

AGH University of Science
and Technology

Faculty of Electrical Engineering, Automatics,
Computer Science and Biomedical Engineering



Ph.D. dissertation

Mobile optical tracking system in computer-assisted surgery

mgr inż. Adrian Goral

Ph.D. advisor: prof. dr hab. Józef Kozak

Kraków 2018

Akademia Górniczo-Hutnicza
im. Stanisława Staszica w Krakowie

Wydział Elektrotechniki, Automatyki,
Informatyki i Inżynierii Biomedycznej



Rozprawa doktorska

Mobilny lokalizator wizyjny w komputerowym wspomaganie chirurgii

mgr inż. Adrian Goral

Promotor: prof. dr hab. Józef Kozak

Kraków 2018

Abstract

This dissertation presents a concept of a new method for tracking of surgical instruments based on the data captured with a standard video camera and a time of flight (ToF) camera, working in a calibrated setup. The detection of the instruments is based on combined photometric and geometric data, and their orientation is estimated using a model-based 3D matching algorithm. The method was implemented on a mobile device, turning it into a prototype of a mobile optical tracking system. The prototype was tested in laboratory experiments, in cadaver study, and in phantom study in order to test performance and compatibility with various intraoperative settings.

Most of the existing optical systems for intraoperative instrument tracking rely on light-reflective or light-emitting markers. The markers are organized into groups of unique spatial configurations and mounted on the instruments in form of arrays. The tracking system recognizes the instrument by the shape of the array and determines its spatial orientation. The task of attaching and detaching the arrays diverts the attention of the surgeon from the procedure itself and increases intraoperative time. Further limitations of marker-based approach become evident in orthopedic surgery, where the instruments are the subject of vigorous motion and large impact forces. As a result, the arrays may dislocate or detach making the guidance infeasible without additional steps. These limitations prevent the widespread adoption of computer guidance in some areas of orthopedic surgery, despite the fact that the instrument orientation is of key importance in most of the orthopedic procedures.

This work focuses on applying the proposed method to navigated implantation of acetabular component in computer-assisted total hip replacement surgery. In clinical practice, the target orientation of the component is described using two angles between the geometrical axis of the component and main anatomical planes. In this work, two sets of requirements were formulated based on the literature data: one that demands the tested system to be as accurate as the existing guidance systems that use marker-based tracking, and one that demands it to be visibly more accurate than non-guided (freehand) implantation. These requirements were used as baselines in the experimental part of this work, where the proposed prototype was tested in three different settings.

The tested system met the more rigorous set of requirements only in laboratory conditions, in absence of occlusions and with both localizer and target instruments stabilized, although only at closer distances. As new adverse conditions emerged, the accuracy declined, rendering the system only marginally more accurate than freehand positioning in phantom and in cadaver study. The experimental data were used to determine the factors that mostly affected the accuracy and recognition rate of the instruments. It was found that both aspects of performance were affected mostly by the size of the dataset used in estimating the orientation of the instrument. Thus, the most important limitation was related with the sensor. The current performance of the system is not completely satisfactory, but it can be improved by using a range sensor of greater resolution. Considering fast progress in the field of depth sensing, introducing the system into clinical settings may be possible in the near future.

Streszczenie

Niniejsza rozprawa doktorska przedstawia nową metodę pomiaru orientacji narzędzi chirurgicznych na podstawie danych zarejestrowanych przy pomocy skalibrowanego zestawu kamer: klasycznej kamery wideo oraz kamery głębi bazującej na czasie propagacji światła (time of flight, ToF). Detekcja narzędzia opiera się na danych geometrycznych i fotometrycznych pozyskanych z obydwu kamer. Określenie jego orientacji polega na dopasowaniu trójwymiarowych chmur punktów, z których pierwsza reprezentuje model narzędzia a druga otrzymywana jest w wyniku akwizycji danych. Prezentowana metoda jest podstawą działania prototypu mobilnego lokalizatora wizyjnego, skonstruowanego na potrzeby pracy i przetestowanego w serii eksperymentów pomiarowych w warunkach laboratoryjnych i w warunkach zbliżonych do klinicznych.

Istniejące systemy śródoperacyjnego śledzenia narzędzi wykorzystują najczęściej techniki wizyjne, wymagające zamocowania dodatkowych markerów emitujących lub odbijających światło. Markery te umożliwiają identyfikację narzędzi i określenie ich położenia, komplikują jednak zabieg chirurgiczny i wydłużają czas jego trwania. Dodatkowe ograniczenia tego rozwiązania ujawniają się w zabiegach ortopedycznych. Narzędzia podlegają tu znacznym siłom i przyspieszeniom, mogącym naruszyć stabilność mocowania markerów. Ograniczenia te przyczyniają się do niskiej akceptacji metod wspomagania komputerowego wśród chirurgów, pomimo tego, że orientacja narzędzi ma decydujące znaczenie dla powodzenia większości zabiegów ortopedycznych.

