

Исследование источников зондирующего тока для электроимпеданной томографии

Аннотация

В статье представлены результаты сравнительного анализа параметров нескольких схемотехнических и конструкторских реализаций источников зондирующего тока для широкополосных электроимпедансных измерений. Проведено численное исследование ключевых параметров схемотехнических решений, и выполнено экспериментальное тестирование различных конструкторских реализаций. Представлены топологии печатных плат, обеспечивающие приближенные к модельным оценкам параметры аппаратной реализации.

Введение

Источник зондирующего тока является важнейшим компонентом аппаратуры для электроимпедансных измерений, определяющим все метрологические характеристики измерительного тракта в целом [1]. Разработке и исследованию параметров источников зондирующего тока посвящено большое количество публикаций – отечественных и зарубежных [2]-[4], однако в большинстве случаев анализируются схемотехнические решения, зависимость основных параметров источника тока от свойств используемых компонентов, а также влияние внешних факторов, таких как проходная емкость и погрешности используемых радиоэлементов. Особенности практической реализации источников тока и рекомендуемые топологии печатных плат, по нашему мнению, недостаточно представлены в доступных на данный момент научно-технических источниках. В то время как основные усилия разработчиков сосредоточены на создании новых технологических решений, таких как интегральные схемы источников тока [5], постоянные модификации существующих схемотехнических решений на операционных усилителях и дискретных элементах [6], существуют лишь единичные работы, посвященные оптимизации конструкции источников тока и обеспечению предельно достижимых теоретических параметров определенной электрической принципиальной схемы [7].

В процессе проектирования источников тока для электроимпедансных измерений часто возникает проблема компьютерного моделирования паразитных параметров конкретной топологии печатной платы, поскольку существующее программное обеспечение ориентировано преимущественно на высокочастотную и сверхвысокочастотную области [8]. Типичные частоты электроимпедансных исследований не превосходят 1 МГц, иногда бывают до 10 МГц, но в любом случае на этих частотах точность программ ВЧ- и СВЧ-моделирования резко снижается и практические измерения очень сильно отличаются от теоретических данных. Один из наиболее сложных и противоречивых вопросов проектирования печатных

плат для узлов электроимпедансной аппаратуры заключается в том, что эти узлы фактически являются высокочастотными и должны быть учтены рекомендации по разработке высокочастотных устройств. Однако при измерении импеданса биологических объектов выходное сопротивление источника тока и входное сопротивление каскада усиления напряжения должны быть как можно больше для уменьшения погрешности, что противоречит основному принципу проектирования высокочастотных устройств: покаскадное согласование входных и выходных импедансов, при этом их величина не должна превосходить нескольких десятков ом.

Представленная статья обобщает практический опыт разработки и реализации источников зондирующего тока; также представлены рекомендации по разработке топологии печатных плат для некоторых схемотехнических решений.

Материалы и методы исследования

В процессе работы были исследованы следующие схемотехнические решения источников зондирующего тока (ИЗТ) для электроимпедансных измерений (рис. 1):

- 1) источник тока по улучшенной схеме «Howland»;
- 2) источник тока на основе инструментального усилителя;
- 3) ИЗТ на операционном усилителе (ОУ) с нагрузкой в цепи отрицательной обратной связи;
- 4) комбинированный источник тока на дискретных транзисторах и ОУ.

Все источники тока были вначале промоделированы в среде TINA II компании «DesignSoft» в редакции «Special Complementary Basic Edition» от компании «Texas Instruments». Для моделирования были использованы SPICE-макромодели электронных компонентов, предоставленные производителем. Критерий сходимости (относительная погрешность вычислений) был установлен равным $1E-6$. Значения компонентов указаны на принципиальных схемах (рис. 1). Для всех вариантов источников элементы выбраны так, чтобы обеспечить выходной ток 1 мА. Определялись следующие параметры ИЗТ:

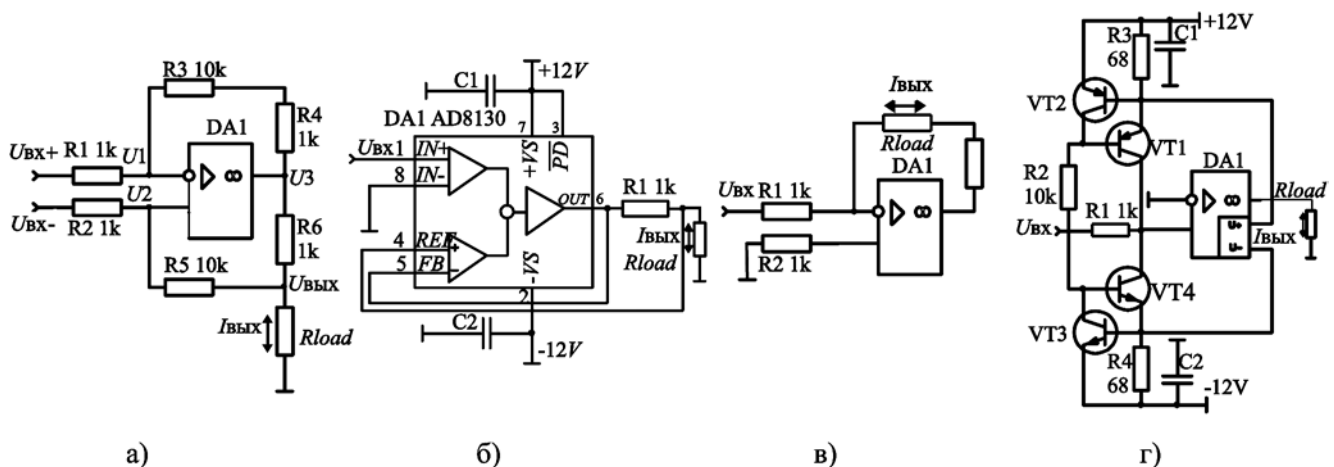


Рис. 1. Упрощенные принципиальные электрические схемы исследованных источников зондирующего тока: а) улучшенная схема «Howland»; б) на инструментальном усилителе; в) с нагрузкой в цепи обратной связи; г) комбинированный источник тока

- 1) выходное сопротивление, выходная емкость и их зависимость от частоты зондирующего тока;
- 2) чувствительность выходного сопротивления по отношению к погрешности компонентов.

В дальнейшем для всех схем было разработано несколько вариантов печатных плат и проведены измерения тех же параметров. Для регистрации был использован модуль ввода-вывода E20-10 компании «Л-КАРД», г. Москва. В качестве источника испытательного сигнала был применен широкополосный генератор на основе прямого цифрового синтеза собственной разработки. Параметры генератора приведены в табл. 1.

Таблица 1

Параметры генератора испытательного сигнала

Параметр	Значение
Способ формирования сигнала	Прямой цифровой синтез, ЦАП 14 бит
Выход	Дифференциальный токовый
Амплитуда выходного сигнала	До 20 мА при сопротивлении нагрузки до 50 Ом
Частота дискретизации ЦАП, МГц	12
Форма выходного сигнала	Широкополосный импульсный
Коэффициент нелинейных искажений в диапазоне от 10 кГц до 1 МГц, %, не более	0,04
Частотный диапазон широкополосного сигнала при неравномерности амплитудно-частотной характеристики не более ±1 дБ	10...600 кГц

Результаты

Данные теоретического анализа, моделирования и лабораторных испытаний приведены в табл. 2. В качестве операционного усилителя был выбран сверхширокополосный ($F_0 = 100$ МГц) LMH6609 производства компании «Texas Instruments», $R_{load} = 1$ кОм. Для уменьшения влияния межблочных соединений собранные модули подключались с помощью коаксиального разъема непосредственно к входам платы ввода-вывода. Погрешность измерения выходного сопротивления составляла ±10 кОм, емкости – ±0,8 пФ.

