

Модуль электроимпедансной томографии аппарата искусственной вентиляции лёгких

П.В. Кременской

*Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ)
им. М. И. Платова, Новочеркасск*

Аннотация: В статье описана разработка модуля электроимпедансной томографии со следующими характеристиками: количество электродов – $n = 16$; сила инжектируемого тока – $I = 5 \text{ мА} \pm 2\%$; допустимая погрешность измерительного канала – $\delta_{\text{доп}} = 2\%$; частота инжектируемого тока – $f = (10 \dots 400) \text{ кГц}$; результирующее напряжение на инжектирующих электродах – $U \leq 12 \text{ В}$; форма инжектируемого тока – синусоидальная, треугольная, прямоугольная; интерфейс передачи данных – USB. Разработана и описана функциональная схема устройства. Проведено моделирование источника тока с подключённой нагрузкой в программном пакете MicroCap.

Ключевые слова: электроимпедансная томография, аппарат искусственной вентиляции лёгких, диагностика заболеваний, моделирование.

На протяжении многих веков усилия врачей были направлены улучшение распознавания заболеваний человека [1 – 3]. В настоящее время существуют методы визуализирующей диагностики [4 – 6], связанные с построением изображения внутренней среды биологического объекта [7]. К ним относятся методики рентгеновской, магниторезонансной, протонной, позитронной эмиссионной, оптической томографии, ультразвуковой и радиоизотопной диагностики и многие другие [8, 9]. Однако любому методу присущи свои ограничения. Так, рентгеновская томография оказывает влияние на организм за счет воздействия ионизирующего излучения, поэтому частота и продолжительность таких исследований существенно ограничены, а также этот метод имеет ряд противопоказаний и в большинстве случаев проводится при крайней необходимости; методика магнитно-резонансной томографии (МРТ) имеет ряд существенных как относительных противопоказаний, при которых проведение исследования возможно лишь при определённых условиях, так и абсолютных, при которых исследование недопустимо. Для проведения магнитно-резонансной и рентгеновской

томографий необходимо применять специальные контрастирующие препараты, среди которых нет идеально информативного и безопасного для пациента. При применении данных методик часто встречаются случаи отмены магниторезонансного обследования при наличии металлических протезов и кардиостимуляторов, также ещё немаловажно то, что томографическое обследование весьма дорогое, велика стоимость приобретения и эксплуатации оборудования, подготовка, содержание специализированного помещения и оплата труда медицинского и технического персонала. Большинство перечисленных ограничений снимает пока не слишком известный метод электроимпедансной томографии (ЭИТ), в котором в качестве зондирующего агента используется электрический ток [10]. ЭИТ является конкурентоспособным методом визуализирующей диагностики: проигрывая в пространственном разрешении, он существенно выигрывает в широте клинического приложения.

Функциональная схема разработанного модуля электроимпедансной томографии аппарата искусственной вентиляции лёгких приведена на рисунке 1.

