

**РОЗРОБЛЕННЯ ТА МАКЕТУВАННЯ ІМПЕДАНСНОГО
ТОМОГРАФА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ РОЗПОДІЛЕННЯ
КОМПЛЕКСНИХ ОПОРІВ**

*Гайдаєнко Є.В., магістрант; Мовчанюк А.В., к.т.н., доцент;
Рибін О.І., д.т.н., професор*

*Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

Метою імпедансної томографії є побудова картини розподілення опорів (або імпедансів) в уявному розтині досліджуваного об'єкта, що у подальшому є підставою для діагностики (медичної, технічної т. ін.) *in vivo*.

При цьому зрозуміло, що розподіл опорів (наприклад, за рахунок кальцинації, гематоми, наповнення легенів повітрям) дає принципово іншу картину, ніж рентгенівська, гама, ультразвукова, ядерного магнітного резонансу томографії [1-4]. Таким чином, імпедансна томографія доповнює діагностичну інформацію, одержану іншими видами томографії, що дозволяє підвищити імовірність вірного діагнозу. До того ж, технічні засоби (пристрій збудження—зчитування потенціалів по зовнішньому обводу розтину, персональний комп'ютер з математичним забезпеченням реконструкції) достатньо дешеві, малогабаритні, що дозволяє використовувати їх «на природі».

Томографічні методи, як відомо [5,6], базуються на вимірюванні проєкцій, за якими реконструюють шуканий образ. Такими проєкціями в імпедансній томографії є потенціали вимірювальних електродів (передаточні опори зі збуджуючих електродів, до яких відімкнене джерело струму, на вимірювальні електроди) [7]. Отже радіоелектронний пристрій вимірювання проєкцій є головною частиною (враховуючи використання для обчислень стандартних ПЕОМ) імпедансного томографа.

На даний момент всі відомі із загальнодоступних джерел інформації зразки імпедансного томографа мають спільну ідею схемотехнічної реалізації. Структурно це виглядає наступним чином: стабільне джерело зондуючого (збуджуючого) струму – система комутації з електродами – біооб'єкт – приймальна аналогова частина – цифровий блок обробки даних – система візуалізації зображення. До таких томографів відносяться: розроблена в університеті Оксфорда (1996р). Крістофером Вільямом Лауренсом Денієром "Система електроімпедансної томографії "ОХВАСТ" (модель №1); в інституті радіотехніки і електроніки РАН в Москві (1997р.) А.В. Корженевським та ін. ("Электроимпедансный томограф для медицинских приложений" (модель №2)) [9]; Сибірським державним університе-

том (2004р., Я.С. Пеккер, К.С. Бразовський, В.Ю. Усов, М.П. Плотніков, О.С. Уманський з книги “Электроимпедансная томография” Примеры схемотехнических решений импедансного томографа” [10]), де розглянуті послідовна і паралельна архітектури (модель №3); Технічним університетом Манчестера (2006р.) — Вільямом Лі — “Система імпедансної томографії “SUT-I” (модель №4). На підставі цього приведемо порівняльну таблицю досягнутих ними результатів (табл. 1).

Таблиця 1

№№ моделі	Форма зонduючого сигналу	Частота зонduючого сигналу (кГц)	Амплітуда зонduючого сигналу (мА)	Метод задання зонduючого струму	Кількість електродів	Наявність можливості вимірювання зсуву фаз на біооб’єкті
1	синусоїдальний двуполярний	9.8 39 156	1	цифро-аналоговий	32	-
2	імпульсний фазомодульований	8	1	аналоговий	16	-
3	синусоїдальний двуполярний	100	1	аналоговий	16	-
4	синусоїдальний двуполярний	23	5	цифро-аналоговий	32	-

