



POLITECHNIKA GDAŃSKA
Wydział Elektroniki, Telekomunikacji
i Informatyki



mgr inż. Tomasz Kocejko

Wykorzystanie monitorowania i analizy aktywności wzrokowej do oceny pracy z Systemem Informacji Szpitalnej

Rozprawa doktorska

Promotor:

dr hab. inż. Jerzy Wtorek, prof. PG
Wydział Elektroniki, Telekomunikacji
i Informatyki
Politechnika Gdańska

Gdańsk, 2014

Spis treści

1.	Wprowadzenie	4
1.1.	Charakterystyka systemów informatycznych w szpitalu.....	4
1.2.	Wdrożenie i wykorzystanie SIS/EDM	8
1.3.	Kompetencje, miara i ocena.....	9
1.4.	Cel, tezy i zakres pracy.....	11
2.	Systemy śledzenia wzroku i ruchu gałki ocznej.....	13
2.1.	Rodzaje urządzeń śledzących wzrok/ruch gałki ocznej	14
2.1.1.	Urządzenia stacjonarne	15
2.1.2.	Urządzenia nasobne	15
2.2.	Śledzenie wzroku w środowisku wieloekranowym.....	18
2.3.	Wykorzystanie wzroku do komunikacji z komputerem	19
2.4.	Wykorzystanie śledzenia wzroku do oceny umiejętności personelu medycznego.....	20
2.5.	Podsumowanie	21
3.	Praca z EDM w środowisku jedno- i dwuekranowym	22
3.1.	Stanowisko do pomiarów ruchu głowy	23
3.2.	Uproszczony model ruchu głowy	25
3.3.	Opis eksperymentu	27
3.4.	Pomiary wartości kąta obrotu głowy	28
3.5.	Podsumowanie	33
4.	Akwizycja rozkładu uwagi wzrokowej w pracy z EDM	36
4.1.	Metody estymacji punktu fiksacji.....	36
4.2.	Estymacja punktu fiksacji w opracowanym interfejsie	39
4.3.	Metody detekcji źrenicy	44
4.3.1.	Algorytm detekcji źrenicy	46
4.3.2.	Segmentacja obrazu	47
4.3.3.	Detekcja obszaru źrenicy	49
4.3.4.	Estymacja środka źrenicy - iteracyjny algorytm detekcji źrenicy	51
4.4.	Detekcja ekranu.....	56
4.5.	Kalibracja	57
4.6.	Estymacja punktu fiksacji	58

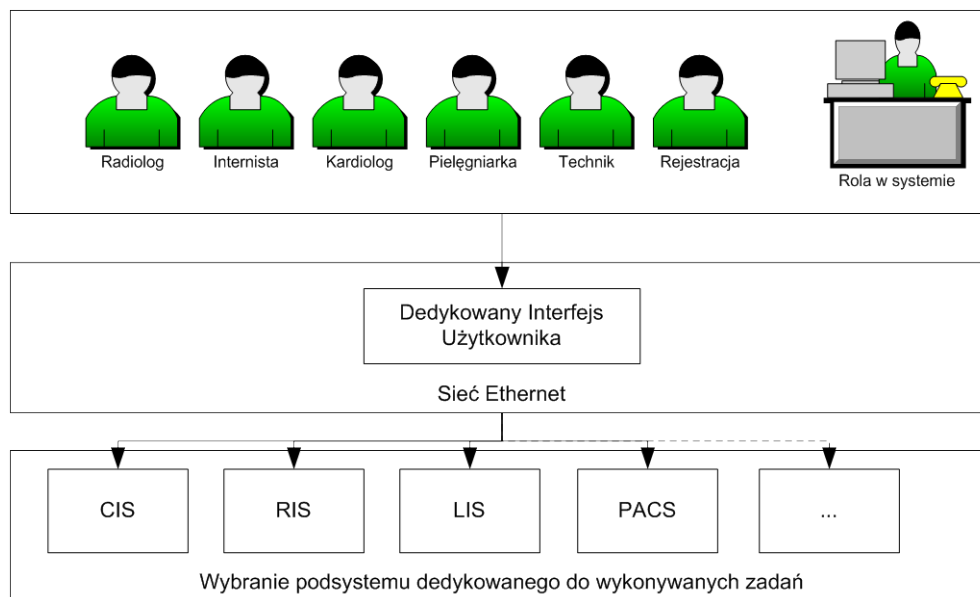
4.6.1.	Algorytm I - ALGI.....	58
4.6.2.	Algorytm II - ALGII.....	62
4.7.	Model komunikacji w środowisku wieloekranowym	66
4.7.1.	Detekcja ekranów w środowisku wieloekranowym	68
4.7.2.	Identyfikacja wykrytych ekranów.....	72
4.7.3.	Przykład komunikacji w środowisku dwuekranowym.....	76
4.8.	Podsumowanie	78
5.	Testy interfejsu.....	79
5.1.	Miary jakości interfejsu	79
5.2.	Testy interfejsu.....	81
5.2.1.	Tablice testowe	82
5.2.2.	Test dla małych kątów obrotu gałki ocznej	83
5.2.3.	Test dla dużych kątów obrotu gałki ocznej	84
5.2.4.	Testy w środowisku dwuekranowym	87
5.2.5.	Porównanie algorytmów ALGI i ALGII	89
5.2.6.	Wpływ zmiany położenia układu kamer względem oka na wyniki	93
5.3.	Omówienie wyników	97
6.	Badanie kompetencji użytkownika EDM/SIS.....	99
6.1.	Test umiejętności korzystania z EDM	99
6.1.1.	Opis testu.....	100
6.1.2.	Stanowisko do badań	101
6.2.	Wpływ interfejsu eTrack na pracę z EDM.....	103
6.3.	Oceny umiejętności na podstawie rozkładu uwagi wzrokowej	107
6.3.1.	Współczynnik uwagi wzrokowej i czasu - (VATP).....	109
6.3.2.	Przebieg eksperymentu.....	110
6.3.3.	Ewaluacja proponowanej metody oceny umiejętności na podstawie uwagi wzrokowej	116
6.4.	Ocena umiejętności w radiologii	120
6.4.1.	Stanowisko i badania.....	120
6.4.2.	Wyniki.....	120
7.	Podsumowanie i wnioski	123
	Bibliografia.....	129
	Dodatek A.....	DA-1

Dodatek BDB-1
Dodatek CDC-1
Dodatek EDE-1
Dodatek FDF-1
Dodatek G..... DG-1

1. Wprowadzenie

1.1. Charakterystyka systemów informatycznych w szpitalu

Od wielu lat można zaobserwować rozwój zastosowań informatyki w medycynie. Każdy duży szpital, czy inna większa jednostka medyczna (np. przychodnia) posiada mniej lub bardziej złożony system informacji wykorzystywany do zarządzania ruchem chorych czy obsługi zleceń medycznych. W ogólności System Informacji Szpitalnej - SIS (nazywany też Szpitalnym Systemem Informacji SSI, ang. Hospital Information System - HIS) można zdefiniować jako zintegrowany system informatyczny, pozwalający na administrowanie każdym aspektem danej jednostki medycznej [1]. Stanowi on zbiór powiązanych ze sobą aplikacji usprawniających przepływ informacji, którego podstawowym celem jest poprawa jakości i usprawnienie procesu leczenia pacjenta oraz funkcjonowania jednostki medycznej [2]. Umożliwia organizację i zarządzanie informacją na poszczególnych szczeblach - medycznym, administracyjnym, finansowym czy prawnym. Pozwala na to modułowy charakter SIS, którego trzon tworzą następujące podsystemy: Kliniczny System Informacyjny (ang. Clinical Information System - CIS), System rozliczeń (ang. Financial Information System - FIS), Laboratoryjny System Informacyjny (ang. Laboratory Information System - LIS), System Informacji Radiologicznej (ang. Radiology Information System -RIS) oraz System Zbierania i Archiwizacji Obrazów Medycznych (ang. Picture Archiving Communication System - PACS) [3], [4]. Ogólny schemat organizacji i komunikacji pomiędzy poszczególnymi modułami SIS został przedstawiony na ilustracji 1.1.



Rys.1.1. Ogólny schemat SIS

Według jednego z większych producentów oprogramowania SIS w Polsce, wprowadzenie do użytku dobrze zaprojektowanego systemu przynosi następujące korzyści [5]:

- Redukcja kosztów diagnostyki laboratoryjnej poprzez „uszczelnienie” obiegu zleceń o 10%,
- Redukcja kosztów diagnostyki obrazowej poprzez wprowadzenie bezkiszowego obiegu obrazów. Ograniczenie ilości klisz na badanie do poziomu 70% w pierwszym roku i około 30% w kolejnych 2 latach,
- Skrócenie średniego czasu pobytu pacjenta w jednostce medycznej,
- Optymalizacja farmakoterapii skutkująca obniżeniem kosztów leczenia o 10%,
- Redukcja pracy administracyjnej związanej z koniecznością wielokrotnego wprowadzania, przepisywania tych samych danych,
- Wykorzystanie w systemie informatycznych technologii opartych na terminalach graficznych (łatwiejsza obsługa niż w przypadku terminali tekstowych).

Dodatkowo do zalet SIS można zaliczyć zorganizowaną prezentację danych, łatwy dostęp do wiedzy (data mining - kopalnie wiedzy), sprawną komunikację (automatyczne zlecenia) oraz alarmy, przypomnienia i sugestie (np. konflikt podawanych leków).

Ponieważ nie wszystkie aplikacje zintegrowane w system szpitalny pochodzą od jednego producenta, zdarza się, że pod pojęciem SIS określa się jedynie zbiór aplikacji wspólnych dla wszystkich jednostek/oddziałów szpitala (np. system rozliczeń, karta pacjenta), a autonomiczne aplikacje wspierające pracę wyspecjalizowanych oddziałów identyfikuje się jako samodzielne systemy (np. RIS, LIS).

Za najważniejszy z punktu widzenia opieki nad pacjentem można uznać Kliniczny System Informacji. Jego reprezentacją jest elektroniczna dokumentacja medyczna (EDM, ang. Electronic Medical Record - EMR). W nomenklaturze anglojęzycznej jako synonim EMR używa się też Electronic Health Record - EHR. Istnieją subtelne różnice pomiędzy dwoma systemami, ale obu terminów używa się zamiennie w kontekście tego samego systemu - elektronicznych rekordów medycznych.

Elektroniczna Dokumentacja Medyczna to zbiór aplikacji złożonych z: repozytorium danych klinicznych, systemu wspierania diagnozy, słownika pojęć medycznych, komputerowego systemu zarządzania zleceniami, aplikacji zastosowania dokumentacji klinicznej i farmaceutycznej. Karta pacjenta w systemie EDM uzupełniana jest zarówno w środowisku szpitalnym jak i ambulatoryjnym. EDM jest używany w celu dokumentacji, monitorowania oraz zarządzania procesem leczenia w organizacjach świadczących usługi medyczne. Dane tam zawarte stanowią zapis tego, co stało się z pacjentem podczas pobytu w jednostce medycznej [6].

Wdrożenie systemu EDM ma pozytywny wpływ na jednostki świadczące usługi medyczne. W porównaniu z "papierową" kartoteką wdrożenie i korzystanie z jej cyfrowego odpowiednika

pozwała na lepsze wykorzystanie czasu pracy oraz zmniejsza liczbę błędów medycznych [7]. Systemy informatyczne stanowią kluczowy komponent w wieloaspektowej strategii prowadzącej do zapobiegania błędom medycznym i poprawy bezpieczeństwa pacjentów [8], [9]. Wpływ EDM na zarządzanie czasem (właściwe wykorzystanie czasu pracy) przedstawiony jest w artykule [10]. Autorzy, po dokonaniu przeglądu literatury, szczegółowo przedstawili, w jakich dziedzinach implementacja systemu EDM pozwoliła na zwiększenie wydajności pracy. Analizie poddani zostali osobno lekarze i pielęgniarki. Porównano czasy potrzebne na wykonanie danej procedury przy użyciu kartoteki papierowej oraz komputerowej. Przedstawione wyniki wskazują, że 8/15 porównanych procedur pielęgniarki wykonują szybciej, korzystając z systemów informatycznych. Wyniki uwzględniają korzystanie zarówno z przyłóżkowych terminali EDM, jak i stacji centralnej. *Mniej czasu przeznaczonego na biurokrację to więcej czasu na zajmowanie się pacjentem.* Odpowiednio porównana została praca lekarzy i czas potrzebny na wykonanie poszczególnych procedur przy wykorzystaniu dokumentacji papierowej i cyfrowej. Jak wynika z opublikowanych badań, lekarze tylko 3/15 procedur wykonywali szybciej przy użyciu komputerów.

Wyniki dokonanego przeglądu literatury wskazują, że wdrożenie EDM wpływa korzystniej na organizację i zarządzanie czasem pracy pielęgniarek, niż lekarzy. Jednym ze wskazanych powodów takiego stanu rzeczy są różnice w dokumentacji, z jaką pracują lekarze i pielęgniarki. Dokumenty, z którymi stykają się pielęgniarki, mają charakter uporządkowany. W większości są to standardowe formularze. Drugim z czynników takich rozbieżności jest to, że pielęgniarki zazwyczaj pracują w jednym miejscu. Mają kontakt z jednorodnym środowiskiem systemów komputerowych. Dzięki temu szybciej przyswajają wiedzę przekazywaną w szkoleniach organizowanych przez producentów i dystrybutorów systemów EDM. Pielęgniarki, ze względu na organizację pracy, mają też większą możliwość (a często obowiązek) uczestniczenia w szkoleniach i testach organizowanych przez specjalistów od EDM zatrudnianych przez szpital, wdrażających i demonstrujących optymalne wykorzystanie poszczególnych funkcjonalności systemów EDM (sytuacja zaobserwowana w USA). Lekarze zaś stykają się z różnymi systemami, pracując w różnych jednostkach. Autorzy przeglądu podkreślają jednak, że zarówno lekarze, jak i pielęgniarki deklarują korzystny wpływ EDM na wykonywaną pracę. Charakter wykonywanej przez nich pracy oraz konieczność ciągłego doskonalenia wiedzy medycznej wpływa na przyswajanie wiedzy związanej z obsługą EDM. W odróżnieniu od pielęgniarek to lekarz jest odpowiedzialny za zarządzanie alertami wysyłanymi przez EDM np. z powodu konfliktu przepisanych leków. Jest to dodatkowy czynnik, który zwiększa czas spędzony nad dokumentacją medyczną, ale wpływa na zmniejszenie ryzyka powikłań [10].

Bazując na przeglądzie literaturowym, Poissant [10] przedstawia w swojej pracy sytuacje, w których implementacja systemu EMR wpłynęła na zwiększenie efektywności pracy. Dane dostarczone przez rząd USA [11] wskazują, że 88% użytkowników systemów EMR zauważyło

kliniczne korzyści związane z wdrożeniem EDM. Ponadto 75% placówek medycznych deklaruje, że systemy EDM zwiększają jakość świadczonych przez nich usług. Autorzy opracowania zauważają również, że systemy EDM pozwalają zidentyfikować pewne zagrożenie w momencie ich wystąpienia (konflikt podawanych leków), pomagając uniknąć poważniejszych konsekwencji dla pacjentów.

Kolejnym atutem przemawiającym za korzystaniem z EDM jest szybsze podejmowanie decyzji przez lekarzy odnośnie stosowanego leczenia oraz szybsze wdrażanie tych zaleceń przez personel medyczny. W USA wprowadzenie EDM zaowocowało zwiększeniem liczby prawidłowo wystawianych recept oraz dobrze zdefiniowanego leczenia. Autor raportu [11] utrzymuje, że wprowadzenie EMR zmniejsza liczbę zgonów w szpitalach m. in. dzięki zawartym informacjom na temat wykluczających się leków czy alergii, na które może cierpieć dany pacjent. Firma e-MDs [12] proponuje moduł systemu EDM, który automatycznie wysyła alerty do lekarza prowadzącego, jeśli u pacjenta mogą wystąpić niepożądane objawy z powodu przepisanych leków. Jeśli system nie stwierdzi takich nieprawidłowości, recepta zostanie przesłana do apteki w celu jej realizacji.

W 2008 roku w Stanach Zjednoczonych, w badaniu przeprowadzonym przez Centers for Disease Control aż 39% zapytanych lekarzy odpowiedziało twierdząco na pytanie o korzystanie z EMR. W 2006 roku twierdząco na to samo pytanie odpowiedziało 30% zapytanych [13]. Samo wdrożenie systemu EDM nie przynosi jednak wymiernych korzyści, a dopiero jego poprawne wykorzystanie.

Rozwój technologii pozwala na opracowywanie coraz nowszych technik diagnostyki, ale również generuje coraz większy przepływ informacji. Organizacja tych informacji jest możliwa min. dzięki wymienionym już systemom RIS, CIS, LIS czy PACS. Mnogość modułów przekłada się na ilość i różnorodność informacji. Odpowiedzią na to jest wyposażanie konsoli roboczych (ang. workstations) w wiele monitorów (a czasem niezależnych jednostek np. tablet + konsola). Przykładowe konfiguracje wielo-ekranowych stacji roboczych przedstawione zostały na ilustracji 1.2. Takie stacje są powszechne zarówno w gabinetach opisowych (np. radiologia), na salach operacyjnych, czy stanowiskach pielęgniarek. Wzrost liczby ekranów w takich stanowiskach wiąże się nie tylko z ilością informacji. Jak pokazują badania, ludzie łatwiej przyswajają informację prezentowaną na kilku ekranach [14]. W pracy z EDM, gdzie personel ma do czynienia z dużą ilością informacji o różnym charakterze, dochodzi potrzeba stosowania dedykowanego oprogramowania [15] oraz konfiguracji stanowiska do jej prezentacji. Wieloekranowe środowiska stawiają też nowe wyzwania dotyczące wymiany informacji, przez co należy rozumieć nie tylko wysyłanie komunikatów do komputera, ale analizę ich pozyskiwania i rozumienia.



(a)



(b)

Rys. 1.2. Przykładowa konfiguracji stacji roboczych. a) konfiguracja stacji roboczej w zakładzie radiologii UCK w Gdańsku, b) przykładowa konfiguracja stacji roboczej dla pielęgniarek (<http://www.ergodirect.com>)

Zatem, systemy informacji szpitalnej są idealnym przykładem na to, gdzie interakcja człowieka z komputerem/maszyną wymaga indywidualnego podejścia w kontekście architektury interfejsu.

1.2. Wdrożenie i wykorzystanie SIS/EDM

Poprawne wdrożenie Systemu Informacji Szpitalnej nie jest łatwe. Można zdefiniować 7 krytycznych punktów, jakie należy spełnić, żeby wdrożenie zakończyło się sukcesem, a system rzeczywiście ułatwił pracę lekarza i wpłynął na poprawę jakości świadczonych usług medycznych. W swoim artykule M. Sappington wymienia następujące kroki jakie muszą być spełnione [16]:

- przeprowadzić rozeznanie i porównać dostępne systemy zwracając szczególną uwagę na wsparcie przez 24/7,
- wskazać lidera, który zorganizuje pracę poszczególnych zespołów związanych z wdrażaniem systemu, ale przede wszystkim będzie osobą, która zapewni/przekona pozostałych pracowników jednostki medycznej, że wdrażany system wpłynie na poprawę jakości pracy i opieki nad pacjentem,
- opracować plan wdrożenia systemu i uruchamiania jego modułów, np. uwzględniający instalowanie sprzętu i oprogramowania w godzinach wolnych od pracy oraz zapewnienie, że trening/szkolenie w zakresie obsługi systemu będzie przeprowadzone przez specjalistów,
- wybrać niezawodny sprzęt (hardware) wysokiej jakości i uznanej marki,
- zainwestować w trening/szkolenia. Szkolenie jest wymieniane jako najważniejszy ze wszystkich kroków prowadzących do poprawnego wdrożenia systemu EMR. Dobrze zaprojektowany plan szkolenia pozwala zapoznać się z jego wszystkimi aspektami i funkcjonalnościami,
- zaplanować co stanie się z dokumentacją papierową. Przy przejściu na system elektroniczny część dokumentacji zostanie zeskanowana i przechowywana w postaci cyfrowej, ale część zawsze ulega zniszczeniu,

- dobierać odpowiednich partnerów, którzy zapewnią rozwój systemu.

Samo wdrożenie systemów EDM nie wystarczy, żeby podnieść efektywność pracy czy zmniejszyć liczbę błędów medycznych. To właśnie szkolenia i ich weryfikacja są jednymi z warunków wpływających na optymalne wykorzystanie systemów EDM. Trening w obsłudze EDM jest wskazywany jako najważniejsze z kryteriów poprawnego wdrożenia systemu [16], [17]. To kryterium powtarza się w różnych doniesieniach jako istotne wymaganie prowadzące do wdrożenia EDM (lub SIS) zakończonego sukcesem [18], [19], [20]. Rolę szkolenia podkreśla też w swojej pracy L. Ostrom [21]. Dobry program szkolenia i ciągłe treningi w użyciu EDM pozwalają personelowi na pełne poznanie i zrozumienie funkcji oraz specyfiki konkretnego systemu EMR [17], [16].

Trening jest tak istotnym czynnikiem, że sugeruje się jego personalizację. Określenie problemów i zadań dla danej jednostki i dostosowanie zakresu szkoleń do indywidualnych wymagań wpływa pozytywnie na optymalne wykorzystanie systemu EDM. Szpitale zatrudniają i szkolą własnych specjalistów, którzy prowadzą szkolenia w określonych cyklach. Powtarzanie danych programów treningowych ma gwarantować optymalne wykorzystanie wdrożonego systemu. Jednak szkolenia prowadzone przez dostawcę sprzętu często ograniczają się do zapoznania z ogólną strukturą systemu i jego możliwościami. W celu poszerzenia tematyki szkoleń i zwiększenia jego efektywności w szpitalach (głównie na zachodzie - USA, Kanada, UK) tworzone są jednostki wyspecjalizowane w prowadzeniu treningów w zakresie obsługi SIS. Specjaliści zatrudniani przez szpital nie tylko prowadzą cykle szkoleń zoptymalizowane do potrzeb pracowników danego oddziału, ale również są w stanie ocenić postęp i wzrost ich kwalifikacji.

1.3. Kompetencje, miara i ocena

Kompetencje danej osoby można zdefiniować jako zdolność jednostki do skutecznego wykonywania pracy w pewnych, zdefiniowanych warunkach [22]. W swojej pracy Kunzmann definiuje kompetencje jako połączenie wykorzystania własnej wiedzy i jej zewnętrznych zasobów, umiejętności, doświadczenia oraz narzędzi do rozwiązania problemu lub podjęcia akcji [23].

Poziom kwalifikacji i kompetencje można zdefiniować też jako zdolność do wykonywania danego zadania w sposób, który zapewnia osiągnięcie pożądaných wyników. W myśl tej definicji kompetencje to zdolność do skutecznego stosowania wiedzy i umiejętności zarówno w zadaniach dobrze zdefiniowanych (znanych, wykonywanych według przyjętych standardów), jak i nowych, nietypowych sytuacjach. W służbie zdrowia poziom kwalifikacji rośnie wraz ze stażem pracy. Praktyka we wszystkich dziedzinach związanych z medycyną jest bardzo podobna. Przyszły specjalista najpierw uczy się teorii w danej dziedzinie, obserwuje specjalistów, odbywa szkolenie i wykonuje zadania pod kontrolą ekspertów. Taki cykl pozwala uznać osobę za

kompetentną w danej dziedzinie, jednak do zdobycia wiedzy eksperckiej potrzebne jest wiele lat doświadczenia i niestawicznego kształcenia zawodowego [24].

W związku z tym ocena kompetencji może wiązać się z wyznaczaniem progu świadczącego o poziomie kwalifikacji albo zdefiniowaniu konkretnych umiejętności potrzebnych do realizacji wymaganych zadań [23], [24], [22].

Jest wiele powodów, dla których powinno się dokonywać weryfikacji kompetencji. Podstawą jest dążenie do świadczenia jak najlepszych usług w zakresie ochrony zdrowia. Autorzy opracowania obok miary zaliczania szkoleń, wymieniają jeszcze inne ważne powody, dla których warto weryfikować kompetencje personelu [24]. Wśród wymienionych znalazły się:

- Funkcjonowanie organizacji (świadczącej usługi w zakresie służby zdrowia) - Pomiar kompetencji nie musi się wiązać wyłącznie z weryfikacją umiejętności personelu. Porównując wyniki oceny kompetencji z osiągniętymi wynikami pracy można wskazać, w jakim zakresie organizacja zapewnia wsparcie potrzebne do utrzymania opieki zdrowotnej na wysokim poziomie. Wysoki wskaźnik kompetencji przy niskich wynikach pracy może sygnalizować, że organizacja (zakład opieki) nie zapewnia wystarczających środków do osiągnięcia dobrych wyników, ma źle określone standardy postępowania lub niewystarczająco motywuje czy nagradza personel,
- Kwestia odpowiedzialności i etyki - organizacje opieki zdrowotnej są odpowiedzialne za jakość świadczonej opieki. Wprowadzenie ocen kompetencji pozwala upewnić się, że personel jest zdolny świadczyć usługi na wymaganym poziomie,
- Proces certyfikacji,
- Planowanie nowych usług - oceny kompetencji pozwalają zorientować się, którzy członkowie personelu są gotowi na wprowadzenie nowych, wcześniej niestosowanych procedur.

Najważniejszym jednak kryterium oceny kompetencji z punktu widzenia tej rozprawy doktorskiej jest mierzalność efektów kształcenia. Ocena kompetencji może określić skuteczność metod szkoleniowych w uzupełnianiu wiedzy i nabywaniu umiejętności. Wyniki dotyczące oceny kompetencji po treningu mogą wskazywać na skuteczność szkolenia i to jak ono przebiegało (czy było dobrze lub źle zaprojektowane). Jeśli założeniem oceny kompetencji nie jest weryfikacja umiejętności uczestników, a poprawa określonych składników szkolenia, instruktor może wykorzystać informację płynącą z testów w celu określenia, które ćwiczenia wymagają dodatkowego wyjaśnienia [24].

To weryfikacja kompetencji, oparta na wiedzy ekspertów, jest wskaźnikiem poziomu zaawansowania w korzystaniu z EMR, jak również istotnym czynnikiem wdrożenia takiego systemu w szpitalu [25]. Obiektywizacja wyników jest pożądanym czynnikiem w ocenie

kompetencji. Jednocześnie przyjmuje się, że ocena powinna być dokonana na podstawie więcej niż jednego czynnika [26].

Spośród stosowanych metod oceny kompetencji najczęściej stosowane to: pisemny test, test komputerowy, symulacje z uwzględnieniem anatomicznych modeli, symulacja pracy (symulator zadań), czy wykonywanie pracy (ocena w warunkach rzeczywistych).

W przypadku badania kompetencji użytkownika w obsłudze SIS/EDM sprawdzana jest umiejętność wykonania poszczególnych zadań w danym środowisku programistycznym. Zakłada się przy tym, że umiejętności jakie powinien posiadać są dobrze zdefiniowane, a testowi podlega umiejętność korzystania ze zdobytej w ramach szkolenia wiedzy. Systemy EDM są to głównie aplikacje okienkowe. Prezentowane treści oraz interfejs nawiązują do procedur medycznych realizowanych w danej jednostce. Rozważając sprawdzanie kompetencji w obsłudze systemów EMR, przy ocenie należy wziąć pod uwagę zarówno umiejętność interpretacji treści/poleceń, jak również biegłość w korzystaniu z (graficznego) interfejsu użytkownika (ang. User Interface - UI, Graphic User Interface - GUI). Dlatego też, oprócz opinii eksperta, jako miarę oceny kompetencji stosuje się te same metody, jakie wykorzystuje się do oceny użyteczności interfejsu, tj. czas potrzebny na rozwiązanie danego problemu oraz śledzenie wzroku [27], [28], [29], [30]. W ramach tej rozprawy doktorskiej postanowiono podjąć próbę wykorzystania wymienionych wielkości w automatycznej ocenie umiejętności korzystania z EDM.

1.4. Cel, tezy i zakres pracy

Przystępując do realizacji pracy określono następujące cele: opracowanie metody, która pozwoli na ocenę umiejętności użytkowników EDM oraz ich klasyfikację w odniesieniu do wiedzy eksperckiej, zakładając, że ocena będzie opierać się na obiektywnych, mierzalnych wskaźnikach osób testowanych. Oczywistym założeniem, na podstawie literatury i własnego doświadczenia, było przyjęcie iż aktywność wzrokowa może być jednym ze wskaźników. Ponieważ konfiguracja systemów informacyjnych zmierza w kierunku stacji wieloekranowych, drugim celem tej pracy jest opracowanie interfejsu, który umożliwi komunikację i pomiar aktywności wzrokowej w środowisku wieloekranowym. Środowisko takie może stanowić zarówno jeden komputer wyposażony w wiele monitorów jak również kilka niezależnych jednostek prezentujących powiązane treści (np. laptop, tablet i PC). Jednocześnie interfejs powinien zapewnić swobodne, naturalne warunki interakcji człowiek-komputer. Należy przez to rozumieć, że nie może on nadmiernie wpływać na specyfikę pracy personelu medycznego z systemami EDM. Ponadto, zdefiniowane zostały następujące cele cząstkowe: opracowanie stabilnie działającego algorytmu detekcji źrenicy, oszacowanie ruchomości głowy w środowisku dwuekranowym, opracowanie algorytmu estymacji fiksacji dla swobodnych ruchów głowy oraz opracowanie algorytmu detekcji i identyfikacji obszarów ROI w środowisku wieloekranowym. Biorąc pod uwagę postawione cele zdefiniowano następujące tezy pracy:

1. Informacja o względnym położeniu obszarów zainteresowania poprawia dokładność estymacji fiksacji w środowisku wieloekranowym, oraz

2. Wykorzystanie rozbudowanego nasobnego systemu śledzenia wzroku pozwala na ocenę kompetencji personelu medycznego w pracy z wielomodułowym środowiskiem Systemów Informacji Szpitalnej.

Przeprowadzone w ramach rozprawy prace i badania miały doprowadzić do osiągnięcia założonych celów oraz uzasadnić słuszność postawionych tez. Żeby osiągnąć postawione cele konieczne było zapoznanie się z istniejącymi rozwiązaniami jak również zbadanie i poznanie zasad interakcji w środowisku wieloekranowym. Zdobyta wiedza została wykorzystana w projekcie algorytmów zaimplementowanych w zbudowanym interfejsie.

Rozdział drugi poświęcony jest wprowadzeniu do metod śledzenia wzroku i ruchu gałki ocznej. Przedstawiono w nim krótką historię śledzenia wzroku oraz podział urządzeń ze względu na technikę rejestracji ruchu gałki ocznej.

W rozdziale trzecim przedstawiono metodologię i wyniki pomiarów horyzontalnych ruchów głowy w pracy z przykładowym stanowiskiem jedno i dwuekranowym. Opisano konfigurację stanowiska pomiarowego jak również użyty algorytm. Rozdział zamyka zestawienie wyników obliczonych na podstawie przeprowadzonych pomiarów.

W rozdziale czwartym przedstawiony został zaprojektowany interfejs oraz algorytmy użyte do detekcji źrenicy i ekranu. Przedstawione zostały wyniki działania obu algorytmów. Na przykładzie modeli geometrycznych została opisana zasada działania interfejsu. Przedstawiono też podstawowy algorytm estymacji fiksacji w obszarze ROI jak również jego modyfikację.

Rozdział piąty zawiera testy interfejsu przeprowadzone w różnych konfiguracjach. Najważniejszą częścią tego rozdziału są testy algorytmów estymacji fiksacji wykonane dla zestawu kątów obrotu głowy jak również testy wykonane w środowisku dwuekranowym.

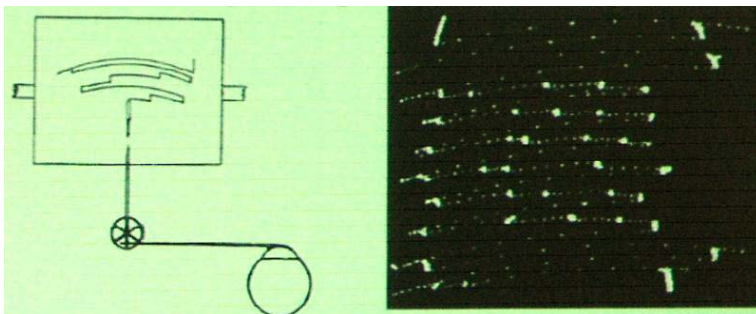
W rozdziale szóstym przedstawione są badania wykonane w ramach rozprawy doktorskiej dotyczące oceny umiejętności w obsłudze systemu elektronicznej dokumentacji medycznej. Zaproponowany został współczynnik oceny umiejętności na podstawie zarejestrowanych fiksacji w wybranych obszarach zainteresowania oraz czasu interakcji z graficznym interfejsem użytkownika. Rozdział zamykają wyniki testów oraz wyniki korelacji opracowanego parametru z oceną eksperta.

Podsumowanie i wnioski przedstawiono w rozdziale 7.

2. Systemy śledzenia wzroku i ruchu gałki ocznej

Zasadniczym elementem proponowanego rozwiązania jest estymacja fiksacji w środowisku wieloekranowym i obliczanie rozkładu uwagi wzrokowej stąd w pierwszej kolejności przedstawione zostały systemy śledzące wzrok. Rozdział drugi poświęcony jest wprowadzeniu do metod śledzenia wzroku i ruchu gałki ocznej. Przedstawiono w nim krótką historię śledzenia wzroku oraz podział urządzeń ze względu na technikę rejestracji ruchu gałki ocznej (stanowiąc ogólny podział urządzeń śledzących wzrok).

Za początek śledzenia ruchów gałki ocznej, a tym samym zainteresowanie śledzeniem wzroku, można uznać doświadczenia prowadzone na początku XIX wieku [31]. Naukowcy zaczęli od bezpośredniej obserwacji ludzkiego oka (J. E. Purkyně, L.E. Javal)[32], [33]. Kolejnym krokiem było zbudowanie pierwszych urządzeń pozwalających na dokładniejsze określenie pozycji oka (E. Huey, E. Delabarre)[34], [35]. W 1898 E. Delabarre zbudował urządzenie złożone z plastikowych nasadek (podobnych do soczewek) na oczy, połączonych z mechanizmem dźwigowym. Powiązany z ruchem gałek ocznych ruch dźwigni zapisywany był za pomocą kimografu. E. Huey wykorzystał tę technologię i zarejestrował ruch gałek ocznych podczas czytania (Rys.2.1) [36].



Rys.2.1. Koncepcja rejestrowania ruchu gałki ocznej wg E. Huey'a i E. Delabarre'y [34]

Pierwsze nieinwazyjne urządzenie pozwalające na rejestrację ruchu gałek ocznych zostało opracowane przez G.T. Busswella w 1922 roku. Skonstruowane przez niego urządzenie rejestrowało na taśmie filmowej promienie światła, które odbiły się od oka. W ten sposób prowadził on badania nad procesem czytania [37] i oglądania obrazków [38].

Pewnym przełomem w dziedzinie śledzenia wzroku i ruchów oczu było doświadczenie przeprowadzone przez A. Yarbusa [39] w drugiej połowie XX wieku. Udowodnił on, że wzrok (punkt fiksacji) jest powiązany z procesem myślenia. W latach 70. XX wieku zaczęto wykorzystywać elektrookulografię do rejestrowania ruchów gałki ocznej. Systemy śledzące wzrok rozwijały się proporcjonalnie do wzrostu mocy obliczeniowych komputerów. Dzięki rozwojowi techniki, na początku lat 80 takie urządzenie zostało wykorzystane (przez R. A. Bolta) jako interfejs człowiek komputer [40], [41]. W latach 90. zaobserwowano możliwość śledzenia

wzroku z uwzględnieniem odbicia od rogówki. Koniec XX i początek XXI wieku to już rozwój urządzeń śledzących wzrok wykorzystujących szybkie kamery wideo.

2.1. Rodzaje urządzeń śledzących wzrok/ruch gałki ocznej

W ogólności urządzenia śledzące wzrok można podzielić ze względu na technikę rejestracji ruchu gałki ocznej. W ten sposób rozwiązania można zakwalifikować do trzech kategorii. Pierwsza zawiera urządzenia, które wymagają umieszczenia na oku mechanicznego lub optycznego punktu względnego. W tej kategorii znajdują się specjalne soczewki z wbudowanymi lustrami, soczewki zawierające nawinięte cewki (cewki próbne, ang. search coils (Rys.2.2)) [42], których ruch można rejestrować w polu magnetycznym oraz wszelkie inne przyrządy przylegające do powierzchni oka, których ruch odpowiada ruchowi gałek ocznych i można go rejestrować (wspomniane już urządzenie E. Huey'a) [34].



Rys.2.2. Metoda inwazyjna, a) cewka próbna przed założeniem [43] b) cewka na oku użytkownika [42]

Do drugiej grupy można zaliczyć systemy bazujące na pomiarach potencjałów elektrycznych za pośrednictwem elektrod rozmieszczonych dookoła oczu. Metoda zwana elektrookulografią (EOG) pozwala wyznaczyć ruch oka względem głowy [44].

Trzecią grupę tworzą urządzenia wykorzystujące kamery wideo do rejestrowania oka i wyliczania położenia źrenicy z uzyskanego obrazu. Do tej ostatniej kategorii zaliczają się zarówno urządzenia nasobne (head mounted), jak również stacjonarne urządzenia śledzące wzrok.

Trzymając się przedstawionego podziału można porównać ww. urządzenia ze względu na komfort użytkownika, dokładność oraz możliwość śledzenia wzroku (Tabela 2.1). Przedstawiony podział pozwala wybrać grupę urządzeń w zależności od założeń prowadzonych badań (np. jeśli dokładność jest kluczowa, to można zdecydować się na eksperymenty przy użyciu cewek, jeśli w czasie nie widać źrenicy to należy wykorzystać EOG, itd.).

Grupa	Komfort	Dokładność	Śledzenie wzroku	Śledzenie oka
I	Bardzo mały (eksperymenty przy użyciu cewek próbnych, powyżej 30 min., wymagają znieczulenia).	5-10"	NIE	TAK
II	Mały, konieczność obklejania twarzy elektrodami.	Ok. 1°	NIE	TAK
III	Duży, bezinwazyjne (urządzenia stacjonarne nie mają kontaktu z użytkownikiem, urządzenia nasobne mają kontakt z użytkownikiem porównywalny z noszeniem okularów).	Od ok. 0,5° do ok. 2°	TAK	TAK

Tabela 2.1. Porównanie urządzeń śledzących ruch oka ze względu na podstawowe właściwości [45]

Nie pozwala on jednak na sklasyfikowanie wszystkich urządzeń projektowanych z myślą o monitorowaniu ruchów gałki ocznej czy śledzenia wzroku. Można zatem spróbować dokonać innego podziału ze względu na mobilność urządzeń.

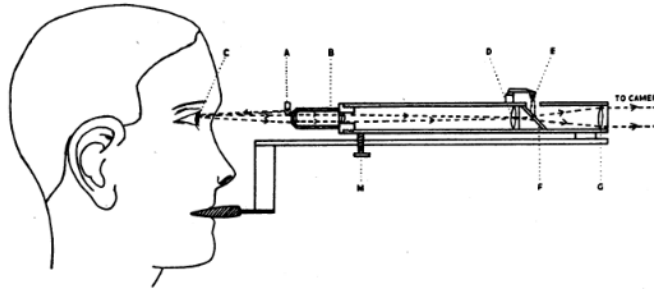
2.1.1. Urządzenia stacjonarne

Głównym elementem urządzeń stacjonarnych jest kamera wideo wyposażona w źródła światła. Ilość i rozmieszczenie dodatkowych iluminatorów jest zależne od stosowanej metody detekcji źrenicy oraz metody estymacji wzroku (np. z wykorzystaniem odbicia od rogówki). Na początku, ze względu na ograniczenia technologiczne, urządzenia te wymagały skomplikowanej procedury uruchomienia. Dodatkowo, ze względu na zakłócenia spowodowane ruchami głowy osoby badanej, stosowane były specjalne podpórki pod brodę stabilizujące głowę osoby badanej. Niektóre modele tych urządzeń stosowane w badaniach, które wymagały dużej precyzji, dalej są produkowane ze specjalnym podbródkiem stabilizującym pomiar. Przykładem takiego urządzenia jest IVIEW XTM HI-SPEED firmy SMI wyposażony w ultra szybką kamerę umożliwiającą rejestrację pozycji oka z częstotliwością do 1250 Hz [46]. W dużej jednak mierze urządzenia pozwalają na estymację fiksacji bez dodatkowych stabilizatorów. Jedynym kryterium jakie musi być spełnione to obecność obrazu źrenicy w obszarze rejestrowanym przez kamerę. Technologicznie urządzenia stacjonarne różnią się względem siebie np. liczbą używanych kamer i ich szybkością (częstotliwością rejestracji obrazu). W ogólności urządzenia te pozwalają na rejestrację fiksacji wzroku w zdefiniowanym obszarze (np. jedynie w obrębie monitora).

2.1.2. Urządzenia nasobne

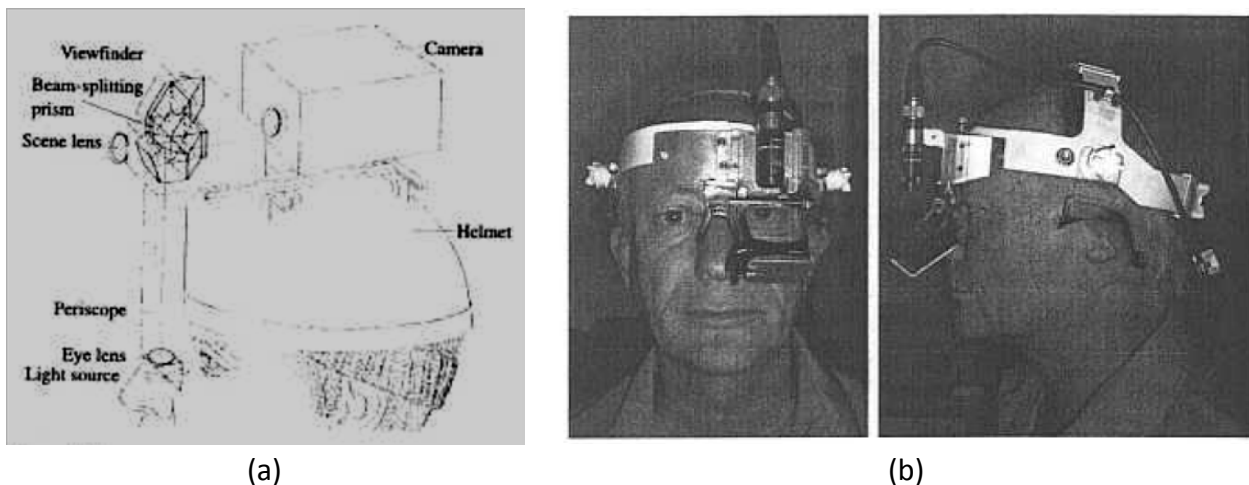
Ze względu na charakter projektowanego w ramach pracy doktorskiej rozwiązania, urządzenia nasobne zostaną przedstawione nieco szerzej.

Urządzenia mobilne (nasobne) powstały z myślą o umożliwieniu śledzenia wzroku w zmieniającym się środowisku, podczas wykonywania tzw. codziennych zadań. Nasobne urządzenia pozwalały użytkownikowi na większą swobodę ruchu (brak konieczności stosowania podpórek pod brodę). Pierwsze takie urządzenie (Rys. 2.3) zostało zaprojektowane przez Hartridge'a & Thomsona w 1948 roku [47].



Rys. 2.3. Schemat urządzenia zaprojektowanego przez H. Hartridge'a i L. Thomsona - urządzenie pozwalało na obserwowanie ruchów oczu nawet podczas ruchów głowy [47]

Projekt ten następnie został przebudowany w 1960 roku przez B. Shackela [48], który prowadził też badania z EOG [49], [50]. Podobnie postąpili Mackworth i Thomas w 1962 roku [51]. Nowy projekt pozwalał użytkownikowi na większy zakres ruchów głową. W 1968 roku Thomas po raz pierwszy wykorzystał kamerę do śledzenia zarówno otoczenia, jak i (za pomocą specjalnie rozmieszczonych lusterek) odbicia światła od rogówki. Pierwsze urządzenie pozwalające na symultaniczne rejestrowanie sceny i gałki ocznej powstało w 1993 roku [52]. Było to pierwsze rozwiązanie, które pozwalało na obliczenie fiksacji i naniesienie jej na zarejestrowany obraz sceny. To rozwiązanie pozwoliło na rozpoczęcie badań nad śledzeniem fiksacji wzroku, podczas wykonywania codziennych zadań w świecie rzeczywistym (Rys. 2.4) [31].



Rys. 2.4. Pierwszy projekt nasobnego urządzenia śledzącego wzrok a) rejestrujący scenę/otoczenie i odbicie od rogówki b) rejestrujący oko i otoczenie pozwalający na wyznaczenie fiksacji w obrazie zarejestrowanego otoczenia [31]

Ogólny sposób działania zaproponowany przez Landa jest powszechnie stosowany w projektowaniu nasobnych urządzeń śledzących wzrok zarówno przez naukowców, jaki i w rozwiązaniach komercyjnych.

Kryteria (ilość kamer, ich rozdzielczość, częstotliwość, ich rozmieszczenie) dotyczące projektowania nasobnych urządzeń śledzących wzrok zależą od przeznaczenia takiego

urządzenia. Pierwsze funkcjonalne urządzenia pozwalały na określanie fiksacji w "post procesingu" (na podstawie nagranych materiału wideo). Rozwój w dziedzinie komputerów pozwala na rejestrowanie i przetwarzanie danych w czasie rzeczywistym. Z punktu widzenia komunikacji człowiek komputer i rejestracji fiksacji w kontekście otaczających użytkownika zdarzeń ważna jest dokładna detekcja źrenicy (co za tym idzie estymacja punktów fiksacji). Ułatwia to duża rozdzielczość kamery rejestrującej oko. Drugim czynnikiem jest duża częstotliwość rejestracji obrazu. Często te dwa warunki nie idą z sobą w parze. Jednym z urządzeń, które je spełnia jest EyeSeeCam. Bardzo dokładny system śledzenia wzroku wyposażony w kilka kamer, z których te rejestrujące oko charakteryzują się częstotliwością rejestrowania obrazu do 300 Hz, przy zastosowaniu metody ciemnej źrenicy do jej detekcji. Kamera śledząca otoczenie porusza się adekwatnie do ruchów gałek ocznych. Inne tego typu urządzenie, akcentujące obszar zainteresowania dzięki powiązaniu ruchów kamery obserwującej otoczenie z pozycjami fiksacji, wykorzystuje kamery o częstotliwości do 100 Hz do rejestracji źrenicy [53].

Urządzenia komercyjne projektowane są z uwzględnieniem zarówno funkcjonalności, jak i estetyki, zapewniając wysoki komfort użytkownika. Spośród komercyjnych rozwiązań można wyróżnić urządzenia zaprojektowane w postaci okularów śledzących wzrok opracowane przez firmy Tobii i SMI [54], [55]. Obydwa rozwiązania posiadają osobne kamery rejestrujące otoczenie i oko z częstotliwością 30 Hz. Rozwiązanie proponowane przez firmę Tobii [54] zapewnia rejestrowanie otoczenia w rozdzielczości 640x480 pikseli, z częstotliwością 30 Hz, podczas gdy urządzenie SMI [55] pozwala na uzyskanie obrazu otoczenia w rozdzielczości 1280x960 pikseli, ale z częstotliwością 24 Hz [56]. Komercyjnym rozwiązaniem przypominającym projekt Lunda jest inny opracowany przez SMI system wyposażony w kamery śledzące otoczenie i oko z częstotliwością do 200 Hz. Przytoczone rozwiązania komercyjne są szeroko stosowane w badaniach marketingowych, co częściowo determinuje ich konfigurację sprzętową. Szersze wykorzystanie urządzeń śledzących wzrok jest opisane w dalszej części tego rozdziału.

Nasobne urządzenia śledzące wzrok są projektowane bazując też na innych technologiach. Jednym z takich systemów jest HK eyeCan [57]. Lekkie, przenośne przeznaczone do zamontowania na standardowych okularach rozwiązanie wykorzystuje macierz fotodetektorów, która pozwala na określenie pozycji oka na podstawie odbicia światła od rogówki i źrenicy. Urządzenie pozwala na śledzenie wzroku względem ekranu w celu uzyskania dostępu do 1 z 16 prezentowanych na ekranie obszarów. Jest to przykład wykorzystania nasobnego urządzenia śledzącego ruch gałki ocznej w komunikacji człowiek komputer. Innym przykładem takiego urządzenia jest system wyposażony w kamerę śledzącą wzrok na ekranie umieszczonym przed okiem użytkownika [58].

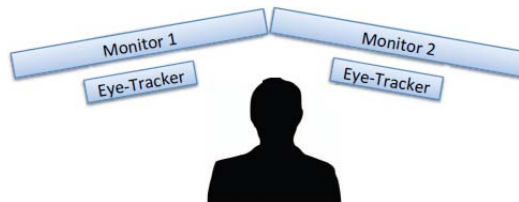
2.2. Śledzenie wzroku w środowisku wieloekranowym

W momencie rozpoczęcia prac nad rozprawą istniało niewiele doniesień na temat śledzenia wzroku w środowisku wieloekranowym. Jedną z prac, w której opisano możliwość wykorzystania systemu śledzącego ruch gałki ocznej do monitorowania aktywności wzrokowej w takim środowisku jest praca Raiha'a i Spakova [59]. Autorzy zaprezentowali konfigurację stanowiska wyposażonego w dwa monitory (spełniające rolę jednego ekranu) współpracującego z jednym, stacjonarnym urządzeniem śledzącym wzrok (Rys. 2.5). Autorzy zaznaczają, że śledzenie wzroku w przedstawionej konfiguracji jest możliwe tylko dzięki napisaniu nowego algorytmu rzutowania pozycji wzroku we współrzędnych przestrzeni ekranowej. W przedstawionym zastosowaniu, monitorowanie aktywności wzrokowej na dwóch monitorach jest możliwe tylko wtedy, kiedy zarówno monitory, jak i urządzenie śledzące wzrok pozostają w stałej relacji. Oznacza to, że ani urządzenie, ani żaden z ekranów nie może zmienić swojego położenia.



Rys. 2.5. Przykład wykorzystania urządzenia śledzącego wzrok w środowisku dwuekranowym [59]

Problem ten został dostrzeżony przez Coddingtona, który w swojej pracy [60] zaproponował używanie osobnych urządzeń rejestrujących wzrok dla każdego z monitorów. Zaprezentowane przez autora rozwiązanie również zakładało pracę w trybie dwu-ekranowym (wyświetlanie treści na dwóch monitorach) i oprócz możliwości ustawienia ekranów pod kątem (Rys. 2.6) miało charakteryzować się większą dokładnością.



Rys. 2.6. Schemat konfiguracji urządzeń śledzących wzrok dla stanowiska dwuekranowego [60]

W przypadku mobilnych eye trackerów, rozwiązaniem problemu jest użycie kodów QR [61]. Jedna z kamer śledzi scenę, a program identyfikuje ekrany na podstawie kodów. Przedstawione rozwiązanie pozwala jednak na dostęp jednemu użytkownikowi do jednego ekranu

zainteresowania na raz. W obszarze rejestrowanego obrazu sceny nie może znajdować się więcej niż jeden ekran.

Niektóre komercyjne rozwiązania pozwalają na śledzenie wzroku w środowisku wieloekranowym wliczając w to takie urządzenia, jak np. tablet [62], [63]. Autorowi nie udało się jednak dotrzeć do jednoznacznych informacji dotyczących konfiguracji takiego środowiska. Z dostępnych prezentacji wynika, że urządzenia których dotyczy pomiar aktywności wzrokowej (np. tablet i laptop) muszą pozostawać w stałej do siebie relacji podczas całego eksperymentu (co może je wykluczać z używania w rzeczywistych warunkach pracy).

2.3. Wykorzystanie wzroku do komunikacji z komputerem

Dynamiczny rozwój metod śledzenia wzroku daje wielu osobom niepełnosprawnym szansę na częściowe odzyskanie samodzielności. Osoby sparaliżowane mogą kontrolować komputer, a pacjenci z syndromem zamknięcia czy chorobami neurologicznymi mogą ponownie komunikować się z otoczeniem. W takich przypadkach detekcja gałki ocznej i śledzenie wzroku jest tylko jednym z elementów bardziej złożonych systemów, których zadaniem jest umożliwienie wprowadzania tekstu. Wśród wielu istniejących rozwiązań można wyróżnić rozwiązanie pozwalające na komunikację z komputerem za pomocą mrugnięć, opracowane w Zakładzie Elektroniki Medycznej Politechniki Łódzkiej. Program b-Link to kompleksowy interfejs pozwalający na pisanie i obsługę programów komputerowych. Nie wymaga od użytkownika dodatkowego, specjalistycznego sprzętu. Do jego poprawnego działania wystarczy standardowa kamera internetowa [64], [65], [66]. Wykorzystanie śledzenia wzroku umożliwia kontrolowanie urządzeń wejścia wyjścia nie tylko osobom niepełnosprawnym [67], [68]. Wspomaga też osoby (np. starsze czy chore [69], [70]) w warunkach domowych, stanowiąc jeden z wielu interfejsów wdrażanych w tzw. inteligentnych domach. Innym urządzeniem wspomagającym komunikację człowiek-komputer, współpracującym z dedykowanym oprogramowaniem jest Cyber-Oko, które pozwala na wybieranie i czytanie tekstu [71], [72]. Opracowany w Katedrze Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej system jest ponadto wykorzystywany w badaniach świadomości u pacjentów w stanie wegetatywnym. Daje to szansę na chociaż częściową komunikację z takimi pacjentami. Nie jest to jednak jedyne wykorzystanie eye trackingu w neurologii. Opracowany przez Ober Consulting system JAZZ [73] jest szeroko stosowany w badaniach EEG. Badania nad ruchem gałek ocznych wykorzystuje się też min. w diagnozowaniu choroby Huntingtona [74], badaniach nad syndromem Retta [75], [76], czy choroby Prakinsona [77], [78].

Podsumowując można stwierdzić, że śledzenie wzroku stanowi bardzo silne narzędzie w dziedzinie urządzeń wspomagających, inżynierii rehabilitacji i rehabilitacji medycznej.

2.4. Wykorzystanie śledzenia wzroku do oceny umiejętności personelu medycznego

W ramach prowadzonych badań rozważony został inny problem. Bardziej niż na wykorzystaniu śledzenia wzroku jako sygnału wejściowego dla interfejsu do komunikacji czy narzędzia diagnostycznego, skupiono się na eksploracji możliwości śledzenia wzroku do weryfikacji umiejętności w tym przypadku personelu medycznego.

Śledzenie wzroku pozwala na uzyskanie obiektywnej informacji dotyczącej zachowania użytkownika odnośnie postrzeganej treści. Zatem możliwe jest wskazanie miejsc, na których użytkownik koncentruje swoją uwagę. Nie ma natomiast możliwości pozyskania informacji dotyczącej przyczyny danego rozkładu fiksacji. Pomimo to, urządzenia śledzące wzrok są uważane za bardzo dobre narzędzia do testowania, mierzenia i badania pewnych zachowań użytkownika w ramach wykonywanej pracy (np. z graficznym interfejsem i treścią w nim prezentowaną). Ich funkcjonalność oraz dane przez nie dostarczone pozwalają na ich wykorzystanie do odróżnienia ekspertów od nieekspertów w takich dziedzinach jak radiologia czy chirurgia [79], [80], [81]. Naukowcy z AGH wykorzystali śledzenie wzroku do oceny interpretacji zapisu EKG [82], [83]. Radiologia jest dziedziną, gdzie proces diagnostyczny jest w dużej mierze wynikiem treści prezentowanej na ekranie monitora (wcześniej na kliszy i negatoskopie). Sprawia to, że bardzo wcześnie spróbowano wykorzystać śledzenie wzroku do uzyskania informacji o sposobie interpretowania zdjęć RTG przez radiologów. Na początku analizowano pojedyncze zdjęcia a następnie całe serie [84] zdjęć. Podczas testów mierzono czas skupiania wzroku na poszczególnych obrazach w serii. W badaniach mających na celu odróżnienie chirurgów od niechirurgów potrafiących przeprowadzić laparoskopię też badano czas skupienia wzroku w danym obszarze [85]. Autorzy porównali ze sobą dwie grupy, z których tylko jedna składała się z doświadczonych operatorów. Testy przeprowadzono w wirtualnym środowisku, a rozróżnienia pomiędzy poziomem eksperckim i nieeksperskim dokonano na podstawie pomierzonego czasu fiksacji zarejestrowanych na narzędziu laparoskopowym. Pozytywnego rozróżnienia chirurgów od studentów dokonano porównując odległości pomiędzy zarejestrowanymi fiksacjami (czas rejestracji był taki sam) [86]. W badaniach nad rozkładem uwagi wzrokowej u neurologów, porównano dwie grupy (specjalistów i niespecjalistów związanych z neurologią) na podstawie rozkładu map ciepła i czasu skupienia wzroku w wybranych obszarach, jak również opóźnienia przeniesienia uwagi wzrokowej [87]. Dodatkowo badania przeprowadzono stabilizując pozycję głowy za pomocą specjalnej podpórki. Richstone [79] udowodnił, że można przeprowadzać takie badania w warunkach zbliżonych do rzeczywistych. Ocena umiejętności została dokonana na podstawie indeksu aktywności poznawczej (ang. Index of Cognitive Activity - ICA).

Bardzo często stosuje się stanowiska badawcze wykorzystujące urządzenia stacjonarne [88], [89], pozwalające na rejestrację ścieżek skanowania i map ciepła w zdefiniowanym jednym obszarze zainteresowania. Stanowi go najczęściej ekran komputera. W przypadku badania zachowania

użytkownika w świecie rzeczywistym wykorzystywane są urządzenia mobilne [90], [91], [92]. Głównym obszarem zainteresowania jest rejestrowana scena, a rozkład uwagi na poszczególnych obiektach jest analizowany po zakończeniu badania. W przeprowadzonych badaniach nad użyciem eye trackerów stacjonarnych i mobilnych w radiologii [93] zauważono, że chociaż oba typy urządzeń dostarczają tak samo wartościowych danych, to użycie stacjonarnego eye trackera ograniczyło zakres ruchów głowy podczas oglądania zdjęć radiologicznych. Wynikiem tego był spadek komfortu pracy.

2.5. Podsumowanie

Systemy śledzenia wzroku mimo długiej historii są ciągle przedmiotem badań i rozwoju. Wynika to po części z ich niedoskonałości, a po części z ich nowych zastosowań. Pierwsze zastosowania dotyczyły badania ruchu gałek ocznych. Opracowywano urządzenia, które były coraz bardziej dokładne i zarazem coraz mniej inwazyjne. Szybko okazało się, że wzrok a raczej sposób w jaki ludzie patrzą jest powiązany z procesem myślenia co otworzyło nowe możliwości wykorzystywania opracowywanych metody śledzenia wzroku i ruchu gałki ocznej. Rozwój technologii sprawił, że śledzenie wzroku zaczęto postrzegać w kategoriach interfejsu człowiek-komputer, jak również narzędzie diagnostycznego. Jednocześnie otworzyły się nowe możliwości wykorzystania śledzenia wzroku. Pomimo upływu czasu cały czas powstają nowe rozwiązania w tej dziedzinie. Możliwe są też nowe zastosowania ale konieczne jest opracowywanie nowych funkcjonalności systemów śledzących wzrok.

3. Praca z EDM w środowisku jedno- i dwuekranowym

W rozdziale trzecim przedstawiono metodologię i wyniki pomiarów horyzontalnych ruchów głowy w pracy z przykładowym stanowiskiem jedno i dwuekranowym. Opisano konfigurację stanowiska pomiarowego jak również użyty algorytm. Rozdział zamyka zestawienie wyników obliczonych na podstawie przeprowadzonych pomiarów.

Konsole lekarskie, na których wyświetlane są treści systemu EDM ewoluują w kierunku stacji wieloekranowych (Rys. 3.1). Mogą to być zarówno stanowiska stacjonarne, jak to przedstawiono na fotografii, jak i mobilne. Stanowisko takie dostarcza jednocześnie dużo wielorakiej informacji przez co podnosi komfort pracy, ale w zależności od stanowiska jednomonitorowego wymusza na użytkownika zmiany pozycji. W pierwszym przybliżeniu, z dobrą dokładnością, można przyjąć, że zmiany pozycji sprowadzają się do ruchów głowy i oczywiście oczu.



Rys. 3.1. Implementacja systemu EDM w środowisku wieloekranowym, lekarz ma jednocześnie dostęp do wszystkich danych o pacjencie
(<http://www.hospitalmanagement.net/contractors/communications/icucare/icucare3.html>)

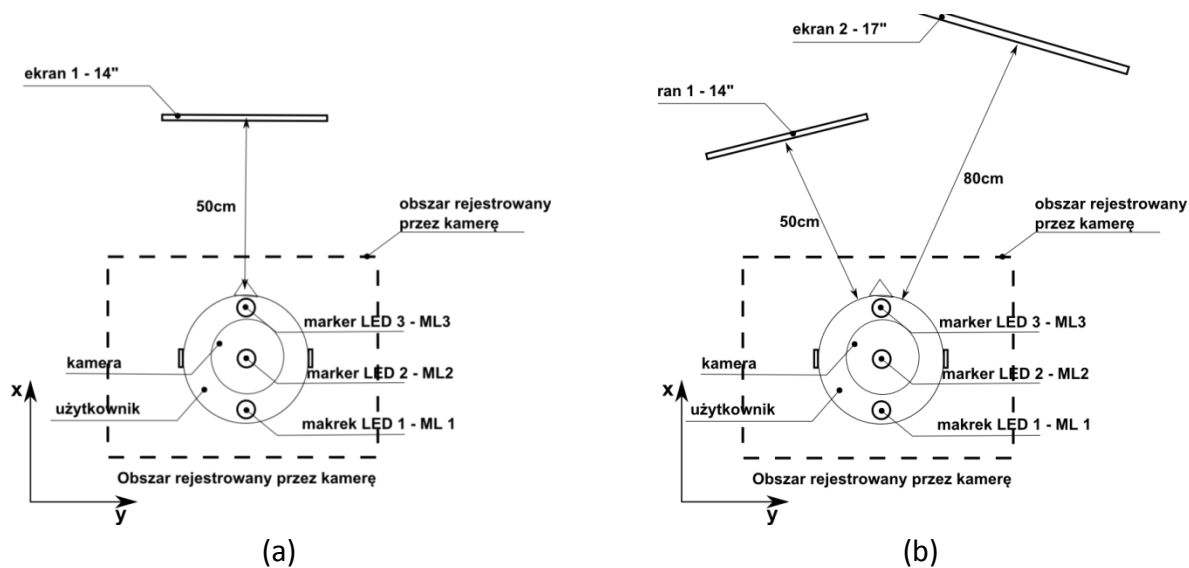
Monitorowanie aktywności wzrokowej w takim środowisku, z wykorzystaniem eyetrackerów stacjonarnych, może implikować pewne, nowe problem. Konieczne byłoby zainstalowanie tyłu urządzeń ile jest monitorów, lub utrzymanie stałej relacji pomiędzy eyetrackerem i ekranami. Kolejnym problemem do rozwiązania jest kalibracja urządzenia w takim systemie. Pomimo coraz lepszych technik kompensacji ruchów głowy podczas śledzenia wzroku, liczba ekranów będzie przekładać się na zwiększone ruchy głowy podczas pracy z systemem EDM. Poznanie zakresu tych ruchów pomoże w opracowaniu metody zapewniającej poprawny pomiar fiksacji oraz nieobniżającą komfortu pracy użytkownika systemów EDM.

3.1. Stanowisko do pomiarów ruchu głowy

Ruch głowy jest bardzo istotnym czynnikiem wpływającym na jakość pomiarów aktywności wzrokowej w zadanym obszarze zainteresowania. Część urządzeń śledzących wzrok wykorzystuje specjalne podpórki pod brodę stabilizujące głowę i zapobiegające niepożądanym ruchom. Jednak w celu stworzenia interfejsu, który pozwoli na rejestrację punktów fiksacji podczas pracy w środowisku jedno i dwuekranowym, zapewniającym możliwie naturalne warunki pracy, konieczne jest stosowanie algorytmów kompensujących ruchy głowy. Kluczowe w opracowaniu algorytmu jest określenie zakresu ruchów, jakie wykonuje potencjalny użytkownik pracując z komputerem. Istnieją różne metody określania ruchów ciała (przegląd metod dotyczący oceny ruchomości ciała został przedstawiony w dodatku E). W gabinetach lekarskich do pomiaru ruchomości głowy wykorzystuje się specjalne kątomierze [94]. Użycie kątomierzy do pomiaru ruchomości głowy w pracy z komputerem może być problematyczne. Ponadto, celem jest zarejestrowanie bezwzględnego ruchu głowy. Z punktu widzenia interpretacji wyników w kontekście kompensacji ruchów głowy w pracy ze środowiskiem dwuekranowym nie ma znaczenia, czy ruch głowy spowodowany jest przez przemieszczenie się odcinka szyjnego, czy np. piersiowego.

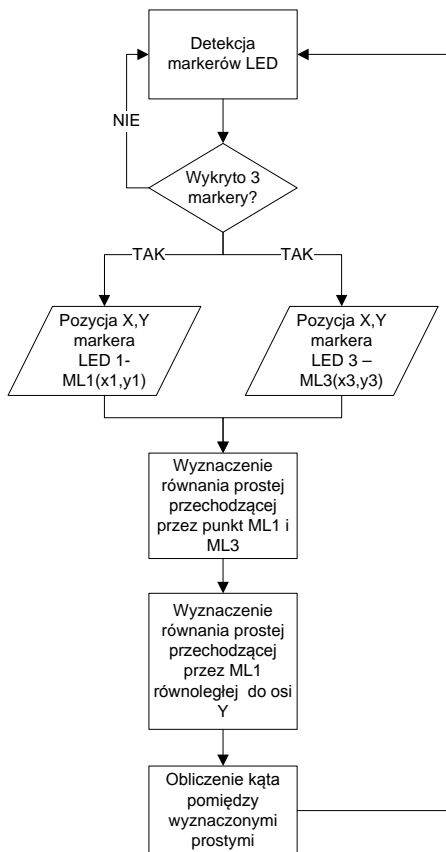
W celu zarejestrowania obrotu głowy podczas pracy z komputerem została wykorzystana kamera oraz czapka z naniesionymi markerami LED. Osoba realizująca zadanie związane z obsługą komputera, miała na głowie czapkę z 3 markerami LED (ML1, ML2 i ML3). Marker ML1 umieszczony był w osi obrotu głowy (w przybliżeniu). Kamera była ustawiona centralnie nad głowę użytkownika tak, żeby możliwa była rejestracja wszystkich markerów. Kamera była ustawiona równoległe do blatu stanowiska pomiarowego tak, żeby linia przechodząca przez środek rejestrowanego obrazu pokrywała się ze środkiem płaszczyzny pulpitu. Ilustracja 3.2 przedstawia model stanowiska pomiarowego do rejestracji kąta obrotu głowy w poziomie.

