



(45)授權公告日 2019. 04. 12

权利要求书2页 说明书65页 附图69页

The diagram illustrates a medical system 200. A power source 400 is connected to an output 300. The output 300 is connected to a processor 1200A, which is in turn connected to a data base 1300A. The processor 1200A and data base 1300A are connected to a main system block 200. Inside block 200, the processor 1200 is connected to a sensor 1100, a data base 1300, a display 1400, a data transmission 1500, an imaging 1600, a treatment facility 1700, and a storage 1800. A human figure 2000 is shown interacting with the system.

1. 一种用于医学诊断和/或治疗的设备,所述设备包括:

柔性衬底;

耦接至所述柔性衬底的可扩张组件,所述可扩张组件包括多个支撑件,所述多个支撑件中的每个支撑件从所述柔性衬底的中心延伸至所述柔性衬底的对应角,所述可扩张组件可操作用于将所述柔性衬底从未部署配置调节至部署配置;以及

布置在所述柔性衬底上的可伸展电路,所述可伸展电路包括多个电极和电互连所述多个电极中的至少一些电极的多个可伸展互连,所述可伸展电路被配置成用于在适形于组织的表面时保持运作。

2. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底在所述部署配置中基本上是平坦的。

3. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底是薄片。

4. 如权利要求3所述的设备,其中,所述薄片的形状为多边形。

5. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底具有四条边。

6. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底是可折叠的,从而使得当所述柔性衬底处于所述未部署配置中时所述柔性衬底是折叠的,并且当所述柔性衬底处于所述部署配置中时所述柔性衬底是展开的。

7. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底由聚合物组成。

8. 如权利要求1所述的设备,其中,所述可扩张组件由镍钛合金组成。

9. 如权利要求1所述的设备,其中,所述多个电极中的至少一个电极被配置为记录电极。

10. 如权利要求1所述的设备,其中,所述多个电极中的至少一个电极被配置为刺激电极。

11. 如权利要求1所述的设备,其中,所述可伸展电路进一步包括至少一个传感器。

12. 如权利要求11所述的设备,其中,所述至少一个传感器包括接触传感器、压力传感器、阻抗传感器和温度传感器中的至少一个。

13. 如权利要求1所述的设备,其中,所述可伸展电路进一步包括被配置成用于感测第一组织参数的第一多个传感器以及被配置成用于感测不同于所述第一组织参数的第二组织参数的第二多个传感器。

14. 如权利要求1所述的设备,其中,所述可伸展电路具有每平方厘米至少16个有源电路的有源电路密度。

15. 如权利要求14所述的设备,其中,所述可伸展电路具有范围从每平方厘米大约48个有源电路至每平方厘米大约512个有源电路的有源电路密度。

16. 如权利要求1所述的设备,其中,所述可伸展电路包括多个传感器。

17. 如权利要求16所述的设备,其中,所述多个传感器包括接触传感器、压力传感器、阻抗传感器和温度传感器中的至少一个。

18. 如权利要求1所述的设备,其中,所述柔性衬底由生物可吸附材料组成。

19. 如权利要求18所述的设备,其中,所述生物可吸附材料是丝织物。

20. 如权利要求1所述的设备,进一步包括导管,所述导管具有从近端延伸至远端的导管轴,所述可扩张组件耦接至所述导管轴的所述远端。

21. 如权利要求20所述的设备,其中,所述导管包括耦接至所述导管轴的所述远端的护

套,并且其中,所述可扩张组件可操作用于当所述柔性衬底处于所述未部署配置中时将所述柔性衬底缩回到所述护套内。

22.如权利要求1所述的设备,其中,所述可伸展电路包括用于递送消融疗法的设施。

23.如权利要求22所述的设备,其中,所述用于递送消融疗法的设施包括冷冻消融器件、激光消融器件、高强度超声波器件、微波器件和射频器件中的至少一者。

具有用于感测并递送疗法的可伸展集成电路的系统、方法和器件

技术领域

[0001] 本发明涉及利用可扩张或可伸展集成电路的系统、设备和方法，该集成电路包括位于感测或治疗器件中或上的可扩张、柔性或可伸展衬底上的传感器或效应器阵列。

背景技术

[0002] 高质量的医疗感测和成像数据在各种医疗状况的诊断和治疗中已经变得很重要，这些医疗状况包括与消化系统相关联的状况相关那些状况、与心循环系统相关的状况、神经系统的损伤、癌症等等。目前的感测和治疗器件由于缺乏与感测、成像、和治疗功能相关的成熟而存在各种缺点。这些缺点之一是这类器件不能够实现与正被测量或治疗的人体部位直接或适形接触。无法实现这类器件的直接或适形接触部分可归因于这些器件和附带的电路的刚性性质。这种刚性阻碍了器件与人类组织适形或直接接触，如容易明显的，这可以改变形状和大小，并且可以是软的、柔韧的、弯曲的、和/或不规则的形状。这类刚性因此有损测量精确度和治疗效力。因此，采用柔性和/或可伸展的系统、器件和方法将是令人期望的。

[0003] 接受这类柔性和/或可伸展方法的类别的示例包括除了其他事项以外的内窥镜检查、血管检查和治疗、神经治疗和检查、组织筛查、心脏消融和地图构建、适形外部组织感测和地图构建。受控药物递送和受控递送疗法(如消融)也将受益于如本文中演示的高度集成的可伸展电子器件。

发明内容

[0004] 可伸展和/或柔性电子器件可以减轻或解决上述和本文中描述的缺点中的许多缺点。这类技术可以应用于以上领域，或应用于生理感测、医疗诊断、或将通过集成感测和致动设施改进的治疗的任何领域。本发明适用于人类和动物(相似)两者的治疗。在某些实施例中，本发明还可以应用于非医疗领域。

[0005] 本文中披露了采用可伸展和/或柔性电路来改进感测(包括生理感测、与健康相关的参数的检测、和治疗措施的递送)的方法、系统和器件。在实施例中，该电路布置在可伸展、柔性、可扩张、和/或可充气的衬底上。在实施例中，电路包括可以是有源器件、与彼此电子通信并且被编程或配置为生成输出和引起输出设施显示这类输出、递送治疗措施、生成关于生理参数的数据和/或确定与健康相关状况的电子器件。本发明的实施例可以包括与处理设施通信的存储设施。处理设施可以引起这些有源器件所生成的数据和输出数据中的至少一者存储在存储设施中并且可以生成与所存储的数据相关的输出数据。处理设施可以引起这些有源器件所生成的数据和输出数据中的至少一者聚合并且可以生成与所聚合的数据相关的输出数据。

[0006] 以下总结了一些但非所有实施例：

[0007] 在本发明的实施例中，方法和系统包括一种用于检测和测量受试者身体的组织的

各方面的装置,该装置包括:可扩张衬底,在该可扩张衬底上布置可伸展电路,该可伸展电路被配置成当适形于所述组织的表面时保持运作并且包括多个器件,这些器件可以是感测器件,这些感测器件用于检测指示当所述电路与所述组织适形接触时所述组织的参数的数据;以及生成视觉数据的成像器件阵列;以及与所述电路电子通信、接收指示所述组织的参数的数据和视觉数据的处理设施;以及与所述处理设施电子通信的输出设施。该处理设施被配置成用于从指示所述组织的参数的数据生成输出数据并且显示该输出数据。

[0008] 在本发明的实施例中,方法和系统包括用于测量和检测受试者的身体的组织的各方面的装置。该装置包括可伸展衬底,该可伸展衬底包含被配置成当适形于组织的表面时保持运作的电路。该电路包含第一感测器件阵列,这些感测器件包含生成指示该阵列与组织相接触的数据并且生成指示接触区域的数据的接触传感器。该电路进一步包含检测指示组织的参数的数据的第二感测器件阵列。该装置还包括与该电路电通信以接收数据和激活该第二阵列中的感测器件的处理设施。

[0009] 在本发明的一方面,方法和系统包括用于向组织递送疗法的装置。该装置包括可伸展衬底,该可伸展衬底包含可以递送疗法并且被配置成当适形于组织的表面时保持运作的电路。该装置包含:用户界面,该用户界面被配置成用于接受操作者激活该设施的命令以递送疗法;以及与该电路和该用户界面电子通信的处理设施,该处理设施接收该操作者的命令并且基于那个命令激活该设施来递送疗法。

[0010] 在本发明的一方面,方法和系统包括用于向组织递送消融疗法的装置。该装置包含可伸展衬底,该可伸展衬底包含可伸展电路,该可伸展电路包含用于递送消融疗法的设施和生成指示组织的电传导的数据的传感器阵列,并且该可伸展电路被配置成当适形于组织的表面时保持运作。该装置包含输出设施,该输出设施包含被配置成用于接受操作者激活该设施的命令以递送消融疗法的用户界面。该装置包含处理设施,该处理设施用于基于指示组织的电传导的数据生成并引起输出设施显示组织中的传导路线的地图。该处理设施与该电路和该输出设施电子通信。

[0011] 在实施例中,该处理设施被进一步配置成用于基于操作者的激活所述设施来递送消融疗法的命令激活该设施来递送消融疗法。在实施例中,该处理设施被进一步配置成用于确定组织的具有异常特性的区域。进一步地,在实施例中,该组织是心脏组织并且该异常特性包括心脏组织的心律失常区。

[0012] 在实施例中,该处理设施被进一步配置成用于建议递送消融疗法所至的组织区域。进一步地,在实施例中,该建议部分基于指示组织的电传导的数据。在实施例中,该建议部分基于具有异常特性的组织区域。进一步地,在实施例中,该用户界面向操作者提供该建议。在实施例中,该用户界面包括用于选择组织上的在其中递送消融疗法的区域的设施。在实施例中,用于选择组织上的向其中递送消融疗法的区域的设施是在其中递送消融疗法的建议区域的图形描绘。

[0013] 在本发明的一方面,方法和系统包括用于监测个人的生理参数的器件,该器件包含薄片状衬底,该薄片状衬底配备有用于附接至个人的身体上的粘合剂并且能够适形于个人的身体的轮廓。该衬底包含可伸展电路,该可伸展电路包含器件阵列,该器件阵列包含被配置成在该衬底适形于个人的身体的轮廓时保持运作的感测器件。该器件包含与感测器件通信并且基于从感测器件接收的数据生成输出的处理设施。

[0014] 在本发明的一方面,方法和系统包括柔性ECG监测器件,该器件包含胶带状衬底,该胶带状衬底配备有用于附接至个人的身体上的粘合剂并且能够适形于个人的身体的轮廓。该衬底包含用于生成与个人的心脏的ECG信号相关的数据的电极。该器件包含以无线方式传输与个人的心脏的ECG信号相关的数据的发送器和接收与个人的心脏的ECG信号相关的数据的远程处理单元。

[0015] 在本发明的另一方面,方法和系统包括用于消融组织的方法。该方法包括将包括消融设施的可伸展电路放置成与组织适形接触并且在消融设施与组织适形接触时激活消融设施。

[0016] 在本发明的另一方面,方法和系统包括用于准确消融组织的方法。该方法包括将包含导电传感器阵列和消融设施的器件放置成与组织适形接触、根据来自导电传感器的数据确定组织中的异常、并且激活所述消融设施来消融异常的组织。

[0017] 在本发明的另一方面,方法和系统包括用于准确消融组织的方法。该方法包括将包含导电传感器阵列和消融设施的器件放置成与组织适形接触、根据来自导电传感器的数据确定组织中的异常、基于确定组织中的异常来提供关于要消融的组织区域的建议、提供界面来选择要消融的组织区域、并且基于使用该界面选择的区域激活消融设施来消融异常的组织。

[0018] 这些和其他发明在以下披露内容中将变得明显。

附图说明

[0019] 从以下结合附图进行的说明和所附权利要求书中,本发明将变得更加充分明显。应理解,这些图只是描绘了本发明的示例性实施例,因而它们不应当被认为限制本发明的范围。将容易认识到,如本文的图中概括描述和展示的本发明的部件可以各种各样的不同配置被安排和设计。然而,将通过使用附图额外具体且详细地描述和解释本发明,在附图中:

[0020] 图1A是本发明的实施例的示意性描绘;

[0021] 图1B描绘了本发明的实施例,其中,电路上的某些节点基于其与受试者组织的接触而被激活;

[0022] 图1C描绘了本发明的实施例,以图形方式表示组织上的相关区域和提供治疗建议;

[0023] 图2描绘了屈曲互连;

[0024] 图3A-E描绘了半导体岛状物安装在具有可伸展互连的弹性衬底上的可伸展电子器件配置;

[0025] 图4描绘了极限可伸展互连;

[0026] 图5描绘了具有可扩张弹性衬底的凸起可伸展互连;

[0027] 图6A-F描绘了用于控制弹性印章上的粘附力的方法;

[0028] 图7A-K展示了经由拉伸处理创造图像传感器的过程;

[0029] 图8是CMOS有源像素的图示;

[0030] 图9是第二CMOS有源像素的图示;

[0031] 图10是每个岛状物一个像素的互连像素阵列的图示;

- [0032] 图11是每个岛状物4个像素的互连像素阵列的一个示例的图示；
- [0033] 图12是每个岛状物4个像素的互连像素阵列的另一个示例的图示；
- [0034] 图13是每个岛状物4个像素的互连像素阵列的另一个示例的图示；
- [0035] 图14是CMOS成像器的典型架构的图示；
- [0036] 图15A-B描绘了背照式概念的图示；
- [0037] 图16A-H概述了“经拉伸处理的”成像阵列到BGA的弯曲表面上的转印方法和制造BGA封装弯曲图像传感器所需的后续步骤；
- [0038] 图17A和图17B概述了用于从经拉伸处理的图像传感器制造弯曲背照式成像器的方法中的步骤；
- [0039] 图18A至图18F概述了用于从经拉伸处理的图像传感器制造弯曲背照式成像器并且将其并入到BGA封装体中的方法中的步骤；
- [0040] 图19概述了用于从经拉伸处理的图像传感器制造弯曲背照式成像器并且将其并入到BGA封装体中的方法中的步骤；
- [0041] 图20A至图20C概述了用于将从经拉伸处理的图像传感器制造的弯曲背照式成像器并入到BGA封装体中的方法；
- [0042] 图21A-F是用于从经拉伸处理的图像传感器制造弯曲背照式成像器并且然后将其并入到BGA封装体中的过程的概述；
- [0043] 图22A-E展示了创造没有滤色器或微透镜的背照式成像器的过程；
- [0044] 图23A-F展示了创造没有滤色器或透镜的背照式成像器的第二方法；
- [0045] 图24A-F展示了用于创造平面背照式图像传感器的方法；
- [0046] 图25A-B展示了用于使用弯曲成像阵列创造相机模块的方法；
- [0047] 图26描绘了可伸展互连非平面电子结构的实施例；
- [0048] 图27描绘了使用半导体元件的互连岛状物的可伸展非平面电子成像器件制造过程的实施例；
- [0049] 图28描绘了具有可伸展互连的单像素非平面电子成像阵列的实施例；
- [0050] 图29描绘了具有可伸展互连的多像素非平面电子成像阵列的实施例；
- [0051] 图30描绘了用于替换平面电子成像器件的可伸展非平面电子成像器件的实施例；
- [0052] 图31描绘了用于其表面通过机械致动被改变的可伸展非平面电子成像器件的实施例；
- [0053] 图32描绘了使用转印的可伸展非平面电子成像器件制造过程的实施例；
- [0054] 图33描绘了使用转印的平面电子背照式电子成像器件制造过程的实施例；
- [0055] 图34A描绘了本发明的实施例，其中，可伸展电路应用于气囊导管，其中气囊导管被放气；
- [0056] 图34B是图34A中所示的电路的放大图；
- [0057] 图34C描绘了本发明的实施例，其中，可伸展电路应用于气囊导管，其中气囊导管被充气；
- [0058] 图35A示出了PDMS层包裹在气囊表面周围的气囊的侧视图；
- [0059] 图35B是示出了导管、气囊表面、和应用于气囊的薄PDMS层的截面图；
- [0060] 图36描绘了用于将可伸展电路应用于导管气囊的表面的过程；

- [0061] 图37A描绘了在处于充气状态下的导管气囊的表面的可伸展电路的示例,其中,通过充气,电路中的互连与衬底基本上共面;
- [0062] 图37B描绘了在处于放气状态下的导管气囊的表面的可伸展电路的示例,其中,通过放气,电路中的互连屈曲并且承受放气强加的压缩力;
- [0063] 图38是本发明的实施例利用的压力传感器的实施例;
- [0064] 图39是根据本发明的实施例的三内腔导管的截面图;
- [0065] 图40示意性地描绘了根据本发明的实施例的多路复用器;
- [0066] 图41A和图41B描绘了衬底卷起的本发明的实施例;
- [0067] 图42A和图42B描绘了图41A和图41B中的部署在受试者的心脏的左心房中的器件。
- [0068] 图43A和图43B描绘了在受试者的心脏的左心房中部署的本发明的实施例,其中,衬底是可充气的;
- [0069] 图44A示出了器件部署在受试者的心脏中的可收缩且可扩张的实施例;
- [0070] 图44B描绘了该器件的心外膜实施例的部署的示例;
- [0071] 图44C描绘了该器件的心外膜实施例的部署的另一个示例;
- [0072] 图44D描绘了本发明的实施例,使在界面中示出异常活动和/或建议治疗活动;
- [0073] 图45是对涉及到神经假体的本发明实施例的示意性描绘;
- [0074] 图46是本发明的实施例的电路图;
- [0075] 图47描绘了根据本发明的实施例的用于操作电子器件阵列的过程;
- [0076] 图48描绘了涉及到神经假体的本发明实施例;
- [0077] 图49描绘了本发明的实施例,具有用于盛装和递送治疗剂的存贮器和由电路控制来递送所述治疗剂的阀门;
- [0078] 图50描绘了根据本发明的实施例的用于组装曲线性电路的过程;
- [0079] 图51描绘了根据本发明的实施例的用于将曲线性电路阵列应用于内窥镜器件的过程的示例;
- [0080] 图52描绘了根据本发明的另一个实施例的用于将曲线性电路阵列应用于内窥镜器件的过程的另一个示例;
- [0081] 图53描绘了根据本发明的内窥镜器件的实施例。
- [0082] 图54描绘了根据本发明的实施例的组织筛查器件;
- [0083] 图55是可以形成本发明的实施例的一部分的无线RF模块的示意图;
- [0084] 图56描绘了被配置成用作ECG监测器的本发明的另一个实施例;
- [0085] 图57示出了根据本文中的原理的具有金属蛇形互连的适形电极的密集阵列;
- [0086] 图58A-C展示了根据本文中所描述的原理的设备和方法的示例心内膜应用;
- [0087] 图59A-C示出了根据本文中所描述的原理的设备的示例,该设备包括应变传感器/计量器;
- [0088] 图60A-C展示了根据本文中所描述的原理的示例感测模态,包括温度传感器、和用于无线通信的RF部件。

具体实施方式

- [0089] 本文中披露了本发明的详细实施例;然而,应当理解的是所披露的实施例仅是对

本发明的示例,这些实施例可以按照不同形式来实施。因此,本文中披露的具体的结构性和功能性细节不应当被解释为限制性的,而是仅仅应当解释为权利要求书的基础并且解释为教导本领域技术人员在实际上任何适当详细描述的结构中以各种方式采用本发明的代表性基础。进一步地,本文中使用的术语和短语不是限制性的,而是提供对本发明的可理解描述。

[0090] 如本文中所使用的术语“一个(a)”或“一个(an)”被定义为一个或多于一个。如本文所使用的术语“另一个”被定义为至少第二个或更多。如本文所使用的术语“包括(including)”和/或“具有(having)”被定义为“包括(comprising)”(即,开放式过渡)。如本文中所使用的术语“耦接”或“操作性地耦接”被定义为连接,尽管不一定以直接方式并且不一定以机械方式或以物理方式。“电子通信”是能够通过物理连接、无线连接、或其组合传达或以其他方式传输数据的状态。

[0091] 如本文中所使用的,本发明包括在柔性、可扩张或可充气表面上利用柔性和/或可伸展电子电路的器件、系统和方法。参照本发明,术语“可伸展(stretchable)”及其词根和派生词在用于修改电路或其部件时描述电路和/或其部件具有能够在不撕裂或断裂的情况下变得更长或更宽的软或弹性特性,并且其还指包含具有以这样的方式被配置为使得适应可伸展、可充气、或可扩张的表面并且在应用于分别被伸展、充气或以其他方式扩张的可伸展、可充气、或可扩张的表面时保持运作的部件(无论部件自己是否单独如上阐述的那样是可伸展的)。术语“可扩张(expandable)”及其词根和派生词在用于修改电路或其部件时还指具有上述含义。因此,“伸展(stretch)”和“扩张(expand)”及其所有派生词在引用本发明时可以可互换使用。术语“柔性(flexible)”及其词根和派生词在用于修改电路或其部件时描述电路和/或其部件能够在不断裂的情况下弯曲,并且其还指包含具有以这样的方式被配置为使得适应柔性表面并且在应用于分别被弯折或以其他方式弯曲的表面时保持运作的部件(无论部件自己是否单独如上阐述的那样是柔性的)。在实施例中,在‘可伸展’的下端,这可以翻译为大于0.5%但不破裂的材料应变,并且在结构的高端,可以伸展100,000%而不降低电气性能。“可弯曲(bendable)”及其词根和派生词在用于修改电路或其部件时描述电路和/或其部件能够被成形(至少部分地)为曲线或角,并且有时可以在本文中“柔性”同义使用。

[0092] 柔性、可伸展电子器件解决了本质上刚性电子器件不能发现的众多应用。一个示例是柔性神经阵列,用于对大脑的表面或心脏组织的多个部分的表面上的EEG数据构建地图。刚性电子器件不能适形于这类表面。

[0093] 现有系统不能提供适合于诸如大脑或心脏的表面等环境的实现方式,特别是当这类系统可以用高空间分辨率(例如,通过高密度地图构建)快速评估相关参数时。

[0094] 本文中的各非限制性示例中提供的适形电子器件可以粘附至聚合表面和弹性表面(包括气囊和薄片)并且可以用机械方式从导管的远端展开而不引起信号退化。本文中所描述的示例实现方式促成多个感测模态以高密度感测元件安排在心内和心外膜空间中部署在活体中。本文中所描述的电子器件的下弯曲刚度促成与(如心脏的)软组织强力适形接触,而不需要销或单独的粘合剂。相应地,提供了心房内的高密度地图构建,并且允许洞察CFAE下面的机构,包括持续性AF情况下对转子和波前的分析。本文中所描述的示例实现方式可以用于在消融工序过程中降低安全风险并改进临床结果的同时以显著减少电气地图

构建次数来检测AF机构的存在。

[0095] 图1A是本发明的实施例的示意性描绘。在整个说明书中将包括对图1A中的每个部件的进一步描述。电路1000S被应用、固定、或以其他方式粘着于衬底200上。在实施例中,如本文中所描述的,衬底200是可伸展和/或可扩张的。同样,衬底200可以由塑料材料制成或可以由弹性体材料、或其组合制成。应注意到,术语“塑料”可以指一般在被加热时可以被模制或成形、并且被硬化成期望的形状的任何合成或天然发生的材料或其组合。术语“弹性体”可以指天然发生的材料或合成材料,并且还指可以伸展或变形和回到其原始形状而没有实质性永久变形的聚合材料。这类弹性体可以经受巨大的弹性变形。衬底材料中使用的弹性体的示例包括聚合有机硅化合物(常被称为“硅酮”),包括聚二甲基硅氧烷(PDMS)。

[0096] 其他适合于衬底的材料包括:聚酰亚胺;可曝光成像硅酮;SU8聚合物;PDS聚苯乙烯;聚对二甲苯及其衍生物和共聚物(聚对二甲苯-N);超高分子量聚乙烯;聚醚醚酮(PEEK);聚氨酯(PTG氨纶®,DowPellethane®);聚乳酸;聚乙醇酸;聚合物复合材料(PTG PurisilAl®,PTGBionate®,PTGCarbosil®);聚硅酮/硅氧烷(RTV615®,Sylgard184®);聚四氟乙烯(PTFE,Teflon®);聚酰胺酸;聚丙烯酸甲酯;不锈钢;钛及其合金;铂及其合金;以及金。在实施例,衬底由可伸展或柔性生物相容性材料制成,该材料可以允许某些器件留在生物机体(被称为人体2000)一段时期而不必取出。应注意,本发明适用于其他生物机体,特别是哺乳动物,并且不应被理解为局限于人类。

[0097] 上述材料中的一些材料,具体是聚对二甲苯及其衍生物和共聚物(聚对二甲苯-N);超高分子量聚乙烯;聚醚醚酮(PEEK);聚氨酯(PTG氨纶®,DowPellethane®);聚乳酸;聚乙醇酸;聚合物复合材料(PTG PurisilAl®,PTGBionate®,PTG Carbosil);聚硅酮/硅氧烷(RTV 615®,Sylgard184®);聚四氟乙烯(PTFE,Teflon®);聚酰胺酸;聚丙烯酸甲酯;不锈钢;钛及其合金;铂及其合金;以及金是生物相容的。衬底的用于增加其生物相容性的涂层可以包括PTFE、聚乳酸、聚乙醇酸、和聚(乳酸-乙醇酸)共聚物。

[0098] 本文中的衬底200的所披露的材料可以被理解为适用于本文中的需要衬底的任何实施例。还应注意,可以基于其特性来选择材料,这些特性包括刚度、柔性度、弹性度、或与材料的弹性模量相关的这类特性,包括杨氏模量、拉伸模量、体积模量、剪切模量等、和/或其生物降解性。

[0099] 衬底200可以是任何可能数量的形状或配置之一。在实施例中,衬底200是基本上平坦的,而在一些实施例中被配置成薄片或条带。还应注意,这类平坦的衬底200配置可以是任何数量的几何形状。以下将描述平坦衬底的其他实施例,包括具有胶带或薄片配置的衬底。具有薄片或以其他方式基本上平坦的配置的柔性和/或可伸展衬底200可以被配置成使得衬底200可以被折叠、卷起、集成束、被包裹起来或以其他方式被容装起来。在实施例中,如此配置的衬底200可以在递送通过受试者身体2000中的窄通路过程中被折叠、卷起、集成束、收缩(如处于雨伞状配置)、被包裹起来、或以其他方式被容装起来并且一旦处于展开位置上时被展开成伸展开、铺展开、扩充开等状态。作为非限制性示例,承载有包括感测器件1100的电路100S的卷起的衬底200可以经由导管被递送,然后在期望感测器件接触相关组织(如心脏的表面(内或外)、或内腔的内表面,如肺静脉)的这样的时间点铺展开。在实施例中,衬底200还可以形成为凹凸形状,如透镜。这类凹凸衬底可以由适合于与眼睛接触

的材料制成,如接触透镜,或者植入眼睛中,如视网膜或角膜移植。

[0100] 衬底200还可以是三维的。三维衬底200可以是任何数量的形状。这类三维衬底可以是固体的或基本上是固体的。在实施例中,三维衬底可以是柔韧的、柔性的和可伸展的,同时在其整个形式中仍然包括均质或基本上均质材料,如泡沫或柔性/可伸展聚合球体、卵形体、圆柱体、圆盘、或其他三维物体。在实施例中,三维衬底200可以由若干种材料制成。在三维衬底200的目前优选实施例中,衬底是可充气本体(本文中又称为弹性存贮器)。这种类型的可充气本体可以是可伸展的,如气囊等等,然而,在其他实施例中,可充气本体充气但不伸展。在实施例中,可以经由气体或液体来实现充气。在某些实施例中,使用粘性流体来充气是优选的,但应清楚,各种气体、流体或胶体可以用于这类充气。以下将进一步详细讨论包括气囊状和圆盘状可充气衬底的实施例。结合那些实施例讨论的用于实现充气的系统适用于本文中的所有可充气衬底实施例。

[0101] 在衬底200是可伸展的实施例中,电路1000S以本文中所讨论的适用方式被配置成可伸展的和/或适应衬底200的这类伸展。类似地,在衬底200是柔性的、但不一定是可伸展的实施例中,电路1000S以本文中所讨论的适用方式被配置成柔性的和/或适应衬底200的这类弯折。可以使用以下描述的适用技术来应用和/或配置电路1000S,包括结合示例性实施例描述的那些技术。

[0102] 如上所述,本发明可以在其实现方式中采用多个柔性和/或可伸展电子器件技术中的一者或多者。传统上,电子器件已经制造在刚性结构上,如在集成电路、混合集成电路、柔性印刷电路板上、和印刷电路板上。又被称为IC、微电路、微芯片、硅芯片、或简单芯片的集成电路传统上一直制造在半导体材料的薄衬底上,并且由于在无机半导体沉积步骤中需要高温而一直被限制于刚性衬底。混合集成电路和印刷电路板一直是将多个IC集成在一起的主要方法,如通过将IC安装到陶瓷、环氧树脂、或其他刚性不导电表面上。这些互连表面传统上一直是刚性的,以确保电互连方法(如至板和这些板上的金属迹线的焊点)在弯折时不断裂或破裂。此外,如果被弯折,IC本身可能破裂。因此,电子器件领域一直大部分限制于刚性电子器件结构,这些结构然后趋向于限制可能需要本文中所披露的实施例所需的柔性和/或可伸展性的电子器件应用。

[0103] 柔性和可弯曲电子器件技术的进步已经出现:能够实现柔性电子器件应用(如在柔性塑料衬底上使用有机和无机半导体)、和本文中所描述的其他技术。进一步地,可伸展电子器件技术已经出现:能够实现需要电子器件是可伸展的应用,如通过使用在柔性衬底上安装IC和通过某种可伸展的电互连方法进行互连,和本文中所描述的其他技术。本发明可以在要求电子器件在可以不是、或不保持刚性和平面的配置下操作的应用中利用这些柔性、可弯曲、可伸展等等技术中的一种或多种技术,如要求电子器件弯折、弯曲、扩张、伸展等等的应用。

[0104] 在实施例中,本发明的电路可以部分或全部通过利用以下描述的技术和方法来制成。应注意,以下对用于实现可伸展和/或柔性电子器件的各种方式的描述不意在是限制性的,而是包含在本领域的技术人员范围内的合适的变体或修改。如此,本申请将引用以下美国专利和专利申请,每个专利和专利申请以其全部内容通过引用结合在此:2009年7月7日发布的题为“Stretchable Semiconductor Elements and Stretchable Electrical Circuits(可伸展半导体元件和可伸展电气电路)”的7,557,367号美国专利(“‘367专利”);

2009年4月29日发布的题为“Stretchable Form of Single Crystal Silicon for High Performance Electronics on Rubber Substrates(用于橡胶衬底上的高性能电子器件的可伸展单晶硅形式)”7,521,292号美国专利(“‘292专利”);2007年9月6日提交的题为“Controlled Buckling Structures in Semiconductor Interconnects and Nano membranes for Stretchable Electronics(可伸展电子器件的半导体互连和纳米薄膜中的受控屈曲结构)”的20080157235号美国专利申请(“‘235专利”);2009年3月5日提交的题为“Stretchable and Foldable Electronics(可伸展且可折叠电子器件)”的具有12/398,811序列号的美国专利申请(“‘811申请”);2003年3月28日提交的题为“Stretchable and Elastic Interconnects(可伸展和弹性互连)”20040192082公开号美国专利申请(“‘082专利”);2006年11月21日提交的题为“Method For Embedding Dies(用于嵌入裸片的方法)”的20070134849公开号美国专利申请(“‘849申请”);2007年9月12日提交的题为“Extendable Connector and Network(可延展连接器和网络)”的20080064125公开号美国专利申请(“‘125申请”);2009年11月12日提交的题为“Extremely Stretchable Electronics(极限可伸展电子器件)”的具有12/616,922序列号的美国专利申请(“‘922申请”);2008年9月9日提交的题为“Transfer Printing(转印)”的具有61/120,904序列号的美国专利申请(“‘904申请”);2004年12月1日提交的题为“Methods and Devices for Fabricating Three-Dimensional Nanoscale Structures(用于制造三维纳米级结构的方法和器件)”20060286488公开号美国专利申请;2007年3月27日发布的题为“Composite Patterning Devices for Soft Lithography(用于软光刻的复合图案化器件)”的7,195,733号美国专利;2006年6月9日提交的题为“Pattern Transfer Printing by Kinetic Control of Adhesion to an Elastomeric Stamp(通过至弹性印章的动力学粘附力控制进行图案转印)”的20090199960公开号美国专利;2006年6月1日提交的题为“Printable Semiconductor Structures and Related Methods of Making and Assembling(可印刷半导体结构及相关制造和组装方法)”的20070032089公开号美国专利申请;2007年9月20日提交的题为“Release Strategies for Making Transferable Semiconductor Structures, Devices and Device Components(用于制作可转移半导体结构、器件和器件部件的释放策略)”的20080108171公开号美国专利申请;以及2007年2月16日提交的题为“Devices and Methods for Pattern Generation by Ink Lithography(用于通过油墨光刻生成图案的器件和方法)”的20080055581公开号美国专利申请。

[0105] “电子器件”a/k/a“器件”本文中广义上用于包含具有各种各样的功能的集成电路。在实施例中,电子器件可以是以器件岛状物安排铺展的器件,如本文中(包括结合示例性实施例)所描述的。这些器件可以是、或者其功能可以包括集成电路、处理器、控制器、微处理器、二极管、电容器、储能元件、天线、ASIC、传感器、图像元件(例如,CMOS、CCD成像元件)、放大器、A/D和D/A转换器、相关联的差分放大器、缓冲器、微处理器、集光器、包括机电换能器的换能器、压电致动器、包括LED、逻辑、存储器、时钟的发光电子器件、和包括有源矩阵开关晶体管的晶体管、以及以上的组合。使用标准IC(在实施例中,单晶硅上的CMOS)的目的和优点是具有和使用已经使用众所周知的方法常常大量生产的高质量、高性能、和高功能电路部件,并且这些电路部件提供一系列功能和生成远优于无源器件产生的数据的数据。本文中描述了电子器件或器件内的部件,并且包括上述那些部件。部件可以是任何上述

电子器件中的一个或多个电子器件和/或可以包括光电二极管、LED、TUFT、电极、半导体、其他集光/光检测部件、晶体管、能够接触器件部件的接触焊盘、薄膜器件、电路元件、控制元件、微处理器、互连、接触焊盘、电容器、电阻器、电感器、存储器元件、储能元件、天线、逻辑元件、缓冲器和/或其他无源或有源部件。器件部件可以连接至本领域已知的一个或多个接触焊盘,如金属蒸镀、引线键合、固体或导电糊膏的应用等等。

[0106] 不能够通过另一个电信号控制电流的部件被称为无源器件。电阻器、电容器、电感器、变压器和二极管全都被认为是无源器件。

[0107] 为了本发明的目的,有源器件是具有电控制电子流的能力的任何类型的电路部件。有源器件包括但不限于真空管、晶体管、放大器、逻辑门、集成电路、半导电传感器和图像元件、硅控整流器(SCR)、和用于交流电的三极管(TRIAC)。

[0108] “超薄”是指具有薄几何形状、展现出柔性的器件。

[0109] “功能层”是指赋予器件某种功能的器件层。例如,功能层可以是薄膜,如半导体层。可替代地,功能层可以包括多个层,如由支撑层分开的多个半导体层。功能层可以包括多个图案化元件,如在器件接纳焊盘之间延伸的互连。

[0110] 可以用于制作电路的半导体材料可以包括非晶硅、多晶硅、单晶硅、导电氧化物、碳纳米管和有机物料。

[0111] 在本发明的一些实施例中,半导体印刷到柔性塑料衬底上,从而创造可弯曲宏观电子器件、微电子器件、和/或纳米电子器件。塑料上的这类可弯曲薄膜电子器件可以展现出类似于或超过通过常规高温处理方法制造的薄膜电子器件的场效应性能的场效应性能。此外,塑料结构上的这些柔性半导体可以提供与较低温度下(如在塑料衬底上的室温处理)在柔性衬底的大部分区域上的高效高产出处理相容的可弯曲电子器件。这种技术可以提供能够通过将各种各样的高质量半导体(包括单晶Si带、GaAs、INP接线、和碳纳米管)沉积到塑料衬底上来组装可弯曲薄膜电子器件的干法转移接触印刷技术。柔性衬底上的这个高性能印刷电路能够实现具有各种各样应用的电子器件结构。‘367专利和相关联的披露内容展示了用于以此方式制造可弯曲薄膜电子器件的一组示例步骤。(见例如‘367专利的图26A)。

[0112] 除了能够在塑料上制造半导体结构以外,还演示了可以使用可印刷接线阵列(如GaAs微接线)在塑料衬底上形成金属半导体电子器件。类似地,其他高质量半导体材料显示转移到塑料衬底上,包括Si纳米接线、微米带、片晶等等。此外,可以采用使用弹性印章的转印技术。‘367专利提供了用于在柔性塑料衬底上制造电子器件和集成欧姆触点的主要步骤的示例说明,这些电子器件使用单接线(在这个实例中是GaAs接线)阵列和外延沟道层。(见‘367专利的图41)。在示例中,半绝缘GaAs晶圆可以提供源材料来生成微接线。每个接线可以具有被对所得电子器件的沟道长度进行限定的间隙分开的多个欧姆带。使平坦的弹性PDMS印章与接线接触来形成范德瓦尔斯键。当印章被翻转时,这种相互作用能够将所有接线从晶圆移除到PDMS表面上。具有接线的PDMS印章然后被放置抵靠在未固化的塑料薄片上。在固化之后,剥离PDMS印章在塑料衬底上留下嵌入外露欧姆带的接线。对塑料衬底的进一步处理可以限定电极,这些电极将欧姆带连接从而形成电子器件的源极、漏极、和栅极。由于塑料衬底和接线的可弯曲性,所得阵列在机械上是柔性的。

[0113] 在实施例中,并且通常,可伸展电子器件可以并入电极,如连接至多路复用芯片和数据采集系统上。在示例中,可以制造、设计、转移、和可选地包封电极。在实施例中,该制造

可以利用和/或包括:SI晶圆;旋涂粘附层(例如,HMDS粘附层);阴影掩模图案化的旋涂(例如,PMMA),如用氧RIE;旋涂聚酰亚胺;沉积PECVD SiO₂;旋涂1813抗蚀剂、光刻法图案化;金属蒸镀(例如,Ti、Pt、Au等等,或以上的组合);金蚀刻剂;在热丙酮中升离;旋涂聚酰亚胺;PECVD SiO₂;旋涂1813抗蚀剂、光刻法图案化;RIE蚀刻等等。在这个实施例中,在电极在Si晶圆上时,制造步骤可以完成。在实施例中,Si晶圆然后可以在热丙酮浴中沐浴,如在100C下持续大致一小时,以在PI支柱将电极保持粘附到Si晶圆的表面上时释放粘附层。在实施例中,电极可以被设计成多种形状并且以多种分布图案来分布。电极可以互连至电子器件、多路复用电子器件、接口电子器件、通信设施、接口连接等等,包括结合图1A和/或本文中的示例性实施例所描述的任何设施/元件。在实施例中,电极可以从Si晶圆转移到转移印章,如PDMS印章,其中转移印章的材料可以完全固化、部分固化等等。例如,部分固化的PDMS薄片可以是约350nm(当以300rpm旋涂上PDMS持续60秒、在65C下固化25分钟),并且用于使电极升离PDMS薄片。此外,这些电极可以被包封,如其中,当PDMS层部分固化时,电极可以夹在支撑PDMS层于第二PDMS层之间。

[0114] 在实施例中,可伸展电子器件配置可以并入柔性PCB设计元件,如柔性印刷、倒装芯片配置(如键合到PCB上)等等,以便连接至电极和/或器件,和以便连接至接口电子器件,如连接至数据采集系统(DAQ)。例如,柔性PCB可以通过各向异性导电膜(ACF)连接接合至电极,焊点可以经由导电接线等等将柔性PCB连接至数据采集系统。在实施例中,电极可以通过采用部分固化弹性体(例如,PDMS)作为粘合剂来连接至表面。

[0115] 在实施例中,可伸展电子器件可以形成为可伸展电子器件薄片。在实施例中,可伸展薄片可以是薄的,如大致100 μ m。可选地,可以在不实质上加热接触区域(如使用微流体冷却)的情况下实现放大和多路复用。

[0116] 在实施例中,具有包括电极的电子器件阵列的薄片可以被切割成不同的形状并且保持运作,如通过连通决定了电极薄片的形状的电极岛状物。电极铺展在器件岛状物安排(如本文中所描述的)中并且可以包含被设计为经由岛间可伸展互连与彼此通信的有源电路,从而使得电路中的处理设施(本文中所描述的)可以实时确定其他这类岛状物的身份和位置。以此方式,如果一个岛状物变得有缺陷,则岛状物仍然可以将协调的多路复用数据发送出剩余的阵列。这类功能允许这类阵列基于应用的大小约束来被切割和成形。薄片、并且因此电路可以被切割到侧边并且电路将轮询剩余的电极和/或器件以确定哪些留下并且将相应地修改校准。包含这种功能的可伸展电气器件薄片的示例可以包括电极几何形状,如总面积20 $\times$ 20mm²的1mm间距上的20 $\times$ 20铂电极阵列;电极阻抗,如1kHz下5千欧姆(可调);柔性薄片中的配置,如具有50 μ m的总厚度,并且包封了聚酰亚胺;采样率,如每沟道2kHz;电压动态范围,如+/-6mV;直流电压偏差范围,如-2.5至5V,具有直流电流抑制;电压噪声,如0.002mV,最大信噪比,如3000;泄漏电流,如通常是0.3 μ A,最大值为10 μ A,满足IEC标准等等;5V的操作电压;每沟道操作功率,如小于2mW(可调);接口接线的数量,如针对功率、接地、低阻抗接地、数据线等等;电压增益,如150;机械弯曲半径,如1mm;局部加热能力,如将局部组织加热高达1 $^{\circ}$ C;生物相容性时长,如2周;有源电子器件,如差分放大器、多路复用器(例如,每沟道1000个晶体管);数据采集系统,如具有500kHz采样率的16位A/D转换器,小于2 μ V噪声,数据登录和实时屏幕显示;安全合规,如IEC 10601;等等。

[0117] 在本发明的实施例中,机械柔性可以表示器件的(如在塑料衬底上)对于许多应用

而言重要的特征。具有集成欧姆触点的微/纳米接线为可以直接建造在各种各样的器件衬底上的高性能器件提供独特类型的材料。可替代地,其他材料可以用于将电气部件连接在一起,如通过具有或不具有金属互连线的薄聚合物桥电连接和/或机械连接。

[0118] 在实施例中,可以利用包封层。包封层可以指器件的涂层,或器件的一部分。在实施例中,包封层可以具有不均匀的和/或在空间上变化的模量。包封层可以提供机械保护、器件隔离等等。这些层可以对可伸展电子器件具有显著益处。例如,低模量PDMS结构可以显著增加可伸展性的范围(在‘811申请中详细描述)。包封层还可以用作器件顶部上的钝化层以进行保护或电隔离。在实施例中,低模量应变隔离层的使用可以允许集成高性能电子器件。这些器件可以具有封装层以提供机械保护和针对环境的保护。包封层的使用在高应变下可以具有显著影响。低模量的包封体可以提供最大的柔性并且因此提供最高级别的可伸展性。如在‘811申请中引用的,PDMS的低模量配方可以将可伸展性的范围至少增加60%。包封层还可以减轻电子器件上的应变和应力,如在器件的容易受到应变诱发的故障功能层。在实施例中,可以使用具有不同模量的材料分层。在实施例中,这些层可以是聚合物、弹性体等等。在实施例中,包封可以用于为植入的可伸展电子系统创造生物相容接口,如与组织接触的电子器件的丝线包封。

