

TLM modelovanje deformacija savijanja antene u biomedicinskim aplikacijama

Jugoslav Joković, *Member, IEEE*, Tijana Dimitrijević, *Member, IEEE*, Aleksandar Atanasković, *Member, IEEE*, and Nebojša Donšov, *Senior Member, IEEE*

Sadržaj — Prikazane su mogućnosti cilindričnog TLM numeričkog modela za analizu uticaja deformacije savijanja na parametre antene postavljene na ljudsko telo, koja se koristi u biomedicinskim aplikacijama. Kreiran je model pravougaone patch antene omotane oko dela cilindra koji može da se koristi za predstavljanje ljudskog tela (torzo, noga ili ruka) i istovremeno za modelovanje dielektričnih svojstava slojeva ljudskog tela. Ilustrovani su problemi u pogledu tačnosti i ograničenja kada se deformacija antene modeluje korišćenjem numeričkih metoda zasnovanih na pravougaonoj mreži. Prednosti cilindričnog TLM metoda kao tačne i efikasne alternative u odnosu na pravougaoni TLM pristup istaknute su kroz analizu uticaja deformacije savijanja na rezonantnu frekvenciju antene.

Ključne reči—Deformacije antene, tekstilne antene, TLM metod.

I. UVOD

Brojne tehnike rešavanja problema biomedicinskog inženjeringa (*Biomedical Engineering, BME*) našle su korisne primene u biologiji i medicini što je dovelo do razvoja mnogih naprednih BME uređaja, koji se generalno mogu klasifikovati kao uređaji za dijagnostiku ili tretman [1,2]. Jedna od ključnih komponenti mnogih BME uređaja je antena koja se može postaviti blizu, unutar ili na ljudskom telu [3] ili ugraditi u ljudsko telo direktno ili kroz kapsulu koja putuje kroz telo [4]. Postavljanjem antene na odeću ili direktno preko torza formira se bežični sistem za detekciju i komunikaciju za veze prenosa na telu ili van tela [5]. Tako postavljena jedna ili više antena koristi se npr. za dijagnostiku pomoću magnetne rezonantne slike (*Magnetic Resonance Imaging, MRI*) i mikrotalasne slike (*Microwave Imaging, MI*) [2,6] ili za lečenje hipertermijom [7]. Dizajn većine ovih antena suočava se sa fizičkim ograničenjima kao što su veličina, snaga i bezbednosna ograničenja, što sveukupno može uticati na efikasnost samog BME uređaja.

Za antene postavljene na različite delove ljudskog tela, bilo na ljudsku kožu ili odeću (npr. tekstilne antene), postoje i drugi izazovi u njihovom dizajnu, kao što je neposredna blizina ljudskog tela koja, zavisno od tipa antene, može dovesti do razdešavanja parametara antene, odnosno promene impedanse i smanjenja pojačanja i efikasnosti antene [8,9].

Jugoslav Joković, Tijana Dimitrijević, Aleksandar Atanasković, Nebojša Donšov – Elektronski fakultet, Univerzitet u Nišu, Aleksandra Medvedeva 14, 18000 Niš, Srbija (e-mail: jugoslav.jokovic@elfak.ni.ac.rs, tijana.dimitrijevic@elfak.ni.ac.rs, aleksandar.atanaskovic@elfak.ni.ac.rs, nebojsa.doncov@elfak.ni.ac.rs).

Takođe, promene držanja i pokreti ljudskog tela u svakodnevnim aktivnostima izazivaju brojne deformacije kao što su istezanje, uvijanje, savijanje, gužvanje ili češće kombinacija dve ili više ovih deformacija. Kao rezultat deformisane geometrije, mnogi parametri antene se takođe menjaju kao što su rezonantna frekvencija, pojačanje, dijagram zračenja i polarizacija [9].

