

Mateusz DANIOL¹, Judith SCHULTE², Bartosz JANKOWSKI¹

¹AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE, Aleja Adama Mickiewicza 30, 30-962 Kraków

²HOHSCHULE MANNHEIM, Paul-Wittsack-Straße 10, 68163 Mannheim, Niemcy

Rozwój, kalibracja i walidacja lokalizatora bazującego na jednej kamerze smartfonu

Inż. Mateusz DANIOL

Absolwent Inżynierii Biomedycznej, Student studiów II stopnia na kierunku Elektrotechnika, specjalizacja Pomiary Technologiczne i Biomedyczne na wydziale EAIiB Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie, członek Koła Naukowego Bioinżynierii „Implant” oraz Koła Naukowego „Spectrum”. Stażysta w dziale Badań i Rozwoju firmy Aesculap AG (Tuttlingen, Niemcy).



e-mail: mateuszdaniol@gmail.com

Inż. Bartosz JANKOWSKI

Absolwent Elektrotechniki na wydziale EiA Politechniki Gdańskiej. Student studiów II stopnia na kierunku Elektrotechnika, specjalizacja Pomiary Technologiczne i Biomedyczne na wydziale EAIiB Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie oraz stażysta w dziale Badań i Rozwoju firmy Aesculap AG (Tuttlingen, Niemcy).



e-mail: jankowski.bartosz@hotmail.com

Judith SCHULTE

Student of Medical Engineering at Mannheim University of Applied Sciences in the sixth semester. Trainee in the department “Research and Development – New Technologies” at the company Aesculap AG (Tuttlingen, Germany).



e-mail: Judith.schulte91@gmx.de

Streszczenie

W pracy przedstawiono rozwój, metody kalibracji i walidację lokalizatora medycznego opartego o kamerę urządzenia mobilnego, mającego w przyszłości zastąpić system lokalizacyjny Polaris. Opisano sposób detekcji markerów Rigid Body (RB) przy pomocy współczynnika nierówności perymetrycznej oraz kryterium powierzchni, przedstawiono wpływ pozycji markerów na obrazie kamery na dokładność odczytu pozycji, a także zaprezentowano zupełnie nowy rodzaj markerów RB, opracowanych przez firmę Aesculap, przystosowanych do pracy z urządzeniami mobilnymi. Przeprowadzono również testy potwierdzające zasadność wprowadzonych optymalizacji i rozwiązań.

Słowa kluczowe: nawigacja medyczna, urządzenia mobilne, chirurgia wspomagana komputerowo.

Development, calibration, and validation of a medical localizer based on one smartphone camera

Abstract

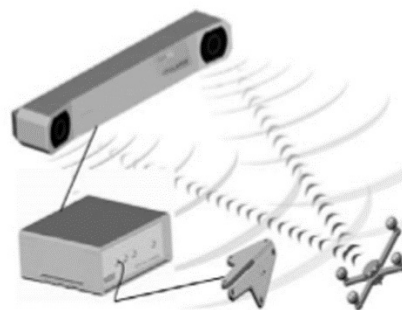
The following report presents an alternative to the NDI Polaris localizer. This work focuses on optimization and implementation of new image processing algorithms for a medical mobile localizer and it also concerns the newest Rigid Body markers developed by Aesculap AG. It was necessary to use Samsung Galaxy S4 with Android 4.4 „KitKat” OS and Eclipse IDE version 4.3.1 with OpenCV 2.4.8 libraries to perform the development. Tests were conducted on a special plate Gold Bench with known dimensions. Camera calibration was carried out according to the method described in [4]. Within the scope of the current work there was usage of the isoperimetric quotient and the implemented criterion of the pixel area of detected objects, to eliminate detection of small light reflections as false Rigid Body markers (Fig. 5). The last software modification aimed at adding a circle on the camera view which was located in the area of the best camera accuracy (Fig. 6). These optimizations enable better detection of RB markers and more accurate estimation of their position. There is also presented the new design of the RB marker which has an additional collar enabling dissipation of smartphone LED diode light around the marker. It is crucial innovation which eliminates artifacts on camera view, caused by light reflections from RB. The results of the tests were satisfying. The distance 150 mm between two RB was measured using the smartphone

