



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103153180 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201180048483. 7

(22) 申请日 2011. 10. 04

(30) 优先权数据

1638/10 2010. 10. 07 CH

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 04. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CH2011/000236 2011. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/045188 EN 2012. 04. 12

(73) 专利权人 斯威斯托姆公开股份有限公司

地址 瑞士兰德夸特

(72) 发明人 约瑟夫克斯·X·布伦纳

帕斯卡尔·奥利维尔·加格罗

尼古拉斯·罗比塔耶

(74) 专利代理机构 上海智信专利代理有限公司  
31002

代理人 王洁

(51) Int. Cl.

A61B 5/053(2006. 01)

A61B 5/08(2006. 01)

(56) 对比文件

W0 2009/042637 A2, 2009. 04. 02,

CN 101227945 A, 2008. 07. 23,

CN 101801265 A, 2010. 08. 11,

US 2004/0133123 A1, 2004. 07. 08,

CN 101564294 A, 2009. 10. 28,

US 2010/0228143 A1, 2010. 09. 09,

CN 101248989 A, 2008. 08. 27,

审查员 宋光

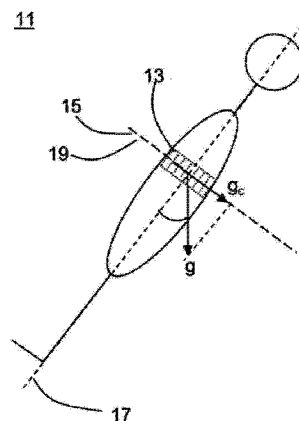
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

### (54) 发明名称

用于电阻抗断层成像的传感器装置、电阻抗断层成像装置和电阻抗断层成像方法

### (57) 摘要

一种用于 EIT 成像的传感器装置,包括用于测量阻抗分布的电极阵列,其特征在于,用于确定测试者的空间方向的至少一个传感器连接至电极阵列。一种 EIT 成像装置,可连接到用于确定测试者的空间方向的传感器,并可选地可连接到用于采集电和 / 或声活动信息的传感器和 / 或用于采集扩张信息的传感器,其特征在于,连接或集成计算装置用于基于空间数据调整阻抗数据,其中空间数据描述测试对象的空间方向。一种用于测量阻抗分布和调整所述的测量的阻抗分布的 EIT 成像方法,包括下列步骤:通过使用包括电极阵列的阻抗分布测量装置测量阻抗分布,并将测量的阻抗分布转换成 EIT 图像,其特征在于,重力影响通过测量测试对象的空间方向进行确定,和测量的阻抗分布的值根据所述空间方向进行调整,以消除重力影响。



1. 一种用于 EIT 成像的传感器装置,包括:  
用于测量阻抗分布的电极阵列,  
其特征在于,  
用于确定测试者的相对于重力向量的方向的空间方向的至少一个传感器连接至电极阵列。
2. 根据权利要求 1 所述的传感器装置,其特点在于,用于确定空间方向的至少一个传感器包括三维加速度传感器。
3. 根据权利要求 1 所述的传感器装置,其特征在于,电极阵列的电极设置在带状结构上。
4. 根据权利要求 1 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集电活动信息的至少一个传感器连接至电极阵列。
5. 根据权利要求 4 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集电活动信息的至少一个传感器包括心电图传感器。
6. 根据权利要求 1 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集声活动信息的至少一个传感器连接至电极阵列。
7. 根据权利要求 6 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集声活动信息的至少一个传感器包括麦克风或心音图传感器。
8. 根据权利要求 1 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集电极阵列的扩张变化信息的至少一个传感器集成在或连接至电极阵列。
9. 根据权利要求 8 所述的传感器装置,其特征在于,用于采集扩张变化信息的至少一个传感器包括应变仪。
10. 一种 EIT 成像装置,连接到用于确定测试者的空间方向的传感器,  
其特征在于,连接或集成计算装置用于基于空间数据调整阻抗数据,其中空间数据描述测试对象的相对于重力向量的方向的空间方向。
11. 根据权利要求 10 所述的 EIT 成像装置,其特征在于,连接或集成计算装置用于基于扩张数据、声活动数据和 / 或电活动数据调整阻抗数据。
12. 一种用于测量阻抗分布和调整所述的测量的阻抗分布的 EIT 成像方法,包括下列步骤  
通过使用包括电极阵列的阻抗分布测量装置测量阻抗分布,和  
将测量的阻抗分布转换成 EIT 图像,  
其特征在于,  
确定测试对象的相对于重力向量的方向的空间方向,和  
根据所述空间方向调整测量的阻抗分布的值,以消除重力影响。
13. 根据权利要求 12 所述的 EIT 成像方法,其特征在于,测试对象的空间方向通过测量电极阵列的空间方向进行确定。
14. 根据权利要求 12 所述的 EIT 成像方法,其特征在于,测试对象的空间方向在测量阻抗分布期间或几乎与阻抗分布同时进行测量。
15. 根据权利要求 12 所述的 EIT 成像方法,其特征在于,阻抗分布的值和测试对象的空间方向在 1 秒内测量。

16. 根据权利要求 12 所述的 EIT 成像方法,其特征在于,测量的阻抗分布根据电活动、声活动和 / 或观察区域的扩张。

17. 根据权利要求 16 所述的 EIT 成像方法,其特征在于,测量的阻抗分布根据电极阵列的扩张额外进行调整。

## 用于电阻抗断层成像的传感器装置、电阻抗断层成像装置 和电阻抗断层成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于电阻抗断层成像(electrical impedance tomography, EIT)的包括用于测量阻抗分布的电极阵列的传感器装置、可连接包括电极阵列的传感器装置的 EIT 成像装置、用于测量阻抗分布和调整所述的测量的阻抗分布的 EIT 成像方法。

### 背景技术

[0002] 电阻抗断层成像(EIT)技术是一种用于研究和检测人类和动物中区域肺通气和灌注(血液流动)的非侵入性成像技术。与常规方法相反, EIT 不需要患者通过管道或传感器呼吸, 不应用电离 X 射线, 并且可以用于长时间, 例如 24 小时或甚至更长时间。因此, EIT 可以连续使用, 因此适合于实时和长期监测治疗效果。EIT 于 1983 年首次用于监测呼吸功能, 并保持允许肺容积、血流量和心脏活动的区域变化的连续的、非侵入性检测的唯一的床边方法。该技术的更多细节可以在“Electrical impedance tomography”by Costa E. L., Lima R. G., and Amato M. B. in Curr Opin Crit Care, Feb. 2009, 15(1), p. 18-24 中找到。

[0003] 在 EIT 中, 如美国专利 US5626146 所披露的, 多个电极, 通常从 8 到 32 个, 设置是要检查的身体的表面上。控制单元确保电信号, 例如电流施加在皮肤上的一对或多对电极以形成电场, 其反过来由其它电极检测。用于施加电流的电极称为“电流注入电极”, 尽管其中一个可能作为基准电位, 例如接地。通常情况下, 3 至 10mA RMS 在 0.1-1000kHz 的频率范围内注入。采用剩余的电极, 检测所产生的电压(形成“EIT 数据向量”或“扫描帧”)并随后用于估计身体中电阻抗的分布。具体的算法得到开发以将一组电压转换成图像。这些转换经受两个主要挑战: 第一是数学问题是不适定的和非线性的, 第二是由于放大器和电流源的变化导致的测量电压的不准确。

[0004] 为了克服阻抗估计的不适定性, 大多数 EIT 成像算法使用另外的假设、限制或约束。现有技术中已知的典型方法是使用关于介质的内部结构的先验知识和正则化以选择特定的方案。先验知识的例子包括解剖结构、器官的功能、组织的物理特性像电导率、血流量、心脏收缩时间等等。

[0005] 在呼吸功能监测的情况下, 先验知识可以来自, 例如, 在气道开口处的流量或体积测量、胸部 x 射线图像或更优选地 CT 扫描, 给予患者胸部的轮廓和主要结构。正则化方法能够在竞争的方案之间算法决定, 产生胸内真实阻抗分布的合理估计的图像。解剖和生理知识, 以及物理定律形成本领域已知的正则化方法的基础。例如, 在胸内阻抗分布中的突然变化通常作为非生理的而丢弃。重力影响血量和血流的分布, 因此阻抗的分布。根据姿势、患者的疾病和阻抗分布的胸内位置, 重力对测量信号具有重大影响。已知机械通气的重症监护患者在仰卧位置时在肺的背部区域中遭受区域肺萎缩。这种萎缩可以导致或加重急性肺损伤。姿势变化, 例如转动患者至侧面, 或在其前面上(俯卧位)可能扭转萎缩, 因此可以产生有益疗效。

