



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101983030 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 18

(21) 申请号 200980107669. 8

A61B 5/026 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 01. 05

A61B 5/029 (2006. 01)

A61B 5/05 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/010, 035 2008. 01. 04 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 09. 03

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/030157 2009. 01. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02009/089183 EN 2009. 07. 16

(73) 专利权人 雷神公司

地址 马萨诸塞州

(72) 发明人 S·C·雅各布森 T·J·佩泰伦兹

S·C·彼得森

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光 周良玉

(56) 对比文件

US 5766208 A, 1998. 06. 16, 全文.

US 2004/0249258 A1, 2004. 12. 09, 全文.

US 2005/0124901 A1, 2005. 06. 09, 全文.

WO 2007/0033270 A3, 2007. 03. 22, 全文.

审查员 黄长斌

(51) Int. Cl.

A61B 5/02 (2006. 01)

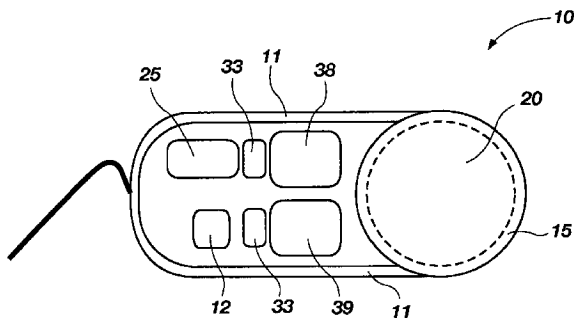
权利要求书3页 说明书11页 附图14页

(54) 发明名称

用于测量心输出量的非侵入性方法和装置

(57) 摘要

一种包含壳的系统, 包含耦合到天线的信号产生器和设置在所述天线周围的介电材料。所述装置适宜于产生多个信号并将所述信号导引向所述人的心脏, 并测量从所述心脏返回的信号的量值。所述装置还包括处理器, 以便比较传播的信号的量值与从心脏返回的信号的量值之间的差, 并基于这些差确定具有最大回波损耗值的信号频率。所述理器还基于所述装置传播的信号的量值与从心脏的一部分返回的信号的量值之间的差, 估计所述心脏的壁的一部分的运动幅度的改变。



1. 一种用于测量人的心输出量的方法,包括以下步骤:
 - (a) 将装置放置在人胸部的中胸骨位置上,所述装置包括耦合到天线的 RF 信号产生器,所述天线具有被设置在所述天线的外部周围的介电材料;
 - (b) 向人的心脏传播具有预定频率的第一信号;
 - (c) 使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的第一信号的一部分;
 - (d) 比较传播到所述人的心脏中的所述第一信号的量值与从所述人的心脏返回的第一信号的所述一部分的量值,并计算信号的回波损耗;
 - (e) 使用所述装置将附加信号传播到所述人的心脏的一部分中,其中所述附加信号具有与所述第一信号不同的频率;
 - (f) 使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的附加信号的一部分;
 - (g) 比较传播到所述人的心脏中的所述附加信号的量值与从所述人的心脏返回的附加信号的量值,并计算所述附加信号的回波损耗;
 - (h) 比较所述第一信号的回波损耗和所述附加信号的回波损耗;
 - (i) 针对多个信号重复步骤 (e) 到 (h),同时在预定频率范围中增加地改变所述附加信号的频率;
 - (j) 确定在所述预定频率范围中传播到所述人的心脏中的信号的最大回波损耗值;
 - (k) 识别最大回波损耗信号的频率。
2. 根据权利要求 1 的方法,其中所述信号包括无线电频率信号。
3. 根据权利要求 1 的方法,其中所述介电材料选自陶瓷、玻璃、液体和凝胶。
4. 根据权利要求 1 的方法,其中所述介电材料选择聚合物材料。
5. 根据权利要求 1 的方法,还包括估计心脏的壁部分的运动幅度。
6. 根据权利要求 5 的方法,还包括估计所述心脏的壁部分的运动幅度的改变。
7. 根据权利要求 6 的方法,还包括基于所述心脏的壁部分的运动幅度的改变估计心脏的心搏量。
8. 根据权利要求 6 的方法,还包括基于所述心脏的壁部分的运动幅度的改变确定心脏的 QRS 波群的时序。
9. 根据权利要求 6 的方法,还包括基于所述最大回波损耗的频率的改变确定心脏的 QRS 波群的时序。
10. 根据权利要求 1 的方法,其中所述心脏的所述一部分包括所述心脏的右心室。
11. 一种用于测量人的心脏的心输出量的系统,包括:

包含壳的装置,其包含耦合到天线的信号产生器和设置在所述天线周围的介电材料,其中所述装置适宜于产生多个无线电频率信号,并将所述信号导引向所述人的心脏,并测量从所述人的心脏返回的信号的量值;

在所述壳内的处理器,所述处理器适宜于比较传播到所述人的心脏中的信号的量值与从所述心脏反射的信号的量值之间的差,所述处理器还适宜于,基于传播到所述人的心脏中的信号的量值与从所述人的心脏返回的信号的量值之间的所述差,来确定具有最大回波损耗值的信号频率;

所述处理器还适宜于,基于所述装置传播的信号的量值与从所述心脏的一部分返回的信号的量值之间的差,估计心脏的壁部分的运动幅度的改变。

12. 根据权利要求 11 的系统,其中所述装置适宜于产生进入到所述心脏的所述一部分中的、具有确定的最大回波损耗值的频率和量值的信号,并接收传播到所述心脏的所述一部分的所述信号的一部分。

13. 根据权利要求 11 的系统,其中所述介电材料选自陶瓷、玻璃、液体和凝胶。

14. 根据权利要求 11 的系统,其中所述介电材料选自聚合物材料。

15. 根据权利要求 11 的系统,其中所述处理器还适宜于,基于所述心脏的壁部分的运动幅度的改变估计心脏的心搏量。

16. 根据权利要求 15 的系统,其中所述处理器还适宜于计算人的心输出量;并且还包括设置在所述装置周围的显示器,所述显示器适宜于显示测量的信号并被校准以显示所估计的心脏的心搏量。

17. 根据权利要求 16 的系统,其中所述处理器还适宜于,基于所估计的心脏的心搏量计算所述人的心输出量。

18. 根据权利要求 15 的系统,其中所述处理器还适宜于,基于所述心脏的壁部分的运动幅度的改变估计所述心脏的 QRS 波群的时序。

19. 根据权利要求 15 的系统,其中所述处理器还适宜于,基于朝向所述心脏的壁部分传播的所述信号的最大回波损耗的频率的改变,估计所述心脏的 QRS 波群的时序。

20. 根据权利要求 11 的系统,其中所述介电材料具有预定的厚度和预定的介电常数,以使得向所述人的心脏传播的信号的近场分量的主要部分包含在所述介电材料内。

21. 根据权利要求 11 的系统,其中所述介电材料具有预定的厚度和预定的介电常数,以使得向所述人的心脏传播的信号的基本上整个近场分量包含在所述介电材料内。

22. 一种用于测量人的心输出量的方法,包括:

(a) 将手持装置放置在人周围,所述装置包括耦合到天线的无线电频率信号产生器,所述天线具有被设置在所述天线的外部周围的介电材料;

(b) 在预定频率范围中向人的心脏的一部分传播具有不同频率的多个信号;

(c) 使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的所述信号的一部分;

(d) 比较传播到所述人的心脏中的信号的量值与从所述人的心脏返回的信号的量值,并计算信号的回波损耗;

(e) 彼此互比较信号的回波损耗值;

(f) 确定在所述预定频率范围中传播到所述人的心脏中的信号的最大回波损耗值。

23. 根据权利要求 22 的方法,其中所述预定频率范围包括 1000 到 2000MHz。

24. 根据权利要求 22 的方法,其中所述预定频率范围包括 500 到 2500MHz。

25. 一种用于测量人的心输出量的方法,包括:

(a) 将手持装置放置在人周围,所述装置包括耦合到天线的无线电频率信号产生器,所述天线具有被设置在所述天线的外部周围的介电材料;

(b) 向人的心脏的一部分传播多个信号,其中所述多个信号的每个信号具有不同的频率;

(c) 使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的所述多个信号的一部分;

(d) 在从所述人的心脏返回的多个信号中,确定最大回波损耗的信号;以及

(e) 识别具有所述最大回波损耗的信号频率。

26. 根据权利要求 25 的方法,其中从所述人的心脏返回的多个信号使用网络分析器来测量。

27. 根据权利要求 26 的方法,还包括,输出对应于从所述人的心脏返回的多个信号的峰值量值的最大回波损耗值。

28. 根据权利要求 25 的方法,还包括,估计心脏的壁的一部分的运动幅度。

用于测量心输出量的非侵入性方法和装置

[0001] 要求优先权

[0002] 本申请要求在 2008 年 1 月 4 日提交的题目为“Non-Invasive Method and Device for Measuring Cardiac Output”的美国临时申请 No. 61/010035 的优先权,并通过引用将其整个内容并入到本文中。

[0003] 政府

[0004] 本申请是在国防部授予的基金 No. DAMD1700C0013 的资助下完成的。政府在本发明中具有特定的权利。

技术领域

[0005] 本发明涉及医疗装置,更具体地,涉及用于非侵入性测量患者的心输出量的装置及其操作方法。

背景技术

[0006] 侵入性和非侵入性测量各种参数以获得与心血管系统有关的诊断信息。心血管系统的主要功能为提供足够的氧气和养分以满足组织的新陈代谢要求。心输出量是从心脏到身体的全局氧气输送的主要决定性因素,在心输出量中可反应心血管供血不足 (cardiovascular insufficiency)。心输出量的测量提供了诊断和预后信息,并提供了监视治疗不足并评价患者在出血的大外伤之后和在确保液体复苏期间的状况的装置。

[0007] 出血是没有被即刻杀死而从受伤起存活了超过初始五分钟的战场伤员死亡的主要原因。一半的战场死亡是不受控流血的结果。成功的治疗需要即刻的医疗重视,这在战场中非常受限制,直到伤员被疏散到更高梯次 (echelon) 的护理。在转移期间和在复苏治疗结束点监视生理学状态对于即刻生存率和患者的长期护理而言都是关键的。已经建议,严重创伤的伤员应在一小时内被疏散到前线高梯次护理单位,并且在初始治疗和疏散期间,应使用生理学监视来指导复苏努力。

[0008] 心输出量是循环系统的血液动力学状态的重要指示,并且对于心脏疾病的诊断和治疗和对于在出血的大创伤之后指导液体复苏很重要。心输出量提供了对心脏泵浦血液能力的直接测量,并被确定为是心搏量与心率的乘积。随着出血的进行,动脉血压降低,并且交感神经补偿机制被激活,该补偿机制将血液从周边分流到中央室 (central compartment) 以维持血压由此维持重要器官的氧合作用。在健康和受到身体训练的个体中,这些补偿机制在身体内保持不成比例的高血压,由于出血导致血量的大量丢失而仅仅导致迅速的循环衰竭。随即,与在出血期间响应于血液丢失的动脉压力相比,心输出量对失血性休克的进程反应更快并且更快速地下降。基于监视心输出量的早期干涉和复苏是捕捉出血的生理学影响和所产生的循环休克的最完备的方式。除了由补偿机制导致的血液压力降低的延迟之外,在战场条件下动脉血压是不可获得的,并通常由外周循环中常规非侵入性 (闭塞 (occlusive)) 血压测量所替代。如上所述,补偿机制通过增加外周阻力并将血液从外周传递到中心池 (central pool) 来维持将血液供给到重要器官,这在外周循环中造成

压力脉搏 (pulse) 停止并为确定血压进一步增加了难度。虽然当前使用血压监视失血性休克的过程和液体复苏的效果,但直接测量心输出量可以提供对上述二者更有效、更直接的测量,因此是更有效的治疗。

[0009] 临床医生具有的支持心输出量的测量的传感器和设备的数目日益增加。这包括(没有限制)使用或不使用肺动脉导管的指示剂稀释技术、动脉脉搏轮廓分析技术、主动脉(上行和下行主动脉)脉冲多普勒、使用动静脉气体含量差的直接测量和通过 Fick 公式的呼出气体测量以及生物阻抗技术。由于高成本和需要高度专业的医疗人员以及良好装备的设施和与心输出量的侵入性测量相关的潜在严重的复杂性,高度希望非侵入性的技术。对于战场应用,只有那些需要最少的技能并可以在“前行 (farforward)”和“伤员运送”条件下采用的非侵入性技术是实用的。上述方法均不能满足这些要求。