Теоретическое исследование основных динамических параметров прецизионных источников тока может быть проведено на примере широко известной схемы «Howland». С момента появления данной конфигурации было опубликовано множество работ, посвященных ее исследованию, однако при практическом применении часто не уделяется должного внимания динамическим характеристикам и влиянию паразитных емкостей на выходное сопротивление и амплитудно-частотную характеристику [9]. Элементарные вычисления сигнала ошибки между входами операционного усилителя $\Delta U_{ex} = U1 - U2$ (рис. 1а) показывают:

$$\frac{dU3}{dt} = 2\pi F_0 \Delta U_{ex}; \quad \Delta U_{ex} = \frac{1}{2\pi F_0} \cdot \frac{dU3}{dt}, \quad (1)$$

где F_0 – частота единичного усиления выбранного операционного усилителя; $U3$ – напряжение на выходе операционного усилителя. В том случае, когда скорость изменения напряже-

ния на нагрузке $U_{вых}$ достаточно высока по сравнению со скоростью нарастания выходного напряжения ОУ, можно записать:

$$\begin{aligned} \frac{dU2}{dt} &= \frac{dU_{вых}}{dt} \frac{R2}{R2 + R5 + R6}; \\ \frac{dU1}{dt} &= \frac{dU_{вых}}{dt} \frac{R2}{R2 + R5 + R6} + \Delta U_{ex}; \\ \frac{dU3}{dt} &= (U2 - \Delta U_{ex}) \frac{R1 + R3 + R4}{R1}; \\ \Delta U_{ex} &= \frac{dU_{вых}}{dt} \left[\frac{R1 + R3 + R4}{R1} \right] \left[\frac{R2}{R2 + R5 + R6} \right]; \\ \Delta U3 &= \frac{1}{2\pi F_0} \frac{dU_{вых}}{dt} \left[\frac{R2}{R2 + R5 + R6} \right] \left[\frac{R1 + R3 + R4}{R1} \right]^2; \\ \Delta I_{вых} &= \frac{\Delta U3}{R6}. \end{aligned} \quad (2)$$

Таким образом, модуляция выходного тока, связанная с ограниченной скоростью нарастания выходного напряжения ОУ, может быть выражена через эквивалентную емкость $C_{вых}$:

$$C_{вых} = \frac{1}{2\pi F_0 R6} \left[\frac{R2}{R2 + R5 + R6} \right] \left[\frac{R1 + R3 + R4}{R1} \right]^2. \quad (3)$$

Для выбранных номиналов сопротивлений (рис. 3) $C_{вых} \approx 190$ пФ при выборе ОУ с полосой единичного усиления 10 МГц; при этом эквивалентное выходное сопротивление на частоте 1 МГц составляет приблизительно 830 Ом (при идеальном согласовании номиналов сопротивлений), что совершенно неприемлемо для биоимпедансных измерений. Очевидно, что с помощью увеличения сопротивлений и выбора высокочастотного операционного усилителя теоретически можно увеличить выходное сопротивление до необходимого значения: например, увеличив все сопротивления в 10 раз, можно снизить эквивалентную выходную емкость до 3 пФ. Несмотря на кажущуюся простоту, такой подход не только приводит к увеличению уровня шума на 10 дБ, но и требует серьезных усилий по выбору элементов и проектированию печатной платы: в качестве компонентов сравнительно низкочастотной конструкции должны быть использованы дорогостоящие ВЧ-операционные усилители и согласованные сопротивления в составе сборок, наряду с весьма специфическими методами разработки узла печатного монтажа для высокочастотных устройств. Критичны также качество сборки изделия, чистота поверхности собранного узла и его защита от атмосферных воздействий даже при эксплуатации в лабораторных условиях. В результате более практичным оказывается подход, основанный на подключении к выходу этого источника тока конвертора импеданса с отрицательной эквивалентной емкостью [10]. По результатам моделирования данное решение позволяет получить выходное сопротивление до 2 ГОм в диапазоне частот от 100 Гц до 1 МГц. В реальных условиях необходима калибровка преобразователя импеданса на заданной частоте, в результате удастся получить выходное сопротивление до 50 МОм на фиксированной частоте в диапазоне до 100 кГц. Проблема заключается в том, что для биоимпедансной спектроскопии и мультиспектральной электроимпедансной томографии требуется срав-