[0119] 返回本发明中可以利用的柔性和可伸展电子器件技术,显示半导体的屈曲和波状带(如GaAs或硅)可以被制造成为弹性衬底上的电子器件的一部分。已经演示了半导体带(如具有在亚微米范围内的厚度和明确限定的‘波状’和/或‘屈曲’几何形状)。弹性衬底的表面上的、或嵌入弹性衬底中的所得结构显示展现出对应变的大于10%的可逆可伸展性和可压缩性。通过将欧姆触点集成在这些结构GaAs带上,可以实现高性能可伸展电子器件。‘292专利展示了在由PDMS制成的弹性衬底上制造可伸展GaAs带的步骤,其中这些带是从具有多个外延层的高质量GaAs体晶圆产生的(见‘292专利中的图22)。具有释放的GaAs带的晶圆与预伸展PDMS的表面接触,其中这些带沿着伸展方向对齐。将PDMS从母晶圆剥离来将所有这些带转移到PDMS的表面上。弛豫PDMS的预应变引起大型屈曲/波状结构沿着这些带变形。这些带的几何形状可以取决于施加于印章的预应变、PDMS与带之间的相互作用、和这些带的抗挠刚度等等。在实施例中,由于例如与器件结构相关联的不同厚度,屈曲和波可以沿着单个带的长度包括在该单个带中。在实际应用中,可能有用的是以保持这些带和器件的可伸展性的方式包封这些带和器件。弹性衬底上的半导体带可以用于制造高性能电子器件、半导体多层叠层的屈曲和波状带和展现出显著可压缩性/可伸展性的器件。在实施例中,本发明可以利用用于生产利用半导体带的器件阵列(如具有可伸展波状互连的CMOS逆变器阵列)的制造方法。并且,顶层包封策略可以用于使电路不受应变,由此避免开裂。

[0120] 在实施例中,多层叠层中的中性机械平面(NMP)可以限定应变为零的位置。例如,不同的层可以包括支撑层、功能层、中性机械表面调整层、具有合成中性机械表面的包封层(如与功能层重合)等等。在实施例中,功能层可以包括柔性或弹性器件区域和刚性岛状物区域。在实施例中,NMP可以实现在如本发明中所利用的可伸展电子器件的任何应用中。

[0121] 在实施例中,半导体带(还有微米带、纳米带等等)可以用于实现集成电路、电气部件/电子部件之间的电气互连性、和甚至为了机械支撑而作为电气/电子系统的一部分。如此,可以用各种方式在柔性和可伸展电子器件的配置/制造时利用半导体带,如用于电子器件或产生柔性和/或可伸展电子器件的组件的互连部分,作为形成柔性衬底上的柔性和/或

可伸展电子器件的互连带阵列等等。例如,纳米带可以用于形成塑料衬底上的柔性电子器件阵列。阵列可以表示电极电子器件单元阵列,其中,预制造纳米带,并且然后将其放下并且通过金属化和包封层互连。应注意,这种配置的最终结构可以类似于直接在塑料上制造的电子器件阵列,如本文中所描述的,但使用半导体带能够实现较高的电子器件集成密度。此外,这种配置可以包括可以将结构与湿环境隔离的包封层和制造步骤。这个示例不意在以任何方式限制半导体带的使用,因为它们可以用在各种各样的与柔性和可伸展性相关联的应用中。例如,这个阵列的单元可以替代地通过接线、弯曲互连来连接、安装在弹性衬底上等等,以便提高电路的柔性和/或可伸展性。

[0122] 波状半导体互连仅是较广义类别的可以(在一些情况下)被称为‘弯曲’互连(形成在带、条带、接线、迹线等等中)的柔性和可伸展互连的一个形式,其中,材料可以是半导体、金属、或其他导电材料。弯曲配置可以指具有由于力的施加而产生的弯曲形状的结构,如具有一个或多个折叠区域。这些弯曲互连可以用各种方式形成,并且在实施例,其中,互连材料放置在已经预应变的弹性衬底上,并且当释放应变时产生弯曲形式。在实施例,预应变可以预伸展或者预压缩、在一个、两个、或三个轴线上提供、均匀或非均匀提供等等。波状图案可以沿着预应变波状图案形成,可以形成为‘弹起式’桥,可以与安装在弹性体上的其他电气部件一起使用、或转印到另一个结构上。可替代地,不是经由向弹性衬底施加力或应变来产生‘弹出式’或屈曲部件,而是可以通过向接纳表面应用部件材料来形成可伸展和可弯曲互连。弯曲配置可以由微接线构成,如转移到衬底上,或者通过与电子部件结合(如在弹性衬底上)制造波状互连图案在构成。

[0123] 如本文中描述的半导体纳米带可以通过使用在预应变弹性衬底上形成弯曲互连来利用形成波状‘弯曲’互连的方法,并且这种技术可以应用于多种不同的材料。另一种一般类别的波状互连可以利用互连材料的受控屈曲。在这种情况下,键合材料可以应用于所选择的图案,从而使得存在将保持与衬底物理接触的键合区域(在变形之后)和不会与衬底物理接触的其他区域。从晶圆衬底上移除预应变衬底,并且当弛豫衬底时,未键合的互连在未键合(或弱键合)区域中屈曲(‘弹起’)。相应地,屈曲互连赋予结构可伸展性而在部件之间不断开电接触,由此提供柔性和/或可伸展性。图2示出了简图,示出了两个部件202S与208S之间的屈曲互连204S。

[0124] 在实施例,可以应用本文中所描述的任何、所有互连方案或每个的组合以使电子器件支撑结构更柔性或可弯曲,如将弯曲互连应用于柔性衬底,如塑料或弹性衬底。然而,这些弯曲互连结构可以在另一种一般类别的可伸展电子结构中提供基本上更加可扩张或可伸展配置,其中,刚性半导体岛状物安装在弹性结构上并且与该多个弯曲互连技术中的一种技术互连。在此、并且还在‘262应用中介绍了这种技术,该申请通过引用以其全部内容结合在此。这种配置还使用如本文中所描述的中性机械平面设计,以减少封装在系统内的刚性部件上的应变。这些部件器件可以被打薄到与所期望的应用相对应的厚度,或者可以在恰好获得它们时并入它们。器件然后可以电互连并且包封以保护它们不受环境影响和增强柔性及可伸展性。

[0125] 在实施例,本文中所描述的创造可伸展和柔性电子器件的方法中的第一步骤包括获得所需电子器件和部件和功能层的导电材料。这些电子器件然后通过使用背面研磨工艺来打薄(如果需要的话)。许多能够可靠地将晶圆减小至50微米的工艺可用。在研磨工艺

之前经由等离子刻蚀来划切芯片允许进一步减小厚度并且能够产生厚度下降至20微米的芯片。为了打薄,通常将专用胶带放置在芯片的经加工部分上。然后,使用机械和/或化学手段将芯片的底部打薄。在打薄之后,芯片可以转移到接纳衬底,其中,接纳衬底可以是能够在其上制造可伸展互连的平坦表面。图3展示了示例过程,该过程以如下操作开始:在涂覆有304S(图3A)的载体308S上创造柔性衬底302S,将器件310S放置在柔性衬底(图3B)上,并且进行平坦化步骤以便使接纳衬底的顶表面与裸片表面(图3C)的高度相同。以下是互连制造过程。沉积在接纳衬底上的器件310S是将键合焊盘从一个器件接合至另一个器件的互连312S(图3D)。在实施例,这些互连312S可以从10微米变化到10厘米。然后,聚合包封层314S可以用于对整个互连电子器件和部件阵列进行涂布(图2E)。然后,通过使用溶剂将牺牲材料蚀刻掉来释放互连电子器件。然后,这些器件准备经历伸展加工。它们从刚性载体衬底转移到另一个弹性衬底,如PDMS。就在转移至新衬底之前,阵列被预处理,从而使得器件/部件岛状物优选地粘附到表面上,使包封互连垂直于接纳衬底被自由移位。

[0126] 在实施例中,互连系统是连接两个或更多键合焊盘的金属直线。在这种情况下,电子阵列转移到预应变弹性衬底。当这个衬底弛豫时,互连将垂直于衬底被移位,从而产生向外的屈曲。这种屈曲能够实现系统的伸展。

[0127] 在另一个实施例中,互连是导电金属的蛇形图案。这些类型的互连阵列不需要沉积在预应变弹性衬底上。通过互连的缠绕形状能够实现系统的可伸展性。

[0128] 可伸展/柔性电路可以在多种技术的帮助下形成在纸、塑料、弹性或其他材料上,包括但不限于常规光刻技术、溅射、化学气相沉积、喷墨印刷、或与图案化技术组合的有机材料沉积。可以用于制作电路的半导体材料可以包括非晶硅、多晶硅、单晶硅、导电氧化物、碳纳米管和有机材料。在实施例中,互连可以由导电膜、条带、图案等等形成,如在弹性体或塑料材料上,其中,如本文中所描述的,膜可以被制成为屈曲、变形、伸展等等。在实施例中,互连可以由多个膜制成,如在柔性和/或可伸展衬底或塑料上或嵌入其中。

[0129] 在实施例中,器件岛状物402S的互连可以利用极限可伸展互连404S,如图4中所示,并且如'922申请中所披露的各种配置。互连404S的几何形状和尺寸是使它们极其顺从的几何形状和尺寸。每个互连404S被图案化和蚀刻,从而使得其结构形式具有可以具有相当大小的宽度和厚度尺寸(如其比率或反比不超过约10倍),并且可以优选地大小相同。在实施例中,互连可以用蜿蜒曲折样式形成,从而使得其有效地包括长棒408S和短棒410S。这种独特的几何形状使在随后伸展时在互连中产生的应力减到最小,因为其具有接线的有效形式,并且表现与具有大大超过其他两个维度(例如,板)的一个维度的互连形状因数非常不同。板式结构经由屈曲主要减轻仅绕单条轴线的应力,并且在开裂之前仅经受得住轻微量的剪切应力。本发明可以减轻绕所有三条轴线的应力,包括剪切力和任何其他应力。此外,因为互连可以由刚性材料形成,在被伸展之后,其可能具有在重新压缩至未伸展状态时帮助防止其接线状形式缠结或打结的恢复力。蜿蜒曲折的几何形状的另一个优点是将其将岛状物之间的初始间隔距离最小化。在实施例中,互连可以整体形成(即,由与器件岛状物相同的半导体材料形成)或者可以由另一种材料形成。

[0130] 在另一个实施例中,弹性衬底可以包括以高度512S间隔开的两个层,如图5中所示。顶部“接触”层接触器件岛状物502S,其中,岛状物502S与本文中所描述的互连方案之一互连504S。此外,底层可以是包含在弹性体制造过程中模制在衬底508S中的波纹514S或方

波的“波状”层。这些波能够实现附加伸展,其范围可以取决于图案化模制在弹性体中的幅度510S和波长。

[0131] 在实施例中,器件岛状物可以是任何预制造的集成电路(IC),其中,IC可以安装在柔性和/或可伸展衬底上、之内、之间等等。例如,附加弹性层可以添加在如图5中所示的结构上方,如包封该结构以便进行保护、增加强度、增加柔性等等。通过自第二电互连层开始的弹性层等等,可以在嵌入层上提供与嵌入的电气部件的电接触。例如,IC可以包封在柔性材料中,在柔性材料中可获得如在‘849申请中描述的互连。(例如见‘849申请的图1)。在这个示例中,通过首先将IC放置到载体(如刚性载体)上来制造嵌入式IC,并且在该载体上,IC可以是打薄后的IC(在安装在载体上之前被打薄、或在载体上时被打薄)。第二步骤可以包括对IC涂布某种粘合剂、弹性体、或可以流入IC中的其他绝缘材料。第三步骤可以是获得至IC的电接触的通路,如通过激光钻孔或本领域已知的其他方法。第四步骤可以是使电导体流入开口中,从而建立至IC的电连接的通路。最后,因此被包住的IC从载体上释放出来。现在,结构可以更容易嵌入柔性衬底中同时维持电连通性。在实施例中,由于IC的厚度,周围结构的弹性特征、延展的电接触的弹性配置等等,这个结构可以是柔性结构。

[0132] 应注意的是,这些可伸展电子器件技术中的许多技术利用转印方法,例如,使用PDMS印章。在实施例中,本发明可以包括动态控制如此处描述的和‘904申请中披露的转印印章的表面粘附力的方法。转印印章具有许多用途,其中之一是将材料的薄膜(“靶体”)从一个表面(例如,“初始表面”)拾起并将它们沉积到另一个表面(“最终表面”)上。可以通过以下内容来实现拾起:按压转印印章与靶体接触、施加一些压力在印章与靶体之间创造范德瓦尔斯键、并且然后将印章和靶体一起放置成与另一个表面接触、施加压力、并且剥离该印章而不剥离这些靶体从而这些靶体留在最终表面上。如果最终表面与靶体具有比转移印章更更大的键合力,当剥离转移印章时这些靶体将留在最终表面上。可替代地,可以调整剥离转移印章的速率来改变靶体对印章和靶体对最终表面的键合力比率。本发明描述了一种通过在已经拾起靶体之后改变转移印章的表面粘附力来沉积靶体的新颖方法。这可以在带有靶体的印章与最终表面接触时完成。在实施例中,粘附控制可以通过将微流体通道引入转移印章中来完成,从而使得可以从其内部将水或其他流体泵送至印章的表面上,由此将表面粘附力从粘性变为非粘性。

[0133] 在实施例中,本发明可以通过使用转印印章来完成转印,该转印印章已经形成有微流体通道,这样使得可以将流体(液体或气体)泵送至印章的表面从而使表面变湿或以化学方式将其功能化并且因此改变印章表面的表面粘附力。转印印章可以由任何材料制成,包括但不限于聚二甲基硅氧烷(PDMS)及其衍生物。在一个非限制性实施例中,该印章是形成立方体的一块PDMS,该立方体可以具有范围从约1微米到1米的尺寸。对于这个示例,该立方体是 $1\text{cm} \times 1\text{cm} \times 0.5\text{cm}$ (长度、宽度、厚度)。立方体的一个 $1\text{cm} \times 1\text{cm}$ 表面被指定为压印面。通过使用光刻掩模或模板掩模,竖直孔(通道)的图案被蚀刻从压印面通到印章的相反面。这可以使用氧活性离子蚀刻来完成。这些孔是微流体通道,并且直径可以是约0.1-10微米。它们可以间隔开约1-50微米。另一块PDMS可以形成为存贮器形状(例如, $1\text{cm} \times 1\text{cm} \times 0.5\text{cm}$ 立方体,其中从一个表面切出(约 $0.8\text{cm} \times 0.8\text{cm} \times 0.3\text{cm}$)更小立方体)。这个形状可以通过将PDMS浇注到模具中、使其固化、并且将其模具中移除来形成。这块附加PDMS然后可以放置成与第一块PDMS相接触并且键合(这可以经由在接触这两块之前使PDMS暴露在紫外线

臭氧或氧等离子体下来完成),这样使得这两块形成图6中步骤A所示的形状。然后,一个或多个孔可以刺入存贮器的顶部,从而使得可以装配流体管以便将水泵送到印章中。在另一个非限制性实施例中,如上所述构造印章,例外的是第一块PDMS通过模制形成为具有多个微流体通道。PDMS模制是众所周知的技术。首先,创造模具,所期望的形状的颠倒形状。在这种情况下,也就是底座上具有四个壁的立柱阵列。然后通过浇筑进PDMS来对这个模具填充PDMS,从而允许其固化(其可以处于升高的温度),并且然后移除PDMS。在另一个非限制性实施例中,压印表面还被图案化有浅蚀刻表面通道阵列。在实施例中,这些通道可以是约100-10000nm宽、并且蚀刻进PDMS 100-10000nm。这些通道可以形成线性阵列或棋盘形网格。这些通道的用途是帮助从竖直微流体通道在印章表面周围分配液体。此外,这些通道用于允许空气出口,该出口必须被放置成将液体推送到印章的表面。可以使用的液体的示例包括但不限于水(其将会使印章的表面变湿并且减小其粘附性)。在气体流体情况下,这些表面通道可能是不必要的。能够降低PDMS的表面粘附力的气体的示例是二氯二甲硅烷(DDMS)、全氟辛基三氯硅烷(FOTS)、全氟十七烷三甲基氧硅烷(PF10TAS)、和全氟癸酸(PFDA)等等。

[0134] 在实施例中,印章可以如图6A-6F所示操作。首先,按压其与具有有待拾起的靶材料或器件的衬底相接触。(图6A)。通过靶材料与印章之间的众所周知的范德瓦耳斯力(Van der Waal's force)来拾起靶材料(图6B、图6C)。靶材料被放置成与最终衬底相接触并且被按压接触(图6D)。将流体(例如,水)泵送至印章表面,以减小粘附力(图6E)。印章可以留在这种状态下(与水接触)持续水使印章表面完全变湿所需的时间。最后,将印章移除,将靶材料留在最终衬底上(图6F)。在图6A-F,为了清晰做出以下标记:流体入口601S;PDMS印章602S;流体分配存贮器603S;到达印章表面的微流体通道604S;粘合剂印章表面605S;有待拾起和转印的器件6;初始衬底607S;最终衬底608S;泵送进水609S,从而水到达微流体通道的末端来改变转移印章的表面粘附力和并释放器件。应注意,图中未示出印章表面上的任何表面通道,并且该图没有按比例绘制。

[0135] 能够实现可伸展电路的配置的另一个示例如‘125申请结合可延展互连所描述。(见‘125申请的图3)。可以认为电气部件是多个互连节点之一,在底层柔性衬底扩张时,其互连扩张/延展。在实施例中,柔性和可伸展电子器件可以用各种各样的方式实现,包括涉及到衬底、电气部件、电互连等等的配置,并且在其形成和实现过程中涉及到电气工艺、机械工艺和化学工艺。

[0136] 虽然将结合以下实施例讨论用于组装可伸展或柔性电路的技术,但上述技术应被理解为单独或组合应用来实现本文中所描述的任何实施例的可伸展或柔性电路。

[0137] 如本文中充分讨论的,CMOS器件提供各种复杂的功能,包括感测、成像、处理、放大器、缓冲器、A/D转换器、存储器、时钟和有源矩阵开关晶体管。本发明的可伸展/柔性电路的电子器件或“器件岛状物”可以是器件并且本身能够执行本文中所描述的功能、或是其多个部分。

[0138] 在实施例中,器件和器件岛状物、器件可以如上所述是“有源的”。

[0139] 在实施例中,电子器件可选地布置在器件岛状物安排中,如本文中所描述的。本文中关于电路1000S所描述的并且因此电子器件可以因此存在于电子器件本身中,在多个电子器件和/器件部件阵列上扩展,或者经由与其他电子器件和/或器件部件的电子通信和协作来实现,每个电子器件(或电子器件与器件部件组合)具有单独的或添加的、但补充的功

能,这些功能将从本披露中变得明显。在实施例中,这种电子通信可以是有线的。因此,所述器件可以包括能够进行这种无线传输的换能器、发送器、或接收器。

[0140] 参照图1A,这个图示意性地描绘了电路1000S(并且因此电子器件、器件部件、或其组合)的功能。元件1100-1700及其子元件和部件(包括电子器件、器件部件、或其组合)可以在适用时单独或以任何组合存在于电路1000S中。以下将讨论某些组合;然而,以下讨论内容仅描绘了本发明的示例性实施例并且从而它们因此不应被视为限制本发明的范围。将容易认识到,如本文中概括描述的电路1000S可以用各种各样的不同配置被安排和设计。尽管如此,将带着附加特异性和细节描述和解释本发明。

[0141] 电路1000S包括传感器(本文中又称为“传感器器件”)1100,这些传感器用于检测受试者身体的各个参数,包括如体温、和红外热参数;光参数;电气化学和生物化学参数,如pH、酶活性、包括血液气体和血液葡萄糖的血液组分、离子浓度、蛋白质浓度;电参数,如电阻、导电性、阻抗、EKG、EEG和EMG;声音和压力、触觉、表面特征、或受试者材料(包括组织)的其他形貌特征。因此,为了实现对上述参数的检测,传感器可以包括热敏电阻器、热电偶、硅酮带隙温度传感器、薄膜电阻温度器件、LED发射器、包括光检测器的光学传感器、电极、压电传感器、包括超声波发射器和接收器的超声波传感器;离子敏感场效应晶体管、和显微操作针。在实施例中,用于检测蛋白质、酶类和其他生物标志物(包括具体状态的指示器,包括有机体的疾病状态)的荧光检测器(例如,CMOS成像器)阵列。以下将讨论使用以上传感器中的一者或多者、或检测和/或测量以上参数中的一个或多个参数的示例性实施例。

[0142] 传感器(例如,传感器器件岛状物)之间的间隔距离可以是可制造的任何间隔距离,可用范围可以是但不限于10 μ m-10000 μ m。在实施例中,传感器1100可以被表征为传感器电路。单独的传感器可以耦接至差分放大器、和/或缓冲器和/或模数转换器。所得传感器电路可以形成在与传感器本身相同或不同的器件上。这些电路可以用如下方式来布置:使得来自多个传感器1100的读数可以被切换到并由一个或多个放大器/逻辑电路处理,在实施例中,其是有源阵列或矩阵样式。可以使用多路复用技术(包括在2009年3月12日所提交的公开国际专利申请W02009/114689中所描述的那些多路复用技术,该申请以其全部内容通过引用结合在此)来处理来自传感器阵列1100的信号。多路复用器部件电路可以位于衬底200上的电路1000S上或内,或者位于避免干扰器件的操作的位置处,例如像位于导管导线或气囊的底座上(其在实施例中是相关的,其中衬底是导管气囊;尽管避免干扰操作的其他区域将是明显的。)

[0143] 本发明的优点在于能够利用基于CMOS和微机电系统(MEMS)的传感器和成像阵列。基于MEMS和CMOS的电路能够使用各种感测和成像应用,超出了仅电能的感测和应用。这些类型的基于晶体管的部件采用超越简单的无源电极阵列的有源反馈机构和高性能处理速度(纳秒分辨率)。

[0144] 如上讨论的,多个传感器1100可以打开和关闭和/或选择性地操作,并且读数被可以包括在处理设施1200或1200A内的一个或若干个放大器/逻辑电路处理。类似地,包括本文中所描述的治疗设施1700的电路的任何元件(包括但不限于传感器、效果器、药物递送机构、和刺激电极)可以打开和关闭或以其他方式选择性地操作。以此方式,电路的器件、和器件部件可以选择性地和动态地被激活/致动。电路的选择性地激活/操作的元件可以被视为运作节点。因此,处理设施1200、1200A可以用这样的方式被编程,例如,包括驱动器,这些驱

动器可以具有基于用户经由接口输入的命令、或在处理来自电路中的其他运作节点的数据之后在闭环系统中选择性地操作节点的能力,这种节点包括但不限于传感器或其他电子器件。基于选择性地操作多个节点的能力,该系统将因此具有有效地改变或选择在电路中操作的电气器件的数量、改变或选择在电路的一个区域中操作的电子器件的数量、或改变或选择在电路中操作的电气器件的空间图案(例如,感测和/或生效)的能力。在这样做时,可以改变或选择操作密度。例如,可以通过增加每单位面积的节点数量来增大密度。进一步地,选择性地操作节点的能力能够选择具体运作节点来操作。例如,电路可以被配置成用于仅向电路上的器件与相关组织适形接触的那些位置递送消融疗法,这种适形接触区域是基于传感器已经检测到或生成的数据、基于控制来确定的(作为替代方案或使用密度控制)。在实施例中,另一个示例包括方法并且这些方法能够使感测节点(与处理设施组合)向治疗性有源节点发出是否在相关区附近进行活动的信号。例如,感测节点可以指示消融是否完成并且向冷节点或热节点发出停止活动的信号,同时将其他节点保持有效,其中,那些节点与相关联传感器节点不指示活动完成的区相关联。

[0145] 以上内容可能对节省能量和根据每个应用而不同的处理能力而言是有用的。

[0146] 图1B展示了以上已经描述的实施例。在步骤1210,部署电路。不同的部署方法(如基于导管的递送)并且将在以下进行描述并且适用;然而,器件的部署是将器件放置成与相关组织接触。接触可以是局部的。接触还可以是与组织适形,这能够通过本文中所描述的可伸展电路配置来实现。接触还可以是电接触,电接触在本文中进行了描述并且能够通过本文中所描述的电路的具体实现方式来实现。接触还可以是感测接触,感测接触的时间是器件的传感器相对于相关组织被定向成使得可以获得相关组织的参数的一致检测。一旦被部署,处理设施1200或1200A确定器件的哪些节点与相关组织接触,这在步骤1220示出。在闭环系统中,器件可以激活接触的节点,这在1230示出。激活可以包括激活位于接触位置处的具体传感器、或被确定与所述相关组织接触的治疗设施部分。在为器件操作者(例如,临床医生)设计的系统中,处理设施可以被配置成用于为器件操作提供经由用户界面选择激活哪些节点的能力(在1230所示)。可以由接触的节点通知这种选择,在实施例中,这种选择被传达给器件操作者。在实施例中,可以分析从接触的节点检测的数据,包括以本文中所描述的各种方式中的任何方式(在步骤1240所示)。以上能力适用于本文中的所有实施例,包括所有感测、生效、刺激、和治疗设施实施例。以下将讨论某些利用这种能力的示例性实施例,但本质上不受限制。

[0147] 感测能力的另一个示例涉及到荧光ELISA(酶联免疫吸附试验)测试的使用。在实施例中,电路可以包括用于测量每个节点处的荧光强度从而产生单位空间上酶活性图(以本文中所描述的方式)的传感器。

[0148] 电路1000S包括处理设施1200(可替代地本文中被称为“处理器”、“处理”、和以下紧接着提到的术语),该处理设施可以包括可以直接或间接促成执行存储在其上或对其而言可访问的程度代码或程序指令的信号处理器、数字处理器、嵌入式处理器、微控制器、微处理器、ASIC等等。此外,处理设施1200能够执行多个程序、线程和代码。线程可以同时执行以增强处理设施1200的性能和促成应用的同时操作。通过实现方式,本文中所描述的方法、程序代码、程序指令等等可以在一个或多个线程中实现。线程可以产生已经分配了与其相关联的优先级的其他线程;处理设施1200可以基于优先级和任何其他顺序基于程序代码中

提供的指令来执行这些线程。处理设施1200 (和/或通常电路1000S) 可以包括或者位于存储本文中和其他地方描述的方法、代码、指令和程序的电子通信存储器中。处理设施1200可以通过接口访问可以存储方法、代码和用于执行本文中和其他地方所描述的方法和功能的存储介质。处理设施1200包括在电路1000S的其他元件 (包括电子器件和/或器件部件) 中或与其电子通信。场外处理设施1200A包括某种功能或上述功能;然而,在物理上与电路1000S分开但与其电子通信。

[0149] 处理设施与存储器1800通信,该存储器可以位于电路内或在远处并且与该电路电通信、或者是以上的某种组合。存储器可以执行本文中所描述的所有存储功能,包括存储本文中的各个实施例所生成的检测数据和分析数据,这些数据可以由处理设施用于历史分析和追踪 (如本文中的实施例中所描述的)。

[0150] 数据收集设施1300 (和场外数据收集设施1300A) 被配置为每个独立地或两者收集并存储电路1000S生成的数据,并且其元件包括成像设施1600 (以下进行了讨论)、和治疗设施1700 (以下进行了讨论)。数据传输设施1500包括将 (RF和/或有线) 传感器信息传输至处理设施1200或场外处理设施1200A的装置。元件1100-1700中的每个元件还被配置成与彼此电子通信并且不必一定通过数据传输设施1500通信。在实施例中,电路1000S和/或数据传输设施1500与输出设施300电子通信,在实施例中,该输出设施可以与处理设施1200A或单独的处理设施电子通信。本文中所描述的不同输出 (如基于感测参数的视觉图) 应被理解为从输出设施300发出,在实施例中,该输出设施可以是计算设备的显示器。

[0151] 将结合本文中的其他实施例描述本发明的图形展示和构建地图的功能并且在所有实施例中其应被理解成包括将电路放置成与相关组织接触,如图1C中的1250所示。接触可以是局部的。接触还可以是与组织适形,这能够通过本文中所描述的可伸展电路配置来实现。接触还可以是电接触,电接触在本文中进行了描述并且能够通过本文中所描述的电路的具体实现方式来实现。接触还可以是感测接触,感测接触的时间是器件的传感器相对于相关组织被定向成使得可以获得相关组织的参数的一致检测。在用于构建地图的实施例中,电路将包括传感器1100,并且还将包括处理设施1200或者与处理设施1200A通信。传感器1100可以包括本文中以任何组合披露的传感器中的任何传感器并且检测来自相关组织的数据 (在步骤1260所示)。处理设施从这些传感器接收数据。在步骤1270,处理设施被编程用于生成包括检测到的数据的图像描绘,该数据可以包括相关治疗区域的图像描绘,如心脏中的异常电活动的区域。该图像描绘可以包括任何测量时间内的历史感测数据的绘图、图表、或曲线图。关于感测参数的数据可以包括与电路上的哪个器件和/或哪个位置生成感测数据相关的数据。在实施例中,以传感器在衬底上的位置是已知的这样的方式来标识这些传感器。以此方式,感测参数可以与电路中的或衬底上的位置相关。与和电路 (及其部件) 相对于相关组织的位置相关的数据组合,这种数据可以由处理设施存储和使用,当被这样编程时,处理设施可以呈地图的形式生成与感测参数相关联的数据的视觉描绘。地图可以是二维的或三维的。这种地图可以包括相关组织的导电性、阻抗、或电阻的地图。这种地图可以包括相关组织的热特性的地图。在其他实施例中,利用接触传感器、压力传感器或触觉传感器,地图可以表示组织的机械或形貌特性和多个项,这些项包括但不限于相关组织的温度、压力、导电性、pH、化学活性和/或酶活性。在显示相关治疗区域的实施例中,处理设施可以提供治疗建议,例如,通常在步骤1290 (所示) 指示在哪儿引导消融疗法的标志物。以下

将结合特定实施例讨论本发明的地图构建和治疗性建议能力的其他特定方面、和/或这种地图的性质的其他特定方面。

[0152] 电路1000S可以通过物理连接(包括上述方法)和通过在避免干扰器件的操作的可触及位置或位置上在电路1000S上提供导电焊盘并且使各向异性导电膜(ACF)连接器与导电焊盘接口连接来与外部/单独器件和系统连接或以其他方式与其电子通信。同样,电路1000S和/或相关联的器件1010S可以包括能够无线传输并且因此能够与外部/单独器件和系统无线通信的换能器、发送器、收发器、或接收器。此外,电路1000S岛状物可以被制成用于沿波导(如以下描述的波导)执行光数据通信。

[0153] 电源400可以用任何数量的方式向电路1000S供应功率,包括在外部以光学方式,使用波导和除了电路的剩余部分以外还可伸展/柔性格式制作PV电池。在其他实施例中,薄膜蓄电池可以用于对电路1000S供电,这样可以使装置能够留在身体中并与操作者通信。可替代地,装置上的RF通信电路不仅可以用于促成电路内的器件之间和/或与外部/单独系统的无线通信,而且它们还可以接收RF功率从而为电路供电。使用这种方法,可以消除对外部电接口的需要。

[0154] 电路1000S包括治疗设施1700,在本发明的实施例中,该治疗设施包括各种元件来实现所期望的疗法。在实施例中,电路可以包括热或光活化药物递送聚合物,当被活化时,这些聚合物可以向身体中的局部站点释放化学剂,如消炎药。因此,在实施例中,发热或发光电子器件(如LED)可以用于活化药物递送聚合物。在实施例中,治疗设施可以通过使用LED阵列分解聚合物链(解聚合反应)来激活聚合物的光活化药物释放、并且从聚合物基质释放储存的药物。进一步地,治疗设施可以采用聚合物、凝胶和其他适用的可承载药物的材料的机电调制。在实施例中,来自治疗设施中的电极的电刺激产生材料中的孔大小的调制,如其中结合有药物的基于肽的纳米纤维水凝胶。然后,物理变化例如引起孔大小,该孔大小引起药物递送到周围组织中。

[0155] 在其他实施例中,治疗设施1700可以采用离子电渗疗法。本发明的治疗设施可以嵌入或集成在半透性衬底上或内。该治疗设施的电子器件可以包括创造电场的可控电极(以本文中所描述的方式控制)。电场在放置于半透性衬底中或附近的带电流体或离子流体上诱发力。电场的强度可以改变以控制跨半透性衬底的流速。在实施例中,改变衬底的孔大小和/或物理设计可以用于进一步控制离子流体横越衬底。流体包含药物或者一旦流体与药物接触就引起以可控制的方式释放药物。

[0156] 治疗设施的这种药物递送实施例可以是无源的(例如,通过聚合物基质的基于时间的降解来释放药物)或者是有源的(使用致动器打开存储器、光活化、机电存储器、离子电渗疗法、金属箔蒸发打开存储器)。示例性药物递送实施例将在以下进行描述,但不应被认为是本质上是限制性的。

[0157] 其他疗法可以由电路1000S来管理/实现,该电路具有治疗设施1700,如被配置成用于在部署过程中将消融疗法递送到心脏组织的电路。递送消融疗法的实施例可以被称为“消融性设施”或“消融设施”。本文中将描述治疗设施1700的其他实施例。治疗设施的那些示例性配置和方法不应被认为是限制范围,同样不应被认为唯一和专门适用于所描述的具体示例性实施例,而是适用于利用治疗设施1700的所有实施例。

[0158] 在本发明的实施例中,电路1000S包括成像电路1600。实施例中的成像电路1600包

括封装的有源像素传感器阵列。该阵列中的每个像素可以包含形成在单片单晶硅 ($50 \times 50 \mu\text{m}^2$; 厚 $1.2 \mu\text{m}$) 中的光检测器、pn 结阻塞二极管、有源放大器、和模数转换器。在实施例中, 成像电路 1600 可以用聚合物层 (如 PDMS) 包封以防止接触应力诱发的损坏。成像电路 1600 可以包括位于衬底 200 上的被定位成紧挨着受试者的身体 2000 内的相关站点的光检测器阵列, 由于光检测器接近组织, 该光检测器阵列能够提供高空间分辨率成像而不需要基于透镜的聚焦。成像电路 1600 包括光源, 该光源包括或连接至光纤或 LED, 从而向光检测器提供照明以便使相关组织成像。

[0159] 因此, 以上配置、设计、和技术使电路能够与身体中的组织直接接触并且在一些情况下与其适形。这种与组织的适形接触增强了本文中所描述的医疗器械、方法、和系统的能力。

[0160] 包括传感器 1100、处理 1200 和 1200A、输出 300、和治疗设施 1700 方法的电路 1000S 的示例性配置将在以下进行描述并且在以下讨论中使用参考号 1000B、1000N、1000T 和 1000E 被提及。然而, 应理解到, 本文中所描述的电路 (和因此其电子器件、部件、和其他运作元件) 的任何实施例应适用于任何示例性实施例。这些示例性配置和技术不应被认为限制范围。将容易认识到, 可以用各种各样的不同方式利用、安排或以其他方式实现如本文中概括描述的本发明的电路元件、配置、和制造技术。同样, 并且通过简明方式, 针对本文中所描述的所有示例性实施例的电路配置和运作元件以及制造技术应被认为适用于本文中所披露的每个或任何实施例, 并且同样被应被认为唯一且专门适用于所描述的具体示例性实施例。

[0161] 现在将讨论成像设施 1600 的实施例。应注意的是, 成像设施 1600 可以并入电路中或者以其他方式结合本文中所描述的任何实施例使用。一些实施例可以涉及到由柔性和可伸展电子部件组成的非平面电子成像阵列。该阵列的柔性和可伸展性能够实现弯曲配置。可伸展电子部件主要呈有源和/或无源像素阵列形式, 这些阵列可以并入以上详细描述成像系统中。这些电子部件可以安排在岛状物 (即, 器件岛状物安排) 中, 这些岛状物将容装所需电路并且经由互连来机械互连和电互连。这些互连进而优选地吸收应变并且因此将破坏力引离器件岛状物。这些互连提供一种机构, 通过该机构, 在施加力时, 集成电路可以伸展和弯折。本发明主要引用由用于成像用途的一个或多个像素单元组成的器件岛状物。然而, 可以并入“岛状物”中的可伸展电子器件和器件部件不局限于本说明书。器件岛状物和互连可以通过转印来集成到最终产品或系统级器件结构中。本文对此进行了进一步描述。可以在这个过程多个阶段中的任何阶段执行电子器件和系统/器件互连集成的包封。

[0162] 成像阵列和所附电子器件中所使用的电路可以包括标准 IC 传感器、换能器、互连和计算/逻辑元件。这些器件通常根据实现所期望的功能的电路设计来形成在绝缘体上硅 (SOI) 晶圆上。可替代地, 半导体器件可以在合适的载体晶圆上被处理, 这些载体晶圆提供由容易移除的层 (例如, 聚甲基丙烯酸甲酯 PMMA) 支撑的顶层超薄半导体。这些晶圆用于通过标准工艺制造弯折/伸展 IC, 其中, 根据具体应用的要求定制岛状物和互连布局。

[0163] 根据本发明创造电子器件时所利用的制造步骤的代表性非限制性示例如下。本领域的技术人员将认识到, 如本文中所描述的其他可伸展电子器件可以可替代地在根据本发明创造非平面成像器件时应用。

[0164] 在实施例中,电气器件可以布置在器件“岛状物”安排中。在本发明的一个实施例中,这些器件岛状物的面积通常可以是 $1\mu\text{m} \times 1\mu\text{m}$ – $1000\mu\text{m} \times 1000\mu\text{m}$ 。然而,可以根据需要利用其他特征大小。这些岛状物可以容纳可以包括光子感测材料的至少一个像素和相关联的电路(例如,在有源像素阵列情况下,晶体管)。较大的岛状物可以具有容得下不止一个部件或像素的容量。这些岛状物可以连接至缓冲器和/或放大器。岛状物可以容纳有源矩阵开关、A/D转换器、能够读入数字信号并且对它们进行处理的逻辑电路、并且能够输出数据或将数据存储在存储器单元中。此外,一些岛状物仅被设计和用作金属接触焊盘。在每个岛状物之间建立至少一个电气互连和/或机械互连。

[0165] 如图7A中所示,可以使用标准CMOS制造技术将图像传感器制造在平面SOI晶圆(例如,厚度厚 100nm 至 $100\mu\text{m}$;这个示例是顶部Si厚 $1.2\mu\text{m}$,掩埋氧化物厚 $1\mu\text{m}$)上。还可以使用非硅酮材料(如锗、砷化镓、磷化铟、硫化铅等等)来制造这些图像传感器。

[0166] 如图8中所示,每个像素800NP安置在阵列802NP。如所示,像素可以具有控制和功率触点,如用于位804NP和字808NP选择、和功率(V_{cc})810NP和复位812NP。该阵列可以布置在如 $1\mu\text{m} \times 1\mu\text{m}$ 岛状物阵列中,如与任何相邻岛状物等等间隔开 1 – $100\mu\text{m}$ 。在伸展处理之后,由于整个阵列的收缩,这种岛间间隙可能缩小。像素尺寸可以在岛状物大小(例如,面积为 $1\mu\text{m} \times 1\mu\text{m}$ – $1000\mu\text{m} \times 1000\mu\text{m}$,其中示例性像素间距为大约 $2\mu\text{m}$ 并且因此 $100\mu\text{m}^2$ 的岛状物将包含25个像素)的极限内变化。图9示出了可以使用的附加有源像素设计,包括微透镜902NP、放大器晶体管904NP、总线晶体管908NP、硅衬底910NP、复位晶体管912NP等等。

[0167] 成像阵列的一个实施例是使用2金属层工艺制成的CMOS有源像素阵列。使用为机械桥和电互连到系统中的集成指定的规则设计该阵列。在SOI晶圆上制造被间隙分开的图像传感器网格(图7B)。这些间隙促成在后面的阶段形成可伸展互连。然后蚀刻掉每个间隙下面的硅来隔离图像传感器岛状物(图7C)。当考虑成像阵列的最终非平面形状时,这个间距可能是重要的。为了像素以最终非平面形状均匀间隔开,像素/岛状物分离可能需要在平面布置上不相等。因此,岛状物之间的互连可以具有不同的长度。在逐案例基础上完成计算从而确定岛状物在平面设计下的最佳布置以便实现非平面成像阵列中像素密度均匀。例如,图像传感器之间的间距范围可以从 100nm 到 $100\mu\text{m}$ 。

[0168] 在实施例中,这些图像传感器岛状物由第一聚酰亚胺(PI)钝化层所保护,然后应用短HF蚀刻步骤来对这些岛状物进行部分底切(图7D)。移除第一钝化层,并且然后 SiO_2 薄膜(厚 100nm)通过PECVD或其他沉积技术结合剥离过程而被沉积和图案化,从而使得氧化物层覆盖器件岛状物之间(除了大约 $5\mu\text{m}$ 宽的区域外)的大部分间距(图7E)。这个氧化物层的用途是在最终蚀刻步骤过程中充当牺牲层,从而使得在下一个步骤中沉积的PI仅粘附到较小的约 $5\mu\text{m}$ 宽的区域中的底层硅上,该底层硅具有足够的粘附力来防止器件在HF蚀刻时漂走,但粘附力没有太大到以至于阻止高产转印。

[0169] 第二聚酰亚胺层被旋涂上并且图案化以形成岛状物之间的互连接线/桥的形状(图7F)。通常,一个桥可以从一个岛状物边缘的中心延伸至另一个岛状物边缘的中心。这种设计用于无源矩阵成像阵列中。可替代地,两个桥可以从器件岛状物的每个角延伸至两个不同的器件岛状物角。其他桥配置也可以专用于目的在于减小最终可伸展系统中的总体机械应变(由机械建模确定)的设计。一个示例性互连设计具有严密封装的蛇形布局并且从岛状物的一个角连接至相邻岛状物的角。在实施例中,互连桥可以为大约 $100\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 宽,并

且可以容纳多条电线。

[0170] 第二聚酰亚胺部分地填充器件被底切的地方;这起到了随后在释放工艺中稳定岛状物的作用并且起到防止其移动的作用。在第二PI层中蚀刻出过孔以形成金属互连。接下来,将第三金属层图案化以接触电路并从一个岛状物到另一个岛状物连接字线、位线、复位线和vcc线(图7G)。在本发明的一个实施例中,这些岛状物各自由一个像素组成。在这个示例中,第三金属层触点1-8通过过孔,如图10中所示。根据需要,过孔向下形成到第一和/或第二金属层,从而促成传感器字线、复位线和Vcc线与第三金属层之间的电接触。在本发明的另一个实施例中,这些岛状物由多个像素组成。图11至图13展示了对于将岛状物与多个像素互连可能有用的多种设计。

[0171] 在图像传感器的一个实施例中,滤色器阵列(例如,拜耳滤色器阵列)然后沉积到每个像素上(图7H)。这与在常规滤色器沉积中所做得一样通过使用颜料注入光刻胶(例如,邻叠氮萘醌DNQ-酚醛清漆)来完成。对于不需要彩色图像的应用,可以省略这个步骤。

[0172] 第三PI层被旋涂上(覆盖这些接线以及其他所有东西)(图7I)。在本发明的一个实施例中,然后可以使用激光消融和热回流来处理第三PI层,从而创造如(图7J中)所示的微透镜阵列。

[0173] 然后通过用沉积的SiO₂硬掩模在O₂RIE中进行蚀刻来将第二和第三PI隔离开。对位于这些器件岛状物和桥外部的PI、以及旨在外部电接口连接的PI覆盖区域和产生位于下方的氧化物的小区域进行蚀刻。

[0174] 如果需要的话,可以形成蚀刻孔,并且然后通过湿法蚀刻和/或干法蚀刻将这些蚀刻孔转移穿过硅层或金属层。使用HF蚀刻剂将位于下方的掩埋氧化物蚀刻掉以便释放器件,由于在靠近这些器件岛状物(图7K)周围的边界接触操作晶圆上的第二聚酰亚胺钝化层,该蚀刻剂保持附接到操作衬底上。