З аналізу даних, наведених в табл.1, видно відсутність можливості вимірювання зсуву фаз на біооб’єкті, в той час як за сучасними уявленнями ємнісна складова провідності тканини має велике діагностичне значення [4] при діагностиці ряду хвороб, оскільки така уявна складова з’являється за рахунок ємності мембрани клітини. Але ємність мембрани проводить електричний струм на частотах, більших 100кГц, що ставить вимоги до створення томографа на більших, ніж для існуючих томографів частота (табл.1). Це і обумовлює головну відмінність розроблюваного томографа, оскільки крім вимірювання на частотах 10кГц. і 100кГц., що перекривають діапазон приладів з табл.1, вимірювання також будуть проводитися на частоті 300кГц, що дозволить побачити зсув фази сигналу на досліджуваному об’єкті, за рахунок впливу мембранної ємності і кількісно оцінити реактивну складову повного опору (імпедансу) для більш точної реконструкції зображення і визначення розташування патологічної ділянки тканини.

Для побудови імпедансного томографа запропоновано структурну схему рис.1. Розглянемо більш докладно схему томографа, враховуючи основні особливості його реалізації та роботи.

Генератор стабільних сигналів (ГСС) реалізований на базі метода прямого цифрового синтезу (DDS) з використанням мікросхеми AD9833, що

дозволяє отримати аналоговий сигнал за рахунок генерації часової послідовності цифрових відліків і їх подальшого перетворення в цифрову форму за допомогою ЦАП. Цифрова послідовність (28 бітний код) генерується з мікроконтролера ATMEGA8L-8PU і записується в регістр частоти. В акумуляторі фази зіставляються 3 таблиці значень синуса на 3 фіксовані частоти 10кГц, 100кГц, 300кГц. І з приходом кожного імпульсу тактового сигналу від кварцового генератора 16,384 МГц, записана послідовність в регістрі додається до табличних значень синуса збережених в акумуляторі фази. Таким чином на виході формується синусоїдальний сигнал з амплітудою 600мВ, з постійним зміщенням 300мВ, з можливістю переключення на три фіксовані частоти 10кГц., 100кГц., 300кГц. Осцилограми в контрольній точці 1 по структурній схемі (рис. 1) зображені на рис.3 та рис.4.

Застосоване схемотехнічне рішення дозволило запобігти: перехідних процесів захвату частоти властивих системам ФАПЧ; викидів сигналу, так як переключення частоти проходить при неперервній фазі сигналу; А також за рахунок цифрової архітектури DDS позбавитися елементів ручної настройки і від явищ пов'язаних з температурним і часовим дрейфом, властивим аналоговим схемам.

В перспективі дане рішення передбачає:

- генерувати сигнал на частотах від 0.1Гц до 25МГц;
- задавати будь-яку форму сигналу (напр. меандр, трикутник);
- цифрову настройку частоти з точністю до мікрогерц;
- інтеграцію з ПЕОМ

З виходу ГСС сигнал поступає на вхід перетворювача напруги в струм, що являється найбільш критичним вузлом імпедансного томографа. Аналіз схемотехнічних рішень показав, що єдиного універсального рішення не існує. В результаті було прийнято рішення спроектувати оригінальний вузол перетворювача напруги в струм за класичною схемою автоматичного регулювання, що складається з давача вхідного сигналу, схеми порівняння, підсилювача помилки і кола зворотного зв'язку (рис.2). В якості за датчика вхідного сигналу використовується ГСС, амплітуда з виходу якого регулюється резистором R1. Схема порівняння побудована на операційному підсилювачі DA1 по схемі диференційного підсилювача. Сигнал управління подається через резистор R2, а сигнал зворотного зв'язку через резистор R3. Резистор R4 слугує для вирівнювання вхідних струмів на операційному підсилювачі DA1. Його приблизне значення дорівнює паралельному з'єднанню резисторів R3, R2 і R5. Сигнал з виходу схеми порівняння надходить на вхід підсилювача помилки, побудованого на операційному підсилювачі DA2. З виходу якого через резистор R11 сигнал подається в резистор R11 сигнал подається в навантаження. Резистор R11 являється давачем струму так як напруга на ньому пропорційна струму, що протікає через навантаження.

