

А.М. Кравченко, А.М. Анохин

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ КОМПЛЕКСЫ ТЕМПЕРАТУРНОЙ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ

Аннотация

Рассмотрен принципиально новый подход к построению прецизионных средств температурного контроля (ПСТК) для автоматизированных медико-биологических комплексов (АМБК), который устраняет негативный фактор самонагрева чувствительных элементов температурных датчиков. Он основан на использовании метода короткоимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольт-амперной характеристикой переключательного типа [1].

Работа направлена на создание инструментария для решения проблемы прецизионного термомониторинга организма человека, связанной с диагностированием его патологий и заболеваний, а также лечением методами биоуправляемой гипертермии и хронофизиотерапии в интерактивном режиме [2].

Введение

Компьютерная диагностика, которая находит все более широкое применение во врачебной практике, использует главным образом биоэлектрические сигналы, снимаемые с различных участков тела.

Наряду с этим информативными являются сигналы, связанные с функционированием так называемых точек акупунктуры, т. е. биологически активных точек (БАТ). Исследования показывают [2], 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 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, заключается в отсутствии фактора самонагрева этих элементов.

Постановка задачи

За последние полтора-два десятилетия зарубежными и отечественными исследователями накоплен 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 внутриполостных 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 [2].

Постановка проблемы в плане диагностики такова: какому заболеванию или состоянию организма и его иммунной системы соответствует то или иное распределение или динамика перераспределения температурного рельефа кожных и внутриполостных покровов в биологически активных точ-

ках (контуры изотерм, координаты температурных пиков и впадин)?

Это направление диагностической медицины своими корнями уходит в древний Китай, где сверходаренные температурной чувствительностью лекари ставили безошибочные диагнозы, используя веками наработанные методики. Современная биомедицина пытается реализовать эти методики, используя возможности электронной техники и информационных технологий. Особенно эффективна так называемая хронодиагностика, т. е. диагностика, основанная на температурных измерениях, проводимых синхронно с пульсовым и дыхательным ритмами [2].

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.);
- определение локализации различных патологий и опухолевых образований.

Диагностический и лечебный потенциал температурных методов может быть эффективно реализован и внедрен в широкое использование *только* при существовании и наличии высокоэффективных прецизионных средств температурного контроля – электронных термометров и терморегуляторов, способных работать в контуре управления автоматизированных медико-биологических комплексов.

Техническое решение и его практическая реализация

В настоящее время разработана и серийно выпускается промышленностью обширная номенклатура изделий данного назначения, как специализированных, так и широкого профиля: контактные и

бесконтактные термометры, пирометры, тепловизоры и терморегуляторы.

Внутри каждого вида эти изделия различаются между собой степенью оснащения сервисными функциями, например, отображением информации на экране, наличием памяти и ее объемом, сменностью разнорежимных насадок, компьютерным интерфейсом и т. п. В зависимости от этого различны их массогабаритные и стоимостные показатели. Все это конструктивное многообразие изделий 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 линейек и т. п.).

Негативный фактор, препятствующий дальнейшему совершенствованию электронных средств термоконтроля в плане повышения их точностных возможностей, это самонагрев термосенсоров рабочим током. Многочисленные разработки последних лет были направлены на корректировку этого явления путем введения корректирующих обратных связей или априорно заданных расчетных корректировок, которые требуют усложнения схемотехнической реализации, а в итоге оказываются малоэффективными, повышая одни показатели и понижая другие. Кроме того (это очень критично для биомедицинских комплексов), нагретый рабочим током термосенсор при контакте с живыми тканями вызывает их ответную температурную реакцию, искажающую объективность показаний.

Принципиально новый подход к построению средств электронной термометрии, устраняющий негативный фактор самонагрева, основан на использовании разработанного в ИПУ РАН метода короткоимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольт-амперной характеристикой переключающегося типа [1]. К таким структурам относятся S-термодiodы и однопереходные транзисторы [3]. Так, например, у S-термодиодов, изготовленных по специаль-

ной технологии, температурная чувствительность имеет уникально высокие значения – порядка 50...350 мВ/°С 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 р-п структуре тепловым воздействием.

