

## УЧЕТ ВЛИЯНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ РАЗРАБОТКЕ ИЗМЕРИТЕЛЯ ОКСИГЕМОГЛОБИНА В КРОВИ

Литвинова А.В., группа НАП-01

Руководитель доц. Хламов М.Г.

**Постановка задачи и используемые явления.** Целью работы является анализ влияющих факторов и учет температуры при разработке измерителя содержания оксигемоглобина в артериальной крови.

Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации  $\text{HbO}_2$  (рис. 1), представляющей собой зависимость степени насыщения гемоглобина кислородом ( $\text{SaO}_2$ ) и парциального давления кислорода в крови ( $\text{PO}_2$ ).

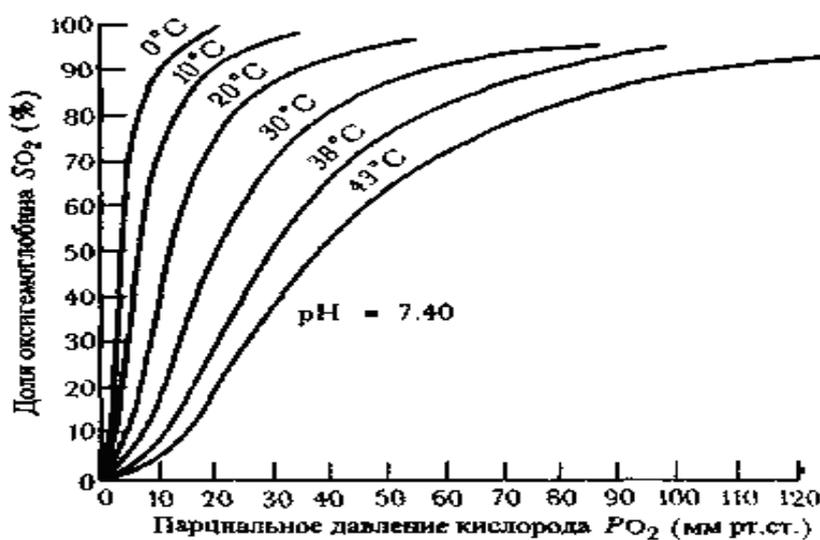


Рисунок 1 — Семейство кривых диссоциации оксигемоглобина

Принцип, лежащий в основе работы измерителя, — фиксация отраженного кровью светового потока. Лабораторные методы измерения газового состава крови стандартизованы на нормальную температуру тела  $37^\circ\text{C}$ . Растворимость кислорода в крови напрямую зависит от температуры

тела пациента, которая во время хирургической операции может меняться от гипотермии до гипертермии.

Зависимость коэффициента отражения для различных значений температуры при фиксированной насыщенности крови кислородом приведены на рис. 2.

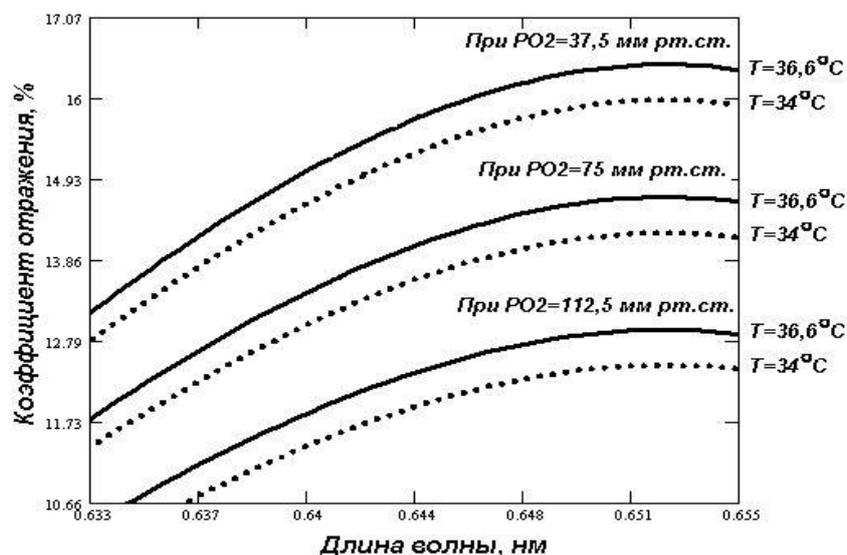


Рисунок 2 — Зависимость коэффициента отражения для различных значений температуры при фиксированной насыщенности крови кислородом

**Структурная схема измерителя оксигемоглобина с каналом температурной коррекции.** Измеритель может быть реализован по следующей *структурной схеме* (рис.3).

