

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **040692**

(13) **B1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2022.07.18**

(51) Int. Cl. **A61B 6/00** (2006.01)  
**A61B 6/03** (2006.01)

(21) Номер заявки  
**202091648**

(22) Дата подачи заявки  
**2019.01.07**

---

(54) **ПРОГРАММА ПОДДЕРЖКИ ДИАГНОСТИКИ**

---

(31) **2018-000855; 2018-043511**

(56) JP-A-2010187723

(32) **2018.01.05; 2018.03.09**

JP-A-2017131310

(33) **JP**

JP-A-2017200565

(43) **2020.12.09**

US-A1-20160189394

(86) **PCT/JP2019/000102**

(87) **WO 2019/135412 2019.07.11**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:  
**ПАРАМЕВИА ПТЕ. ЛТД. (SG);**  
**МЕДИОТТ КО., ЛТД. (JP)**

(72) Изобретатель:  
**Абе Такехико, Йосида Норифуми (SG)**

(74) Представитель:  
**Медведев В.Н. (RU)**

---

(57) Представлена программа поддержки диагностики, которая способна отображать движение области, форма которой изменяется для каждого элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха. Предусмотрена обработка, состоящая в получении множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения, обработка, состоящая в определении цикла элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров, обработка, состоящая в обнаружении легочного поля на основании цикла определяемого элемента дыхания, обработка, состоящая в разбиении обнаруженного легочного поля на множество блоков-участков и вычислении изменения в изображении в блоке-участке в каждом из изображений кадров, обработка, состоящая в преобразовании Фурье изменения в изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров, обработка, состоящая в извлечении спектра в фиксированной полосе, включающей в себя спектр, соответствующий циклу элемента дыхания, из спектра, полученного после преобразования Фурье, обработка, состоящая в выполнении обратного преобразования Фурье спектра, извлеченного из фиксированной полосы, и обработка, состоящая в отображении на дисплее каждого из изображений после выполнения обратного преобразования Фурье.

---

**B1**

**040692**

**040692**

**B1**

### Область изобретения

Изобретение относится к методике анализа изображений тела человека и отображению результатов анализа.

### Предпосылки изобретения

Когда доктор диагностирует легкое по изображениям динамического состояния груди, ему важно изучить изображения временной последовательности динамического состояния грудной клетки, в которых субъект сфотографирован в состоянии естественного дыхания. Спирометр, с помощью которого легко получить физиологические данные, RI (радиоизотопное) исследование, простая рентгенофотография, с помощью которой могут быть получены морфологические данные, СТ (компьютерная томография) и т.п. известны как способы оценки функций легкого. Однако эффективно получить как физиологические, так и морфологические данные не так просто.

В последние годы была предпринята попытка получить способ, в котором изображения динамического состояния грудной клетки тела человека фотографируются с использованием полупроводникового датчика изображений, такого как FPD (плоскопанельный детектор) и т.п., используемого для диагностики. Например, в непатентном документе 1 раскрывается методика генерации разностного изображения, указывающего различие в значении сигнала между множеством изображений кадров, каждое из которых составляет изображение динамического состояния, для поиска и отображения максимального значения каждого значения сигнала из разностного изображения.

Кроме того, в патентном документе 1 раскрывается методика извлечения области легочного поля из каждого из изображений кадров множества соответствующих изображений кадров, указывающих динамическое состояние грудной клетки тела человека и разделения области легочного поля на множество небольших областей для выполнения анализа путем связывания небольших разделенных областей друг с другом между множеством изображений кадров. В соответствии с этой методикой отображается величина признака, указывающая на движение небольшой разделенной области.

### Документы уровня техники

Патентные документы.

Патентный документ 1: патент Японии № 5874636.

Непатентные документы.

Непатентный документ 1: "Basic Imaging Properties of a Large Image Intensifier-TV Digital Chest Radiographic System" Investigative Radiology: Апрель 1987; 22: 328-335.

### Сущность изобретения

Задачи, решаемые изобретением.

Однако доктору нелегко определить состояние заболевания только путем отображения максимального значения различия между кадрами для каждого пикселя изображения динамического состояния, как в методике, описанной в непатентном документе 1. Кроме того, недостаточно определить состояние заболевания только путем отображения величины признака, как в методике, описанной в патентном документе 1. Следовательно, желательно отображать изображения в соответствии с состоянием дыхания и кровеносных сосудов легкого. Т.е. желательно определить состояние дыхания и полное динамическое состояние кровеносных сосудов тела человека как субъекта и отображать изображения, каждое из которых показывает фактическое движение на основании тенденции изменения формы волны или частоты дыхания, сердца и кровеносных сосудов или кровотока в участке ворот легкого или их изображения.

Настоящее изобретение было сделано с учетом такой ситуации и имеет целью обеспечение программы поддержки диагностики, способной отображать движение области, где изменяется форма, для каждого дыхательного элемента, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха. Говоря более точно, задачей является генерация изображений, помогающих в диагностике путем вычисления числовых значений, помогающих в диагностике, путем оцифровки показателя конкордантности или другого показателя неконкордантности для форм волны и частоты (Гц), уже полученных для новых целевых данных, которые должны быть измерены, и далее путем визуализации этих числовых значений.

Технический результат, обеспечиваемый изобретением, состоит в возможности выявлять состояние дыхания и состояние кровеносных сосудов тела человека как субъекта и отображать изображения, каждое из которых показывает фактическое движение на основании тенденции изменения характеристик состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов.

Задача заявляемого изобретения состоит в генерации изображений, помогающих в диагностике, что делает возможным улучшение дисплеев, которые включают технические аспекты, включая изображения и характеристики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов человеческого тела и тенденции их изменения.

Средство решения задач.

(1) Для достижения вышеописанной задачи в настоящей заявке предпринимаются следующие шаги. А именно, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку

определения по меньшей мере одной частоты элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров; обработку обнаружения легочного поля на основании по меньшей мере одной частоты определяемого элемента дыхания; обработку разбиения обнаруженного легочного поля на множество блоков-участков и вычисления изменения в изображении в блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку выполнения преобразования Фурье изменения в изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя спектр, соответствующий упомянутой по меньшей мере одной частоте определяемого элемента дыхания, из спектра, полученного после преобразования Фурье; обработку выполнения обратного преобразования Фурье спектра, извлеченного из фиксированной полосы; и обработку отображения каждого из изображений после выполнения обратного преобразования Фурье на дисплее.

(2) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектр, соответствующий частоте, отличной от частоты элемента дыхания, полученной из каждого из изображений кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектра, полученного после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

(3) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку генерации изображения между кадрами на основании частоты элемента дыхания и каждого из изображений кадров.

(4) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, причем программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку, получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента сердечно-сосудистых сокращений, извлеченного из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов субъекта; обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров; обработку обнаружения легочного поля на основании по меньшей мере одной частоты определяемого элемента дыхания; обработку разбиения обнаруженного легочного поля на множество блоков-участков и вычисления изменения в изображении в блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку выполнения преобразования Фурье изменения в изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя спектр, соответствующий упомянутой по меньшей мере одной частоте элемента сердечно-сосудистых сокращений, из спектра, полученного после преобразования Фурье; обработку выполнения обратного преобразования Фурье спектра, извлеченного из фиксированной полосы; и обработку отображения каждого из изображений после выполнения обратного преобразования Фурье на дисплее.

(5) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, причем программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку, получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента сердечно-сосудистых сокращений, извлеченного из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов субъекта; обработку обнаружения легочного поля; обработку разбиения обнаруженного легочного поля на множество блоков-участков и вычисления изменения в изображении в блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку выполнения преобразования Фурье изменения в изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя спектр, соответствующий упомянутой по меньшей мере одной частоте элемента сердечно-сосудистых сокращений, из спектра, полученного после преобразования Фурье; обработку выполнения обратного преобразования Фурье спектра, извлеченного из фиксированной полосы; и обработку отображения каждого из изображений после выполнения обратного преобразования Фурье на дисплее.

(6) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектр, соответствующий частоте, отличной от частоты элемента сердечно-сосудистых биений, полученной из каждого из изображений кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектра, полученного после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

(7) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку генерации изображения между кадрами на основании частоты определяемого элемента сердечно-сосудистых сокращений и каждого из изображений кадров.

(8) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, причем программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента биения кровеносных сосудов, извлеченной из биения кровеносных сосудов субъекта; обработку разбиения диапазона анализа, заданного для каждого из изображений кадров, на множество блоков-участков и вычисления изменения в изображении в блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку выполнения преобразования Фурье изменения в изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя спектр, соответствующий упомянутой по меньшей мере одной частоте элемента биения кровеносных сосудов, из спектра, полученного после преобразования Фурье; обработку выполнения обратного преобразования Фурье спектра, извлеченного из фиксированной полосы; и обработку отображения каждого из изображений после выполнения обратного преобразования Фурье на дисплее.

(9) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку извлечения спектра в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектр, соответствующий частоте, отличной от частоты элемента биения кровеносных сосудов, полученной из каждого из изображений кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектра, полученного после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

(10) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку генерации изображения между кадрами на основании частоты определяемого элемента сердечно-сосудистых сокращений и каждого из изображений кадров.

(11) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, причем программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров; обработку обнаружения легочного поля и диафрагмы на основании упомянутой по меньшей мере одной частоты определяемого элемента дыхания; обработку разбиения обнаруженного легочного поля на множество блоков-участков и вычисления показателя изменения пикселей в блоке-участке в каждом из изображений кадров; обработку извлечения только блока-участка, для которого настраиваемый показатель находится в предварительно определенном фиксированном диапазоне, с использованием настраиваемого показателя, который является величиной отношения показателя изменения пикселей в блоке-участке к показателю изменения динамической зоны, связанной с дыханием; и обработку отображения на дисплее каждого из изображений, включающих только извлеченные блоки-участки.

(12) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку определения по меньшей мере одной частоты элемента сердечно-сосудистых сокращений, извлеченной из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов субъекта, или по меньшей мере одной частоты элемента биения кровеносных сосудов, извлеченной из биения кровеносных сосудов.

(13) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что логарифмические значения настраиваемого показателя определяются как фиксированный диапазон, включающий в себя 0.

(14) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку обнаружения легочного поля в другом кадре с использованием по меньшей мере одной кривой Безье на легочном поле, обнаруженном в конкретном кадре.

(15) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что в обнаруженном легочном поле выбираются внутренние контрольные точки, и легочное поле разбивается с помощью криволинейных или прямых линий, проходящих через внутренние контрольные точки внутри легочного поля.

(16) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что интервал между контрольными точками на внешней протяженности обнаруженного легочного поля и у внешней протяженности делается относительно большим, а интервал между внутренними контрольными точками делается относительно маленьким в соответствии с показателем расширения для каждой зоны внутри обнаруженного легочного поля.

(17) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что интервал между контрольными точками в обнаруженном легочном поле делается относительно большим в краниокаудальном направлении относи-

тельно тела человека или относительно большим в направлении конкретного вектора.

(18) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку обнаружения легочного поля в другом кадре с использованием по меньшей мере одной поверхности Безье на легочном поле, обнаруженном в конкретном кадре.

(19) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку обнаружения диапазона, соответствующего диапазону анализа в другом кадре, с использованием по меньшей мере одной кривой Безье на предварительно определенном диапазоне анализа в конкретном кадре.

(20) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку построения изображения по меньшей мере одного из: легочного поля, кровеносных сосудов или сердца с использованием по меньшей мере одной кривой Безье.

(21) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения является программой поддержки диагностики, которая анализирует изображения тела человека и отображает результаты анализа, причем программа вызывает исполнение компьютером процесса, содержащего обработку получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения; обработку определения диапазона анализа с использованием кривых Безье для всех полученных изображений кадров; и обработку обнаружения целевого объекта анализа, на основании изменения интенсивности в пределах диапазона анализа.

(22) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку вычисления признака на периферии обнаруженного целевого объекта анализа.

(23) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что диафрагма обнаруживается путем вычисления различия в интенсивности для каждого из непрерывных изображений для отображения индекса, указывающего местоположение или форму динамической зоны, связанной с обнаруженной диафрагмой или дыханием.

(24) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что диафрагма, которая не прерывается другими зонами, отличными от диафрагмы, отображается путем изменения порога интенсивности для интерполяции всей формы диафрагмы.

(25) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку вычисления упомянутой по меньшей мере одной частоты элемента дыхания по местоположению или форме обнаруженной диафрагмы или местоположению или форме динамической зоны, связанной с дыханием.

(26) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку пространственной нормализации обнаруженного легочного поля или нормализации по времени легочного поля с использованием реконструкции.

(27) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что элемент дыхания корректируется путем изменения фазы упомянутой по меньшей мере одной частоты элемента дыхания или сглаживания формы волны элемента дыхания.

(28) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что определяется форма волны любой из зон в пределах диапазона анализа, и извлекаются составляющие элементы частоты определяемой формы волны для вывода изображения, соответствующего составляющим элементам частоты формы волны.

(29) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что обнаруживается плотность в диапазоне анализа, и оттуда удаляется место, где плотность изменяется относительно большим образом.

(30) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку выбора упомянутой по меньшей мере одной частоты при выполнении обратного преобразования Фурье на основании спектрального структурного соотношения в собственном органе циклическом изменении из спектра, полученного после преобразования Фурье.

(31) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что рентгеновским устройством фотографирования управляют для настройки интервала облучения рентгеновским излучением в соответствии с упомянутой по меньшей мере с одной частотой элемента дыхания.

(32) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что после выполнения обратного преобразования Фурье извлекается и отображается только блок, в котором значение амплитуды является относительно большим.

(33) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку вычисления величины изменения диафрагмы или грудной клетки для вычисления показателя изменения по величине изменения путем определения диафрагмы или грудной клетки после идентификации легочного поля.

(34) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность вызывать исполнение компьютером процесса, дополнительно содержащего обработку умножения конкретного спектра на коэффициент, при этом выполняется отображение с выделением на основании конкретного спектра, умноженного на коэффициент.

(35) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что применяется цифровой фильтр к зоне, являющейся целевым объектом анализа, для определения частоты или формы волны элемента дыхания после получения множества изображений кадров из базы данных, хранящей изображения.

(36) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что множество частот элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, определяется на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров для отображения на дисплее каждого из изображений, соответствующих множеству соответствующих частот элемента дыхания.

(37) Кроме того, программа поддержки диагностики в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения имеет способность, заключающуюся в том, что в отношении конкретного диапазона, по меньшей мере, для некоторого одного изображения кадра выбирается и отображается на дисплее изображение, собранное до некоторого фиксированного значения.

Эффект изобретения.

В соответствии с одним аспектом настоящего изобретения становится возможным отображать движение области, где изменяется форма, для каждого дыхательного элемента, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха.

#### **Краткое описание чертежей**

Фиг. 1А является схемой, показывающей общую конфигурацию системы поддержки диагностики в соответствии с настоящим вариантом осуществления;

фиг. 1В - схемой, показывающей пример способа разбиения области легкого;

фиг. 1С - схемой, показывающей состояния, в каждом из которых форма легкого изменяется с течением времени;

фиг. 1D - схемой, показывающей состояния, в каждом из которых форма легкого изменяется с течением времени;

фиг. 2А - схемой, показывающей изменение "интенсивности" в конкретном блоке и результат, полученный путем выполнения анализа Фурье для него;

фиг. 2В - схемой, показывающей результат преобразования Фурье, полученный путем извлечения частотных компонентов, близких к сердечным сокращениям, и изменения "интенсивности" частотных компонентов, близких к сердечным сокращениям, получающиеся путем выполнения обратного преобразования Фурье для них;

фиг. 2С - схемой, показывающей пример извлечения некоторой фиксированной полосы из спектра, полученного после преобразования Фурье;

фиг. 2D - схемой, схематично показывающей показатель изменения для легкого;

фиг. 2E - схемой, показывающей пример изображения образца области легочного поля;

фиг. 2F - схемой, показывающей пример изображения образца области легочного поля;

фиг. 2G - схемой, показывающей пример изображения образца области легочного поля;

фиг. 2H - схемой, показывающей пример изображения образца области легочного поля;

фиг. 3А - схемой, показывающей пример построения изображения контура легочного поля с помощью как кривых Безье, так и прямых линий и показывающей легочное поле, которое находится в максимальном состоянии;

фиг. 3В - схемой, показывающей пример построения изображения контура легочного поля с помощью, как кривой Безье, так и прямой линии и показывающей легочное поле, которое находится в минимальном состоянии;

фиг. 4А - схемой, на которой изображения легочного поля до и после накладываются между предыдущим кадром и следующим кадром;

фиг. 4В - схемой, показывающей состояние, в котором генерируется "линия, демонстрирующая большой зазор" в результате получения различия между двумя исходными изображениями в соответствии с фиг. 4А;

- фиг. 4С - схемой, показывающей значение различия суммы "плотности" "интенсивности" в каждом местоположении в направлении верх-низ изображения на фиг. 4В;
- фиг. 5 - схемой, показывающей результат, полученный путем аппроксимации относительного положения диафрагмы путем выполнения регрессии кривой;
- фиг. 6А - блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа дыхательной функции в соответствии с настоящим вариантом осуществления;
- фиг. 6В - схемой, показывающей пример изображения, отображаемого на дисплее;
- фиг. 6С - схемой, показывающей пример изображения, отображаемого на дисплее;
- фиг. 7 - блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа кровотока в легком в соответствии с настоящим вариантом осуществления;
- фиг. 8 - блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа другого кровотока в соответствии с настоящим вариантом осуществления;
- фиг. 9 - схемой, показывающей пример умножения некоторого фиксированного спектра на коэффициент для спектра, полученного после преобразования Фурье;
- фиг. 10 - схемой, показывающей пример построения изображения легочного поля с помощью кривых Безье;
- фиг. 11 - схемой, показывающей пример, в котором легочное поле разбивается с использованием кривых Безье;
- фиг. 12 - схемой, показывающей пример, в котором легочное поле разбивается с использованием кривых Безье;
- фиг. 13 - схемой, показывающей пример контрастирования между формами волны количества кровотока в аорте и формами волны желудочкового объема;
- фиг. 14 - схемой, показывающей пример пиксельных значений легкого и около легкого;
- фиг. 15 - схемой, схематично показывающей общую конфигурацию кровеносных сосудов тела человека.

#### **Подробное описание вариантов осуществления**

Сначала будет объяснена базовая концепция настоящего изобретения. В соответствии с настоящим изобретением то, что касается биологического движения при дыхании и кровеносных сосудов, площади и объема легочного поля или другого в теле человека, то относительное движение, захватываемое повторяющимся образом в фиксированном цикле, фиксированное повторение или фиксированное движение (повторяющаяся последовательность) по оси времени во всем или части диапазона захватывают и измеряют в виде волны. В качестве результатов измерения волны (А) используются форма самой волны или (В) интервалы волны (частота: Гц). Эти две концепции вместе называются "базовыми данными".

