

doi:10.15199/48.2016.12.28

Odporność elektroencefalografu na zaburzenia promieniowane - przykłady analizy numerycznej

Streszczenie. W artykule omówiono możliwości zastosowania symulacji komputerowych do badania odporności elektroencefalografu na zaburzenia promieniowane. Opisano sposób przygotowania modelu numerycznego uwzględniającego obwód drukowany urządzenia, przewody i pacjenta oraz sposób redukcji tego modelu tak, aby możliwe było uzyskanie dokładnych wyników przy zastosowaniu możliwie małych zasobów komputerowych (RAM, czas analizy).

Abstract. The using of numerical simulations for analysis of the EEG device radiated immunity is presented in this paper. Developing of the numerical model consisting of PCB and leads connected to the human head as well as the model order reduction for increasing the computational efficiency by reduction of the computer resources (RAM, CPU time) without decreasing the accuracy are also demonstrated. (The EEG device radiated immunity – examples of numerical analysis).

Słowa kluczowe: elektroencefalograf, odporność promieniowana, analiza numeryczna, kompatybilność elektromagnetyczna.

Keywords: EEG device, radiated immunity, numerical analysis, electromagnetic compatibility.

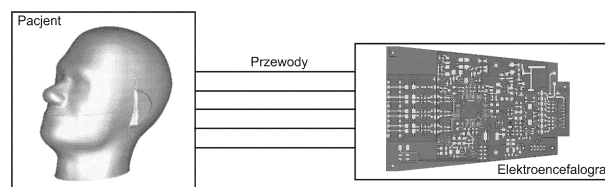
Wstęp

Zagadnienia związane z kontrolą odporności urządzenia elektronicznego na zaburzenia promieniowane powinny być uwzględniane już na etapie projektu, jeszcze przed wykonaniem prototypu sprzętowego. Nie chodzi tutaj tylko o właściwe umieszczanie elementów filtrujących, ale również o sposób prowadzenia połączeń w obwodzie drukowanym. W przypadku urządzeń medycznych rejestrujących elektryczną aktywność ciała ludzkiego, należy dodatkowo uwzględnić zewnętrzne przewody i ciało pacjenta. W praktyce inżynierskiej, w większości przypadków projektanci nie przywiązują należytej uwagi do zagadnień kompatybilności elektromagnetycznej przed wykonaniem badań eksperymentalnych. Jest to o tyle nieuzasadnione, że większość współczesnych narzędzi EDA umożliwia taką analizę.

W przypadku urządzeń medycznych, w trakcie tworzenia modeli numerycznych uwzględniane są zwykle dwie podstawowe drogi przenikania zaburzeń EMI (ang. ElectroMagnetic Interferences), tj. bezpośrednie sprzężanie pól elektromagnetycznych (EM) przez obwody drukowane (PCB) i pośrednie przez zewnętrzne przewody i ciało pacjenta [1]. W obu przypadkach mamy do czynienia z zaburzeniami przewodzonymi o częstotliwościach radiowych, indukowanymi pod wpływem zewnętrznych pól EM. W tej sytuacji uzasadnione jest zastosowanie tzw. pełnofalowych metod elektromagnetyzmu obliczeniowego, bazujących wprost na równaniach Maxwella [2], [3]. Podejście takie pozwala na skuteczną analizę zjawisk polowych, wiąże się jednak z angażowaniem dużych zasobów komputerowych (czas analizy, RAM). Z tego powodu nieefektywne wydaje się tworzenie jednego modelu numerycznego obejmującego duży elektrycznie obszar analizy. W praktyce bardzo często niezbędna jest dekompozycja całego zagadnienia na poszczególne podobszary, w których w szczególności można zastosować różne techniki analizy, i na koniec uwzględnić wzajemne oddziaływania między tymi obszarami. W przypadku opisywanego problemu, najbardziej odpowiedni jest podział na trzy podobszary zawierające: 1 - obwód drukowany elektroencefalografu; 2 - przewody, 3 - pacjenta. Analiza odporności na zaburzenia promieniowane układu pokazanego na rysunku 1, wymaga rozwiązania kilku problemów cząstkowych. Pierwszym z nich jest oszacowanie wpływu obecności pacjenta na poziomy sygnałów indukowanych w przewodach oświetlonych zewnętrznym polem EM. Mówiąc inaczej, należy zbadać, w jaki sposób rozmieszczenie elektrod na głowie pacjenta wpływa na impedancje widziane na końcach

