

Analiza metod ograniczania błędów określenia położenia powodowanych deformacjami rozkładu pola magnetycznego w systemach nawigacji elektromagnetycznej

Analysis of the methods of reducing the errors of 3D position determination caused by deformations of the magnetic field distribution in electromagnetic navigation systems

Nina Tewel, Zbigniew Moroń

Institut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Politechnika Wroclawska, ul. Wybrzeże S. Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, tel. +48 507 931 349, e-mail: nina.tewel@pwr.wroc.pl

Streszczenie

Systemy nawigacji medycznej umożliwiają dokładne określanie położenia narzędzi medycznych względem ciała pacjenta. Wśród rozwiązań oferowanych na rynku wyróżniają się systemy elektromagnetyczne (EMS – *Electromagnetic Systems*), które nie wymagają zachowania linii bezpośredniego widzenia (LOS – *Line of Sight*) między umieszczonym na narzędziu czujnikiem a emiterym (źródłem) pola magnetycznego. Mają one jednak tę wadę, że są wrażliwe na deformacje rozkładu pola magnetycznego powodowane obecnością przedmiotów wykonanych z dobrych przewodników elektrycznych oraz ferromagnetyków. W artykule przedstawiono wyniki analizy wpływów różnych obiektów, mogących zaburzać rozkład pola magnetycznego, na dokładność określenia położenia w systemach nawigacji EM z polem wzbudzającym sinusoidalnym i stałym komutowanym. Wskazano również, jak te wpływy ograniczyć. Przedstawione informacje są przeznaczone przede wszystkim dla konstruktorów, lecz mogą być pomocne również dla użytkowników tych systemów. Prezentowane wyniki uzyskano na drodze modelowania i symulacji metodą elementów skończonych (FEM – *Finite Element Method*).

Słowa kluczowe: nawigacja medyczna, nawigacja elektromagnetyczna, FEM, deformacje rozkładu pola magnetycznego

Abstract

Medical navigation systems enable localization of surgical and diagnostic instruments inside the patient's body. The Electromagnetic Navigation Systems (EMS) are the best among the available commercial solutions. Their main advantage is the ability of working correctly without clear Line of Sight (LOS) between the sensors and the source (emitter) of the magnetic field. However, they are sensitive to deformations of the magnetic field distribution resulting from the presence of the objects made up of good electrical conductors and ferromagnetic materials – which is their main shortcoming. This paper includes the results of the analysis of the influence of various disturbing objects on the accuracy of navigation in systems with sinusoidal and commutated excitation field, as well as some guidelines how to avoid this influence. The presented results can be useful, especially for the designers of new solutions of EM navigation systems, as well as for the users of these systems. The analysis was performed by means of Finite Element Method (FEM) and simulations.

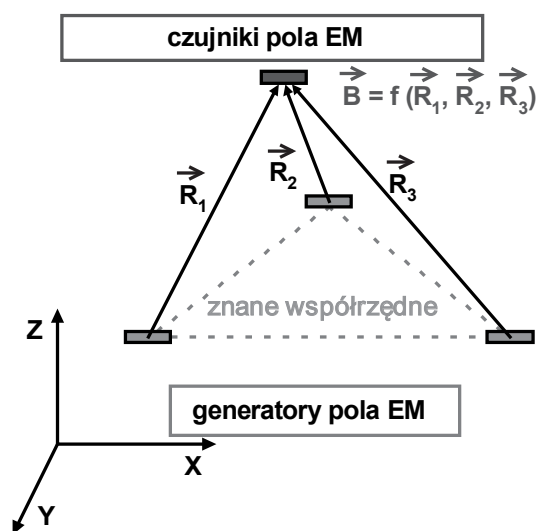
Key words: medical navigation, electromagnetic navigation, FEM, magnetic field distribution deformations

Wstęp

Nawigacja medyczna należy do metod pomocniczych stosowanych w diagnostyce medycznej i chirurgii. Umożliwia lekarzowi dokładną lokalizację narzędzi medycznych, które podczas badania lub zabiegu znajdują się wewnątrz

ciała pacjenta [1–5]. Położenie narzędzia określa się przez wyznaczenie współrzędnych przestrzennych punktów charakterystycznych narzędzia i naniesienie ich na obrazy ciała pacjenta, uzyskane na podstawie wcześniej przeprowadzonych badań tomograficznych [1, 4, 5]. Stosowanie systemów nawigacji medycznej zwiększa bezpieczeństwo pacjentów i skraca czas, jaki operator musi poświęcić na przygotowanie się do zabiegu, oraz czas samego zabiegu [3]. Systemy nawigacji są wykorzystywane prawie we wszystkich gałęziach medycyny, m.in. w neurologii [3, 6, 7], ortopedii [8–10], laryngologii [2, 11, 12], chirurgii twarzoczaszki [13, 14] oraz pulmonologii [15–18].