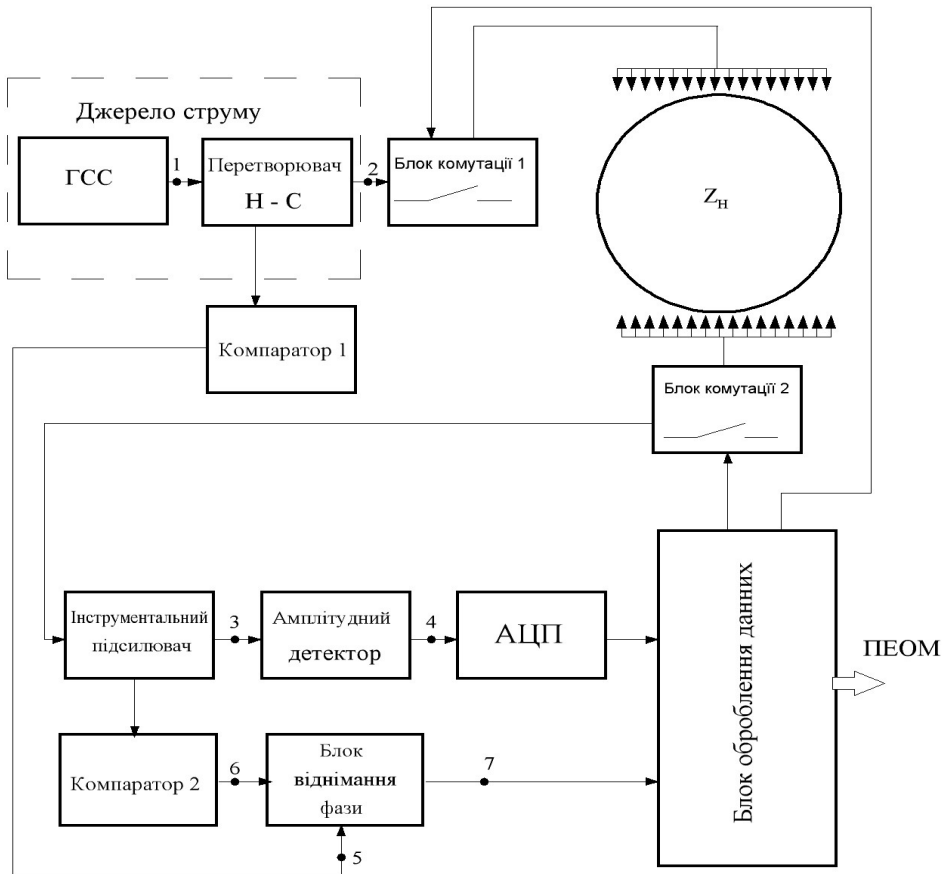


Рис. 1. Структурна схема імпедансного томографа

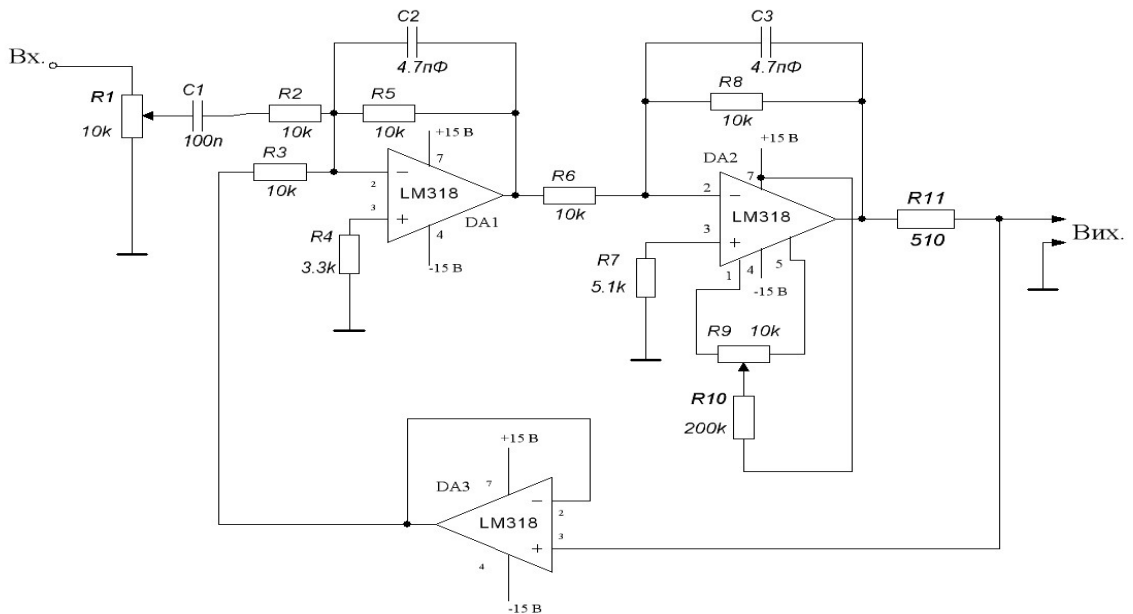


Рис.2. Принципова схема перетворювача напруги в струм.

Сигнал з давача струму через операційний підсилювач DA3, ввімкненого по схемі повторювача, подається на підсилювач помилки. З метою збільшення стійкості схеми резистори в зворотних зв'язках R5 і R8 зашунтовані конденсаторами C2 і C3 малої ємності. Для загального балансування схеми і виключення протікання постійної складової струму через навантаження використовується балансувальний резистор R9, за допомогою якого балансується вся схема. Струм в навантаженні розраховується як $U_{вх.