

И.А. Дубровский

МОДЕЛЬ ИМПЕДАНСА КАРДИАЛЬНОГО ЭЛЕКТРОДА

Аннотация

Измерение импеданса электрода телеметрическим блоком электрокардиостимулятора (ЭКС) позволяет диагностировать повреждение проводника и/или изоляции электрода, а также прогнозировать срок службы имплантированного ЭКС. Однако в разных моделях ЭКС используются разные методы измерения импеданса. Предложена процедура физического и математического моделирования, позволяющая сравнить импедансы *in vivo* по результатам измерений импедансов *in vitro*. На физической модели определены значения активного сопротивления и поляризационных емкости и сопротивления. На математической модели импеданса программой Orcad Capture выполнено сравнение различных определений импеданса. Показано, что для электродов без избыточной поляризации различие между методами измерения импеданса телеметрическими блоками ЭКС не превышает заявленной погрешности измерений 20 %. Для сравнительной оценки качества новых и апробированных в клиниках моделей электродов предложен метод измерения и расчёта значений импедансов *in vitro* с погрешностью не более 3 %.

Электрическая стимуляция сердца с помощью имплантированного электрокардиостимулятора (ЭКС) осуществляется через кардиальный электрод. При контакте головки электрода с тканью сердца возникает двойной электрический слой, общепринятая эквивалентная схема которого показана на рис. 1а, состоящий из емкости C_p и сопротивления R_T , отражающих поляризацию головки, и сопротивления ткани сердца R_n [1]. Сопротивление этой цепи принято называть импедансом Z ¹⁾. Измерение импеданса телеметрическим блоком ЭКС позволяет диагностировать повреждение проводника и/или изоляции электрода, а также прогнозировать срок службы имплантированного ЭКС.

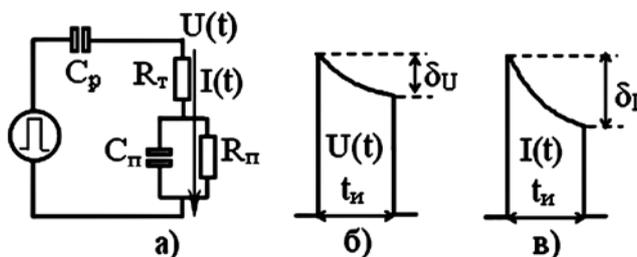


Рис. 1. Импеданс (а), форма импульса напряжения (б) и тока (в)

Электрод подключается к выходному каскаду ЭКС через разделительный конденсатор C_p . При подаче на электрод импульса напряжения $U(t)$ ток через электрод $I(t)$ уменьшается из-за заряда конденсатора C_p (рис. 1б) и поляризационной емкости C_n (рис. 1в). Обе причины приводят к потерям заряда $Q = \int I(t)dt$, поступающего через контакт в сердце в течение длительности импульса t_n . Потери заряда приводят к необходимости увеличивать амплитуду импульса напряжения U , что сокращает срок службы ЭКС. Потери в разделительном конденсаторе неизбежны из-за ограничений сверху значения емкости C_p [2]. Потери в поляризационной

емкости C_n можно сократить посредством выбора материала и технологии покрытия контактной головки электрода [3].

Результаты клинического применения зарубежных электродов публикуются в печати регулярно [4], [5]. Результаты применения отечественных электродов практически отсутствуют, хотя новые отечественные ЭКС позволяют среди прочих параметров стимуляции измерять импеданс электрода [6]. Цель работы – восполнить недостаток клинической информации (*in vivo*) сравнением импедансов электродов *in vitro*.

