

**ВИБІР МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ОБ'ЄКТУ ДОСЛІДЖЕННЯ  
В ЕЛЕКТРОІМПЕДАНСНІЙ ТОМОГРАФІЇ**

*Горб М. С., аспірант, , Гусєва О. В., к.т.н., доцент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

**CHOICE OF THE STUDY OBJECT FOR MATHEMATICAL MODEL  
IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY**

*Gorb N. S., postgraduate student, Guseva E. V., Cand. Of Sci (Technics), associate prof.  
National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

**Вступ**

Електроімпедансна томографія (ЕІТ) знаходить своє місце в техніці лабораторного фізичного експерименту, геофізиці, астрономії, археології, аналітичній хімії, мікроскопії, дефектоскопії [1-5]. Але найбільшого розвитку вона отримує в медицині [5-8], як один з методів медичної візуалізації. В даний час ЕІТ проходить етап свого розвитку, встановлення та поєднання з іншими діагностичними томографічними методами [7]. Саме факт про можливість діагностики на основі відмінності в електричних властивостях біологічних тканин [2, 3], є вирішальним для розвитку ЕІТ в біомедичній діагностиці.

Впровадження засобів ЕІТ в діагностичну апаратуру вимагає розробки відповідних моделей досліджуваних об'єктів (ДО) і надто складного математичного забезпечення для розв'язання прямої і оберненої задач реконструкції, що пов'язано з нелінійністю та тривимірністю траєкторій протікання струму в об'єкті під час діагностичних досліджень.

Не зважаючи на те, що ЕІТ належить до методів електромагнітної візуалізації [6], дотепер найбільш поширеною моделлю ДО є квазістатична. Вона є більш прийнятною в промисловій діагностиці засобами ЕІТ, де найчастіше визначають розподіл лише дійсних опорів або лише ємності. Медична ж діагностика потребує визначення розподілів комплексних опорів або діелектричних проникностей, значення складових яких, в свою чергу, в загальному разі мають апріорі невідому залежність від частоти. У зв'язку з цим останні роки дослідники все частіше ратують за застосування в медичній ЕІТ повнохвильових моделей об'єктів дослідження [9-12].

**Метою статті** є розгляд питання, що стосується підходу до вибору математичної моделі досліджуваного об'єкту (ДО), яка б адекватно відтворювала властивості ДО та умови дослідження його засобами ЕІТ.

### **Особливості моделювання об'єктів і розв'язку задач реконструкції зображень в ЕІТ**

Потрібно зазначити, що, не зважаючи на загально прийняту назву, ЕІТ не є *томографією* в прямому розумінні [4, 13], оскільки в методі ЕІТ неможливе пошарове відновлення зображення (шар за шаром). Фізичне тлумачення цьому явищу наступне: електричний струм, на відмінну від рентгенівських променів, не може бути обмеженим в одній площині. Це є нелінійна властивість ЕІТ, яка приводить до того, що значення потенціалу на поверхні об'єкту нелінійно залежать (є нелінійною функцією) від внутрішнього розподілу провідності.

Так, в статті одного з засновників ЕІТ [14] за результатами лабораторного експерименту продемонстровано, як позаплощинна зміна провідності впливає на результат відновлення внутрішньої структури об'єкту при різних положеннях електродної площини відносно неоднорідності, що підкреслює виключно тривимірний характер ЕІТ, у разі якого для знаходження внутрішньої структури необхідно враховувати виміри, що зроблені за всією зовнішньою поверхнею об'єкту.

Хоча природно у разі ЕІТ слід розв'язувати тривимірну задачу, в значній кількості публікацій знаходиться розподіл провідності лише в певному перерізі об'єкту, тобто задача розв'язується в двовимірному наближенні. Це пов'язане із значним збільшенням невідомих у тривимірному випадку і ускладненням електроімпедансного томографа у разі модельного експерименту. Наприклад, в [15] для зменшення об'єму розрахунків пропонується рішення однієї тривимірної задачі ЕІТ замінити рішенням низки спеціальним чином модифікованих двовимірних задач.

