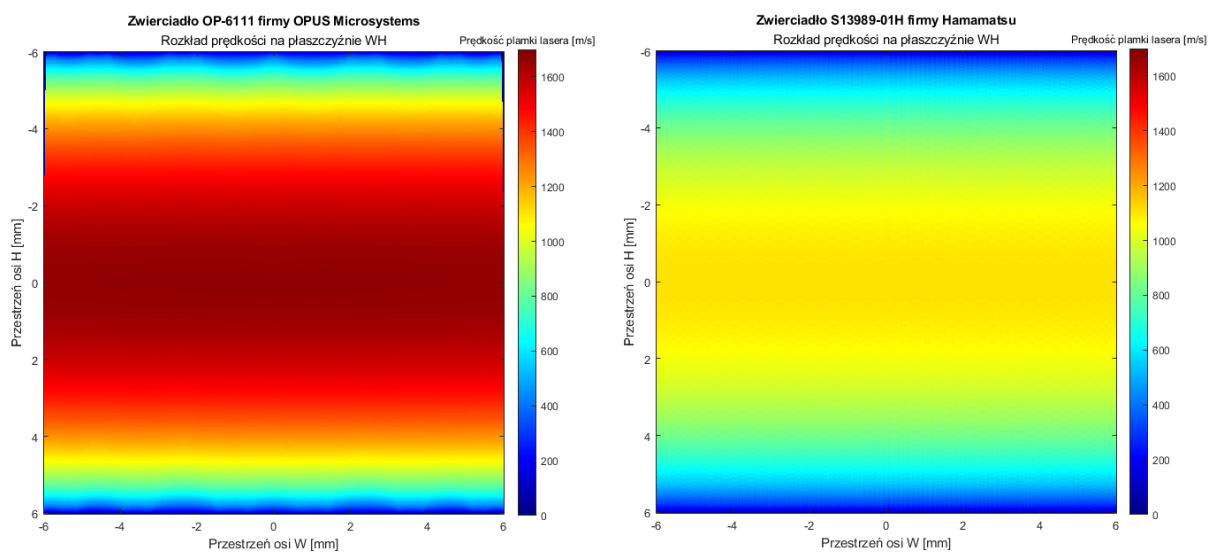
Prędkość ruchu plamki lasera po powierzchni oka zależy jednak w dużej mierze od parametrów zwierciadła MEMS. Wpływ mają częstotliwości osi zwierciadła oraz ich wzajemny stosunek określający krzywą ruchu. Z tego względu analizie poddano dwa komercyjne zwierciadła MEMS o skrajnie różnych parametrach. Pierwszym z nich jest model S13989-01H firmy Hamamatsu. Pracuje on z częstotliwościami wynoszącymi 100 Hz dla osi wolnej i 29.3 kHz dla osi szybkiej. Mimo, że okres osi wolnej trwa zaledwie 10 ms , to okres osi szybkiej odbywa się w czasie $3,41 \cdot 10^{-5} \text{ s}$. Stosunek ich częstotliwości wynosi 293, co oznacza, iż w trakcie pojedynczego okresu osi wolnej wykonywanych jest 293 okresów osi szybkiej. Drugim analizowanym zwierciadłem jest model OP-6111 firmy OPUS Microsystems. Jego oś wolna pracuje z częstotliwością 3275 Hz , a oś szybka z $44,2 \text{ kHz}$. W tym przypadku stosunek częstotliwości wynosi 13.5. Okres osi wolnej odbywa się w tym wypadku znacznie szybciej i trwa $3,05 \cdot 10^{-4} \text{ s}$, a okres osi $2,26 \cdot 10^{-5} \text{ s}$. Zmiany prędkości w płaszczyźnie osi W

oraz H podczas pojedynczego skanu obszaru roboczego przedstawione zostały na rysunku 5.27 poniżej. Analiza zmiany prędkości obu zwierciadeł przeprowadzona została dla identycznych parametrów układu pomiarowego.



Rys. 5.27. Zmiana prędkości wynikająca z ruchu osi zwierciadła

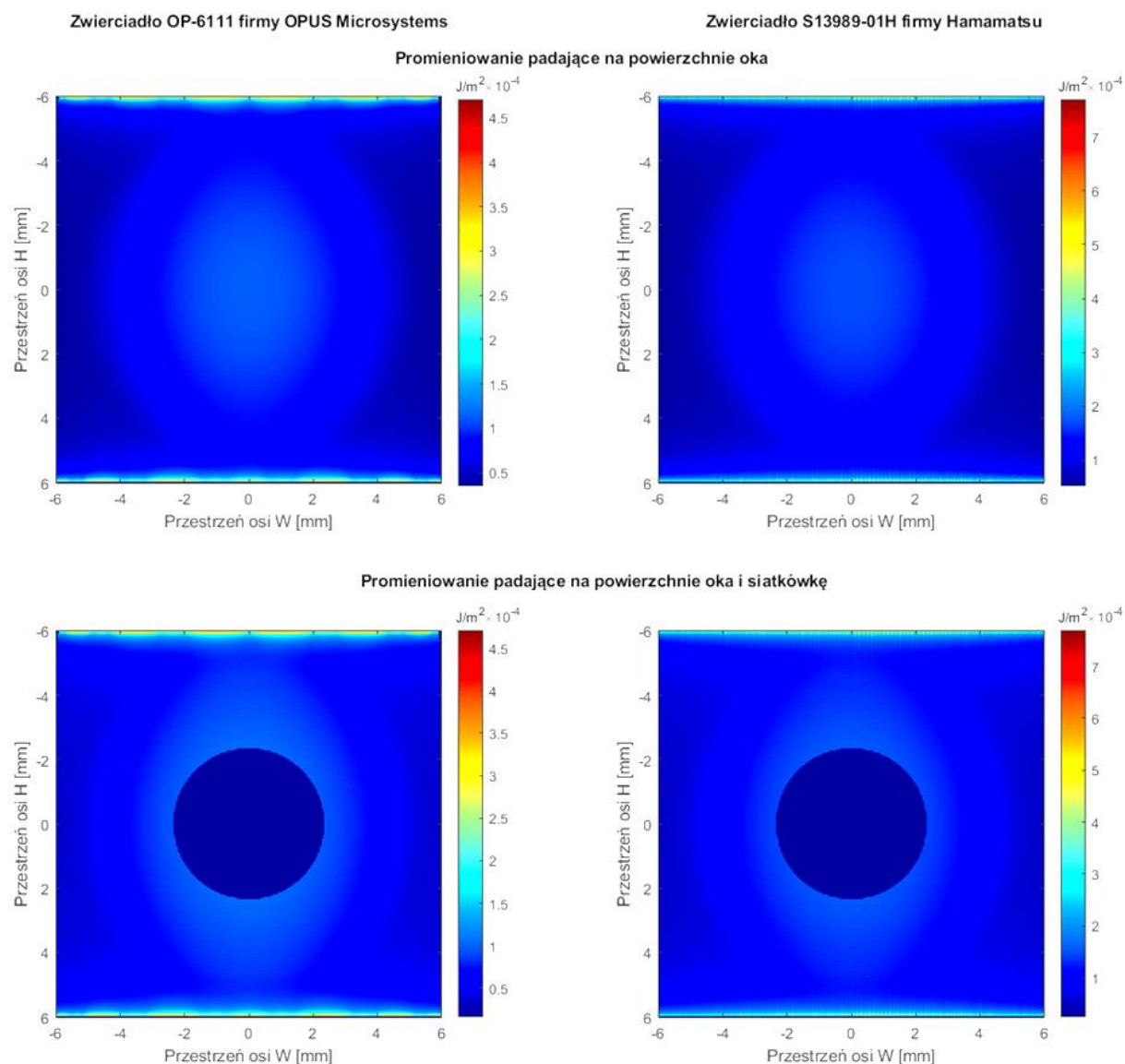
W oparciu o przeprowadzone analizy określono rozkład wypadkowej prędkości dla obu zwierciadeł w funkcji współrzędnych rozkładu WH. Wizualizację 2D rozkładu przedstawiono na rysunku 5.28 poniżej.



Rys. 5.28. Rozkład prędkości na płaszczyźnie WH oka

Znając rozkład przemieszczenia oraz prędkości plamki lasera możliwe było wyznaczenie czasu ekspozycji w funkcji położenia na płaszczyźnie WH. W tym celu przeprowadzono obliczenia dla dyskretnej przestrzeni WH (macierz 1000x1000), gdzie dla każdego jej punktu sumowano czas, przez jaki był on oświetlany przez plamkę lasera o określonej średnicy (w oparciu o zaprezentowany wcześniej rozkład prędkości na płaszczyźnie WH). Czas trwania ekspozycji wahał się w zakresie od $1.44 \cdot 10^{-8}$ s do $2.61 \cdot 10^{-7}$ s dla zwierciadła OP-6111 firmy OPUS Microsystems oraz od $2.16 \cdot 10^{-8}$ s do $3.18 \cdot 10^{-7}$ s dla zwierciadła S13989-01H firmy Hamamatsu. Największe wartości obserwowane były w miejscach najniższej prędkości zwierciadeł, czyli w skrajnych położeniach osi H.

Na podstawie wzoru 5.9 możliwe było wyznaczenie wartości napromieniowania w przestrzeni WH powierzchni oka. Wyniki przedstawiono na rysunku 5.29. Maksymalna wartość napromieniowania dla występujących czasów określana przez europejską normę wynosi $5 \cdot 10^{-2}$ J/m². Największa wartość gęstości mocy przypadała na obszar rogówki. Dla obu zwierciadeł maksymalne wartości napromieniowania występowały jednak w skrajnych położeniach osi H ze względu na występowanie w tych obszarach najdłuższych czasów ekspozycji. Analiza wariantów dla wnikania w struktury oka oraz dla absorpcji na rogówce wykazała, iż ze względu na dużą prędkość w środkowej części zakresu WH nie występują między wariantami znaczące różnice napromieniowania w tym obszarze. Dla zwierciadła firmy Opus Microsystems maksymalna wartość napromieniowania wyniosła $4,71 \cdot 10^{-4}$ J/m². Stanowi to 0,95% dopuszczalnego poziomu. Zwierciadło firmy Hamamatsu osiągnęło maksymalną wartość napromieniowania wynoszącą $7,7 \cdot 10^{-4}$ J/m². To z kolei 1,5% normy. Należy jednocześnie pamiętać, iż główne zagrożenia w tym zakresie dotyczą siatkówki, w rejonie której maksymalne wartości napromieniowania wynosiły średnio $2,3 \cdot 10^{-5}$ J/m². Stanowi to jedynie 0,046% wartości uznanej przez ustawodawcę za bezpieczną. Na podstawie przeprowadzonych analiz można uznać zaproponowaną metodę (wykorzystującą w procesie pomiarowym oświetlenie laserowe obiektu) za bezpieczną dla wzroku użytkownika.



Rys. 5.29. Napromieniowanie powierzchni oka

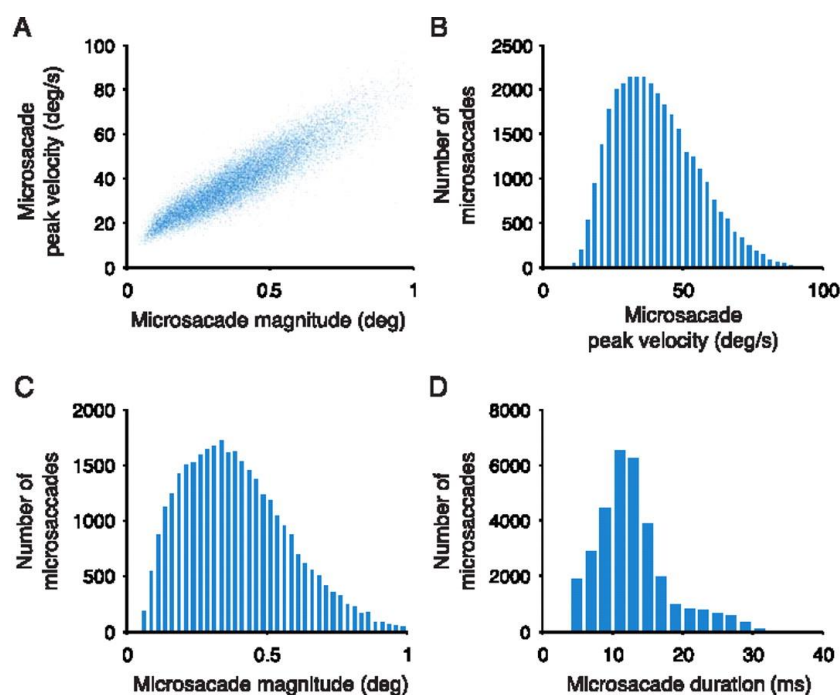
Dla przykładu, jako komercyjnie wykorzystywaną analogię, której bezpieczeństwo zostało wielokrotnie potwierdzone można przytoczyć metodę SLO (ang. scanning laser ophthalmoscopy), czyli laserową oftalmoskopię rozwijaną od lat 80 poprzedniego wieku. W dziedzinie tej używane są lasery m.in. w zakresach 532 nm o mocach 1.4 - 1.7 mW oraz 633 nm 0,4 - 0,55 mW (Morgan and Pugh 2013). Akwizycja obrazu w tych metodach trwa zazwyczaj do 250 ms i obejmuje mały obszar siatkówki.

5.4. Analiza spodziewanych zniekształceń danych pomiarowych wskutek ruchów gałki ocznej w trakcie procesu skanowania

Zaproponowany układ pomiarowy wykorzystujący zwierciadło MEMS wykonując skan obszaru oka dostarcza informacji o intensywności promieniowania docierającego z kolejnych punktów pomiarowych leżących na badanej powierzchni. Pomiar dla wszystkich tych punktów nie dokonuje się jednak w tej samej chwili. Czas trwania skanu całego obszaru (jako pół okresu osi wolnej zwierciadła) może się różnić zależnie od modelu MEMS. Dla modelu S13989-01H firmy Hamamatsu trwa on 5 ms. W docelowym układzie pomiarowym obiektem badanym będzie gałka oczna. Jest to jednak narząd, który podczas swojego naturalnego funkcjonowania wykonuje ruchy. Pojawiające się podczas pomiarów ruchy oka wpłyną więc będą na otrzymywane wyniki. Ważne jest natomiast to na ile taki ruch może być istotny z punktu widzenia danych dostarczanych do algorytmów metody pomiarowej. Dlatego w niniejszym podrozdziale przedstawiono analizę numeryczną wpływu ruchu oka na wyniki otrzymywane zaproponowaną metodą.

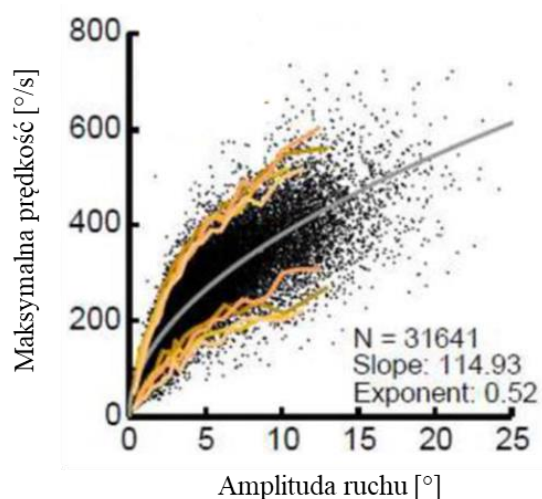
Jak wspomniano w rozdziale 1, występują różne rodzaje ruchów oczu. Jednak dla części z nich prędkość oka podczas ruchu jest zbyt mała, aby spowodowała zauważalne zmiany w procesie skanowania. Największe prędkości oko osiąga podczas ruchów sakkadowych oraz mikrosakkadowych. Dlatego konieczne było uwzględnienie wpływu tych ruchów na proces skanowania.

Ruchy mikrosakkadowe należą do ruchów podtrzymania stabilności pojrzenia. Występują one podczas utrzymywania skupienia wzroku na pojedynczym punkcie w przestrzeni. W związku z tym ich amplituda mieści się w zakresie 0.1° - 1° . Ich prędkość zmienia się w czasie ruchu (krzywa może być opisana rozkładem normalnym), a jej maksymalna wartość zależna jest bezpośrednio od amplitudy ruchu (im większy kąt ma gałka oczna do przybycia tym większą prędkość będzie osiągać). Ruch o taką wartość występuje jednak bardzo rzadko (w 0.1% przypadków). Zazwyczaj mikrosakkady powodują średnio obrót o 0.4° trwający 12 ms. Gałka oczna osiąga wtedy maksymalną prędkość $40^\circ/\text{s}$. Kolejne ruchy nie następują również od razu po sobie, występuje pomiędzy nimi przerwa wynosząca od 0.5 do 1 sekundy. Przykład empirycznych badań ruchów mikrosakkadowych przedstawiony został na rysunku 5.30.



Rys. 5.30. Charakterystyka ruchów mikrosakadowych (Otero-Millan et al. 2008)

Ruchy sakkadowe odpowiadają za przeniesienie wzroku z jednego obiektu fiksacji na drugi. Dlatego ich amplituda może wynosić od 1° do nawet $20\text{--}30^\circ$. Maksymalna prędkość tego ruchu jest również zależy od amplitudy, jednak zależność ta nie jest liniowa. Wraz ze zwiększaniem amplitudy jednostkowy wzrost maksymalnej prędkości maleje (krzywa wzrostu wygląda się). Przyjmuje się, iż maksymalna prędkość ruchu sakkadowego to $700^\circ/\text{s}$. Na rysunku 5.31 poniżej przedstawiono empiryczne badania ruchów sakkadowych.



Rys. 5.31. Charakterystyka ruchów sakkadowych (Chih-Yang Chen, 2020)

Bazując na przedstawionych wyżej empirycznych parametrach opracowano uproszczony model tych ruchów oczu. Celem analizy było określenie, ile wynosi przemieszczenie źrenicy podczas sakkad oraz mikrosakkad. Ze względu na to, iż akwizycja danych z całego obszaru skanowania odbywa się w zaledwie 5 ms, to przemieszczenie katowe źrenicy może być estymowane miarą liniową. Przyjęte przemieszczenie liniowe określano jako zmiany orientacji oka rzutowane na płaszczyznę punktu centralnego rogówki. Czasy trwania obu ruchów są 5-10 razy większe od czasu akwizycji. Przyjęto więc założenie, iż podczas przeprowadzania skanu oko porusza się ze stałą, maksymalną dla danej amplitudy prędkością. W tabeli 5.5 poniżej, przedstawiono prędkość przemieszczenia się źrenicy w czasie akwizycji danych z całego obszaru skanowania. Podano przykłady dla wartości średniej i maksymalnej dla danego ruchu oka.

Tab. 5.5. Prędkości ruchów sakkadowych i mikrosakkadowych

Prędkość obiektu testowego	Mikrosakkady		Sakkady	
Prędkość katowa [$^{\circ}/s$]	40	80	300	700
Prędkość liniowa [mm/s]	9	18	67,5	157,5

Obliczone przemieszczenie odbywa się w czasie skanu pełnego obszaru, trwającego 5 ms. Na dane pochodzące ze skanu obiektu testowego (w tym wypadku źrenicy) wpływa jedynie przemieszczenie jakie odbędzie się w czasie jego trwania. Czas ten zależy jednak od położenia obiektu w obszarze skanowania ze względu na zmienną prędkość ruchu zwierciadła. Ta z kolei zależy od wymiarów rzeczywistych obszaru skanowania.

Na potrzeby analizy założono szerokość obszaru skanowania wynoszącą 12x9 mm, źrenicę o szerokości 5 mm i maksymalne prędkości przemieszczenia dla sakkad i mikrosakkad. Jeżeli znajdowałaby się ona w centrum obszaru WH jej czas skanowania w osi W wyniósłby 1,34 ms, jeżeli przy bocznej krawędzi to 1,85 ms. W tabeli 5.6 poniżej przedstawiono przemieszczenie obiektu testowego na płaszczyźnie WH dla obu wariantów. Średnie przemieszczenie podczas skanu źrenicy w osi W wyniosło 28,5 μm dla mikrosakkad oraz 239 μm dla sakkad. Stanowi to kolejno 0,5% oraz 4,8% szerokości źrenicy. W przypadku, gdy źrenica znajdowała się w obszarze centralnym wystąpiło 79 okresów osi szybkiej zwierciadła MEMS co przekłada się na 158 przejść wiązki lasera przez jej obszar. Gdy znajdowała się przy bocznej krawędzi liczba przejść wyniosła 218. W obu przypadkach czas potrzebny jest na

przejście przez obszar źrenicy był taki sam i wynosił 2,27 ns. Wynika to z faktu, iż mimo, że czas skanu po osi W jest krótszy dla położenia centralnego, to występuje wtedy mniej przejść w osi H. Dla położenia bocznego zależność ta jest proporcjonalna. W przypadku gdy ruch oka występowałby po osi H, przemieszczenie jakie wykonałaby źrenica po tej osi wynosiłoby kolejno 0,042 μm dla mikrosakkad oraz 0,341 μm dla sakkad.

Tab. 5.6. Przemieszczenie obiektu testowego na płaszczyźnie WH dla 2 wariantów położenia źrenicy

	Położenie centralne źrenicy		Położenie skrajne źrenicy	
	Mikrosakkady	Sakkady	Mikrosakkady	Sakkady
Przemieszczenie na osi W [μm]	24	200	33	278
Przemieszczenie na osi H [μm]	0,042	0,341	0,042	0,341

Jeżeli podczas pełnego skanu (o szerokości 12 mm) zbierane będzie 5000 punktów pomiarowych, to średnia odległość pomiędzy punktami na osi W wyniesie 0,24 μm i 70 μm na osi H. Biorąc pod uwagę przeprowadzoną wyżej analizę przemieszczeń można stwierdzić, iż przemieszczenia (mogące mieć wpływ na estymacje pozycji) wywołane ruchami oczu w osi H nie są możliwe do wykrycia dla tej liczby punktów pomiarowych i mogą zostać pominięte. Dla ruchów oczu w osi W wywołane przemieszczenia mogą mieć wpływ na estymacje pozycji, mogą wpływać na uzyskane dane. W przypadku, gdy ruch obiektu testowego będzie zgodny z kierunkiem skanowania, obraz obiektu (odtworzony na podstawie danych pomiarowych) ulegnie pozornemu wydłużeniu się o wartość przemieszczenia, a gdy ruch będzie przeciwny, to ulegnie on skróceniu. Dla szerokości skanowania 12 mm oznaczać to błąd estymacji pozycji źrenicy rzędu 0,2% w przypadku mikrosakkad oraz 2% w przypadku sakkad. Wartość ta będzie zmieniać się odwrotnie proporcjonalnie do wymiarów obszaru (dwukrotne zmniejszenie obszaru dwukrotnie zwiększy błąd).

5.5. Czynniki wpływające na dokładność metody skanowania XY

Szybkość pozyskiwania pakietów danych jest zależna bezpośrednio od częstotliwości pracy osi wolnej zwierciadła MEMS. W toku przetwarzania danych wykrywany jest obiekt charakterystyczny jakim jest źrenica oraz określana jest jej pozycja. W dalszym etapie na jej

podstawie estymowany jest kierunek patrzenia. Punkt przecięcia kierunków widzenia z obu oczu jest w przybliżeniu rzeczywistym punktem fiksacji użytkownika.

Aby określić poprawność funkcjonowania zaproponowanej metody (w opisanych powyżej wariantach), konieczne było przeprowadzenie badań. Na jej dokładność mają wpływ różne czynniki, a wzajemne zależności między nimi sprawiają, że pojawiła się konieczność przeprowadzenie dużej ilości pomiarów czasami trudnych lub wręcz niemożliwych do realizacji na stanowisku fizycznym. Głównymi parametrami mającymi wpływ na wyniki autorskiej metody (szybkość, dokładność, precyzję) są między innymi:

- wielkość skanowanego obszaru - sterowane przez zakres wychyleń zwierciadła MEMS,
- wielkość oświetlanego obszaru w kolejnych chwilach czasowych - wynikająca z układu optycznego lasera,
- kąt padania wiązki laserowej - zniekształcenie „perspektywiczne” układu skanowania. Wiązka laserowa dociera do gałki ocznej od boku, a kąt jej padania zależy bezpośrednio od położenia zwierciadła MEMS względem oka,
- kształt krzywej skanowania – wynika ze stosunku częstotliwości osi zwierciadła MEMS
- maksymalna szybkość akwizycji – wynika z czasu wymaganego na wykonanie jednego okresu osi wolnej zwierciadła MEMS,

Przykładowo, zmiana wielkości plamki skanującej wymaga przebudowy układu optycznego stanowiska i uzależniona jest od ograniczonej puli dostępnych soczewek. Podobnie stosunek częstotliwości osi jest zazwyczaj stały dla każdego zwierciadła MEMS. Badania wpływu tego czynnika wymagałby każdorazowej wymiany zwierciadła na nowe, co znacząco komplikuje proces badań. Mała różnorodność dostępnych na rynku zwierciadeł o określonych parametrach ograniczałaby możliwość przeprowadzenia badań metody dla reprezentatywnego zakresu zmienności parametru. Po zmianie zwierciadła niemożliwe byłoby również utrzymanie tych samych parametrów układu – zależności geometrycznych, wielkości samego zwierciadła, czy jego wychYLENIA. Ze względu na wymienione wyżej zagadnienia konieczne było przeprowadzenie symulacji (z użyciem specjalnie opracowanego środowiska wirtualnego) dla istotnych parametrów układu, których zmiana byłaby niemożliwa w fizycznym układzie pomiarowym.

6. Algorytmy i przyjęte rozwiązania symulacyjne

W niniejszym rozdziale scharakteryzowano narzędzia symulacyjne, używane do badań metody (w zakresie modelu V oraz symulacji xIL przedstawiony w rozdziale 3). Przedstawiono wyniki implementacji algorytmów metody skanowania XY w środowisku MATLAB (w wersji R2020b). Zaprezentowano dwa opracowane symulatory akwizycji danych *in silico*, w środowiskach MATLAB oraz Unity (w wersji 2020.3.20f1). Możliwości symulacyjne obu środowisk zostały porównane oraz przedstawiona została możliwa współpraca pomiędzy nimi.

6.1. Symulator numeryczny MATLAB

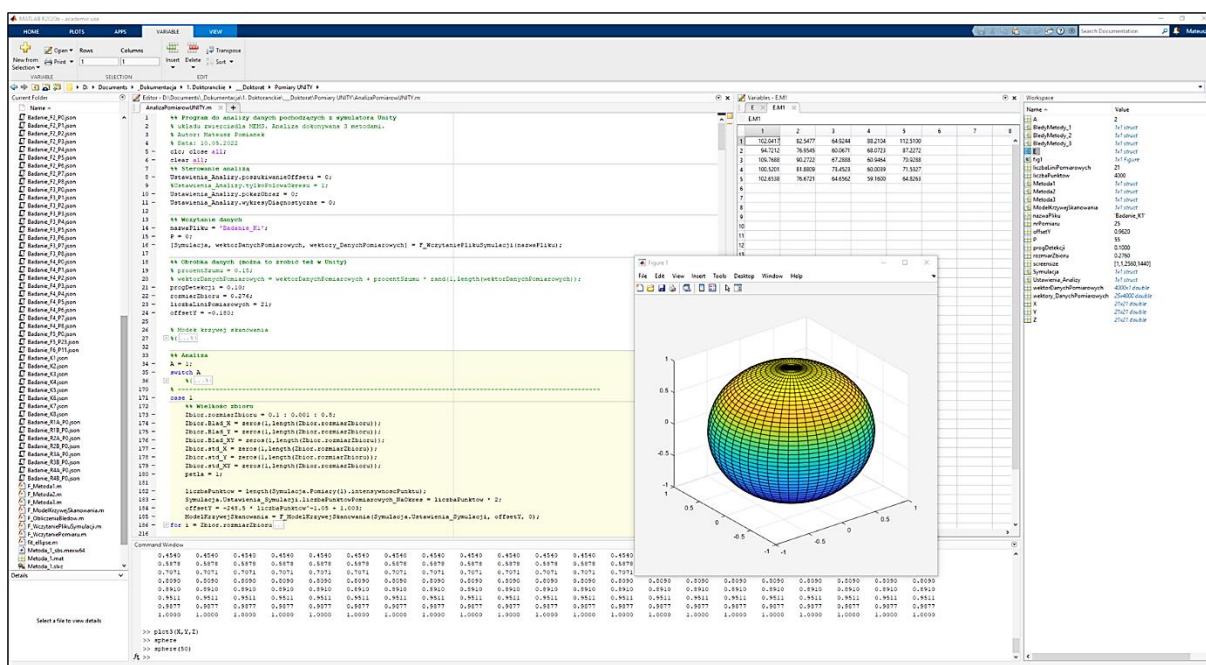
MATLAB jest środowiskiem programistycznym służącym do wykonywania obliczeń oraz tworzenia symulacji komputerowych. Jego nazwa pochodzi od słów MATrix LABoratory. Wynika ona z faktu, iż program ten początkowo przeznaczony był do numerycznych obliczeń macierzowych. Obecnie, ze względu na dostęp do wielu dodatkowych bibliotek (tzw. toolbox-ów), jego funkcjonalności są rozbudowane. Przykłady takich bibliotek przedstawione zostały w tabeli 6.1.

Tab. 6.1. Przykłady bibliotek dostępnych w środowisku MATLAB

Biblioteki	Funkcje
Image Processing Toolbox	Programowe narzędzia do przetwarzania obrazów.
Fuzzy Logic Toolbox	Narzędzie do projektowania inteligentnych układów sterowania wykorzystujących uczenie adaptacyjne oraz metody logiki rozmytej.
Symbolic Math Toolbox	Umożliwia wykonywanie obliczeń symbolicznych.
Partial Differential Equation Toolbox	Zestaw funkcji do numerycznego rozwiązywania równań różniczkowych cząstkowych metodą elementów skończonych.
Spline Toolbox	Zestaw do aproksymacji i interpolacji funkcjami sklejanymi.
Wavelet Toolbox	Biblioteka do analizy falkowej sygnałów.
Simulink	Narzędzie do modelowania i symulacji układów dynamicznych. Posiada GUI umożliwiające konstruowanie modeli w postaci diagramów blokowych.

MATLAB funkcjonuje w oparciu o swój własny język programowania ze składnią wzorowaną na języku C. Umożliwia on pisanie (funkcjonujących jedynie w obrębie tego środowiska) programów orientowanych obiektowo. Pozwala także na używanie funkcji,

struktur oraz instrukcji sterujących takich jak: *if*, *for*, *while*, *switch*. Oprócz tego, umożliwia on również rozbudowę poprzez funkcje (zapisywane w plikach z rozszerzeniem *.m) pisane przez samego użytkownika. Okno przykładowego programu w środowisku MATLAB, przedstawione zostało na rysunku 6.1.



Rys. 6.1. Program w środowisku MATLAB

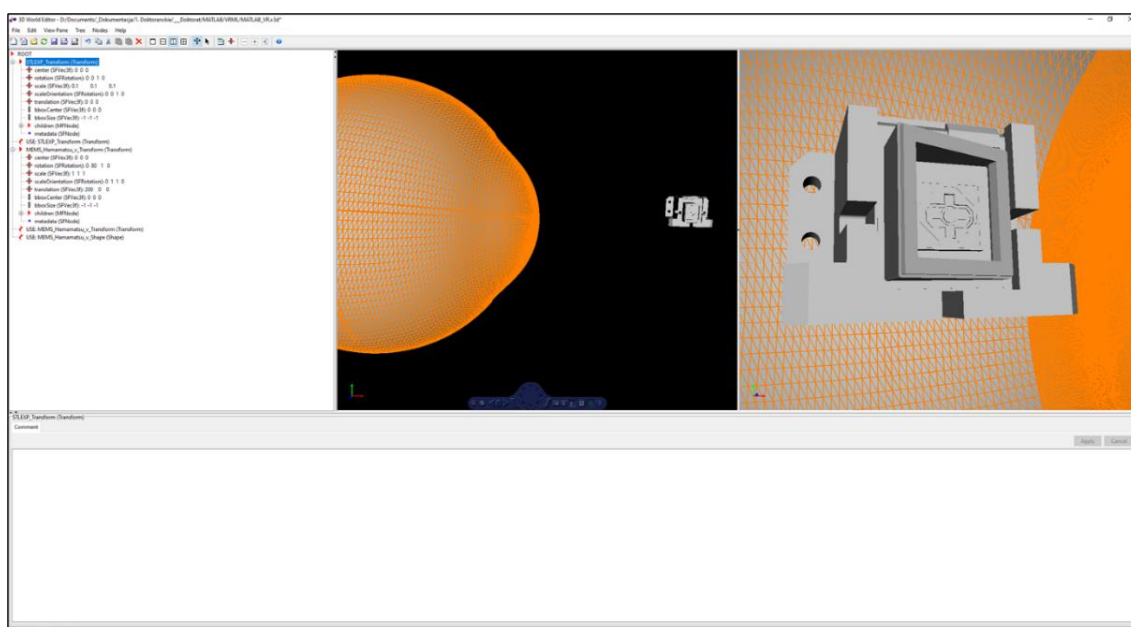
MATLAB wraz z zaimplementowaną biblioteką Simulink pozwala również na wsparcie procesu rozwoju opracowanych modeli w ramach czterech systemów testowania – MIL (ang. Model in the Loop), SIL (ang. Software in the Loop), PIL (Processor in the Loop) oraz HIL (ang. Hardware in the Loop). Schematy ich działania szerzej opisane zostały w rozdziale 3 i 4.

Środowisko MATLAB posiada obiektowy system graficzny. Wszystkie obiekty graficzne (nadrzędne okno graficzne, układ współrzędnych, przyciski i suwaki) posiadają zestaw właściwości (cech), takich jak np. położenie, rozmiar, kolor, itp. Obiekty te, uporządkowane są w strukturze hierarchicznej, gdzie każdy ma jednego przodka i może mieć dowolną ilość potomków. Pisząc własny program użyte mogą być przygotowane przez producenta modele lub utworzone samodzielne obiekty (wykorzystujące dziedziczenie cech).

MATLAB umożliwia rysowanie wykresów funkcji (2D i 3D) oraz wizualizację wyników obliczeń w postaci rysunków statycznych lub animacji. Możliwe jest również pobieranie rzeczywistych danych pomiarowych z urządzenia zewnętrznego, w celu ich obróbki (również w czasie rzeczywistym). Wczytywane obrazy są zapisywane w postaci macierzy liczb

w formacie „double” (w zakresie 0–1) lub liczb „uint8” (zakres 0–255). Ich obróbka polega na wykonywaniu (na takiej macierzy) wybranych operacji matematycznych.

Środowisko MATLAB z pomocą biblioteki Simulink 3D Animation, jest w stanie obsługiwać (zgodny z ISO) standard modelowania wirtualnej rzeczywistości VRML (ang. virtual reality modeling language) oraz jego rozszerzenie X3D (eXtensible 3D). Pozwala to na deklaratywną reprezentację komputerowej grafiki 3D (jako opis warunków, które musi spełnić rozwiązanie końcowe, a nie sekwencję kroków do niego prowadzącą). Aby użyć VRML do syntezy wirtualnego świata w środowisku MATLAB konieczne jest opisanie punktu z którego obserwowana będzie wirtualna przestrzeń. Obiekt taki zazwyczaj nazywany jest wirtualną kamerą (ang. virtual camera, lub virtual world viewer). Okno środowiska wirtualnej rzeczywistości VRML w środowisku MATLAB zaprezentowane zostało na rysunku 6.2.

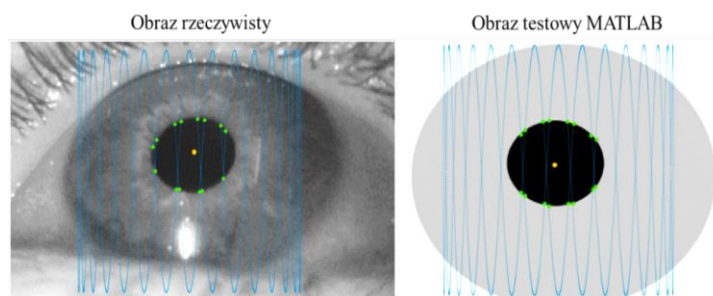


Rys. 6.2. Okno środowiska wirtualnej rzeczywistości VRML w środowisku MATLAB

6.1.1. Implementacja algorytmów metody skanowania XY

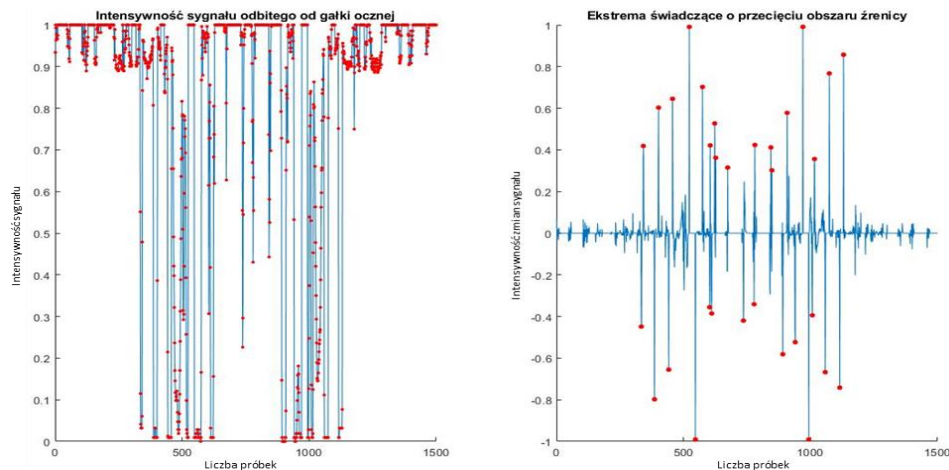
Opisane powyżej funkcjonalności pozwoliły na implementację w oprogramowaniu MATLAB algorytmów analizy danych dla autorskich metod estymacji współrzędnych środka źrenicy. Implementacja programowa bloku analizy danych była kluczowa zarówno pod kątem testowania możliwości symulacyjnych środowiska, jak i wizualizacji oraz przetwarzania danych pochodzących z pomiarów doświadczalnych. Modele utworzone zostały w oparciu o dane syntezowane w tym środowisku oraz dostarczone z będącego na wyposażeniu

laboratorium, komercyjnego systemu śledzenia wzroku firmy PupilLabs. System ten dostarczał dane referencyjne dla tych generowanych *in silico*. W celu określenia dokładności analizy poszczególnych metod, analizowany był błąd pomiędzy wyznaczoną pozycją punktów, a ich rzeczywistym położeniem (określanym na podstawie modelu utworzonego w oparciu o dane pochodzące z systemu PupilLabs). Na rysunku 6.3 zaprezentowano zestawienie wykrytych w procesie analizy punktów przecięcia krawędzi źrenicy dla rzeczywistego obrazu (pochodzącego z urządzenia PupilLabs) oraz obrazu testowego, syntezywanego na podstawie danych wygenerowanych w środowisku MATLAB. Jest to przykład działania algorytmu wyznaczającego punkty krawędziowe na podstawie syntezywanego danych 2D. Punkty te zostały naniesione na obraz obszaru skanowania (w wyznaczonych pozycjach) na płaszczyźnie WH. Świadczy to o poprawności funkcjonowania algorytmów analizy danych.



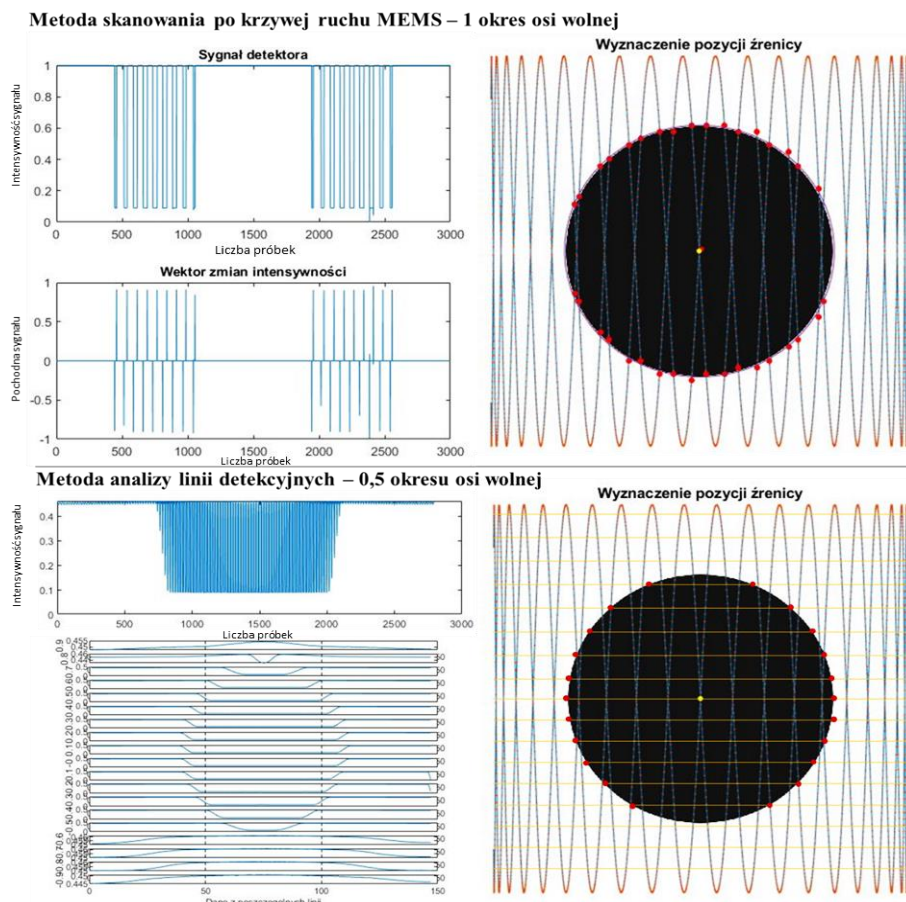
Rys. 6.3. Wyodrębnione w toku analizy punkty przecięcia krawędzi źrenicy w oparciu o dane pochodzące z rzeczywistego systemu Pupil Labs (po lewej) oraz syntezywane w MATLAB (po prawej)

W celu wyznaczenia punktów leżących na krawędzi źrenicy analizowana była intensywność zmian pomiędzy kolejnymi punktami wektora danych. Wyznaczany był więc (w środowisku MATLAB) wektor pochodnej sygnału, w którym amplituda poszczególnych punktów świadczyła o dynamice zmiany sygnału. Analizowane było nachylenie zbocza pomiędzy kolejnymi punktami. Gdy jest ono wystarczająco duże, punkt ten traktowany jest jako lokalne ekstremum. Aby zakwalifikować go jednak jako punkt leżący na krawędzi źrenicy, konieczne jest spełnienie dwóch kryteriów. Pierwszym jest przekroczenie przez amplitudę pochodnej ustalonego progu - poziomu detekcji. Drugim kryterium jest wystarczająca separacja przestrzenno-czasowa. Znając przebieg krzywej skanowania można oszacować jak często może wystąpić przecięcie obszaru źrenicy. Lokalne ekstrema leżące zbyt blisko siebie są więc odrzucane. Punkty spełniające postawione wymagania estymują krawędź źrenicy. Na rysunku 6.4 przedstawione zostały wykresy powstałe w wyniku opisanego procesu. Na pierwszym z nich zaznaczone zostały wszystkie wykryte ekstrema lokalne, a na drugim jedynie te, które spełniały kryteria analizy.



