

System INTEGRA

Streszczenie. Praca przedstawia konstrukcję prototypu urządzenia wspomagającego operacje chirurgiczne oka. Celem działania urządzenia jest proces optymalizacji wyznaczania i monitorowania osi torycznej wszczepu wewnątrzgałkowego sztucznej soczewki pacjentom chorującym na astygmatyzm.

Abstract. The paper presents the design of a prototype booster eye surgery. The objective is to optimize the operation of determining and monitoring the axis of the implant toric intraocular artificial lenses to patients with astigmatism. (**INTEGRA System**)

Słowa kluczowe: astygmatyzm, algorytm SIFT, wizja komputerowa, sztuczna soczewka
Keywords: astigmatism, SIFT algorithm, computer vision, artificial lens

Wstęp

W ostatnich latach nastąpił rozwój technik wykorzystujących pionierskie oprogramowania, które znalazły zastosowanie w chirurgicznym leczeniu zaćmy u pacjentów z astygmatyzmem [1]. Z uwagi na fakt, że pacjenci z zaćmą i astygmatyzmem rogówkowym wynoszącym 1.5-2.0 dioptrie, stanowią 10-17% pacjentów, powyżej 2.0 dioptrii 9-12%, a powyżej 3.0 dioptrii 7% populacji z zaćmą, niezmiernie ważnym jest zminimalizowanie resztkowego astygmatyzmu pooperacyjnego u tak licznej grupy pacjentów [4]. Jednocześnie śródoperacyjne rozwiązanie tego problemu jest bardzo istotne, gdyż astygmatyzm pooperacyjny o wartościach 1.0-2.0 dioptrie pogarsza nieskorygowaną ostrość wzroku od 0.2 do 0.7, a astygmatyzm powyżej 2.0 dioptrii nawet do 0.1 na tablicach Snellena [6].

Opracowano pogłówny, schodkowy model korekcji niezborności z jednoczesną operacją usunięcia zaćmy. W przypadku astygmatyzmu rogówkowego do 1.0 D (dioptrii) zaleca się wykonanie fakoemulsyfikacji z nacięciem w osi stromego południka rogówki, astygmatyzmu rogówkowego 1.0-1.5 D obwodowe rogówkowe nacięcia relaksacyjne (PCRI), a astygmatyzmu rogówkowego 1.5-2.5 D lub więcej wszczepienie torycznej soczewki wewnątrzgałkowej [7]. Jednak do chwili obecnej wymienione procedury rogówkowe nie zostały ustandaryzowane, dlatego przyszłościowym rozwiązaniem tego problemu wydają się być soczewki toryczne.

Astygmatyzm układu optycznego oka jest składową niezborności rogówkowej i soczewkowej. Operacja zaćmy likwiduje astygmatyzm soczewkowy poprzez usunięcie soczewki pacjenta. Do rozwiązania pozostaje nadal problem astygmatyzmu rogówkowego oraz centralny astygmatyzm adaptacyjny. Metodą uznaną za standard jest topograficzny pomiar astygmatyzmu rogówkowego, w którym mierzymy moc i oś astygmatyzmu rogówki, rozpoznajemy astygmatyzm nieregularny, który może zaburzyć zamierzony wynik operacji. Celem zabiegu jest uzyskanie astygmatyzmu resztkowego na poziomie poniżej 0.25 D. W przeciwieństwie do PCRI korygujących astygmatyzm rogówkowy na poziomie rogówki, toryczne wszczepy wyrównują astygmatyzm rogówkowy w płaszczyźnie sztucznej soczewki wewnątrzgałkowej. Podobnie jak ma to miejsce w okularach, skojarzenie astygmatyzmu rogówkowego i soczewkowego może znacznie zniekształcić obraz. Dokładne usytuowanie torycznej soczewki wewnątrzgałkowej w torbie tylnej soczewki lub rowku rzęskowym decyduje o ostatecznym wyniku operacji i uzyskanej nieskorygowanej ostrości wzroku (UCVA).

W dotychczas stosowanej technice operacyjnej chirurg

zaznacza punkt odniesienia w rąbku rogówki pacjenta pozostającego w pozycji siedzącej. Wspólną oś dla wszczepu wewnątrzgałkowego i rogówki wyznacza się za pomocą znacznika Della, urządzenia pomiarowego Mendeza lub innego znacznika osiowego pod mikroskopem operacyjnym. Współczesne metody wyznaczania osi soczewek torycznych opierają się na wyznaczaniu punktów umieszczanych na rogówce, niejednokrotnie z ich powielaniem co może doprowadzić do indukowania błędu. Maksymalna dokładność metody może być zredukowana nawet do 5-9 stopni co w efekcie prowadzi do powstania niedokorekcji nawet do 30% wartości korygowanego astygmatyzmu [11].

Istotnym czynnikiem jest uwzględnienie błędu paralaksy wynikającego z rotacji gałki ocznej, tym większego im głębsza jest komora przednia, jak również obserwacja wczesnej rotacji soczewki w obrębie torebki wynikająca z kształtu torebki, napięcia więzadełek Zinna oraz procesu usuwania materiału wiskoelastycznego [12]. Precyzja chirurga podczas usuwania zaćmy u pacjenta z astygmatyzmem jest niezbędna dla osiągnięcia satysfakcjonującego efektu refrakcyjnego [9].