Oprócz zawieszanej na regulowanym wysięgniku kamery, stanowisko uzupełniał laptop o przekątnej 14" oraz podłączony do niego drugi ekran o przekątnej 17". Ekran pracowały w tzw. trybie "extended desktop", czyli każdy ekran mógł wyświetlać treść niezależnie lub dzielić ją pomiędzy dwa monitory. Wzajemne położenie ekranów zmieniało się w zależności od przeprowadzanego testu. W podstawowej konfiguracji, użytkownik podczas wykonywania testu, siedział oddalony od pierwszego ekranu o ok 50 - 60 cm oraz w odległości ok. 80 - 90 cm od drugiego ekranu. Odległości monitorów od oczu, były dobierane zgodnie z zaleceniami Centralnego Instytutu Ochrony Pracy i zawierała się w granicach $<1,5d; 2d>$ gdzie "d" to przekątna ekranu.



Rys. 3.2. Model stanowiska pomiarowego do rejestracji kąta obrotu głowy: a) ustawienie w pracy z jednym ekranem, b) ustawienie w przykładowej konfiguracji dwuekranowej

Do obliczenia kąta zostały wykorzystane algorytmy detekcji markerów LED i estymacji ich bezwzględnej oraz wzajemnej pozycji. Schemat blokowy algorytmu został przedstawiony na rysunku 3.3.

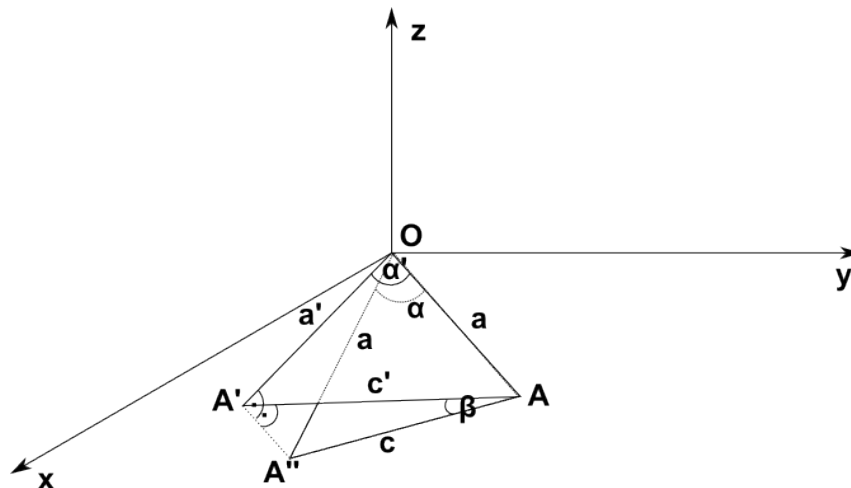


Rys. 3.3. Schemat blokowy algorytmu detekcji kąta obrotu głowy

Do detekcji markerów LED (widzianych w obrazie kamery jako białe punkty) został użyty algorytm detekcji konturów zamkniętych. Kąt obrotu głowy reprezentowany jest przez kąt pomiędzy dwoma prostymi: przechodzącą przez punkty ML1 i ML3 oraz prostą przechodzącą przez ML1 równoległą do osi Y rejestrowanego obrazu. W przeprowadzonym eksperymencie założono, że priorytetem jest swobodna praca z komputerem. Wpłynęło to na zminimalizowanie liczby elementów układu pomiarowego. Bardziej złożony układu pomiarowy mógłby wpływać negatywnie na komfort pracy użytkownika.

3.2. Uproszczony model ruchu głowy

W celu określenia właściwości zastosowanej metody pomiaru ruchu głowy posłużono się modelem geometrycznym. Ze względu na stałą pozycję kamery w zbudowanym stanowisku możliwe jest śledzenie ruchów głowy w dwuwymiarowym obrazie podczas gdy w rzeczywistości ruch wykonywany jest w przestrzeni trójwymiarowej. Jest to przyczyna rozbieżności jakie mogą się pojawić gdy badana osoba będzie jednocześnie obracać i pochylać głowę w bok. Początek układu współrzędnych O został umieszczony w punkcie obrotu głowy, który w pierwszym przybliżeniu można przyjąć za stacjonarny. Przesunięcie tego punktu jest niewielkie i można je przybliżyć jako translację, a ta nie wpływa na dokładność rozważanego modelu. Zmiana położenia odcinak OA o długości "a" wyznaczonego przez markery LED przedstawiona została na rysunku 3.4. Po wykonaniu ruchu odcinek znajdzie się w położeniu OA'', natomiast kamera zarejestruje to przemieszczenie jak do pozycji OA'.



Rys. 3.4. Geometryczny model obrotu i pochylenia głowy

Przyjęte oznaczenia:

- β - kąt pochylenia głowy,
- α - rzeczywisty kąt obrotu głowy,
- α' - rzut rzeczywistego kąta obrotu głowy na płaszczyznę xy (obraz rejestrowany przez kamerę),

- a - rzeczywista odległość pomiędzy ML1 i ML3,
- a' - odległość pomiędzy ML1 i ML3' (rzutem punktu ML3 w obrazie kamery),
- c - bok trójkąta równoramiennego powstałego z obrazowania rzeczywistego obrotu,
- c' - rzut c w obrazie kamery.

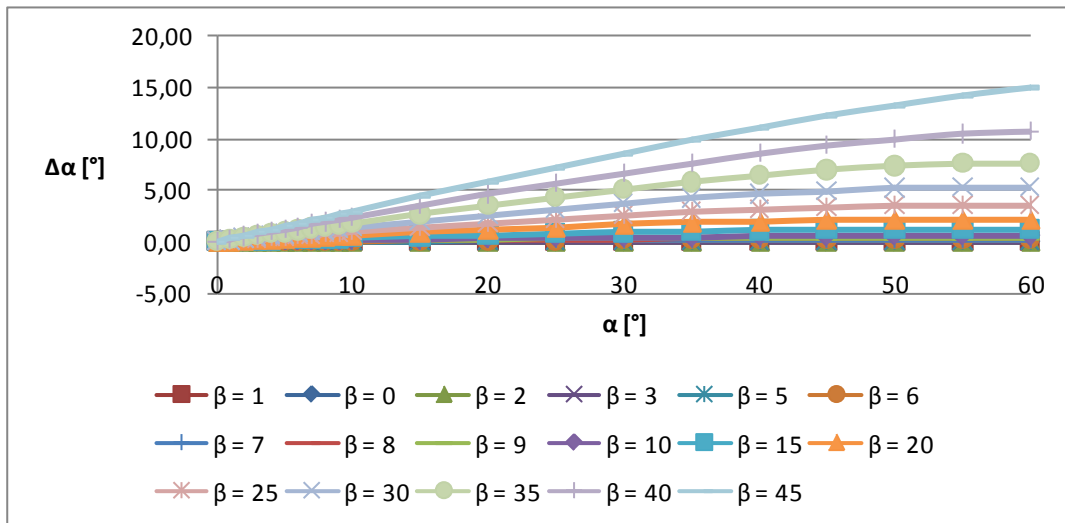
W celu określenia błędu pomiaru kąta opisywaną metodą należy policzyć różnicę $\Delta\alpha$ pomiędzy kątem α i α' . Pomierzony przez kamerę kąt obrotu, α' , można obliczyć na podstawie wzoru (wyprowadzenie wzoru przedstawiono w dodatku G):

$$\alpha' = \arccos\left(\frac{2 \cos^2(\beta) (1 - \cos(\alpha) + \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2 - 2)}{-2\sqrt{1 - \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2}}\right), \quad (3.1)$$

Różnica, $\Delta\alpha$, definiowana jest jako:

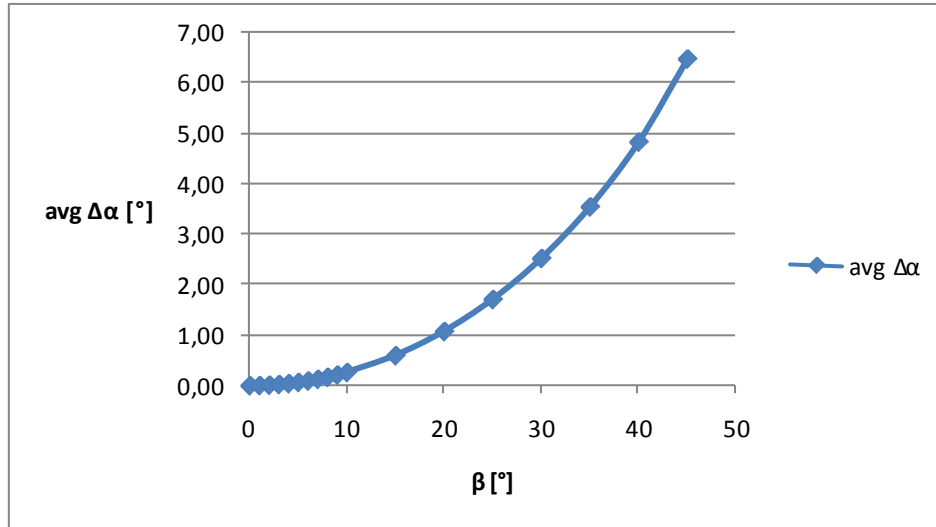
$$\Delta\alpha = \alpha - \alpha' \quad (3.2)$$

Błąd pomiarowy jaki występuje w przyjętej metodzie jest różnicą pomiędzy rzeczywistym i pomierzonym kątem obrotu głowy. Na podstawie powyższej zależności można policzyć, jak zmienia się $\Delta\alpha$ w zależności od kąta obrotu α dla kolejnych kątów przechylenia głowy β .



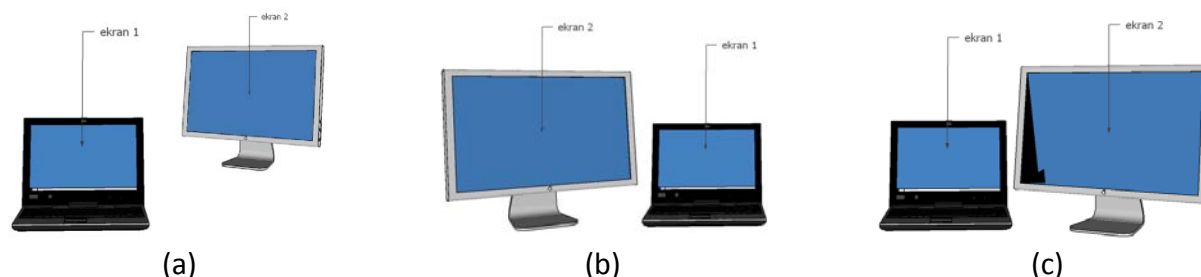
Rys. 3.5. Zmiana błędu przy wzroście przechylenia głowy dla różnych wartości kąta obrotu głowy

Wykres 3.5 przedstawia błąd pomiaru (w stopniach) dla danego rzeczywistego kąta obrotu głowy wynikający z przechylenia głowy. Na kolejnym wykresie przedstawiono średni błąd pomiaru w procentach w odniesieniu do wartości rzeczywistej obrotu głowy.



Zadaniem użytkownika było odnalezienie obiektu i kliknięcie w niego. Dopiero po kliknięciu pozycja obiektu ulegała zmianie. W pierwszej fazie, obiekt o wymiarach 50x50 pikseli pojawia się kolejno na środku, w lewym górnym rogu, w lewym dolnym rogu, a następnie w prawym dolnym i prawym górnym rogu pulpitu. W kolejnych etapach pozycja obiektu była generowana losowo. Cały test został przeprowadzony osobno dla stanowiska z jednym ekranem oraz z dwoma ekranami pracującymi w trybie "extended desktop" (co oznacza, że pulpit jest rozciągnięty na obszar dwóch monitorów).

Eksperyment został przeprowadzony dla różnego układu monitorów. Oprócz konfiguracji podstawowej, przedstawionej na ilustracjach 3.2b i 3.7a, pomiary zostały powtórzone dla dwóch innych ustawień: ekranu ustawionego centralnie oraz dodatkowego ekranu umieszczonego z jego lewej (Rys. 3.7.b), a następnie z jego prawej strony (Rys. 3.7.c).



Rys. 3.7. Konfiguracje monitorów w stanowisku wielo-ekranowym: a) konfiguracja A - główny ekran na pierwszym planie, dodatkowy ekran po prawej stronie oddalony od pierwszego, b) konfiguracja B - dwa ekrany w jednej linii, dodatkowy ekran z lewej strony głównego ekranu, c) konfiguracja C - dwa ekrany w jednej linii, dodatkowy ekran bezpośrednio po prawej stronie ekranu głównego

3.4. Pomiary wartości kąta obrotu głowy

Pierwszy pomiar był rejestrowany dla obiektu wyświetlonego na środku pulpitu. Zarejestrowany kąt pokazuje o ile stopni obrócona jest głowa użytkownika w stosunku do monitora w momencie rozpoczęcia pracy (w naturalnym położeniu ciała). Zarejestrowana wartość kąta stanowiła jednocześnie punkt odniesienia dla pozostałych pomiarów co oznacza, że kolejne wartości rejestrowanego kąta były pomniejszone o wartość zarejestrowaną dla pierwszego położenia obiektu.

Dane zebrane w wyniku przeprowadzonych testów pozwoliły na obliczenie:

- kąta pod jakim obrócona jest głowa użytkownika w momencie rozpoczęcia pracy,
- średniej wartości kąta o jaką użytkownik obraca głowę podczas wykonywania zadań na komputerze w środowisku jednoekranowym jak i dwuekranowym,
- średniej wartości zmiany kąta obrotu głowy podczas wykonywania następujących po sobie zadań w środowisku jednoekranowym jak i dwuekranowym.

W pierwszym teście, przeprowadzonym w środowisku jednoekranowym, udział wzięło 17 uczestników. Zarejestrowany, w momencie rozpoczęcia wykonywania zadań, kąt obrotu głowy przedstawiono w tabeli 3.1.

Uczestnik	Pomierzony kąt
1	1,66
2	0,45
3	9,17
4	1,69
5	2,57
6	5,02
7	2,01
8	4,97
9	4,09
10	1,79
11	11,94
12	4,40
13	1,67
14	7,46
15	3,15
16	2,01
17	3,75
średni kąt	3,99

Tabela 3.1. Zestawienie kątów obrotu głowy podczas rozpoczęcia pracy z komputerem

W 1. etapie testu użytkownik wiedział w jakich miejscach pojawi się obiekt. W kolejnych etapach pozycja obiektu generowana była losowo. Uzyskane wyniki zostały przedstawione w tabeli 3.2.

	Etap1	Etap3	Etap2	Etap4	Cały test
średni kąt	5,66	4,73	5,14	4,87	4,81
śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	1,12	0,84	0,53	0,74	0,70

Tabela 3.2. wyniki dla stanowiska jednoekranowego

Takie same pomiary zostały przeprowadzone dla środowiska dwuekranowego. W konfiguracji z dwoma monitorami, kamera rejestrująca kąt obrotu głowy ustawiono była tak, żeby środek rejestrowanego obrazu pokrywał się ze środkiem rozszerzonego pulpitu. W każdym badaniu przeprowadzonych dla każdej z 3 konfiguracji ekranów, wzięło udział 10 osób. Wyniki uzyskane dla konfiguracji A zostały przedstawione w tabeli 3.3.

Etap	Względem Dwóch ekranów		Względem głównego ekranu		Względem dodatkowego ekranu	
	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami
1	9,88	7,17	-	-	-	-
2	16,19	4,39	8,41	3,03	17,26	3,61
3	13,63	4,37	8,17	1,92	10,47	3,69
4	13,1	2,7	9,11	4,12	16,62	5,81
Cały test	13,66	4,2	8,56	3,02	14,78	4,37

Tabela 3.3. Wyniki dla konfiguracji A

Tabela 3.4 zawiera wyniki uzyskane dla konfiguracji B.

Etap	Względem Dwóch ekranów		Względem głównego ekranu		Względem dodatkowego ekranu	
	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami
1	11,01	4,17	-	-	-	-
2	11,27	2,75	12,65	2,72	9,19	7,27
3	9,91	3,09	8,17	5,77	11,13	5,02
4	11,74	3,04	11,27	3,63	11,98	5,05
Cały test	11	2,96	10,70	4,04	10,77	5,78

Tabela 3.4. Wyniki dla konfiguracji B

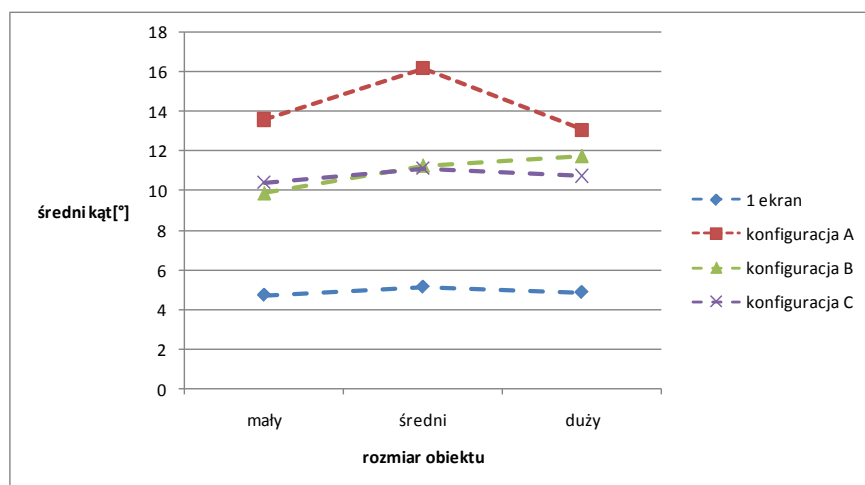
Wyniki dla konfiguracji C zostały przedstawione w tabeli 3.5. Założono, że w testach z dwoma monitorami, pojawiający się losowo obiekt mógł powodować większe ruchy głowy związane z przeniesieniem uwagi wzrokowej z jednego ekranu na drugi. W celu pełniejszego zobrazowania obrotów głowy w środowisku dwuekranowym, dodatkowo obliczenia kątów zostały wykonane oddzielnie względem każdego z ekranów.

Dla zebranych danych sprawdzono, czy rozmiar pojawiającego się obiektu miał wpływ na zakres ruchów głowy.

Etap	Względem Dwóch ekranów		Względem głównego ekranu		Względem dodatkowego ekranu	
	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami	średni kąt	śr. różnica pomiędzy kolejnymi kątami
1	7,11	3,69	-	-	-	-
2	11,12	2,42	11,67	6,08	10,27	6,66
3	10,41	4,57	10,53	6,19	10,57	5,59
4	10,73	3,25	11,06	3,91	11,02	5,72
Cały test	10,75	3,41	11,09	5,39	10,62	5,99

Tabela 3.5. wyniki dla konfiguracji C

Wykres 3.8 przedstawia zależność pomiędzy średnim zarejestrowanym kątem obrotu głowy, w testach dla poszczególnych konfiguracji, a rozmiarem śledzonego obiektu.



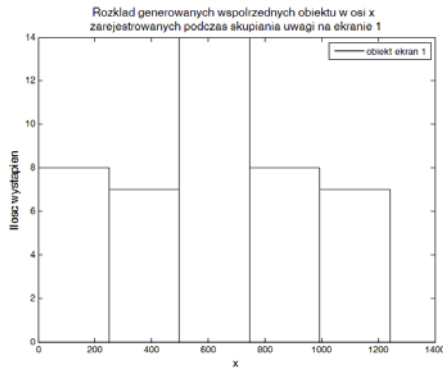
Rys. 3.8. Zależność pomiędzy średnim zarejestrowanym kątem obrotu głowy a rozmiarem śledzonego obiektu

Z uwagi na to, że pozycje obiektów generowane były losowo, sprawdzono ile obiektów podczas każdego z badań w określonej konfiguracji ekranów zostało wygenerowanych na ekranie 1. i na ekranie 2. Wyniki przedstawiono w tabeli 3.6.

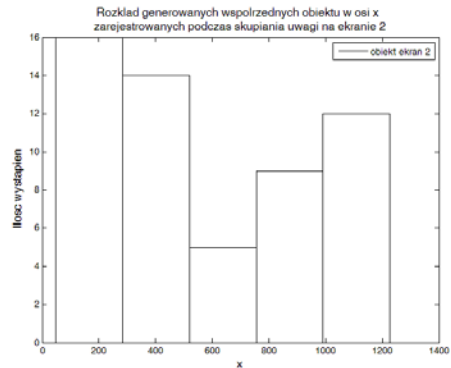
	Ekran1	Ekran2
konfiguracja A	163	137
konfiguracja B	160	140
konfiguracja C	157	143

Tabela 3.6. Porównanie całkowitej liczby wygenerowanych pozycji obiektów na ekranie 1 i 2

Dodatkowo sprawdzono rozkład punktów oraz pomierzonych kątów dla całego testu, jak i dla poszczególnych etapów. Wyniki dla serii pomiarów przeprowadzonych dla konfiguracji C przedstawiono na wykresach 3.9 - 3.12. Wyniki dla etapu 1. zostały pominięte, ponieważ pozycje pojawiającego się obiektu były znane.



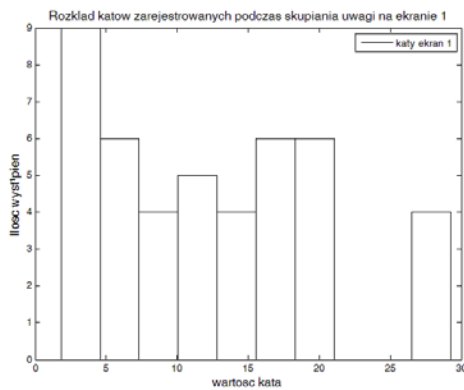
(a)



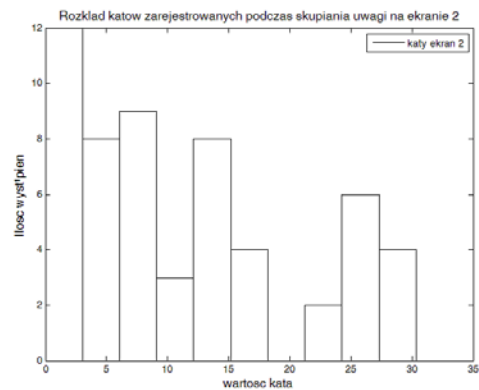
(b)

Rys. 3.9. rozkład pozycji obiektu a) na ekranie 1. b) na ekranie 2. wygenerowanych podczas serii pomiarowych dla etapu 2

Wykres 3.9 przedstawia rozkład pozycji obiektu w osi x osobno dla ekranu 1. i 2. wygenerowanych dla etapu 2. dla wszystkich serii pomiarowych.



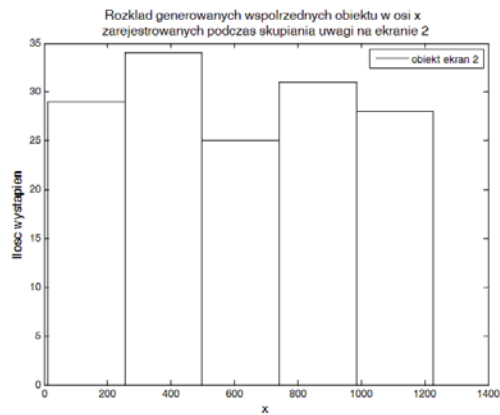
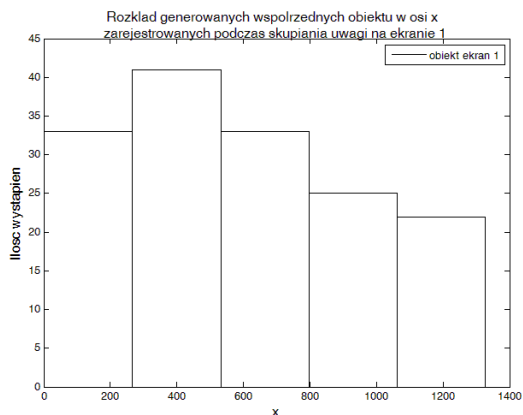
(a)



(b)

Rys. 3.10. Rozkład kątów obrotu głowy, zarejestrowanych dla a) ekranu 1. b) ekranu 2. dla pozycji obiektu wygenerowanych podczas serii pomiarowych dla etapu 2.

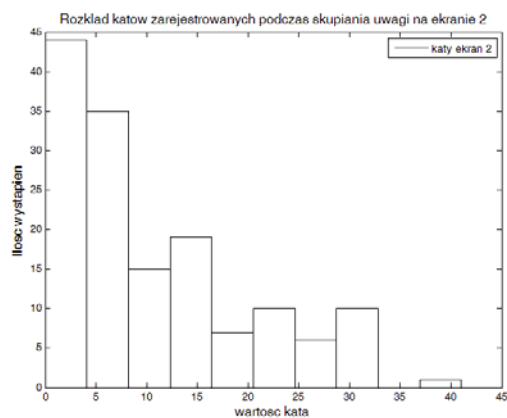
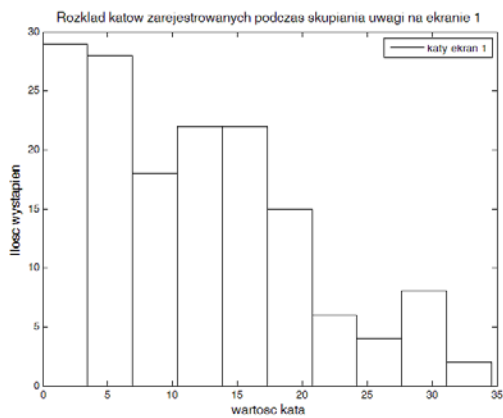
Rozkład kątów pomierzonych podczas tego etapu testów został przedstawiony na rysunku 3.10. Odpowiednio na wykresie 3.11 i na wykresie 3.12 przedstawiono kąty obrotu głowy zarejestrowane dla prób podjętych we wszystkich etapach.



(a)

(b)

Rys. 3.11. Rozkład pozycji obiektu a) na ekranie 1. b) na ekranie 2. wygenerowanych podczas serii pomiarowych dla całego testu



(a)

(b)

Rys. 3.12. Rozkład kątów obrotu głowy, zarejestrowanych dla a) ekranu 1. b) ekranu 2. dla pozycji obiektu wygenerowanych podczas serii pomiarowych dla całego testu

3.5. Podsumowanie

W sumie w testach wzięło udział 21 osób w wieku od 18 do 82 lat o różnym stopniu zaawansowania w korzystaniu z komputera.

Rozkład generowanych obrazów zapewnił ich występowanie w całym zakresie obrotów. Gwarantuje to poprawność zebranych danych. Pierwszą informacją uzyskaną w wyniku przeprowadzonych badania jest wartość początkowa kąta obrotu głowy w pracy z komputerem. Jak wynika z danych zamieszczonych w tabeli 3.1, przeciętny uczestnik testu siadał do komputera z głową obróconą pod kątem około 4°. W pracy z jednym ekranem, podczas wykonywania zadań, przeciętny użytkownik obracał głowę średnio o kąt 6°. W kolejnym kroku sprawdzono jak zmienia się ta wartość podczas pracy z dwoma ekranami. W tym celu sprawdzono 3 różne konfiguracje ustawienia monitorów. Okazało się, że w przypadku

konfiguracji A (dodatkowy ekran przesunięty za ekran podstawowy) średni zarejestrowany kąt obrotu głowy jest prawie trzykrotnie większy niż w przypadku stanowiska jednoekranowego. Taka konfiguracja jest jednak nietypowa. Prawdopodobnie najczęściej spotykaną konfiguracją monitorów jest ustawienie ich jeden obok drugiego. Badania przeprowadzone dla ustawienia dodatkowego ekranu po lewej (konfiguracja B) i po prawej (konfiguracja C) stronie od ekranu głównego pokazują, że średnia zmiana kąta jest niemal dwukrotnie większa niż w przypadku stanowiska jednoekranowego i nie przekracza 12° . W przypadku konfiguracji dwuekranowych, średni kąt obrotu głowy został dodatkowo policzony względem każdego z ekranów. Wyniki pomiarów wykonanych dla typowej konfiguracji ekranów (konfiguracja B i C) pokazują, że przeciętny uczestnik obraca głowę o taki sam kąt (10° - 11°) względem jednego i drugiego ekranu. Pewien wyjątek stanowią wyniki uzyskane w testach dla konfiguracji A, gdzie zarejestrowany względem dodatkowego ekranu średni kąt obrotu głowy jest niemal dwukrotnie wyższy, niż ten zarejestrowany względem ekranu podstawowego. Takie wyniki można jednak wytłumaczyć nietypowym ustawieniem ekranu. Zwłaszcza fakt odsunięcia go od użytkownika ok. 30cm dalej niż podstawowy ekran mógł wpłynąć na zwiększone ruchy głowy.

Jak pokazano na wykresie 3.6, dla całego przyjętego zakresu kątów obrotu głowy ($\alpha \in \langle 0; 70 \rangle$), średni błąd pomiaru kąta $\Delta\alpha$ zauważalnie rośnie, dla kąta pochylenia głowy $\beta > 20^\circ$. Dla $\beta < 20^\circ$ średni błąd nie przekracza 1° . Dla małych kątów obrotu głowy błąd ten jest jeszcze mniejszy. Zestawiając wyniki pomiarów z szacowaniem błędu metody pomiarowej można przyjąć, że uzyskane wyniki odpowiadają rzeczywistej sytuacji.

Podczas testu użytkownik śledził obiekt, którego wielkość ulegała zmianie. Jak ilustruje to wykres 3.8, rozmiar obiektu nie ma jednak większego wpływu na średni zarejestrowany kąt obrotu głowy.

Podczas etapów 2-4 zarówno pozycja tak jak i ekran, na którym pojawi się obiekt były generowane losowo. Jak pokazuje zestawienie przedstawione w tabeli 3.6, dla każdej konfiguracji dwuekranowej, nieznacznie więcej punktów było generowanych na ekranie podstawowym. Różnice te nie są jednak znaczące. Dodatkowo, jak pokazują wykresy 3.11, rozkład pozycji obiektu jest równomierny dla każdego ekranu. W przypadku rozkładu wartości kątów są one rozłożone zdecydowanie bardziej równomiernie dla pomiarów wykonanych względem ekranu 1., niż w przypadku ekranu 2. (Rys. 3.12).

Podsumowując, przedstawione wyniki mają charakter poglądowy. Celem przeprowadzonych testów było zobrazowanie przybliżonego zakresu ruchów głowy podczas pracy z kilkoma monitorami. Stanowisko pomiarowe pozwalało rejestrować przybliżony kąt. Głównym założeniem było jednak zapewnienie użytkownikowi możliwie swobodnej i naturalnej pracy. Uzyskane wyniki pokazują, że zwiększenie liczby ekranów wymusza większy ruch głowy. Dodatkowo, można zauważyć, że ruch głowy względem jednego tylko monitora podczas pracy

w środowisku dwuekranowym też ulega zwiększeniu. Wyniki pokazują, że rozmiar obiektów prezentowanych na ekranach nie wpływa znacząco na ruch głowy

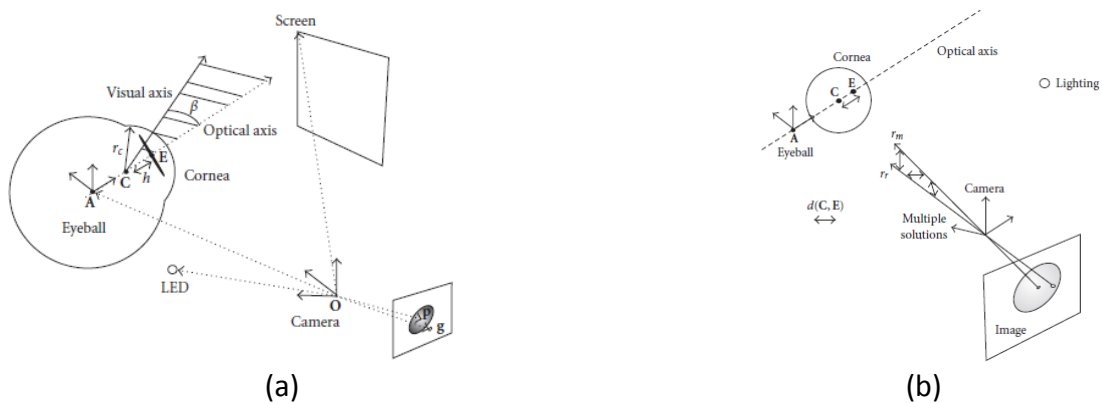
4. Akwizycja rozkładu uwagi wzrokowej w pracy z EDM

Do oceny pracy w EDM został użyty interfejs, który pozwalał na estymację fiksacji w różnych obszarach zainteresowania. Pozwala on na akwizycję danych jednocześnie nie wpływając negatywnie na komfort pracy użytkownika. Oznacza to, że zapewnia poprawną estymację fiksacji nawet przy ruchach głowy względem ROI. Poprawne działanie urządzenia śledzącego wzrok jest zależne od wielu czynników. Należą do nich przyjęty algorytm estymacji fiksacji, dokładność detekcji źrenicy, przyjęty model oka, rozdzielczość użytych kamer, czy sposób oświetlenia oka. W rozdziale czwartym przedstawiono projekt użytego interfejsu, opracowane algorytmy detekcji źrenicy i ekranu wraz z wynikami ich działania. Na przykładzie modeli geometrycznych została opisana zasada działania estymacji fiksacji w obszarze ROI. Przedstawiono też dwa różne algorytmy estymacji fiksacji w obszarze ROI.

4.1. Metody estymacji punktu fiksacji

W swojej pracy [97] autorzy dokonali podziału urządzeń śledzących wzrok ze względu na metodę określania punktu fiksacji, wyodrębniając metody wykorzystujące model geometryczny oraz oparte na interpolacji.

Metoda wykorzystująca model geometryczny zakłada estymację punktu fiksacji na podstawie zależności geometrycznych pomiędzy położeniem oka, źródła światła i kamery. Zakłada się przy tym, że tzw. oś wzroku (ang. Line of Sight - LoS) reprezentuje możliwe fiksacje w przestrzeni 3D. Natomiast tzw. punkt zainteresowania (ang. Point of Regard - PoR) jest reprezentacją fiksacji na płaszczyźnie 2D. Autorzy dokonują kolejnego podziału wyodrębniając 3 zasadnicze grupy modeli geometrycznych wykorzystywanych w estymacji fiksacji: modele bazujące na charakterystycznych punktach (wykorzystanie pozycji środka źrenicy, odbicia od rogówki - tzw. glintu, pozycji wielu odbić od rogówki, relacji pomiędzy pozycją środka źrenicy i odbicia/odbić od rogówki), modele bazujące na kształcie (wykorzystuje kontur źrenicy), modele hybrydowe (wykorzystuje kontur źrenicy i pozycje odbić od rogówki).



Rys. 4.1. System śledzenia wzroku [98] a) model wyjściowy b) model projekcji punktów oka na obraz z kamery

W użytych modelu (Rys. 4.1) przyjęto oznaczenia:

- "A" - środek gałki ocznej,
- "C" - środek rogówki,
- "E" - środek źrenicy,
- "h" - odległość pomiędzy środkiem źrenicy i rogówki,
- " r_c " - promień rogówki,
- " β " - kąt pomiędzy osią optyczną a osią patrzenia,
- "p" - środek źrenicy w obrazie przechwyconym z kamery,
- "g" - środek odbicia od rogówki (potocznie - glintu),
- "O" - punkt referencyjny, punkt główny układu optycznego (*camera projection center*).

Wykorzystanie modelu geometrycznego pozwala na znalezienie pozycji (w 3 wymiarach) osi optycznej oka w stosunku do pozycji kamery przy zachowaniu możliwości swobodnych ruchów głowy. Oś optyczna może być zdefiniowana jako prosta łącząca 2 z 3 zdefiniowanych w modelu punktów to jest "A", "C" czy "E" jeśli ich pozycja jest znana w stosunku do pozycji kamery. Ponadto wyznaczenie pozycji osi optycznej jest możliwe przy założeniu, że r_c , β , oraz odległość h są znane (np. wyznaczone podczas kalibracji). Analizując przedstawiony na ilustracji model i założenia można też zauważyć, że układ musi zawierać zewnętrzne źródło światła, które spowoduje odbicie od rogówki (glint). Zatem z wymienionych przez autorów modeli tylko te, które uwzględniają tzw. glinty mogą być wykorzystane.

W modelu wykorzystującym punkty zakłada się, że przy znanej relatywnej pozycji źródła światła względem kamery p jest reprezentacją E , a g reprezentuje C w obrazie rejestrowanym przez kamerę. Znając pozycję p i g oraz O można zrzutować możliwe pozycje E i C w przestrzeni 3D za pomocą prostych przechodzących przez O i p oraz O i g . Na ilustracji 4.1b, proste te zostały oznaczone kolejno jako r_m i r_r . Znając odległość h można wyznaczyć pozycję E i C . Jednak wykorzystując tylko jeden punkt reprezentujący odbicie od rogówki, pomiędzy prostymi istnieje więcej niż jedno rozwiązanie spełniające równanie $d(C,E) = h$ (Rys. 4.1b). Autorzy proponują wprowadzić dodatkowe źródło światła. Spowoduje to powstanie większej ilości odbić od rogówki. Przy założeniu, że znane jest r_c możliwe jest zapisanie równania $d(C_i, C) = r_c$, gdzie C_i reprezentuje punkt załamania światła na rogówce. Znając pozostałe parametry - h i r_m można przybliżyć pozycję C i E i wyznaczyć oś optyczną. Podobnie jest w przypadku modelu hybrydowego. W celu wyznaczenia osi optycznej również potrzebne jest więcej niż jedno dodatkowe źródło światła pozwalające na stworzenie odbicia od rogówki.

Autorzy przeprowadzili testy dokładności określania punktu fiksacji na podstawie modelu geometrycznego pozwalającego na wyznaczenie osi optycznej. W testach wzięło udział 10 osób, które miały za zadanie patrzeć na wybrane punkty przedstawione na tablicy oddalonej o 40-50cm. Podczas testów nie było restrykcji dotyczących ruchów głowy. Uczestnicy jednak nie mogli ruszać głową w momencie fiksowania wzroku na wybranym punkcie. Dokładność, z jaką ta

metoda pozwala śledzić wzrok, mieści się w granicach $0,7^\circ - 1,1^\circ$ i zależy od liczby użytych iluminatorów.

Do estymacji fiksacji można wykorzystać także interpolację [99]. W systemach śledzących wzrok funkcja interpolacji pozwala na estymację punktu fiksacji na podstawie pozycji źrenicy (bezwzględnej lub obliczanej względem odbicia od rogówki) zarejestrowanych dla zbioru punktów kalibracyjnych.

W swojej pracy [100] Morimoto zaproponował wykorzystanie wielomianu drugiego stopnia w celu odwzorowania pozycji źrenicy na ekranie monitora:

$$s_x = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + a_4x^2 + a_5y^2 \quad (4.1)$$

$$s_y = b_0 + b_1x + b_2y + b_3xy + b_4x^2 + b_5y^2 \quad (4.2)$$

gdzie: (s_x, s_y) to współrzędne punktów kalibracyjnych na ekranie, a (x, y) to współrzędne pozycji źrenicy. Do obliczenia współczynników $(a_0...a_5, b_0...b_5)$ wykorzystana została zaproponowana metoda najmniejszych kwadratów.

Zastosowanie tej metody nie rozwiązuje jednak problemu związanego z wpływem ruchu głowy na dokładność określania punktu fiksacji. Zauważono, że wykorzystanie tzw. obrazów Purkiniego [101] pozwala na kompensację ruchów głowy w pracy z urządzeniami śledzącymi wzrok. Najbardziej popularne jest wykorzystanie pierwszego obrazu Purkiniego. W tym celu wprowadza się dodatkowe oświetlenie (najczęściej podczerwień) i rejestruje się odbicie światła od rogówki. Zauważono bowiem, że podczas ruchów gałki ocznej pozycja źrenicy zmienia się znacząco w stosunku do stałego położenia kamery, podczas gdy zmiana położenia odbicia jest niewielka. Zauważono również, że gdy oko pozostaje nieruchome, a zmianie ulega położenie kamery to różnica w położeniu środka źrenicy względem środka odbicia od rogówki jest niewielka (Rys. 4.2) [102].



(a)



(b)

Rys. 4.2. Przykład zmiany położenia odbicia od rogówki względem źrenicy: a) podczas zmiany fiksacji i b) podczas zmiany położenia głowy z utrzymaniem fiksacji na PoR [102]

Wykorzystując opisane zjawisko, wielomian można przedstawić następująco:

$$S_x = a_0 + a_1x_{p-cr} + a_2y_{p-cr} + a_3x_{p-cr}y_{p-cr} + a_4x_{p-cr}^2 + a_5y_{p-cr}^2, \quad (4.3)$$

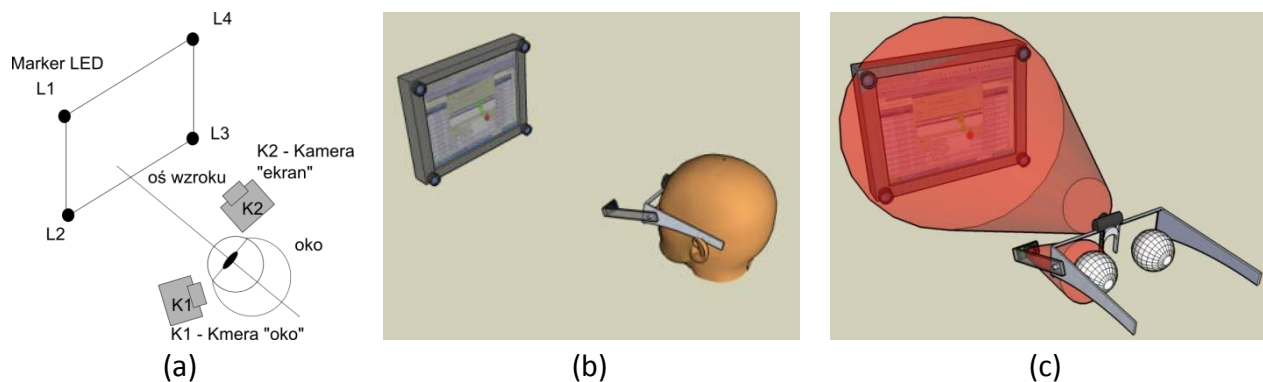
$$S_y = b_0 + b_1x_{p-cr} + b_2y_{p-cr} + b_3x_{p-cr}y_{p-cr} + b_4x_{p-cr}^2 + b_5y_{p-cr}^2, \quad (4.4)$$

gdzie (x_{p-cr}, y_{p-cr}) przedstawiają współrzędne wektora pomiędzy środkiem źrenicy a środkiem odbicia od rogówki.

Rejestrowanie odbicia od rogówki jest bardzo popularną i powszechnie stosowaną metodą kompensacji ruchów głowy [103], [104], [105], [106], [107], [108], [109], [110], [111], [112].

4.2. Estymacja punktu fiksacji w opracowanym interfejsie

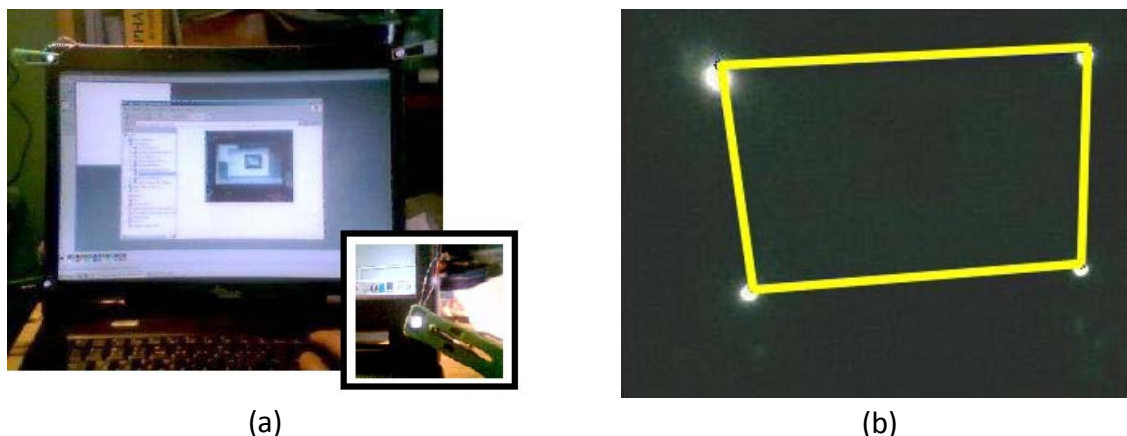
Zaprojektowany interfejs "eTrack", do komunikacji i rejestracji fiksacji w środowisku wieloekranowym [113], [114], jest modyfikacją wcześniej zaprojektowanego interfejsu "eyemouse"[115], [116]. Wykorzystuje dwie kamery zamontowane na przystosowanych do tego oprawkach okularów. Obydwie kamery wyposażone są w filtr blokujący światło widzialne i przepuszczający podczerwone. Dodatkowo, do zaznaczenia obszaru ROI w obrazie sceny, wykorzystane zostały markery LED. Pierwsza kamera (K1) śledzi źrenicę, druga kamera (K2) obserwuje scenę. Kamera K1 rejestrowała obraz źrenicy z częstotliwością 15-20 klatek na sekundę (liczba zarejestrowanych klatek była zależna od min. od użytego sprzętu i zainstalowanego na nim oprogramowania) czyli pozycji źrenicy była obliczana ~ co 50ms. Dodatkowo optyka kamery K2 śledzącej scenę została zmodyfikowana. W celu zwiększenia zakresu rejestrowanej sceny standardowa soczewka kamery została uzupełniona o zestaw soczewek wizjera. Pozwoliło to uzyskać szeroki kąt rejestracji obrazu. Układ kamer oraz rejestrowane przez nie obszary zostały przedstawione na rysunku 4.3.



Rys. 4.3. Model komunikacji a) schemat ideowy, b) model 3D, c) wizualizacja obszaru rejestracji użytych kamer

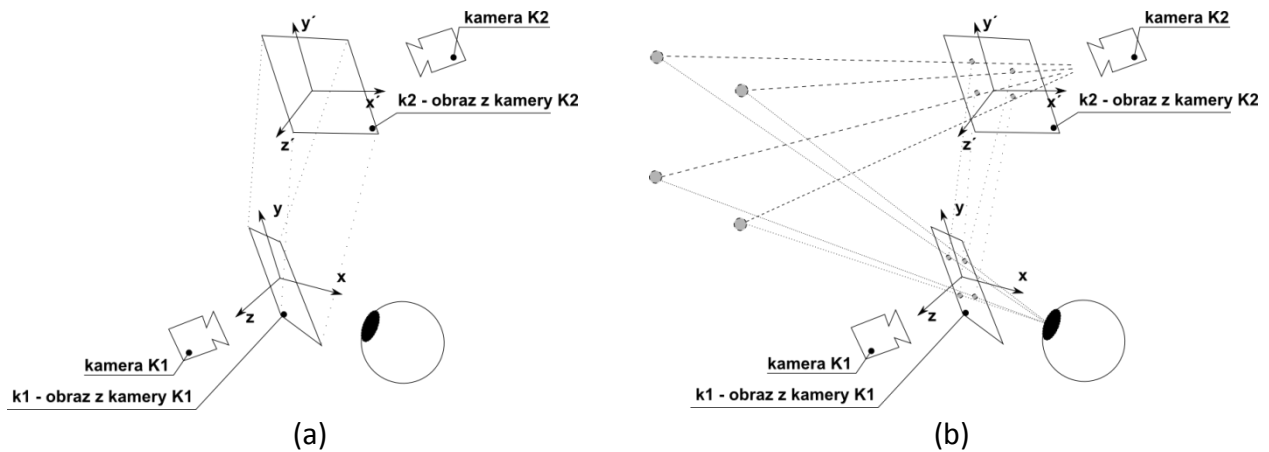
Kamera "K1" przesyła zarejestrowany obraz 2D w celu ekstrakcji pozycji środka źrenicy. W zarejestrowanym przez kamerę "K2" obrazie sceny, identyfikowany jest ekran monitora (Rys. 4.4). Jego szybka identyfikacja jest możliwa dzięki zastosowaniu markerów z diod LED świecących światłem podczerwonym (960nm). Wykorzystanie markerów w celu identyfikacji było wcześniej stosowane w urządzeniach śledzących wzrok [107], [108]. Ich zadaniem było

jednak stworzenie refleksów na powierzchni gałki ocznej (tzw. glintów) i wykorzystanie relacji pomiędzy ich pozycjami i pozycją środka źrenicy. W proponowanym rozwiązaniu markery służą wyodrębnieniu ekranu monitora w obrazie rejestrowanym przez kamerę "K2". Zakres rejestrowanego otoczenia zależy od parametrów wykorzystywanej kamery (użytej optyki oraz matrycy).



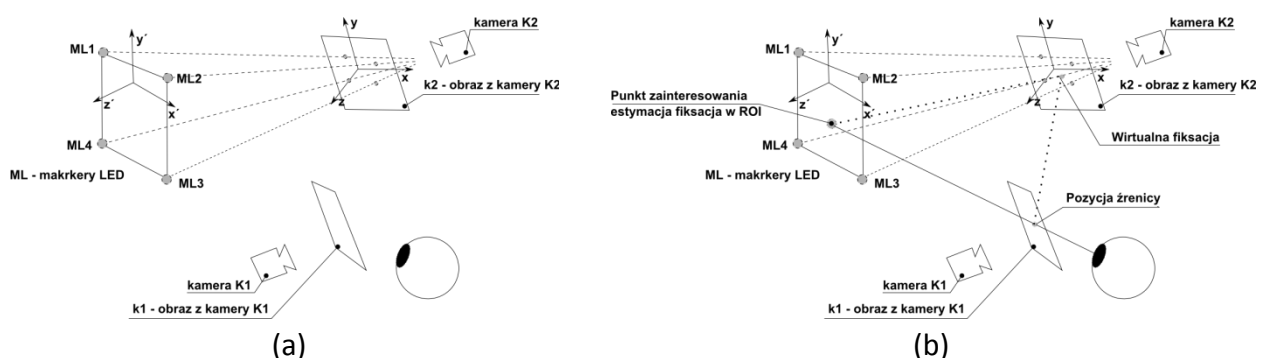
Rys. 4.4. Ekran monitora a) oznaczony markerami LED, b) wynik detekcji ekranu

Użycie markerów LED pozwala zatem na estymację punktu fiksacji w obszarze ROI, którym w ramach przeprowadzonych badań był monitor. Estymacja fiksacji w obszarze ROI jest możliwa dzięki powiązaniu informacji pozyskanej z obrazów rejestrowanych przez K1 i K2. Dwie kamery oraz markery LED zostały użyte w celu stworzenia interfejsu, który pozwoli na kompensację ruchów głowy. Użyty algorytm zakłada wykorzystanie transformacji perspektywicznej do rzutowania pozycji źrenicy z obrazu k1 na obraz sceny k2 oraz obrazu k2 na obszar ROI. Rzutowanie perspektywiczne pozwala uzyskać obraz zbliżony do rzeczywistego położenia oka. Trzeba jednak brać pod uwagę, że rzut na płaszczyznę będzie tylko przybliżeniem obrazu oka. Rzutowanie z wykorzystaniem transformacji perspektywicznej zakłada, że na podstawie 4 punktów z jednego planu i odpowiadających im 4 punktom drugiego planu można policzyć macierz transformacji, za pomocą której odwzorujemy wszystkie punkty z planu pierwszego na płaszczyźnie planu drugiego. Można zatem przyjąć, że narożnikom obrazu k1 odpowiadają narożniki obrazu k2 (Rys. 4.5a), obliczyć macierz transformacji i na jej podstawie rzutować pozycję źrenicy na obraz sceny. Pożądane jest jednak, żeby rzut pozycji źrenicy na obraz sceny pokrywał się z punktem zainteresowania. W tym celu należy obliczyć macierz transformacji ($T1$) na podstawie 4 punktów o znanej pozycji w obrazie sceny i odpowiadających im 4 pozycjom źrenicy (Rys. 4.5b). Żeby pozyskać taki zestaw punktów, należy przeprowadzić kalibrację. Użytkownik patrzy na zadane punkty, których pozycja w obrazie sceny jest odczytywana (znana). Dla każdego punktu rejestrowana jest odpowiadająca mu pozycja źrenicy.



Rys. 4.5. Model geometryczny interfejsu eTrack a) rzut perspektywiczny obrazu k1 na obraz k2, b) rzut perspektywiczny obrazu k1 na obraz k2 w odniesieniu do punktów o znanej pozycji w obu obrazach

Od momentu kalibracji, każda pozycja źrenicy zarejestrowana w obrazie k1 ma swoją reprezentację w obrazie k2, w postaci wirtualnej fiksacji wskazującej punkt zainteresowania (wirtualna pozycja oznacza, że pozycja ROI lub fiksacji przedstawiona jest w układzie współrzędnych k2). Następnym krokiem jest obliczenie punktu fiksacji w obszarze ROI. Jest on oznaczony przez 4 markery LED, które są wykrywane w obrazie k2. Zatem ich pozycja w obrazie k2 jest znana. Nie jest możliwe podanie bezwzględnej pozycji markerów LED, ale można założyć, że ROI ma swój układ współrzędnych (Rys. 4.6a). W przypadku monitora można posłużyć się jego rozdzielczością i przypisać markerom LED pozycję wynikającą z rozmieszczenia ich na ekranie komputera. Możliwe jest zatem obliczenie macierzy transformacji (T2), która pozwoli na rzut obrazu k2 na obszar ROI. Ponieważ położenie ROI, tak jak jego reprezentacja w obrazie k2 są znane, można dokonać obliczeń dla każdej przechwyconej klatki obrazu sceny bez konieczności kalibracji. Obraz k2 zawiera informacje o wirtualnych pozycjach ROI oraz fiksacji. Można zatem dzięki macierzy transformacji T2 policzyć pozycję fiksacji w obszarze ROI (Rys. 4.6b).



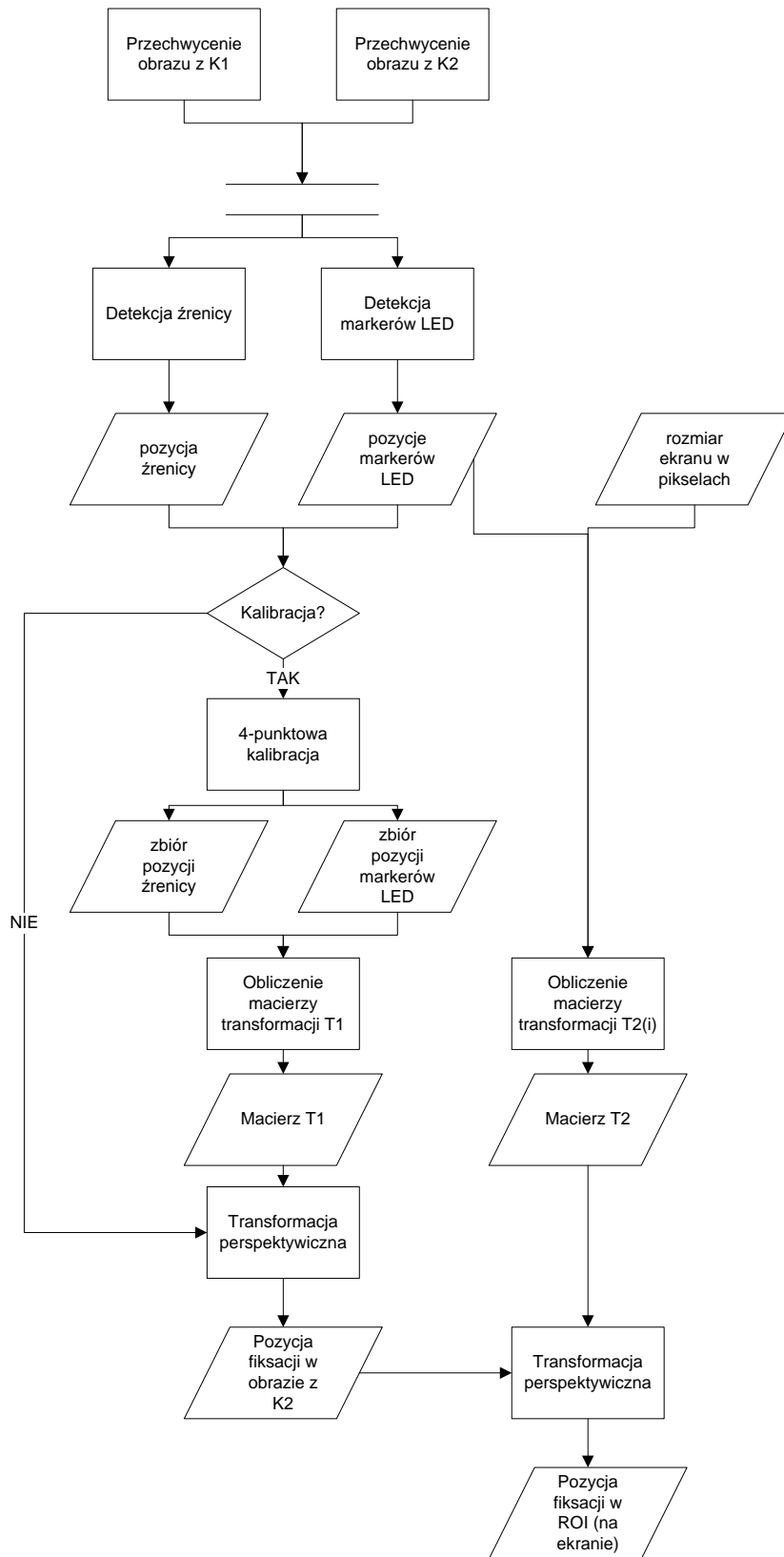
Rys. 4.6. Model geometryczny interfejsu eTrack. a) rzut obrazu k2 na obszar ROI, b) estymacja położenia fiksacji w obszarze ROI dla danego punktu zainteresowania

Macierz transformacji T2 obliczana jest dla każdej nowej klatki obrazu przechwyconego przez K2. Przedstawiony model pozwala na obliczanie fiksacji w obszarze ROI dla różnych jego pozycji

w przestrzeni przy założeniu, że K1, K2 i ślądzone oko pozostają ze sobą w stałej relacji (jest zachowana ścisła relacja pomiędzy płaszczyznami k1 i k2 od momentu obliczenia macierzy transformacji).

W odróżnieniu od większości systemów ślądzących wzrok, pozycja źrenicy nie jest rzutowana bezpośrednio na obszar ROI ale na jego reprezentację w obrazie kamery K2. Dzięki detekcji pozycji ROI w obrazie sceny, możliwe jest sprawdzenie czy fiksacja znajduje się w obszarze ROI czy nie. Dopiero obraz ROI i punkt reprezentujący fiksację w obrazie k2 rzutowane są na rzeczywisty obszar ROI. Oznacza to, że można dokładnie estymować rzeczywistą pozycję fiksacji w ROI nawet podczas ruchów głowy. Ponieważ oko ma powierzchnie sferyczną to trudno określić jak geometrycznie będą układać się kolejne pozycje źrenicy odpowiadające punktom kalibracyjnym. Może to oznaczać, że odległości pomiędzy kolejnymi punktami kalibracyjnymi będą takie same ale odległości pomiędzy odpowiadającymi im pozycjami źrenicy będą różne. Podobnie może być z obrazem ROI w k2 przy nachyleni kamery rejestrującej scenę w stosunku do ROI. Wykorzystanie transformaty perspektywicznej pozwala na tzw. warping, co pomaga np. w odwzorowaniu zbioru punktów o różnych odległościach na zbiór punktów równoodległych od siebie.

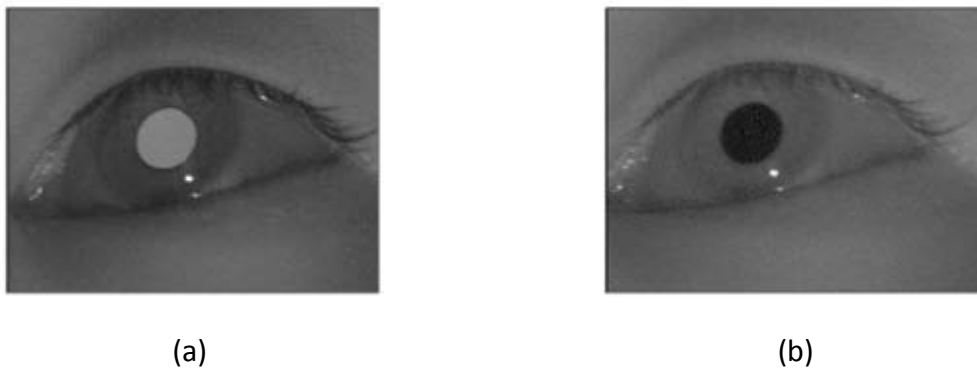
Podstawowy algorytm estymacji źrenicy w obszarze ROI przedstawiony jest na schemacie blokowym (Rys. 4.7). Przedstawione rozwiązanie wymaga użycia dwóch kamer, których rozdzielczość wpływa na wyniki detekcji źrenicy, ekranów oraz algorytmów estymacji fiksacji. Wiadomo, że wzrost rozdzielczości może oznaczać spadek częstotliwości akwizycji obrazu przez kamerę. W przedstawionym interfejsie K1 ma rozdzielczość 320x240 pikseli a K2 640x480. Ponad to na spadek częstotliwości z jaką działa kamera może wpływać zaimplementowany algorytm. Jeśli w obrazie sceny znajduje się dużo regionów zainteresowania to częstotliwość z jaką pracuje kamera może się obniżyć. Ze względu na mniejszą rozdzielczość K1 pracuje z większą częstotliwością niż K2. W celu zapewnienia możliwe dużej liczby zarejestrowanych fiksacji w obszarze ROI, obliczenia w oprogramowaniu zostały zrównoleglone (na rysunku 4.7 zostało to zaznaczone przez poziome linie). Osobne wątki programu odpowiedzialne są za akwizycję i przetwarzanie obrazu z K1 i K2. Przy założeniu, że częstotliwość fiksacji jest większa niż częstotliwość ruchów głowy wykonywanych podczas pracy z EDM, takie rozwiązanie skompensuje spadek częstotliwości akwizycji obrazu przez kamerę sceny.



Rys. 4.7. Algorytm estymacji punktu fiksacji w obszarze ROI

4.3. Metody detekcji źrenicy

W zależności od przeznaczenia, w urządzeniach śledzących wzrok wykorzystujących kamery wideo, stosuje się dodatkowe iluminatory. Użycie dodatkowego źródła światła w pewien sposób determinuje metodę detekcji źrenicy. W większości urządzeń śledzących wzrok, na podstawie obrazu wideo rejestrowanego przez kamerę/kamery obserwujące oko, detekcji źrenicy dokonuje się wykorzystując obraz rejestrowany w świetle podczerwonym. Zdarza się, że takie urządzenia działają w oparciu o kamery rejestrujące obraz kolorowy w świetle widzialnym, ale w chwili pisania tej pracy takie rozwiązania nie przeważały. Wykorzystanie podczerwieni pozwala bowiem na znaczne zmniejszenie błędu działania algorytmów detekcji źrenicy. Oświetlenie obrazu światłem podczerwonym wpływa na ustabilizowanie barwy i kontrastu w obrazie. Wyróżnia się dwie metody oświetlenia gałki ocznej za pomocą podczerwieni. Są to tak zwane metoda ciemnej źrenicy (ang. dark pupil) oraz metoda jasnej źrenicy (ang. bright pupil) (Rys. 4.8). Różnice polegają na ustawieniu iluminatorów oświetlających oko. W metodzie jasnej źrenicy iluminatory ustawione są zgodnie z osią optyczną obiektywu kamery. Oświetlające gałkę oczną promienie podczerwone, przechodząc przez źrenicę, ulegają odbiciu od dna oka. Sprawia to, że na rejestrowanym obrazie źrenica ma jasny kolor. Jest to taki sam efekt jaki występuje w przypadku czerwonych oczu w fotografii. Jeśli iluminatory oddalone są od osi optycznej kamery, wówczas rejestrowana źrenica ma ciemny, wręcz czarny (w zależności od ustawień kontrastu) kolor.



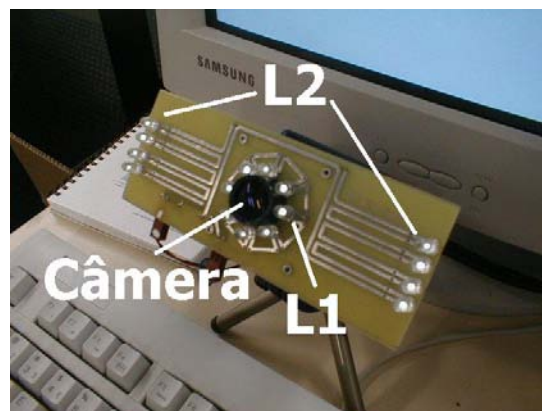
Rys. 4.8. Typy obrazów źrenicy a) jasna źrenica, b) ciemna źrenica [117]

Uzyskanie efektu jasnej źrenicy wydaje się nieznacznie ułatwiać dalszą analizę obrazu. Jednak istnieją czynniki, które mogą znacząco (negatywnie) wpływać na jakość uzyskanego obrazu. Dążąc do uzyskania efektu jasnej źrenicy należy brać pod uwagę wiek oraz warunki oświetlenia, w jakich urządzenie śledzące wzrok będzie pracować. Oba te czynniki mogą negatywnie wpływać na śledzenie oka. Z badań wynika, że metoda jasnej źrenicy dobrze sprawdza się u osób rasy kaukaskiej i latynoskiej. Udowodniono, że metoda ta daje gorsze rezultaty, w porównaniu z metodą ciemnej źrenicy, gdy rejestruje się ruch gałek ocznych u azjatów. Metoda ciemnej źrenicy nie jest tak zależna od warunków oświetlenia panujących w pomieszczeniu i przez to

lepiej sprawdza się w urządzeniach, które mają za zadanie pracować w świetle naturalnym. Natomiast makijaż czy rzęsy stanowią czynniki negatywnie wpływające na dokładność detekcji "ciemnej" źrenicy [118], [119]. Projektując urządzenie śledzące wzrok należy zatem zwrócić uwagę na szereg różnych czynników. Ważne jest przeznaczenie urządzenia, grupa docelowa, która go będzie używać oraz środowisko w jakim będzie stosowane.