发明内容

[0010] 针对现有技术中固有的上述问题和缺陷,本发明寻求通过提供一种测量人的心输出量的方法来克服上述问题,所述方法包括:将装置放置在人的中胸骨位置上,所述装置包括耦合到天线的 RF 信号产生器,所述天线具有被设置在所述天线的外部周围的介电材料。所述方法还包括向所述人的心脏传播具有特定频率的第一信号,并使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的所述第一信号的一部分。所述方法还包括比较传播到所述人的心脏中的所述第一信号的量值与从所述人的心脏返回的第一信号的所述第一部分的量值,并计算信号的回波损耗。附加地,所述方法包括使用所述装置将附加信号传播到所述人的心脏的一部分中,其中所述附加信号具有与所述第一信号不同的频率,并使用所述装置接收并测量从所述人的心脏返回的所述附加信号的一部分。所述方法还包括比较传播到所述人的心脏中的所述附加信号的量值与从所述人的心脏返回的附加的信号的量值,并计算所述附加信号的回波损耗,以及,比较所述第一信号的回波损耗与所述附加信号的回波损耗。所述方法还包括重复上述特定的步骤,同时在每一个重复步骤中增加地改变所述信号的频率,并确定传播到心脏中的信号的最大回波损耗值。

[0011] 根据附加的实施例,本发明通过提供了一种用于确定患者的心脏的心输出量的系统而改善了现有技术的缺陷,所述系统包括包含壳的手持装置,其包含耦合到天线的信号产生器和设置在所述天线周围的介电材料,其中所述手持装置适宜于产生多个无线电频率信号并将所述信号导引向人的心脏,并测量从所述人的心脏返回的信号的量值。所述手持装置还包括在所述壳内的处理器,所述处理器适宜于比较传播到所述人的心脏中的信号的量值与从心脏反射的信号的量值之间的差。所述处理器还适宜于基于传播到所述人的心脏中的信号的量值与从所述人的心脏反射的信号的量值之间的差,确定具有最大回波损耗值的信号频率。附加地,所述处理器还适宜于基于所述装置传播的信号的量值与从所述心脏的部分返回的信号的量值之间的差,估计所述心脏的壁的一部分的运动的幅度。

附图说明

[0012] 通过下列描述和所附权利要求并结合附图,可以更充分地了解本发明。应理解,这些附图仅仅图示了本发明的示例性实施例,因此并没有限制本发明的范围。应该理解,可以以宽泛的各种不同配置来设置和设计这里所描述在附图中示例的本发明的各部件。然而,

将通过使用附图利用附加的特点和细节来描述和解释本发明,其中:

- [0013] 图 1 示出了根据本发明的一个实施例的 RF 装置的一个实施例;
- [0014] 图 2 示出了根据本发明的一个实施例的 RF 装置的示意性框图;
- [0015] 图 3 示出了根据本发明的一个实施例的 RF 系统的示意性框图;
- [0016] 图 4 示出了根据本发明的一个实施例的在具有相对介电常数的材料中的环形回路天线的近场区域中特定的项对复合电场的计算的贡献;
- [0017] 图 5 示出了根据本发明的一个实施例的运动伪影减少和没有减少的传感器信号的比较;
- [0018] 图 6 示出了根据本发明的一个实施例的压力传感器稳定器数据的记录;
- [0019] 图 7 示出了同步记录的 ECG 迹线 (trace) 与使用根据本发明的一个实施例的 RF 系统的信号的比较;
- [0020] 图 8 示出了根据本发明的一个实施例 EM 波在各种组织中的估计的渗透深度;
- [0021] 图 9 为根据本发明的一个实施例的频率调谐扫描和产生的工作点的示意图;
- [0022] 图 10 示出了根据本发明的一个实施例的来自实验 SW3 的传感器量值对肺动脉心搏量的数据图;
- [0023] 图 11 示出了根据本发明的一个实施例的实验 SW3 的流血情况;
- [0024] 图 12 示出了源自 PA 流测试的心搏量与根据本发明的一个实施例的在实验 SW3 期间的在完全流血和再灌入期间的传感器信号的比较;以及
- [0025] 图 13 示出了根据本发明的一个实施例的用于 PEEP 实验 4、6、13 以及 14 的校准线。

具体实施方式

[0026] 本发明的示例性实施例的下列详细描述将参考附图,附图形成了本说明书的一部分,在其中示意性地示出了实践本发明的示例性实施例。虽然充分详细地描述了这些示例性实施例以使本领域的技术人员能够实践本发明,但应该理解可以实现其他实施例并且对本发明做出各种改变,而不偏离本发明的精神和范围。因此,下列更详细的本发明的实施例的描述不旨在限制(寻求保护的)本发明的范围,而是仅仅出于描述本发明的特性和特征的示例性目的和使本领域的技术人员能够实践本发明。因此,本发明的范围仅仅受权利要求的限制。

[0027] 通过参考附图将更好地理解本发明的示例性实施例和下列详细描述,其中通篇通过标号表示本发明的要素和特征。

[0028] 根据本发明的一个实施例,公开了一种测量患者的心输出量的方法和装置。该方法和装置基于通常的操作原则,即,用于产生和检测无线电波的交流电信号可被用于检测身体内的生物系统的状态。一般而言,无线电波传播到身体中。这些波的特定部分被身体吸收。波的未被人体吸收的特定部分返回到其发源点附近。利用发送到身体的波的量值(magnitude)与返回到其发源点附近的波的量值之间的差(此后称为“回波损耗”)来估计身体内的生物组织(例如,心脏组织(cardiac issue))的特定特性。下面将介绍与信号传播装置和通过该装置获得的数据来估计心输出量的方法有关的附加的细节。

[0029] 本发明与现有医疗装置相比提供了几个重要的优点。通过附图,一些优点根据下面阐述的详细描述将显而易见。这些优点不以任何方式进行限制。实际上,本领域的技术

人员应该理解,除了这里阐述的优点之外,通过实践本发明还可以实现其他的优点。

[0030] RF 装置

[0031] 现在参考图 1 到图 3,根据本发明的一个实施例,公开了用于估计患者心输出量的变化的装置 10,其包括耦合到天线 15 的无线电频率 (“RF”) 信号产生器,该天线 15 具有围绕天线 15 的外表面设置的介电材料 20。介电材料 20 被设置为围绕天线 15 的外表面的选择部分或基本上围绕天线 15 的整个外表面。

[0032] RF 信号具有近场分量和远场分量。在本发明的一个方面中,介电材料 20 具有预定的厚度和预定的介电常数以便自患者返回的电信号的近场分量的主要部分不被天线 15 接收。在本发明的一个方面中,介电材料 20 被设计为使得从患者返回的电信号的基本上整个近场分量不被天线 15 接收。在一个实施例中,介电材料 20 具有 5 到 25 的介电常数并具有 2mm 到 20mm 的厚度。重要地,介电材料 20 的设计取决于根据所使用的介电材料的类型而变化的多种特性。也就是,材料的厚度是其介电常数的函数,因而其对于给定的材料是特定的。因此,对这里使用的介电材料不进行任何精确规格的限制。

[0033] 参考图 2,示例了根据本发明的一个实施例的具有数字检测装置的 RF 装置的框图。在本发明的一个方面中,通过压控振荡器 25 (“VCO”) 产生 RF 信号,振荡器 25 被包含在装置壳 11 内。VCO 25 通过改变调谐电压而产生不同频率的 RF 信号。可以使用的 VCO 25 的实例包括由 Minicircuit 制造的 ROS-2150,然而,可以利用能够产生适宜的 RF 信号的任何 VCO 25。注意这里更多的细节,初始地,微控制器 30 经由数字到模拟 (“D/A”) 转换器 31 通过使得调谐电压在约零与 20 伏之间变化来扫描 (sweep) 在约 1000 与 2000MHz 之间的 RF 信号的频率。在本发明的一个方面中,VCO 25 的输出小于 4mW。虽然可以使用任何适宜的操作频率,但在本发明的一个实施例中,VCO 25 操作在范围从 0.5GHz 到 2.5GHz 的频率。

[0034] 在本发明的一个方面中,装置 10 还包括诸如由 Analog Devices 制造的网络分析器 12 (AD8302IC)。该检测器能够识别目标信号的量值和相位并具有 60dB 的动态范围,并输出每 dB 回波损耗 30V 的量值电压。相位输出为在 180 度范围的每度 10mV。装置 10 还包括微控制器 30 (例如由 Cygnal 制造的) 以读取网络分析器的输出、确定在频率扫描期间的量值和相位的最大或最小值,以及产生进入 D/A 转换器 31 的数字扫描,然后由 D/A 转换器 31 驱动 VCO 25。该封闭回路产生 VCO 扫描、确定最大回波损耗 (量值或相位) 的频率、然后锁定该频率。当心脏跳动或肺运动时,微控制器 30 跟踪该“器官”信号的量值和相位。

[0035] 在本发明的一个方面中,使用低通滤波器 35 (“LPF”) 防止 VCO 二级谐波进入网络分析器 12 (例如,AD8302 量值和相位集成电路)。在一个方面,LPF 35 具有 1700MHz 的 -3dB “拐角”频率。在本发明的附加的方面中,LPF 输出被传导到两个方向耦合器 38。方向耦合器 38、39 采样沿正向 (38) 和反向 (39) 方向的 RF 信号。在一个实施例中,被采样的信号低于被传送的信号 20dB。在附加的方面中,方向耦合器 38、39 有方向性。也就是,其对于沿相反方向到达的信号相对不敏感。这里的方向耦合器 38、39 依赖于 RF 信号频率具有 20 到 34dB 的方向性。被传送的 RF 能量进入天线 15,其中耦合的信号被传送到网络分析器 12。还可根据本发明特定的方面使用电压乘法器 32 和适宜设置的衰减器 33。在一个方面中,在 RF 装置的面上并入适宜的编程控制和显示接口。在另一方面,编程控制和显示接口位于远程编程装置上。

[0036] 现在参考图 3,示例了根据本发明的一个实施例的具有模拟检测装置的 RF 装置的

框图。虽然与图 2 示出的数字检测系统相似,但示出了附加的部件以实现适宜地检测模拟信号。附加的部件包括锯齿产生器 36、产生器触发信号 37 放大器 / 信号调节器 / 峰值检测器 / 模拟数字转换装置 41。

[0037] 一般性地重新参考图 1 到 3,这里讨论的 RF 部件被安装到具有 50- 欧姆迹线 (trace) 的 4 层 PCB。RF 板部件被屏蔽,在一些实施例中,使用馈通电容器防止 RF 信号通过 DC 或低频信号从屏蔽“泄漏”。根据本发明的一个方面,该装置能够测量从 VCO 25 传送到天线 15 的信号,其中该信号已经被患者的器官系统调制。在该方面,装置 10 包括附加的偶极天线 15a、附加的 LPF35a、单方向耦合器和第二网络分析器 12a,他们中的一个的输入是来自 VCO 25。网络分析器 12a 的输出被传导到数据收集系统。

[0038] 在本发明的一个实施例中,该装置还包括用于激活和去激活装置 10 的开关传感器。开关传感器仅仅当装置 10 完全接触患者的身体时激活装置 10,并当装置 10 未完全接触身体时去激活装置 10。有利地,通过使用开关传感器可以最小化发射到周围环境的错误的 RF 辐射。开关传感器包括触摸激活开关传感器或适于特定应用的其他希望的开关传感器。

