

Биосензори реализовани помоћу фреквенцијски селективних површина

Милка Потребих, члан *IEEE*, Дуња Лончаревић и Никола Баста

Сажетак— Вирусне инфекције које имају пандемијски потенцијал представљају претњу за цело човечанство. Да би се убрзала дијагностика и повећао капацитет тестирања заразе вирусом, отвара се могућност увођења алтернативних метода дијагностике као што је примена биосензора. Потрага за поузданом алтернативном методом, у последње време заузима све важније место у циљу брже дијагностике, веће осетљивости, неинвазивног и бесконтактнoг мерења. У терахерцном опсегу учестаности, коришћењем сензора на бази фреквенцијски селективних површина - метаматеријала, омогућава се бржа дијагностика и осетљивост откривања нано супстанци. У циљу поузданије детекције вируса инфлуенце А, анализирани су две различите ћелије метаматеријала. Биосензор је пројектован као апсорбер, а за детекцију као референтни параметар коришћен је коефицијент апсорпције. Анализирају се фреквенцијски помераји и промена вредности коефицијента апсорпције са и без постојања вируса. Показује се да јединични елемент са више резонантних учестаности има већу осетљивост од елемента са једном резонантном учестаношћу.

Кључне речи— апсорбер; биосензор; вирус инфлуенце А; јединични елементи; фреквенцијски селективна површина.

1. Увод

ИНДУСТРИЈСКИ развој потребује реализацију нових адаптивних бежичних сензорских мрежа за опслуживање различитих процеса као што је надзор у индустријској производњи, у еколошке сврхе и за биомедицинске примене. Основне карактеристике нове генерације сензора подразумевају могућност повезивања са другим сензорским чворовима и размену информација, преносивост уређаја компактних димензија са малом потрошњом енергије, као и употребу за континуална мерења која су независна од тренутних услова окружења.

Као поуздана алтернатива постојећим дијагностичким методама, у новије време се уводе биосензори у циљу брже дијагностике, веће осетљивости, неинвазивног и бесконтактнoг мерења хемијских промена у човековом организму. У дијагностичке сврхе се најчешће користе сензори на микроталасним и терахерцним учестаностима.

Електромагнетски таласи утичу на материјале у зависности од њихове молекуларне структуре. Детекцијом реакције молекула након побуђивања могуће

је утврдити структуру анализираних ткива и течности као последицу њихових диелектричних својстава. Електромагнетски таласи могу до одређене мере продирати у анализирани узорке, омогућавајући неинвазивну дијагностику. Већина органских и неорганских материјала има специфичан фреквенцијски одзив, па се помоћу сензора може добити информација о структури материјала и функционалности. Помоћу низова сензора може се добити информација о фреквенцијском одзиву и истовремено о просторној расподели најмањег дела узорка који се тестира.

Микроталаси продиру дубље у анализирани узорак у односу на таласе у терахерцном или оптичком опсегу, али имају најнижу резолуцију детекције. Користе се при детекцији мањих промена концентрације глукозе у крви, детекцији етанола у води, туморских ћелија, итд. Код биоматеријала као што су протеини и ДНК, учестаности вибрационих модела молекула налазе се у THz опсегу, па се за њихову детекцију користи THz спектроскопија. Вируси су наночестице пречника од 10 до 300 nm, које карактерише одговарајућа диелектрична пермитивност. Бактериофага (вируси између 30 nm и 60 nm) успешно је детектована помоћу сензора базираног на метаматеријалу [1], [2]. Неки вируси показали су патогена својства са пандемијским потенцијалом. Стандардни метод детекције вируса је RT-PCR метода (Reverse transcription polymerase chain reaction) која открива присуство специфичног генетског материјала у било ком патогену. Ова дијагностичка метода представља сложен поступак детекције и временски је захтевна (траје и до три сата). Алтернативни начин детекције вируса, у терахерцном опсегу учестаности, коришћењем сензора на бази метаматеријала, омогућава бржу дијагностику и осетљивост откривање наночестица. Последње деценије THz спектроскопија се користи за брзо откривање и идентификацију биолошких узорака, јер омогућава бесконтактну и неинвазивну детекцију без коришћења реагенса за обележавање узорака [3], [4]. Ако је за саму детекцију потребно неколико секунди, додајући и време постављања узорка, значи да цела обрада траје око 10-15 секунди, што на дневном нивоу износи преко 5760 - 8640 анализираних узорака. Поређења ради, према званичним подацима Министарства здравља Републике Србије, тренутни капацитети на нивоу државе су око 11000 узорака дневно за детекцију вируса SARS-CoV-2 коришћењем RT-PCR методе [5].

