

**Nina TEWEL, Zbigniew MOROŃ**

INSTYTUT INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ I POMIAROWEJ, WYDZIAŁ PODSTAWOWYCH PROBLEMÓW TECHNIKI, POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław

## Analiza wpływu obiektów przewodzących i magnetycznych na dokładność działania systemu elektromagnetycznej nawigacji medycznej oraz możliwości ograniczenia tego wpływu

Mgr inż. Nina TEWEL

Autorka ukończyła w roku 2008 studia magisterskie na Politechnice Wrocławskiej, kierunku Fizyka Techniczna, specjalności Inżynieria Biomedyczna. Obecnie jest doktorantką w Instytucie Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Ma otwarty przewód doktorski na temat „Poprawa dokładności systemu nawigacji elektromagnetycznej przez zmniejszenie wpływu przewodników niemagnetycznych oraz ferromagnetyków”.

e-mail: [nina.tewel@pwr.wroc.pl](mailto:nina.tewel@pwr.wroc.pl)



Dr hab. inż. Zbigniew MOROŃ

Autor jest absolwentem Wydziału Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Tam również uzyskał stopień doktora oraz doktora honoris causa. Obecnie jest profesorem nadzwyczajnym w Instytucie Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, na Wydziale Podstawowych Problemów Techniki Politechniki Wrocławskiej. Główne zainteresowania naukowe i dydaktyczne: czujniki i pomiary wielkości nieelektrycznych, układy elektroniczne, elektronika medyczna, pomiary przewodnictwa elektrycznego cieczy.

e-mail: [zbigniew.moron@pwr.wroc.pl](mailto:zbigniew.moron@pwr.wroc.pl)



### Streszczenie

Przedmiotem artykułu są badania wpływu obiektów przewodzących i magnetycznych na dokładność działania systemu nawigacji elektromagnetycznej przeznaczonego do zastosowań medycznych oraz możliwości eliminacji lub ograniczenia tego wpływu. Stosując modelowanie i symulację metodą elementów skończonych (MES) dokonano liczbowego oszacowania wpływu typowych obiektów wymienioego rodzaju na błąd określenia położenia punktów w przestrzeni z użyciem takiego systemu. Wynikiem tych prac jest zbiór wskazówek i wytycznych umożliwiających ograniczenie tego wpływu.

**Słowa kluczowe:** elektromagnetyczna nawigacja medyczna, deformacje rozkładu pola magnetycznego, błąd określenia położenia w przestrzeni.

### Analysis of the influence of conductive and magnetic objects on the accuracy of electromagnetic medical navigation system operation and possibilities of reducing that influence

#### Abstract

Medical navigation is used both in surgery and diagnostics to compute position of the distant end of medical tools immersed inside the patient's body [1]. One of medical navigation methods is the electromagnetic navigation. Its main advantage is lack of requirement of providing a clean line of sight (LOS) between the tools and a source of the magnetic field (emitter). A real disadvantage of the electromagnetic method is its sensitivity to the influence of conductive and magnetic objects placed inside the operating space of the system [4, 5]. The main subject of this paper is an analysis of the influence of typical medical tools and other metal objects that can be used inside or close to the electromagnetic navigation system intended for laryngological applications. The objective set was obtained by using the finite element method of modeling and simulation. Description of the used models is given in Tables 1 and 2, and Fig. 1. Figs. 3 – 10 show the position determination error caused by the presence of conductive and magnetic objects, at different frequencies of the exciting field. According to the presented results, it is impossible to select the frequency range enabling simultaneous reduction of errors caused by both conductive non-magnetic and magnetic objects of different size and shape. However, for some selected objects used in the laryngological system, the most appropriate range of frequency seems to be hundreds of kilohertz. Bigger conductive or magnetic objects should be spaced at a distance no smaller than single meters from the operating space of the system.

