

Л.Ю. Назарчук, аспір.

Житомирський державний технологічний університет

КОЕФІЦІЄНТ ВІДБИТТЯ ЯК ПАРАМЕТР ОЦІНКИ БЛИЖНЬОПОЛЬОВОЇ ВЗАЄМОДІЇ АНТЕНИ З БІОЛОГІЧНИМ СЕРЕДОВИЩЕМ

(Представлено д.т.н., проф. Манойловим В.П.)

Стаття присвячена розгляду функції коефіцієнта відбиття від біологічного середовища при ближньопольовій взаємодії антени з біооб'єктом. Показано, що визначення коефіцієнта відбиття від біологічного середовища дає можливість діагностики тканини з локалізованою неоднорідністю.

Постановка задачі. В наш час діелектричні властивості біологічних середовищ в НВЧ діапазоні знаходяться в стадії інтенсивних досліджень. Істотно проходить розробка активних методів виявлення карциноми молочної залози. Ці методи використовують той факт, що пухлина являє собою сильну локальну неоднорідність діелектричної проникності в досить однорідному навколишньому середовищі. В роботі [1] міститься огляд експериментальних даних. Відомо, що спектр діелектричної проникності $\varepsilon = \varepsilon' + i\varepsilon''$ біологічної тканини значною мірою визначається вмістом води. Тканина грудей за своїм складом близька до жирової тканини, яка відрізняється малим вмістом води. Ця властивість визначає відносно високу проникну здатність полів НВЧ в подібні середовища.

Основною характеристикою радіопоглинаючих матеріалів (а значить і біологічних середовищ) є коефіцієнт відбиття R [2, 3]. При наявності біологічної неоднорідності (пухлини) змінюється діелектрична проникність середовища в зоні патології, а значить і змінюється коефіцієнт відбиття від її поверхні. За зміною величини коефіцієнта відбиття можна отримувати інформацію про перебіг запалювального процесу в біотканині.

Огляд та аналіз джерел технічної інформації. Макроскопічний розгляд електромагнітних процесів в речовині дозволяє відволіктися від її атомарної, дискретної структури. При цьому сама речовина виступає як неперервне середовище. Вплив різноманітних середовищ на протікаючі в них електромагнітні процеси враховується введенням особливих макроскопічних параметрів, одні з яких характеризують електричні властивості, а інші – магнітні [4, 5].

Дослідження діелектричних властивостей біологічних середовищ (в тому числі рідин та рідких розчинів) є важливою науковою та прикладною задачею [6, 7]. Ці дослідження є, з одного боку фундаментальними, оскільки дозволяють отримати цінну інформацію про взаємодію електромагнітних хвиль з рідинами, а з іншого – прикладними дослідженнями, оскільки знання діелектричних властивостей рідин відкриває можливість створювати методи та прилади для контролю складу цих рідин в реальному часі.

В роботі [7] наводяться результати дослідження діелектричних властивостей в ММ діапазоні слабких розчинів глюкози у воді та фізіологічному розчині, а також діелектричних властивостей крові та шкіри. Вимірювання проводилися за допомогою розробленого для цієї цілі методу, який не вимагає фазових вимірювань комплексного коефіцієнта відбиття. З результатів досліджень випливає, що оптимальним частотним діапазоном, в якому досягається максимальна чутливість до концентрації глюкози у воді та фізіологічному розчині, є діапазон частот 30–60 ГГц.

Мета роботи – дослідження залежності коефіцієнта відбиття від характеристик біологічного середовища та системи «антена–біологічний об'єкт», співставлення даних математичної моделі з даними технічних джерел.

Виклад основного матеріалу. Детально математична модель ближньопольової взаємодії антени з біологічним середовищем стосовно визначення провідності представлена у [8]. Розглянемо коефіцієнт відбиття від поверхні біооб'єкта та його залежність від параметрів середовища.