[0006] 三区域模型可以使用用于证明重力的影响(He-denstierna G. et al. Pulmonary

densities during anaesthesia. An experimental study on lung morphology and gas exchange. Eur Respir J. 1989 Jun; 2(6):528)。这种模型的三个区域为：

[0007] 区域 1：打开和良好充气肺泡；

[0008] 区域 2：不稳定肺泡，其中它们的打开和闭合发生在呼吸循环过程中；

[0009] 区域 3：萎缩肺泡。

[0010] 例如作为患者躺在其背面上(仰卧位置)或在他们的胃上(俯卧位置)的结果，这些区域形成。在健康对象中，区域通常在直立的位置消失。在肺中区域显示的程度或水平可能相对于重力向量而变化。但在与重力向量正交的平面上区域显示的程度或水平通常保持不变。由于肺单位的循环打开和闭合导致的通气诱导的肺损伤假设主要发生在区域 2 中。低氧血症由通过非充气区域 3 的血液分流导致。在患者中消除那两个区域是治疗目标。

[0011] 在机械通气患者中，氧合作用可以通过改变患者的体位进行改善。这种改进的机制是萎缩肺空间，上面描述为区域 3，正在新的体位中打开，因此氧合作用得到改善。旋转机械通气患者的身体至限定的侧卧位以改善肺功能在现有技术中是已知的，如披露在国际申请 W02005/094369 中。

[0012] 基于以上的知识，使用 EIT 监测肺的运作以检测功能紊乱如肺萎缩和这种萎缩的逆转，可能看起来很明显。然而，在实践中，如果不是不可能在 EIT 图像上看到，萎缩区域是困难的。

[0013] 为了克服在电阻抗断层成像方法中测量电压的不准确，已知使用时间差分图像，即关于在时间上某个之前特定时间点拍摄的图像计算的图像。这种时间差分图像形成于阻抗相对于基线或参考条件的变化。这种相对或差分方法取消了系统测量误差以及关于胸部形状、身体组成和接触阻抗的不正确假设相关的一些错误，因为该同样的错误假设以成比例方式存在所有图像中。按顺序迅速绘制，类似一部电影，这些图像形成进出每个肺部区域的气体和血流量的可视化表示，允许医生实时评估肺功能。因此，可以监测器官功能如心脏跳动和肺呼吸的动力学。用于稳定的时间差分图像的先决条件是声音差分图像。为此目的，经常使用扫描帧(复合 EIT 信号或体积描记图)的所有值的总和或平均值。假定出现呼吸(吸气开始)对应复合 EIT 信号的局部最小值，因此参考图像就在这个点拍摄。但是，在具有小呼吸容量和低信噪比的患者中，例如在重症监护患者中，复合 EIT 信号是微弱的，吸气开始的精确测定是几乎不可能的。采用目前可获得的 EIT 仪器，伪假象非常容易形成虚假信号，引入错误和偏离，最终导致错误的临床决策。

[0014] 文献 W02006/121469A1 描述一种 EEG 系统，包括带电极的帽盖和运动传感器。电极记录 EEG 信号。运动传感器获得运动数据，其可能包括与患者运动、患者内的血液流动和心脏冲击运动相关的噪声信号。数据进行处理，以减少 EEG 信号中的运动噪声。

[0015] 一些最近公开的 EIT 方法如下所示：

[0016] 文献 W000/33733A1 涉及用于基于呼吸压力区域确定肺泡打开和闭合的方法，其中采用电阻抗断层成像方法，基于呼吸压力在至少一个肺区域测量阻抗信号。

[0017] 文献 W02009/035965A1 披露用于评估由患者摄取的区域氧的装置和方法。为实现这一目标，在不同时间测量的两个电阻抗断层成像图像进行比较。一个图像在吸气不久后获取，第二图像在屏住呼吸一段时间后获取。在肺容积中的区域差异解释为与耗氧量相关。

[0018] 文献 US2004/034307A1 涉及使用波场能量如超声波的反射断层成像。此方法在浸

没在充液容器中的身体上进行。传感器和接收器离身体一段距离放置。。

[0019] 在 Brunner et al., titled "Imaging of local lung ventilation under different gravitational conditions with electrical impedance tomography", in ACTA Astronautica, Pergamon Press, Elmsford, GB, Bol. 60no. 4-7 (2007) 的科学论文中, 指的是在不同重力条件下肺通气的 EIT 成像。区域肺通气取决于施加的重力的量和方向。重力的影响根据测试者的位置和方向而变化。文章描述了归于感兴趣的四个区域的参数如何根据测试者的倾斜角度而变化。

[0020] 以上科学论文证明在肺灌注和肺通气上的重力影响。区域差异的存在在现有技术中是已知的, 暴露这些差异的方法由引用的出版物和其它出版物所披露。但是, 迄今为止披露的方法都不允许补偿重力影响和伪假象。

[0021] 对改进的 EIT 装置和分析方法存在需要, 其允许监测肺功能和直接治疗。特别是长期 EIT 观察期望以改善诊断和后续治疗。例如, 由于连续 EIT 监测, 可以评价区域肺通气和区域肺萎缩, 评估肺损伤的可能性, 和开始救生治疗选项, 例如肺复张。尤其重症监护患者能够大大得益于改进的电阻抗断层成像技术和 EIT 的连续监测。

## 发明内容

[0022] 发明目的

[0023] 因此, 本发明的一个目的是提供能够测量和计算可靠的 EIT 差分图象的装置和方法。另一个目的是提供允许准确实时监测肺功能的装置和方法。此外, 形成改进的差分图像和改进 EIT 技术的实用性和易用性是一个目的。此外, 改进正则化方法是一个目的。

[0024] 发明概述

[0025] 以上目的通过提供和使用空间信息以形成改进的 EIT 图像来实现。空间信息包括描述身体或身体部分的体位和 / 或方向即空间方向的数据。例如标准正则化方法通过在 EIT 分析期间集成空间信息即关于身体部分例如像胸部的方向和位置的信息而扩展。

[0026] 详细地, 以上目的采用发明的传感器装置、发明的 EIT 成像装置和 EIT 成像方法而实现。

[0027] 用于 EIT 成像的发明的传感器装置, 包括用于测量阻抗分布的电极阵列, 其特征在于, 用于采集空间信息(即用于确定测试者的空间方向)的至少一个传感器连接至电极阵列。空间信息包括关于传感器的方向和 / 或位置的信息。例如传感器可以附着在电极阵列自身, 或可以相对于电极阵列以及因此相对于测试的身体部分以限定关系放置。因此, 空间信息包括关于测试对象(测试者)尤其测试的身体部分的方向和 / 或位置的信息。在实践中有利的, 所述空间信息描述附着至测试对象的电极阵列的空间方向和 / 或位置。传感器的位置和 / 或方向的数据可以转换为限定测试的身体部分相对于重力向量即相对于重力向量的方向的数据。因此, 例如当测量胸部(或另一个身体部分)的阻抗时, 采集的空间信息描述胸腔和因此肺部(或所述其它身体部分)相对于重力的方向。关于测试者特别是电阻抗测试身体部分的方向和位置的空间信息是用于相对于重力影响调整阻抗分布测量数据的先决条件。优选地, 用于确定测试对象的空间方向的至少一个传感器连接至电极阵列。据此, 例如, 确定测试对象的空间方向与重力向量的方向有关。

[0028] 描述的额外的空间信息是非常有助于形成临床上可用的图像和影片。能够提供取

决于体位的可靠的 EIT 差分图像的装置以前没有描述过。

[0029] 有利地,用于确定测试者的空间方向的至少一个传感器包括空间数据传感器,如三维加速度传感器,也称为三轴加速度传感器或重力传感器。此传感器使用用于有利地确定相对于重力向量的位置或方向。简单加速度传感器,例如单轴加速度传感器,只能够检测运动,但不能够测量位置或方向,不满足上述目的。

[0030] 方便地,电极阵列形成在观察平面内限定观察区域的电极的阵列。

[0031] 有利地,电极阵列的电极设置在带状结构中和 / 或上。这允许快速而容易地处理电极以及容易定位和安装电极到身体部分上。当用于确定测试者的空间方向的传感器集成到或固定地所述带状结构时、传感器装置的处理、定位和安装变得特别容易。优选地,电极阵列,特别是带状结构,是有弹性的,例如包括弹性元件。弹性阵列或带状结构至少在其纵向延伸中是可伸缩的。阵列或带状结构的弹性的特征允许电极阵列紧紧安装在身体上,同时身体部分的运动,如例如胸部的呼吸运动,不受阵列或带状结构的约束。在呼吸期间,弹性阵列或带状结构有节奏地扩大和缩短长度。

