

Oddziaływanie aplikatorów pola magnetycznego na stenty

Streszczenie. Położenie stentu może mieć znaczący wpływ na osiągnięte wartości prądów indukowanych w poszczególnych gałęziach. W artykule przedstawiono również rezultaty, w których założono możliwość wystąpienia przypadku najgorszego, z punktu widzenia ewentualnego zagrożenia. W artykule przedstawiono wyniki dla jednej, przykładowej budowy stentu. Dalsze badania, powinny brać także pod uwagę szereg innych sposobów budowy stentu, znacznie bardziej zagęszczonej siatki tworzonej przez jego gałęzie.

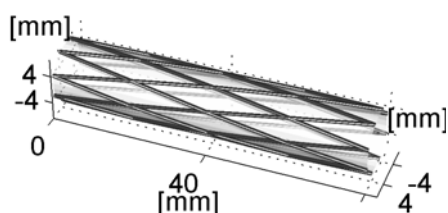
Abstract. The position of the stent may have a significant impact on its currents induced in the branches. The results are presented for the case that poses the highest danger. The results were obtained for one exemplary construction of the stent. Further research should also take into account a number of other ways of building a stent, and a much more dense mesh created by its branches. (**The impact of the magnetic field applicators on stents**).

Słowa kluczowe: pole magnetyczne, magnetoterapia, stenty, bioelektromagnetyzm, model obwodowy.

Keywords: magnetic field, magnetotherapy, stents, bioelectromagnetism, circuit model.

Wstęp

Stenty zostały zastosowane pierwszy raz w przypadku powikłań angioplastyki wieńcowej w 1987 roku [1]. Pochodzenie angielskiego słowa stent nie jest jednoznaczne. Najczęściej przywoływana wersja mówi o czynności (*ang.* stenting) określającej usztywnianie odzieży. I tak stent, uprzednio implantowany w naczyniu krwionośnym tworzy protezę naczyniową; celem zabiegu jest przywrócenie drożności. U pacjentów z miażdżycą, naczynia krwionośne są osłabione, wówczas stent tworzy rodzaj rusztowania lub zbrojenia, którego zadaniem jest zabezpieczenie ścian naczynia przed zwężaniem. Od 2006 roku stosowane są coraz częściej stenty uwalniające leki, ich szkielec wykonany jest z polimeru na bazie kwasu mlekowego. Są to tzw. wchłaniające stenty. W artykule przedstawiono wyniki symulacji, rozważając stenty ze stopu chromowo-kobaltowego. Zbadano poziom oddziaływania składowej magnetycznej wolnozmiennego pola elektromagnetycznego na siatkę tworzącą stent. W celu redukcji złożoności obliczeniowej zastosowano model obwodowy zamiast tzw. polowego. Na podstawie wyników uzyskanych tą metodą, przedstawiono uzasadnienie słuszności zastosowanego modelu.



Rys. 1. Model stentu o średnicy 8 mm.

Choć w ostatnich latach, zarówno w artykułach omawiających rezultaty badań, jak i w pracach bardziej przeglądowych, poświęcono wiele uwagi oddziaływaniu PEM w szerokim paśmie częstotliwości na zdrowie człowieka [2-6], poświęcając uwagę także PEM z zakresu ekstremalnie niskich częstotliwości, np. na implanty w ciele człowieka [7], temat stentów wydaje się być nieobecny.

Zastosowany model

Wybierając zastosowany model rozważyć należy cechy dobrego modelu, jakimi są:

- przydatność do rozwiązywania konkretnych zagadnień inżynierskich,
- poprawność,
- złożoność obliczeniową.

Ilustracją, przedstawiającą modelowanie, jako sztukę usuwania (pomijalnych szczegółów), oraz odniesienia i porównanie modelowania do tworzenia dzieł sztuki przedstawiono w pracy [8].

Stent, a dokładnie siatka utworzona z odpowiednio połączonych fragmentów materiału przewodzącego, umieszczany jest w obszarze, który tworzy materiał o właściwościach elektrycznych, tzw. słabo przewodzących [9] – tkankach tworzących poszczególne struktury anatomiczne ludzkiego ciała. Jednym z możliwych modeli, jest tzw. model polowy, a więc wykorzystujący prawa zebrane przez J.C. Maxwella, na podstawie, których tworzone są układy setek tysięcy (do kilku milionów) równań przy użyciu metody FTDT (*ang.* Finite Differences in Time Domain) [10-12]. Modele wykorzystujące potencjały: magnetyczny wektorowy lub magnetyczny skalarny [13-15], ze względu na złożoność obliczeniową są modelami prostszymi, ale też ich zastosowanie jest węższe w odniesieniu do cech analizowanego PEM, takich jak: częstotliwość, właściwości magnetyczne i elektryczne obszaru.

