



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050662 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880056846.3

(22)申请日 2018.12.21

(30)优先权数据

10-2017-0179547 2017.12.26 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2018/016404 2018.12.21

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/132434 KO 2019.07.04

(71)申请人 首尔大学医院

地址 韩国首尔

(72)发明人 曹由焕 李在赫 权赫沅

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 刘久亮 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

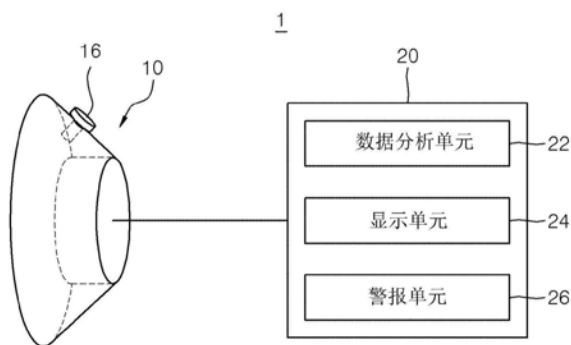
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

肺水肿监测设备

(57)摘要

提供了一种肺水肿监测设备,所述肺水肿监测设备始终附接到身体上以便能够在对患有晚期疾病的患者或休克患者进行治疗时持续监测其是否发生肺水肿。该肺水肿监测设备包括:超声频率模块,所述超声频率模块附接到患者的胸部以产生超声波,并且接收从人体内部反射的反射波;以及控制模块,所述控制模块对所述反射波的强度(所述强度被称为“超声射频数据”)进行测量,并且通过基于所述超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率确定是否发生肺水肿来提供警报。



1. 一种肺水肿监测设备,所述肺水肿监测设备包括:

超声频率模块,所述超声频率模块附接到患者的胸部,产生超声波,并且接收从人体内部反射的反射波;以及

控制模块,所述控制模块对所述反射波的强度(所述强度被称为“超声射频数据”)进行测量,基于所述超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率来确定是否发生肺水肿,并且提供警报,其中,

所述控制模块不将所述反射波处理成B线图像,而是基于所述反射波的原始数据来产生所述超声射频数据,

在当前测得的超声射频数据(该当前测得的超声射频数据被称为“测得的USRF数据”)相对于患者的初始超声射频数据(该初始超声射频数据被称为“初始USRF数据”)的相对比( $= (\text{测得的USRF数据}) / (\text{初始USRF数据})$ )增大到大于预定值时,所述控制模块确定肺水肿并提供警报。

2. 根据权利要求1所述的肺水肿监测设备,其中,所述超声频率模块包括:

探头,所述探头负责产生并接收所述超声波;以及

附接部,所述附接部布置在所述探头的外围并粘附至皮肤,其中,

将注射器推入形成在所述附接部中的开口中,并且

将凝胶注入到所述探头与所述皮肤之间的空间中,以使所述探头与所述皮肤之间的声阻最小化。

3. 根据权利要求1所述的肺水肿监测设备,其中,所述超声频率模块包括四个超声频率模块,所述四个超声频率模块:

始终附接到左侧和右侧的第四肋间隙或第五肋间隙与外侧锁骨线和腋中线的交叉点,在几秒钟至几分钟的时段持续测量和分析所述超声射频数据,并因此监测是否发生肺水肿。

## 肺水肿监测设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种肺水肿监测设备,并且更具体地,涉及一种始终附接在身体上并且能够在患有晚期疾病的患者或休克患者的治疗期间持续监测是否发生肺水肿的肺水肿监测设备。

### 背景技术

[0002] 肺水肿是一种由于肺系膜和肺泡中体液过多积聚而导致呼吸困难的疾病。肺水肿被分类为由心脏病或紊乱引起的心源性类型和由其它原因引起的非心源性类型。心源性肺部疾病是由于心脏功能不全导致的肺静脉中的静水压力升高引起的,并且心源性心脏功能不全的原因也可能根据潜在的心脏病而多样化。在非心源性肺水肿的情况下,急性呼吸功能不全综合征是一个典型案例并且是由肺毛细血管渗透性增大引起的。

