

УДК 616-073.756.8:621.3.011.21

Ю. Промович; В. Забитівський

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

СИНТЕЗ СТРУКТУРИ ЕЛЕКТРОІМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА

Резюме. Вдосконалено структуру системи для електроімпедансної томографії. Проведено розрахунок параметрів системи в контексті її застосування для візуалізації динаміки електричного імпедансу перерізів біологічних середовищ з урахуванням серцевої діяльності. Побудовано дослідний макет системи. Наведено результат натурального моделювання електроімпедансної томографії.

Ключові слова: імпеданс, електроімпедансна томографія, система, томографічний експеримент.

Y. Promovych, V. Zabytivskyy

ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPH STRUCTURE DESIGN

The summary. The structure of the electrical impedance system is improved. The calculation of the system parameters in the context of her application for visualization electric impedance dynamics of the biological environments flat sections under act of cardiac activity is conducted. The experienced prototyping system is built. A result of model design of electrical impedance tomography is presented.

Key words: impedance, electrical impedance tomography, system, tomographic experiment.

Вступ. Постановка проблеми. Томографію широко застосовують для діагностики та контролю. Одним із томографічних методів є електроімпедансна томографія (ЕІТ) – метод малоінвазивної графічної побудови зображень плоских зрізів електропровідних тіл [1]. Ідея методу полягає у представленні внутрішньої структури зрізу провідного тіла через відомі на його поверхні потенціали. Вони виникають при пропусканні через тіло електричного струму.

Перспектива застосування ЕІТ – своєчасна діагностика та систематичний контроль за ходом лікування онкологічних захворювань м'яких тканин, зокрема раку молочної залози у жінок. Існуючі методи діагностики раку молочної залози не придатні для систематичного контролю, бо вони є шкідливими для пацієнта (Х-променева маммографія), мають малу ймовірність виявлення на ранніх стадіях розвитку хвороби (гістологічне дослідження, пальпація), вартісні (магніторезонансна томографія), їх важко проводити в межах фельдшерсько-акушерських пунктів і через те вони є недоступними для більшості сільського населення України.

Щоб отримати зображення зрізу використовують методи реконструкції, які встановлюють зв'язок між відомими на поверхні тіла електричними характеристиками поля та розподілом провідності (параметр, за яким розрізняються окремі структурні елементи) всередині. У ЕІТ тісно пов'язані між собою апаратні засоби реалізації ЕІТ із самим методом реконструкції. Тому для верифікації методу потрібно проектувати і саму вимірвальну систему.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Діагностична цінність ЕІТ полягає в тому, що:

- різні біологічні тканини характеризуються діапазоном власних значень електричних властивостей, що дає змогу їх розрізняти на томографічних зображеннях [2, 3];
- ракова тканина має на 10-20% вищу провідність, в порівнянні з тканиною, з якої та розвинулася, що дає змогу її локалізувати на фоні останньої [4];
- окремі патологічні стани, такі як інсульт, характеризуються змінами провідності тканинних структур [5];

- метод ЕІТ є найбільш швидкісним у порівнянні з іншими видами томографій, що дає можливість використовувати його для динамічної візуалізації і моніторингу фізіологічних процесів, таких як кровонаповнення та дихання [2].

Недоліки ЕІТ, якими є низька роздільна здатність зображень, зумовлена скінченним числом електродів та нелінійним поширенням електричного струму в середовищі, й невідповідність методів реконструкції математичній моделі взаємодії електричного поля з середовищем, значно сповільнюють упровадження методу в медичну практику. Розроблені науковцями-теоретиками (праці яких значно переважають з-поміж решти публікацій, що мають стосунок до ЕІТ) методи та алгоритми реконструкції електроімпедансних зображень потребують натурної верифікації, яка неможлива без використання спеціальних технічних засобів реалізації томографічного експерименту. Томографічним експериментом (ТЕ) називатимемо процес отримання інформації від досліджуваного тіла з допомогою томографа. Лише окремі дослідні групи, зокрема [6, 7], мають у своєму розпорядженні експериментальні зрізки електроімпедансних томографів, розроблення і вдосконалення схемотехніки яких є актуальним завданням.

