

## **Електромагнітні характеристики випромінювання людського організму на основі використання моделі лінійної антени**

**Тарас Назаровець**

Аспірант, Національний університет “Львівська політехніка”, вул. С. Бандери 12, м. Львів, 79013, Україна, taras.b.nazarovets@lpnu.ua

*Модель лінійної антени використовується для оцінки впливу електромагнітного (ЕМ) поля на тіло людини в межах операторських частот діапазону 4G. Аналіз передбачає застосування еквівалентної концепції циліндричної монопольної антени, яка моделює тіло людини в стоячому положенні. Наведено наближені формули, які дозволяють визначити ЕМ поле всередині та зовні антени. Розглянуто числові дані, пов'язані з дослідженням падаючого осьового струму в циліндричній моделі. Отримані дані відкривають перспективу дослідження значень питомої швидкості поглинання (Specific Absorption Rate - SAR) для моделі тіла людини, максимально наближеної до реальних фізичних співвідношень.*

**Ключові слова:** Випромінювання електромагнітного поля, частоти 4G діапазону, модель лінійної антени, осесиметричний струм, результати моделювання.

**Вступ.** Модель лінійної антени – це ефективний інструмент, який надає можливість розглядати тіло людини як деякий об'єкт передачі, що з'єднує частини біомедичного переносного давача та електронні пристрої в ближній зоні тіла. Тіло людини являє собою пасивну антену на частотах від сотень кГц до декількох МГц. У цьому зв'язку стандарт IEEE 802.15.6 визначає 21 МГц як центральну частоту для програм, які стосуються досліджень електромагнітного випромінювання на людський організм. Електромагнітні хвилі цього діапазону характеризують помірно випромінювання в безпосередній близькості від людського тіла. На відміну від існуючих підходів дослідження впливу ЕМ поля на людський організм (типу надширокопосмугової (ultrawideband - UWB)), модель лінійної антени забезпечує більш адекватну оцінку взаємодії завдяки низьким втратам при розповсюдженні [1].

Для дослідження впливу ЕМ поля на людину застосовуються переважно два підходи [2]. Перший експериментальний підхід використовує передавач із двома електродами, з'єднаними з тілом. Завдяки такій мережі в тілі виникає диференціально зв'язаний модульований струм, що призводить до виникнення градієнта електричного потенціалу біля тіла людини. У цій мережі приймач вимірює сигнал різниці потенціалів між однаковою парою електродів, з'єднаних з тілом. Такий підхід зазвичай називають гальванічним зв'язком. При використанні другого підходу передавач з'єднує електричний струм у тілі за допомогою одного приєданого до тіла електрода, а приймач вимірює поле за допомогою одного приєданого до тіла електрода. Зворотний зв'язок із тілом будується з

урахуванням ближнього передавача та приймача. Цей підхід відомий як ємнісне підключення або підключення ближнього поля.

При таких застосуваннях цей метод забезпечує відповідний канал зв'язку, що ґрунтується на припущенні, що ЕМ поле реально підтримується організмом людини і має низький рівень [3, 4]. Але така ситуація справедлива не завжди. При роботі на високій частоті та ефективній низькій потужності одним із обмежень такого підходу є більш суттєвий зв'язок ЕМ поля з тілом, ймовірно, електричним струмом або ближнім реактивним полем. Це призводить до зменшення втрати потужності випромінюванням у вільний простір і пов'язане з взаємовпливом сусідніх об'єктів.

Одне з досліджень, яке розглядало проблеми виникнення значних струмів у людському тілі, яке можна розглядати як антену, проведено в [5]. Пізніше подібні підходи були застосовані в [6] – [8].

У даній роботі пропонується аналітично-числовий підхід, пов'язаний з природою випромінювання людським тілом, коли воно перебуває під впливом ЕМ поля, і може розглядатися як певного типу антена. Отримано формули для індукованого загального осьового струму в антені (тілі) та відповідного ближнього поля для циліндричної моделі людського тіла, яке знаходиться на нескінченній високопровідній підкладці та опромінюється вертикально поляризованою плоскою ЕМ хвилею.