[0039] 当在耦合器与身体之间存在良好的阻抗匹配时,可以最大化 RF 信号到身体的耦合。相信,生物组织对 RF 信号呈现约 50 欧姆负载。适宜设置的偶极和回路天线使得当其邻近身体被放置时(甚至通过衣服)可以提供各频率的高至 50dB 的回波损耗。当天线 15 邻近身体时,组织加载天线 15,使其共振改变到低于其自由空间共振。根据本发明的一个方面,以 1 毫秒的间隔进行回波损耗的测量,导致每秒 1 千个样本的信号获取速率。如上所述,系统的核心为网络分析器 12,其测量返回的 RF 信号相对于由 VCO25 产生的采样出射 (outgoing) 信号的比率。通过扫描在约 1-2GHz 的范围内的频率范围并确定最大回波损耗的频率来寻找 VCO 25 的最优频率。然后,将最大回波损耗点处的量值、相位以及频率数字化并显示和 / 或存储在数据文件中。该装置的附加功能包括获取 0-5V 范围的最高达 4 个模拟通道(例如,流、阻抗、ECG 等等)并同步具有 RF 量值、相位以及频率的模拟数据通道。

[0040] 根据本发明的一个方面,利用偶极天线,其包括施加到适宜的背基板的铜箔带。50 欧姆同轴电缆将偶极天线连接到处理器。

[0041] 根据本发明的附加实施例,可利用设置在圆柱屏蔽中的全波回路天线 (full wave loop antenna)。与具有多个生物医学传感器的情况相同,传感器(即,天线)的输出受多个因素的影响,这些因素导致共模误差的出现,这些因素例如,传感器 - 身体界面、在传感器设置位置处传感器与组织的相对运动、除心脏之外的内部体器官进行的 RF 吸收和反射,以及固有(例如,呼吸)和外部因素(例如,传感器压力、传感器运动等等)产生的运动伪影。界面运动产生远大于与心脏有关的信号的信号分量,因此重要的是提供可以分离感兴趣的信号的信号调节和数据处理。也就是,需要测量与心脏的心搏量有关的信号,同时保存所测量的信号的呼吸分量,例如呼吸速率和深度。来自传感器的小级别的 RF 信号和产生的低信号对噪声比 (SNR),以及回波损耗信号的高比率的 DC 对 AC 分量,增加了实现这些任务的难度。

[0042] 一般而言,电磁场与物质的相互作用是频率、材料的介电、导电和磁特性、辐射元件(天线)的几何形状和天线相对于观察点的距离和定向 (orientation) 的函数。广泛研究了对于各种天线配置、尺寸和材料的天线场的计算,并可以得到对于简单天线几何形状

和均匀介质近似电和磁场的基本公式。然而,在复杂天线形状或非均匀介质的情况下,计算即使可行,也非常困难。因此,虽然下列分析过度简化了实际设定,但其提供了运动伪影的起源的深刻理解,并提供了减小不希望的干扰的影响的可行方法。在本发明的一个方面中,采用环形回路天线,通过多个公式给出了作为离天线的距离的函数的电和磁场的分量。这些公式表示由具有磁矩“dm”的正弦激励电流回路产生的场。该场的电和磁场分量由下列关系给出:

[0043]

$$E_{\phi} = 30\beta^3 * dm * [1/(\beta r) - j / (\beta r)^2] \sin(\theta) * e^{-j(\beta r)}$$

[0044] 该电场包含与 $1/(\beta r)$ 和 $1/(\beta r)^2$ 成比例的分量以及作为 $1/(\beta r)^3$ 的函数的磁场分量,其中 r 为距离辐射元件的距离,以及 (β 为波数, $\beta = 2\pi/\lambda$)。因此,作为距离的函数的复合电场的特性通过函数而确定: $1/(\beta r)$, $1/(\beta r)^2$, 用于磁分量的 $1/(\beta r)^3$

[0045] 如果近和远电场之间的边界被定义为 $r/\lambda = 1/2\pi$ 处的距离,那么在该距离处每一个项 $1/(\beta r)^n$ 的贡献变得相等(即,对于 $r = \lambda/2\pi$, $1/(\beta r) \approx 1/(\beta r)^2$)。在近场中,高幂项, $1/(\beta r)^2$ 支配复合电场分量,而超过该限制,该项的贡献则变得不重要,而电场由常用关系: $E \approx 1/r$ 确定。因此,认为辐射的EM波与目标的任何相互作用在近场区域中要强于在远场中。图4示例了在具有相对介电常数 $\epsilon_r = 15$ 的材料中的环形回路天线的近场区域中的 $1/(\beta r)^n$ 项对复合电场的计算的贡献(曲线1,2)。在具有这样的高介电常数的材料中,在1.5GHz下的波长, λ , 仅约为5cm($\lambda = c/f * (1/\sqrt{\epsilon_r})$), 其中 c 为光速, f 为频率。曲线(1+2)表示各 $1/(\beta r)^n$ 分量的总贡献。

[0046] 上述分析表明,在感兴趣的频率范围处,天线与患者的身体表面之间的所有相互作用发生在近场距离内,因此倾向于由复合场的高幂项支配,而心脏(位于距表面大于2cm的距离处的组织之下)的影响由 $1/(\beta r)$ 项支配,该项的变化远低于二次项。因此认为,希望环形回路天线对界面运动的敏感性要远高于对组织和器官的运动/吸收的敏感性,其中组织和器官位于进一步远离天线表面的距离处,尤其是考虑到身体内部的波长甚至更短(组织的平均介电常数约50,因此 $\lambda \approx 2.4\text{cm}$)。

[0047] 因此,认为,如果近场区域包含在定常(stationary)(不经受界面扰动)天线限制内,并且天线与身体之间的所有相互作用被限制为其中复合场仅由 $1/r$ 项支配的远场区域,对于对传感器的回波损耗信号有贡献的所有相互作用而言,回波损耗敏感度将相同。也就是,可以极大地减小表面运动伪影对信号的相对贡献。这样,通过在天线周围设置介质材料,便可以极大地减小运动伪影。

[0048] 在本发明的一个实施例中,将8.5mm和5.5mm厚度并且 $\epsilon_r = 15$ 的陶瓷盘附接到天线15的前表面上。图5示出了监视存在和不存在界面运动时人类志愿者的心脏和呼吸动作的测试结果。有利地,对比于用不具有介电材料20的天线15测量的信号,具有介电材料20的天线15的输出信号被衰减。然而,信号却对于由相对于患者的表面移动天线15而导致的运动伪影更加欠敏感。虽然装置10检测的信号在通过介电材料20之后带宽减小,由此使系统效率变低,但是如果不存在介电材料20,则运动伪影信号会完全湮没心跳信号。

[0049] 对于测试装置10所使用的频率(例如,1000MHz到2000MHz),与运动伪影有关的信号发起在天线15的近场区域(即,在天线与身体之间的界面处)。在该区域,复合电场调制由快速变化的 $1/r^2$ 函数支配,而在远场,这些相互作用导致较慢的 $1/r$ 关系。将介电材

料 20 设置在天线 15 的表面上会造成在介电区域的波长以 $1/(\sqrt{\epsilon_r})$ 的因子变短。由此,适宜地选择介电材料 20 及其几何形状(厚度),允许将近场区域整个包围在介电材料中,导致装置对界面运动的敏感性显著减小,如上所述。

[0050] 虽然特定参照了陶瓷作为介电材料 20,但对于特定的应用可以利用任何希望的介电材料。实例介电材料包括陶瓷、玻璃、塑料聚合物。还可以根据需要使用流体介电材料,包括但不限于,凝胶、液体、聚合物流体基于碳氢化合物的流体。附加地,虽然特定提到了具体的厚度,但重要的是应注意,介电材料 20 的厚度将根据使用的介电材料的类型而变化。

[0051] 在本发明的附加实施例中,对天线 15 进行了附加的修改以最小化运动伪影。如这里所述,天线 15 对其相对于皮肤表面的切向(横向)垂直运动非常敏感。该敏感性包括传感器在身体表面的力的变化。这些因素影响到身体的初始传感器耦合(DC 加装水平, dB)和信号的 AC 分量(至较小的程度)。

[0052] 如上所述,以及根据本发明的一个实施例,将压力传感器耦合到装置 10 以检测施加力和天线 15 相对于身体的运动。可以创建传感器软件以仅仅在传感器被平衡并指示“无运动”条件时允许有效数据测量。在本发明的一个方面,压力传感器被设置在天线 15 的所有四个拐角并被连接到四方桥式电路(quad bridge circuit)。在天线设计的一个实施例中,三个应变仪被构建到施加器(applicator)屏蔽中并以相似的方式使用。软件被编程到网络分析器 12 中以视觉示出每一个应变仪上的应变,并在应变的差异超过可调整的阈值时阻止测量。在装置 10 上设置指示灯,以使用户了解何时所有三个应变仪上的应变相等,由此指示施加器被均匀地定位。

[0053] 基于力传感器的稳定化信号的实例被示于图 6 中。在图的左侧,传感器施加器被压向胸部,并示出了传感器信号的变化。向图的中心,施加器运动变得最小,传感器得到稳定。在图的右侧,传感器运动重新发生,因此不记录数据。图 5 进一步示例了运动伪影减小和没有减少的实例传感器信号。上图的左侧处的信号偏离标度比例,在抑制无运动信号段时不能被解读。下图示例了具有运动伪影减小设计的传感器信号测量的结果。

[0054] 测量心输出量的信号处理和非侵入性方法

[0055] 根据本发明的一个实施例和通过本申请所详细描述,公开了估计人的心输出量的特定参数的方法。宽泛而言,该方法包括在人的中间胸骨位置周围设置装置 10(例如,本发明的之前部分所描述的)。该装置 10 包括耦合到天线 15 的 RF 信号产生器 25,该天线 25 具有在天线 15 的外部 16 周围设置的介电材料 20。该方法还包括通过装置 10 向人的心脏传播具有预定频率的第一信号并接收和测量从人的心脏返回的第一信号的一部分。将传播到人的心脏的第一信号的量值与从人的心脏返回的第一信号的所述一部分比较,并计算信号的回波损耗。该方法还包括使用该装置将附加信号传播到人的心脏的一部分中,其中该附加信号具有不同于第一信号的频率,以及,使用装置 10 接收和测量从人的心脏返回的该附加信号的一部分。然后,比较传播到人的心脏的该附加信号的量值与从人的心脏返回的该附加信号的量值,并计算该附加信号的回波损耗。所述方法还包括比较第一信号的回波损耗与附加信号的回波损耗,并重复上述特定的步骤,同时对于每个重复步骤增加地改变信号的频率。该方法还包括对于利用的频率范围确定传播到人的心脏中的信号的最大回波损耗值。如上所述,在一个实施例中,在 1000 与 2000MHz 之间扫描信号的频率,以确定特定患者在特定频率的最大回波损耗。

[0056] 认为在患者上适宜地定位装置 10 对于该装置的最优操作而言是很重要的。在本发明的一个方面,当装置 10 位于中间胸骨位置时可以获得最优结果。也就是,当来自装置 10 的信号主要聚焦在患者心脏的右心室时可以获得最佳结果。

[0057] 为了了解 RF 装置信号的生理学解释,用 3 引线 ECG(RA-LA-LL) 同步记录 RF 信号的时域分析。下面更详细地解释了该分析的比较,并在附图中示例了该比较。一般而言,心动循环由两个主周期构成,心脏收缩(其间心室收缩,并且在高压下,将血液注射到肺动脉和大动脉)心脏舒张(期间心脏处于其低压状态并且心室被血液填充)。在心脏收缩开始时,心脏最大地扩展,而在心脏舒张开始时,心脏肌肉的扩展是最小的。心脏收缩以 R 波开始,之后是左心室收缩,并在关闭动脉瓣的 T 波之后结束。根据心脏的 Frank-Starling 机制,心肌纤维中产生的张力与其伸长和变薄成比例,或与填充心脏的血液的量或心舒张末期容积(end diastolic volume) (“EDV”) 成比例。EDV 是确定随后的心搏量的尺寸的因素之一。如果信号与右心室的容积成比例,则信号的量值在具有静脉回流或预载荷的心循环之间变化,因此,装置作为影响静脉回流的生理学事件的敏感指示。