У роботі [1] запропоновано метод реконструкції за даними прямого ТЕ. Для натурної верифікації методу в лабораторіях кафедри “Біотехнічні системи” ТНТУ розроблено систему для реалізації прямого ТЕ та побудовано дослідний макет вимірювальної частини останньої. Структура нашої системи дозволяє охопити широкий діапазон вимірювання електричного імпедансу (близько 20 кОм) та завдяки наявності зворотного зв’язку (кола компенсації статичного імпедансу) придатна для реалізації томографів як для статичної, так і для динамічної ЕІТ. Найближчою до запропонованої системи є система SUT-1, описана в [6]. Вона також призначена для реалізації прямого ТЕ. На відміну від SUT-1, вимірювальна частина якої побудована на базі 12-розрядної плати збору даних ADVANTECH, наша система не містить готових друкованих вузлів. На основі розробленої структури вдалося побудувати з дешевої та доступної елементної бази макет електроімпедансного томографа, використовуючи який отримали статичне томографічне зображення гомілки людини.

Метою роботи є розроблення структури системи для прямого томографічного експерименту та реалізація на її основі дослідного макета електроімпедансного томографа для статичної та динамічної електроімпедансної томографії.

При побудові структури системи для ЕІТ враховували медичний аспект її застосування, тому фізичні характеристики провідного тіла, як складова вхідних величин для синтезу структури системи, еквівалентні фізичним властивостям біологічних тканин. Спершу розглянемо фізичні основи вимірювання електричного імпедансу в цілому й електричного імпедансу біологічних середовищ зокрема.

1. Електричний імпеданс і його вимірювання. Електричний імпеданс є важливою фізичною характеристикою біологічних тканин. Якщо електричний опір R характеризує здатність провідного тіла протидіяти проходженню крізь нього електричного струму I (активна складова опору), то електричний імпеданс містить реактивну складову опору X , яка є чутливою до зміни електричного струму, тобто електричний імпеданс, як відомо, є сумою активного та реактивного опорів $Z = R + X$ [7]. У біологічних середовищах (тканинах) комплексна складова електричного імпедансу є ємнісною – $X = X_C = \frac{1}{2\pi fC}$, де f частота й пов’язана з

поляризацією клітинних мембран [8, 9]. При порушенні цілісності клітинних мембран ємнісна складова електричного імпедансу зникає [9]. Як на високих ($f \rightarrow \infty$), так і на низьких ($f \rightarrow 0$) частотах тканина має деякий опір [9]. Згідно з [9] найкраще ємнісні й резистивні властивості біологічних тканин моделює еквівалентна електрична схема, зображена на рис. 1.

На вимірюванні електричного імпедансу ґрунтуються ряд методів діагностики, зокрема реографія, реокардіографія, імпедансна плетизмографія. За динамікою зміни електричного імпедансу, що зумовлена кровонаповненням судин, досліджується діяльність серцево-судинної системи.

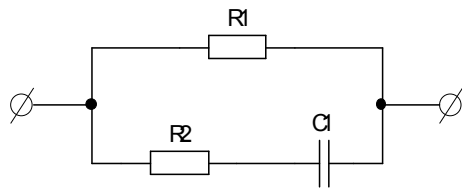


Рис. 1. Схема фізичної моделі біологічної тканини

Електричний імпеданс вимірюють, пропускаючи через біологічний об'єкт зонduючий струм прямокутної форми з ефективним амплітудним значенням (1.6-2.0) мА і частотою (40-100) кГц та

