

doi:10.15199/48.2015.05.14

## Rozwój, kalibracja, walidacja oraz porównanie lokalizatorów medycznych opartych o smartfony Apple iPhone 5S oraz Samsung Galaxy S4

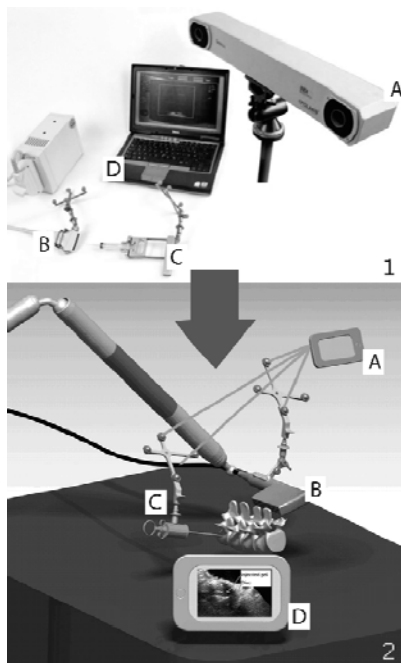
**Streszczenie.** Artykuł prezentuje koncepcję oraz próbę opracowania lokalizatora medycznego bazującego na pojedynczej kamerze urządzenia mobilnego z serii Samsung Galaxy S4 oraz Apple iPhone. W pracy przedstawiono algorytm działania lokalizatora, procedurę jego kalibracji, proces walidacji, a także porównanie dokładności pomiarowej z systemem wideooptycznym Polaris. W artykule zaprezentowano również nowy rodzaj markerów dla wskaźników Rigid Body, przystosowanych do kamer pracujących w paśmie światła widzialnego.

**Abstract.** Article presents idea and prototype of mobile medical localizer based on Apple iPhone 5S and Samsung Galaxy S4 single smartphone camera. Authors described workflow of application, calibration procedure and validation process as well as comparison between proposed solution and NDI Polaris- gold standard in medical navigation. Authors presents also a new Rigid Body marker design adapted to work with smartphone camera. (Development, calibration, validation and comparison of mobile medical localizers based on smartphones Apple iPhone 5S and Samsung Galaxy S4).

**Słowa kluczowe:** nawigacja medyczna, urządzenia mobilne, chirurgia wspomagana komputerowo, rzeczywistość rozszerzona.  
**Keywords:** medical navigation, mobile devices, computer assisted surgery, augmented reality.

### Zarys tematyki

Systemy nawigacji medycznej, szeroko stosowane w ramach chirurgii wspomaganej komputerowo (ang. Computer Assisted Surgery - CAS), są niezwykle pomocne m.in. w operacjach alloplastyki stawu biodrowego, protezoplastyce stawu kolanowego, operacjach kręgosłupa, a także w zabiegach neurochirurgicznych.



Rys. 1 Koncepcja zastąpienia systemu nawigacji medycznej, opartego na lokalizatorze Polaris i komputerze PC, dwoma urządzeniami mobilnymi. Odpowiadające sobie elementy zestawu: A- Lokalizator medyczny, B- wskaźnik referencyjny Rigid Body (RB), C- wskaźnik RB przymocowany do narzędzia, D- urządzenie prezentujące położenie narzędzia na obrazie USG.

Przykładem systemu nawigacji medycznej może być OrthoPilot firmy Aesculap, składający się z trzech bloków: lokalizatora NDI Polaris, oprogramowania przystosowanego do współpracy z chirurgiem w warunkach sali operacyjnej oraz wskaźników zwanych Rigid Body. Każdy ze