[0175] 如果HF蚀刻不是足够可控的并且在PI隔离层下方渗透并由此腐蚀CMOS器件,那么在第二PI钝化之前可以完成简单的氩溅射以移除任何自然氧化物,接着是非晶硅溅射,接着是PI钝化以及剩余的处理。在漂洗之后,将器件留下进行风干。最终结果是通过金属和聚合物互连系统连接的岛状物网。这些岛状物包含一个或多个像素。

[0176] 应理解到,可以使用除了上述那些技术以外的技术、以上列出的技术的组合、和上述技术的小偏差来实现可伸展电路。例如,可伸展电路可以通过溅射、化学气相沉积、喷墨印刷、或与图案化技术组合的有机材料沉积形成在塑料材料、弹性材料、和其他可伸展材料上。可以用于制作电路的半导体材料可以包括非晶硅、多晶硅、单晶硅、导电氧化物、碳纳米管和有机材料。用于能够实现可伸展电路的上述所有方法在本文中可以被称为“可伸展处理”。

[0177] 如在此所描述的,可以通过转印将通过以上所描述的方法之一制造的欠蚀刻的、超薄的部分或完全处理的电路从它们的硅母晶圆转移至所期望的表面。

[0178] 非平面成像阵列的一个实施例包括CMOS成像系统。此成像系统可以是有源的或者无源的。如本领域中已知的,该CMOS成像系统的部件遵循常规的CMOS成像技术,其中,CMOS传感器器件将图像转换为数字图像。该传感器通常包括具有电阻器和若干感测元件(如光电二极管)的像素阵列。CMOS图像传感器由用于感测光的光敏装置以及用于将所感测的光处理为电信号以将它们作为数据的CMOS逻辑电路组成,其中,读出电路连接至每个像素单

元。一种创建有源矩阵成像阵列的方法通过将岛状物与类似于图8和图9中所示出的那些像素单元相类似的像素单元相接合来完成。图10展示了一个CMOS有源像素如何可以连接至一系列邻域像素以形成由将最终使得阵列的可伸展性和能力能够适形于非平面配置的互连相接合的阵列。图11A至图11C展示了在岛状物上有多个像素单元的示例,这些像素单元经由夹置于聚合物支撑件(如聚酰亚胺)之间的金属线连接。在彩色相机应用中,由于传感器仅测量光强,所以需要滤色器。还使用微透镜来增大聚焦到每个像素上的光量。这些层可以容易地通过众所周知的技术并入到非平面像素阵列中。最终,CMOS图像阵列被并入到更大的系统(如相机模块)中,并且将需要支撑硬件以便创建有用的信息;如在图14中所展示的,包括:像素图像1002NP、定时1004NP、偏置电路1008NP、A/D转换器1010NP、放大器1012NP、列复用器1018NP、行访问1014NP等。

[0179] CMOS阵列的另一个实施例是背照式配置。这种配置并入了初始设计的多个方面,但是阵列被翻转并且光从后方被引导到每个像素上(更靠近感测元件),而不是使来自图像的光通过金属层而到来。这种设计显著地增加了到达光电二极管的光量,因为如在图15A中所示出的常规前照式成像器中所发生的那样,更少的光被金属互连和电介质层阻挡(像素晕影)。可以在图15B中看到这种背照式配置堆叠设计。类似于常规的顶照式图像传感器,背照式像素需要滤色器以便产生彩色图像,并且受益于在堆叠的顶部具有微透镜阵列而将更多的光引导到成像器的感光部内。

[0180] 制造这些反转检测器揭示了光电二极管/透镜/滤色器对准、焊盘接触形成和晶圆打薄(全部都是需要的工艺)的显著挑战。本发明中所描述的可伸展处理技术提供了一种方法,通过这种方法可以克服这些挑战中的一些。作为由于减小厚度而经受传感器成品率的显著减少的常规晶圆打薄工艺的替代方案,这是尤其有效的。本发明描述了一种方法,这种方法采用底切蚀刻和聚合物包封以创建较薄的器件并且避免需要对器件进行背面研磨。

[0181] 为了创建背照式成像阵列,针对前照式阵列(常规),可以接下来进行相同的工艺直至如图7G中所展示的那样对像素间金属互连进行沉积时。在对最终金属层进行沉积之后,钻出过孔到氧化物层,并且底切出图像传感器岛状物。这种底切将这些岛状物从母晶圆上释放,但是它们由位于它们下方的PI支柱所支持。然后,如图17A至图17B所示的那样,使用几何转移印章来将经伸展处理的图像传感器翻转过来。滤色器阵列和微透镜阵列可以由常规的技术进行制作,同时如图18A至图18F所展示的那样堆叠在牺牲层的顶部上。如图19所展示的,滤色器和微透镜阵列与传感器阵列相对准,并且两者被键合到一起以完成器件构造。下一个步骤涉及对几何印章的弛豫,以便形成所需要的弯曲形状。然后,如图20A至图20C所展示的那样对弯曲传感器进行封装。图21至图23中展示了用于创建背照式成像器的其他可能的工艺流程。

[0182] 在实施例中,本发明可以提供一种用于制作平面背照式成像器的方法。如图24A至图24F所示,用于创建背照式成像器的工艺以在由刚性载体衬底所支撑的牺牲层上创建光电二极管开始。在本示例中,在SOI晶圆上制作硅光电二极管。然后,在光电二极管的顶部上制作电介质线和金属线,以完成对图像传感器的制作。常规的图像传感器设计可以用于前述步骤。然后,使用聚合材料来对图像传感器的表面进行钝化。这种聚合材料提供了机械支撑。接下来是蚀刻步骤,创建多个小孔以便接近牺牲层(例如,SOI氧化物层)。然后,通过化学作用移除牺牲层。图像传感器阵列现在准备好被翻转,优选地使用弹性印章。该印章将图

像传感器从其载体衬底上拾起,并且将其转移至完成该翻转的另一个印章。随后其被沉积到干净的第二载体衬底上,以便进行进一步的处理。在此阶段,可以使用本领域技术人员已知的技术来制作滤色器和微透镜。

[0183] 在此所描述的实现非平面成像阵列的方法可以适用于许多其他的成像阵列/像素设计。可以使用我们的可伸展处理方法来修改可商购的CMOS成像阵列设计,以便给出非平面成像阵列样式,如兆像素成像器、全帧成像器、线成像器、CMOS成像器、CCD成像器等。该修改涉及用如上所述的一系列金属互连和聚合物互连来连接多个岛状物,每个岛状物包含至少一个成像像素。可以通过过孔来进行连接,过孔提供了一种接近掩埋的金属层并且将这些金属层接合到允许系统变形的像素间互连网络的手段。

[0184] 根据本发明的实施例,非平面成像系统可以被并入到多个产品/应用中,如医学成像器、内窥镜、血液流动成像器、核药物成像器、红外相机和其他成像器、用于高分辨率成像的有源像素阵列、x射线成像器、伽马射线成像器、超声波成像、热成像等。在每个应用中的图像传感器的实施例可以形式为封装的图像传感器、相机模块(光学部件和成像器)或更完整的相机(具有应用特定的性能所需要的所有软件和硬件的自足式成像器件)。

[0185] 成像传感器可以通过各种方法而被并入。一种方法涉及直接将成像阵列并入到所期望的系统的相机中,由此用如在以上实施例中所描述的非平面成像阵列来替代平面成像阵列。这是通过沉积金属线以便将图像传感器的键合焊盘连接至其支撑衬底的外缘、然后将各向异性导电膜(ACF)连接器从这些金属线键合至接收系统的计算模块而完成的。可能有至少一个离开成像阵列的可以连接至用于图像处理的电路的ACF连接器。图像阵列的布局中的导电焊盘方便地靠近阵列周边被放置在易于接近的区域中。如果这些焊盘由包封层(如PDMS)覆盖,它们可以经由湿法或干法化学蚀刻、机械移除(包括但不限于钻孔)材料或通过激光烧蚀/热烧蚀来接近。

[0186] 用于将弯曲的传感器阵列并入到产品中的另一种方法是将图像传感器封装在更常规的芯片级封装件中,如图16A至图16F和图20A至图20C中所示的球栅阵列(BGA)。根据以上实施例,金属线被创建用于使图像传感器的键合焊盘接触其支撑衬底的外缘。因此,ACF连接器被融合到这些金属线并且连接至32针接触件,该接触件联接至BGA层压板以便与外部部件进行通信。BGA衬底通常由两个或更多个绝缘金属层(由双马来酰亚胺三嗪(BT)层压板所覆盖的铜)所组成。该层压板在其底面被键合到一系列铜球上。向该衬底内钻出过孔直到铜球,以便于32针接触焊盘和导电球的直接路径。为了稳定和固定弯曲图像阵列的底面及其ACF互连,可以应用保护环氧树脂。弯曲成像器的BGA形式将更易于接受到众多产品中,并且可以提供提出并非特别针对独特成形的成像器所设计的系统的可能性。可以使用其他类型的BGA,如本领域技术人员所完全理解的。

[0187] 根据本发明的关于如图25A至图25B中所示的那样被并入相机模块的非平面图像传感器的实施例,封装的图像传感器(例如,BGA)被直接并入电路板中,该电路板容置了包括图像处理器、随机存取存储器和接口逻辑硬件在内的部件。这是通过以下方式来完成的:将在BGA的底部的球触点与电路板的触点相对准,然后施加热量以使这些球融化并形成永久键合。

[0188] 最后,包含至少一个透镜的镜筒与图像传感器相对准。该镜筒包含多个可调节支架,这些支架可以改变透镜与成像阵列之间的距离以改变焦距。这三个部件可以单独生产

然后组装。镜筒在可移动支架上具有至少一个透镜。此透镜可以是玻璃或塑料。该透镜被设计成在组装期间易于卡扣到可移动支架内。在一个实施例中，透镜及其塑料固持件可以被一起挤出。

[0189] 相机模块的一个实施例具有在插入到镜筒之前可以易于制成各种曲率和尺寸的至少一个注塑成型的塑料光学器件/透镜。金属模具被制作成具有中空的透镜形状的空腔，该空腔通过注入半液体形态的聚合物来填充。聚合物在打开该模具并且移除该部分之前被允许对其进行设置或固定。此工艺是在高压下完成的，并且聚合物透镜在其被设置到镜筒的可移动支架上的位置中之前要求很少的完成工作。而相机模块的另一个实施例具有可以改变其曲率的透镜。这是通过使用可以被放在不同径向张力下的基于包封的液体或凝胶的透镜来实现的，由此改变透镜的曲率。以这种方式改变透镜的曲率给予相机模块更大的聚焦能力。可以经由其上支撑有透镜的可移动支架来管理径向张力。

[0190] 本发明的另一个实施例涉及一种可以动态弯折同时附接至相机模块的其余部分的非平面成像阵列。这是通过将图像传感器与厚($\sim 1\text{mm}$)且柔性的PDMS衬底包封在一起实现的。PDMS层使得能够对成像器进行偏转，而对成像器性能有很少或没有影响。这种成像器的主要目的是针对不同光学头进行变形，正如透镜系统被调节用于调整图像的焦距和放大率。曲率的变化可以通过致动器来进行，该致动器类似于上文所讨论的实施例中调制透镜曲率时的可移动支架的致动器。成像器中的张力的施加改变了其形状并且从而改变了相机模块的焦距。施加相等的径向张力可以使用机械治具来实现，该机械治具夹到成像阵列的外缘上，并且可以在所有方向上相等地扩张或收缩以改变阵列的曲率而不会丢失对称性。在这种实施例中，支撑该成像阵列的衬底还将必须是可伸展的。

[0191] 需要对成像阵列的曲率进行优化，以便满足应用特定的需求(例如，不同的成像器曲率度)。针对这些非平面阵列的形状的标准配置包括半球形、椭圆形和回转抛物面。然而，只要系统应变不超出其最大容量(该最大容量被证实为超出150%)，这些阵列可以被制作成更多种多样的对称形状和不对称形状。还需要对每个系统中的透镜的形状和数量进行优化。最后，当改变透镜的数量和成像器的形状时，可能需要较小的空间重新设计。这种修改可以被认为是较小的，并且最有可能将不需要大量创新。

[0192] 在实施例中，本发明可以提供用于制作非平面成像阵列的改进方法。非平面或弯曲的成像阵列的优点在本领域中得到了充分的理解，包括较少数量的光学元件(以及因此重量、尺寸、成本、复杂性的降低)、减小的像差(包括像散与彗差)、离轴亮度和锐度的增大、增大的视场等。本发明提供了一种方法，通过该方法可以利用以如在此所描述的标准半导体工艺所制成的图像传感器(如例如，由单晶半导体所制成的CMOS成像元件或CCD成像元件)来制作非平面成像阵列。本发明然后制作图像传感器并且根据在此所描述的可伸展电子器件技术将图像传感器并入非平面图像阵列中，从而允许创建光学系统，该光学系统受益于图像传感器的标准高质量半导体处理以及如通过利用可伸展电子器件技术所实现的非平面成像阵列的优点两者。这些益处可以实现于多种光学系统(如在此所列举的)中，尤其是减小的重量和尺寸以及增大的视场很重要的情况下，如例如医学视觉系统(如内窥镜检查)等。

[0193] 在实施例中，医学视觉系统可以实现于如例如在此所描述的任何实施例中，包括参照下文结合图50至图53所描述并且如以下专利中所披露的内窥镜检查的那些实施例：在

2010年1月12日所提交的题为“Methods and Applications of Non-planar Imaging Arrays (非平面成像阵列的方法和应用)”的共同未决的美国非临时性专利申请序列号12/686,076,该申请以其全部内容通过引用结合在此。

[0194] 参照如在此所描述的内窥镜成像器,可以看出,安装在内窥镜或成像内窥镜胶囊上的非平面成像器可以用本发明来实现。这里,非平面成像器可以存在于内窥镜或内窥镜胶囊上,如以凹配置或者凸配置。利用这些器件之一读取从过程中发送回的图像的技术员现在可以具有由本发明所提供的所有益处,包括:增大的视场(部分由于弯曲的图像表面)、提高的图像质量(部分由于非平面成像的以及得自高质量图像传感器的益处)、暗光条件下提高的性能(部分由于高质量图像传感器)等。本发明的非平面成像器可以使得图像阵列能够形成于多个医学器件表面上,并且仍然保持高质量图像产品,如被安装在不同的探针、导管、植入物等上。在实施例中,本发明可以提高对医学成像器件中的图像质量和视场两者的改进。

[0195] 在实施例中,本发明可以提供一种减小尺寸、重量和当前利用平面成像器和相关光学器件的任何成像系统的成本的方式。正因如此,本发明可以为任何光学系统提供通用益处。

[0196] 参照图26,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列结构,该成像阵列结构包括可伸展非平面电子成像结构2602,其中,该结构包括与可伸展互连2608电互连的半导体成像单元2604。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0197] 参照图27,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列制作工艺2702方法,该方法包括由单晶半导体衬底制作半导体成像岛状物阵列2704、并且用可伸展互连2708对这些成像岛状物进行互连。半导体成像岛状物可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并

从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0198] 参照图28,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列设施,该成像阵列设施包括可伸展非平面电子成像阵列2802,其中,该阵列可以由与可伸展互连2810电互连并且安装在弹性衬底2804上的多个单像素半导体成像元件2808构成。每一个单像素半导体成像元件可以包括支撑电子器件。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0199] 参照图29,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列设施,该成像阵列设施包括可伸展非平面电子成像阵列2902,其中,该阵列可以由多个多像素半导体成像元件2908构成,并且其中,这些成像元件可以与可伸展互连2910电互连并且安装在弹性衬底2904上。每一个多像素半导体成像元件可以包括支撑电子器件。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如非平面电子成

像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。

[0200] 参照图30,在实施例中,本发明可以提供一种成像器件替换方法3002,包括可伸展非平面电子成像器件3004,其中,结构可以包括半导体成像单元3008,这些半导体成像单元与可伸展互连3010电互连,并且替换成像设施3012中的平面电子成像器件3014以便改善成像设施的成像性能。替换可以是与成像设施、成像设施内的成像传感器等的集成替换。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0201] 参照图31,在实施例中,本发明可以提供一种成像设施,该成像设施包括可伸展非平面电子成像结构3102(其中,该结构可以包括半导体成像单元3104,这些半导体成像单元与可伸展互连3108电互连)、以及附接至该成像结构的至少一个机械致动器件3112(其中,该致动器件可以能够改变成像结构的成像表面3110的形状)。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如在非平面

电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0202] 参照图32,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列制作工艺3202方法,该方法包括制作半导体成像元件阵列3204、用可伸展互连3208来对这些元件进行互连、并且用预应变的弹性印章3212将阵列转印3210至二级非平面表面3214。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0203] 参照图33,在实施例中,本发明可以提供一种成像阵列制作工艺3302方法,该方法包括制作半导体背照式成像元件的成像阵列3304,其中,该成像阵列的制作可以包括蚀刻和转印3308步骤:(1) 第一步骤3310,在第一半导体衬底上制作成像阵列,其中,成像阵列结构通过氧化物层与第一半导体衬底分离开来;(2) 第二步骤3312,对氧化物层的外部部分进行蚀刻;(3) 第三步骤3314,利用通过在成像阵列的前面上的第一弹性印章进行的转印来将成像阵列从第一半导体衬底上分离并且提升开来;(4) 第四步骤3318,将该成像阵列转移至与成像阵列的后面相接触的第二弹性印章;以及(5) 第五步骤3320,将成像阵列转移至第二半导体衬底,其中,该成像阵列的后面现在被暴露用于照射。在实施例中,透镜可以附接至

至少一个背照式成像元件(如微透镜)上。滤波器可以附接至至少一个背照式成像元件(如滤色器)上。该半导体可以是单晶半导体。该半导体可以是用于光电检测的非单晶硅材料,如非晶硅材料、多晶硅材料、单晶硅材料、导电氧化物材料、有机材料、碳纳米管材料等。半导体成像单元可以包括至少一个成像像素以及用于控制并从该至少一个成像像素读出图像的支撑电子器件。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的前面。光可以冲击如在非平面电子成像结构中所提供的成像单元的后面,其中,这些成像单元具有转印至成像单元的后面上的滤色器和微透镜中的至少一者。成像结构可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。可以提供弯曲的成像系统成像器封装,如芯片级封装、球栅阵列等。成像单元的制作可以在绝缘体上硅(SOI)和刚性堆叠中的至少一者上,其中,制作结构可以是硅、然后聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、然后聚酰亚胺(PI)、然后硅的分层顺序。这些成像单元包括滤色器,如以便提供彩色图像能力。成像单元可以包括微透镜,如以便提供增强的图像质量。图像单元可以被安排为传感器岛状物,如每个传感器岛状物包括一个像素、或者每个传感器岛状物包括多于一个像素。成像阵列可以被成形为对称非平面几何形状,如回转抛物面、半球形、椭圆形等。成像阵列结构可以用来创建相机模块,如包括在可移动支架上具有至少一个透镜的镜筒以及用于图像处理和传输的电路。相机模块可以包括透镜,如塑料模制透镜。透镜形状可以经由施加力(如径向张力、径向压缩力等)来改变。成像阵列可以被致动,如以便改变该成像结构的曲率。

[0204] 图34A示出了本发明的实施例,其中,电路1000B是可伸展的并且在可扩张/可伸展衬底200B(其在本实施例中是可充气本体)上。在一些实施例(如图34A中所示的实施例)中,可充气本体是导管220B上的气囊。技术人员将意识到,气囊和导管一起被称为“气囊导管”210B,这是一种在其尖端具有可充气气囊的导管,并且其在导管插入过程期间用于各种医学过程,如扩大体内狭窄的开口或通道。被放气的气囊导管210B被定位,然后被充气以执行必要过程,并且再次被放气以便被移除。

[0205] 图34A示出了在放松或放气状态下的气囊导管210B,该气囊导管被插入管腔2010B(其在本实施例中是动脉)。图34A还示出了在动脉2010B的内壁上形成的动脉斑块2020B。可伸展电子电路1000B以上文参照可伸展电路的各个实施例所描述的方式来进行配置,并且因此根据上述适用技术而适用于衬底(即,充气本体200B)的表面。在实施例中,电路1000B利用互补金属氧化物半导体(CMOS)技术。

[0206] 图34B示出了当器件处于放气或未扩张状态下时电路1000B的详细视图。如上所述,本发明的电路1000B包括至少一个器件,其在图34A和图34B中被绘制为分立器件1010B。如上所述,在实施例中,电子器件与至少一个其他器件1010B进行电子通信。在实施例中,这些器件被安排为如在此所描述的“器件岛状物”配置,并且自身能够执行在此所描述的电路或其部分的任何功能,包括已经针在下文的示例性实施例对图1A中的元件1100-1700或其部分所描述的。从而,在实施例中,器件1010B(或在此的任何这种电子器件)的这种功能可以包括集成电路、物理传感器(例如,温度、pH、光、辐射等)、生物和/或化学传感器、放大器、A/D和D/A转换器、聚光器、机电换能器、压电致动器、发光电子器件(包括LED)及其组合。

[0207] 在实施例中,为了使可能是刚性的器件1010B适应可扩张且可伸展的衬底200B(如导管气囊210B)的要求,器件1010B被制作为使得它们位于分立并隔离的“器件岛状物”中并且通过可伸展互连1020B或被配置成用于适应可扩张或可伸展表面的互连来进行电互连。

与电路1000B的所有元件一样,互连1020B可以根据在此所描述的技术来制作,并且因此可以被与参照此示例性实施例所描绘和描述的那样不同地进行配置。

[0208] 在此示例性实施例中,可以看出,互连1020B是柔性的,并且因此能够适应由气囊210B的充气所导致的伸展(图34C中所示)。从而,电路1000B是可扩张的或可伸展的。在图34B中所示的实施例中,当衬底200B处于放气状态下时互连1020B是屈曲并且非共面的。当充气时(如图34C所示),互连1020B变得共面或非屈曲,以便在充气时适应器件1010B之间增大的距离。这种屈曲、非共面互连以及具有类似性质的电路在在此其他地方进行描述,并且适用于在此所披露的此实施例和其他实施例。

[0209] 如上所述,在实施例中,器件之间和/或所述器件与单独的(例如,外部的)器件之间的电子通信可以是无线的。因此,所述电路1000B和/或相关联器件1010B可以包括能够进行这种无线传输的换能器、发送器、或接收器。

[0210] 用于这种电路的具体制作方法可能取决于期望并入器件中的具体电路类别、以及电路的具体特性(包括器件、互连等的特性),并且包括但不限于关于此示例性实施例所披露的那些特性。在下面的段落中描述了本发明的示例性实施例的完整制作步骤的非限制性示例(即,用传感器和/或效应器或者包括可伸展/柔性电路的衬底仪表化的导管气囊,该可伸展/柔性电路包括能够适形于相关组织的表面(具体地,心脏的表面)的传感器和/或效应器)。应当指出,下面所描述的实施例在某些情况下是指可充气系统(特别是导管气囊)。技术人员将意识到,实施例的操作原理及其制作将适用于以下情形:其上施加电路的衬底是可伸展的或者可扩张的但是并非可充气的,或者衬底是可充气的,但是不一定如上文参照图1A以及对衬底的讨论所描述的那样是可伸展的。同样,如果特定步骤或元件仅适用于可充气衬底,技术人员将意识到这种事实。

[0211] 在在此的实施例(包括但不限于在此针对气囊导管、心脏消融器件、神经束假体、内窥镜检查、组织筛选以及适形传感器带或薄片所描述的那些实施例)中,器件(可以包括温度传感器、电导传感器、压力传感器、电刺激器以及相关联的差分放大器、缓冲器、A/D转换器、逻辑、存储器、时钟和有源矩阵开关晶体管)的阵列可以布置成“器件岛状物”配置。这些器件岛状物可以为从1至50 μm ×1至50 μm 的正方形,这可以容纳一个或多个传感器单元或电路(例如,连接至缓冲器上的温度传感器,该缓冲器自身被连接至放大器上)。如果包括温度传感器,该温度传感器可以是基于电阻、二极管的等(如以下更详细描述),并且可以提供反映温度(或温度变化)的信号。进一步地,剩余的传感器电路针对后续处理来调节信号。

[0212] 在本文的实施例(包括但不限于在此针对气囊导管、心脏消融器件、神经束假体、内窥镜检查、组织筛选以及适形传感器带或薄片所描述的那些实施例)中,这些器件中的一些器件可以容纳有源阵列或矩阵开关和用于将模拟信号转换为数字形式(例如,温度)的A/D转换器,并且一些器件将因此容纳能够读入数字信号并对它们进行处理(例如,以为所感测的温度或温度变化分配值)的逻辑电路。这些电路可以输出传感器度数至另一个模块和/或能够输出数据或将数据存储存储在板上存储器单元中。

[0213] 在在此的实施例(包括但不限于在此针对气囊导管、心脏消融器件、神经束假体、内窥镜检查、组织筛选以及适形传感器带或薄片所描述的那些实施例)中,电路被安排和设计为使得在任何两个器件岛状物之间需要可能仅一个(但是优选地不多于大约100个)电互连。在实施例中,然后使用标准的CMOS制作技术在SOI晶圆(1.2 μm 厚顶部Si,1 μm 后掩埋氧化

物)上制作电路(虽然应当理解,可以使用标准晶圆),并且将每个岛状物之间的硅空间蚀刻掉以便隔离每个岛状物。这些电路由聚酰亚胺钝化层所保护,然后应用短HF蚀刻步骤来对这些岛状物进行部分底切。钝化层被移除,并且然后SiO₂薄膜通过PECVD或其他沉积技术结合提离过程而被沉积和图案化(100nm厚),从而使得氧化物层覆盖器件(a/k/a器件岛状物)之间除了在每个器件岛状物大约5μm宽的区域周围之外的大部分空间。另一个聚酰亚胺层被旋涂并且图案化为这些互连的形状。通常,一个互连可以从一个器件的中心延伸至另一个器件的中心。替代性地,两个互连可以从器件的每个角延伸至两个不同的器件角。替代性地,一个互连可以从一个岛状物边缘的中心延伸至另一个岛状物边缘的中心。这些互连桥可以为大约25μm宽,并且可以容纳多条电线。聚酰亚胺部分地填充器件被底切的地方;这起到了随后在释放工艺中稳定岛状物的作用并且起到防止其移动的作用。VIA被蚀刻为PI层,以便允许金属接线(在下一个步骤中被图案化)接触电路并且将一个岛状物连接到另一个岛状物。(可以重复此步骤,以形成位于第一组上方的附加接线组)。另一个PI层被旋涂(覆盖这些接线以及其他所有东西)。然后通过用沉积的SiO₂硬掩模在O₂RIE中进行蚀刻来将PI(两个层)隔离开。对位于这些器件和桥外部的PI、以及旨在外部电接口连接的PI覆盖区域和产生位于下方的氧化物的小区域进行蚀刻。如果需要的话,可以形成蚀刻孔,并且然后通过湿法蚀刻和/或干法蚀刻将这些蚀刻孔转移穿过硅层或金属层。使用HF蚀刻剂将位于下方的掩埋氧化物蚀刻掉以便释放器件,由于在靠近这些器件周围的边界接触操作晶圆的的第一聚酰亚胺钝化层,该蚀刻剂保持附接到操作衬底上。

[0214] 如果HF蚀刻不是足够可控的并且在PI隔离层下方渗透并由此腐蚀CMOS器件,那么在第一PI钝化之前可以完成简单的氩溅射以移除任何自然氧化物,接着是非晶硅溅射,接着是PI钝化以及其余的处理。在漂洗之后,将器件留下进行风干。它们然后可以通过软质光刻工具从它们的硅母晶圆转移到所期望的表面。电路可以使用弹性印章(例如,PDMS)来拾起,并且或者直接转印到聚合物衬底上、或转印到涂覆有薄PDMS层的聚合物表面或者单独的薄PDMS层(该层在适用的实施例中可以随后包裹住可充气衬底或三维衬底)上。

[0215] 在此所披露的本发明的实施例的电路还可以如下制造:

[0216] 以SOI晶圆(1μm掩埋氧化物上300nm厚的顶部硅层)开始,基于所期望的器件以n型和p型掺杂剂对顶部硅的区域进行适当掺杂。在包含电路的此区域周围,通过RIE工艺形成边界。

[0217] 在同一个步骤中,在该区域内限定多个蚀刻孔。在光刻胶掩模仍然保留在硅的顶部上的情况下,使用HF来对电路区域下方的所有掩埋氧化物进行底切,以形成具有掺杂区的硅膜。此膜被转印到具有基于聚合物的牺牲释放层的另一个衬底上。在此示例中,衬底是在顶部上具有100nm PMMA涂层和1μm聚酰亚胺(PI)涂层的硅晶圆。PMMA是牺牲层,并且PI被部分地以这种配置所固化。硅膜被转印到PI上,硅的顶部上的光刻胶在丙酮中被冲洗掉,并且PI随后被完全固化。接下来,使用RIE将硅膜蚀刻成分立的、非互连的器件岛状物,从而使得RIE停止于PI层上。电路制作完成,包括栅极氧化物和其他所需要的处理,需注意,处理必须在低于大约300℃的温度下进行,以确保与位于下方的聚合物层的兼容性。因此,对于栅极氧化物,可以使用PECVD。然后,导电互连(通常是金属)形成于器件岛状物之间。这些可以从器件岛状物的表面上的任何点开始连接,并且可以在必要时用标准钝化层来隔离。另一个1μm PI的涂层将整个电路涂覆,并且被图案化和蚀刻穿过PMMA至硅。图案包含器件岛状

物和互连,并且移除其他地方的所有PI。如果必要,还可以在此步骤形成蚀刻孔。

[0218] 这些器件可以通过浸入热丙酮中而被释放,该热丙酮移除了位于下方的PMMA。衬底被移除,并且然后这些器件和互连由PDMS印章拾起。此时,它们被PI完全包封在顶部表面和底部表面上。

[0219] 结合一些实施例,在干燥之后,器件可以用PDMS印章来拾起,并且转印到或者衬底(如例如导管气囊210B)的表面上或者衬底的涂覆有薄PDMS层的表面上或者单独的薄PDMS(其随后可以包裹住衬底)。图35A示出了气囊衬底的侧视图,其中,PDMS层230B包裹住气囊的表面。图35B是示出了导管220B、气囊表面210B、和应用于气囊的薄PDMS层230B的截面图。

[0220] 在实施例中,转印的方法可以涉及使用形状为接纳衬底的薄弹性模具。此弹性模具可以被称为几何印章,因为其用于将可伸展电路成形为所期望的的形状的目的。它被制作为使使得其可以由在材料的外边界附近提供单轴力的机械治具伸展为平坦的。衬底的最终实施例的扩张程度取决于在此步骤中的扩张程度。从而,为了具有弹性器件岛状物矩阵,几何衬底/印章必须被伸展到类似高的程度。然后,此平面印章用来将伸展处理的电路从欠蚀刻晶圆处恢复,或者电路可以通过使用弹性转移站而被转移到平面印章上。该平面印章被从应变中释放,以重现其初始形状。此作用对符合非平面印章的形式的岛状物/互连网络进行压缩。然后,可以使用合适的粘合剂将该印章直接集成到接纳衬底上。

[0221] 根据以上方法,可以使用矩形弹性薄膜(例如,PDMS)来替代几何印章。该矩形薄片在接受电子器件阵列之前可以或者可以不被预应变。在接受电路之后,矩形薄片被弛豫(如果预应变的话),然后借助于合适的聚合物粘合剂包裹住衬底(如果该衬底是三维的或可充气的)。如果衬底是可充气本体,那么该衬底通常可以在此时处于其放气状态,然而,可以基于对具体应用的扩张要求来考虑各种充气程度。

[0222] 在实施例中,另一种转印的方法涉及将电路直接转移至衬底的表面上。电路在释放之后被从母晶圆上拾起,并且然后这些岛状物的背面通过阴影掩模蒸发(并且然后在UV臭氧中固化以改善它们相对于互连的粘接性)而被选择性地涂覆以3nm Cr/30 nm SiO₂层。因此,器件阵列和互连被转印到衬底的表面上,这(如果适用的话)可以根据这些互连如何被设计成容纳特定量的压缩或拉伸应力而处于充气状态、放气状态或部分充气状态。这些岛状物优先粘贴在衬底上,而非互连上,这些互连能够自由地伸展和压缩。

[0223] 在一个或多个实施例中,将电子器件岛状物阵列转移至可充气衬底的内表面上可能是有利的。这是通过使用与上文所描述的那些印刷方法类似的印刷方法来完成的。

[0224] 在具有可充气衬底的实施例中,薄PDMS模具可能由半个(充气)气囊形状所组成(在涉及可充气本体的实施例中),从而使得其可以被伸展为平坦的,并且使电路以平坦状态转移到其上,并且然后被释放以弹回到半气囊形状,此半气囊可以然后轻易地附接到真正的气囊上,并且可以甚至被胶合。值得注意的是,在电路位于气囊的外部上的一些情况下,当器件被压缩或者可扩张/可充气本体以其他方式处于弛豫或放气状态下时,桥(在此还被称为互连和物理电连接)向外弹起或者屈曲。在充气状态下,桥1020B应当是相当非屈曲的和/或与衬底200B共面,从而使得在放气状态下它们可以屈曲以便容纳大量的压缩应力。

[0225] 替代性地,此工艺可以对在气囊的放气状态下所制成的模具重复执行,并且伸展到超过平坦,从而使得其被显著地扩张,从而使得在电路被转移并且模具被释放之后,它们

显著地压缩。在这种情况下,它们应该被充分地压缩,从而使得在转移到实际气囊之后,当其被完全扩张时,这些桥几乎是平坦的或完全伸展开并且几乎非屈曲的。

[0226] 在电路被直接转移到衬底上的实施例,PDMS印章应该被制作的较薄(厚度为 $\sim 100\mu\text{m}$ – $500\mu\text{m}$),并且由此充分符合以便适形于目标组织(例如,心室或体腔)的形状。为了进一步增加PDMS符合性,弹性体与固化剂(构成PDMS的成分)的重量比可以被改变,以支持更多的弹性体(20:1和/或高达50:1)。

[0227] 在电路被首先转移以分离薄PDMS层的实施例,该PDMS层可以在刚性衬底上,从而使得转移可以容易地完成。然后,PDMS层可以被从衬底上剥离下来,并且根据电路是否使用预应变转移的而包裹住处于充气状态或放气状态下(如果适用的话)的衬底。可能期望的是以1D阵列而非2D阵列来制成电路。以此方式,该薄PDMS层是可以容易地包裹住可充气衬底以便覆盖衬底的整个表面的较长、较窄的带状物。替代性地,如果期望的是电路向内面向衬底,该衬底可以直接在PDMS载体衬底上沿着电路的平面阵列滚动。如果可充气,衬底可以因此被放气和/或重新充气。放气可以使电路中的互连屈曲并且承担通过放气所施加的压缩力。应当理解,这些适用于气囊导管的压印方法可以适用于在下文所描述的所有实施例中对电子电路进行压印。

[0228] 因此,在实施例,为了应用该电路,气囊210B可以如图36中所示出的那样直接在PDMS载体衬底204B上沿着平面电路阵列1000B滚动。气囊可以因此被放气和/或重新充气。放气可以使电路中的互连屈曲并且承担如图37B中所示的通过放气所施加的压缩力,而充气使这些互连基本上与衬底共面(如图37A中所示)。此原理可以适用于在此的可充气、可伸展、并且柔性的实施例。进一步地,应当理解,所描述的适用于气囊导管的压印方法可以适用于在此所描述的所有实施例中对电子电路进行压印。

[0229] 在实施例,电路可以用另一个PDMS层、或液体PDMS层、随后是固体PDMS顶层来包封(实施例,在处于电路的压缩状态下时),以制成液体包封体。

[0230] 在电路在气囊上朝外的实施例,其可以电性地外部接口连接在导电焊盘处,这些导电焊盘应该被设计成位于气囊的底部。各向异性导电膜(ACF)连接器可以用于通过将膜按压并加热到焊盘上来接口连接至这些导电焊盘。因为该膜这样薄并且是柔性的,其可以然后沿着导管的长度向下行进。

[0231] 在电路被包封(绝缘)的实施例,可以通过对包封层进行选择性蚀刻以暴露接触焊盘来将其(所述电路)制成为可由电子接触访问。ACF现在可以被键合到这些暴露的接触焊盘上。替代性地,在包封之前,ACF可能已经被键合到可伸展电路的接触焊盘上。

[0232] 如上所述,在实施例,电路可以外部光学地供电,将导管用作波导管,并且除了电路的其余部分之外还可伸展格式制成PV单元。光伏电池可利用来自本体外部的光能,并且将电能传送到衬底(例如,气囊导管或薄片)上的可伸展电路。导管还可以用作波导管,并且除了电路的其余部分之外还在导管的气囊部分上以可伸展格式制成PV单元。此外,LED岛状物可以被制成为用于沿着导管波导管向下执行光学数据通信。替代性地,可以使用薄膜电池来为电路供电。替代性地,可以使用器件上的RF通信电路来在本体外部进行无线通信,并且还可以接收RF功率以便为电路供电。使用这些方法,可以减少或消除对外部电接口的需要。

[0233] 在本发明的设备的实施例(涉及但不限于当前正描述的导管气囊或心脏消融器件

的示例性实施例)中,衬底(在此实施例中,导管气囊210B)以具有器件阵列210B的可伸展电路1000B来覆盖并且可以插入受试者的身体的内腔2010B中。这些器件可以包括温度传感器。温度传感器可以是例如由硅二极管组成的硅带隙温度传感器。这些硅二极管的正向电压对温度的变化敏感。替代性地,可以利用铂薄膜电阻温度器件(RTD),该铂薄膜电阻测温器件基于感测不同热电材料之间的温度变化的电阻或热电偶电路的温度引起的变化来测量温度。对于热电阻器,电阻(R)的归一化变化、电阻器温度系数(α)通过下式与温度(T)变化相关:

$$[0234] \quad \Delta R/R = \alpha T.$$

[0235] 可以通过电子束使用热蒸发来对铂(500 Å)以及铬(150 Å)粘接层进行图案化并将其沉积在SOI晶圆上,以便限定单独的RTD传感器。如前文所述,这些RTD传感器可以与基于CMOS的放大器、换能器、计算逻辑元件、和A/D电路集成在相同的器件岛状物上。

[0236] 一旦电路被转移到衬底(在一些实施例中,气囊导管210B)上,可以通过机械弯曲阶段来执行伸展测试和疲劳测试,该伸展测试和疲劳测试能够在多个方向上施加不易拉伸或压缩的应力或者通过重复的充气和放气加载循环来进行。机械弯曲阶段可以与耦接至电路半导体的电探测站(安捷伦,5155C)并行工作。在实施例中,为评估电路的性能,可以执行多个加热测试和冷却测试循环。可以将电路加热至160°C持续5分钟,并且随后在每次电测量之前和之后冷却下来。

[0237] 在实施例中以及在期望保护电路免受外部损坏的其他实施例中,可以将聚合物包封薄层施加于电路,包括在根据下文的描述以及在此所描述的其他适用包封方法来施加电路之后将该聚合物包封薄层施加于可充气本体的表面上。这种包封聚合物层可以极其薄(<100 μm)并且可光固化的,以便允许在不需要与传感器直接接触的区域中进行选择性固化。从而,可以暴露器件的不需要与相关组织直接或适形接触的区域。下面描述了这种选择性包封,但是在此所描述的用于选择性包封的任何技术都可以适用。应注意的是,所有的选择性包封方法都适用于在此所披露的任何实施例。

[0238] 在实施例中,RTD温度传感器在光固化期间可以优先被暴露用于直接接触。有若干种聚合物可以用于进行对包封层的优先光固化,包括但不限于具有2-羟基-2-甲基苯基丙酮光敏引发剂的聚乙二醇(PEG)。可光固化PEG包封一旦暴露于紫外光下则进行固化。可以印刷使用AUTOCAD所设计的光掩模,以便允许对可充气本体的表面进行优先固化。这些掩模可以作为滤波器插入到与宽激发UV滤波器相耦接的UV光源级中。使用对准的掩模进行暴露使得能够进行在可充气本体的策略区内进行聚合作用。在聚合作用期间的视觉对准可以用CCD相机来实现。

[0239] 在实施例中,使用器件阵列来对衬底进行仪表化,该器件阵列包括传感器(如温度传感器)或电极(其可以包括传感器或效应器)——可以被部署为使得温度传感器被定位成与相关组织或表面(在实施例中,其可以为可充气本体充气时内腔中斑块的表面)直接接触或相适形。在此实施例以及在具有在此中所描述的柔性和/或可伸展电路的其他实施例中所实现的重要优点是:电路(以及因此其器件,如传感器)可以不仅与相关表面或组织(例如,内腔的斑块或内表面、心脏的内表面或外表面)直接接触,并且还实现与表面或组织的轮廓的适形接触,以便实现大大改善的性能。

[0240] 在实施例中,传感器之间的间隔距离可以是可制造的任何间隔距离,可用范围可

以是但不限于 $10\mu\text{m}$ – $10000\mu\text{m}$ 。单独的传感器可以耦接至差分放大器、和/或缓冲器和/或模数转换器。这些电路可以形成于与传感器或效应器相同的或不同的器件。这些电路可以以有源阵列或矩阵的形式被布置,从而使得来自多个温度传感器的读数可以被切换到并由一个或多个放大器/逻辑电路处理。这些传感器阵列记录了输入信号,输入信号然后可以被使用沉积在衬底表面与导管管路之间的接合处附近的金属电极从衬底的表面引导到引导接线和处理器。替代性地,金的金属线可以用于使用接线键合器来将衬底表面上的电路附接到导管引导接线的表面上。可以使用多路复用技术(包括在2009年3月12日所提交的公开的国际专利申请W02009/114689中所描述的那些多路复用技术,该申请以其全部内容通过引用结合在此)来处理来自传感器阵列的信号。位于导管引导接线的底部的多路复用器部件电路可以促成这种类型的数据分析/处理。

[0241] 与上文结合图1B所讨论的多路复用技术相关,在此所披露的这种多路复用技术允许电路(或操作者)选择应该利用哪些有源器件、或者什么有源器件图案应该起作用。处理设施被配置成用于在输出设施上生成用户接口,从而使得操作者可以做出所述选择和调节。在一些情况下,所利用的有源器件的标识或图案是基于这些器件是否与相关组织处于电接触或适形接触(或接触到何种程度)。因此,在此所有的实施例都能够生成有用的数据量,即使当所有的电子器件并不与组织上的相关区域完全接触,而是可能处于部分接触。

[0242] 在实施例中,一旦引导接线到达斑块位置的区,器件操作者可以在x射线血管造影过程中使用光学引导来部署气囊导管。导管气囊的可变形和可伸展性质允许在非均匀表面轮廓(如动脉内腔和沉积斑块的表面轮廓)上的多个触点处进行温度测量(如图34A和图34B中所示的2020B)。电路的适形能力使能这种能力。一旦部署,在此所描述的处理设施对传输信号进行处理并且产生了内腔内的斑块的空间温度地图。此数据可以由器件操作者用来沿着斑块检测温度非均匀性存在并且确定斑块类型。一旦确定了斑块类型并且对表面轮廓进行了表征,就可以将气囊导管放气并移除。

[0243] 在本发明的另一个实施例中,可伸展电路1000B包括压力传感器阵列。这种传感器阵列可以是基于硅的,并且利用压阻或电容感测,或者可以基于或光学地基于聚合物。在实施例中,压力传感器具有适合于应用的工作范围和尺寸,并且应该服从如在此所描述的应用并且耐受其将经受的伸展力。