Moc cylindra (D_α) określa się podając jego zdolność skupiającą D_c w kierunku prostopadłym do osi cylindra. W kierunku równoległym do osi cylindra jego moc wynosi zero. D_α w kierunku tworzącym kąt α z osią cylindra można obliczyć ze wzoru :

$$(1) \quad D_\alpha = D_c \sin^2 \alpha$$

Komfort widzenia to nie tylko prawidłowa ostrość wzroku do dali i bliży, ale również postrzeganie przestrzenne. Rozróżnia się dwa rodzaje postrzegania przestrzennego; jednoocne i obuoczne. Obuoczne postrzeganie przestrzenne to przede wszystkim stereopsja. Jest to najważniejszy rodzaj postrzegania głębi i umożliwia dokładną lokalizację przedmiotów. Najmniejsza różnica głębi postrzegana odpowiada granicznemu kątowi stereoskopowemu δ_{min} . Przy dobrze rozwiniętej stereopsji graniczny kąt stereoskopowy $\delta_{min} < 1'$, a wartości rzędu $10''$ nie są rzadkością. Można zdefiniować stereoskopową ostrość wzroku V_{st} :

$V_{st} = \frac{1}{\delta_{min}}$, przy czym δ_{min} należy wyrażać w minutach kątowych.

1. Jeżeli $\delta_{min} = 2'$ to $V_{st} = 0.5$

2. Jeżeli $\delta_{min} = 1'$ to $V_{st} = 1.0$

Przedstawione powyżej problemy wstępnie obrazują jak ważne jest dokładne zlokalizowanie osi optycznej i osi widzenia oraz położenia południków głównych rogówki w trakcie różnorodnych zabiegów okulistycznych.

Cel pracy

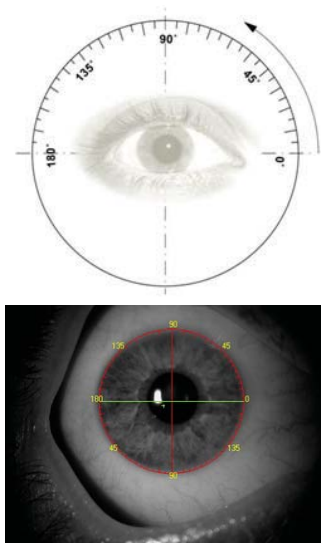
Celem niniejszej pracy jest przedstawienie zasady działania oraz zastosowania w praktyce okulistycznej nowatorskiego urządzenia INTEGRA. Wprowadzenie do praktyki klinicznej INTEGRY przyczyni się do optymalizacji wyznaczania i monitorowania osi torycznego wszczepu wewnątrzgałkowego. Innowacyjność INTEGRY polega na zniwelowaniu możliwych, generowanych błędów pomiarowych występujących we współczesnych technikach operacyjnych oraz uchronieniu procedury od błędu operatora.

Prezentowane urządzenie identyfikuje automatycznie pacjenta, operowane oko oraz monitoruje przebieg operacji w oparciu o rozszerzoną rzeczywistość. INTEGRA może być wykorzystana między innymi podczas zabiegów usunięcia zaćmy u pacjentów z astygmatyzmem, do operacji implantacji soczewek fakijnych w celach refrakcyjnych lub estetycznych, podczas wszczepienia pierścieni śródrogówkowych INTAX w stożku rogówki oraz do rogówkowych zabiegów refrakcyjnych.

Pierwszym etapem wykorzystywania urządzenia jest pobranie wzorca będącego zdjęciem gałki ocznej pacjenta z wyznaczoną na podstawie topografii rogówki osią astygmatyzmu centralnego. Wzorzec, który automatycznie zapamiętuje kilkadziesiąt tysięcy punktów z wyłączeniem tęczówki i powiek, najczęściej pobierany jest w momencie wykonywania topografii eliminując tym samym możliwość błędu wynikającego z rotacji gałki ocznej. System wyznacza osę według powszechnie wykorzystywanej skali TABO.

Skala TABO

Położenie (orientację) gałki ocznej pacjenta określa się według systemu TABO (rys.1). System ten został ustanowiony na Międzynarodowym Kongresie Okulistycznym w Amsterdamie w 1929 roku. Środek (położenie) skali TABO zdefiniowany jest przez środek geometryczny rogówki zgodny z punktem przejścia osi widzenia przez źrenicę. Natomiast patrząc na oko pacjenta, położenie „zero” skali znajduje się z prawej strony osi poziomej względem środka geometrycznego, a wartości kątów wzrastają w kierunku dodatnim matematycznie (przeciwnym do kierunku biegu wskazówek zegara). Względem tak zdefiniowanej orientacji



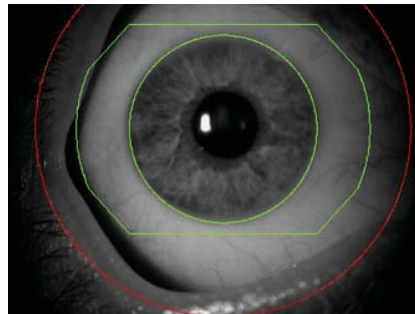
Rys. 1. Skala TABO

oka linia wszczepu torycznej soczewki wewnątrzgałkowej, definiuje się jako prostą o pewnym kącie skręcenia przechodzącą przez punkt przecięcia osi optycznej z powierzchnią gałki ocznej. Punkt osi widzenia, w stosunku do osi

optycznej, umiejscowiony jest ok 3 w dół i 4 w kierunku skroniowym. Oś widzenia łączy punkt fiksacji ze środkiem plamki. INTEGRA ma za zadanie wskazać optymalny algorytm rozpoznawania obszaru tak aby wyznaczenie osi było niezależne od zasłonięcia znacznej części wzorca, powiększenia mikroskopu oraz ustawienia płaszczyzny referencyjnej względem osi optycznej mikroskopu (eliminacja błędu paralaksy).

