

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРЫ ИЗМЕРИТЕЛЯ СОДЕРЖАНИЯ ОКСИГЕМОГЛОБИНА В КРОВИ

Литвинова А.В., группа НАП-01

Руководитель доц. Хламов М.Г.

Постановка задачи и используемые явления. Целью работы является разработка измерителя оксигемоглобина в артериальной крови для оперативного контроля в ходе операции и мониторинга состояния пациента.

Кровь представляет собой оптически плотную субстанцию, поэтому при фотометрии исследуется очень тонкий слой, но такие исследования проводятся только в лабораторных условиях. Для оперативного контроля целесообразнее фиксировать отраженный поток без дополнительной обработки образца непосредственно на кровеносных сосудах человека.

Коэффициент отражения определяется 2-мя составляющими (HbO₂ и Hb) и носит комплексный характер. Измерения проводят на длине волны 620..650 нм [2]. Для различной степени насыщения крови кислородом получено целое семейство кривых (рис. 1).

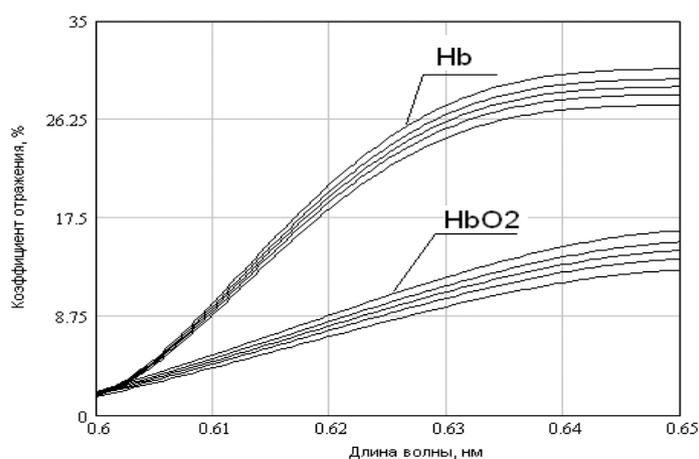


Рисунок 1 — Зависимость коэффициента отражения от длины волны и насыщенности крови кислородом

Оптическая система измерителя содержания оксигемоглобина в крови. В ходе разработки прибора, предложена структура измерителя, оптическая система которого представлена на рис. 2.

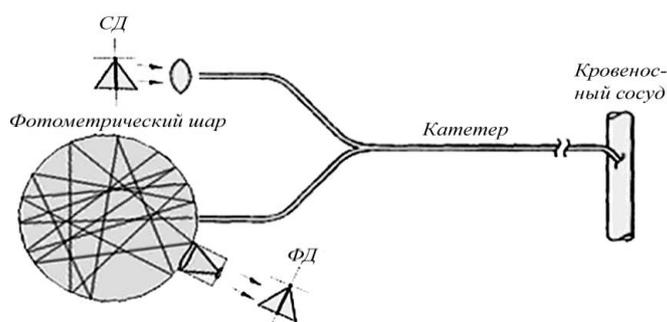


Рисунок 2 — Структурная схема оптической системы измерителя оксигемоглобина в крови

Излучение от источника поступает на направляющую линзу, конструктивно исполненную так, чтобы ось потока излучения была направлена перпендикулярно плоскости торца световода, находящегося внутри внутрисосудистого оптоволоконного оксиметрического катетера. Устанавливается коэффициент ввода потока излучения от светодиода в оптоэлектронную систему: $\kappa_{\text{вв}}=0,483403$. При этом учитывается диаграмма направленности излучения источника и коэффициент пропускания объектива. Согласно рис. 3 отраженный кровью выходной поток возвращается катетером через принимающее оптоволоконно и попадает в фотометрический шар, формируя оптический информационный сигнал.

Коэффициент усиления фотометрического шара $\kappa_{\text{ус}}=100$. Рассчитан коэффициент ввода в фотоприемник $\kappa_{\text{ввфп}}=0,999962$. В процессе расчета и анализа оптической системы выполнена оценка светосилы оптической системы. С учетом всех потерь выполнен энергетический расчет информационного сигнала.

Структурная схема измерителя содержания оксигемоглобина в крови. Измеритель в целом может быть реализован по следующей *структурной схеме*, представленной на рис. 4.

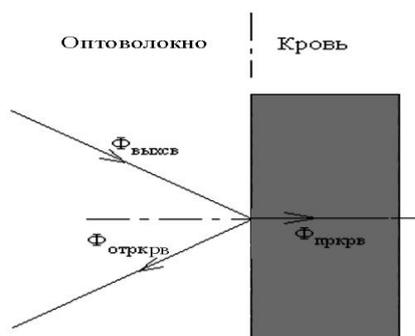


Рисунок 3 — Схема потоков оптических сигналов в системе световод – кровь – световод