Работа и принципы построения прецизионного медицинского термометра на основе рассматриваемых структур поясняются иллюстрациями (рис. 1-3), на которых приняты следующие обозначения: S-термосенсор – термочувствительный полупроводниковый первичный преобразователь с S-образной вольт-амперной характеристикой (ВАХ); KBX – кельвин-вольтовая характеристика преобразования S-термосенсора, выражающая зависимость величины открывающего его порогового напряжения от температуры (градуировочная характеристика); А – вход адреса; G – вход (выход) импульсной генерации; С – 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), а также номер текущего отсчета на дискретной KBX ($i = 1, 2, 3...m$); j – номер порогового импульса (последнего в пачке), а также номер порогового отсчета на дискретной KBX; N_i – кодовое значение номера i ; N_j – 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.

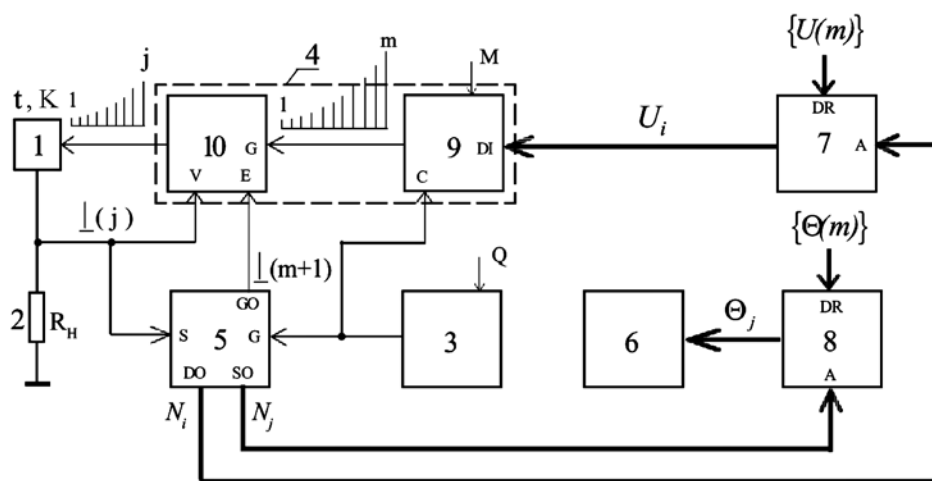


Рис. 1. Функциональная схема цифрового термометра

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).

На рис. 2 изображена типовая, при нормативном значении R_n сопротивления нагрузки, KBX преобразования (для S-термодиода [3]). На рисунке обозначены: U_T – пороговое открывающее напряжение; U_j – пороговое напряжение уровня j ; t_j° – соответствующая ему температура того же уровня (выраженная в градусах Цельсия).

Диаграммы, приведенные на рис. 3а-е, отображают следующее: 3а – последовательность тактовых счетных импульсов на выходе генератора 3; 3б – пачки импульсов открывания с функционально нарастающей амплитудой, где j_A, j_B, j_C – номера пороговых импульсов (последних в пачках) на выходе субблока 11 селекции при различных температурах $t_A^\circ > t_B^\circ > t_C^\circ$; 3с – типовая ВАХ S-термодиода, где U_s – входное напряжение, I_s – выходной ток; А, В, С – точки открывания; А', В', С' – точки удержания при различных температурах; U_{TA}, U_{TB}, U_{TC} – пороговые напряжения при различных температурах; 3д – последовательности строб-импульсов отклика открытого S-термодиода 1 и микроимпульсов утечки в его закрытом состоянии, формируемые на нагрузочном резисторе 2; 3е – пачки импульсов, формируемые в счетных циклах кольцевого счетчика 5; N_{jA}, N_{jB}, N_{jC} – кодовые состояния на выходе SO стробирования счетчика 5 при различных температурах.

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 неинерционности 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 KBX. Для

этой цели используют калибровочный прецизионный термостат с цифровыми выходами для значений температурных и вольтовых координат (на рисунках не показан).