вимірюють падіння напруги, спричинене його протіканням. Якщо точки прикладання струмонесучих і вимірювальних електродів співпадають, то йдеться про двоелектродний режим вимірювання, коли не співпадають – чотирьохелектродний. Важливою характеристикою реографічної системи є її смуга пропускання, яка для входного тракту реографа становить (0,3-30) Гц [8, 9]. Через ємнісну складову електричного імпедансу між зонduючим струмом, який пропускають через тіло, та вимірюваною напругою виникає зсув фаз, який потрібно враховувати при вимірюванні [9]. Для вимірювання електричного імпедансу ділянки тіла використовують фазочутливий синхронний детектор, який в найпростішому випадку є ключем, що синхронно працює, тактуючись від джерела змінної напруги U_{in} (рис. 2) [10, 11].

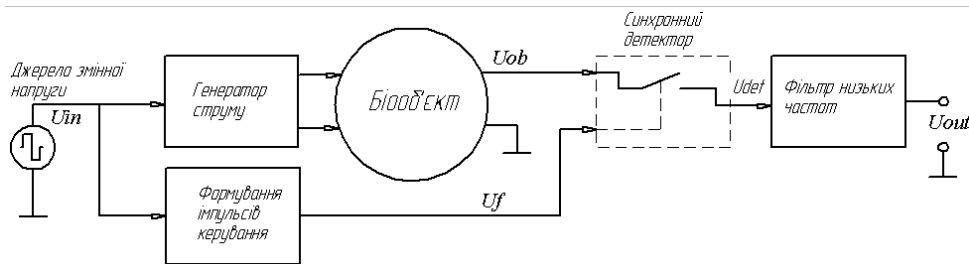


Рис. 2. Схема вимірювання електричного імпедансу

Напруга U_{ob} зсунута по фазі щодо U_{in} на величину $\omega = \frac{1}{\tau}$, де τ – часова затримка між U_{ob} та U_{in} . Крім того, за рахунок активного опору середовища біоб'єкта різними будуть і амплітуди U_{ob} та U_{in} . Аналітично це можна записати у вигляді рівності $U_{ob}(t + \tau) = k \cdot U_{in}(t)$.

Якщо напруга $U_{in}(t)$ змінюється за законом періодичної функції так, що

$$U_{in}(t) = U_{in}(t + T) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2}, \\ -1 & \frac{T}{2} < t \leq T \end{cases},$$

де T – період прямування імпульсів, і ключ синхронного детектора вмикається в моменти часу

$$U_f(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2}, \\ 0 & \frac{T}{2} < t \leq T \end{cases},$$

то на виході синхронного детектора (рис. 2) отримаємо сигнал U_{det} , який є добутком U_{ob} та U_f :

$$U_{det}(t) = U_{ob}(t + \tau)U_f(t). \tag{1}$$

Інформативними параметрами імпульсного сигналу U_{det} є амплітуда імпульсів – падіння напруги на відповідній ділянці біооб'єкта та їх тривалість, яка дорівнює інтервалу часу $0 < \tau_p = T/2 - \tau < T/2$, протягом якого $(U_f(t) \cup U_{ob}(t)) > 0$. Для отримання постійної напруги U_{out} , пропорційної до величини електричного імпедансу ділянки досліджуваного тіла, проводиться низькочастотна фільтрація U_{det} . Параметри низькочастотного фільтра вибираються такими, щоб досягти компромісу між величиною пульсацій вихідної напруги U_{out} та динамічними характеристиками вимірювальної системи, її інерційністю.

2. Електроімпедансна томографія. Тепер перейдемо до розгляду суті ЕІТ. Побудовані методом ЕІТ зображення дають можливість проводити якісне і кількісне оцінювання розподілу імпедансу в перерізі тіла та досліджувати зміну його розподілу з часом. Оскільки біологічні тканини мають яскраво виражену диференціацію за питомим опором, та деякі фізіологічні процеси, такі як дихання чи кровонаповнення, супроводжуються зміною питомого опору серця, легень, окремих частин тіла, то є перспектива застосування методу для дослідження дихальної функції легень, моніторингу стану серцево-судинної системи, діагностування новоутворень, крововиливів тощо [15]. Метод ЕІТ малоінвазивний і тому придатний для довготривалого моніторингу, що важливо як для своєчасної діагностики, так і для систематичного контролю за перебігом лікування.