[0244] 图37示出了可以用于在此所描述的任何需要压力传感器或接触传感器的实施例的一个示例性压力/接触传感器。该压力传感器包括由柔性材料(如薄单晶硅、多晶硅、和/或氮化硅薄膜)制成的柔性和悬浮的隔膜600。该隔膜600可以悬浮于由掺杂硅的基极层正上方,该基极层由从SOI晶圆中提取的金属电极层组成。多晶硅隔膜层可以通过首先在硅电极610上沉积 SiO_2 层而被形成成为悬浮层。然后,多晶硅可以沉积在 SiO_2 层上,其进而可以被选择性地蚀刻。此蚀刻步骤允许形成悬浮的并且柔性的多晶硅结构。为了以受控厚度生产隔膜,必须采用使用HF的精确蚀刻率。这个具有已知厚度($2\mu\text{m}$ – $10\mu\text{m}$ 厚)、材料模量和表面面积的隔膜以及位于下方的硅电极共同形成平板电容器。传感器电容是顶部多晶硅层与位于下方的硅电极之间的距离的函数。电容记录将隔膜偏转(由力P所致)与电容变化相联系。

[0245] 在本发明的实施例中,可伸展电路包括接触传感器阵列。在一些实施例中,接触传感器被设计成用于响应于压力而提供开/关电阻变化,从而使得当所施加的压力超出预定阈值时,传感器提供指示其与例如动脉壁接触的电信号。如何形成接触传感器的一个示例

是制成单个机电开关,在该开关中,一个导体被机械地压到另一个导体上。位于表面气囊上的下部导体由金属线组成,该金属线在一个或多个地方是不连续的以形成开路。包封住此开路的是由PDMS所形成的隔膜。PDMS可以被模制或蚀刻为隔膜形状。该隔膜的上壁通过标准的光刻图案化、电化学蚀刻、蚀刻、阴影蒸发等手段涂覆有金属导体。该隔膜被对准并键合到气囊的表面上。该隔膜被设计为使得,当施加一定压力时,其向下弯曲以允许上部导体接触并短路下部非连续导体。这是通过控制隔膜的几何形状(高度和宽度)和材料来完成的。在又一个非限制性示例中,隔膜可以用MEMS技术来制成,如在顶部具有多晶硅桥的牺牲性二氧化硅层。

[0246] 在本发明的实施例中,为了测量相对压力,每个压力传感器可以与参考传感器单元相耦接,除了明显较低的压力灵敏度,该参考传感器单元具有完全相同的电特性。传感器与参考单元之间的压力测量差异使得能够对许多寄生效应进行补偿。可以通过在多晶硅电极的顶部表面上留下钝化层来创建参考单元。具有参考单元连同压力传感器单元允许进行差分压力记录。一旦部署,这种传感器阵列可以生成可由电路用来确定(除其他事项之外)组织的存在和机械性质(如动脉内腔及其内的斑块的存在和性质)。在衬底是气囊的实施例中,这种数据还可以用来估计气囊和内腔的直径,并且向器件操作者提供反馈以结束此时的气囊充气。这种类型的感测可以与温度传感器阵列相结合,以便在单次部署尝试期间提供对组织机械和热性质的全面评估。

[0247] 在实施例中,由这种压力感测所产生的数据还允许创建材料(如动脉斑块)的表面轮廓的触觉图像地图。进一步地,在气囊导管实施例中的这种类型的机械成像可以指示当气囊充气时是否已经成功地部署支架。

[0248] 在本发明的包括治疗设施1700的实施例中,首先用由温度传感器所产生的数据来确定斑块类型,并且之后立即激活嵌入在气囊聚合物中的药物递送聚合物和电路,以便致使对化学药剂(如消炎药)的局部冷却和/或释放到斑块上存在炎症的局部位点。在实施例中,治疗设施1700包括可用来激活药物递送聚合物的发光电子器件(如LED)。

[0249] 在本发明的实施例中,电路包括在此所描述的成像电路1600。从而,在实施例中,电路可以包括在此所披露的感测器件、效应器器件和成像器件的某种组合。在这种实施例中,处理(1200或1200A)是与电路进行电子通信,并且从而被编程或配置成用于生成输出数据(由输出设施所输出)、或感测数据(由成像器件所生成的数据)或两者。在这种实施例中,电路还可以包括电源,该电源可以例如是LED。来自成像传感器的输出可以用来提供组织的高分辨率图像。处理设施还可以被编程为用于将数据与感测数据进行叠加或以其他方式组合,以便创建合成图形呈现。

[0250] 在本发明的实施例中,使用超声波换能器来覆盖衬底,以便生成用来产生斑块和动脉内腔的侧向深度组织图像的数据。

[0251] 在本发明的实施例中,使用用于测量斑块导电性的刺激和记录电极来覆盖衬底。由于脆弱的斑块明显不如稳定的斑块和动脉组织导电性强,这种传感器阵列形式可以基于所测量的斑块导电性来确定斑块类型。一旦部署了可充气本体,这些电极被定位成与斑块直接接触和/或相适形,测量沉积物和导电性。再次,此器件可以与嵌入在可伸展可充气本体内的其他传感器阵列类型相结合,以便并行提供多种感测和治疗功能。

[0252] 由在斑块的位点处的传感器所收集的数据可以根据基准来进行解释,该基准是通

过将同一个可充气本体(或在同一个导管上的第二可充气本体)部署在内腔中的不同位置(没有斑块)来建立的。

[0253] 在本发明的实施例中,器件阵列包括共同制作于柔性的且可伸展的基于聚合物的气囊导管衬底中的温度检测器、压力传感器和光检测器。这些有源器件部件可以使用 $0.6\mu\text{m}$ 或更小的设计特征分辨率来进行设计。可以将它们集成在器件上,这些器件是多片单晶硅($50\times 50\mu\text{m}^2$; $1.2\mu\text{m}$ 厚)。一旦气囊被插入动脉内腔中,器件操作者操纵引导接线将气囊引至斑块位置。气囊的部署可以立即停止血液流动。引导接线优选地装配有光纤或LED;成像阵列与内腔的紧密接触避免需要光学透镜阵列,因为来自光源的光可以穿过阵列之间的互连间隙区,散射穿过内腔/斑块,并且直接到达光检测器。

[0254] 在本实施例中,压力传感器阵列检测可充气本体何时初始接触斑块并且生成用来空间地为整个接触区的数据构建地图以确保成功部署。电路连续地记录由这些传感器所产生的数据,并且空间地为温度构建地图作为检测在动脉斑块中的何处可能有炎症和巨噬细胞沉积的方式。器件操作者可以检查该数据并且决定是否通过药物递送措施、支架部署或对斑块的进一步测试来执行立即行动。器件操作者还可以利用光成像来使斑块可视化。在气囊上除了温度传感器之外还具有集成的压力传感器和成像传感器阵列允许创建气囊接触斑块的区的详细触觉、热和可视地图。使用压力传感器和光检测器阵列的这种类型的分布式机械感测和成像确保支架和/或气囊接触斑块的整个表面。

[0255] 在实施例中,内腔可以是肺静脉。在这种实施例中,电路1000B包括具有传感器的器件,这些传感器生成与肺静脉的电活动相关的数据,该数据进而可以由处理设施用来生成肺静脉的圆周电活动。在其他实施例中,传感器可以包括有源电极。这种实施例可以生成用于对肺静脉的电活动构建地图的数据。进一步地,实施例还可以包括用于在有待在肺静脉中用来对电活动构建地图的气囊上进行异构感测的压力传感器和温度传感器。针对肺静脉所描述的这种实施例可以适用于任何内腔。而在其他实施例中,传感器可以包括有源电极,这些有源电极用于生成用来对隔膜壁、心房壁或表面和/或心室表面的电活动构建地图的数据。

[0256] 其他实施例可以包括被配置成用于生成数据以对电活动构建地图的有源电极,而可充气本体被充电,允许地图构建和消融的并发,如将在下文更加详细地讨论的。在实施例中,消融可以通过激光或者通过RF能量来冷冻地实现。

[0257] 在其他实施例中,接触传感器(包括热接触传感器或压力传感器)生成数据,该数据由处理器件用来确定每单位面积施加到肺静脉口的力,该力可以用来确定可充气本体(即气囊)是否在消融期间堵塞该口。

[0258] 在实施例中,在此的可充气本体可以充气有指定温度的流体。与流体的温度相关的数据可以由电路来生成,并且从而用来对电子器件的热输出进行调整或者对传感器进行校准。

[0259] 气囊导管的实施例可以与支架一起部署,该支架可以被装配在气囊的有源感测和成像区附近。

[0260] 利用导管的实施例可以利用在此所描述的本发明导管。图39示出了导管7000,该导管包括三个内腔:引导接线内腔7002(容纳引导接线);流体注入内腔7006(用于流体的通道,该流体将用来对气囊进行充气和/或控制气囊表面上的电极或有源器件的温度);以及

电路内腔7004(容纳将连接至DAQ的柔性PCB和接线)。在导管系统的组装中,柔性PCB被接线用于连接至DAQ,并且还被电连接至可伸展电极阵列。然后,将此单元螺纹拧接至如与DAQ绑定的接线中所展示的三内腔挤出的电路内腔中,这些接线进入第一个并且通过导管的远端离开以便连接至DAQ。

[0261] 结合气囊导管示例性实施例描述了多路复用器的示例性实施例;虽然其应当被理解为适用于包括涉及地图构建和消融的那些实施例在内的其他实施例。图40示出了无线导管统计复用器,该复用器在单条无线电链路上集中了16(但是可以是其他数量)条异步通道。在图40中,I0-I15是气囊导管电极。3个交叉点开关用于进行多路复用。在多路复用器之后,采用了X倍放大器。这被馈送至CPU的A/D,并且然后被无线地传输。电源和地(3V-5V@5-7.5mA)需要两条接线。

[0262] 异步端口可以针对速度单独被设置为57.6Kbps。还以端口为基础在端口上设置硬件(CTS/忙高或低)或软件(X开/X关偶、奇、标记、空间或透明)流控制。

[0263] 无线导管统计多路复用器合成是以57.6Kbps运行的无线链路。其在免许可ISM或MedRadio带上进行传输。链路无线电模块容易使用连接至网络管理端口或端口一的终端或PC来进行配置。范围是4英尺-6英尺或高达1000英尺,具有可选的外部中继器(未示出)。

[0264] 网络管理端口包括本地和远程配置命令。显示配置命令(Show Configuration Command)允许系统管理者查看本地和远程多路复用器两者的配置设置。网络管理特征包括端口和合成环回、远程和本地端口的捕捉、发送测试消息至单独的本地或远程端口、针对节点标识设置多路复用器ID以及允许在本地多路复用器处对传输线或接收线进行监测的内置“数据线监测器”。多路复用器的唯一特征是复制命令(Copy Command)。此命令允许在主机位点处的训练员“复制”任何本地或远程端口以查看用于到底进入到什么中。

[0265] 这种多路复用技术允许电路(或操作者)选择应该利用哪些有源器件、或者什么有源器件图案应该起作用。在一些情况下,所利用的有源器件的标识或图案是基于这些器件是否与相关组织处于电接触或适形接触(或接触到何种程度)。因此,在此所有的实施例都能够生成有用的数据量,即使当所有的电子器件并不与组织上的相关区域完全接触,而是可能处于部分接触。另外,这种多路复用技术使得能够激活电路的选定部分。如下文将要讨论的,这对于治疗的定向递送、定向感测和电源管理而言是有用的。

[0266] 在具体实施例中,可以在进入心室时部署衬底。一旦气囊的表面接触心脏的壁,那么传感器阵列(接触传感器、压力传感器、热传感器或声传感器)就可以通知器件操作者。组织壁的电性质可以用电极传感器来进行表征,这些电极传感器对传导路径进行地图构建以便精确定位存在心律不齐的位置。刺激电极可以包括在治疗设施中并且因此可以被致使对异常区进行消融,例如通过以MHz方式施加的RF能量。除了RF消融以外,心脏的无节律区还可以暴露在热休克、微波能量、超声波和/或激光消融下。由于电极可以被定位成与组织直接接触,并且因为电流仅可以在心脏的被视为需要器件操作者的治疗的特定区域中流过组织,使用地图构建(如三维地图构建)来有效地定位心脏的区的能力最小化了对多个导管的需求并且优化了电源使用。下文讨论了进一步的细节。

[0267] 图41A和图41B示出了本发明的实施例,其中,衬底为二维的、通过导管递送系统被插入但是在部署时被铺开或展开而不是充气。在此和下文中充分讨论了部署的其他实施例。如在附图中可见,可伸展电路1000C被布置在衬底200C上。如同上文以及在此所描述的

许多实施例,电路1000C包括通过互连或桥1020C连接的器件阵列1010C。图41A示出了在其未部署状态下的这种实施例,而图41B示出了在其铺开状态下的器件,该铺开状态为其为了通过导管递送器件进行递送必须处于的状态。

[0268] 图42A描绘了将图41A和图41B中所示出的实施例部署在心脏2050中。示出并描绘了心脏的所有四个室,并且LA用于左心房、RA用于右心房、RV用于右心室、并且LV用于左心室。心脏2050及其各室被如此表示在图41A、图41B、图42A、图42B、图43A、图43B、图44B和图44C上。如图42A和图42B中所示,铺开的设备通过导管递送系统被放入心脏的内室内的目标区中。在实施例中,此导管通过跨隔膜穿孔进入左心房,这在附图中未进行明确描绘。如图42B所示,衬底220被铺开,并且从而被部署,并且从而以在此所描述的任何方式进行操作。

[0269] 图43A和图43B示出了在衬底是可充气本体(如导管气囊)的实施例中在心脏中的部署。部署可以包括使用可伸展电路1000C来适形地接触或部分适形地接触心脏的表面。在实施例中,电路1000C包括传感器1100以便生成在心脏的非均匀表面轮廓上的多个触点处的电测量。电路1000C还可以包括压力传感器或接触传感器,以便确定与相关组织的接触程度、或者器件的哪些部分(包括电路及其治疗设施元件)与相关组织相接触。在图43B中,器件被部署在肺静脉口2085中以便对该口进行圆周隔离。一旦部署,处理设施1200或1200A处理传输信号并且产生输出,在实施例中该输出包括相关组织的表面的图、相关组织的导电性或者相关组织的热性质。在实施例中,本发明的处理设施1200部分通过采用在心脏内的导电活动作为输入来生成地图。

[0270] 如上文所提及的,在实施例中,接触传感器(包括热接触传感器或压力传感器)生成数据,该数据由计算设施用来确定每单位面积施加到肺静脉口2085上的力。这种信息可以用来确定可充电本体(即,冷冻气囊)是否在过程之前或期间已经堵塞该口2085。通过接触传感器确定堵塞是对现有技术方法的显著提升。具体来说,其消除了或减少了对可注入荧光染料的需要,以确定是否已经发生堵塞。为进行详尽说明,通常的情况是,在消融过程期间,临床医生必须确定气囊表面是否与该口和/或肺静脉相接触以及接触到何种程度、以及在消融治疗之前和期间是否该口或肺静脉被堵塞或者堵塞到何种程度,以便确保相关组织被完全消融。部分消融是不希望的,因为其可能造成不完全消融。在冷冻消融过程期间,情况尤其如此。

[0271] 实际上,临床医生观看到心脏中的消融器件的二维显示(例如,通过x射线血管造影)。这种二维显示经常不足以确定该口或肺静脉是否被堵塞。从而,颜料经常被从上游位点注入。如果颜料并不进入心脏,那么堵塞已经发生并且消融的递送可以开始或继续。具有治疗设施(其可以包括用于递送在此所描述的消融的任何电路和元件)的共同定位的接触传感器(压力传感器、热传感器或其他)消除了对颜料的需要,并且可以降低完成该过程所必需的时间。进一步地,本发明有能力递送消融治疗以及用同样的器件在同样的过程中生成关于位点消融后的导电性的数据以便确定消融是否成功。

[0272] 同样,在一个器件中具有所有的能力消除了进行多于一次跨隔膜穿孔的需要。例如,在每次肺静脉隔离过程之后,地图构建技术可以分析从左心房到肺静脉(并且反之亦然)的电活动,以便评估隔离。因此,之前的气囊消融过程必须与地图构建导管(例如,Lasso地图构建导管)相耦接,该地图构建导管必须通过第二跨隔膜穿孔被插入到左心房。

[0273] 根据本披露的示例的适形传感器阵列和数据采集控制台可用来使用急性AF以活

的绵羊模型来进行测量。可以在正常节律和急性AF情况期间测量心房信号,并且可以通过快速心房起搏和注入异丙肾上腺素(如果需要的话)来诱发急性AF。这种策略允许对体内AF进行演示性地图构建,并且提供对AF的转子机制的深入了解。因为左心房解剖比较复杂,可以在不同示例中实施不同的导管设计以对心房的不同区域进行地图构建。虽然基于气囊的导管对于地图构建围绕肺静脉开口的区而言是最佳的,它们可能不足以地图构建沿着心房壁的区域。因此,可以使用包括可变形薄片在内的导管。这些基于气囊和基于薄片的导管可以心地用来评估机械和电性能。

[0274] 作为非限制性示例,根据在此的原理的系统或设备可以呈现以范围从每 cm^2 大约48个到大约64个的封装密度安排的感测元件,以便以适当的接触反馈来地图构建表面(如但不限于心脏组织)。

[0275] 除了对表面进行电地图构建之外,在此所描述的感测元件(基于阻抗的接触传感器)还可以用来评估柔性衬底与有待测量的表面之间的接触。

[0276] 在非限制性示例中,根据在此的原理的系统和方法可以在朗根多夫灌注心脏中实施,以展现高密度适形传感器的能力。在非限制性示例中,使用多于每 cm^2 288个有源电路的适形传感器被用来提供对活的猪心脏中的去极化波前的深入了解。本披露的示例可以使用范围从每 cm^2 大致200至512个的有源电路密度来实施。从这种系统获得的数据可以使用定制数据采集来进行分析。

[0277] 在此所描述的示例系统和设备中所实施的感测元件和互连的超薄几何形状可以以其他方式刚性和脆性材料赋予柔性。嵌入在或耦接至薄聚酰亚胺且弹性的衬底(例如,大致50-100 μm 的衬底)的处于中性机械平面布局的超薄适形纳米薄膜传感器(例如,大致250nm)可以适应具有大于大约1mm的曲率半径的机械耐久性。为以这种设计来实现适形传感器,密集封装的电极阵列可以在硅晶圆(0.6 μm CMOS工艺)上或者通过对常规半导体晶圆(如硅晶圆)进行打薄来形成。光刻工艺和垂直沟槽湿法蚀刻技术可以用来生产隔离芯片组(例如大致 $0.1 \times 0.1\text{mm}^2$ 、并且大致1-5 μm 厚的芯片组),这些芯片组通过“锚”结构保持束缚到位于下方的晶圆上。这种工艺可以用来生产电极、温度传感器、接触传感器乃至我们称为“可印刷的”集成电路,由于它们的使用软的弹性印章被移除和放置到目标衬底上的能力。对以此方式形成的单独传感器和晶体管的测量表明了高性能。电极通常具有100欧姆-300欧姆特性阻抗,并且类似于常规电子器件,基于Si的晶体管具有相对高的电子迁移率和空穴迁移率(大致530 cm^2/Vs 和大致150 cm^2/Vs ;导通/关断比大于105)。这些工艺提供了一种根据各个示例开发放大器和多路复用器以显著减少沿着导管延伸的接线数量的途径。

[0278] 用于根据各个示例的高密度地图构建系统的非限制性示例数据采集系统可以采集来自多达1024个单独通道的差分信号。可以提供包括温度感测模块和压力感测模块以及电生理地图构建模块的一套数据采集控制台。温度感测电路和压力感测电路跨它们对应的传感器端子发送受控可编程电流。反馈中具有MMBT5088的AD8639运算放大器生成电压控制的恒定电流。开关在两个电流范围之间转换。通过NI PXI-6289和PXIe-10731数据采集板来监测跨这些传感器的电压变化。

[0279] 使用Intan RHA1016(多路复用生物电势放大器阵列)来对电极阵列所检测到的电生理信号进行调节。RHA1016提供了共模抑制、增益、在5kHz上进行的低通滤波以及多路复用。纹波递送系统将来自RHA1016的多路复用的模拟信号(32-64个通道)转换为数字输出。

其以300ksps对RHA1016的输出进行采样,并且将信号抽取至1ksps。此外,其对信号应用数字50/60Hz陷波滤波器。初步数据可以以Cyberkinetics NEV2.2 NS2格式进行记录。该数据然后通过软件(如定制MATLAB™软件)来进行查看。这种实施为建立具有多于512个双极电极通道的较大多通道系统提供了基础。

[0280] 实现包括100s至1000s个通道的数据采集系统的示例可以在柔性衬底上实施具有行和列选择功能的电路。在有源电极获得信号并且对信号进行多路复用之后,该信号可以在定制信号调节板上进行高通滤波以便移除DC偏移。该信号然后经过多孔线性相位低通/防混叠滤波器,以便移除高的带外频率。三十二个1.3MSPS SAR ADC可以同时采样信号,提供足够的转换速度来对1024个通道进行过采样,并且仍然提供2kHz带宽的数字滤波的信号。可以通过Xilinx Virtex5 FPGA来执行实时数字滤波,以便提供清晰性并改善去极化波前的可视化。此外,FPGA可以控制有源电极阵列的行/列多路复用和数据去多路复用。一旦采集,可以使用定制MATLAB™软件(Math Works)来对数据进行去多路复用、存储和显示。此平台支持在AF期间进行快速傅里叶变换(FFT)、频率梯度和主频率分析。

[0281] 图44A示出了一种交替部署方法。在此图中,器件部署在左心房中,并且这样做时,电路1000C与左心房的内表面进行适形接触。导管递送系统220包括可扩张镍钛合金组件289,该组件具有附接至其上的衬底。一旦出了导管,组件289扩张,从而打开衬底200C。衬底可以然后通过操作者而被放置就位,并且感测功能、治疗功能、和/或地图构建功能可以开始。

[0282] 图57示出了根据各个示例的在薄聚合物薄片上具有金属蛇形互连的密集适形电极阵列。与高弹性薄片相耦接的简单镍钛合金笼状物设计提供了一种用于心脏消融导管(图57)的新平台。在其近端处,图57中示出的导管包括简单的笼状物,该笼状物在近端处附接到导管轴上并且在其远端处附接至包括适形电极的聚合物薄片。金属迹线和接线可以通过薄柔性带状物沿着镍钛合金臂布线并且会聚以形成导管轴内的较大带状物(大致10F)。薄片可以通过向内折叠收回到导管轴内,从而使得聚合物材料在引导护套内部压缩(50%-80%)并向下折叠。初步测试表明,包括适形传感器的薄片可以通过以与这种导管设计相兼容的方式包裹并铺开的足够耐久性来适形于跳动的心脏的可变形形状。这种方法提供了一种从导管系统的远端部署适形传感器的新方式,以便用于对在肺静脉外部的区域中的心房信号进行地图构建。

[0283] 图57中所示出的示例平台集成了一系列传感器并且可以部署有镍钛合金笼状物设计。位于下方的衬底较薄(<100μm),并且可以由生物可吸附材料(如丝织物)制成。丝织物可以充当对在此所披露的各种心外膜示例的临时支架。

[0284] 图58A至图58C中的EKG传感器包括16个电极。这种密度可以例如使用同一种展示的技术增加至上千。丝织物衬底在几分钟之内溶解,使得能够在跳动的心脏与适形电子器件阵列的背面表面之间进行密切的机械耦接。对于EKG和其他感测类型,这种将器件物理耦接至心脏的表面可以是有益的。另一个受益于密切物理接触的示例是对心脏的多向运动进行记录的侧向应变传感器阵列。

[0285] 图59A至图59C示出了这种系统的包括应变传感器/应变仪的示例。具体而言,图59A示出了以互连阵列实施可伸展硅的应变仪,图59B示出了在ECOFLEX.RTM. (BASF,新泽西州弗洛勒姆帕克)衬底上的八(8)个传感器组的图。图59C示出了心外膜跳动心脏上的阵列

的图像。

[0286] 侧向应变仪的一种能力在于监测心脏的节律运动。传感器可以对多向运动进行表征,并且感测心率增大、紊乱、或心脏的经历应力的区。另外,应变传感器可以检测心脏的体积何时增大到其正常状态以上,这可以表明心脏正遭受心肌梗塞。这种系统可以充当用于可植入器件的“心脏护套”或者可以被部署在心内膜中以便感测器件何时接触心脏的壁。

[0287] 图60A至图60C示出了包括温度传感器、以及用于无线通信的RF部件的其他示例感测模式。图60A示出了与感测元件(包括电极)共同定位的温度传感器阵列。温度传感器可以用来跟踪在RF消融期间所施加的低温(至冷冻温度)和高温。图60B示出了在丝织物衬底上的用于低温测量的温度传感器和电极阵列。图60C示出了应用关于冷冻损伤和RF损伤的方法和设备的示例。

[0288] 在本文所披露的各个实施例中,治疗设备以在此所披露的方式被配置成用于提供消融治疗,该治疗设备可以包括能够发射出各种形式的电磁辐射(包括微波能量、热能量、激光或射频(RF)电磁(EM)辐射)的元件。

[0289] 在其他示例中,该元件包括用于超声消融的超声波发射器。在这种示例中,治疗设施(或其元件)包括超声波换能器(例如,压电晶体)阵列。每个岛状物包括感测由源发射器所生成的超声反射的接收器,该源发射器以兆赫兹频率通过组织发送超声波。

[0290] 在另外其他的示例中,器件被配置成用于提供冷冻消融。进一步地,通过以在此所描述的方式将递送通道和微型阀耦接至选择性操作电路,冷冻消融可以通过治疗设施或其选择部分来递送。

[0291] 在消融示例中,衬底可以如上文和这里所披露的那样是可伸展的,并且具备在此所描述的可伸展电路。同样如在此所描述的,可伸展电路能够在适形于组织的表面时保持运行,其在针对消融的示例中可以包括与心脏或心血管系统的某个表面进行适形接触,包括肺静脉口、静脉或动脉的任何表面、心脏的隔膜壁、和心脏的心房表面或者心脏的心室表面。

[0292] 图44B和图44C示出了本发明的心外膜聚焦实施例,其中,可伸展适形衬底200C装配有电路1000C,该电路包括(如同在此的任何电路的情况那样)电极、传感器、效应器、其他在此所描述的治疗设施部件或其组合的阵列。这种实施例覆盖了心脏的外表面的至少一部分。电子器件可以用于监测信号或者用电脉冲来刺激心脏表面。在实施例中,这可以通过使用如上文结合图41A和图41B所描述的电子器件薄片来实施。可以通过简单的铰接部件282C来帮助对此电子器件薄片的展开和卷起,该铰接部件可以帮助将传感器阵列放置到心脏2050的表面上。对此阵列的递送是通过微创导管介入(如剑突下经皮方法)来完成的。替代性地,可以在冠状动脉旁路手术期间部署心外膜心脏监护器。

[0293] 在其他实施例中,此心外膜器件包括可伸展衬底200C,该可伸展衬底包括电路1000C,其中,该衬底可以包裹住心脏2050或其部分,如在图44B和图44C所示。这种器件可以通过剑突下经皮无创方法或在开胸手术期间再次被递送。衬底200(在实施例中是护套)可以用作向具有严重的心脏并发症的患者提供机械和电调节心脏支持的临时或永久结构。护套还可以递送治疗(如在此所披露的消融)。在护套在该过程结束之后留在身体中的情况下,电源、无线信息通信可能需要附加的器件。

[0294] 类似于上文所描述的心外膜实施例,本发明提供了一种检测关于其他器官的相关

数据或递送对其的治疗(包括表面地图构建和消融)的微创方式。具有在此所描述的电路薄片的适形衬底可以被插入到体内并且包裹住相关器官或者适形到相关腔或内腔内。类似地,器件可以在外部身体部位附近使用。感测数据可以包括表面上的电荷密度以及电压。从而,该器件提供了一种在不使用创伤或穿透感测器件、电极等的情况下获得关于器官和身体部位的方法。

[0295] 应当理解,因为在此所作出的频繁引用,本发明的所有实施例可以与嵌入在可伸展聚合物衬底(例如,气囊)中的其他传感器阵列类型相结合,以便并行提供多种感测和治疗功能。

[0296] 在实施例中,治疗设施以在此所披露的方式被配置成用于提供消融治疗,该治疗设备可以包括能够发射出各种形式的电磁辐射(包括微波能量、热能量、激光和射频)的元件。从而,元件可以热休克或利用激光。在实施例中,激光消融可以通过提供具有大功率激光二极管的电路来实现。

[0297] 在其他实施例中,该元件包括用于发射超声消融的超声波发射器。在这种实施例中,治疗设施(或其元件)包括超声波换能器(例如,压电晶体)阵列。每个岛状物包括感测由源发射器所生成的超声反射的接收器,该源发射器以兆赫兹频率通过组织发送超声波。

[0298] 但是,在其他的实施例中,器件被配置成用于提供冷冻消融。进一步地,通过以在此所描述的方式将递送通道和微型阀耦接至选择性操作电路,冷冻消融可以通过治疗设施或其选择部分来递送。

[0299] 在消融实施例中,衬底可以如上文和这里所披露的那样是可伸展的,并且具备在此所描述的可伸展电路。同样如在此所描述的,可伸展电路能够在适形于组织的表面时保持运行,其在针对消融的实施例中可以包括与心脏或心血管系统的某个表面进行适形接触,包括肺静脉口、静脉或动脉的任何表面、心脏的隔膜壁、和心脏的心房表面或者心脏的心室表面。

[0300] 在实施例中,处理设施生成或者处于与接口的通信中,该接口被编程为用于接受来自操作者的命令。治疗设施被配置成用于在接收到这种命令时激活,并且因此递送消融治疗,这例如可以是上文所描述的对元件的激活。

[0301] 在实施例中,所生成的地图或者感测数据可以由器件操作者用来检测异常性质,如心脏中的异常传导路径或者心脏组织的无节律区。在实施例中,一旦对异常(例如,无节律)区进行了定位和表征,器件操作者可以通过接口提供命令以便以局部方式在异常的区内激活选定刺激电极阵列(包括在电路1000C中)。这样,可以实现更准确和受控的消融。

[0302] 如图44D中(并且一般情况下图1C中)所示,在对在此所披露的任何器件进行部署和激活时,处理设施被编程为用于生成异常地图。图44D示出了显示在输出装置上的地图,该输出装置在这种情况下是耦接至器件的显示器。患者数据显示在右侧。在实施例中,该地图可以基于在此的包括电导率的任何传感器,并且致使输出设施显示该地图。所检测到的异常的区被显示为2051。在其他实施例中,处理设施被编程为用于基于与组织的电导率相关的包括任何异常或这种异常(在2051中示出为X)的程度的数据来生成关于组织的哪些区域递送治疗的建议。例如,处理设施可以被编程为用于图形地描绘所建议的消融的区域。器件操作者可以选择遵循建议或者可以使用接口来图形地选择在其中递送治疗的修改区域,其接口被示出为包括可调整的窗口的1275,所选择的消融区域适配到该窗口中。

[0303] 上下文返回参照图1B,要注意的是,在实施例中,电路可以包括在此所披露的任何压力传感器和/或接触传感器。在实施例中,在一定预设阈值以上的压力测量结果也可以触发处理设施激活电路来从电记录和/或电临近给定压力传感器开始。一旦采用,这种传感器阵列可以感测相关组织的存在和机械性质。

[0304] 在实施例中,这种传感器还可以由处理设施用来生成心脏轮廓或导电路径的地图并且向器件操作者提供反馈。这种反馈可以用来提供关于一旦导电异常被改正则向哪里递送消融治疗还有何时结束消融的指导,例如,如果在消融之后电极显示正常的电信号模式(或没有电信号),那么该过程可以被认为是成功的。

[0305] 在实施例中,压力传感器或接触传感器生成可由处理设施用来指示电路与相关组织相接触、以及如果接触那么电路的什么部分与组织相接触的数据。可以如上文所讨论的那样以此方式来确定堵塞。如上所述,接触传感器可以生成由处理设施用来在不需要进行超声波心动描记术或颜料注入的情况下标识静脉堵塞何时发生(其在某些过程期间是相关的)的数据。这样,本发明减小了可能由颜料导致的副作用,并且还可以最小化在任何给定过程中必须使用的导管的数量。

[0306] 关于器件是否与相关组织相接触以及接触到什么程度的数据是重要的进步,其增大了将更加有效和准确地递送消融治疗的可能性,并且其结果可以得到更加准确的测量。在实施例中,温度传感器和/或声传感器可以用来提供关于接触的这种接触数据。例如,接触传感器(例如,温度传感器)可以指示包括治疗设施的电路或其部分与相关区域相接触。以此方式,该电路管理电源使用,因为其允许逻辑或操作者基于电路或其相关部分是否与相关区域相接触来选择性地激活电路(治疗设施、传感器、或两者)。

[0307] 在接触传感器生成所述组织的机械性质的数据的实施例中,处理设施1200或1200A可以被编程为用于从这种数据中确定参数(如穿孔风险)。进一步地,在这种实施例中,接触传感器和/或声传感器生成数据,处理设施可以对该数据进行处理以确定组织的在递送治疗期间应该避开的区域。这种区域在消融过程期间可以包括静脉和动脉。

[0308] 进一步地,消融尖端的接触压力(或接触力)是确定由消融产生的损伤尺寸的关键因素。此接触压力对于在冷冻消融(冷却消融)和RF消融(热诱发消融)中形成损伤而言是至关重要的。如果接触压力过低,那么消融过程可能需要过多时间来完成。相反,如果接触压力过高,那么可能存在增大的穿孔风险。

[0309] 使用在此所描述的可伸展电路,压力传感器/接触传感器可以被并入到衬底的表面上以便测量被施加到正向其递送治疗(例如,消融)的组织上的接触力。当仅需要接触(而非力)确定时,可以将热传感器排列在衬底的表面上。这种接触传感器(优选地压力传感器)基于接触力(例如,1g-50g的压力)生成损伤深度(例如,1.5mm至3mm)的数据。损伤深度的确定提高了疗效和安全性。

[0310] 本发明器件可以快速准确定位心脏的受到心率失常影响的区。常规的具有线性电极阵列的消融导管通常要求对导管的远端进行操纵,以便定位有待消融的组织区域。此线性电极特征会要求必本发明所需要的多很多的时间。

[0311] 本发明的涉及在此所披露的所有实施例的关于电源管理的另一个方面涉及使用基于CMOS的部件。CMOS电路常规地具有最小静态功率耗散,这可以帮助使衬底上的传感器和/或治疗设施的密度最小化并且对正被施加到电路上的电流量进行优化。

[0312] 在本发明的另一个实施例中,电路包括超声波发射器和接收器,以便产生心脏组织的侧向深度组织图像并且以足够高的能量致使消融。

[0313] 在治疗设施被配置成用于传递消融治疗的其他实施例中,可以在对象的尿道中/上部署以上技术。地图构建和/或消融薄片/气囊可以通过导管被插入穿过尿道并且进入膀胱容量,以便用于对失禁的治疗、膀胱控制,并且可以双重用来监测健康——pH平衡、细菌感染。

[0314] 通过治疗设施来递送治疗可能涉及配置器件来递送冷却剂。在实施例中,冷却剂可以通过导管递送系统中的指定内腔来递送。用于此目的的已知冷却剂的示例是氧化亚氮。还可以使用防冻材料来控制或防止导管或衬底内部的冷却剂结冰,该衬底在这种设置中通常是具有网络通道的导管气囊,在此这些网络通道在实施例中由选择性致动的阀门(如结合下文的实施例并且参照图49所讨论的MEMS阀门)来选择性地进入。衬底中的通道可以是微流体通道,包括但不限于上文已经描述的那些。在此所描述的对电路的部分和节点等的所有选择性致动都适用于此选择性致动。上文结合地图构建和接触感测所描述的实施例通过上文所提供的方式生成地图来提高这种冷却剂消融(以及在此对治疗的所有递送)的准确性。由器件所生成的地图或数据可以用来确定衬底的正确放置。例如,衬底(即,气囊导管)上的电极和压力传感器用于对肺静脉进行地图构建并且实现对导管的正确放置(如使用造影剂相反)。当气囊导管被定位在肺静脉口中时,冷却剂可以被递送至其可以消融组织的整个气囊。这种方式引起对气囊与组织相接触的区域完全消融。如果希望进行选择性消融,可以经由实施例MEMS阀门通过接入衬底的选定通道来如此激活而将冷却剂递送至气囊中的特定通道/区,该MEMS阀门操作地耦接至处理设施,该处理设施被编程为用于基于来自器件操作者的命令致动所述阀门,或在闭环系统中基于由处理器生成的关于激活哪个区域的数据。处理设施可能采用的一种简单算法是确定器件的哪些区域处于接触中、并且激活对这些区域的直接消融。另一种简单算法可以是确定相对于器件的损伤深度和位置,并且如果损伤深度小于预先选择的希望的量,那么继续对该区域进行直接消融。

[0315] 冷却在其他上下文中也是有用的,并且因此不限于消融。配备有如此编程的电路的衬底可以实现局部冷却技术,这些技术同样可以包括使用微流体通道(如在此所披露的那些)来将较低温度的流体递送至具有隆起热廓线的位点。在实施例中,如上文和这里所描述的那样选择性地接入微流体通道。以此方式,与组织和器官相接触的电子器件薄片可以将治疗冷却递送至器官(例如,肾、大脑等)的与器件热接触的表面。这种应用在第一反应或紧急护理设置中可能特别有用。

[0316] 返回参照图1A,本发明的另一个实施例涉及衬底200(参照下文某些实施例被表示为200N),该衬底是或者该衬底包括可以通过小开口被插入到神经束的切断端之间的假器官装置。假器官装置的外表面设有根据在此所披露的内容的电路,其中,电路可以包括与放大和刺激电路相耦接的微电极。

[0317] 假器官装置可以被伸展、充气或以其他方式扩张,以便适形于神经束的形状。这种扩张可以有助于以桥接神经束中的间隙的方式来对策略性地定位在装置上的微电极进行定向。另外,电路(以及在实施例中治疗设施1700)可以通过在此所描述的方式借助于板上逻辑部件或者通过来自操作者利用接口连接至该电路的外部装置的手动输入选择性地创建多条神经之间的连接。这些动作的执行可以在没有电极移动或进一步物理干预的情况下

发生。

[0318] 此特定实施例的益处包括有能力将许多单独的神经重新电连接而不需要直接操纵它们、通过使用微创手术降低了对恶化神经损伤的风险、以及其有能力随后在无需进一步外科手术的情况下对这些连接“重新接线”一次或多次。另外,此实施例具有以下优点:采用信号放大和调节来使每个“重新连接”的输入和输出适配于特定神经纤维的特性和功能。

[0319] 在此实施例中,根据上文所描述的方法来制作电路。应当注意,像在此所描述的其他实施例,器件可以根据器件“岛状物”安排而被部署。这些器件是大约 $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}^2$ 的正方形,其大多数都容纳连接至缓冲器并且同时连接至放大器的一个或多个部件。一些器件容纳有源矩阵开关和A/D转换器,并且一些岛状物容纳能够读入数字信号并且对它们进行处理的逻辑电路、并且能够输出数据或将数据存储于存储器单元中。电路还可以包含包括金属接触焊盘电子部件。器件上的电路被配置并设计为使得:任何两个器件岛状物或器件之间优选地需要仅大约一个(但不多于100个)电互连。

[0320] 在实施例中,衬底包括弹性容器(在此还被称为“可充气本体”)。在某些实施例中,这种衬底形状为盘形,所述容器覆盖有在此所描述的柔性和/或可伸展电路并且具有大量电极。该盘可以变形,以便使得其能够在“放气”配置中穿过小开口并且随后部署在切断的或受损的神经束之间的间隙中。优选使用粘性流体来进行充气,但应清楚,可以采用各种气体、流体或胶体。根据在此所描述的方法,该柔性和/或可伸展电路以微型电极进行密封,这些微型电极被暴露以便使得它们能够与周围组织相互作用。每个电极可以充当感测电极或刺激电极(在此也被称为“效应器”,并且在实施例中被认为是与治疗设施1700一起被包括),并且根据器件配置而被连接至感测或刺激放大器。信号通过信号处理电路被从感测电极路由至刺激电极。在此实施例中,任何电极都可以充当刺激电极或感测电极,取决于此时起作用的动态配置。这种电极在处于电接触和/或直接物理接触的同时可以生成数据。“电接触”意指涵盖以下情况:其中电极正在生成关于相关组织的数据而不一定正处于直接物理接触。应当注意,“功能接触”或“感测接触”类似地意指涵盖以下情况:其中感测器件正在生成关于相关组织的数据而不一定正处于直接物理接触。

[0321] 图45示出了在本发明的示例性实施例中的单个神经脉冲的路径。电极1022N在器件的表面的给定位置处与神经末梢2030N相接触。电活动影响电极处的电流或电势,并且由感测放大器1012N所放大,然后可选地经历由块1014N进行的进一步信号调节。电信号从这里流向多路复用器1016N,该多路复用器被配置成用于以对临床期望结果最有益的方式对神经信号源和目的地进行匹配。多路复用器1016N将信号调度至器件的任一侧上的适当位置,在该位置中,该信号被再次由刺激放大器1013N所放大,并且最后通过电极1024N来影响神经末梢2032的神经活动。图46示出了电路图,该电路图示出了针对刚刚描述的实施例的多条通道。

[0322] 优选实施例包含上千条这种路径,使得能够以柔性/可配置放置来跨神经间隙对许多神经进行互连。注意,两端之间的连接并不是由器件的位置或者在植入的时间确定的,其可以在过程期间或者在之后任何时间通过改变本发明的尺寸来进行改变。在针对改变的各种原因中,神经信号的路由可以是关于以下各项的观察:对不同神经的地图构建、患者康复的进展或神经可塑性的效果、或在运动或生理过程的过程中电极和组织的相对位置的移位。一种对该设备进行配置的自动装置如下。

[0323] 如图47所示,在初始部署时,所有电极和相关联放大器都被设为感测模式3010。电极然后检测电势的数据3020。电极单独地并且共同地受到与它们相邻的神经的活动的影晌。然后对这些进行放大并处理(通过在此所披露的任何适用处理设施),以确定电活动的存在和程度3030,电活动然后用来以如下方式配置通道:如在步骤3040中所示,具有较高电活动的那些区中的电极被保留在感测模式下。步骤3050示出:具有较少(但非零)活动的区中的电极被切换至刺激模式。在步骤3060中,不具有活动的区中的电极被关闭以节约功率且避免干扰。此实施例可选地利用电信号的全部性质(包括它们的振幅和频率)来推导其正接触的神经组织的原始解剖功能。

[0324] 在实施例中,电路进行对电极之间的导电性的测量。这些测量与生理结构的电活动相关,并且因此可以由电路或外部处理设施1200A用来创建导电性等值线地图。在实施例中,这种地图可以用来增强对电极的配置和多路复用策略。

[0325] 如本文其他地方所提及的,传感器还可以包括温度传感器或pH传感器或定向传感器,并且从它们那里获得的测量结果可以用来改进连接。

[0326] 在其他实施例中,器件并不是简单地提供电极的一对一对应关系。对给定输出电极的刺激可以基于来自多于一个传感器和/或多于一个输入(感测)电极的信号,或者对许多电极的刺激可以基于仅来自一个输入电极的信号。

[0327] 在初始配置之后,所披露的发明在之后可以通过以下方式被重新配置一次或多次:建立从身体外部到器件的无线控制链路(以在此所描述的方式),并且使用附加信息来作出关于最佳配置的决策。例如,临床医生可以与患者进行通信,让他或她尝试移动某些肌肉或者报告某些感觉的不存在或存在。由于如上所述,衬底是生物相容的,重新配置可以在手术切口已经成功愈合之后完成并且无需对患者进行麻醉或进一步的创伤,使得神经之间的连接能够在一段时间内针对最大益处来慢慢地优化。本发明的益处在于:这些调节并不需要任何物理或外科操纵,从而避免给患者带来进一步的风险和痛苦。另外,后续配置可以被集成到综合康复计划中。