ROI - obszar aktywny

W procesie pozyskiwania informacji o orientacji bazowej oka (gdy pacjent znajduje się w pozycji pionowej) zdecydowano się na wyznaczenie punktów orientacyjnych, które nie ulegają przemieszczeniu i zniekształceniu podczas przeprowadzania zabiegu okulistycznego i mogą posłużyć jako znaczniki położenia i orientacji gałki ocznej. Powyższy warunek spełniają spojówkowe naczynia krwionośne, widoczne na powierzchni oka. W czasie pozyskiwania informacji o tak zdefiniowanych obszarach charakterystycznych należało wyeliminować wpływ innych elementów na generowany opis. Czynniki wpływającymi na niestabilność pozyskanej informacji o bazowym położeniu oka mogą być obszary związane z dolną oraz górną powieką, a także obszar tęczówki i źrenicy. Parametry tych ostatnich zmieniają się pod wpływem czynników zewnętrznych (np. oświetlenia) oraz czynników farmakologicznych (np. znieczulenie). Rozwiązaniem powyższego problemu jest zdefiniowanie obszaru aktywnego (tzw. ROI – Region of Interest), w którym dokonywana jest ekstrakcja cech stanowiących podstawę opisu pozycji bazowej oka. W proponowanym rozwiązaniu obszar ten został zdefiniowany jako wycinek pierścienia okalającego, widocznej podczas operacji części twardówki w okolicy tęczówki. Przykładowy kształt zastosowanego ROI pokazany został na rysunku 2. Dla tak



Rys. 2. Granice obszaru charakterystycznego – ROI

zdefiniowanego obszaru, w procesie uczenia, wyznaczone zostały punkty kluczowe. Punkty te zostały tak zdefiniowane aby ich położenie oraz orientacja były niewrażliwe na zmianę warunków pozyskania informacji o oku pacjenta. Bazując na niezmiennym w czasie położeniu naczyń krwionośnych, związane z nimi punkty kluczowe zawierają informację o orientacji bazowej oka. W proponowanym rozwiązaniu do wyznaczenia punktów kluczowych w obszarze ROI wykorzystany został algorytm SIFT.

Deskryptor

Kluczowym elementem rozpoznawania położenia gałki ocznej i wyznaczania osi wszczepu jest algorytm SIFT. Algorytm SIFT (Scale-Invariant-Feature-Transform) zaproponowany przez D. Lowe pozwala na zdefiniowanie/lokalizację oraz opis/deskrypcję punktów charakterystycznych w obrazie cyfrowym. Proces poszukiwania punktów charakterystycznych (key-points) w znacznym stopniu jest niewrażliwy na podstawowe przekształcenia

geometryczne takie jak zmiana położenia, zmiana skali oraz rotacja opisywanej sceny w obrazie cyfrowym. Metoda SIFT stanowi w pełni funkcjonalny system deskryptora treści obrazu cyfrowego. Algorytm tej metody podzielić można na trzy etapy:

1. Przetwarzanie wstępne,
2. Detekcja i selekcja punktów charakterystycznych,
3. Opis/deskrypcja punktów kluczowych.

Etap I: Przetwarzanie wstępne

W pierwszej części działania algorytmu SIFT dokonuje się proces budowy tzw. piramidy obrazów gaussowskich. Konstrukcja piramidalna powstaje poprzez przepróbkowanie obrazu mające na celu zmniejszenie jego rozdzielczości o 50%. Z tak przepróbkowanych obrazów powstają warstwy piramidy tworzące strukturę hierarchiczną w algorytmie deskryptora. Obrazy $I(x, y)$ poddawane procesowi przepróbkowania w dół (down sampling) poddawane są procesowi filtracji dolnoprzepustowej z filtrem Gaussa $G(x, y, \sigma)$ dla danego wsp. rozmycia σ :

$$(2) \quad L(x, y, \sigma) = G(x, y, \sigma) * I(x, y)$$

gdzie $*$ jest operatorem splotu funkcji obrazu I oraz funkcji filtra G , którego wagi maski opisane są zależnością:

$$(3) \quad G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma}\right)$$

Dla danej warstwy piramidy gaussowskiej dokonuje się filtracji z różnymi współczynnikami rozmycia σ mającymi umożliwić zmniejszenie wrażliwości deskryptora na zmianę skali w analizowanym obrazie. W ten sposób konstruowane są, w ramach danej warstwy, tzw. oktawy w których stopień rozmycia poszczególnych obrazów tworzy ciąg geometryczny $\sigma_{i+1} = k\sigma_i$, w którym wartość optymalna ilorazu k wynosi $\sqrt{2}$ [8]. W tak przeprowadzonym procesie filtracji dolnoprzepustowej oraz resamplingu powstaje struktura hierarchiczna (piramidalna) składająca się z N poziomów (oktaw), z których każdy składa się z M warstw. Rysunek 3 przedstawia przykładową piramidę składającą się z $N = 4$ poziomów i $M = 5$ warstw.



Rys. 3. Piramida Gaussowska

Proces opisu treści obrazu cyfrowego realizowany jest jednak nie w zbiorze wartości funkcji obrazowej (poziomach jasności), a w zbiorze zmienności funkcji obrazowej. Taki wybór zbioru analizowanego ma na celu uniezależnienie prezentowanego opisu od zmian jasności analizowanej sceny obrazowej. W omawianym algorytmie proces definicji przestrzeni zawierającej punkty charakterystyczne realizowany jest z wykorzystaniem filtracji wysokoczęstotliwościowej bazującej na filtrze laplasowskim (operator drugiej pochodnej - laplasjan). Podobnie problem ekstrakcji punktów charakterystycznych, na etapie przetwarzania wstępnego, realizowany jest w deskryptorze Harrisa [5]. Jak powszechnie wiadomo operator różniczkowy drugiego rzędu jest silnie wrażliwy nawet na niewielkie zmiany funkcji różniczkowanej. W rezultacie w procesie filtracji obrazów cyfrowych wykorzystuje się operator Laplace'a w połączeniu z filtrem wygładza-

