



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110139603 A

(43)申请公布日 2019.08.16

(21)申请号 201780082276.0

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

(22)申请日 2017.11.11

代理人 王勇 王博

(30)优先权数据

01498/16 2016.11.11 CH

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/06(2006.01)

2019.07.04

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/08(2006.01)

PCT/CH2017/000096 2017.11.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/085951 EN 2018.05.17

(71)申请人 申特克股份公司

地址 瑞士特维尔

(72)发明人 P·克拉默 A·瓦尔德曼

J·布伦纳

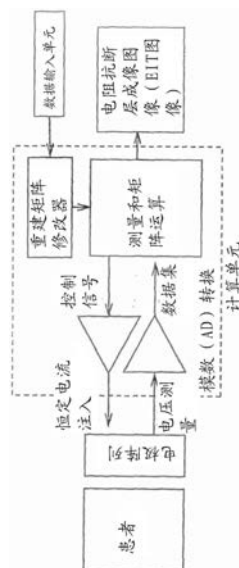
权利要求书3页 说明书13页 附图6页

(54)发明名称

用于新生儿电阻抗断层成像的传感器带和定位辅助

(57)摘要

公开了一种用于EIT成像的系统,其包括用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列、数据输入单元以及计算单元。该系统的特征在于电极阵列包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置,数据输入模块被设计为接受描述视觉辅助的位置的数据输入,以及计算单元适于计算各个电极相对于患者身体的位置,并提供针对图像创建算法的校正。还公开了一种用于EIT成像的传感器装置,其包括用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列,电极阵列可连接到包含数据输入单元和计算单元的EIT成像系统。传感器装置的特征在于电极阵列包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置。此外,还公开了一种利用所述系统和所述传感器装置的EIT成像方法。



1. 一种用于EIT成像、特别是用于确定肺功能和/或心脏功能的系统,包括
 - 用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列,其中所述阵列固定在带结构上,
 - 数据输入单元,以及
 - 计算单元,其特征在于,
 - 所述电极阵列包含耦合到所述电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置,
 - 所述视觉辅助提供了一种工具,其允许测量或读取所述视觉辅助相对于患者身体的特征的位置,
 - 所述数据输入模块接受描述所述视觉辅助的位置的数据输入,
 - 所述计算单元适于计算各个电极相对于所述患者身体的位置并提供针对图像创建算法的校正。
2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,为了提供所述校正,基于描述所述视觉辅助的位置的数据,考虑所述电极阵列与预定义位置的旋转偏差。
3. 根据权利要求1或2所述的系统,其特征在于,描述所述视觉辅助的位置的数据包括关于所述视觉辅助的(实际)位置与所述患者身体的特征的(期望)对准位置的偏差的信息。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其特征在于,描述所述视觉辅助的位置的数据包括关于所述视觉辅助在患者圆周上的位置的信息。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的系统,其特征在于,所述数据输入模块还接受描述所述患者的位置、优选地卧位患者的位置的数据输入。
6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,描述所述患者的位置的数据包括关于所述患者相对于重力(或相对于重力矢量)的位置的信息。
7. 根据权利要求5-6中任一项所述的系统,其特征在于,描述所述患者的位置的数据允许将卧位患者的位置至少限定为仰卧位、俯卧位、右侧卧位或左侧卧位。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的系统,其特征在于,所述系统适于提供下列项的叠加图形表示:
 - 包括针对它们空间方向的参考的肺叶轮廓,和
 - 在校正后由所述计算单元提供的EIT图像数据。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的系统,其特征在于,所述系统适于提供所述电极阵列和所述视觉辅助相对于所述患者的身体的位置的图形表示。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的系统,其特征在于,所述系统能够在屏幕上示出围绕所述患者的图形表示的环上的所述视觉辅助的位置,其中所述患者的图形表示包括关于所述患者的位置的信息,优选地关于所述患者相对于所述重力矢量的位置的信息。
11. 根据权利要求1至10中任一项所述的系统,其特征在于,所述数据输入模块接受带位移的值,作为描述所述视觉辅助相对于所述患者身体特征的位置的手段,并且还优选地接受胸围的输入和带尺寸的输入。
12. 一种用于EIT成像的传感器装置,包括
 - 带结构,其包括电极阵列,用于定位在患者上并测量阻抗分布,所述电极阵列能够连接到包括数据输入单元和计算单元的EIT成像系统,

其特征在于，

-所述电极阵列包含耦合到所述电极阵列的至少一个视觉辅助，用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置；

-所述视觉辅助包括允许读取或测量所述视觉辅助相对于所述患者身体的特征的位置的工具(例如标尺)。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述工具(例如标尺)提供所述视觉辅助的实际位置和所述视觉辅助与所述患者身体的特征的期望或预定对准位置的偏差的值。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述视觉辅助包括允许将所述视觉辅助与患者身体的标记或特征、诸如乳头对准的工具(例如标尺)。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述工具包括标尺，优选地沿所述电极阵列的纵向边缘。

16. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述电极以间隔开的电极的序列布置在带状结构上或集成在带状结构中并且优选地沿所述带状结构的纵向延伸分布。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述数据输入模块能够附接到所述带状结构。

18. 根据前述权利要求中任一项所述的系统或传感器装置，其特征在于，所述数据输入模块是手动数据输入模块。

19. 一种EIT成像方法，包括：

-在患者身上定位和附接电极阵列，

-测量阻抗分布，

-向数据输入单元提供患者特定数据，以及

-通过考虑所测量的阻抗分布和患者特定数据输入的图像创建算法来计算EIT图像，

其特征在于，

所述电极阵列能够以多种方式定位在所述患者上并且包含耦合到所述电极阵列的至少一个视觉辅助，其允许

-读取和输入患者特定数据，其包括关于所述视觉辅助相对于所述患者身体特征的位置的信息，以及

-计算各个电极相对于所述患者身体的位置，并提供针对所述图像创建算法的校正。

20. 根据权利要求19所述的方法，其特征在于，为了提供所述校正，基于描述所述视觉辅助的位置的数据，考虑所述电极阵列与预定义位置的旋转偏差。

21. 根据权利要求19或20所述的方法，其特征在于，关于所述视觉辅助的位置的信息包括所述视觉辅助的(实际)位置和所述视觉辅助与所述患者身体的特征的(期望)对准位置的偏差的值。

22. 根据权利要求19至21中任一项所述的方法，其特征在于，所述视觉辅助的位置和所述患者身体特征对准的位置的偏差是在患者圆周上确定的。

23. 根据权利要求19至23中任一项所述的方法，其特征在于，所述患者特定数据还包括关于所述患者的位置，优选地卧位患者的位置的信息。

24. 根据权利要求23所述的方法,其特征在于,所述患者的位置是相对于重力矢量来确定的。

用于新生儿电阻抗断层成像的传感器带和定位辅助

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据权利要求1的前序部分所述的用于电阻抗断层成像(EIT成像)的系统,根据权利要求12的前序部分所述的用于电阻抗断层成像(EIT成像)的传感器装置,以及根据权利要求19的前序部分所述的用于测量阻抗分布的EIT成像方法。

背景技术

[0002] 每年有1500万婴儿早产,并且许多婴儿由于肺发育不成熟和缺乏呼吸控制而遭受呼吸衰竭。尽管呼吸支持尤其是机械通气能够提高他们的生存率,但这也会对脆弱的肺部造成严重伤害,导致持续到成年期的严重和慢性的肺部疾病。肺通气的异质性导致肺部过度膨胀和肺部塌陷,在呼吸衰竭引起的死亡和发病风险中起着至关重要的作用。肺通气的异质性可能预先存在或可能是治疗干预的并发症,例如肺表面活性剂的非均匀给药。目前可用的床边监测工具和成像方法无法检测到肺内通气的异质分布。因此,迫切需要一种用于婴儿肺功能的连续无创床边监测的成像技术。

[0003] 电阻抗断层成像(EIT)是一种用于研究和测量人类和动物中的区域肺通气和灌注(血液流动)的非侵入性成像技术。与传统方法相反,EIT不需要患者通过管道或传感器呼吸,不施加电离X射线,并且可以长时间使用,例如24小时或甚至更长时间。EIT能够连续使用,并因此适用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,并保持是允许肺容积、血流量和心脏活动的区域变化的连续的、非侵入性测量的唯一的床边方法。该技术的更多细节可以在Costa E.L.、Lima R.G.和Amato M.B.的“Electrical impedance tomography”(Curr Opin Crit Care,2009年2月,15(1),第18-24页)中找到。