[0032] 有利地,用于采集电活动信息的至少一个传感器连接至电极阵列。电活动最明显由心脏运动,即心脏活动所诱导。因此,此传感器允许采集有关心脏活动的信息。

[0033] 方便地,用于采集电活动信息的至少一个传感器包括心电图传感器,优选可连接至心电图仪。

[0034] 有利地,用于采集声活动信息的至少一个传感器连接至电极阵列。声活动最明显由心脏收缩和其阀门的打开和闭合即心脏活动所诱导。因此,此传感器允许采集有关心脏活动的信息。

[0035] 方便地,用于采集声活动信息的至少一个传感器包括麦克风或心音图传感器,优选可连接至心音图仪。

[0036] 有利地,用于采集吸气期间电极阵列的周长或扩张变化信息的至少一个传感器集成或连接至电极阵列。此传感器允许采集与测试者的呼吸活动相关的数据。

[0037] 方便地,用于采集扩张信息的至少一个传感器包括应变仪。优选地,用于采集扩张信息的传感器检测吸气期间身体部分特别是胸部的扩张。当使用在带状结构中和 / 或上的电极阵列时,所述传感器可能检测身体部分的周长的变化。有利地,集成或连接至带状结构的应变仪用于采集带状结构的扩张以及因此身体部分的周长的变化的数据。

[0038] 发明的 EIT 成像装置是可连接到用于确定测试者的空间方向的传感器的,可选地,此外发明的 EIT 成像装置是可连接到用于采集电和 / 或声活动信息的传感器和 / 或用于采集扩张信息的传感器的。根据本发明,所述 EIT 成像装置其特征在于计算装置连接其上或集成其中用于基于空间数据(即空间方向数据),和可选地,此外基于扩张数据和 / 或电和 / 或活动数据,调整阻抗数据的目的。空间数据有利地描述测试对象的空间方向(例如,通过检测用于确定测试者的空间方向的传感器的方向,更具体地通过检测连接至所述传感器的电极阵列的方向)。有利地,提到的空间数据描述关于重力向量的方向的空间方向。计算装置包括用于分析所述空间数据和调整阻抗数据的调试程序。有利地,计算装置关联空间数据和同时(即接近同时)测量的阻抗数据。计算装置使用通常可得并通常已经包括在标准 EIT 成像仪器中的微处理器和内存。具有集成功能以测量和分析空间信息的 EIT 成像仪器比现有技术 EIT 成像仪器更通用。此外,由于新功能的集成,发明的 EIT 成像仪器将容

易操作。

[0039] 用于测量阻抗分布和调整测量的阻抗分布的发明的EIT成像方法包括步骤(i)通过使用包括电极阵列的阻抗分布测量装置测量阻抗分布和(ii)将测量的阻抗分布转换成EIT图像。根据本发明,所述EIT成像方法其特征在于测量的阻抗分布的值因为重力影响得到调整,例如增强和/或修改。更详细地,所述EIT成像方法其特征在于测试对象的空间方向得到确定(特别是通过测量电极阵列的空间方向)以及为了消除重力影响,测量的阻抗分布的值基于所述空间方向得到调整。根据重力影响的调整可能受到影响,因为测量的阻抗分布的值因为重力影响得到增强和/或修改。用于重力影响的描述的调整允许形成视觉增强的以及因此临床上更有意义的图像和影片。电极阵列的空间方向与测试的身体部分的方向和/或位置相关联。有利地,电极阵列与测试对象的皮肤接触,并优选附着在要测试的身体部分上。

[0040] 有利地,这种重力影响的可视化基于阻抗分布测量装置的空间方向的测量,特别是电极阵列的空间方向。因为电极阵列连接到测试者的身体,电极阵列的方向关联或者更确切地说取决于测试者的位置,特别是测试的身体部分的位置。在阻抗分布的测量过程中,通过检测阻抗分布测量装置特别是电极阵列的方向,根据重力影响的调整成为可能。空间信息,例如基于身体的位置和方向,允许计算临床上可用的图像和影片。新方法允许接近实时计算并如有必要使得能够立即诊断和救生治疗。

[0041] 优选地,重力向量用于描述电极阵列以及因此测试者的空间方向。因此,测试对象或电极阵列的空间方向相对于重力向量的方向进行测量。

[0042] 优选地,测试对象的空间方向,特别是例如重力向量,在阻抗分布的测量期间进行测量。

[0043] 更优选地,测试对象的空间方向,特别是例如重力向量,和阻抗分布接近同时进行测量。

[0044] 有利地,测试对象的阻抗分布和空间方向的值,特别是例如重力向量,在1秒内、优选在500毫秒内、更优选在100毫秒内以及最优选在10毫秒内进行测量。对于成功的调整,在方向例如重力向量上的空间信息的测量和阻抗分布的测量之间的延迟应不超过几毫秒。

[0045] 有利地,阻抗分布测量装置包括至少一个电极阵列;优选地所述电极阵列设置在带状结构中。

[0046] 有利地,测量的阻抗分布此外与心脏的电活动同步。

[0047] 优选地,电活动信息使用心电图传感器测量。

[0048] 有利地,测量的阻抗分布此外与心脏的声活动同步。

[0049] 优选地,声活动信息使用麦克风或更优选地心音图传感器测量。

[0050] 有利地,测量的阻抗分布额外根据观察区域即观察的身体部分的周长或扩张进行调整,其中观察区域如由电极阵列限定。更具体地,电极阵列在身体部分上的位置限定观察区域。

[0051] 优选地,周长或扩张中的变化的信息使用应变仪进行测量。应变仪例如设置在阻抗分布测量装置上,即带状电极阵列上。当设置在身体部分(例如测试者的胸部)周围时在阻抗分布测量装置的周长或扩张中的检测到的变化允许记录由于呼吸活动导致的胸围的

时间变化。胸部运动的信息可以可选择地使用加速度传感器进行测量。为了测量运动,例如简单的单轴加速度传感器就足够了。但是,如果使用三轴加速度传感器,与运动和方向相关的数据可以采用相同的传感器进行检测。

### 附图说明

[0052] 以下通过参考附图说明本发明。它们显示：

[0053] 图 1 :在随机的空间位置的测试者。

[0054] 图 2 :测试者在相对于重力向量的三个不同方向的胸部切割以及位置依赖的区域分布, (a) 仰卧位置, (b) 背倚位置, (c) 直立位置。

[0055] 图 3 :测试者在相对重力向量的二个不同方向的胸部切割以及位置依赖的区域分布, (a) 完全仰卧位置, (b) 侧翻仰卧位置。

[0056] 图 4 :基于观察平面相对于重力向量的空间方向的  $u-h$  轴系统和  $u'-h'$  轴系统。滤波器的例子显示在图片的右侧。

[0057] 图 5 :测量的和各自的滤波的应变仪信号。

[0058] 图 6 :用于网格的单一节点的像素化脉冲图像的形成的示意图。

[0059] 图 7 :矩阵  $P$  的形成的示意图。

[0060] 图 8 :在空间频率域中滤波方法的示意图。

[0061] 图 9 :矩阵  $R$  的形成的示意图。

[0062] 说明：

[0063] 11 测试者；

[0064] 13 带状结构；

[0065] 15 观察平面；

[0066] 17 主体轴(也称为纵轴或前后轴)；

[0067] 19 从腹部到后背的体轴(也称为腹背轴)；

[0068] 21 胸部；

[0069] 23 右肺；

[0070] 25 左肺；

[0071] 31 区域 1；

[0072] 32 区域 2；

[0073] 33 区域 3。

### 具体实施方式

[0074] 虽然本发明允许采用许多不同形式的具体实施例,但是本发明的优选的具体实施例显示在附图中并将在这里进行详细描述,理解到本说明书视为本发明的原理的示例,并不旨在限制本发明的广泛方面至所示的具体实施例。

[0075] 如在本领域中已知的, EIT 数据通过放置在测试者 11 的胸部周围的许多电极获得,如在图 1 中所描绘的。在本发明中,电极优选安装在带状结构 13 上,将它们保持在相对于测试者 11 的身体部分的几何限定位置。在实践中,观察平面 15 可以通过将组装有许多电极的阵列的带状结构 13 放置在身体部分的周围进行选择。电极的精确设置对于本发

明并不重要。如图 1 所示的优选的设置是这样的以便电极的位置限定观察平面 15(也称为电极平面),例如测试者 11 的胸围的周围。在这种设置中,观察平面 15,如例如由 EIT 带 13 限定的,垂直于头尾主体轴 17(前后轴或躯干的矢状轴)。角度  $\alpha$  (alpha) 由体轴相对于重力向量  $g$  的位置限定。因此,  $\alpha$  是主体轴 17 和重力向量  $g$  之间的角度。向量  $g$  可以分解为两个分量,这些分量的其中一个 ( $g_c$ ) 位于垂直体轴的平面内,例如由 EIT 带限定的观察平面,如在图 1 所示的。