Математичний розв'язок оберненої задачі ЕІТ в різній мірі, залежно від галузі застосування електроімпедансного томографа, ускладнюється двома факторами: нелінійністю та поганою обумовленістю (некоректністю).

В [4] пропонуються критерії визначення «ступеня нелінійності процесу реконструкції» в ЕІТ, та шляхи її врахування за необхідністю.

Коректність задачі визначається (за Адамаром) одночасним виконанням наступних умов [4]:

1. Розв'язок існує для всіх доступних даних.
2. Для всіх доступних даних розв'язок єдиний.
3. Розв'язок — стійкий, тобто має неперервну залежність від вхідних даних.

Математична проблема однозначності розв'язку, тобто чи може певний розподіл провідності бути однозначно визначений за вимірами на поверхні об'єкту, вперше була розглянута і обґрунтована Кальдероном (A.P. Calderón) [16]. У роботі [17] доведено, що найчастіше в ЕІТ не виконується останній пункт, тобто обернена задача є нестійкою, і малі зміни у

вимірних даних можуть відобразитися у величезних змінах реконструйованої (знайденої) внутрішньої структури об'єкту. Для усунення поганої обумовленості потрібна додаткова апріорна інформація про розподіл провідності в об'єкті [18].

Через погану обумовленість алгоритм розв'язку оберненої задачі матиме певні обмеження на точність відновлення зображень. Тому в [4, 13] наведено декілька порад щодо настройки алгоритму реконструкції:

- при чисельному моделюванні необхідно також моделювати вплив шумів та завад, які завжди присутні в реальних системах;
- не налаштовувати алгоритм реконструкції під певну модельну задачу, а провести «сліпі» чисельні та лабораторні експерименти.

Оскільки метод ЕІТ є одним з методів електромагнітної візуалізації, то його математичне описання спирається на рівняння Максвела, які в диференціальній формі такі:

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\partial \vec{B} / \partial t, \quad (1)$$

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \vec{j} + \partial \vec{D} / \partial t, \quad (2)$$

$$\operatorname{div} \vec{D} = \rho, \quad \operatorname{div} \vec{B} = 0, \quad \vec{D} = \varepsilon \cdot \vec{E}, \quad \vec{B} = \mu \cdot \vec{H}.$$

В цих виразах електромагнітне поле описане векторними функціями координат і часу:  $\vec{E}$ ,  $\vec{H}$  — напруженості електричного та магнітного поля;  $\vec{D}$ ,  $\vec{B}$  — вектори електричної та магнітної індукції;  $\rho$  — об'ємна густина заряду,  $\varepsilon$ ,  $\mu$  — абсолютні діелектрична та магнітна проникність.

Коли  $\partial \vec{B} / \partial t \rightarrow 0$  (квазістаціонарний випадок), із рівняння (1) виходить  $\operatorname{rot} \vec{E} = 0$ , що дозволяє ввести скалярний потенціал  $\phi$  [19], як:

$$\vec{E} = -\operatorname{grad} \phi. \quad (3)$$

Для процесів, що змінюються в часі за гармонічними законами, використовується метод комплексних амплітуд, а часова залежність електромагнітного процесу має вигляд —  $e^{j\omega t}$ . У разі підставлення (3) у (2) і врахування закону Ома

$$\vec{J} = \sigma \cdot \vec{E},$$

де  $\vec{J}$  — густина струму,  $\sigma$  — питома провідність, отримуємо

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \sigma \cdot \vec{E} + j\omega \varepsilon \cdot \vec{E} = \dot{\gamma} \cdot \vec{E},$$

де  $\dot{\gamma} = \sigma + j\omega \varepsilon$  — комплексна проникність.

Застосування операції  $\operatorname{div}$  (дивергенція) до даного виразу призводить до рівняння Лапласа:

$$\operatorname{div}(\dot{\gamma} \cdot \operatorname{grad} \phi) = 0. \quad (4)$$

Рівняння (4) зв'язує розподіл потенціалу із параметрами середовища. В загальному разі  $\sigma$ ,  $\varepsilon$ ,  $\phi$  залежать від координат. В біологічних тканинах активну частину провідності  $\sigma$  формують рідини, а частотнозалежну реактивну частину  $\omega \varepsilon$  — мембрани клітин, які відіграють роль ємності.

