

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

ДАТЧИКИ И СИСТЕМЫ ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Датчики и системы пульсоксиметрии: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 28 с.

В методических указаниях рассмотрены основы датчики и системы пульсовой оксиметрии, позволяющей в следящем режиме определять текущие значения сатурации гемоглобина артериальной крови кислородом и частоты сердечных сокращений для использования в медицинской диагностической практике при оценке состояния больных в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии. Приведен пример аппаратной реализации пульсоксиметра «ЭЛОКС-01». Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Биомедицинские датчики». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 11. Библиогр. 4 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основ методики пульсовой оксиметрии, используемой для диагностики состояния человека в медицине критических состояний, изучение структурного построения и особенностей функционирования пульсоксиметра «ЭЛОКС-01».

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Обеспечение безопасности пациента в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии требует ведения непрерывного наблюдения за основными жизненно важными функциями организма.

Широкое распространение в мировой практике анестезиологического мониторинга получило использование пульсоксиметров – приборов неинвазивного контроля сатурации гемоглобина артериальной крови кислородом и частоты сердечных сокращений, позволяющих оценить деятельность дыхательной и сердечно-сосудистой системы во время наркоза.

Пульсоксиметрия внесена в стандарты интраоперационного мониторинга как обязательная методика при любых видах хирургических вмешательств, что позволило, в последние годы, уменьшить число анестезиологических осложнений.

Использование пульсоксиметров признано обязательным при интенсивной терапии, реанимации, при проведении отдельных видов физиотерапии и диагностических процедур (в частности, при компьютерной томографии, эндоскопии, катетеризации сердца).

Пульсоксиметры привлекают к себе внимание, в первую очередь, удачным сочетанием высокой информативности определяемых показателей, неинвазивности, доступности и простотой использования в клинической практике.

Пульсоксиметр с помощью фотоэлектрического датчика, укрепленного, чаще всего, на пальце руки, позволяет вести непрерывное измерение и индикацию величины насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (сатурация кислорода SpO_2) и частоты сердечных сокращений (ЧСС). Приборы имеют цифровой дисплей для показаний текущих значений SpO_2 и ЧСС, графический дисплей для отображения фотоплетизмограммы периферического пульса для кон-

троля состояния гемодинамики в месте расположения датчика, звуковой индикатор пульса, тревожную сигнализацию при приближении показаний к опасному значению.

Пульсоксиметры обладают высоким быстродействием. Измерение показателей производится непрерывно, что дает возможность отслеживать резкие изменения SpO_2 и ЧСС, что, в свою очередь, позволяет прогнозировать развитие гипоксических состояний, в том числе, и на ранних стадиях.

1.1. Основные принципы пульсоксиметрии

Важнейшей функцией легочного газообмена является транспорт кислорода кровью. Кислород, в основном, переносится эритроцитами, находясь в химической связи с гемоглобином. Гемоглобин образует с кислородом непрочное легко диссоциирующее соединение оксигемоглобин. Связывание кислорода и гемоглобина зависит от напряжения кислорода крови (pO_2), являющегося показателем функции транспорта кислорода.

В клинической практике широко используется другая характеристика оксигенации крови – степень насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (сатурация крови кислородом). Определение этого параметра имеет особенности, связанные с тем, что кровь взрослого человека, кроме восстановленного гемоглобина (Hb) и оксигемоглобина (HbO_2), содержит иные формы гемоглобина, не участвующие в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции оказываются в низких концентрациях в крови: MetHb – 0,2...0,6%, COHb – 0...0,8% (для некурящих).

По методике пульсоксиметрии определяют величину, так называемой, функциональной сатурации крови кислородом:

$$SpO_{2\text{фун}} = \frac{[HbO_2]}{([HbO_2] + [Hb])} \cdot 100\%,$$

где: [...] – концентрация соответствующего вещества.

В данном случае при оценке сатурации не принимаются во внимание фракции гемоглобина не участвующие в транспорте кислорода.

Более точные данные о сатурации крови дают лабораторные методики измерений, определяющие, так называемую, фракционную сатурацию крови кислородом:

$$SaO_{2\text{фр}} = \left(\frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{HbO}_2] + [\text{Hb}] + [\text{COHb}] + [\text{MetHb}]} \right) \cdot 100\%$$

Исследование оптических свойств крови с целью определения степени ее оксигенации показывает, что каждая форма гемоглобина имеет свой собственный спектр поглощения (рисунок 1).

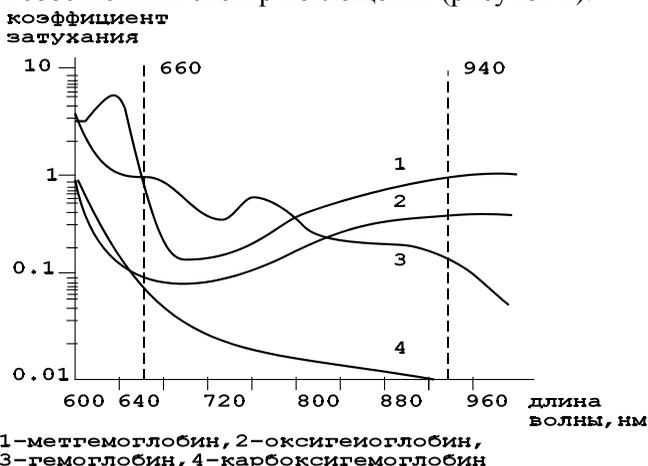


Рисунок 1 – Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина

Фракция HbO_2 имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного Hb выше; в инфракрасной части спектра поглощения HbO_2 становится несколько выше поглощения Hb . COHb имеет резко падающую зависимость поглощения и в ИК области его поглощение незначительно. MetHb имеет более сложную зависимость поглощения от длины волны излучения, однако, можно выделить характерные участки спектра, где оптические свойства MetHb существенно отличаются от свойств других форм гемоглобина.

