

М.Л. Іщенко, аспір.
 О.Л. Коренівська, к.т.н.
 Р.О. Коломієць, к.т.н.
 Д.С. Морозов, інж.

Житомирський державний технологічний університет

НЕІНВАЗИВНА НВЧ-ДІАГНОСТИКА ЛЮДСЬКОГО ОРГАНІЗМУ

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

Розглянуто питання діагностики стану людського організму, а саме шкіряних покривів та кісток. Було запропоновано спосіб реалізації НВЧ-методу дослідження відбиттям багатопшарових структур, описано сам метод та його переваги, порівняно з іншими методами діагностики.

Ключові слова: НВЧ-діагностика, організм, шкіряний покрив, кісткова тканина, опорно-рухова система, електромагнітні коливання.

Вступ. Постановка проблеми. Людський організм – це складний біологічний механізм. Він складається з різноманітних тканин і рідин, що взаємодіють за допомогою кругообігу рідин.

Часто концентрація рідини в кожній конкретній точці організму є змінною і залежить від процесів, що в ній відбуваються. Тому можна зробити висновок про те, що патологічні зміни тканин викликають і зміну концентрації рідини в місцях алокації захворювань [1, 2]. Найбільш очевидним і красномовним прикладом є приток крові до місця забою або синця. Оскільки вода є основною складовою рідин в організмі, вона слугує розчинником та передає свої властивості.

Досліджуючи концентрацію рідини в органі, можна прогнозувати появу тієї чи іншої патології за зміною концентрації. Для прикладу розглянемо діагностування такого захворювання, як остеопороз.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. За результатами досліджень В.В.Поворознюк структурно-функціонального стану кісткової тканини у жінок віком 20–89 років [3], остеопороз було виявлено: в 13 % жінок у віковій групі 50–59 років, у 25 % – у групі 60–69 років, у 50 % – 70–79 років та в 53 % – 80–89 років. Загальна передбачувана кількість жінок України, які страждають на остеопороз, дорівнює 3005 тис., або 11,8 % усього жіночого населення. Згідно з отриманими даними, суттєве збільшення кількості жінок з остеопорозом спостерігається у віковій групі 50–59 років – 387,0 тис.; у старших вікових групах цей показник зростає (60–69 років – 754,2 тис.; 70–79 років – 1235 тис.) аж до вікової групи 80 років і старше. Зниження показника в останній групі зумовлене зменшенням її кількісного складу.

Мета роботи. Полягає в розгляданні існуючих способів діагностики стану шкіряних покривів і опорно-рухової системи людини та пропонування нового методу діагностики.

Викладення основного матеріалу. Одним із найсучасніших діагностичних методів виявлення остеопорозу є двоенергетична рентгенівська денситометрія. Сутність методу полягає у вимірюванні абсорбційних властивостей кістки. Станом на 2012 рік приладів для проведення двоенергетичної рентгенівської денситометрії було всього 7 та їхня вартість надзвичайно висока. Попри свою точність, такі прилади випромінюють певну дозу радіації в людський організм, тому пропонуємо змінити вимірювальну установку, принципово не змінюючи метод вимірювання. Як заміну рентгенівському можна використовувати електромагнітне випромінювання.

Метод використовує властивості електромагнітних коливань проходити крізь певну товщину тканин, а після цього відбиватися, частково поглинаючись і розсіюючись, повертатися у вигляді, спотвореному відносно початкового стану. Вимірюючи різницю між отриманим і надісланим сигналами, можна з високою точністю вказати, через які перешкоди проходила хвиля, рухаючись крізь тканини. Адаже параметри людських тканин мають певні величини, а електромагнітні хвилі є дуже чутливими до змін середовища, в якому вони розповсюджуються. Як відомо, вода є бінарним хімічним розчином і тому має характерні [4, 5] для таких сполук електромагнітні властивості: на низьких частотах вона має високе значення діелектричної проникності, яке поступово знижується зі зростанням частоти наведеного електромагнітного коливання. Цю залежність зміни діелектричної проникності води від частоти описує формула розподілу Дебая:

$$\varepsilon = \varepsilon' - i\varepsilon''$$

$$\text{де } \varepsilon' = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_0 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad \varepsilon'' = \frac{(\varepsilon_0 - \varepsilon_{\infty})\omega\tau}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (1)$$

Результати чисельного розрахунку комплексної діелектричної проникності води можна представити графічно, показавши зміни величини діелектричної проникності по відношенню до частоти на рисунку 1.

