



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2012118645/14, 04.10.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
04.10.2010

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
06.10.2009 EP 09172345.2

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2013 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 10.05.2015 Бюл. № 13

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: EP2087837A1, 12.08.2009 .
US2009082642A1, 26.03.2009 .
WO2005051190A1, 09.06.2005. EP1764034A2,
21.03.2007. RU2032376C1, 10.04.1995(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 10.05.2012(86) Заявка РСТ:
IB 2010/054462 (04.10.2010)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2011/042851 (14.04.2011)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ЖАНН Винсент (NL),
ЧЕННИНИ Джованни (NL),
КИРЕНКО Игорь Олегович (NL)

(73) Патентообладатель(и):

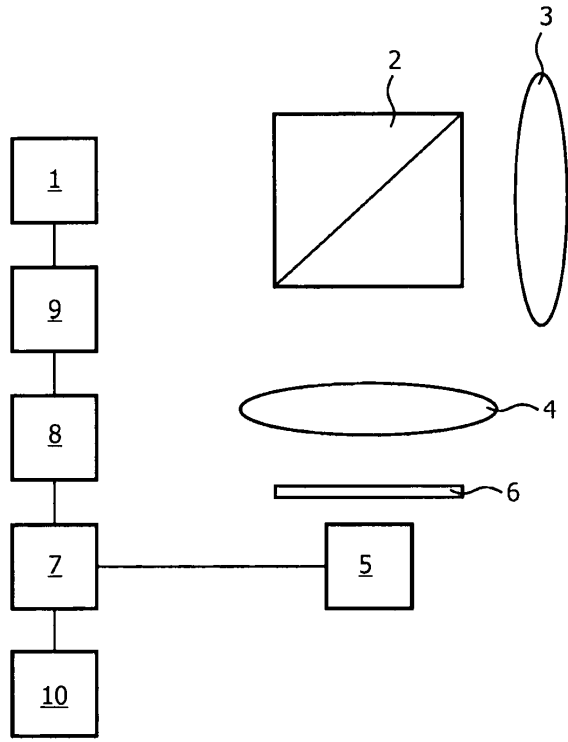
КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Способ фотоплетизмографии содержит этап, на котором обрабатывают сигнал, основанный на по меньшей мере одном сигнале из по меньшей мере одного датчика, выполненного с возможностью захвата света от живого объекта, чтобы выделять информацию о характеристике периодического биологического явления. По меньшей мере, один из сигналов из по меньшей

мере одного датчика получают с использованием по меньшей мере одного из источника света и фильтра, установленного перед по меньшей мере одним датчиком, настроенным на максимум в спектре поглощения воды. Группа изобретений позволяет повысить вероятность выделения относительно четкого биометрического сигнала. 2 н. и 8 з.п. ф-лы, 6 ил.



Фиг.1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2012118645/14, 04.10.2010**

(24) Effective date for property rights:
04.10.2010

Priority:

(30) Convention priority:
06.10.2009 EP 09172345.2

(43) Application published: **20.11.2013** Bull. № 32

(45) Date of publication: **10.05.2015** Bull. № 13

(85) Commencement of national phase: **10.05.2012**

(86) PCT application:
IB 2010/054462 (04.10.2010)

(87) PCT publication:
WO 2011/042851 (14.04.2011)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,
OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**ZhANN Vinsent (NL),
ChENNINI Dzhovanni (NL),
KIRENKO Igor' Olegovich (NL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS
N.V. (NL)**

(54) **METHOD AND SYSTEM FOR PERFORMING PHOTOPLETHYSMOGRAPHY**

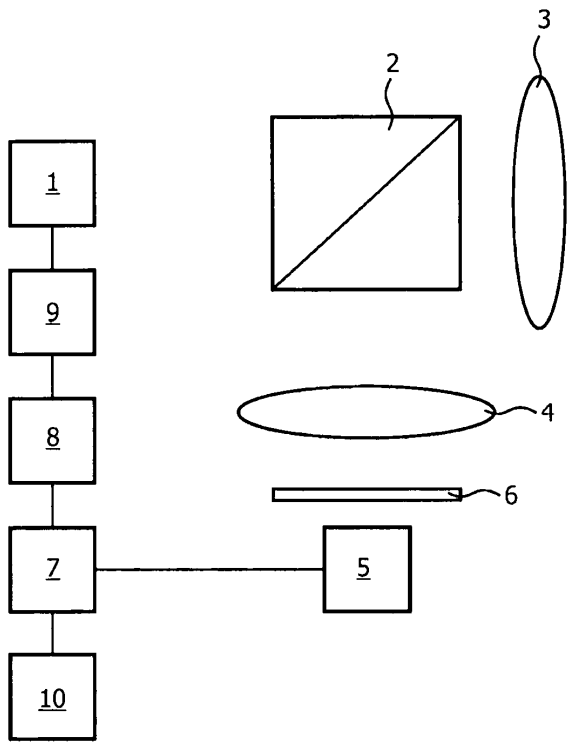
(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. A method of photoplethysmography contains a stage at which a signal, based on at least one signal from at least one sensor, made with a possibility of trapping light from a live object, is processed to separate information about a characteristic of a periodic biological phenomenon. At least, one of the signals from at least one sensor is obtained with the application of at least one light source and a filter, installed before at least one sensor, adjusted for the maximum in a water absorption spectrum.

EFFECT: group of inventions makes it possible to increase the probability of separating a relatively clear biometric signal.

10 cl, 6 dwg



Фиг.1

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Изобретение относится к способу дистанционной фотоплетизмографии, системе для выполнения дистанционной фотоплетизмографии и компьютерной программе.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

5 В работе Verkruysse, W. *et al.*, «Remote plethysmographic imaging using ambient light», Optics Express 16 (26), 22 December 2008, pp. 21434-21445, описан способ, по которому фотоплетизмографические сигналы измеряли дистанционно, используя окружающий свет и простую цифровую камеру широкого потребления в кинорежиме. Частоты
10 сердечных сокращений и дыхания можно количественно определять до нескольких гармоник. Хотя для наиболее мощного фотоплетизмографического сигнала, соответствующего максимуму поглощения (окси)гемоглобина, был характерен зеленый канал, красный и синий каналы также содержали фотоплетизмографическую информацию.

Недостаток известного способа состоит в том, что зеленый канал может быть
15 подвержен влиянию шумов, которые осложняют выделение представляющего интерес фотоплетизмографического сигнала. Вышеупомянутое еще более справедливо для других каналов, которые лишь очень слабо коррелируются с биометрическим сигналом.

РАСКРЫТИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Существует потребность в создании способа и системы вышеупомянутых типов,
20 которые повышают вероятность выделения относительно четкого биометрического сигнала, даже когда в зеленом канале присутствует шум.

Упомянутая цель достигается с помощью способа в соответствии с изобретением, который содержит следующие этапы, на которых:

обрабатывают сигнал, основанный на, по меньшей мере, одном сигнале из, по
25 меньшей мере, одного датчика, выполненного с возможностью захвата света от живого объекта, чтобы выделять информацию о характеристике периодического биологического явления,

при этом, по меньшей мере, один из сигналов из, по меньшей мере, одного датчика получают с использованием, по меньшей мере, источника света или фильтра,
30 установленного перед, по меньшей мере, одним датчиком, настроенным на максимум в спектре поглощения воды.