Для измерения концентрации всех четырех форм гемоглобина необходимо провести измерения поглощения света, по крайней мере, на четырех длинах волн. Для целей клинической оксиметрии можно предположить, что концентрация фракций COHb и MetHb мала по

сравнению с концентрацией HbO_2 и Hb , тогда функциональную сатурацию артериальной крови можно определить с помощью измерений только на двух длинах волн света.

Для определения фракционной сатурации необходимо использовать четыре длины волны излучения, чтобы дополнительно найти концентрации MetHb и COHb . Многолучевая спектрофотометрия проб крови используется в кюветных оксиметрах, применяемых в лабораторной практике.

В подавляющем большинстве случаев для определения оксигенации крови используется измерение сатурации кислорода, осуществляемое с помощью пульсовой оксиметрии.

Пульсоксиметрия основана на использовании принципов фотоплетизмографии. При фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, например, палец руки (рисунок 2), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.



Рисунок 2 – Регистрация фотоплетизмограммы

Поскольку поглощение света в тканях пропорционально объему крови, проходящему через освещаемый участок, то, усиливая сигнал с фотоприемника можно зарегистрировать изменения его амплитуды, обусловленные артериальной пульсацией сосудов (рисунок 3).

Полученная таким образом фотоплетизмограмма (ФПГ) может быть использована для контроля состояния кровотока в месте расположения датчика. Когда давление крови в артериальном русле повышается и возникает расширение сосудов, амплитуда ФПГ растет, при снижении давления и сужении сосудов амплитуда ФПГ падает.

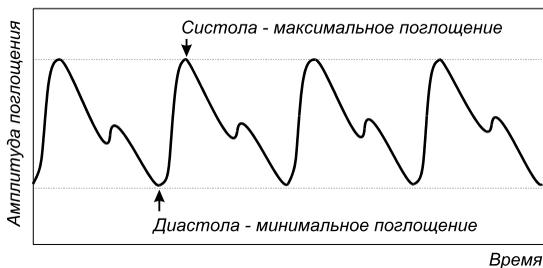


Рисунок 3 – Фотоплетизмограмма периферического пульса

Изменения в ФПГ, например, резкое падение амплитуды пульсации, могут указывать на развитие гемодинамических нарушений и необходимость немедленных действий. Чаще снижение амплитуды ФПГ связано с централизацией кровообращения вследствие спазма периферических артерий.

По методике пульсоксиметрии из ФПГ сигнала выделяется момент систолической пульсации. Именно в этот короткий промежуток времени на вершине систолического выброса удастся наиболее точно измерить сатурацию кислорода артериальной крови путем использования двухволновой спектроскопии. Для этой цели в датчике используются два источника излучения с различными спектральными характеристиками.

Принцип измерения сатурации гемоглобина кислородом основан на различной способности гемоглобина и оксигемоглобина поглощать волны света различной длины при прохождении через участок ткани с артериальной кровью (рисунок 1).

Для получения наибольшей чувствительности определения сатурации кислорода, длины волн излучения источников необходимо выбирать в участках спектра с наибольшей разницей в поглощении света оксигемоглобином и гемоглобином.

В области 660 нм (красный диапазон) поглощение света Нв выше по сравнению с поглощением света НвО₂. В то же время, в области 940 нм (инфракрасный диапазон) поглощение света НвО₂ несколько превосходит поглощение Нв. Сравнивая соотношение поглощения света на двух длинах волн можно получить соотношение НвО₂ и Нв и, на этой основе, оценить величину сатурации.

Для неинвазивного определения оксигенации крови в “поле зрения” ФПГ датчика помещается участок тканей, содержащий артериальные сосуды. В этом случае сигнал с выхода датчика, пропорциональный абсорбции света, проходящего через ткани, включает две составляющие: пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови при каждом сердечном сокращении, и постоянную “базовую” составляющую, определяемую оптическими свойствами кожи, венозной и капиллярной крови и других тканей исследуемого участка (рисунок 4). Путем анализа формы сигнала ФПГ можно выделить его фрагменты, соответствующие моментам систолического выброса.

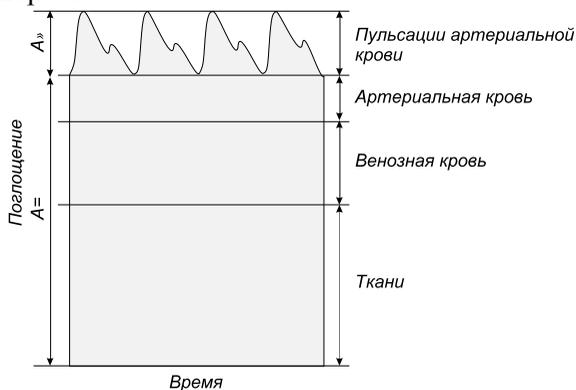


Рисунок 4 – Компоненты поглощения света

Для повышения точности определения сатурации методом пульсовой оксиметрии используется нормирование сигналов поглощения света, для чего измеряется постоянная составляющая в моменты диастолы $A_ =$ и находится отношение амплитуды пульсирующей составляющей $A_ \approx$ к величине $A_ =$ (рисунок 4):

$$A_{\text{норм}} = A_{\approx} / A_{=}$$

Эта процедура выполняется для каждой длины волны излучения. Нормированная величина поглощения не зависит от интенсивности излучения светодиодов, а определяется только оптическими свойствами живой ткани.

Для получения значений сатурации рассчитывают отношение нормированных величин поглощения света для двух выбранных длин волн:

$$R = (A_{\sim} / A_{\sim})^{кр} / (A_{\sim} / A_{\sim})^{инф},$$

где: индекс *кр.* относится к абсорбции в красной области спектра, индекс *инф.* – в инфракрасной области спектра.

