

**Załącznik Z3:**  
**Autoreferat w języku polskim przedstawiający opis dorobku  
oraz osiągnięć naukowych i praktycznych**

Niniejszy dokument podsumowuje moją aktywność naukowo-badawczą od 2006 roku, czyli po uzyskaniu stopnia doktora nauk technicznych, ze szczególnym uwzględnieniem zasadniczego osiągnięcia naukowego stanowiącego podstawę do ubiegania się o stopień doktora habilitowanego w dziedzinie nauk technicznych w dyscyplinie *Informatyka*. Strukturę autoreferatu prezentuje poniższy spis treści.

## Spis treści

<b>1</b>	<b>Informacje ogólne o habilitancie</b>	<b>2</b>
1.1	Posiadane stopnie naukowe . . . . .	2
1.2	Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych . . . . .	2
1.3	Charakterystyka działalności naukowo-badawczej . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Opis zasadniczego osiągnięcia naukowo-badawczego</b>	<b>4</b>
2.1	Prezentacja osiągnięcia naukowego . . . . .	4
2.2	Omówienie celu naukowego podjętych działań i struktura osiągnięcia naukowego . . . . .	5
2.3	Omówienie uzyskanych wyników, ich wpływu na międzynarodowy rozwój w dziedzinie biometrii oraz możliwości ich praktycznego wykorzystania . . . . .	6
2.3.1	Zapewnianie bezpieczeństwa pozyskiwania próbek biometrycznych . . . . .	6
2.3.2	Automatyczne rozpoznawanie tęczy u osób zmarłych . . . . .	18
2.3.3	Znakowanie próbek i certyfikacja urządzeń biometrii tęczy . . . . .	21
<b>3</b>	<b>Omówienie aktywności naukowo-badawczej towarzyszącej zasadniczemu osiągnięciu naukowemu</b>	<b>26</b>
3.1	Badanie wpływu chorób oka na niezawodność biometrii tęczy . . . . .	26
3.2	Badanie stacjonarności rozpoznawania tęczy . . . . .	27
3.3	Statystyczna analiza działania systemów rozpoznawania tęczy w scenariuszu wielokrotnych podejść w jednej transakcji . . . . .	29
3.4	Utworzenie biometrycznych baz danych . . . . .	30
<b>4</b>	<b>Osiągnięcia praktyczne</b>	<b>31</b>
4.1	Opracowanie nowej technologii do rozpoznawania tęczy . . . . .	31
4.2	Opracowanie systemów biometrii . . . . .	32
4.3	Działalność standaryzacyjna . . . . .	34
<b>5</b>	<b>Omówienie pozostałej działalności naukowo-badawczej</b>	<b>34</b>
5.1	Kierowanie projektami badawczymi i udział w takich projektach . . . . .	34
5.1.1	Projekty międzynarodowe . . . . .	34
5.1.2	Projekty krajowe . . . . .	35
5.2	Czynny udział w konferencjach, seminariach naukowych oraz wygłoszenie wykładów na zaproszenie . . . . .	36
5.2.1	Wykłady zapraszone . . . . .	36
5.2.2	Czynny udział w konferencjach i spotkaniach naukowych . . . . .	36
5.3	Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową . . . . .	37
5.4	Wskaźniki bibliometryczne . . . . .	38
5.4.1	Indeks H . . . . .	38
5.4.2	Liczba cytowań . . . . .	38

## 1 Informacje ogólne o habilitancie

### 1.1 Posiadane stopnie naukowe

- **Doktor nauk technicznych (2005)**

Dziedzina: Automatyka i Robotyka, specjalność: Biometria

Politechnika Warszawska, Wydział Elektroniki i Technik Informacyjnych

Tytuł rozprawy: "Human Iris for Automatic Identity Verification"

Promotor: prof. dr hab. inż. Andrzej Pacut

(rozprawa uznana przez Radę Wydziału EiTI PW za wyróżniającą się)

- **Magister inżynier (2000)**

Zakres: Automatyka – Systemy Sterowania

Politechnika Warszawska, Wydział Elektroniki i Technik Informacyjnych

Tytuł pracy: "Recognition of Human Signatures Dynamics"

Opiekun: prof. dr hab. inż. Andrzej Pacut

(studia ukończone z wynikiem celującym)

### 1.2 Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

Od początku swojej pracy naukowej i dydaktycznej byłem związany z Instytutem Automatyki i Informatyki Stosowanej na Wydziale Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Warszawskiej oraz Naukową i Akademicką Siecią Komputerową - instytutem badawczym (NASK). Aktualnie jestem również zatrudniony na Uniwersytecie Notre Dame w USA. Szczegółowa historia mojego zatrudnienia w jednostkach naukowych wygląda następująco:

- **University of Notre Dame du Lac**

Department of Computer Science and Engineering

384 Fitzpatrick Hall, Notre Dame, IN 46556, USA

– od stycznia 2018: Research Assistant Professor (regular faculty)

– od stycznia 2016 do grudnia 2017: Visiting Assistant Professor

– od sierpnia do grudnia 2014: Visiting Associate Professor

- **Politechnika Warszawska**

Instytut Automatyki i Informatyki Stosowanej

Wydział Elektroniki i Technik Informacyjnych

ul. Nowowiejska 15/19, 00-665 Warszawa

– od kwietnia 2006 do sierpnia 2017: adiunkt

– od października 2003 do marca 2006: asystent

- **Naukowa i Akademicka Sieć Komputerowa – instytut badawczy (NASK)**

ul. Kolska 12, 01-045 Warszawa

– od lutego 2006: adiunkt

– od października 2002 do stycznia 2006: asystent

### 1.3 Charakterystyka działalności naukowo-badawczej

Biometria towarzyszy mi w mojej pracy naukowo-badawczej od 1998 roku, w którym rozpocząłem opracowywanie metod rozpoznawania podpisu odręcznego składanego na tablecie graficznym w ramach jednolitych studiów II stopnia (1995-2000) podjętych na Wydziale Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Warszawskiej pod opieką Pana Prof. Andrzeja Pacuta. Bezpośrednio po zakończeniu studiów magisterskich rozpocząłem studia III stopnia (2000-2005) na tym samym Wydziale. W ramach pracy doktorskiej, obronionej z wyróżnieniem w 2005 roku,

opracowałem pierwsze na gruncie polskim urządzenie do rozpoznawania tęczówki wykorzystujące autorską metodę bezpiecznego kodowania obrazu opartą o rozwinięcie Zaka-Gabora.

Po ukończeniu doktoratu rozpocząłem prace związane z zapewnianiem niezawodności i bezpieczeństwa biometrii tęczówki, ze szczególnym uwzględnieniem metod testowania żywotności określających czy prezentowany obiekt jest autentycznym, żywym ludzkim okiem. Inspiracją do podjęcia tych działań były wyniki własnych i międzynarodowych badań ukazujących niską wykrywalność imitacji oka przez ówczesne systemy biometryczne. Od 2013 roku moja aktywność naukowa dotycząca biometrii tęczówki została rozszerzona o aspekty związane z wpływem czynników biologicznych oraz zachowania użytkowników na niezawodność rozpoznawania tożsamości. Należą do nich badania czy i w jakim stopniu tęczówka zmienia się w czasie z punktu widzenia dokładności biometrii, w jaki sposób choroby oka mogą zakłócić identyfikację, oraz czy zdjęcia tęczówki wykonane po śmierci mogą być wykorzystane w automatycznym rozpoznawaniu tożsamości. W szczególności wyniki opublikowane w 2016 roku i pokazujące, iż tęczówka może być dobrym obiektem biometrycznym wiele dni po śmierci są unikalne w skali międzynarodowej i sprzeczne z wcześniejszymi tezami przytaczanymi w literaturze o niemożności zastosowania obrazów tęczówki do identyfikacji osób zmarłych. Ma to przede wszystkim znaczenie dla medycyny sądowej, w działaniach której nie rozpatrywano dotychczas rozpoznawania tęczówki. Powyższymi wynikami w 2016 roku zainteresowało się m.in. Federalne Biuro Śledcze w USA, które przyznało finansowanie prowadzonego przeze mnie od maja 2017 roku projektu dot. rozpoznawania tęczówki po śmierci. W ramach mojej współpracy z Uniwersytetem Notre Dame w USA od 2014 roku prowadzę m.in. analizy statystyczne z wykorzystaniem danych pozyskanych w warunkach operacyjnych (przejście graniczne USA-Kanada) dla dużej populacji i w długim okresie czasu: ponad 8 milionów wyników porównań tych samych tęczówek dla ponad 300 tysięcy osób podróżujących przez ostatnią dekadę.

Ważną częścią mojej pracy badawczej są działania praktyczne. Po obronie doktoratu, zasadniczo w latach 2006–2015, skonstruowałem w sumie pięć różnych systemów biometrii tęczówki wykorzystujących moje autorskie metody przetwarzania obrazu, włączając testowanie żywotności oka, bezpieczną transmisję wzorców tęczówki czy też mechanizmy umożliwiające rozpoznanie oka z odległości około dwóch metrów, przy minimalnej współpracy użytkownika. Jeden z opracowanych przeze mnie systemów został włączony do oferty komercyjnej Naukowej i Akademickiej Sieci Komputerowej – instytutu badawczego w 2015 roku. Inne, wybrane urządzenia służą aktualnym badaniom w laboratorium (m.in. pozyskiwaniu próbek do analiz starzenia się oka). Do istotnych, aktualnych działań praktycznych włączam również moją aktywność standaryzacyjną, jako eksperta podkomitetu ISO/IEC JTC1/SC37 *Biometrics* (od 2009 roku), eksperta komitetu CEN TC 224 WG18 (od 2015 roku) oraz przewodniczącego KT 309 Polskiego Komitetu Normalizacyjnego (od 2014 roku). Działalność ta pozwala na umieszczanie wybranych, opracowanych technik jako części międzynarodowych standardów związanych z bezpieczeństwem biometrii.

Staram się, aby wyniki moich badań mogły być weryfikowalne i powtarzalne. Jestem współautorem siedmiu baz danych biometrycznych dostępnych dla celów naukowych i aktualnie wykorzystywanych przez 96 ośrodków badawczych w 19 krajach, włączając Chińską Akademię Nauk oraz wiele uniwersytetów amerykańskich, np. Uniwersytet Stanforda, Uniwersytet Johna Hopkina, czy też Uniwersytet Stanowy w Michigan.

## 2 Opis zasadniczego osiągnięcia naukowo-badawczego

### 2.1 Prezentacja osiągnięcia naukowego

Jako osiągnięcie naukowe<sup>1</sup> przedkładam jednotematyczny cykl prac pod tytułem:

**Zapewnienie bezpieczeństwa biometrycznego rozpoznawania tożsamości opartego na obrazach tęczówki,**

na który składają się następujące pozycje:

- [A5] **Adam Czajka [100%]**, “Pupil Dynamics for Iris Liveness Detection”, *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, Vol. 10(4), str. 726–735, April 2015, DOI: 10.1109/TIFS.2015.2398815  
[IF<sub>2016</sub> = 4.332, Web of Science, 40 pkt. MNiSW]
- [B1] **Adam Czajka [100%]**, “Iris Liveness Detection by Modeling Dynamic Pupil Features”, rozdział 19 w: Kevin W. Bowyer, Mark J. Burge (Eds.), *Handbook of Iris Recognition*, Second Edition, str. 439–467, Springer-Verlag London, 2016, DOI: 10.1007/978-1-4471-6784-6\_19  
[5 pkt. MNiSW]
- [P1] **Adam Czajka [60%]**, Andrzej Pacut [20%], Marcin Chochowski [20%], “Method of Eye Aliveness Testing and Device for Eye Aliveness Testing”, **patent USA nr 8.061.842** przyznany 22 listopada 2011 r. z datą pierwszeństwa 7 września 2006  
[40 pkt. MNiSW]
- [A2] **Adam Czajka [50%]**, Kevin W. Bowyer [20%], Michael Krumdick [15%], Rosaura Vidal Mata [15%], “Recognition of image-orientation-based iris spoofing,” *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, Vol. 12(9), str. 2184–2196, 2017, DOI: 10.1109/TIFS.2017.2701332  
[IF<sub>2016</sub> = 4.332, Web of Science, 40 pkt. MNiSW]
- [C11] **Adam Czajka [100%]**, “Database of Iris Printouts and its Application: Development of Liveness Detection Method for Iris Recognition”, *The 18th IEEE International Conference on Methods and Models in Automation and Control (MMAR2013)*, Miedzyzdroje, Poland, str. 28–33, August 26–29, 2013, DOI: 10.1109/MMAR.2013.6669876  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [C17] Andrzej Pacut [50%], **Adam Czajka [50%]**, “Aliveness detection for iris biometrics”, *The 40th IEEE International Carnahan Conference on Security Technology*, Lexington, Kentucky, USA, str. 122–129, October 17–19, 2006, DOI: 10.1109/CCST.2006.313440  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [C4] Mateusz Trokielewicz [45%], **Adam Czajka [45%]**, Piotr Maciejewicz [10%], “Post-mortem Human Iris Recognition”, *The 9th IAPR International Conference on Biometrics (ICB 2016)*, June 13 - 16, 2016, Halmstad, Sweden, str. 1–6, DOI: 10.1109/ICB.2016.7550073  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]

---

<sup>1</sup>zgodnie z art. 16 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki, Dz. U. Nr 65, poz. 595, z późniejszymi zmianami

- [C3] Mateusz Trokielewicz [45%], **Adam Czajka** [45%], Piotr Maciejewicz [10%], “Human Iris Recognition in Post-mortem Subjects: Study and Database”, The 8th IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS 2016), September 6–9, 2016, Buffalo, NY, USA, str. 1–6, DOI: 10.1109/BTAS.2016.7791175  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [A3] **Adam Czajka** [40%], Włodzimierz Kasprzak [30%], Artur Wilkowski [30%], “Verification of iris image authenticity using fragile watermarking”, *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, Vol. 64, No. 4, str. 807–819, 2016, DOI: 10.1515/bpasts-2016-0090  
[IF<sub>2016</sub> = 1.156, Web of Science, 20 pkt. MNiSW]

Powyższa lista obejmuje:

- jeden **patent** przyznany w USA (pozycja [P1]),
- trzy artykuły w **czasopismach posiadających *Impact Factor*** (pozycje [A5, A2, A3]), w tym jeden samodzielny (pozycja [A5]),
- jeden samodzielny **rozdział w książce** (pozycja [B1]),
- cztery artykuły w materiałach konferencji międzynarodowych **indeksowanych w *Web of Science*** (pozycje [C11, C17, C4, C3]).

Publikacje wchodzące w skład zasadniczego osiągnięcia naukowego obejmują okres lat 2006–2017 i powstały po uzyskaniu stopnia naukowego doktora nauk technicznych. Przy nazwiskach współautorów każdej pracy podano ich szacunkowy udział procentowy w przygotowanie danej pracy. Udział jakościowy wnioskodawcy w powstanie prac o charakterze współautorskim zamieszczam w załączniku Z6, natomiast podpisane oświadczenia współautorów znajdują się w załączniku Z7. Omawianie w autoreferacie publikacje i listowane w załączniku Z6 mają identyczne oznaczenia z początkową literą ułatwiającą identyfikację typu publikacji ([A1], [A2], [B1], [C1], itp.). Pozostałe publikacje wykorzystane w dyskusji są listowane na końcu autoreferatu i nie są oznaczone literami.

Przy każdej pozycji podany jest *Impact Factor* czasopisma (jeśli czasopismo takowy posiada) według *Thomson Reuters Journal Citation Reports*. Oznaczam również prace, które są listowane w *Web of Science Core Collection*. Punkty MNiSW zostały przypisane poszczególnym publikacjom zgodnie z rozporządzeniem Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego z dnia 12 grudnia 2016 r. w sprawie przyznawania kategorii naukowej jednostkom naukowym i uczelniom, w których zgodnie z ich statutami nie wyodrębniono podstawowych jednostek organizacyjnych. **Łączny IF<sub>2016</sub> czasopism, w których opublikowano powyższe prace wynosi 9.82.** Całkowity IF<sub>2016</sub> wszystkich moich publikacji (licząc te, które nie zostały włączone do głównego osiągnięcia) wynosi 13.87.

## 2.2 Omówienie celu naukowego podjętych działań i struktura osiągnięcia naukowego

Rozpoznawanie tęczy posiada ugruntowaną pozycję wśród metod biometrycznej identyfikacji tożsamości od ponad dwóch dekad. Wysoka skuteczność metody J. Daugmana zaproponowanej w 1993 r. [1], opartej na dwuwymiarowej filtracji Gabora, zachęciła do szybkich (bo już w 2002 r.) implementacji tej biometrii w warunkach operacyjnych, m.in. jako systemów identyfikacji podróźnych na lotnisku Heathrow w Londynie [2]. Wiara w wysoką niezawodność systemów rozpoznawania tęczy została zachwiana już w tym samym roku za sprawą udanych testów, w których komercyjne systemy nie odróżniły papierowych wydruków tęczy od autentycznego

oka [3]. Potwierdziły to usystematyzowane badania prowadzenie przeze mnie w ramach projektu europejskiego BioSec (rozdz. 5.1.1, [Pro5]) w latach 2003-2005. Wyniki współorganizowanych przeze mnie konkursów dotyczących bezpieczeństwa tęczówki LivDet-Iris 2013 [C10], 2015 [C2] oraz 2017 [C0] pokazują, że odróżnienie fałszerstw od autentycznych próbek jest wciąż zagadnieniem trudnym ze względu na brak możliwości dokładnego modelowania typów ataków, których może spodziewać się projektant systemu. Ujawniony brak podstawowych zabezpieczeń w istniejących systemach rozpoznawania tęczówki był głównym motywem podjęcia przeze mnie badań związanych z bezpieczeństwem tej biometrii.

Moje prace przedstawione w niniejszym cyklu koncentrują się wokół trzech zagadnień związanych z bezpieczeństwem biometrii tęczówki:

1. Prace [A5, B1, P1, A2, C11, C17] dotyczą sposobów zapewniania bezpieczeństwa procesu pozyskiwania próbek biometrycznych, czyli m.in. testowania żywotności, które przeciwdziała fałszerstwom charakterystyk biometrycznych prezentowanych urządzeniom. Prace te omawiam w rozdziale 2.3.1.
2. Prace [C3, C4] są wg mojej wiedzy pierwszymi na świecie recenzowanymi publikacjami przedstawiającymi możliwość automatycznego rozpoznania tęczówki po śmierci, co oprócz nowych możliwości dla medycyny sądowej, stwarza potencjalne niebezpieczeństwo wykorzystania martwych tkanek w biometrii tęczówki i dodatkowo uzasadnia podjęcie badań dot. testowania żywotności. Prace te omawiam w rozdziale 2.3.2.
3. Praca [A3] proponuje nowy sposób certyfikacji próbek i urządzeń biometrycznych z wykorzystaniem *wrażliwego znakowania wodnego* zdjęć tęczówki. Zaproponowana metoda nie wymaga wprowadzania dodatkowych informacji do protokołów wymiany danych biometrycznych definiowanych przez ISO [4], gdyż podpis elektroniczny zdjęcia tęczówki wbudowywany jest bezpośrednio w to samo zdjęcie, co ma duże znaczenie praktyczne. Prace te omawiam w rozdziale 2.3.3.

## 2.3 Omówienie uzyskanych wyników, ich wpływu na międzynarodowy rozwój w dziedzinie biometrii oraz możliwości ich praktycznego wykorzystania

### 2.3.1 Zapewnianie bezpieczeństwa pozyskiwania próbek biometrycznych

Wykrywanie ataków podczas pozyskiwania próbek biometrycznych (ang. *Presentation Attack Detection*), w niniejszym autoreferacie określane jako *testowanie żywotności*, jest podstawową umiejętnością systemów biometrycznych. Skuteczność implementowanych technik jest różna ze względu na ciągle poszukiwanie kompromisu pomiędzy ceną urządzenia, wygodą pomiaru, dokładnością oraz całkowitym ryzykiem powodzenia takiego ataku w danym zastosowaniu i przy obecności innych metod zabezpieczeń, niekoniecznie związanych z biometrią. Stąd obserwujemy dużą liczbę metod testowania żywotności tęczówki, które w pracy [B1] podzieliłem na cztery grupy:

1. **Pasywny pomiar, statyczny obiekt.** Metody należące do tej grupy nie wykorzystują cech dynamicznych tęczówki i nie stymulują oka dodatkowymi bodźcami. Najczęściej zatem w celu określenia żywotności wykorzystywane jest to samo zdjęcie, które podlega przetwarzaniu biometrycznemu. Metody w tej grupie wykorzystują zwykle różnorakie deskryptory tekstury w celu klasyfikacji jej cech na dwie grupy: próbka autentyczna lub wydruk (papierowy lub na szkłe kontaktowym). Metoda wykorzystująca widmo Fouriera do identyfikacji regularności w obrazie tęczówki (sugerujących wydruk na papierze) zaproponowana w pracach [C17,C11] należy do tej grupy. Dość specyficznym, ale możliwym atakiem, którego celem jest ukrycie tożsamości, jest prezentacja tęczówki pod innym kątem

niż jest to wymagane (np. poprzez odwrócenie kamery o 180 stopni). Metody prezentowane w pracy [A2] pozwalają na wykrycie takiej sytuacji.

