

УДК 621.317, 681.2

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА

А. Г. Михайлова*,

соискатель

Московский государственный университет приборостроения и информатики

Приводится описание разработанной системы сбора данных на основе платы PCI 6052E, являющейся лабораторным электрическим импедансным томографом и предназначенной для изучения резистивных и диэлектрических свойств среды. Предварительно кратко рассмотрены общие принципы построения импедансных томографов и существующие реализации.

Ключевые слова — импедансный томограф, системы сбора данных.

Метод импедансной томографии и требования к аппаратному обеспечению

В данной статье рассматривается импедансная томография как метод восстановления внутренней структуры биологических объектов путем построения распределений проводимости и диэлектрической проницаемости среды по измеренным напряжениям на поверхности объекта.

К настоящему времени разработано несколько лабораторных импедансных систем сбора данных. Одной из основных характеристик всех импедансных томографов является тип источника прикладываемого воздействия. Источник тока является более предпочтительным, так как обеспечивает независимый от величины нагрузки выходной ток (величина нагрузки в данном случае определяется внутренней структурой исследуемого биологического объекта и эффектами электрод—кожа). Некоторые разработанные системы используют один источник тока, так как такая реализация является проще (например, системы, разработанные в Университете Sheffield, Великобритания; Институте радиоэлектроники РАН, Россия), в то время как другие системы имеют несколько источников тока (Университет Oxford Brookes, Великобритания; Институт Rensselaer Polytechnic, США; Университет Dartmouth, США). Более сложная схемотехника с не-

сколькими источниками тока позволяет получать изображения лучшего качества. Разработаны принципы, по которым определяются величины прикладываемых токов, в основе которых лежит идея максимизации различимости двух распределений проводимости (или диэлектрической проницаемости) [1].

Предъявляемые требования точности регистрации данных для импедансных томографов очень высоки, поэтому выходной импеданс систем с источниками прикладываемого тока должен быть очень высоким, чтобы избежать проблем с синфазными токами. Для этого часто разрабатываются специальные схемы компенсации [например, 2]. Альтернативой являются системы с источниками прикладываемого напряжения [например, 3]. Недостатком такого подхода является большая зависимость качества получаемого изображения от точности расположения электродов и невозможности оценить эффекты на границе электрод — кожа. Также необходимы одновременные точные измерения прикладываемых токов в каждом отведении, что усложняет схемотехнику систем.

Техническое задание на разработку измерительной импедансной системы

Разрабатываемая измерительная система предназначена для построения статического, дифференциального объекта с частото-зависимыми резистивными и диэлектрическими свойствами. Поэтому к основным требованиям относятся простота реализации и максимально достижимая

* Научный руководитель — доктор физ.-мат. наук, профессор Московского государственного университета приборостроения и информатики А. С. Кравчук.

точность получения экспериментальных данных. Требования к скорости получения данных не являются критическими. Также система должна обеспечивать возможность расширения функционала до получения динамических абсолютных изображений.

Принципы построения разработанной системы

Система состоит из двух больших частей: 1) программного и аппаратного обеспечения для проведения измерений и 2) программного обеспечения для получения реконструированных изображений. Измерительная часть реализована с помощью G-языка программирования LabVIEW 8.0 и платы PCI 6052E (National Instruments, США). Подробную спецификацию на плату PCI 6052E можно найти на сайте фирмы-производителя www.ni.com. Программное обеспечение для реконструкции реализовано с помощью функций MatLab 2007a. В данной статье описана измерительная часть разработанной системы.

В настоящий момент разработанная измерительная система (рис. 1) используется для проведения измерений на лабораторном фантоме, но конструктивно позволяет проводить измерения и на реальном биологическом объекте.

