

**ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПУЛЬСОКСИМЕТРА
«ЭЛОКС-01»**

САМАРА 2007

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»

ИССЛЕДОВАНИЕ ПУЛЬСОКСИМЕТРА
«ЭЛОКС-01»

*Утверждено Редакционно-издательским советом университета
в качестве методических указаний*

Самара
Издательство СГАУ
2007

УДК 57.043(083)

Составители: Л. И. Калакутский, В. Н. Конохов

Рецензент проф. Л. М. Логвинов

Исследование пульсоксиметра «ЭЛОКС-01» : метод. указания к лаб. работе / сост. Л. И. Калакутский, В.Н. Конохов. – Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2007. – 23 с.

В методических указаниях рассмотрены основы методики 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 аппаратурной реализации методики в пульсоксиметре «ЭЛОКС-01». Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Предназначены для студентов, обучающихся по специальности 200401 при изучении курса «Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы».

Подготовлены на кафедре радиотехники и медицинских диагностических систем.

УДК 57.043(083)

© Самарский государственный
аэрокосмический университет, 2007

Цель работы: изучение основ методики пульсовой оксиметрии, используемой для диагностики состояния человека в медицине критических состояний; исследование методики с применением функциональных проб, изучение структурного построения и схемотехнических особенностей 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.

Только в США в конце 90-х годов использовалось более 300000 пульсоксиметров 35 фирм-производителей.

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 контроля 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 пульсовой оксиметрии

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:

$$SpO_{2\text{фун}} = ([\text{HbO}_2] / ([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}])) 100 \%,$$

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:

$$SaO_{2\text{фр}} = ([\text{HbO}_2] / ([\text{HbO}_2] + [\text{Hb}] + [\text{COHb}] + [\text{MetHb}])) 100 \%.$$

Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO_2 (рис. 1), представляющей собой зависимость величины насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO_2) от pO_2 .

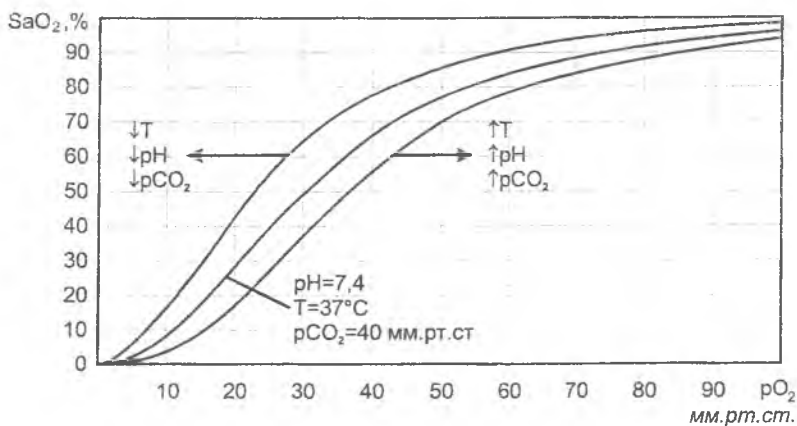


Рис. 1. Кривая диссоциации Hb-O_2

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом ($> 95\%$), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O_2 при значительных колебаниях pO_2 , например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При $pO_2 < 40$ мм рт. ст. способность гемоглобина связывать O_2 резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих O_2 . В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения CO_2 , что еще более облегчает отдачу O_2 тканям.

При мониторинге состояния пациента контроль величины pO_2 , осуществляемый чрескожным полярографическим методом, не получил достаточного распространения из-за сложности метода и высокой стоимости аппаратуры.

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 (рис. 2), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.



Рис. 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 (рис. 3).



Рис. 3. Фотоплетизмограмма периферического пульса

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.

Изменения в ФПГ, например резкое падение амплитуды пульсаций, 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 фотоплетизмографического 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 спектрофотометрии.

Принцип измерения сатурации гемоглобина кислородом основан на различной способности гемоглобина и оксигемоглобина по-

глощать волны света различной длины при их прохождении через участок ткани с артериальной кровью (рис. 4). В области 660 нм (красный диапазон) поглощение света Hb выше по сравнению с поглощением света HbO₂. В то же время в области 940 нм (инфракрасный диапазон) поглощение света HbO₂ несколько превосходит поглощение Hb. Сравнивая соотношение поглощения света на двух длинах волн, можно получить соотношение HbO₂ и Hb и на этой основе оценить величину сатурации.

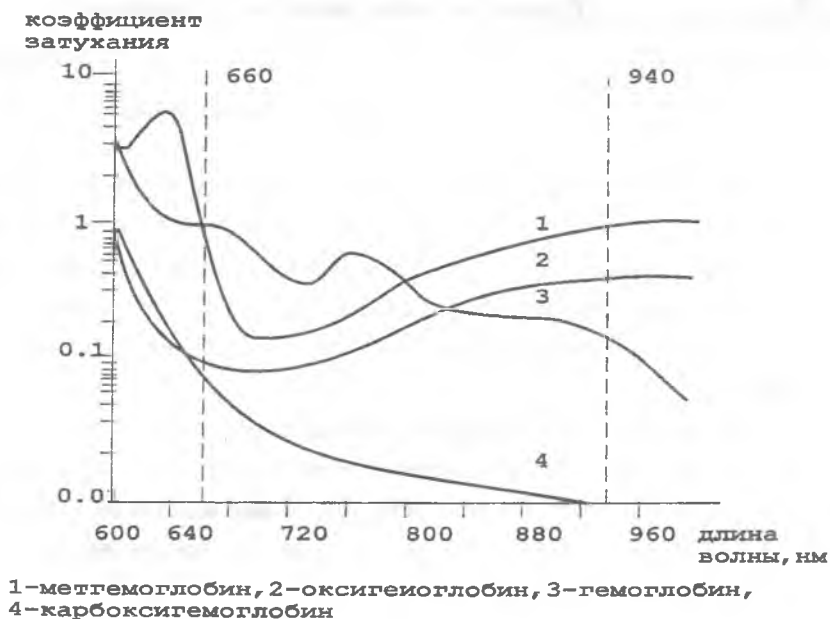


Рис. 4. Зависимость поглощения света от длины волны излучения

Для обеих длин волн зависимость поглощения света от времени имеет пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови в «поле зрения» датчика при каждом сердечном сокращении, и «постоянную» составляющую (рис. 5).

«Постоянная» составляющая поглощения определяется долей света, поглощаемой в измеряемом пульсовом цикле во время диа-

столы, и обусловлена оптическими характеристиками венозной и капиллярной крови, костей, кожи и других тканей исследуемого участка.