**Keywords:** electromagnetic medical navigation, error of spatial position determination, distortion of magnetic field.

### 1. Wstęp

Nawigacja medyczna jest jedną z metod pomocniczych stosowanych w diagnostyce medycznej oraz chirurgii w celu określania

położenia dalszego, niewidocznego końca narzędzia medycznego umieszczonego w ciele pacjenta. Często położenie narzędzia nanoszone jest na obrazy ciała pacjenta uzyskane przed zabiegiem metodą tomografii komputerowej. Nawigacja stosowana jest w różnych dziedzinach medycyny, m.in. w neurologii, pulmonologii oraz laryngologii [1].

W systemach nawigacji elektromagnetycznej (EM) określenie położenia oraz orientacji przestrzennej narzędzia odbywa się za pomocą czujnika pola magnetycznego umieszczonego na końcu bliższym lub dalszym śledzonego narzędzia. Mierzone są składowe wektora indukcji magnetycznej pola magnetycznego o małej częstotliwości zmian, wytwarzanego przez zestaw generatorów umieszczonych w punktach o znanych współrzędnych przestrzennych. Do obliczania położenia czujnika używa się zależności wiążących wartość indukcji magnetycznej w danym punkcie przestrzeni z położeniem czujnika względem źródła pola [2]. Niezbędna jest zatem znajomość rozkładu pola w przestrzeni działania systemu, a wszystkie deformacje tego rozkładu mogą być źródłami błędów określenia położenia. W opisie rozkładu pola korzysta się z przybliżenia polegającego na przyjęciu, że źródłem pola jest dipol magnetyczny – co może być źródłem dodatkowych błędów.

W metodzie EM nie jest wymagane zachowanie linii bezpośredniego widzenia (LOS – line of sight) między generatorem i czujnikiem pola, co jest niezbędne np. w systemach nawigacji optycznej. Jest to bardzo poważna zaleta, która ułatwia pracę personelu medycznego [3] oraz umożliwia nawigowanie narzędzi giętkich [1]. Istotnym problemem w systemie nawigacji EM może być natomiast jego wrażliwość na deformacje rozkładu pola magnetycznego powodowane obecnością w przestrzeni roboczej systemu obiektów przewodzących oraz magnetycznych [4, 5].

Deformacje rozkładu pola magnetycznego powodowane obecnością przewodników powstają w wyniku występowania prądów wirowych indukowanych przez zmienne pole magnetyczne. W przypadku magnetyków, źródłem zaburzeń jest dodatkowe pole magnetyczne, powstające na skutek uporządkowania domen magnetycznych w materiale przez zewnętrzne pole. W przewodniku o właściwościach magnetycznych występują oba wymienione efekty, przy czym dla najniższych częstotliwości pola wytwarzanego przez generator dominuje wpływ właściwości magnetycznych obiektu, w paśmie średnich częstotliwości wpływu obu efektów wzajemnie się kompensują, a dla najwyższych częstotliwości przeważają zaburzenia pochodzące od prądów wirowych. Podany tu podział na zakres częstotliwości niskich, średnich i wysokich zależy zarówno od parametrów materiałowych obiektu, jak i jego geometrii oraz usytuowania względem linii pola magnetycznego.

W przestrzeni roboczej EM systemu nawigacji medycznej, zgodnie z normami określającymi materiały dopuszczalne do produkcji narzędzi oraz obiektów medycznych, mogą znajdować

się zarówno magnetyczne i niemagnetyczne narzędzia ze stali nierdzewnej, jak i przewodzące, niemagnetyczne implanty ze stali nierdzewnej, stopów na bazie kobaltu lub tytanu oraz jego stopów. Ponadto, w otoczeniu systemu, już poza jego przestrzenią roboczą, mogą być umieszczone różnego rodzaju większe obiekty przewodzące lub magnetyczne, jak np. stolik na narzędzia chirurgiczne.

W komercyjnie dostępnych systemach nawigacji EM opisane deformacje pola magnetycznego są ograniczane na dwa sposoby: przez zmianę kształtu przebiegu zmian pola magnetycznego z sinusoidalnego na komutowane stałe lub przez wprowadzenie ekranu oddzielającego obiekty metalowe od przestrzeni roboczej. Żadna z tych metod nie rozwiązuje jednak problemu zaburzeń pochodzących od umieszczonych w przestrzeni roboczej przewodników o właściwościach magnetycznych.