[0058] 紧接在 R 波之后,三尖瓣和肺动脉瓣均关闭,初始心室收缩导致形成等容心室压力。现在一般性地参考图 7,基于左心室压力波和 S 波时序的比较,可以识别记录的 RF 信号的分量,该分量对应于心脏的机械收缩,由此提供与心输出量的改变有关的信息。在本发明的一个方面,分析开始于 R 波,其开始于心室收缩。在收缩时(存在一些与电波传播有关的延迟),心室等容收缩(两种瓣仍关闭)。在等容收缩期间,RS 交换最初缓慢升高,然后迅速升高,指示了由天线检测的心室壁的厚度改变,与左心室的收缩一致。当 LVP 超过大动脉中的心舒张末期压力(End Diastolic Press) (“EDP”) 时,动脉瓣打开,血液从左心室被注射到动脉,初始较快,随着动脉压力升高到心脏收缩末期水平(End Systolic Level) 然后较慢,导致减小降低。在该时期期间,左心室达到其最小容积(在 RS 曲线上的最大点),并开始扩展。同样在该时期期间,RS 达到其最大值。也就是,心脏壁已经达到其最大厚度。当 LVP 下降时,动脉瓣关闭。左心室继续舒张,而所有瓣闭合(等容舒张),导致心室壁的厚度减小,这出现在 RS 上作为斜率显著减小的部分。随着心室压力下降到低于心房压力的水平,二尖瓣打开,开始快速填充的时期。随着血液填充心室,心室壁继续变薄。二尖瓣和动脉瓣均闭合,左心室继续其(等容)舒张。当 LVP 下降到低于心房压力时,二尖瓣打开,心室被血液填充,尺寸扩张并导致壁的变薄。RS 曲线的最小值对应于在心房收缩(P 波)之后准备好注射的填充的心室。在 P 波之后,二尖瓣关闭,循环再次开始。对于右心房,相似的压力-瓣打开/关闭关系仍成立,在心脏收缩期间右心室闭合和肺动脉瓣开启。

[0059] 基于图 7 示出的数据点间的该关系,认为 (i) 正斜率指示回波损耗增加(RF 信号的较少回波), (ii) 由于在呼吸循环期间的胸内压力影响心脏的填充,对应于等容舒张的段曲线或多(第 1 迹线(trace)) 或少(最后迹线) 被辨别, (iii) 回波损耗曲线的负斜率指示回波损耗减小, (iv) 由于心房“拉伸(pull)”,记录的信号迹线中对应于填充循环的段是平坦的, (v) 由于 LVP 传感器的饱和,左心室内压力曲线的顶段是平坦的。结果,回波损耗信号与心室壁移动的相关性将能够估计心室壁移动的量值和此后与心搏量和心输出量的改变有关的信息。

[0060] 信号建模

[0061] 根据本发明的一个实施例,上面被详述的装置利用电磁能量与生物组织的相互作用

用。RF 装置利用电磁能量与生物组织的相互作用。一般而言,生物组织通过其电导率和介电常数表征。认为,组织的磁导率(μ)与自由空间的情况相同,因此假设 $\mu = 1$ 。这些特性是频率和组织类型的函数。FCC 在 <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh> 编制了这些特性的数据库,该数据库被广泛应用于这里描述的 RF 装置的研究和开发。

[0062] 电磁 (“EM”) 能量与材料的相互作用可以通过几个重要公式描述。公式 $\lambda = \alpha + j\beta$, 其中 γ 为复传播常数, α 为衰减常数, β 为相位常数, 这对于理解装置信号的建模是有益的。重要的是要注意到, 这些“常数”对于一个频率和特定的材料是恒定的。也就是, 当信号频率变化, 目标组织改变时, 常数是可变的。Beta 等于 $2 * \pi / \lambda$ (材料中的波长)。Alpha 具有奈培 / 米的单位。对于损耗介质, 传播常数可以被书写为

$$[0063] \quad \lambda = j\omega \sqrt{(\mu \epsilon) * \sqrt{(1-j(\sigma/\omega \epsilon))}}$$

[0064] 其中 ω 为辐射频率, μ 为自由空间磁导率, ϵ 为材料的磁导率, σ 为材料的电导率 (西门子 / 米)。损耗介质的本征阻抗由下式给出:

$$[0065] \quad \eta = \sqrt{((j\omega \mu)/(\sigma + j\omega \epsilon))}$$

[0066] EM 能量被损耗介质衰减并在阻抗边界处返回。有用的公式为传输线公式, 其描述了当 EM 波穿过不同阻抗的材料时所看到的阻抗。因此, 一系列材料板所观察到的阻抗为:

$$[0067] \quad \eta_{in} = \eta_1((\eta_2 + j\eta_1 * \tan \beta l)/(\eta_1 + j\eta_2 * \tan \beta l))$$

[0068] 其中 l 为材料 1 的厚度。

[0069] 为了估计从肌肉 / 血液界面返回的信号的量, 肌肉和血液的本征阻抗被估计为: 肌肉 ($49.2 + j5.91$) 和血液 ($46.5 + j7.69$) (注意阻抗的实部非常接近 50 欧姆, 因此组织对 50 欧姆电缆呈现良好的匹配)。为了估计从血液 / 肌肉界面返回的能量的量, 假设 $\rho = (Z_1 - Z_0)/(Z_1 + Z_0)$, 其中 Z_1 和 Z_0 为载荷 (血液) 和线路 (肌肉) 的复阻抗。因此, $\rho = (-0.0247, \gamma 0.022)$, 约 2.5% 的能量在肌肉血液界面处被反射。返回的波相对于入射波还存在 0.022 弧度的相位改变。这些背景假设允许构建更复杂的模型, 其中存在代表不同组织层 (例如, 心壁、心室等等) 的包括空气层的多个板。

[0070] 对于检验 RF EM 能量到身体的耦合的可能的方法, 下面讨论两种方法。首先, 身体被表示为通过“天线耦合装置”的传输线的负载, 或其次, EM 波在天线的近场中入射到身体上。这样的方法是一种过度简化, 但却提供了对施加器与身体的相互作用的定性评价。

[0071] 开发简化传播模型 (该模型用于计算天线的 RF 特性作为心输出量和存在 / 不存在在血 / 气胸的函数) 的一个目的为, 给定 1 到 2GHz 之间的频率范围处组织的介电特性时, 确定是否使用简化的 2D 板配置。

[0072] 该模型基于平面电磁波与被建模为板的身体组织的相互作用, 并未被设计为提供预测信息, 但却有助于理解作为肌肉、血液和空气的厚度变化的函数的反射系数的特性, 并有助于选择测量频率和作为跳动心脏的函数的被记录的传感器信号的特性波形。认为该模型有助于评价这样的机制, 该机制负责依据心室容积或心室壁移动调制回波损耗信号。相似地, 引入空气袋, 与气胸相同, 将产生阻抗变化, 该变化可以被模型预言, 因此可以由适宜的 RF 装置测量。

[0073] 工作频率的选择影响 RF 辐射进入组织的渗透深度。图 8 为基于文献数据的该项目关注的频率范围的预期的渗透深度的示意图。该模型假设身体由对应于胸壁、心肌、血液和骨骼的一系列层表示。基于传输线的集总参数模型, 为每一个层计算复电阻抗, 并确定在

每一个层间界面处的阻抗改变（反射）。根据该模型，对应于不同组织的每个层形成了传播通过组织的先前层的 EM 波的负载，在一定的频率和尺寸范围对组织的所有层迭代地完成计算。

[0074] 损耗终端的传输线 (lossy terminated transmission line) 的反射系数由下式给出：

$$[0075] \quad \rho = (Z_1 - Z_0) / (Z_1 + Z_0)$$

[0076] 其中, Z_1 为负载的负阻抗, Z_0 为“看入 (looking into)”线路的复输入阻抗。例如, 对于第一层, Z_1 为胸壁的特征阻抗, 其被假设为具有对应于 1 : 1 : 1 比例的肌肉、骨骼和脂肪的介电特性的 2cm 厚的层。每个界面处的输入阻抗通过使用下列公式计算：

$$[0077] \quad Z_{in} = Z_0 * [(Z_1 + j * Z_0 * \tanh(\lambda l)) / Z_0 + j * Z_1 * \tanh(\lambda l)]$$

[0078] 以及

$$[0079] \quad \tanh(\lambda l) = (\sinh(\alpha l) * \cosh(\beta l) + j * \cosh(\alpha l) * \sinh(\beta l)) /$$

$$[0080] \quad (\cosh(\alpha l) * \cosh(\beta x) + j * \sinh(\alpha l) * \sinh(\beta l))$$

[0081] 其中 β 为表示复传播常数的损耗（虚）部的相位常数参数, $\lambda = \alpha + j\beta$ 以及 α 为衰减常数。通过下式计算本征阻抗：

$$[0082] \quad Z_j = \text{SQRT}(\mu / \epsilon_1 \epsilon_0 * [1 / \text{SQRT}(1 - j \sigma / \omega \epsilon_1 \epsilon_0)])$$

[0083] 图 9 为根据本发明的一个实施例的频率调谐扫描和产生的工作点的示意图。

[0084] 动物研究

[0085] 在开发本发明的特定的实施例时, 进行了动物测试来构建测量的传感器信号与不可能的或对于人身实验而言极为危险的心搏量 / 心输出量测试之间的计量关系。动物研究包括 (i) 在出血期间的肺动脉中的心输出量的测量, 以及 (ii) 使用上述装置测量在受控的出血期间心输出量作为血液损失的函数并与肺血流量 (“PAF”) 相关。在 (i) 出血之前的控制时期, (ii) 以 100ml/min 失血并重新灌输血液直到近似动物的估计的血容量的百分之三十三, 以及 (iii) 终末流血 (terminal bleeding) 期间, 记录传感器读数。在个人计算机中连续记录下列实验变量: (i) 使用 3 引线标准 ECG 配置的 ECG, (ii) 呼吸 (iii) AC 耦合的传感器输出 (iv) DC 耦合的传感器输出 (v) PA 流, 即刻的, (vi) PA 流, 平均, (vii) 频率 (即, 最优的最大回波损耗频率)。

[0086] 为了分离与呼吸有关的基线变化, 数字滤波数据的选择的段。在本发明的一个方面, 传感器输出信号包含两个分量: 在呼吸和运动伪影频率处的附加的、呼吸和运动调制的基线, 以及在心跳频率处的与心搏量有关的信号。在频率域对这些分量进行分离, 之后在时域解释经滤波的信号。

[0087] 一般而言, 这里讨论的数字滤波包括以下步骤: (i) 计算选择的数据段的 FFT, (ii) 绘制功率谱, (iii) 将信号的功率谱分为两个单独的谱, 包括原始信号的与呼吸相关和 (单独地) 与心跳相关的频率分量, (iv) 使用反 FFT 函数重新产生与心脏相关和与呼吸相关的波形, 以及 (v) 绘制传感器信号的峰值幅度与 PA 流的对应的峰值幅度或流血 / 再灌入的量的关系。

[0088] 在本发明的一个方面, 用于分析的频率带宽为 3Hz (可调整的), 呼吸率分离频率为 0.75Hz, 或带宽频率的 25%。该常规过程导致示出了由呼吸导致的乘法 (幅值) 调制的零平均信号 (zero-average signal)。该数字滤波器通过 Matlab 实施, 并且离线地进行计

算。然而,可以进行该滤波过程以用于在嵌入的平台上实时处理 RF 传感器数据。该过滤基线漂移及其对传感器信号的附加贡献的方法是非适应性的,并不能解决受验者间的可变性(inter-subject variability)。然而,该方法提供了分离呼吸和低频运动干扰的简单并有效的方法。在动态情况下,当滤波边界的静态选择不可能时,以心脏和呼吸的频率为函数动态地对限制进行调整。

[0089] 图 10 示出了对于选择的数据段使用 MatLab 数据处理软件的上述滤波器的一个实施。特别地,图 10 示出了根据本发明的一个实施例的来自实验 SW3 的传感器量值对肺动脉心搏量的数据图。

[0090] 图 11 提供了来自 SW3 实验中的流血实验的概要数据。返回的 RF 装置信号与流血量的高度的相关性在实践上与肺动脉心搏量信号相同,这表明 RF 装置对于使用诊断工具检测出血而言是非侵入性和简单的。图 12(上部)示出了 SW3 的动物的流血再灌入循环。相对于血液损失/获取绘制了通过积分 PA 瞬时流导出的心搏量。从相同的数据记录,下部示出了相似绘制的传感器信号。图 13 提供了用于合并的未密封 PEEP08 和 PEEP14 数据的相关性图。相关性系数, $R = 0.9116$, 表明源自 COTB 测量的心搏量与源自 RF 传感器信号的心搏量之间的强的相关性。