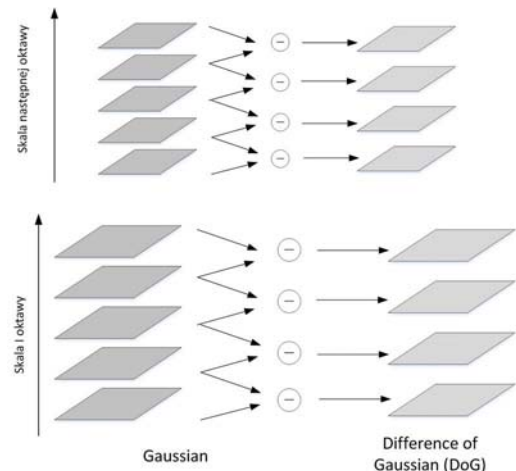
jącym. Klasycznym operatorem filtru górnoprzepustowego łączącego w sobie filtrację wygładzającą i różniczkową drugiego rzędu jest tzw. filtr LoG (Laplace of Gaussian) [2]. Jako alternatywę dla filtru LoG w procesie filtracji operatorem różniczkującym drugiego rzędu często wykorzystywana jest tzw. struktura filtru DoG (Difference of Gaussian). Filtr ten realizowany jako różnica dwóch funkcji Gaussa o odpowiednich parametrach rozmycia posiada właściwości bardzo zbliżone do operatora LoG [13]:

$$(4) \quad \nabla^2(G(x, y, \sigma) * I(x, y)) \approx (G(x, y, \sigma_a) - G(x, y, \sigma_b)) * I(x, y)$$

W algorytmie SIFT ze względu na strukturę piramidy Gaussa na potrzeby definicji przestrzeni punktów charakterystycznych wyznaczana jest tzw. piramida Laplace'a. Różnice pomiędzy poszczególnymi warstwami w ramach danej oktawy/poziomu piramidy Gaussa pozwalają wyznaczyć warstwę w danym poziomie piramidy Laplace'a:

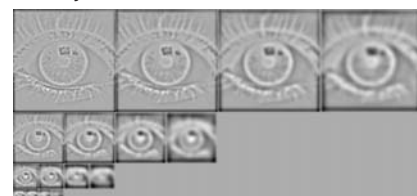
$$(5) \quad D(x, y, \sigma) = (G(x, y, k\sigma) - G(x, y, \sigma)) * I(x, y) \approx L(x, y, k\sigma) - L(x, y, \sigma)$$

gdzie $k = \sqrt{2}$ stanowi wartość optymalną zmiany współczynnika rozmycia/wygładzenia w danym poziomie piramidy Gaussa. Rysunek 4 przedstawia schematycznie sposób wyznaczania obrazów tworzących piramidę Laplace'a, w której poszukiwane będą punkty charakterystyczne analizowanej sceny obrazowej.



Rys. 4. Idea budowy piramidy Laplace'a

Na rysunku 5 pokazana została przykładowa przestrzeń obrazów po filtracji górnoprzepustowej tworzących hierarchiczną strukturę trójwymiarowej przestrzeni przetworzonej funkcji obrazowej.

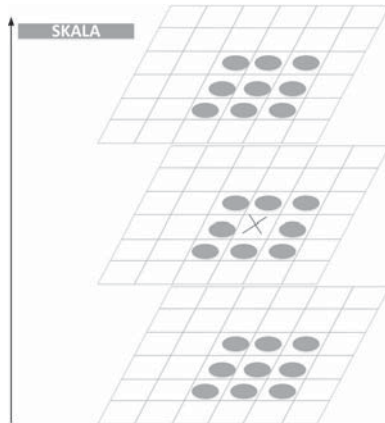


Rys. 5. Hierarchiczna struktura trójwymiarowej przestrzeni przetworzonej funkcji obrazowej

Etap II: Detekcja i selekcja punktów charakterystycznych

Kolejnym etapem w algorytmie SIFT jest ekstrakcja punktów charakterystycznych. Etap ten składa się z kilku kroków, w których realizowany jest zarówno proces ekstrakcji jak i selekcji punktów kluczowych. Przestrzenią analizy

w etapie wyznaczania punktów kluczowych jest przestrzeń obrazów w piramidzie Laplace'a. Pierwszy krok realizujący proces wyznaczania punktów charakterystycznych sprowadza się do poszukiwania lokalnych ekstremów funkcji $D(x, y, \sigma)$ w trójwymiarowej przestrzeni. W omawianym algorytmie krok ten sprowadza się do lokalizacji punktów ekstremalnych w oparciu o analizę ich najbliższego sąsiedztwa. Analiza ta dokonywana jest z wykorzystaniem trzech kolejnych warstw w oktawie piramidy Laplace'a. Punkty ekstremalne poszukiwane są w warstwie środkowej poprzez analizę ich 26 punktów sąsiednich jak na rysunku 6. W rezultacie minimalna liczba warstw w oktawie piramidy Laplace'a wynosi 3. Odpowiednio minimalna liczba warstw w piramidzie Gaussa musi w takim wypadku wynosić $M = 4$.



Rys. 6. Lokalne sąsiedztwo w trójwymiarowej przestrzeni piramidy Laplace'a

Punkty stanowiące lokalne ekstrema funkcji $D(x, y, \sigma)$ są pierwszymi kandydatami na punkty kluczowe w algorytmie SIFT. Z powodu dyskretnego charakteru przestrzeni obrazów w piramidzie Laplace'a wartości ekstremalne stanowią jedynie przybliżenie rzeczywistych ekstremów w analizowanej funkcji. Również punkt, dla którego funkcja osiąga ekstremum jest określony z dokładnością do rozdzielczości przestrzennej obrazu na danym poziomie piramidy oraz rozdzielczości związanej ze zmianą skali określoną przez parametr danego poziomu piramidy.