[0004] 在EIT中,如由美国专利5626146所披露的,多个电极(通常从8到32个)设置在待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,其进而由其它电极测量。用于施加电流的电极称为“电流注入电极”,尽管它们中的一个可以作为参考接地。通常,3至10mA RMS以10kHz-300kHz范围的频率注入。通过剩余的电极,测量所产生的电压(形成“EIT数据矢量”或“扫描帧”)并随后用于估计身体内电阻抗的分布。开发了具体的算法来将该组电压转换成图像。这些转换受到两个主要挑战:第一个挑战是数学问题是不适定的和非线性的,第二个挑战是在身体表面上电极的不准确或明显错误的放置。

[0005] 为了克服阻抗估计的不适定性质,绝大多数EIT成像算法使用额外的假设、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解决方案。先验知识的例子包括解剖结构、器官功能、组织的物理特性(如电导率、血流量、心脏收缩时间等)。

[0006] 在呼吸监测的情况下,先验知识能够例如从在气道开口处的流量或体积测量、或从胸部的x射线图像或更优选地从CT扫描得到,其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进行算法决策,产生胸腔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。重力影响血池和血流的分布以及因此阻抗的分布。根据患者的姿势、疾病和阻抗分布的胸内位置,重力对所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时在肺的背部区域中遭受区域肺塌陷。这种塌陷会导致或加重急性肺损伤。姿势变化,例如转动患者至侧面或至其前面上(俯卧位)可能扭转塌陷,并因此可以具有有益的治疗效果。

[0007] 三区域模型可用于证明重力的影响(Hedenstierna G.等人的“Pulmonary densities during anaesthesia.An experimental study on lung morphology and gas exchange”.*Eur Respir J.*1989年6月;2(6):528)。这种模型的三个区域为:

[0008] 区域1:开放且充气良好的肺泡;

[0009] 区域2:在呼吸循环期间发生打开和闭合的不稳定肺泡;

[0010] 区域3:塌陷肺泡。

[0011] 这些区域例如由于患者躺在其背面上(仰卧位)或在他们的胃(俯卧位)而发展。在健康受试者中,这些区域通常在直立位置消失。肺内的水平可以关于重力矢量而变化。但是该水平通常在与重力矢量正交的水平面上保持不变。由于肺单位的循环打开和关闭导致的通气诱发肺损伤被假定为主要发生在区域2中。低氧血症是通过非充气区域3分流血液引起的。治疗目标是消除患者中的这两个区域。

[0012] 在机械通气的患者中,通过改变患者的身体位置能够改善氧合。这种改善背后的机制是在如上述区域3中所述的塌陷肺空间在新的身体位置被打开,从而改善了血液的氧合。将机械通气患者的身体转动到限定的侧向位置以改善肺功能在本领域是公知的,如国际申请W02005/094369中所公开的。

[0013] 在新生儿患者中,缺乏表面活性剂导致呼吸负荷的大量增加,并且需要施加外部呼吸支持,诸如鼻腔持续气道正压通气nCPAP、插管和机械通气、或甚至高频振荡通气HFOV。表面活性剂的外部施加通常是减轻患者高呼吸负荷的治疗选择。然而,表面活性剂治疗需要均匀地施加于两肺以防止肺破裂并且经济上因为表面活性剂非常昂贵。为了将表面活性剂均匀地应用于肺部,需要进行区域性肺部监测。不幸的是,区域性肺部监测目前尚无法实现。由于传感器通常作为所附接的呼吸机的部件来提供,其提供全局的肺功能参数,在插管和机械通气中能够进行一些有限的肺部监测,但不是区域性的。然而,机械通气需要插管,这是一种应该避免的侵入性手术。在nCPAP和HFOV中,不能获得足够的监测。因此,极其需要一种提供区域肺部数据并在所有呼吸支持方法中起作用的监测方法。

[0014] 基于上述知识,使用EIT监测肺部手术以检测功能障碍(例如肺部的塌陷和这种塌陷的逆转)似乎是非常显然的。然而,在实践中,即使塌陷区域能够在EIT图像上看到,也是非常困难的。

[0015] 为了克服在呼吸和身体运动期间不准确的电极放置或电极位置的改变,文献(由Blott等人在*Phys.Med.Biol.* 43(1998)1731-1739, Jehl等人在*Physiol.Meas.*37(2016)893-903,Zhang等人在*The Open Biomedical Engineering Journal*,2013,7,109-115)中已经描述了许多方法。这些方法都使用数学校正来补偿电极位置运动或变化。它们被设想为补偿电极位置的微小变化,但在电极位置明显错误时则会失败。专利说明书US 5184624公开了一种通过以下来确定电极所附着的身体的形状的方法:使用电极注入电流并测量所产生的电压,使用所测量的电位来计算在电流引入相应点和电位测量相应点之间的估计距

离,并确定与这些距离一致的估计电极位置,这些估计的电极位置确定身体的外部形状。然而,身体的形状,特别是新生儿的身体形状,不携带有关电极关于内部器官(例如肺和心脏)的位置的可靠信息。

[0016] 为了使EIT产生有用的结果,需要先验地知道体表上的电极关于内部器官的位置。

[0017] 因此,存在改进的EIT仪器和分析方法的需求,其允许监测肺功能并指导患者治疗。特别地,期望长期EIT观察能够改善诊断和随后的治疗。例如,由于持续的EIT监测,能够评估区域肺通气和区域肺塌陷,评估肺损伤的可能性,并开始救生治疗选择,例如肺复张术。特别是在重症监护中,患者可以从改进的电阻抗断层成像技术和EIT的持续监测获得巨大的收益。更具体地说,由于电离辐射不需要传统的成像方法,新生儿患者可以获得极大的益处。可以在nCPAP和HFV_O中监测表面活性剂治疗的施加,即甚至不需要对患者进行插管。

[0018] 先前工作的目的是提供能够测量和计算可靠的EIT差异图像的设备和方法。本发明的核心是通过使用附接到电极阵列的特殊传感器元件(如例如EP 2624750 A1中所公开的)来自动测量患者的位置。然而,将位置测量设备附接到电极阵列并不意味着患者的位置是可测量的。如果位置测量设备(例如重力传感器)的位置相对于患者的身体未被精确定义,则不能从位置测量设备的数据轻易推断出患者的位置。在EP 2806792 A1中,公开了一种方法,以确保临床医生以可预测的方式将电极阵列放在胸部上。这是通过将电极阵列集成在传感器带组件中来实现的,并且所述传感器带组件被设计成使得其迫使临床医生将其以限定的位置附接到患者的胸部。然后将重力传感器连接在预定位置并因此允许实时和自动地测量患者的位置。

[0019] 在新生儿患者中,不能利用EP 2806792 A1中公开的方法,这是因为它消耗太多的皮肤表面。针对新生儿保持电极阵列的传感器带需要比针对成人更小和更薄。必须满足以下目标:

[0020] -电极组件必须尽可能地小;

[0021] -电极组件必须对皮肤极其友好;

[0022] -电极组件不对婴儿施加任何压力;

[0023] -数据需要始终可靠。

[0024] 传感器阵列的理想形式是一串电极,其可以放在患者胸部的任何位置。因此,尚不清楚电极关于患者身体的确切位置。

[0025] 众所周知,电极关于身体的位置对于精确测量和显示由EIT创建的结果是至关重要的。还众所周知的是,患者关于重力的位置对于准确解释由EIT创建的结果是至关重要的。一个问题是用于精确测量和解释的这些已知先决条件与上述目标不兼容。换句话说,现有技术不适合用于新生儿患者。

发明内容

[0026] 因此,本发明的目的是提供一种能够识别或使得能够识别电极阵列相对于患者身体和相对于重力矢量的位置,并因此能够计算或使得能够计算其可靠的EIT差分图像的装置和方法。另一个目的是提供一种允许准确且实时地监测新生儿肺功能的装置和方法。

[0027] 此外,本发明的目的是提供一种在优选地不使用用于确定患者身体和电极阵列的

空间方向的加速度传感器的情况下,能够识别或使得能够识别电极阵列相对于患者身体的位置并且优选地还相对于重力矢量的装置和方法。

[0028] 此外,目的是简化EIT方法并且同时提高测量方法的准确性。特别地,为了EIT测量和成像,期望的是简化电极带在患者上尤其是新生儿上的定位。此外,旨在减少由于不准确定位的或移位的电极带导致的EIT图像的不准确性。

[0029] 例如,一个特别的目的是提供一种EIT系统,其允许EIT带在患者上(例如新生儿上),特别优选地围绕患者胸部的随机定位。因此,目的是提供一种系统,其不需要带的特定电极占据患者身体上的预定义位置,而与此相反地,其考虑了带的实际位置并因此考虑了其电极的实际位置。

