

УДК 533.9.072

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО МОДУЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМОГО ДАТЧИКА ГЛЮКОЗЫ

А.Н. ОСИПОВ¹, С.А. МОРОЗ², И.А. МОРОЗ², М.П. БАТУРА¹, С.П. УРБАНОВИЧ¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, г. Минск, Республика Беларусь, ²Производственное унитарное предприятие "ФреБор", г.Борисов Республика Беларусь

Аннотация. Представлены результаты исследования схемных решений для реализации измерительного модуля подкожного датчика глюкозы, основанного на флюоресценции индикаторного геля. Рассмотрены особенности ее проектирования.

Ключевые слова: имплантируемый датчик, измерение уровня глюкозы, трансимпедансный усилитель для фотодиода.

DESIGN FEATURES OF THE MEASURING MODULE OF THE IMPLANTABLE GLUCOSE SENSOR

A. OSIPOV¹, S. MOROZ², I. MOROZ², M. BATURA¹, S.URBANOVICH¹

¹Belarusian State University of Information and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus, ²Production Unitary Enterprise "FreBor", Borisov, Republic of Belarus

Abstract. The results of the study of circuit solutions for the implementation of a glucose level meter based on the fluorescence of an indicator gel are presented. The features of its design are considered.

Keywords: implantable sensor, glucose measurement, transimpedance amplifier for photodiode.

Введение

Согласно данным Международной диабетической федерации, в мире насчитывается более 425 млн. пациентов с сахарным диабетом [1]. Динамика увеличения количества пациентов с сахарным диабетом в течение последних 5 лет составляет 5–8 % в год. Поддержание нормальной концентрации глюкозы в крови имеет решающее значение для предотвращения диабетических осложнений в сердце, почках, сетчатке и нервной системе. Технология непрерывного мониторинга глюкозы (НМГ) в режиме реального времени считается самым значительным прорывом в лечении диабета за последние годы. Одним из высокотехнологичных элементов системы НМГ является имплантируемый под кожу датчик, содержащий измерительный модуль. В данной работе рассматриваются вопросы проектирования измерительного модуля имплантируемого датчика на основе метода флюоресценции.

Архитектура измерительного модуля

При проектировании измерительного модуля необходимо учесть особенности его функционирования и эксплуатации:

1. Измерительный модуль реализован по схеме оптрона с управляемым каналом: среда между излучателем и фотоприемником (индикаторный гель) изменяет свои оптические свойства при внешних воздействиях (при изменении концентрации глюкозы в геле). Специфика данного измерителя состоит в том, что излучатель и фотоприемник работают на разных длинах волн. Возбуждение геля осуществляется на длине волны – равной 370-375 нм, а флюоресценция – на длине волны 500 нм. На данный момент отсутствуют серийно-выпускаемые оптроны с требуемыми характеристиками.

2. Применение датчика глюкозы предполагает его малоинвазивное введение (извлечение) в тело человека, что обуславливает минимизацию габаритов датчика и, соответственно, электронных модулей, из которых он состоит.

3. Конструкция оптрона (оптические оси излучателя и фотоприемника) должна быть встроена в конструкцию датчика глюкозы с учетом малых размеров и конструкции самого датчика глюкозы, геометрии индикаторного геля и т.д.

4. Малое энергопотребление ввиду беспроводной зарядки энергией и передачи данных между датчиком глюкозы и носимым блоком.

5. Обеспечение требуемой точности измерения глюкозы в течении длительного времени при ухудшении параметров оптопары в процессе эксплуатации, деградации геля под воздействием УФ излучения и температуры, наличии внешних помех.

На рис.1 представлена структурная схема имплантируемого датчика глюкозы.

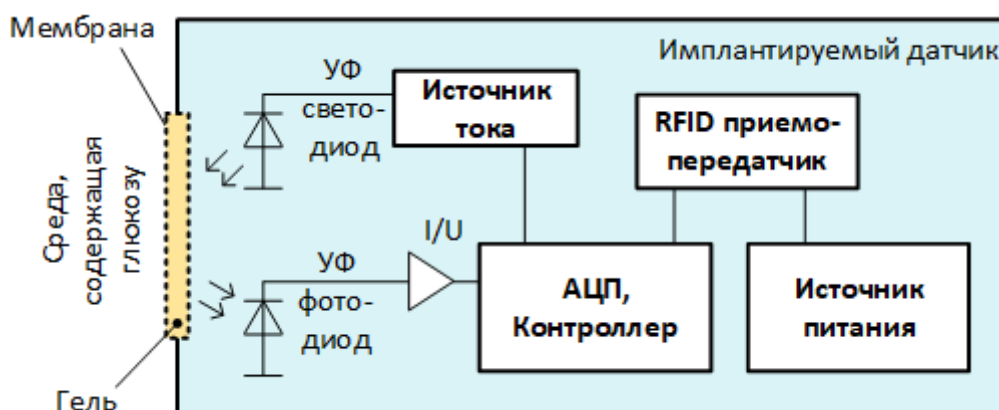


Рис. 1. Структурная схема имплантируемого датчика глюкозы, основанного на флюоресценции индикаторного геля