Медичне застосування ЕІТ ґрунтується на визначенні цих величин, для чого необхідно визначити амплітуду і фазу (або дійсну та уявну складові) напруги на поверхні об'єкту. Але в діапазоні частот до 50 кГц (а в деяких застосуваннях — до 200 кГц) значення уявної складової напруги на декілька порядків менше за значення її дійсної складової. У разі відсутності вимірів фазового кута можна визначити лише розподіл провідності, і в такому разі ЕІТ спрощується до методу електрорезистивної томографії [17, 20]. В доповнення даних методів електроємнісна томографія відображує розподіл діелектричної проникності об'єкта за вимірами ємності між набором електродів, розташованих навколо об'єкту [21].

Рівняння Лапласа розглядається разом з граничними умовами [5]:

1) умова  $\int_{S_i} \gamma \frac{\partial \varphi}{\partial n} dS = I_i$  пов'язує струм збудження  $I_i$ , який підводиться

до  $i$ -ого електроду, з потенціалом  $\varphi$  на цьому електроді ( $S_i$  — його площа),  $\partial/\partial n$  — похідна в напрямку зовнішньої нормалі;

2) умова  $\gamma \frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0$  виконується у проміжках між електродами;

3) умова  $\varphi + z_n \gamma \frac{\partial \varphi}{\partial n} = V_n$  визначає значення потенціалу на  $n$ -ому електроді, враховуючи поляризаційний ефект (характеризується контактним імпедансом  $z_n$ ) між електродом і тілом.

### Порівняння різних моделей ДО

В більшості робіт з ЕІТ розглядають спрощену квазістационарну модель. Однак, вона є прийнятною для математичного описання ЕІТ тільки при використанні низькочастотних струмів для збудження. У разі збільшення частоти необхідно змінювати математичну модель для отримання коректних результатів [22].

В роботі [9], що виконана для завдань мамографії, наведені результати порівняння математичної моделі, яка заснована на розв'язанні повної системи рівнянь Максвела (повної моделі), з електростатичною та квазістатичною моделями в ЕІТ. Для усіх моделей отримано аналітичний розв'язок. Як фантом використано прямокутний бокс розмірами  $55 \times 66 \times 42$  мм<sup>3</sup>, що має однорідне заповнення з провідністю, електричною та магнітною проникностями, значення яких відповідають відповідним параметрам тканин молочної залози. На окремих частотах розраховувалися відносні похибки тангенціальної складової електричного поля на зовнішніх поверхнях фантому

$$\frac{\Delta E_{\text{статич}}}{E} = \frac{\max |E_{\text{повн}} - E_{\text{статич}}|}{\max |E_{\text{повн}}|}, \quad \frac{\Delta E_{\text{квазі}}}{E} = \frac{\max |E_{\text{повн}} - E_{\text{квазі}}|}{\max |E_{\text{повн}}|},$$

де максимальне значення визначалося за всією поверхнею фантому.

Рис. 1 демонструє, що навіть на низьких частотах електростатична модель приводить до значних помилок відносно до повної. З рисунку 2 видно, що квазістатична модель дає задовільне наближення до повної на частотах до 100 кГц.

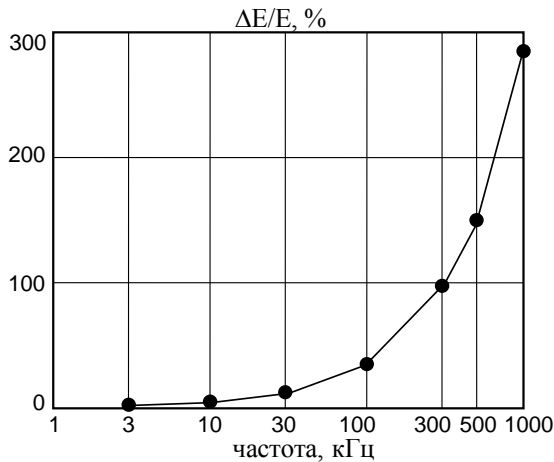


Рис.1. Відносна похибка між повною і електростатичною моделями ЕІТ на різних частотах

