



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110072452 A

(43)申请公布日 2019.07.30

(21)申请号 201780071596.6

(22)申请日 2017.11.15

(30)优先权数据

10-2016-0154145 2016.11.18 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2017/012923 2017.11.15

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/093136 KO 2018.05.24

(71)申请人 百来

地址 韩国首尔

(72)发明人 禹应济 吴东仁

(74)专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事务所(普通合伙) 11413

代理人 谢攀 刘继富

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/0295(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

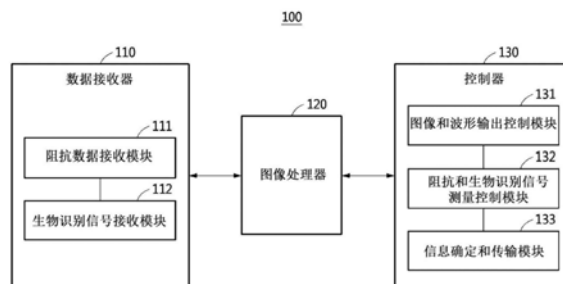
权利要求书3页 说明书16页 附图11页

(54)发明名称

用于对象的图像监测方法和设备,以及图像监测系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于显示基于在对象的胸部处测量的阻抗数据的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像和基于生物识别信号的参考图像的图像监测装置和方法,其中,基于在对象的胸部测量的电压的阻抗数据通过电阻抗断层成像(EIT)分离为肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据,以及心脏和血管的动态血流变化数据;并且,根据对象的病理状况来显示通过分离获得的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和心脏和血管阻抗图像,以及基于在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的参考图像。



1. 一种图像监测装置,包括:

数据接收器,其配置为接收基于在对象胸部处测量的电压并由电阻抗断层成像(EIT)设备分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据以及心脏和血管的血流阻抗数据,并且接收在所述对象的目标检查部位处感测的生物识别信号;

图像处理器,其配置为基于所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像;和

控制器,其配置为根据屏幕模式和测量部位来控制显示所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注阻抗图像、所述血流阻抗图像和所述参考图像中的至少一个。

2. 如权利要求1所述的图像监测装置,其中,所述图像处理器基于在所接收的生物识别信号的特定位置处获得的所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据中至少一个的变化和时间延迟生成所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注阻抗图像和所述血流阻抗图像。

3. 如权利要求2所述的图像监测装置,其中,所述图像处理器基于所述肺通气阻抗图像和所述肺灌注阻抗图像量化肺部内部在时间上的变化、程度和模式中的至少一个,并基于所述血流阻抗图像量化心脏和血管在时间上的动态血流变化、程度和模式中的至少一个。

4. 如权利要求2所述的图像监测装置,其中,所述图像处理器计算所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注阻抗图像、所述血流阻抗图像和所述参考图像中的平均偏差、平均变化、平均相位延迟和平均绝对阻抗值中的至少一个。

5. 如权利要求4所述的图像监测装置,其中,所述控制器基于所述对象的病理状态,根据预设且分类的屏幕模式或测量部位来控制显示已被量化的所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注阻抗图像、所述血流阻抗图像和所述参考图像中的至少一个。

6. 如权利要求1所述的图像监测装置,其中,所述EIT设备包括:

胸部电极元件,其设有用于电流注入和电压检测的多个电极并沿着待检查对象的胸围附接;

感测元件,其配置为在与所述对象的目标检查部位接触时感测生物识别信号;

阻抗数据获得器,其配置为基于通过所述多个电极测量的电压获得关于所述对象的胸部的阻抗数据;

算法功能元件,其配置为通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据;和

EIT控制器,其配置为选择性地给从所述多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,通过未选择的电极测量电压,并且控制传输所感测的生物识别信号、所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据。

7. 一种图像监测系统,包括:

电阻抗断层成像(EIT)设备,其配置为选择性地给从沿着对象的胸围附接的多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,分离基于通过未选择的电极测量电压而获得的阻抗数据的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和心脏和血管的血流阻抗数据,并且在所述对象的目标检查部位处感测生物识别信号;和

图像监测装置,其配置为显示基于所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述

血流阻抗数据的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像以及基于所感测的生物识别信号的参考图像中的至少一个。

8. 如权利要求7所述的图像监测系统,其中,所述图像监测装置包括:

数据接收器,其配置为接收基于在所述对象胸部处测量的电压并由所述EIT设备分离的所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据,并且接收在所述对象的目标检查部位处感测的所述生物识别信号;

图像处理器,其配置为基于所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像;和

控制器,其配置为根据屏幕模式和测量部位来控制显示所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注图像、所述血流阻抗图像和所述参考图像中的至少一个。

9. 如权利要求7所述的图像监测系统,其中,所述EIT设备包括:

胸部电极元件,其设有用于电流注入和电压检测的多个电极并沿着待检查对象的胸围附接;

感测元件,其配置为在与所述对象的目标检查部位接触时感测所述生物识别信号;

阻抗数据获得器,其配置为基于通过所述多个电极测量的电压获得关于所述对象的胸部的阻抗数据;

算法功能元件,其配置为通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据;和

EIT控制器,其配置为选择性地给从所述多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,通过未选择的电极测量电压,并且控制传输所感测的生物识别信号、所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据。

10. 如权利要求9所述的图像监测系统,其中,所述算法功能元件对所获得的阻抗数据应用独立成分分析(ICA)算法,即所述信号分离算法,以分离彼此不同的所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据,并对所分离的阻抗数据中的每个应用信号幅度恢复算法以使其恢复为具有原始信号的幅度。

11. 如权利要求9所述的图像监测系统,其中,所述EIT控制器包括:

电流注入模块,其配置为将具有多个频率范围的电流注入到从附接到所述对象的胸部的多个电极中选择的至少一个电极对;

电压测量模块,其配置为通过所述多个电极中未选择的电极测量由所注入的电流引起的电压;

EIT控制模块,其配置为控制从所述多个电极中选择至少一个电极对,控制选择所述未选择的电极,并控制与所述对象的目标检查部位接触的所述感测元件的感测。

12. 如权利要求11所述的图像监测系统,其中,所述电流注入模块选择所选择的电极对和频率,生成电压信号并将其转换成对应于所选择的频率的电流,并通过所选择的电极对将所转换的电流注入到所述对象的胸部。

13. 一种通过图像监测装置实时监测对象状态的图像监测方法,所述图像监测方法包括:

接收基于在对象胸部处测量的电压并由电阻抗断层成像(EIT)设备分离的肺通气阻抗

数据、肺灌注阻抗数据以及心脏和血管的血流阻抗数据,并接收在所述对象的目标检查部位处感测的生物识别信号;

基于所述肺通气阻抗数据、所述肺灌注阻抗数据和所述血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像;以及

根据屏幕模式和测量部位来控制显示所述肺通气阻抗图像、所述肺灌注阻抗图像、所述血流阻抗图像和所述参考图像中的至少一个。

用于对象的图像监测方法和设备,以及图像监测系统

技术领域

[0001] 本公开涉及一种用于提供关于作为任何地点的实时移动图像的对象生物识别状态信息的图像监测方法、装置和系统,以及图像监测系统,更具体地涉及一种用于同时测量和分析对应于在对象胸部处测量的电特性变化的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像和关于在对象的目标检查部位处感测的血流和呼吸动态变化的生物识别信号,并以实时移动图像和信号的形式提供关于对象的生理和病理状态信息的图像监测方法、设备和系统。

背景技术

[0002] 病人监测装置(或病人监测器)通过多个传感器利用侵入性或非侵入性方法获得对象的生物识别状态信息,实时地将从所获得的生物识别状态信息中提取的多个生物识别信号和数字化信息输出到屏幕,并且当所输出的信号或数值超过设定范围时以有线、无线或警告声音的形式提供警报。

[0003] 常规病人监测装置接收并处理从附接到对象的身体皮肤的传感器(或电极)和插入人体的传感器测量的生物识别信号,并输出随着时间变化的、数值、图像、值和波形。这样的常规病人监测装置接收并显示心电图(ECG)、外周血氧饱和度(SpO_2)、呼气末二氧化碳($EtCO_2$)、血压(BP)、呼吸和温度中的至少一个生物识别信号(或生物信号),因此起到实时监测身体状况的综合变化(例如对象的呼吸、血流动态变化等)的作用,但在获得仅能够通过侵入性方法测量的身体内部的生物识别信息的局部变化方面具有限制。

[0004] 而且,可通过电阻抗断层成像(EIT)方法获得的对象的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像在根据随着各种原因而变化的阻抗的变化来分析对象的身体状况方面具有限制。

[0005] 换句话说,常规病人监测装置使用仅输出对象的生物识别时变信号(生物信号)的方法,因此不提供对象的肺部和心脏中某个区域的图像、肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和关于心脏和主要血管中的血流的信息,或需要侵入性方法来测量这些信息,由此对于更准确地实时测量对象的生理和病理状态方面是有问题的。

发明内容

[0006] 技术问题

[0007] 本公开旨在提供一种用于对象的图像监测装置、方法和系统,其中,从使用EIT方法的电阻抗断层成像(EIT)设备中接收从基于在对象的胸部处测量的电压的阻抗数据中分离出的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据,并将其显示为移动图像和数值。

[0008] 本公开还旨在提供一种用于对象的图像监测装置、方法和系统,其中,整体地分析分别基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和心肺动态血流阻抗图像,以及分析在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的参考时变数据,以显示表示对象的生理和病理状态的指

标。

[0009] 本公开还旨在提供一种用于对象的图像监测装置、方法和系统,其中,从对象身体实时测量的生物识别信号用于抑制由基于在胸部处测量的电压的阻抗数据的不同生物识别信号造成的干扰,并在用于分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据的算法方面使用用于仅分离关于局部变化的信号分量的信号分离算法,由此实时提供更准确的用于监测心肺功能的阻抗图像和局部生物识别状态信息。

[0010] 技术方案

[0011] 根据本公开的一个实施例,一种图像监测装置包括:配置为接收基于在对象胸部处测量的电压并由电阻抗断层成像(EIT)设备分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据以及心脏和血管的血流阻抗数据,并且接收在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的数据接收器;配置为基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像并基于所感测的生物识别信号生成参考图像的图像处理器;以及,配置为根据屏幕模式和测量部位来控制显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个的控制器。

[0012] 根据本公开的一个实施例,一种图像监测系统包括:EIT设备,其配置为选择性地给从沿着对象的胸围附接的多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,分离基于通过未选择的电极测量电压而获得的阻抗数据的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和心脏和血管的血流阻抗数据,并感测对象的目标检查部位处的生物识别信号;以及,图像监测装置,其配置为显示基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像以及基于所感测的生物识别信号的参考图像中的至少一个。

[0013] 根据本公开的一个实施例,一种通过图像监测装置实时监测对象状态的图像监测方法包括:接收基于在对象胸部处测量的电压并由电阻抗断层成像(EIT)设备分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和心脏和血管的血流阻抗数据,并接收在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号;基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像;以及,根据屏幕模式和测量部位来控制显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个。