## 1. ЕМ модель тіла людини в стоячому положенні

Якщо тіло людини опромінюється плоскою електромагнітною хвилею, то загальний осьовий індукційний струм у тілі меншою мірою спричинюється зміною розміру поперечного перерізу та форми тіла, беручи до уваги, що матеріал тіла майже провідний [9]. Це призводить до відносно більшої питомої швидкості поглинання (SAR) у тих областях тіла, де існує менша провідна маса тканини або нижча площа поперечного перерізу, наприклад щиколотки та коліна. Тут ми використовуємо однорідну модель циліндричної антени для тіла, яке містить м'язову тканину, що є переважною в тілі. Циліндричне розташування людського тіла описується положенням стоячи з руками, які щільно прилягають до тіла [10].

При цьому вважається, що діелектричні властивості біологічних тканин залежать від частоти. Це є результатом діелектричної дисперсії, зумовленої властивостями тканин на молекулярних і клітинних структурах [11]. Діелектрична характеристика м'язової тканини задається дисперсійним співвідношенням Коула, яке визначається експериментальними дослідженнями [12]. Значення комплексної відносної діелектричної проникності  $\epsilon(\omega)$  визначається згідно [8], а саме є функцією кутової частоти  $\omega$ ; і коефіцієнтом  $n$  дисперсії області,  $\epsilon_\infty$  визначає діелектричну проникність для великої частоти,  $\Delta\epsilon_n$  – зміна дисперсії,  $\tau_n$  – константа часової фіксації, а  $\alpha_n$  – додатковий параметр розподілу для керування шириною дисперсії;  $\sigma_i$  – статична іонна провідність,  $\epsilon_0$  – діелектрична проникність вільного простору. Таким чином, провідність  $\sigma(\omega)$ , яка є

комплексною, визначається параметрами  $\varepsilon$  і  $\sigma$ ,  $\sigma$  – провідність оточуючого однорідного середовища,  $\varepsilon$  – відносна діелектрична проникність.

Розглянемо гармонічний в часі струм ( $e^{j\omega t}$ ) та магнітний векторний потенціал  $A_{iz}(\rho, z)\mathbf{z}$  з обертально-симетричними характеристиками та з врахуванням скін-ефекту. Таке збудження може бути застосоване до довгого провідного однорідного кругового циліндра радіусом  $a$ , спрямованого вздовж осі  $z$  у циліндричній системі координат  $(\rho, \varphi, z)$ . Векторний магнітний потенціал у цьому випадку можна подати як [13]

$$A_{iz}(\rho, z) = DJ_0(k\rho)(C_1 \cos \gamma z + C_2 \sin \gamma z) \quad (1)$$

у термінах розв'язків хвильового рівняння. У формулі (1)  $D$ ,  $C_1$ , і  $C_2$  - певні константи,  $J_0$  – функція Бесселя нульового порядку,  $\kappa^2 = k_1^2 - \gamma^2$ ,  $k_1 = \sqrt{j\omega\mu_0\sigma(\omega)}$  і  $\gamma = \alpha - i\beta$  – коефіцієнт поширення вздовж осі  $Oz$ . Магнітне поле  $B_{i\varphi}$  всередині циліндра визначається за формулою

$$B_{i\varphi}(\rho, z) = -\frac{\partial A_{iz}(\rho, z)}{\partial \rho} = DkJ_i(k\rho)(C_1 \cos \gamma z + C_2 \sin \gamma z). \quad (2)$$

Якщо радіус циліндра  $a$  задовольняє співвідношення  $k_2 a \ll 1$  ( $k_2 = \omega\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}$  – хвильове число вільного простору), і вздовж нього поширюється аксіальний струм  $I(z)$ , який відносно повільно змінюється вздовж осі  $Oz$ , то магнітне поле на поверхні циліндра визначається наближено за формулою [14]

$$B_{o\varphi}(a, z) \approx \frac{\mu_0 I(z)}{2\pi a}. \quad (3)$$

Нехай граничні умови для магнітного поля на поверхні циліндра задаються у формі

$$B_{i\varphi}(\rho, z) \approx \frac{\mu_0 I(z)}{2\pi a} \frac{J_1(k\rho)}{J_1(ka)}. \quad (4)$$

