

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в родильных домах, детских больницах и поликлиниках для неинвазивного (т.е. без взятия проб крови) экспресс-тестирования анемии, а также для профилактического обследования детей в детских учреждениях. Оно может быть использовано также для экспресс-тестирования взрослого населения на анемию, для отслеживания динамики изменения общего гемоглобина крови при лечении и при исследованиях, для повседневного врачебного контроля лиц, профессия которых связана с повышенным риском (например, летных экипажей перед вылетом, машинистов локомотивов, водителей тяжелых транспортных средств перед выездом), и т.д.

В медицинской практике для измерения общего гемоглобина крови до сих пор широко используют колориметр Сали [Шкляр В.С. Диагностика внутренних болезней. - Киев: "Вища школа", 1972 г - 516 с. - Раздел "Исследование крови и кроветворных органов", - с. 454-456] Взятую у пациента кровь (обычно 20 мл) смешивают с определенным количеством раствора HCl, в результате чего через 20-30 мин гемоглобин превращается в солянокислый гематит. Пробирку с полученным раствором помещают в колориметр и по каплям приливают в нее дистиллированную воду, разбавляя раствор до тех пор, пока его цвет не сравняется с цветом стандартного раствора или вторичного эталона. По объему разбавленного раствора определяют общий гемоглобин в условных единицах. Однако при фиксации совпадения цвета большую роль играет субъективный фактор. Этот фактор исключен в гемоглобинометре MF1020["Фотометр для определения гемоглобина в крови. Гемоглобинометр MF 1020", Техническое описание и руководство по эксплуатации, - 1995. - Завод лазерной и электронной техники "ЭКМА", Максалинку 11, Вильнюс, Литва], в котором общий гемоглобин крови измеряется унифицированным гемоглобинцианидным методом согласно рекомендациям ICSH. Пробу взятой у пациента крови обрабатывают специальными реагентами, в результате чего все имеющиеся в крови формы гемоглобина превращаются в гемоглобинцианид. Это устройство-аналог содержит источник света, соединенный с ним блок управления, спектральный узел, фотоприемники, связанный с ними блок обработки сигналов, выход которого соединен с индикатором. Эти существенные признаки аналогичны используемым и в данном изобретении. Спектральный узел выделяет из излучения от источника света два световых пучка с различными спектральными интервалами длин волн: вблизи 540 нм, где находится максимум поглощения гемоглобинцианида, и в диапазоне более 600 нм, в котором поглощение гемоглобинцианида невелико. Первый пучок направляется на кювету с раствором препарированной крови, второй - на стеклянный калибратор. Прошедшие сквозь них световые сигналы преобразуются фотоприемниками в электрические, которые поступают в блок обработки сигналов. По соотношению их интенсивностей вычисляется и выводится на индикатор общий гемоглобин крови. Оба устройства-аналога требуют взятия у пациента проб крови, что сопряжено с неприятными ощущениями и опасностью заражений (хотя в большинстве случаев и небольшой). Взятие пробы крови, ее химическая обработка специальными реагентами перед измерением требуют определенного времени, т.е. измерение не является экспрессным.

Более близким к данному изобретению является устройство, описанное в патенте США № 4267844, кл. А 61 В 5/00, 19.05.81]. Оно, правда, предназначено для экспресс-диагностики желтухи, т.е. для измерения концентрации билирубина в тканях тела, однако имеет наибольшее количество общих признаков с данным изобретением. Устройство-прототип содержит источник света, излучающий свет по меньшей мере в двух различных интервалах длин волн, соединенный с ним блок управления, оптический узел для направления излучения на участок живого тела, оптически связанный с источником света, оптический узел для приема излучения, прошедшего через участок тела, выходы которого оптически связаны с первым и вторым спектральными узлами, выходы которых, в свою очередь, оптически связаны соответственно с первым и вторым фотоприемниками, блок обработки сигналов, входы которого соединены соответственно с выходами фотоприемников, а выход - со входом электронного блока. Выход последнего соединен с индикатором. Все эти существенные признаки являются общими с данным изобретением. Такая совокупность признаков позволяет производить измерение неинвазивно (т.е. без взятия проб крови) и, следовательно, безболезненно, безопасно для пациента и экспрессно. Однако спектральные узлы в устройстве-прототипе выполнены так, что выделяют спектральные интервалы длин волн около 455 нм (в максимуме поглощения билирубина) и более 500 нм (где удельное поглощение билирубина невелико). Эти спектральные интервалы не позволяют измерять общий гемоглобин крови.

В основу изобретения поставлена задача создания устройства для измерения общего гемоглобина крови, в котором путем соответствующего спектрофотометрирования света, проходящего через участок живого тела, обеспечивалась бы возможность неинвазивно (без взятия проб крови) измерения общего гемоглобина и за счет этого гарантировалась бы безболезненность, безопасность измерения для пациентов, удобство и простота использования при хорошей точности и воспроизводимости показаний, экспрессность, а также малые удельные энергозатраты на измерение.

Поставленная задача решается тем, что в устройстве, содержащем источник света в двух требуемых спектральных интервалах длин волн и соединенный с ним блок управления, оптический узел для направления излучения на участок живого тела, оптически связанный с источником света, оптический узел для приема излучения, выходы которого оптически связаны с первым и вторым спектральными узлами, выходы которых оптически связаны соответственно с первым и вторым фотоприемниками, блок обработки сигналов, входы которого соединены соответственно с выходами фотоприемников, а выход - со входом электронного блока, выход которого соединен с индикатором, согласно данному изобретению спектральные узлы выполнены так, что первый из них выделяет излучение в спектральном интервале из диапазона длин волн от 810 до 950 нм, а второй спектральный узел выделяет излучение в одном из следующих спектральных интервалов длин волн¹ 506,5±7 нм, 523±7 нм, 549±7 нм, 569±7 нм, 586±7 нм.

