

рическая система регистрации сигналов. Оpubл. 10.12.06. Бюл. № 34.

11. Радиоинтерферометрический коррелятор для комплекса "Квазар-КВО" / И. Ф. Суркис, В. Ф. Зимовский, В. А. Шантырь, А. Е. Мельников // Приборы и техника эксперимента. 2011. № 1. С. 91–99.

12. Sasao T., Fletcher A. B. Introduction to VLBI systems. Ch. 4: Very long baseline interferometry. Lecture notes for KVN students // URL: <http://www.ipa.nw.ru/smu/files/lib/kchap4.pdf>

N. E. Koltsov

Saint-Petersburg state electrotechnical university "LETI"

L. V. Fedotov, D. A. Marshalov, E. V. Nosov

Institute of applied astronomy of Russian academy of sciences (Saint-Petersburg)

Digital wideband signals conversion system for astronomical interferometers

The 8-channel digital wideband signals conversion system (WSCS) are considered. The system is intended for astronomical very long base radio interferometers. The channels bandwidth is up to 512 MHz. An output data stream is 16,384 Gbit / s from the whole system. WSCS provides increase sensitivity of the interferometer and accuracy of coordinate-time and angular measurements. The system can be used on a radio telescopes with both large and small (e.g. 13 m) diameter antennas.

Very long baseline radio interferometry, digital conversion of wideband signals, radio interferometer sensitivity

Статья поступила в редакцию 20 февраля 2014 г.

УДК 621.373.13: 621.375

Ю. М. Иншаков, У. Назафат

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"

А. В. Белов

Институт экспериментальной медицины АМН РФ (Санкт-Петербург)

Медицинский быстродействующий полупроводниковый термометр

Рассмотрено проектирование быстродействующего медицинского термометра для мониторинга вариации температуры выдыхаемого воздуха пациента. Представлена принципиальная схема разработанного медицинского термометра с использованием полупроводникового датчика и описан принцип ее работы. Приведены результаты температурного моделирования схемы термометра в программе MicroCap 9.

Полупроводниковый температурный датчик, вольт-амперная характеристика полупроводникового p-n-перехода, быстродействующий медицинский термометр

Важнейшие задачи современной медицины – своевременная диагностика и профилактика заболеваний. Одним из методов профилактики заболеваний является метод биологической обратной связи по кардиоритму, основанный на управлении частотой сердечных сокращений с помощью дыхания. Температура выдыхаемого человеком воздуха находится в узком диапазоне 26...36 °С. При проведении медико-биологических исследований пациента необходимо контролировать частоту и амплитуду его дыхательных движений [1]. Используемые при исследовании дыхания электроме-

нические датчики обычно доставляют неудобства пациентам из-за сложности крепления. Для замены электромеханических датчиков предлагается использовать бесконтактные быстродействующие медицинские термометры с температурными датчиками на основе полупроводниковых диодов в микромодульном исполнении, имеющие минимальный саморазогрев первичного преобразователя и высокую стабильность выходного сигнала.

При контроле вариации температуры выдыхаемого воздуха человека требуются термометры с высокой чувствительностью в узком диапазоне

температур и с малой тепловой постоянной времени, поскольку частота дыхания человека может достигать до 100 дыхательных циклов в минуту [1]. Другой важной задачей является контроль температуры поверхности тела человека. В этом случае требуются термометры с более высокой разрешающей способностью около $0.01\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Серийные полупроводниковые термометры имеют требуемый широкий диапазон контролируемых температур, однако ограниченную чувствительность около $10\text{ мВ}/^{\circ}\text{C}$, не обеспечивающую указанную разрешающую способность [2].

В настоящей статье представлен разработанный полупроводниковый термометр, использующий в качестве термочувствительного элемента p - n -переход. Использование p - n -перехода основано на том, что значения многих параметров полупроводниковых приборов зависят от температуры. Возможны различные схемотехнические реализации термометров в зависимости от конкретных требований – высокой чувствительности, быстродействия, требуемой линейности передаточных характеристик, взаимозаменяемости датчиков температур. Разрабатываемый термометр должен иметь следующие технические характеристики: тепловую постоянную времени датчика 20 мс ; диапазон контроля температуры ($26\dots 36\text{ }^{\circ}\text{C}$); разрешающую способность не хуже $0.01\text{ }^{\circ}\text{C}$.

На основании приведенных требований к разрабатываемому термометру целесообразно использовать в качестве температурных датчиков бескорпусные полупроводниковые диоды и транзисторы при их диодном включении. Информацию о температуре p - n -перехода диодов можно получать, анализируя следующие параметры:

- обратный ток p - n -перехода;
- прямое напряжение на диоде при питании его постоянным фиксированным током;
- ток диода при питании его постоянным фиксированным напряжением;
- разность прямых напряжений двух диодов при различных токах в статическом режиме;
- приращение напряжения одного диода при изменении прямого тока в динамическом режиме.

