

УДК 621.39

Комбіновані електроди в електроімпедансній томографії

Гаманенко О. І., Гусева О. В.

Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”

E-mail: justskyt2007@gmail.com

У роботі представлені комбіновані електроди, що застосовуються для дослідження методів покращення завадостійкості та точності вимірювань в електроімпедансній томографії. Вказані можливі варіанти компенсації неточності виготовлення електродів та неточності їх встановлення. Показано, що, завдяки використанню вказаних електродів, підвищується зручність у використанні та ремонтпридатність ліній передачі сигналів.

Ключові слова: електроди; електроімпедансна томографія; зондуєчий сигнал; ремонтпридатність

Вступ

Методи електроімпедансної томографії (ЕІТ) — методи досліджень, що характеризуються як відносно прості, дешеві та спрямовані на ранню діагностику захворювань. Якість результатів досліджень в ЕІТ залежить від організації процесу проведення вимірювання даних, реконструкції та розшифрування зображень. Останній чинник залежить суто від досвіду та кваліфікації обслуговуючого персоналу. Радіотехнічні методи та засоби в ЕІТ дослідженнях виконують дві задачі: 1) побудови самого фізичного ЕІТомографа (пряма задача) та 2) здійснення реконструкції на основі вимірних даних — отримання зображень (обернена задача) [1].

Точне вимірювання сигналів об'єкту томографічного дослідження є складною проблемою, оскільки залежить від ряду чинників. Одним з таких чинників є присутність постійних коливань навантаження — біологічного об'єкту (дихання, хімічні процеси, серцебиття та ін.). Саме тому якість та точність вимірювання досліджується на статичному об'єкті електроімпедансної томографії — фізичному фантому.

Основні складові фізичного фантому - діелектричний резервуар, електролітична рідина в ньому та вимірювальна електродна система. Фантоми будуються таким чином, щоб максимально імітувати біологічний об'єкт [2]. Резервуар, що, зазвичай, має циліндричну форму, виготовляється зі скла або діелектричного композитного матеріалу. Весь об'єм резервуара заповнюється електролітом — розчином солі з відомою провідністю, значення якої наближене до значення провідності біологічного матеріалу. За контуром резервуару на його поверхні у строгої симетрії встановлюються електроди. У [3]

встановлено, що при рівномірному за азимутом розташуванні електродів в одній площині поперечного перетину фантому, результати вимірювань будуть мати найменшу похибку. В залежності від обраного методу вимірювань в ЕІТ застосовується парна кількість електродів: 4, 8, 16, 32... [4].

При використанні простих електродів (у вигляді стрічки), одна з пар електродів виступає як зондуєча, а усі інші — як вимірювальні.

Двоскладні електроди, або ж комбіновані, виконуються у вигляді круглого коаксіала, зовнішній електрод якого використовується як зондуєчий, а внутрішній — як вимірювальний. Подібне використання складних електродів описане в [5].

В якості зондуєчого агента, зазвичай, використовують струм.

Застосування стрічкових електродів є найпоширенішим та найдешевшим. Це пояснюється тим, що при прямокутній видовженій формі електрода відбувається більш точніше встановлення на округлій поверхні резервуара, ніж при тій же площі контакту електрод / електроліт круглої форми. Проте, воно має ряд недоліків [6], головний з яких — недостатня та різна розв'язка в кожному з каналів вимірювання напруг.

В цій статті досліджуються методи та способи підвищення точності вимірювання в апаратній частині ЕІТомографа, а саме — в його електродній системі, яка містить комбіновані електроди та встановлюється безпосередньо у фізичному фантому.

1 Постановка задачі

Для адекватного розшифрування реконструйованого зображення вимірювання необхідно виконувати з максимально можливою точністю, оскільки

ки незначні зміни у значеннях вимірюваних напруг можуть викликати значні зміни у реконструйованому зображенні внутрішньої структури об'єкта.

