

Analiza wrażliwości jednorodnego modelu ciała człowieka na parametry płynu symulującego tkanki

Streszczenie. Projektowanie systemów radiokomunikacyjnych pracujących w pobliżu ciała człowieka (ang. *Wireless Body Area Network*), wymaga korzystania zarówno z symulacji komputerowych, jak i z pomiarów weryfikujących projekt. W obu przypadkach konieczne jest zastosowanie modeli ciała człowieka odwzorowujących oddziaływanie fal elektromagnetycznych z tym ciałem. W artykule omówiono wyniki badań nad wpływem parametrów płynów imitujących tkanki na wyniki eksperymentów wykorzystujących jednorodny (nie różnicujący tkanek) model ciała.

Abstract. Designing *Wireless Body Area Networks* requires using both computer simulations and experimental verification of the design. In both cases it is necessary to use human body models (phantoms) representing interaction of the radiowaves and the body. In the paper influence of the electric properties of the tissue simulant liquid on the results of experiments using a homogenous human body model are investigated. (**Sensitivity Analysis of Homogenous Human Body Model on Tissue Simulant Liquid**).

Słowa kluczowe: radiokomunikacja, fantom, sieci typu WBAN

Keywords: radiocommunication, human phantom, *Wireless Body Area Network*

doi:10.12915/pe.2014.12.53

Wstęp

W ostatnich latach obserwuje wyraźny wzrost zainteresowania systemami wykorzystującymi transmisję radiową w pobliżu ciała człowieka. Systemy typu WBAN (ang. *Wireless Body Area Network*) umożliwiają np. transmisję danych od czujników pomiarowych zintegrowanych z odzieżą, co ma szczególne zastosowanie w przypadku długotrwałego monitorowania parametrów fizjologicznych osób chorych, sportowców podczas treningu lub osób pracujących w warunkach zagrażających ich zdrowiu lub życiu [1]. W sieciach WBAN miniaturowe nadajniki radiowe oraz ich anteny mogą być umieszczone w odzieży – blisko ciała użytkownika, które istotnie wpływa na charakterystyki promieniowania anten, ich dopasowanie impedancyjne oraz parametry łącza radiowego (tłumienność, dyspersję czasową, itd.).

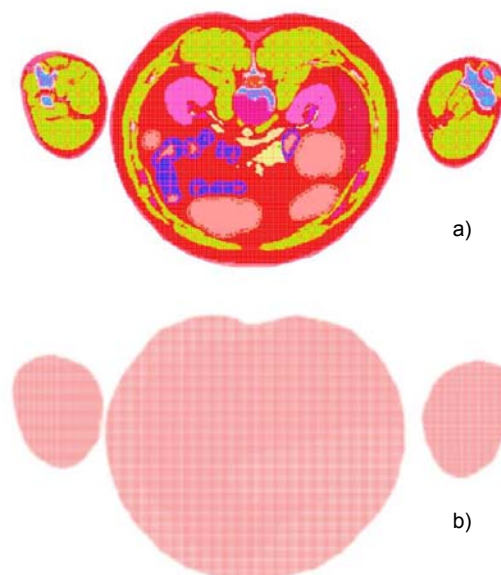
Cel badań

Projektowanie oraz wyznaczanie parametrów anten i łącza radiowego w sieciach WBAN wymaga korzystania zarówno z symulacji komputerowych, jak i z badań eksperymentalnych wykorzystujących modele ciała (fantomy). Modele takie mogą być niejednorodne (wielotkankowe) lub jednorodne. Różnicę ilustruje rysunek 1, na przykładzie modeli w często stosowanej metodzie różnic skończonych w dziedzinie czasu FDTD (ang. *Finite Difference Time Domain*), która umożliwia zastosowanie modeli z uwzględnieniem materiałów biologicznych o zróżnicowanych parametrach elektrycznych [2],[3]. Ze względu na upowszechnianie się i komercjalizację rozwiązań wykorzystujących koncepcje WBAN, autorzy referatu poszukują przydatnych w praktyce inżynierskiej, uproszczonych metod symulacji i pomiarów elektromagnetycznych układu ciało człowieka – antena. O ile w przypadku symulacji komputerowych często stosowane są modele heterogeniczne, odwzorowujące budowę wewnętrzną ciała człowieka oraz parametry różnych typów tkanek, to modele stosowane w pomiarach zwykle odwzorowują ciało człowieka za pomocą cienkościennego fantomu (najczęściej z tworzywa sztucznego) który jest wypełniony płynem symulującym tkanki ciała. Jest to model jednorodny, który przybliża złożoną budowę wewnętrzną ciała płynem o parametrach elektrycznych odpowiadających uśrednionym wartościom dla całego ciała (wartość względnej przenikalności elektrycznej $\epsilon = 52$, przewodności elektrycznej właściwej $\sigma = 1,8 \text{ S/m}$). Przeprowadzenie pomiarów z wykorzystaniem

