



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102835965 B

(45) 授权公告日 2016.06.29

(21) 申请号 201210211910.5

(22) 申请日 2012.06.21

(30) 优先权数据

13/166220 2011.06.22 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 V. 格林纳

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张金金 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 5/22(2006.01)

G01L 1/24(2006.01)

(56) 对比文件

DE 10335313 A1, 2005.03.10,

US 2010/0094163 A1, 2010.04.15,

US 2008/0275428 A1, 2008.11.06,

US 2009/0177095 A1, 2009.07.09,

CN 101132730 A, 2008.02.27,

审查员 张玲玲

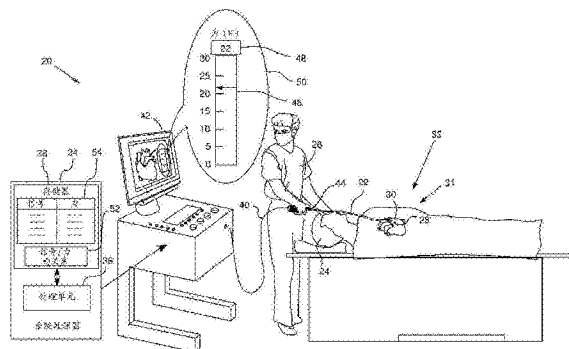
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

光学压力测量

(57) 摘要

本公开提供了光学压力测量。本发明涉及感测设备,其包括壳体,所述壳体包括具有弹性透明的外表面的介质,所述弹性透明的外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由所述身体组织施加在所述表面上的力而发生变形。所述设备具有辐射源以及辐射检测器,所述辐射源容纳在所述壳体中,并且被构造用于使辐射指向所述表面,所述辐射检测器容纳在所述壳体中,并且被构造用于感测从所述表面反射的辐射以及输出指示所述反射的辐射的幅度的信号。所述设备还具有处理器,所述处理器联接成测量由于所述表面的变形而导致的所述信号的变化,并且响应所述变化而输出对所述力的指示。



1. 一种感测设备,其包括:

壳体,所述壳体包括具有弹性透明的外表面的介质,所述弹性透明的外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由所述组织施加在所述外表面上的力而发生变形;

辐射源,所述辐射源容纳在所述壳体中,并且被构造用于使辐射指向所述外表面;

辐射检测器,所述辐射检测器容纳在所述壳体中,并且被构造用于感测从所述外表面反射的辐射以及输出指示所述反射的辐射的幅度的信号;和

处理器,所述处理器联接成测量由于所述外表面的变形而导致的所述信号的变化,并且响应所述变化而输出所述力的指示。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述介质包括弹性透明固体。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述固体包括与所述外表面相对的另一个外表面。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述辐射源固定安装在所述另一个外表面上。

5. 根据权利要求3所述的设备,其包括辐射引导件,所述辐射引导件将所述辐射源联接到所述另一个外表面。

6. 根据权利要求3所述的设备,其中所述辐射检测器固定安装在所述另一个外表面上。

7. 根据权利要求3所述的设备,其包括辐射引导件,所述辐射引导件将所述辐射检测器联接到所述另一个外表面。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述壳体包括导管探针的外壁。

9. 根据权利要求1所述的设备,其中所述外表面为凸的。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述处理器包括存储器,所述存储器存储所述力与所述信号的变化之间的校准关系,并且其中所述处理器被构造用于将另外的所述信号的变化与所述校准关系比较,以输出由所述组织施加在所述外表面上的另外的力的值。

11. 一种感测设备,其包括:

弹性透明的介质,所述弹性透明的介质具有第一外表面,所述第一外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由所述组织施加在所述第一外表面上的力而发生变形;

辐射源,所述辐射源联接到所述介质的第二外表面,并且被构造用于使辐射指向所述第一外表面;

辐射检测器,所述辐射检测器联接到所述介质的所述第二外表面,并且被构造用于感测从所述第一外表面反射的辐射以及输出指示所述反射的辐射的幅度的信号;和

处理器,所述处理器联接成测量由于所述第一外表面的变形而导致的所述信号的变化,并且响应所述变化而输出对所述力的指示。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述辐射源固定安装在所述第二外表面上。

13. 根据权利要求11所述的设备,其中所述辐射检测器固定安装在所述第二外表面上。

14. 根据权利要求11所述的设备,其包括辐射引导件,所述辐射引导件将所述辐射源联接到所述第二外表面。

15. 根据权利要求11所述的设备,其包括辐射引导件,所述辐射引导件将所述辐射检测器联接到所述第二外表面。

光学压力测量

技术领域

[0001] 本发明整体涉及力或压力测量,具体涉及利用光学系统的这种测量。

背景技术

[0002] 结合力或压力测量系统的医疗探针是已知的。在医疗手术过程期间可以采用这样的测量,以提供有关手术进展的信息。例如,在消融手术期间,可能有利的是了解施加到被消融的组织的力。

[0003] 以引用方式并入本专利申请的文献将视为本专利申请的整个部分,但不包括在这些并入的文献中以与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突的方式定义的任何术语,而只应考虑本说明书中的定义。