Wśród dostępnych na rynku systemów nawigacji medycznej dominują systemy optyczne. Coraz większą popularność uzyskują jednak systemy elektromagnetyczne (EM), w których położenie narzędzia w przestrzeni trójwymiarowej jest obliczane na podstawie wyników pomiarów indukcji magnetycznej pola 3D wytwarzanego przez zestaw emiterów (rys. 1). Podstawą działania systemów EM jest opisana prawem Biota-Savarta zależność wektora indukcji magnetycznej w danym punkcie przestrzeni od położenia tego punktu względem źródła pola magnetycznego. Systemy nawigacji EM zasługują na szczególną uwagę ze względu na brak wymagania zachowania linii bezpośredniego widzenia (LOS – *Line of Sight*) między emiterem pola a czujnikiem pomiarowym [3, 5]. Zapewnia to nie tylko komfort pracy personelu medycznego, ale przede wszystkim umożliwia umieszczenie czujnika bezpośrednio na tzw. końcu dalszym narzędzia, znajdującym się w miejscu wykonywania zabiegu wewnątrz ciała pacjenta. Taka lokalizacja czujnika zmniejsza ryzyko powstawania błędów pomiarowych z powodu mechanicznych odkształceń narzędzi oraz umożliwia wprowadzenia do systemów nawigacji narzędzi giętkich (np. fiberoskopu).



Rys. 1 Schemat systemu nawigacji elektromagnetycznej

Wadą systemów nawigacji EM jest wrażliwość na deformacje pola magnetycznego powodowane obecnością w polu operacyjnym i jego pobliżu przedmiotów przewodzących lub ferromagnetycznych. W przedmiotach przewo-

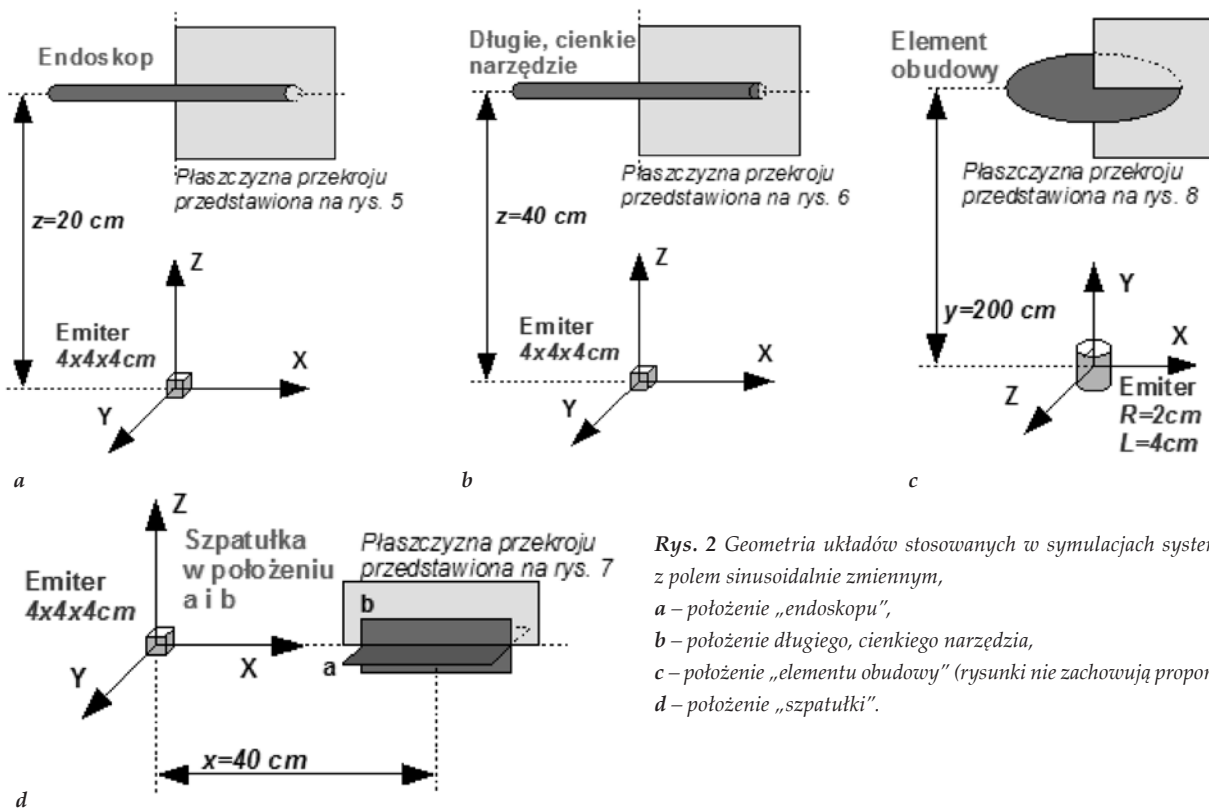
dzących, w wyniku działania zmiennego pola magnetycznego wytwarzanego przez system, powstają prądy wirowe, które z kolei są źródłem dodatkowych pól magnetycznych. Przedmioty ferromagnetyczne ze względu na bardzo dużą przenikalność magnetyczną zginają linie pola magnetycznego [19, 20]. Obecność na sali operacyjnej lub w gabinecie zabiegowym licznych obiektów przewodzących (narzędzia chirurgiczne, urządzenia pomocnicze, metalowe obudowy, blaty) oraz ferromagnetycznych (rdzenie transformatorów, silników) sprawia, że problem deformacji pola magnetycznego jest zagadnieniem ważnym, w istotny sposób wpływającym na jakość pomiarów położenia metodą EM.

Do najczęściej stosowanych w praktyce metod eliminacji lub zmniejszenia wpływu wymienionych obiektów na dokładność działania systemów nawigacji EM należą:

1. kalibracja systemu przeprowadzona dla wybranych narzędzi [14],
2. usunięcie elementów deformujących rozkład pola magnetycznego dostatecznie daleko od punktu pomiarowego [21],
3. zmiana przebiegu czasowego pola wzbudzającego z sinusoidalnego na komutowane pole stałe [5, 21, 22].