wskaźników składa się z 4 markerów odbijających światło podczerwone. Lokalizator Polaris jest wyposażony w nadajnik promieniowania podczerwonego oraz dwie kamery rejestrujące odbite od markerów promieniowanie IR. Dzięki temu możliwe jest dokładne określenie położenia markerów, a co za tym idzie samych Rigid Body. Wskaźniki mogą być wszczepione w kość, bądź przyłączone do różnych narzędzi chirurgicznych. Główną zaletą takiego systemu jest brak konieczności wykonywania przedoperacyjnych zdjęć CT i RTG, a możliwość dokonywania pomiarów w czasie rzeczywistym pozwala precyzyjnie osadzić implant w ciele pacjenta. Przykładem innego zastosowania nawigacji medycznej, z wykorzystaniem lokalizatora Polaris, jest zabieg znieczulenia podpajęczynówkowego (spinal anaesthesia), gdzie wymagane jest precyzyjne wprowadzenie leków do opony twardej, w odcinku lędźwiowym kręgosłupa. Dzięki użyciu lokalizatora możliwe jest śledzenie końcówki igły na obrazie USG kręgosłupa [3]. Zestaw do przeprowadzania takiego zabiegu zaprezentowano na rys.1.1. Składa się on z ultrasonografu z przyłączonym do głowicy wskaźnikiem RB, lokalizatora Polaris oraz igły biopsyjnej do której także przyłączony jest wskaźnik. Na rys. 1.1 widzimy zestaw wykorzystujący system wizyjny Polaris, oraz komputer PC; podczas gdy na rys.1.2 oba te elementy zostały zastąpione urządzeniami mobilnymi- smartfonem i tabletem. Smartfon wykorzystywany jest w roli lokalizatora medycznego i zastępuje system Polaris, a tablet odpowiada za prezentację danych z ultrasonografu oraz lokalizatora.

### Motywacja i cel pracy

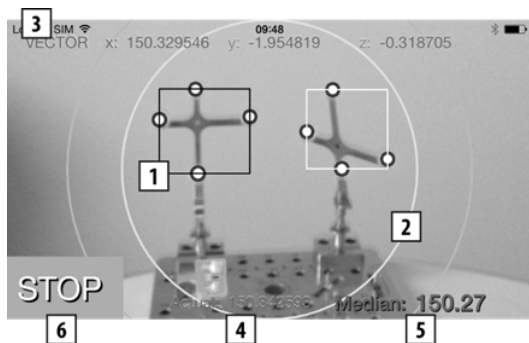
System optyczny Polaris oraz lokalizator OrthoPilot sprawdzają się doskonale w nawigacji medycznej, jednakże odznaczają się dużymi wymiarami oraz relatywnie wysoką ceną. W związku z tym, autorzy podjęli się próby opracowania nowego lokalizatora medycznego, opartego na kamerze urządzenia mobilnego pracującej w paśmie światła widzialnego. Rozwiązanie takie gwarantuje znaczną redukcję ceny całego systemu, a także umożliwiła wykorzystanie innych rodzajów sensorów wbudowanych w smartfon. Niebagatelny jest także fakt zastąpienia skomplikowanego i dużego systemu komputerowego pojedynczym urządzeniem mobilnym trzymany w dłoni. Ideę tą przedstawiono na rysunku nr 1, gdzie system

złożony z lokalizatora Polaris oraz komputera PC zastępowany jest jedynie dwoma urządzeniami mobilnymi.

Celem pracy było przygotowanie, oraz walidacja prototypu aplikacji mobilnej, na systemy Android oraz iOS, umożliwiającej nawigację medyczną z wykorzystaniem wskaźników Rigid Body. W pracy dokonano także porównania dokładności pomiarowej opracowanej aplikacji z systemem optycznym Polaris, który jest tzw. „Gold Standard” w nawigacji medycznej, oraz przeprowadzono krótką dyskusję na temat otrzymanych wyników

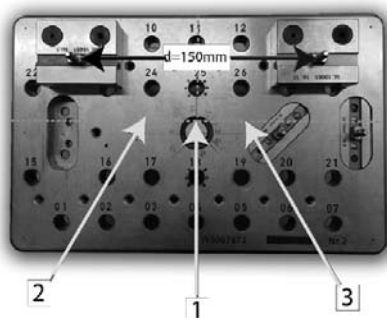
### Materiały i metody

Aplikacja powstała na bazie doświadczeń z projektów [1] i [2] jest zaprezentowana na rys.2. Umożliwia ona określenie wektora pomiędzy dwoma Rigid Body oraz obliczenie odległości pomiędzy nimi. Aplikacja ta powstała zarówno dla systemu Android 4.3 jak i Apple iOS 7.1.



Rys 2 Wygląd ekranu głównego aplikacji: 1- Wykryty wskaźnik Rigid Body, 2- okrąg oznaczający obszar najdokładniejszego pomiaru, 3- wektor współrzędnych wskaźnika narzędzia względem wskaźnika odniesienia, 4- aktualnie zmierzona odległość między wskaźnikami, 5- mediana z dziesięciu ostatnich pomiarów, 6- przycisk start/stop.