[0030] 本文中描述了一种用于EIT成像的系统,包括

[0031] -用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列,

[0032] -数据输入单元,以及

[0033] -计算单元

[0034] 其中,

[0035] -所述电极阵列包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置,

[0036] -所述数据输入模块接受描述视觉辅助的位置的数据的输入,

[0037] -所述计算单元适于计算各个电极相对于患者身体的位置并提供针对图像创建算法的校正,以使得在创建重构矩阵期间设定的电极位置是数学上恢复的。

[0038] 因此,上述目的通过提供和使用空间信息来实现,以便创建可靠的EIT图像。空间信息包括描述相对于患者身体的电极位置以及身体位置和方向的数据。通过在EIT分析期间集成该空间信息来扩展标准正则化方法。所述空间信息可以在视觉上聚集。另外地或可替代地,用于确定检查人员的位置和空间方向的传感器可以耦合到电极阵列,和/或用于确定电极带关于患者的位置(包括各个电极关于患者的位置)的传感器可以耦合到电极阵列。

[0039] 有利地,在本系统中,不需要在患者上绝对准确地设置带的位置,然而,作为折衷,带或至少一个或一对电极的实际位置通过在患者穿戴带时测量或读取视觉辅助关于特定可见身体特征的位置来确定。描述视觉辅助的所述位置的数据被输入到数据输入单元并在由电阻抗测量重建EIT图像时由计算单元使用来校正或甚至补偿带位移(即视觉辅助关于参考身体特征(即身体特征)的位移)。通过应用本系统,可以改善EIT图像的质量。由于描述电极在患者身体上的实际位置的数据被测量并输入到系统中(如果也重复地需要),使得使用松弛施加的电极带(以及因此可更换带)变得简单易行。不需要使用固定施加的电极(例如粘在皮肤上的电极,即通过将电极粘合到皮肤上来固定其位置的电极)。

[0040] 由于位移的测量值或读取值,可通过调整阵列的电极和虚拟解剖模型电极之间的分配(特别地,带阵列的电极和模型电极之间的默认分配)的算法来实现带位移的校正或甚至补偿。虚拟解剖模型例如被嵌入到图像创建算法中。默认分配设置例如对应于视觉辅助与患者身体特征(即参考)对齐时的情况。

[0041] 在一个优选的实施方式中,公开了一种用于EIT成像、特别是用于确定肺功能和/或心脏功能的系统,包括

[0042] -用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列,其中所述阵列固定在带结构上,

[0043] -数据输入单元,以及

[0044] -计算单元,

[0045] 其中,

[0046] -所述电极阵列包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置(为此,优选地,视觉辅助附接在带结构的固定位置上),

[0047] -所述视觉辅助提供了一种工具(例如视觉符号,诸如线标记作为位置指示器,可选地包括标尺),其允许在患者穿戴带结构时测量或读取视觉辅助相对于患者身体的特征(即物理参考,例如胸骨)的位置,

[0048] -所述数据输入模块接受描述视觉辅助的位置(即视觉辅助相对于患者身体的特征的位置)的数据输入,

[0049] -所述计算单元适于计算各个电极相对于患者身体的位置并提供针对图像创建算法的校正。

[0050] 优选地,视觉辅助(以及因此电极阵列)包括允许读取或测量视觉辅助(以及因此电极阵列)相对于患者身体的特征的位置的工具(例如标尺)。

[0051] 有利地,描述视觉辅助的位置的所述数据包括关于视觉辅助相对于患者的位置的信息。优选地,描述视觉辅助的位置的所述数据包括关于视觉辅助相对于患者身体的特征的位置的信息。因此,身体的预定义特征可以用作参考。通常,描述视觉辅助的位置的所述数据包括关于视觉辅助在患者周围,特别是相对于患者内部器官的位置的信息。视觉辅助的确切位置以及因此电极阵列的一个或多个单独电极的确切位置可以通过极坐标,例如通过提供相对于参考解剖特征(诸如胸骨或甚至背腹矢量或乳头中间)的角度值来定义。因此,有利地是,描述视觉辅助的(实际)位置的数据包括关于视觉辅助与患者身体的特征的偏差(诸如距离或角度)的信息(因此,本文中也称为位移)。特别地,描述视觉辅助的(实际)位置的数据包括关于视觉辅助与视觉辅助和患者身体特征的所需或预定义对准位置的偏差的信息。所述偏差可以例如表示为沿着患者身体圆周的距离或例如在视觉辅助的圆周位置和特征的圆周位置之间的中心身体轴处或附近测量的角度。

[0052] 优选地,为了提供所述校正,基于描述视觉辅助的位置的数据,电极阵列与预定义位置的旋转偏差(即,旋转偏差的值)被考虑。电极阵列的位置以及因此电极的位置可以在虚拟解剖模型中预定义,该虚拟解剖模型被嵌入在计算单元中。旋转偏差在胸围上例如以沿着胸围的线性尺寸或围绕纵向体轴测量的角度尺寸进行测量。

[0053] 有利地,所述计算单元适于基于描述视觉辅助的位置的数据来计算各个电极相对于患者身体的位置。

[0054] 有利地,所述数据输入模块被设计为接受描述患者位置的数据输入。优选的是患者处于卧位。常见的卧位是仰卧、俯卧和侧卧。卧位患者的确切位置可以通过极坐标,例如,通过提供相对于参考位置的角度值来定义。

[0055] 有利地,描述患者位置的数据包括关于患者相对于重力(或相对于重力矢量)的位置的信息。因此,重力矢量可以用作为描述患者位置的参考。关于患者位置的信息优选地包括关于患者方向的信息。

[0056] 例如,描述患者位置的所述数据将卧位患者的位置定义为至少仰卧位、俯卧位、右侧卧位或左侧卧位。关于卧位患者的位置的信息包括患者的方向,其例如是仰卧、俯卧、右

侧卧、左侧卧、或仰卧和俯卧之间的任意其他中间位置。

[0057] 优选地,所述数据输入模块接受带位移的值,作为描述视觉辅助相对于患者身体特征的位置的手段,以及进一步优选地胸围的输入和带尺寸的输入。

[0058] 优选地,该系统包括一个或多个屏幕,特别是用于可视化患者的位置和电极阵列的位置以及用于呈现EIT图像。

[0059] 在优选实施方式中,该系统适于提供肺叶轮廓的叠加图形表示(例如,包括在虚拟解剖模型中并由虚拟解剖模型提供),其包括在补偿之后由计算单元提供的叶片空间方向的参考和EIT图像数据。

[0060] 在优选实施方式中,该系统还适于提供电极阵列和视觉辅助相对于患者身体的位置的图形表示。

[0061] 在优选实施方式中,该系统能够在屏幕上示出围绕患者的图形表示的环上的视觉辅助的位置,其中患者的图形表示包括关于患者的位置,优选地关于患者相对于重力矢量的位置的指示或信息。此外,所述视觉辅助以及因此电极阵列的位置以及可选地虚拟患者在屏幕上的位置或方向可以通过计算单元和/或触摸屏来手动地修改,以便在屏幕上显示患者及其电极阵列的实际视觉观察位置。

[0062] 优选地,基于带的位置,特别是至少一个电极或一对电极的位置,能够例如通过算法确定其他电极的位置,算法例如考虑到电极的设计参数,例如带上的电极的数量和相互距离。

[0063] 此外,描述了一种用于EIT成像的传感器装置,其包括用于定位在患者上并测量阻抗分布的电极阵列(优选地包括所述电极阵列的带结构),电极阵列可连接到EIT成像系统,EIT成像系统包括数据输入单元和计算单元,其中所述电极阵列包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,用于在视觉上指示至少第一电极或电极对的位置,并且优选地其中所述视觉辅助包括允许确定(即读取或测量)视觉辅助相对于患者身体的标记或特征的位置(以及因此至少一个电极或电极对的各个电极的位置)的工具(例如线或标尺)。因此,护士或医师可以测量或读取偏差(即位移)。

[0064] 电极阵列能够以多种方式定位在患者上。当患者移动时,电极阵列可能滑动,从而使得电极移动到另一个位置。即使固定在带上的电极阵列围绕胸部滑动,尽管皮带整体仍覆盖患者胸部周围的相同区域,各个电极的位置也会发生变化。在任意这些情况下,耦合到电极阵列的视觉辅助能够帮助确定或读取各个电极的位置。有利地,所述上述视觉辅助装置允许测量或读取视觉辅助的实际位置与视觉辅助和身体标记或特征的位置的预定义或所需对准位置的偏差(特别是偏差值)。