В руководствах к ЭКС математическое (метод вычисления) или метрологическое (метод измерения) определения импеданса отсутствуют. Судя по данным работы [7], в большинстве случаев в блоках телеметрии ЭКС измеряется спад импульса напряжения δ_U (рис. 1б), через который вычисляется импеданс Z в предположении, что Z является активным сопротивлением. При этом в одних моделях ЭКС спад δ_U предполагается линейным и тогда

$$Z_1 = t_n / (C_p \delta_U), \quad (1)$$

в других моделях ЭКС спад δ_U предполагается экспоненциальным и тогда

$$Z_2 = t_n / (C_p \ln(1 - \delta_U)^{-1}), \quad (2)$$

а иногда импеданс измеряется по выборке тока $I(0)$ длительностью несколько микросекунд на переднем фронте импульса напряжения $U(0)$ и тогда, очевидно,

$$Z_3 = U(0) / I(0) = R_T. \quad (3)$$

В работе [7] представлены результаты измерения импеданса у 67 пациентов тремя моделями тес-

¹⁾ Электрический импеданс – устаревшее название полного сопротивления электрической цепи; в медицинской и технической литературе по кардиостимуляции «импеданс» является общепринятым термином.

Модели и параметры электродов

№ п/п	Модель	Производитель	Материал	S, мм ²	R _T , кОм	Z ₄ , кОм
1-5	ПЭЭД-Э	«СКБ МЭТ», Украина	Ti	7	0,57...0,67	0,63...0,75
6	МОЭЛ	«Кардиоэлектроника», Россия	TiN	3,5	0,71	0,90
7	CapSure 5024	«Medtronic», США	Pt	5,8	0,61	0,64
8	TIR 60-UP	«Biotronik», Германия	Ti + Ir	6	0,62	0,66
9	E 1450 T	«St. Jude Medical», США	TiN	3,5	0,69	0,77

теров операционного контроля и телеметрически-ми блоками пяти моделей ЭКС. Показано, что расхождения в измеренных значениях Z составляют от 18 до 34 % при погрешности измерений $\epsilon_{\text{экс}} \approx 20$ %. Эти расхождения зависят от влияния физиологических факторов при измерениях *in vivo*, разных значений разделительного конденсатора C_p в разных моделях ЭКС, разных определений импеданса (1)-(3) и от степени поляризации самих контактов электродов. Очевидно, указанные причины затрудняют сравнение поляризационных характеристик электродов. Предлагается процедура физического и математического моделирования, позволяющая сравнить определения (1)-(3) по результатам измерения *in vitro*.

На этапе физического моделирования использовалась ванна размерами 13 × 13 × 3 см, наполненная водой в количестве 200 мл и физраствором в количестве 40 мл (раствор натрия хлорида изотонического 0,9 %). Степень разведения раствора обоснована в работе [1]. Головки исследуемых электродов располагались на дне в центре ванны. Индифферентный электрод из титана размером 4 × 3 см (материал корпуса ЭКС) крепился к боковой стенке ванны. Площадь контакта в растворе составляла S_к = 5,6 см² и существенно превышала площадь головки электродов (табл. 1). На электроды от специального формирователя подавались прямоугольные импульсы напряжения амплитудой U = 4 В, длительностью t_и = 0,5 мс и периодом следования T = 400 мс. Указанные значения U и t_и наиболее часто устанавливаются в ЭКС при измерении импеданса [6], [7], значение T выбиралось для удобства измерения на осциллографе. Чтобы на результаты измерений не влиял спад импульса напряжения δ_U , различный в моделях ЭКС разных производителей, было выбрано C_p = 100 мкФ, так что $\delta_U < 1$ %.

Через токосъемный резистор сопротивлением R = 10 Ом ± 0,5 % в точках t = 0, t = 0,25 и t = 0,5 мс измерялись амплитуды протекающего через головку электрода тока I(t). Калибровка формирователя осуществлялась на активном резисторе 500 Ом ± 0,5 %. Измерения выполнялись осциллографом GOS-620 («Good Will Instruments»). Методическая (токосъемный резистор) и инструментальная (считывание с экрана) погрешности измерения не превышали каждая 2 %, так что суммарная погрешность не превышала $\epsilon_{\text{изм.}} = 3$ %.