takiego modelu wymaga użycia płynów o ściśle kontrolowanych parametrach, których zakup jest kosztowny a samodzielne przygotowanie kłopotliwe. Zastąpienie złożonej, wielotkankowej struktury wewnętrznej ciała przez strukturę jednorodną jest daleko idącym uproszczeniem i musi mieć wpływ na wyniki symulacji i wyniki pomiarów. Dlatego w artykule zbadano w jakim stopniu parametry płynów imitujących tkanki wpływają na wyniki eksperymentów wykorzystujących model jednorodny.

Metodyka i zakres badań

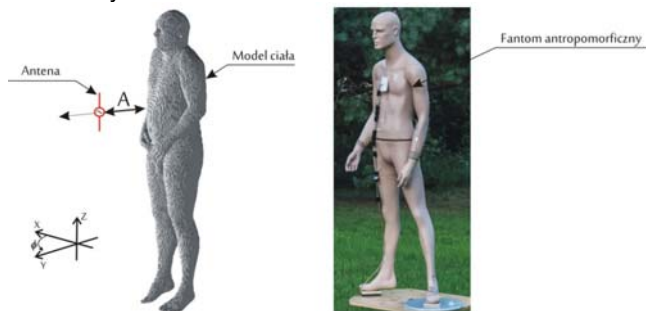
W celu określenia jaki wpływ ma zmiana modelu niejednorodnego na jednorodny, jako model referencyjny wykorzystano heterogeniczny model ciała NMR Hershey dostępny w programie XFDTD firmy Remcom [4].



Rys. 1 Wizualizacja wybranego poprzecznego przekroju modelu ciała człowieka (korpus i ramiona) a) niejednorodnego (oryginalnego, wielotkankowego „NMR Hershey”), b) jednorodnego

Wyniki uzyskane dla modelu heterogenicznego porównano z wynikami otrzymanymi dla modelu jednorodnego. Model jednorodny miał taki sam kształt oraz rozmiar komórek elementarnych (komórek Yee) co model heterogeniczny. Porównano wyniki symulacji odstrojenia

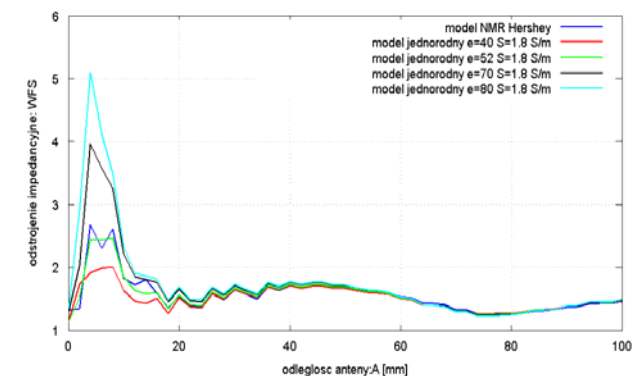
impedancyjnego oraz charakterystyk promieniowania dipola dopasowanego do pasma 2,4 GHz, który został umieszczony w pobliżu ciała (rysunek 2), a także wartości swobodnego tempa pochłaniania energii SAR (ang. *Specific Absorption Rate*). Zastosowany program XFDTD umożliwia analizę zjawisk elektromagnetycznych metodą różnic skończonych w dziedzinie czasu.