发明内容

[0004] 本发明的实施例提供感测设备,其包括:

[0005] 壳体,该壳体包括具有弹性透明的外表面的介质,该弹性透明的外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由身体组织施加在该表面上的力而发生变形;

[0006] 辐射源,该辐射源容纳在壳体中,并且被构造用于使辐射指向该表面;

[0007] 辐射检测器,该辐射检测器容纳在壳体中,并且被构造用于感测从该表面反射的辐射以及输出指示所反射的辐射的幅度的信号;和

[0008] 处理器,该处理器联接成测量由于该表面的变形而导致的信号的变化,并且响应该变化而输出力的指示。

[0009] 通常,介质包括弹性透明固体。固体可以具有与弹性外表面相对的另一个外表面。辐射源可以固定安装在该另一个外表面上。或者,该设备包括辐射引导件,该辐射引导件将辐射源联接到该另一个外表面。辐射检测器可以固定安装在该另一个外表面上。或者,辐射引导件可以将辐射检测器联接到该另一个外表面。

[0010] 在公开的实施例中,壳体包括导管探针的外壁。

[0011] 在另一个公开的实施例中,弹性透明的外表面为凸的。

[0012] 在另一个公开的实施例中,处理器包括存储器,该存储器存储力与信号的变化之间的校准关系,并且处理器被构造用于将另外的信号的变化与校准关系比较,以输出由身体组织施加在该表面上的另外的力的值。

[0013] 根据本发明的实施例,还提供一种感测设备,其包括:

[0014] 弹性透明的介质,该弹性透明的介质具有第一外表面,该第一外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由组织施加在第一外表面上的力而发生变形;

[0015] 辐射源,该辐射源联接到介质的第二外表面,并且被构造用于使辐射指向第一外表面;

[0016] 辐射检测器,该辐射检测器联接到介质的第二外表面,并且被构造用于感测从第一外表面反射的辐射以及输出指示所反射的辐射的幅度的信号;和

- [0017] 处理器,该处理器联接成测量由于第一外表面的变形而导致的信号的变化,并且响应该变化而输出力的指示。
- [0018] 辐射源可以固定安装在该第二外表面上。辐射检测器也可以固定安装在该第二外表面上。
- [0019] 根据本发明的实施例,还提供一种用于感测力的方法,其包括:
- [0020] 将介质附接到壳体,该介质具有弹性透明的外表面,该弹性透明的外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由身体组织施加在该表面上的力而发生变形;
- [0021] 使辐射从容纳在壳体中的辐射源指向该表面;
- [0022] 利用容纳在壳体中的辐射检测器感测从该表面反射的辐射;
- [0023] 输出指示所反射的辐射的幅度的信号;
- [0024] 测量由于该表面的变形而导致的信号的变化;以及
- [0025] 响应该变化而输出力的指示。
- [0026] 根据本发明的实施例,还提供一种用于感测力的方法,其包括:
- [0027] 提供弹性透明的介质,该弹性透明的介质具有第一外表面,该第一外表面被构造用于接触活体内的组织并且响应由组织施加在第一外表面上的力而发生变形;
- [0028] 将辐射源联接到介质的第二外表面;
- [0029] 将辐射源构造为使辐射指向第一外表面;
- [0030] 将辐射检测器联接到介质的第二外表面;
- [0031] 利用辐射检测器感测从第一外表面反射的辐射;
- [0032] 从辐射检测器输出指示所反射的辐射的幅度的信号;
- [0033] 测量由于第一外表面的变形而导致的信号的变化;以及
- [0034] 响应该变化而输出力的指示。
- [0035] 通过以下与附图结合在一起的本发明实施例的详细说明,将更全面地理解本发明。

附图说明

- [0036] 图1为根据本发明实施例的用于测量由探针施加的力的系统的示意图;
- [0037] 图2、3和4为根据本发明实施例的探针中的传感器的横截面示意图;
- [0038] 图5为根据本发明实施例的校准和使用传感器的过程的流程图;
- [0039] 图6为根据本发明实施例的可以用于图5的过程的校准部分的设备的示意图;以及
- [0040] 图7为根据本发明实施例的示出校准结果的示意性曲线图。

具体实施方式

[0041] 概述

[0042] 本发明的实施例提供一种力传感器,其可以结合到导管探针中。该传感器包括辐射源和辐射检测器,该辐射源通常为LED(发光二极管)。检测器通常可以为光电二极管或光电晶体管。传感器还包括具有弹性透明外表面的介质,该弹性透明外表面被构造用于接触身体组织并且响应由组织施加在该表面上的力而发生变形。介质通常为透明透镜的形式,并且外表面通常是弯曲的。介质、辐射源和辐射检测器可以安装在壳体中,该壳体通常包括

导管探针的外壁。

[0043] 辐射源被构造用于使其辐射指向该外表面。辐射检测器被构造用于感测从该表面反射的辐射,并且响应所反射的辐射的水平或幅度而输出信号。通常,辐射源和辐射检测器安装在介质的与透明外表面相对的表面上。