У випадку застосування ЕІТ до біологічного об'єкту, вимірювання необхідно проводити якомога швидше через те, що дихання та серцебиття створюють значні артефакти на томографічних зображеннях. Слід, також, використовувати надійні електроди, що максимально покривають поверхню досліджуваного об'єкта (ДО). Чим більша кількість електродів, тим більш ефективно використовується площа контакту електрод-шкіра. В той же час, навіть використовуючи ідентичні електроди, кожен з них має різну площу контакту зі шкірою в силу їх неідеально циліндричного розташування на реальному об'єкті. Під ідентичними електродами вважаються такі, що мають однакові геометричні розміри та електрофізичні характеристики. Відповідно, нарощування кількості електродів не завжди дає вигравш в точності вимірювання.

У розділі 2 розглянуті принципи побудови вимірювальної частини ЕІТомографа із застосуванням простих та комбінованих електродів.

Важливим також є правильний вибір матеріалу для виготовлення електродів. У розділі 3 наведені конструкція комбінованих електродів та параметри різних матеріалів для їх виготовлення.

Виготовлення електродів відбувається з певним допуском до фізичних розмірів. Тому вони не є абсолютно ідентичними. В наслідок цього, потрібне дослідження впливу відмінностей у розмірах, що виконане в розділі 4.

Таким чином, задача полягатиме у дослідженні використання схемної та конструктивної реалізації різних типів електродів. В процесі розв'язання поставленої задачі необхідно прийняти до уваги, що електроди для фізичного фантому у подальшому повинні бути застосовані до реального біологічного об'єкту.

2 Критерії вибору електродів

Попри існування різних методів дослідження ЕІТ, усіх їх об'єднує наступне: одна пара електродів зондує струм (або рідше — напругу), а усі інші — вимірювальні. Картина розподілів струмів у поперечному перерізі ДО (як фізичного фантома, так і біологічного об'єкта) буде різною при різних способах подачі струму від джерела живлення [4].

У більшості випадків, під час використання простих електродів одна з вимірювальних пар в певний момент проведення вимірів зондує струм (рис. 1). В [5, 6] описані недоліки використання таких електродів та можливі шляхи усунення зовнішніх та внутрішніх шумів вимірювального тракту. Для зменшення зв'язку за шумами від джерела живлення потрібно забезпечити достатню «розв'язку» між ним та вимірювальними колами томографа.

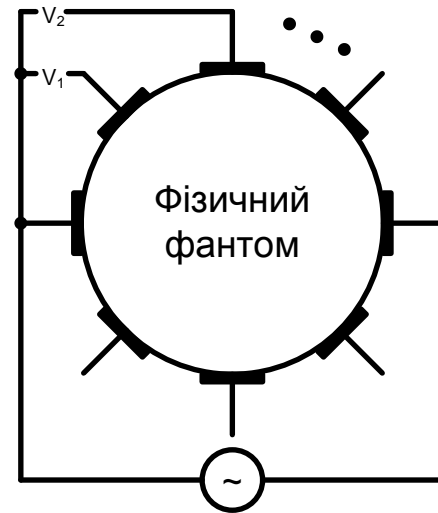


Рис. 1. Застосування простих електродів

На рис. 2 зображено принцип побудови ЕІТомографа із застосуванням комбінованих електродів. Тут червоним кольором відображений збуджуючий тракт, чорним кольором — вимірювальний тракт.

У цьому випадку є бажаним використання у якості діелектрика того матеріалу, з якого виготовлено резервуар фізичного фантому. Це пояснюється тим, що використання в двоскладних електродах діелектрика відмінного від матеріалу фізичного фантому створює неоднорідність, яка при проходженні зондуючого сигналу струму внесе певну нелінійність. Ця умова не є обов'язковою, так як ця нелінійність, зазвичай, не значно більша, ніж неоднорідність одного і того ж матеріалу, що використовується при побудові фізичного фантому не з одного цільного шматка. Наприклад, при використанні акрилу в якості матеріалу для фізичного фантому, дно виготовляється із листа, а стінки із труби, які можуть бути виготовлені незалежно в різний час та в різних місцях. У зазначеному випадку діелектричний матеріал є жорстким. При використанні на біологічному об'єкті, зазвичай, робиться пояс з гнучкого матеріалу (наприклад, силікону чи гуми).

