

## ИЗМЕРЕНИЕ СОДЕРЖАНИЯ ОКСИГЕМОГЛОБИНА В АРТЕРИАЛЬНОЙ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

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

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

Кровь – это жидкая соединительная ткань красного цвета, которая все время находится в движении и выполняет много сложных и важных для организма функций. Она постоянно циркулирует в системе кровообращения и переносит необходимые для обменных процессов газы и растворенные в ней вещества.

Большая часть кислорода ( $O_2$ ) в организме млекопитающих и человека переносится кровью в виде химического соединения с гемоглобином (Hb).

В крови  $O_2$  переносится в двух формах: связанный с гемоглобином (98%) и растворенный в плазме (2%). Количество физически растворенного в крови кислорода не играет значимой роли в его транспорте. Гемоглобин обладает двумя свойствами, которые позволяют ему быть идеальным переносчиком кислорода: способностью присоединять кислород и отдавать его. Эти реакции протекают очень быстро – так, время полунасыщения гемоглобина кислородом составляет около 3 мс. Проходя через тканевые капилляры, гемоглобин отдает кислород, превращаясь при этом из оксигенированного (оксигемоглобин,  $O_2Hb$  или  $HbO_2$ ) в дезоксигенированный гемоглобин (дезоксигемоглобин, восстановленный или редуцированный гемоглобин, Hb или HHb). Этот процесс сопровождается изменением спектральных характеристик гемоглобина, что обуславливает цвета артериальной и венозной крови.

Оксигемоглобин – полностью оксигенированный гемоглобин, каждая молекула которого содержит четыре молекулы кислорода. Оксигемоглобин хорошо рассеивает красный свет (и потому сам имеет красный цвет), но поглощает инфракрасное излучение. Дезоксигемоглобин не содержит кислорода, имеет темно-вишневый цвет, интенсивно поглощает красный свет с длиной волны 620–680 нм.

Для измерения степени насыщения крови человека кислородом используют различные методы [1], например: фотометрический метод (оксигемометрия) и метод измерения напряжения или давления растворенного кислорода в крови.

В процессе выполнения данной работы авторы пришли к выводу, что наиболее подходящим методом для измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека *in vivo* является инвазивный метод, на базе которого была построена математическая модель измерительного преобразователя. С использованием этой модели выполнены расчеты метрологических характеристик преобразователя.

Для реализации выбранного метода измерения измерительный преобразователь (рис. 1) должен формировать оптический поток, доставлять его к анализируемому веществу. Параметры излучения должны быть такими, чтобы взаимодействие с анализируемым веществом привело к изменению как спектрального состава, так и величины потока излучения. Для реализации всех этих действий необходимо обеспечить спектральный состав потока излучения, совпадающий с характерными участками спектра отражения анализируемой среды.

Наиболее эффективно формирование аналитического сигнала осуществляется двухчастотным методом. Один диапазон длин волн должен соответствовать наиболее чувствительной области, где изменение спектрального состава и потока имеет наибольшее значение. Второй диапазон должен соответствовать области с минимальными параметрами и выполнять функции формирования сравнительного сигнала.

