

ИЗМЕРЕНИЕ СОДЕРЖАНИЯ ОКСИГЕМОГЛОБИНА В АРТЕРИАЛЬНОЙ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Афонина У.В., студ.; Хламов М.Г., проф., к.т.н., доц.

(ГОУ ВПО «Донецкий национальный технический университет», г. Донецк, ДНР)

Сатурация – насыщение жидкости газами. В медицине под сатурацией понимают концентрацию кислорода в крови, которая выражается в процентном соотношении.

Низкая сатурация крови кислородом приводит к ослаблению сердечно-сосудистой и иммунной системы, замедляется работа мозга[1]. В последствии не только ослабевает физическое состояние, но и наблюдается задержка умственного развития.

Нормой сатурации артериальной крови считают 95-100%. При 94% развивается гипоксия и требуются меры по ее предотвращению, менее 90% - ситуация критическая, пациент нуждается в экстренной медицинской помощи.

На современном этапе развития науки существуют несколько методов определения степени насыщения крови кислородом: инвазивные, неинвазивные, измерения в режиме реального времени и лабораторные методы.

Учитывая потребность в точном и быстром определении сатурации кислорода в крови человека, актуальной задачей является разработка устройства, способного обеспечить эти требования.

Целью работы является разработка системы инвазивного измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека, обеспечивающей объективные данные о состоянии дыхательной системы человека. Контроль осуществляется по измерению содержания оксигемоглобина в крови.

В целях повышения точности, в настоящей работе осуществляется учет влияющих факторов (температуры и pH) путём введения двух каналов для их учёта. Разработан алгоритм компенсации погрешности от влияния этих факторов. По этим двум каналам измеряется температура и кислотно-щелочной баланс крови человека. Данные передаются на микроконтроллер. Существуют установленные статистические зависимости[2], по которым учитываются отклонения значения сатурации в зависимости от различных значений влияющих величин.

Предлагается следующая структурная схема (рис. 1):

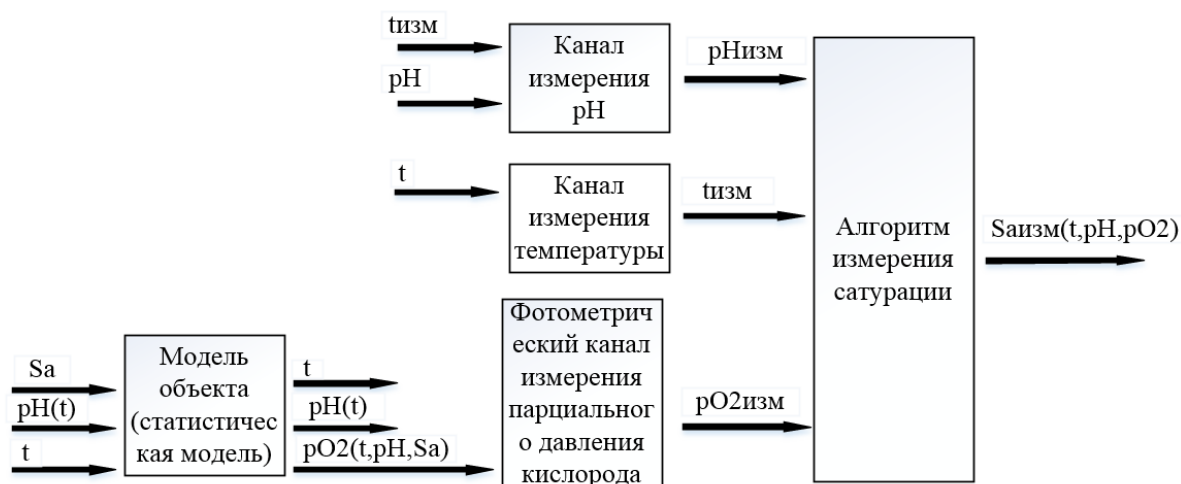


Рисунок 1 – Структурная схема электронной системы измерения концентрации оксигемоглобина в артериальной крови человека

Предлагается модель объекта с параметрами: насыщенность, кислотно-щелочной баланс и температура. Производится измерение этих параметров. На выходе получаем парциальное давление как функцию, зависящую от трех переменных (1):

$$pO_2 = f(t, pH, Sa) \quad (1)$$

Полученную величину измеряем фотометрическим каналом измерения, получая $pO_{2изм}$.