Имплантируемый датчик помещается под кожу организма. Герметичный корпус измерителя содержит окно, закрытое от внешней среды мембраной, беспрепятственно пропускающей молекулы глюкозы. За мембраной располагается слой индикаторного геля (на рисунке изображен желтым). С внутренней стороны прибора слой геля освещается ультрафиолетовым светодиодом. Под воздействием ультрафиолетового излучения с длиной волны 375 нм. в геле возникает флюоресценция с длиной волны 495..500 нм. [2], которая фиксируется фотодиодом, преобразуется I/U преобразователем в напряжение и преобразуется с помощью АЦП контроллера в цифровой код. Уровень флюоресцентного излучения геля, пропорционален уровню концентрации глюкозы, содержащейся в межклеточной жидкости. При проектировании измерительного модуля описываемого датчика следует рассмотреть и проанализировать шумовые и дестабилизирующие факторы устройств по цепочке УФ светодиод – гель – УФ фотодиод – I/U преобразователь – АЦП, рассматривая их в совокупности как единую электрооптическую систему. В данной работе проанализирован и рассмотрены два элемента этой цепочки – УФ фотодиод и U/I преобразователь (трансимпедансный усилитель). Используя данные предварительного расчета, был выбран фотодиод SFH213 и операционный усилитель MCP602T, так как они обладают достаточно низким уровнем шумов и необходимой полосой. При выборе фотодиода следует учитывать, что его размер кристалла должен быть минимальным для минимизации паразитной емкости.

Моделирование работы измерительного модуля

Схема устройства представлена на рис. 2.

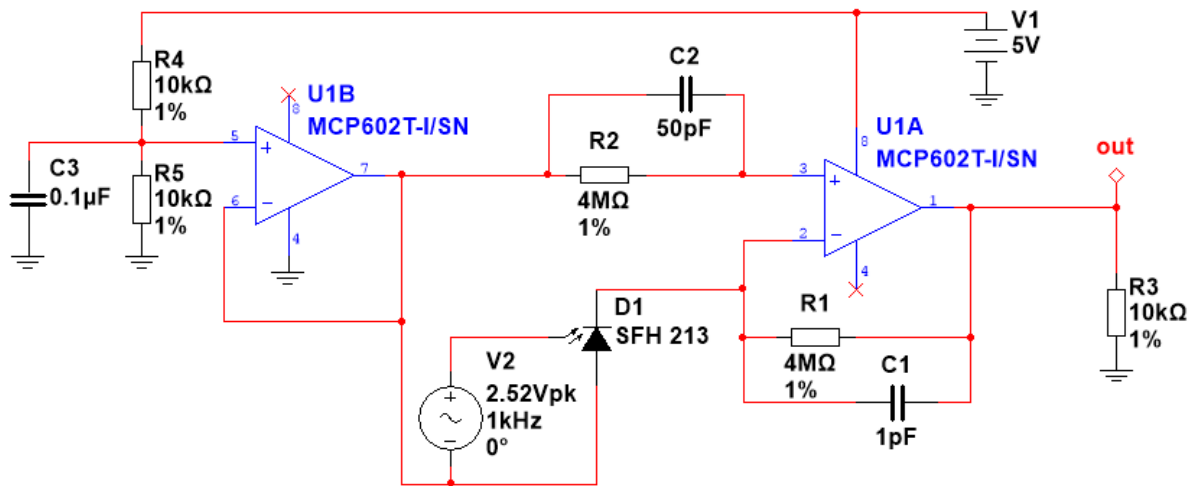
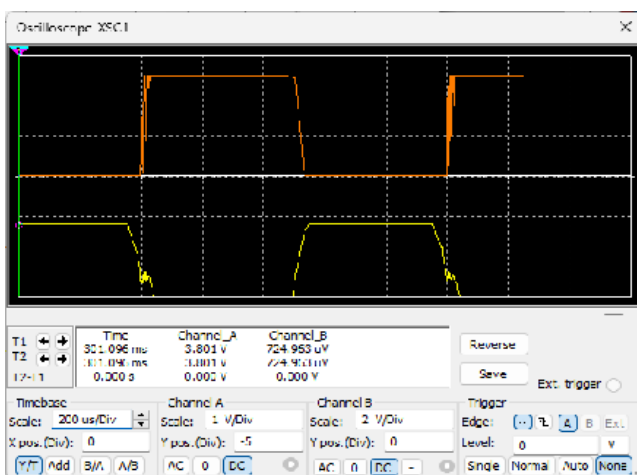


Рис. 2. Схема электрическая принципиальная фотодиода с услителем-преобразователем тока в напряжения измерительного модуля датчика глюкозы

