

Prototyp urządzenia wspomagającego śródoperacyjną kontrolę długości kończyn dolnych podczas zabiegu endoprotezoplastyki stawu biodrowego

Streszczenie. W artykule przedstawiono prototyp urządzenia umożliwiającego śródoperacyjny pomiar zmiany długości kończyny podczas zabiegów endoprotezoplastyki stawu biodrowego. Zaproponowany system to miniaturowe, siedmio-członowe ramię pomiarowe, mierzące przemieszczenie kości udowej względem kości miednicznej pacjenta. Pomiar odbywa się dwuetapowo. W pierwszym kroku, przed obcięciem głowy kości udowej i wstawieniem implantu, rejestrowana jest geometria wzorcowa. W drugim kroku, po wstawieniu implantu, system umożliwia wielokrotne pomiary jego geometrii – każdorazowo podając względną zmianę parametrów wydłużenia i odsunięcia (odniesioną do zapisanej w pierwszym kroku wartości wzorcowej). Na podstawie otrzymanych wyników chirurg-ortopeda może dobrać wielkości główki, kąta i długości szyjki trzpienia endoprotezy. Pomiary wykonane na przygotowanym stanowisku badawczym potwierdzają precyzję pomiaru zaprojektowanego urządzenia na poziomie jednego milimetra oraz ich wysoką powtarzalność.

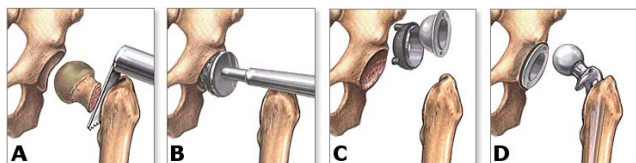
Abstract. The article presents a prototype of a device for intraoperative measurements of limb length changes during total hip arthroplasty (THA). The proposed system is a miniature, seven-element measuring arm designed for measurements of relative femur – pelvic bone displacements. Measurements take place in two stages. In the first step, before the removal of the femoral head and insertion of the implant, original geometry of the joint is recorded and stored as a reference value. In the second step, after insertion of the implant, the system allows for multiple measurements of its geometry. With each measurement, a relative change in elongation and femoral offset is given. Values of both parameters are used by a surgeon to optimize the size of femoral head and the angle and length of the neck of femoral stem. Tests and measurements conducted on a hip joint model confirm the millimeter accuracy of the proposed device and prove high repeatability of the results. (Prototype of a device for intraoperative measurements of limb length changes during total hip arthroplasty).

Słowa kluczowe: czujniki inercyjne, ramię pomiarowe, endoprotezoplastyka stawu biodrowego, śródoperacyjna kontrola długości kończyn
Keywords: inertial sensors, measurement arm, total hip arthroplasty (THA), intraoperative measurements of limb length changes

Wprowadzenie

Staw biodrowy to podstawowy węzeł kinematyczny ludzkiego ciała. Jego pracę wykorzystujemy podczas codziennego życia: chodzenia, siadania, wstawania, biegania, poruszania się po schodach i w wielu innych czynnościach. Uszkodzenie stawu biodrowego, w wyniku złamania (np. szyjki kości udowej), zmian patologicznych (np. nadmierny przyrost tkanki kostnej na głowie kości udowej), czy choroby (np. zwyrodnienie stawu lub osteoporoza), może prowadzić do trwałego kalectwa.

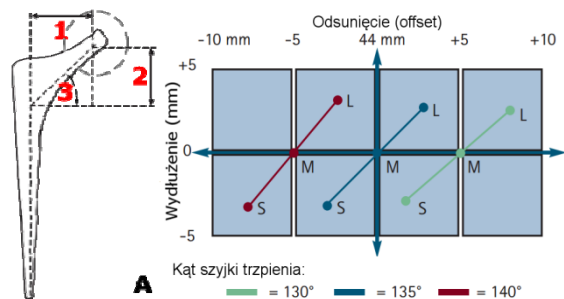
Endoprotezoplastyka (określana również terminem alloplastyka lub endoplastyka) to zabieg chirurgiczny polegający na wycięciu zmienionej chorobowo (lub pourazowo) części organizmu (najczęściej stawu) i wszczepieniu implantu (elementu sztucznego), przejmującego funkcje uszkodzonej struktury. Endoprotezoplastyka stawu biodrowego polega na zastąpieniu głowy kości udowej oraz panewki stawu biodrowego kości miednicznej sztuczną protezą (rys.1) składającą się z trzech elementów: panewki (wkręcanej, wbijanej rozporowo lub osadzonej na cemencie kostnym), trzpienia (wprowadzanego w jamę szpikową kości udowej) oraz głowy (nakładanej na szyjkę, która jest trwale lub wymiennie osadzona na szczycie trzpienia). Metoda ta najczęściej stosowana jest przy zaawansowanym zwyrodnieniu stawu biodrowego (nieodwracalnym zniszczeniu chrząstki stawowej i innych tkanek miękkich tworzących staw) i uważana jest za jedno z największych osiągnięć medycyny ubiegłego stulecia [1].



