

одной строкой, а также некоторые другие, менее значимые.

Определенной проблемой в программировании явилось осмысление модели событий данной программы, т.е. возможной последовательности вызовов модулей и особенности взаимодействия их по данным.

Обращает на себя внимание линейная структура модулей, что является залогом надежной работы программы. В целом, проделав описанную работу по созданию программы, можно сделать вывод о возможности эффективного использования Excel 5.0 и встроенного языка VBA для нетрадиционного приложения. Для примененной технологии характерна несложность программирования приложения с использованием объектно-ориентированного подхода, прозрачность логической структуры, наглядность и прогнозируемость процесса отладки, а также несложность сопровождения и модернизации.

Литература: 1. Каратигин С. А., Тихонов А. Ф., Долголатев В. Г. Электронный Офис. Т. 1. М.: Восточная книжная компания, 1997. С.431-579 2. Бунин Э. Excel Visual Basic для приложений. М.: Бином. 1996. 325 с.

Поступила в редколлегию 14.05.98

Рецензент: д-р техн. наук, проф. Загарий Г.И.

Карасюк Владимир Васильевич, канд. техн. наук, доцент кафедры информатики и вычислительной техники Национальной юридической академии Украины им. Я.Мудрого. Научные интересы: базы данных, электронные таблицы, объектно-ориентированный подход, распределенные вычисления. Адрес: 310143, Украина, Харьков-143, ул. Б. Кольцевая, 136, кв. 88, тел. 14-56-08.

Сокольников Дмитрий Игоревич, студент Харьковского института экономики рыночных отношений и менеджмента. Научные интересы: СУБД, экспертные системы, искусственный интеллект. Адрес: 310180, Украина, Харьков, ул. О. Яроша, 7, кв.16, тел. 32-47-07.

УДК 616-07:537.311.6

ЛОКАЛЬНА ЕЛЕКТРИЧНА ІМПЕДАНСНА ТОМОГРАФІЯ ДЛЯ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

МЕЛЬНИК Р.А.

У статті розглянуто переваги методу електричної імпедансної томографії з точки зору медичної діагностики та проблеми, пов'язані з його практичним використанням. Для підвищення точності методу запропоновано варіант локальної імпедансної томографії.

Вступ

Метод електричної імпедансної томографії (ЕІТ) не є новим. Він був запропонований в кінці 70-х – на початку 80-х років і на даний час знаходиться на стадії експериментальних досліджень, де вже досягнуто певних успіхів. При електричній імпедансній томографії шукають розподіл питомого електричного опору або питомої електричної провідності всередині біологічного об'єкта, причому як вхідні дані використовують значення струму і напруги, виміряні на поверхні об'єкта. В цьому полягає ідея методу.

Застосування ЕІТ в медичній діагностиці базується на двох основних принципах: 1) велике відношення (до 200:1) опорів різних типів тканин у людському організмі; 2) часто значна різниця між опором нормальної і патологічної тканини [4]. Зростаючий інтерес до даного методу з боку лікарів пояснюється тим, що, на відміну від існуючих томографічних методів, електрична імпедансна томографія дає змогу одержати нову і деколи унікальну інформацію про внутрішню структуру досліджуваного об'єкта. Крім того, вона має переваги, дуже важливі з точки зору медицини.

На даний час існують і успішно використовуються три основних типи діагностичних томографічних систем: X-променевої, ультразвукової та на основі ядерного магнітного резонансу (ЯМР). Їм властивий ряд недоліків:

1) шкідливість для пацієнта та обслуговуючого персоналу (особливо X-променевої та ЯМР-томографії); неможливість частого повторюваності досліджень і тривалого контролю стану пацієнта;

2) складність, великі габарити та немобільність обладнання;

3) дороговизна обладнання;

4) низька продуктивність роботи в результаті невисокої швидкодії механічних елементів сканування; неможливість проведення діагностичної томографії в реальному масштабі часу;

5) у випадку ультразвукової томографії – недостатня чутливість приладів внаслідок сильного згасання і розсіяння ультразвуку в біологічних тканинах.

Вказані недоліки обмежують застосування методів X-променевої, ЯМР та ультразвукової томографії. На противагу їм електрична імпедансна томографія завдяки своїм характерним особливостям видається дуже «привабливим» методом для медичної діагностики. Перелічимо її переваги:

1) неінвазивність та екологічність; можливість частого повторюваності томографічних досліджень і довготривалого контролю за станом пацієнта;

2) простота обладнання, його невеликі розміри, можливість виконання у переносному вигляді;

3) дешевизна обладнання, низька вартість проведення досліджень;

4) висока продуктивність роботи ЕІТ-систем, швидкодія яких обмежується лише швидкістю електронних пристроїв; можливість діагностування органів та систем людини в їх динаміці; можливість проведення досліджень не тільки в двовимірному, але і в тривимірному випадку.