С изменением кислотно-щелочного баланса (pH) существуют небольшие отклонения (рис. 2). Получив сведения о парциальном давлении для фиксированных условий (температуры и pH) и зависимости, взятые из литературы, устанавливается величина насыщенности.

Зависимости аппроксимированы функционалами $PO_2=f(Sa, T, pH)$. Сатурация, парциальное давление и температура функционально зависимы, и для моделирования функционирования измерительной системы зависимость параметров представлена в виде модели объекта (рис.1). Функциональные зависимости получены исходя из статистических зависимостей (рис.3), построены при различных значениях температуры и pH (рис. 3).

При моделировании объект контроля задается истинными значениями трех параметров:

- значением насыщенности - SO_2 ;
- значением температуры - T ;
- значением водородного показателя - pH.

По этим данным определяется значение оксигемоглобина - PO_2 , по которому моделируется процесс измерения этого параметра (оптический сигнал источника излучения со своими спектральными характеристиками - оптическая схема - спектральные характеристики отраженного от крови оптического сигнала, несущего информацию о содержании оксигемоглобина - оптическая схема - преобразование оптического сигнала в электрический фотоприемником (фотодиодом) - обработка электрического сигнала электронным микропроцессорным блоком (усиление-а.ц.п. преобразование-масштабирование) - результат измерений - представление в цифровой форме парциального давления кислорода связанного в оксигемоглобине).