U literaturi dominantno je razmatran uticaj deformacije cilindričnog savijanja na performanse uglavnom štampanih tekstilnih antena, kako numerički tako i eksperimentalno [10]. Takođe, treba uzeti u obzir da je ljudsko telo neplanarna struktura i da je za rad na različitim delovima tela potrebna antena različitih oblika. Da bi se odgovorilo na ove izazove, različite vrste anatomskih modela ljudskog tela ili njegovih delova se obično koriste u eksperimentalnim merenjima kako bi se uračunalo prisustvo telesnih tkiva. Mogu biti različite geometrijske složenosti uključujući jednoslojne i višeslojne strukture kao što je troslojni fantomski model (koža, masno tkivo, mišići) napravljen korišćenjem gelova i/ili tečnosti. Ipak, da bi se obezbedio potpuno konforman BME uređaj koji se može neprimetno i neinvazivno integrisati sa ljudskim telom koje karakterišu krivolinijske površine i dinamički pokreti, elektromagnetni (EM) kompjuterski alati za simulaciju igraju vitalnu ulogu u celokupnom dizajnu antene za BME aplikacije. Ovi alati, obično zasnovani na nekim od dostupnih diferencijalnih ili integralnih numeričkih tehnika punog talasa, kao što su FDTD [11], MoM [12], FEM [13], TLM [14], itd, treba da budu u stanju da precizno uzmu u obzir disperziju, gubitke i u nekim slučajevima anizotropna tkiva ljudskog tela. Istovremeno, trebalo bi da budu u stanju da precizno generišu geometrijske modele antena koje su ili deformisane usled držanja i kretanja odeće na telu ili su jednostavno konformne sa nekim zakrivljenim delovima ljudskog tela kao što su ruke i noge. Većina ovih alata je zasnovana na konstruktivnoj geometriji čvrstog materijala (npr. korišćenje *Boole*-ovih geometrijskih operacija) i diskretizaciji pravougaone mreže, odnosno modelovanog prostora, što znači da su u stanju da realizuju jednostavnije deformacije i/ili da koriste veoma finu stepeničastu aproksimaciju za predstavljanje takve deformisane geometrije antene odnosno geometriju antene koja prati krivolinijski oblik dela tela. U slučaju diferencijalnih numeričkih tehnika u vremenskom domenu ovaj pristup može dovesti do veoma malog vremenskog koraka i prekomernog vremena rada, a takođe u nekim slučajevima može proizvesti tzv. parazitne efekte koji su štetni za EM simulacije.

Kada EM problemi uključuju mnogo složenije geometrije, onda bi se upotreba tetraedarske mreže mogla pojaviti kao optimalnije rešenje. Kompjuterski grafički metodi (npr. *Green coordinates* [15]) nedavno su predloženi da bi se prevazišla ograničenja klasičnih komercijalnih EM alata zasnovanih na *Boole*-ovoj geometriji [16,17]. Ovi geometrijski generatori mogu omogućiti manipulaciju oblika antene pod proizvoljnom deformacijom u kombinaciji sa odgovarajućom numeričkom metodom i tetraedarskom mrežom da bi se minimizirale greške diskretizacije i predstavljaju moćan alat za konformni dizajn BME uređaja. Alternativa ovom naprednom rešenju u pogledu predstavljanja geometrije, ali i dalje skupom u pogledu memorije i vremena rada, može biti implementacija odabrane numeričke tehnike u koordinatnom sistemu koji je u skladu sa razmatranom deformisanom geometrijom antene. U slučaju savijanja antene, cilindrična diskretna mreža je savršeno prikladna da precizno opiše ovu deformaciju i da eliminiše greške diskretizacije koje dovode do mnogo brže i efikasnije simulacije u poređenju sa bilo kojom od pravougaonih ili tetraedarskih mreža. Pored toga, svaka promena ugla savijanja jednostavno se može implementirati u istoj cilindričnoj mreži omogućavajući da se isključi uticaj različitih veličina mreže (a samim tim i drugačije postavljanih napajanja i izlaznih tačaka zbog podešavanja mreže). Na taj način omogućena je konzistentna analiza uticaja različitih uglova savijanja antene na performanse.

U ovom radu, cilindrični TLM pristup je primenjen na modelovanje deformacije savijanja antene postavljene na ljudsko telo. Ilustrovane su prednosti ovog pristupa, koji istovremeno obezbeđuje precizno modelovanje geometrije antene i dielektričnih slojeva tela i efikasnu analizu efekta savijanja pod različitim uglovima, u odnosu na slučaj kada se koristi pravougaona TLM metoda. Postizanje tačnosti fizičkog modela antene omogućilo je analizu uticaja savijanja na performanse antene u prisustvu mišićnog tkiva. Objasnjeno je TLM metod sa kompaktnim modelom žice u cilindričnom koordinatnom sistemu kroz definisanje TLM žičanog čvora duž radijalnog pravca, koji je potreban za modelovanje koaksijalnog napajanja, kao i postupak modifikacije granica u radijalnom i ugaonom pravcu koji omogućava veću efikasnost simulatora u konkretnom slučaju. Glavna pitanja za realizaciju TLM modela antene odnose se na opis EM svojstava medijuma sa radijalno postavljenim slojevima zajedno sa proširenjem modelovane oblasti, pružajući mogućnost definisanja spoljnih granica u ugaonom i radijalnom pravcu. Simulirani rezultati dobijeni TLM modelima savijanja antene u prisustvu tkiva i numeričke analize dati su za različite uglove savijanja antene.