[0328] 电路分布遍及衬底,该衬底提供了高电极密度,同时允许以对特定解剖学部位最有利的各种各样的尺寸和形状来实现本发明。电路的柔性/可伸展性质使得其能够实现并维持与横断的神经纤维的不规则表面的紧密接触,提供了对必须被单独定位或需要神经是平坦平面表面(事实上通常无法找到)的电极系统的显著优势。除了在不需要明确外科安置(这对于上千条单独的神经而言将使不切实际的)或者非常平坦表面的情况下可能进行初始接触之外,本发明还具有以下益处:由于通过流体填充该设备而向所有电极施加了几乎均匀的压力,尽管存在物理移动、生理过程(如炎症或瘢痕)或时光流逝,仍然能够维持与大量神经的接触(电接触或物理接触)。

[0329] 图48示出了在对象的具有神经损伤的脊椎中植入的器件。2036N和2037N是脊椎的脊椎骨。还示出了软骨盘2038N盘。具有电路1000N的可充气盘212N被示出为正插入到受损区域中。一旦在适当的位置,盘212N充气,从而如上文所描述的那样接触神经。

[0330] 上文所描述的实施例可以在生物相容的并且因此可以是可植入的衬底上提供。还构思了临时使用实施例。在与癫痫治疗具有特定相关性的实施例中,可以以上文所描述的形状和方式来提供衬底。配备在此所描述的感测功能、效应功能和治疗功能的电路可以用来检测发作。传感器可以通过检测电子脑活动的振幅突然增大和频率改变来标识发作。可

以在此所提供的方式来跟踪和存储数据,以便跟踪与发作有关的数据。器件还可以通过在此所描述的方式来产生发作活动的地图。检测数据(包括地图)可以用来例如通过提供给器件操作者的用户界面来选择治疗的区域。然而,还构思了闭环系统,其中,处理设施被编程用于识别异常电活动并且在必要时提供刺激,例如通过以所描述的方式来激活器件上的效应器/刺激电极。在实施例中,电路(即,治疗设施)可以被配置成用于递送如下刺激模式:被认为破坏了大脑中的异常电活动的周期性电流脉冲(例如,迷走神经刺激:10Hz-30Hz,1mA-5mA,开/关30s/300s;深部脑刺激:50-100 μ s脉冲宽度、100Hz-150Hz和1V-10V的振幅)。优选实施例包括形式为适形薄片的衬底,该衬底可以经由部署在接线(例如,镍钛合金材料)阵列中的导管通过微创手段而被递送到大脑的表面上,该大脑具有外部连接器以与电源和控制系统相联系。在实施例中,薄片可以具有可再充电电力存储单元和内置微处理器。薄片可以被切开并且以下文所提供的方式被重新成形以实现其最佳尺寸。

[0331] 应当注意,在所有实施例中,利用电极进行刺激可以是单极或双极。单极电极在电极处创建高能量密度并且在任意接地点处创建低密度。电流在未限定的路径中在这两个点之间流动。使用电极对,明确限定了传导路径(在2个电极之间)。这样,双极系统由于其定向递送设计而允许更有效的能量应用,例如,在组织表面下方。从而,在实施例中,治疗可以被传递至所期望的组织深度。

[0332] 还应当注意,治疗设施在实施例中可以直接如上文所描述的那样,并且贯穿本披露还被配备成向光敏神经元递送光学治疗。例如,为了治疗效果,可以使用控制神经元的发电的离子通道光激活。基因光敏感通道-2是当在大脑中以神经元表示时响应于蓝光创建神经元中的动作电势的光敏离子通道。这样,治疗设施可以配备有LED(在实施例中呈可伸展配置)以传递这种治疗。

[0333] 如上所述,其他实施例可以包括治疗设施(如图1A中所描述的1700),发明还将在电极阵列旁边集成药物递送能力。图49示出了这样的实施例。例如,包括电极1022N的电路1000N设置在盘200N(其可以或者可以不是可充气的)的外表面上。设置有药物存贮器214N,该药物存贮器借助于通道216N与盘200N的表面进行通信。在通道216N的端部是阀门218N(在实施例中为MEMS阀门),这些阀门连接至并且受控于包括治疗设施1700的电路1000N。再填充线219N连接至存贮器,其在实施例中允许该存贮器214N被再填充。这种能力的一项益处是递送药物以便减少在组织与设备之间的界面处的抑制或瘢痕形成。药物的释放可以通过MEMS阀门218N来进行控制并且仅在以下区域中进行递送:处理设施已经确定(通过被如此配置)之前的测量结果(如温度或导电性)已经表明其可能具有最大益处的区域。其他实施例包括包含药物的单独腔,如果期望进一步的药物治疗,这些腔当被占用时必然要求对器件进行重新放置。

[0334] 包括药物存贮器的这种实施例可以包括存贮器,这些存贮器进而可以在每个存贮器中包含多种(并且在某些情况下不同的)药物。这些存贮器可以被视为单独的节点并且选择性地以在此所披露的方式进行控制。与器件的其他实施例一样,药物存贮器可以是闭环的一部分,其利用传感器来检测递送所期望药物是有利的情况。本发明所提供的优势在于:可伸展格式将大大提高至高度局部化区的药物递送的空间分辨率。

[0335] 以上存贮器/递送器实施例可以用于对冷却剂的选择性递送,这与上文所描述的冷冻消融过程相关。

[0336] 在本发明的另一个实施例中,基本上平坦的衬底(在实施例中为包括可伸展和/或柔性电子器件的薄片)上的电极可以向大脑、外部皮肤的贴片、神经束、内部器官等递送刺激。可以通过降低接线复杂度(包括通信设施与每个电极或电极组)、通过在电极阵列内包括放大和多路复用能力等来使能较高密度的电极(如<1cm间隔)。

[0337] 本发明的其他实施例涉及内窥镜成像器件,这些内窥镜成像器件在功率和体积方面具有提高的设计效率。出于减小体积、增强成像和提高功能的目的,本发明的实施例结合了适形、曲线电子部件。

[0338] 将理解的是,下文所描述的实施例的方法可以适用于常规的管状内窥镜检查装置和胶囊内窥镜检查装置以及任何利用在此所描述的包括在CMOS成像器中的光检测器的弧形焦平面阵列的器件。应当注意,这种弧形焦平面阵列可以结合在此所描述的任何实施例使用,并且在此所描述的所有其他实施例(包括与电路及其元件有关的那些实施例)都旨在用于(当适用时)下文描述的内窥镜检查实施例。弧形硅光学传感器阵列相对常规的平面阵列具有显著的优点。这些优点包括减少数量的光学元件、减少的像差(包括像散与彗差)以及增大的离轴亮度和锐度。

[0339] 在本发明的实施例中,内窥镜检查装置例如在其外表面上装配有曲线传感器和/或换能器阵列,由此减小所需要的器件体积。这种方法在以下方面特别有利:减小内窥镜检查装置的总体积;允许集成附加的诊断功能和治疗功能和/或感测功能(包括在此和以下示例中所描述的任何功能,超声波、压力感测、温度感测、pH、化学感测、靶向药物递送、电烙术、活体组织检查、激光和加热);以及增大可允许的电池尺寸。增大胶囊内窥镜检查装置的电力存储可以引起在以下方面的改进:图像质量、图像压缩、传输速率、所捕捉的图像的数量以及由LED所产生的照明强度。

[0340] 在本发明的实施例中,胶囊内窥镜检查装置及其内部电路都是由针对衬底所描述的任何材料(包括对本领域技术人员而言显而易见的其他生物相容性材料)制成为柔性的和/或可伸展的。这种柔性/可伸展内窥镜检查装置具有沿着胃肠道增强的运动容易性并且还具有增大的可行体积。在其他实施例中,器件可以具有刚性胶囊状结构,其中,电子器件适形地装配在胶囊的内壳和/或外壳中。暴露的表面——或者刚性椭圆形外壳或者柔性或可伸展层——是由耐受内窥镜检查装置将要遇到的严酷消化环境但是同时是生物相容的且对患者的内部器官无害的材料制作而成。在此描述了外表面的生物相容性的其他性质。

[0341] 在此已经结合在所有实施例中对电路的讨论描述了内窥镜检查装置的可伸展电子部件。在实施例中,电路包括用于监测体腔和内腔(如胃肠道)内部的特征的感测和成像阵列。如上所述,功能可以存在于包括可能包括器件岛状物(或反之亦然)的器件的电路中。这些岛状物容置有所需要的电路,并且通过互连(如在此所描述的那些互连)而机械互连或电互连。这些互连进而优选地吸收应变并且因此将破坏力引导远离器件岛状物。这些互连提供一种机构,通过该机构,在施加力时,集成电路可以伸展和弯折。这些器件岛状物和互连可以通过转印(如下文所描述的)而被集成到内窥镜检查装置的壳体或包封壳中。可以在这个过程多个阶段中的任何阶段执行对电子器件和系统/器件互连集成的包封。

[0342] 与在此所描述的其他实施例一样,电子器件中所使用的电路可以包括标准IC传感器、换能器、互连和计算/逻辑元件。在实施例中,电子器件通常根据实现所期望的功能的电路设计来形成在绝缘体上硅(SOI)晶圆上。半导体器件可以在合适的载体晶圆上被加工,这

些载体晶圆提供由容易移除的层(例如,PMMA)支撑的顶层超薄半导体。这些晶圆用于通过标准工艺制作弯折/伸展IC,其中,根据具体应用的要求定制岛状物和互连布局。这些器件具有展示极度可弯曲水平的超薄几何形状。它们的厚度通常小于10 μ m。

[0343] 以上对电路制造的讨论适用于内窥镜检查实施例。然而,以下讨论将描述用于与内窥镜检查有关(但不一定限制于此)的实施例的转移步骤。在这种实施例中,电路主要用于增强装置的成像系统。

[0344] 用弧形的光学传感器阵列(而非平面阵列)来进行成像是结合透镜、照明LED、电池、计算单元、天线和无线电发送器。有线遥测用于常规的管状内窥镜检查。使用上文所描述的可伸展处理技术之一来制作无源或有源矩阵焦平面阵列。阵列包括单晶硅光检测器和电流阻塞p-n结二极管。使用阵列所捕捉的图像通过板上计算进行微处理并且被传输(有线或无线)至外部接收器进行进一步的处理。

[0345] 下文所描述的焦平面阵列可以被认为是上文所描述的任何成像设施的一部分。单独的光检测器可以通过根据本发明的互连系统而被连接成网。这些器件被发现在岛状物上,并且通过互连(如在此所描述的那些互连)而被连接。在实施例中,聚酰亚胺膜支撑某些区并且包封整个系统。这种焦平面阵列可以因此被集成到内窥镜检查装置中。

[0346] 图50展示了制作这种焦平面阵列的工艺。第一步是制作必要的电路1000E(该电路在此实施例中为焦平面阵列),创建合适的几何转移印章以促成此工艺。在此实施例中,电路在此被表示为1000E(虽然应当理解,所构思的是此电路1000E涉及并且与在此所描述的其他电路实施例一起使用)。

[0347] 在步骤1600A,通过在具有匹配的曲率半径的相对凸透镜和凹透镜(分别为1621E和1622E)之间的间隙中铸造和固化聚(二甲基硅氧烷)(PDMS)来创建适当的印章(还被称为转移元件)240E。曲率半径应当反映对非共面成像器而言有用的光学抛物线的曲率。在步骤1600B,可以使用特别设计的提供向外径向力(在实施例中为相等的向外的力)的机构来沿着印章的边缘伸展固化的弧形转移元件240E(未示出将该转移元件从透镜压印机构中移除),以创建平面预应变几何转移元件。该转移元件在弛豫时应当返回至其初始尺寸。转移元件240E还应该在其平面配置上应该足够大以便接触施主衬底上的电子器件岛状物的整个面积。

[0348] 在此实施例中的电路1000E的部件是通过互连1020E相接的经处理的电子器件。在步骤1600C,电路1000E与平面转移元件240E相接触,该平面转移元件通过足够强的范德瓦尔斯(Van der Waals)互连粘附到电路上。转移元件240E被向后剥离,由此将焦平面阵列(即,电路1000E)从其操作晶圆1626上移除,示出在1600D。在从操作晶圆上移除焦平面阵列1000E之后,印章中的张力被释放,并且接触层(即,焦平面阵列和印章)均采用印章的初始几何形式(示出在1600E)。焦平面阵列1000E压缩,并且阵列的连成网状的互连1020E屈曲以便容纳应变。然后,屈曲的焦平面阵列1000E被传递到其最终衬底(示出在步骤1600F至1600H中),该最终衬底具有匹配的曲率半径并且同样通过电接触与电池、天线和无线电发送器进行通信。这种转移通过接触两个表面来发生,并且受益于使用可光固化的粘合剂。该粘合剂提供了足够的吸附力,从而使得当PDMS印章被移除时,其将曲线光检测器阵列释放到成像系统端口上。然后,弧形的焦平面阵列通过阵列的外周边上的电极接触焊盘连接到其余成像电子部件上。

[0349] 在图51中所示的另一个实施例中,示出了内窥镜检查装置1680E,该内窥镜检查装置包括采用电池形式的电源300E、处理设施1200E和数据传输设施1500E。步骤1601A示出了凸焦平面阵列1000E,该凸焦平面阵列通过例如几何转移印章245E粘附到内窥镜检查装置1680E的外壳。在使用平面预应变PDMS(如之前结合图50所描述的)将焦平面阵列抬离操作晶圆之后,该焦平面阵列可以弛豫并且直接沉积到内窥镜检查装置1680E的远端上,该内窥镜检查装置设有具有例如可光固化的粘合剂的接纳衬底246E。在沉积到内窥镜检查装置1680E(状态如1601B所示)上之后,从阵列1000E到内窥镜检查装置1680E的内部电路进行电接触。在1601C,所有的暴露电路都可以用合适的聚合物和/或金属层(例如,聚对二甲苯、聚氨酯、铂、金)247E来进行密封。

[0350] 这种光学阵列系统可能需要微透镜阵列。然而,借助于光学阵列与正被成像(例如近场成像)的表面之间的适当照明和可以忽略不计的距离,这项需求可能无效。

[0351] 在又一个实施例中,也被称为电路1000E的焦平面阵列(如上所述)适形地包裹住内窥镜检查装置,从而使得其从装置的长轴指向向外径向方向。这通过完成上文所提及的相同的平面可伸展处理步骤并以不同的专用聚合物印章来转移电路而实现。转移印章可以采用平面矩形条带的形式。每个聚合物条带通过热膨胀(加热至大约160°C)或者通过施加均匀的径向应变而被预应变。然后,将这种预应变聚合物定位成直接与经处理的焦阵列接触。然后,将弹性体向后剥离,以将阵列从其操作晶圆上释放。然后,通过冷却至室温或逐步释放机械产生的应力来释放印章。此应力的释放使弹性体回到其初始形状,这进而迫使阵列的器件岛状物更加靠近。在实施例中,这些互连被迫使屈曲,使能伸展和弯曲特性。在实施例中,使用可光固化的粘合剂来对阵列旨在粘附到其上的区域进行预处理。替代性地,PDMS层可以用来增强粘附性。

[0352] 图52详述了用于将电路转移至内窥镜检查装置的工艺的实施例。该转移是通过将平面器件岛状物阵列以及互连压印到曲线表面(如内窥镜检查装置1680E)来实现的。1602A示出了具有较薄PDMS壳或粘合剂外层250E的内窥镜检查装置。1602B示出了载体衬底201E上的电路1000E。1602C示出了将内窥镜检查装置1680E在包含平面器件岛状物阵列的衬底201E上转动大约一圈,光检测器阵列和互连将优选地以步骤1602D中所示的曲线方式粘附至内窥镜检查装置1680E的表面上。

[0353] 在另一个实施例中,光学聚焦和成像质量可能需要微透镜阵列。然而,借助于光学阵列与正被成像的表面之间的适当照明和可以忽略不计的距离,这项需求可能无效。在需要微透镜阵列的情况下,在可伸展处理期间,它们可以直接被创建为光检测器阵列的包封层。它们还可以在制成内窥镜检查装置之后被压印。然后,这种光学阵列被包封并且以如下方式与内窥镜检查装置的其余部分电集成在一起:可以用平面预应变PDMS印章抬起已经针对伸展被处理过的电子器件。然后,预应变的PDMS印章弛豫并且与受体衬底接触,以便进行转印。该受体表面可以是内窥镜检查装置的表面,所述表面涂覆有薄PDMS层或者可以之后包裹内窥镜的单独的较薄的适当成形的PDMS层。在器件在内窥镜检查装置衬底上面朝外的情况下,它们可以用另一个PDMS层或者用液体PDMS层接着是上部固体PDMS层来包封(当处于它们的压缩状态下),以制成流体包封体。还可以采用其他材料/方法。在器件在内窥镜检查装置衬底上面朝外的情况下,它们可以电性地外部接口连接在导电焊盘处,这些导电焊盘应当被设计成位于方便的位置。各向异性导电膜(ACF)连接器可以用于通过将膜按压并

加热到焊盘上来接口连接至这些导电焊盘。

[0354] 在器件被完全包封或者面朝内的情况下,它们可以通过首先借助于湿法或干法化学蚀刻移除包封聚合物在导电焊盘之上的部分或者物理机械移除材料(包括但不限于钻孔)来电性地外部接口连接。此时,可以将ACF并入。替代性地,可伸展电子器件可以在转移或包封工艺之前电性地接口连接到ACF上。

[0355] 在实施例中,电路1000E可以包括在内窥镜检查装置1680E的外表面上的柔性LED阵列,如图53中所示。这种阵列提供了光学图像捕捉所需要的照明。用于创建柔性LED系统的代表性工艺如下:

[0356] LED由GaAs衬底上的量子阱(QW)结构制成。在GaAs衬底与QW结构之间是AlAs牺牲层。使用反应离子刻蚀(RIE)来蚀刻QW结构向下至牺牲层,以形成隔离的正方形岛状物,这些岛状物在边上可以在例如 $10\mu\text{m}$ – $1000\mu\text{m}$ 的范围内。执行使用HF蚀刻来对这些岛状物进行部分释放/底切。光刻胶被旋涂到衬底上并且被图案化,以便形成岛状物四角周围的正方形来充当锚。执行完全HF释放蚀刻,以将这些岛状物从GaAs体衬底中释放出来;光刻胶锚防止这些岛状物在蚀刻步骤、冲洗步骤和干燥步骤期间漂走。弹性印章(例如PDMS)用来拾起这些岛状物并且将它们转移到另一个衬底上。该转移可以以多个步骤来完成,一次拾起这些GaAs岛状物中的一小部分,以便几何地重新安排它们。这些岛状物被转移到其上以进行进一步处理的衬底可以是玻璃衬底上的之后可以被剥离掉的PET(聚乙烯塑料)层、或者在PMMA(聚甲基丙烯酸酯)牺牲层的顶部上的聚酰亚胺层、或PDMS等等。然后,对部分LED岛状物进行图案化和湿法蚀刻,从而使得底部n型触点被暴露;这可以使用例如H3PO4+H2O2组合来完成。部分岛状物未被蚀刻,从而使得上部p型材料可以同样电接触。接下来,聚酰亚胺钝化层被旋涂、被图案化,从而使得过孔向下延伸至器件的p型和n型触点区。薄膜接线被沉积和图案化,从而使得p型区的接线在一个方向上延伸,并且到n型区的接线在正交方向上延伸。其他接线之一应该具有间隙,以便不会交叉电路。此间隙可以通过旋涂另一个钝化层在其上并且使用到间隙的每一侧的过孔来对其进行图案化而被桥接,并且在钝化层之上对金属进行图案化,以便制成连接。另一个钝化层被旋涂于顶部上,并且整个堆叠被蚀刻,从而使得这些桥接和岛状物仍然用聚合物来包封但是介于中间的区域被完全蚀刻掉。这允许这些桥接是柔性的。PMMA牺牲层被底切,或者PET层被剥离掉,并且具有电路的整个薄片可以由PDMS印章再次拾起并翻转过来。下部聚酰亚胺的背面、或电路的底部涂覆有Cr/SiO₂;通过使用阴影掩模蒸发过程来避免涂覆桥接。样本经受UV臭氧处理以实现到SiO₂的悬空键,促成用电路被转移至的下一个衬底来形成共价键。这个最终衬底可以是热或机械预应变的PDMS,从而使得在转移之后,应变弛豫,并且器件靠近到一起,并且桥接弹出且屈曲以便容纳应变。

[0357] 以与圆柱形光学传感器阵列类似的方式将可伸展LED阵列转移至内窥镜检查装置。然后,根据在此所描述的方法在器件层面上结合微透镜阵列来包封和集成该LED阵列。图53示出了内窥镜检查装置1680E,其中,电路1000E包括光检测器阵列和LED阵列(单独示出为1030E)。该LED阵列可以利用形式为逻辑器件的处理1200E,从而使得其在操作期间仅仅照亮相关区域,并且可以在不用时作为节能机构而被关闭。装置还包括数据传输设施,该数据传输设施包括RF天线1502E以便与外部装置进行无线通信。

[0358] 在本发明的另一个实施例中,内窥镜检查装置装备有传感器阵列,该传感器阵列

可以从在此包括结合对1100的讨论的那些传感器中选择。所述传感器结合电路1000E工作以监测pH、化学制剂的存在、和/或酶活性。在实施例中,由此传感器所采集的数据通过本地计算装置来进行处理,并且通过RF天线或有线遥测被传输至外部接收器以进行进一步分析。

[0359] 阵列中的至少一些传感器可以包括离子敏感场效应晶体管 (ISLET), 该离子敏感场效应晶体管生成与离子浓度变化相关的数据。输出信号通常是电压差和/或电流差, 其振幅随着所感测到的离子 (例如, 水合氢) 和/或酶的变化而变化。还可以替代性地利用其他类型的化学传感器。

[0360] 本发明的另一个实施例涉及一种胶囊内窥镜检查装置, 该胶囊内窥镜检查装置具有多个电子部件, 该多个电子部件适形地装配到胶囊壳的内壁和/或外壁上以便节约空间。适形部件通过首先对在此所描述的合适材料执行可伸展处理来创建。这种内窥镜检查装置的基本部件包括无源或有源焦平面阵列、透镜、照明LED、电池和遥测器件 (天线和无线电发射器)。可选部件可以包括在此所描述的传感器, 包括: 超声波换能器、压力传感器 (例如, 利用压阻或电容式感测机制的基于硅的器件、基于聚合物的传感器、和/或测量物理偏转的基于光学的传感器)、温度传感器 (例如, 硅带隙温度传感器、Pt电阻测温器件)、Ph/酶/化学传感器 (例如, 胰岛, 如上文所讨论的)、靶向药物递送部件、电烙术器件、活体组织检查器件、激光器和加热器件。受益于与胃肠道壁和流体的接触的部件 (例如, 化学传感器、LED、光学阵列) 以与外部环境流体地或光学地进行通信的方式而被安置。这可以通过例如将器件适形地放置在胶囊的外表面上或者通过使用将信息从胶囊的外部区中继至内部的电极来实现。剩余部件 (例如, 电池、遥测器件) 优选地位于胶囊的内部上。

[0361] 上文描述了多种用于创建可伸展焦平面阵列并将它们并入所期望的衬底中的方法。用来处理和转移焦平面阵列 (可伸展处理) 的相同的方法可以用于各种基于单晶硅的电子器件 (例如, 天线、RF发送器、ISFET), 其中, 电路以容纳机械变形和伸展的方式布置 (例如, 使用CAD工具)。

[0362] 在期望并入异构集成电路 (非基于硅的器件) 的实施例中, 可以采用略微不同的方式。在创建需要异构集成的器件 (例如, LED) 时, 通常在不同的衬底上创建电路。在可伸展处理之后, 使用之前所描述的压印方法将电子器件组合到相同的衬底上。此衬底可以是器件的最终目的地 (产品集成) 或者可以反而是中间物 (即, 将要在之后被并入到产品中的刚性、柔性或可伸展材料)。此时, 可能需要互连以保持所有的异构部件处于电通信中。这些可以使用软刻蚀法或者另一种低强度、低温处理 (<400°C) 方法以准确地对准 (<5μm) 来提供。然后, 集成电路被适当地包封, 并且系统/器件互连集成可以如上文结合微透镜阵列所描述的那样来执行。

[0363] 如上所述, 用于在此的实施例中的衬底的材料可以是生物相容的。包括内窥镜检查装置的外部涂层的衬底的情况就是如此。除了生物相容性之外, 器件壳体的来到成像器阵列与正在被监测的对象之间的任何部分优选是透明的。进一步地, 内窥镜检查装置的外壳体中的材料有助于容易地行进通过胃肠道。上文给出了合适的生物相容性材料的示例。

[0364] 将理解的是, 上文所描述的装置的壳体还可以是衬底, 或反之亦然。因此, 技术人员将意识到关于衬底的材料的一些讨论可以——在某些实施例中——被理解为适用于所述壳体。

[0365] 在此已经结合本发明的实施例描述了衬底可以装配有包括阵列传感器的电路并且所述传感器可以包括压力传感器。电路还可以包括处理1200和1200A、数据采集1300、放大器1400和数据传输1500以及其他能力。因此,将描述促成基于触诊对组织进行定量检查的另一个实施例。在实施例中,装置被配置成用于进行自检查。该装置特别适用于乳房自我检查;然而,将理解的是,尽管以下披露了示例性实施例,结合此示例性实施例所披露的装置和方法适用于对身体的各种组织和区域进行检查,并且这种检查并不需要仅仅基于触诊。

[0366] 这种设备包括装配有压力换能器阵列的适形且可伸展聚合物,尽管身体伸展并且弯曲,该聚合物保持运行。该聚合物衬底可以覆盖组织的整个表面的一部分,并且用来在多个分立点处测量组织的机械刚度。与处理设施相耦接的压力换能器可以响应于在触诊期间施加在组织的表面上的已知应变来测量组织的机械刚度。与本发明的其他实施例一样,电路的电子器件可以包括多路复用器电路、数据采集电路和微处理器电路,这些电路通过电子接线连接至覆盖聚合物衬底的传感器电路上。检测组织的异常硬的区开始于首先将压力换能器阵列压到身体部位(例如,乳房)的表面上。在实施例中,装置被装配在身体部位(例如,乳房)的整个表面面积上,并且因此可以用高空间分辨率来为身体部位刚度的廓线构建地图。

[0367] 本发明的实施例确定生物组织的异常坚硬区的存在和空间范围,在健康和癌组织的相对刚性之间进行区分,并且促成立即且本地化的治疗(如果适当的话)。因为乳房组织的机械性质是固有异构的,可以随时间推移定期地使用本发明来精确地为所检查的组织健康状态构建地图,由此使得能够随时间推移检测结构性异常和/或偏差。

[0368] 本发明的实施例涉及仪表化聚合物薄膜,该聚合物膜装配有用于测量生物组织的材料、机械和/或光学性质的柔性且可伸展的电子传感器和成像阵列。本发明利用适用于测量生物组织的参数(如温度、压力和导电性)的柔性且可伸展电路。更具体地,乳房区是用于这种组织询问的一个相关区域。这些电子部件可以安排在岛状物中,这些岛状物将容装所需电路并且经由互连来机械互连和电互连。这些互连进而优先吸收应变,并且因此使得传感器阵列能够承受极度伸展并适形于生物组织的非均匀形状。这些器件岛状物和互连可以通过转印(如下文所描述的)而被集成在装置中。可以在这个过程中的多个阶段执行对电子器件和系统/器件互连集成的包封。

[0369] 如在此充分描述的,连接至缓冲器并且还连接至放大器的器件阵列(可以包括在此所描述的一个或多个电子器件和/或器件部件(例如,压力传感器、光和辐射传感器、生物传感器和/或化学传感器、放大器、A/D和D/A转换器、聚光器、机电换能器、压电致动器))被部署为器件“岛状物”安排。器件岛状物大部分是大约 $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}^2$ 的正方形。一些岛状物容纳有源矩阵开关和A/D转换器,并且一些岛状物容纳能够读入数字信号并且对它们进行处理的逻辑电路、并且能够输出数据或将数据存储在存储器单元中。这些岛状物上的电路被配置并设计为使得:任何两个器件岛状物之间优选地需要仅大约一个(但不多于100个)电互连。根据上文所描述的方法来制成和应用电路,包括以针对器件的器件岛状物安排所描述的方式。

[0370] 图54示出了适配用于人类乳房的本发明的实施例。在本发明的实施例中,适形聚合物膜200T形状为单个人类乳房2040T。包括基于例如互补金属氧化物半导体(CMOS)技术

传感器和/或成像阵列的电路1000T适用于膜200T。在实施例中,阵列1000T被物理集成到聚合物乳房形状的膜200T(如聚二甲基硅氧烷(PDMS))的表面中。此压印过程可以通过在此限定的转印工艺来完成。如在此所描述的,阵列1000T可以由CMOS器件制成,这些器件提供各种各样复杂的感测功能、成像功能和治疗功能,包括(但不限于)压力感测、光成像和经皮药物递送。器件阵列1000T被设计成用于通过使用如在此所描述的有效电路布局和互连设计来承受伸展和弯曲。

[0371] 在实施例中,组织筛查器可以以胸罩275T的形式被创建或者被集成到胸罩内。

[0372] 实施例可以包括电路/阵列1000T,该电路/阵列包括成阵列的压力传感器。这样,电子器件1010T可以包括压力传感器。每个压力传感器岛状物包括柔性隔膜薄膜,该隔膜薄膜可以响应于偏转而记录电容的变化。压力传感器可以由一系列压敏电阻应变计和/或导电聚合物制成。每个电子器件可以包含放大器和A/D晶体管,以便提供对每个岛状物的局部信号处理。使用薄聚合物层(大约100 μm 厚)来包封这些传感器岛状物,以保护互连和电路。包含该薄层的表面在过程期间被定位为与乳房组织直接接触。与这些传感器相对的表面可以装配有附加聚合物层(300 μm -500 μm 厚),该附加聚合物层形成为具有空气填充式间隙的外壳。将此空气填充式空间充气已知量(使用蠕动泵)有助于向乳房组织施加已知应变。因此,通过使空气填充式空间充气,乳房组织可以在其整个表面上被压缩固定量,并且用压力传感器来记录在每个位置处的压力。

[0373] 在另一个实施例中,每个器件1010T包括通断开关晶体管,这些开关晶体管耦接至所述压力传感器并且一旦施加压力就被激活。使用这种通断机制,装置可以确定哪些传感器在感测期间已经被按压,并且通过例如外部装置上的图形用户界面或者可视化手段(如传感器已经被激活或者未被激活的照亮区域)或者作用的触觉指示器来将结果传达给用户。使用具有通断反馈的传感器阵列的一个关键优点在于:其在手动施加力到乳房上的情况下提醒用户是否传感器阵列的任何部分尚未被压缩。因此,其消除了手动检查期间忽略乳房的区的可能性。从而,在实施例中,如果压力感测机构在乳房检查期间未被正确地激活,那么每个电子器件都可以提供反馈。

[0374] 在本发明的另一个实施例中,以类似于275T的条带将这些器件锚定到乳房上。从而,在使用中,用户可以像胸罩一样佩戴该设备。在实施例中,装置具有用于连接至外部处理设施1200A(其在图54中被描绘为驻留在膝上计算机1204T中)的端口(未示出)。无线通信也是可能的,并且在图中进行了绘制。外部装置可以提供电力并且还在筛查期间接收数据。在实施例中,处理设施1204T与电路进行电通信,并且被配置成用于检测该胸罩被穿戴且提示用户开始进行乳房检查。装置在与乳房相对的侧上的外表面可以覆盖有如在之前的实施例中所描述的薄聚合物包封层。此外表面与设备的表面之间的空间可以是空气密封的,并且使用蠕动式空气泵而被填充以空气。使用空气来填充此空间使得能够沿着乳房的整个表面施加均匀的压力,这进而提供对多少应变被施加至乳房进行控制。

[0375] 在本发明的另一个实施例中,可伸展材料200T包括具有超声波换能器(例如,压电晶体)阵列的电路1000T。每个器件1010T包括感测由源发射器所生成的超声反射的接收器,该源发射器以兆赫兹频率通过组织发送超声波。此实施例可以与在此所提及的其他传感器(包括压力传感器)相组合,以便进一步对乳房组织的异常区进行定位和成像。与在此的所有实施例一样,传感器可以与电路或外部装置(包括根据在此所描述的方法来从所述传感

器接收数据并且对数据进行处理的处理设施)的其他设施、电子器件、部件和元件进行电子通信,并且进一步致使输出装置生成如在此所描述的输出。

[0376] 电路1000T还可以包括红外发射器和检测器(例如,辐射热测量计)阵列。选择红外波长,以最小化健康组织吸收与癌组织吸收之比。这些发射器照射乳房,并且这些检测器对辐射进行成像。为了增加的准确性,可以将此实施例与任何上述感测概念相结合和集成。

[0377] 电路1000T还可以包括刺激电极和记录电极阵列,以产生组织的电阻抗的空间地图。癌组织导电性和介电性质可能不同于健康组织。为检测由于局部癌组织的存在所导致的电阻抗变化,可以在已知位置注入已知AC电流,并且在由记录电极阵列所限定的多个点处记录电压。在此实施例中,聚合物包封层覆盖除了这些电极的接触区之外的所有东西。可光构图聚合物可以用来实现此步骤。

[0378] 电阻抗扫描提供数据以使得能够在一系列频率上对复阻抗和介电常数进行3-D空间地图,这可以用作感测工具来预测在乳房组织内部深处的异常癌细胞的存在。为了增加的准确性,可以将此实施例与任何上述方法和概念相结合和集成。

[0379] 由传感器阵列所采集的数据可以被存储用于检索和/或被传输至外部系统用于对组织健康的基于时间的跟踪。

[0380] 在实施例中,来自压力换能器阵列1000T的传感器数据可以在每个传感器的层级上被放大并转换为数字形式,并且然后被传输至多路复用器。替代性地,模拟电路可以被包括在每个器件1010T的层级上,并且数字处理电路可以被安置在聚合物之外。一旦数据被从每个点采集到并且传输至计算机终端,可以提示用户检查已经完成。用户可以自己检查数据和/或将数据发送至她的医生已进行进一步的复查(举例而言)。

[0381] 从而,在实施例中,显而易见的是,装置的电路与处理设施进行电子通信,该处理设施被配置成用于从装置接收数据并且致使输出设施(之前结合图1A作为300进行讨论)生成与检查有关的数据的图形或其他方式的视觉表示。例如,可以根据在此所披露并且呈现于输出设施(如示出在1204T上)的所有传感器数据来创建如在此所描述的组织地图。与由电路所生成的数据有关的文本和图形数据可以被呈现给用户。处理设施可以被配置成用于致使由电路生成的历史数据以各种方式(包括按日、按周、按月或任何其他有用的间隔读数、表格、报表等)被存储、聚集和呈现。

[0382] 返回到装置自身的物理特性,该装置可以是不透明的,从而使得女性的乳房不可见。这种特征可以通过在固化之前向弹性体添加不透明(例如,黑色)颜料来实现。在此实施例中,传感器阵列保持与乳房的紧密接触,而不必暴露她的裸乳。因为聚合物(像PDMS)的生物相容性,为了方便,这种类型的装置可以装配在正常胸罩内。

[0383] 在本发明的一个实施例中,电子器件被集成到轮廓与乳房吻合的弹性材料中。这种形状可以根据预期用户的乳房尺寸而以不同的尺寸再现。创建乳房形状的装置的过程以创建第一乳房形状的模具开始。然后,制成第二反向形状的模具以匹配第一模具的曲率。弹性材料(如PDMS)被灌注在这两个模具之间以创建薄膜(小于2mm)。对此层进行固化,以创建固体乳房形状的弹性材料膜,电子器件将通过上文所述的转印工艺而被压印到该固体乳房形状的弹性材料膜上。为了完成此印刷步骤,将弹性材料伸展为平坦平面并且放置成与已“经伸展处理的”电子器件相接触。这些电子器件通过范德瓦尔斯力或通过化学辅助手段优先粘接至弹性体的表面。因此,具有嵌入式电子器件的弹性体弛豫,并且屈曲发生在电子器

件阵列的互连内,使得可伸展性成为可能。

[0384] 可能需要进一步的包封和器件集成。这可以通过将各向异性导电膜 (ACF) 连接 (手动地或通过电子自动化) 至键合焊盘,这些键合焊盘被设计为在可伸展电子器件阵列上 (例如在其外周边上) 容易进入的区域中。这种 ACF 将电子器件嵌入的弹性体连接至负责提供电源、中继需要电接触的其他任务的信息的装置。

[0385] 根据一个或多个实施例,可伸展电子器件被直接集成到胸罩状衬底上。这可以通过用弹性衬底 (例如,PDMS) 来涂覆胸罩状物体并且将上述可伸展电子器件阵列粘接到新涂覆的胸罩状物体上。

[0386] 在与上文结合图54所描述的实施例相类似的口中,本发明的衬底可以包括适形薄片或带以便适形地配合在身体上,并且因此提供关于相关身体部位或者位于相关组织下方的信息。应当注意,传感器带可以用于非医疗应用中,如监测可以在各种各样的领域 (包括对车辆和民用结构的结构监测) 中。这种实施例在此可以被称为“传感器带”;然而,应当意识到,该带可以包括任何在此所描述的平坦的、适形衬底。传感器带可以装配有任何在此所描述的包括任何类型的传感器或传感器配置的方式的电路功能,传感器带可以用于医疗应用和非医疗应用。

[0387] 对于将这些传感器带集成到复杂形状,需要一定程度的可伸展性。此外,某些高性能应用 (生命体征监测) 需要采用能够提供可靠性能的材料。应变容忍度和性能的结合是现有技术尚未完全解决的非比寻常的挑战。

[0388] 除了包括传感器之外,装置还可以与远程单元 (如电源、遥测单元、处理器设施或致动器) 进行通信。本发明的一个实施例是指用于测量人类生命体征目的的传感器带。战场上、车祸中、或甚至在火灾中遭受的伤口和创伤在疏散和运送至医院护理之前需要对个人的健康进行快速且准确地评估。能够测量心电图 (ECG) 的监视器表示用于此目的的最强大技术之一。利用聚合物或有机电子材料的装置具有低成本、可弯曲装置的一定潜力。然而,它们的不良电性能禁止了现代信号放大方法或射频功能的使用。此外,未证明的实现基本电路的能力以及现有有机电子器件技术的未定可靠性导致了巨大的风险。非晶硅或激光退火的多晶硅提供了替代方案,但是适度的器件均匀性水平以及用可靠的功能水平实现集成电路的受限能力提出了巨大的挑战。

[0389] 从而,这种实施例可以包括传感器阵列,这些传感器阵列可以提供关于表面拓扑、温度、压力、导电性、pH和/或酶活性以及在此所描述的其他项的数据。在本发明的实施例中,传感器带可以装配有用来对平坦表面或弧形表面进行成像的密集光检测器阵列 (如在此所披露的)。正在被成像的表面与光检测器之间的直接接触可以排除用于聚焦目的的透镜阵列。然而,如果需要的话,微透镜阵列可以包括在电路设计中。可能需要额外的光源。可以使用在此所描述的成像设施1600。

[0390] 在本发明的实施例中,可伸展带状衬底覆盖有超声波换能器 (例如,压电晶体) 阵列。每个器件岛状物包括感测由源发射器所生成的声学反射的接收器,该源发射器以兆赫兹频率通过组织发送声波。这是实施例可以与压力传感器相组合以便进一步对组织的异常区 (或在非医疗实施例中的结构和车辆) 进行定位或成像。还设想在传感器带的非医疗实施例中检测结构移位或移动。

[0391] 在实施例中,传感器带是可穿戴式生命体征监视器。除了或替代在此所描述的伸

展电路,超薄ASIC(大约 $5\mu\text{m}$)可以被集成到在中性机械平面布局的中薄的可适形衬底(基于聚合物、基于纸,大约 $50\mu\text{m}$)。形成了在SOI晶圆($0.6\mu\text{m}$ 工艺)上的密集封装的ASIC阵列。光刻处理和垂直沟槽蚀刻、接着移除掩埋氧化物将产出隔离的芯片组($-0.5\times 0.5\text{mm}^2$,并且大约 $5\mu\text{m}$ 厚),这些芯片组通过策略性地位于周边附近的‘锚’结构来保持束缚到SOI晶圆上。此工艺将产出由于其有能力通过软的弹性印章被移除并放置到目标衬底上而被称为‘可印刷’的ASIC。上文所描述的用于转印的方法可以用于这些柔性ASIC。这种方法的吸引人的特征包括:针对降低成本的对CMOS SOI晶圆的高效利用、针对机械灵活性的超薄的电路布局以及针对互连的与由常规的平面处理所形成的金属化相兼容。应当注意,上述处理技术可以用于在此所描述的其中期望适形感测/治疗装置的任何实施例。

[0392] 可穿戴传感器带包括这种IC,连同机械耦接的接收器电路和发送器电路。这样,其提供了医疗级别的性能。所测量的性质满足在ANSI/AAMI EC-13标准中所概述的诊断要求以及在EC 60601-1中所描述的安全参数。电路另外满足对心脏除颤和渗漏试验的要求;这些抗串扰特征确保在关键任务应用(如复苏过程)期间的病人安全。整个电路在3V上汲取 $-300\mu\text{A}$,说明其具有在 14mA/hr Li薄膜电池(如由索力克公司所制造的那些薄膜电池)上运行接近3天的能力。

[0393] ASIC连接至在塑料带衬底上的RF感应线圈部件和无源滤波器(电阻器、电容器),以便优化信噪比。这种移动无源部件到‘芯片外’的策略减小了ASIC的尺寸和成本。

[0394] 图55是无线RF模块的示意图,其示出了接收器电路和发送器电路(分别为5602和5604)。这些部件共同构成了传感器带实施例,该传感器带实施例可以以无线模式接收和传输信号。

[0395] 在实施例中,传感器带包括电感耦接收发器;由基于电感器的接收器和发送器线圈组成的简单射频电路。设计特征为用于最小成本的一对感应器线圈和无源部件。有源部件——微处理器、显示器驱动器和存储器——均在远程单元中。电感耦接作为用于实施例(如EGC监视器)的传输模式是吸引人的,因为战士经常携带多层装甲和衣物,这会减少到和从位于裸乳上的装置的信号传输。短距离电感耦接具有传输通过金属层的能力和信号强度,并且由此克服了其他形式的无线电信号可能失败的信号传输限制。形式为RF信号的高频AC电流($<50\text{MHz}$)被馈送至由感应线圈和电容器组成的谐振网络,以感应出相当大的磁场。这个场进而将能量耦接到发射线圈中。接收器线圈包含具有19.5个线匝的56AWG螺旋形导体(方形直径: 2.5cm)和 $20\mu\text{H}$ 的电感器。发射器线圈具有具备16个线匝的 $220\mu\text{H}$ 的电感以及矩形布局($9\times 3\text{cm}^2$)。发射器线圈的大尺寸对带施加了重要的尺寸约束。这种特定的天线设计沿着传感器带(图56中示出)的外周边跨越,由此提供足够的尺寸和线匝数。

[0396] 位于作为平行接线的电容器的特征的远程单元中的较小线圈形成谐振接收器电路。当较小的接收器线圈在传感器带的发射器的5英尺到10英尺之内时,可以传输充分的电力电平。在远程监视器内进行整流和滤波之后,接收器RF信号可以被转变回为DC电压,该DC电压然后可以用16位分辨率被数字化并且相应地使用常规的微处理器(例如,爱特梅尔公司的ARM9)进行分析。对样机电路的实验室试验表明:6伏特、 22mA 上94%的功率可以在大约1cm的相对较短距离上被转移。模拟表明可以通过主动用板上电池(如上文所述的Li电池)为电路供电来在5英尺至10英尺的距离上维持此效率。

[0397] 超薄ASIC的组装是使用上文所讨论并且在2009年3月31日提交的题为“可伸展和

柔性薄膜电子器件(Stretchable and Flexible Thin Film Electronic Devices)”的美国临时申请序列号61/164,920中引用的转印技术完成的,该申请以其全部内容通过引用结合在此。

