

Анохин А.М.

Использование короткоимпульсной локации полупроводниковой структуры при построении термодатчиков для медико-биологических комплексов

Аннотация: Рассмотрен новый подход к построению безопасных прецизионных средств температурного контроля для автоматизированных медико-биологических комплексов, который устраняет негативный фактор самонагрева чувствительных элементов температурных датчиков. Он основан на использовании метода короткоимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольтамперной характеристикой переключательного типа.

Ключевые слова: фактор самонагрева, хронодиагностика, термомониторинг, термосенсор, S-термодиод, тепловизор

Введение

Компьютерная диагностика, которая находит все более широкое применение во врачебной практике при различных обследованиях больных, а также при диспансеризации населения, использует главным образом биоэлектрические сигналы, снимаемые с различных участков тела. Сигналы, полученные с датчиков, обрабатываются на компьютере по специальным программам, а на монитор в том или ином виде выводятся значения всех выявленных характеристик, по которым врач оценивает состояние организма пациента.

Однако эта методика не всегда обеспечивает достаточное разрешение по локализации очагов дисфункций в организме и необходимую надежность диагноза из-за интегрального характера снимаемых сигналов. Гораздо более информативными являются сигналы, связанные с функционированием так называемых точек акупунктуры, т.е. биологически активных точек (БАТ). Исследования показывают [1], что динамика температуры в таких точках с большой достоверностью коррелирует с состоянием связанных с ними органов человека. Трудность здесь заключается в том, что в настоящее время не существует адекватно подходящих датчиков температуры, которые позволили бы измерять температуру в БАТ с достаточной точностью и

быстродействием. Главное требование к таким датчикам, кроме стабильности эксплуатационных характеристик и малой тепловой инерционности термочувствительных элементов, – это отсутствие фактора самонагрева этих элементов.

Новый подход к построению средств электронной термометрии, устраняющий негативный фактор самонагрева, основан на использовании метода короткоимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольтамперной характеристикой переключательного типа [2].

Техническая реализация

Негативный фактор, препятствующий дальнейшему совершенствованию электронных средств термоконтроля в плане повышения их точностных возможностей, это – самонагрев термосенсоров рабочим током.

К таким структурам относятся S-термодиоды и однопереходные транзисторы [3]. Так, например, у S-термодиодов, изготовленных по специальной технологии, температурная чувствительность имеет уникально высокие значения – порядка (50-350) мВ/град. С на различных участках температурного диапазона.

Работа и принципы построения прецизионного медицинского термометра на основе рассматриваемых структур поясняются схемами (рис.1,2), где приняты следующие обозначения:

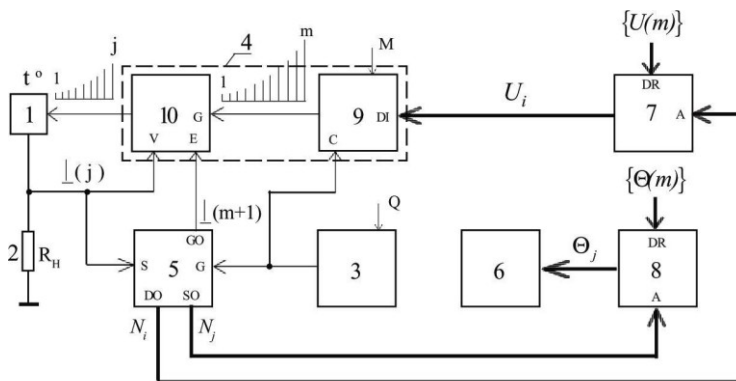


Рис.1 – Функциональная схема цифрового термометра

A – вход адреса, G – вход (выход) импульсной генерации, C – вход синхронизации, S – вход стробирования, E – вход разрешения прохождения импульсов, V – вход запрета прохождения импульса, m – количество уровней дискретизации KBX, i – номер текущего отсчета в импульсной последовательности (в пачке импульсов) и также – номер текущего отсчета на дискретной KBX ($i = 1, 2, 3 \dots m$), j – номер порогового импульса (последнего в пачке) и также – номер порогового отсчета на дискретной KBX, Ni – кодовое значение номера i, Nj – кодовое значение номера j, $\{U(m)\}$ – массив размером m кодовых значений вольтовых координат точек отсчета на KBX, $\{\Theta(m)\}$ – массив кодовых значений температурных координат точек отсчета, U_i, Θ_j – элементы массивов кодовых значений, DI – вход данных, DR – вход записи данных, DO – выход счетных данных (счетный выход), SO – выход для номера порогового импульса (выход стробирования), GO – выход импульса переполнения, Q – уставка скважности, M – уставка масштабирования.

На рис.1 позициями обозначены: 1 – S-термосенсор, 2 – резистор нагрузки, 3 – генератор счетных импульсов, 4 – формирователь пачек импульсов, 5 – счетчик импульсов, 6 – цифровой индикатор температуры, 7 – первое запоминающее устройство (ЗУ1), 8 – второе запоминающее устройство (ЗУ2), 9 – субблок цифро-аналогового преобразования (ЦАП), 10 – субблок селекции импульсов (селектор).

В режиме измерений термометр работает следующим образом.

После подачи питания в электрическую схему термометра генератор 3 счетных импульсов генерирует с заданными скважностью и частотой непрерывную последовательность коротких счетных импульсов. Эти импульсы поступают на счетный вход G кольцевого счетчика 5 и на вход C синхронизации субблока 9 ЦАП.