1. Опис методу

Типова система для електричної імпедансної томографії складається з двох основних частин: апаратної – системи відбору даних – і програмної – системи для реконструкції зображення. Перша здійснює відбір даних від досліджуваного об'єкта, забезпечуючи задану точність вимірювань, швидкість отримання даних та методику (стратегію) відбору. За одержаними даними знаходять розподіл опору або провідності всередині об'єкта. (Найчастіше в імпедансних томографічних системах вимірюють

напругу, інжектуючи струм; оскільки при незмінній величині струму опір і напруга пов'язані прямою залежністю, в більшості випадків визначають опір, а не провідність.) Розв'язок цієї задачі виконує система для реконструкції зображення – персональний комп'ютер із реалізованим на ньому алгоритмом реконструкції.

Система відбору даних має вигляд, зображений на рис. 1. Біооб'єкт моделюється рідиною (сольовим розчином), що знаходиться у фантомі 5 – циліндричній кюветі, по периметру якої розташовані електроди 4. Через електроди здійснюється інжекція струму та вимірювання напруги. Під'єднання відповідних пар електродів для інжекції/вимірювання забезпечується комутаторами 3. Необхідний для інжекції струм отримують з виходу генератора струму 2. Він виконаний у вигляді перетворювача «напруга-струм», тому для формування опорного сигналу використовують генератор напруги 1. Виміряна напруга надходить на вхід вимірювального підсилювача 6, де вона підсилюється до потрібного рівня і за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) 7 перетворюється у форму, придатну для подальшої обробки на комп'ютері. Інтерфейс 8 реалізує двосторонній зв'язок системи відбору даних з комп'ютером.

Незважаючи на функціональну простоту такої системи, практична реалізація її ускладнюється необхідністю забезпечення високої точності вимірювань, оскільки від цього залежить не тільки точність, але і принципова можливість реконструкції. Це зумовлює вимоги до окремих складових частин системи відбору даних. Перш за все – це точність розміщення електродів. Показано, що при діаметрі фантома менше, ніж 50 см, для забезпечення достатньої точності реконструкції лінійна похибка еквідистантного розміщення електродів у площині досліджень не повинна перевищувати $\pm 0,1\%$ від діаметра; для фантомів із більшим діаметром це значення зменшується до $\pm 0,05\%$ [5]. Часто для підвищення точності вимірювань крім основних електродів встановлюють допоміжні (фокусуєчі). До інших важливих вимог відносять: високу стабільність параметрів струму, що використовується для інжекції; високий коефіцієнт послаблення синфазного сигналу вимірювального підсилювача; низьку похибку квантування АЦП.

Розробка алгоритмів візуалізації для ЕІТ є не простою задачею. Трудність полягає в тому, що не існує (на даний час таке співвідношення не отримано і не доведена неможливість його отримання) в аналітичній формі співвідношення, за яким, вимірявши потенціали на поверхні об'єкта досліджень, можна було б безпосередньо знайти розподіл питомого опору. Проте відоме зворотне співвідношення,

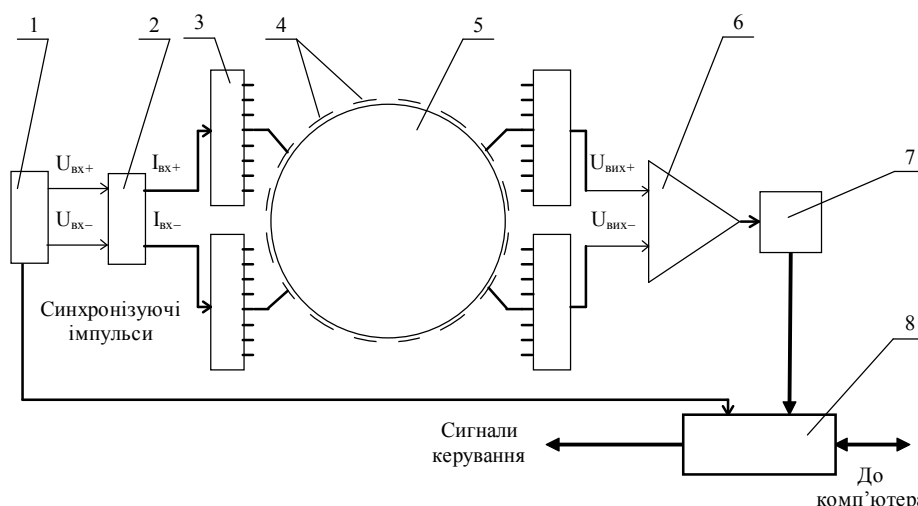


Рис. 1. Структурна схема системи відбору даних: 1 – генератор напруги; 2 – генератор струму; 3 – комутатори; 4 – електроди; 5 – фантом; 6 – вимірювальний підсилювач; 7 – аналого-цифровий перетворювач; 8 – інтерфейс