}/R11$. Спроектований перетворювач напруги в струм показав хороші характеристики, а саме малий коефіцієнт нелінійних спотворень, малий рівень власних шумів і широкий динамічний діапазон. При цьому в ньому відсутній основний недолік перетворювачів напруги в струм побудованих на біполярних транзисторах: зсув параметрів за рахунок змінення від температури напруги U_{BE} . А доданням по входу послідовно підключеної ємності позбавитися постійної складової 300мВ. Осцилограми в контрольній точці 2 по структурній схемі (рис. 1) зображені на рис.3, рис.4.

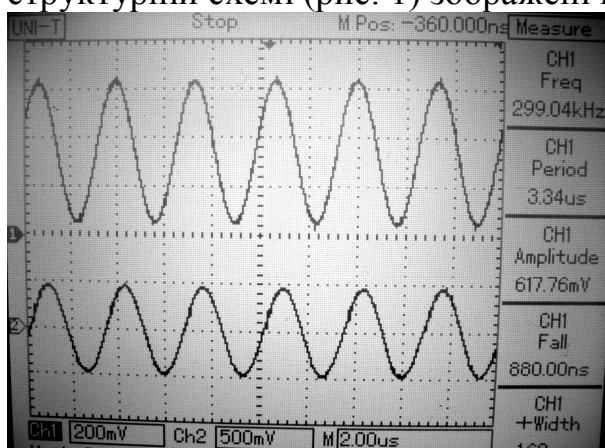


Рис.3. Канал1(верхній) – вихід ГСС. Канал2 (нижній) – вихід перетворювача напруги в струм. Частота 300кГц