przewodów w zakresie częstotliwości mikrofalowych. Kolejnym istotnym problemem jest modelowanie obwodu drukowanego elektroencefalografu. Związane to jest głównie ze skomplikowaniem struktury i koniecznością poprawnego jej odtworzenia (duża liczba elementów małych elektrycznie). Ostatnim bardzo istotnym zagadnieniem jest uwzględnienie wzajemnego oddziaływania między oświetlonymi polem EM przewodami i obwodem elektroencefalografu.

W referacie zaprezentowano wyniki numerycznych badań odporności elektroencefalografu na zaburzenia promieniowane w zakresie częstotliwości mikrofalowych, aż do 2,5 GHz. W ramach tego artykułu szczegółowo opisano sposób numerycznego modelowania układu pokazanego na rysunku 1 oraz zaprezentowano wybrane wyniki symulacji, obrazujące dominujące drogi przenikania zaburzeń i poziomy odporności promieniowanej badanego elektroencefalografu.



Rys. 1. Dekompozycja zagadnienia na trzy podobszary: urządzenie, przewody, pacjent

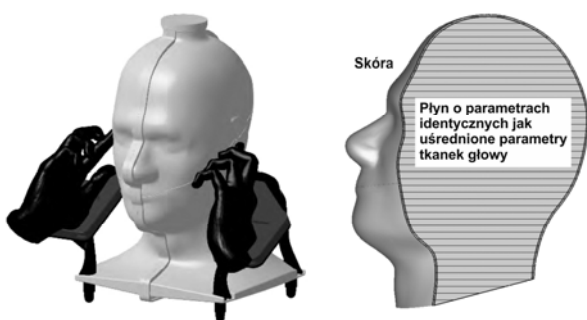
Model numeryczny

Do realizacji tego zadania zastosowano komercyjnie dostępny pakiet oprogramowania narzędziowego CST Microwave Studio [4]. Jest to o tyle wygodne, że pozwala na bezpośrednie wykorzystanie danych z oprogramowania ECAD, w którym zaprojektowano obwód drukowany badanego urządzenia. Podejście to całkowicie zautomatyzowało pierwszy etap tworzenia modelu numerycznego badanego elektroencefalografu. Do wymiany danych między oprogramowaniem przeznaczonym do projektowania obwodów drukowanych a CST zastosowano format ODB++, który jest sprawdzonym formatem wymiany danych dotyczących PCB między różnymi narzędziami EDA/ECAD.

W ramach badań wymagana jest analiza odporności, dla co najmniej kilku typów urządzeń, różniących się projektem obwodu drukowanego czy konstrukcją filtrów wejściowych. Dodatkowo, analizy muszą być przeprowadzone dla różnego rozmieszczenia przewodów i elektrod na ciele pacjenta. To wszystko sprawia, że analizę odporności pro-

mieniowanej należy wielokrotnie powtarzać w szerokim zakresie częstotliwości. Z tego powodu konieczna była dalsza optymalizacja modelu, tj. eliminacja "nadmiarowych" danych zwiększających stopień komplikacji modelu numerycznego i pozostawienie tylko tych elementów toru wejściowego urządzenia, które są istotne z punktu widzenia przenikania zaburzeń.