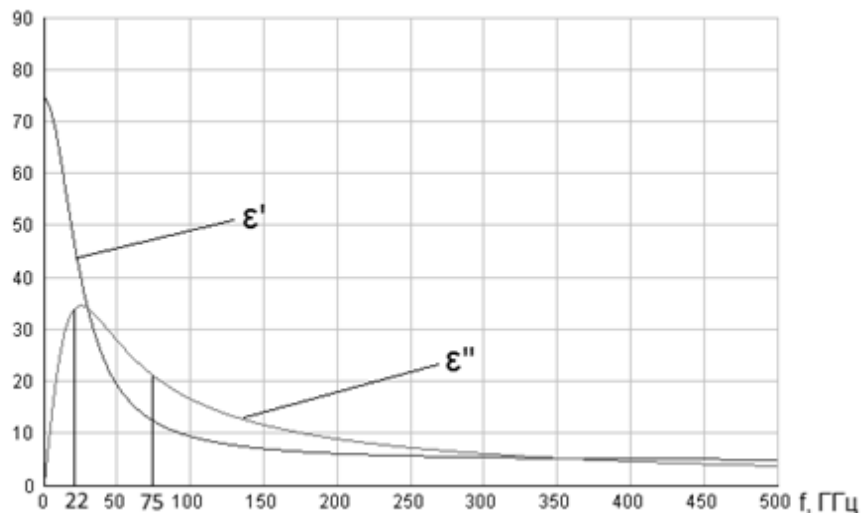


Рис. 1. Графік залежності діелектричної провідності води від частоти

Різні органи людського організму мають різну концентрацію рідини. Також очевидним є різний рівень водонаповненості тканин, з яких складаються органи. Використовуючи властивості води, можна проводити діагностування тканин на визначення концентрації та алокації рідини. Тобто тканина, яка в звичайному стані має малу кількість рідини, в патологічному стає більше або менше наповненою рідиною. Це призводить до зміни форми і амплітуди відбитої електромагнітної хвилі.

Одним із найпростіших способів реалізації такого методу є проста одноантенна система [6], в якій роль антени-приймача і антени-передавача відіграє антена рупорного типу, розташована під прямим кутом до вимірювального об'єкта. Схема досліду зображена на рисунку 2.

У випадку, що зображений на рисунку 2, антена розташована над великою гомілковою кісткою. На ній є велике плато, на якому товщина шкіри є малою – немає великої кількості підшкірного жиру, а форма кістки має дуже малий радіус осьової кривизни, що полегшує геометричне моделювання. Знаючи величину енергії і електричні характеристики тканин, можна розрахувати енергію відбитого коливання. Для того, щоб розрахувати величину послаблення, можна використати модель тканинної структури з трьох шарів: повітря–шкіра–кістка. Ця ділянка, до того ж, має велику площу, що полегшує вибір місця розташування антени під час діагностування.