Данным приемом исключаются ошибки измерения, связанные с различием оптических характеристик неп пульсирующей крови и тканей у различных пациентов или при различном месте закрепления датчика на теле человека.

Величина R эмпирически связана со значениями сатурации калибровочной зависимостью, полученной в процессе градуировки прибора (рисунок 5). Отношение R изменяется от 0,4 для 100% сатурации до 3,4 при 0% сатурации. Отношение, равное 1, соответствует сатурации 85%.

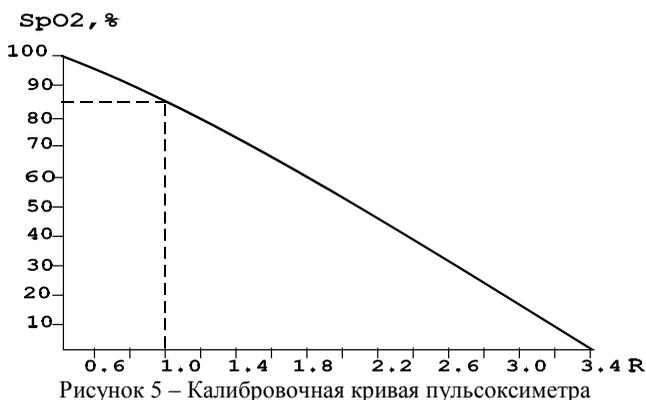


Рисунок 5 – Калибровочная кривая пульсоксиметра

Ход кривой определяется теоретической зависимостью, основанной на соотношениях для поглощения света. Однако, для точного определения сатурации необходимо уточнение калибровочной зависимости по экспериментальным данным, полученным, например, с помощью кюветного оксиметра.

Следует отметить, что величина отношения R не зависит от оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, а определяется оптическими свойствами артериального выброса крови, что определяет высокую точность измерения сатурации в пульсоксиметрии.

Величина SpO_2 определяется в пульсоксиметре по значению отношения R в соответствии с тарировочной зависимостью, которая заносится в память прибора при его калибровке по показаниям эталонного прибора, имеющего известные метрологические характеристики.

Пульсоксиметры калибруются по данным функционального насыщения гемоглобина кислородом. Значение функциональной сатурации будет отличаться от фракционной сатурации, определяемой лабораторными аналитическими методами в пробах артериальной крови.

Величина фракционной сатурации отражает истинную картину транспорта кислорода. Однако, поскольку в подавляющем большинстве случаев, общий состав дисфункциональных фракций не превышает 1...3 %, то путем тарировки показаний пульсоксиметров можно уменьшить погрешность определения сатурации до необходимого для клинической практики уровня. При резком увеличении доли дисфункциональных фракций Hb, характерном для отдельных патологических состояний, например, при отравлении CO, показания пульсоксиметра не совпадают с фракционной сатурацией.

1.2. Особенности построения пульсоксиметров

Фотоплетизмографический датчик пульсоксиметра содержит два светоизлучающих диода, работающих один в “красной”, другой – в “инфракрасной” области спектра, а также широкополосный фотоприемник. Конструктивно датчик выполняется таким образом, что при его расположении на поверхности тела человека на фотоприемник поступает свет излучателей, ослабленный участком тканей, содержащим артериальный сосуд.

На практике используются два типа датчиков, первый, анализирующий излучение светодиодов, проходящих через ткани, и второй – излучение, отраженное от исследуемых тканей.

Датчики проходящего излучения укрепляются на кончике пальца руки или ноги, мочке уха пациентов, у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или на ладони (рисунок 6).

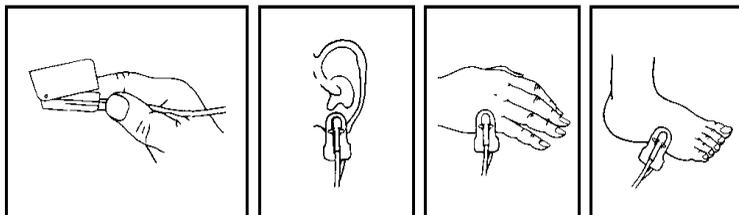


Рисунок 6 – Закрепление датчиков пульсоксиметра

Датчики, регистрирующие рассеянное тканями излучение, размещаются на поверхности тела в проекции сонной или височной артерии. Расположение отражательного датчика на головке плода позволяет осуществить фетальный мониторинг сатурации и ЧСС в родах.

Для датчиков пульсоксиметров используются специально разработанные бескорпусные светодиоды красного и инфракрасного диапазонов, размещенные на одной подложке для совмещения оптических осей излучения.

Высокая крутизна спектральной характеристики абсорбции Hb и HbO_2 в области красного и инфракрасного излучения (рисунок 1) требует малого разброса центральной длины волны излучения светодиодов, используемых в датчике. Для красного диапазона длина волны излучения должна находиться в пределах 660 ± 5 нм, для инфракрасного – 940 ± 10 нм.

Технологический разброс длины волны излучения при производстве светодиодов может достигать значения ± 15 нм. Поэтому возникает необходимость произвести отбраковку светодиодов по длине волны излучения, что удорожает датчик пульсоксиметра. Некоторые производители мониторинжной аппаратуры идут по другому пути. Для различных значений длин волн излучения светодиодов вводится коррекция калибровочной зависимости, связывающей отношение R и значение сатурации. Это обстоятельство заставляет с осторожностью относиться к возможности замены датчиков пульсоксиметров без проведения уточнения градуировки прибора.

В качестве фотоприемников в датчиках пульсоксиметров используются кремниевые фотодиоды, обладающие высокой чувстви-

тельностью в области “красного” и “инфракрасного” диапазонов излучения, быстродействием и низким уровнем шума.