Введем наиболее естественное определение импеданса через заряд Q. Для этого аппроксимируем

измеренные значения тока I(t) полиномом 2-го порядка (опция «линия тренда» в Excel), вычислим по уравнению полинома заряд Q(t_и) = ∫I(t)dt, средний ток I_{ср.} = Q(t_и) / t_и и импеданс

$$Z_4 = U / I_{\text{ср.}}, \quad (4)$$

который и примем за эталон сравнения.

Модели и результаты измерения параметров некоторых исследованных электродов представлены в табл. 1. Материал поверхности головки электрода и его площадь S заимствованы из паспортов электродов. Модель ПЭЭД-Э представлена пятью экспериментальными образцами. Параметры биполярных электродов «CapSure 5024» и E 1450 T измерялись в монополярном режиме.

Прежде всего отметим, что измеренные *in vitro* значения Z₄ зарубежных электродов достаточно близки к значениям импедансов *in vivo*. Например, у модели «CapSure 5024» измерено Z₃ = R_T ≈ 0,6 кОм [8], у модели «TIR 60-UP» измерено Z₃ = R_T ≈ 0,5 кОм [9], у модели E 1450 T измерено Z₂ ≈ 0,6 кОм [10]. Таким образом, для импедансов Z₃ и Z₄ результаты *in vivo* и *in vitro* являются сопоставимыми. Для сравнения импедансов Z₁ и Z₂ определим элементы C_п, R_п (рис. 1а).

Таблица 2

Параметры импеданса

№ п/п	R _T , кОм	C _п , мкФ	R _п , кОм	ε, %
1	0,57	6,2	5,7	-1,6
2	0,61	3,8	6,1	-2,6
3	0,63	5,8	6,3	-0,5
4	0,63	4,7	6,3	-0,8
5	0,67	4,5	6,7	-0,6
6	0,71	2,3	7,1	-7,6
7	0,61	9,5	6,1	1,2
8	0,62	8,4	6,2	0,3
9	0,69	4,7	6,9	-1,2

Аппроксимируем измеренные в трех точках значения тока I(t) экспонентой (опция «линия тренда» в Excel). Строго говоря, эта процедура не вполне корректна, т. к. поляризационные элементы C_п, R_п являются нелинейными и нестационарными [1], [11]. Но поскольку оценки (1) и (2) являются усредненными во времени, можно ожидать, что погрешность

аппроксимации будет незначительной. По условиям измерения на физической модели постоянная экспоненты $\tau = C_p R_T R_{II} / (R_T + R_{II})$. Известно, что значение $R_{II} \gg R_T$ [1]. Примем для единообразия $R_{II} = 10R_T$, тогда $C_p = 1,1\tau/R_T$. Результаты расчетов представлены в табл. 2, номера электродов соответствуют моделям из табл. 1.

Математическое моделирование выполнено программой Orcad Capture 9.2 («Cadence Design System»). Сначала в схеме рис. 1, а при $C_p = 100$ мкФ по параметрам из табл. 2 рассчитывали ток $I(t)$, заряд $Q(t_{II})$ и импеданс модели Z_M по определению (4). Расхождения $\epsilon = (Z_4 - Z_M) / Z_4$ между значениями Z_4 и Z_M указаны в последней колонке табл. 2. Как видно, при замене нелинейной и нестационарной физической модели на линейную и стационарную математическую модель для электродов № 3, 4, 5, 8 расхождение $\epsilon < \epsilon_{изм.} / 3$, для электродов № 1, 7, 9 расхождение $\epsilon < \epsilon_{изм.}$, для электрода № 2 расхождение $\epsilon \approx \epsilon_{изм.}$ и для электрода № 6 расхождение $\epsilon > \epsilon_{изм.}$.