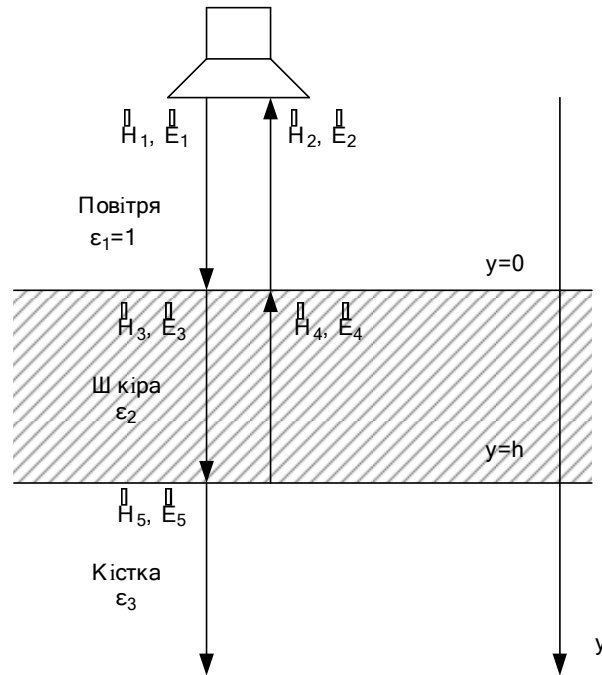


Рис. 2. Схема дослідю тришарового об'єкта плоскополяризованою хвилею

Основним показником для оцінки стану вимірювального об'єкта слід вважати коефіцієнт відбиття. Ця величина узагальнює всю отриману інформацію від електромагнітної хвилі, об'єднуючи в одному числі всі зміни, яких зазнав сигнал на шляху свого пробігу. Формула коефіцієнта відбиття була представлена у роботах [7, 8]:

$$|R| = \frac{E_{2m}}{E_{1m}} \quad (2)$$

$$\frac{E_{2m}}{E_{1m}} = \frac{(\varepsilon_2 - Z'_{12})(\varepsilon_3 + \varepsilon_2 Z'_{23}) + e^{2\gamma_2 h} (\varepsilon_2 + Z'_{12})(\varepsilon_3 - \varepsilon_2 Z'_{23})}{(\varepsilon_2 + Z'_{12})(\varepsilon_3 + \varepsilon_2 Z'_{23}) + e^{2\gamma_2 h} (\varepsilon_2 - Z'_{12})(\varepsilon_3 - \varepsilon_2 Z'_{23})} \quad (3)$$

$$e^{2\gamma_2 h} = e^{\sqrt{\varepsilon_2} \frac{g_2 h}{2}} \left(\cos \left(4\pi f h \sqrt{\varepsilon_2} \right) + i \sin \left(4\pi f h \sqrt{\varepsilon_2} \right) \right); \quad (4)$$

$$2\gamma_2 h = 2h \left(\frac{g_2}{2\sqrt{\varepsilon_2}} + i 2\pi f \sqrt{\varepsilon_2} \right) \quad (5)$$

$$\gamma_2 = -\frac{\pi f g}{c} \sqrt{\varepsilon_2} - i \frac{2\pi f}{c} \sqrt{\varepsilon_2} \quad (6)$$

Підставивши в дану формулу значення діелектричної проникності шкіри і кісток [1], а також обчисливши еквівалентний опір Z'_{12} і Z'_{23} отримано:

$$Z_{12} = \frac{\sqrt{\varepsilon_w'} - 1}{\sqrt{\varepsilon_w'} + 1} + i \frac{\sqrt{\varepsilon_w''} - 1}{\sqrt{\varepsilon_w''} + 1} \quad (7)$$

$$Z_{23} = \frac{\sqrt{\varepsilon_k'} - \sqrt{\varepsilon_w'}}{\sqrt{\varepsilon_k'} + \sqrt{\varepsilon_w'}} + i \frac{\sqrt{\varepsilon_k''} - \sqrt{\varepsilon_w''}}{\sqrt{\varepsilon_k''} + \sqrt{\varepsilon_w''}} \quad (8)$$

де ε_w - діелектрична проникність шкіри; ε_k - діелектрична проникність кісток.

Отримано графік (рис. 3, 4) зміни коефіцієнта відбиття залежної від частоти електромагнітного коливання.