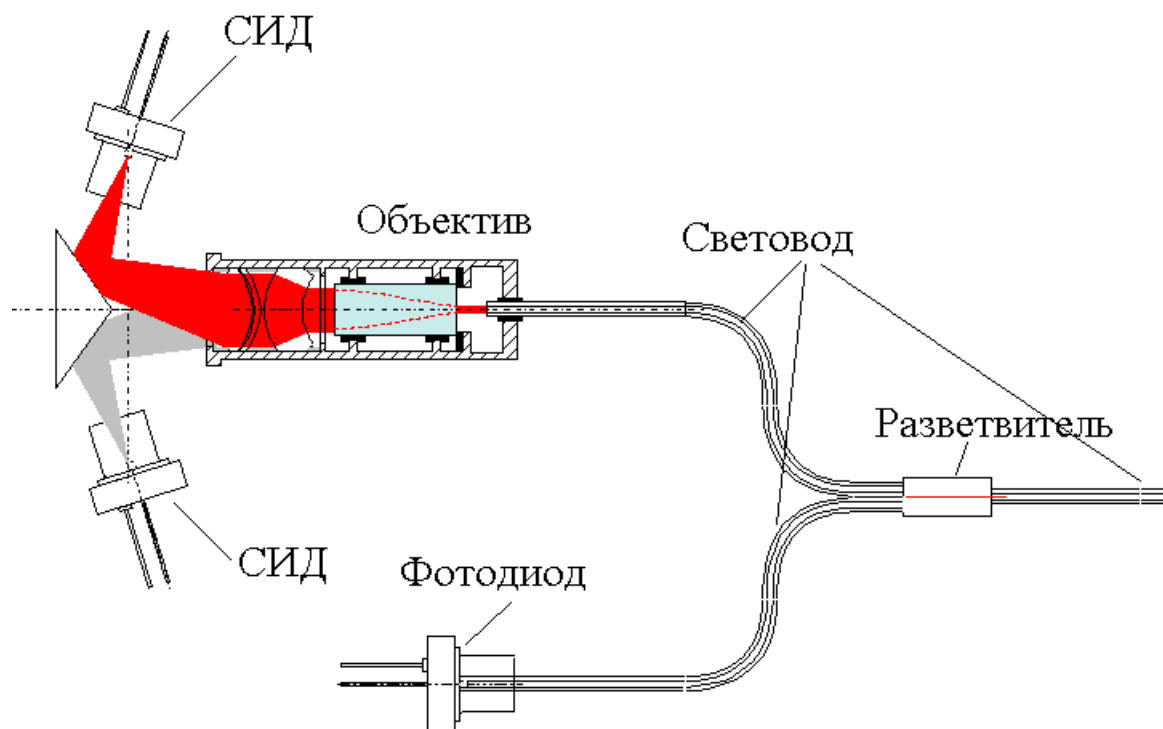


Рисунок 1 – Измерительный преобразователь

На длинах волн 680 нм и 960 нм формируются оптические сигналы с помощью двух светоизлучающих диодов. Как средство доставки оптического излучения и отраженного сигнала рекомендуется использовать оптический световод[2]. Оптический сигнал вводится в оптическую систему, доставляется на торец световода, далее по световоду доставляется в анализируемую среду, где отражается, преломляется и снова попадает в световод. Двигается в обратном направлении, поступает на фоточувствительный элемент (фотодиод), с которого снимается величина тока.

В процессе передачи оптических сигналов по оптической схеме (в её состав входят: объектив, с помощью которого поток излучения от источника излучения формируется в виде узкого потока и вводится в световод, непосредственно сам световод, разветвитель, фотодиод) изменения величины потока осуществляется не только за счет отражения от объекта контроля, но и за счет потерь оптического излучения на границах раздела сред с различной оптической плотностью. Такими границами являются: воздух - линза объектива, линза – воздух, воздух – торец световода, световод - разветвитель, с помощью которого половина потока сигнала передается на фотоприемник. Вторая половина направляется к излучателю, где поглощается полупроводниковой структурой, не нарушая режима работы излучения. На границах имеют место потери оптического излучения за счет отражения. Эти потери следует учесть при подведении баланса потока излучения при его вводе в фотоприемник.

Преобразование оптического сигнала в электрический происходит посредством явления внутреннего фотоэффекта в полупроводниках. Выходной ток фотодиода определяется формулой:

$$I_{\text{фд}} = \Phi_{\text{окна}} * S_{\text{с инт}},$$

где  $I_{\text{фд}}$  - выходной ток фотодиода,  $\Phi_{\text{окна}}$  – величина светового потока, попадающего на фотодиод,  $S_{\text{с инт}}$  – интегральная чувствительность фотодиода.

В качестве выходного сигнала можно считать величину напряжения с выхода предварительного фотодетектора.

Двухчастотная схема измерения предназначена для компенсации возмущений. Выходной сигнал в такой схеме определяется как отношения сигналов обоих каналов.

Зная зависимость между парциальным давлением и сатурацией, мы косвенным путем определяем степень насыщения кислородом артериальной крови человека.

С учётом всего сказанного выше, предлагается следующий вариант структурной схемы (рис. 2).