Elementem wspólnym obu implementacji jest biblioteka OpenCV wykorzystywana do przetwarzania obrazu. Platformę Hardware'ową stanowiły smartfony Samsung Galaxy S4 oraz Apple iPhone 5S. Testy dokładności proponowanego rozwiązania przeprowadzono z wykorzystaniem płyty Gold Bench zaprezentowanej na rys.3. Odległość pomiędzy zamocowanymi wskaźnikami RB wynosiła 150mm (z dokładnością 0,01mm). Pomiary dokonywane były z odległości 100 cm, pod trzema różnymi kątami względem płyty; smartfon na czas testów zamocowany był nieruchomo w imadle. Z każdej pozycji kamery dokonano pięćdziesięciu pomiarów odległości pomiędzy wskaźnikami. Wyniki otrzymane z testów obu urządzeń skonfrontowano z pomiarami dokonanymi lokalizatorem NDI Polaris, dzięki czemu uzyskano wiarygodny punkt odniesienia dla oceny dokładności proponowanego przez autorów rozwiązania.



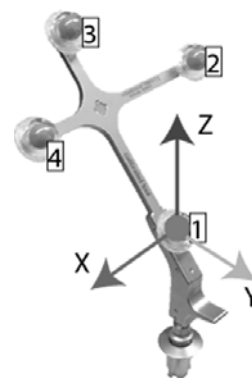
Rys 3 Pozycje z których dokonano pomiarów (1,2,3) oraz płyta Gold Bench używana do pomiarów odległości pomiędzy dwoma zamocowanymi na niej wskaźnikami Rigid Body oddalonymi od siebie o 150mm.

### Opis działania aplikacji

Działanie aplikacji opiera się na dwóch oddzielnych blokach kodu, wykonywanych równoległe przez procesor urządzenia mobilnego:

- Przetwarzanie obrazu
- Rekonstrukcja 3D

Zadaniem części odpowiedzialnej za przetwarzanie obrazu jest detekcja markerów wskaźnika na obrazie kamery oraz estymacja współrzędnych ich środków. Blok rekonstrukcji, wykorzystując współrzędne markerów z obrazu kamery, odpowiedzialny jest za wyznaczenie pozycji wskaźnika w przestrzeni trójwymiarowej. Oba bloki kodu są zsynchronizowane, a szczegółowy ich opis zamieszczono w dalszej części artykułu. Na potrzeby opisu działania aplikacji, na rysunku 4 przedstawiono model wskaźnika Rigid Body, wraz z podpisanymi kolejnymi markerami oraz zaznaczonym układem współrzędnych, przypisanym do wskaźnika.



Rys 4 Wskaźnik Rigid Body, cyframi 1-4 zaznaczono kolejne markery, przy markerze pierwszym znajduje się początek układu współrzędnych wskaźnika

Opis działania programu należy zacząć od bloku przetwarzania obrazu. Pierwszym etapem jest akwizycja obrazu z kamery. Aby usprawnić działanie programu, a także ograniczyć ilość danych, obraz w postaci pojedynczych klatek RGB, z widocznymi jasnymi markerami RB, jest konwertowany do skali szarości. Następnym krokiem jest binaryzacja przeprowadzana z dobranym doświadczalnie progiem, celem tego zabiegu jest umożliwienie przeprowadzenia detekcji konturów markerów oraz maksymalne ograniczenie przypadkowych odbłyśków światła. Kontury wykryte na obrazie są następnie poddawane walidacji, mającej na celu usunięcie „fałszywych” markerów. Są to refleksy świetlne, mające na zbinaryzowanym obrazie kształt kulisty - jednak różnią się one pod względem wymiarów od rzeczywistych markerów. Ostatnim etapem bloku odpowiedzialnego za przetwarzanie obrazu jest określenie dokładnych współrzędnych poszczególnych markerów, przypisanie ich do konkretnego wskaźnika, a także przesłanie wektora współrzędnych 2D do bloku rekonstrukcji 3D.