Rys. 6.4. Analiza sygnału pod kątem uzyskania punktów leżących na krawędzi źrenicy

Do środowiska MATLAB zaimplementowane zostały autorskie metody analizy danych pomiarowych. W oparciu o wyznaczane przez algorytm punkty przecięcia krawędzi źrenicy, estymowały one położenie źrenicy w obszarze skanowania WH. Przykłady takie przedstawione zostały na rysunku 6.5. Po lewej stronie rysunku przedstawiono wyniki bloku akwizycji dla dwóch wariantów metody – dopasowania elipsy oraz analizy linii detekcyjnych. Po prawej stronie, zaprezentowane zostały natomiast wyniki analizy danych dla obu tych wariantów.



Rys. 6.5. Wyznaczenie środka źrenicy metodą skanowania XY

Środowisko MATLAB poprawnie przetwarzało algorytmy bloku analizy danych, przy prac zarówno na danych rzeczywistych jak i syntezowanych komputerowo. Czas obliczeń zależny był bezpośrednio od wydajności komputera PC.

6.1.2. Ograniczenia narzędzia MATLAB w zakresie symulacji danych pomiarowych

Analiza numeryczna wykazała, iż w środowisku programistycznym MATLAB jest możliwe wykrycie i określenie pozycji źrenicy metodą skanowania XY. Ze względu na łatwość obsługi, pisania algorytmów testujących, wizualizacji wyników oraz możliwość dalszej implementacji xIL (możliwość przeniesienia na kod dla mikrokontrolera), narzędzie to zostało wybrane do przetwarzania uzyskiwanych w ramach tej pracy danych pomiarowych.

W ramach środowiska programistycznego MATLAB podjęto próbę utworzenia wirtualnego środowiska, odzwierciedlającego fizyczne stanowisko pomiarowe zawierające np. modele 3D oka i mikrozwierciadła MEMS (jak na rys. 5.2). W tym celu konieczne było opisanie geometrii poszczególnych elementów jego układu oraz zdefiniowanie ich dokładnych orientacji i pozycji w przestrzeni 3D. Aby móc jednak przeprowadzić w tym środowisku syntezę danych w sposób odzwierciedlający akwizycję rzeczywistego układu pomiarowego, konieczne jest utworzenie (w bibliotece Simulink) modeli działania poszczególnych elementów. Opis taki musi uwzględniać możliwości obiektów w trakcie przygotowywania symulacji (np. typ badanego obiektu, ruch gałki ocznej, itp.) oraz podczas wykonywania pomiarów *in silico* (np. zmiana pozycji układu elementów skanujących). Konieczne jest również opracowanie dodatkowych programów odpowiedzialnych za próbkowanie sygnału z obserwowanego obszaru w zakresie pola widzenia wirtualnego detektora oraz późniejszy eksport danych w formacie JSON. Wygenerowane w ten sposób dane nie będą jednak zbliżone do tych wygenerowanych w rzeczywistym układzie. Kluczowym elementem „fizyczności” wirtualnego symulatora w tym wypadku jest to w jaki sposób może odzwierciedlać rzeczywiste zjawiska optyczne występujące w takim układzie. Dla wirtualnego środowiska utworzonego w środowisku MATLAB istniała możliwość zdefiniowania kierunkowych źródeł światła, refleksyjności poszczególnych powierzchni oraz ich materiału. Praca taka była jednak bardzo czasochłonna, a jej efekt końcowy dobrze oddawał jedynie scenę statyczną.

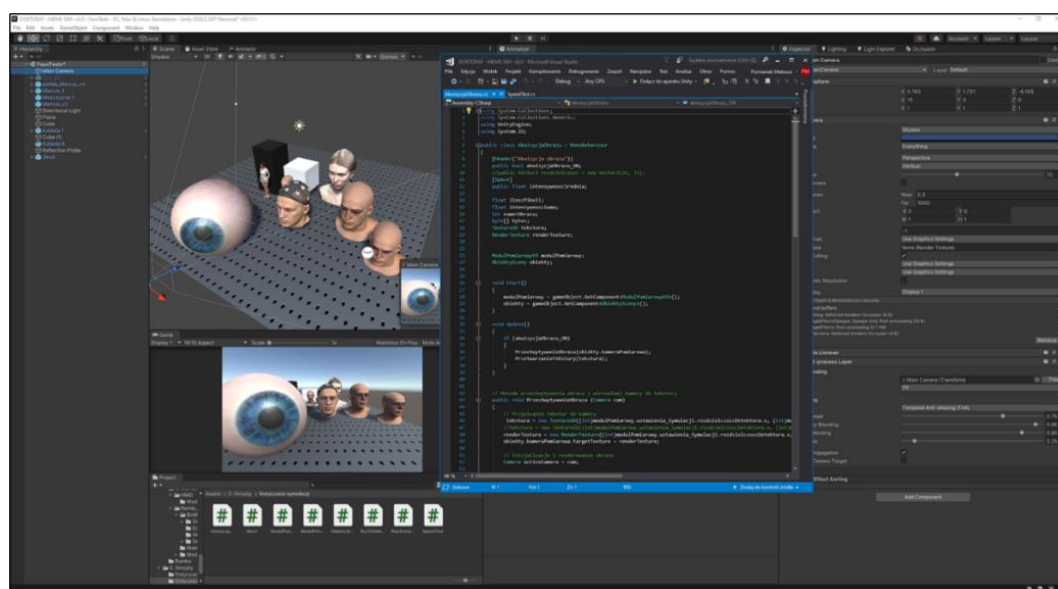
Opracowany blok syntezy danych był w stanie dostarczyć danych w oparciu o wirtualny układ akwizycji. Oprogramowanie to nie było w stanie jednak zasymulować (odpowiednio rzeczywistego) wyglądu oka oraz cech transparentności jego poszczególnych powierzchni (rogówki, soczewki, itd.), ani oddać realistycznie fizyki odbić i rozproszeń źródła światła. Blok akwizycji nie mógł również ukazać efektu wpływu zmiennego oświetlenia na powierzchnie oka. Do zaobserwowania powinny być możliwe refleksy zależnie od aktualnej pozycji źródła światła oraz orientacji oka. Dla każdego kolejnego punktu pomiarowego (czyli innego wychylenia zwierciadła MEMS) zwrotny refleks światła powinien być inny od początkowego (ze względu na zmieniający się kąt odbicia wiązki skanującej od powierzchni oka). Środowisko MATLAB mogło więc służyć jako narzędzie do syntezy danych pomiarowych jedynie w ograniczonym (statycznym) zakresie. W związku z powyższym konieczne stało się utworzenie symulatora mogącego dostarczyć do analizy realistyczne dane dla dynamicznego układu.

6.2. Symulator wirtualny Unity

Unity (początkowo Unity3D) jest Zintegrowanym Środowiskiem Programistycznym (ang. Integrated Development Environment, IDE), opracowanym w 2005 roku (wersja 1.0). Służy do tworzenia, modyfikowania, testowania i konserwacji oprogramowania bazującego na geometrii 3D. Twórcy, zainspirowani w 2002 roku ergonomią interfejsów typu „przeciągnij i upuść” produktów firmy Apple, opracowali zestaw narzędzi dla oprogramowania wykorzystującego grafikę 2D i 3D, dźwięk, system fizyki (nVidia’s PhysX) oraz komunikację sieciową. Beta testy zostały zakończone w 2009 roku i środowisko to (w wersji 2.5) zostało wypuszczone na rynek konsumencki. Do dziś pozostaje ono jednym z najczęściej używanych narzędzi do tworzenia materiałów interaktywnych (takich jak wizualizacje, symulacje czy animacje) na potrzeby filmów, gier oraz systemów treningowych. Środowisko Unity pozwala na kompilację opracowanego oprogramowania na platformy PC (Win, UWP, Linux), konsole (Xbox, PS, Nintendo), urządzenia mobilne (iOS, Android), przeglądarki internetowe (WebGL), telewizory (tvOS, androidTV), systemy VR/AR (ARCore, Oculus, HoloLens, MagicLeap) lub eksport gotowych materiałów w formie obrazów (png, jpg, exr) lub video (mpg, avi). Obecnie twórcy Unity, firma Unity Technologies posiada 2,5 miliona zarejestrowanych użytkowników, a miesięcznie aktywnych jest 500 000 z nich. Unity Technologies czerpie zyski z licencji

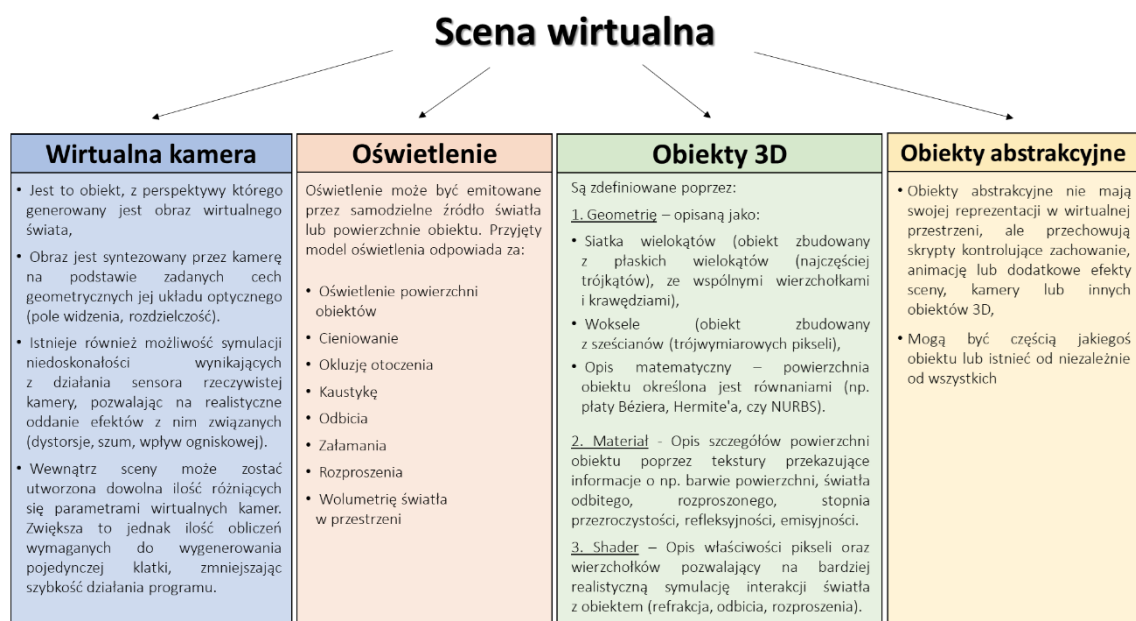
tworzonego w ich środowisku oprogramowania, gdzie 70% dedykowanego jest na rynek rozrywkowy, a 30% na aplikacje symulacyjno-edukacyjne (Haas 2014).

Podstawowy kod źródłowy programu został napisany w języku C++. Możliwe jest rozszerzenie funkcjonalności środowiska Unity poprzez import dodatkowych bibliotek oferowanych przez producenta oraz podmioty zewnętrzne, w ramach platformy AssetsStore. Silnik pozwala również na import bibliotek dynamicznych (ang. Dynamic-Link Library - DLL), które mogą być używane poprzez wywołanie ich wewnątrz skryptów użytkownika. Dla użytkownika końcowego udostępniony został interfejs pozwalający na tworzenie dodatkowych programów w języku C#. Okno przykładowego programu w środowisku Unity przedstawione zostało na rysunku 6.6.



Rys. 6.6. Okno środowiska programistycznego Unity

Środowisko Unity tworzy edytowalną przestrzeń wirtualnej rzeczywistości w ramach opracowywanych przez użytkownika scen. Składają się one z funkcjonujących wewnątrz nich, niezależnych od siebie obiektów. Można podzielić je na cztery główne grupy. Zaprezentowane oraz krótko scharakteryzowane zostały one na rysunku 6.7.



Rys. 6.7. Zawartość wirtualnej sceny

Unity zaprojektowane jest z myślą o renderowaniu grafiki komputerowej w czasie rzeczywistym. Środowisko to, dąży więc do wyświetlania obrazu (przechwytywanego przez wirtualną kamerę), z możliwie wysoką liczbą klatek na sekundę (ang. frames per second, fps). Parametr ten określa płynność działania wirtualnego świata. Dąży się jednocześnie do uzyskania możliwie najlepszej jakości obrazu wirtualnego świata oraz symulowanych na nim efektów. Zależnie od przyjętej konstrukcji sceny wirtualnej, czas potrzebny na obliczenia związane z poszczególnymi funkcjami środowiska będzie się za każdym razem różnił. Jednak ich procentowy udział w czasie obliczeń każdej klatki, utrzymuje względnie stały trend. Dlatego największe obciążenie obliczeniowe przypada zazwyczaj na operacje wykonywane w celu renderowania obrazu wirtualnej sceny – około 40% (~4 ms). Symulacja fizyki oddziałującej na geometrię obiektów 3D w scenie, jest również czasochłonna i zazwyczaj zajmuje około 20% czasu obliczeń (~2 ms) co każdą klatkę. Wykonywane w wirtualnej scenie animacje obiektów, ich ruch, zmiana parametrów, czy dodatkowe operacje (zaprogramowane przez użytkownika wewnątrz skryptów), obejmują zaledwie 10% czasu każdej klatki (~1 ms). Najmniej zasobów pochłaniają funkcje związane z interfejsem użytkownika GUI (poniżej 5% czasu klatki). Pozostały czas klatki (~25%) zagospodarowany jest przez operacje związane z poprawnym funkcjonowaniem samego silnika Unity (lub jego współdziałania z systemem komputera). Jest to między innymi alokacja pamięci, jej odśmiecanie (ang. garbage collection) czy synchronizacja pionowa (ang. vertical synchronization V-sync).

Środowisko operuje w ramach użycia wirtualnej kamery wyświetlającej obraz wirtualnego środowiska z określonej perspektywy. Unity może symulować działanie rzeczywistego sensora kamery, pozwalając na realistyczne oddanie efektów z nim związanych (dystorsje, szum, pole widzenia, wpływ ogniskowej, itp.). Możliwe jest użycie dowolnej liczby kamer, różniących się parametrami i użytymi shaderami. Zwiększa to jednak ilość obliczeń koniecznych do wygenerowania pojedynczej klatki, zmniejszając szybkość działania środowiska.

W ramach opracowanej sceny tworzona jest wirtualna rzeczywistość. Jej przestrzeń wypełniana jest następnie obiektami 3D. Jednak aby możliwe było ich zaobserwowanie, konieczne jest utworzenie oświetlających ich powierzchnie źródeł światła. Model oświetlenia wirtualnej przestrzeni w Unity, opiera się na czterech głównych technikach. Ich implementacja pozwala na stworzenie realistycznej symulacji propagacji światła w wirtualnej scenie. Definiują one również to, w jaki sposób oświetlenie oddziałuje na obecne w przestrzeni obiekty 3D. Na podstawie tej interakcji generowane są odbicia i rozproszenia. Śledzone następnie jest ich rozchodzenie się w przestrzeni wolumetrycznej. Wszystko to pozwala na realistyczne oddanie zjawisk fizyki rozchodzenia się światła. Opisane wyżej techniki zostały zaprezentowane na rysunku 6.8.



Rys. 6.8. Składniki systemu oświetlenia wirtualnej sceny w środowisku Unity

Środowisko Unity wspiera również szereg usprawnień graficznych pozwalających na zwiększenie realizmu wyglądu obiektów 3D wewnątrz wirtualnego środowiska. Najważniejsze z nich przedstawione zostały w tabeli 6.2.

Tab. 6.2. Przykłady wspieranych przez Unity technik renderowania grafiki 3D

Technika	Funkcje
Teksturowanie	Przedstawienie szczegółów powierzchni obiektów za pomocą obrazów bitmapowych (tekstur) lub funkcji matematycznych (tekstur proceduralnych). Mogą przekazywać one informacje o barwie powierzchni oraz innych jej parametrach: stopnia przezroczystości, współczynnika załamania światła, refleksyjności, emisyjności, barwie światła odbitego, rozproszonego, itp.
Mapowanie wypukłości	Technika teksturowania, która symuluje niewielkie wypukłości powierzchni, bez ingerencji w geometrię obiektu trójwymiarowego.
Mapowanie normalnych	Symulacja wypukłości powierzchni poprzez zastąpienie wektorów normalnych opisanych przez jej geometrię, wektorami zapisanymi w specjalnej teksturze – mapie normalnych.
Mapowanie fotonowe (ang. photon mapping)	Technika symulowania realistycznego rozkładu oświetlenia polegająca na utworzeniu, a następnie odpowiednim wykorzystaniu podczas renderowania struktury danych opartej na kd-tree, która przechowuje informacje o rozkładzie światła w przestrzeni. Umożliwia to modelowanie światła odbitego od zwierciadeł, światła przechodzącego przez soczewki, pryzmaty.
Cieniowanie gładkie (Gourauda, Lamberta, Phonga)	Przypisywanie punktom siatki wielokąta jasności obliczonej poprzez interpolację wartości odpowiednich dla każdego wierzchołka
Okluzja otoczenia (ang. ambient occlusion)	Szacowanie stopnia zacienienia punktów powierzchni obiektów na podstawie próbkowania docierającego do nich rozproszonego światła otoczenia metodą Monte Carlo.
Oświetlenie globalne (ang. global illumination)	Model oświetlenia w grafice trójwymiarowej, w którym każdy obiekt na scenie 3D oświetlany jest zarówno przez światło emitowane bezpośrednio ze źródła światła, jak również przez światło odbite od innych obiektów na scenie. Główne techniki to: mapy fotonowe, path tracing, radiosity, Metropolis Light Transport.
Kaustyka	Technika modelowania światła przechodzącego przez przezroczyste obiekty albo odbijającego się od połyskliwych powierzchni – światło ulega wówczas skupieniu, rozproszeniu bądź rozszczepieniu
Śledzenie promieni (ang. ray tracing)	Technika generowania fotorealistycznych obrazów scen 3D opierająca się na analizowaniu tylko tych promieni światła, które trafiają bezpośrednio do obserwatora.
Oświetlenie wolumetryczne	Technika symulowania światła rozpraszanego na cząsteczkach znajdujących się w powietrzu. Mogą powodować one rozpraszanie światła (obserwowane jako snop światła), tłumienie światła, absorpcję fal o określonej długości.

Kolejnym ważnym narzędziem odpowiedzialnym za tworzenie realistycznego poziomu grafiki w środowisku Unity są shadery. Są to krótkie programy komputerowe opisujące właściwości pikseli i wierzchołków (siatki obiektów 3D) w grafice trójwymiarowej. Odpowiadają one za skomplikowane modelowanie oświetlenia i materiału na obiekcie

(refracja, odbicia lustrzane, HDR, mapy przemieszczeń, itp.). Każda z powierzchni obiektu 3D może zostać opisana innym shaderem. Pozwala to na utworzenie realistycznych modeli w wirtualnej scenie (Müller et al. 2020; Richards and Taylor 2015; Yao et al. 2016).

W środowisku Unity dostępne są cztery potoki renderowania. Określają one w jaki sposób oprogramowanie ma renderować utworzoną scenę. Ich wybór determinuje realizm wirtualnego środowiska, ale i szybkość działania aplikacji. Dlatego jedne z nich mogą być lepsze do zastosowań mobilnych, a inne do środowisk tworzonych w oparciu o komputery z dużą mocą obliczeniową. Dostępnymi w Unity potokami renderowania są:

- wbudowany potok renderowania (ang. Built-in Render Pipeline) - jest domyślnym potokiem renderowania Unity. Jest to potok renderowania ogólnego przeznaczenia, który ma ograniczone opcje dostosowywania.
- niestandardowy potok renderowania (ang. custom render pipeline) to możliwy do samodzielnego utworzenia potok na podstawie udostępnionego interfejsu API Unity Scriptable Render Pipeline.
- uniwersalny potok renderowania URP (ang. Universal Render Pipeline) to skryptowy potok renderowania, który można szybko i łatwo dostosować do własnych potrzeb i który umożliwia tworzenie zoptymalizowanej grafiki na wielu różnych platformach.
- potok renderowania wysokiej rozdzielczości HDRP (ang. High Definition Render Pipeline) to skryptowy potok renderujący, który umożliwia tworzenie najnowocześniejszej, wysokiej jakości grafiki na platformy klasy high-end. Używa on technik oświetlenia opartych na fizyce, oświetlenia liniowego, oświetlenia HDR, śledzenia promieni oraz konfigurowalną hybrydową architekturę oświetlenia Tile/Cluster deferred/Forward.

Przeprowadzona została analiza przedstawionych wyżej informacji charakteryzujących oprogramowanie Unity. Na jej podstawie wybrane zostały takie podzespoły środowiska programistycznego, przy użyciu których możliwe było jak najwierniejsze oddanie w wirtualnym środowisku wyglądu oraz fizyki działania rzeczywistego układu pomiarowego. W związku z powyższym opracowany został projekt wirtualnego symulatora pełnego układu skanowania MEMS wraz z zamodelowanym układem pomiarowym i obiektami badań. W celu utworzenia wirtualnego symulatora użyte zostało oprogramowania Unity w wersji 2020.3.20f1.

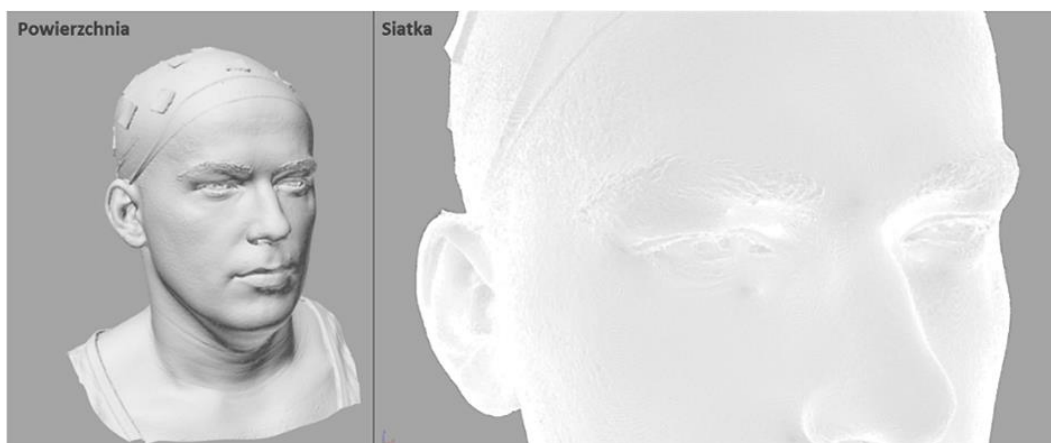
W oprogramowaniu przyjęto, iż potokiem renderującym będzie HDRP. Wirtualny symulator składa się z 5 modułów:

- moduł obiektu badanego,
- moduł układu skanowania,
- moduł akwizycji danych detektora,
- moduł zapisu i eksportu danych,
- moduł interfejsu użytkownika.

Poszczególne moduły wyposażone zostały w programy odpowiedzialne za ich poprawne funkcjonowanie oraz sparametryzowane funkcje umożliwiające zmianę parametrów początkowych. Środowisko wirtualne pozwoliło na swobodne modelowanie dowolnej sceny 3D oraz odwzorowanie w nim realistycznych efektów oświetlenia, które były niemożliwe do zasymulowania w środowisku MATLAB.

Na potrzeby utworzonego symulatora, opracowane zostały modele 3D wszystkich elementów stanowiska pomiarowego na podstawie dokumentacji producenta. Ich wirtualne powierzchnie opisane zostały odpowiednimi materiałami i shaderami estymującymi ich wygląd oraz jej rzeczywiste parametry - barwę powierzchni, barwę światła odbitego i rozproszonego, tekstury i ich modyfikacje, stopień przezroczystości, współczynnik załamania światła, itd. Opracowane zostały zarówno modele układu pomiarowego, jak i różnych obiektów badanych.

Podstawowymi obiektami badanymi były tarcza testowa USAF 1951, płaski obraz oka pochodzący z systemu Pupil Labs. Zaletą wirtualnego symulatora jest jednak możliwość importu dowolnej, bardziej skomplikowanej geometrii 3D. Dlatego, do utworzonego środowiska zaimplementowany został model 3D skanu rzeczywistej głowy mężczyzny. Udostępniony on został bez licencyjnie przez firmę Digital Reality Lab specjalizującą się w fotogrametrycznych skanach ludzi. Zeskanowana głowa wraz z szyją obejmowała powierzchnię skóry wynoszącą 146 tysięcy mm². Geometria ta odwzorowana została w formie siatki 7811456 prostokątów. Zakładając, że ich wymiary są sobie równe, to ich przekątna wynosi 25 µm. Taka dokładność odwzorowania powierzchni jest w zupełności wystarczająca do przeprowadzenia badań opartych na wpływie geometrii twarzy człowieka na proces skanowania. Siatka modelu przedstawiona została na rysunku 6.9 poniżej.

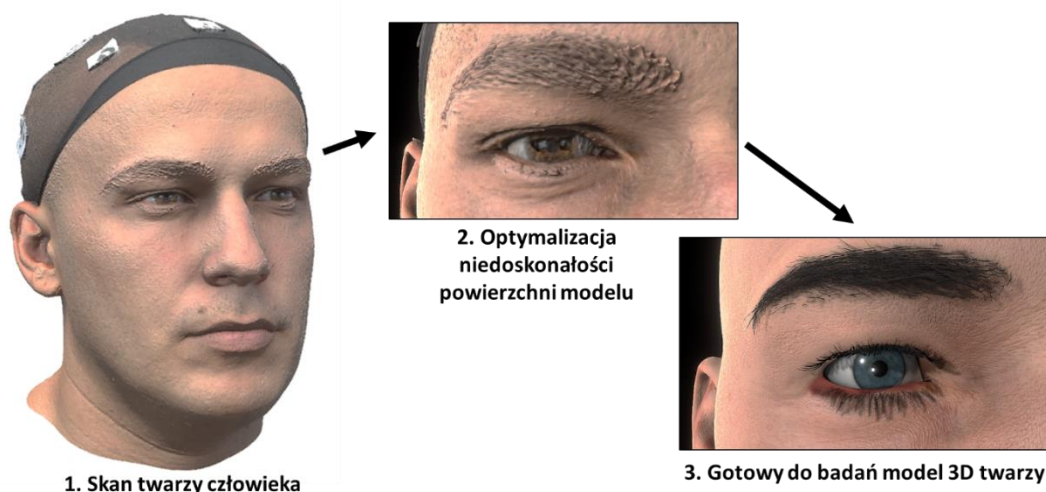


Rys. 6.9. Model twarzy (po lewej) oraz jego siatka (po prawej)

Duża szczegółowość siatki modelu badanego obiektu wpływała jednak negatywnie na czas symulacji. Z tego względu model twarzy poddany został optymalizacji. Usunięte zostały fragmenty modelu obejmujące korpus oraz część szyi ze względu na to, że podczas symulacji były niewidoczne i nie wpływały na uzyskiwane dane. Uproszczono również siatkę geometrii w obszarze powyżej łuków brwiowych i poniżej nosa. Wypadkowa siatka twarzy składała się z 51 272 powierzchni. Jej rozdzielczość pozostała jednak niezmienną w obszarze skanowania, co pozwoliło utrzymać (podaną wyżej) dokładność. Na zaimportowany model, zostało nałożone 5 tekstur, odpowiedzialnych kolejno za kolor, refleksyjność, wypukłość, okluzję oraz kierunek wektora normalnego pod jakim zostanie odbite światło. Każda z tych tekstur zajmowała ponad 200 MB pamięci, ze względu na to, iż zawiera 4 składowe (r,g,b,a) o rozdzielczości 8192 x 8192 i głębi 48 bitów.

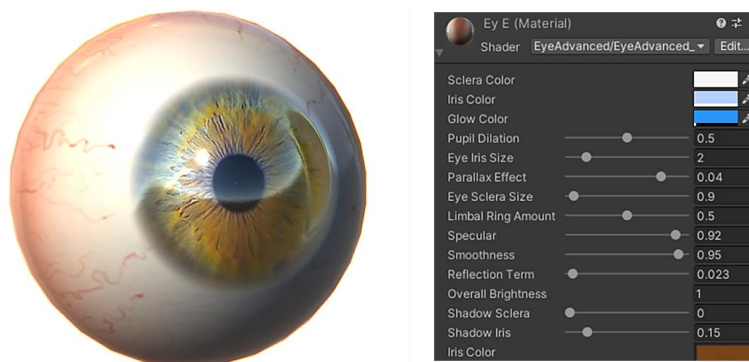
Do głównego modelu głowy dołączone są dodatkowe modele 3D brwi oraz rzęsy dla każdego z oczu. Model brwi składa się z 108 tysięcy powierzchni, tworząc w efekcie około 2 630 włosów w każdej z brwi. Rzęsy z kolei składają się z 10 735 powierzchni, co daje 135 włosów dla pojedynczego oka (88 nad okiem, 47 poniżej).

Refleksyjność powierzchni oczu nie pozwoliła jednak na wykonanie poprawnego skanu tych obszaru. Skutkowało to niską dokładnością siatki ich powierzchni. Z tego względu powierzchnie te zostały wycięte, a w ich miejsce zaimportowane zostały nowe modele 3D oczu. Dla tego przypadku użyto komercyjnego modelu o nazwie „EyeAdvanced, Realistic Eye Shader for Unity” w wersji 1.0.9 firmy Tanuki Digital. Nowy obiekt wirtualnego oka odzwierciedlał już nie tylko geometrię zewnętrzną, ale i objętość wewnątrz. Uproszczony proces kolejnych przekształceń modelu 3D twarzy, zwizualizowany został na rysunku 6.10.



Rys. 6.10. Etapy opracowywania modelu 3D twarzy człowieka dla wirtualnego symulatora

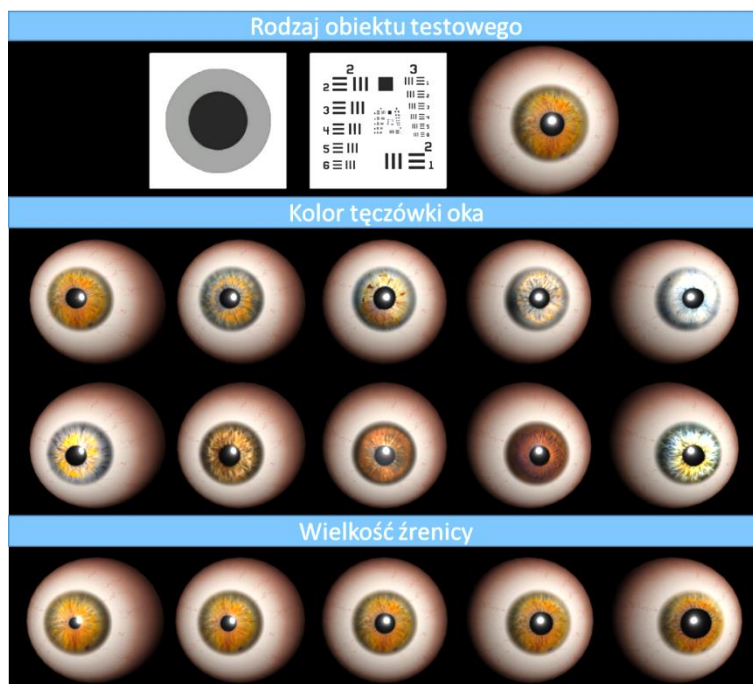
Użyty w symulacji model oka składa się z niezależnych od siebie modeli rogówki, tęczówki i źrenicy. Umożliwia to symulację wnikania światła do wnętrza oka oraz obserwację zniekształceń, rozprośnień oraz odbić pojawiających się na poszczególnych jego powierzchniach. Geometria modelu składa się z siatki 960 trójkątów. Jednak jego główną zaletą, która umożliwia symulację zaawansowanych zjawisk optycznych jest bazujący na rzeczywistych zależnościach fizycznych, algorytm shadera. Model oka, wraz z modyfikowalnymi dla niego parametrami, przedstawiony został na rysunku 6.11 poniżej.



Rys. 6.11. Model oka oparty na fizycznym shaderze

Moduł obiektów badanych zawierał zamodelowane tarcze testowe dostępne na fizycznym stanowisku pomiarowym (np. USAF 1951), jak również modele głowy i oczu człowieka. Oprogramowanie umożliwia zmianę orientacji oczu na podstawie zadanej odległości punktu fiksacji. Możliwa jest również modyfikacja wyglądu oczu (np. kolor tęczówki, wielkość źrenicy), ich odległości od siebie oraz orientacji w przestrzeni.

Rozdzielczość tekstur nałożonych na modele oczu wynosiła 4096 x 4096. Na rysunku 6.12 poniżej przedstawiono wybrane modyfikacje obiektów badawczych opisywanego modułu.



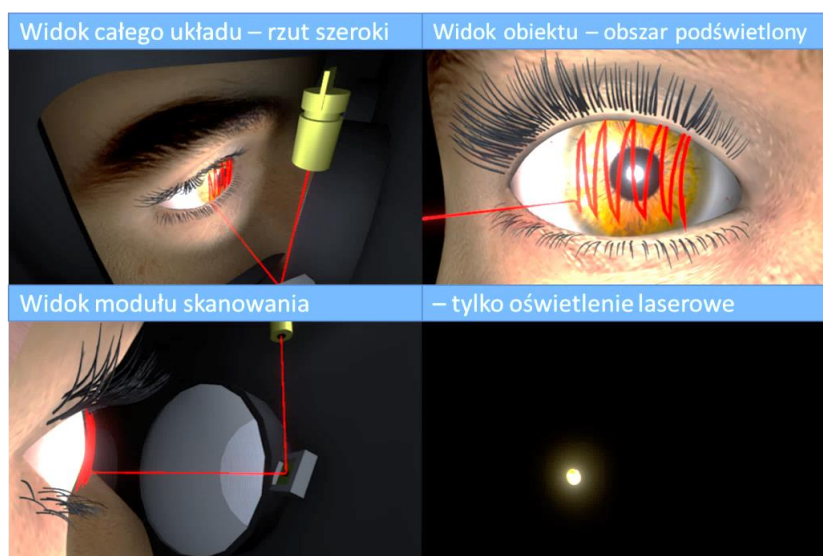
Rys. 6.12. Funkcjonalności modułu obiektu badawczego

Moduł układu skanowania odzwierciedlał funkcjonalności rzeczywistego układu pomiarowego. Wirtualne zwierciadło MEMS wykonywało ruch skanujący oświetlając wirtualną wiązką lasera obszar badanego obiektu. Symulator podczas pracy przemieszczał co klatkę zwierciadło MEMS do kolejnego punktu pomiarowego i renderował wygląd sceny po zmianie oświetlenia. Utworzone oprogramowanie umożliwiało zmianę:

- rodzaju oświetlenia laserowego, jego intensywności oraz długości fali,
- efektów oddziaływania układu optycznego, w tym rozbieżności wiązki lasera,
- zmiany położenia i orientacji poszczególnych elementów układu pomiarowego oraz obiektu badanego w przestrzeni trójwymiarowej,
- częstotliwości pracy obu osi zwierciadła MEMS,
- zakresu wychyleń zwierciadła w obu osiach,
- liczby punktów pomiarowych przypadających na jeden okres skanowania.

Jednym z głównych atutów opracowanego środowiska w konfrontacji z fizycznym stanowiskiem okazała się możliwość szybkiej zmiany układu przestrzennego elementów pomiędzy pomiarami (zmiana pozycji i orientacji w przestrzeni). Umożliwiło to

przeprowadzenie pomiarów dla różnego ułożenia elementów i określenie wstępnych założeń dotyczących ułożenia fizycznych elementów w rzeczywistym układzie. Podczas gdy fizyczne pomiary tego typu byłyby wyzwaniem pod kątem budowy stanowisk pomiarowych, to w świecie wirtualnym wystarczyła zmiana pojedynczych parametrów. Poszczególne konfiguracje przestrzenne mogły zostać zapisane do szybkiego wczytania. Dodatkowo opracowany został model 3D HMD. Pozwalał on na zachowanie relacji przestrzennych symulowanego układu i wykrywał ewentualne kolizje pomiędzy wirtualnymi obiektami. Moduł ten wraz z obiektem badanym przedstawiony został na rysunku 6.13.



Rys. 6.13. Wirtualny moduł pomiarowy

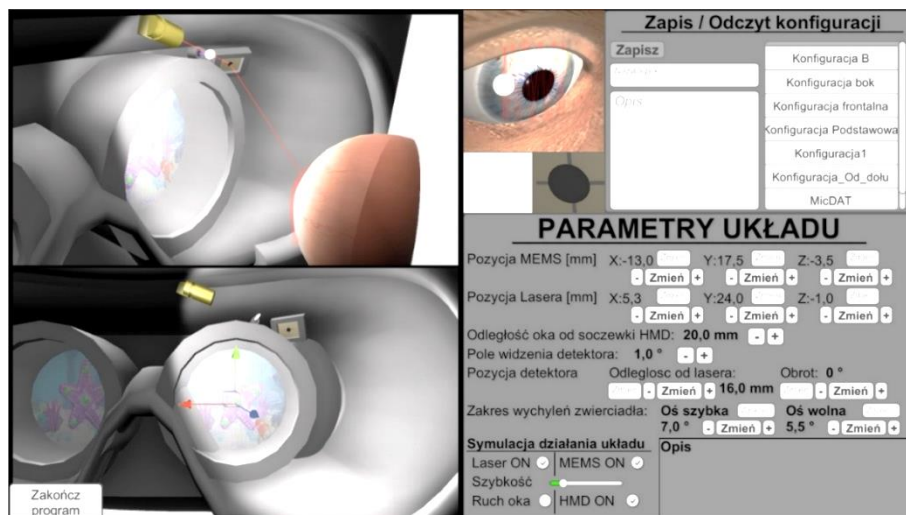
Moduł akwizycji danych detektora odpowiadał za odbieranie natężenia promieniowania odbitego od wirtualnego obiektu badanego. Dane mogły być przechwytywane jako spróbkowany sygnał w czasie zarówno w postaci obrazów (ekwiwalent rejestracją kamerą do eye trackingu) oraz jako wektor intensywności (detektor punktowy). Moduł ten umożliwiał również zmianę parametrów detektora takich jak czułość, pole widzenia, rozdzielczość obrazu (dla danych obrazowych) oraz głębię ostrości. Przechwytywany obraz podczas pomiarów przechowywany w buforze, a po zakończonej symulacji przekazywany był dalej do modułu zapisu.

Moduł zapisu odpowiadał za uszeregowanie danych pomiarowych oraz warunków brzegowych symulacji, a następnie zapis ich do pliku. Dane generowane przez oprogramowanie eksportowane były do dalszego przetwarzania w środowisku MATLAB. Jako struktura danych wybrany został plik JSON. Metadane zawarte w pliku pomiarów to między innymi:

- nazwa pomiaru,
- liczba próbek,
- czas pomiaru,
- częstotliwości osi zwierciadła MEMS,
- natężenie wirtualnego lasera,
- średnic wiązki lasera,
- rozdzielczość detektora,
- wektor sygnału odbitego,
- obraz oka,
- wymiary obrazu,
- wektor ruchu zwierciadła.

Moduł interfejsu użytkownika odpowiadał za komunikację symulatora z użytkownikiem oraz zadawanie parametrów początkowych w badanej serii pomiarowej. W tym celu opracowany został graficzny interfejs użytkownika przedstawiony na rysunku 6.14. Interfejs ten pozwalał również na podgląd w czasie rzeczywistym układu pomiarowego oraz stanu przeprowadzanych pomiarów. Końcowe funkcjonalności symulatora to:

- Zmiana wartości parametrów:
 - poszczególnych elementów,
 - układu,
 - symulacji.
- Zapis/Odczyt konfiguracji przestrzennej układu
- Pomiary sygnału odbitego od powierzchni oka
- Zmiana trybu symulacji (badania przestrzenne układu, ruch oka, itp.)
- Eksport pomiarów (w formacie JSON)
- Pogląd wirtualnego układu w czasie rzeczywistym (z 5 możliwych perspektyw)



Rys. 6.14. Graficzny interfejs użytkownika wirtualnego symulatora

Symulator wirtualny jest również przystosowany do pomiarów dynamicznych. Na podstawie wprowadzonych przed symulacją parametrów układu, obliczany jest współczynnik skali czasu. Definiuje on, stosunek opływu czasu rzeczywistego do symulowanego. Na podstawie parametrów zwierciadła MEMS, znany jest czas jaki konieczny jest do pełnego skanu osi wolnej. Ze względu na to, iż wirtualny symulator wyświetla co klatkę obraz innego (następującego po sobie) punktu pomiarowego (poprzez zmianę wychylenia zwierciadła), to czas jaki upływa pomiędzy kolejnymi klatkami, zależny jest bezpośrednio od ilości punktów pomiarowych przypadających na jeden okres zwierciadła MEMS. W oparciu o obliczony współczynnik skali czasu, możliwe było przeprowadzenie symulacji związanych z ruchem gałki ocznej.