[0091] 上述详细说明参照特定的示例性实施例描述了本发明。然而,应该理解,可以进行各种修改和改变而不背离在所附权利要求中阐述的本发明的范围。详细说明和附图仅仅是示例性的而不是限制,并且所有这样的修改和改变(如果存在)旨在落入这里阐述的本发明的范围内。

[0092] 更具体而言,本领域的技术人员基于上述说明应该理解,虽然这里描述了本发明的示例性实施例,但本发明并不受这些实施例的限制,而是包括具有修改、省略、组合(例如,各实施例的各方面)、适应和/或替代的任何和所有实施例。应基于权利要求中采用的语言来宽泛地解释权利要求中的限定,并且权利要求中的限定不局限于在上述详细说明中或在提出申请期间描述的实例,实例仅仅被构建为是非排他性的。例如,在本公开中,术语“优选”是非排他性的,其意义为“优选但不限于”。在任何方法权利要求中描述的步骤可以以任何的次序执行而不局限于权利要求中的次序。将仅在特定的权利要求限定中采用装置加功能或步骤加功能限定,在该限定中存在所有以下条件为:a) 清楚陈述了“用于... 的装置”或“用于... 的步骤”;b) 清楚陈述了对应的功能。在这里的描述中清楚地陈述了支持装置加功能的结构、材料以及动作。因此,本发明的范围应该仅由所附权利要求和其法律等价物确定,而不是由上述的说明书和实例确定。