Вимірювання електричного імпедансу в ТЕ проводять із використанням електродів, які закріплюють навколо тіла в площині дослідження. Так як існує два способи (двох- і чотирьохелектродний) вимірювання електричного імпедансу [8], то можливі два різні підходи до ТЕ. Їх, оскільки немає загальноприйнятої термінології, назовемо прямим і опосередкованим ТЕ відносно електричного струму, який, відповідно, відомий і не відомий під час вимірювання в колі вимірювальних (потенціальних) електродів. При прямому підході вимірюють падіння напруги на ділянці тіла між електродами, через які інjektується електричний струм (струмові електроди). За опосередкованим методом струмові електроди та електроди вимірювання потенціалів на поверхні тіла є різними. Через те величина електричного струму на потенціальних електродах невідома. Такий поділ стосується не лише ТЕ, а й торкається методів реконструкції зображення. До даних, отриманих у прямому ТЕ, застосовують лінійні методи реконструкції, в основі яких лежить зворотне проектування вздовж ліній-хорд, що сполучають точки на поверхні тіла в місцях прикладання вимірювальних електродів [13], або ж зворотне проектування вздовж ліній максимальної густини електричного струму [1]. В свою чергу, коли дані отримано в опосередкованому ТЕ, то до них найчастіше застосовують метод зворотного проектування вздовж криволінійних ізопотенціалів [14]. Тут йдеться про методи реконструкції, що ґрунтуються на інтегральних перетвореннях.

Розглянемо тепер наше основне питання – модернізацію структури електроімпедансного томографа.

3. Структура ЕІТ системи для прямого ТЕ. Наведена структура системи для прямого ТЕ SUT-1, описана в [2], є досить спрощеною. Система призначена для отримання динамічних зображень розподілу електричного імпедансу. Навіть з використанням дванадцятирозрядного аналого-цифрового перетворювача авторам [2] не вдалось отримати зображення абсолютного розподілу електричного імпедансу. Автори [5] для збільшення динамічного діапазону вимірювання використали підсилювач з керованим коефіцієнтом підсилення, який вмикається перед блоком оцифрування вимірюваної напруги. Для розширення динамічного діапазону вимірювання в цій роботі використали диференціальний підсилювач, на один вхід якого заведено напругу, пропорційну величині статичного імпедансу. Це дало можливість вилучити з процесу вимірювання величину статичного імпедансу. Розглянемо питання модернізації структури ЕІТ системи детальніше.

Для вимірювання електричного імпедансу необхідними є такі функціональні вузли, як генератор змінної напруги, генератор струму, синхронний детектор зі схемою формування керуючих імпульсів та низькочастотний фільтр (рис. 2). Ці вузли складають вимірювальну частину ЕІТ системи. Для проведення ТЕ до вимірювальної частини ЕІТ системи потрібно під'єднати різні комбінації пар вимірювальних електродів, що реалізується схемою комутації (рис. 3).