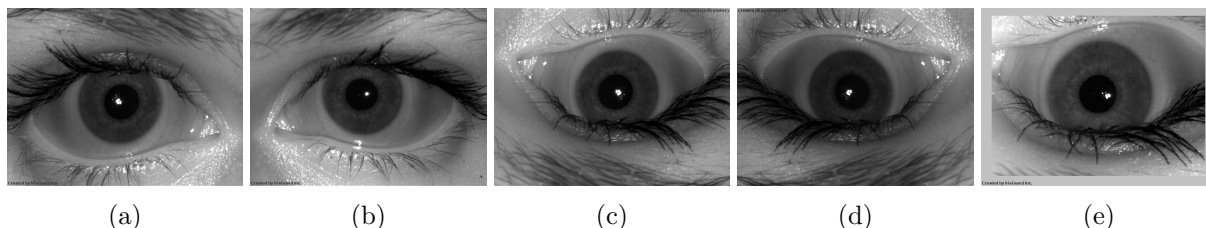
2. **Aktywny pomiar, statyczny obiekt.** Podobnie jak wyżej, metody należące do tej kategorii traktują oko jako obiekt statyczny. Jednakże pomiar wykonywany jest przy uwzględnieniu dodatkowej stymulacji, co ma dostarczyć dodatkowej informacji o obiekcie. Typowe metody analizują własności obrazu pozyskanego w świetle o kilku długościach fali podczerwonej oraz estymują własności trójwymiarowe tęczówki i gałki ocznej. Metoda identyfikująca położenie odbłasków od dodatkowych źródeł podczerwieni zaproponowana w pracy [C17] należy do tej grupy.
3. **Pasywny pomiar, dynamiczny obiekt.** Metody należące do tej grupy analizują dynamiczne własności oka, ale bez dodatkowej stymulacji. Przykładami są pasywny pomiar spontanicznych zmian w wielkości źrenicy oraz pasywna detekcja spontanicznych mrugnięć. Eksperymenty wykonane przeze mnie i krótko omówione w pracy [C17] pokazują jednak, że amplituda spontanicznych zmian wielkości źrenicy zależy od osoby, jest trudna do odróżnienia od szumu i ma niewielkie znaczenie w testowaniu żywotności.
4. **Aktywny pomiar, dynamiczny obiekt.** Metody tej kategorii wydają się być najbardziej zaawansowane. Cechy dynamiczne są estymowane po odpowiedniej stymulacji oka, co zwiększa szanse na uzyskanie danych o żywotności obiektu, które istotnie różnią się od szumu. Przykładem jest metoda wykorzystująca odpowiedź tęczówki na zmiany intensywności światła zaproponowana w pracy [C17], opatentowana w USA [P1], a następnie rozwinięta w pracach [A5,B1].

Poniżej omawiam wybrane, opracowane przeze mnie metody należące do powyższych grup.

**Pasywny pomiar, statyczny obiekt.** Pierwsza metoda testowania żywotności, którą opracowałem, była inspirowana sugestią Daugmana dotyczącą różnic w widmach Fouriera dla wydruków tęczówki oraz autentycznych próbek [5]. Jednocześnie Daugman nie zaproponował algorytmu, który odróżniałby wspomniane widma w sposób automatyczny. Pomysł opisany w pracy [C17] polegał na określeniu zakresu częstotliwości przestrzennych, w którym występują największe różnice między próbkami fałszywymi i autentycznymi. W późniejszej pracy [C11] zaproponowałem dodatkowo, aby położenie okna częstotliwościowego było dobierane automatycznie dla każdej próbki z osobna, co pozwala na uniezależnienie się od częstotliwości przestrzennej rastra. Najlepszy wariant metody minimalizujący poziom błędu zrównoważonego (ang. *Equal Error Rate*, *EER*) osiągnął  $EER=2\%$  dla bazy danych przygotowanej na potrzeby pierwszego konkursu LivDet-Iris 2013 (rozdz. 3.4 [DB1], rozdz. 5.1.1 [Pro4], [C10]). Najlepszy wariant metody minimalizujący poziom akceptacji wydruków (ang. *Attack Presentation Classification Error Rate*, *APCER*) przy zerowym błędzie fałszywych odrzuceń autentycznych próbek (ang. *Bona-fide Presentation Classification Error Rate*, *BPCER* = 0) osiągnął  $APCER=5\%$ , na tej samej bazie próbek. Ważną i dość unikalną cechą stworzonej bazy danych było wykorzystanie wyłącznie tych wydruków tęczówki, które zostały błędnie dopasowane przez przykładowy system komercyjny Panasonic ET100. Gwarantowało to wykorzystanie wydruków, których jakość nie była przypadkowa.

Rozpoznawanie tęczówki jest bardzo wrażliwe na obrót oka. Kilkunastostopniowa różnica między orientacją oka podczas rejestracji i weryfikacji może prowadzić do fałszywego niedopasowania próbek. W szczególności obrócenie obrazu tęczówki o 180 stopni pozwala na wygenerowanie nowego wzorca dla tej samej osoby. Daje to możliwość przeprowadzenia specyficznego ataku polegającego na celowym obróceniu kamery podczas pomiaru. Omyłkowe obrócenie sensora może również prowadzić do niewykrycia duplikatów tożsamości. Nieliczni producenci zdecydowali się

na implementację sprzętowych zabezpieczeń gwarantujących poprawne pozycjonowanie kamery podczas pomiaru<sup>2</sup>. Nie chronią one jednak przez celowym obróceniem głowy (przy poprawnej orientacji urządzenia), oraz nie są powszechne, co powoduje, że w istniejących bazach danych mogą już znajdować się obrazy o niewłaściwej orientacji. Prace przedstawione w niniejszej części autoreferatu były przedmiotem projektu ACII fundowanego przez Federalne Biuro Śledcze w USA (rozdz. 5.1.1 [Pro3]), w ramach którego opracowałem metody i oprogramowanie do automatycznego wykrywania orientacji zdjęć tęczówki w istniejących bazach danych.



Rysunek 1: Warianty orientacji obrazu tęczówki rozpatrywane w pracy [A2]: a) tęczówka prawa, b) tęczówka lewa, c) obrót zdjęcia prawej tęczówki o 180 stopni, d) lustrzane odbicie zdjęcia prawej tęczówki, e) zdjęcie tej samej prawej tęczówki wykonane urządzeniem obróconym o 180°.

Rysunek 1 prezentuje możliwe przypadki orientacji zdjęć tęczówki rozpatrywane w pracy [A2]. Wykrywanie orientacji poziomej (lewa-prawa tęczówka) jest przeprowadzane niezależnie od określania orientacji pionowej (obróć oka lub sensora o 180 stopni, lub lustrzane odbicie obrazu wokół osi poziomej). Tzn. rozpoznawanie tęczówki lewej i prawej odbywa się niezależnie od tego, czy zdjęcie jest do góry nogami czy też nie. Podobnie, rozpoznawanie orientacji pionowej odbywa się tak samo dla tęczówek lewych i prawych. Taki scenariusz pozwala na wykrycie wszystkich możliwych kombinacji obrotów oprócz jednej: nie jest możliwe rozpoznanie czy zdjęcie pokazujące np. prawą tęczówkę jest istotnie zdjęciem prawej tęczówki, czy jest to lustrzane odbicie zdjęcia lewej tęczówki, o ile w obrazie nie ma dodatkowych znaczników takich jak w próbkach z urządzenia AD100. Nie są mi znane metody, które byłyby w stanie wykryć tę specyficzną sytuację.

Bardzo ważnym elementem oceny niezawodności zaproponowanych metod była dbałość, aby próbki treningowe, walidacyjne i testowe pochodziły od innych osób. Dodatkowo, podczas doboru cech i klasyfikatorów kierowałem się wyłącznie wynikami otrzymanymi na próbkach pochodzących z różnych urządzeń, czyli trening na próbkach z kamery A, walidacja na próbkach z kamery B, rys. 2. Pozwoliło to na wypracowanie metody możliwej do uogólnienia na różne urządzenia, oraz na estymację poziomu błędów dającą wyniki bliższe dokładności uzyskanej w realnych zastosowaniach.

Zaproponowałem i porównałem dwa podejścia. Pierwsze wykorzystuje wybrane cechy obrazu tęczówki, klasyfikowane następnie przez maszynę wektorów wspierających (ang. *Support Vector Machine, SVM*). Drugie bazuje na splotowych sieciach neuronowych (ang. *Convolutional Neural Networks, CNN*). Poniżej opisuję krótko oba podejścia.

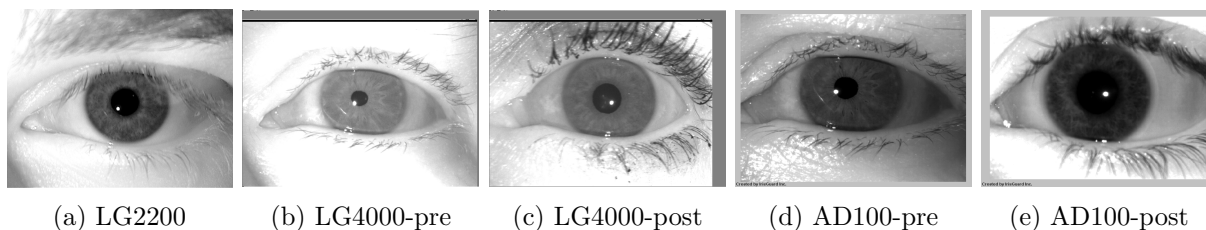
Po analizie skuteczności różnych cech obrazu, do pierwszego rozwiązania wykorzystującego SVM wybrałem dwa zestawy cech prezentowanych poniżej.

#### A) Cechy określające orientację poziomą:

1. **Przesunięcie poziome środków tęczówki i źrenicy (PIHO, rys. 3a).** Jedną z cech anatomicznych oka jest przesunięcie środka źrenicy (w stosunku do środka tęczówki)

<sup>2</sup>np. BMT-20 produkcji CMITech: [http://www.cmi-tech.com/pdf/cmitech-data\\_sheet-bmt-20-jan2015.pdf](http://www.cmi-tech.com/pdf/cmitech-data_sheet-bmt-20-jan2015.pdf), lub seria IriShield produkcji IriTech Inc.: <http://www.iritech.com/products/hardware>





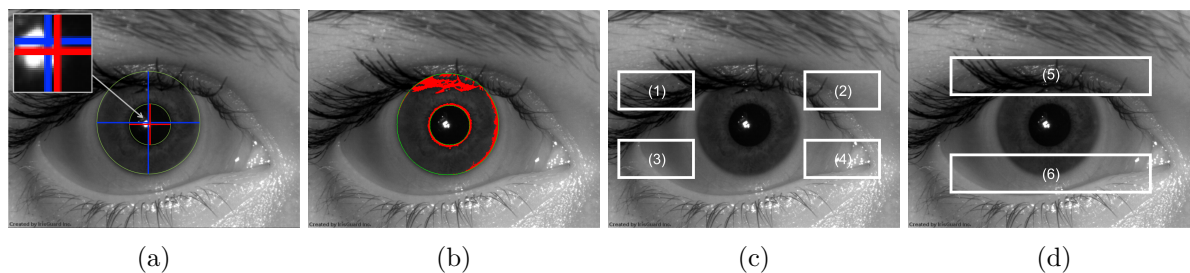
Rysunek 2: Przykładowe obrazy z pięciu różnych urządzeń wykorzystanych w pracy. Przyrostki “pre” oraz “post” oznaczają sensory przed i po aktualizacji oprogramowania (*firmware*). Pomiędzy tymi, że wszystkie urządzenia generują obrazy tęczówki zgodne z ISO/IEC 19794-6, widać wyraźne różnice w intensywności i kontraście obrazów, oraz dodatkowe szare pasy dodawane przez LG4000 i AD100, które są wynikiem centrowania źrenicy w obrazie przez oprogramowanie kamery. Źródło: [A2].

w kierunku nosa. Jest to silna cecha, pozwalająca samodzielnie osiągnąć dokładność w rozpoznawaniu poziomej orientacji oka powyżej 90%.

2. **Różnica intensywności wybranych lewych i prawych regionów obrazu (EINH, rys. 3c).** Ze względu na rzęsy, obraz w regionie oznaczonym jako (1) powinien być ciemniejszy niż w regionie (2) dla prawej tęczówki (i odwrotnie dla lewej). Dodatkowa analiza regionów (3) i (4) została wprowadzona, aby cecha ta działała niezależnie od pionowej orientacji zdjęcia. Jest to kolejna silna cecha, która samodzielnie pozwalała w moich eksperymentach na uzyskanie dokładności powyżej 94%.

#### B) Cechy określające orientację pionową:

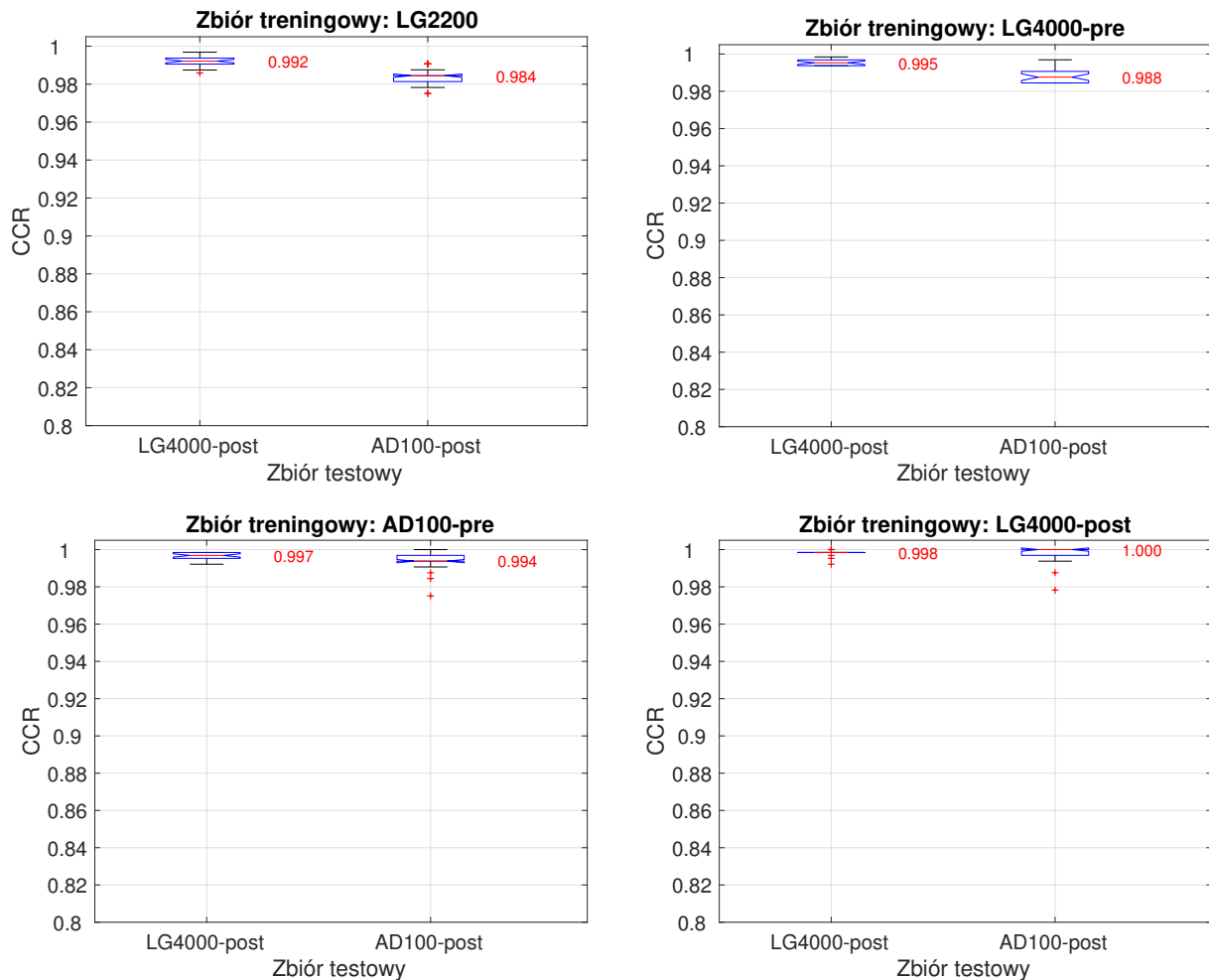
3. **Różnica między stopniem pokrycia górną i dolną powieką (EOCC, rys. 3b).** Analiza kilkudziesięciu tysięcy zdjęć tęczówki wskazuje, iż zwykle górna powieka w większym stopniu pokrywa tęczówkę. Obserwacja ta doprowadziła do cechy, która samodzielnie pozwalała na poprawne wykrycie pionowej orientacji zdjęcia w ponad 85% przypadków.
4. **Przesunięcie pionowe środków tęczówki i źrenicy (PIVO, rys. 3a).** Przesunięcie środka źrenicy ku dołowi (w stosunku do środka tęczówki) nie jest tak wyraźne jak przesunięcie poziome. Aczkolwiek cecha ta pozwalała w moich eksperymentach osiągnąć dokładność rozpoznawania pionowej orientacji zdjęcia powyżej 58%.
5. **Różnica intensywności wybranych dolnych i górnych regionów obrazu (EINV, rys. 3d).** Podobnie jak dla cechy EINH, intensywność obrazu w obszarze (5) powinna być mniejsza niż w obszarze (6) ze względu na rzęsy. Ta prosta cecha samodzielnie osiągała dokładność powyżej 85%.
6. **Różnica wielkości gradientu w wybranych dolnych i górnych regionach obrazu (GMAG, rys. 3d).** Dla poprawnie zorientowanego zdjęcia powinniśmy zaobserwować więcej składników wysokoczęstotliwościowych w rejonie rzęs (5) niż powiek (6). Ta cecha okazała się jednak zależna od urządzenia i w moich eksperymentach samodzielnie uzyskiwała dokładność nieprzekraczającą 65%.
- 7-8. **Różnice w wariancjach sinusa i kosinusa kierunku gradientu w wybranych dolnych i górnych regionach obrazu (SIND oraz COSD, rys. 3d).** Cechy dodane ze względu na obserwowane różne kierunki rzęs dolnej i górnej powieki. Cechy te również silnie zależały od urządzenia i samodzielnie pozwalały na uzyskanie dokładności nieprzekraczającej 82%.



Rysunek 3: Wybrane własności geometryczne oraz intensywności obrazu tęczówki będące podstawą cech pozwalających na określenie orientacji próbki: a) przesunięcie środków **źrenicy** i **tęczówki** wykorzystane w obliczaniu cech PIHO oraz PIVO, b) **przesłonięcia tęczówki** wykorzystane w obliczaniu cechy EOCC, c) regiony wykorzystane w obliczaniu cechy EINH, d) regiony wykorzystane w obliczaniu cech EINV, GMAG, SIND, oraz COSD. Źródło: [A5].

W celu rozpoznania orientacji zdjęcia zbudowałem maszyny wektorów wspierających z jądrem radialnym niezależnie dla próbek zebranych kamerą każdego typu i osobno dla rozpoznawania orientacji poziomej (cechy 1-2) i pionowej (cechy 3-8). Konstrukcja klasyfikatorów powtórzona została 30 razy poprzez niezależne losowanie próbek ze zbioru treningowego, liczącego w sumie 20750 zdjęć tęczówek 103 osób. Miało to na celu oszacowanie rozrzutu dokładności otrzymanych na zbiorze testowym, na który składało się 1939 próbek dla dodatkowych 32 osób. Rysunek 4 prezentuje wyniki dla rozwiązań przygotowanych niezależnie dla próbek pobranych przez cztery różne sensory. Mediana dokładności rozpoznawania orientacji poziomej (lewa/prawa tęczówka) dla 30 eksperymentów jest wysoka: od 98.4% do 100%. Zdolność uogólniania na nieznaną urzędzenia jest również wysoka, gdyż różnice dokładności klasyfikacji nie przekraczają 2 punktów procentowych dla rozwiązań uczonych na próbkach pochodzących z różnych sensorów. Rozpoznawanie orientacji pionowej jest trudniejsze, rys. 5. Mediana dokładności dla 30 eksperymentów waha się od 94.4% do 98.5%. Jednakże i w tym przypadku cieszy wysoka zdolność uogólniania klasyfikacji: różnice dokładności w poszczególnych wariantach modyfikacji obrazu nie przekraczają 4 punktów procentowych.