У циљу што брже дијагностике заразе вирусима, у овом истраживању су анализирани биосензори за детекцију

Милка Потребих, Никола Баста, Дуња Лончаревић – Електротехнички факултет, Универзитет у Београду, Булевар краља Александра 73, 11020 Београд, Србија (е-пошта: milka_potrebic@etf.rs, nbasta@etf.rs, dunja.loncarevic@live.com).

вируса инфлуенце А који узрокује заразну болест птица познату као птичји грип. Опасност по људску врсту настаје онда када вирус настани јединке које живе унутар живинских фарми, чиме се могућност преноса на човека знатно повећава услед интензивног контакта. Пандемијски потенцијал који дати вирус има је један од главних разлога истраживања у области конструисања биосензора [6].

У раду је извршена упоредна анализа перформанси две јединичне ћелије метаматеријала за детекцију вируса инфлуенце А. Приказан је преглед резултата добијен електромагнетском анализом периодичних структура и изведени су закључци са даљим правцима истраживања.

II. ФРЕКВЕНЦИЈСКИ СЕЛЕКТИВНЕ ПОВРШИНЕ

Фреквенцијски селективне површине – метаматеријали су вештачки материјали који су пажљиво пројектовани да дају жељени фреквенцијски одзив. Ови материјали су сачињени од јединичних елемената чије су димензије знатно мање од таласне дужине инцидентног таласа [7]. Јединични елементи могу бити реализовани од разних материјала и распоређују се периодично у простору. Заједничка особина свих метаматеријала је да поседују карактеристике које немају природни материјали.

Карактеристике несвојствене за конвенционалне материјале, нису последица самих коришћених материјала (диелектрика и метала) за реализацију јединичног елемента, већ су резултат облика елемента, као и правилности по којој се елемент периодично понавља у простору. Прецизно одређена геометрија вештачког материјала, као и његове димензије и оријентација му омогућавају контролу простирања електромагнетских таласа (слабљење, апсорбовање, или усмеравање таласа).

Напредак технологија израде метаматеријала, са димензијама јединичних елемената реда нанометра, доноси могућност њихове масовне производње и шире доступности. Терахерцни метаматеријали нуде широк спектар могућих примена као што су брзи модулатори, електромагнетски апсорбери, филтери, разне врсте сензора, полупроводнички ласери и детектори.

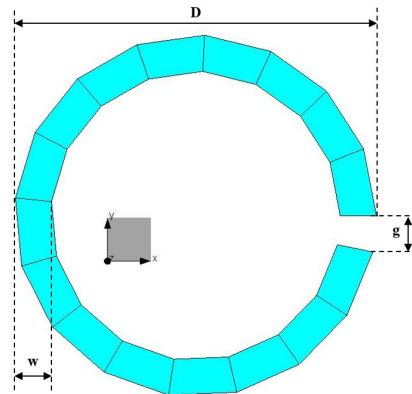
Очекује се да ће сензорска технологија заснована на метаматеријалима у скорој будућности пружити широк спектар примена у медицини поред оних везаних за присуство вируса [8]. Биосензори се могу користити за детекцију канцерогених ћелија, у области радиологије, као и у области медицинских бежичних телеметријских система.

У овом истраживању, апсорбери су пројектовани на бази метаматеријала, а за детекцију је коришћен коефицијент апсорпције у датом опсегу учестаности. Учестаности локалних максимума апсорпције зависе од средине у којој се сензор налази, па се очекује да додавањем слоја вируса на површину сензора дође до померања учестаности максимума у односу на почетну вредност.

A. Јединични елемент метаматеријала

Прво се анализирају два модела јединичног елемента која се користе при пројектовању метаматеријала за детекцију вируса инфлуенце А.

Први изабрани јединични елемент (модел А) је кружни полуталасни резонатор (Split Ring Resonator - SRR), који се састоји из кружне контуре са малим процепом који узрокује капацитивност на крајевима контуре што утиче на смањивање резонантне учестаности (сл. 1). Димензије SRR (модела А) су следеће: $D = 15 \mu\text{m}$, $w = 1.25 \mu\text{m}$, $g = 1 \mu\text{m}$. Просторна периода понављања за реализацију метаматеријала по x -оси и y -оси је $a = 25 \mu\text{m}$. SRR је реализован од злата [9].