W osobnej scenie środowiska Unity opracowany został moduł analizy danych pomiarowych. Ze względu na nieobecność w niej obiektów 3D (a więc i braku potrzeby wykonywania czasochłonnych obliczeń), moduł ten był w stanie wykonywać powierzone obliczenia w znacznie krótszym czasie (względem sceny wirtualnego symulatora). Opracowany został skrypt w języku C#, odpowiedzialny za import surowych danych pomiarowych, przeprowadzenie obliczeń dla każdej z opracowanej metod analizy danych, a następnie eksport tych wyników w postaci pliku JSON.

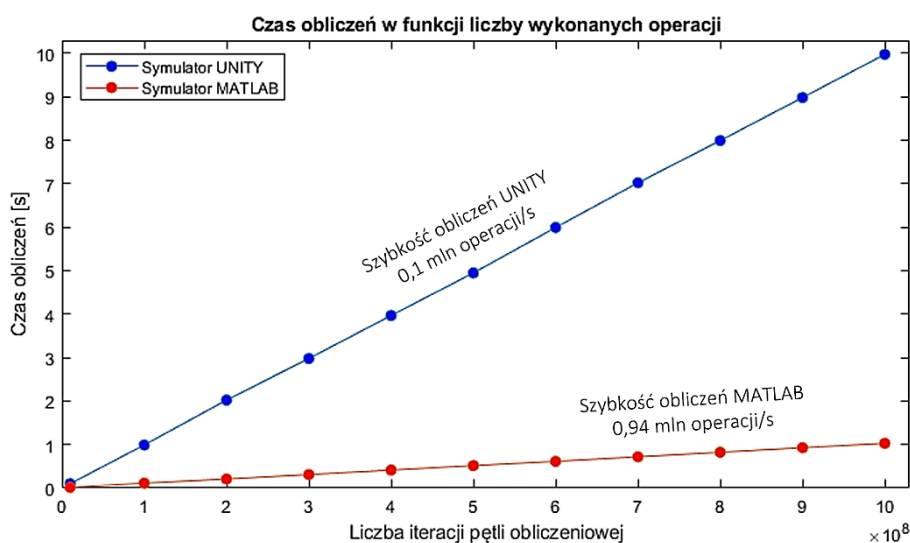
6.3. Porównanie narzędzi symulacyjnych

Oba opracowane symulatory – MATLAB oraz UNITY – pozwalają na przeprowadzenie zarówno syntezy danych pomiarowych (w oparciu o model 3D układu pomiarowego), jak i ich dalszej analizy (dla autorskich metod estymacji pozycji źrenicy). Narzędzia te różnią się jednak pod kątem jakości wizualizacji (realności oddania) modelu układu pomiarowego oraz czasu wykonywania obliczeń.

Zarówno MATLAB, jak i Unity są w stanie wygenerować wirtualną rzeczywistość z przestrzennym modelem 3D układu pomiarowego. W oparciu o niego może zostać przeprowadzona następnie symulacja działania układu oraz akwizycja danych wirtualnego detektora. Realistyczność zebranych danych zależy jednak od możliwości symulacji zjawisk świetlnych w obu symulatorach. Środowisko Unity jest narzędziem bezpośrednio dedykowanym do wizualizacji grafiki 3D, dlatego jakość symulacji rzeczywistego układu była w nim znacznie wyższa od tej przeprowadzanej w drugim środowisku. Symulator MATLAB nie był w stanie zasymulować efektu zmiennego oświetlenia na powierzchni oka. Powinno ono powodować refleksy zależnie od pozycji źródła światła oraz orientacji gałki ocznej. Również dla każdego kolejnego oświetlonego punktu pomiarowego (czyli innego wychylenia zwierciadła) zwrotny refleks światła powinien być inny od początkowego. Również szybkość działania obu symulatorów była różna. Moduł VR w środowisku MATLAB był w stanie przeprowadzać symulację z szybkością 15-30 fps. Szybkość akwizycji w wirtualnym symulatorze Unity wynosiła natomiast 100-120 fps. Różnica ta wpływa bezpośrednio na możliwości pracy w oparciu o schematy MIL oraz PIL. Synteza danych dla pojedynczego skanu (dla 10 000 punktów pomiarowych) w symulatorze Unity wynosiła około 3 minut, a w MATLAB około 18 minut. Dlatego przeprowadzenie serii pomiarów *in silico* dla pojedynczego zestawu parametrów wejściowych w funkcji zmiany rozmieszczenia zwierciadła MEMS dla 180 różnych pozycji w przestrzeni 3D, w środowisku Unity wynosiło 9 godzin oraz 2 dni i 6 godzin (54 godziny) w środowisku MATLAB.

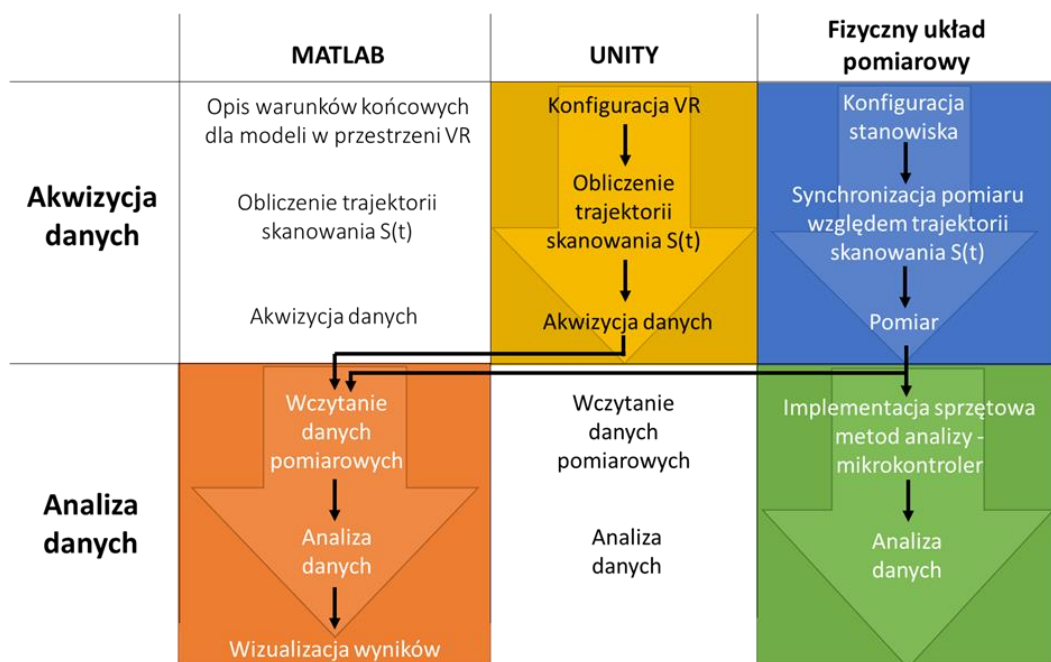
Dla obu symulatorów przeprowadzona została również analiza modułów przetwarzania danych. W środowisku Unity wszystkie zaprogramowane obliczenia przeprowadzane są synchronicznie, w czasie tylko jednej klatki programu. Ze względu na to, iż kod programu w obu symulatorach oparty był na tych samych algorytmach analizy, to uzyskiwane wyniki były takie same. Jednak czas potrzebny na przeprowadzenie tych obliczeń był różny w poszczególnych symulatorach. Ze względu na to, przeprowadzono porównanie obu narzędzi,

względem czasu potrzebnego na przeprowadzenie obliczeń w funkcji różnej liczby operacji wykonywanych w pojedynczej pętli for. Oba środowiska wykonywały w każdej iteracji tej pętli operacje dodawania, odejmowania, mnożenia oraz dzielenia dla aktualnego numeru iteracji. Symulatory działały w obrębie tego samego komputera PC. Przeprowadzona analiza wykazała, iż symulator MATLAB prowadził obliczenia średnio 9,4 razy szybciej od symulatora UNITY. Jej wyniki przedstawione zostały na rysunku 6.15. Atutem przetwarzania danych w środowisku MATLAB jest również możliwość generowania wykresów 2D i 3D. Wizualizacja wyników pomiarów w postaci wykresów znacznie usprawnia prowadzony proces badawczy. Symulator Unity domyślnie nie posiada takich możliwości.



Rys. 6.15. Graficzny interfejs użytkownika wirtualnego symulatora

W oparciu o wykonaną analizę obu narzędzi oraz przeprowadzone badania (opisane w dalszych rozdziałach) wybrany został schemat postępowania badawczego. Testy opracowanych algorytmów mogą być przeprowadzane zarówno w fizycznym mikrokontrolerze, jak i jego emulatorze w narzędziu symulacyjnym. Dane do nich mogą również być dostarczone ze stanowiska pomiarowego, jak i wygenerowane w wirtualnym symulatorze. Umożliwia to, pracę badawczą opartą na założeniach modelu MIL (model in the loop), SIL (software in the loop), PIL (processor in the loop) oraz HIL (hardware in the loop). Schemat zastosowanego w dalszych badaniach postępowania z użyciem narzędzi symulacyjnych został zaprezentowany na rysunku 6.16 poniżej.



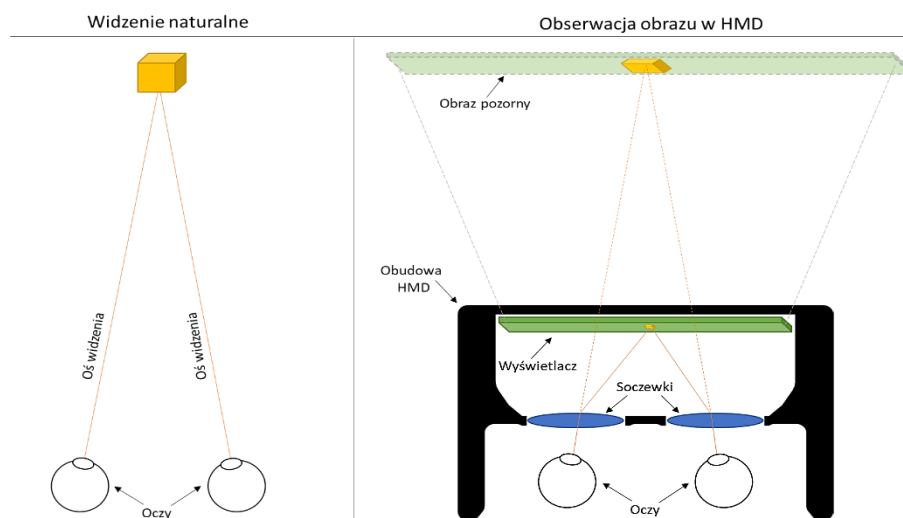
Rys. 6.16. Schemat możliwego postępowania badawczego z użyciem narzędzi symulacyjnych

7. Budowa stanowisk testowych

W niniejszym rozdziale opisane zostały koncepcje budowy stanowiska pomiarowego dla wybranych zastosowań badawczych. Opracowane zostało stanowisko dedykowane dla badań energetycznych w celu weryfikacji analizy bezpieczeństwa metody. Analizie poddany został również układ stanowiska pod potencjalne zastosowanie w HMD. Zbudowane zostało również stanowisko pomiarowe dla testów samej metody. Stanowisko opracowane zostało pod kątem syntezy obrazu dla weryfikacji metody programowego odtwarzania ścieżki. Powstało również stanowisko generujące dane dla walidacji wirtualnego symulatora.

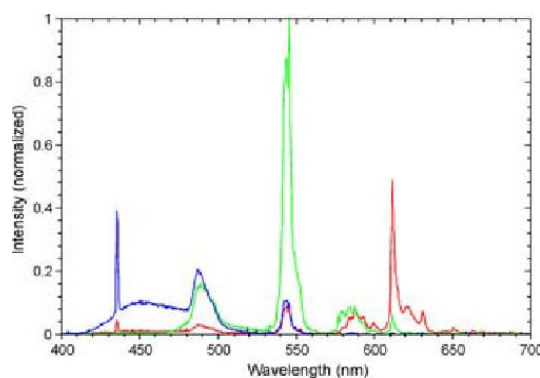
7.1. Stanowisko układu HMD

Architektura HMD determinuje możliwość wbudowania w konstrukcję potencjalnego układu elementów systemu śledzenia wzroku. Ze względu na to, iż soczewka i wyświetlacz HMD umieszczone są w osi optycznej oka, wszelkie elementy dodatkowego układu śledzenia wzroku muszą znajdować się poza nią, aby nie przysłaniać obrazu VR. Dodatkowo dla takiej konstrukcji HMD pole widzenia obrazu można przyjąć na poziomie 100° (Zhang 2007). Zakładając poziomą rozdzielczość ekranu na poziomie 2880 pikseli (przykłady HMD z podobną rozdzielczością: np. Valve Index, HTC VIVE Pro czy VIVE Cosmos), rozdzielczość kątowa takiego układu wyniesie w przybliżeniu $0,5$ piksela/minutę kątową ($28,8$ pixele/ $^\circ$), co jest zbliżone do rozdzielczości narządu wzroku. Schemat ideowy widzenia w typowym układzie HMD (jako różnica pomiędzy naturalną percepcją obiektu rzeczywistego, a obserwacją obrazu obiektu wirtualnego poprzez HMD), przedstawiony został na rysunku 7.1.



Rys. 7.1. Schemat ideowy widzenia w układzie HMD

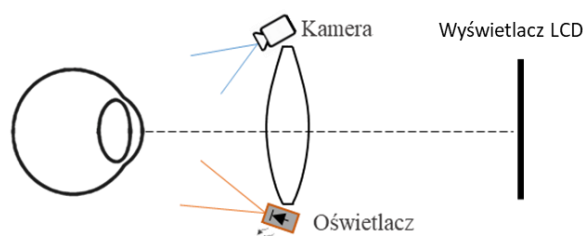
W HMD podstawowym źródłem promieniowania elektromagnetycznego jest wyświetlacz (zazwyczaj LCD) dostarczający użytkownikowi obraz wirtualnego świata w spektrum widzialnym. Intensywność oraz zakres spektrum długości fali tego oświetlenia może się jednak zmieniać, gdyż wyświetlane treści wpływają na poziom luminancji oraz barwność obrazu. Typowe dla białego obrazu spektrum długości fali zostało przedstawione na rysunku 7.2 poniżej.



Rys. 7.2. Spektrum długości fali przykładowego wyświetlacza LCD
(Woods, Yuen, and Karvinen 2007)

Zdając sobie sprawę ze stosunkowo niskiego poziomu oświetlenia wewnątrz HMD (na bazie wyświetlacza LED) oraz jego zmienności w czasie (zróżnicowanie prezentowanych treści), konieczne jest użycie dodatkowego źródła promieniowania (w innym zakresie spektralnym), które dostarczy stabilny poziom oświetlenia. Dlatego, w układzie śledzenia wzroku, stosuje się sensor czulszy w innym zakresie spektralnym (dobranym pod oświetlacz).

Emitowane dodatkowo promieniowanie nie powinno ono wpływać jednak na wyświetlaną dla użytkownika informację obrazową. Dlatego jako źródło promieniowania wybrany został oświetlacz w zakresie NIR. Układ elementów jaki jest zazwyczaj stosowany w HMD w przypadku śledzenia wzroku metodą wizyjną przedstawiony został na rysunku 7.3.



Rys. 7.3. Układ elementów w HMD dla wizyjnego systemu śledzenia wzroku

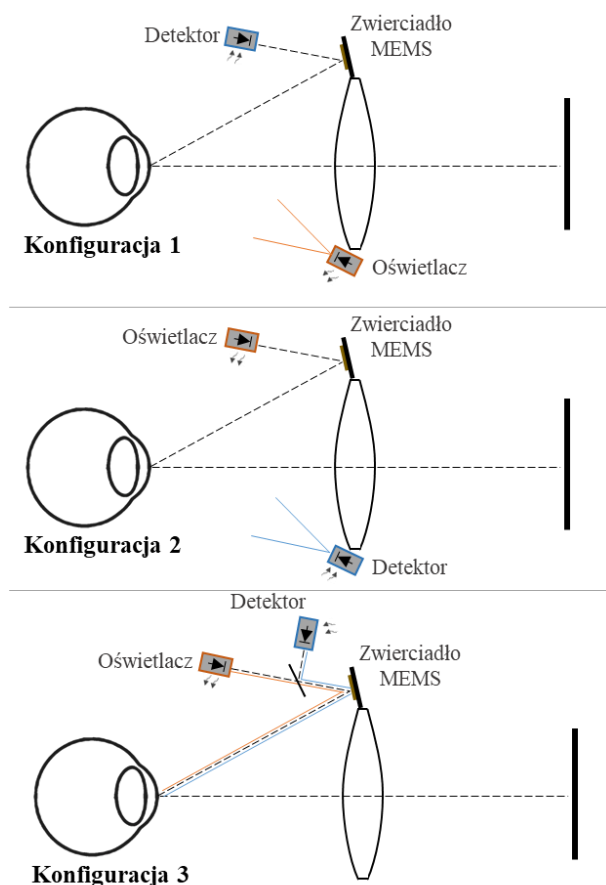
W ramach prac koncepcyjnych opracowane zostały trzy konfiguracje systemu śledzenia wzroku, różniące się sposobem oświetlania i detekcji. Pierwsza z nich wykorzystuje zestaw LED IR o dużym kącie emisji promieniowania bez konieczności stosowania dodatkowej optyki (rozwiązanie takie stosowane jest w metodach wizyjnych). Detektor natomiast poprzez ruchome zwierciadło MEMS zbiera próbki z "obserwowanego" obszaru jedynie po ścieżce skanowania. Zaletami takiego rozwiązania jest możliwość użycia komercyjnych oświetlaczy z systemów wizyjnych oraz ograniczenie obszaru widzianego przez detektor aperturą zwierciadła MEMS. Jego wadą jest natomiast bardzo mały procent odbitego promieniowania docierającego do detektora przez zwierciadło (praca z bardzo niskimi poziomami sygnałów).

Druga koncepcja zakłada odwrotne rozwiązanie. Sensor (w zakresie IR) pobiera informacje z całego obszaru oka, ale to obszar oświetlony zmienia swoje położenie w czasie. Do tego celu używana jest dioda laserowa, która za pośrednictwem MEMS prowadzi promieniowanie po krzywej ruchu zwierciadła. Zaletą takiego rozwiązania jest duży obszar zbierania odbitego promieniowania przez detektor oraz względnie wysokie poziomy rejestrowanych sygnałów. Wadą jest natomiast konieczność użycia skupionej wiązki lasera jako źródła promieniowania.

Trzecia konfiguracja integruje dwie poprzednie. Zarówno oś oświetlenia, jak i detekcji przechodzi przez zwierciadło MEMS skupiając się jedynie na małym obszarze oka w danym czasie. Tym samym potencjalnie byłaby w stanie zaoferować ona najlepszy stosunek sygnału do szumu przy najefektywniejszym sposobie oświetlania obiektu. Zaletą tego rozwiązania jest

miniaturyzacja układu, jednak podobnie jak w konfiguracji pierwszej do detektora dociera bardzo mały odsetek odbitego promieniowania.

Wszystkie trzy konfiguracje przedstawione zostały na rysunku 7.4 poniżej. Tabełacyjne podsumowanie zalet i wad poszczególnych konfiguracji zaprezentowane zostało w tabeli 7.1. Na podstawie wstępnych pomiarów oraz dostępnych komponentów do dalszych badań wybrana została konfiguracja 2.



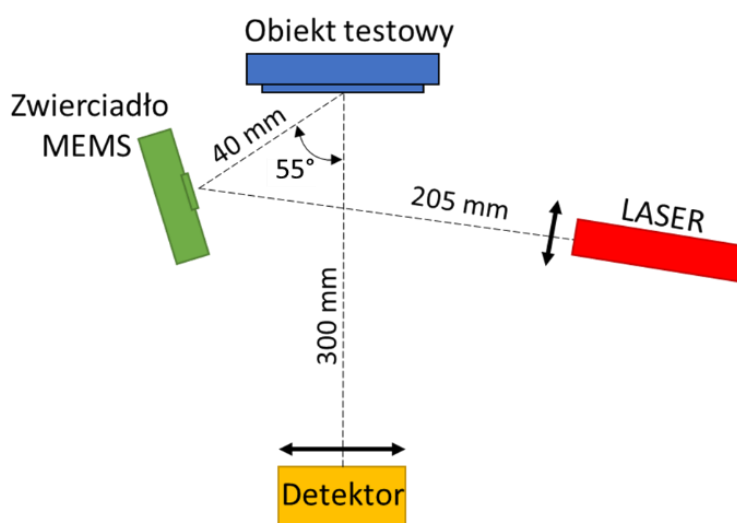
Rys. 7.4. Koncepcje układu stanowiska pomiarowego

Tab. 7.1. Tabełacyjne podsumowanie zalet i wad poszczególnych konfiguracji

Układ	Zalety	Wady
1	• możliwość użycia komercyjnych oświetlaczy z systemów wizyjnych • ograniczenie obszaru widzianego przez detektor aperturą zwierciadła MEMS	• praca z bardzo niskimi poziomami sygnałów
2	• duży obszar zbierania odbitego promieniowania przez detektor • względnie wysokie poziomy rejestrowanych sygnałów	• konieczność użycia skupionej wiązki lasera jako źródła światła
3	• potencjalnie najlepszy stosunek sygnału do szumu • najefektywniejszy sposób oświetlania obiektu	• praca z bardzo niskimi poziomami sygnałów

7.2. Stanowisko badań metody

Aby móc przetestować poprawność funkcjonowania opracowanych metod analizy danych, konieczne było przeprowadzenie pomiarów w oparciu o układ oddający wybraną koncepcję stanowiska pomiarowego. Zostało dlatego opracowane stanowisko pomiarowe dedykowane do badań metody. Składało się ono ze zwierciadła MEMS, diody laserowej oraz detektora APD. Schemat układu stanowiska przedstawiony został na rysunku 7.5. Obliczenia układu optycznego przeprowadzone zostały w oprogramowaniu Zemax OpticStudio (v.21.3).



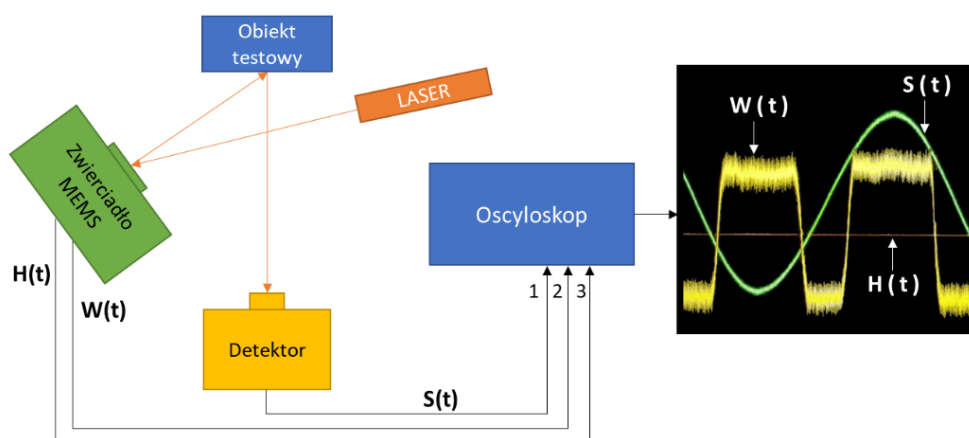
Rys. 7.5. Schemat układu stanowiska pomiarowego

Głównym elementem układu było zwierciadło MEMS S13989-01H firmy Hamamatsu. Jego oś wolna pracuje z maksymalną częstotliwością 100 Hz w trybie linowym. Jej wychylenie jest sterowane napięciem i wynosi $\pm 12^\circ$. Oś szybka jest osią pracującą rezonansowo z częstotliwością 29,3 kHz z wychyleniem $\pm 20^\circ$. Wielkość zwierciadła wynosi $\phi 1.23$ mm. Odpowiednie zogniskowanie plamki/wiązki lasera, uzyskane zostało dzięki montażowi na szynie umożliwiającej jego przesuw i zmianę odległości do obiektu badanego. Użyty został laser CPS635R formy ThorLabs o długości fali 635 nm i mocy 1.2 mW. Jako detektor użyta została fotodioda lawinowa APD410A również firmy ThorLabs. Gotowe stanowisko do badań statycznych przedstawione zostało na rysunku 7.6.



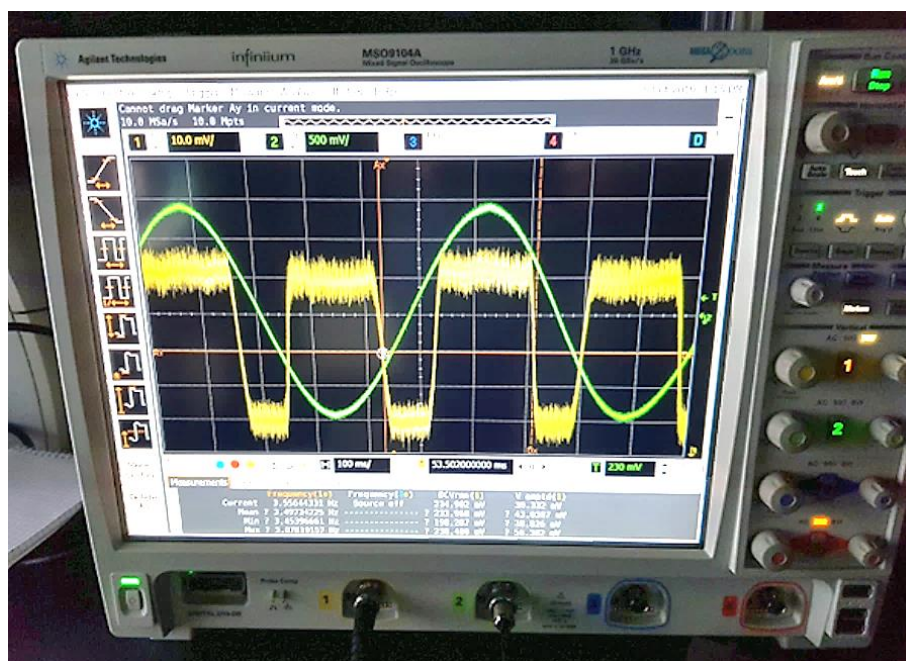
Rys. 7.6. Stanowisko pomiarowe do badań statycznych

Dane pomiarowe uzyskiwane w procesie skanowania obiektu testowego wyświetlane były na 4-kanalowym 1 GHz oscyloskopie MSO9104A firmy Infiniium. Podczas pomiarów używane były 3 kanały. Pierwszy przechwytywał sygnał detektora. Drugi i trzeci mierzył sygnały sterujące osiami zwierciadła MEMS – wolnej i szybkiej. Schemat stanowiska pomiarowego uwzględniający kluczowe sygnały przedstawiony został na rysunku 7.7.



Rys. 7.7. Schemat stanowiska pomiarowego

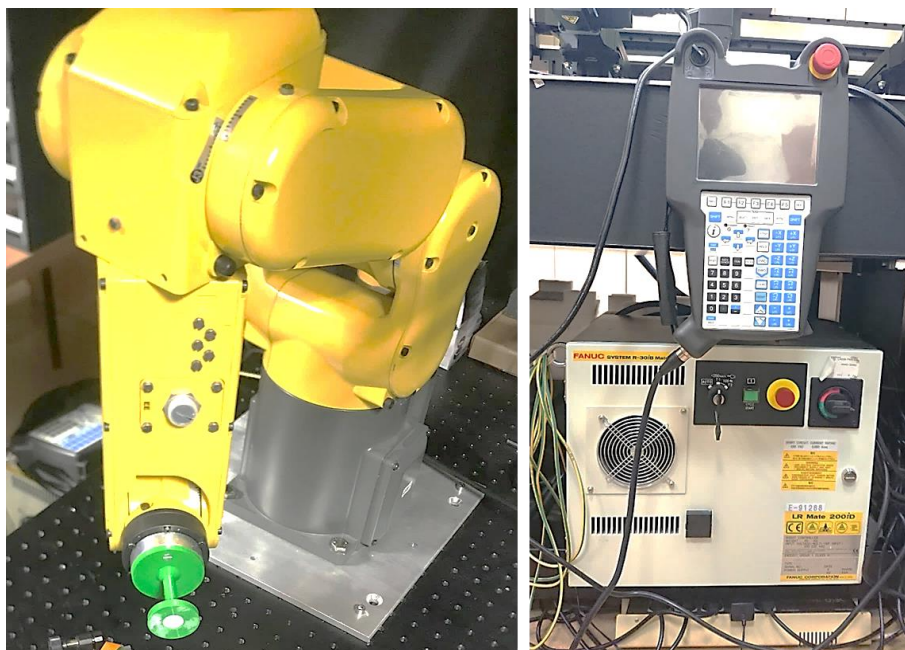
Wszystkie sygnały mogły być za pomocą oscyloskopu archiwizowane oraz eksportowane do dalszej analizy w oprogramowaniu MATLAB. Zdjęcie dokumentujące proces pomiaru przedstawione zostało na rysunku 7.8.



Rys. 7.8. Wizualizacja wyników skanowania na oscyloskopie (uruchomione 2 kanały)

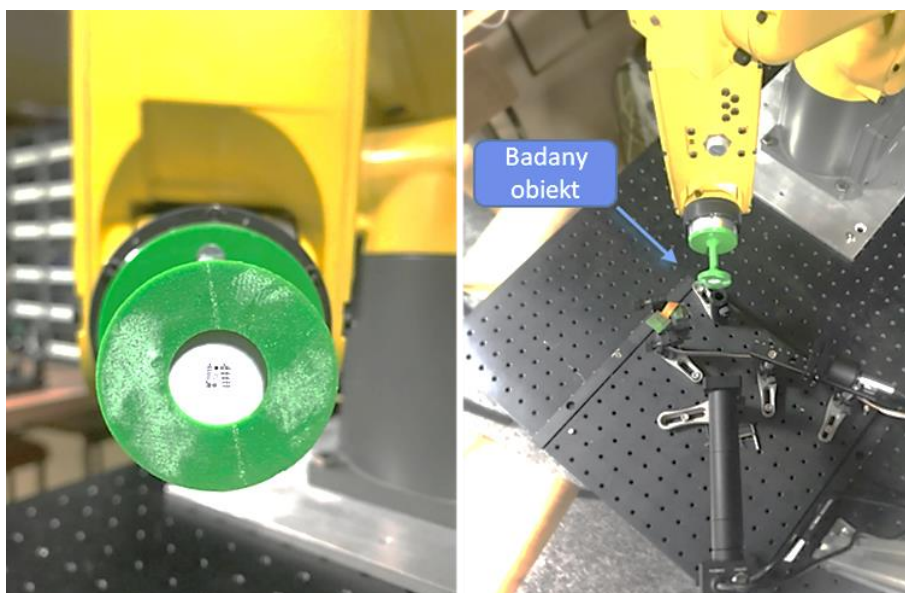
Jako obiekt testowy na stanowisku pomiarowym umieszczony został test do badań rozdzielczości USAF 1951 o średnicy $\varnothing 1''$. Ze względu na jego niewielkie wymiary (4x4 mm) oraz dużą rozdzielczość umieszczonych na nim szczegółów ($<10 \mu\text{m}$), obiekt ten pozwolił na weryfikację poprawności działania programowego bloku analizy danych w środowisku MATLAB.

Obiekt testowy został użyty zarówno do badań statycznych jak i dynamicznych. Testy statyczne miały za zadanie zweryfikować wierność odwzorowania geometrii badanego obiektu. Aby umożliwić powtarzalny i dokładny ruch obiektu testowego, zainstalowany na stanowisku został robot przemysłowy LR Mate 200iD/4S firmy Fanuc Robotics. Ramię robota mogło pracować w 6 różnych osiach. Jego zasięg wynosił 550 mm, a maksymalne obciążenie 4 kg. Jako system sterujący użyty został Kontroler Fanuc R-30iB Mate. Oba te elementy przedstawione zostały na rysunku 7.9.



Rys. 7.9. Ramię robota użyte do budowy stanowiska

W celu przeprowadzenia na stanowisku badań dynamicznych, opracowany został kod programu odpowiadający za ruch robota. Jego zakres i prędkość oddawały sposób ruchu gałki ocznej. W miejscu obiektu testowego umieszczony został test USAF 1951, zamocowany na ramieniu robota poprzez autorski adapter. Powstałe stanowisko pomiarowe zaprezentowane zostało na rysunku 7.10 poniżej.

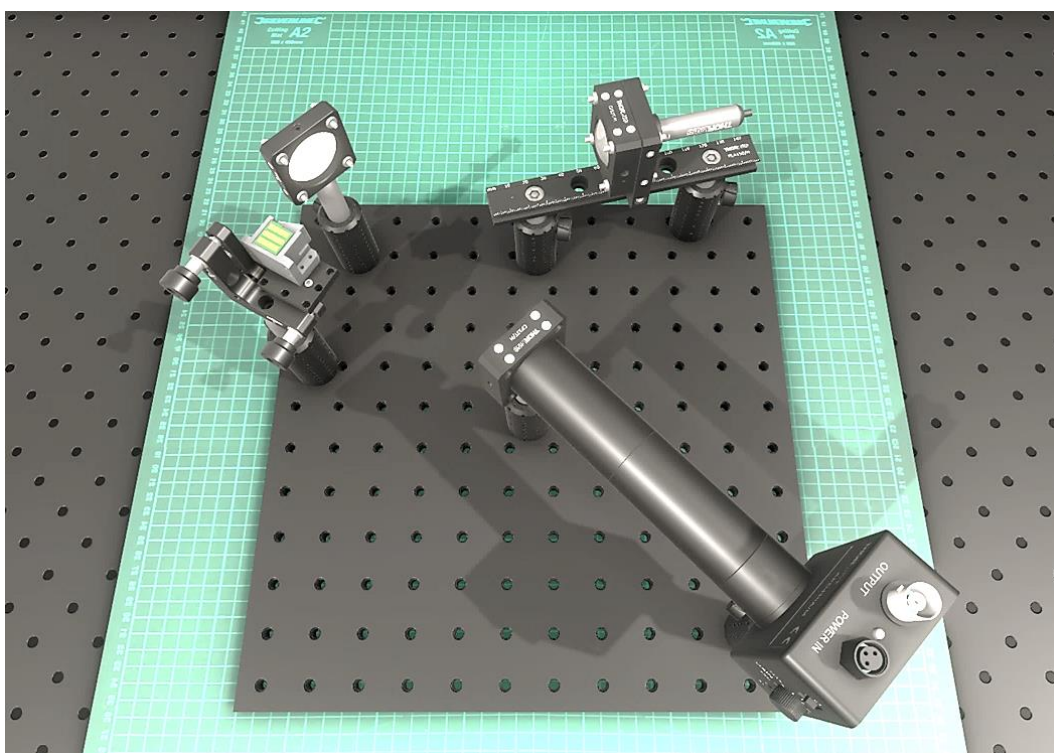


Rys. 7.10. Stanowisko pomiarowe do badań dynamicznych

7.3. Wirtualne stanowiska pomiarowe

Ze względu na ograniczenia technologiczne rzeczywistego układu pomiarowego (np. niewielka szybkości działania, stałe wartości częstotliwościowe osi zwierciadła) przygotowane zostały wirtualne stanowiska pomiarowe mogące stanowić alternatywne/uzupełniające źródła danych do analizy.

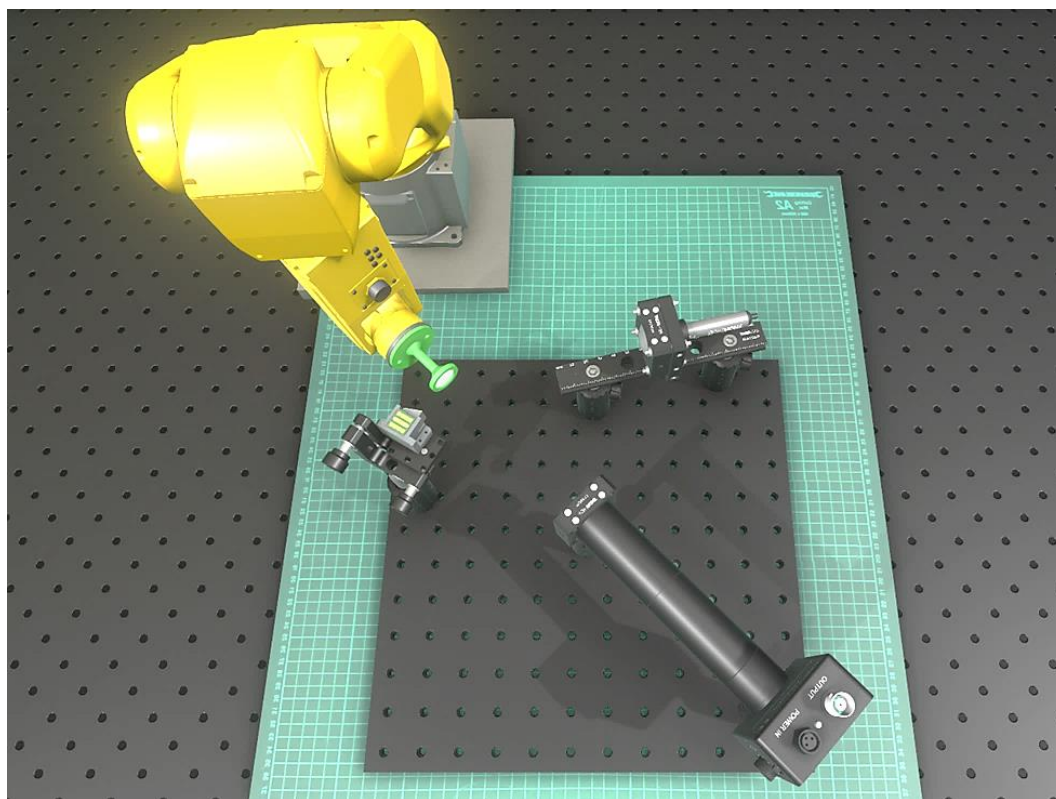
Do celu walidacji wirtualnego symulatora dla pomiarów statycznych przygotowane zostało wirtualne stanowisko odwzorowujące fizyczny układ z rysunku 7.6. Zarówno pozycje elementów, jak i ich parametry ustawione zostały możliwie identycznie względem rzeczywistego stanowiska. Na rysunku 7.11 przedstawiono wirtualny układ pomiarowy.



Rys. 7.11. Wirtualne stanowisko pomiarowe do walidacji symulatora Unity

Opracowane zostało również odpowiednie stanowisko wirtualne dedykowane do przeprowadzenia symulacji dynamicznych. Ruch obiektów w wirtualnej rzeczywistości nie wymaga obecności dodatkowych modeli 3D. Dlatego obiekt testowy mógł wykonywać dowolny, zaprogramowany ruch w przestrzeni. Mimo to, w wirtualnym symulatorze zaimplementowane zostały modele 3D robota oraz adaptera dla obiektu testowego. Aby uzyskać jednak wszelkie możliwe odbicia od obiektów refleksyjnych pojawiających się w obrębie stanowiska pomiarowego, modele wszystkich obiektów dodatkowych (podstawki,

słupki, tuleje, adaptory, szyny, itp.) zostały dodane do środowiska. Na rysunku 7.12 poniżej, przedstawiono wirtualny układ pomiarowy będący odpowiednikiem jego fizycznej realizacji przedstawionej na rysunkach 7.9 oraz 7.10.



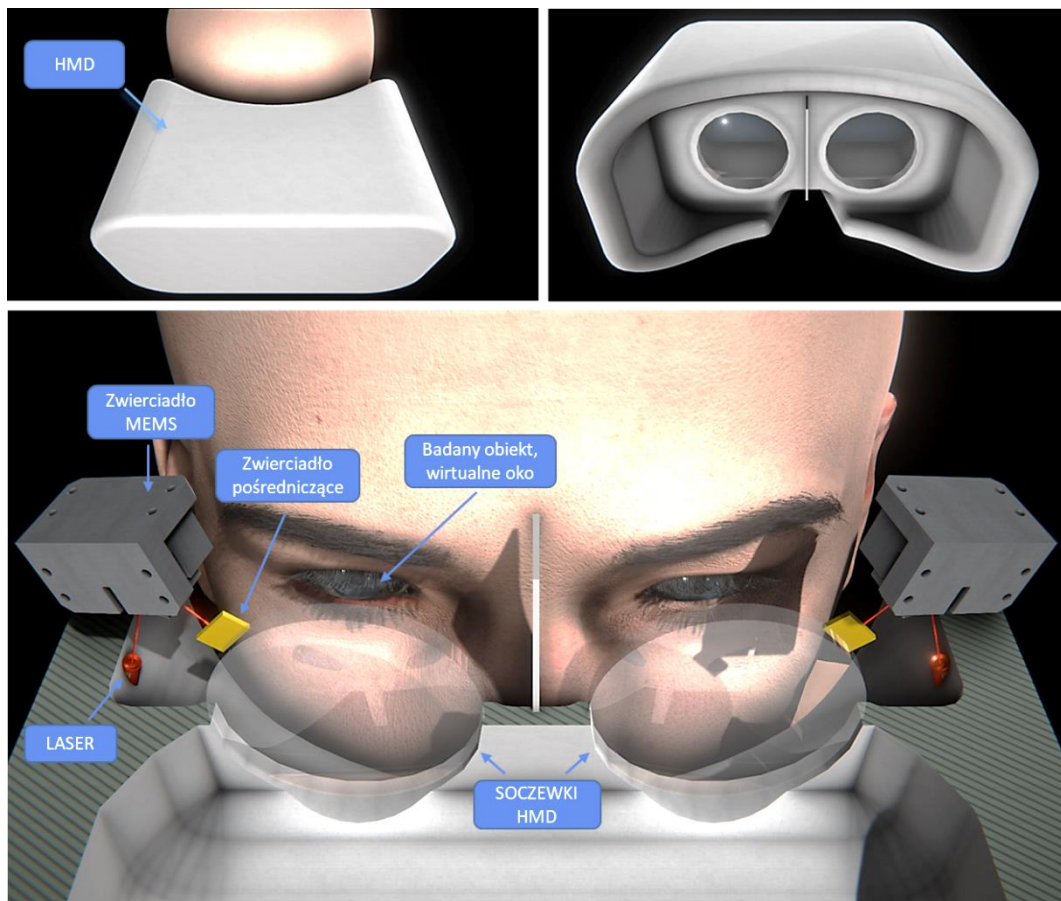
Rys. 7.12. Wirtualne stanowisko pomiarowe do symulacji dynamicznych

Na potrzeby dalszych symulacji opracowano również wirtualne stanowisko pomiarowe, gdzie w miejsce obiektu testowego ustawiony został model 3D oczu i twarzy człowieka. Użyty do badań obiekt został szerzej opisany w rozdziale 5.2. Pozycja pozostałych elementów układu pomiarowego pozostała niezmienna względem poprzednich wariantów stanowiska. Wirtualne stanowisko zaprezentowane zostało na rysunku 7.13.