[0044] 处理器测量由于外表面的变形而导致的信号变化,并且能够用公式表达使表面发生变形的力的值随该信号变化的变化。

[0045] 本发明的实施例提供简单、小型、低成本的传感器,该传感器能够有利地结合到探针的远侧末端中。

[0046] 系统描述

[0047] 现在参考图1,图1为根据本发明实施例的用于测量由探针施加的力的系统20的示意图。系统20包括导管探针22,该导管探针在医疗手术过程期间插入到患者24的体内。探针22包括本领域中已知的任何导管探针,例如大致线性的探针,或者由美国加州钻石吧的韦伯斯特生物官能公司(Biosense Webster;Diamond Bar,CA)生产的“lasso”探针。该手术由通常为医疗专家的操作者26执行。以举例的方式,在本说明书中假定的手术包括将探针的远侧末端28插入到患者的心脏30中。然而,应当理解,本发明的实施例并不限于这样的手术,而是可以用于需要或利用对探针施加的力的了解的任何手术。

[0048] 探针的远侧末端28包括光学压力传感器32,该光学压力传感器能够测量由远侧末端施加在与远侧末端接触的身体组织31上的力。以举例的方式,组织31假定为包括心脏30的组织。以下更详细地描述传感器32的构造和操作。

[0049] 探针22通常还包括远侧末端28中的跟踪元件,该跟踪元件使得系统20能够跟踪远侧末端的定位和取向。例如,可以利用远侧末端中的线圈测量该定位和取向,该线圈检测由患者24体外的磁场发射器产生的磁场的水平。这样的用于测量远侧末端的定位和位置的技术用在由Biosense Webster生产的Carto系统探针中。用于跟踪远侧末端的定位和取向的其他技术也是本领域中已知的,例如利用远侧末端上的电极与患者24的皮肤上的一个或多个电极之间的阻抗测量。系统20假定为使用这些技术中的一种或多种来测量远侧末端28的定位和取向。为了简化和清楚起见,在图中未示出用来跟踪定位和取向的远侧末端内的跟踪元件。此外,图中未示出远侧末端28的其他元件,例如能够用于电生理学测量的电极和/或用于消融患者24的身体组织的电极。

[0050] 来自跟踪元件的信号由系统处理器34进行处理,该系统处理器包括与存储器38通信的处理单元36。信号经由线缆40进行传递,该线缆将探针22的跟踪元件以及探针的其他元件(例如结合在远侧末端中的电极)连接到处理器。在操作者26的总体控制下,处理器使用保存在存储器38内的软件分析来自跟踪元件的信号,并执行与系统20的操作相关的其他功能。处理器34所进行的操作的结果在屏幕42上呈现给操作者,屏幕42通常为操作者显示图形用户界面和/或心脏30的图像。该软件可以电子形式通过网络下载到处理器34,例如,作为另外一种选择或除此之外,该软件可以被提供和/或存储在非临时性有形介质(例如,磁性、光学或电子存储器)上。

[0051] 探针22通常由探针操纵器44控制,该探针操纵器44以机械方式连接到探针的近侧端部。操作者26握持操纵器并且使用该操纵器,以管理探针进出患者的身体。

[0052] 由传感器32测量的力的水平可以在屏幕42上以模拟形式46和/或数字形式48呈现

给操作者26,如图1中放大部分50所示。作为另外一种选择或除此之外,由传感器32确定的力的值可以被处理器34用来确定与操作者进行的手术相关的其他因素,例如用来确定远侧末端28与心脏30的组织的接触质量。处理器通常利用信号/力校准关系52来估计由传感器测量的力,该信号/力校准关系52来源于保存在存储器38中的查找表54。下文描述关系52的公式化和使用,以及表54的生成。

[0053] 图2、3和4为根据本发明实施例的传感器32的横截面示意图。传感器32假定为靠近身体组织31,并且传感器测量当传感器接触身体组织时由该身体组织施加在传感器上的力(其等于由传感器施加在身体组织上的对抗力)。图2示出了当传感器靠近但不接触组织31时传感器的横截面。图3示出了当传感器在身体组织上施加低水平力时传感器的横截面,例如当传感器刚刚接触组织时。图4示出了当传感器32和身体组织31之间的力为高水平时传感器的横截面。为了清楚起见,在传感器32的元件的以下描述中,远侧末端28假定为基本上圆柱形的,具有对称轴线61。远侧末端28可以假定为被流体67围绕,该流体67通常为血液或者血液与在使用探针22的医疗手术期间出现的其他流体的混合物。

[0054] 传感器32安装在壳体62内,本文中假定该壳体包括探针22的外管壁。在本文中,壳体62还称为管壁62,或壁62。传感器32使用辐射源64,该辐射源64通常包括发光二极管(LED),该发光二极管能够发出电磁辐射。或者,源64可以包括本领域中已知的另一个类型的辐射发射器,例如激光器、白炽光源或气体放电管。辐射源可以经由电缆66从处理器34供电。源64通常通过利用光学粘固剂安装到弹性透明固体介质70的第一表面68上而联接到弹性透明固体介质70,如图所示。源64可以安装在表面68的靠近壁62的区域63上,远离轴线61。从而,区域63用作用于来自源64的辐射的介质70的入口端口。为了清楚起见,在本文的描述中,以举例的方式,区域63假定为在对称轴线61的左侧。