[0014] 有利效果

[0015] 根据本公开的一个实施例,从使用EIT方法的电阻抗断层成像(EIT)设备接收基于从在对象的胸部处测量的电压的阻抗数据中分离出的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据,并将其显示为移动图像和数值。

[0016] 还根据本公开的一个实施例,整体地分析分别基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和心肺动态血流阻抗图像,以及在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的参考时变数据,以显示表示对象的生理和病理状态的指标。

[0017] 还根据本公开的一个实施例,从对象身体实时测量的生物识别信号用于抑制由基于在胸部处测量的电压的阻抗数据的不同生物识别信号造成的干扰,并在用于分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据的算法方面使

用用于仅分离关于局部变化的信号分量的信号分离算法,由此实时提供更准确的用于监测心肺功能的阻抗图像和局部生物识别状态信息。

附图说明

- [0018] 图1是根据本公开实施例的图像监测装置的框图;
- [0019] 图2图示出根据本公开实施例的图像监测装置的显示的一个示例;
- [0020] 图3a和3b图示出肺通气阻抗数据和肺通气阻抗图像的示例;
- [0021] 图4a和4b图示出基于心脏和肺内的血流的阻抗图像和心电图 (ECG) 的示例;
- [0022] 图5图示出基于对象的生物识别信号的参考图像的示例;
- [0023] 图6图示出根据本公开实施例的图像监测系统;
- [0024] 图7是用于描述根据本公开实施例的电阻抗断层成像 (EIT) 设备的配置的框图;
- [0025] 图8a图示出根据本公开实施例的EIT设备的应用,图8b示意性地图示出胸部电极元件;
- [0026] 图9a和9b示意性地图示出在图8b中示出的EIT设备中使用的复合电极;
- [0027] 图10a至10d示意性地示出电极带,图10e图示出电极带附接到对象身体的示例;
- [0028] 图11a和11b图示出根据本公开实施例的通过应用信号分离算法来分离和恢复阻抗数据的示例;
- [0029] 图12是示出根据本公开实施例的通过图像监测装置实时监测对象状态的方法的流程图。

具体实施方式

[0030] 以下将参照附图和附图所示内容说明本公开的实施例,本公开不限于这些实施例。

[0031] 在本文中使用的术语仅出于说明实施例的目的,不旨在限制本公开。在本文中使用的单数形式旨在也包括复数形式,除非文中明确有相反说明。还将理解的是,本文中使用的术语“包括”指存在所陈述的元件、步骤、操作,和/或构件,但不排除存在或添加一个或多个其它元件、步骤、操作,和/或构件。

[0032] 在本文中使用的“实施例”、“示例”、“情况”、“图示”等中所公开的某个方面或设计不应解读为比其它方面或设计更好或更有利。

[0033] 而且,术语“或者”旨在指示“包含性的或者”而不是“排他性的或者”。换句话说,除非另有说明或上下文中明确另有指示,“x使用a或者b”旨在表示任何自然的包含性排列。

[0034] 而且,在本说明书和权利要求书中使用的冠词“一个”应一般性地解读为表示“一个或多个”,除非另有说明或上下文明确指示是单数形式。

[0035] 而且,要理解的是,尽管在本文中可能会使用术语“第一”、“第二”等来描述各个元件,这些元件不应被这些术语限制。这些术语仅用于彼此区分元件。

[0036] 除非另有限定,在本文中使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与本发明所属领域技术人员通常理解的相同的含义。还要理解的是,例如在常用字典中定义的那些术语应解读为具有与它们在相关领域的背景中一致的含义,不应解读为理想化或过于正式的意义,除非在文中这样明确定义。

[0037] 同时,在以下说明书中,为人熟知的功能或构造将不详细说明,这是因为它们可能会遮掩本公开的要旨。而且,以下要描述的术语是考虑到本公开范围内的功能来定义的,可随着使用者或操作者的意图或实践而改变。相应地,一些定义是基于本说明书中的内容暗含的。

[0038] 图1是根据本公开实施例的图像监测装置的框图。

[0039] 参照图1,根据本公开实施例的图像监测装置100从电阻抗断层成像(EIT)装置接收分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据,和血流阻抗数据和生物识别信号,并由此显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像,并作为指标以示出对象的生理和病理状态。

[0040] 为此,根据本公开实施例的图像监测装置100包括数据接收器110、图像处理器120,和控制器130。

[0041] 数据接收器110从EIT设备接收基于在对象的胸部测量的电压的、分离的肺通气、肺灌注和随心脏和主要血管中的血流变化的血流阻抗数据,并且接收在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号。

[0042] 更详细地说,数据接收器110包括阻抗数据接收模块111和生物识别信号接收模块112。

[0043] 阻抗数据接收模块111可从EIT设备接收基于在对象胸部测量的电压的肺通气阻抗、肺灌注阻抗和血流阻抗中的至少一个分离的阻抗数据。

[0044] 例如,通过给从沿着对象胸围附接的多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,肺通气阻抗数据和肺灌注阻抗数据可基于通过未选择的电极测量的电压来获得。

[0045] 肺通气阻抗数据基于对象的肺通气(或肺部通气)过程获得,肺通气过程可以指当对象连续并周期性地呼入和呼出时空气进入和出来的过程。

[0046] 肺灌注阻抗数据指的是显示对象肺部中血液的数据,通过该数据可检查血液在对象的两个肺部中的均匀分布情况。由此,可观察和诊断例如肺栓塞、血栓、肿瘤、肺癌、肺结核和肉芽肿的肺血管疾病;例如慢性支气管炎、肺气肿、支气管哮喘和支气管扩张的闭塞性疾病;和例如肺炎、肺梗塞、胸腔积液和气胸的其它疾病。

[0047] 血流阻抗数据指的是显示对象的心脏和主要血管中的血流变化程度的数据,通过该数据可检查心率、血流速度、相应的吸氧能力,和胸部中的主要血管中的血流变化。

[0048] 而且,生物识别信号接收模块112可配置为接收来自EIT设备的在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号。

[0049] 生物识别信号指的是在对象的目标检查部位(即身体部位)处通过感测获得的数据,该数据可通过多个传感器感测。

[0050] 根据一个实施例,生物识别信号可以是来自声音传感器、姿势传感器和心电图(ECG)传感器中的至少一个传感器的感测信号,并可包括外周氧饱和度(SpO_2)信号,光电容积描记(PPG)信号和ECG信号中的至少一个。

[0051] 根据一个替代实施例,生物识别信号可以通过感测对象胸部的脑电图(EEG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG)、心震描记(SCG)和心冲击描记(BCG)获得的信号。

[0052] EIT设备可以配置为通过在对象胸部处测量电压获得阻抗数据,并且EIT设备可在对象的目标检查部位处感测生物识别信号。而且,肺通气阻抗数据和肺灌注阻抗数据可基

于同时测量的生物识别信号从所获得的阻抗数据中提取。

[0053] 为此,EIT设备可包括胸部电极元件(未示出)、感测元件(未示出)、阻抗数据获得器(未示出)、算法功能元件(未示出),和EIT控制器(未示出)。

[0054] 胸部电极元件可设有沿着待检查对象的胸围附接的用于电流注入和电压检测的多个电极。

[0055] 感测元件可与对象的目标检查部位接触并感测生物识别信号。

[0056] 阻抗数据获得器可基于从多个电极测量的电压获得关于对象胸部的阻抗数据。

[0057] 算法功能元件可通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法和同时测量的生物识别信号来分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据。

[0058] 例如,算法功能元件对所获得的阻抗数据应用独立成分分析(ICA)算法(即信号分离算法)以分离彼此不同的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,并对要恢复到原始信号幅度的分离的每个阻抗数据应用信号幅度恢复算法。

[0059] EIT控制器可实施控制以选择性地给多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,通过未选择的电极测量电压,并且传输所感测的生物识别信号、肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据。

[0060] 参照图6至11b将详细地描述EIT设备的具体配置和特征。

[0061] 图像处理器120基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像。

[0062] 更详细地说,图像处理器120可分别根据肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据恢复关于对象胸部内部的电导率和介电常数图像的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗图像。

[0063] 由此,基于肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,图像处理器120可根据数据变化计算平均偏差、平均变化、平均相位延迟和平均绝对阻抗值中的至少一个。

[0064] 而且,图像处理器120可基于肺通气阻抗图像来量化肺部内的通气在时间上的变化、程度和模式中的至少一个,并可基于肺灌注阻抗图像来量化肺部内的灌注在时间上的变化、程度和模式中的至少一个。

[0065] 而且,通过应用所感测的生物识别信号,图像处理器120可基于心脏和主要血管的血流阻抗图像来量化心脏和血管在时间上的动态血流变化、程度和模式中的至少一个。

[0066] 而且,图像处理器120可配置为基于所感测的生物识别信号生成在时间上具有波形和数值的参考图像,并计算生物识别信号的平均偏差、平均变化和平均相位延迟中的至少一个。

[0067] 根据一个实施例,图像处理器120可配置为基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据和生物识别信号整体地分析对象的生理和病理状态。

[0068] 控制器130可配置为根据屏幕模式和测量部位来控制显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个。

[0069] 更详细地说,控制器130可包括图像和波形输出控制模块131、阻抗和生物识别信号测量控制模块132,和信息确定和传输模块133。

[0070] 图像和波形输出控制模块131可配置为根据预设的屏幕模式或想要监测的对象的测量部位来控制显示所计算的平均数值、所量化的肺通气阻抗图像、所量化的肺灌注阻抗图像和所量化的血流阻抗图像中的至少一个。

[0071] 测量部位可以指关于对象的肺部、心脏和主要血管中的至少一个的状态更准确监测的部位。

[0072] 更详细地说,图像和波形输出控制模块131可配置为根据由图像处理器120量化的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,基于所计算的阻抗数据的变化,控制显示与平均偏差、平均变化、平均相位延迟和平均绝对阻抗值中的至少一个测量数据相关的图像、波形和数值。

[0073] 而且,图像和波形输出控制模块131可配置为根据预设的对象生理和病理状态,基于屏幕模式和测量部位,控制肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和测量数据显示为图像、波形和数值。

[0074] 而且,图像和波形输出控制模块131可配置为基于预设的屏幕模式,控制在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的参考图像显示为图像、波形、数值。

[0075] 在此,屏幕模式可包括基于对象的某个病理状态划分的多个屏幕区域以显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和测量数据和生物识别信号的参考图像。

[0076] 根据一个实施例,控制器130可根据肺血管疾病(例如:肺栓塞、血栓、肿瘤、肺癌、肺结核和肉芽肿)、闭塞性疾病(例如:慢性支气管炎、肺气肿、支气管哮喘和支气管扩张)和其它疾病(例如:肺炎、肺梗塞、胸腔积液和气胸)中的一种,基于对象的某个病理状态来控制布置和显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像。

[0077] 对肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像和测量数据的要求可能根据某个病理状态是不同的,并由此通过考虑病理状态来合适地布置和显示。

[0078] 根据一个替代实施例,图像和波形控制模块131可配置为用不同的颜色、尺寸、厚度、语言、声音和语音来控制显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和对应于测量数据和生物识别信号的参考图像,并控制在超出预设的正常范围的情况下以声音、振动和颜色变化的形式发出至少一个警告信号。