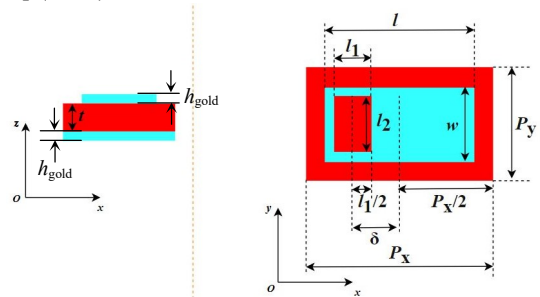
Сл. 1. Кружни прстенасти полуталасни резонатор.

Други јединични елемент (модел Б) је перфорирани правоугаони резонатор са металном плочом. Реализован је од злата дебљине $h_{\text{gold}} = 0.4 \mu\text{m}$, док је релативна пермитивност подлоге $\epsilon_r = 3(1 - j0.05)$. На сл. 2 је приказан модел Б са обележеним димензијама: $t = 9 \mu\text{m}$, $l = 80 \mu\text{m}$, $w = 40 \mu\text{m}$, $l_1 = 25 \mu\text{m}$, $l_2 = 35 \mu\text{m}$, $\delta = 18 \mu\text{m}$. Просторна периода понављања за реализацију метаматеријала по x -оси износи $P_x = 100 \mu\text{m}$, а по y -оси $P_y = 60 \mu\text{m}$ [7].

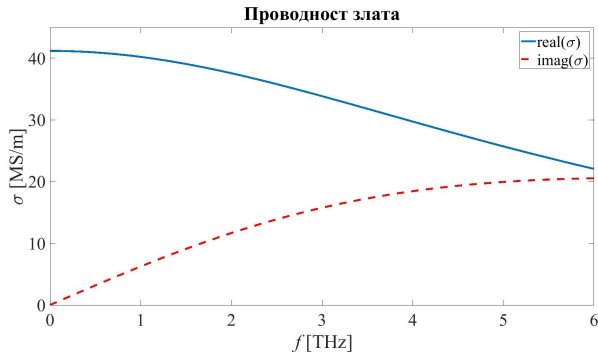
На учестаностима од неколико THz, проводност злата је функција радне учестаности и описана је Друдовим моделом:

$$\sigma = \epsilon_0 \omega_p^2 / (\gamma - j\omega), \quad (1)$$

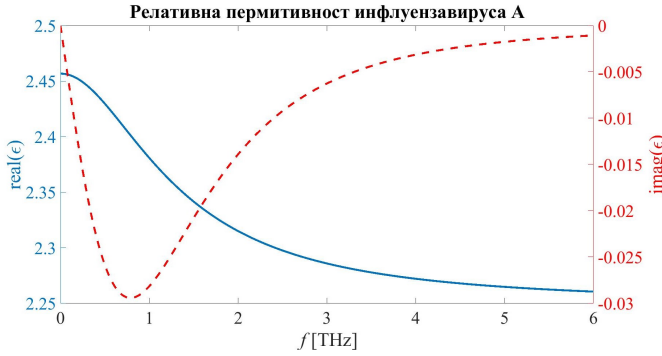
где је $\omega = 2\pi f$ угаона учестаност, f_p је учестаност плазме (сопствена учестаност осциловања слободних електрона) и износи 2184 THz ($\omega_p = 2\pi f_p$), а $\gamma = 40.5 \times 10^{12} \text{ s}^{-1}$ (фактор пригушења који потиче од расејања проводних електрона) [9], [10] (сл. 3).



Сл. 2. Перфорирани правоугли резонатор: бочни пресек и горња страна штампане плочице.



Сл. 3. Реални и имагинарни део проводности злата.



Сл. 4. Реални и имагинарни део релативне пермитивности вируса инфлуенце А.

Б. Моделовање пермитивности вируса инфлуенце А

Релативна пермитивност вируса инфлуенце А је функција радне учестаности и дата је формулом:

$$\epsilon = \epsilon_{re} + j\epsilon_{im}, \quad (2)$$

$$\epsilon_{re} = (1.5)^2 + \left(\omega_{pv}^2 (\omega^2 + \omega_0^2) \right) / \left((\omega^2 + \omega_0^2)^2 + (\gamma_v \omega)^2 \right), \quad (3)$$

$$\epsilon_{im} = -\omega_{pv}^2 \omega \gamma_v / \left((\omega^2 + \omega_0^2)^2 + (\gamma_v \omega)^2 \right), \quad (4)$$

где су $\omega_{pv} = \gamma_v = 4$ THz, $\omega_0 = 2.8\pi$ THz [6] (сл. 4).

Вирус инфлуенце А се моделује слојем који прекрива метаматеријал преко штампане структуре. Дебљине слоја вируса (h_{virus}) које су разматране у овом истраживању су $1 \mu m$, $5 \mu m$ и $8 \mu m$ [6].