Celem prac przedstawionych w tym artykule jest oszacowanie błędów określania położenia powodowanych obecnością w obszarze roboczym systemu nawigacji EM, lub w jego pobliżu, typowych narzędzi medycznych zaburzających rozkład pola wzbudającego. Na tej podstawie można sformułować wytyczne umożliwiające ograniczenie wymienionych błędów. Ze względu na dużą różnorodność narzędzi medycznych, w rozważaniach ograniczono się do systemu przeznaczanego do zastosowań laryngologicznych. Omawiany system nawigacji EM jest przedmiotem projektu badawczego N N518382637 [6, 7] realizowanego przez zespół, w którym pracuje autorka, a prezentowane wyniki są częścią jej przygotowywanej rozprawy doktorskiej.

## 2. Opis modelowania, symulacji oraz obliczeń

W tabeli 1 zestawiono obiekty deformujące rozkład pola magnetycznego, które mogą znaleźć się w przestrzeni roboczej lub w pobliżu systemu nawigacji EM przeznaczanego do zastosowań laryngologicznych. Tabela zawiera także parametry materiałowe metali i stopów dopuszczonych do celów medycznych. W przypadku stali nierdzewnej magnetycznej (stal nierdzewna stosowana na wiele narzędzi medycznych jest materiałem magnetycznym, co nie jest powszechnie znane) dane tablicowe dotyczące wartości przenikalności magnetycznej przy małych wartościach natężenia pola nie są dostępne. Podana w tabeli 1 wartość przenikalności magnetycznej została oszacowana doświadczalnie w ramach prezentowanych tu prac, na podstawie porównania wyników pomiarów zmian indukcji magnetycznej w pobliżu obiektu o znanej geometrii z wynikami symulacji numerycznych przeprowadzonych metodą elementów skończonych.

Tab. 1. Zestawienie typowych narzędzi i innych obiektów metalowych, które mogą znaleźć się w otoczeniu systemu nawigacji EM, przeznaczanego do zastosowań laryngologicznych

Tab. 1. List of typical tools and other objects made of metal that can be close to the EM navigation system intended for laryngological use

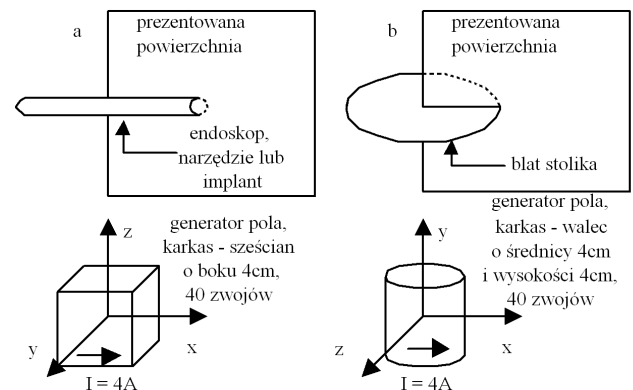
Rodzaj narzędzia	Endoskop	Narzędzia chirurgiczne	Implanty dentystryczne, blaszki ortodontyczne do zespołen kostnych	Stolik na narzędzia
Obszar występowania	W obszarze roboczym	W obszarze roboczym	W ciele pacjenta, możliwe występowanie w obszarze roboczym	Dopuszczalna lokalizacja poza obszarem roboczym
Kształt i wymiary	Cylinder o cienkich ściankach, o średnicy 3 – 5 mm i wysokości 17.5 – 19 cm	Typowo długie, cienkie obiekty o średnicy kilku mm oraz długości nie większej, niż 25 cm, obecne także pierścienie oraz elementy o większej powierzchni lub objętości	Implanty: walec o średnicy 3.5 – 6 mm i wysokości 8 – 16 mm, Blaszki: zróżnicowane kształty i wymiary	Wymiary blatu rzędu kilkudziesięciu centymetrów
Materiał	Stal nierdzewna magnetyczna	Stal nierdzewna niemagnetyczna lub magnetyczna	Tytan lub jego stopy	Stal nierdzewna magnetyczna
Rezystywność [ $\Omega$ mm <sup>2</sup> /m]	0.6 – 0.8	0.6 – 0.8	Tytan: 0.5 Stopy tytanu: 1.7	0.6 – 0.8
Przenikalność magnetyczna względna	35	35 dla stali magnetycznej, 1 dla stali niemagnetycznej	1	35

Do modelowania typowych elementów deformujących rozkład pola magnetycznego wybrano z tablicy 1 obiekty o prostej geometrii i zestawiono je w tablicy 2.