Rys. 7.13. Wirtualne stanowisko pomiarowe do badań oka

Mając na uwadze możliwość wirtualizacji procesu badawczego, do dalszych badań zaimplementowano w wirtualnym stanowisku rozkład przestrzenny elementów oraz warunki zbliżone do proponowanego docelowo układu pomiarowego. Bazuje ono na układzie HMD opisanym w podrozdziale 6.1. Obiektem testowym było oko, dookoła którego znajdowała się wirtualna twarz. Dodatkowo przed głową umieszczony został model HMD z dwoma soczewkami w osiach optycznych oczu. Zwierciadło, laser oraz detektor umieszczone zostały na obwodzie jednej z soczewek w konfiguracji umożliwiającej wykonanie skanowania obszaru oka. Wybrane ujęcia układu w symulatorze wirtualnym przedstawione zostały na rysunku 7.14.



Rys. 7.14. Wirtualne stanowisko pomiarowe do badań układu wewnątrz HMD

8. Symulacje i badania eksperymentalne

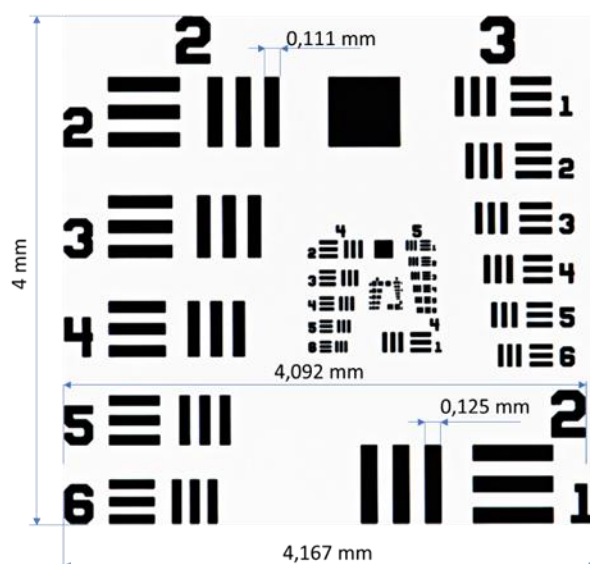
W niniejszym rozdziale opisane zostały badania opracowywanej metody. Przeprowadzone zostały pomiary na rzeczywistym stanowisku pomiarowym. Następnie na podstawie tych danych poddany walidacji został symulator wirtualny. Ze względu na możliwość przeprowadzenia pomiarów dla większego zakresu zmiennych parametrów w środowisku wirtualnym, to właśnie w nim przeprowadzone zostały dalsze pomiary. Wyniki przeprowadzonych badań zostały opublikowane w czasopiśmie z listy JCR Metrology and Measurement Systems (Pomianek, Piszczek, and Maciejewski 2021).

8.1. Walidacja wirtualnego symulatora

W oparciu o stanowisko opisane w podrozdziale 6.2 przeprowadzone zostały pomiary z użyciem tarczy testowej USAF 1951, których celem było zweryfikowanie możliwości poprawnego odtworzenia geometrii obiektu na podstawie rzeczywistych danych pomiarowych oraz opracowanych algorytmów przetwarzania danych i syntezy obrazu. Walidacja wirtualnego środowiska uwzględniała przeprowadzenie pomiaru w zbliżonej konfiguracji przestrzennej oraz o tych samych parametrach technicznych co rzeczywiste stanowisko pomiarowe.

8.1.1. Obiekt testowy

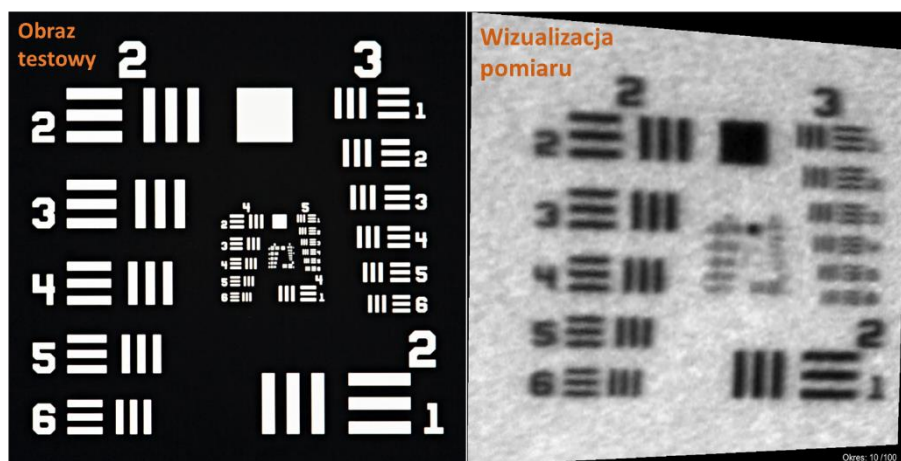
Jako obiekt testowy został wybrany test USAF 1951 firmy ThorLabs. Ze względu na to, iż jest to test o znormalizowanych wymiarach możliwe było dokładne określenie i zmierzenie różnic pomiędzy danymi pomiarowymi, a tymi pochodzącymi z symulatora. Całkowita szerokość testu wynosi 4,167 mm w osi W oraz 4 mm w osi H. Wybrany obiekt testowy przedstawiony został na rysunku 8.1 poniżej.



Rys. 8.1. Wymiary testu USAF 1951

Zmniejszone zostały wymiary obszaru skanowania z dedykowanych dla oka 12 mm do 6.3 mm. Dzięki temu zmniejszono odstęp między próbkami pomiarowymi, co zwiększyło dokładność odwzorowania badanego testu (ekwiwalent zwiększenia rozdzielczości pomiaru).

Chociaż proponowana w pracy metoda rezygnuje z odtwarzania obrazu skanowanego obiektu, a we wcześniejszych analizach założono, że proponowana docelowo konfiguracja systemu bazować będzie jedynie na wektorze wartości intensywności odbitego promieniowania zbieranego z częstotliwością poniżej 10 kHz, to jednak celem wykazania poprawności działania opracowanych algorytmów oraz potwierdzenia słuszności założenia dot. możliwości wykonywania równoprawnych pomiarów w środowisku rzeczywistym jak i wirtualnym zdecydowano o realizacji części testów dla większych częstotliwości próbkowania (1 MHz/okres). Tym samym można było zsyntezować obrazy o większej rozdzielczości przestrzennej ukazując ewentualne różnice między pracą na danych pozyskiwanych w rzeczywistym układzie pomiarowym oraz tymi generowanych przez symulator. Obraz syntezy z danych pomiarowych powinien przedstawiać obiektu testowy. Wszelkie nieprawidłowości występujące na tym obrazie w łatwy sposób mogą wykazać potencjalne błędy modelu matematycznego skanowania dla np. odtwarzania ruchu krzywej czy przesunięcia fazowego sygnałów sterujących. Obraz powstały z syntezy danych pochodzących z pomiaru przeprowadzonego na stanowisku rzeczywistym przedstawiony został na rysunku 8.2.



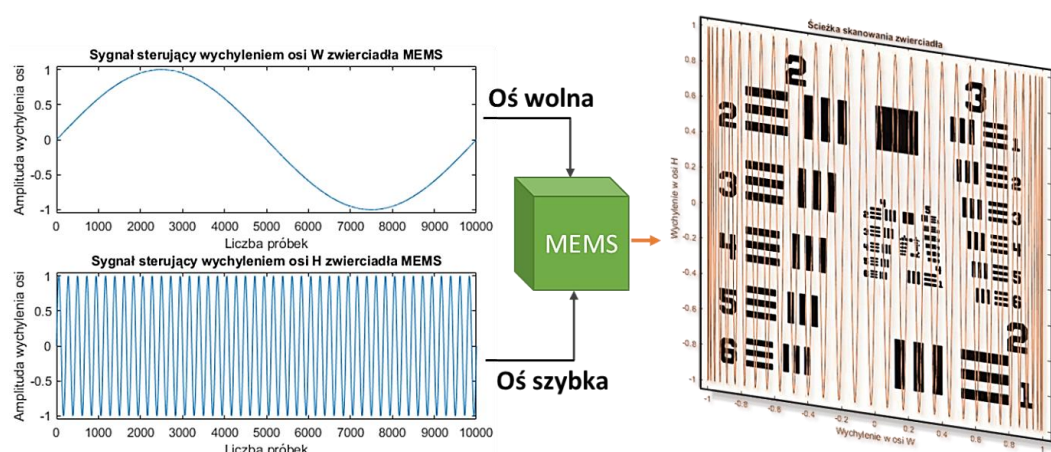
Rys. 8.2. Skan tarczy testowej (od lewej: obraz testowy, wizualizacja pomiaru)

Otrzymany w wyniku eksperymentu obraz jest pochylony. Wynika to z faktu, iż tarcza testowa jest prostopadła do detektora, a wektor normalny od zwierciadła MEMS (który definiuje ścieżkę skanowania) nachylony jest do niej pod kątem 55° (szczegółowy schemat przedstawiony został na rysunku 7.5).

Poprzez przeprowadzony eksperyment wykazano poprawność opracowanego modelu matematycznego procesu skanowania (równanie 5.1) oraz algorytmów syntezy obrazu z danych pomiarowych (rysunek 5.12). Kolejnym etapem było porównanie różnicy pomiędzy danymi uzyskiwanymi ze stanowiska fizycznego do tych z wirtualnego symulatora.

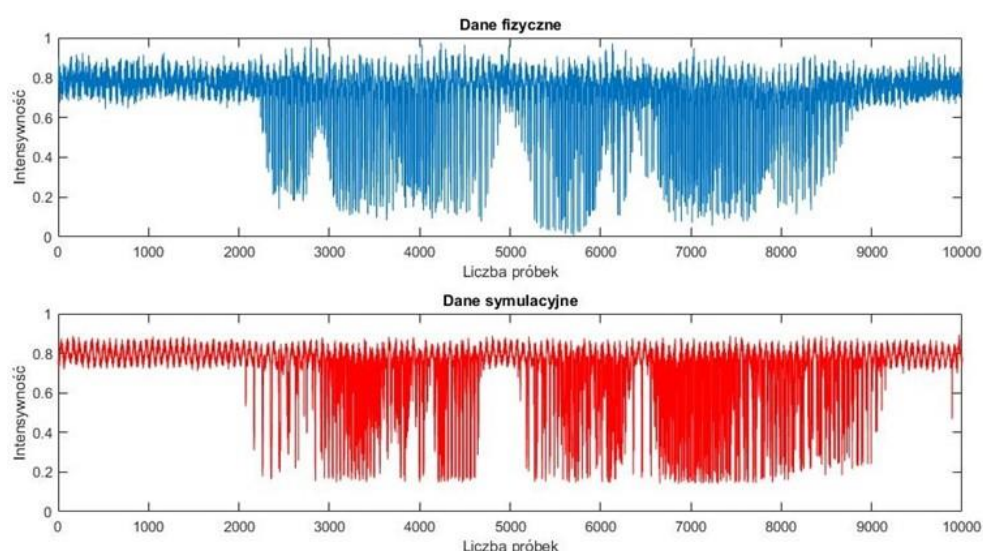
8.1.2. Pomiary w warunkach statycznych

Dla przyjętych warunków układu (nieruchomy obiekt testowy) porównano sygnały uzyskane w wyniku pomiarów na stanowisku fizycznym oraz w wirtualnym symulatorze. Zestawienie przeprowadzono na poziomie sygnałowym (dla 10k próbek) oraz obrazowym (dla 1 mln próbek). Schemat wpływu poszczególnych sygnałów na krzywą skanowania przedstawiony został na rysunku 8.3.



Rys. 8.3. Schemat wpływu sygnałów sterujących na układu pomiarowego na krzywą skanowania

W celu porównania wektorów danych uzyskiwanych w wyniku pomiarów oraz symulacji, w obu przypadkach zebrano 10 000 punktów pomiarowych na pojedynczy skan zwierciadła MEMS (pół okresu osi wolnej). Wyjściowe dane (intensywnościowe) były przetwarzane dalej w środowisku MATLAB według takiej samej procedury. Uzyskane wyniki zostały przedstawione na rysunku 8.4.

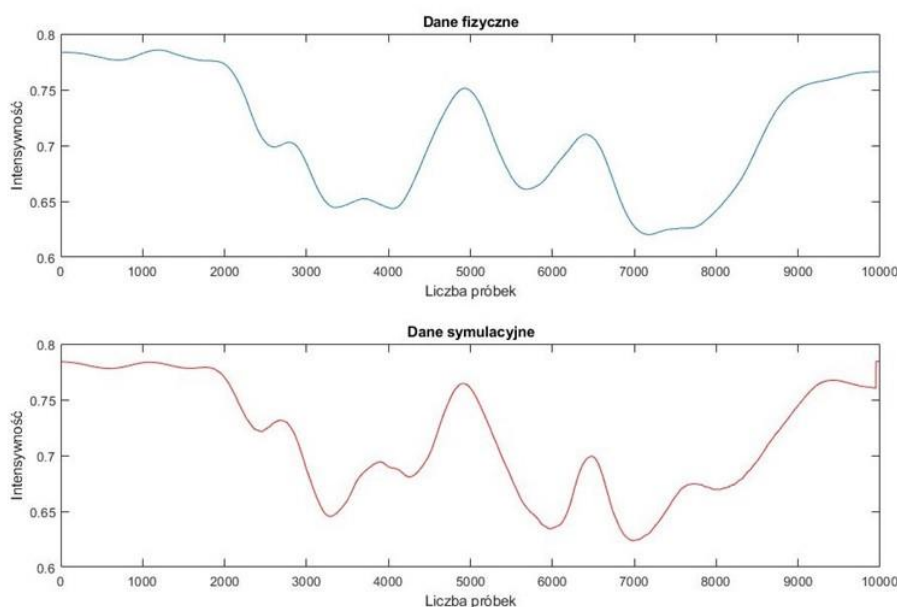


Rys. 8.4. Porównanie wektora danych symulacyjnych z danymi ze stanowiska fizycznego

Oba wektory obejmują dwa zmieniające się w czasie sygnały. Pierwszy z nich to dane generowane na podstawie wychylenia osi wolnej. W trakcie jednego okresu skanuje ono obiekt dwukrotnie, a więc w trakcie przeprowadzonego w pomiarach pojedynczego skanu wychyla się ona horyzontalnie jeden raz. Określony on został sygnałem wolnozmiennym, od osi wolnej

zwierciadła. Drugim sygnałem jest informacja generowana w wyniku wychylenia osi szybkiej. Ten sygnał występuje w 293,347 okresach podczas jednego okresu osi wolnej. Jest to sygnał szybkozmienny. W celu porównania danych symulacyjnych z pomiarami stanowiska fizycznego zestawiono ze sobą obie składowe sygnałów.

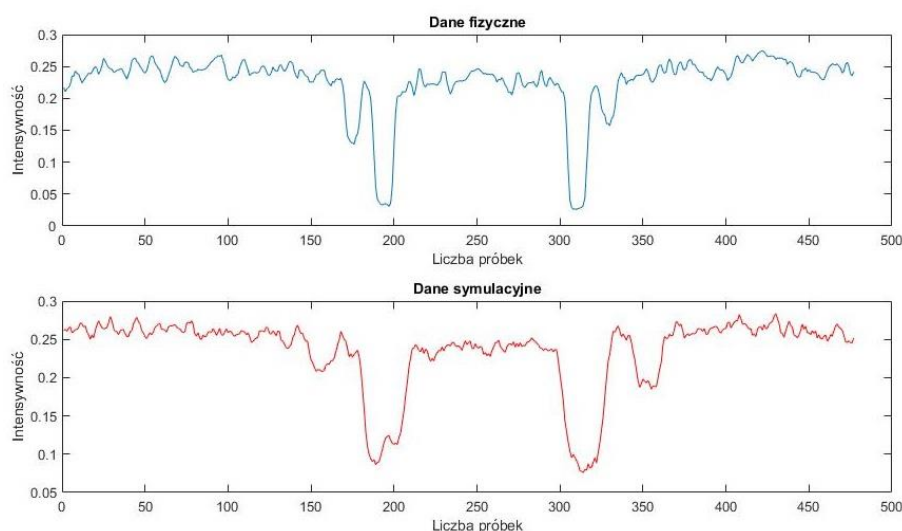
W celu porównania składowej wolnozmiennnej w sygnale konieczne było zminimalizowanie wpływu drugiej składowej. W tym celu sygnał wygładzono średnią ruchomą o szerokości czterech okresów osi szybkiej. Następnie sygnały iteracyjnie przesuwano względem siebie co próbkę. Dla każdej kolejnej wartości wyznaczano macierz współczynników korelacji (funkcją *corrcoef* w środowisku MATLAB). Najwyższa wartość korelacji świadczyła o najmniejszym przesunięciu sygnałów względem siebie – najlepszym dopasowaniu. Korelacja pomiędzy składowymi wolnozmiennymi sygnałów z wirtualnego symulatora względem danych rzeczywistych wyniosła 0.9392. Na rysunku 8.5 przedstawiono wykresy składowej wolnozmiennnej obu sygnałów.



Rys. 8.5. Porównanie składowych wolnozmiennych danych symulacyjnych z danymi rzeczywistymi

Następnie porównano składowe szybkozmiennne sygnałów. W celu minimalizacji wpływu składowej wolno zmiennej wybrany został mały zakres sygnału - pojedynczy okres skanowania osi szybkiej. W obu sygnałach określono charakterystyczny obszar danych pochodzący ze skanowania centralnego obszaru obiektu testowego. Następnie, z obu sygnałów wyodrębniono pojedynczy okres składowej szybkozmiennnej dotyczący skanowania tego obszaru. Ze względu na małą ilość próbek w porównywanych wektorach dało się zauważyć

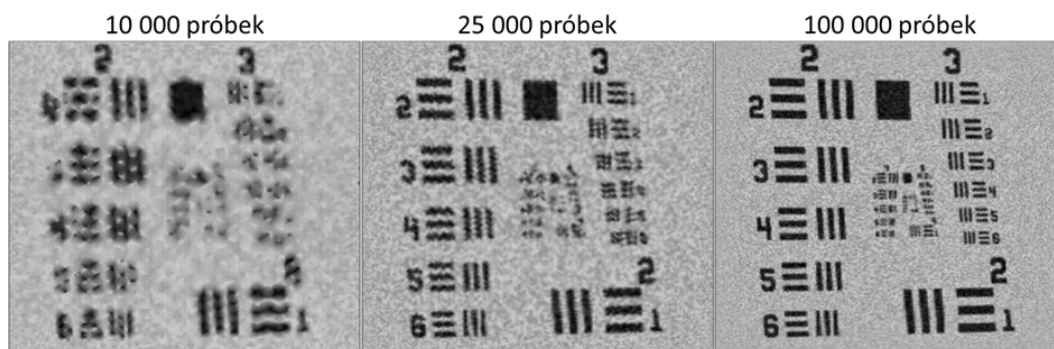
wpływ szumów na wynik badania korelacyjnego. Ze względu na to, iż nie jest możliwe (ani potrzebne) odzwierciedlenie tych samych wartości szumu w poszczególnych punktach pomiarowych wartość korelacji jest niższa niż w przypadku składowej wolnozmiennnej. Korelacja pomiędzy wyodrębnionymi okresami składowych szybkozmiennych sygnałów z wirtualnego symulatora względem danych rzeczywistych wyniosła 0.7686. Składowe zestawiono ze sobą na rysunku 8.6.



Rys. 8.6. Porównanie składowych szybkozmiennych danych symulacyjnych z danymi rzeczywistymi

Powyższe zestawienia (sygnałowe) obejmowały porównanie danych fizycznych oraz symulacji. Przeprowadzono jednak dodatkowe testy porównawcze pod kątem obrazowym, dla danych pochodzących już wyłącznie ze środowiska wirtualnego. Umożliwiło to porównanie nie tylko aspektów amplitudowych (poziomy sygnał) ale uwzględniało również informacje przestrzenne (pozycja detali na obrazie). Było to o tyle istotne, iż system dedykowany jest właśnie przestrzennemu pozycjonowaniu badanego obiektu. Wartości z kolejnych punktów pomiarowych zostały znormalizowane do zakresu od 0 do 1 i przypisana im została adekwatna wartość jasności w skali szarości. Następnie wartości te przypisano kolejnym punktom na płaszczyźnie WH na podstawie matematycznego modelu krzywej skanowania. Symulację przeprowadzono trzykrotnie, dla liczby zbieranych próbek na okres osi wolnej wynoszącej kolejno 10 000, 25 000 i 100 000. Podobnie jak w przypadku stanowiska fizycznego po przetworzeniu danych zsyntezowany został obraz obiektu badanego. Wirtualne narzędzie generowało wartości kolejnych punktów pomiarowych z szybkością 1 próbki/klatkę. Dlatego czas przeprowadzenia symulacji zależał w dużej mierze od zadanej ilości zbieranych punktów. Dla programu syntezującego obraz wirtualnego układu pomiarowego w 120 fps, czas akwizycji

wynosił kolejno 42 minuty (dla 10k próbek), 1h 45min (25k próbek) oraz 7h (100k próbek). Odtworzone obrazy przedstawiono na rysunku 8.7.



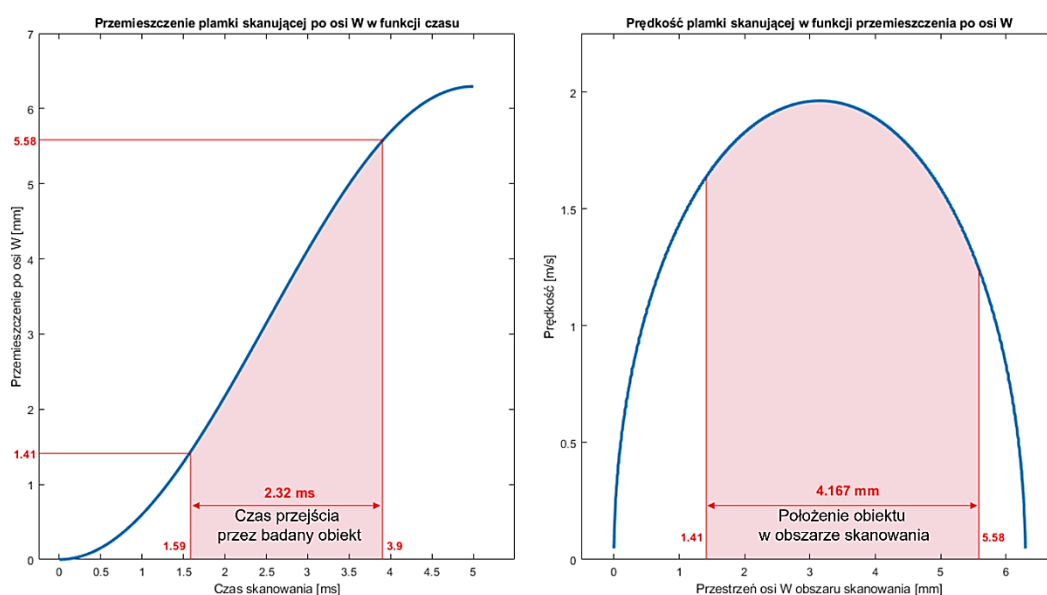
Rys. 8.7. Obrazy syntezowane na podstawie danych z wirtualnego symulatora (liczba próbek, od lewej: 10 000, 25 000, 100 000)

Badania porównawcze w oparciu o zwizualizowane dane wykazały, iż obrazy uzyskiwane z danych symulacyjnych są zbliżone do tych ze stanowiska fizycznego oraz możliwie realnie odwzorowuje ten sam obiekt pomiarowy. Identyczne odwzorowanie nie byłoby możliwe choćby ze względu na profil szumów generowanych przez układ rzeczywisty, który różniłby się dla kolejnych jego modeli produkcyjnych. Dane wirtualne wykazywały mniejsze niż w rzeczywistości rozmycie obrazu. Dodana dlatego została do symulatora analityczna funkcja (o parametrach wyznaczonych na podstawie danych eksperymentalnych) wprowadzająca rozmycie wartości w sąsiadujących punktach pomiarowych, co pomogło zwiększyć końcowe podobieństwo obu sygnałów.

8.1.3. Pomiary w warunkach dynamicznych

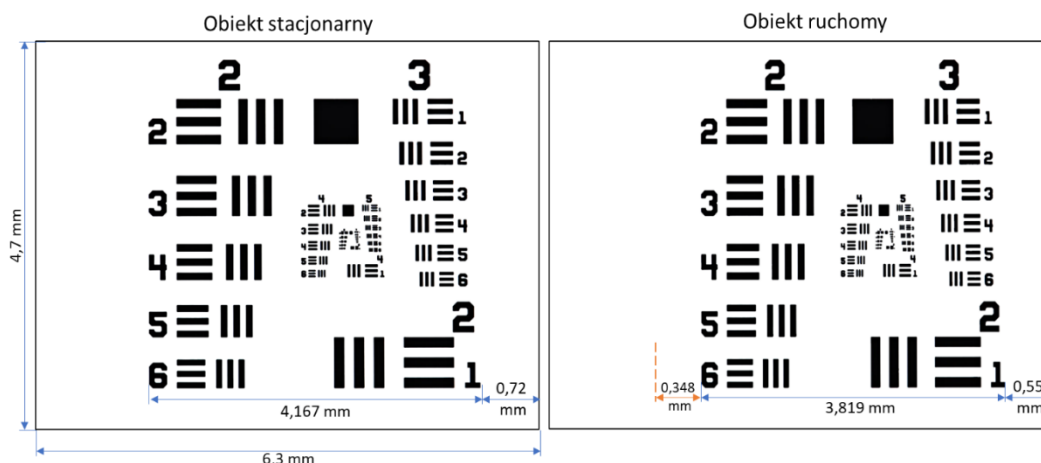
W kolejnym etapie zweryfikowano możliwość odtworzenia przez symulator zjawisk pojawiających się podczas ruchu obiektu badanego. Do eksperymentu, wprowadzono więc ruch obiektu testowego (warunki dynamiczne), w kierunku przeciwnym do tego w którym przeprowadzane było skanowanie w analizowanym procesie (co wynika z analiz prowadzonych w rozdziale 5.4). Akwizycję przeprowadzono dla 25 000 punktów pomiarowych przypadających na skan obszaru. Porównano ze sobą wyniki uzyskane podczas pomiaru statycznego oraz dynamicznego dla obu rodzajów akwizycji danych. Średnia odległość pomiędzy próbkami w osi W wynosiła 0,25 μm i wahała się w przedziale od 2,4 nm (na bokach obszaru) do 3,8 μm (w centrum obszaru).

Rzeczywisty czas skanowania całego obszaru wynosi 5 ms. Ze względu jednak na zmienną prędkość wychylenia zwierciadła na płaszczyźnie WH, czas skanowania obiektu testowego zależy od jego położenia w tym obszarze. Test USAF 1951 umieszczony został w odległości 0,72 mm od prawej krawędzi obszaru. Analizowany proces skanowania również rozpoczynał się od punktu środkowego leżącego na tej krawędzi. Na rysunku 8,8 poniżej przedstawiono analizę przemieszczenia i prędkości skanowania w osi W obszaru. Wynika z niej, iż czas konieczny do przeskanowania obszaru, w którym znajduje się test USAF 1951 wynosi 2,32 ms.



Rys. 8.8. Analiza prędkości i czasu skanowania testu USAF 1951 na płaszczyźnie WH

Obiekt wykonywał ruch w płaszczyźnie W z prędkością 150 mm/s co odpowiada górnej granicy prędkości ruchów sakkadowych. W czasie potrzebnym na przeskanowanie obiektu testowego przemieści się on o łączną odległość 348 μm . Stanowi to 8.31% jego całkowitej długości. Na rysunku 8.9 poniżej zilustrowano wyznaczone analitycznie zmiany jakie powinny wystąpić wskutek ruchu obiektu.

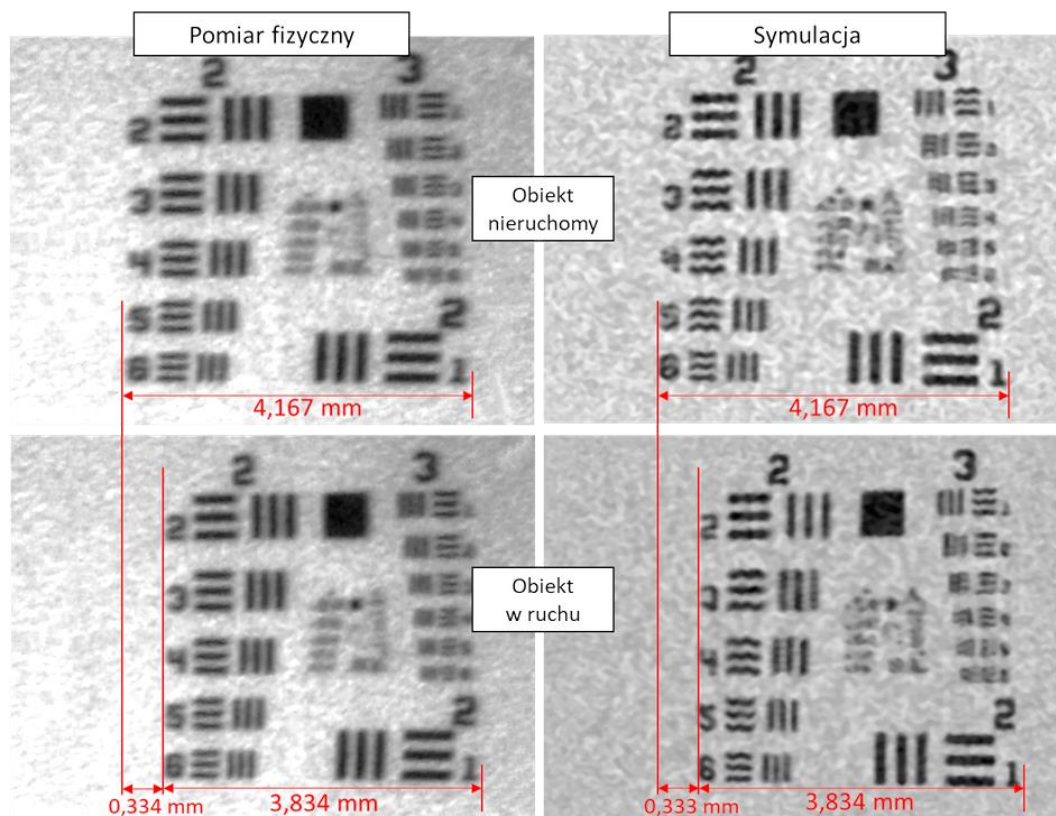


Rys. 8.9. Zilustrowanie wyznaczonych analitycznie zmian powstających w wyniku ruchu testu

W przypadku pomiarów fizycznych analiza wykazała, iż szerokość obszaru skanowania wyniosła 6,295 mm, co zbliżone jest do wartości wynikającej z rozważań teoretycznych - 6,3 mm. Zarejestrowano również wpływ ruchu obiektu na dane pomiarowe. Analiza zwizualizowanych danych pokazała, iż obiekt testowy powinien ulec pozornemu skróceniu o wartość 333,6 μm .

Wirtualny symulator, wygenerował dane dla zadanych parametrów układu w ciągu 104 minut (120fps). Ich analiza pozwoliła określić, iż obszar skanowania wynosił szerokość 6,276 mm. Wizualizacja danych pochodzących z wirtualnego symulatora pokazała, iż na obrazie uzyskanym z pomiarów dynamicznych występuje pozorne skrócenie szerokości testu o wartość 332,6 μm . Porównanie obrazów uzyskanych na podstawie danych z pomiarów i symulacji przedstawione zostało na rysunku 8.10 poniżej.

Jako obrazy referencyjne dla powyższych eksperymentów, użyte zostały wizualizacje uzyskane dla statycznych warunków układu pomiarowego (nieruchomego obiektu testowego). Pomiary te przeprowadzone zostały z wysoką dokładnością, wynoszącą 1 000 000 próbek/okres. Dane zostały zebrane zarówno z rzeczywistego stanowiska, jak i jego wirtualnego odpowiednika. Wyniki zaprezentowane zostały również na rysunku 8.10 poniżej.



Rys. 8.10. Porównanie wpływu ruchu obiektu dla wyników pomiarów fizycznych i symulacji

Badania wpływu ruchu obiektu testowego wykazały, że symulator wirtualny w poprawny sposób odzwierciedla to zjawisko. Przesunięcie zaobserwowane zwizualizowanych danych wykonanych na stanowisku pomiarowym wyniosło 333,6 μm . W symulacji natomiast 332,6 μm . Różnica pomiędzy tymi wynikami wyniosła 1 μm . Stanowi to błąd rzędu 0,016% (dla szerokości skanowania 6,3 mm). Spowodowane jest to najprawdopodobniej nieprecyzyjnym odtworzeniem wymiarów obszaru skanowania w wirtualnym symulatorze. Wynika to z faktu, iż określenie rzeczywistego zakresu wychylenia zwierciadła na stanowisku pomiarowym możliwe jest jedynie pośrednio, dlatego wartość ta na potrzeby symulacji dobrana została eksperymentalnie. Jest to główną przyczyną występowania różnic pomiędzy danymi uzyskiwanymi z symulacji, a tymi w oparciu o stanowisko pomiarowe. Dla pomiarów fizycznych obszar skanowania wyniósł (w osi W) 6.295 mm, a w symulacji 6.276 mm. Różnica 19 μm mogła skutkować nieprecyzyjnym odtworzeniem wymiarów obrazu obiektu testowego ze względu na zmianę rozdzielczości analizy.

Różnice pomiędzy teoretyczną wartością przesunięcia (wyznaczoną analitycznie), a tymi uzyskanymi w pomiarach i symulacji wyniosły kolejno 14,4 μm oraz 15,4 μm . Oba te wyniki odbiegają od wartości teoretycznej. Rozbieżność ta wynika z nieuwzględnienia

w analizie teoretycznej zmiany szerokości testu w wyniku wykonywania procesu skanowania pod kątem do obiektu testowego. W rzeczywistym układzie wykonywanie skanowania w ten sposób powinno spowodować pojawienie się na obrazach zniekształcenia perspektywy testu.

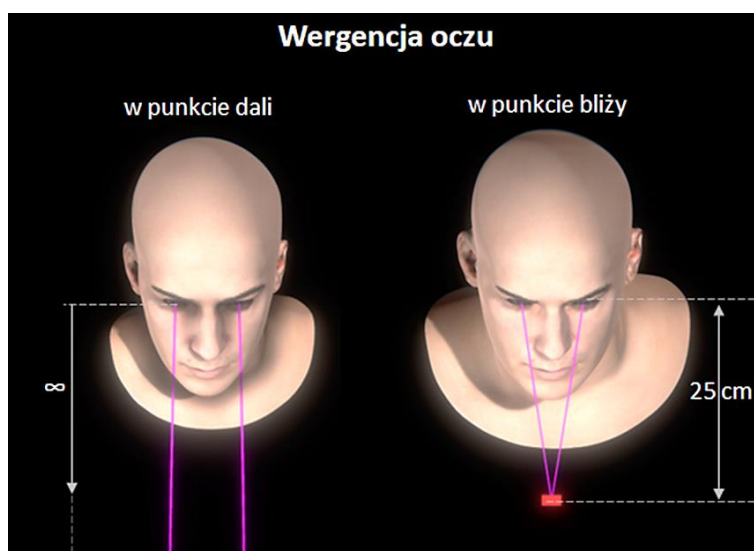
Wirtualny symulator jest w stanie dostarczyć danych z uwzględnieniem większości zjawisk występujących na stanowisku fizycznym. Środowisko wirtualne symulowało te efekty zarówno na podstawie zależności geometryczno-przestrzennych zachodzących pomiędzy wirtualnymi odpowiednikami elementów (rozszerzanie się wiązki, padanie pod kątem) oraz analitycznych funkcji operujących na wartościach poszczególnych punktów pomiarowych (dodanie szumu, rozmycia, itp.). Analiza dostarczonych przez symulator danych wykazała, iż odzwierciedla on rzeczywiste zjawiska nawet nieuwzględnione przy planowaniu eksperymentu. Ze względu na to, iż zwierciadło MEMS zamocowane jest kilka milimetrów ponad płaszczyznę badanego obiektu, to zniekształcenia perspektywiczne obszaru skanowania występują nie tylko w osi W, ale również w niewielkim stopniu w osi H (w sposób niesymetryczny). Efektem tego było większe rozciągnięcie perspektywy widoczne w prawym dolnym rogu testu USAF 1951 od tego w jego prawym górnym. Zjawisko to zaobserwować można również w danych symulacyjnych, dzięki temu, iż w środowisku wirtualnym odzwierciedlony został dokładny układ geometrii obiektów rzeczywistego stanowiska pomiarowego. Samo występowanie pewnych relacji geometrycznych pomiędzy nimi determinuje symulowanie zjawisk z nich wynikających. Tego typu symulacja (złożonych relacji świata 3D) jest znacznie trudniejsza do uzyskania w oprogramowaniu MATLAB niż w użytym do tego celu Unity.

Podsumowując, dane generowane *in silico* są zbieżne z tymi pochodzącymi z fizycznego stanowiska pomiarowego. Wykonane badania świadczą o tym, iż wirtualny symulator może być skutecznym narzędziem pomiarowym. Pozwala on na wygenerowanie danych na tyle zbliżonych do tych pochodzących z rzeczywistego stanowiska pomiarowego, że możliwe było przeprowadzenie dalszych analiz w oparciu o to narzędzie.

8.2. Badania z użyciem symulatora VR

Na podstawie rezultatów wykonanych badań oraz analiz walidacyjnych przyjęto, iż środowisko wirtualne jest pełnoprawnym narzędziem pomiarowym umożliwiającym przeprowadzanie badań w zakresie zaproponowanego systemu śledzenia wzroku. Z tego względu większość pomiarów przeprowadzono *in silico*. Opracowane narzędzie (oparte na środowisku wirtualnym) umożliwiło wykonanie szerokiego spektrum symulacji, również dla konfiguracji układu niemożliwych do realizacji ze względów technologicznych.

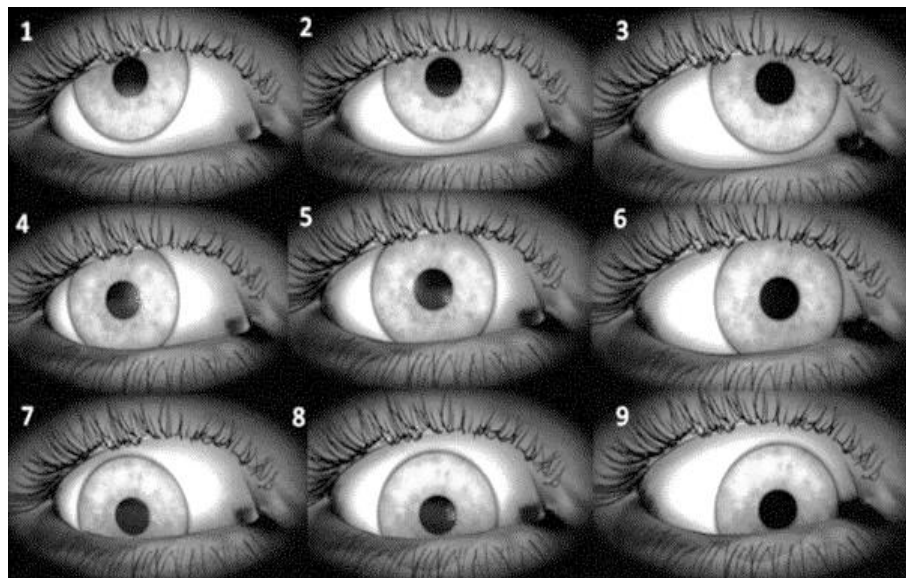
Pomiary *in silico* wykonywane zostały w wirtualnej scenie zawierającej twarz mężczyzny oraz układ pomiarowy wewnątrz HMD. Rozstaw oczu wirtualnego człowieka wynosił 63,7 mm, a średnica źrenic 3,2 mm. Założono, iż bodziec wergencyjny generowany przez wyświetlacz HMD determinował będzie zakres ruchu oczu (a więc i obserwowanej pozycji źrenicy) poczynając od spojrzenia w punkt dali (oczy na wprost), aż do zbieżności oczu w punkcie bliży (przyjęte zostało 25 cm od punktu środkowego oczu). Model twarzy człowieka w opisanym układzie pomiarowym wirtualnego symulatora przedstawiony został na rysunku 8.11 poniżej.



Rys. 8.11. Model twarzy człowieka w układzie pomiarowym wirtualnego symulatora dla wergencji oczu w punkcie dali oraz w punkcie bliży

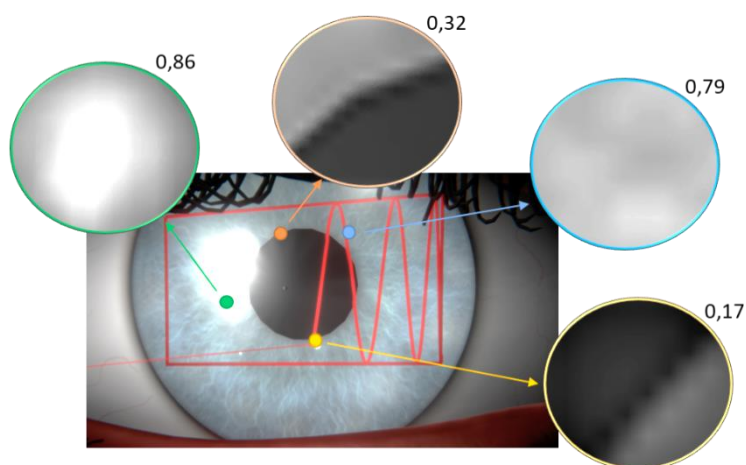
Punkt bliży umieszczony został na płaszczyźnie, znajdującej się w stałej odległości 25 cm od oczu. Zależnie jednak od swojego położenia w obrębie tej płaszczyzny, wymusza on zmienne wychylenie podążających za nim oczu. W związku z czym należało założyć, iż oko może wychylić się w dowolnym kierunku, podążając za śledzonym obiektem. Przy obserwacji

punktu leżącego w odległości 25 cm, oko może wychylić się w zakresie $\pm 10^\circ$ w każdą stronę. Wynika to z pola widzenia ograniczonego przez geometrie soczewki HMD oraz wymiarów rzutowanego obrazu pozornego wyświetlacza. Z tego względu pomiary wykonywane były każdorazowo dla 9 różnych wychyleń oka. Oko dla pozycji 5 patrzy na wprost, a dla innych przemieszcza się do maksymalnego wychylenia możliwego dla danego kierunku. Dla każdego z nich źrenica przyjmowała inną pozycję w obszarze skanowania. Poszczególne warianty wychyleń przedstawione zostały na rysunku 8.12 poniżej.



