

СПОСОБ ПОВЫШЕНИЯ ТОЧНОСТИ СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКЕ

Анохин А.М.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН
amanohin@mail.ru

Аннотация: Рассмотрен 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 вольтамперной характеристикой переключающего типа. Работа направлена на создание инструментария для решения фундаментальной проблемы прецизионного термомониторинга организма человека, связанной с диагностированием его патологий и заболеваний, а также на повышения точности средств измерений медико-биологических сигналов.

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

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. 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. Гораздо более информативными являются сигналы, связанные с функционированием так называемых точек акупунктуры, т.е. биологически активных точек (БАТ).

Исследования показывают, 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.

За последние два-три десятилетия зарубежными и отечественными исследователями наработан 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.

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 точках (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 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].

В последнее время возрастает интерес к пульсовой диагностике, обусловленный, известным с древних времён, опытом восточной медицины, а также существенным развитием информационных технологий [2].

Ценность пульсовой диагностики синхронно с наблюдаемым тепловым распределением (хронодиагностика), кроме получения информации о состоянии организма как единого целого, также заключается в том, что функциональные дисбалансы определяются до момента их проявления на уровне клеточных изменений. Значительное преимущество пульсовой диагностики состоит в том, что она позволяет выявить самое начало болезни, когда ещё нет никаких видимых изменений во внутренних органах, а идёт лишь изменение циркуляции энергии в организме.

Пульсовой сигнал, отражающий сумму многих колебательных и волновых процессов, происходящих в организме, несёт диагностическую информацию обо всех функциональных системах человека. Пульс в организме человека является интегральным процессом, отражающим состояние многих органов и функциональных систем. Одной из наиболее существенных диагностических характеристик пульсового сигнала является его ритмическая структура, обусловленная вариабельностью параметров сигнала. Каждый орган или система имеют собственные функциональные ритмы, где главным задающим ритмом является сердечный ритм. В результате наложения всех колебаний и их взаимодействия процессы организма приобретают сложный ритмический рисунок, характеризующийся совокупностью различных колебательных составляющих, отличающихся по амплитуде, фазе и частоте. Для прогноза патологических изменений целесообразно изучать уровень временной организации, так как он предшествует всем остальным. Исследование характеристик ритмических процессов, их периодичности и синхронизации является надежным инструментом выявления ранних и скрытых нарушений и заболеваний. При исследовании биоритмов особое внимание уделяется, так называемым, «медленным» (секундные, декасекундные, многоминутные) колебательным процессам. При коротких записях (порядка 5 минут) выделяют три главных спектральных компонента, соответствующих диапазонам: High Frequency (HF, с периодом 3-6 с.), Low Frequency (LF, с периодом 10-30 с.) и Very Low Frequency (VLF, с периодом 30 - 90 с.). Известно большое число исследований, направленных на развитие компьютерных методов обработки и анализа биоритмов и принятия диагностических решений [3, 4].

Созданные в 70-е годы и усовершенствованные в результате многолетних исследований полупроводниковые структуры с S-образной ВАХ приобрели свойство уникальной тепловой

чувствительности, многократно превышающей чувствительность лучших по этому параметру аналогов – термисторов.

Однако, до недавнего времени разработчикам не удавалось создать вместо лабораторной экспериментальной установки реально действующие измерительные или управляющие приборы на основе S-негатронов, которые соответствовали бы общепринятым нормативам по массогабаритным и стоимостным показателям. Причина этого – неоптимальный выбор вида питающего чувствительную структуру напряжения, а именно – постоянного. Иницируемый постоянным напряжением эффект тиристорной защелки схемотехнически усложнял задачу и не позволял реализовать достигнутый уровень тепловой чувствительности S-негатрона.

Основополагающее техническое решение, позволившее избежать проявление этого негативного эффекта, заключалось в переводе питающего напряжения в режим импульсной последовательности. Первый управляющий прибор на основе S-негатрона в виде Z-структуры – двухпозиционный терморегулятор был построен по схеме с трансформаторным источником питания на частоте 50 Гц [3]. Опыт экспериментальной работы с двухпозиционными регуляторами первой серии выявил в них одну негативную особенность – неустойчивость процесса включения-выключения и вероятность появления режима автоколебаний. Эта особенность обусловлена двумя факторами – уникально высокой чувствительностью S-негатрона (в виде Z- структуры) и пороговым переключательным характером его функции преобразования. То есть, устойчивость процесса переключения весьма критична к стабильности амплитуды питающего напряжения, задающего порог переключения. Если сенсоры с гладкой ВАХ допускают в определенной степени такую нестабильность без принципиального нарушения своей функциональности, то для бистабильного S-негатрона она приводит к сбоям в работе, то есть в итоге – к неуправляемым колебательным переключениям в силовой нагрузке, что не допустимо.