Rys.1. Całkowita alloplastyka stawu biodrowego (na podstawie [2]): obcięcie główki kości udowej (A), przygotowanie miejsca do osadzenia panewki (B), osadzenie panewki (C) oraz osadzenie trzpienia wraz z główką na kości udowej (D)

Sprawnie przeprowadzony zabieg alloplastyki stawu biodrowego umożliwił ma odtworzenie uszkodzonego stawu, przywrócenie fizjologicznego zakresu ruchu kończyny, a w konsekwencji – przywrócenie komfortu życia pacjenta. Ponadto, powinien zapewniać prawidłowe funkcjonowanie endoprotezy w możliwie długim okresie czasu.

Jednym z powikłań po endoprotezoplastyce jest nierówna długość nóg pacjenta po operacji, która objawia się m.in. dyskomfortem podczas chodzenia, bólami kręgosłupa i pleców, a w późniejszym czasie może być przyczyną wcześniejszego obłuzowania implantu lub nawrotowego zwichnięcia endoprotezy [3]. Pooperacyjna korekcja długości nóg jest uciążliwa i kosztowna: wiąże się z koniecznością noszenia wyrównujących wkładek do butów lub specjalnego obuwia ortopedycznego. Ryzyko powikłań tego typu minimalizować można dbając o możliwie wierne dopasowanie geometrii implantu do pierwotnej geometrii operowanego stawu.



Rys.2. Geometria stawu biodrowego uproszczona na potrzeby endoprotezoplastyki (na podstawie [5]): parametr odsunięcia (1), wydłużenia (2) oraz kąt szyjki trzpienia (3); wpływ doboru kąta szyjki trzpienia (130/135/140 stopni) oraz wielkości główki (S/M/L) na parametry geometrii operowanego stawu – na podstawie [4]

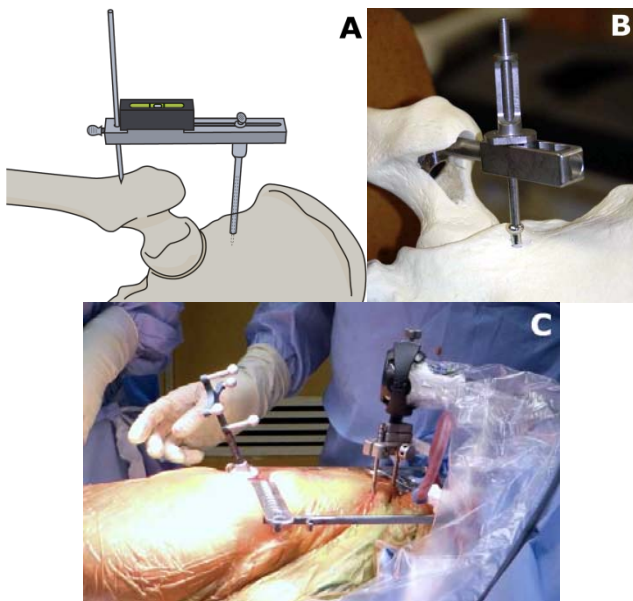
Modelowanie geometrii stawu biodrowego w endoprotezoplastyce sprowadza się do wyznaczenia podstawowych parametrów (rys.2A): wydłużenia (ang. *elongation*) i odsunięcia (ang. *femoral offset*). Na ich podstawie dobiera się odpowiedni trzpień oraz główkę implantu (rys.2B), których kombinacja zapewnia parametry możliwie zbliżone do pierwotnej geometrii operowanego stawu.