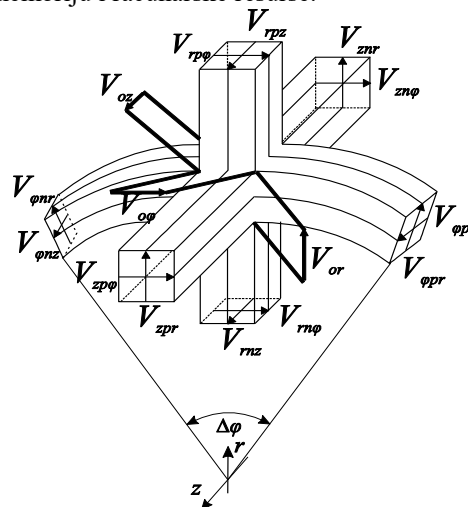
II. TLM METODOLOGIJA

TLM predstavlja numerički metod koji pripada grupi diferencijalnih metoda pogodnih za rešavanje EM problema u vremenskom domenu [14]. Zasnovan je na ekvivalencijama između Maksvelovih jednačina i prostiranja napona i struja duž vodova. Mreža međusobno povezanih čvorova koristi se za modelovanje prostiranja EM talasa uzimajući u obzir

diskontinuitete i interakciju sa različitim svojstvima materijala. Tradicionalno, TLM metod je razvijen u Dekartovom koordinatnom sistemu, ali za strukture koje sadrže samo kružne/cilindrične površine, pogodniji je i efikasniji TLM metod zasnovan na cilindričnoj mreži. Hibridni simetrični kondenzovani čvor (*Hybrid Symmetrical Condensed Node*, HSCN) koji predstavlja ćeliju u ortogonalnoj polarnoj mreži predstavljen je na Sl.1.a. Takva mreža ćelija se koristi za opisivanje EM osobina medijuma, preko odgovarajućih karakterističnih impedansi i admitansi povezanih vodova i stabova [18]. Iterativni postupak TLM algoritma sastoji se od dve glavne procedure poznate kao rasejanje i povezivanje [14]. Prilagođene su ortogonalnoj polarnoj mreži i dodatno modifikovane da bi se uzela u obzir pobuda, granice i nehomogena sredina i gubici [18,19].

Adaptacija i implementacija kompaktnog žičanog modela na cilindričnu mrežu [18] omogućila je modelovanje žičanih segmenata postavljenih duž radijalnog pravca. S obzirom da su za susedne čvorove razlikuju impedanse vodova i stabova ugrađenih u postojeću mrežu ćelija da bi se uzela u obzir žica, razvijen je i implementiran u postojeći softver baziran na TLM-u u cilindričnoj mreži dodatni postupak povezivanja za segmente žice u radijalnom pravcu [18, 19].

Pored relevantnog prikaza geometrije i EM svojstava nehomogenog medijuma, u slučaju takozvanih otvorenih problema kao što je *patch* antena, potrebno je dodati i odgovarajuće proširenje modelovane strukture, kako bi se uključila okoline antena. Primena cilindrične mreže je u ranijim radovima pretpostavljala da je okolina razmatrane strukture, koja čini modelovani prostor sa definisanim spoljnim granicama, potpuno cilindričnog oblika. Dakle, simulacije su zahtevale definisanje granica bez ikakvih graničnih uslova definisanih duž ugaonom pravca, gde je razmena impulsa obezbeđena povezivanjem poslednjeg i prvog čvora u ugaonom pravcu. Kada je ugao savijanja mali što se najčešće dešava u praksi prilikom razmatranja deformacija, modelovana *patch* antena je smeštena daleko od centra cilindričnog koordinatnog sistema, pa u tom slučaju upotreba celog cilindra kao modelovanog prostora koristi veliku memoriju i računarske resurse.