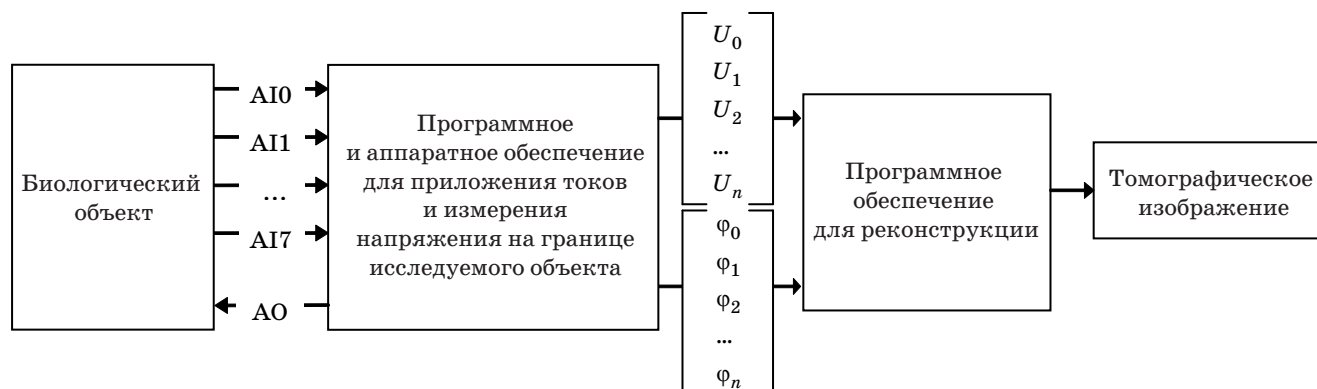
Система имеет 8 отведений для одновременных измерений. Для экспериментов на фантоме и для получения статических изображений количество отведений может быть увеличено в несколько раз последовательным подключением отведений к следующим измерительным электродам.

Для реконструкции биологического объекта необходимо измерять амплитуды напряжений на поверхности объекта (как характеристику резистивных свойств объекта) и сдвиг фаз (как характеристику диэлектрических свойств). Вследствие требований простоты реализации система имеет

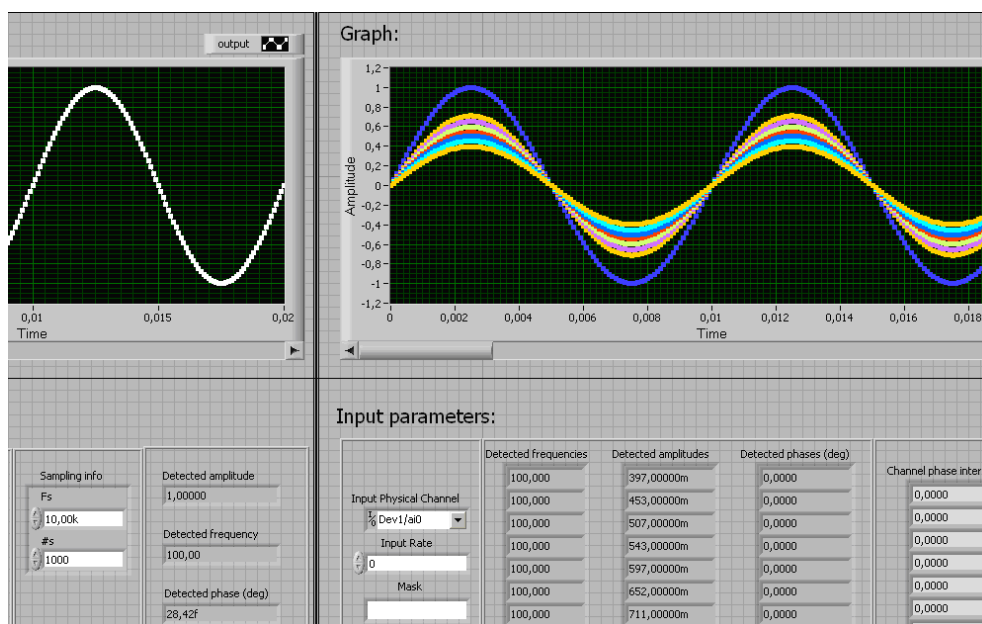
один канал для прикладываемого воздействия в виде сигнала синусоидального напряжения, генерируемого платой. Преимуществом такой схемотехники является возможность синхронизировать прикладываемое воздействие и регистрируемые сигналы с помощью функций LabVIEW. Недостатками же является необходимость измерения тока прикладываемого воздействия в каждой серии измерений (так как выходной ток источника напряжения зависит от нагрузки) и ограничение частот прикладываемого воздействия до 2–3 кГц (такая верхняя граница определяется техническими характеристиками самой платы — другие модели плат могут обеспечивать более высокие частоты прикладываемого воздействия). Однако независимо от максимально возможной частоты выходного сигнала, генерируемой платой, необходимо помнить, что исходно сигнал формируется в цифровом виде и только затем с помощью цифрового преобразователя (ЦАП) преобразуется в выходной аналоговый. Как следствие, принципиальной является частота дискретизации сигнала, определяемая характеристиками ЦАП платы (для PCI 6052E она составляет порядка 44 кГц), для формирования максимально гладкого выходного аналогового сигнала¹.

