



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414247 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780036067.2

克里斯多夫·贝尔斯

(22)申请日 2017.06.06

罗杰·布泽拉尔

(30)优先权数据

奥利维尔·巴勒迪恩特

1655360 2016.06.10 FR

(74)专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

代理人 黄志华 何月华

2018.12.10

(86)PCT国际申请的申请数据

(51)Int.Cl.

PCT/EP2017/063718 2017.06.06

A61B 8/06(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 8/08(2006.01)

W02017/211831 FR 2017.12.14

A61K 49/22(2006.01)

(71)申请人 亚眠-皮卡第大学中心医院

地址 法国亚眠

申请人 皮卡底·儒勒-凡尔纳大学

国家健康与医学研究院(INSERM)

(72)发明人 米歇尔·斯拉玛 朱利安·迈泽尔

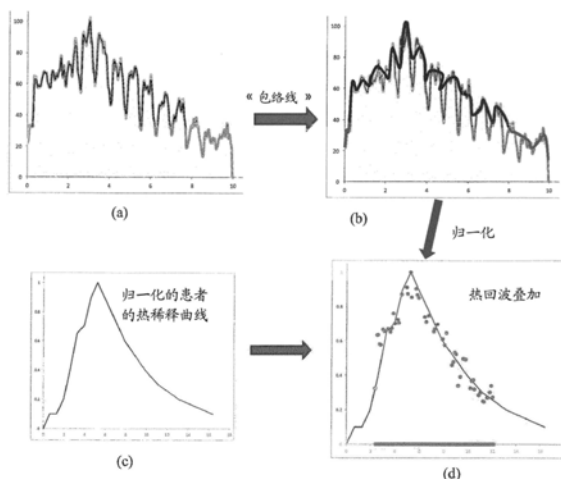
权利要求书2页 说明书7页 附图10页

(54)发明名称

用于通过超声测量心输出量的方法

(57)摘要

一种用于使用超声机器测量心输出量的方法,其中:通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像;从所述图像中提取所述区域的信号强度值;以及根据至少一个参考函数参数(k)的给定值计算心输出量,所述参考函数参数被调整使得所述参考函数最佳地描述测量的所述信号强度值的演变。



1. 一种用于使用超声机器测量心输出量的方法,所述方法包括:
 - 通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像;
 - 从所述图像中提取所述区域的信号强度值;以及
 - 根据至少一个参考函数参数(k)的给定值计算心输出量,所述参考函数参数被调整使得所述参考函数最佳地描述测量的所述信号强度值的演变。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,获得表示从所述图像中提取的观察区域的所述信号强度值随时间上升和下降的信号(A)。
3. 根据前一项权利要求所述的方法,其中,通过下降指数和时间的幂的乘积的参考曲线 $y = a \cdot t^b \cdot e^{-kt}$ 来调整表示所述信号强度值随时间上升和下降的所述信号(A)。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,获得仅表示从所述图像中提取的观察区域的所述信号强度值随时间下降的信号(B)。
5. 根据前一项权利要求所述的方法,其中,根据下降参数(k)的给定值计算所述心输出量,所述下降参数(k)被调整使得所述参考函数 $Q(t) = Q_0 \cdot e^{-kt}$ 最佳地描述测量的所述信号强度值的演变,其中, $Q(t)$ 为所述造影剂随时间的量, $k = r/V$ 为出口流速(r)与所述观察区域的体积(V)之间的比率。
6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,确定用于计算所述信号强度值的感兴趣区域,在获取的所有图像上记录所述感兴趣区域。
7. 根据权利要求4至6中任一项所述的方法,其中,定义了所述下降信号的最大值(S_{max})以及对应的时间(T_{max}),所述下降信号由所述最大值(S_{max})归一化并且相对于所述对应的时间(T_{max})被重新定位在x轴上。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中,将低通滤波器应用于对比度下降信号曲线上。
9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,对于所述观察区域的尺寸异常大的患者,所述下降参数值(k)特别是通过乘以所述观察区域的面积与通常针对该区域观察到的平均面积的比率来被校正,所述观察区域特别是右心房。
10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述造影剂为血清和空气的混合物。
11. 一种用于实现使用超声机器测量心输出量的方法的计算机程序产品,所述方法例如为前述权利要求中任一项所定义的方法,所述计算机程序产品包括代码指令,所述代码指令在由处理器执行时,执行以下操作:
 - 通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像;
 - 从所述图像中提取所述区域的信号强度值;以及
 - 根据至少一个参考函数参数(k)的给定值计算心输出量,所述参考函数参数被调整使得所述参考函数最佳地描述测量的所述信号强度值的演变。
12. 一种用于生成作为造影剂的空气微泡的装置(10),所述空气微泡被设计为注射到心脏的区域中,所述装置特别是用于实现根据权利要求1至10中任一项所述的用于测量心输出量的方法,所述装置包括:
 - 唯一的注射器(5),所述注射器连接到阀门(7)和扩展器(6),所述扩展器被设计为连接到导管;

-机构,所述机构被配置为连续地多次、特别是在5次和20次之间自动致动所述注射器的柱塞(5a),在所述阀门被关闭的同时拉回所述柱塞时,在所述注射器内产生真空,然后释放所述柱塞以打破压力。

用于通过超声测量心输出量的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心输出量的测量。

背景技术

[0002] 心输出量表示心脏每分钟喷射的血液量,是每次收缩时心脏喷射的血液量或收缩期射血量与心率的乘积。对于重症监护或麻醉下血流动力学不稳定且处于休克状态的人,必须密切监测该参数。各种方法允许测量心输出量。

[0003] 主要技术之一为称为“热稀释(thermodilution)”的方法。通过大的中央静脉引入所谓的“Swan-Ganz”导管并将该导管推入右心脏,然后进入肺动脉。该导管在右心房和肺动脉处具有出口孔。导管中存在有低惯性热敏电阻,以测量血液温度的微小变化。通过开口将冷液体剂注入到右心房,使血液冷却零点几度。在导管末端记录温度变化,该温度变化具有如图1所示的走势。知道温度变化允许计算心输出量。大量的动物研究和人体研究已经验证了这种测量技术,并使其成为用于测量心输出量的标准技术,特别是在重症监护患者中。还已经开发了一种成为称为经肺热稀释的变型,该变型允许并收集大动脉中的温度变化。

[0004] 这些热稀释技术是侵入性的,因为必须放置一个或多个血管内导管。与这些手术相关的并发症是公知的,特别是与放置导管的困难相关的机械性并发症(诸如血肿、气胸或心包积血的发作)以及血栓栓塞性并发症或感染性并发症。

[0005] 心输出量也可以通过多普勒超声心动图(Doppler echocardiography,DE)来测量。

[0006] DE精确地计算心脏内的流速。可以从两个测量值来计算收缩期射血量:一方面主动脉的直径D以及脉冲多普勒记录的主动脉速度时间积分VTI_{ao}。在左心室收缩期间,一定量的血液以给定的速率喷射到主动脉中。如果已知喷射的平均速度和持续时间,则可以计算该体积的血液流入到主动脉的距离。DE允许测量该平均速度并且允许知道喷射持续时间。因此,可以计算主动脉中被视为圆柱体的血液柱行进的距离,通过根据公式 $CO = (\pi D^2 / 4) \times VTI_{ao} \times HR$ 将该体积乘以心率来获得心输出量CO。该技术是非侵入性的,实现起来相对简单,并且测量的输出量与通过热稀释法的输出量测量有良好的相关性。然而,该技术不能够自动化,并且有时在经胸腔内的重症监护中很难做到,因为患者的回声性可能很差,即甚至难以看到心脏结构。此外,由于输出量是从主动脉直径的测量值的平方获得的,因此在这个层级的任何误差(无论多小)都可以导致计算输出量的重大误差。

[0007] 在通过经胸超声心动图无法观察到心脏的情况下,可以使用放置在食道中的导管。该技术被称为经食道超声心动图。与经胸方法的方式一样,可以测量主动脉直径和流量来计算心输出量。