Обобщённая функциональная схема пульсоксиметра приведена на рисунке 7.

Излучатели датчика включаются поочередно, т.е. коммутируются с высокой частотой, что позволяет использовать для регистрации излучения один коммутируемый фотоприемник, а также ослабить действие фоновых засветок. Фотоприемник преобразует интенсивность ослабленного тканями "красного" и "инфракрасного" излучения в электрические сигналы, поступающие после усиления и обработки в микропроцессорный вычислитель прибора.

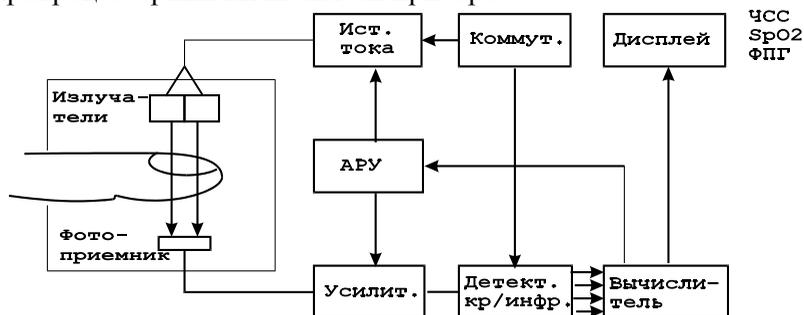


Рисунок 7 – Функциональная схема пульсоксиметра

Далее в усилительном тракте сигналы “красного” и “инфракрасного” излучения разделяются на два канала с помощью импульсов управления коммутатора, переключающих светодиоды. В каждом канале производится измерение двух составляющих ФПГ сигнала, обусловленных постоянной и пульсирующей составляющими абсорбции, необходимых для вычисления величины R и определения сатурации по калибровочной кривой.

Особенностью усилительного тракта является необходимость усиления сигналов фотоприемника в достаточно большом динамическом диапазоне входных сигналов (более 60 дБ). Это требование обусловлено значительным разбросом оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, выраженности пульсаций кровотока в месте расположения датчика у различных пациентов.

Реализация требуемого динамического диапазона достигается использованием цифровой АРУ, охватывающей каскады усиления ФПГ сигнала и источника тока, питающего светодиоды. Система АРУ поддерживает выходные сигналы усилительного тракта на уровне номинального напряжения входа АЦП вычислителя с целью уменьшения шума квантования.

1.3. Особенности функционирования пульсоксиметров

Программное обеспечение пульсоксиметра содержит быстрый помехоустойчивый алгоритм выделения пульсовой волны, основанный, как правило, на корреляционной обработке сигналов, а также реализует вычисление SpO_2 и ЧСС. Алгоритм обеспечивает устойчивость показаний при артефактах движения и быстрое установление показаний прибора.

Относительная сложность алгоритмов, используемых при обработке сигналов в пульсоксиметрах, объясняется высоким уровнем помех, сопровождающих регистрацию ФПГ, а также требованиями высокой точности и быстродействия измерений.

Требования быстродействия измерений сатурации связаны с тем, что на определенных стадиях ведения наркоза, например, интубации, возможно быстрое развитие эпизодов гипоксемии, которые могут привести к гипоксическим состояниям, чреватые серьезными послеоперационными осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10 с.

В пульсоксиметрах имеется возможность установки порогов срабатывания тревожной сигнализации при снижении значений SpO_2 и ЧСС ниже установленного уровня.

Способы отображения информации, используемые в пульсоксиметрах, дают наглядное представление об измеряемых показателях. Вычисленные значения сатурации крови кислородом и ЧСС отображаются в виде соответствующих цифровых значений на дисплее прибора.

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или в виде пульсирующего “столбика”, следящего за изменением объема артериальной крови в поле зрения датчика. Отображение ФПГ позволяет вести визуальный контроль формы сигнала и обладает диагностической ценностью. Изображение кривой на экране автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана. При этом в приборах вводится специальный масштабный индикатор амплитуды пульсаций, позволяющий судить об абсолютном значении артериальных пульсаций, что очень важно при проведении реанимационных процедур.

Амплитуда артериального пульсового выброса, определяемая в месте расположения датчика прибора, отображается высотой засветки такого индикатора. Низкий уровень, зафиксированный индикатором (в пределах его основания), свидетельствует о значительном снижении кровотока, что может быть вызвано нарушениями центральной гемодинамики, периферическим ангиоспазмом или другими причинами. При улучшении гемодинамики индикатор увеличивает свои показания (в пределах средней или верхней части).

При нарушениях периферического кровотока, эпизодах гипотонии пульсовая составляющая ФПГ может оказаться недостаточной для выделения артериальной волны и определения сатурации. Для распознавания подобных случаев в пульсоксиметрах используются встроенные тест-системы. В случаях, когда измерение не возможно прибор должен выдавать предупреждение "нет пульса".

В случае, когда по каким-либо причинам датчик прибора оказался не зафиксированным на пациенте (например, сдвинулся с пальца при движении руки пациента), прибор должен выдавать предупреждение "нет пациента".

Пульсоксиметры позволяют производить накопление измеряемых данных длительностью до 8 часов. Результаты измерений за требуемый промежуток времени в виде трендов SpO₂ и ЧСС могут выводиться на экран дисплея или могут быть распечатаны на встроенном или внешнем принтере.

Требования стандартов по пульсоксиметрии устанавливают основную погрешность измерения сатурации в диапазоне (80...99)% равную $\pm 2\%$, (50...79)% равную $\pm 3\%$, для сатурации ниже 50% погрешность обычно не нормируется. Высокая точность пульсоксиметрии для значений сатурации более 80% необходима для надежной дифференциации развития состояния гипоксемии и гипоксии. В этом диапазоне кривая диссоциации гемоглобина имеет малую крутизну (рисунок 1) и небольшое уменьшение сатурации означает сильное изменение напряжения кислорода в крови, что является предвестником гипоксии. Увеличение допустимой погрешности при низких уровнях оксигенации (менее 80%) является клинически обоснованным, так как в этом диапазоне наибольшей ценностью обладает не абсолютное значение сатурации, а оценка динамики процесса, т.е. изменение сатурации в течение определенного времени.