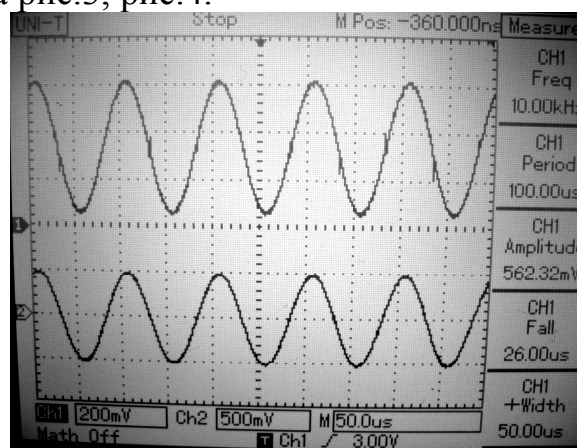


Рис.4. Канал1(верхній) – вихід ГСС. Канал2 (нижній) – вихід перетворювача напруги в струм. Частота 10кГц

Проблему «плаваючого» навантаження (не заземленого) вирішено використанням інструментального підсилювача, виконаного на трьох операційних підсилювачів LM318, що підсилює слабкий диференційний сигнал в 4 рази. Осцилограми в контрольній точці 3 по структурній схемі (Рис. 1) зображені на Рис.3, Рис.4. При цьому відпадає необхідність в тому, щоб вихідний диференційний каскад мав великий КОСС (коефіцієнт ослаблення синфазної складової) і не потрібно прецизійного узгодження резисторів цього каскаду за рахунок використання попередніх каскадів операційних підсилювачів з великим входним опором. Використання операційних підсилювачів LM318 обумовлено їх можливістю роботи в широкій смузі частот. Виниклу проблему самозбудження усунуто корекцією АЧХ кожного каскаду операційного підсилювача.

З виходу інструментального підсилювача сигнал потрапляє на вхід ам-

плітудного детектора виконаного на мікросхемі AD633jп по принципу квадратурного перемноження двох синусоїдальних сигналів. В результаті після інтегратора на виході отримуємо постійне діюче значення сигналу, що дорівнює квадрату амплітуди вхідного сигналу поділеному на 10. Осцилограми в контрольній точці 4 по структурній схемі (рис. 1) зображені на рис.5, рис.6.

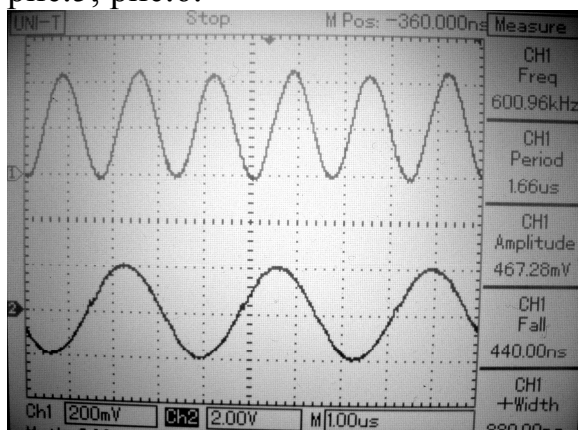


Рис.5. Канал1(верхній) – вихід мікросхеми AD633jп (результат перемноження двох sin). Канал2 (нижній) – вихід ИП. Частота 300кГц.

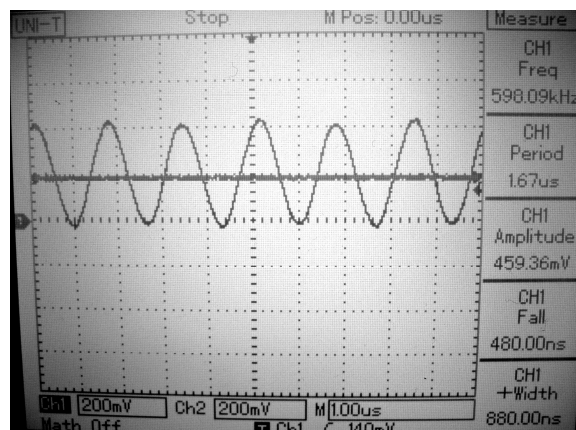


Рис.6. Канал1(верхній) - вихід мікросхеми AD633jп (результат перемноження двох sin). Канал2 (нижній) – поспостійне діюче значення після інтегратора. Частота 300кГц.