[0008] 这种超声心动图技术不能够自动化并且依赖于操作员。此外,一些疾病(诸如动脉瓣异常或左心室出口存在梗阻)会使测量结果歪曲。

[0009] 国际申请W0 95/29705描述了一种使用超声图像和包括微气泡的造影剂的静脉注射来测量心输出量的方法。通过将时间与微气泡传输期间获得的图像的视频密度之间的关

系积分作为注射的体积的函数来计算心输出量。

[0010] 在超声心动图期间,通常需要寻找心脏右侧部分与其左侧部分之间的病理性孔(称为卵圆孔未闭),其显示心房内或心室内的通信。为此,使用90%的盐水血清和10%的空气的混合物,并通过使用两个注射器将所述混合物从一个注射器推入到另一注射器,以获得悬浮液中含有大量微气泡的溶质来完成。这种由静脉注射的混合物强烈地反射超声波,在该混合物到达心脏时可以产生在超声波中可观察的真实的造影剂。如果该产品从心脏的右侧部分传递到左侧部分,则心脏中存在一个孔。这种对比度逐渐消失。在没有孔的情况下,溶液在血液中被稀释并且不通过肺毛细血管。

[0011] 许多科学文章教导了通过注射包括微气泡的造影剂并使用在产品被稀释时通过超声波所获得的图像来测量一些心脏参数。

[0012] 由Mehta等人在文章“Validation of a novel method for cardiac output estimation by CT coronography angiography”中描述了注射微气泡后心输出量与主动脉根部中对比度的衰减之间的相关性。产品浓度随时间的变化是通过使用所获取的图像中的感兴趣区域来确定的。

[0013] 由Yun等人的文章“Usefulness of ultrasound contrast media for cardiac output measurement with echocardiography”(Korean Journal of Veterinary Research,2015,55(1):第47页-52页)中,在注射造影剂后将分数归因用于分析区域的片段以改善心脏区域的可视化,并使用Simpson方法来计算心输出量。

[0014] 由Jansen等人的文章“Novel ultrasound contrast agent dilution method for the assessment of ventricular ejection fraction”(European Journal of Echocardiography,2008年,第9卷,第489页-493页)中描述了在注射微气泡之后使用稀释指示曲线来测量心室射血分数,该心室射血分数对应于喷射的血液体积。

[0015] 由Choi等人发表的文章“Estimation of cardiac output and pulmonary vascular resistance by contrast echocardiography transit time measurement:a prospective pilot study”(Cardiovascular Ultrasound,2014年,12:44)通过使用心脏的右侧和左侧之间的微气泡传输时间,来显示造影剂的传输时间与心输出量之间的相关性。

[0016] 由Mischi等人于2003年的应用信号处理(Applied Signal Processing)上的EURASIP杂志的第5期的第479页到第489页发表的“Videodensitometric methods for cardiac output measurements”文章中描述了一种用于体外测量心输出量的实验方法,该方法基于不再流通的无限不可变形的圆柱体使用塑料袋模拟测量区域、使用为稳定气体且具有长生命周期的SonoVue™造影剂以及使用理论稀释模型。该文章提出了一种用于绘制稀释曲线的统计型算法。

[0017] 需要进一步改善用于测量心输出量的方法,以便具有较小的侵入性、自动化且可靠的技术。

发明内容

[0018] 本发明旨在满足这种需要,并且根据本发明的一个方面,通过使用超声机器测量心输出量的方法来实现,在该方法中:

[0019] -通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像；

[0020] -从所述图像中提取所述区域的超声信号强度值；

[0021] -根据至少一个参考函数参数的给定值计算心输出量，调整所述参考函数参数使得所述函数最佳地描述测量的所述强度值的演变。

[0022] “所述区域的超声信号强度”是指表示所述区域中图像的像素的平均灰度级的信息。

[0023] 本发明允许获得较低侵入性的心输出量测量，其可以容易地自动化和再现。可以再现测量值是因为这些测量值不依赖于操作员来进行测量。根据本发明的方法可以在处于不稳定的风险下的患者的麻醉期间使用。在重症监护中，该方法可以用于所有血液动力学不稳定的患者。

[0024] 以与热稀释法期间的温度变化允许测量心输出量相同的方式，本发明利用了造影剂的变化和消失速率与心输出量相关的事实。因此，观察到的与心脏区域中的微泡的通路相关的超声信号的记录遵循物理规律，该物理规律包含输送所述微泡的血液的流速的信息。

[0025] 由于本发明，可以通过自动分析造影剂的消失速率来获得心输出量测量值。造影剂优选地由填充有空气微泡的血清组成。这种造影剂可以很容易生成并且在测量后可以在体内完全再吸收。

[0026] 因此，在测量心输出量的方法之前可以是注射作为造影剂的空气微泡的步骤。这种注射可以定期自动进行。在每次注射后，也可以自动测量心输出量。如果检测到异常心输出量值，则可以生成警报。

[0027] 该方法也可以在动物中实施，必要时牺牲动物。

[0028] 根据本发明的方法适于实时实施，从而允许医疗团队根据计算出的心输出量值更快地做出反应。该方法也可以定期自动实施，以监测患者的状态。

[0029] 本发明还可以通过经胸或经食道超声心动图来实现。

[0030] 造影剂通过静脉通路穿过右心房被引入。该通路可以是位于颈部的颈静脉，或者是对比度增加更慢的股静脉或者是外周静脉。

[0031] 在右心房和/或右心室进行超声信号强度的对比度和测量值的观察。这些心脏腔室随着收缩和舒张而变形。血液通过以心率打开和关闭的阀门离开这些腔室。

[0032] 造影剂的生成

[0033] 根据本发明的另一方面，本发明还涉及一种用于生成作为造影剂的空气微泡的装置，特别是用于实施如上所述的根据本发明的用于测量心输出量的方法的装置，所述装置包括：

[0034] -注射器，所述注射器连接到阀门；

[0035] -机构，所述机构通过如下操作连续多次、例如在5次和20次之间自动致动注射器柱塞：在阀门关闭的情况下通过拉动柱塞以在所述注射器内部产生真空，然后释放牵引力以打破真空。

[0036] 使用这种装置生成的造影剂，允许在超声图像中获得标准且可再现的对比度，而这不依赖于操作者。

[0037] 根据本发明的用于生成造影剂的装置可以适用于现有的超声机器或者为独立系

统一的一部分。

[0038] 造影剂优选是血清和空气的无菌混合物,特别是含有5毫升(ml)和10ml之间的盐水血清以及含有0.5ml和1ml之间的空气,例如,含有4ml盐水血清和0.5ml空气的无菌混合物。

[0039] 一旦真空和再增压周期结束,则可以通过开启自动控制阀门,以用于注射充满空气微泡的血清。

[0040] 一旦注射造影剂,由混合物形成的空气微泡不会从右心室传递到左心室,而是被肺阻止。微泡具有很短的生命周期,使得造影剂在其被注射的心脏区域中存在的时间很短。

[0041] 图像的分析

[0042] 通过超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像,优选地同时注意这些图像之间经过的时间。

[0043] 所述图像可以以DICOM(digital imaging and communications in medicine,医学数字成像和通信)格式记录,该格式是医学成像数据的计算机管理标准。作为变型,图像以任何可以导出的格式记录,例如视频。

[0044] 可以创建用于“最大强度投影”的MIP类型的中间图像,以评估该中间图像中对比度的扩展。

[0045] 可以手动或自动地确定心脏区域的感兴趣区域,所述感兴趣区域被转移到随时间获取的所有图像中。

[0046] 感兴趣区域的轮廓例如是圆形、椭圆形、多边形或其它,并且例如遵循右腔室的形态。

[0047] 信号强度例如是通过平均化该轮廓内的图像像素的灰度级来获取的。

[0048] 有利地记录根据每个图像(特别是在感兴趣的区域中)的强度值而随时间的对比度变化。

[0049] 心输出量的计算

[0050] 可以获得表示从图像中提取的观察到的区域的强度值随时间的上升和下降的信号。该信号可以通过参考曲线来调整,参考曲线是指下降指数和时间的幂的乘积: $y = a \cdot t^b \cdot e^{-kt}$ ($k > 0$; b 大于或等于 0)。