Sl. 1. Hibridni simetrični kondenzovani čvor (HSCN) u cilindričnoj mreži

Iz tog razloga, TLM algoritam je prilagođen da omogućiti postavljanje graničnih uslova duž ugaonih pravaca. Dodatna poboljšanja se postižu omogućavanjem mogućnosti definisanja graničnog stanja na unutrašnjoj površini modelovanog prostora duž radijalnog pravca, umesto definisanja centralnog čvora. Ortogonalna polarna mreža u tom slučaju je bazirana na diskretizaciji prostora predstavljenu unutar isečka cilindra.

Generalno, TLM metod omogućava da se opiše tri tipa granica: električni zid, magnetni zid i zid koji apsorbuje. U slučaju modelovanja antene, električni zid se koristi za modelovanje metalne podloge i zračeće površine, dok su spoljašnje granice proširenog regiona opisane kao apsorbujuće sa koeficijentom refleksije voda na kraju prostora ρ_{ij} [22]:

$$\rho_{ij} = \frac{(1 + \rho_w) - \tilde{Z}_{ij}(1 - \rho_w)}{(1 + \rho_w) + \tilde{Z}_{ij}(1 - \rho_w)} \quad (1)$$

gdje je ρ_w koeficijent refleksije zida, a \tilde{Z}_{ij} je normalizovana impedansa odgovarajuće linije.

Kao rezultat definisanja modelovanog prostora kao dela cilindra zajedno sa graničnim uslovima, značajno je smanjen potreban broj TLM ćelija što dovodi do veće efikasnosti i uštede vremena i memorije. Prednosti ovog pristupa bile bi posebno uočljive u slučajevima kada je zakrivljenost odnosno savijanje mala, kada se zahteva veliki poluprečnik cilindrične površine, a samim tim i znatno veći broj ćelija ako se modelovana oblast predstavlja kao ceo cilindar. Dodatno, na ovaj način, uz dovoljno velike vrednosti poluprečnika cilindra u odnosu na dimenzije antene, moguće je modelovati pravougaone strukture u cilindričnoj mreži. Promenom samo poluprečnika cilindra moguće je kreirati modele sa različitim uglovima savijanja, koristeći mrežu iste rezolucije, i analizirati uticaj deformacije savijanja na performanse antene, nezavisno od drugih parametara modela koji se menjaju kada se primenjuje aproksimacija, kao što su površina zračeće površine, debljina supstrata, položaj napajanja itd.

III. REZULTATI I ANALIZA

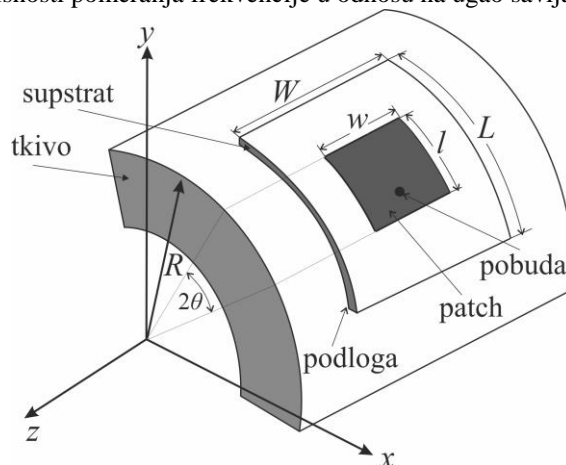
TLM solver je korišćen za analizu uticaja savijanja na performanse *patch* antene kada se postavi na ljudsko tkivo. U razmatranom slučaju, deo mišićnog tkiva se nalazi ispod antene. *Patch* antena dimenzija $w \times l = (50 \times 39.5) \text{mm}^2$, postavljena na podlogu i uzemljenu ravan dimenzija $W \times L = (100 \times 100) \text{mm}^2$ i savijena preko dela cilindra koji predstavlja mišićno tkivo, šematski je prikazana na Sl.2. Antena je realizovana na podlozi debljine $h = 2 \text{mm}$ sa supstratom relativne permitivnosti $\epsilon_r^s = 2.1$, dok je sloj mišićnog tkiva debljine $d = 35 \text{mm}$ predstavljen relativnom permitivnošću $\epsilon_r^m = 52.67 - j13$ [23]. U TLM modelu, zračeni *patch* i uzemljena ravan su predstavljeni kao savršeni električni provodnici, a antena se napaja preko koaksijalnog napajanja koji povezuje uzemljenu ravan i *patch*, što je opisano preko kompaktne žičanog modela. Položaj koaksijalne pobude je optimizovan za postizanje prilagođenja impedanse između generatora i antene, tako da se nalazi se na $l_f = 11.5 \text{mm}$ od ivice *patch*-a. Radna frekvencija dizajnirane antene iznosi $f = 2.45 \text{GHz}$.