[0079] 阻抗和生物识别信号测量控制模块132可配置为控制EIT设备测量对象胸部处的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和生物识别信号,并传输用于控制测量关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据的控制信号,所测得的生物识别信号应用于该血流阻抗数据。

[0080] 信息确定和传输模块133可配置为控制由数据接收器110和图像处理器120实施的特征,并将所接收到的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据和生物识别信号传输给图像处理器120,以使得肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据和生物识别信号能够生成为图像。

[0081] 而且,信息确定和传输模块133可配置为控制将所接收的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据、和生物识别信号和所生成的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个传输到外部。

[0082] 图2图示出根据本公开实施例的图像监测装置的显示的一个示例。

[0083] 参照图2,根据本公开实施例的图像监测装置100基于脉搏数据(HR) 210、血压数据

(ABP) 220、肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像230、外周氧饱和度和呼气末二氧化碳分压数据 (SpO₂/EtCO₂) 240、温度数据 (Temp) 250和呼吸率数据 (RR) 260来显示图像、波形和数值。

[0084] 脉搏数据210、血压数据220、外周氧饱和度和呼气末二氧化碳分压数据240、温度数据250和呼吸率数据260可基于在对象的目标检查部位处感测的信号用不同的数值、波形和颜色来显示。

[0085] 肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像230是由从EIT设备接收的肺通气阻抗数据和肺灌注阻抗数据恢复的。

[0086] 由此,根据本公开实施例的图像监测装置100可以在基于对象胸部的内部生成的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像230中用红色或蓝色来显示对应于肺通气和肺灌注的某些检测区域。

[0087] 除了图2所示的数据之外,根据本公开实施例的图像监测装置100可基于对象的病理状态显示更多种的数据,它们的显示位置、数量和大小没有限制。

[0088] 而且,根据本公开实施例的图像监测装置100可显示脉搏数据210、血压数据220、肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像230、外周氧饱和度和呼气末二氧化碳分压数据240、温度数据250和呼吸率数据260,它们随着实时测量的对象的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和生物识别信号实时变化。此外,可额外地一同显示BCG、SCG和类似的关于心脏中动态血流变化的生物识别信号。

[0089] 因此,根据本公开实施例的图像监测装置100可将对象的局部呼吸和对应的心脏活动和血液循环显示为移动图像。

[0090] 图3a和3b图示出肺通气阻抗数据和肺通气阻抗图像的示例。

[0091] 根据本公开实施例的图像监测装置可配置为从EIT设备获得如图3a所示的随时间变化的肺通气阻抗数据,并基于由附接到胸围的电极测量的肺通气阻抗数据监测肺通气阻抗图像,如图3b所示。

[0092] 也就是说,参照图3b,肺通气阻抗图像示出了通过对象的呼吸运动(一个呼吸循环)吸入和呼出肺部的空气的分布。

[0093] 图4a和4b图示出ECG和基于心脏和肺部内的血流的阻抗图像的示例。

[0094] 根据本公开实施例的图像监测装置可配置为从EIT设备获得在时间上与ECG同步的肺灌注阻抗数据,如图4a所示,并基于由沿着胸围附接的电极测量的肺灌注阻抗数据监测肺灌注阻抗图像,如图4b所示。

[0095] 也就是说,如图4b所示,肺灌注阻抗图像可以示出对象的两个肺部中的血液分布以及心脏和主要血管中的血流分布。

[0096] 图5图示出基于对象的生物识别信号的参考图像的图像。

[0097] 参照图5,根据本公开实施例的图像监测装置可配置为从EIT设备获得多个随时间变化的生物识别信号,并输出对应的参考图像。

[0098] 如图5所示,根据本公开实施例的图像监测装置可配置为基于所接收的生物识别信号,利用ECG、SCG、BCG和动脉血压 (ABP) 信号来显示参考图像。

[0099] 由此,可基于对象的生理和病理状态在图2的根据本公开实施例的图像监测装置上显示如图3a、3b、4a、4b和5所示的肺通气阻抗数据、肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗数据、肺灌注阻抗图像和参考图像。

[0100] 图6图示出根据本公开实施例的图像监测系统。

[0101] 参照图6,根据本公开实施例的图像监测系统600包括图像监测装置630,该图像监测装置630接收对象610的、从EIT设备620提取的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据和生物识别信号,并显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像。

[0102] 为此,根据本公开实施例的图像监测系统600包括EIT设备620和图像监测装置630。

[0103] 在根据本公开实施例的图像监测系统中,EIT设备620和图像监测装置630可通过有线/无线通信交换数据或控制指令。

[0104] EIT设备620选择性地给沿着对象610的胸围附接的多个电极中选择出的至少一个电极对供给电流,分离根据通过未选择的电极测量电压而获得的阻抗数据的肺通气阻抗数据和肺灌注阻抗数据,以及根据生物识别信号的的心脏和血管的血流阻抗数据,并感测对象610的目标检查部位处的生物识别信号。

[0105] 下文将参照图7说明根据本公开实施例的EIT设备620的细节。

[0106] 图像监测装置630基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并根据图像、波形和数值来显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和所感测的生物识别信号的参考图像中的至少一个。

[0107] 由此,图像监测装置630还可以包括数据接收器(未示出)、图像处理器(未示出)和控制器(未示出)。

[0108] 数据接收器可配置为接收基于在对象610的胸部处测量的电压并由EIT设备620分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,并接收在对象610的目标检查部位处感测的生物识别信号。

[0109] 图像处理器可配置为基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像。

[0110] 控制器可配置为根据屏幕模式和检查部位,基于对象610的生理和病理状态来控制显示肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个。

[0111] 根据一个替代实施例,图像监测系统600可以以图像监测装置630和EIT设备620的组合形式提供,但不限于如图6所示的图像监测装置630和EIT设备620分离的示例。

[0112] 已经参照图1至5描述了图像监测装置630的详细配置和特征,由此将避免重复的描述。

[0113] 图7是用于描述根据本公开实施例的EIT设备的配置的框图。

[0114] 参照图7,根据本公开实施例的EIT设备620选择性地给从沿着对象610的胸围附接的多个电极中选择出的至少一个电极对供给电流,根据通过未选择的电极测量电压而获得的阻抗数据来分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,并感测对象610的目标检查部位处的生物识别信号。

[0115] 为此,根据本公开实施例的EIT设备620可包括胸部电极元件621、感测元件622、阻抗数据获得器623、算法功能元件624,和EIT控制器625。

[0116] 胸部电极元件621设置有沿着对象610的胸围附接的用于电流注入和电压检测的多个电极。

[0117] 该多个电极可包括简单电极或复杂电极中的至少一个,并可以是沿着对象610的胸部附接的并且测量关于肺部内部的阻抗数据的EIT电极。

[0118] EIT电极可布置在由柔性材料制成的基板的一侧并附接到对象610的面部和颈部周边。

[0119] 而且,EIT电极用于注入对象610不能察觉的低电流,例如1mA或以下的高频电流,并测量所引起的电压。由EIT电极测量的电流-电压数据可用于通过成像算法检测胸部(肺部)的模式。

[0120] 感测元件622可与对象610的目标检查部位接触,并感测生物识别信号。

[0121] 例如,感测元件622可包括多个传感器(它们是基于纤维的传感器),并实施感测对象610的生物识别信号的功能。

[0122] 根据一个实施例,多个传感器可附接到对象610的身体的不同部位,并且感测元件622可以是多个传感器的共同名称。

[0123] 根据一个实施例,感测元件622可包括以下中的至少一个:用于根据对象610的目标检查部位感测动脉血液中的氧饱和度(SpO_2)信号的血氧饱和度传感器;用于基于对象610的生物活动感测声音的声音传感器;用于感测对象610的运动的姿势传感器;和用于测量目标检查部位处的ECG的ECG传感器。

[0124] 在此,血氧饱和度传感器可以附接到对象610的目标检查部位,并感测存在于血液的许多成分中的血氧蛋白中的外周氧饱和度(SpO_2)。

[0125] 根据一个实施例,血氧饱和度传感器可配置为基于反射或透射的光来感测关于对象610的身体的光电容积描记(PPG)的信号,并基于所感测的关于PPG的信号感测血氧饱和度。

[0126] 而且,声音传感器可配置为感测呼吸、打鼾、哭泣和梦呓中的至少一种声音。根据一个实施例,声音传感器可附接到对象610的目标检查部位,或者可以在对象正处于睡眠时以距离对象610预定距离的无接触形式提供。

[0127] 而且,姿势传感器可设置为陀螺仪传感器和加速传感器中的至少一个,并且附接到对象的目标检查部位,由此感测根据对象运动的姿势、BCG或SCG。

[0128] 而且,ECG传感器可以与对象610的目标检查部位接触,并配置为感测ECG。

[0129] 在此,ECG基于对应于由心脏的特定兴奋和传导系统生成的动作电位的矢量和来显示波形。换句话说,ECG可以指由心脏部位生成的动作电位的矢量和信号,即窦房结(SA)、房室(AV)结、His束、束支、浦肯野纤维等由附接到身体外部的电极来测量。

[0130] 根据一个替代实施例,感测元件622可配置为感测对象610的EEG、EMG、EOG、SCG和BCG中的至少一个。

[0131] 阻抗数据获得器623可配置为基于由多个电极测量的电压获得对象610的胸部处的阻抗数据。

[0132] 例如,阻抗数据获得器623可通过多个电极中未选择的电极获得由注入的电流引起的电压差信号,并根据对象610的胸围和电极的位置获得阻抗数据。

[0133] 算法功能元件624可配置为通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离肺

通气阻抗数据和肺灌注阻抗数据。

[0134] 例如,算法功能元件624可配置为通过同时应用从对象的目标检查部位处感测的生物识别信号来分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和随着心脏和主要血管中的血流变化的血流阻抗数据。

[0135] 更详细地说,算法功能元件624可配置为通过对所获得的阻抗数据应用信号分离算法来分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,并恢复所分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据的幅度。

[0136] 以下将参照图11a和11b详细地描述根据本公开实施例的通过应用信号分离算法来分离和恢复阻抗数据的操作。

[0137] 图11a和11b图示出根据本公开实施例的通过应用信号分离算法来分离和恢复阻抗数据的示例。

[0138] 更详细地说,图11a图示出通过应用信号分离算法分离阻抗数据的示例,图11b图示出将所分离的阻抗数据恢复到具有原始信号的幅度的示例。

[0139] 参照图11a,根据本公开实施例的EIT设备620通过胸部电极元件621测量对象610的胸围处的电压,并通过阻抗数据获得器623获得阻抗数据。

[0140] 由此,根据本公开实施例的EIT设备620接收包括组合信号的阻抗数据,其中组合信号中混合有对象610的胸部处的不同的独立信号。

[0141] 在该情况下,根据本公开实施例的算法功能元件624可配置为对其中混合有各个不同独立信号的组合信号应用信号分离算法(即ICA算法)和同时测量的生物识别信号,以由此分离分别对应于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据的独立信号。