Rekonstrukcja 3D pozwala na określenie położenia markerów, a tym samym całego wskaźnika w przestrzeni trójwymiarowej, na podstawie współrzędnych 2D poszczególnych markerów z obrazu kamery. Pierwszym etapem jest ustalenie prawidłowej kolejności markerów. Przeprowadzane jest czterokrotne dopasowanie modelu wirtualnego do danej kolejności markerów. Wyliczany za każdym razem błąd średniokwadratowy, pomiędzy wirtualnym modelem, a rzeczywistymi punktami, osiąga swoje minimum w przypadku odkrycia właściwego ułożenia markerów. Po tym zabiegu, możliwe jest określenie ich położenia w przestrzeni 3D. Konieczne do tego procesu, macierz kamery (Camera Matrix), oraz wektor

współczynników zniekształceń (Distortion Vector), zostały obliczone w toku procesu kalibracji kamery, który zostanie opisany w dalszej części artykułu. Rezultatem rekonstrukcji 3D jest wektor translacji oraz macierz rotacji punktu odpowiadającego początkowi układu współrzędnych RB (marker z numerem 1 na rys.4). Wektor translacji  $V_t = [t_x, t_y, t_z]$  odpowiada za przesunięcie końcówki narzędzia względem założonego układu współrzędnych a macierz rotacji zawiera informacje o obrocie końcówki narzędzia względem osi  $X, Y$  oraz  $Z$ . Rotacje wokół osi ( $X, Y, Z$ ) są określane jako  $(\varphi, \theta, \psi)$ , stąd dla obrotu wokół jednej osi istnieje składowa macierz obrotu  $3 \times 3$ . W przypadku określenia całkowitego obrotu w przestrzeni 3D należy przeprowadzić mnożenie trzech składowych macierzy obrotu:

$$(1) \quad R = R_x \cdot R_y \cdot R_z = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}$$

gdzie:

$$R_x(\varphi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi & -\sin\varphi \\ 0 & \sin\varphi & \cos\varphi \end{bmatrix}$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}$$

$$R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Końcowym etapem rekonstrukcji 3D jest wyznaczenie pozycji końcówki narzędzia chirurgicznego, do którego przymocowany jest wskaźnik. Następuje to poprzez wymnożenie macierzy transformacji:

$$(2) \quad T = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & t_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & t_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

z zakładanym offsetem, odpowiadającym wektorowi pomiędzy punktem mocowania RB, a końcówką narzędzia, dopełnionym odpowiednio macierzą jednostkową:

$$(3) \quad T_o = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_{ox} \\ 0 & 1 & 0 & t_{oy} \\ 0 & 0 & 1 & t_{oz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Opisana wyżej procedura pozwala wyznaczyć jednoznacznie pozycję końcówki narzędzia chirurgicznego w przestrzeni 3D względem układu współrzędnych kamery [3]. Chcąc określić współrzędne względem wskaźnika odniesienia (referencyjnego) należy dokonać mnożenia:

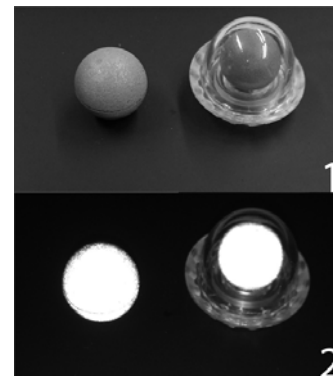
$$(4) \quad T_{ref} = T_r^{-1} \cdot T_c \cdot T_o$$

gdzie:

$T_{ref}$  – macierz transformacji opisująca położenie narzędzia w układzie współrzędnych wskaźnika referencyjnego;  $T_r$  – macierz transformacji wskaźnika referencyjnego w układzie współrzędnych kamery;  $T_c$  – macierz transformacji wskaźnika przymocowanego do narzędzia;  $T_o$  – offset konieczny do wyznaczenia końcówki narzędzia chirurgicznego.