ня, що дає змогу розрахувати потенціали в будь-якій точці об'єкта при заданому його внутрішньому опорі. Це – рівняння Лапласа [1]:

$$\nabla \cdot \rho^{-1} \nabla u = 0 \quad (1)$$

із крайовими умовами

$$\rho^{-1} \frac{\partial u}{\partial n} = j, \quad (2)$$

де ρ – питомий опір; u – потенціал; $\frac{\partial}{\partial n}$ – похідна по нормалі до поверхні об'єкта; j – густина струму. Для заданого розподілу ρ розв'язок (1) є прямою задачею імпедансної томографії, тоді як для одержання реконструйованого зображення необхідно розв'язати обернену задачу.

Позначимо через I_1, \dots, I_k – струми, які поспідовно пропускають через k різних пар електродів. Для кожного напрямку інжектваного струму одержують напруги $\tilde{U}_1, \dots, \tilde{U}_m$, виміряні на інших парах електродів. Вони складають вектор вимірних напруг $\tilde{U} = \{\tilde{U}_1, \dots, \tilde{U}_m\}$. Розв'язок прямої задачі, коли крайовими умовами рівняння Лапласа є реальні значення струму і задано деякий початковий розподіл питомого опору ρ_0 , дає вектор обчислених напруг $U = \{U_1, \dots, U_m\}$. Ступінь відмінності цих двох векторів оцінюють функціоналом ϕ , який називається нев'язкою:

$$\phi = \frac{1}{2} (U - \tilde{U})^T (U - \tilde{U}). \quad (3)$$

Обернена задача зводиться до пошуку такого розподілу ρ^* , який мінімізує функціонал (3). Послідовність її розв'язку можна зобразити у вигляді блок-схеми, наведеної на рис. 2. Процес обчислень завершують, якщо величина нев'язки стає меншою деякого наперед заданого значення d (точності). Таким чином, реконструкція здійснюється шляхом поступового “наближення” параметрів математичної моделі до реального досліджуваного об'єкта.

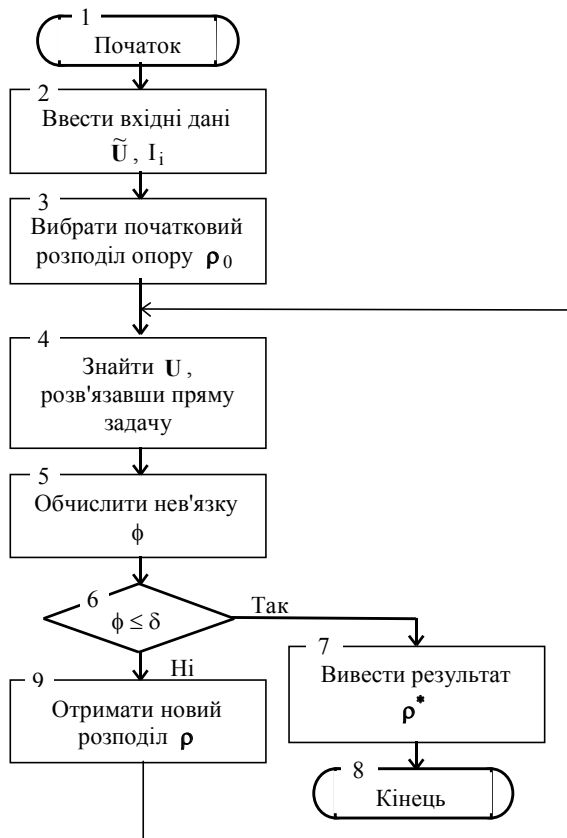


Рис. 2. Блок-схема алгоритму реконструкції

Різні алгоритми реконструкції для ЕІТ відрізняються лише підходом до розв'язування прямої і оберненої задач. Розв'язок прямої задачі виконують переважно методом скінчених елементів [6], оскільки метод сіток (скінчених різниць) показав себе мало придатним у даному випадку [2]. Обернену задачу розв'язують оптимізаційними методами, найбільш поширені серед яких методи Ньютона, Гауса-Ньютона та Ньютона-Рафсона [1,5,6].