Могут существовать волны, связанные аналогичным образом в течение того же самого периода времени. Например, в случае дыхания, может быть концептуализировано следующее приближение. (среднее от изменения "плотности" в грубом диапазоне)≈(изменение в грудной клетке)≈(движение диафрагмы)≈(проверка функции легкого)≈(датчик торакоабдоминального дыхания). Касательно вышеописанного "(А) форма самой волны", используется концепция "настраиваемости формы волны" для отображения изображений на основании приведенного выше (визуализация с настраиваемой формой волны). Кроме того, касательно вышеописанного "(В) интервалы волны (частота: Гц)", используется концепция "настраиваемости частоты" для отображения изображений на основании приведенного выше (визуализация с настраиваемой частотой).

Например, в случае сердца, как в "примере контрастирования между формой волны величины кровотока в аорте и формой волны желудочкового объема", показанном на фиг. 13, пик величины кровотока в аорте и пик желудочкового объема, а также формы волн не совпадают друг с другом. Однако при установке интервала времени равным интервалам в качестве одного цикла, например время от t1 до t2, время от t2 до t3, время от t3 до t4 на фиг. 13; один цикл величины кровотока в аорте и один цикл желудочкового объема повторяются много раз, и, таким образом, в отношении каждой формы волны можно сказать, что частота настраивается. Если обратить внимание на эту форму волны, один цикл определяется из значения фактического измерения, как показано на фиг. 13, и форма волны может быть спрогнозирована с использованием модельной формы волны. Т.е. касательно того, как получить "форму волны в качестве базовых данных", она может быть фактически измерена и получена из частоты (цикла), и для этого может использоваться модельная форма волны. Если найден цикл (период) органа, имеющего частоту сердца и т.п., может быть спрогнозирована форма волны, и, таким образом, становится возможным отобразить динамическое изображение органа на основании этой формы волны путем определения формы волны величины кровотока в аорте, желудочкового объема и т.п.

Кроме того, при получении изменения "плотности" дыхания, сердца, ворот легкого и т.п. к нему заранее может быть применен цифровой фильтр таким образом, чтобы другой элемент не смешивался.

Кроме того, в соответствии с настоящим изобретением используется концепция "элемента дыхания". "Элемент дыхания" включает в себя все или часть из выдоха и вдоха. Например, "один вдох и выдох" может рассматриваться как разбитый отдельно на "один выдох" и "один вдох", и также может рас-

смагиваться как ограниченный любым из "0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 и 100%" "одного выдоха или одного вдоха". Кроме того, также могут быть сделаны оценки путем извлечения только фиксированной доли каждого выдоха, например, только 10% выдоха. Сделано возможным извлекать изображение с более высокой точностью путем использования любых из этих данных или данных, полученных путем использования их в комбинации. В этом случае вычисления могут выполняться интерактивно много раз.

Такая идея аналогично может быть применена не только к "элементу дыхания", но также и "серечно-сосудистому элементу".

В настоящем описании при создании базовых данных извлечения взаимных компонентов дополняют друг друга для величин признаков, полученных из одной или более модальностей (например, двух или более из "плотности" в некотором фиксированном диапазоне, величины изменения, полученной при "измерении объема", движения грудной клетки, движения диафрагмы, "спирометрии" и датчика торако-абдоминального дыхания) или множественным измерением формы волны для одного и того же цикла дыхания и т.д., тем самым улучшая точность. Делая так становится возможным уменьшить артефакты и повысить точность на основе некоторого фиксированного прогноза линии и т.п. В тексте используется термин "плотность", но на изображении он означает "величину поглощения" пикселей в конкретной области. Например, в случае СТ для воздуха, костей и воды используются "-1000", "1000" и "0" соответственно.

Кроме того, оцениваются флуктуации оси, ширины, диапазона и частоты (Гц) из-за извлечения взаимных компонентов и ширины. Т.е. путем множественного наложения задание оси частоты (Гц) усредняется и оптимальный диапазон каждой оси, ширина, диапазон и частота (Гц) вычисляются с помощью дисперсии. Здесь имеется случай, когда извлекается частота (шумы) другого поведения, и если его волна существует, степень, в которой не включена никакая волна, измеряется относительным образом. Т.е. имеется случай, в котором извлекается только часть формы волны из всего элемента формы волны.

В настоящем патентном описании различается использование терминов "плотность" и "интенсивность". Как было описано выше, "плотность" означает величину поглощения и показывает высокую воздухопроницаемость в исходных изображениях XR и динамического изображения XR, и воздух, вода и кости должны отображаться как "-1000", "0" и "1000" соответственно, путем оцифровки части, показывающей высокую проницаемость, как являющейся белой. С другой стороны, "интенсивность" является величиной относительного изменения "плотности", например величиной, отображаемой через "преобразование" в степень сигнала и ширину плотности путем нормализации. Т.е. "интенсивность" является относительным значением светлого-темного, степень выделения и т.д. При непосредственном обращении с величиной поглощения на изображении XR она представлена как "плотность" или "изменение плотности (A плотности)". Затем она преобразуется, как было описано выше, для удобства отображения изображения, и представляется как "интенсивность". Например, "интенсивность" дается в случае, когда выполняется отображение цвета с 256-ступенчатой шкалой серого от 0 до 255. Такое разделение терминологии применимо к случаю XR или СТ.

С другой стороны, в случае MRI, даже при том, что воздух, воду и кости стараются задать как "-1000", "0" и "1000" соответственно, имеется ситуация, в которой значения сильно изменяются из-за пиксельных значений MRI, типов измерительных машин, физического состояния человека, телосложения и времени измерения; и то, как получаются сигналы MRI, такие как T1-выделенные изображения и т.д., также варьируется в зависимости от учреждения и типов измерительных машин, поэтому это невозможно зафиксировать. Соответственно, в случае MRI определение "плотности" не может быть применено, как в случае XR и СТ. Поэтому MRI имеет дело с относительными значениями со стадии исходного извлечения, тем самым, будучи выраженной как "интенсивность" с самого начала. Тогда и сигналы для обработки также являются "интенсивностью".

Из описанного выше становится возможным получить базовые данные. Для описанных выше базовых данных новый целевой объект, который необходимо измерить, извлекается в некоторой фиксированной ширине и диапазоне формы волны и частоты (Гц) волны описанных выше базовых данных. Например, извлечение выполняется в ширине, диапазоне и элементе формы волны только для извлечения дыхания и извлечения степени кровеносных сосудов. Кроме того, эта форма волны и ширина частоты (Гц) относительно и коллективно определяются на основании статистики путем использования элемента формы волны в другой функции, "артефакта", такого как шум и т.д., формы волны другой "модальности", которая, как считается, имеет другую настраиваемость, повторяемость, выполняемую много раз и т.д. Затем требуется регулировка и анализ (также можно применить машинное обучение). Это связано с тем, что при увеличении ширины и диапазона начинает добавляться элемент другой функции, если они являются слишком узкими, элемент самой функции устраняется, и, таким образом, диапазон должен быть скорректирован. Например, в случае наличия данных для множества повторов, легко определить диапазон, частоту, ширину конкордантности для измерения и т.д.

Касательно настраиваемого показателя конкордантности.

В настоящем описании тенденция изменения изображения будет объяснена как настраиваемый показатель конкордантности. Например, легочное поле обнаруживается и разбивается на множество блоков-участков для вычисления "средней плотности (пиксельное значение x)" этих блоков-участков в каж-

дом изображении кадра. Затем вычисляется отношение ( $x'$ ) среднего пиксельного значения блоков-участков в каждом изображении кадра к ширине изменения (от 0 до 100%) от минимального значения "средней плотности (пиксельного значения  $x$ )" до максимального значения. С другой стороны, путем использования значения отношения ( $x'/y'$ ) отношения ( $y'$ ) изменения ( $y$ ) в диафрагме каждого изображения кадра к ширине изменения (от 0 до 100%) от в минимального местоположения диафрагмы до максимального местоположения, извлекаются только блоки-участки, для которых значение отношения ( $x'/y'$ ) находится в пределах предварительно определенного фиксированного диапазона.

Здесь случай, когда  $y'=x'$  или  $y=ax$  ( $a$  представляет собой численное значение амплитуды диафрагмы или коэффициент численного значения "плотности"), означает полную конкордантность. Однако это не означает, что только случай полной конкордантности указывает осмысленное значение, должно быть извлечено значение, имеющее некоторую фиксированную ширину. Таким образом, в соответствии с одним аспектом настоящего варианта осуществления фиксированная ширина определяется с использованием логарифмов ( $\log$ ), как описано ниже. Т.е. когда вычисляется отношение (%) в случае, когда  $y=x$ , полная конкордантность настраиваемости означает " $\log y'/x'=0$ ". Кроме того, при извлечении значения диапазон настраиваемого показателя конкордантности является узким или (численно узким) диапазоном, например, если определяется, что " $\log y'/x'=-0,05\sim+0,05$ " в диапазоне вблизи 0, и диапазон настраиваемого показателя конкордантности является широким или (численно широким) диапазоном, например, если определяется, что " $\log y'/x'=-0,5\sim+0,5$ " в диапазоне вблизи 0. Т.е. логарифмические значения настраиваемого показателя определяются как фиксированный диапазон, включающий 0. Чем уже этот диапазон, тем выше численное значение, которое конкордантно в пределах этого диапазона, и можно сказать, что настраиваемый показатель является более высоким.

При вычислении числа путем определения значения этого отношения для каждого пикселя из пикселей для здоровых людей получается нормальное распределение, в котором случай полной конкордантности принимается за пик. Напротив, для людей, имеющих заболевание, распределение этого значения отношения должно быть нарушено. Кроме того, как было описано выше, способ определения ширины с использованием логарифмов является лишь одним примером, и настоящее изобретение не ограничивается этим. Т.е. в настоящем изобретении "извлечение изображения" выполняется следующим образом: (среднее от изменения "плотности" в грубом диапазоне) $\approx$ (изменение в грудной клетке) $\approx$ (движение диафрагмы) $\approx$ (проверка функции легкого) $\approx$ (движение датчика торакоабдоминального дыхания) $\approx$ (область и объем легочного поля), и это также применимо к способам, отличным от способа с использованием логарифмов. С помощью такого способа становится возможным отображать настраиваемое изображение.

В случае кровеносных сосудов, что касается последовательности изменений "плотности" ( $x$  (одна форма волны в участке ворот легкого)), возникших в ответ на последовательность сокращений сердца ( $y$ ), присутствует небольшая временная задержка (изменение фазы), таким образом, ее можно записать как  $y=a'(x-t)$  (т.е.  $Y\approx X$ ). В случае полной конкордантности, так как  $t=0$ ,  $y=x$  или  $y=a'x$ . Аналогично случаю диафрагмы при извлечении значения диапазон настраиваемого показателя конкордантности является узким или (численно узким) диапазоном, например, если определяется, что " $\log y'/x'=-0,05\sim+0,05$ " в диапазоне вблизи 0, и диапазон настраиваемого показателя конкордантности является широким или (численно широким) диапазоном, например, если определяется, что " $\log y'/x'=-0,5\sim+0,5$ " в диапазоне вблизи 0. Чем уже этот диапазон, тем выше численное значение, которое конкордантно в пределах этого диапазона, и можно сказать, что настраиваемый показатель является более высоким.

В случае других кровеносных сосудов описанная выше "часть, реагирующая на сердце" исключается, и используется "плотность" на центральной стороне, которая строится из ворот легкого. Аналогичным образом может быть рассмотрен случай периферических кровеносных сосудов.

Кроме того, настоящее изобретение также может быть применено к кровеносной системе. Например, изменение "плотности" сердца напрямую связано с изменением "плотности" кровотока между участком ворот легкого и периферическим легочным полем, и изменение в последовательности изменений "плотности" сердца и изменение "плотности" участка ворот легкого подвергаются своего рода преобразованию и передаются как есть. Похоже, что это происходит в результате получения небольшой разности фаз из зависимости между изменением "плотности" сердца и изменением "плотности" участка ворот легкого. Кроме того, изменение "плотности" участка ворот легкого и т.п. связано, как есть, с изменением "плотности" легочного поля из-за кровотока, и, таким образом, возможно выразить настраиваемость единицей (зависимость показателя конкордантности в  $Y\approx X$ ), что отражается в одинаковости показателя. Кроме того, похоже, что системы цервикальных кровеносных сосудов и системы больших кровеносных сосудов, например, в груди, брюшной полости, тазе, четырех конечностях и т.п. связаны напрямую или с небольшой фазой с изменением "плотности", построенной в центральных сердечных кровеносных сосудах на их периферии. Затем, когда "плотность" изменяется в соответствии с фоном и распространяется, становится возможным рассматривать это как настраиваемый показатель конкордантности для распространения ситуации изменения "плотности".

В настоящем описании величина изменения в одном изображении и показатель изменения в одном изображении могут быть заданы как "общий объем вдыхаемого воздуха  $\approx$  общий объем выдыхаемого

воздуха". Затем в случае, когда численное значение находится относительным образом из разности с прозрачностью окружающего воздуха, для того чтобы отобразить как относительное значение (стандартная плотность/интенсивность дифференциального сигнала), когда величина изменения от "плотности" легочного поля задана равной 1, величина изменения и показатель изменения могут быть извлечены для каждого из (1) для разных изображений для каждого изображения, изображение, когда 1 установлено для каждого из них (общее предположение), (2) для различных изображений для каждого из них, отношение, когда абсолютное значение целого вдоха или целого выдоха получено путем сложения "плотности (величины изменения и показателя изменения)", или абсолютное значение вдоха и выдоха задаются равным 1, и (3) для многократного выполнения фотографирования, отношение, полученное как общая сумма "плотности" при выполнении каждого вдоха-выдоха (выбираемого несколько раз в моменты времени 10%), которое задается равным 1.

Кроме того, в случае 3D MR и т.п. для значения (когда оно задано равным 1 в этот раз), полученного путем суммирования "интенсивности (в случае MR)" или "плотности" (в случае CT) всего вдоха, разность его "интенсивности" или "плотности" может быть преобразована в "пиковые данные объема потока" вдоха (во время покоя или принудительного дыхания), и для этой величины значение фактического измерения для дыхания и частота дыхания в участке каждого легочного поля может быть преобразовано путем нахождения отношения "интенсивности" или "плотности" при вычислении "3Dx время", по меньшей мере с MRI, CT и т.п. Аналогично, путем однократного ввода сердечного выброса становится возможным, что распределение в "капиллярной фазе" "потока" в легочном поле представляет собой оценочное значение преобразования в распределение значения периферийного кровотока легкого или объем.

Таким образом удовлетворяется следующее:

$(\text{величина изменения на изображении из-за вдоха}) \times (\text{их полное число для вдоха}) \approx (\text{изменение на изображении из-за выдоха}) \times (\text{их полное число для выдоха}) \approx (\text{объем выдыхаемого воздуха за это время : объем естественного дыхания или принудительного дыхания}) \approx (\text{объем выдыхаемого воздуха за это время : объем естественного дыхания или принудительного дыхания}) \approx (\text{величина изменения "объема" выдыхаемого воздуха или выдыхаемого воздуха естественного дыхания или принудительного дыхания за это время}).$

При вычитании только величины изменения с 10 или 20% можно вычислить оценочное значение путем вычисления  $(\text{их полное число}) \times (\text{величина изменения за это время})$ .

Извлеченная величина изменения визуализируется и извлекается на изображение. Это является анализом дыхательной функции и анализом кровеносных сосудов, как объясняется ниже. Затем визуализируется показатель изменения как грудной клетки, так и диафрагмы. Здесь возможны случаи, когда снова устраняются артефакты в результатах, и извлечение функции выполняется путем извлечения из извлеченной формы волны новых данных, формы волны, которая становится первыми базовыми данными, формы волны другой модальности и т.п., формы волны окружения и формы волны за несколько раз. Способ устранения артефактов будет описан ниже.

Кроме того, существует случай, когда величина признака определяется, даже если исключен компонент изменений, извлеченный из другого, чем извлеченные как описано выше. Например, при определении движения желудочно-кишечного тракта, предпринимается попытка извлечения движения желудочно-кишечного тракта путем исключения влияния дыхания и влияния кровеносных сосудов из брюшной полости.

Далее будет объяснен вариант осуществления настоящего изобретения со ссылкой на чертежи. Фиг. 1A является схемой, показывающей общую конфигурацию системы поддержки диагностики в соответствии с настоящим вариантом осуществления. Эта система поддержки диагностики выполняет конкретную функцию, вызывая исполнением компьютером программы поддержки диагностики. Основной модуль 1 включает в себя блок 3 анализа дыхательной функции, блок 5 анализа кровотока легкого, блок 7 анализа другого кровотока, блок 9 Фурье-анализа, блок 10 анализа формы волны и блок 11 визуализации/оцифровки. Основной модуль 1 получает данные изображения из базы 15 данных через входной интерфейс 13. База 15 данных сохраняет, например, изображения через DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine, цифровая визуализация и коммуникации в медицине). Выходной сигнал изображения из основного модуля 1 отображается на дисплее 19 через выходной интерфейс 17. Далее будет объяснена функция основного модуля в соответствии с настоящим вариантом осуществления.

Анализ цикла элемента дыхания.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления цикл элемента дыхания анализируется на основании следующих индексов. Элемент дыхания означает концепцию, включающую в себя весь или часть выдоха или вдоха, как было описано выше. Т.е. по меньшей мере одна частота элемента дыхания анализируется путем использования по меньшей мере одного из "плотности"/"интенсивности" в фиксированной области в легочном поле, движения диафрагмы и движения грудной клетки. В соответствии с упомянутой "по меньшей мере одной частотой элемента дыхания" один или более спектров частот указываются элементом дыхания, демонстрируя концепцию, включающую в себя случай наличия фиксированной ширины полосы. Предполагается, что легочное поле является совокупностью блоков, и из каждого блока извлекаются множество частот, и, таким образом, в настоящем варианте осуществления они

обрабатываются как группа частот. Кроме того, как было описано ранее, базовые данные имеют обе концепции "формы самой волны" и "интервалов волны (частота: Гц)", и, таким образом, также можно выполнять обработку как формы самой волны. Кроме того, также может использоваться диапазон, состоящий из "плотности"/"интенсивности" некоторого фиксированного объема, измеренных в зоне, демонстрирующей высокую проницаемость для рентгеновских лучей (помимо этого множество видов модальности, таких как другие, включая СТ и MRI), данные, полученные другим методом измерения, такие как спирограмма и т.п., и внешний ввод информации.

Кроме того, сравниваются результаты анализа для каждого вдоха-выдоха для анализа тенденции из множества частей данных, и также может быть улучшена точность данных.

Кроме того, также возможна корректировка элемента дыхания путем изменения фазы по меньшей мере одной частоты элемента дыхания или путем сглаживания формы волны элемента дыхания. В этом случае фаза согласовывается с волной путем использования движения, например (грудная клетка, движение диафрагмы помимо этого)≈(движение грудной клетки)≈(плотность)≈(точная функция легкого)≈(датчик грудной клетки). Кроме того, отслеживается средняя "плотность" легочного поля, и последнее изменение аппроксимируется как форма волны методом квадратов для волны, чтобы идентифицировать волну. Здесь в случае "плотности" грудной клетки и т.п. есть некоторые случаи, когда изменение "плотности" легкого оценивается путем оценки "плотности" всего экрана, так как самым большим изменяющимся значением является "плотность" легкого. При построении волны есть случай фактического движения и случай, когда измеренные значения генерируют сдвиг фаз. В этом случае делается фазовая коррекция для разности фаз с помощью местоположений максимальных значений и минимальных значений, формы волны как целого и т.п.

Анализ формы волны.