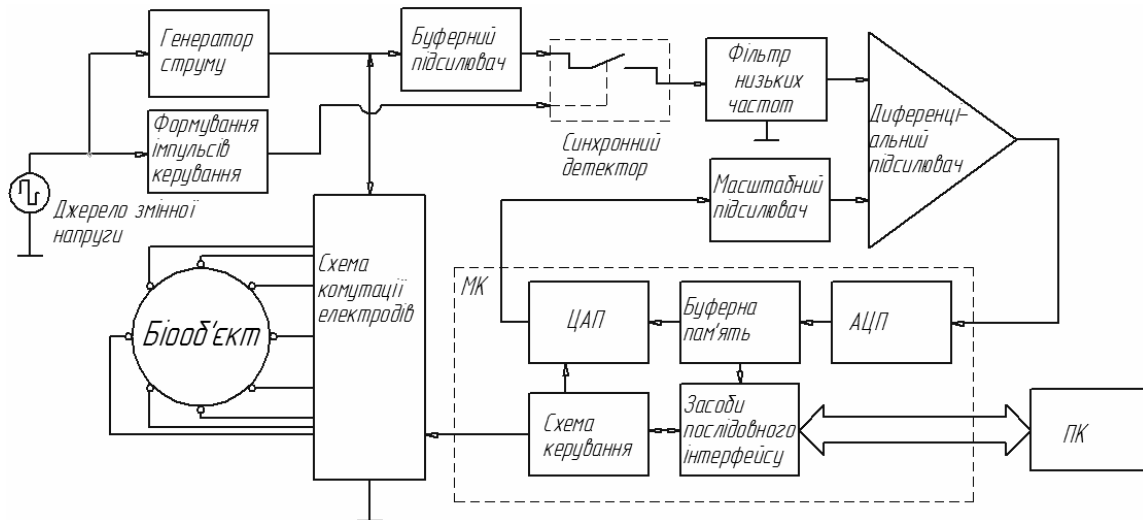


Рис. 3. Структурна схема ЕІТ системи

Сигнал з виходу блока комутації через буферний підсилювач подається на синхронний детектор та, після низькочастотної фільтрації, на один із входів диференціального підсилювача. Після підсилення аналоговий сигнал перетворюється в двійковий код (блок АЦП). Для отримання даних, що відповідають різницевому зображенню та для режиму калібрування використано цифро-аналоговий перетворювач ЦАП. Сигнал з виходу ЦАП через масштабний підсилювач подається на другий вхід диференціального підсилювача. Це дало можливість охопити широкий діапазон зміни статичного електричного імпедансу, який становить близько 20-ти кОм на частоті 1кГц і зумовлений зміною позиції вимірювальної пари електродів (неінформативна складова імпедансу для динамічної ЕІТ). Щоб виявити інформативну зміну імпедансу з часом, яка складає одиниці та десятки Ом, статичну складову компенсуємо. Для цього на виході ЦАП встановлюємо напругу, що дорівнює нулю, проводимо повний цикл замірювання, заміряні дані при цьому запам'ятовуються в буферній пам'яті. При наступному циклі замірювання дані з буферної пам'яті перетворюються блоком ЦАП в аналоговий сигнал, який після масштабування подається на диференціальний підсилювач. На виході диференціального підсилювача отримуємо підсилену різницю між ним та сигналом із синхронного детектора. Таке апаратне отримання даних для динамічної ЕІТ позбавлене похибки, яка виникає при відніманні близьких за значенням вже оцифрованих даних. Після оцифрування дані передаються для опрацювання на персональний комп'ютер (ПК). Роботу всіх блоків організовує мікроконтролер (МК). Його апаратними засобами реалізовано ЦАП, АЦП та послідовний інтерфейс із ПК.

4. Часові параметри елементів ЕІТ системи. Далі розглянемо динамічні характеристики електроімпедансного томографа, які є основою при параметричному синтезі функціональних елементів системи в контексті її застосування для візуалізації динаміки зміни розподілу імпедансу в біооб'єкті (людина) під впливом серцевої діяльності.

Розподіл питомого опору в середині біооб'єкта залежить від розміщення тканин всередині та є функцією від часу. Для отримання можливості спостерігати за динамікою зміни розподілу питомого опору під впливом дихальної чи серцевої діяльності потрібно, щоб вимірювальна система мала певну швидкодію. Для методу

зворотного проектування вздовж ліній максимальної густини електричного струму 16-канальна вимірювальна система має забезпечити $16 \times (16/2) = 128$ вимірів протягом одного повного циклу [1]. Для проведення 24-х циклів томографічних вимірювань за секунду час на вибірку (оцифрування) та передавання даних на ПК складатиме 1,95 мс. При частоті роботи апаратного приймача-передавача USART $f = 115,200$ кБіт/с в асинхронному режимі з одним стоповим бітом для передавання двох байтів даних необхідно затратити 0,16 мс. Тому час вибірки АЦП повинен бути не більше 1,5 мс.