Рис. 3. Графік зміни дійсної частини коефіцієнта відбиття від частоти

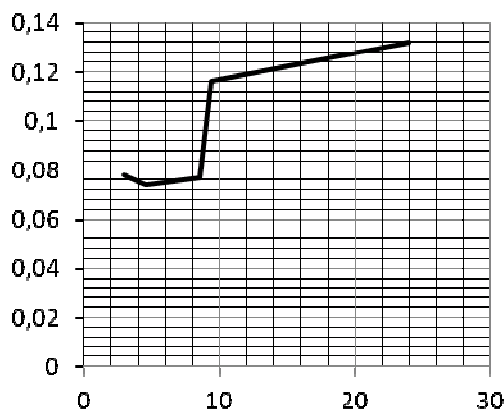


Рис. 4. Графік зміни уявної частини коефіцієнта відбиття від частоти

Також було встановлено, що ця величина має певні стрибкоподібні зміни амплітуди при певних значеннях частоти діагностуючого коливання. Таку частоту слід вважати резонансною, кількість таких частот може бути більшою за одну, і вони будуть повторюватися через певний період. Резонансні частоти і період їх повтору можна знаходити завдяки формулі:

$$f_0 = \frac{nc}{4\cos\alpha_2 h \sqrt{\varepsilon_2}}; n = 1, 2, 3, \dots \quad (9)$$

Побудовано криві зміни дійсної і уявної частини виразу коефіцієнта відбиття залежно від частоти скануючої хвилі. Слід звернути увагу на появу ділянки з нетиповою зміною амплітуди. Ймовірно, таких ділянок буде значно більше, якщо під час досліду зменшити крок вимірювання за частотою. Так з формули видно, що такі зміни амплітуди будуть зустрічатися з періодом $f = 926,3$ МГц. Початковою частотою стане $f_0 = 926,3$ МГц. На жаль, наявні дані величини діелектричної проникності в довідниковій літературі обмежені лише 5 точками на всьому інтервалі від 1 до 24 ГГц, а це дозволяє досліджувати лише форму зміни величини коефіцієнта відбиття в першому наближенні. Взагалі ці дані корелюють зі згаданою вище залежністю діелектричної проникності води від частоти.

Слід зауважити, що діагностика на резонансних частотах є більш доцільною, адже тоді амплітуда зміни енергії відбитого коливання є максимальною, а, отже, навіть малі порушення складу кістки викликать великі зміни скануючого коливання. Такий підхід дозволить виявляти захворювання остеопорозу навіть на початку формування.

Щодо очевидних недоліків, слід зауважити, що при вимірюванні однією антеною під кутом 90 градусів, буде втрачатися можливість сприйняти велику частину сигналу, який в результаті часткового заломлення відбився поза сектором, доступним для антени. Тому покращення характеристик вимірювальної системи пропонується використовувати дві антени [8] (рис. 5) (одна приймальна, друга передаюча), розташовуючи їх під кутом до вимірювального об'єкта.