Zarówno producenci komercyjnych rozwiązań jak i naukowcy są podzieleni co do stosowania metody iluminacji oka w projektowanych przez siebie urządzeniach. Część "eye trackerów" firmy LC Technologies wykorzystuje metody jasnej źrenicy [120]. Wykorzystanie tego zjawiska można również znaleźć w wielu publikacjach naukowych [121], [122], [123], [124]. Z kolei urządzenia firmy eye-com (<http://eyecomcorp.net/>) używają metody ciemnej źrenicy, która znajduje wielu zwolenników, również wśród naukowców [125], [126].

Wybór metody może być kluczowy w chwili gdy dokładność określenia środka źrenicy jest priorytetem (np. pupilometria). Yoshinobu Ebisawa zaproponował metodę polegającą na połączeniu iluminacji oka metodą jasnej i ciemnej źrenicy [127]. Metoda polegała na naprzemiennym oświetlaniu oka iluminatorami umieszczonymi wzdłuż osi optycznej kamery, co pozwalało na uzyskanie obrazu "jasnej źrenicy" oraz tymi umieszczonymi poza osią optyczną kamery (obraz "ciemnej źrenicy") (Rys. 4.9) [128], [129], [58]. Następnie zaproponował by zarejestrowane w krótkich odstępach czasu obrazy odejmować od siebie. W wyniku takiej operacji nasycenie barw w obszarze źrenicy jest znacznie większe niż otaczającego ją tła (powieki, tęczówka, rzęsy).



Rys. 4.9. Przykład rozmieszczenia diod LED umożliwiające zarejestrowanie jasnej i ciemnej źrenicy [129]

Metoda zaproponowana przez Ebisawę jest również często wybierana przy stosowaniu różnych algorytmów detekcji źrenicy [130], [131]. Metoda ta jest stosowana głównie przy użyciu kamer rejestrujących klatki z dużą częstotliwością. Ma to swoje uzasadnienie w tym, że algorytm określający środek źrenicy jest implementowany na obrazie będącym wynikiem 2 innych obrazów. Efektem tego jest obniżenie częstotliwości detekcji źrenicy. Główną zaletą tej metody

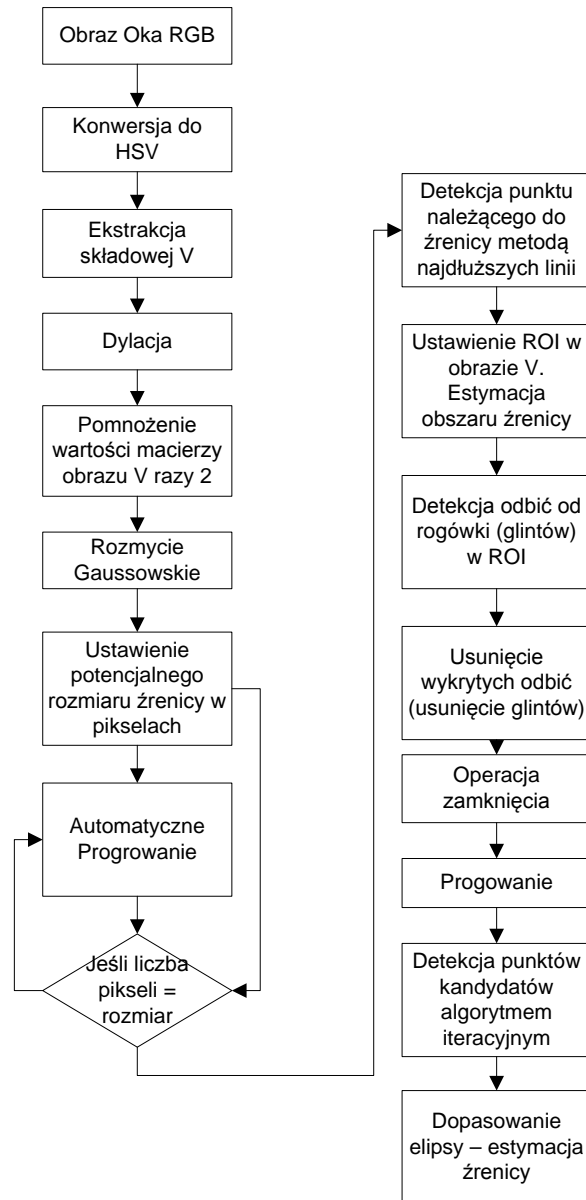
jest natomiast znaczne zwiększenie wyraźności źrenicy w obrazie, co wpływa na zwiększenie dokładności algorytmu detekcji. Firma Tobii w niektórych swoich rozwiązaniach stosuje obie metody naprzemiennie [132]. Użytkownik lub urządzenie dobiera metodę iluminacji w zależności od różnych czynników zewnętrznych lub uzyskiwanej dokładności detekcji źrenicy.

Prowadzone są też prace, w których nie wykorzystuje się żadnych dodatkowych iluminatorów a detekcji źrenicy i określenia jej parametrów (pozycja środka czy rozmiar) dokonuje się w obrazie zarejestrowanym przez kamerę w świetle naturalnym [133], [126]. Takie rozwiązanie nie pozbawia użytkowników informacji jaką w obrazie niesie kolor. Jednak taka metoda jest częściej stosowana w detekcji tęczówki niż źrenicy [134].

4.3.1. Algorytm detekcji źrenicy

Podstawą poprawnego działania projektowanego interfejsu, tj. prawidłowego wyznaczenia punktu fiksacji jest dokładna estymacja środka źrenicy (w przedstawionym algorytmie przyjęto estymację punktów fiksacji na podstawie pozycji środka źrenicy). W projektowanym urządzeniu były stosowane różne algorytmy detekcji źrenicy. Każdy kolejny algorytm miał na celu wyeliminowanie niedoskonałości poprzedniego. Na samym początku środek źrenicy był określany za pomocą algorytmu najdłuższej linii. Kolejny algorytm wykorzystywał dopasowanie źrenicy do kilku - kilkunastu punktów wyznaczonych na krawędzi źrenicy. W swojej ostatecznej wersji detekcja źrenicy i estymacja jej parametrów (szerokość, długość, środek) dokonywane są w dwóch etapach. W pierwszym, wybierany jest obszar, w którym potencjalnie znajduje się źrenica. Przybliżenie położenia źrenicy jest dokonywane na wstępnie przetworzonym obrazie (segmentacja, operacje morfologiczne) za pomocą algorytmu najdłuższej linii. W drugim etapie, wybierane są punkty z krawędzi źrenicy, do których następnie dopasowywana jest elipsa. Uproszczony schemat blokowy algorytmu detekcji źrenicy przedstawiony jest na rysunku 4.10.

Technika akwizycji obrazu ma istotny wpływ na wybór implementowanych algorytmów. Ze względu na przewidziane przeznaczenie interfejsu, a zwłaszcza fakt, że może być używany w różnych warunkach oświetlenia, wykorzystano efekt ciemnej źrenicy (ang. dark pupil). Ułatwia to znacznie segmentację obrazu. Wykorzystanie podczerwieni jako metody iluminacji gałki ocznej oraz zastosowanie filtra odcinającego światło widzialne pozwala ograniczyć niepożądane refleksy oraz wpływ oświetlenia z otoczenia na wynik działania algorytmu.



Rys. 4.10. Ogólny schemat algorytmu detekcji źrenicy

4.3.2. Segmentacja obrazu

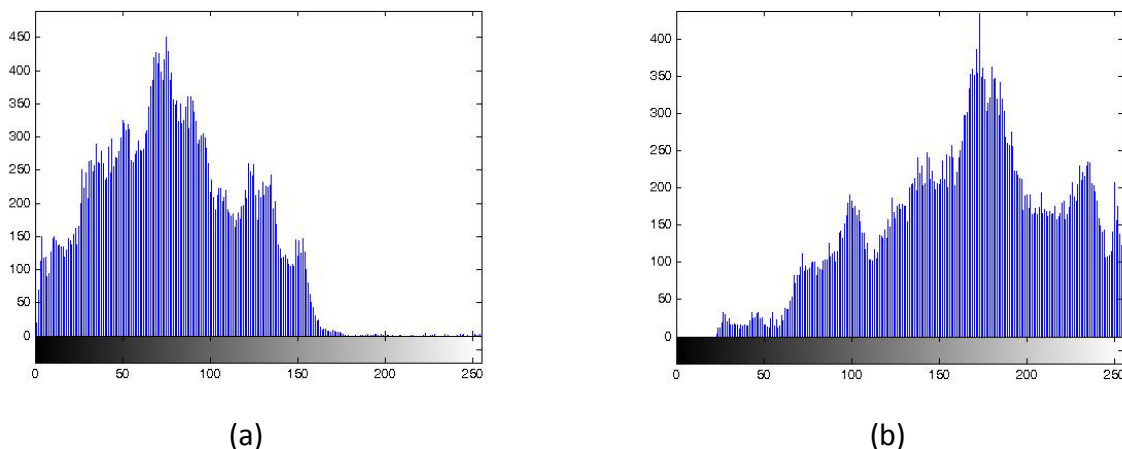
Ze względu na wykorzystanie zjawiska ciemnej źrenicy jest ona wyraźnie odznaczającym się elementem całego obrazu. W celu jej wyodrębnienia z obrazu dokonywana jest segmentacja obrazu - progowanie binarne. Operacja ta jest jednak poprzedzona zmianą przestrzeni barw z RGB (model barw obrazu przechwyconego z kamery). Model przestrzeni barw RGB wynika z właściwości odbiorczych ludzkiego oka, w którym wrażenie widzenia dowolnej barwy można wywołać przez zmieszanie w ustalonych proporcjach trzech wiązek światła o barwie czerwonej (R - ang. red), zielonej (G - ang. green) i niebieskiej (B - ang. blue). Przed przystąpieniem do operacji progowania binarnego obraz powinien być skonwertowany do skali szarości lub rozbity

na składowe (jedna macierz kolorów). W przypadku obrazu źrenicy zastosowana została konwersja do modelu barw HSV. W ramach prac zostały przetestowane różne składowe różnych modeli barw (m. in. składowa Z, modelu XYZ czy przetwarzanie obrazu w skali szarości). Obraz HSV został rozbity na 3 składowe ("H", "S", "V"). Dalszemu przetwarzaniu podlegała jedynie składowa "V" (ang. value - wartość) obrazu wejściowego.



Rys. 4.11. Obraz oka a) powstały w wyniku konwersji obrazu RGB do skali szarości, b) powstały w wyniku konwersji obrazu RGB do HSV i wyodrębnienia składowej "V"

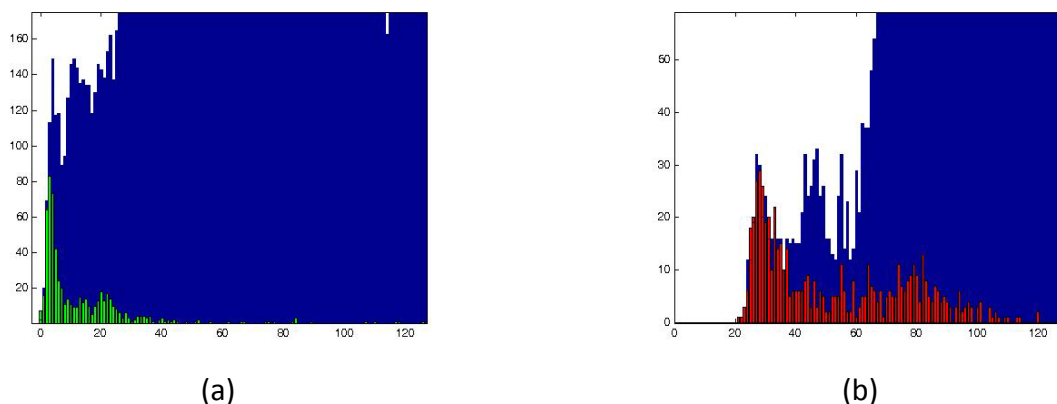
Na ilustracji 4.11 przedstawiono obraz oka przechwycony z kamery po konwersji do skali szarości (Rys. 4.11a) oraz składową "V" obrazu przekształconego do przestrzeni barw HSV (Rys. 4.11b). Kolejna ilustracja przedstawia histogramy wyznaczone odpowiednio dla obrazu a i b. Histogram pozwala zobrazować liczbę pikseli w obrazie o zadanym kolorze. Dla opisywanego przypadku, na osi "Y" histogramu znajdują się wagi kolorów w skali szarości (od 0-czarny, do 255 - biały). Wysokość prążka w histogramie odpowiada liczbie pikseli o danym kolorze w obrazie (oś "X").



Rys. 4.12. Histogram obrazu wejściowego w a) skali szarości oraz b) składowej "V" obrazu HSV

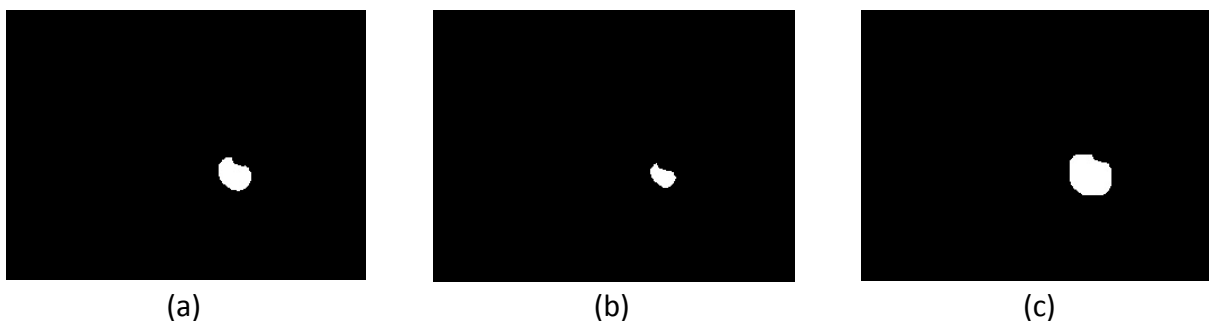
Dodatkowo z obrazów oka przedstawionych w skali szarości jak i składowej "V" z obrazu po konwersji do HSV, wyodrębnione zostały obrazy samej źrenicy. Następnie dla obu przypadków został obliczony histogram. W celu poglądowego określenia jaką część barw z przedziału od 0 do

50 (ciemne kolory) zajmuje źrenica w każdym z obrazów, policzone histogramy (Rys. 4.12) zostały nałożone na siebie (Rys. 4.13). Przedstawione wyniki potwierdzają założenie, że lepsze efekty (w postaci wyodrębnienia źrenicy w obrazie) da operacja segmentacji (progowania) zastosowana na obrazie składowej "V" obrazu wejściowego przedstawionego w przestrzeni barw HSV.



Rys. 4.13. Nałożone na siebie histogramy a) obrazu wejściowego w skali szarości (niebieski) i wyodrębnionego z niego obrazu źrenicy (zielony) oraz b) składowej "V" obrazu wejściowego przedstawionego w przestrzeni barw HSV (niebieski) oraz wyodrębnionego z niego obrazu źrenicy (czerwony)

Obraz po segmentacji (progowaniu) został poddany operacji erozji i dylatacji. Erozja (przy użyciu elementu strukturalnego) powoduje usunięcie elementów obszaru tła źrenicy nienależących do szukanego obiektu. Operacja erozji skutkuje również wygładzeniem krawędzi źrenicy. Operacja dylatacji pozwala na wypełnienie "zubożonego" obszaru źrenicy poprzez wypełnienie "pustych" przestrzeni (Rys. 4.14). [135], [136], [137].



Rys. 4.14. Obraz binarny a) oryginalny, b) po operacji erozji, c) po operacji dylacji

Na tak przygotowanym obrazie wejściowym został zastosowany algorytm detekcji obszaru zainteresowania (obszaru źrenicy)

4.3.3. Detekcja obszaru źrenicy

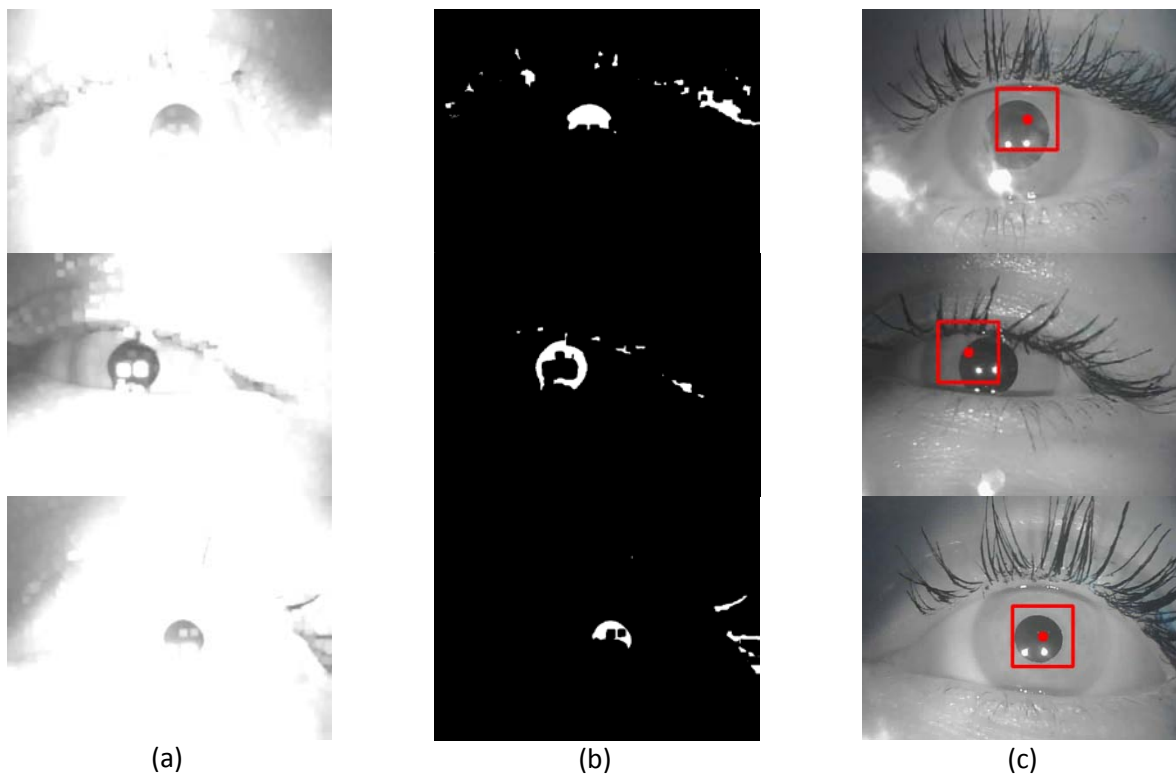
Detekcja obszaru zainteresowania w obrazie oka zarejestrowanym przez kamerę K1 jest w istocie detekcją obszaru obrazu, który może zawierać źrenicę. Jak pokazują ilustracje 4.11 oraz 4.14 zastosowanie odpowiedniej przestrzeni barw, segmentacji oraz operacji morfologicznych,

powinno dać obraz wyjściowy, na którym bezpośrednio można zastosować algorytm detekcji źrenicy. W rzeczywistości, przechwycony obraz może zawierać niepożądane artefakty, których nie da się usunąć stosując wymienione procedury wstępnego przetwarzania, lub których usunięcie skutkuje równocześnie degradacją pożądanego obrazu źrenicy. Takie artefakty mogą być spowodowane zmiennymi warunkami oświetleniowymi, makijażem (pomalowane maskarą rzęsy) lub innymi czynnikami trudnymi do zdefiniowania (np. cienie). W celu redukcji wpływu wymienionych zakłóceń zaproponowano multiplikację wartości macierzy obrazu oka. Wszystkie wartości macierzy zostały pomnożone razy 2. W obrazie, maksymalna wartość jaką może mieć jeden piksel to 255. Operacja skutkowałą rozjaśnieniem obrazu. Ponieważ, jak wynika z zamieszczonych histogramów, wartości pikseli w obszarze źrenicy nie przekraczają 80 to była ona rozróżnialna na powstałym obrazie. Na tak przygotowanym obrazie zastosowano operację progowania. Zaproponowana została metoda progowania automatycznego. Oznacza to, że program automatycznie dobiera próg to zadanej liczby pikseli jaką powinna zawierać źrenica. Na obrazie wynikowym można zastosować algorytm najdłuższych linii, [138], (ang. longest line detection, longest line scanning) pozwalających na estymację punktu należącego do źrenicy - Z0. Algorytm ten jest modyfikacją algorytmu polegającego na wyznaczaniu środka ciężkości w obrazie. Jest on implementowany na przygotowanym binarnym obrazie. Zasada działania tego algorytmu jest prosta. Obraz jest „skanowany” kolumna po kolumnie lub wiersz po wierszu. W każdej iteracji tworzone są wektory zawierające współrzędne początku każdej "czarnej" linii (przy założeniu, że w wyniku segmentacji, szukany obiekt zaznaczony jest czarnym kolorem), współrzędne końca każdej czarnej linii oraz wektor zawierający długość każdej linii. Wartości wektora zawierającego długości poszczególnych linii są różnicą wartości wektora zawierającego współrzędne końca linii oraz wartości wektora, w którym zapisane są współrzędne początków linii.

Algorytm można przedstawić następująco:

- Detekcja najdłuższej poziomej/pionowej „czarnej” linii,
- Estymacja środka najdłuższej „czarnej” linii,
- Estymacja promienia obszaru zainteresowania na podstawie długości wykrytego segmentu/linii.

W prezentowanym algorytmie, do estymacji punktu Z0, zastosowano detekcję poziomej i pionowej najdłuższej linii. Taki algorytm postępowania pozwala na estymację położenia źrenicy nawet u osób z silnym makijażem. Na ilustracji 4.15 przedstawiono wyniki działania algorytmu u osób z różnym makijażem.



Rys. 4.15. Wynik różnych etapów algorytmu detekcji obszaru źrenicy. W kolumnie a) wynik erozji i multiplikacji obrazu V, b) Wyniki progowania automatycznego, c) Wyniki detekcji punktu (Z0), od którego algorytm iteracyjny rozpocznie działanie

Punkt, Z0, wyznacza środek obszaru, w którym znajduje się źrenica. Może odbiegać od rzeczywistego środka źrenicy. Od punktu Z0, algorytm iteracyjny rozpoczyna wyszukiwanie punktów kandydatów leżących na krawędzi źrenicy.

4.3.4. Estymacja środka źrenicy - iteracyjny algorytm detekcji źrenicy

Detekcja źrenicy wykonywana jest z uwzględnieniem wyniku detekcji obszaru zainteresowania. Implementacja algorytmu detekcji źrenicy jest również poprzedzona wstępnym przetwarzaniem obrazu (operacja segmentacji, rozmycia, usunięcia refleksów oraz operacjami morfologicznymi) z tą różnicą, że na wejściowy obraz (składowej "V") nałożona jest maska, rozmiarem odpowiadająca wykrytemu obszarowi zainteresowania. Taka operacja w prosty i szybki sposób usuwać z obrazu niepożądane cechy. Minimalizuje też wpływ niepożądanych artefaktów na wynik działania algorytmu detekcji źrenicy. Środek obszaru zainteresowania wyznacza punkt Z0 a jego szerokość i wysokość równa jest 1/4 szerokość rejestrowanego obrazu. Kolejne operacje przetwarzania obrazu są implementowane wyłącznie wewnątrz kwadratu o znacznie mniejszym rozmiarze niż cały obraz rejestrowany przez kamerę.

Zaimplementowany iteracyjny algorytm detekcji źrenicy jest połączeniem algorytmu typu "bug following" [139] oraz algorytmu Starbust [140], [141]. Zadaniem obu wymienionych algorytmów jest wyznaczenie konturu zamkniętego zbioru pikseli. W swojej książce William K. Prat

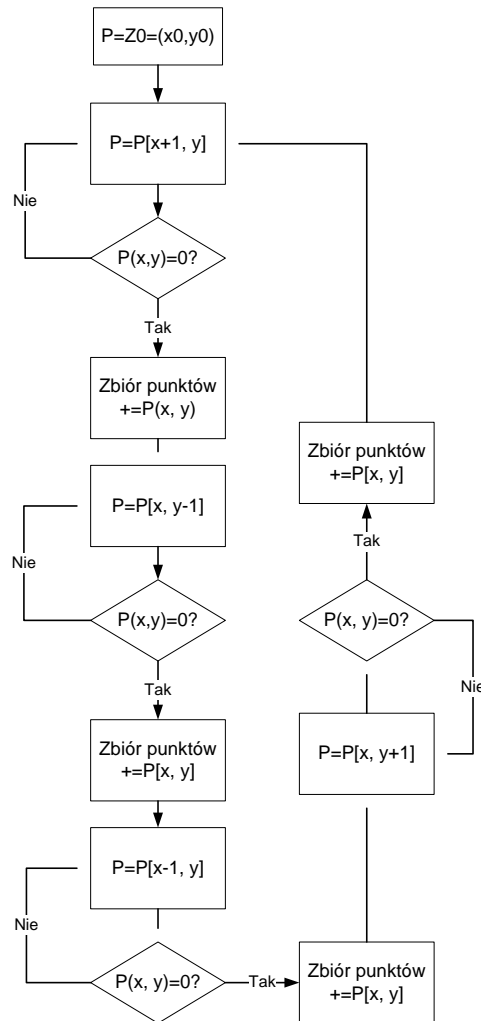
przedstawiając zasadę działania pierwszego z wymienionych algorytmów pisze, że jeśli tzw. "bug" (ang. robak) znajdzie się na krawędzi obrazka "nad" czarnym pikselem, wykonuje natychmiast "skręt" w lewo i podąża do kolejnego piksela. Jeśli ten piksel również jest czarny, "bug" wykonuje kolejny skręt w lewo, jeśli natomiast piksel jest biały to "bug" dokonuje skrętu w prawo. Procedura trwa tak długo aż "bug" powróci do miejsca z którego zaczął.

Celem algorytmu Starbust jest detekcja środka źrenicy (oraz środka tzw. glintu czyli miejsca odbicia światła od rogówki), w zarejestrowanym obrazie, zakładając wykorzystanie zjawiska "czarnej źrenicy" a do wyodrębnienia zbioru punktów wykorzystany został algorytmu RANSAC [142], [143].

Zaproponowany algorytm wyboru punktów łączy w sobie cechy uproszczonego algorytmu aktywnego konturu i tzw. algorytmu wyprowadzania promieni od punktów kandydatów. Detekcję źrenicy po ograniczeniu obszaru jej wystąpienia można przedstawić w następujących krokach:

- Detekcja odbicia światła od rogówki ("glintu") w obrazie wejściowym,
- Usunięcie wykrytego "glintu" z obrazu wejściowego,
- Progowanie i operacje morfologiczne,
- Wybór zbioru punktów za pomocą iteracyjnego algorytmu,
- Dopasowanie elipsy.

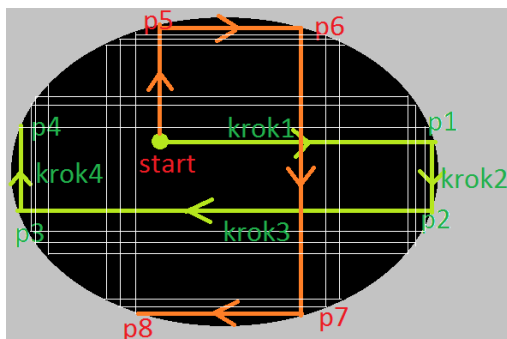
Po "wyczyszczeniu" obrazu z refleksów (odbicia światła od rogówki) następuje detekcja zbioru punktów należących do krawędzi źrenicy. Iteracyjny algorytm rozpoczyna swoje działanie od punktu startowego $Z_0(x_0, y_0)$. Wyznaczanie kolejnych punktów przedstawiono na rysunku 4.16.



Rys. 4.16. Schemat algorytmu wyboru punktów należących do krawędzi żrenicy

W kroku 1. pointer zostaje ustawiony w punkcie startowym (środek obszaru kandydata na żrenicę). Algorytm sprawdza wartości pikseli na osi X, jeden po drugim, przesuwając pointer w prawą stronę, aż do granicy obiektu, czyli do zmiany wartości piksela. Następnie pointer cofany jest na osi X w lewo do momentu, w którym wartość piksela jest taka sama jak jego wartość w punkcie startowym. Współrzędne geometryczne tego piksela zostają zapisane. W kroku 2., pointer przesuwa się wzdłuż osi Y w dół, sprawdzając wartości pikseli. Podobnie jak poprzednio zapisywana jest pozycja piksela z granicy ośrodków. Następnie, w kroku 3. i 4., pointer przesuwa się w lewo wzdłuż osi X i do góry wzdłuż osi Y, podobnie jak w poprzednich krokach zapisując pozycje pikseli z granic ośrodków. Po zakończeniu kroku 4 i zapisaniu pozycji piksela z granicy ośrodków, jego współrzędne zostają ustawione jako nowy punkt startowy i iteracja może zostać powtórzona. W każdej iteracji zbierane są kolejne 4 pary współrzędnych inkrementując zbiór punktów, do których zostanie dopasowana elipsa. Po wykonaniu zadanej liczby iteracji pointer jest ustawiany w punkcie startowym, tak jak przed rozpoczęciem pierwszej

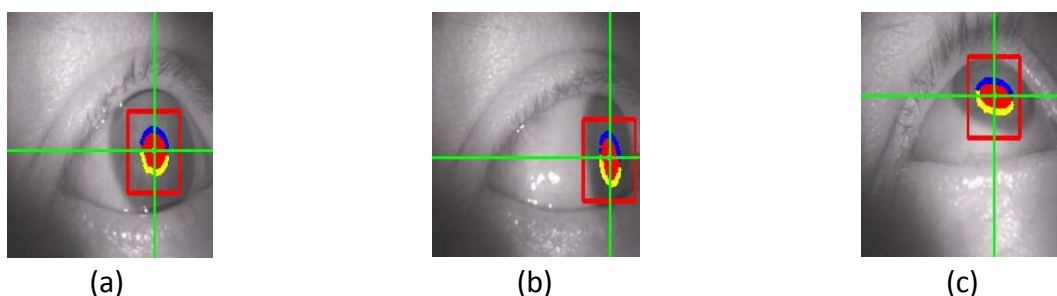
iteracji. Algorytm jest powtarzany z tą różnicą, że pointer przesuwany kolejno w górę, w lewo, w dół i w prawo powiększa zbiór punktów należących do krawędzi źrenicy. Z tak utworzonego zbioru usuwane są punkty o odległości od punktu startowego większej niż wynosi 2 razy średnia odległość punktów od punktu startowego. Takie zubożenie zbioru ma na celu wyeliminowanie przypadkowych pikseli nie należących w obszarze źrenicy, a należących do innych tzw. artefaktów w obrazie, takich jak rzęsy przymkniętego oka czy powieki. Po zakończeniu działania algorytmu, do utworzonego zbioru punktów metodą najmniejszych kwadratów [144], zostaje dopasowana elipsa. Parametry źrenicy przybliżane są na podstawie kształtu i współrzędnych elipsy.



Rys. 4.17. Graficzne przedstawienie algorytmu wyboru punktów należących do krawędzi źrenicy

Rysunek 4.17 przedstawia zasadę działania algorytmu. Zielone linie oznaczają pierwszą iterację algorytmu - przesuwanie pointera kolejno w prawo, dół, lewo i górę. Linie pomarańczowe oznaczają pierwszą iterację algorytmu, gdy pointer przesuwany jest w górę, w prawo, w dół i w lewo. Białe linie oznaczają drogę pointera w kolejnych iteracjach.

Wyniki działania iteracyjnego algorytmu detekcji źrenicy, wraz z zaznaczonym zbiorem punktów użytych do dopasowania elipsy, przedstawione są rysunkach 4.18, 4.19, 4.20.



Rys. 4.18. Wynik działania iteracyjnego algorytmu detekcji źrenicy a) użytkownik patrzy przed siebie b) skrajne wychylenie oka w poziomie c) skrajne wychylenie oka w pionie

Ilustracja 4.19 przedstawia wyniki działania algorytmu dla całej serii różnych pozycji oka.



Rys. 4.19. Wyniki działania algorytmu detekcji źrenicy dla serii różnych pozycji oka

Algorytm dobrze sprawdzał się zarówno dla pomalowanych jak i niepomalowanych rzęs (Rys. 4.20).

W celu sprawdzenia jaka jest skuteczność algorytmu przeprowadzono test polegający na detekcji środka źrenicy w obrazie oka wodzącego za poruszającym się punktem. Danej osoba wodziła wzrokiem za obiektem, który poruszał się ze stałą prędkością, po łuku w pionie i w poziomie, w granicach które przekraczały pole widzenia danej osoby. Cały test trwał 6-7 sekund. Podczas testu algorytm wykrywał źrenicę w rejestrowanym obrazie. W teście wzięło udział 10 osób (5 kobiet i 5 mężczyzn). Dla każdej z nich zarejestrowano 100 obrazów z wynikiem działania algorytmu. Poprawność detekcji środka źrenicy została ręcznie sprawdzona w każdym obrazie. Wyniki testu przedstawiono w tabeli 4.1.

Uczestnik	Poprawnie	Niepoprawnie
1	92	8
2	96	4
3	100	0
4	100	0
5	98	2
6	100	0
7	99	1
8	94	6
9	100	0
10	100	0

Tabela 4.1. Wyniki działania algorytmu detekcji środka źrenicy

Ponieważ zastosowany algorytm nie klasyfikuje czy obrazów na zawierające źrenicę i nie zawierające ale pozwala na obliczenie środka źrenicy na podstawie obrazu oka, przyjęto, że

P (Poprawnie) oznacza przypadek gdy algorytm poprawnie wskazał środek źrenicy a NP (NiePoprawnie) gdy błędnie. Dla takich oznaczeń można policzyć skuteczność algorytmu detekcji źrenicy.

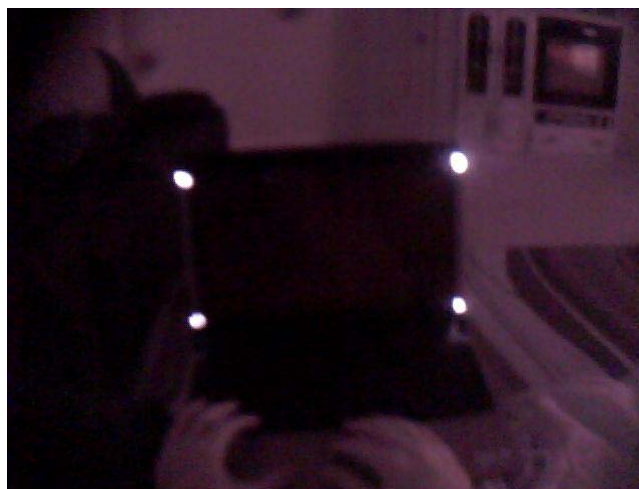
$$S = \sum_N^{i=1} \frac{P}{P + NP} * 100 = 98\% . \quad (4.5)$$



Rys. 4.20. Wyniki działania algorytmu detekcji źrenicy a) pomalowane b) niepomalowane rzęsy

4.4. Detekcja ekranu

W wykorzystanym interfejsie detekcja ekranu bazowała na detekcji markerów LED. Włączone, świecące światłem podczerwonym diody LED są widoczne jako jasne punkty w obrazie przechwyconym przez kamerę K2 obserwującą otoczenie (Rys. 4.4b). Kamera ta jest wyposażona w filtr blokujący światło widzialne i przepuszczający promieniowanie w paśmie podczerwonym. Sprawia to, że zapalone markery LED są bardzo dobrze widoczne w obrazie rejestrowanym przez kamerę K2 (Rys. 4.21).

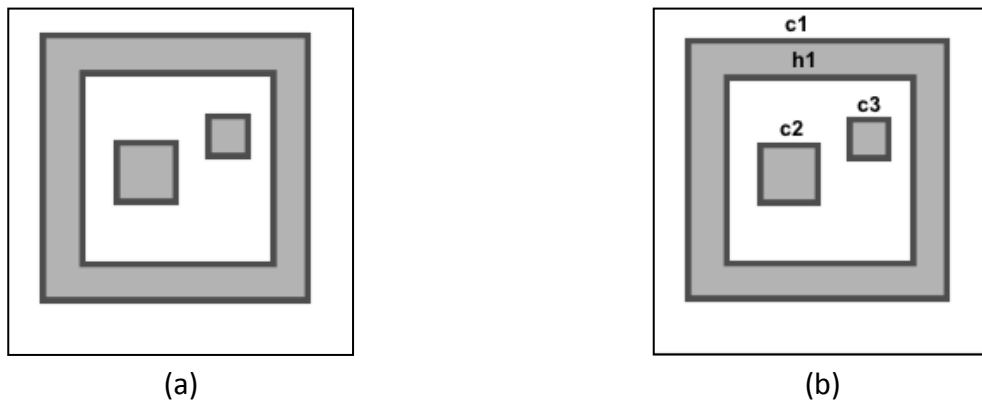


Rys. 4.21. Przykładowy obraz zarejestrowany przez kamerę K2. Jasne dobrze widoczne punkty to zapalone markery LED oznaczające narożniki ekranu/ROI

Detekcja jasnych punktów odbywa się w następujących krokach:

- akwizycja obrazu z kamery,
- segmentacja obrazu (binaryzacja),
- detekcja konturów,
- wpisanie wykrytych konturów w prostokąty,
- estymacja położenia punktów na podstawie pozycji i rozmiaru prostokątów reprezentujących wykryte kontury.

Segmentacja obrazu odbywa się analogicznie jak w przypadku detekcji źrenicy. W celu detekcji konturów został użyty algorytm zaproponowany przez S. Suzuki i K. Abe [145]. W swojej pracy autorzy proponują metodę pozwalającą na detekcję tzw. konturów zewnętrznych jak i detekcję "dziur", jednocześnie definiując oba wymienione przypadki (Rys. 4.22).



Rys. 4.22. Algorytm detekcji konturów i dziur. a) obraz wejściowy, b) wynik działania algorytmu. Wykryte kontury są oznaczone literą "c", a dziury "h"

Każdy wykryty kontur wpisywany jest następnie w prostokąt i dalej jest reprezentowany przez jego parametry (pozycja środka, rozmiar).

4.5. Kalibracja

W celu określenia wzajemnej relacji pomiędzy przechwyconymi obrazami źrenicy i ekranu konieczne jest obliczenie macierzy transformacji. Współczynniki macierzy transformacji perspektywicznej można uzyskać rozwiązując serię równania (Dodatek F). Ponieważ jest 8 niewiadomych współczynników macierzy, to minimalna liczba równań do rozwiązania, potrzebna do obliczenia wszystkich niewiadomych też wynosi 8. W tym celu należy zarejestrować 4 pary punktów w obrazie źrenicy i odpowiadające im 4 pary punktów w obrazie sceny. Pozwoli to na ułożenie 8. równań. Podczas kalibracji użytkownik patrzy na kolejno pojawiające się punkty na ekranie monitora. Punkty pojawiają się w narożnikach ekranu, które oznaczone są markerami LED. Kamera K2 rejestrująca obraz sceny wyposażona jest w filtr blokujący światło widzialne, a przepuszczający światło podczerwone. Umożliwia to szybką identyfikację i detekcję markerów LED w obrazie k2. Tym samym pozwala na estymację

położenia punktów kalibracyjnych w k2, na których użytkownik skupia wzrok. Dla zarejestrowanych pozycji źrenicy i odpowiadających im pozycjom punktów kalibracyjnych obliczana jest macierz transformacji perspektywicznej. W celu kompensacji błędu paralaksy wynikającego min. z estymacji fiksacji na podstawie detekcji środka źrenicy, wprowadzony został piąty punkt kalibracyjny pozwalający na współczynnika korekcji błędu estymacji punktu fiksacji [122]:

$$\begin{bmatrix} x_e \\ y_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{s5} \\ y_{s5} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{f5} \\ Y_{f5} \end{bmatrix}, \quad (4.6)$$

$$\begin{bmatrix} X_f \\ Y_f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_f \\ Y_f \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_e \\ y_e \end{bmatrix}, \quad (4.7)$$

gdzie: x_e, y_e - różnica pomiędzy pozycją punktu zainteresowania a pozycją estymowanej fiksacji; x_{s5}, y_{s5} - współrzędne 5. punktu kalibracyjnego, X_{f5}, Y_{f5} - współrzędne punktu fiksacji odpowiadającej 5. punktowi kalibracyjnemu; X_f, Y_f - współrzędne fiksacji w obszarze ROI.

Podczas kalibracji użytkownik powinien utrzymać głowę możliwie nieruchomo w stosunku do ekranu monitora. Od momentu zakończenia kalibracji, przy założeniu że układ kamer K1 i K2 pozostanie w stałej relacji, możliwe jest odwzorowanie każdej nowej pozycji źrenicy na obraz sceny k2 a tym samym obliczenie fiksacji w obszarze ROI. W opisywanym interfejsie podczas kalibracji wyświetlane były białe punkty na czarnym tle.

4.6. Estymacja punktu fiksacji

Estymacja punktu fiksacji polega na obliczeniu fiksacji w obszarze ROI, czyli na ekranie komputera. Podstawowy algorytm, przedstawiony na schemacie (Rys. 4.7), wykorzystuje transformację perspektywiczną (macierz T1) do przekształcenia pozycji źrenicy w "wirtualną" fiksację. Drugie użycie transformacji perspektywicznej (macierz T2) pozwala odwzorować zarejestrowaną pozycję ROI na rzeczywisty układ współrzędnych tego obszaru.

4.6.1. Algorytm I - ALGI

W celu wyznaczenia współczynników macierzy transformacji T1 konieczna jest wspomniana wcześniej kalibracja, która pozwoli przypisać rejestrowanym pozycjom oka odpowiadające im pewne punkty w przestrzeni przedstawione w obrazie rejestrowanym przez K2. Po obliczeniu macierzy T1, reprezentację punktu fiksacji w obrazie k2 (rzut pozycji źrenicy na rejestrowany obraz) można przedstawić następująco

$$\begin{bmatrix} x_v Z \\ y_v Z \\ Z \end{bmatrix} = T1 \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (4.8)$$

gdzie: x_p, y_p - współrzędne źrenicy w obrazie kamery K1; x_v, y_v - współrzędne "wirtualnej fiksacji", reprezentacji pozycji źrenicy w obrazie kamery K2; T1 - macierz transformacji

Macierz T1 przyjmuje następującą postać

$$T1 = \begin{bmatrix} a1 & a2 & a3 \\ a4 & a5 & a6 \\ a7 & a8 & 1 \end{bmatrix}, \quad (4.9)$$

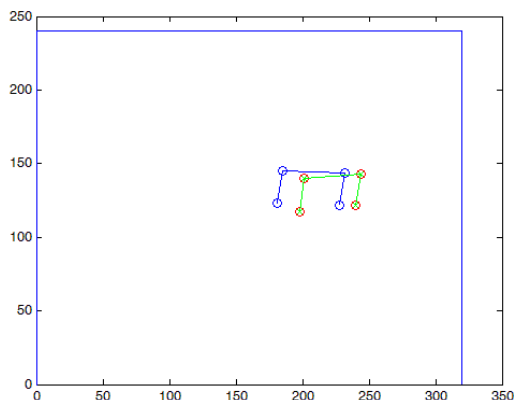
a jej współczynniki mogą być obliczone, podstawiając współrzędne źrenicy i odpowiadających jej położeniu współrzędnych punktów kalibracyjnych, korzystając z zależności

$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_p & y_p & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_s x_p & -x_s y_p \\ 0 & 0 & 0 & x_p & y_p & 1 & -y_s x_p & -y_s y_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{bmatrix}, \quad (4.10)$$

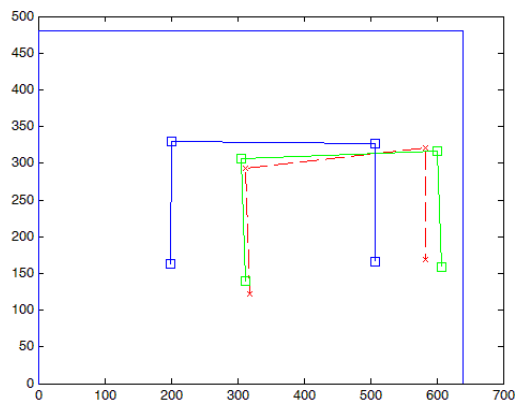
gdzie: x_s, y_s - reprezentacja współrzędnych punktów kalibracyjnych w obrazie rejestrowanym przez K2; x_p, y_p współrzędne źrenicy w obrazie rejestrowanym przez K1.

W ten sposób można obliczyć reprezentację punktu fiksacji (wirtualną fiksację) w całym obrazie rejestrowanym przez K2. Zatem wykonując ruch głowy ale nie zmieniając wzajemnego położenia środka gałki ocznej i obydwu kamer, korzystając z wcześniej obliczonej macierzy T1 można policzyć fiksację w obrazie k2. W celu sprawdzenia jak dokładnie można odwzorować nowe położenie ROI na podstawie zarejestrowanych pozycji źrenicy i macierzy T1 przeprowadzono następujące testy.

Dla zarejestrowanego zbioru pozycji źrenicy z1 w obrazie k1 i odpowiadających im pozycji punktów kalibracyjnych c1 w obrazie k2, policzono macierz transformacji T1. Następnie, dla nowej pozycji głowy obróconej o ok. 10° w prawo zapisano drugi zbiór punktów, z2, reprezentujących pozycje źrenicy odpowiadające nowemu położeniu punktów kalibracyjnych. Następnie zapisano pozycję tych punktów zarejestrowanym obrazie k2 jako zbiór c2. Korzystając z obliczonej macierzy T1 oraz nowego zbioru pozycji źrenicy z2 estymowano pozycje punktów kalibracyjnych ROI w obrazie k2. Pozycja estymowanych punktów została porównana ze zbiorem c2 (Rys. 4.23).



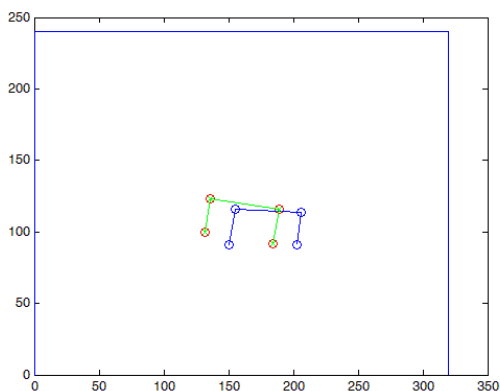
(a)



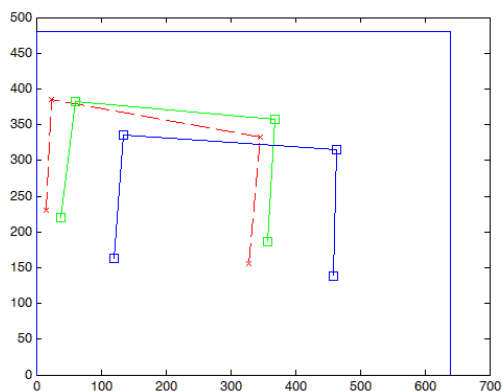
(b)

Rys. 4.23. Transformacja perspektywiczna zbioru pozycji źrenicy rejestrowanego przez K1 na obraz sceny rejestrowany przez K2. a) Pozycje źrenicy w k1 odpowiadające zarejestrowanym pozycjom ekranu w k2, b) wynik transformacji perspektywicznej. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji. Kolorem zielonym oznaczono nowe pozycje źrenicy (zarejestrowane po obrocie głowy) i odpowiadające im (nowe) współrzędne ekranu. Kolorem czerwonym zaznaczono wynik transformacji perspektywicznej nowych pozycji źrenicy na obraz k2.

Testy powtórzone dla obrotu głowy o podobny kąt w lewo (Rys. 4.24).



(a)



(b)

Rys. 4.24. Transformacja perspektywiczna zbioru pozycji źrenicy rejestrowanego przez K1 na obraz sceny rejestrowany przez K2. a) Pozycje źrenicy w k1 odpowiadające zarejestrowanym pozycjom ekranu w k2, b) wynik transformacji perspektywicznej. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji. Kolorem zielonym oznaczono nowe pozycje źrenicy (zarejestrowane po obrocie głowy) i odpowiadające im (nowe) współrzędne ekranu. Kolorem czerwonym zaznaczono wynik transformacji perspektywicznej nowych pozycji źrenicy na obraz k2.

Jak wynika z testów przeprowadzonych na zbiorach punktów zarejestrowanych przez zaprojektowany interfejs śledzący wzrok, wynik transformacji nieznacznie odbiega od rzeczywistej pozycji punktów. Istnieje kilka przyczyn takiej sytuacji. Jedną z nich jest to, że powierzchnia oka ma kształt kulisty, a oś wzroku przybliżana jest na podstawie detekcji środka źrenicy w obrazie 2D (model oka i jego osie opisano w dodatku C). Kolejną przyczyną jest

nieznaczną zmianę odległości oka od punktu zainteresowania spowodowaną obrotem głowy (zależności zmiany kątów i odległości pomiędzy punktem zainteresowania a okiem i punktem obrotu głowy, w przyjętym modelu geometrycznym, zostały przedstawione w dodatku B). Macierz T1 jest obliczana na podstawie par punktów. Jeśliby sprawdzić relację pomiędzy odpowiadającymi sobie punktami przed i po obrocie głowy to okaże się, że są pewne różnice. Niemniej jednak uzyskane wyniki są satysfakcjonujące.

W celu wyznaczenia rzeczywistego punktu fiksacji w obszarze ROI (na ekranie monitora) należy dokonać transformacji (T2) obrazu rejestrowanego przez K2 na obszar zainteresowania (ekran). W przyjętym algorytmie zakłada się, że każdemu obszarowi ROI można przypisać jego własny układ współrzędnych. W przypadku ekranu komputera będzie on reprezentowany przez jego rozdzielczość.

Macierz transformacji T2 wyznaczana jest dla każdej zarejestrowanej klatki. Jej współczynniki można wyznaczyć korzystając ze wzoru

$$\begin{bmatrix} X_s \\ Y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_s & y_s & 1 & 0 & 0 & 0 & -X_s x_s & -X_s y_s \\ 0 & 0 & 0 & x_s & y_s & 1 & -Y_s x_s & -Y_s y_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{bmatrix}, \quad (4.11)$$

gdzie: X_s, Y_s to współrzędne punktów na ekranie monitora, x_s, y_s to reprezentacja tych punktów w obrazie k2.

Współrzędne punktu zainteresowania (fiksacji) w obszarze ROI mogą być wyznaczone ze wzoru

$$\begin{bmatrix} X_f Z_r \\ Y_f Z_r \\ Z_r \end{bmatrix} = T2 \begin{bmatrix} x_v \\ y_v \\ 1 \end{bmatrix} = T2 * T1 \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (4.12)$$

gdzie x_p, y_p - współrzędne źrenicy w obrazie kamery K1; T1 - macierz transformacji pomiędzy k1 i k2; x_v, y_v - współrzędne "wirtualnej" reprezentacji źrenicy w obrazie k2; T2 - macierz transformacji pomiędzy ekranem a obrazem kamery k2; X_f, Y_f - współrzędne punktu fiksacji na ekranie

Ponieważ fiksacje w obszarze ROI oraz macierz T2 obliczane są dla każdej nowej przechwyconej klatki, powyższy wzór można zapisać

$$\begin{bmatrix} X_f(i)Z_r \\ Y_f(i)Z_r \\ Z_r \end{bmatrix} = T2(i) \begin{bmatrix} x_v(i) \\ y_v(i) \\ 1 \end{bmatrix} = T2(i) * T1 \begin{bmatrix} x_p(i) \\ y_p(i) \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

gdzie i - reprezentuje kolejne zarejestrowane klatki.

4.6.2. Algorytm II - ALGII

Zgodnie z przedstawionym modelem matematycznym powyższy algorytm (ALGI) kompensuje ruchy głowy względem ROI zakładając, że K1, K2 oraz oko użytkownika pozostają w stałej relacji.

W przedstawionym modelu, transformacja perspektywiczna pozwala na rzutowanie obrazu k2 na ROI dynamicznie, na podstawie rejestrowanych w każdym kroku markerów IR. Macierz transformacji T2 obliczana jest dla każdej przechwyconej klatki. Rzutowanie pozycji źrenicy na obraz k2 jest wynikiem przekształcenia z macierzą transformacji T1 obliczaną raz podczas kalibracji. Jak widać na rysunkach 4.23 i 4.24, po obrocie głowy, estymowane pozycje reprezentujące źrenicę w k2 różnią się nieznacznie od oczekiwanych wartości. Idealne odwzorowanie k1 na k2 będzie możliwe tylko wtedy, gdy dla każdej nowej pozycji głowy obliczymy nowe współczynniki macierzy transformacji T1. Trudno sobie jednak wyobrazić taką sytuację. Można spróbować estymować ruch głowy i związane z nim przesunięcie pozycji źrenicy zarejestrowanych podczas kalibracji, na podstawie rejestrowanego przesunięcia ROI. Rejestrując zmianę położenia markerów IR dokonuje się estymacji pozycji źrenicy odpowiadających aktualnej pozycji punktów kalibracyjnych, na podstawie pozycji źrenicy zarejestrowanych podczas kalibracji oraz zarejestrowanego przesunięcia

$$L(L_x, L_y) = C_0(C_{0x}, C_{0y}) - C_t(C_{tx}, C_{ty}), \quad (4.14)$$

gdzie L_x, L_y - wartości przesunięcia środka ROI w k2; C_{0x}, C_{0y} - współrzędne środka ROI w k2 zarejestrowane podczas kalibracji; C_{tx}, C_{ty} - współrzędne środka ROI w k2 dla danego położenia głowy.

Przyjmując współczynnik skali

$$d = \begin{bmatrix} p_{xmax} \\ E_{xmax} \\ p_{ymax} \\ E_{ymax} \end{bmatrix}, \quad (4.15)$$

gdzie d - skalowanie w x, y ; p_{xmax}, p_{ymax} - maksymalna bezwzględna różnica pomiędzy pozycjami źrenicy (w obrazie k1) zarejestrowanymi dla poszczególnych punktów kalibracyjnych odpowiednio w osi poziomej i pionowej; E_{xmax}, E_{ymax} - maksymalna bezwzględna różnica pomiędzy pozycją zarejestrowanych markerów LED (wyznaczających ROI) w obrazie k2

odpowiednio w osi poziomej i pionowej. Po wyznaczeniu wektora "d" można obliczyć wektor przesunięcia pozycji źrenicy

$$p_o = \begin{bmatrix} L_x * d_x \\ L_y * d_y \end{bmatrix}, \quad (4.16)$$

gdzie $p_o = (p_{ox}, p_{oy})$ - wektor przesunięcia źrenicy.

Tak wektor p_o pozwala estymować zbiór pozycji źrenicy potrzebnych do obliczenia macierzy T1, które odpowiadają rejestrowanej w danej chwili pozycji ROI.

$$\begin{bmatrix} x_{pe} \\ y_{pe} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} p_{ox} \\ p_{oy} \end{bmatrix}, \quad (4.17)$$

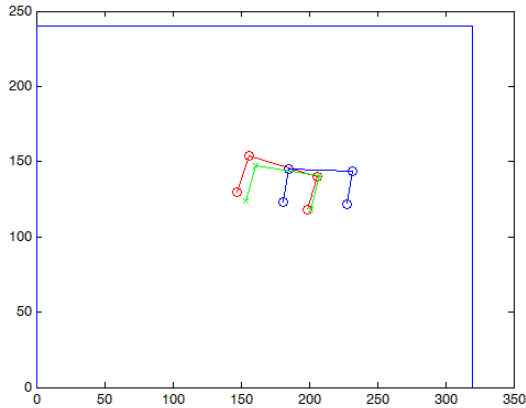
gdzie: $x_{pe} = (x_p - p_{ox})$, $y_{pe} = (y_p - p_{oy})$ pozycje źrenicy estymowane na podstawie przesunięcia, odpowiadające nowemu położeniu ROI w k2.

Taka estymacja pozwala na obliczenie macierzy transformacji T1(i) dla każdej nowej zarejestrowanej pozycji źrenicy

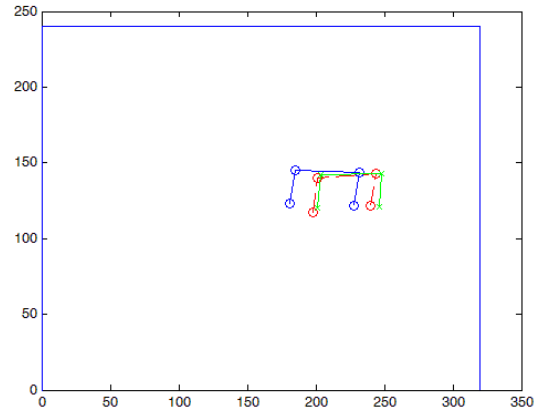
$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_p - p_{ox} & y_p - p_{oy} & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_s(x_p - p_{ox}) & -x_s(y_p - p_{oy}) \\ 0 & 0 & 0 & x_p - p_{ox} & y_p - p_{oy} & 1 & -x_s(x_p - p_{ox}) & -y_s(y_p - p_{oy}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{bmatrix}, \quad (4.18)$$

gdzie: x_s, y_s - współrzędne obszaru ROI w k2 (narożniki ROI); x_p, y_p - pozycje źrenicy zarejestrowane podczas kalibracji; p - wektor przesunięcia; $(x_p - p_{ox}), (y_p - p_{oy})$ estymowane pozycje źrenicy odpowiadające punktom x_s, y_s .

Zatem, za pomocą kalibracji wyznaczany jest zestaw pozycji źrenicy będących punktami odniesienia dla zarejestrowanych punktów kalibracyjnych (reprezentujących ROI). Dla każdej nowej zarejestrowanej klatki obliczana jest nowa pozycja ROI. Na jej podstawie obliczany jest wektor przesunięcia i aktualizowane są współczynniki macierzy T1(i). Przeprowadzono następujące testy. W trakcie kalibracji został zarejestrowany zbiór pozycji źrenicy odpowiadających punktom kalibracyjnym, następnie użytkownik obrócił głowę względem ROI w prawo i w lewo. Wynikiem tego była zmiana pozycji punktów kalibracyjnych. Dla każdego nowego położenia punktów kalibracyjnych, zarejestrowano odpowiadające im pozycje źrenicy i porównano z pozycjami estymowanymi zgodnie ze wzorem (4.17). Wyniki przedstawiono na rysunku 4.25.



(a)



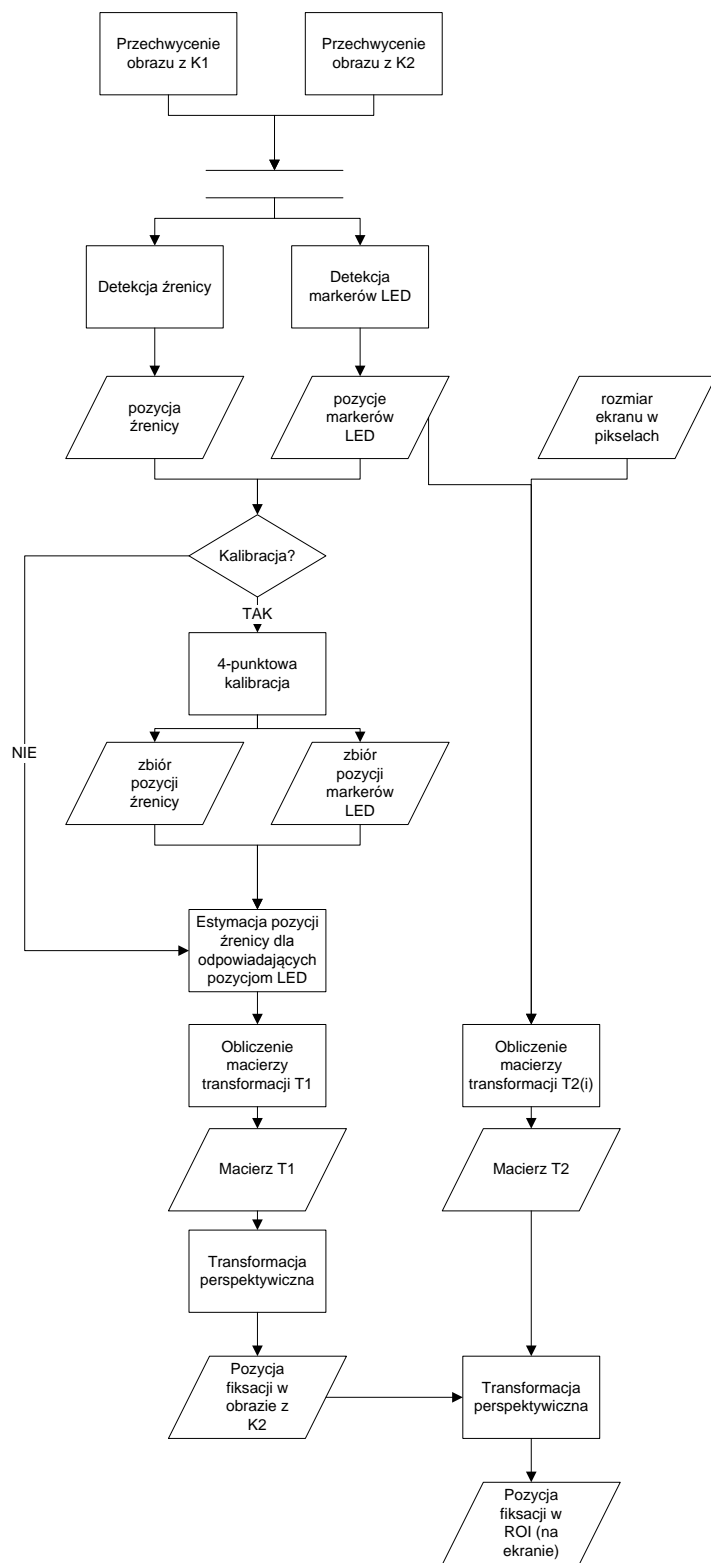
(b)

Rys. 4.25. Estymacja pozycji źrenicy odpowiadających kolejnym pozycjom ROI w k2. a) po obrocie głowy względem ROI w lewo, b) po obrocie głowy względem ROI w prawo. Na niebiesko oznaczono pozycje źrenicy zarejestrowane podczas kalibracji na czerwono oznaczone zostały oznaczone rzeczywiste pozycje odpowiadające nowemu położeniu punktów charakterystycznych (kalibracyjnych) ROI, zielonym kolorem zaznaczono estymowane pozycje źrenicy będące wynikiem przesunięcia pozycji zarejestrowanych podczas kalibracji (niebieskich)

Jak pokazują ilustracje 4.25, estymowane pozycje dają podstawę do użycia ich w obliczaniu macierzy transformacji $T1$ dla każdej nowej zarejestrowanej pozycji ROI. Punkt zainteresowania w obrębie ROI można obliczyć korzystając z tej samej zależności co w przypadku ALGI (4.12). Ponieważ obie macierze transformacji ($T1$ i $T2$) obliczane są dla każdej nowej zarejestrowanej klatki, wzór można zapisać następująco

$$\begin{bmatrix} X_f(i)Z_r \\ Y_f(i)Z_r \\ Z_r \end{bmatrix} = T2(i) \begin{bmatrix} x_v(i) \\ y_v(i) \\ 1 \end{bmatrix} = T2(i) * T1(i) \begin{bmatrix} x_p(i) \\ y_p(i) \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

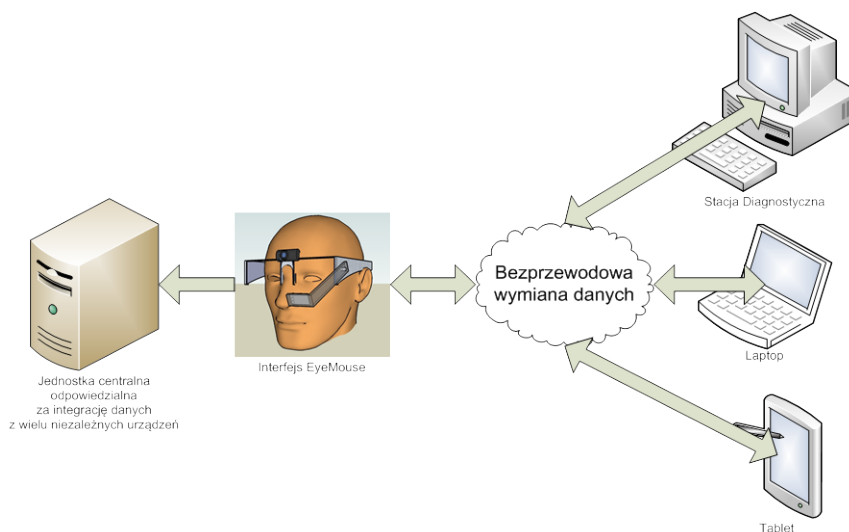
Dla tak przyjętego modelu obliczania punktu fiksacji algorytm przedstawiony na rysunku 4.7 zostanie nieznacznie zmodyfikowany i przyjmie postać jak na rysunku 4.26.



Rys. 4.26. Algorytm estymacji punktu fiksacji w obszarze ROI uwzględniający estymację pozycji źrenicy dla każdego nowego położenia ROI

4.7. Model komunikacji w środowisku wieloekranowym

Zaletą proponowanej metody określania punktu fiksacji jest możliwość jego zastosowania w środowisku wielo-ekranowym. Przedstawiona w obrazie k2 wirtualna fiksacja, odpowiadająca położeniu gałki ocznej, przedstawiana jest w całym zakresie rejestrowanej sceny, a jej pozycja nie jest zależna od ilości ekranów. Interfejs pozwala zrealizować koncepcję akwizycji rozkładu aktywności wzrokowej podczas pracy w wieloekranowym środowisku, tj. podczas pracy ze stanowiskiem wyposażonym w kilka monitorów (np. konsole radiologiczne) lub kilkoma niezależnymi urządzeniami, jak tablet, smartphone i laptop. Konieczne było określenie zbioru zasad, które pozwolą na wymianę informacji pomiędzy interfejsem śledzącym wzrok i pozostałymi zintegrowanymi z nim urządzeniami. Przez wymianę informacji należy rozumieć rozpoznanie ekranu/urządzenia, na które patrzy użytkownik, policzenie fiksacji w danym obszarze ROI i przesłanie tej informacji do urządzenia, do którego należy ekran zainteresowania. W tym celu wykorzystana została komunikacji klient-serwer oparta na protokole User Datagram Protocol (UDP) [146]. Rolę serwera pełni interfejs śledzący wzrok, a klientami są jednostki, w obszarach których gromadzone są dane na temat dystrybucji aktywności wzrokowej. Idea wymiany informacji w takim środowisku (koncepcja projektu) przedstawiona jest na rysunku 4.27.

