Вісник Дніпропетровського університету. Біологія, медицина
Visnik Dnìpropetrovs'kogo unìversitetu. Serìâ Biologìâ, medicina
Visnyk of Dnipropetrovsk University. Biology, medicine

Visn. Dnìpropetr. Unìv. Ser. Bìol. Med. 2015. 6(1), 79–83.

doi:10.15421/021515

ISSN 2310-4155 print
ISSN 2312-7295 online

www.medicine.dp.ua

УДК 612.176+612/014.4

Вплив методів вимірювання електричного імпедансу на відтворення двовимірної томограми біологічних тканин

Є.М. Сніжко, М.М. Мілих, Е.М. Гасанов

Дніпропетровський національний університет імені Олеся Гончара, Дніпропетровськ, Україна

Досліджено різні методи інжекції змінного струму через пару електродів, які розташовані по периметру досліджуваного об'єкта. Вимірювали потенціали на інших електродах, розташованих по периметру, для одержання внутрішнього розподілу провідності біологічних тканин методом електроімпедансної томографії. Використовували пакет обчислень розподілу потенціалів та відтворення зображень EIDORS. Обчислення проведено для 16 електродів, розташованих на однакових відстанях по периметру. Усередині об'єкта з однорідною провідністю розташовані дві області підвищеної провідності. Оцінено вплив методів інжекції струму на точність відтворення двовимірного розподілу провідності всередині об'єкта для алгоритмів абсолютного та різницевого методів розрахунку томограми. Встановлено переваги, недоліки та галузі застосування дипольного (на сусідні електроди), полярного (на протилежні електроди) та додаткового (на електроди, які зміщені чверть кола) методів інжекції струму. Наведено порівняльна діаграма похибок максимального відхилення та середньоквадратичних похибок відтворення розподілу провідності.

Ключові слова: електроімпедансна томографія; метод кінцевих елементів; зображення провідності; EIDORS; електроди

Effects of electrical impedance measuring methods on two-dimensional tomogram recovery of biological tissues

Y.M. Snizhko, M.M. Milykh, E.M. Gasanov

Oles Honchar Dnipropetrovsk National University, Dnipropetrovsk, Ukraine

The purpose of electrical impedance tomography is to obtain the electrical impedance distribution in the domain of interest by injecting the currents or applying voltages and measuring voltages or currents via a number of electrodes that are mounted on the boundary of the domain. We investigated the influence of various alternating current injection methods on conductivity allocation recovery in biological tissues. We used 16 electrodes allocated uniformly on a circle perimeter. The research technique includes the mathematical modeling by finite element method with 576 nodes. The current injection was performed through two electrodes located nearby (dipole assignment), opposite (polar assignment) or with a shift by 3 electrodes (a quarter of circle). We registered the potential differences between other electrodes for calculation of the internal conductivity allocation by the finite element method. The study revealed that dipole current injection impoved the sensitivity of the method, and polar injection refined the resolution capability. We used the absolute and difference calculation methods implemented in the programming package of potentials allocation and image reconstruction EIDORS (Electrical Impedance and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software). EIDORS is an open source software system for image reconstruction in the electrical impedance tomography and diffuse optical tomography, designed to facilitate collaboration, testing and new research in these fields. Several numerical examples with inclusion of various convex and non-convex smooth shapes (e.g. circular, elliptic, square-shaped) and sizes are presented and thoroughly investigated. The experiments revealed phantoms at round form discontinuities of conductivity. As an accuracy criterion, we selected mean-square and maximum deviation values of the reconstructed image from the true conductivity allocation. The study showed the advantages, lacks and application fields of dipole, polar and other methods of the current injection. The experiments demonstrated the optimal parameters for reconstruction of internal conductivities at various methods of stimulation. The model with polar electrodes showed the best results by the criterion of maximum deviation. The model with electrodes shifted on a circle quarter revealed the best results by mean-square error criterion.