Составляющие элементы частоты формы волны могут быть вычислены по форме волны элемента дыхания. Посредством этого получается "изображение с настраиваемой формой волны", как было описано выше. А именно, определяется форма волны в любой из зон в диапазоне анализа, и составляющие элементы частоты определяемой формы волны извлекаются для вывода изображения, соответствующего составляющим элементам частоты формы волны.

Анализ сердечно-сосудистых сокращений и анализ биения кровеносных сосудов.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления анализ сердечно-сосудистых сокращений и анализ биения кровеносных сосудов выполняется на основании следующих индексов. Т.е. биение кровеносных сосудов анализируется с использованием изменения "плотности"/"интенсивности" каждой зоны путем определения сердца/местоположения ворот легкого/главных кровеносных сосудов из результатов измерения других модальностей, таких как электрокардиограмма и тонометр, или из контура легкого. Кроме того, изменение "плотности"/"интенсивности" целевой зоне может быть проанализировано путем выполнения ручного построения на изображении. Затем определяется по меньшей мере одна частота (форма волны) элемента сердечно-сосудистого сокращения, полученного из сердечного сокращения или биения кровеносных сосудов. Кроме того, желательным является повысить точность данных путем сравнения результатов анализа для каждого биения и тенденции по множеству фрагментов данных. Кроме того, становится возможным повысить точность путем выполнения извлечения "плотности"/"интенсивности" каждой зоны несколько раз, а также путем выполнения приведенного выше относительно фиксированного диапазона. Кроме того, также существует способ ввода частоты сердечно-сосудистых сокращений или полосы частот.

Идентификация легочного поля.

Изображение извлекается из базы данных (DICOM), и контур легкого автоматически обнаруживается путем использования результатов анализа цикла элемента дыхания, как было описано выше. Может использоваться традиционная методика для автоматического обнаружения контура легкого. Например, можно использовать методику, раскрытую в выложенной для всеобщего ознакомления нерассмотренной заявке на патент Японии № Sho 63-240832 или в выложенной для всеобщего ознакомления нерассмотренной заявке на патент Японии № Hei 02-250180. Затем легочное поле разбивается на множество блоков-участков для вычисления изменения в каждом блоке-участке. В настоящем описании размер блока-участка может быть определен в соответствии со скоростью фотографирования. Когда скорость фотографирования является низкой, соответствующую зону трудно определить по изображению кадра, следующего за некоторым изображением кадра, и, таким образом, блок-участок делается большим. С другой стороны, когда скорость фотографирования является высокой, число изображений кадров в единицу времени является большим, и, таким образом, становится возможным отслеживание, даже когда блок-участок является маленьким. Кроме того, размер блока-участка может быть вычислен в соответствии с тем, какая привязка по времени выбрана из цикла элемента дыхания. В настоящем описании часто необходимо корректировать отклонение области легочного поля. В этом случае идентифицируются движение грудной клетки, движение диафрагмы и взаимосвязь местоположения кровеносных сосудов во всем легочном поле, и далее определяется относительное положение контура легкого для относительного создания оценок на основании движения. Кроме того, когда блок-участок является слишком маленьким, на

изображении часто возникает мерцание. Для его подавления блок-участок должен иметь фиксированный размер.

Легочное поле может быть представлено в виде координат точек и контрольных точек с использованием по меньшей мере одной кривой Безье в автоматически обнаруженной области легочного поля. Затем легочное поле может быть представлено при помощи замкнутых кривых, заключенных по меньшей мере в одну кривую Безье, т.е. множества "простых замкнутых кривых". Аналогично, цель анализа также может быть представлена при помощи одной или множества простых замкнутых кривых.

Легочное поле в каждом кадре позволяет обнаруживать легочное поле в другом кадре с использованием по меньшей мере одной кривой Безье на легочном поле, обнаруженном в конкретном кадре. Например, обеспечивается способ обнаружения соответствующих двух легочных полей, которые являются максимальным и минимальным, для вычисления легочного поля в другом кадре с использованием этих двух легочных полей. В настоящем описании переменная, называемая "показателем изменения", задается для другого кадра. "Показатель изменения" является значением, выражающим размер легочного поля, т.е. состояние вдоха-выдоха; и он может быть вычислен по местоположению диафрагмы, по среднему "интенсивности" всего изображения и т.д. Также возможно вычислить данные измерений внешнего устройства, такого как спирография и т.п., и использовать смоделированный показатель изменения.

Таким образом, переменная, называемая "показателем изменения", может быть задана произвольно, и, таким образом, например, она также может быть вычислена, предполагая, что легочное поле изменяется с фиксированным отношением (10, 20, 30% ...). Показатель изменения, заданный таким образом, включает в себя ошибки, и, таким образом, имеется случай, когда последующая обработка выполняется с использованием результата, полученного путем автоматического/ручного устранения ошибки, результата, полученного с помощью аппроксимации с использованием метода наименьших квадратов и т.п. Предполагая, что происходит линейная деформация до максимального легочного поля и минимального легочного поля, легочное поле в каждом кадре вычисляется при помощи показателя изменения каждого кадра с использованием метода линейного преобразования и т.п.

Кроме того, описанная выше обработка может применяться в произвольном диапазоне для непрерывных кадров. Например, при дыхании легочное поле повторяет изменения от максимума до минимума, но максимальная форма не всегда является постоянной в фактическом измерении. Например, путем применения описанной выше обработки в каждом диапазоне от максимума до минимума и от минимума до максимума, можно ожидать вычисления легочного поля с высокой точностью, вместо того, чтобы выполнять вычисление путем задания и вычисления двух легочных полей, которые являются максимальным и минимальным. Кроме того, в настоящем описании было дано объяснение в виде конкретного примера, использующего максимум и минимум, но настоящее изобретение не ограничивается этим, и благодаря "произвольному диапазону" его можно осуществлять, например, с местоположением 0 и 30%, или 30 и 100% в середине вдоха-выдоха.

Кроме того, хотя точность уменьшается, также можно вычислять легочное поле в каждом кадре по одному легочному полю. Например, вектор изменения легочного поля определяется путем выполнения оценки по форме грудной клетки. А именно, способ определения вектора изменения в каждой контрольной точке кривой Безье, но настоящего изобретение не ограничивается этим. Затем вычисляется легочное поле в каждом кадре с использованием обнаруженного одного легочного поля, вектора изменения и показателя изменения в каждом кадре. Что касается результата вычисления, точность может быть дополнительно увеличена путем выполнения автоматической или ручной коррекции. Кроме того, описанный выше способ также является эффективным в случае 3D. Т.е. даже в случае 3D также возможно выполнять обработку обнаружения легочного поля в другом кадре с использованием по меньшей мере одной поверхности Безье на легочном поле, обнаруженном в конкретном кадре. Таким образом, становится возможным получить изображение легочного поля между кадрами.

Фиг. 6С является графиком, показывающим цикл элемента дыхания. На изображении фиг. 6С показана белая вертикальная линия, и это прямая линия (индекс), указывающая положение в данный момент времени в цикле элемента дыхания, и она движется для указания положения в данный момент времени в цикле элемента дыхания в соответствии с движением динамического изображения легкого, показанного на фиг. 6В. Становится возможным точно определить текущее положение в цикле движения легкого путем указания текущего положения в цикле элемента дыхания. Кроме того, в соответствии с настоящим изобретением возможно не только показать цикл элемента дыхания с помощью графика, но также и изобразить на графике все, с ним связанное, например "плотность" кровотока, грудную клетку и диафрагму, движение которых связано с движением легкого.

В "случае задержки дыхания" субъектом существует случай, когда не может быть определена частота элемента дыхания. В этом случае выполняется упомянутый ниже Фурье-анализ путем использования по меньшей мере одной частоты элемента сердечно-сосудистого сокращения, извлеченного из сердечного сокращения или биения кровеносных сосудов пациента. В этом случае способ разбиения упомянутого ниже блока-участка может быть изменен в соответствии со способом движения динамической зоны, связанной с сердцем, диафрагмой, дыханием и т.п.

Обнаружение периферии и ее оценка.

В соответствии с настоящим изобретением возможно обнаружение периферии легкого для оценки периферии. Например, после вычисления легочного поля с помощью приведенного выше способа с высокой точностью может быть обнаружено местоположение и форма периферии. Строится точка в произвольном местоположении внутри вычисленного легочного поля, и проводится линия во всех направлениях для оценки изменения пиксельных значений для каждой линии. Например, как показано на фиг. 14, при вычислении пиксельных значений вдоль сегмента S линии, которая делит легкое, понятно, что пиксели сильно варьируются на ее периферии, но абсолютное значение вариации отличается. Например, точность обнаружения периферии повышается путем корректировки порогового значения во время обнаружения периферии с левой стороны, а также периферии с правой стороны. Кроме того, также может использоваться характеристика вариации пиксельных значений для каждой области. Как показано на фиг. 14, даже несмотря на то что разница на краю области S2 и области S3 является небольшой, край области S2 и область S3 могут быть определены по дисперсии вариации пиксельных значений. В этом случае внимание было обращено на дисперсию, но настоящее изобретение этим не ограничивается.

Кроме того, в том же свете становится возможным обнаруживать периферию диапазона анализа каждого органа, кровеносных сосудов, опухоли и т.д., помимо легкого. Например, когда в кровеносных сосудах присутствует контрастное вещество, внутренняя часть кровеносных сосудов может четко визуализироваться, но трудно точно вычислить внешнюю сторону и толщину кровеносных сосудов. В соответствии с настоящим вариантом осуществления периферия может быть обнаружена точно, и, таким образом, могут быть вычислены признаки и форма кровеносных сосудов в пределах диапазона анализа. Соответственно, становится возможным использование для диагностики путем количественного определения толщины и внешней окружности кровеносных сосудов, что было традиционно трудно определить в прошлом.

Подготовка блоков-участков.

Далее будет объяснен способ разбиения легочного поля на множество блоков-участков. Фиг. 1В является схемой, показывающей способ радиального разбиения легочного поля от ворот легкого. Для легкого сторона диафрагмы движется сильнее, чем сторона вершины легкого, и, таким образом, чем ближе к стороне диафрагмы, тем грубее могут наноситься разбивающие точки. Кроме того, на фиг. 1В могут быть дополнительно проведены линии (пунктирные линии) в вертикальном направлении, для разбиения на множество прямоугольных (квадратных) блоков-участков. Соответственно, становится возможным более точно представить движение легкого. Кроме того, также возможно разбить легкое с использованием таких способов, как "способ поперечного разбиения легкого путем графического изображения точек в вертикальном направлении легкого", "способ вертикального разбиения легкого путем графического изображения точек в поперечном направлении легкого", "способ построения изображения касательной к части вершины легкого и касательной к диафрагме для определения точки пересечения между вышеупомянутыми касательными в качестве центральной точки и разбиения легкого с помощью сегментов линий, проведенных под некоторым фиксированным углом к прямой линии (например, вертикальной линии), включающей в себя эту точку", "способ разбиения легкого множеством плоскостей, перпендикулярных к прямой линии, соединяющей часть со стороны диафрагмы и вершину легкого (или ворота легкого)" и т.д. Эти способы также применимы к трехмерным стереоскопическим изображениям. В случае 3D каждый орган захватывается как пространство, ограниченное множеством изогнутых плоскостей или плоских поверхностей. Орган также может быть разбит на более мелкие части. Например, при рассмотрении 3D-модели правого легкого обработка может быть выполнена отдельно для верхней доли, средней доли и нижней доли.

Что касается области легочного поля, то идентифицируется движение грудной клетки, движение диафрагмы и взаимосвязь местоположения кровеносных сосудов во всем легочном поле, и определяется относительное положение контура легкого, и оценка должна выполняться относительным образом на основании движения. Таким образом, в изобретении согласно настоящей заявке после автоматического обнаружения контура легкого область, обозначенная контуром легкого, разбивается на множество блоков-участков для усреднения значения (пиксельного значения) изменения изображения, заключенного в каждый блок-участок. Например, как показано на фиг. 10, также можно нанести точки на кривую Безе на противоположных краях легкого, и соединить их, а затем также можно использовать кривую, проходящую через каждую промежуточную точку. В результате этого, как показано на фиг. 1С, даже несмотря на то, что форма легкого изменяется с течением времени, становится возможным отслеживать изменения представляющей интерес области с течением времени. С другой стороны, фиг. 1D является схемой, показывающей изменения с течением времени в случае разбиения на блоки-участки, не учитывая форму органа (легкого в этом случае), являющегося целевым объектом анализа. Что касается области легочного поля, идентифицируется движение грудной клетки, как было описано выше, движение диафрагмы и взаимосвязь местоположения кровеносных сосудов во всем легочном поле, и определяется относительное положение контура легкого, и оценка должна выполняться относительным образом на основании движения, но как показано на фиг. 1D, при разбиении на блоки-участки без обозначения легочного поля из-за изменения легкого с течением времени представляющая интерес область выходит за пределы области легочного поля, что приводит к бессмысленному изображению. А именно, так как движение диафрагмы

демонстрирует сильное движение, посредством которого легочное поле сокращается, только диафрагма и общие численные значения не должны корректироваться, но желательно корректировать легочное поле путем включения компонента грудной клетки и множества других элементов в ней. Кроме того, имеется способ ввода частоты элемента дыхания или полосы частот. Вычисление разбиения области может аналогично выполняться также для 3D.

Далее, как показано на фиг. 11, также возможно, что в легочном поле А с использованием кривых Безье внутренние контрольные точки выбираются внутри обнаруженного легочного поля, и легочное поле разбивается с помощью кривых или прямых линий, проходящих через внутренние контрольные точки внутри легочного поля.

Т.е. контрольные точки обеспечиваются не только на кадре легочного поля, но также и в области легочного поля, область (А) легочного поля разбивается с использованием этих контрольных точек. В этом случае, как показано на фиг. 12, интервал между контрольными точками на внешней протяженности обнаруженного легочного поля и у внешней протяженности может быть сделан относительно большим (1), а интервал между внутренними контрольными точками может быть сделан относительно маленьким в соответствии с показателем расширения для каждой зоне в обнаруженном легочном поле (2). Кроме того, в легочном поле А интервал между контрольными точками может быть сделан относительно большим в краниокаудальном направлении относительно тела человека или относительно большим в направлении конкретного вектора. Определение этого вектора является произвольным, но, например, он может быть определен в направлении к противоположной стороне легочного поля от легочной вершины и может быть определен в направлении к противоположной стороне легочного поля от ворот легкого, как показано на фиг. 1В. Также возможно определить вектор в направлении, соответствующем структуре легкого. Таким образом, если методом разбиения поля легкого является "неравное разбиение", можно отображать изображение с учетом характеристик каждой области. Например, внешняя окружность легочного поля движется сильно, и ее отклонение большое, и, таким образом, блоки делаются большими. С другой стороны, внутренняя часть легочного поля движется незначительно, и ее отклонение также незначительное, и, таким образом, блоки делаются маленькими и точными. Кроме того, например, легочное поле со стороны диафрагмы движется сильно, и его отклонение большое, и, таким образом, блоки делаются большими. С другой стороны, легочное поле со стороны головы движется незначительно, и его отклонение также незначительно, и, таким образом, блоки делаются маленькими и точными. В результате этого становится возможным улучшить точность отображения. Этот способ не ограничивается легочным полем и может быть применен к динамической зоне, связанной с дыханием, и т.п. Такой способ применим в случае, когда легкое в трех измерениях разбивается на отдельные доли легкого. Кроме того, он также применим в случае, когда ограничены кривыми Безье и отображаются зоны с нижней стороны диафрагмы, например сердце и другие органы. В этом случае также возможно неравномерно разбить область путем определения вектора в направлении, соответствующем структуре сердца или других органов.

Затем устраняются артефакты для интерполяции данных изображения. Т.е. когда кость и т.п. входит в диапазон анализа, она представлена как шум, и, таким образом, желательно удалить шум при помощи фильтра, отсекающего шум. Традиционно для рентгеновских снимков воздух и кости устанавливаются как -1000 и 1000 соответственно, и, таким образом, часть с высокой проницаемостью демонстрирует низкие пиксельные значения и отображается черным цветом, а часть с низкой проницаемостью демонстрирует высокие пиксельные значения и отображается белым цветом. Например, при отображении пиксельных значений с помощью 256 градаций, черный цвет становится 0, а белый становится 255. В области легочного поля рентгеновское излучение легко проходит через периферию в местах, где отсутствуют кровеносные сосуды и кости, и, таким образом, пиксельные значения рентгеновского снимка становятся маленькими, и рентгеновский снимок становится черным. С другой стороны, рентгеновское излучение едва проходит в местах, где присутствуют кровеносные сосуды и кости, и, таким образом, пиксельные значения рентгеновского снимка становятся большими, и рентгеновский снимок становится белым. То же самое также может быть применено к другим СТ и MRI. В настоящем описании из результатов, полученных с помощью анализа цикла описанного выше элемента дыхания, становится возможным устранить артефакты путем интерполяции данных с использованием значений в той же фазе на основании формы волны для каждого вдоха-выдоха. Кроме того, при обнаружении, что "координаты отличаются", "пиксельное значение сильно варьируется" или "частота и плотность становятся аномально высокими", для них выполняется отсечение, и в отношении оставшихся полученных изображений это может легко использоваться для вычисления частоты (Гц) диафрагмы и настройки легочного поля, например, путем идентификации непрерывно гладкой формы волны с использованием метода наименьших квадратов и т.д. Кроме того, при наложении изображения обеспечиваются (1) случай, в котором полученные изображения сравнения, полученные путем получения каждого изображения до и после, накладываются с самими координатами, и (2) способ наложения информации об относительном положении на основании путем относительного растяжения изображений после получения каждого изображения до и после к основанию. Путем использования описанных выше способов становится возможным, что форма легочного поля корректируется, и корректируются изменения в изображении в блоках-участках. В это время снова устраняются артефакты в отношении результатов и выполняется извлечение функции через извлечение

из новых данных формы волны извлечения, формы волны, которая становится первыми базовыми данными, формы волны другой модальности и т.п., периферии и формы волны за несколько раз. В этом случае количество раз может быть равно одному или более.

Здесь будет объяснена "реконструкция" по оси времени. Например, когда время вдоха при 15 кадрах/с составляет 2 с, получается 30+1 изображение. В этом случае "реконструкция" для каждых 10% может быть выполнена, если просто накладываются 3 изображения за раз. Здесь, например, 0,1 с означает 10% и в случае, когда в качестве изображения получены только фотографии в 0,07 и 0,12 с, необходима "реконструкция" 0,1 с. В этом случае промежуточное значение на изображениях до или после 10% (среднее обоих значений) дается для выполнения "реконструкции". Кроме того, берется ось времени, и коэффициент может быть изменен в зависимости от отношения отрезков времени. Например, когда отсутствует сфотографированное значение для 0,1 с, и есть разница по оси времени, а также есть сфотографированные значения в моменты 0,07 и 0,12 с, пересчет делается следующим образом "(значение в 0,07 с) $\times$ 2/5+(значение в 0,12 с) $\times$ 3/5" для выполнения "реконструкции". Кроме того, из величины изменения в среднем вдоха-выхода и коэффициента диафрагмы, определяется взаимосвязь местоположения и изменения при этом числе с, и это значение берется в качестве коэффициента для нахождения числового отношения. Кроме того, желательно включить от 0 до 100% "максимальной дифференциальной проекции интенсивности" и выполнить вычисление путем обеспечения диапазонов, таких как "реконструкция" 10-20%, "реконструкция" 10-40% и т.д. Таким образом, также возможно выполнить "реконструкцию" при отношении одного вдоха-выхода для несфотографированной части. Кроме того, в соответствии с настоящим изобретением также возможно выполнить "реконструкцию" аналогично не только для дыхания, но также и для кровотока, движения грудной клетки, диафрагмы и ряда движений, связанных с другими движениями. Также возможно выполнить "реконструкцию" для каждого блока или для каждого пикселя. Кроме того, желательно включить от 0 до 100% "максимальной дифференциальной проекции интенсивности" и выполнить вычисление путем обеспечения диапазонов, таких как "реконструкция" 10-20%, "реконструкция" 10-40% и т.д.