Часть пользовательского графического интерфейса представлена на рис. 2. Кривая слева показывает амплитуду приложенного сигнала, кривые справа — амплитуды регистрируемых сигналов. Для проведения тестовых измерений отведения подключены так, чтобы сформировался электрический делитель напряжения (из предположения, что тестовая среда обладает только резистивными свойствами), и каждое последующее отведение регистрировало сигнал меньшей амплитуды.

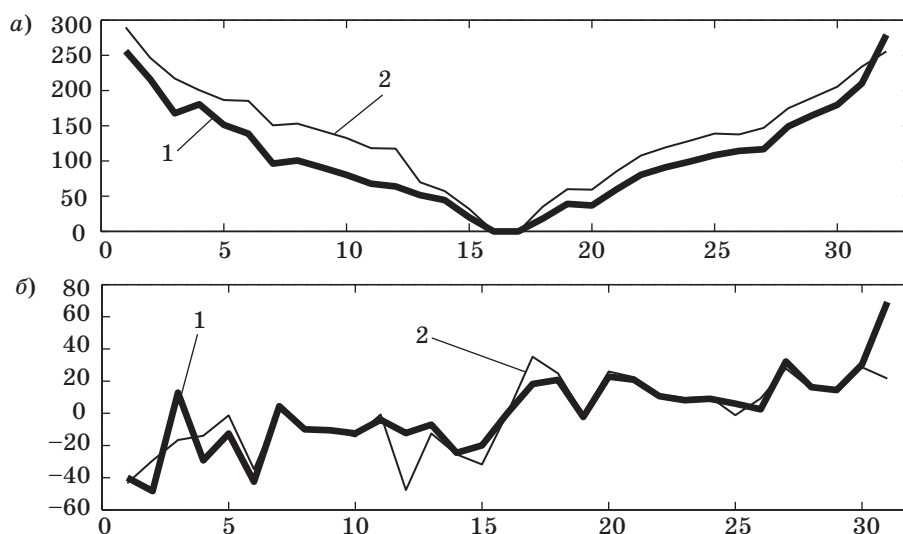
¹ В общем случае для формирования гладкого сигнала большей частоты возможно использовать сглаживающие схемы, в простейшем случае — одиночные конденсаторы.



■ Рис. 1. Принципиальная схема системы



■ **Рис. 2.** Передняя панель пользовательского интерфейса с графическим изображением амплитуд регистрируемых сигналов



■ **Рис. 3.** Амплитуды измеренных сигналов в схеме с 32 измерительными электродами: а — абсолютные измеренные величины; б — разности между соседними отведениями: 1 — однородная среда; 2 — среда с неоднородностью

литуды, чем предыдущее отведение. Графики измеренных сигналов по отведениям (32 измерения — абсолютные значения и 31 разностная величина) представлены на рис. 3.

Технические характеристики разработанной системы

Основное назначение разработанной системы — изучение свойств среды (резистивных и диэлектрических), поэтому определяющими пара-

метрами являлись точность измерений и простота системы. Система предназначена для получения статических изображений (для построения динамических изображений необходимы большее количество измерительных каналов, более скоростной аналого-цифровой преобразователь (АЦП) и др.), поэтому требования к скорости АЦП — минимальные.