[0093] 通过专利特许声明并希望保护的为。

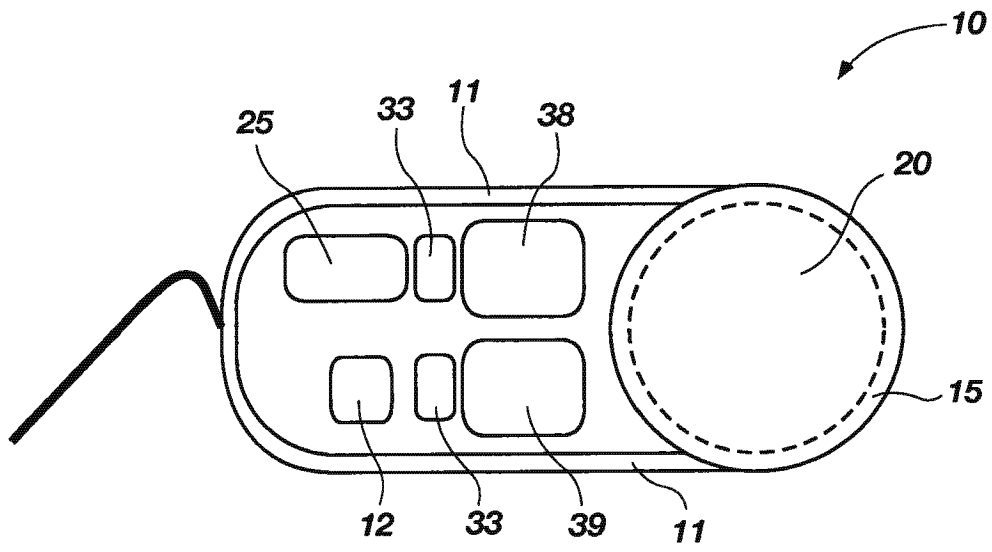


图 1

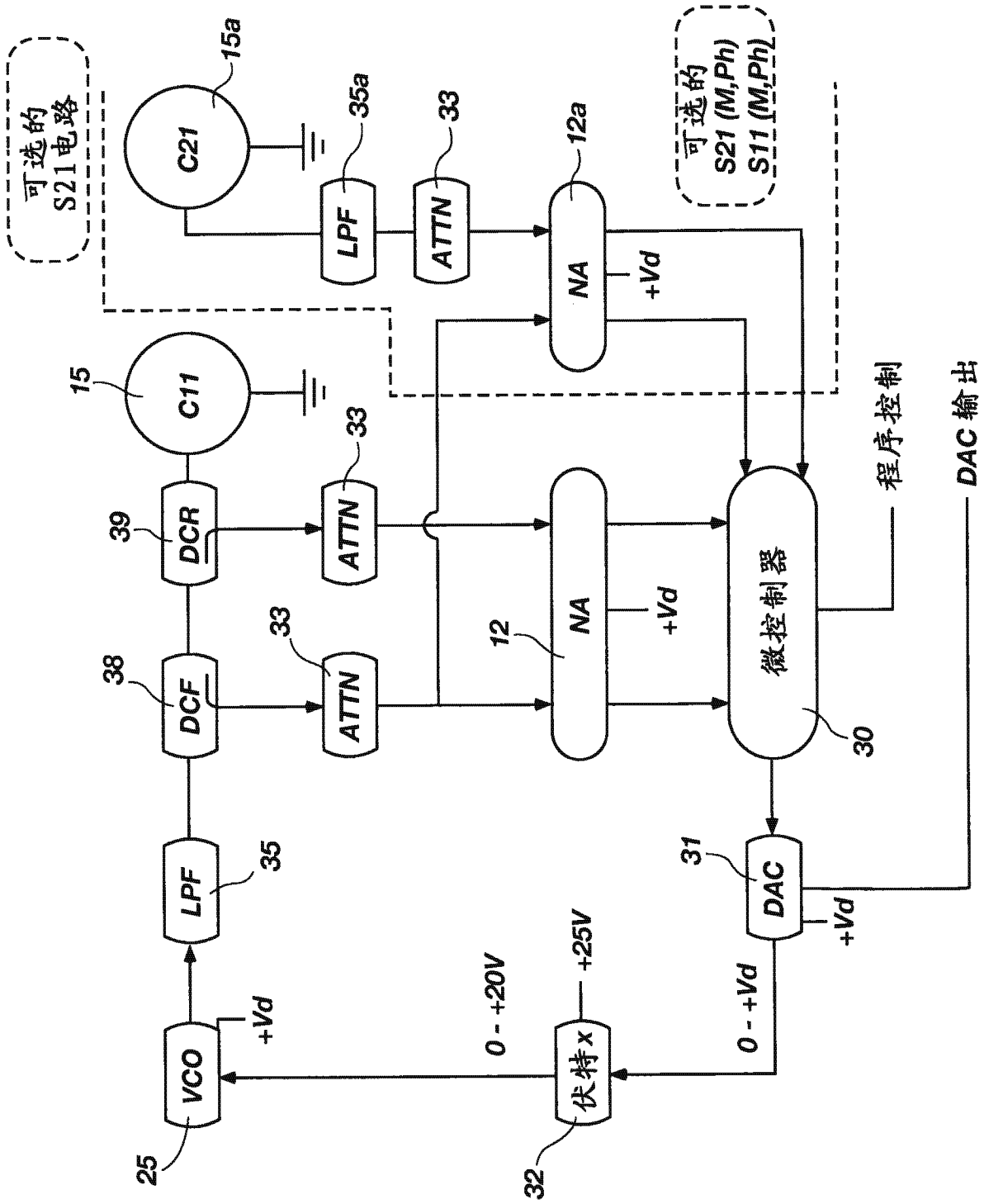


图 2

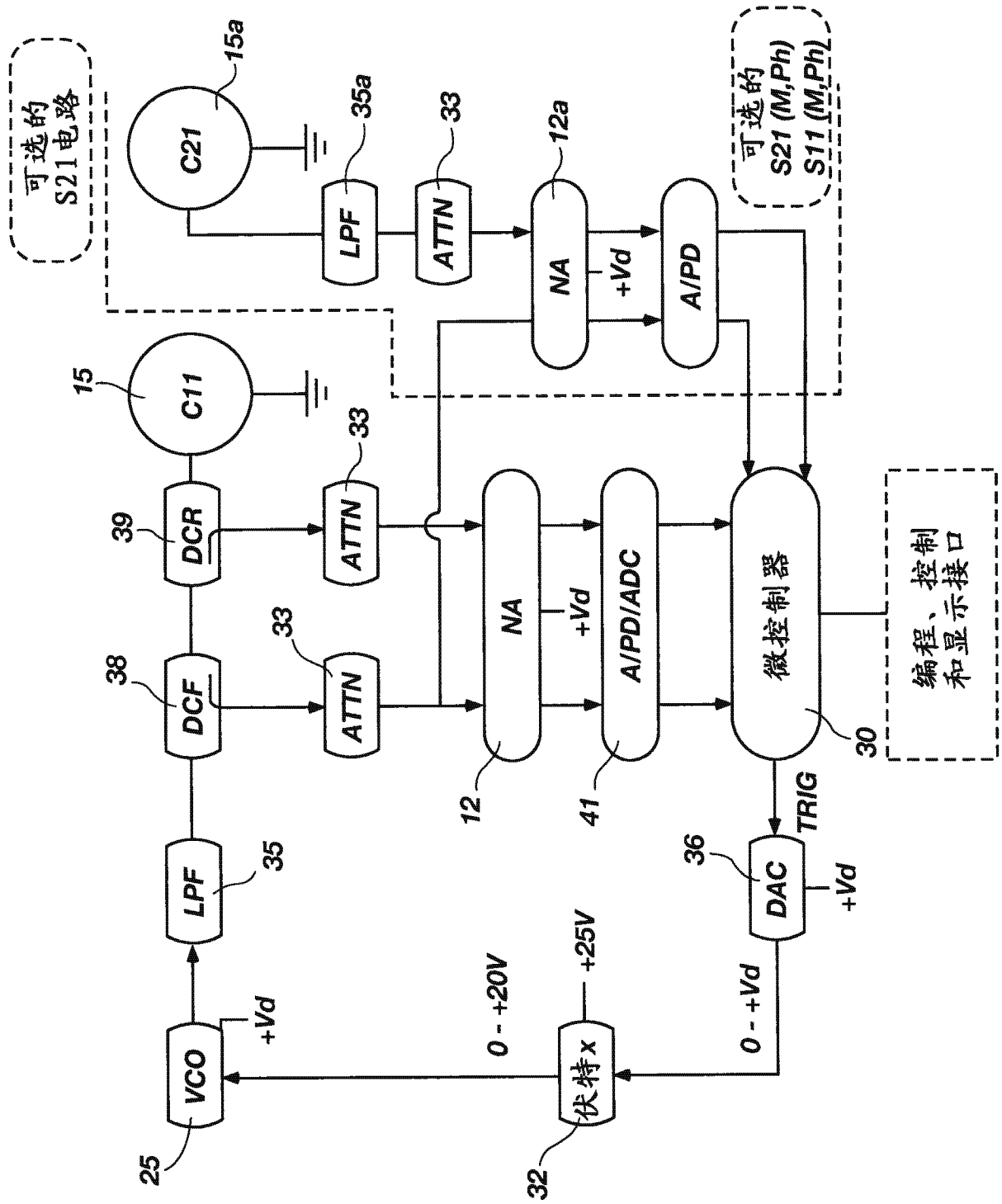


图 3

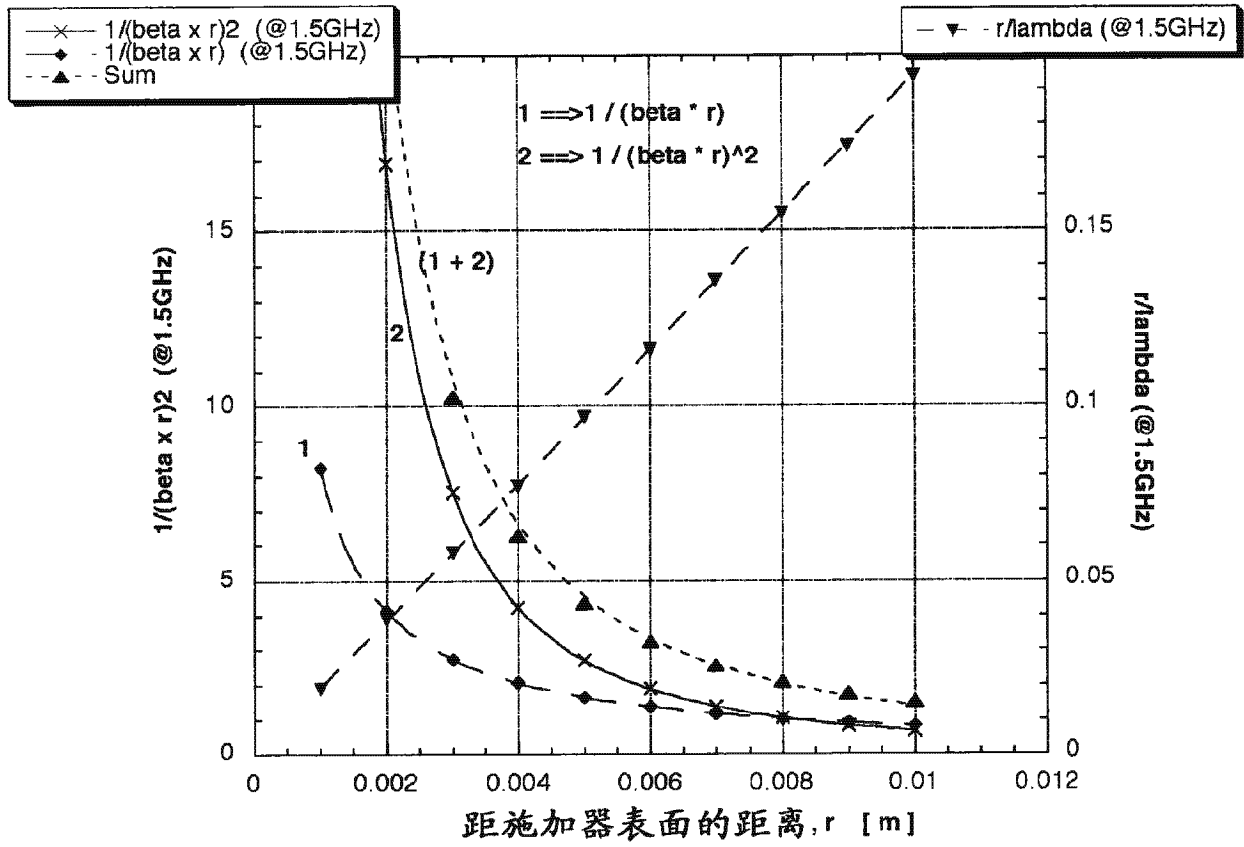


图 4

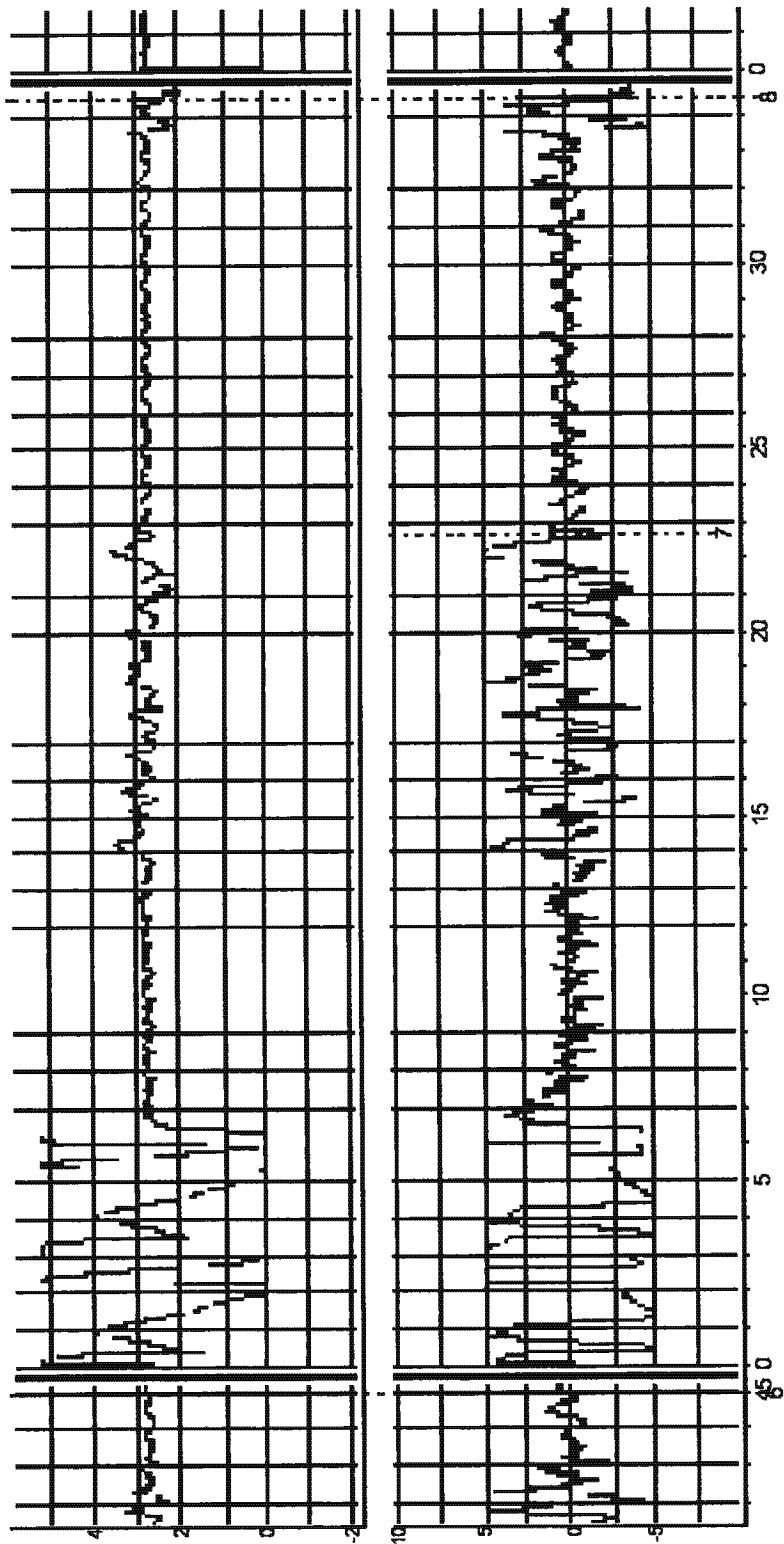