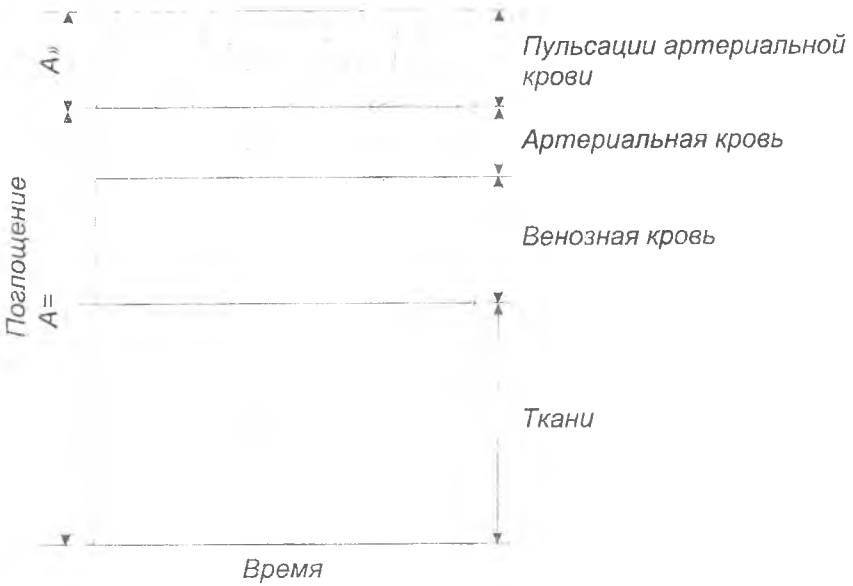


Рис. 5. Компоненты поглощения света

Для точного измерения сатурации необходимо исключить влияние изменения «постоянной» составляющей поглощения и выделить систолическую составляющую, обусловленную притоком артериальной крови.

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

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

где $A_{\text{=}}$ – переменная (систолическая) составляющая поглощения,
 $A_{\text{=}}$ – постоянная (диастолическая) составляющая,
индекс «кр» относится к абсорбции в красной области спектра,
«инф» – в инфракрасной области спектра.

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

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 так называемой фракционной сатурации ($\% HbO_2$ по отношению ко всем возможным фракциям Hb), 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

Датчик пульсоксиметра содержит два светоизлучающих диода, размещенные в одном миниатюрном корпусе и работающие – один в «красной», другой в «инфракрасной» области спектра, а также широкополосный фотоприемник (рис. 6). Конструктивно датчик выполнен так, что излучатели и фотоприемник располагаются на

поверхности тела человека таким образом, чтобы на фотоприемник поступал свет излучателей, ослабленный участком живой ткани (рис. 7). Чаще всего датчик надевается на кончик пальца, закрепляется на мочке уха, переносице; у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или пятки.

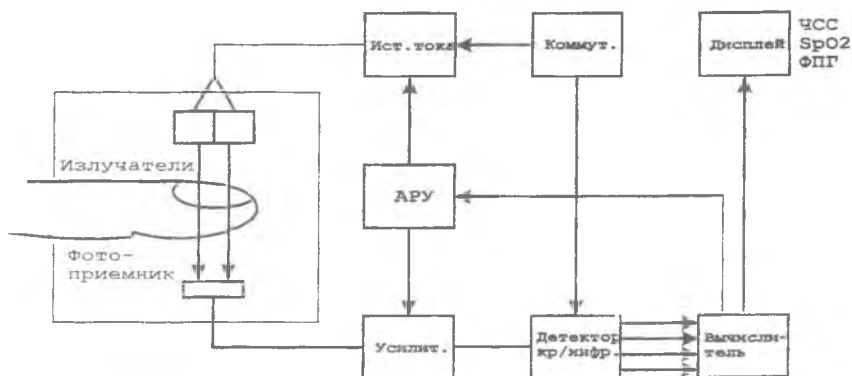


Рис. 6. Функциональная схема пульсоксиметра

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.

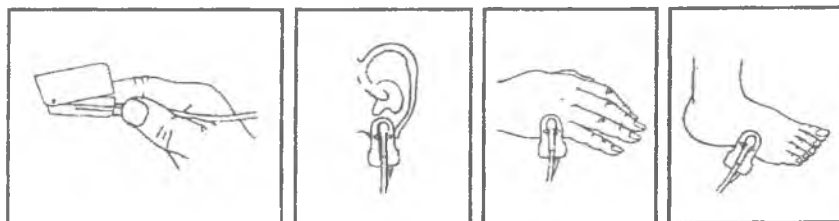


Рис. 7. Закрепление датчиков пульсоксиметра

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

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, чреватых серьезными послеоперационными осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10 с.

Пульсоксиметры позволяют производить накопление измеряемых данных длительностью до 8 часов. Результаты измерений за требуемый промежуток времени могут быть распечатаны на стандартном принтере.

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 невозможно, прибор выдает 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 выдает предупреждение «нет пациента».

1.3. Пульсоксиметр «ЭЛОКС-01»

Пульсоксиметр «ЭЛОКС-01» обеспечивает непрерывное определение и цифровую индикацию значения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SpO_2) 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 SpO_2 и ЧСС, а также фотоплетизмограммы.

Структурная схема прибора «ЭЛОКС-01» приведена на рис. 8.

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, с, не более.....	10
Диапазон установки значений порога сигнализации по SpO ₂ , %.....	50...95
Диапазон установки значений порогов сигнализации по ЧСС, уд/мин.....	30...250
Минимальная относительная амплитуда пульсовой волны, при которой обеспечивается нормальное функционирование прибора	0,005
Время непрерывной работы, час.....	24
Время установления рабочего режима после включения прибора, не более, с.....	20
Питание прибора осуществляется от сети переменного тока	220 В, 50 Гц
Габаритные размеры прибора, мм	145×270×60
Потребляемая мощность, В А, не более.....	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

Преобразователь сигнала датчика (рис. п1) построен на операционном усилителе (ОУ) DA1 и предназначен для преобразования фототока фотоприемника, подключаемого через разъем XS1, в напряжение (OUT-D), пропорциональное фототоку (IF). Это напряжение через разъем X1 поступает на аналоговую часть пульсоксиметра (рис. п2). В свою очередь, с аналоговой платы на плату преобразователя сигнала датчика через X1 поступают сигналы управления светодиодами датчика IRED-D и RED-D, а также требуемые напряжения питания.

Аналоговая часть пульсоксиметра включает в себя усилители тока светодиодов датчика VT1 и VT2, регулируемый усилитель напряжения на ОУ DA2 и цифровом потенциометре DD2, усилитель переменного напряжения на ОУ DA3, синхронный детектор на мультиплексоре DD3, повторители напряжения DA4.1 и DA4.2, усилители переменного напряжения с бланкированием на ОУ DA5.1, DA5.2 и мультиплексоре DD5, регулируемые усилители на ОУ DA6.1 и DA6.2 и сдвоенном цифровом потенциометре DD4, имитатор датчика пульсоксиметра на DD1, стабилизаторы напряжения DA7-DA9.

Усилители тока VT1 и VT2 формируют необходимые токи светодиодов красного и инфракрасного диапазонов датчика. Форма тока определяется управляющими сигналами IR и R, поступающими с цифровой части пульсоксиметра через разъем X7.