Keywords: electrical impedance tomography; finite element method; resistivity images; EIDORS; electrodes

Дніпропетровський національний університет ім. Олеся Гончара, пр. Гагаріна, 72, Дніпропетровськ, 49010, Україна
Oles' Honchar Dnipropetrovsk National University, Gagarin Ave., 72, Dnipropetrovsk, 49010, Ukraine
Tel.: +38-050-320-95-18. E-mail: milykhmm@mail.ru, ye.snizhko@gmail.com

Вступ

Електрична імпедансна томографія – перспективний метод відтворення зображення у зрізах біологічних тканин за допомогою електричного зондування та реконструкції розподілу імпедансу. Завдяки тому, що різні тканини мають різний імпеданс, існує можливість диференціювати їх зображення та виявляти фізіологічні зміни (Colton and Kress, 1992; Kim et al., 2004; Bera and Nagaraju, 2012). Провідність тканин зумовлена двома механізмами. Для постійного струму та струму низької частоти (до декількох десятків кілогерц) електричний струм утворюється за рахунок руху позитивних і негативних іонів уздовж силових ліній зовнішнього електричного поля. Біологічні тканини мають складну будову, в них містяться як іони, так і великі органічні молекули, які не роблять внеску до струмопровідності, але мають величезний коефіцієнт поляризації та формують струм зміщення, залежний від частоти. Змінне електричне поле мінятиме з певною частотою як просторову орієнтацію молекул, які поляризуються, так і напрям дрейфу часток, причому одна і та сама частка може брати участь в обох процесах. Внесок струму зміщення до сумарної величини струму зростає у міру збільшення частоти зовнішнього поля. Припустимо, що зовнішнє поле змінюється синусоїдально:

$$U = A \cdot \sin(2\pi f t),$$

$$\frac{dU}{dt} = A \cdot 2\pi f \cdot \cos(2\pi f t),$$

$$i = C \cdot A \cdot 2\pi f \cdot \cos(2\pi f t).$$

Таким чином, у разі синусоїдального зовнішнього поля струм зміщення лінійно зростає зі збільшенням частоти. Але це так тільки у тому випадку, коли ємність не залежить від частоти. Для біологічних об'єктів ця вимога не виконується, оскільки існує нелінійна залежність діелектричної проникності тканин від частоти. Крім того, для різних тканин ця залежність істотно відрізняється. Для опису пасивних електричних властивостей живих тканин досить охарактеризувати їх діелектричну проникність і питомий електричний опір (провідність). Оскільки обидві величини залежать від функціонального стану тканини, з'являється можливість для діагностичних досліджень на основі оцінки пасивних електричних властивостей біологічних об'єктів. Хоча найточніше вимірювання досягається тільки за умови розрахунку комплексної та дійсної складової, достатнім буде знайти хоча б резистивну компоненту імпедансу, за умови, що використано правильні діапазони частот. На низьких частотах за нормальної температури провідність змінюється від 0,02 (кістки) до 0,70 См/м (кров).

Перше імпедансне зображення одержали в 1978 році R.P. Henderson та J.G. Webster, але воно не було томографічним. Із 1990-х років електроімпедансна томографія інтенсивно розвивається (Kim et al., 2004; Balleza-Ordaz et al., 2015; Zhao et al., 2014). Значних успіхів у розробленні медичних застосувань досягнуто в галузі неонатології, пульмонології, онкології, нейрофізіології, а також фізіології рослин. Для одержання зображення змінний струм інжектують у тканини через електроди, розташовані по периметру, та вимірюють синхронно поверхневі потенціали. Це дає можливість одержати сукупності даних розподілу імпедансу, які за допомогою комп'ютерних алгоритмів забезпечують відтворення імпедансного томографічного зображення (рис. 1).

Струм, протікаючи через середовище, створює об'ємний розподіл електричного потенціалу. Збуджувальні електроди можуть буди сусідніми (дипольна інжекція), діаметрально протилежними (полярна інжекція) або мати інше розташування. Потенціал зменшується уздовж лінії струму в міру видалення від активного електрода. Зменшення напруги на одиницю довжини пропорційне величині струму та опору середовища (відповідно до закону Ома). Вимірюючи зменшення напруги та знаючи струм, можна обчислити величину опору. Томографічний алгоритм реконструкції дозволяє використовувати напруги, вимірювані тільки на поверхні тіла, для обчислення просторового розподілу питомого опору (або електропровідності) усередині нього.