[0398] 此工艺涉及平行、高速地将超薄ASIC从SOI晶圆转移至用于传感器带的塑料薄片上。在每个转移步骤中,上千个单独的ASIC芯片被从SOI晶圆移动到塑料薄片上的稀疏阵列(图2)。对此薄片进行切割以成型并且与其他元件集成将完成这些带。在转移工艺中至印章的粘接性是通过范德瓦尔斯力来提供的。接纳衬底上的薄粘合层(例如,聚酰亚胺)促成了转移。这种方法的关键特征是:针对减小的成本,其使得CMOS的使用高效;其针对超薄芯片组来说是兼容的;其可以用于低成本的柔性塑料衬底薄片。

[0399] 图56提供了传感器带的示意性展示,该传感器带被配置为ECG监视器并且将被称为“ECG带”,由超薄ASIC连同印刷在塑料衬底(在实施例1中为Kapton®)上的无源部件和电感耦接电路组成。在实施例1中,聚酰亚胺包封层帮助实现中性机械平面设计,该中性机械平面设计将最小化在ASIC的操作中由弯曲引起的变化。在实施例1中,该带可以为大约300 μ m-500 μ m厚,在厚度上主要由柔性Li电池、塑料衬底和顶部包封层支配。在图56中,5656是发射器天线,并且5657是部件之间的互连。在示例性实施例1中,确定整体尺寸以便允许Ag/AgCl传感器电极(5650为正,5651为负,5652为地)之间的间隔(大约8cm)足够捕捉经过心脏传到路径从心房到心室的强大电信号。为节约电极附近的表面面积,将较大的发射器天线5655(在实施例1中,大约3 $\times$ 9cm²的矩形布局)定位在带的周边附近。该带还可以承载超薄Li电池5653,该电池具有大致24小时的最小电池供电寿命,具有高达3天的续航能力。下文更加详细地描述了传感器带的关键芯片外部件。Li电池:薄膜3V Li电子电池(由索力克公司制成)具有适用于这里提出的ECG带系统的尺寸(0.38mm $\times$ 26mm $\times$ 29mm)和电源输出。这些电池是柔性的,并且因此可以共同定位在带衬底上。印刷的金属线提供了从电感耦接电路以及ASIC到电池正极(金属锂)和负极(MnO₂)触点的电连接。

[0400] 无源件:建立在ECG电路中的TL062运算放大器周围的无源滤波器必须具有带有较大电容(值明显大于微微法)的低RC时间常数。为最小化ASIC的尺寸,由此增大机械灵活性并降低ECG带的成本,无源滤波器被形成在带衬底上。这种部件可以或者直接使用薄膜处理、或者使用廉价的可以通过常规表面安装技术附接的成品部件(由德国汉高公司制作的0402尺寸)来形成。具有10 Ω -1M Ω 电阻的电阻器(通常尺寸为1mm $\times$ 0.5mm $\times$ 0.35mm)以及具有0.1pF-100 μ F电容的电容器(通常尺寸为1mm $\times$ 0.5mm $\times$ 0.3-0.5mm)与该带的形状因数相兼容。替代性地,可以使用基于铜和苯并环丁烯(PCB)的薄膜无源滤波器。

[0401] 金属互连、RF天线和电极:芯片外金属互连、天线和电极可以沉积在柔性衬底上。金属导电层(如图57所示)包括沉积在薄聚酰亚胺层(1 μ m-1.5 μ m厚)的三层图案化金属(铬:金:铬;3nm:150nm:3nm)。这些金属层可以使用常规金属蒸发技术沉积在塑料衬底上。RF天线线圈可以包括以分别为18 μ m和200 μ m的迹线厚度和宽度蒸发在塑料衬底上的铜金属。类似地,三个Ag/AgCl薄膜电极盘(厚度大约10 μ m,直径大约1.5cm)也可以沉积在塑料衬底上。铬粘合层(大约500nm)促成将薄膜电极附接到位于下方的衬底。为确保在电极-皮肤接口处的低阻抗(<10k Ω)并且最小化接界电势,电极盘在处理和封装之后将各自涂覆有非刺激3M NaCl凝胶薄层(大约0.5mm)。此薄盐凝胶层最小化在电极处的接界电势,并且由此提高电信噪比。

[0402] 结合所披露的发明描述的方法和系统中的某些方法和系统(下文称为“主题方法和系统”)可以部分地或完全通过执行处理器上的计算机软件、程序代码和/或指令的机器来进行部署,该处理器与在此所披露的电子电路相集成或相分离。所述某些方法和系统对于本领域技术人员而言将是显而易见的,并且下文没有什么内容旨在限制已经披露的内容而是对其进行补充。

[0403] 在此所披露的有源可伸展或柔性电路可以被认为是部分地或完全地部署主题方法和系统所必要的机器,或者单独定位的机器可以完全地或部分地部署主题方法和系统。从而,如在此所引用的“机器”可以适用于上文所描述的电路、单独的处理器、单独的接口电子器件或其组合。

[0404] 主题方法和系统发明可以被实现为机器上的方法、作为机器的一部分或与机器相关的系统或设备、或者在这些机器中的一个或多个机器上执行的计算机可读介质中实施的计算机程序产品。在实施例,该处理器可以是服务器、客户机、网络基础设施、移动计算平台、静止计算平台或其他计算平台的一部分。处理器可以是能够执行程序指令、代码、二进制指令等的任何种类的计算机或处理装置。处理器可以是或者包括:信号处理器、数字处理器、嵌入式处理器、微处理器或者可以直接或间接地促成对存储于其上的程序代码或程序指令的执行的任何变体(如协处理器(数学协处理器、图形协处理器、通信协处理器等))等。此外,处理器可以使得能够执行多个程序、线程和代码。这些线程可以同时执行以增强处理器的性能和促成应用的同时操作。通过实现方式,本文中所描述的方法、程序代码、程序指令等等可以在一个或多个线程中实现。线程可以产生已经分配了与其相关联的优先级的其他线程;处理器可以基于优先级和任何其他顺序基于程序代码中提供的指令来执行这些线程。处理器、或任何利用处理器的机器都可以包括存储器,该存储器存储如在此和其他地方所描述的方法、代码、指令和程序。处理器可以通过接口访问存储介质,该存储介质可以存储如在此和其他地方所描述的方法、代码和指令。与处理器相关联的用于存储方法、程序、代码、程序指令或能够由计算装置或处理装置执行的其他类型的指令的存储介质可以包括但但不限于以下各项中的一项或多项:CD-ROM、DVD、存储器、硬盘、闪存驱动器、RAM、ROM、缓存器等。在此段落或下文的段落中没有什么内容旨在限制或与在此和贯穿全文所描述的处理设施的描述相冲突。

[0405] 处理器可以包括一个或多个核,该一个或多个核可以增强微处理器的速度和性能。在实施例,处理器可以是双核处理器、四核处理器、组合两个或更多个独立的核(称为裸片)的其他芯片级多处理器等。

[0406] 在此所描述的主题方法和系统可以部分地或全部地通过机器部署,该机器执行在服务器、客户机、防火墙、网关、集线器、路由器或其他这种计算机和/或组网硬件上的计算机软件。软件程序可以与服务器相关联,该服务器可以包括文件服务器、打印服务器、域服务器、互联网服务器、内网服务器以及其他变体(如二级服务器、主机服务器、分布式服务器等)。服务器可以包括以下各项中的一项或多项:存储器、处理器、计算机可读介质、存储介质、端口(物理端口和虚拟端口)、通信装置、以及能够通过有线介质和无线介质访问其他服务器、客户机、机器和装置的接口等。在此和其他地方所描述的方法、程序或代码可以通过服务器来执行。此外,执行在本申请中所描述的方法所需要的其他装置可以被认为是与服务器相关联的基础设施的一部分。

[0407] 服务器可以提供接口至其他装置,包括但不限于客户机、其他服务器、打印机、数据库服务器、打印服务器、文件服务器、通信服务器、分布式服务器等。另外,这种耦接和/或连接可以促成跨网络远程地执行程序。这些装置中的一些或所有装置的组网可以促成程序或方法在一个或多个位置处的并行处理,而不需要偏离本发明的范围。此外,通过接口附接至服务器的任何装置可以包括能够存储方法、程序、代码和/或指令的至少一个存储介质。中央储存库可以提供有待在不同装置上执行的程序指令。在此实现方式中,远程储存库可以充当用于程序代码、指令和程序的存储介质。

[0408] 如果主题方法和系统实施于软件程序中,该软件程序可以与客户机相关联,该客户机可以包括文件客户机、打印客户机、域客户机、互联网客户机、内网客户机以及其他变体(如二级客户机、主机客户机、分布式客户机)等。客户机可以包括以下各项中的一项或多项:存储器、处理器、计算机可读介质、存储介质、端口(物理端口和虚拟端口)、通信装置、以及能够通过有线介质和无线介质访问其他客户机、服务器、机器和装置的接口等。在此和其他地方所描述的方法、程序或代码可以通过客户机来执行。此外,执行在本申请中所描述的方法所需要的其他装置可以被认为是与客户机相关联的基础设施的一部分。

[0409] 客户机可以提供接口至其他装置,包括但不限于服务器、其他客户机、打印机、数据库服务器、打印服务器、文件服务器、通信服务器、分布式服务器等。另外,这种耦接和/或连接可以促成跨网络远程地执行程序。这些装置中的一些或所有装置的组网可以促成程序或方法在一个或多个位置处的并行处理,而不需要偏离本发明的范围。此外,通过接口附接至客户机的任何装置可以包括能够存储方法、程序、应用、代码和/或指令的至少一个存储介质。中央储存库可以提供有待在不同装置上执行的程序指令。在此实现方式中,远程储存库可以充当用于程序代码、指令和程序的存储介质。

[0410] 在此所描述的主题方法和系统可以部分地或全部地通过网络基础设施来部署。网络基础设施可以包括元素:如计算装置、服务器、路由器、集线器、防火墙、客户机、个人计算机、通信装置、路由装置以及在本领域中已知的其他有源和无源装置、模块和/或部件。与网络基础设施相关联的计算装置和/或非计算装置处其他部件之外还可以包括存储介质,如闪存存储器、缓冲器、存储栈、RAM、ROM等。在此和其他地方所描述的工艺、方法、程序代码、指令可以由这些网络基础设施元素中的一个或多个元素执行。

[0411] 与在此和其他地方所描述的主题方法和系统相关的方法、程序代码和指令可以在具有多个蜂窝的蜂窝网络上实现。蜂窝网络可以或者是频分多址接入(FDMA)网络或者是码分多址接入(CDMA)网络、蜂窝网络可以包括移动装置、蜂窝站点、基站、中继器、天线、塔等。蜂窝网络可以是GSM、GPRS、3G、EVDO、网络或其他网络类型。

[0412] 与在此和其他地方所描述的主题方法和系统相关的方法、程序代码和指令可以在移动装置上实现或者通过移动装置来实现。移动装置可以包括导航装置、蜂窝电话、移动电话、移动个人数字助理、膝上计算机、掌上机、上网本、传呼机、电子书阅读器、音乐播放器等。这些装置除了其他部件之外还可以包括存储介质,如闪存存储器、缓冲器、RAM、ROM以及一个或多个计算装置。可以使得与移动装置相关联的计算装置能够执行存储于其上的程序代码、方法和指令。替代性地,移动装置可以被配置成用于与其他装置合作执行指令。这些移动装置可以与基站进行通信,这些基站与服务器接口连接并且被配置成用于执行程序代码。移动装置可以在对等网络、网格网络或其他通信网络上进行通信。程序代码可以存储在

与服务器相关联的存储介质上并且由嵌入在服务器内的计算装置执行。基站可以包括计算装置和存储介质。存储装置可以存储由与基站相关联的计算装置执行的程序代码和指令。

[0413] 与主题方法和系统相关的计算机软件、程序代码和/或指令可以存储在机器可读介质上或者通过机器可读介质读取,该机器可读介质可以包括:计算机部件、器件、以及保持用于计算的数字数据持续一定时间间隔的记录介质;被称为随机存取存储器(RAM)的半导体存储装置;通常用于更持久存储的大容量存储装置,如光盘、磁性存储装置形式(像硬盘、磁带、磁鼓、磁卡和其他类型);处理器寄存器、缓存存储器、易失性存储器、非易失性存储器;光学存储装置,如CD、DVD;可移除式介质,如闪存存储器(例如,USB棒或密钥)、软盘、磁带、纸带、穿孔卡片、独立式RAM盘、压缩驱动器、可移除式大容量存储装置、离线等;其他计算机存储器,如动态存储器、静态存储器、读/写存储装置、易变存储装置、只读、随机存取、顺序存取、位置可寻址、文件可寻址、内容可寻址、网络外接存储装置、存储区域网络、条形码、磁性墨水等。

[0414] 在此所描述的主题方法和系统可以将物理项和/或或无形项从一种状态转变为另一种状态。在此所描述的方法和系统还可以将代表物理项和/或或无形项的数据从一种状态转变为另一种状态。

[0415] 在此所描述和描绘的元件及其功能可以通过计算机可执行介质实现于机器上,该计算机可执行介质具有处理器,该处理器能够执行存储于其上的作为单片软件模块;作为独立软件模块;作为采用外部例程、代码、服务等模块;或者这些模块的任何组合的程序指令,并且所有这种实现方式都在本披露的范围内。这种机器的示例可以包括但不限于个人数字助理、膝上计算机、个人计算机、移动电话、其他手持式计算装置、医疗设备、有线或无线通信装置、换能器、芯片、计算器、卫星、平板PC、电子书、小工具、电子装置、具有人工智能的装置、计算装置、网络设备、服务器、路由器等。另外,在流程图和框图中所描绘的元素或任何其他逻辑部件可以实现在能够执行程序指令的机器上。因此,虽然以上附图和描述阐述了所披露系统的多个功能方面,但不应从这些描述中推断用于实施这些功能方面的软件的具体安排,除非明确说明或以其他方式从上下文清楚地看出。类似地,将理解的是,上文所标识和描述的各种步骤都是可以变化的,并且这些步骤的顺序可以适配用于在此所披露的技术的具体实施例。所有这种变体和修改均旨在落入本披露的范围之内。这样,对各个步骤的顺序的描绘和/或描述不应该被理解为要求对这些步骤的具体执行顺序,除非具体应用要求或者明确陈述或者以其他方式从上下文中可清楚了解的。

[0416] 主题方法和系统、以及与其相关联的步骤可以实现在硬件、软件或者适用于具体应用的任何硬件和软件的组合。硬件可以包括通用计算机和/或专用计算装置或特定计算装置或特定计算装置的具体方面或组件。工艺可以实现在一个或多个微处理器、微控制器、嵌入式微处理器、可编程数字信号处理器或其他可编程装置、连同内部和/或外部存储器。处理器还可以或者反而被实施于专用集成电路、可编程门阵列、可编程阵列逻辑、或者任何其他器件或可以被配置成用于处理电子信号的任何器件组合。将进一步理解的是,这些工艺中的一个或多个工艺可以被实现为能够在机器可读介质上执行的计算机可执行代码。

[0417] 计算机可执行代码可以使用结构化程序设计语言(如C);面向对象的程序设计(如C++);或者可以存储、编译或解释成在以上装置之一上运行的任何其他高级或低级编程语言(包括汇编语言、硬件描述语言和数据库编程语言和技术);以及处理器的异构组合、处理

器架构、或不同硬件和软件的组合、或能够执行程序指令的任何其他机器。

[0418] 因此,一方面,上文结合主题系统和方法及其组合所描述的方法可以被实施于计算机可执行代码,该计算机可执行代码在执行于一个或多个计算装置时执行其步骤。另一方面,这些方法可以实施于执行其步骤的系统中,并且可以以多种方式跨装置分布,或者所有的功能都可以集成到专用、独立装置或其他硬件中。另一方面,用于执行于上述工艺相关联的步骤的装置可以包括上述任何硬件和/或软件。所有这种排列和组合均旨在落入本披露的范围之内。

[0419] 虽然已经结合某些优选实施例描述了本发明,其他实施例将由本领域普通技术人员理解并且被包含于此。

[0420] 在此所参考的所有文献以引用方式并入本文中。

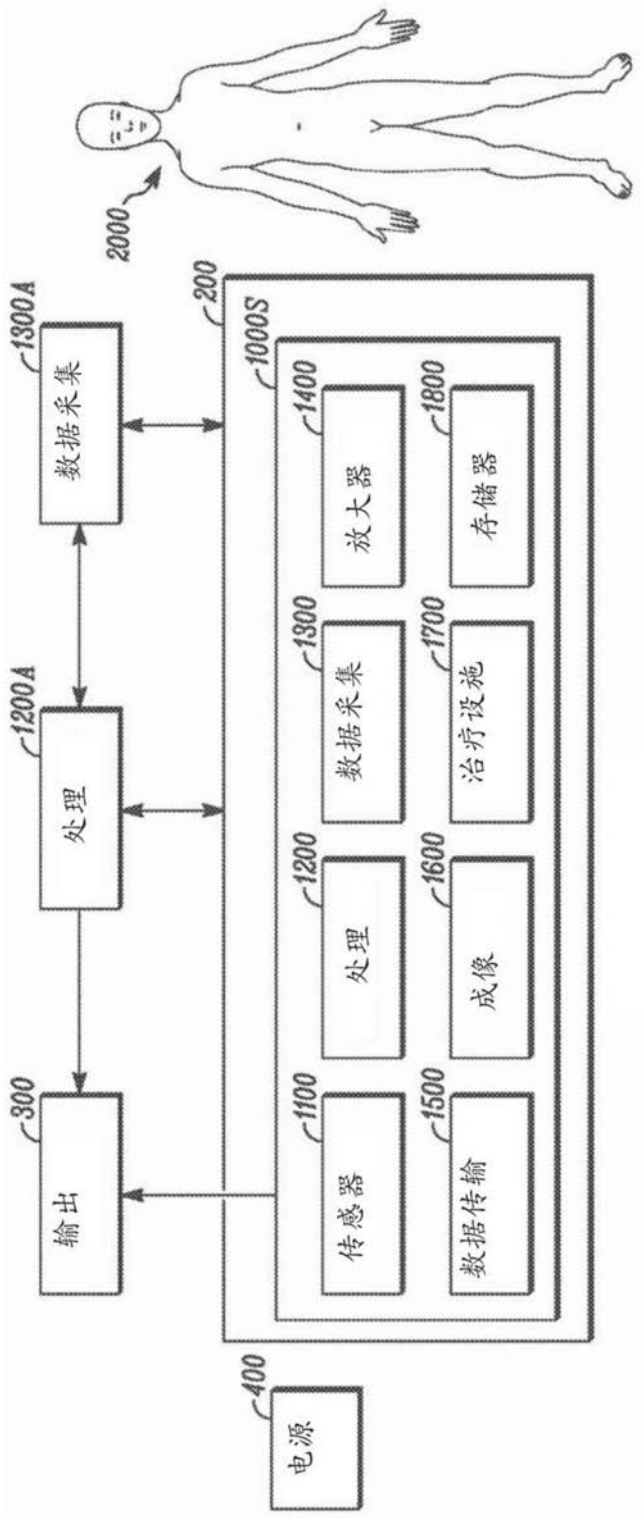


图1A

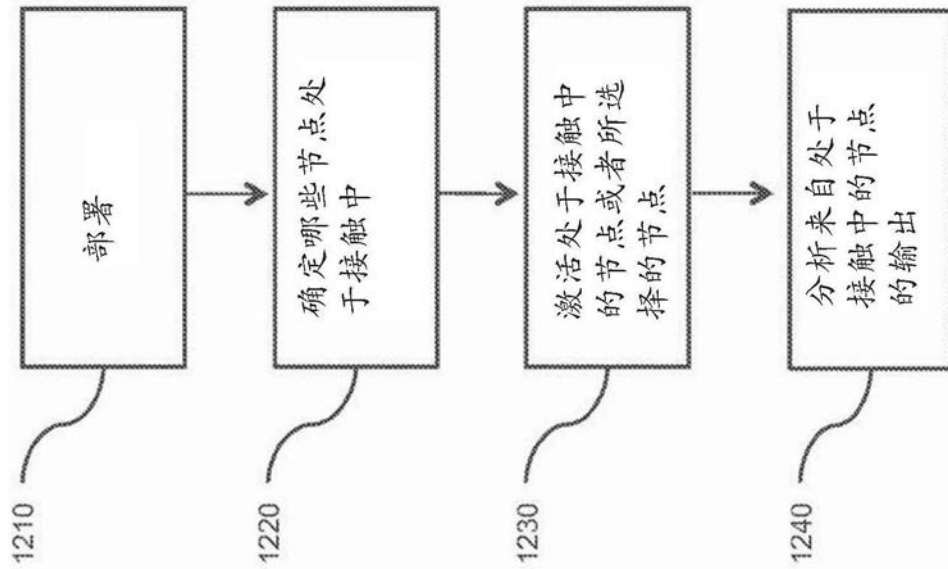


图1B

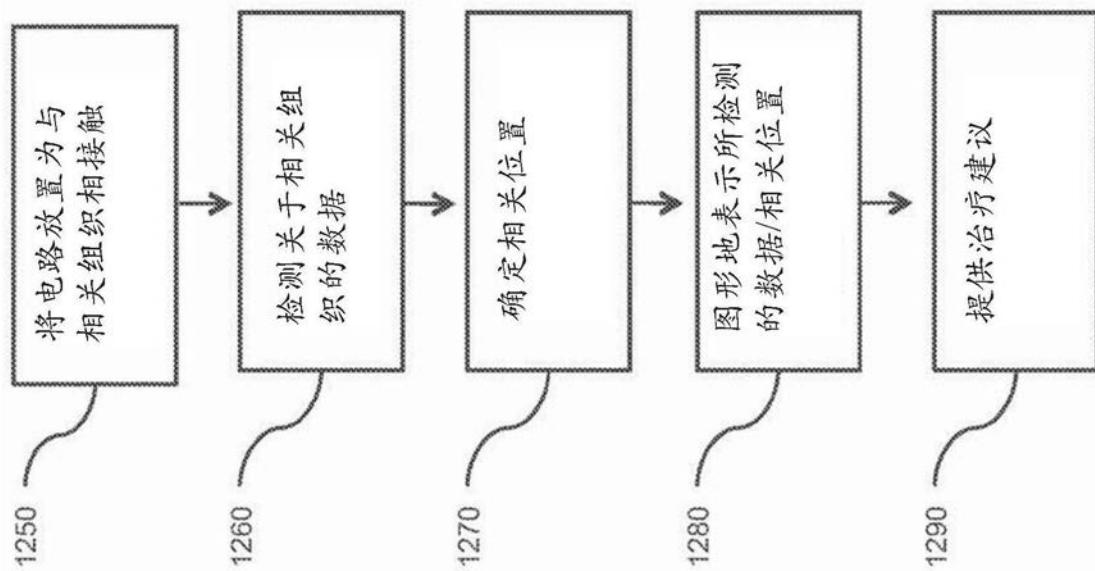
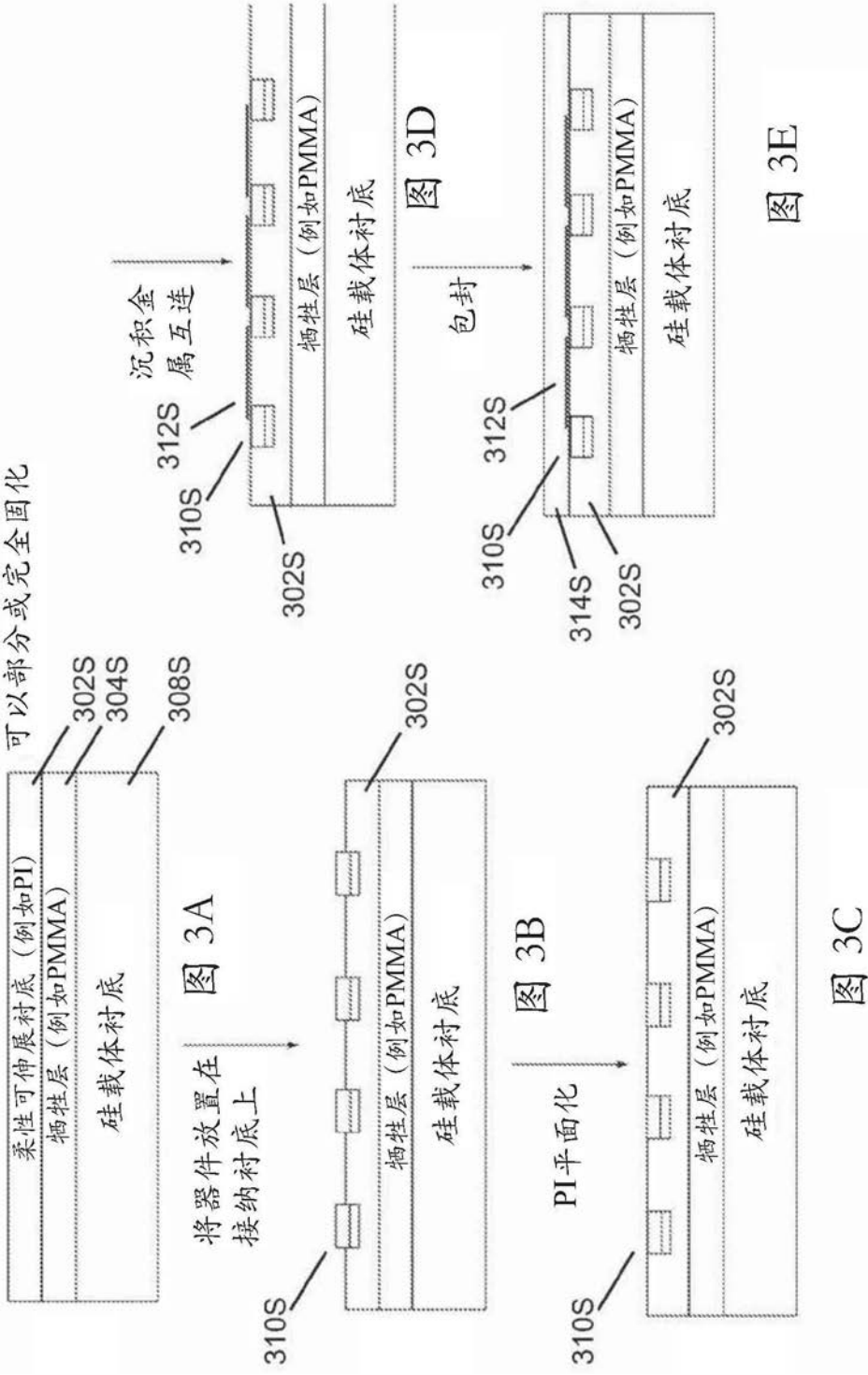


图1C



图2



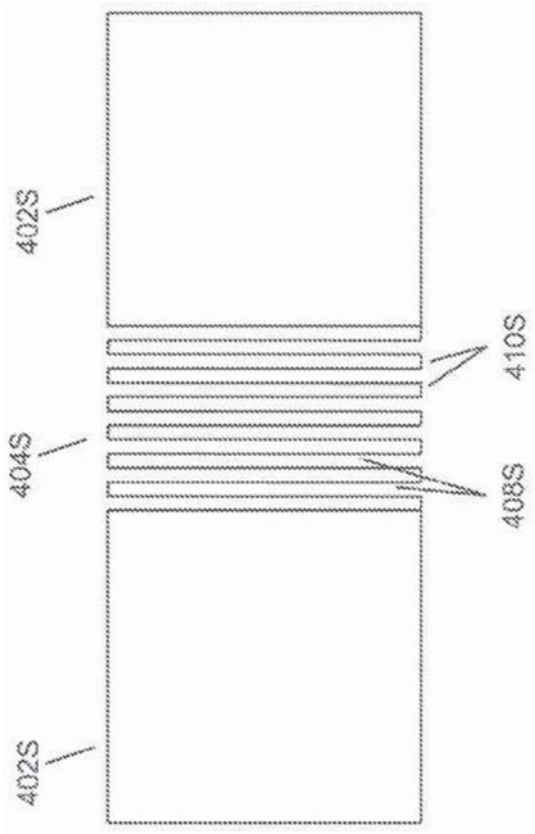


图4

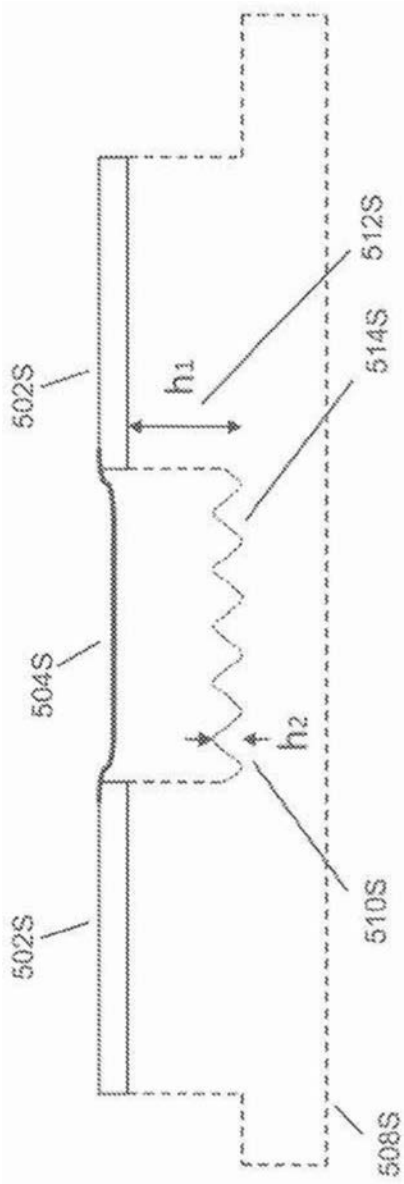


图5

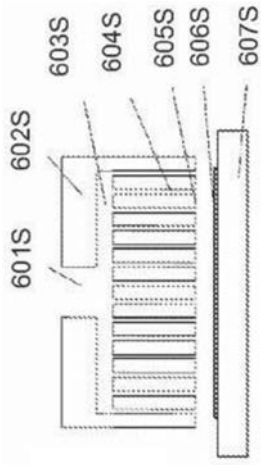


图6A

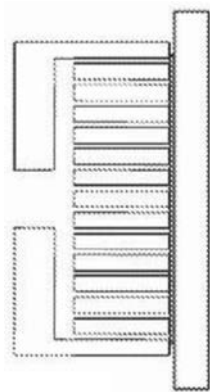


图6B

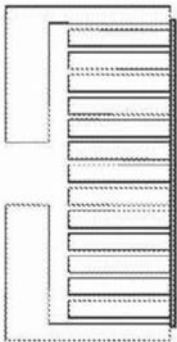


图6C

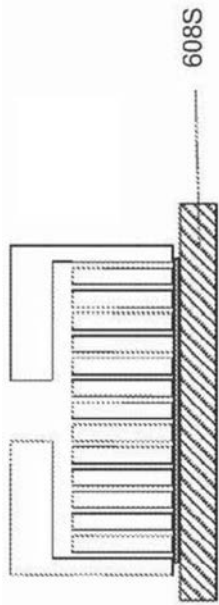


图6D

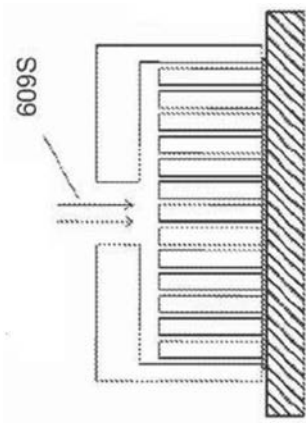


图6E

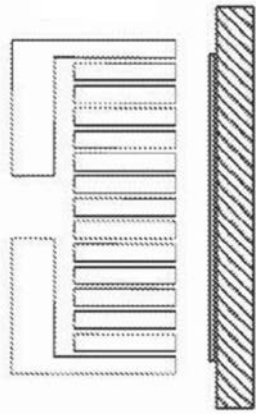
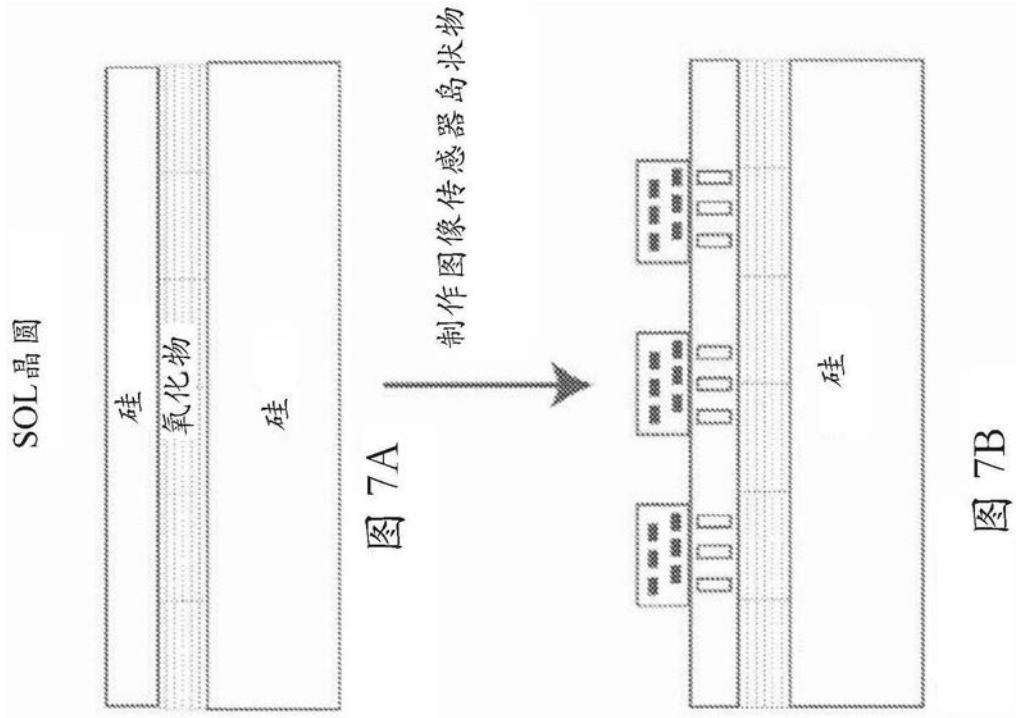


图6F

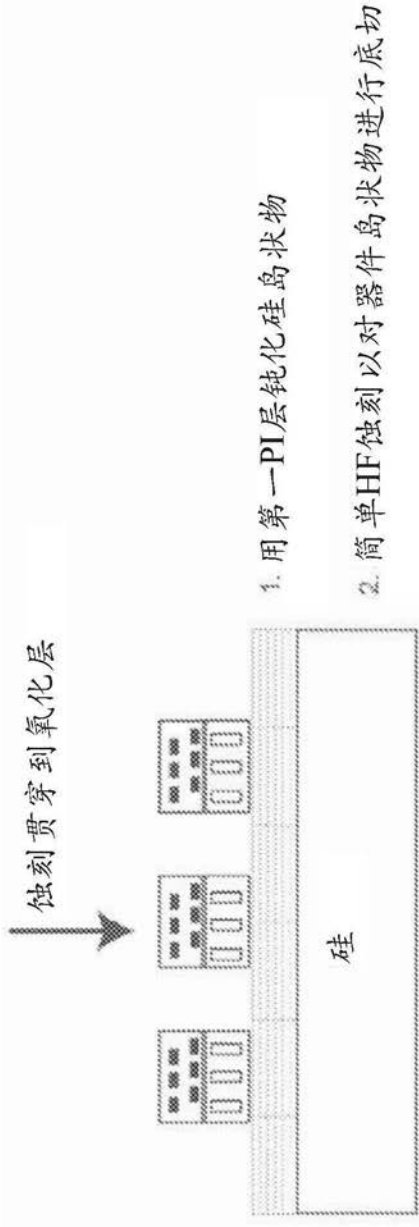


图 7C

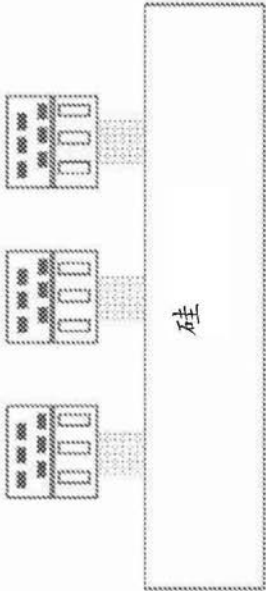
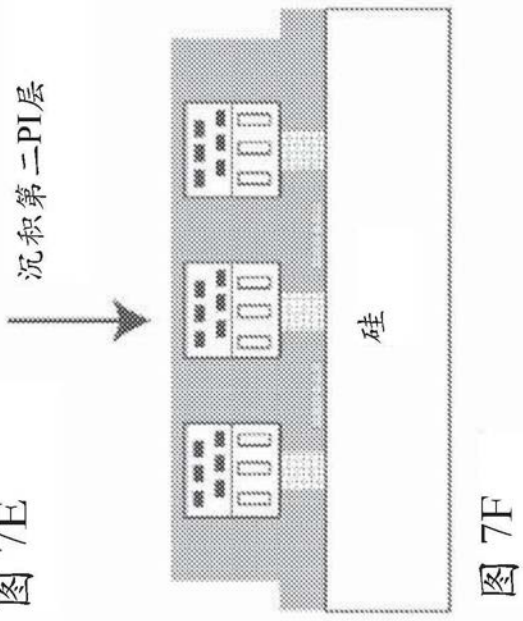
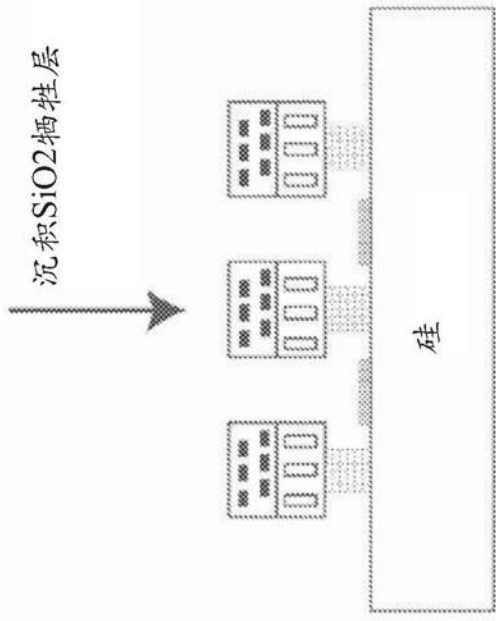
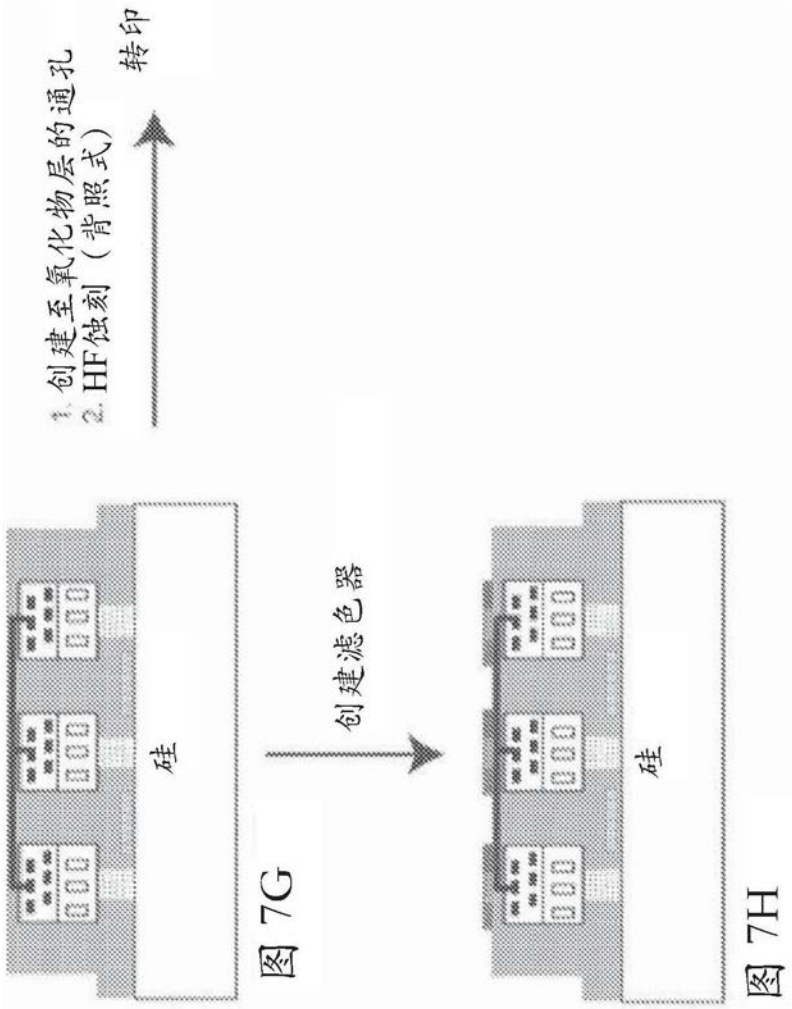
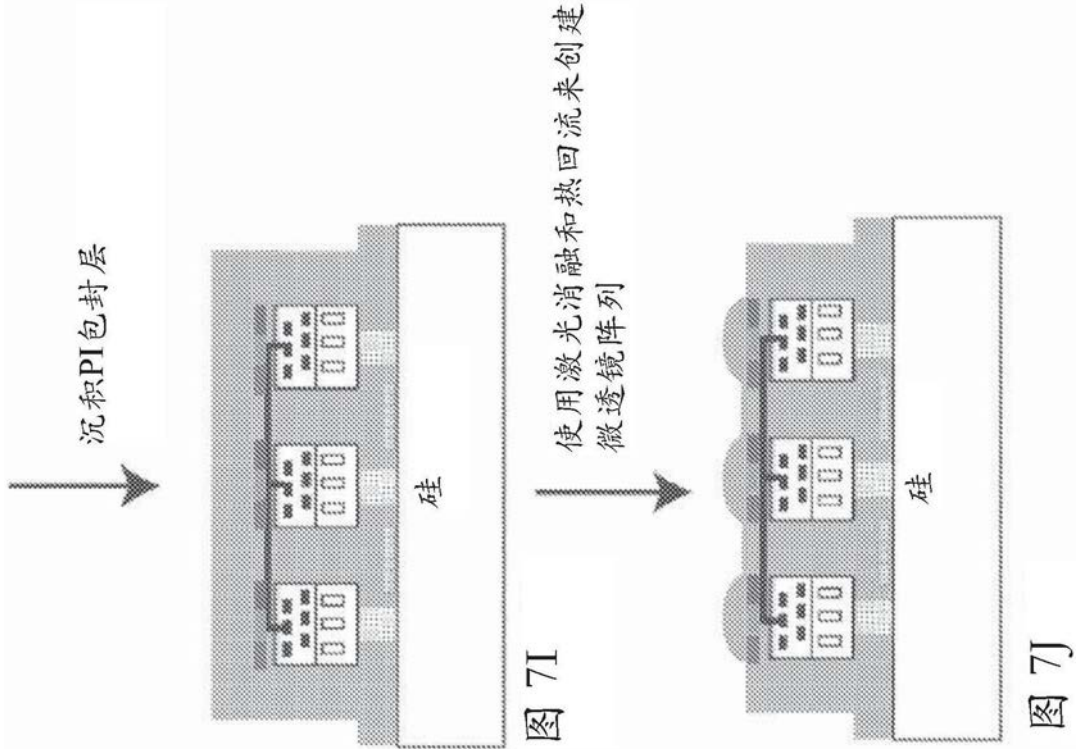