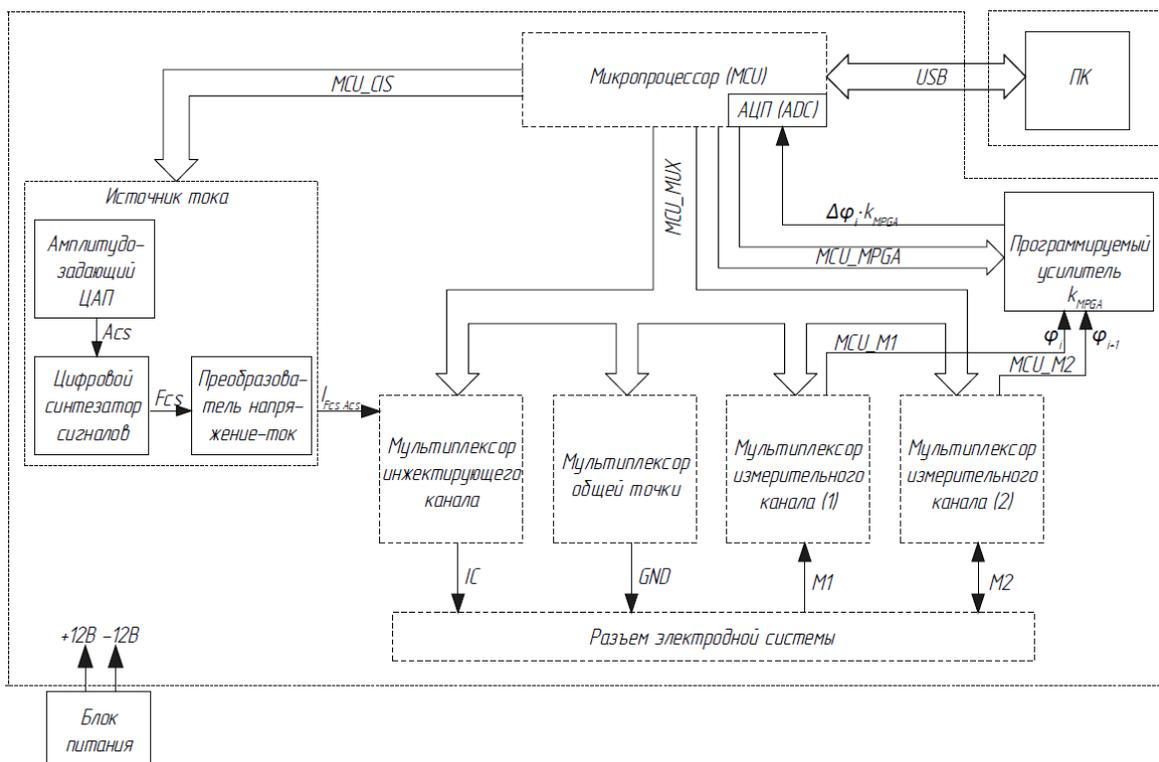


Рисунок 1. Схема электрическая функциональная

Блок измерения *ММ* включает в себя:

- микропроцессор (*MCU*),
- аналого-цифровой преобразователь (*ADC*),
- источник инжектирующего тока (*CIS*), который состоит из:
 - 1) амплитудно-задающего ЦАП *ADAC*,
 - 2) цифрового синтезатора сигналов *DDS*,
 - 3) преобразователя напряжение-ток *CS*,
- программируемый усилитель измерительного сигнала (*MPGA*),
- мультиплексоров инжектирующего сигнала *IC_MUX*,
- мультиплексор общей точки *GND_MUX*,
- мультиплексор измерительного канала *M1_MUX*,
- мультиплексор измерительного канала *M2_MUX*,
- блок питания (*PU*),
- блок электродов (*BE*).

Источник тока управляется *MCU* путем передачи цифровых кодов

MCU_CIS задания формы, частоты F_{CS} , и амплитуды A_{CS} инжектирующего тока I_{FcsAcs} . Он состоит из амплитудно-задающего цифро-аналогового преобразователя $ADAC$, цифрового синтезатора сигналов (*Direct Digital Synthesis, DDS*), и преобразователя «напряжение-ток» CS . Блоки мультиплексоров IC_MUX , GND_MUX , $M1_MUX$ и $M2_MUX$ управляются цифровыми последовательностями MCU_MUX , поступающими от MCU . Измерительный усилитель $MPGA$ позволяет менять коэффициент k_{MPGA} усиления дифференциального измерительного сигнала в зависимости от его амплитуды. Управление $MPGA$ также цифровое (MCU_MPGA), источником управления является MCU , задающий коэффициент усиления на основе информации о текущей амплитуде измерительного сигнала, измеренной аналогово-цифровым преобразователем $ADAC$. По завершению процедуры инжектирования и измерения $\Delta\varphi_i$, с помощью MCU выполняется первичная обработка измерительной информации, и ее передача на PC для последующей реконструкции поля проводимости исследуемого объекта Ω_{RO} .

Для проверки корректной работы источника тока и расчёта погрешности воспользуемся программой схемотехнического моделирования *Micro-Cap 12*, разработанная фирмой *Spectrum Software*. Исследуем выходные характеристики источника тока с подключённой нагрузкой в диапазоне её сопротивлений от 200 до 2000 Ом при изменении частоты тока от 10 до 400 кГц (рисунок 2).