Оптический канал измерения содержания оксигемоглобина был рассмотрен в работе [1]. Канал измерения температуры содержит терморезистор (ТР), включенный в измерительный мост (ИМ), работу которого задает генератор (Г). Далее в структурную схему включен усилитель (У), амплитудный детектор (АД), активный фильтр (АФ) и масштабный преобразователь (МП). Таким образом, на выходе имеем переменную составляющую, которая и формирует информационный сигнал.

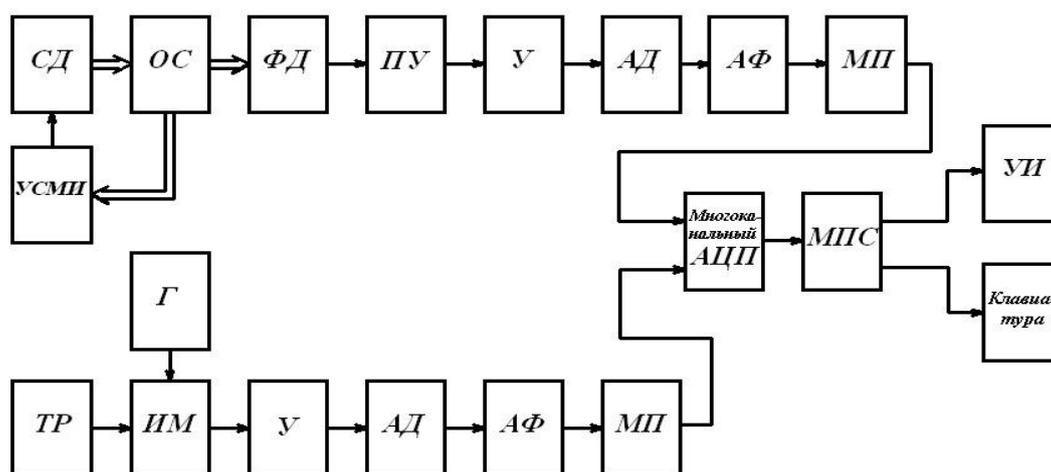


Рисунок 3 — Структурная схема прибора определения содержания кислорода в крови с дополнительным каналом измерения температуры

Сигнал оптического канала, несущий информацию об отраженном кровью световом потоке, и сигнал, несущий информацию о температуре, подаются на многоканальный АЦП, где преобразуются в цифровую форму.

С помощью разработанной математической модели, алгоритма масштабирования и коррекции результата с учетом температуры, в микропроцессорной системе (МПС) происходит расчет результата измерения с помощью степенных полиномов.

С помощью клавиатуры задается форма выдачи результатов измерения: в парциальном давлении или сатурации, в зависимости от области применения измерителя.

**Математическая модель и характеристика преобразования с учетом влияния температуры на содержание оксигемоглобина в крови.** Рассчитывается величина оптического потока с учетом температуры крови. Получены зависимости фототока для различных температур (рис. 4).

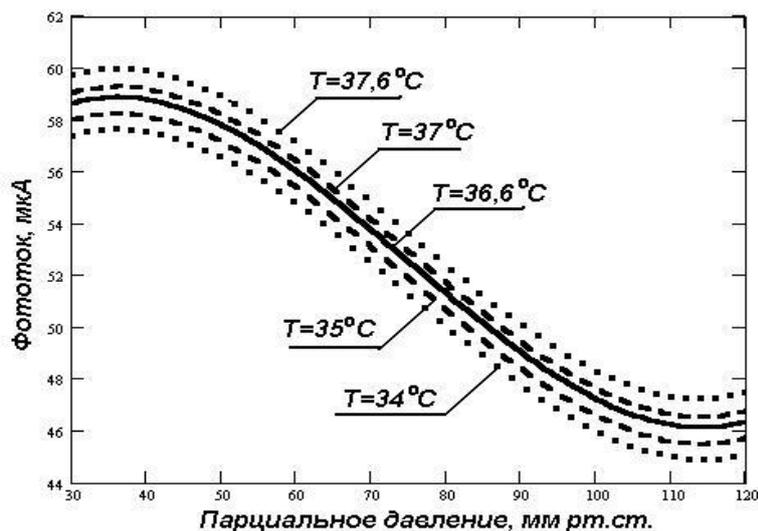


Рисунок 4 — Зависимости величины фототока от парциального давления для различных температур