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 (рис. 3а). Эти импульсы поступают на счетный вход Г кольцевого счетчика 5 и на вход С синхронизации субблока 9 ЦАП. Со счетного выхода ДО 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 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 KBX (рис. 2). С выхода ЗУ1 7 кодовые значения U_j 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 ступенчатого 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 Г селектора 10, с выхода которого они подаются в качестве открывающих импульсов на вход S-термосенсора 1, р-п структура которого открывается импульсом с пороговой амплитудой (рис. 3б). Пороговый импульс, проходя сквозь р-п структуру, выделяется на нагрузочном резисторе 2 (рис. 3с, д) и поступает одновременно на вход V запрета селектора 10 для прекращения дальнейшей подачи импульсов на термосенсор и, в качестве стробирующего импульса, – на вход S стробирования счетчика 5.

Счетчик 5 фиксирует порядковый номер j порогового импульса внутри импульсного цикла и на

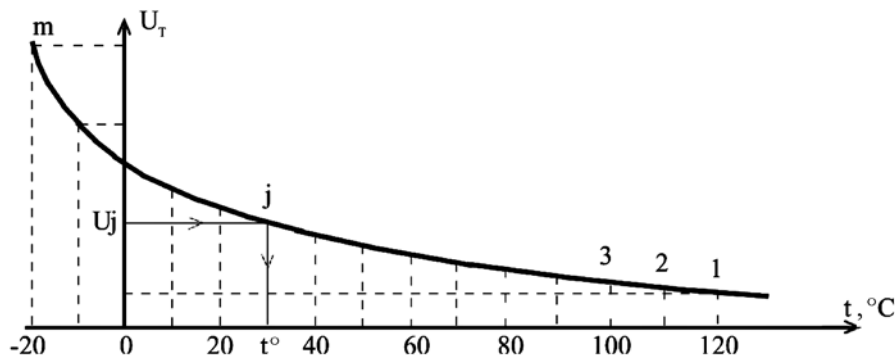


Рис. 2. Градуировочная кельвин-вольтовая характеристика термометра

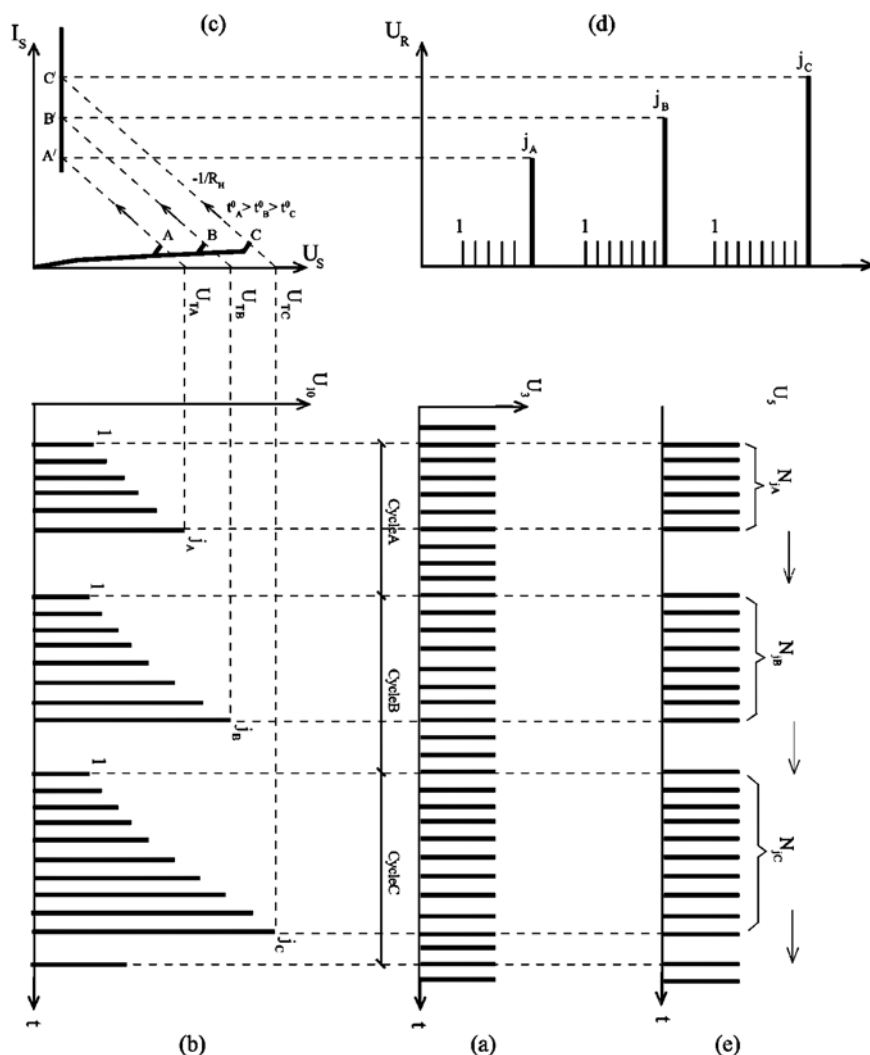


Рис. 3. Временные диаграммы функционирования схемы цифрового термометра

выходе SO стробирования формирует его кодовое значение N_j , которое поступает по шине данных на адресный вход А ЗУ2 8. Поступление этого кода инициирует адресное считывание из идентично нумерованной ячейки j памяти ЗУ2 8 кодового значения Θ_j , т. е. значения температурной координаты j -й точки отсчета на КВХ. 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 открывающих импульсов следующего цикла (рис. 3е).

Проведем 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 (альтернативный вариант, т. е. вариант традиционного построения S-сенсорных датчиков температуры [3]). Результат сравнения представим в виде соотношения температур перегрева, соответствующих двум рассматриваемым вариантам воздействия, за время одного измерительного цикла.