В диапазоне длин волн от 810 до 950 нм удельное поглощение гемоглобина относительно невелико и мало отличается от поглощения кожных тканей. В каждом из указанных других спектральных интервалов длин волн (вблизи 506.5 нм, 523 нм, 549 нм, 569 нм, 586 нм) оба основных присутствующих в крови вида гемоглобина - восстановленный (неокисленный) гемоглобин и оксигемоглобин - имеют одинаковый удельный

коэффициент поглощения, причем намного превосходящий удельный коэффициент поглощения других компонентов живого тела и достаточно большой, чтобы на длине пути прохождения света внутри тела (порядка нескольких миллиметров) заметно ослабить световой поток. А этого уже достаточно для того, чтобы по логарифму отношения интенсивностей световых сигналов определить концентрацию общего гемоглобина крови (т.е. сумму неокисленного и окисленного гемоглобина).

Для тех случаев, когда надо обеспечить не только возможность неинвазивного экспрессного измерения общего гемоглобина крови, но и его хорошую точность и воспроизводимость, в данном изобретении предлагается разновидность устройства, в которой блок обработки сигналов состоит из двух схем аналоговой обработки, в состав каждой из которых входят операционный усилитель, диод, конденсатор и 4 резистора. Неинвертирующий вход каждого усилителя подключен к точке соединения первого и второго резисторов, инвертирующий вход - к точке соединения третьего и четвертого резисторов, в которой присоединены также катод соответствующего фотоприемника и конденсатор. Вторые концы первого и третьего резисторов подключены к положительному, а вторые концы конденсатора и четвертого резистора - к отрицательному полюсу источника питания. К аноду фотоприемника подключен анод диода. Катод диода и второй конец второго резистора в каждой схеме соединены с выходом операционного усилителя схемы аналоговой обработки сигнала первого фотоприемника.

Такая схема блока обработки обеспечивает интегрирование световых сигналов перед измерением до достижения заданного значения интеграла светового сигнала на первом фотоприемнике, а также логарифмическое преобразование соотношения интенсивностей сигналов в интервале времени. Интегрирование световых сигналов позволяет уменьшить влияние на результат измерений различных переменных случайных помех. А фиксация всегда одного и того же значения интеграла сигнала первого фотоприемника позволяет существенно ограничить влияние такого важного фактора, как различная пигментация кожи у разных пациентов. От этого фактора остается зависящим только время интегрирования. Обеспечивается одинаковость исходных условий измерения. Для логарифмического преобразования в отличие от устройства-прототипа используется не экспоненциальное затухание интенсивности направляемого на участок тела излучения, а экспоненциальное нарастание напряжения на конденсаторе, заряжаемом через калиброванный резистор. Благодаря этому в предлагаемом нами устройстве измерение выполняется в основной фазе работы источника света - в пределах максимальной интенсивности световой вспышки. За счет этого устраняются погрешности измерений, связанные:

- с изменениями интенсивности и спектра свечения лампы-вспышки на "хвосте" газового разряда от вспышке к вспышке,

- с флуктуациями слабого фототока фотоприемников в момент измерения,

- с нестрогой экспоненциальностью спада интенсивности свечения лампы-вспышки во времени (поскольку изменяется сопротивление разрядного промежутка).

Для тех случаев, когда требуется высокая линейность шкалы отсчетов во всем диапазоне измерений общего гемоглобина крови, в данном изобретении предлагается разновидность устройства, в которой выход оптического узла для направления и вход оптического узла для приема излучения отстоят друг от друга на расстоянии от 0,4 до 3 мм.

Если выход оптического узла для направления излучения на участок живого тела (выходной зрачок) и вход оптического узла для приема излучения, прошедшего через участок тела, (входной зрачок устройства) расположены вплотную друг к другу, то во входной зрачок попадает не только полезное (несущее нужную информацию) излучение, прошедшее через наполненные кровью участки живого тела, но и излучение, отраженное или обратно рассеянное поверхностью кожи, не несущее нужной информации. Доля этого излучения может быть достаточно велика. При логарифмическом преобразовании это приводит к нелинейности отсчетов, т.е. к отклонениям показаний прибора в некоторой области диапазона измеряемых значений от фактического содержания общего гемоглобина крови. Если же выходной и входной зрачки устройства отстоят друг от друга на расстоянии от 0,4 до 3 мм, то доля излучения, попадающего во входной зрачок, не пройдя через наполненные кровью участки живого тела, существенно уменьшается. За счет этого уменьшается и нелинейность шкалы измерений.

Линейность шкалы во всем диапазоне измерений дополнительно улучшается еще в одной разновидности устройства по данному изобретению, в которой в электронный блок дополнительно введено ПЗУ (постоянное запоминающее устройство), адресные шины которого соединены с шинами, на которых формируется нелинеаризованный результат измерения, а числовые шины являются выходом электронного блока, связанным с индикатором. В ПЗУ по адресу, код которого совпадает с двоичным представлением получаемого в старой части электронного блока (т.е. нелинеаризованного) результата измерения, записано соответствующее ему линеаризованное значение общего гемоглобина. Именно это последнее значение выводится на индикатор, благодаря чему и обеспечивается высокая линейность во всем диапазоне измерений.

Во многих случаях желательно, чтобы результат измерения не зависел существенно от взаимного расположения поверхности исследуемого участка тела, с одной стороны, и выходного и входного зрачков устройства, с другой стороны. А это имеет место, т.к. при неодинаковом их взаимном расположении излучение от источника света проходит в тканях тела различные пути. Для этих случаев в данном изобретении предлагается разновидность устройства, в которой выход оптического узла для направления и вход оптического узла для приема излучения конструктивно объединены в виде оптического зонда, который выполнен подвижным относительно корпуса устройства, имеет плоскую внешнюю поверхность и механически соединен нажимным рычагом с кнопкой запуска, входящей в блок управления источником света.

Внешняя поверхность зонда предназначена для непосредственного контакта с исследуемым участком тела. Подвижность зонда относительно корпуса устройства в сочетании с плоской внешней поверхностью зонда позволяет обеспечить (например, с помощью специальных направляющих) возможность его перемещения только при положении внешней плоскости зонда параллельно поверхности тела. А

механическое соединение зонда с кнопкой запуска позволяет (напр., с помощью пружин) дозировать небольшую стандартную силу прижатия зонда к участку тела, при которой кровенаполнение тканей практически не отличается от естественного. Благодаря этому обеспечивается стандартность условий от измерения к измерению и дополнительно повышается воспроизводимость измерений, а также осуществляется автоматический запуск измерения при прижатии прибора к исследуемому участку тела.