Таким образом, способ использует канал, чувствительный к изменениям отраженного и/или проходящего света, обусловленным пульсацией потока плазмы крови. Сигнал в данном канале можно использовать в дополнение или вместо канала, чувствительного
35 к изменениям количества оксигемоглобина в освещаемой зоне. Так как применяют другую частоту света, то вероятность, что в условиях, в которых присутствует шум в зеленом канале, будет получен более мощный сигнал, оказывается выше.

В одном варианте осуществления максимум присутствует в диапазоне, соответствующем диапазону длин волн электромагнитного излучения в воздухе более
40 750 нм.

Данный вариант осуществления пригоден для применения в условиях, в которых нежелательно использование видимого света. Примеры включают в себя места общего пользования, сортировку раненых военнослужащих, контроль в ночных условиях и инкубаторы новорожденных.

45 В модификации данного варианта осуществления максимум находится в диапазоне, соответствующем диапазону длин волн менее 1100 нм.

Данный вариант осуществления полезен тем, что дает возможность применить фотоприемники (включая матрицы фотодиодов), исполненные по технологии

кремниевых приборов. Упомянутые датчики обычно имеют максимум чувствительности в окрестности 800 нм или 900 нм. При 1000 нм чувствительность немного ниже, но еще достаточно высокая для регистрации фотонов в приведенном спектральном диапазоне, в котором имеются также подходящие максимумы в спектре поглощения воды, в частности, при 970 нм. Существует много коммерчески доступных и недорогих кремниевых датчиков, например матрицы на комплементарных металл-оксидных полупроводниках и приборах с зарядовой связью (КМОП- и ПЗС-матрицы).

Вариант осуществления способа содержит этапы, на которых направляют поляризованный свет на живой объект и захватывают свет от живого объекта, используя фильтр с зависимостью от поляризации.

Настоящий вариант осуществления приводит к ослаблению окружающего света, в том числе, в частности, также света с периодическими составляющими.

В одном варианте осуществления сигнал, получаемый с использованием, по меньшей мере, источника света или фильтра, установленного перед, по меньшей мере, одним датчиком, настроенным на максимум в спектре поглощения воды, получают из первого датчика, и второй сигнал получают из второго датчика, выполненного с возможностью захвата света от живого объекта в ином диапазоне длин волн, чем первый датчик.

Сигнал из первого датчика, несмотря на содержание мощной составляющей, характеризующей пульсирующий кровоток, может также содержать артефакты вследствие перемещения живого объекта и/или изменений освещения. Второй сигнал может также характеризовать захваченный свет в диапазоне длин волн, который не очень чувствителен к изменениям кровотока, но который содержит такие же артефакты вследствие перемещения живого объекта и/или изменений освещения. Таким образом, второй сигнал можно использовать для коррекции первого сигнала посредством исключения составляющих, не характеризующих в целом периодических биологических явлений.

Модификация данного варианта осуществления содержит этап, на котором применяют светоделительную схему для разделения света от живого объекта на пучок, направляемый на первый датчик, и пучок, направляемый на второй датчик.

Приведенное решение повышает точность коррекции, выполняемой с использованием сигнала из второго датчика, так как оба сигнала содержат составляющие, характеризующие изменения освещения или перемещения одной и той же зоны поверхности живого объекта. Разделение возможно в области длин волн, или разделение может быть поляризационным разделением.

Дополнительная модификация содержит этап, на котором вычитают сигнал, основанный на, по меньшей мере, только втором из первого и второго сигналов, из сигнала, основанного на, по меньшей мере, только первом из первого и второго сигналов.

Данную модификацию можно исполнить с использованием относительно простых методов обработки сигналов. Сложного анализа сигналов не требуется. Вычитание можно также выполнять, в частности, во временной области. Сигналы, применяемые в операции вычитания, могут быть основаны на, по меньшей мере, сигналах из первого и второго датчиков в том смысле, что упомянутые сигналы соответствуют применению, или в том смысле, что упомянутые сигналы могут быть получены применением коэффициента усиления, меньшего или большего, чем единица, в зависимости от исполнения.

Дополнительная модификация содержит этапы, на которых, перед применением датчиков для захвата света от живого объекта, применяют датчики для захвата света

от калибровочной поверхности и регулируют параметры, влияющие на, по меньшей мере, захват света или обеспечение сигналов, основанных на, по меньшей мере, сигналах из датчиков, чтобы регулировать относительно друг друга, по меньшей мере, амплитуду или фазу соответствующих сигналов, основанных на, по меньшей мере, сигналах из

первого и второго датчиков.
Полезный эффект состоит в том, что сигналы из первого и второго датчиков или сигналы, основанные на упомянутых соответствующих сигналах, при получении простым усилением, можно, например, непосредственно вычитать один из другого, в частности, также во временной области, когда способ применяют к живому объекту.

В соответствии с другим аспектом изобретения предлагается система для выполнения дистанционной фотоплетизмографии, содержащая:

по меньшей мере, один датчик для захвата света от живого объекта;

систему обработки сигналов, выполненную с возможностью обработки сигнала, основанного на, по меньшей мере, одном сигнале из, по меньшей мере, одного датчика, чтобы выделять информацию о характеристике периодического биологического явления;

и

по меньшей мере, источник света или фильтр, установленный перед, по меньшей мере, одним из датчиков, настроенным на максимум в спектре поглощения воды.

В одном варианте осуществления система выполнена с возможностью исполнения способа в соответствии с изобретением.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Ниже приведено подробное описание изобретения со ссылкой на прилагаемые фигуры, на которых:

фиг.1 - принципиальная схема первой системы для дистанционной фотоплетизмографии;

фиг.2 - принципиальная схема второй системы для дистанционной фотоплетизмографии;

фиг.3 - принципиальная схема третьей системы для дистанционной фотоплетизмографии;

фиг.4 - блок-схема последовательности операций, поясняющая этапы первого способа получения сигнала для анализа с целью определения характеристики периодического биологического явления;

фиг.5 - блок-схема последовательности операций, поясняющая этапы второго способа получения сигнала для анализа с целью определения характеристики периодического биологического явления; и

фиг.6 - принципиальная схема четвертой системы для дистанционной фотоплетизмографии.

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Ниже приведено описание нескольких вариантов осуществления системы для дистанционной фотоплетизмографии. Фотоплетизмография является способом для определения характеристик некоторого периодического биологического явления, с использованием колебаний отражательной способности кожи. Кожу человека можно смоделировать как объект с, по меньшей мере, двумя слоями, одним из которых является эпидерма (тонкий поверхностный слой), а другим является дерма (более толстый слой под эпидермой). Приблизительно 5% падающих световых лучей отражается в эпидерме, что относится ко всем длинам волн и цветам кожи. Остальной свет рассеивается и поглощается внутри двух слоев кожи в рамках явления, известного под названием отражательная способность тела (описываемого дихроматической моделью отражения).

