

**ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ПЕРСПЕКТИВНИХ ДЖЕРЕЛ
СТРУМУ ДЛЯ ЕЛЕКТРОІМПЕДАНСОМЕТРІЇ В РОЗШИРЕНІЙ
СМУЗІ ЧАСТОТ**

*Тимошенко Г.В., аспірант, Гайдаєнко Є.В., аспірант
Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

**A COMPARATIVE ANALYSIS OF PROMISING CURRENT SOURCES FOR
WIDEBAND ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY**

*Tymoshenko G.V., Gaidayenko Y.V., postgraduate students
National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

Вступ

Електрична імпедансна томографія (ЕІТ) – це напрям, що активно розвивається для визначення стану та параметрів технічних, природничих та біологічних об'єктів [1]. В процесі ЕІТ реконструюється розподіл досліджуваних параметрів в об'єкті на основі визначення розподілу біоелектричних потенціалів, які виникають на поверхні досліджуваного об'єкту (ДО) у разі зондування його змінним струмом високої частоти. В сучасних умовах до засобів ЕІТ предвляються нові вимоги, які обумовлені необхідністю підвищення достовірності діагностики з урахуванням особливостей структур і стану ДО. По-перше, більшість ДО, особливо це стосується біомедичних, мають дисперсійні властивості, які доцільно використовувати для отримання додаткової інформації. Для цього необхідно проводити ЕІТ в розширеній смузі частот. Крім того, наявність провідних і діелектричних неоднорідностей у ДО обумовлює необхідність визначення не лише модуля, а й всіх складових його імпедансу. Зокрема, одночасний аналіз активної і реактивної складової імпедансу є більш чутливим до змін провідності (гідратності) об'єктів, насамперед біологічних [2].

Відомо, що одним з важливих та найбільш критичних вузлів вимірювачів імпедансу є джерело струму [3]. Від його характеристик залежить точність, стабільність і відтворюваність вимірів, частотний та динамічний діапазон всієї системи. Тому необхідно, щоб схемотехніка такого джерела забезпечувала високій вихідний опір, який має бути значно більшим, ніж опір ДО, стабільність амплітуди і малий коефіцієнт нелінійних спотворень зондувального струму. Також для забезпечення можливості вимірювань параметрів імпедансу зсув фази між вхідною напругою і вихідним струмом джерела повинен бути апріорно відомим або вимірюваним навіть у випадку комплексного навантаження. У разі дослідження

біологічних об'єктів бажано, щоб ці вимоги виконувались в смузі частот до десятків мегагерц. Розробка таких джерел пов'язана зі значними труднощами, що виникають, насамперед, через широку смугу частот.

Постановка задачі

В ЕІТ широко поширеними є джерела струму, які працюють в режимі перетворення вхідної напруги у вихідний струм з використанням операційних підсилювачів зі зворотним зв'язком за струмом [4]. Класичними схемами таких джерел є операційний підсилювач з навантаженням (досліджуваним об'єктом) у колі зворотного зв'язку [5], схема Хауленда та її модифікації [6]. Перший варіант джерела простий у реалізації, але основний його недолік – умова «плаваючого» не заземленого навантаження [7, 8]. Джерела, реалізовані за схемою Хауленда, позбавлені цього недоліку, але потребують використання прецизійних опорів в колах зворотного зв'язку [8, 9]. Зі збільшенням частоти сигналу починають впливати паразитні ємності та індуктивності з'єднувальних провідників у колі зворотного зв'язку і, якщо вони не однакові (на практиці так частіше за все і буває), – вихідний опір джерела значно зменшується [10]. Для подолання вказаних труднощів використовують модифіковані схеми Хауленда [6], які відрізняються точкою під'єднання навантаження. Але вихідний опір цих джерел на частоті декілька мегагерц спадає до одиниць кілоом [11]. Тому, зазвичай, джерело за схемою Хауленда та його модифікації в імпедансометрії та імпедансній томографії використовують в діапазоні від 100 Гц до 100 кГц.

Принципово нові схемотехнічні підходи запропоновані в [12]. Автори використовують для організації зворотного зв'язку кола живлення операційного підсилювача. Такі джерела здатні забезпечити якісні амплітудно-частотні характеристики. Але в них в струмозадавальних колах використані біполярні транзистори, струм колектора яких не дорівнює струму емітера. Це може призвести до виникнення спотворень струму в навантаженні. З урахуванням цього, в струмозадавальних колах доцільно замінити біполярні транзистори на польові, струм стоку яких дорівнює струму витoku. Також слід додати, що з появою повністю інтегральних диференціальних підсилювачів з активним зворотнім зв'язком стало можливим їх використання для побудови прецизійних джерел струму [13]. На наш погляд ці джерела є також перспективними з точки зору їх використання в біоімпедансометрії через малу кількість прецизійних зовнішніх елементів в схемі такого джерела.