图 5

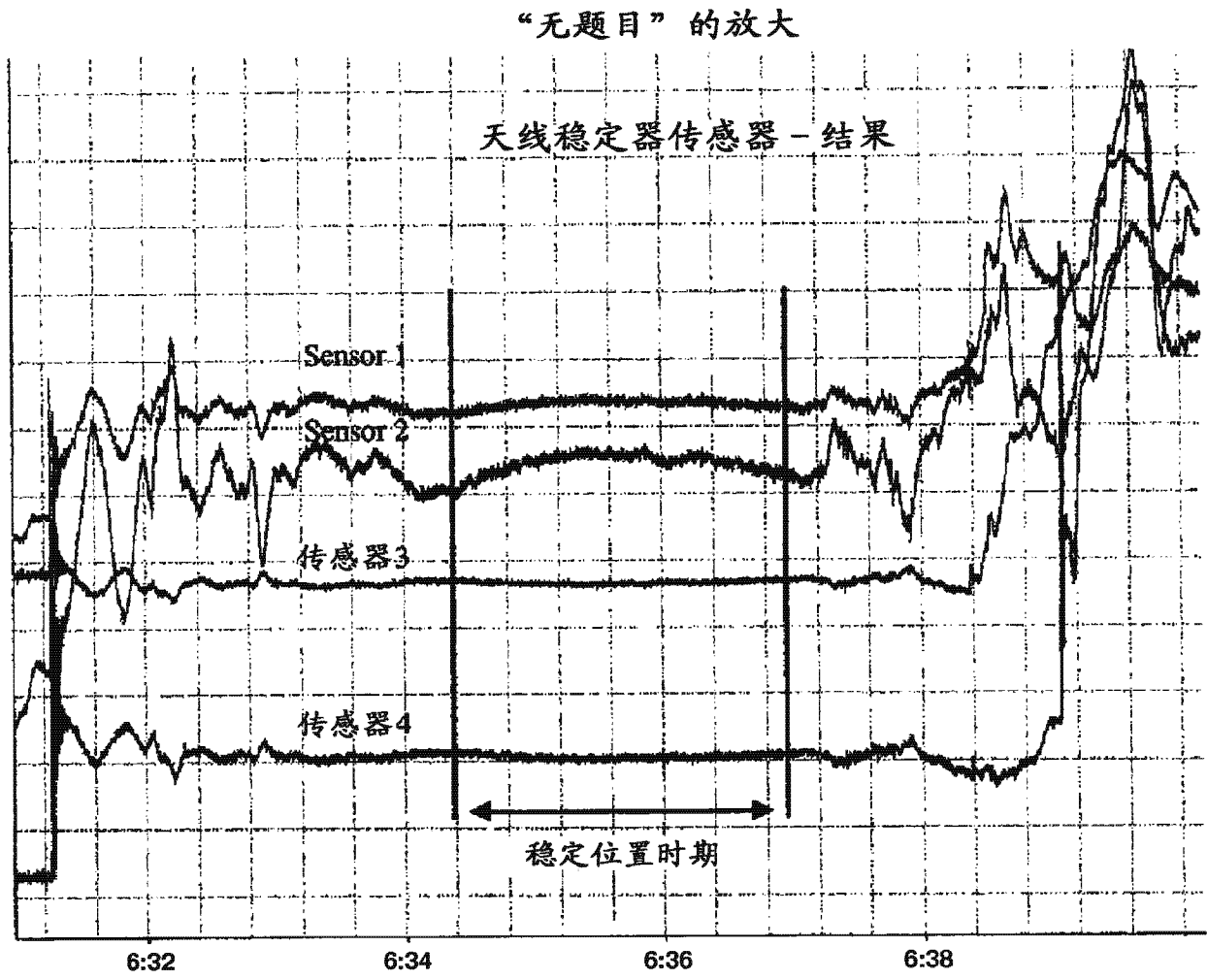


图 6

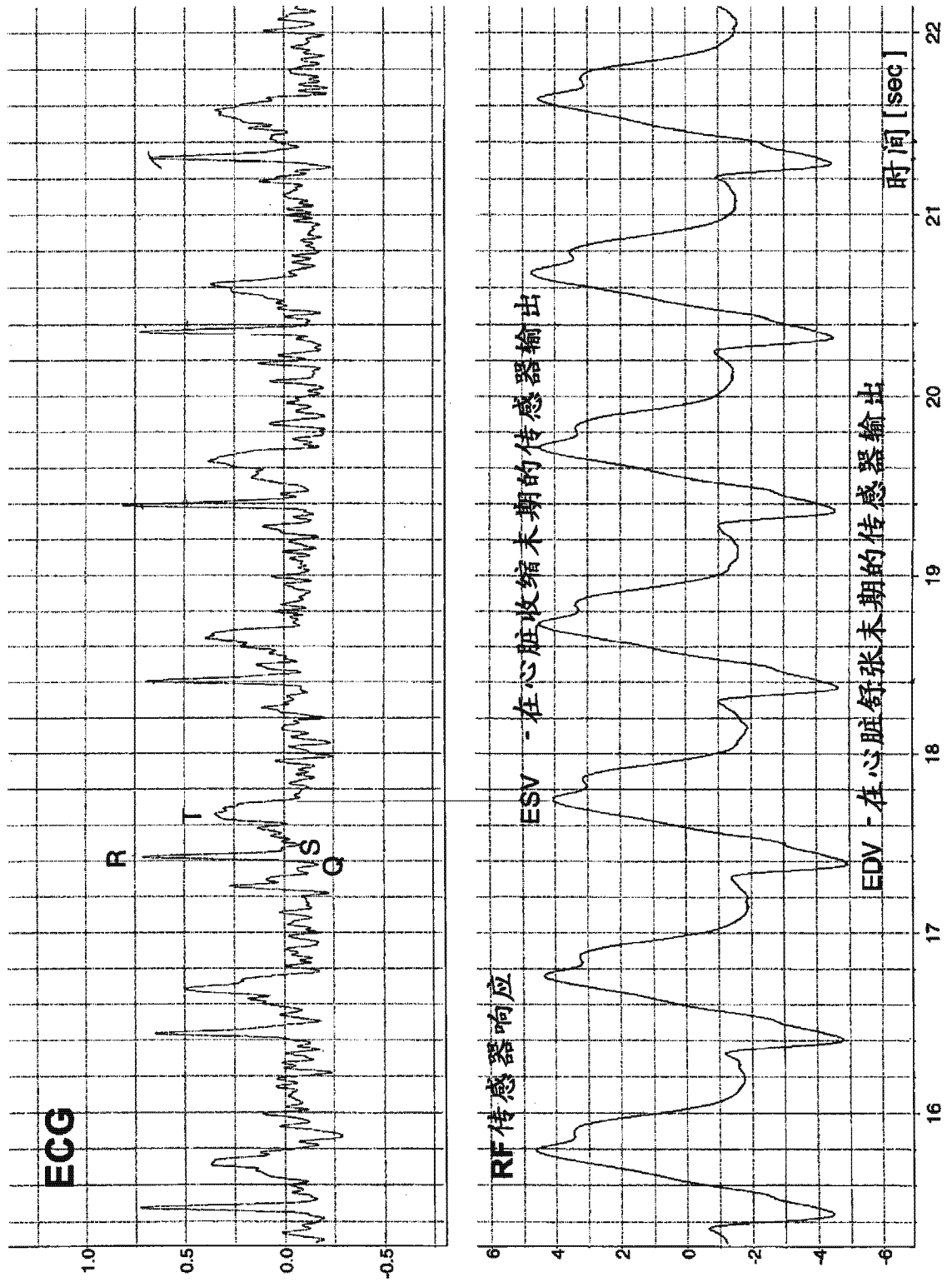


图 7

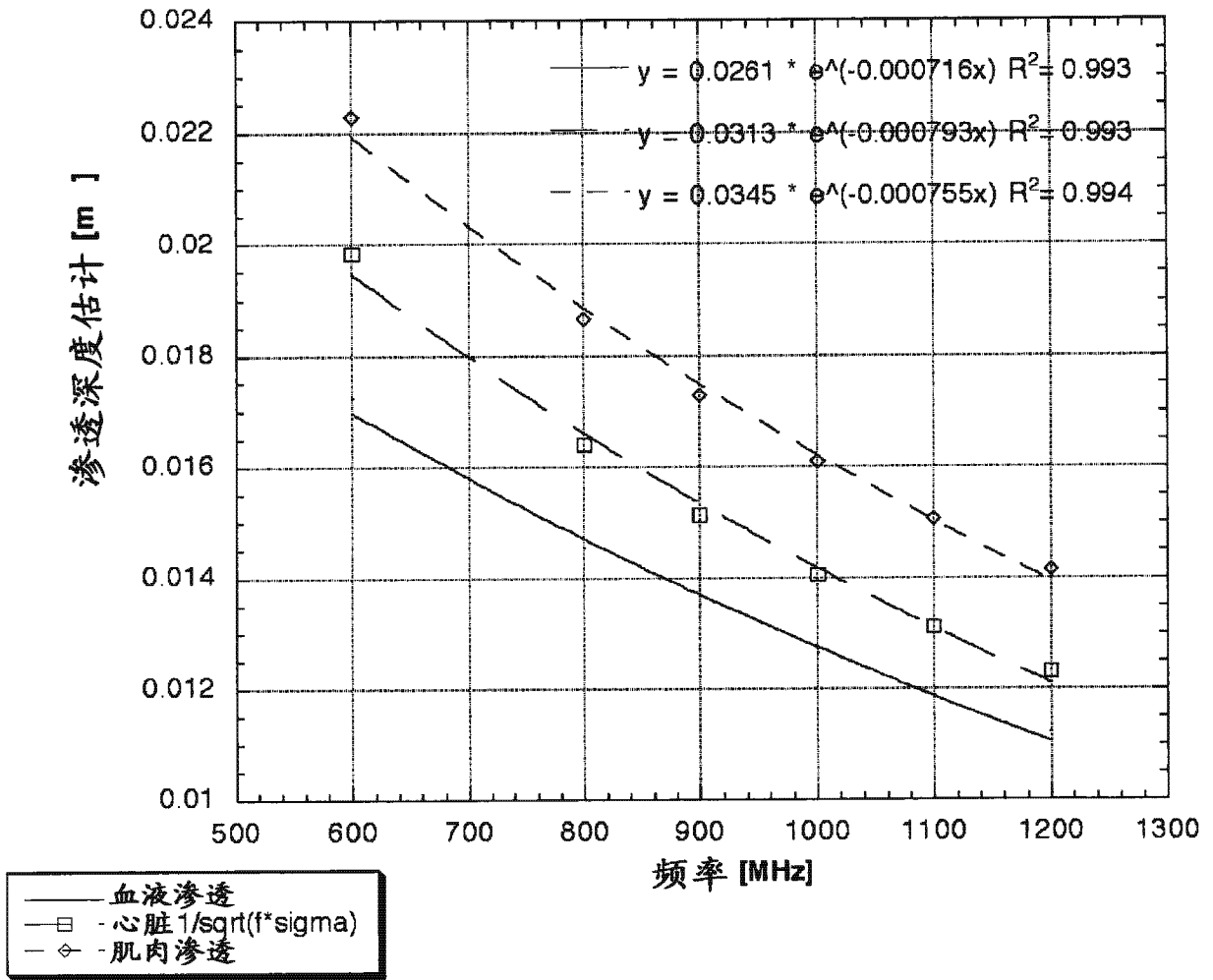


图 8

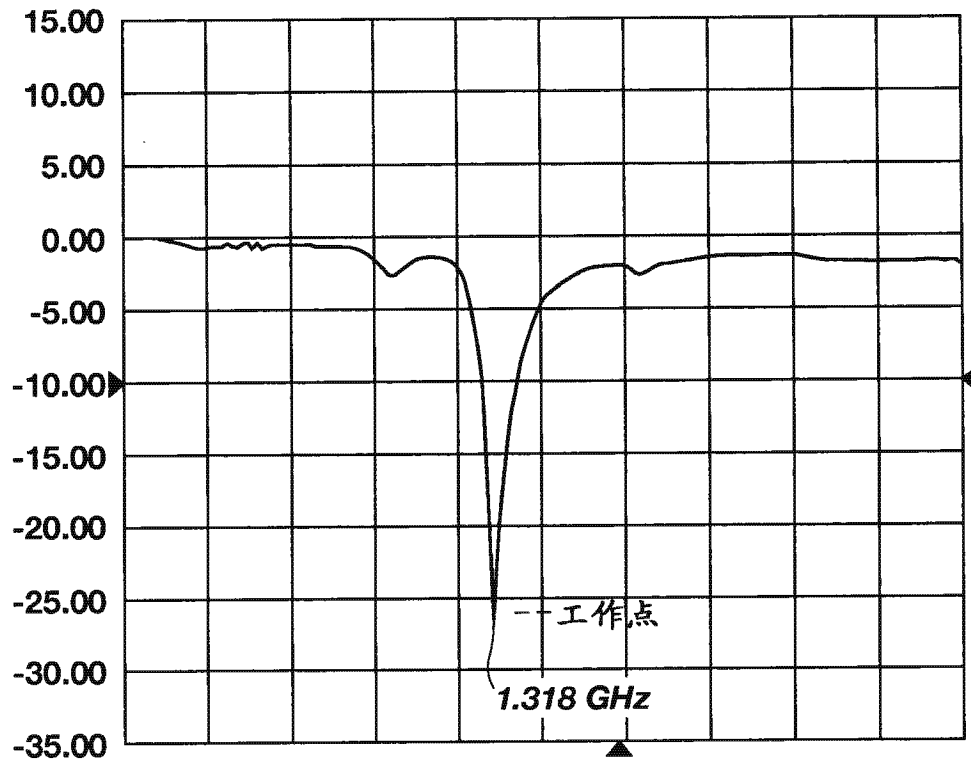


图 9

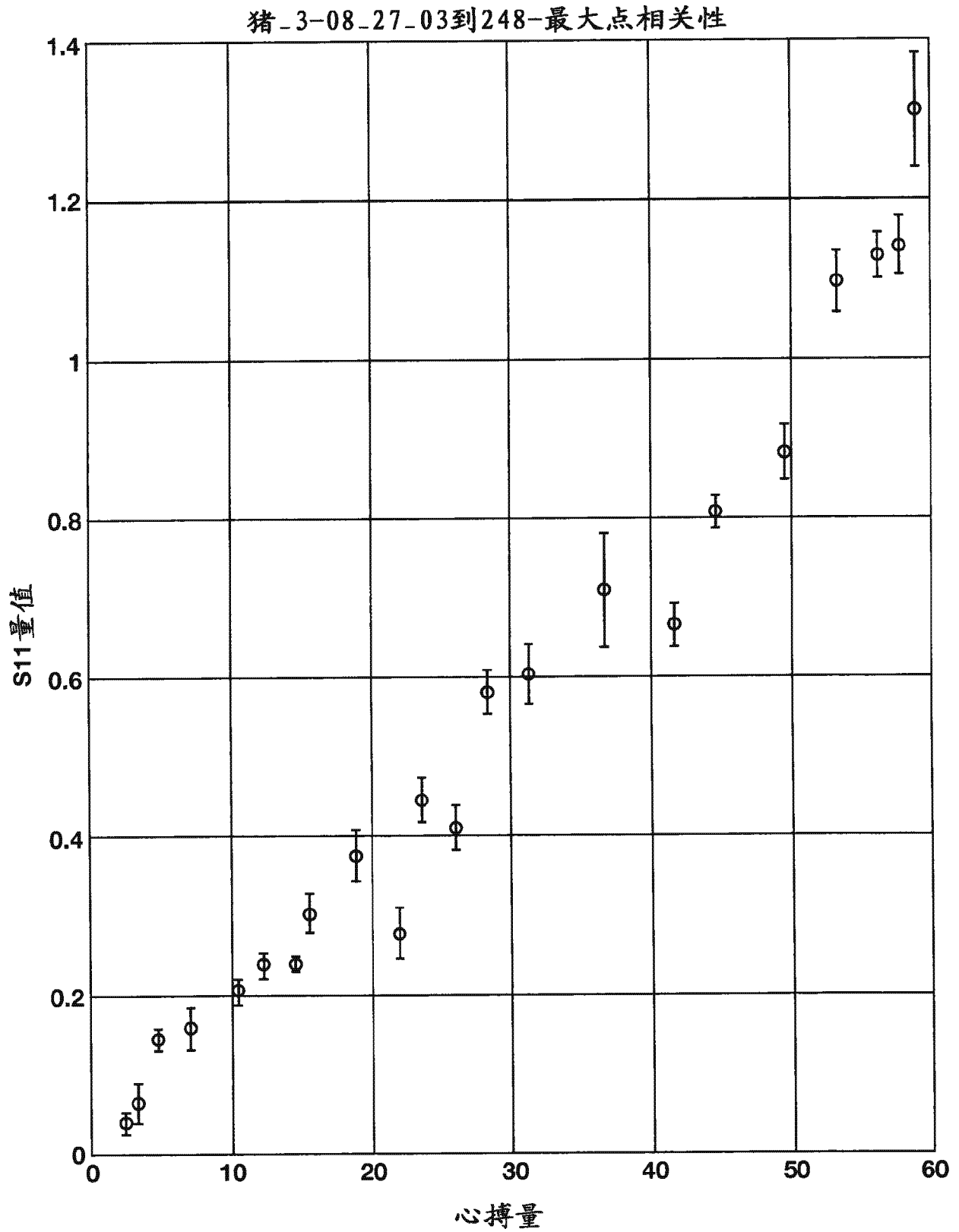


图 10