Эпидерма действует подобно оптическому фильтру, в основном, путем поглощения света. В дерме свет как рассеивается, так и поглощается. Поглощение зависит от состава крови, так что поглощение чувствительно к изменениям кровотока. Оптические свойства дермы являются, в общем, одинаковыми для всех человеческих рас. Дерма содержит

5 плотную сеть кровеносных сосудов, приблизительно, 10% от всей сосудистой сети взрослого человека. Упомянутые сосуды сжимаются соответственно кровотоку в теле. Следовательно, упомянутые сосуды изменяют структуры дермы, что влияет на отражательную способность слоев кожи. Следовательно, частоту сердечных сокращений можно определять по изменениям отражательной способности кожи.

10 Первая система для фотоплетизмографии (Фиг.1) содержит источник 1 света и оптическую систему для фокусировки света от источника света на зону открытой кожи живого объекта, например человека. Оптическая система в представленном варианте осуществления содержит светоделитель 2 и первую линзу 3.

15 Отраженный свет собирается первой линзой 3, отражается светоделителем 2 и фокусируется второй линзой 4 на фотоприемник 5. В других вариантах осуществления оптическая система содержит дополнительные элементы, в том числе один или более элементов, таких как линзы, собирающие зеркала, светоделители, призмы и т.п.

В представленном варианте осуществления свет проходит сквозь фильтр 6. Фильтр 6 является фильтром с зависимостью, по меньшей мере, от длин волн, выполненным с

20 возможностью пропускания узкой полосы длин волн с центральной длиной волны, соответствующей максимуму в спектре поглощения воды. Полоса пропускания имеет ширину, зависящую от положения максимума в спектре поглощения воды. В общем, ширина является такой, что полная ширина на полувысоте максимума поглощения содержится в пределах полосы пропускания. Поэтому ширина может изменяться в

25 пределах от 100 нм до 1 мкм. Максимумы в спектре поглощения воды наблюдаются на частотах, соответствующих длинам волн 514, 606, 660 и 739 нм в пределах видимого участка спектра. Дополнительные максимумы наблюдаются на длинах волн 836 и 970 нм, за пределами видимого участка спектра. Последние значения используют в вариантах осуществления, в которых уровни окружающего освещения являются низкими, и

30 источник 1 света не должен излучать слишком много видимого света. Действительно, в некоторых упомянутых вариантах осуществления источник 1 света совсем не применяют, при этом сигнал, обеспечиваемый фотоприемником 5, обусловлен исключительно отраженным внешним электромагнитным излучением.

В вариантах осуществления, в которых применяют источник 1 света, фильтр 6 и

35 источник 1 света могут быть поляризационно-зависимыми. При этом сигнал из фотоприемника 5 можно поддерживать, в общем, без изменений, обусловленных изменением уровней окружающего света.

В представленном варианте осуществления сигнал из фотоприемника 5 поступает в устройство 7 для обработки данных, которое может быть программируемым

40 универсальным вычислительным устройством или специализированным устройством.

Устройство 7 для обработки данных обеспечивает также управляющие сигналы для контроллера 8 и задающее устройство 9 для питания источника 1 света. В одном варианте осуществления оба упомянутых компонента 8, 9 встроены в одно устройство с устройством 7 для обработки данных.

45 Чтобы повысить отношение сигнала к шуму для сигнала из фотоприемника 5, можно применить гетеродинное детектирование. Свет, излучаемый источником 1 света, модулируют на некоторой частоте ν . Поэтому, фотоприемник 5 будет обеспечивать сигнал, который имеет такую же частоту, и сигнал на других частотах. Сигнал на других

частотах можно подавлять.

В одном варианте осуществления источник 1 света выполнен с возможностью излучения света с широким спектром. В другом варианте осуществления источник 1

5 В частности, данная частота является, в общем, такой же, как частота, на которую настроен фильтр 6 с зависимостью от длин волн. Если частота соответствует длине волны в воздухе 836 нм или 970 нм, то видимое электромагнитное излучение не излучается.

10 Устройство 7 для обработки данных выполняет такие операции, как фильтрация и анализ. В частности, устройство 7 для обработки данных выполнено с возможностью определения частоты, на которой спектр сигнала или отфильтрованного сигнала имеет локальный максимум, по меньшей мере, в предварительно заданном диапазоне, соответствующем диапазону, в котором ожидается присутствие сигнала, соответствующего периодическому биологическому явлению. Тем самым можно

15 определять частоту сердечных сокращений или частоту дыхания человека, от которого исходит захваченный свет. Информация, характеризующая найденное значение, выдается на устройстве 10 вывода.

Возможно также использование света на частоте, соответствующей максимуму в спектре поглощения воды, в дополнение к свету на другой частоте. Данное решение

20 представлено на фиг.2, где показана система, аналогичная системе на фиг.1, но с тремя источниками 11-13 света. В показанном варианте осуществления также применена оптическая система, содержащая светоделитель 14, первую линзу 15 для фокусировки света на открытую кожу живого объекта и захвата света, отраженного обратно от кожи, и вторую линзу 16 и фильтр 17 с зависимостью от поляризации.

25 Каждый из трех фотоприемников 18-20 чувствителен к электромагнитному излучению в отличающемся диапазоне спектра, при этом, по меньшей мере, один из упомянутых диапазонов ограничен. Три диапазона могут частично перекрываться.

Один из трех фотоприемников 18-20 настроен на максимум в спектре поглощения воды. В одном примере другой из трех фотоприемников 18-20 настроен на диапазон

30 длин волн в диапазоне от 500 нм до 600 нм, соответствующий зеленому свету. Следовательно, упомянутый датчик чувствителен к изменениям количества оксигемоглобина в коже. Третий из трех фотоприемников 18-20 может быть настроен на диапазон длин волн, который не чувствителен, в особенности к изменениям отражательной способности кожи. Действительно, третий из трех фотоприемников 18-

35 20 может регистрировать просто изменения интенсивности света по всему спектру.

Сигналы из фотоприемников 18-20 подаются в устройство 21 для обработки данных, которое обрабатывает упомянутые сигналы для обеспечения сигнала, который можно анализировать для определения характеристики составляющей, соответствующей

40 периодическому биологическому явлению, например, значению частоты сердечных сокращений. С данной целью, можно определять корреляции между сигналом из датчика, настроенного на зеленый свет, и сигналом из датчика, настроенного на максимум в спектре поглощения воды, при том, что сигналы могут быть декоррелированы с сигналом из третьего датчика. Данный подход дает единственный сигнал, который содержит относительно чистую и мощную составляющую, вызванную изменениями

45 отражательной способности кожи. Устройством 21 для обработки данных выполняется анализ сигнала, чтобы определить характеристику сигнала, например частоту (этап 47). Информация, представляющая характеристику, выдается на устройстве 22 вывода.