Термометры, в которых применялись температурные датчики с контролем обратного тока p - n -перехода, не нашли широкого применения из-за узкого диапазона измеряемых температур, плохой воспроизводимости и неидентичности характеристик диодов [3]–[5]. Термометры с контролем режима питания диодов постоянным током имеют достаточно высокую линейность передаточных

характеристик, но недостаточную крутизну преобразования температуры. Реализация термометров с температурными датчиками, в которых контролируется напряжение "запрещенной зоны", возможна только в интегральном исполнении.

Высокочувствительные термометры должны обеспечивать минимальный саморазогрев полупроводникового датчика температуры (первичного преобразователя), поэтому при их изготовлении необходимо использовать высококачественные малошумящие операционные усилители.

В настоящей статье рассмотрено проектирование медицинского термометра с температурным датчиком – диодом, питаемым фиксированным постоянным прямым напряжением. В этом случае обеспечивается высокая относительная крутизна преобразования температуры, в пять раз превосходящая крутизну при питании диода постоянным током.

Рассмотрим вольт-амперную характеристику (ВАХ) p - n -перехода полупроводникового диода, используемого в режиме фиксированного прямого напряжения. При токах, меньших 100 мкА , падение напряжения в слое базы можно не учитывать, что позволяет полагать ВАХ экспоненциальной [4], [5]:

$$I_d = I_0 \left[\exp(U_d/\phi_t) - 1 \right], \quad (1)$$

где I_d , U_d – ток и напряжение диодного датчика соответственно; I_0 – обратный (тепловой) ток; $\phi_t = kT/q$ – температурный потенциал, причем $k = 1.38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – постоянная Больцмана; T – абсолютная температура, К; $q = 1.6 \cdot 10^{-19}$ Кл – заряд электрона (при $T = 293\text{ К}$ ($20\text{ }^{\circ}\text{C}$) $\phi_t = 25.2\text{ мВ}$).

В выражении (1) параметры I_0 , ϕ_t зависят от температуры. Если ширина запрещенной зоны полупроводника $E_g \gg kT$, зависимость I_0 от температуры описывается формулой Шокли [3]:

$$I_0 = A_0 T^3 \exp(-E_g/\phi_t), \quad (2)$$

где A_0 – постоянная, зависящая от свойств полупроводникового диода.

Обычно для описания температурной зависимости E_g используют линейную аппроксимацию:

$$E_g = E_{g0} - \varepsilon_g T, \quad (3)$$

где E_{g0} – ширина запрещенной зоны при нулевой абсолютной температуре $T = 0\text{ К}$; ε_g – тем-

пературная чувствительность. При комнатной температуре 20 °C E_g (293 K) = 1.12 В.

С учетом формул для теплового тока (2) и ширины запрещенной зоны (3) выражение (1) для ВАХ примет вид

$$I_d = A_0 T^3 \exp\left(-\frac{E_{g0} - \epsilon_g T}{\Phi_t}\right) \left(\exp \frac{U_d}{\Phi_t} - 1\right). \quad (4)$$

С учетом, что $\exp(U_d/\Phi_t) \gg 1$, для температуры ниже 300 К получим

$$\ln(I_d/A_0) = [U_d/(E_{g0} - \epsilon_g T)](3 \ln T). \quad (5)$$

Для интервала температур от 290 до 310 К влияние температуры на множитель $\alpha = 3 \ln T$ достаточно мало ($\ln 290 = 5.669$; $\ln 310 = 5.736$). Следовательно, при изменении температуры в указанном диапазоне данный множитель в первом приближении можно считать постоянным. Тогда выражение (5) примет вид

$$\ln(I_d/A_0) \simeq \alpha U_d / (E_{g0} - \epsilon_g T). \quad (6)$$

Формула (6) отражает зависимость тока диода в логарифмическом масштабе от значений напряжения на диоде U_d и температуры $p-n$ -перехода диода. Решение уравнения (6) относительно температуры имеет вид

$$T \simeq E_{g0}/\epsilon_g - \alpha U_d / [\epsilon_g \ln(I_d/A_0)]. \quad (7)$$

Для иллюстрации полученных соотношений по формуле (5) рассчитано семейство ВАХ полупроводникового диода при прямом включении для различных температур $p-n$ -перехода (рис. 1). По этим характеристикам построена зависимость тока диода I_d от температуры $p-n$ -перехода при фиксированном напряжении $U_{д1}$.