Реалізований функціональний вузол забезпечує точність детектування порядку 1% і нелінійність менше 0.1%. І дозволяє незалежно від форми сигналу на вході на виході отримати сигнал пропорційний потужності вхідного сигналу і уникнути проблем пов'язаних з діодним детектором:

- необхідність врахування прямого падіння напруги на діодах;
- складності реалізації сигналу по модулю;
- необхідність 4 ідентичних діодів або транзисторної збірки;

Отримане постійне діюче значення після аналого-цифрового перетворення надходить в блок оброблення даних.

Вимірювання фази сигналу відбувається з використанням в системі двох компараторів, блока віднімання фази та цифрової обробки отриманих даних наступним чином. З виходу джерела струму сигнал (напруги) при струмові 1мА. надходить на вхід компаратора реалізованого на мікросхемі LM211 по схемі тригера Шмітта, що дозволило уникнути брязкоту, за рахунок наявності в схемі шуму порядку 20мВ, в ті моменти коли напруга на виході проходить через точку переключення так як створюються два порога спрацювання. З виходу компаратора 1 сигнал прямокутної форми на частотах 10кГц., 100кГц., 300кГц. потрапляє на блок віднімання фази. Осцилограми в контрольній точці 5 по структурній схемі (рис. 1) зображені на рис.7, рис.8.

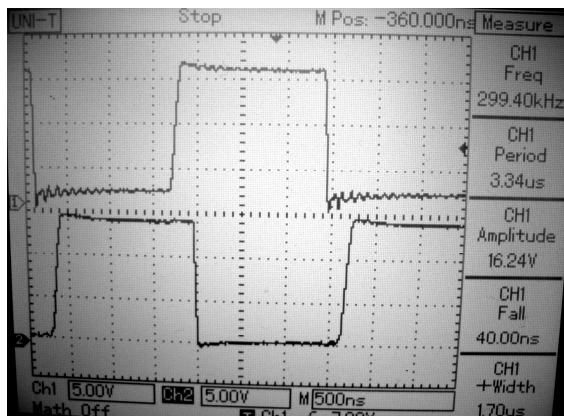


Рис.7. Канал1(верхній) – вихід компаратора 1. Канал2 (нижній) – компаратора 2. Частота 300кГц.

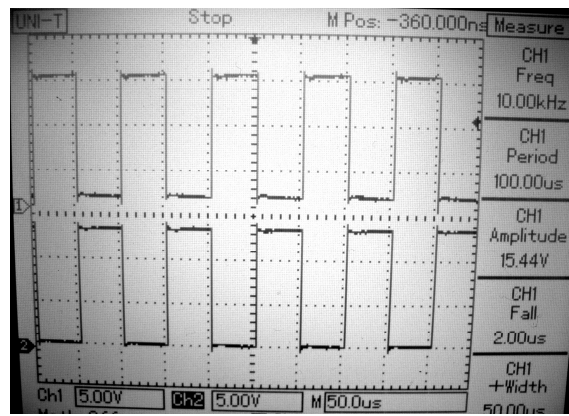


Рис.8. Канал1(верхній) – вихід компаратора 1). Канал2 (нижній) – компаратора 2. Частота 10кГц.

Інший сигнал прямокутної форми надходить з компаратора 2, виконаного по тій же схемі тригера Шмітта, знятого з виходу інструментального підсилювача. Осцилограми в контрольній точці 6 по структурній схемі (Рис. 1) зображені на Рис.7, Рис.8. Блок віднімання фази виконаний на мікросхемі CD4046BE, що спрацьовує по передньому фронту прямокутного імпульсу (осцилограми в контрольній точці 7 по структурній схемі (рис. 1) зображені на рис.9, рис.10) і на виході видає прямокутний різницевий сигнал, який показує набіг фази на досліджуваному біооб'єкті. В подальшому в блоці обробки даних цифровим методом ШИМ отримуємо числове значення фази з точністю до мікрорадіан і компенсуємо загальний набіг фази від всієї системи, зображений на осцилограмах рис.9, рис.10 в контрольній точці 7 по структурній схемі (рис. 1)