Tab. 2. Parametry modeli stosowanych w modelowaniu i symulacjach MES  
Tab. 2. Parameters of the models used in FEM simulations

Modelowany obiekt	Geometria	Materiał
Endoskop	Cienkościenny cylinder o średnicy 3 mm, długości 19 cm i grubości ścianki 0.5 mm	Stal nierdzewna magnetyczna
Duży element narzędzia chirurgicznego	Walec o średnicy 1 cm oraz długości 25 cm	Stal nierdzewna magnetyczna
Implant dentystryczny	Walec o średnicy 6 mm i wysokości 16 mm.	Tytan
Blat stolika	Walec o średnicy 30 cm i grubości 0.1 mm	Stal nierdzewna magnetyczna

Dla każdego obiektu wyznaczono dwukrotnie wartości części rzeczywistej ( $B_{x,Re}$ ,  $B_{z,Re}$ ,  $B_{z,Re}$ ) i urojonej ( $B_{x,Im}$ ,  $B_{z,Im}$ ,  $B_{z,Im}$ ) składowych przestrzennych wektora indukcji magnetycznej: w obecności obiektu zaburzającego rozkład pola oraz bez niego (wartość referencyjna). Geometrię rozpatrywanych modeli przedstawiono na rys. 1. Symulacje przeprowadzono w zakresie częstotliwości pola wzbudającego 1 kHz – 500 kHz, dla różnych geometrii modelu. Wyniki uzyskane dla wybranych geometrii, przy dwóch częstotliwościach zmian pola wzbudającego 10 kHz i 100 kHz, przedstawiono na rys. 3 – 10. Do modelowania i obliczeń MES stosowano pakiet oprogramowania Comsol Multiphysics 4.2 z rozszerzeniem AC/DC.



Rys. 1. Geometria modeli stosowanych w modelowaniu i symulacjach MES  
Fig. 1. Geometry of the models used in FEM modeling and simulations

Z części rzeczywistych i urojonych wektora indukcji magnetycznej wyznaczono moduły poszczególnych składowych przestrzennych  $B_x$ ,  $B_y$  i  $B_z$  tego wektora. Jako znak poszczególniej składowej przestrzennej przyjęto umownie znak większej z jej składowych czasowych. Na podstawie składowych przestrzennych wektora indukcji magnetycznej, traktując źródło pola jako dipol magnetyczny, wyznaczono współrzędne sferyczne  $r$ ,  $\phi$  i  $\theta$  każdego punktu pomiarowego, wykorzystując zależności:

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

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

$$r = \sqrt[3]{\frac{\mu_0 n I S}{2\pi(B_x \cos \phi \sin \theta + B_y \sin \phi \sin \theta + B_z)}}, \quad (3)$$

gdzie  $I$  oznacza natężenie prądu w uzwojeniu cewki,  $n$  – liczbę zwojów,  $S$  – powierzchnię przekroju zwoju, a  $\mu_0$  – przenikalność magnetyczną próżni. Obliczenia przeprowadzono dwukrotnie: dla modelu zawierającego obiekt zaburzający rozkład pola oraz bez niego (model referencyjny).

Następnie, korzystając z zależności:

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

$$y = r \sin \phi \sin \theta, \quad (5)$$

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

wyznaczono współrzędne kartezjańskie punktów pomiarowych modelu referencyjnego ( $x_{ref}$ ,  $y_{ref}$ ,  $z_{ref}$ ) oraz modelu zawierającego obiekt zaburzający rozkład pola magnetycznego ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Współrzędne wyznaczone dla modelu referencyjnego wykorzystano do eliminacji wpływu błędów modelowania pochodzących z przybliżenia źródła pola dipolem magnetycznym w małej odległości od tego źródła oraz z niedokładności obliczeń MES.