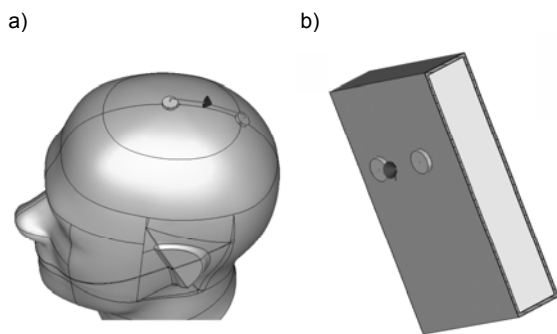
Pierwszym z elementów, który istotnie wpływa na wielkość zasobów komputerowych jest model pacjenta. W tym celu, wzorując się na eksperymentalnym modelu ludzkiej głowy stosowanym do pomiarów SAR i charakterystyk promieniowania telefonów komórkowych – SAM [5], [6], zastosowano uproszczony model głowy, w którym rozróżniono tylko dwa rodzaje materiałów o właściwościach przypisanych, odpowiednio, skórze i jednorodnej tkance o uśrednionych parametrach elektrycznych, wypełniającej wnętrze modelu (patrz rys. 2). W tabeli 1 pokazano parametry elektryczne modelu, dla trzech częstotliwości, przyjęte do celów analizy numerycznej na podstawie [7]-[10]. Dla pozostałych częstotliwości parametry określone są za pomocą interpolacji drugiego rzędu.



Rys.2. Fantom SAM i jego model numeryczny

Tabela 1. Parametry elektryczne materiałów zastosowanych w numerycznym modelu głowy pacjenta

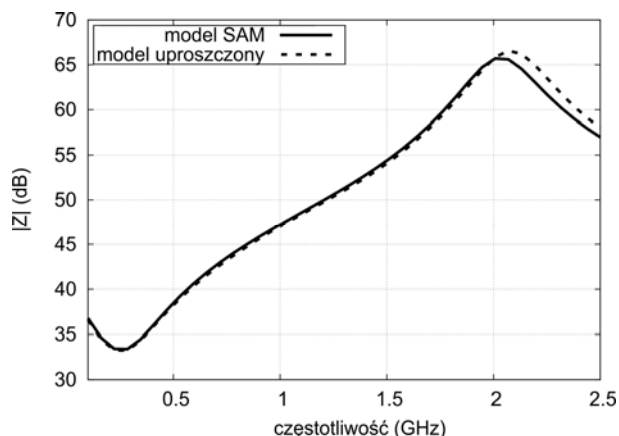
f (GHz)	Materiał	ϵ_r	σ_r
0,9	skóra	41,40	17,31
	płyn	41,50	17,98
1,35	skóra	39,78	13,56
	płyn	40,78	14,84
1,8	skóra	38,87	11,83
	płyn	40,00	13,98



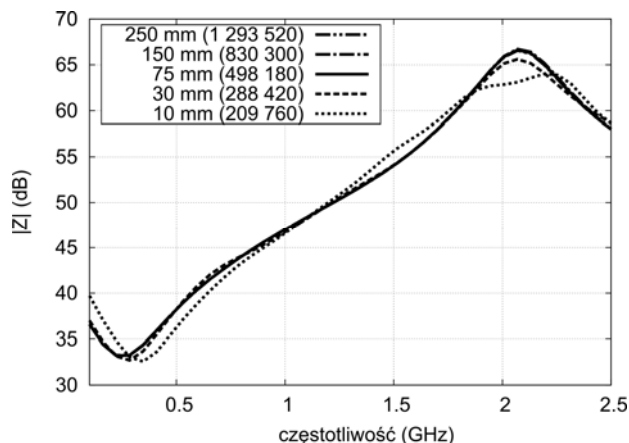
Rys.3. Numeryczny model SAM (a) i jego wersja uproszczona (b) z elektrodami

Tak przygotowany model w dalszym ciągu wymaga angażowania znacznych zasobów komputerowych. Z tego powodu uzasadnione jest dalsze jego uproszczenie. Zrobiono to w dwóch etapach. Na początku, model pokazany na rysunku 2, zastąpiono prostopadłościanem o identycznych wymiarach jak maksymalne wymiary głowy, tj. 160x250x300 mm i zbudowanym analogicznie z dwóch typów materiałów o parametrach pokazanych w tabeli 1.