Основные помехи, влияющие на точность измерения сатурации, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу.

Электрические помехи (“наводки”) возникают в усилительном тракте пульсоксиметра в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, в частности, питающей сетью 50 Гц, электрохирургическим инструментом, физиотерапевтической аппаратурой. Подавление помех осуществляется путем частотной фильтрации сигналов, так как полезная информация в ФПГ сигнале сосредоточена, в основном, в диапазоне до 10 Гц, т.е. значительно ниже частотного диапазона помех. Для этой цели используются аналоговые фильтры нижних частот в усилительном тракте, а также цифровая фильтрация, дающая высокую крутизну спада частотной характеристики фильтров.

Помехи оптического происхождения возникают в случае попадания света от посторонних источников излучения (от хирургических ламп, ламп дневного света и т.п.) на фотоприемник датчика. Под действием данных помех уровень сигнала, снимаемого с фотоприемника, может изменяться, искажая сигнал, обусловленный абсорбцией излучения светодиодов в тканях.

Для подавления оптических помех используют метод трехфазной коммутации светодиодов датчика. В первые две фазы коммутации

поочередно включаются либо “красный”, либо “инфракрасный” светодиод датчика, в третьей фазе оба светодиода выключаются и фотоприемник регистрирует фоновую засветку датчика, включающую оптические помехи. Напряжение фоновой засветки запоминается и вычитается из сигналов “красного” и “инфракрасного” каналов, получаемых в первые две фазы коммутации. Таким образом, действие фоновой засветки датчика на полезный сигнал ослабляется.

Коммутация светодиодов с достаточно высокой частотой (намного превышающей частоты оптических помех) позволяет при выделении сигналов различных каналов в усилительном тракте использовать принципы синхронного детектирования, существенно улучшающие соотношения сигнал/шум. Сильная фоновая засветка датчика может стать причиной возникновения искажений в усилительном тракте, поэтому фотоприемник и первые каскады усиления должны обладать линейностью характеристики в большом динамическом диапазоне входных сигналов. Это необходимо для устранения амплитудных искажений переменной составляющей сигнала и подавления перекрестных помех. Ослабление фоновых засветок достигается также конструктивным построением датчика с использованием оптического экранирования.

Помехи физиологической природы оказывают наиболее сильное влияние на показания пульсоксиметров. К таким помехам можно отнести влияние двигательных артефактов, в том числе и дыхания, непостоянство формы пульсовой волны и снижение ее амплитуды у различных пациентов. Движение конечности с закрепленным на ней датчиком вызывает, например, перераспределение объема крови, находящегося в поле зрения датчика, что дает на выходе фотоприемника помеховый сигнал. Ослабление указанных помех особенно важно при выделении максимумов артериальных пульсаций фотоплетизмографических сигналов обоих каналов.

Помехоустойчивые алгоритмы выделения артериальных пульсаций и нахождения отношения R основаны на обработке ФПГ сигнала во временной или частотной области.

Во временной области для обнаружения артериальных пульсаций могут быть использованы алгоритмы фиксации диастолических и систолических значений фотоплетизмографического сигнала с помощью известных методов нахождения экстремальных точек сигналов, например, метод дифференцирования и фиксации нуля. Таким образом, для определения отношения R находятся значения сигналов, соответствующие переменной и постоянной составляющей абсорбции. Затем после согласования и усреднения вычисляется величина R и соответственно находится SpO_2 .

По алгоритму “разделения” пульсовой волны вычисляются текущие значения отношения R на отрезке сигналов между двумя систолическими пульсациями, а затем эти значения определенным образом взвешиваются по критерию минимизации погрешностей и определяется величина R .

Более эффективным с точки зрения помехоустойчивости к артефактам движения представляется алгоритм, сводящийся к задаче нелинейного оценивания, которая может быть решена методом, основанным на максимизации функции правдоподобия.

Спектральный подход основывается на вычислении отношения R с использованием первых гармоник разложения Фурье сигналов красного и инфракрасного каналов, что дает более точную оценку аргумента калибровочной зависимости.

Высокой помехоустойчивостью к артефактам движения обладают адаптивные алгоритмы, основанные на априорной информации о характере изменения сигнала и помех. Переменные составляющие сигналов обоих каналов обрабатываются цифровым фильтром, оптимизированным на выделение артериальной пульсации, как это часто делается для выделения QRS комплекса ЭКГ. Полученные сигналы поступают на обнаружитель, работающий по пороговому алгоритму. Порог обнаружения адаптивно изменяется как в зависимости от амплитуды пульсаций, так и в зависимости от априорной вероятности появления очередной пульсации в данный момент времени.

В момент фиксации обнаружителем максимумов артериальных пульсации вычисляются величины R , которые подвергаются вторич-

ной фильтрации, в результате которой происходит отбраковка ошибочных значений, а также усреднение данных за время нескольких пульсаций. Моменты фиксации артериальных пульсаций используются также в пульсоксиметрах для измерения длительности сердечного цикла, которые после вторичной обработки (сглаживания) пересчитываются в значение ЧСС.

С увеличением интенсивности помех, а также в случае снижения амплитуды пульсаций кровотока в поле зрения датчика показания пульсоксиметра могут не соответствовать уровню сатурации крови кислородом. В этих случаях повышение достоверности пульсоксиметрии может осуществляться с помощью введения в программное обеспечение прибора экспертной системы.

