

6. Майоров И.М., Белоусов Л.А., Мамиствалов В.Э., Жигулевцев А.В. Современные российские кардиостимуляторы. – ЗАО «КАРДИКС», 2008. 59 с.
7. Siegmund J.B., Wilson J.H., Lattner S.E., Granneman K. et al. Impedance of Pacemaker Leads: Correlation of Different Methods // Pacing and Clinical Electrophysiology. 1996. Vol. 19. № 1. PP. 90-94.
8. Scherer M., Ezziddin K., Klesius A., Skupin M. et al. Extension of generator longevity by use of high impedance ventricular leads // Pacing and Clinical Electrophysiology. 2001. Vol. 24. № 2. PP. 206-211.
9. Мюсиг Д., Хойзер Т., Хасанов И.Ш., Шальдах М. Электроды с фрактальной структурой поверхности: оптимизация свойств для электротерапии сердца // Progress in Biomedical Research. 2000. Т. 5. № 1. С. 7-19.
10. Wiegand U.K.H., Zhdanov A., Stammwitz E., Crozier I. et al. Electrophysiological performance of bipolar membrane-coated titanium nitrid electrode // Pacing and Clinical Electrophysiology. 1999. Vol. 22. № 6. PP. 935-941.
11. Антропов Л.И. Теоретическая электрохимия. – М.: Высшая школа, 1975. 560 с.
12. Программатор «Pacesetter APS II». Руководство пользователя. – М.: St. Jude Medical, 2001. 223 с.
13. Affinity. Dual-Chamber Pulse Generator. User's Manual. – Belgium: St. Jude Medical, 2002. P. 68.
14. CapSure SP Novus 5092. Техническое руководство. – Medtronic, 1997. 14 с.

Игорь Александрович Дубровский,
д-р техн. наук, профессор,
ведущий научный сотрудник,
кафедра «Электроника»,
Московский инженерно-физический институт,
г. Москва,
e-mail: igordubrov@yandex.ru

К.М. Лебединский, В.А. Мазурок, К.М. Матус

ПУЛЬСОВОЙ ОКСИМЕТР С ЛОГАРИФМИЧЕСКИМ ФОТОПРИЕМНИКОМ

Аннотация

В статье рассматриваются особенности работы пульсового оксиметра с логарифмическим фотоприемником. Показаны его преимущества. В качестве метода исследования использовано математическое моделирование при помощи программного обеспечения Mathcad. Приведены результаты медицинских испытаний.

Как известно, важным диагностическим и прогностическим показателем в анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии является степень насыщения циркулирующей крови кислородом, определяемая как коэффициент сатурации по формуле

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{THb},$$

где HbO_2 – концентрация оксигемоглобина; THb – общее содержание гемоглобина [1].

Для определения коэффициента сатурации неинвазивным методом применяются пульсовые оксиметры. Эффективность этих приборов настолько высока, что они вошли в перечень обязательного оборудования, содержащийся в любом виде анестезиологического пособия, в соответствии с принятыми в высокоразвитых странах «Стандартами интраоперационного мониторинга» [2].

Принцип действия всех известных в настоящее время пульсовых оксиметров основан на спектрометрии тканей пальца или мочки уха, которая осуществляется при помощи датчика, функциональная схема которого приведена на рис. 1 [3].

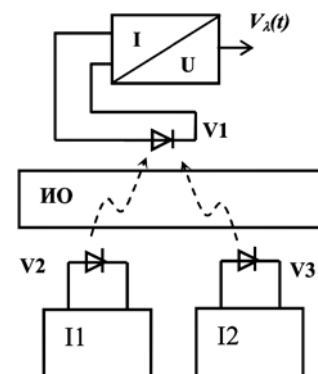


Рис. 1. Функциональная схема датчика

Источники токов I_1 и I_2 управляют поочередно интенсивностью излучений светодиодов V_2 красного света (λ_1) и V_3 инфракрасного (λ_2). Световые потоки, пройдя через исследуемый объект (ИО), возбуждают токи фотодиода V_1 , пропорциональные интенсивности принимаемых излучений на соответствующих длинах волн. Преобразователь ток напряжение преобразует токи фотодиода V_1 в соответствующие напряжения.