У цьому випадку магнітна проникність циліндра є такою самою, як і в близькому його околі. У формулі (4)  $J_1$  – функція Бесселя першого порядку. Формула (4) дозволяє отримати для струму  $I(z)$  наступне співвідношення

$$I(z) = C_1 \cos \gamma z + C_2 \sin \gamma z. \quad (5)$$

Загальний аксіальний струм всередині циліндра близький до того, що визначається формулою (5), якщо перейти до циліндра скінченної довжини з урахуванням співвідношення  $k_2 a \ll 1$ . Таке наближення справедливе для запропонованої моделі циліндричної антени висоти  $h$ , яка представляє людське тіло в стоячому положенні у випадку, якщо воно опромінюється плоскою хвилею вертикальної поляризації.

У цьому випадку загальне електричне поле всередині циліндра з урахуванням вищевказаних припущень запишеться у вигляді

$$E_{iz}(\rho, z) = -j\omega \frac{\kappa^2}{k_1^2} A_{iz}(\rho, z) \approx \frac{I(z)\kappa}{2\pi a\sigma(\omega)} \frac{J_0(k\rho)}{J_1(ka)}, \quad (6)$$

імпеданс  $z^i$  циліндра, віднесений до одиниці довжини, визначається як [13]

$$z^i = \frac{E_{iz}(a, z)}{I(z)} = \frac{\kappa}{2\pi a \sigma(\omega)} \frac{J_0(\kappa a)}{J_1(\kappa a)}, \quad (7)$$

а поверхнева густина струму  $J_{iz}(\rho, z)$  визначається формулою

$$J_{iz}(\rho, z) = \sigma(\omega) E_{iz}(\rho, z) = \frac{I(z) \kappa}{2\pi a} \frac{J_0(\kappa \rho)}{J_1(\kappa a)}. \quad (8)$$

Отримані формули для характеристик ЕМ поля є справедливими для протяжного циліндра, але як буде продемонстровано нижче, їх можна буде використовувати для опису моделі людського тіла, яка будується на використанні циліндра скінченної довжини при виконанні умови  $k_2 a \ll 1$ .

### 3. Осьовий індукційний струм

Обмежимося розглядом плоскої гармонічної падаючої хвилі ( $e^{j\omega t}$ ), для якої вектор електричного поля спрямований вздовж осі циліндра радіусом  $a$  і висотою  $h$ . Це поле створює певну щільність струму  $\mathbf{J}_i(\mathbf{r})$  всередині циліндра. Якщо  $\mathbf{J}_i(\mathbf{r})$  відома, то загальний магнітний векторний потенціал поза циліндром визначається за лемою Лоренца у формі

$$\mathbf{A}_o(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{\mathbf{J}_i(\mathbf{r}') e^{-jk_2 R}}{R} dV', \quad (9)$$

а  $R = |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|$  визначає відстань між точками інтегрування і спостереження. Припускаємо, що густина струму  $\mathbf{J}_i(\mathbf{r}')$  є симетричною відносно осі  $Oz$  циліндричної системи координат  $(\rho, \phi, z)$ , і з використанням (8) вона визначається за загальним аксіальним індуктованим струмом  $I_{iz}(z)$  у циліндрі:

$$\mathbf{J}_i(\mathbf{r}) \approx I_{iz}(\rho, z) \mathbf{z} = \frac{I_{iz}(z) \kappa}{2\pi a} \frac{J_0(\kappa \rho)}{J_1(\kappa a)} \mathbf{z}. \quad (10)$$

Для частот діапазону 1-200 МГц наша модель циліндричної моделі відповідає наближенню до тонкої провідної антени ( $k_2 a \ll 1$  і  $h \gg a$ ); тому, якщо точка спостереження належить до поверхні циліндра, то формула для значень  $R$  визначається наближено як

$$R \approx \sqrt{(z - z')^2 + a^2}. \quad (11)$$

Це дає можливість отримати вираз для поверхневого векторного потенціалу, який для циліндра має лише  $z$  компоненту

$$A_{oz}(a, z) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{-h}^h \int_0^a 2\pi J_{iz}(\rho', z') \rho' d\rho' dz' = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{-h}^h I_{iz}(z') \frac{e^{-jk_2 R}}{R} dz'. \quad (12)$$