Porównując zatem, przewodności elektryczne struktur ludzkiego ciała [16,17], przewodność nie przekracza 1 S/m. W odróżnieniu od tkanek, części przewodzące stentu, np. wykonanego ze stopu chromowo-kobaltowego, który w temperaturze ludzkiego ciała, cechuje przewodność rzędu 10^7 S/m [18].

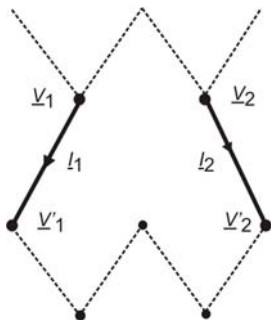
Ze względu na przedstawione różnice we właściwościach elektrycznych, w artykule zaprezentowano wyniki uzyskane za pomocą modelu obwodowego; prądy gałęzi stentu obliczane są, przy założeniu, że graniczące z nimi struktury anatomiczne nie przewodzą prądu.

Metoda analizy obwodu

Ze względu na fakt, że stent może zawierać nawet kilkaset gałęzi, tworzenie odpowiedniego układu równań musi być zalgorytmizowane. Każdemu węzłowi zatem – tworzonemu w miejscu połączenia gałęzi – przypisywana jest jedna niewiadoma, a więc potencjał. Z każdą gałęzią stentu związana jest także jedna niewiadoma – prąd gałęziowy (rys.2). Układ równań jest tak tworzony, aby wektor niewiadomych zawierał wszystkie wymienione niewiadome. Poza tworzeniem odpowiednich równań, konieczne jest również uzyskanie i przypisanie

poszczególnym gałęziom ich parametrów, tj. rezystancji i indukcyjności (własnej), a także dla każdej pary gałęzi należy wyznaczyć i przypisać indukcyjność wzajemną.

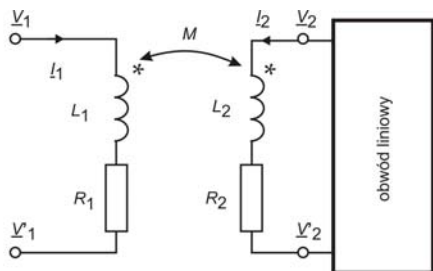
Odrębnego obliczenia wymaga, indukcyjność wzajemna stentu i urządzenia generującego pole magnetyczne w otoczeniu. W artykule, porównano wyniki przy założeniu, że pole magnetyczne jest jednorodne, o określonej wartości skutecznej i kierunku składowej magnetycznej.



Rys. 2. Wybrane gałęzie i węzły we fragmencie modelu stentu

Równoważność zaciskowa

Obwody elektryczne są równoważne (przy wyróżnionych zaciskach), jeżeli takie same wymuszenia – w równoważnych obwodach – dają takie same odpowiedzi. Ponieważ tworzenie układów równań, w przypadku obwodów ze sprzężeniami, jest stosunkowo skomplikowane, a tak jest w wypadku przedstawionego modelu, każdą gałąź można potraktować, jako zawierającą szeregowo połączone źródła napięcia sterowane prądami innych gałęzi.



Rys. 3. Model obwodowy ze sprzężeniami magnetycznymi

Z każdą gałęzią, związane są następujące wielkości:

$$(1) \quad g_i \leftarrow \{R_i, L_i, M_{0i}, M_{1i}, \dots, M_{ki}\}$$

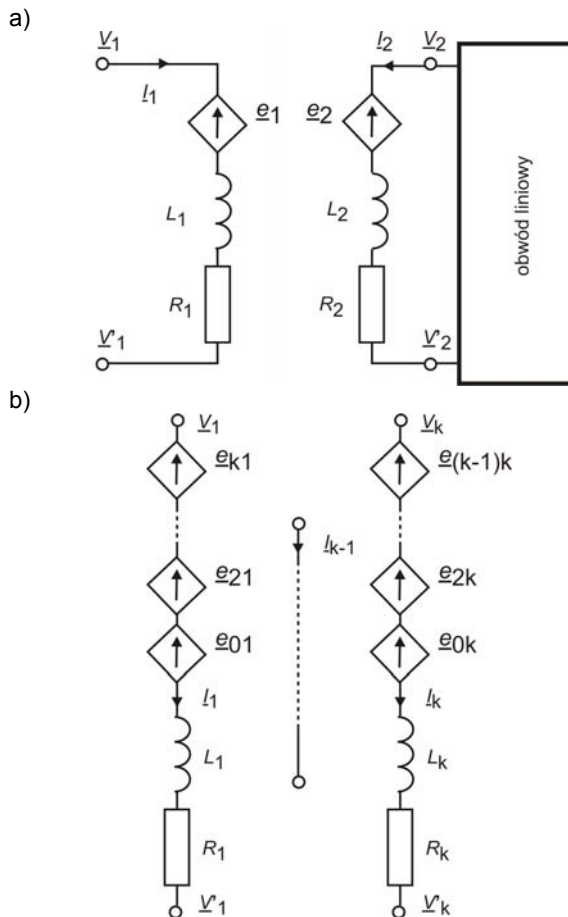
gdzie: R_i, L_i – rezystancja i indukcyjność własna gałęzi, M_{0i} – indukcyjność wzajemna i -tej gałęzi modelu stentu oraz cewki generującej PEM, M_{1i-Ki} – indukcyjności wzajemne i -tej gałęzi oraz wszystkich pozostałych gałęzi modelu stentu.

W celu posłużenia się, przed utworzeniem stosownego algorytmu tworzenia równań, źródłami sterowanymi, należy zwrócić uwagę, na zależności pozwalające zastąpić relację pomiędzy napięciem (wielkością sterowaną) a prądem innej gałęzi (wielkością sterującą). I tak, dla pary gałęzi sprzężonych magnetycznie (rys.4):

$$(2) \quad \begin{cases} e_1 = kI_2 = j\omega M_{21}I_2 \\ e_2 = kI_1 = j\omega M_{12}I_1 \end{cases}$$

gdzie: e_1, e_2 – wielkości (napięcia) sterowane, I_1, I_2 – wielkości (prądy) sterujące, ωM – reaktancja indukcyjna wzajemna.

Indukcyjność wzajemną oblicza się za pomocą całkowitej formuły Neumanna.



Rys. 4. Model obwodowy z wykorzystaniem źródeł napięcia sterowanych prądowo; a) dwie gałęzie z elementami sprzężonymi magnetycznie, b) przypadek ogólny, uwzględniający sprzężenie pomiędzy wszystkimi parami gałęzi

Dodatkowo, każda z gałęzi zawiera źródło sterowane oznaczone (rys.4b) jako e_{oi} które reprezentuje napięcie powstające w gałęzi, wywołane prądem w urządzeniu zewnętrznym, generującym pole magnetyczne.

Składowa magnetyczna w ogólnodostępnych miejscach

Negatywne oddziaływanie składowej magnetycznej PEM może wystąpić, gdy człowiek ekspozycji jest w sposób przypadkowy. W tabeli 1, zestawiono poziomy dopuszczalne pola magnetycznego w miejscach ogólnodostępnych według [19]. Posłużono się tymi właśnie zaleceniami, a w szczególności poziomem sugerowanym, nieprzekraczalnym, w przypadku częstotliwości wynoszącej 50 Hz. Ta częstotliwość, zmiennego pola magnetycznego dominuje, w przypadku stosowanych sygnałów w magnetoterapii.

Tabela 1. Poziom dopuszczalny pola magnetycznego w miejscach ogólnodostępnych dla ludności

Częstotliwość [Hz]	Natężenie pola magnetycznego [A/m]	Indukcja pola magnetycznego [T]
1 Hz – 8 Hz	$3,2 \times 10^3/f^2$	$4 \times 10^{-2}/f^2$
8 Hz – 25 Hz	$4 \times 10^3/f$	$5 \times 10^{-3}/f$
25 Hz – 50 Hz	$1,6 \times 10^2$	2×10^{-4}
50 Hz – 400 Hz	$1,6 \times 10^2$	2×10^{-4}
400 Hz – 3 kHz	$3,2 \times 10^4/f$	$8 \times 10^{-2}/f$
3 kHz – 10 MHz	21	$2,7 \times 10^{-5}$