[0065] 例如,所述视觉辅助的工具包括标尺,优选地沿着电极阵列的纵向边缘(即沿着电极阵列的纵向延伸的边缘)。标尺的元件可以是直线、箭头和/或其他几何形状,其用于指向身体标记或特征。

[0066] 进一步优选的是,视觉辅助包括允许将视觉辅助(以及因此电极阵列)与身体的明显标记或特征(例如,乳头)对准的工具。这些工具可以是允许读取或确定视觉辅助相对于患者身体的明显标记或特征的位置(以及因此电极阵列的位置)的相同工具。

[0067] 例如,允许对准视觉辅助和/或允许读取或确定视觉辅助的位置的所述工具包括标尺,其优选地沿着电极阵列的纵向边缘(即,沿着电极阵列的纵向延伸的边缘)。

[0068] 通常,电极被布置成间隔开的电极的序列。优选地,电极组件包括至少8个的多个电极,优选地至少16个的多个电极。

[0069] 有利地,电极阵列的电极布置在带状结构上或集成在带状结构中,并且电极沿着带状结构的纵向延伸分布。优选地,电极阵列的电极固定到带状结构,可选地,它们被可拆卸地附接。

[0070] 可选地,数据输入模块可以附接到带状结构。

[0071] 数据输入模块可以是手动数据输入模块。

[0072] 此外,描述了一种EIT成像方法,其包括:

[0073] -在患者上定位和附接电极阵列,

[0074] -测量阻抗分布,

[0075] -向数据输入单元提供患者特定数据,以及

[0076] -通过考虑到测量的阻抗分布和患者特定数据输入的图像创建算法来计算EIT图像,

[0077] 其中,

[0078] 所述电极阵列能够以多种方式定位在患者上并且包含耦合到电极阵列的至少一个视觉辅助,其允许

[0079] -读取和输入患者特定数据,其包括关于视觉辅助相对于患者身体特征的位置的信息,以及

[0080] -计算各个电极相对于患者身体的位置,并提供针对图像创建算法的校正。

[0081] 优选地,为了提供所述校正,基于描述视觉辅助的位置的数据,电极阵列与预定义位置的旋转偏差(即,旋转偏差的值)被考虑。例如,旋转偏差的值是视觉辅助与患者身体特征之间的偏差的测量。

[0082] 有利地,通过考虑通过或借助于所述视觉辅助收集的位置数据来计算各个电极相对于患者身体的位置。

[0083] 有利地,所描述的EIT方法可以在处于卧位的患者上执行。这包括仰卧、俯卧或任何中间位置。

[0084] 有利地,视觉辅助的位置相对于患者来确定,优选地相对于患者的至少一个特征身体标记(特征)来确定。

[0085] 有利地,关于视觉辅助的位置的信息包括视觉辅助与患者身体的特征的偏差。该偏差可以例如描述为视觉辅助和特征之间的距离或角度。更特别地,关于视觉辅助的位置的信息包括视觉辅助的(实际)位置与关于患者身体的特征的期望或预定对准位置的偏差(例如,距离或角度)。

[0086] 有利地,视觉辅助与患者身体特征的偏差(例如,以角度或距离测量的)是在患者的圆周上确定的。特别地,视觉辅助的实际位置与视觉辅助和患者身体特征的(期望或预定)对准位置的偏差(例如以角度或距离的形式)是在患者的圆周上确定的。

[0087] 有利地,为了提供针对图像创建算法的校正,EIT成像方法包括补偿视觉辅助的实际位置与患者身体上的预定义以及因此期望位置的偏差(即,带位移)的步骤。期望位置例如是与患者身体的特征对准的位置。预定义位置可以基于虚拟解剖模型来限定,该虚拟解剖模型潜存于或嵌入在图像创建算法中。有利地,在本方法中,通过将阵列的带状电极基于

它们在患者身体上的实际位置分配到虚拟解剖模型的它们各自和相应的虚拟电极来补偿偏差(带位移)。

[0088] 在优选示例中,患者的位置(包括方向)相对于重力矢量来描述或确定,并且电极阵列的位置是相对于患者的至少一个特征来描述或确定的。

[0089] 实际上,电极阵列以及因此视觉辅助形成在患者的圆周上,特别是在患者的圆周上。

[0090] 优选地,患者特定数据包括关于患者位置的信息,优选地关于卧位患者的位置的信息。

[0091] 最优选地,患者的位置是相对于重力矢量来确定的。关于重力的位置是相关的,因为肺功能可能受到重力的影响。

附图说明

[0092] 下面在以下附图中示意性地描述本发明:

[0093] 图1a:显示单元上实现方式的示例:通过患者胸骨处的视觉标记(熊)输入传感器带组件。

[0094] 图1b:显示单元上实现方式的示例:通过患者胸部右侧的视觉标记(熊)部位输入传感器带组件。

[0095] 图2a:显示单元上实现方式的示例:通过患者胸骨处的视觉标记(星星)输入传感器带组件。

[0096] 图2b:显示单元上实现方式的示例:通过患者胸部右侧的视觉标记(星星)部位输入传感器带组件。

[0097] 图3a:在带上具有集成电极和6个标记的传感器带组件,用于相对于中等尺寸身体的乳头来调节身体上的带。

[0098] 图3b:在带上具有集成电极和6个标记的传感器带组件,用于相对于最小尺寸身体(顶部)、中等尺寸身体(中间)、最大尺寸身体(底部)的乳头来调节身体上的带。

[0099] 图4:不同类型的视觉标记。

[0100] 图5a:具有电极带的对称和均匀身体或对象。

[0101] 图5b:具有电极带的不对称和不均匀身体。

[0102] 图6:患者位置和/或带位置的屏幕表示:

[0103] -列a:患者位置的屏幕表示:顶部表示仰卧位,中间和底部表示右侧卧位;

[0104] -列b:传感器带组件关于患者的位置的屏幕表示:顶部和中间表示患者胸骨上的标记,底部表示患者左侧上的标记;

[0105] -列c:传感器带组件关于患者的位置和患者位置的屏幕表示(即列a和列b中两个屏幕表示的组合):顶部表示仰卧位患者胸骨上的标记,中间表示右侧卧位患者胸骨上的标记,底部表示右侧卧位患者左侧上的标记。

[0106] 图7:示例重建矩阵的计算方法(GREIT)的图解表示。

[0107] 图8:实时图像创建程序。

[0108] 图9:穿戴具有视觉辅助的电极带的新生儿的示意图。

[0109] 图10:具有(a)对图像创建算法进行校正和(b)不对图像创建算法进行校正的EIT

图像的图表。

具体实施方式

[0110] 通过围绕检查人员的胸部放置的多个电极来获得EIT数据。根据本发明,电极优选地安装在带状结构上,该带状结构将多个电极保持在相对于检查人员的身体部位的几何限定的位置。实施中,通过将组装有多个电极阵列的带状结构围绕身体部位放置来选择观察平面。患者身体上的多个电极的精确位置的信息对于确定精确的电阻断层图像和随后诊断是至关重要的。

[0111] 在图1a和图1b中,患者(尤其是新生儿)的仰卧位通过脚底11的图形元件处于关于床13的相应位置来图形表示(即,脚趾指向远离平台的上方,因此患者处于仰卧位置)。脚底11的图形元件周围的虚线环15的图形元件表示包括间隔排列的多个电极的电极阵列。这意味着在实施中,携带多个电极的带结构被放置在患者的胸部周围。患者以仰卧位置躺在床上。为了识别或描述各个电极相对于患者的位置,将视觉辅助或视觉标记17固定在电极阵列上的固定位置处,以便标记至少一个特定电极或电极对。

[0112] 视觉标记17的位置和/或患者的位置可以通过平面中的简化极坐标系来描述,优选地仅具有一个坐标,即角坐标。所述坐标的第一值(即角度值 θ_1)可用于描述视觉标记17的位置,并且所述坐标的第二值(即角度值 θ_2)可用于描述患者的位置。环15的中心(即患者的纵向身体轴上的一点)例如被定义为坐标系的极点;此外,射线或矢量,其从该点出发(附图中处于在垂直于纵向身体轴的方向的平面中)并平行于重力矢量指向,即垂直向上、朝向电极阵列15上的最高位置19,被定义为极矢量。该坐标系中的位置数据包括极矢量和特征矢量之间的角度 θ 的值(因此特征矢量相对于极矢量的位置的角度)。一个特征矢量例如是朝向电极阵列15的视觉标记17的矢量;另一个特征矢量例如是指向胸骨的矢量(即垂直于冠状体平面的矢量),在本文中还被称为胸骨矢量。描述胸骨矢量相对于极矢量的方向的角度提供了关于患者相对于重力的位置的信息。描述朝向视觉辅助的矢量相对于胸骨矢量的方向的角度提供了关于视觉辅助相对于患者的位置的信息,并因此提供了关于电极阵列(或其至少一个单个电极)相对于患者或患者身体特征的位置的信息。