[0076] 如本领域已知的,使用第一对电极用于注入电流或施加电压(激励信号),以形成电场。激励信号的施加导致的电压或电流随后在每个剩余电极测量。激励信号然后移动到下一对电极并重复测量顺序。例如,在 32 个电极的设置中,每个测量回路产生  $32 \times 32$  次测量。每个回路的测量有时称为“扫描帧”或“EIT 数据向量”。

[0077] 根据本发明,除了关于所述的形成的电场的信息外,还采集测试者的方向的空间信息。例如,为了使得空间信息和电场信息的同时测量成为可能,三维加速度传感器(例如博世 BMA150 传感器集成电路)机械连接带状结构。加速度传感器测量重力向量。隐含地,测量重力向量  $g$  和电极平面 15 之间的角度(即图 1 中的角度  $\alpha$ ),因为加速度传感器和带状结构机械连接。正则化,例如通过空间滤波器  $F$ (请参见下面的例子),此后得到优化以重视在垂直于重力向量分量  $g_c$  的水平面中显示均匀性的解。重量,此处称为  $k$ ,也是重力向量相对于观察平面的角度  $\alpha$  和确定期望对比度的用户限定因子  $c$  和  $d$  的函数。在优选的具体实施例中, $k$  和  $\alpha$  之间的关系是正弦函数。

[0078] 因此角度  $\alpha$ 、重量  $k$  和因子  $c$  和  $d$  之间的关系可以由下面公式表示。因此  $\alpha$  是体轴和重力向量  $g$  之间的角度( $\alpha$  的限定描绘在图 1 和 2 中):

[0079] 
$$k = c * \gamma(\alpha) + d,$$

[0080] 其中  $\gamma$  可以是  $\alpha$  的线性函数或正弦函数,以允许平滑过渡。

[0081] 优选地,加速度传感器机械连接到包含电极的带状结构 13。其测量传感器带状结构相对于重力向量  $g$  的方向,优选地如在空间中以度或弧度的角度  $\alpha$ 。

[0082] 在图 2 中,胸部切割显示处于相对于重力向量  $g$  的不同方向。在胸腔 21 中,两个肺 23 和 25 位于左和右侧。为了说明,在合适的地方,3 区域模型(如上面介绍的)的区域在每个肺中显示在三个不同的阴影。根据模型,区域通常延伸在垂直于重力向量的层中。第一区域 31 以浅灰色标记,第二区域 32 以灰色标记,第三区域 33 以深灰色标记。根据模型,肺泡充气在区域 2 中减少,并由于肺泡萎缩进一步在区域 3 中减少或甚至没有。如果重力向量在(即平行于)观察平面内,那么区域 1、2 和 3 最大限度地显示(图 2a)。换句话说,如果重力向量  $g$  垂直于主体轴 17,三个区域是清楚可区别的。图 2a 以仰卧位置显示这种情况,其中主体轴(显示为白色圆圈中的黑点)垂直于绘图平面。如果身体倾斜,重力向量移动至观察平面的外侧,区域变得没有那么明显(图 2b)。在直立位置(图 2c),角度  $\alpha$  约为零,区域几乎完全消失。从图 2a 至 2c,随着观察平面相对于重力向量进一步倾斜,区域显示变得更弱。

[0083] 如果重力向量  $g$  在观察平面 15 内,那么三区域模型的区域最大限度地显示,如图 2a 中所示。对于任何体位,其中重力向量  $g$  在观察平面外,即  $\alpha$  不同于 90 度,区域仍然保持显示 - 虽然以更小程度(图 2a 和 2b),因为总是有重力向量  $g$  的分量  $g_c$  位于观察平面内,除了当  $\alpha$  等于零( $\alpha=0$ ) 时以外。随着减小的角度  $\alpha$ ,从 90 度开始,区域变得不那么明显

并在约 0 度完全消失(图 2c)。通常,这种关系表示为正弦函数。但是,可以使用其它函数。

[0084] 在直立患者(图 2c)中,重力向量沿着人的体轴,区域 1 到 3 沿着从肺尖(尖端)至横膈膜。在这个位置,区域 1 到 3 将不在横截面 EIT 图像上显现自身。如果患者在仰卧位置,区域 3 位于背面(依赖区域)上,而区域 1 位于朝向胸部(独立区域)。在仰卧位置(图 2a),区域 1 到 3 在观察平面内,从而影响 EIT 图像。如果患者位于俯卧位置,区域 1 到 3 仍在观察平面内,但处于相反顺序。

[0085] 上面描述的体位包括从仰卧位置到直立位置的所有位置。然而,仍然没有考虑身体侧翻或侧扭的位置。翻转的体位可以通过穿透由主体轴 17 和重力向量  $g$  限定的平面的腹背轴 19 进行描述。腹背轴 19 限定为垂直于主体轴 17 (如图 1 所示)。翻转位置可以是相关的或重要的,即使当进行简短检查时,因为在 EIT 测量期间患者可能会被建议采取某种姿势。因此,最大可能的位置应该解释为,包括,但不限于,侧翻位置。

[0086] 在图 3a 和 3b 中,显示在各种躺姿中胸腔的区域分布。在所述附图中,胸腔在中性仰卧位置的区域分布(图 3a)与胸腔在侧翻仰卧位置的区域分布(图 3b)进行比较。在侧翻仰卧位置,根据图 3b,角度  $\beta$  由腹背轴 19 相对于重力向量  $g$  的位置限定。如上和图 1c 描述的,在躺姿中,重力向量  $g$  等于重力向量分量  $g_c$ 。因此通常,在躺姿中,如在仰卧或侧翻仰卧位置, $\beta$  是腹背轴和重力向量分量  $g_c$  之间的角度。还当测试者采用仰卧位置和直立位置之间的位置,并另外转向一侧时, $\beta$  是腹背轴 19 和重力向量分量  $g_c$  之间的角度。区域形成对绕患者的纵轴 17 的旋转的依赖反映在两个肺中区域分布的不对称。区域以垂直于重力向量  $g$  的层堆放。如果身体以角度  $\beta$  转向一侧,区域仍然沿着重力,如图 3b 中所示。在此例子中,重力向量  $g$  相对于体轴的角度  $\alpha$  保持不变在 90 度。换句话说,重力向量位于观察平面内,区域最大限度地显示。在侧翻位置,坐落较低的机械通气的肺(即图 3b 中的右肺)可能经受广泛充气减少,而另外的肺(即左肺)几乎不受影响。

[0087] 在图 4 中,左侧,患者(胸腔示意图)的各种位置相对于重力向量  $g$  进行描绘。在右侧显示各自的角度  $\alpha$  和  $\beta$ ,通过它们,两个坐标系  $u/h$  和  $u'/h'$  彼此相关。两个坐标系具有相同的原点。再次, $\alpha$  表示主体轴 17 和重力向量  $g$  之间的角度, $\beta$  表示腹背轴 19 和重力向量分量  $g_c$  之间的角度。在图 4 的最初三个位置中给出的方向中,重力向量分量  $g_c$  等于重力向量 ( $g_c=g$ ),角度  $\beta$  限定  $u/h$  轴系统和  $u'/h'$  轴系统之间的旋转角度。在底部例子(直立位置)中,未限定角度  $\beta$  ( $g_c=0$ ),但不要紧,因为几乎没有任何区域显示。向量  $\omega_u'$  和  $\omega_h'$  来自  $u'/h'$  轴系统相对  $u/h$  轴系统的各自的旋转,并限定空间滤波的旋转变量。

[0088] 在进一步的具体实施例中,本发明结合空间传感器数据(其优选采用三轴加速度传感器测量,用于确定方向)和时间传感器数据(其例如用扩张传感器、另外的加速度传感器和/或电或声活动传感器测量)以改善通过 EIT 获得的图像和相关的信息。

[0089] 在一个具体实施例中,带状结构或带状结构的部分的偏移(即扩张或膨胀)通过,例如应变仪进行测量。信号处理器从局部最小值计算偏差,随后及时投射吸气开始。在那个投射点及时测量的数据向量采用作为“呼吸参考向量”。由于此过程涉及到图像处理的一定延迟,实施的目标是找到精度和时间之间的平衡。因为在成人中呼吸在远远高于每分钟 3 次呼吸和远远低于每分钟 50 次呼吸的频率进行,可以忍受几百毫秒的延迟并应该足够及时可靠产生参考点。事实上,肺功能测试往往依赖称为“闭塞测试”的测试以测量患者的呼吸驱动。这种测试在成人和儿童中在 100 毫秒中进行。最后,“呼吸参考向量”从每