В. Моделовање периодичних структура

Како су метаматеријали сачињени од великог броја јединичних елемената, моделовање подразумева њихово периодично понављање. Појединачно моделовање ћелија метаматеријала је релативно захтевно и уводи велики број непознатих чиме се време извршавања симулације продужава. Због тога је при моделовању метаматеријала, у софтверском алату *WILP-D*, коришћена функционалност *Periodic Boundary Condition (PBC)*. *PBC* је скуп граничних услова који се примењују у анализи бесконачних димензионалних електромагнетских система моделујући притом само један елемент посматраног система. Тај елемент се назива јединични елемент или ћелија. Јединични елемент може бити тродимензионална структура која се периодично понавља у xOy -равни формирајући на тај начин „ортогоналну решетку“.

Периоде дуж x -осе и y -осе су редом $dx = X_2 - X_1$ и $dy = Y_2 - Y_1$, док свака z -координата јединичног елемента мора задовољавати услов $Z_1 < z < Z_2$. Приступу су дефинисани као равни паралелне xOy -равни, z -координате Z_1 (*Port 2*), односно Z_2 (*Port 1*). Постоји и могућност дефинисања домена испод приступа означеног као *Port 2*, док је домен изнад приступа означеног као *Port 1* вакуум.

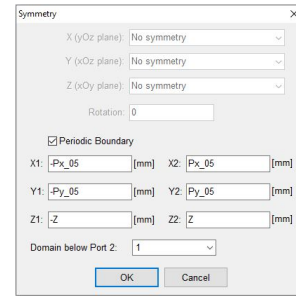
При моделовању, *PBC* функционалност је доступна једино када је у софтверу *operation mode* подешен на једну од опција за расејање [11].

Примена опције *PBC* приказана је кроз пример моделовања јединичне ћелије модела Б без вируса чија је геометрија дата на сл. 2. Периода дуж x -осе одређена је следећим параметрима:

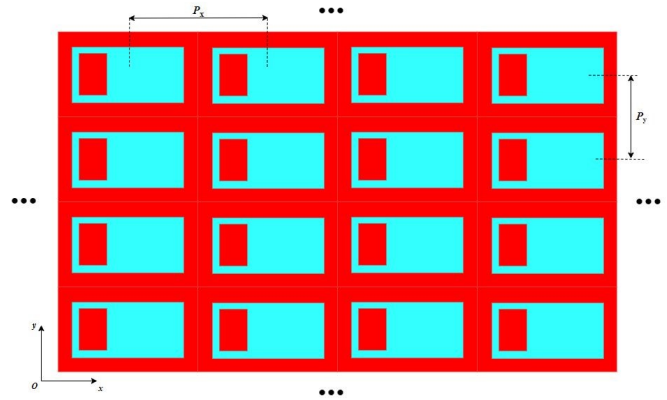
$$dx = X_2 - X_1 = P_x, \quad X_1 = -P_x/2 = -X_2 \quad (5)$$

док је периода дуж y -осе описана:

$$dy = Y_2 - Y_1 = P_y, \quad Y_1 = -P_y/2 = -Y_2. \quad (6)$$



Сл. 5. Приказ прозора у алату *WILP-D* у коме се дефинише *PBC*.



Сл. 6. Метаматеријал са јединичним елементом модела Б (дводимензиони приказ).

За Z_1 и Z_2 узете су вредности које одговарају, редом, минималним и максималним z -координатама јединичног елемента повећаних за 10%, према препоруци у [11]. Домен испод приступа означеног као *Port 2* је вакуум. Приказ прозора у софтверском алату *WILP-D* у коме се дефинише *PBC* представљен је на сл. 5. На сл. 6 је приказана периодична структура (метаматеријал) чији је јединични елемент модел Б. Параметри таласа којим побуђујемо посматрану структуру су дати у табели I. Исти поступак је примењен за дефинисање *PBC* параметара свих анализираних структура.

ТАБЕЛА I
ПАРАМЕТРИ ПОБУЂУЈУЋЕГ ТАЛАСА.