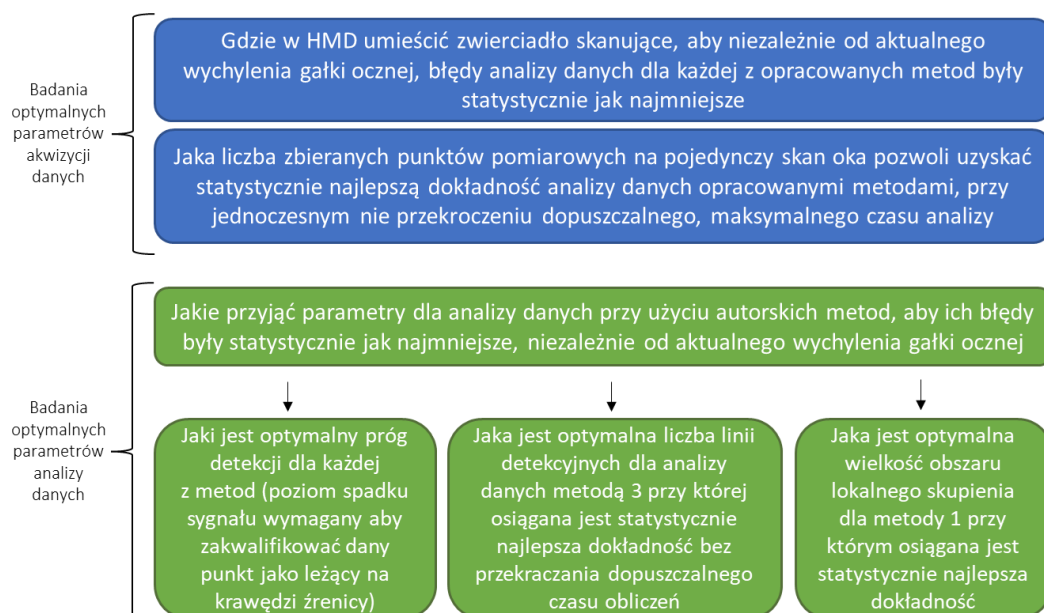
Rys. 8.12. Poszczególne wychylenia oczu badane dla każdego pomiaru

Podczas pomiarów promieniowanie emitowane jest jedynie przez laser i oświetlona jest niewielka plamka, padająca na powierzchnię oka. W funkcji czasu - poprzez zmianę wychylenia zwierciadła MEMS – pozycja tego punktu się zmienia się. Dla każdego punktu pomiarowego wirtualny detektor przeprowadza pomiar intensywności promieniowania, odbitego od powierzchni oka. Informacja ta zostaje uśredniona i zapisana jako intensywność w danym punkcie pomiarowym. Na rysunku 8.13 poniżej przedstawione zostały przykładowe obrazy oświetlanych przez laser obszarów, z których pochodzi docierające do detektora promieniowanie oraz wartość odbieranej przez niego, znormalizowanej intensywności w danej chwili czasowej.



Rys. 8.13. Obraz oświetlonego wiązką lasera obszaru oraz jego wartość odbieranej intensywności odbitego promieniowania dla wybranych punktów pomiarowych

Środowisko wirtualne pozwala na wygenerowanie i zarejestrowanie (poprzez wirtualny detektor) danych, w oparciu o które – już w oprogramowaniu MATLAB - możliwe jest wykonanie testów opracowanych metod ich analizy. Możliwe dzięki temu było przeprowadzenie badań pozwalających na znalezienie statystycznie optymalnych parametrów dla akwizycji danych przez system oraz metod analizy. Kryterium optymalizacyjnym był jak najmniejszy średni błąd estymacji pozycji źrenicy, niezależnie od położenia gałki ocznej. Idea poszukiwań takich parametrów przedstawiona została schematycznie na rysunku 8.14 poniżej.



Rys. 8.14. Schematyczne przedstawienie nieznanych parametrów opracowywanego systemu

Tego rodzaju schemat postępowania (synteza danych w VR i ich analiza w MATLAB), umożliwił przeprowadzenie następujących badań:

1. Badania błędu estymacji położenia źrenicy w funkcji pozycji zwierciadła MEMS wewnątrz HMD,
2. Badania błędu estymacji położenia źrenicy w funkcji zmiennej wartości poziomu detekowanego sygnału,
3. Badania błędu estymacji położenia źrenicy w funkcji zmiennej ilości punktów pomiarowych,
4. Badania błędu estymacji położenia źrenicy metody (tylko nr 3) w funkcji zmiennej ilości linii pomiarowych,
5. Badania czasu analizy danych w funkcji zmiennej ilości punktów pomiarowych.

Dane wygenerowane *in silico* w każdym z wymienionych wyżej eksperymentów analizowane były trzema autorskimi metodami estymacji pozycji źrenicy - lokalnego skupienia, dopasowania elipsy oraz linii detekcyjnych. Metody te szerzej opisane zostały w rozdziale 5.2. Przeprowadzenie wyżej opisanych badań umożliwiło wyznaczenie wartości poszczególnych parametrów układu śledzenia wzroku, dla których błąd estymacji był najmniejszy. Pomiar czasu analizy umożliwił z kolei określenie maksymalnego obciążenia obliczeniowego, jakie musi ponieść system, aby zachować pożądaną szybkość działania. Krzywa zależności pomiędzy dokładnością, a możliwą do osiągnięcia szybkością analizy pozwoliła na wyznaczenie optymalnych parametrów układu, stanowiących kompromis pomiędzy tymi parametrami systemu.

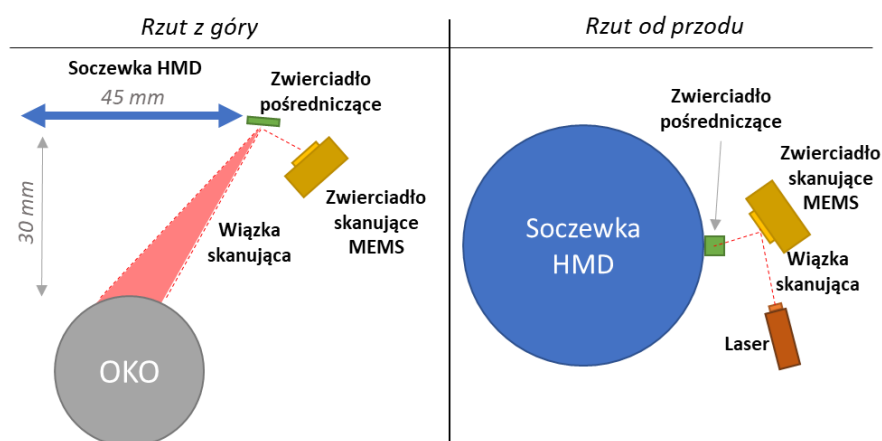
W ramach powyższych „statycznych” eksperymentów wyznaczono kluczowe parametry systemu, dla których przeprowadzone zostały dalsze badania dynamiczne. Polegały one na pomiarze wpływu ruchu gałki ocznej na błąd analizy danych z użyciem autorskich metod. Otrzymane wyniki umożliwiły porównanie opracowanego systemu śledzenia wzroku względem innych, dostępnych komercyjnych rozwiązań.

8.2.1. Badania pozycji zwierciadła skanującego

Docelowy system śledzenia ruchów oka dedykowany jest do współdziałania z modulem HMD zadającym bodziec (akomodacyjno-wergencyjny) do obserwacji dla użytkownika. W takim układzie, przed jego okiem znajdować się będzie soczewka, która jest elementem

składowym HMD i odpowiedzialna jest za tworzenie obrazu pozornego (wirtualnego). Zwierciadło MEMS musi więc znajdować się na jej obwodzie, aby nie przysłaniać widoku użytkownikowi. Duży kąt, pod jakim skanowany będzie obszar oka (wynikający z rozmiarów wyżej wymienionej soczewki), może mieć znaczący wpływ dla dokładności pomiaru. Wynika to z faktu, iż przy takim odchyleniu zwierciadła od osi oka, geometria twarzy (i oczu) zaczyna wpływać na propagację wiązki skanującej (np. łuk brwiowy lub rzęsy mogą przysłaniać źrenicę). W funkcji wychylenia zwierciadła również zmieniać się będzie kąt padania wiązki lasera na powierzchnię oka, kształt powstającej plamki, czy np. kąt pod jakim będzie odbijać się promieniowanie. Zależnie jednak od pozycji zwierciadła skanującego względem oka, wartości powyższych parametrów będą się różnić. Dlatego konieczne było przeprowadzenie badań sprawdzających wpływ ustawienia zwierciadła na dokładność śledzenia wzroku.

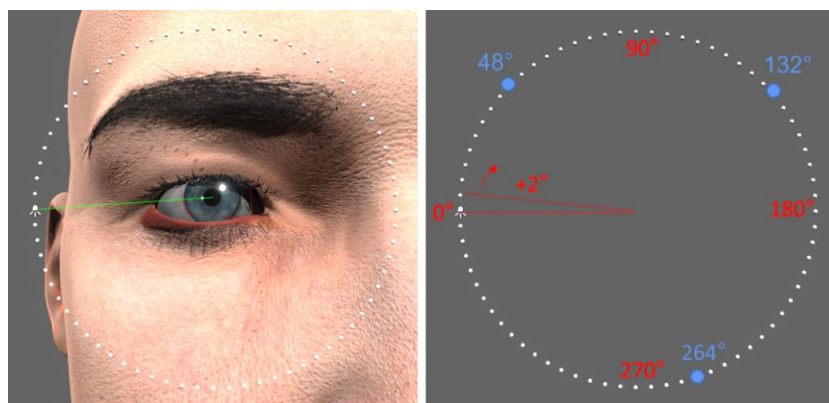
Na podstawie analizy dostępnych komercyjnie modeli gogli VR założono, iż soczewka HMD będzie miała średnicę 45 mm, a środek jej geometrii znajdować się będzie w odległości 30 mm od płaszczyzny źrenicy oka użytkownika. Aby nie zwiększać dodatkowo kąta ze względu na konieczność uwzględnienia geometrii zwierciadła MEMS, przewidziano dodatkowe nieruchome zwierciadło (pośredniczące pomiędzy okiem, a MEMS), umieszczone dodatkowe 2 mm od krawędzi średnicy soczewki. Ze względu na ruch MEMS, wymiary dodatkowego zwierciadła są bezpośrednio zależne od odległości do niego. Wynika to z faktu, iż wiązka skanująca musi zostać odbita od zwierciadła w pełnym zakresie swoich wychyleń. Przyjęto dlatego, iż odległość pomiędzy nim, a zwierciadłem MEMS wynosi 15 mm. Determinuje to minimalne wymiary zwierciadła pośredniczącego, wynoszące 5x5 mm. W takim układzie, większe geometryczne elementy układu pomiarowego (takie jak zwierciadło MEMS, laser, czy detektor) mogą zostać wkomponowane w obudowę HMD. Schemat układu przedstawiony został na rysunku 8.15.



Rys. 8.15. Schemat układu pomiarowego

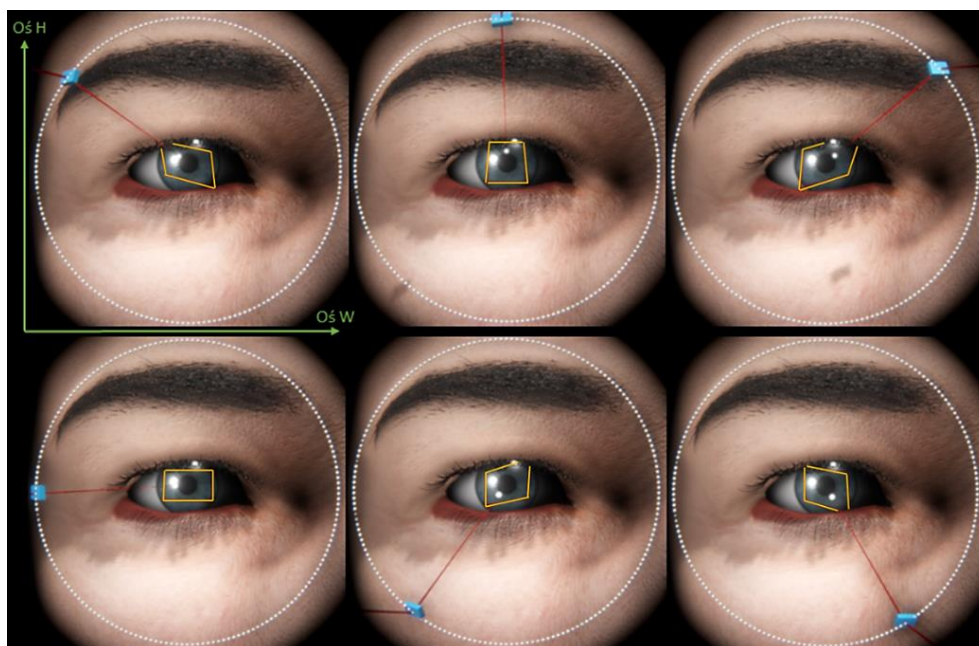
Przeprowadzone zostały badania mające na celu określenie optymalnej pozycji zwierciadła pośredniczącego, przy której występować będą najmniejsze błędy estymacji pozycji źrenicy. Przy zmianie położenia zwierciadła, zmieniał swoje położenie również układ zwierciadła MEMS i lasera. Opracowana została więc funkcja (w środowisku wirtualnym), dzięki której pozycja i orientacja poszczególnych elementów jest dostosowywana automatycznie, tak aby zachować stałe parametry optyczne układu. Dzięki temu, wprowadzenie zmiany pozycji zwierciadła pośredniczącego (na potrzeby przeprowadzenia pomiarów o innych parametrach przestrzennych), wywołuje adekwatną zmianę (kompensującą powstałą niezgodność) dla jego orientacji oraz położenia zwierciadła MEMS i lasera.

Dane do testów wygenerowane zostały w oparciu o układ pomiarowy, odtworzony w wirtualnym środowisku zgodnie z przedstawionym powyżej schematem. Szerzej, opisany został on w rozdziale 6. Ze względu na symetryczność twarzy i układu wzrokowego, pomiary przeprowadzane były względem prawego oka. Wyniki dla drugiego oka są lustrzanym odbiciem uzyskanych zależności. Przeprowadzono serię 180 symulacji, przemieszczając zwierciadło po obwodzie soczewki w zakresie $0-360^\circ$, z krokiem 2° . Schemat pozycji zwierciadła przedstawiono na rysunku 8.16 poniżej.



Rys. 8.16. Schemat położenia zwierciadła pośredniczącego w funkcji kolejnych pomiarów

Dla kolejnych pozycji zwierciadła skanowany obszar przyjmował inny kształt na powierzchni oka. Dlatego zmieniał się błąd estymacji pozycji źrenicy zarówno dla osi W, jak i H. Na rysunku 8.17 poniżej przedstawiono różnicę w wymiarach obszaru skanowania dla kilku wybranych pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki.

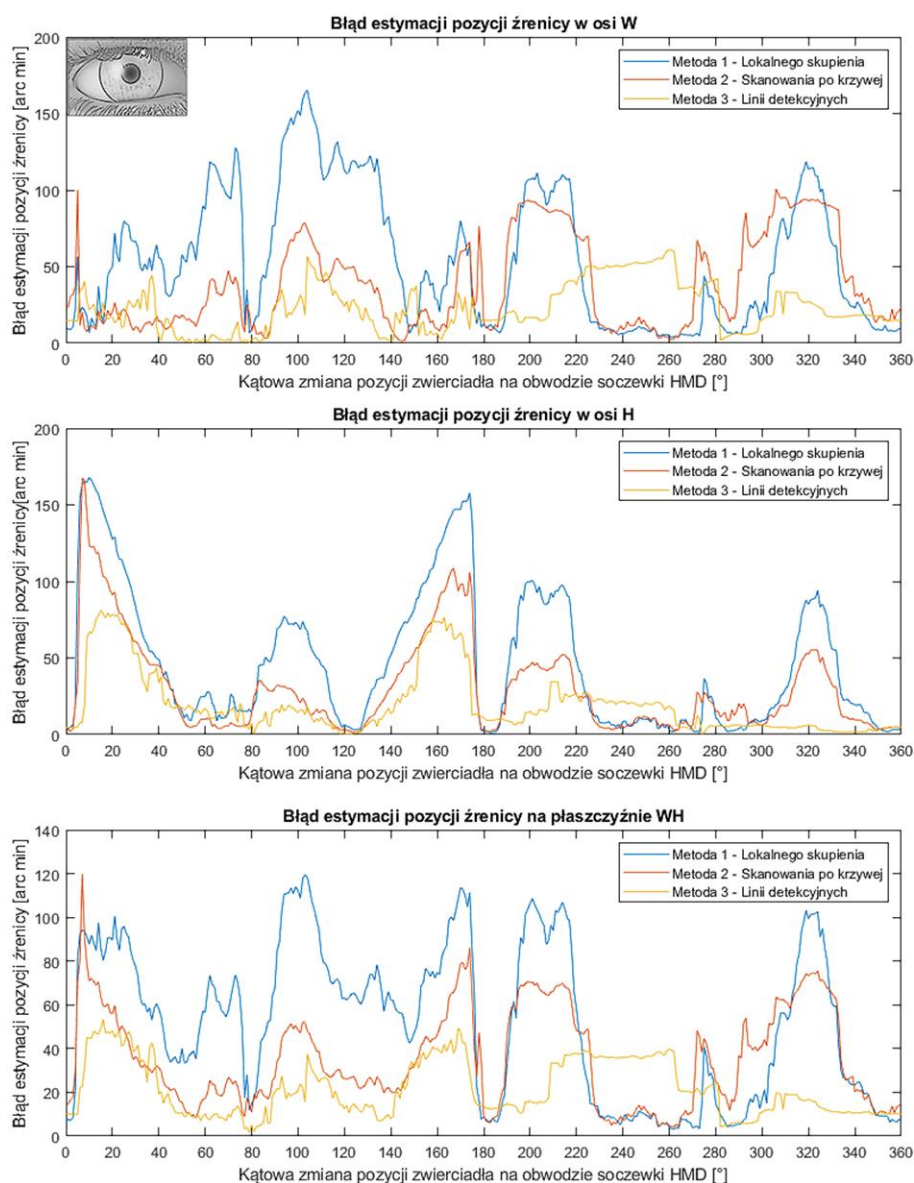


Rys. 8.17. Zmiana kształtu obszaru skanowania zależnie od pozycji zwierciadła

Wartości wychyleń osi zwierciadła MEMS mogą być dobierane automatycznie na podstawie kalibracji, tak by wymiary skanowanego obszaru obejmowały maksymalny zakres wychyleń źrenicy. Średnio wartości te wynosiły 10° w osi W ($\pm 5^\circ$) oraz 7° w osi H ($\pm 3,5^\circ$). Dla takich wychyleń osi przeprowadzono więc symulację. Podczas pojedynczego skanu zbierano 10 000 punktów pomiarowych. Analizę dla wszystkich pomiarów z serii przeprowadzono każdą z 3 autorskich metod. W pierwszej metodzie analizy (lokalnego skupienia) ustawiono maksymalny limit wyszukiwanego zbioru punktów na 20% obszaru skanowania (więcej na temat limitu zbioru w rozdziale 4.3). W trzeciej metodzie analizy (linii detekcyjnych) przyjęto 9 linii detekcyjnych. Dla każdej pozycji zwierciadła obliczenia przeprowadzono dla różnych progów detekcji punktów przejścia przez obszar źrenicy (w zakresie 10-35% zmiany poziomu sygnału z krokiem 1%), a następnie uśredniono uzyskane wyniki dla danego punktu. Pomiary powtórzono dla każdego z dziewięciu opisanych wyżej wychyleń gałki ocznej.

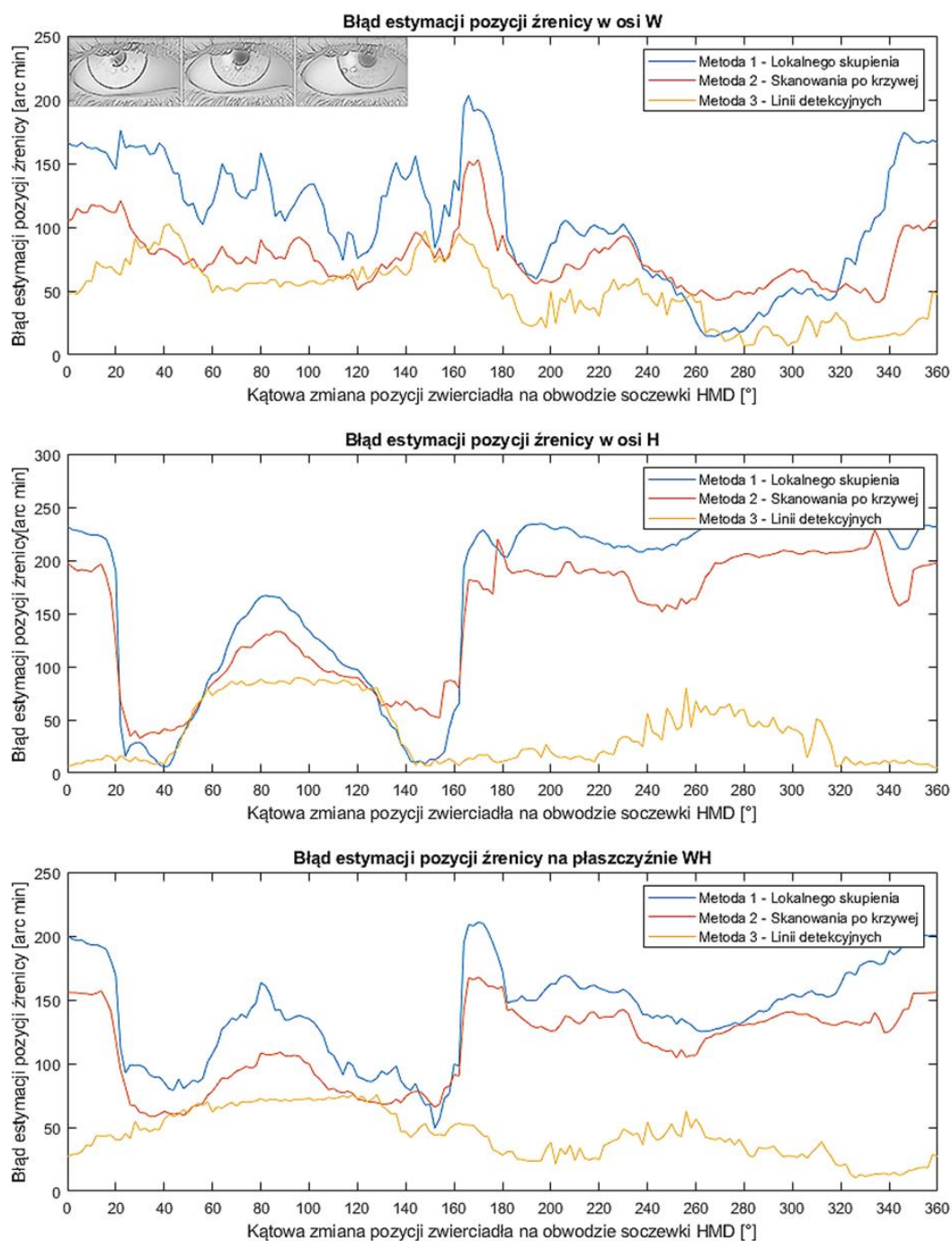
Wyniki badań przedstawione zostały na 5 wykresach – dla oka patrzącego na wprost (rysunek 8.18) oraz dla gałki ocznej wychylonej w lewo (rysunek 8.22), w prawo (rysunek 8.21), w górę (rysunek 8.19) i w dół (rysunek 8.20). Jako kierunek w lewo założono względne wychylenie gałki ocznej w lewą stronę, podczas jej obserwowania od przodu. Z punktu widzenia wirtualnego człowieka, kierunek ten były odwrotny. Na wykresie każdego z czterech wymienionych kierunków uwzględniono wyniki dla oka wychylonego w tym kierunku oraz

dwóch sąsiadujących z nim skośnych wariantów (np. dla wyników wychylenia w prawo uwzględniono dodatkowo wychylenia oka prawo-góra oraz prawo-dół - nr. 3,6,9 – patrz rysunek 8.21). Aby zachować równą proporcję wpływu błędów w osi H względem osi W, wyniki dla każdego z wychyleń (i jego skośnych wariantów) uśredniano średnią ważoną. Dla bezpośredniego wychylenia w danym kierunku przypisywano wagę 1, a dla dodatkowych skośnych wariantów wagę 0.5. Dzięki takiej reprezentacji wykresów, możliwe było ukazanie charakterystycznych zmian błędu w funkcji zmiany pozycji zwierciadła. Na każdym z wykresów przedstawiono błędy estymacji pozycji źrenicy w osi W, w osi H oraz zbiorczą wartość błędu na płaszczyźnie WH.



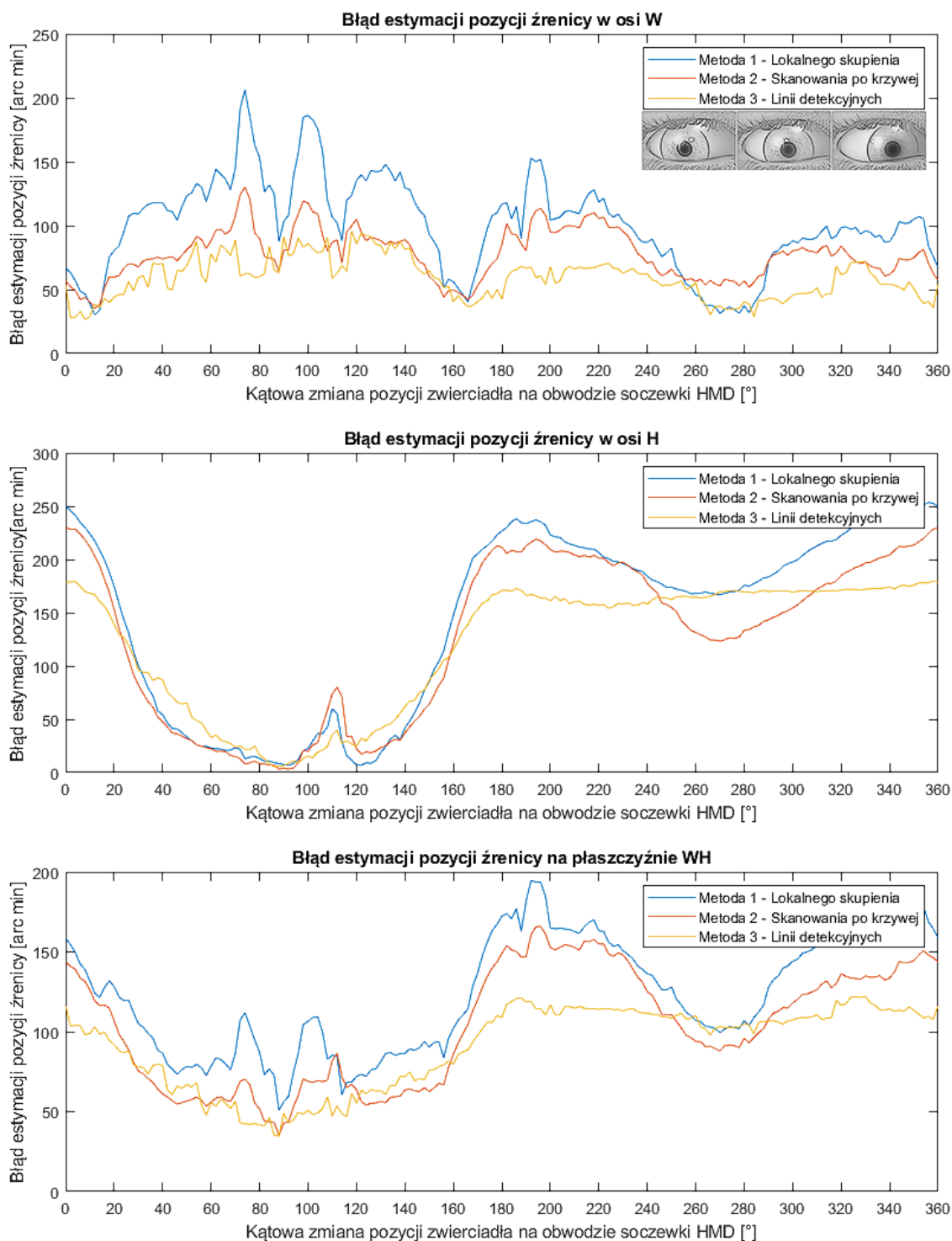
Rys. 8.18. Średni błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD – dla oka patrzącego na wprost

Analiza wyników dla oka patrzącego na wprost wykazała, iż największa dokładność była osiągana dla metody 3 – linii pomiarowych. W jej przypadku błąd wynosił średnio 21,63 minut kątowych (SD 12,86). Analiza metodą 2 – dopasowania elipsy - wykazywała średni błąd wynoszący już 35,46 minut kątowych (SD 22,24). Metoda 1 – lokalnego skupienia – osiągała natomiast średnio największy błąd, wynoszący 51,8 minut kątowych (SD 35,29).



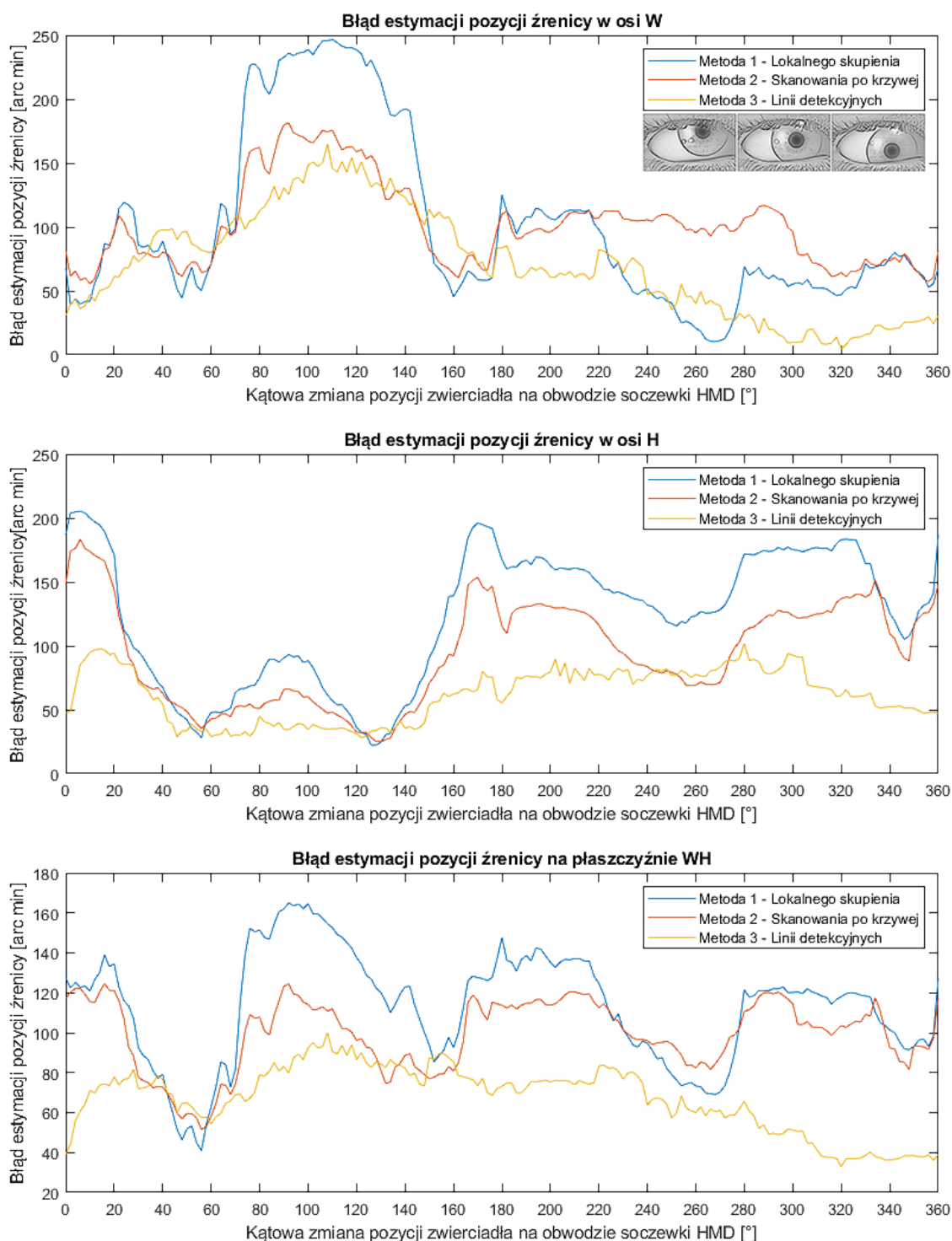
Rys. 8.19. Błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD – dla wychylenia gałki ocznej w górę

Analiza wyników dla gałki ocznej wychylonej w górę wykazała, iż błąd metody 1 wynosił średnio 139,9 minut kątowych (SD 37,87), metody 2 - 113,88 minut kątowych (SD 30,92), a metody 3 - 44,08 minut kątowych (SD 18,48).



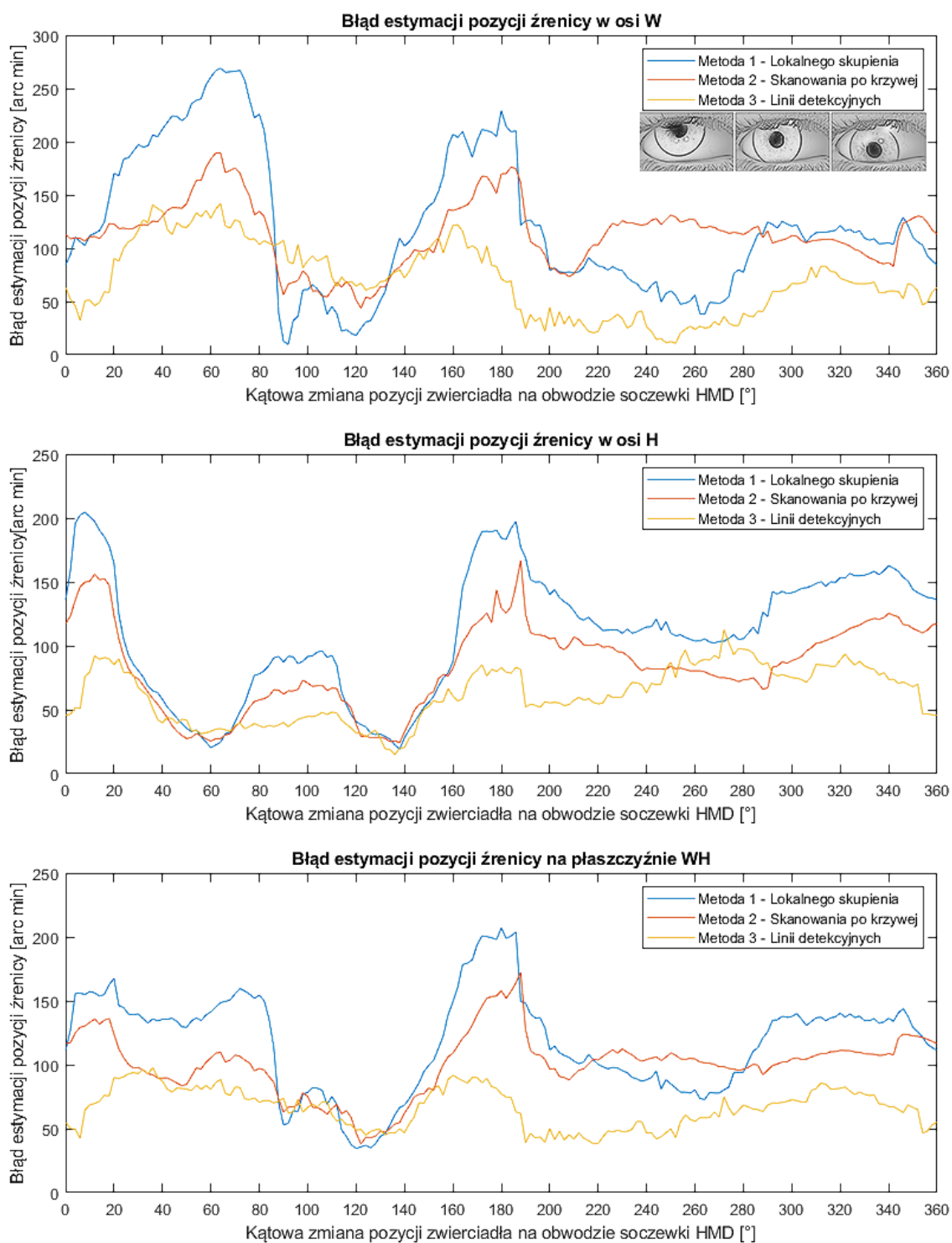
Rys. 8.20. Błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD – dla wychylenia gałki ocznej w dół

Wyniki dla gałki ocznej wychylonej w dół pokazały, iż błąd analizy metodą 1 wynosił średnio 123,42 minut kątowych (SD 36,35), metodą 2 – 103,17 minut kątowych (SD 36,71), a metodą 3 – 90,7 minut kątowych (SD 25,7).



Rys. 8.21. Błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD – dla wychylenia gałki ocznej w prawo

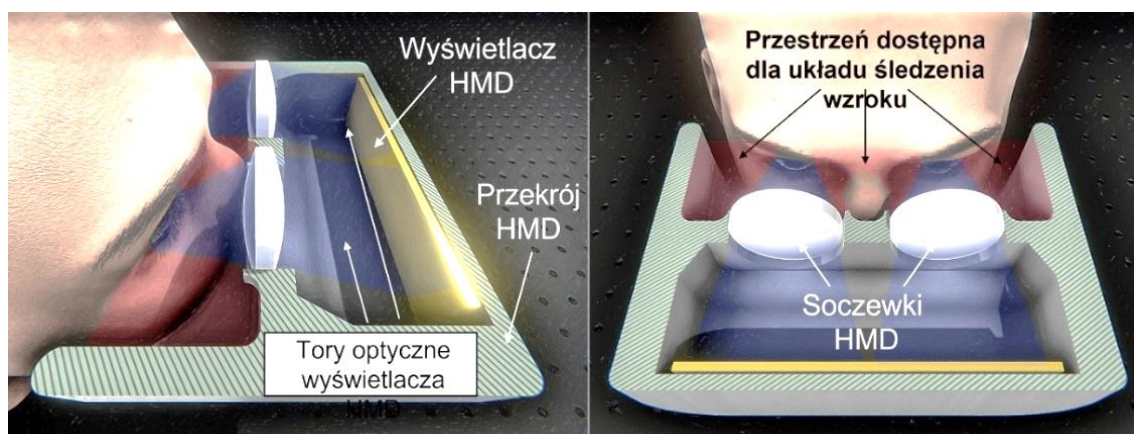
Analiza wyników dla gałki ocznej wychylonej w prawo wykazała, iż błąd metody 1 wynosił średnio 112,93 minut kątowych (SD 27,86), metody 2 – 99,19 minut kątowych (SD 17,56), a metody 3 – 67,18 minut kątowych (SD 16,65).