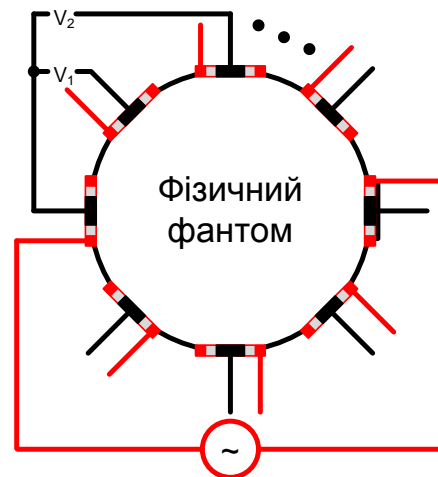


Рис. 2. Застосування комбінованих електродів

Загальні вимоги до комбінованих електродів (як вимірювальних, так і зондуючих) можна сформулювати наступним чином:

- простота у застосуванні (як у фізичному фантомі, так і в біологічному об'єкті);
- максимально можлива електрична провідність;
- висока корозійна стійкість;
- ідентичність фізичних та електричних параметрів;
- відсутність хімічного впливу на досліджуваний об'єкт;
- не велика дороговизна відносно простих електродів.

Під час дослідження точності вимірювання ЕІТомографа, а також під час його роботи за призначенням, необхідно передбачити «гаряче» втручання у кожний функціональний вузол вимірювального тракту, в тому числі, і у електродну систему. Для забезпечення простоти використання у фізичному фантомі електродна лінія має містити наступні елементи:

1. датчики (електроди), що розташовані в стінках резервуару;
2. роз'ємне з'єднання ззовні фантому;
3. кабелі однакової електричної довжини;
4. клемні колодки, що закріплені ззовні резервуару:
 - (а) вимірювальних електродів;
 - (б) зондувальних електродів;
5. джгути з'єднувальних електричних кабелів:
 - (а) від фантому до вимірювального тракту ЕІТ;
 - (б) від фантому до джерела змінного струму ЕІТ;
6. клемні колодки відповідних блоків (не входять безпосередньо до електродної системи).

В [7] наведено структурну схему ЕІТомографа з використанням мікропроцесору та комутаційного блоку зондуючих та вимірювальних сигналів. Для зменшення зовнішніх впливів та покращення точності вимірювання бажано зменшувати кількість незалежних вузлів. Тому, один з можливих варіантів — безпосереднє з'єднання клемних колодок ззовні фізичного фантому з комутаційним блоком. Проте, в клінічному використанні цього досягнути важко. Для того, щоб помістити весь ЕІТомограф у

безпосередній близькості до електродного поясу, він повинен бути виконаний у невеликих розмірах, мати невелику вагу та мати акумулятори. Застосування акумуляторних батарей є необхідним через небезпеку ураження електричним струмом від стандартної мережі живлення (220 В, 50 Гц). Оскільки джерело зондувальних сигналів — генератор змінного струму частотою від 10 кГц, тому необхідно застосовувати складну систему інвертора для акумуляторів напруги постійного струму. Також, можливе застосування не двох з'єднувальних джгутів, а одного (про це буде описано в наступних статтях).

3 Параметри комбінованих електродів

Для якісного проведення дослідження в конструкції електродів необхідно використовувати матеріал (метал) з якомога вищою питомою провідністю.

Об'єм фізичного фантому заповнений розчином електроліту, який вступає з металом в хімічну реакцію [7] та з часом руйнує електроди, погіршуючи електричну провідність. Оскільки ця реакція відбувається не однаково на всіх електродах, при вимірюваннях вносяться похибки, які важко врахувати при реконструкції зображень. Тому, поряд з високою питомою провідністю, метал повинен мати високі показники стійкості до корозії.