Зависимость $I_d(T)$ нелинейна, что соответствует выражению (7). Указанную зависимость тока диода можно объяснить следующими физическими явлениями в $p-n$ -переходе. С увеличением температуры уменьшается контактная разность потенциалов $p-n$ -перехода, энергия основных носителей заряда возрастает, соответственно, растет

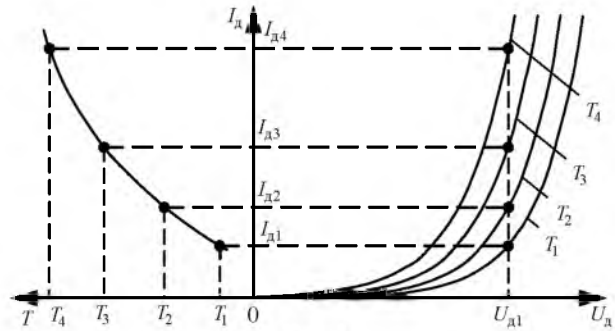


Рис. 1

диффузионная составляющая тока диода и прямой ток $I_d(T)$ увеличивается (см. рис. 1). При фиксированном напряжении $U_{д1}$ с увеличением температуры прямой ток диода растет, что соответствует выражению (4). Следовательно, прямая ветвь ВАХ диода с увеличением температуры смещается в сторону меньших напряжений (рис. 1), так как при этом уменьшается падение напряжения на полупроводниковых областях вне $p-n$ -перехода диода [3].

На основании проведенного анализа разработана принципиальная электрическая схема медицинского полупроводникового термометра с температурной постоянной времени несколько миллисекунд при использовании бескорпусного транзистора (chip transistor) в диодном включении. Термометр предназначен для контроля температуры выдыхаемого альвеолярного воздуха с целью получения оперативной информации в реальном времени о частоте и об амплитуде дыхания биологического объекта.

Структурная схема термометра приведена на рис. 2. Первичный преобразователь температуры выполнен на основе полупроводникового диода ПД, работающего при прямом включении в режиме постоянного напряжения $U_{пр}$. Напряжение $U_{пр}$ отрицательной полярности подается на диод от источника постоянного напряжения U_1 . Прямой ток диода I_d зависит от температуры T выдыхаемого альвеолярного воздуха. Преобразующее устройство блока "ток/напряжение" Т/Н преобразует ток диода I_d в выходное напряжение U , зависящее от температуры T .

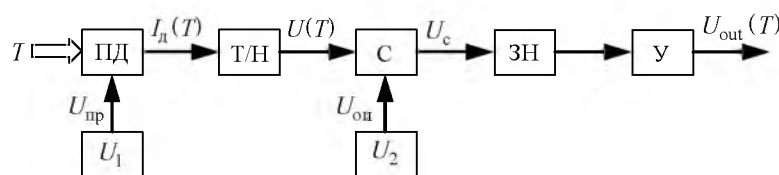


Рис. 2

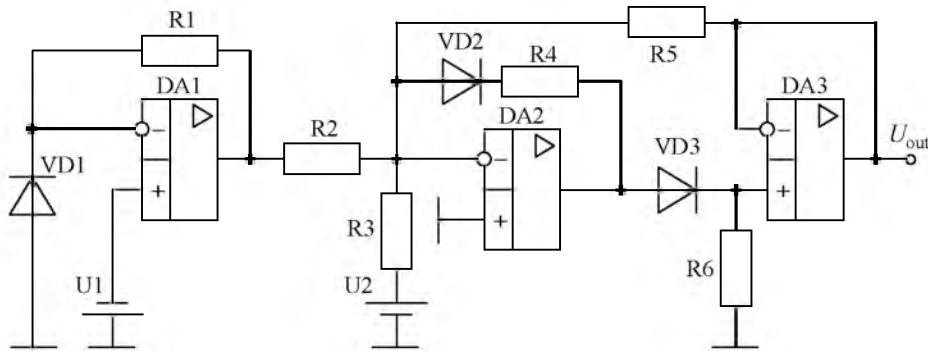


Рис. 3

Выходное напряжение $U(T)$ блока Т/Н отрицательной полярности и опорное напряжение $U_{оп}$ положительной полярности складываются сумматором С. Опорное напряжение $U_{оп}$ подается на сумматор от источника постоянного напряжения U_2 .

Блок "зона нечувствительности" ЗН обеспечивает нулевое выходное напряжение термометра U_{out} , если напряжение U на выходе блока Т/Н меньше опорного напряжения $U_{оп}$. При условии $|U| > |U_{оп}|$ сигнал с выхода блока ЗН через повторитель напряжения поступает на выход термометра.