[0003] 在现实医院中,在治疗患者时也会发生肺水肿。例如,患有晚期疾病的患者或休克患者的治疗基础是注射大量营养液。在向患有晚期疾病的患者注射大量营养液期间可能发生肺水肿,并且由于肺水肿本身,死亡率会增加至少10%。因此,在对患者进行营养治疗时,应监测是否发生肺水肿,但这实际上并不容易。具体地,为了检查肺水肿,最普遍进行的检查是胸部X射线检查,但是对于患有晚期疾病的患者或休克患者,几乎不可能持续进行胸部X射线检查。

### 发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 本发明解决了提供一种肺水肿监测设备的问题,该肺水肿监测设备能够持续监测不能频繁进行胸部X射线检查的患者是否发生了肺水肿。

[0006] 本发明要解决的各种问题不限于上述问题,但是本领域技术人员将从下面的描述中清楚地理解本文中未描述的其它问题。

[0007] 技术方案

[0008] 根据本发明的一个实施方式,一种肺水肿监测设备包括:超声频率模块,所述超声频率模块附接到患者的胸部,产生超声波,并且接收从人体内部反射的反射波;以及控制模块,所述控制模块对所述反射波的强度(在下文中,所述强度被称为“超声射频数据”)进行测量,基于所述超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率来确定是否发生肺水肿,并且提供警报。

[0009] 所述超声频率模块可以包括:探头,所述探头负责产生并接收所述超声波;以及附接部,所述附接部布置在所述探头的外围并粘附至皮肤,其中,可以将注射器推入形成在所述附接部中的开口中,并且可以将凝胶注入到所述探头与所述皮肤之间的空间中,以使所述探头与所述皮肤之间的声阻最小化。

[0010] 在当前测得的超声射频数据相对于患者的初始超声射频数据的相对比增大到大于预定值时,所述控制模块可以确定肺水肿并提供警报。

[0011] 所述超声频率模块可以包括四个超声频率模块,所述四个超声频率模块始终附接到左侧和右侧的第四肋间隙或第五肋间隙与外侧锁骨线和腋中线的交叉点,在几秒钟至几分钟的时段持续测量和分析所述超声射频数据,并因此监测是否发生肺水肿。

[0012] 根据本发明的另一实施方式,一种肺水肿监测设备包括:超声频率模块,所述超声频率模块附接到患者的胸部,产生超声波,并且接收从人体内部反射的反射波;以及控制模块,所述控制模块对所述反射波的强度(在下文中,所述强度被称为“超声射频数据”)进行测量,基于所述超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率来确定是否发生肺水肿,并且提供警报,其中,所述控制模块不将所述反射波处理成B线图像,而是基于所述反射波的原始数据来产生所述超声射频数据,并且在当前测得的超声射频数据(其被称为“测得的USRF数据”)相对于患者的初始USRF数据的相对比( $= (\text{测得的USRF数据}) / (\text{初始USRF数据})$ )增大到大于预定值时,所述控制模块可以确定肺水肿并提供警报。

[0013] 其它实施方式的具体事项包括在具体实施方式和附图中。

[0014] 有益效果

[0015] 如上所述,根据本发明的肺水肿监测设备可以持续监测是否由于注入大量营养液而发生肺水肿。也就是说,这些患者处于不能频繁进行胸部X射线检查的状况,因此,应该在躺在医院病床上时准确地确定是否发生肺水肿。根据本发明的超声波射频模块被设计成易于以小的盘形形状附接到胸部,因此患者不必单独移动,并且可以持续地监测是否发生肺水肿。

[0016] 另外,根据本发明的肺水肿监测设备基于相对于在肺部内反射的反射超声波的强度(即,超声波射频(USRF)数据)的增大量或其比率来确定是否发生了肺水肿,因此,所述设备的配置简单,并且治疗过程很快。也就是说,不必单独处理图像并显示超声波结果,而仅需要基于所述超声射频数据的增大或减小来产生肺水肿发生警报。在肺水肿监测设备被附接到患者的状态下,如果在该患者正在注入大量营养液时产生警报,则医生确定发生了肺水肿,停止注入营养液,并立即使用强心剂、升压剂、利尿剂等治疗肺水肿。也就是说,可以显著地减少由于注入大量营养液引起发生肺水肿以及由于肺水肿引起的道德问题。