[0051] 信号包络线有利地类似于通过已知的热稀释技术获得的信号。然后可以使用与完全适用于该信号的用于热稀释的公式相同的公式来计算心输出量。

[0052] 在一个变型中,获得仅表示从图像中提取的区域的强度值随时间下降的信号。这些信号表明注射到被研究的心脏区域的造影剂的演变。

[0053] 通过权重评估确定造影剂正在流动的腔室中存在的造影剂 $Q(t)$ 的量的参考函数,可以表示如下:

$$[0054] \quad dQ(t) = -r \cdot c(t) \cdot dt = -r \cdot \frac{Q(t)}{V} \cdot dt$$

[0055] 其产生

$$[0056] \quad Q(t) = Q_0 \cdot e^{-kt}$$

[0057] 其中, $k=r/V$ 表示出口流速(r)与观察到的所述区域的体积(V)之间的比率。该比率 k 为参考函数的下降的参数。

[0058] 根据至少一个下降参数k的给定值计算心输出量,调整所述下降参数k使得所述函数最佳地描述测量的强度值的演变。

[0059] 在记录仪表示对比度下降的信号的情况下,可以定义信号的最大值 S_{max} 以及与该最大值所对应的时间 T_{max} 。所述信号由所述最大值(S_{max})归一化并且相对于所述相应的时间 T_{max} 被重新定位在x轴上。可以将低通滤波器应用于对比度下降信号的曲线上,以使该曲线平滑。

[0060] 参数k与研究的区域的大小之间的关系

[0061] 下降参数k与观察到的腔室的体积/面积直接相关。如果该体积非常大,则存在低估了测量的参数k值,从而低估了计算出的心输出量。

[0062] 对于具有异常高体积的腔室(特别是心房)的患者,可以通过将下降参数的值乘以该腔室的面积与通常针对该腔室观察到的平均面积的比率来校正下降参数k的值。

[0063] 通常针对腔室观察到的平均面积可以通过根据超声波推荐获取针对一定数量的所谓标准患者获得的面积的平均值来获得的。

[0064] 因此,该方法可以包括确定用于测量超声信号强度的感兴趣区域的面积并且通过考虑该面积来计算心输出量的步骤,应用校正以将测量值减小到针对参考面积区域获得的值相当的值的步骤的步骤或者通过使用不同的参考曲线作为观察到的区域的面积的函数来应用校正的步骤。

[0065] 计算机程序产品

[0066] 根据本发明的另一方面,本发明还涉及一种用于实现使用诸如先前定义的超声机器来测量心输出量的方法的计算机程序产品,所述计算产品包括代码指令,所述代码指令当由处理器执行时,执行如下操作:

[0067] -通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像;

[0068] -从所述图像中提取所述区域的信号强度值;以及

[0069] -根据至少一个参考函数参数的给定值计算心输出量,所述参考函数参数被调整使得所述函数最佳地描述测量的所述强度值的演变。

[0070] 上述根据本发明的方法所述的特征适用于计算机程序产品。

[0071] 根据本发明的计算机程序产品可以被集成到超声机器中,特别是记载在集成到超声心动图机器中的微处理器卡上。在一个变型中,计算机程序产品被集成到外部系统。

附图说明

[0072] 在阅读下面详细描述的本发明的实施方式的非限制性示例并且参考附图,可以更好地理解本发明,其中:

[0073] -图1示出了通过现有技术的热稀释方法获得温度信号随时间的变化;

[0074] -图2示出了用于实现根据本发明的方法的示例的步骤;

[0075] -图3示出了用于实现本发明的经食道超声心动图的图像,该图像示出了感兴趣区域的轮廓;

[0076] -图4示出了根据现有技术的用于生成造影剂的装置;

[0077] -图5示出了根据本发明的用于生成造影剂的装置;

[0078] -图6示出了与造影剂的使用相关的对比度的表现;

- [0079] -图7A和图7B示出了通过应用根据本发明的方法获得的强度值信号的时序图；
- [0080] -图8A示出了根据本发明获得的并且调整的对比度演变信号的示例；
- [0081] -图9a至图9d示出了根据本发明和根据现有技术获得的信号的比较的另一示例；
- [0082] -图10a和图10b示出了通过应用根据本发明的方法获得的强度值的下降信号；
- [0083] -图11示出了归一化后以及滤波前后的下降信号的另一示例；
- [0084] -图12示出了参考函数的拟合,使其与滤波后的图11的下降曲线相对应；
- [0085] -图13示出了通过热稀释法测量的心输出量与下降参数k之间的相关性；
- [0086] -图14为示出针对具有标准右心房面积的患者,根据下降参数k计算的心输出量的曲线；
- [0087] -图15示出了患有扩张的右心房(面积 28cm^2)的患者的图14的曲线中所包含的内容；
- [0088] -图16示出了具有下降参数k的校正的图15的曲线。

具体实施方式

- [0089] 图2示出了用于实现根据本发明的用于测量心脏的心输出量的方法的不同步骤。
- [0090] 在第一步骤11期间,患者准备超声心动图,以测量他们的心输出量以及其它参数。
- [0091] 在本发明的实施方式的一个示例中,经食道超声心动图探针用于获得右心房RA的图像,如图3所示。
- [0092] 预先准备一个或多个血清注射器(例如5个),其中含有4毫升(ml)盐水血清和0.5毫升(ml)空气。尽管血清/空气混合物是广泛优选的,但本发明并不限于特定类型的造影剂。
- [0093] 造影剂可以通过使用如图4所示的装置生成,该装置包括两个注射器2和3,这两个注射器2和3通过三通阀4连接。将包含在第一注射器2中的血清推向第二空注射器3,然后再注射到第一注射器2中,以获得含有空气微泡的均匀溶液。
- [0094] 作为变型,使用如图5所示的根据本发明的装置10,该装置包括连接到阀门7和扩展器6的单个注射器5,扩展器6设计为连接到注射导管。注射器5的柱塞5a可以通过未示出的机构连续多次(例如10次)自动致动,以形成空气微泡。在每次拉动柱塞5a时,在注射器中会产生真空,然后释放柱塞5a以打破真空。
- [0095] 然后打开阀门7,并且注射含有空气微泡的血清。
- [0096] 图2中的步骤12对应于通过导管将造影剂注射到颈静脉或者通过位于Swan-Ganz导管的Desilet导引器上的注射路径将造影剂注射到颈静脉。
- [0097] 在步骤13期间,从注射开始到超声波中对比度的完全消失,进行多个图像的记录。根据本发明的对比度测试示例在图6中示出。
- [0098] 通过图像分析在信号对比度方面分析每幅图像。在步骤14中考虑的示例中,根据实验条件,特别是注射部位,将由图3中的椭圆形轮廓限定的感兴趣区域放置在超声图像中。
- [0099] 超声信号强度是位于感兴趣区域中的像素的灰度级的平均值。
- [0100] 当在远离右心房处进行注射时,特别是对股静脉进行注射时获得的信号A的演变如图7A所示。作为时间的函数,在感兴趣的区域中观察到信号强度的增大或减小。该信号A,

对应于造影剂的到达然后到其离开,由心跳来调节。信号A的包络线类似于通过图1中所示的热稀释法技术获得的信号的包络线。然后在步骤16期间计算心输出量。

[0101] 为了与热稀释测量方法进行比较,使用至少三个5毫升至10毫升的微泡溶液的注射器,并且使用这些注射器中的每个注射器进行重复试验。使用导管将每个注射器的内容物注射到右心房。如前所述,通过温度降低曲线来获得通过热稀释法的心输出量。

[0102] A信号和热稀释信号可以通过参考曲线调整,如前所述,该参考曲线由下降指数和时间的幂产生。一个拟合示例在图8A中由虚线示出。

[0103] 图9示出了信号A的类型,从信号A中提取叠加在相应热稀释曲线上的包络线的点。这种叠加是值得注意的。它证实了通过现有技术获得的曲线和通过本发明获得的曲线之间的相似性,并且表明造影剂的分散可以作为心输出量测量的基础。

[0104] 在变型或组合中,获得图7B中所示的第二信号B,其中,仅记录对比度的降低。在这种情况下,如前所述,通过指数方程来调节所述降低。从患者的超声图像提取的信号B的示例在图10的曲线(a)中示出。在已经确定了最大信号 S_{\max} 和相应的时间 T_{\max} 之后,通过参考函数拟合,移动x轴上的曲线的原点,如图10的曲线(b)所示。通过下降参数k的下降指数函数的曲线拟合是令人满意的。