Правац		E_ϕ [V/m]		E_θ [V/m]	
ϕ [°]	θ [°]	Real	Imag	Real	Imag
0	90	0	0	1	0

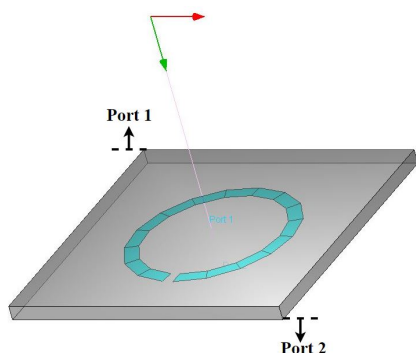
III. СИМУЛАЦИОНИ РЕЗУЛТАТИ ДЕТЕКЦИЈЕ ВИРУСА

Резултати детекције вируса инфлуенце А коришћењем метаматеријала са јединичним ћелијама означеним ако модел А и Б дати су у наставку.

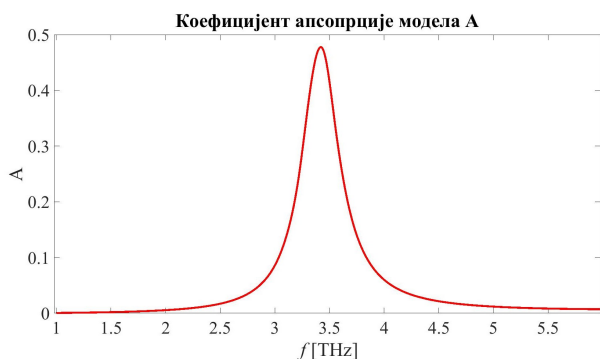
A. Модел А без присуства вируса

На сл. 7 је приказана јединична ћелија модела А без вируса, док је на сл. 8 приказан њен коефицијент апсорпције. Коефицијент апсорпције се дефинише као у [12]:

$$A(f) = 1 - |S_{11}(f)|^2 - |S_{21}(f)|^2 \quad (7)$$



Сл. 7. Јединична ћелија модела А без присуства вируса.



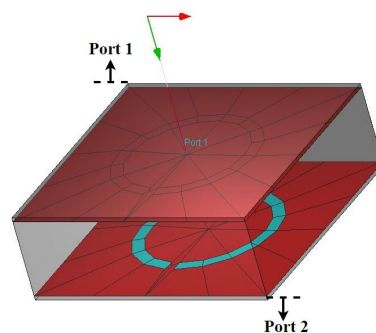
Сл. 8. Коефицијент апсорпције метаматеријала са јединичном ћелијом модела А, без присуства вируса.

Са сл. 8. се може уочити да коефицијент апсорпције достиже максимум при учестаности $f_A = 3.416$ THz и износи $A_A = 0.4755$.

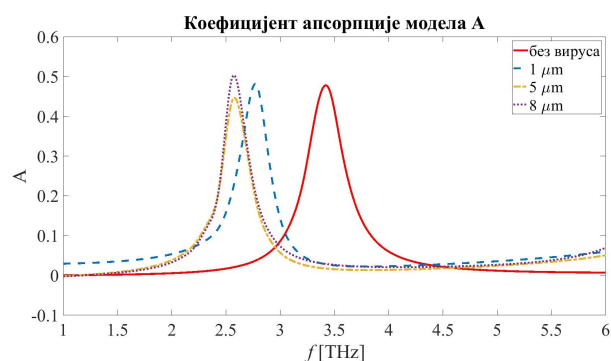
B. Модел А са слојем вируса

Након додавања слоја вируса (сл. 9), посматран је његов утицај на коефицијент апсорпције. На сл. 10 је приказан коефицијент апсорпције у функцији учестаности за четири случаја модела А: 1) без вируса, 2) са слојем вируса дебљине 1 μm , 3) са слојем вируса дебљине 5 μm ,

и 4) са слојем вируса дебљине 8 μm . У табели II су издвојени кључни резултати са сл. 10.



Сл. 9. Јединична ћелија модела А са слојем вируса.



Сл. 10. Коефицијент апсорпције модела А без и са слојем вируса различитих дебљина (1, 5 и 8 μm).

ТАБЕЛА II
ЛОКАЛНИ МАКСИМУМИ КОЕФИЦИЈЕНТА АПСОРПЦИЈЕ И УЧЕСТАНОСТИ КОЈЕ ОДГОВАРАЈУ ТИМ МАКСИМУМИМА ЗА МОДЕЛ А БЕЗ И СА СЛОЈЕМ ВИРУСА РАЗЛИЧИТИХ ДЕБЉИНА (1, 5 и 8 μm).