## 附图说明

[0017] 图1是根据本发明的一个实施方式的肺水肿监测设备的配置图。

[0018] 图2是超声频率模块的截面图。

[0019] 图3示出了超声频率模块附接到人体的示例。

[0020] 图4是示出了胸膜和肺泡之间的多次反射的视图。

[0021] 图5是示出了由于多次反射导致的反射波的强度增大的图。

[0022] 图6是示出了使用根据本发明的一个实施方式的肺水肿监测设备的动物实验结果的曲线图。

[0023] 图7示例性地示出了图1的显示单元的屏幕。

## 具体实施方式

[0024] 通过参照附图描述的以下实施方式将阐明本发明的优点和特征及其实现方法。然而,本发明可以以不同的形式实施,并且不应被解释为限于本文阐述的实施方式。而是,提

供这些实施方式以使得本公开是透彻且完整的,并将向本领域技术人员充分传达本发明的范围。此外,本发明仅由权利要求的范围限定。相似的附图标记始终指代相似的元件。

[0025] 在下文中,参照图1和图3,将详细描述根据本发明的一个实施方式的肺水肿监测设备的配置。图1是根据本发明的一个实施方式的肺水肿监测设备的配置图,图2是图1的超声频率模块的截面图,并且图3示出了图1的超声频率模块附接到人体的示例。

[0026] 参照图1,本发明的肺水肿监测设备1包括:超声频率模块10,其附接在患者的胸部、产生超声波并接收从人体内部反射的反射波;以及控制模块20,其对反射波的强度(超声射频(USRF)数据)进行测量、基于超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率来确定是否发生肺水肿并且提供警报。

[0027] 参照图2,超声频率模块10包括负责产生和接收超声波的探头12以及布置在探头外围并粘附至皮肤30的附接部14。

[0028] 探头12是产生并发送超声波并接收反射回波(即,反射波)的设备。为了实时监测是否发生肺水肿,本发明的探头12应始终附接在患者的胸部,因此,探头优选地形成成为直径例如约为1厘米的盘形形状。探头12具有将电能转换为声波、接收反射声并将反射声转换为电能的功能。为此,探头12可以由压电材料形成。在探头12中产生的能量的频率可以为2MHz至4MHz。探头12每隔几秒至几分钟(例如,每隔5秒至1分钟)产生超声波、测量超声波的反射波并记录超声射频数据。超声射频数据是未处理的声波信号数据,并且可以被理解为在超声波诊断设备中通常使用的超声波图像中的亮度模式(B模式)的原始数据。另外,超声射频数据也可以理解为反射波的幅度,并且也可以理解为反射波的强度,即,每单位面积的声波功率( $W/cm^2$ )。

[0029] 附接部14形成在探头12的外围上并且与皮肤30接触。附接部14可以由具有粘性的材料形成或者涂覆有具有粘性的材料。在附接部14中形成的开口被帽16密封。当在探头12与皮肤30之间产生空间时,由于材料密度的差异而使声阻增大,因此难以准确地测量超声射频数据。这里,声阻是材料的基本特性并且被限定为材料密度与声波速度的乘积。已知软组织与空气之间的反射率最大。因此,当测量数据时,期望打开帽16,通过开口推入注射器40,通过注射器40将凝胶42注入探头12与皮肤30之间的空间,并因此使探头12与皮肤30之间的声阻最小。当将凝胶42充分地注入该空间时,开口被帽16封闭,以防止凝胶42泄漏到外部。

[0030] 参照图3,超声频率模块例如由四个模块配置而成,该四个模块始终附接到左侧和右侧的第四肋间隙或第五肋间隙与外侧锁骨线3和腋中线4的交叉点,并且持续地测量超声射频数据。

[0031] 再次参照图1,控制模块20包括:数据分析单元22,其对从超声频率模块10接收的超声射频数据进行分析并确定是否发生肺水肿;显示单元24,其显示超声射频数据;以及警报单元26,其在确定肺水肿时通过声音、图像等发出警告警报。