W modelu uproszczonym powłoka, odpowiadającej skórze ma w każdym punkcie grubość 2 mm. Następnie, oba modele porównano poprzez wyznaczanie impedancji widzianej między elektrodami umieszczonymi w różnych punktach na ich powierzchni (patrz rys. 3). Do celów analizy numerycznej, elektrody zamodelowano za pomocą idealnie przewodzących cylindrów o wysokości 3 mm i promieniu 7 mm [11], [12]. Na rysunku 4 pokazano częstotliwościowe przebiegi widziane między dwoma elektrodami umieszczonymi w odległości 40 mm. Jak widać, dla obu modeli pokazanych na rysunku 3 uzyskano praktycznie identyczne wyniki, a niewielkie różnice obserwowane są dopiero dla częstotliwości powyżej 2 GHz. Na rysunku 5 pokazano natomiast przebiegi impedancji widzianej między elektrodami oddalonymi o 40 mm dla różnych głębokości modelu uproszczonego (rys. 3b). Obliczenia wykonano dla głębokości: 250, 150, 75, 30 i 10 mm. Zmniejszanie wymiarów modelu przekłada się oczywiście na liczbę elementów za pomocą których obiekt należy zamodelować (patrz opis na rys. 5). Wydaje się, że już głębokość modelu na poziomie 30 mm zapewnia uzyskanie wyników o odpowiedniej dokładności. Dzięki takiemu podejściu udało się zmniejszyć liczbę elementów niezbędnych do zamodelowania głowy pacjenta z około 2,5 mln (model numeryczny fantomu SAM) do niecałych 300 tys (8,5-krotna redukcja). Podejście takie jest uzasadnione, ponieważ można założyć, że dla analizowanych częstotliwości wszystkie zjawiska mają charakter powierzchniowy.

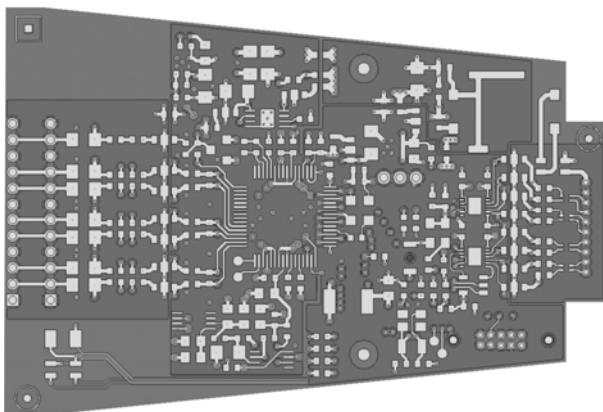


Rys.4. Przebieg impedancji widzianej między zaciskami elektrod zamontowanych na modelu numerycznym fantomu i modelu uproszczonym o wymiarach 160x250x300 mm

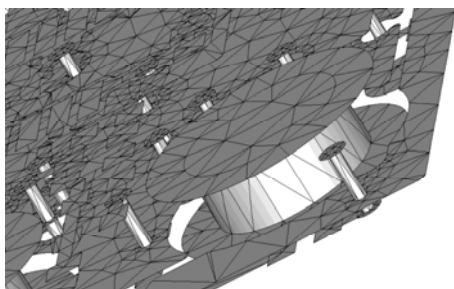


Rys.5. Przebieg impedancji widzianej między zaciskami elektrod dla różnych głębokości modelu uproszczonego