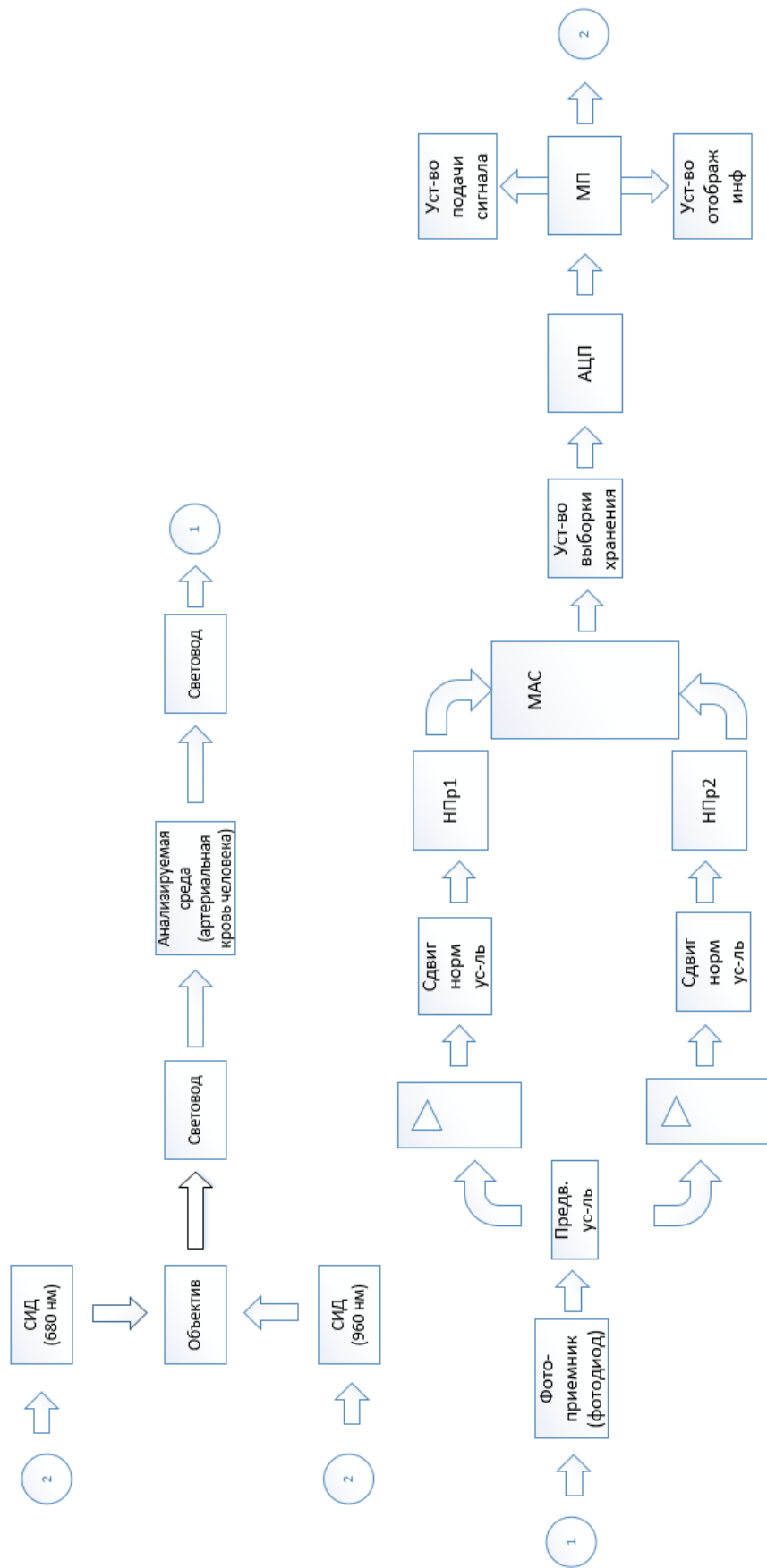


Рисунок 2 – Структурная схема

В результате проработки вопросов проектирования устройства измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека авторы пришли к выводу о том, что источниками излучения могут быть СИД-3Л136 А (для излучения на длинах волн 0,81 мкм) и СИД-3Л341 Б (для излучения на длинах волн 0,6..0.65 мкм).