На основании закона Ламберта-Бэра напряжения на выходе датчика могут быть представлены в виде

$$V_{\lambda} = V_{0\lambda} \cdot \exp(-Q_{\lambda}) \cdot \exp-[CSA_{\lambda}^{HbO_2} d + C(1-S)A_{\lambda}^{Hb} d], \quad (1)$$

где Q_{λ} – коэффициент поглощения тканью излучения с длиной волны λ ; $V_{0\lambda}$ – напряжение на выходе преобразователя ток-напряжение при отсутствии ткани и крови на длине волны λ ; $A_{\lambda}^{HbO_2}$ – коэффициент экстинкции оксигемоглобина на длине волны λ ; A_{λ}^{Hb} – коэффициент экстинкции восстановленного гемоглобина (Hb) на длине волны λ ; C – концентрация Hb в крови; S – относительное содержание HbO₂ в общем его количестве; d – толщина слоя крови [3].

При пульсации крови происходит микрорасширение прекапилляров, что эквивалентно увеличению d в выражении (1) [3].

В [3] также показано, что решение уравнения (1) для красного λ_1 и инфракрасного λ_2 излучений позволяет найти коэффициент сатурации в виде

$$S = \frac{A_{\lambda_1}^{Hb} - \alpha A_{\lambda_2}^{Hb}}{\alpha(A_{\lambda_2}^{HbO_2} - A_{\lambda_2}^{Hb}) + A_{\lambda_1}^{Hb} - A_{\lambda_1}^{HbO_2}}, \quad (2)$$

где

$$\alpha = \frac{\ln(1 + \frac{\Delta V_{\lambda_1}}{V_{\min \lambda_1}})}{\ln(1 + \frac{\Delta V_{\lambda_2}}{V_{\min \lambda_2}})}; \quad (3)$$

$\Delta V_{\lambda} = V_{\max \lambda} - V_{\min \lambda}$ – двойная амплитуда пульсовой волны; $V_{\max \lambda}$, $V_{\min \lambda}$ – максимальное и минимальное значения напряжений на выходе датчика на длине волны λ .

Разложение числителя и знаменателя выражения (3) в степенной ряд и учет в связи с малостью $\Delta V_{\lambda} / V_{\min \lambda}$ ($\Delta V_{\lambda} / V_{\min \lambda}$ лежат в пределах 0,0125...0,1) только первого члена ряда позволяют получить упрощенное выражение для вычисления α

$$\alpha = \frac{\frac{\Delta V_{\lambda_1}}{V_{\min \lambda_1}}}{\frac{\Delta V_{\lambda_2}}{V_{\min \lambda_2}}}, \quad (4)$$

при этом максимальная ошибка вычисления S составляет 0,98 %.

С учетом двух членов ряда разложения числителя и знаменателя (3) выражение для вычисления α имеет вид

$$\alpha = \frac{\frac{\Delta V_{\lambda_1}}{V_{\min \lambda_1}} - \frac{1}{2} \left(\frac{\Delta V_{\lambda_1}}{V_{\min \lambda_1}} \right)^2}{\frac{\Delta V_{\lambda_2}}{V_{\min \lambda_2}} - \frac{1}{2} \left(\frac{\Delta V_{\lambda_2}}{V_{\min \lambda_2}} \right)^2}, \quad (5)$$

в данном случае максимальная ошибка вычисления S составляет 0,095 %.

Найдем динамический диапазон сигналов на выходе датчика при четырехкратном изменении поглощения излучения неп пульсирующей тканью. Для этой цели, с учетом того, что в большинстве пульсовых оксиметров $\lambda_1 = 650$ нм и $\lambda_2 = 940$ нм, примем следующие условия:

$$S = 1; C = 1; A_{\lambda_1}^{HbO_2} = 0,118; A_{\lambda_1}^{Hb} = 0,872; A_{\lambda_2}^{HbO_2} = 0,3; A_{\lambda_2}^{Hb} = 0,16; V_0 = 1, \quad (6)$$

а колебание толщины слоя пульсирующей крови $d(t)$ в выражении (1) представим гармонической функцией в виде

$$d(t) = D \left[1 + \frac{d \cdot \varphi(t)}{D} \right] = D \left[1 + \frac{d \cdot \sin(2\pi f t)}{D} \right], \quad (7)$$

где $f = 1$ Гц – частота пульсаций крови; $D = 10$ – толщина слоя крови при отсутствии пульсаций; $d = 1$ – толщина пульсирующего слоя крови.