[0142] 更详细地说,根据本公开实施例的算法功能元件624可配置为使用ICA算法来应用信号白化和信号分解以从基于在对象610的胸围测量的电压的阻抗数据中获得特征信息(例如肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据)。

[0143] 然后,根据本公开实施例的算法功能元件624可计算其中要由ICA算法分离的信号独立度最大的信号分离矩阵,并使用信号分离矩阵来从组合信号中提取不同的独立信号。

[0144] 参照图11b,根据本公开实施例的算法功能模块624可配置为通过应用信号幅度恢复算法来计算独立信号与原始信号之间的信号幅度恢复变量,以将由ICA算法分离的独立信号的幅度恢复到原始信号的幅度。

[0145] 然后,根据本公开实施例的算法功能元件624可使用所计算的恢复变量来将肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据中的每个独立信号恢复到具有原始信号的幅度。

[0146] 更详细地说,根据本公开实施例的算法功能元件624可配置为获得独立信号($\tilde{x}[t]$),通过对每个分离的独立信号($x[t]$)应用以下【表达式1】(即信号幅度恢复算法)来恢复独立信号的幅度。

[0147] 【表达式1】

$$\begin{array}{l}
 \begin{matrix}
 \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ y_N \end{bmatrix} \\
 \mathbf{Y}
 \end{matrix}
 =
 \begin{matrix}
 \begin{bmatrix} x_1 & 1 \\ x_2 & 1 \\ x_3 & 1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_N & 1 \end{bmatrix} \\
 \mathbf{X}
 \end{matrix}
 \begin{matrix}
 \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} \\
 \boldsymbol{\theta}
 \end{matrix}
 \end{array}
 \begin{array}{l}
 \mathbf{Y} = \mathbf{X}\boldsymbol{\theta} \\
 \mathbf{X}^T\mathbf{Y} = \mathbf{X}^T\mathbf{X}\boldsymbol{\theta} \\
 (\mathbf{X}^T\mathbf{X})^{-1}\mathbf{X}^T\mathbf{Y} = \boldsymbol{\theta}
 \end{array}
 \end{array}$$

[0149] 其中,a和b表示信号幅度恢复变量,x表示独立信号,y表示原始信号。

[0150] 重新参照图7,根据本公开实施例的EIT设备620的EIT控制器625可实施控制以选择性地给在多个电极中选择的至少一个电极对供给电流,通过未选择的电极测量电压,并且传输所感测的信号、肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据。

[0151] 为此,根据本公开实施例的EIT控制器625可包括电流注入模块6251、电压测量模块6252和EIT控制模块6253。

[0152] 电流注入模块6251可配置为通过在附接到对象610的胸部的多个电极中选择的至少一个电极对注入具有多个频率范围的电流。

[0153] 根据一个实施例,电流注入模块6251可配置为选择电极对和频率,基于所选择的频率生成电压信号,将电压转换成电流,并通过所选择的电极对将所转换的电流注入到对象610的胸部。

[0154] 根据一个替代实施例,电流注入模块6251可将电压信号转换成相位不同的两个电流,修正两个电流以具有相同幅度和频率,并通过所选择的电极对将两个经修正的电流注入到对象的胸部。

[0155] 电压测量模块6252可配置为通过多个第二电极中的多个电极中未选择的电极测量由注入的电流引起的电压。

[0156] 例如,电压测量模块6252可配置为基于所测得的电压的斜率去除包含在所检测的电压中的噪音,并当所检测的电压的斜率高于预设的阈值时,用预设的电压替代水平高于阈值的对应部分的电压。

[0157] EIT控制模块6253可配置为控制从多个电极中选择至少一个电极对,控制选择未选择的电极,并且控制与对象610的目标检查部位接触的感测元件622的感测。而且,EIT测量可控制为与由生物识别信号感测元件622测量的信号的一定时间的波形同步。

[0158] 例如,EIT控制模块6253可配置为控制电流注入模块6251测量对象610的胸部处的阻抗数据。

[0159] 而且,EIT控制模块6253可控制电压测量模块6252和阻抗数据获得器623测量关于对象610的胸部的竖直和水平阻抗数据,并控制算法功能元件624根据所测得的阻抗数据分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据。

[0160] 而且,EIT控制模块6253可配置为控制通信模块6254通过有线/无线通信传输肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据、血流阻抗数据和生物识别信号。

[0161] 关于由根据本公开实施例的EIT设备620获得对象的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗

数据和血流阻抗数据,EIT方法是如下的。

[0162] 根据本公开实施例的EIT控制器625响应于指令选择频道和正弦频率,并选择胸部电极元件621中的对应于所选择频道的电极对。所选择的电极对用于将电流注入到对象610的胸部,未选择的电极用于测量对象610上的电压。

[0163] 当选择了频道和正弦频率时,EIT控制器625输出用于控制现场可编程门阵列(FPGA,未示出)的控制信号。控制信号可包括关于所选择的频率的信息。

[0164] FPGA配置为接收和存储控制信号,并基于所接收的控制信号生成正弦电压信号。特别地,FPGA配置为基于包含在控制信号中的频率信息生成电压信号,并将所生成的电压信号传输给两个16位D/A转换器(未示出)。在该情况下,FPGA控制8位D/A转换器(未示出)调节传输给16位D/A转换器的电压信号的幅度。然后,输出到两个16位D/A转换器的电压信号被电压-电流转换器(未示出)转换成电流,两个电流被传输到修正器(未示出)。修正器(未示出)调节两个电流以使其具有相同的幅度和频率。在此,两个电流之间存在 180° 的相位差。

[0165] 而且,EIT控制器625的EIT控制模块6253控制电流注入模块6251将经过修正器的两个电流传输到胸部电极元件621中选择的电极对。

[0166] 注入到对象610的胸围的电流造成其表面引起根据内部组织的电阻率或电导率而水平不同的电压。当胸部电极元件621中未选择的电极感测到对象610的胸围表面上的电压时,电压测量模块6252接收对应于未选择电极的表面上的电压。

[0167] 然后,电压测量模块6252基于所感测的表面电压数据的斜率确定表面电压数据是否包括噪音,然后当表面电压数据包括噪音时用另一电压水平替代对应的电压数据。而且,EIT控制模块6253根据电压数据的最大水平调节电压放大器(未示出)的增益。例如,EIT控制模块6253当电压数据的最大水平达到A/D转换器(未示出)的最大输出的90%时不调节电压放大器的增益,当电压数据的最大水平没有达到A/D转换器的最大输出的90%时增大电压放大器的增益。

[0168] 当从电压数据中去除噪音并调节电压放大器的增益时,电压测量模块6252根据所调节的增益放大电压数据,并且A/D转换器将电压数据转换成数值。

[0169] 然后,阻抗数据获得器623基于频道信息和增益信息并考虑根据频道的增益信息来处理电压数据。当直接使用所检测的增益不同的电压数据时,难以准确地表示对象610的胸部内的电特性。因此,必须根据增益减小或增大对应的电压水平。例如,当增益值大于参考增益值时,对应的电压水平减小,并乘以增益值与参考增益值的比。

[0170] 由此,阻抗数据获得器623可配置为考虑根据频道的增益信息来处理电压数据,然后基于电压数据获得阻抗数据。

[0171] 然后,算法功能元件624可配置为从阻抗数据中分离肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,EIT控制模块6253可通过通信模块6254传输肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据。

[0172] 根据一个实施例,EIT设备620可将所分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据传输到图像监测装置630。根据一个替代实施例,可以向图像监测装置630提供基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据的对象610的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像。

[0173] 可替代地,可以存在各种基于对象的胸部表面上的电压数据生成测量目标内部(例如胸部)的图像的方法。

[0174] 而且,EIT设备620可以给图像监测装置630提供所感测的生物识别信号,但可以可替代地提供生物识别信号的参考图像。

[0175] 图8a图示出根据本公开实施例的EIT设备的应用,图8b示意性地图示出胸部电极元件。

[0176] 参照图8a,根据本公开实施例的EIT设备620包括附接到对象610的胸部的胸部电极元件621,和附接到对象610的目标检查部位的感测元件622。

[0177] 附接到对象610的胸围的胸部电极元件621包括多个电极20,该多个电极20可以以规则间隔形成在基板30上以根据对象610的呼吸基于肺部的形状测量阻抗数据。

[0178] 根据一个实施例,基板30不一定限于带类型阵列电极的形状。可替代地,基板30可以是包括多个电极20的基板30,该多个电极的阵列具有背心类型、带类型和补丁类型中的至少一个模式或结构,在最小化对象610感觉到的压力的同时考虑增强数据测量水平的接触强度。

[0179] 例如,多个电极20a可包括基于镀银(Ag)弹性纤维或聚合物纳米纤维网(PVDF)制成的导电纤维电极,但不限于此。可替代地,电极可以由即使在长期测量期间也与皮肤产生较少反应的多种材料制成。

[0180] 在图8a中,根据本公开实施例的胸部电极元件621中的多个电极20可以以规则间隔形成在基板30上,或者可以根据特征和目的以各种阵列和结构布置在目标检查部位(例如胸部)上。而且,基板30可具有一定长度和面积以在环绕目标检查部位(例如对象610的胸部或腹部)时测量阻抗数据,但不限定长度和面积。可替代地,长度和面积可随着实施例而变化。

[0181] 胸部电极元件621可基于使得多个电极20布置为附接到对象610的胸部的2D或3D阵列形式的电极阵列结构和测量结构来有效地测量胸部表面周围的电场分布。

[0182] 根据一个实施例,形成在基板30上的胸部电极元件621以3D阵列形式布置,并配置为测量对应于层的阻抗数据,由此产生相比常规的仅提供某个位置处的2D横截面图像的方法而言更准确和有效的诊断。

[0183] 感测元件622可接触对象610的任何目标检查部位,因此要接触的目标部位的位置和数量不限于图8a所示的那些。

[0184] 感测元件622可包括声音传感器、姿势传感器和生物识别信号测量传感器中的至少一个,并可以是要附接到对象身体的基于纤维的传感器。而且,感测元件622可以指多个传感器。

[0185] 根据一个实施例,多个传感器可附接到对象610身体上的不同部位,并且感测元件622可以是多个传感器的共同名称。

[0186] 例如,感测元件622可配置为感测包括 SpO_2 、PPG、ECG、EEG、EMG、EOG、SCG、BCG和ABP中至少一个的生物识别信号。

[0187] 参照图8b,根据本公开实施例的胸部电极元件621包括多个电极20,并能够沿着待检查对象610的胸围安装。为此,胸部电极元件621包括设有多个电极20的基板30(在下文中称作电极带)。

[0188] 以下将参照图9a和9b详细描述具有多个电极20的电极带。

[0189] 图9a和9b示意性地图示出在图8b中示出的EIT设备中使用的复合电极。

[0190] 重新参照图8b,线缆带61连接到通过电极安装孔31而暴露的连接器22,电极安装孔31中安装有多个电极20(在下文中称作复合电极)。在该情况下,线缆带61可包括对应于复合电极20的用于注入电流的多个连接线缆终端61a。