	без вируса	са вирусом		
		h_{virus} [μm]		
		1	5	8
f_{peak} [THz]	3.416	2.770	2.596	2.579
A_{peak}	0.47755	0.48114	0.44127	0.5022
$ \Delta f_{\text{peak}} $ [GHz]	/	646	820	837
$ \Delta A_{\text{peak}} $	/	0.00359	0.03628	0.02465

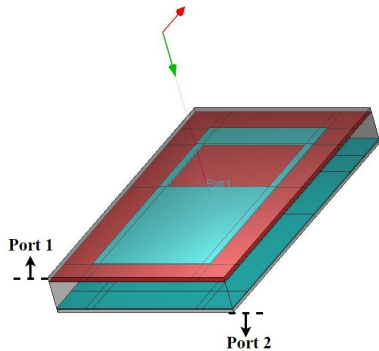
На основу табеле II се може уочити фреквенцијски померај код модела А са слојем вируса одговарајуће дебљине у односу на модел без вируса. Ако постоји фреквенцијски померај у одзиву, онда кажемо да се вирус може детектовати. Са графика приказаног на сл. 10 се јасно уочава да је могуће детектовати постојање вируса. Такође, могуће је направити и разлику између тога која је дебљина слоја вируса. Слој дебљине 1 μm се од других вредности разликује по фреквенцијском померају, док се слојеви дебљина 5 и 8 μm међусобно могу диференцирати по вредности коефицијента апсорпције у односу на модел без вируса. Између слојева дебљине 5 и 8 μm постоји и мали фреквенцијски померај, који у зависности од

резолюције мерног инструмента којим се мере S -параметри биосензора, такође може да се користи за диференцирање ова два модела.

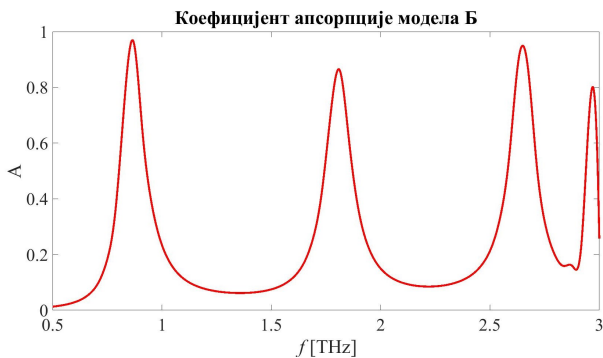
В. Модел Б без присуства вируса

На сл. 11 је приказана јединична ћелија модела Б без вируса, док је на сл. 12 дат коефицијент апсорпције овог модела.

Са графика приказаног на сл. 12 могу се очитати четири локална максимума, а вредности локалних максимума коефицијента апсорпције и учестаности које одговарају тим максимумима су издвојене у табели III. Биће анализирана само прва два локална максимума.



Сл. 11. Јединична ћелија модела Б без присуства вируса.



Сл. 12. Коефицијент апсорпције метаматеријала са јединичном ћелијом модела Б, без присуства вируса.

Г. Модел Б са слојем вируса

Као и код модела А, посматрамо ефекат слоја вируса на коефицијент апсорпције. На сл. 13 су приказани коефицијенти апсорпције у функцији учестаности за четири случаја модела Б: 1) без вируса, 2) са слојем вируса дебљине $1 \mu\text{m}$, 3) са слојем вируса дебљине $5 \mu\text{m}$, и 4) са слојем вируса дебљине $8 \mu\text{m}$.

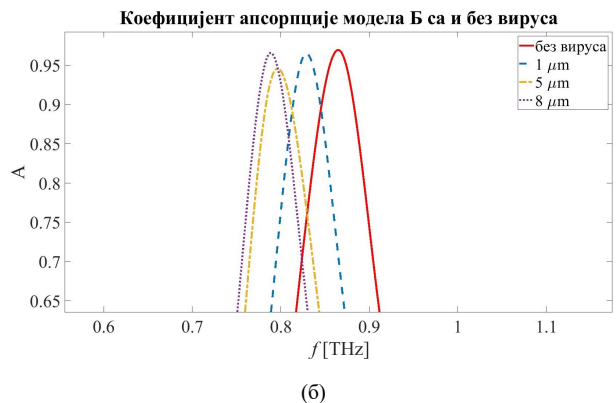
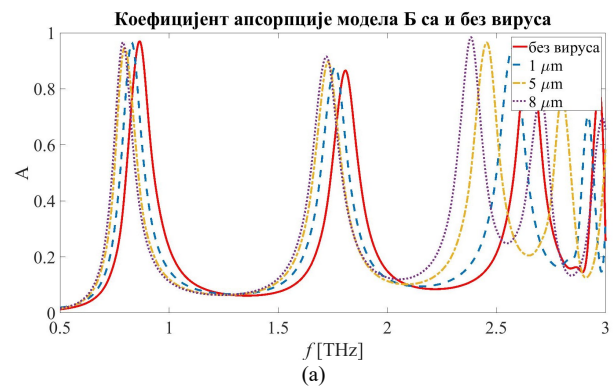
У табели IV су дати кључни подаци са сл. 13. Резултати су слични као и за модел А. Јасно је да се вирус инфлуенце А може детектовати коришћењем метаматеријала чији је јединични елемент модел Б. Такође, могуће је направити и разлику између тога која је узета дебљина слоја вируса. Слој дебљине $1 \mu\text{m}$ се од других вредности разликује по фреквенцијском померају, док се слојеви дебљине 5 и $8 \mu\text{m}$ међусобно могу