Opisivanje problema sa odgovarajućom mrežom, u smislu veličine ćelije i sinhrinacije, veoma je važno kako bi se

obebedila konvergencija rezultata. Za razliku od stepeničaste aproksimacije koja se mora koristiti u pravougaonoj TLM mreži za opisivanje zakrivljenih granica, tačno modelovanje kružnih granica je jednostavno u cilindričnoj TLM mreži, sa dimenzijama ćelija određenim maksimalnom frekvencijom od interesa [14]. Kao rezultat, zakrivljene granice se mogu precizno modelovati pomoću cilindrične mreže bez obzira na rezoluciju mreže, dok pravougaona mreža mora biti dovoljno fina da bi se postigla bolja tačnost. Da bi se ovo dokazalo, razmatrani model antene je kreiran i korišćenjem pravougaonog TLM rešavača. Izvedene su simulacije za ravnu antenu, ali i za savijenu antenu da bi se ispitalo uticaj deformacije savijanja na rezonantnu frekvenciju antene. Razmatrana su dva ugla savijanja, $2\theta = 25$ i 50 stepeni. Simulirani rezultati, koji predstavljaju koeficijent refleksije, kada se veličina TLM ćelije od 1.0mm primeni za modelovanje antene, dobijeni cilindričnim i pravougaonim modelom, respektivno, prikazani su na Sl.3. i 4.

Kod modelovanja ravne antene može se uočiti slaganje rezultata dobijenih primenom cilindrične mreže rezolucije 1.0mm sa odgovarajućim rezultatima primene pravougaone mreže (crna linija na Sl. 3. i 4). Praktično, u slučaju modela antene u cilindričnoj mreži, ravna antena je modelovana primenom veoma malog ugla savijanja, $2\theta = 0.1$ stepen, što je ekvivalentno poluprečniku cilindra koji zadovoljava uslov da je mnogo veći od dimenzija antene $R \gg l$ (oko 500 puta), pa se može smatrati ravnom. Primenljivost cilindrične mreže na modelovane strukture bez zakrivljenosti potvrđena je dobijenom vrednošću rezonantne frekvencije od 2.444MHz , sa odstupanjem od 1% u odnosu na vrednost od 2.473MHz dobijenu primenom pravougaone mreže.

Sa druge strane, rezultati dobijeni pomoću cilindričnog TLM-a i pravougaonog TLM-a, sa veličinom ćelije od 1.0mm primenjenom za modelovanje antene, pokazuju značajnu razliku u pomeranju frekvencije usled savijanja antene postavljene na mišićno tkivo. Praktično, modelovanjem cilindričnim pristupom se može primetiti da veći ugao savijanja dovodi do pomeranja rezonantne frekvencije ka višim vrednostima, dok istovremeno rezultati modelovanja pravougaonom mrežom pokazuju smanjenje frekvencije u odnosu na ravan slučaj, zajedno sa nedoslednošću u pogledu zavisnosti pomeranja frekvencije u odnosu na ugao savijanja.



Sl.2. Pravougaona antena savijena preko dela tkiva

Nekonzistentnost rezultata dobijenih primenom pravougaonog modela može se objasniti činjenicom da pravougaona mreža rezolucije od 1.0mm model u slučaju savijene antene uvodi grubu aproksimaciju zakrivljene površine zračenja koja utiče na njenu rezonantnu frekvenciju. Shodno tome, neophodno je koristiti finiju mrežu koja bi smanjila grešku stepeničaste aproksimacije i obezbedila tačne rezultate. Da bi se ilustrovao uticaj rezolucije mreže pravougaoni TLM model antene je definisan mrežom veličine ćelije 0.1mm. Simulirana rezonantna frekvencija dobijena ovom pravougaonom mrežom, prikazana na Sl.5, pokazuje da se, sa povećanjem ugla savijanja, povećava i rezonantna frekvencija, slično kao što je slučaj kada se koristi cilindrična TLM mreža.