### Nowy rodzaj markerów Rigid Body

Na potrzeby lokalizatora mobilnego, w firmie Aesculap, został opracowany zupełnie nowy rodzaj markerów kompatybilnych ze wskaźnikami Rigid Body, przystosowanych do pracy z kamerami urządzeń mobilnych. Markery te, w odróżnieniu od markerów wykorzystywanych przez system wideooptyczny Polaris, charakteryzują się dodatkowym płaszczem ochronnym, zabezpieczającym marker przed zabrudzeniami, a także kołnierzem rozpraszającym światło odbite od konstrukcji wskaźnika Rigid Body. Pozwala to na zwiększenie niezawodności wykrywania markerów. Porównanie obu typów markerów przedstawiono na rys. 5. Jak widać, dodatkowy płaszcz ochronny i kołnierz rozpraszający światło (marker po prawej) nie wpływają negatywnie na pracę markera oświetlonego diodą LED smartfona. Markery starego typu (po lewej), podczas pracy z lokalizatorem mobilnym w paśmie światła widzialnego, podatne były na zakłócenia wynikające z odbicia światła przez stalową konstrukcję wskaźnika RB, przez co na obrazie kamery ich kształt był bardzo mocno zdeformowany. Kołnierz ochronny skutecznie eliminuje tę niedogodność. Dzięki zastosowaniu wyżej opisanych innowacji znacznie wzrosła wykrywalność wskaźników Rigid Body oraz niezawodność całego systemu.



Rys 5 Porównanie starego (po lewej) i nowego typu markerów RB. Jak widać mimo dodatkowego płaszcza ochronnego oraz kołnierza rozpraszającego światło, nowy marker oświetlony światłem diody LED smartfona, zachowuje się tak samo jak wersja standardowa (po lewej).

### Kalibracja kamery

Aby umożliwić rekonstrukcję 3D położenia wskaźników w przestrzeni, konieczne jest wyznaczenie macierzy kamery oraz wektora współczynników zniekształceń. Macierz kamery zawiera współrzędne ogniskowej oraz centrum optycznego kamery, podczas gdy wektor zniekształceń zawiera współczynniki kompensujące zniekształcenia radialne oraz styczne, występujące na obrazie z kamery. Obie te struktury danych można wyznaczyć w procesie kalibracji, który został przeprowadzony przez autorów specjalnie do tego celu przygotowaną aplikacją. Procedura kalibracji zawierała następujące kroki:

1. Przygotowanie płaskiego wzorca szachownicy

2. Wykonanie co najmniej 30 zdjęć wzorca pod różnymi kątami, z manualnie ustawioną stałą ostrością oraz ogniskową kamery
3. Detekcja punktów charakterystycznych na zdjęciach (narożniki pół szachownicy)
4. Estymacja parametrów wewnętrznych oraz zewnętrznych kamery
5. Estymacja współczynników zniekształceń radialnych oraz stycznych

Metoda ta, szerzej opisana w [4], [5] oraz [6] pozwala na bardzo dokładne wyznaczenie wszystkich współczynników koniecznych do poprawnej rekonstrukcji 3D, do których należą:  $f_x, f_y$  – współrzędne ogniskowej kamery w pikselach;  $c_x, c_y$  – współrzędne centrum optycznego kamery w pikselach;  $k_1, k_2, k_3$  – współczynniki zniekształcenia radialnego pochodzącego od niedokładności wykonania soczewki kamery;  $p_1, p_2$  – współczynniki zniekształcenia stycznego, pochodzącego od niedokładności dopasowania poszczególnych części soczewki podczas procesu montażu. Należy przy tym dodać, że parametr  $k_3$  jest istotny jedynie w przypadku kamer bardzo niskiej jakości, dlatego zarówno w przypadku urządzenia Samsung Galaxy S4 oraz iPhone 5S został on pominięty.

### Wyniki testów oraz dyskusja

Wyniki przeprowadzonych przez autorów testów prezentuje tabela nr 1. Jak już wcześniej wspomniano, dzięki użyciu płyty Gold Bench, odległość pomiędzy Rigid Body była znana i wynosiła 150mm (z dokładnością 0,01mm).

Tabela 1 Wynik testów dokładności lokalizatora mobilnego opartego o iPhone 5S, w porównaniu do analogicznego rozwiązania z wykorzystaniem smartfonu Samsung Galaxy S4. Oba rozwiązania zostały skonfrontowane z "Gold Standard" nawigacji medycznej - systemem NDI Polaris. W tabeli przedstawiono wartości średnie  $\bar{x}$  oraz odchylenia standardowe  $\sigma$ .