W niniejszej pracy analizowano możliwość zastosowania zaproponowanej metody do nawigowanej implantacji komponentu panewkowego w zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Docelowa orientacja panewki opisywana jest standardowo za pomocą dwóch kątów, które oś panewki tworzy z płaszczyznami anatomicznymi. Na podstawie danych literaturowych w pracy sformułowano dwa zestawy kryteriów dotyczących dokładności pomiaru kątów implantacji: pierwszy z nich zakłada, że badany system powinien być tak samo dokładny jak istniejące systemy nawigacji, zaś drugi – że jego dokładność powinna być wyraźnie lepsza niż szacowana dokładność implantacji bez użycia narzędzi pomiarowych. W części eksperymentalnej pracy przeprowadzono trzy rodzaje testów dokładności: w warunkach laboratoryjnych, w badaniach na zwłokach, oraz w badaniu na fantomie.

Testowany system spełniał rygorystyczne wymagania jedynie w warunkach laboratoryjnych, w których narzędzia znajdowały się w bliskiej odległości od kamer i były przesłonięte przez inne obiekty w nieznacznym stopniu. W trakcie badania na zwłokach oraz testów na fantomie zaobserwowano większe błędy pomiarowe: testowany system spełniał tu jedynie wymagania sformułowane w odniesieniu do zabiegów nie wykorzystujących nawigacji. W celu wyjaśnienia otrzymanych wyników dane zebrane w trakcie eksperymentów wykorzystano do przeanalizowania czynników wpływających na dokładność systemu i skuteczność detekcji narzędzi. Stwierdzono, że najistotniejszym jest rozmiar zbioru danych wykorzystywanych do dopasowania. Najistotniejszym ograniczeniem dla dokładności systemu była więc rozdzielczość przestrzenna kamery głębi. Szybki rozwój technologii w zakresie kamer ToF stwarza szansę na zastosowanie przedstawionej metody już w najbliższej przyszłości.

Contents

Contents	xiii
Introduction	1
Chapter 1 Computer-assisted surgery	5
1.1 Evolution and classification of CAS systems	5
1.2 Methodology of CAS	8
1.3 Registration	11
1.3.1 Types of data and similarity measures	12
1.3.2 Transformation models	13
1.3.3 Optimization methods	14
1.3.4 Model-based recognition and matching	17
1.4 Intraoperative measurement techniques	20
Chapter 2 Total hip replacement	23
2.1 Hip joint	23
2.2 Clinical indications and demographic structure	24
2.3 Total hip endoprosthesis	25
2.4 Surgical procedure	26
2.5 Clinical outcomes of THR	28
2.6 Complications	30
2.7 Predictions for THR	32
2.8 Significance of implant orientation	32
Chapter 3 Computer-assisted total hip replacement	37
3.1 Overview of the systems	37
3.2 Workflow	38
3.2.1 Preoperative preparation	38
3.2.2 Intraoperative preparation	39
3.2.3 Collecting intraoperative data	40
3.2.4 Verification and planning	42
3.2.5 Navigated implantation	42
3.2.6 Intraoperative inspection	43
3.2.7 Reporting	44
3.3 Limitations	44
3.3.1 Technical limitations	44
3.3.2 Usability and safety	44
3.4 Rationale for computer-assisted hip surgery	45
Chapter 4 Requirements for a navigation system in total hip replacement surgery	47

4.1	General framework for assessment of CAOS systems	47
4.2	Accuracy	47
4.2.1	Trueness and precision	49
4.2.2	Definition of the target	49
4.2.3	Alternative accuracy measures	49
4.3	Assessment of accuracy	50
4.4	Specifying accuracy requirements for computer-assisted THR systems	51
Chapter 5	Markerless optical instrument tracking	55
5.1	Time of flight camera	55
5.1.1	Measurement principle	55
5.1.2	Full 3D reconstruction	56
5.1.3	Technical limitations	58
5.2	Main components of the prototype	60
5.3	Calibration	61
5.3.1	Mathematical model	61
5.3.2	Calibration procedure	63
5.3.3	Results	64
5.3.4	Systematic distance error	65
5.4	Instrument tracking	67
5.4.1	Background subtraction	67
5.4.2	3D pose estimation	67
5.4.3	Target model	72
5.4.4	Technical limitations	72
5.5	Dynamic reference frame	72
5.5.1	Marker detection	73
5.5.2	Matching	73
5.5.3	Pose estimation	75
5.5.4	Kalman filtering	75
Chapter 6	Technical performance of the proposed system	77
6.1	Accuracy	77
6.1.1	Experimental setup	77
6.1.2	Methodology	79
6.1.3	Measures of error	80
6.1.4	Results	81
6.2	Accuracy and reliability of tracking	82
6.2.1	Methodology	82
6.2.2	Results	85
6.3	Discussion	86
Chapter 7	Performance in clinical settings	89
7.1	Cadaver study	89
7.1.1	Experimental setup	90
7.1.2	Methodology	90
7.1.3	Results	91
7.1.4	Discussion	91
7.2	Phantom study	92
7.2.1	Experimental setup	92
7.2.2	Methodology	93
7.2.3	Results	94

Contents	xv
7.2.4 Discussion	96
Summary	101
Bibliography	105
Index of acronyms and abbreviations	115
List of Figures	117
List of Tables	119