Rys. 8.22. Błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD – dla wychylenia gałki ocznej w lewo

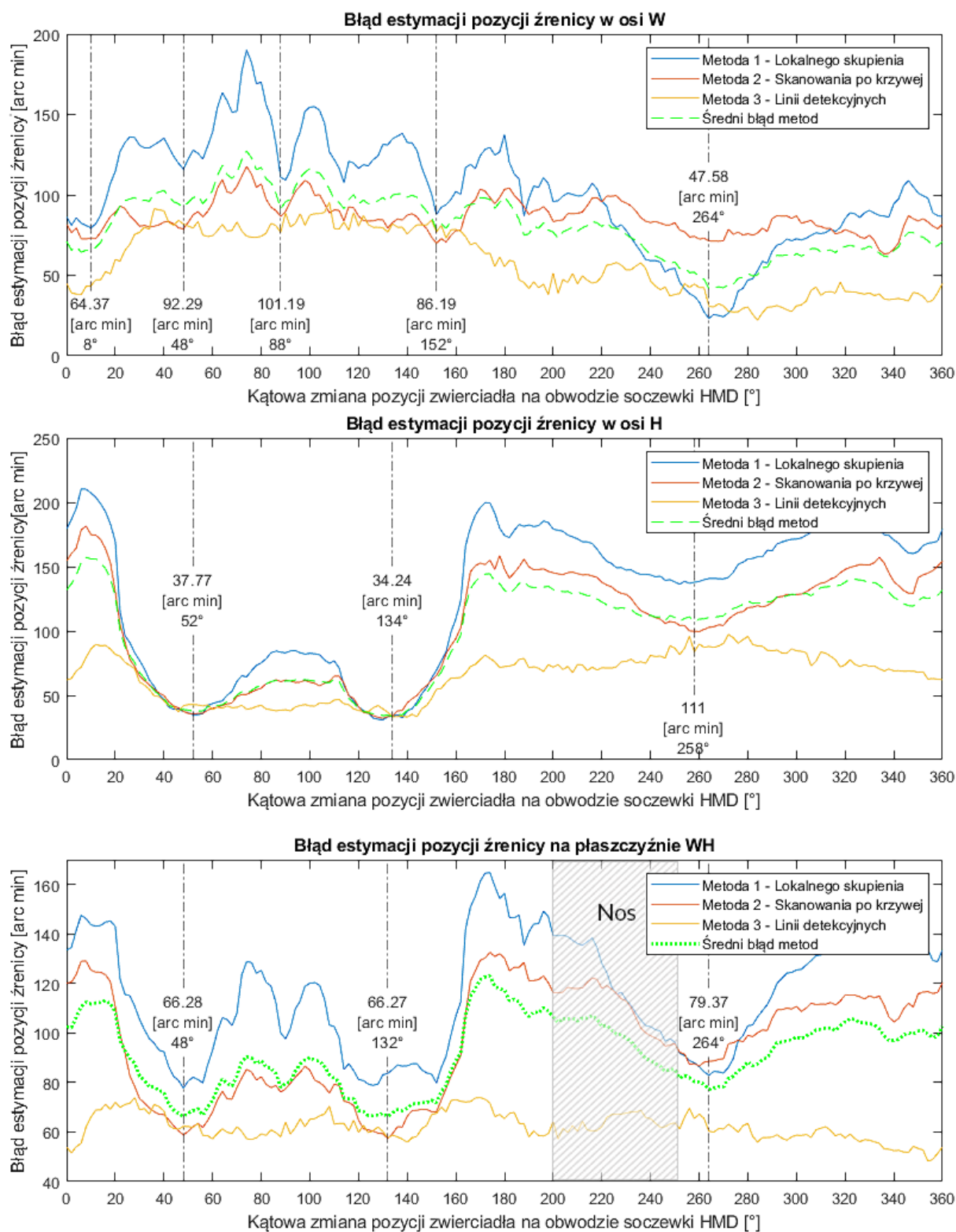
Wyniki analizy dla gałki ocznej wychylonej w dół pokazały, iż błąd analizy metodą 1 wynosił średnio 117,73 minut kątowych (SD 38,62), metodą 2 – 100,7 minut kątowych (SD 24,08), a metodą 3 – 66,44 minut kątowych (SD 15,55).

Dla określenia optymalnej pozycji skanowania konieczne jest dodatkowe uwzględnienie geometrii zarówno HMD jak i twarzy użytkownika. Położenie zwierciadła w zakresie 200° - 250° obrotu może być utrudnione lub niemożliwe ze względu na występowanie w tym miejscu nosa użytkownika. Również położenia zwierciadła w zakresie 90° - 180° może być problematyczne, gdyż mogą kolidować ze sobą elementy układów pomiarowych dla obu oczu oraz ich tory optyczne. Na rysunku 8.23 poniżej przedstawiono wizualizację rozkładu geometrycznego dostępnej przestrzeni względem twarzy użytkownika używającego HMD.



Rys. 8.23. Rozkład geometryczny dostępnej przestrzeni dla systemu śledzenia wzroku w układzie użytkownika używającego HMD

Na rysunku 8.24 przedstawiono uśrednione wyniki błędów estymacji (ze wszystkich wychyleń gałki ocznej) poszczególnymi metodami, w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki. W tym przypadku wyniki dla wszystkich wychyleń oka zostały uśrednione z równą wagą. Dodatkowo, utworzono wypadkową krzywą, poprzez uśrednienie wyników każdej z tych metod. Krzywa ta obrazuje dla jakich wartości występuje średnio najmniejszy błąd.

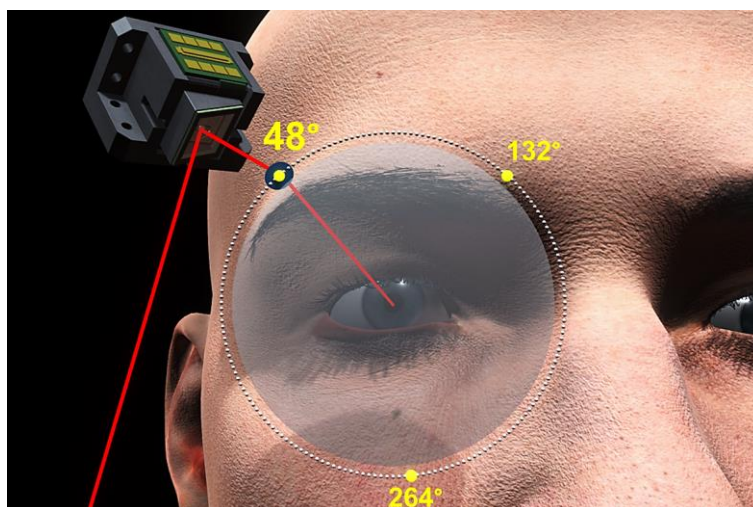


Rys. 8.24. Błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji zmiany pozycji zwierciadła na obwodzie soczewki HMD

Analiza sumarycznych wyników badań wykazała, iż błąd metody 1 – lokalnego skupienia - zmieniał się w zakresie od 78 minut kątowych (na pozycji 50°) do 165 (na pozycji

166°). Średnio wynosił 115,52 minut kątowych z odchyleniem standardowym 23,46 (średnio 101 w osi W, SD 35 oraz 127 w osi H, SD 57). Błąd metody 2 – dopasowania elipsy – wynosił średnio 96,57 minut kątowych z odchyleniem standardowym 22 (średnio 86 w osi W, SD 10 oraz 104 w osi H, SD 44). Najmniejszą wartość w osi W (63,27 minut kątowych) osiągał dla położenia kąтового zwierciadła 336°, a na osi H 32,19 minut kątowych dla 132°. Analiza metodą 3 – linii detekcyjnych – średnio ponosiła najmniejszy błąd wynoszący średnio 62 minuty kątowych przy odchyleniu standardowym 5,5 (średnio 58 minut kątowych w osi W, SD 20 oraz 64 minut kątowych w osi H, SD 18). Lokalne minima metoda ta osiągała dla położeń w punktach 286° (22,18 minut kątowych) oraz 8° (37,97 minut kątowych) w osi W. W osi H były to natomiast położenia 48° (37,3 minut kątowych) oraz 144° (33,21 minut kątowych).

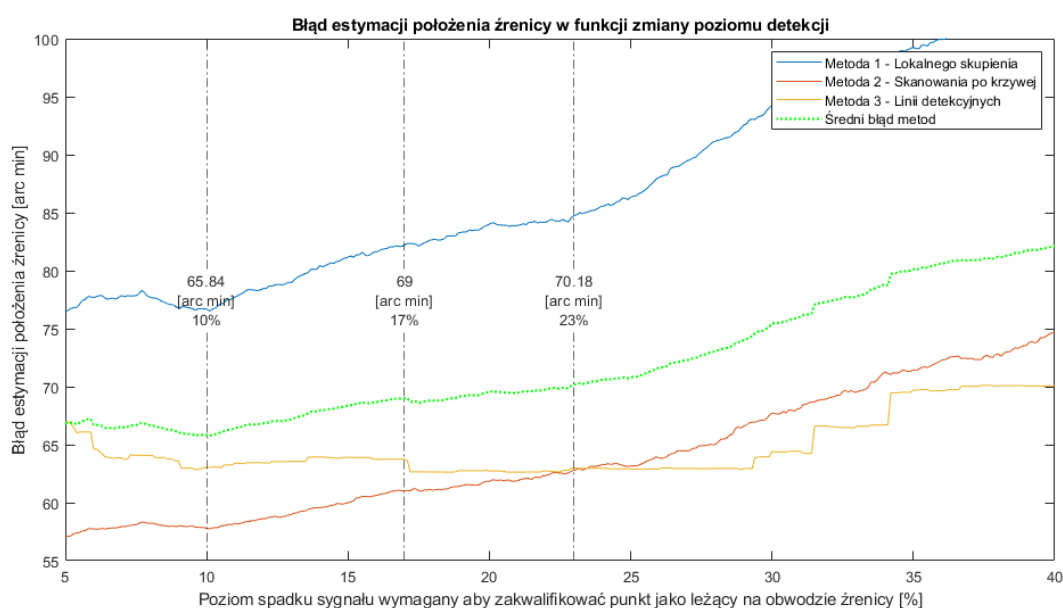
Można zauważyć, że średni błąd estymacji położenia źrenicy na płaszczyźnie WH dla każdej z metod osiąga lokalne minima przy zbliżonych pozycjach. Uśredniając wyniki dla każdego punktu można wyróżnić trzy kluczowe położenia kątowe zwierciadła dla których średnie błędy metod są statystycznie najmniejsze. Są to kolejno 48° (średni błąd 66,28 minut kątowych, SD 10,05), 132° (błąd średni 66,27, SD 14,97) oraz 264° (błąd średni 77,26, SD 15,09). Położenie kątowe 48° jest najdogodniejsze ze względu na największą przestrzeń dla rozmieszczenia elementów układu pomiarowego w geometrii HMD. Dodatkowo, w tym punkcie występuje najmniejsze odchylenie standardowe spośród wszystkich wyróżnionych minimów lokalnych. **Z tych względów, uznano iż umieszczenie zwierciadła w położeniu kątowym wynoszącym 48° będzie optymalnym rozwiązaniem i to dla niego wykonane zostały dalsze badania.** Wybrany rozstaw geometryczny elementów układu przedstawiony został na rysunku 8.25 poniżej.



Rys. 8.25. Wybrane położenie układu śledzenia wzroku względem soczewki HMD

8.2.2. Badania wpływu poziomu detekcji

Istotnym parametrem każdej z trzech zaproponowanych metod estymacji pozycji źrenicy jest wartość poziomu sygnału pomiarowego od którego wyznaczane są tzw. punkty charakterystyczne. Przeprowadzono dlatego badania mające na celu sprawdzenie jak na dokładność analizy każdej z metod wpływa dobór poziomu detekcji. Poziom ten rozumiany jest jako wartość zmiany (znormalizowanego) sygnału przy której punkt pomiarowy zakwalifikowany zostanie jako leżący na obwodzie źrenicy. Wykonano badania dla 10 000 punktów pomiarowych przy pozycji zwierciadła w położeniu kątowym 48° na obwodzie soczewki HMD. Zakres pracy zwierciadła MEMS wynosił 10° w osi W ($\pm 5^\circ$) oraz 7° w osi H ($\pm 3,5^\circ$). Pomiary powtórzono kolejno dla każdego z 9 (opisanych wcześniej) wychyleń gałki ocznej. Analizę danych powtórzono 651 razy dla każdej z metod, zmieniając wartość poziomu detekcji w zakresie od 5% do 70%, z krokiem 0.1%. Wyniki analiz uśredniono dla każdego wychylenia gałki ocznej, tak, aby uzyskać pojedynczą krzywą wpływu poziomu detekcji dla każdej z trzech autorskich metod. Dla metody 3 przyjęto 9 linii detekcyjnych, a w metodzie 1 maksymalny rozmiar zbioru wynosił 30% obszaru skanowania. Uzyskane wyniki przedstawiające błędy estymacji położenia źrenicy w funkcji zmiany poziomu detekcji przedstawiono na rysunku 8.26 poniżej. Wyniki przedstawione na wykresie zawężono do zakresu 5-40% poziomu detekcji. W zakresie 40-70% odnotowano stały wzrost błędów (dla każdej z metod analizy danych, od wartości przyjmowanych przez nie dla 40%). Zakres ten, nie był więc istotny z punktu widzenia badań, których celem było wyznaczenie poziomu ze statystycznie najmniejszymi błędami estymacji położenia źrenicy.



Rys. 8.26. Błąd estymacji położenia źrenicy w funkcji wartości poziomu detekcji

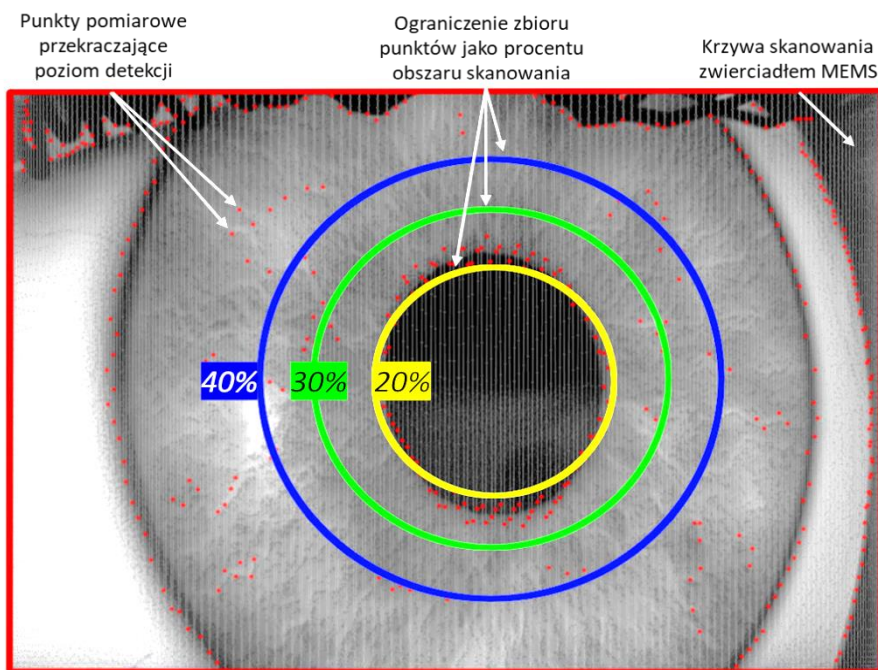
Analiza wykazała, iż w badanym zakresie (5-40%) błąd analizy metodą 1 (lokalnego skupienia) rósł średnio od wartości 76,61 minut kątowych (SD 42) do 101,73 minut kątowych (SD 49). Średnio wynosił on 87,3 minut kątowych przy odchyleniu standardowym wynoszącym 8,36. Najmniejsze wartości błędów analiza tą metodą przyjmowała dla żrenicy w położeniu środkowym (40,17 minut kątowych, SD 4,2), a największe (159,59 minut kątowych, SD 10,93) przy położeniu żrenicy w punkcie numer 7 (lewy dolny róg obszaru skanowania). Błąd analizy metodą 2 (dopasowania elipsy) wynosił średnio 63,97 minut kątowych przy odchyleniu standardowym 5,21. Najmniejsza jego wartość występowała dla poziomu 5% (57,1 minut kątowych, SD 33), a największa dla 40% (74,67, SD 50). Średni błąd metody 3 (linii detekcyjnych) wynosił 64,75 minut kątowych (SD 2,54). Jego wartość w punkcie 5% wynosiła średnio 66,79 minut kątowych (SD 25,35) i spadała do wartości 62,64 minut kątowych dla poziomu detekcji wynoszącego 17%. Wartość ta utrzymywała się do punktu 29% (SD 0,15), a następnie wzrastała do maksymalnego poziomu, wynoszącego 70,1 minut kątowych przy 40%.

Uśredniając wyniki uzyskane każdą z metod powstała krzywa pozwalająca na analizę i wybór optymalnej wartości poziomu detekcji unormowanej dla wszystkich metod. Średni błąd krzywej wypadkowej wynosił 72 minut kątowych przy odchyleniu standardowym 5,2. Dla poziomu detekcji wynoszącego 5% średni błąd metod wynosił 67 minut kątowych (SD 9,71), a następnie spadał do wartości 65,77 (SD 9,76) w 10%. Dalej następował wzrost aż do maksymalnego poziomu 82,13 minut kątowych (SD 17,11). Analiza uzyskanych wyników pokazuje, iż statystycznie optymalnym poziomem detekcji dla wszystkich metod jest 10%. **Ze względu na powyższe wyniki, dalsze pomiary wykonywane były dla poziomu detekcji wynoszącego 10%.**

8.2.3. Badania wpływu wielkości zbioru punktów dla metody lokalnego skupienia

Estymacja pozycji żrenicy metodą lokalnego skupienia polega na wyodrębnieniu zbioru punktów skupionych wokół lokalnego środka ciężkości, spośród wszystkich punktów wykrytych poniżej poziomu detekcji. Zbiór ten traktowany jest jako potencjalne punkty leżące na krawędzi żrenicy. Dlatego środek ciężkości tego zbioru estymuje punkt środka żrenicy. Jego wielkość (w znaczeniu przestrzennym) ograniczana jest poprzez parametr - określany „maksymalną wielkością zbioru” - jako procent obszaru skanowania. Na rysunku 8.27

przedstawiono wizualizację maksymalnego rozmiaru przestrzennego lokalnego zbioru punktów pomiarowych dla przykładowych jego wartości.



Rys. 8.27. Wizualizacja parametru maksymalnego rozmiaru przestrzennego lokalnego zbioru punktów pomiarowych estymującego punkty przecięcia krawędzi źrenicy

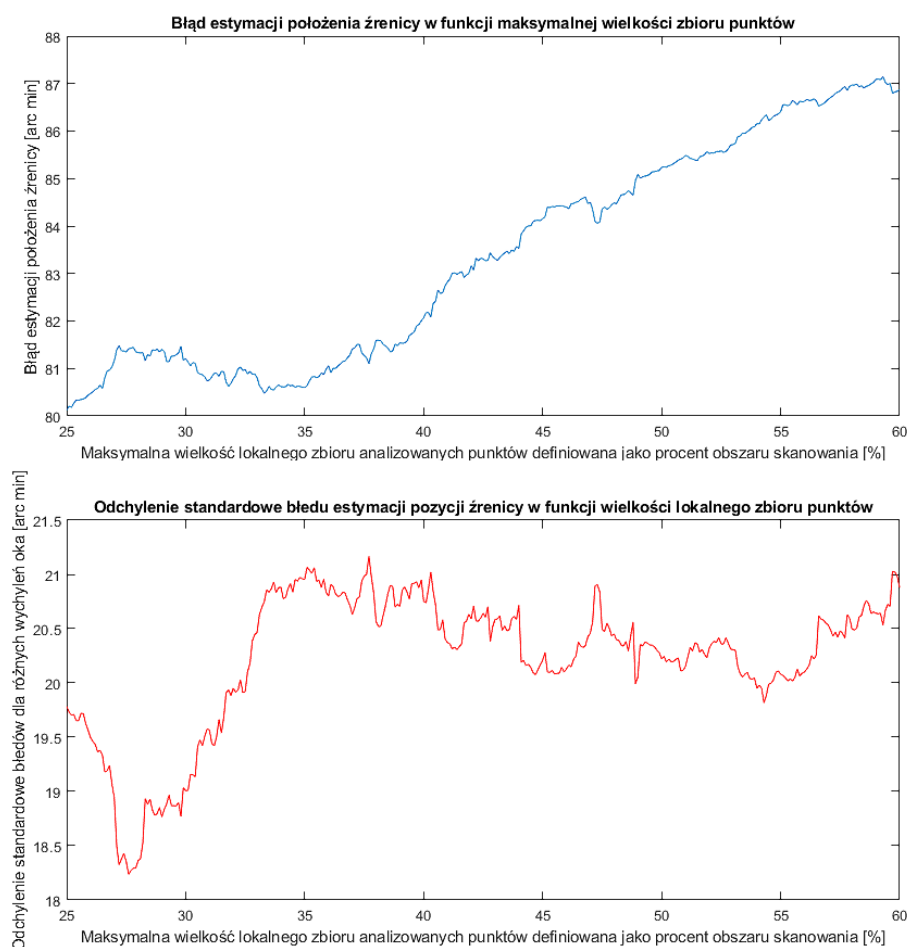
Przeprowadzono badania mające na celu wyodrębnienie wartości zbioru punktów dla której błąd metody lokalnego skupienia był statystycznie najmniejszy. Pomiary przeprowadzono dla 5 różnych zakresów wychyleń zwierciadła MEMS, poprzez zmianę których, zmieniała się wielkość obszaru skanowania na powierzchni gałki ocznej. Wartości tych wychyleń, wynosiły kolejno:

- 12° w osi W ($\pm 6^\circ$) oraz 8° w osi H ($\pm 4^\circ$),
- 13° w osi W ($\pm 6,5^\circ$) oraz 9° w osi H ($\pm 4,5^\circ$),
- 13° w osi W ($\pm 6,5^\circ$) oraz 10° w osi H ($\pm 5^\circ$),
- 14° w osi W ($\pm 7^\circ$) oraz 10° w osi H ($\pm 5^\circ$),
- 15° w osi W ($\pm 7,5^\circ$) oraz 12° w osi H ($\pm 6^\circ$).

Średnica źrenicy wirtualnego oka w przyjętym układzie pomiarowym ma 3,3 mm średnicy. Zależnie od wychylenia gałki ocznej obejmowała ona od 4° do $4,5^\circ$ w obszarze skanowania. Stanowiło to (zależnie od wielkości obszaru skanowania) od 26% do 37% w osi W oraz od 33% do 55% w osi H. Dlatego, analizę przeprowadzono dla zmiany wartości

parametru - określającego maksymalną wielkość lokalnego zbioru punktów – w zakresie od 25% do 60% z krokiem 0,1%.

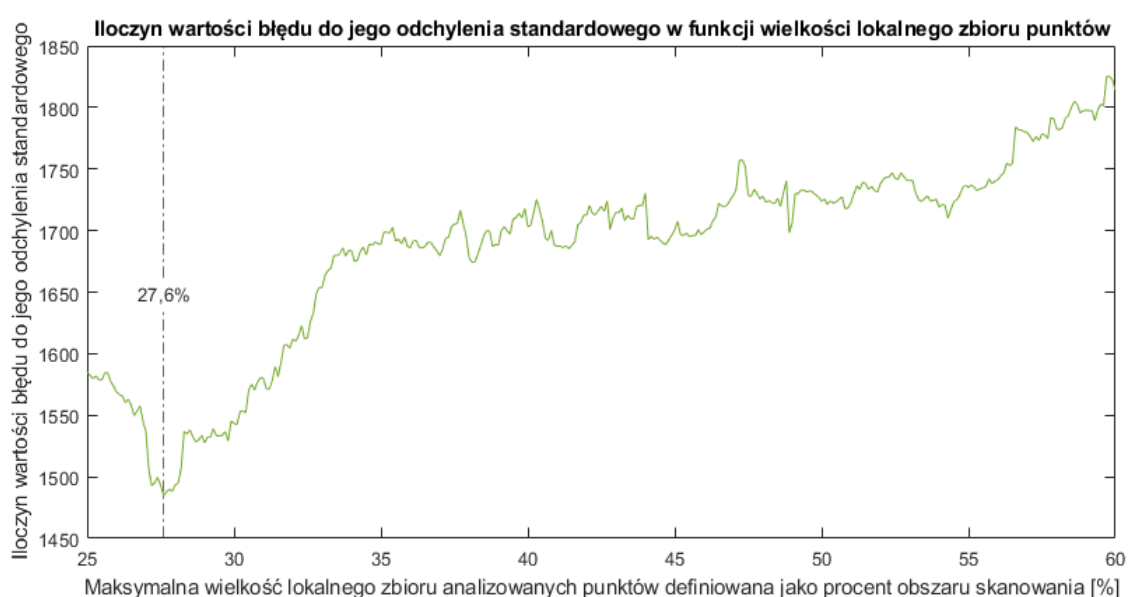
Wyniki otrzymane z badań dla poszczególnych wielkości obszaru skanowania uśredniono, uzyskując wypadkową krzywą błędów dla osi W oraz osi H. Pomiary powtórzone dla przedstawionych wcześniej 9 wychyleń gałki ocznej. Wartość przyjętego poziomu detekcji wynosiła 10%. Wyniki dla obu osi przedstawiono na rysunku 8.28 poniżej.



Rys. 8.28. Błąd estymacji położenia źrenicy i jego odchylenie standardowe w funkcji zmiany wartości parametru maksymalnej wielkości zbioru punktów

Analiza uzyskanych wyników wykazała, iż błąd metody w funkcji rozmiaru zbioru analizowanych punktów, rośnie od wartości 80 minut kątowych (dla wielkości zbioru wynoszącej 25%) do 87,15 minut kątowych (dla 59,4%). Najmniejszy błąd średni, uzyskany został dla wartości początkowej zakresu wynoszącej 25%. Analiza odchylenia standardowego wyników (z poszczególnych wychyleń gałki ocznej) wykazała, iż w początkowym zakresie badanego parametru (25%-27,6%) malało ono aż do wartości 18,2 minut kątowych. Powyżej

27,6%, wartość odchylenia rosła do poziomu 35%, gdzie osiągała wartość 21 minut kątowych. Następnie, do końca badanego zakresu, utrzymywała ona względnie stały poziom wynoszący 20,5 minuty kątowej. Aby wyznaczyć optymalną statystycznie wartość maksymalnego rozmiaru lokalnego zbioru punktów, konieczne było uwzględnienie zarówno wielkości błędu, jak i jego odchylenia standardowe. Przeprowadzono w tym celu analizę krzywej iloczynu obu tych wartości. Pozycja dla której wystąpiła minimalna wartość wypadkowego wektora iloczynu oznaczała poszukiwaną wartość optymalnej wielkości zbioru punktów. Krzywa iloczynu wartości błędu oraz jego odchylenia standardowego, przedstawiona została na wykresie 8.29 poniżej.

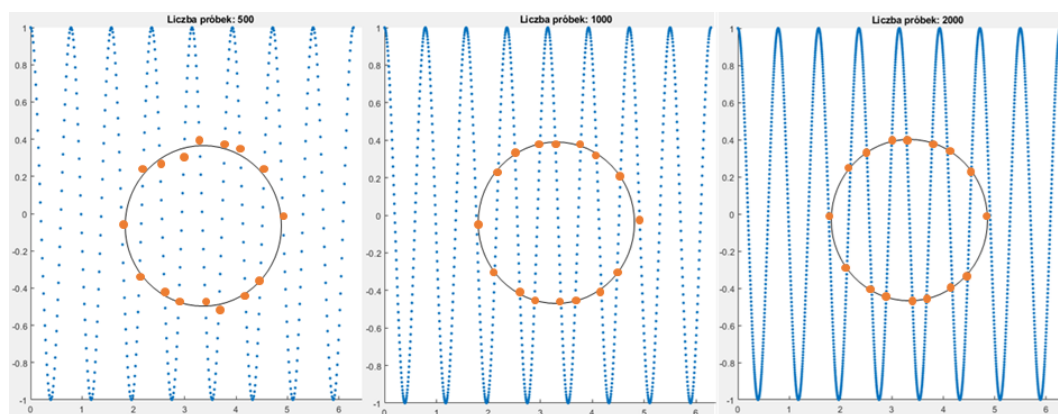


Rys. 8.29. Iloczyn wartości błędu do jego odchylenia standardowego w funkcji wielkości lokalnego zbioru punktów

Najmniejszy iloczyn wartości błędu do odchylenia standardowego wyników występował dla zbioru o wielkości 27,6% obszaru skanowania. Dla tej wartości błąd metody wynosił 81,42 minut kątowych przy odchyleniu standardowym 18,24 minut kątowych. **Ze względu na uzyskane wyniki, dalsze analizy metodą lokalnego skupienia wykonywane zostały dla maksymalnej wielkości zbioru wynoszącej 27,6%.**

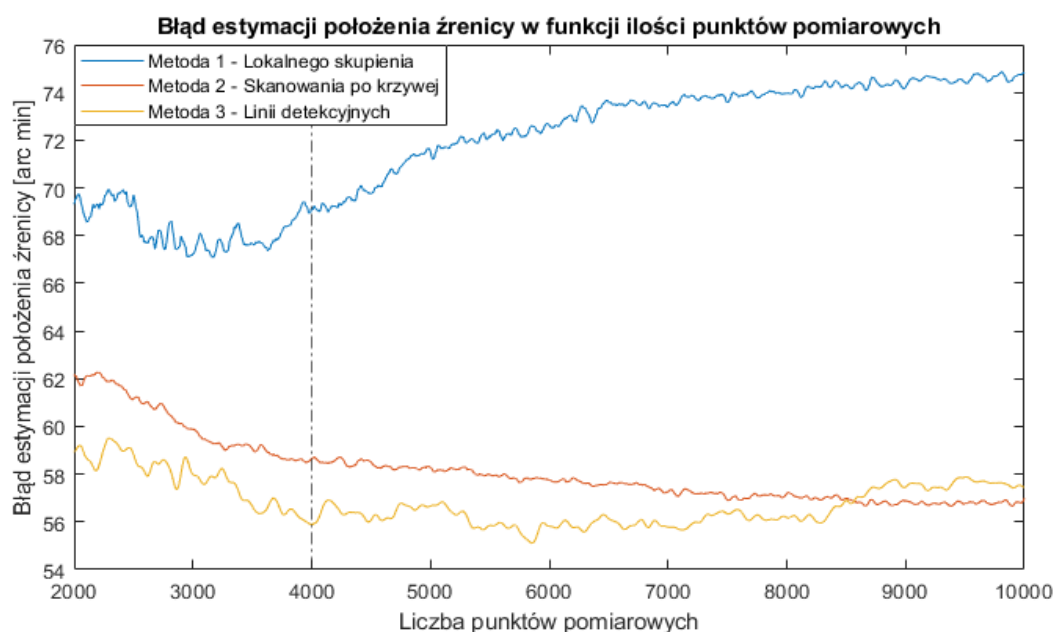
8.2.4. Badania wpływu liczby zbieranych punktów pomiarowych na dokładność analizy

Kolejnym istotnym parametrem układu śledzenia wzroku jest liczba punktów pomiarowych zbieranych w czasie pojedynczego skanu oka. Większa ich liczba może zredukować błąd pomiaru (zmniejszy się odległość punktów od siebie na krzywej skanowania). Zwiększyć może się jednak czas potrzebny na analizę zebranych danych, zmniejszając wypadkową szybkość działania systemu pomiarowego. Wizualizacja różnej liczby zbieranych punktów pomiarowych na krzywej skanowania przedstawiona została na rysunku 8.30 poniżej.



Rys. 8.30. Wizualizacja wpływu ilości punktów pomiarowych na rozdzielczość skanowania

Przeprowadzono badania wpływu ilości zbieranych punktów pomiarowych na dokładność analizy każdej z metod. Pomiary wykonano dla położenia kąтового zwierciadła (48°) oraz poziomu detekcji wynoszącego 10%. Zakres pracy zwierciadła MEMS wyniósł 10° w osi W ($\pm 5^\circ$) oraz 7° w osi H ($\pm 3,5^\circ$). Na podstawie rezultatów badań opisanych w podrozdziale 7.2.3 założono, iż maksymalny rozmiar zbioru w metodzie 1 na poziomie 27,6% obszaru skanowania. W metodzie 3 użyto 21 linii pomiarowych (w poprzednich badaniach przyjmowano 9 linii pomiarowych, gdyż różnica w dokładności jest niewielka – około 1 minuta kątowa – a czas analizy prawie dwukrotnie mniejszy). Badania powtórzono dla każdego z 9 wychyleń gałki ocznej, a wyniki uśredniono dla każdej z metod. Analizie poddano pomiary wykonane dla liczby punktów pomiarowych w zakresie od 2000 do 10000 z krokiem 10 punktów. Wyniki zaprezentowano na rysunku 8.31 poniżej.



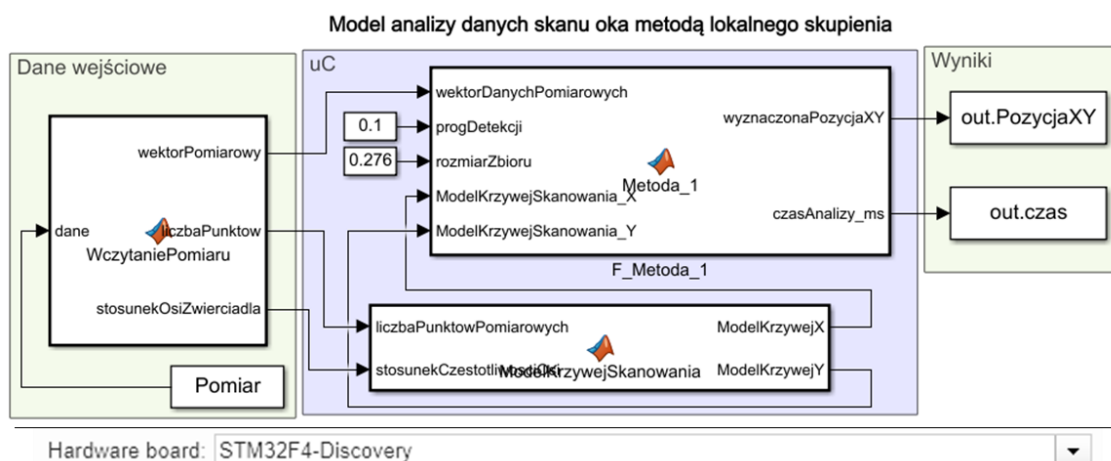
Rys. 8.31. Błąd estymacji położenia źrenicy w funkcji liczby punktów pomiarowych

Błąd analizy metodą lokalnego skupienia wynosił średnio 71,85 minut kątowych (SD 2,5). W badanym zakresie, przyjmował on wartości od 67,4 do 74,7 minut kątowych. Dla 2000 punktów pomiarowych błąd metody wynosił 69,2 minut kątowych. Obserwowany był następnie spadek wartości błędu do poziomu 67,85 minut kątowych, przy 2650 punktach pomiarowych. Do 3700 punktów wartość błędu utrzymywała względnie stały poziom wynoszący 67,71 minut kątowych (SD 0,15). Powyżej tej wystąpił wzrost błędu metody, który utrzymywał się do końca zakresu pomiaru. Błąd metody dopasowania elipsy wykazywał tendencję malejącą – od wartości 62,1 do 56,8 minut kątowych. Średnia błędu z całego zakresu wynosiła 58,14 minut kątowych (SD 1,4). Najmniejsze wartości błędu uzyskane zostały przy użyciu metody linii detekcyjnych. W tym wypadku błąd wynosił średnio 56,7 minut kątowych z odchyleniem standardowym 1 minuty kątowej. Maksymalnie wynosił on 59,25 minut kątowych, a minimalnie 55,48. Analiza krzywej błędu analizy metodą linii detekcyjnych pokazała również, iż od wartości 8200 do 8750 punktów pomiarowych wystąpił krótkotrwały wzrost jego wartości. Z poziomu wynoszącego średnio 55,97 minut kątowych (SD 0,2) błąd wzrósł do 57,58 (SD 0,1), a następnie oscylował wokół tej wartości do końca zakresu pomiarowego. Podsumowując, największą wartość błędu dla całego zakresu pomiarowego osiągnięta została poprzez analizę metodą lokalnego skupienia. Średni błąd wyniósł 72 minuty kątowe. Lepsza dokładność wykazała metoda dopasowania elipsy, jej błąd wynosił średnio 58

minut kątowych. Najlepszy wynik uzyskano dla analizy metodą linii detekcyjnych. Dla jej przypadku średni błąd wynosił 56,7 minut kątowych.

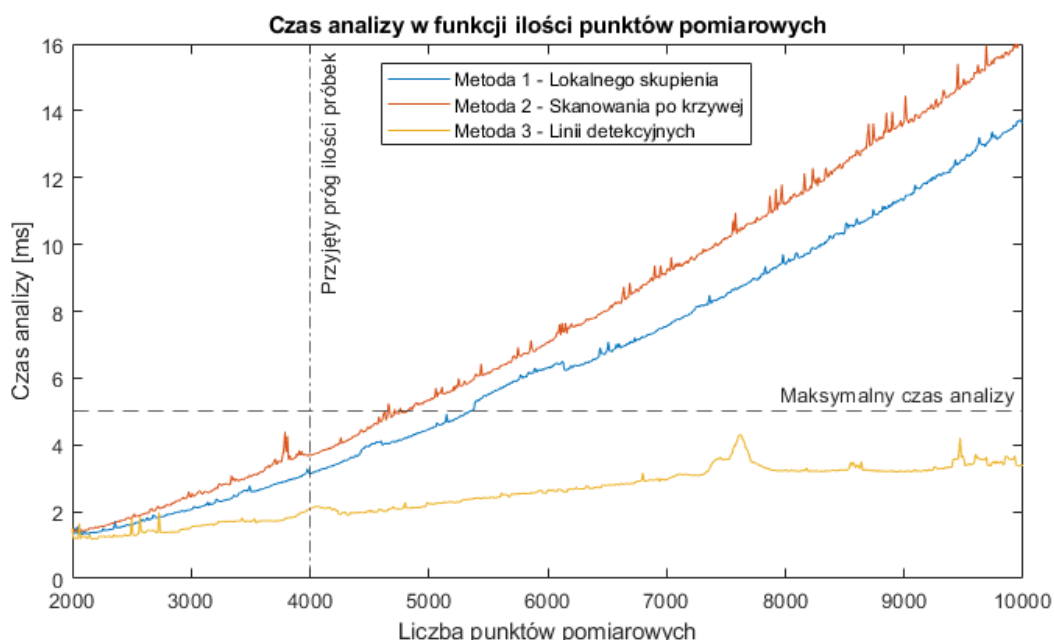
8.2.5. Badania czasochłonności obliczeniowej

Jak opisane zostało w rozdziale 5.1, aby system śledzenia wzroku działał w czasie rzeczywistym, to proces analizy na docelowym urządzeniu musi zmieścić się (w sensie czasowym) w trakcie połowy okresu osi wolnej wahającego się mikrozwierciadła (pierwsza połowa okresu to akwizycja danych, druga - ich analiza). Dla analizowanego zwierciadła MEMS wynosi on 5 ms. Wraz ze wzrostem liczby punktów pomiarowych, czas potrzebny na ich analizę będzie wzrastał. Z tego względu przeprowadzone zostały badania czasu analizy każdą z metod w funkcji ilości punktów pomiarowych. Docelowo, obliczenia wykonywane będą na mikrokontrolerze dołączonym do HMD, aby zachować mobilność całego systemu. Z tego względu, w oparciu o dodatkowe biblioteki do pakietu MATLAB – „Embedded Coder for C and C++ systems” oraz „Embedded Coder Support Package for STMicroelectronics STM32 Processors” – utworzono w module SIMULINK model mikrokontrolera STM32. Algorytmy analizy poszczególnych metod zostały przekonwertowane w kod języka C++ i zaimplementowane do opracowanego algorytmu zajmującego się analizą czasochłonności obliczeniowej. Wybrany model wraz z parametrami mikrokontrolera przedstawiony został na rysunku 8.32 poniżej.



Rys. 8.32. Model analizy dla metody lokalnego skupienia dla mikrokontrolera w środowisku Simulink

W oparciu o przedstawiony powyżej model, przeprowadzone zostały analizy czasochłonności obliczeniowej dla każdej z trzech proponowanych metod, w funkcji liczby punktów pomiarowych. Wyniki przedstawiono na rysunku 8.33 poniżej.



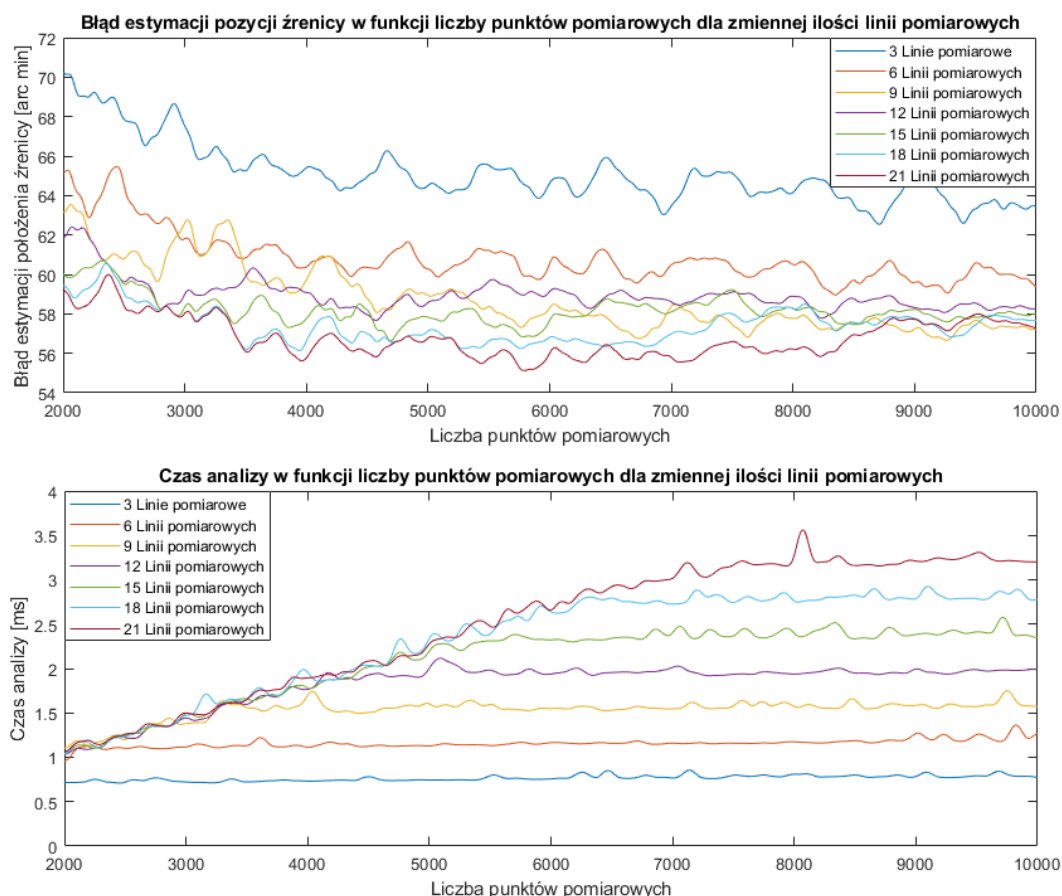
Rys. 8.33. Czas obliczeń poszczególnych metod w funkcji ilości analizowanych punktów pomiarowych

Czas analizy zarówno pierwszej metody (lokalnego skupienia), jak i drugiej (dopasowania elipsy) w dużej mierze bazują na operacjach iteracyjnych na pełnym zbiorze punktów pomiarowych. Kilkukrotnie w toku swojej analizy skanują one pełen zakres wczytanych wartości, aby następujące po sobie punkty porównywać w instrukcjach warunkowych. Dlatego średni czas analizy metody lokalnego skupienia w zakresie analizowanych punktów rósł średnio od 1.3 ms do 13.73 ms. W drugiej metodzie, przeprowadzane jest dopasowanie elipsy metodą najmniejszych kwadratów, które dodatkowo zwiększa czas jej obliczeń. Czas analizy metodą dopasowania elipsy wzrastał od 1.36 ms do 16.22 ms. Analiza metodą linii detekcyjnych również zwiększała czas swojej analizy dla większej ilości punktów pomiarowych, jednak wzrost ten był znacznie mniejszy. Czas rósł od 1,18 ms do średnio 3,33 ms (SD 0.04 powyżej 8000 punktów). Średnio, wynosił on 2,55 ms. Przy 7530 punktach pomiarowych odnotowano miejscowy wzrost czasu analizy do wartości 4,3 ms.