Причиной заметных значений ϵ у двух последних электродов является их чрезмерная поляризация, что иллюстрируется диаграммой на рис. 2, на которой приведены измеренные и нормированные на $I(0)$ значения тока $I(t)$ для двух электродов с наименьшими (№ 7, 8) и наибольшими (№ 2, 6) значениями ϵ и соответственно значениями спада тока δ_I . Погрешность телеметрического измерения импедансов в ЭКС составляет $\epsilon_{экс} \approx 20\%$ [6], [7], [12]. То есть для всех электродов из табл. 1, кроме № 6, расхождение $\epsilon < \epsilon_{экс} / 3$, что позволяет принять стационарную и линейную модель для дальнейшего анализа.

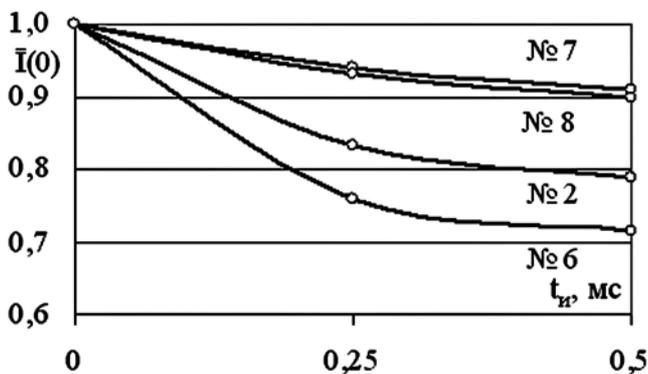


Рис. 2. Форма импульсов тока через электроды

Как указывалось, в современных ЭКС значение разделительного конденсатора C_p на рис. 1а ограничено сверху [2] и составляет $C_p \approx 5$ мкФ (см. например [13]). Примем $C_p = 5$ мкФ и рассчитаем спад импульса напряжения δ_U , необходимый для сравнения определений (1) и (2). Результаты представлены на диаграмме рис. 3 и позволяют сделать два вывода.

Наименьшее значение импеданса с наибольшим отклонением от всех остальных значений соответствует определению (3), которое не учитывает поляризации электрода. Но даже наибольшие отклонения $Z_3 = R_T$ от остальных определений составля-

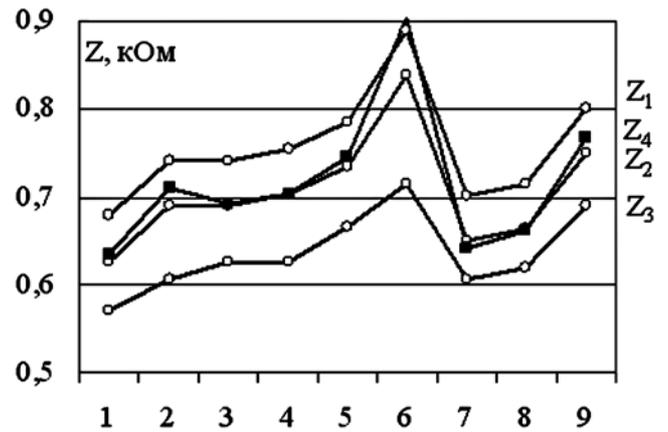


Рис. 3. Значения Z по определениям (1)-(4)

ют для тех же электродов № 2 и 6 соответственно 20 и 22 %, т. е. находятся на границе погрешности телеметрического измерения импедансов в ЭКС $\epsilon_{экс} = 20\%$. Средние расхождения между определениями Z_1 и Z_2 составляют 7 %. Добавим, что в руководствах к ЭКС зарубежные производители часто указывают диапазон возможных изменений импеданса Z после имплантации от 200...300 Ом до 2 кОм. Поэтому логично предположить, что при оценке целостности электрода и прогнозировании срока службы ЭКС указанные расхождения не критичны. Таким образом, для врача выбор метода измерений импеданса значения не имеет при условии, что электроды являются *слабополяризуемыми*.

Средние расхождения между значениями Z_4 , измеренными на физической модели при $C_p = 100$ мкФ, и значениями Z_1, Z_2 , рассчитанными при $C_p = 5$ мкФ, составляют в среднем 5,6 % для пары Z_4-Z_1 и 1,6 % – для пары Z_4-Z_2 . Следовательно, результаты математического моделирования с исходными данными физического моделирования можно использовать для сравнительной оценки качества электродов.