Znając wartości współrzędnych obliczone dla modelu referencyjnego oraz modelu z obiektem zaburzającym rozkład pola, dla każdego punktu pomiarowego wyznaczono błąd określenia położenia  $\Delta r$ , opisany zależnością:

$$\Delta r = \sqrt{(x_{ref} - x)^2 + (y_{ref} - y)^2 + (z_{ref} - z)^2}. \quad (7)$$

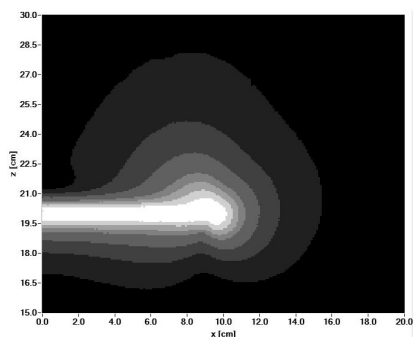
Wartości błędu określenia położenia w płaszczyźnie zaznaczonej na rys. 1 przedstawiono na wykresach. Obliczenia i wykresy wykonano używając oprogramowania CVI National Instruments.

### 3. Wyniki symulacji

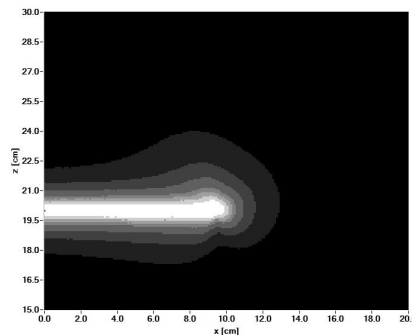
Na rys. 3 – 10 przedstawiono wybrane wyniki symulacji numerycznych, obrazujące rozkład błędu wyznaczonego położenia w obecności obiektów zaburzających rozkład pola magnetycznego, dla modeli zebranych w tabeli 2. Rys. 2 ilustruje zastosowaną na wykresach skalę kolorystyczną.



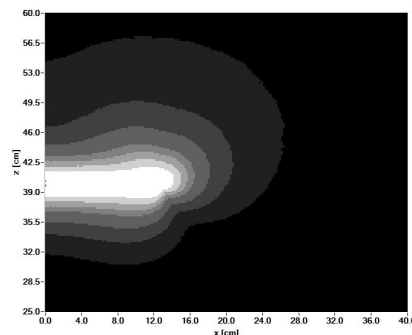
Rys. 2. Skala odcieni szarości reprezentujących błąd wyznaczonego położenia  $\Delta r$   
Fig. 2. Grayscale representing the position determination error  $\Delta r$



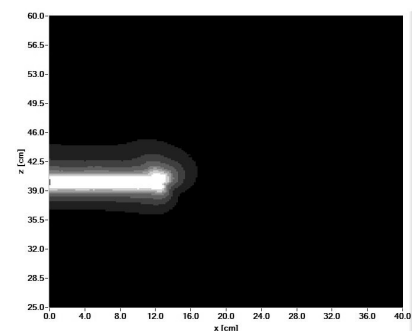
Rys. 3. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności endoskopu, przy częstotliwości pola wzbudającego 10 kHz  
Fig. 3. Position determination error  $\Delta r$  in presence of an endoscope at the excitation field frequency equal to 10 kHz



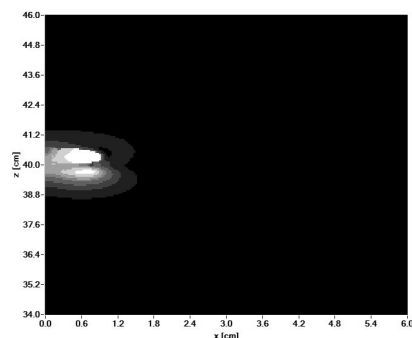
Rys. 4. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności endoskopu, przy częstotliwości pola wzbudającego 100 kHz  
Fig. 4. Position determination error  $\Delta r$  in presence of an endoscope at the excitation field frequency equal to 100 kHz