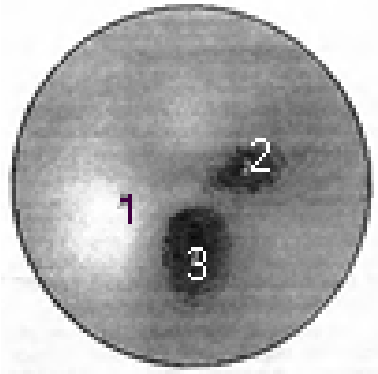

Рис. 1. Імпедансна томограма нижньої кінцівки:
1 – м'язи, *2*, *3* – кістки

Перші алгоритми реконструкції електроімпедансного зображення та перші зображення, що застосовували алгоритм зворотної проекції, розроблено D.C. Barber. Цей алгоритм адаптували надалі до методу комп'ютерної рентгенівської томографії. В електричній імпедансній томографії периферичний профіль – це множина електричних напруг між парами електродів для кожної пари збуджувальних електродів. Будь-який розподіл електропровідності в регіоні, обмеженому двома еквіпотенціальними лініями, корелює з різницею електричної напруги між електродами за нормованими лініями. Розподіл електропровідності між двома еквіпотенціальними лініями пропорційний градієнту електричної напруги відповідних меж.

Для одержання електричного імпедансного зображення запропоновано декілька методів, які зведені у дві категорії: статичне та диференціальне зображення. Статичне зображення полягає в одержанні зображення абсолютного розподілу імпедансу усередині ділянки тіла, тобто у результаті формується анатомічне зображення області, яка сканується. Диференціальне або динамічне зображення полягає у відтворенні змін електропровідності між двома серіями вимірів.

Мета статті – оцінити вплив методів інжекції струму під час проведення електроімпедансної томографії на відтворене зображення.

Матеріал і методи досліджень

Вимірювання біологічного імпедансу вимагає проходження електричного струму через біологічну тканину під час дослідження. Для цього слід обрати тип, величину та частоту струму. Протікання постійного струму через біологічні тканини, супроводжується необоротними хімічними реакціями на електродах. Тому в медичній діагностиці (Cao et al., 2007) використовують тільки змінний електричний струм досить високої частоти (як правило, вище 1 кГц). Електропровідність різних тканин тіла людини змінюється від 0,02 (кістка) до 0,70 См/м (кров), тобто у 35 разів.

Припустима величина струму обмежена його біологічною дією, вона підвищується зі зростанням частоти. За слабкої стимуляції (0,3–10,0 мА) відмічається тільки тактильне відчуття. У широких межах (10–100 мА) нерви та м'язи піддаються сильній стимуляції, результатом якої є скорочення, біль і стомлення. Струм силою понад 15 мА (залежно від шляху проходження струму) може викликати зупинку дихання, помітне стомлення та інтенсивний біль. Ще вищі значення сили струму можуть викликати тривалі скорочення міокарда (контрактури) та важкі опіки.

Застосування електрики на будь-якій ділянці шкіри має як результат стимуляцію різних типів рецепторів дерми. Величина електричного струму, використовувана для біологічних імпедансометричних досліджень, повинна завжди бути нижчою за максимально допустиму (табл.).

Таблиця

Залежність максимальної сили струму від частоти

Частота змінного струму, кГц	Максимальна амплітуда струму, мА
< 1	0,1
1–100	0,1 · f, де f – частота (кГц)
> 100	10

Для відтворення електропровідності тканин застосовують метод зворотного проектування уздовж еквіпотенціалей, який застосовується під час абсолютних та диференційних вимірювань за різних положень збуджувальних електродів. Розподіл провідності можна обчислити за формулою:

$$S(r,\theta) = \sum_{i=0}^{N-1} [W_i(r,\theta)\lambda_i(x)|\Phi_i(x) = \varphi_i(r,\theta)],$$

де *i* – номер пари активних електродів, $W_i(r,\theta)$ – геометричні коефіцієнти, які визначаються для однорідного тіла такої самої форми, $\lambda_i(x)$ – лінійна інтерполяція потенціалів для пари вимірювальних електродів, $\Phi_i(x)$ – розподіл потенціалу уздовж границі однорідного об'єкта такої самої форми, $\varphi_i(r,\theta)$ – розподіл потенціалу всередині об'єкта.