Dakle, kada se ista veličina ćelije koristi u pravougaonoj i cilindričnoj mreži (1.0mm) ponašanje rezonantne frekvencije je drugačije. Iz tog razloga, potrebna je finija pravougaona mreža (0.1mm) koja obezbeđuje konzistentnost rezultata u pogledu pomeranja frekvencije, slično onima koje daje cilindrična mreža (1.0mm). Parametri cilindrične TLM mreže – veličina ćelije i broj ćelija, prikazani su u Tabeli 1. Rezolucija mreže je podešena da ispuni zahteve vremenske sinhronizacije [14].

Prikazani rezultati dobijeni na osnovu mreže od 1.0mm potvrdili su da se cilindrični model može koristiti u analizi deformacija savijanja, dok pravougaona mreža te rezolucije nije adekvatna, odnosno da se zahteva finija rezolucija. Međutim, kada se koristi pravougaona mreža od 0.1mm koja obezbeđuje konvergenciju rezultata, povećanje broja ćelija iznosi oko 1000 puta, što dokazuje jake prednosti cilindrične mreže u ovom slučaju.

IV. ZAKLJUČAK

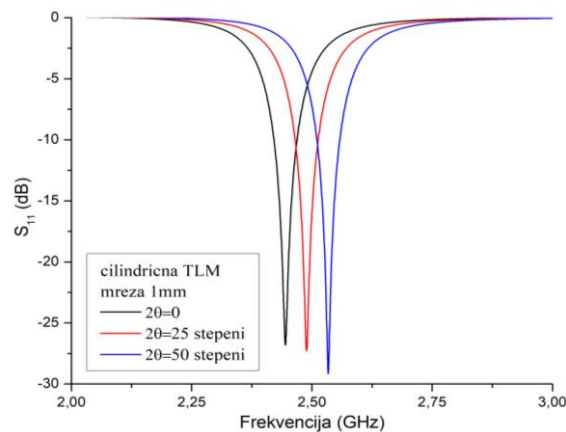
U ovom radu je TLM metod prilagođen ortogonalnoj polarnoj mreži korišćen za analizu deformacije savijanja *patch* antene postavljene na ljudsko telo - podešavanjem dimenzija modela, rezolucije mreže, odgovarajućeg proširenja regiona modelovanja i optimizacije položaja koaksijalnog napajanja, obezbeđeno je da efekat deformacije na parametre antene bude nezavisan od numeričkih grešaka.

Pristup je modifikovan kako bi se omogućilo korišćenje graničnih uslova duž radijalnog i ugaonog pravca koji dovode do značajnog smanjenja modelovane oblasti, a time i do smanjenja korišćenja memorije i vremena potrebnog za simulaciju. Prikazani rezultati pokazuju prednosti modela kreiranog u cilindričnoj TLM mreži, koja istovremeno obezbeđuje precizno modelovanje geometrije antene i dielektričnih svojstava supstrata i tkiva.

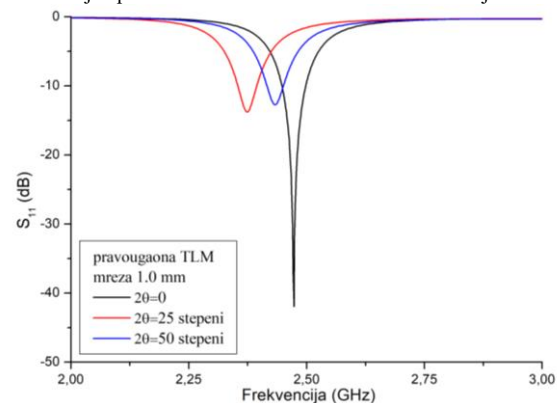
Prikazani numerički rezultati su pokazali da je TLM metod zasnovan na cilindričnoj mreži pogodniji i precizniji za modelovanje antene koja je deformisana savijanjem, u odnosu na pravougaoni TLM model. Glavne prednosti cilindričnog TLM metode su konformno modelovanje zakrivljenih površina, sa preciznošću koja se postiže manjim brojem ćelija, i dodatno fleksibilnost modelovanja realnog savijanja za različite uglove, bez promene parametara mreže.