[0191] 由此,电压测量模块6252测量由通过线缆带61注入到复合电极20的电流引起的电压。具体地,根据本公开实施例的EIT设备620通过线缆带61生成具有多个频率的电流,并在控制电流幅度和相位的同时将所生成的电流施加给布置在对象610上的电极带30的复合电极20。在该情况下,具有多个频率的电流通过复合电极20的第一电极21注入,通过复合电极20的第二电极24获得由注入的电流引起的电压差信号。

[0192] 参照图9a,复合电极20包括:由导电材料制成的用于注入电流的第一电极21;由导电材料制成的用于测量电压的第二电极24;和形状像按钮的连接到线缆带61的连接器22。第一电极21通过相比第二电极24相对大的区域注入电流,第二电极24通过相比第一电极21相对小的区域测量电压,并与线缆带61上的重复性复合电极20的第二电极24形成对。

[0193] 在该情况下,第一电极21的形状类似平板,并且形状像按钮的连接器22设置为突出以连接到第一电极21和第二电极24的凸起对的形式。在电极带30中,多个复合电极20中每个的第一和第二电极21和24利用其之间的由绝缘材料制成的绝缘体23进行安装。

[0194] 前一示例示出了多个电极20包括复合电极,但多个电极20不限于该示例。作为替代示例,如图9b所示的简单电极20'也是可行的。在简单电极20'的情况下,在支撑在绝缘体22'上的单个导电电极21'中进行电流的注入或电压的测量。

[0195] 而且,电极20或20'可由柔性导电纤维或导电聚合物材料制成,并可以以干式电极的形式提供。

[0196] 图10a至10d示意性地图示出电极带,图10e图示出电极带附接到对象身体的一个示例。

[0197] 参照图10a,电极带30由弹性材料制成,例如纤维、硅酮和类似的聚合化合物,所设置的电极安装孔31的数量和所安装的复合电极20的数量可以是可变的。同时,电极带30在其相对端处设有紧固到彼此并维持电极带30缠绕对象610身体的一对紧固件32。

[0198] 本公开的该实施例示出了电极带30缠绕对象610的目标检查部位,即胸围,并通过设置在其相对端部处的Velcro型的紧固件32紧固。可替代地,非限制性地,可使用例如钩子类型的各种紧固件中的一种作为紧固件32。

[0199] 电极带30包括要与对象610接触同时具有多个复合电极20的接触表面33,如图10b所示,并且包括暴露于根据本公开实施例的EIT控制器625的、同时与接触表面33相对的暴露表面34,如图10c所示。在该情况下,复合电极20的第一电极21和第二电极24暴露在电极带30的接触表面33上,并且连接到线缆带61的连接器22通过暴露表面34上的电极安装孔31而暴露。而且,电极带30的暴露表面34包括分别对应于多个复合电极20并具有对应于多个复合电极20中每个的信息的多种颜色和模式的多个指示器40(即标示器)。

[0200] 根据一个实施例,指示器40(即标示器)可以根据复合电极20而形状不同,并包括彼此不同的数据信息量或对应的频道数量,以使得能够随着识别(感测)指示器40而辨识出电极的位置。

[0201] 参照图10d,电极带30还可以包括附接到对象610的目标检查部位的感测元件622,由此与感测元件622一起附接到对象610的皮肤。

[0202] 由于上文中已经描述了感测元件622的特征,因此将不再对其进行描述。

[0203] 参照图10e,包含在电极带中的复合电极20沿着待检查对象610的身体周边以3D阵列的形式布置,由此可以获得某个位置(胸部、腹部或上呼吸道)处的3D图像,这是因为能够通过所选择的电极对注入电流并测量由所注入的电流引起的电压来测量对应于每个层的阻抗。

[0204] 图12是示出了根据本公开实施例的通过图像监测装置实时监测对象状态的方法的流程图。

[0205] 参照图12,在操作1210处,接收基于在对象胸部处测量的电压并由EIT设备分离的肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据,并接收在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号。

[0206] 在操作1220处,基于肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据生成肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和血流阻抗图像,并基于所感测的生物识别信号生成参考图像。

[0207] 操作1220可包括分别根据肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据和血流阻抗数据来恢复关于对象胸部内部的电导率和介电常数图像的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像和关于心脏和主要血管中的血流的血流阻抗数据。

[0208] 由此,操作1220包括基于肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像量化肺部内部的通气在时间上的变化、程度和模式中的至少一个,并基于血流阻抗图像量化心脏和血管在时间上的动态血流变化、程度和模式中的至少一个。

[0209] 而且,操作1220可包括计算肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的平均偏差、平均变化、平均相位延迟和平均绝对阻抗值中的至少一个。

[0210] 而且,操作1220可包括基于所感测的生物识别信号生成包括关于时间的波形和数值的参考图像,并计算生物识别信号的平均偏差、平均变化和平均相位延迟中的至少一个。

[0211] 操作1220可包括整体地分析和处理与所感测的心肺功能有关的生物识别信号的特征同步测量的阻抗图像。

[0212] 在操作1230处,根据屏幕模式和测量部位来显示基于对象的生理和病理状态的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像、血流阻抗图像和参考图像中的至少一个。

[0213] 根据实施例的方法可实现为通过各种计算装置实施的并记录在计算机可读介质中的程序指令的形式。计算机可读介质可包括单独的或以组合形式的程序指令、数据文件、数据结构。记录在介质中的程序指令可专门针对实施例进行设计和配置,或者可以是计算机软件领域的技术人员所公知而可用的。计算机可读介质可例如包括硬盘、软盘、磁带和类似的磁性介质;CD-ROM、DVD和类似的光学介质;光软盘和类似的磁光介质;和ROM、RAM、闪存和类似的专门配置为存储和实施程序指令的硬件设备。程序指令可例如不仅包括由编译器产生的机器代码,而且还包括通过解释器或类似方式由计算机实施的高级语言。硬件设备可配置为作为一个或更多个软件模块来操作以执行实施例的操作,反之亦然。

[0214] 尽管用有限的示例和附图描述了几个实施例,本领域技术人员可在实施例中做出许多改动和变化。例如,即使所描述的技术以不同的顺序来实施,和/或如果所描述的系统、