В табл. 1 наведені значення питомої електричної провідності (σ) та питомого електричного опору (ρ) деяких металів при температурі $+20^\circ\text{C}$ [9]:

Табл. 1 Питомі електричні параметри металів

Метал	$\sigma, (\text{См} \cdot 10^6)/\text{м}$	$\rho, \text{Ом} \cdot \text{м} \cdot 10^{-6}$
Срібло	62,50	0,0160
Мідь	59,50	0,0168
Золото	45,50	0,0220
Алюміній	38,00	0,0263
Магній	22,70	0,0440
Ірідій	21,10	0,0474
Молібден	18,50	0,0541
Вольфрам	18,20	0,0550
Цинк	16,90	0,0592
Нікель	11,50	0,0870
Залізо	10,00	0,1000
Платина	9,35	0,1070
Олово	8,33	0,1200

Метали у чистому вигляді використовуються рідко, позаяк вони не завжди мають необхідні властивості для механічної та термічної обробки. Як видно з таблиці 1, мідь та алюміній мають гарну електропровідність. Але вони швидко окислюються

як на повітрі, так і під дією електролітичних розчинів. Найкращими у використанні є срібло та золото. Дані метали практично не окислюються і мають найвищі показники для проходження струму. Але вони є дуже вартісними. Також, вищезгадані метали є «м'якими» з точки зору механічної обробки та фізичної міцності. З цих причин доцільно використовувати різноманітні сплави з гальванічним осадженням корозійностійких металів.

Будь-який тип електроду для ЕІТомографа повинен бути легко відтворюваним, що забезпечить ремонтпридатність приладу в цілому. Вище вказувалося, що зазвичай електроди не виготовляються із чистих металів. Серед оглянутих матеріалів обрано сплав латуні ЛС 59-1. Даний сплав на (57-60)% складається із міді, на (37,05-42,2)% - з цинку, (0,8-1,9)% - зі свинцю та містить до 0,75% домішок. Завдяки високій твердості, легкості оброблення, антифрикційним властивостям та корозійній стійкості, ЛС59-1 широко застосовується у всіх видах виробництва. Крім поліпшених механічних якостей, сплав міді з цинком володіє добрими естетичними властивостями, легко піддається поліруванню та має гарний жовтий або червонуватий колір. При цьому він має меншу вартість ніж мідь або олов'яна бронза. У порівнянні з чистою міддю сплав ЛС 59-1 володіє питомим опором $\rho = 0,065 \cdot 10^{-6}$ (Ом · м), що приблизно в 4 рази гірше. Цей недолік компенсується нанесенням електролітичним способом срібла на зовнішню поверхню готового електроду. Посріблення сплаву латуні значно збільшує питому провідність та корозійну стійкість.

Щодо застосування електродів до реального біологічного об'єкту: сплав латуні та срібло мають низький температурний коефіцієнт питомого електричного опору, що має величину близько $3,8 \cdot 10^{-3}$ (1/К) [9, с. 475 (табл. 39)]. Тому, під час зміни температури із $+20^{\circ}\text{C}$ до $+36,6^{\circ}\text{C}$ (температура тіла людини), питомий електричний опір зростає на декілька відсотків, що суттєво не впливає на результат вимірювання. Якщо вважати, що температура середовища, в якому проводяться досліді, незмінна, а коливання температури людини в межах 1°C , то зміною питомого опору можна знехтувати.

Виготовлені електроди у збірці показані на рис. 3.

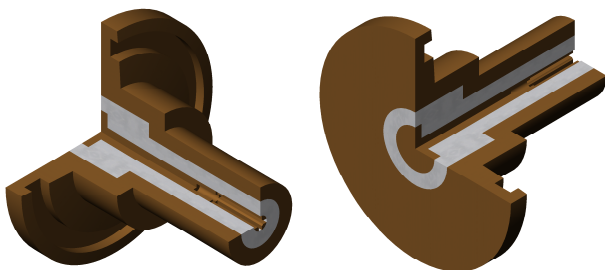


Рис. 3. Зовнішній вигляд комбінованих електродів

В якості діелектрика між внутрішніми та зовнішніми електродами використовується політетрафторетилен (тефлон або фторопласт-4, Ф-4).