Сравним значения сопротивления R_T , импеданса Z_4 и площади поверхности головок электродов S (табл. 1), как показано на диаграмме рис. 4. Теоретически сопротивление раствора в ванне R_T между головкой измеряемого электрода и контактом индифферентного электрода определяется формулой $R_T = \rho / S$, где ρ – удельное сопротивление раствора [11] (при условии $S \ll S_K$). Для экспериментальных электродов № 1-5 (модель ПЭЭД-Э) с одинаковой площадью контакта $S = 7$ мм² различие между минимальным и максимальным значениями R_T составило 15 %, что значительно больше погрешности измерения $\epsilon_{изм.} = 3\%$. Кроме того, электрод № 2 сильнее поляризуется по сравнению с остальными экспериментальными электродами. Следовательно, технология изготовления экспериментальных электродов отработана недостаточно. Отметим, что для всех электродов № 1-9 экспериментальное значение коэффициента корреляции между значениями R_T и S составило $k(R_T, S) = -0,76$, а для электродов № 6-9 – $k(R_T, S) = -0,97$.

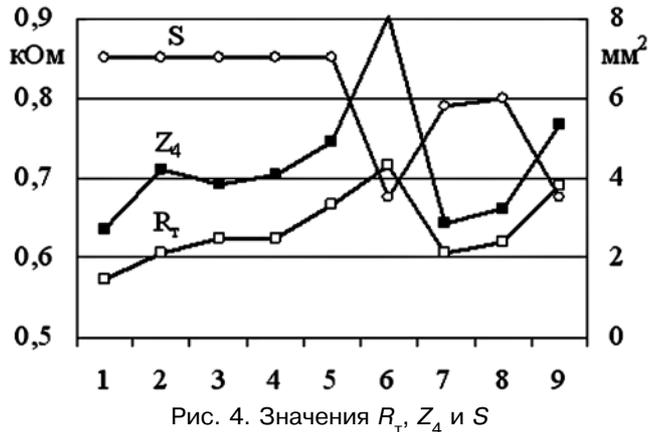


Рис. 4. Значения R_t , Z_4 и S

У электродов № 6 (МОЭЛ) и 9 (Е 1450 Т) с одинаковыми площадями контактов $S = 3,5 \text{ мм}^2$ различие между значениями R_t составило 3 %, т. е. оказалось на границе погрешности измерений, а различие между значениями Z_4 составило 16 %. Следовательно, у электрода № 6 чрезмерно велика поляризация контакта в сравнении с электродом № 9.

Очевидно, что при отсутствии поляризации $Z = R_t$. Поэтому степень поляризации более наглядно характеризует отношение Z / R_t , что иллюстрирует диаграмма на рис. 5, построенная по результатам физического моделирования. Как видно, наибольшие потери заряда наблюдаются в электродах № 2, 6, а наименьшие – в зарубежных электродах № 7-9.

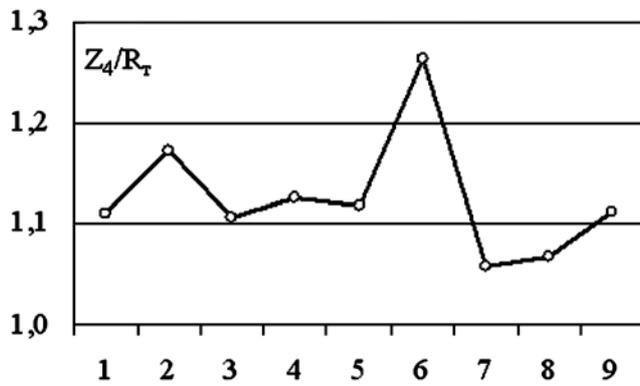


Рис. 5. Степень поляризации электродов

При приемо-сдаточных испытаниях электродов измерение импеданса по определению (4) может показаться сложным, а расчет громоздким. Аппроксимируем форму тока $I(t)$ на рис. 1в трапецией по двум крайним значениям тока, вычислим средний ток $I_{cp} = 0,5[I(0) + I(t_m)]$ и импеданс