Комплексний коефіцієнт відбиття R від апертури антени знаходиться, як [8]:

$$R = \frac{C_0}{C_n} = \frac{C_{+1}}{C_n} (1 - e^{-i2k_1 h_0}) - e^{-i2k_1 h_0} = \frac{C_{+1}}{C_n} - \frac{C_{+1}}{C_n} e^{-i2k_1 h_0} - e^{-i2k_1 h_0}, \quad (1)$$

де h_0 – відстань від апертури антени до досліджуваного середовища;

$$k_1 = \frac{2\pi f}{c} \text{ – хвильове число;}$$

f – частота електромагнітних хвиль;

c – швидкість світла.

Модуль комплексного коефіцієнта відбиття $|R|$ буде знаходитися [4, 5]:

$$|R| = \left| \frac{C_0}{C_n} \right|^2 = R'^2 + R''^2, \quad (2)$$

де R' , R'' – відповідно дійсна та уявна частини комплексного коефіцієнта відбиття.

Оскільки амплітудні коефіцієнти C_{+1} , C_n є комплексними [8], то їх відношення можна записати у вигляді комплексного числа наступним чином [9]:

$$\frac{C_{+1}}{C_n} = \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + i \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] = \left| \frac{C_{+1}}{C_n} \right| e^{i\varphi_n},$$

де φ_n – фаза комплексного числа $\frac{C_{+1}}{C_n}$.

Використовуючи формулу Ейлера [9], запишемо наступне співвідношення:

$$e^{-i2k_1 h_0} = \cos 2k_1 h_0 - i \sin 2k_1 h_0. \quad (3)$$

Підставляємо вираз (3) у вираз для комплексного коефіцієнта відбиття (1) та отримуємо вираз:

$$R = R' + iR'' = \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 1 \right) \cos 2k_1 h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \sin 2k_1 h_0 \right) + \\ + i \left(\operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 1 \right) \sin 2k_1 h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \cos 2k_1 h_0 \right),$$

де $R' = \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 1 \right) \cos 2k_1 h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \sin 2k_1 h_0;$

$$R'' = \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 1 \right) \sin 2k_1 h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \cos 2k_1 h_0.$$

Використовуючи вираз (2), запишемо модуль комплексного коефіцієнта відбиття $|R|$:

$$|R| = 2 \operatorname{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2 \operatorname{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2 \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \cos 2k_1 h_0 \left(-2 \operatorname{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \right. \\ \left. + 2 \operatorname{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2 \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \right) + \sin 2k_1 h_0 \left(2 \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2 \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \right). \quad (4)$$

На рис. 1 показана залежність модуля коефіцієнта відбиття $|R|$ водного середовища від частоти при різних відстанях h_0 від апертури антени до досліджуваного середовища. На рис. 2 представлена залежність модуля коефіцієнта відбиття $|R|$ водного середовища від відстані h_0 від апертури антени до досліджуваного середовища при частоті 1,5 ГГц. Точками та колами позначені експериментальні дані, представлені в [10].

Висота підйому антени h_0 над середовищем залежить від розкриття апертури антени та частоти в ближній зоні випромінювання [11]:

$$h_0 \leq \frac{D}{4} + \frac{D}{2} \sqrt[3]{\frac{D}{\lambda}} = \frac{D}{4} + \frac{D}{2} \sqrt[3]{\frac{Df}{c}},$$

де D – максимальний розмір апертури антени;
 λ – довжина хвилі.