Для обеспечения всегда одинаково воспроизводимого взаимного расположения оптического зонда и исследуемого участка тела в данном изобретении предлагается еще одна разновидность устройства, в которой блок управления источником света, содержит три последовательно включенные кнопки запуска. Их нажимные рычаги выведены на внешнюю поверхность оптического зонда и выполнены так, что в нажатом положении проведенная через вершины нажимных рычагов плоскость совпадает с плоскостью внешней поверхности зонда. Благодаря этому запуск источника света и, следовательно, измерение происходит только тогда, когда вся внешняя поверхность зонда прилегает к исследуемому участку тела и практически совпадает с ней. За счет этого обеспечивается стандартность условий измерения.

В ряде случаев необходимо уменьшить удельные затраты энергии на каждое измерение. Для этих случаев в данном изобретении предложена разновидность устройства, в которой введена еще одна связь, а именно: вход блока управления источником света соединен с выходом блока обработки сигнала. Благодаря этому появляется возможность отключать электропитание источника света сразу же, как только позволяет процесс измерения. А поскольку источник света является основным потребителем энергии в данном устройстве, то экономия оказывается существенной.

На фиг.1 показана блок-схема предложенного устройства для измерения общего гемоглобина крови. Здесь: 1 - источник света, 2 - блок управления, 3 - узел для направления излучения, 4 - световой поток, 5 - облучаемый участок живого тела, 6 - прошедший через тело световой сигнал, 7 - узел для приема излучения, 8 - первый спектральный узел, 9 - второй спектральный узел, 10 - первый фотоприемник, 11 - второй фотоприемник, 12 - блок обработки сигналов, 13 - электронный блок. 14 - индикатор. Электрические связи показаны сплошными линиями, оптические - штриховыми линиями.

На фиг.2 приведена электрическая принципиальная схема блока обработки сигналов для разновидности устройства обеспечивающей повышенную точность и воспроизводимость измерений. Здесь: 15 - схема аналоговой обработки сигналов от первого фотоприемника, 16 - схема аналоговой обработки сигналов от второго фотоприемника, 17 - операционные усилители, 18 - их неинвертирующий вход, 19 - их инвертирующий вход, 20 - выход схемы 15, а 21 - выход схемы 16, C1 и C2 - конденсаторы, D - диоды, R1-R4 - резисторы.

На фиг.3 представлены эпюры изменения потенциалов в основных точках схемы, изображенной на фиг.2, поясняющие работу этой схемы. Верхняя диаграмма схематически показывает зависимость от времени напряжения на конденсаторе C1, т.е. потенциала на инвертирующем входе усилителя схемы 15. Вторая сверху диаграмма показывает зависимость от времени напряжения на конденсаторе C2, т.е. потенциала на инвертирующем входе усилителя схемы 16. Третья диаграмма показывает зависимость от времени потенциала на выходе 20, а четвертая - на выходе 21.

На фиг.4 изображена одна из возможных конструкций оптической системы устройства для его разновидностей, обеспечивающих повышенную линейность отсчетов во всем диапазоне измерений и воспроизводимость взаимного положения оптического зонда устройства и исследуемого участка тела при измерениях. Здесь: 22 - рефlector, 23, 24 и 25 - волоконно-оптические световоды, 26 - оптический зонд, 27 - внешняя поверхность зонда, 28 - один из нажимных рычагов, 29 - пружина, 30 - кнопка.

Устройство для измерения общего гемоглобина крови согласно данному изобретению содержит источник света 1 (см. фиг.1), который электрически связан с устройством управления 2. Оптически источник света связан с оптическим узлом 3 для направления излучения 4 на участок живого тела 5. Прошедший через тело световой сигнал 6 поступает в оптический узел 7, который оптически связан с первым 8 и вторым 9 спектральными узлами. Последние оптически связаны соответственно с первым 10 и вторым 11 фотоприемниками. Выходы фотоприемников электрически соединены со входами блока обработки сигналов 12. Выход блока 12 электрически соединен с электронным блоком 13, к выходу которого подключен индикатор 14.

В качестве источника света 1, дающего излучение с двумя требуемыми интервалами длин волн (т.е. в ближней инфракрасной и в зеленой области спектра) могут быть использованы, например, малогабаритная ксеноновая лампа-вспышка типа ФП-2-0,015, малогабаритная лампа накаливания и т.д.

Блок управления 2 может быть выполнен, например, также, как в устройстве-прототипе [см. уже цитированный патент США № 4267844].

Узел 3 может быть выполнен, например, в виде сферического или параболического рефлектора либо в виде гибкого волоконно-оптического световода. На фиг.1 схематически показаны излучение 4, направленное узлом 3 на исследуемый участок живого тела, прохождение этого излучения через тело 5 для случая безболезненного измерения "на отражение" и прошедший через участок тела световой сигнал 6 (в данном случае обратно рассеянное излучение). Возможен и вариант измерения "на просвет" (например, через мочку уха пациента). Тогда прошедший через участок живого тела и несущий необходимую информацию световой сигнал принимается с обратной стороны участка тела. Для целей данного изобретения расходимость пучка излучения 4 может составлять до 30° и даже несколько более. Размер светового пятна на поверхности тела может быть от долей до единиц миллиметра, что обеспечить нетрудно.

Для целей данного изобретения достаточно, чтобы оптический узел 7 захватывал прошедшие через участок тела излучение в апертурном угле порядка 30°, выходящее с площадки размером порядка нескольких миллиметров. Принятое излучение (световой сигнал) расщеплено узлом 7 на два пучка примерно одинаковой интенсивности, направляемые соответственно на первый и второй спектральный узлы. Узел 7 может быть выполнен, например, в виде оптического объектива и полупрозрачного зеркала или в виде двух волоконно-оптических световодов (как в устройстве-прототипе).