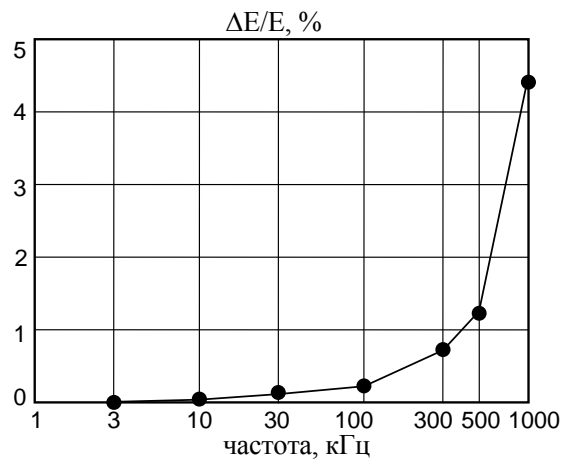


Рис.2. Відносна похибка між повною і квазістатичною моделями ЕІТ на різних частотах

В [10] математична модель ДО сформована через векторний та скалярний потенціал для повної системи рівнянь Максвела. Наведені в [10] результати демонструють, що представлений алгоритм на частотах нижче 1 МГц призводить до результатів, що подібні до отриманих на основі рівняння Лапласа, а на вищих частотах дає більш точні результати.

Для отримання більш реалістичної фізичної моделі і збільшення роздільної здатності в [11] також відмовились від квазістатичної моделі ЕІТ на користь повнохвильового Т-матричного методу.

У [12] наведено алгоритм реконструкції тривимірної структури на основі повної системи рівнянь Максвела. Початково ДО моделюється однорідним паралелепіпедом зі сталими в об'ємі параметрами  $\sigma$ ,  $\epsilon$ ,  $\phi$ . Поступово паралелепіпед ускладнюється до багат шарового, кожен шар якого характеризується своїми значеннями  $\sigma$ ,  $\epsilon$ ,  $\phi$ . Вказано, що таку структуру можна розглядати як спрощену модель грудної клітини людини. Застосування спрощених граничних умов, а саме — лише на одній з граней паралелепіпеду задається дотична складова магнітного поля, на інших гранях вважається, що поле дорівнює нулю, — дозволяє знайти розв'язок прямої задачі в аналітичному вигляді. Обернена задача розв'язана з припущенням, що внутрішні параметри структури не сильно відрізняються від певного сталого значення.

Також в [12] наведено порівняння розв'язку повної моделі з електростатичним та квазістатичним наближеннями. Вказано, що електростатична модель із задовільною точністю працює на частотах до 5 кГц, а квазістатична — до 15 кГц. Автор вважає, що запропоновану модель можна розгля-

дати як напрямок для подальшого вдосконалення відносно завдань ЕІТ в медицині.

### **Висновки**

Розробники засобів ЕІТ, за допомогою яких раніше важливо було оцінити ДО «взагалі», сьогодні інтенсивно працюють в напрямку розробки пристроїв для дослідження тонких глибинних характеристик живих, природничих та промислових об'єктів, в тому числі і на основі використання зондувальних сигналів підвищеної частоти. А, оскільки вказані ДО являють собою діелектричні структури з втратами, в цьому разі доцільним є застосування електродинамічних підходів для розробки адекватних математичних та фізичних моделей для дослідження різноманітних ДО.