Фторопласт-4 має наступні властивості:

- відсутнє водопоглинання;
- низький коефіцієнт тертя;
- питомий об'ємний електричний опір $\rho = 1015 - 1018$ (Ом · м);
- тангенс кута діелектричних втрат $\delta = 0,0002 - 0,00025$ (при 10^6 Гц);
- діелектрична проникність $\epsilon = 1.9 - 2.2$ (при 10^6 Гц).

Зважаючи на те, що у фізичному фантомі міститься рідкий електроліт, комбіновані електроди потребують герметизації (або пиловологозахисності). Через низький коефіцієнт тертя фторопласта-4, його не можливо клеїти. Склеювання слід здійснювати тільки після попередньої спеціальної обробки поверхні. Поверхня фторопласта-4 обробляється лужними металами (найчастіше - натрієм) у вигляді таких активних комплексів, як натрій-аміак і натрій-нафталін. Можливі шляхи просочування електроліту через щілини між зовнішнім електродом та стінкою резервуара усуваються шляхом застосування гумового ущільнювача у вигляді кільця. Для цього з тильної сторони зовнішнього електроду присутня канавка (рис. 4).

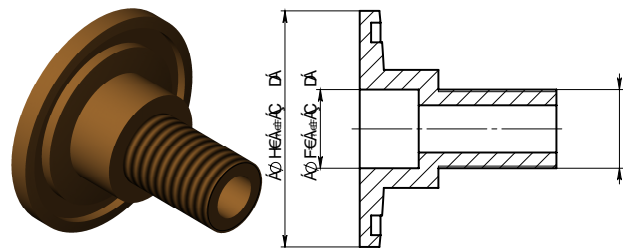


Рис. 4. Зовнішній електрод

Зовнішній електрод із зовнішньої сторони фізичного фантома має дюймову різьбу. Вона необхідна для швидкого приєднання коаксіального радіочастотного штитового роз'єму типу F (з хвилевим опором 75 Ом), що широко використовується в телевізійних технологіях та дешевий. Внутрішній електрод виконаний у формі цанги (рис. 5). В ній розташовується центральна жила коаксіального кабелю.

Вся конструкція комбінованих електродів кріпиться через отвір у стінці резервуару за допомогою зовнішньої шайби, гровера (шайби пружинної) та дюймової гайки. Таке кріплення, разом із застосуванням гумового ущільнювача у вигляді кільця, забезпечує достатню герметизацію електродів.

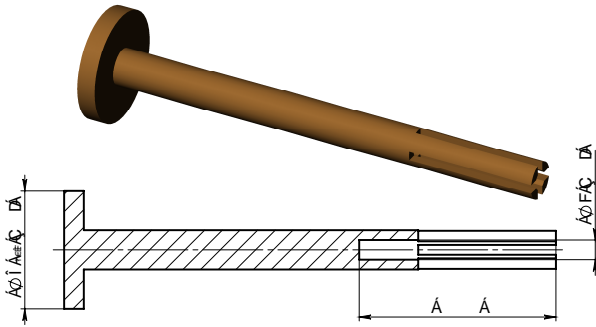


Рис. 5. Внутрішній електрод

На рис. 4 та 5 вказані допуски на зовнішні площини електродів (тобто, на контакт електрод-електроліт / шкіра).

4 Вплив неідентичності електродів

При механічній обробці деталі мають певні допуски на витримування розмірів. При проведенні дослідження щодо вимірювання розподілу струму в поперечному перерізі фізичного фантому слід враховувати вплив неточності виготовлення електродів. Для цього необхідно знати опір електрода, що розраховується за формулою:

$$R = \frac{\rho \cdot l}{S}, \quad (1)$$

де ρ - питомий опір матеріалу провідника,
 l — довжина провідника,
 S — контактна площа.