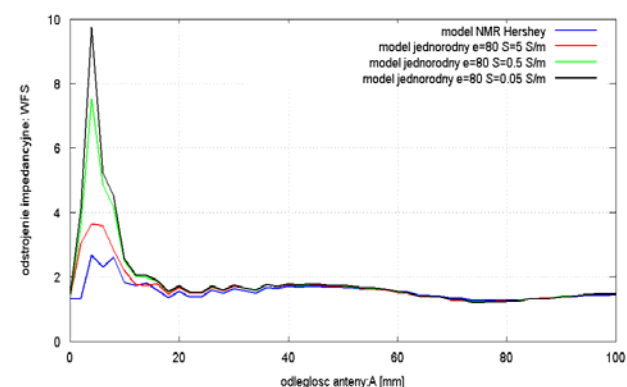
Rys.2. Ułożenie anteny na modelu ciała

Wpływ parametrów płynu symulującego tkanki na odstrojenie impedancyjne anten

Badania miały na celu ocenę wpływu parametrów jednorodnego modelu ciała na efekt odstrojenia impedancyjnego anteny znajdującej się w pobliżu ciała. W tym celu wykorzystano dipol półfalowy dopasowany do rezonansu dla częstotliwości 2,45 GHz. Taki wybór anteny wynika z dużej wrażliwości dipola na obecność w polu bliskim przeszkód. Symulacje przeprowadzono dla dipola usytuowanego pionowo, na wysokości klatki piersiowej zmieniając jego odległość od ciała (parametr A na rysunku 2) w zakresie od 0 do 100 mm co 2 mm.



a)



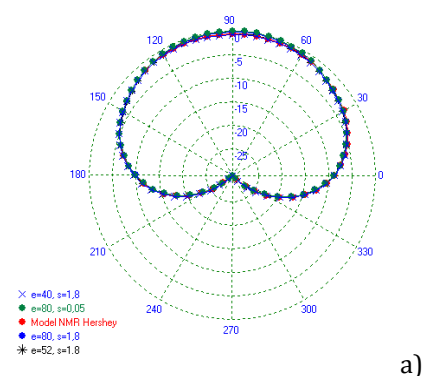
b)

Rys.3. Odstrojenie impedancyjne anteny: porównanie modelu heterogenicznego i modelu jednorodnego, a - stała przewodność właściwa modelu $S=1.8$ S/m, różne stałe dielektryczne, b- stała dielektryczna modelu $\epsilon=80$, różne przewodności właściwe

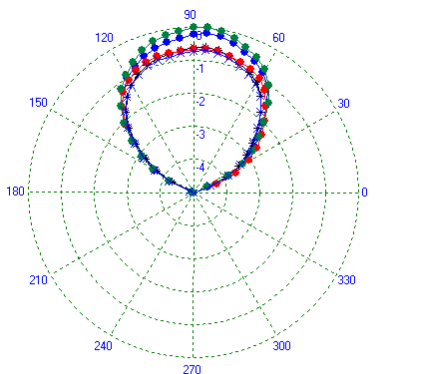
Referencyjny model ciała (NMR Hershey) oraz model jednorodny zbudowane były z wokseli o długości boku wynoszącej 5 mm. Wyniki symulacji odstrojenia impedancyjnego przedstawione na rysunku 3 wskazują na istnienie obszaru w bezpośrednim sąsiedztwie ciała człowieka (od 2 mm do 12 mm co odpowiada od $0,016\lambda$ do $0,1\lambda$), w którym model jest bardzo wrażliwy na właściwości płynu o parametrach nieznacznie różniących się od wartości uśrednionych dla tkanek (wartość względnej przenikalności elektrycznej $\epsilon = 52$, przewodności elektrycznej właściwej $\sigma = 1,8$ S/m). Przy większym oddaleniu anteny od ciała wyniki symulacji odstrojenia nie zależą w zauważalnym stopniu od parametrów płynu i są zbliżone do wartości referencyjnej nawet dla płynu o parametrach typowych dla czystej wody.

Wpływ parametrów płynu symulującego tkanki na charakterystyki promieniowania anten

W celu zbadania wpływu parametrów płynu na charakterystykę promieniowania anteny usytuowanej na ciele wykonano symulacje komputerowe z wykorzystaniem identycznego dipola jak w opisanym wcześniej przypadku, którego odległość od ciała była stała i wynosiła 20 mm. Referencyjny model ciała (NMR Hershey) oraz model jednorodny zbudowane były z wokseli o długości boku wynoszącej 5 mm. Na rysunku 4 przedstawiono wyniki symulacji znormalizowanej charakterystyki promieniowania w płaszczyźnie poziomej $G_{\theta}(\varphi, 90^{\circ})$ anteny usytuowanej z przodu klatki piersiowej. Ze względu na bardzo niewielkie różnice wyniki przedstawiono również w bardzo niewielkim zakresie zmian zysku od 0 do -5dB (rysunek 4b).



a)