Введем обозначения: θ_{Δ} – диапазон измеряемых температур; θ_h – температура преобразователя; θ_a – температура контролируемой среды; $\Delta\theta = \theta_h - \theta_a$ – температура перегрева преобразователя, т. е. разность температур, возникающая вследствие его самонагрева; $\Delta\theta_u$ – температура перегрева по окончании действия импульса (на его срезе); $\Delta\theta_n$ – остаточная температура перегрева по окончании паузы (перед фронтом следующего импульса); t – текущее время; T – период следования импульсов; F – частота следования импульсов; t_u – длительность импульса; t_n – длительность паузы; $\alpha = t_u / T$ – коэффициент заполнения; t_c – длительность цикла; m – количество импульсов в измерительном цикле; P_u – электрическая мощность импульса (интенсивность тепловложения); R_T – тепловое сопротивление первичного преобразователя, C_T – теплоем-

кость первичного преобразователя; $\tau = R_T C_T$ – постоянная времени процесса теплообмена (на уровне $1/e \approx 0,37$). Обозначим индексы: *пор* – пороговый; *МИ* – микроимпульс; *ПИ* – пилообразный импульс; *ОС* – открытое состояние; *ЗС* – закрытое состояние.

Вывод уравнения, описывающего процесс теплообмена между преобразователем и средой, следует из первого закона термодинамики. Оно имеет вид дифференциального уравнения первого порядка

$$\frac{d\theta}{dt} + \frac{\theta_h}{R_T C_T} = \frac{\theta_a}{R_T C_T} + \frac{P_u}{C_T}.$$

Условимся рассматривать результирующую температуру перегрева S-термосенсора как сумму температур перегрева при раздельном воздействии на него за один цикл одиночным пороговым импульсом и серией микроимпульсов утечки закрытого состояния его р-п структуры. Решения дифференциального уравнения относительно температуры $\Delta\theta$ перегрева за время одного цикла в трех вариантах (А, Б, В) теплового воздействия приводят к следующим выражениям.