С помощью разработанного алгоритма, сигнал пересчитывается в десятичные коды. Ниже приведены значения десятичных кодов для фиксированных значений температур (Т) и парциального давления (СС) (рис. 5).

T := ( 34 34.4 34.8 35.2 35.6 36 36.4 36.8 37.2 37.6 )

КОД10 :=	863	881	898	916	934	952	970	988	1006	1023
	835	852	870	887	905	923	941	959	977	995
	785	802	820	837	855	873	891	909	927	945
	697	715	733	750	768	786	804	822	840	858
	546	563	581	598	616	634	652	670	688	706
	317	335	352	370	388	406	424	442	460	478
	165	183	200	218	236	254	272	290	308	326
	78	96	113	131	149	167	184	202	221	239
	28	46	63	81	99	117	134	152	171	189
	0	17	35	52	70	88	106	124	142	160

СС =	0	30
	1	40
	2	50
	3	60
	4	70
	5	80
	6	90
	7	100
	8	110
	9	120

Рисунок 5 — Значения десятичных кодов для фиксированных значений температур (Т) и парциального давления (СС)

Алгоритм масштабирования, с помощью которого осуществляется пересчет десятичных эквивалентов в значения парциального давления с учетом влияющего параметра — температуры, представлен в виде степенного

полинома (1). Получены коэффициенты масштабирующего полинома (BB) (рис. 6).

$$cc(tt, kod) = \sum_{i=0}^7 (kod)^i \cdot \left[ \sum_{j=0}^9 (BB)_{i,j} \cdot tt^j \right]. \quad (1)$$

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0	119.896	-108.33	794.859	-1.937·10 <sup>3</sup>	2.494·10 <sup>3</sup>	-1.868·10 <sup>3</sup>	842.334	-224.652	32.59	-1.979
1	-0.414	3.12	-20.679	49.866	-63.55	47.304	-21.254	5.664	-0.823	0.05
2	2.827·10 <sup>-3</sup>	-0.03	0.189	-0.451	0.568	-0.42	0.188	-0.05	7.22·10 <sup>-3</sup>	-4.398·10 <sup>-4</sup>
3	-1.326·10 <sup>-5</sup>	1.365·10 <sup>-4</sup>	-8.461·10 <sup>-4</sup>	1.994·10 <sup>-3</sup>	-2.487·10 <sup>-3</sup>	1.821·10 <sup>-3</sup>	-8.078·10 <sup>-4</sup>	2.134·10 <sup>-4</sup>	-3.084·10 <sup>-5</sup>	1.874·10 <sup>-6</sup>
4	3.677·10 <sup>-8</sup>	-3.429·10 <sup>-7</sup>	2.071·10 <sup>-6</sup>	-4.823·10 <sup>-6</sup>	5.956·10 <sup>-6</sup>	-4.322·10 <sup>-6</sup>	1.904·10 <sup>-6</sup>	-5·10 <sup>-7</sup>	7.195·10 <sup>-8</sup>	-4.359·10 <sup>-9</sup>
5	-5.771·10 <sup>-11</sup>	4.807·10 <sup>-10</sup>	-2.829·10 <sup>-9</sup>	6.517·10 <sup>-9</sup>	-7.969·10 <sup>-9</sup>	5.733·10 <sup>-9</sup>	-2.507·10 <sup>-9</sup>	6.548·10 <sup>-10</sup>	-9.379·10 <sup>-11</sup>	5.663·10 <sup>-12</sup>
6	4.718·10 <sup>-14</sup>	-3.527·10 <sup>-13</sup>	2.024·10 <sup>-12</sup>	-4.616·10 <sup>-12</sup>	5.594·10 <sup>-12</sup>	-3.993·10 <sup>-12</sup>	1.734·10 <sup>-12</sup>	-4.504·10 <sup>-13</sup>	6.421·10 <sup>-14</sup>	-3.863·10 <sup>-15</sup>
7	0	0	0	1.335·10 <sup>-15</sup>	-1.604·10 <sup>-15</sup>	1.137·10 <sup>-15</sup>	0	0	0	0