Анализируя соотношение сигнала и помехи, система в случае недопустимых условий измерения формирует для пользователя сообщения, позволяющие либо исправить положение (устранить артефакты), либо правильно истолковать показания прибора. Наиболее часто формируются сообщения, получаемые путем порогового контроля сигналов в усилительном тракте прибора, говорящие о случайном отключении датчика, “отсутствии пациента”, о сильной фоновой засветке, о снижении амплитуды пульса ниже допустимого с точки зрения шумов. Данные ситуации устраняются путем правильной установки датчика и выбора места его расположения на теле пациента.

Влияние двигательного артефакта на регистрацию ФПГ сигнала может быть оценено с помощью встроенной экспертной системы, работающей на основе анализа соотношения амплитуд первой и второй гармоник разложения Фурье сигнала артериальных пульсаций. Снижение этого соотношения говорит о росте влияния помех и снижения достоверности показаний прибора.

При использовании алгоритма “разделения” пульсовой волны увеличение разброса локальных значений отношения R также говорит о снижении достоверности определения сатурации.

Встроенная экспертная система позволяет защитить пользователя от неверных показаний прибора, возникающих в моменты резких изменений условий регистрации сигналов, например, при включении

электрохирургического инструмента, ярких вспышек ламп освещения и пр., а также при нарушениях работы датчика.

Точность измерения сатурации в пульсоксиметрах определяется калибровочной зависимостью, устанавливаемой при градуировке приборов. "Золотым" стандартом градуировки считается проведение одновременных измерений сатурации исследуемым пульсоксиметром и эталонным прибором у добровольцев, вдыхающих газовую смесь заданного состава.

В качестве эталонов используются кюветные многоволновые оксиметры, анализирующие пробу артериальной крови. Например, двухлучевой оксиметр OSM-2 (Radiometer, Denmark), измеряющий функциональную сатурацию, или оксиметр IL 482 (Instrumentation Laboratory, USA), работающий на четырех длинах волн (535,0; 585,2; 594,5; 626,6 нм), что позволяет определять концентрации HbO_2 , COHb , Hb , MetHb и значение фракционной сатурации с точностью до 0,5%.

Трудность получения клинических данных для низких значений сатурации (менее 80%) в экспериментах *in-vivo* заставляет экстраполировать калибровочную зависимость в этой области и снижать требования к точности измерений. Достаточно сложная система градуировки пульсоксиметров полностью имитирует процесс газообмена в организме человека. Система содержит мембранный оксигенатор (рисунок 8), источник гидравлических пульсаций, имитирующий артериальный кровоток и модель пальца, на который надевается датчик испытуемого пульсоксиметра.

Система имеет пробоотборник крови для анализа с помощью кюветного оксиметра. Данная система позволяет проводить точную градуировку прибора при значениях сатурации менее 50%. При производстве пульсоксиметров для обеспечения точности измерения сатурации используются оптико-электронные имитаторы, имеющие заданные метрологические характеристики.

Имитатор имеет оптическую головку, помещаемую в поле зрения датчика пульсоксиметра вместо участка тела пациента. Головка имитатора содержит фотоприемник, располагаемый напротив светодиодов датчика, и светодиоды, подобные применяемым в датчике, об-

ращенные к фотоприемнику датчика. С помощью оптической головки происходит переизлучение световых потоков от светодиодов датчика к его фотоприемнику, причем передача сигналов фотоприемника головки к светодиодам имитирует абсорбцию света в тканях, включая формирование артериальной пульсации.

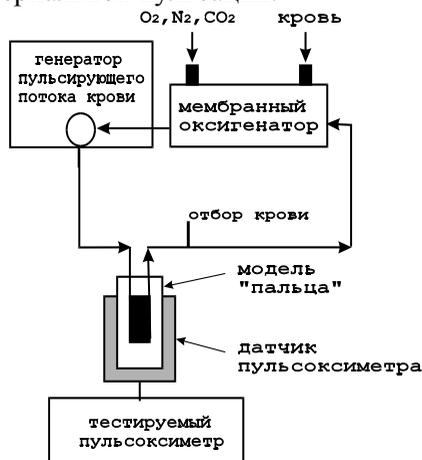


Рисунок 8 – Система in-vivo градуировки пульсоксиметров

Изменение коэффициента передачи от фотоприемника головки к ее излучателям позволяет при испытаниях пульсоксиметра проверить весь допустимый диапазон изменения прозрачности тканей и амплитуды пульсаций. Изменяя соотношения амплитуд переменных составляющих по “красному” и “инфракрасному” каналу оптической головки, можно проверить необходимый диапазон измеряемых значений сатурации в соответствии с калибровкой имитатора, выполняемой по образцовому прибору.

1.4. Источники погрешностей при пульсоксиметрии

Особенность определения уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметра заключается в том, что, в соответствии с принципом действия прибора, в нем производится измерение величины поглощения света, прошедшего через ткани, содержащие артериальные сосуды, в красном и инфракрасном диапазоне и вычисление R – отношения измеренных величин. Значение сатурации определяется по

величине R в соответствии с калибровочной зависимостью, устанавливаемой параллельными градуировочными измерениями функциональной или фракционной сатурации у добровольцев с помощью отбора проб крови и их анализа в кюветном оксиметре.

Показания пульсоксиметра при определении оксигенации крови у пациентов соответствуют градуировочной сатурации только тогда, когда доля дисгемоглобинов у пациентов и у лиц, участвующих в градуировке прибора, совпадают. В большинстве случаев предполагается, что фракция дисгемоглобинов (COHb, MetHb) не превышает 2% и ее долей в определении сатурации можно пренебречь. Однако при колебаниях этой фракции показания пульсоксиметра отличаются от величин $SaO_{2\text{функ}}$ или $SaO_{2\text{фр}}$, по которым производилась градуировка прибора. Поэтому для более корректного обозначения показаний пульсоксиметров используется термин SpO_2 , применяемый большинством изготовителей аппаратуры, который подчеркивает возможность ошибок определения сатурации при возрастании фракции дисгемоглобинов.