架构、设备或电路中的构件以不同的方式组合和/或被其它构件或其等同物替代或补充,也可能实现合适的结果。

[0215] 因此,权利要求的其它实施方式、其它实施例和等同也可属于所附权利要求书的范围。

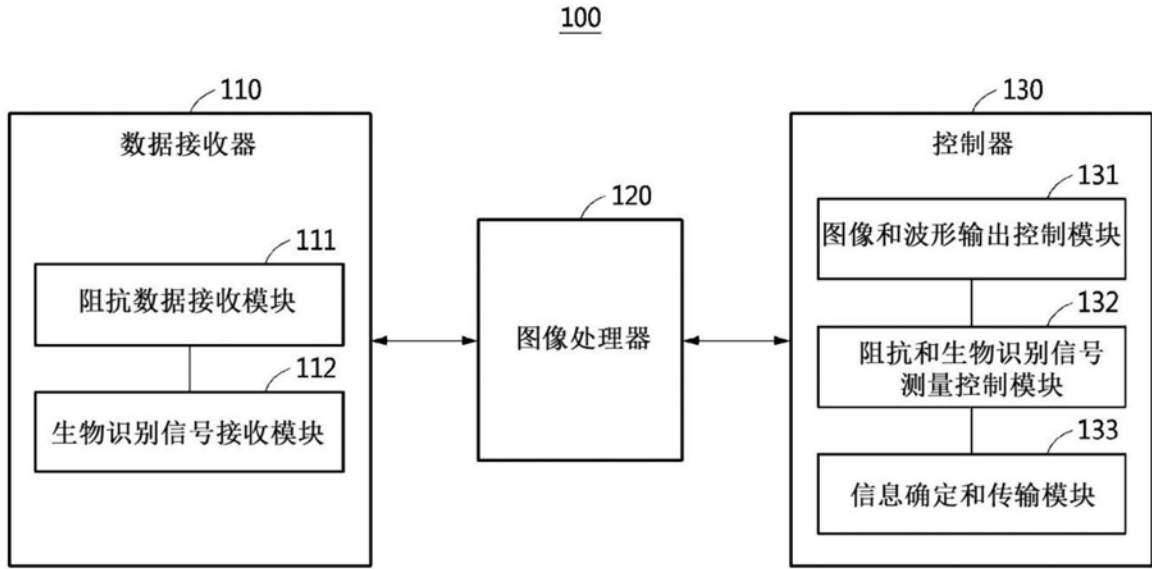


图1

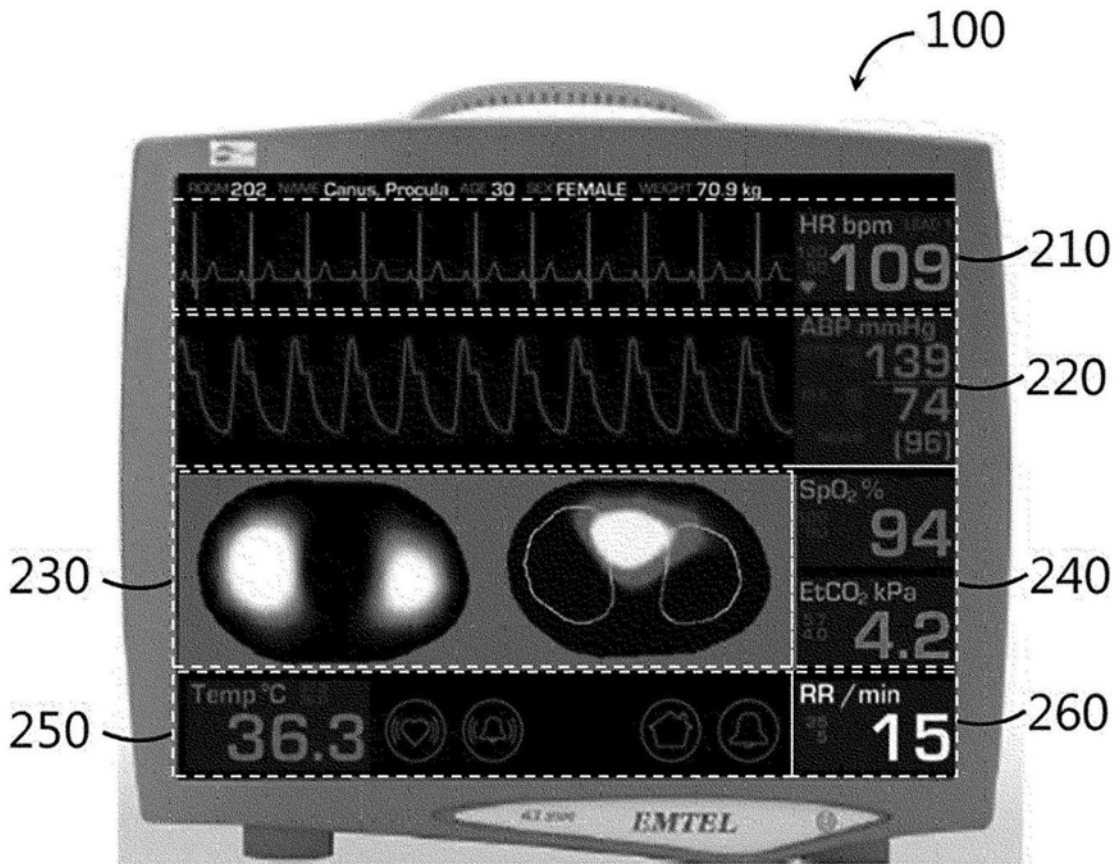


图2

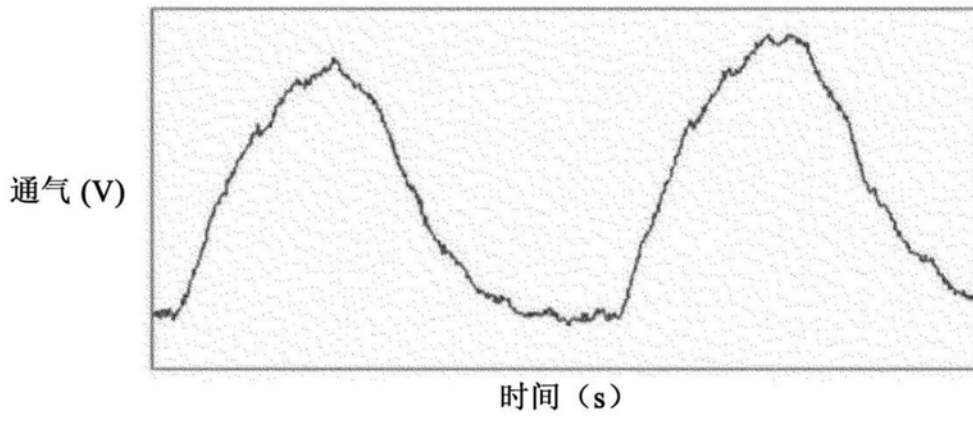


图3a

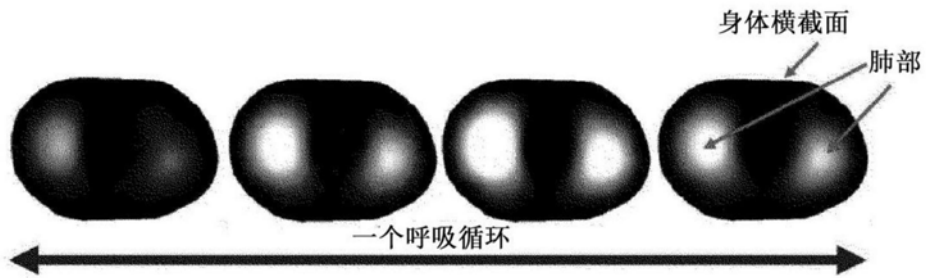


图3b