1. При воздействии одиночным импульсом с пороговой амплитудой (т. е. пороговым импульсом) получаем для температур перегрева следующие выражения:

- для момента t_u окончания воздействия импульса (на срезе)

$$\Delta\theta_{\text{пор}} = RT \cdot P_u (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (1)$$

где $P_u = I_S^2 R_{OC}$; $t_u = \alpha T$; R_{OC} – сопротивление р-п структуры в открытом состоянии;

- для момента в конце паузы t_n (перед фронтом следующего порогового импульса)

$$\Delta\theta'_{\text{пор}} = \Delta\theta_{\text{пор}} e^{-t_n/\tau}, \quad (2)$$

где время паузы $t_n = (m - 1)T$.

2. При воздействии за время t_u серией из m микроимпульсов утечки для температуры перегрева в конце измерительного цикла получаем выражение

$$\Delta\theta_{\text{МИ}} = R_T \bar{P}_{\text{МИ}} (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (3)$$

где $\bar{P}_{\text{МИ}} = \alpha I_{\text{МИ}}^2 R_{ЗС}$ – усредненная за период мощность микроимпульса; $t_u = mT$; $I_{\text{МИ}}$ – амплитуда тока микроимпульса; $R_{ЗС}$ – сопротивление р-п структуры в закрытом состоянии. При номинальных (не экстремальных) соотношениях $I_{\text{МИ}} \approx 0,05 I_S$, $R_{ЗС} \approx 0,01 R_{OC}$ имеем

$$\Delta\theta_{\text{МИ}} = 2,5 \cdot 10^{-5} \alpha R_T I_S^2 R_{OC} (1 - e^{-mT/\tau}). \quad (4)$$

3. При воздействии за время t_u цикла серией из m непрерывно следующих пилообразных импульсов релаксационного генератора получаем

$$\Delta\theta_{\text{ПИ}} = R_T \bar{P}_{\text{ПИ}} (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (5)$$

где

$$\bar{P}_{\text{ПИ}} = (I_S / \sqrt{3})^2 R_{OC}$$

– усредненная за период мощность пилообразного импульса, время цикла $t_u = mT$.

Представим оценку положительного эффекта в виде коэффициента $k[\%]$ – процентного соотношения температур перегрева сенсора за время одного измерительного цикла в двух рассматриваемых вариантах. Используя выражения (1)-(5), получаем

$$k = [(\Delta\theta'_{\text{пор}} + \Delta\theta_{\text{МИ}}) / \Delta\theta_{\text{ПИ}}] \times 100 \%. \quad (6)$$

После подстановки в уравнение (6) типовых, т. е. не предельных, значений коэффициентов и параметров (например, $m = 1000$, $\alpha = 0,1$, $t_u = 2$ с) в итоге получаем соотношение температур перегрева $k \approx 0,02 \%$.

В абсолютном выражении тепловая мощность, выделяемая на S-термосенсоре при воздействии на него одиночным в измерительном цикле импульсом рабочего тока, принимает уникально малые значения – порядка 1 мкВт. 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.

Работоспособность предложенных принципов построения ПСТК 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 контактным и бесконтактным способами и поддержания этого уровня [4].

По принципам построения терморегуляторы не имеют аналогов в отечественной и мировой технике, а по эксплуатационным показателям превосходят все известные приборы аналогичного функционального назначения.

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, такой термометр способен работать в контуре обратной связи управляемой лазерной гипертермии [5].

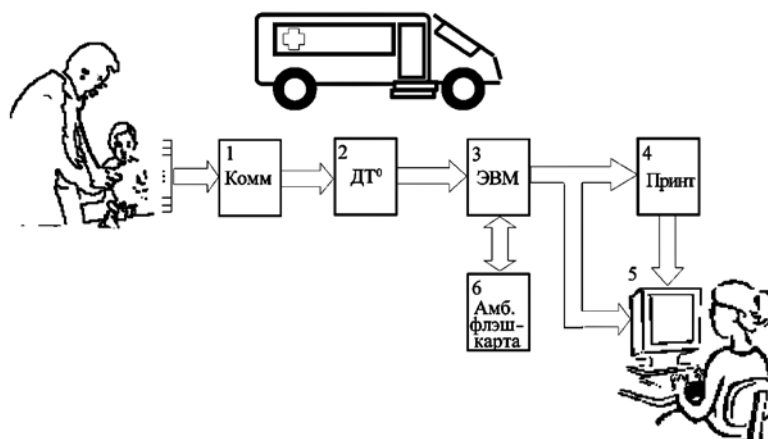


Рис. 4. Пример структурного построения мобильного АМБК: 1 – кольцевой коммутатор; 2 – датчик температуры; 3 – ПК или спецпроцессор; 4 – принтер; 5 – монитор; 6 – амбулаторная флэш-карта пациента