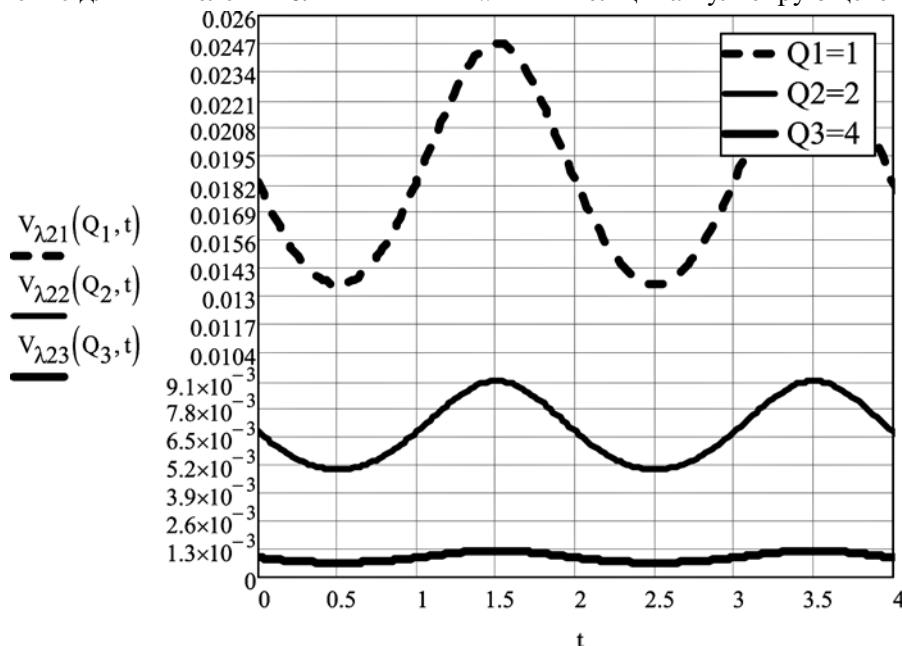


Рис. 2. Графики выходных сигналов датчика в инфракрасном канале при изменении коэффициента поглощения излучения неп пульсирующей тканью от 1 до 4

После подстановки выражения (7) в выражение (1) получим следующее выражение для одного из выходных напряжений датчика (например, в канале инфракрасного излучения):

$$V_{\lambda_2}(Q, t) = V_0 \cdot \exp(-Q) \cdot \exp\{-DCSA_{\lambda_2}^{HbO_2} \times [1 + \frac{d \cdot \sin(2\pi ft)}{D}] + DC(1-S)A_{\lambda_2}^{Hb} [1 + \frac{d \cdot \sin(2\pi ft)}{D}]\}. \quad (8)$$

Подставив в выражение (8) значения Q , равные 1, 2 и 4, получим выражения, описывающие сигналы на выходе датчика при принятых условиях (6), которые в графическом виде представлены на рис. 2.

Как следует из приведенного рисунка, выходной сигнал датчика имеет постоянную и переменную составляющие. Переменная составляющая повторяет гармоническую форму входного воздействия, на ней заметны искажения, а динамический диапазон выходных сигналов составляет приблизительно 18. При изменении коэффициента перфузии (d/D) динамический диапазон выходных сигналов датчика будет еще большим.