Сигнал OUT-D с выхода преобразователя сигнала датчика поступает на вход регулируемого усилителя DA2, основное назначение которого заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, выдаваемого датчиком, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей пациента. Коэффициент передачи регулируемого усилителя DA2 определяется значением сопротивления DD2 и задается в со-

ответствии с алгоритмом работы прибора посредством передачи управляющих кодов с цифровой платы (рис. п3). С выхода регулируемого усилителя DA2 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения DA3 и далее на синхронный детектор DD3. На выходе синхронного детектора формируются постоянные и переменные составляющие напряжений, соответствующие уровню поглощения в красном и инфракрасном диапазонах. Постоянные составляющие через повторители напряжения DA4.1, DA4.2 и разъем X7 поступают на цифровую часть прибора. Переменные составляющие поступают на усилители переменного напряжения DA5.1 и DA5.2, где дополнительно усиливаются, и далее на регулируемые усилители DA6.1, DA6.2. Работа регулируемых усилителей DA6.1 и DA6.2 аналогична работе усилителя DA2. Регулируемые усилители DA6.1 и DA6.2 обеспечивают согласование динамического диапазона переменных составляющих напряжений с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера, размещенного на цифровой плате. Установка коэффициента усиления DA6.1 и DA6.2 осуществляется в соответствии с алгоритмом работы прибора. С выходов DA6.1 и DA6.2 переменные составляющие напряжений через разъем X7 поступают на цифровую часть прибора для дальнейшей обработки.

Имитатор датчика пульсоксиметра построен на триггере Шмидта DD1. Имитатор формирует сигнал, подобный сигналу с датчика пульсоксиметра, и позволяет проверить работоспособность аналогового тракта пульсоксиметра. Управление работой имитатора осуществляется сигналами PBO и A0, поступающими с цифровой платы.

Цифровая часть прибора (рис. п3) содержит микроконтроллер DD1, регистр кода семисегментных светодиодных индикаторов DD2, регистр управления знакоместом семисегментных светодиодных индикаторов DD3, формирователь сигналов управления свето-

диодами датчика, построенный на микросхемах DD4, DD6, DD7, микросхему флэш-памяти DD5, устройство гальванической развязки U1, U2, многофункциональный источник питания на микросхемах DA1–DA7.

Микроконтроллер DD1 осуществляет управление прибором по заданной программе, вычисление степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (SpO₂) и частоты сердечных сокращений (ЧСС), а также формирует все необходимые сигналы для устройства отображения, звуковой сигнализации, формирователя сигналов управления светодиодами датчика, интерфейса RS-232C.

Флэш-память DD5 предназначена для хранения трендов SpO₂ и ЧСС. Запись и чтение значений SpO₂ и ЧСС осуществляется по последовательному интерфейсу SPI в соответствии с программой микроконтроллера DD5. Записанные данные можно передать для дальнейшего анализа в персональный компьютер через устройство гальванической развязки U1, U2 в стандарте RS-232C. Использование гальванической развязки позволяет согласовать уровни напряжений микроконтроллера и стандарта RS-232C, а также обеспечивает необходимую электробезопасность пациента.

Формирователь сигналов управления светодиодами датчика DD4, DD6, DD7 обеспечивает требуемую последовательность сигналов для управления светодиодами датчика и синхронным детектором. Запуск формирователя осуществляется от сигнала FRAD, поступающего с микроконтроллера DD1.

В регистре кода семисегментных светодиодных индикаторов DD2 поочередно размещаются значения SpO₂ и ЧСС, которые через разъем X6 поступают на плату индикации (рис. п4). Включение того или иного индикатора определяется кодом, содержащимся в регистре управления знакоместом семисегментных светодиодных индикаторов DD3. В зависимости от варианта исполнения к цифровой плате, через разъем X4 может быть подключен графический

жидкокристаллический индикатор (ЖКИ). Сигналы управления ЖКИ формируются непосредственно микроконтроллером DD1.

Основой конструкции пульсоксиметра является пластмассовый корпус, состоящий из верхней и нижней крышек, а также передней и задней панелей.

Элементы 3...10 структурной схемы размещены на плате аналоговых устройств; микропроцессорное устройство и источник питания – на плате цифровой обработки (элементы 11, 14...16); цифровой индикатор и клавиатура – на плате индикации.

Плата цифровой обработки, с установленной на ней платой аналоговых устройств, крепится к нижней крышке, плата индикации и жидкокристаллический дисплей установлены вертикально на передней панели.

На задней поверхности корпуса пульсоксиметра расположен разъем для подключения компьютера и ввод сетевого провода.

Плата цифровой обработки и плата аналоговых устройств крепятся соответственно к нижней и верхней крышкам, а плата индикации установлена вертикально на передней панели.

На передней панели прибора расположены (рис. 9):






- гнездо разъема 1 для подключения датчика;
- сетевой выключатель;
- графический жидкокристаллический дисплей;
- транспарант «ТРЕВОГА», индицирующий срабатывание сигнализации;
- цифровой светодиодный дисплей;
- блок кнопок управления, содержащий кнопку отключения сигнализации «», кнопку включения режима печати «», а также кнопки установки режимов работы и порогов сигнализации «», «», «».



Рис. 9. Внешний вид пульсоксиметра «ЭЛОКС-01»

На жидкокристаллическом дисплее, в зависимости от выбранного режима, может отображаться либо фотоплетизмограмма, либо график изменения (тренд) степени насыщения гемоглобина кислородом за предшествующие 20 минут, 60 минут, 4 часа или 8 часов (рис. 10).

На задней поверхности корпуса прибора расположены гнездо для подключения внешнего регистратора, разъем для подключения принтера и ввод сетевого провода.

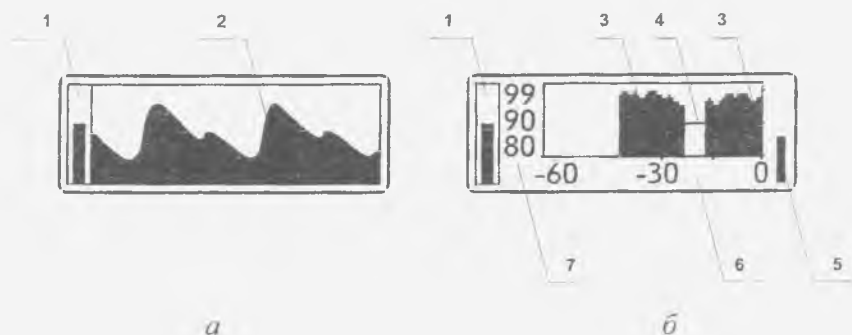


Рис. 10. Информация, отображаемая на дисплее прибора «ЭЛОКС-01»: а) режим отображения фотоплетизмограммы: 1 – индикатор амплитуды пульсовой волны; 2 – графическое изображение фотоплетизмограммы; 3 – тренд степени насыщения гемоглобина кислородом; 4 – отметка «нет данных»; б) режим отображения тренда: 5 – индикатор артериальных пульсаций; 6 – Координатная ось времени; 1 – координатная ось SpO_2

Датчик пальцевого типа (рис. 11) представляет собой зажим, состоящий из двух элементов 1 и 2, скрепленных осью 3, фиксируемый на пальце пружиной 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.