Первый спектральный узел 8 выполнен так, что выделяет из падающего на него излучения и пропускает на первый фотоприемник 10 только ту часть, которая лежит в спектральном интервале из диапазона длин волн от 810 до 950 нм (ближняя инфракрасная область спектра), например в интервале 820 ± 5 нм. В диапазоне от 810 до 950 нм удельное поглощение гемоглобина невелико и мало отличается от поглощения других веществ, имеющихся в живом теле. За пре-

делами указанного диапазона поглощение гемоглобина (а при длинах волн более 1 мкм и поглощение других компонент живой ткани) резко возрастает и соответствующий световой сигнал не может уже служить в качестве "опорного" при спектрофотометрировании.

Второй спектральный узел 11 выполнен так, что выделяет из падающего на него излучения только ту часть, которая лежит в одном из следующих спектральных интервалов длин волн: $506,5 \pm 7$ нм, 523 ± 7 нм, 549 ± 7 нм, 569 ± 7 нм, 586 ± 7 нм. В центре каждого из указанных спектральных интервалов оба присутствующих в крови вида гемоглобина - оксигемоглобин и восстановленный (неокисленный) гемоглобин имеют одинаковый удельный коэффициент поглощения, намного превосходящий удельное поглощение других имеющихся в теле веществ. Выделенный спектральным узлом 11 световой сигнал служит в качестве "измерительного", т.к. по отношению его интенсивности к интенсивности опорного сигнала можно корректно определить общий гемоглобин крови, т.е. суммарную концентрацию восстановленного и оксигемоглобина. В других спектральных интервалах восстановленный и оксигемоглобин поглощают по-разному. Поэтому при использовании других спектральных интервалов вклады восстановленного и оксигемоглобина в общий результат имели бы разный удельный вес, что искажало бы результат измерений. Для обеспечения корректности измерений ширина спектрального интервала, выделяемого спектральным узлом 11, должна быть поменьше. Но при очень малой ширине спектральный узел будет сложнее в изготовлении и поэтому дороже, а пропускаемый им световой сигнал получается слабым. Оптимальной является полуширина спектрального интервала 4-5 нм. В формуле изобретения указывается предельно допустимая полуширина 7 нм.

Ширина спектрального интервала светового сигнала из диапазона длин волн от 810 до 950 нм для целей данного изобретения не критична. Но поскольку по интенсивности он не должен слишком сильно отличаться от светового сигнала в зеленой области спектра, то полуширина этого спектрального интервала берется того же порядка: 4-10 нм.

Первый и второй спектральные узлы могут быть выполнены, например, в виде составных узкополосных интерференционных светофильтров, как в устройстве-прототипе, или в виде дифракционных решеток.

В качестве фотоприемников 10 и 11 могут быть использованы, например, кремниевые фотодиоды, диапазон спектральной чувствительности которых охватывает требуемые в данном изобретении спектральные интервалы длин волн. Блоки 12, 13 и индикатор 14 могут быть выполнены так же, как в устройстве-прототипе. Они достаточно подробно описаны в цитированном уже патенте США № 4267844.

Устройство работает следующим образом.

При нажатии кнопки запуска, входящей в состав устройства управления 2, включается источник света 1, испускающий излучение в двух требуемых интервалах длин волн. Узел 3 направляет это излучение 4 на участок 5 живого тела. Часть прошедшего через участок тела излучения (световой сигнал 6) принимается узлом 7 и расщепляется на две части, одна из которых направляется на спектральный узел 8, другая - на спектральный узел 9. Выделенный узлом 8 световой сигнал попадает на фотоприемник 10, а выделенный узлом 9 - на фотоприемник 11. Интенсивность L_1 светового сигнала на фотоприемнике 10 в соответствии с известным законом Бэра может быть задана математическим выражением

$$L_1 = L_0 \times R_1 \times \exp(-k_1 c d), \quad (1)$$

где L_0 - интенсивность падающего на участок тела излучения от источника света;

R_1 - часть этого излучения, которая бы попадала после рассеяния и ослабления в тканях тела на фотоприемник 10 при отсутствии гемоглобина;

K_1 - удельный коэффициент поглощения света гемоглобином в ближнем инфракрасном диапазоне;

c - концентрация гемоглобина в исследуемом участке тела,

d - средняя длина пути, проходимого излучением в тканях тела.

Интенсивность L_2 светового сигнала на фотоприемнике 11 в соответствии с законом Бэра может быть описана математическим выражением

$$L_2 = L_0 \times R_2 \times \exp(-k_2 c d), \quad (2)$$

где L_0 - как и выше, интенсивность падающего на участок тела излучения от источника света;

R_2 - часть этого излучения, которая бы попадала после рассеяния и ослабления в тканях тела на фотоприемник 11 при отсутствии гемоглобина (она отличается от R_1 из-за неоднородности спектрального распределения излучения от источника света и из-за того, что световой сигнал от тела расщепляется узлом 7 не точно на две равные части);

k_2 - удельный коэффициент поглощения света гемоглобином в выбранном спектральном интервале зеленой области спектра;

c - концентрация гемоглобина в исследуемом участке тела;

d - средняя длина пути, проходимого излучением в тканях тела.

Фотоприемник 10 преобразует попадающий на него световой сигнал в фототок, величина которого

$$I_1 = L_0 \times R_1 \times P_1 \times \exp(-k_1 c d), \quad (3)$$

где P_1 - эффективность фотопреобразования для световых сигналов из ближней инфракрасной области спектра.

Фотоприемник 11 преобразует падающий на него световой сигнал в фототок, величина которого

$$I_2 = L_0 \times R_2 \times P_2 \times \exp(-k_2 c d), \quad (4)$$

где P_2 - эффективность фотопреобразования для световых сигналов из зеленой области спектра.

Из формул (3) и (4) нетрудно получить следующее выражение для концентрации гемоглобина:

$$c = A \times \ln \frac{I_1}{I_2} - B, \quad (5)$$

где

$$A = \frac{1}{d \times (k_2 - k_1)},$$

$$B = \frac{\ln(R_2 \times P_2) - \ln(R_1 \times P_2)}{d \times (k_2 - k_1)}$$

- известные постоянные величины (константы прибора).