个 EIT 数据向量中减去,使得由呼吸活动和通风导致的阻抗变化可见。

[0090] 在其优选的具体实施例中,扩张传感器(也称为呼吸传感器)通过应变仪测量带状结构上的力量,通过 3D 加速度传感器测量身体位置。用户可以输入两个参数  $c$  和  $d$  来调整相对于区域 1、2 和 3 的图像。

[0091] 随着患者吸气或呼吸机向患者提供呼吸,带状结构扩张,应变仪测量这种扩张。传感器信号转换为数字格式,通常在每秒 50 到 100 样本,优选进行数字分析。分析可能包括简单的低通滤波器和随后的最小力的确定。可选择地,分析可以如在图 5 中那样进行,其示出应变仪信号的分析以在重大信号漂移存在的情况下找到 EIT 参考向量。应变仪(实线)的任意单元及其衍生物(例如  $RC=0.1$  秒的高通滤波器,虚线)在呼吸期间绘制,而肺容积正在不断变化。应变仪的局部最小值(实线箭头)在通过其高通滤波衍生物(虚线箭头)的每个零之前是 0.1 秒左右。

[0092] 传感器数据,通常来自应变仪,首先由截止频率 20Hz 的低通滤波器滤波。此后,采用具有截止频率 0.1Hz 的高通滤波器。如果这样滤波的曲线相交从低力至高力(虚线箭头)走向的零线,胸部开始扩张,因此这一点采用作为“吸气开始”。在这个点及时测量的 EIT 数据向量,或更早的预定的提前期,通常更早的高通滤波器的时间常数,采用作为用于随后差分 EIT 成像的参考向量。此过程将在图像顺序上稍有延迟,但是,是临床上无关的。

[0093] 可选择地,呼吸活动由第二加速度传感器(如替换上文所述的应变式传感器)测量。因为胸部随每一次呼吸移动,第二加速度传感器可以感应到这种运动并将它转换成信号,可以使用于显示吸气开始并如上文所述确定参考向量。

[0094] 另外可选择地,相同的加速度传感器测量呼吸活动和重力向量相对于观察平面的方向(即 orientation)。为此目的,可以使用 3D 加速度传感器。

[0095] 在另一个具体实施例中,时间数据传感器是一种电活动传感器,例如使用在心电图(electrocardiography, ECG)中的传感器,即心电图传感器。这种传感器可以用于形成与心脏收缩开始相关的参考图像,从而形成“心脏参考数据向量”。此后,“心脏参考数据向量”从每个 EIT 数据中减去,使得由心脏活动导致的阻抗变化可见。

[0096] 在另一个具体实施例中,时间数据传感器是一种声活动传感器或麦克风,例如使用在心音图(phonocardiography, PCG)中的传感器,即心音图传感器。这种传感器可以用于形成与心脏收缩开始相关的参考图像,从而形成“心脏参考数据向量”。此后,“心脏参考数据向量”从每个 EIT 数据中减去,使得由心脏活动导致的阻抗变化可见。

[0097] 在另一个具体实施例中,至少两个时间数据传感结合空间数据传感器。例如,电或声活动传感器,如分别使用在心电图和心音图中的传感器,和扩张传感器,如应变式传感器,结合 3D 加速度传感器(空间数据传感器)。这允许测量观察平面相对于重力的方向,以及同时由于呼吸导致的电极带的扩张和由于心脏活动导致的电活动。

[0098] 本发明的使用说明

[0099] 本发明可以用于在独立监视器中和在机械呼吸机和麻醉机中增强 EIT 装置的图像品质。这种改进可以通过形成增强图像或通过图像上直接绘制重力向量或相对于重力向量自动旋转图像从而向用户提供方向来进行。这种改进的 EIT 图像的一种特定用途是启动特定的疗法,如复张、理疗、或姿势的变化,和测量治疗干预的有效性。

[0100] 根据本发明的用于 EIT 成像的传感器装置、EIT 成像装置和 EIT 成像方法的一个

典型用途是在机械通气的重症监护患者中。这些患者的约 15% 遭受急性肺损伤, 这些的 30% 以上死亡。估计这些患者中约有一半能够通过适当的治疗挽救。这种治疗包括肺复张以有效地减小区域 2 和 3。然而, 肺复张带来风险。因此仅当肺损伤已经变得明显时, 临床医生才通常使用肺复张。不幸的是, 这常常是太晚了。采用披露的发明, 保健提供者将有办法在疾病早期判断肺复张的需要和成功, 拯救生命, 并降低保健费用。

[0101] 在另一种用途中, 上下文有关的 EIT 可以用于优化患者关于肺功能的体位。

[0102] 例子

[0103] 下面描述根据本发明通过使用有限元方法和相对于患者的位置和方向调整原始 EIT 数据从而重建 EIT 图像的例子。

[0104] 重建问题通过使用有限元方法 (finite-element method, FEM) 解决。FEM 使用由节点限定的三角形元的网格, 以离散化感兴趣的区域或表面。然后物理问题应用在网格上, 问题通过使用给定的边界条件得到解决。

[0105] 为 EIT 这样做, 将得到

$$[0106] \quad Y(\sigma) * V = C,$$

[0107] 其中,  $Y$  是电导矩阵, 取决于电导率  $\sigma$ ,  $V$  是一组电压分布,  $C$  是一组施加电流。

[0108] 假定只能测量在介质的边界在给定位置 (即在电极处) 的电压, 引入运算符  $D$ 。对应于给定的系统和扫描模式, 它返回电压测量的向量  $v$ ,

$$[0109] \quad v = D(V) = D(Y^{-1} * C).$$

[0110] 然后上述公式通过使用泰勒展开式相对于  $\sigma$  线性化,

$$[0111] \quad \Delta v = S \Delta \sigma,$$

$$[0112] \quad \text{其中, } S \text{ 是灵敏度矩阵 } \left. \frac{\delta v}{\delta \sigma} \right|_{\sigma_0},$$

[0113]  $\Delta \sigma$  是  $\sigma - \sigma_0$ ,

[0114]  $\Delta v$  是  $v - v_0$ 。

[0115] 对于测量中给定的变化  $\Delta v$ , 因此我们获得在电导率中的变化  $\Delta \sigma$ 。在图像重建过程中, 想法是从测量中给定的变化  $\Delta v$  中找到在电导率中的变化  $\Delta \sigma$ 。

[0116] 要计算  $\Delta \sigma$ , 必要对矩阵  $S$  求逆。此运算通常不是一件小事, 不能使用矩阵的经典求逆进行。这类问题在文献中称为不适定求逆问题。这意味着这一问题比公式具有更多的未知因素。一种计算解的方法, 尽管具有不适定性质, 是使用正则化技术, 这意味着对感兴趣的介质进行一些假设。在 EIT 中的想法是主要找到问题 ( $\|S \Delta \sigma - \Delta v\|^2$ ) 的最小二乘解  $\Delta \sigma$ 。由于问题是不适定的, 添加正则化项产生以下成本函数 (见, 例如, Adler A, Guardo R, Electrical impedance tomography: regularised imaging and contrast detection, IEEE Trans Med Imaging, 1996, 15:170-9):

$$[0117] \quad \Phi = \frac{1}{2} \|S \Delta \sigma - \Delta v\|^2 + \frac{\lambda}{2} \|F \Delta \sigma\|^2, \quad (I)$$

[0118] 其中  $\lambda$  是正则化项的权重项,  $F$  是空间高通滤波器矩阵。

[0119] 可以注意到使用欧几里得范数 (平方) 的使用不是强制性的; 可以使用另一范数。

[0120] 在现有技术(Adler and Guardo, 1996)中,  $F_{\text{freq}}$  可以建模作为下列形式的高通高斯空间滤波器:

$$[0121] \quad F_{\text{freq}}(u, h) = 1 - e^{-\omega_0^2(u^2+h^2)}$$

[0122] 其中  $\omega_0$  是截止频率, 而  $u$ 、 $h$  变量分别是在空间频率空间中纵坐标、横坐标方向(图 4)。此滤波器的应用导致具有滤波的高空间频率的图像, 即更平滑的图像。为在预定的方向或多或少滤波高频率, 有可能扩展相同的想法:

$$[0123] \quad F_{\text{freq}}(u, h) = 1 - e^{-(\omega_u^2 u'^2 + \omega_h^2 h'^2)}$$

[0124] 其中  $u' = u \cos(\beta) - h \sin(\beta)$  和  $h' = u \sin(\beta) + h \cos(\beta)$  是绕  $(u_0, h_0) = (0, 0)$  旋转角度  $\beta$  (见图 4) 的轴向。这些新的截止频率是分别与  $u'$  和  $h'$  轴关联的  $\omega_{u'}$  和  $\omega_{h'}$ 。