Рассмотрим теперь влияние засветки на точность измерения коэффициента сатурации. Для этой цели представим ее воздействие на выходные сигналы датчика в виде

$$V_L(t) = V_1 \cdot \sin\left(\frac{\pi ft}{8}\right)^5. \quad (9)$$

Подставив выражение (9) в выражение (8), с учетом выражения (6), получим

$$V_{\lambda}(t) = V_1 \cdot \sin\left(\frac{\pi ft}{8}\right)^5 + V_0 \cdot \exp(-Q) \cdot \exp\{-DCSA_{\lambda}^{HbO_2} \left[1 + \frac{d \cdot \sin(2\pi ft)}{D}\right] + DC(1-S)A_{\lambda}^{Hb} \left[1 + \frac{d \cdot \sin(2\pi ft)}{D}\right]\}. \quad (10)$$

Представим выражение (10) в виде четырех дискретных сигналов от аргумента $k = 0, 1, \dots, 512$: для λ_1 – при $V_1 = 0$ (отсутствие засветки); для λ_2 – при $V_1 = 0$; для λ_1 – при $V_1 = 0,1$ (амплитуда помехи от засветки примерно равна амплитуде полезного сигнала) и для λ_2 – при $V_1 = 0,1$.

Для оценки значений α по формуле (4) вычислим быстрые преобразования Фурье (FFT) четырех дискретных сигналов:

$$X_{\lambda k} = FFT[V_{\lambda}(k)].$$

Найдем теперь отношения переменных и постоянных составляющих β_1 и β_2 , а также β_3 и β_4 для случаев $V_1 = 0$ (отсутствие засветки) и $V_1 = 0,1$ (засветка с амплитудой, приблизительно равной уровню суммарного полезного сигнала в красном и инфракрасном каналах) соответственно по формулам

$$\beta_1 = \frac{\sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 1k}|)^2 - (|X_{\lambda 10}|)^2}}{|X_{\lambda 10}|} = 0,059;$$

$$\beta_2 = \frac{\sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 2k}|)^2 - (|X_{\lambda 20}|)^2}}{|X_{\lambda 20}|} = 0,149;$$

$$\beta_3 = \frac{\sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 1k}|)^2 - (|X_{\lambda 10}|)^2}}{|X_{\lambda 10}|} = 0,134;$$

$$\beta_4 = \frac{\sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 2k}|)^2 - (|X_{\lambda 20}|)^2}}{|X_{\lambda 20}|} = 0,226,$$

где $X_{\lambda 1k} / X_{\lambda 2k}$ – спектральные составляющие с номером k выходных сигналов датчика в красном/инфракрасном каналах.

На основании выражения (4) вычислим значения α

$$\alpha_1 = \frac{\beta_1}{\beta_2} = 0,396 \quad \text{и} \quad \alpha_2 = \frac{\beta_3}{\beta_4} = 0,593,$$

а также значения коэффициентов сатурации по формуле (3):

$$S_1 = 0,999 \quad (\text{с погрешностью } 0,1 \% \text{ равно заданному});$$

$$S_2 = 0,924 \quad (\text{меньше заданного на } 7,6 \%).$$

Проведенный анализ показывает, что засветка с уровнем, равным полезному сигналу, увеличивает погрешность измерения коэффициента сатурации более чем на 7%, что в 3,5 раза превышает допустимое значение ($\pm 2\%$).

Рассмотренный алгоритм, в соответствии с которым работают все известные в настоящее время пульсовые оксиметры [1]-[3], имеет следующие недостатки:

- 1) вычисление S осуществляется по приближенной формуле (2) с учетом формулы (4) или (5);
- 2) вычисление S является относительно громоздким вычислительным процессом, требующим значительных вычислительных ресурсов;
- 3) выходные сигналы датчика имеют широкий динамический диапазон, поэтому каналы преобразования сигналов современных пульсовых оксиметров охвачены глубокой отрицательной обратной связью, обеспечивающей постоянство сигналов на входе аналого-цифрового преобразователя (АЦП), что увеличивает время переходных процессов после воздействия артефактов;
- 4) прибор имеет высокую чувствительность к засветке, что требует дополнительных средств, обеспечивающих ее эффективное подавление.

Выявленные недостатки пульсового оксиметра связаны с тем, что в нем применен линейный к интенсивности светового потока преобразователь, чем вызван экспоненциальный характер напряжений на выходе датчика и логарифмическая зависимость (3) для точного значения α .