TABELA I
PARAMETRI CILINDRIČNE MREŽE

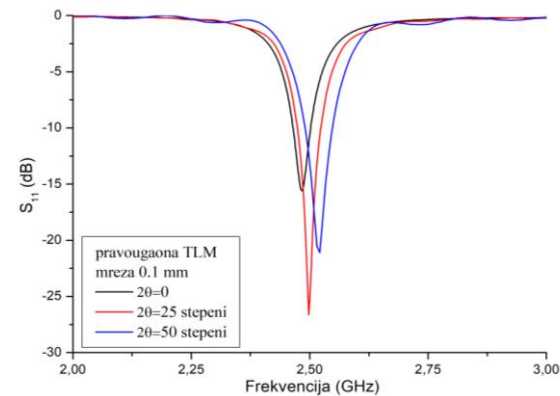
Osa	Medijum	Rezolucija	Broj ćvorova
r-	tkivo	~0.2 mm	205
	supstrat	1.0mm	
	vazduh	1.449 mm	
φ-	vazduh	1.449 / r (mm)	155
	supstrat	~1/ r (mm)	
	vazduh	1.449 / r (mm)	
z-	vazduh	1.449 mm	155
	supstrat	~1.0mm	
	vazduh	1.449 mm	



Sl.3. Zavisnost S_{11} parametra antene na mišićnom tkivu od ugla savijanja dobijen primenom cilindrične TLM mreže rezolucije 1.0mm



Sl.4. Zavisnost S_{11} parametra antene na mišićnom tkivu od ugla savijanja dobijen primenom pravougaone TLM mreže rezolucije 1.0mm



Sl.5. Zavisnost S_{11} parametra antene na mišićnom tkivu od ugla savijanja dobijen primenom pravougaone TLM mreže rezolucije 0.1mm

Mogućnosti definisanja različitih dielektričnih slojeva u radijalnom pravcu takođe omogućavaju precizno modelovanje antene omotane oko cilindra kako bi se oponašalo ljudsko tkivo predstavljeno u simulacijama kao standardni višeslojni model (koža, masno tkivo, mišićno tkivo i kosti). Iz navedenih razloga, TLM cilindrični solver se može efikasno koristiti za sprovođenje parametarske studije za karakterizaciju deformacije savijanja antene u režimu rada na telu koji se odnosi na promenu rezonantne frekvencije, širinu opsega i promenu tzv. povratnih gubitaka, odnosno S_{11} parametra.

ZAHVALNICA

Ovaj rad podržali su Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije (br. 451-03-9/2022-14/200102) i Fond za nauku Republike Srbije (br. 6394135).