Рисунок 6 — Коэффициенты масштабирующего полинома (BB)

На рис. 7 приведена характеристика преобразования средства измерения, полученная для различных температур.

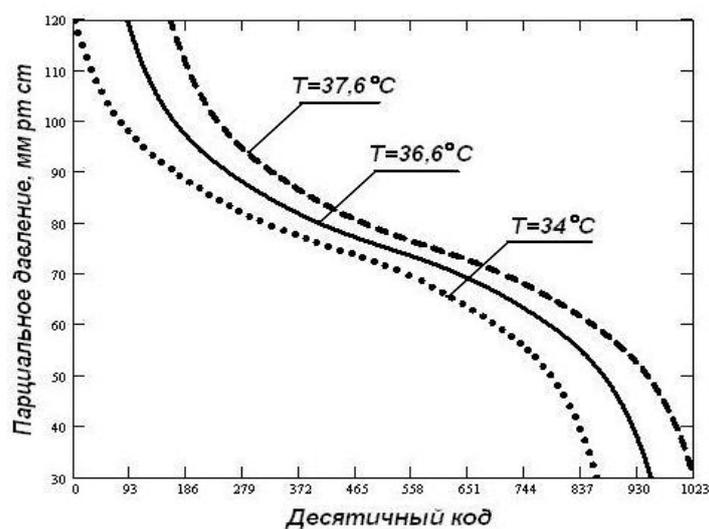


Рисунок 7 — Характеристика преобразования средства измерения

Выполнена оценка погрешности данной математической модели и алгоритма масштабирования данных. Максимальная приведенная погрешность 0.679 %.

Разработан алгоритм пересчета парциального давления в значения сатурации, относительная погрешность которого составляет 0,081 %.

### **Выводы**

1. Выполнен анализ влияния температуры на насыщенность крови кислородом.
2. Разработана структурная схема прибора определения содержания оксигемоглобина, содержащая второй канал измерения температуры.
3. Разработана математическая модель измерения содержания оксигемоглобина с коррекцией на температуру и выполнена оценка ее точности.
4. Получена характеристика преобразования средства измерения с учетом влияющего фактора — температуры.

### **Перечень ссылок**

1. Литвинова А.В. Разработка структуры измерителя содержания оксигемоглобина в крови. / Збірка студентських наукових праць факультету “Комп’ютерні інформаційні технології і автоматика” Донецького національного технічного університету. Випуск 4. — Донецьк: ДонНТУ, 2006.
2. Джон Г. Вебстер. Медицинские приборы. Разработка и применение. — К.: Медторг, 2004. — 620 с.
3. Носов Ю.Р. Оптоэлектроника. — М.: Радио и связь, 1989. — 360 с.
4. Булатов М.И., Калинин И.П. Практическое руководство по фотометрическим методам анализа. — 5-е изд., перераб. — Л.:Химия, 1986. — 432 с.
5. Креопалова Г.В., Лазарева Н.Л., Пуряев Д.Т. Оптические измерения: Учебник для вузов по специальностям “Оптико-электронные приборы” и “Технология оптического приборостроения” / Под общ. ред. Д.Т. Пуряева. — М.: Машиностроение, 1987. — 264 с.
6. Скоков И.В. Расчет спектральных интерференционных приборов. — М.: Машиностроение, 1983. — 79 с., ил. — (Б-ка приборостроителя).
7. Имитационное моделирование в задачах оптического дистанционного зондирования / Креков Г.М., Орлов В.М., Белов В.В. и др. — Новосибирск: Наука, Сиб. отд-ние, 1988. — 165 с.
8. Проектирование спектральной аппаратуры / Под ред. К.И. Тарасова — Л.: Машиностроение, 1980. — 214 с.