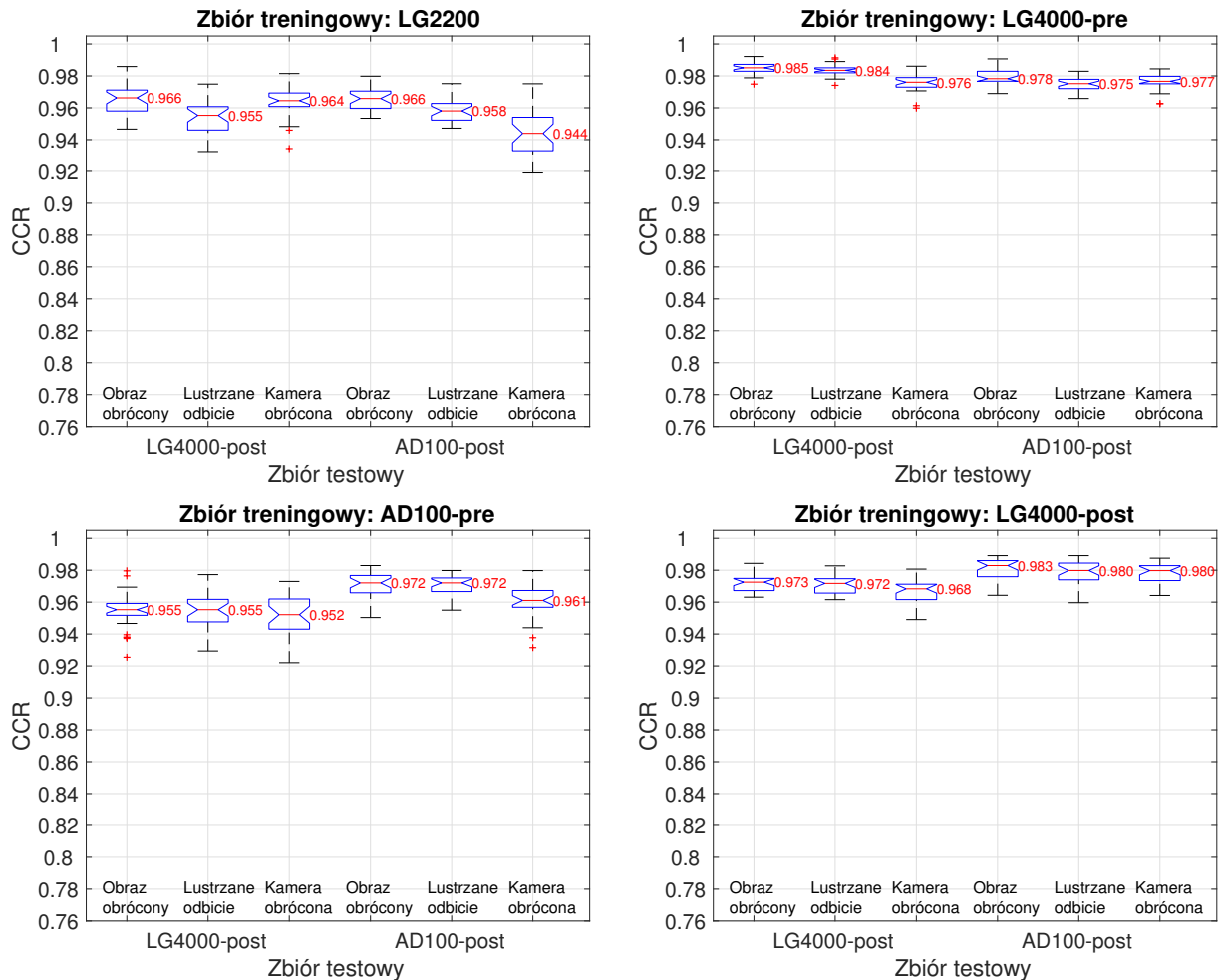
Zbiory cech wybrane w powyższym rozwiązaniu, pomimo tego, iż pozwalają na osiągnięcie dobrej skuteczności, mogą nie być optymalne. Obserwowany w ostatnich latach renesans klasyfikatorów neuronowych i ich zwykle lepsza skuteczność w zadaniach związanych z wizją komputerową skłonił mnie do zastosowania splotowych sieci neuronowych w niniejszym zadaniu. Zaletą takiego rozwiązania jest brak konieczności ręcznego doboru cech, mamy bowiem nadzieję, że sieć znajdzie optymalne jądra filtracji w procesie uczenia jedynie na podstawie dostarczonych próbek. Aby porównać oba rozwiązania, zachowałem identyczny, wielokrotny podział danych na zbiory treningowy, walidacyjny i testowy. Zastosowałem prostą architekturę z trzema warstwami splotowymi i dwiema warstwami z pełną siatką połączeń. Wszystkie neurony posiadały funkcje aktywacji typu ReLU (ang. *rectified linear unit*). Jak widać na rys. 6, rozwiązane to osiąga lepsze wyniki gdy próbki pochodzą z kamer tych samych producentów (mediana dokładności powyżej 97%) oraz gorsze w sytuacji zmiany producenta sprzętu (najgorsza mediana dokładności rozpoznawania to 89.4%), co może świadczyć o gorszych zdolnościach uogólniania sieci splotowej niż rozwiązań wykorzystujących dobrane ręcznie cechy i klasyfikację SVM. Podobny efekt zauważyć można na rys. 7 ilustrującym wyniki klasyfikacji orientacji pionowej. Wniosek płynący z tych porównań jest następujący. Sieci splotowe sprawdzają się w sytuacji, gdy sensor jest znany. W sytuacji, gdy istnieje potrzeba wykrycia orientacji zdjęcia pochodzącego z nieznanego źródła, lepiej jest stosować cechy dobrane ręcznie, budując klasyfikatory z wykorzystaniem danych pochodzących od jak największej liczby sensorów.



Rysunek 4: Wykresy pudełkowe ilustrujące stopień poprawnych klasyfikacji (*Correct Classification Rate, CCR*) orientacji poziomej zdjęcia (lewa/prawa tęczęwka) na zbiorze testowym dla 30 różnych klasyfikatorów SVM zbudowanych z wykorzystaniem losowo wybranych próbek treningowych. Klasyfikatory budowane były niezależnie dla próbek pobranych jedną kamerą. Na wykresach pokazano również medianę wyników. Źródło: [A5].

**Pasywny pomiar, dynamiczny obiekt.** Technika testowania żywotności należąca do tej grupy metod wykorzystuje proste założenie o kulistości gałki ocznej i na tej podstawie sprawdza, czy odbicia dodatkowych źródeł światła podczerwonego znajdują się we właściwych miejscach obrazu [C17]. W przypadku prezentacji obiektu, który ma inną budowę przestrzenną i inaczej niż rogówka odbija światło (np. papierowy wydruk), odbłaski pojawiają się w niewłaściwym miejscu, lub nie pojawiają się wcale.

Implementacja polega na  $N$ -krotnej, losowej zmianie konfiguracji dodatkowych dwóch źródeł podczerwieni i poprawnym rozpoznaniu co najmniej  $k$  z  $N$  konfiguracji, rys. 8. Wymagana liczba poprawnych detekcji  $k$  jest parametrem metody, i zwykle jest nieco mniejsza niż  $N$  (w moim systemie  $k = 3$  a  $N = 4$ ). Położenie dodatkowych oświetlaczy jest natomiast parametrem sprzętowym i zależy od możliwości konstrukcyjnych. Np. rozsuniecie oświetlaczy pozwala na wygenerowanie odbłasków poza źrenicą, co ma znaczenie w wykrywaniu fałszywych wydruków z wyciętym otworem w miejscu źrenicy. Do lokalizacji odbić wykorzystany został laplasjan gaussowski (wielkość filtra dobrana została do wielkości spodziewanych odbłasków). Binarystacja wyniku filtracji i indeksacja zlokalizowanych obiektów prowadzi do wstępnej listy kandydatów, z których wielu jest fałszywych, np. zlokalizowanych na granicy białkówki i powiek. W celu

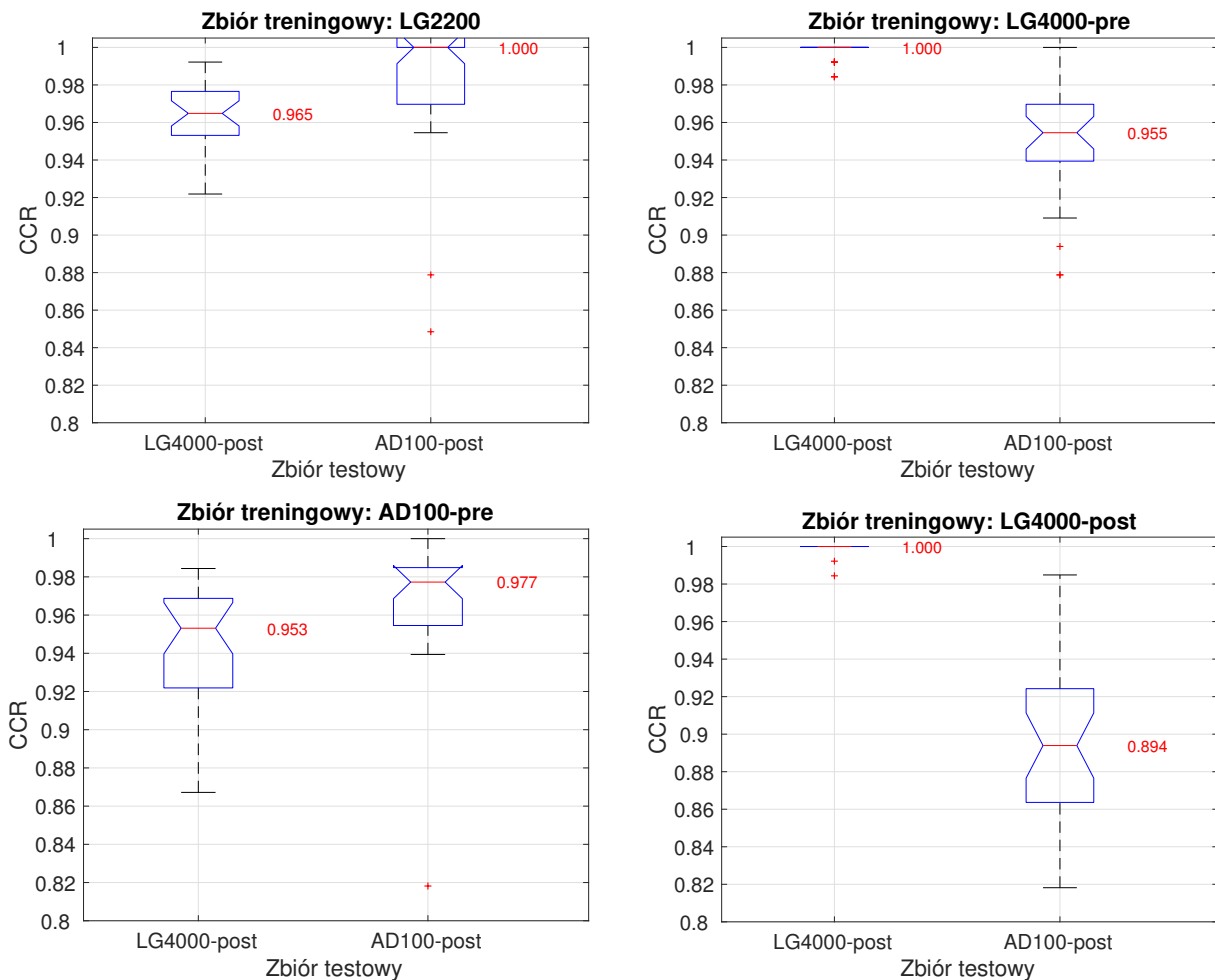


Rysunek 5: Jak na rysunku 4 lecz dla klasyfikacji **orientacji pionowej** zdjęcia. W testach uwzględniono trzy różne sposoby generacji odwróconego zdjęcia: obrót o 180 stopni, lustrzane odbicie oraz obrót kamery podczas wykonywania zdjęć. Źródło: [A5].

ich usunięcia algorytm buduje drzewo rozpinające i odcina od centralnego poddrzewa pozostałe połączone zbyt długimi krawędziami (długość krawędzi jest parametrem metody), rys. 9.

Jeden ze skonstruowanych przeze mnie systemów rozpoznawania tęczy został wyposażony w tę metodę i wzbudził zainteresowanie na targach biometrycznych w Londynie w latach 2006-2009 (rodz. 4.2, oraz rodz. 4.1 w załączniku Z5 [Pre2]), głównie ze względu na prostotę implementacji i bardzo wysoką skuteczność w rozpoznawaniu nieskomplikowanych fałszerstw.

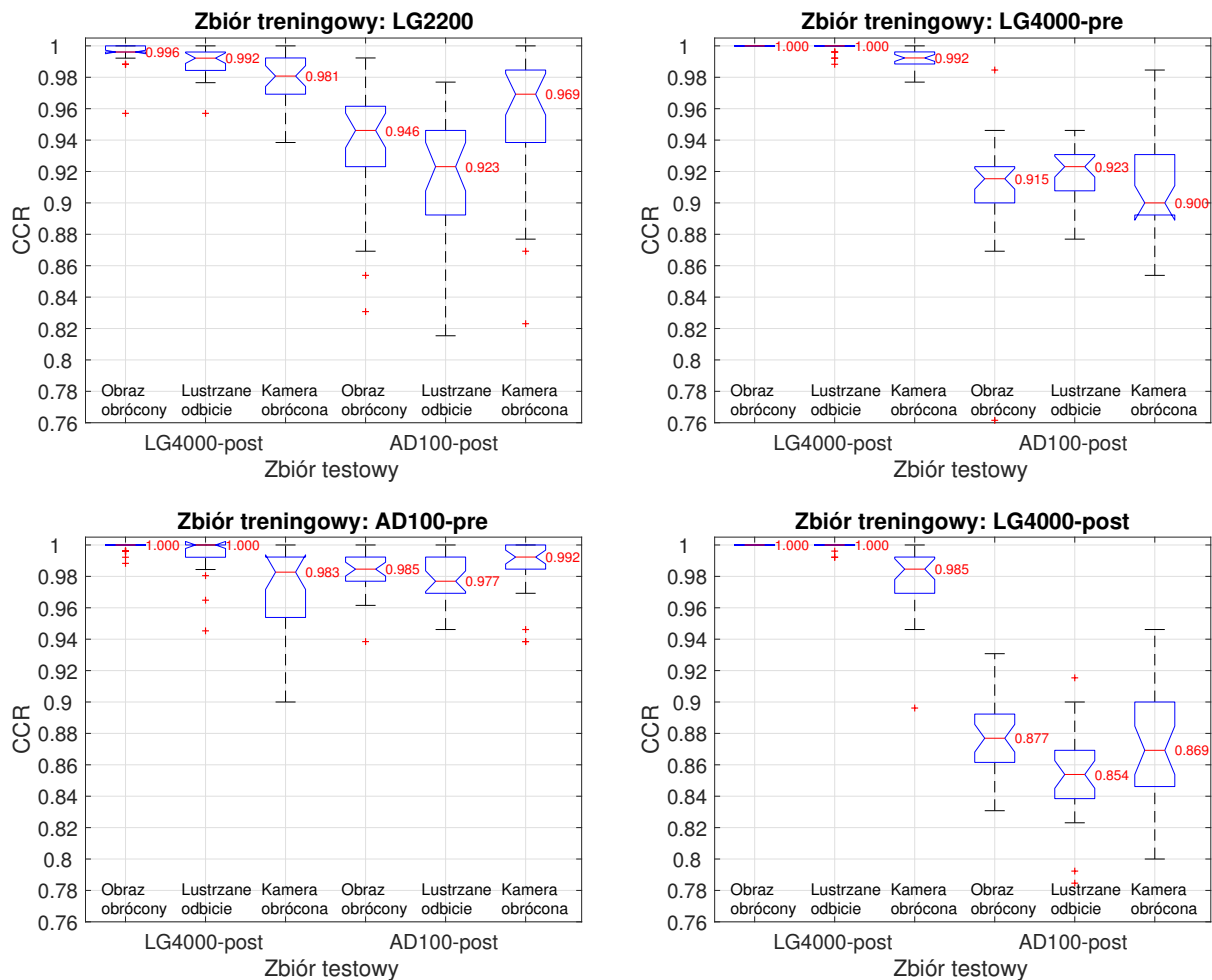
**Aktywny pomiar, dynamiczny obiekt.** Do niniejszej grupy metod o największym potencjale wykrywania fałszerstw zaliczam badanie dynamiki zmian wielkości źrenicy, które są wynikiem nieświadomego dostosowania narządu wzroku do aktualnych warunków oświetleniowych. Pierwsze prace związane z wykorzystaniem dynamiki źrenicy prowadzone w latach 2004-2006 w moim zespole dotyczyły budowy metody rozpoznawania osób na podstawie różnic w zachowaniu się źrenicy. Wyniki tych prac były dla mnie inspiracją do wykorzystania tego zjawiska w zadaniu, w którym własności dynamiki źrenicy wspólne dla populacji mają pierwszorzędne znaczenie, natomiast cechy osobnicze – znaczenie drugorzędne. Okazało się bowiem, że dynamika dla każdego oka różni się nieznacznie i możliwe jest wykorzystanie jednego z modeli stosowanych do rozpoznawania osób do stwierdzenia czy obserwujemy autentyczne, żywe oko. Wspólnie z Prof. Andrzejem Pacutem oraz mgr inż. Marcinem Chochowskim opracowałem metodę, która



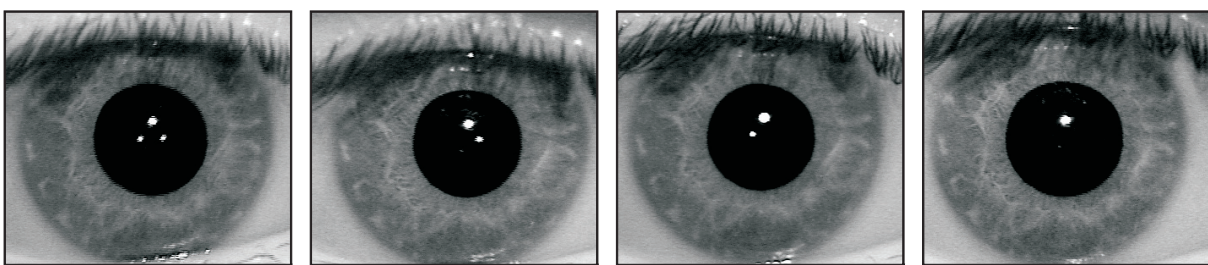
Rysunek 6: Wykresy pudełkowe ilustrujące stopień poprawnych klasyfikacji (*Correct Classification Rate, CCR*) **orientacji poziomej** zdjęcia (lewa/prawa tęczęwka) na zbiorze testowym dla 30 różnych **klasyfikatorów neuronowych** (CNN) zbudowanych z wykorzystaniem losowo wybranych próbek treningowych. Klasyfikatory budowane były niezależnie dla próbek pobranych jedną kamerą. Na wykresach pokazano również **medianę** wyników. Źródło: [A5].

w sposób automatyczny określa autentyczność oka [C17] i wykorzystuje model dynamiki Kohn'a i Clynes'a. Oryginalna metoda przeprowadzała klasyfikację punktów w przestrzeni parametrów modelu za pomocą perceptronu wielowarstwowego i z dużą dokładnością była w stanie odróżnić żywe oczy od papierowych wydruków tęczęwki, wystarczających do przeprowadzenia udanego ataku na ówczesne systemy biometrii tęczęwki. Metoda wraz z propozycją urządzenia zostały opatentowane na terenie USA z datą pierwszeństwa 7 września 2006 [P1]. Dalsze prace, prowadzone już samodzielnie, polegały na wykorzystaniu różnych klasyfikatorów, uwzględnieniu jakości modelowania w podejmowaniu końcowej decyzji o autentyczności oka oraz wykorzystaniu negatywnych i pozytywnych bodźców świetlnych. Wyniki samodzielnych prac opublikowane zostały w [A5, B1].

Do wykonania badań niezbędne było pozyskanie odpowiednich danych, gdyż nie istniały w owym czasie żadne dostępne bazy zdjęć tęczęwek, które mogłyby posłużyć do określenia dynamiki źrenicy. W tym celu wykorzystana została skonstruowana przeze mnie kamera. Każdą tęczęwkę obserwowano przez 30 sekund: przez pierwsze 15 sekund pomiaru rejestrowano spontaniczne ruchy źrenicy, przez kolejne 5 sekund reakcję na pozytywny bodziec świetlny, a końcowe 10 sekund obserwacji dotyczyły reakcji na negatywną stymulację, rys. 10. Różne odcinki każdego



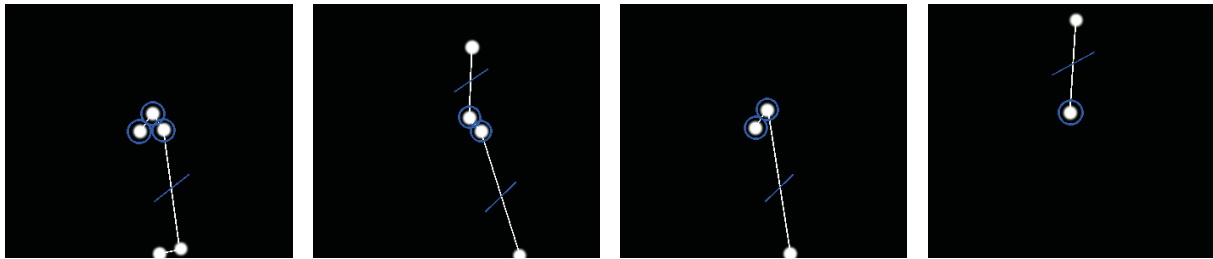
Rysunek 7: Jak na rysunku 6 lecz dla **orientacji pionowej** zdjęcia. Jak poprzednio, w testach uwzględniono trzy różne sposoby generacji odwróconego zdjęcia: obrót o 180 stopni, lustrzane odbicie oraz obrót kamery podczas wykonywania zdjęć. Źródło: [A5].