[0105] 在所考虑的示例中,在步骤15期间,完成对比度下降信号B的低通滤波并且导致图11的曲线(b)。

[0106] 如前所述,从考虑的示例中的图11的曲线(b)有利地完成信号B的参数函数的拟合,如图12所示。通过研究参数k的值来寻求最佳拟合,使得参考函数最佳地描述所测量的强度值的演变。

[0107] 因此,当测试每个患者时,可以提取参数k,可选地,对执行的几个对比度测试进行平均化参数k以及对拟合的质量进行平均化参数k。

[0108] 心输出量和下降参数k之间的相关性是由参数k的值建立的,其中,参数k的通过热稀释测量的流速是已知的,如图13所示。这些初步结果表明,通过热稀释测量的流速与根据本发明测量的参数k之间具有极好的相关性,p误差小于 $5 \cdot 10^{-4}$ 。

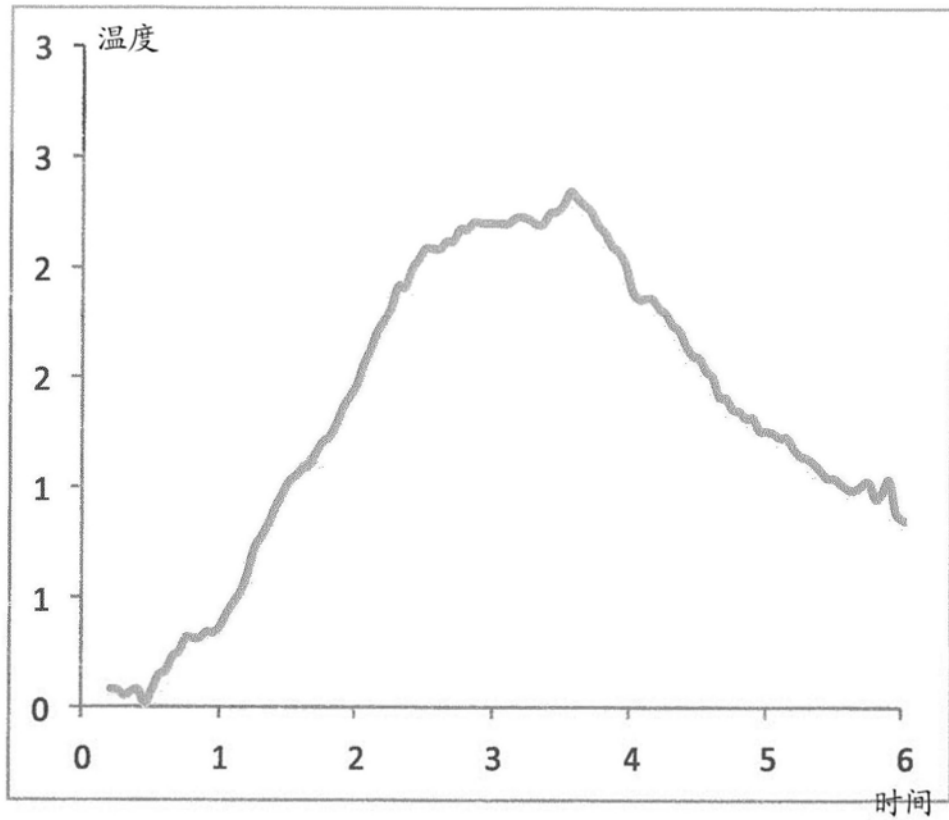
[0109] 图14至图16的曲线示出了根据患者右心房的大小计算的作为下降参数k的函数的心输出量的示例。图14对应于右心房面积小于 18cm^2 的患者。针对具有 28cm^2 面积的右心房的患者所获得的值包括在图15的该曲线中。在这种情况下,下降参数k被高估了。如前所述,如图16所示,然后有利地校正下降参数k,例如,通过观察到的感兴趣区域面积与通常针对该区域观察到的平均面积的比率来校正下降参数k。

[0110] 本发明可以用于在医疗重症监护中因休克和/或呼吸窘迫而住院治疗的患者。优选地,在血液动力学状态稳定之后进行测量,即,这些患者在超过一小时的时间内,没有经历血压或心率变化,也没有经历任何治疗变化或呼吸器(如果应用的话)设置的任何变化。可以将经食道超声心动图探针放置到位并进行测量。可以将探针放置在原位,以检测患者的血液动力学状态。