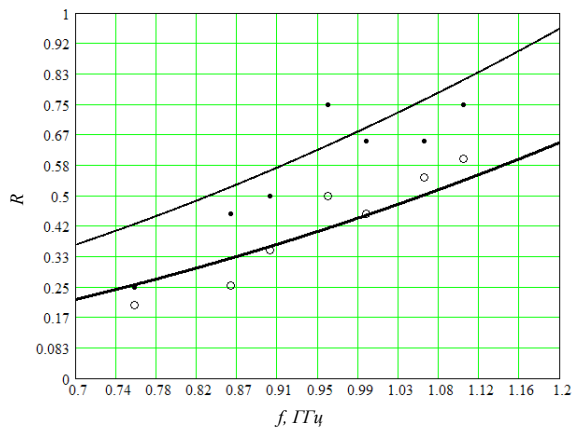


Рис. 1. Залежність модуля коефіцієнта відбиття $|R|$ водного середовища від частоти при різних відстанях h_0 від апертури антени до досліджуваного середовища. Точки – $h_0 = 5$ мм, кола – $h_0 = 1$ мм, точки та кола – дані [10]

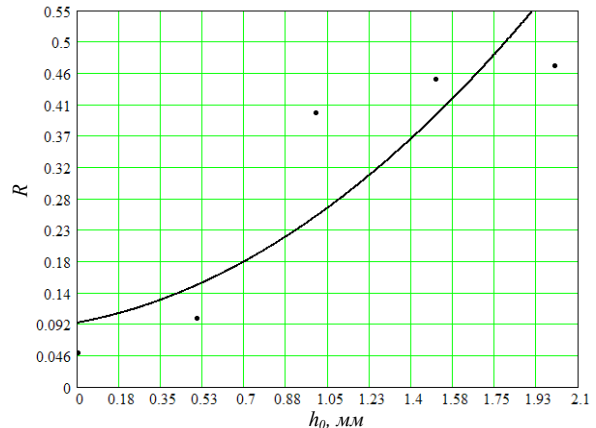


Рис. 2. Залежність модуля коефіцієнта відбиття $|R|$ водного середовища від відстані h_0 від апертури антени до досліджуваного середовища при частоті 1,5 ГГц, точки – дані [10]

Враховуючи вираз (4), коефіцієнт стоячої хвилі по напрुзі $K_{СХН}$ визначимо наступним чином:

$$K_{СХН} = \frac{1 + |R|}{1 - |R|}. \tag{5}$$

Вирази (4) та (5) складають систему рівнянь, розв'язуючи яку, отримаємо вирази для невідомих $\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]$, $\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]$:

$$\left\{ \begin{aligned} &K_{СХН} = (1 + 2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \cos 2k_1 h_0 (-2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \\ &+ 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]) + \sin 2k_1 h_0 (2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]) / (1 - \\ &- 2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \cos 2k_1 h_0 (-2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \\ &+ 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]) + \sin 2k_1 h_0 (2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]), \\ &|R| = 2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \cos 2k_1 h_0 (-2\text{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] + \\ &+ 2\text{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]) + \sin 2k_1 h_0 (2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] - 2\text{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right] \text{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]). \end{aligned} \right.$$

Розв'язками системи є тільки дійсні числа. При знаходженні відношення $\left[\frac{C_{+1}}{C_n} \right]$ за формулою (1) знаходимо комплексний коефіцієнт відбиття R .

Математична модель взаємодії НВЧ хвиль з біологічним середовищем представлена у [12]. Запишемо вираз для опору навантаження антени. Нехай антена навантажена на досліджуване середовище, яке представляє собою трьохшарову структуру (включаючи повітря) з різними комплексними відносними діелектричними проникностями $\varepsilon_2 = \varepsilon_2' + i\varepsilon_2''$ (опір Z_2), $\varepsilon_3 = \varepsilon_3' + i\varepsilon_3''$ (опір Z_3).

Тоді в силу послідовного з'єднання опорів середовищ опір досліджуваного середовища (опір навантаження) буде визначатися наступним чином:

$$Z_1 = Z_0 + Z_2 + Z_3 = Z_0 + \frac{Z_0}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{Z_0}{\sqrt{\varepsilon_3}} = Z_0 \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_3}} \right) = Z_0 \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}},$$

де $Z_1' = \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_3}} \right) = \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}}$, $Z_1' = \frac{Z_1}{Z_0} \Leftrightarrow Z_1 = Z_1' Z_0$ – нормований опір навантаження;

$Z_0 = 377$ Ом – хвильовий опір вільного простору.