W celu dokładniejszego oszacowania położenia punktów ekstremalnych oraz wartości funkcji $D(x, y, \sigma)$ w tym punkcie przeprowadzony zostaje proces oszacowania punktu optymalnego. Zakładając, że funkcja $D(x, y, \sigma)$ w punkcie ekstremalnym z dużym przybliżeniem da się opisać formą kwadratową wartość w punkcie optymalnym estymuje się analizując rozwinięcie w szereg Taylora:

$$(6) \quad D(\mathbf{x}) = D + \frac{\partial D^T}{\partial \mathbf{x}} \mathbf{x} + \frac{1}{2} \mathbf{x}^T \frac{\partial^2 D}{\partial \mathbf{x}^2} \mathbf{x}$$

gdzie $\mathbf{x} = [x \ y \ \sigma]^T$. Z powyższego rozwinięcia wynika zależność na wartość optymalną punktu, w którym funkcja osiąga wartość ekstremalną:

$$(7) \quad \hat{\mathbf{x}} = -\frac{\partial^2 D^{-1}}{\partial \mathbf{x}^2} \frac{\partial D}{\partial \mathbf{x}}$$

oraz oszacowanie wartości ekstremalnej w tym punkcie:

$$(8) \quad D(\hat{\mathbf{x}}) = D + \frac{1}{2} \frac{\partial D^T}{\partial \mathbf{x}} \hat{\mathbf{x}}$$

Pierwsza część procesu selekcji wstępnego zbioru punktów ekstremalnych ma na celu eliminację punktów charak-

terystycznych (ekstremalnych) będących skutkiem pojawiającego się szumu w procesie akwizycji. Pierwsze kryterium selekcji w algorytmie SIFT związane jest zatem z wartością ekstremalną analizowanej funkcji. Wszystkie punkty ekstremalne dla których niespełniona jest zależność:

$$(9) \quad |D(\hat{\mathbf{x}})| > T$$

Uznawane są jako „mało istotne” i w rezultacie zostają odrzucone. Wartość progów decyzyjnego T została ustalona eksperymentalnie na poziomie 0.03 (przy założeniu, że funkcja przyjmuje wartości z przedziału $[-1, +1]$).

Drugie kryterium selekcji związane jest z charakterem punktów kluczowych. Inaczej niż ma to miejsce w detektorze punktów kluczowych algorytmu Harris'a [5] eliminowane są punkty ekstremalne, które związane są z punktami krawędziowymi lub wierzchołkowymi obszarów w analizowanym obrazie. Kryterium to zostało zdefiniowane w oparciu o analizę wartości własnych macierzy Hessianu – podobnie jak w algorytmie detekcji krawędzi zaproponowanym przez Cumaniego [3]. W algorytmie macierz Hessianu analizowanej funkcji w punkcie ekstremalnym określona jest zależnością:

$$(10) \quad \mathbf{H} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} \\ D_{xy} & D_{yy} \end{bmatrix}$$

gdzie $D_{ij} = \frac{\partial^2 D}{\partial i \partial j}$ to wartość drugiej pochodnej cząstkowej liczonej po zmiennej i oraz j dla $i, j \in \{x, y\}$.

Macierz ta posiada dwie nieujemne wartości własne λ_1 oraz λ_2 . W przypadku gdy jedna wartość własna jest znacznie większa od drugiej ($\lambda_1 \gg \lambda_2$) istnieje podejrzenie, że w rozpatrywanym punkcie występuje krawędź pomiędzy obszarami w obrazie cyfrowym. Podobnie w przypadku gdy obydwie wartości własne są zbliżone do siebie ($\lambda_1 \approx \lambda_2 \gg 0$) mamy do czynienia z tzw. punktem wierzchołkowym lub obszarem jednolitym ($\lambda_1 \approx \lambda_2 \approx 0$). Ogólnie wartościami własnymi macierzy \mathbf{H} można powiązać zależnością:

$$(11) \quad \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = r \Rightarrow \lambda_1 = r \lambda_2$$

dla $r > 0$.

Wykorzystując związek pomiędzy definicją śladu macierzy, jej wyznacznika i wartości własnych:

$$(12) \quad Tr(\mathbf{H}) = D_{xx} + D_{yy} = \lambda_1 + \lambda_2$$

$$(13) \quad Det(\mathbf{H}) = D_{xx}D_{yy} - (D_{xy})^2 = \lambda_1 \lambda_2$$

określona została wielkość kryterialna selekcji punktów charakterystycznych, które nie znajdują się na krawędziach oddzielających obszary w analizowanym obrazie:

$$(14) \quad \frac{Tr(\mathbf{H})^2}{Det(\mathbf{H})} = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2)^2}{\lambda_1 \lambda_2} = \frac{(r \lambda_2 + \lambda_2)^2}{r \lambda_2^2} = \frac{(r + 1)^2}{r}$$

Bazując na powyższej zależności drugie kryterium selekcji punktów charakterystycznych w algorytmie SIFT zostało zdefiniowane nierównościami:

$$(15) \quad \frac{Tr(\mathbf{H})^2}{Det(\mathbf{H})} = \frac{(r + 1)^2}{r}$$

Wartość ilorazu wartości własnych została określona na poziomie wartości $r = 10$ [10].

Estymaty punktów ekstremalnych, które spełniają obydwa kryteria selekcji tworzą zbiór punktów kluczowych i stanowią podstawę działania algorytmu deskrypcji.

Etap III: Opis punktów kluczowych

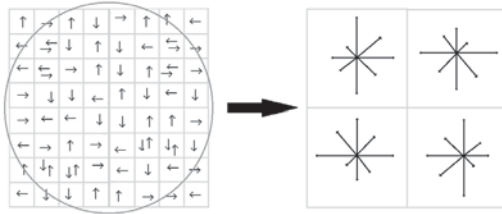
Ostatnią część zastosowanego algorytmu SIFT stanowi etap deskrypcji. Dla znalezionych punktów kluczowych określony zostaje wektor, który w jednoznaczny sposób opisuje lokalne właściwości analizowanej sceny wokół danego punktu. Część deskrypcyjna bazuje zatem na opisie zmienności otoczenia punktu kluczowego. Rozmiar otoczenia zależy jest od parametru skali związanego z danym poziomem oraz warstwą piramidy Gaussa. W opisie charakterystycznych wielkości związanych z otoczeniem punktu kluczowego wykorzystana została informacja o długości $m(x, y)$ i $\theta(x, y)$ orientacji gradientu funkcji obrazowej:

$$(16) \quad m(x, y) = \sqrt{L_x^2 + L_y^2}$$

$$(17) \quad \theta(x, y) = \arctan(L_y/L_x)$$

gdzie: $L_x = L(x + 1, y) - L(x - 1, y)$, $L_y = L(x, y + 1) - L(x, y - 1)$ są estymatami składowych gradientu w kierunkach ortogonalnych.