	0° względem płyty	30° względem płyty	-30° względem płyty
Apple iPhone 5S			
$\bar{x}$ [mm]	150,07	149,84	150,00
$\sigma$ [mm]	0,17	0,39	0,39
Samsung Galaxy S4			
$\bar{x}$ [mm]	150,04	149,68	150,89
$\sigma$ [mm]	0,25	0,71	0,71
NDI Polaris			
$\bar{x}$ [mm]	149,35	149,19	149,66
$\sigma$ [mm]	0,05	0,08	0,07

Wyniki przedstawione w tabeli nr 1 wskazują na to, że proponowane przez autorów rozwiązanie zapewnia relatywnie dokładny pomiar odległości pomiędzy wskaźnikami. Najlepsze rezultaty osiągnane są dla widoku „na wprost”, kiedy kamera jest ustawiona równoległe do płaszczyzny wskaźników, mniej dokładny pomiar

zaobserwowano kiedy kamera była umieszczona pod kątem 30 bądź -30 stopni. Jest to spowodowane faktem, że w przeciwieństwie do tradycyjnych rozwiązań wykorzystujących stereowizję, w niniejszej pracy wykorzystano tylko jedną kamerę, przez co rekonstrukcja 3D jest bardzo silnie sprzężona z wykonywaną przednią procedurą kalibracji. Należy przy tym dodać, że dalsza optymalizacja procedury kalibracji kamery oraz algorytmów odpowiedzialnych za rekonstrukcję 3D i przetwarzanie, pozwolą polepszyć dokładność lokalizatora mobilnego. Jak widać, dokładność pomiarów dokonywanych aplikacją na smartfonie Apple iPhone 5S jest znacznie lepsza niż tych dokonywanych z wykorzystaniem urządzenia Samsung Galaxy S4. Prawdopodobnie jest to spowodowane lepszą jakością kamerą oraz znacznie szerszymi możliwościami software'owej kontroli obrazu z kamery na smartfonie firmy Apple. Obecnie rozwiązanie proponowane przez autorów ustępuje pola systemowi wideooptycznemu NDI Polaris, należy jednak pamiętać o tym, że autorzy wykorzystują pojedynczą kamerę smartfonu, podczas gdy lokalizator Polaris korzysta z dwóch specjalnych kamer podczerwonych. W przyszłości planowane jest wykorzystanie możliwości najnowszego systemu firmy Apple - iOS 8.0, który pozwala na znacznie lepszą kontrolę kamery urządzenia mobilnego poprzez m.in. możliwość manualnego ustawiania ostrości, ogniskowej, a także balansu bieli. Pozwoli to na dokładniejszą kalibrację kamery, a co za tym idzie - podwyższenie dokładności aplikacji.

### LITERATURA

- [1] Martin T.: Entwicklung einer Ultraschall-Applikation für die computerunterstützte Navigation basierend auf Tablets und Smartphones, praca inżynierska, Furtwangen University of Applied Sciences, 2013.
- [2] Van-Doan M.: Entwicklung eines Verfahrens zur Lokalisation eines navigierten Instrumentes mit einer Smartphone-Kamera, praca inżynierska, Furtwangen University of Applied Sciences, 2013
- [3] Kozak J.: Nawigacja w Chirurgii Wspomaganej Komputerowo: Porównanie Nawigacji Stosującej Obrazy Ultrasonograficzne z innymi Technikami Nawigacji Medycznej, Polska Akademia Nauk- Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, 2009.
- [4] Zhang Z.: Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations, *IEEE*, 1999.
- [5] Ricofe-Viala C., Sanchez-Salmeron A.: Optimal Conditions for Camera Calibration Using a Planar Template, *IEEE*, 2011
- [6] Bradski G., Kaehler A., Learning OpenCV, O'Reilly Media, 2008

**Autorzy:** inż. Mateusz Daniol, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza im. S. Staszica w Krakowie, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, E-mail: [mateuszdaniol@gmail.com](mailto:mateuszdaniol@gmail.com); Tobias Martin, Albstadt-Sigmaringen University, Poststraße 6, DE-72458 Albstadt; dr hab. Inż. Józef Kozak, prof. nadzw. AGH, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie, Katedra Metrologii i Elektroniki, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, AESCULAP AG, 78532 Tuttlingen, Niemcy, E-mail: [josef.kozak@aesculap.de](mailto:josef.kozak@aesculap.de).