Тоді нормовану комплексну провідність Y' можна записати як:

$$Y' = \frac{1}{Z_1'} = \frac{1}{\left(1 + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_3}} \right)} = \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}.$$

На рис. 3, 4 представлені залежності опору та провідності досліджуваного середовища від відносної діелектричної проникності жирової та м'язової тканин для системи шкіра–жир та шкіра–м'язи. Розрахунки проводилися для біологічної тканини і для імітуючих матеріалів та розчинів з наступними параметрами [13–15]:

– система шкіра (ε_2)–жир, $\varepsilon_2 = 32 + i16$, імітуючий матеріал шкірно-жирової тканини – пластмаса з добавкою 17 % алюмінієвої пудри, $\varepsilon_2 = 34,8$;

– система шкіра (ε_2)–м'язи, імітуючий матеріал шкірно-м'язової тканини – 47 % розчин гліцерину у воді з добавкою 1,2 % солі, $\varepsilon_2 = 79 - i24$, та 60 % розчин спирту у воді з добавкою 1,2 % солі, $\varepsilon_2 = 49 - i21,2$.

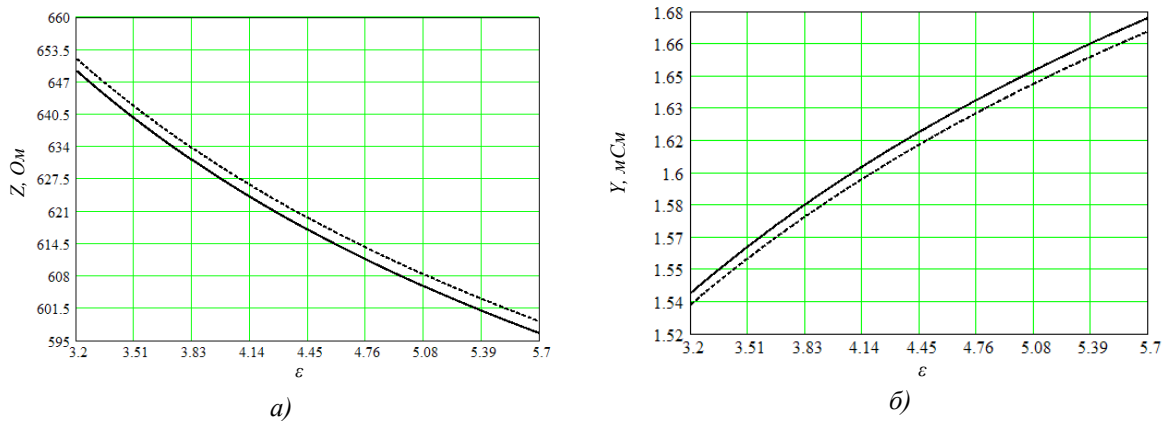


Рис. 3. Залежність опору (а) та провідності (б) досліджуваного середовища від відносної діелектричної проникності жирової тканини для системи шкіра–жир: суцільна лінія – біологічна тканина, штрих-пунктир – імітуючий матеріал