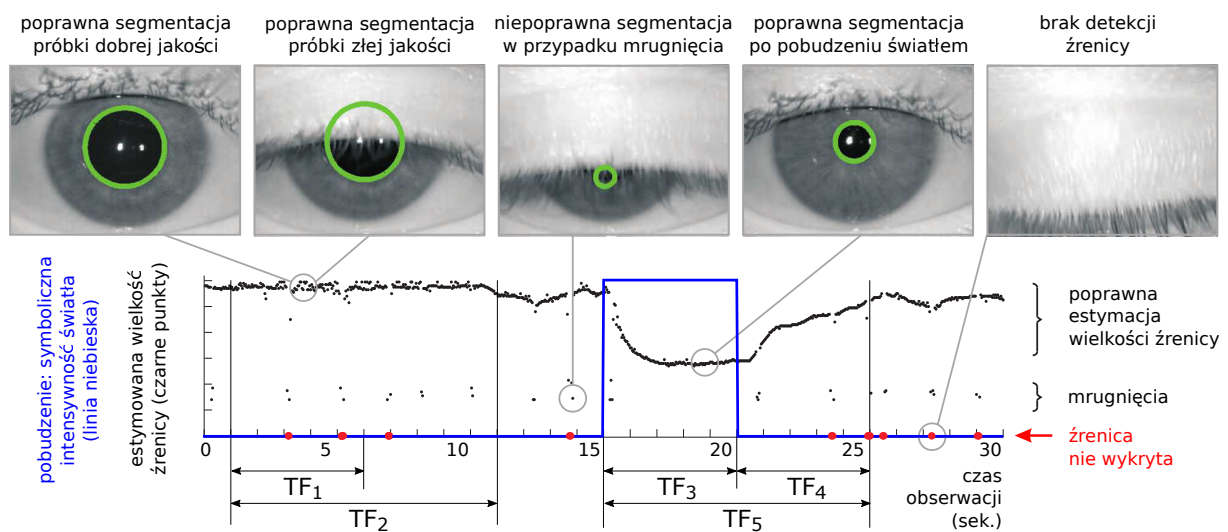
Rysunek 8: Cztery możliwe konfiguracje odbłasków dla dodatkowych dwóch oświetlaczy podczerwieni umiejscowionych po obu stronach obiektywu kamery.

pomiaru, oznaczone jako  $TF_1, \dots, TF_5$  na rys. 10, zostały wykorzystane w różnych eksperymentach: w rozpoznawaniu poprawnej reakcji oka na pozytywny ( $TF_1$  vs  $TF_3$ ) i negatywny ( $TF_1$  vs  $TF_4$ ) bodziec świetlny, oraz poprawnej reakcji na oba bodźce ( $TF_2$  vs  $TF_5$ ). Dane, pomimo że zebrane w warunkach kontrolowanych, zawierają szum związany z naturalną niedokładnością segmentacji tęczęwki, ruchami gałki ocznej podczas pomiaru czy mrugnięciami.

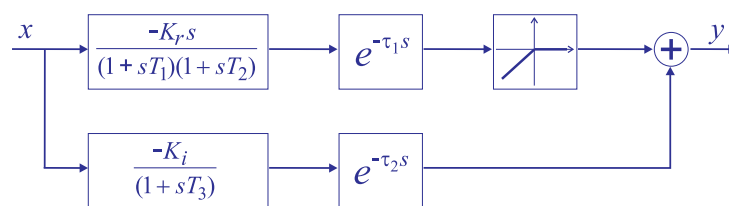
W proponowanym rozwiązaniu zastosowany został model dynamiki źrenicy zaproponowany przez Kohn'a i Clynes'a, rys. 11, który bierze pod uwagę asymetrię w reakcji źrenicy na pobudzenie



Rysunek 9: Drzewa rozpinające dla obrazów pokazanych na rys. 8, odcięcia poddrzew połączonych zbyt długimi krawędziami i identyfikacja konfiguracji odbłasków w centralnej części obrazu.



Rysunek 10: Wielkość źrenicy (czarne punkty) określona automatycznie dla jednego, przykładowego eksperymentu podczas stymulacji oka światłem o skokowej zmianie natężenia. Surowy pomiar zawiera szum wynikający z niedokładnej segmentacji obrazu oraz mrugnięć (czerwone punkty na osi odciętych). W eksperymentach opisanych w tekście wykorzystano różne przedziały czasowe dla każdej próbki, oznaczone jako  $TF_1, \dots, TF_5$ . Źródło: [B1].



Rysunek 11: Model dynamiki źrenicy zaproponowany przez Kohn'a i Clynes'a wykorzystany w tej pracy do identyfikacji autentycznej reakcji źrenicy. Źródło: [B1].

pozytywne i negatywne. Dla pobudzeń pozytywnych wykorzystywane są oba kanały. Nieliniowość umożliwia wyłączenie górnego kanału dla pobudzeń negatywnych. Zastosowanie odwrotnej transformaty Laplace'a pozwala na wyznaczenie odpowiedzi  $y(t; \phi)$  modelu w dziedzinie czasowej, zakładając pojawienie się bodźca w chwili  $t = 0$ :

$$y(t; \phi) = y_{\text{upper}}(t; \phi_1) + y_{\text{lower}}(t; \phi_2) \quad (1)$$

gdzie

$$y_{\text{upper}}(t; \phi_1) = \begin{cases} -\frac{K_r}{T_1^2} (t - \tau_1) e^{-\frac{t-\tau_1}{T_1}} & \text{jeśli } T_1 = T_2 \\ \frac{K_r}{T_2 - T_1} (e^{-\frac{t-\tau_1}{T_1}} - e^{-\frac{t-\tau_1}{T_2}}) & \text{w przeciwnym przypadku} \end{cases}$$

jest odpowiedzią górnego kanału, parametryzowanego przez  $\phi_1 = [K_r, T_1, T_2, \tau_1]^T$ , natomiast

$$y_{\text{lower}}(t; \phi_2) = -K_i (1 - e^{-\frac{t-\tau_2}{T_3}}) \quad (2)$$

jest odpowiedzią dolnego kanału, parametryzowanego przez  $\phi_2 = [K_i, T_3, \tau_2]^T$ . Zatem dla pobudeń pozytywnych istnieje konieczność identyfikacji wektora  $\phi$  siedmiu parametrów dla każdego sklasyfikowanego pomiaru:

$$\phi = [\phi_1, \phi_2]^T = [K_r, T_1, T_2, \tau_1, K_i, T_3, \tau_2]^T. \quad (3)$$

W przypadku bodźca ujemnego w chwili  $t = 0$ , model upraszcza się do dolnego kanału:

$$y(t; \phi) = y_{\text{lower}}(t; \phi_2), \quad (4)$$

gdzie

$$y_{\text{lower}}(t; \phi_2) = K_i (1 - e^{-\frac{t-\tau_2}{T_3}}), \quad (5)$$

a więc w celu dopasowania modelu do danych istnieje konieczność określenia jedynie trzech wielkości:

$$\phi = \phi_2^T = [K_i, T_3, \tau_2]^T. \quad (6)$$

Wektor  $\phi$  zawiera zatem *cechy żywotności oka*, które następnie są sklasyfikowane do jednej z dwóch grup: a) reakcja poprawna, b) reakcja niepoprawna lub brak reakcji. Optymalne wartości  $\hat{\phi}$  dla każdego pomiaru znajdowane są za pomocą nieliniowej metody najmniejszych kwadratów:

$$\hat{\phi} = \arg \min_{\phi \in \Phi} \sum_{i=1}^N (\hat{y}(t; \phi) - y(t))^2, \quad (7)$$

gdzie  $\Phi$  jest zbiorem dopuszczalnych wartości  $\phi$ :

$$\begin{aligned} 0 &\leq K_r \leq 1000 \\ 0 &\leq T_1 \leq 100 \\ 0 &\leq T_2 \leq 100 \\ 0 &\leq \tau_1 \leq 20 \\ 0 &\leq K_i \leq 1000 \\ 0 &\leq T_3 \leq 100 \\ 0 &\leq \tau_2 \leq 20, \end{aligned}$$

$y(t)$  reprezentuje rzeczywiste (obserwowane) zmiany wielkości źrenicy,  $\hat{y}(t; \phi)$  jest odpowiedzią modelu dla parametrów  $\phi$  i obserwacji  $y(t)$ , oraz  $t = 0, \dots, t_{\text{max}}$ . Typowe wartości  $\phi$  sugerowane oryginalnie przez Kohn'a and Clynes'a ( $T_1 = 0.25$  sek.,  $T_2 = T_3 = 0.4$  sek.,  $\tau_1 = 0.28$  sek. oraz  $\tau_2 = 0.35$  sek.) oraz wzmocnienia kanałów posłużyły jako punkt startowy  $\hat{\phi}_0$  w procedurze optymalizacji (7):

$$\hat{\phi}_0 = [100, 0.25, 0.4, 0.28, 100, 0.4, 0.35]^T.$$

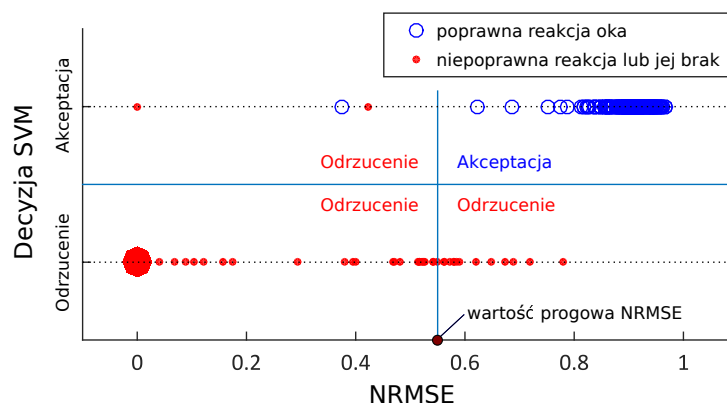


W eksperymentach okazało się, że czasy obserwacji poniżej 1.5 sek. są niewystarczające. Stąd analizy wykonane zostały dla czasów od  $t_{\max} = 1.6$  sek. do  $t_{\max} = 5$  sek., osobno dla pozytywnych and negatywnych bodźców, oraz dla  $t_{\max} = 10$  sek. w sytuacji, gdy oba bodźce wykorzystywane były jednocześnie w identyfikacji modelu. Parametry zidentyfikowane dla każdego pomiaru klasyfikowane były następnie przez maszynę wektorów wspierających. Sprawdzono skuteczność kilku maszyn: liniowej, z jądrem kwadratowym, wielomianowym oraz radialnym.

Bardzo ważnym elementem rozwiązania jest wprowadzenie drugiego kryterium decyzyjnego (oprócz decyzji SVM) związanego z jakością dopasowania modelu do danych, GoF (ang. *Goodness of Fit*). Może się bowiem zdarzyć, że losowe zmiany wielkości źrenicy, np. symulowane przez sztuczny obiekt podczas próby ataku, spowodują błąd klasyfikacji. Do określenia jakości dopasowania wykorzystałem normalizowany współczynnik błędu średnio-kwadratowego (ang. *Normalized Root Mean Square Error, NRMSE*):

$$\text{NRMSE} = \max \left( 0, 1 - \frac{\|y(\cdot) - \hat{y}(\cdot; \phi)\|}{\|y(\cdot) - \bar{y}(\cdot)\|} \right), \quad (8)$$

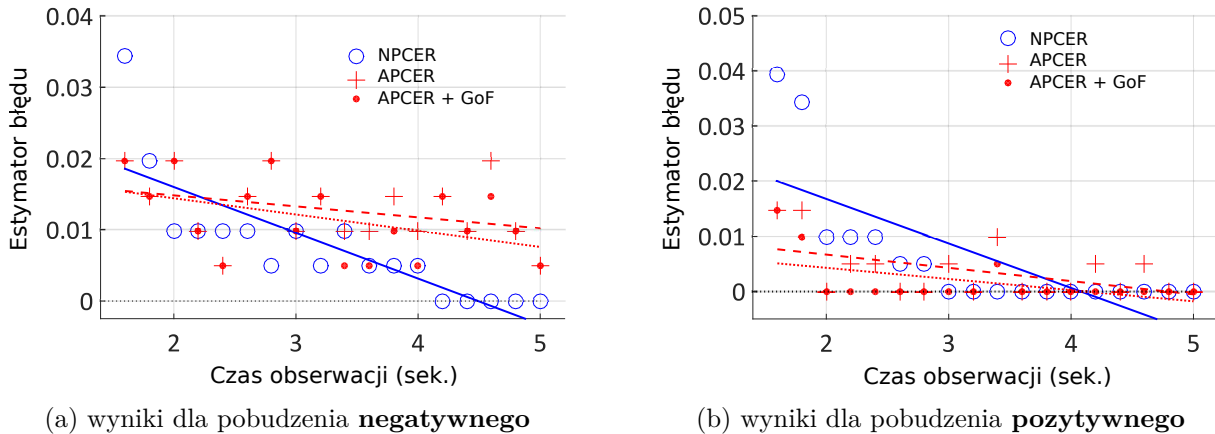
gdzie  $\bar{y}$  oznacza średnią  $y$ , natomiast  $\|\cdot\|$  oznacza normę euklidesową wektora.  $\text{NRMSE} = 0$  gdy  $\hat{y}$  nie jest lepsze niż prosta regresji dla obserwacji  $y$ .  $\text{NRMSE} = 1$  oznacza idealne dopasowanie modelu do danych. Zatem aby zaklasyfikować daną reakcję źrenicy jako poprawną, wymagam, oprócz pozytywnej decyzji SVM, wartości  $\text{NRMSE}$  przekraczających zadany próg, rys. 12.



Rysunek 12: Ilustracja podejmowania decyzji w oparciu o dwa kryteria: wyniku klasyfikacji SVM oraz jakości dopasowania modelu. Źródło: [B1].

W celu oceny skuteczności metody wykorzystałem  $N$ -krotną walidację krzyżową (ang. *leave-one-out*), gdzie  $N = 26$  jest liczbą osób, od których pobrano dane. Oznacza to, że projektowanie metody odbywało się dla danych pobranych od  $N - 1 = 25$  osób, natomiast testowanie odbywało się wyłącznie dla danych pobranych od pozostałej osoby. Dzięki temu uzyskano  $N = 26$  wyników testowych dla danych, które nie były wykorzystywane w treningu. Rys. 13 prezentuje najlepsze wyniki dla dwóch typów pobudzenia: negatywnego oraz pozytywnego. W obu przypadkach najlepszym klasyfikatorem była wielomianowa maszyna wektorów wspierających. Rysunki te ilustrują kilka ciekawych wniosków. Po pierwsze, pobudzenie pozytywne (czyli uaktywniające oba kanały modelu Kohn'a i Clynes'a) prowadzi do lepszych wyników, gdyż dla conajmniej dwusekundowych czasów obserwacji poziomy błędów rozpoznawania reakcji oka spadają poniżej 1%. Wciąż jednak pobudzenie negatywne pozwala na osiągnięcie dobrych poziomów błędów, nieprzekraczających 2%. Po drugie, uwzględnienie jakości dopasowania w podejmowaniu decyzji istotnie zwiększa dokładność klasyfikacji. Po trzecie, czasy obserwacji między 3 a 5 sekund były wystarczające do uzyskania perfekcyjnego rozpoznawania reakcji źrenicy dla zebranych danych.

Z racji tego, iż pozyskanie obrazu tęczówki w systemach komercyjnych zwykle wymaga kilkusekundowej obserwacji oka, np. w celu wybrania najlepszej próbki, metoda ta wydaje się możliwa do implementacji w warunkach operacyjnych bez wyraźnego wpływu na proces pozyskiwania obrazu tęczówki.

(a) wyniki dla pobudzenia **negatywnego**(b) wyniki dla pobudzenia **pozytywnego**

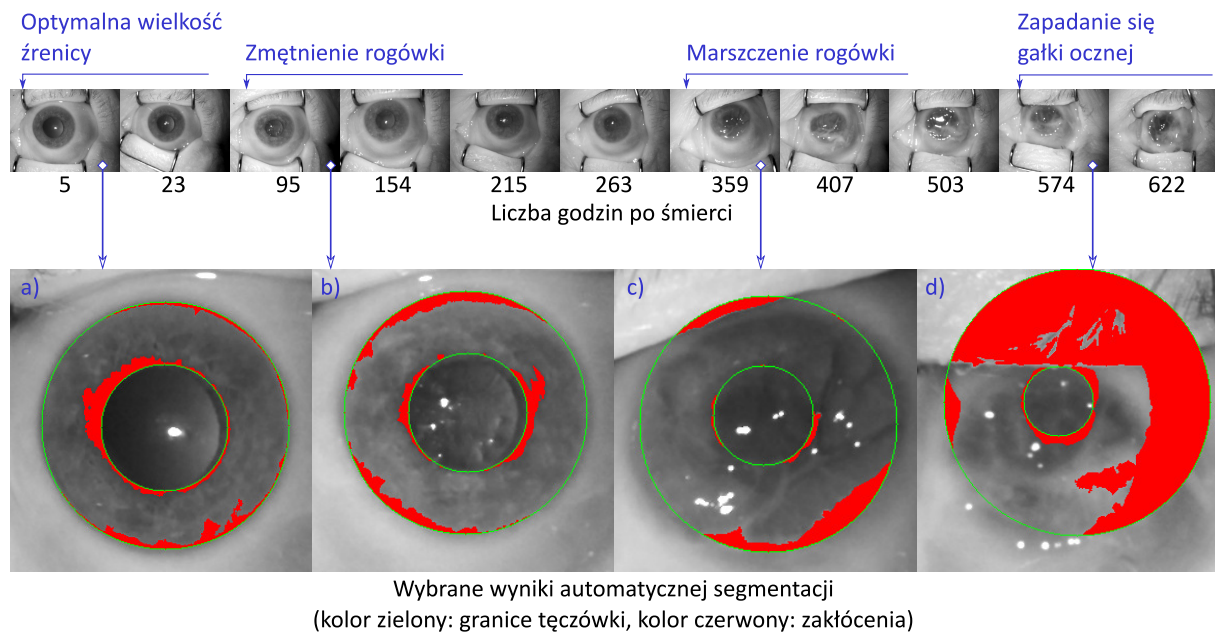
Rysunek 13: Uśrednione (dla 26 walidacji) stopnie błędnego rozpoznania właściwej reakcji oka (*Normal Presentation Classification Error Rate*, NPCER) oraz braku takiej reakcji (*Attack Presentation Classification Error Rate*, APCER) w funkcji czasu obserwacji za pomocą wielomianowej maszyny wektorów wspierających. Wykresy ilustrują wyniki niezależnie dla modelu uproszczonego (bodziec negatywny) oraz pełnego (bodziec pozytywny). Dodatkowo oznaczono proste regresji dla NPCER (**linia ciągła**), APCER bez uwzględnienia jakości dopasowania (**linia przerywana**) oraz APCER z uwzględnieniem jakości dopasowania podczas podejmowania decyzji (**linia kropkowana**). Źródło: [B1].

### 2.3.2 Automatyczne rozpoznawanie tęczówki u osób zmarłych

Niemożliwość wykorzystania tęczówki w celu identyfikacji osoby po jej śmierci była wielokrotnie przytaczana w literaturze naukowej oraz w materiałach producentów urządzeń biometrycznych, np.: “Soon after death, the pupil dilates considerably, and the cornea becomes cloudy” [6], “the iris (...) decays only a few minutes after death” [7], “After death, a person’s iris features will vanish along with pupil’s dilation” [8], lub “The notion of stealing someone’s iris after death is scientifically impossible. The iris is a muscle; it completely relaxes after death and results in a fully dilated pupil with no visible iris at all. A dead person simply does not have a usable iris!” [9]. Dzięki współpracy z Uniwersytetem Medycznym w Warszawie i próbkom zebranych od 17 zmarłych osób w różnym czasie po śmierci (od 5 godzin do około miesiąca) miałem okazję wykonania badań, które zweryfikowały powyższe hipotezy i określiły maksymalny czas przydatności tęczówki po śmierci z punktu widzenia biometrii. W idealnym scenariuszu (ciała trzymane w chłodni, kamera biometryczna i algorytmy kodowania tęczówki pochodzące od tego samego producenta) otrzymano stuprocentową dokładność rozpoznania próbek zebranych od 5 do 7 godzin po śmierci [C4]. Możliwość przeprowadzenia automatycznej identyfikacji istniała natomiast aż do około 400 godzin po śmierci [C3]. Wynikiem tych prac jest również pierwsza, i jak dotąd jedyna na świecie dostępna publicznie dla celów naukowych baza zdjęć tęczówek wykonanych po śmierci (rozdz. 3.4 [DB6]).

Rysunek 14 przedstawia przykładowe zdjęcia tęczówki wykonane w różnym czasie po śmierci. Jedną z ważnych obserwacji jest utrzymująca się optymalna, z punktu widzenia rozpoznawania tęczówki, wielkość źrenicy (rys. 14a). Najważniejsze zmiany dotyczą rogówki, która odżywniana i nawilżana jest dzięki cieczy łzowej rozpraszanej przez powieki podczas mrugania. Brak

nawilżania powoduje zatrzymanie dopływu tlenu do komórek i ich zakwaszenie, co w połączeniu z wysychaniem rogówki skutkuje najpierw jej zmętnieniem (rys. 14b) a następnie marszczeniem (rys. 14c). Te zmiany w oczywisty sposób zniekształcają obraz tęczówki. Dalsze odwodnienie tkanek oka i w szczególności ciała szklonego skutkuje zapadaniem się oka do wewnątrz gałki ocznej (rys. 14d).



Rysunek 14: Zdjęcia tej samej tęczówki wykonane w podczerwieni kamerą IriTech IriShield M2120U ilustrujące zmiany zachodzące w przedniej części oka po śmierci. Segmentacja obrazu wykonana została oprogramowaniem OSIRIS [10]. Źródło: materiały do moich wykładów na uniwersytecie Clarkson, NY, USA (rozdz. 5.2.1 [Wyk1]), oraz w Londynie (rozdz. 5.2.1 [Wyk2]).

