

Проведенное исследование показало, что при увеличении числа портов считывания данных существенно повышается объем используемых внутренних ресурсов кристалла ПЛИС, при этом быстродействие модуля ухудшается незначительно. Данные модули многопортовой памяти можно применять в системах, требующих высоких скоростей обработки и передачи большого объема данных, например в системах сбора данных с большим количеством датчиков или обработки изображений, поскольку временные задержки не превышают 16 нс.

Список информационных источников

1. Суворова Е.А., Шейнин Ю.Е. Проектирование цифровых систем на VHDL. — СПб.: БХВ-Петербург, 2003. — 576 с.

2. Поляков А.К. Языки VHDL и VERILOG в проектировании цифровой аппаратуры. — М.: СОЛОН-Пресс, 2003. — 320 с.

3. Грушвицкий Р.И., Мурсаев А.Х., Угрюмов Е.П. Проектирование систем на микросхемах программируемой логики. — СПб.: БХВ-Петербург, 2002. — 608.

ОРГАНИЗАЦИЯ ИНТЕРФЕЙСА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МОЗГ – КОМПЬЮТЕР ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНАЯ ТОМОГРАФИИ

Фролова И.В.

Томский политехнический университет, г. Томск

*Научный руководитель: Солдатов А. И., д.т.н., профессор
кафедры промышленной и медицинской электроники*

Практическая необходимость в подобных интерфейсах назрела давно. Десятки тысяч больных уже сейчас нуждаются в подобном интерфейсе. В первую очередь – это полностью парализованные люди (с так называемым locked-in синдромом), пациенты с тяжелыми формами церебрального паралича, пациенты с тяжелыми инсультами и травмами. Современные разработки в этой области нацелены на широкий спектр применения интерфейс "мозг-компьютер" — от определения степени усталости водителей и летчиков до измерения умственной нагрузки и стрессоустойчивости учащихся. Не только вождение инвалидами колясок, но и коррекция утраченного зрения, эффективное управление биопротезированными конечностями, все это становится возможным по мере развития нейрокомпьютерного интерфейса.

Все проекты интерфейсов мозг-компьютер можно условно поделить на интерфейсы для ввода (восстановление или замена поврежденных органов чувств) и вывода (управление протезами и другими устройствами). Над двунаправленными системами взаимодействия с мозгом не работает пока никто. Еще один важный критерий, по которому можно разделить существующие разработки, - степень травматичности, то есть, необходимость хирургического вмешательства. Во всех случаях прямого ввода данных необходимо производить операцию по вживлению в мозг или нервы электродов. В случае вывода можно обойтись внешними датчиками для съема, на пример для съема электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Впрочем, ЭЭГ - инструмент достаточно ненадежный, поскольку череп сильно ослабляет мозговые токи и получить можно только очень сильно обобщенную информацию. В случае вживления электродов можно снимать данные непосредственно с нужных мозговых центров (например, двигательных). Но такая операция - дело нешуточное, так что пока эксперименты ведутся только на животных.

В настоящее время активно развиваются интерфейсы мозг-компьютер (BCI), так как существует необходимость повышения скоростей взаимодействия человека с компьютером, кроме того существование интерфейсов на нейрофизиологическом уровне может повлиять на жизнь людей с ограниченными возможностями. В университетах мира разрабатываются разные способы реализации BCI, основанные на разных методах снятия сигнала. От метода зависят пространственное и временное разрешения получаемой информации о состоянии мозга. К существующим методам измерения сигналов относятся: электроэнцефалография (EEG), магнитоэнцефалография (MEG), инфракрасная спектроскопия (NIRS), электрокортикография (ECOG), запись локальных потенциалов поля (LFP), запись с набора микроэлектродов (MEA), запись с микроэлектродов (ME), функциональная магниторезонансная томография (fMRI). Можно предположить, что изменения уровня концентрации кислорода крови в областях мозга с нейронной активностью должен привести к изменению сопротивления тканей в этих участках мозга. Так же при стимуляции головного мозга или мыслительной деятельности происходит увеличение кровенаполнения определенного участка в зависимости от вида стимуляции. Так как кровь имеет меньшее сопротивление, чем ткани мозга, то можно сделать вывод о возможности обнаружения областей мозговой активности. Существует метод, который позволяет проводить реконструирование изображения распределения сопротивления в биообъекте – Электроимпедансная

томография (EIT). Электроимпедансная томография (ЭИТ) это метод реконструкции распределения проводимости внутри объекта на основе результатов электрических измерений на поверхности. Если каждый электрод имеет площадь S , м², контактное сопротивление R_c , Ом и через него проходит ток I , А, то полная модель измерения в электроимпедансной томографии выглядит следующим образом:

$$\begin{aligned} \nabla(\sigma \nabla \varphi) &= 0; \\ V_{e1} &= \varphi + R_{e1} + \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial n}; \\ I_1 &= \int \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial n} ds; \\ V_{e2} &= \varphi + R_{c2} + \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial n}; \\ I_2 &= - \int \sigma \frac{\partial \varphi}{\partial n} ds; \\ I_1 + I_2 &= 0; 1) \end{aligned}$$

где σ – удельная проводимость, См/м, V_e – напряжение на электроде относительно нуля, вольт, потенциал электрического поля. Нижние индексы относятся к номеру электрода в паре. Для измерительных электродов модель будет такой же, но ток I будет равен нулю, соответственно, подинтегральные выражения в (1) тоже будут равны нулю.[1] Выражение (1) – это постановка прямой задачи электроимпедансной томографии – найти распределение потенциала электрического поля при заданном распределении проводимости и расположении электродов, подводящих ток. Несмотря на то, что фундаментальные соотношения, описывающие поведение электромагнитного поля в биологических объектах, в некоторых случаях имеют точное, аналитическое решение, для практической реализации метода ЭИТ необходимы численные методы нахождения решения прямой и обратной задач.