Рассмотрим работу пульсового оксиметра с использованием логарифмического усилителя, подключенного к фотодиоду (рис. 3) [5].

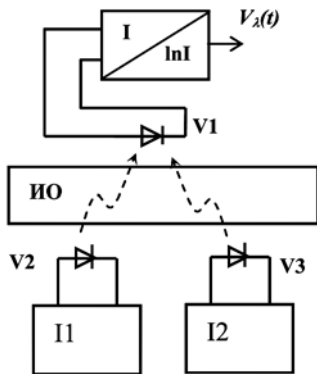


Рис. 3. Функциональная схема датчика с логарифмическим фотоприемником

Прологарифмировав выражение (8), получим выражение для выходных сигналов логарифмического фотоприемника:

$$V_{\lambda \ln}(t) = \ln V_0 - Q - DC S A_{\lambda}^{HbO_2} - DC(1-S)A_{\lambda}^{Hb} - CSA_{\lambda}^{HbO_2} d \cdot \sin(2\pi ft) - C(1-S)A_{\lambda}^{Hb} d \cdot \sin(2\pi ft). \quad (11)$$

Первые четыре члена выражения (11) соответствуют постоянной составляющей сигнала на выходе датчика, а два последних – пульсирующей. Тогда, обозначив $\varphi(t) = \sin(2\pi ft)$, запишем выражения для переменных составляющих красного и инфракрасного сигналов на выходе датчика:

$$\Delta V_{\lambda 1}(t) = -CSA_{\lambda 1}^{HbO_2} d \cdot \varphi(t) - C(1-S)A_{\lambda 1}^{Hb} d \cdot \varphi(t); \quad (12)$$

$$\Delta V_{\lambda 2}(t) = -CSA_{\lambda 2}^{HbO_2} d \cdot \varphi(t) - C(1-S)A_{\lambda 2}^{Hb} d \cdot \varphi(t). \quad (13)$$

Разделив выражение (12) на выражение (13) и решив уравнение относительно S , получим

$$S = \frac{A_{\lambda 1}^{Hb} - \alpha A_{\lambda 2}^{Hb}}{\alpha(A_{\lambda 2}^{HbO_2} - A_{\lambda 2}^{Hb}) + A_{\lambda 1}^{Hb} - A_{\lambda 1}^{HbO_2}}, \quad (14)$$

где

$$\alpha = \frac{\Delta V_{\lambda 1}}{\Delta V_{\lambda 2}}, \quad (15)$$

а $\Delta V_{\lambda 1}$ и $\Delta V_{\lambda 2}$ – амплитуды переменных составляющих красного и инфракрасного сигналов на выходе логарифмического фотоприемника.

Из выражений (14 и 15) следует:

1. Для вычисления S не требуется измерения постоянных составляющих, что упрощает схему пульсового оксиметра и снижает требования к вычислительным ресурсам.

2. Вычисление S осуществляется по точной формуле, в результате снижается погрешность измерения коэффициента сатурации.

3. Постоянная составляющая выходного сигнала логарифмического фотоприемника, связанная с толщиной не содержащих пульсирующей крови тканей, а также с артефактами, вызванными двигательной активностью [второй член выражения (11)], является натуральным логарифмом от той же составляющей линейного фотоприемника, поэтому динамический диапазон сигналов на входном усилителе пульсового оксиметра, реализующего алгоритм (11), значительно меньше, чем у пульсового оксиметра с датчиком, представленным на рис. 1, следовательно, снижается чувствительность к артефактам и конституционным особенностям обследуемого.