Przykład pokazany na rys. 14, oraz analiza zebranych danych sugerują, iż procesy zachodzące w oku po śmierci, które mogą mieć wpływ na biometrię są wolniejsze niż to sugerowano w dotychczasowych publikacjach. Aby określić dynamikę tych zmian, przeanalizowałem wyniki porównań dla 480 zdjęć 34 tęczówek wykonanych w podczerwieni po śmierci kamerą IriTech IriShield M2120U [11]. Dla wszystkich 17 osób pierwsza sesja pomiarowa wykonana została od 5 do 7 godzin po śmierci. Dla 16 osób druga sesja pomiarowa odbyła się między 16 a 27 godziną po śmierci. Dla 9 z nich trzecia sesja wykonana została między 27 a 60 godziną po śmierci. Pozostałe sesje wykonywane były nieregularnie ze względu na ograniczony dostęp do prosektorium oraz różne terminy przebywania ciał w chłodni. Maksymalna liczba godzin po śmierci dla próbek wykorzystanych w pracach [C4, C3] to 407 godzin, natomiast ze względu na możliwość dodatkowych pomiarów wykonanych dla dwóch osób po ukazaniu się powyższych publikacji, w niniejszym autoreferacie analiza sięga 814 godzin po śmierci.

Dane z trzech pierwszych sesji (do 60 godzin) wybrane zostały do analizy krótkoterminowej i wykonania porównań wewnątrz- oraz między-sesyjnych. Wszystkie dane zostały następnie wykorzystane w analizie długoterminowej (do 814 godzin) w celu określenia maksymalnego okresu, w którym można liczyć na poprawne dopasowanie obrazów. Wyniki porównań wyznaczono dla czterech różnych metod rozpoznawania tęczówki:

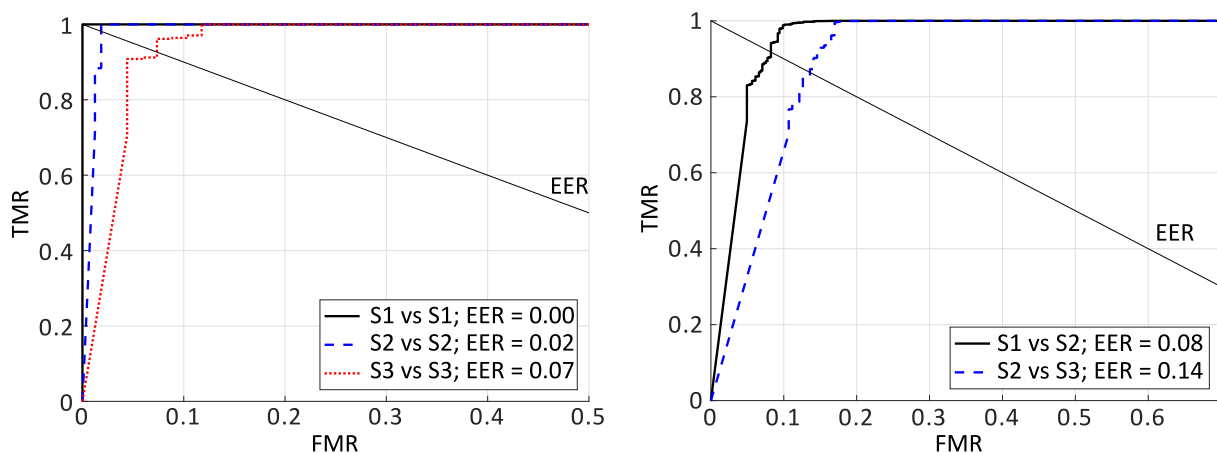
- *IriCore* [12]: komercyjna metoda opracowana przez IriTech Inc., producenta kamery wykorzystanej do pozyskania próbek, oceniona jako jedna z najlepszych w testach NIST ICE<sup>3</sup>

<sup>3</sup><https://www.nist.gov/programs-projects/iris-challenge-evaluation-ice>

oraz NIST IREX<sup>4</sup>; producent nie ujawnił wykorzystanych algorytmów kodowania tęczówki,

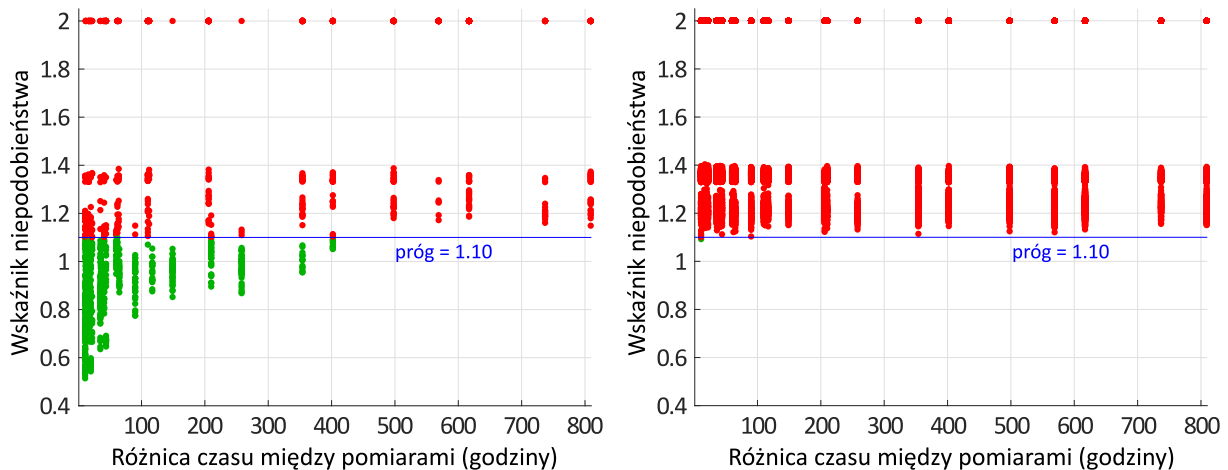
- *VeriEye* [13]: popularna komercyjna metoda opracowana przez Neurotechnology, również wysoko oceniana przez NIST w programach ICE i IREX; podobnie jak w przypadku metody *IriCore*, nie są znane dokładne algorytmy wykorzystane w produkcji, poza kilkoma ogólnymi własnościami, np. wykorzystanie aktywnych konturów w segmentacji obrazu,
- *MIRLIN (Monro Iris Recognition Library)* [14]: komercyjna metoda bazująca na algorytmach opracowanych na Uniwersytecie Bath w Wielkiej Brytanii [15] i wykorzystująca dyskretną transformatę kosinusową (ang. *Discrete Cosine Transform, DCT*) do lokalnego opisu struktury tęczówki,
- *OSIRIS (OpenSource IRIS)* [10]: popularne rozwiązanie typu *open source* implementujące w większości metodę Daugmana, wykorzystujące filtrację Gabora do opisu tekstury tęczówki.

Rysunek 15 ilustruje krzywe ROC (*Receiver Operating Characteristic*) otrzymane w porównaniach wewnątrz- i między-sesyjnych. W niniejszym autoreferacie prezentuję jedynie wyniki dla metody *IriCore*, która z racji dopasowania do kamery użytej w badaniach prezentowała najlepszą dokładność. Dość zaskakującym wynikiem jest stuprocentowa dokładność rozpoznawania próbek pobranych w pierwszej sesji (od 5 do 7 godzin po śmierci). Wyniki otrzymane dla próbek pobranych w sesjach drugiej i trzeciej są oczywiście gorsze: błąd zrównoważony EER wyniósł odpowiednio 2% oraz 7%. Podobnie, porównania między-sesyjne sugerują istotny spadek jakości rozpoznawania tęczówki: błąd zrównoważony dla porównań próbek pobranych w sesjach 1 i 2 wyniósł 7% a w sesjach 1 i 3 – 14%. Otrzymane wartości EER są oczywiście znacznie większe niż typowe poziomy błędów w biometrii tęczówki. Jednakże są znacznie niższe niż 50%, co sugerowałoby zupełną niemożność identyfikacji tęczówki po śmierci. Okazuje się więc, że taka możliwość istnieje.



Rysunek 15: **Z lewej:** krzywe ROC dla porównań wykonanych w ramach pojedynczych sesji (dla trzech pierwszych sesji: S1, S2 oraz S3). **Z prawej:** Krzywe ROC porównań obrazów pozyskanych w różnych sesjach. FMR oznacza stopień fałszywego dopasowania (*False Match Rate*), natomiast TMR oznacza stopień poprawnego dopasowania (*True Match Rate*). Na rysunkach podano również wartość błędu zrównoważonego EER. Źródło: materiały do moich wykładów na uniwersytecie Clarkson, NY, USA (rozdz. 5.2.1 [Wyk1]), oraz w Londynie (rozdz. 5.2.1 [Wyk2]).

<sup>4</sup><https://www.nist.gov/programs-projects/iris-exchange-irex-overview>



Rysunek 16: Stopień niedopasowania obrazów tęczówki wykonanych po śmierci w różnych odstępach czasu. **Z lewej:** wyniki porównań **tych samych tęczówek**. **Z prawej:** wyniki porównań **różnych tęczówek**. **Kolor zielony** oznacza zgodność obrazów, **kolor czerwony** oznacza niezgodność obrazów dla **progu akceptacji** sugerowanego przez producenta oprogramowania. Źródło: materiały do moich wykładów na uniwersytecie Clarkson, NY, USA (rozdz. 5.2.1 [Wyk1]), oraz w Londynie (rozdz. 5.2.1 [Wyk2]).

Ostatnie pytanie w tej fazie badań dotyczyło maksymalnego czasu po śmierci, dla którego możemy spodziewać się próbek dających szansę na wykorzystanie tęczówki w identyfikacji. Rysunek 16 ilustruje stopnie niedopasowania między próbkami pobranymi najszybciej jak to możliwe po śmierci (czyli podczas pierwszej sesji) a próbkami pobranymi później. Ze względu na brak par zdjęć pobranych przed i po śmierci dla tych samych tęczówek, w niniejszej analizie próbki z pierwszej sesji symulują obrazy tęczówki pobrane przed śmiercią. Przybliżenie to jest uzasadnione ze względu na małe zmiany w tęczówce, które są obserwowane w ciągu kilku godzin po śmierci. Zaprezentowane wyniki dotyczą, jak poprzednio, najlepszej w tych badaniach metody *IriCore*. Wyniki porównywań różnych tęczówek nie zależą od czasu, który upłynął od śmierci. Natomiast porównania próbek tych samych tęczówek wskazuje na stopniową degradację dokładności rozpoznawania aż do całkowitej utraty możliwości identyfikacji gdy różnica między pomiarami przekracza około 400 godzin po śmierci (zielone punkty, rys. 16 z lewej), czyli dość późno. Taki sam wynik otrzymano dla metody *MIRLIN*, a nieco gorsze dla metod *VeriEye* (260 godzin) oraz *OSIRIS* (120 godzin).

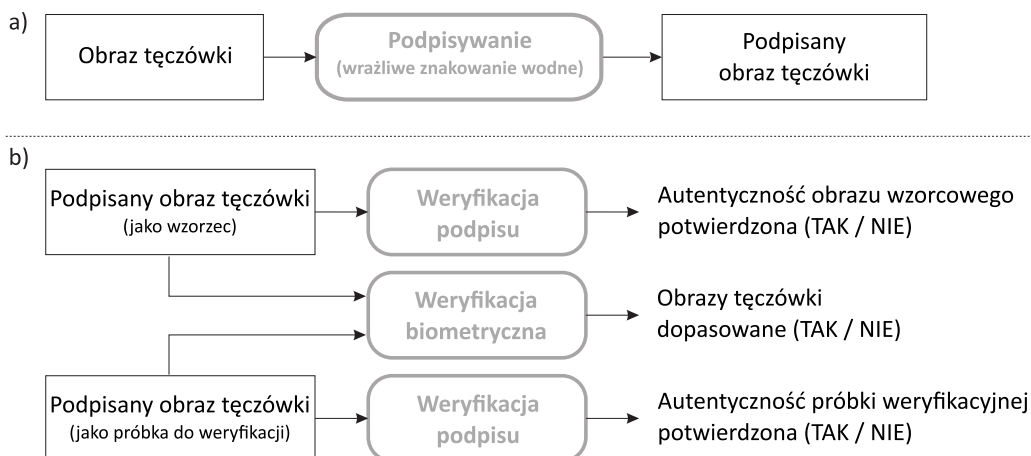
Otrzymane wyniki przeczą zatem wcześniejszym założeniom o niemożności wykorzystania tęczówki jako identyfikatora biometrycznego po śmierci. Taka możliwość istnieje, choć należy zdawać sobie sprawę z dynamiki zmian zachodzących w oku i związanej z tym utraty cech biometrycznych. Badania te są unikalne i okazały się interesujące m.in. dla Federalnego Biura Śledczego (FBI, USA), które przyznało dofinansowanie prowadzonego przeze mnie aktualnie w USA projektu TSHEPII (rozdz. 5.1.1 [Pro1]). Dodatkowo, wzbudziły one zainteresowanie międzynarodowego środowiska biometrycznego, czego dowodem mogą być zaproszenia do wygłoszenia wykładów na ten temat (rozdz. 5.2.1 [Wyk1, Wyk2]).

### 2.3.3 Znakowanie próbek i certyfikacja urządzeń biometrii tęczówki

Inspiracją do opracowania metody, dzięki której możliwe jest znakowanie zdjęć tęczówki w taki sposób, aby można było określić autentyczność pliku, były wymagania systemu opracowanego w ramach projektu BIOPKI (rozdz. 5.1.2 [Pro8]), w którym miałem przyjemność uczestniczyć. Jednym z zadań projektu było opracowanie metod znakowania obrazów tęczówki zapisanych w

pamięci karty mikroprocesorowej (np. paszporcie biometrycznym). Próbkę oznakowaną w taki sposób, aby nawet drobna zmiana w pliku mogła zostać wykryta, pozwala na weryfikację autentyczności danej próbki oraz na stwierdzenie, czy dane zostały wygenerowane przez certyfikowane urządzenie, np. dopuszczone do działania w danym systemie<sup>5</sup>. Oczywiście najprostszym rozwiązaniem jest elektroniczne podpisanie obrazu i dodanie podpisu obok danych biometrycznych. Niestety taka implementacja jest w wielu przypadkach niemożliwa ze względu na konieczność wykorzystywania standardów wymiany danych biometrycznych (ogólnych ISO/IEC 19794-1 oraz specyficznych ISO/IEC 19794-6 dla tęczówki), które nie mogą zostać łatwo rozszerzone o dodatkowe bloki. Ta komplikacja powoduje, że ewentualne rozwiązanie musi wykorzystywać istniejące bloki danych, a jeśli zachodzi potrzeba modyfikacji danych biometrycznych, musi się to odbywać bez wpływu na jakość rozpoznawania biometrycznego.

Istniejące rozwiązania służące identyfikacji instancji kamer biometrii tęczówki bez potrzeby modyfikacji kanałów transmisyjnych bazują na rozpoznawaniu niejednorodności odpowiedzi optycznej (ang. *Photo-Response Non Uniformity, PRNU*). W metodach tych zakłada się, iż możliwe jest wykrycie różnic między promieniowaniem wykrywanym przez poszczególne piksele matrycy a rzeczywistą wartością jednorodnego promieniowania. Różnice te, będące swego rodzaju “odciskiem” sensora, można wykorzystać do jego identyfikacji. Niestety skuteczność tych metod w przypadku sensorów tęczówki jest daleka od zastosowań praktycznych: poziomy błędów zrównoważonych raportowane przez dwa najaktywniejsze ośrodki na świecie zajmujące się identyfikacją sensorów na bazie PRNU (Uniwersytet w Salzburgu, Austria, oraz Uniwersytet Stanowy w Michigan, USA) sięgają od około 11% [16] do około 22% [17]. Najświeższa praca w tej dziedzinie prezentuje zmienne dokładności rozpoznawania instancji sensora, sięgające – w zależności od sprzętu – od 82% do 100% [18]. Wyniki te jednak uzyskano dla próbek pobranych aparatami fotograficznymi ogólnego przeznaczenia, nie zaś kamerami biometrii tęczówki. Dodatkowo autorzy [18] przyznają, że wysokie dokładności sięgające 100% uzyskuje się wyłącznie, gdy zbiór trenujący wykorzystywany w uczeniu metody jest “wystarczająco duży”.

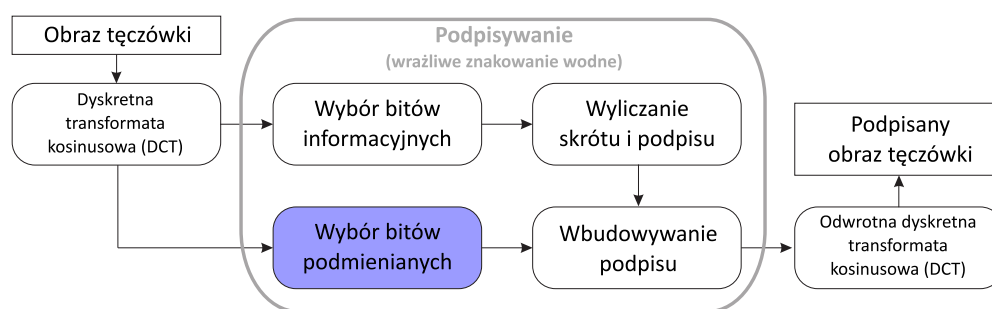


Rysunek 17: Schemat wrażliwego znakowania wodnego w certyfikacji obrazów tęczówki.

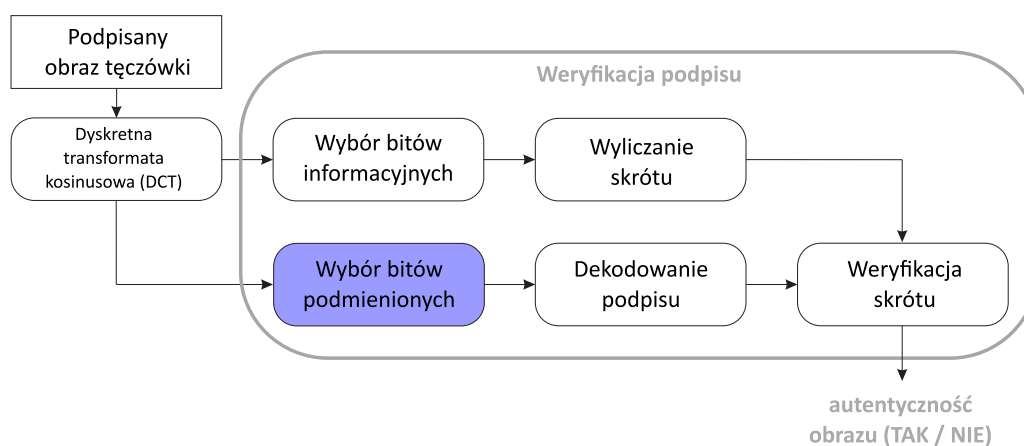
Rozwiązanie zaproponowane przeze mnie wykorzystuje algorytmy wrażliwego znakowania wodnego do osadzenia podpisu elektronicznego wybranych danych obrazu tęczówki bezpośrednio w tym obrazie, rys. 17. Podpisany obraz może służyć zarówno do weryfikacji autentyczności próbki jak i weryfikacji urządzenia generującego daną próbkę. Schemat ten nie zależy od konkretnego algorytmu znakowania wodnego, choć podstawowe dwa wymagania dotyczą a) minimalnego

<sup>5</sup>znany przykładem certyfikacji urządzeń jest lista *FBI Certified Products List* (<https://www.fbibiospecs.cjis.gov/certifications>) dla odcisku palca, którą planuje się rozszerzyć o kamery tęczówki w ramach *FBI Iris Pilot Project*

wpływu znakowania na rozpoznawanie biometryczne, b) maksymalnej wykrywalności nawet najmniejszych zmian w obrazie tęczówki. W omawianej pracy [A3] wykorzystano dwa algorytmy osadzania informacji przygotowane przez trzeciego autora: *SIMPLE* oraz *STEGHIDE*. Oba algorytmy korzystają ze współczynników transformaty kosinusowej wyznaczanych dla małych bloków obrazu tęczówki ( $8 \times 8$  pikseli) i dzielą bity wykorzystywane do zakodowania tych współczynników na dwie rozdzielne grupy: *bity informacyjne* i *bity podmieniane*, rys. 18. Podpisywane są jedynie *bity informacyjne*, natomiast *bity podmieniane* służą do zakodowania podpisu. Wybór bitów informacyjnych i podmienianych musi być oczywiście identyczny po stronie kodera i dekodera, więc w niniejszej pracy zdecydowano, iż najmniej znaczące bity współczynników DCT posłużą do wbudowania podpisu, natomiast podpisywane będą jedynie bity najbardziej znaczące. W niniejszej pracy zdecydowano również, iż bity podmieniane rozlokowane będą pseudo-losowo w różnych blokach obrazu, co zmniejsza szanse odróżnienia podpisu od szumu, oraz minimalizuje deformacje obrazu tęczówki. Liczba bitów podmienianych może być ustalona dowolnie, w niniejszej pracy wbudowywane podpisy mają długość 1024 bitów.