Кроме того, легочное поле обнаруживается описанным выше способом, и обнаруженное легочное поле может быть нормализовано. Т.е. обнаруженное легочное поле нормализуется пространственно или нормализуется по времени с использованием реконструкции. Размер и форма легочного поля отличаются в зависимости от различий между телами разных людей, но это позволяет отображать в пределах фиксированного диапазона для нормализации.

Диафрагма и грудная клетка.

Также становится возможным определить движение диафрагмы, а также грудной клетки путем идентификации легочного поля, как было описано выше. Т.е. позиционирование оценки функции может выполняться по изображению путем вычисления кривых грудной клетки, а также кривых диафрагмы на Хр (2D изображении) распознанной диафрагмы как совокупности подробных координат, и путем оцифровки показателя изменения и величины изменения среднего значения или в направлении вниз в локальной части кривой, и также показателя деформации посредством "подбора кривых", выполняемой для диафрагмы как кривых. Кроме того, оценка функции может аналогично выполняться по изображению путем вычисления кривых на периферии, проведенных в грудной клетке, помимо диафрагмы как совокупности подробных координат, и путем оцифровки показателя изменения среднего значения и кривой. Оценка функции движения выполняется путем оценки описанных выше двух показателей изменения и изменения как относительно взаимосвязанных, а также оцифровки и визуализации (неподвижные зоны связаны одинаковым образом и т.п.) различных показателей изменения.

Далее будет объяснен "способ оценки диафрагмы и грудной клетки". Во-первых, что касается диафрагмы, горизонтальная линия, показывающая правую и левую стороны, которая ортогональна оси (так называемой медиане) тела, берется в качестве оси для отображения движения. Затем линия диафрагмы спрямляется в качестве базовой линии. Т.е. линия диафрагмы становится горизонтальной линией. Затем оценивается движение диафрагмы. Кроме того, линия диафрагмы удлиняется и спрямляется для оценки ортогонального движения кривой. Затем, вне грудной клетки движение оценивается с помощью линии, с помощью которой угол грудной клетки и диафрагмы соединяется с вершиной легкого, в качестве базовой линии. Линия грудной клетки спрямляется в качестве базовой линии, т.е. линия грудной клетки совмещается с линией "вершина легкого - реберно-диафрагмальный угол" для оценки движения. Линия грудной клетки продлевается до базовой линии и спрямляется для оценки ортогонального движения кривой. Затем оцениваются кривизна и радиус кривизны грудной клетки и линии диафрагмы, как было описано выше. Затем описанное выше изменение вычисляется в качестве "величины изменения" и оценивается в качестве "показателя изменения" путем дифференцирования этой величины изменения.

Каждая из фиг. 6В и 6С является схемой, показывающей пример изображения, отображаемого на дисплее. На фиг. 6В отображается движение левого легкого в виде динамического изображения. На изображении фиг. 6В показана белая горизонтальная линия, но это прямая линия (индекс), указывающая местоположение диафрагмы, и, таким образом, при воспроизведении динамического изображения она перемещается вверх и вниз, следуя за движением диафрагмы. Таким образом, может быть выполнена диагностика изображения доктором путем обнаружения диафрагмы и показа индикатора, указывающего

местоположение обнаруженной диафрагмы, т.е. белой горизонтальной линии, указывающей местоположение диафрагмы. Кроме того, становится возможным диагностировать всю диафрагму или одну область диафрагмы с правой или левой стороны, с внешней или внутренней стороны и т.п. в дополнение к части диафрагмы путем использования распознавания линии диафрагмы легочного поля для распознавания всех точек. Аналогичным образом, аналогично не только диафрагме, но также и динамическим зонам, связанным с дыханием, например грудной клетке и т.д., становится возможным определить движение грудной клетки по линии в местоположении касательной линии и т.п. и линии грудной клетки через распознавание легочного поля. Таким образом, при условии, что периферия находится в движении, становится возможным обнаружить периферию, беря разницу для непрерывных изображений. Например, как правило опухоль твердая, а ее окружение мягкое. Соответственно, опухоль движется незначительно, а ее окружение движется активно, и, таким образом, может быть обнаружена периферия опухоли по разнице.

Кроме того, в случае 3D изображений MRI, CT и т.д., расположение оценки функции может выполняться по изображению путем захвата поверхности диафрагмы как одной координаты или кубической криволинейной поверхности; вычисление координаты и кривых как совокупности подробных координат (контур на периферии диафрагмы или совокупность плоской поверхности и координат); и оцифровки показателя изменения и величины изменения среднего значения или в направлении вниз в локальной части кривой в дополнение к показателю деформации через "подбор кривых", выполненный для диафрагмы как криволинейной поверхности. Кроме того, оценка функции по изображению может выполняться путем аналогичного вычисления криволинейной поверхности периферии, проведенной в грудной клетке, исключая диафрагму как совокупность подробных координат, и оцифровки среднего значения и показателя изменения криволинейной поверхности. Оценка функции движения выполняется путем оценки описанных выше двух показателей изменения и изменения как относительно взаимосвязанных, а также оцифровки и визуализации (неподвижные зоны связаны одинаковым образом и т.п.) различных показателей изменения.

#### Анализ Фурье.

На основании цикла элемента дыхания и цикла биений кровеносных сосудов, которые анализируются, как было описано выше, выполняется анализ Фурье для значения "плотность"/"интенсивность" в каждом блоке-участке и величины его изменения. Фиг. 2А является схемой, показывающей изменение "интенсивности" в конкретном блоке и результат, полученный путем выполнения анализа Фурье для него. Фиг. 2В является схемой, показывающей результат преобразования Фурье, полученный путем извлечения частотных компонентов, близких к сердечным сокращениям, и изменение "интенсивности" частотных компонентов, близких к сердечным сокращениям, получающиеся путем выполнения обратного преобразования Фурье для них. Например, когда изменение "интенсивности" в конкретном блоке подвергается преобразованию Фурье (анализу Фурье), получают результаты, показанные на фиг. 2А. Затем получают результаты, как показано с правой стороны на фиг. 2В, путем извлечения частотных компонентов, близких к сердечным сокращениям, из частотных компонентов, показанных на фиг. 2А. Путем выполнения обратного преобразования Фурье для них может быть получено изменение "интенсивности", настроенное на сердечные сокращения, как показано с левой стороны на фиг. 2В.

Как показано на фиг. 9, также возможно, что конкретный спектр умножается на коэффициент и взвешивается. Например, возможно использовать этот способ для реализации настраиваемости формы волны. Т.е. что касается того, как выбрать частоту при выполнении обратного преобразования Фурье, обратное преобразование Фурье выполняется после выбора множества частот и умножения на их отношение. Например, при желании подчеркнута отобразить спектр, показывающий наибольшую частоту, становится возможным удвоить спектральную интенсивность. В этом случае непрерывность частот не является обязательной. Можно выбрать спектры, присутствующие через определенные интервалы.

Кроме того, становится возможным оценить положение "плотности" сердца по форме (область зоны, где левое легкое углублено по форме извлеченного легочного поля) левого легкого (существуют некоторые случаи правого сердца в случае транспозиции внутренних органов) и местоположению тела позвонка и диафрагмы. В этом случае берется ROI сердца для извлечения "плотности". При выполнении этого извлечения производится оценка с относительными значениями спектра дыхания и кровотока с использованием грубого диапазона. Кроме того, существуют некоторые случаи, когда частоты дыхания и другие "артефакты" удаляются оттуда заранее путем выполнения "фильтрации" с использованием полосы частот (Гц) (сердечные сокращения 40-150 Гц,  $\approx$  от 0,67 до 2,5 Гц), генерируемых сердечно-сосудистыми сокращениями и т.п. Кроме того, так как положение сердца меняется в соответствии с состоянием дыхания, положение сердца относительно меняется в зависимости от значения формы грудной клетки, поскольку положение грудной клетки варьируется, и часто выполняется более точное извлечение сердечно-сосудистых сокращений, а также извлечение ворот легкого, больших кровеносных сосудов и т.п. Кроме того, аналогично движению диафрагмы обеспечивается способ вычисления частоты на основании контура сердца, которое находится в регулярном движении.

Здесь при выполнении обратного преобразования Фурье спектра, включающего в себя частотные компоненты, обратное преобразование Фурье может быть выполнено путем учета как частотных элемен-

тов (частота дыхания и частота сердечно-сосудистых сокращений), определенных по "плотности" при дыхании и кровотоке, так и полосы спектра (может использоваться BPF: полосовой фильтр); или на основании элементов любого из них. По меньшей мере одна частота при выполнении обратного преобразования Фурье может быть выбрана на основании спектрального структурного соотношения при свойственном для органа циклическом изменении из спектра, полученного после описанного выше преобразования Фурье. Кроме того, также возможно идентифицировать форму волны области, которая становится конкретным органом или целевым объектом анализа, по структурным соотношениям множества частот, полученных после преобразования Фурье (подготовка изображения с настраиваемой формой волны).

Кроме того, возможно использовать AR-способ (модель авторегрессивного скользящего среднего), чтобы вычисления выполнялись быстро при выполнении преобразования Фурье. В соответствии со AR-способом обеспечивается способ использования уравнения Юла-Уокера или фильтра Калмана в модели авторегрессивного скользящего среднего, и возможно дополнить вычисления путем использования оценок Юла-Уокера, метода PARCOR или метода наименьших квадратов. Посредством этого становится возможным получить изображение почти в реальном времени, облегчать вычисления и корректировать артефакты с более высокой скоростью. Становится возможным извлекать и отображать характер изображения в каждом блоке-участке с помощью такого анализа Фурье.

Кроме того, при выполнении этого анализа Фурье возможно использовать способ использования "цифрового фильтра". Т.е. "цифровой фильтр", с помощью которого исходная форма волны подвергается арифметической обработке, применяется путем выполнения преобразования Фурье исходной формы волны и получения параметров каждого спектра. В этом случае цифровой фильтр используется без выполнения обратного преобразования Фурье.

В настоящем описании спектр в фиксированной полосе, включающий в себя спектр, соответствующий циклу элемента дыхания, из спектра, полученного после преобразования Фурье, может быть извлечен с помощью преобразования Фурье изменения на изображении в каждом блоке-участке в каждом из изображений кадров.

Фиг. 2С является схемой, показывающей пример извлечения некоторой фиксированной полосы из спектра, полученного после преобразования Фурье. Что касается частоты  $f$  спектра составной волны, выполняется соотношение

$$1/f = 1/f_1 + 1/f_2$$

между  $f_1$  (компонент дыхания) и  $f_2$  (компонент кровотока) каждой частоты, становящейся составным источником, и при извлечении спектра можно использовать следующий способ.

- (1) Извлекается кровоток, имеющий высокое спектральное соотношение.
- (2) Извлекается спектр путем разбиения в середине пика спектра, соответствующего дыханию/кровотоку, и пика множества соседних составных волн.
- (3) Извлекается спектр путем разбиения в нижней части пика спектра, соответствующего дыханию/кровотоку, и пика множества соседних составных волн.

Как было описано выше, в соответствии с настоящим изобретением это не означает, что используется фиксированный BPF, и извлекается спектр в фиксированной полосе, включающий в себя спектр, соответствующий циклу элемента дыхания. Кроме того, в соответствии с изобретением по настоящей заявке можно извлечь частоту (например, дополнительно, "плотность"/"интенсивность" в каждой зоне и элемент сердечных сокращений, полученный из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов), отличающуюся от частоты элемента дыхания, полученной из изображения кадра, из спектра, полученного после преобразования Фурье или спектра в фиксированной полосе, включая спектр (например, спектральную модель), соответствующий введенной оператором извне частоте.

В настоящем описании в случае спектра составной волны, имеющего только два компонента (дыхание и кровоток) в качестве компоненты имеем 50%+50%, а в случае трех компонентов каждый эквивалентен одной трети. Таким образом, спектр составной волны может быть вычислен до некоторой степени по тому, каков процент спектра компонента дыхания и каков процент спектра компонента кровотока, и их спектральные компоненты и высота. Можно извлечь спектр для большого отношения (%). Т.е. вычисляется отношение компонента кровотока/компонента дыхания к компоненту составной волны, и спектральное значение, имеющее большой компонент кровотока/компонент дыхания вычисляется и извлекается. Кроме того, что касается идентификации диафрагмы, есть некоторые случаи, когда только спектр или наложенный спектр, соответствующий зоне, в которой частота (Гц) становится относительно постоянной, т.е. область, в которой изменение частоты (Гц) является небольшим, извлекается из данных, полученных путем получения частот дыхания и сердечных кровеносных сосудов. Кроме того, в случае определения спектральной полосы при идентификации диафрагмы и т.п. существуют некоторые случаи определения спектральной полосы в диапазоне, где генерируется изменение частоты (Гц), и области на ее периферии. Часто может учитываться составляющий элемент формы волны.

Кроме того, что касается спектра при выполнении обратного преобразования Фурье, можно выбрать "случай (подход моделирования) выполнения извлечения из просто смоделированной частоты и полосы частот, используя зону, которая является высокой (по меньшей мере одна)", и "случай (подход активности области) извлечения высокой частоты или низкой частоты в соответствии со спектральным

значением на основании фактической частоты полосы частот". Кроме того, когда частота сердца представлена буквой А, а частота легкого представлена буквой В, А вычитается из всей полосы частот для получения В. Кроме того, что касается спектра, полученного из преобразования Фурье, можно извлечь не только одно место, но также и множество мест на оси частот.

В результате этого становится возможным извлечь не только случай точного соответствия циклу элемента дыхания или циклу биения кровеносных сосудов, но также и спектр, который должен быть учтен, и давать вклад в диагностику изображения. Кроме того, известно, что "дыхание" и "сердечные сокращения" включены в конкретную полосу частот. Соответственно, с использованием, например, фильтра "0 ~ 0,5 Гц (частота дыхания 0 ~ 30 раз/мин)" в случае дыхания и с использованием, например, фильтра "0,6 ~ 2,5 Гц (частота сердечных сокращений/пульс 36 ~ 150 раз/мин)" в случае кровеносной системы можно заранее определить частоту дыхания и частоту кровеносной системы, используя приведенный выше фильтр. Это позволяет отображать изображение с настраиваемой частотой. Это вызвано тем, что существует случай, когда при получении изменения "плотности" сердца улавливается изменение "плотности" дыхания (легкого), и при получении изменения "плотности" легкого улавливается изменение "плотности" сердца.

Визуализация/оцифровка.

Результаты описанного выше анализа визуализируются и оцифровываются. При выполнении визуализации и оцифровки в настоящем патентном описании задается "смоделированное легкое". При отображении легкого с помощью динамического изображения меняется взаимосвязь местоположений, и, таким образом, выполнить относительное определение является нелегкой задачей. Поэтому отклонение взаимосвязи местоположений пространственно унифицируется и усредняется. Например, форма легкого подгоняется под схему, такую как форма крыла вентилятора и т.п., и отображается в состоянии, в котором форма подогнана. Затем выполняется временная унификация с использованием концепции реконструкции. Например, извлекается "состояние легкого в 20% из множества вдохов-выдохов", и оно определяется как "состояние легкого в 20% для одного вдоха-выдоха". Таким образом, унифицированное пространственно и во времени легкое становится "смоделированным легким". Соответственно, при сравнении различных пациентов друг с другом или сравнении одного пациента в текущий момент с ним же в прошлом, легко выполняется относительное определение.

Например, в качестве стандартного внедрения, значение часто отображается относительно/логарифмически, имея среднее значение равным 1 из "плотности"/"интенсивности" во всей области измеренного легочного поля. Кроме того, так как используется только направление кровотока, изменение конкретного направления часто отсекается. Делая так, становится возможным извлечь только данные значимого спектра. После изменения диапазона анализа выполняется псевдоколоризация с помощью результата идентификации легочного поля. Т.е. результат анализа каждого индивидуума (пациента) подгоняется к относительной области в соответствии с конкретной формой (минимум, максимум, среднее, медиана), подогнанной под фазу.

Кроме того, выполняется деформация конкретной формы/фазы, делая возможным сравнение множества результатов анализа. Кроме того, при подготовке смоделированного легкого вычисляется относительная взаимосвязь местоположений в легочном поле с использованием результатов анализа цикла элемента дыхания, как было описано выше. Кроме того, смоделированное легкое подготавливается с использованием линии, полученной путем всестороннего усреднения линий грудной клетки, "плотности", диафрагмы и т.д. множества пациентов. При подготовке смоделированного легкого в случае кровотока легкого расстояние может измеряться радиально от ворот легкого к концевой части легкого. Кроме того, в случае дыхания необходимо делать коррекцию в соответствии с движением грудной клетки и диафрагмы. Кроме того, вычисление может выполняться композитным образом, с учетом расстояния от вершины легкого.

Кроме того, после выполнения обратного преобразования Фурье может быть извлечен и отображен только блок, в котором значение амплитуды является относительно большим. Т.е. при преобразовании Фурье для каждого блока после выполнения обратного преобразования Фурье присутствуют блоки, в которых амплитуда волны является большой, и блоки, в которых амплитуда волны является маленькой. Затем также эффективно, чтобы извлекался и визуализировался только блок, где амплитуда является относительно большой. Кроме того, после выполнения обратного преобразования Фурье действительная часть и мнимая часть каждого численного значения могут использоваться должным образом. Например, возможна реконструкция изображения только по действительной части; реконструкция изображения только по мнимой части; и реконструкция изображения по абсолютному значению действительной части и мнимой части.

Смоделированное легкое может быть подвергнуто преобразованию Фурье. Также можно использовать смоделированное легкое при сопоставлении изображений нескольких вдохов-выдохов и выполнения анализа Фурье для определения относительного положения. Относительное положение при выполнении анализа Фурье можно сделать константой путем подгонки множества полученных кадров под смоделированное легкое, и их подгонки под смоделированное легкое, вычисленное в соответствии с сердечными сокращениями (например, сердечными сокращениями, полученными по участку ворот легкого)

в случае кровеносных сосудов. При получении состояния дыхания, которое становится базовым, также становится возможным устойчиво получать результаты вычислений с использованием смоделированного легкого. Кроме того, становится возможным, что с помощью смоделированного легкого может быть зафиксирована пространственная разница, и движение легкого становится легко наблюдаемым.

При визуализации метод маркировки относительных оценок заключается в следующем. Изображение маркируется относительным образом с помощью черно-белого или цветного соответствия. Существует случай, в котором значение до и после нескольких процентов "плотности"/"интенсивности", полученное с помощью различия, отсекается, и оставшиеся верхние и нижние значения отображаются относительным образом. Альтернативно, существует случай, в котором значение до и после нескольких процентов полученного различия часто становится значительным значением, и, таким образом, оно устраняется как "артефакт" для отображения относительным образом оставшейся части. Отображение часто выполняется в виде значений от 0 до 100%, помимо способа от 0 до 255 градаций и т.д.