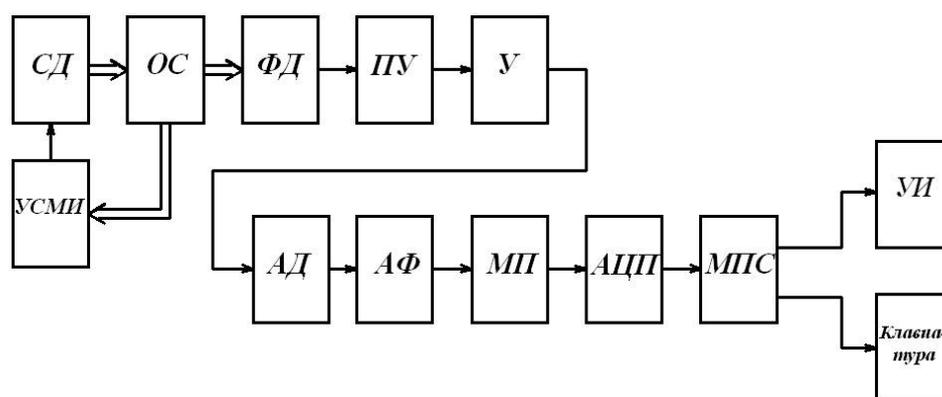


Рисунок 4 — Структурная схема измерителя содержания оксигемоглобина в крови

Работа светодиода (СД) регулируется устройством стабилизации мощности излучения (УСМИ). Оптическая система (ОС) была рассмотрена выше. С фотоприемника (ФП) сигнал поступает на предварительный усилитель фототока (ПУ), усиливается усилителем (У). На выходе амплитудного детектора (АД) получаем демодулированный сигнал без пульсаций. Активный фильтр (АФ) преобразует переменный сигнала в постоянный, изменяющийся во времени. Масштабирующий преобразователь (МП) исключает постоянную составляющую сигнала. После преобразования аналогового в цифровой (АЦП), сигнал поступает в микропроцессорную систему (МПС), которая выполняет функции по обработке цифрового сигнала и решению системы уравнений, связанных с вычислением

концентрации оксигемоглобина. Устройство индикации (УИ) и клавиатура необходимы для отображения результатов измерения и управления измерителем.

Характеристика преобразования и алгоритм масштабирования. В ходе имитационного моделирования разработана математическая модель системы, на основании которой была получена характеристика преобразования средства измерения (СИ) (рис. 5).

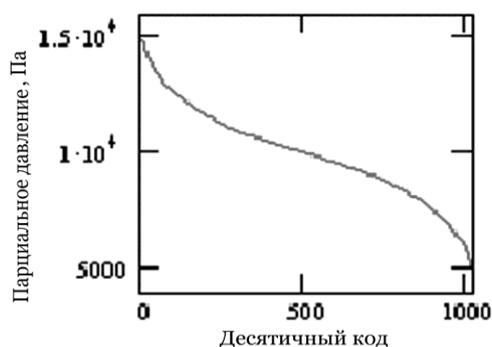


Рисунок 5 — Характеристика преобразования СИ

Разработан алгоритм масштабирования данных: пересчет двоичных эквивалентов в десятичные, пересчет в значения сатурации и парциальное давление. Алгоритм представляется в виде полинома 7 ст. Были получены коэффициенты этого полинома:

$$AX_{i,j} = \sum_{q=0}^n (KOD 10_q)^{i+j}, \quad FX_i = \sum_{q=0}^n CO2_q \cdot (KOD 10_q)^i, \quad (1)$$

$$A = AX^{-1} \cdot FX, \quad A = \begin{pmatrix} 1.4995 \cdot 10^{19} \\ -3.8718 \cdot 10^{16} \\ 2.2498 \cdot 10^{14} \\ -9.0623 \cdot 10^{11} \\ 2.154 \cdot 10^9 \\ -2.8799 \cdot 10^6 \\ 1995.6124 \\ -0.5589 \end{pmatrix}. \quad (2)$$

Применение данного алгоритма позволяет восстановить сигнал с достаточной степенью точности: 0,321%.

В результате проведенного моделирования получены следующие метрологические оценки системы: систематическая погрешность: 6.07 Па; случайная погрешность: 58,231 Па; ширина области неопределенности определена в виде максимальной погрешности: 120 Па; приведенная погрешность составляет 1.2%.

Выводы:

1. Предложен метод оперативного контроля оксигемоглобина в крови человека.
2. Разработана оптическая и структурная схемы измерителя оксигемоглобина или сатурации крови.
3. Разработан алгоритм масштабирования данных и получена характеристика преобразования средства измерения.

Перечень ссылок

1. Носов Ю.Р. Оптоэлектроника. — М.: Радио и связь, 1989. — 360 с.
2. Terry L. Rusch, et. al. Измерение химических параметров крови / Электронный ресурс. Способ доступа: URL: www.engnetbase.com.
3. Булатов М.И., Калинин И.П. Практическое руководство по фотометрическим методам анализа. — 5-е изд., перераб. — Л.: Химия, 1986. — 432 с.
4. Заказнов Н.П. Прикладная геометрическая оптика. — М.: Машиностроение, 1984. — 184 с.
5. Прикладная оптика: Учебник для оптических специальностей вузов. / М.И. Апенко, А.С. Дубовин, Г.В. Дурейко и др.; Под общ. ред. А.С. Дубовина. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Машиностроение, 1992. — 480 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.