[0055] 或者,辐射源64可以通过辐射传输线缆或导波器(例如纤维光学线缆)联接到区域63。在这种情况下,源64可以位于探针22的近侧端部。

[0056] 源64发出的辐射通常为可见辐射。然而,不要求辐射处于可见光谱内,其可以处于电磁波谱的红外区、紫外区或其他区域中。

[0057] 介质70处于普通形式的透镜中,在本文中介质也称为透镜70。在透镜70中,第一表面68通常为基本平坦的,并且介质取向成使得表面68朝向探针22的近侧端部。透镜70的与第一表面相对的第二表面72通常为大致凸的并且从探针22的远侧端部突出,也就是从远侧末端28突出。透镜70通常具有等同于轴线61的对称轴线。介质70选择为对从源64发射的辐射是透明的。

[0058] 表面68还联接有辐射检测器74,该辐射检测器被构造用于在接收到反射的来自于源64的辐射的情况下将电输出信号经由电缆76传送到处理器34。该信号为反射的辐射的水平(即幅度)的量度。通常,检测器74包括光电二极管或光电晶体管,在这种情况下,在需要时该装置可以通过处理器34经由电缆76供电。检测器74可以安装在表面68的靠近壁62的区域65上,远离轴线61。从而,区域65用作用于来自源64的辐射的出口端口。区域63和65处于轴线61的相对两侧上,并且通常大致与轴线等距。接着上面的区域63位置的示例性描述,区域65在轴线61的右侧。

[0059] 或者,检测器74可以经由辐射传输线缆或导波器(例如纤维光学线缆)联接到区域65。在这种情况下,检测器74可以位于探针22的近侧端部。

[0060] 在公开的实施例中,介质70作为热塑性聚氨酯的共混物的共挤出物而形成,厚度为大约125微米。以举例的方式,源64可以为发射峰值波长为大约870nm的辐射的红外光LED,例如由加利福尼亚州圣克拉拉的丸红美国有限公司(Marubeni America Corporation; Santa Clara, CA)生产的CN870-30P LED,其为大约0.3mm的正方形。源64直接安装在介质70的表面68上。另外以举例的方式,检测器74可以为硅NPN光电晶体管,例如由康涅狄格州谢尔顿的威世半导体公司(Vishay Semiconductors; Shelton, CT)生产的T1090P光电晶体管,其为大约0.5mm的正方形。检测器74也直接安装在表面68上。

[0061] 当传感器32操作时,来自源64的辐射进入介质70,并且触击表面72。在表面72处,入射辐射通常部分地透射穿过表面,并且部分地从该表面反射。部分地反射的辐射中的一些返回到检测器74,该检测器根据由检测器接收的辐射的水平而产生信号。

[0062] 在检测器74处接收的辐射的水平取决于多个因素,包括:

- [0063] • 从源64进入区域63的辐射的强度和空间分布;
- [0064] • 介质70的透射率;
- [0065] • 表面72的不同部分与入射在该部分上的辐射形成的角度;和
- [0066] • 该不同部分是否与身体组织31接触。

[0067] 应当理解,以上面的顺序列出各个因素仅仅是为了便于在本说明书中参考它们,该顺序对于本发明的实施例而言是不重要的。

[0068] 在使用传感器32的医疗手术期间,相对于作用在传感器和身体组织31之间的力的变化,列表中的首先两个因素通常是不变的。然而,接下来的两个因素,即表面72的不同部分形成的角度,以及部分是否与身体组织接触,随着力的变化而变化。

[0069] 因为介质70为弹性的、与组织31接触、由组织在介质上产生力,所以引起表面72的变形,该变形包括表面72的曲率的变化。该变形改变表面72的不同部分与从区域73入射的辐射形成的角度。

[0070] 此外,因为介质70和组织31的弹性,所以当两个介质之间的力变化时,组织的与表面72接触的区域也发生变化。由于例如流体67的透射率和折射指数以及组织31的透射率和折射指数,所以接触区域的变化影响从表面72返回到检测器74的辐射。

[0071] 由于最后两个因素引起的效应的结果,所以本发明的实施例能够利用检测器74所接收的辐射的水平作为当介质70和组织31接触时作用在介质70和组织31之间的力的良好量度。以下描述用于传感器32的校准过程。

[0072] 根据本发明实施例,图5为用于校准和使用传感器32的过程的流程图100,图6为可以用于该过程的校准部分的设备101的示意图,图7为示出了校准结果的示意性曲线图。通过对于施加给传感器的多种已知的有效力确定检测器74的信号水平,传感器32在患者34身体外侧进行校准,该已知的力通常包括为零的有效力。用于施加已知力的方法可以涵盖了从抵靠诸如比例尺之类的力测量仪简单地握持探针及其附接的传感器到探针及其传感器抵靠力测量仪以受控的方式运动的系统。以下的描述假定以受控方式进行的校准和其他校准方法以及该描述的合适的改型对于本领域普通技术人员而言将会是明显的。