Таблица 2

Теоретические, модельные и измеренные параметры источников тока

Параметры $R_{вых}$ МОм; $C_{вых}$ пФ	1а			1б			1в			1г		
	Теор.	Мод.	Изм.	Теор.	Мод.	Изм.	Теор.	Мод.	Изм.	Теор.	Мод.	Изм.
10 кГц	∞	18	1,2	∞	100	2,7	3	0,36	0,35	3	0,45	0,35
	0	0,1	2	0	0,1	1	1,5	0,1	< 0,8	1,5	0,5	< 0,8
1 МГц	∞	9	0,05	∞	10	0,5	0,1	0,25	0,3	0,1	0,4	0,3
	0	0,1	3	0	0,1	< 0,8	1,5	0,7	< 0,8	1,5	0,5	< 0,8

нительно широкий диапазон частот – от 10 кГц до 1 МГц – и настройка конвертора импеданса должна быть проведена на каждой частоте.

Существенно улучшить характеристики источника тока «Howland» можно за счет использования специализированных инструментальных усилителей в интегральном исполнении, у которых цепи сигнала и задания коэффициента усиления разделены. Примером могут служить дифференциальные приемники AD1829, AD1830 производства «Analog Devices». На рис. 1б представлена упрощенная принципиальная схема источника зондирующего тока на основе этих микросхем, включенных как инструментальный усилитель. При близком к единице усилении в цепях положительной и отрицательной обратных связей эквивалентная выходная емкость фактически определяется емкостью монтажа и может быть сведена к минимуму за счет выбора правильной топологии печатной платы. На рис. 2б приведен один из вариантов, обеспечивающий эквивалентную выходную емкость 1...2 пФ без компенсации. Требования к конструктивному исполнению и технологии монтажа также предельно высоки. Использование простейшего компенсатора на основе повторителя напряжения позволяет уменьшить $C_{\text{вых}}$ до 0,5 пФ в диапазоне частот до 500 кГц.

Обе рассмотренные выше принципиальные схемы весьма чувствительны к топологии узла печатного монтажа и размещению элементов на плате. При проведении лабораторных тестов было установлено, что повсеместно рекомендуемые сплошные слои питания и «земли» не улучшают параметры источников тока, скорее, наоборот, усложняют процесс конструирования печатной платы. Дело в том, что проводники образуют паразитные емкости со сплошными низкоимпедансными слоями, в результате резко возрастает эквивалентная емкость монтажа. Для высокочастотных схем проблема решается использованием проводников с заданным импедансом, имеющим низкое значение (в пределах сотен ом); в данном случае это решение неприемлемо. Простейший способ заключается в пространственном разделении сигнальных и питающих цепей, а также в выборе отдельных точек заземления. В результате топология платы несколько отличается от дизайна, рекомендованного производителем.

Проведя аналогичные вычисления для источника тока с незаземленной нагрузкой (рис. 1в), можно найти эквивалентную емкость:

$$C_{\text{вых}} = \frac{1}{2\pi F_0 R1} \left[\frac{R_{\text{load}}}{R1} \right]. \quad (4)$$

Несмотря на то, что при прочих равных условиях эквивалентная выходная емкость этой схемы может быть существенно меньше по сравнению с источником «Howland», она обладает очень серьезным недостатком при широкополосных измерениях: $C_{\text{вых}}$ зависит от сопротивления нагрузки (биологического объекта), при этом R_{load} также зависит от частоты. Этот эффект, вкупе с уменьшением эквивалентного выходного сопротивления по мере роста частоты зондирующего тока, приводит к появлению частотно-зависимой нелинейности измерительного тракта. Детальное рассмотрение данного вопроса весьма сложно теоретически и очень неточно в силу того, что зависимость импеданса живых тканей от частоты известна

лишь приближенно, с относительно большой погрешностью по сравнению с погрешностью измерения тока и напряжения в реальных условиях. Кроме того, в реальных измерениях с био-объектом в сопротивлении нагрузки преобладает контактное сопротивление электродов, прикрепленных к исследуемому объекту. Поскольку это сопротивление изменяется в широких пределах (обычно технические требования задаются в диапазоне нагрузки от 50 Ом до 1...2 кОм), обеспечить заданные параметры в широком диапазоне частот чрезвычайно трудно. Справедливости ради стоит отметить, что данный источник тока имеет очень хорошие характеристики на частотах зондирующего тока, много меньших (в 100...1000 раз) частоты единичного усиления используемого ОУ, либо при работе на фиксированной частоте в резонансной схеме. Исследования также показали низкую чувствительность параметров этого ИЗТ к топологии печатной платы при выполнении общих рекомендаций производителя ОУ.