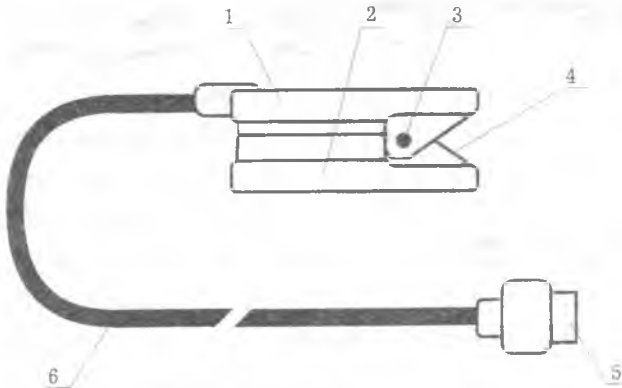


Рис. 11. Датчик прибора «ЭЛОКС-01»

Для работы с пульсоксиметром «ЭЛОКС-01» можно использовать любой матричный принтер, имеющий команды печати в графическом режиме, совместимые с командами 9-игольчатых принтеров EPSON (система команд ESC/P). Возможно использование также некоторых струйных принтеров, удовлетворяющих этому условию.

Подсоединение принтера к пульсоксиметру производится с помощью кабеля параллельного интерфейса (кабель Centronics), входящего, как правило, в комплект поставки принтера.

При подсоединении кабеля принтер должен быть отключен от питающей сети. Питание принтера рекомендуется включать после включения питания пульсоксиметра.

В результате распечатки данных получаются тренды в том же масштабе времени, что были на экране прибора в момент запуска

режима печати. Пример печати трендов SpO₂ и ЧСС за 60 минут показан на рис. 12.

Поле тренда 12 имеет шкалу SpO₂ 13 в диапазоне 50...100 %, поле тренда 10 имеет шкалу ЧСС 11 в диапазоне 40...240 уд/мин.

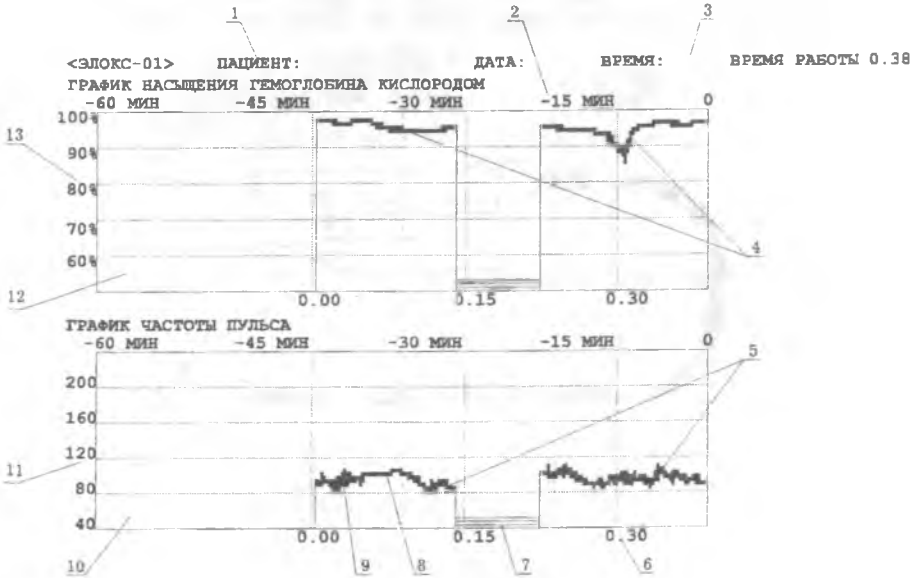


Рис. 12. Распечатка трендов показателей

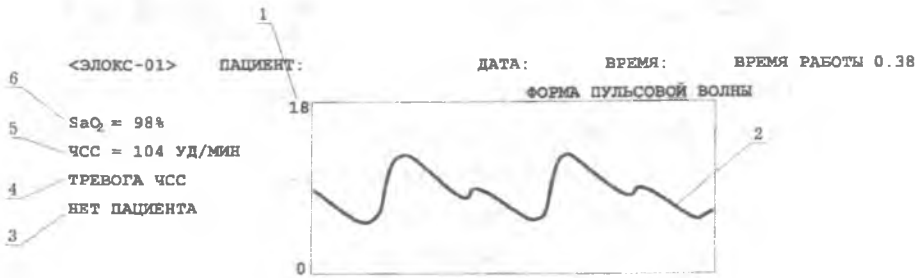


Рис. 13. Распечатка фотоплетизмограммы

Каждое поле снабжено шкалой относительного времени 2, где время отсчитывается от момента запуска печати, и шкалой времени работы 6, где показано время в часах и минутах от момента включения пульсоксиметра.

Тренд по SpO_2 4 и по ЧСС 5 отображается для интервалов времени, когда прибор выдавал показания.

Отметка «нет данных» 7 соответствует интервалам времени, когда показания отсутствовали (например, при индикации сообщений «НЕТ ДАТЧИКА», «НЕТ ПАЦИЕНТА»).

Значение «Время работы» 3 показывает время в часах и минутах, прошедшее от включения пульсоксиметра до момента запуска печати. В поле 1 впоследствии могут быть вписаны необходимые данные о пациенте.

Если отображаемый параметр (SpO_2 или ЧСС) не меняется или меняется медленно, тренд изображается линией единичной ширины (поз. 8 рис. 12). Ширина этой линии соответствует 1 % по шкале SpO_2 или 4 уд/мин по шкале ЧСС. Быстрые изменения отображаемого параметра сливаются на изображении тренда в широкую полосу (поз. 9 рис. 6), верхняя и нижняя границы которой показывают соответственно максимум и минимум параметра во время его быстрых колебаний в пределах полосы.

Результат, полученный при запуске печати из режима отображения фотоплетизмограммы, показан на рис. 13.

Изображение фотоплетизмограммы 2 снабжено шкалой 1 (в условных единицах), дающей представление об амплитуде пульсовой волны. Значения SpO_2 6 и ЧСС 5 фиксируются в момент запуска печати. В поле 4 отображается состояние тревожной сигнализации и наименование параметра, вызвавшего ее срабатывание. В поле 3 дублируются сообщения, выдаваемые на экран прибора.

2. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

2.1. Исследование метода пульсовой оксиметрии с использованием прибора «ЭЛОКС-01»

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации прибора «ЭЛОКС-01» и программы обработки данных «ELOGRAPH».

2. Включить прибор и запустить программу обработки данных «ELOGRAPH».

Изучить реакции диагностических показателей на функциональные пробы:

- а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
- б) физическая нагрузка (10 приседаний, велоэргометр);
- в) ортостатическая проба.

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 данные.
- 5. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

ЛИТЕРАТУРА

1. Калакутский Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – Самара : Изд.-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 1999. – 160 с.

Учебное издание

ИССЛЕДОВАНИЕ ПУЛЬСОКСИМЕТРА «ЭЛОКС-01»

Методические указания

Составители: **Л. И. Калакутский, В. Н. Конохов**

Редактор *О. Ю. Дьяченко*

Компьютерная верстка *О. Ю. Дьяченко*

Подписано в печать 22.05.2007. Формат 60×84 1/16.

Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 1,5+1,0 вкл. Тираж 100 экз. Заказ  Арт. С-44/2007

Самарский государственный аэрокосмический университет
443086, Самара, Московское шоссе, 34.

Издательство Самарского государственного аэрокосмического университета
443086, Самара, Московское шоссе, 34.

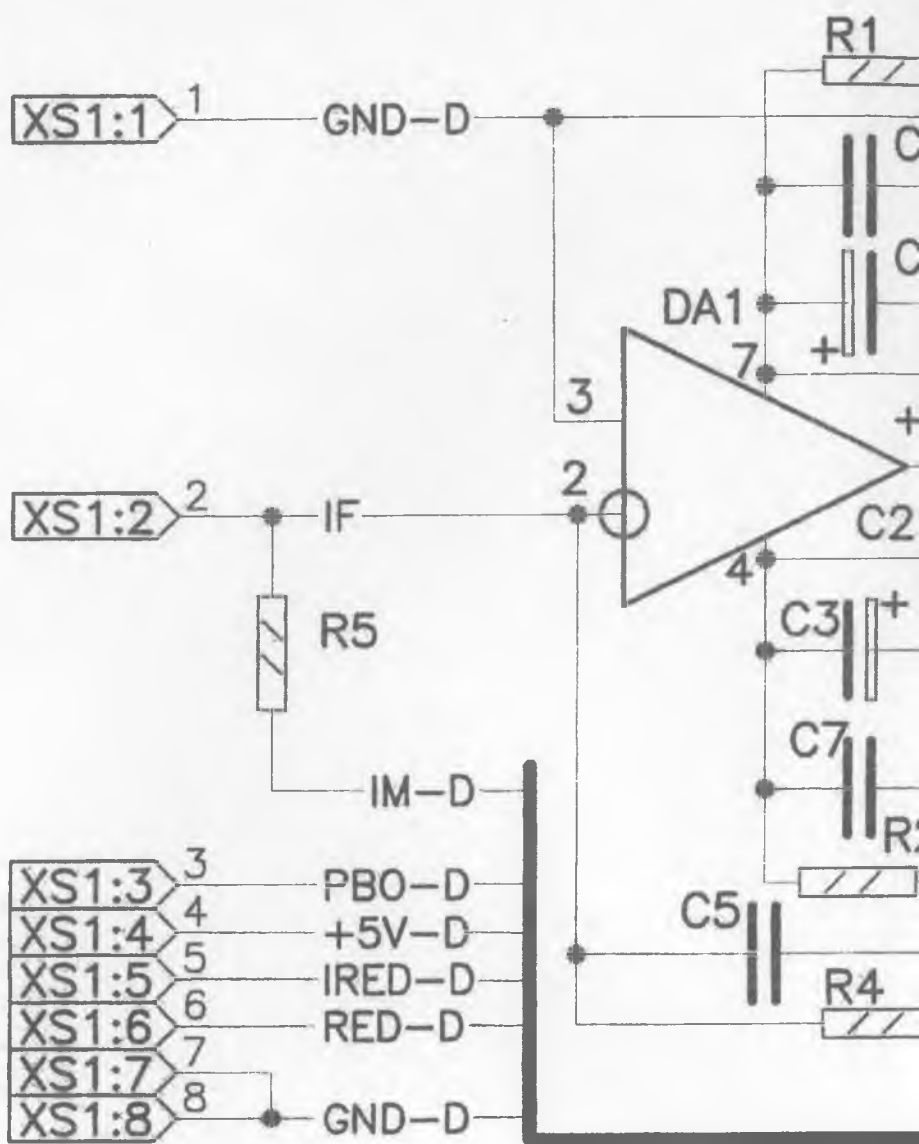
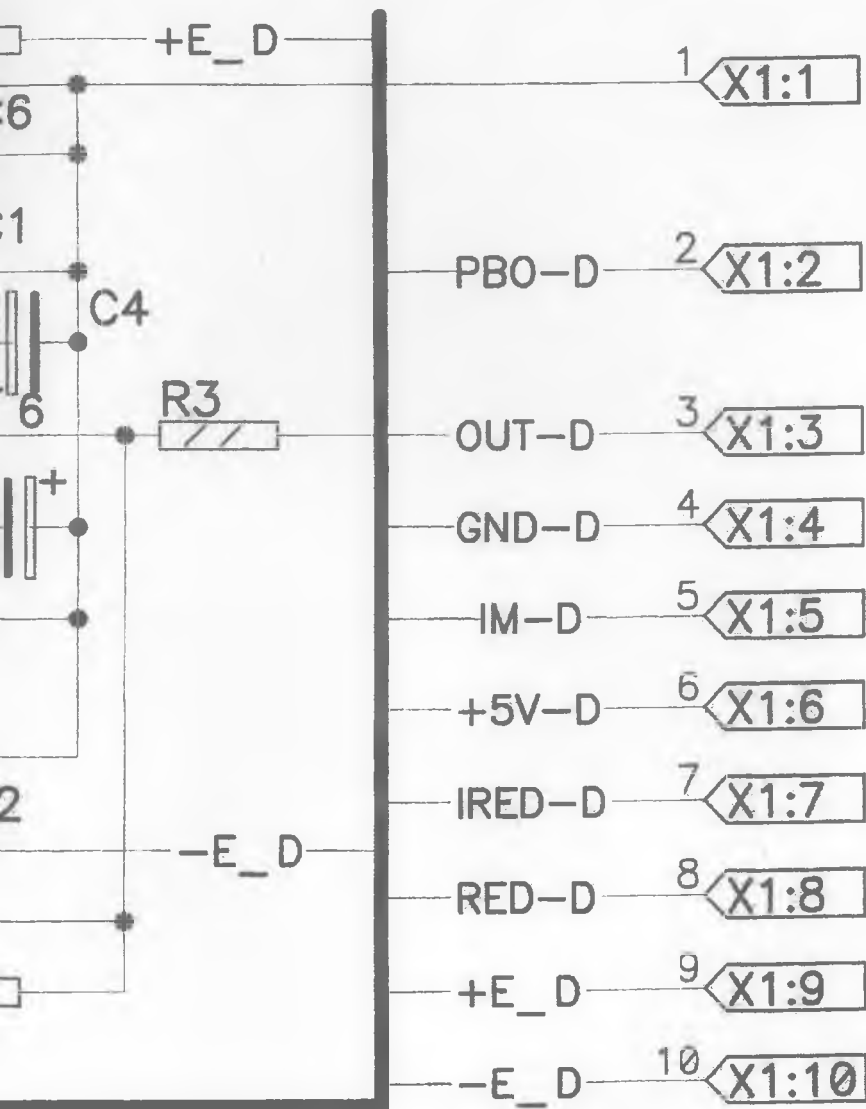