Pierwsza z tych metod bywa stosowana w przypadku narzędzi firmowych wchodzących w skład danego systemu nawigacji. Drugą metodę można wykorzystać w stosunku do wszystkich przedmiotów mogących wprowadzać deformacje pola w systemach z polem wzbudzającym sinusoidalnie zmiennym, obecnie najczęściej oferowanych na rynku. W większości przypadków producenci nie podają niestety szczegółowych informacji o wymaganej minimalnej odległości danego narzędzia od punktu pomiarowego ani zależności tej odległości od wymiarów i kształtu narzędzia. W trzeciej metodzie wykorzystuje się szybki zanik prądów wirowych wywołanych komutacją pola magnetycznego o stałej wartości. Zastosowanie pola komutowanego, przy zapewnieniu odpowiedniego czasu między komutacją i pomiarem, umożliwia całkowitą eliminację źródeł zaburzeń ze względu na całkowity zanik zmian strumienia indukcji magnetycznej. Kosztem jest jednak istotne zmniejszenie szybkości pracy systemu oraz zwiększenie jego podatności na zakłócenia, co wiąże się z koniecznością pomiarów słabego sygnału stałego na tle silnego szerokopasmowego szumu.

Celem badań było dostarczenie danych niezbędnych do stosowania drugiej i trzeciej z wymienionych metod w celu zmniejszenia wpływu deformacji pola magnetycznego na dokładność działania systemu nawigacji EM. Przede wszystkim zamierzano uzyskać dane liczbowe dotyczące minimalnej dopuszczalnej odległości od punktu pomiarowego, w jakiej powinny znajdować się przedmioty zaburzające rozkład pola sinusoidalnie zmiennego, a także ocenę maksymalnej możliwej szybkości pracy systemu z polem komutowanym w obecności obiektów przewodzących o różnych kształtach i rozmiarach. Dane takie są niezbędne dla konstruktorów systemów nawigacji EM, gdyż znajomość ograniczeń poszczególnych metod pomiarowych jest potrzebna do sformułowania założeń projektowych. Znajomość tych informacji służy także



Rys. 2 Geometria układów stosowanych w symulacjach systemów z polem sinusoidalnie zmiennym, a – położenie „endoskopu”, b – położenie długiego, cienkiego narzędzia, c – położenie „elementu obudowy” (rysunki nie zachowują proporcji), d – położenie „szpatułki”.

Tabela 1 Parametry modeli obiektów zaburzających rozkłady pola magnetycznego, wykorzystywanych w symulacjach FEM

Opis modelu	Wymiary	Parametry materiałowe
Modele wykorzystywane w symulacjach wpływu przewodników, przeprowadzonych dla systemu z sinusoidalnym polem wzbudającym		
„Endoskop” – cienkościenny walec o wymiarach dużego endoskopu laryngologicznego	średnica 5,8 mm długość 20 cm grubość ścianki 0,5 mm	konduktywność materiału $1,1 \times 10^6$ S/m
Długie, cienkie, walcowate narzędzie, modelujące, np. ostrze chirurgiczne, wiertło, dłuto, aplikator albo dłuto [12] o maksymalnych dostępnych wymiarach	średnica 1 cm długość 25 cm	
„Szpatułka” – płaski prostopadłościan modelujący szpatułkę albo inny płaski element narzędzia o dużej powierzchni	wymiary podstawy 15×2 cm wysokość 3 mm	
„Element obudowy” – płaski krążek modelujący mały stolik na narzędzia albo element metalowej obudowy	promień 15 cm wysokość 5 mm	
Modele wykorzystywane w symulacjach przeprowadzonych dla systemu z komutowanym polem wzbudającym		
Krążek metalowy powodujący powstanie zaburzeń pola rozchodzących się w zakresie porównywalnym z zaburzeniami wytwarzanymi przez „szpatułkę”	promień: 3 cm wysokość: 3 mm	konduktywność materiału $1,1 \times 10^6$ S/m
„Stolik” – płaski krążek modelujący stolik na narzędzia albo element metalowej obudowy	promień 25 cm wysokość 5 mm	
Model wykorzystywany w symulacjach wpływu obiektów ferromagnetycznych		
Walec o wymiarach rdzenia dużego transformatora	promień 10 cm wysokość 20 cm	względna przenikalność magnetyczna 10000

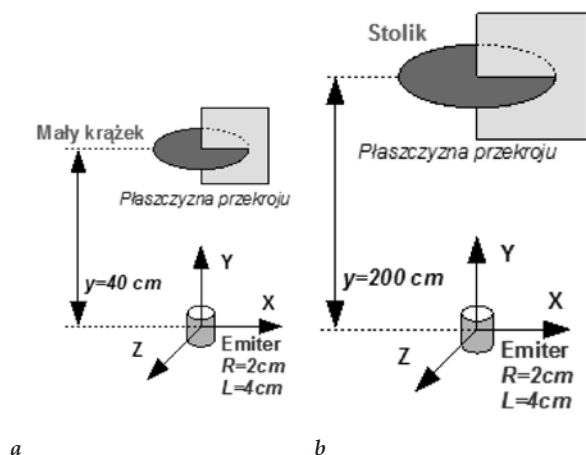
użytkownikom systemów nawigacji medycznej, ponieważ pomaga najkorzystniej rozmieścić obiekty w gabinecie lub na sali operacyjnej oraz wypracować taką metodę obsługi systemu, która zapewni wykorzystanie jego możliwości w sposób optymalny.