Prezentowany w artykule system elektroniczny pozwala chirurgowi porównać pierwotną geometrię operowanego stawu (której parametry rejestrowane są przed odcięciem głowy kości udowej) z geometrią implantu. Na podstawie znanych parametrów wydłużenia i odsunięcia możliwy jest dobór odpowiedniej główki oraz (o ile pozwala na to system stosowanych endoprotez) długości i kąta szyjki trzpienia.

Metody optymalizacji geometrii endoprotezy

W literaturze opisano wiele metod pozwalających zwiększyć precyzję wykonywanych zabiegów endoprotezoplastyki, a tym samym kontrolować długość kończyn dolnych oraz parametr odsunięcia stawu biodrowego. Można to robić przed zabiegiem oraz śródoperacyjnie. W pierwszym przypadku wyznacza się geometrię stawu oraz planuje przebieg operacji na podstawie wykonanej przed zabiegiem tomografii komputerowej lub zdjęć rentgenowskich [5, 6, 7]. Techniki śródoperacyjne obejmują m.in. badania palpacyjne wyrostków kostnych i tkanek miękkich, użycie specjalnych urządzeń pomiarowych lub komputerowych systemów nawigacyjnych [8].

Śródoperacyjny pomiar parametrów wydłużenia i odsunięcia bazuje zwykle na pomiarze odległości pomiędzy punktami na kości biodrowej oraz na krętarzu większym (masywna wyniosłość kostna w sąsiedztwie głowy kości udowej, do której przyczepione są mięśnie pośladkowe). Największe pole zastosowań, dokładność i powtarzalność wyników pomiaru gwarantują systemy nawigacji komputerowej. Niestety, są one drogie oraz nierozłącznie związane z zastosowaniem aparatów rentgenowskich lub koniecznością montażu dodatkowych znaczników, nadajników i kamer w polu operacyjnym. Zwiększa to czasochłonność i stopień skomplikowania procedury pomiarowej.



Rys.3. Zasada działania przyrządu do śródoperacyjnej kontroli parametrów wydłużenia i odsunięcia stawu biodrowego (A), przykładowe rozwiązania problemu (B i C) opisane w pracach [11] oraz [12]

W praktyce, typową metodą kontroli parametrów wydłużenia i odsunięcia kończyny jest tzw. ocena kliniczna, w której chirurg posługuje się nicią trzymaną w kleszczach. Niedokładność takiego pomiaru silnie zależy od doświadczenia chirurga i może sięgać 10 mm. Skutkuje to różnicą w długości nóg pacjenta sięgającą nawet 18 mm i błędem odsunięcia w granicach od 1 do 28 mm [9]. Różnice w długości nóg poniżej 3 mm nie są dla pacjenta odczuwalne, różnice w zakresie od 3 do 6 mm są odczuwalne, ale nie powodują skutków chorobowych (np. skoliozy). W praktyce jednak, za operacje udane uważa się te, w których finalna różnica długości kończyn wynosi poniżej 10 mm (niekiedy 12 mm) i sprawdza się to w przypadku 90% operacji [10].

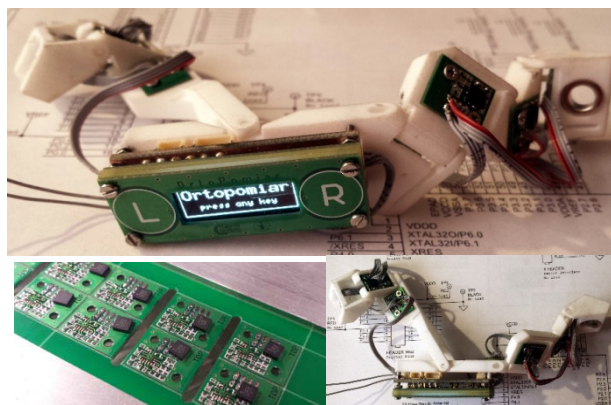
Błąd wyznaczania parametrów wydłużenia i odsunięcia stawu biodrowego minimalizować można użyciem dodatkowych przyrządów (rys.3).