Використовуючи формулу (12), ми отримаємо наближену явну формулу для загального аксіального струму [15], [16]

$$I_{iz}(z) = V_0^\varepsilon v(z) + U^{inc} u(z), \quad (13)$$

де

$$V_0^\varepsilon = -I_{sc}(0) \frac{Z_0 Z_L}{Z_0 + Z_L}, U^{inc} = \frac{E^{inc}}{k_2}. \quad (14)$$

В останній формулі  $Z_0 = 1/v(0)$  – активний точковий імпеданс еквівалентного циліндра. Параметр  $Z_L$  описує зважений імпеданс,  $I_{sc}(0) = U^{inc} u(0)$  – струм при основі у випадку відсутності підкладки (основи).

Функції  $v(z)$  і  $u(z)$  визначається за методикою, наведеною у [8]. Вони мають складну структуру і вимагають серії додаткових обчислень.

#### 4. Результати числового моделювання

Числові результати моделювання властивостей індукованого аксіального струму  $I_{iz}$ , який залежить від висоти циліндра  $h$ , наведено на рис. 1-3. Результати наведено для значень  $h = 2.0\text{м}$ ,  $h = 1.85\text{м}$  і  $h = 1.45\text{м}$ , відносна діелектрична проникність  $\varepsilon = 3.5$ . Значення провідності  $\sigma$  задавалися наступними  $\sigma = 0.005\text{S/м}$ ,  $\sigma = 0.01\text{S/м}$ , і  $\sigma = 0.1\text{S/м}$  відповідно. При  $\sigma = 0.005\text{S/м}$  максимальне значення  $I_{iz}$  досягається при  $h = 2.0\text{м}$  і воно рівне  $3.86\text{ мА}$  і  $3.68\text{ мА}$  при  $h = 1.85\text{м}$  і  $h = 1.45\text{м}$  відповідно. З рисунків видно наявність резонансного значення частоти, а максимальне значення  $I_{iz}$  зсувається в область більших частот.

Аналогічні характеристики  $I_{iz}$  спостерігаються при  $\sigma = 0.01\text{S/м}$  (рис. 2). Максимальне значення  $I_{iz}$  зростає і воно рівне  $3.92\text{ мА}$ ,  $3.76\text{ мА}$ , and  $3.55\text{ мА}$  при  $h = 2.0\text{м}$ ,  $h = 1.85\text{м}$  і  $h = 1.45\text{м}$  відповідно. І в цьому випадку максимальне значення  $I_{iz}$  зсувається в область вищих частот.

Значення  $I_{iz}$  змінюються суттєво при  $\sigma = 0.1\text{S/м}$ . Як і в попередньому випадку, максимуми зсуваються в область вищих частот. Так при  $h = 2.0\text{м}$  максимальне значення  $I_{iz} = 5.63\text{мА}$  досягається при  $\omega = 125\text{ГГц}$ . Відстань між максимумами збільшується порівняно з попередніми випадками.

Встановлено, що зміна  $\varepsilon$  не сильно впливає на зміну  $I_{iz}$ . Варто зауважити, що максимальне значення  $I_{iz}$  зменшується приблизно на 19% при порівнянні значень на рис. 1 і рис. 2, і значення  $I_{iz}$  збільшується при зростанні  $\sigma$  (рис. 3).

Результати, які демонструють зміну розподілу струму  $I_{iz}$  в антенах різної довжини, показано на рис. 4. Ці результати показано для частот, які відповідають максимальним значенням  $I_{iz}$  для антен з висотою  $h = 2.0$ ,  $\sigma = 0.005$ .