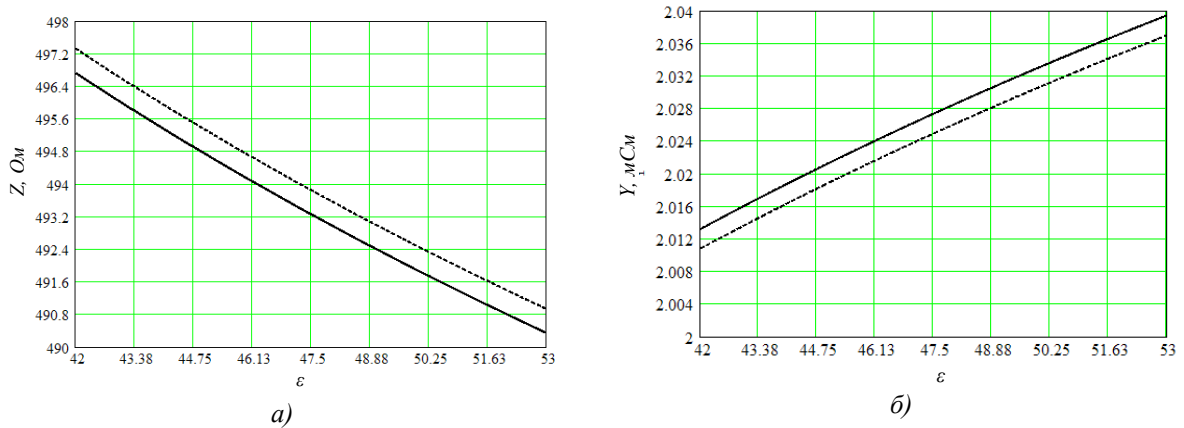


Рис. 4. Залежність опору (а) та провідності (б) досліджуваного середовища від відносної діелектричної проникності м'язової тканини для системи шкіра–м'язи: суцільна лінія – біологічна тканина, штрих-пунктир – імітуючий розчин

Таким чином, на основі розглянутих залежностей можна зробити висновок, що при збільшенні діелектричної проникності біологічного середовища (тобто при розвитку пухлинного процесу) зменшується опір тканини та збільшується її провідність.

На рис. 5 представлена залежність кутів заломлення α_2 , α_3 від кута падіння α_1 для системи “повітря–шкіра (ϵ_2)–жир (ϵ_3)” при наступних значеннях діелектричної проникності середовищ $\epsilon_2 = 32 + i16$, $\epsilon_3 = 4, 2 + i0, 85$.

Аналізуючи дану залежність, бачимо, що значення кутів заломлення α_2 , α_3 зростає при збільшенні кута падіння α_1 .

На рис. 6 представлена залежність коефіцієнта відбиття за потужністю від частоти для системи повітря–жир ($\epsilon_2 = 2, 2 + i0, 88$)–м'язи ($\epsilon_3 = 41, 2 + i17, 6$) при товщині шару 2,8 мм.

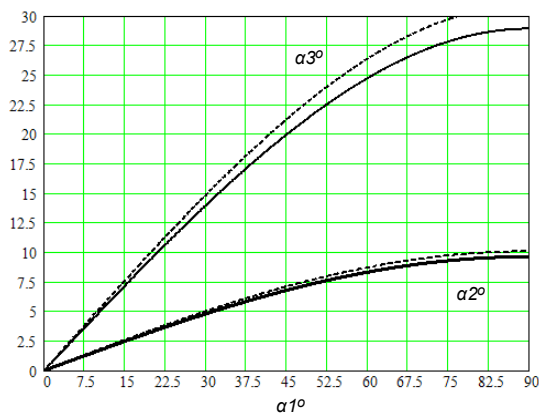


Рис. 5. Залежність кутів заломлення α_2 , α_3 від кута падіння α_1 для системи “повітря–шкіра (ϵ_2)–жир (ϵ_3)” при наступних значеннях діелектричної проникності $\epsilon_2 = 32 + i16$, $\epsilon_3 = 4, 2 + i0, 85$, пунктирні лінії відповідають моделюючим розчинам