Wiele specjalnych urządzeń i narzędzi pomiarowych, jak np. opisane w [11] nie gwarantuje wystarczającej powtarzalności pomiarów (szczególnie w przypadku wielokrotnych zmian geometrii implantu) ze względu na ryzyko zmiany miejsca przyłożenia instrumentu pomiarowego. Z kolei inne systemy, jak np. opisany w [12], charakteryzują się wysoką dokładnością (do 5 mm), ale okupione jest to czasochłonną procedurą przygotowania pomiaru: montażem znaczników i kamery systemu wizyjnego (wydłużenie zabiegu o około 30 minut). Dodatkowo elementy te przeszkadzają w trakcie zabiegu operacyjnego.

Proponowane rozwiązanie

Proponowane rozwiązanie ma postać miniaturowego, siedmio-członowego ramienia pomiarowego (rys.4). Liczba członów ramienia wynika z konieczności prowadzenia pomiaru w sześciu stopniach swobody oraz zastosowania akcelerometrów. Dobór geometrii kolejnych członów uwzględnił wymagany zakres mierzonych przemieszczeń i został szczegółowo przedstawiony w [13].

Powtarzalność montażu urządzenia zapewniona jest dzięki specjalnie zaprojektowanym, samocentrującym znacznikom magnetycznym, na których podczas pomiaru osadzone są pierwszy oraz ostatni człon ramienia. System elektroniczny mierzy przemieszczenie znacznika przykręconego do kości udowej względem znacznika znajdującego się na kości miednicznej pacjenta.



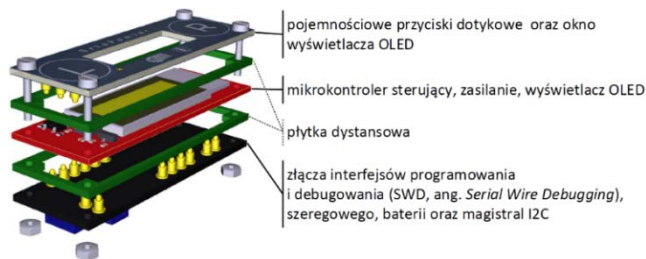
Rys.4. Zdjęcia prototypu urządzenia pomiarowego

Pomiar odbywa się w dwu etapach. W pierwszym kroku, przed obcięciem główki kości udowej i wstawieniem implantu, rejestrowana jest pierwotna geometria stawu biodrowego. W drugim kroku, po wstawieniu implantu, system umożliwia wielokrotne pomiary jego geometrii, każdorazowo podając względną zmianę parametrów

wydłużenia i odsunięcia (odniesioną do zapisanej w pierwszym kroku wartości wzorcowej). Na podstawie otrzymanych wyników chirurg-ortopeda może dokładniej dobrać wielkości główki, kąt i długości szyjki trzpienia implantu.

Prototyp ramienia pomiarowego wykonano w technologii druku 3D. Elektronika zamontowana na urządzeniu to moduł centralny z wyświetlaczem oraz siedem miniaturowych płytek obwodów drukowanych z akcelerometrami, które montowane są na kolejnych członach ramienia.

Element centralny, o wymiarach 15,0 x 42,0 mm, został zbudowany w formie stosu płytek obwodów drukowanych (rys.5) połączonych ze sobą za pomocą krótkich, sprężynujących igieł testowych. Do jego budowy wykorzystano 32-bitowy mikroprocesor z rdzeniem ARM Cortex-M3 oznaczony symbolem STM32F103CBU6 (STMicroelectronics). Interfejs stanowią dwa, skrajnie umieszczone przyciski pojemnościowe (L i R) oraz umieszczony centralnie, graficzny wyświetlacz typu OLED o rozdzielczości 32 x 96 pikseli. Prototyp urządzenia zasilany jest z niewielkiego (30 x 12 x 5,5 mm) akumulatora litowo-polimerowego.



Rys.5. Konstrukcja elementu centralnego z wyświetlaczem – stos płytek obwodów drukowanych połączonych za pomocą krótkich, sprężynujących igieł testowych

Każdy z członów prototypowego ramienia wyposażony jest w cyfrowy, trójosiowy, 14-bitowy czujnik przyspieszenia zrealizowany w technologii MEMS (ang. *MicroElectroMechanical System*). Akcelerometry, produkowane przez firmę NXP Semiconductors i oznaczone symbolem FXLS8471Q, wyposażone są w interfejs I2C, ang. *Inter-Integrated Circuit*. Czujniki inercyjne oraz współpracujące elementy bierne zamontowane są na dedykowanych płytkach drukowanych o wymiarach 10,2 x 12,7 mm. Płytki łączone są szeregowo za pomocą wiązki przewodów i przykręcane do członów ramienia pomiarowego.