[0073] 对于校准,模拟的身体组织102可以放置在容器104中,该容器通常具有流体106,该流体106模拟覆盖组织的血液。或者,可以在容器104中没有模拟的组织或流体的情况下进行校准。容器及其内容物联接到力测量仪108。有利地,力测量仪得到的测量值以及传感

器校准期间获得的其他测量值可以由处理器34记录,然后该处理器34分析这些测量值。为了简化起见,图6中未示出安装设备以及校准设备101与处理器之间的电缆或其他连接件。

[0074] 在校准过程的第一步骤120中,探针22定位成使得其处于流体106中但是传感器32不与组织102接触。处理器34启动源64,并且记录检测器74的信号水平。此外,处理器记录被测量仪108测得的力。在这个状态下,即传感器和组织之间不接触的情况下,检测器信号水平和被测得的力对应于信号和力的基线值。

[0075] 在力步骤122中,移动传感器32以接触组织102,从而表面72变形,即表面的曲率降低。处理器记录检测器的信号水平以及由力测量仪测得的力。

[0076] 如箭头124所示,重复步骤122。在每次重复时,探针在组织102中移动到不同位置,从而传感器在组织上施加不同的力。对于每个不同的位置,处理器记录检测器的信号水平以及由力测量仪测得的力。

[0077] 在结果和分析步骤126中,处理器将在步骤122和124中记录的成对的检测器信号和力测量值存储为存储器38中的查找表54(图1)。处理器可以分析存储的结果,以便通常通过分析信号和力相对于步骤120中测量的基线值的变化而生成检测器信号和测量的力之间的校准关系52。该关系可以为本领域中已知的任何方便的形式,例如另一个查找表(基于表54中的值)或者与信号和力相关的公式。

[0078] 步骤120-126构成用于校准传感器32的过程。图7为当传感器处于lasso探针的远侧末端处时根据上述步骤校准传感器过程中确定的电位(为数字单位)对力(单位为克)的示意性曲线图。通常,如曲线图所示,力和电位之间的关系是基本线性的。从而,施加给传感器的力的变化与检测器测得的电位的对应变化之间的比是恒定的。在图7的曲线图所示的实施例中,传感器32能够测量0g到大约400g之间的力。

[0079] 为了简化起见,在校准过程中,可以假定源64释放恒定的辐射通量。然而,源64通过处理器34进行操作,不需要来自源64的辐射是恒定的。从而,在一些实施例中,在校准和接下来的过程测量期间,处理器34能够动态地改变来自源64的辐射水平。这样的改变使得与非动态系统相比,传感器能够在较大的力范围内进行校准并且能够测量较大的力范围。动态地和/或非动态地操作的传感器32以及用于在两个情况下用公式表达关系52的过程对于本领域普通技术人员而言将会是明显的。

[0080] 在开始手术步骤128中,探针22用于上述医疗手术过程中,并且被插入使得探针的包括传感器32的远侧末端28靠近但不接触身体组织31。远侧末端相对于组织31的定位可以通过末端中的跟踪元件确定。作为另外一种选择或除此之外,传感器32不与组织31接触的区域可以通过在至少一个心脏循环周期处理器34确定来自检测器74的信号没有显著变化而进行定位。转让给本发明的受让人并且以引用方式并入本文中的美国专利申请12/938,458描述了在这样的非接触区域中进行的力传感器测量。

[0081] 一旦远侧末端处于非接触区域中,处理器34就记录检测器74的信号值。处理器通常利用记录的值来调节传感器32的任何“基线漂移”,如申请12/938,458中所述。

[0082] 在测量步骤130中,探针22移动,直到接触组织31,并且处理器记录来自检测器74的信号的值。

[0083] 在力确定步骤132中,处理器比较步骤126中确定的关系、步骤128中记录的基线漂移值和步骤130测量的检测器值,以得出传感器32上的力的值。该比较通常利用检测器值从

步骤128中确定的值的变化,以得出力。通常,如箭头134所示,处理器重复步骤128、130和132,同时将远侧末端28移动到组织31的不同区域,以便测量当传感器32接触该不同区域时该传感器32所经受的力。

[0084] 应当理解,上述实施例仅是以举例的方式进行的引用,并且本发明并不限于上文具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和亚组合以及它们的变型形式和修改形式,本领域技术人员在阅读上面的描述时将会想到所述变型形式和修改形式,并且所述变型形式和修改形式在现有技术中未公开。