Со счетного выхода DO кольцевого счетчика 5 счетные циклы, состоящие из m кодовых значений (от N1 до Nm) порядковых номеров счетных импульсов, поступают на адресный вход A в ЗУ1 (7) и иницируют адресное считывание из его ячеек памяти последовательностей кодовых значений (от U1 до Um) вольтовых координат идентично нумерованных отсчетов на KB ПХП.

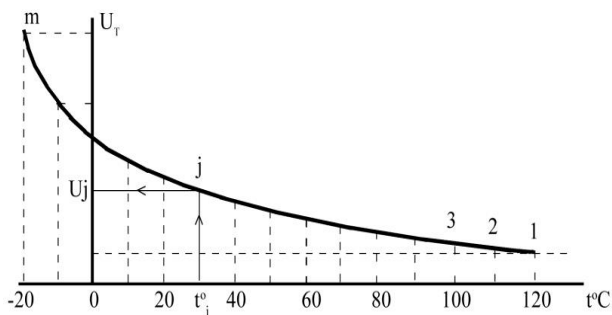


Рис.2 – Кельвин-вольтовая пороговая характеристика преобразования (КВ ПХП) (температура в град. С)

С выхода ЗУ1 (7) кодовые значения U_i поступают на вход DI данных субблока 9 ЦАП. При этом, на его вход С синхронизации с выхода генератора 3 поступают в качестве синхроимпульсов счетные импульсы. Они выполняют функцию тактовой дискретизации по длительности выходных ступенчато нарастающих напряжений цифро-аналогового преобразователя 9. Таким образом, на выходе субблока 9 ЦАП образуются непрерывные последовательности амплитудно-модулированных импульсных циклов, состоящих из m импульсов, амплитуда которых функционально нарастает по закону, заданному кельвин-вольтовой характеристикой, а длительность определяется длительностью синхроимпульсов. Эти импульсные циклы, поступают на импульсный вход G селектора 10, с выхода которого они подаются в качестве импульсов опроса на вход S-термосенсора 1, р-п структура которого открывается импульсом с пороговой амплитудой. Пороговый импульс проходя сквозь р-п структуру выделяется на нагрузочном резисторе 2 и поступает одновременно – на вход V запрета селектора 10 для прекращения дальнейшей подачи импульсов на S-термосенсор, а также в качестве стробирующего импульса – на вход S стробирования счетчика 5.

Счетчик 5 фиксирует порядковый номер j порогового импульса внутри импульсного цикла и на выходе SO стробирования формирует его кодовое значение N_j , которое поступает по шине данных на адресный вход А в ЗУ2 (8). Поступление этого кода

инициирует адресное считывание из идентично нумерованной ячейки j памяти ЗУ2 (8) кодового значения Θ_j , то есть значения температурной координаты j -ой точки отсчета на КВ ПХП. С выхода ЗУ2 (8) это кодовое значение в качестве результата измерения подается на цифровой индикатор 6 температуры, на табло которого измеренное значение температуры индицируется до прихода значения Θ_j следующего цикла. Начало следующего цикла задается первым импульсом переполнения кольцевого счетчика 5. Поступая на вход Е селектора 10 этот импульс разрешает прохождение на S-термосенсор пачки импульсов опроса следующего цикла.

Сравнительный анализ температурной реакции первичного преобразователя (S-термосенсора) на тепловое воздействие измерительными токами двух видов (в виде одиночных, допустим прямоугольных, импульсов малой длительности, следующих с большой скважностью (предлагаемый вариант), и следующих непрерывно друг за другом пилообразных импульсов релаксационного генератора, т.е. вариант традиционного построения датчиков температуры) представим в виде соотношения температур перегрева, соответствующих двум рассматриваемым вариантам воздействия за время одного измерительного цикла.

В абсолютном выражении средняя тепловая мощность, выделяемая на S-термосенсоре при воздействии на него одиночным в измерительном цикле импульсом рабочего тока, принимает уникально малые значения – порядка 1мкВт. Это обеспечивает точное и быстрое, т.е. в тепловом отношении безынерционное, измерение абсолютных (в абсолютной шкале) значений температуры тела в БАТ, не вызывая при этом их ответной температурной реакции [4].

Заключение

Благодаря указанным качествам, а также возможности сверхминиатюрного исполнения термочувствительного элемента, предлагаемый цифровой термометр не имеет аналогов и является на сегодня единственным средством, способным в пульсовом ритме контактно и бесконтактно измерять температуру в биологически активных точках тела с точностью, достаточной для эффективного диагностирования, и более того – экспресс-диагностирования в реальном времени. Исключительно эффективным может оказаться

использование данного термометра на стадии раннего диагностирования злокачественных образований. Кроме того, они способны работать в контуре обратной связи управляемой лазерной гипертермии [5].

Литература:

1. *Комаров Ф.И., Загускин С.Л., Рапопорт С.И.* Хронобиологическое направление в медицине: биоуправляемая хронофизиотерапия // *Терапевтич. Архив.* – 1994. – №8. – С. 3-6.
2. *Кравченко А.М.* Цифровой способ измерения температуры и устройство для его реализации. Патент РФ № 2344384, 20.01.2009, Бюлл. изобр. №2.
3. *Викулин И.М., Стафеев В.И.* Физика полупроводниковых приборов. – М.: Сов. Радио, 1990. – 266 с.
4. *Кравченко А.М., Анохин А.М.* Автоматизированные медико-биологические комплексы температурной экспресс-диагностики // *Медицинская техника.* – 2010, № 2. – С. 21-27.
5. *Загускин С.Л.* Хронобиологическое направление лазерной медицины. // *Новые направления лазерной медицины.* – Междун. конф. М., 1996. – С. 296-297.