Для зовнішнього електроду контактна площа має площу:

$$S = \frac{\pi \cdot (D_z^2 - D_{вн}^2)}{4}, \quad (2)$$

де $D_{зовн} = \varnothing 30 \pm 0.1$ мм - зовнішній діаметр,
 $D_{вн} = \varnothing 10 \pm 0.1$ мм - внутрішній діаметр.
Відповідно, для внутрішнього електроду:

$$S = \frac{\pi \cdot D^2}{4}, \quad (3)$$

де $D = 6 \pm 0.1$ мм.

Розглянемо найгірші відхилення розміру контактних площин та, як наслідок, електричного опору, і зведемо їх до таблиці 2 за умови, що довжина провідника l дорівнює 1 мм. Очевидно, що покритий сріблом латунний сплав буде мати кращий (менший) електричний опір, ніж чистий сплав. Але спрогнозувати, який буде питомий опір цього матеріалу, важко, позаяк він залежить від конкретного способу посріблення, хімічного вмісту гальванічних ванн та умов проходження електролітичного процесу. Тому, для розрахунку використано питомий опір сплаву ЛС 59-1 з $\rho = 0,065 \cdot 10^{-6}$ (Ом · м) або $\rho = 0,065 \cdot 10^{-3}$ (Ом · мм).

Як видно з таблиці 2, на значення опору більше впливає неточність виготовлення внутрішнього електроду. При визначенні розподілу напруг всередині фізичного фантому, у випадку використання зовнішніх електродів як зондуючих, а внутрішніх — як вимірювальних, для останніх слід забезпечувати більш точну передачу даних.

Реальний вплив неточності виготовлення електродів можливо перевірити наступним чином: провести серію вимірювань із використанням спочатку як зондуючі зовнішню пару електродів, а потім — внутрішню пару електродів. При цьому, вимірювання повинні бути проведені у мінімальний проміжок часу та при статичних (постійних) усіх інших умовах (опір електролітичної рідини всередині фантому, температура, струм живлення і т.п.).

Висновки

Вплив неідентичності електродів мінімізується під час використання їх у меншій кількості. В той же час, роздільна здатність реконструйованого зображення буде зменшуватися. Слід задавати такі критерії на точність виготовлення електродів, щоб була можливість їх технологічного виконання. При проведенні досліджень з використанням фізичного фантому, зазвичай використовують прості електроди у вигляді стрічки, а не круглі. Але, в той же час, прямокутна форма для більш надійної фіксації вимагає два прямокутні отвори в стінці резервуару фізичного фантому. Через це почащаються випадки просочування електроліту через щілини та через нетехнологічність виготовлення самого фантому. Комбіновані електроди позбавлені наведеного недоліку. У порівнянні з використанням простих електродів, до недоліків комбінованих електродів можна віднести наступні:

- в 2 рази більша кількість;
- використання допоміжного матеріалу — діелектрика;

- більші розміри;

У той же час, їх цілком компенсують переваги:

- ремонтпридатність;
- швидка заміна електроду;
- технологічність виготовлення;
- висока механічна стійкість;
- вища надійність;
- абсолютна розв'язка вимірювального кола та кола живлення в апаратній частині ЕІТомографа;
- значно менша частота виникнення артефактів при реконструкції зображень.

Табл. 2 Відносне відхилення електричного опору електродів

Електрод	$D_{\text{зовн}}$ (мм)	$D_{\text{вн}}$ (мм)	D (мм)	S (мм ²)	R (Ом · 10 ⁻⁹);	Відносне відхилення Δ , %
Зовнішній	29.9	10.1	-	622.04	0.1045	+1,0101
Зовнішній	30.0	10.0	-	628.32	0.1035	0
Зовнішній	30.1	9.9	-	634.60	0.1024	-0,9908
Внутрішній	-	-	5.9	27.34	2,3775	+3,4185
Внутрішній	-	-	6.0	28.27	2,2989	0
Внутрішній	-	-	6.1	29.22	2,2241	-3,2518