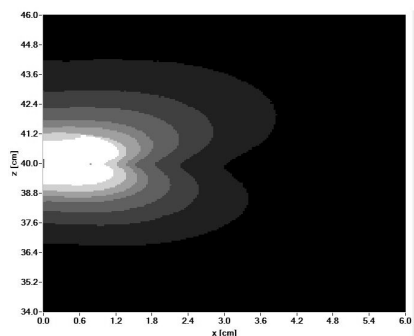
Rys. 5. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności długiego cienkiego elementu narzędzia, przy częstotliwości pola wzbudającego 10 kHz  
Fig. 5. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a long, thin part of the tool at the excitation field frequency equal to 10 kHz



Rys. 6. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności długiego cienkiego elementu narzędzia, przy częstotliwości pola wzbudającego 100 kHz  
Fig. 6. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a long, thin part of the tool at the excitation field frequency equal to 100 kHz

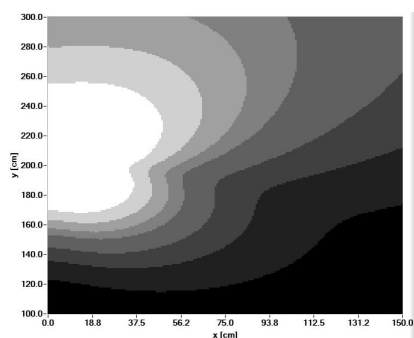


Rys. 7. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności implantu dentystycznego, przy częstotliwości pola wzbudającego 10 kHz  
Fig. 7. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a dental implant at the excitation field frequency equal to 10 kHz



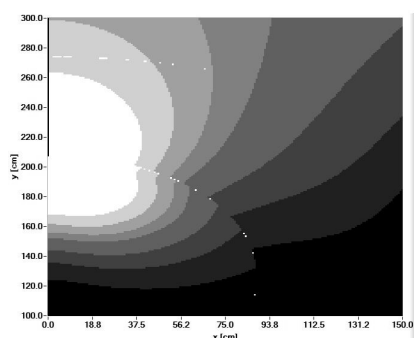
Rys. 8. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności implantu dentystycznego, przy częstotliwości pola wzbudzającego 100 kHz

Fig. 8. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a dental implant at the excitation field frequency equal to 100 kHz



Rys. 9. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności blatu stolika, przy częstotliwości pola wzbudzającego 10 kHz

Fig. 9. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a tabletop at the excitation field frequency equal to 10 kHz



Rys. 10. Błąd  $\Delta r$  wyznaczenia położenia w obecności blatu stolika, przy częstotliwości pola wzbudzającego 100 kHz

Fig. 10. Position determination error  $\Delta r$  in presence of a tabletop at the excitation field frequency equal to 100 kHz

#### 4. Wnioski

We wszystkich przedstawionych modelach jest wyraźnie zauważalny wpływ przewodników magnetycznych i niemagnetycznych na błąd wyznaczenia położenia punktu w przestrzeni przy częstotliwościach 10 kHz i 100 kHz. Dla małych obiektów wartość błędu wyznaczenia położenia mniejsza od 0.2 mm występuje w odległości kilku do kilkunastu centymetrów od powierzchni narzędzia. Podana wartość 0.2 mm jest pożądaną dokładnością systemu nawigacji do zastosowań laryngologicznych, określoną przez specjalistę laryngologa.

Szczególnie niekorzystna jest sytuacja pokazana na rys. 3 i 5, w której obiekt zaburzający rozkład pola magnetycznego znajduje się pomiędzy generatorem pola i punktem pomiarowym. Operator wykonujący zabieg powinien pamiętać o unikaniu takiego ułożenia czujnika oraz obiektów metalowych. Dodatkowo, prawdopodobieństwo poprawnej pracy systemu wzrasta, jeżeli wszystkie obiekty zaburzające pole w obszarze roboczym znajdują się jednocześnie w odległości co najmniej kilku centymetrów od czujnika pola.