Як фільтр низьких частот використано RC-ланку. Стала часу ланки — 0,6 мс. При такій сталій часу та частоті імпульсів змінного струму 100 кГц, що подаються на біооб'єкт, пульсації випрямленої напруги становитимуть $\approx 0,03\%$, що для 10-розрядного АЦП є менше половини молодшого значущого розряду. Використовувати АЦП з більшою розрядністю при цьому немає змісту. При проведенні ТЕ системою з більшою кількістю електродів для отримання достатньої швидкодії потрібно використовувати швидкісніший інтерфейс між вимірювальним блоком і ПК та АЦП з більшою швидкодією, або ж накопичувати дані кількох ТЕ в передбаченій для цього оперативній пам'яті вимірювальної системи томографа, як це зроблено в [7], і після завершення циклів ТЕ передавати їх на ПК.

5. Функціональні елементи вимірювальної частини ЕІТ-системи. В статті [2] наведено опис електричної принципової схеми окремих вузлів електроімпедансного томографа. Для побудови дослідного макета ЕІТ системи з пропонованою структурою було вдосконалено окремі функціональні елементи томографа, аби забезпечити виконання ряду вимог.

Генератор змінного струму повинен забезпечувати стабільність амплітуди імпульсів на всьому діапазоні вимірювання електричного імпедансу. Імпульси на виході генератора мають бути двополярними, щоб уникнути ефектів поляризації клітинних мембран. Функціонально генератор електричного струму складається з генератора прямокутних імпульсів і біполярного джерела стабільного струму. Схема побудованого генератора на виході забезпечує двополярні симетричні прямокутні імпульси змінного струму з частотою прямування 100 кГц та ефективним значенням струму 2мА.

Синхронний детектор побудовано на операційному підсилювачі та ключі, комутованому в такт прямування імпульсів від генератора. Ключ забезпечує перемикання коефіцієнта підсилення операційного підсилювача з -1 для від'ємних півперіодів імпульсів до 1 для додатних. Цим здійснюється двопівперіодне випрямлення напруги U_{ob} (див. рис. 2), що важливо при детектуванні сигналу низького рівня. При такій реалізації детектора зберігається його основна функція – забезпечення на виході сигналу U_{det} , пропорційного величині зсуву фаз відповідно до виразу (1). При такому виконанні синхронного детектора на його виході формується добуток U_{ob} з U_f , але в нашому випадку синхронний детектор реалізуватиме функцію

$$U_f(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2}, \\ -1 & \frac{T}{2} < t \leq T \end{cases}$$

Схема комутації повинна забезпечувати перемикання двополярних аналогових сигналів (падіння напруги на навантаженні генератора струму – ділянці електрод — провідний об'єкт — електрод). Важливою вимогою до схеми комутації є малий, в порівнянні з інформаційною складовою опору, що вимірюється, розкид значень опору відкритих ключів. Найперспективнішими ключовими елементами є напівпровідникові аналогові ключі. Їх використання в ЕІТ для медичної діагностики є ускладненим через те, що опір відкритого ключа становить десятки Ом, тобто є близьким до опору біологічних тканин [15]. Ще одним недоліком інтегральних ключів є значний (близько

5%) розкид опору відкритих ключів одного кристала [6]. В нашій системі для реалізації прямого ТЕ кожен вимірювальний електрод комутується окремим ключем. Оскільки при вимірюванні використовуються два електроди, то сумарна похибка становитиме близько 10%, що для зворотної задачі ЕІТ є неприпустимим. Враховуючи систематичний характер похибки, у побудованій системі на програмному рівні реалізовано метод її усунення [15], який дав можливість використати дешеві інтегральні мультиплекси широкого застосування без втрати точності вимірювання.