Рис. п1. Принципиальная электрическая схема



ая схема преобразователя сигнала датчика

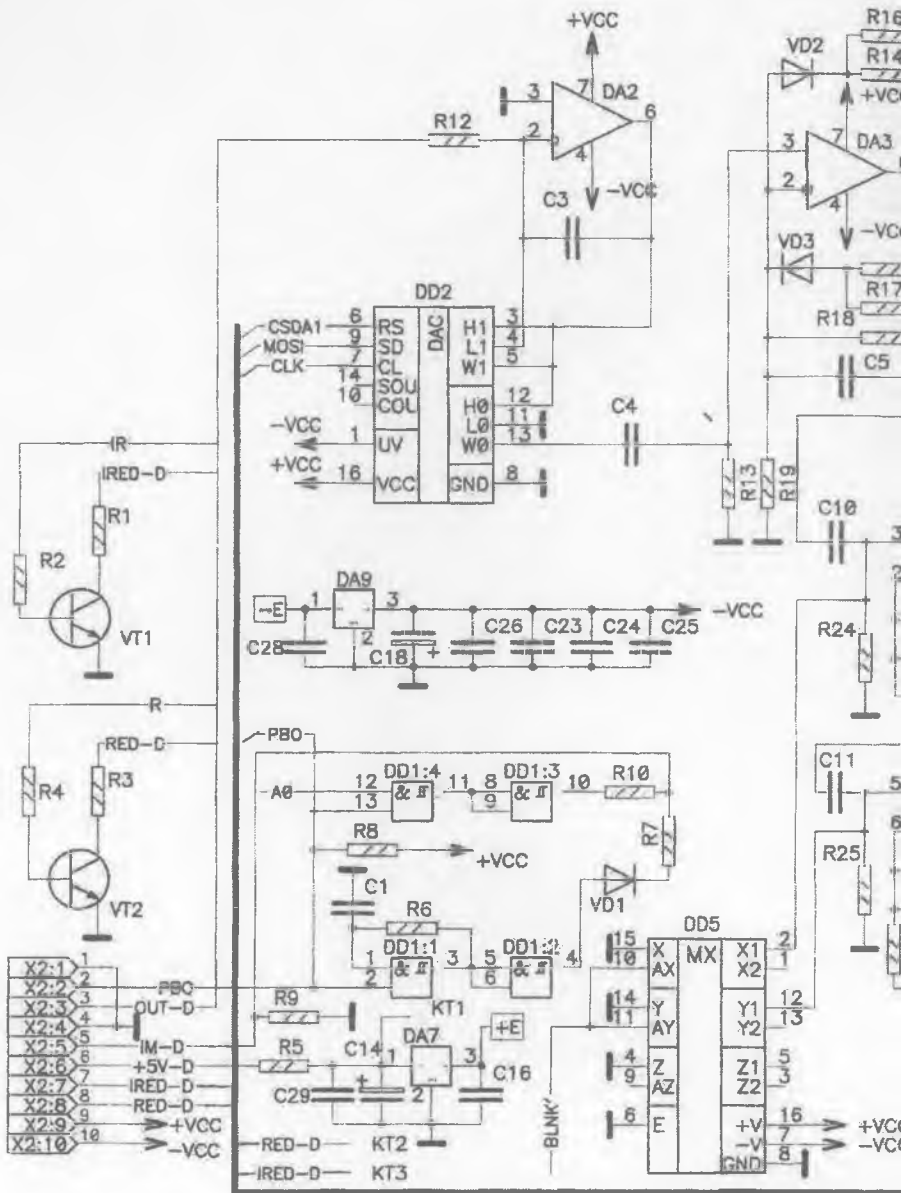


Рис. п2. Принципиальная электрическая