Opis badań

Przedstawiane badania podzielono na trzy grupy, odpowiadające etapom wykonanych prac. Wykorzystano w nich modelowanie i symulację metodą elementów skończonych (FEM).

Pierwszy etap prac polegał na ocenie minimalnej odległości od punktu pomiarowego, przy której błąd pomiaru jest akceptowalnie mały dla różnych narzędzi chirurgicznych umieszczonych w polu operacyjnym, a także dużych obiektów metalowych spoza pola operacyjnego, lecz znajdujących się w jego pobliżu. Symulacje wykonano dla prostych modeli geometrycznych, których kształt i wymiary odpowiadają rzeczywistym typowym obiektom mogącym znaleźć się na sali operacyjnej (tabela 1). Wymiary wielkości obiektów zostały dobrane na podstawie katalogu narzędzi firmy Medtronic stosowanych w chirurgii głowy i szyi, przy czym przyjęto maksymalne rozmiary narzędzi danego typu [23]. Na rysunku 2 przedstawiono geometrię modelowanych układów. Założono, że obiekty przewodzące deformujące rozkład pola mają konduktywność stali nierdzewnej. Ponadto przyjęto następujące parametry pracy systemu: częstotliwość pola wzbudającego 20 kHz, wartość natężenia prądu emitera $I = 4$ A, liczbę zwojów cewki $n = 40$ oraz wymiary pola operacyjnego $100 \times 100 \times 100$ cm [1]. W przypadku dużych obiektów, jak płaski element

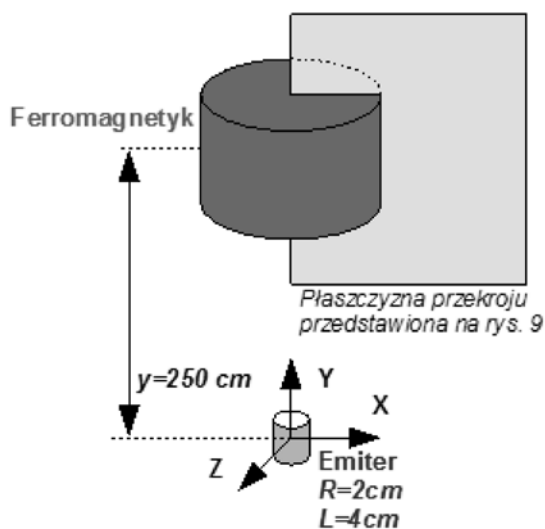
obudowy (rys. 2d) zastosowano model dwuwymiarowy o symetrii osiowej ze względu na duże rozmiary (i dużą wymaganą liczbę elementów).



Rys. 3 Geometria układów stosowanych w symulacjach odpowiedzi systemu na skokową zmianę stałego pola magnetycznego; *a* – położenie niewielkiego obiektu, *b* – położenie „stolika” (rysunki nie zachowują proporcji)

Drugi etap badań dotyczył systemów z polem wzbudzającym komutowanym i polegał na ocenie czasu zaniku zaburzeń powstających w odpowiedzi na skokową zmianę wartości indukcji pola wzbudzającego. Parametry modeli obiektów deformujących pole zebrano w tabeli 1, a model geometryczny układu przedstawiono na rysunku 3. Ze względu na złożoność obliczeń wykorzystano model dwuwymiarowy o symetrii osiowej.

Trzeci etap badań polegał na ocenie wpływu obiektów ferromagnetycznych na deformację pola magnetycznego. Opis wykorzystywanych modeli zawiera tabela 1, natomiast model geometrii układu przedstawiono na rysunku 4. Modelowane obiekty umieszczone w pobliżu pola operacyjnego odpowiadają rozmiarami rdzeniom dużych



Rys. 4 Geometria układów stosowanych w symulacjach wpływu obiektu ferromagnetycznego na działanie systemu nawigacji elektromagnetycznej (rysunki nie zachowują proporcji)

transformatorów i mają przenikalność magnetyczną specjalnych blach elektrotechnicznych lub ferrytów. Wyniki uzyskane na tym etapie są w przybliżeniu poprawne zarówno dla pola wzbudzającego sinusoidalnego, jak i komutowanego. Wyjątkiem jest przypadek przewodzącego rdzenia umieszczonego w polu sinusoidalnie zmiennym, w którym pole magnetyczne wytwarzane przez prądy wirowe kompensuje częściowo wpływ deformacji pola magnetycznego powodowanej ferromagnetycznymi właściwościami rdzenia. Podobnie jak w poprzednim przypadku wykorzystano model dwuwymiarowy o symetrii osiowej ze względu na duże wymiary obiektu.