Przedstawiona powyżej czasochłonność obliczeniowa metody, opiera się na analizie opartą na emulacji procesora mikrokontrolera STM32F4-Discovery. Jego architektura dostosowana jest do efektywnej pracy na określonej strukturze danych. Natomiast automatyczny proces konwersji kodu MATLAB na C++, nie był zoptymalizowany bezpośrednio pod ten procesor. Dlatego mogło to sztucznie zwiększyć uzyskaną czasochłonność obliczeniową metod. Również zastosowanie innego mikrokontrolera, o wydajniejszym procesorze, mogłoby zwiększyć możliwą do uzyskania szybkość analizy danych. Dla wybranej do dalszych badań liczby zbieranych punktów pomiarowych (4000), czas analizy wszystkich zaproponowanych metod jest mniejszy niż maksymalna wartość 5 ms.

8.2.6. Badania wpływu liczby linii pomiarowych na dokładność estymacji pozycji źrenicy

Algorytm metody trzeciej grupuje punkty pomiarowe w poziome linie, a powstałe w wyniku wektory są poddawane dalszym analizom. Liczba punktów przypadających na każdą z tych linii zależna jest od liczby okresów osi szybkiej zwierciadła skanującego. Wraz ze wzrostem liczby analizowanych tą metodą punktów, zwiększa się dokładność przypisywania ich do poszczególnych linii. Liczba punktów w każdej z linii pozostaje jednak stała, gdyż zależna jest od liczby okresów osi szybkiej zwierciadła. Dlatego czas analizy tej metody pozostaje względnie stały i zależny jest jedynie od liczby przyjętych linii. Przeprowadzono dlatego badania dokładności analizy tej metody w funkcji zmiennej liczby linii detekcyjnych. Wyniki w zakresie wpływu ich ilości na dokładność oraz czas analizy przedstawiono na rysunku 8.34.



Rys. 8.34. Błąd oraz czas analizy metody 3 w funkcji ilości punktów dla zmiennej liczby linii

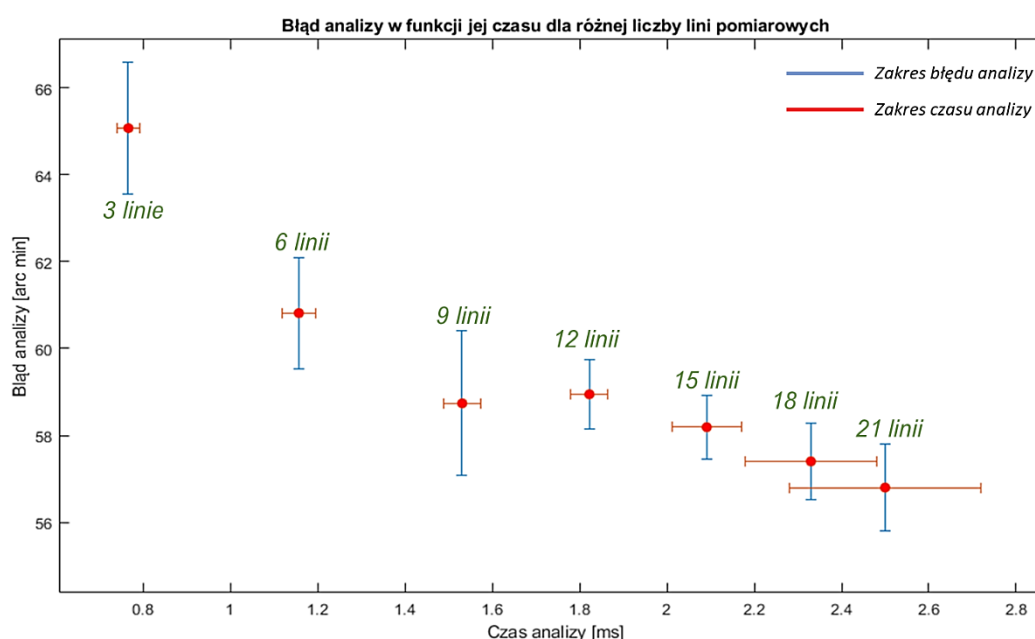
Analiza wykazała, iż wraz ze wzrostem liczby analizowanych punktów, wzrasta czas potrzebny na ich analizę. Zauważyć można również, iż krzywe wyników dla poszczególnych linii częściowo się pokrywają. Wynika to z faktu, iż przy niewielkiej liczbie analizowanych punktów, niemożliwe jest utworzenie odpowiedniej liczby linii pomiarowych. Tworzona jest wtedy maksymalna możliwa liczba linii, dla występującej ilości punktów pomiarowych. Analiza wyników z całego zakresu pomiarowego przedstawionych powyżej badań podsumowana została w tabeli 8.1.

Tab. 8.1. Wyniki dokładności i czasu analizy, uśrednione dla badanego zakresu punktów pomiarowych

Liczba linii pomiarowych	Błąd estymacji pozycji źrenicy [minuty kątowe]	Czas analizy metody [ms]
3	65,07 (SD 1,53)	0,77 (SD 0,03)
6	60,82 (SD 1,27)	1,16 (SD 0,04)
9	58,74 (SD 1,67)	1,53 (SD 0,04)
12	58,95 (SD 0,80)	1,82 (SD 0,04)
15	58,19 (SD 0,74)	2,09 (SD 0,16)

18	57,40 (SD 0,87)	2,32 (SD 0,29)
21	56,80 (SD 1,00)	2,65 (SD 0,45)

Analiza wyników pokazała, że wraz ze wzrostem liczby linii pomiarowych, zwiększa się dokładność i precyzja analizy. Rósł również czas wymagany do przeprowadzenia obliczeń. Dla kolejnych linii zwiększało się również odchylenie standardowe czasów analizy. Wykres przedstawiający te zależności zaprezentowany został na rysunku 8.35.



Rys. 8.35. Relacja dokładności do czasu analizy metody 3 dla różnej liczby linii pomiarowych

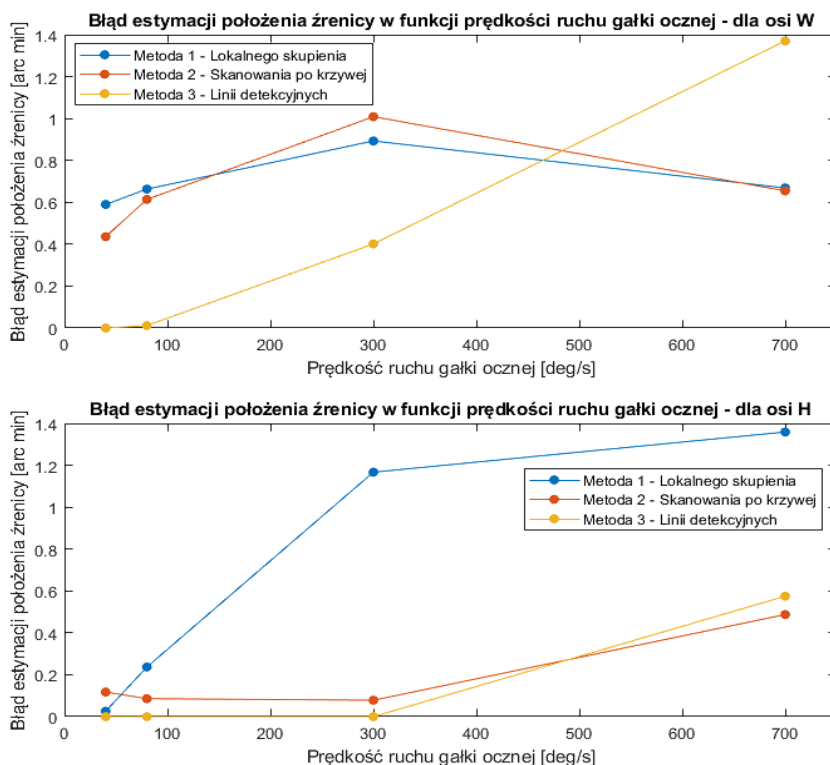
Analiza sumarycznych wyników błędów i czasu analizy w funkcji ilości punktów pomiarowych potwierdziła, iż wybrana liczba punktów pomiarowych (4000) spełnia założone kryteria dla projektowanego systemu. Przy tej wartości błąd metody lokalnego skupienia wynosił średnio 82.5 minut kątowych, a czas analizy 3,15 ms. W metodzie dopasowania elipsy błąd wynosił 61.54 minut kątowych, a czas 3,65 ms. Metoda linii detekcyjnych (przy 21 liniach) wykazywała dla tej ilości punktów pomiarowych błąd 55.8 minut kątowych, a jej czas analizy wynosił 1,9 ms. **Ze względu na uzyskane wyniki, dalsze badania przeprowadzone zostały dla 4000 punktów pomiarowych.**

8.2.7. Badania dynamiczne

Przeprowadzono badania wpływu ruchu gałki ocznej na dokładności autorskich metod. W środowisku wirtualnym przeprowadzono serię pomiarów dla 4 różnych prędkości ruchu gałki ocznej:

- Typowej prędkości mikrosakkady – 8,8 mm/s (40 deg/s)
- Maksymalnej prędkości mikrosakkady – 17,5 mm/s (80 deg/s)
- Typowej prędkości sakkady – 65,5 mm/s (300 deg/s)
- Maksymalnej prędkości sakkady – 150 mm/s (700 deg/s)

Podczas pomiarów *in silico* każdy z tych ruchów powtórzono osobno w kierunku W oraz H. Dla każdego pomiaru wykonywano wychylenie źrenicy z pozycji centralnej zarówno zgodnie z kierunkiem każdej z osi, jak i przeciwnie do niej. Ze względu na bardzo zbliżone wyniki dla lustrzanych wychyleń gałki ocznej, każdorazowo uśredniano wyniki obu pomiarów. Badania wykonano dla położenia zwierciadła w punkcie 48° i zakresu wychyleń 10° w osi W oraz 7° w osi H. W trakcie pojedynczego skanu zbierano 4000 punktów pomiarowych. Analizy wykonano dla poziomu detekcji wynoszącego 10%. W metodzie 3 przyjęto 15 linii pomiarowych, a w metodzie lokalnego skupienia maksymalny rozmiar zbioru 20%. Wyniki dla każdego z wychyleń gałki ocznej, zestawiono z tymi uzyskiwanymi przy pomiarach statycznych. Różnicę pomiędzy nimi (dla obu osi) przedstawiono na rysunku 8.36 poniżej.



Rys. 8.36. Dodatkowy błąd estymacji pozycji źrenicy wynikający z ruchu gałki ocznej w osiach W i H

Przedstawiona analiza wskazuje na to, że dynamika ruchu oczu nie wpływa istotnie na błędy analizy danych przez opracowane metody. Mimo, iż analiza matematyczna algorytmów metod sugeruje, iż błąd dla ruchu gałki ocznej w kierunku W powinien być znacznie większy niż ten dla kierunku H, to eksperymenty pokazały, iż ruchy w obu tych kierunkach wprowadzają błędy o podobnych wartościach. Błąd ten wynika nie z samej metody skanowania, ale z sposobu analizy. W zaproponowanych metodach estymacji pozycji źrenicy stosowane są przybliżenia oraz są one dodatkowo podatne na zewnętrzne zakłócenia i szумы. Zakładana jest stała odległość pomiędzy zwierciadłem, a okiem oraz niezmienna geometria gałki ocznej. Wartości te mogą się jednak różnić w zależności od indywidualnego pomiaru, wprowadzając błąd do obliczeń. Powodować może go również nieprecyzyjne oszacowanie rzeczywistej pozycji punktów w obszarze skanowania spowodowane jego kątowym rzutem na krzywiznę oka. Błąd analizy w metodzie lokalnego skupienia wyniósł średnio 0.7 minut kątowych (SD 0,13) dla osi W oraz również 0,7 minut kątowych (0,66) w osi H. Błąd metody dopasowania elipsy, w osi W średnio wynosił 0,68 minut kątowych (SD 0,24) i 0,19 minut kątowych (SD 0,2) w H. W metodzie linii detekcyjnych błąd w osi W wynosił 0,45 (SD 0,64) oraz 0,15 (SD 0,29) w H.

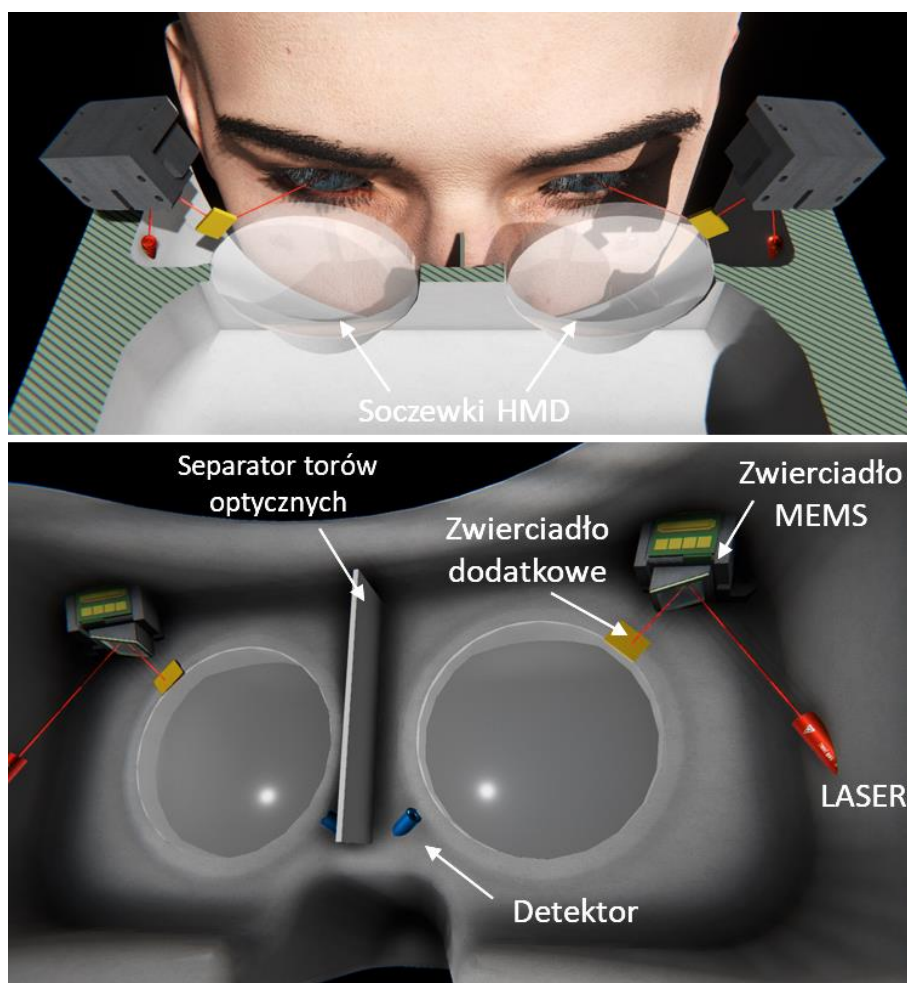
8.3. Podsumowanie badań

Dzięki opracowanemu narzędziu symulacyjnemu udało się zamodelować w VR rzeczywiste stanowiska pomiarowe oraz wykonać na nich symulacje dostarczające danych pomiarowych do analiz. Działanie symulatora zostało zwalidowane na podstawie komplementarnych badań na fizycznym i wirtualnym stanowisku pomiarowym. Wirtualny symulator umożliwił wygenerowanie danych spójnych z rzeczywistym układem pomiarowym. W oparciu o niego przeprowadzono pomiary *in silico*, które umożliwiły wykonanie badań porównawczych dla opracowanych metod wyznaczania pozycji źrenicy.

Przeprowadzone badania autorskich metod wykazały, możliwość użycia ich dla estymacji pozycji źrenicy w rzeczywistym systemie śledzenia wzroku opartym o skan zwierciadłem MEMS. Wykonano szereg pomiarów mających na celu pokazanie wpływu istotnych parametrów systemu skanowania i analizy danych pomiarowych na dokładność obliczeń poszczególnych metod. Przeanalizowano równocześnie czasochłonność obliczeniową dla kolejnych pomiarów. Przeprowadzone badania pozwoliły na zaproponowanie, statystycznie optymalnych parametrów pracy (każdej z metod) dla proponowanego systemu do estymacji pozycji źrenicy.

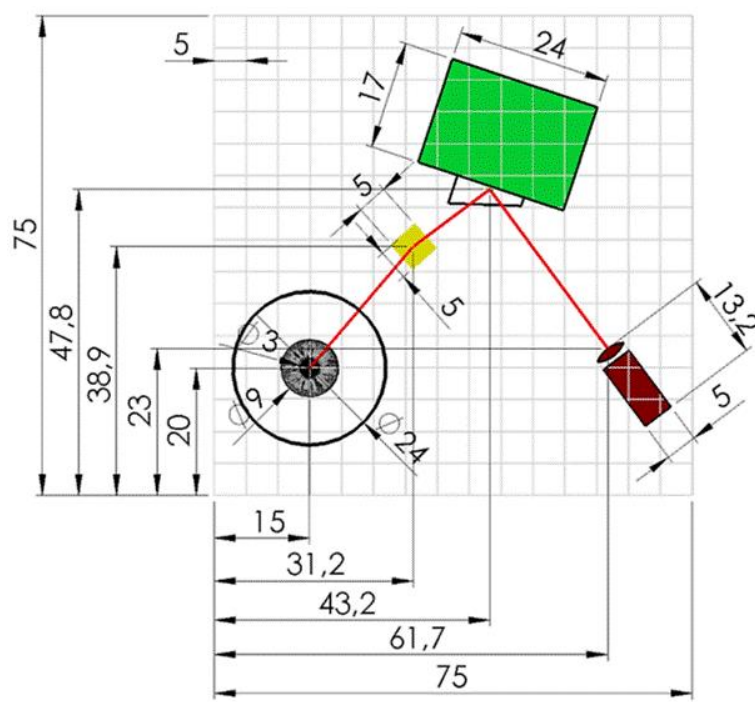
9. Projekt koncepcyjny proponowanego systemu śledzenia wzroku

Na podstawie przeprowadzonych badań zaproponowane zostały statystycznie optymalne parametry dla układu akwizycji oraz analizy. Wyniki pomiarów *in silico* wykazały, iż położeniem kątowym zwierciadła pomocniczego (w funkcji przemieszczenia go po obwodzie soczewki HMD), dla którego występują najmniejsze błędy analizy, jest pozycja 48° . W oparciu o opisany wyżej układ akwizycji danych, przygotowano wizualizację proponowanej geometrii dla systemu śledzenia wzroku wewnątrz HMD zaprezentowaną na rysunku 9.1.



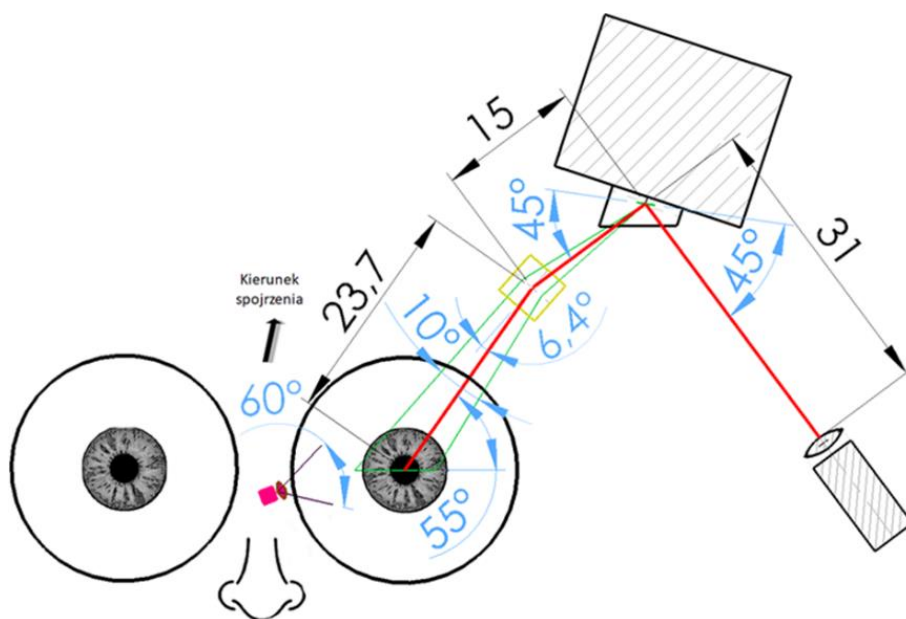
Rys. 9.1. Wizualizacja układu pomiarowego

Dokładna struktura optoelektroniczna systemu, w postaci toru propagacji wiązki została wyodrębniona i zaprezentowana wraz z relacjami geometrycznymi pomiędzy jej elementami na rysunku 9.2 poniżej.

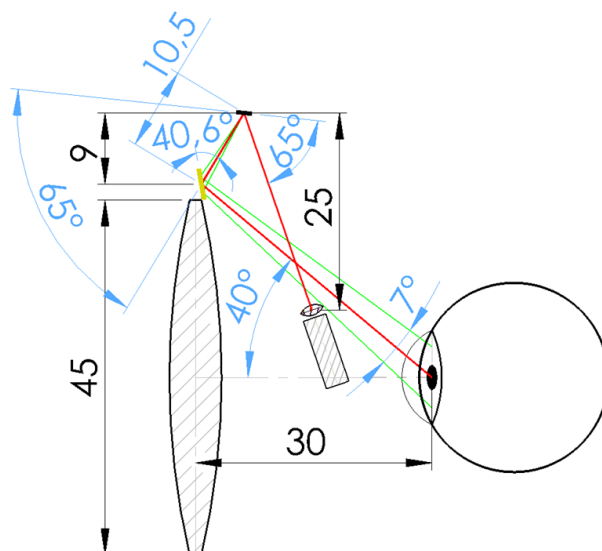


Rys. 9.2. Rzut tor propagacji wiązki na płaszczyznę przednią (w mm)

Na rysunku 9.3 i 9.4 zaznaczono kluczowe wartości kątowe pomiędzy elementami w układzie. Wizualizacji propagacji wiązki przedstawia, iż przy zerowym wychyleniu zwierciadła MEMS plamka lasera pada na środek żrenicy (czerwona linia). Zaznaczono również dwie alternatywne ścieżki propagacji (zielone linie) - dla wychylenia osi W zwierciadła w zakresie $+5^\circ$ i -5° (rys 9.3) oraz osi H w zakresie $+3.5^\circ$ i -3.5° (rys 9.4).



Rys. 9.3. Zależności kątowe układu – rzut przedni (w mm)

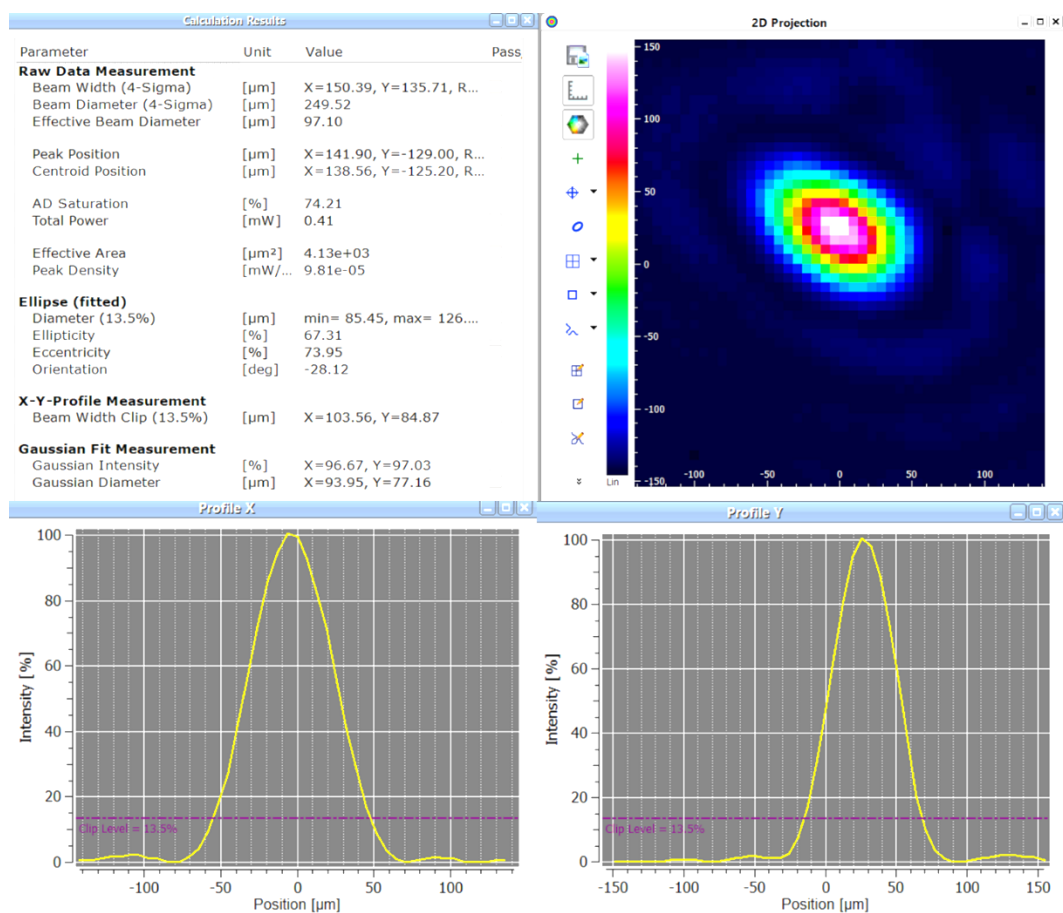


Rys. 9.4. Zależności kątowe układu – rzut boczny (w mm)

9.1. Pomiary własności fizycznych

W oparciu o zaproponowane stanowisko przeprowadzone zostały badania wiązki lasera. Wykonano pomiary plamki w miejscu, w którym docierałaby ona do obiektu testowego. Przeanalizowano zarówno jej parametry geometryczne, jak i energetyczne. W miejsce badanego obiektu wstawiono urządzenie ThorLabs Camera Beam Profiler BC106-VIS. Układ pomiarowy zmodyfikowano tak, aby odległości w torach optycznych stanowiska odzwierciedlały wymiary docelowego układu. Wiązkę lasera badano w zakresie długości fali wynoszącym 350-1100 nm. Apertura detektora wynosiła 8,8 x 6,6 mm.

W wyniku badań ustalono, iż średnica wiązki lasera wyniosła średnio 100 μm (elipsa 85x125 μm). Moc użytego lasera (635 nm) na początku układu wynosiła 1.2 mW. Analiza profilerem wiązki wykazała jednak, iż po przejściu przez układ optyczny i zwierciadło MEMS moc wyniosła 0,41 mW. Straty wynoszą 66% co mieści się w założeniach analizy z rozdziału 4. Wyniki pomiarów przedstawione zostały na rysunku 9.5 poniżej. Przeprowadzone badania wykazały, iż parametry energetyczne wiązki lasera spełniają kryteria norm bezpieczeństwa, dla proponowanego zastosowania systemu.



Rys. 9.5. Wyniki badań wiązki lasera

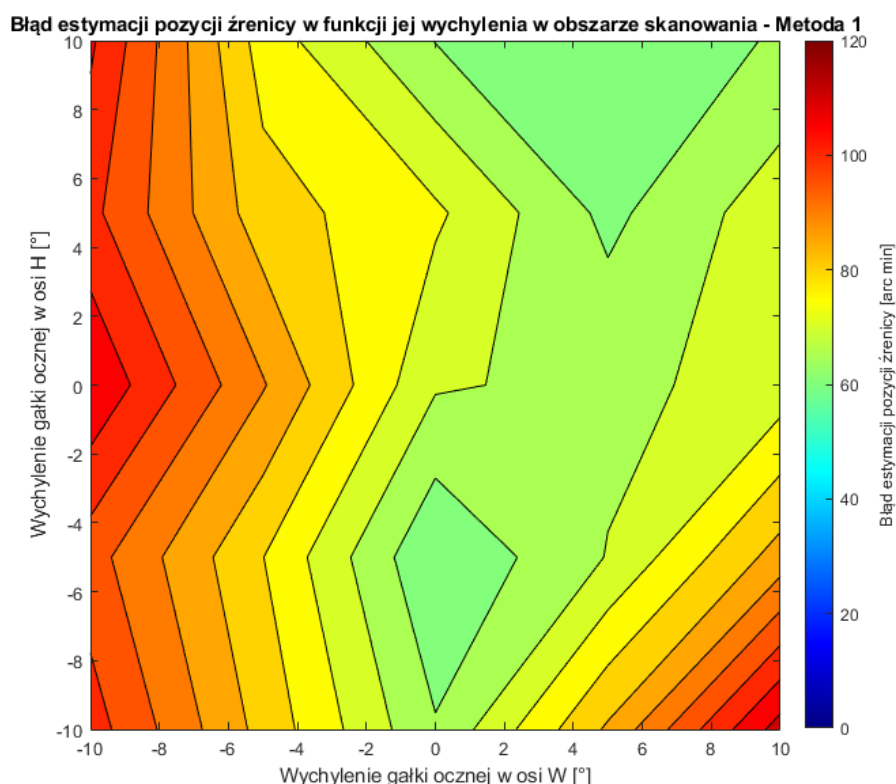
Wyniki badań nad kluczowymi parametrami metod analizy wykazały, iż statystycznie optymalnymi wartościami (pod kątem dokładności oraz czasu obliczeń) są:

- Liczba punktów pomiarowych: 4000
- Próg poziomego detekcji: 10%
- Liczba linii pomiarowych w metodzie 3: 21
- Maksymalna wielkość zbioru punktów w metodzie lokalnego skupienia: 27,6% obszaru skanowania

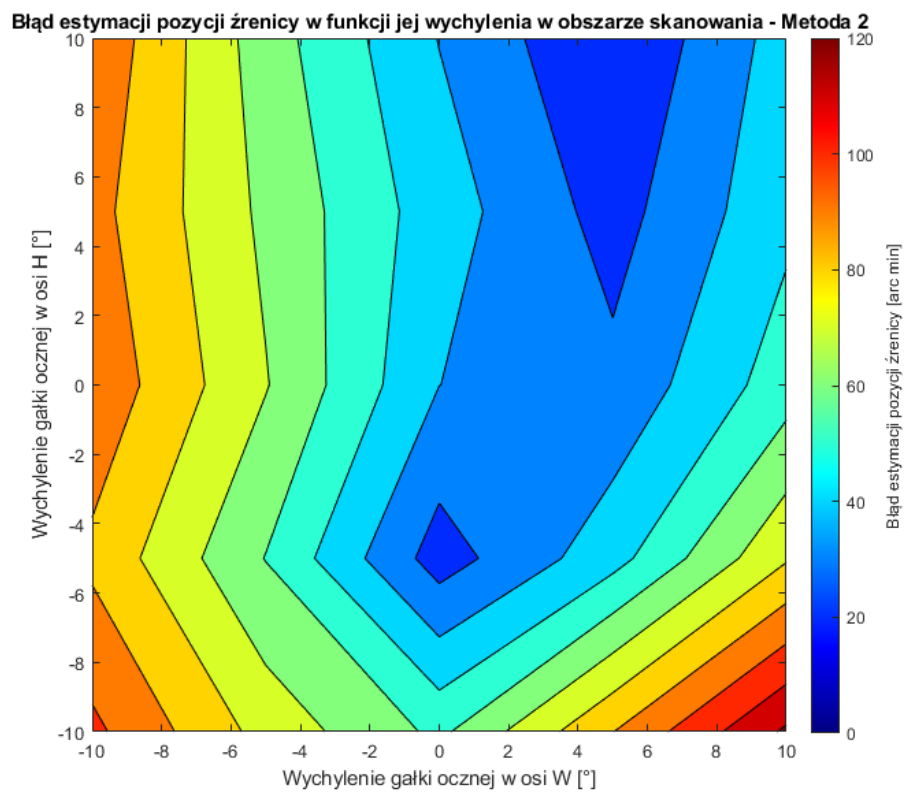
W oparciu o przedstawiony powyżej układ pomiarowy oraz przyjęte wartości paramentów dla procesu analizy, przeprowadzono badania dokładności estymacji pozycji źrenicy w funkcji wychylenia gałki ocznej.

9.2. Błędy estymacji pozycji źrenicy kolejnymi metodami analizy danych

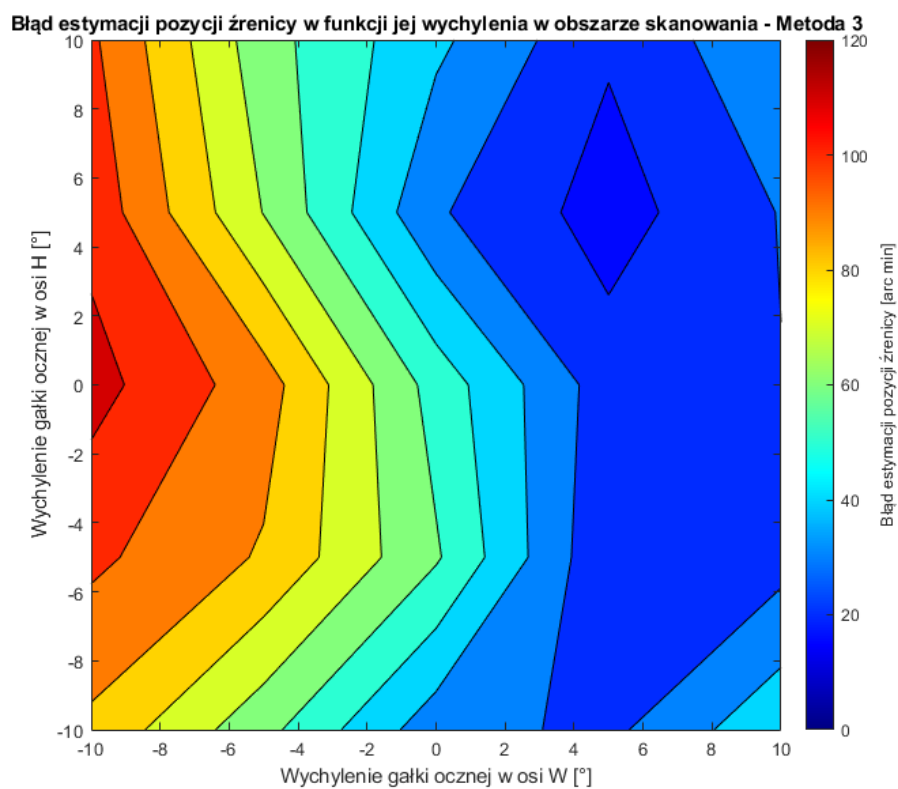
Na podstawie opisanych na początku rozdziału założeń geometrii HMD, przyjęto zakres wychyleń gałki ocznej $\pm 10^\circ$ w każdym z kierunków (więcej szczegółów na rysunku 7.12). Badaniu poddano oko prawe. W celu zwiększenia „rozdzielczości” uzyskanego rozkładu błędów, pomiary przeprowadzono dla 25 pozycji wychyleń gałki ocznej (względem opisanych wcześniej 9 wychyleń, wprowadzono dodatkowe pośrednie pozycje). Wychylenie (0,0) oznacza brak wychylenia gałki ocznej, czyli oko patrzące na wprost. Badania powtórzono dla 6 różnych zakresów wychyleń zwierciadła MEMS, w zakresie od 6° do 8° w osi W oraz od 4° do 7° w osi H. Wyniki badań dla różnych rozmiarów obszaru skanowania uśredniono. Wykresy rozkładu błędów w funkcji wychylenia gałki ocznej (prawej) dla każdej z metod analizy, zostały przedstawione na rysunku 9.6, 9.7 oraz 9.8 poniżej. Rysunki przedstawiają rzut wychylenia oka patrząc z perspektywy soczewki HMD. W takim układzie nos osoby badanej znajdowałby się po prawej stronie rysunku.



Rys. 9.6. Rozkładu błędów estymacji w funkcji wychylenia gałki ocznej dla metody 1



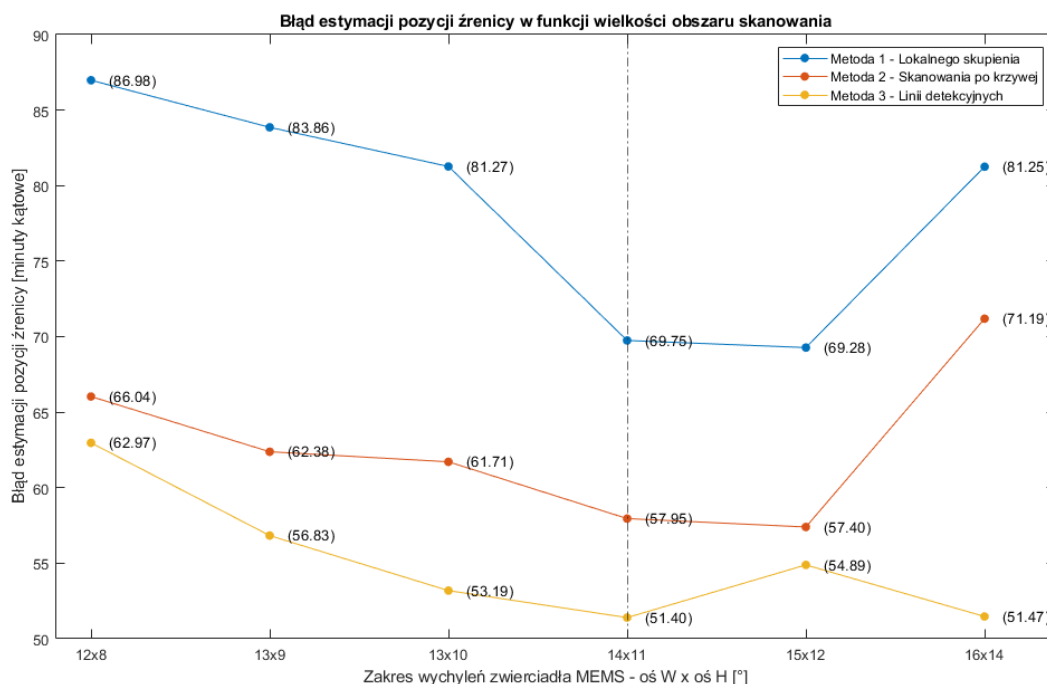
Rys. 9.7. Rozkładu błędów estymacji w funkcji wychyleń gałki ocznej dla metody 2



Rys. 9.8. Rozkładu błędów estymacji w funkcji wychyleń gałki ocznej dla metody 3

Błąd estymacji pozycji źrenicy metodą lokalnego skupienia (dla całego analizowanego rozkładu) wyniósł średnio 79,67 minut kątowych (SD 16,6). Dla źrenicy w centralnym obszarze błąd wynosił średnio 73,6 minut kątowych (SD 9,5), a dla jej skrajnych wychyleń 85,3 (SD 17,5). Błąd analizy metodą dopasowania elipsy wynosił średnio 62,6 minut kątowych (SD 28). Jeżeli źrenica znajdowała się blisko środka obszaru skanowania, to błąd analizy wynosił średnio 45,9 minut kątowych (SD 17), a gdy przyjmowała większe wartości wychylenia, to błąd rósł do 73,4 minut kątowych (SD 27,6). Średni błąd estymacji pozycji źrenicy metodą linii detekcyjnych wynosił 55 minut kątowych (SD 32). Dla źrenicy znajdującej się w centralnym obszarze skanowania, błąd wynosił 51,5 minut kątowych (SD 29,6), a dla jej skrajnych wychyleń 56 (SD 32). Można zauważyć, że mimo iż błąd analizy dla pierwszej metody wykazał średnio największe błędy (81 minut kątowych), to odnotowano u niego najmniejsze odchylenie standardowe wyników (16 minut kątowych) dla różnych wychyleń gałki ocznej. Dla metody dopasowania elipsy odchylenie wynosiło 27,5 minut kątowych, a dla metody linii detekcyjnych 31,5. Oznacza to, iż metody 2 i 3, mogące pozwolić na uzyskanie bardziej dokładnych wyników, są również bardziej podatne na zakłócenia.

Dokładność poszczególnych metod różniła się również w zależności od rozmiaru obszaru skanowania. Wyniki średniego błędu estymacji pozycji źrenicy, w funkcji zmiany zakresu wychyleń zwierciadła MEMS (definiujące wymiary obszaru skanowania) przedstawiono na rysunku 9.9. Analiza możliwych zmian orientacji gałki ocznej wykazała, iż statystycznie optymalnym zakresem wychyleń dla zwierciadła MEMS jest 14° w osi W ($\pm 7^\circ$) oraz 11° w osi H ($\pm 5,5^\circ$).



Rys. 9.9. Średni błąd estymacji pozycji źrenicy w funkcji wielkości obszaru skanowania

Jak przedstawiono w rozdziale 2, dokładność komercyjnych rozwiązań śledzenia wzroku wynosi (zależnie od wychylenia gałki ocznej) od 30 do 60 minut kątowych. Systemy śledzenia wzroku dedykowane dla klienta indywidualnego działają zwykle z szybkością 60-90 Hz. Profesjonalne rozwiązania mogą pracować nawet do 240 Hz. Większość z nich wymaga jednak stacjonarnej jednostki obliczeniowej typu PC. Szybkość pracy dostępnych na rynku mobilnych rozwiązań śledzenia wzroku, w których analiza danych przeprowadzana jest na mikrokontrolerze, zazwyczaj nie przekracza 60 Hz, a ich dokładność 60 minut kątowych. Wciąż jednak wymagają one do pracy dużych zasobów mocy obliczeniowej, dlatego systemy te wymagają nowoczesnych smartfonów lub wysokiej wydajności mikrokontrolerów.