W przypadku dużego obiektu (blat stolika na narzędzia), przy obu częstotliwościach badań wpływ deformacji rozkładu pola magnetycznego na dokładność wyznaczonego położenia jest widoczny już w odległości ponad metra od powierzchni obiektu. Duże obiekty należy zatem bezwzględnie umieszczać możliwie daleko od przestrzeni roboczej systemu.

Z przedstawionych badań wynika ponadto, że przynajmniej w przypadku systemu do zastosowań laryngologicznych, z typowym dla tej dziedziny zestawem narzędzi metalowych, nie jest korzystne zmniejszanie szybkości zmian pola w celu ograniczenia wpływu prądów wirowych na deformacje pola. Zarówno dla endoskopu, jak i narzędzi wykonanych ze stali magnetycznej, zwiększenie częstotliwości z ok. 10 do 100 kHz powoduje zmniejszenie obszaru objętego zaburzeniami. Dzieje się tak na skutek wzajemnego znoszenia się wpływu prądów wirowych oraz wpływu właściwości magnetycznych materiału. Oczywiście, ze zwiększeniem częstotliwości pola wzbudzającego zwiększa się także wpływ obiektów przewodzących niemagnetycznych (np. tytanowy implant). Jednakże, ze względu na niewielkie rozmiary implantów dentystycznych, nawet przy częstotliwości pola wzbudzającego równej 100 kHz obszar wolny od zaburzeń rozpoczyna się już w odległości ok. 5 cm od powierzchni obiektu. Dla implantu wykonanego ze stopów tytanu, strefa zaburzeń będzie jeszcze mniejsza, ze względu na większą rezystywność stopów. Przy większej częstotliwości pola wzbudzającego problemem może być natomiast obecność w przestrzeni roboczej blaszek do zespolenia kostnych, których wymiary są większe.

Dla prezentowanego modelu długiego, cienkiego narzędzia korzystne byłoby zwiększenie częstotliwości pola wzbudzającego do ok. 100 kHz. Dla endoskopu pożądanym wydaje się dobór jeszcze większej częstotliwości pola wzbudzającego. Należy jednak pamiętać, że ze względu na skomplikowaną zależność pomiędzy geometrią i parametrami materiałowymi obiektu, kierunkiem linii pola oraz powodowanym błędem, nie jest możliwy dobór częstotliwości optymalnej dla wszystkich obiektów metalowych, które mogą znaleźć się w pobliżu systemu.

Ostatni wniosek nie wyklucza zasadności podjęcia próby doboru optymalnego zakresu częstotliwości dla wybranych narzędzi stosowanych najczęściej w danym systemie. Planowane są dalsze prace, zwłaszcza doświadczalne, poświęcone temu tematowi. Przedstawione w artykule wyniki modelowania zostaną sprawdzone doświadczalnie na stanowisku do testowania systemu nawigacji.

*Praca jest finansowana z projektu badawczego N N518382637.*

#### 5. Literatura

- [1] Citardi M. J.: Computer-aided sphenoid sinus surgery. Operative techniques in otolaryngology - head and neck surgery, Elsevier, vol. 14, 2003.
- [2] Bladen J., Anderson A.: Patent US 8,200,314 B2.
- [3] Lionberger D. R. et al: How does electromagnetic navigation stack up against infrared navigation in minimally invasive total knee arthroplasties?, The Journal of Arthroplasty, Elsevier, vol. 23 No. 4, 2008.
- [4] Hummel J. et al: Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker, Medical Physics, American Association of Physicists in Medicine, vol. 29 (10), 2002.
- [5] Schicho K. et al: Stability of miniature electromagnetic tracking systems, Physics in Medicine and Biology, Institute of Physics Publishing, vol. 50, 2005.
- [6] Baszyński M.: Poprawa właściwości metrologicznych systemu przeznaczonego do pomiaru położenia z wykorzystaniem pola magnetycznego małej częstotliwości, praca doktorska, Wydział Elektroniki, Mikrosystemów i Fotoniki, Politechnika Wrocławska, Wrocław, 2005.
- [7] Baszyński M., Moroń Z., Tewel N.: Electromagnetic navigation in medicine – basic issues, advantages and shortcomings, prospects of improvement, Journal of Physics: Conference Series 238, IOP, 2010.