Любая измерительная система вносит систематические (которые возможно и необходимо калибровать) и случайные погрешности измере-

ния в получаемые данные. Необходимо различать абсолютную точность каждого канала и относительную точность между каналами. Второе более критично (т. е., например, зарегистрированные данные во всех каналах на 1 % выше их реальных значений вносят меньшую ошибку в реконструируемое изображение, нежели данные, на 1 % несогласованные между каналами).

Частота оцифровывания регистрируемого сигнала — максимальное значение для платы — 333 кГц, поэтому каждый канал (при одновременном измерении на восьми каналах) имеет максимальную частоту оцифровывания, равную 41,6 кГц.

Диапазон прикладываемого воздействия — конструктивно плата обеспечивает ± 10 В, в эксперименте был выбран переменный сигнал напряжением 3 В.

Выходной импеданс системы равен 1,7–2,0 Ом и может считаться пренебрежимо малым. Таким образом, источник напряжения (реализованный через плату сбора данных) может рассматриваться как идеальный.

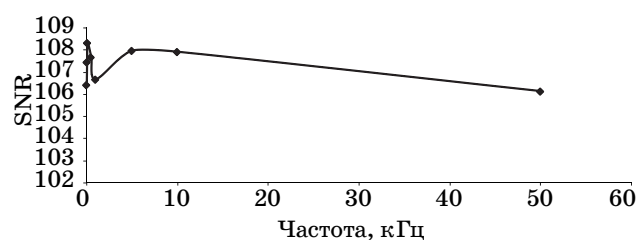
Входной импеданс равен около 150 МОм, что дает возможность достигать 16-разрядной точности.

Для оценки соотношения сигнал/шум была проведена серия из 50 измерений сигнала напряжением 3 В без нагрузки для нескольких частот. Значение сигнал/шум

$$\text{SNR} = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=1}^N V_n^2}{\sum_{n=1}^N (V_n - \bar{V})^2} \right),$$

где V_n — величина сигнала n -го измерения; \bar{V} — среднее значение измерений. Соотношение сигнал/шум как функция частоты показано на рис. 4.

Перекрестные помехи — конструктивно плата имеет один АЦП, который последовательно переключается между всеми измерительными каналами, поэтому в каждый момент времени элект-



■ Рис. 4. Соотношение сигнал/шум как функция частоты

рическая цепь замкнута только для одного измерительного канала, что делает перекрестные помехи незначительными.

Реализация измерительной системы в G-коде

Разработанная система имеет переднюю панель пользовательского интерфейса и сам программный код.

Функционально и визуально передняя панель имеет две равные части.

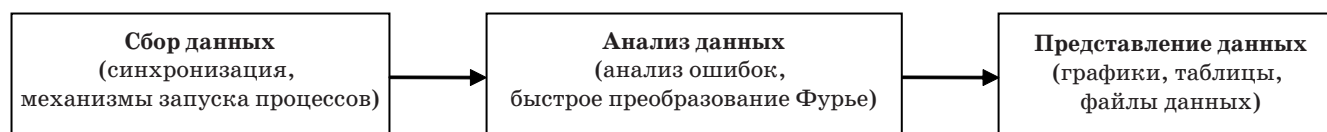
1. *Установка и отображение выходных параметров* (прикладываемое воздействие к биологическому объекту). Конструктивно плата 6052E может давать на выход только напряжение (т. е. реализована схема единственного источника напряжения), поэтому ток на выходе измеряется на отдельном резисторе (и варьируется в проведенных экспериментах в пределах 19–25 мА). Устанавливаемыми параметрами выходного сигнала платы являются частота выборки (F_s) (согласно теореме Котельникова) и общее количество сформированных точек ($\#s$). Для визуального контроля над выходным сигналом реализовано его графическое отображение и независимое определение параметров.

2. *Установка и отображение входных параметров* (измеряемые величины). Измеренные напряжения после предварительной обработки используются в программном обеспечении для реконструкции (описание математических принципов реконструкции изображений выходит за рамки данной статьи). Одновременно плата дает возможность регистрировать данные с восьми входных каналов (система имеет 2 отведения для измерения тока и 6 отведений для измерения непосредственно напряжений на границе вследствие наличия внутренней неоднородной структуры биологического объекта).