图 7D







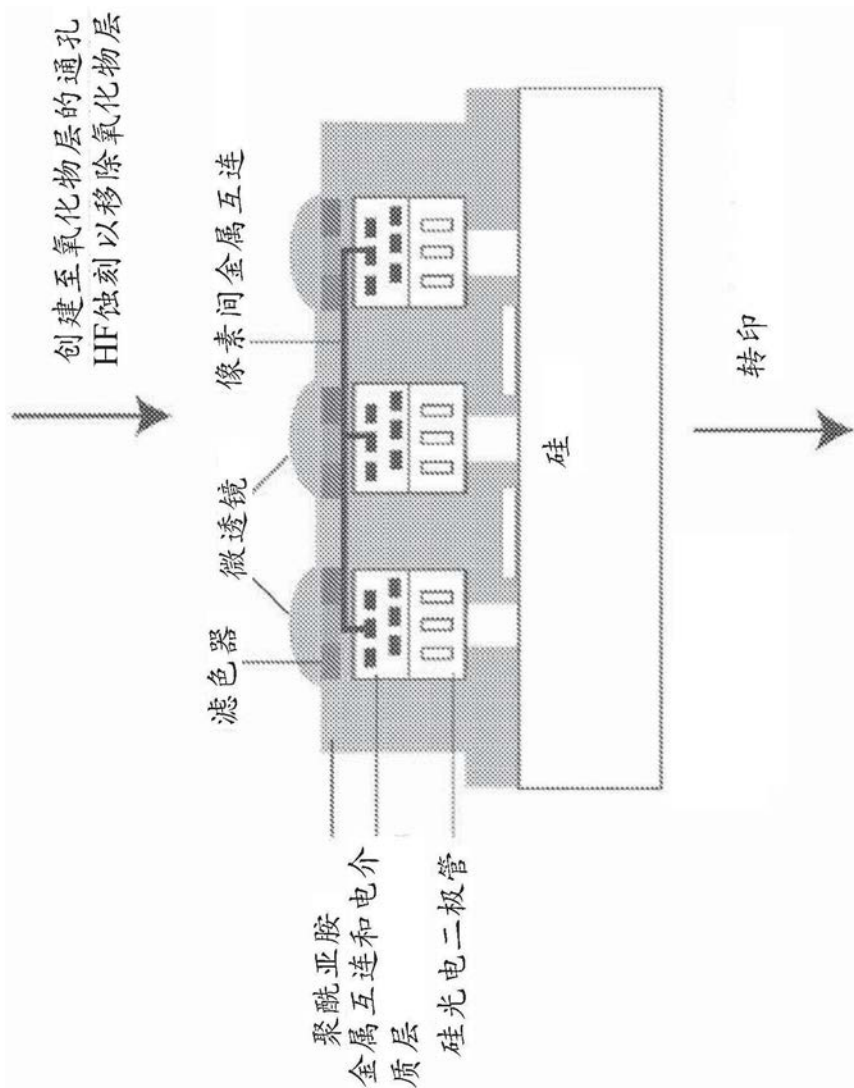


图7K

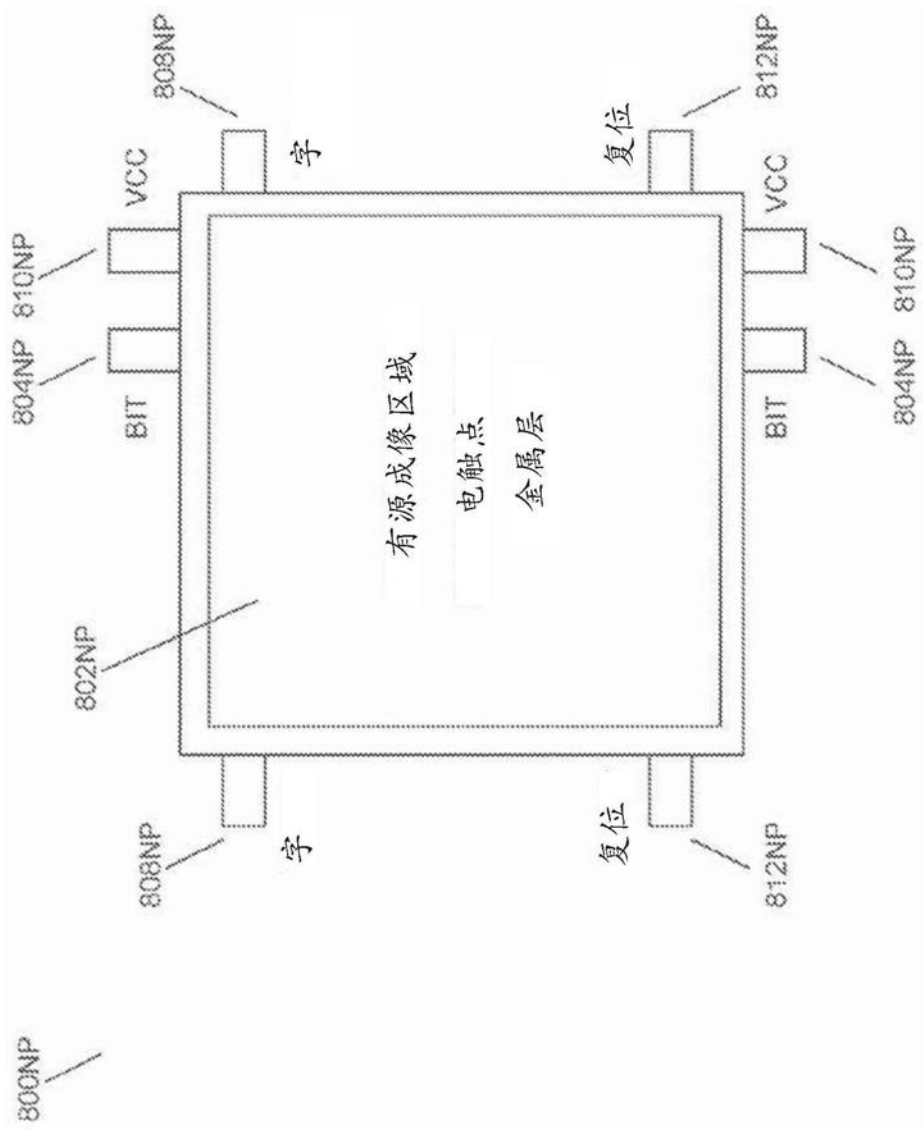


图8

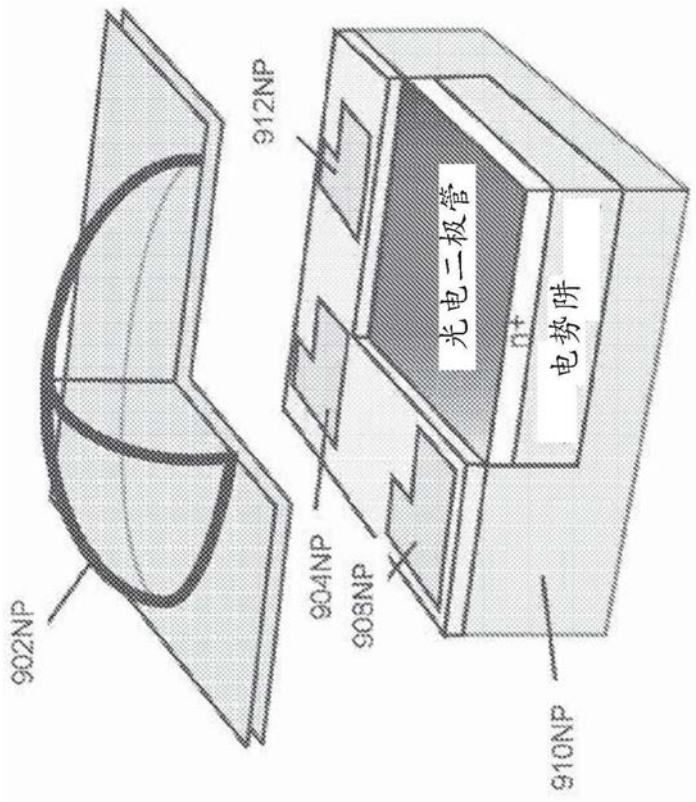


图9

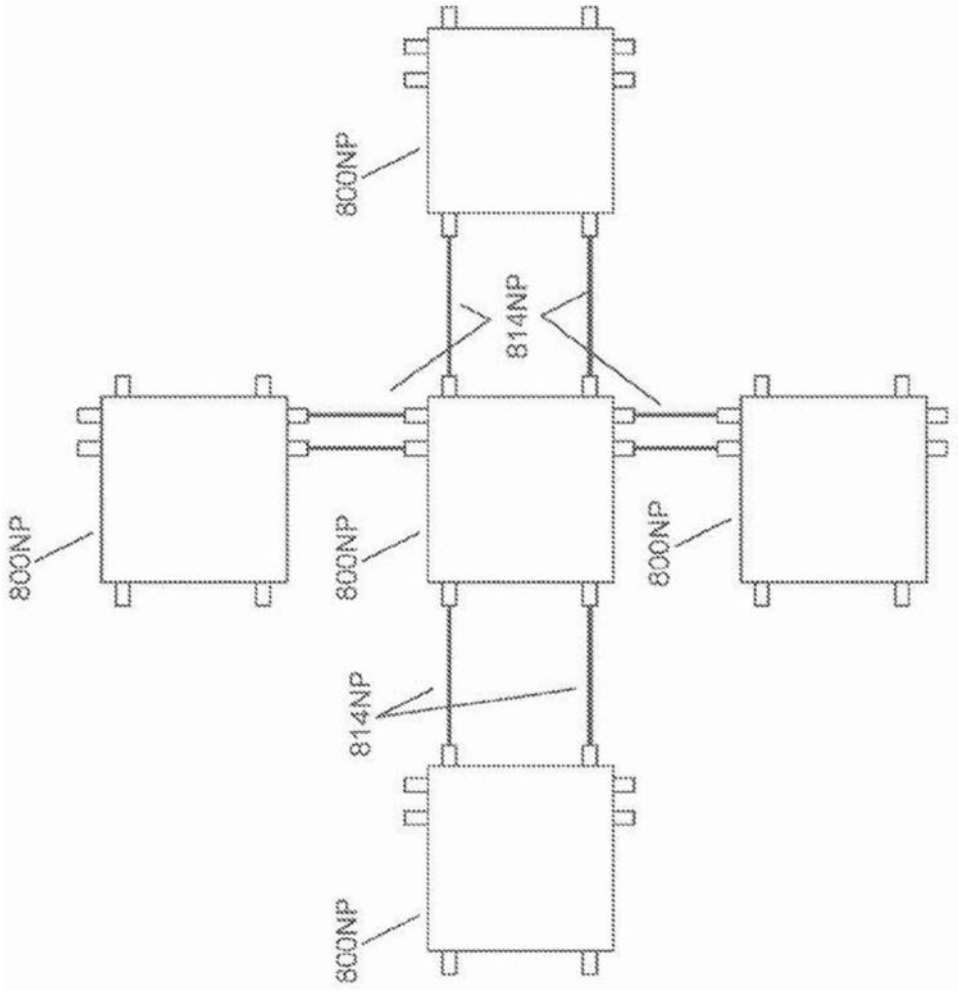


图10

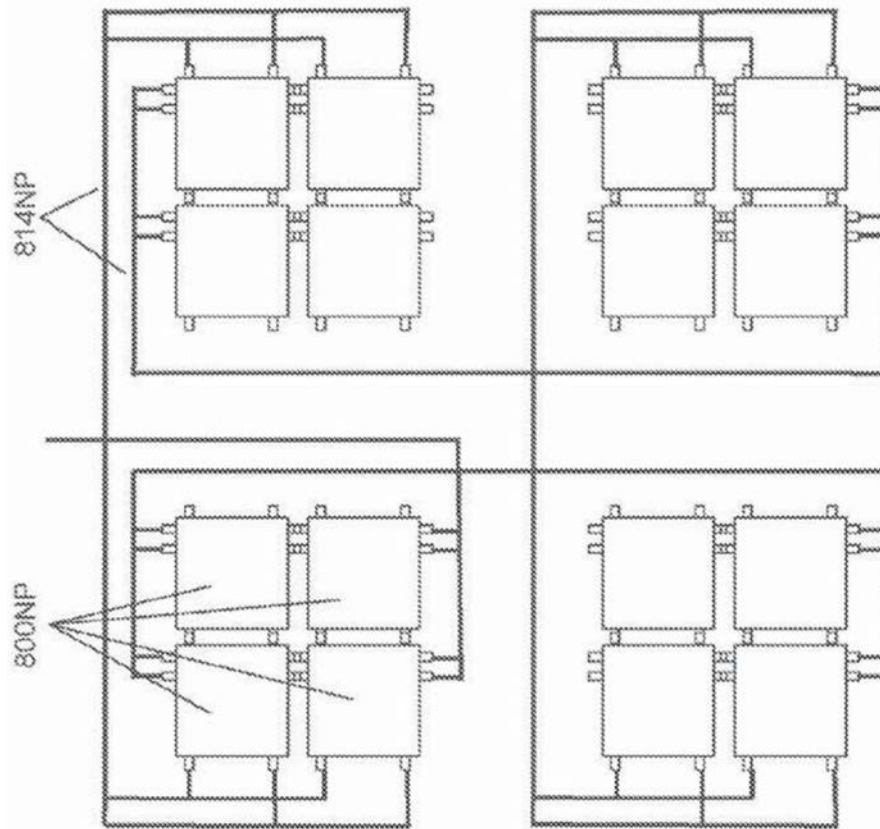


图11

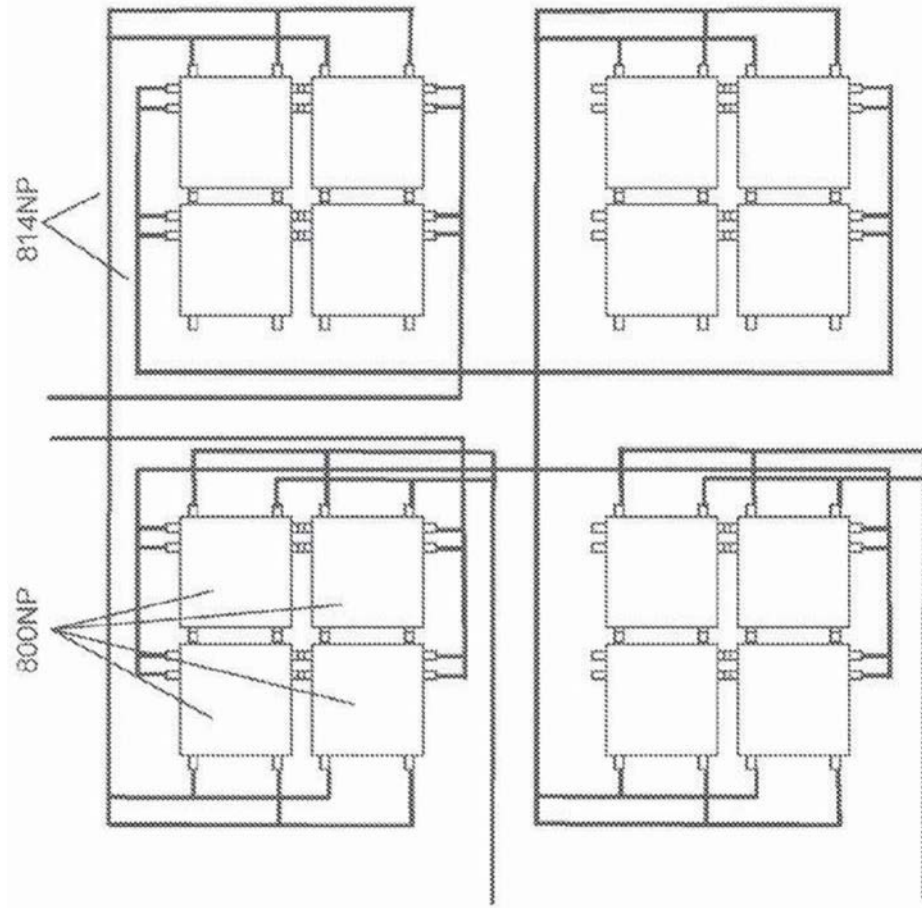


图12

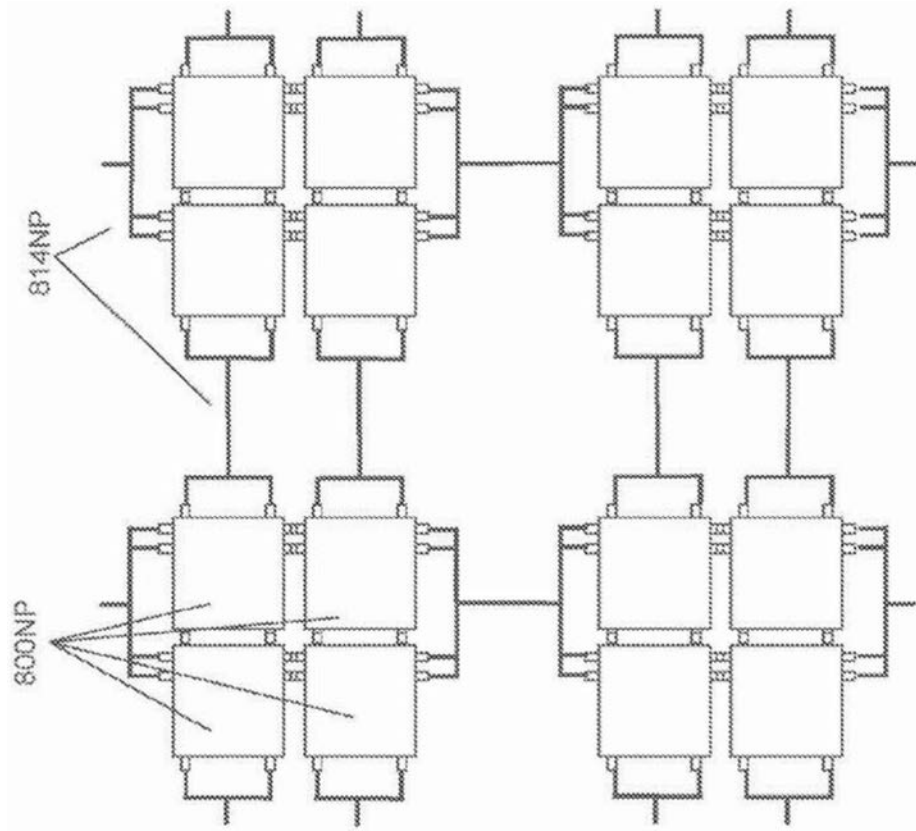


图13

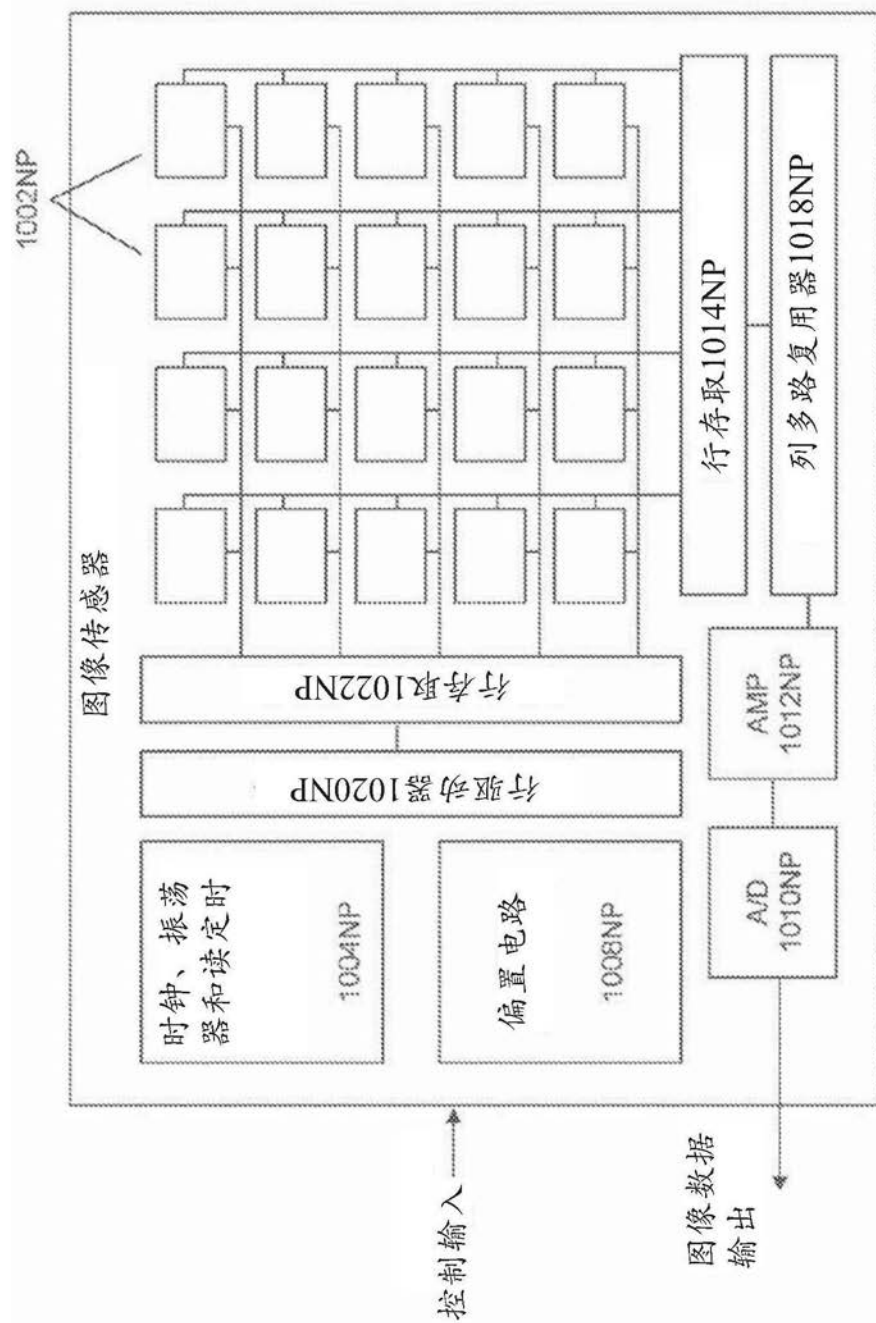


图14

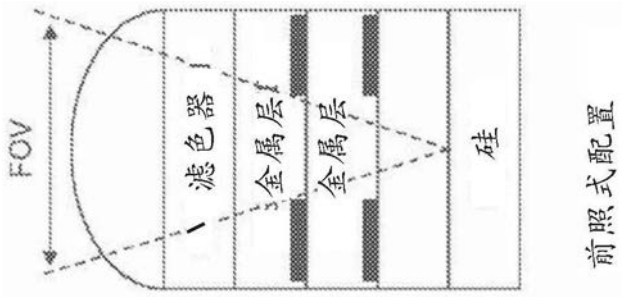


图15A

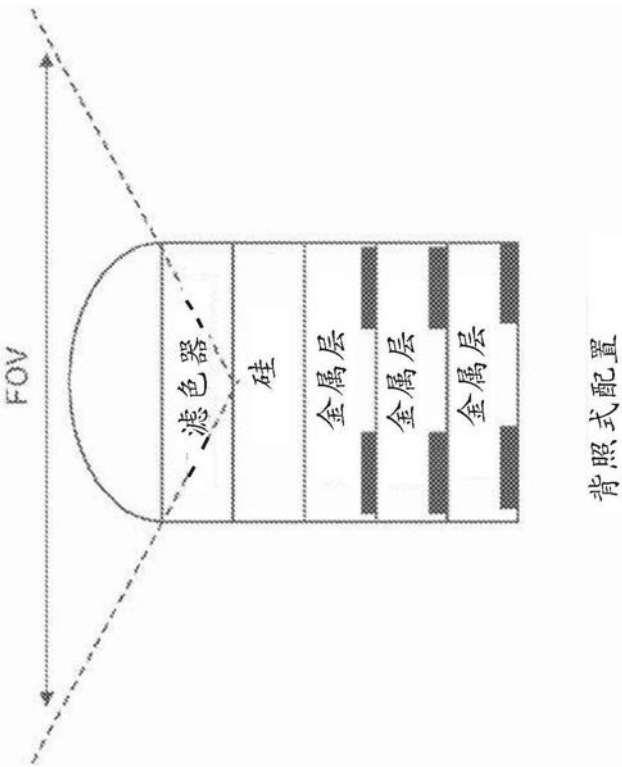
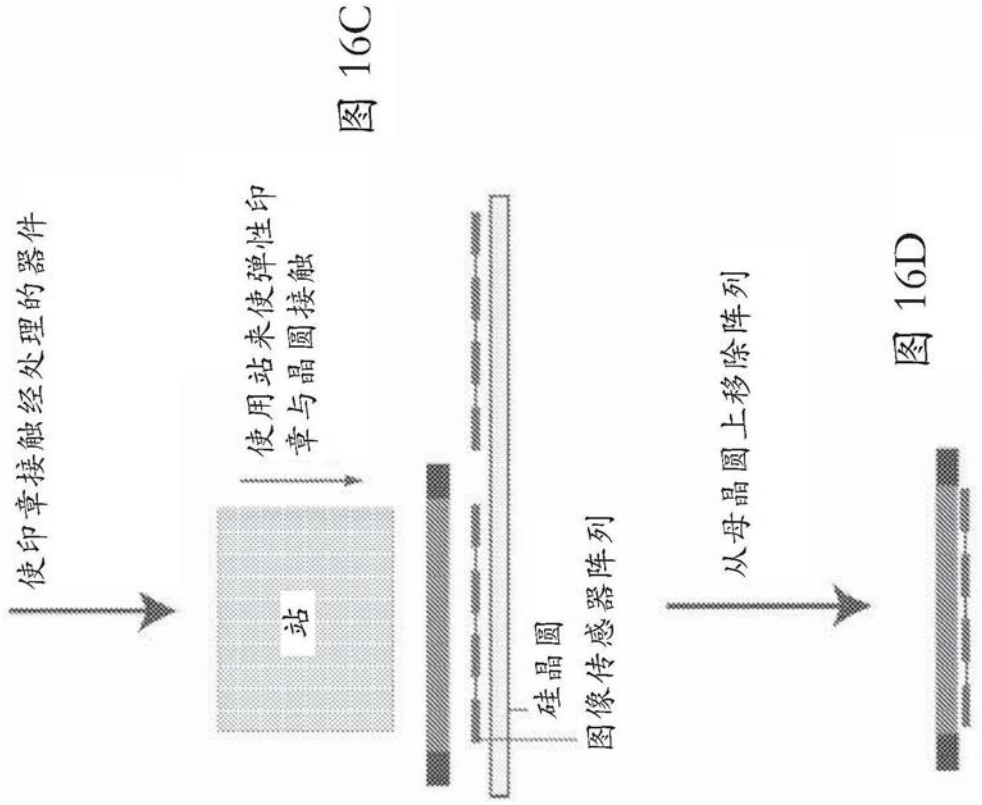
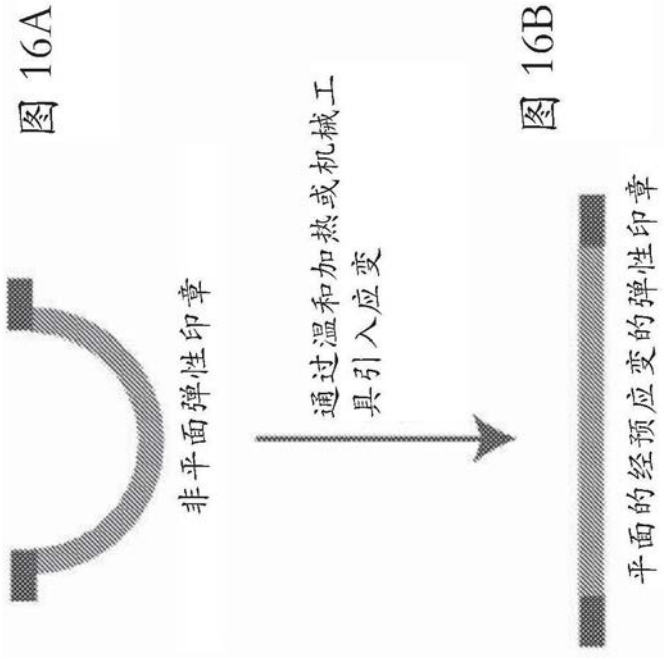
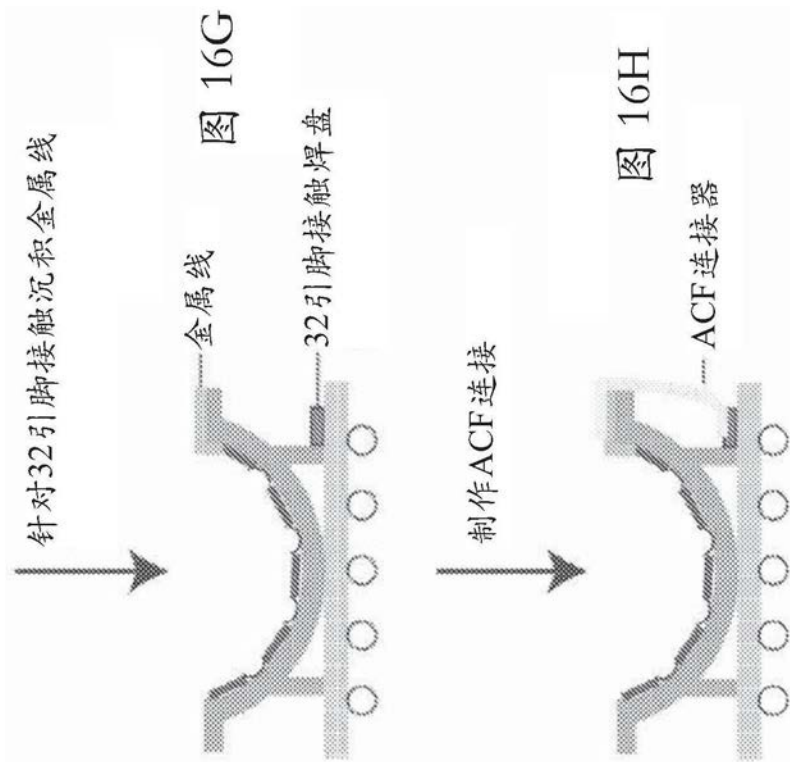
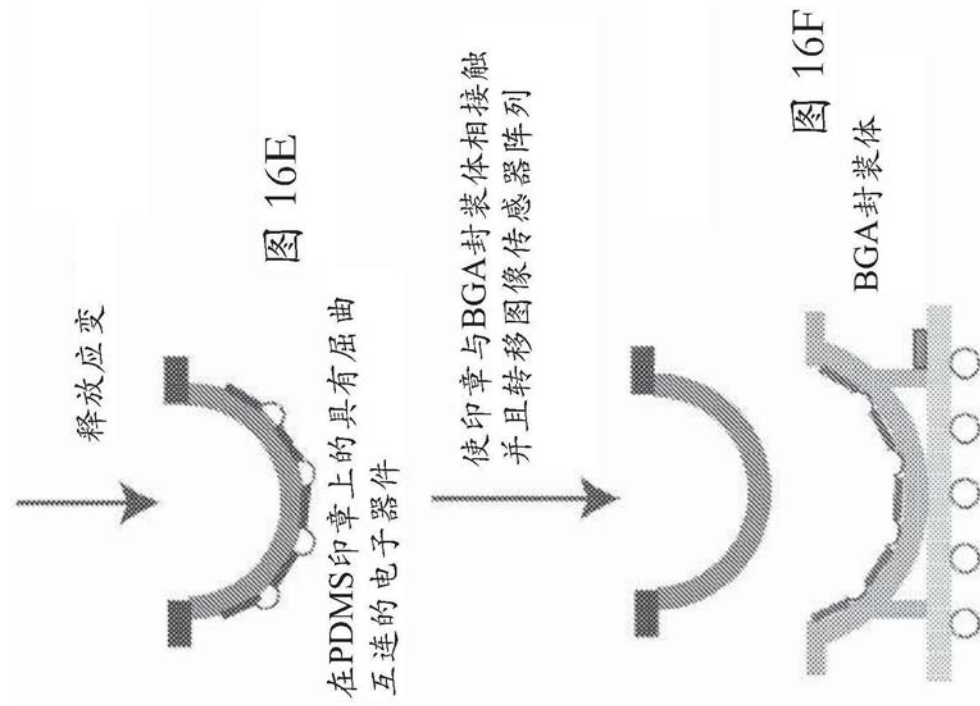


图15B





使用站来使弹性印章与晶圆接触

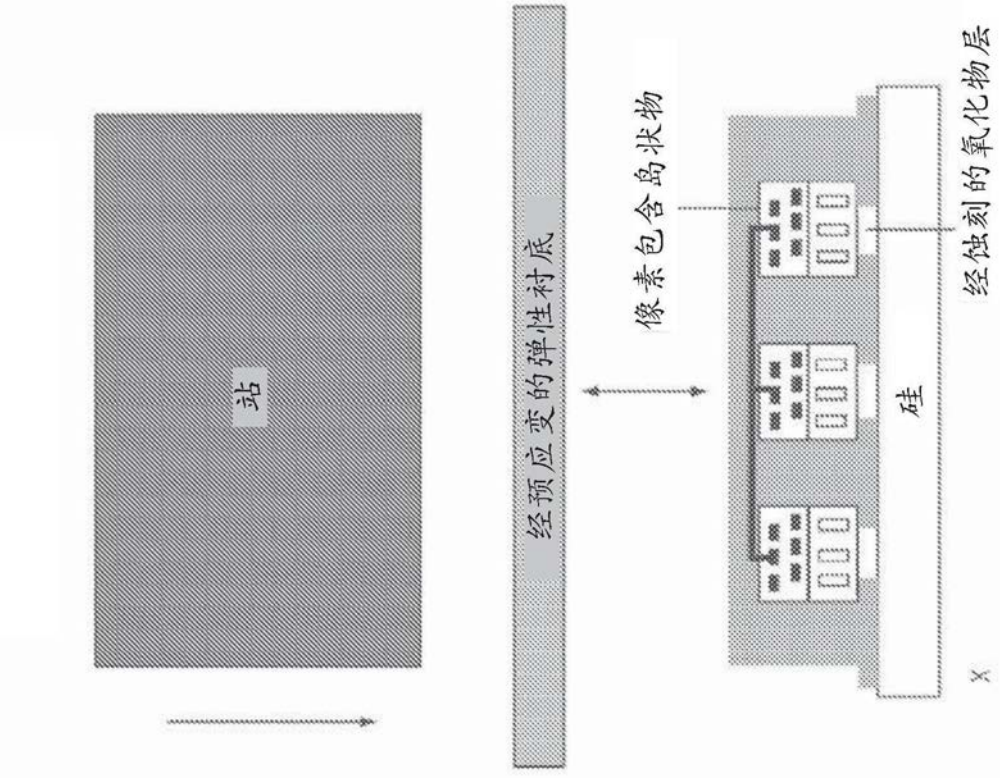


图17A

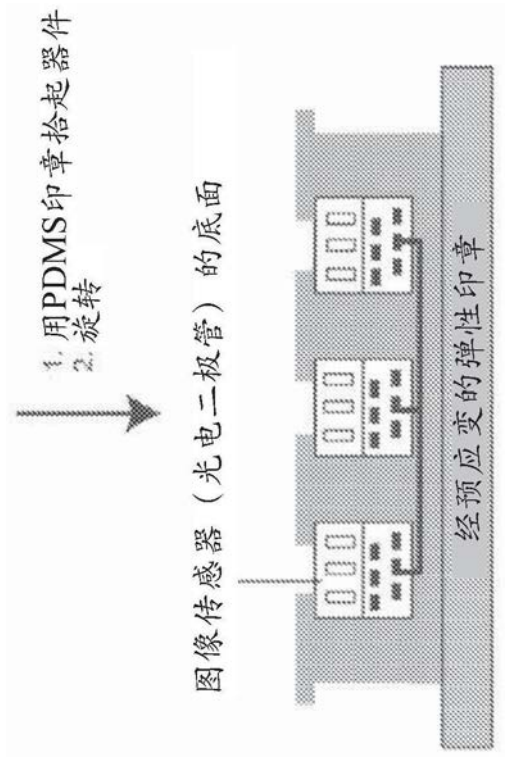
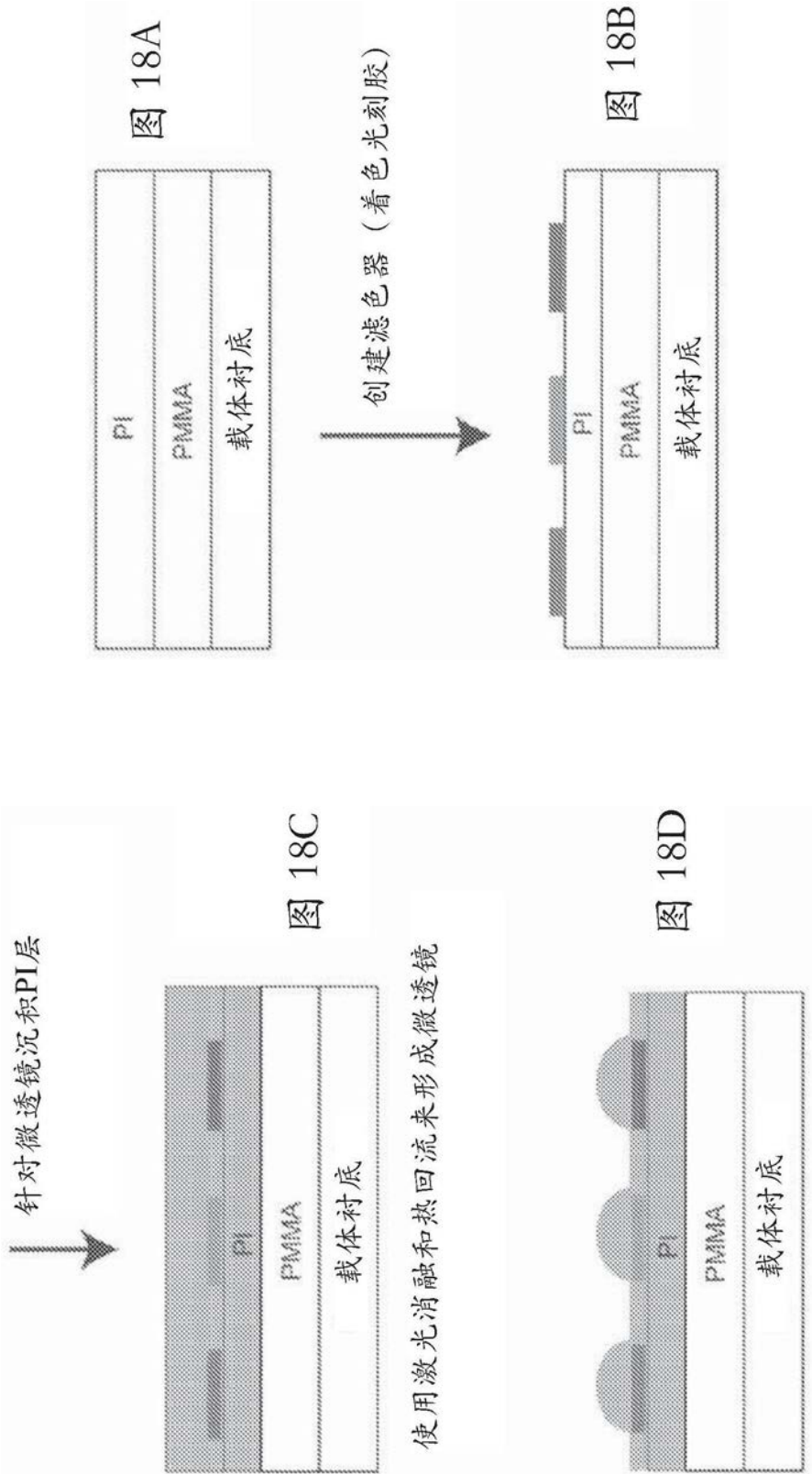
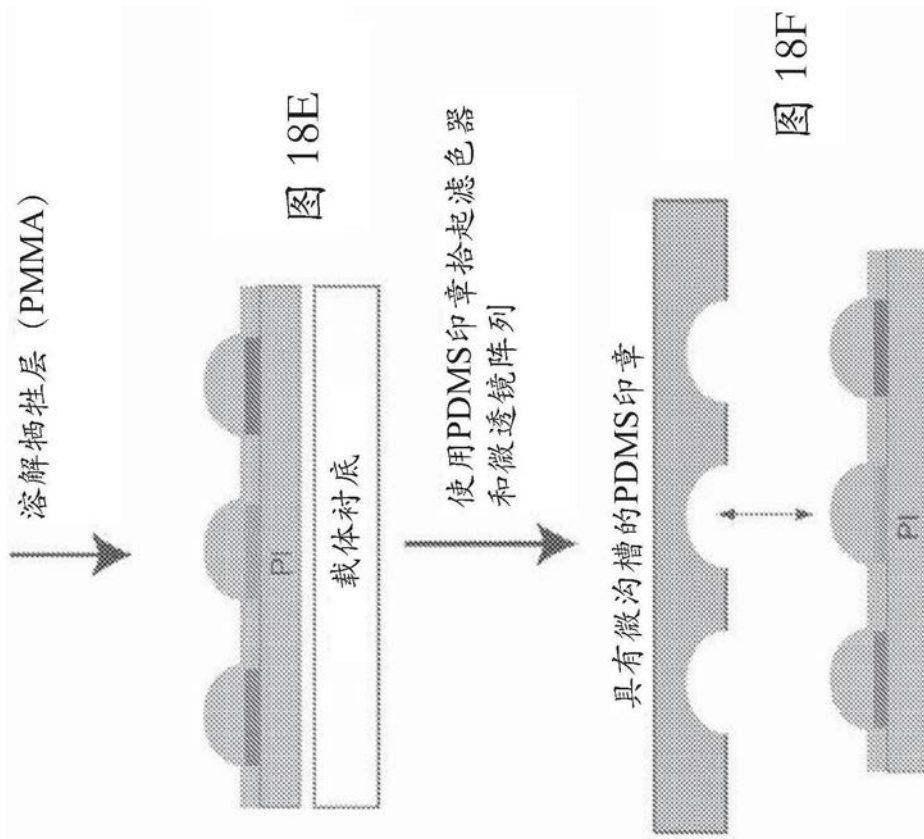