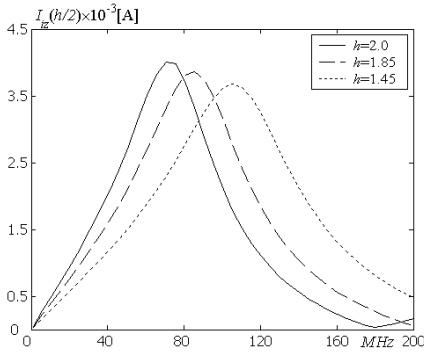


Рис. 1. Значення  $I_{iz}$  при  $\sigma = 0.005\text{S/m}$

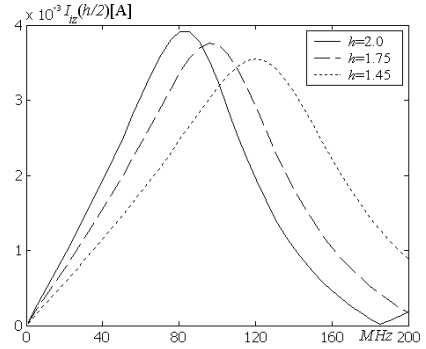


Рис. 2. Значення  $I_{iz}$  при  $\sigma = 0.01\text{S/m}$

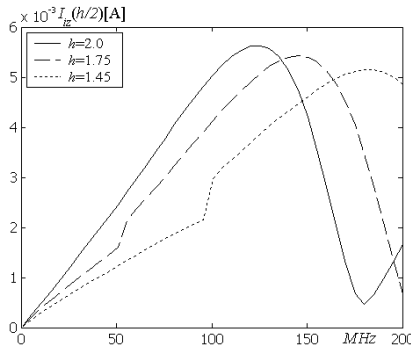


Рис. 3. Значення  $I_{iz}$  при  $\sigma = 0.1\text{S/m}$

Максимальні значення  $I_{iz}$  є у відповідності з максимумами  $I_{iz}$ , які відповідають цій висоті (права крива на рис. 1).

Аналогічні результати для  $I_{iz}$  отримуються при збільшенні  $\sigma$ . На рис. 5 наведено результати для  $\sigma = 0.1$ . На відміну від попереднього випадку, амплітуда  $I_{iz}$ , яка відповідає  $h = 2.0$ , є більшою, ніж у решти випадків. Амплітуда всіх розподілів є більшою при  $\sigma = 0.1$ .

Отримані дані можна буде використати в подальших дослідженнях для вивчення інших характеристик випромінювання даної моделі, включаючи значення SAR. Отримані числові результати близькі до тих, які були отримані в роботі [17].

## Висновки

Модель циліндричної лінійної антени використана для дослідження ЕМ характеристик випромінювання людського організму. Еквівалентна циліндрична антена використовується як базова модель для досліджень. Отримано аналітичну формулу для загального індукованого аксіального струму. Перспективою досліджень передбачено визначення характеристик зовнішнього ЕМ поля і SAR, а також модифікація обчислювального алгоритму для обчислень у діапазоні 4G/5G частот.

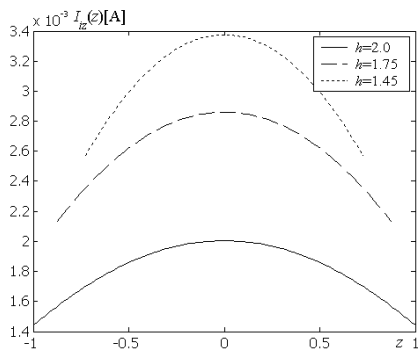


Рис. 4. Розподіл струму на антені при  $\omega = 70.65\text{MHz}$ ,  $\sigma = 0.005$

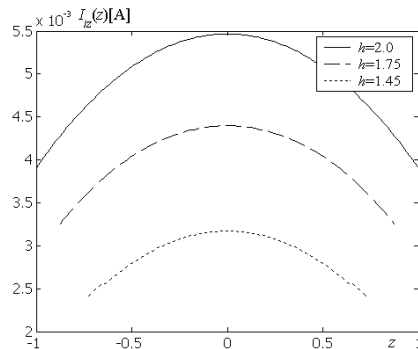


Рис. 5. Розподіл струму на антені при  $\omega = 70.65\text{MHz}$ ,  $\sigma = 0.1$