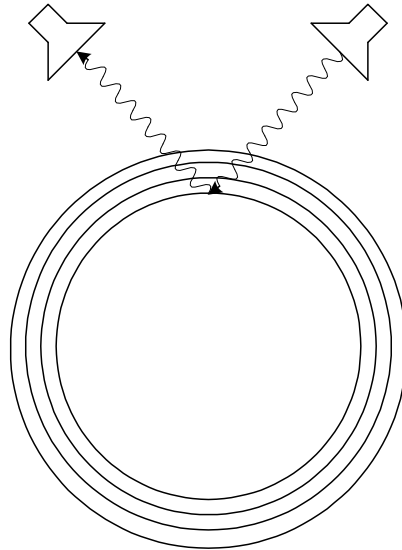


Рис. 5. Спосіб вимірювання відбиттям

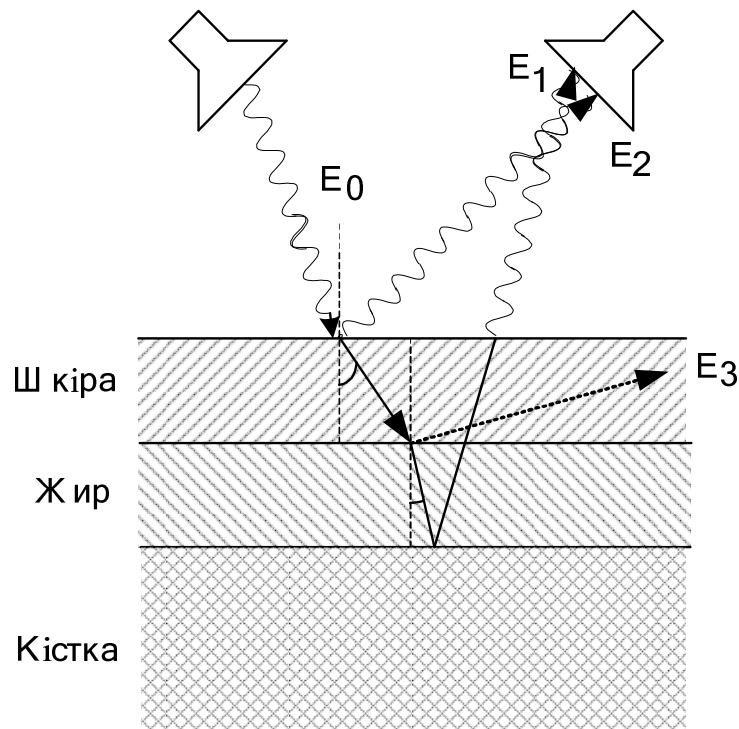


Рис. 6. Схема падіння плоскополяризованої хвилі на багатoshарову структуру

Виходячи з того, що людська шкіра може мати різну товщину в різних місцях – від 0,2 до 2,8 мм [1], без урахування жирової клітковини під нею, для ефективного діагностування довжина напівхвилі не повинна перевищувати товщини шкіри. Можна розрахувати частоти f , за яких довжина хвилі λ буде мати довжину, достатню для діагностування при товщині шкіри 0,2 мм, частота падаючої хвилі повинна бути не меншою за $f = 75$ ГГц. При 2,8 мм $f = 21,4$ ГГц можна зробити висновок щодо доцільності встановлення робочого діапазону від 22 до 75 ГГц. Спускаючись нижче 22 ГГц, ми збільшуємо довжину хвилі. З одного боку, це дозволяє зменшити втрати енергії від поверхневих ефектів, але ускладнює геометрію задачі, до того ж напівхвиля може бути довшою за товщину або глибину вимірювальної ділянки, що знижує точність вимірювання, а також вносить похибку через вплив тканин, які нас не цікавлять. При збільшенні частоти до 75 ГГц, глибина проникності коливань стає напряму залежати від частоти і енергії. Оскільки енергія у медичних досліджах не може бути більшою за певні санітарні нормативи, то залежність стає тільки частотною. Це дозволить зменшити втрати від проходження енергії

через досліджуваний об'єкт, а також суттєво спрощує геометрію задачі і дозволяє привносити коливання на певну глибину в об'єм живої тканини, оскільки, змінюючи довжину хвилі, можемо встановити максимальну довжину проникнення хвиль. Це дозволяє підвищити роздільну здатність запропонованої методики, тобто дає можливість дослідження конкретних шарів тканини для виявлення певних захворювань. Наприклад, повний спектр діагностування дерми (середнього шару шкіри), виявлення дерматитів, екзем, меланом, псоріазу. Дослідження верхніх шкіряних покривів даним методом можна покращити шляхом підбору кута, меншого за кут Брюстера, для системи антен, мінімізуючи втрати від відбиття коливань, або за допомогою заміни рупорної приймальної антени аплікаторною. У випадку використання рупорної антени, як видно з рисунку 6, не вся енергія хвилі, яка повертається з досліджуваної ділянки, може сприйматися антеною, так частина E_3 не буде сприйнята, а E_2 і E_1 будуть.

Використання аплікаторної мікросмужкової антени дозволить повністю приймати всю енергію, відбиту в об'єкті дослідження, адже, знаходячись безпосередньо на поверхні, така антена може повністю закрити геометричну область дослідження. Але, на жаль, використання аплікаторної антени як лише приймальної не дозволить уникнути втрат від поверхневого часткового відбиття. Як видно з рисунку 7, аплікаторна антена на поверхні не сприймає E_1 , цю проблему можна легко вирішити шляхом заміни випромінюючої антени на аплікаторну (рис. 8).