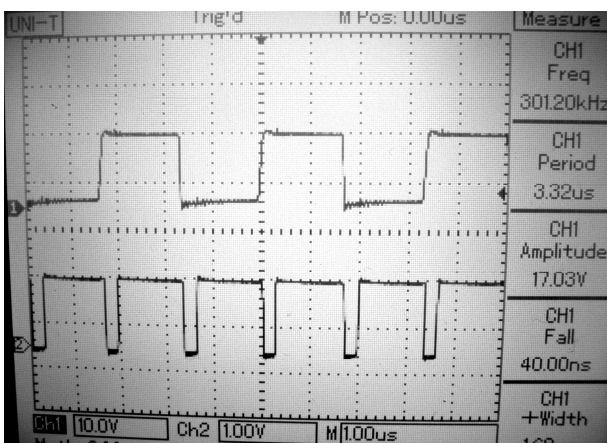


Рис.9. Канал1(верхній) – вихід компаратора 1. Канал2 (нижній) – вихід фазового детектора. Частота 300кГц.

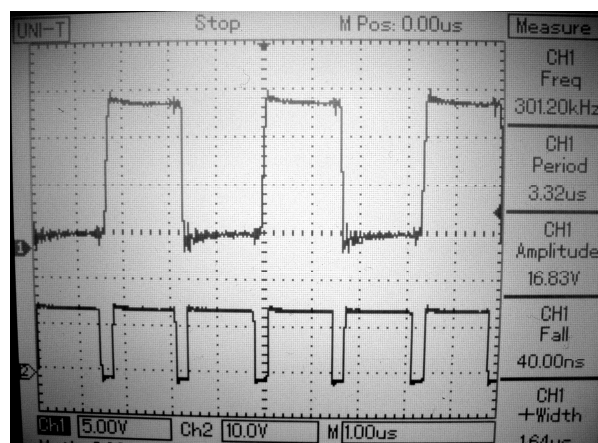


Рис.10. Канал1(верхній) – вихід компаратора 2. Канал2 (нижній) – вихід фазового детектора. Частота 300кГц.

Розроблена апаратна частина імпедансного томографа відрізняється невеликою технічною складністю та достатньо високими технічними ха-

ктеристиками ,що дозволяє на її основі розробити апаратно-програмний комплекс імпедансної томографії.

Висновки

1. Запропонована в роботі структурна та принципова схеми, а також результати макетування імпедансного томографа показали можливість апаратної реалізації томографа, призначеного для вимірювань комплексного опору тканин, що розширяє можливості електроімпедансної діагностики в техніці, біології та медицині.

2. Принципова схема розробленого томографа потребує подальшого удосконалення, оскільки дослідження роботи розробленого томографа показали ряд недоліків, до найбільш суттєвих з яких можна віднести: великий рівень власних шумів, що обумовлений широкою смугою пропускання інструментального підсилувача.

3. З метою зменшення власних шумів слід встановити вузькосмугові фільтри, настроєні на робочі частоти томографа. Але введення вузько смугових фільтрів ускладнить схему за рахунок введення додаткових елементів комутації і унеможливить роботу зі складними формами зондуючі сигналів. Тому питання доцільності введення вузько смугових фільтрів на сьогоднішній день знаходиться в стадії проробки.

Література

1.Cormak A.M., Early two-dimentional reconstruction and recent topics stemming from it // Nobel Lectures in Physiology or Medicine, 1971—1980. World scientific Publishing Co.—1992.—P.551—563.

2.Hounsfield G.N. Computed Medical Imaging // Nobel Lectures in Physiology or Medicine/ 1071—1980. World Scientific Publishing Co.—1992.—P.568—586.