Складність математичного завдання (як аналізу, так і синтезу) полягає, на відміну від аналогічних завдань рентгенівського, гамма-, ядерного магнітного резонансу, ультразвукової томографії, у тому, що струми між електродами протікають по всій площині та об'єму, а не по прямій лінії між електродами (Cheng et al., 1989; Kim et al., 2004). Пряму задачу можна розв'язати двома шляхами. Перший шлях – аналітичний, другий – використання числових методів, таких як метод кінцевих елементів або метод граничних елементів. Зворотна задача EIT погано зумовлена. Розв'язок зворотної задачі може бути украй нестабільним, навіть невеликий шум може значно посилитися та привести в непридатність увесь результат обчислень (Adler and Guardo, 1996; Asfaw and Adler, 2005). Отримати дані без шуму неможливо, оскільки мають місце такі явища як зміна розподілу провідності шкіри в місцях прикріплення електродів, рух електродів, неможливість точного (відповідно до моделі) закріплення електродів, а також шуми від електронних елементів (Kim et al., 2014). У зв'язку з обмеженням розміру електродів і певними вимогами до їх розміщення кількість незалежних вимірювань завжди набагато менша, ніж число елементів зображення, які потрібно отримати. Крім істиного існує багато «фантомних» рішень. Для реконструкції зображення у погано зумовлених системах потрібна регуляризація. Методи регуляризації поділяють на три типи: метод зворотної проекції, ітеративний метод і метод однокрокової лінеаризації. Результати застосування цих алгоритмів залежать від методів інжекції струму в дослідний об'єкт.

Для томографічних розрахунків застосовано відомий пакет програм EIDORS, який дозволяє розв'язувати як пряму задачу (розрахунок потенціалів на поверхні об'єкта за даними про електропровідність і збуджувальний струм), так і зворотну (розрахунок розподілу провідності за потенціалами на поверхні). Для проведення модельних досліджень застосовано 16-електродну модель із 576 кінцевими елементами. Збільшення кількості кінцевих елементів не викликає поліпшення вихідного зображення, тільки поліпшує відображення меж зон провідності. Стимуляція струмом і знімання напруги проводили по сусідніх електродах, протилежних електродах і електродах, які відстоять один від одного на три електроди. Кількість ітерацій дорівнювала 1, 3, 5 та 10. Відносна різниця значень максимальної та мінімальної провідності складала 2–6, при тому, що фонова провідність дорівнювала 1. Оптимальні значення гіперпараметра та кількості ітерацій шукали шляхом аналізу графіків залежності параметрів якості від перелічених вище факторів.

Для збільшення швидкості розрахунків і зменшення кількості можливих помилок створено програму за допомогою математичного пакета Matlab (Polydorides and Lionheart, 2002; Ledger, 2012). З її допомогою можна задати розподіл провідності в об'єктах різної форми та розрахувати зворотну задачу, задаючи при цьому різні параметри. Модель кінцевих елементів описується вузлами, елементами та границею. Електроди визначаються вектором і мають контактний імпеданс. Кожен електрод представлений вузлами, до яких він приєднаний на межі моделі. За допомогою цих електродів задано модель стимулювання та отримання даних. Кожен об'єкт стимуляції має поля стимуляції, модель стимулювання та модель вимірювань. Поле стимуляції визначає стимулювальну величину, тобто величину струму.

Результати та їх обговорення

Проведено модельні експерименти для вивчення впливу методу інжекції струму на чутливість і роздільну здатність відтворення провідності (рис. 2).