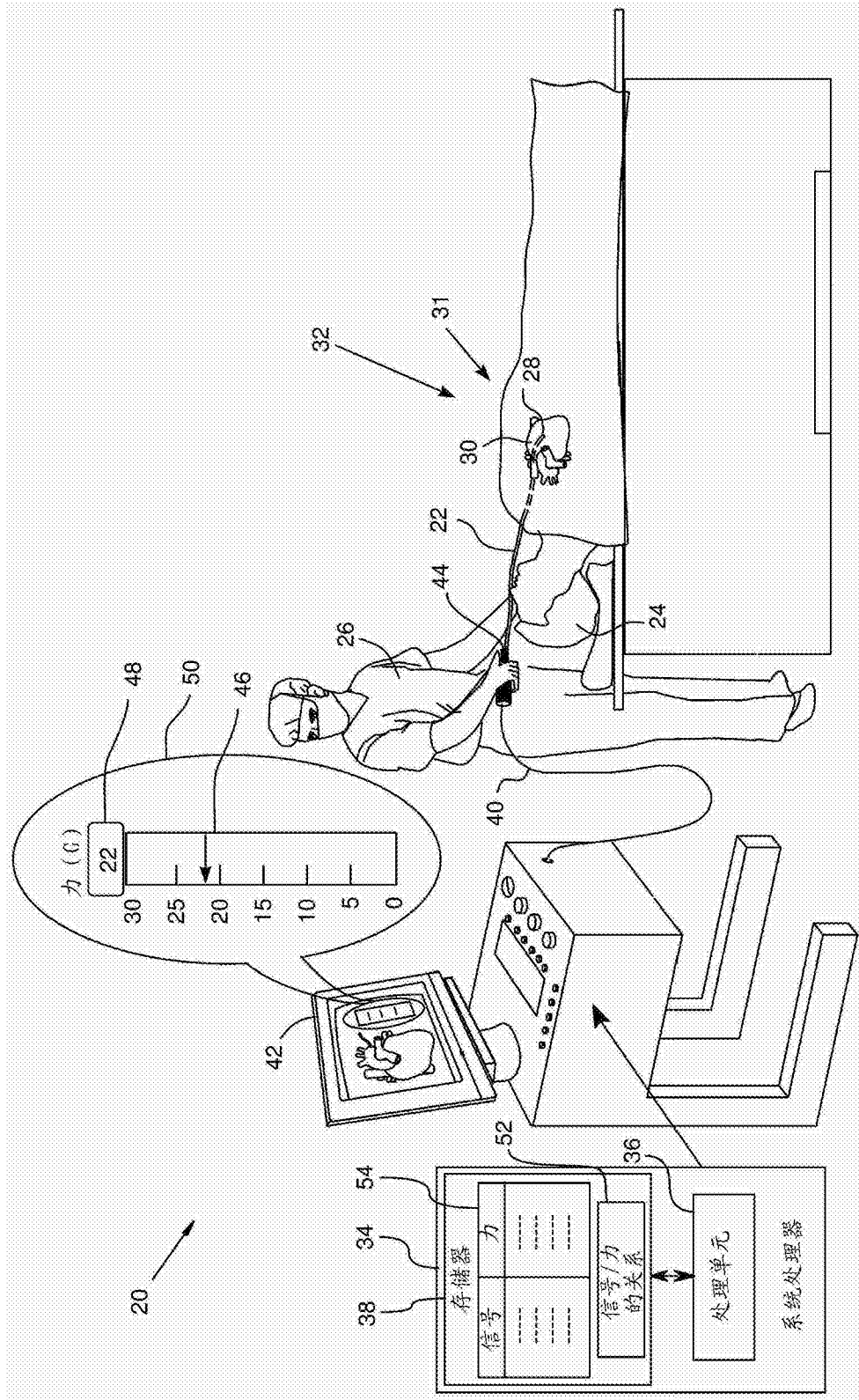


图1

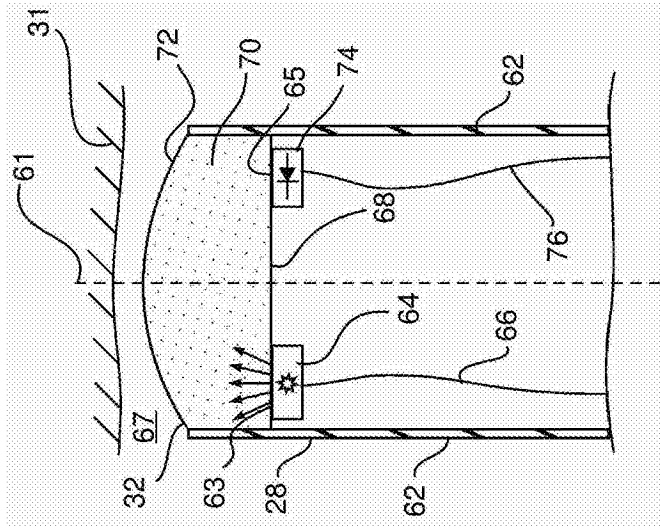


图2