### **Література**

1. Пикалов В. В. Вычислительная томография и физический эксперимент / В. В. Пикалов, Н. Г. Преображенский // Успехи физических наук. — 1983. — Т.141, № 3. — С. 469—498.
2. Breckon W. R. Image reconstruction in Electrical impedance tomography. / William Robert Breckon / Ph.D thesis. — School Comput.Math. Sci., Oxford Polytechnic. — Oxford, 1990. — 143 p. — Bibl.: p.132-143 (99 title). — ISSN 1749-9097.
3. Barber D. C. Applied potential tomography / D. C.Barber, B. H.Brown // J. Phys. E. — 1984. — V.17, No.1. — P. 723—733.
4. Part 1 of Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications / Ed. Holder D.S. — Bristol: Institute of Physics Publishing. — 2004. — 64 p. — Bibl. : P. 54—64 (154 titles). — ISBN 0750309520.
5. Isaacson D. Electrical impedance tomography / M. Cheney, D. Isaacson, J. C. Newell // SIAM.Rev. — 1999. — Vol.41, No.1. — P. 85—101.
6. Deng Y. Electromagnetic imaging methods for nondestructive evaluation applications / Y. Deng, L. Xin // Sensors. — 2011. — No.11. — P. 11774—11808.
7. Bayford R. H. Bioimpedance tomography (Electrical impedance tomography) / R. H. Bayford // Annu.Rev.Biomed.Eng. — 2006. — P. 63—91.
8. Nejatali A. Electrical impedance tomography with neural networks and fuzzy sets. / Abdolhossein Nejatali / PhD thesis. — Dep. of Electrical and Computer Eng. University of Manitoba. — Manitoba, 1997. — 170 p. — Bibl.: p. 132—143 (99 title). — 0-612-23645-5.
9. Isaacson D. Full Maxwell Equations as a forward model for EIT in the mammography geometry / A. B. Brownell, D. Isaacson, G. J. Saulnier, J. C. Newell // Bioengineering Conference (NEBEC), IEEE 37th Annual Northeast, Troy, NY — 1-3 April 2011 2011. — P. 21—22
10. Soni N. K. Finite element implementation of Maxwell's equations for image reconstruction in electrical impedance tomography / N. K. Soni, K. D. Paulsen, H. Deghani, A. Hartov // IEEE Trans. on Medical Imaging. — 2006. — V.25, No.1. — P. 55—61.
11. Otto G.P. Time-harmonic impedance tomography using the T-matrix method / G.P.Otto, C.C.Weng // IEEE Trans. on Medical Imaging. — 1994. — V.13. — No.3. — P.508—516.
12. Doerstling B.H. A 3-D Reconstruction algorithm for linearized inverse boundary value problem for Maxwell's equations / B.H.Doerstling /. PhD thesis. — Rensselaer Polytechnic Institute, Troy NY, USA, 1995. —116 p.
13. Lionheart W. R. B. EIT reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments / W. R. B. Lionheart // Physiol. Meas. — 2004. — No. 25. — P. 125—142.

14. Barber D. C. Three-dimensional electrical impedance tomography / P. Metherall, D. C. Barber, R. H. Smallwood, B. H. Brown // *Nature*. — 1996. — V. 380. — P. 509—512.
15. Bahrani N. 2½D Finite Element Method for Electrical Impedance Tomography Considering the Complete Electrode Model / Navid Bahrani / Ph.D thesis. — Department of Systems and Computer Engineering Carleton University, Ottawa, Ontario, Canada, January 2012 — 169 p. bibl. : P.147—153 (69 titles).
16. Calderón A. P. On an inverse boundary value problem / Alberto P. Calderón // *Computational & Applied Mathematics*. — 2006. — V.25, No. 2-3. — P. 133—138. (A reprint of the original work by A. P. Calderón at the “Seminar on Numerical Analysis and its Application to Continuum Physics” in the ATAS of SBM (Rio de Janeiro), 1980, pp. 65—73).
17. Тихонов А. Н. Математические задачи компьютерной томографии / А. Н. Тихонов, В. Я. Арсенин, А. А. Тимонов. — М. : Наука, Гл. ред. физ.-мат. лит.: 1987. — 160 с., [1] с. ил. 21 см.
18. Polydorides N. Image reconstruction soft-field tomography. / Nicholas Polydorides / PhD thesis. — University of Manchester Institute of science and technology. — Manchester, 2002. — 250 p. — Bibl. : p.171—187 (175 title).
19. Никольский В. В. Электродинамика и распространение радиоволн / В. В. Никольский, Т. И. Никольская — М. : Наука, Гл.ред. физ.-мат.лит., 1989. — 544 с. — Библ. : С. 540—543 (80 назв.) — ISBN 5-02-014033-3.
20. Griffiths H. The importance of phase measurements in electrical impedance tomography / H. Griffiths // *Phys. Med. Biol.* — 1987. — V.32, No.11. — P. 1435—1444.
21. Стеблев Ю. И. Синтез электрических полей при электроемкостной компьютерной томографии многофазных потоков / Ю. И. Стеблев, Е. С. Нефедова /, *Proceedings of the Fourth All-Russian Scientific Conference with international participation (29–31 May 2007)*. Part 4, *Matem. Mod. Kraev. Zadachi*, Samara State Technical Univ., Samara, 2007. — С. 100—102.
22. Steinmetz T. Domains of validity of quasistatic and quasistationary field approximations / T. Steinmetz, S. Kurz, M. Clemens // *Proc.of XV International Symposium on Theoretical Electrical Engineering*. 22-24 June 2009, Lubeck, Germany. — 2009. — P. 271—275.

