

15 СЕКЦИЯ. УПРАВЛЕНИЕ РАЗВИТИЕМ КРУПНОМАСШТАБНЫХ СИСТЕМ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ, МЕДИКОБИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ И ТЕХНОЛОГИЙ

DOI:

МОНИТОРИНГ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕДИЦИНСКИХ ЗАДАЧАХ

Анохин А.М.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, Россия, г. Москва

ул. Профсоюзная д.65

amanohin@mail.ru

Аннотация: В работе предлагается оригинальный подход к построению прецизионных средств температурного контроля для автоматизированных медико-биологических комплексов, направленный на устранение самонагрева чувствительных элементов температурных датчиков. Используется короткоимпульсная локация термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольтамперной характеристикой. Предлагаемый подход позволяет повысить точность средств измерений медико-биологических сигналов.

Ключевые слова: термосенсор, термомониторинг, хронодиагностика, термодиод, биологически активные точки.

Введение

Компьютерная диагностика, как правило, использует биоэлектрические сигналы, снимаемые с различных участков тела. Это - электрокардиограмма, миограмма, энцефалограмма, пульсограмма и другие кривые, по которым можно судить как о состоянии организма в целом, так и о состоянии его отдельных органов и систем. 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. 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 быстротой действия. Главное требование к таким датчикам, кроме стабильности эксплуатационных характеристик и малой тепловой инерционности термочувствительных элементов, – это отсутствие фактора самонагрева этих элементов.

За последние десятилетия нарабатан уникальный диагностический и лечебный потенциал методов биомедицины, основанных на температурном мониторинге организма человека. Эти методы базируются на информативной и диагностической значимости картины температурного распределения в биологически активных точках на кожных и внутрисполостных поверхностях организма. Они позволяют диагностировать и лечить путем корректирующего воздействия на БАТ лазерным излучением чрезвычайно широкий спектр патологий и заболеваний без побочных негативных последствий, характерных для медикаментозных методов [1]. Это направление диагностической медицины своими корнями уходит в древний Китай.

Современная биомедицина пытается реализовать эти методики, используя возможности современной электронной техники и информационных технологий. Особенно эффективна т.н. хронодиагностика, т.е. диагностика, основанная на температурных измерениях, проводимых синхронно с пульсовым и дыхательным ритмами [1]. Даже частичный перечень медицинских задач, которые предполагается решить средствами прецизионного термомониторинга, дает представление об их потенциальных масштабах и значимости для медицины массового обслуживания населения в ближайшей перспективе.

В ряду этих задач целесообразно, например, упомянуть следующие: - быстрая оценка иммунитета у больших групп населения; - быстрая оценка функционального состояния людей опасных профессий

перед выполнением ими сложных работ (летчиков, подводников, саперов и др.); -безрентгеновая оценка локализации различных патологий и опухолевых образований. Уникальный диагностический и лечебный потенциал температурных методов может быть эффективно реализован лишь при наличии высокоэффективных прецизионных средств температурного контроля – электронных термометров и терморегуляторов, способных работать в контуре управления автоматизированных медико-биологических комплексов.

1 Цели и методы исследования

В настоящее время разработана обширная номенклатура изделий данного назначения, как специализированных, так и широкого профиля – контактные и бесконтактные термометры, пирометры, тепловизоры и терморегуляторы. Все их конструктивное многообразие объединено общими устоявшимися принципами схемотехнического построения, которые базируются на использовании традиционных видов первичных преобразователей температуры – термосенсоров (полупроводниковых и платиновых терморезисторов, термисторов, термопар, термодиодов и их линеек, и т.п.). Негативный фактор, препятствующий дальнейшему совершенствованию электронных средств термоконтроля в плане повышения их точностных возможностей, это – самонагрев термосенсоров рабочим током.

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]. 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 на различных участках температурного диапазона. Стратегия создания этих средств базируется на научно-техническом решении, в котором использован в качестве сенсорной функции эффект управляемой прыжковой проводимости, инициируемой в полупроводниковой p-n структуре тепловым воздействием.

Работа и принципы построения прецизионного медицинского термометра на основе рассматриваемых структур поясняются иллюстрациями (рис. 1, 2).

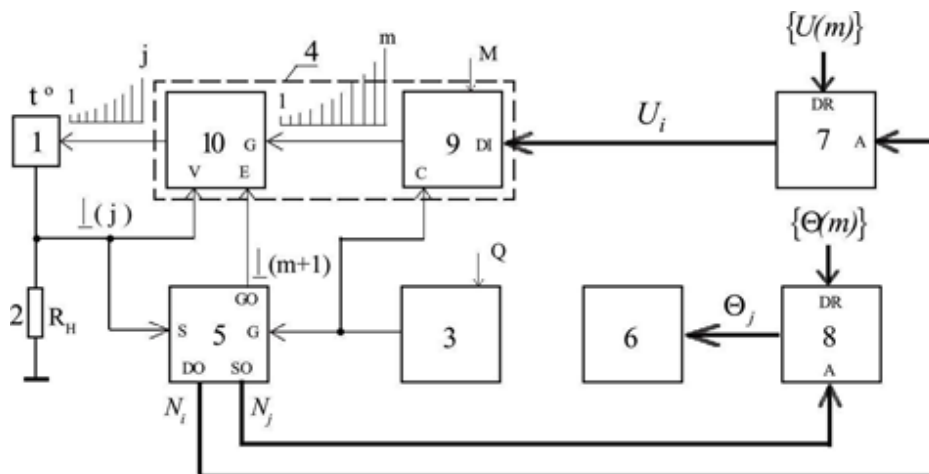


Рис. 1. Функциональная схема цифрового термометра

На этих рисунках приняты следующие обозначения:

S-термосенсор – термочувствительный полупроводниковый первичный преобразователь с S-образной вольтамперной характеристикой (ВАХ);

КВХ – кельвин-вольтовая характеристика преобразования S-термосенсора, выражающая зависимость величины открывающего его порогового напряжения от температуры (градуировочная характеристика);

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 КВХ; i – номер текущего отсчета в импульсной последовательности (в пачке импульсов) и также - номер текущего отсчета на дискретной КВХ (i = 1, 2, 3...m); j – номер порогового импульса (последнего в пачке) и также – номер порогового отсчета на дискретной КВХ; N_i – кодовое значение номера i; N_j – кодовое значение номера j; {U(m)} – массив

размером m кодовых значений вольтовых координат точек отсчета на КВХ; $\{\theta(m)\}$ – 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: 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).

На рис. 2 изображена типовая Кельвин-вольтовая пороговая характеристика преобразования (КВ ПХП) для S-термодиода [3]. На рисунке: U_T – пороговое открывающее напряжение; U_j – пороговое напряжение уровня j ; t_j^0 – соответствующая ему температура того же уровня (в градусах Цельсия).

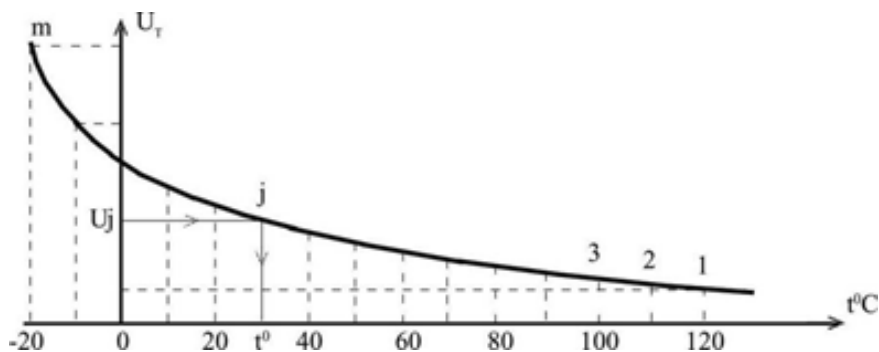


Рис. 2. Градуировочная кельвин-вольтовая характеристика термометра

Перед началом эксплуатации термометр настраивают и калибруют. Первоначально в него вводят уставки. В схему генератора 3 импульсов вводят расчетное значение уставки Q скважности для задания требуемой степени тепловой инерционности термосенсора и в субблок 9 ЦАП вводят коэффициент M масштабирования для согласования уровней напряжения. Затем осуществляют операцию запоминания в двух запоминающих устройствах кодовых значений вольтовых в ЗУ1 (7) и температурных в ЗУ2 (8) координат последовательно нумерованных точек отсчета дискретной КВ ПХП. Для этой цели используют калибровочный прецизионный термостат с цифровыми выходами для значений температурных и вольтовых координат.

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 С синхронизации субблока 9 ЦАП. Со счетного выхода DO кольцевого счетчика 5 счетные циклы, состоящие из m кодовых значений (от N_1 до N_m) порядковых номеров счетных импульсов, поступают на адресный вход А в ЗУ1 (7) и инициируют адресное считывание из его ячеек памяти последовательностей кодовых значений (от U_1 до U_m) вольтовых координат идентично нумерованных отсчетов на КВ ПХП. 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 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 следующего цикла. Начало следующего цикла задается первым импульсом переопределения 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 малые значения – порядка 1мкВт. Это обеспечивает точное и быстрое, т.е. в тепловом отношении безынерционное, измерение абсолютных значений температуры тела в БАТ, не вызывая при этом их ответной температурной реакции.

Работоспособность предложенных принципов построения прецизионных средств температурного контроля подтверждена созданием на их основе модельного ряда прецизионных терморегуляторов лабораторного исполнения для различной специфики применения. Терморегуляторы предназначены для быстрой и точной регистрации микроотклонений температуры от заданного уровня в произвольно удаленных точках контролируемого пространства контактными и бесконтактными способами и поддержания этого уровня [4].

Заключение

Описанный новый подход к построению прецизионных средств температурного контроля для автоматизированных медико-биологических комплексов, который устраняет негативный фактор самонагрева чувствительных элементов температурных датчиков, основан на использовании метода короткоимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольтамперной характеристикой переключательного типа (патент РФ [2]). 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]. Внедрение прецизионных средств температурного контроля в биомедицинское приборостроение позволит полноценно реализовать на практике потенциал уникальных диагностических и лечебных возможностей методов хронобиологии, например, создать сеть высокоэффективных мобильных автоматизированных медико-биологических комплексов (по типу службы скорой помощи) для массовой экспресс-диагностики и терапии среди населения.

Литература

1. *Комаров Ф.И., Загускин С.Л., Рапопорт С.И.* Хронобиологическое направление в медицине: биоуправляемая хронофизиотерапия // Терапевтический 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 // Бюллетень изобретений. 2009. № 2.
3. *Пасынков В.В., Чиркни Л.К.* Полупроводниковые приборы. – М.: Лань, 2009. – 479с.
4. *Кравченко А.М.* Устройство для двухпозиционного регулирования температуры. Патент РФ № 2328028, 27.06.2008 // Бюллетень изобретений. 2008. № 18.
5. *Чернер В. А.* Лазерная гипертермия в профилактике и лечении узлового токсического зоба // Вестник Российского Государственного Медицинского Университета. 2011. № 3. – С. 31-34.