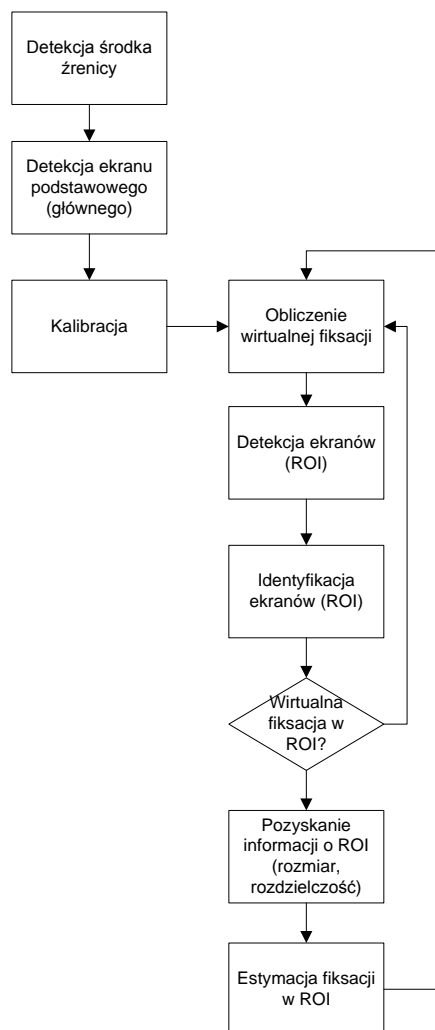


Rys. 4.27. Ogólna koncepcja komunikacji/akwizycji rozkładu aktywności wzrokowej w środowisku wieloekranowym

W przyjętym modelu, rejestracja rozkładu uwagi wzrokowej w obrębie wielu niezależnych urządzeń jest możliwe poprzez wcześniejsze zarejestrowanie, tj. dodanie w programie odpowiadającym za działanie interfejsu śledzącego wzrok każdego z wybranych urządzeń, do grupy obszarów zainteresowania. Każdemu z zarejestrowanych urządzeń lub ekranów zostaje nadany numer identyfikacyjny. Dodatkowym celem numerowania i rejestracji urządzeń występujących w zadanym środowisku wielo-ekranowym jest wymiana informacji o ich konfiguracji (rozdzielczość, rozmiar ekranu, opis urządzenia). W przypadku gdy wzrok jest śledzony na kilku monitorach podłączonych do tej samej jednostki komputerowej, co urządzenie

śledzące wzrok, nie ma konieczności ich rejestracji. Program komputerowy dokonuje agregacji fiksacji względem każdego ROI, w obrębie którego została ona zarejestrowana. Jest to możliwe na podstawie oznaczeń identyfikacyjnych, tzw. markerów identyfikujących.

Na podstawie wyniku działania algorytmów śledzących wzrok oraz wykrywających i identyfikujących ekrany zostaje obliczony punkt fiksacji wzroku w scenie. Program sprawdza czy znajduje się on w obszarze jednego z dostępnych obszarów zainteresowania. Jeśli wynik klasyfikacji jest pozytywny (punkt fiksacji wzroku znajduje się w obrębie danego ekranu) następuje wymiana informacji pomiędzy danym ekranem/urządzeniem zainteresowania i programem śledzącym wzrok. Na podstawie uzyskanych danych (rozdzielczość ekranu/rozmiar ROI) program śledzący wzrok oblicza punkt fiksacji na wybranym ekranie (Rys. 4.28).

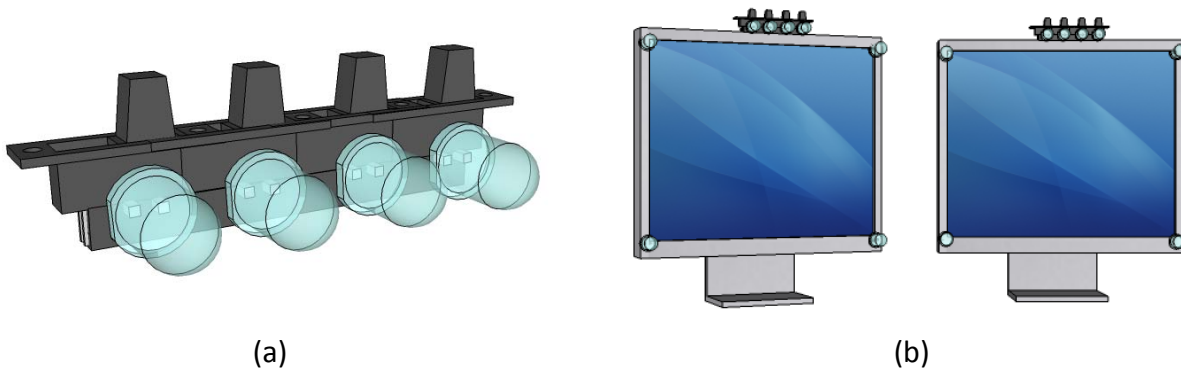


Rys. 4.28. Schemat interakcji/śledzenia uwagi wzrokowej w środowisku wieloekranowym

Przyjęty model pozwala zatem na estymację punktu fiksacji w dowolnym obszarze ROI jeśli możliwa jest jego identyfikacja.

4.7.1. Detekcja ekranów w środowisku wieloekranowym

Podobnie jak w przypadku jednego ekranu, w środowisku wieloekranowym, wszystkie obszary ROI oznaczone są markerami LED. Podczas gdy w obszarze sceny znajduje się wiele ekranów/urządzeń, dodatkowo zachodzi konieczność identyfikacji każdego urządzenia, na którym użytkownik skupia wzrok. Każdy obszar ROI (ekran/urządzenie) oznaczony jest tzw. markerem identyfikującym. Marker ten jest złożony z 4-6 diod LED (świecących światłem podczerwonym - 960nm) wyposażonych w klucze umożliwiające ustawienie odpowiedniego kodu. Zadaniem tego markera jest nadanie unikalnego numeru, identyfikatora, wybranemu urządzeniu w danym środowisku wieloekranowym. Jest on umieszczony na górnej krawędzi każdego ekranu. Przykład markera złożonego z 4 diod oraz jego mocowanie jest przedstawione na rysunku 4.29. Algorytm śledzący otoczenie i wykrywający obszary zainteresowania odczytuje ustawiony kod i na tej podstawie identyfikuje dany ekran/urządzenie. Odczytany z markera kod jest porównywany do numerów urządzeń zarejestrowanych w programie śledzącym wzrok. Na tej podstawie program pobiera dane dotyczące rozmiaru i rozdzielczości danego ekranu. Pozwala to na obliczanie fiksacji w obszarach ROI o różnej rozdzielczości.



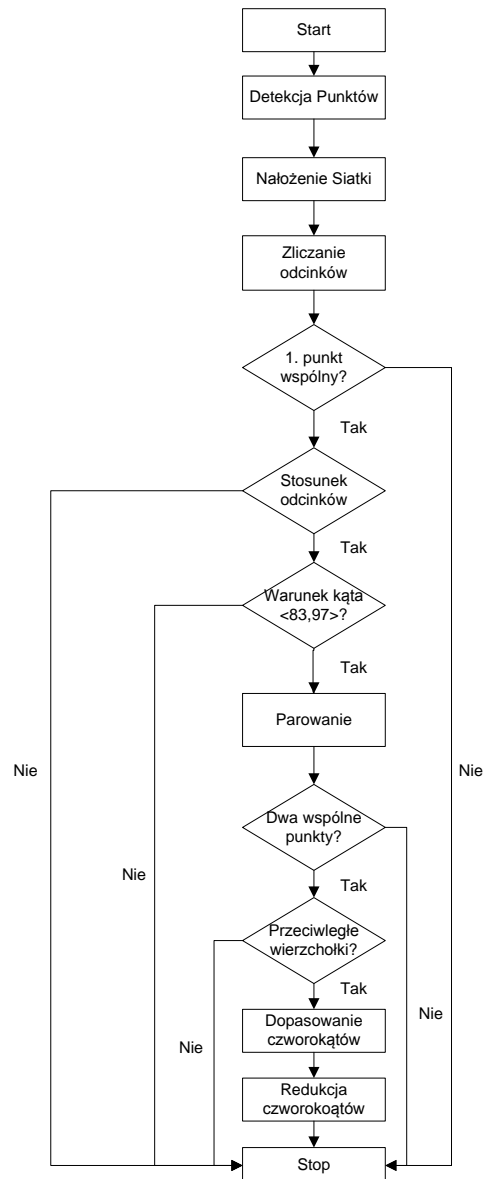
Rys. 4.29. Marker identyfikujący a) projekt wykorzystujący 4 diody LED, b) przykładowa konfiguracja

W projekcie zostały przewidziane dwie możliwości ustawiania kodu na markerze identyfikującym:

- kod binarny - numer ID przypisywany jest na podstawie kodu binarnego przedstawionego za pomocą włączonych diod LED,
- "on/off" - numer ID przypisywany jest na podstawie liczby włączonych diod LED.

W przypadku detekcji kodu binarnego, dwie skrajne diody LED w takim markerze są zawsze zapalone. Pozwala to algorytmowi wykryć granice markera. Rozpoznawany jest wówczas kod binarny ustawiony na pozostały diodach LED. W przypadku markera o 4 diodach stosowanie kodu binarnego nie ma sensu natomiast używając markerów złożonych z 5 diod LED stosowanie kodu binarnego jest już zasadne.

Cały algorytm detekcji urządzeń/obszarów zainteresowania w środowisku wieloekranowym przedstawiony jest na schemacie blokowym (Rys. 4.30).

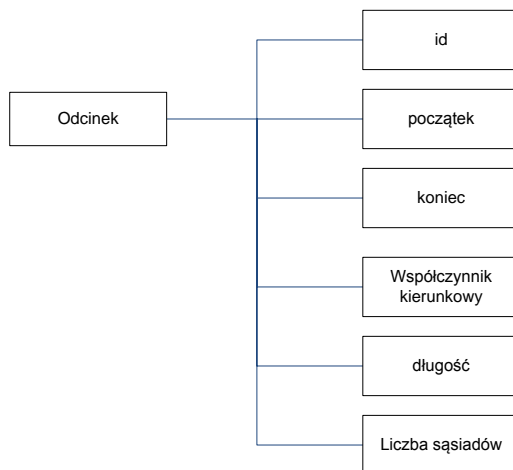


Rys. 4.30. Algorytm detekcji ekranów/obszarów zainteresowania

Powyższy algorytm można przedstawić następująco:

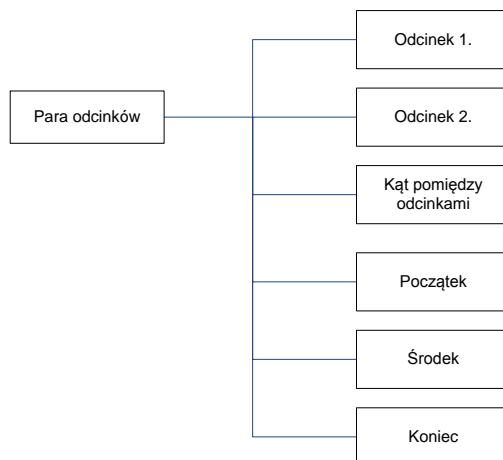
- detekcja punktów (diod LED),
- nałożenie siatki (połączenie punktów ze sobą),
- detekcja odcinków,
- detekcja par,
- detekcja czworokątów (reprezentujących oznaczone diodami ekrany).

Koordinaty X, Y każdego wykrytego markera (iluminatorów LED rozmieszczonych na rogach ekranów oraz markerów identyfikujących) stworzyły chmurę punktów. Kolejnym krokiem było nałożenie siatki łączącej ze sobą wszystkie punkty w chmurze. Następnie z siatki tej zostały wybrane wszystkie odcinki (dwa połączone ze sobą punkty). Każdy z wybranych odcinków ma nadany numer ID oraz zdefiniowane parametry (Rys. 4.31).



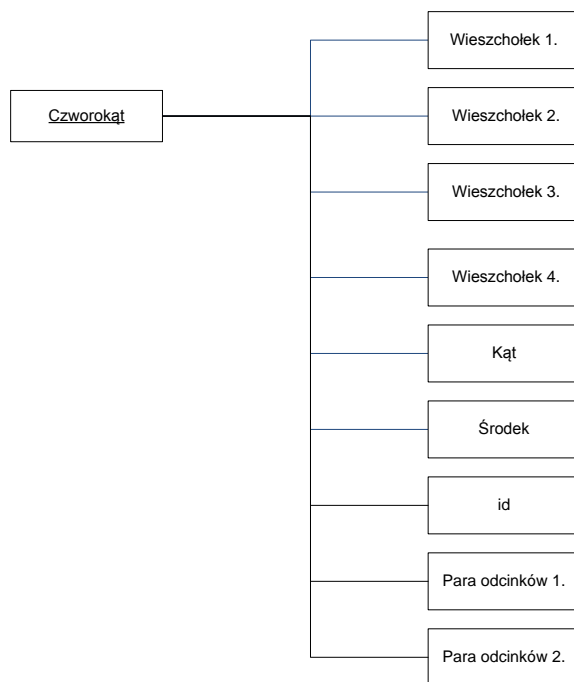
Rys. 4.31. Model struktury odcinka w przyjętym algorytmie detekcji ekranów

Zbiór odcinków został przegrupowany na zbiór par odcinków zawierających wspólny punkt (dwa odcinki połączone ze sobą). Odcinki były łączone w pary (Rys. 4.32) z uwzględnieniem warunku kąta pomiędzy nimi oraz stosunku ich długości. Algorytm wymusza zdefiniowanie przez użytkownika stosunku długość/szerokość oznaczonych ekranów/obszarów zainteresowania. Również kąt pomiędzy odcinkami jest sprawdzany. Algorytm zakłada, że zdefiniowane obszary to czworokąty. Na podstawie analizy ruchów oraz kąta nachylenia głowy użytkownika w stosunku do ekranu zainteresowania, zakres kąta pomiędzy parą odcinków klasyfikujących się jako potencjalne punkty należące do ekranu, został przyjęty od 83° do 97° .



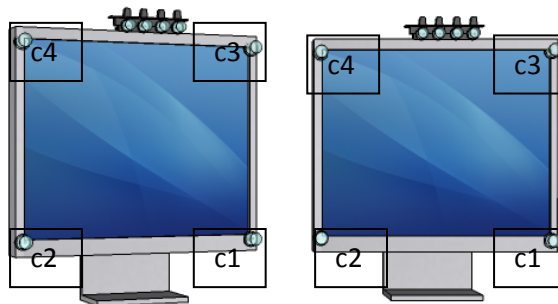
Rys. 4.32. Model struktury par odcinków w przyjętym algorytmie detekcji ekranów

Para odcinków została opisana takimi parametrami jak początek (punkt należący do 1. odc.), środek (punkt wspólny dwóch odcinków), koniec (punkt należący do 2. odc), oraz kąt między odcinkami. Zbiór par został zubożony, co oznacza, że powtarzające się pary odcinków zostały usunięte. Operacja ta jest konieczna, ponieważ dla dwóch odcinków (spełniających wymagania kąta i stosunku długości) o numerach ID1 i ID2 zostaną utworzone dwie takie same co do parametrów pary: para ID1ID2 oraz para ID2ID1. Z tak utworzonego zbioru zostały wybrane pary, które miały dwa punkty wspólne oraz przeciwległe wierzchołki. W ten sposób został utworzony zbiór czworokątów (Rys. 4.33).



Rys. 4.33. Model struktury czworokąta w przyjętym algorytmie detekcji ekranów

Każdy czworokąt był jest określony parametrami: numer ID, współrzędne wierzchołków, kąt obrotu, współrzędne środka oraz pary odcinków, z których został utworzony. Podobnie jak w przypadku zbioru par, zbiór czworokątów też został zubożony tak, by każde cztery punkty były reprezentowane tylko przez jeden czworokąt. Ostatnim krokiem jest numerowanie wierzchołków wykrytych czworokątów (Rys. 4.34).

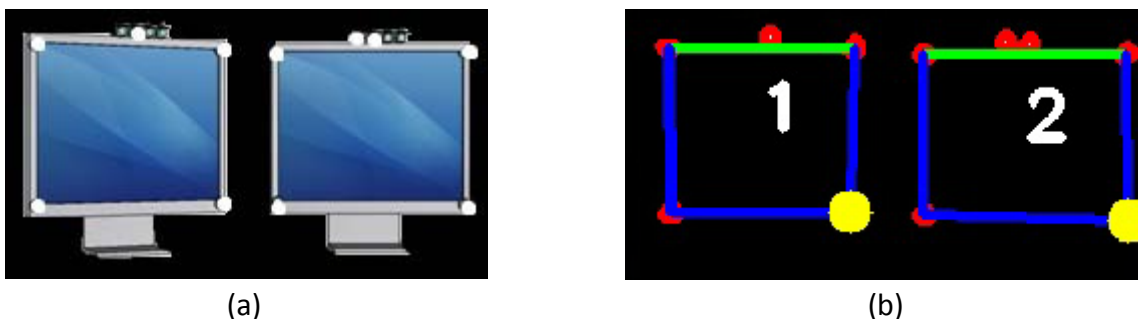


Rys. 4.34. Przykład numerowania wierzchołków w wykrytych ekranach

4.7.2. Identyfikacja wykrytych ekranów

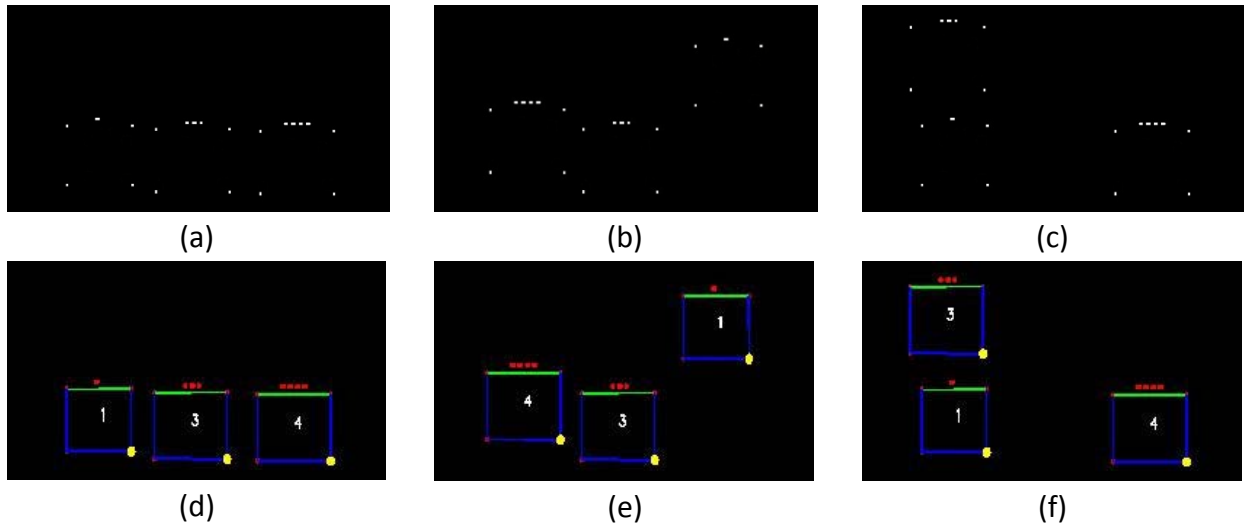
W celu umożliwienia komunikacji z urządzeniami ze środowiska wielo-ekranowego konieczna jest identyfikacja wykrytych urządzeń/ekranów zainteresowania. W przyjętym rozwiązaniu marker identyfikujący umieszczony jest pomiędzy wierzchołkiem "3" i "4" każdego wykrytego ekranu. Wykorzystując tę geometryczną zależność, dla każdego wykrytego czworokąta program wyodrębnia obszar zawierający marker i odczytuje jego stan (zakodowany numer ID).

Algorytm i jego działanie został przetestowany na zbiorze wyrenderowanych ilustracji przedstawiających ekrany w różnych konfiguracjach. Zapalone diody LED zostały zastąpione białymi plamami tworzącymi chmurę punktów (Rys. 4.35).



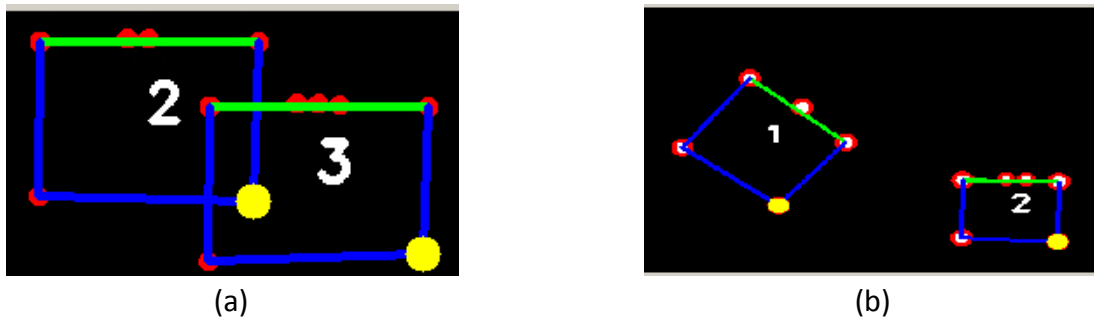
Rys. 4.35. Wyniki działania algorytmu a) wyrenderowany obraz przykładowej konfiguracji ekranów w środowisku dwuekranowym b) detekcja i identyfikacja ekranów

Wykorzystanie obrazów testowych (sztucznych, utworzonych cyfrowo) pozwoliło na sprawdzenie działania algorytmu w sytuacji czysto hipotetycznej, w której kamera rejestrująca scenę byłaby w stanie zarejestrować kilka ekranów na raz. Sytuacja taka jest mało prawdopodobna ze względu używaną optykę. Dla celów eksperymentu zostały wygenerowane obrazy zawierające zbiór punktów odpowiadających markerom identyfikacyjnym oraz iluminatorom oznaczającym narożniki wybranych ekranów (Rys. 4.36).



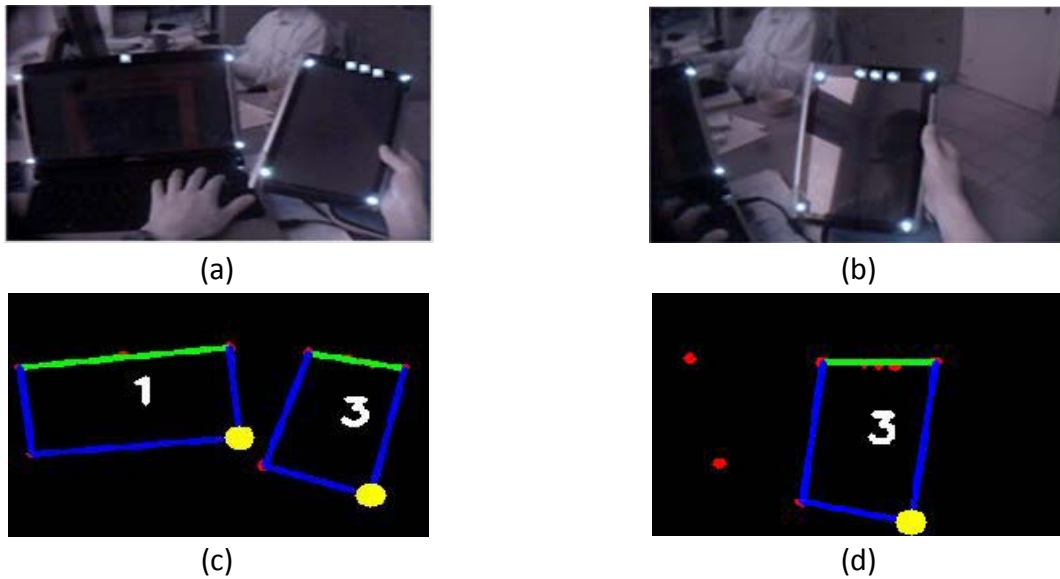
Rys. 4.36. Testy algorytmu na danych syntetycznych, a-c)Wygenerowany obraz chmury punktów odpowiadającej położeniu iluminatorów LED i markerów identyfikujących, d-f)wynik działania algorytmu detekcji i identyfikacji ekranów

Działanie algorytmu zostało sprawdzone również dla sytuacji kiedy, jeden ekran częściowo nachodzi na drugi oraz dla przekręconych ekranów (Rys. 4.37). Wyniki pokazują, że algorytm poprawnie wykrywa i rozróżnia nachodzące na siebie ekrany na podstawie danych syntetycznych. W rzeczywistości pierwszy ekran przysłoniłby markery LED drugiego ekranu. W takiej sytuacji byłby wykryty tylko jeden ekran.



Rys. 4.37. Wynik działania algorytmu w sytuacji gdy a) obszary nachodzą się na siebie, b) obszary są przekręcone o kąt.

Działanie algorytmu zostało sprawdzone dla rzeczywistego środowiska wielo-ekranowego składającego się z laptopa i tabletu. W rozpatrywanym przypadku laptop miał ustawiony ID 1, a tablet ID 3, co zostało zakodowane na umieszczonych na urządzeniach markerach. Obraz wejściowy (przechwycony przez kamerę obserwującą scenę) oraz wynik działania algorytmu przedstawione są na Rys. 4.38. Przypadek przedstawiony na ilustracji pokazuje działanie algorytmu w przypadku, gdy oba urządzenia znajdują się w obiektywie kamery (Rys. 4.38a, Rys. 4.38c) oraz gdy tylko jedno urządzenie (aktualnie pozostające w obszarze zainteresowania użytkownika) jest przechwycone przez kamerę (Rys. 4.38b, Rys. 4.38d).



Rys. 4.38. Testy algorytmu na rzeczywistych danych, a-b) obraz oznaczonych urządzeń przechwycony przez kamerę, c-d) wynik działania algorytmu

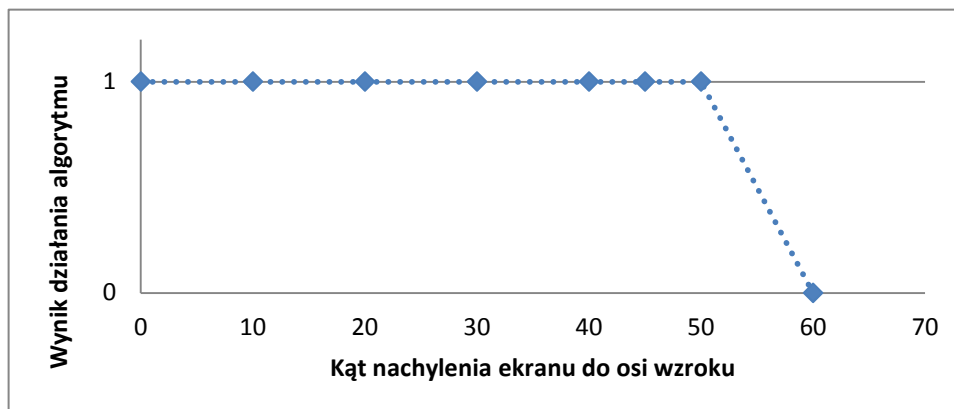
W celu sprawdzenia działania algorytmu przy różnych nachyleniach ekranów zainteresowania wygenerowane zostały ich wirtualne modele. Sprawdzone o jaki kąt pomiędzy osią wzorku a płaszczyzną interfejsu może być nachylony interfejs, żeby algorytm zwrócił prawidłowe wyniki. Sprawdzone również możliwości fałszywych wskazań algorytmu w sytuacji, gdy śledzone monitory znajdują się w bliskiej odległości.

Wygenerowane zostały obrazy tabletu umieszczonego prostopadłe do osi wzorku i nachylonego o kąt: 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 45°, 50°, 60°. Ilustracja 4.39 przedstawia wyniki działania algorytmu dla kątów: 0°, 45°, 50°, 60°



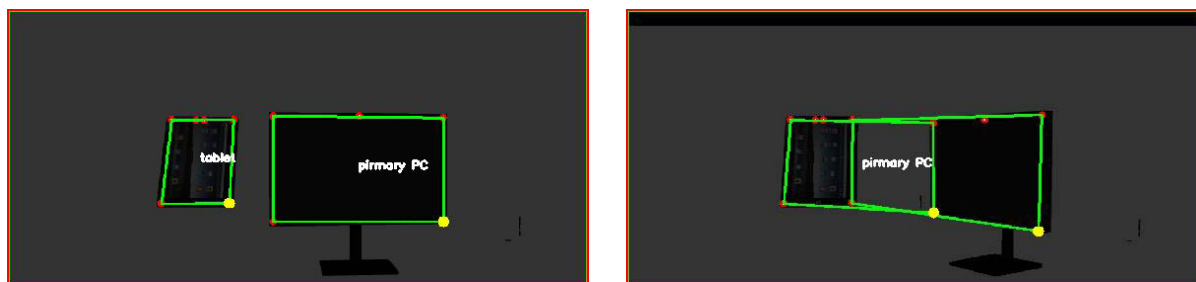
Rys. 4.39. Wynik detekcji i identyfikacji ekranu zainteresowania o kącie nachylenia do osi wzorku a) 0 stopni, b) 40 stopni, c) 50 stopni, d) 60 stopni

Wyniki detekcji w zależności od kąta przeprowadzone dla wybranego zakresu kątów zostały przedstawione na wykresie 4.40.



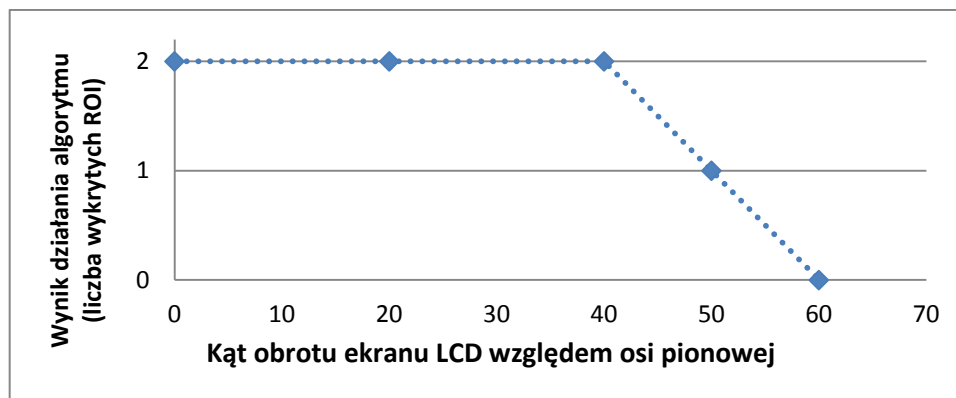
Rys. 4.40. Wyniki detekcji w zależności od kąta przeprowadzone dla wybranego zakresu kątów (1- poprawna detekcja, 0 - brak detekcji)

Wygenerowane zostały też obrazy tabletu w bliskim sąsiedztwie z monitorem LCD o różnym kącie obrotu względem osi pionowej. Tablet był stale nachylony do osi wzroku pod kątem 30°, a ekran był obracany względem osi pionowej o kąt: 0°, 20°, 40°, 50°, 60°. Wyniki działania algorytmu przedstawione są na ilustracji 4.41.



Rys. 4.41. Wynik detekcji i identyfikacji ekranów zainteresowania o różnym kącie nachylenia i obrotu a) tablet - 30° nachylenia, 0° obrotu, LCD 0° nachylenia, 0° obrotu, b) tablet - 30° nachylenia, 0° obrotu, LCD 0° nachylenia, 60° obrotu

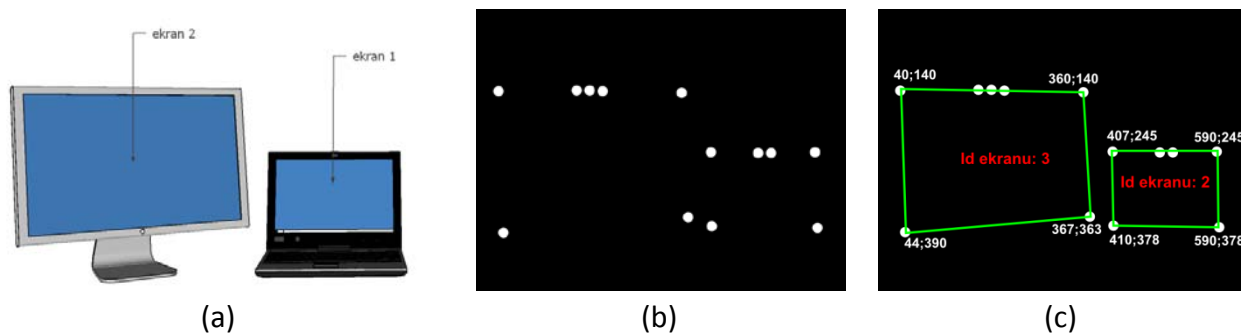
Wykres przedstawia wyniki działania algorytmu dla poszczególnych kątów: 2 - oba ekrany zostały wykryte i poprawnie zidentyfikowane, 1 - jeden ekran został poprawnie zidentyfikowany, 0 - brak poprawnie zidentyfikowanych ekranów (Rys. 4.42).



Rys. 4.42. Wyniki detekcji ROI w zależności od kąta obrotu głównego ROI względem drugiego ROI

4.7.3. Przykład komunikacji w środowisku dwuekranowym

Zasada komunikacji w wielo-ekranowym środowisku przedstawiona jest na poniższym przykładzie. Załóżmy, że kamera K2 może jednocześnie zarejestrować dwa monitory o różnym rozmiarze i rozdzielczości (Rys. 4.43): ekran ID2 (14") o rozdzielczości 1366x768 oraz ekran ID3 (19") o rozdzielczości 1024x768



Rys. 4.43. Przykład detekcji ekranów w obrazie sceny, a) rzeczywisty obraz sceny b) obraz sceny rejestrowany przez kamerę k2 c) wynik działania algorytmu detekcji i identyfikacji ekranów

Przedstawiona sytuacja ma na celu jedynie zobrazowanie zasady komunikacji/rejestracji fiksacji w środowisku wielo-ekranowym. W tym celu można założyć, że obraz sceny pozostaje niezmienny (nie występuje ruch kamery K2 względem ekranów). W celu obliczania wirtualnej fiksacji należy obliczyć macierz przejścia T1. W tym celu wykorzystany zostanie ekran ID2. Podczas kalibracji użytkownik skupia wzrok na jego narożnikach oznaczonych markerami LED o znanych pozycjach w obrazie k2. W procesie kalibracji rejestrowane są (w obrazie k1) pozycje źrenicy. Wykorzystując zależność wyprowadzoną w dodatku F, dla przedstawionego przypadku (Rys. 4.43c) można obliczyć macierz transformacji T1 z równania:

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ X_2 \\ Y_2 \\ X_3 \\ Y_3 \\ X_4 \\ Y_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -X_1x_1 & -X_1y_1 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -Y_1x_1 & -Y_1y_1 \\ x_2 & y_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & -X_2x_2 & -X_2y_2 \\ 0 & 0 & 0 & x_2 & y_2 & 1 & -Y_2x_2 & -Y_2y_2 \\ x_3 & y_3 & 1 & 0 & 0 & 0 & -X_3x_3 & -X_3y_3 \\ 0 & 0 & 0 & x_3 & y_3 & 1 & -Y_3x_3 & -Y_3y_3 \\ x_4 & y_4 & 1 & 0 & 0 & 0 & -X_4x_4 & -X_4y_4 \\ 0 & 0 & 0 & x_4 & y_4 & 1 & -Y_4x_4 & -Y_4y_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{bmatrix}, \quad (4.20)$$

gdzie: x_1-x_4 , y_1-y_4 - zarejestrowane pozycje źrenicy w przestrzeni obrazowej k1, X_1-X_4 , Y_1-Y_4 to pozycje markerów LED o znanym położeniu w scenie, rejestrowane przez k2.

Przekształcając powyższe równanie, można obliczyć współczynniki a_1-a_8 macierzy T1. Dla rozpatrywanego przypadku, X_1 do X_4 przyjmują wartości - 407, 410, 590, 590 oraz Y_1 do Y_4 - 245, 378, 378, 245. Tak obliczona macierz przejścia posłuży do obliczania wirtualnej fiksacji w rejestrowanym obrazie sceny. Jeśli zostanie ona zarejestrowana w obszarze ekranu ID2, w celu obliczenia fiksacji, konieczne będzie obliczenie macierzy transformacji. Dla rozpatrywanego przypadku równanie przyjmie postać:

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 768 \\ 1366 \\ 768 \\ 1366 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 407 & 245 & & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 * 407 & 0 * 245 \\ 0 & 0 & 0 & 407 & 245 & 1 & 0 & 0 * 407 & 0 * 245 \\ 410 & 378 & 1 & 0 & 0 & 0 & -0 * 410 & -0 * 378 \\ 0 & 0 & 0 & 410 & 378 & 1 & -768 * 410 & -768 * 378 \\ 590 & 378 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1366 * 590 & -1366 * 378 \\ 0 & 0 & 0 & 590 & 378 & 1 & -768 * 590 & -768 * 378 \\ 590 & 245 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1366 * 590 & -1366 * 245 \\ 0 & 0 & 0 & 590 & 245 & 1 & -0 * 590 & -0 * 245 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} att1 \\ att2 \\ att3 \\ att4 \\ att5 \\ att6 \\ att7 \\ att8 \end{bmatrix}, \quad (4.21)$$

gdzie obliczone wartości $att1-att8$ będą stanowiły współczynniki chwilowej macierzy transformacji "T2". Na jej podstawie zostanie obliczony punkt fiksacji na ekranie o ID2.

Jeśli wirtualna fiksacja zostanie zarejestrowana w obszarze ekranu ID3, którego zarejestrowane pozycje markerów LED wynoszą $X:40, 44, 367, 360$; $Y:140, 390, 363, 140$, równanie przyjmie postać:

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 768 \\ 1024 \\ 768 \\ 1024 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 40 & 140 & & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 * 40 & 0 * 140 \\ 0 & 0 & 0 & 40 & 140 & 1 & 0 & 0 * 40 & 0 * 140 \\ 44 & 390 & 1 & 0 & 0 & 0 & -0 * 44 & -0 * 390 \\ 0 & 0 & 0 & 44 & 390 & 1 & -768 * 44 & -768 * 390 \\ 367 & 363 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1024 * 367 & -1024 * 363 \\ 0 & 0 & 0 & 367 & 363 & 1 & -768 * 367 & -768 * 363 \\ 360 & 140 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1024 * 360 & -1024 * 140 \\ 0 & 0 & 0 & 360 & 140 & 1 & -0 * 360 & -0 * 140 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} att1 \\ att2 \\ att3 \\ att4 \\ att5 \\ att6 \\ att7 \\ att8 \end{bmatrix}, \quad (4.22)$$

gdzie obliczone wartości $att1-att8$ będą stanowiły współczynniki chwilowej macierzy transformacji T2, a na jej podstawie zostanie obliczony punkt fiksacji na ekranie o ID3.

4.8. Podsumowanie

Bardzo ważną częścią zaproponowanego interfejsu jest algorytm detekcji źrenicy. Testy potwierdzają jego dużą skuteczność detekcji źrenicy (98% poprawnie określonych pozycji). Dodatkowo algorytm działa poprawnie nawet śledząc źrenicę oka pomalowanego maskarą co jest istotne ze względu na cel jakim jest rejestrowanie uwagi wzrokowej w naturalnych warunkach pracy. Również algorytm detekcji i identyfikacji daje zadowalające rezultaty. Skuteczność algorytmu jest ograniczona nachyleniem ekranu lub urządzenia do osi wzroku. Wyniki testów przeprowadzonych na danych syntetycznych pokazują, że opracowany algorytm poprawnie jednocześnie wykrywa nawet 3 różne ekrany/obiekty zainteresowania znajdujące się w scenie. W rzeczywistości, liczba ekranów znajdujących się w obrazie sceny jest ograniczona przez optykę kamery K2. W proponowanym rozwiązaniu zastosowano soczewki wizjera w celu poszerzenia kąta obiektywu kamery K2. Zwiększenie liczby śledzonych ekranów może wpływać na zmniejszenie częstotliwości z jaką kamera rejestruje obrazy sceny. W celu utrzymania wysokiej częstotliwości estymacji punktu fiksacji, oprogramowanie zostało napisane wielowątkowo. Założono, że ruchy głowy, a tym samym zmiana rejestrowanego obrazu sceny, występują z mniejszą częstotliwością niż fiksacje. Ponadto, zaproponowane algorytmy estymacji fiksacji dają podstawę do wykorzystania ich w śledzeniu wzroku w środowisku wieloekranowym. Opracowany interfejs wykorzystujący opracowane algorytmy detekcji źrenicy oraz detekcji i identyfikacji ekranów oraz algorytm estymacji fiksacji może być zatem używany w naturalnych warunkach pracy z systemami EDM.

5. Testy interfejsu

Interfejsy śledzące wzrok (eye/gaze tracker) są głównie charakteryzowane przez dokładność (ang. accuracy), precyzję/powtarzalność interfejsu (ang. precision) oraz niezawodność interfejsu. Znajomość tych parametrów daje pewną informację o skuteczności używanego urządzenia pomiarowego. Trzeci z wymienionych parametrów jest trudny do zdefiniowania i zależy od wielu czynników. Dokładność oraz precyzja zostały dokładnie zdefiniowane i stanowią powszechną miarę do określenia rozbieżności między urządzeniami [147], [148]. Ilustracja 5.1 przedstawia związek pomiędzy dokładnością i precyzją.

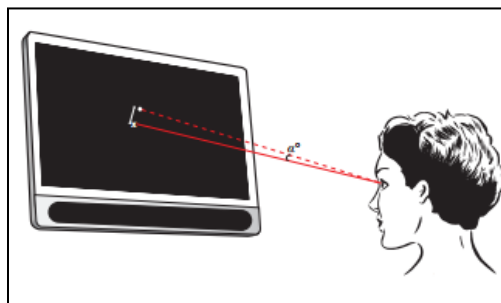


Rys. 5.1. Dokładność - precyzja: a) mała dokładność duża precyzja, b) duża dokładność, mała precyzja, c) duża dokładność, duża precyzja, d) mała dokładność, mała precyzja [149]

Jedna z firm produkujących w dziedzinie urządzeń śledzących wzrok opracowała procedurę pomiaru i obliczania dokładności i precyzji takich urządzeń. Przedstawione w tym dokumencie [149] wytyczne dotyczą urządzeń stacjonarnych, umieszczonych pod monitorem. Na potrzeby tej pracy doktorskiej procedura ta została zastosowana w przypadku przenośnego urządzenia śledzącego wzrok.

5.1. Miary jakości interfejsu

Z definicji, dokładność określa różnica pomiędzy średnią rzeczywistą wartością wielkości mierzonej, a wskazaniem urządzenia. Jest to zatem różnica (tzw. offset) pomiędzy pożądaną (rzeczywistą) pozycją fiksacji, a jej estymacją (Rys. 5.2).



Rys. 5.2. Dokładność i precyzja są mierzone w stopniach (kąt odchylenia osi wzroku). Na ilustracji linia przerywana reprezentuje rzeczywisty kierunek wzroku użytkownika, linia ciągła natomiast reprezentuje kierunek wzroku wskazany przez eye tracker'a. Kąt odchylenia osi wzroku jest mierzony pomiędzy tymi liniami przy założeniu, że miejscem przecięcia się tych linii jest środek źrenicy [149]

W przypadku eye trackerów parametr ten jest podawany w stopniach i obliczany według wytycznych przedstawionych w [149]:

$$AngAccuracy = \arctan\left(\frac{PixAccuracy * PixToCmRatio}{d}\right), \quad (5.1)$$

gdzie: AngAccuracy - dokładność urządzenia śledzącego wzrok przedstawiona w stopniach; PixToCmRatio - współczynnik zależności pomiędzy odległością w pikselach i odpowiadającej jej odległości w centymetrach; d - odległość urządzenia śledzącego wzrok (użytkownika) od ekranu.

Znając średnią pozycję zarejestrowanych fiksacji i współrzędne punktu zainteresowania na ekranie monitora można obliczyć dokładność w pikselach korzystając z zależności:

$$PixAccuracy = \sqrt{(Target_x - MeanFix_x)^2 + (Target_y - MeanFix_y)^2}, \quad (5.2)$$

gdzie: PixAccuracy - dokładność przedstawiona w pikselach, Target_x, Target_y - współrzędne punktu zainteresowania na ekranie monitora, MeanFix_x, MeanFix_y - Średnia pozycja zarejestrowanych fiksacji dla danego punktu zainteresowania:

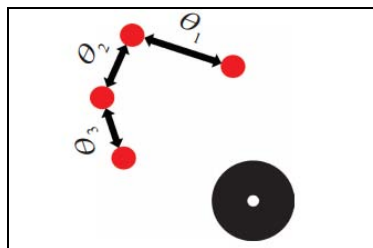
$$MeanFix_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Fix_x(i), \quad (5.3)$$

$$MeanFix_y = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Fix_y(i), \quad (5.4)$$

gdzie: N - liczba zarejestrowanych prób, Fix_x, Fix_y - zarejestrowana pozycja fiksacji dla danego punktu zainteresowania.

W celu obliczenia kąta konieczna jest znajomość odległości nasobnego urządzenia śledzącego wzrok od ekranu, na którym wyświetlane są punkty zainteresowania. Znając rozdzielczość i rozmiar ekranu można zunifikować jednostki (przeliczyć piksele na centymetry lub centymetry na piksele).

Precyzja jest miarą tego, jak powtarzalny jest wynik i zależy od jego rozrzutu (Rys. 5.3). W przypadku interfejsów śledzących wzrok, precyzja (podobnie jak dokładność) podawana jest w stopniach i charakteryzuje możliwość powtarzalności pomiarów wyznaczania punktów fiksacji w stosunku do punktu zainteresowania.



Rys. 5.3. Kolejne fiksacje (czerwone kropki) oraz kąty pomiędzy liniami wzroku odpowiadającymi kolejnym fiksacjom [149]

Różnica pomiędzy wynikami dwóch niezależnych pomiarów, wykonywanych zazwyczaj w różnych miejscach lub w różnym czasie. Precyzja liczona jest jako wartość średniokwadratowa (ang. RMS) wartości kątów pomiędzy liniami wzroku utworzonymi dla kolejnych estymacji fiksacji, dla danego punktu testowego:

$$P = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \theta_i^2}, \quad (5.5)$$

$$\theta_i = \arctan \left(\frac{\sqrt{(Fix_{X(i-1)} - Fix_{X(i)})^2 + (Fix_{Y(i-1)} - Fix_{Y(i)})^2} * PixToCmRatio}{d} \right) \text{ dla } i > 1, \quad (5.6)$$

gdzie: P - precyzja (liczona jako wartość średniokwadratowa), Fix_x , Fix_y - zarejestrowana pozycja fiksacji dla danego punktu zainteresowania, θ_i - wartość kąta pomiędzy liniami wzroku utworzonymi dla kolejnych estymacji fiksacji, dla danego punktu testowego, PixToCmRatio - współczynnik zależności pomiędzy odległością w pikselach a centymetrach, d - odległość urządzenia śledzącego wzrok (użytkownika) od ekranu.

5.2. Testy interfejsu

Celem przeprowadzonych testów było określenie dokładności i precyzji zbudowanego interfejsu. Dodatkowo sprawdzono jaki wpływ na zmianę tych parametrów mają ruchy głowy. W ramach badań zostały przeprowadzone testy z wykorzystaniem uproszczonego modelu oka oraz testy z udziałem ludzi.

W ogólnym ujęciu test polegał na porównaniu wskazań eye tracker'a z położeniem rzeczywistych punktów. Użytkownik zaopatrzony w interfejs śledzący wzrok znajdował się w stałej odległości od ekranu monitora, na którym pojawiają się punkty testowe. Podczas testu użytkownik patrzył na kolejne punkty. Program komputerowy obliczał pozycję fiksacji oka dla danego punktu zainteresowania. Dokładność i precyzja były obliczane na podstawie wskazań eye tracker'a oraz rzeczywistej pozycji punktu testowego, według zależności (5.1) i (5.5). Wszystkie testy zostały przeprowadzone dla dwóch różnych kontrastów tablic testowych. Testy zostały wykonane w kontrolowanych warunkach położenia głowy. Zakres przyjętych kątów obrotu głowy względem monitora odpowiadał wartościom uzyskanym w pomiarach ruchomości głowy podczas pracy w środowisku jedno i wielo-ekranowym.

W ramach przeprowadzonych pomiarów zostały wykonane następujące testy:

- test dla małych kątów obrotu gałki ocznej (do 20°) - 9 punktów testowych,
- test dla dużych kątów obrotu gałki ocznej (25° - 30°) - 4 punkty testowe,

- Porównanie algorytmów,
 - test dla zadanych kątów obrotu głowy, horyzontalnie w obu kierunkach, dla 9 punktów testowych,
 - test dla zadanych kątów obrotu głowy, horyzontalnie w obu kierunkach, dla 16 punktów testowych,
- test w środowisku dwuekranowym przy swobodnych ruchach głowy,
- Wpływ zmiany położenia kamery na wyniki.

Testy uwzględniające obrót głowy zostały przeprowadzone dla dwóch różnych algorytmów kompensacji ruchów głowy (ALGI oraz ALGII).

Tablice zawierające testowe punkty, przygotowane do badania parametrów interfejsu dla małych i dużych kątów obrotu gałki ocznej, różniły się od siebie pod względem ilości punktów testowych i ich rozmieszczenia. Dwie różne tablice kontrastowe zostały użyte w testach precyzji i dokładności - czarna z białymi punktami testowymi oraz biała z czarnymi. W środowisku dwuekranowym testy zostały przeprowadzone przy użyciu ekranów 11", 14", 15.6" i 19".

Testy zostały przeprowadzone na specjalnie do tego celu przygotowanym modelu oraz powtórzone na grupie ochotników.

W przypadku charakteryzowania eye trackera za pomocą dokładności i precyzji, im mniejsze wartości przyjmują te parametry tym lepiej. Można zatem spotkać się z określeniem, że precyzja lub dokładność rośnie co oznacza, że pomiary wskazują wartości bliższe rzeczywistym.

5.2.1. Tablice testowe

Tablice testowe należy rozumieć jako zbiór punktów wyświetlanych na ekranie komputera, na których użytkownik ma skupiać swój wzrok podczas testów. Rozmieszczenie punktów testowych zależy od rodzaju testu oraz pozycji użytkownika względem ekranu.

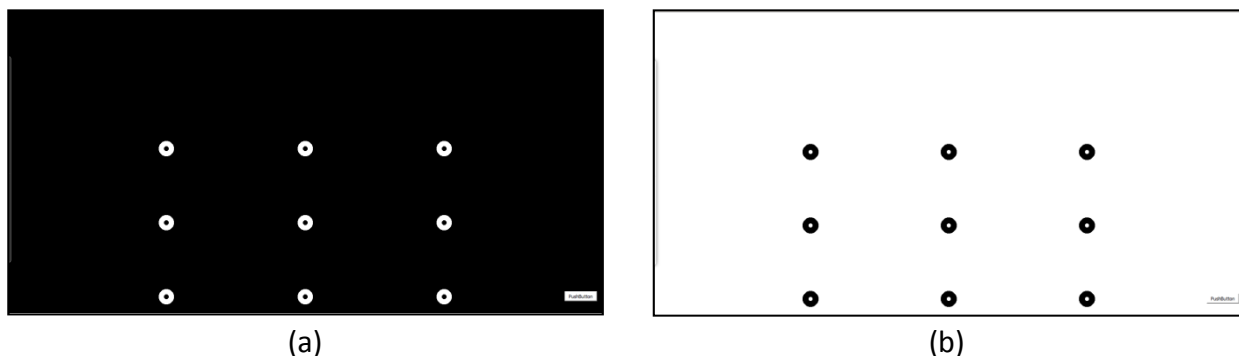
Podstawowy test zakłada wyświetlanie białych punktów na czarnym tle. Punkt testowy składa się z białego koła o średnicy 36 pikseli oraz umieszczonego w nim centralnie czarnego koła o średnicy 10 pikseli. Mniejsze koło pozwala skupić wzrok centralnie na punkcie zainteresowania. W ramach testów używa się też białej tablicy z czarnymi punktami. Analogicznie wewnątrz czarnych punktów znajduje się mniejsze białe koło pozwalające skupić wzrok na punkcie testowym (Rys. 5.4).



Rys. 5.4. punkty testowe w różnych kontrastach

5.2.2. Test dla małych kątów obrotu gałki ocznej

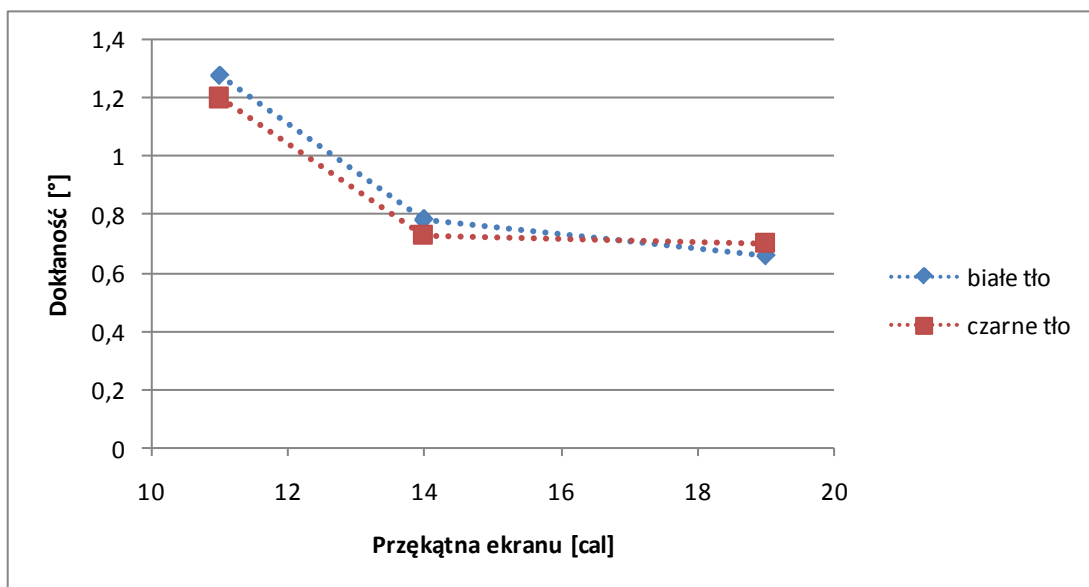
Testy dokładności i precyzji interfejsu zostały przeprowadzone przy użyciu podpórki pod brodę. Pozwoliło to zminimalizować ruchy głowy podczas kalibracji i przeprowadzanego badania. Podczas badania użytkownik siedział w odległości 60cm od ekranu komputera. Testy zostały przeprowadzone dla 3 różnych rozmiarów ekranu - 11", 14" i 19". Rozkład punktów testowych użytych w badaniach przedstawiony jest na rysunku 5.5.



Rys. 5.5 Rozkład punktów testowych użytych w testach dokładności i precyzji

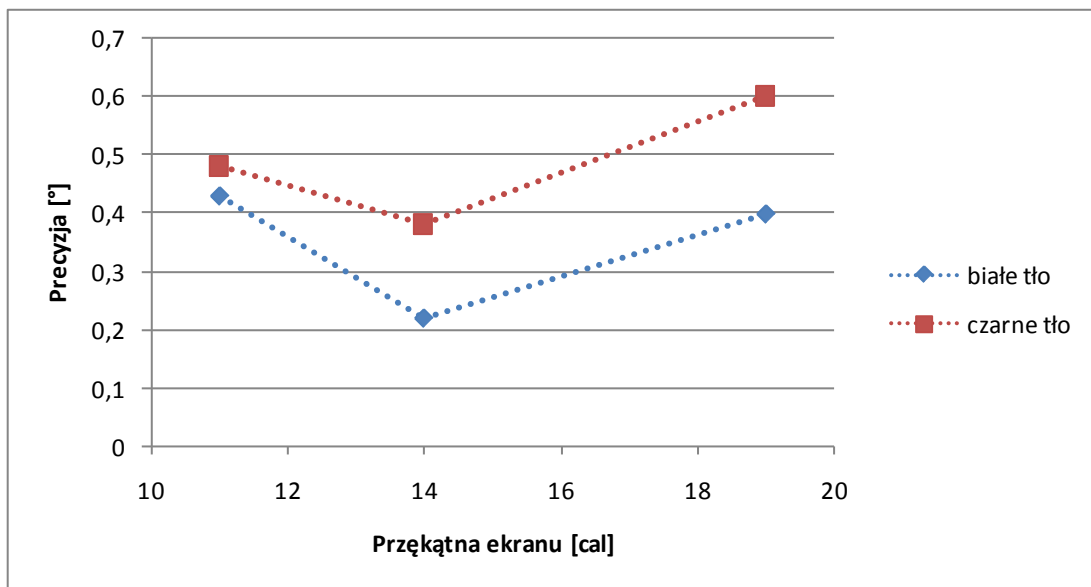
Wszystkie testy dokładności interfejsu zostały wykonane dla dwóch konfiguracji kontrastowych tablic testowych - czarne tło białe punkty, białe tło czarne punkty. Odległości pomiędzy punktami zmieniały się w zależności od rozmiaru ekranu tak, żeby zachować kąt pomiędzy liniami łączącymi skrajne punkty i środkiem źrenicy na poziomie 20°.

Wyniki pomierzonej dokładności względem przekątnej ekranu przedstawiono na wykresie 5.6.



Rys. 5.6. Zmiana dokładności w zależności od zmiany rozmiaru ekranu zainteresowania

Wyniki pomierzonej precyzji dla każdego użytego rozmiaru ekranu zostały przedstawione na wykresie 5.7.

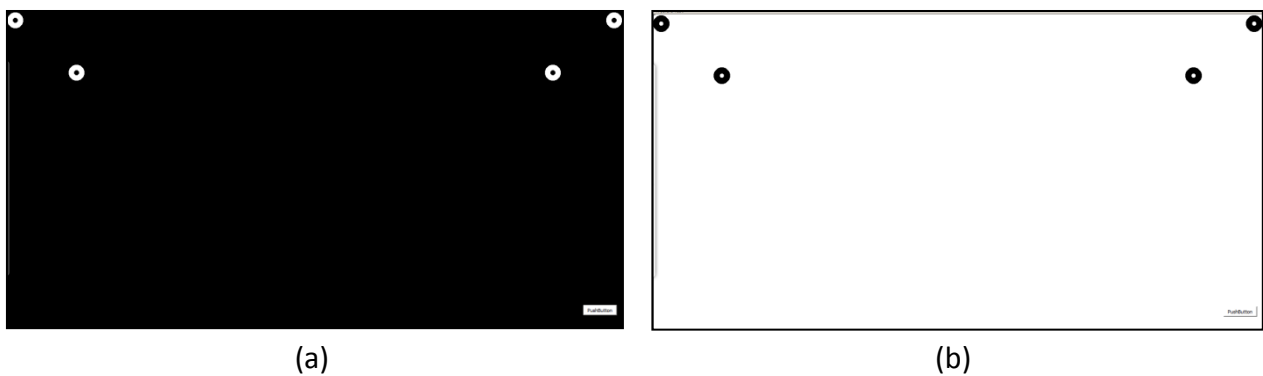


Rys. 5.7. Zmiana precyzji w zależności od zmiany wielkości ekranu

5.2.3. Test dla dużych kątów obrotu gałki ocznej

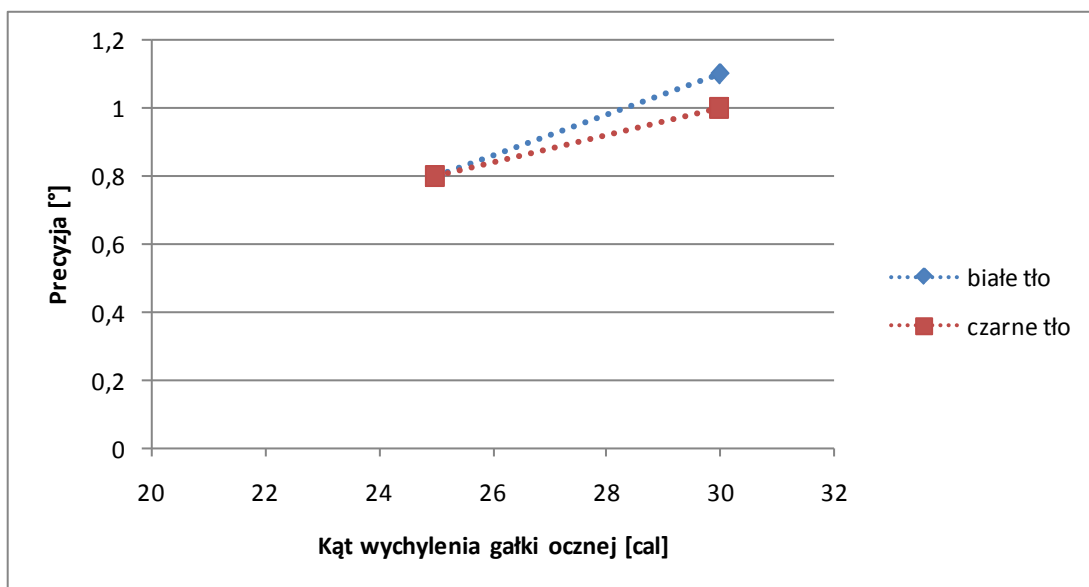
Podobnie jak podczas pomiarów dokładności i precyzji wykonanych dla małych kątów obrotu gałki ocznej, w testach dla dużych wychyleń też użyto podpórki pod brodę. Podczas badania użytkownik siedział w odległości 60cm od ekranu komputera. Testy zostały przeprowadzone dla ekranu o przekątnej 19".

Rozkład punktów testowych użytych w badaniach przedstawiony jest na rysunku 5.8. Taki rozkład pozwolił pomierzyć dokładność dla obrotu gałki ocznej o ok 30° gdy użytkownik patrzył na skrajne punkty i ok 25° gdy użytkownik patrzył na punkty zlokalizowane bliżej środka ekranu.



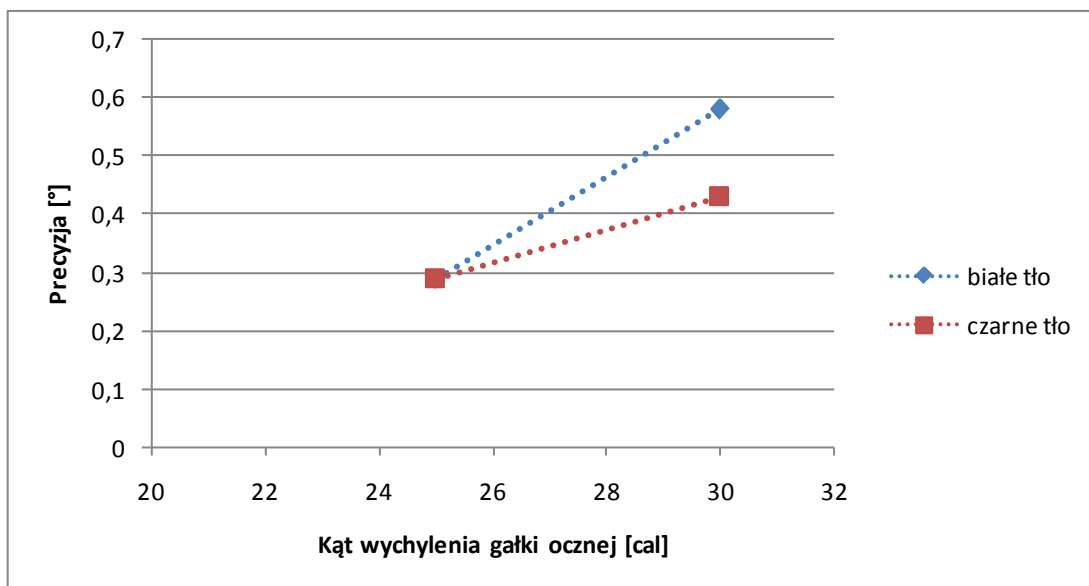
Rys. 5.8. Rozkład punktów pozwalający na pomiar dokładności i precyzji dla obrotu gałki ocznej pod kątem do 25° i 30°

Wyniki pomierzonej dokładności dla względem kąta obrotu gałki ocznej przedstawiono na wykresie 5.9.



Rys. 5.9. Zmiana dokładności w zależności od kąta obrotu gałki ocznej

Wyniki pomiarów precyzji przedstawia wykres 5.10.



Rys. 5.10. Zmiana precyzji w zależności od kąta obrotu gałki ocznej

W testach modelowych został wykorzystany zaprojektowany model gałki (dodatek) ocznej. Testy modelowe zostały zestawione z testami przeprowadzonymi na grupie 20 ochotników

różnej płci i w różnym wieku (od 20 do 80 lat). Wyniki testów przeprowadzonych w różnych warunkach w środowisku jedno ekranowym przedstawione są w tabeli 5.1.

odległość od ekranu [cm]	tło	przekątna [cal]	l. p. testowych	max. zakres kąt widzenia	średnia Dokładność	średnia Precyzja	model/ człowiek
60	białe	19	9	20	0,66	0,4	człowiek
60	białe	14	9	20	0,78	0,22	człowiek
60	białe	11	9	20	1,28	0,43	człowiek
60	białe	19	4	35	1	0,43	człowiek
60	białe	19	9	20	0,68	0,31	model
60	białe	19	4	35	0,8	0,29	model
60	czarne	19	9	20	0,7	0,6	człowiek
60	czarne	14	9	20	0,73	0,38	człowiek
60	czarne	11	9	20	1,2	0,48	człowiek
60	czarne	19	4	35	1,1	0,58	człowiek
60	czarne	19	9	20	0,68	0,31	model
60	czarne	19	4	35	0,8	0,29	model

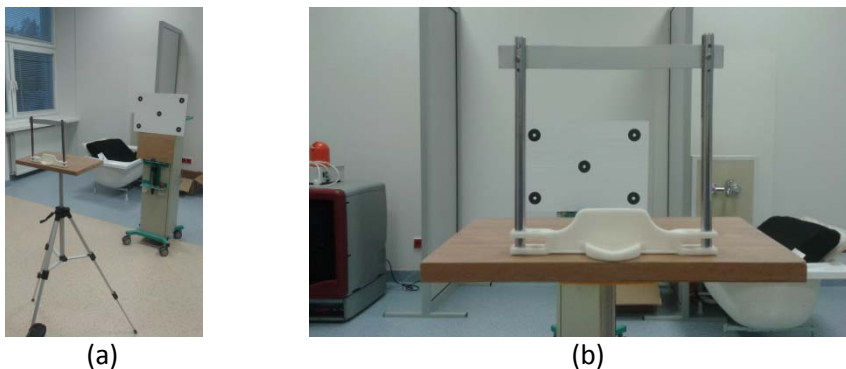
Tabela 5.1. Zestawienie wyników testów dokładności i precyzji

W sumie dla różnych konfiguracji średnia dokładność w testach wyniosła 0,7°. Jest to dobry wynik w porównaniu z innymi rozwiązaniami (Tabela 5.2)

Średnia dokładność (stabilna pozycja głowy) [°]	Źródło
0,5-0,9	[103]
0,75-2	[105]
1,67	[107]
0,5-07	[108]
0,4	[109]
1,32	[110]
0,9	[111]
0,5-3	[112]
0,7	eTrack

Tabela 5.2. Porównanie dokładności opracowanego interfejsu z innymi rozwiązaniami

Dokładność opracowanego interfejsu została porównana z komercyjnym rozwiązaniem SMI eye tracking glasses [150] (Tabela 5.3). Kalibracja została przeprowadzona dla punktów odległych o 60 cm.