Oprogramowanie wbudowane, odpowiedzialne za nadzorowanie pracy urządzenia, analizę rejestrowanych danych oraz komunikację z użytkownikiem, zostało napisane w języku C. Krótkie instrukcje postępowania wyświetlane na ekranie urządzenia oraz wskaźnik postępu prowadzą chirurga-ortopedę przez kolejne etapy pomiaru. Przyciski pojemnościowe umożliwiają przejście do kolejnych kroków lub powtarzanie wcześniejszych etapów.

Metoda obliczeniowa i testy urządzenia

Wyznaczenie położenia punktu końcowego łańcucha kinematycznego na podstawie położenia poszczególnych członów jest zagadnieniem, w którym powszechnie wykorzystuje się pomiar kątów zgięcia przegubów ramienia za pomocą optycznych lub magnetycznych koderów. Ze względu na konieczność miniaturyzacji projektowanego ramienia w ograniczonej przestrzeni roboczej (wewnątrz rany operacyjnej) zastosowano pomiar z wykorzystaniem czujników inercyjnych. W tym przypadku wyznaczana jest orientacja kolejnych członów względem wektora pola

grawitacyjnego (w globalnym układzie współrzędnych). Na podstawie tych wartości wyznaczane są kąty zgięcia kolejnych członów, a ostatecznie położenie i przemieszczenie ostatniego elementu ramienia. Takie rozwiązanie jest znacznie tańsze od koderów kątowych, co pozwala na docelową realizację urządzenia jako systemu jednokrotnego użytku (np. sterylizowanego na etapie produkcji i dołączanego do endoprotezy). Rozwiązanie to posiada jednak jedną niedogodność. Aby pomiar położenia był możliwy należało zapewnić taką kinematykę, aby wszystkie przeguby były obrotowe i w całym zakresie ruchu wszystkie osie obrotu były odchylone od pionu.

Przy opisie kinematyki ramienia wygodnie jest używać typowego podejścia stosowanego w robotyce opartego na notacji Denavita-Hartenberga, w której przekształcenie pomiędzy układami współrzędnych związanymi z członami ramienia zależy od trzech stałych parametrów a_i, d_i, α_i oraz od jednego zmiennego parametru – kąta obrotu w przegubie θ_i . Do każdego z siedmiu członów ramienia zamontowane są sztywno akcelerometry zwracające wektor wyjściowy $Y_i = [y_{x_i}, y_{y_i}, y_{z_i}]^T$ związany z wektorem przyspieszenia grawitacyjnego w układzie współrzędnych

członu $E_i = [e_{x_i}, e_{y_i}, e_{z_i}]^T$ za pomocą macierzy kalibracji ω_i . Kalibracja została przeprowadzona z wykorzystaniem metody najmniejszej sumy kwadratów w postaci macierzowej. Procedura kalibracji była zrealizowana na robocie ABB 2400.

W dalszych badaniach korzystano z tak wyznaczonych macierzy kalibracji, a kąty θ_i pomiędzy poszczególnymi członami wyznaczano na podstawie przekształcania wektora przyspieszenia grawitacyjnego przez macierz rotacji.

$$(1) \quad E_{i-1} = R_{i-1}^i \cdot E_i$$

$$(2) \quad \theta_i = \arctan 2 \left(\frac{e_{y_{i-1}} e_{x_i} + e_{x_{i-1}} (-c\alpha_i e_{y_i} + s\alpha_i e_{z_i})}{e_{x_{i-1}} e_{x_i} - e_{y_{i-1}} (-c\alpha_i e_{y_i} + s\alpha_i e_{z_i})} \right)$$

Tak wyznaczone kąty służyły do wyliczania macierzy jednorodnych T_{i-1}^i , a w konsekwencji macierzy T_0^6 określającej położenie i orientację końca ramienia w stosunku do jego początku. Szczegółowy algorytm obliczeń i wyniki wstępnych badań przedstawione są w [13] oraz [14].