Jak wspomniano wcześniej, do utworzenia modelu numerycznego PCB wykorzystano format ODB++. Na rysunku 6 pokazano widok górnej warstwy obwodu drukowanego zaprojektowanego na laminacie czterowarstwowym. W celu zapewnienia odpowiedniej dokładności niezbędne jest ustawienie właściwych warunków brzegowych i stopnia dyskretyzacji, które determinują stopień (liczbę niewiadomych) analizowanego problemu. Dokładniejsza dyskretyzacja (większa liczba niewiadomych) oznacza większą dokładność wyników, przekłada się jednak na dłuższy czas analizy. W przypadku obwodów drukowanych, oprócz maksymalnej częstotliwości, dla której wykonuje się analizę, liczbę elementów w istotny sposób determinuje konieczność poprawnego odtworzenia geometrii PCB. W tym przypadku krytyczne jest właściwe zamodelowanie dużej liczby przelotek o małej średnicy. Ponieważ przy analizie numerycznej obwód drukowany wykazywał silne właściwości rezonansowe, zrezygnowano z symulacji w dziedzinie czasu - TD (*ang.* Time Domain). Pierwsze eksperymenty wykazały, że analiza za pomocą metody FIT (Finite Integration Technique) działającej w TD wymaga zamodelowania struktury za pomocą 12 mln elementów, a czas analizy wynosi około 5h – tylko obwód PCB bez uwzględniania zewnętrznego okablowania i obecności pacjenta (komputer z procesorem Intel Core i7 860 2,8GHz). Dodatkowo, tak otrzymane wyniki obarczone były sporymi błędami wynikającymi z rezonansowego charakteru struktury – obliczenia numeryczne zwykle musiały być kończone przed uzyskaniem stanu ustalonego. W tej sytuacji zdecydowano się na analizę w dziedzinie częstotliwości - FD (*ang.* Frequency Domain). Na rysunku 7 pokazano mały fragment struktury, zdyskretyzowany za pomocą elementów czworosiennych i trójkątnych wykorzystywanych przy tworzeniu modelu dla obliczeń w FD (dla czytelności nie pokazano dyskretyzacji laminatu).

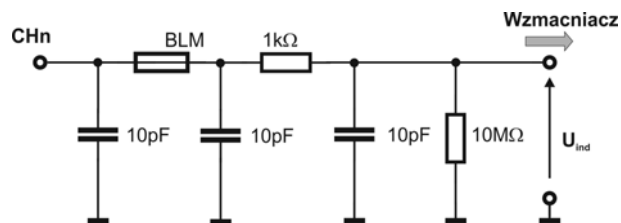


Rys.6. Widok górnej warstwy obwodu drukowanego elektroencefalografu – model numeryczny



Rys.7. Widok części zdyskretyzowanego obwodu drukowanego

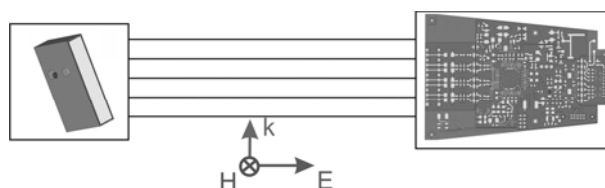
W analizie numerycznej uwzględniono również obecność elementów dyskretnych w torze wejściowym każdego z kanałów pomiarowych. Schemat filtra wejściowego pokazano na rysunku 8. Jako element BLM zastosowano ferryt BLM15AG601SN1 o typowej impedancji 600Ω mierzonej dla częstotliwości 100 MHz. W punkcie CHn podłączany jest zewnętrzny przewód o długości 1 m zakończony elektrodą umieszczoną na uproszczonym modelu pacjenta opisywanym wcześniej. Na potrzeby obliczeń numerycznych przewody modelowane są jako idealne przewodniki.



Rys.8. Schemat elektryczny filtra wejściowego zamontowanego w każdym z torów pomiarowych elektroencefalografu