[0032] 参照图4和图5,将详细描述根据本发明的肺水肿监测设备确定是否发生肺水肿的方法。图4是示出了胸膜和肺泡之间的多次反射的图,并且图5是示出了由于多次反射导致的反射波的强度增大的视图。

[0033] 接收到的从具有大的声阻差的界面返回的声波的幅度增大,并且这种超声波在反射对象与探头12之间重复直到能量衰减的现象被称为多重反射。参照图4,当存在两个或更

多个与超声波束垂直并且与皮肤30的表面平行的界面时,发生多次反射。多次反射最频繁发生的地方是在胸膜32与肺泡33之间。在人体中,皮肤30与胸膜32之间存在软组织31(即,皮下层、筋膜、肌肉等),并且超声波容易穿过该软组织31。然而,由于肺是至少90%充满空气的人体器官,所以由于软组织31和肺泡33的声阻差大,到达胸膜32的超声波大部分被反射。被反射的超声波(即,反射波)与超声频率模块10碰撞。这里,由于探头12的表面与软组织31之间的声阻差,超声波再次被反射,并且在胸膜32处再次被反射。这样,在超声频率模块10与胸膜32之间发生多次反射。

[0034] 同时,当发生肺水肿时,水填充到肺泡33中,并且充满水的肺泡和没有充满水的肺泡一起存在。由于充满水的肺泡与不充满水的肺泡之间存在大的声阻差,因此在肺泡之间也会发生多次反射。也就是说,肺水肿越发展,充满水的肺泡的数量越多,因此多次反射增加。如图5所示,反射次数越多,声波的幅度越大,因此,超声波射频(USRF)数据的值也增大。

[0035] 本发明的数据分析单元22通过使用在发生肺水肿时USRF数据会增大的事实来确定是否发生肺水肿。也就是说,数据分析单元22将患者的持续测得的USRF数据相对于该患者的初始USRF数据进行比较,并且在当前测得的USRF数据相对于初始USRF数据的相对比增大到预定值(例如,增大到至少3至4倍)时,确定发生肺水肿。

[0036] 图6是示出了使用根据本发明的一个实施方式的肺水肿监测设备的动物实验结果的曲线图。具体地,选择40Kg的猪作为实验对象,并且针对每1kg的猪的体重每分钟注入6mL生理盐水(即,6mL/kg/min),每10分钟测量一次USRF数据。也就是说,测量反射波的强度或幅度的相对值。在初始的50分钟内,USRF数据没有变化,并且没有发生肺水肿现象。当经过了60分钟后,测量到USRF数据增大,出现了肺水肿的可疑症状。随后,从经过了70分钟时开始,USRF数据迅速增大,并且发生了肺水肿。这里,应当理解,从所测得的USRF数据相对于初始USRF数据增大达约3至4倍的时间开始,肺水肿发展。

[0037] 图7示例性地示出了图1的显示部的屏幕。如图7所示,本发明的肺水肿监测设备可以显示在患者的初始肺状态下测得的USRF数据(初始USRF数据)和当前测得的USRF数据(绝对值),并且可以计算它们之间的相对比( $= (\text{测得的USRF数据(绝对值)}) / (\text{初始USRF数据})$ )并将相对比作为测得的USRF数据(相对值)显示。由于这样表示为简单的数值,所以医生可以仅通过检查相对比而直观地确定是否发生了肺水肿。

[0038] 以上公开的主题应被认为是说明性的而非限制性的,并且所附权利要求旨在覆盖落入本发明构思的真实精神和范围内的所有此类修改、增强和其它实施方式。因此,在法律允许的最大范围内,本发明构思的范围将由以下权利要求及其等同物的最宽泛的允许解释来确定,并且不应由前述详细描述来限制或约束。因此,以上公开的实施方式应被认为是说明性的而非限制性的。