Враховуючі це, доцільно дослідити частотні характеристики таких джерел в широкому діапазоні частот (від 1 кГц до 2 МГц) з точки зору визначення можливості їх застосування в електроімпедансометрії.

Метою статті є викладення результатів цих досліджень.

Методика досліджень та аналіз отриманих результатів

Для дослідження були проведено моделювання досліджуваних джерел в середовищі MicroCap 10 та їх макетування і експериментальна перевірка. Як навантаження використовувались паралельно з'єднані резистор та конденсатор. Для моделювання широкого кола досліджуваних об'єктів були розглянуті всі комбінації обраних опорів $R=\{110 \text{ Ом}, 510 \text{ Ом}, 1 \text{ кОм}, 2 \text{ кОм}\}$ та ємностей $C=\{0\text{пФ}, 10 \text{ пФ}, 50 \text{ пФ}, 200 \text{ пФ}, 500 \text{ пФ}, 1 \text{ нФ}\}$ цього ланцюга. Досліджувались частотні залежності амплітуди струму в навантаженні та зсуву фази між вхідною напругою та струмом.

Встановлено, що зсув фази, який вносить джерело з польовими транзисторами, коливається в межах від -10° до $+10^\circ$ у смузі частот від 1 кГц до 2 МГц, причому зсув фази пов'язаний з частотою нелінійно. В зазначеній смузі частот відхилення рівня струму має значення до 10 %. Це відбувається внаслідок наявності складної структури зворотного зв'язку через кола живлення операційного підсилювача. У разі імпедансної томографії така нестабільність струму не задовольняє вимогам, що висуваються для проведення якісної реконструкції об'єкту [14].

Встановлено, що зсув фази між вихідним струмом і вхідною напругою джерела на диференціальному підсилювачі з активним зворотнім зв'язком має високу залежність як від частоти, так і від значень імпедансу навантаження. Ця залежність є нелінійною. Великі зміни значень зсуву фази (від -170° до $+10^\circ$) призводять до неможливості вимірювання комплексних параметрів імпедансу внаслідок невизначеної фази зондувального струму. Для усунення цього недоліку рекомендується визначати фазу вихідного струму, вимірюючи фазу напруги на еталонному безіндукційному опорі (шунті), увімкненому послідовно з ДО. Нестабільність рівня вихідного струму цього джерела в смузі частот від 1 кГц до 2 МГц є набагато меншою, ніж для попереднього. Тому смугу частот дослідження було розширено до 20 МГц. В результаті встановлено, що в цій смузі частот відхилення рівня вихідного струму набувало значень до $\pm 3\%$, що є задовільним [14].

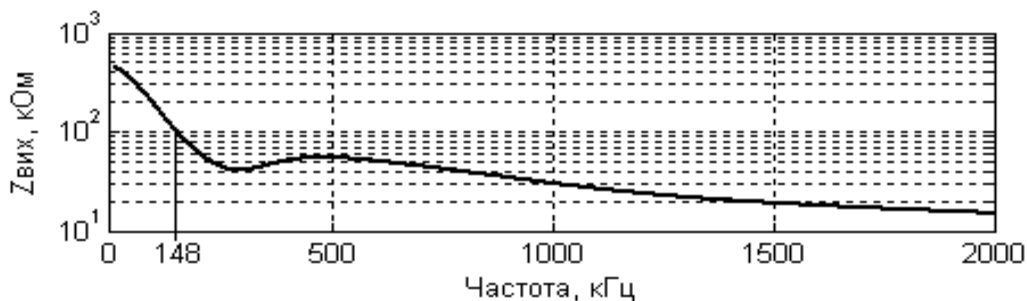


Рис. 1

Також за вимірними даними були розраховані залежності вихідного опору джерел струму від частоти (рис. 1 для джерела на польових транзисторах та рис. 2 для джерела на повністю інтегральному диференціальному підсилювачі з активним зворотнім зв'язком).