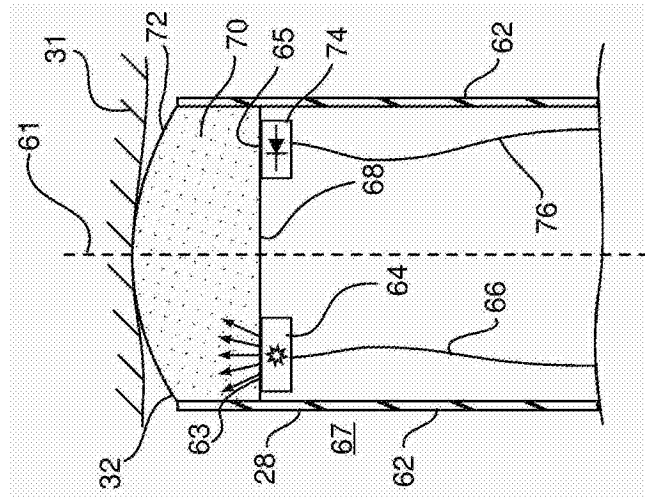


图3

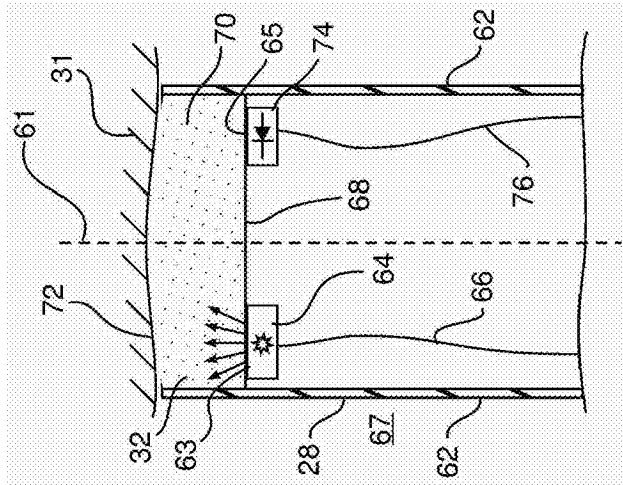


图4

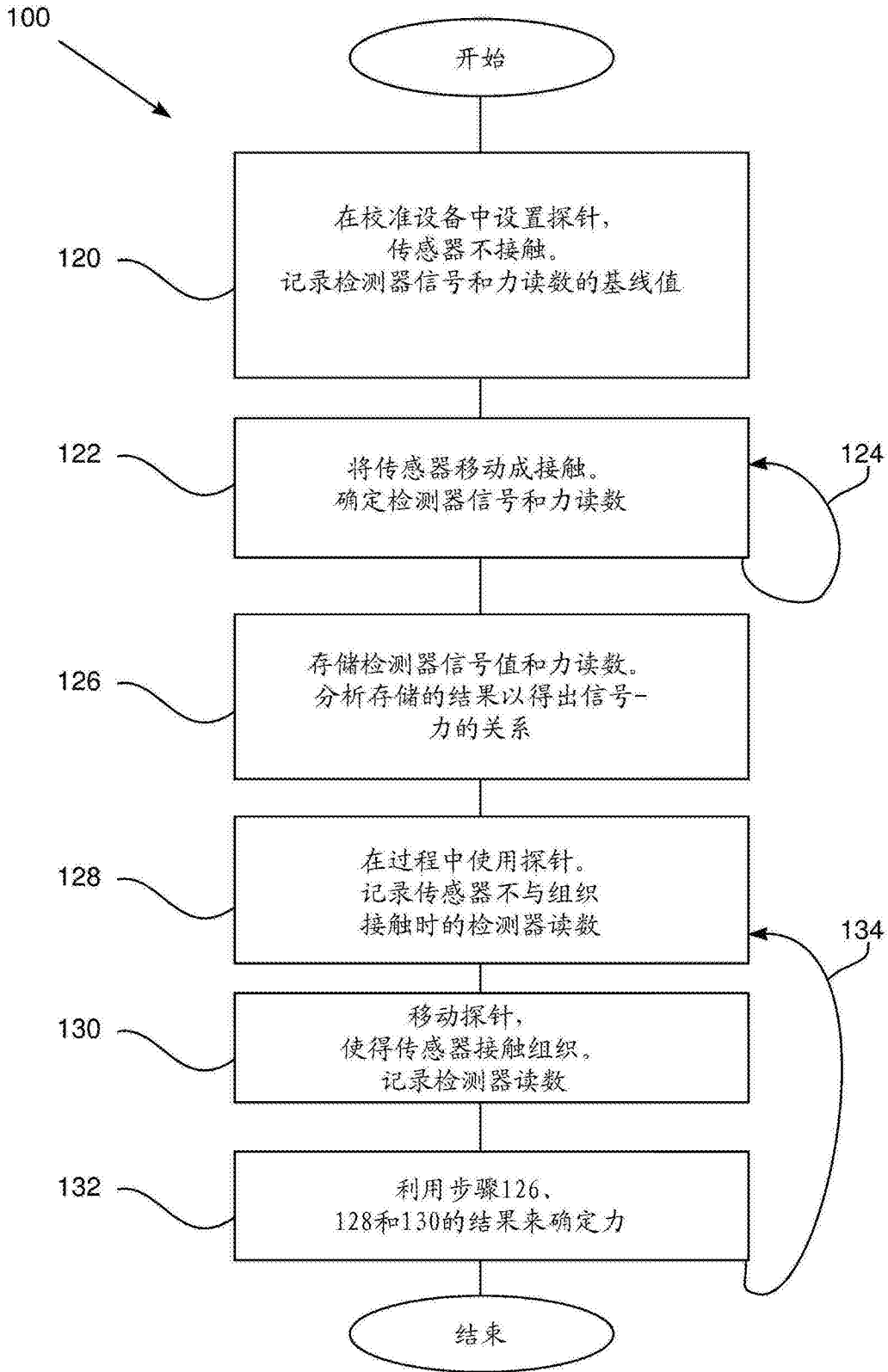