6. Реалізація дослідного макета системи для ЕІТ. У лабораторіях кафедри “Біотехнічні системи” ТНТУ виготовлено дослідний макет електроімпедансного томографа (рис. 4). В якості МК використано мікроконтролер AtMega16. Томограф забезпечує вимірювання електричного імпедансу провідного середовища та передавання даних через послідовний порт на ПК. Для спрощення відлагодження системи на рівні мікрокоду МК та програми ПК реалізовано спеціальний протокол обміну. За запитом програми ПК томограф комутує відповідну пару електродів, перемикає режим вимірювання та надсилає дані вимірювання на ПК. Використання протоколу обміну забезпечує додаткову перевірку даних від можливих помилок передавання та роботу з кількома томографами одночасно. Протокол завантажує і так повільний послідовний канал зв'язку з ПК, тож отримати бажаних динамічних характеристик дослідної системи не вдалося. З її допомогою отримали лише статичні зображення та відпрацювали його роботу при псевдодинамічній (без збереження часових інтервалів) ЕІТ. Вважаємо, що проблема швидкодії може бути вирішена при використанні швидкісного інтерфейсу.

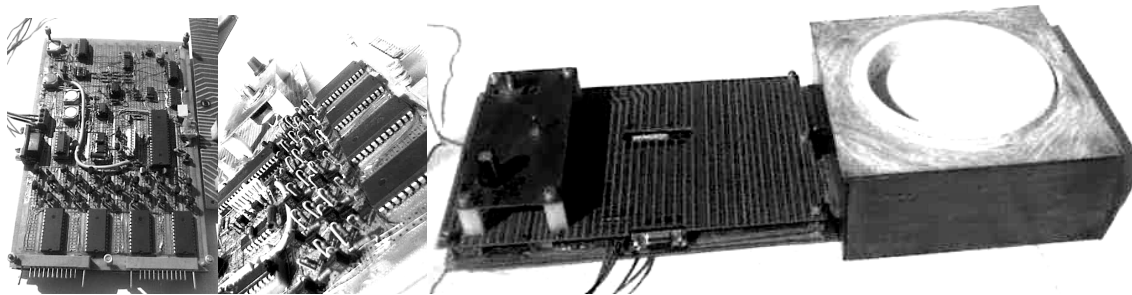


Рис. 4. Дослідний макет електроімпедансного томографа

Для демонстрації можливостей побудованої ЕІТ системи наведемо отримане з її допомогою томографічне зображення гомілки (рис. 5). При побудові зображення використано шістнадцять (з можливих тридцяти двох) електродів вимірювальної системи томографа. На зображенні зліва велика темна пляма – гомілкорова кістка. Слід зазначити, що при повороті пояса з електродами на деякий кут томографічне зображення також повертається так, що коефіцієнт кореляції суміщених у зворотному напрямку зображень становить $(0,88 \div 0,93)\%$. При цьому до спеціальних заходів із забезпечення сталого електричного контакту не вдавались.

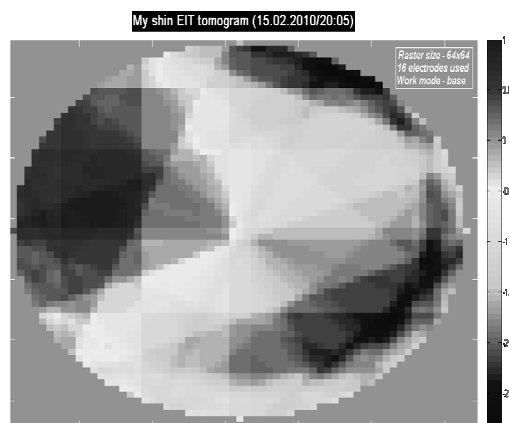


Рис. 5. Томографічне зображення розподілу електричного імпедансу гомілки людини

Висновки. Запропонована структура електроімпедансного томографа дала можливість розширити динамічний діапазон вимірювання електричного імпедансу томографом і цим самим забезпечила можливість його роботи як в статичному, так і динамічному режимах.