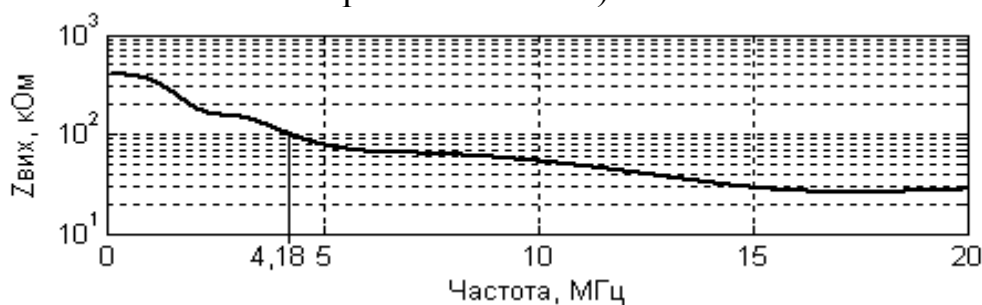


Рис. 2

З цих рисунків випливає, що вихідний опір обох джерел на низьких частотах є достатньо високим — більше 300 кОм. Зі збільшенням частоти він спадає, але для першого джерела він набуває значення 100 кОм (що може суттєво впливати на результати імпедансометрії) на частоті 148 кГц, а для другого — на частоті 4,18 МГц, тобто стабільність вихідного струму другого джерела зберігається в більш ніж на порядок ширшій смузі частот. Використання вихідного шунту дозволить частково знехтувати зменшенням вихідного опору обох джерел, тому що з його допомогою крім фази можна вимірювати також і рівень вихідного струму.

Результати експериментальної перевірки співпали з результатами моделювання; похибка складала менше 10 %. Таке значення похибки пояснюється неідеальністю використаних моделей та похибками вимірювальних приладів.

Висновки

Для завдань біоімпедансометрії джерело струму зі зворотнім зв'язком через кола живлення операційного підсилювача доцільно використовувати в діапазоні частот до 150 кГц, в той час як джерело на диференційному підсилювачі з активним зворотнім зв'язком забезпечує задовільні характеристики в діапазоні частот до 4,2 МГц. Але його можна використовувати лише у разі визначення фази струму через досліджуваний об'єкт.

Література

1. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications [Електронний ресурс] — режим доступу: http://67.227.185.184/docs/pubs/Part_1_of_Electrical_Impedance_Tomography_Methods_History_and_Applications.pdf. — Назва з екрана.
2. Yang W. Tomographic Imaging based on Capacitance Measurement and Industrial Applications / Yang W. //IEEE International Workshop on Imaging on Systems and Techniques. — 2007. — P. 1 — 6.

3. Griffiths H. A dual frequency electrical impedance tomography system / Griffiths H., Zhang Z. // *Phys. Med. Biol.* — 1989. — V. 34. — № 10. — P. 1465—1476.
4. Wang W. A Comprehensive Study on Current Source Circuits / ICEBI 17. — 2007. — P. 213-216.
5. Хоровиц П. Искусство схемотехники: В 3-х томах. / Хоровиц П., Хилл У., пер. С англ. Б.Н. Бронин и др. — [5-е изд, перераб]. — М.: Мир, 1998. — 418 с.
6. Franco S. Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits / Franco S. — [3rd ed.]. — New York : McGraw-Hill, 2002. — 658 p.
7. Soleimani M. Electrical Impedance Tomography System / M. Soleimani. // *BioMedical Engineeing OnLine.* — 2006. — №12. — P. 1— 8.
8. Denyer C. W. Electronics for real-time and three-dimensional electrical impedance TOMOGRAPHS / C. W. Denyer. — A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements of Oxford Brookes University for the degree of Doctor of Philosophy. — 1996. — January. — 132 p.
9. Bertemes-Filho P. A. Comparison of modified Howland circuits as current generators with current mirror type circuits. / P. Bertemes-Filho., B. H. Brown., A. J. Wilson. // *Physiological measurements Journal.* — 2000. — №21. — P. 1—6.
10. Boone K. G. Design in Electrical Impedance Tomography. / K. G. Boone, D. S. Holder. // *Physiological measurements Journal.* — 1996. — №17. — P. 229—247.
11. Jossinec J. Active current electrodes for in vivo electrical impedance tomography. / J. Jossinec, C. Tourtel, R. Jany. // *Physiological measurements Journal.* — 1994. — №15. — P. 83—90.
12. Фокин А. В. Источник тока для электроимпедансной томографии / А. В Фокин ., К. С. Бразовский. — Известия Томского Политехнического Университета. — 2008. — Т.313 №4. — С. 99—101.
13. Jossinet J. Assessment of electrical impedance endotomography for hardware specification / J. Jossinet, A. Fournier-Desseux, A. Matias. // *Biomedical Imaging and Intervention Journal.* — 2006. — March.
14. Сушко І. О. Потенційна чутливість імпедансної томографії / І. О. Сушко., Є.В. Гайдаєнко., О.А Якубенко. — Вісник НТУУ»КПІ». Сер. Радіотехніка. Радіоапаратобудування. — 2012. — №50. — С. 92—104.