camera from two different distances to Gold Bench of values 50 and 100 cm. The mean values from 10 measurements were 149,62 and 149,33, whereas the standard deviations values were $\sigma \pm 0,21$ mm and $\sigma \pm 0,24$ mm, respectively. It is planned to migrate the application from Android platform to Apple iOS in the future.

Keywords: medical navigation, computer assisted surgery, mobile applications.

1. Zarys problematyki

Systemy nawigacji medycznej są szeroko stosowane w chirurgii wspomaganą komputerowo (ang. *Computer Assisted Surgery-CAS*). Systemy te są niezwykle pomocne w operacjach alloplastyki stawu biodrowego, protezoplastyce stawu kolanowego a także w przypadku operacji kręgosłupa[3]. Zestaw do nawigacji składa się z systemu wideo-optycznego Polaris, zestawu czujników tzw. Rigid Body (RB), oraz oprogramowania na komputerze PC. Przykładem takiego zestawu jest system OrthoPilot® firmy Aesculap. Czujniki RB są wyposażone w cztery markery pracujące w paśmie podczerwieni wysyłające (markery aktywne), albo odbijające (markery pasywne w postaci kulek) promieniowanie podczerwone, jak jest to przedstawione na rys. 1.



Rys. 1. Schemat działania systemu z lokalizatorem Polaris [3]
Fig. 1. Scheme of the navigation system with the Polaris localizer [3]

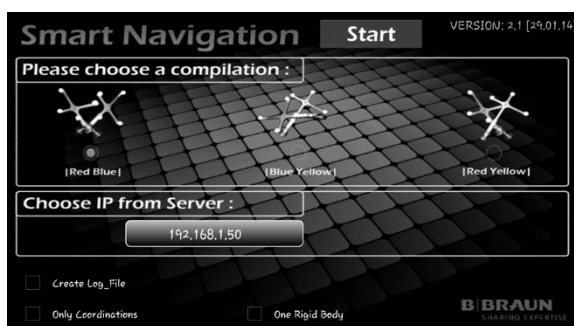
W celu poprawnego rozróżnienia poszczególnych RB przez system wizyjny, czujniki te różnią się kształtem. Różnice w wymiarach i wzajemnym rozmieszczeniu markerów RB pozwalają na łatwą identyfikację i rozróżnienie pomiędzy czujnikiem zamontowanym na narzędziu chirurgicznym a czujnikiem referencyjnym co pozwala na określenie położenia narzędzia względem referencji.

2. Motywacja i cel pracy

System nawigacyjny Polaris, mimo że sprawdza się doskonale jako lokalizator medyczny, ma znaczące wady w postaci ceny oraz

dużych wymiarów. W związku z tym zdecydowano się na przeprowadzenie próby zastąpienia lokalizatora Polaris lokalizatorem opartym o kamerę smartfonu. Rozwiązanie takie gwarantuje znaczącą redukcję ceny oraz wymiarów, a także pozwala na wykorzystanie innych czujników wbudowanych w urządzenie mobilne pozwalając na rozbudowę funkcjonalności aplikacji. Niebagatelne znaczenie ma także fakt rosnącej popularności tego typu urządzeń w środowisku medycznym, szczególnie jeśli mówimy o smartfonach firmy Apple.

Celem pracy była optymalizacja algorytmów przetwarzania obrazów, pozwalająca na uzyskanie dokładniejszych pomiarów położenia RB, a także przeprowadzenie testów z wykorzystaniem markerów nowego typu. Jest to kontynuacja projektów opisanych w [1] oraz [2] dotyczących aplikacji umożliwiającej zastąpienie lokalizatora Polaris. Aplikacja ta, wykorzystując kamerę smartfonu jest w stanie poprawnie zidentyfikować markery RB, a następnie określić ich wzajemną pozycję. Wygląd menu głównego aplikacji przedstawiono na rys. 2.