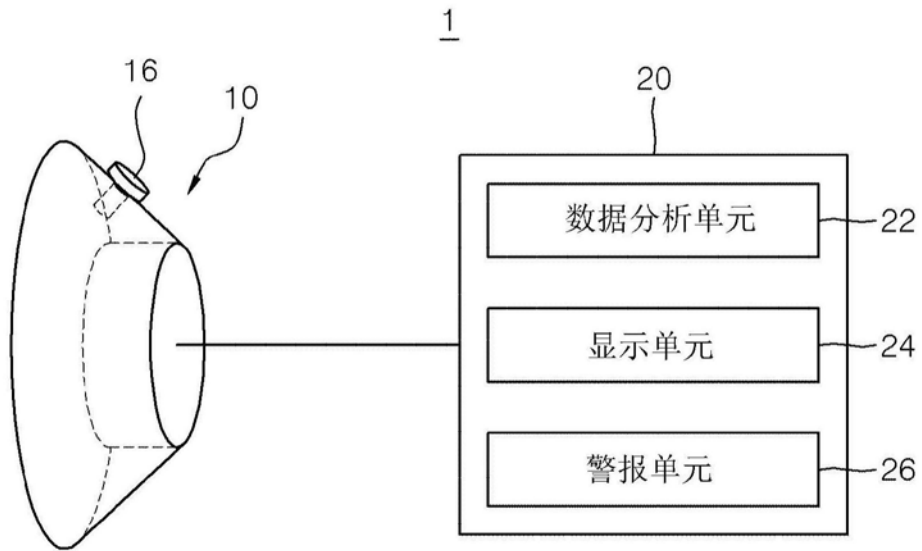


图1

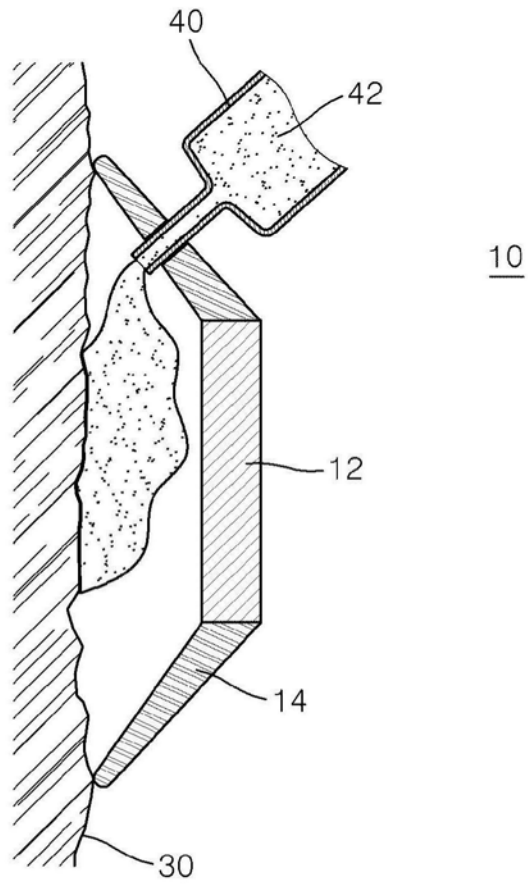


图2

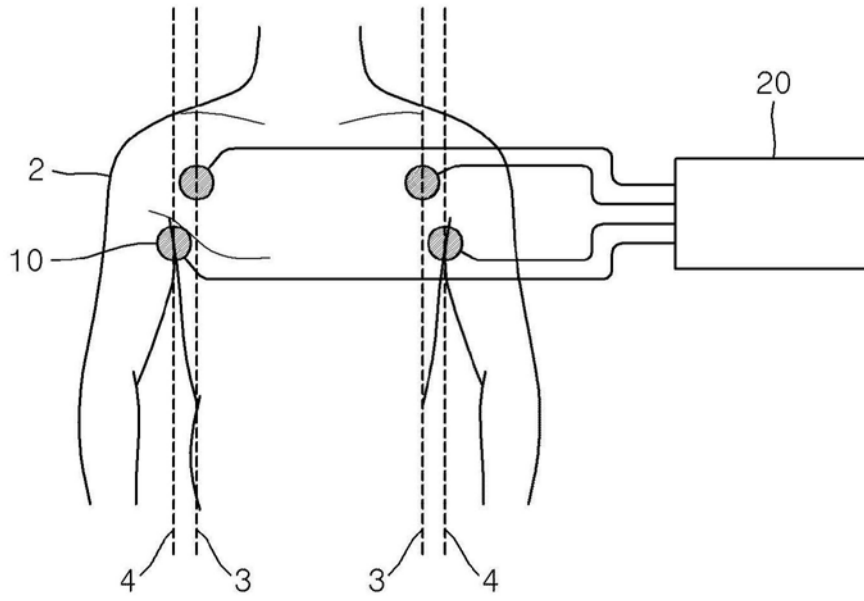


图3

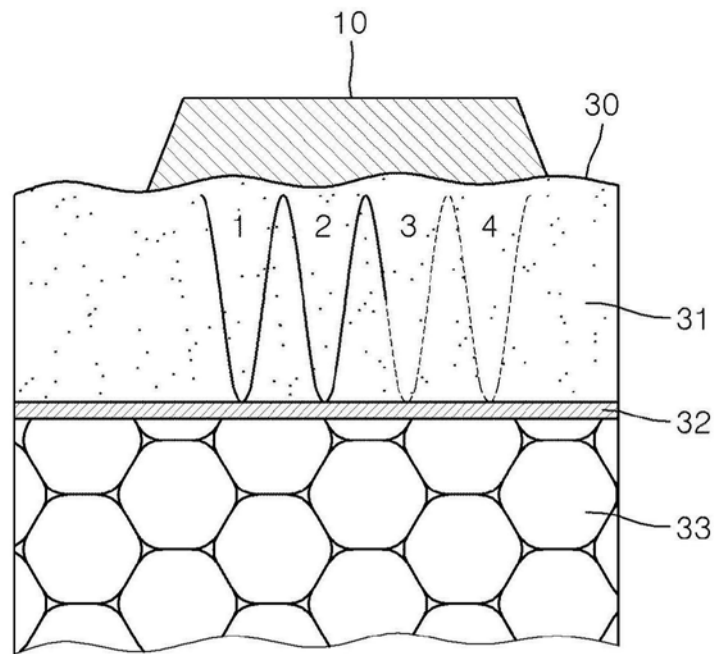


图4

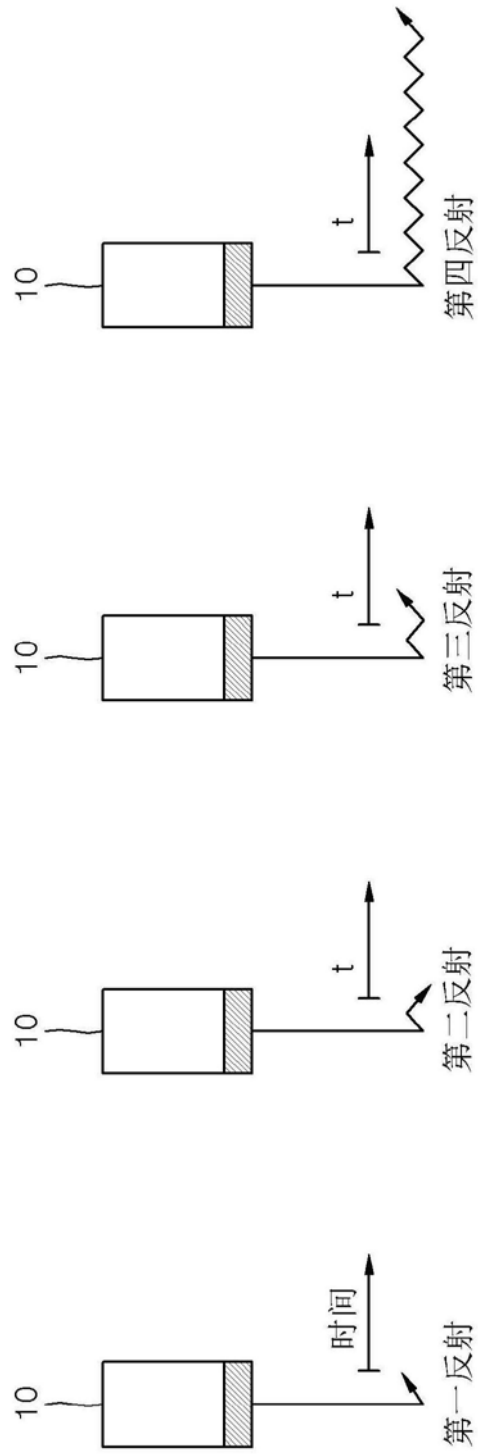


图5

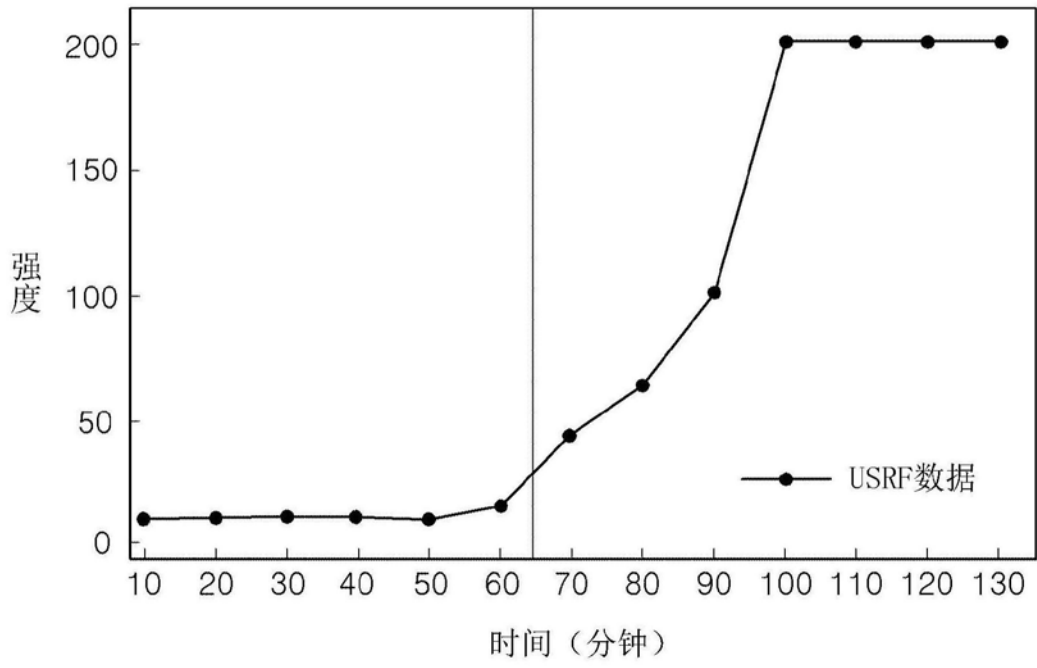


图6

24

<u>初始USRF数据</u>	: XXX
<u>测得的USRF数据 (绝对值)</u>	: YYY
<u>测得的USRF数据 (相对值)</u>	: ZZZ

图7

专利名称(译)	肺水肿监测设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN111050662A</a>	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880056846.3	申请日	2018-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学医院		
申请(专利权)人(译)	首尔大学医院		
当前申请(专利权)人(译)	首尔大学医院		
[标]发明人	李在赫		
发明人	曹由焕 李在赫 权赫沅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4236 A61B8/4281 A61B8/4427 A61B8/4455 A61B8/4477 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/46		
代理人(译)	刘久亮		
优先权	1020170179547 2017-12-26 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供了一种肺水肿监测设备，所述肺水肿监测设备始终附接到身体上以便能够在对患有晚期疾病的患者或休克患者进行治疗时持续监测其是否发生肺水肿。该肺水肿监测设备包括：超声频率模块，所述超声频率模块附接到患者的胸部以产生超声波，并且接收从人体内部反射的反射波；以及控制模块，所述控制模块对所述反射波的强度(所述强度被称为“超声射频数据”)进行测量，并且通过基于所述超声射频数据的根据多次反射的程度的增长率确定是否发生肺水肿来提供警报。