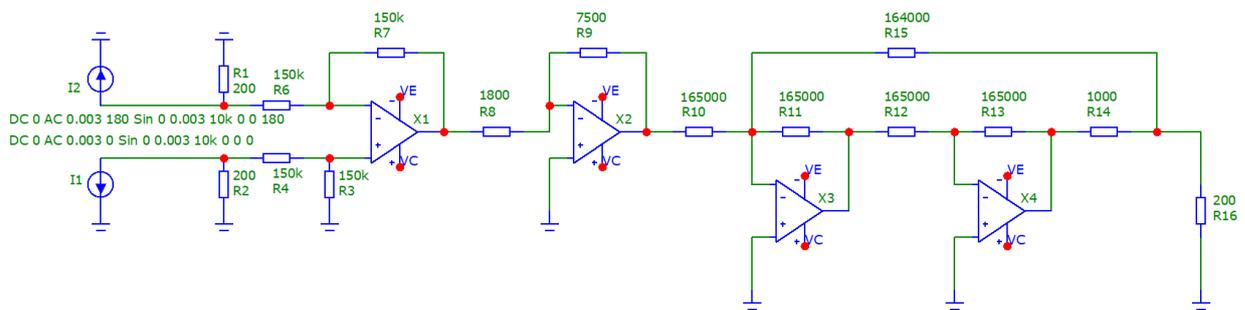


Рисунок 2. Моделируемая схема источника тока в программе *Micro-Cap 12*

В результате моделирования переходных процессов для сопротивления

нагрузки 200 Ом и частоты тока 10 кГц были получены следующие графики входных токов (верхний) и выходного тока (нижний) – рисунок 3.

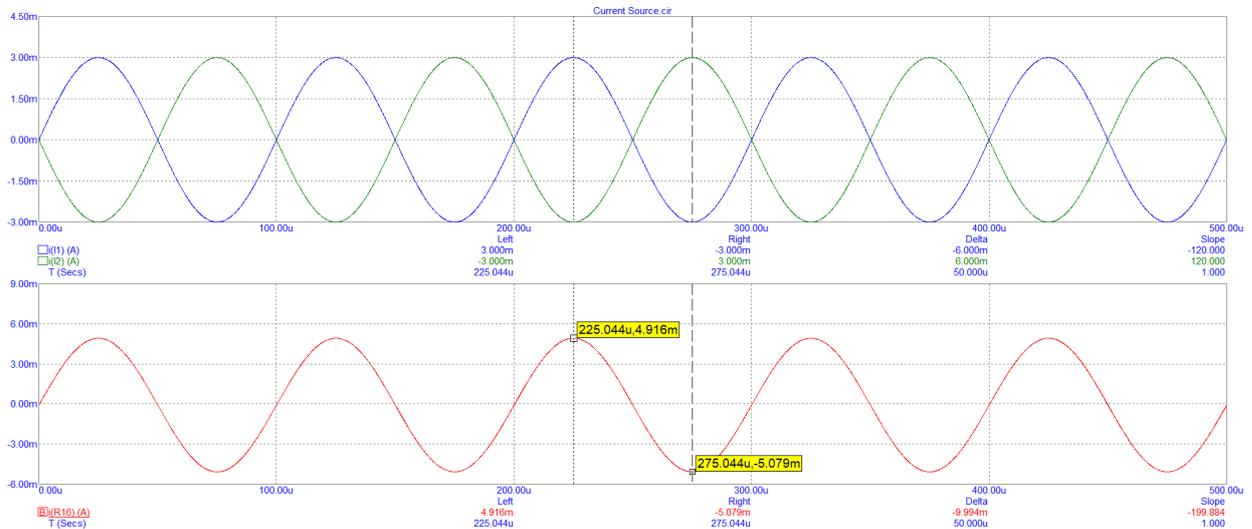


Рисунок 3. Графики зависимости входных токов I_{out} и I_{outb} и выходного тока $I_{вых}$ от времени при сопротивлении нагрузки 200 Ом и частоте тока 10 кГц

Как можно видеть из полученных данных, амплитуда выходного тока равна $(4,916 + 5,079) / 2 \approx 4,998$ мА, при требуемых 5 мА.

Однако для получения значений выходного тока на разных частотах удобнее построить один график АЧХ и по нему для данной нагрузки снять результаты, чем строить несколько переходных характеристик, вручную меняя частоту тока. В результате моделирования по переменному току были получены следующие графики АЧХ (сверху) и ФЧХ (снизу) выходного тока – рисунок 4.