Rys. 2. Menu główne aplikacji Smart Navigation
Fig. 2. Main menu of the Smart Navigation application

3. Materiały i metody

W pracy wykorzystano środowisko deweloperskie Eclipse w wersji 4.3.1 wraz z dodatkami ADT (Android Development Tools) oraz Android NDK (Native Development Kit). Platformą hardware'ową był smartfon Samsung Galaxy S4, wybrany ze względu na najlepsze parametry kamery oraz obrazu video, spośród urządzeń tej klasy dostępnych na rynku. System operacyjny zainstalowany na telefonie to Android Google Play Edition w wersji 4.4 „KitKat”.

Testy przeprowadzono z użyciem płytki Gold Bench oraz zamocowanych do niej Rigid Body wyposażonych w nowy rodzaj markerów. Upřednio zmierzona odległość pomiędzy wskaźnikami wynosiła 150 mm. Dystans pomiędzy kamerą a płytką testową wynosił 50 oraz 100 cm. Stanowisko testowe przedstawiono na rys. 5. Test polegał na przeprowadzeniu po 10 pomiarów odległości pomiędzy dwoma RB z odległości 50 oraz 100 cm, a następnie porównaniu otrzymanych wyników z odległością rzeczywistą. Przed przeprowadzeniem testów, kamerę telefonu skalibrowano używając oprogramowania z biblioteki OpenCV.

4. Kalibracja

Kalibrację przeprowadzono z wykorzystaniem zdjęć szachownicy zrobionych pod różnym kątem z zadanej wysokości. Metoda ta, szerzej opisana w [4] polegała na:

1. Wydrukowaniu wzorca szachownicy oraz przyklejeniu go na płaskiej powierzchni
2. Wykonaniu 20 zdjęć szachownicy, z pięciu różnych pozycji kamery
3. Detekcji punktów charakterystycznych na zdjęciach
4. Estymacji parametrów wewnętrznych oraz zewnętrznych kamery
5. Estymacji współczynników zniekształceń radialnych

Kroki 3-5 przeprowadzone zostały z wykorzystaniem biblioteki OpenCV. Podczas wykonywania zdjęć, brano pod uwagę optymalne warunki procesu kalibracji, opisane szczegółowo w [5], m.in. odpowiednią ilość pól na szachownicy, jednolite oświetlenie oraz stałą odległość kamery od powierzchni wzorca. Otrzymane przykładowe parametry dla telefonu Samsung Galaxy S4 są przedstawione w poniższej tabeli:

Tab. 1. Przykładowe wyniki kalibracji dla telefonu Samsung Galaxy S4
Tab. 1. Illustrative results of Samsung Galaxy S4 camera calibration

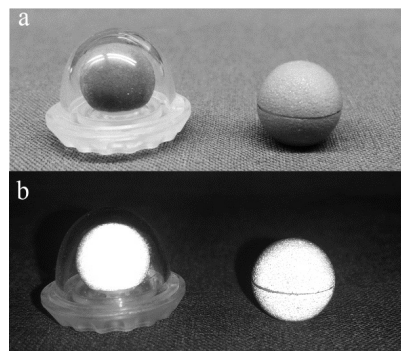
f_x	1784,877
f_y	1792,523
c_x	958,950
c_y	577,024
k_1	0,186
k_2	-0,564
p_1	-0,007
p_2	-0,001
k_3	0,444

gdzie:

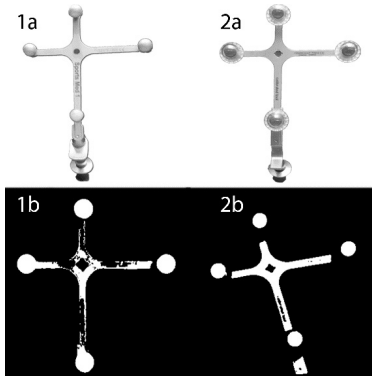
f_x, f_y - współrzędne ogniskowej kamery, wyrażone w pikselach
 c_x, c_y - współrzędne centrum optycznego kamery w pikselach
 k_1, k_2, k_3 - współczynniki zniekształcenia radialnego
 p_1, p_2 - współczynniki zniekształcenia styczności

5. Zaimplementowane optymalizacje

Zupełną nowością w dziedzinie nawigacji medycznej jest zastosowanie zmodyfikowanych markerów RB. Markery te, opracowane przez firmę Aesculap, są odpowiedzią na problem występujący z zastosowaniem tradycyjnych RB przy pomiarach dokonywanych urządzeniem mobilnym. Ze względu na inny sposób detekcji markerów (czujniki oświetlane diodą LED wysokiej jasności) częstym problemem są refleksy światła pochodzące od stałej konstrukcji czujnika, refleksy te uniemożliwiają poprawną detekcję markerów na zbinaryzowanym obrazie z kamery. Problem ten przedstawiono na rys 3-1b. Nowo opracowane czujniki charakteryzują się kołnierzem rozpraszającym światło na obwodzie markera, który umożliwia poprawną separację od niepożądanych refleksów świetlnych a co za tym idzie niezawodną detekcję na obrazie z kamery. Dodatkowy płaszcz osłonowy zapewnia ochronę przed zabrudzeniami występującymi często w polu operacyjnym oraz ułatwia sterylizację. Rys. 4 przedstawia porównanie konstrukcji nowo opracowanego markera oraz wersji stosowanej dotychczas, z lokalizatorem Polaris.



Rys. 3. Porównanie nowo opracowanego typu markera (po lewej) oraz markera używanego dotychczas (po prawej) przy świetle naturalnym (a) oraz sztucznym doświetlaniu diodą LED smartfonu (b)
Fig. 3. Comparison between the new version of marker (left) and the version used with Polaris optical tracking system (right) in natural light (a) and light generated by LED diode



Rys. 4. 1a) Marker używany z lokalizatorem Polaris; 1b) Widok z kamery po binaryzacji, trudność z detekcją kształtu kulek markerów; 2a) Nowo opracowane RB z markerami z kolnierzem rozpraszającym światło; 2b) Widok z kamery po binaryzacji, widoczne łatwo rozpoznawalne kulki markerów

Fig. 4. 1a) Marker used with the Polaris localizer; 1b) camera view after binarization, visible artifacts in circle shape recognition; 2a) new design of rigid body which uses markers with additional collar; 2b) camera view of new designed RB after binarization, there is no visible artifacts and circle detection can be performed

Pierwszym z prezentowanych usprawnień algorytmicznych była optymalizacja sposobu wykrywania markerów RB na obrazie z kamery. Oparto się na współczynniku nierówności izoperymetrycznej, obliczanego dla każdego wykrytego konturu na zbinaryzowanym obrazie, współczynnik ten jest określonym wzorem:

$$Q = \frac{4\pi A}{p^2} \leq 1, \quad (1)$$

gdzie:

A - pole powierzchni figury
 p - obwód figury
 Q - iloraz izoperymetryczny

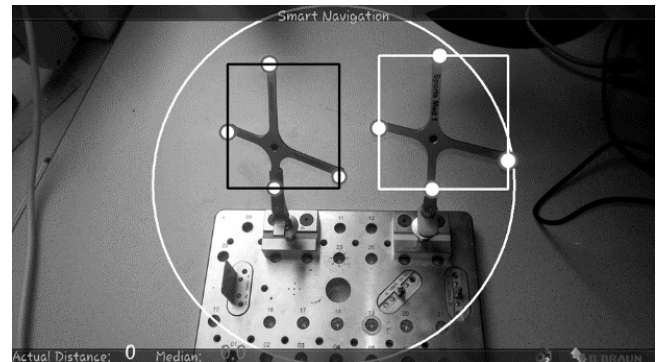
W przypadku markerów RB, które są kulkami, współczynnik ten będzie bliski jedności (W przypadku idealnego koła $Q=1$), w przypadku rozmazania obrazu kamery, obliczony współczynnik będzie poniżej założonego progu co spowoduje odrzucenie wykrytego kształtu (ustalony doświadczalnie próg wynosi 0.925).