#### References

1. Pikalov V. V., Preobrazhenskii N. G. Vychislitelnaia tomografiia i fizicheskii eksperiment. *Uspekhi fizicheskikh nauk*, 1983, V.141, No.3, pp.469–498.
2. Breckon W. R. Image reconstruction in Electrical impedance tomography. PhD thesis — School Comput.Math. Sci., Oxford Polytechnic. Oxford, 1990, 143 p., Bibl.: pp.132–143 (99 title). ISSN 1749-9097.
3. Barber D. C., Brown B. H. Applied potential tomography. *J. Phys. E.*, 1984., V.17., No.1., pp. 723–733
4. Part 1 of *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications* / Ed. Holder D.S. Bristol: Institute of Physics Publishing, 2004, 64 p. Bibl.: pp. 54–64 (154 title). — ISBN 0750309520
5. Cheney M., Isaacson D., Newell J. C. Electrical impedance tomography. *SIAM.Rev.* — 1999, Vol.41, No.1, pp. 85–101.
6. Deng Y., Xin L. Electromagnetic imaging methods for nondestructive evaluation applications. *Sensors*, 2011, No.11, pp.11774–11808.
7. Bayford R. H. Bioimpedance tomography (Electrical impedance tomography). *Annu.Rev.Biomed.Eng.*, 2006, pp. 63–91.
8. Nejatali A. Electrical impedance tomography with neural networks and fuzzy sets. PhD thesis. Dep. of Electrical and Computer Eng. University of Manitoba. Manitoba, 1997,

170 p. Bibl.: pp.132-143 (99 title).

9. Brownell A. B., Isaacson D., Saulnier G. J., Newell J. C. Full Maxwell Equations as a forward model for EIT in the mammography geometry. Bioengineering Conference (NEBEC), IEEE 37th Annual Northeast, Troy, NY – 1-3 April 2011 2011, pp. 21–22

10. Soni N. K., Paulsen K. D., Dehghani H., Hartov A. Finite element implementation of Maxwell's equations for image reconstruction in electrical impedance tomography. IEEE Trans. on Medical Imaging, 2006, V.25, No.1, pp. 55–61.

11. Otto G. P., Weng C. C. Time-harmonic impedance tomography using the T-matrix method. IEEE Trans. on Medical Imaging, 1994, V.13, No.3, pp. 508–516.

12. Doerstling B. H. A 3-D Reconstruction algorithm for linearized inverse boundary value problem for Maxwell's equations. PhD thesis. Rensselaer Polytechnic Institute, Troy NY, USA, 1995. 116 p.

13. Lionheart W.R.B. EIT reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments. Physiol.Meas, 2004, No.25, pp. 125–142.

14. Barber D. C., Smallwood R. H., Brown B. H. Three-dimensional electrical impedance tomography. Nature, 1996, V. 380, pp. 509–512.