Для дополнительного повышения отношения сигнала к шуму в представленном

варианте осуществления используют настроенные источники 11-13 света, выполненные с возможностью излучения света в диапазонах спектра электромагнитного излучения, соответствующих диапазонам, на которые настроены фотоприемники 18-20. Для

питания источников 11-13 света обеспечены задающее устройство 23 и контроллер 24.

Контроллер 24 соединен с устройством 21 для обработки данных.

В качестве варианта осуществления, показанного на Фиг.2, чтобы дополнительно повысить отношение сигнала к шуму, можно применить гетеродинное детектирование.

На фиг.3 представлена система для дистанционной фотоплетизмографии с использованием формирования изображения, при этом упомянутая система содержит систему 25 обработки данных и видеокамеру 26. Видеокамера 26 выполнена с возможностью представления последовательности изображений в интерфейс 27 системы 25 обработки данных. Система 25 обработки данных содержит устройство 28 обработки данных и основную память 29 для исполнения команд, содержащихся в программном обеспечении, хранящемся в устройстве 30 массовой памяти. Система 25 обработки данных дополнительно содержит интерфейс сопряжения с устройством 32 вывода, например, дисплеем.

Первый вариант осуществления фотоплетизмографического способа, выполняемого системой 25 обработки данных, изображен на фиг.4.

В данном варианте осуществления сначала выполняется этап 33 инициализации для определения подходящих параметров настройки видеокамеры 26. С данной целью система 25 обработки данных задает изменение, по меньшей мере, чего-то одного из частоты кадров, времени экспозиции, периода синхронизации для вывода пикселей (параметра настройки, определяющего частоту, с которой собираются значения пикселей) и коэффициента усиления камерного канала видеокамеры 26, пока собирается последовательность цифровых изображений. Определяется (пространственно) усредненная яркость, по меньшей мере, части каждого изображения последовательности, и определяется величина периодических флуктуаций усредненной яркости для каждого нового значения параметра настройки. Параметры настройки, для которых упомянутая величина в пределах, по меньшей мере, диапазона спектра, в частности диапазона до 100 Гц, является минимальной, выбираются для последующего использования при исполнении способа. Вместо определения пространственно усредненной яркости, по меньшей мере, части изображения, можно определять флуктуации яркости отдельных пикселей. Результат выбора параметров настройки видеокамеры 26 состоит в том, что из последовательности изображений, к которой применяются остальные этапы способа, в максимально возможной степени исключаются периодические флуктуации фонового освещения.

На следующем этапе 34 из видеокамеры 26 поступает последовательность 35 изображений.

В одном варианте осуществления видеокамера 26 снабжена единственным фильтром, настроенным на длину волны, соответствующую максимуму в спектре поглощения воды. В частности, как в вышеописанных вариантах осуществления, упомянутая длина волны может быть длиной волны, соответствующей частоте в пределах видимого участка спектра, например 514, 606, 660 или 739 нм. В другом варианте осуществления частота может находиться за пределами видимого диапазона спектра, например 836 нм или 970 нм, что вновь допускает применение обычных кремниевых матриц фотоприемников, которые чувствительны на упомянутом участке спектра.

В альтернативных вариантах осуществления видеокамера 26 снабжена множеством фильтров, и, поэтому, каждое изображение в последовательности 35 соответствует

множеству кадров изображения, каждый из которых содержит массив значений пикселей, характеризующих интенсивность света в отличающемся диапазоне спектра электромагнитного излучения. По меньшей мере, одна последовательность кадров изображений соответствует ограниченному диапазону с центральной частотой, соответствующей максимуму в спектре поглощения воды.

В дальнейшем изображения 35 обрабатываются (этап 36) для исключения непериодических сигналов фона. С данной целью формируется корректирующий сигнал, соответствующий меняющейся во времени усредненной яркости части или всех изображений 35. В изображенном варианте осуществления, затем, данные пикселей изображений 35 декоррелируются с корректирующим сигналом. Алгоритмы для подавления нелинейных кросс-корреляций, по существу, известны. На данном этапе 36 может выполняться дополнительная обработка изображений, например, для компенсации движения камеры.

На двух следующих этапах 37, 38 выполняется способ сегментации изображений на, по меньшей мере, одной из последовательности 35 изображений. В частности, на данных этапах 37, 38 выполняется алгоритм для обнаружения части тела, в основном, лица человека. Подходящий алгоритм описан в работе Viola, P. and Jones, M.J., «Robust real-time object detection», *Proc. Of IEEE Workshop on statistical and computational theories of vision*, 13 July 2001. Известны другие подходящие алгоритмы, основанные на распознавании сегментов с некоторыми формами и/или цветами (например, цветами кожи), которые можно применять вместо или кроме упомянутого алгоритма, описанного в литературе.

По меньшей мере, один выявленный отчетливый сегмент 39, соответствующий части тела требуемого типа, сопровождается (этап 40) по всей последовательности 35 изображений. То есть, устанавливается место сегмента 39, а именно, определяется его местоположение, путем сравнения изображений в последовательности 35 для количественного определения перемещения части тела в пределах изображений 35. Подходящий алгоритм сопровождения описан, например, в работе De Haan *et al.*, «True-motion estimation with 3-D recursive search block matching», *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, 1 (5), October 1993, pp. 368-379.

В дальнейшем для каждого выбранного и сопровождаемого сегмента 39 выбирается зона 41 измерения в пределах сегмента 39 изображения (этап 42). Данный этап 42 включает в себя пространственный анализ данных пикселей множества частей изображения, чтобы определить набор прилегающих частей, имеющих аналогичные характеристики, при этом каждая упомянутая часть является по размеру, по меньшей мере, одной точкой изображения. Упомянутые части выбирают для формирования зоны 41 измерения. Положение зоны 41 измерения определяется относительно сопровождаемого сегмента 39, в котором упомянутая зона содержится, так что она сопровождается аналогичным образом.

Следующий этап 43 содержит формирование сигнала 44 яркости, каждое значение которого является комбинацией значений пикселей из зоны 41 измерения в одном конкретном из последовательности 35 изображений.

Когда изображения содержат кадры изображений, соответствующие разным диапазонам в спектре электромагнитного излучения, данный этап 43 может содержать множество этапов (не показанных подробно), на которых формируется отдельный сигнал для каждой последовательности кадров изображений. Затем упомянутые сигналы обрабатываются для обеспечения единственного сигнала 44. В частности, когда одна последовательность кадров изображений соответствует частотному диапазону,

соответствующему максимуму в спектре поглощения воды, а другая последовательность соответствует зеленому свету, можно поддерживать только общие составляющие сигнала. Для подавления шума можно использовать последовательность, соответствующую общему уровню интенсивности или поддиапазону, не чувствительному к изменениям, обусловленным пульсацией кровотока.

Затем (на этапе 45) сигнал 44 яркости центрируется относительно своего среднего значения, что дает окончательный сигнал 46, характеризующий, по меньшей мере, изменения значения, основанного на множестве значений пикселей из каждого изображения из последовательности 35 изображений. В альтернативных вариантах осуществления применяют альтернативный метод выделения изменений порядка 1 % от динамического диапазона сигнала 44 яркости, например операцию фильтрации, включающую в себя этап дифференцирования.