Влияние COHb на показания сатурации определяются спектром его поглощения. На волне 940 нм COHb обладает очень низким поглощением и не вносит вклад в общее поглощение. На волне 660 нм COHb обладает поглощением очень близким к поглощению HbO_2 . Следовательно, показания пульсоксиметра будут ошибочно завышены по отношению к величине $SaO_{2\text{фр}}$. Это может маскировать опасные для жизни состояния с низким значением фракционной сатурации (например, при присутствии во вдыхаемом газе CO). Так при содержании COHb – 50% SpO_2 оказывается равным 95%.

Фракция MetHb поглощает больше света на волне 940 нм чем Hb, но на волне 660 нм имеет почти равное с ним поглощение. Это приводит к завышению SpO_2 при низких значениях $SaO_{2\text{фр}}$ и к занижению показаний при больших значениях. При высоких концентрациях MetHb SpO_2 приближается к 85% (отношение близко к 1) и не зависит от реальной оксигенации артериальной крови.

Высокий уровень билирубина не оказывает влияние на поглощение света на используемых длинах волн и не искажает показания

пульсоксиметра. Однако, для кюветных оксиметров ошибки возникают при более низких длинах волн и могут привести к занижению показаний.

Фетогемоглобин (HbF), имеющийся у новорожденных в первые несколько месяцев после рождения, и Hb имеют очень близкие характеристики поглощения, совпадающие на волне 940 нм и различающиеся на несколько процентов на волне 660 нм. Это требует небольшого уточнения калибровочной зависимости, используемой в приборах фетального мониторинга.

Красящие вещества, вводимые в кровь, оказывают влияние на показания пульсоксиметров. Метилен голубой дает уменьшение величины SpO_2 , более значительно влияет введение индигокармина, используемого для измерения сердечного выброса.

Ошибки в определении состояния пациента по данным SpO_2 могут возникнуть из-за маскирования снижения величины PO_2 , которое может наступить прежде, чем начнется значительное падение SpO_2 . Это обстоятельство объясняется ходом кривых диссоциации HbO_2 (рисунок 9).

При больших сдвигах PO_2 (в диапазоне выше 60 мм рт.ст.) наблюдаются небольшие изменения SaO_2 , но если PO_2 становится меньше 60 мм рт.ст., малые изменения PO_2 приводят к большим сдвигам SaO_2 . Поэтому нижняя граница уровня тревожной сигнализации должна быть установлена равной 94%, что соответствует безопасному значению PO_2 .

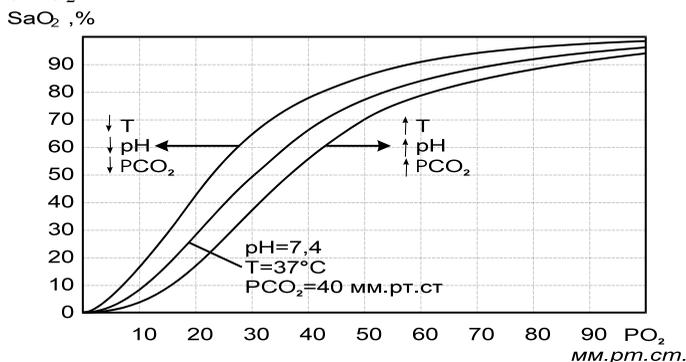


Рисунок 9 – Кривые диссоциации оксигемоглобина

Ошибки могут возникать при низкой тканевой перфузии или выраженной вазоконстрикции вследствие слабости пульсации в месте расположения датчика прибора. Следует отметить, что при выраженной гемодилуции, анемии и кровопотере высокие показатели SpO₂ отнюдь не гарантируют безопасный уровень доставки кислорода к тканям, т.к. общая кислородная емкость крови при этом может оказаться недостаточной.

Общее содержание кислорода (в мл) в 100 мл крови, в артериальной крови можно вычислить по формуле:

$$[O_2]=1,34 \cdot Hb \cdot (SaO_2/100)+0,0031 \cdot PaO_2$$

где: Hb – содержание гемоглобина (в г) в 100 мл крови, PaO₂ – парциальное давление кислорода в артериальной крови (мм рт.ст.).

Первый член суммы правой части уравнения отражает количество связанного гемоглобином кислорода, а второй – количество кислорода, растворенного в плазме. Последняя величина весьма невелика и ею можно пренебречь.

Нормальный уровень содержания кислорода в артериальной крови составляет 17 – 20 мл в 100 мл крови. Низкие показатели [O₂] могут быть связаны либо со снижением концентрации гемоглобина, либо с нарушением газообмена в легких.

1.5. Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01"

Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01" обеспечивает непрерывное определение и цифровую индикацию значения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SpO₂) и значения частоты сердечных сокращений (ЧСС), сигнализацию выхода текущих значений за установленные пределы, а также отображение на дисплее фотоплетизмограммы. Прибор позволяет подключать принтер для печати трендов по SpO₂ и ЧСС, а также фотоплетизмограммы. Структурная схема прибора "ЭЛОКС-01" приведена на рисунке 10.

Излучатель 1 датчика содержит два излучающих диода красного и инфракрасного диапазона, поочередно питаемых импульсами тока, которые формируются в устройстве синхронизации 4. Прошедшее сквозь биологические ткани излучение поступает на фотоприемник 2

датчика. Полученный фототок усиливается предварительным усилителем 3 и регулируемым усилителем 5, коэффициент усиления которого устанавливается микропроцессорным устройством. Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор 6, где происходит определение амплитуды импульсов отдельно красного и инфракрасного каналов.