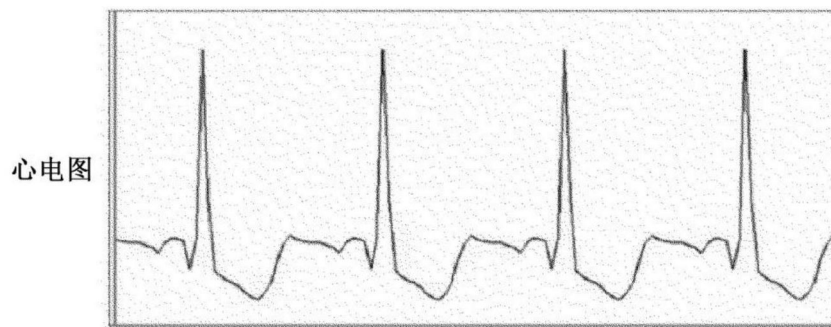


图4a

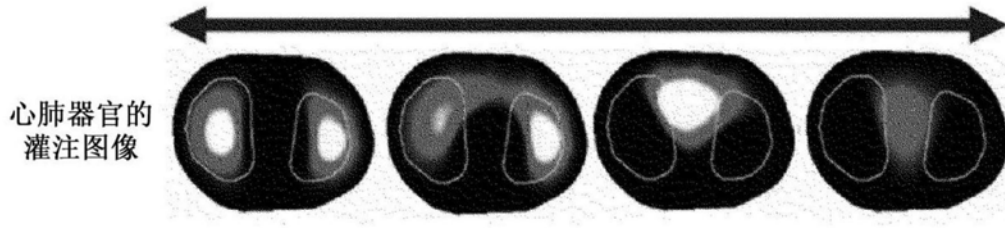


图4b

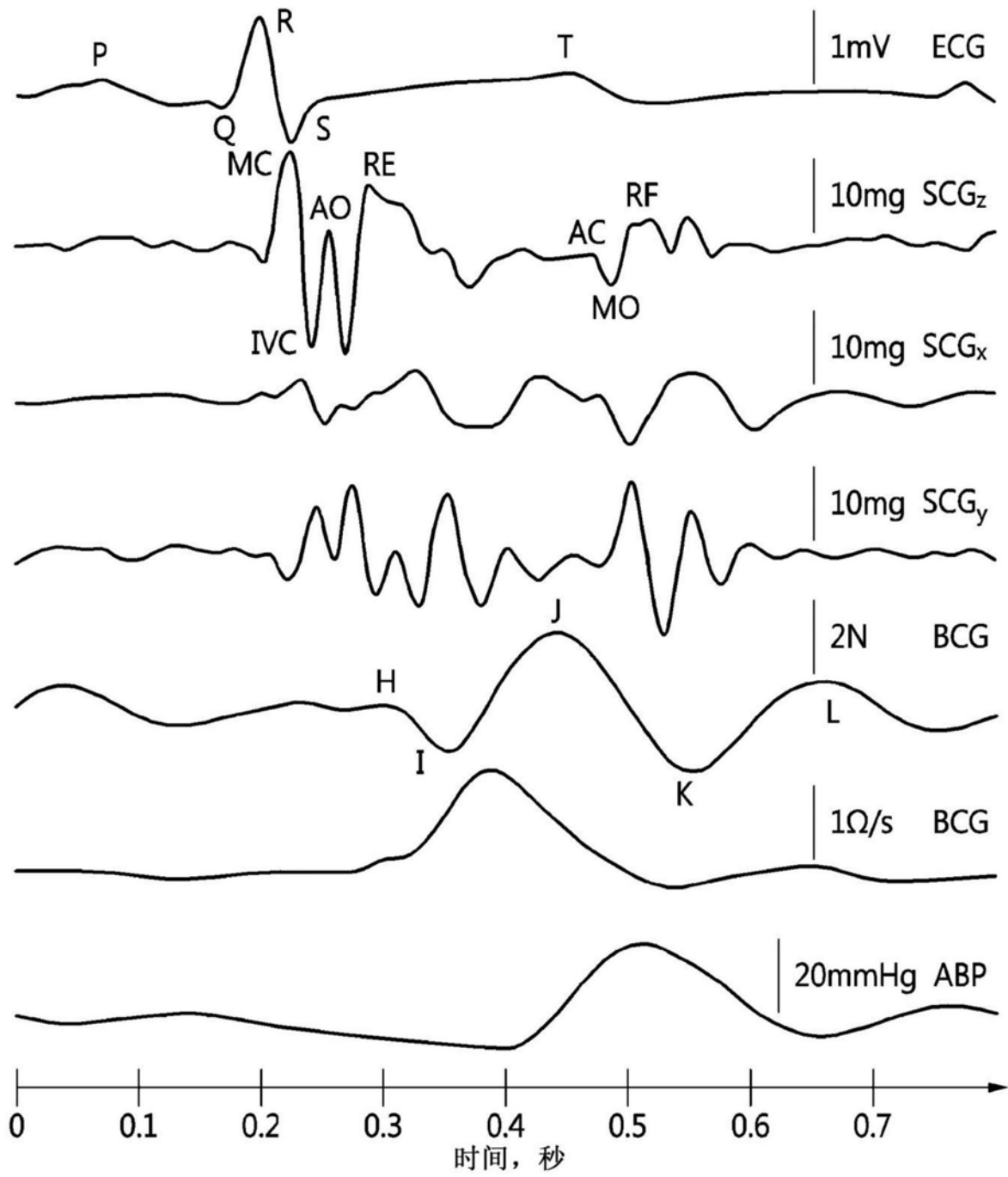


图5

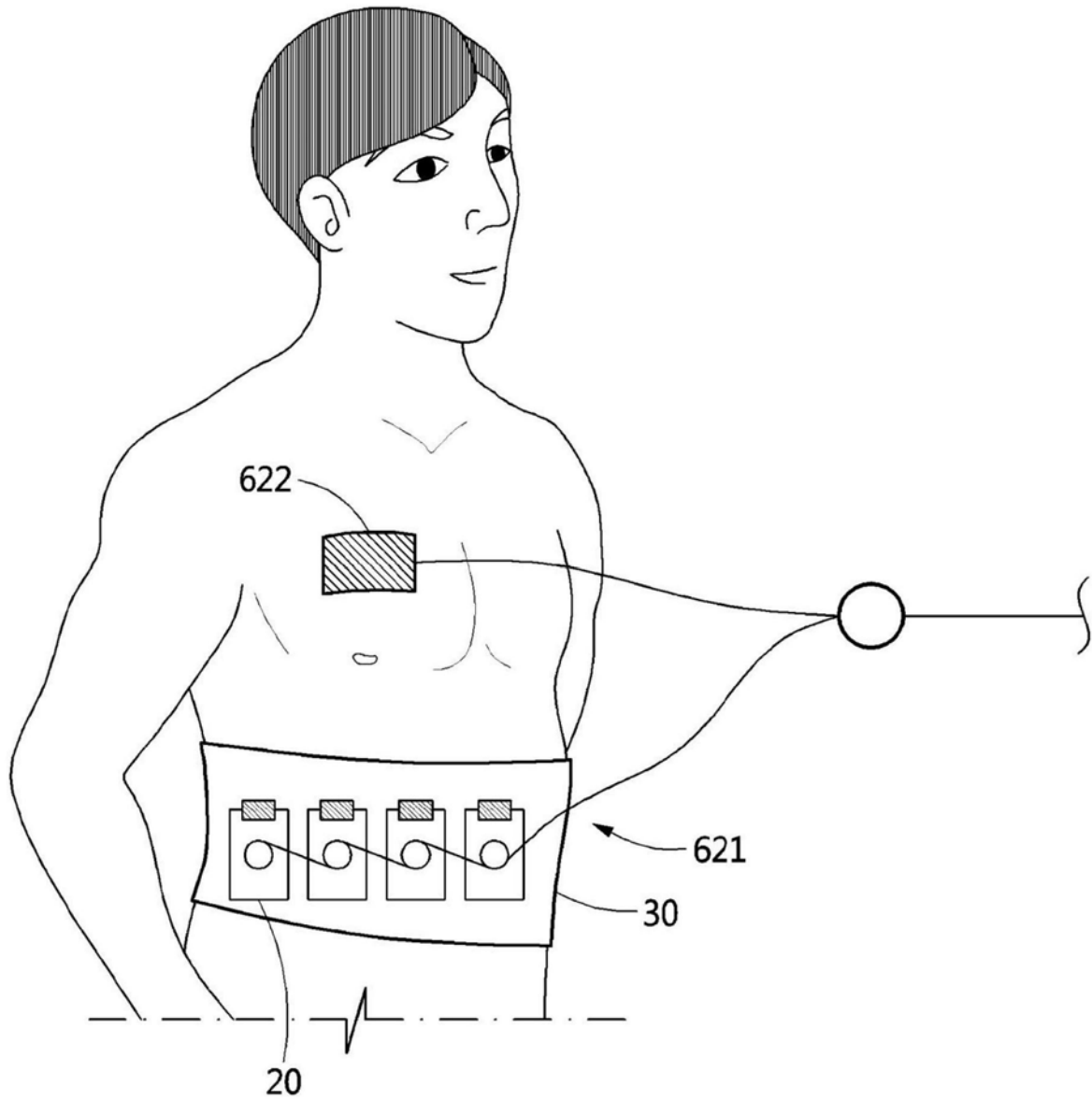


图8a

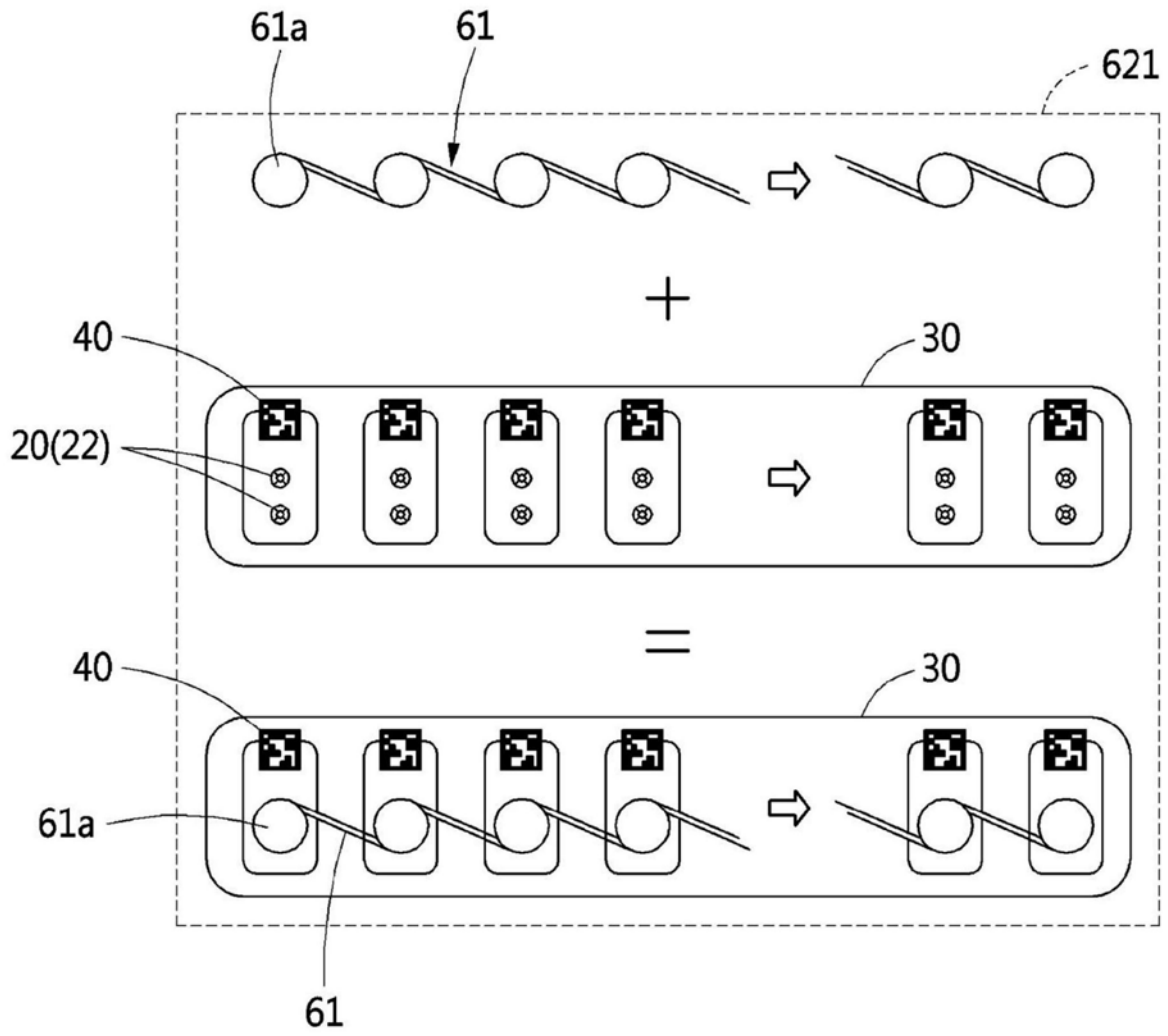


图8b

20

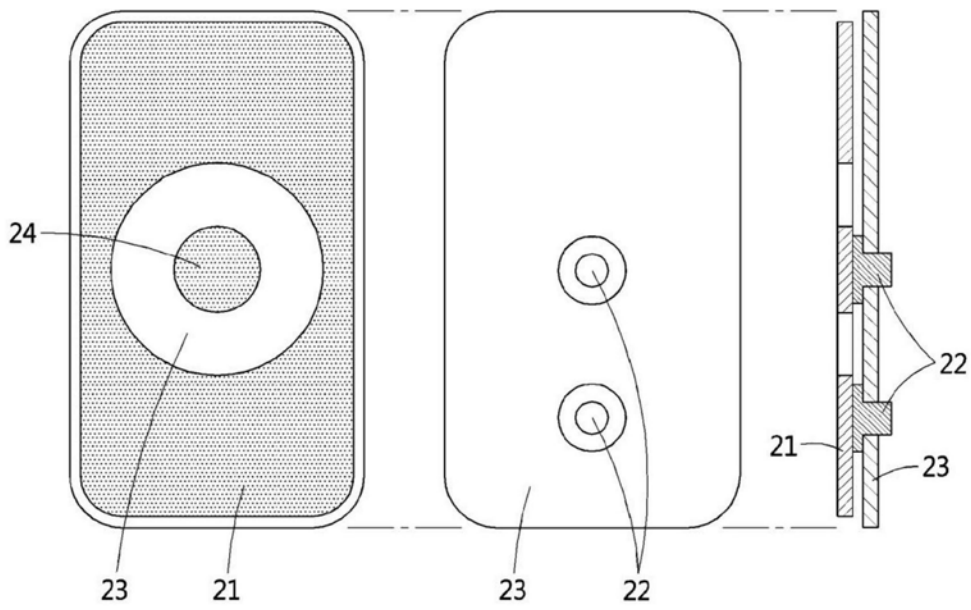


图9a

20'