[0113] 在图1和2中,平面极角坐标限定在0和180度之间的标度上,其中负值被赋予位于患者双脚处的观察者左侧的位置,而正值被赋予位于患者双脚处的观察者右侧的位置,并由此患者上方的标记的中心位置被赋予为 0° 值,以及患者下方的标记的中心位置被赋予为 180° 值。可替代地,标记相对于患者的位置可通过例如0到360度之间的值来描述(例如,从极轴到标记位置以逆时针方向测量)。

[0114] 在图1a和2a中,患者的胸骨矢量定位于 0° 值处,因此患者处于仰卧位置。此外,电极阵列15的视觉辅助(熊/星星)17定位在相对于极矢量也是相对于胸骨矢量的 0° 值处,极矢量和胸骨矢量在这里处于相同位置。

[0115] 在图1b和2b中,患者的胸骨矢量定位于 0° 值处,因此患者处于仰卧位。此外,电极阵列15的视觉辅助(熊/星星)17定位在相对于胸骨矢量的约 -60° 角度处。视觉辅助(熊)——当相对于胸骨矢量考虑时一定位于患者胸部的右前侧。同时患者处于仰卧位。

[0116] 患者的位置是关于重力或重力矢量来描述(例如,通过其参考是重力矢量的第一极坐标系)。然而,辅助的位置是关于患者来描述的,特别是关于患者的特定特征来描述的

(例如,通过其参考是患者、特别是患者的特定特征(诸如胸骨矢量)的第二极坐标系)。

[0117] 通过本文中呈现的极坐标系,视觉辅助相对于患者的位置和患者相对于重力的位置可以通过角度值来定义。

[0118] 由于人体胸部的不对称性和不均匀性,电极组件的每个单独电极的精确位置对于分析所测量的电阻抗分布和生成代表性EIT图像是高度相关的。

[0119] 图3a呈现了在带上具有集成电极和6个标记的传感器带组件。所述标记允许相对于乳头在身体上调节带。有利地,带的标记可以与特定的身体特征(例如新生儿的乳头)一致。由于沿着带的纵向边缘例如作为标尺的一部分的多条线,带能够精确地设置在患者的胸部上。此外,带可以在不同尺寸的身体上进行调节。图3b显示了不同年龄或身体尺寸的新生儿的胸部。

[0120] 在图4中,呈现了视觉辅助的不同示例。标尺的元件可以是用于指向特定身体标记或特征的直线或其他几何形状,以用于以限定的方式对准带和/或用于测量从带和身体的对准的偏差(即,测量视觉辅助与特定身体标记或特征的对准的偏差)。

[0121] 发明的用于EIT成像的传感器装置包括用于测量阻抗分布的电极阵列,例如其特征在于至少一个视觉辅助唯一性地耦合到电极阵列并且能够明确地分配给某个身体标记,例如乳房乳头。将视觉辅助分配给身体标记被输入到计算单元,该计算单元调整内部计算以匹配电极阵列安装在患者上的方式和患者的身体位置。视觉辅助相对于身体标记的位置的输入可以通过使用图像传感器(例如照相机)来手动地或自动地完成。患者的身体位置可以是预先确定的,例如对于新生儿来说是躺着的(例如仰卧或俯卧),或者也可以基于视觉观察或通过传感器测量来手动地或自动地输入。

[0122] 在图5中,呈现了均匀和对称的身体5与接近真实的人体胸部身体之间的对比。在图5a中,传感器带组件1,其中电极集成在传感器带组件中,1号电极限定在位置2中,2号电极在位置3中,3号电极在位置4中,等等,被附接至身体5(圆柱体),整个围绕身体。在这种情形下,电极位置无关紧要,这是因为身体5是对称且均匀的。不管带的各个电极在身体上(即在圆柱形身体的圆周上)的位置,EIT图像都是相同的。

[0123] 在图5b中,相同的传感器带组件1(其中电极集成在传感器带组件中)被附接至身体6。身体6,尽管代表具有传感器带组件1附接的患者的胸部,其中每个电极(#1、#2和#3)具有相对于诸如心脏7和肺8的内部器官的位置的独特且各自的位置。在重建和分析患者的EIT图像时,电极位置是至关重要的,这是因为患者身体6是不对称的和不均匀的。

[0124] 图6示出了患者位置和/或相对于患者的带位置的可能屏幕表示的示例:

[0125] 一列a示出患者位置的屏幕表示:第一图形元件(顶部的图形元件)表示患者的仰卧位,第二图形元件(中间的图形元件)和第三图形元件(底部的图形元件)表示患者的右侧卧位。

[0126] 一列b示出相对于患者的传感器带组件位置的屏幕表示:第一图形元件(顶部的图形元件)和第二图形元件(中间的图形元件)表示将带放在患者身上以使得视觉标记(星星)位于患者胸骨处的示例,第三图形元件(底部的图形元件)表示将带放置在患者身上以使得视觉标记(星星)位于患者左侧的示例。

[0127] 一列c表示相对于患者和相对于患者位置的传感器带组件位置的屏幕表示(即列a和列b中两个屏幕表示的组合):第一图形元件(顶部的图形元件)表示处于仰卧位的患者胸

骨上具有视觉标记的示例,第二图形元件(中间的图形元件)表示处于右侧卧位的患者胸骨上的视觉标记,第三图形元件(底部的图形元件)表示处于右侧卧位的患者左侧上的视觉标记。

[0128] 对于EIT成像,一方面与患者的位置(即患者相对于重力矢量的位置和方向)相关,另一方面与电极相对于患者的位置(即电极相对于内部器官的位置)相关。

[0129] 图7示出了计算方法的示例性重建矩阵(GREIT)的示意表示。输入是人体胸腔的三维有限元模型(3D FEM),其包括电极阵列的数量和精确位置。通过迭代方法获得最终重建矩阵。在第一步中,初始重建矩阵被修改以包括一个或多个非传导对象。计算所生成的图像并与期望图像进行对比。根据性能度量评估对比结果,并且重建矩阵被调节以更好地表示非传导对象的位置和尺寸。该过程需要几分钟直到结果收敛,并且必须离线和在实际使用之前完成。

[0130] 如图8所示,通过将从电压测量获得的数据集(也称为电压帧)与预先计算的重建矩阵组合来完成实时图像创建。为了使该过程起作用,实际测量期间的电极位置需要与在重建矩阵的计算期间假设的电极位置相同。如果不同,则重建矩阵可以被修改以变得与实际电极位置兼容。数据输入单元提供通知计算单元实际电极位置的装置,因此使重建矩阵的修改成为可能。

[0131] 为了给出一个实际示例,图9示出了穿戴具有视觉辅助17'的电极带15'的婴儿身体(仅胸部的局部视图)。电极是不可见的,这是因为它们位于带的皮肤接触侧上。示例性地为了测量视觉辅助与胸骨的偏差,利用卷尺。所述带15'带有视觉辅助17'(所描绘的具有中心线的熊),其表示带15'上的参考位置。理想地,视觉辅助17'应该以预定义的身体标记20为中心,这里例如是胸骨或也称为身体中线,这是因为EIT图像创建算法预定义并因此通常在进行EIT测量时需要患者上的相应电极带位置。然而,在临床实践中,这并不总是容易实现的,尤其是在涉及新生儿时。因此,如在该示例中,在身体中线处的视觉辅助的理想期望位置与视觉辅助的实际位置之间经常存在位移(由箭头指示)。关于图9中的身体中线20,视觉辅助实际上位移到身体左侧,或者换言之,带旋转到身体左侧,特别是从图9中所描绘的标尺可推出为约4厘米。如果不考虑电极带的该偏差,则难以或甚至不能够进行EIT测量的解释。

[0132] 在图10中呈现了EIT成像结果的图表,特别是在两个肺叶轮廓内示出了在呼吸周期期间(通过强度分布)的阻抗变化的分布的图像。这也能够解释为相对潮气量的分布。图10(a)中呈现的结果是在没有补偿带位移的情况下收集的,以及图10(b)中的结果是通过根据本发明对带位移进行补偿来收集的。