По этой причине особые требования предъявляются к эффективности функционирования задатчика и стабилизатора амплитуды импульсов на выходе источника питания. Переключательный характер работы S-негатрона и связанный с этим двухпозиционный режим работы терморегулятора порождают два фактора нестабильности амплитуды – скачки токовой нагрузки. Первый фактор, дающий первый скачок токовой нагрузки на стабилизатор, – это резкое падение выходного импеданса схемы включения S-негатрона в момент его открывания вследствие подключения реактивной (емкостной) составляющей нагрузки. Второй фактор, приводящий к второму скачку, — это срабатывание схемы управления исполнительным органом, т.е. силовым реле, которое инициируется открыванием электронного ключа в его входной цепи. В результате оба эти фактора в условиях ограниченной мощности реального источника вторичного электропитания (ИВЭП), встроенного в регулятор, приводят к тому, что рабочая точка на ВАХ опорного диода стабилизатора резко смещается в сторону меньших напряжений и режим стабилизации нарушается. В связи с этим появилась задача – обеспечить устойчивый режим работы терморегулятора.

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 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.

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.

В настоящее время разработана и серийно выпускается промышленностью обширная номенклатура изделий данного назначения, как специализированных, так и широкого профиля – контактные электронные термометры, бесконтактные – пирометры и тепловизоры.

Один из лучших по точности медицинский пирометр марки «Кельвин-М» позволяет измерять температуру в точках тела с погрешностью не менее 0,3К. Такого показателя явно недостаточно для правильного диагностирования, т.к. для этого требуется отслеживать перепады температур порядка сотых долей градуса [5].

Негативный фактор, препятствующий дальнейшему совершенствованию контактных электронных термометров в плане повышения их точностных возможностей, это – самонагрев термочувствительных элементов 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 измерений) нагретый рабочим током термосенсор при контакте с живыми тканями вызывает их ответную температурную реакцию, искажающую объективность показаний. То есть, непрерывный процесс модернизации традиционными методами и средствами достиг предела своих возможностей.

1 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 собою 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. То есть, непрерывный процесс модернизации традиционными методами и средствами достиг своего насыщения.

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 [5]. К таким структурам относятся S-термодиоды и однопереходные транзисторы [6]. 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.

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), на которых 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 ($i = 1, 2, 3 \dots m$), 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.

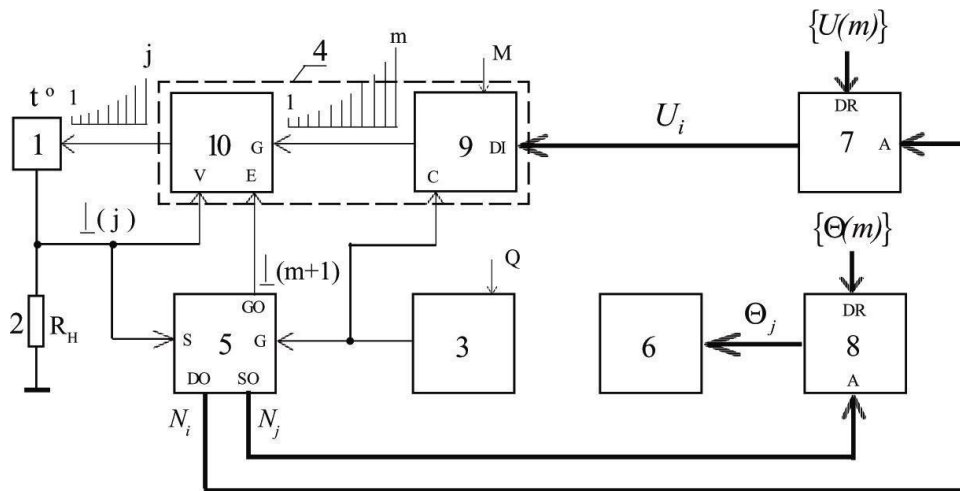


Рис.1. Функциональная схема цифрового термометра

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 Кельвин-вольтовая пороговая характеристика преобразования (КВ ПХП) для S-термодиода [3]. На рисунке обозначены: U_T – пороговое открывающее напряжение, U_j – пороговое напряжение уровня j, t_{0j} – соответствующая ему температура того же уровня (выраженная в градусах Цельсия).