Wyniki obliczeń

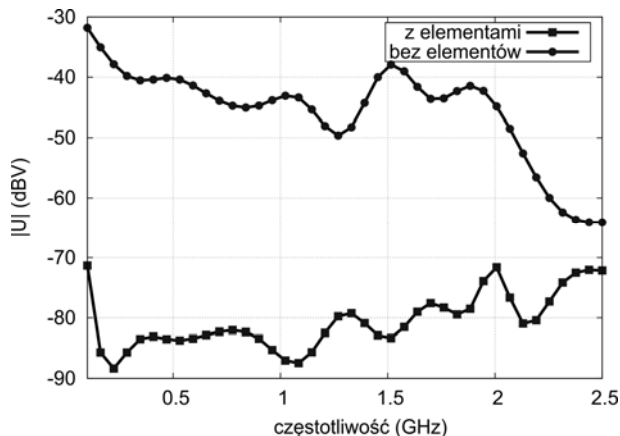
W tym punkcie zaprezentowano przykładowe wyniki analizy numerycznej elektroencefalografu z dołączonymi przewodami, zakończonymi elektrodami umieszczonymi na opisywanym wcześniej uproszczonym modelu głowy pacjenta. W trakcie analizy wszystkie przewodniki (przewody, ścieżki, przelotki) zamodelowano jako doskonałe przewodniki - PEC (*ang.* Perfect Electric Conductor). Dodatkowo, w celu uproszczenia modelu PCB, w symulacjach nie uwzględniono obecności soldermasek, a wszystkie ścieżki i płaszczyzny zamodelowano jako struktury nieskończenie cienkie. Takie podejście jest często stosowane w symulacjach komputerowych, ponieważ nie powoduje istotnego pogorszenia otrzymywanych wyników, a jednocześnie powoduje zmniejszenia liczby elementów, za pomocą których należy zdyskretyzować strukturę i przyczynia się do skrócenia czasu obliczeń. Do symulacji założono, że przewody poprowadzone są równoległe w odległości 15 mm. Strukturę oświetlono płaską falą elektromagnetyczną o amplitudzie pola elektrycznego 1 V/m. Kierunek padania i polaryzację pokazano na rysunku 9. Obliczenia przeprowadzono w zakresie częstotliwości od 100 MHz do 2,5 GHz.



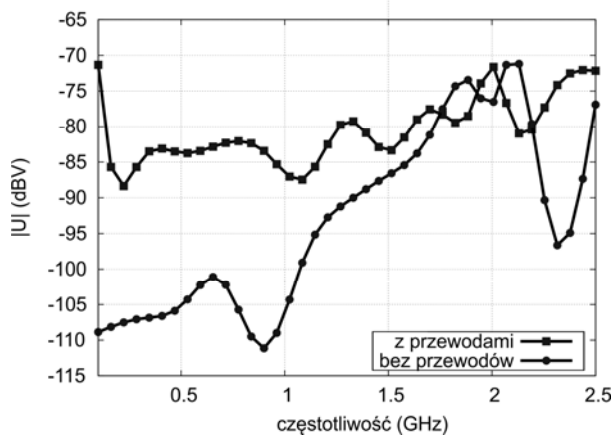
Rys.9. Analizowana struktura oświetlona płaską falą elektromagnetyczną

Na rysunku 10 pokazano częstotliwościowy przebieg napięcia indukowanego na wejściu wzmacniacza jednego z torów pomiarowych (napięcie U_{IND} na rys. 8). Symulację przeprowadzono z uwzględnieniem i bez uwzględniania elementów filtra wejściowego. W tym drugim przypadku element BLM i rezystor $1 k\Omega$ zastąpiono zwarcie, natomiast kondensatory usunięto z projektu. Jak widać na rysunku 10, obecność elementów istotnie wpływa na poziomy indukowanych napięć, a różnice te mogą sięgać 30 dB i więcej. Oczywiście różnice najbardziej widoczne są dla najmniejszych częstotliwości. Należy podkreślić, że

w symulacjach uwzględniono idealne modele elementów dyskretnych. Należy się zatem spodziewać, że w praktyce różnice między otrzymanymi wynikami w zakresie wyższych częstotliwości mogą być mniejsze.



Rys.10. Przebieg częstotliwościowy napięcia indukowanego na wejściu wzmacniacza toru pomiarowego pokazujący wpływ elementów filtra wejściowego na poziom sygnału



Rys.11. Przebieg częstotliwościowy napięcia indukowanego na wejściu wzmacniacza toru pomiarowego pokazujący wpływ przewodów zewnętrznych

Na rysunku 11 pokazano częstotliwościowy przebieg napięcia indukowanego na wejściu jednego z wzmacniaczy dla przypadku, kiedy polem elektromagnetycznym oświetlany jest sam obwód drukowany (na rysunku dane oznaczone *bez przewodów*), tj. bez podłączonych przewodów i modelu głowy pacjenta. Wyniki te porównano z wcześniejszymi symulacjami, gdzie analizowana była cała struktura pokazana na rysunku 9. Jak można się było spodziewać, wpływ przewodów najbardziej widoczny jest przy mniejszych częstotliwościach. W tym zakresie, zaburzenia wnikają do układu głównie przez przewody, a połączenia obwodu drukowanego są zbyt krótkie elektrycznie, aby mogły się w nich bezpośrednio indukować sygnały o znaczących amplitudach. Sytuacja ta zmienia się w zakresie większych częstotliwości, w analizowanym przypadku powyżej 1,5 GHz, gdzie amplitudy sygnałów indukowanych bezpośrednio w PCB są porównywalne do konfiguracji z przewodami.