Код на LabVIEW имеет 3 блока (рис. 5), позволяющих реализовать взаимодействие компьютера, платы сбора данных и физического сигнала от биологического объекта — сбор данных, анализ данных, представление данных.

В импедансной томографии при учете диэлектрических свойств биологического объекта необходима реализация временной синхронизации входного и выходного сигналов. Вследствие требований к высокой точности измерений разработанная система имеет аппаратную синхронизацию и механизмы пуска процессов.

Экспериментальные данные для реконструкции имеют величины амплитуд напряжений (резистивные свойства объекта) и сдвига фаз (диэлектрические свойства). Так как конструктивно плата имеет 8 входных отведений и 1 АЦП, по-



■ Рис. 5. Блок-схема программной реализации

следовательно переключаемый между этими каналами, временная задержка записи данных при максимально допустимой частоте оцифровывания и использовании всех каналов составляет порядка $3,1 \cdot 10^{-6}$ с, измеряется для каждой серии экспериментов и учитывается при последующей обработке полученных данных.

Выводы

Разработанная система позволяет получать статические дифференциальные изображения (изображение является разностью между однородной средой и средой с включением) для резистивных среды и неоднородностей (рис. 6, а, б, см. с. 3 обложки).

Разработанная система и проведенные тестовые эксперименты являются своего рода пилотными и подразумевают дальнейшую работу по улучшению качества получаемых изображений.

Автор благодарит профессора Криса МакЛауда (C. McLeod, Oxford Brookes University, Великобритания) за помощь в подготовке статьи.

Литература

1. D. Isaacson. Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography // IEEE Trans. Med. Imaging. 1986. N MI-5. P. 92–95.
2. A. S. Ross, G. J. Saulnier, J. C. Newell, D. Isaacson. Current source design for electrical impedance tomography // Physiol. Meas. 2003. N 24. P. 509–516.
3. G. J. Saulnier, A. S. Ross, N. Liu. A high precision voltage source for EIT // Physiol. Meas. 2006. N 27. P. 221–236.

ПАМЯТКА ДЛЯ АВТОРОВ

Поступающие в редакцию статьи проходят обязательное рецензирование.

При наличии положительной рецензии статья рассматривается редакционной коллегией. Принятая в печать статья направляется автору для согласования редакторских правок. После согласования автор представляет в редакцию окончательный вариант текста статьи.

Процедуры согласования текста статьи могут осуществляться как непосредственно в редакции, так и по e-mail (80x@mail.ru).

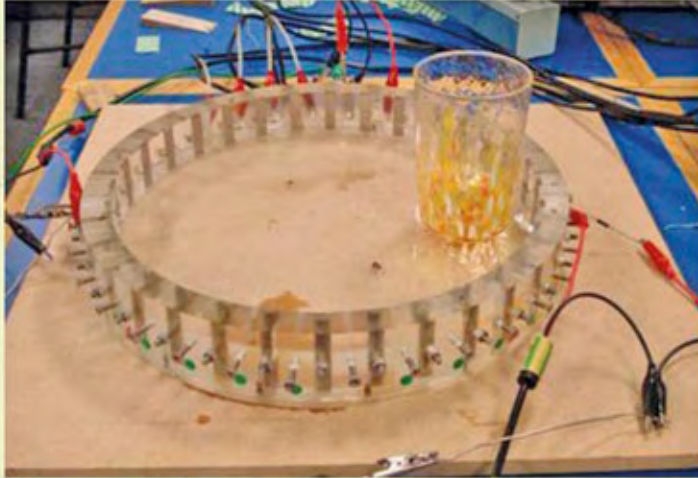
При отклонении статьи редакция представляет автору мотивированное заключение и рецензию, при необходимости доработать статью — рецензию. Рукописи не возвращаются.

Редакция журнала напоминает, что ответственность за достоверность и точность рекламных материалов несут рекламодатели.

Иллюстрация к статье
А. Г. Михайловой.

«Аппаратная реализация электрического импедансного томографа», с. 75.

а)



б)



*Рис. 6. Тестовая реконструкция:
а – проводящая среда (водный солевой раствор) с неоднородностью, проводимость которой равна нулю (пустой стакан); б – реконструированное изображение*