1. Структура системи для ЕІТ реалізована в дослідному макеті. Побудований макет томографа є спрощеною реалізацією апаратної (периферійної щодо комп'ютера) частини системи.

2. Прийняті при проектуванні системи схемотехнічні вирішення дали можливість застосувати доступну і дешеву елементну базу і при цьому домогтися від системи доброї відтворюваності результатів ТЕ, а це, в свою чергу, вказує на перспективу подальших досліджень.

3. Оскільки в макеті не передбачено гальванічної розв'язки електричної частини томографа від кіл, що мають безпосередній електричний контакт з пацієнтом, то останній планується використовувати для тестування алгоритмів реконструкції, налагодження схем проведення ТЕ. Перспективним є застосування томографа для дослідження технологічних процесів сушіння сировини з метою оптимізації енергетичних і часових параметрів режимів сушіння.

Література

1. Яворський Б.І. Метод реконструкції зображень в електроімпедансній томографії / Б.І. Яворський, Ю.Б. Промович // Вісник ТДТУ ім. І. Пулюя. – Том 14, №1. – 2009. – С.154–161.
2. Hinz J. Experimentelle und klinische Untersuchung der elektrischen Impedanztomographie zur regionalen Lungenfunktionsprüfung beatmeter Patienten: diss. Dr. med. / J. Hinz. – Göttingen, 2005. –115 p.
3. Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах. Т2 / пер. с англ. под ред. С. УЭББА. — М.: Мир, 1991.
4. Патологическая анатомия: учебник. В 2-х т., Т2, ч.1 / под ред. академика РАН и РАМН, профессора М.А. Пальцева. – М.: Медицина, 2001. – 736 с.: ил. – (Учеб. лит. для студ. мед. вузов).
5. Пеккер Я.С. Первый опыт клинического применения электроимпедансной томографии в выявлении сосудистых повреждений головного мозга / Я.С. Пеккер, К.С. Бразовский, О.С. Уманский, М.П. Плотников, В.Ю. Усов // Медицинская визуализация. – 2002. – №3. – С. 88-91.
6. Soleimani M. Electrical impedance tomography system: an open access circuit design – 2006. – 8p.: [Electronic sources]. Access mode: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/28>.
7. Cherepenin V.A., Korjnevsky A.V., Kornienko V.N., et al. // Proc. IX Int. Conf. Electrical Bio-Impedance. Heidelberg, Germany, 1995. P. 430.
8. Корневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: монография / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537с.
9. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика [Текст]: учеб. для мед. спец. вузов / А.Н. Ремизов. – М.: Высшая школа, 1999. – 616с.
10. Реограф Р4-02. Техническое описание и инструкция по эксплуатации: тЕ2.893.125 ТО.
11. Титце У. Полупроводниковая схемотехника [Текст]: справочное руководство. Пер. с нем. / У. Титце, К. Шенк – М.: Мир, 1982. – 512 с.
12. Физика визуализации изображений в медицине [Текст]: В 2-х томах. Т2 / пер. с англ. под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991.
13. Kovačić D. An electrical impedance tomography system for current pulse measurements – 2001 – 3p.: [Electronic sources]. – Access mode: <http://bib.irb.hr/datoteka/71589.D.pdf>.
14. Barber D.C. Applied potential tomography/ D.C. Barber, B.H. Brown // Journal of Physics: Scientific Instruments. – 1984. – Vol. 1. – P. 723–733.
15. Промович Ю.Б. Мінімізація систематичної похибки мірювання електроімпедансного томографа / Ю.Б. Промович // Вісник Хмельницького національного університету, 2010. – 6с. – (Препринт / Вісник Хмельницького національного університету).

Отримано 18.06.2010 р.