We wszystkich etapach badań wyniki symulacji FEM analizowane były w jednakowy sposób. Dla danej geometrii układu i siatki elementów symulacje wykonywano dwukrotnie: z obiektem zaburzającym i bez niego. W drugim przypadku, traktowanym jako kontrolny, obszar zajmowany przez obiekt zaburzający zastępowano obszarem o tej samej geometrii, ale o parametrach elektromagnetycznych powietrza. Umożliwiło to zmniejszenie błędów wprowadzanych przez samo środowisko programowe wykorzystywane do modelowania i symulacji. W obu przypadkach, kontrolnym oraz w obecności obiektu zaburzającego, dla każdego punktu pomiarowego leżącego w obszarze zainteresowania, ze współrzędnych kartezjańskich B_x , B_y i B_z wektora indukcji magnetycznej obliczano położenie tego punktu we współrzędnych sferycznych (zależności 1, 2 i 3 – odpowiednio r_k , θ_k , ϕ_k dla przypadku kontrolnego i r_z , θ_z , ϕ_z dla przypadku z obiektem zaburzającym). Zależności 1, 2 i 3 zostały wyprowadzone przy założeniu upraszczającym, że źródłem pola magnetycznego jest dipol magnetyczny. Jest to uproszczenie powszechnie stosowane w algorytmach wyznaczania położenia na podstawie pomiarów indukcji magnetycznej [24]. Wielkość S oznacza pole przekroju pojedynczego zwoju, pozostałe wielkości są opisane w tekście.

$$\varphi = \arctg\left(\frac{B_y}{B_x}\right) \quad (1)$$

$$\theta = \arctg\left(\frac{1}{2}\sqrt{\left(\frac{3B_z}{(B_x \cos\varphi + B_y \sin\varphi)}\right)^2 + 8} - \frac{3B_z}{(B_x \cos\varphi + B_y \sin\varphi)}\right) \quad (2)$$

$$r = \sqrt[3]{\frac{\mu n I S}{2\pi (B_x \cos\varphi \sin\theta + B_y \sin\varphi \sin\theta + B_z)}} \quad (3)$$

W celu uproszczenia dalszych obliczeń uzyskane współrzędne sferyczne są w kolejnym etapie ponownie przekształcane na współrzędne kartezjańskie (zależności 4, 5 i 6 – odpowiednio x_k , y_k , z_k dla przypadku kontrolnego oraz x_z , y_z i z_z dla przypadku z zaburzeniami). Ostatecznie, błąd pomiaru położenia Δr powodowany obecnością obiektu zaburzającego określony jest zależnością 7. Błąd ten przedstawiono na wykresach w dalszej części artykułu.

$$x = r \cos\varphi \sin\theta \quad (4)$$

$$y = r \cos \varphi \sin \theta \quad (5)$$

$$z = r \cos \theta \quad (6)$$

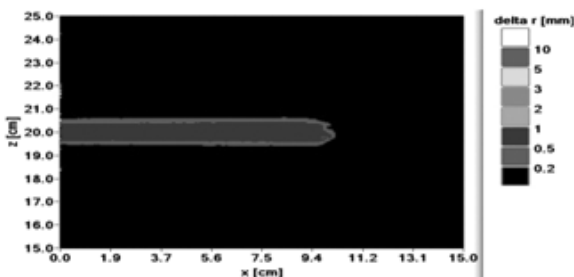
$$\Delta r = \sqrt{(x_k - x_z)^2 + (y_k - y_z)^2 + (z_k - z_z)^2} \quad (7)$$

Modelowanie oraz symulacje z wykorzystaniem metody elementów skończonych (FEM) zostały przeprowadzone w środowisku Comsol, w pakiecie AC/DC. W pierwszym etapie badań wykorzystano wyniki analiz harmoniczych, w drugim analiz przejściowych, a w trzecim – analiz statycznych. Oprogramowanie przeznaczone do obróbki uzyskanych wyników zostało zaprojektowane w środowisku LabWindows CVI.

Wyniki symulacji

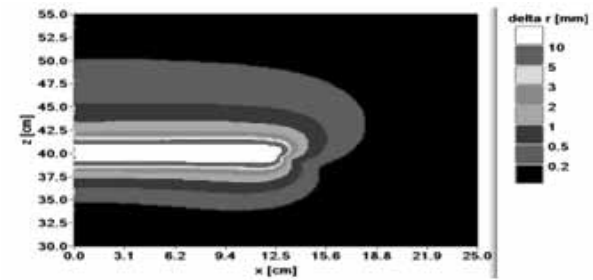
Przykładowe wyniki symulacji i obliczeń przedstawiono na rysunkach 5–9. Wykresy przedstawiają rozkład błędów pomiaru odległości dla punktów pomiarowych znajdujących się w otoczeniu obiektu deformującego rozkład pola, położonych na wybranej płaszczyźnie. Jako granicę, poniżej której błąd pomiaru położenia został potraktowany za pomijalnie mały, przyjęto wartość $\Delta r = 0,2$ mm (czarny obszar na wykresach). Wartość tę skonsultowano z lekarzem laryngologiem.

Wyniki przedstawione na rysunkach 5–8 dotyczą systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym, z różnymi narzędziami chirurgicznymi umieszczonymi w polu operacyjnym. Wpływ danego narzędzia w istotny sposób zależy od jego wymiarów, kształtu oraz objętości materiału, z którego zostało wykonane. O ile dla endoskopu o kształcie cienkościennego cylindra wpływ ten jest niewielki i zanika już w odległości kilku milimetrów od powierzchni metalu (rys. 5), o tyle dla narzędzia chirurgicznego o podobnych wymiarach zewnętrznych, ale pełnego (z litego materiału) zaburzenia są znacznie silniejsze i zanikają dopiero w odległości od kilku do kilkunastu centymetrów od powierzchni narzędzia (rys. 6). Istotne znaczenie ma także orientacja powierzchni narzędzia w stosunku do linii sił pola, co jest widoczne zwłaszcza dla narzędzi o dużej powierzchni, modelowanych na rysunku