图5

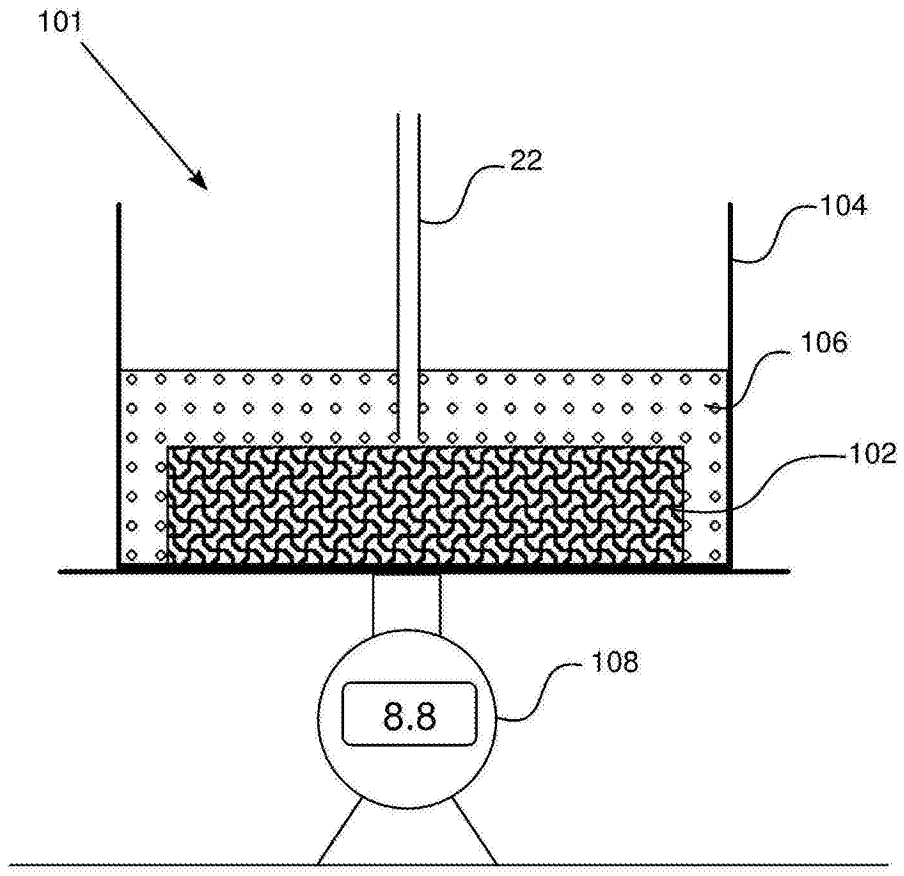


图6

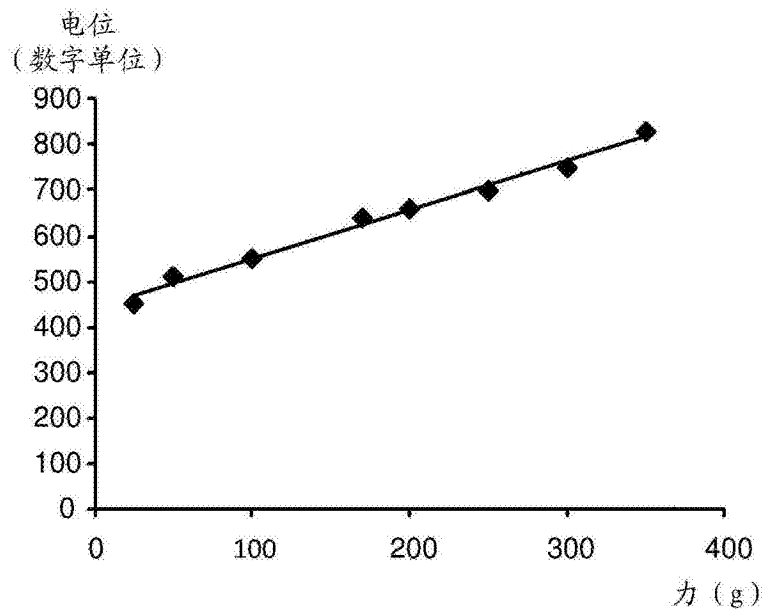


图7