LITERATURA

- [1] Enderle J., Bronzino J., *Introduction to Biomedical Engineering, Third Edition*, Academic Press, (2011)
- [2] Wang L., *Electromagnetic Waves and Antenas for Biomedical Applications*, IET (2021)
- [3] Kaur G., Kaur A., Kaur Toor G., Dhaliwal B.S., and Pattnaik S.S., "Antenas for Biomedical Applications", *Biomedical Engineering Letters* Vol. 5, No. 3, pp. 203-212, (2015)
- [4] Kiourti A., and Nikita K.S., "A Review of Implantable Patch Antenas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions", *IEEE Antenas and Propagation Magazine*, Vol. 54, No. 3, pp. 210-228, (2012)
- [5] Yang H., and Liu X., "Wearable Dual-Band and Dual-Polarized Textile Antena for On- and Off-Body Communications", *IEEE Antenas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 19, No. 12, pp. 2324-2328, (2020)
- [6] Solomakha G., Svejda J. T., Van Leeuwen C., Rennings A., Raaijmakers A. J., Glybovski S., and Erni D., "A self-matched leaky-wave antenna for ultrahigh-field magnetic resonance imaging with low specific absorption rate", *Nature Communications*, 12, 455 (2021)
- [7] Choi W.C., Lim S., Yoon Y.J., "Evaluation of Transmit-Array Lens Antena for Deep-Seated Hyperthermia Tumor Treatment", *IEEE Antenas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 19, No. 5, pp. 866 – 870, (2020)
- [8] Rahman N.H.A., Yamada Y., and Nordin M.S.A., "Analysis on the Effects of the Human Body on the Performance of Electro-Textile Antenas for Wearable Monitoring and Tracking Application", *Materials*, 12, 1636, (2019)
- [9] Aun N.F.M., Soh P.J., Al-Hadi A.A., Jamlos M.F., Vandenbosch Guy A.E., and Schreurs D., "Revolutionizing wearables for 5G: 5G technologies: Recent developments and future perspectives for wearable devices and antenas", *IEEE Microwave Magazine*, IEEE, vol. 18, no. 3, pp. 108–124, (2017)
- [10] Song L., and Rahmat-Samii Y., "A Systematic Investigation of Rectangular Patch Antena Bending Effects for Wearable Applications", *IEEE Transactions on Antenas and Propagation*, vol. 66, no. 5, pp. 2219-2228, (2018)
- [11] K. S. Kunz and R. J. Luebbers, *The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics*, CRC Press, Boca Raton, FL, (1993)
- [12] Gibson W.C., *The Method of Moments in Electromagnetics*, Chapman and Hall/CRC, (2021)
- [13] Thomas J.R. Hughes: *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*, Prentice-Hall (1987)
- [14] Christopoulos, C., *The Transmission-Line Modelling Method: TLM*, Institute of Electrical and Electronics Engineers, (1995)
- [15] Lipman Y., Levin D., and Cohen-Or D., "Green Coordinates", *ACM Trans. Graph.*, 27 (3), 1-10, (2008)
- [16] Sewell P., Benson T. M., Christopoulos C., Thomas D. W. P., Vukovic A., Wykes J. G., "Transmission-line modeling (TLM) based upon unstructured tetrahedral meshes", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* 53(6), 1919-1928, (2005)
- [17] Altinozen E., Harrison I., Vukovic A., Sewel P.D., "Green Coordinates for Generation of Conformal Antena Geometries", *14th European Conference on Antenas and Propagation – EuCAP*, (2020)
- [18] Dimitrijević T., Joković J., Milovanović B. Doncov N., "TLM modeling of a probe-coupled cylindrical cavity based on compact wire model in the cylindrical mesh", *Int. J. RF Microw. Comput-Aided Eng.* 22(2) 184-192 (2012)
- [19] Jokovic J., Dimitrijevic T., Doncov N., "Efficient integral cylindrical transmission-line matrix modeling of a coaxially loaded probe-coupled cavity", *IET Microw. Antena & Propag.*, 9(8), 788-794, (2015)
- [20] Trenkic V., Wlodarczyk A.J., Scaramuzza R.A., "Modeling of coupling between transient electromagnetic field and complex wire structures", *Int. J. Numer. Model. Electron. Netw. Devices Fields.*, 12(4), 257-273, (1999)
- [21] Joković, J., Dimitrijević, T., Dončov, N., "Computational Analysis and Validation of the Cylindrical TLM Approach on IMCP Antenas", *Wireless Person. Comm.*, 106, 1573–1589, (2019)
- [22] Dimitrijevic T., Jokovic J., Doncov N., "Efficient Modeling of a Circular Patch-Ring Antena Using the Cylindrical TLM Approach", *IEEE Ant and Wireless Propag. Lett.*, 16, 2070-2073, (2017)
- [23] Chun-Xu Mao, Vital D., Werner D. H., Yuhao Wu, Bhardwaj S., "Dual-Polarized Embroidered Textile Armband Antena Array with Omnidirectional Radiation for On-/Off-Body Wearable Applications", *IEEE Trans. Ant. Prop.*, 68(4), 2575-2584, (2020).

ABSTRACT

The possibilities of the cylindrical TLM numerical model used for the analysis of the influence of bending deformation on the parameters of the antenna placed on the human body, which is used in biomedical applications, are presented. A model of a rectangular patch antenna wrapped around a part of a cylinder was created in order to represent the human body (torso, leg or arm) and at the same time to model the dielectric properties of the layers of the human body. The problems in terms of accuracy and limitations when antenna deformation is modeled using numerical methods based on a rectangular grid are illustrated. The advantages of the cylindrical TLM method as an accurate and efficient alternative in relation to the rectangular TLM approach are highlighted through the analysis of the influence of bending deformation on the resonant frequency of the antenna.

TLM modeling of antenna bending deformations in biomedical applications

Jugoslav Jokovic, Tijana Dimitrijevic, Aleksandar Atanaskovic and Nebojsa Doncov