Наконец (на этапе 47), выделяется характеристика контролируемого периодического биологического явления. Данной характеристикой может быть, например, частота сердечных сокращений исследуемого человека. При использовании, например, быстрого преобразования Фурье, можно определить локальный максимум в спектре сигнала 46.

На фиг.5 представлен способ, альтернативный способу, представленному на фиг.4. Данный вариант осуществления позволяет также формировать, например, карты фаз.

Способ, представленный на фиг.5, также начинается с этапа 48 инициализации для определения подходящих параметров настройки видеокамеры 26. Система 25 обработки данных задает изменение, по меньшей мере, чего-то одного из частоты кадров, времени экспозиции, периода синхронизации для вывода пикселей (параметра настройки, определяющего частоту, с которой собираются значения пикселей) и коэффициента усиления камерного канала видеокамеры 26, пока собирается последовательность цифровых изображений. Определяется (пространственно) усредненная яркость, по меньшей мере, части каждого изображения последовательности, и определяется величина периодических флуктуаций усредненной яркости для каждого нового значения параметра настройки. Параметры настройки, для которых упомянутая величина в пределах, по меньшей мере, диапазона спектра, в частности диапазона до 100 Гц, является минимальной, выбираются для последующего использования при исполнении способа. Вместо определения пространственно усредненной яркости, по меньшей мере, части изображения, можно определять флуктуации яркости отдельных пикселей.

Затем (на этапе 49) получают последовательность 50 изображений. Как в варианте осуществления, показанном на Фиг.4, упомянутая последовательность 50 может быть составлена из множества последовательностей кадров изображений, соответствующих, каждый, отличающемуся участку спектра электромагнитного излучения (т.е. отличающемуся цветовому каналу, если используют только видимый спектр).

Изображения 50 обрабатываются для исключения непериодических сигналов фона, с использованием корректирующего сигнала, соответствующего меняющейся во времени усредненной яркости части или всех изображений 50 (этап 51). Данный этап аналогичен соответствующему этапу 36 в способе, представленном на фиг.4.

Затем (на этапе 52) на изображения 50 накладывается сетка, при этом упомянутая сетка разбивает каждое изображение на множество зон измерения или, по меньшей мере, потенциальные зоны измерения. Каждая зона измерения содержит множество значений пикселей.

Сигналы 53a-n выделяют (на этапе 54) для, по меньшей мере, одной, но, в более общем случае, множества зон измерения, заданных сеткой. Данный этап 54 включает в себя формирование, из значений пикселей из зоны измерения, одного

комбинированного значения таким образом, что каждое значение сигнала 53 основано на значениях пикселей только из одного из изображений 50. Следовательно, результатом является набор изменяющихся во времени сигналов 53а-п, характеризующих яркость соответствующей зоны измерения. В одном варианте осуществления значения пикселей объединяют в комбинацию усреднением. В другом варианте осуществления значения пикселей объединяют в комбинацию получением среднего значения. Формирование комбинации исключает случайный шум и, тем самым, дает сигнал с более мощной составляющей, соответствующей периодическому биологическому явлению.

Когда последовательность 50 изображений состоит из множества последовательностей кадров изображений, соответствующих, каждый, отличающемуся диапазону спектра электромагнитного излучения, значения пикселей из соответствующих зон измерения в каждом из кадров изображения, составляющих изображение, комбинируют. Комбинацию формируют так, чтобы исключить сигналы фона или усилить составляющие, соответствующие биологическим сигналам. Таким образом, когда кадры изображения содержат значения пикселей, соответствующие значениям интенсивности в диапазоне спектра с центром на максимуме в спектре поглощения воды, и значения пикселей, соответствующие значениям интенсивности в диапазоне спектра в пределах диапазона от 500 нм до 600 нм, то этап 54 формирования комбинации может содержать этап кросс-корреляции.

Далее (на этапе 55) сигналы 53а-п центрируются относительно их средних значений, что дает дополнительный набор сигналов 56а-п, характеризующих, по меньшей мере, изменения значения, основанного на значениях пикселей соответствующих зон измерения. Вместо центрирования сигналов 53а-п относительно их среднего значения можно применить другую операцию, подходящую для выделения изменений порядка 1% от динамического диапазона сигналов 53а-п, например дифференцирование или аналогичную операцию фильтрации.

Наконец (этап 57), определяют характеристику, по меньшей мере, составляющей, по меньшей мере, одного из окончательных сигналов 56а-п. Например, чтобы установить значение частоты сердечных сокращений человека, представляемого последовательностью 50 изображений, можно определить частоту локального максимума в спектре сигналов 56а-п. В другом варианте осуществления, в котором используют все зоны измерения, создается карта фаз. В другом варианте осуществления применяют кластеризацию сигналов 56а-п или значений, полученных из окончательных сигналов 56а-п, чтобы установить согласованное значение, характеризующее биологическое явление.

Совершенно другой вариант осуществления системы для фотоплетизмографии изображен на фиг.6. Данная система получает два сигнала, один из которых используют для исключения артефактов движения и освещения из другого сигнала.

В представленном варианте осуществления система содержит источник 58 света. Источник 58 света может излучать спектр с двумя максимумами, источник может излучать непрерывный спектр, или источник может излучать свет с обеими характеристиками. В альтернативном варианте осуществления источник 58 света не применяют. Вместо него используют окружающий (белый) свет.

Система, представленная на фиг.6, содержит также оптическую систему, содержащую первый светоделитель 59, первую линзу 60 для фокусировки света из источника 58 света на открытую кожу живого объекта и захвата света, отраженного обратно от кожи, и вторую линзу 61.

Свет, собранный второй линзой 61, пропускается на второй светоделитель 62. Второй

светоделитель 62 может быть светоделителем с зависимостью от поляризации или с зависимостью от длин волн. Данный светоделитель делит свет, содержащий, по меньшей мере, две длины волны на отдельные пучки.

Первый пучок направляется на первый датчик 63 сквозь первый фильтр 64. Первый 5 фильтр 64 настроен на максимум в спектре поглощения воды. В одном варианте осуществления максимум находится в диапазоне, соответствующем диапазону длин волн больше 750 нм. Кроме того, диапазон может заканчиваться на длине волны меньше 1100 нм.

Второй пучок направляется зеркалом 65 и сквозь второй фильтр 66 на второй датчик 10 67. Второй фильтр 66 выполнен с возможностью пропускания света в ином диапазоне длин волн, чем первый фильтр 64, и, поэтому, второй датчик 67 выполнен с возможностью захвата света от живого объекта в ином диапазоне длин волн, чем первый датчик 63.

Следует заметить, что другой диапазон длин волн может перекрывать длину волны, 15 на которую настроен первый фильтр 64. В частности, второй фильтр 66 может отсутствовать, так что второй датчик 67 обеспечивает сигнал, характеризующий уровни окружающего света.

Однако, в общем, другой диапазон длин волн будет разделен с полосой пропускания первого фильтра 64.

20 Сигналы из датчиков 63, 67 подаются в устройство 68 для вычитания сигналов (например, операционный усилитель), чтобы сигнал из второго датчика 67 вычитался из сигнала из первого датчика 63.