Внедрение ПСТК в биомедицинское приборостроение позволит полноценно реализовать на практике потенциал диагностических и лечебных возможностей методов хронобиологии, например, создать сеть высокоэффективных мобильных АМБК (по типу службы скорой помощи) для массовой экспресс-диагностики и терапии [6]. Пример структурного построения мобильного АМБК приведен на рис. 4.

В рамках обозначенной проблемы необходима организация специализированного центра, где на основе древних народных методик и современных научных исследований разрабатывались бы компьютерные программы для автоматического распознавания по картине температурных распределений функционального состояния организма человека, его иммунной системы и различных патологий. Для этого при центре должен быть сформирован обобщенный банк данных, где хранилась бы полная информация об апробированных методиках, обследованных пациентах, мобильных АМБК и их медицинском персонале.

Организацию сети мобильных экспресс-диагностических АМБК целесообразно ориентировать прежде всего на обслуживание детско-юношеских учреждений, поскольку именно подростковые группы подвержены частым миграциям в каникулярные периоды с образованием временных коллективов большой численности и высокой концентрации. Для этого на этапе первичной диспансеризации для каждого пациента-подростка необходимо формировать путем тестовых обследований личную электронную медицинскую карту (флэш-карту). На нее в электронном виде заносятся, кроме идентификационных и антропометрических данных, данные о температурных замерах в тестовом наборе биологически активных точек в нормальном, т. е. здоровом, состоянии организма. Это температурное распределение принимается в качестве эталонного. При каждом контрольном обследовании текущее температурное распределение сравнивается с эталонным, а также с предыдущим распределением, и по картине температурных рассогласований, в соответствии с апробированными методиками, по специальной компьютерной программе, врач диагностирует со-

стояние организма и изучает его динамику. Полученный экспресс-диагноз фиксируется на индивидуальной медицинской флэш-карте пациента и заносится в централизованный банк данных.

В контексте данного научного направления в самое последнее время наметилась тенденция к ускоренному решению обозначенных проблем. Развитие диагностической базы является одним из важнейших направлений национального проекта «Здоровье» (приоритетный национальный проект «Здоровье», ч. 1, 5 марта 2007 г.).

Список литературы:

1. Кравченко А.М. Цифровой способ измерения температуры и устройство для его реализации / Патент РФ № 2344384. 20.01.2009 г. Бюл. изобр. № 2.
2. Комаров Ф.И., Загускин С.Л., Рапопорт С.И. Хронобиологическое направление в медицине: биоуправляемая хронофизиотерапия // Терапевт. архив. 1994. № 8. С. 3-6.
3. Викулин И.М., Стафеев В.И. Физика полупроводниковых приборов. – М.: Сов. радио, 1990.
4. Кравченко А.М. Устройство для двухпозиционного регулирования температуры / Патент РФ № 2328028. 27.06.2008 г. Бюл. изобр. № 18.
5. Загускин С.Л. Хронобиологическое направление лазерной медицины / Междун. конф. «Новые направления лазерной медицины». М., 1996. С. 296-297.
6. Кравченко А.М., Анохин А.М. Экспресс-диагностика состояния здоровья населения средствами прецизионного термомониторинга. – М.: Материалы III Межд. конф. «Управление развитием крупномасштабных систем MLSD'2009». Т. 2. С. 344-347.

Александр Михайлович Кравченко,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Александр Михайлович Анохин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Институт проблем управления
им. В.А. Трапезникова РАН,
г. Москва,
e-mail: amanohin@mail.ru