[0125] 计算  $F$  的方法在下面的段落中给出。首先, 注意到, 如在公式(I)中给出的  $F$  是用于有限元网格空间的滤波器, 是重要的, 以便为了计算  $F$ , 使用以下工作流程:

[0126] 图 6 示意性描绘使用于形成用于网格的单个节点的像素化的脉冲图像。对于每个网格节点, 形成脉冲图像。换句话说, 对于每个节点, 形成新的网格, 其中所有节点值都设置为零, 除了所考虑的节点, 其设置为 1。然后, 获得的网格使用足够细的栅格像素化; 在此过程中网格的脉冲图像线性插在节点之间的它们的对应的像素栅格上。

[0127] 图 7 描绘矩阵  $P$  的形成。每个图像转换为列向量, 然后所有图像列向量附加上以形成矩阵  $P$ 。该矩阵  $P$  将在后面进行使用。

[0128] 图 8 描述了在空间频率域中的滤波方法。在此阶段, 在脉冲图像上还使用 2D-FFT (二维快速傅里叶变换, two-dimensional Fast Fourier Transform) 以进入空间频率域。应用滤波器  $F_{\text{freq}}$ , 并进行 2D-FFT (二维快速傅里叶变换) 以返回空间域。因此获得一组脉冲响应图像。

[0129] 图 9 描绘了矩阵  $R$  的形成。每个脉冲响应图像转换成列向量, 所有图像列向量附加上以形成矩阵  $R$ 。

[0130] 空间-域滤波矩阵  $F$  从下面的表达式获得:

$$[0131] \quad PF=R。$$

[0132] 使用伪逆来提取矩阵  $F$ :

$$[0133] \quad F = [P^T P]^{-1} P^T R。$$

[0134] 比例  $\frac{\omega_{u'}}{\omega_{h'}} = c * \gamma(\alpha) + d$  (例如,  $\gamma(\alpha) = \sin(\alpha)$ ,  $d=c=1$ ) 是主要滤波器参数之一并与角度  $\alpha$  成直接关系。

[0135] 本发明建议正弦函数用于伽玛函数, 但可理解可以使用任何其它函数。例如, 可以使用  $\gamma(\alpha) = \alpha / 90$ ,  $d=1$ ,  $c=0$ , 其中  $\alpha$  介于 0 和 90 度之间。伽玛函数也可以是表示上文所述的生理区域 (1 至 3) 显示的数学模型。相同的注意对于  $F$  函数也是有效的, 因为可以使用其它空间滤波形状, 例如矩形或椭圆形。