Кроме того, пиксель отображается до некоторой степени неопределенно, и создается и полностью отображается затемненное состояние. А именно, в случае кровеносных сосудов легкого низкие значения сигнала сосуществуют с высокими значениями сигнала, но если только высокие значения сигнала могут быть грубо получены, не обязательно быть в целом неопределенным. Например, в случае кровотока возможно был извлечен сигнал, имеющий порог или более, но в случае дыхания сигнал, имеющий порог или более, мог быть не извлечен. А именно, в случае, когда численное значение в следующей таблице берется за один пиксель, и получается численное значение в центре, когда отношение, занятое численным значением в центре, получается и усредняется в одном пикселе, его выражение может быть гладко сделано между соседними пикселями.

1
1 1
1
2 1
1
1 1

Этот способ также применим при обнаружении не только легочного поля, но также и плотности в произвольном диапазоне анализа, и устранении места, где плотность относительно и сильно изменилась. Кроме того, отсекаются точки, сильно превышающие предварительно определенный порог. Кроме того, распознавая форму ребер, например, распознается и устранено внезапное появление линии высоко-го/низкого сигнала. Кроме того, существует случай, когда аналогично удаляется из фазы внезапно появившийся сигнал, например, внезапно появляющийся сигнал, отличающийся от изменения в обыкновенной волне, которая демонстрирует признак пациента, в которой распознан артефакт на фазе реконструкции приблизительно от 15 до 20% и т.п. Кроме того, если брать сначала базовые данные, существует случай другой фазы в вычислении (диафрагма)≈(грудная клетка)≈(движение грудной клетки)≈(спирометр)≈(легочное поле), (плотность) поля ≈ (волюметрия) и т.д.; и существует случай, когда фаза подгоняется под фактически распознаваемую форму (контур XR).

После того как смоделированное легкое подготовлено, как было описано выше, становится возможным оцифровать и представить настраиваемость, показатель конкордантности и показатель неконкордантности (отображение изображения с настраиваемой частотой или изображения с настраиваемой длиной волны). Таким образом может быть отображено отклонение от нормального состояния. В соответствии с настоящим вариантом осуществления путем выполнения анализа Фурье становится возможным определить возможность нового заболевания, сравнение с собой же в нормальном состоянии, сравнение руки с ногой и сравнение с другой рукой и другой ногой на противоположной стороне. Кроме того, становится возможным определить, какая часть является ненормальной при движении ноги, глотании и т.п. путем оцифровки настраиваемости. Кроме того, становится возможным определить, изменился ли человек в состоянии болезни по истечении фиксированного времени, и сравнить состояния до и после изменения в случае, когда человек изменился. Кроме того, можно легко выполнить оценку внутренних слоев - промежуточный слой, наружный слой и т.д., и ее можно выразить как "преобладание периферии" или "преобладание промежуточного слоя", делая легочное поле такой формы (от круглой формы до овальной), которая легко просматривается радиально, в то время как расстояние от периферии остается фиксированным.

Кроме того, во время визуализации также возможно переключение и отображение изображения после преобразования Фурье и изображения перед преобразованием Фурье, и они оба размещаются и отображаются на одном экране.

Как показано на фиг. 2D, становится возможным определить, сколько процентов различия появляется в теле человека, когда смоделированное легкое устанавливается равным 100 для отображения показателя изменения. Кроме того, также возможно воспринять различие не только для всего легкого, но

также и части легкого. А именно, как было описано выше, возможно отображать только движение диафрагмы; отображать движение диафрагмы путем фиксации формы легочного поля, отличающегося от диафрагмы; и отображать настраиваемый показатель конкордантности и показатель изменения. Кроме того, также возможно определить стандартный кровоток путем выполнения "Классификации вариаций". Т.е. становится возможным определить цикл элемента дыхания, вычислить относительную взаимосвязь местоположений кровеносных сосудов и определить динамическое состояние кровотока пациента в качестве стандартного кровотока.

Кроме того, легкое может быть обнаружено с использованием способа сопоставления с образцом. Каждая из фиг. 2E-2H является схемой, показывающей пример изображения образца области легочного поля. Как показано на фиг. 2E-2H, форма легкого заранее классифицируется по образцу, и изображение, близко соответствующее одному из них, может быть извлечено. Этот способ может определить, показывает ли целевое изображение одно легкое или оба легких. Кроме того, также может быть определено, это левое легкое или правое легкое. Число образцов не ограничено, но оно, по оценкам, равно 4-5 образцам. Кроме того, таким образом также существует способ распознавания правого легкого, левого легкого или обоих легких только форме легочного поля. Кроме того, также можно использовать способ распознавания правого или левого легкого или обоих легких по взаимному положению с зоной пониженной проницаемости в виде полосы и взаимному положению с "зоной повышенной проницаемости" легочного поля путем распознавания толстой "зоны пониженной проницаемости" в форме полосы по центру/средостению. Кроме того, как показано на фиг. 2H, этот способ также может быть применен к области с нижней стороны диафрагмы. Таким образом, также можно распознать область на нижней стороне диафрагмы, а также сердце.

Кроме того, воздух обладает самой высокой проницаемостью и является зоной, демонстрирующей более высокую проницаемость, чем легочное поле, и, таким образом, желательно делать вычисления, также принимая во внимание воздух. Т.е. по местоположению воздуха на экране может быть сделано следующее определение. Случай (область воздуха сверху справа на экране)>(область воздуха сверху слева на экране) означает левое легкое. Это связано с тем, что для периферии плеча область воздуха вне тела человека становится более крупной при фотографировании. Случай (область воздуха сверху слева на экране)>(область воздуха сверху справа на экране) означает правое легкое. Аналогично описанному выше, это также вследствие того, что для периферии плеча область воздуха вне тела человека становится более крупной при фотографировании. Далее, случай (область воздуха сверху справа на экране)≈(область воздуха сверху слева на экране) означает оба легких. Это связано с тем, что правая и левая области воздуха одного размера.

Кроме того, воздух кишечного тракта часто попадает под диафрагму, и в этом случае возможно, что распознавание будет неудачным. Соответственно, также можно приблизительно распознать сначала легочное поле и зону пониженной проницаемости на ее периферии, по бокам средостения, сердца, диафрагмы и т.д., из центральной части легочного поля; и распознать край легочного поля или его линию. Что касается этого способа, также можно использовать методику, раскрытую, например, в "[https://jp.mathworks.com/help/images/examples/block-processing-large-images\\_ja\\_JP.html](https://jp.mathworks.com/help/images/examples/block-processing-large-images_ja_JP.html)".

Это позволяет сравнивать пациента с другим пациентом, а также осуществлять оцифровку. Кроме того, позволяет сравнивать нормальное легкое или нормальные кровеносные сосуды с, как правило, патологической легочной функцией или патологическим кровотоком, а также осуществлять оцифровку. Кроме того, в качестве относительной оценки легочной функции и кровотока легкого в разное время для пациента становится возможным использовать смоделированное легкое и стандартный кровоток. Смоделированное легкое и стандартный кровоток таким образом можно использовать в качестве индексов во время оценки, которая делается путем морфологического применения к некоторому пациенту путем сбора типичных примеров различных типов типичных пациентов и здоровых людей для смоделированного легкого и стандартного кровотока.

Построение изображения легочного поля.

Как правило, легочное поле включает в себя ребра, демонстрирующие низкую проницаемость, и, таким образом, трудно механически идентифицировать контур легкого по наличию только "плотности" в качестве индекса. Теперь в настоящем патентном описании используется способ настройки контура легкого для получения хорошо соответствующего свойства путем предварительного построения изображения контура легочного поля, используя комбинацию кривых Безье и прямых линий.

Например, когда контур левого легкого выражается с помощью 4 кривых Безье и одной прямой линии, становится возможным построить изображение контура легкого путем обнаружения 5 точек на контуре легкого и 4 контрольных точек. Становится возможным с высокой точностью обнаружить контур легкого путем смещения местоположения точки для построения изображения множества контуров легкого и оценки свойства соответствия с использованием условия, при котором "общее значение "плотности" внутри контура становится максимальным", условия, при котором "разность суммы "плотности" для нескольких пикселей внутри и снаружи линии контура становится максимальной" и т.п. На практике также можно идентифицировать местоположения нескольких точек из контура выше легкого, край которого легко обнаружить, и местоположение диафрагмы, обнаруживаемое с помощью упоминаемого ниже

способа, таким образом можно уменьшить число описанных выше попыток моделирования. Также можно извлечь точку около внешнего края путем извлечения контура посредством классической бинаризации и настроить положение контрольной точки кривой Безье, используя метод наименьших квадратов и т.п.

Каждая из фиг. 3А и 3В является схемой, показывающей пример построения изображения контура легочного поля с использованием, как кривых Безье, так и прямых линий. Фиг. 3А показывает случай, когда область легкого становится максимальной (максимальный контур). Фиг. 3В показывает случай, когда область легкого становится минимальной (минимальный контур). На каждой фигуре "cp1~cp5" представляет собой контрольную точку, а "p1~p5" показывает точку на кривой Безье или прямой линии. Таким образом становится возможным найти контур на пути посредством вычисления путем определения максимального контура и минимального контура. Например, становится возможным отображать состояния 10, 20% ... вдоха-выхода. Таким образом, в соответствии с настоящим вариантом осуществления становится возможным построить изображение, по меньшей мере, легочного поля, кровеносных сосудов или сердца с использованием по меньшей мере одной кривой Безье. Кроме того, способ, как описано выше, не ограничивается легкими, но также применим к другим органам как "обнаружение органа". Кроме того, например, можно выполнять обработку по обнаружению диапазона, соответствующего диапазону анализа в другом кадре, используя по меньшей мере одну кривую Безье, на предварительно определенном диапазоне анализа (опухоль, гипоталамус мозга, базальный ганглий, граница включения и т.д.) в конкретном кадре.

Кроме того, также применимы не только плоские изображения, но также и стереоскопические изображения (3D изображения). Становится возможным установить диапазон, окруженный множеством криволинейных поверхностей, для целевого объекта анализа путем задания уравнения кривой поверхности для задания ее контрольной точки.

Обнаружение движения динамической зоны, связанной с диафрагмой или дыханием.

Можно обнаружить движение динамической зоны, связанной с диафрагмой или дыханием, в последовательно сфотографированных изображениях. Для последовательно сфотографированных изображений при выборе изображений с произвольными интервалами и вычислении различия между изображениями становится большим различие в случае области, где контраст является особенно большим. Области, где имелось движение, могут быть обнаружены путем соответствующей визуализации этого различия. Во время визуализации непрерывность областей, где абсолютное значение различия является большим, также может быть подчеркнута путем подгонки кривых и т.п., для которых используется устранение шумов с помощью порога, метода наименьших квадратов и т.п.

В соответствии с легочным полем, контраст на линии, с которой контактируют диафрагма и сердце, является значительным, и, как показано на фиг. 4А, когда берется различие двух изображений легкого для визуализации различия путем задания фиксированного порога, может быть визуализирована линия, с которой контактируют диафрагма и сердце, как показано на фиг. 4В.

Оценка движения диафрагмы.

Настоящий способ позволяет обнаруживать местоположение диафрагмы, когда диафрагма находится в движении, но трудно обнаружить место, где движение диафрагмы становится слабым. Т.е. трудно обнаружить моменты, когда выдох и вдох меняются местами, при задержке дыхания, сразу после начала фотографирования и непосредственно перед его завершением. В соответствии с настоящим способом движение диафрагмы оценивается с использованием опционального дополнительного способа.

После визуализации линии диафрагмы, как показано на фиг. 4В, путем использования приведенного выше способа изображение, имеющее по вертикали 1024 пикселей, было разбито на 128 прямоугольников для каждых 8 вертикальных пикселей, и значение сигнала, содержащееся в каждой прямоугольной области, было просуммировано для создания гистограммы, как показано на фиг. 4С. Предполагается, что пик, ближайший к нижней координате среди множества пиков, который показан в пунктирном прямоугольнике, указывает местоположение диафрагмы. В соответствии с традиционным неподвижным изображением ХР, диафрагма отображается в виде кривой, но эта координата аппроксимирует местоположение диафрагмы.

"Местоположения пиков" обнаруживались, как описано на фиг. 5, путем обнаружения местоположения диафрагмы для всего изображения, используя настоящий способ. Это обнаруженное значение корректируется для оценки движения диафрагмы. Во-первых, когда различие больше, чем фиксированное значение, оно исключается поскольку рассматривается как значение выброса (тонкая сплошная линия на фиг. 5). Данные, из которых исключены значения выбросов, были разбиты на произвольные группы, и каждая из групп была подвергнута биквадратной криволинейной регрессии для соединения результатов друг с другом (сплошная линия на фиг. 5). В настоящем анализе был выполнен регрессионный анализ, но настоящее изобретение этим не ограничивается, и можно использовать опциональный дополнительный способ, такой как интерполяция сплайнами и т.п.

Уточнение обнаружения динамической зоны.

Есть случаи, когда контраст в динамической зоне не однороден вдоль линии. В этом случае форма динамической зоны может быть обнаружена более точно путем изменения порога, используемого для устранения шумов, и выполнения обработки с обнаружением несколько раз. Например, для левого лег-

кого контраст на линии диафрагмы имеет тенденцию быть слабее по направлению к внутренней части тела человека. На фиг. 4В может быть обнаружена только правая половина диафрагмы. В этом случае оставшаяся часть, т.е. левая половина диафрагмы, также может быть обнаружена путем изменения настроек порога, используемого для устранения шумов. Становится возможным обнаружить форму всей диафрагмы путем повторения этой обработки несколько раз. Настоящий способ также позволяет оцифровать не только местоположение диафрагмы, но также и показатель изменения и величину изменения линии и поверхности относительно формы, и использовать новую диагностику.

Становится возможным использовать местоположение или форму диафрагмы, обнаруженной таким образом. Т.е. в соответствии с изобретением по настоящей заявке можно изображать в виде графика координаты диафрагмы; вычислять координаты грудной клетки, а также диафрагмы, используя кривые (поверхности) или линии, вычисленные, как было описано выше; и изображать в виде графика сердечные сокращения, биения кровеносных сосудов, "плотность" в легочном поле и т.д. в виде положения, соответствующего циклу или координатам. Такой способ применим к динамической зоне, связанной с дыханием.

Если изменяется не только частота (Гц) в каждом выдохе и вдохе, но также и частота (Гц) динамической зоны, связанной с диафрагмой или дыханием, изменяется, такой способ позволяет проводить измерения в полосе частот, реагирующей на это изменение. Затем во время извлечения спектра BPF (полосового фильтра) в фиксированном диапазоне становится возможным задать BBF в соответствии с каждым соответствующим состоянием дыхания; становится возможным то, что оптимальное состояние может быть вызвано вариацией оси в местоположении BPF в каждой "фазе реконструкции" дыхания; и становится возможным подготовить BPF при вариативности, сопровождающей приведенное выше. Несмотря на то что ритм дыхания варьируется, если дышать медленно или при задержке дыхания ( $\text{Гц}=0$ ), это позволяет обеспечить изображения в соответствии с приведенным выше.

Кроме того, частота всего выдоха или вдоха может быть вычислена на основании отношения элемента дыхания ко всему выдоху или вдоху. Кроме того, могут быть выбраны те, для которых обнаружение диафрагмы выполнено несколько раз, и их сигнал и форма волны стабильны. Соответственно, становится возможным вычислить по меньшей мере одну частоту элемента дыхания по местоположению или форме обнаруженной диафрагмы, либо местоположению или форме динамической зоны, связанной с дыханием. Становится возможным определить частоту элемента дыхания, когда можно определить местоположение или форму диафрагмы или динамической зоны. Этот способ позволяет отслеживать последующую форму волны даже при том, что часть формы волны разбивается. Таким образом, можно следовать исходному элементу дыхания даже при том, что частота элемента дыхания изменяется на ходу. Кроме того, пульсации сердца и т.д. часто претерпевают внезапное изменение, но то же самое также может относиться к сердечным кровеносным сосудам. Далее будет объяснена работа каждого модуля в соответствии с настоящим вариантом осуществления.

Анализ функции дыхания.

Сначала будет объяснен анализ функции дыхания. Фиг. 6А является блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа функции дыхания в соответствии с настоящим вариантом осуществления. Основной модуль 1 извлекает изображения DICOM из базы 15 данных (этап S1). Здесь получают по меньшей мере множество изображений кадров, входящих в один цикл дыхания. Затем в каждом полученном изображении кадра определяется цикл элемента дыхания с использованием плотности (плотности/интенсивности) в некоторой фиксированной области в пределах, по меньшей мере, легочного поля (этап S2). Кроме того, определяемый цикл дыхания и форма волны, определенная по этому циклу дыхания, могут использоваться в каждом этапе, описанном ниже.

Также возможно дальнейшее использование движения диафрагмы и движения грудной клетки для определения цикла элемента дыхания. Кроме того, может использоваться диапазон, составленный из некоторого фиксированного объема и "плотности"/"интенсивности", измеренной в зоне, показывающей высокую проницаемость для рентгеновских лучей, и данные, полученные с помощью другого способа измерений, такого как спирограмма и т.п. Кроме того, частота, присущая каждому органу (легкому в этом случае) определяется заранее, и может быть извлечена "плотность"/"интенсивность", соответствующая определяемой частоте.

Затем, на фиг. 6А автоматически обнаруживается легочное поле (этап S3). Контур легкого непрерывно изменяется, и, таким образом, если могут быть обнаружены максимальная форма и минимальная форма, можно интерполировать форму между ними с помощью вычисления. Контур легкого в каждом изображении кадра определяется путем интерполяции каждого изображения кадра на основании цикла элемента дыхания, определяемого на этапе S2. Легочное поле может быть обнаружено путем выполнения распознавания образца, как показано на фиг. 2Е-2Н. Кроме того, для обнаруженного легочного поля может выполняться устранение шумов путем отсеивания. Затем обнаруженное легочное поле разбивается на множество блоков-участков (этап S4). Затем вычисляется изменение в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра (этап S5). Здесь значения изменения в пределах каждого блока-участка усредняются и выражаются в виде одного фрагмента данных.

Кроме того, для значений изменения в пределах каждого блока-участка может выполняться уstra-

нение шумов путем отсечения. Затем выполняется анализ Фурье или анализ настраиваемого показателя конкордантности на основании цикла вышеописанного элемента дыхания для значения "плотности"/"интенсивности" в каждом блоке-участке и величины его изменения (этап S6).