Таким образом, концентрация общего гемоглобина крови пропорциональна логарифму отношения фототоков первого и второго фотоприемников. Эти фототоки поступают на входы блока обработки сигналов 12, в котором выполняется их усиление и логарифмическое (или эквивалентное ему) преобразование. Далее в электронном блоке 13 вырабатывается соответствующий выходной сигнал измерения, который выводится на индикатор 14.

На фиг.2 приведена предлагаемая в данном изобретении электрическая принципиальная схема блока обработки сигналов 12, для случаев, когда требуется повышенная точность и воспроизводимость измерений общего гемоглобина крови. Блок 12 состоит здесь из двух практически одинаковых схем (15 и 16) обработки сигналов от первого и второго фотоприемника. В состав каждой из них входят операционный усилитель 17, диод D, конденсатор (C1 или соответственно C2) и четыре резистора (R1, R2, R3, R4). Неинвертирующий вход 18 усилителя 17 подключен к точке соединения первого (R1) и второго (R2) резистора, инвертирующий вход 19 - к точке соединения третьего (R3) и четвертого (R4) резисторов, к которой присоединены также катод фотоприемника (10 или соответственно 11) и конденсатор (C1 или соответственно C2). Вторые концы резисторов R1 и R3 подключены к положительному, а вторые концы конденсатора и резистора R4 - к отрицательному полюсу источника питания. К аноду фотоприемника (10 и соответственно 11) подключен анод диода D. Катод диода D и второй конец резистора R2 в каждой схеме соединены с выходом 20 схемы 15.

Работу блока обработки сигналов в таком исполнении поясним с помощью эюр напряжений, приведенных на фиг.3. Через t здесь обозначен момент времени, в который включается источник света 1 и на фотоприемники начинает поступать световой сигнал. В исходном положении (до момента t), когда Источник света выключен и световые сигналы на фотоприемниках отсутствуют, конденсаторы заряжены (через резисторы R3) до напряжения, определяемого соотношением номиналов R3 и R4, и на выходах усилителей имеем низкий потенциал. При появлении на фотоприемниках световых сигналов, конденсаторы начинают разряжаться, причем изменение напряжения на них пропорционально интегралу фототока, текущего через соответствующий фотоприемник, и, следовательно, интегралу ("свето-сумме") соответствующего светового сигнала. Разряд продолжается до тех пор, пока напряжение на конденсаторе C1 не достигнет порога, задаваемого делителем напряжения на резисторах R1 и R2. В этот момент, обозначенный на фиг.3 через t₁, операционный усилитель схемы 15 "опрокидывается", и на его выходе 20 устанавливается высокий потенциал. Диоды D в обоих каналах, на катоде которых тоже устанавливается этот потенциал, запираются, и разряд конденсаторов через фотоприемник в обоих схемах прекращается. Тем самым фиксируется временной интервал интегрирования, т.е. определенная светосумма, поступившая на фотоприемник 10. Уровень, до которого за это время успевает разрядиться конденсатор C2, зависит от величины фототока фотоприемника 11, который, в свою очередь, зависит от общего количества гемоглобина в исследуемом участке тела. Начиная с момента времени t₁ конденсаторы C1 и C2 начинают опять заряжаться через соответствующий резистор R3. Напряжение на конденсаторах растет во времени по экспоненциальному закону с одинаковыми постоянными времени, определяемыми номиналами конденсаторов и резисторов R3. В схеме 16, в которой фототок (из-за поглощения света гемоглобином в тканях тела) был существенно меньше, и поэтому напряжение на конденсаторе C2 понизилось меньше, потенциал на инвертирующем входе усилителя раньше достигает порога опрокидывания, и на выходе 21 этой схемы восстанавливается низкий потенциал. Этот момент времени обозначен на фиг.3 через t₂. На выходе усилителя схемы 15 низкий потенциал восстанавливается позже - в момент времени t₃. Интервал времени между моментами t₂ и t₃ пропорционален логарифму отношения фототоков в фотоприемниках 10 и 11, а следовательно, и концентрации общего гемоглобина в исследуемом участке тела. Выходы 20 и 21 схем 15 и 16 являются общим выходом блока обработки сигналов. Импульсы с этих выходов поступают в электронный блок 13, в котором отсчитывается временной интервал (t₃-t₂) и формируется результат измерения, подаваемый на индикатор 14.

Таким образом, предложенная в данном изобретении схема блока обработки сигналов, обеспечивает как интегрирование световых сигналов на одном и том же интервале времени, автоматическую фиксацию требуемой светосуммы "опорного" светового сигнала, так и логарифмическое преобразование отношения интенсивностей этих сигналов во временной интервал. Фиксация всегда одной и той же светосуммы "опорного" сигнала обеспечивает высокую степень воспроизводимости и независимости результата измерения от пигментации кожи пациента. От этого оказывается зависящим интервал времени (t₁- t₀) (т.к. для набора заданной светосуммы требуется разное время), но не интервал

Времени (t₃-t₂).

Возможность конструктивного объединения выхода оптического узла 3 и входа оптического узла 7 в виде оптического зонда, который имеет плоскую внешнюю поверхность, что предусмотрено в двух разновидностях устройства по данному изобретению, показана на фиг.4. Источник света 1 находится в фокусе сферического (или параболического) рефлектора 22. Этот рефлектор и волоконно-оптический световод 23 вместе образуют оптический узел 3 для направления излучения от источника света на участок живого тела. Волоконно-