диференцирати по промени вредности коефицијента рефлексије у односу на модел без вируса. Између слојева дебљине 5 и $8 \mu\text{m}$ постоји и мали фреквенцијски померај, који у зависности од резолуције мерног инструмента којим се мере S -параметри биосензора, такође може да се користи за диференцирање ова два модела.

ТАБЕЛА III

ЛОКАЛНИ МАКСИМУМИ КОЕФИЦИЈЕНТА АПСОРПЦИЈЕ И УЧЕСТАНОСТИ КОЈЕ ОДГОВАРАЈУ ТИМ МАКСИМУМИМА.

i	1	2	3	4
$f_{\text{peak}, i}$ [THz]	0.864	1.809	2.650	2.970
$A_{\text{peak}, i}$	0.96949	0.86522	0.9495	0.80191



Сл. 13. Коефицијент апсорпције модела Б без и са слојем вируса различитих дебљина (1 , 5 и $8 \mu\text{m}$): (а) у ширем опсегу учестаности, (б) у околини првог локалног максимума.

У околини првог и другог локалног максимума, референтног (оригиналног) модела Б без вируса, учача се слична расподела максимума за различите дебљине слоја вируса, уз незнатна одступања фреквенцијског помераја и вредности коефицијента апсорпције. Трећи и четврти референтни локални максимума нису коришћени при детекцији, јер се налазе реалативно близу, а у случају присуства вируса долази до преклапања апсорпционих кривих у том делу спектра.

IV. ЗАКЉУЧАК

У раду је приказана могућност коришћења апсорбера као биосензора за детекцију присуства вируса. Као референтни параметар детекције коришћен је

коэффициент апсорпције. Показује се да је могуће детектовати фреквенцијски померај и/или промену вредности локалног максимума коэффицијента апсорпције, у односу на случај биосензора без вируса. Узимајући у обзир оба параметра при одлучивању може се донети прецизан закључак. Биосензор је реализован на бази метаматеријала са јединичним ћелијама које могу да детектују вирус инфлуенце А.

ТАБЕЛА IV

ЛОКАЛНИ МАКСИМУМИ КОЕФИЦИЈЕНТА АПСОРПЦИЈЕ И УЧЕСТАНОСТИ КОЈЕ ОДГОВАРАЈУ ТИМ МАКСИМУМИМА ЗА МОДЕЛ Б БЕЗ И СА СЛОЈЕМ ВИРУСА РАЗЛИЧИТИХ ДЕБЉИНА (1, 5 И 8 μm)

i		без вируса	са вирусом		
			$h_{\text{virus}} [\mu\text{m}]$		
			1	5	8
1	$f_{\text{peak}, 1} [\text{THz}]$	0.864	0.829	0.797	0.789
	$A_{\text{peak}, 1}$	0.96949	0.96522	0.94446	0.9659
	$ \Delta f_{\text{peak}, 1} [\text{GHz}]$	/	35	67	75
	$ \Delta A_{\text{peak}, 1} $	/	0.00427	0.02503	0.00359
2	$f_{\text{peak}, 2} [\text{THz}]$	1.809	1.762	1.731	1.720
	$A_{\text{peak}, 2}$	0.86522	0.87684	0.89905	0.91508
	$ \Delta f_{\text{peak}, 2} [\text{GHz}]$	/	47	78	89
	$ \Delta A_{\text{peak}, 2} $	/	0.01162	0.03383	0.04986

На основу анализе две јединичне ћелије може се уочити да је критична резолуција инструмента којим се мере S -параметри биосензора. Предност при детекцији има метаматеријал чији је јединични елемент SRR (модел А), јер је фреквенцијски померај са слојем вируса више од 10 пута већи од истог фреквенцијског помераја за случај јединичног елемента као перфорираног правоуглог резонатора (модел Б).