Rys. 5.11. Stanowisko i tablice testowe użyte w testach porównawczych interfejsów eTrack i SMI. a) widok z boku, b) widok od strony użytkownika

Test został przeprowadzony dla białych tablic zawierających 5 punktów testowych (Rys. 5.11).

Interfejs	SMI	eTrack
Dokładność	0,44°	0,69°

Tabela 5.3. Porównanie wyników testów dokładności interfejsów eTrack i SMI eye tracking glasses

5.2.4. Testy w środowisku dwuekranowym

Przedstawiony w tym rozdziale procedura testów została zastosowana w sytuacji gdy wymiana informacji zachodzi z dwoma niezależnymi modułami. W prezentowanym przykładzie stanowisko tekstowe składało się z dwóch laptopów. W pierwszym przypadku:

- laptop A (główny) - 14",
- laptop B (dodatkowy) - 11",

oraz w drugim przypadku:

- laptop A (główny) - 14",
- laptop B (dodatkowy) - 15,6".

Ilustracja 5.12 przedstawia wykorzystane stanowiska testowe. Przy śledzeniu wzroku w środowisku dwuekranowym, kalibracja przeprowadzana jest raz względem jednego ekranu (oznaczonego jako ekran główny). W przypadku obu przedstawionych stanowisk, kalibracja była przeprowadzana dla punktów wyświetlanych na ekranie o przekątnej 14".



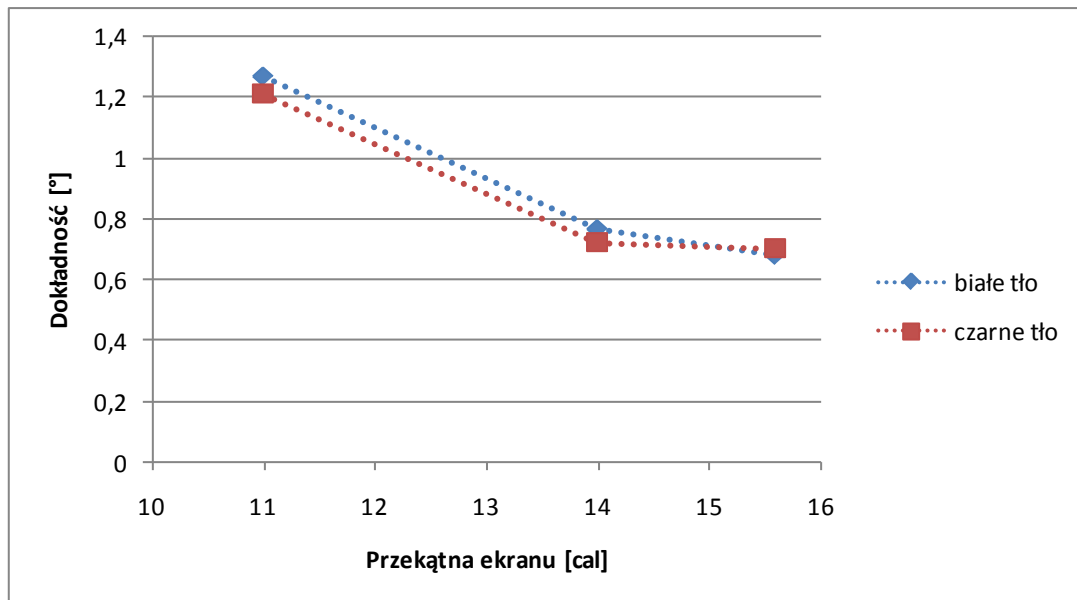
(a)



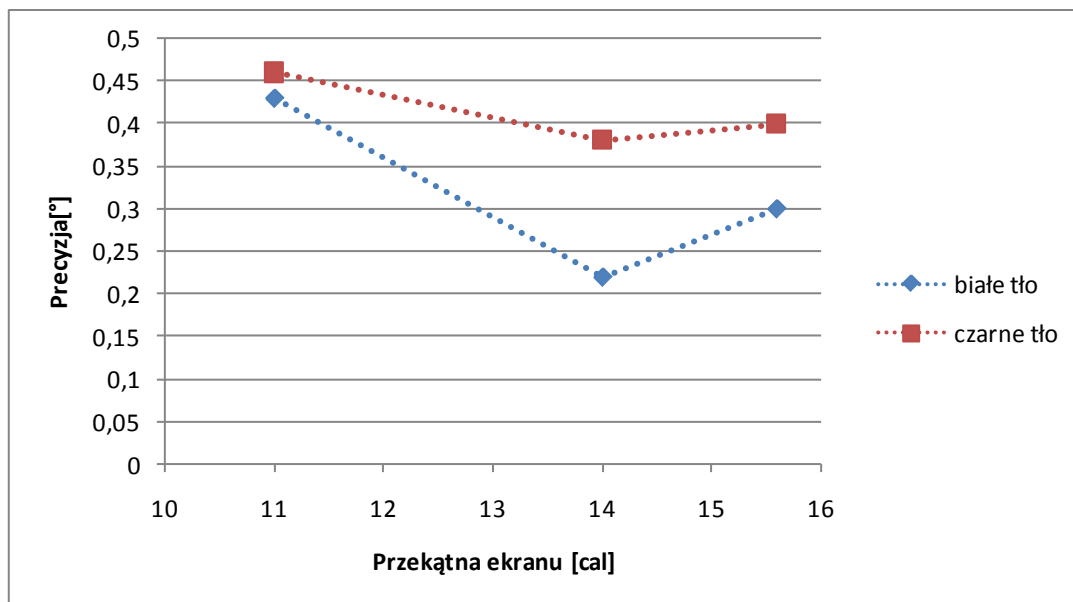
(b)

Rys. 5.12. Konfiguracja stanowiska wieloekranowego w testach dokładności i precyzji a) komputer o ekranie 11" i komputer o ekranie 14", b) komputer o ekranie 14" i komputer o ekranie 15,6"

Kalibracja została przeprowadzona tylko na komputerze głównym (laptop A 14"). Przyjęty model komunikacji pozwala na przenoszenie uwagi wzrokowej z jednego obszaru zainteresowania na drugi bez konieczności ponownej kalibracji. Dla konfiguracji wieloekranowej również policzono dokładność i precyzję oraz ich zależność od rozmiaru ekranu (Rys. 5.13 i Rys. 5.14)



Rys. 5.13. Zmiana dokładności w zależności od rozmiaru ekranu w testach dwuekranowych



Rys. 5.14. Zmiana precyzji w zależności od rozmiaru ekranu w testach wieloekranowych

Wyniki pomiarów dokładności i precyzji zebrano w tabeli 5.4.

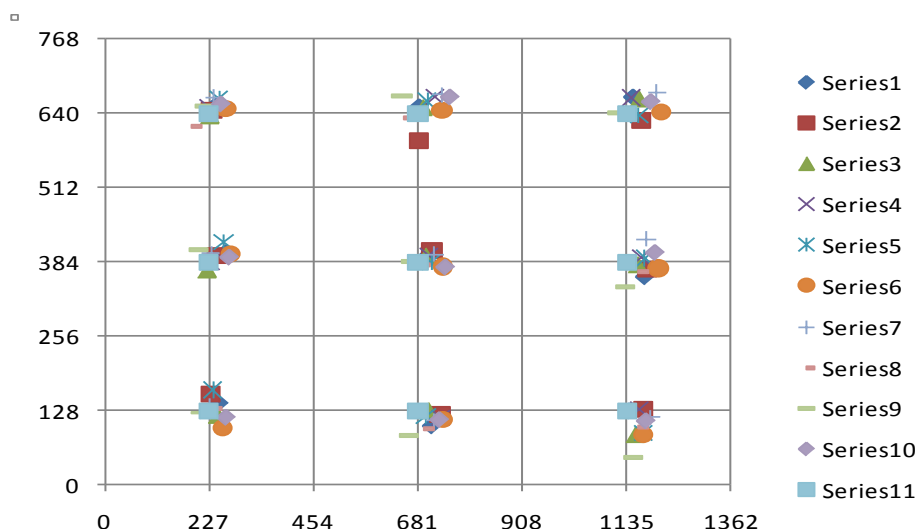
odległość od ekranu [cm]	tło	przekątna [cal]	l. p. testowych	średnia Dokładność	średnia Precyzja	model/ człowiek
60	białe	11	9	1,27	0,43	człowiek
60	białe	14	9	0,77	0,22	człowiek
60	białe	15,6	9	0,68	0,3	człowiek
60	czarne	11	9	1,21	0,46	człowiek
60	czarne	14	9	0,72	0,38	człowiek
60	czarne	15,6	9	0,7	0,4	człowiek

Tabela 5.4. Zestawienie wyników testów dokładności i precyzji w testach ze stanowiskiem dwuekranowym

5.2.5. Porównanie algorytmów ALGI i ALGII

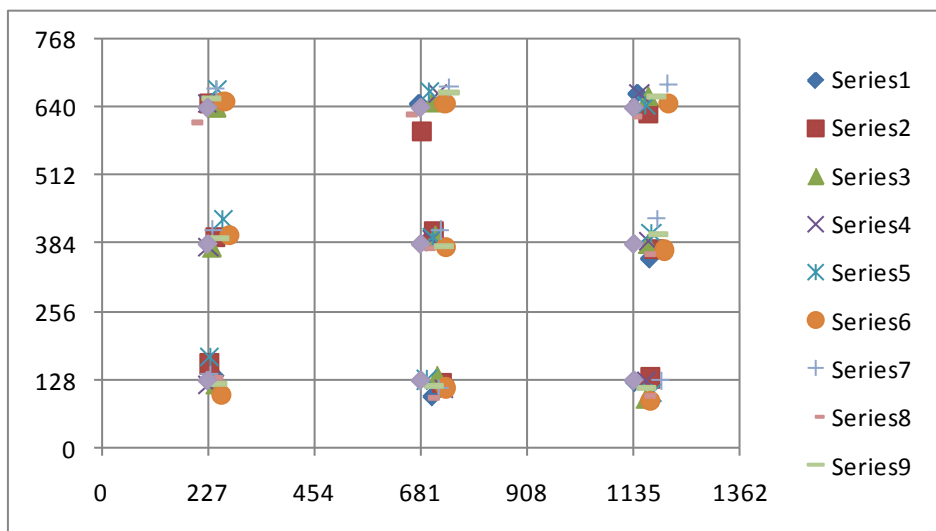
W celu porównania obu algorytmów ze sobą, dla każdego z nich została obliczona dokładność i precyzja. W celu obliczenia tych parametrów zostały pomierzone fiksacje na rozmieszczonych równomiernie punktach testowych na ekranie monitora o rozdzielczości 1366x768 i rozmiarze 14". Pomiar fiksacji zostały wykonane dla siatki punktów 3x3 i 4x4. Obliczenia zostały powtórzone dla następujących kątów obrotu głowy: 0 (brak obrotu, głowa na wprost monitora), +5° (obrót o 5° w prawo), +10° (obrót o 10° w prawo), -5° (obrót o 5° w lewo), -10° (obrót o 10° w lewo). Przyjęte wartości kątów wynikają z testów badających obrót głowy podczas pracy w środowisku dwuekranowym.

Fiksacje zarejestrowane dla kolejnych uczestników testów wykonanych dla punktów testowych naniesionych na siatkę 3x3 przedstawiono na wykresach. Na wykresie 5.15 przedstawiono wyniki zarejestrowane przy użyciu algorytmu ALGI dla 0 kąta obrotu głowy.



Rys. 5.15. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla 0 obrotu głowy dla ALGI

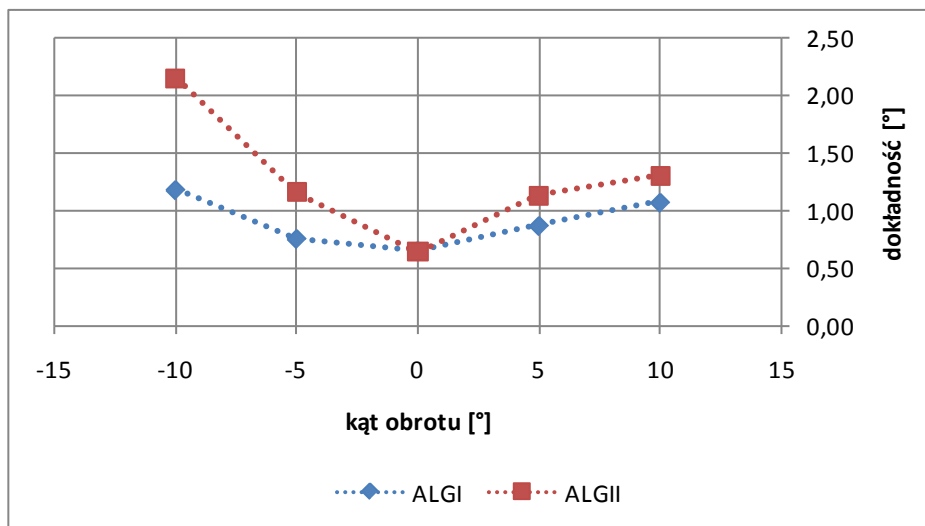
Analogiczne wyniki, uzyskane dla algorytmu ALGII, przedstawiono na wykresie Rys. 5.16.



Rys. 5.16. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla 0 obrotu głowy dla ALGII

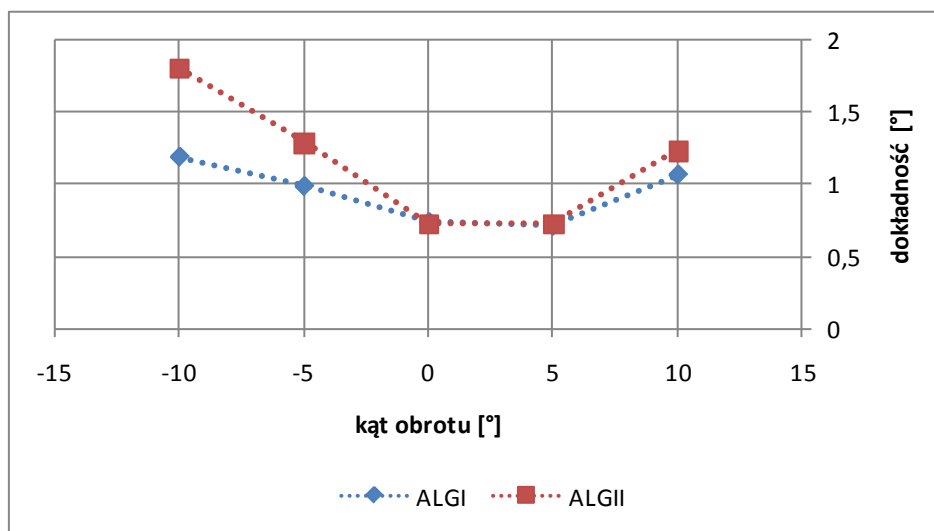
Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla punktów testowych, dla obrotów głowy o 5° i 10° stopnie w prawo i w lewo, dla algorytmów ALGI i ALGII został przedstawiony w dodatku D.

Zmiana dokładności algorytmów ALGI i ALGII względem zmiany kąta obrotu głowy, przeprowadzona dla siatki punktów 3x3 przedstawiona jest na rysunku 5.17.



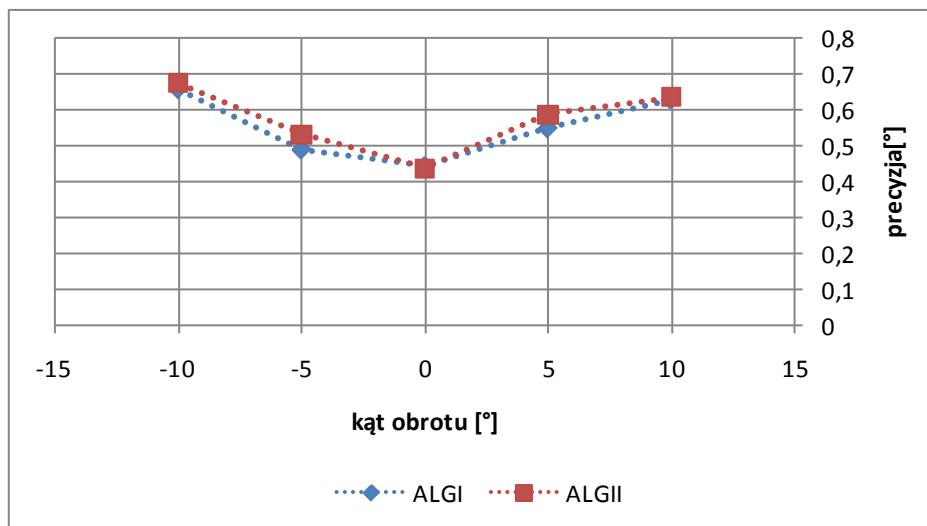
Rys. 5.17. Porównanie algorytmów ALGI i ALGII dla danych pomierzonych dla siatki punktów 3x3. Zmiana dokładności wybranego algorytmu w zależności od kąta obrotu głowy

Wykres 5.18 przedstawia analogiczne wyniki uzyskane dla siatki punktów 4x4.



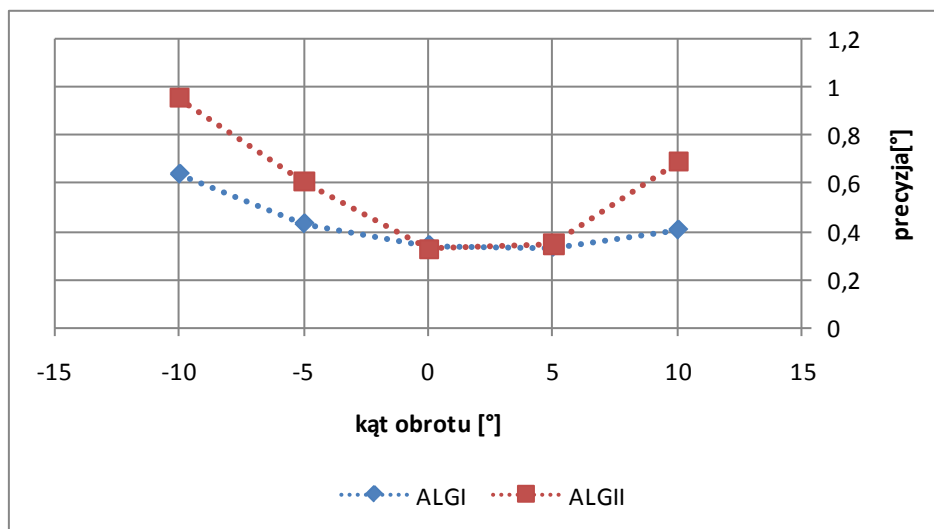
Rys. 5.18. Porównanie algorytmów ALGI i ALGII dla danych pomierzonych dla siatki punktów 4x4. Zmiana precyzji wybranego algorytmu w zależności od kąta obrotu głowy

Dla obu algorytmów obliczona została też precyzja. Wyniki uzyskane dla poszczególnych kątów obrotu głowy dla siatki punktów 3x3 przedstawione są na wykresie 5.19 podczas gdy wykres 5.20 przedstawia wyniki uzyskane dla siatki punktów 4x4.



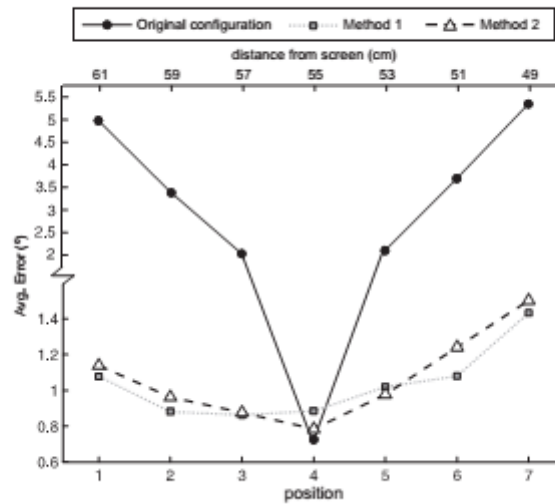
Rys. 5.19. Porównanie algorytmów ALGI i ALGII dla danych pomierzonych dla siatki punktów 3x3. Zmiana precyzji wybranego algorytmu w zależności od kąta obrotu głowy

Zarówno precyzja i dokładność zostały obliczone dla pomiarów fiksacji wykonanych w odległości głowy od monitora równej 70 cm.



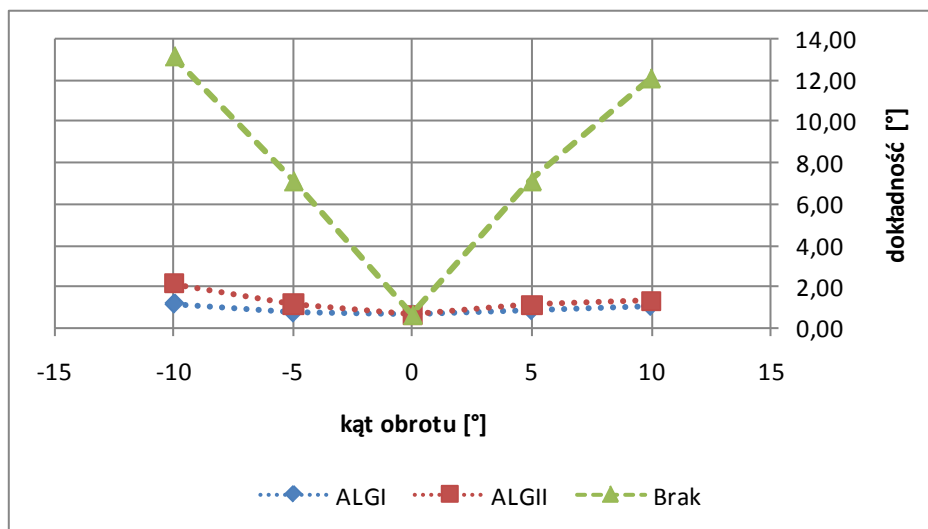
Rys. 5.20. Porównanie algorytmów ALGI i ALGII dla danych pomierzonych dla siatki punktów 4x4. Zmiana precyzji wybranego algorytmu w zależności od kąta obrotu głowy

Dla każdej z siatek punktów, dla każdego kąta wykonano 10 serii pomiarowych. W sumie w testach wzięło udział 10. ochotników. Ilustracja 5.21 przedstawia wyniki testów algorytmu kompensacji ruchów głowy wykorzystującego technikę P-CR [151].



Rys. 5.21. Spadek dokładności podczas ruchów głowy[151]

W ramach przeprowadzonych badań przeprowadzono podobny test. Z algorytmu estymacji pozycji źrenicy została usunięta informacja o położeniu ROI. Wyniki estymacji fiksacji bez algorytmu kompensacji ruchów głowy zostały zestawione z wynikami uzyskanymi dla ALGI i ALGII (Rys. 5.22).

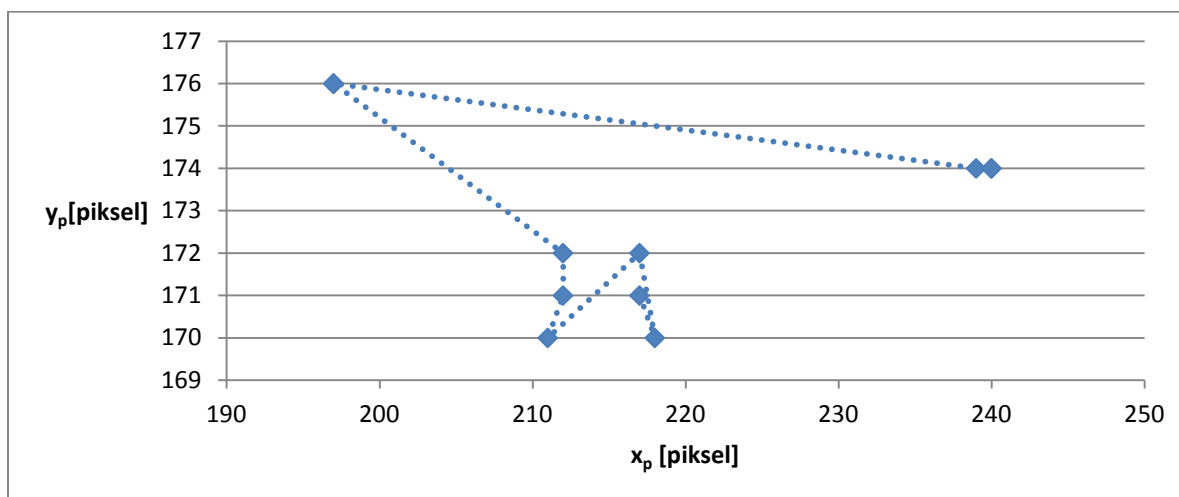


Rys. 5.22. Porównanie wyników dokładności estymacji fiksacji algorytmów ALGI (niebieski) i ALGII (czerwony) oraz algorytmu, który nie uwzględnia informacji o położeniu ROI (zielony)

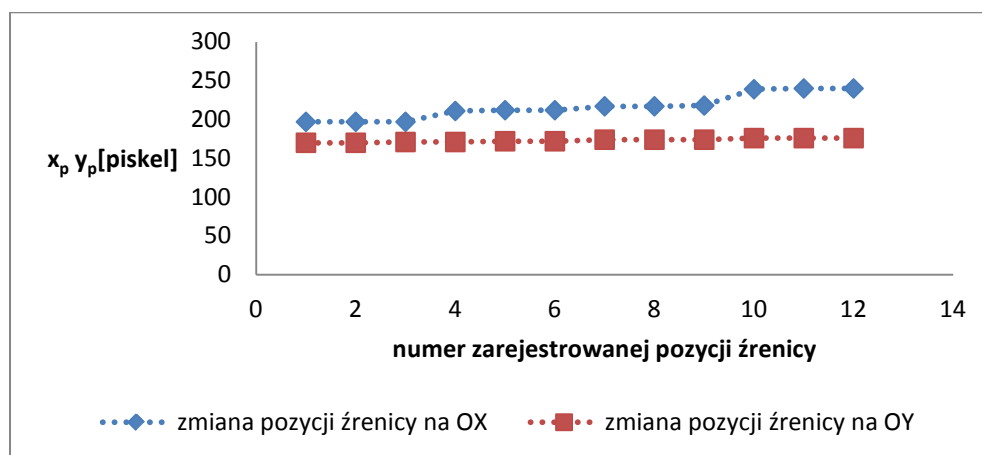
5.2.6. Wpływ zmiany położenia układu kamer względem oka na wyniki

Stała relacja pomiędzy kamerami K1 i K2 pozwala na wykorzystanie transformaty perspektywicznej w celu skorelowania informacji pochodzących z różnych układów

współrzędnych. Zaburzenie wzajemnego układu kamer i oka spowoduje, że obliczona podczas kalibracji macierz przekształcenia będzie odnosić się do innego geometrycznie układu co wpłynie na dokładność estymacji punktów fiksacji. W celu weryfikacji istotności zakłóceń spowodowanych przesunięciem układu kamer względem oka został przeprowadzony test, podczas którego użytkownik wpatrywał się w punkt testowy wyświetlany w samym centrum obszaru zainteresowania z odległości $d = 60\text{cm}$. Głowa obserwującego została ustabilizowana za pomocą specjalnej podpórki pod brodę, tak żeby zminimalizować wpływ ruchów głowy na wyniki eksperymentu. W trakcie pracy, okulary śledzące wzrok były celowo poruszane tak żeby zaburzyć relację układu pomiędzy okiem oraz K1 i K2. W celu określenia przesunięcia układu kamer względem oka, rejestrowana była bezwzględna pozycja źrenicy. Zakłada się, że przy stałym punkcie testowym oraz unieruchomionej głowie, ruch gałki ocznej (większy niż wynika to z fiksacji oka na stałym punkcie) nie występował lub był znikomy.



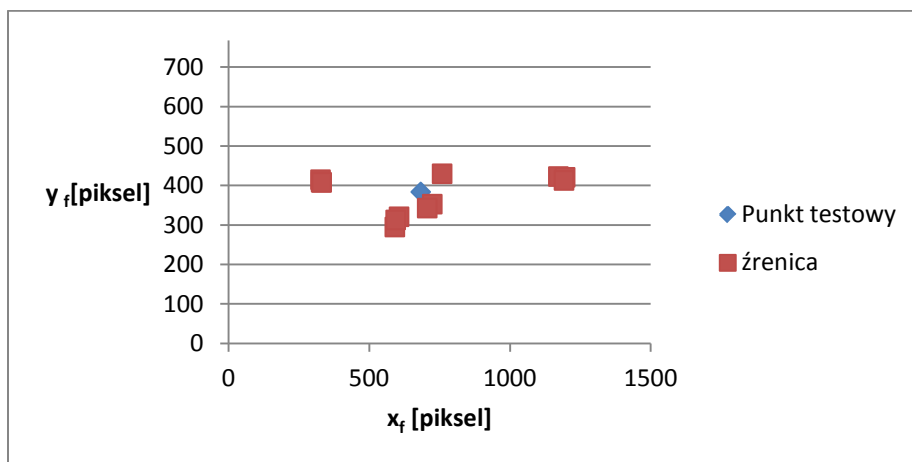
Rys. 5.23. Bezwzględna pozycja źrenicy zarejestrowana dla stałego punktu zainteresowania, dla różnych pozycji pomiędzy K1 i okiem (poruszanego urządzenia śledzącego wzrok)



Rys. 5.24. Zmiana położenia źrenicy w osi X i Y zarejestrowana dla stałego punktu zainteresowania, dla różnych pozycji pomiędzy K1 i okiem (poruszanego urządzenia śledzącego wzrok)

Wykres 5.23 pokazuje jak zmienia się pozycja źrenicy w obrazie k1 podczas gdy użytkownik patrzy w stały punkt ale zmianie ulega pozycja kamery K1 względem śledzonego oka. Na kolejnym wykresie 5.24 przedstawiono zakres zmian oddzielnie dla OX i OY.

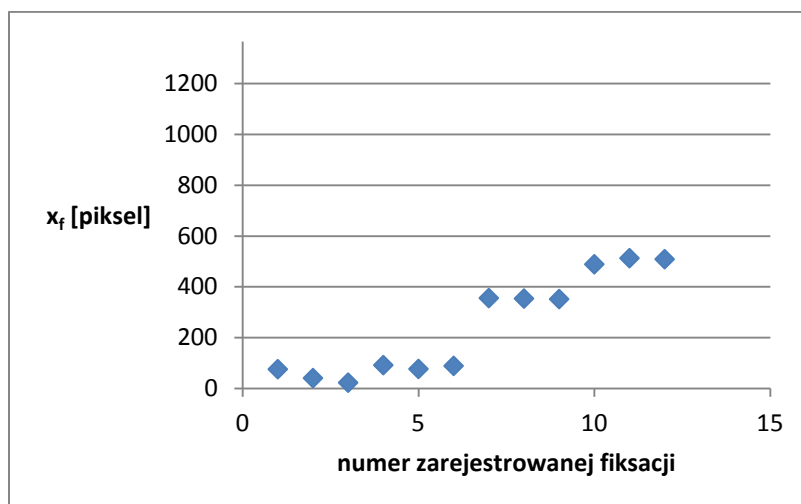
Równolegle, podczas wykonywania testu został zarejestrowany rozkład fiksacji estymowanych podczas zmiany położenia K1 względem oka dla użytkownika patrzącego w stały punkt zainteresowania.



(a)

Rys. 5.25. Rozkład fiksacji odpowiadających punktowi testowemu przy zakłóceniu wzajemnej pozycji układu kamer i oka

Z wykresu 5.24 wynika, że podczas przeprowadzonego testu, zmiana położenia układu kamer względem oka wystąpiła głównie w poziomie.

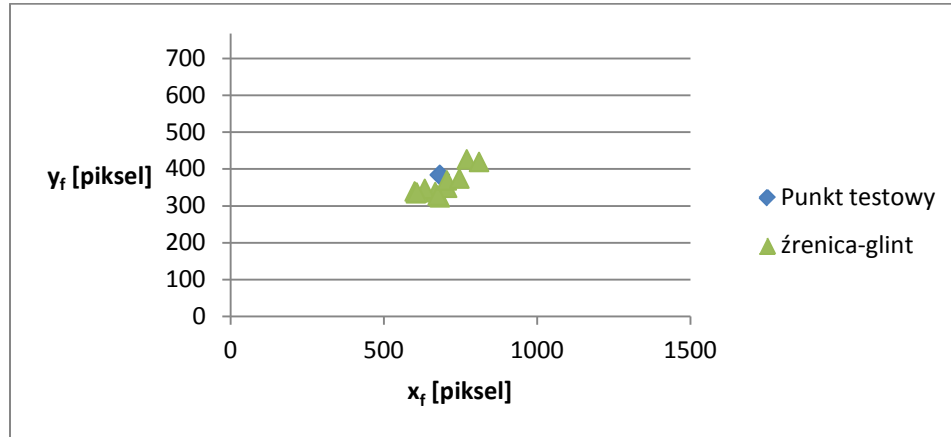


Rys. 5.26. a) Zmiana obliczanej wartości punktu fiksacji względem punktu testowego (OX)

Jak wynika z wykresów 5.23 - 5.26, zaburzenie układu kamera-oko istotnie wpływa na dokładność. Efekt ten można zniwelować wyznaczając pozycję źrenicy względem rejestrowanego odbicia od rogówki (glint). Zauważono bowiem, że podczas ruchów gałki ocznej

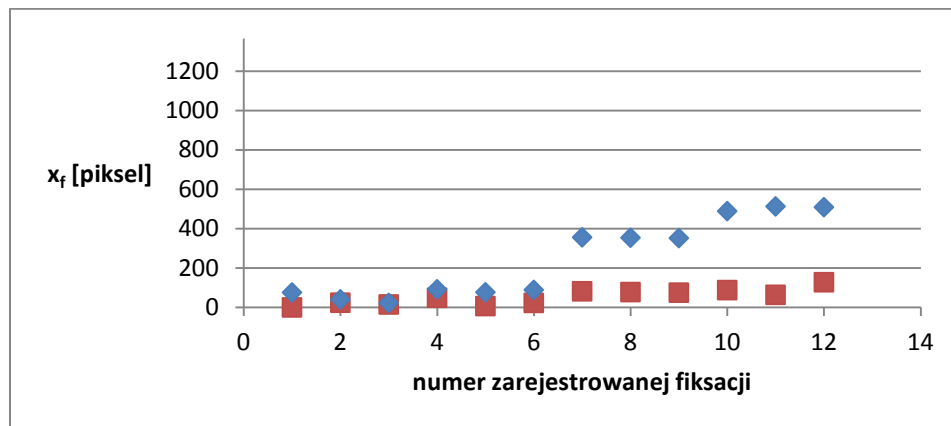
pozycja źrenicy zmienia się znacząco w stosunku do stałego położenia kamery podczas gdy zmiana położenia odbicia jest niewielka. Zauważono również, że gdy oko pozostaje nieruchome a zmianie ulega położenie kamery to różnica w położeniu środka źrenicy względem środka odbicia od rogówki jest niewielka [102].

Estymacja punktu fiksacji przy wykorzystaniu pozycji źrenicy względem rejestrowanego odbicia poprawia sytuację co prezentuje poniższy wykres rozkładu zarejestrowanych punktów fiksacji (Rys. 5.27).



Rys. 5.27. Rozkład fiksacji odpowiadających punktowi testowemu przy zakłóceniu wzajemnej pozycji układu kamer i oka, obliczony na podstawie pozycji źrenicy względem glistu

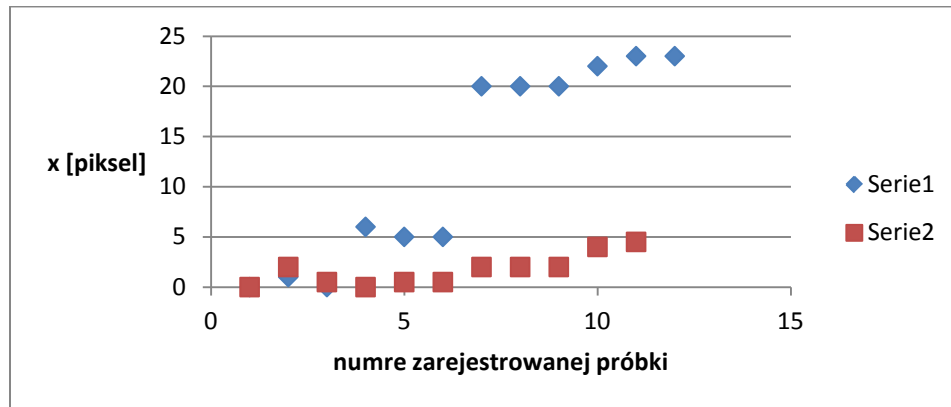
Wykres 5.28 przedstawia zestawienie wyników estymacji fiksacji względem stałego punktu zainteresowania (w osi X) na podstawie bezwzględnej pozycji źrenicy (niebieski) i pozycji obliczanej względem rejestrowanego odbicia (czerwone).



Rys. 5.28. Zmiana wartości punktu fiksacji względem punktu testowego (OX) obliczonej na podstawie a) bezwzględnej pozycji źrenicy (niebieski), b) pozycji źrenicy względem glistu (czerwony)

Poprawa wyników spowodowana jest stabilizacją układu jaka zachodzi poprzez względny pomiar pozycji źrenicy co pokazuje poniższy wykres 5.29 przedstawiający zmianę bezwzględnej pozycji

źrenicy (niebieski) przy zaburzeniu (rozpatrując tylko przesunięcie w poziomie) układu kamery-oko oraz zmianę w relacji źrenica-odbicie (czerwony).



Rys. 5.29. Zmiana wartości a) bezwzględnej pozycji źrenicy (x_p), b) pozycji źrenicy względem glintu (x_{p-CR}) w osi X względem punktu testowego

5.3. Omówienie wyników

Testy interfejsu zostały przeprowadzone zgodnie z procedurą opracowaną przez firmę Tobii dla eye trackerów stacjonarnych. Wyniki uzyskane dla różnych tablic kontrastowych, zarówno w testach stanowiska jedno- i dwuekranowego, nie różnią się znacząco od siebie. Zauważalne są różnice w zmianie dokładności względem przekątnej ekranu. Uzyskana dokładność na poziomie $0,7^\circ$ jest satysfakcjonująca. Jest to bardzo dobry wyniki w porównaniu z innymi rozwiązaniami (Tabela 5.2). Opracowany interfejs wypada nieco gorzej w porównaniu z interfejsem SMI ale rozdzielczość kamery śledzącej wzrok jest 2x mniejsza w zaproponowanym rozwiązaniu.

Analizując uzyskane wyniki (Rys. 5.17 - Rys. 5.20) można zauważyć, że pomierzona precyzja jest zbliżona dla obu testowanych algorytmów estymacji fiksacji. ALGI ma nieco lepszą dokładność niż ALGII. Przeprowadzone testy estymacji pozycji źrenicy względem zarejestrowanego przesunięcia punktów ROI pozwalały wnioskować, że dla małych kątów, algorytm ALGII może dawać lepsze wyniki niż ALGI. Jedną z przyczyn dla których wyniki nie są lepsze może być błąd zaokrąglenia. Analizując wyniki można zauważyć, że w przypadku ALGI, dokładność nieznacznie maleje ze wzrostem kąta obrotu głowy. Dokładność uzyskana dla 10° jest jednak satysfakcjonująca. W przypadku ALGII wyniki nie są już tak zadowalające. Dodatkowo widać, że wykres dokładności nie jest symetryczny. Wartości są nieco wyższe dla obrotu głowy w lewą stronę. Może być to spowodowane faktem, że to lewe oko było śledzone i przy obrocie w prawą stronę rejestrowany był większy ruch źrenicy (Dodatek B). Analizując wyniki uzyskane podczas pomiarów kąta obrotu głowy, można też założyć, że to wyjściowe ustawienie głowy pod nieznacznym kątem względem monitora może wpływać na brak symetrii tych wyników.

Porównując uzyskane wyniki z wynikami podobnego testu przeprowadzonego dla algorytmu kompensacji ruchów głowy wykorzystującego technikę P-CR widać, że proponowana metoda

daje równie dobre wyniki (Rys. 5.21, Rys. 5.22). Algorytm w znacznym stopniu kompensuje ruch głowy. Dodatkowo łatwo zauważyć, że w przyjętym modelu komunikacji informacja o położeniu ROI jest kluczowa podczas estymacji pozycji źrenicy z założeniem ruchów głowy.

Ze względu na zapewnienie estymacji fiksacji dla możliwe duże kąty obrotu gałki ocznej w przyjętym rozwiązaniu zrezygnowano z techniki P-CR (estymacja pozycji źrenicy względem pozycji odbicia światła od rogówki). Testy pokazują jednak, że użycie tej techniki pozwoliłoby ustabilizować wyniki estymacji fiksacji przy ruchach interfejsu względem oka. Uzyskane wyniki oraz właściwości uprawniają do tego, żeby wykorzystać go do badań zachowań i umiejętności osób pracujących z wieloekranowymi konfiguracjami konsoli lekarskich

6. Badanie kompetencji użytkownika EDM/SIS

W rozdziale szóstym przedstawione są badania kompetencji wykonane w ramach rozprawy doktorskiej. Celem przeprowadzonych eksperymentów było określenie możliwości oceny kompetencji użytkowników szpitalnych systemów informatycznych na podstawie zarejestrowanych fiksjacji w wybranych obszarach zainteresowania podczas pracy z wybranymi modułami systemu [152].

Głównym założeniem prowadzonych badań było zaproponowanie parametru oceny umiejętności użytkownika w obsłudze danego modułu zadań EDM na podstawie zarejestrowanych fiksjacji. Wynikiem przeprowadzonych eksperymentów było stworzenie parametru uwzględniającego rozkład uwagi wzrokowej i czas zarejestrowane podczas wykonywania testu (Visual Attention Time Product - VATP).

6.1. Test umiejętności korzystania z EDM

Badane osoby pracowały w środowisku testowym będącym odzwierciedleniem używanego w programie EMR Sunrise firmy Allscript. (w środowisku testowym wykonywane operacje dotyczą fikcyjnych zleceń i osób) Wszystkie badania zostały wykonane za pomocą dedykowanego systemu eTrack opracowanego w laboratoriach katedry Inżynierii Biomedycznej przy współpracy działu informatyki szpitala OrlandoHealth. Wszystkie badania zostały przeprowadzone w szpitalu OrlandoHealth pod kontrolą ekspertów odpowiedzialnych za szkolenie personelu medycznego w obsłudze systemów EDM.

Ponadto przedstawiono wyniki badań przeprowadzonych w zakładzie radiologii akademii medycznej ilustrujące możliwości klasyfikacji studentów do różnych grup zaawansowania jak również monitorowania postępu w nauce na podstawie informacji dostarczonej przez system eTrack.

Przeprowadzone badania składały się z następujących etapów: opracowanie skróconego testu kompetencji dla użytkowników z ukończonym podstawowym szkoleniem w zakresie obsługi wybranych modułów systemu Sunrise, konfiguracja stanowiska do testów, wykonanie testów.

Podstawą eksperymentu był test przygotowany przez ekspertów szkolących personel medyczny w użytkowaniu elektronicznych rekordów medycznych (stanowiących integralną część szpitalnego systemu informacji) oraz związanego z tym oprogramowania na różnym poziomie zaawansowania. Program i poziom szkolenia jest zależny od profilu pracy jaką wykonuje dana grupa uczestników szkolenia. Użyty w eksperymencie test stanowi skróconą wersję testu używanego do weryfikacji wiedzy personelu medycznego, który ukończył szkolenie. W swojej oryginalnej wersji test składa się z 56 pytań wliczając pytania otwarte, pytania testowe jednokrotnego i wielokrotnego wyboru oraz zadania (pełna wersja testu została zamieszczona w dodatku A).

6.1.1. Opis testu

Specjalnie na potrzeby testów z użyciem eye trackera został zaprojektowany skrócony test kompetencji w korzystaniu z EDM. Zakres i stopień trudności testu odpowiadał pierwszemu, podstawowemu etapowi szkolenia (pierwszy tydzień szkolenia) personelu w korzystaniu z EDM. Składał się z 7 zadań ułożonych przez ekspertów prowadzących szkolenia. Tak przygotowany test powinien zostać rozwiązany w czasie nie przekraczającym 20min. Uzyskanie oceny pozytywnej było możliwe tylko i wyłącznie w przypadku poprawnego wykonania wszystkich zadań. Podczas szkolenia wykorzystywane jest środowisko testowe EDM będące swoistą kopią wdrożonego systemu EMR. Środowisko testowe (obszar testowy) zawiera więc informacje na temat procedur, oddziałów, lekarzy, leków itd. Jediną różnicą jest brak informacji o przyjętych pacjentach. Wszyscy pacjenci figurujący w środowisku testowym EDM są fikcyjni. Podczas testu, uczestnicy również korzystali ze środowiska testowego EDM.

Poniżej przedstawiony został oryginalny test zaprojektowanego dla pielęgniarek.

- This is set up and prep.*
- Make sure these three items have been completed prior to recording.*
- Go into TRAIN region
 - Log in with: username / password
 - Use Order Entry Patient

Start Recording:

1. **Find your Unit List and select your patient.** *[Po zalogowaniu się do EDM, klinicyści mają odszukać moduł Listy Pacjentów. Lista ta wyświetla pacjentów przyjętych na poszczególne oddziały. Pacjent pojawia się i znika z listy na podstawie zrealizowanych przyjęć, przeniesień i wypisów (procedury szpitalne). W tym zadaniu uczestnik testu dostaje nazwisko wirtualnego "testowego" pacjenta, którego ma wyszukać.]*
2. **Enter the following written orders for your *practice patient* by the admitting physician:**
 - a. CBC, Routine,
 - b. Dressing check, bid (0900, 1700), and PRN,
 - c. Vital Signs, Now and then q4h.

[Uczestnik cały czas posługuje się pacjentem testowym, którego imię i nazwisko otrzymał na początku testu. Zadaniem uczestnika testu jest zlecenie Morfologii i Badań Podstawowych, Sprawdzenia/Zmiany opatrunku oraz Kontroli Parametrów Życiowych. Ponieważ tylko lekarze mogą zlecać badania pacjentom, uczestnik musi wybrać lekarza przyjmującego jako osobę zlecającą badania. Wszyscy lekarze zarejestrowani w EDM są

również zarejestrowani w środowisku testowym EDM. Każdy lekarz ma przypisaną pewną rolę. Jeśli dany lekarz przyjmował pacjenta na oddział to w EDM figuruje jako "przyjmujący". Lekarz prowadzący pacjenta też ma przypisaną swoją rolę.],

3. **Dr. Steven Brooks has been asked to consult on your patient and wants him/her to appear on his patient list. Add him as a provider.** [Dr Brooks jest specjalistą urologiem. Zadaniem uczestnika testu jest przypisanie pacjentowi testowemu Dr Brooks'a jako lekarza prowadzącego.],
4. **Go to the Plan of Care flowsheet. Add the Pneumonia CPG and enter the following individualizations:**
 1. Requests door to be left open,
 2. Want IV out and take a shower.

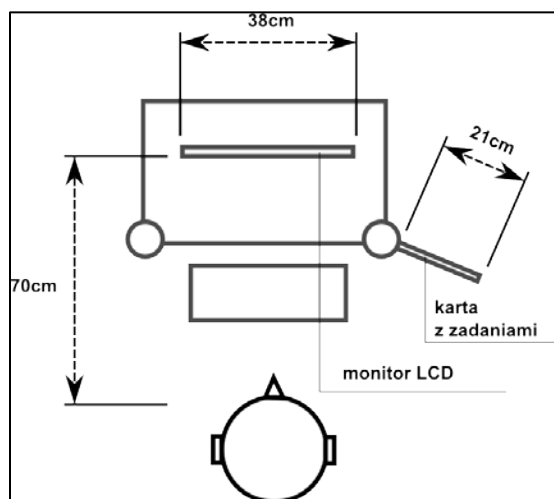
[Jednym z zadań pielęgniarek jest dokumentacja/aktualizacja karty Historii Choroby pacjenta. Kolejnym z zadań jest uzupełnienie karty o specyficzne informacje dotyczące chorego jak również o jego żądania. Uzupełnienie tych informacji pozwala na spełnienie indywidualnych potrzeb pacjenta podczas pobytu w szpitalu.],
5. **The CBC was collected. Status the CBC as collected. (Hint: This is done on the Orders tab)** [Jeśli próbka moczu/krwi/śliny itd. została pobrana od pacjenta, konieczne jest zaznaczenie tego w elektronicznej karcie pacjenta. Informacja ta jest od tego momentu dostępna w laboratorium poprzez EDM.],
6. **Chart that you completed the following task on the Worklist:**
 - DressingCheck – current time. (Hint: you are Adding a Completed Task).

[Ta lista zadań zawiera spis rzeczy, które muszą zostać wykonane dla każdego pacjenta. Zadaniem uczestnika testu jest udokumentowanie, że wykonał on zadanie polegające na sprawdzeniu/zmianie opatrunku. Dodatkowo należy podać godzinę, o której takie zadanie zostało wykonane.],
7. **Go back to the Patient List.** [Zadaniem uczestnika jest powrót do listy pacjentów.]

6.1.2. Stanowisko do badań

Stanowisko miało umożliwić wykonywanie zadań w warunkach zbliżonych do pracy ze stacjami roboczymi instalowanymi w wybranych jednostkach szpitala. Stanowisko miało być mobilne i umożliwiać jego szybkie przemieszczanie pomiędzy salami wykładowymi z zachowaniem jednolitych warunków eksperymentu. Dodatkowo stanowisko miało umożliwić stałą pracę interfejsu śledzącego wzrok oraz spełniać warunki BHP pracy z komputerem. Poglądowa konfiguracja stanowiska została przedstawiona na rysunku 6.1.

W podstawowej konfiguracji stanowisko do badań składało się z jednostki komputerowej, z jednym monitorem. Wyposażony w 19" calowy ekran LCD o rozdzielczości 1024x768 sprzęt został ustawiony na specjalnym stole (Rys. 6.2).



Rys. 6.1. Poglądowa ilustracja stanowiska do testów

Zadania do wykonania były umieszczone na kartce po prawej stronie ekranu. Podczas prób testowych, zadania wyświetlano na dodatkowym monitorze. Ostatecznie, z powodu trudności w ustawieniu drugiego monitora na mobilnym stole, zaniechano takiej konfiguracji. W celu wyeliminowania przypadkowego zsunięcia się interfejsu eTrack z głowy i zapewnienia możliwie stabilnych warunków eksperymentu, przygotowane zadania zostały powieszone na słupku obok monitora (po prawej stronie użytkownika).



(a)



(b)

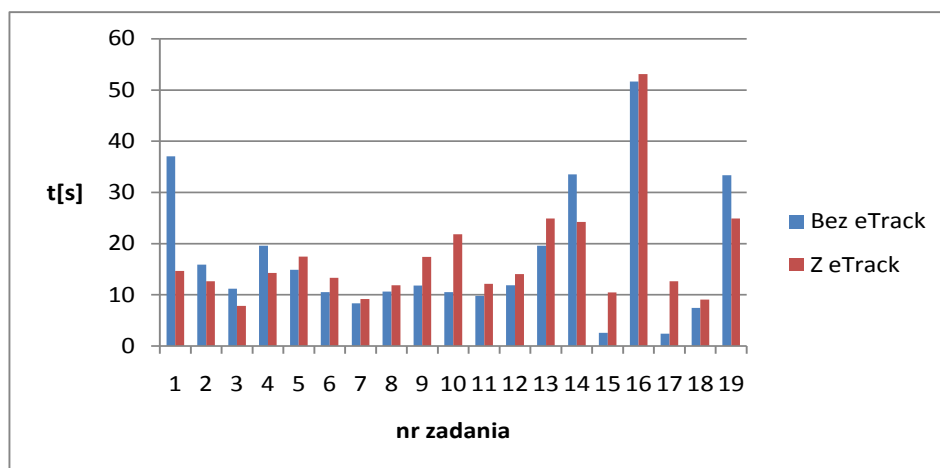
Rys. 6.2. Stacja robocza do testów kompetencyjnych. a) podstawowa konfiguracja stanowiska wyposażona w okulary śledzące wzrok, b) ekspert podczas ustawiania parametrów wzorcowych do testów kompetencyjnych

Oprogramowanie EDM i oprogramowanie eTrack działały symultanicznie. Interfejs eTrack rejestrował fiksacje w obszarze oznaczonego markerami LED ekranu zainteresowania. Podczas testów nie zauważono, żeby oprogramowanie eTrack wpływało negatywnie na działanie EDM.

6.2. Wpływ interfejsu eTrack na pracę z EDM

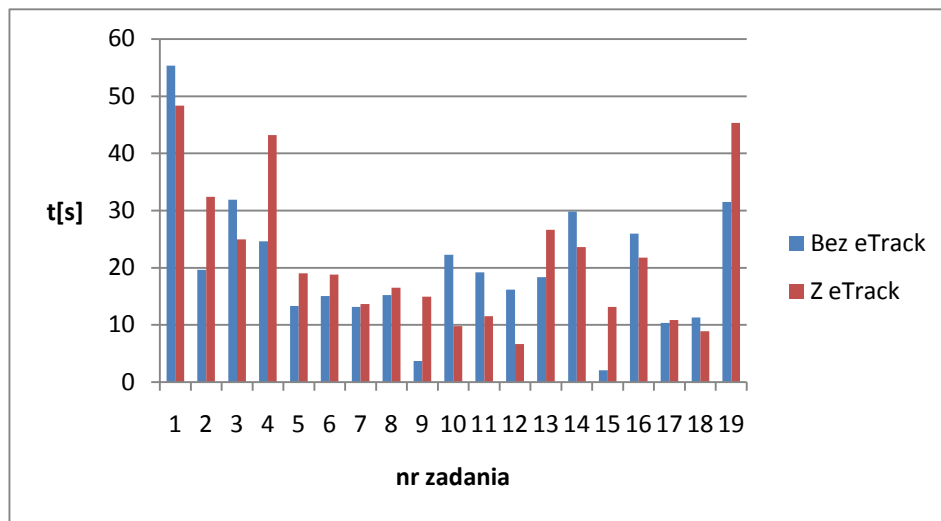
W celu ustalenia wpływu jaki może mieć nasobne urządzenie śledzące wzrok na wyniki przeprowadzonego testu, wybrani eksperci zostali poproszeni o rozwiązanie testu raz z interfejsem śledzącym wzrok i raz bez niego. Czas potrzebny do rozwiązania zestawu zadań został uznany za kryterium, według którego oceniono czy interfejs eTrack mógł negatywnie wpływać na rozwiązanie testu. Założono, że eksperci charakteryzują się podobną wiedzą i umiejętnościami w obsłudze EDM. Uzyskane przez nich czasy rozwiązania zestawu zadań powinny być zatem zbliżone.

Przygotowany zestaw testowy składał się z 19 zadań. Cały eksperyment podzielono na dwie części. W pierwszej, jeden ekspert rozwiązał przygotowany test dwa razy (w tym raz z interfejsem eTrack). W celu odrzucenia możliwości, że podczas pierwszej próby, ekspert zapamiętał zadania i mogło to wpłynąć na uzyskany wynik podczas drugiej próby (z ubranym interfejsem), test został przeprowadzony dla różnych ekspertów (jedni wykonali też z interfejsem, inni bez) o zbliżonym stażu pracy i umiejętnościach w obsłudze używanego modułu EDM. W drugiej części udział wzięło czterech kolejnych ekspertów. Dwóch pierwszych rozwiązało test mając ubrany zaprojektowany interfejs a dwóch pozostałych rozwiązało test w sposób tradycyjny. Podczas każdej z prób rejestrowany był czas wykonania każdego zadania oraz łączny czas. Uzyskane wyniki zostały porównane i zestawione ze sobą w postaci wykresów. Na pierwszym wykresie 6.3 porównane zostały czasy rozwiązania zadań przez jednego eksperta, w dwóch kolejnych próbach: bez i z interfejsem eTrack.



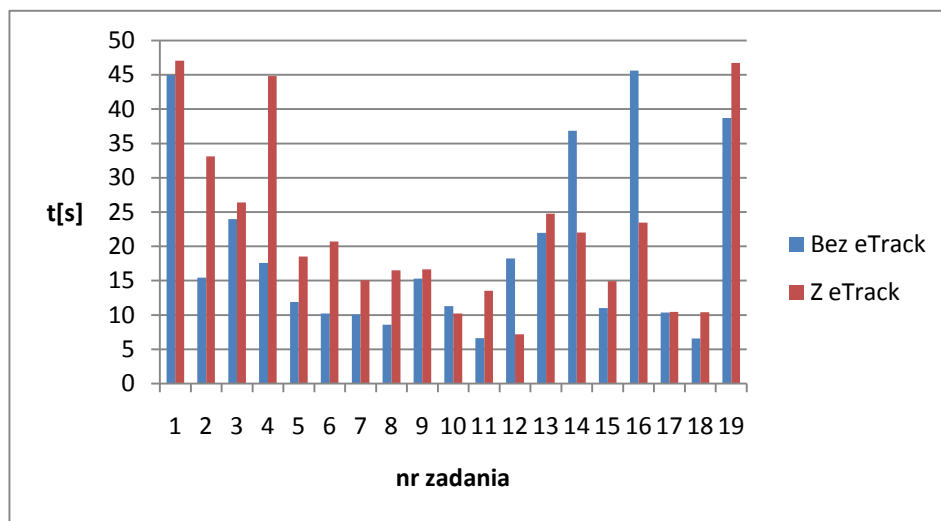
Rys. 6.3. Porównanie czasu wykonania zadania w dwóch kolejnych podejścia przez jednego eksperta - bez i z interfejsem eTrack

Na kolejnych wykresach 6.4 i 6.5 przedstawiono wyniki uzyskane dla kolejnych par ekspertów. W każdej parze jeden z ekspertów wykonywał test z interfejsem eTrack.



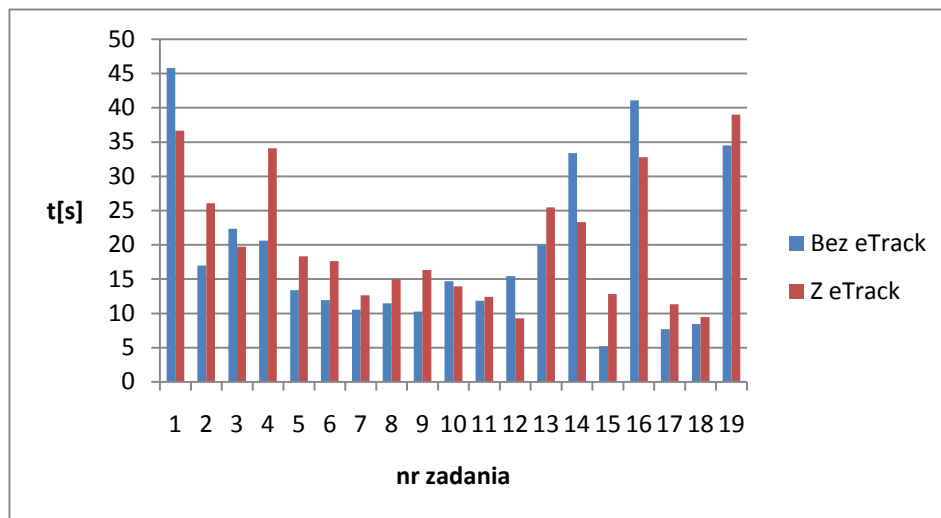
Rys. 6.4. Porównanie czasu wykonania zadania w kolejnych podejścia dwóch różnych ekspertów, z których tylko jeden miał założony interfejs eTrack

Eksperci wykonywali testy niezależnie, w różnym czasie. Nie byli też informowani o wynikach uzyskanych przez kolegów. Taka procedura miała wykluczyć element rywalizacji i celowego pośpiechu w rozwiązywaniu testu.



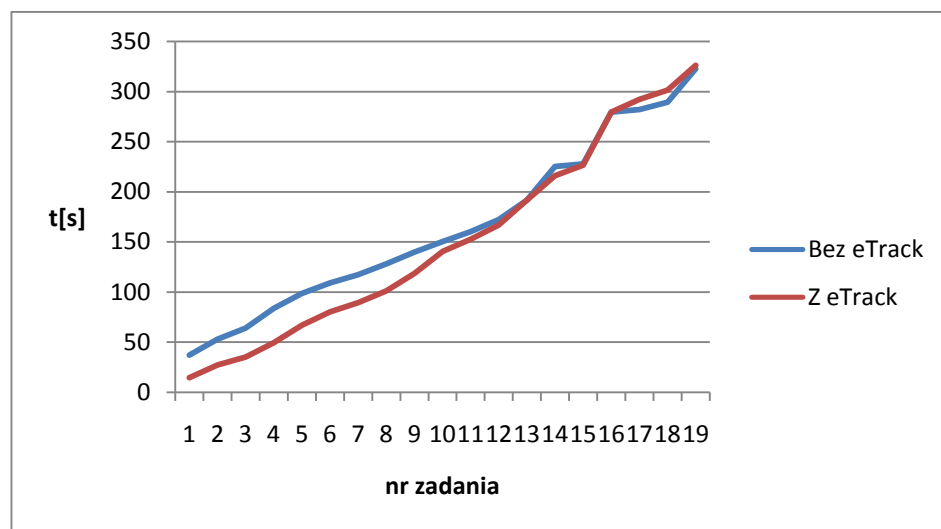
Rys. 6.5. Porównanie czasu wykonania zadania w kolejnych podejścia dwóch różnych ekspertów, z których tylko jeden miał ubrany interfejs eTrack

W sumie zarejestrowano dane dla 6 prób, w których udział wzięło 5 różnych ekspertów. Dla pomierzonych danych policzono średni czas wykonania każdego zadania dla testów wykonanych z i bez interfejsu śledzącego wzrok (Rys. 6.6).



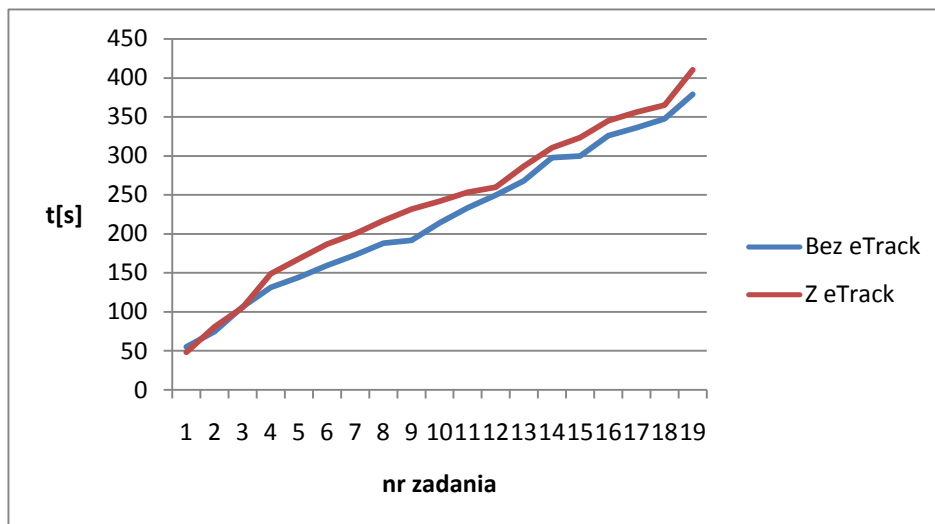
Rys. 6.6. Porównanie średniego czasu wykonania zadania dla prób wykonanych z i bez interfejsu eTrack

Dla uzyskanych wyników policzono całkowity czas trwania testu mierzony podczas wykonywania kolejnych zadania. Wykres 6.7, przedstawia wyniki uzyskane dla dwóch kolejnych prób wykonanych dla tego samego użytkownika.



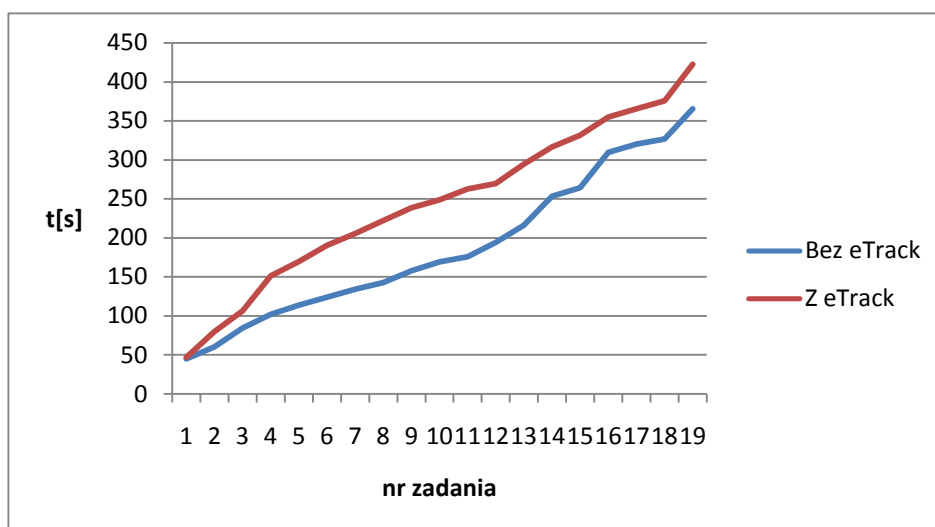
Rys. 6.7. Całkowity czas trwania testu mierzony podczas kolejnych zadań

Wyniki uzyskane dla par ekspertów przedstawiono na wykresach 6.8 i 6.9. Podobnie jak w przypadku bezwzględnego czasu wykonania zadania, wyniki zostały uśrednione oddzielnie dla prób wykonanych bez i z interfejsem eTrack a następnie przedstawione na wykresie 6.10.