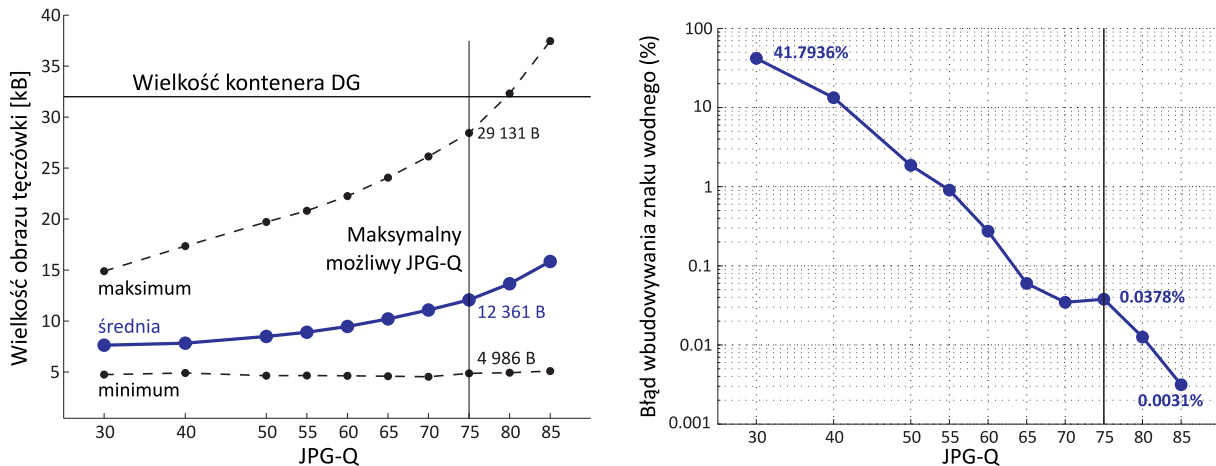
Rysunek 18: Ilustracja wstawiania podpisu do obrazu tęczówki.



Rysunek 19: Schemat ekstrakcji podpisu z obrazu tęczówki.

Wstawianie podpisu (rys. 18) w najprostszym podejściu (algorytm *SIMPLE*) polega na wymianie *bitów podmienianych* przez bity podpisu elektronicznego, co oprócz prostoty implementacji ułatwia niestety analizę kryptologiczną tak podpisanych próbek. W finalnym rozwiązaniu kodowanie podpisu odbywa się poprzez wymianę informacji między blokami *bitów podmienianych*, co pozwala m.in. na zachowanie statystyk pierwszego rzędu dla obrazów. Ekstrakcja i weryfikacja podpisu to operacje odwrotne: po wykonaniu skrótu *bitów informacyjnych* jest on weryfikowany z podpisem odczytany z *bitów podmienianych* danej próbki, rys. 19.

Powyższy schemat wymaga ustalenia szeregu parametrów, w szczególności dotyczących formatu obrazu i poziomu kompresji. Aby uniknąć arbitralnych wyborów dostosowano parametry do



Rysunek 20: **Z lewej:** Wielkość kadrowanego obrazu tęczówki (typ “CROPPED” zgodnie z ISO/IEC 19794-6) w zależności od parametru JPG-Q kontrolującego jakość obrazu po kompresji JPEG. Linia przerywaną oznaczono maksymalne i minimalne wartości otrzymane dla próbek z bazy BATH, natomiast linią ciągłą wartości średnie. **Z prawej:** Odsetek nieudanych wstawień podpisu do obrazu tęczówki w funkcji parametru jakościowego JPG-Q za pomocą algorytmu STEGHIDE oraz klucza o długości 1024 bity (losowanego dla każdej próbki).

przewidywanego praktycznego zastosowania. Ponieważ celem była certyfikacja obrazów tęczówki przechowywanych w pamięci biometrycznych dokumentów tożsamości, zdecydowałem się na wykorzystanie obrazów kadrowanych tęczówki, zdefiniowanych w ISO/IEC 19794-6. Zdjęcia te jednocześnie nie mogą być większe niż 32kB ze względu na maksymalną pojemność kontenera DG (ang. *Data Group*) w dokumencie elektronicznym, w którym przechowywane jest zdjęcie tęczówki. To następnie prowadzi do maksymalnej wartości JPG-Q (parametru jakościowego skutkującego różną rozdzielczością kodowania poszczególnych częstotliwości obrazu) na poziomie 75 (rys. 20 z lewej). Dla wybranego JPG-Q=75 nieudana próba wstawienia podpisu zdarzała się raz na około 2650 prób (rys. 20 z prawej). Przyczyną nieudanych prób była błędna segmentacja obrazu tęczówki i, w konsekwencji, błędne kadrowanie obrazu do formatu ISO skutkujące zbyt małymi obrazami aby można było w nie wbudować podpis. Ten niewielki błąd można wyeliminować poprzez zastosowanie lepszej metody segmentacji, lub obrazów niekadrowanych. Rozwiązanie bazujące na weryfikacji podpisu elektronicznego jest natomiast deterministyczne, co oznacza, że spodziewany poziom błędów w osadzaniu podpisu (a co za tym idzie, jego późniejszej weryfikacji) to jedynie 0.038%.

Powyższy schemat jest niezależny od weryfikacji biometrycznej tak podpisanej próbki. Zatem aby oszacować niezawodność zaprojektowanej metody należało sprawdzić jej potencjalny wpływ na wyznaczenie i dopasowanie cech biometrycznych tęczówki. W tym celu wykorzystałem obrazy tęczówki z bazy uniwersytetu BATH, która a momencie przygotowywania tej pracy była największą, publicznie dostępną bazą obrazów tęczówek na świecie (32 000 zdjęć dla 800 różnych tęczówek). Ponieważ podpisywanie obrazów może odbywać się niezależnie podczas rejestracji użytkownika oraz podczas weryfikacji, w testowaniu biometrycznym rozpatrywałem cztery scenariusze:

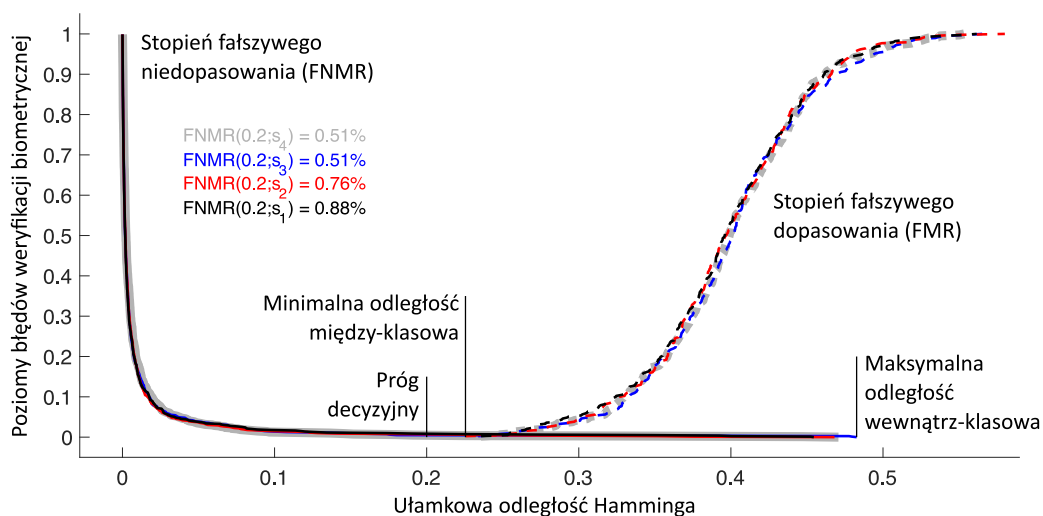
- s<sub>1</sub>: brak podpisu (czyli również jednocześnie kompresji JPG) zarówno w próbce wzorcowej oraz weryfikacyjnej; scenariusz ten pozwala na określenie bazowej dokładności rozpoznawania biometrycznego bez certyfikacji obrazów,
- s<sub>2</sub>: podpisywana jest jedynie próbka wzorcowa (zapisywana w dokumencie), próbka weryfikacyjna nie jest modyfikowana,



$s_3$ : podpisywana jest jedynie próbka weryfikacyjna, próbka wzorcowa nie jest modyfikowana (przeciwnie niż w  $s_2$ ),

$s_4$ : obie próbki są podpisywane.

Rysunek 21 prezentuje porównanie wyników otrzymanych dla powyższych scenariuszy. Różnice między rozkładami wyników porównań różnych tęczówek nie wykazują istotnych statystycznie różnic. Podobnie nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic w rozkładach wyników porównań tych samych tęczówek otrzymanych w scenariuszach  $s_1$ ,  $s_2$  oraz  $s_3$ . Natomiast różnice między rozkładami wyników wewnątrz-klasowych otrzymanymi w scenariuszu  $s_4$  oraz scenariuszach  $s_1$ ,  $s_2$  i  $s_3$  są istotne statycznie, choć mają marginalny wpływ na weryfikację biometryczną. Nieco zaskakującym wynikiem jest niższy poziom fałszywych niedopasowań (ang. *False Non-Match Rate*, *FNMR*) dla przykładowego progu akceptacji = 0.2, dla scenariuszy, w których zastosowano przedstawione wrażliwe znakowanie wodne ( $s_2$ ,  $s_3$  i  $s_4$ :  $FNMR(0.2) \in \langle 0.0051, 0.0076 \rangle$ ) w porównaniu ze scenariuszem bez znakowania ( $s_1$ :  $FNMR(0.2) = 0.0088$ ). Ten na pozór nieracjonalny wynik można wytłumaczyć pozytywnym wpływem kompresji obrazu na zmniejszenie poziomu szumu, co ma wpływ np. na powtarzalność segmentacji. Jest to zbieżne z podobnymi wnioskami, które były już przytaczane wcześniej przez Johna Daugmana (“there is even some suggestion of a small benefit from compression, possibly due to denoising”, [19]). A zatem zastosowanie znakowania wodnego zgodnie z przedstawionym schematem, które wykorzystuje kompresję JPG, może nawet delikatnie poprawić wyniki rozpoznawania biometrycznego.



Rysunek 21: Funkcje błędów fałszywego dopasowania i fałszywego niedopasowania dla wszystkich czterech scenariuszy wstawiania podpisu rozpatrywanych w tej pracy. Poziomy FNMR dla czterech scenariuszy podano dla wybranego progu akceptacji (0.2).

Podsumowując, zaproponowany schemat certyfikacji zdjęć tęczówki w oparciu o znakowanie wodne a) nie wymaga dodatkowych kanałów transmisyjnych, b) nie ma istotnego wpływu na dokładność weryfikacji biometrycznej (nawet delikatnie ją poprawiając), oraz c) stopień poprawnej weryfikacji podpisu przekracza 99.5%.

### 3 Omówienie aktywności naukowo-badawczej towarzyszącej zasadniczemu osiągnięciu naukowemu

W mojej pracy naukowej skupiam się głównie za zagadnieniach związanych z bezpieczeństwem biometrii tęczówki, które zostały zaprezentowane jako główne osiągnięcie naukowe w rozdz. 2. W niniejszym rozdziale podsumowuję dodatkowe prace wchodzące w skład dziedziny związanej z zapewnianiem niezawodności biometrii tęczówki, której bezpieczeństwo jest jednym z elementów, a mianowicie:

- wpływ chorób oka na niezawodność biometrii tęczówki (rozdz. 3.1),
- stacjonarność rozpoznawania tęczówki (rozdz. 3.2),
- statystyczna analiza działania systemów biometrii tęczówki (rozdz. 3.3),
- współtworzenie biometrycznych baz danych, wykorzystywanych w wielu krajach na świecie w testowaniu algorytmów biometrycznych (rozdz. 3.4).

#### 3.1 Badanie wpływu chorób oka na niezawodność biometrii tęczówki

Prace omawiane w niniejszym podrozdziale:

- [C9] Mateusz Trokielewicz [60%], **Adam Czajka** [30%], Piotr Maciejewicz [10%], “Cataract influence on iris recognition performance”, *Proceedings of SPIE: Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments*, Vol. 9290, November 25, 2014, DOI: 10.1117/12.2076040  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [C8] Mateusz Trokielewicz [45%], **Adam Czajka** [45%], Piotr Maciejewicz [10%], “Database of Iris Images Acquired in the Presence of ocular pathologies and assessment of iris recognition reliability for disease-affected eyes”, *The 2nd IEEE International Conference on Cybernetics (CYBCONF 2015), Special Session on Reliable Biometrics (BIORELIA-BILITY 2015)*, Gdynia, Poland, str. 495–500, June 24–26, 2015, DOI: 10.1109/CYB-Conf.2015.7175984  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [C6] Mateusz Trokielewicz [45%], **Adam Czajka** [45%], Piotr Maciejewicz [10%], “Assessment of iris recognition reliability for eyes affected by ocular pathologies”, *The 7th IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS 2015)*, str. 1–6, September 8–11, 2015, Arlington, USA, DOI: 10.1109/BTAS.2015.7358747 (**best paper award**)  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [A4] Mateusz Trokielewicz [50%], **Adam Czajka** [40%], Piotr Maciejewicz [10%], “Implications of Ocular Pathologies for Iris Recognition Reliability”, *Image and Vision Computing*, Elsevier, 2016, DOI: 10.1016/j.imavis.2016.08.001  
[IF<sub>2016</sub> = 2.671, Web of Science, 35 pkt. MNiSW]

Biometria tęczówki osiąga wysoką dokładność w sprzyjających warunkach, w szczególności gdy pomiar biometryczny dostarcza próbki spełniające wymogi ISO/IEC 19794-6. Interesowało mnie jednak na ile systemy biometrii tęczówki odporne są na zniekształcenia obrazu spowodowane różnymi chorobami oka. Pierwsze badania w tym zakresie rozpocząłem 2 2013 roku, a dotyczyły

one wpływu zaćmy na dokładność biometrii. Wspólnie z moim studentem z Politechniki Warszawskiej oraz kolegą z Uniwersytetu Medycznego w Warszawie pokazałem na próbie danych pochodzących od 35 oczu oraz dla trzech różnych systemów rozpoznawania tęczówki (opracowany przeze mnie w ramach doktoratu, komercyjny MIRLIN [15, 14] oraz komercyjny VeriEye [13]), iż zaćma powoduje istotne statycznie pogorszenie wyników porównań wewnątrz-klasowych (czyli między tymi samymi tęczówkami) w porównaniu do wyników otrzymanych dla zdrowych oczu [C9]. Nie stwierdziliśmy natomiast istotnych statycznie różnic w rozkładach porównań między-klasowych (czyli między różnymi tęczówkami).

Kontynuacją powyższych prac było udostępnienie pierwszej na świecie bazy zdjęć tęczówek dla 91 różnych oczu dotkniętych popularnymi chorobami (rozdz. 3.4 [DB4]), włączając zaćmę, jaskrę, zrosty tęczówki ze źrenicą lub soczewką, odklejenie siatkówki, rozplenie naczyń włosowatych w tęczówce i źrenicy, zanik tęczówki, zranienia źrenicy oraz różnego rodzaju pooperacyjne zniekształcenia tęczówki [C8]. Ponieważ najczęściej oko dotknięte jest kilkoma chorobami jednocześnie, próbki podzielone zostały na pięć grup, z których jedna reprezentowała zdrowe oczy, kolejna oczy chore, jednakże nie ujawniające w zdjęciach w podczerwieni zmian chorobowych, natomiast trzy kolejne grupy reprezentowały choroby o różnym wpływie na dokładność biometrii tęczówki: zmiany geometryczne tęczówki, zmiany strukturalne tkanki tęczówki oraz przesłonięcia tęczówki. Badania przeprowadzone z wykorzystaniem trzech niezależnych systemów rozpoznawania tęczówki (akademicki OSIRIS [10], komercyjny MIRLIN [15, 14] oraz komercyjny VeriEye [13]) pokazały m.in., iż nawet próbki niewykazujące widocznych zmian chorobowych powodują statycznie istotne pogorszenie wyników porównań wewnątrz-klasowych (dla wszystkich trzech zastosowanych metod rozpoznawania).

Kolejne analizy przedstawione w pracy [C6], przeprowadzone z wykorzystaniem zwiększonej i również udostępnionej bazy zdjęć od 230 różnych oczu (rozdz. 3.4 [DB5]), pokazały dodatkowo istotny wpływ chorób powodujących deformację źrenicy i przesłonięcia tęczówki na proces wyznaczania wzorca biometrycznego i potwierdziły wnioski otrzymane wcześniej w pracy [C8]. W szczególności wykazano, że główną przyczyną błędów w rozpoznawaniu oczu dotkniętych chorobami jest błędna segmentacja tęczówki, natomiast w mniejszym stopniu zmiany w strukturze tkanki. Dlatego moje aktualne badania w tej dziedzinie dotyczą opracowania metod segmentacji obrazu radzących sobie lepiej z chorobowymi zniekształceniami tęczówki niż standardowe metody.

Praca [C6] została wyróżniona jako najlepszy artykuł konferencyjny (*Best Paper Award*) podczas *IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications, and Systems – BTAS 2015* w Waszyngtonie, USA. Po tym wyróżnieniu zostaliśmy z kolegami zaproszeni do napisania artykułu [A4], w którym zawarliśmy dodatkowo wyniki porównań komercyjnej metody IriCore [12]. Metoda IriCore jest wg testów NIST [20] jedną z najdokładniejszych metod rozpoznawania tęczówki na świecie, i podobnie jak inne testowane systemy wykazuje spadek dokładności rozpoznawania dla tęczówek z deformacjami geometrycznymi oraz przesłonięciami struktury tęczówki.

### 3.2 Badanie stacjonarności rozpoznawania tęczówki

Publikacje omawiane w niniejszym podrozdziale:

[A1] **Adam Czajka [60%]**, Kevin W. Bowyer [30%], Estefan Ortiz [10%], “Analysis of diurnal changes in pupil dilation and eyelid aperture,” *IET Biometrics*, tom 7, nr 2, str. 136-144, 2017, DOI: 10.1049/iet-bmt.2016.0191

[IF<sub>2016</sub> = 1.382, lista A, 20 pkt. MNiSW]

[C13] **Adam Czajka [100%]**, “Template Ageing in Iris Recognition”, in Sergio Alvarez, Jordi Sole-Casals, Ana L. N. Fred, Hugo Gamboa (Eds.): *BIOSIGNALS 2013 – Proceedings of*

*the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing, Barcelona, Spain, February 11–14, 2013*, str. 70–78, SciTePress 2013, ISBN 978-989-8565-36-5

- [B2] **Adam Czajka [100%]**, “Influence of Iris Template Aging on Recognition Reliability”, *Communications in Computer and Information Science*, Vol. 452, str. 284-299, Springer, November 2014, DOI: 10.1007/978-3-662-44485-6\_20  
[Web of Science; 15 pkt. MNiSW]

Każdy element naszego ciała starzeje się, wykazując różne zmiany fizjologiczne mające wpływ na cechy biometryczne. Tęczówka nie jest wyjątkiem, a zachodzące w niej zmiany mają różny charakter i przyczyny w zależności od rozpatrywanej skali czasowej.

Począwszy od bardzo krótkich okresów pomiędzy pomiarami (kilka sekund), możemy spodziewać się różnego stopnia otwarcia źrenicy ze względu na spontaniczne i rytmiczne kurczenie i rozszerzanie się mięśni tęczówki [21]. Popularne algorytmy normalizujące w sposób liniowy wielkość tęczówki nie modelują właściwie deformacji wywołanych jej kurczeniem, dlatego obserwowane jest pogorszenie stopnia dopasowania obrazów tęczówki dla różnych wielkości źrenicy [22]. Analizując ponad 7 milionów wyników porównań tęczówek dla ponad 488 tysięcy pasażerów zarejestrowanych w systemie NEXUS [23] i przekraczających granice USA-Kanada w latach 2009-2014<sup>6</sup> zaobserwowaliśmy wspólnie z Prof. Kevinem Bowyerem statystycznie istotne dzienne fluktuacje stopnia dopasowania próbek. Jedną z przyczyn może być wielkość źrenicy, która ze względu na nasłonecznienie stanowisk odprawy granicznej zmienia się w ciągu dnia i skutkuje większymi deformacjami tęczówki. Jednakże, po usunięciu danych pochodzących ze stanowisk nasłonecznionych<sup>7</sup>, nadal można zaobserwować statystycznie istotne różnice zarówno średniej liczby bitów kodu tęczówki jak i odległości Hamminga w ciągu dnia. W pracy [A1] zanalizowaliśmy dwie możliwe przyczyny dziennych fluktuacji: wielkość źrenicy oraz stopień otwarcia powieki. Do eksperymentu zaproszono 18 osób, które powracały do laboratorium co około 2 godziny tego samego dnia. Podczas każdej wizyty w identycznych warunkach pomiarowych wykonano kilka zdjęć obu tęczówek za pomocą dwóch kamer biometrycznych (AD100 oraz LG4000). Analiza danych pokazała, iż zarówno wielkość źrenicy jak i stopień otwarcia źrenicy wykazują statystycznie istotne różnice w ciągu dnia dla każdej osoby. Różnice te jednak nie wykazują wspólnych prawidłowości dla całej populacji badanych osób. Ten w pewnym sensie negatywny wynik wskazuje, że fluktuacje zaobserwowane w warunkach operacyjnych i dla dużej populacji nie mogą zostać wytłumaczone poprzez dzienne zmiany w wielkości źrenicy i stopnia rozwarcia powieki. Pokazuje to też, że w procedurach zmierzających do uzyskania powtarzalnych obrazów tęczówki warto uwzględnić czynniki spoza tych związanych wyłącznie z oświetleniem stanowiska pomiarowego.