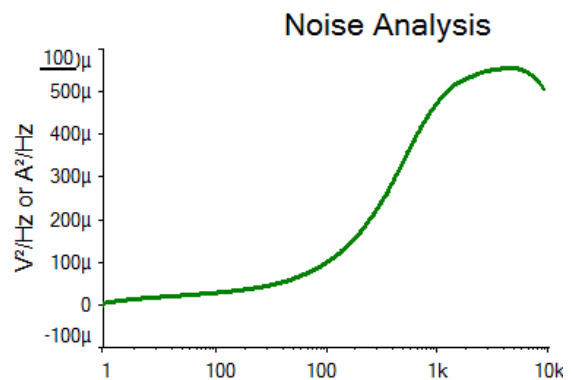
В схеме измерителя используется фотогенераторный режим работы фотодиода, что позволяет получить на входе АЦП линейную зависимость напряжения АЦП от уровня освещенности фотодиода, минимизировать шум Джонсона, устранить влияние шумовой составляющей, вызванной темновым током [3]. При увеличении частоты сигнала на входе усилителя рост шума обуславливается эффектом шумового усиления, который с некоторой частоты значительно превышает вклад прочих шумовых составляющих. Для его уменьшения следует выбирать фотодиод с минимальной паразитной емкостью. Моделирование схемы производилось в среде NI Multisim 14.3.

Результат моделирования

Результат моделирования схемы измерительного модуля представлен на рис. 3. На рис.3а изображен скриншот окна виртуального осциллографа с представлением сигналов на входе и выходе измерительного модуля. Зависимость интегральной плотности шумов от частоты представлена на рис.3б.



а



б

Рис. 3. Результаты моделирования схемы измерительного модуля датчика глюкозы.

Моделирование проводилось для напряжения 5В. Как видно из рис. 3б, интегральная плотность шумов, обусловленная преимущественно шумовым усилением, с увеличением частоты возрастает, но ближе границе рабочей полосы 1КГц начинается интенсивный спад.

Для практического подтверждения предварительного расчета и результатов моделирования был изготовлен макет вышеописанного преобразователя, фото которого представлено на рис. 4. Лабораторные испытания макета соответствовали результатам компьютерного моделирования.

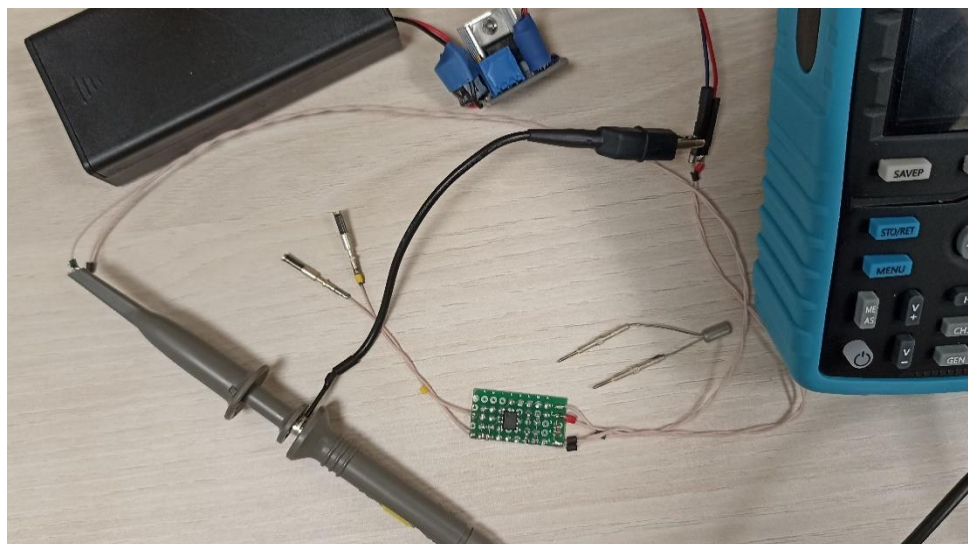


Рис. 4. Макет измерительного модуля датчика глюкозы.

Заключение

При проектировании измерительного модуля были учтены особенности его функционирования и эксплуатации: - работа оптрона с возбуждением на длине волны 375 нм и флуоресценцией на длине волны 500 нм., обеспечение требуемой точности измерения глюкозы в течении длительного времени при деградации оптрона и индикаторного геля, малое энергопотребление ввиду беспроводной зарядки энергией и передачи данных между датчиком глюкозы и носимым блоком, требования к конструкции и габаритам. В результате компьютерного моделирования и макетирования устройства выбрана схема на основе трансимпедансного усилителя, определены параметры элементов схемы, обеспечивающие заданные точность измерения глюкозы, уровень шумов и полосу частот преобразователя. Результаты могут быть использованы при разработке персонализированной системы непрерывного длительного мониторинга концентрации глюкозы на основе имплантируемого датчика глюкозы.

Список литературы

1. Zimmet, P. Global and societal implications of the diabetes epidemic / P. Zimmet, K.G.M.M. Alberti, S. Jonathan // Nature. - 2001. - Vol. 414. - P. 782- 788
2. Kondepati, V.R. Recent progress in analytical instrumentation for glycemic control in diabetic and critically ill patients / V.R. Kondepati, H.M. Heise // Anal. Bioanal. Chem. - 2007. - Vol. 388. - P. 545-563.
3. Филипп С., Хоббс Д. Усилители для фотодиодов на операционных усилителях. / Перевод: Иоффе Д. // Компоненты и Технологии – 2009г. – № 2 – С. 46-50.