Оскільки комбіновані електроди виконані у вигляді стандартного телевізійного роз'єму - розетки типу F, вони не містять місць пайки, що збільшує надійність їх використання. Простота встановлення водночас забезпечує більшу герметизацію резервуару з електролітом. Для заміни пари електродів достатньо від'єднати коаксіальний кабель, відкрутити ключем гайку, виїняти потрібний роз'єм та встановити новий. При цьому не обов'язково потрібно зливати з резервуару електроліт, так як весь процес відбувається в дуже короткі терміни. У випадку потрапляння електроліту на зовнішню сторону електродної пари після заміни достатньо просушити та усунути кристалізовану сіль. При використанні звичайних стрічкових електродів такі маніпуляції не можливі.

Комбіновані електроди позбавлені механічного зв'язку вимірювального кола та кола живлення. Механічний зв'язок створює різного типу та характеру впливи на вимірювальні кола. Це вимагає створення більш надійних гальванічних "розв'язок". Методи боротьби з таким впливами розглянуті в [6].

Суттєвою перевагою застосування комбінованих електродів є значно менший вплив артефактів при реконструкції зображень. Наприклад, нехай проводяться досліди з використанням фізичного фантому з 16-ттю простими електродами. При виходу з ладу одного електроду, під час реконструкції зображень з 16-ти проєкцій повністю відсутні дві, через те, що кожна пара діаметрально протилежних електродів у певні моменти часу двічі виконує роль зондуєчих. При цьому, інші 14 проєкцій будуть із значними артефактами. Завдяки більшій кількості елементів під час використання комбінованих електродів, ймовірність повної відсутності проєкцій буде менша. Вихід з ладу одного вимірювального електроду дасть лише незначні артефакти на реконструйованому зображенні, але збереже повністю усі проєкції.

Таким чином, застосування комбінованих електродів призводить не лише до полегшення фізичної побудови та налаштування ЕІТомографа, а й до збільшення якості розв'язку оберненої задачі.

Перелік посилань

1. M. Stoneman, M. Kosempa, W. Gregory, C. Gregory, J. Marx, W. Mikkelson, J. Tjoe, and V. Raicu Correction

of electrode polarization contributions to the dielectric properties of normal and cancerous breast tissues at audio/radiofrequencies // *Phys. Med. Boil.* – 2007. – Vol.52, N.22. – P.6589–6604.

2. Griffiths H. A phantom for electrical impedance tomography / H. Griffiths // *Clin. Phys. Physiol. Meas.* – 1988. – Vol. 9. – A. 15–20.
3. Рибін О.І. Чутливість в імпедансній томографії / О.І. Рибін, Є.В. Гайдаєнко, І.О. Сушко, О.І. Гаманенко // *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування.* – 2013. – № 55. – С.106–114.
4. Электроимпедансная томография / Я.С. Пеккер, К.С. Бразовский, В.Ю. Усов, М.П. Плотников, О.С. Уманский.— Томск: ООО «Издательство научнотехнической литературы», 2004.—190 с.
5. Birgerson U. Electrical Impedance of Human Skin and Tissue Alterations: Mathematical Modeling and Measurements / U. Birgerson. – Sweden, Stockholm: Karolinska Institutet, 2012. – 59 p.
6. Федотов А. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга / А. А. Федотов, С. А. Акулов. — М.: Радио и связь, 2013. — 250 с.
7. Гаманенко О.І. Мультичастотні генератори струму в системі ЕІТ / О.І. Гаманенко, О.В. Гусева // *Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи.* – 2017. – с.Е198-200.
8. Готовский М.Ю. Электрохимические процессы на электродах при электропунктурной диагностике. Сообщение 1. Постоянный ток / М.Ю. Готовский, Ю.Ф. Перов // *Традиционная медицина.* – 2013. – №.4 – с. 4–9.
9. Кухлинг Х. Справочник по физике. Пер. с нем., М.: Мир, 1982.