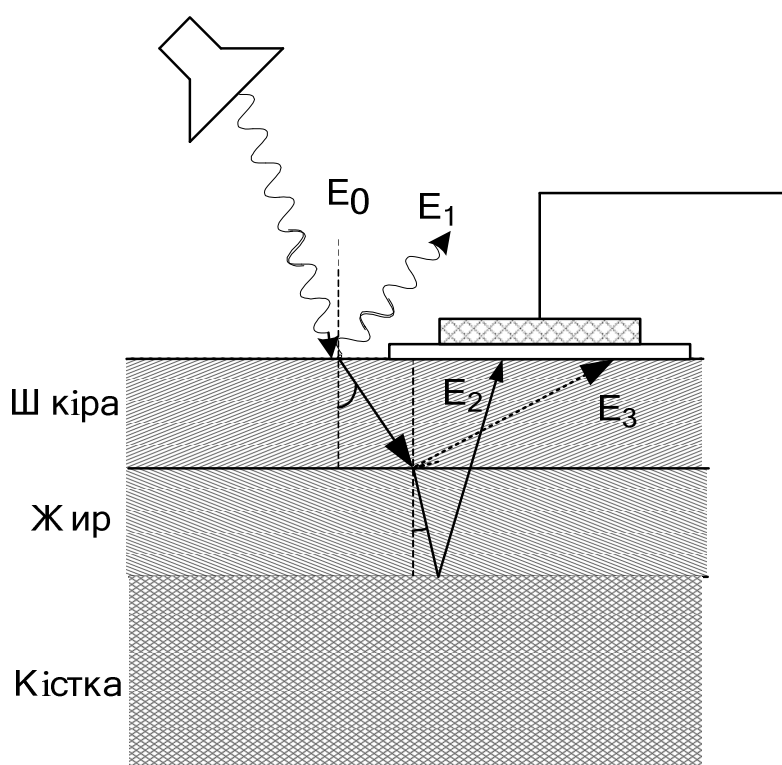


Рис. 7. Схема досліду з аплікаторною приймальною антеною

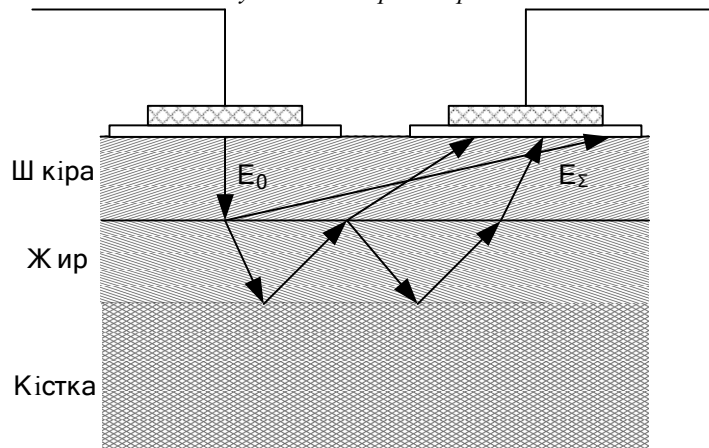


Рис. 8. Схема дослід з аплікаторною приймальною і передаючою антенами

Сама антена такого типу конструкційно є комбінацією петлевих чвертьхвильових вібраторів [9] зі спільною точкою рисунок 9.

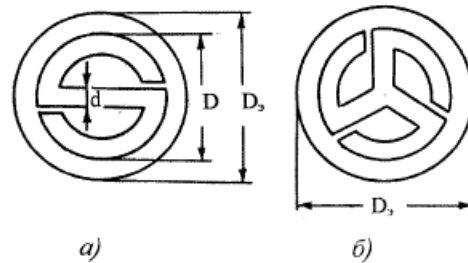


Рис. 9. Конструкція аплікаторної антени: а) двопроменевої, б) трипроменевої

Геометричні розміри такої антени залежать від резонансної частоти. Основним параметром є діаметр випромінювача антени D (рис. 9).

$$D \approx \lambda_0 \frac{\left(1 + \frac{\epsilon_d}{2|\epsilon_s^*|}\right)}{2\left(1 + \frac{2\pi}{n}\right)\sqrt{\epsilon_d}} \quad (11)$$