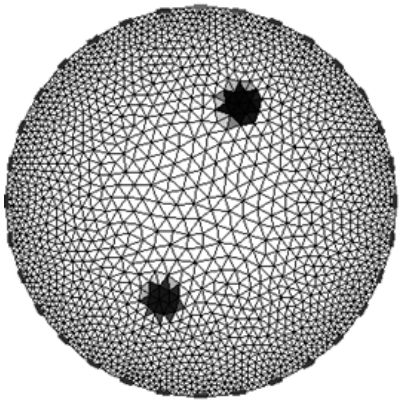

Рис. 2. Приклад розрахованого розподілу провідності:
провідність фону – 2, об'єкта у верхній частині – 1,5,
у нижній частині – 3

Результати відтворення оцінювали візуально та за допомогою двох кількісних показників: середньоквадратичного та максимального відхилення. В обох типах алгоритмів (різницевих і абсолютних) знайдено артефакт під час розрахунку зворотної задачі (рис. 3). Під час стимулювання струмом і знімання напруг із протиставлених електродів відбувається віддзеркалення розподілу провідності. Такий ефект спостерігали також інші автори (Chakraborty et al., 2013; Javaherian et al., 2013). Дипольна модель, позначена як 1 на рисунку 4, із двома збуджувальними електродами, розташованими поруч один одного, показала середні результати як за максимальним, так і за середньоквадратичним відхиленням. Найкращий результат за максимальним відхиленням показала полярна модель 2, у якій збуджувальні електроди розташовані на протилежних позиціях (по діаметру). Модель 3 з електродами, зміщеними на чверть кола, виявилась найкращою за середньоквадратичним відхиленням.

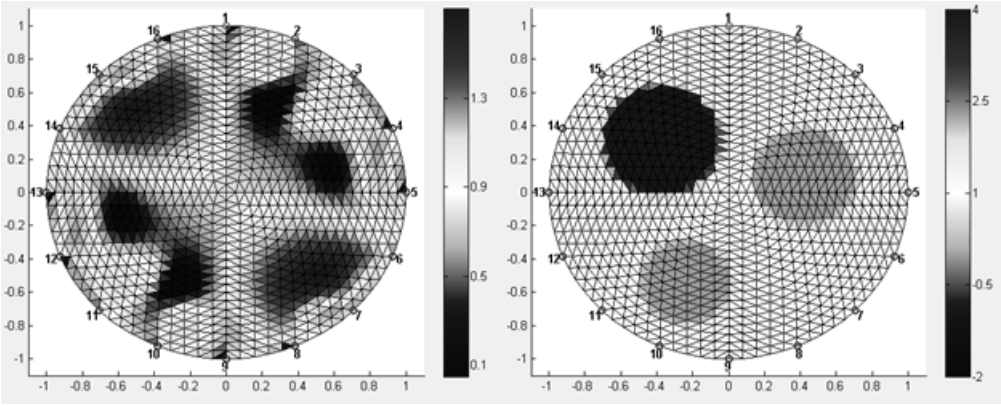

Рис. 3. Артефакти, які виникають у розрахованому розподілі провідності (ліворуч) та істинний розподіл (праворуч)

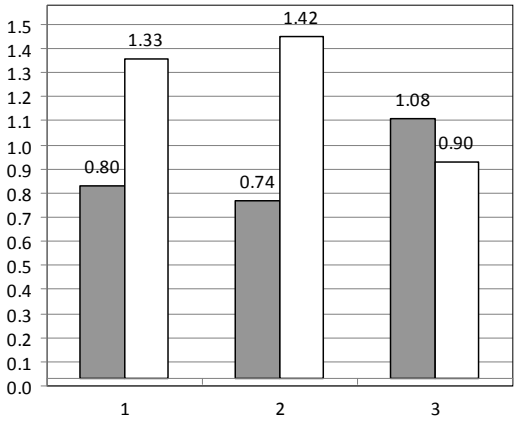

Рис. 4. Максимальне відхилення (сірий стовпчик) та середньоквадратична похибка (білий стовпчик) для різних типів інжекції струму та реєстрації напруги:
1 – дипольна модель, *2* – полярна модель,
3 – зміщення на чверть кола

Розраховано також оптимальні параметри алгоритмів для абсолютного та різницевого методів розрахунків. Різницевий алгоритм потребує більшої кількості обчислювальних ресурсів, бо йому потрібен розв'язок для «пустого» фантома та за умов оцінки абсолютної варіації із застосуванням методу внутрішніх точок потрібна кількість ітерацій зростає відносно абсолютного алгоритму з тим самим методом регуляризації. Але і результат таких обчислень має більшу контрастність.