Podsumowanie

W artykule opisano zagadnienia związane z numeryczną analizą odporności elektroencefalografu na zakłócenia promieniowane. Głównym celem było pokazanie problemów i możliwych ich rozwiązań, jakie mogą pojawić się przy pełnofalowej analizie tego typu zagadnień, gdzie pojawiają się jednocześnie struktury duże elektrycznie, obiekty niejednorodne, tj. złożone z materiałów o różnych parametrach elektrycznych, czy elementy bardzo małe, których poprawne odwzorowanie wymaga znaczącego zagęszczenia siatki dyskretyzacji. W artykule pokazano również przykładowe wyniki analizy, które obrazują drogi przenikania zaburzeń i wpływ elementów filtrów wejściowych na poziom EMI. Dalsze prace obejmować będą m.in. badania innych typów urządzeń, analizę wpływu rozmieszczenia przewodów i elektrod na ciele, zmiany kierunku padania i polaryzacji pola EM czy uwzględnienie parametrów pasożytniczych elementów filtrów wejściowych.

Praca finansowana ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju (umowa nr PBS3/B3/34/2015).

Autorzy: dr inż. Artur Noga, dr inż. Dariusz Wójcik, dr inż. Maciej Surma, dr hab. inż. Andrzej Karwowski, dr inż. Tomasz Topa, Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki, ul. Akademicka 2A, 44-100 Gliwice, E-mail: anoga@polsl.pl, dwojcik@polsl.pl, msurma@polsl.pl, akarwowski@polsl.pl, topa@polsl.pl.

LITERATURA

- [1] Mocha J., Woźnica T., Wójcik D., Noga A., Surma M., Badanie odporności aparatury medycznej na zaburzenia elektromagnetyczne pochodzące od współczesnych systemów radiokomunikacyjnych, *Przegląd Elektrotechniczny*, 88 (2012), n.2, 42-44.
- [2] Kantartzis N. V., Tsiboukis T. D., *Modern EMC Analysis Techniques Volume II: Models and Applications*, Morgan & Claypool, 2008
- [3] Archambeault B., Brench C., Ramahi O. M., *EMI/EMC Computational Modeling Handbook*, Kluwer Academic Publishers, 2001.
- [4] www.cst.com
- [5] Murbach M., Neufeld E., Christopoulou M., Achermann P., Kuster N., Modeling of EEG Electrode Artifacts and Thermal Ripples in Human Radiofrequency Exposure Studies, *Bioelectromagnetics*, 35 (2014), n. 4, 273-283
- [6] <http://www.speag.com/products/em-phantom/head-phantoms/>
- [7] Drossos A., Santomaa V., Kuster N., The Dependence of Electromagnetic Energy Absorption Upon Human Head Tissue Composition in the Frequency Range of 300–3000 MHz, *IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques*, 48 (2000), n.11, 1988-1995
- [8] *CTIA Test Plan for Wireless Device Over-the-Air Performance*, Method of Measurement for Radiated RF Power and Receiver Performance rev. 3.3, 2013
- [9] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
- [10] <http://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/tissue-frequency-chart/>
- [11] Angelonea L. M., Bit-Babik G., Chouc Ch.-K., Computational Electromagnetic Analysis in a Human Head Model with EEG Electrodes and Leads Exposed to RF-Field Sources at 915 MHz and 1748 MHz, *Radiat Res.*, 174 (2010), n.1, 91-100
- [12] Angelone L. M., Bonmassar G., Specific Absorption Rate Analysis of Heterogeneous Head Models with EEG Electrodes/Leads at 7T MRI. W: Naik G. R. (red.), *Applied Biological Engineering - Principles and Practice*, InTech, 2012, 191-208