Затем выполняется устранение шумов для результатов, полученных с помощью анализа Фурье или анализа настраиваемого показателя конкордантности (этап S7). Здесь, может выполняться устранение артефакта путем отсечения, как было описано выше. Описанные выше операции с этапа S5 по этап S7 выполняются по меньшей мере один раз, и определяется, следует ли завершать обработку (этап S8). Здесь существуют некоторые случаи, когда изображение с настраиваемой частотой элемента высокой чистоты, вызванного смешиванием составной волны и других волн, например, элемента дыхания, элемента кровотока или другого элемента, не может быть отображена при одном извлечении спектра для величины признака, отображаемого на дисплее. Здесь существует случай, когда весь или часть анализа перед отображением величины признака в виде пиксельного значения выполняется повторно еще раз или несколько раз. С помощью этой операции становится возможным дополнительно получить изображение высокой чистоты в отношении настраиваемости и конкордантности элементов, например элемента дыхания и элемента кровотока. Эту операцию оператор может выполнять вручную, визуально подтверждая изображение на дисплее, и она также может выполняться автоматически для повторного вычисления коэффициента распределения путем извлечения спектра из выходного результата. Кроме того, даже после этого вычисления в соответствии с ситуацией может выполняться обработка с отсечением шумов, заполнение пустот методом наименьших квадратов (интерполяция) и коррекция с использованием "плотности" на периферии.

На этапе S8, если обработка не завершена, делается переход к этапу S5; и если обработка завершена, результаты, полученные с помощью анализа Фурье или анализа с настраиваемым показателем конкордантности, отображаются на дисплее в виде псевдоцветного изображения (этап S9). Кроме того, может отображаться черно-белое изображение. Существуют некоторые случаи, когда точность данных улучшается путем повторения таким образом множества циклов. Таким образом, может быть отображено требуемое динамическое изображение. Кроме того, требуемое динамическое изображение может быть получено путем корректировки изображения, отображаемого на дисплее.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления вычисляются требуемая частота или полоса частот посредством этого вычисления, но при просмотре фактического изображения, не всегда отображается хорошее изображение.

Соответственно, часто используются следующие способы.

- (1) Способ, в котором представляются и вручную выбираются несколько полос частот.
- (2) Способ, в котором представляются несколько полос частот для извлечения хорошего изображения посредством распознавания образов с помощью методик на основе AI (средств реализации искусственного интеллекта).
- (3) Делается выбор по тенденции и форме "HISTGRAM". Т.е. значение в центральной части "Histogram" в соответствии с сигналом результата имеет тенденцию увеличиваться, и значение "histgram" варьируется в соответствии с движением, и, таким образом, может быть сделан выбор по тенденции и форме "HISTGRAM".

Анализ кровотока легкого.

Далее будет объяснен анализ кровотока легкого. Фиг. 7 является блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа кровотока в легком в соответствии с настоящим вариантом осуществления. Основной модуль 1 извлекает изображения DICOM из базы 15 данных (этап T1). Здесь получают, по меньшей мере, множество изображений кадров, входящих в один цикл сердечного сокращения. Затем определяется цикл биения кровеносных сосудов на основании каждого полученного изображения кадра (этап T2). Кроме того, можно использовать определяемый цикл биения кровеносных сосудов и форму волны, определяемую по этому циклу биения кровеносных сосудов, в каждом этапе, описанном ниже. Для цикла биения кровеносных сосудов, как было описано выше, анализируется биение кровеносных сосудов с использованием, например, результатов измерения электрокардиограммы и других модальностей, таких как тонометр и т.д., и изменение "плотности"/"интенсивности" произвольной зоны, такой как сердце/ворота легкого/главные кровеносные сосуды и т.п. Кроме того, заранее определяется частота, присущая каждому органу (кровоток легкого в этом случае), и может быть извлечена "плотность"/"интенсивность", соответствующая определяемой частоте.

Далее, на фиг. 7, определяется цикл элемента дыхания вышеописанным способом (этап T3), и автоматически обнаруживается легочное поле с использованием цикла элемента дыхания (этап T4). При автоматическом обнаружении контура легкого часто имеются вариации для каждого изображения кадра, но на каждом изображении кадра определяется контур легкого путем интерполяции каждого изображения кадра на основании цикла элемента дыхания, определяемого на этапе T3. Кроме того, легочное поле может быть обнаружено путем выполнения распознавания образца, как показано на фиг. 2E-2H. Кроме того, может выполняться устранение шумов для обнаруженного легочного поля путем отсечения. Затем обнаруженное легочное поле разбивается на множество блоков-участков (этап T5). Затем вычисляется изменение в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра (этап T6). Здесь значение изменения в

каждом блоке-участке усредняется и выражается в виде одного фрагмента данных. Кроме того, может выполняться устранение шумов для значения изменения в каждом блоке-участке путем отсечения. Затем выполняется анализ Фурье или анализ с настраиваемым показателем конкордантности для значения "плотности"/"интенсивности" в каждом блоке-участке или величины его изменения на основании описанного выше цикла биения кровеносных сосудов (этап T7).

Затем выполняется устранение шумов для результатов, полученных с помощью анализа Фурье или анализа с настраиваемым показателем конкордантности (этап T8). Здесь, может выполняться устранение артефакта путем отсечения, как было описано выше. Описанные выше операции с этапа T6 по этап T8 выполняется по меньшей мере один раз, и определяется, следует ли завершать обработку (этап T9). Здесь существуют некоторые случаи, когда изображение с настраиваемой частотой элемента высокой чистоты, вызванного смешиванием составной волны и других волн, например, элемента дыхания, элемента кровотока или другого элемента, не может быть отображено при одном извлечении спектра для величины признака, отображаемого на дисплее. Здесь существует случай, когда весь или часть анализа перед отображением величины признака в виде пиксельного значения выполняется повторно еще раз или несколько раз. С помощью этой операции становится возможным дополнительно получить изображение высокой чистоты в отношении настраиваемости и конкордантности элементов, например элемента дыхания и элемента кровотока. Эту операцию оператор может выполнять вручную, визуально подтверждая изображение на дисплее, и она также может выполняться автоматически для повторного вычисления коэффициента распределения путем извлечения спектра из выходного результата. Кроме того, даже после этого вычисления в соответствии с ситуацией может выполняться обработка с отсечением шумов, заполнение пустот методом наименьших квадратов (интерполяция) и коррекция с использованием "плотности" на периферии.

На этапе T9, если обработка не завершена, делается переход к этапу T6; и если обработка завершена, результаты, полученные с помощью анализа Фурье или анализа с настраиваемым показателем конкордантности, отображаются на дисплее в виде псевдоцветного изображения (этап T10). Кроме того, может отображаться черно-белое изображение. Таким образом, становится возможным повысить точность данных. Кроме того, требуемое динамическое изображение может быть получено путем корректировки изображения, отображаемого на дисплее.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления вычисляются требуемая частота или полоса частот посредством этого вычисления, но при просмотре фактического изображения, не всегда отображается хорошее изображение. Соответственно, часто используются следующие способы.

- (1) Способ, в котором представляются и вручную выбираются несколько полос частот.
- (2) Способ, в котором представляются несколько полос частот для извлечения хорошего изображения посредством распознавания образов с помощью методик на основе AI.
- (3) Делается выбор по тенденции и форме "HISTGRAM". Т.е. значение в центральной части "Histogram" в соответствии с сигналом результата имеет тенденцию увеличиваться, и значение "histgram" варьируется в соответствии с движением, и, таким образом, может быть сделан выбор по тенденции и форме "HISTGRAM".

Анализ другого кровотока.

Далее будет объяснен анализ другого кровотока. Как показано на фиг. 15, также можно применить один аспект в соответствии с настоящим изобретением к анализу кровотока сердца, аорты, кровеносных сосудов легкого, плечевой артерии, цервикальных кровеносных сосудов и т.п. Кроме того, анализ кровотока также аналогичным образом применим к кровеносным сосудам брюшной полости, периферическим кровеносным сосудам и т.д., которые не показаны на схеме. Фиг. 8 является блок-схемой последовательности операций, показывающей общую схему анализа другого кровотока в соответствии с настоящим вариантом осуществления. Основной модуль 1 извлекает изображения DICOM из базы 15 данных (этап R1). Здесь получают, по меньшей мере, множество изображений кадров, входящих в один цикл сердечного сокращения. Затем, определяется цикл биения кровеносных сосудов на основании каждого полученного изображения кадра (этап R2). Кроме того, определяемый цикл биения кровеносных сосудов и форма волны, определяемая по этому циклу биения кровеносных сосудов, могут использоваться в каждом этапе, описанном ниже. Для цикла биения кровеносных сосудов, как было описано выше, анализируется биение кровеносных сосудов с использованием, например, результатов измерения электрокардиограммы и других модальностей, таких как тонометр и т.д., и изменение "плотности"/"интенсивности" произвольной зоны, такой как сердце/ворота легкого/главные кровеносные сосуды и т.п. Кроме того, заранее определяется частота, присущая каждому органу (например, главным кровеносным сосудам), и может быть извлечена "плотность"/"интенсивность", соответствующая определяемой частоте.

Затем устанавливается (этап R3) диапазон анализа, и установленный диапазон анализа разбивается на множество блоков-участков (этап R4). Затем значение изменения в каждом блоке-участке усредняется и выражается в виде одного фрагмента данных. Кроме того, может выполняться устранение шумов для значения изменения в каждом блоке-участке путем отсечения. Затем выполняется анализ Фурье или анализ с настраиваемым показателем конкордантности на основании описанного выше цикла биения кровеносных сосудов для значения "плотности"/"интенсивности" в каждом блоке-участке и величины его из-

менения (этап R5).

Затем выполняется устранение шумов для результатов, полученных с помощью анализа Фурье или анализа с настраиваемым показателем конкордантности (этап R6). Здесь может выполняться устранение артефакта путем отсечения, как было описано выше. Описанные выше операции с этапа R5 по этап R6 выполняются по меньшей мере один раз, и определяется, следует ли завершать обработку (этап R7). Здесь существуют некоторые случаи, когда изображение с настраиваемой частотой элемента высокой чистоты, вызванного смешиванием составной волны и других волн, например элемента дыхания, элемента кровотока или другого элемента, не может быть отображена при одном извлечении спектра для величины признака, отображаемого на дисплее. Здесь существует случай, когда весь или часть анализа перед отображением величины признака в виде пиксельного значения выполняется повторно еще раз или несколько раз. С помощью этой операции становится возможным дополнительно получить изображение высокой чистоты в отношении настраиваемости и конкордантности элементов, например элемента дыхания и элемента кровотока. Эту операцию оператор может выполнять вручную, визуально подтверждая изображение на дисплее, и она также может выполняться автоматически для повторного вычисления коэффициента распределения путем извлечения спектра из выходного результата. Кроме того, даже после этого вычисления в соответствии с ситуацией может выполняться обработка с отсечением шумов, заполнение пустот методом наименьших квадратов (интерполяция) и коррекция с использованием "плотности" на периферии.

На этапе R7, если обработка не завершена, делается переход к этапу R5; и если обработка завершена, результаты, полученные с помощью анализа Фурье или анализа с настраиваемым показателем конкордантности, отображаются на дисплее в виде псевдоцветного изображения (этап R8). Кроме того, может отображаться черно-белое изображение. Таким образом, становится возможным повысить точность данных. Кроме того, требуемое динамическое изображение может быть получено путем корректировки изображения, отображаемого на дисплее.

В соответствии с настоящим вариантом осуществления вычисляются требуемая частота или полоса частот посредством этого вычисления, но при просмотре фактического изображения, не всегда отображается хорошее изображение. Соответственно, часто используются следующие способы.

- (1) Способ, в котором представляются и вручную выбираются несколько полос частот.
- (2) Способ, в котором представляются несколько полос частот для извлечения хорошего изображения посредством распознавания образов с помощью методик на основе AI.
- (3) Делается выбор по тенденции и форме "HISTGRAM". Т.е. значение в центральной части "Histogram" в соответствии с сигналом результата имеет тенденцию увеличиваться, и значение "histgram" варьируется в соответствии с движением, и, таким образом, может быть сделан выбор по тенденции и форме "HISTGRAM".

Кроме того, в случае выполнения анализа в 3D становится возможным вычислить объем вдоха-выхода, сердечный выброс и величину центрального кровотока в каждом блоке-участке по результату анализа Фурье в виде относительного значения путем измерения объема вдоха-выдоха, сердечного выброса и величины центрального кровотока с помощью другого устройства. Т.е. в случае анализа функции дыхания становится возможным оценить объем вентиляции легкого по объему вдоха-выдоха; в случае анализа кровотока легкого становится возможным оценить величину кровотока легкого по сердечному (кровеносных сосудов легкого) выбросу; и в случае анализа величины другого кровотока становится возможным оценить оцененную величину кровотока (показатель) в ответвляющихся кровеносных сосудах, которая забирается из величины кровотока (показателя) с центральной стороны.

Кроме того, как было описано выше, определение можно выполнить с более высокой точностью, если может быть вычислена вся полученная база данных, но на этого часто требуется время при выполнении компьютерного анализа. Таким образом, можно выполнять вычисления путем извлечения только их произвольного числа (например, конкретной фазы). Посредством этого может быть уменьшено время анализа, и, кроме того, можно вырезать неровности, наблюдаемые в начале дыхания. Кроме того, при отображении результата анализа может отображаться произвольный диапазон. Например, так называемое "бесконечное воспроизведение" обеспечивается во время повторяющегося воспроизведения, и для доктора становится возможным легко выполнить диагностику путем отображения диапазона изменения "выдох/вдох" из изменения "выдох/вдох".

Как было описано выше, в соответствии с настоящим вариантом осуществления становится возможным оценить изображения тела человека с использованием устройства получения динамического изображения с помощью рентгеновских лучей. Если могут быть получены цифровые данные, вычисления могут в целом хорошо выполняться с помощью существующих устройств учреждения, и, таким образом, уменьшается стоимость установки. Например, для устройства получения динамического изображения с помощью рентгеновских лучей с плоскостанельным детектором, становится возможным легко выполнять обследование пациента. Кроме того, становится возможной рентгенокопия эмболии или тромбоза легкого для кровотока легкого. Например, для устройства получения динамического изображения с помощью рентгеновских лучей, обеспеченного плоскостанельным детектором, могут быть устранены излишние обследования путем выполнения программы поддержки диагностики в соответствии с на-

стоящим вариантом осуществления до выполнения СТ. Кроме того, выполняется простое обследование, и, таким образом, становится возможным выявить заболевание с высокой степенью неотложности на ранней стадии и лечить преимущественно его. В соответствии со способом фотографирования в настоящее время, в случае другой модальности, такой как СТ, MR и т.п., есть некоторые проблемы, но подробная диагностика в каждой области возможна, если могут быть решены приведенные выше проблемы.

Кроме того, оно также применимо к рентгеноскопии различных видов кровеносных сосудов, например цервикального сужения кровотока; а также применимо к оценке кровотока и рентгеноскопии больших кровеносных сосудов. Кроме того, что касается данных дыхания, они позволяют проводить частичное обследование функции легкого, а также могут использоваться для обследования функции легкого. Кроме того, также становится возможным идентифицировать такие заболевания, как хроническая обструктивная болезнь легких (COPD), эмфизема и т.п. Его также можно применять для определения характеристических состояний до и после операции. Кроме того, с помощью преобразования Фурье цикла элемента дыхания и цикла кровотока и устранения формы волны дыхания и формы волны кровотока в рентгеновском снимке брюшной полости, становится возможным обнаруживать патологии в оставшемся биологическом движении, например непроходимость кишечника и т.п.

Кроме того, когда изображение, полученное вначале, демонстрирует до некоторой степени высокое разрешение, имеется большое количество пикселей, и, таким образом, на вычисления часто требуется время. В этом случае вычисление может выполнено после уменьшения изображения до фиксированного числа пикселей. Например, время вычисления может быть уменьшено при выполнении вычисления после уменьшения числа пикселей с [4096×4096] до [1024×1024] пикселей.

Другое.

Кроме того, при фотографировании для получения рентгеновского снимка, например, может использоваться алгоритм прогноза, такой как AR-способ (модель авторегрессивного скользящего среднего) и т.д. Когда можно идентифицировать по меньшей мере одну частоту элемента дыхания, также можно управлять устройством фотографирования с помощью рентгеновских лучей для настройки интервала облучения рентгеновским излучением в соответствии с этой частотой. Например, в случае низкой частоты элемента дыхания (в случае длительного цикла), число фотографирований с помощью рентгеновских лучей может быть уменьшено. Посредством этого становится возможным уменьшить величину радиационного облучения тела человека. Кроме того, в случае высокой частоты элемента дыхания или элемента сердечно-сосудистых сокращений, например тахипноэ, тахикардии и т.п. (в случае короткого цикла), оптимальное изображение может быть подготовлено путем увеличения частоты облучения.

Кроме того, в соответствии с форматом хранения данных DICOM качество сжатого изображения часто ухудшается, и, таким образом, предпочтительно хранить его так, чтобы оно не подвергалось сжатию. Кроме того, способ вычисления может быть изменен в соответствии с форматом сжатия данных.

#### Объяснение символов

- 1 - Основной модуль;
- 3 - блок анализа функции дыхания;
- 5 - блок анализа кровотока легкого;
- 7 - блок анализа другого кровотока;
- 9 - блок анализа Фурье;
- 10 - блок анализа формы волны;
- 11 - блок визуализации/оцифровки;
- 13 - входной интерфейс;
- 15 - база данных;
- 17 - выходной интерфейс;
- 19 - дисплей.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать поле органа на каждом изображении кадра, разбивать изображение поля органа в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения поля органа и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному этому органу циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны дыхания;

для каждого блока-участка изображения поля органа в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения, получать извлеченные частоты, близкие к свойственному этому органу циклическому изменению в результате дыхания, и выполнять обратное

преобразование Фурье для извлеченных частот для получения изменения изображения, настроенного на дыхание,

обнаруживать поле упомянутого или другого органа на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в поле упомянутого или другого органа в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному кровеносным сосудам упомянутого или другого органа циклическому изменению в результате сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечных сокращений или формы волны биения кровеносных сосудов,

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в поле упомянутого или другого органа в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения, получать извлеченные частоты, близкие к свойственному кровеносным сосудам упомянутого или другого органа циклическому изменению в результате сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов, и выполнять обратное преобразование Фурье для этих извлеченных частот для получения изменения изображения, настроенного на сердечные сокращения или биение кровеносных сосудов;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью выявлять частоту изменения изображения органа или частоту изменения изображения кровеносных сосудов упомянутого или другого органа из полученных изображений кадров в каждом блоке-участке.

2. Система по п.1, причем выводится изображение, показывающее циклическое изменение органа, или выводятся изображения, отличающиеся от изображения, показывающего циклическое изменение органа.

3. Система по п.1, причем фильтр представляет собой фильтр, выполненный с возможностью извлекать в каждом блоке-участке частоту, соответствующую изменению плотности изображения сердца, изменению плотности изображения легкого или изменению плотности изображения кровеносных сосудов легкого или сердца.

4. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения, причем изображения кадров получаются для отслеживания произвольного участка органа по изображениям кадров; и

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать поле органа на каждом изображении кадра, разбивать изображение поля органа в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения поля органа и получать вычисленное изменение плотности изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадров по свойственному этому органу циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны дыхания;

для каждого блока-участка изображения поля органа в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения плотности изображения, получать извлеченные частоты, близкие к свойственному этому органу циклическому изменению в результате дыхания, и выполнять обратное преобразование Фурье для извлеченных частот для получения изменения изображения, настроенного на дыхание;

обнаруживать поле органа на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в поле органа в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов и получать вычисленное изменение плотности изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному кровеносным сосудам органа циклическому изменению в результате сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечных сокращений или формы волны биения кровеносных сосудов;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в поле органа в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения плотности изображения, получать извлеченные частоты близкие к свойственному кровеносным сосудам органа циклическому изменению в результате сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов, и выполнять обратное преобразование Фурье для этих извлеченных частот для получения изменения изображения, настроенного на сердечные сокращения или биение кровеносных сосудов;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью отслеживать каждый из упомя-

нутых блоков-участков изображения органа и упомянутых блоков-участков изображения кровеносных сосудов органа в состоянии сохранения относительного взаимного расположения каждого из блоков-участков между изображениями кадров.

5. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны дыхания;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения, выбирать по меньшей мере одну извлеченную частоту, соответствующую дыханию, и выполнять обратное преобразование Фурье для упомянутой по меньшей мере одной извлеченной частоты, соответствующей дыханию, причем упомянутая по меньшей мере одна извлеченная частота выбирается на основании спектрального структурного соотношения в свойственном легкому циклическому изменению из спектров, полученных после преобразования Фурье;

обнаруживать легочном поле на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадров по свойственному кровеносным сосудам легкого циклическому изменению в результате сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечных сокращений или формы волны биения кровеносных сосудов;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадров выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения, выбирать по меньшей мере одну извлеченную частоту, соответствующую сердечным сокращениям или биению кровеносных сосудов, и выполнять обратное преобразование Фурье для упомянутой по меньшей мере одной извлеченной частоты, соответствующей сердечным сокращениям или биению кровеносных сосудов, причем упомянутая по меньшей мере одна извлеченная частота выбирается на основании спектрального структурного соотношения в свойственном кровеносным сосудам легкого циклическом изменении из спектров, полученных после преобразования Фурье;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей.

6. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны элемента дыхания, причем элемент дыхания включает в себя весь или часть выдоха или вдоха человека;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для элемента дыхания, получать по меньшей мере одну извлеченную частоту элемента дыхания, причем упомянутая по меньшей мере одна извлеченная частота элемента дыхания извлекается в полосе, соответствующей дыханию, выполнять обратное преобразование Фурье для упомянутой по меньшей мере одной извлеченной частоты элемента дыхания;

обнаруживать поле сердца на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в поле сердца в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов сердца и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному сердцу циклическому изменению в результате сокращения сердца или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечно-сосудистого элемента, причем сердечно-сосудистый элемент извлечен из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов тела человека;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в поле сердца в каждом изображении

кадров выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для сердечно-сосудистого элемента, получать по меньшей мере одну извлеченную частоту сердечно-сосудистого элемента, причем упомянутая, по меньшей мере, извлеченная одна частота сердечно-сосудистого элемента извлекается в полосе, соответствующей сокращениям сердца или биению кровеносных сосудов, выполнять обратное преобразование Фурье для упомянутой по меньшей мере одной извлеченной частоты сердечно-сосудистого элемента;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение; выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей, причем полоса, соответствующая дыханию, находится в диапазоне от 0 до 0,5 Гц причем полоса, соответствующая сокращениям сердца или биению кровеносных сосудов, находится в диапазоне от 0,6 до 2,5 Гц.

7. Система по п.6, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью извлекать спектры в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектры, соответствующие частоте, отличной от частоты элемента дыхания или сердечно-сосудистого элемента, полученного по изображениям кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектров, полученных после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

8. Система по п.6 или 7, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью генерировать изображение между кадрами на основании частоты элемента дыхания или сердечно-сосудистого элемента и каждого из изображений кадров.

9. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля и получать вычисленное изменение плотности изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадров по свойственному легкому циклическому изменению в результате дыхания; в виде формы волны элемента дыхания, причем элемент дыхания включает в себя весь или часть выдоха или вдоха человека;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадров выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения плотности изображения для элемента дыхания, извлекать спектры в полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте элемента дыхания, из спектров, полученных после преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из этой полосы;

обнаруживать поле органа на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в поле органа в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов органа и получать вычисленное изменение плотности изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному кровеносным сосудам органа циклическому изменению в результате сокращения сердца или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечно-сосудистого элемента, причем сердечно-сосудистый элемент извлечен из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов тела человека;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в поле органа в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения плотности изображения для сердечно-сосудистого элемента, извлекать спектры в полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте сердечно-сосудистого элемента, из спектров, полученных после прямого преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из этой полосы;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей.

10. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра путем сопоставления с образцом, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому

изменению в результате дыхания в виде формы волны элемента дыхания, причем элемент дыхания включает в себя весь или часть выдоха или вдоха человека;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для элемента дыхания, извлекать спектры в первой полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте элемента дыхания, из спектров, полученных после преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из первой полосы;

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра путем сопоставления с образцом, разбивать изображение кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов в легочном поле для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому изменению в результате сокращения сердца или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечно-сосудистого элемента, причем сердечно-сосудистый элемент извлечен из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов тела человека;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для сердечно-сосудистого элемента, извлекать спектры во второй полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте сердечно-сосудистого элемента, из спектров, полученных после прямого преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из второй полосы;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью отслеживать каждый из упомянутых блоков-участков изображения легочного поля и упомянутых блоков-участков изображения кровеносных сосудов в состоянии сохранения относительного взаимного расположения каждого из блоков-участков между изображениями кадров,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью реконструкции нормального легкого или нормальных кровеносных сосудов и выявления патологии путем сравнения легкого или кровеносных сосудов легкого тела человека с нормальным легким или нормальными кровеносными сосудами.

11. Система по п.9 или 10, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью извлекать спектры в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектры, соответствующие частоте, отличной от частоты элемента сердечно-сосудистых сокращений, полученного из изображений кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектров, полученных после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

12. Система по любому из пп.9-11, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью генерировать изображение между кадрами на основании частоты элемента дыхания или элемента сердечно-сосудистых сокращений и каждого из изображений кадров.

13. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра путем сопоставления с образцом, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны элемента дыхания, причем элемент дыхания включает в себя весь или часть выдоха или вдоха человека;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для элемента дыхания, извлекать спектры в первой полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте элемента дыхания, из спектров, полученных после преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из первой полосы;

обнаруживать поле сердца на каждом изображении кадра путем сопоставления с образцом, разбивать изображение кровеносных сосудов в поле сердца в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов в поле сердца для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному кровеносным сосудам сердца циклическому изменению в результате со-

кращения сердца или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечно-сосудистого элемента, причем сердечно-сосудистый элемент извлечен из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов тела человека;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в поле сердца в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для сердечно-сосудистого элемента, извлекать спектры во второй полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте сердечно-сосудистого элемента, из спектров, полученных после прямого преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из второй полосы;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение;

выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью отслеживать каждый из упомянутых блоков-участков изображения легочного поля и упомянутых блоков-участков изображения кровеносных сосудов в поле сердца в состоянии сохранения относительного взаимного расположения каждого из блоков-участков между изображениями кадров,

причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью реконструкции нормального легкого или нормальных кровеносных сосудов и выявления патологии путем сравнения легкого или кровеносных сосудов сердца человека с нормальным легким или нормальными кровеносными сосудами.

14. Система по п.13, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью извлекать спектры в фиксированной полосе, включающей в себя частоту шумов и включающей в себя спектры, соответствующие частоте, отличной от частоты элемента дыхания или элемента биения кровеносных сосудов, полученного из изображений кадров, или входной частоты или полосы частот, из спектров, полученных после преобразования Фурье, путем использования фильтра.

15. Система по п.13 или 14, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью генерировать изображение между кадрами на основании частоты элемента дыхания или элемента сердечно-сосудистых сокращений и каждого из изображений кадров.

16. Система для диагностики состояния дыхания и состояния кровеносных сосудов тела человека, анализирующая изображения тела человека и отображающая результаты анализа, причем система содержит

входной интерфейс, выполненный с возможностью получать изображения кадров тела человека от рентгеновского устройства получения динамического изображения;

основной модуль, выполненный с возможностью

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра, разбивать легочное поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения легочного поля для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному легкому циклическому изменению в результате дыхания в виде формы волны элемента дыхания, причем элемент дыхания включает в себя весь или часть выдоха или вдоха человека;

для каждого блока-участка изображения легочного поля в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для элемента дыхания, извлекать спектры в первой полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте элемента дыхания, из спектров, полученных после преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из первой полосы;

обнаруживать легочное поле на каждом изображении кадра, разбивать изображение кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадра на блоки-участки изображения кровеносных сосудов в легочном поле для усреднения пиксельного значения изменения изображения и получать вычисленное изменение изображения в каждом блоке-участке в каждом изображении кадра по свойственному кровеносным сосудам легкого циклическому изменению в результате сокращения сердца или биения кровеносных сосудов в виде формы волны сердечно-сосудистого элемента, причем сердечно-сосудистый элемент извлечен из сердечных сокращений или биения кровеносных сосудов тела человека;

для каждого блока-участка изображения кровеносных сосудов в легочном поле в каждом изображении кадра выполнять преобразование Фурье для вычисленного изменения изображения для сердечно-сосудистого элемента, извлекать спектры во второй полосе, включающей в себя спектры, соответствующие по меньшей мере одной частоте сердечно-сосудистого элемента, из спектров, полученных после прямого преобразования Фурье, и выполнять обратное преобразование Фурье для спектров, извлеченных из этой полосы;

выполнять оцифровку с использованием данных Фурье-анализа для получения обработанных изображений, отображающих фактическое движение; выходной интерфейс, выполненный с возможностью вывода по меньшей мере одного обработанного изображения на дисплей, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью вычислять показатель изменения пикселей в каждом блоке-

участке в каждом изображении кадра;

извлекать только блоки-участки, для которых настраиваемый показатель находится в пределах предварительно определенного фиксированного диапазона, причем настраиваемый показатель является величиной отношения показателя изменения пикселей в каждом блоке-участке к показателю изменения динамической зоны, связанной с дыханием, причем выходной интерфейс дополнительно выполнен с возможностью выводить на дисплей обработанное изображение, включающее только извлеченные блоки-участки.

17. Система по п.16, причем упомянутая по меньшей мере одна частота элемента дыхания находится в диапазоне от 0 до 0,5 Гц, причем упомянутая по меньшей мере одна частота элемента сердечно-сосудистых сокращений находится в диапазоне от 0,6 до 2,5 Гц.

18. Система по п.16 или 17, причем логарифмические значения настраиваемого показателя определяются как фиксированный диапазон, включающий 0.

19. Система по любому из пп.1-18, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью

определять диапазон анализа для всех полученных изображений кадров с использованием кривой Безье; и

обнаруживать целевой объект анализа на основании изменения интенсивности в диапазоне анализа.

20. Система по п.19, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью вычислять признак периферии обнаруженного целевого объекта анализа.

21. Система по любому из пп.6-12, причем в обнаруженном легочном поле выбираются внутренние контрольные точки и легочное поле разбивается с помощью криволинейных или прямых линий, проходящих через внутренние контрольные точки внутри легочного поля.

22. Система по п.21, причем интервал между контрольными точками на внешней протяженности обнаруженного легочного поля делается относительно большим, а интервал между внутренними контрольными точками делается относительно маленьким в соответствии с показателем расширения для каждого блока-участка внутри обнаруженного легочного поля.

23. Система по п.21, причем интервал между контрольными точками делается относительно большим и большим по мере того, как они приближаются в краниокаудальном направлении к телу человека, или относительно большим и большим по мере того, как они приближаются к конкретному направлению вектора в обнаруженном легочном поле.

24. Система по любому из пп.1-23, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью строить по меньшей мере одно из: легочного поля, кровеносных сосудов или сердца с использованием по меньшей мере одной кривой Безье.

25. Система по любому из пп.1-24, причем обнаруживается диафрагма путем вычисления различия в интенсивности для каждого из непрерывных изображений и отображается индекс, указывающий местоположение или форму динамической зоны, связанной с обнаруженной диафрагмой или дыханием.

26. Система по п.25, причем диафрагма, которая не прерывается другими зонами, отличными от диафрагмы, отображается путем изменения порога интенсивности для интерполяции всей формы диафрагмы.

27. Система по п.25 или 26, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью вычислять по меньшей мере одну частоту элемента дыхания по местоположению или форме обнаруженной диафрагмы или местоположению или форме динамической области, связанной с дыханием.

28. Система по любому из пп.6-9, причем элемент дыхания корректируется путем изменения фазы по меньшей мере одной частоты элемента дыхания или путем сглаживания формы волны элемента дыхания.

29. Система по любому из пп.1-28, причем определяется форма волны любого блока участка из блоков участков в пределах диапазона анализа и извлекаются составляющие элементы частоты определяемой формы волны для вывода изображения, соответствующего составляющим элементам частоты формы волны.

30. Система по любому из пп.1-29, причем в диапазоне анализа обнаруживается плотность и оттуда удаляется место, где плотность изменяется относительно большим образом.

31. Система по любому из пп.6-15, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью выбора по меньшей мере одной частоты при выполнении обратного преобразования Фурье на основании спектрального структурного соотношения в свойственном органу циклическом изменении из спектров, полученных после преобразования Фурье.

32. Система по любому из пп.6-9, причем рентгеновское устройство фотографирования управляется так, чтобы настраивать интервал облучения рентгеновским излучением в соответствии с упомянутой по меньшей мере одной частотой элемента дыхания.

33. Система по любому из пп.6-15, причем после выполнения обратного преобразования Фурье извлекается и отображается только блок, в котором значение амплитуды является относительно большим.

34. Система по любому из пп.6-12, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью определять диафрагму или грудную клетку после идентификации легочного поля, вычислять величину

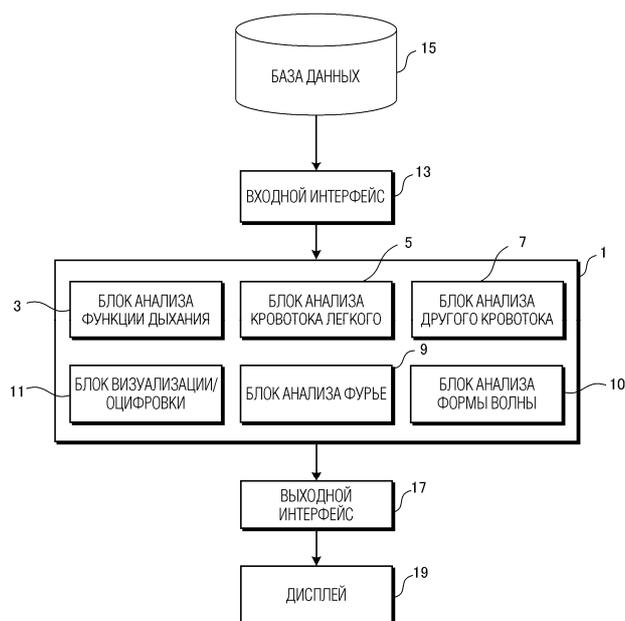
ну изменения диафрагмы или грудной клетки и вычислять показатель изменения по величине изменения.

35. Система по любому из пп.6-15, причем основной модуль дополнительно выполнен с возможностью умножать конкретный спектр на коэффициент, при этом отображение с выделением выполняется на основании конкретного спектра, умноженного на коэффициент.

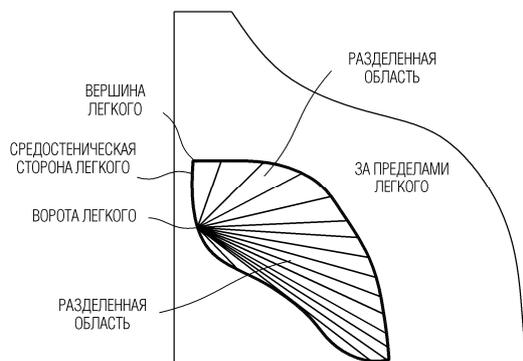
36. Система по любому из пп.6-9, причем частоты элемента дыхания, включающего в себя весь или часть выдоха или вдоха, определяются на основании пикселей в конкретной области в каждом из изображений кадров; и

каждое изображение, соответствующее каждой из частот элемента дыхания, отображается на дисплее.

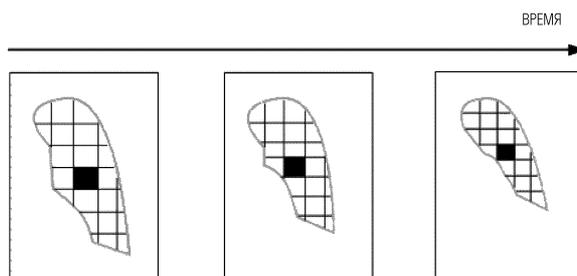
37. Система по любому из пп.1-36, причем в отношении конкретного диапазона по меньшей мере для некоторого одного изображения кадра выбирается и отображается на дисплее изображение, собранное до некоторого фиксированного значения.