References

- [1] Stoneman M., Kosempa M., Gregory W., Gregory C., Marx J., Mikkelson W., Tjoe J. and Raicu V. (2007) Correction of electrode polarization contributions to the dielectric properties of normal and cancerous breast tissues at audio/radiofrequencies, *Biol. Med. Phys.*, Vol. 52, pp. 6589–6604. DOI: 10.1088/0031-9155/52/22/003
- [2] Griffiths H (1988) A phantom for electrical impedance tomography, *Clinical Physics and Physiological Measurement*, Vol. 9, Suppl. A, pp. 15-20. DOI: 10.1088/0143-0815/9/4a/003
- [3] Rybin A. I., Gaydayenko E. V., Sushko I. O. and Gamanenko A. I. (2013) The sensitivity in Electrical Impedance Tomography. *Visn. NTUU KPI, Ser. Radiotekh. radioaпаратobuduv.*, No. 55, pp. 107-117. (in Ukrainian)

- [4] Pekker Ya. S., Brazovskiy K.S., Usov V.Yu., Plotnikov M.P. and Umanskiy O.S. (2004) *Elektroimpedansnaya tomografiya*, Tomsk, INTL, 190 p.
- [5] Birgeron U. (2012) *Electrical Impedance of Human Skin and Tissue Alterations: Mathematical Modeling and Measurements*, Stockholm: Karolinska Institutet, 59 p.
- [6] Fedotov A. A. and Akulov S. A. (2013) *Izmeritel'nye preobrazovateli biomeditsinskih signalov sistem klinicheskogo monitoringa* [Measuring transducers of biometric signals of clinical monitoring systems]. Moscow, Radio i svjaz', 250 p.
- [7] Hamanenko O.I. and Husieva O.V. (2017) Multychastotni heneratory strumu v systemi EIT [Multifrequency current generators in the EIT system]. *Radiotekhnichni polia, syhnyaly, aparaty ta systemy*, pp. 198-200.
- [8] Gotovskii M.Yu. and Perov Yu.F. (2013) Elektrokhimicheskie protsessy na elektrodakh pri elektropunktturnoi diagnostike. Soobshchenie 1. Postoyannyi tok [], *Traditsionnaya meditsina*, No. 4, pp. 4-9.
- [9] Kukhling Kh. (1982) *Spravochnik po fizike*. Per. s nem., M.: Mir.

Двусоставные электроды физического фантома ЭИТ

Гаманенко А. И., Гусева Е. В.

В работе представлены комбинированные электроды, применяемые для исследования методов улучшения помехоустойчивости и точности измерений в электроимпедансной томографии. Отмечены возможные варианты компенсации погрешностей изготовления электродов и неточности установки. Показано, что благодаря использованию указанных электродов повышается удобство в использовании и ремонтпригодность линий передачи сигналов.

Ключевые слова: электроды; электроимпедансная томография; зондирующий сигнал; ремонтпригодность

Two-part electrodes of the physical phantom for EIT

Hamanenko O. I., Guseva E. V.

In this article explored methods for increasing of the accuracy of measurement in the hardware part of the electrical impedance tomograph, in particular, in its electrode system, which contains two-parts (combined) electrodes and are installed directly in a physical phantom. The principles of construction of the measuring part of the EITomograph using simple and combined electric drives are considered. Justified the choice of material for the producing of electrodes. Presented the construction of combined electrodes and the parameters of different materials for their producing. In the article describe the influence of non-identity for physical sizes of combined electrodes. Shown possible variants for the compensation of inaccuracy in the producing of electrodes and the inaccuracy of their installation. Increased ease of use and maintainability signal transmission lines by using these electrodes. Compared to simple electrodes, combined have several advantages: maintainability; rapid replacement of the electrode in a physical phantom (even in the presence of an electrolyte); manufacturability of producing; higher mechanical resistance and reliability; absolute decoupling of the measuring circle and power circle in the hardware part of the EITomograph; significantly lower amount of occurrence of artifacts during the image reconstruction. That's why application of combined electrodes leads not only to facilitate the physical construction and setting of the EITomograph. It also increases the quality of the solution of the inverse problem.

Key words: electrodes; electrical impedance tomography; probe signal; maintainability