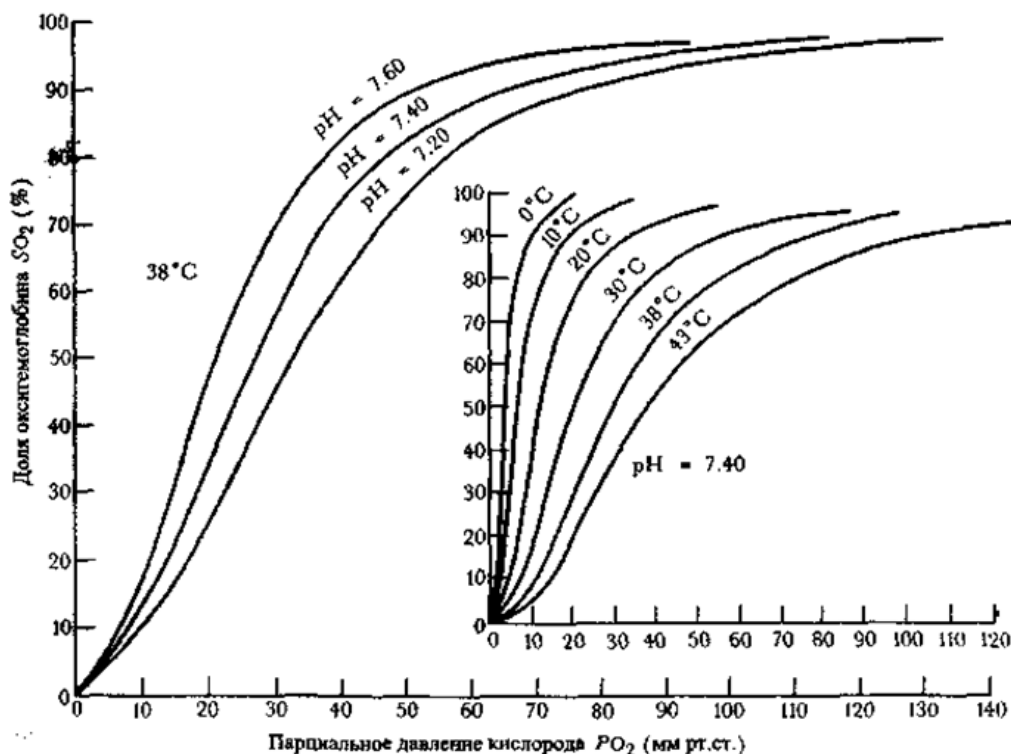


Рисунок 2 – Семейства кривых диссоциации оксигемоглобина

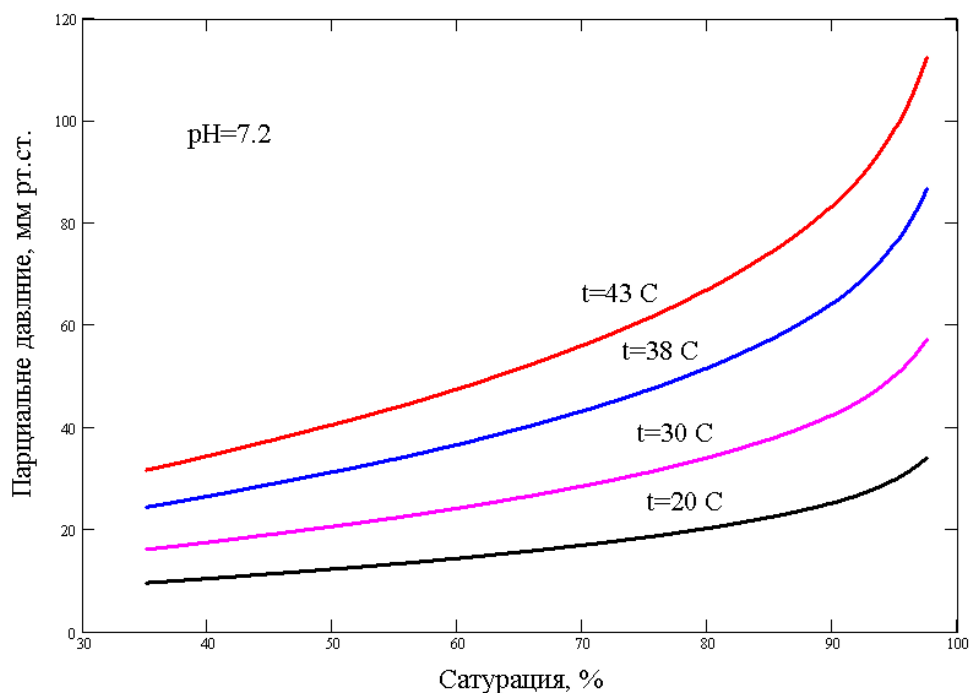


Рисунок 3 – Аппроксимированные кривые диссоциации оксигемоглобина

Исходя из истинных значений pH моделируется процесс его измерений (на двух длинах волн (0,625 мкм и 0,81 мкм[3]) оптические сигналы источника излучения со своими спектральными характеристиками - оптическая схема - спектральные характеристики рассеянного отраженного от микросфер и прошедшего через обратимый краситель оптического сигнала, несущего информацию о значении pH - оптическая схема - преобразование оптического сигнала в электрический фотоприемником (фотодиодом) - обработка электрического сигнала электронным микропроцессорным блоком (усиление-а.ц.п. преобразование-масштабирование) - результат измерений - представление в цифровой форме значение pH).

Измерение температуры осуществляется полупроводниковым измерителем температуры, в качестве которого используется бескорпусный полупроводниковый датчик температуры[4], размещаемый в боковом окне катетера и подключенный к электронному блоку медными микропроводами (диаметр 0,05 мм, 8,5 Ом/м), по схеме токовой петли.

При изменении сатурации в диапазоне от 80% до 90%, pH в диапазоне от 7.3 до 7.5, температуры от 36°C до 39°C величина погрешности составила 0,938%.

Разработана структура устройства, получены математические модели отдельных структурных компонент и всей системы в целом, установлены метрологические оценки измерения сатурации.

Перечень ссылок

1. Сатурация крови кислородом и факторы ее развития [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://aibolita.ru/serdce-i-sosudy/1289-saturaciya-krovi-kislorodom-i-factory-ee-razvitiya.html> – Дата доступа май 2018 – Загл. с экрана.

2. Тучин, В. В. Оптическая биомедицинская диагностика / В. В.Тучин. – Саратов : Саратовский государственный университет, кафедра оптики и биомедицинской физики, 2005. – 2 с.

3. Стерлинг, Д. Д. Волоконная оптика / Д. Д. Стерлинг. – Москва: Лори, 1998 – 87 с.

4. Топильский, Б. В. Схемотехника измерительных устройств / Б. В. Топильский. – Москва: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. – 232 с.