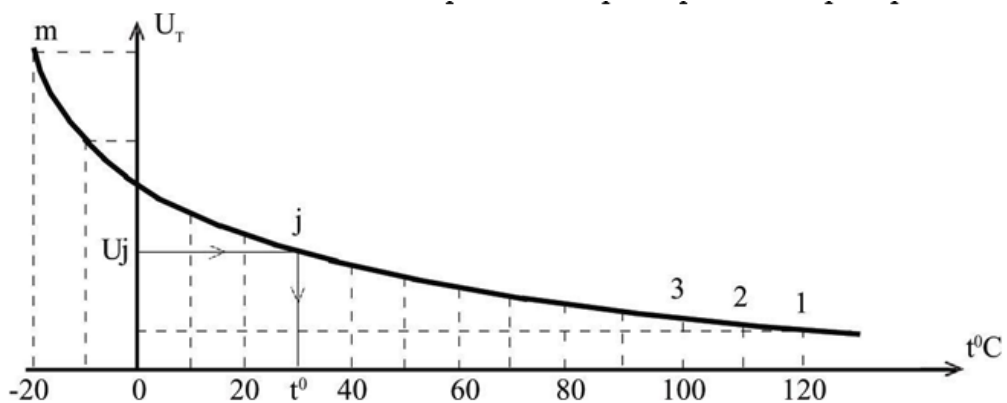


Рис.2. Градуировочная кельвин-вольтовая характеристика термометра

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 C 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 A 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 C 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, p - n структура которого открывается импульсом с пороговой амплитудой. Пороговый импульс проходя сквозь p - n 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 A 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 E 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 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 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 [7].

Заключение

Разработка систем автоматизации, их производство и эксплуатация сопряжены с потребностью в многочисленных измерениях различных физических величин. От быстроты и правильности проводимых измерений зависит качество и надежность функционирования создаваемых систем, сроки их разработки, а также затраты на изготовление и эксплуатацию.

Совершенствование методов обработки информации и метрологических показателей электронно-измерительной техники обуславливаются следующими факторами:

- использованием новейших физических принципов (явлений, эффектов) в разработке современных методов и средств измерений;
- разработкой новых способов и устройств, повышающих точность, надежность и диапазон измерений;
- созданием интеллектуальных информационно-измерительных систем и комплексов, оснащенных быстродействующими микрокомпьютерами с совершенным программным обеспечением.

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 [8].

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 (АМБК) (по типу службы скорой помощи) для массовой экспресс-диагностики и терапии среди населения [9].

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. Загускин С.Л., Гуров Ю.В. Комплекс программно-аппаратных устройств хронодиагностики и биоуправляемой хронофизиотерапии // Альманах клинической медицины. Т. XVII, Ч. 2. 2008. – С. 54-57.
3. Снежицкий В.А. Методологические аспекты анализа variability сердечного ритма в клинической практике // Медицинские новости. 2004, № 9. – С.37-43.
4. Zhaopeng Fan, Gong Zhang, Simon Liao. Pulse Wave Analysis // Advanced Biomedical Engineering, Dr. Gaetano Gargiulo (Ed.), 2011, P.21-40. InTech, 280 P.
5. Кравченко А.М. Цифровой способ измерения температуры и устройство для его реализации. Патент РФ № 2344384, 20.01.2009, Бюл. изобр. №2.
6. Викулин И.М., Стафеев В.И. Физика полупроводниковых приборов. – М.: Сов. Радио, 1990. – 264с.
7. Кравченко А.М. Устройство для двухпозиционного регулирования температуры. Патент РФ № 2328028, 27.06.08, Бюл. изобр. №18.
8. Войтович И.Д., Корсунский В.М. Интеллектуальные сенсоры. – М.: БИНОМ, 2009. – 624с.
9. Кравченко А.М., Анохин А.М. Автоматизированные медико-биологические комплексы температурной экспресс-диагностики // Медицинская техника. 2010, № 2. – С.21-27.