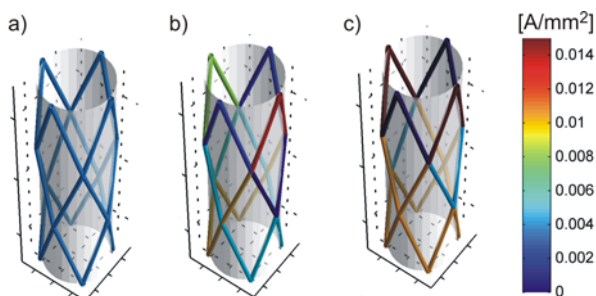
f-częstotliwość sygnału

Wyniki przedstawione w artykule uzyskano przy założeniu, że wartość skuteczna składowej magnetycznej o częstotliwości 50 Hz, wynosi $200 \mu\text{T}$, będącą zalecaną, górną granicą indukcji pola magnetycznego w miejscach ogólnodostępnych dla ludności w tym paśmie częstotliwości.

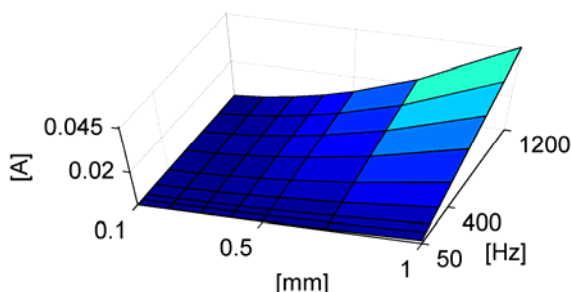
Ze względu na założoną liniowość analizowanego modelu, uzyskane rezultaty mogą zachować poprawność (po stosownym przeskalowaniu wymuszenia i odpowiedzi), dla składowej magnetycznej stosowanej w magnetoterapii, gdzie można przyjąć, że pola osiągają wartości rzędu 10 mT.

Rezultaty

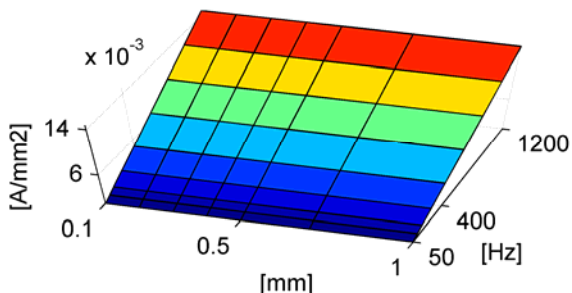
Na rys. 5, przedstawiono wyniki, przy założeniu, że stent znajduje się w jednorodnym polu magnetycznym ($200 \mu\text{T}$, 50 Hz). Najwyższe wartości prądu, osiągane są, gdy oś walca, na który nawinięty jest stent, usytuowana jest pod kątem prostym do wektora pola magnetycznego. Najniższe wartości występują w przypadku, gdy pole magnetyczne i oś walca pokrywają się. Tłumaczyć to można różnymi powierzchniami, z którymi związany jest strumień powstającego pola magnetycznego.



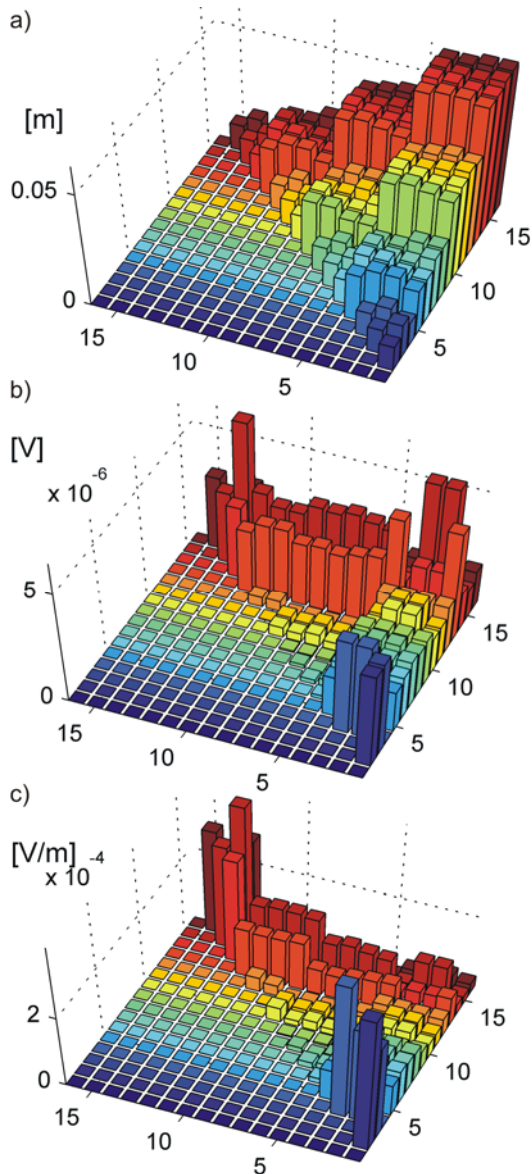
Rys. 5. Prądy w odcinkach stentów, w zależności od orientacji zewnętrznego, jednorodnego pola magnetycznego: a) równoległe do osi, b) pod kątem 45° , c) prostopadłe do osi walca