[0136] 虽然本发明已经参考其特定具体实施例和例子在上面进行描述, 很明显可以进行

许多改变、修改和变化而不背离这里披露的它们的发明构思。因此，它旨在包括落在所附的权利要求的精神和宽广范围内的所有这样的改变、修改和变化。

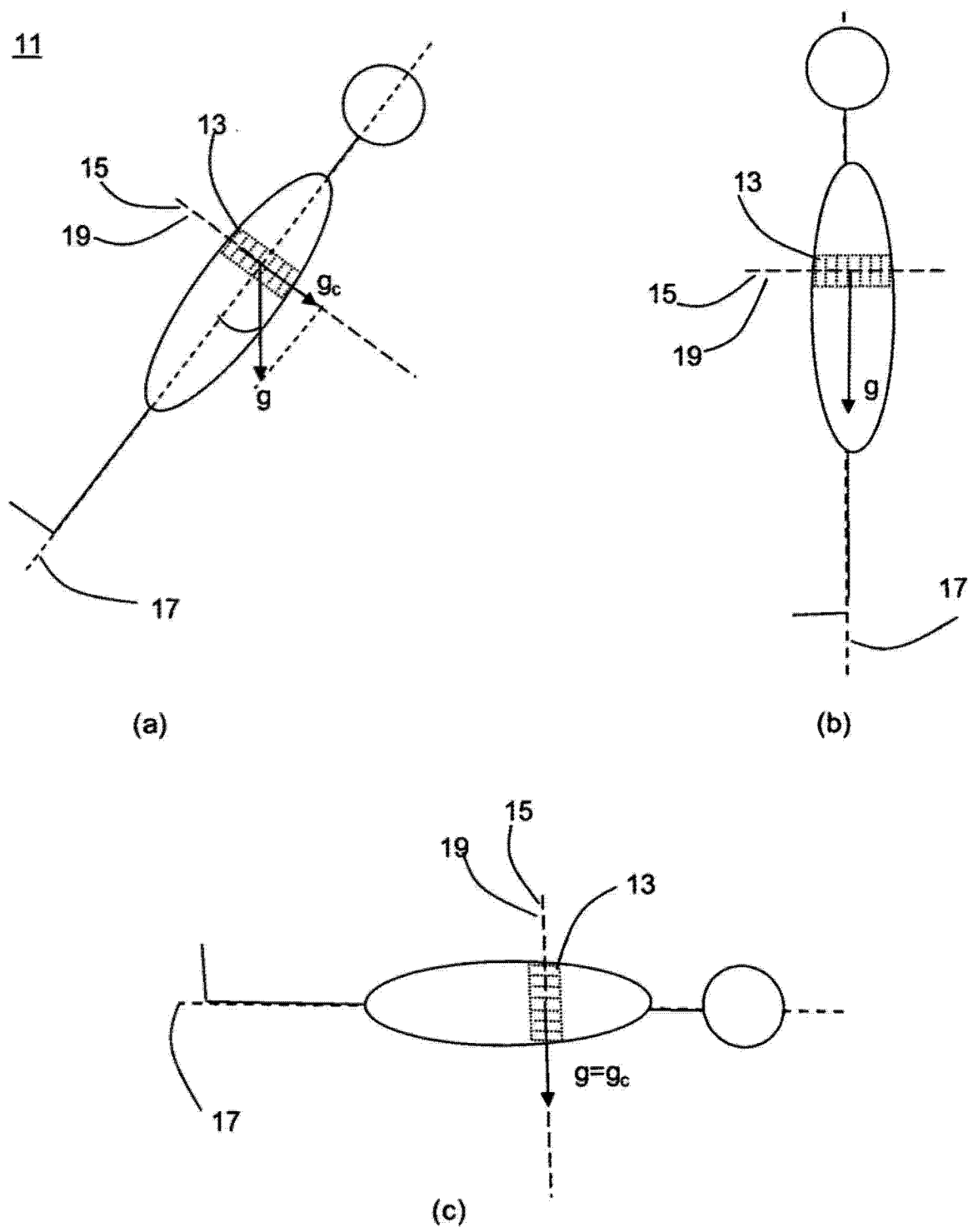


图 1

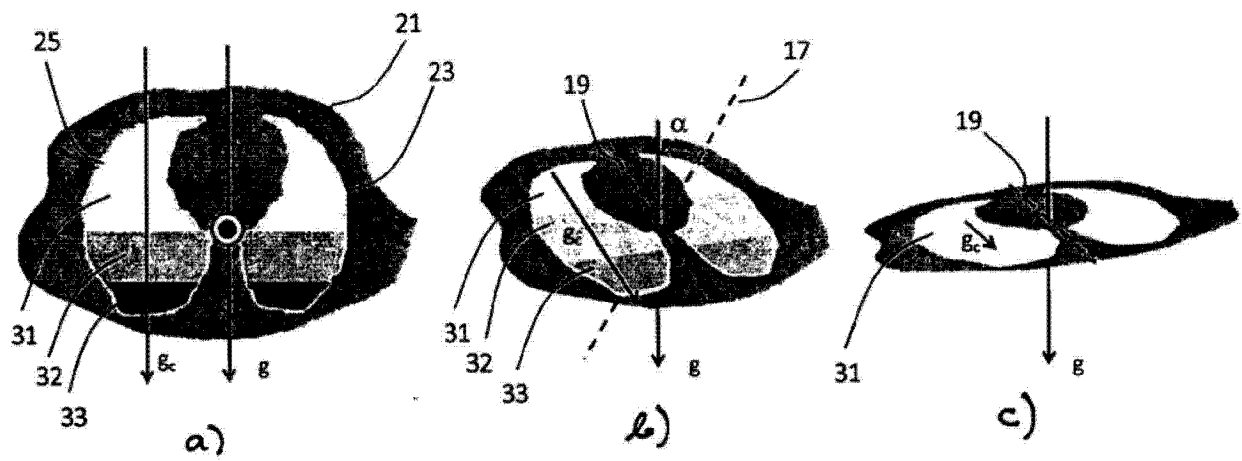


图 2

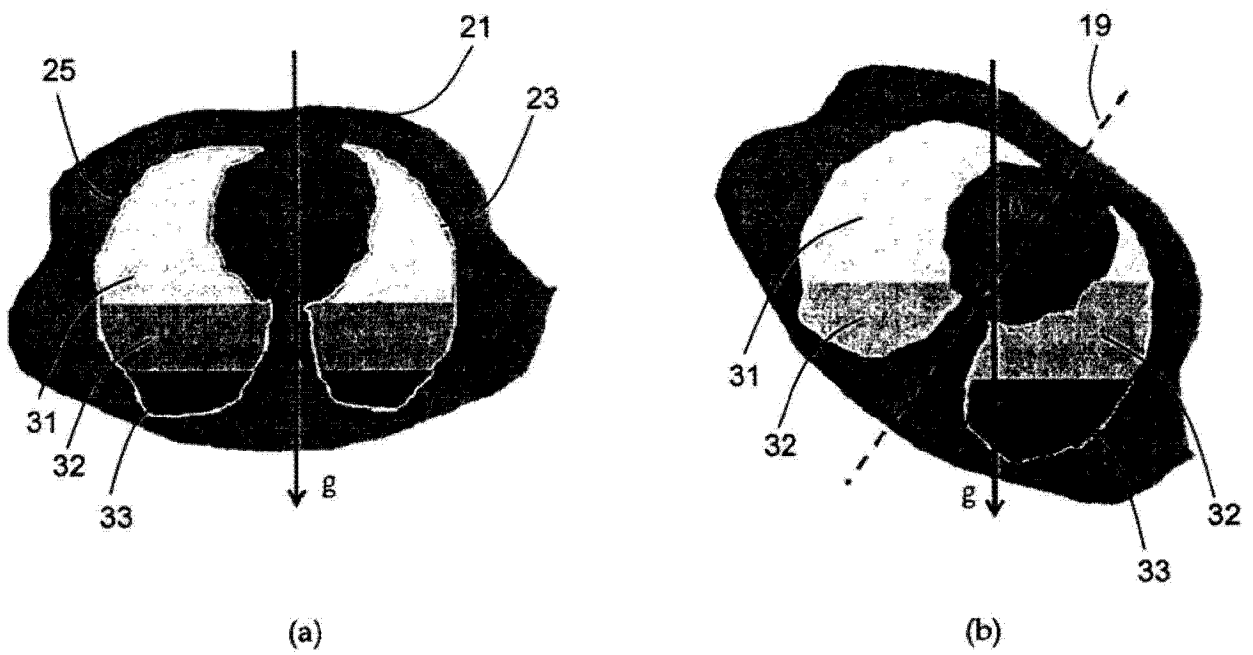


图 3