На базе разработанной математической модели получена характеристика преобразования концентрации кислорода в крови в величину фототока оптического преобразователя (рис. 3).

В результате выполнения работы разработано и математически описано устройство инвазивного измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека. На базе математической модели установлена характеристика преобразования. Предложена структурная схема устройства инвазивного измерения содержания оксигемоглобина в артериальной крови человека.

На последующих этапах математическая модель должна быть доработана путем учета влияния на измерительный процесс таких факторов как кислотно-щелочной баланс крови (рН крови) и температура тела пациента. Для микропроцессорной системы должно разработать алгоритмы управления процессом измерения. Погрешности измерения прибора могут быть сведены к аддитивной и мультипликативной составляющим и автоматически устранены.

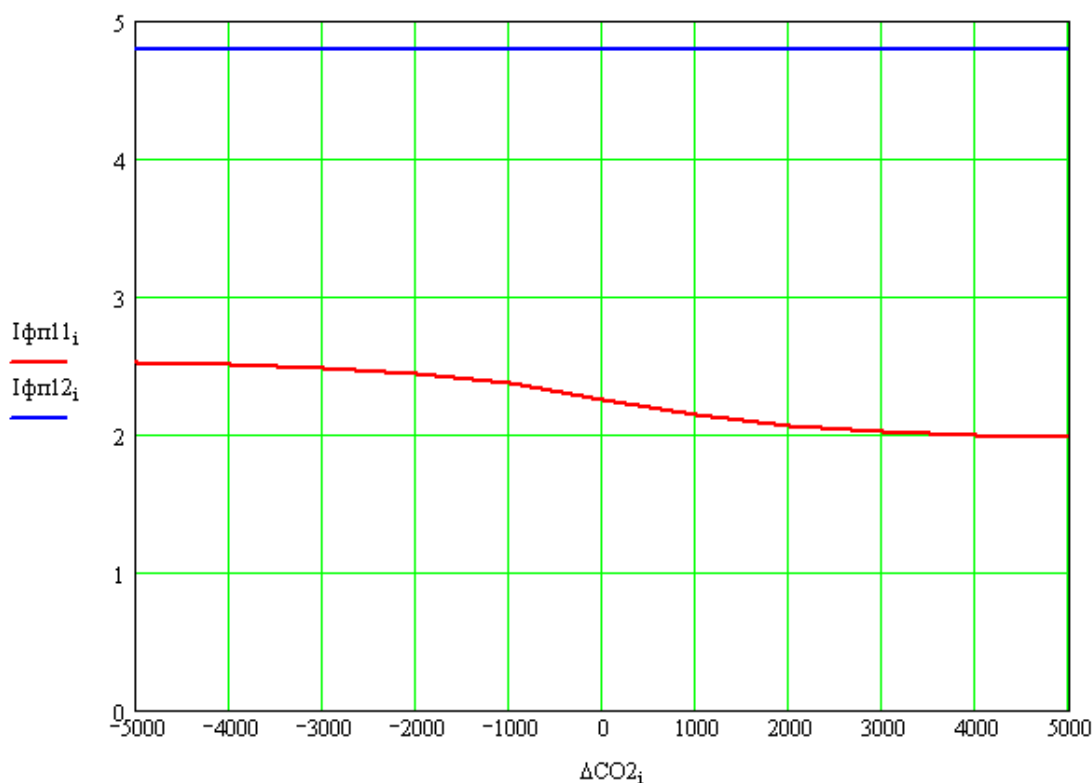


Рисунок 3 – Зависимость величины тока фотодиода от концентрации кислорода в крови ( $I_{фп1}$  – фототок по измерительному каналу,  $I_{фп2}$  – фототок по каналу сравнения,  $\Delta CO_2$  – парциальное давление кислорода в крови)

#### Перечень ссылок

1. Тучин, В. В. Оптическая биомедицинская диагностика / В. В. Тучин. – Саратов : Саратовский государственный университет, кафедра оптики и биомедицинской физики, 2005. – 2 с.
2. Стерлинг, Д. Дж. Волоконная оптика / Д. Дж. Стерлинг. – Москва : Лори, 1998. – 87с.