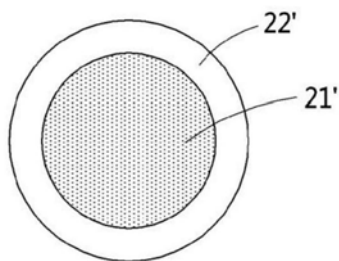


图9b

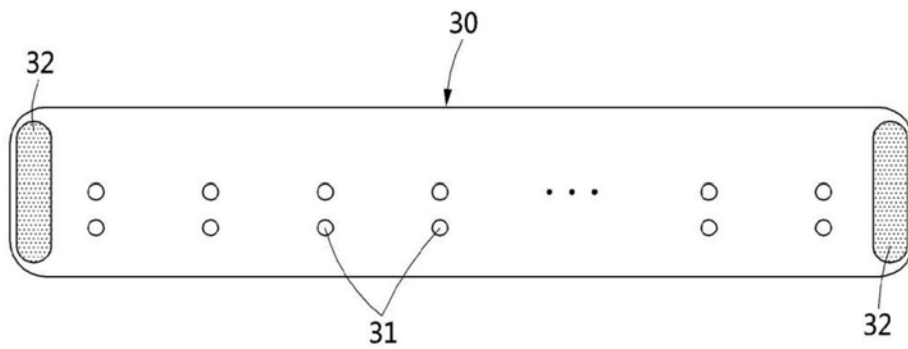


图10a

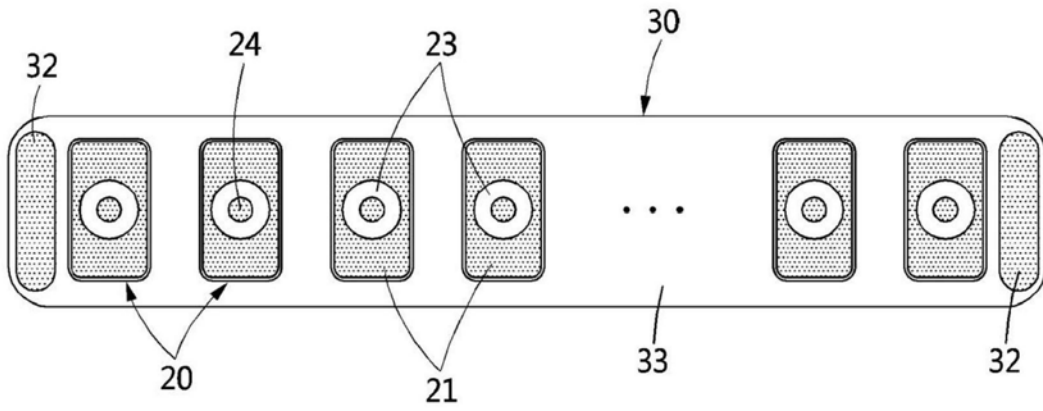


图10b

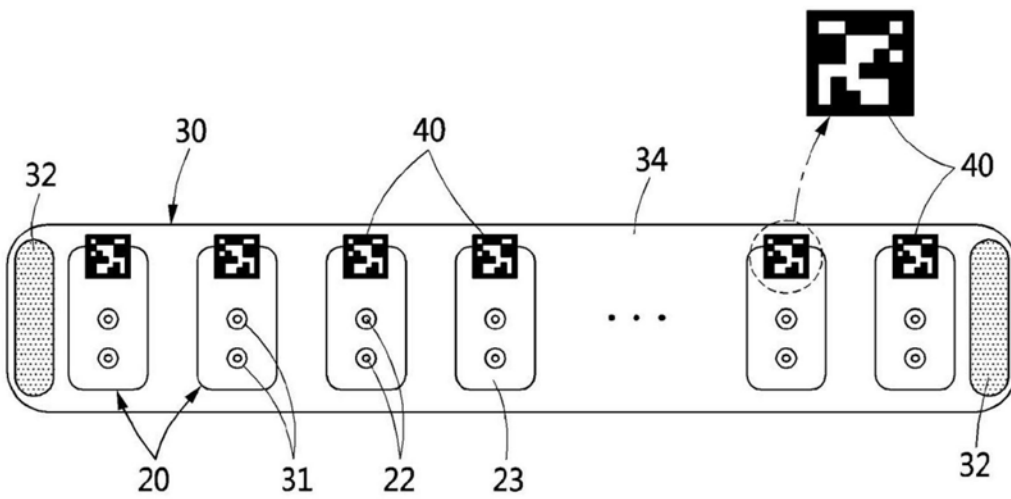


图10c

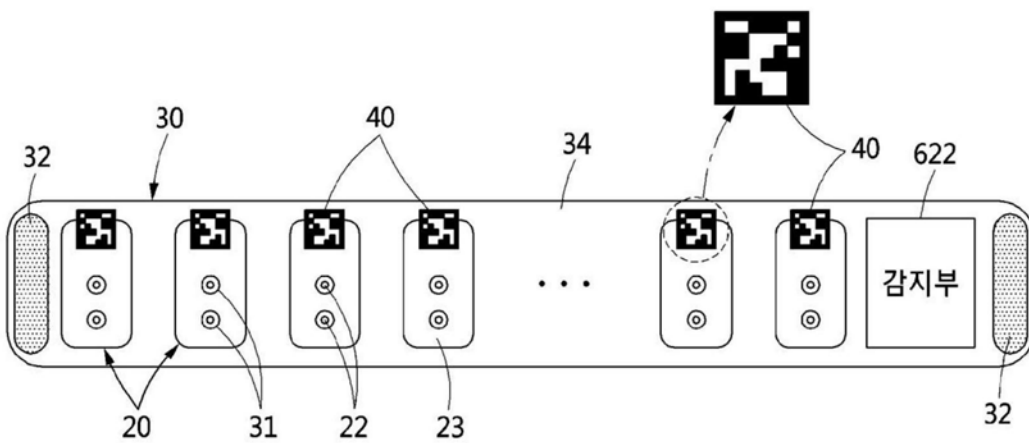


图10d

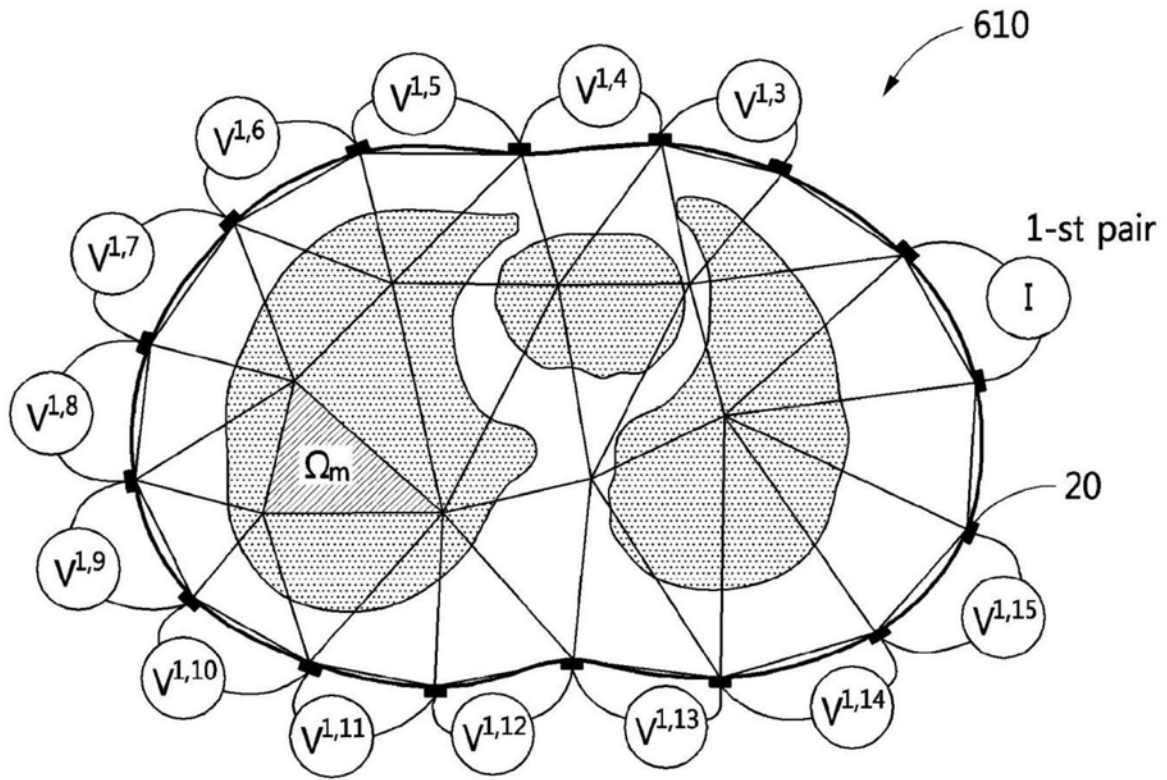


图10e



图11a

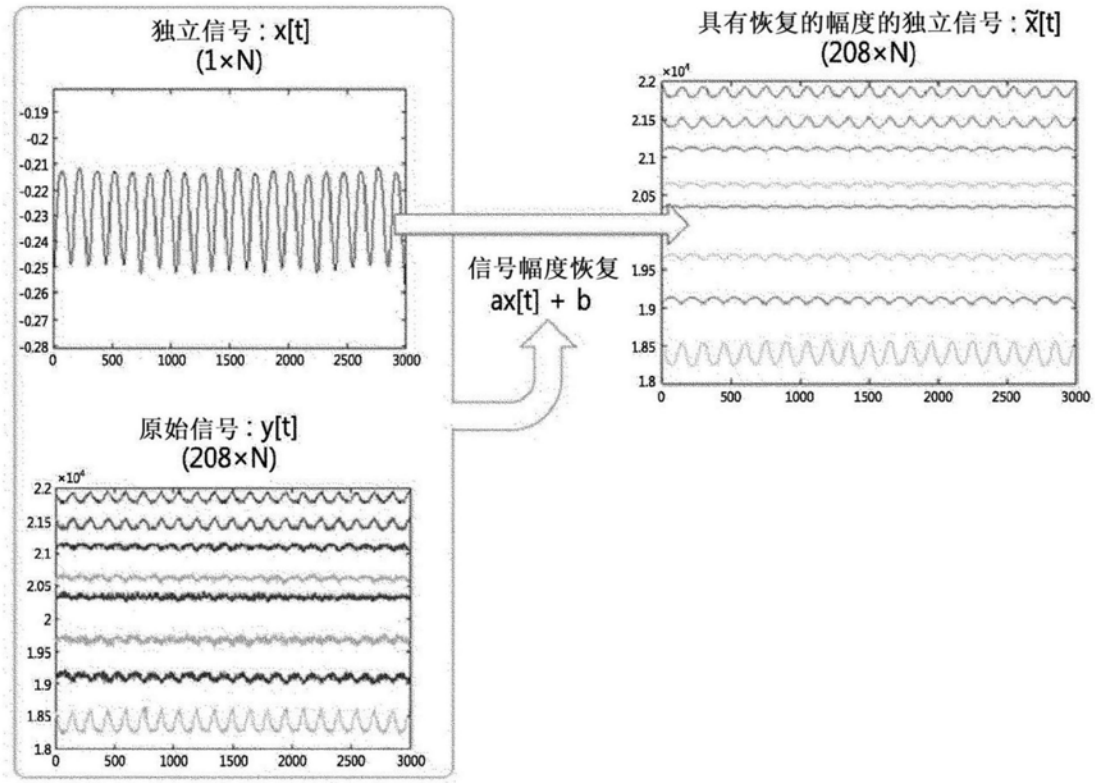


图11b

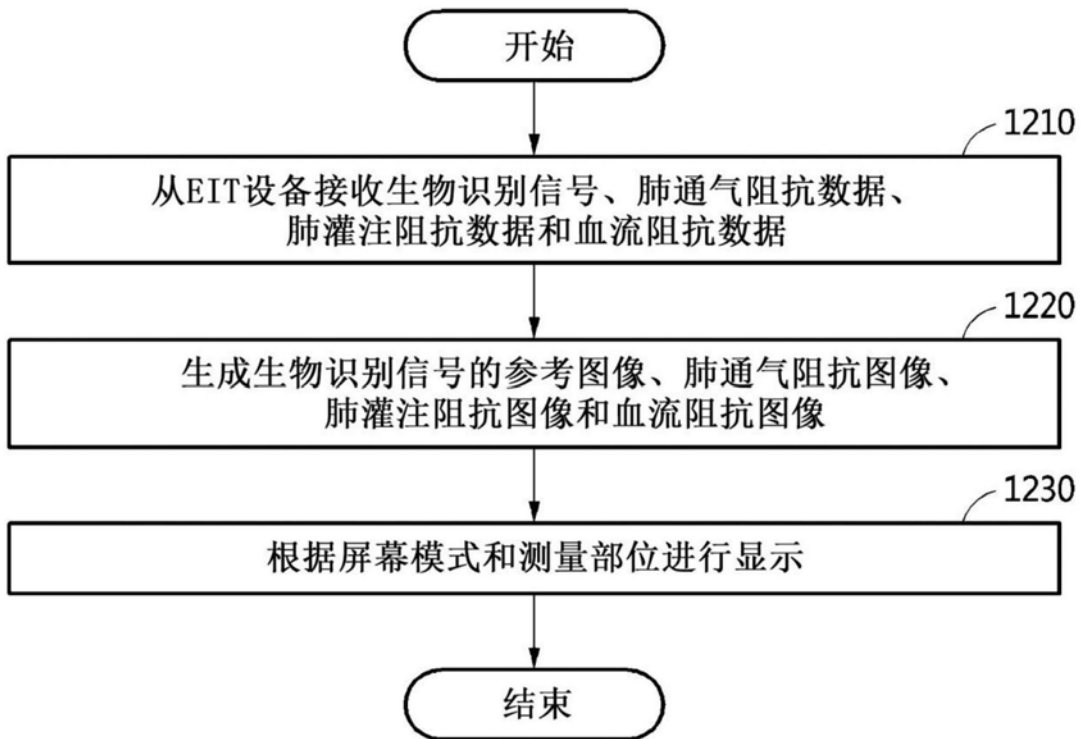


图12

| | | | |
|---------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于对象的图像监测方法和设备，以及图像监测系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN110072452A | 公开(公告)日 | 2019-07-30 |
| 申请号 | CN201780071596.6 | 申请日 | 2017-11-15 |
| 发明人 | 禹应济 吴东仁 | | |
| IPC分类号 | A61B5/053 A61B5/0295 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0295 A61B5/0536 A61B5/7235 A61B5/7271 A61B5/085 G06T7/0012 G06T2207/30061 | | |
| 代理人(译) | 谢攀 | | |
| 优先权 | 1020160154145 2016-11-18 KR | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及一种用于显示基于在对象的胸部处测量的阻抗数据的肺通气阻抗图像和肺灌注阻抗图像和基于生物识别信号的参考图像的图像监测装置和方法，其中，基于在对象的胸部测量的电压的阻抗数据通过电阻抗断层成像(EIT)分离为肺通气阻抗数据、肺灌注阻抗数据，以及心脏和血管的动态血流变化数据；并且，根据对象的病理状况来显示通过分离获得的肺通气阻抗图像、肺灌注阻抗图像和心脏和血管阻抗图像，以及基于在对象的目标检查部位处感测的生物识别信号的参考图像。