Избавиться от недостатков источника тока с нагрузкой в цепи обратной отрицательной связи (ООС) можно за счет организации обратной связи по цепям питания операционного усилителя (рис. 1з). Все основные параметры в точности эквивалентны источнику тока с нагрузкой в цепи ООС за исключением того, что сигнал обратной связи по току не проходит через нагрузку и соответственно параметры нагрузки не влияют на параметры источника тока. Дополнительными преимуществами данной конфигурации являются заземленная нагрузка и слабая зависимость $R_{\text{вых}}$ и $C_{\text{вых}}$ от частоты зондирующего тока. Топология печатной платы представлена на рис. 2в.

Заключение

Существенное расхождение между теоретическими и практическими параметрами наиболее распространенного в био-электроимпедансных измерениях источника тока «Howland» объясняется тем, что в подавляющем большинстве случаев используются упрощенные модели, учитывающие согласованность сопротивлений в цепях обратной связи и коэффициент ослабления синфазной составляющей ОУ, тогда как в реальных условиях эта конфигурация подвержена влиянию гораздо большего числа факторов. На практике эта схема хорошо работает в диапазоне низких частот (до десятков килогерц) при использовании на выходе конвертора отрицательного сопротивления. Существенное улучшение параметров возможно за счет использования высокочастотных инструментальных усилителей в интегральном исполнении, однако необходимо уделять очень большое внимание конструированию узла печатного монтажа.

Комбинированный источник тока с цепью ООС по потребляемому току представляется разумным компромиссом при измерении электрического импеданса биологических объектов в широком диапазоне частот, обеспечивая выходное сопротивление в районе 300...400 кОм при соблюдении минимальных требований к топологии печатной платы.

Список литературы:

1. Bertemes-Filho P. Tissue Characterization Using an Impedance Spectroscopy Probe / Ph. D. Thesis. – Sheffield: University of Sheffield, 2002.