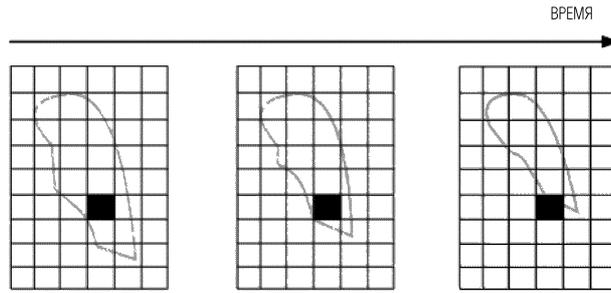
Фиг. 1А



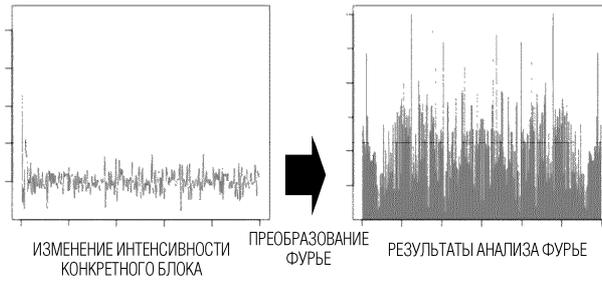
Фиг. 1В



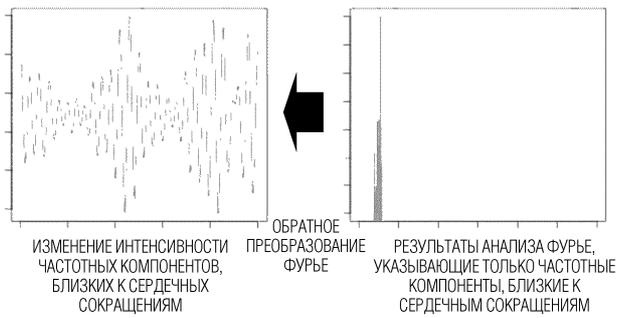
Фиг. 1С



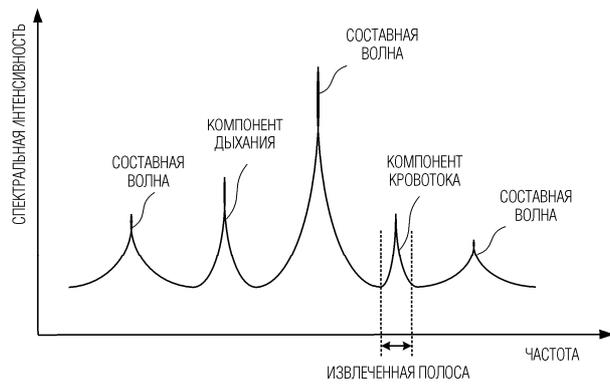
Фиг. 1D



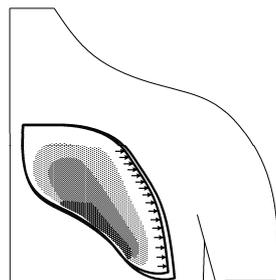
Фиг. 2A



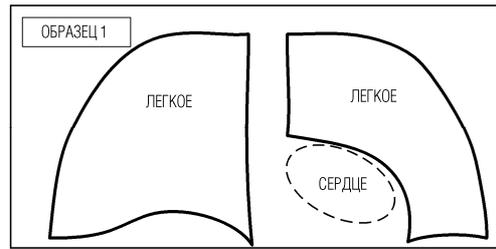
Фиг. 2B



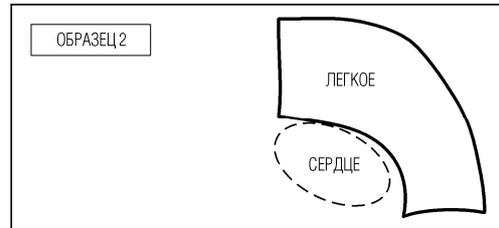
Фиг. 2C



Фиг. 2D



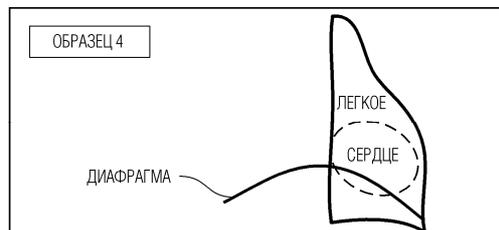
Фиг. 2Е



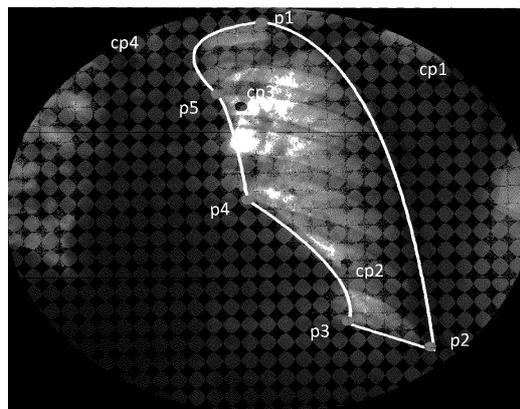
Фиг. 2F



Фиг. 2G

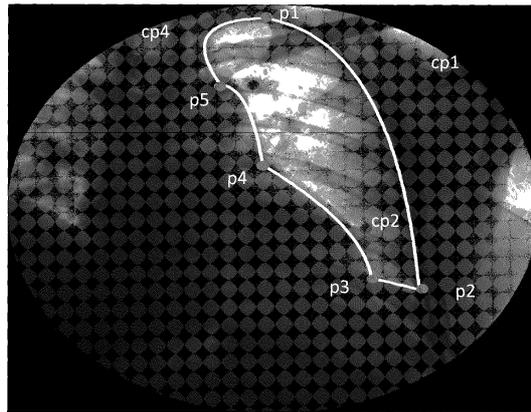


Фиг. 2H

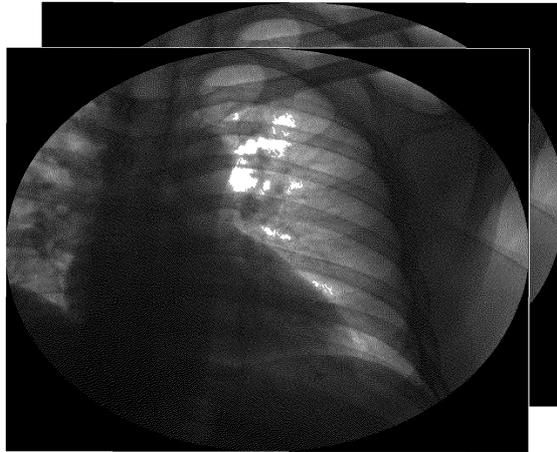


Фиг. 3А

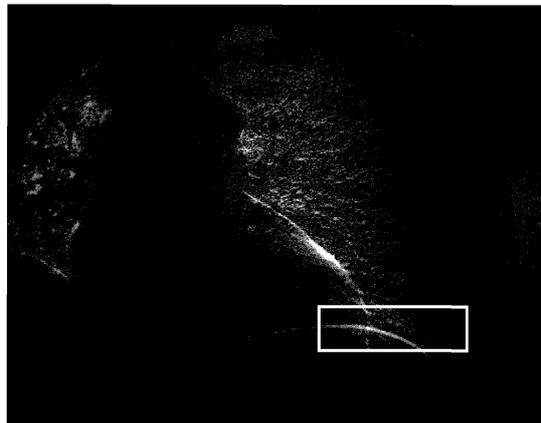
040692



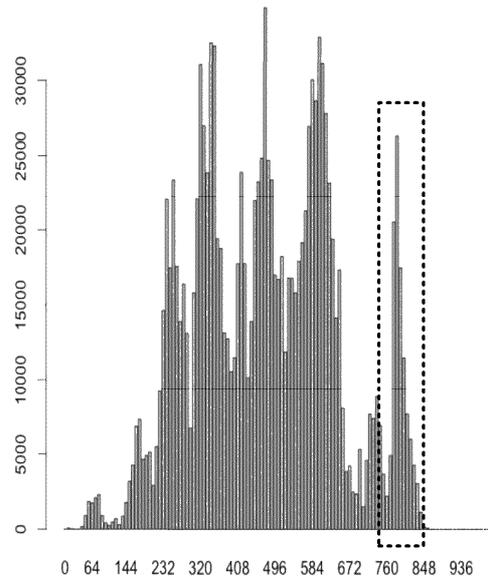
Фиг. 3В



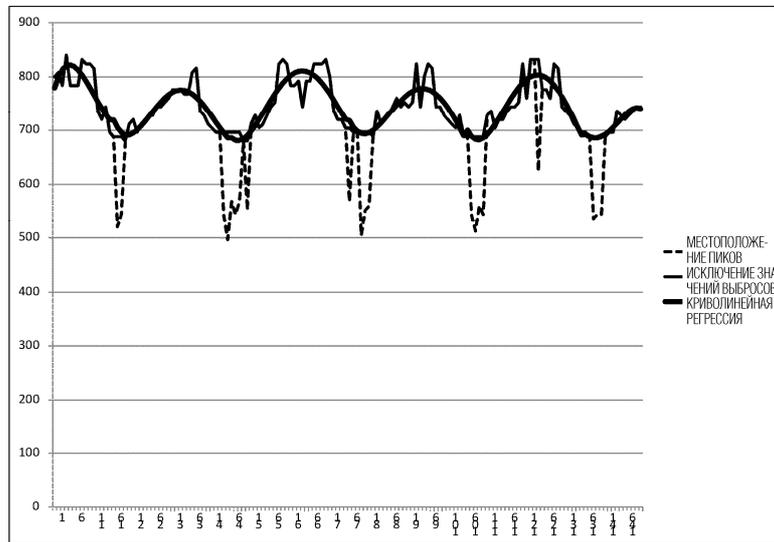
Фиг. 4А



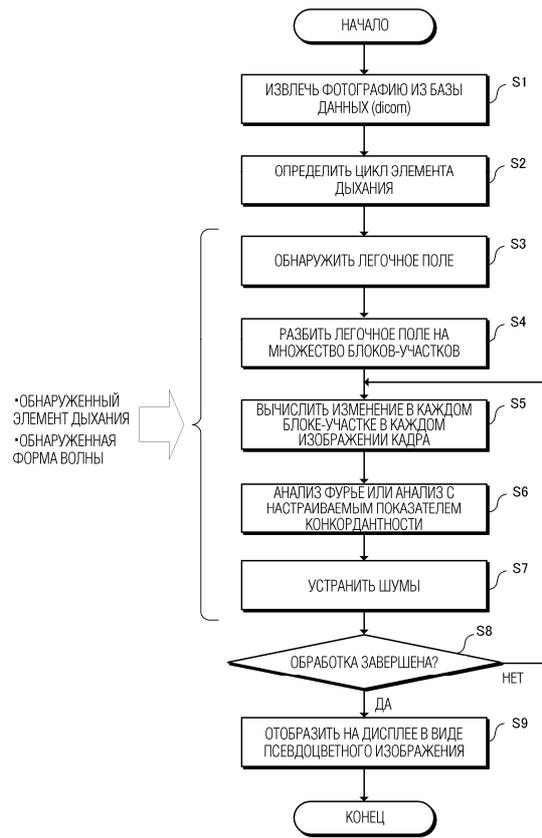
Фиг. 4В



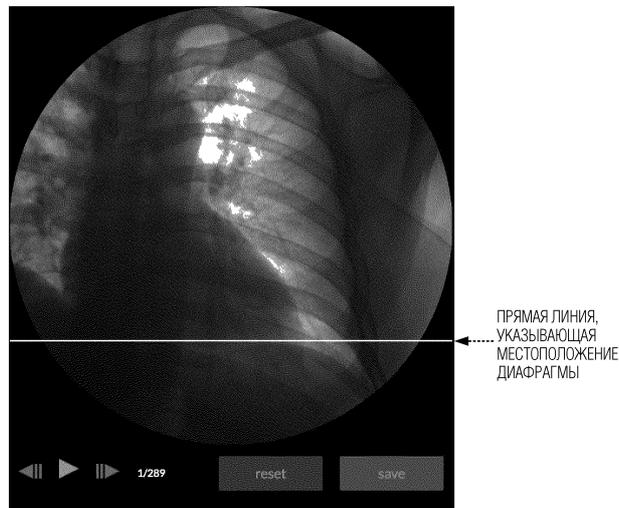
Фиг. 4С



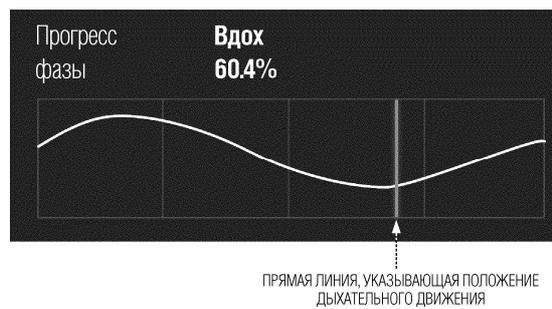
Фиг. 5



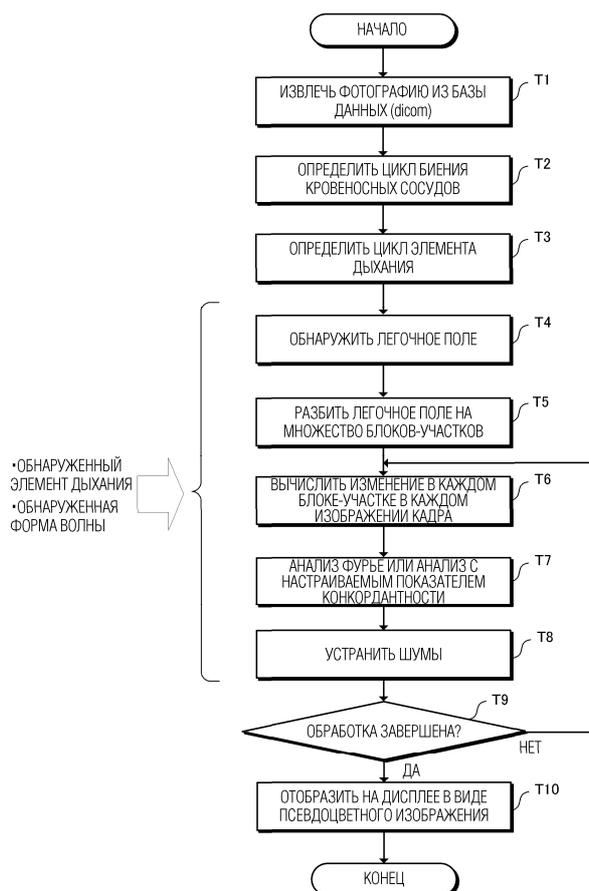
Фиг. 6А



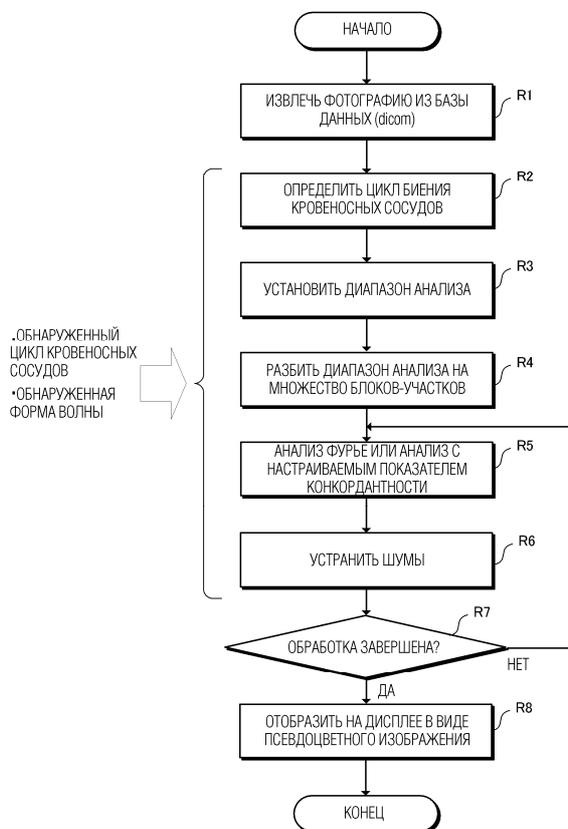
Фиг. 6В



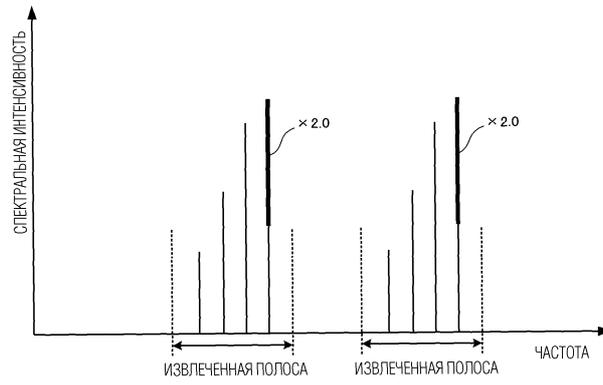
Фиг. 6С



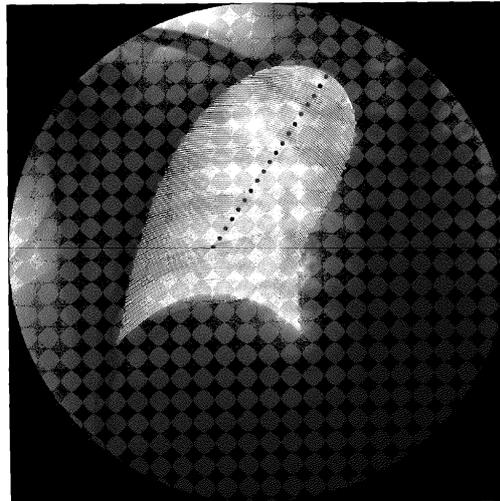
Фиг. 7



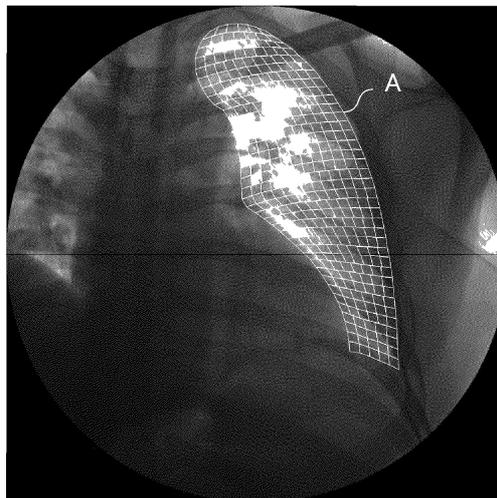
Фиг. 8



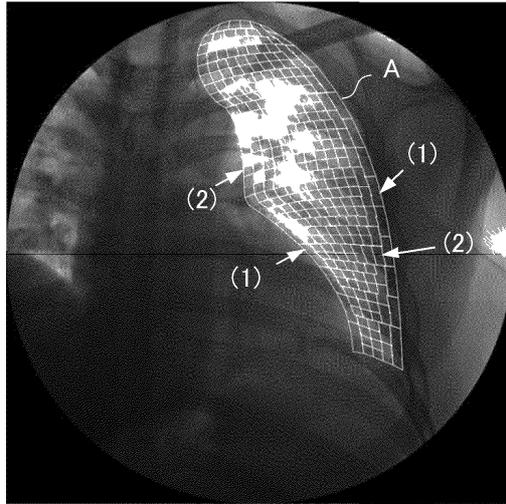
Фиг. 9



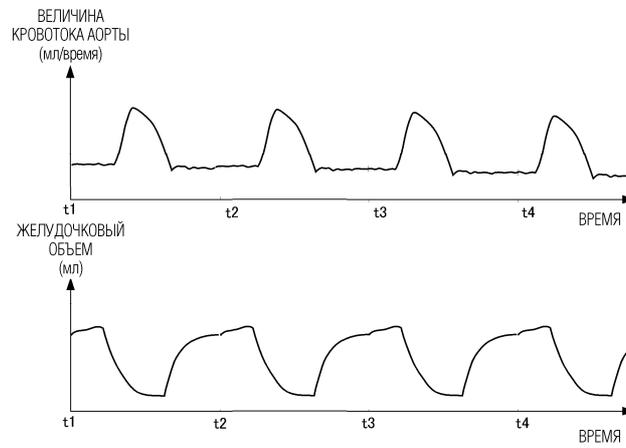
Фиг. 10



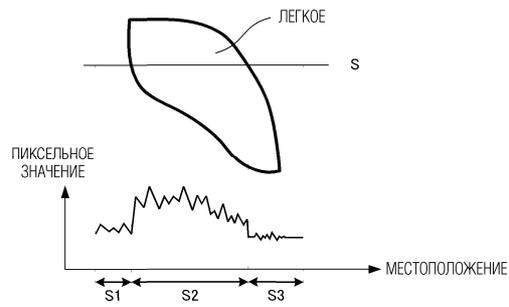
Фиг. 11



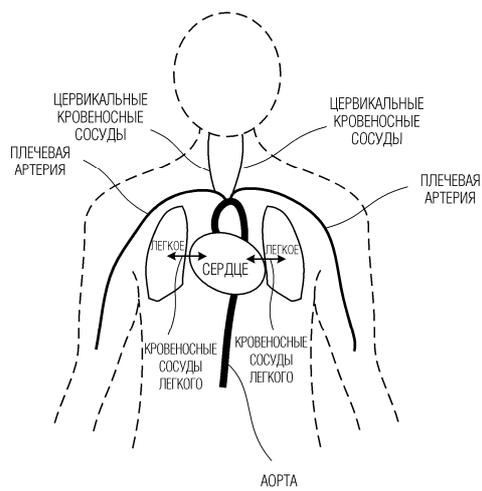
Фиг. 12



Фиг. 13



Фиг. 14



Фиг. 15



Евразийская патентная организация, ЕАПВ

Россия, 109012, Москва, Малый Черкасский пер., 2