$$Z_5 = U / I_{cp}. \quad (5)$$

Оказывается, что при расчете по двум точкам для всех электродов $Z_5 < Z_4$ расположение электродов по номерам сохраняется, как на рис. 5, расхождение ϵ между Z_4 и Z_5 для электрода № 2 составляет $\epsilon = 5 \%$, для электрода № 6 $\epsilon = 8 \%$, для остальных электродов $\epsilon < \epsilon_{экс} = 3 \%$. Поэтому для рутинного контроля можно рекомендовать более

простой вариант измерения и расчета импеданса Z и отношения Z / R_t .

В заключение отметим, что при исследовании параметров электродов в лабораторных или производственных условиях обычно используется раствор натрия хлорида изотонического 0,9 % [9]. Однако при измерении в неразведенном растворе у всех электродов из табл. 1 значения R_t уменьшились в среднем в 3,4 (3,1...3,8) раза, а импеданса Z_4 – в 3,2 (2,8...3,4) раза. Следовательно, при необходимости сопоставления результатов измерения *in vitro* с клиническими данными измерения следует производить в разбавленном растворе, как рекомендовано в работе [1].

Техническое руководство ведущего производителя ЭКС и электродов содержит важное пояснение: «Значения импеданса стимуляции зависят от многих факторов, в том числе от положения электрода, размера контакта, конструкции и целостности проводника, целостности изоляции и электролитного баланса пациента. Измеренное значение импеданса стимуляции в значительной степени зависит от измерительной техники. Для сравнения величин импеданса стимуляции необходимо использовать унифицированные методики измерений и оборудование» [14].

Измерения *in vitro* исключают различия в методах и средствах измерения импеданса в клиниках, а также влияние физиологических факторов и позволяют ранжировать качество новых моделей электродов относительно зарубежных, клинические характеристики которых уже известны.

Список литературы:

1. Irnich W. Engineering concepts of pacemaker electrodes. In book: Advances in Pacemaker Technology / Ed. by M. Schaldach and S. Furman. – Berlin-Heidelberg-New York: Springer-Verlag, 1975. PP. 241-272.
2. Sperzel J., Neuzner J., Schwarz T., Zhu Q. et al. Reduction of Pacing Output Coupling Capacitance for Sensing the Evoked Response // Pacing and Clinical Electrophysiology. 2001. Vol. 24. № 9. PP. 1377-1382.
3. Specht H., Kruger F., Wachter H. J., Keitel O. et al. Structural properties of PVD coatings on implants and their influence on stimulation performance in pacing applications / <http://heraeus-medicalcomponents.com>.
4. Berger T., Roithinger F.X., Antretter H., Hangler H. et al. The Influence of High Versus Normal Impedance Ventricular Leads on Pacemaker Generator Longevity // Pacing and Clinical Electrophysiology. 2003. Vol. 26. № 11. PP. 2116-2120.
5. Etsadashvili K., Hintringer F., Stühlinger M., Dichtl W. et al. Long-term results of high vs. normal impedance ventricular leads on actual (Real-Life) pacemaker generator longevity // Europace. 2009. Vol. 11. № 2. PP. 200-205.

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 «Pacemaker 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].

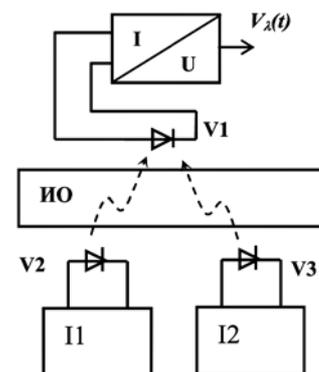


Рис. 1. Функциональная схема датчика

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.