4. Амплитуды переменных составляющих красного и инфракрасного сигналов на выходах датчика зависят только от объема пульсирующей крови и коэффициента сатурации и не зависят от степени

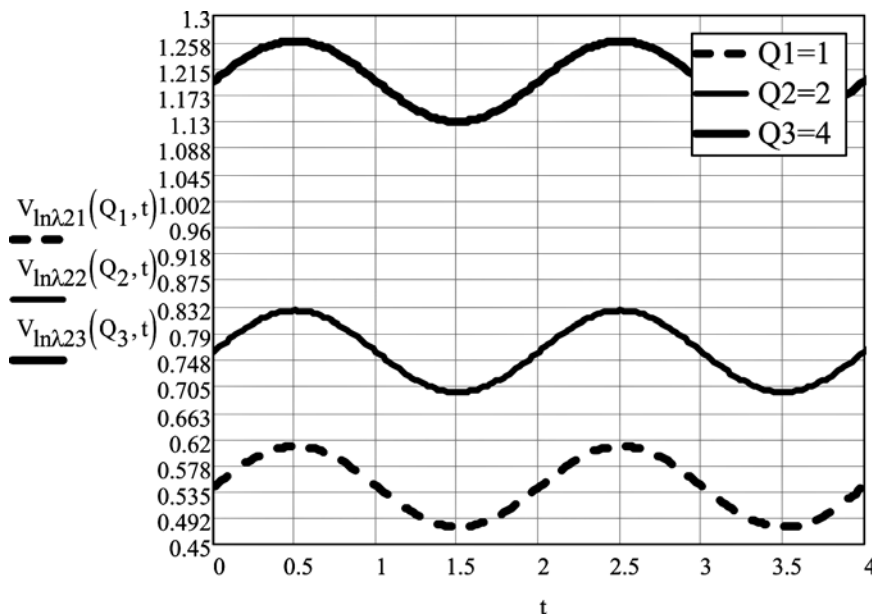


Рис. 4. Графики выходных сигналов датчика с логарифмическим фотоприемником в инфракрасном канале при изменении коэффициента поглощения излучения неппульсирующей тканью от 1 до 4

поглощения света и толщины неподвижных тканей, поэтому динамический диапазон преобразуемых в цифровые аналоговых сигналов на несколько порядков меньше, чем у пульсового оксиметра с линейным фотоприемником, следовательно, в приборе с логарифмическим фотоприемником не требуются обратные связи, стабилизирующие для повышения точности вычисления коэффициента сатурации амплитуды соответствующих сигналов, что в результате позволяет упростить устройство в целом.

Подставив в выражение (11) значения Q , равные 1, 2 и 4, получим выражения, описывающие сигналы на выходе датчика при принятых условиях (6), которые в графическом виде представлены на рис. 4.

В отличие от выходных сигналов датчика с линейным фотоприемником (рис. 2) амплитуды переменных составляющих тех же сигналов после логарифмирования постоянны. Изменяются только постоянные составляющие, которые не влияют на вычисление коэффициента сатурации. Следовательно, в данном случае затухание неподвижных тканей не сказывается на точности работы прибора.

Рассмотрим влияние засветки на работу пульсового оксиметра с логарифмическим фотоприемником. Для этого прологарифмируем выражение (10) и представим полученное выражение в виде четырех дискретных сигналов от аргумента $k = 0, 1, \dots, 512$: для λ_1 – при $V_1 = 0$; для λ_2 – при $V_1 = 0$; для λ_1 – при $V_1 = 0,1$ и для λ_2 – при $V_1 = 0,1$.

Для оценки значений α по формуле (15) вычислим быстрые преобразования Фурье (FFT) четырех дискретных сигналов:

$$X_{\lambda k} = FFT[V_{\lambda}(k)].$$

Найдем теперь амплитуды переменных составляющих β_1 и β_2 , а также β_3 и β_4 для случаев $V_1 = 0$ (отсутствие засветки) и $V_1 = 0,1$ (засветка с амплитудой, приблизительно равной уровню суммарного полезного сигнала в красном и инфракрасном каналах) соответственно по формулам

$$\beta_1 = \sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 1k}|)^2 - (|X_{\lambda 10}|)^2} = 0,026;$$

$$\beta_2 = \sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 2k}|)^2 - (|X_{\lambda 20}|)^2} = 0,065;$$

$$\beta_3 = \sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 1k}|)^2 - (|X_{\lambda 10}|)^2} = 0,061;$$

$$\beta_4 = \sqrt{\sum_{k=0}^{256} (|X_{\lambda 2k}|)^2 - (|X_{\lambda 20}|)^2} = 0,113,$$