Jedną z silnych, przytaczanych często zalet tęczówki jako identyfikatora biometrycznego, jest jej znikoma zmienność w czasie (np. “the iris is well protected from the environment and **stable over time**” [24]). Weryfikacja trafności tej tezy dla dłuższych okresów pomiędzy pomiarami, np. kilka lat, stała się możliwa dopiero po zgromadzeniu odpowiednich danych. Dzięki pomiarom biometrycznym wykonywanym w różnych okresach dla tych samych osób w latach 2003–2012 wśród pracowników Naukowej i Akademickiej Sieci Komputerowej NASK, miałem możliwość zaprezentowania jednej z niewielu prac na świecie pokazującej, iż należy spodziewać się spadku dokładności rozpoznawania gdy czas między rejestracją użytkownika i jego weryfikacją jest długi (w moich badaniach do 9 lat) [C13]. Była to ówczesnie jedyna praca na świecie pokazująca wyniki dla tak długiego okresu pomiędzy pomiarami i dyskutowana była m.in. w USA (rozdz. 5.2.1 [Wyk6]). W rozszerzonym artykule [B2] pokazałem, iż wyniki porównań tych samych tęczówek, uzyskane dla najdokładniejszego algorytmu (testowano cztery metody) są do

<sup>6</sup>dostęp do danych możliwy dzięki pracy na Uniwersytecie Notre Dame w USA

<sup>7</sup>informacja o lokalizacji kiosków nie została nam udostępniona, dlatego klasyfikację stanowisk wykonałem samodzielnie na podstawie analizy wielkości źrenicy w funkcji czasu

14% gorsze w okresie do 9 lat między pomiarami. Dodatkowe wyniki bazujące na wieloczynnikowej analizie regresyjnej, otrzymane w ramach pracy dyplomowej wykonywanej pod moją opieką [25], potwierdziły, iż czas jest istotnym składnikiem determinującym spadek jakości rozpoznawania tęczówki. Ostateczna konkluzja, z którą zgodziłaby się większość środowiska naukowego, jak dotąd jednak nie istnieje, choć niektóre prace mogą wskazywać, iż średnia wielkość źrenicy malejąca wraz z wiekiem [26, 27] jest jedną z głównych przyczyn pogorszenia się dokładności rozpoznawania. Badania te są istotne, choćby z uwagi na plany włączenia tęczówki jako trzeciej modalności w paszporcie biometrycznym [28] i jednocześnie trudne, głównie ze względu na brak danych. O trudnościach mogą świadczyć chociażby sprzeczne wyniki otrzymane dla tych samych danych przez dwa wiodące w dziedzinie biometrii tęczówki ośrodki, University of Notre Dame, USA [29] oraz National Institute of Standards and Technology (NIST), USA [30, 31].

### 3.3 Statystyczna analiza działania systemów rozpoznawania tęczówki w scenariuszu wielokrotnych podejść w jednej transakcji

Publikacje omawiane w niniejszym podrozdziale:

- [C7] **Adam Czajka [90%]**, Kevin W. Bowyer [10%], “Statistical analysis of multiple presentation attempts in iris recognition”, *The 2nd IEEE International Conference on Cybernetics (CYBCONF 2015), Special Session on Reliable Biometrics (BIORELIABILITY 2015)*, Gdynia, Poland, str. 483–488, June 24–26, 2015, DOI: 10.1109/CYBCConf.2015.7175982 [Web of Science; 15 pkt. MNiSW]
- [C5] **Adam Czajka [90%]**, Kevin W. Bowyer [10%], “Statistical evaluation of up-to-three-attempt iris recognition”, *The 7th IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS 2015)*, str. 1–6, September 8–11, 2015, Arlington, USA, DOI: 10.1109/BTAS.2015.7358797 [Web of Science; 15 pkt. MNiSW]

Systemy biometryczne dopuszczają wielokrotne (najczęściej trzy) podejścia w jednej transakcji. Ma to na celu istotne obniżenie liczby fałszywych odrzuceń przy niewielkim (lub zerowym) zwiększeniu liczby fałszywych akceptacji. Często zakłada się, że rozkłady porównań wewnątrzklasowych w kolejnych podejściach w jednej transakcji są takie same, a literatura naukowa badająca to zagadnienie jest skromna: jedyną znaną mi pracą, która wyraźnie sugerowała heterogeniczność rozkładów porównań w różnych podejściach dotyczyła geometrii dłoni [32]. Takie założenie upraszcza znacznie szacowanie prawdopodobieństwa popełnienia błędu dla całej transakcji (wystarczy znajomość parametrów rozkładu w jednym, np. pierwszym, podejściu). Jest ono jednak błędne w przypadku biometrii tęczówki, co pokazałem wspólnie z Prof. Kevinem Bowyerem w eksperymentach przeprowadzonych dla 173 osób na Uniwersytecie Notre Dame [C5,C7]. Pierwszą obserwacją jest to, że prawdopodobieństwo ponownego odrzucenia osoby, która została już wcześniej odrzucona (w pierwszej próbie) jest znacznie większe niż prawdopodobieństwo odrzucenia podczas pierwszej próby oszacowane dla populacji generalnej. Różnice są znacznie mniejsze między analogicznie szacowanymi prawdopodobieństwami dla próby drugiej i trzeciej. Drugą obserwacją jest to, że jakość zdjęć osób odrzuconych w pierwszym podejściu jest średnio nieco lepsza w podejściu drugim. Dokładniej, osoby otwierają nieco szerzej oczy i starają się stabilniej utrzymać głowę podczas pomiaru. Jednakże takiej poprawy nie zaobserwowaliśmy w podejściu trzecim. Obie te obserwacje sugerują, że dbałość o taką konstrukcję systemów, aby próbki biometryczne pozyskane w pierwszym podejściu były jak najlepszej jakości oplaca się bardziej, niż umożliwienie po prostu kolejnych podejść w tej samej transakcji.

### 3.4 Utworzenie biometrycznych baz danych

Jestem współautorem siedmiu, ogólnodostępnych dla celów naukowo-badawczych, baz danych biometrycznych. Aktualnie bazy te są wykorzystywane przez 96 instytucji z 19 krajów. Wszystkie dotyczą biometrii tęczówki i jej bezpieczeństwa. Poniżej przedstawiam krótką charakterystykę zbiorów, a w nawiasach podaję a) liczbę instytucji, które po podpisaniu umowy licencyjnej otrzymały dostęp do danych, b) kraje, w których znajdują się dane, oraz c) artykuły, w których opisano zbiór.

[DB1] **Joint Biometric Dataset – LivDet 2013 Liveness Detection-Iris – Warsaw Subset.** Zbiór przygotowany na potrzeby pierwszego na świecie konkursu dot. rozpoznawania autentyczności tęczówki (LivDet-Iris, [livdet.org](http://livdet.org)) organizowanego wspólnie z uniwersytetami Clarkson oraz Notre Dame w USA. Zawiera zdjęcia biometryczne wykonane kamerą IrisGuard AD100 autentycznych tęczówek (852 próbek) oraz ich wydruków (815 próbek), które wcześniej zostały wykorzystane w udanych atakach na komercyjny system biometrii tęczówki. Mój wkład w przygotowanie tego zbioru oceniam na 90% (obejmuje on przygotowanie oprogramowania i sprzętu, zebranie większości danych, oraz ich sprawdzenie i selekcja przed udostępnieniem).

[48 instytucji z Arabii Saudyjskiej, Brazylii, Chin, Egiptu, Niemiec, Indii, Iranu, Irlandii, Kanady, Korei Południowej, Malezji, Norwegii, Rosji, Włoch, Wielkiej Brytanii i USA; prace opisujące bazę: [C10, C11]]

[DB2] **Joint Biometric Dataset – LivDet 2015 Liveness Detection-Iris – Warsaw Subset.** Rozszerzenie zbioru [DB1]: 2854 zdjęć autentycznych tęczówek oraz 4705 zdjęć wydruków. Zbiór przygotowany na podstawie 400 różnych tęczówek i wykorzystany w drugiej edycji LivDet-Iris.

[25 instytucji z Arabii Saudyjskiej, Brazylii, Chin, Egiptu, Niemiec, Indii, Jordanii, Malezji, Kanady, Korei Południowej, Rosji i USA; praca opisująca bazę: [C2]]

[DB3] **Joint Biometric Dataset – LivDet 2017 Liveness Detection-Iris – Warsaw Subset.** Rozszerzenie zbioru [DB2]: 5168 zdjęć autentycznych tęczówek oraz 6845 zdjęć wydruków. Zbiór przygotowany na podstawie 450 różnych tęczówek i wykorzystany w trzeciej edycji LivDet-Iris. Nowością w porównaniu do zbiorów DB1 i DB2 jest wydzielenie próbek testowych pozyskanych inną kamerą niż próbki treningowe co umożliwia testowanie algorytmów w scenariuszu, gdy jakość próbek testowych nie jest w pełni znana.

[8 instytucji z Chin, Niemiec, Włoch, Korei Południowej i USA; praca opisująca bazę: [C0]]

[DB4] **Warsaw-BioBase-Disease-Iris v1.0.** Baza zdjęć tęczówek osób z chorobami oka (m.in. zaćma, jaskra, zrosty tęczówki ze źrenicą lub soczewką, odklejenie siatkówki, rozplnienie naczyń włosowatych w tęczówce i źrenicy, zanik tęczówki, zranienia źrenicy oraz różnego rodzaju pooperacyjne zniekształcenia tęczówki). Próbki pobrane zostały w bliskiej podczerwieni kamerą IrisGuard AD100 (603 zdjęć) oraz w świetle widzialnym (222 zdjęć) lampą szczelinową Topcon D3 oraz aparatem Canon EOS 1000D. Baza powstała w ramach współpracy z Uniwersytetem Medycznym w Warszawie. Mój wkład w przygotowanie tego zbioru oceniam na 30% (obejmuje on współpracę w przygotowaniu sprzętu i oprogramowania oraz konsultacje związane z procesem pomiarowym).

[1 instytucja z USA; praca opisująca bazę: [C8]]

[DB5] **Warsaw-BioBase-Disease-Iris v2.1.** Rozszerzenie zbioru [DB4]: 1793 zdjęć w bliskiej podczerwieni oraz 1203 zdjęć w świetle widzialnym dla 115 pacjentów.

[11 instytucji z Brazylii, Filipin, Indii, Irlandii, Jordanii, Malezji, Niemiec, Polski i USA; praca opisująca bazę: [C6]]

[DB6] **Warsaw-BioBase-Post-Mortem-Iris v1.0.** Wg mojej wiedzy, aktualnie jest to jedyny zbiór zdjęć tęczy wykonywanych po śmierci człowieka. Zawiera 480 zdjęć wykonanych w bliskiej podczerwieni kamerą IriTech IriShield M2120U oraz 850 zdjęć kolorowych wykonanych aparatem Olympus TG-3 od 17 osób (czyli dla 34 różnych tęczy). Baza powstała w ramach współpracy z Uniwersytetem Medycznym w Warszawie. Mój wkład w przygotowanie tego zbioru oceniam na 30% (obejmuje on współpracę w przygotowaniu sprzętu i oprogramowania oraz konsultacje związane z procesem pomiarowym).

[1 instytucja z USA; praca opisująca bazę: [C5]]

[DB7] **Warsaw-BioBase-Pupil-Dynamics v1.0** Wg mojej wiedzy, aktualnie jest to jedyna baza zawierająca dane dot. reakcji źrenicy podczas stymulacji oka światłem widzialnym. Zawiera on wyniki segmentacji tęczy dla 27 osób wyznaczone za pomocą trzech różnych metod. Zbiór nie zawiera zdjęć ze względu na wymogi związane z ochroną danych osobowych. Mój wkład w przygotowanie tego zbioru oceniam na 60% (obejmuje on konstrukcję kamery, sprawdzenie i selekcja próbek oraz segmentację zdjęć).

[2 instytucje w Indiach i USA; prace opisujące bazę: [A4, B1]]

## 4 Osiągnięcia praktyczne

W niniejszym rozdziale podsumowuję najważniejsze osiągnięcia praktyczne towarzyszące mojej działalności naukowo-badawczej. Zaliczam do nich a) opracowanie nowej technologii do rozpoznawania tęczy, wykorzystującej bezpieczne kodowanie Zaka-Gabora, b) praktycznie zastosowania tej technologii w postaci budowy pięciu kompletnych systemów biometrii tęczy, oraz c) działalność na rzecz międzynarodowej i krajowej standaryzacji biometrii.

### 4.1 Opracowanie nowej technologii do rozpoznawania tęczy

Publikacja towarzysząca opisowi w niniejszym podrozdziale:

[N7] **Adam Czajka [95%]**, Andrzej Pacut [5%], “SDK for Iris Recognition”, *NASK Review 2009*, str. 34–39, 2009

Biblioteki dla programistów *BiomIrisSDK* powstały w wieloetapowym projekcie informatycznym kierowanym przeze mnie w latach 2007–2008 (rozdz. 5.1.2 [Pro12]), który miał na celu komercjalizację autorskiej metodyki rozpoznawania tęczy opracowanej w ramach mojego doktoratu. W projekcie brało udział od czterech do siedmiu osób (w zależności od etapu i intensywności prac) a prace zakończyły się wytworzeniem pierwszego opracowanego w Polsce oprogramowania typu *Software Development Kit* realizującego rozpoznawanie tęczy, wraz z dokumentacją oraz szkoleniem dla integratorów. Oprogramowanie zostało włączone do oferty komercyjnej NASK w 2008 r.

*BiomIrisSDK* powstał na bazie bibliotek niskopoziomowych napisanych w języku C, które oferują podstawowe funkcje związane z rozpoznawaniem tęczy, czyli m.in. segmentację obrazu, wyznaczenie pełnego zestawu cech tęczy, zarówno w formie kodu jak i rzeczywistych wartości transformaty Zaka-Gabora, obliczenie rzeczywistej wartości dopasowania kodów tęczy, itp. Biblioteki niskopoziomowe zostały wykorzystane do budowy modułu BSP (*Biometric Service Provider*) zgodnie z wysoko-poziomym modelem uwierzytelniania biometrycznego BioAPI, w dwóch popularnych ówczesnie wersjach: 1.1 (wersja zgodna z ANSI INCITS 358-2002) oraz 2.0 (wersja zgodna z ISO/IEC 19784-1:2005). Przygotowano osobne wersje produktu dla systemów Windows oraz Linux, niezależnie dla BioAPI 1.1 i 2.0 (czyli cztery osobne wersje produktu), natomiast testy rozwiązania przeprowadzono zgodnie z normami ISO/IEC definiującymi sposób

testowania technologicznego rozwiązań biometrycznych (ISO/IEC 19795-1:2006 oraz ISO/IEC 19795-2:2007).

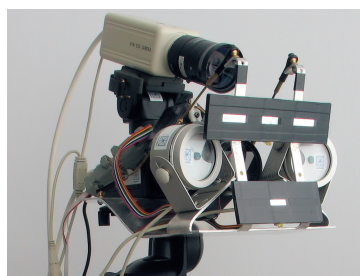
Powstały w ramach tego etapu prototyp produktu był prezentowany m.in. na międzynarodowych targach *Biometrics Conference & Exhibition 2007* w Londynie. Końcowy produkt został opisany w artykule [N7]. Dodatkowo warto zaznaczyć, że powyższa koncepcja komercjalizacji wyników pracy doktorskiej zyskała uznanie Fundacji na Rzecz Nauki Polskiej poprzez przyznanie promesy dofinansowania tego przedsięwzięcia w konkursie INNOVATOR w 2008 r. (rozdz. 5.3).

## 4.2 Opracowanie systemów biometrii

Publikacje towarzyszące opisowi w niniejszym podrozdziale:

- [C16] **Adam Czajka [40%]**, Przemek Strzelczyk [40%], Marcin Chochowski [15%], Andrzej Pacut [5%], “Iris recognition with match-on-card”, *The 15th European Signal Processing Conference (EUSIPCO 2007)*, Poznań, Poland, str. 189–192, September 3–7, 2007  
[4 pkt. MNiSW]
- [A7] **Adam Czajka [95%]**, Andrzej Pacut [5%], “Iris Recognition System Based on Zak-Gabor Wavelet Packets”, *Journal of Telecommunications and Information Technology (JTIT)*, Vol. 4, str. 10–18, 2010  
[Lista B; 12 pkt. MNiSW]
- [A6] **Adam Czajka [70%]**, Krzysztof Piech [30%], “Secure Biometric Verification Station Based on Iris Recognition”, *Journal of Telecommunications and Information Technology (JTIT)*, Vol. 3, str. 40–49, 2012  
[Lista B; 12 pkt. MNiSW]

Jednym z pierwszych praktycznych zastosowań zaprojektowanej przeze mnie metodyki rozpoznawania tęczówki była adaptacja umożliwiająca jej połączenie z kartami mikroprocesorowymi. Przeniesienie wzorca rejestracyjnego na kartę mikroprocesorową i przede wszystkim procesu jego porównywania z wzorcem weryfikacyjnym spowodowało, iż wzorzec rejestracyjny nie musi opuszczać karty, która zwraca jedynie decyzję o akceptacji lub odrzuceniu danej próbki [C16]. Z kilku zaimplementowanych rozwiązań na uwagę zasługuje jeden z nich. Możliwość przechowywania wzorców o wielkości 2.2kB, złożonych z kodów obliczonych dla  $N = 17$  symulowanych obrotów oka (w celu kompensacji obrotu oka na etapie weryfikacji), pozwoliła osiągnąć zerowy błąd rozpoznawania tęczówki dla danych wykorzystanych w eksperymentach, ze średnim czasem porównywania kodów na karcie 0.5 sekundy (czas maksymalny zaobserwowany w testach to 1.7 sekundy).



(a) IrisFLY (2001 r.)



(b) IrisCUBE (2006 r.)



(c) Komponent BSDZS (2012 r.)

Rysunek 22: Wybrane systemy biometrii tęczówki skonstruowane przeze mnie i wykorzystujące autorskie metody przetwarzania obrazów oka oraz testowania żywotności.



Do najważniejszych osiągnięć konstrukcyjnych zaliczam opracowanie pięciu kompletnych system rozpoznawania tęczówki. Jeden z nich powstał jeszcze w czasie przygotowywania rozprawy doktorskiej (**IrisFLY**), natomiast cztery kolejne zostały przeze mnie skonstruowane w latach 2006–2015 po obronie doktoratu i wykorzystują różne wersje oprogramowania *BiomIrisSDK* (opisanego w rozdz. 4.1). Do najciekawszych systemów opracowany po obronie pracy doktorskiej należą:

- **IrisCUBE**: System realizujący cały proces rozpoznawania tęczówki, począwszy od sprawdzenia autentyczności prezentowanego obiektu (testowanie żywotności wykorzystujące analizę stymulowanych odbić światła podczerwonego, rozdz. 2.3.1), poprzez wykonanie zdjęcia tęczówki (włączając automatyczną kontrolę jakości i ostrości zdjęcia), kodowanie, dopasowanie do wzorca i podjęcie decyzji [A7]. System ten wzbudził zainteresowanie na targach biometrycznych w Londynie w latach 2006–2009 (rozdz. 4.1 w załączniku Z5 [Pre2]), głównie ze względu na bardzo wysoką skuteczność w rozpoznawaniu nieskomplikowanych fałszerstw. System ten aktualnie wykorzystywany jest w Laboratorium Biometrii i Uczenia Maszynowego Politechniki Warszawskiej w badaniach wymagających specyficznych warunków pomiarowych, np. w badaniach nad wykorzystaniem dynamiki źrenicy w testowaniu żywotności oka.
- **IrisFROG**: System wykonany wspólnie z moim dyplomantem Jackiem Michałkiem w 2007 roku, realizującym cały proces rozpoznawania tęczówki i testowania żywotności (z wykorzystaniem dynamiki źrenicy, rozdz. 2.3.1) z odległości około 2 metrów. Był to jeden z niewielu na świecie systemów biometrii tęczówki działający z tak dużej odległości (poza amerykańskimi prototypami *Iris-On-The-Move* Sarnoff Corporation *InSight* AOptix). System wykrywał twarz, oko, wykonywał optyczne zbliżenie oka, testował żywotność oka, gdy ta wypadła pomyślnie wykonywał zdjęcie tęczówki, kodował je (wykorzystując *BiomIrisSDK*) i podejmował decyzję porównując kod tęczówki z zapisanym wzorcem. System zaprezentowany został podczas krajowej konferencji *Biometria* zorganizowanej w 2007 roku w Instytucie Maszyn Matematycznych w Warszawie.
- Kamera biometryczna będąca komponentem **Bezpiecznej Stacji do Zastosowań Specjalnych (BSDZS)** wykonana została wspólnie z moim dyplomantem Krzysztofem Piechem w ramach projektu BSDZS dofinansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju (rozdz. 5.1.2 [Pro10]) w latach 2010–2012. System wykorzystywał kamerę *Corvus Vista FA2* oraz mikrokomputer *Kontron Micro Client IIA 70* wraz ze stworzonym oprogramowaniem bazującym na niskopoziomowych bibliotekach *BiomIrisSDK* [A6].
- **Biometrics Physical Access Control (BPAC)**: system opracowany w ramach wewnętrznego projektu NASK (rozdz. 5.1.2 [Pro13]), którego celem projektu była implementacja dwumodalnego (tęczówka i twarz), modułowego systemu fizycznej kontroli dostępu i wprowadzenie go do oferty komercyjnej NASK. System początkowo wykorzystywał kamerę *IrisGuard AD100* a następnie został wyposażony w sensor *Corvus Vista EY2*. System ma modułową strukturę pozwalającą na włączenie dowolnej liczby sensorów do sieci zarządzanej przez centralny serwer uwierzytelniający, który wykorzystuje oprogramowanie *BiomIrisSDK* do dopasowania zdjęć tęczówek. Wersja demonstracyjna systemu zainstalowana w siedzibie NASK, działała w trybie identyfikacji tęczówki 24 godziny 7 dni w tygodniu i poprzez integrację z elektrozamkiem umożliwiała bezdotykowy dostęp do pokoju demonstracyjnego dla zarejestrowanych użytkowników.