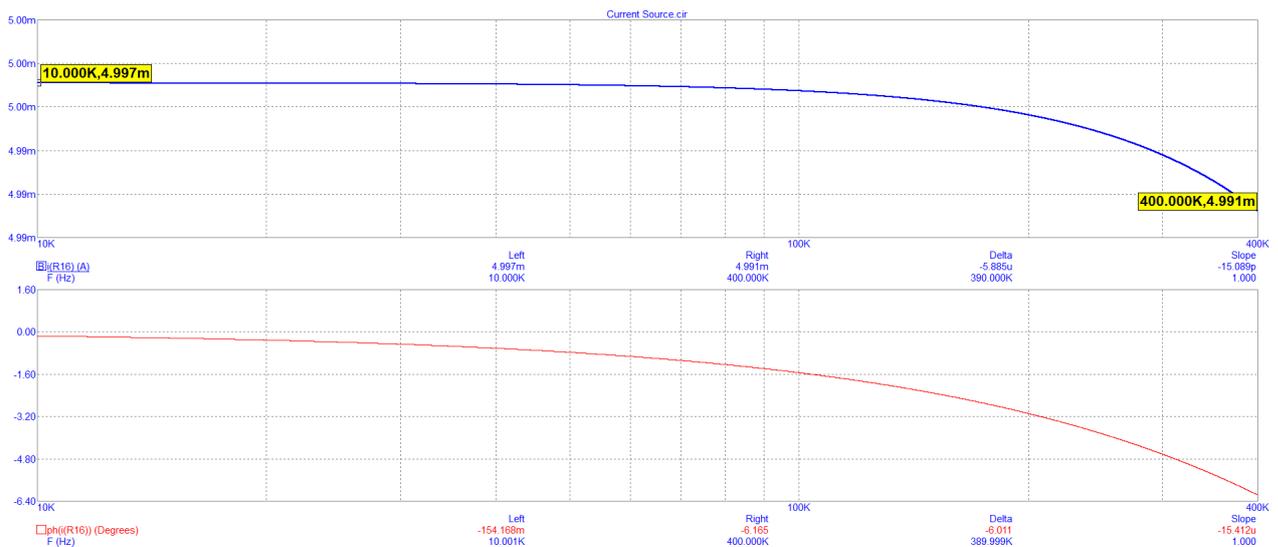


Рисунок 4. АЧХ и ФЧХ выходного тока $I_{\text{ВЫХ}}$ при сопротивлении нагрузки 200 Ом

Как можно видеть из полученных графиков, амплитуда силы тока выходного сигнала в заданном частотном диапазоне $f = (10 \dots 400)$ кГц при нагрузке $R_{\text{нагр}} = 200$ Ом изменяется незначительно (на 0,006 мА), что важно в случае применения данного схемотехнического решения для многочастотных исследований.

Последующие результаты моделирования сведены в таблицу 1. Очевидно, расхождение между заданной и полученной величинами амплитуды выходного тока максимально при крайних значениях сопротивления нагрузки и частоты ($R_{\text{нагр}} = 2000$ Ом, $f = 400$ кГц).

Таблица 1 – Результаты моделирования

$R_{\text{нагр}}$, Ом	f , кГц									
	10	53	97	140	183	227	270	313	357	400
200	4,997	4,997	4,997	4,996	4,996	4,995	4,994	4,994	4,992	4,991
400	4,994	4,994	4,993	4,993	4,992	4,991	4,990	4,989	4,988	4,986
600	4,990	4,990	4,990	4,989	4,988	4,987	4,986	4,984	4,983	4,981
800	4,987	4,987	4,986	4,986	4,985	4,983	4,981	4,980	4,977	4,975
1000	4,984	4,983	4,983	4,982	4,981	4,979	4,977	4,975	4,972	4,969
1200	4,980	4,980	4,979	4,978	4,977	4,975	4,972	4,969	4,966	4,962
1400	4,977	4,977	4,976	4,974	4,972	4,970	4,967	4,964	4,960	4,956
1600	4,974	4,973	4,972	4,971	4,968	4,966	4,962	4,958	4,954	4,949
1800	4,970	4,970	4,969	4,967	4,964	4,961	4,957	4,953	4,947	4,941
2000	4,967	4,966	4,965	4,963	4,960	4,956	4,952	4,946	4,940	4,934

Относительная погрешность составляет $\delta_{\text{ИТ}} = 100\% \cdot (5 - 4,934) / 5 = 1,32\% < 2\%$, что удовлетворяет техническому заданию.

Проведенное моделирование показывает корректность работы разработанного источника тока и пригодность его использования в устройствах для проведения многочастотной электроимпедансной томографии.