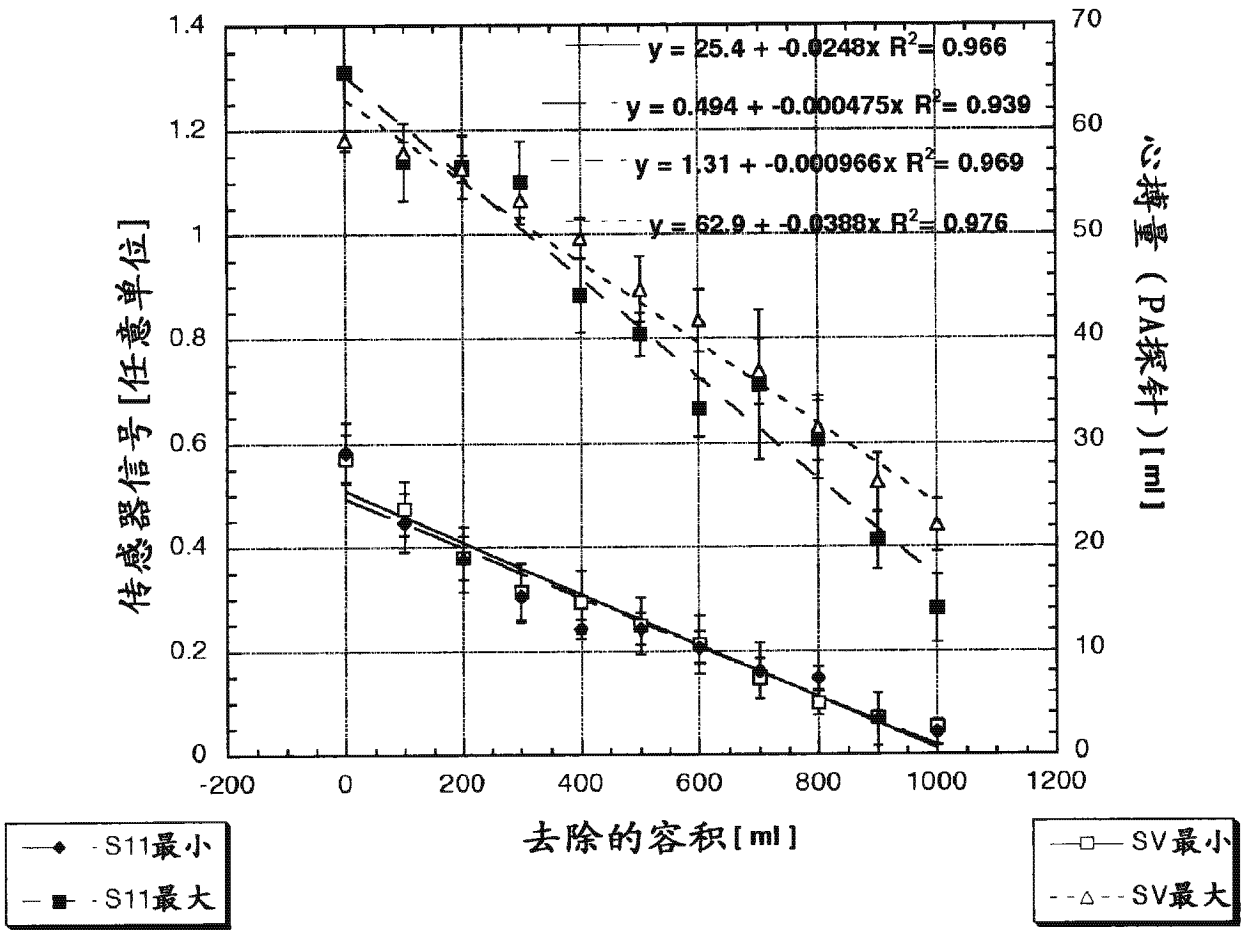


图 11

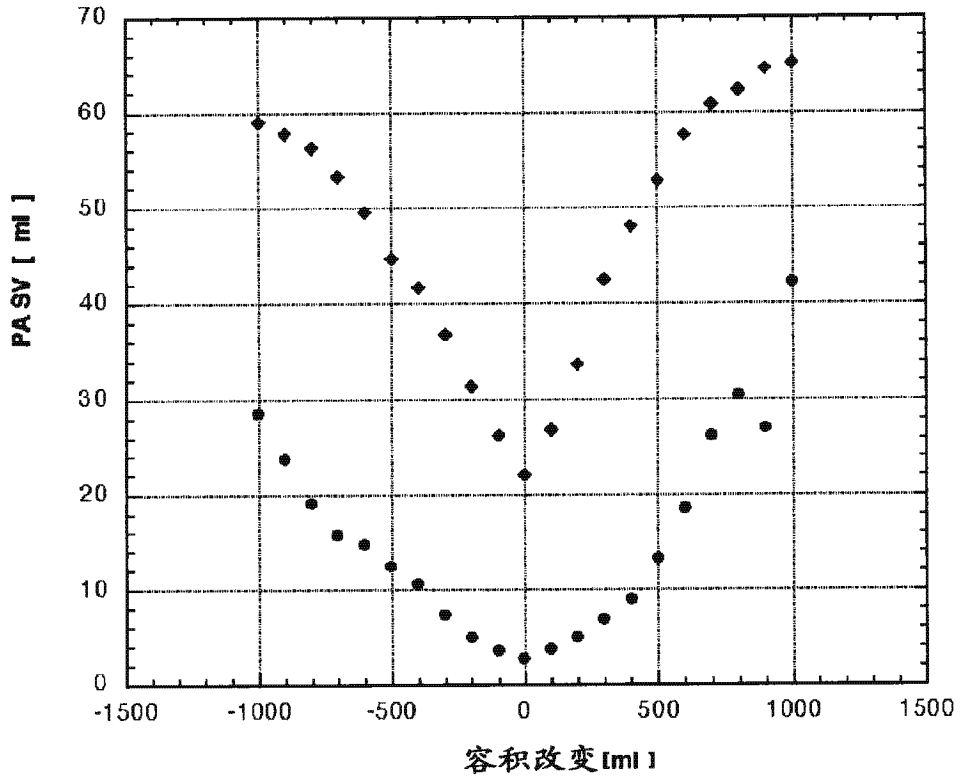
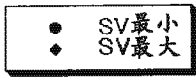


图 12A

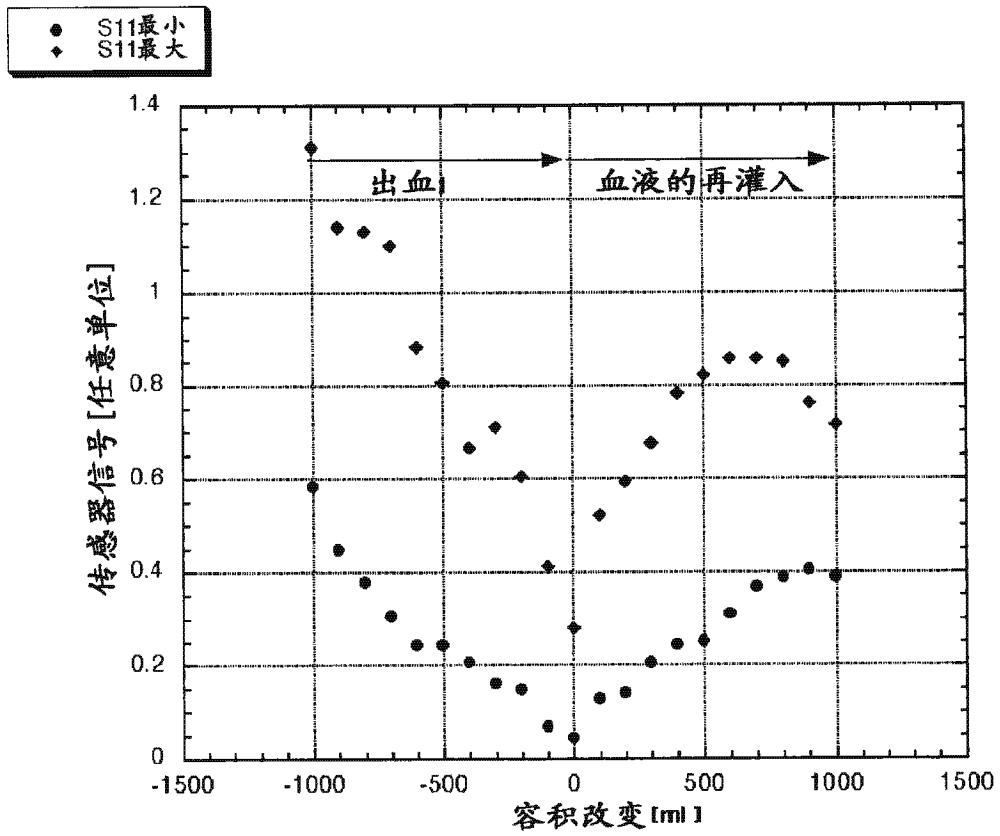


图 12B

Peep04、06、08、13和14的基线校正结果

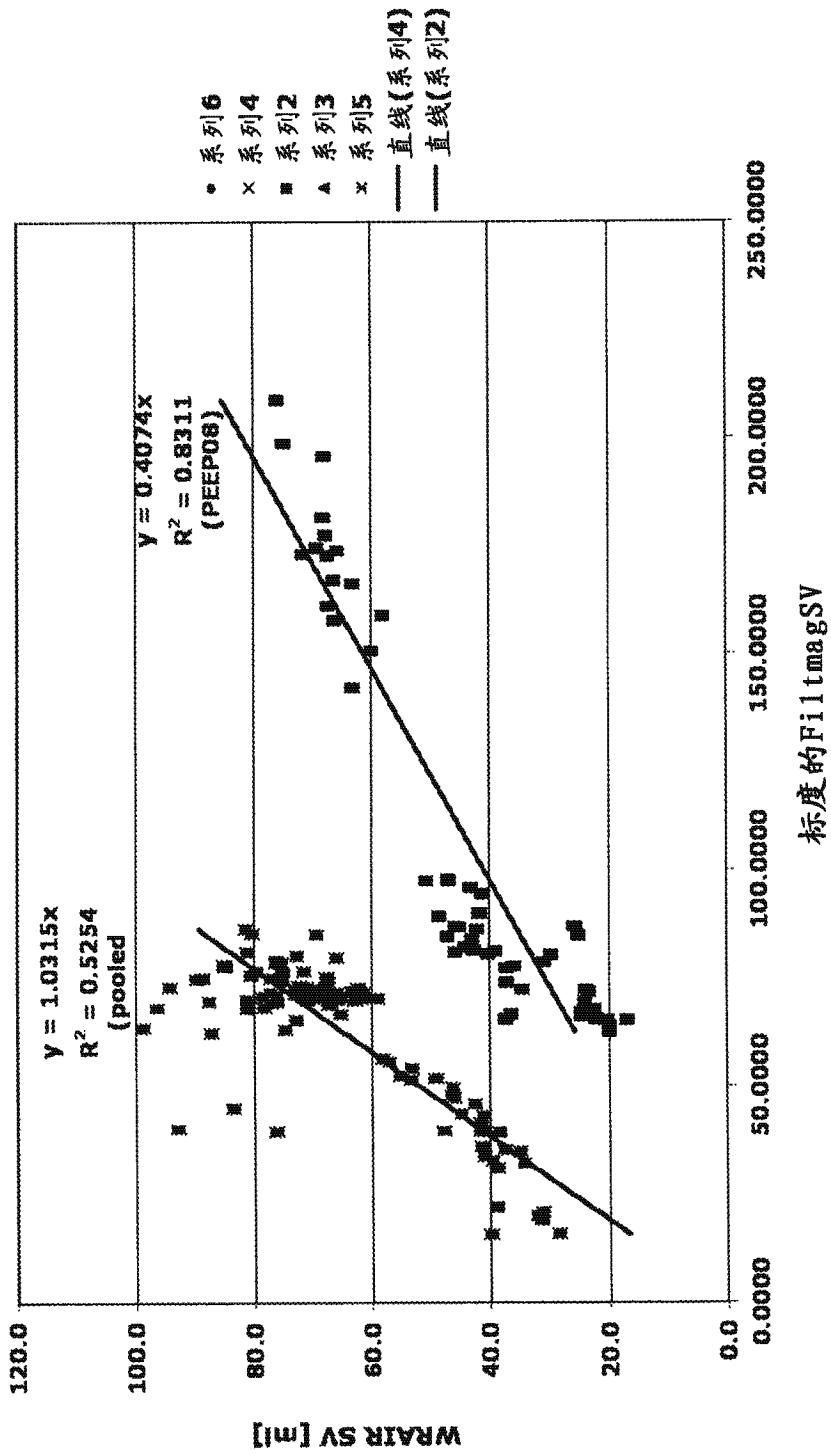


图 13