Результат подается в устройство 71 для обработки данных, которое обрабатывает, например анализирует, разностный сигнал для обеспечения выходной характеристики 25 составляющей, соответствующей периодическому биологическому явлению, например, значения частоты сердечных сокращений. Анализ сигнала устройством 21 для обработки данных может включать в себя определение характеристики сигнала, например частоты. Информация, представляющая характеристику, выдается на устройство 72 вывода.

Для дополнительного повышения отношения сигнала к шуму можно применить 30 гетеродинное детектирование, при этом обеспечены задающее устройство 69 и контроллер 70 для питания источника 58 света.

Чтобы сигнал, вычитаемый из сигнала из первого датчика 63, гарантированно устранял составляющие, обусловленные движением живого объекта и/или изменениями 35 освещенности в среде, окружающей живой объект, перед применением системы, показанной на фиг.6, на живом объекте, выполняют этап калибровки.

На этапе калибровки обеспечивают калибровочную поверхность, на которую фокусируют свет из источника света 58. Данная калибровочная поверхность представляет собой, в одном варианте осуществления, белый рассеиватель с известными 40 характеристиками рассеяния (например, длиной волны, углом к оптической оси первой линзы 60 и поляризацией). Затем чувствительность и коэффициент усиления двух датчиков 63, 67 настраивают таким образом, чтобы сигналы, выдаваемые в устройство 68 для вычитания сигналов, были идентичными по фазе и амплитуде. В одном варианте осуществления данный этап калибровки выполняют для разных комбинаций углов, длин волн и поляризаций. Калибровку не обязательно выполнять на месте эксплуатации, 45 а можно выполнять при изготовлении системы, показанной на фиг.6. В одном варианте осуществления устройство 71 для обработки данных применяют для вызова верных параметров настройки.

Следует отметить, что вышеприведенные варианты осуществления поясняют, а не

ограничивают изобретение, и что специалисты в данной области техники смогут спроектировать множество альтернативных вариантов осуществления, не выходящих за пределы объема прилагаемой формулы изобретения. В формуле изобретения никакие позиции, помещенные в скобки, нельзя истолковывать как ограничивающие пункт формулы изобретения. Выражение «содержащий» не исключает присутствия элементов или этапов, отличающихся от элементов или этапов, перечисленных в пункте формулы изобретения. Использование единственного числа в отношении элементов не исключает присутствия множества упомянутых элементов. Очевидное обстоятельство, что некоторые признаки упомянуты во взаимно отличающихся зависимых пунктах формулы изобретения, не означает, что, в подходящих случаях, нельзя использовать сочетание упомянутых признаков.

В модификации вариантов осуществления, представленных на фиг.1-3, устройство 7, 21 для обработки данных или система 25 обработки данных обеспечивает выходной сигнал, имеющий частоту, соответствующую частоте представляющего интерес периодического биологического явления, которую можно использовать для стробирования дополнительного устройства (не показанного), например устройства визуализации.

В модификации варианта осуществления, представленного на Фиг.3, система 25 обработки данных содержит интерфейс сопряжения с, по меньшей мере, одним источником света. Один из источников света может быть настроен на максимум в спектре поглощения воды, в частности на одно из значений длин волн на ближнем инфракрасном участке электромагнитного спектра.

Формула изобретения

1. Способ дистанционной фотоплетизмографии, содержащий этапы, на которых: обрабатывают сигнал (46; 56), основанный на по меньшей мере одном сигнале (35; 50) из по меньшей мере одного датчика (5; 18-20; 26; 63), выполненного с возможностью захвата света от живого объекта, чтобы выделять информацию о характеристике периодического биологического явления, при этом по меньшей мере один из сигналов (35; 50) из по меньшей мере одного датчика (5; 18-20; 26; 63) получают с использованием по меньшей мере одного из источника (1; 11-13) света и фильтра (6; 17; 64), установленного перед по меньшей мере одним датчиком (5; 18-20; 26; 63), настроенным на максимум в спектре поглощения воды.
2. Способ по п.1, в котором максимум присутствует в диапазоне, соответствующем диапазону длин волн электромагнитного излучения в воздухе более 750 нм.
3. Способ по п.2, в котором максимум присутствует в диапазоне, соответствующем диапазону длин волн менее 1100 нм.
4. Способ по п.1, содержащий этапы, на которых направляют поляризованный свет на живой объект и захватывают свет от живого объекта, используя фильтр (6; 17) с зависимостью от поляризации.
5. Способ по п.1, в котором сигнал, получаемый с использованием по меньшей мере одного из источника света и фильтра, установленного перед по меньшей мере одним датчиком, настроенным на максимум в спектре поглощения воды, получают из первого датчика (63), и второй сигнал получают из второго датчика (67), выполненного с возможностью захвата света от живого объекта в ином диапазоне длин волн, чем первый датчик (63).
6. Способ по п.5, содержащий этап, на котором применяют светоделительную схему

(62) для разделения света от живого объекта на пучок, направляемый на первый датчик (63), и пучок, направляемый на второй датчик (67).

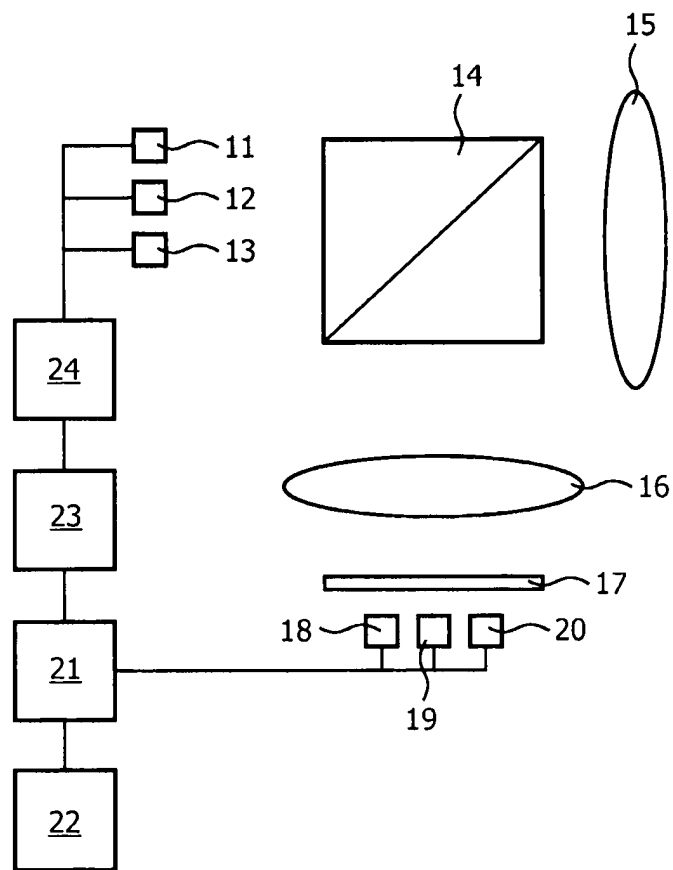
7. Способ по п.5, содержащий этап, на котором вычитают сигнал, основанный на по меньшей мере только втором из первого и второго сигналов, из сигнала, основанного на по меньшей мере только первом из первого и второго сигналов.