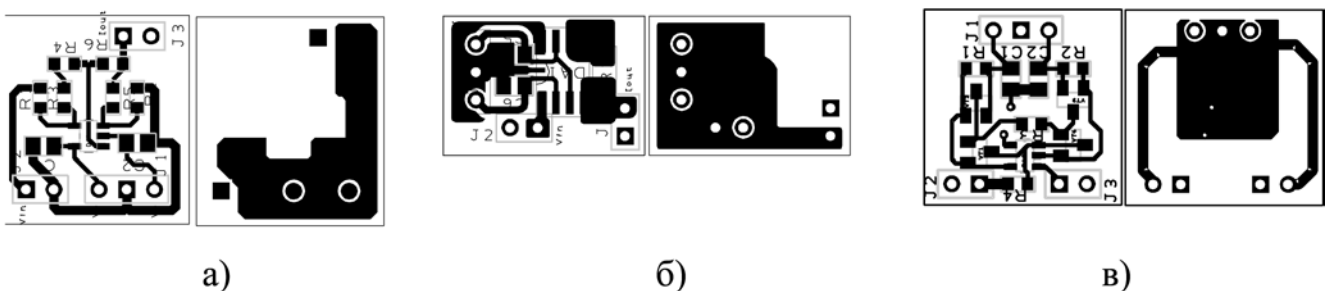


Рис. 2. Узлы печатного монтажа источников зондирующего тока

2. Бразовский К.С., Пеккер Я.С., Уманский О.С., Фокин А.В. Биполярный источник тока / Патент на полезную модель 71455 РФ, МПК8, G05F1/625. Заявл. 06.08.2007; опубл. 10.03.2008. Бюл. № 7.
3. Nayathe K., Terzopoulos N., Hart B. Designing a very high output resistance current source / Proceedings of the 13th WSEAS International Conference on CIRCUITS, 2009. PP. 182-190.
4. Khan D.M. A current source for electrical impedance tomography / Thesis. – McMaster University, 2010.
5. Hong H., Rahal M., Demosthenous A., Bayford R.H. Comparison of a new integrated current source with the modified Howland circuit for EIT applications // Physiological Measurements. 2009. Vol. 30. № 10. PP. 999-1007.
6. Bertemes-Filho P., Vincence V.C., Marcio M., Santos M.M., Zanatta I.X. Low power current sources for bioimpedance measurements: A comparison between Howland and OTA-based CMOS circuits // Journal of Electrical Bioimpedance. 2012. Vol. 3. PP. 66-73.
7. Bertemes-Filho P., Felipe A., Vincence V.C. High accurate Howland current source: Output constraints analysis // Circuits and Systems. 2013. Vol. 4. PP. 451-458.
8. Introduction to controlled impedance PCBs / Application notes. Polar Instruments. 2012 / <http://www.polarinstruments.com/support/>. Дата обращения 03.05.2015.
9. A comprehensive study of the Howland current pump // Application notes AN1515. Texas Instruments. 2013 / <http://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a.pdf>. Дата обращения 03.05.2015.
10. Ross A.S., Saulnier G.J., Newell J.C., Isaacson D. Current source design for electrical impedance tomography // Physiological Measurement. 2003. Vol. 24. № 2. PP. 509-516.

Константин Станиславович Бразовский,
 канд. мед. наук, доцент кафедры медицинской
 и биологической кибернетики,
 Сибирский государственный
 медицинский университет,
 доцент кафедры промышленной
 и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский
 Томский политехнический университет,
 Яков Семенович Пеккер,
 канд. техн. наук, зав. кафедрой медицинской
 и биологической кибернетики,
 Сибирский государственный
 медицинский университет,
 профессор кафедры промышленной
 и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский Томский
 политехнический университет,
 Алексей Иванович Солдатов,
 д-р техн. наук, профессор кафедры
 промышленной и медицинской электроники,
 Национальный исследовательский Томский
 политехнический университет,
 г. Томск,
 e-mail: bks@mt-tomsk.ru

К.К. Жамова

Малогабаритные источники рентгеновского излучения для медицинской диагностики

Аннотация

В статье описаны конструкции современных микрофокусных рентгеновских трубок, а также источников излучения на их основе с существенно увеличенными мощностями и напряжениями.

Как показывает клиническая практика, основным и, пожалуй, единственным недостатком технологии микрофокусной рентгенографии при ее использовании в целях медицинской диагностики является низкая интенсивность излучения, генерируемого рентгеновскими трубками с размером фокусного пятна менее 0,1 мм [1].

Таблица 1

Основные характеристики основных микрофокусных трубок

Тип трубки	БС1	БС4	БС5	БС6	БС16
Номинальное анодное напряжение, кВ	45	60	30	100	150
Номинальная мощность в непрерывном режиме работы, Вт	2,3	1,2	0,6	2,5	5
Диаметр фокусного пятна, мкм	40	20	3	20	20
Материал мишени анода	Mo, Ag, Cu, W	Ti, Cu, W	Cu, W	W, Re	W, Re

Основные характеристики некоторых микрофокусных рентгеновских трубок, серийно выпускаемых единственным отечественным производителем – ЗАО «Светлана-Рентген» (г. Санкт-Петербург), приведены в табл. 1 [2], [3].

Как следует из данных табл. 1, мощность современных микрофокусных рентгеновских трубок ограничена единицами ватт. Поэтому методики микрофокусной съемки успешно используются пока в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, травматологии, а также в ветеринарии для диагностики заболеваний мелких и средних животных (весом до 10 кг) [4], [5].

Для расширения областей применения технологии микрофокусной рентгенографии были исследованы возможности повышения мощности микрофокусных источников рентгеновского излучения и соответственно интенсивности генерируемого излучения путем модернизации отечественных рентгеновских трубок с вращающимся анодом серии БД и стационарным анодом серии БП производства ЗАО «Светлана-Рентген».

Как известно [6], интенсивность излучения J , генерируемого рентгеновской трубкой, определяется выражением

$$J = \frac{k \cdot i \cdot z \cdot U^2 \cdot t}{R^2},$$