[0133] 每幅图表示胸部的剖视图,其中概述了模拟的肺部轮廓的轮廓。在肺部轮廓内描绘的是从以强度分布(不同阴影的像素)形式的EIT测量产生的数据。强度分布示出(或是衡量)相对潮气量或“相对潮汐应变”的分布。潮气量分布反映了呼吸周期期间的区域阻抗值的变化。在一次呼吸期间,肺组织扩张以适应吸入潮气量。

[0134] “相对潮汐应变”是基于阻抗变化是由组织扩张或应变引起的假设的假设术语。由于这些变化是由单次呼吸引起的,因此它们被认为是潮气量对周围肺组织的机械性质以及因此电气性质的影响的结果——因此术语相对潮汐应变。

[0135] 在图10(a)中,示出了EIT测量结果,这些测量结果是在没有补偿位移的情况下做

出的。结果是在右肺叶中测量的最高强度(在图中是患者右侧,其处于仰卧位,由R指示)位于右肺叶中央下方,因此低于通常预期,以及在左肺叶中测量的最高强度位于左肺叶中央稍上方,因此高于通常预期。此外,低强度指示于右肺叶的前肺叶区域,同时低强度指示于右肺叶的后肺叶区域。如果在不考虑带移位的情况下进行解释,则这些结果相当异常。特别地,例如,在后肺叶区域发现低强度是相当不寻常的。

[0136] 在图10(b)中,示出了EIT测量结果,这些测量结果是在对位移进行补偿的情况下做出的。实际上,测量是对与图10中处于相同位置的同一患者做出的,其穿戴具有视觉辅助的相同带并具有关于患者胸骨的带电极和视觉辅助的相同相对位置。然而,结果是这样的,最高强度,其指示最高潮气量的位置,在图表中表示为处于每个肺叶的中心附近。同时,在每个肺叶的前肺叶区域处主要可以发现低强度区域。这些都是合理的结果。

[0137] 因此,在对比图10(a)和图10(b)所示的结果时,很明显的是对结果的补偿能够对可解释性以及因此EIT图像的解释具有巨大影响。因此,这里提出的补偿方式是非常有用和重要的。

[0138] 如上文所述,本发明提供了一种用于EIT成像的方法和系统,其允许补偿带相对于预定义带位置的位移,这是简单但有效的。

[0139] 本发明的用途说明

[0140] 本发明可以用于增强独立监视器和机械呼吸机以及麻醉机中EIT设备的图像质量。这样的改进能够例如通过创建增强图像或通过直接在图像上绘制重力矢量,或者相对于重力矢量自动旋转图像由此将方向提供给用户来完成。这种改进的EIT图像的特定用途是启动特定疗法,诸如肺复张术、理疗或姿势变化,以及测量治疗干预的有效性。

[0141] 本文呈现的EIT传感器、EIT系统和EIT方法的典型应用是在机械通气的重症监护患者中。本文提出的EIT传感器、EIT系统和EIT方法对于肺功能需要连续观察的新生儿是特别有用的。在实践中,15%的机械通气重症监护患者患有急性肺损伤,并且超过30%死亡。由于新生儿特殊的脆弱性,新生儿年龄组的相应数字被认为更高。人们认为通过适当的治疗能够挽救这些患者中的几乎一半。这种治疗涉及肺复张以有效地最小化区域2和3。然而,肺复张术具有风险。因此,临床医生通常只有在肺部受损已经很明显时才会使用肺复张。不幸的是,这往往为时已晚。利用本文中公开的发明,护理提供者将具有在疾病早期判断肺复张术的需要和成功的手段,挽救了生命并降低护理成本。

[0142] 在另一种用途中,本文提出的EIT传感器、EIT系统和EIT方法能够用于优化患者关于肺功能的身体位置,特别是新生儿的身体位置。这可以例如产生机械通气的减小需求。

[0143] 在另一种用途中,本文提出的EIT传感器、EIT系统和EIT方法能够用于优化和监测新生儿患者中表面活性剂的应用。

[0144] 无约束地自由应用传感器带组件并产生临床可用图像和影像取决于校正传感器阵列相对于内部器官的位置以及患者相对于重力的身体位置的能力。以前没有描述过能够提供将电极阵列组件自由放置在任何位置并且仍然创建可靠的EIT差异图像的设备。

[0145] 尽管在上文中已经参考特定实施方式及其示例描述了本发明,但是显而易见的是,在不脱离本文中公开的它们发明构思的情况下,可以做出许多改变、修改和变化。因此,旨在涵盖落入所附权利要求书的精神和广泛范围内的所有这些改变、修改和变化。

[0146] 标记

[0147]	1	传感器带组件
[0148]	2	电极
[0149]	3	电极
[0150]	4	电极
[0151]	5	对称和均匀对象
[0152]	6	患者胸部
[0153]	7	心脏
[0154]	8	肺部
[0155]	11	患者(脚底的图形元件),指示患者位置
[0156]	13	床(杯状折线的图形元件)
[0157]	15, 15'	电极阵列或带(虚环线的图形元件)
[0158]	17, 17'	视觉标记(熊的图形元件),指示各个电极位置
[0159]	19	极角坐标
[0160]	20	胸骨(由虚线指示)