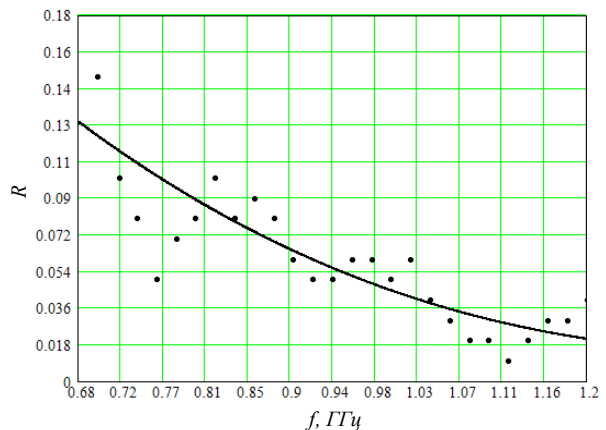


Рис. 6. Залежність коефіцієнта відбиття за потужністю від частоти для системи повітря–жир–м'язи при товщині шару 2,8 мм, точки відповідають експериментальним даним, представленим в [10]

На рис. 7 представлені залежності дійсної та уявної частин відносної діелектричної проникності шкіри від частоти при товщині шару $h = 14,5$ мм. Точки та кола – експериментальні дані, представлені в [1].

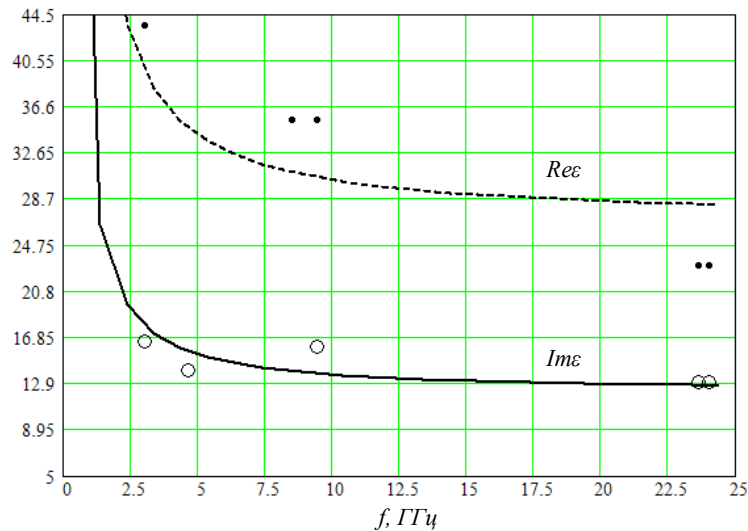


Рис. 7. Залежності дійсної та уявної частин відносної діелектричної проникності шкіри від частоти при товщині шару $h = 14,5$ мм. Точки та кола – експериментальні дані, представлені в [1]

На рис. 8 представлені залежності дійсної та уявної частин відносної діелектричної проникності жирової тканини від частоти при товщині шару $h = 39$ мм. Точки та кола – експериментальні дані, представлені в [1].

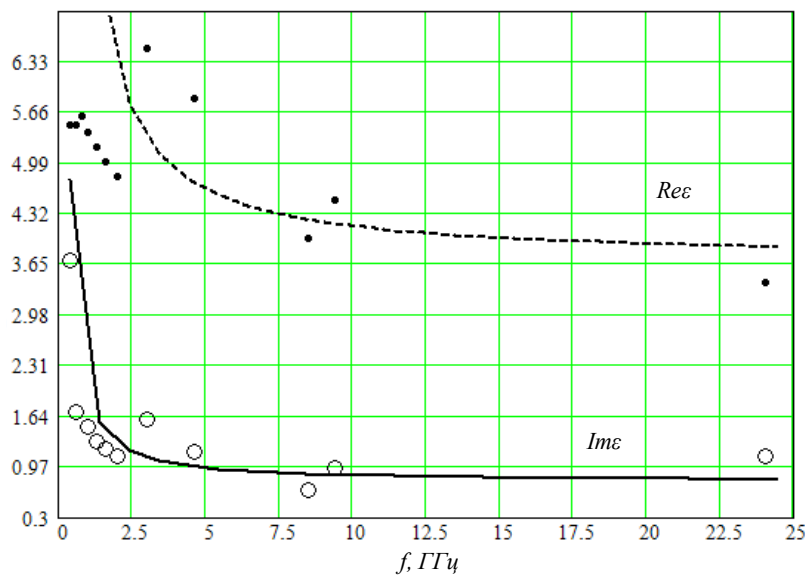


Рис. 8. Залежності дійсної та уявної частин відносної діелектричної проникності жирової тканини від частоти при товщині шару $h = 39$ мм. Точки та кола – експериментальні дані, представлені в [1]