8. Способ по п.5, содержащий этапы, на которых, перед применением датчиков (63, 67) для захвата света от живого объекта, применяют датчики (63, 67) для захвата света от калибровочной поверхности и регулируют параметры, влияющие на по меньшей мере один из захвата света и обеспечения сигналов, основанных на по меньшей мере сигналах из датчиков (63, 67), чтобы регулировать относительно друг друга по меньшей мере одно из амплитуды и фазы соответствующих сигналов, основанных на по меньшей мере сигналах из первого и второго датчиков (63, 67).

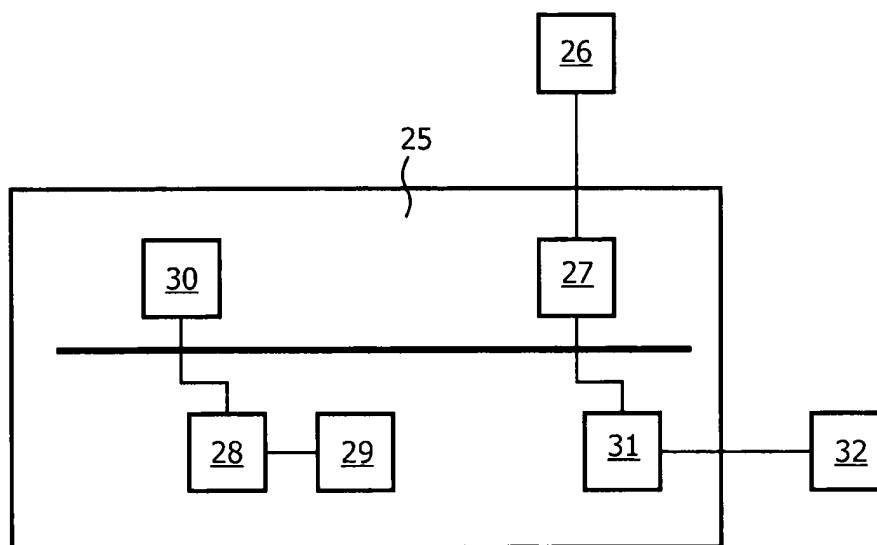
9. Система для выполнения дистанционной фотоплетизмографии, содержащая: по меньшей мере, один датчик (5; 18-20; 26; 63) для захвата света от живого объекта; систему (7; 21; 25; 71) обработки сигналов, выполненную с возможностью обработки сигнала (46; 56), основанного на по меньшей мере одном сигнале (35; 50) из по меньшей мере одного датчика (5; 18-20; 26; 63), чтобы выделять информацию о характеристике периодического биологического явления; и

по меньшей мере, один из источника (1; 11-13) света и фильтра (6; 17; 64), установленный перед по меньшей мере одним из датчиков (5; 18-20; 26; 63), настроенным на максимум в спектре поглощения воды.

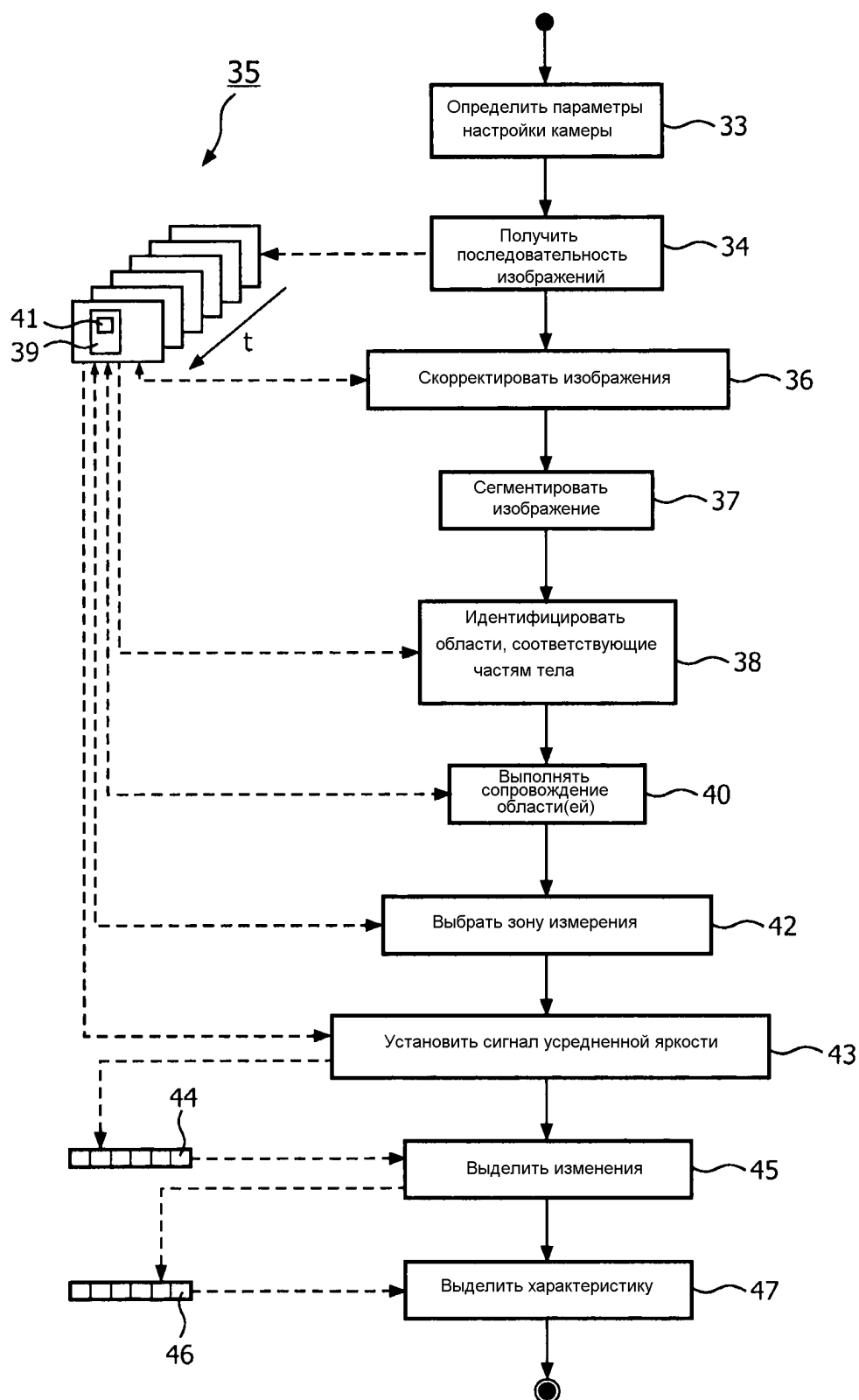
10. Система по п.9, выполненная с возможностью исполнения способа по любому из пп.1-8.