References

1. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications. http://67.227.185.184/docs/pubs/Part_1_of_Electrical_Impedance_Tomography_Methods_History_and_Applications.pdf. — Nazva s ekrana.
2. Yang W. Tomographic Imaging based on Capacitance Measurement and Industrial Applications. IEEE International Workshop on Imaging on Systems and Techniques, 2007, pp. 1-6.
3. Griffiths H. A., Zhang Z. dual frequency electrical impedance tomography system. *Phys. Med. Biol.*, 1989, vol. 34, no. 10, pp. 1465-1476.
4. Wang W. A Comprehensive Study on Current Source Circuits. ICEBI 17, 2007, pp. 213-216.
5. Horovits P., Hill U. *Iskusstvo shemotehniki: V 3-h tomah*, per. s angl. B. N. Bronin i dr. Moscow, Mir, 1998, 418 p.
6. Franco S. *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*. New York, McGraw-Hill, 2002, 658 p.

7. Soleimani M. Electrical Impedance Tomography System. BioMedical Engineering OnLine, 2006, no. 12, pp. 1-8.
8. Denyer C. W. Electronics for real-time and three-dimensional electrical impedance TOMOGRAPHS. A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements of Oxford Brookes University for the degree of Doctor of Philosophy, 1996, January, 132 p.
9. Bertemes-Filho P. A., Brown B.H., Wilson A.J. Comparison of modified Howland circuits as current generators with current mirror type circuits. Physiological measurements Journal, 2000, no. 21, pp. 1-6.
10. Boone, K.G., Holder D.S. Design in Electrical Impedance Tomography. Physiological measurements Journal, 1996, no. 17, pp. 229-247.
11. Jossinec J., Tourtel C., Jany R. Active current electrodes for in vivo electrical impedance tomography. Physiological measurements Journal, 1994, no. 15, pp. 83-90.
12. Fokin A.V., Brazovskij K.S. Istochnik toka dlya e'lektroimpedansnoj tomografii. Izvestiya Tomskogo Politehnicheskogo Universiteta, 2008, vol. 313, no. 4, pp. 99-101.
13. Jossinet J., Fournier-Desseux A., Matias A. Assessment of electrical impedance endotomography for hardware specification. Biomedical Imaging and Intervention Journal, 2006, March.
14. Sushko I. O., Haidaienko Ye. V., Yakubenko O. A. Potentsiina chuchutlyvist impedansnoi tomografii. Visnyk NTUU "KPI". Ser. Radiotekhnika. Radioaparatabuduvannia, 2012, no. 50, pp. 92-104.

Тимошенко Г.В., Гайдаєнко Є.В. Порівняльний аналіз перспективних джерел струму для електроімпедансометрії в розширеній смузі частот.

В роботі приводиться аналіз придатності джерела струму зі зворотнім зв'язком через кола живлення операційного підсилювача та джерела на повністю інтегральному диференційному підсилювачі з активним зворотнім зв'язком для електроімпедансометрії в розширеній смузі частот. Наведені рекомендації щодо особливостей використання цих джерел.

Ключові слова: імпедансна томографія, джерело струму, комплексний опір, схема Хаулєнда, зсув фази, активний зворотній зв'язок.

Тимошенко Г.В. Гайдаєнко Е.В. Сравнительный анализ перспективных источников тока для электроимпедансной томографии в расширенной полосе частот. В работе приводится анализ пригодности источника тока с обратной связью через цепи питания операционного усилителя и источника на полностью интегральном дифференциальном усилителе с активной обратной связью для электроимпедансометрии в расширенной полосе частот. Приведены рекомендации касательно особенностей использования этих источников.

Ключевые слова: импедансная томография, источник тока, комплексное сопротивление, схема Хаулєнда, сдвиг фазы, активная обратная связь.

Timoshenko G.V. Gaidaenko E.V. Comparative analysis of promising current sources for electrical impedance tomography in an extended frequency range.

Introduction. Features of biological impedance meters are listed and requirements for their current sources are formed.

Formulation of the problem. A review of existing current sources and puts forward proposals to explore the parameters of some of them and the current source on a fully integrated differential amplifier with active feedback.

Methods of research and analysis of the results. Describes the method of measuring the parameters of current sources, critically reviewed the results and recommendations for the use of these sources.

Conclusion. The accomplishments and weaknesses of the investigated sources, given ways to improve their parameters are considered.

***Keywords:** impedance tomography, current source, complex resistance, Howland circuit, phase shift, the active feedback.*