[0111] 本发明不限于已经描述的示例。

[0112] 可以经胸部进行测量。

[0113] 所述造影剂的注射及其在外部制备的临时制剂可以自动进行。



现有技术

图1

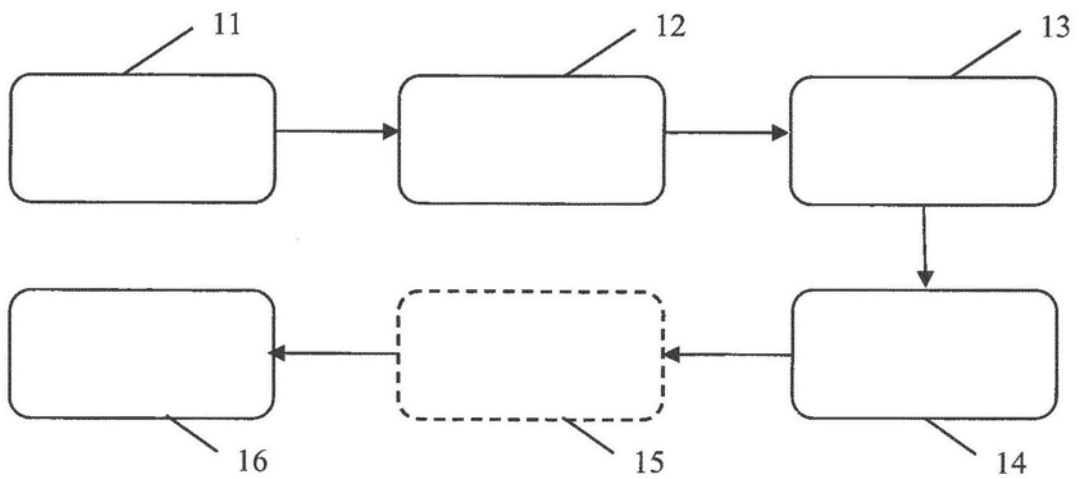


图2

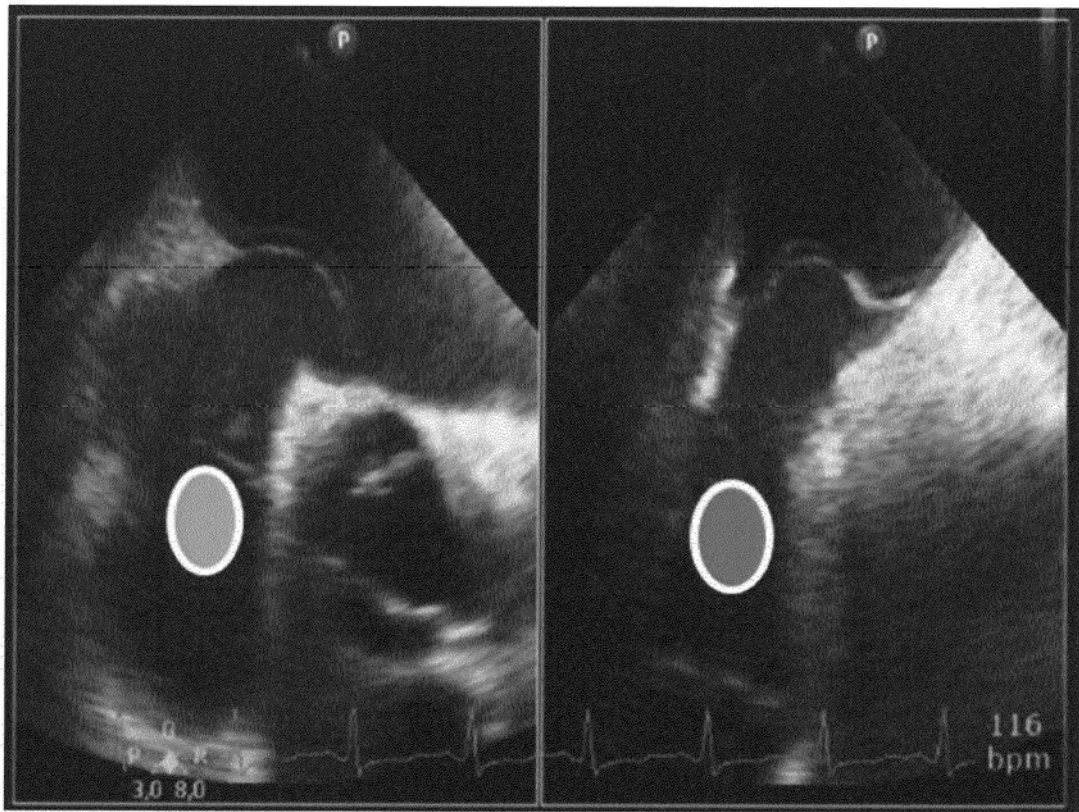
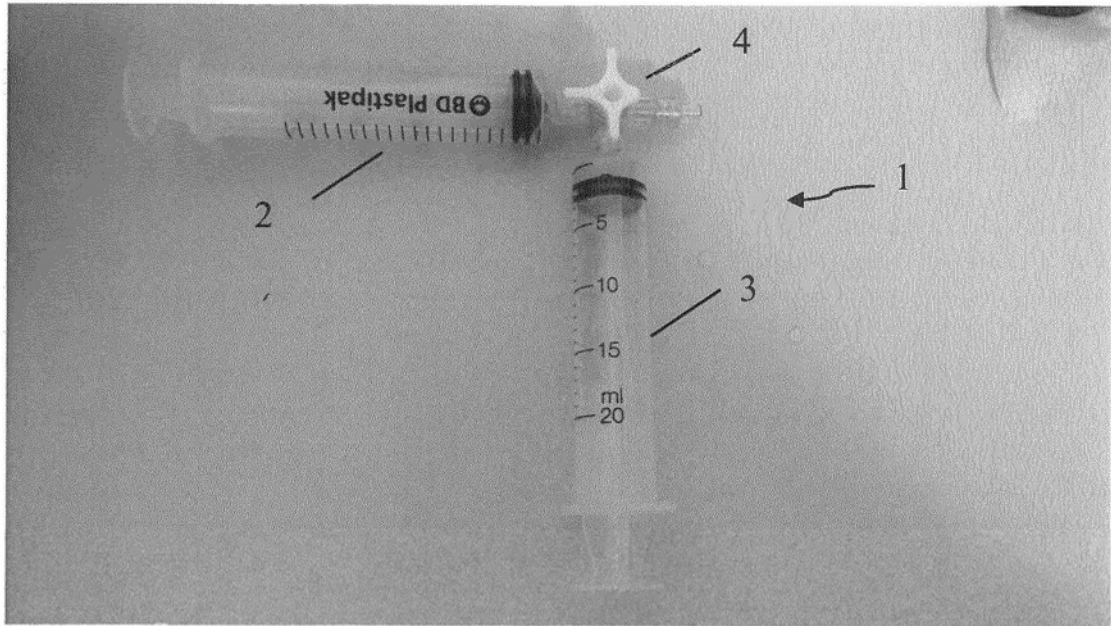