де ϵ_d – діелектрична проникність текстоліту; ϵ_s^* – комплексна діелектрична проникність шкіри; n – кількість плечей в антені (2 або 3). Так для частоти 22 ГГц з (11) для двоплечевої антени $D = 6,7$ мм, а для триплечевої антени $D = 8,96$ мм, при збільшенні частоти до 24 ГГц при $n = 2$ $D = 6,14$ мм, а при $n = 3$ $D = 8,21$ мм. На жаль, експериментальних даних щодо значення діелектричної проникності шкіри на частотах понад 24 ГГц немає, тому підбір розмірів антени на такі частоти слід виконувати індивідуально, вважаючи, що величина падіння діелектричної провідності буде за характером експоненційною залежністю. Тому розміри антени, очевидно, будуть зменшуватися. Виконання антен таких малих розмірів є копіткою роботою, до того ж для ефективної діагностики площу антени слід збільшувати, адже тоді антена потенційно сприйматиме більше корисного сигналу. Тому використовувати такі антени можна не на першій моді коливання, а на наступних [10, 11] це дозволить використовувати великі за площею антени з резонансною частотою, нижчою за потрібну, для діагностики, що здатні мати інші резонансні частоти на вищих частотах, ніж частота основного резонансу. Також обов'язковою умовою роботи з такою антеною є використання гелів для узгодження опору. Адже, маючи малу потужність, неузгоджена антена може бути нездатною для передачі сигналу крізь опір шкіри. Такі гелі мають широку практику використання при всіх електрофізичних біодослідженнях і терапевтичних процедурах, а також ультразвукових дослідженнях і процедурах.

Пошук кута Брюстера – кропітка робота, яка має індивідуальний характер, тобто кожен досліджуваний об'єкт потребуватиме попереднього калібрування антен для знаходження кута падіння, а аплікаторна антена, незалежно від індивідуальних особливостей пацієнта, дозволяє з більшою ефективністю проводити вимірювання без попереднього калібрування.

На основі експериментальних даних [1] отримано значення глибини проникнення електромагнітних коливань різних частот в шкіру людини. Для цього було використано формулу глибини скін шару:

$$\delta = \frac{c}{\sqrt{8\pi\mu\sigma\nu}} \quad (12)$$

Результати зображено на рисунку 10.

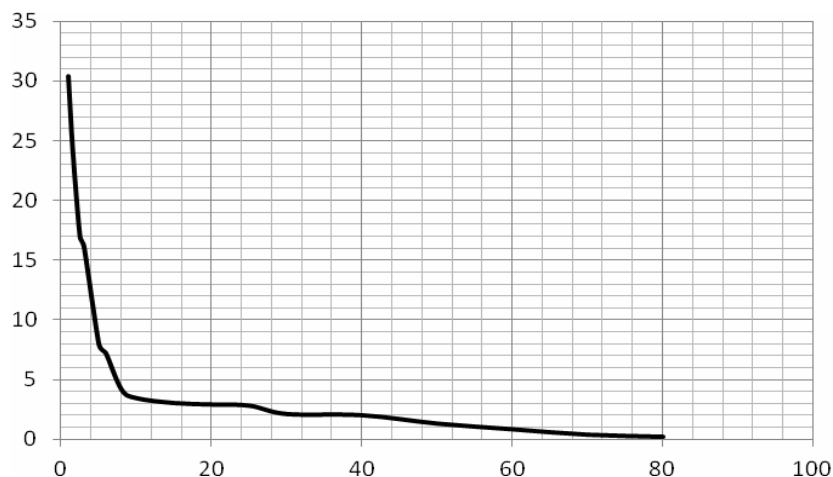


Рис. 10. Графік залежності глибини проникнення в шкіру електромагнітних коливань від частоти

З даного графіку можна зробити висновок про експоненційний характер зміни глибини проникності з ростом частоти, що також певним чином корелює із графіком зміни діелектричної проникності води на різних частотах. Тобто з ростом частоти діелектрична проникність шкіри знижується, суттєво зменшуючи товщину шкір шару, в якому концентрується струм. Оскільки шкіра має відносно високу концентрацію води, її властивості є подібними до властивостей самої води.