Литература

1. Терентьева Е.В., Терентьева Н.Г. Проблемы применения дополнительных устройств для расширения возможностей диагностики некоторых физиологических параметров и способы их решения // Инженерный вестник Дона, 2021, №4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2021/6923.
2. Glasbey C.A., Graham W.H. Image analysis for the biological sciences. Vol. 1. Chichester: Wiley, 1995. 230 p.
3. Леонова А.В., Зиновкин П.К., Болдырев Е.Б. Аппаратно-программный комплекс регистрации нагрузки для функциональной диагностики // Инженерный вестник Дона, 2012, №4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p1y2012/1130.
4. Gerasimov V.S., Korneev V.N., Kulipanov G.N., Manushkin A.A., Mezentsev N.A., Pindyurin V.F., Sergienko P.M., Somenkov V.A., Sheromov M.A., Shilstein S.Sh., Vazina A.A. Search for biological objects by refraction radiography using synchrotron radiation of VEPP-3 storage ring. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 1998, Vol. 405. Issues 2-3. pp. 525-531. doi: 10.1016/S0168-9002(98)00004-7.
5. Салтанов А.И., Гельфанд Б.Р. Интенсивная терапия. Национальное руководство. Т. 2. Россия: ГЭОТАР-Медиа, 2011. 783 с.

6. Wildenschild D., Vaz C.M.P., Rivers M.L., Rikard D., Christensen B.S.B. Using X-ray computed tomography in hydrology: systems, resolutions, and limitations. *Journal of Hydrology*, 2002. Vol. 267. Issues 3–4. pp. 285-297. doi: 10.1016/S0022-1694(02)00157-9.
7. Мешалкин Ю.П., Бгатова Н.П. Перспективы и проблемы использования неорганических наночастиц в онкологии (обзор) // Журнал Сибирского федерального университета. Серия: Биология, 2008. Т. 1. №3. С. 248-268.
8. Mets O.M., de Jong P.A., van Ginneken B., Gietema H.A., Lammers J.W.J. Quantitative computed tomography in COPD: possibilities and limitations. *Lung*, 2012. Vol. 190. pp. 133-145.
9. Mlynarski R., Sosnowski M., Mlynarska A., Tendera M. Computed tomography in patients with cardiac pacemakers: difficulties and solutions. *Heart and vessels*, 2012. Vol. 27 pp. 300-306.
10. Алексанян Г.К., Кучер А.И., Попов И.А. Разработка 3-х поясной 16-ти электродной системы для электроимпедансной томографии // Новая наука: Теоретический и практический взгляд, 2015. №5-2. С. 153-155.

References

1. Terent'eva E.V., Terent'eva N.G. *Inzhenernyy vestnik Dona*, 2021, №4, URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2021/6923.
 2. Glasbey C.A., Graham W.H. *Image analysis for the biological sciences*. Vol. 1. Chichester: Wiley, 1995. 230 p.
 3. Leonova A.V., Zinovkin P.K., Boldyrev E.B. *Inzhenernyy vestnik Dona*, 2012, №4, URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p1y2012/1130.
 4. Gerasimov V.S., Korneev V.N., Kulipanov G.N., Manushkin A.A., Mezentshev N.A., Pindyurin V.F., Sergienko P.M., Somenkov V.A., Sheromov M.A., Shilstein S.Sh., Vazina A.A. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated*
-



Equipment, 1998, Vol. 405. Issues 2-3. pp. 525-531. doi: 10.1016/S0168-9002(98)00004-7.

5. Saltanov A.I., Gel'fand B.R. Intensivnaya terapiya. Natsional'noe rukovodstvo. T. 2 [Intensive therapy. National guide. Vol. 2]. Russia: GEOTAR-Media, 2011. 783 p.

6. D. Wildenschild, C.M.P Vaz, M.L. Rivers, D. Rikard, B.S.B. Christensen. Journal of Hydrology, 2002. Vol. 267. Issues 3–4. pp. 285-297. doi: 10.1016/S0022-1694(02)00157-9.

7. Meshalkin Yu.P., Bgatova N.P. Zhurnal Sibirskogo federal'nogo universiteta. Seriya: Biologiya, 2008. T. 1. №3. pp. 248-268.

8. Mets O.M., de Jong P.A., van Ginneken B., Gietema H.A., Lammers J.W.J. Quantitative computed tomography in COPD: possibilities and limitations. Lung, 2012. Vol. 190. pp. 133-145.

9. Mlynarski R., Sosnowski M., Mlynarska A., Tendera M. Heart and vessels, 2012. Vol. 27 pp. 300-306.

10. Aleksanyan G.K., Kucher A.I., Popov I.A. Novaya nauka: Teoreticheskiy i prakticheskiy vzglyad, 2015. №5-2. pp. 153-155.