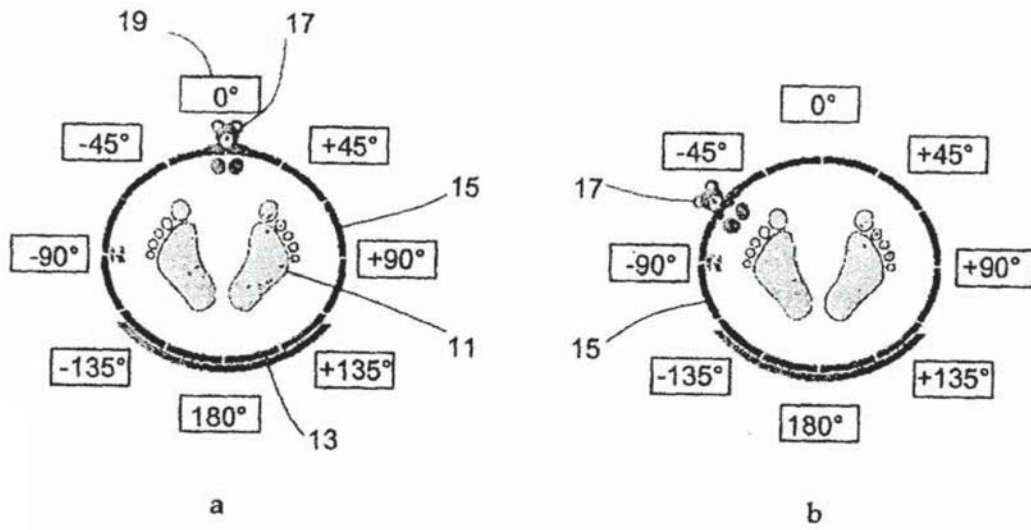


图1

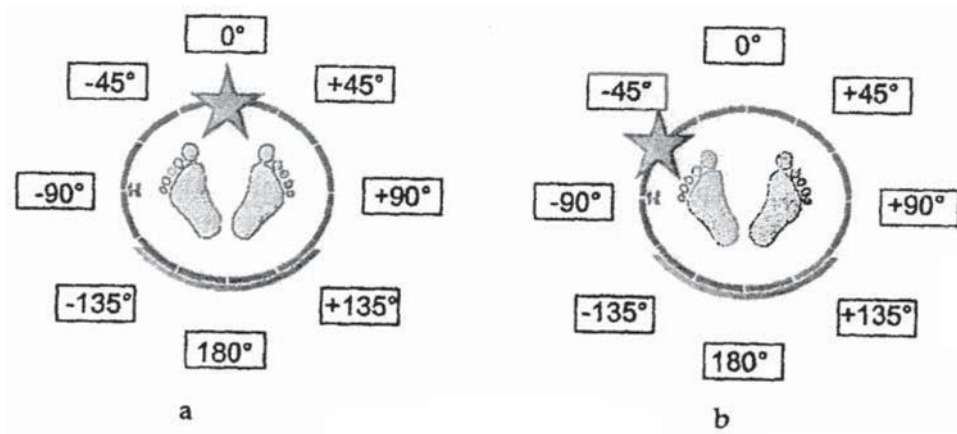


图2

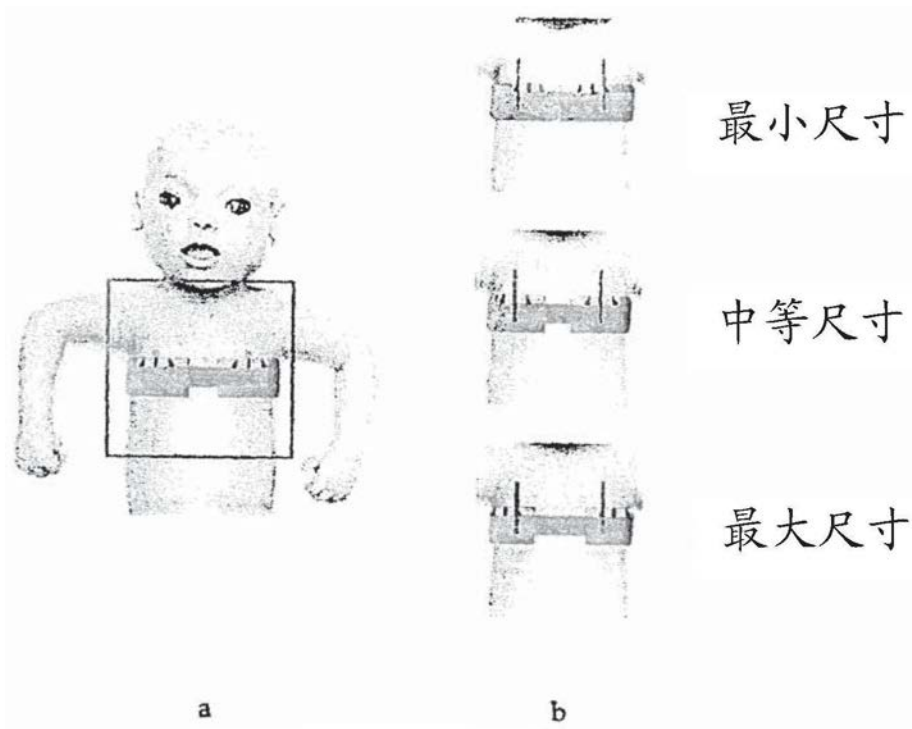


图3

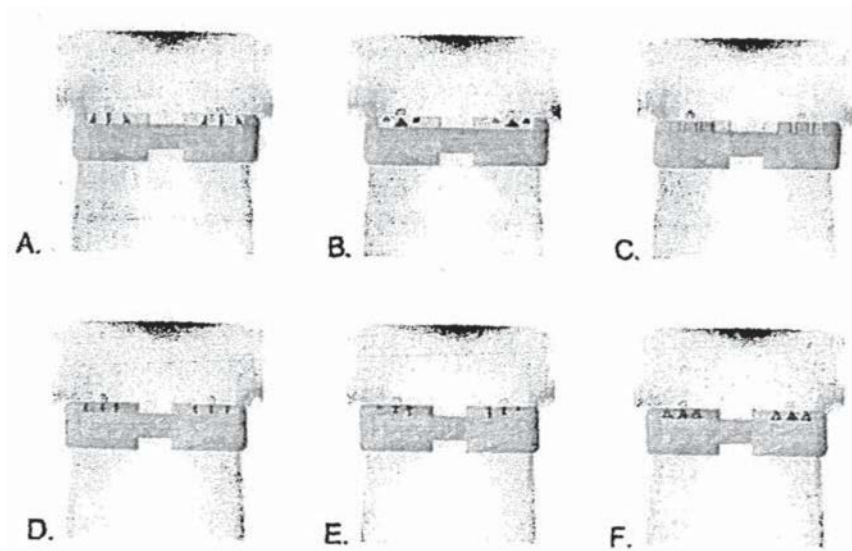


图4

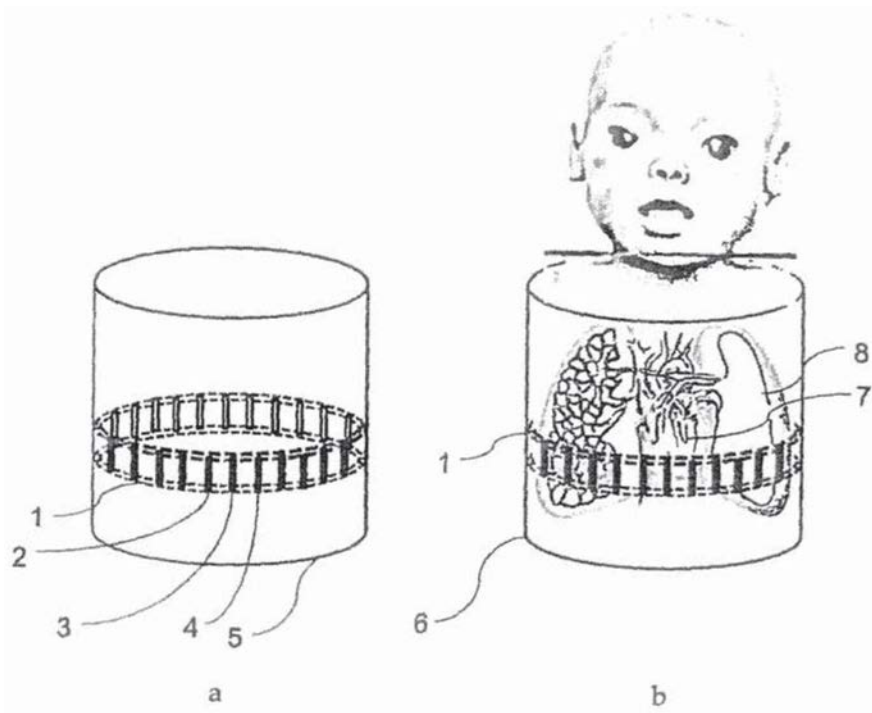


图5