## Література

- [1] Wang J., Wang Q., Body Area Communications: Channel Modeling, Communication Systems, and EMC. – NJ, USA: John Wiley & Sons, 2013.
- [2] Seyedi M., Kibret B., Lai T. H. D., and Faulkner M., A survey on intrabody communications for body area network applications. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 60, No. 8, 2013, 2067–2079.
- [3] Wei Z., Gao Y., Chen Z., Pun S. H., Vai M. I., and Du M., A visible human data-based whole-body model for investigating the transmission attenuation of intrabody communication. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 70, No. 8, Aug. 2022., 3827-3837. doi: 10.1109/TMTT.2022.3182404.
- [4] Cho N., Yoo J., Song S., Lee J., Jeon S., and Yoo H., The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, Vol. 55, No. 5, 2007, 1080–1086.
- [5] Cho N., Lee J., Yan L., Bea J., Kim S., and Yoo H., A 60kb/s-to-10 Mb/s 0.37 nJ/b adaptive-frequency-hopping transceiver for body-area network. *IEEE J. Solid-State Circuits*, Vol. 44, No. 3, 2009, 708–717.
- [6] Wang Q., Sanpei T., Wang Q., and Plettemeir D., EMI modeling for cardiac pacemaker in human body communication. *Proc. Int. Symp. on EMC*, 2009, 629–632.
- [7] Lin H. -Y., Takahashi M., Saito K., and Ito K., Characteristics of Electric Field and Radiation Pattern on Different Locations of the Human Body for In-Body Wireless Communication. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 61, No. 10, Oct. 2013, 5350-5354, doi: 10.1109/TAP.2013.2272672.
- [8] Kibret B., Teshome A. K., Lai D. T. H., Human body as antenna and its effect on human body communications. *Progress in Electromagnetics Redearch*, Vol. 148, 2014, 193-207.
- [9] D. Poljak, Human Exposure to Electromagnetic Fields. - Ashurst, Southampton, UK: WIT Press, 2004.
- [10] Andriychuk M., Nazarovets T., Farmaha I., Measurement of EM Field Characteristics in Laboratory Buildings. In: CAD in Machinery Design Implementation and Educational issues – XXXI International Conference. Collective monograph. Eds. A. Łukaszewicz at all. Białystok: Oficyna Wydawnicza Politechniki Białostockiej, 2004, 12-19.

- [11] Foster K. R., Schwan H. P., Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review. Crit. Rev. Biomed. Eng., Vol. 17, No. 1, 1989, 25–104.
- [12] Gabriel S., Lau R., and Gabriel C., “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,” Phys. Med. Biol., Vol. 41, No. 11, 1996, 2271–2293.
- [13] Osipov A. V., Tretyakov S. A., Modern Electromagnetic Scattering Theory with Applications, First Edition. – New York: John Wiley & Sons, Ltd. Published, 2017.
- [14] King R. W. P., Wu T. T., Currents, charges, and near fields of cylindrical antennas. Radio Science Journal of Research NBS/UNSC-URSI, Vol. 69D, No. 3, 1965, 429–446.
- [15] Popovic B. and Popovic Z., Imperfectly conducting cylindrical antenna: Variational approach. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 19, No. 3, May 1971, 435-436, doi: 10.1109/TAP.1971.1139950.
- [16] Taylor C. D., Charles, W. H. Eugene A. A., Resistive receiving and scattering antenna. IEEE Trans. Antennas Propag., Vol. 15, No. 3, 1967, 371–376.
- [17] Hand J. W., Modelling the interaction of electromagnetic fields (10 MHz–10 GHz) with the human body: methods and applications. Phys. Med. Biol., Vol. 53, No. 16, 2008, R243–R286.

## **Electromagnetic characteristics of the human body radiation based on a linear antenna model**

Taras Nazarovets

*The linear antenna model is used to assess the impact of the electromagnetic (EM) field on the human body within the operating frequencies of the 4G band. The analysis involves the use of an equivalent concept of a cylindrical monopole antenna, which models the human body in a standing position. Approximate formulas are provided that allow you to determine the EM field inside and outside the antenna. Numerical data related to the study of the falling axial current in the cylindrical model are considered. The obtained data open the prospect of researching the values of specific absorption rate (Specific Absorption Rate - SAR) on a realistic physical model of the human body, as close as possible to real physical ratios.*

Отримано 05.06.2024