Obszar deskrypcji związany jest z informacją topologiczną o natężeniu i kierunku zmian wartości funkcji $L(x, y)$ i określoną wagami funkcji Gaussa $G(x, y, \sigma)$ dla obszaru o promieniu 1.5σ . Na rysunku 7 obszar ten jest zaznaczony okręgiem.



Rys. 7. Obszar lokalnego sąsiedztwa o rozmiarze $(n_x \times n_y) = (2 \times 2)$ zawierający po (4×4) obszary oraz histogramy natężenia gradientu w funkcji orientacji w tych obszarach (podzielonej na $n_o = 8$ kierunków), które tworzą 32 elementowy wektor deskryptora

W celu uniezależnienia opisu otoczenia punktu kluczowego od zmian orientacji dokonuje się analizy orientacji gradientu funkcji w danym podobszarze. W tym celu, uwzględniając wagi położenia topologicznego, wyznacza się histogram natężenia zmian w funkcji ich orientacji. Dziedzina histogramu dyskretyzowana jest do zbioru 36 podobszarów (od 0 do 360 co 10). W histogramie tym wyszukiwany są dominujące jednoznacznie orientacje, których kierunki są uznawane za reprezentatywne dla danego punktu kluczowego. Jako próg istotności danego maksimum i związanego z nim kierunku przyjmuje się wartość na poziomie 80% wartości maksymalnej w histogramie. W rezultacie z danym punktem kluczowym związany może być więcej niż jeden kierunek określający lokalną orientację obrazu w punkcie kluczowym.

Ostatnią częścią w procesie deskrypcji jest wyznaczenie wektora kodującego w sposób jednoznaczny informacje o danym punkcie kluczowym. W tym celu obszar otoczenia punktu kluczowego (rys.7) zostaje podzielony na podobszary tworząc siatkę o rozmiarze $n_x \times n_y$, w których wyznaczane są wartości i orientacje gradientu funkcji obrazowej dla odpowiedniej liczby regionów. W tym celu w każdym podobszarze deskryptora, wyznaczane są histogramy natężenia zmian w funkcji ich orientacji. Dziedzina histogramu dyskretyzowana jest do zbioru określającego n_o kierunków (przedziałów) w zakresie [0 do 360). W rezultacie z każdym punktem kluczowym związana jest informacja o zmienności jego otoczenia zawarta w zbiorze $(n_x \times n_y \times n_o)$ wartości.

W wykorzystanej implementacji wektor deskryptora danego punktu kluczowego składał się z 128 elementów $(n_x \times n_y \times n_o) = (4 \times 4 \times 8)$. Tak stworzony wektor deskrypcji jest następnie normalizowany.

W wyniku procesu deskrypcji powstaje zbiór punktów kluczowych \mathbf{Q} , określonych przez współrzędne położenia (x, y) i dominującej orientacji φ , z określonymi dla nich wektorami deskrypcji \mathbf{q} (tzw. odciskami palców - fingerprints):

$$\mathbf{Q} = \{(x_i, y_i, \varphi_{1-k}) : \mathbf{q}_i : \#[n_x n_y n_o], i = 1, \dots, K\}$$

Klasyfikator

W procesie poszukiwania położenia i orientacji gałki ocznej pacjenta przeprowadzany jest proces identyfikacji odpowiednich punktów kluczowych z obrazu wzorcowego (uczącego) z obrazem analizowanym. Głównym problemem w tym zadaniu jest znalezienie odpowiedności poszczególnych punktów kluczowych wyznaczonych dla tych dwóch obrazów. Jeśli założymy, że obszar referencyjny określający położenie gałki ocznej pacjenta został opisany przez zbiór punktów kluczowych \mathbf{Q} , natomiast obraz analizowany przez zbiór punktów kluczowych \mathbf{P} to proces poszukiwania odpowiedności punktów w obydwu obrazach może być zrealizowany z wykorzystaniem klasyfikatora minimalnoodległościowego:

$$(19) \quad \min_{\mathbf{Q}, \mathbf{P}} \delta(\mathbf{q}, \mathbf{p}) \Rightarrow \{(x, y, \varphi), (u, v, \vartheta)\}$$

gdzie $\delta(\cdot)$ jest miarą różnicy pomiędzy wektorami deskrypcji danych punktów kluczowych.

W celu zmniejszenia liczby niepoprawnie dopasowanych par wektorów deskrypcji \mathbf{q}, \mathbf{p} punktów kluczowych w zastosowanym klasyfikatorze wprowadzony został próg istotności. Pozwala on na uznanie podobieństwa wektora \mathbf{q} do wektora \mathbf{p}_i w przypadku gdy podległość δ pomiędzy nimi jest istotnie mniejsza od odległości tego wektora od pozostałych wektorów zbioru \mathbf{P} :

$$(20) \quad \mathbf{q} \sim \mathbf{p}_i \Leftrightarrow \frac{\delta(\mathbf{q}, \mathbf{p}_i)}{\delta(\mathbf{q}, \mathbf{p}_k)} < 0.8, \quad \text{dla } k \neq i$$