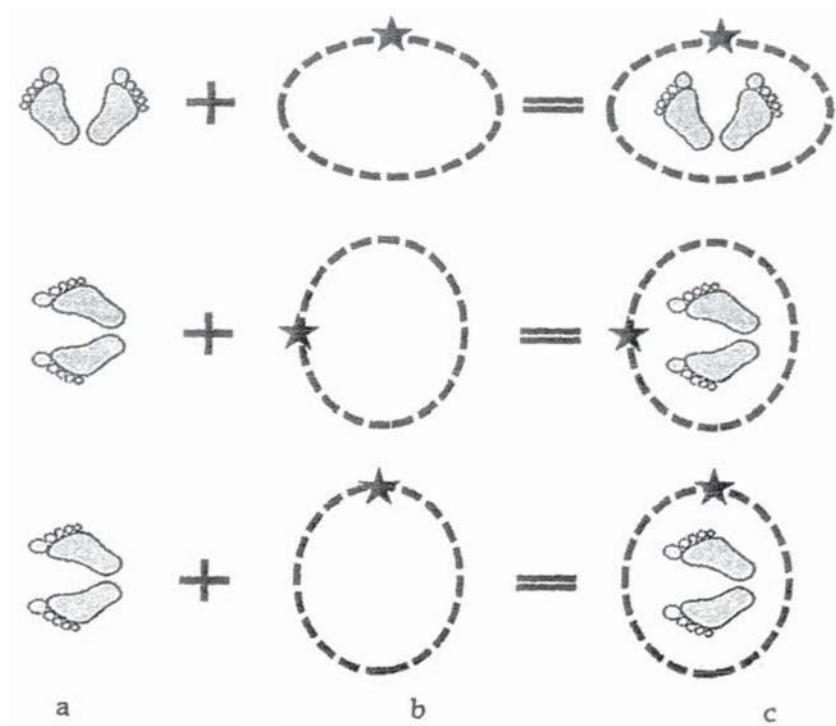


图6

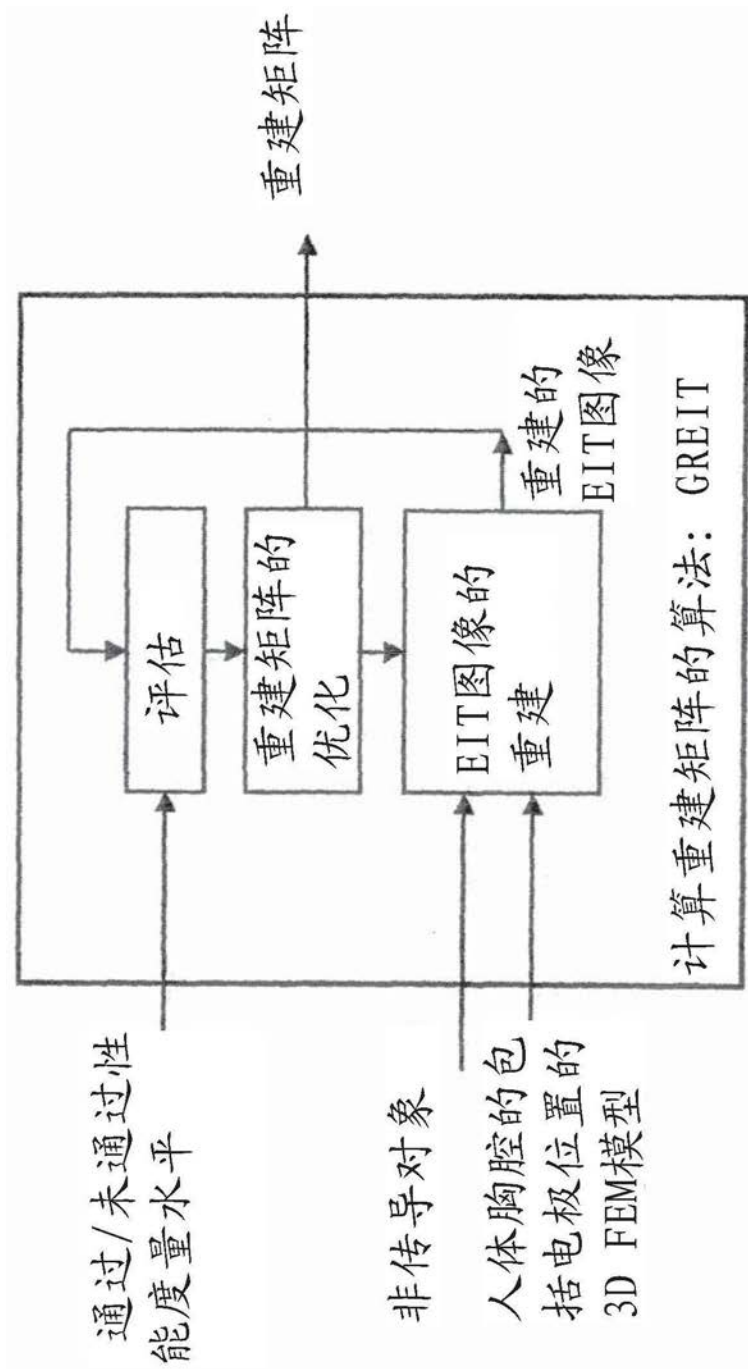


图7

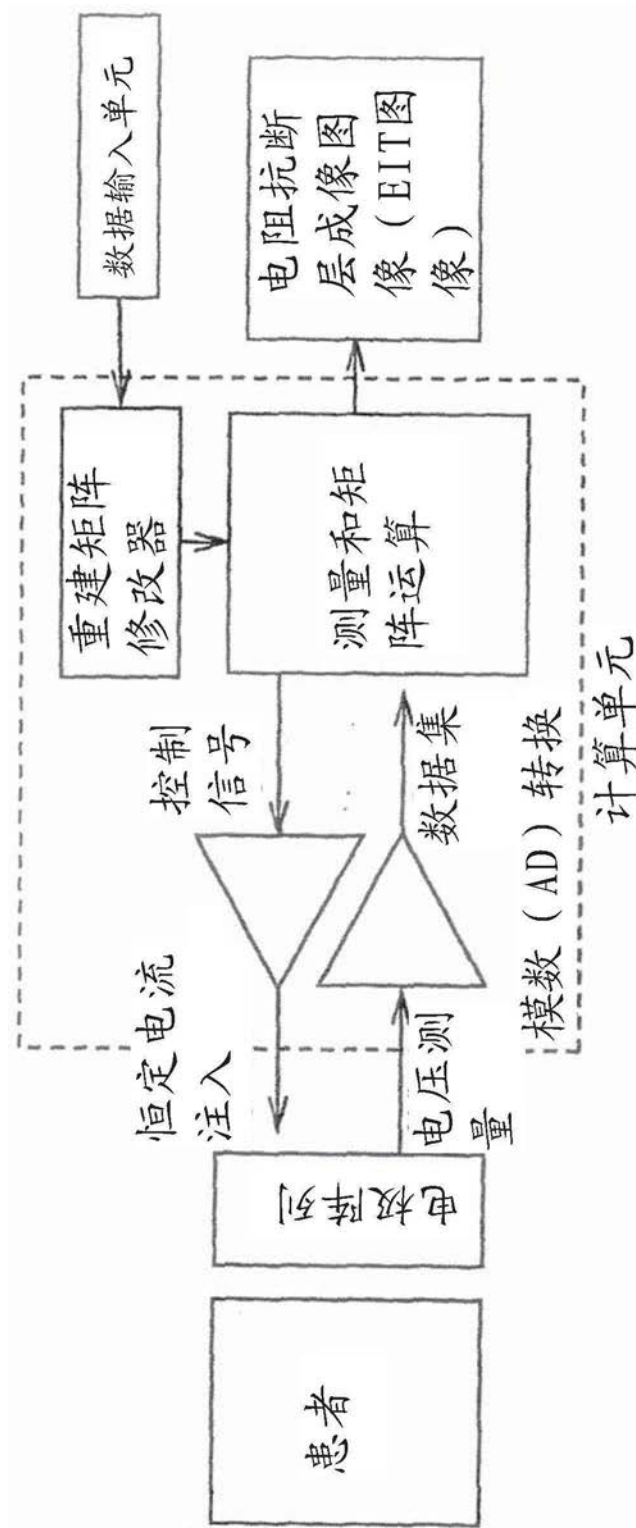


图8

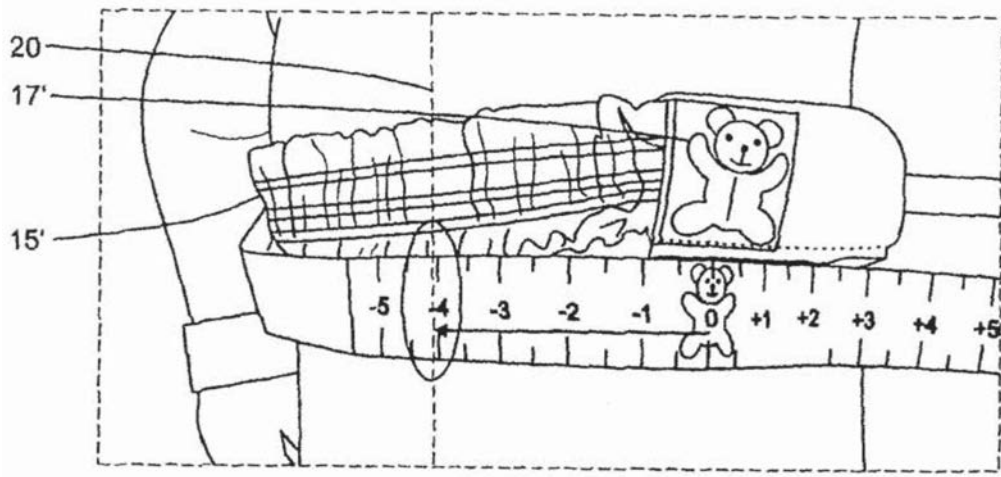


图9

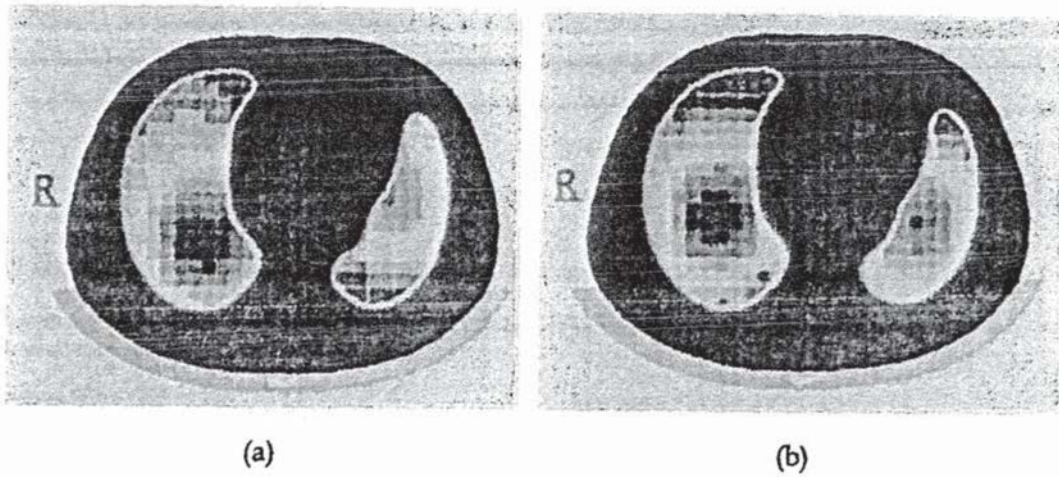


图10