### 4.3 Działalność standaryzacyjna

Od sierpnia 2014 r. jestem przewodniczącym Komitetu Technicznego PKN nr 309 ds. Biometrii **Polskiego Komitetu Normalizacyjnego (PKN)** (funkcja pełniona z wyboru), natomiast od maja 2009 r. jestem ekspertem tego komitetu. KT309 jest odpowiednikiem ISO/IEC JTC1/SC37. W latach 2007-2017 byłem również ekspertem Komitetu Technicznego PKN nr 182 ds. Ochrony Informacji w Systemach Teleinformatycznych (będącego odpowiednikiem ISO/IEC JTC1/SC27). W ramach działalności w PKN opracowałem dwie polskie normy:

1. *PN-ISO/IEC 19794-1:2010: Technika informatyczna – Formaty wymiany danych biometrycznych – Część 1: Struktura*. Dokument przygotowany został na podstawie anglojęzycznej normy *ISO/IEC 19794-1:2006(E): Information Technology – Biometric Data Interchange Formats – Part 1: Framework*. Norma opublikowana 26 maja 2010 a następnie, po upływie ważności normy źródłowej, wycofana 05 września 2016.
2. *PN-ISO/IEC 19794-5:2010/Amd.1: Technika informatyczna - Formaty wymiany danych biometrycznych – Część 5: Dane obrazu twarzy. ZMIANA 1: Warunki wykonywania fotografii twarzy*. Dokument przygotowany został na podstawie anglojęzycznej normy *ISO/IEC 19794-5:2005/Amd.1:2007(E): Information Technology – Biometric Data Interchange Formats – Part 5: Face image data. AMENDMENT 1: Conditions for taking photographs for face image data*. Norma opublikowana 10 czerwca 2010 a następnie, po upływie ważności normy źródłowej, wycofana 05 września 2016.

Od 2011 r. jestem ekspertem dwóch grup roboczych podkomitetu JTC1/SC37 “Biometrics” działającego w ramach **International Standardization Committee (ISO)**: grupy roboczej nr 3 (WG3) zajmującej się głównie formatami wymiany danych biometrycznych oraz bezpieczeństwem biometrii, oraz grupy roboczej nr 5 (WG5) opracowującej normy z zakresu testowania systemów biometrycznych. W ramach tej działalności w latach 2011–2014 byłem współredaktorem (*co-editor*) dwóch norm ISO:

1. *ISO/IEC 30107: Information Technology – Presentation Attack Detection* (od wersji *1st WD* do *5th WD*), oraz
2. *ISO/IEC 29794-6: Information technology – Biometric sample quality – Part 6: Iris image* (wersje *4th WD*, *5th WD*, *CD*, *DIS*, *2nd DIS*, oraz *FDIS*).

Od stycznia 2015 r. jestem również ekspertem komitetu technicznego nr 224 “Personal identification, electronic signature, cards and their related systems” i członkiem grupy roboczej nr 18 “Interoperability of Biometric Recorded Data”. TC224 WG18 działa w ramach **European Committee for Standardization (CEN)**.

## 5 Omówienie pozostałej działalności naukowo-badawczej

### 5.1 Kierowanie projektami badawczymi i udział w takich projektach

#### 5.1.1 Projekty międzynarodowe

[Pro1] “A Tool Supporting Human Examination of Post-mortem Iris Images” (TSHEPII), FBI Biometric Center of Excellence (za pośrednictwem West Virginia University, USA), 2017-2018, budżet: \$248,407

[Moja rola: *lead PI* (kierownik); *co-PIs*: Kevin W. Bowyer, Patrick Flynn, Univ. of Notre Dame, USA]

- [Pro2] “enhAnced Mobile BiomEtRics” (AMBER), Marie Skłodowska-Curie Innovative Training Network, 2017-2020, budżet: €2,505,152  
[Moja rola: wykonawca (do sierpnia 2017). Kierownik: Dr Richard Guest, Univ. of Kent, UK]
- [Pro3] “Automatic Classification of Left/Right and Up/Down Orientation of Iris Images” (ACII), FBI Biometric Center of Excellence (za pośrednictwem West Virginia University, USA), 2015-2016, budżet: \$278,160  
[Moja rola: wykonawca (od stycznia 2016). Kierownik: Kevin W. Bowyer, Univ. of Notre Dame, USA]
- [Pro4] “Iris Liveness Detection Competition” (LivDet-Iris, <http://livdet.org>). Współorganizacja trzech edycji (2013, 2015 i 2017) pierwszego na świecie konkursu dotyczącego bezpieczeństwa procesu pozyskiwania obrazu tęczówki. Konkurs organizowany przy współpracy z Clarkson Univ. (USA), Univ. of Notre Dame (USA), West Virginia Univ. (USA) oraz IIIT-Delhi (Indie). Sponsorzy: Center for Identification Technology Research (CITeR, USA) oraz Naukowa i Akademicka Sieć Komputerowa (NASK).  
[Moja rola: kierownik zespołu polskiego. Kierownik: Prof. Stephanie Schuckers, Clarkson Univ., USA]
- [Pro5] “Biometrics and Security” (BIOSEC), projekt w ramach Szóstego Programu Ramowego Unii Europejskiej (IST-2002-001766-BIOSEC), 2003–2005  
[Moja rola: wykonawca. Kierownik: Orestes Sanchez Benavente, Telefónica I+D, Hiszpania]
- [Pro6] “Quality of Service and Pricing Differentiation for IP Services” (QoSIPS), projekt w ramach Piątego Programu Ramowego Unii Europejskiej (IST-1999-20033), 2000 – 2002  
[Moja rola: wykonawca, *Dissemination Officer*. Kierownik: Nathalie Cassaigne, Univ. of Manchester, UK].

### 5.1.2 Projekty krajowe

- [Pro7] Analiza bezpieczeństwa czytników biometrycznych oraz opracowanie i implementacja metod wzmocnienia zabezpieczeń czytników biometrycznych. Projekt badawczo-rozwojowy zlecony przez Hitachi Ltd., 2013-2014  
[Moje role: kierownik, wykonawca]
- [Pro8] “Techniki biometryczne oraz PKI w nowoczesnych dokumentach tożsamości i ochronie systemów informacyjnych” (BIOPKI), projekt badawczo-rozwojowy NCBiR na rzecz obronności i bezpieczeństwa państwa, 2011–2013, budżet: 6,265,229.49 zł  
[Moje role: kierownik zespołu NASK (sierpień – grudzień 2013), wykonawca]
- [Pro9] “Fotonika i Technologie Terahercowe – Rozwój Wydziałowego Centrum Badawczego” (FOTEH). Projekt POIG 02.01.00-14-197/09, 2010 – 2011, budżet: 38,177,390.68 zł.  
[Moje role: wykonawca i koordynator (po stronie Zespołu Biometrii i Uczenia Maszynowego IAiIS) prac związanych z modernizacją wydziałowego Laboratorium Biometrii i Uczenia Maszynowego.]
- [Pro10] “Bezpieczna stacja do zastosowań specjalnych” (BSDZS), projekt badawczo-rozwojowy NCBiR nr O R000 140 11, 2010–2012, budżet: 3,983,200 zł.  
[Moja rola: wykonawca]
- [Pro11] “Platforma bezpiecznej implementacji biometrii przy realizacji działań związanych z weryfikacją i identyfikacją tożsamości” (PBIB), projekt w ramach 7. konkursu projektów rozwojowych z obszaru obronność i bezpieczeństwo MNiSW (Departament Badań na Rzecz Bezpieczeństwa) nr O R00 0026 07, 2009–2011, budżet: 2,200,000 zł.  
[Moje role: kierownik zespołu NASK, członek Komitetu Sterującego, wykonawca]
- [Pro12] “SDK for Iris Recognition” (BiomIrisSDK), projekt Naukowej i Akademickiej Sieci Komputerowej (NASK), marzec 2007 - wrzesień 2008  
[Moje role: kierownik, wykonawca]

[Pro13] “Biometric Physical Access Control” (BPAC), projekt Naukowej i Akademickiej Sieci Komputerowej (NASK), kwiecień 2014 - grudzień 2015  
[Moje role: kierownik, wykonawca]

## 5.2 Czynny udział w konferencjach, seminariach naukowych oraz wygłoszenie wykładów na zaproszenie

### 5.2.1 Wykłady zapraszone

Poniżej wymieniam najważniejsze wykłady, które przeprowadziłem na zaproszenie. W nawiasach kolorowych podano nazwiska i afiliacje osób zapraszających.

[Wyk1] “Is That Eyeball Alive or Dead?”, *Seminarium naukowe Biomedical Signal Analysis Lab*, Clarkson University, Potsdam, NY, USA, 3 lutego 2017  
[Prof. Stephanie Schuckers, Clarkson University, USA]

[Wyk2] “Post-mortem Human Iris Recognition”, *Biometrics 2016*, Londyn, Wielka Brytania, 20 października 2016  
[Prof. Kevin W. Bowyer, University of Notre Dame, USA]

[Wyk3] “Aspekty niezawodności biometrii tęczówki”, *Seminarium Instytutu Telekomunikacji i Informatyki WTIiE*, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Bydgoszcz, 12 listopada 2015  
[Dr hab. Michał Choraś, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Bydgoszcz]

[Wyk4] “Presentation Attack Detection in iris recognition”, *Norwegian Biometrics Laboratory Annual Workshop (NBLAW 2015)*, Gjøvik, Norwegia, 2 marca 2015, wykład w charakterze *Distinguished Lecturer*  
[Dr Raghavendra Ramachandra, Norwegian University of Science and Technology, Norwegia]

[Wyk5] “Presentation Attack Detetion (PAD) in iris recognition”, *European Biometrics Symposium*, Londyn, Wielka Brytania, 25 lutego 2015  
[Dr Max Snijder, European Association for Biometrics, Holandia]

[Wyk6] “How to assess the iris aging efficiently?”, *Biometric Consortium Conference (BCC 2013)*, Tampa, FL, USA, 13–21 września 2013; po wygłoszonym referacie udział jako panelista w dyskusji na temat starzenia się wzorców biometrycznych tęczówki  
[Dr James R. Matey, National Institute of Standards and Technology, USA]

### 5.2.2 Czynny udział w konferencjach i spotkaniach naukowych

Poniżej wymieniam konferencje oraz spotkania naukowe, w których czynnie prezentowałem wyniki własnych badań naukowych w latach 2001–2017 (oprócz spotkań wymienionych w pkt. 5.2.1). Prezentacje od 2006 roku dotyczą okresu po otrzymaniu stopnia doktora nauk technicznych. W nawiasach kolorowych podaję odwołania do towarzyszących wystąpieniom publikacji (wymienionych w załączniku Z6).

- IEEE Int. Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS): 2015 (Arlington, USA) [C5]
- IEEE Int. Conference on Cybernetics (CYBCONF): 2015 (Gdynia) [C7]

- IEEE Workshop on Bio-Inspired Signal and Image Processing (BISIP): 2014 i 2010 (Wilno, Litwa), 2008 (Warszawa)
- Int. Biometric Performance Conference (IBPC): 2014, 2012 i 2010 (NIST, Gaithersburg, MD, USA)
- Int. Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSIGNALS): 2013 (Barcelona, Hiszpania) [B2, C13]
- IEEE Int. Conference on Methods and Models in Automation and Control (MMAR): 2013 (Międzyzdroje) [C11]
- IAPR Int. Conference on Biometrics (ICB): 2013 (Madryt, Hiszpania) [C12]
- IEEE Int. Carnahan Conference on Security Technology (ICCST): 2008 (Praga, Czechy) [C15]
- Joint Rough Set Symposium (JRS): 2007 (Toronto, Kanada) [A7]
- Identity, Trust, Privacy and Security (Net-ID): 2006 (Berlin, Niemcy) [C20]
- Automatyczna identyfikacja w systemach logistycznych (Symposium Naukowo-Techniczne): 2004 (Wrocław) [B4, B5]
- Cyberspace Security and Defense: Research Issues (NATO Advanced Research Workshop): 2004 (Gdańsk) [B3]
- Int. Conference on Recent Advances in Soft Computing (RASC): 2002 (Nottingham, Wielka Brytania) [C24]
- Biometria: 2002 i 2001 (Warszawa) [C26, C27]

Łącznie podczas wymienionych wyżej spotkań wygłosiłem 18 prezentacji oraz zaprezentowałem 2 postery. 4 wystąpienia odbyły się podczas spotkań krajowych, pozostałe 16 podczas spotkań międzynarodowych.

### 5.3 Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową

W nawiasach kolorowych odwołuję się do prac towarzyszących nagrodom i wymienionych w wykazie opublikowanych prac (załącznik Z6 do wniosku).

- **Najlepszy artykuł** (“Best Paper Award”) podczas *The 7th IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS 2015)*, 8–11 września, 2015, Arlington, USA (nagroda za artykuł “Assessment of iris recognition reliability for eyes affected by ocular pathologies” [C6])
- **Laureat konkursu INNOVATOR organizowanego przez Fundację na Rzecz Nauki Polskiej**. Wraz z kierowanym przeze mnie sześciuosobowym zespołem, otrzymałem w 2008 r. promesę dofinansowania przedsięwzięcia zmierzającego do komercjalizacji wyników mojej pracy doktorskiej. Promesę taką, oprócz mnie, otrzymały jeszcze dwie osoby spośród 26 osób i zespołów, które zgłosiły się do konkursu. Przedsięwzięcie miało polegać

na stworzeniu “modularnego systemu oprogramowania dla biometrii”, którego główną częścią miały być biblioteki do rozpoznawania tęczy. Przedsięwzięcie to zostało finalnie zrealizowane bez udziału środków FNP wyłącznie z funduszy NASK w postaci produktu BiomIrisSDK (rozdz. 5.1.2 [Pro12]) [N7].

- **Dwie nagrody Rektora Politechniki Warszawskiej za osiągnięcia naukowe:**
  - a) nagroda zespołowa w 2002 r. (wykonanie projektu europejskiego QoSIPS),
  - b) nagroda indywidualna w 2005 r. (za wyróżniającą się pracę doktorską).
- **Awans na IEEE Senior Member, 2012 r.**

## 5.4 Wskaźniki bibliometryczne

### 5.4.1 Indeks H

- według bazy *Google Scholar*: 9
- według bazy *Scopus*: 7
- według bazy *Web of Science*: 4

### 5.4.2 Liczba cytowań

- według bazy *Google Scholar*: 358
- według bazy *Scopus*: 153; liczba artykułów w Scopus: 26
- według bazy *Web of Science*: 72 (bez auto cytowań: 59); liczba artykułów w WoS: 23

## Dodatkowa literatura

- [1] J. G. Daugman. High confidence visual recognition of persons by a test of statistical independence. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 15(11):1148–1161, listopad 1993.
- [2] John Daugman. *Iris Recognition at Airports and Border-Crossings*, strony 819–825. Springer, Boston, MA, 2009.
- [3] Lisa Thalheim, Jan Krissler, Peter-Michael Ziegler. Biometric Access Protection Devices and their Programs Put to the Test, Available online in c’t Magazine, No. 11/2002, p. 114. on-line, 2002.
- [4] ISO/IEC. Information technology – Biometric data interchange formats – Part 6: Iris image data, 19794-6:2011, 2011.
- [5] J. Daugman. Wavelet demodulation codes, statistical independence, and pattern recognition. *Institute of Mathematics and its Applications, Proc. 2nd IMA-IP*, strony 244–260, 2000.
- [6] John Daugman. The eyes have it, <http://news.bbc.co.uk/2/hi/science/nature/1477655.stm>, BBC News. on-line, 9 sierpnia 2001 (dostęp: 3 lipca 2017).
- [7] Adam Szczepański, Krzysztof Misztal, Khalid Saeed. *Pupil and Iris Detection Algorithm for Near-Infrared Capture Devices*, strony 141–150. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2014.

- [8] IriTech Inc. IriTech. Biometric Access Control Can Iris Biometric Enhance Better Security?, <http://www.irittech.com/blog/iris-biometric-access-control>. on-line, 20 sierpnia 2015 (dostęp: 3 lipca 2017).
- [9] IrisGuard Inc. IrisGuard. EyeBank Solution, <http://www.irisguard.com/eyebank/downloads/EyeBankPer%20Page.pdf>. on-line, dostęp: 3 lipca 2017.
- [10] Guillaume Sutra, Bernadette Dorizzi, Sonia Garcia-Salitcetti, Nadia Othman. A biometric reference system for iris. OSIRIS version 4.1: [http://svnext.it-sudparis.eu/svnview2-eph/ref\\_syst/iris\\_osiris\\_v4.1/](http://svnext.it-sudparis.eu/svnview2-eph/ref_syst/iris_osiris_v4.1/), (dostęp: 1 października 2014).
- [11] IriTech Inc. IriShield M2120U, <http://www.irittech.com/products/hardware>. on-line, dostęp: 10 września 2017.
- [12] IriTech Ltd. IriCore SDK, ver. 3.6, <http://www.irittech.com/products/software/iricore-eye-recognition-software> (dostęp: 10 września 2017), 2015.
- [13] Neurotechnology. VeriEye SDK, v. 4.3: [www.neurotechnology.com/verieye.html](http://www.neurotechnology.com/verieye.html), (dostęp: 28 lutego 2015).
- [14] Smart Sensors Ltd. MIRLIN SDK, v. 2.23, offered now by fotonation: <https://www.fotonation.com/products/biometrics/iris-recognition> (dostęp: 10 września 2017), 2013.
- [15] D. M. Monro, S. Rakshit, D. Zhang. Dct-based iris recognition. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 29(4):586–595, kwiecień 2007.
- [16] S. Banerjee, A. Ross. From image to sensor: Comparative evaluation of multiple prnu estimation schemes for identifying sensors from nir iris images. IEEE Int. Workshop on Biometrics and Forensics, strony 1–6, kwiecień 2017.
- [17] A. Uhl, Y. Höller. Iris-sensor authentication using camera prnu fingerprints. IEEE Int. Conference on Biometrics (ICB), strony 230–237, marzec 2012.
- [18] Christof Kauba, Luca Debiasi, Andreas Uhl. Identifying the origin of iris images based on fusion of local image descriptors and prnu based techniques. IEEE Int. Joint Conference on Biometrics (IJCB), strony 294–301, październik 2017.
- [19] J. Daugman, C. Downing. Effect of severe image compression on iris recognition performance. IEEE Transactions on Information Forensics and Security, 3(1):52–61, marzec 2008.
- [20] Patrick J. Grother, Elham Tabassi, George W. Quinn, Wayne J. Salamon. IREX I: Performance of iris recognition algorithms on standard images. Raport instytutowy, NIST, 2009. Interagency Report 7629.
- [21] J W McLaren, J C Erie, R F Brubaker. Computerized analysis of pupillograms in studies of alertness. Investigative Ophthalmology and Visual Science, 33(3):671–677, 1992.
- [22] E. Ortiz, K. W. Bowyer, P. J. Flynn. Dilation-aware enrolment for iris recognition. IET Biometrics, 5(2):92–99, 2016.
- [23] NEXUS: Joint USA and Canada Trusted Traveler Program. US official site: <https://www.cbp.gov/travel/trusted-traveler-programs/nexus>; Canada official site: <http://www.nexus.gc.ca>, dostęp: 3 września 2017.
- [24] J. Daugman. How iris recognition works. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, 14(1):21–30, styczeń 2004.

- [25] M. Trokielewicz. Linear regression analysis of template aging in iris biometrics. Int. Workshop on Biometrics and Forensics, strony 1–6, marzec 2015.
- [26] D.F. Fotiou, C.G. Brozou, D.J. Tsiptsios, A. Fotiou, A. Kabitsi, M. Nakou, C. Giantselidis, A. Goula. Effect of age on pupillary light reflex: evaluation of pupil mobility for clinical practice and research. Electromyography and Clinical Neurophysiology, 47(1):11–22, 2007.
- [27] E. Ortiz, K. W. Bowyer, P. J. Flynn. A linear regression analysis of the effects of age related pupil dilation change in iris biometrics. IEEE Int. Conference on Biometrics: Theory Applications and Systems (BTAS), strony 1–6, wrzesień 2013.
- [28] International Civil Aviation Organization (ICAO). Doc 9303, Machine Readable Travel Documents, Part 1: Introduction. Raport instytutowy, ICAO, 2015. Seventh Edition.
- [29] K. W. Bowyer, E. Ortiz. Critical examination of the IREX VI results. IET Biometrics, 4(4):192–199, 2015.
- [30] P. Grother, J. R. Matey, E. Tabassi, G. Quinn, M. Chumakov. IREX VI, temporal stability of iris recognition accuracy. Raport instytutowy, NIST, July 2013. Interagency Report 7948.
- [31] P. Grother, J. R. Matey, G. W. Quinn. IREX VI: mixed-effects longitudinal models for iris ageing: response to bowyer and ortiz. IET Biometrics, 4(4):200–205, 2015.
- [32] James Wayman. Evaluation of the INSPASS hand geometry data. Raport instytutowy, San Jose State University, sierpień 2000. National Biometric Test Center Collected Works, v.1.2.