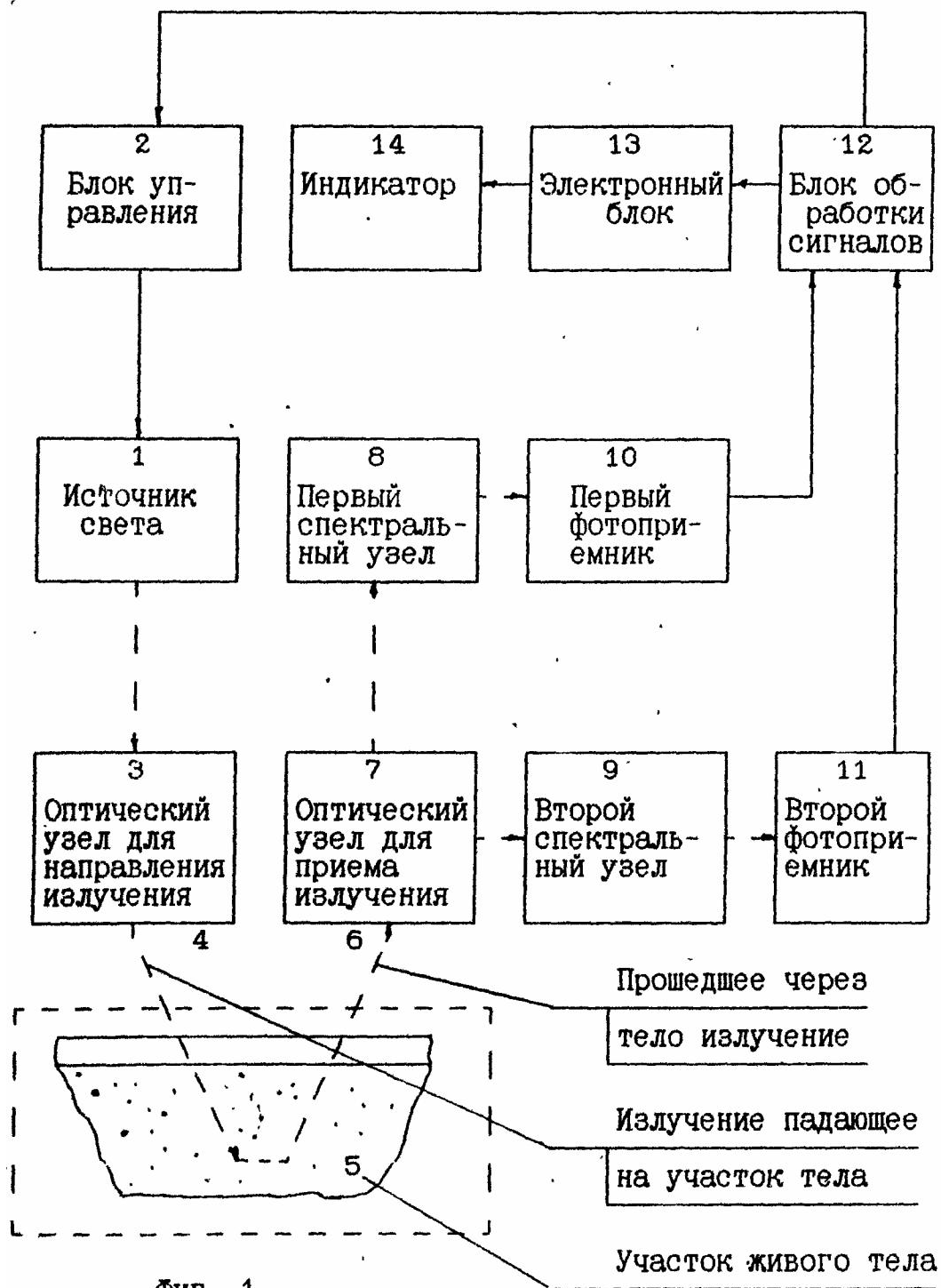
оптические световоды 24 и 25 образуют оптический узел 7 для приема излучения, прошедшего через участок тела, расщепления этого излучения на два световых сигнала и передачи их на спектральные узлы 8 и 9, которые выполнены здесь в виде узкополосных интерференционных светофильтров. Пропускаемые светофильтрами 8 и 9 инфракрасная и зеленая компоненты световых сигналов из заданных спектральных интервалов длин волн поступают соответственно на фотоприемники 10 и 11. Внешние концы световодов 23, 24, 25 склеены, сплавлены или просто механически скаты, затем обрезаны, сошлифованы, отполированы и взяты в оправу так, что образуют конструктивно единый оптический зонд 26 с плоской внешней поверхностью 27, предназначенной для непосредственного оптического контакта с поверхностью живого тела. Возможность выполнения либо самого оптического зонда 26, либо всей электронно-оптической части устройства подвижными относительно корпуса устройства и механического соединения их нажимным рычагом с кнопкой запуска, входящей в состав блока управления источником света, показана в патенте США № 4267844.

Торец световода 23, выходящий на внешнюю поверхность 27 зонда 26, является выходом узла 3 для направления излучения (выходным зрачком оптической системы), а выходящие на эту же поверхность 27 торцы световодов 24 и 25 являются входом узла 7 для приема излучения (входным зрачком оптической системы устройства). Эти торцы выполняются отстоящими друг от друга на расстоянии от 0,4 до 3 мм. Оптимальными являются расстояния 0,8-1,5 мм. При расстояниях более этого неэффективно используется площадь зонда (а для измерений, особенно у детей, желательно, чтобы зонд был компактным). При расстояниях меньше 0,8 мм начинает возрастать вклад прямо отраженного от поверхности кожи светового сигнала (помехи).