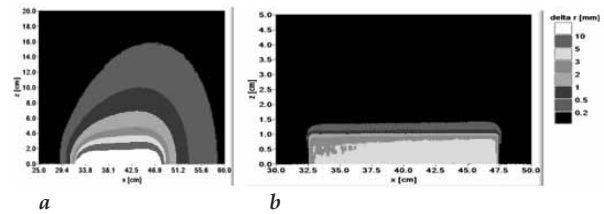


Rys. 5 Rozkład błęd pomiaru odległości w pobliżu „endoskopu” dla systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym

7 jako płaski element o małej grubości. Zatem zaburzenia rozkładu pola wywołane obecnością obiektów o wymiarach i kształtach odpowiadających rzeczywistym narzędziom chirurgicznym mogą przekładać się na zauważalne



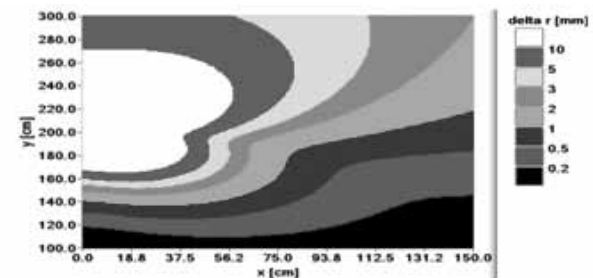
Rys. 6 Rozkład błęd pomiaru odległości w pobliżu długiego, cienkiego narzędzia dla systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym



Rys. 7 Rozkład błęd pomiaru odległości w pobliżu „szpatułki” w dwóch różnych położeniach (a i b) dla systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym, położenie szpatułki w obydwu przypadkach zostało przedstawione na rysunku 2

błędy pomiaru położenia nawet w odległości kilkunastu centymetrów od powierzchni metalu, przy czym wartość minimalnej dopuszczalnej odległości punktu pomiarowego od krawędzi metalu wynosi najczęściej 8–13 cm.

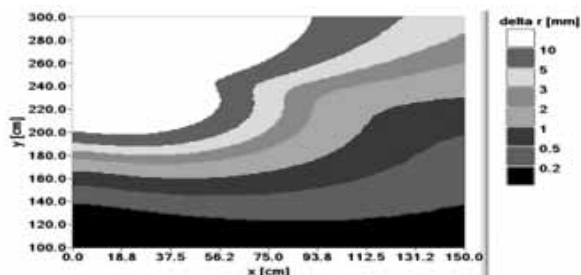
Na rysunku 8 przedstawiono zaburzenia wywołane obecnością dużego obiektu przewodzącego w pobliżu pola operacyjnego. Wybrano przypadek najgorszy, w którym największa powierzchnia obiektu jest zorientowana prostopadle do linii pola magnetycznego. Wówczas obszar, w którym zauważalne są zaburzenia rozkładu pola, jest duży – w przedstawianym przypadku jako bezpieczną odległość można przyjąć 1 m. Na sali operacyjnej mogą znajdować się obiekty jeszcze większe od prezentowanego modelu. W takim przypadku minimalna dopuszczalna



Rys. 8 Rozkład błęd pomiaru odległości w pobliżu „elementu obudowy” dla systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym

odległość obszaru roboczego systemu od krawędzi tych przedmiotów może wynosić nawet kilka metrów.

Przeprowadzono także symulacje rozkładu błędów pomiaru odległości powodowanych obecnością dwóch przedmiotów ze stali nierdzewnej, przy skokowej zmianie natężenia pola wzbudającego. Dla mniejszego obiektu, który wytwarza zaburzenia porównywalne z zaburzeniami



Rys. 9 Rozkład błędu pomiaru odległości w pobliżu obiektu ferromagnetycznego

powodowanymi obecnością większych narzędzi operacyjnych, czas zaniku prądów wirowych wynosi ok. 0,5 ms. Dla większego obiektu, o wymiarach stolika na narzędzia lub metalowej obudowy, czas ten jest wydłużony do ok. 6 ms.

Wpływ obiektu ferromagnetycznego na błąd pomiaru odległości przedstawiono na rysunku 9. Zakres rozprzestrzeniania się zaburzeń wynosi ok. 1,5 m.

Podsumowanie

Przeprowadzone badania modelowe i symulacyjne umożliwiają ilościową ocenę rzeczywistej podatności systemów nawigacji EM na czynniki deformujące rozkład pola magnetycznego, pozwalając sformułować praktyczne wskazówki dotyczące projektowania i użytkowania systemów tego rodzaju. Zastosowanie w tym celu metod analitycznych nie jest możliwe ze względu na zbyt dużą złożoność problemu.

W przypadku systemów z sinusoidalnie zmiennym polem wzbudającym istotnym problemem mogą być narzędzia wykonane z litego metalu przewodzącego znajdujące się bezpośrednio w polu operacyjnym, w pobliżu punktów pomiarowych. Większe z nich mogą powodować powstanie zauważalnych deformacji rozkładu pola magnetycznego nawet w odległości kilkunastu centymetrów od powierzchni metalu. Tak duży zakres dystrybucji zaburzeń może wpływać negatywnie na dokładność działania systemu w polu operacyjnym. Niekorzystna jest zwłaszcza obecność w polu operacyjnym płaskich przedmiotów o dużej powierzchni, typu metalowa szpatułka. W celu zapewnienia poprawnej pracy systemu wskazane byłoby odsunięcie wszystkich litych obiektów metalowych na odległość większą niż 15 cm od czujnika umieszczonego w śledzonym narzędziu, co z kolei może utrudniać pracę operatora. Nie dotyczy to długich, cienkich przedmiotów cienkościennych, np. endoskopu. Wpływ takich przedmiotów na deformację pola magnetycznego w systemie EM jest niewielki. Jest to bardzo ważne, gdyż endoskop jest niezbędny podczas większości zabiegów.