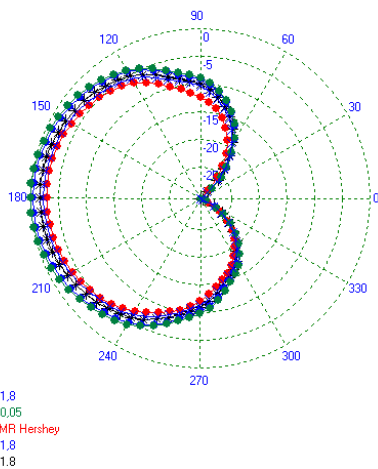


b)

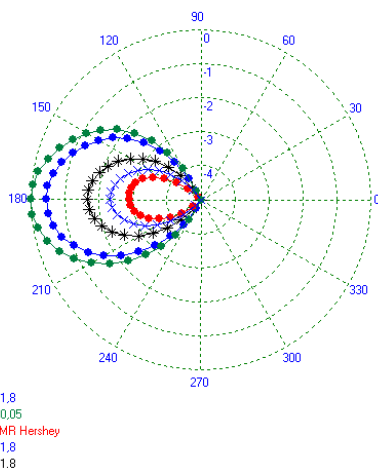
Rys.4. Znormalizowana charakterystyka promieniowania $G_{\theta}(\varphi, 90^{\circ})$ anteny usytuowanej 20 mm przed ciałem: porównanie modelu heterogenicznego i modelu jednorodnego, a) zakres zysku od 0 do -30dB, b) zakres zysku od 0 do -5dB

Na rysunku 5 przedstawiono analogiczne wyniki uzyskane dla anteny usytuowanej na lewym ramieniu.

Wyniki symulacji charakterystyki promieniowania anteny usytuowanej w pobliżu ciała (rysunek 4 i 5) wykazują niewielką wrażliwość na parametry płynu wypełniającego model jednorodny. W tym przypadku zastosowanie płynu o parametrach zbliżonych do parametrów czystej wody ($\epsilon=80$, $\sigma=0.05$ S/m) powoduje zmiany w zysku maksymalnym poniżej 1 dB.



a)



b)

Rys.5. Znormalizowana charakterystyka promieniowania $G_0(\varphi, 90^\circ)$ anteny usytuowanej na lewym ramieniu: porównanie modelu heterogenicznego i modelu jednorodnego, a) zakres zysku od 0 do -30dB, b) zakres zysku od 0 do -5dB

Wpływ parametrów płynu symulującego tkanki na wartości SAR

Badania wpływu parametrów płynu symulującego tkanki na wartości swoistego tempa pochłaniania energii SAR [5][6] przeprowadzono dla przypadku, w którym źródłem promieniowania jest antena znajdująca się w pobliżu ciała oraz fala płaska. W pierwszym przypadku wykorzystano dipol usytuowany z przodu ciała, w odległości 20 mm. Model składał się z wokseli o długości krawędzi 10 mm co podyktowane było potrzebą zredukowania czasu symulacji. Symulacje przeprowadzono dla dipola zasilonego sygnałem sinusoidalnym o częstotliwości 2,45 GHz i amplitudzie 1V. Wyniki przedstawiono w tabeli 1. Ze względu na to, że antena znajdująca się w pobliżu ciała odstraja swoją impedancję (w różnym stopniu zależnie od parametrów elektrycznych płynu imitującego tkanki), to symulacje SAR w tym przypadku przeprowadzone są z różnymi wartościami mocy wypromieniowanej (stałe napięcie, różne straty odbiciowe w zależności od parametrów płynu). Aby zobiektywizować przeprowadzone analizy wykonano

symulacje SAR dla przypadku, w którym pobudzeniem była fala płaska o polaryzacji pionowej padająca z przodu na ciało. Natężenie pola elektrycznego wynosiło 10 V/m.

Tabela 1. Porównanie SAR dla modelu jednorodnego i różnych parametrów płynu imitującego tkanki. Antena przy klatce piersiowej.

Wartość maksymalna SAR uśredniona dla 10g tkanek [W/kg]	Stała dielektryczna ϵ	Przewodność właściwa σ [S/m]
0.009734	Model heterogeniczny NMR Hershey	
0.007796	2	0.5
0.006696	2	1
0.004432	2	2
0.008376	3	0.5
0.006865	3	1
0.004451	3	2
0.00873	4	0.5
0.006945	4	1
0.004442	4	2
0.008812	5	0.5
0.006919	5	1
0.004408	5	2
0.006333	10	0.5
0.005578	10	1
0.003869	10	2
0.0003306	50	0.5
0.0004268	50	1
0.0005841	50	2
0.005202	52	1.8
0.0001692	77	0.5
0.0003052	77	2

Tabela 2. Porównanie SAR dla modelu jednorodnego i różnych parametrów płynu imitującego tkanki, pobudzenie falą płaską.