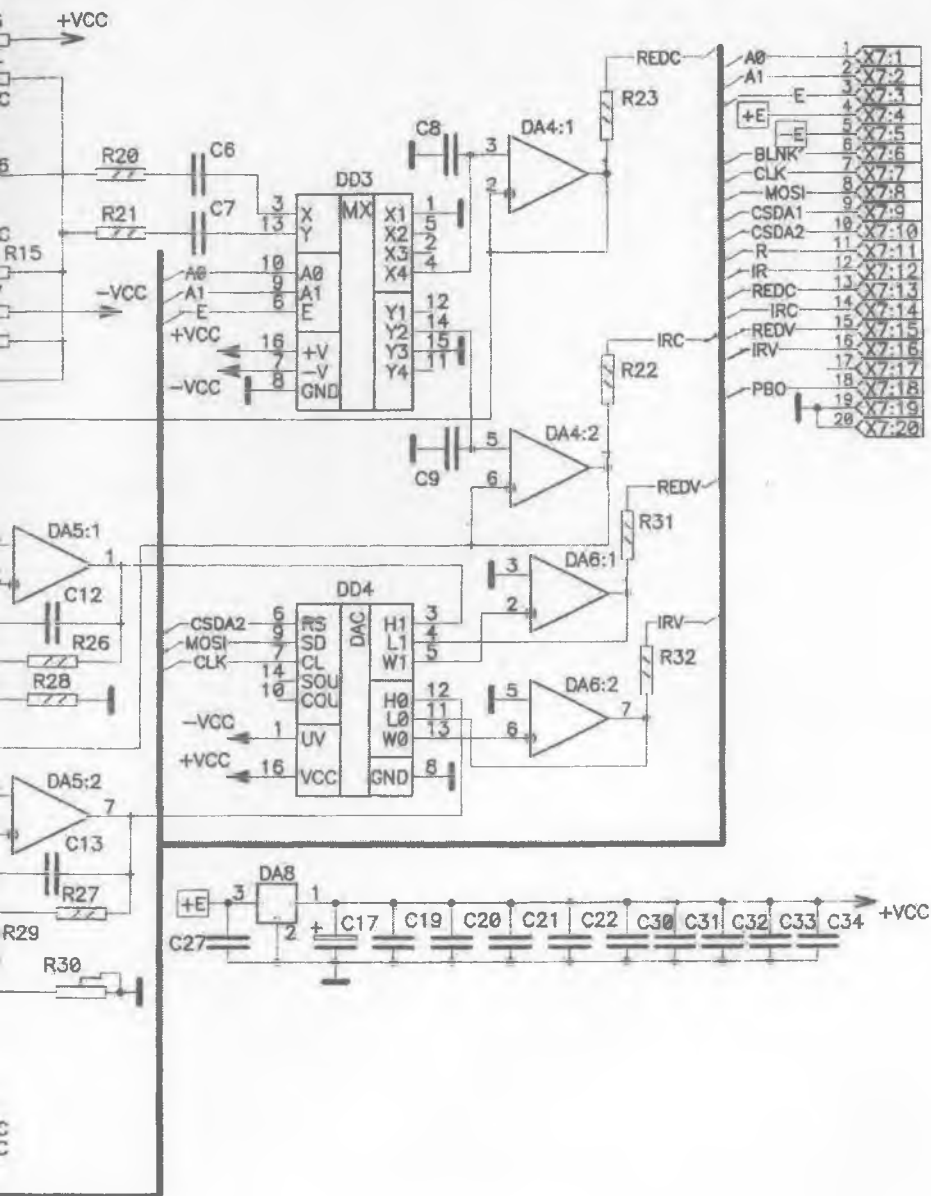


Схема аналоговой части пульсоксиметра

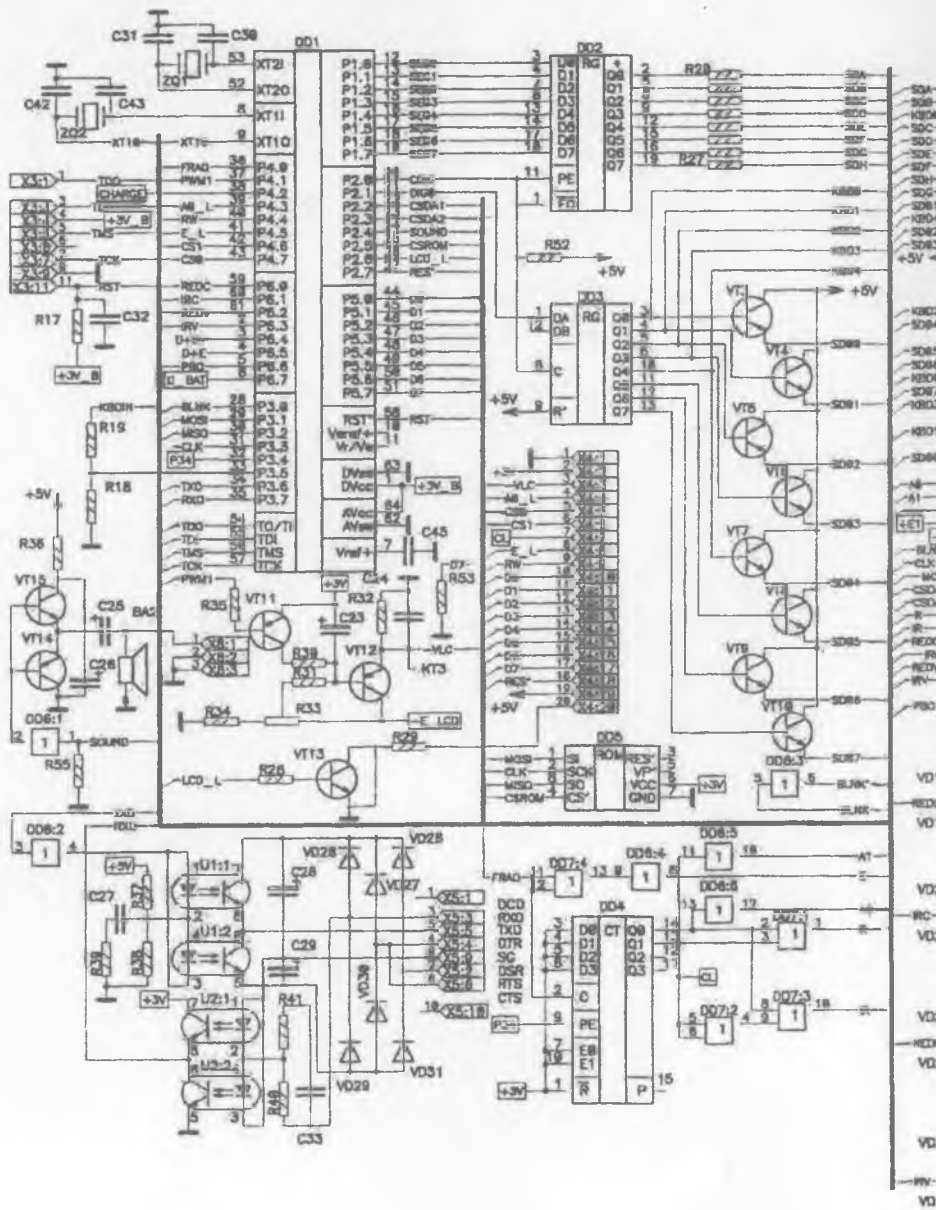


Рис. п3. Принципиальная электрическая

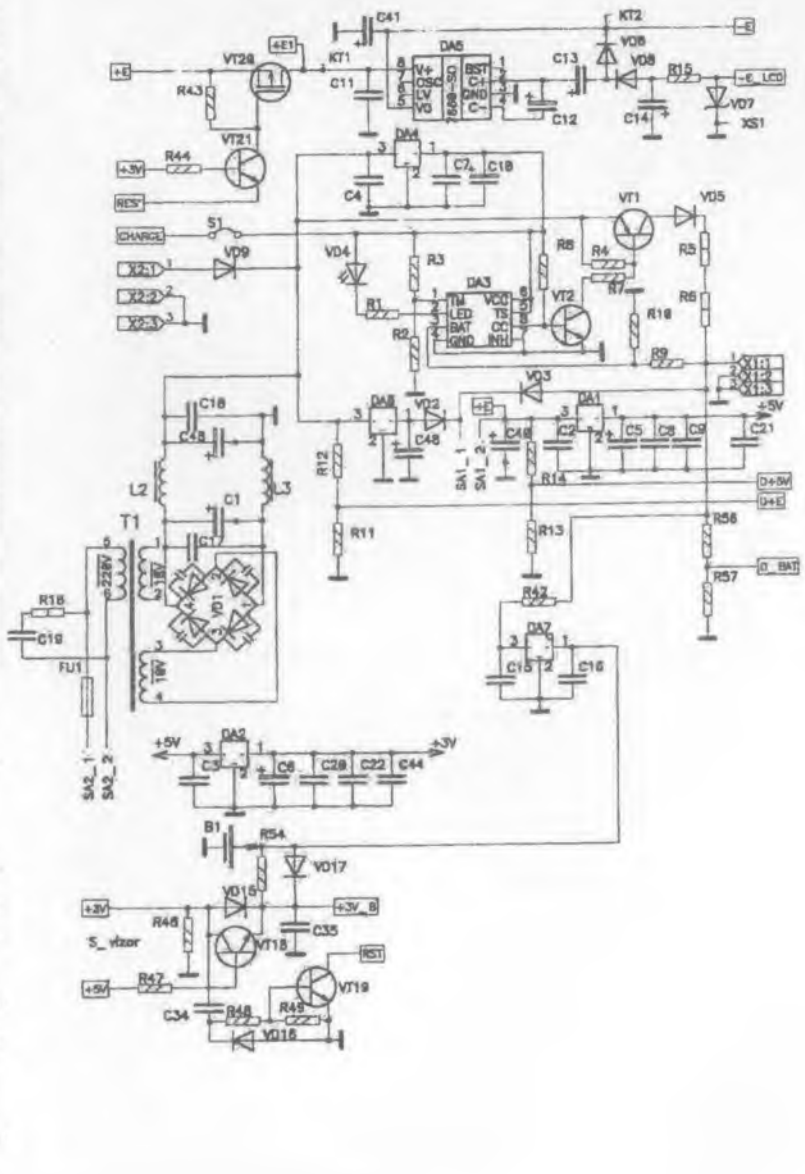