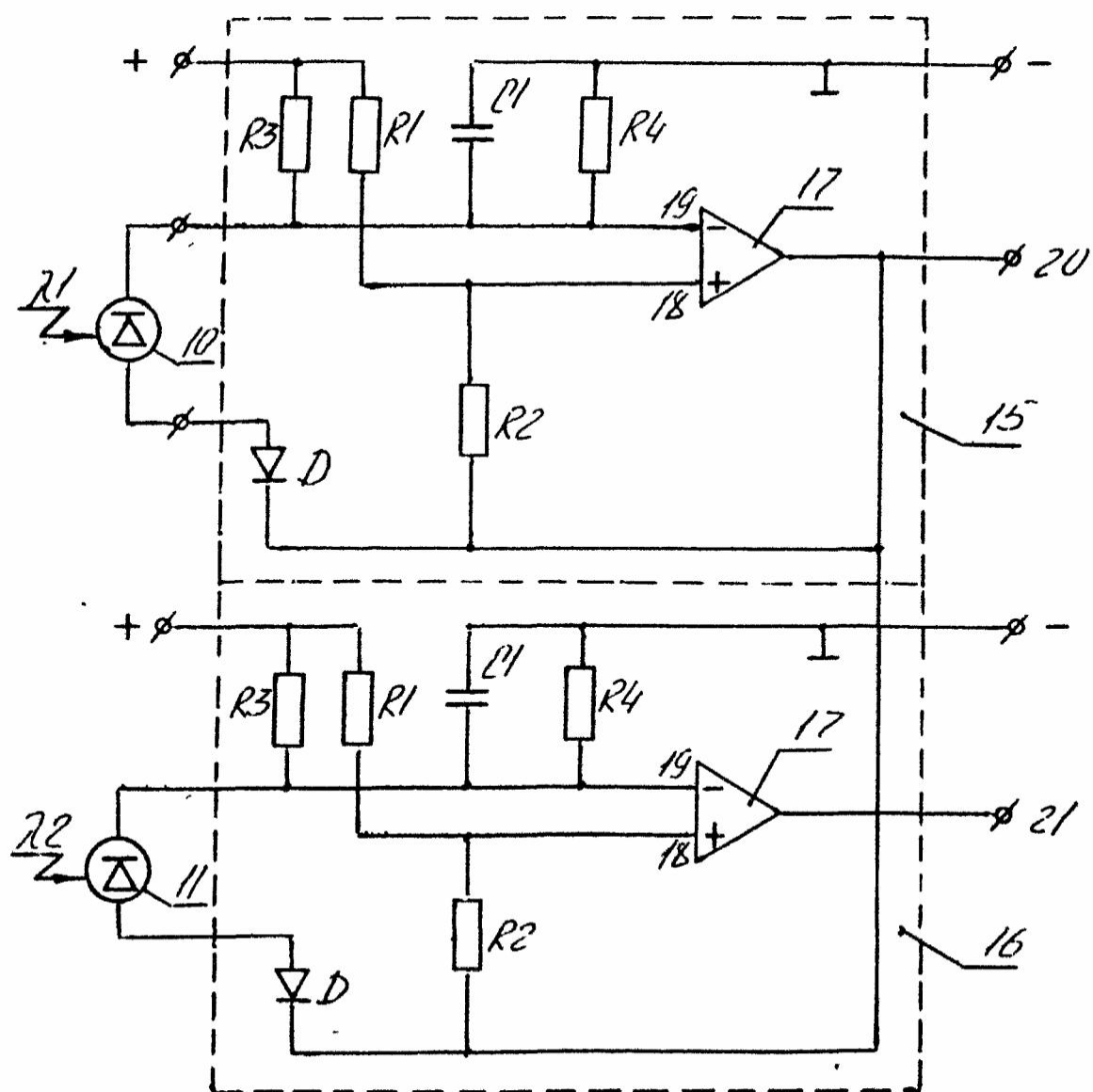
Нажимные рычаги для трех последовательно включенных кнопок запуска, как это предусмотрено в одной из разновидностей данного изобретения, могут быть, например, пропущены сквозь оправу оптического зонда 26. На фиг.4 схематически показан один из таких подвижных нажимных рычагов 28, нажатие которого умеренно противодействует пружина 29. Рычаг 28 регулируется так, что выходные контакты кнопки 30 оказываются замкнуты только тогда, когда вершина рычага 28 совпадает с плоскостью 27 зонда 26. Аналогично выполнены и остальные два нажимных рычага в других местах оправы зонда. Поскольку три точки однозначно определяют плоскость, то рабочие положения (при которых кнопки замкнуты) вершин одновременно всех трех рычагов достигаются только при совпадении внешней плоскости зонда с поверхностью тела.

Для разновидности устройства, предложенной в данном изобретении для случаев, когда требуется уменьшить удельные затраты энергии на измерение, необходимая связь между блоком обработки сигналов 12 и блоком управления 2, показанная на фиг. 1, может быть, например, реализована от выхода 20 схемы 15, приведенной на фиг.2. Переход потенциала на этом выходе от низкого значения к высокому означает, что необходимая для измерения светосумма уже набрана и источник света 1 может быть отключен. Это отключение по сигналу от выхода 20 может быть выполнено в блоке управления 2, например, с помощью ключевого транзистора, включенного последовательно с источником света.