Wartość maksymalna SAR uśredniona dla 10g tkanek [W/kg]	Stała dielektryczna ϵ	Przewodność właściwa σ [S/m]
0.01541	Model heterogeniczny NMR Hershey	
0.007167	2	0.5
0.005572	2	1
0.003086	2	2
0.00719	3	0.5
0.005584	3	1
0.003152	3	2
0.007134	4	0.5
0.005532	4	1
0.003097	4	2
0.007013	5	0.5
0.005421	5	1
0.003024	5	2
0.005448	10	0.5
0.004157	10	1
0.002448	10	2
0.0001557	50	0.5
0.000283	50	1
0.0004797	50	2
0.000427	52	1.8
8.107e-05	77	0.5
0.0002759	77	2

Tabela 3. Porównanie SAR dla różnych modeli heterogenicznych, pobudzenie falą płaską.

Wartość maksymalna SAR uśredniona dla 10g tkanek [W/kg]	Rozmiar wokseli tworzących model [mm]
0.01311	1.4
0.01258	2
0.01106	3
0.008833	5
0.01541	10

Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 2. Dla takiego pobudzenia dokonano również porównania modeli heterogenicznych różniących się wielkością wokseli. Wyniki przedstawiono w tabeli 3.

Wnioski

W artykule zbadano w jakim stopniu parametry płynów imitujących tkanki wpływają na wyniki eksperymentów wykorzystujących model jednorodny. Jako model referencyjny wykorzystano heterogeniczny model ciała NMR Hershey. Analiza wyników przeprowadzonych badań wskazuje na niewielką wrażliwość modelu jednorodnego na właściwości płynu symulującego tkanki w przypadku wykorzystania go do pomiarów charakterystyk promieniowania anten. Można się zatem spodziewać, że pomiary przeprowadzone za pomocą fantomów napełnionych czystą wodą nie wprowadzą znaczących różnic w stosunku do pomiarów wykonanych z wykorzystaniem kosztownych płynów symulujących tkanki. Wykorzystanie modelu jednorodnego do badania efektu odstrojenia impedancyjnego anteny wymaga zastosowania płynu o właściwościach zbliżonych do parametrów uśrednionych tkanek ciała. Z przeprowadzonych symulacji wynika, że wartość swoistego tempa pochłaniania energii SAR jest silnie zależna od parametrów płynu. Dlatego modele jednorodne z uśrednionymi wartościami parametrów elektrycznymi płynu ma ograniczone zastosowanie do estymacji wartości SAR dla poszczególnych tkanek. Wskazują na to wyniki uzyskane dla przypadku, w którym analizowano oddziaływanie promieniowania anteny nasobnej na model ciała oraz dla

fali płaskiej. Warto zauważyć, że również wyniki uzyskane dla modeli heterogenicznych różnią się zależnie od rozmiaru wokseli tworzących model.

LITERATURA

- [1] P. S. Pandian, K. P. Safeer, Pragati Gupta, D. T. Shakunthala, B. S. Sundersheshu and V. C. Padaki "Wireless Sensor Network for Wearable Physiological Monitoring", *Journal of Networks*, Vol. 3, No. 5, May 2008, str. 21 - 29
- [2] Y. Uno, K. Saito, M. Takahashi, K. Ito, "Structure of cylindrical tissue-equivalent phantom for medical applications", *Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), 2010 International Conference*, vol., no., pp.406,409, 20-24 Sept. 2010
- [3] Y. Rahmat-Samii, "Wearable and Implantable Antennas in Body-Centric Communications", *Antennas and Propagation, EuCAP 2007*, pp. 1 – 5.
- [4] *XFDTD 7.3 Reference Manual*, Remcom Inc., State College, PA USA.
- [5] IEEE C95.1-1999 Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to RF Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz
- [6] International Commission on Non Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) Guideline, *Health Physics*, vol. 74, no. 4, pp. 494-520, April 1998

Autorzy: dr inż. Łukasz Januszkiewicz, Politechnika Łódzka, Instytut Elektroniki, ul. Wólczańska 211/215, 90-924 Łódź, E-mail: lukasz.januszkiewicz@p.lodz.pl; dr hab. inż. Sławomir Hausman, Politechnika Łódzka, Instytut Elektroniki, ul. Wólczańska 211/215, 90-924 Łódź, E-mail: slawomir.hausman@p.lodz.pl.