图3



现有技术

图4

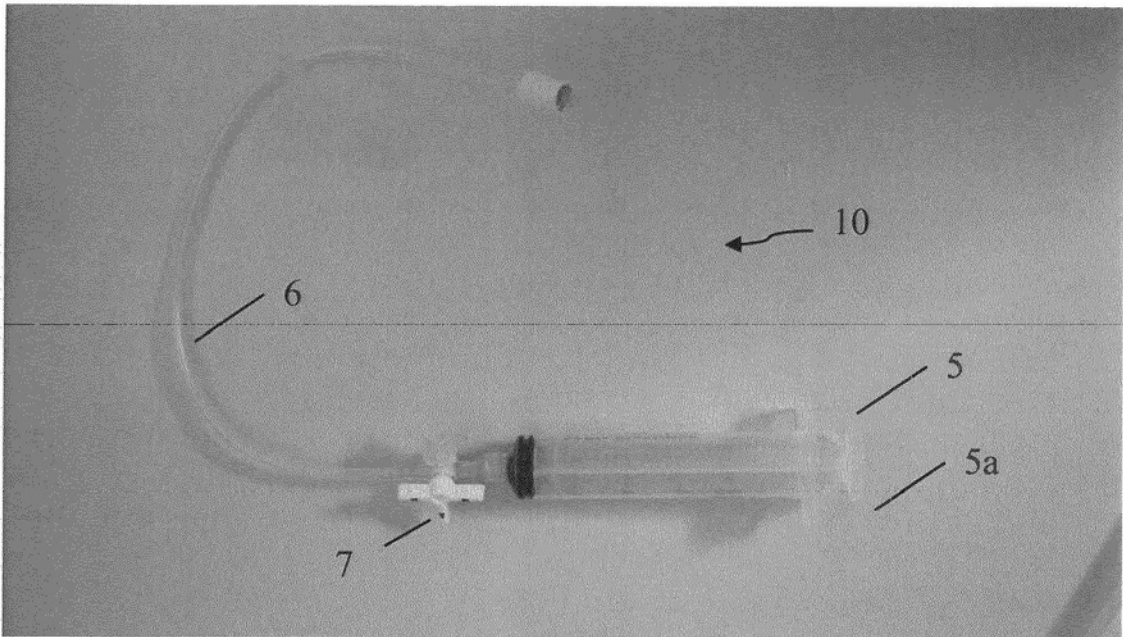


图5

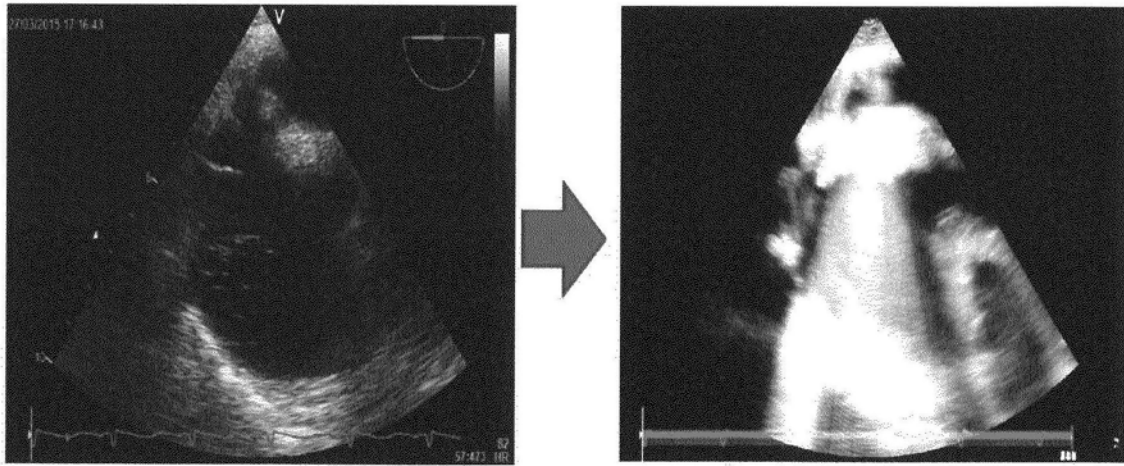


图6

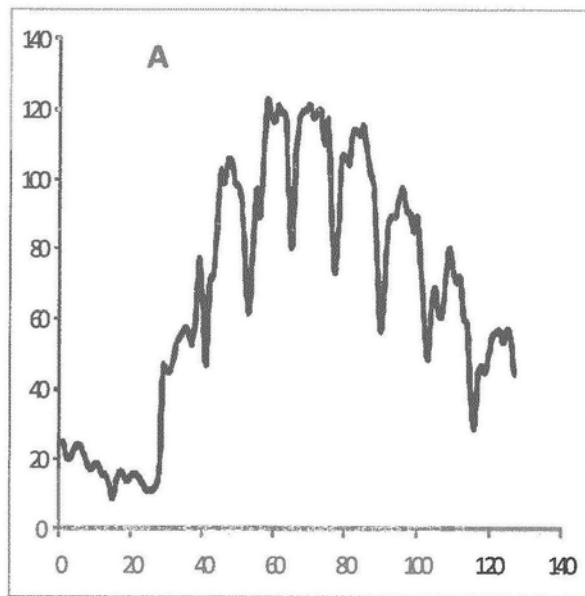


图7A

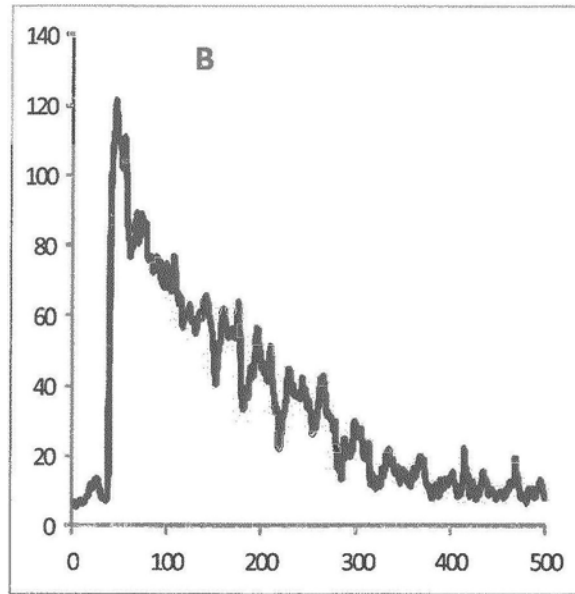


图7B

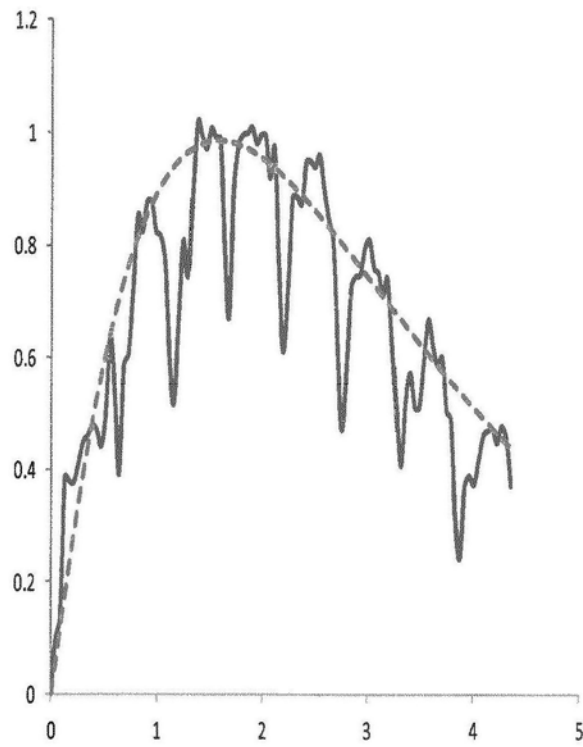


图8A