Bardzo duże obiekty metalowe, nawet spoza pola operacyjnego, mogą mieć wyraźny wpływ na dokładność pomiarów położenia. Zauważalne zaburzenia rozkładu pola zanikają dopiero w odległości większej niż jeden do nawet kilku metrów od krawędzi obiektu zaburzającego. Zalecane jest zatem rozmieszczanie dużych obiektów przewodzących w taki sposób, aby zasięg wprowadzanych przez nie deformacji pola magnetycznego nie obejmował pola

operacyjnego. W warunkach sali operacyjnej lub gabinetu zabiegowego najczęściej jest to możliwe.

Dla systemu z polem wzbudającym komutowanym czas zaniku zaburzeń powodowanych komutacją dla dużego obiektu o przewodności odpowiadającej stali nierdzewnej wynosi ok. 6 ms. Oznacza to, że okres przebiegu komutacji powinien być nie krótszy niż 12 ms. W systemie nawigacji z dziewięcioma kanałami pomiarowymi całkowity czas pomiarów wykonywanych kolejno we wszystkich kanałach wynosiłby wtedy co najmniej 108 ms, co przekłada się na maksymalną częstotliwość odświeżania wyników pomiarów położenia poniżej 9 Hz [1]. Przy większej częstotliwości odświeżania dokładność nawigacji w pobliżu dużych obiektów metalowych może ulec pogorszeniu. W tej metodzie niewrażliwość systemu na oddziaływanie dużych przedmiotów metalowych uzyskuje się więc kosztem spowolnienia pracy systemu. Kompromis pomiędzy szybkością pracy systemu i jego odpornością na wpływ przewodników można uzyskać, zwiększając częstotliwość sygnału wzbudającego do wartości, dla której system jest jeszcze mało wrażliwy na obecność małych przedmiotów przewodzących, i usuwając z okolic obszaru roboczego duże przedmioty. Dla modelowanego małego obiektu czas zaniku zaburzeń wynosi 0,5 ms, co daje maksymalną częstotliwość odświeżania pomiarów wynoszącą ok. 111 Hz.

Również obecność obiektów ferromagnetycznych znajdujących się w przestrzeni działania systemu nawigacji EM może mieć znaczny wpływ na dokładność pomiarów odległości w takim systemie. Zaburzenia rozkładu pola magnetycznego wprowadzane przez duże obiekty, o dużej przenikalności magnetycznej, rozciągają się na odległość nawet do 1,5 m. Jednak, ze względu na stosunkowo niewielką liczbę dużych elementów ferromagnetycznych znajdujących się zazwyczaj na sali operacyjnej oraz brak konieczności umieszczenia tych przedmiotów bezpośrednio w polu operacyjnym, najczęściej możliwe jest takie ich rozmieszczenie, żeby ich wpływ na dokładność działania systemu był akceptowalnie niewielki.

O ile zabezpieczenie systemu przed zaburzeniami wywołanymi obecnością dużych przedmiotów spoza pola operacyjnego jest możliwe zarówno w przypadku systemów z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym i komutowanym, o tyle jedynie systemy z polem komutowanym, z odpowiednio dużym okresem komutacji, są odporne na zaburzenia wytwarzane przez narzędzia z litego metalu umieszczone w polu operacyjnym. Systemy te mają jednak pewne istotne wady. Jest to nie tylko wolniejsza praca, w porównaniu z systemami z polem sinusoidalnym, lecz także większa podatność na zakłócenia elektromagnetyczne oraz bardziej skomplikowany i mniej dokładny układ przetwarzania sygnałów pomiarowych. Dokładny pomiar amplitudy sinusoidy, nawet w obecności dużych szumów, jest zagadnieniem stosunkowo prostym, dzięki możliwości skorzystania z metod detekcji fazoczułej. Natomiast pomiar wartości chwilowej małych napięć stałych w obecności dużych szumów – taki przypadek ma miejsce w systemach z polem komutowanym – jest znacznie trudniejszy.

Rozwiązaniem łączącym zalety systemów obu typów mógłby być system hybrydowy, umożliwiający pracę z polem wzbudającym o różnych przebiegach czasowych. Taki system pod nieobecność obiektów zaburzających rozkład pola magnetycznego powinien pracować w szybszym i dokładniejszym trybie z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym, natomiast w środowisku zawierającym liczne, bliskie i stosunkowo duże objekty metalowe przechodzić w tryb pracy z polem komutowanym. W trybie komutowanym obszar roboczy systemu musiałby ulegać zawężeniu do obszaru, w którym pole wzbudające jest dostatecznie silne, a stosunek sygnał–szum – dostatecznie mały.

Alternatywnym rozwiązaniem mogłoby być obniżenie częstotliwości pracy systemu z polem wzbudającym sinusoidalnie zmiennym. Zaburzenia rozkładu pola magnetycznego rosną wraz ze wzrostem częstotliwości zmian pola. Zastosowanie pola o mniejszej częstotliwości spowodowałoby więc zmniejszenie zaburzeń. Ze zmniejszeniem częstotliwości maleje jednak także czułość czujników pola magnetycznego stosowanych w systemach nawigacji. Celowe byłoby zatem zwiększenie indukcji magnetycznej pola wytwarzanego przez emiter lub zastosowanie układu przetwarzania sygnału o wyższym wzmocnieniu.