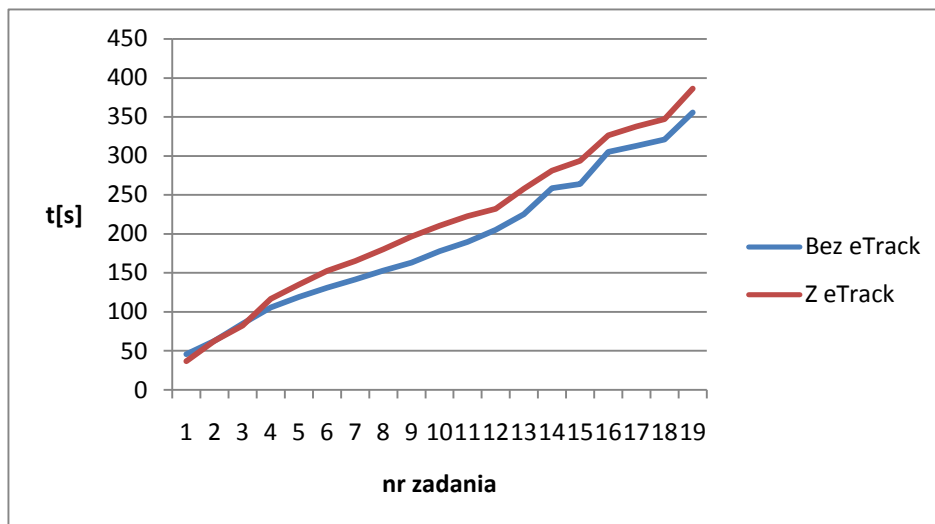
Rys. 6.8. Całkowity czas trwania testu mierzony podczas kolejnych zadań

Dla testu złożonego z 19 zadań, użytkownik który miał założony interfejs eTrack średnio potrzebował 1,6 sek. więcej na rozwiązanie zadania. Tak małe różnice pokazują, że wpływ interfejsu na wykonanie testu był znikomy. Należy dodać, że podczas wykonywania testu nie obowiązywały użytkowników żadne restrykcje dotyczące ruchów.



Rys. 6.9. Całkowity czas trwania testu mierzony podczas kolejnych zadań

Rozwiązanie całego testu zajęło wszystkim ekspertom ok. 6min. Próby wykonania całego testu z interfejsem eTrack trwały średnio o 30sek. dłużej. Stanowi to mniej niż 10% czasu trwania całego testu. Ponadto jak widać na wykresach różnica w całkowitych czasów mierzonych w momencie przystąpienia użytkowników do kolejnych zadań utrzymywała się na stałym poziomie.



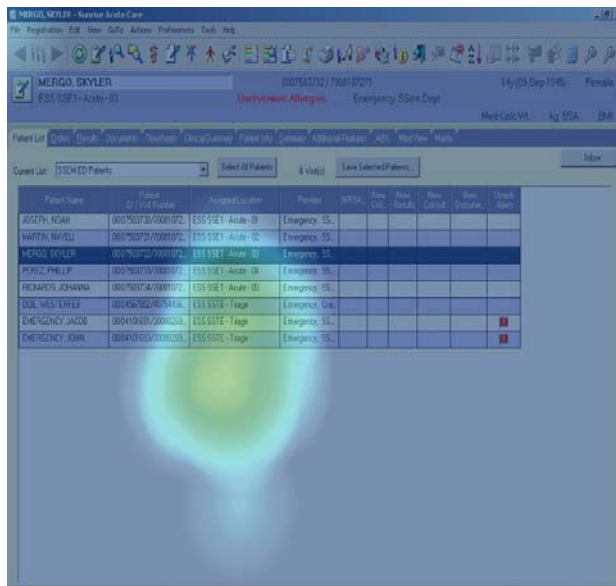
Rys. 6.10. Średni całkowity czas trwania testu mierzony podczas kolejnych zadań

6.3. Oceny umiejętności na podstawie rozkładu uwagi wzrokowej

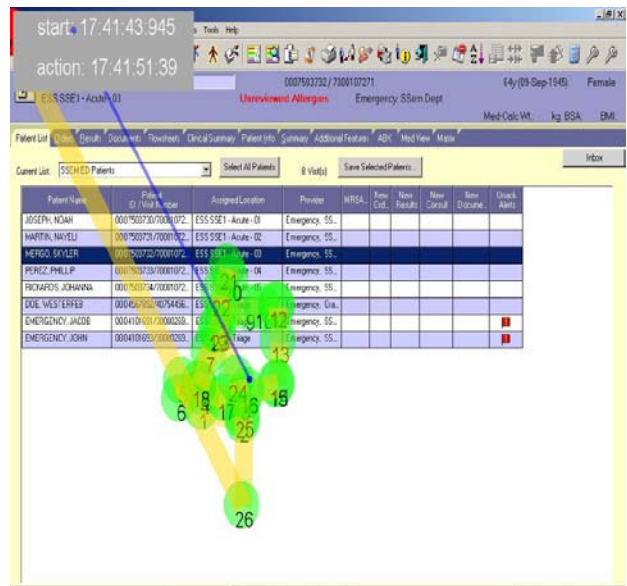
Standardowe (najbardziej powszechne) narzędzia do oceny pracy z oprogramowaniem używane dla danych pozyskanych z urządzeń śledzących wzrok to tzw. mapy ciepła (heat map), odwrócone mapy ciepła (silence map), ścieżki skanowania (scan paths) i ścieżki wzroku (gaze plot):

- Ścieżki skanowania (ang. scan paths) wskazują kolejność wystąpienia fiksacji. Ścieżki skanowania prezentowane są za pomocą kresek (oznaczających sakady) i punktów (oznaczających kolejne fiksacje) naniesionych na obraz, dla którego zostały zarejestrowane,
- Ścieżka wzroku (ang. gaze plot) to uporządkowana sekwencja ruchów i czas fiksacji wzroku. Ścieżka wzroku naniesiona jest na obraz, dla którego została zarejestrowana,
- Mapa ciepła (ang. heat map) to sumaryczne natężenie zarejestrowanych fiksacji prezentowane za pomocą barw. Standardowo im obszar jest bardziej czerwony, tym większa uwaga się na nim skupiła,
- Film z wizualizacją fiksacji (ang. gaze replay) to wizualizacja zarejestrowanych fiksacji w dynamicznie zmieniającym się środowisku/obrazie.

Ilustracja 6.11 przedstawia wizualizację wyników z wykorzystaniem mapy ciepła (Rys. 6.11a) i ścieżek skanowania (Rys. 6.11b).



(a)



(b)

Rys. 6.11. Przykład analizy aktywności wzrokowej podczas obsługi EMR z wykorzystaniem a) mapy ciepła oraz b) ścieżek skanowania

Wymienione narzędzia pozwalają zilustrować dane zebrane za pomocą urządzenia śledzącego wzrok. Ich interpretacja a zwłaszcza porównanie danych z różnych eksperymentów jest czasochłonne, jak również subiektywne. Wybór narzędzi analizy zarejestrowanych fiksacji determinuje metodę ich porównania dla odpowiadających sobie testów.

Istnieją metody porównywania zarejestrowanych ścieżki skanowania wykorzystujące strefy zainteresowania (ang. AOI-based) [153], odległość Levenstaina [154] lub odległość pomiędzy fiksacjami [153]. Opierając się na tych podstawowych metodach naukowcy opracowują nowe [155], [156]. Wybór metody jest często zależny od wykonywanego eksperymentu (np. podczas badań nad autentykacją osób starszych z wykorzystaniem wzroku została opracowana metoda porównania ścieżek skanowania na podstawie korelacji skrośnej [157], [158]).

Bez wątpliwości, analiza ścieżek skanowania daje bardzo dużo informacji o tym jak dana osoba odbiera prezentowany obraz. Ich wzajemne porównywanie najczęściej sprowadza się jednak do "ręcznej" analizy zarejestrowanych danych [159], [160]. Wynik w postaci skalarnej można uzyskać porównując mapy ciepła. Spośród najczęściej stosowanych metod można wyróżnić odejmowanie map ciepła [161], analizę odległości pomiędzy rozkładami prawdopodobieństwa (the earth mover's distance) [162] oraz metody bazujące na współczynnikach korelacji. W swojej pracy [163], Ourehani z powodzeniem użył korelacji skrośnej do porównania map uwagi zarejestrowanej dla danej osoby z mapą wygenerowaną automatycznie.

W wykonanych badaniach kolejność fiksacji jak również ich dokładna pozycja nie były brane pod uwagę jako czynnik krytycznie istotny. Porównaniu podlegał procentowy rozkład fiksacji w zadanych obszarach.

6.3.1. Współczynnik uwagi wzrokowej i czasu - (VATP)

Na podstawie rejestrowanych obrazów żrenicy oraz sceny, obliczone zostały fiksacje oraz mapa uwagi w obszarze zainteresowania. W badaniu rozkładu brane były tylko fiksacje zarejestrowane w obszarze monitora. Z założenia rozkład fiksacji - rozkład uwagi wzrokowej jest odzwierciedleniem spontanicznej i naturalnej reakcji użytkownika na realizowane zadania związane obsługą EDM. Oznaczony za pomocą markerów LED obszar zainteresowania (ROI), wyodrębniany z obrazów sceny, został podzielony na 16 równych podregionów. Liczba podregionów została dostosowana subiektywnie do złożoności graficznego interfejsu użytkownika używanego systemu EDM. Wykorzystując agregację fiksacji w poszczególnych podregionach, rozkład uwagi wzrokowej został obliczony na podstawie wzoru:

$$VAD(i) = \frac{n_i}{N}, \quad (6.1)$$

gdzie: N - liczba fiksacji zarejestrowanych w całym regionie zainteresowania, n_i - liczba fiksacji zarejestrowanych w i -tym podregionie. Stosunek fiksacji w ramach jednego podregionu został obliczony odnośnie fiksacji zarejestrowanych w obszarze zainteresowania. Fiksacje zarejestrowane poza obszarem zainteresowania zostały pominięte w obliczeniach.

W przyjętej metodzie, zarejestrowany rozkład uwagi wzrokowej jest porównywany z rozkładem zarejestrowanym dla uznanego eksperta. W tym celu wykorzystana została korelacja skośna:

$$r(d) = \frac{\sum_{i=1}^n [(VAD(i)_E - \overline{VAD}_E)(VAD(i) - \overline{VAD})]}{\sqrt{(VAD(i)_E - \overline{VAD}_E)^2} \sqrt{(VAD(i) - \overline{VAD})^2}}, \quad (6.2)$$

gdzie: $r(d)$ korelacja skośna, $VAD(i)_E$ - względna liczba fiksacji zarejestrowanych w i -tym podregionie dla danych zarejestrowanych dla eksperta, $VAD(i)$ - względna liczba fiksacji zarejestrowanych w i -tym podregionie dla danych zarejestrowanych dla ocenianego użytkownika, \overline{VAD} , \overline{VAD}_E średnie ilości fiksacji przypadających na podregion odpowiednia dla danych zarejestrowanych dla badanego użytkownika i wzorcowego eksperta, d - przesunięcie pomiędzy $VAD(i)_E$ i $VAD(i)$.

Biorąc pod uwagę wynik korelacji skośnej wskazujący stopień podobieństwa zarejestrowanych rozkładów uwagi wzrokowej oraz czas jaki użytkownicy spędzili rozwiązując zadania można zdefiniować parametr VATP (Visual Attention Time Product) pozwalający na ocenę umiejętności danego użytkownika względem uznanego eksperta.

$$VATP = (1 - S_p) \frac{r^2(0) \sum_i t_{Ei}}{r(d) \sum_i t_{Ui}}, \quad (6.3)$$

gdzie: S_p - współczynnik rozwiązania testu, przyjmuje wartość 0 jeśli wszystkie zadania zostały rozwiązane poprawnie, 1 jeśli popełniono błąd; $r(0)$ - wynik korelacji skrośnej obliczonej dla danych uzyskanych dla badanego użytkownika i wzorcowego eksperta bez przesunięcia; $r(d) = r_{\max}$ - maksymalna wartość jaką przyjmuje funkcja korelacji skrośnej, t_{Ui} , t_{Ei} – rzeczywisty czas interakcji z interfejsem podczas wykonywania zadania "i" pomierzony dla badanego użytkownika i eksperta.

Porównanie zarejestrowanych rozkładów uwagi wzrokowej było wykonane dla $d = 0$. Wprowadzenie przesunięcia danych pozwala uzyskać dodatkową informację o porównywanych rozkładach. Mianowicie, jeśli maksymalna korelacja została osiągnięta dla danych przesuniętych o wartość "d" to było to informacją, że badany użytkownik skupiał swoją uwagę w nieodpowiednim podregionie. Był to czynnik, który dodatkowo wpływał na ocenę poziomu umiejętności takiego użytkownika.

6.3.2. Przebieg eksperymentu

Przed przystąpieniem do testu każdy z uczestników został poinformowany o zasadach działania interfejsu eTrack jak również o zadaniach do wykonania. Każdy uczestnik testu otrzymał fikcyjnego pacjenta, który był podmiotem zadań w ramach opracowanego testu. Przed rozpoczęciem testu, każdy uczestnik musiał przejść przez proces kalibracji urządzenia. Kalibracja odbywała się pod kontrolą eksperta w celu zapewnienia możliwie dokładnych wyników działania interfejsu. Było to jedyny moment, kiedy uczestnik był proszony o utrzymanie głowy bez ruchu. Po zakończeniu kalibracji osoba nadzorująca zaczynała test. Było to tożsame z rozpoczęciem rejestracji fiksacji w obrębie monitora LCD. Po wykonaniu wszystkich zadań, użytkownik wyłączał interfejs eTrack, kończąc tym samym rejestrację fiksacji. Wszystkie zarejestrowane dane były następnie kopiowane do osobnego katalogu. Po zakończeniu testu każdy uczestnik był proszony o ocenę swoich umiejętności wg 5-stopniowej skali Likerta [164], [165]:

1. - poniżej akceptowalnego poziomu,
2. - akceptowalnie,
3. - średnio,
4. - dobrze,
5. - bardzo dobrze, wiedza ekspercka.

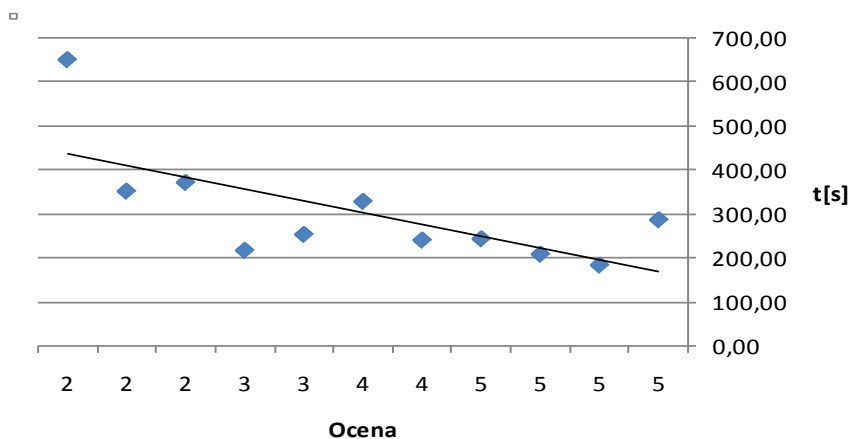
Ocena ta następnie była korygowana przez eksperta nadzorującego test jeśli stwierdził on, że uczestnik zawyżył lub zaniżył ocenę swoich umiejętności. Po weryfikacji, ocena była zapisywana razem z zarejestrowanymi danymi.

Na podstawie zarejestrowanych fiksjacji oraz czasu trwania danego testu, tworzony był rozkład uwagi wzrokowej. Dla każdego testu obliczone zostały: korelacja zarejestrowanego rozkładu z rozkładem wzorcowym oraz współczynnik VATP. Dane (czas i rozkład uwagi wzrokowej) oraz współczynniki (korelacja rozkładów oraz VATP) obliczone dla wszystkich uczestników eksperymentu zostały zebrane w tabeli 6.1.

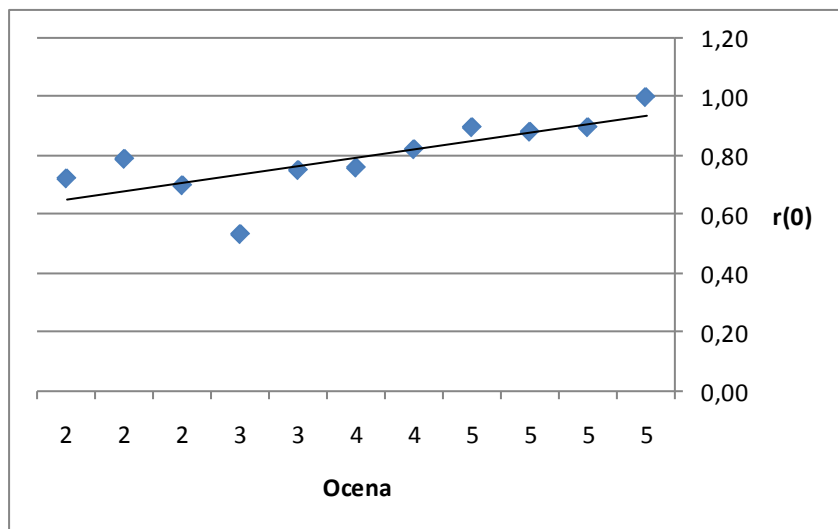
uczestnik	Uzyskana Ocena	korelacja rozkładów $r(0)$	czas	VATP
Ekspert (auto)	5	1,00	287,00	1,00
J5	5	0,90	183,40	1,40
M5	5	0,88	208,40	1,22
R5	5	0,90	243,50	1,06
L4	4	0,82	240,60	0,98
D4	4	0,76	329,10	0,66
R3	3	0,75	253,50	0,85
W3	3	0,54	217,00	0,63
K2	2	0,70	372,40	0,54
B2	2	0,79	352,40	0,64
J2	2	0,72	653,10	0,32

Tabela 6.1 Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych

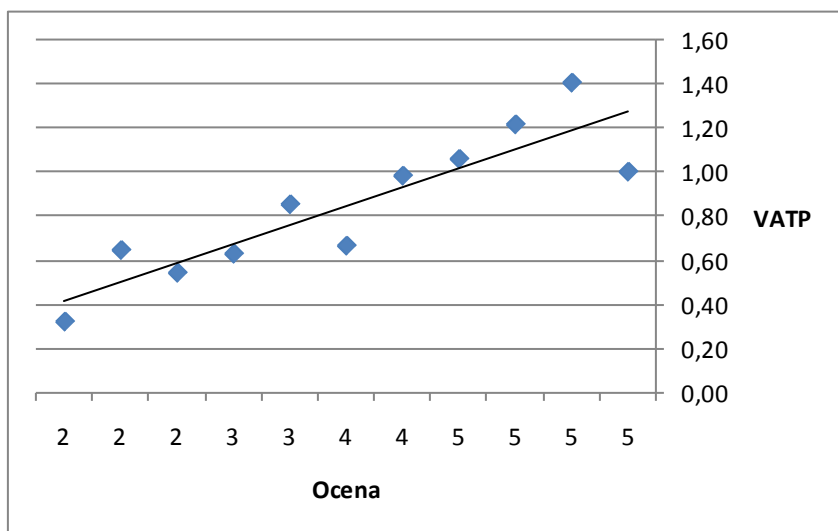
Dane zostały następnie zobrazowane na wykresach przedstawiających zależności pomiędzy oceną daną przez eksperta i czasem (Rys. 6.12), korelacją rozkładów $r(0)$ (Rys. 6.13) oraz zaproponowanym współczynnikiem VATP (Rys. 6.14).



Rys. 6.12. Zależność pomiędzy oceną a czasem



Rys. 6.13. Zależność pomiędzy oceną a współczynnikiem korelacji, $r(0)$, rozkładów atencji



Rys. 6.14. Zależność pomiędzy oceną a wartością VATP

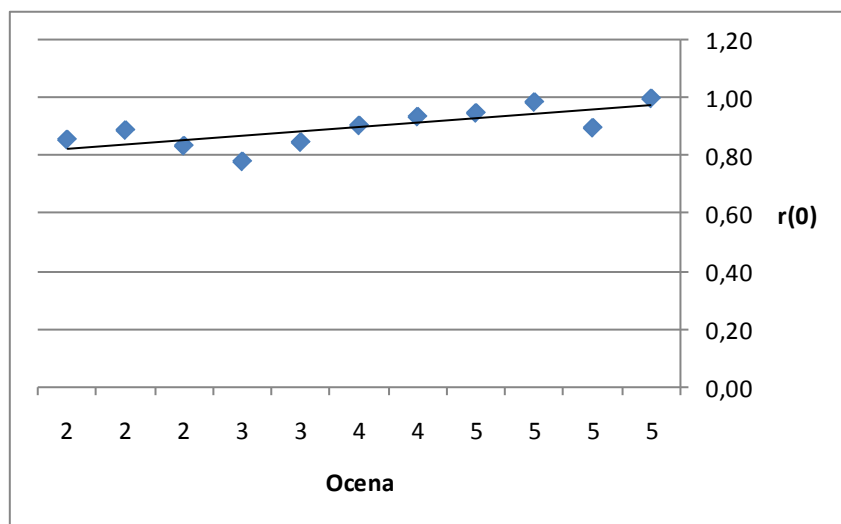
Analizując wyniki przedstawione w tabeli można zauważyć, że wśród badanych byli uczestnicy testu, którzy otrzymali wyższy VATP niż ekspert. Z definicji VATP obliczony dla eksperta względem jego własnych rozkładów wzorcowych da wartość jeden. Przedstawiony wzór zakłada jednak, że pewna osoba może rozwiązać test zwracając uwagę na te same szczegóły ale szybciej. Taka sytuacja powoduje, że VATP obliczony dla takiego przypadku jest wyższy niż VATP eksperta.

Przeprowadzono eksperyment polegający na zamianie wzorcowych danych (rozkładu i czasu) na te zarejestrowane dla uczestnika testu z najwyższym VATP. Wyniki przedstawiono w tabeli 6.2.

uczestnik	Uzyskana Ocena	korelacja rozkładów $r(0)$	czas	VATP
J5_auto	5	1,00	183,40	1,00
K5	5	0,90	287,00	0,57
M5	5	0,99	208,40	0,87
R5	5	0,95	243,50	0,72
L4	4	0,94	240,60	0,71
D4	4	0,91	329,10	0,50
R3	3	0,85	253,50	0,61
W3	3	0,78	217,00	0,66
K2	2	0,84	372,40	0,41
B2	2	0,89	352,40	0,46
J2	2	0,86	653,10	0,24

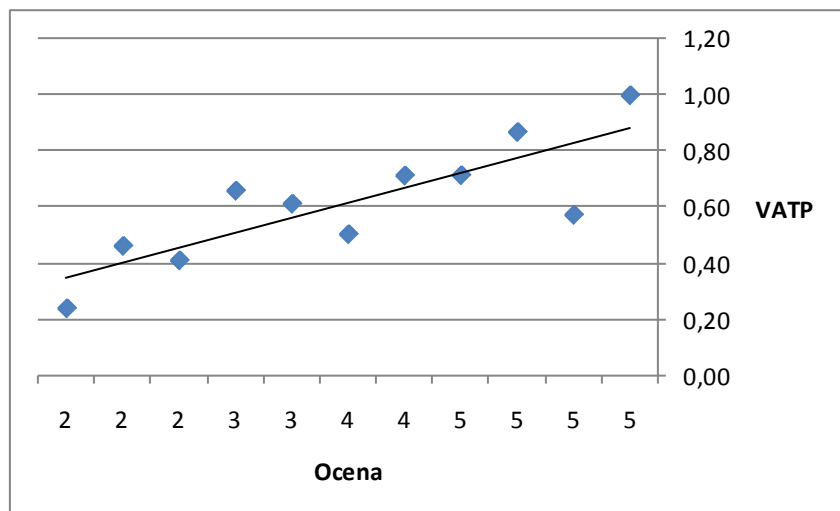
Tabela 6.2. Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych po zmianie wzorcowych danych na dane zarejestrowane dla uczestnika J5

Tak zestawione dane zostały zobrazowane na wykresach podobnie jak w poprzednim przypadku zależność pomiędzy korelacją rozkładów uwagi (Rys. 6.15)



Rys. 6.15. Zależność pomiędzy oceną a współczynnikiem korelacji, $r(0)$, rozkładów uwagi z uwzględnieniem nowego wzorca

oraz wykres zależności nowo obliczonych współczynników VATP od oceny (Rys. 6.16).



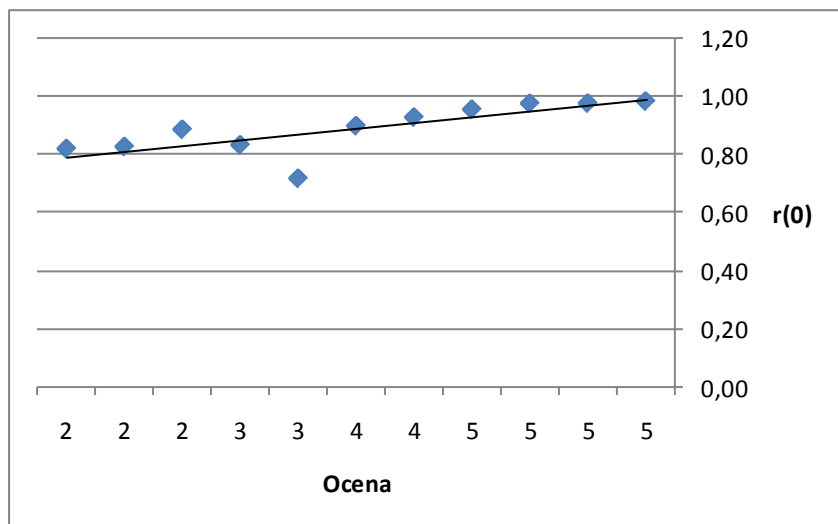
Rys. 6.16. Zależność pomiędzy oceną a VATP z uwzględnieniem nowego wzorca

Sprawdzono też, jak zmieniają się wyniki dla wartości wzorcowych obliczonych na podstawie danych pomierzonych dla wszystkich ekspertów, którzy wzięli udział w teście. Wyniki przedstawione zostały w tabeli 6.3.

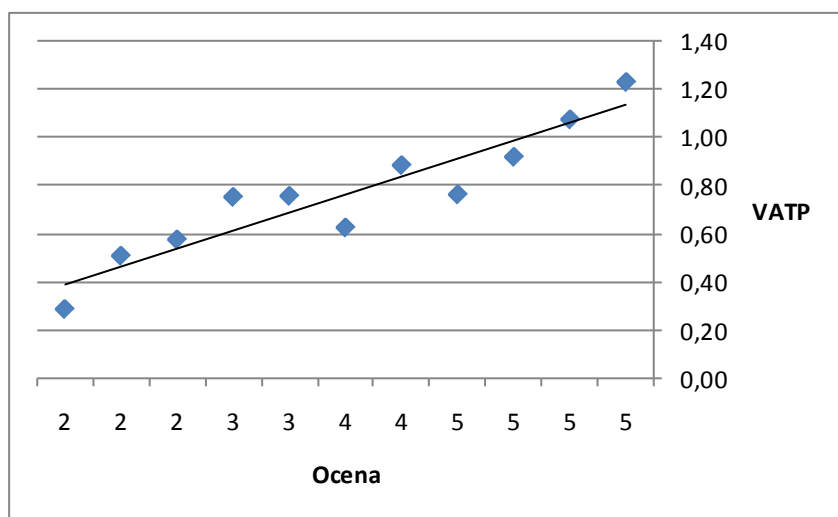
uczestnik	Uzyskana Ocena	korelacja rozkładów $r(0)$	czas	VATP
J5	5	0,98	183,40	1,23
M5	5	0,98	208,40	1,08
R5	5	0,97	243,50	0,92
K5	5	0,95	287,00	0,77
L4	4	0,93	240,60	0,89
D4	4	0,90	329,10	0,63
W3	3	0,72	217,00	0,76
R3	3	0,83	253,50	0,76
B2	2	0,88	352,40	0,58
K2	2	0,83	372,40	0,51
J2	2	0,82	653,10	0,29

Tabela 6.3 Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych po zmianie wzorcowych danych na te obliczone na podstawie danych zarejestrowanych dla wszystkich uczestników prezentujących poziom eksperta (ocena 5)

Dane zostały zilustrowane na wykresach 6.17 i 6.18.



Rys. 6.17. Zależność pomiędzy oceną a współczynnikiem korelacji, $r(0)$, rozkładów uwagi z uwzględnieniem nowego wzorca



Rys. 6.18. Zależność pomiędzy oceną a VATP z uwzględnieniem nowego wzorca

Analizując wykresy można zauważyć, że dla wszystkich przedstawionych sytuacji linia trendu odzwierciedla ocenę przyznaną przez eksperta. W celu porównania metod zaproponowano inną metodę ewaluacji metody.

Dla przedstawionych wyników zależności pomiędzy oceną a $r(0)$ i VATP policzona została wariancja oraz nachylenie linii trendu. Wyniki wariancji dla trzech rozpatrywanych przypadków przedstawia tabela 6.4.

var	Wzorcowy Ekspert	Wzorcowy J5	Wzorzec ze średniej
r(0)	0,02	0,00	0,01
VATP	0,10	0,05	0,07

Tabela 6.4. Porównanie wariancji obliczonej dla trzech rozpatrywanych przypadków: dane wzorcowe pochodzą od eksperta, dane wzorcowe pochodzą od uczestnika z najwyższym VATP, dane wzorcowe obliczone na podstawie średnich rozkładów i czasów wszystkich uczestników z wiedzą ekspercką

Obliczenia nachylenia linii trendu dla rozpatrywanych przypadków przedstawiono w tabeli 6.5.

tg(α)	Wzorcowy Ekspert	Wzorcowy J5	Wzorzec ze średniej
r(0)	0,03	0,01	0,02
VATP	0,09	0,05	0,07

Tabela 6.5. Porównanie kąta nachylenia linii trendu do osi X obliczonej dla trzech rozpatrywanych przypadków: dane wzorcowe pochodzą od eksperta, dane wzorcowe pochodzą od uczestnika z najwyższym VATP, dane wzorcowe obliczone na podstawie średnich rozkładów i czasów wszystkich uczestników z wiedzą ekspercką

6.3.3. Ewaluacja proponowanej metody oceny umiejętności na podstawie uwagi wzrokowej

Każdy wykonany przez użytkownika test został oceniony przez eksperta w 5-cio stopniowej skali. Oprócz tego, dla każdego użytkownika został zarejestrowany czas wykonania testu, korelacja zarejestrowanego rozkładu uwagi wzrokowej z rozkładem zarejestrowanym dla eksperta oraz współczynnik VATP. Ocena dana przez eksperta została potraktowana jako nadrzędny współczynnik określający umiejętności danego użytkownika. W celu porównania pozostałych współczynników ze sobą oraz określenia poziomu ich korelacji z oceną eksperta został policzony współczynnik korelacji Spearman'a. W tym celu wszystkim zarejestrowanym współczynnikom nadane zostały rangi reprezentujące ich miejsce w szeregu wszystkich współczynników z danej kategorii (np. czasy). Jeśli zarejestrowane zostały dwa takie same współczynniki, to przypisywane im rangi były takie same i równały się wartości średniej ich miejsc w szeregu. Zarejestrowane i obliczone wartości oraz odpowiadające im rangi zostały zestawione w tabelach 6.6 - 6.8. Tabela 6.6 przedstawia wartości i przypisane im rangi dla obliczeń wykonanych względem wzorcowych danych uzyskanych dla eksperta.

uczestnik	Uzyskana Ocena	r(0)	czas	VATP	ranga oceny	ranga r(0)	ranga czasu	ranga VATP
Ekspert (auto)	5	1,00	287,00	1,00	2,5	7	1	4
J5	5	0,90	183,40	1,40	2,5	1	3	1
M5	5	0,88	208,40	1,22	2,5	2	4	2
R5	5	0,90	243,50	1,06	2,5	5	2	3
L4	4	0,82	240,60	0,98	5,5	4	5	5
D4	4	0,76	329,10	0,66	5,5	8	7	7
R3	3	0,75	253,50	0,85	7,5	6	8	6
W3	3	0,54	217,00	0,63	7,5	3	11	9
K2	2	0,70	372,40	0,54	10	10	10	10
B2	2	0,79	352,40	0,64	10	9	6	8
J2	2	0,72	653,10	0,32	10	11	9	11

Tabela 6.6. Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych wraz z odpowiadającymi im rangami dla wzorcowych danych

Tabela 6.7 zawiera wartości i przypisane im rangi dla obliczeń wykonanych względem wzorcowych danych uzyskanych dla uczestnika J5 (najwyższa wartość VATP).

uczestnik	Uzyskana Ocena	r(0)	czas	VATP	ranga oceny	ranga r(0)	ranga czasu	ranga VATP
J5_auto	5	1,00	183,40	1,00	2,5	1	1	1
K5	5	0,90	287,00	0,57	2,5	7	6	7
M5	5	0,99	208,40	0,87	2,5	2	2	2
R5	5	0,95	243,50	0,72	2,5	5	3	3
L4	4	0,94	240,60	0,71	5,5	4	4	4
D4	4	0,91	329,10	0,50	5,5	8	5	8
R3	3	0,85	253,50	0,61	7,5	6	9	6
W3	3	0,78	217,00	0,66	7,5	3	11	5
K2	2	0,84	372,40	0,41	10	10	10	10
B2	2	0,89	352,40	0,46	10	9	7	9
J2	2	0,86	653,10	0,24	10	11	8	11

Tabela 6.7. Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych wraz z odpowiadającymi im rangami, po zmianie wzorcowych danych na dane zarejestrowane dla uczestnika J5

Tabela 6.8 zawiera wartości i przypisane im rangi dla obliczeń wykonanych względem wzorcowych danych będącą średnią rozkładów uwagi i czasów zarejestrowanych dla wszystkich uczestników testu prezentujących poziom ekspercki (ocena 5).

uczestnik	Uzyskana Ocena	r(0)	czas	VATP	ranga oceny	ranga r(0)	ranga czasu	ranga VATP
J5	5	0,98	183,40	1,23	2,5	1	1	1
M5	5	0,98	208,40	1,08	2,5	2	2	2
R5	5	0,97	243,50	0,92	2,5	5	3	3
K5	5	0,95	287,00	0,77	2,5	7	4	5
L4	4	0,93	240,60	0,89	5,5	4	5	4
D4	4	0,90	329,10	0,63	5,5	8	6	8
W3	3	0,72	217,00	0,76	7,5	3	11	6
R3	3	0,83	253,50	0,76	7,5	6	8	7
B2	2	0,88	352,40	0,58	10	9	7	9
K2	2	0,83	372,40	0,51	10	10	9	10
J2	2	0,82	653,10	0,29	10	11	10	11

Tabela 6.8. Zestawienie zarejestrowanych i policzonych danych wraz z odpowiadającymi im rangami, po zmianie wzorcowych danych na te obliczone na podstawie danych zarejestrowanych dla wszystkich uczestników prezentujących poziom eksperta (ocena 5)

Dla tak przygotowanych danych obliczony został współczynnik Spearmana zgodnie ze wzorem [166]:

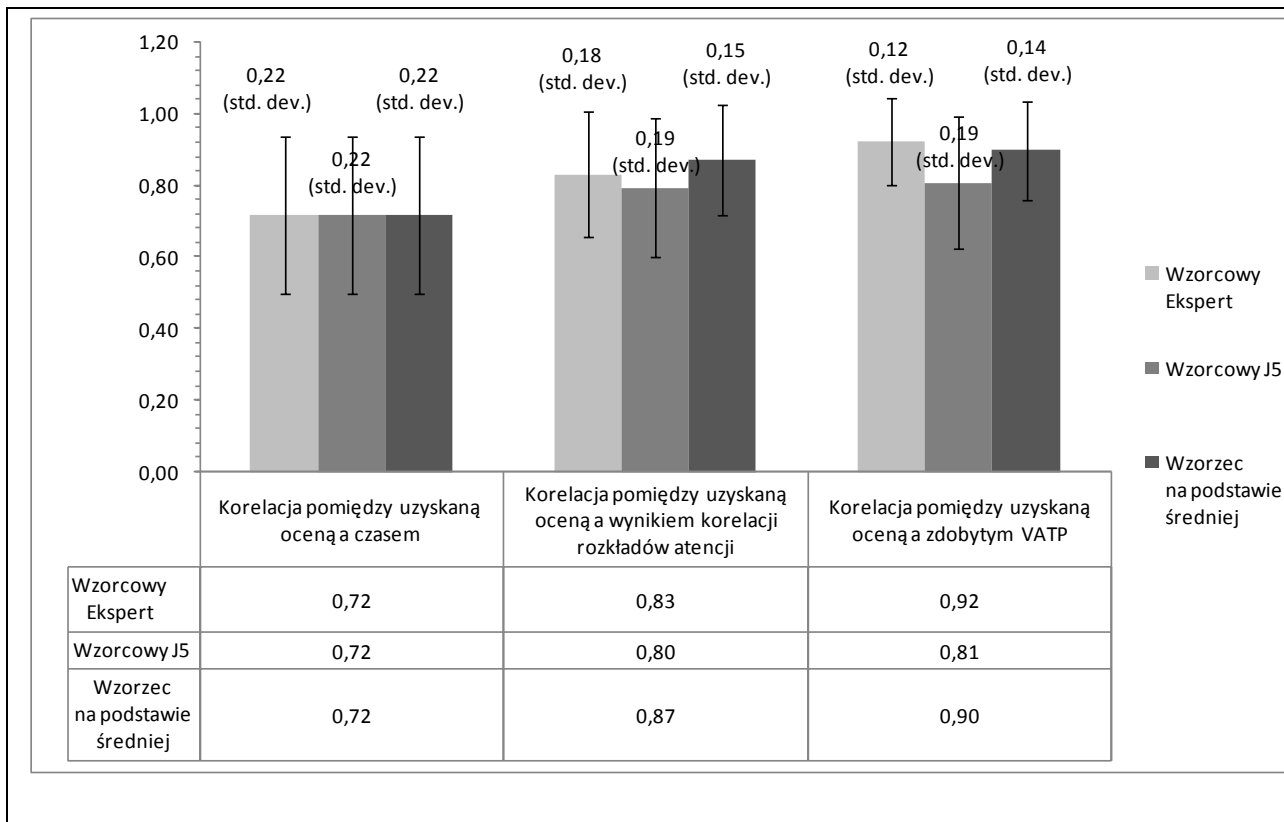
$$\rho = 1 - \frac{6 \sum D_i^2}{n(n^2 - 1)}, \quad (6.4)$$

gdzie: ρ - współczynnik korelacji, D_i - różnica pomiędzy korespondującymi rangami (np. pomiędzy rangą nadaną ocenie wystawionej przez eksperta oraz odpowiadającej jej współczynnikowi VATP); n - długość serii danych

Dla współczynnika korelacji Spearman'a można obliczyć odchylenie standardowe zgodnie ze wzorem [167]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{(1 - \rho^2)}{(n - 2)}}, \quad (6.5)$$

gdzie: przyjęte oznaczenia definiuje się tak samo jak we wzorze (6.4). Policzone współczynniki korelacji oraz odchylenia standardowego przedstawiono na wykresie 6.19.



Rys. 6.19. Wyniki korelacji pomiędzy oceną wystawioną przez eksperta a badanymi współczynnikami odzwierciedlającymi poziom umiejętności danego uczestnika testu. Na wykresach zaznaczono też odchylenie standardowe

Prezentowane wyniki korelacji pokazują, że proponowana metoda bardzo dobrze odzwierciedla poziom umiejętności użytkownika systemu EDM oceniany przez eksperta. Dla wszystkich z rozpatrywanych wariantów podstawiania wzorcowych danych, korelacja VATP z oceną eksperta jest wyższa (silna, pozytywna) niż korelacja z czasem, czy wynikiem korelacji rozkładów. Najlepszą korelację z oceną eksperta uzyskano dla obliczeń wykonanych dla wzorcowych danych zarejestrowanych dla głównego, wzorcowego eksperta. Zamiana danych wzorcowych z wynikami zarejestrowanymi dla uczestnika z najlepszym VATP nie daje lepszych wyników. Warto dodać, że dla takiego wariantu uzyskano największe odchylenie standardowe. Warto rozważenia jest liczenie danych wzorcowych dla danych zarejestrowanych dla kilku ekspertów. Dla tak obliczonych danych wzorcowych policzony VATP dobrze koreluje się z oceną eksperta. Ponadto dane na wykresie zależności VATP z oceną niemal pokrywają się z linią trendu co potwierdza mniejsza wartość wariancji w porównaniu z wariancją uzyskaną dla wyników VATP liczonego względem wzorcowych danych uzyskanych od głównego eksperta. Dla wszystkich pomiarów poziom istotności $p < 0,05$ zatem uzyskane dane są istotne statystycznie. Nie tylko lepsza korelacja z oceną eksperta ale również większe nachylenie linii trendu niż w przypadku $r(0)$ potwierdzają większe wartości zaproponowanego parametru VATP w stosunku do korelacji rozkładów i czasu.

6.4. Ocena umiejętności w radiologii

W związku z satysfakcjonującymi wynikami uzyskanymi dla pomiarów wykonanych podczas pracy z EDM, podobne badania przeprowadzono podczas pracy z radiologicznymi stacjami roboczymi. Celem badań było sprawdzenie czy można zobrazować różnice w umiejętnościach osób szukających struktur anatomicznych (i tym samym dokonać klasyfikacji ich zaawansowania) oraz czy można wykorzystać VATP do monitorowania procesu zdobywania wiedzy.

6.4.1. Stanowisko i badania

Przygotowane stanowisko badawcze składało się ze stacji radiologicznej wyposażonej w 3 monitory oraz komputera obsługującego urządzenie śledzące wzrok. Obrazy DICOM były prezentowane na centralnym ekranie o rozdzielczości 2000x1000 i rozmiarze 21". Na jednym z dodatkowych ekranów był wyświetlany obraz referencyjny (jeśli była taka potrzeba). Jeśli test nie wymagał wyświetlania obrazów referencyjnych, dodatkowe monitory były zgaszone. W odróżnieniu od badań prowadzonych z EDM, interfejs eTrack był podłączony do osobnego komputera i działa niezależnie od oprogramowania stacji roboczych.

Przeprowadzone badanie było dwuetapowe. W pierwszym etapie, w badaniu wzięło udział 9 osób podzielonych na 3 grupy: ekspertów, studentów radiologii i nieekspertów. Każda osoba została przeszkolona w zakresie podstawowych funkcji programu "Dicom Viewer". Umiejętność posługiwania się "Dicom Viewer" została ograniczona jedynie do trzech narzędzi: do pomiaru odległości, powiększania/pomniejszania, oraz przeglądania/przewijania obrazu. Uczestnicy testu nie uczestniczyli w badaniu innych uczestników eksperymentu. Nie znali też wcześniej obrazów, w których wyszukiwali struktur anatomicznych.

Badanie wiedzy osób było bardzo podstawowe i polegało na odnalezieniu zadanych organów lub struktur anatomicznych w prezentowanym zdjęciu TK. W tym celu zostało wybrane zdjęcie otrzymane w badaniu TK, w którym należało znaleźć i zaznaczyć średnicę następujących struktur anatomicznych: wątroby, śledziony, aorty brzusznej, nerki i kręgu lędźwiowego.

6.4.2. Wyniki

Urządzenie śledzące wzrok było wykorzystane do rejestracji fiksacji podczas oglądania obrazów TK. Zarejestrowane dane były wykorzystane do obliczenia parametru VATP. Dla każdego użytkownika VATP został obliczony dwa razy. Raz względem danych zarejestrowanych dla głównego eksperta, drugi raz względem średniej wartości danych zarejestrowanych dla grupy ekspertów. Wyniki uzyskane dla danych wzorcowych pomierzonych dla głównego eksperta przedstawiono w tabeli 6.9.

Uczestnik	Główny_Ekspert	Ekspert2	Ekspert3	SR2	SR1	SR3	N2	N1	N3
VATP	1,00	0,88	0,73	0,42	0,31	0,30	0,13	0,07	0,07

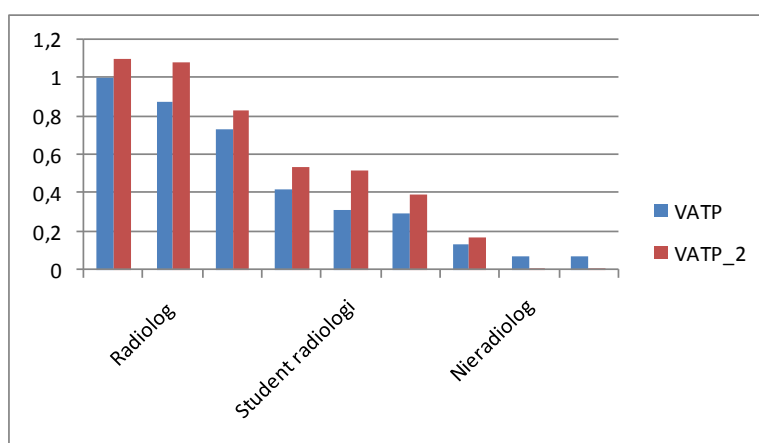
Tabela 6.9 Zestawienie wyników VATP, obliczonego dla danych wzorcowych zarejestrowanych dla głównego eksperta

Analogicznie, wyniki uzyskane dla wzorcowych danych policzonych na podstawie rejestracji rozkładu i czasu dla wszystkich ekspertów przedstawiono w tabeli 6.10.

Uczestnik	Główny_Ekspert	Ekspert2	Ekspert3	SR2	SR1	SR3	N2	N1	N3
VATP_2	1,10	1,08	0,83	0,54	0,52	0,39	0,17	0,01	0,01

Tabela 6.10. Zestawienie wyników VATP, obliczonego dla danych wzorcowych obliczonych na podstawie wyników zarejestrowanych dla wszystkich ekspertów

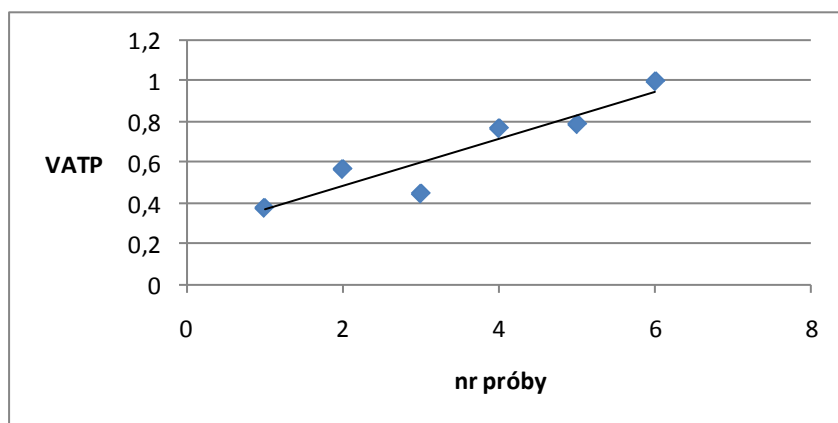
Dane zostały porównane i przedstawione na wykresie 6.20 Z przedstawionych wykresów można bardzo łatwo wyodrębnić grupy zaawansowania. Uśrednienie danych wzorcowych może ułatwić wyznaczenie progów do klasyfikacji poziomu umiejętności dla takiego zbioru danych. Dodatkowo widać, że dwóch pierwszych ekspertów prezentuje zbliżony poziom umiejętności. Nie można tego samego powiedzieć analizując wykres dla VATP.



Rys. 6.20. Porównanie współczynników VATP obliczonych względem różnych danych wzorcowych

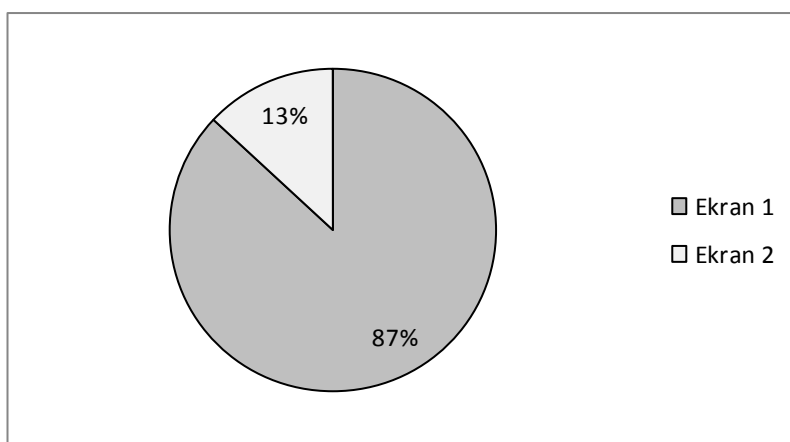
Drugi etap badania polegał na sprawdzeniu, czy za pomocą wskaźnika VATP można mierzyć postęp w uczeniu się. W tym celu jeden użytkownik wykonywał cyklicznie jedno zadanie polegające na otwarciu zadanego badania TK, odnalezieniu skanu o zadanym numerze z zarejestrowanej serii badania TK, powiększeniu obrazu o X oraz pomierzeniu struktury anatomicznej (nerki). Zadanie zostało wykonane z wykorzystaniem dwóch ekranów. Podczas wykonywania zadania, użytkownik obserwował obraz referencyjny wyświetlony na dodatkowym monitorze. Zadanie takie zostało przez użytkownika powtórzone 6 razy. Podczas każdej z prób

rejestrwany był rozkład fiksacji zarejestrowanych podczas wykonywania zadań oraz czas potrzebny na ich ukończenie. Dla każdej z prób obliczony został parametr VATP uwzględniając jako dane referencyjne wyniki zarejestrowane dla ostatniej, szóstej próby. Wykres zmiany VATP w kolejnych próbach przedstawiono na wykresie 6.21.



Rys. 6.21. Zmiana współczynnika VATP w kolejnych próbach

Ponieważ podczas przeprowadzonego eksperymentu w środowisku dwuekranowym rozkład uwagi wzrokowej nie był równomierny na obu ekranach (Rys. 6.22), współczynnik VATP został policzony tak, jakby dwa ekrany stanowiły jeden obszar zainteresowania, ale o dwa razy większej liczbie podregionów.



Rys. 6.22. Średni procentowy rozkład uwagi wzrokowej podczas wykonywania zadań w środowisku dwuekranowym

Otrzymane wyniki pokazują, że zaproponowany współczynnik może być używany do odzwierciedlenia postępów w nauce. Ponadto, możliwe jest jego policzenie dla danych zarejestrowanych w środowisku wieloekranowym.

7. Podsumowanie i wnioski

Systemy EDM ewoluują, są coraz bardziej złożone. Integracja medycznych systemów informatycznych sprawia, że EDM umożliwia dostęp do coraz większej liczby informacji. Z pewnością architekturę takiego systemu determinuje system ubezpieczeń. Moduły takie jak RIS i PACS są od lat powszechnie stosowane i dziś chyba nikt nie wyobraża sobie powrotu do tradycyjnych klisz. Informatyzacja medycyny pozwala przede wszystkim na szybki przepływ informacji. Maleje też ryzyko utraty danych podczas transportu (zaginięcie karty choroby, pomylenie klisz ze zdjęciami). Najważniejsze jest jednak, że poprawne wdrożenie i wykorzystanie systemu informacji szpitalnej, w tym elektronicznej dokumentacji medycznej, zmniejsza liczbę pomyłek lekarskich i wpływa na wzrost jakości opieki nad chorym. Potwierdzają to badania [8], [9], [10], [11], [13].

W rozprawie skupiono się na elektronicznej dokumentacji medycznej. Systemy Informacji Szpitalnej definiują właściwie każdy ważniejszy podsystem działający w klinice (łącznie z administracją). Elektroniczna Dokumentacja Medyczna dotyczy wyłącznie opieki nad pacjentem. Zawiera informacje z prawie każdego aspektu procesu leczenia pacjenta. W ramach tej rozprawy korzystano z systemu firmy Allscript [www.allscripts.com]. Jednym z powodów, z których przeprowadzone badania dotyczą EDM była możliwość korzystania z tak rozbudowanego systemu. Użyty podczas badań system wyposażony był w środowisko testowe. Oznacza to, że równoległe do systemu EDM zainstalowana była swoista kopia wdrożonego EDM przeznaczony wyłącznie do edukacji. Zawarte w nim informacje dotyczące lekarzy, procedur, leków czy samego szpitala odzwierciedlały te z oryginalnego systemu. Jediną różnicą była baza pacjentów, których stanowiły fikcyjne osoby. Samo oprogramowanie, nawet najbardziej funkcjonalne nie wpłynie na poprawę jakości świadczonych usług medycznych. Konieczne jest jego poprawne wdrożenie. Jak podkreślają eksperci, jedną z najważniejszych zasad prawidłowego wdrożenia jest szkolenie personelu [16], [17], [21]. Szkolenia takie należy powtarzać, a program musi być aktualizowany na bieżąco, odzwierciedlając modyfikacje systemu czy zapotrzebowanie użytkowników. Przeprowadzone badania były wspomagane przez ekspertów z Information System Education Team (ISET) szpitala OrlandoHealth (www.orlandohealth.com).

W celu oceny, czy szkolenie przyniosło skutek należy przeegzaminować jego uczestników. Robi się to podczas testów kompetencji. Jeśli test zawiera zadania do wykonania, to ich poprawność musi ocenić ekspert. Opinia eksperta jest uważana za najlepszy wskaźnik umiejętności osoby obserwowanej podczas korzystania z EDM [25], ale za każdym razem jest subiektywna. Wpływa na nią m.in. postawa całej ocenianej grupy. Ponieważ badania pokazują, że na podstawie danych dostarczonych przez urządzenia śledzące wzrok można odróżnić ekspertów od nie ekspertów, postanowiono wykorzystać te dane do zobrazowania różnic pomiędzy testowanymi osobami. Założono, że dla danego całego zestawu testu zarejestrowane zostaną dane eksperta, które

posłużą za dane wzorcowe, względem których zostanie obliczona ocena osoby testowanej. Z założenia, nie tylko taka osoba dostanie ocenę, ale osiągnięty wynik pokaże, jaka jest relacja uzyskanego wyniku w stosunku do poziomu eksperckiego. Dodatkowo założono, że prowadzenie takich badań ma sens tylko w warunkach rzeczywistych. Użyty interfejs powinien zapewnić możliwość zarejestrowania rzetelnych danych w warunkach pracy z EDM.

Konsole lekarskie i tzw. stacje robocze coraz częściej mają dwa i więcej ekranów. Dodatkowo rośnie liczba szpitali, w których lekarze posiadają tablety czy netbooki, na których na bieżąco sprawdzają EDM. Założono, że projekt interfejsu będzie uwzględniał możliwość akwizycji fiksacji na wielu modułach takiego systemu, czyli będzie pozwalał na wykorzystanie go w środowisku wieloekranowym. Wcześniejsze próby rejestracji fiksacji na dwóch ekranach [59], [60], [61] wymagały albo wielu urządzeń stacjonarnych, albo stałej konfiguracji ekranów, albo pozwalały na detekcję i rejestrację fiksacji przy założeniu, że tylko jeden ekran znajduje się w scenie. Proponowany system rozwiązuje ten problem.

Podczas badań wykazano, że w pracy z dwoma ekranami zwiększa się zakres obrotów głowy. Na podstawie wyników pomiarów obrotu głowy w środowisku dwuekranowym przyjęto, że opracowany algorytm musi dawać satysfakcjonujące wyniki dokładności i precyzji w zakresie kątów obrotu głowy $\pm 10^\circ$ (w prawo, w lewo) od wyjściowego położenia głowy, dla którego przeprowadzona była kalibracja.

Przedstawione rozwiązanie wymaga kalibracji, ale wykonuje się ją tylko raz, względem dowolnego ROI. Od momentu kalibracji, algorytm estymacji pozwala obliczyć pozycję źrenicy w obszarze dowolnego z dostępnych ROI. Punkt fiksacji obliczany jest na podstawie wykrytej pozycji źrenicy w obrazie kamery K1 (rejestrującej oko). Ponieważ gałka oczna ma powierzchnię sferyczną, która jest rzutowana na obraz 2D, przy dużych ruchach głowy następuje nieznaczna zmiana warunków początkowych (zmienia się kształt obrazu odwzorowanego na obraz sceny). Ma to wpływ na dokładność urządzenia. W trakcie kalibracji, macierz transformacji obliczana jest dla par punktów względem ekranu. Ekran jest prostokątem, zatem następuje odwzorowanie czworokąta na czworokąt. Gdyby można było obliczyć taką macierz dla każdej pozycji głowy względem ekranu, dokładność urządzenia powinna utrzymywać się na stałym poziomie. Założono, że podczas obrotu głowy, rejestrowany ekran będzie zmieniał swoją geometrię w obrazie k2 podobnie jak oko w obrazie k1. Na podstawie zarejestrowanego obrazu sceny obliczono wektor przesunięcia punktów użytych do obliczenia macierzy transformacji. Nowe, estymowane współrzędne niewiele odbiegały od rzeczywistych, pomierzonych dla nowej pozycji kamer względem ROI. Dobrze obrazuje to ilustracja (rys 5.43), na której kolorem niebieski oznaczono rzeczywiste punkty, a zielonym estymowane. Wstępne wyniki wskazywały, że może to ustabilizować dokładność śledzenia wzroku. Niestety nie znalazło to potwierdzenia w testach. W ALGII, małe różnice w estymacji punktów użytych do obliczania macierzy transformacji

względem ich rzeczywistych odpowiedników przekładają się na dokładność estymacji wirtualnej fiksacji. Podobnie jest w przypadku ALGI, błąd estymacji jest jednak mniejszy. W obu przypadkach dokładność jest zadowalająca i wypada na korzyść opracowanego rozwiązania w porównaniu z innymi metodami. Na dokładność urządzenia wpływają m. in. rozdzielczość użytych kamer. Biorąc pod uwagę fakt, że źrenica śledzona jest przez kamerę o rozdzielczości 320x240 pikseli, to uzyskana dokładność ok. 0,7° jest satysfakcjonująca nawet w porównaniu z komercyjnymi rozwiązaniami (dokładność SMI Glasses w przeprowadzonych testach wyniosła 0,5°). Testy przeprowadzono adaptując wytyczne opracowane przez firmę Tobii dla eye trackerów stacjonarnych [149].

Zastosowanie markera identyfikacyjnego oraz markerów LED pozwala na estymację pozycji dowolnego z obszarów ROI (monitorów, tabletów). Pozycja ROI jest kluczowa w obliczaniu estymacji fiksacji w obu prezentowanych algorytmach (ALGI, AGLII). W przyjętym sposobie komunikacji w środowisku wieloekranowym (Rys. 4.27), korzystając z dowolnego z opracowanych algorytmów estymacji źrenicy, można przybliżyć położenie fiksacji w obszarze dowolnego ROI. Wyniki testów dokładności pokazują, że brak informacji o położeniu ROI negatywnie wpływa na wyniki i zmniejsza dokładność interfejsu. Ponieważ wpływ ma na to pozycja ekranu względem układu współrzędnych k2 oraz działanie algorytmu estymacji fiksacji kompensującego ruch głowy udało się udowodnić postawioną tezę, że: *Informacja o względnym położeniu obszarów zainteresowania poprawia dokładność estymacji fiksacji w środowisku wieloekranowym.*

Dodatkowym potwierdzeniem tej tezy były testy przeprowadzone na Oddziale Radiologii Uniwersyteckiego Centrum Klinicznego, polegające na standardowym korzystaniu ze stacji roboczej. Podczas testu udało się zarejestrować rozkład fiksacji osobno dla każdego ekranu stacji roboczej podczas porównywania zdjęć TK. Należy zaznaczyć, że uczestnikom testu nie stawiano żadnych ograniczeń dotyczących używania systemu (takich jak ograniczony ruch głowy).

W celu zwiększenia liczby ekranów, które zmieszczą się w obrazie sceny, konieczne było zmodyfikowanie optyki kamery śledzącej scenę. W przedstawionym interfejsie obiektyw zmodyfikowano za pomocą soczewek wizjera. Pozwoliło to uzyskać szeroki kąt rejestracji obrazu. Bazujący na detekcji czworokątów z chmury punktów algorytm rozpoznawania ekranów w obrazie sceny ma pewne ograniczenie. Mianowicie, pozwala na detekcję ROI o kształcie zbliżonym do prostokąta. Zakres kątów w reprezentacji obszarów ROI w obrazie sceny k2 został zdefiniowany jako stały. Sprawia to, że pochylając ekran pod pewnym kątem do osi kamery K2, a tym samym do osi wzroku, ekran może przestać być wykrywany przez algorytm. Jak pokazują przeprowadzone eksperymenty (Rys. 4.38), dla przyjętych stałych, algorytm przestaje działać, gdy kąt nachylenia urządzenia względem osi wzroku przekracza 50°. Kąt = 0 oznacza, że linia wzroku przecina się z linią wyznaczającą środek ekranu pod kątem 90°. Algorytm generuje też

fałszywe wskazania, gdy jeden z ekranów jest obrócony względem drugiego o duży kąt (Rys. 4.39). Algorytm wykrywa ekrany poprawnie, nawet gdy są przesunięte, obrócone czy nachodzą na siebie. W celu określenia orientacji ekranu, zawsze zaznaczany jest jego prawy dolny narożnik.

W testach (Rys. 4.18) i w praktyce (Rys. 4.19), zaproponowany algorytm detekcji źrenicy dawał zadowalające rezultaty. Podczas testów algorytm poprawnie obliczył środek źrenicy w 98% przypadków. W przeprowadzonych testach oceny umiejętności w korzystaniu z EDM, udział wzięły osoby różnej płci, w różnym wieku i różnych narodowości. Podczas przygotowania do badań algorytm był nieznacznie modyfikowany tak, aby dawał dobre rezultaty wśród tak zróżnicowanej grupy osób. Przed rozpoczęciem badań, algorytm detekcji źrenicy był testowany na osobach tego samego pochodzenia. W ramach tej pracy przedstawiono finalną wersję algorytmu.

Parametry zaprojektowanego interfejsu pozwalają na rejestrację pozycji źrenicy i punktu fiksacji ~ co 50ms. Biorąc pod uwagę średni czas trwania fiksacji (200-250ms), można traktować zarejestrowane rozkłady jako wiarygodne. Uzyskana częstotliwość rejestracji fiksacji jest wystarczająca do badań rozkładu uwagi wzrokowej. Duża częstotliwość rejestracji pozycji źrenicy jest wykorzystywana w badaniach w neurologii.

Badanie wykorzystania śledzenia wzroku do oceny umiejętności w pracy z EDM było przeprowadzone w warunkach odzwierciedlających rzeczywiste warunki testowania personelu medycznego. Różnicę stanowił skrócony test. Został on ułożony przez ekspertów z ISET specjalnie dla przeprowadzanego eksperymentu. Do testu podeszli nowoprzyjęci pracownicy, którzy ukończyli pierwszy tydzień szkolenia w EDM oraz pracownicy i eksperci z dłuższym stażem pracy w szpitalu.

Badania potwierdzają, że możliwe jest wykorzystanie śledzenia wzroku do rozróżnienia ekspertów od nieekspertów. Nie została jednak zaproponowana miara, która pozwoliłaby na rozróżnienie poziomu zaawansowania badanej grupy. W ramach tej rozprawy zaproponowano metodę, pozwalającą na przypisanie wyniku za wykonanie zadań, na podstawie zarejestrowanych fiksacji. Tym samym pozwalającą na uszeregowanie uczestników testu i odniesienie poziomu ich umiejętności do wiedzy eksperckiej.

Od rozpoczęcia badania ich celem było opracowanie zależności, która pozwoli porównać umiejętności badanych osób do wiedzy eksperckiej. W tym celu dla przygotowanego testu nagrany został rozkład uwagi wzrokowej eksperta oraz pomierzony został czas podczas rozwiązywania testu. Dane te stanowiły wzorzec do obliczania parametru dla kolejnych uczestników testu. Zaproponowany współczynnik VATP [152] (6.3) stanowi kombinację korelacji rozkładów aktywności wzrokowej eksperta i badanego uczestnika oraz czasów potrzebnych na

rozwiązanie testu. Ogólnie można powiedzieć, że przedstawia on iloczyn wskaźnika rozwiązania zadania, korelacji rozkładu uwagi wzrokowej i czasu rozwiązania testu. Pierwszy człon wnosi informację o tym czy uczestnik rozwiązał stawiane przed nim problemy. Drugi człon jest ilorazem korelacji skróśnej rozkładów uwagi wzrokowej dla nieprzesuniętych danych oraz maksymalnej. Zarejestrowany rozkład uwagi można przedstawić w postaci histogramu, którego wysokość słupków reprezentuje udział uwagi wzrokowej w danym podregionie. Można przesunąć taki wykres o przedział d w celu obliczenia maksymalnej korelacji (po przesunięciu rozkład uzupełnia się zerami). Taka operacja wnosi dodatkową informację, o tym że zarejestrowany rozkład uwagi był w jakimś stopniu prawidłowy, ale dotyczył niewłaściwych podregionów. Można na tej podstawie stwierdzić, jakie cechy interfejsu lub jakie zadanie było przyczyną takiej sytuacji. Jest to czynnik, który wpływa na obniżenie wyniku końcowego. W większości przypadków (jeśli uczestnicy są przygotowani do testu), współczynnik korelacji dla rozkładów nieprzesuniętego i przesuniętego będzie taki sam, $r(0) = r(d)$ (maksymalna możliwa korelacja). Dlatego, w proponowanym wzorze, licznik jest podniesiony do kwadratu. Zapobiegnie to sytuacji, że wykluczmy ze wzoru informację o korelacji rozkładów gdy $d=0$. Trzeci człon wnosi do wzoru informację o tym czy dany uczestnik testu rozwiązał go szybciej czy wolniej niż ekspert. W przypadku, gdy korelacja rozkładów uwagi wzrokowej pomiędzy ekspertem i uczestnikiem jest duża (bliska jedności), a dodatkowo czas wykonania testu przez uczestnika jest lepszy (krótszy) niż eksperta, to znajdzie to odzwierciedlenie w wyniku. Wartości wzorcowe (wzorcowy rozkład uwagi i czas) mogą być obliczane dla grupy uczestników bądź ekspertów.

Przygotowany test rozwiązało w sumie 25 osób, natomiast do analizy użyto wyniki zarejestrowane dla 11 z nich, wliczając wyniki zarejestrowane dla wzorcowego eksperta. Wybrano osoby tak, żeby w całej grupie rozkład ocen był równomierny. W przetestowanej grupie były 3 osoby z wiedzą ekspercką (ocena 5), po dwie z oceną 4 i 3 oraz trzy osoby ocenione na 2. Dla takiego zbioru policzono wyniki zgodnie z zaproponowanym wzorem oraz policzono współczynnik korelacji Spearmana pomiędzy oceną wystawioną przez eksperta oraz uzyskanymi wynikami VATP. Tak samo policzono korelację pomiędzy uzyskaną oceną a czasem oraz pomiędzy oceną a wynikiem korelacji rozkładów uwagi (korelacją rozkładów). Wyniki przedstawione na wykresie (Rys. 6.19) potwierdzają, że ocena na podstawie wyniku opracowanego wzoru daje wysoką, pozytywną korelację z obserwacją eksperta i wystawioną przez niego oceną.

Wzór zastosowano do zróżnicowania poziomu wiedzy ekspertów radiologii, studentów radiologii i nieekspertów. Grupę nieekspertów stanowili doktoranci katedry Inżynierii Biomedycznej, którzy posiadali podstawową wiedzę na temat struktur anatomicznych w obrazach TK. Na podstawie uzyskanych wyników (Tabela 6.9, Tabela 6.10) można łatwo dokonać klasyfikacji do wybranych grup oraz uszeregować uczestników od najlepszych do

najgorszych. Ostatni test pokazuje, że można za pomocą opracowanego parametru monitorować progres w zdobywaniu wiedzy.