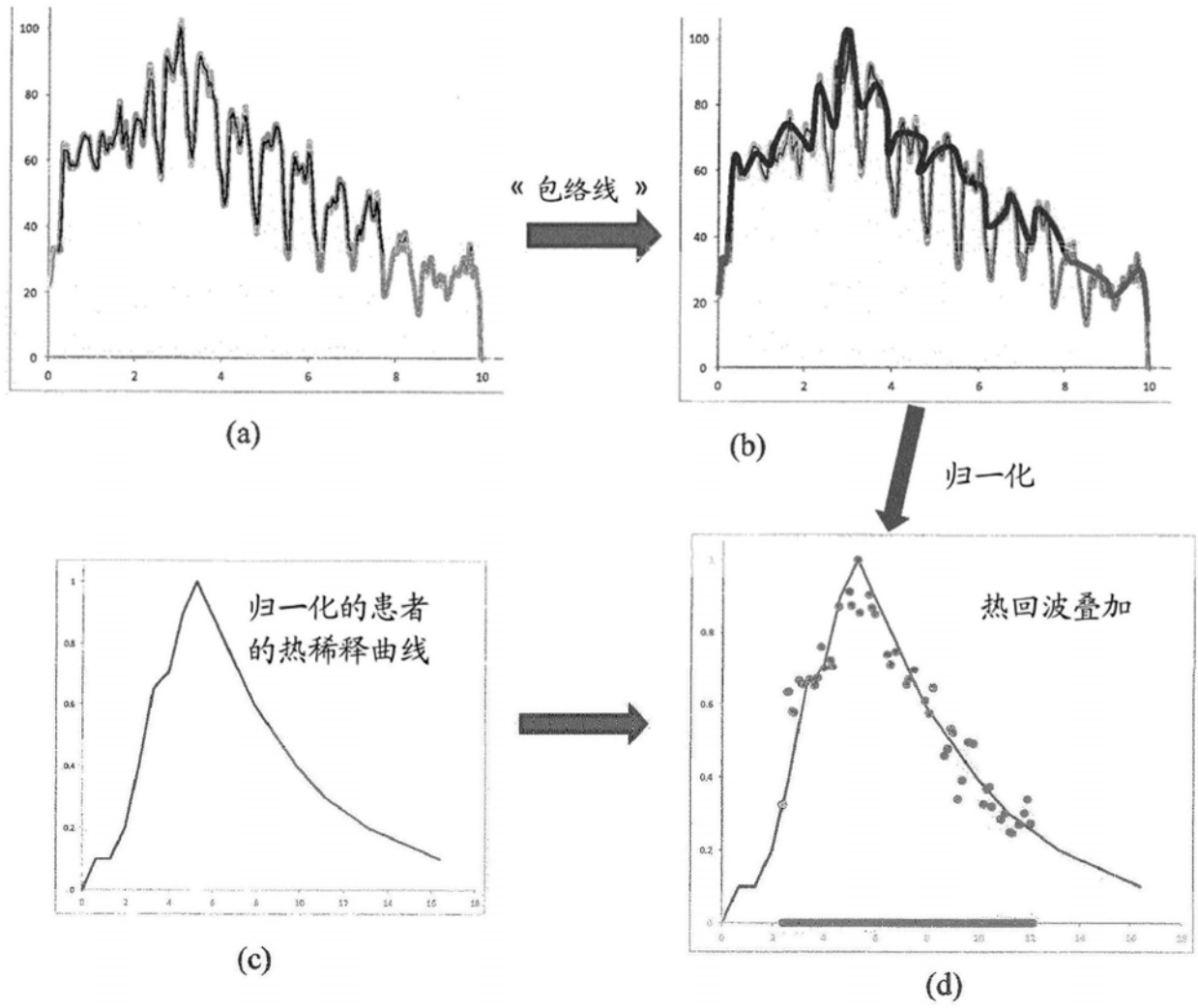


图9

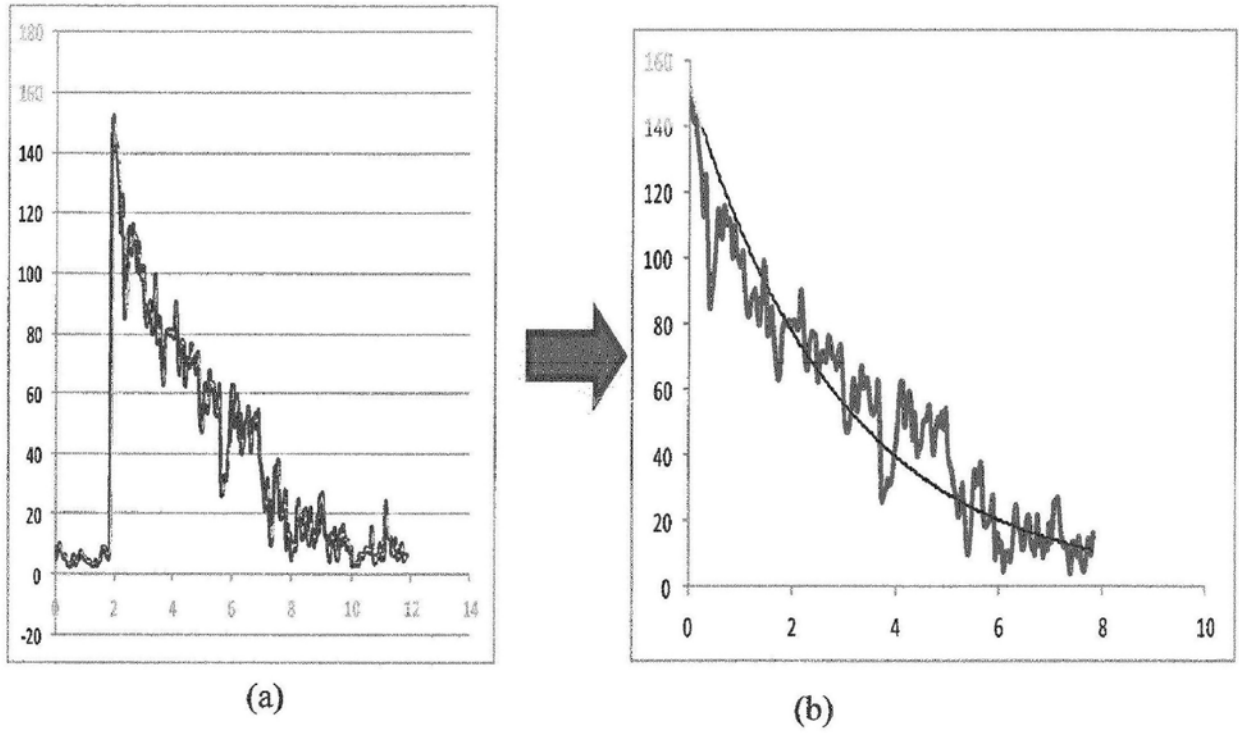


图10

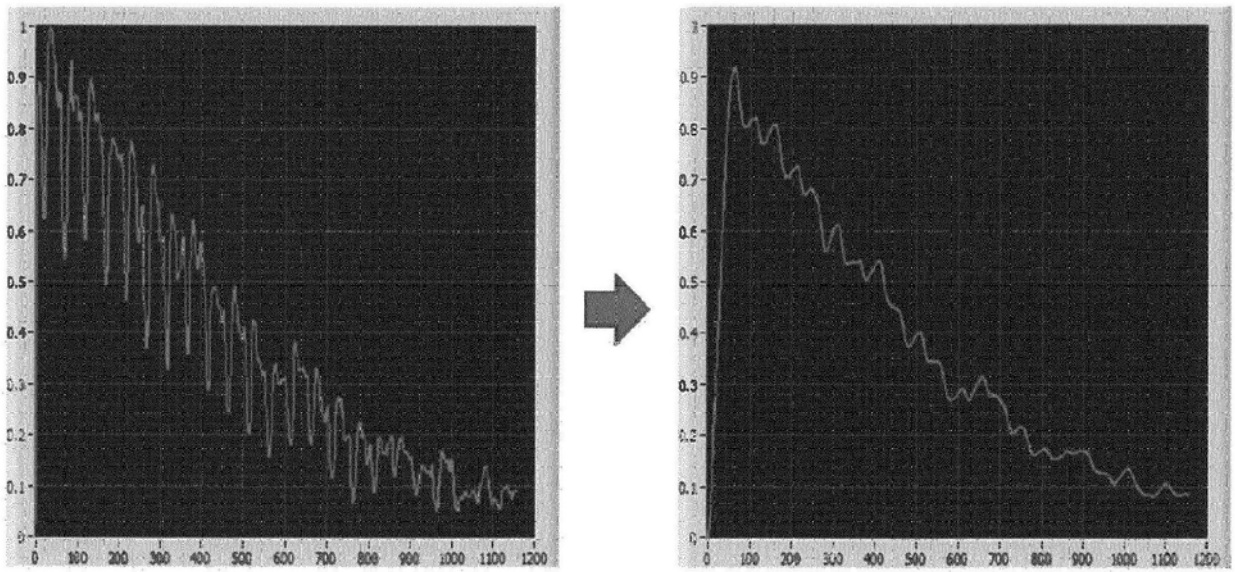


图11

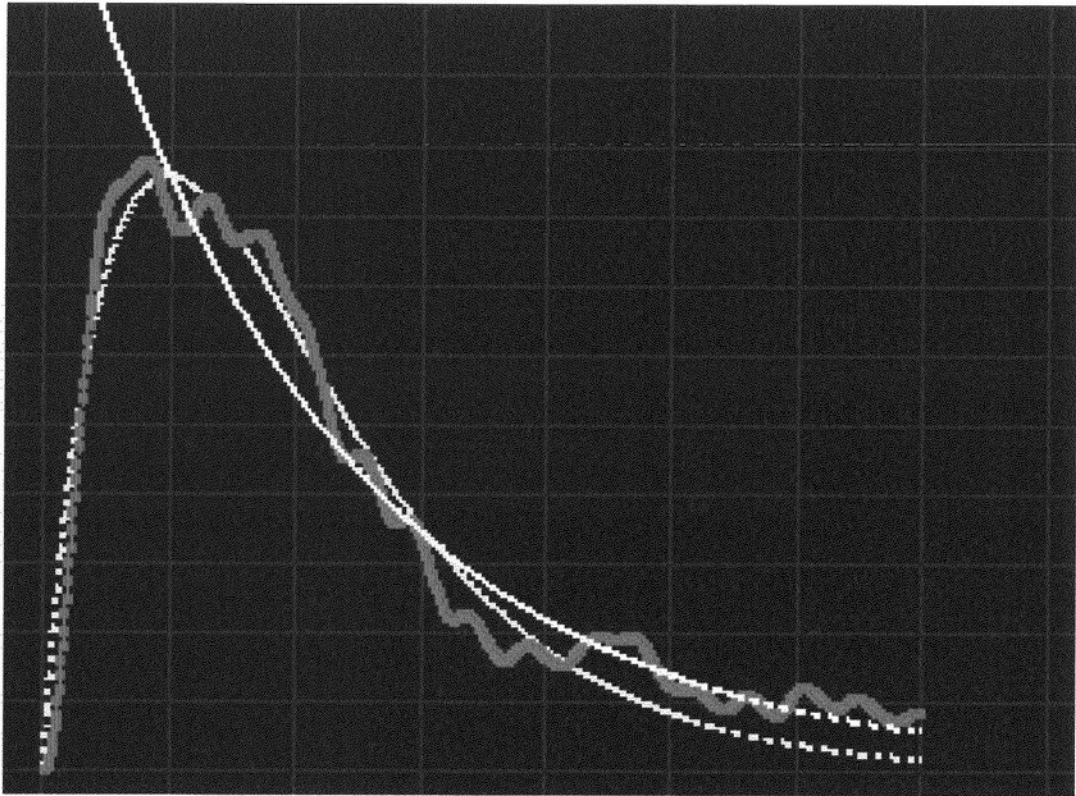


图12

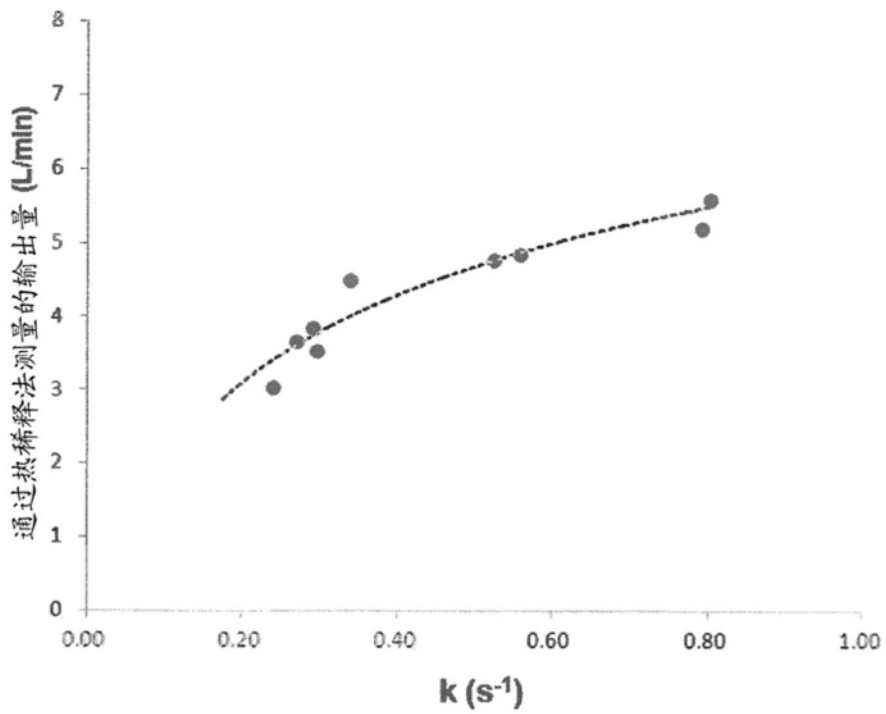


图13

输出量(L/min)