схема цифровой части пульсоксиметра

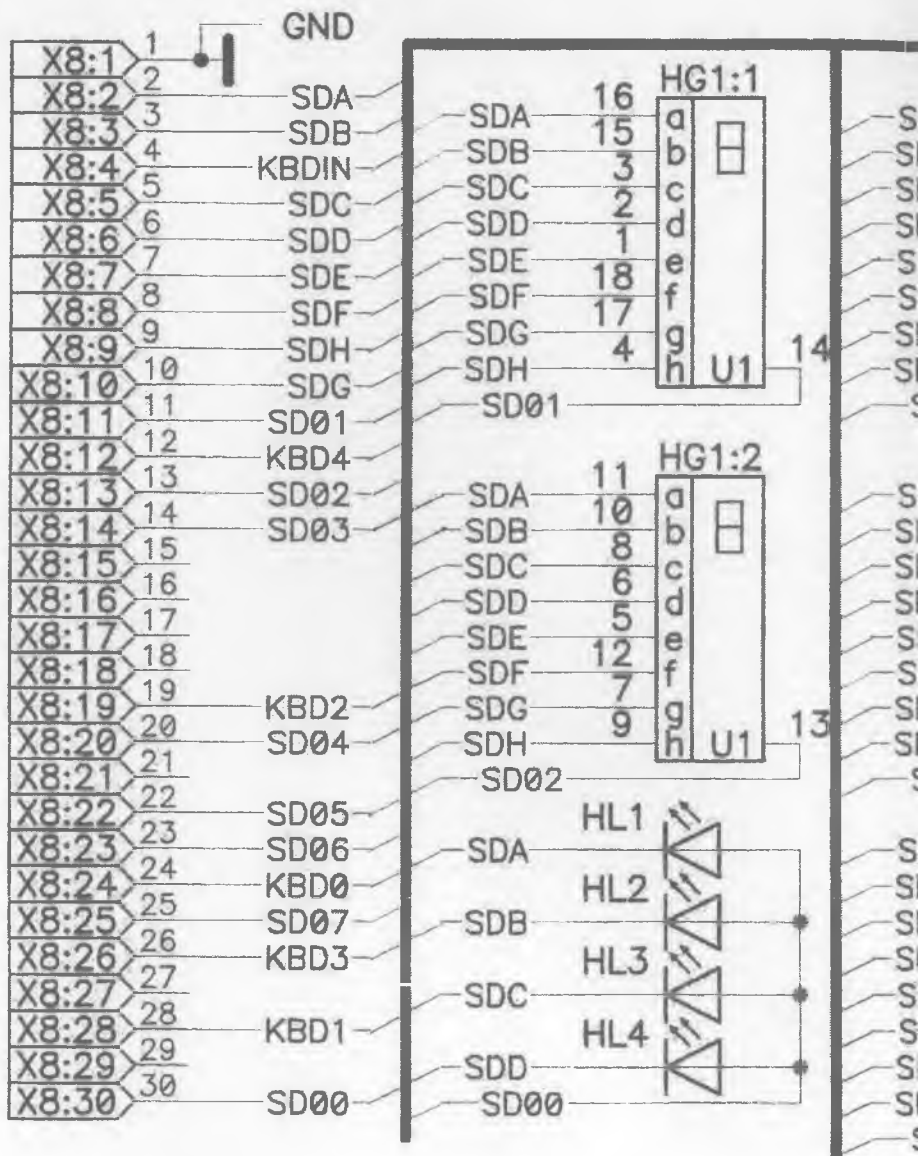


Рис. п4. Принципиальная электрическая

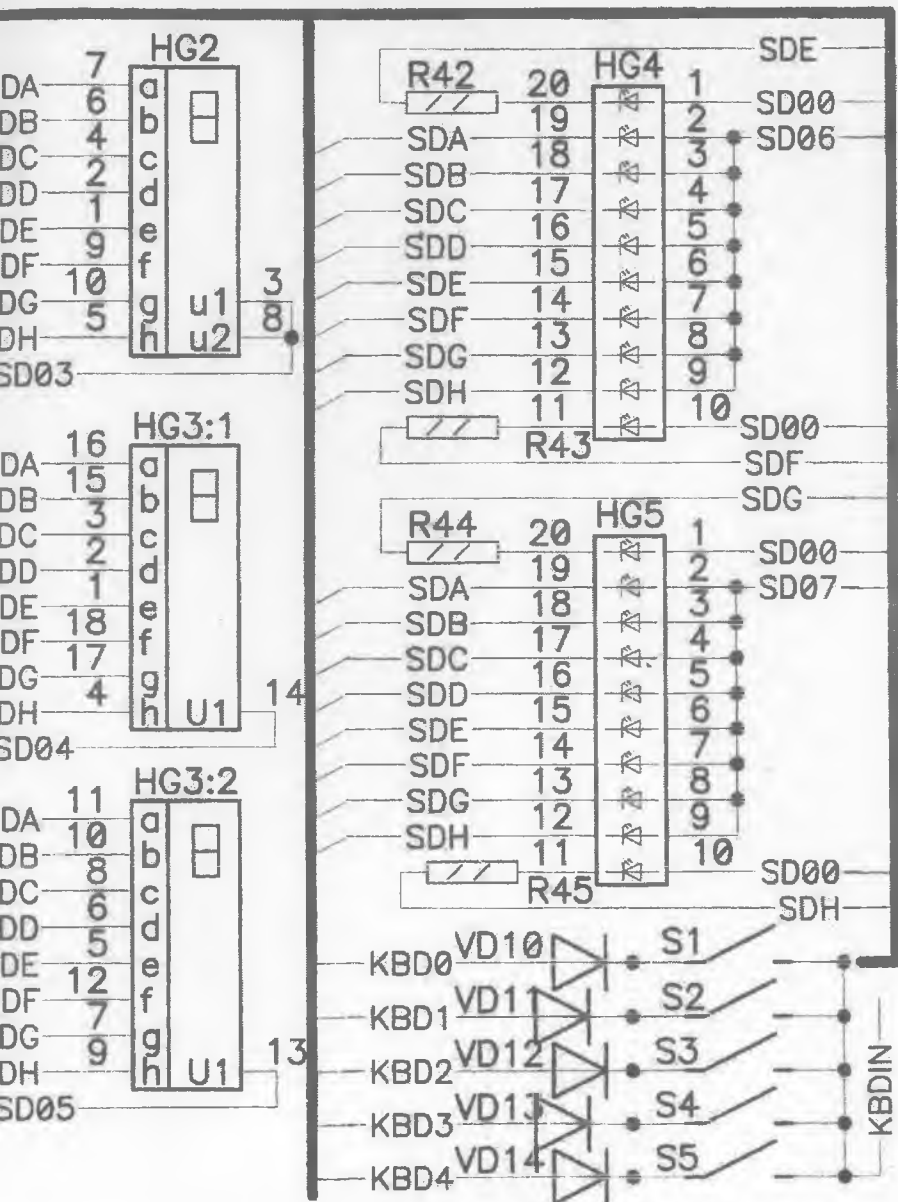


схема блока индикации пульсоксиметра