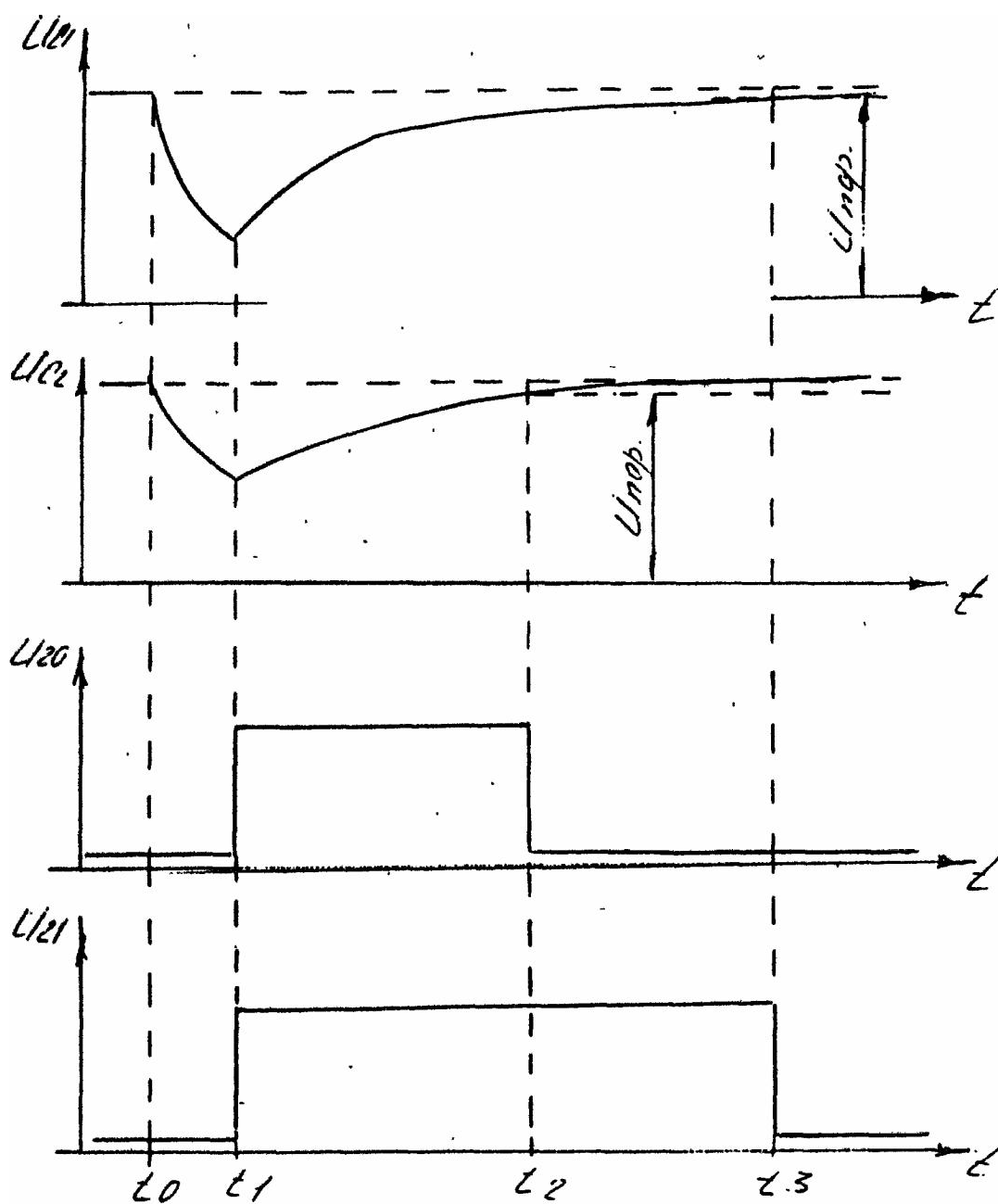
Изготовленный нами в соответствии с данным изобретением опытный образец устройства для измерения общего гемоглобина крови имеет массу не более 0,5 кг и помещается в одной руке. Удобен в пользовании, обеспечивает неинвазивность, хорошую точность и воспроизводимость результатов измерений (порядка 5%). Время подготовки устройства к работе не превышает 30 с, а время измерения - несколько секунд. Измерения абсолютно безболезненны и безопасны. Устройство имеет встроенный автономный источник электропитания в виде малогабаритной аккумуляторной батареи. От нее с помощью схемы преобразования напряжений заряжается электролитический конденсатор, который служит вторичным источником питания для малогабаритной ксеноновой лампы-вспышки. Без использования описанной выше связи между блоком обработки сигналов и блоком управления при каждом измерении указанный конденсатор разряжается полностью. При наличии же такой связи конденсатор разряжается при измерении лишь на 20-30%. Благодаря этому число циклов измерения, которое можно произвести без подзарядки аккумуляторов, увеличивается примерно вдвое.



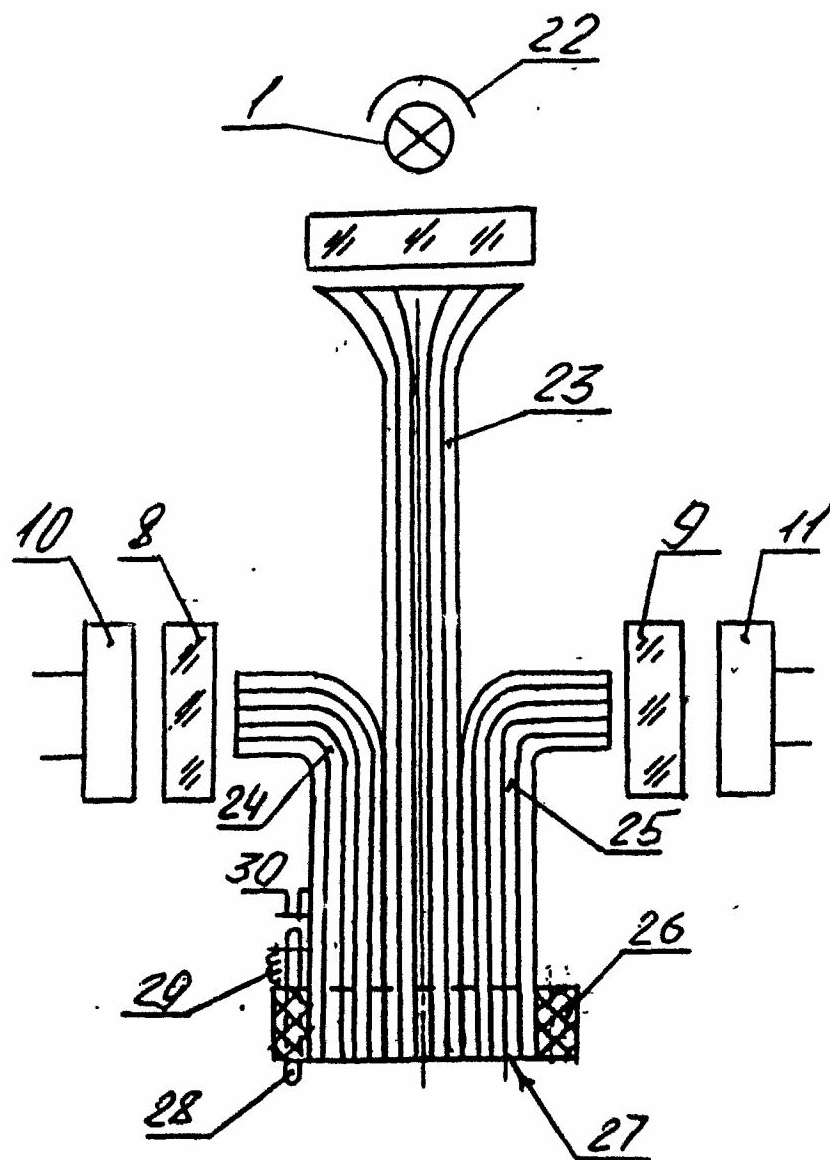
Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4