где $X_{\lambda 1k} / X_{\lambda 2k}$ – спектральные составляющие с номером k выходных сигналов датчика в красном/инфракрасном каналах. На основании выражения (15) вычислим значения α

$$\alpha_1 = \frac{\beta_1}{\beta_2} = 0,396 \quad \text{и} \quad \alpha_2 = \frac{\beta_3}{\beta_4} = 0,54,$$

а также значения коэффициентов сатурации по формуле (14):

$$S_1 = 1 \text{ (равное заданному);}$$

$$S_2 = 0,943 \text{ (меньше заданного на 5,7 \%).}$$

Из сравнения полученных результатов с предыдущими следует:

- при отсутствии помех от засветки измерение коэффициента сатурации при помощи датчика с логарифмическим фотоприемником в отличие от линейного осуществляется по точной формуле, а не по приближенной;
- влияние засветки на погрешность измерения коэффициента сатурации пульсовым оксиметром с логарифмическим датчиком приблизительно в 1,3 раза меньше, чем с линейным.

Схема пульсового оксиметра, реализующего алгоритм (11), представлена на рис. 5.

Возбуждаемые поочередно по сигналам управления, вырабатываемым микропроцессором (МП), источники токов I_1 и I_2 формируют пооче-

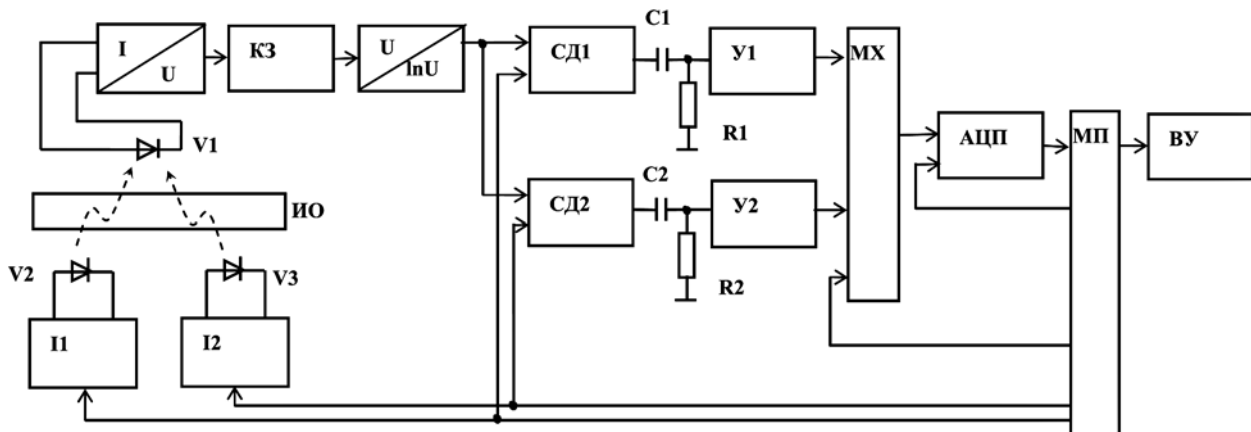


Рис. 5. Функциональная схема пульсового оксиметра с логарифмическим фотоприемником