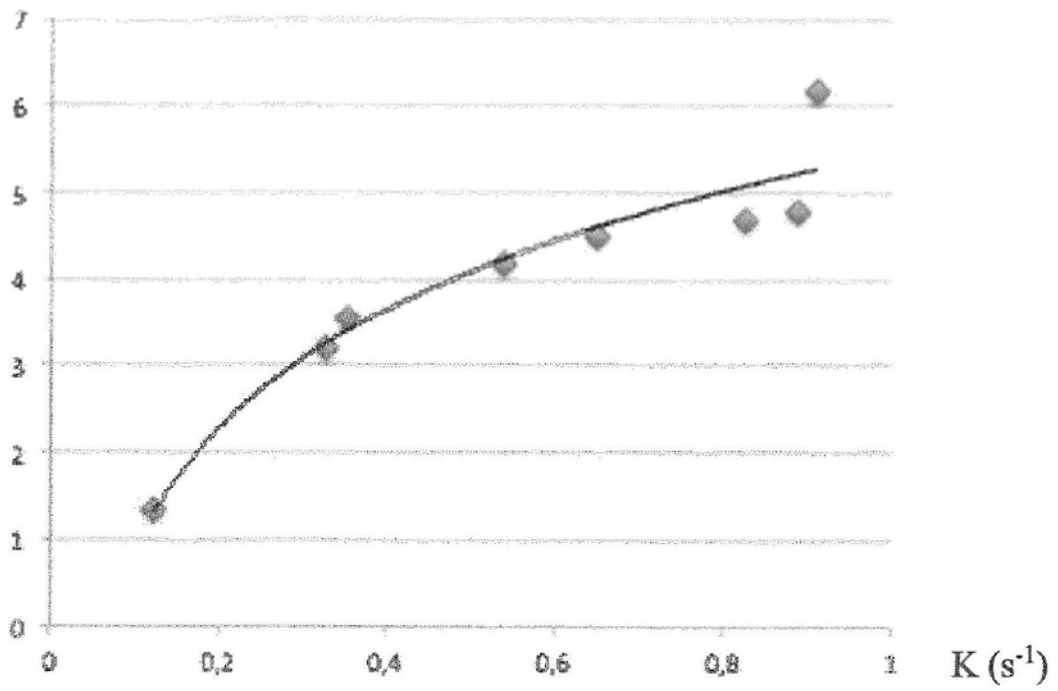


图14

输出量(L/min)

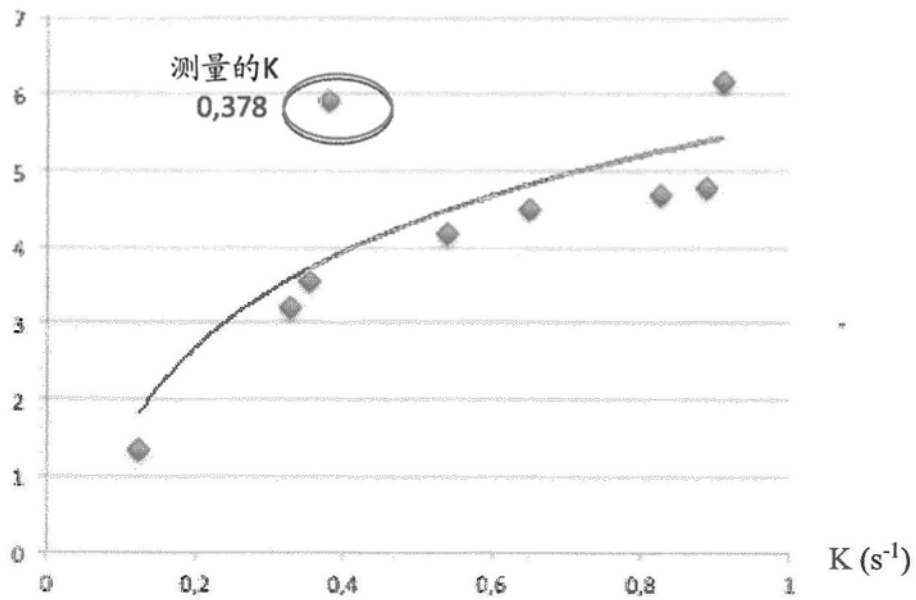


图15

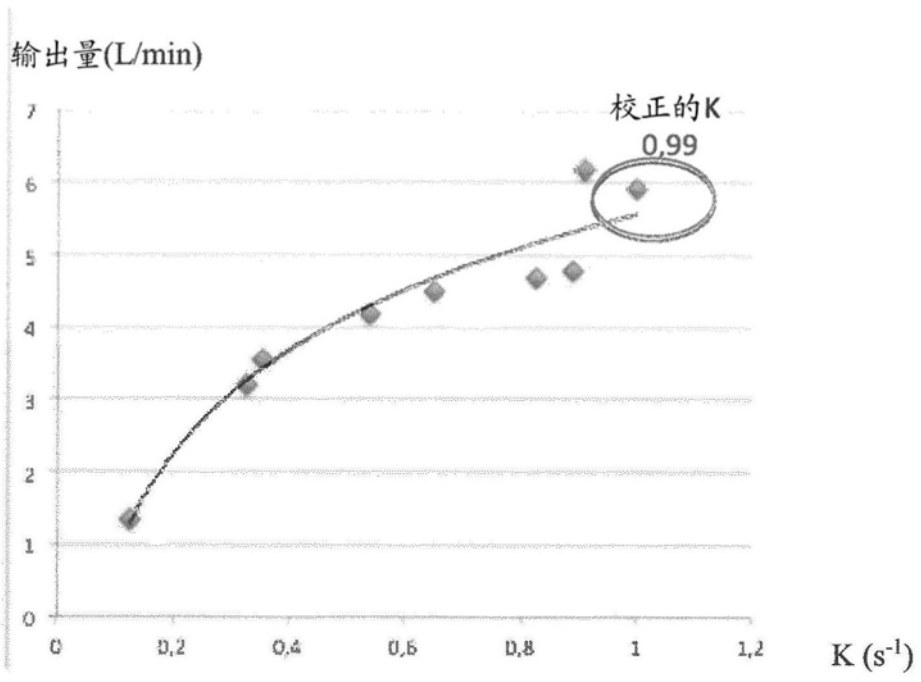


图16

专利名称(译)	用于通过超声测量心输出量的方法		
公开(公告)号	CN109414247A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780036067.2	申请日	2017-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	国家健康与医学研究院(INSERM)		
申请(专利权)人(译)	国家健康与医学研究院(INSERM)		
当前申请(专利权)人(译)	国家健康与医学研究院(INSERM)		
发明人	米歇尔·斯拉玛 朱利安·迈泽尔 克里斯多夫·贝尔斯 罗杰·布泽拉尔 奥利维尔·巴勒迪恩特		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61K49/22		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/481 A61B8/5223 A61K49/0004 A61K49/223 G16H50/30 A61B8/463		
代理人(译)	黄志华 何月华		
优先权	2016055360 2016-06-10 FR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于使用超声机器测量心输出量的方法，其中：通过所述超声机器在不同的时间获取注射造影剂的心脏区域的多个图像；从所述图像中提取所述区域的信号强度值；以及根据至少一个参考函数参数(k)的给定值计算心输出量，所述参考函数参数被调整使得所述参考函数最佳地描述测量的所述信号强度值的演变。