Мана биосензора базираног на моделу А, у односу на модел Б, се огледа у томе што први сензор подразумева рад на вишим учестаностима. Такође, коэффицијент апсорпције модела Б ја значајно већи од модела А што резултује израженијим локалним максимумима и, последично, већој осетљивости таквог сензора. Још једна предност модела Б потиче из чињенице да он без вируса има више локалних максимума који могу да се користе као референца у случајевима када се слој вируса нанесе на сензор.

Даљи правци истраживања подразумева би испитивање осетљивости сензора на различите подтипове и сојеве вируса инфлуенце А, анализирање коэффицијента апсорпције за већи број различитих вредности дебљина слоја вируса, проучавање коришћења коначног броја јединичних елемената у односу на бесконачан број, као и крајњу израду оваквог сензора.

ЗАХВАЛНИЦА

Ово истраживање је рађено у оквиру пројекта бр. 50206

који је финансиран од Фонда за иновациону делатност из буџета Републике Србије од стране Министарства просвете, науке и технолошког развоја, а кроз Пројекат за унапређење конкурентности и запошљавања (споразум о зајму са Светском банком). Истраживање је делимично подржано од стране Министарства просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] K. Meng et al., "Increasing the sensitivity of terahertz split ring resonator metamaterials for dielectric sensing by localized substrate etching," *Opt. Express*, vol. 27, no. 16, pp. 23164-23172, 2019.
- [2] S. J. Park et al., "Sensing viruses using terahertz nano-gap metamaterials," *Biomed. Opt. Express*, vol. 8, no. 8, pp. 3551-3558, 2017.
- [3] S. J. Park, A. R. Kim, J. T. Hong, J. Y. Park, S. Lee, and Y. H. Ahn, "Crystallization kinetics of lead halide perovskite film monitored by in-situ terahertz spectroscopy," *J. Phys. Chem. Lett.*, vol. 8, no. 2, pp. 401-406, 2017.
- [4] A. Keshavarz, Z. Vafapour "Water-based terahertz metamaterial for skin cancer detection application," *IEEE Sens. J.*, vol. 19, no. 4, 2019.
- [5] Статистички подаци о вирусу COVID-19 у Републици Србији, <https://covid19.rs/>
- [6] A. Keshavarz, Z. Vafapour, "Sensing avian influenza viruses using terahertz metamaterial reflector," *IEEE Sens. J.*, vol. 19, no. 13, 2019.
- [7] Q. Xie, G. Dong, B. Wang, W. Huang, "Design of quad-band terahertz metamaterial absorber using a perforated rectangular resonator for sensing applications," *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 13, pp. 1-8, 2018.
- [8] W. Xu, et al., "Mechanisms and applications of terahertz metamaterial sensing: a review," *Nanoscale*, vol. 9, no. 37, pp. 13864-13878, 2017.
- [9] N. Shen, P. Tassin, T. Koschny, C. Soukoulis, "Comparison of gold- and graphene-based resonant nano-structures for terahertz metamaterials and an ultra-thin graphene-based modulator," *Phys. Rev. B*, vol. 90, no. 11, pp. (115437) 1-8, 2014.
- [10] J. B. Khurgin, A. Boltasseva, "Reflecting upon the losses in plasmonics and metamaterials," *MRS Bull.*, vol. 37, no. 8, pp. 768-779, 2012.
- [11] WIPL-D Microwave Pro v5.1 Circuit and EM Simulation Professional Edition – User's Manual, 2018.
- [12] K. Ozden, O. M. Yucedag, H. Kocer, "Metamaterial based broadband RF absorber at X-band," *AEU-Int J Electron C*, vol. 70, no. 8, pp. 1062-1070, 2016.

ABSTRACT

Viral infections that have pandemic potential pose a threat to all of humanity. In order to speed up diagnostics and increase the capacity for testing of virus infection, the possibility of introducing alternative diagnostic methods, such as the use of biosensors, opens up. Recently, the search for the reliable alternative to the existing methods has occupied an increasingly important place in order to achieve faster diagnostics, higher sensitivity, non-invasive and non-contact measurement. In the terahertz frequency range, using sensors based on frequency-selective surfaces - metamaterials, enables faster diagnostics and sensitivity of detecting nano substances. In order to more reliably detect influenzavirus A, two different metamaterial cells were analyzed. The biosensor was designed as an absorber, and the absorption coefficient was used as the reference parameter for detection. Frequency shifts and changes in the values of the absorption coefficient with and without the existence of the virus are analyzed. It is obtained that a unit element with more resonant frequencies has higher sensitivity than an element with one resonant frequency.

Biosensors based on frequency selective surfaces

Milka Potrebić, Dunja Lončarević, Nikola Basta