Transformacja

Dla tak wyznaczonych par punktów kluczowych obrazu wzorcowego i analizowanego w danej chwili wyznaczone zostało przekształcenie. Transformacja ta pozwala na uwzględnienie zmian położenia i orientacji oka pacjenta w chwili trwania operacji w stosunku do badania diagnostycznego, w którym zdefiniowane zostały parametry związane z przeprowadzanym zabiegiem. Wzorec uwzględnia np: siłę łamiącą głównych południków rogówki K1 K2 w dioptriach i milimetrach, oś południka płaskiego i stromego rogówki. Proces określenia przekształcenia geometrycznego wymagał założenia rodzaju możliwych przekształceń jakim może ulegać gałka oczna pacjenta podczas zabiegu. Założono, że wszystkie zmiany związane z przemieszczeniem, skręceniem oraz obrotem gałki ocznej są względnie niewielkie i można je przybliżyć afinicznym przekształceniem na płaszczyźnie rejestrowanego obrazu 2D:

$$(21) \quad \mathbf{c} = \mathbf{A}\mathbf{b}$$

gdzie \mathbf{A} to macierz przekształcenia afinicznego, natomiast \mathbf{c}, \mathbf{b} to odpowiednio współrzędne odpowiadających sobie punktów kluczowych:

$$(22) \quad \mathbf{q} \sim \mathbf{p} \Rightarrow \mathbf{b} = [x \ y \ 1]^T \sim \mathbf{c} = [u \ v \ 1]^T$$

Uwzględniając powyższą zależność przekształcenie afiniczne pomiędzy obrazem oka w pozycji bazowej i aktualnej można opisać zależnością:

$$(23) \quad \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_4 & a_5 & a_6 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

Problem znalezienia tak zdefiniowanej transformacji wymaga określenia sześciu parametrów macierzy **A**. W tym celu powyższa zależność została przeddefiniowana do postaci równoważnej:

$$(24) \quad \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & x & y & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_3 \\ a_6 \end{bmatrix}$$

w której w sposób jawny nieznane parametry a_i występują w formie wektora. Rozwiązanie powyższego zadania z sześcioma niewiadomymi wymaga określenia przynajmniej sześciu niezależnych równań. Warunkiem znalezienia przekształcenia afinicznego dla analizowanego przypadku jest posiadanie przynajmniej trzech par odpowiadających sobie punktów kluczowych. Zwykle jednak liczba punktów kluczowych jest znacznie większa i uzyskany z ich wykorzystaniem zbiór par odpowiadających sobie punktów kluczowych jest również znacznie większa od 3. Wykorzystując powyższą obserwację problem określenia parametrów przekształcenia afinicznego można sprowadzić do problemu rozwiązania układu równań:

$$(25) \quad \mathbf{C} = \mathbf{B}\mathbf{a}$$

gdzie:

$$(26) \quad \mathbf{C} = [u_1 \quad v_1 \quad u_2 \quad v_2 \quad \dots]^T$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & x_1 & y_1 & 0 & 1 \\ x_2 & y_2 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & x_2 & y_2 & 0 & 1 \\ & & & \dots & & \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{a} = [a_1 \quad a_2 \quad a_4 \quad a_5 \quad a_3 \quad a_6]^T$$

Rozwiązanie powyższego problemu, ze względu na wektor parametrów **a**, określone jest zależnością:

$$(27) \quad \hat{\mathbf{a}} = \mathbf{B}^\dagger \mathbf{C} \Rightarrow \hat{\mathbf{A}}$$

gdzie $\mathbf{B}^\dagger = (\mathbf{B}^T \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^T$ oznacza macierz pseudo odwrotną do macierzy **B**.

Implementacja sprzętowa

Opisane algorytmy zostały zaimplementowane z wykorzystaniem urządzenia EVS-1464RT (Embedded Vision System) i pakietu LabView firmy National Instruments. Jest to dedykowany system wizyjny pracujący pod kontrolą systemu operacyjnego czasu rzeczywistego. Podstawowe parametry techniczne systemu EVS to: procesor Intel Core Duo pracujący z częstotliwością 1.66 GHz, 1 GB pamięci RAM, 2 GB dysk SSD. Dodatkową zaletą jest praca z pasywnym układem chłodzenia, co ma duże znaczenia jeżeli chodzi o poziom hałasu w trakcie wykonywania zabiegu. Jako źródło sygnału wizyjnego wykorzystano kamerę Basler scA640-70fc o rozdzielczości 659x490 piksele, dostarczającą kolorowy

obraz z maksymalną prędkością 71 klatek na sekundę. Komunikacja kamery z systemem EVS realizowana była z wykorzystaniem standardu IEEE 1394b (FireWire).

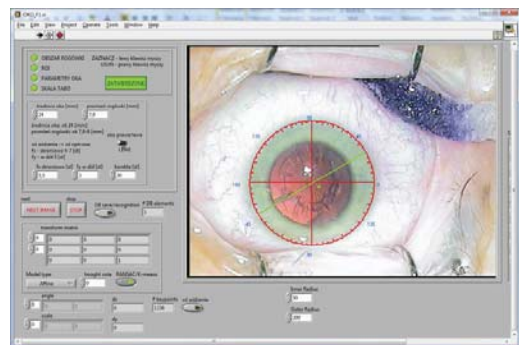
Wyniki

Poniżej przedstawiono przykładowe zrzuty ekranu z działającego systemu INTEGRA operującego na rzeczywistych obrazach pozyskanych z mikroskopu operacyjnego. Na rysunku 8 przedstawiona jest skala TABO, która została automatycznie dopasowana do oka pacjenta przed operacją. Na rysunku 9 przedstawiono dopasowanie skali TABO w cza-



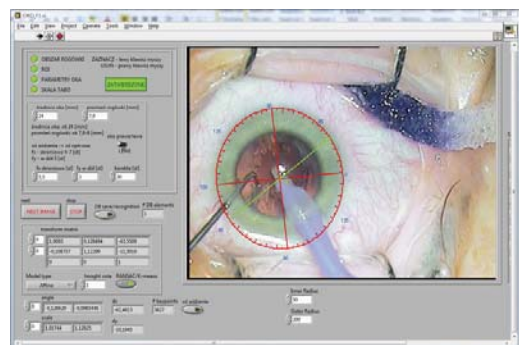
Rys. 8. Wynik działania systemu INTEGRA - skala TABO (oko bez zakłóceń)

nie zabiegu gdy pacjent znajduje się już na stole operacyjnym. Na zdjęciu widać rozchylone powieki przygotowane do zabiegu odsłaniające pole zabiegowe. W trakcie op-



Rys. 9. Wynik działania systemu INTEGRA - skala TABO (oko w trakcie operacji)

eracji chirurg wprowadza różnego rodzaju narzędzia, które powodują zasłonięcie fragmentu analizowanego/śledzonego obrazu. W aktualnej wersji system INTEGRA pozwala na dokładne dopasowanie skali TABO nawet w przypadku gdy połowa analizowanego obrazu jest niewidoczna. Na rysunku 10 przedstawiona jest sytuacja gdy w polu widzenia kamery znajdują się narzędzia.