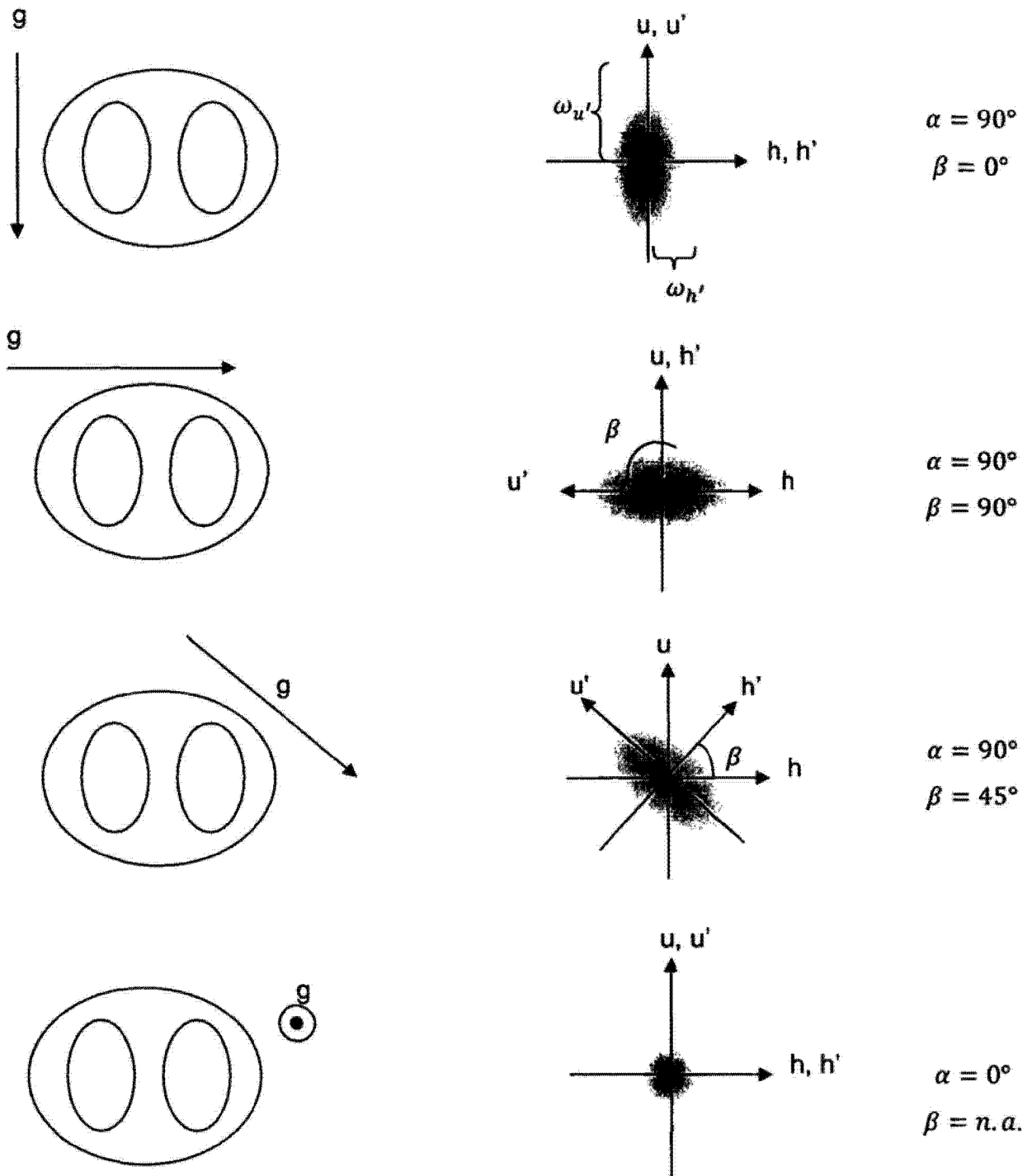


图 4

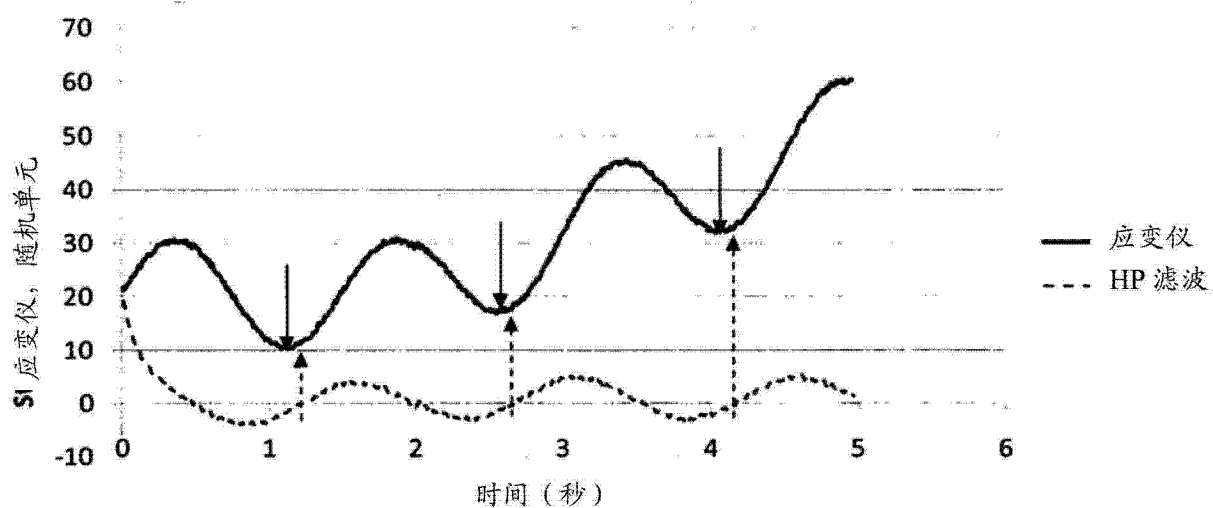


图 5

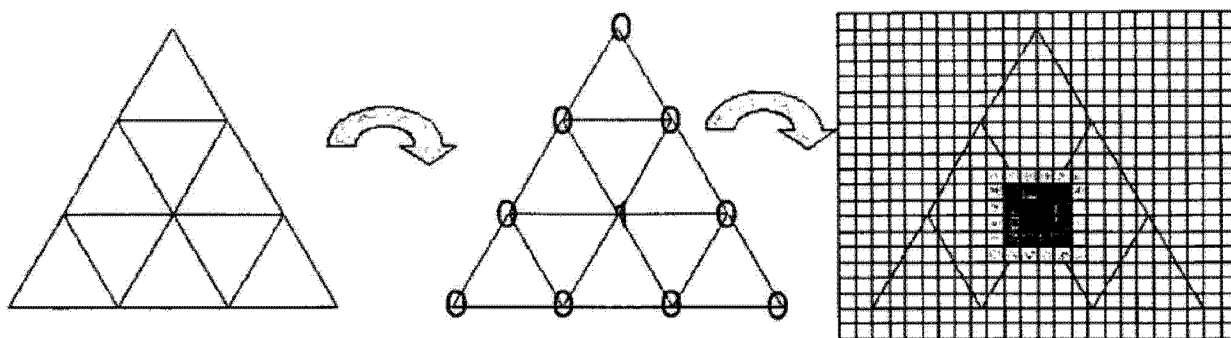


图 6

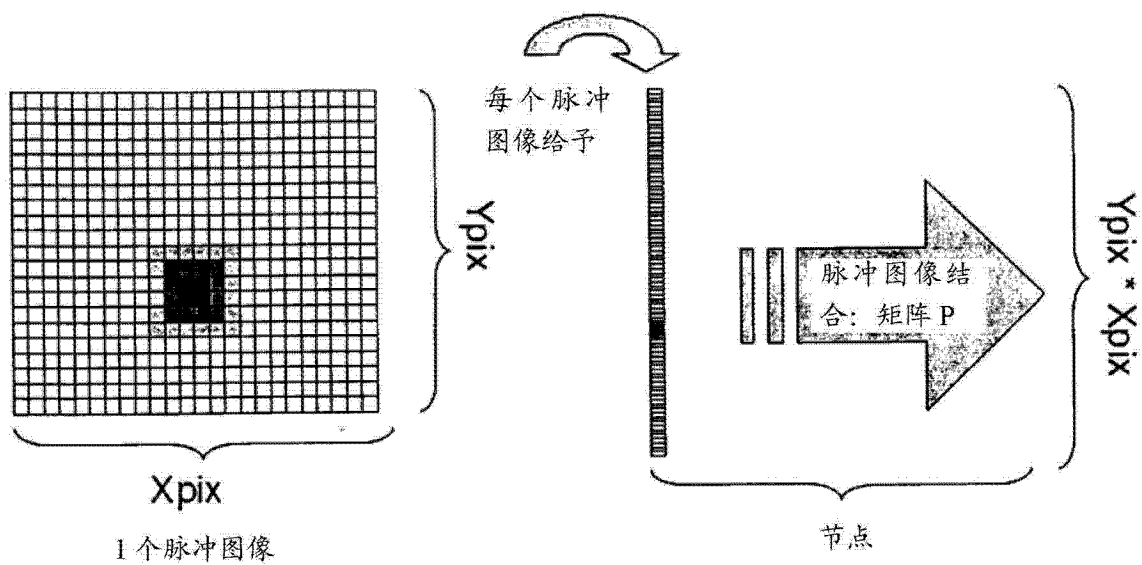


图 7

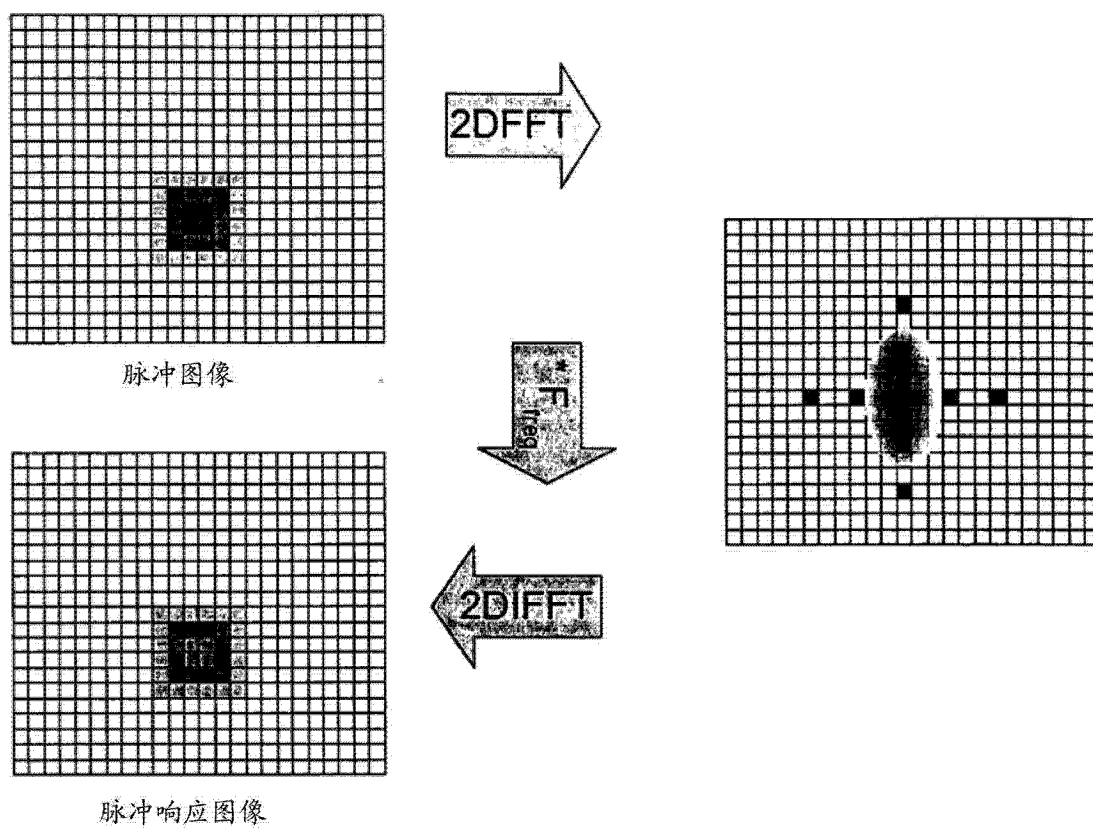


图 8

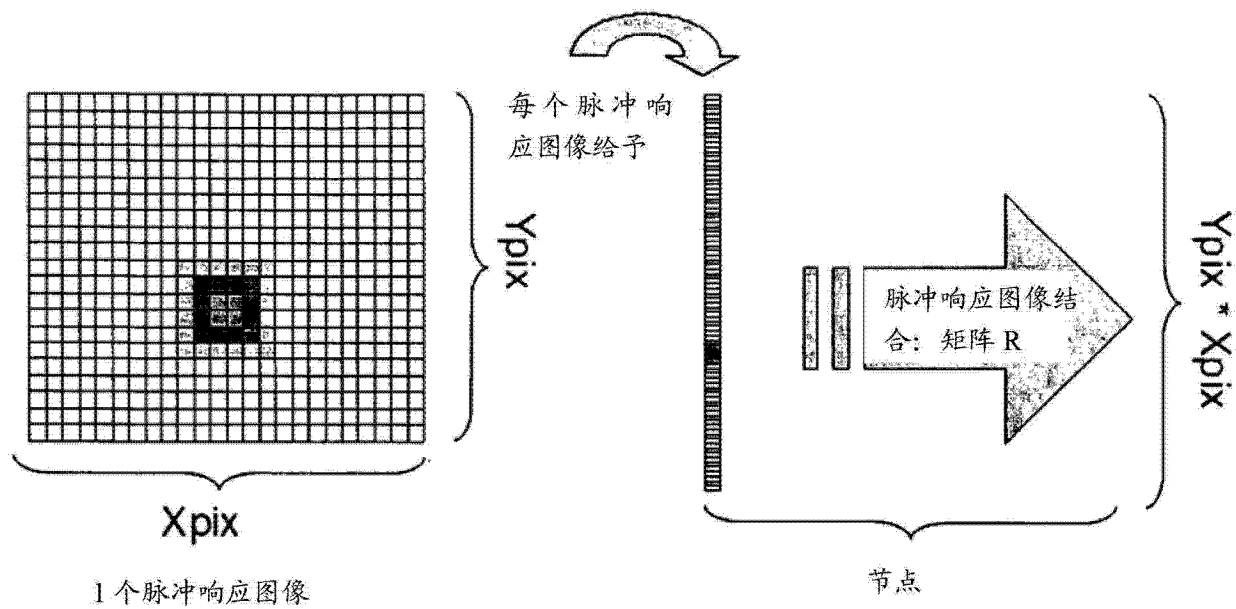


图 9