Przeprowadzając powyższe badania za pomocą opracowanego interfejsu udowodniona została druga z postawionych tez:

Wykorzystanie rozbudowanego nasobnego systemu śledzenia wzroku pozwala na ocenę kompetencji personelu medycznego w pracy z wielomodułowym środowiskiem Systemów Informacji Szpitalnej.

Wyniki zamieszczone w rozprawie zostały opublikowane w recenzowanych materiałach konferencyjnych [67], [68], [69], [113], [114], [115], [157], monografiach [116], [158] i czasopismach [152], są także przedmiotem cytowań obcych [66], [168], [169], [170], [171], [172], [173], [174], [175], [176], [177], [178], [179], [180] (scholar.google.com, scopus.com)

W chwili rozpoczęcia prac nad tą rozprawą było niewiele badań, których celem było opracowanie metodologii pomiaru kompetencji w warunkach codziennej pracy oraz współczynnika, który pozwalałby na uszeregowanie osób zgodnie z poziomem ich umiejętności. Sprawia to, że uzyskane wyniki mają charakter unikalny i innowacyjny oraz dają podstawę do dalszych badań. Prawdopodobnie, w związku z rozwojem technologii mobilnych oraz systemów informatycznych w medycynie, przedstawiona w rozprawie tematyka korzystania z EMR, jak również rejestrowania fiksacji na kilku ekranach podczas jednego eksperymentu będzie coraz częściej poruszana w artykułach naukowych.

Bibliografia

- [1] Ismail, N. I. & Abdullah, N. H. (2012), 'An overview of Hospital Information System (HIS) implementation in Malaysia'.
- [2] <http://www.emrconsultant.com/emr-education-center/emr-selection-and-implementation/hospital-information-systems-his/>
- [3] <http://www.biohealthmatics.com/technologies/intsys.aspx>
- [4] Carter, J. H. (2001), *Electronic medical records: a guide for clinicians and administrators*, ACP Press.
- [5] http://www.cgmpolska.pl/index.php?option=com_content&view=article&id=27&Itemid=403
- [6] Garets, D. & Davis, M. (2005), 'EMRs and EHRs. Concepts as different as apples and oranges at least deserve separate names.', *Healthcare informatics: the business magazine for information and communication systems* 22(10), 53--54.
- [7] EMR Implementation In Community Hospitals: Critical Factors for Success Sponsored by CPSI Reported by Porter Research
- [8] Agrawal, A. (2009), 'Medication errors: prevention using information technology systems', *British journal of clinical pharmacology* 67(6), 681--686.
- [9] Russell, K. (2011), 'Implementing an Electronic Medical Record to Reduce Medical and Medication Errors', *The Journal of Global Health Care Systems* 1(1).
- [10] Poissant, L.; Pereira, J.; Tamblyn, R. & Kawasumi, Y. (2005), 'The impact of electronic health records on time efficiency of physicians and nurses: a systematic review', *Journal of the American Medical Informatics Association* 12(5), 505--516.
- [11] <http://www.healthit.gov/providers-professionals/improved-diagnostics-patient-outcomes>
- [12] <http://www.e-mds.com/news/e-mds-launches-pdr-brief-deliver-enhanced-drug-information-and-patient-safety-services-ehr>
- [13] *The Impact of Electronic Medical Records on Healthcare* By Frank Williams, eHow Contributor (http://www.ehow.com/about_5325485_impact-electronic-medical-records-healthcare.html)
- [14] Poder, T. G.; Godbout, S. T.; Bellemare, C. & others (2011), 'Dual vs. single computer monitor in a Canadian hospital Archiving Department: a study of efficiency and satisfaction', *Health Information Management Journal* 40(3), 20.
- [15] Biehl, J. T.; Baker, W. T.; Bailey, B. P.; Tan, D. S.; Inkpen, K. M. & Czerwinski, M. (2008), *Impromptu: a new interaction framework for supporting collaboration in multiple display environments and its field evaluation for co-located software development*, in 'Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems', pp. 939--948.
- [16] Sappington, M. (2009) *Eight Steps for a Successful EMR Implementation*, *EHR Scope*, SPRING 2009. Vol. 6. pp. 149-150
- [17] Puffer, M. J.; Ferguson, J. A.; Wright, B. C.; Osborn, J.; Anshus, A. L.; Cahill, B. P.; Kamath, J. & Ryan, M. J. (2007), 'Partnering with clinical providers to enhance the efficiency of an EMR', *Journal of Healthcare Information Management—Vol* 21(1), 25.
- [18] <http://www.aaos.org/news/aaosnow/nov11/managing2.asp>
- [19] <http://www.healthcareitnews.com/news/top-10-factors-successful-ehr-implementation>
- [20] <http://www.healthcareitnews.com/news/6-golden-rules-emr-implementation>

-
- [21] Ostrom, L. E. & Ostrom, L. T. (2013), Technology education requirements for physicians, in 'Human System Interaction (HSI), 2013 The 6th International Conference on', pp. 428--433.
- [22] Moyer, R. (2001), 'Defining and measuring competencies: An overview of Approaches', Click2learn Inc.
- [23] Kunzmann, C. & Schmidt, A. (2006), Ontology-based competence management for healthcare training planning: A case study, in 'Proceeding of the International Conference on Knowledge Management'.
- [24] Kak, N.; Burkhalter, B. & Cooper, M.-A. (2001), 'Measuring the competence of healthcare providers', Operations Research Issue Paper 2(1).
- [25] Lopez, E.; Moran, D.; Yang, F. (2011) "EMR Training Program MedIT 235 Capstone Project"
- [26] COMPETENCY ASSESSMENT IN NURSING A summary of literature published since 2000 developed by Alison Evans Consulting on behalf of EdCaN
- [27] Belden, J. L.; Grayson, R. & Barnes, J. (2009), 'Defining and testing EMR usability: Principles and proposed methods of EMR usability evaluation and rating', Technical report, Healthcare Information and Management Systems Society (HIMSS).
- [28] Cooke, L. (2004), Improving usability through eye tracking research, in 'Professional Communication Conference, 2004. IPCC 2004. Proceedings. International', pp. 195--198.
- [29] Fengpei, H. (2006), The studies of eye tracking and usability test, in 'Computer-Aided Industrial Design and Conceptual Design, 2006. CAIDCD'06. 7th International Conference on', pp. 1--5.
- [30] Rakoczi, G. & Pohl, M. (2012), Visualisation and analysis of multiuser gaze data: Eye tracking usability studies in the special context of e-learning, in 'Advanced Learning Technologies (ICALT), 2012 IEEE 12th International Conference on', pp. 738--739.
- [31] Wade, N. & Tatler, B. (2005), 'The moving tablet of the eye: The origins of modern eye movement research', .
- [32] Purkyne, J. E. (1819), Beobachtungen und Versuche zur physiologie der Sinne, Vol. 1, Calve.
- [33] Javal, E. (1879), Essai sur la physiologie de la lecture, in 'Annales D'Oculistique'.
- [34] Huey, E. B. (1898), 'Preliminary experiments in the physiology and psychology of reading', The American Journal of Psychology 9(4), 575--586.
- [35] Delabarre, E. B. (1898), 'A method of recording eye-movements', The American Journal of Psychology 9(4), 572--574.
- [36] Prezentacja Tobii Provista
- [37] Buswell, G. T. (1922), 'Fundamental reading habits', Supplementary Educational Monographs(21).
- [38] Buswell, G. T. (1935), 'How people look at pictures: a study of the psychology and perception in art.'
- [39] Yarbus, A. L.; Haigh, B. & Riggs, L. A. (1967), Eye movements and vision, Vol. 2, Plenum press New York.
- [40] Bolt, R. A. (1981), Gaze-orchestrated dynamic windows, in 'ACM SIGGRAPH Computer Graphics', pp. 109--119.
- [41] Bolt, R. A. (1982), Eyes at the interface, in 'Proceedings of the 1982 conference on Human factors in computing systems', pp. 360--362.

-
- [42] Thurtell, M. J. (2007), 'Effect of eye position on the three-dimensional kinematics of saccadic and vestibular-evoked eye movements', .
- [43] http://www.chronos-vision.de/en/company_news_archiv.html
- [44] Bulling, A.; Ward, J. A.; Gellersen, H. & Troster, G. (2011), 'Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography', *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 33(4), 741--753.
- [45] Karatzas, D. (2009) 'Introduction to Eye-Tracking' Winter School on Eye Tracking Methodology, Materiały szkoleniowe
- [46] <http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/products/iview-x-hi-speed.html>
- [47] Hartridge, H. & Thomson, L. (1948), 'Methods of investigating eye movements', *The British journal of ophthalmology* 32(9), 581.
- [48] Shackel, B. (1960), 'Note on mobile eye viewpoint recording', *JOSA* 50(8), 763--768.
- [49] Shackel, B. (1960), 'Pilot study in electro-oculography', *The British journal of ophthalmology* 44(2), 89.
- [50] Shackel, B. & Davis, J. (1960), 'A second survey with electro-oculography', *The British journal of ophthalmology* 44(6), 337.
- [51] Mackworth, N. H. & Thomas, E. L. (1962), 'Head-mounted eye-marker camera', *JOSA* 52(6), 713--716.
- [52] Land, M. (1993), Eye-head coordination during driving, in 'Systems, Man and Cybernetics, 1993. Systems Engineering in the Service of Humans', *Conference Proceedings, International Conference on*, pp. 490--494.
- [53] Vockeroth, J.; Dera, T.; Boening, G.; Bartl, K.; Bardins, S. & Schneider, E. (2007), The combination of a mobile gaze-driven and a head-mounted camera in a hybrid perspective setup, in 'Systems, Man and Cybernetics, 2007. ISIC. IEEE International Conference on', pp. 2576--2581.
- [54] <http://www.tobii.com/en/eye-tracking-research/global/products/hardware/tobii-glasses-eye-tracker/technical-specifications/>
- [55] <http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/products/iview-x-hed.html>
- [56] http://www.eyetracking-glasses.com/fileadmin/user_upload/documents/smi_etg_flyer.pdf
- [57] Kahn, D.; Heynen, J. & Snuggs, G. (1999), Eye-controlled computing: The VisionKey experience, in 'Proceedings of the Fourteenth International Conference on Technology and Persons with Disabilities (CSUN'99)'.
- [58] Handa, S. & Ebisawa, Y. (2008), Development of head-mounted display with eye-gaze detection function for the severely disabled, in 'Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurement Systems, 2008. VECIMS 2008. IEEE Conference on', pp. 140- 144.
- [59] KariJouko Rähkä and Oleg Špakov Disambiguating Ninja Cursors with Eye Gaze
- [60] James Coddington, Junxia Xu, Srinivas Sridharan, Manjeet Rege, and Reynold Bailey GAZE-BASED IMAGE RETRIEVAL SYSTEM USING DUAL EYE-TRACKERS
- [61] Mardanbegi, D. & Hansen, D. W. (2011), Mobile gaze-based screen interaction in 3D environments, in 'Proceedings of the 1st conference on novel gaze-controlled applications', pp. 2.

-
- [62] <http://www.smarteye.se/productsscreen-measurement-systems/multiple-screen-eye-tracking>
- [63] <http://www.eyetracking.com/News/EyeTracking-Blog/EntryId/47/EyeWorks-Multi-Display-Data-Collection>
- [64] Królak, A. & Strumiłło, P. (2008), Vision-based eye blink monitoring system for human-computer interfacing, in 'Human System Interactions, 2008 Conference on', pp. 994--998.
- [65] Królak, A. & Strumiłło, P. (2009), Eye-blink controlled human-computer interface for the disabled'Human-Computer Systems Interaction', Springer, , pp. 123--133.
- [66] Królak, A. & Strumiłło, P. (2012), 'Eye-blink detection system for human-computer interaction', *Universal Access in the Information Society* 11(4), 409--419.
- [67] Kocajko, T.; Bujnowski, A. & Wtorek, J. (2009), Complex human computer interface for LAS patient, in 'Proceedings of the 2nd conference on Human System Interactions', pp. 269-272.
- [68] Kocajko, T.; Bujnowski, A. & Wtorek, J. (2009), Dual camera based eye gaze tracking system, in '4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering', pp. 1459--1462.
- [69] Kocajko, T.; Wtorek, J.; Bujnowski, A.; Ruminski, J.; Kaczmarek, M. & Polinski, A. (2010), Pointing device for elders with low cost and mixed manual-gaze control interface, in 'Information Technology (ICIT), 2010 2nd International Conference on', pp. 227--230.
- [70] Bujnowski, A.; Kocajko, T.; Wtorek, J.; Rumiński, J.; Kaczmarek, M.; Bajorek, M. & Meller, D. (2010), 'Selection of pointing device for elders', *Zeszyty Naukowe Wydziału ETI Politechniki Gdańskiej. Technologie Informacyjne* 18, 435--440.
- [71] Czyżewski, A.; Kostek, B.; Kunka, B.; Łopatka, K. & Rybacki, R. (2010), Speech Synthesis Controlled by Eye Gazing, in 'Audio Engineering Society Convention 129'.
- [72] Łopatka, K.; Rybacki, R.; Kunka, B.; Czyżewski, A. & Kostek, B. (2011), 'Virtual Keyboard controlled by eye gaze employing speech synthesis', *Elektronika: konstrukcje, technologie, zastosowania* 52(1), 39--42.
- [73] <http://www.ober-consulting.com/product/jazz/>
- [74] Witkowska, D.; Gryniewicz, W.; Czarnecki, P.; Dylak, J.; Zielonka, D. & Ober, J. (2013), 'Possibilities of applying the quantitative assessment in monitoring the development of Huntington's disease', *Hygeia* 48(4), 377--382.
- [75] Djukic, A.; Valicenti McDermott, M.; Mavrommatis, K. & Martins, C. L. (2012), 'Rett Syndrome: Basic Features of Visual Processing—A Pilot Study of Eye-Tracking', *Pediatric neurology* 47(1), 25--29.
- [76] Rose, S. A.; Djukic, A.; Jankowski, J. J.; Feldman, J. F.; Fishman, I. & Valicenti-Mcdermott, M. (2013), 'Rett syndrome: an eye-tracking study of attention and recognition memory', *Developmental Medicine & Child Neurology* 55(4), 364--371.
- [77] Jansson, D.; Medvedev, A.; Axelson, H. & Nyholm, D. (2013), Stochastic anomaly detection in eye-tracking data for quantification of motor symptoms in Parkinson's disease, in '2013 INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON COMPUTATIONAL MODELS FOR LIFE SCIENCES', pp. 98-107.
- [78] Marx, S.; Respondek, G.; Stamelou, M.; Dowiasch, S.; Stoll, J.; Bremmer, F.; Oertel, W. H.; Huglinger, G. U. & Einhuser, W. (2012), 'Validation of mobile eye-tracking as novel and

-
- efficient means for differentiating progressive supranuclear palsy from Parkinson's disease', *Frontiers in behavioral neuroscience* 6.
- [79] Richstone, L.; Schwartz, M. J.; Seideman, C.; Cadeddu, J.; Marshall, S. & Kavoussi, L. R. (2010), 'Eye metrics as an objective assessment of surgical skill', *Annals of surgery* 252(1), 177--182.
- [80] Bond, R.; Zhu, T.; Finlay, D.; Drew, B.; Kligfield, P.; Guldenring, D.; Breen, C.; Gallagher, A.; Daly, M. & Clifford, G. (2014), 'Assessing computerized eye tracking technology for gaining insight into expert interpretation of the 12-lead electrocardiogram: an objective quantitative approach', *Journal of electrocardiology*.
- [81] Eivazi, S.; Bednarik, R.; Tukiainen, M.; von und zu Fraunberg, M.; Leinonen, V. & Jaaskelainen, J. E. (2012), Gaze behaviour of expert and novice microneurosurgeons differs during observations of tumor removal recordings, in 'Proceedings of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications', pp. 377--380.
- [82] Augustyniak, P. & Tadeusiewicz, R. (2006), Investigation of human interpretation process based on eyetrack features of biosignal visual inspection, in 'Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the', pp. 1544--1547.
- [83] Augustyniak, P. & Tadeusiewicz, R. (2006), 'Assessment of electrocardiogram visual interpretation strategy based on scanpath analysis', *Physiological measurement* 27(7), 597.
- [84] Beard, D. V.; Johnston, R. E.; Toki, O. & Wilcox, C. (1990), 'A study of radiologists viewing multiple computed tomography examinations using an eyetracking device', *Journal of Digital Imaging* 3(4), 230--237.
- [85] Law, B.; Atkins, M. S.; Kirkpatrick, A. E. & Lomax, A. J. (2004), Eye gaze patterns differentiate novice and experts in a virtual laparoscopic surgery training environment, in 'Proceedings of the 2004 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 41--48.
- [86] Khan, R. S.; Tien, G.; Atkins, M. S.; Zheng, B.; Panton, O. N. & Meneghetti, A. T. (2012), 'Analysis of eye gaze: Do novice surgeons look at the same location as expert surgeons during a laparoscopic operation?', *Surgical endoscopy* 26(12), 3536--3540.
- [87] Matsumoto, H.; Terao, Y.; Yugeta, A.; Fukuda, H.; Emoto, M.; Furubayashi, T.; Okano, T.; Hanajima, R. & Ugawa, Y. (2011), 'Where do neurologists look when viewing brain CT images? An eye-tracking study involving stroke cases', *PloS one* 6(12), e28928.
- [88] Liu, R.; Xin, Z.; Wang, N. & Zhang, M. (2009), Adaptive regulation of CCD camera in eye gaze tracking system, in 'Image and Signal Processing, 2009. CISP'09. 2nd International Congress on', pp. 1--4.
- [89] Poitschke, T.; Bay, E.; Laquai, F.; Rigoll, G.; Bardins, S.; Bartl, K.; Vockeroth, J. & Schneider, E. (2009), Using liquid lenses to extend the operating range of a remote gaze tracking system, in 'Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on', pp. 1250--1254.
- [90] <http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/products/iview-x-hed.html>
- [91] <http://www.tobii.com/en/eye-tracking-research/global/products/hardware/tobii-glasses-eye-tracker/technical-specifications/>
- [92] http://www.eyetracking-glasses.com/fileadmin/user_upload/documents/smi_etg_flyer.pdf

-
- [93] Mello-Thoms, C.; Britton, C.; Abrams, G.; Hakim, C.; Shah, R.; Hardesty, L.; Maitz, G. & Gur, D. (2006), 'Head-mounted versus Remote Eye Tracking of Radiologists Searching for Breast Cancer: A Comparison¹', *Academic radiology* 13(2), 203--209.
- [94] Magee, D. J. (2013), *Orthopedic physical assessment*, Elsevier Health Sciences.
- [95] Norkin, C. C. & White, D. J. (2009), *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*, FA Davis.
- [96] Grip, H. (2008), 'Biomechanical assessment of head and neck movements in neck pain using 3D movement analysis', .
- [97] Villanueva, A.; Cerrolaza, J. J. & Cabeza, R. (), 'Geometry Issues of Gaze Estimation', .
- [98] Villanueva, A. & Cabeza, R. (2007), 'Models for gaze tracking systems', *Journal on Image and Video Processing* 2007(3), 4.
- [99] Valenti, R.; Staiano, J.; Sebe, N. & Gevers, T. (2009), 'Webcam-based visual gaze estimation' *Image Analysis and Processing-ICIAP 2009*, Springer, , pp. 662--671.
- [100] Morimoto, C. H. & Mimica, M. R. (2005), 'Eye gaze tracking techniques for interactive applications', *Computer Vision and Image Understanding* 98(1), 4--24.
- [101] Crane, H. D. (1994), 'The Purkinje image eyetracker, image stabilization, and related forms of stimulus manipulation', *Visual science and engineering: Models and applications*, 15-89.
- [102] Kolakowski, S. M. & Pelz, J. B. (2006), 'Compensating for eye tracker camera movement', in 'Proceedings of the 2006 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 79--85.
- [103] Hennessey, C.; Nouredin, B. & Lawrence, P. (2006), 'A single camera eye-gaze tracking system with free head motion', in 'Proceedings of the 2006 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 87--94.
- [104] Ohno, T.; Mukawa, N. & Yoshikawa, A. (2002), 'FreeGaze: a gaze tracking system for everyday gaze interaction', in 'Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 125--132.
- [105] Zhu, Z. & Ji, Q. (2005), 'Eye gaze tracking under natural head movements', in 'Computer Vision and Pattern Recognition, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference on', pp. 918--923.
- [106] Zhu, Z. & Ji, Q. (2007), 'Novel eye gaze tracking techniques under natural head movement', *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54(12), 2246--2260.
- [107] Yoo, D. H.; Kim, J. H.; Lee, B. R. & Chung, M. J. (2002), 'Non-contact eye gaze tracking system by mapping of corneal reflections', in 'Automatic Face and Gesture Recognition, 2002. Proceedings. Fifth IEEE International Conference on', pp. 94--99.
- [108] Yoo, D. H. & Chung, M. J. (2004), 'Non-intrusive eye gaze estimation without knowledge of eye pose', in 'Automatic Face and Gesture Recognition, 2004. Proceedings. Sixth IEEE International Conference on', pp. 785--790.
- [109] Yang, X.; Sun, J.; Liu, J.; Chu, J.; Liu, W. & Gao, Y. (2010), 'A gaze tracking scheme for eye-based intelligent control', in 'Intelligent Control and Automation (WCICA), 2010 8th World Congress on', pp. 50--55.
- [110] Lee, H. C.; Luong, D. T.; Cho, C. W.; Lee, E. C. & Park, K. R. (2010), 'Gaze tracking system at a distance for controlling IPTV', *Consumer Electronics, IEEE Transactions on* 56(4), 2577-2583.

-
- [111] Yang, C.; Sun, J.; Liu, J.; Yang, X.; Wang, D. & Liu, W. (2010), A gray difference-based pre-processing for gaze tracking, in 'Signal Processing (ICSP), 2010 IEEE 10th International Conference on', pp. 1293--1296.
- [112] Sigut, J. & Sidha, S.-A. (2011), 'Iris center corneal reflection method for gaze tracking using visible light', Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 58(2), 411--419.
- [113] Kocejko, T. & Wtorek, J. (2013), Gaze tracking in multi-display environment, in 'Human System Interaction (HSI), 2013 The 6th International Conference on', pp. 626--631.
- [114] Kocejko, T.; Bujnowski, A.; Ruminski, J.; Bylinska, E. & Wtorek, J. (2014), Head movement compensation algorithm in multi-display communication by gaze, in 'Human System Interactions (HSI), 2014 7th International Conference on', pp. 88--94.
- [115] Kocejko, T.; Bujnowski, A. & Wtorek, J. (2008), Eye mouse for disabled, in 'Human System Interactions, 2008 Conference on', pp. 199--202.
- [116] Kocejko, T.; Bujnowski, A. & Wtorek, J. (2009), Eye-mouse for disabled'Human-Computer Systems Interaction', Springer, , pp. 109--122.
- [117] Meunier, F. (2009), 'On the Automatic Implementation of the Eye Involuntary Reflexes Measurements Involved in the Detection of Human Liveness and Impaired Faculties', .
- [118] <http://www.tobii.com/eye-tracking-research/global/library/white-papers/tobii-eye-tracking-white-paper/>
- [119] <http://eyecomcorp.com/eye-tracking/comparing-bright-dark-pupil-tracking-techniques/>
- [120] <http://www.eyegaze.com/eyefollower/>
- [121] Vitabile, S.; De Paola, A. & Sorbello, F. (2010), Bright Pupil Detection in an Embedded, Real-time Drowsiness Monitoring System, in 'Advanced Information Networking and Applications (AINA), 2010 24th IEEE International Conference on', pp. 661--668.
- [122] Hennessey, C. A. & Lawrence, P. D. (2009), 'Improving the accuracy and reliability of remote system-calibration-free eye-gaze tracking', Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 56(7), 1891--1900.
- [123] Goni, S.; Echeto, J.; Villanueva, A. & Cabeza, R. (2004), Robust algorithm for pupil-glint vector detection in a video-oculography eyetracking system, in 'Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004. Proceedings of the 17th International Conference on', pp. 941--944.
- [124] Watanabe, T.; Ikeda, M.; Suzuki, T. & Nakamura, F. (1990), 'Infrared television pupillometer revised: Bright-pupil illumination and computer automation', Review of Scientific Instruments 61(1), 36--41.
- [125] Kumar, N.; Kohlbecher, S. & Schneider, E. (2009), A novel approach to video-based pupil tracking, in 'Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on', pp. 1255--1262.
- [126] Gomai, G.; El-Zaart, A. & Mathkour, H. (2010), A new approach for pupil detection in iris recognition system, in 'Computer Engineering and Technology (ICCET), 2010 2nd International Conference on', pp. V4--415.
- [127] Ebisawa, Y. & Satoh, S.-I. (1993), Effectiveness of pupil area detection technique using two light sources and image difference method, in 'Engineering in Medicine and Biology Society, 1993. Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE', pp. 1268--1269.

-
- [128] Ebisawa, Y. (1998), 'Improved video-based eye-gaze detection method', *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 47(4), 948--955.
- [129] Morimoto, C. H.; Santos, T. T. & Muniz, A. S. (2005), Automatic iris segmentation using active near infra red lighting, in 'Computer Graphics and Image Processing, 2005. SIBGRAPI 2005. 18th Brazilian Symposium on', pp. 37--43.
- [130] Hansen, D. W. & Hammoud, R. (2005), Boosting particle filter-based eye tracker performance through adapted likelihood function to reflexions and light changes, in 'Advanced Video and Signal Based Surveillance, 2005. AVSS 2005. IEEE Conference on', pp. 111--116.
- [131] Youmaran, R. & Adler, A. (2008), Using infrared illumination to improve eye & face tracking in low quality video images, in 'Communications, 2008 24th Biennial Symposium on', pp. 391--394.
- [132] <http://www.tobii.com/en/eye-tracking-research/global/products/hardware/tobii-tx300-eye-tracker/>
- [133] Armanini, A. & Conci, N. (2010), Eye tracking as an accessible assistive tool, in 'Image Analysis for Multimedia Interactive Services (WIAMIS), 2010 11th International Workshop on', pp. 1--4.
- [134] Fabián, T.; Gaura, J. & Kotas, P. (2010), An algorithm for iris extraction, in 'Image Processing Theory Tools and Applications (IPTA), 2010 2nd International Conference on', pp. 464--468.
- [135] Dougherty, E. R.; Lotufo, R. A. & for Optical Engineering SPIE, T. I. S. (2003), Hands-on morphological image processing, Vol. 71, SPIE press Bellingham.
- [136] Gil, J. & Kimmel, R. (2002), 'Efficient dilation, erosion, opening, and closing algorithms', *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 24(12), 1606--1617.
- [137] Haralick, R. M.; Sternberg, S. R. & Zhuang, X. (1987), 'Image analysis using mathematical morphology', *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*(4), 532--550.
- [138] Kim, K.-N. & Ramakrishna, R. (1999), Vision-based eye-gaze tracking for human computer interface, in 'Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC'99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on', pp. 324--329.
- [139] Pratt, W. K. (1978), 'Digital image processing', New York.
- [140] Li, D. & Parkhurst, D. J. (2005), 'Starburst: A robust algorithm for video-based eye tracking', Elsevier Science, 6.
- [141] Ryan, W. J.; Woodard, D. L.; Duchowski, A. T. & Birchfield, S. T. (2008), Adapting starburst for elliptical iris segmentation, in 'Biometrics: Theory, Applications and Systems, 2008. BTAS 2008. 2nd IEEE International Conference on', pp. 1--7.
- [142] Song, G. & Wang, H. (2007), A fast and robust ellipse detection algorithm based on pseudo-random sample consensus, in 'Computer Analysis of Images and Patterns', pp. 669--676.
- [143] Jarzabek-Rychard, M. & Borkowski, A. (2010), 'Porównanie algorytmów RANSAC oraz rosnących płaszczyzn w procesie segmentacji danych lotniczego skaningu laserowego', *Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji* 21.

-
- [144] Gander, W.; Golub, G. H. & Strebler, R. (1994), 'Least-squares fitting of circles and ellipses', *BIT Numerical Mathematics* 34(4), 558--578.
- [145] Suzuki, S. & others (1985), 'Topological structural analysis of digitized binary images by border following', *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 30(1), 32--46.
- [146] <http://technet.microsoft.com/en-us/library/cc785220%28v=ws.10%29.aspx>
- [147] Johnson, J. S.; Liu, L.; Thomas, G. & Spencer, J. P. (2007), 'Calibration algorithm for eyetracking with unrestricted head movement', *Behavior research methods* 39(1), 123-132.
- [148] Zhang, Y., Hornof, A. J. (2010) Improvements to the accuracy of eye tracking data based on probable fixations. Department of CIS Technical Report 2010-04, University of Oregon http://ix.cs.uoregon.edu/~hornof/downloads/BRMIC_2010_submitted.pdf
- [149] Tobii Technology "Accuracy and precision test method for remote eye trackers" Test Specification Version: 2.1.1 February 7, 2011
- [150] <http://www.smivision.com/>
- [151] Cerrolaza, J. J.; Villanueva, A.; Villanueva, M. & Cabeza, R. (2012), Error characterization and compensation in eye tracking systems, in 'Proceedings of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications', pp. 205--208.
- [152] Kocejko, T.; Goforth, K.; Moidu, K.; Wtorek, J. (2015) 'Visual attention distribution based assessment of user's skill in Electronic Medical Record navigation' *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, accepted for publication October 2015
- [153] Dewhurst, R.; Nyström, M.; Jarodzka, H. & Holmqvist, K. (2011), 'Scanpath similarity depends on how you look at it: Evaluating a 'MultiMatch' comparison algorithm', .
- [154] Yujian, L. & Bo, L. (2007), 'A normalized Levenshtein distance metric', *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 29(6), 1091--1095.
- [155] Jarodzka, H.; Holmqvist, K. & Nyström, M. (2010), A vector-based, multidimensional scanpath similarity measure, in 'Proceedings of the 2010 Symposium on Eye-Tracking Research & Applications', pp. 211--218.
- [156] Duchowski, A. T.; Driver, J.; Jolaoso, S.; Tan, W.; Ramey, B. N. & Robbins, A. (2010), Scanpath comparison revisited, in 'Proceedings of the 2010 Symposium on Eye-Tracking Research & Applications', pp. 219--226.
- [157] Kocejko, T.; Wtorek, J.; Bujnowski, A.; Ruminski, J. & Polinski, A. (2010), Authentication for elders and disabled using eye tracking, in '3rd IEEE Conference on Human System Interactions (HSI)', pp. 629--633.
- [158] Kocejko, T. & Wtorek, J. (2012), Gaze pattern lock for elders and disabled' *Information Technologies in Biomedicine*, Springer, , pp. 589--602.
- [159] Ehmke, C. & Wilson, S. (2007), Identifying web usability problems from eye-tracking data, in 'Proceedings of the 21st British HCI Group Annual Conference on People and Computers: HCI... but not as we know it-Volume 1', pp. 119--128.
- [160] Josephson, S. & Holmes, M. E. (2006), Clutter or content?: how on-screen enhancements affect how TV viewers scan and what they learn, in 'Proceedings of the 2006 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 155--162.
- [161] Wooding, D. S. (2002), Fixation maps: quantifying eye-movement traces, in 'Proceedings of the 2002 symposium on Eye tracking research & applications', pp. 31--36.

-
- [162] Dempere-Marco, L.; Hu, X.-P.; Ellis, S. M.; Hansell, D. M. & Yang, G.-Z. (2006), 'Analysis of visual search patterns with EMD metric in normalized anatomical space', *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 25(8), 1011--1021.
- [163] Ouerhani, N.; Von Wartburg, R.; Hugli, H. & Muri, R. (2004), 'Empirical validation of the saliency-based model of visual attention', *Electronic letters on computer vision and image analysis* 3(1), 13--24.
- [164] Bertram, D. (2007), 'Likert scales', Calgary, Alberta, Canada: Retrieved May 18, 2012.
- [165] Likert, R. (1932), 'A technique for the measurement of attitudes.', *Archives of psychology*.
- [166] Zar, J. H. (1972), 'Significance testing of the Spearman rank correlation coefficient', *Journal of the American Statistical Association* 67(339), 578--580.
- [167] Lane, D. (2003), *Online Statistics Education: A Multimedia Course of Study*, in 'World Conference on Educational Multimedia, Hypermedia and Telecommunications', pp. 1317-1320.
- [168] Musić, J.; Cecić, M. & Bonković, M. (2009), 'Testing inertial sensor performance as hands-free human-computer interface', *WSEAS Transactions on computers* 8(4), 715--724.
- [169] Musić, J.; Cecić, M. & Bonković, M. (2009), An evaluation of inertial sensor based pointing device using multidirectional point-and-select task, in 'Proceedings of the 10th WSEAS Int. Conf. on Automation and Information: Recent Advances in Automation & Information', pp. 163--168.
- [170] Musić, J.; Cecić, M. & Bonković, M. (2009), 'Experimental measurement of information transfer rate of the inertial sensor based human-computer interface for the disabled', izlazi u samo elektroničkom izdanju: DA.
- [171] Shao, G.; Che, M.; Zhang, B.; Cen, K. & Gao, W. (2010), A novel simple 2D model of eye gaze estimation, in 'Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC), 2010 2nd International Conference on', pp. 300--304.
- [172] Lee, K.-B.; Kim, D.-J. & Hong, K.-S. (2011), An implementation of SVM-based gaze recognition system using advanced eye region detection'Computational Science and Its Applications-ICCSA 2011', Springer, , pp. 58--69.
- [173] Mele, M. L. & Federici, S. (2012), 'A psychotechnological review on eye-tracking systems: towards user experience', *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 7(4), 261-281.
- [174] Reunamo, J. O. (2012), 'Katseenseuranta virtuaaliympäristö: Prototyypin kehitys ja arviointi'
- [175] Al-Rahayfeh, A. & Faezipour, M. (2013), 'Eye Tracking and Head Movement Detection: A State-of-Art Survey', *Translational Engineering in Health and Medicine, IEEE Journal of* 1, 11--22.
- [176] Anacan, R.; Alcayde, J. G.; Antegra, R. & Luna, L. (2013), 'Eye-GUIDE (Eye-Gaze User Interface Design) Messaging for Physically-Impaired People', arXiv preprint arXiv:1302.1649.
- [177] Heo, H.; Lee, J. M.; Jung, D.; Lee, J. W. & Park, K. R. (2014), 'Nonwearable Gaze Tracking System for Controlling Home Appliance', *The Scientific World Journal* 2014.

-
- [178] Nandakumar, H. & Amudha, J. (2014), A comparative analysis of a neural-based remote eye gaze tracker, *in* 'Embedded Systems (ICES), 2014 International Conference on', pp. 69-75.
- [179] Marnik, J. (2014), BlinkMouse-On-Screen Mouse Controlled by Eye Blinks'Information Technologies in Biomedicine, Volume 4', Springer, , pp. 237--248.
- [180] Altinci, S. H. & Seral, D. (2014), Efficiency of different face tracking methods over computer control, *in* 'Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2014 22nd', pp. 1962--1966.

Dodatek A - Pełna wersja testu kompetencji

Pełna wersja testu kompetencji - 56 pytań.

Sunrise XA Review Exercise

Username: uprngeneral

Password: orlando

1. Find your *Practice Patient* and save the patient to your personal list.
 1. Log in to Sunrise XA.
 2. Select the “Patient List” chart tab.
 3. Select the “Find Patient” toolbar button.
 4. Select the Last Name field.
 5. Type all or part of practice patient’s last name in that field.
 6. Press the Enter key or select the **Search** button.
 7. Select the patient from the search results area below.
 8. Press the Enter key or select **Show Visits** button.
 9. Select the “ADM” visit from the Search Results window
 10. Choose the **Save to List** button
 11. Left-click in the “New List Name” field.
 12. Type your special/personal list name.
 13. Select “OK”

2. Turn on the “Flag New” column for your patient.
 1. Within the “Patient List” chart tab, select the **Select All Patients** button.
 2. From the gray menu bar, select Actions.
 3. From the Actions menu, choose “Flag New-On”.

3. Enter the following written orders for your *practice patient* by the admitting physician:
 - a. Admission Status, Location MedSurg
 - Select the practice patient.
 - Choose the “Enter Order” button.
 - In the “Requested By” window, select the ordering physician from the list.
 - If the ordering physician is not listed, choose the “Other” radio button.
 - In the “Requested By” field, type the last name of the ordering physician you are looking for and let it search.
 - Select the ordering physician
 - Select the drop-down by “Source”.
 - Choose the appropriate source (written, verbal, telephone, et al)
 - Click on Okay
 - In the Order Entry Worksheet that appears, type “admission” in the Start of Browse field (where it says “type here to enter order name”) and let it search
 - Double-click on the “Admission Status” order
 - Select the drop-down arrow by the field called “Admission Status”
 - Choose “Inpatient”
 - Select the drop-down arrow by the field called “Admit Location”.
 - Choose “MedSurg”
 - Choose OK
 - Vital Signs, Now and then q4h

- The previous word you typed in the Start of Browse field (“admission”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “vital signs” in that field and let it search.
- Double-click on the “Vital Signs-“ order
- Select the drop-down arrow by the “Now and Then” field
- Select “q 4 hours”
- Choose OK
- **Dressing check, bid (0900, 1700), and PRN**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“vital signs”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “dressing” in that field and let it search.
 - Double-click on the “Dressing” order
 - Select the “Check Dressing” box
 - Select the drop-down arrow by “Schedule”
 - From the list of schedule choices, choose “bid (0900, 1700)”
 - Check the box by “PRN”
 - Select OK
- **Ambulate, bedrest, bid (0900, 1700)**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“dressing”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ambulate” in that field and let it search.
 - Double-click on the “Ambulate” order
 - Select the drop-down arrow next to the “Select Activity” field
 - Choose “Bedrest”
 - Select the drop-down arrow next to the “Schedule” field
 - Choose “bid (0900, 1700)”
 - Select OK
- **Weigh, bid (0900, 2100)**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“ambulate”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “weigh” in that field and let it search.
 - Double-click on the “Weight” order
 - Select the drop-down arrow next to the “Schedule” field
 - Choose “bid (0900, 2100)”
 - Select OK
- **Baths, Daily (0900)**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“weigh”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “baths” in that field and let it search.
 - Double-click on the “Baths” order
 - Select the drop-down arrow next to the “Schedule” field
 - Choose “Daily (0900)”
 - Select OK
- **Urinalysis, Routine**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“baths”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ua” in that field and let it search.
 - Double-click on the regular “Urinalysis” order
 - “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
- **Ferritin, Level, Routine**

- The previous word you typed in the Start of Browse field (“ua”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ferritin” in that field and let it search.
- Double-click on the “Ferritin, Level” order
- “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
- **B12 Cobalamine, Routine**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“ferritin”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “b12” in that field and let it search.
- Double-click on the “B12 Cobalamine (ICMA)” order
- “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
- **Thyroid Stimulating Hormone, Routine**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“b12”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “thyroid st” in that field and let it search.
- Double-click on the “thyroid stimulating hormone” order
- “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK

- **CK Fraction, Routine**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“thyroid st”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ck” in that field and let it search.
- Double-click on the “CK Fraction (MB)” order
- “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
- **POCT Blood Glucose, Hourly (*Hint: This is an Order Set*)**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“ck”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “poct” in that field and let it search.
- Double-click on the “POCT Blood Glucose V1.1” order
- There are many different POCT choices all separated by light purple headings. Select the check box next to “Hourly BSG”.
- Select OK.
- **Chest 2 Views, Indications- Cancer**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“poct”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “chest” in that field and let it search.
- Double-click on the “Chest 2 Views” order
- Scroll down within the Chest 2 Views order and select the drop-down arrow next to the required field (contains a red asterisk)called “Indications”. Choose “Cancer”.
- Select OK.
- **Ancef, 2 gm, Every 6 hours, Indication –Pneumonia**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“chest”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ancef” in that field and let it search.
- Double-click on the “Ancef (cefazolin injection) (GM)” order
- Within the medication order form, check the box by “2” or type “2” in the GM field.
- Select the drop-down arrow by “Frequency” and choose “Every 6 hours”
- Select the drop-down arrow by “Indications” and choose “Pneumonia”
- Select OK
- **Diet, Regular**
- The previous word you typed in the Start of Browse field (“ancef”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “diet” in that field and let it search.
- Double-click on the “Diet All Options” order

- “Regular Diet” is already selected in the Select Diet Type field therefore you can select OK
 - EKG 12-Lead, Stat, Conditional Order, Unlimited, If Patient has severe chest pain, Indications: Chest Pain
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“diet”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “ekg” in that field and let it search.
 - Double-click on the “EKG 12-Lead” order
 - Check the box next to “Conditional”
 - Next to “Max # of Activations”, select the drop-down arrow. Choose “Unlimited”.
 - In the first text box with the red asterisk, type “If patient has severe chest pain.”
 - Select the drop-down arrow by Indications and choose “Chest Pain”.
 - Select the drop-down arrow by Priority/Timed and choose “Stat”.
 - Select OK
- **BMP, Routine**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“ekg”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “bmp” in that field and let it search.
 - Double-click on the “BMP (Metabolic Pnl, Basic (BMP))” order
 - “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
 - **CBC, Routine**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“bmp”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “cbc” in that field and let it search.
 - Double-click on the regular “CBC” order
 - “Routine” is already selected in the Requested Time field therefore you can select OK
 - **LR, 125ml/h, continuous**
 - The previous word you typed in the Start of Browse field (“cbc”) is still highlighted, therefore you can type over it. Type “lr” in that field and let it search.
 - Double-click on the regular “LR. (Lactated Ringers)” order
 - Type “125” in the “Infuse at” field.
 - The Frequency field is already set to “Continuous” therefore choose OK
 - The Urine specimen was collected. Status the urinalysis as collected. *Source:* Clean Catch. (Hint: Add Specimen)
 - Select the urinalysis order located in the Review area of the Order Entry Worksheet.
 - Choose the “Add Specimen” button in the bottom right corner.
 - The box next to the urinalysis order will be checked.
 - Put in the exact time the specimen was collected within the “Start Time” field.
 - Choose OK
 - In the next window which appears, choose the drop-down arrow next to “Source”.
 - Choose “Clean Catch”
 - Select OK

Submit the orders.

4. Go to the Orders Tab. How many labs need to be collected? _____
5. From the Enter Documents, open the PDSR (Patient Data Screening Record) and enter:
 - Language Assistance – Yes – Dutch

- Source of Information – patient
 - Admitted From – Home
 - Field IV access – No
 - Admission Reason – Pneumonia
 - Substance Use – never used
 - Neurological History – denies
 - Cardiac History – positive – murmur
 - Respiratory History – positive – wheezing
 - GI/GU History – positive – constipation
 - Musculoskeletal History – denies
 - Skin History – positive – tattoo – *type*: red heart left arm
 - TB Screening – mark all “No” except - Blood in sputum and Jail in past 2 years mark “Yes”
 - History of MDRO – No
 - Infectious Process Screen – No signs of infectious process
 - Diet Screen – Screened, does not meet guidelines for consult
 - Rehab Screen – mark all questions “No”
 - Psychosocial Screening – mark all questions “No”
 - Pt anticipates discharge to: - Home
 - Complete the Influenza Vaccine Screening. If more information is requested, give any response you choose to patient screening questions.
 - Pneumococcal Vaccine Screening, Were any conditions identified in the initial screening? – mark all questions “No”
 - Hepatitis – No
 - Copy Forward the Learning Assessment from the previous visit
 - Mark the remaining Learning Assessment areas – none
 - Primary Contact Person: Sponge Bob
 - Primary Contact Phone: (123) 456-7890
6. What is required if sections have been completed by CT or LPN? _____
 7. What is the score of the TB Screening ____
 8. Based on the TB score, does this pt need to be isolated? Y / N
 9. Save the PDSR.
 10. How many areas were not completed in order for this document to be saved as completed?

 11. Dr. Margolis has been asked to consult on your patient and wants him/her to appear on his patient list. Add him as a provider.
 12. Your patient just informed you that they are allergic to Penicillin. The last time they broke out in a rash and hives. Enter this new allergy.
 13. On the Worklist Manager, select the All Orders & Tasks – This Patient list.

14. Chart the following tasks with "Mark as Done".

- Dressing Check - 0900
- Ambulate – 0900
- BGM – Result: 117
- Vital Signs - 0900

The flowsheet window will open. Add a Single time column and chart the following:

- Temp: 98.6, Axillary
- Heart Rate: 75, with a device, Normal sounds
- BP: 130/80, left arm, sitting, application calculated
- Respirations: 22, SP02%: 99, RA (room air)

15. Chart the following tasks with "Mark as Not Done".

- Bath – Reason: Patient Refused.
- Weigh – Reason: Patient Not Available

16. You realize that you charted the Bath, "Not Done" on the wrong patient. Correct this by resetting the task status.

17. The CBC was collected. Status the CBC as collected. (*Hint: This is done on the Orders tab*)

18. Dr. Margolis has written orders for your patient. Enter the following orders:

- Zofran, 4 mg, Every 6 hours, PRN, Nausea
- PT Consult (Eval & Treat), reason: Mobility

19. Go to the Plan of Care flowsheet. Add the Pneumonia CPG and enter the following individualizations:

1. Requests door to be left open
2. Want IV out and take a shower.

20. Dr. Margolis is finished with his consult on your patient and wants him/her not to appear on his patient list. Expire him as a provider.

21. The Admitting Doctor has ordered the diet be modified to Clear Liquids. Go to the Orders tab and modify the order.

22. In the Assessment/Interventions flowsheet enter the following:

- *Review of Systems:*
Respiratory - WDL except
All other body systems - WDL
- *Respiratory:*
Breath Sounds: Coarse, crackles throughout all fields
- Find *Pneumonia: Plan of Care* and select: "implemented interventions as appropriate"
- Go to *Safety* and enter the following under *Fall Risk Assessment - Indications:*
 - History of fall within 3 months
 - Polypharmacy
 - Dizziness/Vertigo
 - Depression

- What is the Fall Risk Assessment score? _____ Follow actions that the score requires.
- **Access / Monitoring Devices:**
 - Enter today's date
 - Location: right metacarpal
 - Device: Angiocath
 - Gauge: 18
 - Attempts: 1
 - Tolerance: Well
 - Dressing: transparent semipermeable dressing
- **Under Skin - Braden Risk Assessment:**
 - Sensory Perception: 4 = no impairment
 - Moisture : 4 = rarely moist
 - Activity: 3 = walks occasionally
 - Mobility: 4 = no limitation
 - Nutrition: 3 = adequate
 - Friction and Shear: 3 = no apparent problem
- **Interventions(Skin) - Skin/Mucous Membrane Protection** and enter: dry lubricants applied
- **Interventions (Coping) - Plan of Care Reviewed with:** Reviewed with the patient and spouse.

23. In the Education Outcome Record you verbally educated the patient and spouse on:

- **Room/unit orientation:**
 - How to use the call light
 - Both state essential concepts
- **Medical equipment/supplies:**
 - How to use the incentive spirometer.
 - Both state essential concepts
- **Tobacco Cessation**
 - You provided the patient with the "Smoking/Tobacco Cessation" pamphlet.

24. In the Goals/Outcome Evaluation enter:

- Potential Physiological Problems Assessed: All
- Potential Physiological Problems Present: None
- Progress: Improving
- Outcome Summary: Afebrile, I&O adequate, Patient states "I feel much better".

25. Add a single time column on the Vital Signs Flowsheet. Chart the following parameters in your time column:

- Height – 5 ft. 5 in.
- Weight – 150 lbs.
- Temperature – 98.8 F, Oral

26. Add one Jackson – Pratt parameter to the Drainage section on the Intake & Output flowsheet.

Modify the Row Label for each parameter to indicate the site. One for 'Right' the other 'Left'. Add a single time column and chart the following:

- Urine: Voided: 200
- Jackson-Pratt: Left: 30
- Jackson-Pratt: Right: 40
- Oral Fluid: 300
- Dietary Intake: 75%

27. You take another set of vital signs for your patient. Chart the following on the Vital Signs flowsheet:

- Temp: 97, Axillary
- Heart Rate: 78, with a device, Normal sounds
- BP: 145/92, left arm, sitting, application calculated
- Respirations: 20, SP02%: 97, RA (room air)

28. The BMP was collected. Status the BMP as collected.

29. Your Practice Patient calls you into the room and asks you to check the dressing. Go to the Worklist and chart that task.

30. Dr. Bhullar, Amanpreet has been asked to consult on your patient and wants him/her to appear on his patient list. Add him as a provider.

31. Dr. Bhullar has given you the following verbal orders:

- Modify Diet from Clear to Regular
- Uric Acid, Routine
- Hepatic Function Panel, Routine
- Lipid Panel, Routine
- APTT, Routine

32. How many labs need to be collected on the Orders Tab? _____

33. You have collected the following labs:

- Uric Acid
- Lipid Panel

34. You have assessed your Practice Patient's IV and it is WDL. Enter this assessment in the appropriate flowsheet.

35. Your Patient calls you into the room. They tell you they are having chest pain. Go to the worklist and activate the appropriate Conditional Order.

36. What is the Priority of the Conditional Order? _____

37. You call the Admitting Doctor and inform him of the episode of chest pain. New orders are received over the phone. Chart this in the Flowsheet. (Hint: #2 Assessment / Interventions)

38. The Admitting Doctor has given you the following Verbal Orders:

- MD Consult:
 - Physician Consulted – O'Malley, Martin

- Reason – Chest pain,
- Physician Notified – Unit to call Physician Consult
- Modify Diet from Regular to Clear
- Sono Chest – Indications, chest pain
- Aspirin, 81mg, PO, Every 4 hours

39. You have just finished educating your patient on:

- Bed controls
- Ancef
- Aspirin
- The patient was instructed, verbally, and states essential concepts. Chart this teaching in the appropriate flowsheet.

40. Oh No!! Your Patient has pulled out their IV by accident. You had to restart it and also need to chart the new insertion.

- Location: left metacarpal
- Device: Angiocath
- Gauge: 18
- Attempts: 1
- Tolerance: Well
- Dressing: transparent semipermeable dressing

(Hint: Don't forget to discontinue the previous IV)

41. Add a single time column on the Intake & Output Flowsheet. Chart the following:

- Urine: Voided: 250
- Jackson-Pratt: Left: 10
- Jackson-Pratt: Right: 20
- Oral Fluid: 600

42. What is the total output for both Jackson-Pratts for your patient? _____

43. What is the total output for your Patient? _____

44. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Plan of Care reviewed with?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

45. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Medical Device Protection: tubing secured?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

46. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Referrals Needed?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

47. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Core Measures?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

48. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Minimize O2 Consumption?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

49. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Hygiene/ Infection prevention?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

50. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Potential Physiological Problems Assessed?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

51. In which flowsheet would you find the opportunity to chart: Pneumonia (Individualize)?

- Plan of Care #1
- Assessment/Interventions #2
- Education Outcome Record #3
- Goals/Outcome Evaluation #4

52. In which flowsheet#2 section would you find the opportunity to chart: Hand Grip/Ankle Strength?

- Review of Systems
- Cognitive Perceptual Neuro
- Pain / Comfort
- Sleep - Rest

53. In which flowsheet#2 section would you find the opportunity to chart: Antiembolic?

- Interventions (Cardiac)
- Interventions (Peripheral Neurovascular)

- Interventions (Respiratory)
- Interventions (Pain/Comfort)

54. In which flowsheet#2 section would you find the opportunity to chart: Response to Interventions?

- Review of Systems
- Cognitive Perceptual Neuro
- Pain / Comfort
- Sleep – Rest

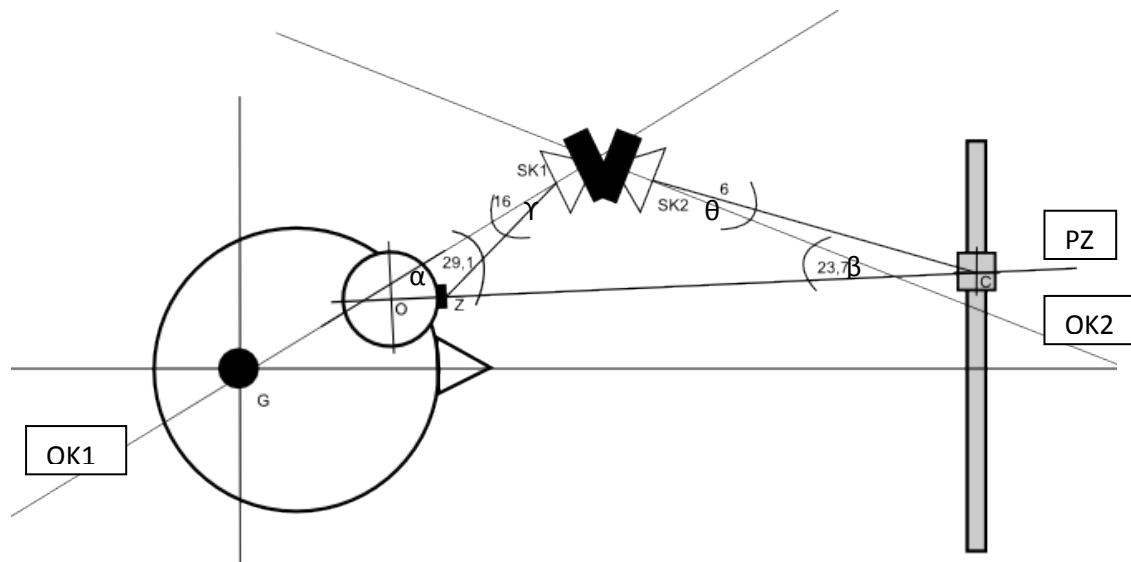
55. In which flowsheet#2 section would you find the opportunity to chart: Incentive Spirometer?

- Interventions (Cardiac)
- Interventions (Peripheral Neurovascular)
- Interventions (Respiratory)
- Interventions (Pain/Comfort)

56. Find patient MOON, CAROL and add her to your personal list.

- a. Write down her location.
- b. What is her Visit Reason?
- c. How many documents does she have available?
- d. How many abnormal results are shown for the month of Feb 2010?
- e. Does she have any allergies?

Dodatek B - Zależności geometryczne w opracowanym interfejsie



Rys. DB. 1. Geometryczny model śledzenie wzroku wykorzystujący system dwóch kamer

Ilustracja (Rys. DB. 1) przedstawia geometryczny model systemu pozwalającego na śledzenie wzroku i automatyczną agregację fiksacji w obszarze zainteresowania oraz na kompensację ruchów głowy,

gdzie:

- G - środek obrotu głowy,
- O - środek obrotu gałki ocznej,
- Z - środek źrenicy,
- C - cel, środek punktu zainteresowania,
- $SK1$ - środek obiektywu kamery K1,
- $SK2$ - środek obiektywu kamery K2,
- α - kąt pomiędzy promieniem wzroku (PZ) a osią optyczną kamer K1 obserwującej oko ($OK1$),
- β - kąt pomiędzy promieniem wzroku (PZ) a osią optyczną kamer K2 obserwującej otoczenie ($OK2$),
- γ - kąt pomiędzy promieniem łączącym środek źrenicy i środek obiektywu kamery K1 ($|ZSK1|$) a osią optyczną kamer K1 ($OK1$),
- θ - kąt pomiędzy promieniem łączącym cel (środek punktu zainteresowania) i środek obiektywu kamery K2 ($|CSK2|$) a osią optyczną kamer K2 ($OK2$).

Zakładając, że środek obrotu głowy znajduje się w punkcie G, środek gałki ocznej znajduje się w punkcie O, a środek punktu zainteresowania w punkcie C, oraz że środek źrenicy Z w przybliżeniu wyznacza miejsce położenia czopków i pręcików, można wyznaczyć zależność pomiędzy obrotem głowy a poszczególnymi kątami w stosunku do położenia punktu zainteresowania.

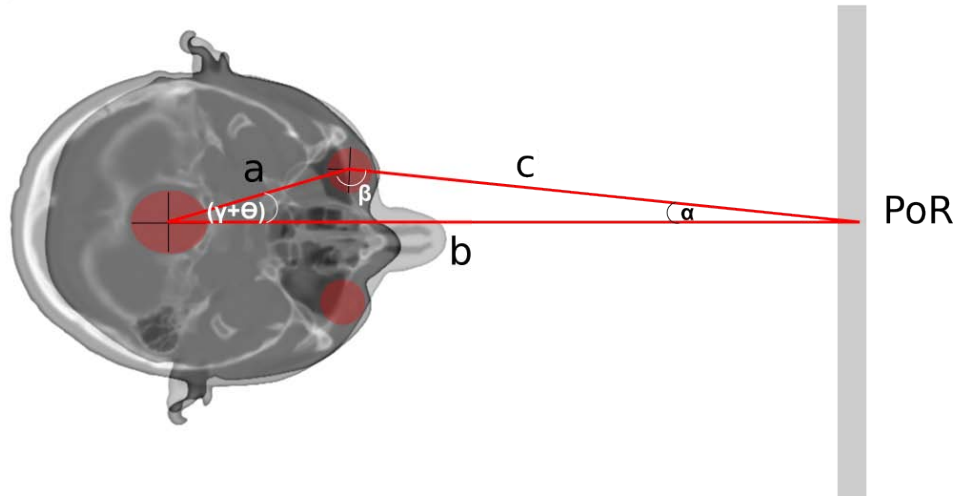
ϵ	A	β	γ	θ
0	29,1	-23,7	16	-6
5	35	-17,7	16,6	3,6
10	41,4	-11,4	16	12,2
15	47,5	-5,7	18	19,5
20	53,5	-0,5	18	26
25	58,3	6,2	18,4	32,6
30	64,6	12	19	37,2

Tabela DB. 1. Zestawienie estymowanych wartości

ϵ oznacza kąt obrotu głowy

łatwo zauważyć, że kąt pomiędzy promieniem wzroku (PZ) a osią optyczną kamer k1 obserwującej oko (OK1) oraz kąt pomiędzy promieniem wzroku (PZ) a osią optyczną kamer k2 obserwującej otoczenie zmieniają się proporcjonalnie do kąta obrotu głowy. Nie można jednak określić jasnej zależności między pozycją źrenicy rejestrowaną przez K1, pozycją ekranu rejestrowaną przez K2 a kątem obrotu głowy. W prezentowanym modelu, przy obrocie głowy, bezwzględna pozycja źrenicy zależy od kąta γ pomiędzy promieniem łączącym środek źrenicy i środek obiektywu kamery k1 ($|ZSK1|$) a osią optyczną kamer k1 (OK1). Pozycja ekranu zmienia się natomiast w zależności od kąta θ pomiędzy promieniem łączącym cel (środek punktu zainteresowania) i środek obiektywu kamery k2 ($|CSK2|$) a osią optyczną kamer k2 (OK2). Nie można określić stałej relacji pomiędzy kątem ϵ a kątami γ oraz θ .

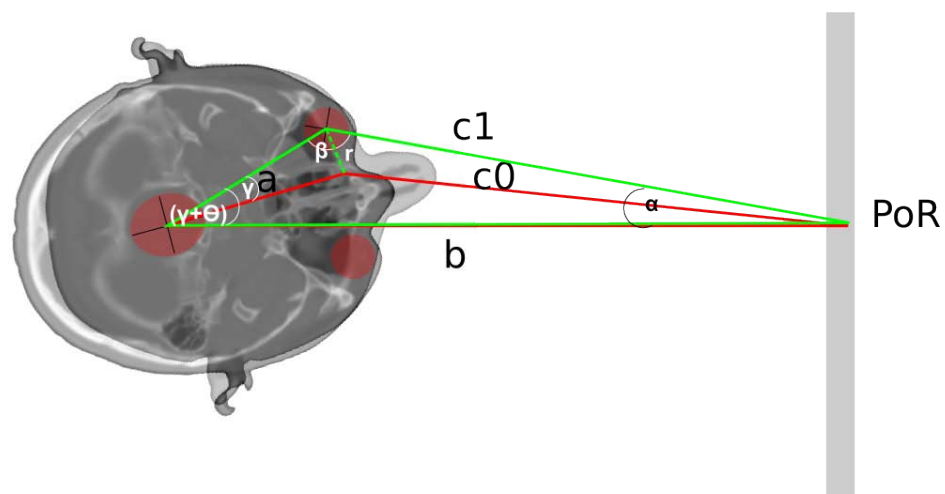
W celu weryfikacji hipotezy, że ruch głowy przy zachowaniu fiksacji na punkcie zainteresowania może odległości pomiędzy pozycjami źrenicy odpowiadającymi kolejnym punktom kalibracyjnym zmieniać się w stosunku do położenia zerowego, stworzony został model geometryczny na podstawie obrazów DICOM (Rys. DB. 2)



Rys. DB. 2. Model geometryczny stworzony z uwzględnieniem odległości anatomicznych

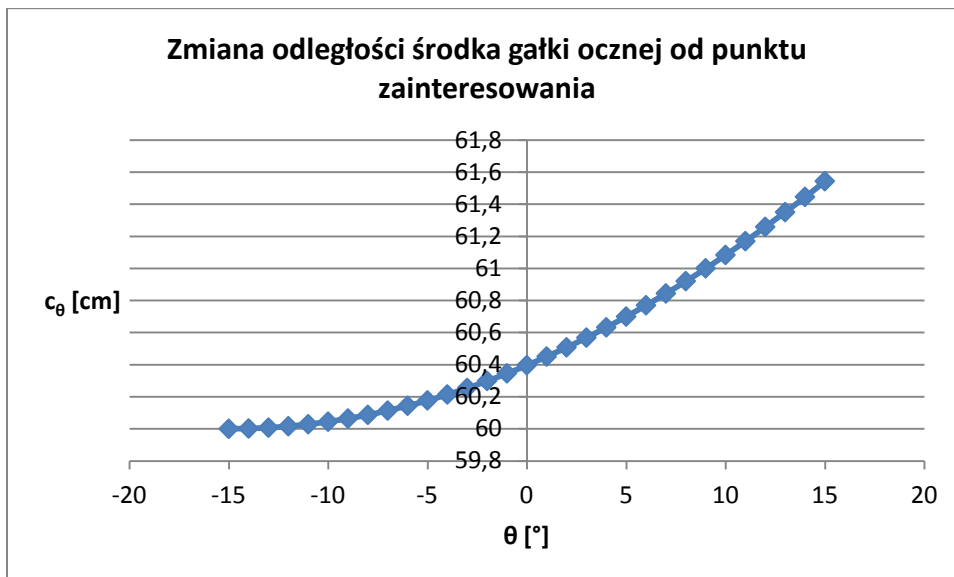
Na przyjętym rysunku: b - odległość od punktu rotacji głowy do punktu zainteresowania; a - odległość od punktu rotacji głowy do środka gałki ocznej; c_0 - odległość od środka gałki ocznej do punktu zainteresowania; α - kąt pomiędzy b i c_0 ; β - kąt pomiędzy a i c_0 ; θ - kąt o jaki obrócona jest głowa względem PoR; γ - kąt pomiędzy osią przechodzącą przez środek głowy i punkt obrotu głowy oraz a ; $(\gamma + \theta)$ - kąt pomiędzy b i a .

Dla uproszczenia obliczeń, w przyjętych rozważaniach środek gałki ocznej reprezentuje środek źrenicy. Dla kolejnych wartości kąta obrotu głowy, odległości a i b pozostają stałe podobnie jak γ . Zmianie ulega odległość c oraz kąt α . Przykładowy model dla obrotu o 15° przedstawiony jest na rysunku (Rys. DB. 3)

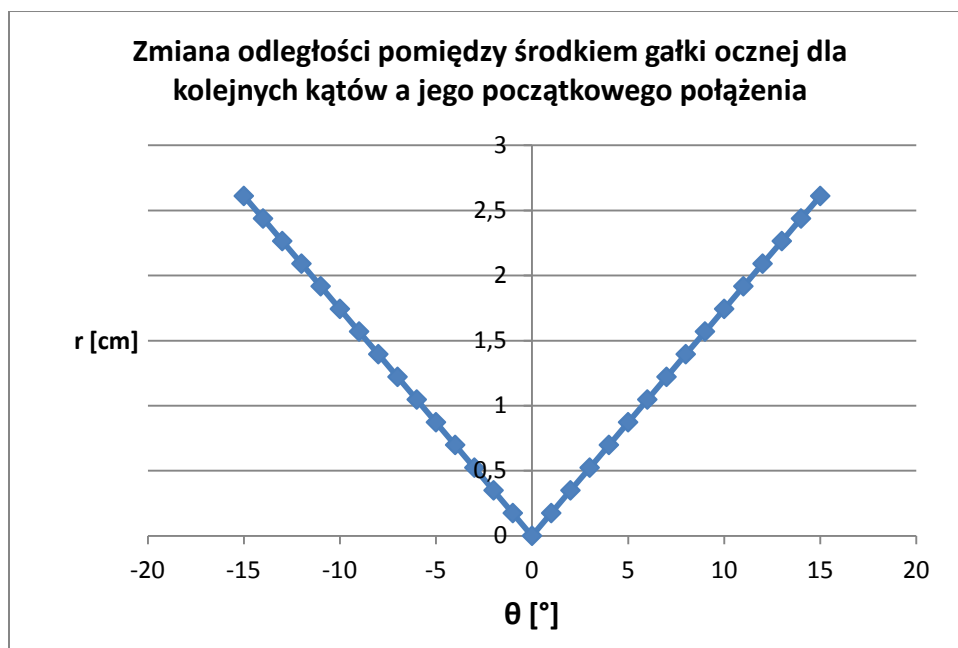


Rys. DB. 3. Model geometryczny stworzony z uwzględnieniem odległości anatomicznych

Dla kolejnych obrotów głowy, odległość pomiędzy aktualną pozycją środka gałki ocznej i jej pozycją dla 0 kąta obrotu można oznaczyć jako r . Przyjmując pewne wartości początkowe, można obliczyć kolejne wartości c i α . Z pomiarów wykonanych na obrazach DIOCO M można przyjąć, że $a = 10\text{cm}$, $\gamma = 15^\circ$. Dla przeciętnej osoby pracującej z komputerem można przyjąć, że $b = 70\text{cm}$.