Rys. 10. Wynik działania systemu INTEGRA - skala TABO (oko w trakcie operacji, narzędzia w polu widzenia)

Podsumowanie

Oczekiwania chorych co do uzyskania optymalnej nieskorygowanej ostrości wzroku po operacjach okulistycznych rosną z każdym rokiem. Pacjenci coraz częściej nie chcą zakładać okularów do dali i do czytania. Nie każdy pacjent może lub chce również nosić soczewki kontaktowe, dlatego też chirurgia okulistyczna łączy się coraz ściślej z precyzją chirurgii refrakcyjnej. Połączenie precyzyjności narzędzi okulistycznych i oprogramowań wykorzystywanych w zabiegach z doświadczeniem okulisty dają możliwość osiągnięcia sukcesu. INTEGRA to nie tylko system usprawniający i zmniejszający możliwość ryzyka błędu pozycjonowania torycznej soczewki wewnątrzgałkowej, ale również urządzenie pomiarowe, trasujące cięcie chirurgiczne w obrębie rogówki i torby przedniej soczewki. INTEGRA wspomaga ustawianie implantów śródrogówkowych, pozycjonowanie soczewek fakijnych sferycznych i torycznych. Nowatorskie urządzenie z wykorzystaniem algorytmu SIFT pozwala bezinwazyjnie, precyzyjnie wyznaczyć pozycję gałki ocznej w czasie rzeczywistym.

krzysztof.jaskot@polsl.pl, Marcin Jaworski, Lek. med. Piotr Jaworski, Optomed Centrum Diagnostyki i Mikrochirurgii Oka, ul. Katowicka 50 41-500 Chorzów, email: mjaworski@okulista.pl; jaworski@okulista.pl, prof. Dorota Wyględowska-Promieńska, Śląski Uniwersytet Medyczny, Klinika Okulistyki Wydział Lekarski w Katowicach, ul. Medyków 18, 40-752 Katowice, email: wpdorota@gmail.com

LITERATURA

- [1] Buckhurst P. J. BSc: Surgical correction of astigmatism during cataract surgery, *Clinical and Experimental Optometry Special Issue: Intraocular Lenses Volume 93, Issue 6*, pp. 409–418, November 2010.
- [2] Burt P. J., Adelson E. H.: The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code, *IEEE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS, VOL. COM-31, NO. 4*, April 1983.
- [3] Cumani A.: CVGIP: Graphical Models and Image Processing Volume 53, Issue 1, January 1991, Pages 40–51
- [4] Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM, Cerviño A.: Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery, *Journal Cataract Refract Surg*, vol. 35, pp. 70–75, 2009.
- [5] Harris C., Stephens M.J.: A combined Corner and edge detector, *Alvey Vision Conference*, pp. 147–152, 1988.
- [6] Khokhar S, Lohiya P, Murugiesan V, Panda A.: Corneal astigmatism correction with opposite clear corneal incisions or single clear corneal incision: comparative analysis, *Journal Cataract Refract Surg* vol. 32, pp. 1432–1437, 2006.
- [7] Kaufmann C., Peter J., Ooi K., Phipps S., Cooper P., Goggin M.: Limbal relaxing incisions versus on-axis incisions to reduce corneal astigmatism at the time of cataract surgery, *Journal Cataract Refract Surg* vol. 31, pp. 2261–2265, 2005.
- [8] Ke, Yan, Sukthankar R.: PCA-SIFT: A more distinctive representation for local image descriptors, *Computer Vision and Pattern Recognition, 2004. CVPR 2004. Proceedings of the 2004 IEEE Computer Society Conference on*. Vol. 2. IEEE, 2004.
- [9] Kiss B., Findl O., Menapace R. et al.: Refractive outcome of cataract surgery using partial coherence interferometry and ultrasound biometry: clinical feasibility study of a commercial prototype II, *Journal Cataract Refract Surg* vol. 28, pp. 230–234, 2002.
- [10] Lorenz C. et al.: A multi-scale line filter with automatic scale selection based on the Hessian matrix for medical image segmentation, *Scale-Space Theory in Computer Vision*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 152–163, 1997.
- [11] Narendran R., Vyas A., Bacon P.: Centration, rotational stability and outcomes of Rayner T-flexTM toric lens implantation: 2 year results, *Proceedings of the XXVII congress of the ESCRS, Barcelona, 2009*.
- [12] Osher RH.: Iris fingerprinting: new method for improving accuracy in toric lens orientation, *Journal Cataract Refract Surg* vol. 36, pp. 351–352, 2010.
- [13] Shoujia Wang, Wenhui Li, Ying Wang, Yuanyuan Jiang, Shan Jiang, Ruilin Zhao: An Improved Difference of Gaussian Filter in Face Recognition, *Journal of Multimedia*, Vol 7, No 6, pp. 429–433, December 2012.

Autorzy: *dr inż. Robert Bieda, dr inż. Krzysztof Jaskot, Politechnika Śląska, Instytut Automatyki, ul. Akademicka 16, 44-100 Gliwice, email: robert.bieda@polsl.pl;*