Висновки. В ході математичного моделювання отримані вирази для коефіцієнта відбиття як функції багатьох параметрів. Аналіз математичної моделі показав, що зміна коефіцієнта відбиття є джерелом інформації про зміну діелектричної проникності біологічного середовища в зоні запалення. З розглянутих залежностей провідності (опору) біологічної тканини та моделюючих розчинів можна зробити висновок, що при збільшенні діелектричної проникності зменшується опір (збільшується провідність). Порівняння даних математичної моделі з експериментальними даними, що представлені в роботах [1, 10], дало позитивний результат. Таким чином дану модель можна вважати адекватною.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с.
2. Юров Ю.Я. Техническая электродинамика. – Л.: ЛГУ, 1975. – 170 с.
3. Вайнштейн Л.А. Электромагнитные волны. – М.: Радио и связь, 1988. – 440 с.
4. Фальковский О.И. Техническая электродинамика: Учебник для вузов связи. – М.: Связь, 1978. – 432 с.
5. Семенов Н.А. Техническая электродинамика: Учебник для вузов. – М.: Связь, 1973. – 480 с.
6. Ахадов А.Ю. Диэлектрические свойства бинарных растворов. – М.: Наука, 1977. – 400 с.
7. Мериакри В.В., Чигряй Е.Е., Никитин И.П., Пархоменко М.П. Диэлектрические свойства растворов глюкозы в миллиметровом диапазоне волн и проблема контроля ее содержания в крови //Международная конференция Крымико, 2005. – С. 853–854.
8. Манойлов В.П., Назарчук Л.Ю. Близньопольова НВЧ-взаємодія «антена–середовище» // Вісник ЖДТУ. – 2005. – № 2 (33). – С. 75–79.
9. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике для научных работников и инженеров. –М.: Наука, 1984. – 831 с.
10. Вакс В.Л., Гайкович К.П., Резник А.Н. Ближнее тепловое поле и возможности его использования для глубинной температурной диагностики сред //Известия вузов. Радиофизика. – 2002. – Т. XLV. – Вып. 1. – С. 8–25.
11. Марков Г.Т., Сазонов Д.М. Антенны: Учебник для студентов радиотехнических специальностей вузов. – Изд. 2-е, перераб. и доп. – М.: Энергия, 1975. – 528 с.
12. Назарчук Л.Ю. Відновлення параметрів біологічних середовищ за функцією коефіцієнта відбиття // Вісник ЖДТУ. – 2006. – № 1 (36). – С. 55–74.
13. Резник А.Н., Юрасова Н.В. Близнепольная СВЧ томография биологических сред // Журнал технической физики. – 2004. – Т. 74. – № 4. – С. 108–117.
14. Резник А.Н., Юрасова Н.В. Обнаружение контрастных образований внутри биологических сред при помощи близнепольной СВЧ диагностики // Журнал технической физики. – 2006. – Т. 76. – № 4. – С. 90–104.
15. Маречек С.В., Поляков В.М. Возможности оценки приповерхностной структуры биологической ткани по измерению коэффициента отражения на отдельных частотах СВЧ диапазона // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2005. – № 11–12. – С. 4–11.

НАЗАРЧУК Леся Юріївна – аспірантка Житомирського державного технологічного університету факультету інформаційно-комп'ютерних технологій кафедри електронних апаратів.

Наукові інтереси:

- електродинаміка;
- хвильова теорія;
- фізика НВЧ.

Тел. +38–050–66-94-127, +38–050–747-02-36

E-mail: Lnazarchuk@rambler.ru

Подано 19.03.2007