Do weryfikacji doświadczalnej prezentowane wyniki zostaną wykorzystane przy projektowaniu ulepszonych systemów nawigacji EM o zwiększonej odporności na obecność przedmiotów zaburzających rozkład pola magnetycznego. Umożliwi to sprecyzowanie założeń projektowych systemu oraz określenie dopuszczalnych warunków jego pracy. ■

Literatura

1. M. Baszyński: *Poprawa właściwości metrologicznych systemu przeznaczonego do pomiaru położenia z wykorzystaniem pola magnetycznego malej częstotliwości*, Rozprawa doktorska, Politechnika Wroclawska, Wrocław 2006.
2. http://www.collinmedical.fr/digipointeur_UK.php/
3. www.medtronicnavigation.com/
4. <http://www.polhemus.com/>
5. <http://www.ascension-tech.com/>
6. O. Suess, T. Kombos, R. Kurth, S. Suess, S. Mularski, S. Hammer, M. Brock: *Intracranial image-guided neurosurgery: experience with a new electromagnetic navigation system*, Acta Neurochir, vol. 143, 2001, s. 927-934.
7. C.A. Aufdenblatten, S. Altermatt: *Intraventricular catheter placement by electromagnetic navigation safely applied in a paediatric major head injury patient*, Childs Nerv Syst, vol. 24, 2008, s. 1047-1050.
8. A.J. Graydon, S. Malak, I.A. Anderson, R.P. Pitto: *Evaluation of accuracy of an electromagnetic computer-assisted navigation system in total knee arthroplasty*, Int Orthop, vol. 33, 2009, s. 975-979.
9. M.A. Hafez, M.J. Seel, B. Jaramaz, A.M. DiGioia: *Navigation in minimally invasive total knee arthroplasty and total hip arthroplasty*, Oper Tech Orthop, vol. 16, 2006, s. 207-210.
10. D. Tigani, M. Busacca, A. Moio, E. Rimondi, N. Del Piccolo, G. Sabbioni: *Preliminary experience with electromagnetic navigation system in TKA*, Knee, vol. 16, 2009, s. 33-38.
11. P. Reittner, M. Tillich, W. Luxenberger, R. Weinke, K. Preidler, W. Köle, H. Stammberger, D. Szolar: *Multislice CT-image-guided endoscopic sinus surgery using an electromagnetic tracking system*, Eur Radiol, vol. 12, 2001, s. 592-596.
12. M.J. Citardi: *Computer-aided sphenoid sinus surgery*, Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 14, 2003, s. 188-194.
13. R. Ewers, K. Schicho, G. Undt, F. Wanschitz, M. Truppe, R. Seemann, A. Wagner: *Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review*, Int J Oral Maxillofac Surg, vol. 34, 2004, s. 1-8.
14. D. Mucha, B. Kosmecki, T. Lueth: *Error compensation for electromagnetic navigation in dental implantology*, International Congress Series 1281, 2005, s. 1211-1216.
15. H. Feussner, H. Hautmann, A. Schneider, T. Pinkau, F. Peltz: *Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy*, Chest, vol. 128, 2005, s. 382-387.
16. T.R. Gildea, P.J. Mazzone, D. Karnak, M. Meziane, A.C. Mehta: *Electromagnetic navigation diagnostic bronchoscopy: a prospective study*, Am J Respir Crit Care Med, vol. 174, 2006, s. 982-989.
17. R.S. Santos, A. Gupta, M.I. Ebricht, M. DeSimone, G. Steiner, M.J. Estrada, B. Daly, H.C. Fernando: *Electromagnetic navigation to aid radiofrequency ablation and biopsy of lung tumors*, Ann Thorac Surg, vol. 89, 2010, s. 265-268.
18. W. Harms, R. Krempien, C. Grehn, F. Hensley, J. Debus, H.D. Becker: *Electromagnetically navigated brachytherapy as a new treatment option for peripheral pulmonary tumors*, Strahlenther Onkol, vol. 182, 2006, s. 108-111.
19. M. Baszyński, Z. Moroń, N. Tewel: *Electromagnetic navigation in medicine – basic issues, advantages and shortcomings, prospects of improvement*, J Phys: Conf Ser, vol. 238, 2010, doi:10.1088/1742-6596/238/1/012056.
20. N. Tewel: *Nawigacja elektromagnetyczna w medycynie – wybrane zagadnienia i problemy*, [w:] Z. Moroń, H. Juniewicz: *Metrologia dziś i jutro*, Wrocław 2010, s. 291-302.
21. E.B. Blood: *Device for quantitatively measuring the relative position and orientation of two bodies in the presence of metals utilizing direct current magnetic fields*, Opis patentowy 4945305.
22. P.K. Hansen, W.S. Ashe: *Magnetic field position and orientation measurement system with dynamic eddy current rejection*, US Patent 5767669.
23. <http://www.mcatalogs.com/ent/>
24. J.S. Bladen, A.P. Anderson: *Surgical navigation*, US Patent 6522907.

Praca naukowa finansowana przez MNiSW ze środków na naukę w latach 2009–2012, jako projekt badawczy Nr N N518 382637.

otrzymano / received: 01.12.2011
wersja poprawiona / revised version: 10.02.2012
zaakceptowano / accepted: 28.02.2012