При реалізації вказаних алгоритмів виникають математичні проблеми. Перша – проблема обумовленості [6], вона пов'язана із застосуванням операторів перетворення в матричній формі. Задача імпедансної томографії погано обумовлена. Причиною цього є те, що великі зміни питомого опору всередині об'єкта досліджень приводять часто до зовсім незначних змін електричного потенціалу на його поверхні. Як наслідок, стає справедливим зворотнє твердження: незначні зміни у вхідних даних алгоритму реконструкції, зумовлені похибками вимірювання струму і напруги на поверхні об'єкта та похибками в наближених математичних обчисленнях, можуть спричинити великі неконтрольовані похибки в реконструйованому зображенні. Крім того, через погану обумовленість ЕІТ має вищу чутливість на периферії досліджуваного об'єкта, ніж у його центральній частині [6].

Іншою проблемою є регуляризація розв'язку [1]. Нелінійний характер задачі ЕІТ при досить великій початковій нев'язці приводить до появи багатоекстремальності. Це різко ускладнює процедуру одержання правильного розв'язку через відсутність збіжності ітеративного алгоритму реконструкції. Подібні задачі прийнято відносити до класу некоректно поставлених.

2. Висновки

Особливості електричної імпедансної томографії, основними серед яких є нешкідливість та дешевизна, дуже цінні з точки зору медичної діагностики, тим більше, що жоден з томографічних методів, які на даний час використовуються в медицині, не має таких переваг. Зрозумілими є намагання застосувати ЕІТ для клінічних досліджень. Широкому впровадженню даного методу перешкоджає його низька точність. У роботі [3], яка присвячена проблемам виробничої, а не медичної томографії, порівнюються роздільні здатності різних типів діагностичних систем. Імпедансна томографія займає одне із останніх місць; значення роздільної здатності для неї становить 10% від діаметра перерізу досліджуваного об'єкта. Очевидно, у випадку її медичного застосування точність буде ще нижчою.

Причини низької точності пов'язані з нелінійним характером задачі ЕІТ, зокрема з її надзвичайно поганою обумовленістю та багатоекстремальністю. Отже, актуальним є завдання підвищити точність методу електричної імпедансної томографії. На даний час не існує єдиної думки стосовно способу подолання цієї проблеми.

Одним із варіантів підвищення роздільної здатності даного методу може бути застосування ЕІТ до окремого органу або частини тіла людини, тобто використання локальної імпедансної томографії. Прикладом органу, діагностика захворювань якого в теперішніх умовах набуває все більшого значення, є щитовидна залоза. Локальність методу дозволить: 1) скористатися апріорною інформацією про електричні параметри конкретного органу або частини тіла в нормі, що дасть можливість розв'язати проблему багатоекстремальності та покращити обумовленість алгоритму реконструкції; 2) розробити спеціалізовану систему відбору даних, яка забезпечить необхідні параметри вимірювань. Ці два фактори повинні підвищити точність ЕІТ зображень, що в кінцевому результаті сприятиме швидшому впровадженню імпедансної томографії в медицину.

Література: 1. *Биоимпедансная томография: обзор*. ТС-10. М.: Информприбор. 1989. Вып.5. 31с. 2. *ДудикевичТ.В.* Реконструкція розподілу питомої електричної провідності для технічних та біомедичних вимірювальних систем. Автореф. дисертації на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук. Львів: Львівська політехніка. 1997. 19с. 3. *BeckM.S., WilliamsR.A.* Process tomography: a European innovation and its applications // *Meas. Sci. Technol.* 1996. Vol.7. P.215-224. 4. *BoonK.* EIT: what it is, what it does / Home page at University College London. 1996. 2p. 5. *Dickin F., Wang M.* Electrical resistance tomography for process applications // *Meas. Sci. Technol.* 1996. Vol.7. P.247-260. 6. *Yorkey T. J. et al.* Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering.* 1987. Vol.BME-34. No.11. P.843-852.

Надійшла до редколегії 22.07.98

Рецензент: д-р фіз.-мат. наук., проф. Драган Я.П.

Мельник Роман Анатолійович, аспірант кафедри «Біомедичні системи і апарати», Тернопільський державний технічний університет ім. Ів. Пулюя. Наукові інтереси: електрична імпедансна томографія, програмування, комп'ютери. Адреса: 282001, Україна, Тернопіль, вул. Оболоня, 11/97, тел. (0352) 22-24-25.