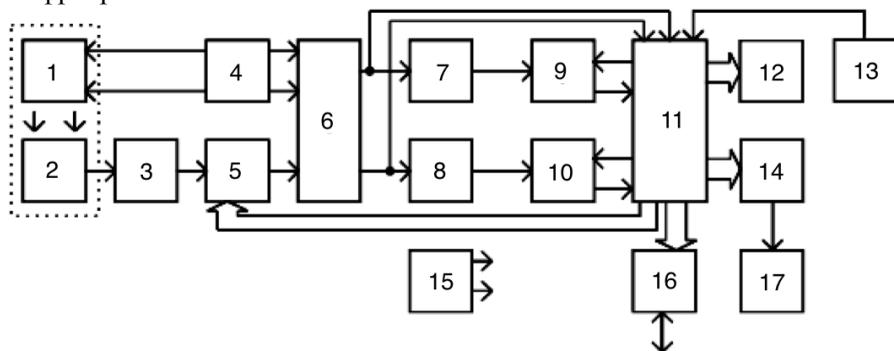


Рисунок 10 – Структурная схема пульсоксиметра "ЭЛОКС-01"

Полученные напряжения, пропорциональные коэффициенту пропускания биологических тканей на соответствующих длинах волн, поступают на АЦП микроконтроллера 11, а также на фильтры верхних частот 7, 8. С выхода фильтров пульсирующая составляющая напряжения, пропорциональная пульсовой волне, через регулируемые усилители 9, 10 поступает на АЦП микроконтроллера 11. После преобразования в цифровую форму микроконтроллер 11 обрабатывает полученные данные и выдает результаты на цифровой индикатор 17 через контроллер 14, на графический жидкокристаллический дисплей со встроенным контроллером 12, а также на порт RS-232C 16. К микроконтроллеру 11 подключена клавиатура 13. Источник питания 15 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов пульсоксиметра.

Микроконтроллер осуществляет управление прибором по заданной программе, вычисление степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (SpO_2) и частоты сердечных сокращений (ЧСС), а также, формирует все необходимые сигналы для устройства

отображения, звуковой сигнализации, формирователя сигналов управления светодиодами датчика, интерфейса USB.

Технические данные прибора

Диапазон показаний по каналу SpO ₂ , %.....	0...99
Отклонение показаний канала SpO ₂ , не более, %	
в диапазоне 80...99 %.....	± 2
в диапазоне 50...79 %.....	± 3
в диапазоне 0...49 %.....	не нормируется
Диапазон определения ЧСС, уд/мин.....	30...250
Отклонение ЧСС, не более, уд/мин	
в диапазоне 30...99 уд/мин.....	±2
в диапазоне 100...250 уд/мин.....	±3
Время установления показаний по каналам SpO ₂ и ЧСС, не более, с..	10
Диапазон установки значений порога сигнализации по SpO ₂ , %..	50 – 95
Диапазон установки значений порогов сигнализации по ЧСС, уд/мин.....	30 – 250
Время непрерывной работы прибора, час.....	24
Время установления рабочего режима после включения прибора, не более, с.....	20
Питание прибора.....	от сети переменного тока 220 В, 50 Гц
Габаритные размеры прибора, мм.....	145x270x60
Потребляемая мощность прибора, не более, Вт.....	10

Датчик пальцевого типа (рисунок 11) представляет собой зажим, состоящий из двух элементов 1 и 2, скрепленных осью 3, фиксируемый на пальце пружинной 4. В элементе 1 установлены излучатели, а в элементе 2 – фотоприемник, снабженный выпуклой линзой. Датчик подключается к прибору с помощью кабеля 6 с разъемом 5.

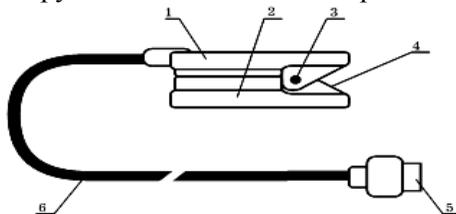


Рисунок 11 – Датчик прибора "ЭЛОКС-01"

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации прибора «ЭЛОКС-01» и программы обработки данных «ELOGRAPH».
2. Включить прибор и запустить программу обработки данных «ELOGRAPH».
3. Изучить реакции диагностических показателей на функциональные пробы:
 - а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
 - б) физическая нагрузка (10 приседаний);
4. Записать изменения показателей, определенные на фоне проведения проб по сравнению с состоянием покоя.

3. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Структура метода пульсовой оксиметрии.
3. Графики показателей в ответ на проведение функциональных проб.
4. Структурная схема прибора «ЭЛОКС-01», основные технические характеристики.
5. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные принципы пульсоксиметрии.
2. Структурное построение пульсоксиметров.
3. Основные источники возникновения погрешностей метода пульсоксиметрии.
4. Алгоритмы обработки биосигналов в современных пульсоксиметрах.
5. Общие принципы градуировки пульсоксиметров.
6. Структурное построение пульсоксиметра «ЭЛОКС-01».
7. Основные технические характеристики современных пульсоксиметров
8. Назначение и основная область применения пульсоксиметров.

5. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Разработать принципиальную схему входного каскада пульсоксиметра. Обосновать выбор элементной базы и произвести расчет номиналов элементов.
2. Предложить варианты упрощения аналогового тракта регистрации ФПГ сигнала в пульсоксиметре «ЭЛОКС-01» без снижения качества регистрации и обработки биосигнала.
3. Разработать блок-схему алгоритма определения величины SpO₂ в пульсоксиметре.
4. Разработать блок-схему алгоритма определения частоты сердечных сокращений в пульсоксиметре.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
3. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
4. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.

Учебное издание

ДАТЧИКИ И СИСТЕМЫ ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086, Самара, Московское шоссе, 34