Принципиальная схема термометра приведена на рис. 3. Диод VD1 подключен к инвертирующему входу операционного усилителя DA1. Отрицательный потенциал источника U_1 через "виртуальный ноль" DA1 прикладывается к катоду диода VD1 (относительно общего провода), обеспечивая открывание диода и прохождение через него прямого тока. Резистор R1 совместно с операционным усилителем DA1 преобразует ток диода $I_d(T)$, зависящий от температуры, в выходное напряжение $U(T)$. Сумматор С (см. рис. 2) собран на операционном усилителе DA2 и резисторах R2, R3. В состав блока ЗН входят диоды VD2, VD3, резисторы R4, R6. При условии $|U(T)| > |U_{оп}|$ сигнал с выхода блока ЗН через масштабирующий усилитель У поступает на выход термометра. Операционный усилитель DA3 с 100 %-й отрицательной обратной связью выполняет функцию повторителя напряжения. Резистор R5 в цепи отрицательной обратной связи операционных усилителей DA2 и DA3 задает требуемый коэффициент передачи термометра.

Моделирование работы схемы термометра (рис. 3) выполнено с помощью программы схемотехнического моделирования MicroCap 9 [6]. В модели в качестве диода VD1 применен бескорпусной двоярный транзистор типа 1НТ591, вклю-

ченный в диодном режиме. Тепловое сопротивление транзистора составило $5\text{ }^\circ\text{C}/\text{мВт}$. Переменной T_REL_LOCAL задавалась температура модели при фиксации температуры остальных элементов схемы. График зависимости выходного напряжения термометра U_{out} от температуры $t = T - 293\text{ К}$ в градусах Цельсия приведен на рис. 4. Температура порога ЗН задавалась на уровне $26\text{ }^\circ\text{C}$, а верхняя (предельная) граница температурного диапазона составила $36.2\text{ }^\circ\text{C}$ и ограничивалась максимальным выходным напряжением $U_{out} = 12.4\text{ В}$ операционного усилителя DA3. Крутизна выходной характеристики термометра составила $1.21\text{ В}/^\circ\text{C}$.

При постоянном напряжении на диоде $U_d = 335\text{ мВ}$ в диапазоне контролируемых температур ток диода изменялся в пределах от 5.97 до 9.55 мкА , а мощность, выделяемая на $p-n$ -переходе VD1, изменялась в пределах от 2 до 3.2 мкВт . Максимальный саморазогрев датчика составил $0.015\text{ }^\circ\text{C}$.

Результаты исследований схемы термометра подтверждают соответствие параметров техническому заданию. Таким образом, можно сделать вывод, что разработанный термометр характеризуется тепловой постоянной времени не более нескольких десятков миллисекунд, простотой схемотехнической реализации и может быть применен для систем мониторинга различных тепловых параметров организма человека.

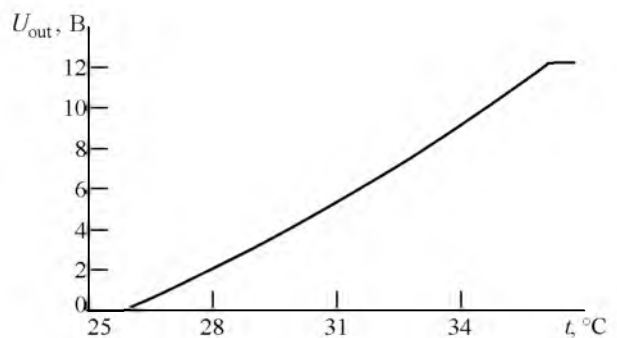


Рис. 4

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агарков С. Ф. Корреляция показателей кондиционирующей и газообменной функций дыхательного аппарата в норме и патологии / Укр. кардиол. журн. 1997. Вып. 2, № 3. С. 33–36.
2. Топильский В. Б. Схемотехника измерительных устройств. М.: Бином. Лабораторные знания, 2006. 232 с.
3. Кострин Д. К., Ухов А. А. Датчики телеметрических систем: лаб. практик. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ "ЛЭТИ", 2006. 64 с.
4. Гордон А. Н., Жагулло О. М., Иванова А. Г. Основы температурных измерений. М.: Энергоатомиздат, 1992. 145 с.
5. Кривоносов А. И. Полупроводниковые датчики температуры. М.: Энергия, 1974. 184 с.
6. Baumann P. Sensorschaltungen simulation mit PSPICE. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag GmbH, 2006. 188 s.

Y. M. Inshakov, U. Nazafat

Saint-Petersburg state electrotechnical university "LETI"

A. V. Belov

Institute of experimental medicine of the North-West Branch of RAMS (Saint-Petersburg)

Fast response semiconductor medical thermometer

Design of the fast response medical thermometer for monitor the temperature variations of exhaled breath air of the patient is discussed. The schematic diagram of the developed medical thermometer using a semiconductor temperature sensor is submitted and working principle of the circuit is described. Results of temperature modeling of the thermometer scheme are provided in the circuit simulation program MicroCap 9.

Semiconductor thermo-sensor, *p-n*-junction current-voltage characteristic, fast response medical thermometer

Статья поступила в редакцию 5 марта 2014 г.