Na podstawie przeprowadzonych badań oszacowano, iż średnia dokładność opracowanych metod wynosi kolejno:

- Metoda lokalnego skupienia – 69,7 minut kątowych,
- Metoda dopasowania elipsy – 58 minut kątowych,
- Metoda linii detekcyjnych – 51,4 minut kątowych.

Z uwagi na powyższe można stwierdzić więc, iż dokładność autorskich rozwiązań jest porównywalna do dostępnych na rynku systemów (szczególnie metoda 2 i 3). Uzyskane wyniki

oddają uśrednione błędy dla wszystkich analizowanych wychyleń gałki ocznej. Jak można zauważyć na wykresach 9.6, 9.7 oraz 9.8, przy skrajnych wychyleniach źrenicy błąd estymacji jej pozycji jest 2 lub 3-krotnie większy niż w położeniu centralnym. Wynika to z faktu, iż opracowana metoda dedykowana jest wykrywaniu niewielkich ruchów oka przy ograniczonym obszarze jego wychyleń. Dla takich warunków jej dokładność odpowiada metodom dostępnym komercyjnie.

Badania czasochłonności obliczeniowej opracowanych w ramach tej pracy metod analizy danych wykazały, iż pozwalają one na większą szybkość pracy względem komercyjnych rozwiązań. Użyte w badaniach zwierciadło MEMS pozwalało na pracę z maksymalną szybkością 100 Hz. W przypadku użycia jednak zwierciadła pozwalającego na większą szybkość zbierania danych pomiarowy, to ograniczeniem maksymalnej szybkości pracy systemu pozostanie wciąż czas, jaki kolejne metody potrzebują na analizę pozyskiwanych danych. Dlatego maksymalna szybkość metody lokalnego skupienia wynosi 315 Hz, dopasowania elipsy 270 Hz, a linii detekcyjnych 475 Hz.

Przewagą opracowanego systemu śledzenia wzroku nad dostępnymi komercyjnie rozwiązaniami jest jednak możliwość zmiany szybkości działania systemu opartego o zwierciadło MEMS. Szybkość analizy poszczególnymi metodami może być więc dodatkowo zwiększona, kosztem zmniejszenia ich dokładności. Maksymalna, możliwa do uzyskania szybkość pracy systemu z użyciem metody lokalnego skupienia wynosi 1,72 kHz (przy błędzie analizy wynoszącym 73 minut kątowych). Dla metody dopasowania elipsy jest to wartość 1,5 kHz (z błędem 65 minut kątowych). Największa szybkość pracy systemu możliwa jest przy użyciu metody linii detekcyjnych i wynosi ona 2,8 kHz (przy błędzie analizy 71 minut kątowych). Opracowane w ramach tej pracy metody analizy danych mogą być więc użyte w systemach ze zwierciadłami MEMS o dowolnych parametrach. Takim potencjalnym rozwiązaniem może być zwierciadło OP-6111 firmy OPUS Microsystems. Osie tego zwierciadła pracują z częstotliwościami 1400 Hz w osi W oraz 44250 Hz w osi H.

Parametry tego typu pozwoliłyby na pracę z szybkością nawet 25-50 razy większą od obecnych rozwiązań (1400 Hz względem 30 Hz). Przy zastosowaniu procesora umożliwiającego analizę z krótszymi czasami analizy, to taki system umożliwiłby śledzenie nawet bardzo krótkich ruchów gałki ocznej (poniżej 1 ms), co nie jest możliwe przy użyciu dostępnych obecnie na rynku rozwiązań.

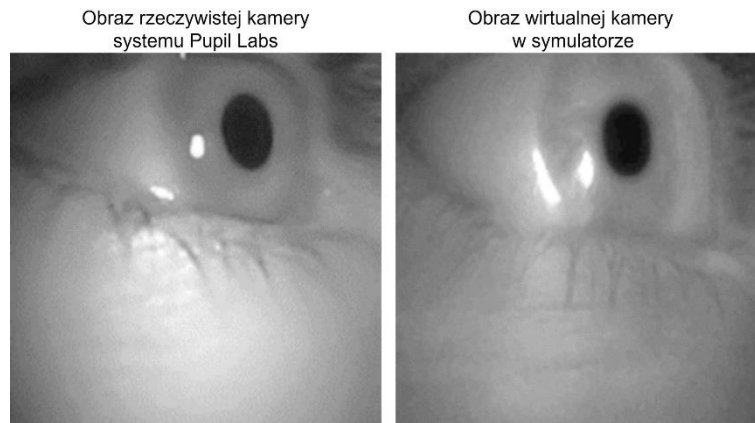
9.3. Porównanie metod analizy proponowanego rozwiązania z dostępnym komercyjnie systemem Pupil Labs

Ostatnim etapem oceny możliwości estymacji pozycji źrenicy przy użyciu autorskich metod analizy danych skanowania zwierciadła MEMS było porównanie ich, z komercyjnym systemem Pupil Labs. W tym celu użyto urządzenie Pupil Core do przechwycenia obrazu i wyznaczenia pozycji źrenicy metodą wizyjną. System rejestrował 2 obrazy w rozdzielczości 192x192 piksele z częstotliwością 120 Hz. Wybrany obraz przechwycony przez ten system zaprezentowany został na rysunku 9.10.



Rys. 9.10. Wybrany obraz zarejestrowany przez kamerę systemu Pupil Labs

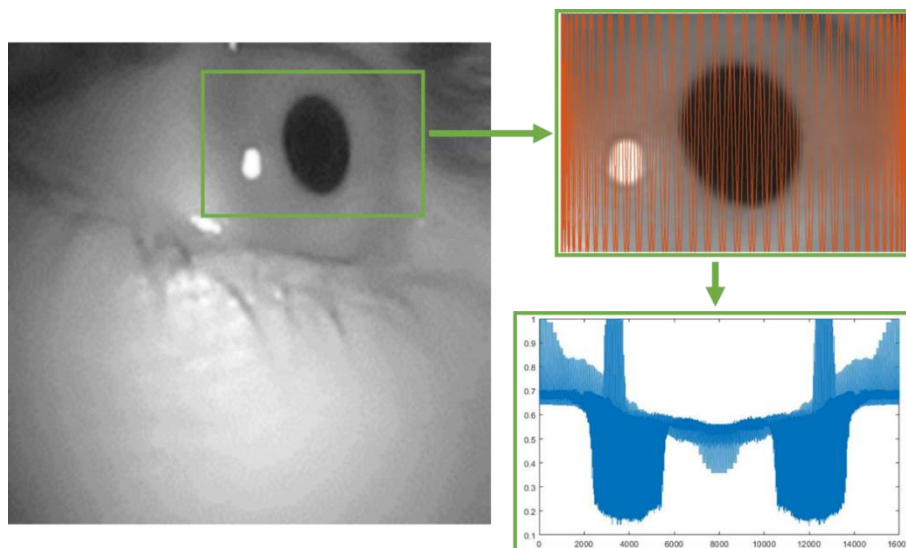
Aby móc porównać dokładność tego urządzenia z wynikami analizy metod systemu skaningowego MEMS, zdecydowano się na użycie możliwie najbardziej zbliżonych danych do tych, na których pracował system firmy Pupil Labs. Dlatego (przy użyciu oprogramowania Pupil Player w wersji 3.4), wyeksportowano przechwycone przez ten system obrazy, wraz z wyznaczonymi dla nich pozycjami środka źrenicy. Dane zapisane zostały w postaci obrazów .png oraz w pliku z rozszerzeniem .csv. Spomiędzy zarejestrowanych danych wybrano 135 obrazów dla których oko pozostawało w pojedynczej, stabilnej fiksacji. Pole widzenia kamer systemu Pupil Labs, które przechwyciły powyższe obrazy było jednak znacznie większe (około 30x22 mm) od tego używanego dla systemu MEMS. Aby uzyskać parametry przestrzenne urządzenia użytego do przechwycenia tych obrazów, odpowiednio dopasowaną scenę odtworzono w symulatorze przy użyciu wirtualnej kamery. W tym celu wykorzystano metadane zawarte w rzeczywistych obrazach. Na podstawie uzyskanych zależności oszacowano, iż aby uzyskać obserwowany obszar roboczy, to zakres skanowania zwierciadła MEMS (umieszczone w miejscu kamery Pupil Labs) musiałby wynosić po 35° w obu osiach.



Rys. 9.11. Odtworzenie warunków przestrzennych układu Pupil Labs

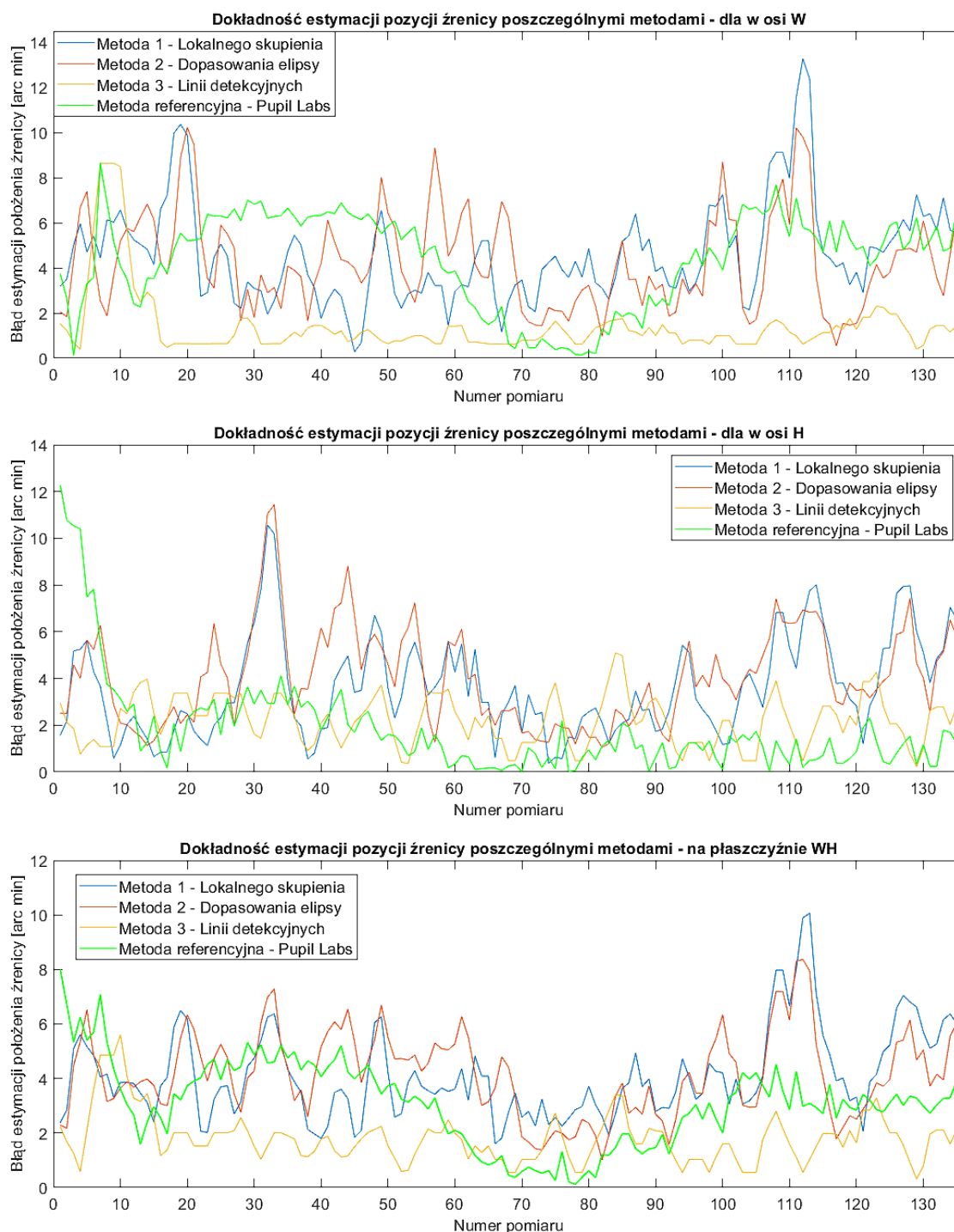
Z uwagi na powyższe, obraz został wykadrowany, tak aby odpowiadał on zakresowi wychyleń zwierciadła MEMS wynoszącemu 14° w osi W ($\pm 7^\circ$) oraz 11° w osi H ($\pm 5,5^\circ$). W efekcie uzyskano obraz o rozdzielczości 77 x 60 pikseli. Został on następnie przeskalowany do rozmiaru 110 x 110 pikseli. Dzięki temu wymiary pojedynczego piksela wynosiły w przybliżeniu $100\ \mu\text{m}$, co odpowiadało wielkości plamki lasera dla układu MEMS.

Następnie, przy użyciu środowiska MATLAB wygenerowana została hipotetyczna ścieżka skanowania, wzdłuż której przechwycone wartości jasności pikseli. Zebrano 8 000 punktów pomiarowych (na pełny okres osi wolnej) i wyeksportowano dane. Krzywa syntezy danych skanowania przedstawiona została na rysunku 9.12.



Rys. 9.12. Synteza danych do metod bazujących na MEMS na podstawie rzeczywistego obrazu

Uzyskane dane zostały przeanalizowane autorskimi metodami. Do analizy użyto optymalnych parametrów tych metod, opisanych w poprzednim rozdziale. Wyniki estymacji pozycji źrenicy zaprezentowano na zbiorczym wykresie (rysunek 9.13), gdzie zestawiono ze sobą wyniki analizy autorskich metod oraz komercyjnego systemu Pupil Labs w pojedynczych osiach W, H oraz dla całej płaszczyzny WH.



Rys. 9.13. Porównanie dokładności autorskich metod z komercyjnym systemem Pupil Labs

Reasumując, opracowane metody pozwalają na analizę danych w systemie śledzenia wzorku opartym o skanujące zwierciadło MEMS. Uzyskane rezultaty umożliwiły przygotowanie zestawienia porównującego proponowane metody z komercyjnie dostępnymi rozwiązaniami. Dla zebranych danych (dla oka pozostającego w stałej fiksacji) dokładność systemu firmy Pupil Labs wyniosła 3 minuty kątowne (SD 1,55). Przy metodzie lokalnego skupienia wartość ta wyniosła 4,11 minut kątowych, przy odchyleniu standardowym 1,61. Dokładność metody dopasowania elipsy wynosiła 4,18 minut kątowych (SD 1,56), a metody linii detekcyjnych 1,80 (SD 0,92). Jak pokazały wyniki analiz, opracowane metody mogą zaoferować osiągnięcie dokładności estymacji źrenicy porównywalnej z dostępnymi komercyjnie rozwiązaniami wizyjnymi, umożliwiając jednocześnie znacznie większą szybkość działania.

Zakończenie

Niniejsza rozprawa obejmuje całokształt czynności związanych z opracowaniem metody śledzenia wzroku w parciu o ruchome zwierciadło MEMS. W pracy scharakteryzowano przedmiot badań jakim jest oko oraz omówiono bieżące rozwiązania techniczne służące badaniu jego ruchów. W pracy skupiono się na chwilowej estymacji pozycji źrenicy, która jest podstawą do analiz ruchów gałki ocznej. W oparciu o przeprowadzony przegląd literatury wyodrębniono zagadnienie badawcze wobec którego opracowano metodykę badań. W ramach celu głównego pracy opracowano nową metodę estymacji pozycji źrenicy. Przeprowadzono analizy numeryczne weryfikujące funkcjonowanie zaproponowanych algorytmów. Utworzono fizyczne stanowisko badawcze w oparciu, o które przeprowadzono szereg badań metody. Ze względu na złożoność stanowiska pomiarowego, a także konieczność precyzyjnej modyfikacji parametrów i relacji przestrzennych jego elementów (dla potrzeb kolejnych testów), opracowane zostały autorskie narzędzia wspierające proces badawczy. Głównym osiągnięciem w tym obszarze było opracowanie symulatora opartego na środowisku wirtualnym. Umożliwił on przeprowadzenie dodatkowych badań w zakresie niedostępnym dla opracowanego stanowiska fizycznego. Funkcjonowanie tego narzędzia zostało zwalidowane na podstawie danych pochodzących z fizycznego układu. W oparciu o wirtualny symulator przeprowadzono badania wpływu poszczególnych parametrów układu na błąd estymacji pozycji źrenicy. Uzyskane wyniki pokazały, iż zaproponowane metody estymacji pozycji źrenicy z użyciem mikrozwierciadła MEMS 2D mają dokładność porównywalną do rozwiązań komercyjnych oraz mogą być od nich szybsze. Śledzenie gałki ocznej z takimi parametrami umożliwia wykrywanie drobnych ruchów podtrzymania stabilności spojrzenia, co świadczy o dużym potencjale aplikacyjnym całej pracy.

Podsumowując powyższe rozważania można stwierdzić, że oba główne cele pracy zostały osiągnięte. Opracowano trzy autorskie metody estymacji pozycji źrenicy w oparciu o rozwiązanie techniczne bazujące na skanowaniu obszaru oka zwierciadłem MEMS 2D. Metody te spełniają postawione przed nimi wymagania dotyczące szybkości i dokładności. Dodatkowo opracowano (i zwalidowano) nowe narzędzie badawcze w postaci symulatora VR. Umożliwiło ono rozwiązanie trudnych do realizacji (na fizycznym stanowisku pomiarowym) problemów oraz przeprowadzenie eksperymentów przy braku odpowiedniej aparatury.

Na podstawie opracowanej koncepcji śledzenia wzroku powstało zgłoszenie patentowe do Urzędu Patentów i Znaków Towarowych USA pt. „System for use in vision assessment and therapy extended by ocular biomarking features”, którego autor niniejszej pracy był współtwórcą.

Literatura

- Adikari, Sasadara B., Naleen C. Ganegoda, Ravinda G. N. Meegama, and Indika L. Wanniarachchi. 2020. "Applicability of a Single Depth Sensor in Real-Time 3D Clothes Simulation: Augmented Reality Virtual Dressing Room Using Kinect Sensor." *Advances in Human-Computer Interaction* 2020.
- Agrawal, Govind P. 2016. *Optical Communication: Its History and Recent Progress*.
- ANSYS. 2020. *Ansys Speos Pro*.
- Artal, Pablo. 2016. "The Eye as an Optical Instrument." in *Optics in Our Time*.
- Babaian, Edwin, Mohsen Tamiz, Yaser Sarti, Amir Mogoei, and Esmaeil Mehrabi. 2018. "ROS2Unity3D; High-Performance Plugin to Interface ROS with Unity3d Engine." *2018 9th Conference on Artificial Intelligence and Robotics and 2nd Asia-Pacific International Symposium, AIAR 2018* 59–64.
- Bałaż, Bibianna. 2011. "Analiza i Interpretacja Ruchów Oczu w Skaningu Wyobrażeniowym." Pp. 169–88 in *Studia z Psychologii w KUL, tom 17*.
- Baluja, S. and D. Pomerleau. 1994. "Non-Intrusive Gaze Tracking Using Artificial Neural Networks, CMU-CS-94-102." *Neural Networks*.
- Bartneck, Christoph, Marius Soucy, Kevin Fleuret, and Eduardo B. Sandoval. 2015. "The Robot Engine - Making the Unity 3D Game Engine Work for HRI." *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication* 2015-Novem:431–37.
- Benson, Philip J., Sara A. Beedie, Elizabeth Shephard, Ina Giegling, Dan Rujescu, and David St. Clair. 2012. "Simple Viewing Tests Can Detect Eye Movement Abnormalities That Distinguish Schizophrenia Cases from Controls with Exceptional Accuracy." *Biological Psychiatry* 72(9):716–24.
- Beynel, Lysianne, Alan Chauvin, Nathalie Guyader, Sylvain Harquel, Thierry Bougerol, Christian Marendaz, and David Szekely. 2014. "What Saccadic Eye Movements Tell Us about TMS-Induced Neuromodulation of the DLPFC and Mood Changes: A Pilot Study in Bipolar Disorders." *Frontiers in Integrative Neuroscience* 8(AUG).
- Blignaut, Pieter. 2009. "Fixation Identification: The Optimum Threshold for a Dispersion Algorithm." *Attention, Perception, and Psychophysics* 71(4):881–95.
- Bowers, Norick R., Agostino Gibaldi, Emma Alexander, Martin S. Banks, and Austin Roorda. 2019. "High-Resolution Eye Tracking Using Scanning Laser Ophthalmoscopy." Pp. 1–3 in *Proceedings of the 11th ACM Symposium on Eye Tracking Research & Applications - ETRA '19*. New York, New York, USA: ACM Press.
- Buswell, G. T. 1935. *How People Look at Pictures: A Study of the Psychology of Perception in Art*. Vol. 37. University of Chicago Press.
- Carvalho, Nicolas, Eric Laurent, Nicolas Noiret, Gilles Chopard, Emmanuel Haffen, Djamila Bennabi, and Pierre Vandel. 2015. "Eye Movement in Unipolar and Bipolar Depression: A Systematic Review of the Literature." *Frontiers in Psychology* 6(DEC).
- Chen, Shazhou, Wei Meng, Weiyuan Xu, Zhuoqiang Liu, Jiachuang Liu, and Fengyan Wu. 2020. "A Warehouse Management System with UAV Based on Digital Twin and 5G Technologies." 2020

- Colquitt, Richard B., Douglas A. Colquhoun, and Robert H. Thiele. 2011. "In Silico Modelling of Physiologic Systems." *Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology* 25(4):499–510.
- Cornsweet, T. N. and H. D. Crane. 1973. "Accurate Two-Dimensional Eye Tracker Using First and Fourth Purkinje Images." *Journal of the Optical Society of America* 63(8):921–28.
- Craighead, Jeff, Jennifer Burke, and Robin Murphy. 2008. "Using the Unity Game Engine to Develop SARGE : A Case Study." *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems Simulation Workshop* (August 2015).
- Deja, Szymon. 2010. "System Rozpoznawania i Aktywnego Śledzenia Oczu Użytkownika Komputera Za Pośrednictwem Kamery w Czasie Rzeczywistym." Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie.
- Dodge, Raymond. 1907. "An Experimental Study of Visual Fixation." *The Psychological Review: Monograph Supplements* 8(4):i–95.
- Duchowski, Andrew T. 2017. *Eye Tracking Methodology: Theory and Practice*.
- Durán, Juan Manuel. 2018. *Computer Simulations in Materials Science and Engineering*. Cham: Springer International Publishing.
- Ernest E. Maddox. 1893. *The Clinical Use of Prisms: And The Decentering of Lenses*.
- Fincham, E. F. and J. Walton. 1957. "The Reciprocal Actions of Accommodation and Convergence." *The Journal of Physiology* 137(3):488–508.
- Fischer, Jörg, Tilman Otto, François Delori, Lucia Pace, and Giovanni Staurenghi. 2019. "Scanning Laser Ophthalmoscopy (SLO)."
- Fuhl, Wolfgang, Marc Tonsen, Andreas Bulling, and Enkelejda Kasneci. 2016. "Pupil Detection for Head-Mounted Eye Tracking in the Wild: An Evaluation of the State of the Art." *Machine Vision and Applications* 27(8):1275–88.
- Fukunishi, Yoshifumi, Junichi Higo, and Kota Kasahara. 2022. "Computer Simulation of Molecular Recognition in Biomolecular System: From in Silico Screening to Generalized Ensembles." *Biophysical Reviews* 14(6):1423–47.
- Garg, Gaurav, Vladimir Kuts, and Gholamreza Anbarjafari. 2021. "Digital Twin for Fanuc Robots: Industrial Robot Programming and Simulation Using Virtual Reality." *Sustainability (Switzerland)* 13(18):1–22.
- Van Gompel, Roger P. G., Martin H. Fischer, Wayne S. Murray, and Robin L. Hill. 2007. *Eye Movements: A Window on Mind and Brain*. Elsevier Science Ltd.
- Good, G. W. and A. R. Augsburger. 1986. "Use of Horizontal Gaze Nystagmus as a Part of Roadside Sobriety Testing." *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 63(6):467–71.
- Grzybowski, Andrzej and Timo Eppig. 2021. "Angle Alpha as Predictor for Improving Patient Satisfaction with Multifocal Intraocular Lenses?" *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 259(3):563–65.
- Haas, John K. 2014. "A History of the Unity Game Engine." *Worcester Polytechnic Institute* 44.

- Hammer, Daniel X., R. Daniel Ferguson, John C. Magill, Michael A. White, Ann E. Elsner, and Robert H. Webb. 2003. "Tracking Scanning Laser Ophthalmoscope (TSLO)." *Ophthalmic Technologies XIII* 4951:208.
- Heath, Gordon G. 1956. "Components of Accommodation." *Optometry and Vision Science* 33(11):569–79.
- Helmholtz, Hermann von. 1866. *Treatise on Physiological Optics*. Vol. III.
- Henderson, John M., Svetlana V. Shinkareva, Jing Wang, Steven G. Luke, and Jenn Olejarczyk. 2013. "Predicting Cognitive State from Eye Movements." *PLoS ONE* 8(5).
- Howard, Ian P. and Nicholas J. Wade. 1996. "Ptolemy's Contributions to the Geometry of Binocular Vision." *Perception* 25(10):1189–1201.
- Huang, Gang, Xiaofeng Qi, Toco Y. P. Chui, Zhangyi Zhong, and Stephen A. Burns. 2012. "A Clinical Planning Module for Adaptive Optics SLO Imaging." *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry* 89(5):593–601.
- Ignatiuk, Marcin, Przemysław Antoni Pasiieczny, Malgorzata Plechawska-wójcik, Magdalena Borys, Politechnika Lubelska, Instytut Informatyki, Marcin Ignatiuk, Przemysław Antoni Pasiieczny, Malgorzata Plechawska-wójcik, and Magdalena Borys. 2017. "Porównywanie Algorytmów Identyfikacji Fiksacji Oraz Sakkad w Zapisie Okulograficznym Dla Potrzeb Diagnostyki Medycznej." *Journal of Computer Sciences Institute* 4:99–103.
- Jadanowski, Krzysztof, Sławomir Budrewicz, and Ewa Koziorowska-Gawron. 2010. "Zaburzenia Gałkoruchowe w Chorobach Ośrodkowego Układu Nerwowego." *Polski Przegląd Neurologiczny* 6(4):202–11.
- Jafri, Rabia, Rodrigo Louzada Campos, Syed Abid Ali, and Hamid R. Arabnia. 2017. "Visual and Infrared Sensor Data-Based Obstacle Detection for the Visually Impaired Using the Google Project Tango Tablet Development Kit and the Unity Engine." *IEEE Access* 6:443–54.
- Jiang, Bai-chuan, George K. Hung, and Kenneth J. Ciuffreda. 2002. "Models of Vergence and Accommodation-Vergence Interactions." Pp. 341–84 in *Models of the Visual System*, edited by G. K. Hung and K. C. Ciuffreda.
- Juliani, Arthur, Vincent-Pierre Berges, Ervin Teng, Andrew Cohen, Jonathan Harper, Chris Elion, Chris Goy, Yuan Gao, Hunter Henry, Marwan Mattar, and Danny Lange. 2018. "Unity: A General Platform for Intelligent Agents." 1–28.
- Kaufman, A. E., A. Bandopadhyay, and B. D. Shaviv. 1993. "An Eye Tracking Computer User Interface." Pp. 120–21 in *Proceedings of 1993 IEEE Research Properties in Virtual Reality Symposium, VRAIS 1993*. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.
- Khaldi, A., E. Daniel, L. Massin, C. Kärnfelt, F. Ferranti, C. Lahuec, F. Seguin, V. Nourrit, and J. L. de Bougrenet de la Tocnaye. 2020. "A Laser Emitting Contact Lens for Eye Tracking." *Scientific Reports* 10(1):1–8.
- Kostrzewski, Piotr. and Janusz. Ziółkowski. 1999. *Mała Encyklopedia Medycyny PWN*. Wydawn. Naukowe PWN.
- Koziorowska-Gawron, Ewa, Sławomir Budrewicz, and Krzysztof Jadanowski. 2009. *Patofizjologia Zaburzeń Gałkoruchowych w Niektórych Schorzeniach Ośrodkowego Układu Nerwowego*. Vol. 5.

- Kuts, Vladimir, Tauno Otto, Toivo Tähemaa, and Yevhen Bondarenko. 2019. "Digital Twin Based Synchronised Control and Simulation of the Industrial Robotic Cell Using Virtual Reality." *Journal of Machine Engineering* 19(1):128–44.
- Lawton, Graham. 2016. *The Origins of (Almost) Everything*. New Scientist.
- Leśniczek, Marcin. 2021. "Behavior-Driven Development – Złote, Ale Czy Skromne?" Retrieved (<https://www.angular.love/2021/08/19/behavior-driven-development-zlote-ale-czy-skromne/>).
- Li, Dongheng, David Winfield, and Derrick J. Parkhurst. 2005. "Starburst: A Hybrid Algorithm for Video-Based Eye Tracking Combining Feature-Based and Model-Based Approaches." in *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*. Vols. 2005-September. IEEE Computer Society.
- Li, Yu, Yangyang Xu, Mengqing Xia, Tianhong Zhang, Junjie Wang, Xu Liu, Yongguang He, and Jijun Wang. 2016. "Eye Movement Indices in the Study of Depressive Disorder." *Shanghai Archives of Psychiatry* 28(6):326–34.
- Lin, Junguo, Dewen Cheng, Cheng Yao, and Yongtian Wang. 2017. "Retinal Projection Head-Mounted Display." *Frontiers of Optoelectronics* 10(1):1–8.
- Liu, Yunlong, Yuanfu Tang, Dingjie Shen, Ameng Xie, and Xiangwei Yang. 2019. "Testing Method for the Enclosed Space Based on Image Identification and Unity3D Virtual Comparison Techniques." *2019 3rd IEEE Conference on Energy Internet and Energy System Integration: Ubiquitous Energy Network Connecting Everything, EI2 2019* (5216):1834–38.
- Lohr, Dillon J., Lee Friedman, and Oleg V. Komogortsev. 2019. "Evaluating the Data Quality of Eye Tracking Signals from a Virtual Reality System: Case Study Using SMI's Eye-Tracking HTC Vive." *Computer Science*.
- Malmstrom, Frederick V. and Robert J. Randle. 1976. "Effects of Visual Imagery on the Accommodation Response." *Perception & Psychophysics* 19(5):450–53.
- Martinez-Conde, Susana, Stephen L. Macknik, and David H. Hubel. 2004. "The Role of Fixational Eye Movements in Visual Perception." *Nature Reviews Neuroscience* 5(3):229–40.
- Meier, Nicolas, Ralf Müller-Polyzou, Leon Brach, and Anthimos Georgiadis. 2021. "Digital Twin Support for Laser-Based Assembly Assistance." *Procedia CIRP* 99:460–65.
- Mele, Maria Laura and Stefano Federici. 2012. "Gaze and Eye-Tracking Solutions for Psychological Research." *Cognitive Processing* 13(1 SUPPL).
- Van Der Meulen, Hidde, Andrew L. Kun, and Orit Shaer. 2017. "What Are We Missing? Adding Eye-Tracking to the Hololens to Improve Gaze Estimation Accuracy." *Proceedings of the 2017 ACM International Conference on Interactive Surfaces and Spaces, ISS 2017* (June 2018):396–400.
- Meyer, Johannes, Thomas Schlebusch, Wolfgang Fuhl, and Enkelejda Kasneci. 2020. "A Novel Camera-Free Eye Tracking Sensor for Augmented Reality Based on Laser Scanning." *IEEE Sensors Journal* 20(24):15204–12.
- Meyer, Johannes, Thomas Schlebusch, Hans Spruit, Jochen Hellmig, and Enkelejda Kasneci. 2020. "A Novel -Eye-Tracking Sensor for AR Glasses Based on Laser Self-Mixing Showing Exceptional Robustness Against Illumination." Pp. 1–5 in *ACM Symposium on Eye Tracking Research and Applications*. New York, NY, USA: ACM.
- Morgan, Jessica I. W. and Edward N. Pugh. 2013. "Scanning Laser Ophthalmoscope Measurement of

- Local Fundus Reflectance and Autofluorescence Changes Arising from Rhodopsin Bleaching and Regeneration.” *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 54(3):2048–59.
- Morimoto, C. H., D. Koons, A. Amir, and M. Flickner. 2000. “Pupil Detection and Tracking Using Multiple Light Sources.” *Image and Vision Computing* 18(4):331–35.
- Morimoto, Carlos H. and Marcio R. M. Mimica. 2005. “Eye Gaze Tracking Techniques for Interactive Applications.” *Computer Vision and Image Understanding* 98(1):4–24.
- Mosquera, Samuel Arba, Shwetabh Verma, and Colm McAlinden. 2015. “Centration Axis in Refractive Surgery.” *Eye and Vision* 2(1).
- Müller, L. M., K. Mandon, P. Gliesche, S. Weiß, and W. Heuten. 2020. “Visualization of Eye Tracking Data in Unity3D.” Pp. 343–44 in *ACM International Conference Proceeding Series*.
- Olsen, Anneli. 2012. “The Tobii I-VT Fixation Filter: Algorithm Description.” *Tobii Technology* 21.
- Otero-Millan, Jorge, Xoana G. Troncoso, Stephen L. Macknik, Ignacio Serrano-Pedraza, and Susana Martinez-Conde. 2008. “Saccades and Microsaccades during Visual Fixation, Exploration, and Search: Foundations for a Common Saccadic Generator.” *Journal of Vision* 8(14):1–18.
- Pasternak, Michal, Nafiseh Kahani, Mojtaba Bagherzadeh, Juergen Dingel, and James R. Cordy. 2018. “Simgen: A Tool for Generating Simulations and Visualizations of Embedded Systems on the Unity Game Engine.” *21st ACM/IEEE International Conference on Model Driven Engineering Languages and Systems: Companion Proceedings, MODELS-Companion 2018* 42–46.
- Pogrzebielski, Arkadiusz. 2016. “Budowa Narządu Wzroku.” *Okulistyka - Medycyna Praktyczna Dla Pacjentów*. Retrieved October 23, 2020 (<https://www.mp.pl/pacjent/okulistyka/zdroweoczy/68655,budowa-narzadu-wzroku>).
- Pomianek, Mateusz, Marek Piszczek, and Marcin Maciejewski. 2021. “MEMS Mirror Based Eye Tracking: Simulation of the System Parameter Effect on the Accuracy of Pupil Position Estimation.” *Metrology and Measurement Systems DOI - 10.24425/Mms.2021.137704* 28(No 4):711–24.
- Przekoracka-Krawczyk, Anna and Ryszard Naskręcki. 2010. “Dysfunkcja Akomodacji i Metody Jej Badań.” *Academy For Eyecare Excellence Ciba Vision* (September).
- Przemysław Oziemblewski. 2014. “Funkcje Wzroku – Akomodacja, Adaptacja, Zbieżność.” *Światło i Oświetlenie*. Retrieved October 1, 2020 (<http://www.swiatlo.tak.pl/1/index.php/funkcje-wzroku-akomodacja-adaptacja-zbieznosc/>).
- Rassolkin, Anton, Viktor Rjabtsikov, Toomas Vaimann, Ants Kallaste, Vladimir Kuts, and Andriy Partyshev. 2020. “Digital Twin of an Electrical Motor Based on Empirical Performance Model.” *2020 11th International Conference on Electrical Power Drive Systems, ICEPDS 2020 - Proceedings* 1–4.
- Reulen, J. P. H., J. T. Marcus, D. Koops, F. R. de Vries, G. Tiesinga, K. Boshuizen, and J. E. Bos. 1988. “Precise Recording of Eye Movement: The IRIS Technique Part 1.” *Medical & Biological Engineering & Computing* 26(1):20–26.
- RH, Webb, Hughes GW, and Pomerantzeff O. 1980. “Flying Spot TV Ophthalmoscope.” *Applied Optics* 19(17).
- Richards, D. and M. Taylor. 2015. “A Comparison of Learning Gains When Using a 2D Simulation Tool versus a 3D Virtual World: An Experiment to Find the Right Representation Involving the

- Marginal Value Theorem.” *Computers and Education* 86:157–71.
- Riggs, Kaleigh, Huann Sheng Chen, Melissa Rotunno, Bing Li, Naoko I. Simonds, Leah E. Mechanic, and Bo Peng. 2021. “On the Application, Reporting, and Sharing of in Silico Simulations for Genetic Studies.” *Genetic Epidemiology* 45(2):131–41.
- Rolfs, Martin. 2009. “Microsaccades: Small Steps on a Long Way.” *Vision Research* 49(20):2415–41.
- Rosenfield, Mark, Kenneth J. Ciuffreda, George K. Hung, and Bernard Gilmartin. 1993. “Tonic Accommodation: A Review I. Basic Aspects.” *Ophthalmic and Physiological Optics* 13(3):266–83.
- Salvucci, Dario D. and Joseph H. Goldberg. 2000. “Identifying Fixations and Saccades in Eye-Tracking Protocols.” in *Proceedings of the Eye Tracking Research and Applications Symposium 2000*.
- Santos Ferrer, Juan C., David González Chévere, and Vidya Manian. 2014. “Photorealistic Image Synthesis and Camera Validation from 2D Images.” *Three-Dimensional Imaging, Visualization, and Display 2014* 9117(June 2014):911712.
- Sarkar, N., B. O’Hanlon, A. Rohani, D. Strathearn, G. Lee, M. Olfat, and R. R. Mansour. 2017. “A Resonant Eye-Tracking Microsystem for Velocity Estimation of Saccades and Foveated Rendering.” Pp. 304–7 in *Proceedings of the IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*.
- Sarkar, N., D. Strathearn, G. Lee, M. Olfat, A. Rohani, and R. R. Mansour. 2015. “A Large Angle, Low Voltage, Small Footprint Micromirror for Eye Tracking and near-Eye Display Applications.” *2015 Transducers - 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, TRANSDUCERS 2015* L:855–58.
- Singh, Maulshree, Evert Fuenmayor, Eoin Hinchy, Yuansong Qiao, Niall Murray, and Declan Devine. 2021. “Digital Twin: Origin to Future.” *Applied System Innovation* 4(2):36.
- Sipatchin, Alexandra, Siegfried Wahl, and Katharina Rifai. 2020. “Accuracy and Precision of the HTC VIVE PRO Eye Tracking in Head-Restrained and Head-Free Conditions.” *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 61(7):5071–5071.
- Smith, A. M. 1996. “Ptolemy’s Theory of Visual Perception: An English Translation of the Optics with Introduction and Commentary . A. Mark Smith.” *Isis* 89(4):719–20.
- Stevenson, S. B., C. K. Sheehy, and A. Roorda. 2016. “Binocular Eye Tracking with the Tracking Scanning Laser Ophthalmoscope.” *Vision Research* 118:98–104.
- Sugawara, Mitsuru, Makoto Suzuki, Manabu Ishimoto, Kinya Hasegawa, and Nori Miyauchi. 2017. “Every Aspect of Advanced Retinal Imaging Laser Eyewear: Principle, Free Focus, Resolution, Safety, and Medical Welfare Applications.” *Proceedings of the International Display Workshops* 2(February 2018):1176–79.
- Tan, Kar Han, D. J. Kriegman, and N. Ahuja. 2002. “Appearance-Based Eye Gaze Estimation.” in *Proceedings of IEEE Workshop on Applications of Computer Vision*.
- Tonsen, Marc, Julian Steil, Yusuke Sugano, and Andreas Bulling. 2017. “InvisibleEye.” *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies* 1(3):1–21.
- Wade, Nicholas J. 2007. “Scanning the Seen. Vision and the Origins of Eye-Movement Research.” Pp. 31–63 in *Eye Movements*. Elsevier Ltd.

- Wade, Nicholas J. 2010. "Pioneers of Eye Movement Research." *I-Perception* 1(2):33–68.
- Wan, Zijing, Xiangjun Wang, Kai Zhou, Xiaoyun Chen, and Xiaoqing Wang. 2018. "A Novel Method for Estimating Free Space 3D Point-of-Regard Using Pupillary Reflex and Line-of-Sight Convergence Points." *Sensors* 18(7):2292.
- Wang, Ziran, Kyungtae Han, and Prashant Tiwari. 2021. "Digital Twin Simulation of Connected and Automated Vehicles with the Unity Game Engine." *Proceedings 2021 IEEE 1st International Conference on Digital Twins and Parallel Intelligence, DTPI 2021* 180–83.
- Weisheipl, James A. 1980. *Albertus Magnus and the Sciences: Commemorative Essays 1980*. Pontifical Institute of Mediaeval Studies.
- Wigdor, Daniel and Dennis Wixon. 2011. *Brave NUI World*.
- Winter, Neal, Joanne B. Culpepper, Noel J. Richards, Christopher S. Madden, and Vivienne Wheaton. 2017. "Comparing Synthetic Imagery with Real Imagery for Visible Signature Analysis: Human Observer Results." (October 2017):17.
- Woods, Andrew J., Ka Lun Yuen, and Kai S. Karvinen. 2007. "Characterizing Crosstalk in Anaglyphic Stereoscopic Images on LCD Monitors and Plasma Displays." *Journal of the Society for Information Display* 15(11):889.
- Wu, Pengfei, Mengjia Qi, Lingyan Gao, Wei Zou, Qiang Miao, and Li Lan Liu. 2019. "Research on the Virtual Reality Synchronization of Workshop Digital Twin." *Proceedings of 2019 IEEE 8th Joint International Information Technology and Artificial Intelligence Conference, ITAIC 2019 (Itaic)*:875–79.
- Yang, Yuanlin, Wei Meng, and Shiquan Zhu. 2020. "A Digital Twin Simulation Platform for Multi-Rotor UAV." *2020 7th International Conference on Information, Cybernetics, and Computational Social Systems, ICCSS 2020* 591–96.
- Yao, Pengfei, Zhengming Chen, Jing Tong, and Lina Qian. 2016. "Virtual Simulation System of Cutter Suction Dredger Based on Unity3D." *Xitong Fangzhen Xuebao / Journal of System Simulation* 28(9).
- Young, Laurence R. and David Sheena. 1975. "Survey of Eye Movement Recording Methods." *Behavior Research Methods & Instrumentation* 7(5):397–429.
- Zhang, Rui. 2007. "Design of Head Mounted Displays: Tutorial Report for Optics 521." 1–6.
- Zimbardo, Philip and Richard Gerrig. 2012. *Psychologia i Życie*. IV. edited by M. Materska. Wydawnictwo Naukowe PWN.