15. Bahrani N. 2½D Finite Element Method for Electrical Impedance Tomography Considering the Complete Electrode Model. PhD thesis. – Department of Systems and Computer Engineering Carleton University, Ottawa, Ontario, Canada, 2012. 169 p. Bibl.: pp.147-153 (69 titles).

16. Calderón A. P. On an inverse boundary value problem. Computational & Applied Mathematics, 2006, V.25, N.2-3, pp.133–138. (A reprint of the original work by A. P. Calderón at the “Seminar on Numerical Analysis and its Application to Continuum Physics” in the ATAS of SBM (Rio de Janeiro), 1980, pp. 65–73).

17. Tikhonov A. N., Apsenin V. Ya., Timonov A. A. Matematicheskie zadachi komp'uternoi tomografii. M. : Nauka, Hl.red.fiz.-mat.lit., 1987, 160 p.

18. Polydorides N. Image reconstruction soft-field tomography. PhD thesis. University of Manchester Institute of science and technology. Manchester, 2002, 250 p., Bibl.: pp.171-187 (175 title).

19. Nikol'skii V. V., Nikol'skaia T. I. Elektrodinamika i rasprostranenie radiovoln. M. : Nauka, Hl.red.fiz.-mat.lit., 1989, 544 p. Bibl.: pp.540-543 (80 titles). ISBN 5-02-014033-3.

20. Griffiths H. The importance of phase measurements in electrical impedance tomography. Phys. Med. Biol., 1987, v.32, No.11, pp.1435–1444.

21. Steblev Yu. I., Nefelova E. S. Sintez elektricheskikh polei pri elektroemkostnoi komp'uternoi tomografii mnohofaznykh potokov. Proceedings of the Fourth All-Russian Scientific Conference with international participation (29–31 May 2007). Part 4, Matem. Mod. Kraev. Zadachi, Samara State Technical Univ., Samara, 2007, pp.100–102.

22. Steinmetz T., Kurz S., Clemens M. Domains of validity of quasistatic and quasistationary field approximations. Proc.of XV International Symposium on Theoretical Electrical Engineering. 22-24 June 2009, Lubeck, Germany, 2009, pp. 271–275.

*Горб М. С, Гусєва О. В. Вибір математичної моделі об'єкту дослідження в електроімпедансній томографії. Зроблено огляд наукових праць, що стосуються питань моделювання досліджуваних об'єктів у разі електроімпедансної томографії. Спираючись на тривимірність процесів, які відбуваються в об'єктах дослідження при застосуванні електроімпедансних томографів, показано, що для адекватного моделювання об'єктів дослідження необхідно застосовувати квазістатичний або повнопольовий електродинамічні підходи.*



**Ключові слова:** електроімпедансна томографія, електростатична модель, квазістатична модель, повна електродинамічна модель.

Gorb N. S., Guseva E. V. **Выбор математической модели объекта исследования в электроимпедансной томографии.** Выполнен обзор научных работ, касающихся вопросов моделирования исследуемых объектов в электроимпедансной томографии. С учетом трехмерности процессов, происходящих в исследуемых объектах при использовании электроимпедансных томографов, показано, что для адекватного моделирования объектов исследования необходимо применять квазистатический или полнополевой электродинамические подходы.

**Ключевые слова:** электроимпедансная томография, электростатическая модель, квазистатическая модель, полная электродинамическая модель.

Gorb N. S., Guseva E. V. **Choice of the study object for mathematical model in Electrical Impedance Tomography.**

Introduction. A brief review of scientific publications relating to questions of the object for study modeling that implements the EIT methods is given.

Formulation of the problem. EIT features associated with three-dimensionality of processes taking place in the study objects during the measurement and the complexity of the reconstruction process are shown. A comparative analysis of the quasi-static and full-wave model of the object for study is presented.

Conclusion. Based on three-dimensional processes that take place in the study objects using EIT has shown that adequate models of study objects should be based on quasi-static or full-wave electrodynamics approaches.

**Keywords:** electrical impedance tomography, electrostatic model, quasi-static model, full electrodynamics model.