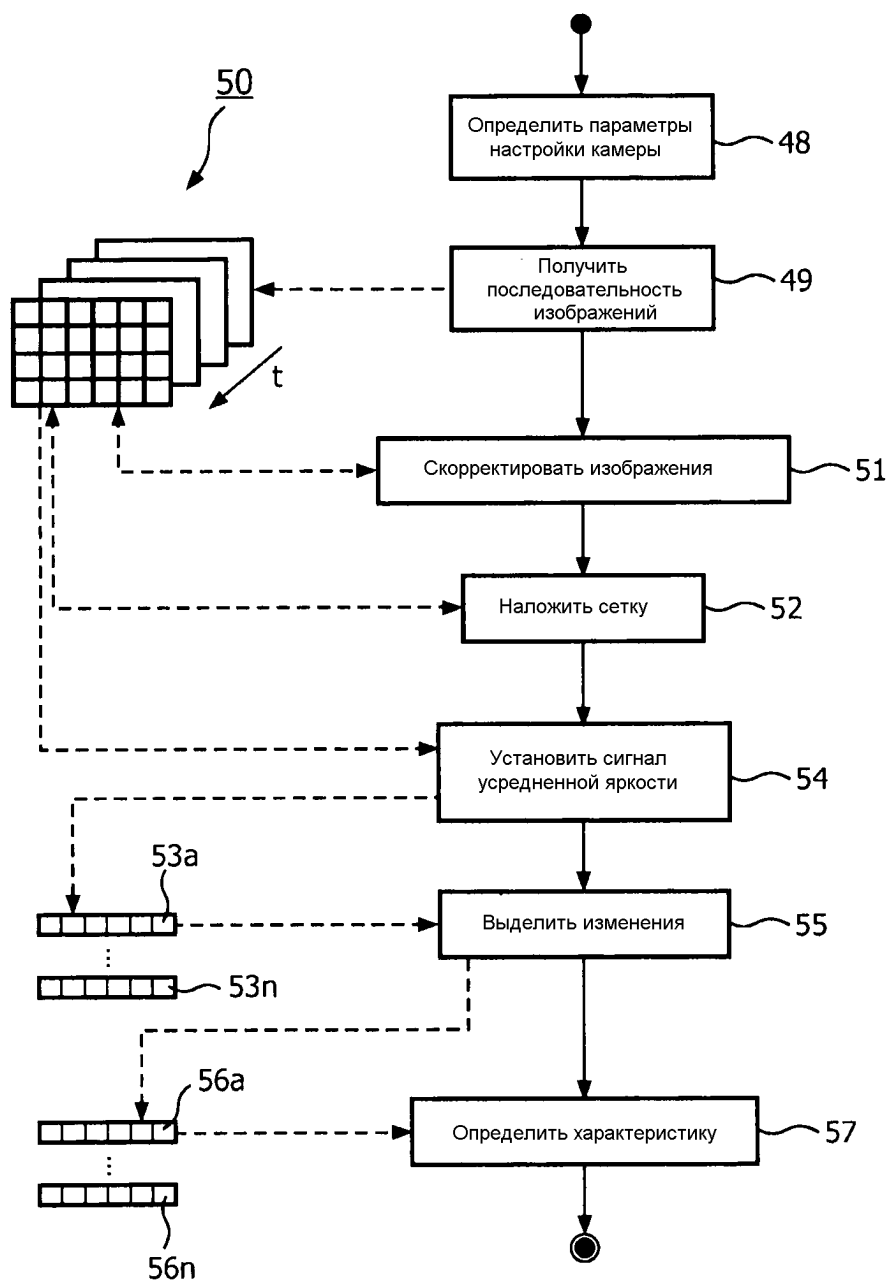
Фиг.2



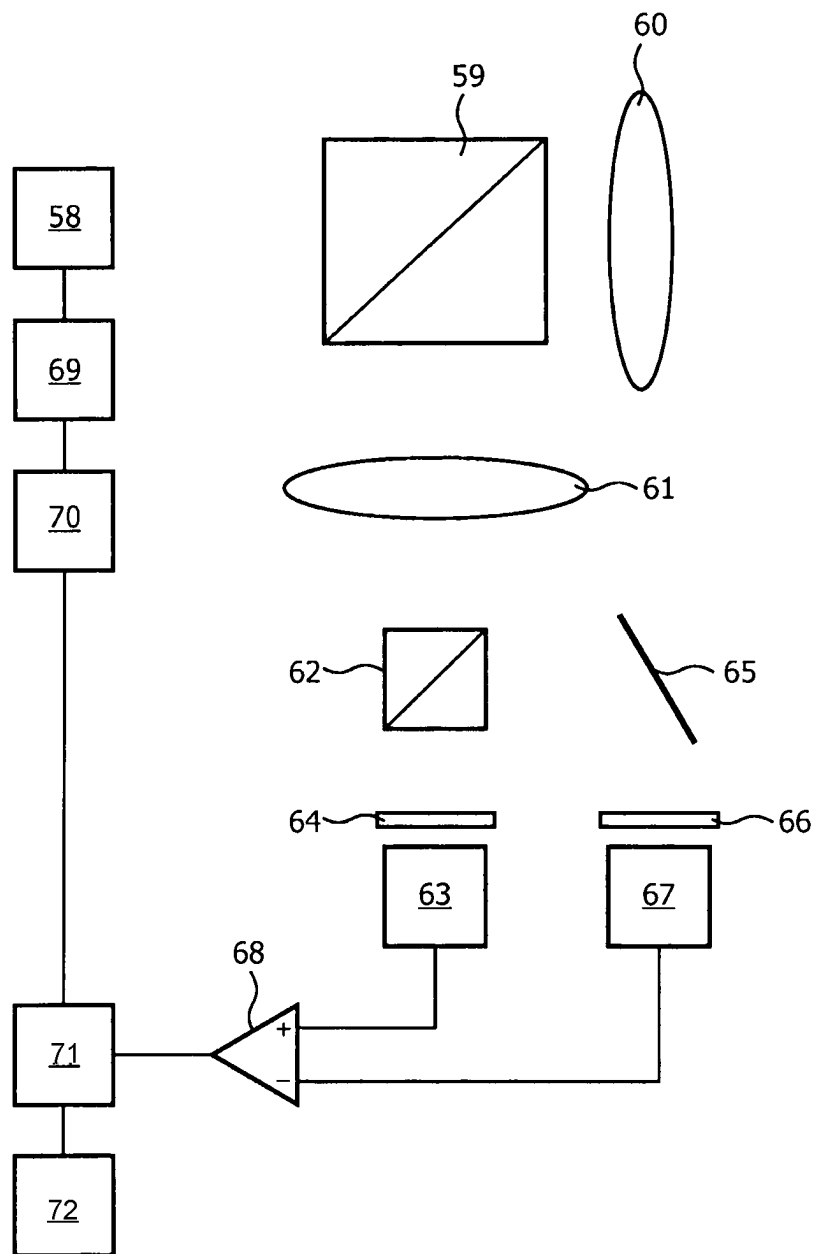
Фиг.3



Фиг.4



Фиг.5



Фиг.6