We wstępnych badaniach uzyskano powtarzalność pomiaru (odchylenie standardowe) na poziomie 0,02-0,03 mm. Dokładność pomiaru, z uwagi na podatność i nie dość dokładne wykonanie ramienia metodą druku 3D była znacznie gorsza, ale i tak dla pomiarów w kierunku odpowiadającym wydłużeniu kości udowej i zmianie offsetu wynosiła około 1 mm, czyli była o rząd wielkości lepsza od dokładności dotychczas wykorzystywanych metod.

Podsumowanie

W odróżnieniu od rozwiązań konkurencyjnych proponowana metoda pomiaru nie wydłuża w znaczący sposób operacji chirurgicznej. Na czas zabiegu, w typowym polu operacyjnym, montowane są jedynie niewielkie elementy bazowe. Ramię pomiarowe jest na nich osadzone wyłącznie na czas pomiaru geometrii pierwotnej i wtórnej (poza tym czasem, przebieg zabiegu nie jest w żaden sposób zakłócany). Małe gabaryty urządzenia powodują, że nie pojawia się ryzyko uszkodzenia kości związane z jego obecnością oraz zabrudzenia pola operacyjnego, bowiem może to być sterylne urządzenie jednorazowego użytku. Nie jest również wymagane wykorzystanie na sali

operacyjnej żadnego dodatkowego sprzętu, co sprawia, że warunki przeprowadzenia operacji są bezpieczniejsze z punktu widzenia aseptyki.

Autorzy: dr inż. Paweł Poryzala, Politechnika Łódzka, Instytut Elektroniki, ul. Wólczańska 211/215, 90-924 Łódź, E-mail: pawel.poryzala@p.lodz.pl; dr inż. Agnieszka Kobierska, Politechnika Łódzka, Instytut Obrabiarek i TBM, ul. Stefanowskiego 1/15, 90-924 Łódź; prof. dr hab. inż. Leszek Podsędkowski, Politechnika Łódzka, Instytut Obrabiarek i TBM, ul. Stefanowskiego 1/15, 90-924 Łódź; inż. Piotr Rakowski, Politechnika Łódzka, Instytut Obrabiarek i TBM, ul. Stefanowskiego 1/15, 90-924 Łódź.

LITERATURA

- [1] Brown D.E., Neumann R.D., Sekrety Ortopedii, Wyd. Med. Urban & Partner, Wrocław, 2006
- [2] Medical Illustrations Library: <http://www.adamimages.com>.
- [3] Desai A.S., et al., Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: a review of literature, *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 6(4) (2013), 336-341
- [4] Aesculap Implant Systems, dokumentacja systemu endoprotez Aesculap Orthopaedics Metha
- [5] Radin E.L., Biomechanics of the human hip, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 152 (1980), 28-34
- [6] Mirza S.B., et al., Basic Science Considerations in Primary Total Hip Replacement Arthroplasty, *Open Orthop J*, vol. 4 (2010), 169-180
- [7] Egli S., et al., The value of preoperative planning for total hip arthroplasty, *J Bone and Joint Surg Br*, vol. 80(3) (1998), 382-390
- [8] Rice I.S., et al., Three Intraoperative Methods to Determine Limb-length Discrepancy in THA, *Orthopedics*, vol. 37(5) (2014), 488-495
- [9] Barbier O., et al., Interest of an intraoperative limb-length and offset measurement device in total hip arthroplasty, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 98(4) (2012), 398-404
- [10] Plaass C., et al., Influence of leg length discrepancy on clinical results after total hip arthroplasty, A prospective clinical trial, *Hip Int*, vol. 21(4) (2011), 441-449
- [11] Kurtz W.B., In Situ Leg Length Measurement Technique in Hip Arthroplasty, *J Arthroplasty*, vol. 27(1) (2012), 66-73
- [12] Grosso P., et al., A Smart Tool for Intraoperative Leg Length Targeting in Total Hip Arthroplasty: A Retrospective Cohort Study, *Open Orthop J*, vol. 10 (2016), 490-499
- [13] Rakowski P., et al., Accuracy and repeatability tests on 6D measurement arm, *Mechanics and Mechanical Engineering* vol. 21(2) (2017), w druku
- [14] Kobierska A., et al., Pomiar zmiany położenia z wykorzystaniem czujników MEMS przyspieszenia, prędkości katowej i magnetycznych, *Prac Nau Politechniki Warszawskiej. Elektronika*, vol. 195(2) (2016), 325-334