Висновки

Виявлено залежність якості відновлення розподілу провідності розтину об'єкта від таких параметрів як моделі стимуляції струмом, вимірювання напруги, кількості ітерацій, значень регуляризувального параметра та відношення значень максимальної та мінімальної провідності. Критерієм якості слугували значення середньоквадратичного відхилення за масивом кінцевих елементів по всьому розтину об'єкта, зонах, що цікавлять і поза цими зонами. Також критерієм є значення максимального відхилення від заданого розподілу та розрахованого розподілу провідності. Результати також оцінено візуально в умовних кольорах. Виявлено появу такого артефакту зображення як віддзеркалення розподілу провідності за умов стимулювання та знімання напруги з протиставлених електродів. На основі отриманих даних знайдено оптимальне розв'язання прямої та зворотної задач імпедансної томографії для різних моделей стимуляції та алгоритмів відтворення. Вплив неоптимальних параметрів здатний значно погіршити якість відновленої картини або спотворити її.

Бібліографічні посилання

Adler, A., Guardo, R., 1996. Electrical impedance tomography: Regularised imaging and contrast detection. IEEE Trans. Med. Imaging 15, 170–179.

Asfaw, Y., Adler, A., 2005. Automatic detection of detached and erroneous electrodes in electrical impedance tomography. Physiol. Meas. 26(2), S175–S183.

Balleza-Ordaz, M., Perez-Alday, E., Vargas-Luna, M., Riu, J.P., 2015. Tidal volume monitoring by electrical impedance tomography (EIT) using different regions of interest (ROI): Calibration equations. Biomed. Signal Proces. 18(4), 102–109.

Bera, T.K., Nagaraju, J., 2012. Studying the resistivity imaging of chicken tissue phantoms with different current patterns in Electrical Impedance Tomography (EIT). Measurement 45(4), 663–682.

Cao, Z., Wang, H., Yang, W., Yan, Y., 2007. A calculable sensor for electrical impedance tomography. Sensor. Actuat. A-Phys. 140(2), 156–161.

Chakrabarty, D., Chattopadhyay, M., Bhar, R., 2013. Resistivity imaging of a phantom with irregular inhomogeneities with 32 silver electrodes based sensory system in two dimensional electrical impedance tomography. Procedia Technology 10, 191–199.

Cheng, K.-S., Isaacson, D., Newell, J.C., Gisser, D.G., 1989. Electrode models for electric current computed tomography. IEEE Trans. Biomed. Eng. 36, 918–924.

Colton, D., Kress, R., 1992. Inverse acoustic and electromagnetic scattering theory. Springer-Verlag, Berlin.

Javaherian, A., Movafeghi, A., Faghihi, R., Yahaghi, E., 2013. An exhaustive criterion for estimating quality of images in electrical impedance tomography with application to clinical imaging. J. Vis. Commun. Image Representation 24(7), 773–785.

Kim, B.S., Kambhampati, A.K., Jang, Y.J., Kim, K.Y., Kim, S., 2014. Image reconstruction using voltage-current system in electrical impedance tomography. Nucl. Eng. Des. 278(15), 134–140.

Kim, K.Y., Kim, B.S., Kim, M.C., Kim, S., 2004. Dynamic inverse obstacle problems with electrical impedance tomography. Math. Comput. Simulat. 66(4–5), 399–408.

Ledger, P., 2012. hp-Finite element discretisation of the electrical impedance tomography problem. Comput. Method. Appl. M. 225–228, 154–176.

Polydorides, N., Lionheart, W.R.B., 2002. A Matlab toolkit for three-dimensional electrical impedance tomography: A contribution to the electrical impedance and diffuse optical reconstruction software project. Meas. Sci. Technol. 13, 1871–1883.

Zhao, Y., Wang, M., Yao, J., 2014. Electrical impedance tomography spectroscopy method for characterising particles in solid-liquid phase. AIP Conference Proceedings 1592, 10–17.

Надійшла до редколегії 03.04.2015