Rys. 6. Maksymalne wartości natężenia prądu w gałęziach stentu, przy różnych przekrojach i częstotliwości sinusoidalnego pola magnetycznego zewnętrznego, jednorodnego, równoległego do osi walca



Rys. 7. Maksymalne wartości natężenia prądu w gałęziach stentu, przy różnych przekrojach i częstotliwości sinusoidalnego pola magnetycznego zewnętrznego, jednorodnego, równoległego do osi walca



Rys. 8. a) odległości pomiędzy parami węzłów stentu, b) napięcia międzywęzłowe (różnice potencjałów wszystkich par węzłów), c) napięcia podzielone przez odległości między węzłami

Ponieważ rezystancje poszczególnych odcinków modelu stentu, są 2-3 rzędy wyższe od reaktancji sprzężeń pomiędzy gałęziami, można przyjąć, że prądy gałęziowe rosną liniowo wraz z przekrojem. Potwierdzają to rezultaty przedstawione na rys.7, na którym przedstawiono gęstość prądu (nie zmieniającą się) w funkcji średnicy gałęzi stentu. Z kolei, odpowiedź wzrasta liniowo wraz z częstotliwością zewnętrznego pola magnetycznego. Obliczenia i stosowne wyniki przedstawiono, dla częstotliwości z przedziału od 50 Hz do 1200 Hz (rys.7).

Wnioski

Położenie stentu może mieć znaczący wpływ na osiągane wartości prądów indukowanych w poszczególnych gałęziach. W artykule przedstawiono również rezultaty, w których założono możliwość wystąpienia najgorszego z punktu widzenia ewentualnego zagrożenia przypadku. Ze względu na różnorodność materiałów stosowanych do produkcji stentów, obliczenia przeprowadzono dla przewodności jaka charakteryzuje miedź. W przypadku osób, które mogą być w przypadkowy sposób ekspozowane w polu magnetycznym, o częstotliwości 50

Hz, osiągającym 200 μT (poziom dopuszczalny w miejscach ogólnodostępnych dla ludności, tab.1), gęstość prądu nie przekracza 2 mA/mm^2 . Z kolei w przypadku magnetoterapii, prowadzonej z użyciem urządzeń generujących pole o składowej magnetycznej nie przekraczającej 10 mT, gęstość prądu może osiągnąć, w krytycznym przypadku, 100 mA/mm^2 – co również nie stanowi zagrożenia, mając na myśli wymianę ciepła: stent – struktury anatomiczne ciała. Dalsze badania, powinny brać także pod uwagę szereg innych sposobów budowy stentu, znacznie bardziej zagęszczoną siatkę tworzoną przez jego gałęzie. Wyniki te sugerują jednak, że w przypadku np. przezczaszkowej stymulacji mózgu, stent może stanowić niebezpieczeństwo dla pacjenta. W terapii tej, wykorzystywane jest zmienne w czasie, zewnętrzne pole magnetyczne, którego wartości szczytowe są o dwa rzędy wyższe niż w przypadku magnetoterapii [20, 21].

Autorzy: dr inż. Przemysław Syrek, e-mail: syrekp@agh.edu.pl, dr hab. inż. Antoni Cieśla (prof. n. AGH), e-mail: aciesla@agh.edu.pl; dr inż. Wojciech Kraszewski, e-mail: wkraszew@agh.edu.pl; dr inż. Mikołaj Skowron, e-mail: mskowron@agh.edu.pl. AGH Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, Katedra Elektrotechniki i Elektroenergetyki, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków

LITERATURA

- [1] Araszkiewicz A., Grajek S., Lesiak M., Cieśliński A.: Rozwój badań nad zastosowaniem przez skórnych interwencji wieńcowych w leczeniu ostrego zawału serca, *Nowiny Lekarskie*, 2006, 75 (2), 216-221
- [2] Krawczyk A., Pławiak-Mowna A.: Kardiostymulatory w polu elektromagnetycznym emitowanym przez telefony komórkowe, *Przegląd Elektrotechniczny*, 2002, nr.8, 230-235
- [3] Krawczyk A., Pławiak-Mowna A.: Kompatybilność elektromagnetyczna w biologii i medycynie, Instytut Naukowo-Badawczy ZTUREK, Warszawa, 2003
- [4] Karpowicz J., Gryz K., Zradziński P.: Pola magnetyczne przy urządzeniach do magnetoterapii – ocena ryzyka zawodowego, *Bezpieczeństwo Pracy*, 9 (2008), 21-25
- [5] Cieśla A., Kraszewski W., Skowron M., Syrek P.: Determination of safety zones in the context of the magnetic field impact on the surrounding during magnetic therapy, *Przegląd Elektrotechniczny*, 87 (2011), n.7, 79-82
- [6] Gas P.: Essential Facts on the History of Hyperthermia and their Connections with Electromedicine, *Przegląd Elektrotechniczny*, 87 (2011), n.12b, 37-40
- [7] Miaskowski A., Krawczyk A., Y. Ishihara Y.: A numerical evaluation of eddy currents distribution in the human knee with metallic implant, *COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, vol. 31 (5), 2012, 1441-1447
- [8] Kluszczyński K.: Modelowanie – umiejętność czy sztuka, *IAPGOŚ – Informatyka Automatyka Pomiary w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, vol. 1, 2016, 4-15
- [9] Płonecki P., Sawicki B., Wincenciak S.: Modelowanie prądów wirowych w środowiskach słabo przewodzących przy wykorzystaniu skalarnego potencjału magnetycznego, *Prace Instytutu Elektrotechniki*, vol. 236, 2008, 129-142
- [10] Krawczyk A., Miaskowski A.: Modele matematyczne właściwości elektrycznych tkanki biologicznej, *Przegląd Elektrotechniczny*, 77 (2002), n.11, 321-323
- [11] Krawczyk A., Miaskowski A.: Numeryczna analiza wpływu pola elektromagnetycznego generowanego przez zgrzewarkę dielektryczną na działanie kardiostymulatora umieszczonego w modelu człowieka, *Przegląd Elektrotechniczny*, 81 (2006), n.12, 42-43
- [12] Lisewski T., Mikołajczyk A., Abramik S.: Szacowanie maksymalnego pola elektrycznego indukowanego w ciele człowieka przez zewnętrzne pole magnetyczne, *IAPGOŚ – Informatyka Automatyka Pomiary w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, vol. 1, 2016, 63-65
- [13] Wincenciak S., Sawicki B., Starzyński J., Szmurło R.: Modelowanie prądów wirowych w ciele człowieka podczas stosowania aplikatorów pola magnetycznego, *Przegląd Elektrotechniczny*, 79 (2004), n.12, 1213-1215
- [14] Wincenciak S., Sawicki B., Starzyński J., Płonecki P.: Zastosowanie skalarnego potencjału elektrycznego do modelowania stymulacji magnetycznej, *Przegląd Elektrotechniczny*, 82 (2007), n.07/08, 143-147
- [15] Płonecki P., Starzyński J., Wincenciak S., Sawicki B.: Modelling of eddy-currents using electric scalar potential, *XV International Symposium on Theoretical Engineering (ISTET)*, 2009, 294-298
- [16] Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C.: The dielectric properties of biological tissues: III Parametric models of the dielectric spectrum of tissues, *Physics in Medicine and Biology*, 41, 1996, s.2271-2293
- [17] Dimbylow P.: Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields, *Physics in Medicine and Biology*, 50, 2005, s.1047-1050
- [18] Aaraj S., Dunmyre G.R., Dechter S.J.: Electrical resistivity studies of chromium-rich chromium-cobalt alloys, *Physical Review*, 154(2), 1967, 448-452
- [19] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz – 100 kHz), published in: *Health Physics*, 99 (2010), n.6, 818-836
- [20] Cieśla A., Kraszewski W., Skowron M., Syrek P.: Determination of safety zones in the context of the magnetic field impact on the surrounding during magnetic therapy, *Przegląd Elektrotechniczny*, 87 (2011), n.7, 79-82
- [21] Krawczyk A., Zyss T.: Porównanie technik stymulacji elektrycznej i magnetycznej stosowanych w terapii depresji, *Przegląd Elektrotechniczny*, 86 (2010), n.9, 309-314