3.Mansfield P. Snap-short MRI // Lex. Prix. Nobel Prizes.2003/ Nobel Foundation.—2004.—P.245—251.

4.Физика визуализации изображений в медицине. Под. ред. С. Уэбба.—М.: Мир, 1991, т.1.—408с., т.2.—406 с.

5.Brown V.H., Barber D.C. Electrical Impedance Tomography // Clinical Physics and Physiological Mesurement.—1992.—v.13.—Suppl. A.—P.207—227.

6.Murray T., Kagawa Y. Electrical Impedance Computed Tomography Based on a Finite Elements Model // IEEE Trans. On Biomedical Eng.—1993.—v.40.—P.335—343.

7.Рыбин А.И., Манюк И.А. Решение обратной задачи импедансной томографии методом модификаций // Радиотехника.—1998.—№4.—С.36—44. (Изв. высш. учеб. заведений).

8.Soleimani M. Electrical Impedance Tomography System // BioMedical Engineeing OnLine.— 2006.— May.—P.1—8.

9.Корженевский А.В., Корниенко В.Н., Культасов М.Ю., Культасов Ю.С., Черепнин В.А. Электроимпедансный томограф для медицинских приложений // Приборы и техника эксперимента.—1997.—№3.—С.133—140.

10.Пеккер Я.С., Бразовский К.С., Усов В.Ю., Плотников М.П., Уманский О.С. Электроимпедансная томография. — Томск: Изд-во НТЛ, 2004.—192с.

Гайдаєнко Є.В., Мовчанюк А.В., Рибін О.І. **Розроблення та макетування імпедансного томографа для вимірювання розподілення комплексних опорів.** В статті запропоновано структуру та принципову схему імпедансного томографа, який дозволяє проводити вимірювання комплексного передаточного опору по обводу фантома (модуля вихідної напруги та зсуву фаз між цією напругою і струмом джерела дії). Це дозволяє розширити можливості томографії для діагностики в біології, медицині та техніці. Проведено макетування приладу, яке показало як саму можливість, так і відносну простоту створення апаратної частини томографа. Досвід експлуатації макета показав необхідність зменшення власних шумів інструментального підсилювача за допомогою вузько смугових фільтрів.

Ключові слова: імпедансний томограф, комплексний опір, медична електронна техніка.

Гайдаєнко Е.В., Мовчанюк А.В., Рыбин А.И. **Разработка и макетирование импедансного томографа для измерения распределения комплексных сопротивлений.** В статье предложены структурная и принципиальная схемы импедансного томографа, который позволяет проводить измерения комплексного передаточного сопротивления по обводу фантома (модуля выходного напряжения и сдвига фаз между этим напряжением и током задающего источника). Это позволяет расширить возможности томографии для диагностики в биологии, медицине и технике. Проведено макетирование прибора, которое показало как саму возможность, так и относительную простоту создания аппаратной части томографа. Опыт эксплуатации макета показал необходимость уменьшения собственных шумов инструментального усилителя при помощи узкополосных фильтров.

Ключевые слова: импедансный томограф, комплексное сопротивление, медицинская электронная техника.

Gajdaenko E.V., Movchanjuk A.V., Rybin A.I. **Development and prototyping of impedance CT scan for measurement of complex resistance distribution.** Structure and concepts of impedance CT scan for complex resistance distribution measurements of EIT section are proposed. The prototype of the CT scanner and the results of modeling are represented. Tomograph allows the impedance measurements inclusive transfer resistance for building a phantom (output voltage module and phase shift between output voltage and source current). This allows you to extend the capabilities of diagnostic imaging in biology, medicine and technology. A prototyping tool showed both the opportunity and the relative ease of creating hardware tomograph. Experience has shown the need to reduce layout instrumental amplifier noise using narrowband filters.

Keywords: impedance tomography, complex resistance, medical electronic appliances.