В основе всех численных методов лежит приближение, аппроксимация, пространственно непрерывного распределения проводимости, его дискретным представлением в пределах границ изучаемого объекта. Удельное сопротивление биологического объекта на макроскопическом уровне распределено непрерывно в зависимости от координат, но мы не можем точно описать его каким либо математическим выражением и потому вынуждены прибегнуть к определенному упрощению. Для этого необходимо создать модель исследуемой области. Основная цель создания математической модели состоит в том, чтобы максимально упростить реконструкцию изображения при минимальной потере точности.

Достоинствами метода являются его неинвазивность в отличие от ME, MAE, LPF и ECoG, что дает методу преимущество в применении в VCI, простота и дешевизна в отличие от fMRI и MEG, сигнал содержит информацию о местоположении активности в отличие от EEG. К недостатку метода следует отнести невысокую разрешающую способность ввиду очень малых изменений сопротивления тканей головного мозга. В цикл VCI входят следующие фазы: измерение, обработка, извлечение маркеров, прогнозирование, формирование выходного сигнала. Выходным сигналом может быть управление внешним устройством, набор символов, аудио сигнал и т.д. Технически для создания интерфейса на базе ЭИТ требуется разработка оборудования для снятия сигнала с возможностью подключения к персональному компьютеру и разработка программного обеспечения, производящего фазы обработки, извлечения маркеров, прогнозирования и формирования выходного сигнала.

Предварительные теоретические оценки позволяют сказать, что применение ЭИТ в создании VCI может быть эффективно. На основе теоретических данных была разработана структурная схема.

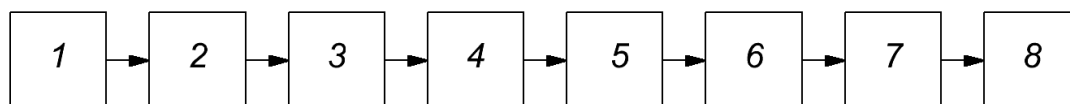


рис.1. Структурная схема

Структурная схема включает в себя:

- 1-Источник тока.
- 2-Электроды
- 3-Биологический объект
- 3-Электроды
- 4-Усилитель
- 5-Выпрямитель
- 6-Фильтр
- 7-Компьютер

Для воздействия на биологический объект требуется источник тока (частота 100кГц), электроды через которые подается ток, а также электроды которые принимают биологические импульсы усиливаются с помощью дифференциального усилителя. Усиленный сигнал поступает на выпрямитель. С выпрямителя сигнал поступает на фильтр. Фильтр нужен чтобы уменьшить уровень шума. Затем сигнал подается на компьютер. Была рассчитана часть принципиальной схемы и протестирована в программе ProteusProfessional для проверки расчетов. Основной проблемой является то что необходимо регистрировать очень

маленькие изменения сопротивления на фоне большого основного (базовое сопротивление около 1кОм, а изменение этого сопротивления может быть меньше 1 ома). Поэтому много факторов могут влиять на результат измерения, в том числе и различные помехи.

Список информационных источников

1. Пеккер Я.С., Бразовский К.С., Усов В.Э., Плотников М.П., Уманский О.С. Электроимпедансная томография. Сибирский государственный университет, 2004г.

2. А.В. Фокин, К.С. Бразовский. Источник тока для электроимпедансной томографии. Томский политехнический университет, 2008г.

3. Griffiths H., Zhang Z. A dualfrequency electrical impedance tomography system // Phys. Med. Biol. – 1989. – V. 34. – No 10. – P. 1465–1476.

4. Корженевский А.В., Корниенко В.Н., Культиасов М.Ю. и др. Электроимпедансный компьютерный томограф для медицинских приложений. Приборы и техника эксперимента 1997; 3: 133.

ТЕПЛОВИЗОРЫ В МЕДИЦИНЕ

Хабаров А.Н.

Юргинский технологический институт

Томского политехнического университета, г. Юрга

*Научный руководитель: Федосеев С.Н., ассистент кафедры
металлургии черных металлов*

Тепловизор – оптико-электронный прибор, который предназначен для бесконтактного (дистанционного) наблюдения, измерения и регистрации пространственного/пространственно-временного распределения радиационной температуры объектов, находящихся в поле зрения прибора, благодаря формированию временной последовательности термограмм и определения температуры поверхности объекта по известным коэффициентам излучения и параметрам съемки (температура окружающей среды, пропускание атмосферы, дистанция наблюдения и т.п.). Первые тепловизионные системы были созданы в конце 30-х гг. 20 в.

Самую значимую информацию получают с термограмм тела человека, а именно распределение температур по поверхности тела.