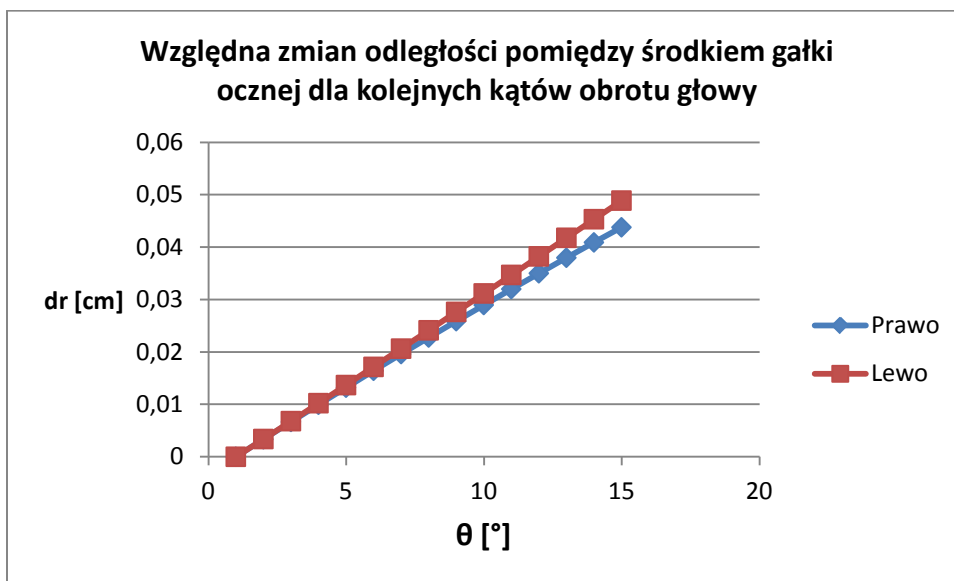
Rys. DB. 4. Zmiana odległości środka gałki ocznej od punktu zainteresowania dla kolejnych kątów obrotu głowy. Znak +/- oznaczają obrót głowy w różnych kierunkach prawo/lewo



Rys. DB. 5. Zmiana odległości pomiędzy pozycją gałki ocznej dla kolejnych kątów obrotu głowy i jej zerowego położenia

Jak widać na przedstawionym wykresie (Rys. DB. 4), w zależności od kierunku obrotu, odległość środka źrenicy od punktu zainteresowania malej lub rośnie. Dodatkowo zmiany odległości są nieliniowe.

Dodatkowo jak widać na wykresie (Rys. DB. 5) odległość pomiędzy pozycjami środka źrenicy dla kolejnych kątów obrotu głowy i jej zerowego położenia rośnie zarówno dla obrotu w lewo jak i w prawo. Wykres (Rys. DB. 6) pokazuje, że względna zmiana odległości pomiędzy kolejnymi pozycjami środka źrenicy rośnie wraz z kątem obrotu głowy. Wzrost ten jest różny dla obrotu głowy w lewo i w prawo.

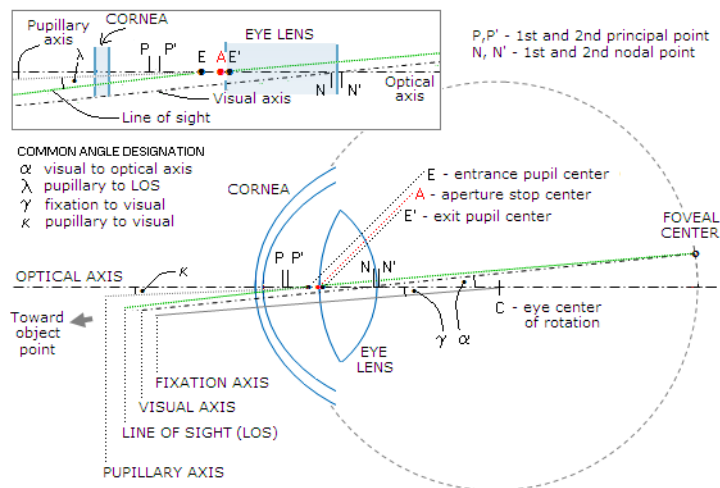


Rys. DB. 6. Względna zmian odległości pomiędzy środkiem gałki ocznej dla kolejnych kątów obrotu głowy

Dodatek C - Model do pomiarów dokładności interfejsu eTrack

W celu zbadania dokładności i precyzji interfejsu eTrack dla różnych kątów obrotu głowy został zbudowany model oka.

W rzeczywistości ludzkie oko nie jest idealną sferą. Model oka przedstawiony jest na rysunku (Rys. DC. 1)



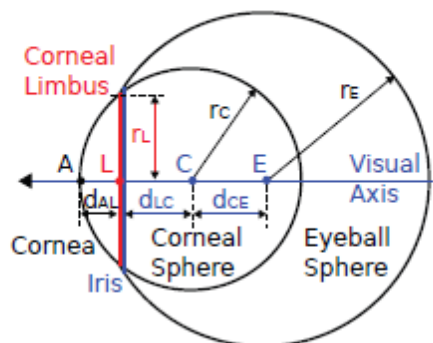
Rys. DC. 1. Model oka [1]

Można wyróżnić następujące osie oka:

- optyczną - jest linią najlepiej dopasowaną do punktów środków krzywizn. Przechodzi przez środek źrenicy i środek gałki ocznej,
- spojrzenia - linia łączy punkt fiksacji i środek źrenicy wejściowej. Ważna z punktu widzenia funkcji wzrokowych uwzględniająca załamania i definiująca środek wiązki światła wpadającego do oka. Łączy punkt na którym wzrok jest skupiony z dołkiem środkowym na siatkówce. Miejsce w którym przecina rogówkę nazywany jest centrum wzrokowym rogówki,
- widzenia - linia łącząca punkt fiksacji z obrazem w dołku środkowym poprzez punkty węzłowe. Stanowi odniesienie dla funkcji wzrokowych, szczególnie jeśli nie zależą od wielkości źrenicy. W większości przypadków pokrywa się z osią spojrzenia. Określa wielkość kątową widzianych obiektów,
- źrenicy - linia przechodząca przez środek źrenicy wejściowej i prostopadła do rogówki. Używana do obiektywnego pomiaru fiksacji nieśrodkowej, sytuacji gdy inny niż dołek środkowy punkt na siatkówce byłby użyty do fiksacji –heterotropia (zez),
- fiksacji Linia przechodząca przez punkt fiksacji i środek obrotu gałki ocznej Stanowi odniesienie do pomiaru ruchów gałki ocznej Ponieważ nie ma jednego punktu obrotu

całej gałki ocznej oś ta stanowi jedynie przybliżenie, a jej kierunek zależy od kierunku obrotu gałki oka [2].

Przy tworzeniu algorytmu estymacji fiksacji posłużono się uproszczonym modelem oka (Rys. DC. 2)



Rys. DC. 2. Geometryczny model oka [3]

Model wykorzystany w testach dokładności został zbudowany opierając się na uproszczonym geometrycznym modelu oka. Gałka oczna została zamodelowana przez sferę. W jej środku umieszczono czarną rurkę o średnicy 5 milimetrów, na końcu której zamontowano wskaźnik laserowy. Wskaźnik pozwalał na ustawienie modelu oka w pozycji odpowiadającej fiksacji na danym punkcie zainteresowania. Cały model zamontowany był na regulowanej podstawie z podziałką na stopnie. Poszczególne części modelu jak i cały model z zamontowanym interfejsem zostały przedstawione na ilustracji (Rys. DC. 3)



Rys. DC. 3. Model oka a) rozłożony na części, b) złożony w konfiguracji do testów dokładności interfejsu eTrack

Tak przygotowany model pozwala na testy dokładności i precyzji algorytmów estymacji pozycji fiksacji w obszarze ROI.

[1] http://www.telescope-optics.net/eye_aberrations.htm

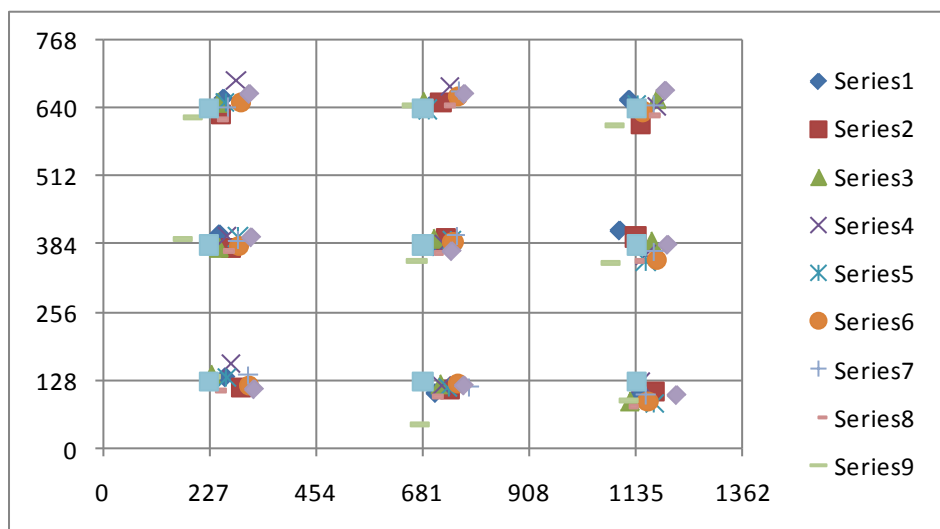
[2] https://www.if.pw.edu.pl/~krzys137/Optyka_widzenia/Wyklad%204.pdf

[3] Nitschke, C.; Nakazawa, A. & Takemura, H. (2009), Eye reflection analysis and application to display-camera calibration, *in* 'Image Processing (ICIP), 2009 16th IEEE International Conference on', pp. 3449--3452.

Dodatek D - Testy interfejsu

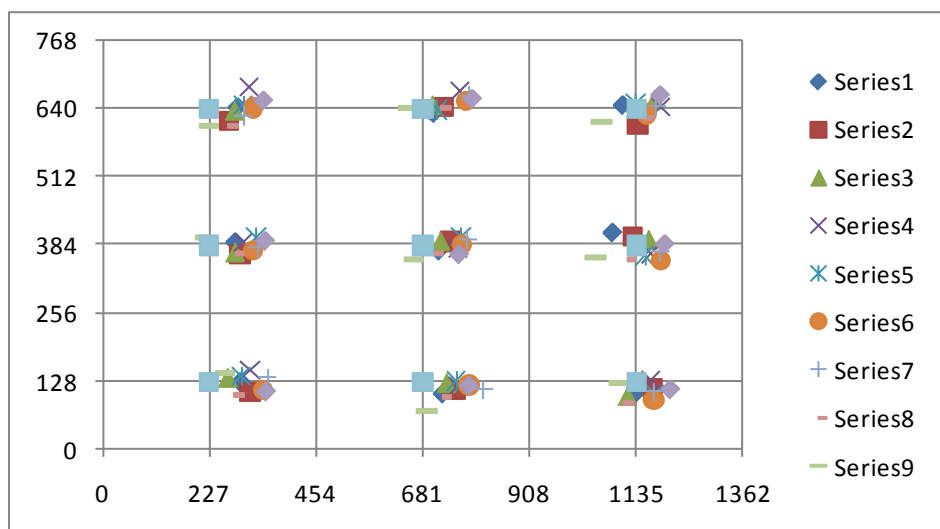
Porównanie algorytmów ALGI i ALGII

Ponownie fiksjacje zarejestrowano po obrocie głowy o 5° stopni w prawo. Wyniki uzyskane dla algorytmu ALGI pokazane są na wykresie (Rys. DD. 1).



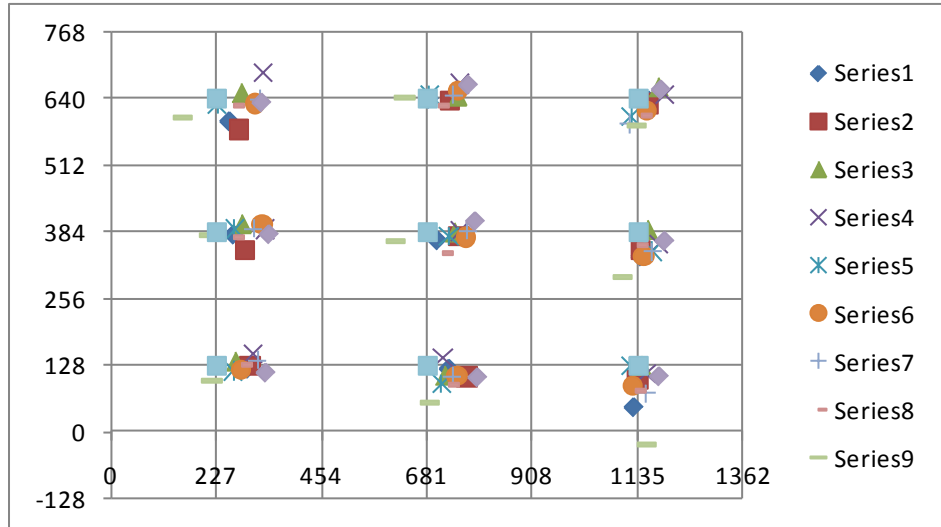
Rys. DD. 1. Rozkład fiksjacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla +5 obrotu głowy dla ALGI

Wykres (Rys. DD. 2) pokazuje wyniki uzyskane w tym samym teście dla algorytmu ALGII.

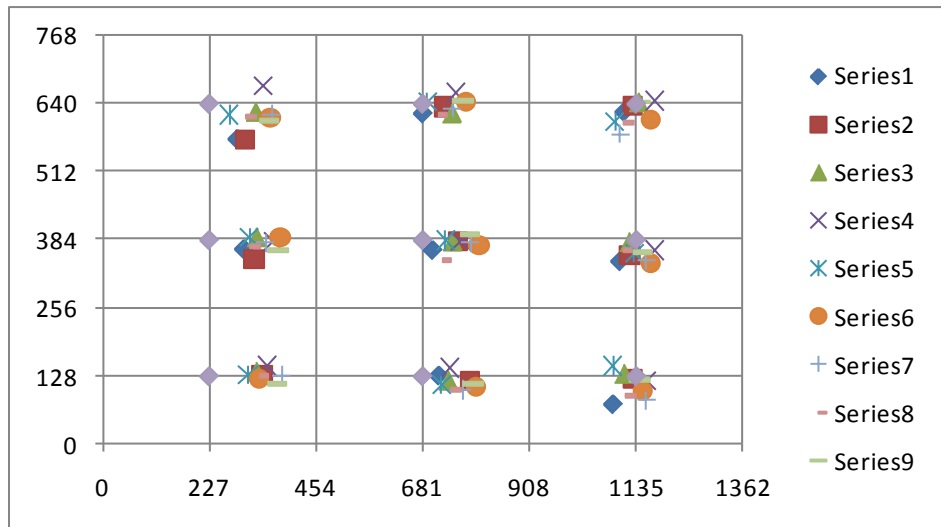


Rys. DD. 2. Rozkład fiksjacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla +5 obrotu głowy dla ALGII

Następnie pomiary wykonano dla głowy obróconej o 10° względem ekranu. Ilustracje (Rys. DD. 3 i Rys. DD. 4) przedstawiają odpowiednio wyniki uzyskane dla algorytmu ALGI i ALGII.



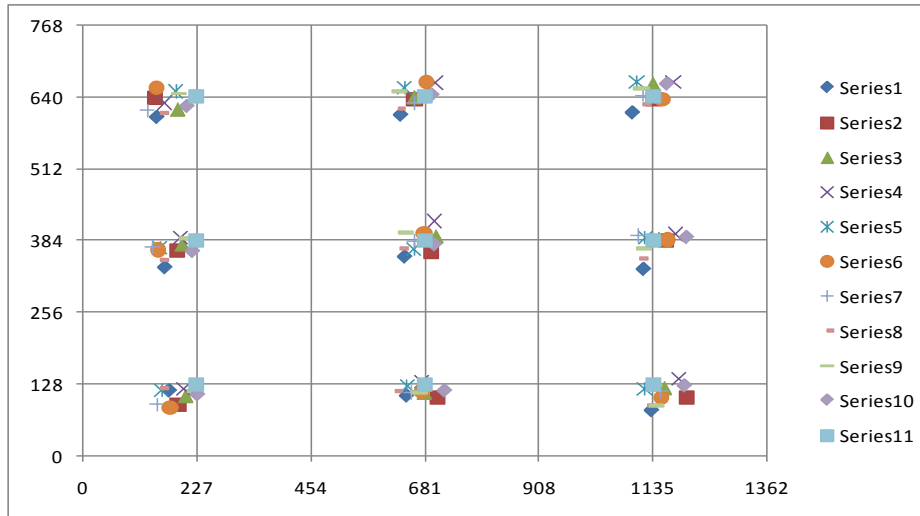
Rys. DD. 3. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla +10 obrotu głowy dla ALGI



Rys. DD. 4. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla +10 obrotu głowy dla ALGII

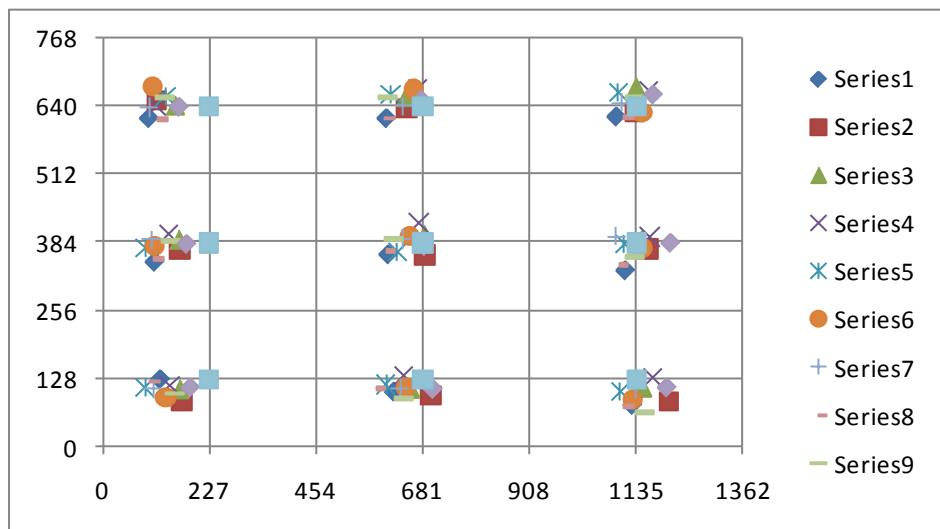
Na przedstawionych wykresach widać, że precyzja jest zachowana dla wszystkich pomiarów. Dokładność nieznacznie spada przy wzroście kąta obrotu głowy. Zauważalną różnicę w działaniu algorytmów ALGI i ALGII można zauważyć dla kąta obrotu +10°. Widać, że ALGII nieznacznie gorzej estymuje fiksacje (zwłaszcza w sąsiedztwie punktów testowych po lewej stronie ekranu)

Te same pomiary zostały powtórzone dla obrotu głowy o 5° i 10° w lewą stronę. Wyniki zarejestrowane dla ALGI dla obrotu o -5° pokazane są na wykresie (Rys. DD. 5).



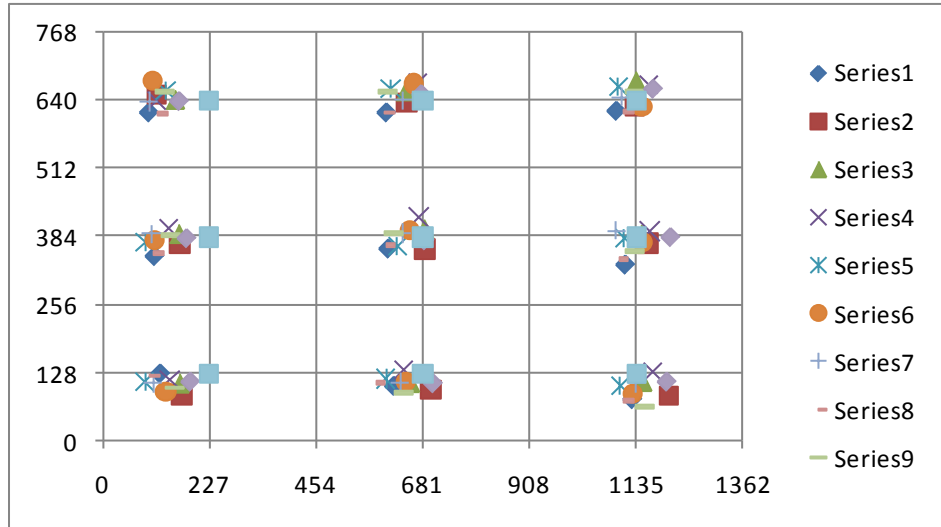
Rys. DD. 5. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla -5° obrotu głowy dla ALGI

Wykres (Rys. DD. 6) pokazuje wyniki zarejestrowane dla algorytmu ALGII

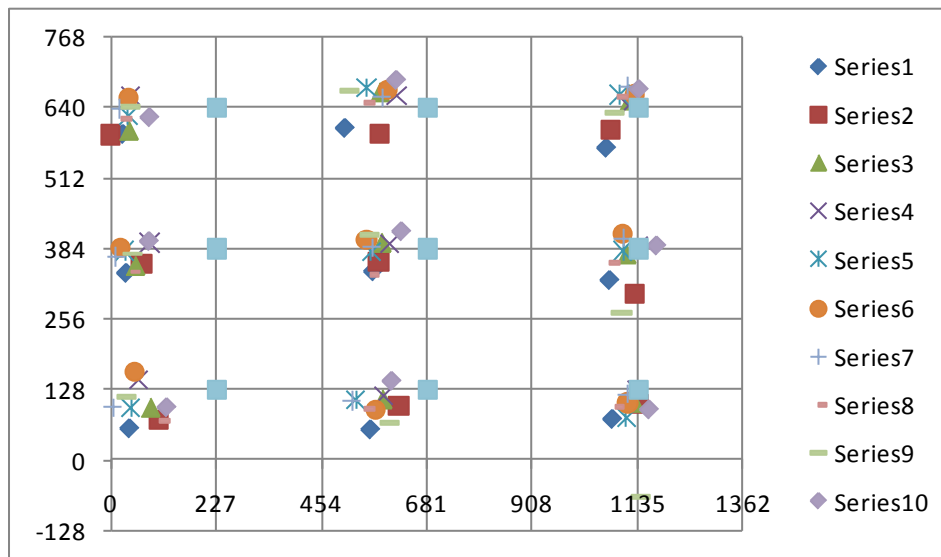


Rys. DD. 6. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla -5° obrotu głowy dla ALGII

Kolejne wykresy pokazują analogiczne pomiary wykonane dla -10° . Kolejno wyniki uzyskane dla ALGI prezentowane są (Rys. DD. 7).



Rys. DD. 7. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla -10° obrotu głowy dla ALGI a dla ALGII na (Rys. DD. 8).



Rys. DD. 8. Rozkład fiksacji zarejestrowanych dla kolejnych uczestników dla -10° obrotu głowy dla ALGI

W przypadku pomiarów wykonanych dla obrotu głowy w lewą stronę wyraźnie widać utratę dokładności przy estymacji fiksacji za pomocą algorytmu ALGII. Oba algorytmy sprawdzają się dobrze dla obrotu głowy do 5° .

Zestawienie wyników pomiarów dokładności i precyzji

Podczas przeprowadzonych testów interfejsu pomierzona została precyzja i dokładność opracowanego rozwiązania. W tabeli (Tabela DD. 1) zestawiono wartości średnie, maksymalne i minimalne zarejestrowane dla różnych wielkości ekranu.

odległość od ekranu	tło	przekątna	l. p. testowych	max. zakres kąta widzenia	średnia Dokładność	max. Dokładność	min. Dokładność	średnia Precyzja	max. Precyzja	min. Precyzja	model/człowiek
60	białe	19	9	20	0,66	1,29	0,38	0,4	0,58	0,19	człowiek
60	białe	14	9	20	0,78	1,34	0,11	0,22	0,33	0,12	człowiek
60	białe	11	9	20	1,28	1,69	0,78	0,43	0,97	0,17	człowiek
60	białe	19	4	35	1	1,5	0,51	0,43	0,61	0,31	człowiek
60	białe	19	9	20	0,68	1,24	0,24	0,31	0,69	0,08	model
60	białe	19	4	35	0,8	1,4	0,61	0,29	0,72	0,05	model
60	czarne	19	9	20	0,7	1,1	0,4	0,6	1,07	0,34	człowiek
60	czarne	14	9	20	0,73	1,13	0,28	0,38	0,68	0,11	człowiek
60	czarne	11	9	20	1,2	1,72	0,71	0,48	1,02	0,25	człowiek
60	czarne	19	4	35	1,1	1,61	0,58	0,58	0,91	0,29	człowiek
60	czarne	19	9	20	0,68	1,24	0,24	0,31	0,69	0,08	model
60	czarne	19	4	35	0,8	1,4	0,61	0,29	0,72	0,05	model

Tabela DD. 1. Zestawienie wyników testów dokładności i precyzji w testach ze stanowiskiem jednoekranowym

Zestawienie wyników w testach w środowisku dwuekranowym (Tabela DD. 2).

odległość od ekranu	tło	przekątna	l. p. testowych	max. zakres kąta widzenia	średnia Dokładność	max. Dokładność	min. Dokładność	średnia Precyzja	max. Precyzja	min. Precyzja	model/człowiek
60	białe	11	9	20	1,27	1,68	0,72	0,43	0,87	0,17	człowiek
60	białe	14	9	20	0,77	1,23	0,12	0,22	0,33	0,12	człowiek
60	białe	15,6	9	20	0,68	1,04	0,15	0,3	0,45	0,11	człowiek
60	czarne	11	9	20	1,21	1,67	0,69	0,46	1,03	0,25	człowiek
60	czarne	14	9	20	0,72	1,21	0,31	0,38	0,68	0,11	człowiek
60	czarne	15,6	9	20	0,7	1,13	0,27	0,4	0,72	0,09	człowiek

Tabela DD. 2. Zestawienie wyników testów dokładności i precyzji w testach ze stanowiskiem dwuekranowym

Dodatek E - Pomiary ruchów ciała i głowy

W ogólności zbieranie informacji o ruchu ma umożliwić rekonstrukcję położenia ciała w przestrzeni w konkretnych przedziałach czasowych. Aby to osiągnąć ciało ludzkie dzielone jest na segmenty, z których każdy reprezentowany jest przez bryłę lub odcinek. Ruch takiego segmentu może być odtworzony przez badanie trajektorii jego trzech punktów, których położenie może być określone względem globalnego lub lokalnego układu współrzędnych.

Ruch rejestruję się głównie poprzez system kamer, na podstawie położenia znaczników rozmieszczonych na ciele osoby badanej lub przez informację płynącą z czujników takich jak akcelerometry czy czujniki wykorzystujące światłowody. W celu analizy ruchu określa się lokalne układy współrzędnych związane z poszczególnymi segmentami ciała. Następnie oblicza się kąty Eulera/Cardana lokalnych układów współrzędnych względem siebie. Zakłada się, że przy badaniu przemieszczenia się wielu odcinków względem siebie jeden stanowi układ nadrzędnym w stosunku do pozostałych (np. ruch kończyn badany jest względem miednicy). W artykule [1] opisane jest wykorzystanie kątów Eulera w celu przybliżenia ruchu stawów w 3 wymiarach. Należy jednak nadmienić, że obecnie niemal każdy profesjonalny system analizy ruchu proponuje własny model pozwalający na określenie ruchu segmentów ciała względem siebie na podstawie położenia markerów [2]. Oznacza to, że trudno jest odnieść się do jednego słusznego modelu a kolejne modele tworzone są z uwzględnieniem używanych technik pomiarowych.

Nie ma również jednego nadrzędnego sposobu na pomiar ruchomości kręgosłupa (w tym odcinka szyjnego a co za tym idzie określenia ruchów głowy) zwłaszcza podczas wykonywania różnych prac. Jednym ze sposobów jest zastosowanie czujników wyposażonych w akcelerometry pozwalające na pomiar przemieszczenia w 3 osiach. Ważnym czynnikiem jest również dobór ilości czujników. W pracy [3] przedstawiony jest model Compound Flexible Pole. Autorzy proponują model dzielący kręgosłup na 3 odcinki - szyjny (monitorowanie ruchów głowy), piersiowy (monitorowanie ruchów klatki piersiowej) oraz lędźwiowy (pomiar ruchów bioder). Każdy z odcinków monitorowany jest przez osobny sensor (Rys. DE. 1).

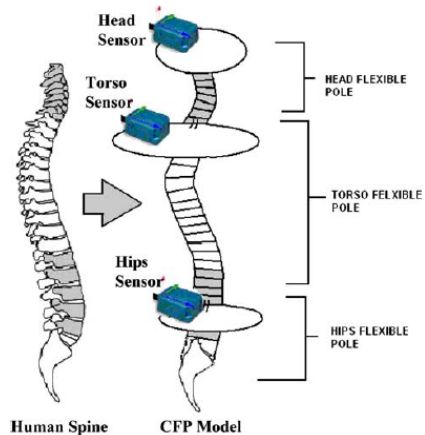


Fig. 2 Compound flexible pole (CFP) model that divides the spine into three segments: head, torso, and hips

Rys. DE. 1. Rozkład czujników w modelu CFP

Autorzy artykułu przedstawiają też zapis wektorowy modelu CFP (Rys. DE.2)

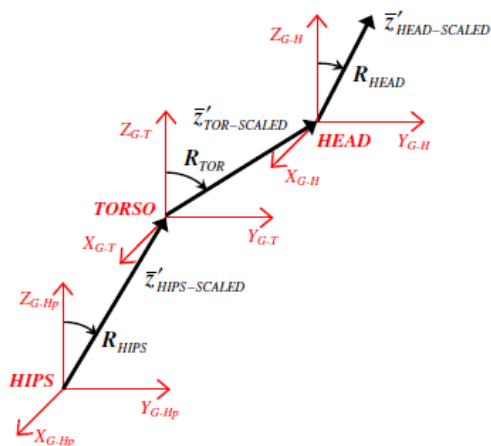


Fig. 5 Vector description of overall CFP model of the spine with calibrated global coordinate frames for hips ($G-Hp$), torso ($G-T$), and head ($G-H$)

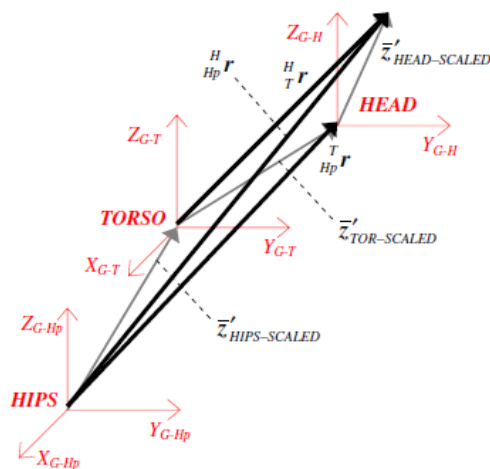
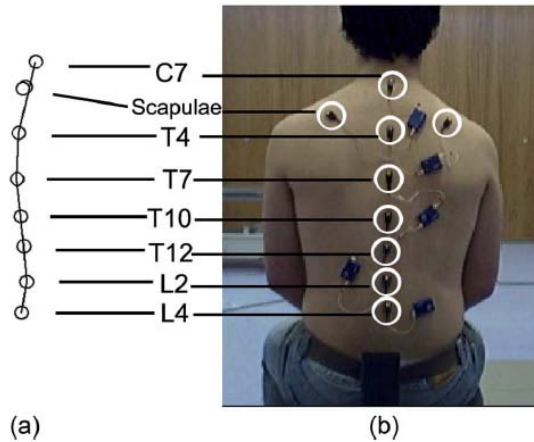


Fig. 6 Vector description of the relative positions between the three spine segments

Rys. DE.2. Zapis wektorowy modelu CFP

W kolejnym artykule [4] przedstawiona jest metoda pomiaru postawy osoby siedzącej podczas wykonywania 3 minutowych zadań na komputerze. Autorzy proponują użycie czujników zbudowanych ze światłowodów oraz (w celach porównawczych) markerów i rozmieszczenie ich wzdłuż kręgosłupa i na łopatkach (Rys. DE.3').



Rys. DE.3. Rozmieszczenie czujników światłowodowych na odcinkach C7, T4, T7, T10, T12, L2 i L4 [4]

Takie rozmieszczenie pozwala przybliżyć ruch kręgosłupa poprzez monitorowanie ruchu nie 3 a 7 odcinków. Jak twierdzą autorzy pracy [5] jest to standardowe rozmieszczenie markerów w systemach badających przemieszczenie odcinków kręgosłupa podczas ruchu. Prezentowane rozwiązanie nie zakłada jednak monitorowania ruchów odcinka szyjnego a w tym ruchów głowy. Praca [6] przedstawia model ruchów głowy zakładający przemieszczanie się kręgów szyjnych C1 - C7 oraz piersiowych T1 i T2. (Ze względu na zastosowaną technologię pomiaru nie jest możliwe wykorzystanie takiego modelu w przeprowadzonych pomiarach.)

[1] Ning Ying, Wangdo Kim, Use of dual Euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex

[2] Systemy ilościowej analizy ruchu, z uwzględnieniem ich zastosowań klinicznych

[3] Christina Goodvin Ć Edward J. Park Ć Kevin Huang Ć Kelly Sakaki , Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice

[4] Lucy E. Dunne, Pauline Walsh, Sonja Hermann, Barry Smyth, and Brian Caulfield, Wearable Monitoring of Seated Spinal Posture

[5] Małgorzata Syczewska, Badanie Ruchu Kręgosłupa Człowieka Podczas Chodu

[6] M. de Jager and A. Sauren, J. Thunnisse, J. Ilvisman, A Three-Dimensional Head-Neck Model: Validation for Frontal and Lateral Impact

Dodatek F - Transformata perspektywiczna

Transformacja perspektywiczna pozwala na skorelowanie dwóch układów współrzędnych, czyli na przedstawienie obrazu z planu P1 na planie P2. Transformata perspektywiczna pozwala na wykonanie tzw. rzutu perspektywicznego. Zależność pomiędzy dwoma różnymi układami współrzędnych, dwoma różnymi planami można przedstawić następująco

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a1 & a2 & a3 \\ a4 & a5 & a6 \\ a7 & a8 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{DF. 1})$$

gdzie:

- x, y - określają pozycję danego punktu na planie P1
- X, Y, Z - to współrzędne homogeniczne rzutowanego punktu
- $a1-a8$ - współczynniki macierzy transformacji

Dla Z różnego od 0, rzutowany punkt będzie reprezentowany w kartezjańskim układzie planu P2 przez współrzędne $x' = X/Z$ oraz $y' = Y/Z$. Równanie (DF. 1) można zatem przedstawić następująco

$$\begin{bmatrix} x'Z \\ y'Z \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a1 & a2 & a3 \\ a4 & a5 & a6 \\ a7 & a8 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{DF.2})$$

gdzie x', y' to współrzędne rzutowanego punktu na planie P2. Z powyższego równania wynika, że

$$Z = a7x + a8y + 1 \quad (\text{DF.3})$$

Można zatem zapisać, że

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{\begin{bmatrix} a1 & a2 & a3 \\ a4 & a5 & a6 \\ a7 & a8 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}}{\begin{bmatrix} a7 & a8 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}} \quad (\text{DF.4})$$

Rozwiązując powyższe równanie można zapisać

$$x' = \frac{a1x + a2y + a3}{a7x + a8y + 1} \quad (\text{DF.5})$$

$$y' = \frac{a4x + a5y + a6}{a7x + a8y + 1} \quad (\text{DF.6})$$

mnożąc obie strony równania przez mianownik

$$x'(a7x + a8y + 1) = a1x + a2y + a3 \quad (\text{DF.7})$$

$$y'(a7x + a8y + 1) = a4x + a5y + a6 \quad (\text{DF.8})$$

$$a7x'x + a8x'y + x' = a1x + a2y + a3 \quad (\text{DF.9})$$

$$a7y'x + a8y'y + y' = a4x + a5y + a6 \quad (\text{DF.10})$$

można obliczyć x' i y'

$$x' = a1x + a2y + a3 - a7x'x - a8x'y \quad (\text{DF.11})$$

$$y' = a4x + a5y + a6 - a7y'x - a8y'y \quad (\text{DF.12})$$

uzupełniając równanie o brakujące współczynniki:

$$x' = a1x + a2y + a3 - 0a4 + 0a5 + 0a6 - a7Xx - a8Xy \quad (\text{DF.13})$$

$$y' = 0a1 + 0a2 + 0a3 + a4x + a5y + a6 - a7Yx - a8Yy \quad (\text{DF.14})$$

Powyzsze równania można przedstawić w zapisie macierzowym

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 1 & 0 & 0 & 0 & -x'x & -x'y \\ 0 & 0 & 0 & x & y & 1 & -y'x & -y'y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a1 \\ a2 \\ a3 \\ a4 \\ a5 \\ a6 \\ a7 \\ a8 \end{bmatrix} \quad (\text{DF.15})$$

Można zauważyć, że na każdą jedną parę punktów należy rozwiązać 2 równania, czyli dla n par punktów liczba równań do rozwiązania wyniesie $2n$. Ponieważ liczba niewiadomych współczynników wynosi 8, to minimalna liczba par punktów charakterystycznych potrzebna do uzyskania rozwiązania to 4.

Współczynniki $a1$ - $a8$ można uzyskać rozwiązując równanie w postaci

$$P = MA \quad (\text{DF.16})$$

gdzie:

- P - macierz zawierająca współrzędne punktów referencyjnych planu P2,
- A - wektor zawierający współczynniki macierzy transformacji (a1..a8),
- M - macierz zawierająca współczynniki będące kombinacją pozycji punktów z planu P1 i odpowiadających im punktów planu P2.

Dla minimalnej liczby par punktów, macierz M będzie symetryczna i będzie miała rozmiar 8x8.

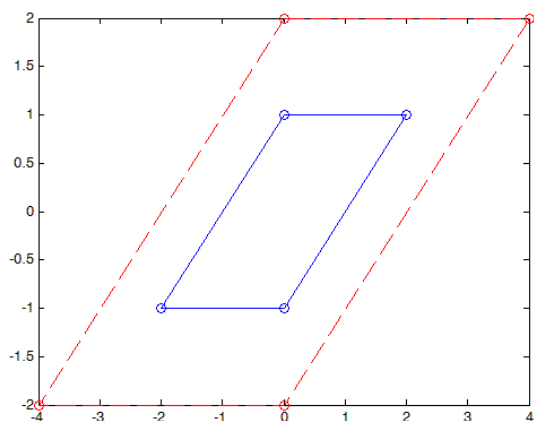
Znając położenie punktów charakterystycznych w planie P1(x, y) oraz współrzędne odpowiadających im punktów w planie P2(x', y'), współczynniki a1...a8 można wyznaczyć korzystając z macierzy odwrotnej do M

$$M^{-1}P = M^{-1}MA \quad (\text{DF.17})$$

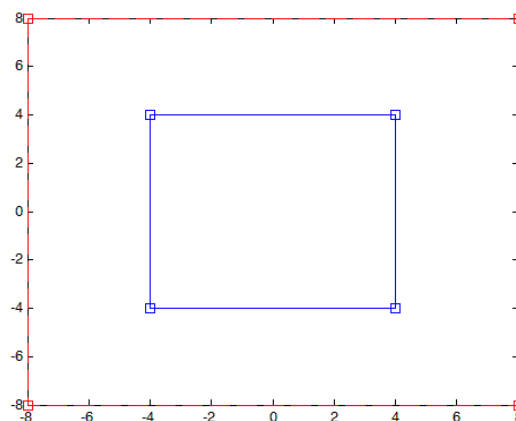
$$A = M^{-1}P \quad (\text{DF.18})$$

Wyniki stanowią współczynniki macierzy transformacji.

W rozpatrywanym modelu obraz sceny rzutowany jest na płaszczyznę ekranu (ROI), którego obszar i pozycja w obrazie sceny jest znana. Do obliczenia współczynników macierzy transformacji dla takiego przekształcenia służą współrzędne narożników ROI oraz ich reprezentacja w obrazie sceny. Pary tych punktów są otrzymywane dla każdej klatki przechwyconej przez kamerę K2. Obraz źrenicy jest rzutowany na obraz sceny. W celu obliczenia macierzy transformacji dla takiego przekształcenia konieczna jest kalibracja. Pozwala ona uzyskać odpowiadające sobie pary punktów w obrazie k1 i k2. Zarówno dla pierwszego jak i drugiego przekształcenia, zbiór punktów charakterystycznych rzadko będzie wyznaczał granice obrazów rejestrowanych przez K1 i K2. (własności transformacji) Działanie transformacji sprawdzono na przykładowym zbiorze punktów. W celu sprawdzenia jak będzie wyglądało odwzorowanie punktów znajdujących się poza obszarem zbioru użytego do obliczenia macierzy transformacji, odwzorowano zbiór punktów r1 z planu P1 (reprezentujących romb) w zbiór punktów r1' reprezentujących prostokąt w planie P2. Dla odpowiadających sobie par punktów policzona została macierz transformacji T1. Następnie zbiór r1 został powiększony x2. Tak utworzony zbiór punktów został rzutowany na plan P2 korzystając z obliczonej wcześniej macierzy T1 (Rys. DF. 1).

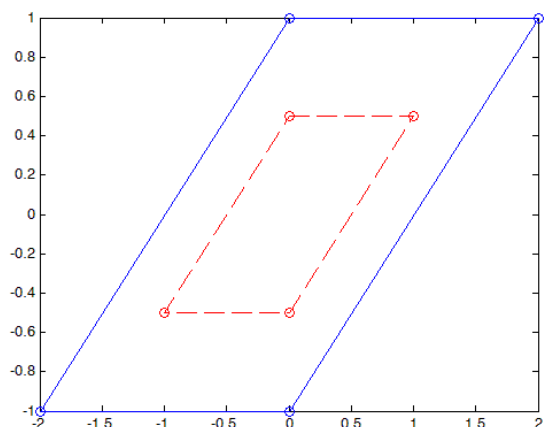


(a)

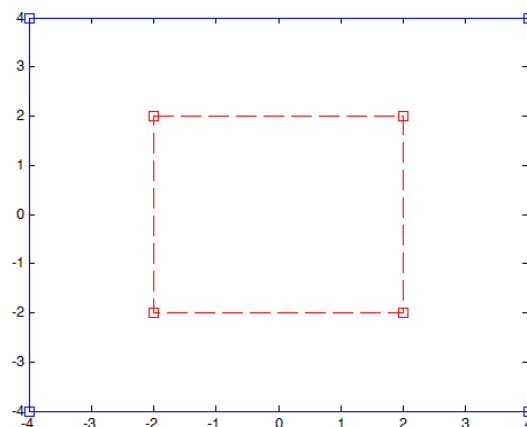


(b)

Rys. DF. 1. Transformacja perspektywiczna zbioru punktów z planu P1 na Plan P2. a) Źródłowe punkty, b) odwzorowane punkty. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji, na czerwono wyniki transformacji dla zmienionego zbioru punktów źródłowych. Następnie zbiór punktów na planie P1 został pomniejszony i rzutowany na plan P2 (Rys. DF. 2)

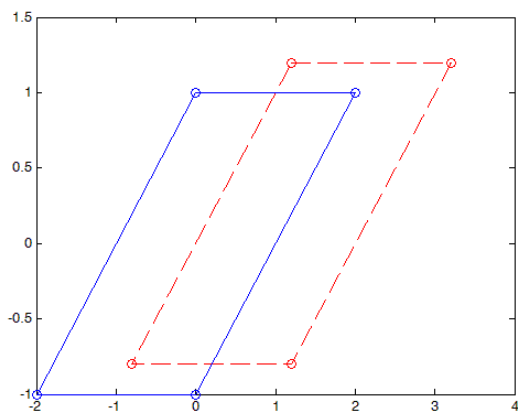


(a)

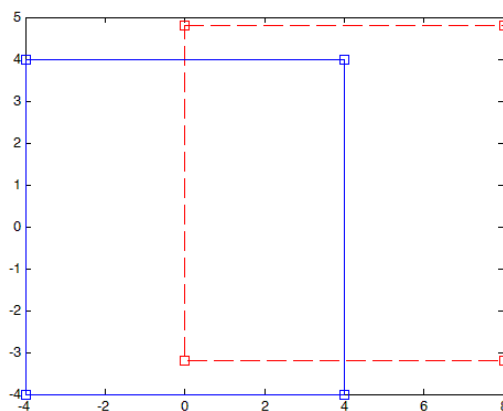


(b)

Rys. DF. 2. Transformacja perspektywiczna zbioru punktów z planu P1 na Plan P2. a) Źródłowe punkty, b) odwzorowane punkty. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych dla których obliczona została macierz transformacji, na czerwono wyniki transformacji dla zmienionego zbioru punktów źródłowych w podobny sposób sprawdzono jak zostanie rzutowany obiekt po operacji translacji (Rys. DF. 3),



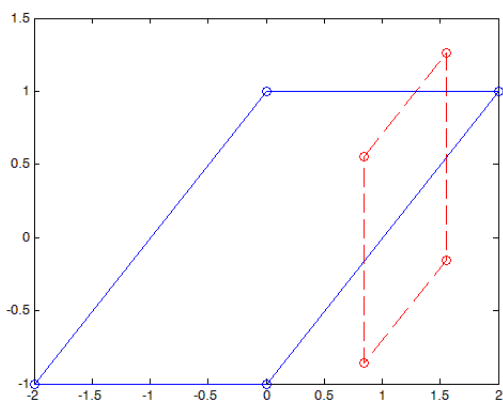
(a)



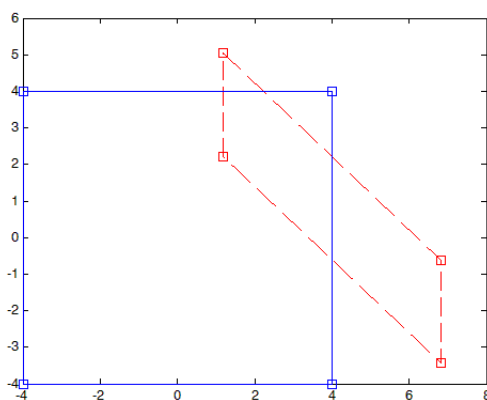
(b)

Rys. DF. 3. transformacja perspektywiczna zbioru punktów z planu P1 na Plan P2. a) Źródłowe punkty, b) odwzorowane punkty. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji, na czerwono wyniki transformacji dla zmienionego zbioru punktów źródłowych

oraz skalowania, translacji i rotacji (Rys. DF. 4)



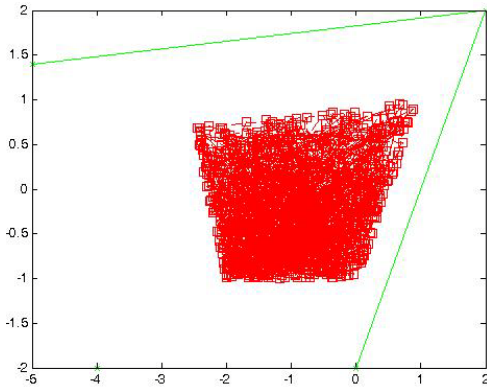
(a)



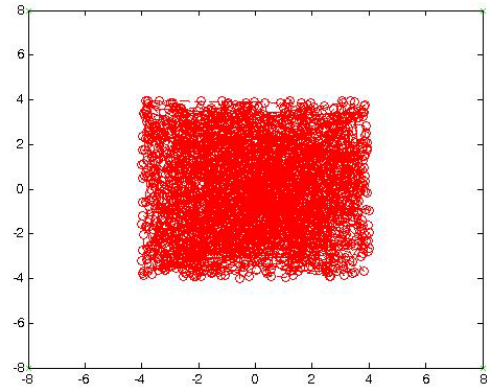
(b)

Rys. DF. 4. transformacja perspektywiczna zbioru punktów z planu P1 na Plan P2. a) Źródłowe punkty, b) odwzorowane punkty. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji, na czerwono wyniki transformacji dla zmienionego zbioru punktów źródłowych

Wykonanie tych prostych testów pokazało, że możliwe jest odwzorowanie punktu z pierwszego planu, znajdującego się poza obszarem zbioru punktów użytych do obliczenia współczynników macierzy transformacji, na drugi plan. Dodatkowo sprawdzono jakie wyniki da odwzorowanie punktów w obszarze niesymetrycznym na obszar symetryczny. Obliczono macierz transformacji na podstawie 4 par odpowiadających sobie punktów. Następnie pozycje na planie P1 zostały wygenerowane losowo i rzutowane na plan P2 za pomocą obliczonej macierzy. Wyniki przedstawia rysunek (Rys. DF. 5)



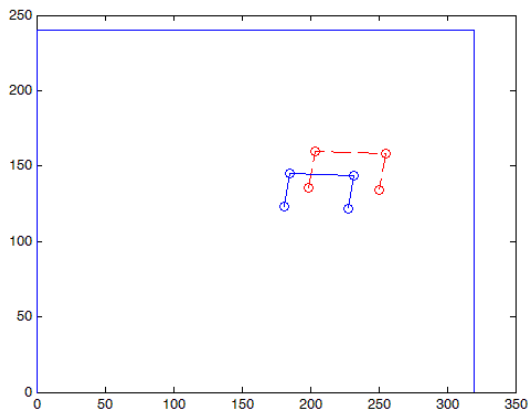
(a)



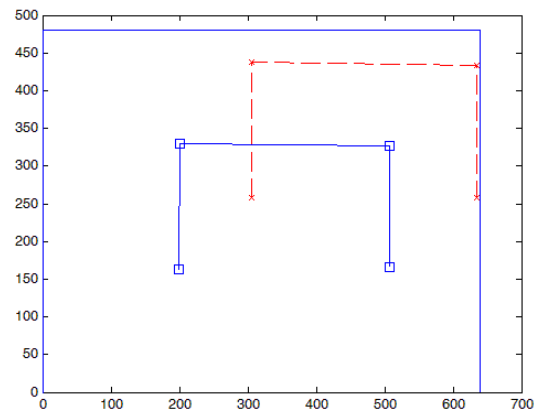
(b)

Rys. DF. 5. a) Pozycje losowo wygenerowanych punktów na planie P1 i b) ich pozycje obliczone na planie P2 za pomocą transformacji perspektywicznej

W celu sprawdzenia jaki wynik da wykorzystanie transformacji perspektywicznej w warunkach rzeczywistych, zarejestrowano współrzędne pozycji źrenicy z obrazu k1 i odpowiadające im współrzędne punktów kalibracyjnych w obrazie k2. Następnie przesunięto zbiór punktów reprezentujących pozycję źrenicy o wektor "v". Zbiór ten rzutowano na obraz k2 (Rys. DF. 6)



(a)

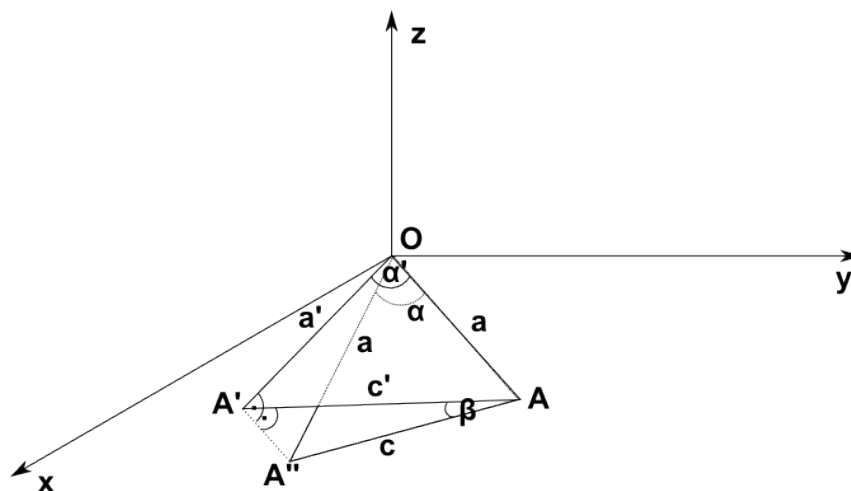


(b)

Rys. DF. 6. Transformacja perspektywiczna zbioru punktów z obrazu rejestrowanego przez K1 na obraz sceny rejestrowany przez K2. a) Źródłowe punkty, b) odwzorowane punkty. Kolorem niebieskim zaznaczono zbiór punktów charakterystycznych, dla których obliczona została macierz transformacji, na czerwono wyniki transformacji dla zmienionego zbioru punktów źródłowych. Na obrazach zaznaczono obszar obrazu rejestrowanego przez kamery odpowiednio K1 i K2

Dodatek G - Dokładność metody pomiaru kąta obrotu głowy

Ze względu na stałą pozycję kamery względem głowy, zastosowana metoda pomiaru w rzeczywistości pozwala na pomiar rzutu rzeczywistego kąta obrotu głowy. Sprawia to, że pewne rozbieżności pojawią się gdy użytkownik jednocześnie pochyla głowę w bok i obraca nią. W celu oszacowania dokładności metody stworzony został uproszczony model geometryczny takiej sytuacji (Rys. DG. 1).



Rys. DG. 1. Geometryczny model obrotu i przechylenia głowy

Przyjęte oznaczenia to:

- β - kąt pochylecia głowy,
- α - rzeczywisty kąt obrotu głowy,
- α' - rzut rzeczywistego kąta obrotu głowy na płaszczyznę xy (obraz rejestrowany przez kamerę),
- a - rzeczywista odległość pomiędzy ML1 i ML3 (O i AO),
- a' - odległość pomiędzy ML1 i ML3' - rzutem punktu ML3 (O i A'O),
- c - bok trójkąta równoramiennego powstałego z obrazowania rzeczywistego obrotu,
- c' - rzut c w obrazie kamery.

Rozpatrując przyjęty model można napisać następujące zależności:

$$\cos(\gamma) = \frac{a'}{a}, \quad (\text{DG.1})$$

$$a \cos(\gamma) = a', \quad (\text{DG.2})$$

$$\cos(\beta) = \frac{c'}{c}, \quad (\text{DG.3})$$

$$c \cos(\beta) = c', \quad (\text{DG.4})$$

$$\sin(\gamma) = \frac{h}{a}, \quad (\text{DG.5})$$

$$\sin(\beta) = \frac{h}{c}, \quad (\text{DG.6})$$

$$\sin(\gamma) = \frac{c}{a} \sin(\beta), \quad (\text{DG.7})$$

$$\cos^2(\gamma) = 1 - \sin^2(\gamma) = 1 - \left(\frac{c}{a} \cos(\beta)\right)^2, \quad (\text{DG.8})$$

$$2a^2(1 - \cos(\alpha)) = c^2, \quad (\text{DG.9})$$

$$a^2 + a'^2 - 2aa' \cos(\alpha') = c'^2, \quad (\text{DG.10})$$

$$a^2 + a^2 \cos^2(\gamma) - 2a^2 \cos(\gamma) \cos(\alpha') = c^2 \cos^2(\beta), \quad (\text{DG.11})$$

$$-2a^2 \cos(\gamma) \cos(\alpha') = c^2 \cos^2(\beta) - (a^2 + a^2 \cos^2(\gamma)), \quad (\text{DG.12})$$

$$\cos(\alpha') = \frac{c^2 \cos^2(\beta) - (a^2 + a^2 \cos^2(\gamma))}{-2a^2 \cos(\gamma)}, \quad (\text{DG.13})$$

$$\cos(\alpha') = \frac{2 \cos^2(\beta)(1 - \cos(\alpha)) + \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2 - 2}{-2\sqrt{1 - \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2}} \quad (\text{DG.14})$$

W celu określenia błędu pomiaru kąta opisywaną metodą należy policzyć różnicę $\Delta\alpha$ pomiędzy kątem α i α' . Uwzględniając powyższe zależności można określić błąd wskazania kąta na podstawie wzoru.

$$\alpha' = \arccos \left(\frac{2 \cos^2(\beta)(1 - \cos(\alpha)) + \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2 - 2}{-2\sqrt{1 - \left(\frac{c}{a} \sin(\beta)\right)^2}} \right), \quad (\text{DG.15})$$

$$\Delta\alpha = \alpha - \alpha' \quad (\text{DG.16})$$

Na podstawie powyższej zależności można policzyć, jak zmienia się $\Delta\alpha$ w zależności od zmiany kąta przechylenia głowy β oraz obrotu α .

Słownik

Termin		Strona
SIS (ang. HIS)	System Informacji Szpitalnej (ang. Hospital Information System)	4
SSI	Szpitalny System Informacji	4
EDM (ang. EMR)	Elektroniczna Dokumentacja Medyczna (ang. - Electronic Medical Record)	5
Kopalnie Wiedzy (ang. Data Mining)	Pozyskiwanie użytecznych informacji z pewnego zbioru danych	5
RIS	System Informacji Radiologicznej (ang. Radiology Information System)	7
LIS	Laboratoryjny System Informacji (ang. Laboratory Information System)	7
CIS	Kliniczny System Informacji (ang. Clinical Information System)	7
PACS	System zarządzania obrazami medycznymi (ang. picture archiving and communication system)	7
GUI	Graficzny Interfejs Użytkownika (ang. Graphical User Interface)	11
UI	Interfejs Użytkownika (ang. User Interface)	11
Śledzenie Wzroku (ang. eye tracking)	Detekcja źrenicy, estymacja fiksacji, określenie miejsca, w które patrzy dana osoba, określenie pozycji oka	11
Fiksacja	Skupienie wzroku na obiekcie	11
Punkt Fiksacji (ang. fixation point)	Punkt skupienia wzroku	13
Obszar Zainteresowania, obszar ROI (ang. Region of Interest - ROI)	Wybrany obszar rejestrowanego obrazu oka lub sceny istotny dla danego zadania. W tej rozprawie doktorskiej obszar ROI najczęściej odnosi się do rejestrowanego obrazu sceny zaznaczonego markerami LED	17
Marker LED	Marker złożony z diod LED świecących w paśmie podczerwieni używany do wyodrębnienia ROI z obrazu sceny	25
Punkt Zainteresowania (ang. Point of Regard)	Wyznaczany punkt skupienia wzroku	36
glint	Punkt widoczny z powodu odbicia światła od rogówki. Refleks na powierzchni źrenicy. Może być spowodowany dodatkowym źródłem światła lub markerami LED.	36
Oś widzenia, Oś wzroku (ang. Visual Axis)	Linia łącząca punkt fiksacji z obrazem w dołku środkowym poprzez punkty węzłowe	36
Oś optyczna (ang. Optical Axis)	Linia przechodząca przez środki krzywizn powierzchni załamujących i odbijających	37

Kamera K1, K1	Kamera będąca integralną częścią nasobnego systemu śledzącego wzrok, rejestrująca obraz oka	39
Obraz k1, k1	Obraz rejestrowany przez kamerę K1	39
Kamera K2, K2	Kamera będąca integralną częścią nasobnego systemu śledzącego wzrok, rejestrująca obraz sceny	39
Obraz k2, k2	Obraz rejestrowany przez kamerę K2	39
eyemouse	Interfejs opracowany w Katedrze Inżynierii Biomedycznej pozwalający na komunikację z komputerem za pomocą wzroku	39
eTrack	Interfejs opracowany w Katedrze Inżynierii Biomedycznej pozwalający na śledzenie wzroku w środowisku wieloekranowym	39
x_{p-cr}, y_{p-cr}	przedstawiają współrzędne wektora pomiędzy środkiem źrenicy a środkiem odbicia od rogówki	39
Macierz T1, T1	Macierz transformacji perspektywicznej obliczona na podstawie danych pozyskanych podczas kalibracji	40
Macierz T2, T2, T2(i)	Macierz transformacji perspektywicznej obliczana na bieżąco dla każdej przechwyczonej klatki przez K2 na podstawie wirtualnej pozycji ROI oraz rzeczywistego rozmiaru ROI (np. rozdzielczości ekranu)	41
Wirtualna fiksacja	Reprezentacja punktu fiksacji w obrazie k2. Pozycja fiksacji w układzie współrzędnych obrazu k2	41
Wirtualna pozycja ROI	Reprezentacja pozycji obszaru ROI oznaczonego markerami LED w obrazie sceny k2. Pozycja każdego z markerów LED w układzie współrzędnych obrazu k2	41
Z_0, Z_0	Punkt, od którego algorytm iteracyjny rozpoczyna działanie. Punkt należący do źrenicy, stanowiący środek obszaru, w którym potencjalnie znajduje się źrenica	50
ALGI	Podstawowy algorytm estymacji punktu fiksacji. T1 obliczana jest raz podczas kalibracji.	58
x_v, y_v	Współrzędne wirtualnej fiksacji	58
x_p, y_p	Współrzędne środka źrenicy w obrazie k1	58
x_f, y_f	Współrzędne punktu fiksacji w obszarze ROI	58
x_e, y_e	Różnica pomiędzy pozycją punktu zainteresowania a pozycją estymowanej fiksacji w osi x i y w obszarze ROI	58
x_{s5}, y_{s5}	Współrzędne środka ROI, współrzędne piątego punktu kalibracyjnego	58
x_{f5}, y_{f5}	Współrzędne punktu fiksacji estymowanej dla użytkownika patrzącego na piąty punkt kalibracyjny.	58
x_s, y_s	Współrzędne i-tego narożnika ROI w obrazie k2	59
X_s, Y_s	Współrzędne i-tego narożnika ekranu/ROI w układzie współrzędnych ekranu/ROI	61

ALGII	Algorytm estymacji punktu fiksacji wykorzystujący estymację pozycji źrenicy odpowiadających wirtualnej pozycji ROI.	62
$L(L_x, L_y)$	Wektor przesunięcia środka ROI w k2	62
$C_0(C_{0x}, C_{0y})$	Współrzędne środka ROI w k2 zapisane podczas kalibracji	62
$C_t(C_{tx}, C_{ty})$	Współrzędne środka ROI w k2	62
$d(d_x, d_y)$	Współczynnik skali	62
p_{xmax}, p_{ymax}	maksymalna bezwzględna różnica pomiędzy pozycjami źrenicy (w obrazie k1) zarejestrowanymi dla poszczególnych punktów kalibracyjnych odpowiednio w osi poziomej i pionowej	62
E_{xmax}, E_{ymax}	Maksymalna bezwzględna różnica pomiędzy pozycją zarejestrowanych markerów LED (wyznaczających ROI) w obrazie k2 odpowiednio w osi poziomej i pionowej	62
$p_0(p_{0x}, p_{0y})$	Wektor przesunięcia źrenicy wykorzystywany do przesunięcia pozycji źrenicy zarejestrowanych podczas kalibracji w zależności od wirtualnej pozycji ROI	62
x_{pe}, y_{pe}	Pozycje źrenicy estymowane na podstawie przesunięcia, odpowiadające nowemu położeniu ROI w k2	63
T1(i)	Macierz perspektywiczna obliczana na podstawie wirtualnej pozycji ROI i odpowiadających jej estymowanych pozycji źrenicy. Macierz obliczana dla każdej przechwyconej klatki przez K1	64
Marker Identyfikacyjny	Marker złożony z diod LED świecących w paśmie podczerwieni do zidentyfikowania ROI w obrazie sceny	68
Dokładność, dokładność eye trackera	Określa różnicę pomiędzy rzeczywistą wartością wielkości mierzonej, a wskazaniem urządzenia. Dokładność podawana jest w stopniach	79
Precyzja, precyzja eye trackera	Jest miarą tego, jak powtarzalny jest wynik. Precyzja podawana jest w stopniach.	79
AngAccuracy	Dokładność eye trackera w stopniach	80
PixAccuracy	Dokładność eye trackera w pikselach	80
PixToCmRatio	Współczynnik pozwalający na przeliczenie pikseli na centymetry	80
Target _x Target _y	Współrzędne pozycji punktu testowego/punktu zainteresowania	80
MeanFix _x , MeanFix _y	Średnia pozycja zarejestrowanych fiksacji dla danego punktu testowego/punktu zainteresowania	80
Fix _x , Fix _y	Pozycja fiksacji odpowiadająca danemu punktowi testowemu/punktowi zainteresowania	80
P	Precyzja eye trackera mierzona w stopniach	81

P-CR, technika P-CR	Metoda kompensacji ruchów głowy polegająca na obliczaniu pozycji źrenicy względem punktu odbicia od rogówki. Technika estymacji fiksacji na podstawie pozycji źrenicy względem pozycji odbicia światła od rogówki (ang. <i>Pupil Corneal Reflection</i>)	97
Mapa atencji, rozkład atencji wzrokowej (ang. <i>attention map</i>)	Rozkład zarejestrowanych fiksacji. Może być też przedstawiony jako procent fiksacji zarejestrowanych w poszczególnych pod-regionach głównego obszaru zainteresowania	99
Środowisko testowe EDM	Oprogramowanie będące kopią wdrożonego systemu EDM. Korzysta z tych samych baz danych co oryginalne oprogramowanie za wyjątkiem bazy danych pacjentów. Środowisko testowe korzysta z bazy fikcyjnych pacjentów.	100
Ścieżki skanowania (ang. <i>Scan Paths</i>)	Graficzna reprezentacja sakad i fiksacji wskazująca kolejność ich wystąpienia	107
Ścieżki wzroku (ang. <i>Gaze plot</i>)	Uporządkowana sekwencja ruchów i czasu trwania fiksacji wzroku. Są nanoszone na obraz, dla którego zostały zarejestrowane	107
Mapa ciepła (ang. <i>heat map</i>)	Sumaryczne natężenie zarejestrowanych fiksacji prezentowane za pomocą barw.	107
VAD	Rozkład atencji wzrokowej	109
VAD(i)	Względna liczba fiksacji zarejestrowanych w i-tym podregionie dla danych zarejestrowanych dla ocenianego użytkownika	109
VAD _E	Rozkład atencji wzrokowej eksperta	109
VAD(i) _E	Względna liczba fiksacji zarejestrowanych w i-tym podregionie dla danych zarejestrowanych dla eksperta/dla danych wzorcowych	109
r(d)	Współczynnik korelacji skrośnej dwóch rozkładów	109
r _{max}	Maksymalna wartość jaką przyjmuje funkcja korelacji skrośnej	109
r(0)	Wynik korelacji skrośnej obliczonej dla danych uzyskanych dla badanego użytkownika i wzorcowego eksperta	109
Skala Likerta	Pięciostopniowa skala wykorzystana do określenia stopnia umiejętności obsługi EDM.	110
VATP	Współczynnik atencji wzrokowej i czasu zaproponowany do oceny umiejętności na podstawie rozkładu fiksacji i czasu rozwiązywania zadań (ang. <i>Visual Attention Time Product</i>)	110
t _E	Czas rozwiązania zadań uzyskany przez wzorcowego eksperta	110
t _U	Czas rozwiązania zadań uzyskany przez ocenianego użytkownika	110

S_p	Współczynnik rozwiązania testu, przyjmuje wartość 0 jeśli wszystkie zadania zostały rozwiązane poprawnie, 1 jeśli popełniono błąd	110
ρ	Współczynnik korelacji Spearmana	118
D_i	Różnica pomiędzy korespondującymi rangami	118
σ	Odchylenie standardowe współczynnik korelacji Spearmana	118
p	poziom istotności statystycznej	119
DICOM	Ujednolicona norma opracowana dla potrzeb wymiany informacji medycznych, format obrazów medycznych (ang. <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)	120
TK (ang. <i>CT</i>)	Tomografia Komputerowa (ang. <i>Computed Tomography</i>)	120
Oś spojrzenia	Linia łącząca punkt fiksacji i środek źrenicy wejściowej	DC-1
Oś źrenicy	Linia przechodząca przez środek źrenicy wejściowej i prostopadła do rogówki	DC-1
Oś fiksacji	Linia przechodząca przez punkt fiksacji i środek obrotu gałki ocznej	DC-1