Kolejną modyfikacją wprowadzoną przez autorów, na bazie przeprowadzonych wcześniej testów, było wprowadzenie zmniejszonego doświadczalnie zakresu pola powierzchni markerów na obrazie z kamery, oraz odrzucanie wszystkich obiektów nie spełniających tego kryterium. Przyczyną wprowadzenia tej modyfikacji było wykrywanie refleksów światła, charakteryzujących się współczynnikiem Q powyżej wartości progowej, jednakże nie będących markerami Rigid Body. Spowodowane jest to kolistym kształtem refleksów światła na zbinaryzowanym obrazie z kamery. Taką sytuację przedstawiono na rys. 5.



Rys. 5. Odbicia światła błędnie rozpoznawane jako markery RB
 Fig. 5. Light reflections which are recognised as „false” Rigid Body markers

Przeprowadzone przez autorów testy, wykazały ponadto iż dokładność odwzorowania rzeczywistości jest różna w różnych punktach obrazu z kamery. Wykazano, iż współrzędne z największą dokładnością, względem rzeczywistych, można otrzymać jedynie w centrum widoku z kamery, jest to skutkiem pewnych zniekształceń wprowadzanych przez optykę kamery. W związku z tym, zdecydowano się na dodanie do aplikacji okręgu mającego pomóc personelowi medycznemu właściwie namierzenie wskaźników, zapewniając tym samym odpowiednią precyzję pomiaru. Rys. 6 przedstawia zaimplementowaną funkcjonalność.



Rys. 6. Okrąg ułatwiający pomiar wskaźników w obszarze największej precyzji kamery

Fig. 6. Circle which points the best precision area on the camera view

6. Wyniki, podsumowanie, wnioski

Zmierzone przez autorów odległości pomiędzy dwoma wskaźnikami RB wynosiły średnio 149,62 mm, z odchyleniem standardowym $\sigma \pm 0,21$ mm dla 50 cm oraz 149,58 mm, $\sigma \pm 0,24$ mm dla odległości 100 cm pomiędzy kamerą a stanowiskiem pomiarowym. Zaimplementowane algorytmy i usprawnienia gwarantują niezawodne oraz dokładne pomiary a także lokalizację wskaźników w polu operacyjnym.

Dalszy rozwój aplikacji planowany jest na platformie Apple iOS, spowodowane jest to wysoką stabilnością API Apple, jednoznacznością specyfikacją sprzętową urządzeń, oraz wysoką niezawodnością samego systemu.

7. Literatura

- [1] Martin Tobias: Entwicklung einer Ultraschall-Applikation für die computerunterstützte Navigation basierend auf Tablets und Smartphones, praca inżynierska, Furtwangen University of Applied Sciences, 2013.
- [2] Van Doan Mike: Entwicklung eines Verfahrens zur Lokalisation eines navigierten Instrumentes mit einer Smartdevice-Kamera, praca inżynierska, Furtwangen University of Applied Sciences, 2013.
- [3] Kozak Józef: 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 Zhengyou: Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations, IEEE, 1999.
- [5] Ricolfe-Viala Carlos, Jose Antonio, Salmeron Sanchez: Optimal Conditions for Camera Calibration Using a Planar Template, IEEE, 2011.

otrzymano / received: 07.02.2014

przyjęto do druku / accepted: 03.03.2014

artykuł recenzowany / revised paper