редно световые потоки светодиодов V2 и V3 красного с длиной волны λ_1 и инфракрасного с длиной волны λ_2 излучения, которые, пройдя через исследуемый объект (ИО), вызывают ток в цепи фотодиода V3, пропорциональный в каждый момент времени интенсивности его облучения. Ток фотодиода преобразуется в импульсы напряжений, пропорциональные интенсивности прошедших через ИО излучений красного и инфракрасного каналов. Далее импульсные сигналы датчика поступают на компенсатор засветки (КЗ) и затем логарифмируются усилителем У1. Выходные сигналы У1 поступают на входы синхронных детекторов СД1 и СД2, которые синхронизируются импульсами сигналов управления, возбуждающих генераторы тока I1 и I2 соответственно. Таким образом, на выходе СД1 формируется сигнал, пропорциональный натуральному логарифму светового потока, прошедшего через исследуемый объект, красного излучения $V_{\lambda_1}(t) = V_{\lambda_1} + \Delta V_{\lambda_1}\varphi(t)$, а на выходе СД2 – инфракрасного излучения $V_{\lambda_2}(t) = V_{\lambda_2} + \Delta V_{\lambda_2}\varphi(t)$. Выделенные разделительными цепочками R1C1 и R2C2 и усиленные усилителями У2 и У3 переменные составляющие $\Delta V_{\lambda_1}\varphi(t)$ и $\Delta V_{\lambda_2}\varphi(t)$ поступают на первый и второй входы мультимплексора (МХ), синхронизируемого сигналом управления со второго выхода МП. Далее сигналы красного и инфракрасного каналов преобразуются при помощи аналого-цифрового преобразователя (АЦП) в последовательности цифровых отсчетов, которые вводятся по шине данных в МП. В МП вычисляется а в соответствии с выражением (15), а затем S – в соответствии с выражением (14). При помощи соединенного с МП по шине ввода-вывода внешнего устройства (ВУ) обеспечиваются установка режимов работы пульсового оксиметра и индикация измеряемых параметров.

Изготовленный на предприятии ЗАО «МИКАРД-ЛАНА» по схеме, приведенной на рис. 5, опытный образец пульсового оксиметра в составе монитора гемодинамики операционного МГО-01 «Оперпульс» прошел медицинские испытания на кафедре анестезиологии и реаниматологии им. В.Л. Ваневского СПб МАПО. Испытания проводились во время общей анестезии (ингаляционной и внутривенной), а также в палате интенсивной терапии суммарно у 53 пациентов. Показания испытываемого пульсового оксиметра сравнивались с показаниями соответствующего канала монитора «Infinity Delta» («Drager»).

В 42 % случаев показатели SpO₂ на обоих пульсоксиметрах полностью совпали, в 37 % – испытываемый прибор (ЗАО «МИКАРД-ЛАНА») за-

низжал показатели SpO₂ на 1 %, в 21 % – напротив, превышал на 1 % по сравнению с монитором. Время восстановления фотоплетизмограммы на дисплее испытываемого пульсового оксиметра с момента установки датчика на палец пациента составило 5 с. Время восстановления фотоплетизмограммы на дисплее монитора «Infinity Delta» составило 14 с.

Таким образом, с клинической точки зрения, пульсоксиметр, изготовленный ЗАО «МИКАРД-ЛАНА», с одной стороны, обеспечивает достаточно высокую точность измерений, а с другой – имеет преимущество более быстрого формирования показаний уровня оксигенированного гемоглобина (SpO₂) после установки датчика.

Работа выполнялась при финансовой поддержке Федерального агентства по науке и инновациям (госконтракт от 10.0309 г. № 02.522.11.2020).

Список литературы:

1. Стерлин Ю.Г. Специфические проблемы разработки пульсовых оксиметров // Медицинская техника. 1993. № 6. С. 26-28.
2. Шитиков И.И., Флеров Е.В., Арсеньев С.Б. Сравнительное исследование пяти пульсовых оксиметров // Медицинская техника. 1993. № 1. С. 21-24.
3. Орлов А.С. Определение степени насыщения циркулирующей крови кислородом по амплитуде пульсовой волны // Медицинская техника. 1992. № 5. С. 16-17.
4. Карпов А.В., Баркан М.В. Основные этапы развития фотооксиметрии // Медицинская техника. 1993. № 1. С. 5-10.
5. Матус К.М. Пульсовой оксиметр / Патент на изобретение № 2152030 27.06.2000. Бюл. № 18.

*Константин Михайлович Лебединский,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой,
Вадим Альбертович Мазурок,
канд. мед. наук, доцент,
кафедра анестезиологии и
реаниматологии им. В.Л. Ваневского,
СПб МАПО,
Константин Михайлович Матус,
канд. техн. наук,
гл. специалист по медицинской технике,
ОАО «Концерн «Гранит-Электрон»
г. Санкт-Петербург,
e-mail: c_lebedinsky@mail.ru*

* * * * *