Висновок. Проблема діагностики захворювань людського організму завжди була першочерговою для дисципліни біомедична техніка на рівні з задачами терапії. На жаль, дуже часто існуючі методи діагностики мають певні недоліки, які знижують їх ефективність. Такими недоліками є висока тривалість, ресурсомісткість процесу діагностики, певні критичні умови проведення, які не дозволяють повсюдне впровадження методики. Нами запропоновано НВЧ метод діагностування, який не має відомих протипоказань до проведення, але характеризується високою швидкістю проведення самого дослідження і видачі висновку. В цілому, вважаємо, що даний метод має ряд суттєвих переваг перед вже існуючим: регульована роздільна здатність; достовірність; наочність; висока швидкість; неінвазивність. Перспективність даної методики, в основному, полягає в її роздільній здатності, адже одним вимірювальним приладом можна проводити широкий спектр різноманітних досліджень, і робити це на конкретних частотах або у певному діапазоні для отримання точкових або розгорнутих результатів.

Список використаної літератури:

1. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Семенов Н.А. Техническая электродинамика : учебник для вузов / Н.А. Семенов. – М. : Связь, 1973. — 480 с
3. Поворознюк В.В. Захворювання кістково-м'язової системи : у 3-х т. / В.В. Поворознюк. – К. : Експрес, 2009. – 482 с.
4. Ахадов А.Ю. Диэлектрические свойства бинарных растворов / А.Ю. Ахадов. – М. : Наука, 1977. — 400 с.
5. Meissner T. The Complex Dielectric Constant of Pure and Sea Water from Microwave Satellite Observations / T.Meissner, F.Wentz [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://www.random-science-tools.com/electronics/water_dielectric.
6. Манойлов В.П. Близньопольова НВЧ-взаємодія «антена–середовище» / В.П. Манойлов, Л.Ю. Назарчук // Вісник ЖДТУ / Технічні науки. — 2005. — № 2 (33). — С. 75–79.
7. Назарчук Л.Ю. Коефіцієнт відбиття як параметр оцінки ближньопольової взаємодії антени з біологічним середовищем / Л.Ю. Назарчук // Вісник ЖДТУ / Технічні науки. — 2007. — № 2 (41). — С. 107–113.
8. Мищенко С.В. Проектирование радиоволновых (СВЧ) приборов неразрушающего контроля : учеб. пособие / С.В. Мищенко, Н.А. Малков. — Тамбов : Изд-во Тамб. гос. техн. ун-та, 2003. — 128 с.
9. Сеницын Н.И. "СПЕ-эффект" / Н.И. Сеницын, В.И. Петросян, В.А. Ёлкин // Радиотехника. — М., 2000. — № 8. — С. 83–93.

10. *Чебышев В.В.* Микрополосковые антенны и решетки в слоистых средах : учеб. пособие для вузов / *В.В. Чебышев.* — М. : Радиотехника, 2003. — 104 с.
11. *Лось В.Ф.* Микрополосковые и диэлектрические резонаторные антенны. САПР-модели: методы математического моделирования / *В.Ф. Лось.* — М. : ИПРЖР, 2002. — 96 с.

ЩЕНКО Максим Леонідович – аспірант кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікації Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- медична апаратура;
- НВЧ-методи дослідження складу речовини;
- неінвазивні методи діагностування організму.

E-mail: maocim1@gmail.com

КОРЕНІВСЬКА Оксана Леонідівна – кандидат технічних наук, доцент кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікації Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- медична апаратура;
- апаратура для аероіонізації.

E-mail: niki80@rambler.ru

КОЛОМІСЦЬ Роман Олександрович – кандидат технічних наук, старший викладач кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікації Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- фізика і техніка високих напруг;
- фізика живого.

МОРОЗОВ Дмитро Сергійович – старший викладач кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів і телекомунікації Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- діелектрометрія;
- НВЧ-методи дослідження складу речовини;
- об'ємні резонатори;
- збудження об'ємних резонаторів.

E-mail: frostoff@bigmir.net.

Стаття надійшла до редакції 23.09.2013