图17B





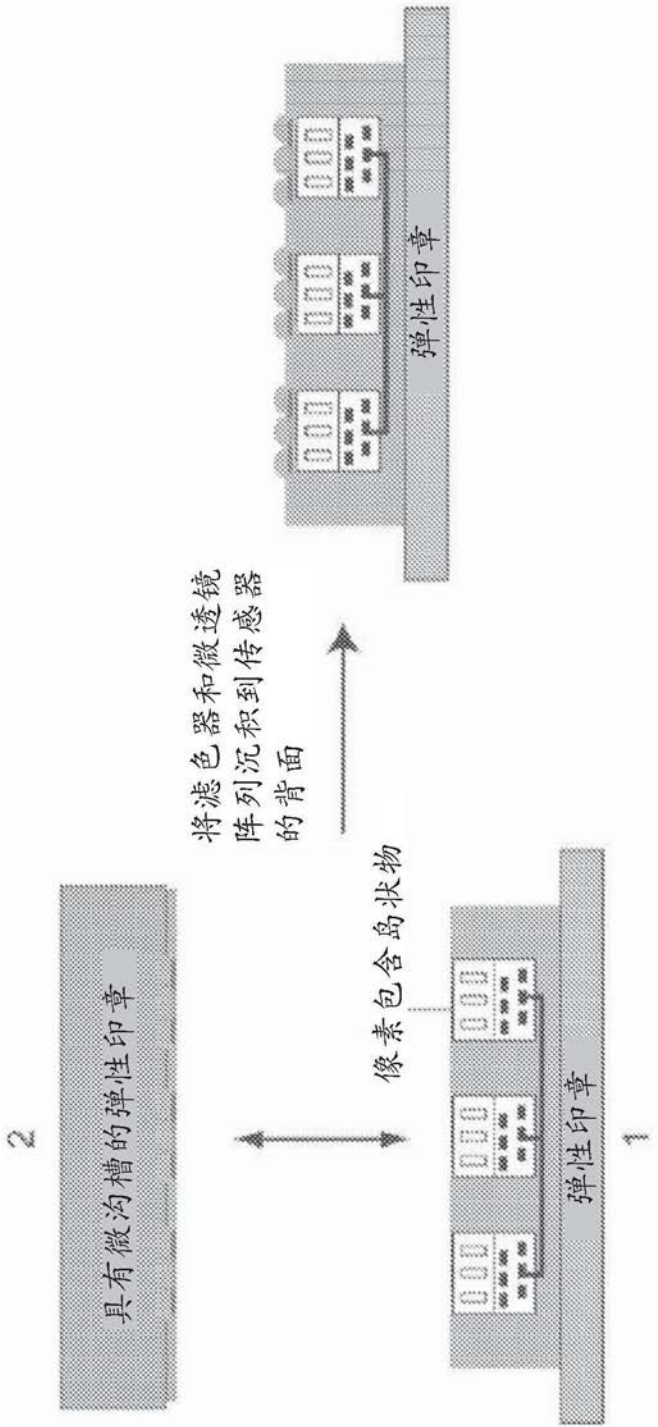


图19

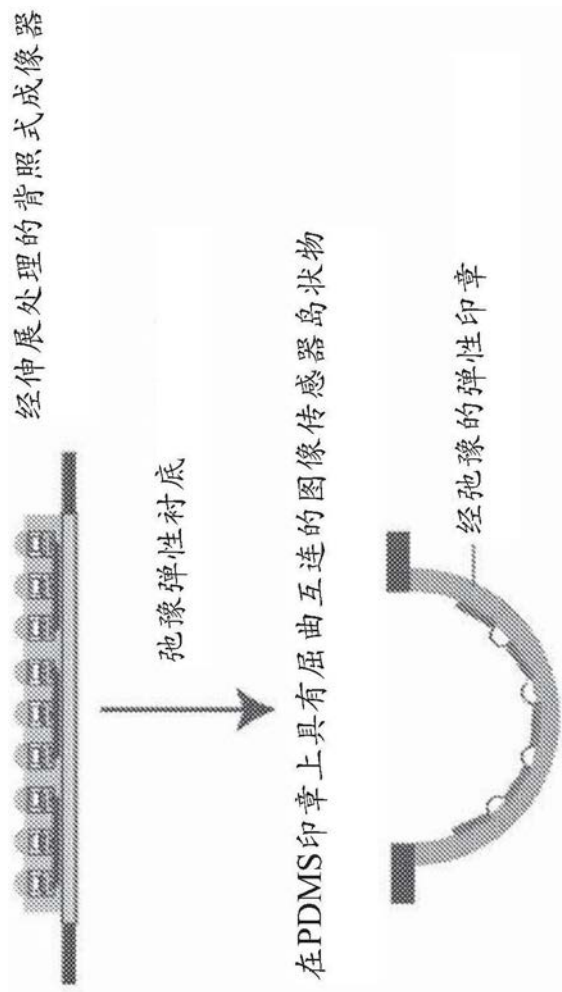


图20A

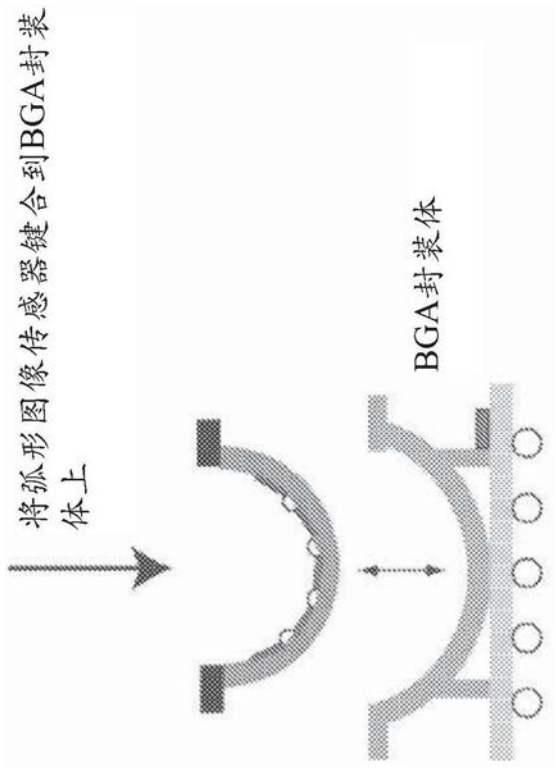


图20B

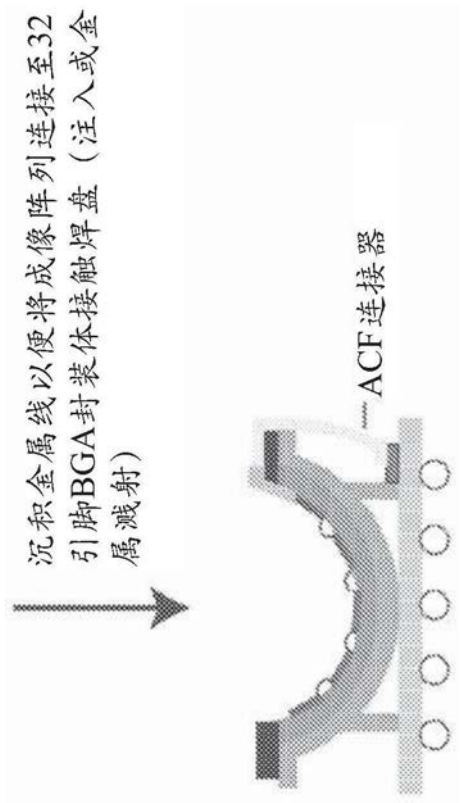
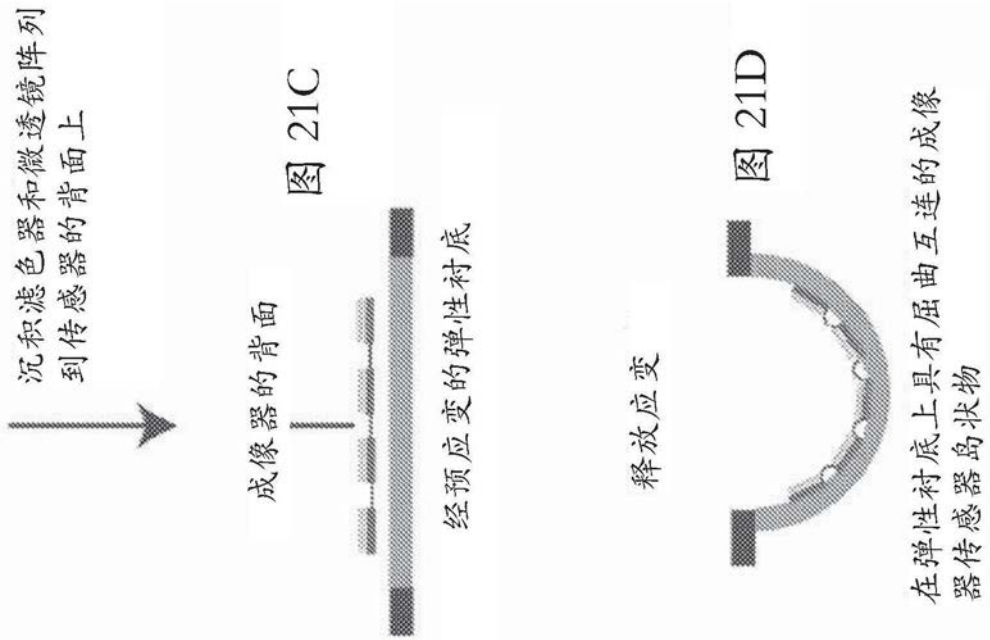
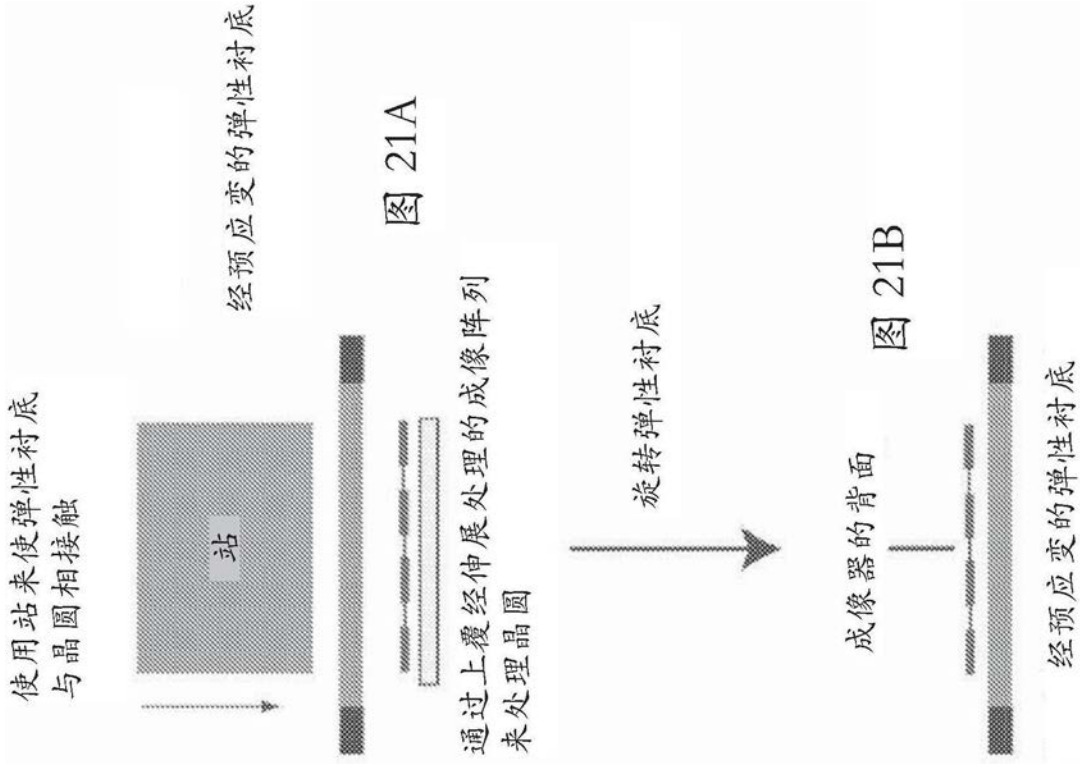
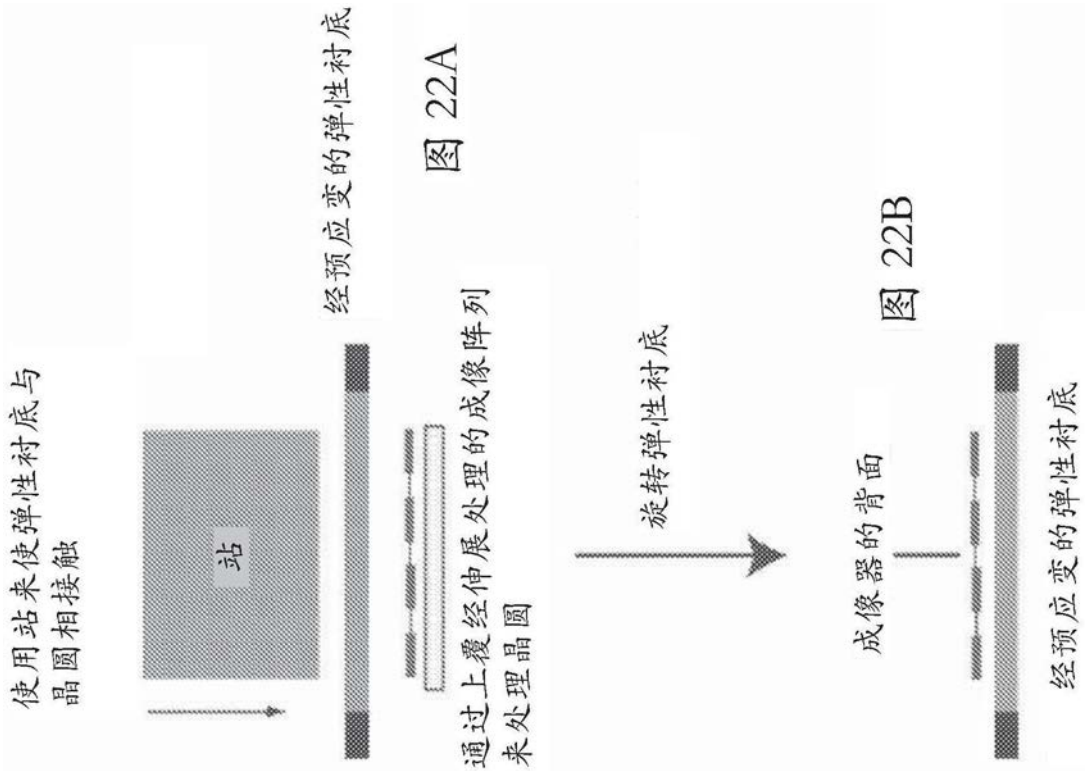
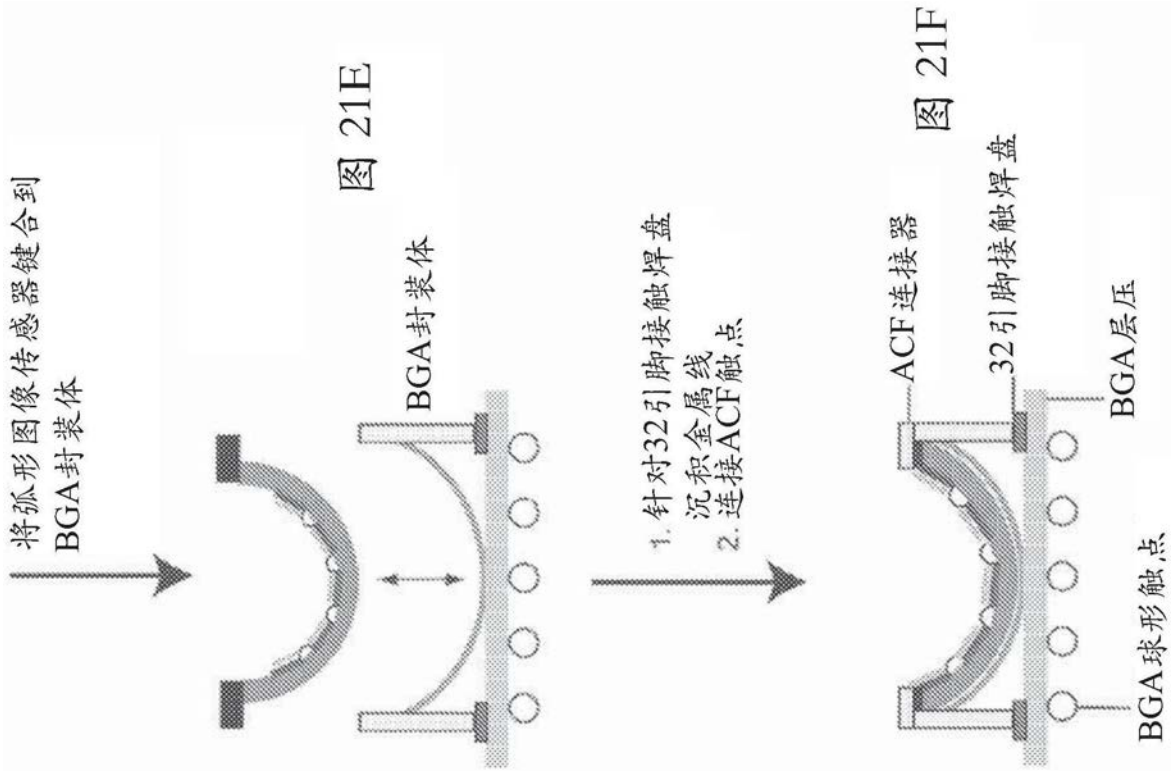


图20C





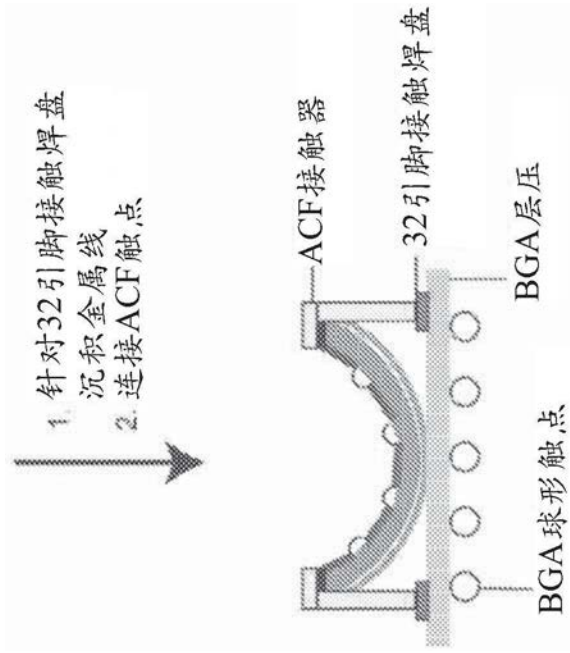
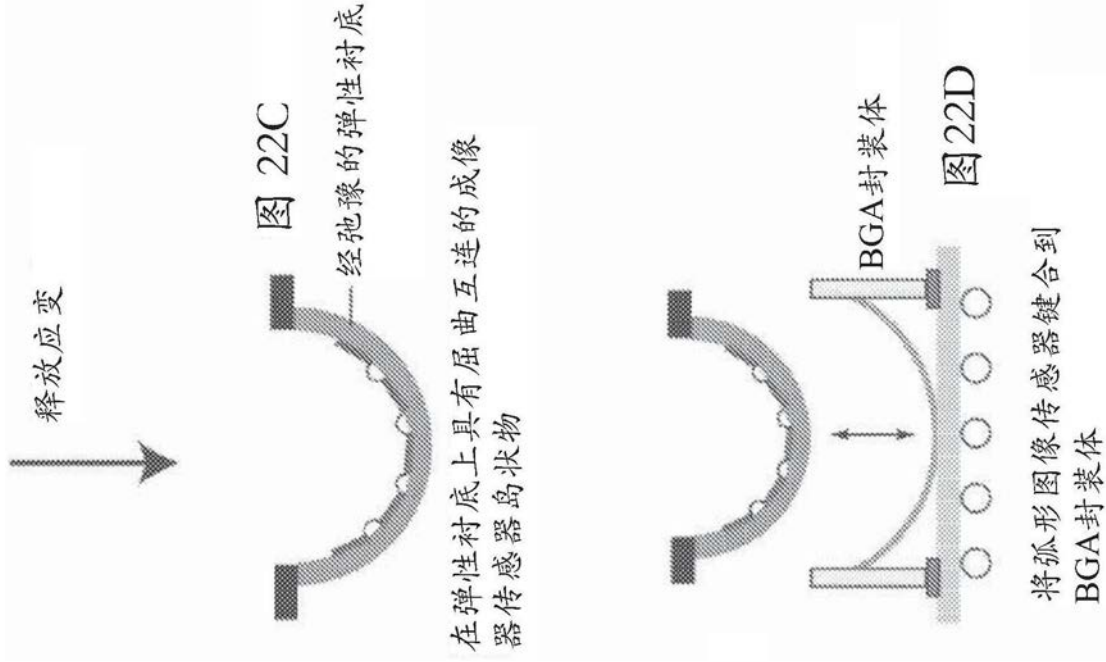
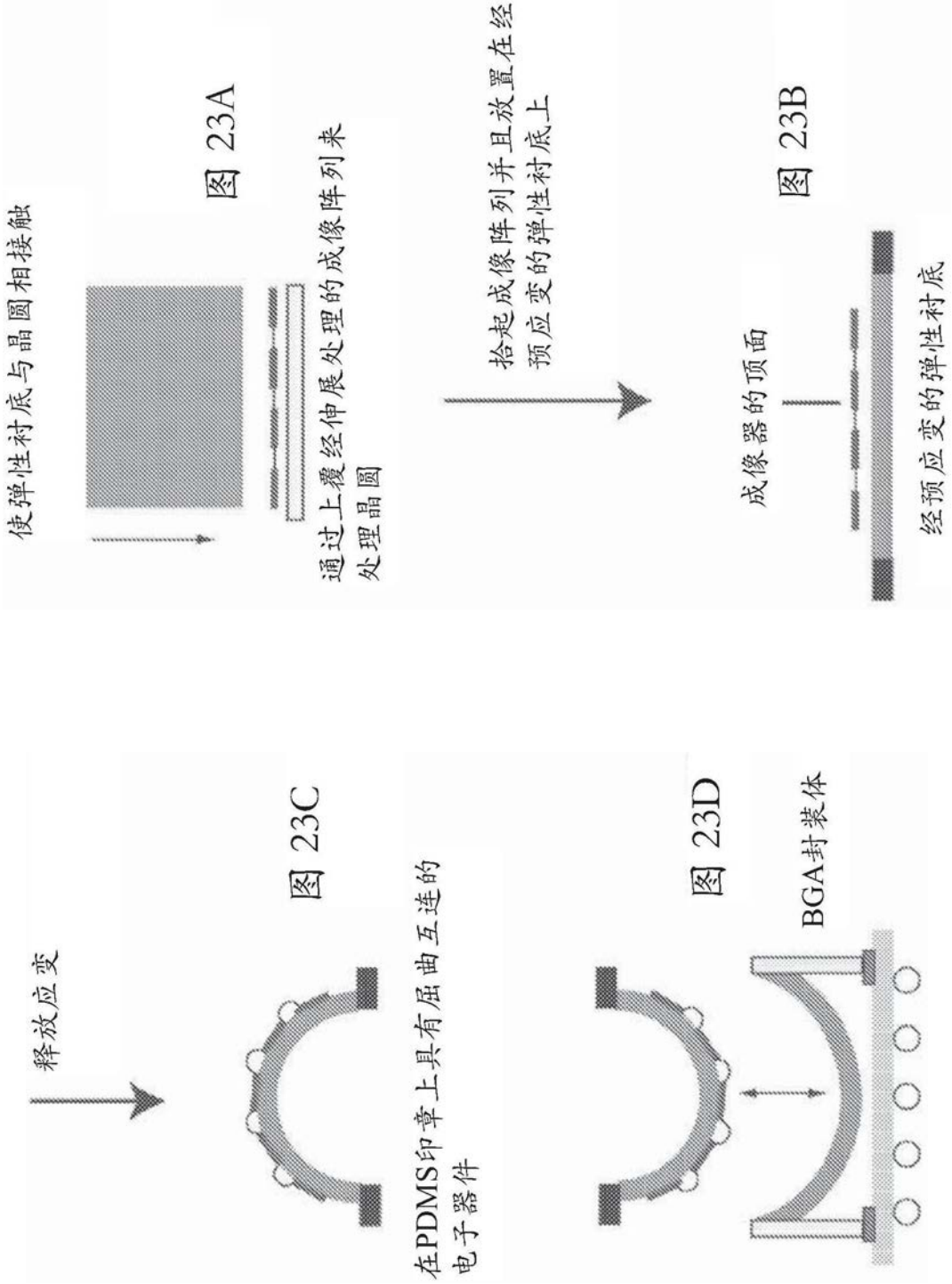
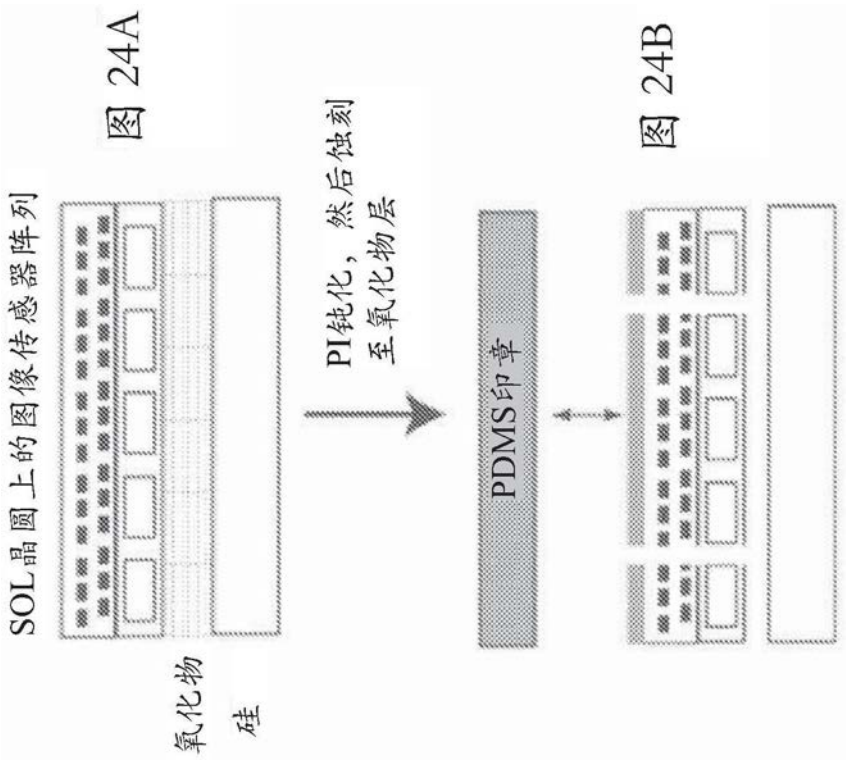
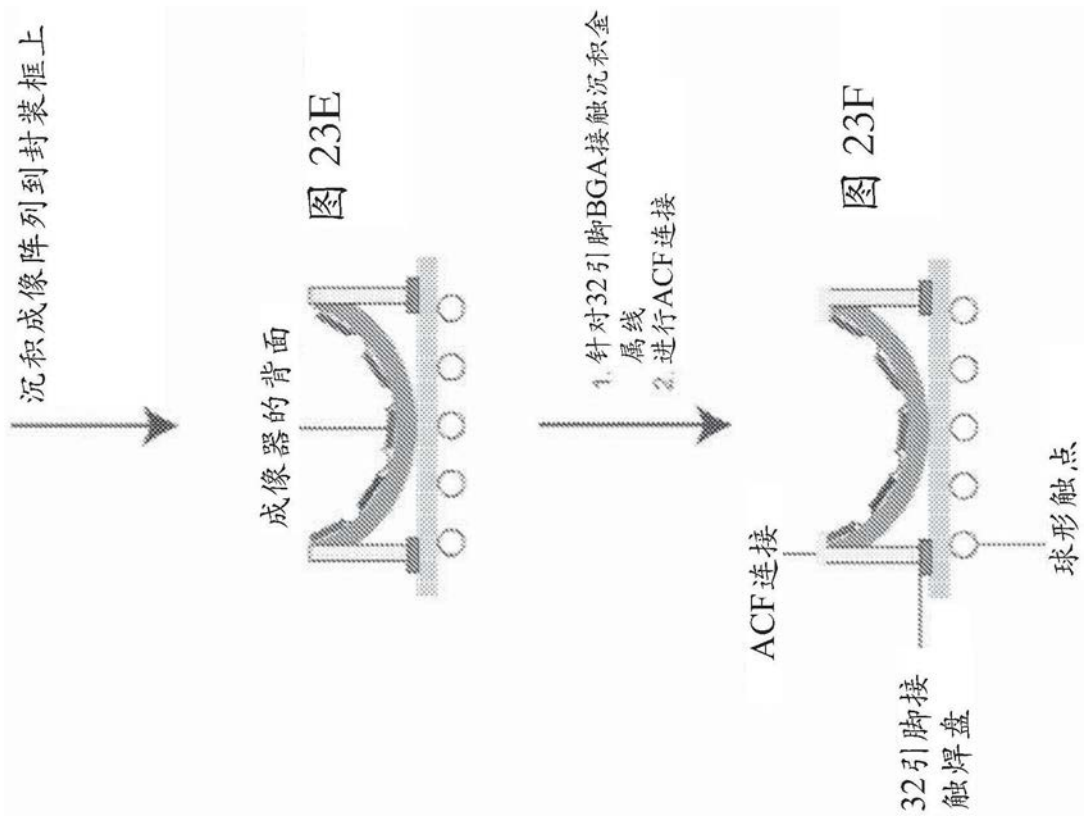
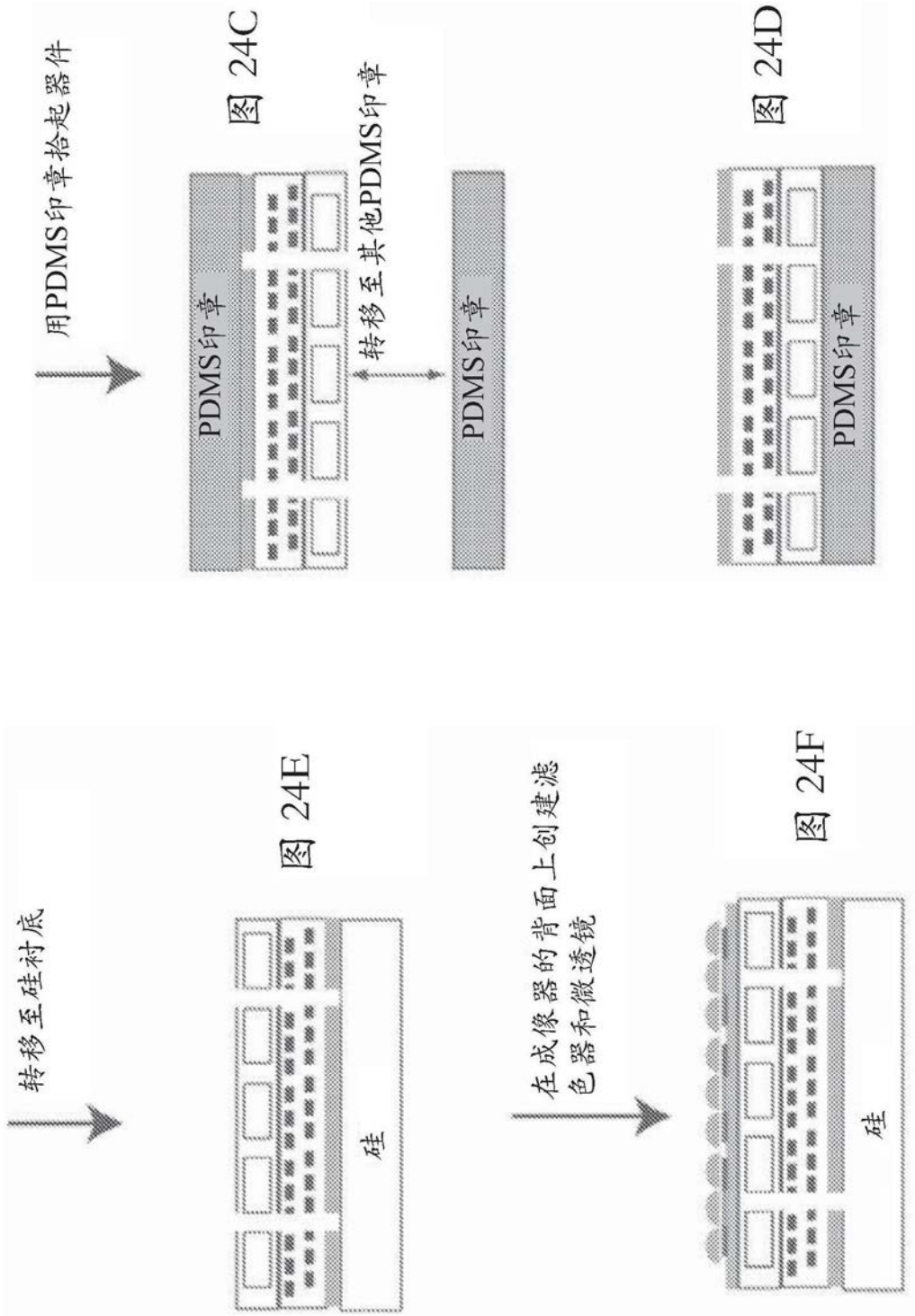


图22E







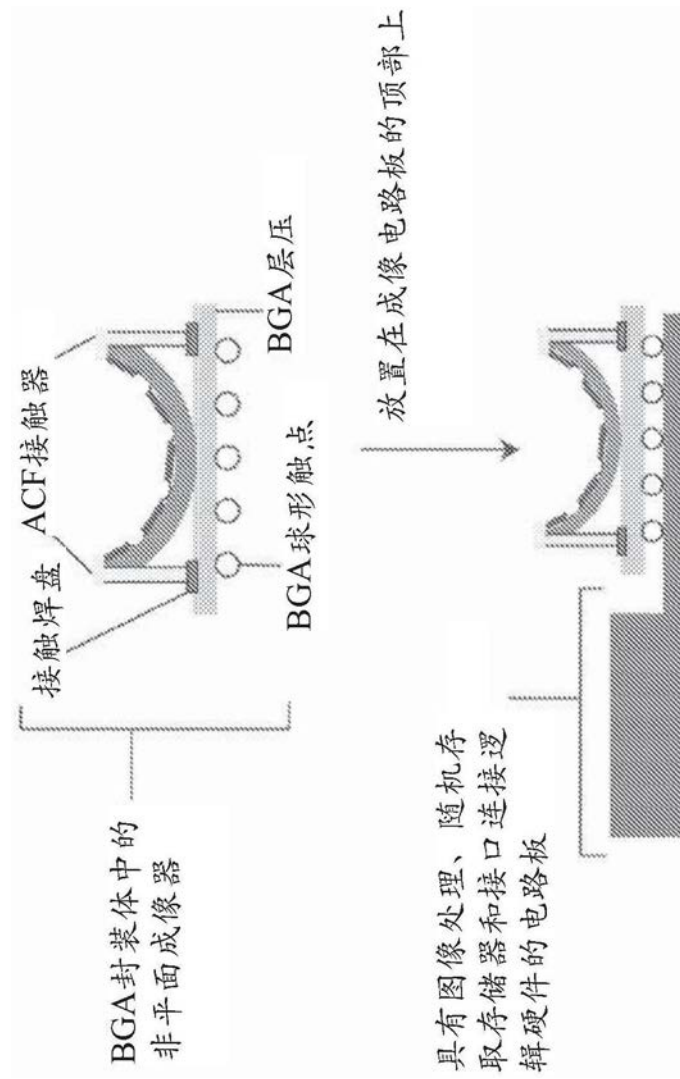


图25A

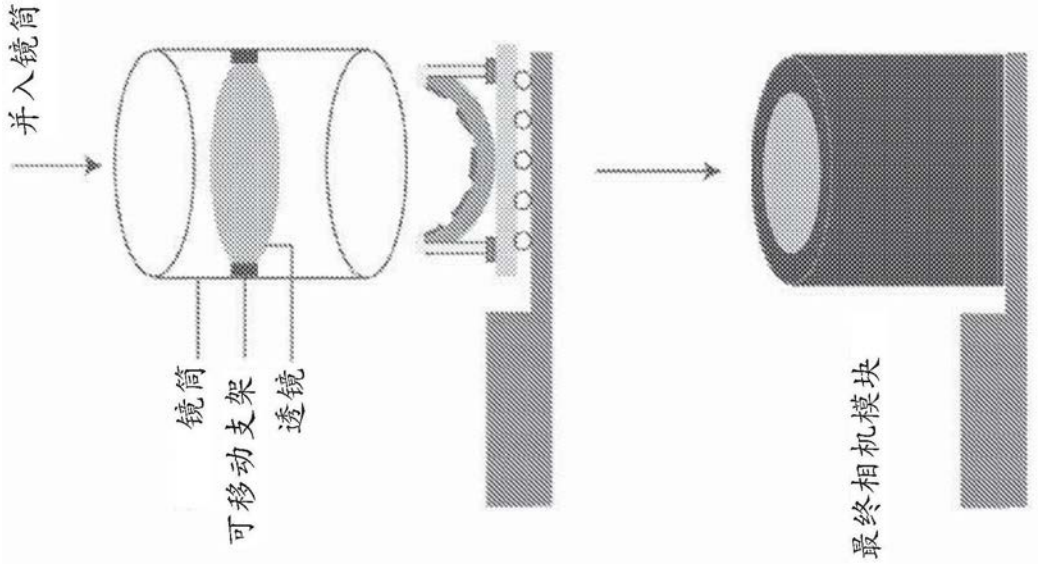


图25B

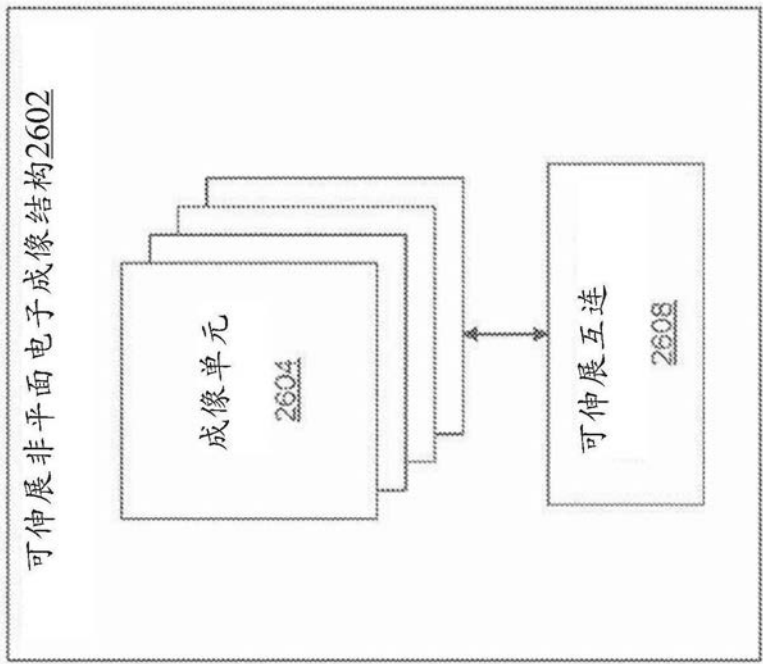


图26

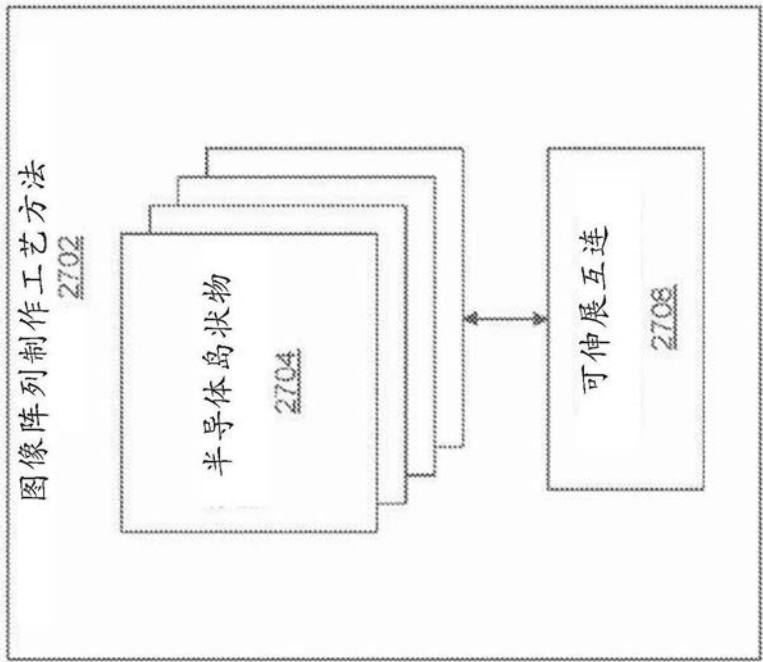


图27

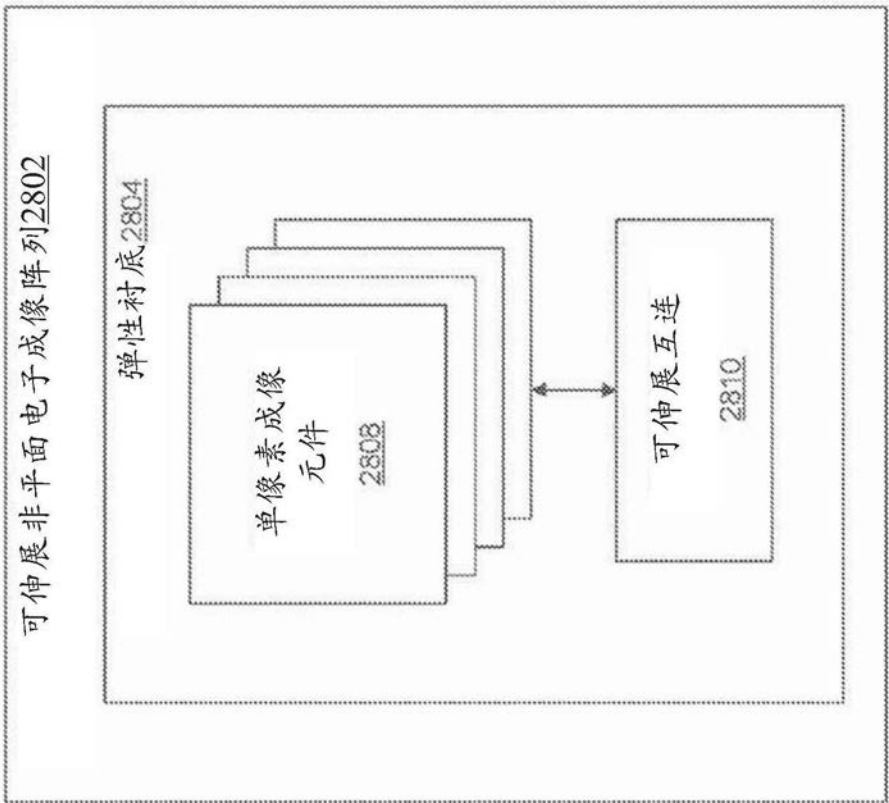


图28

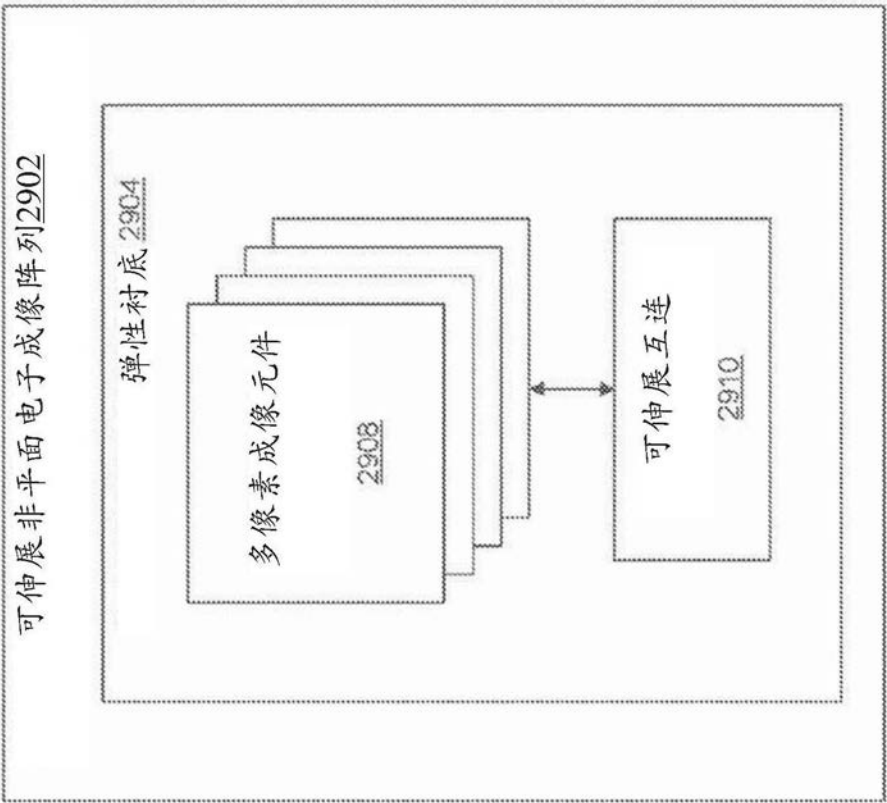


图29

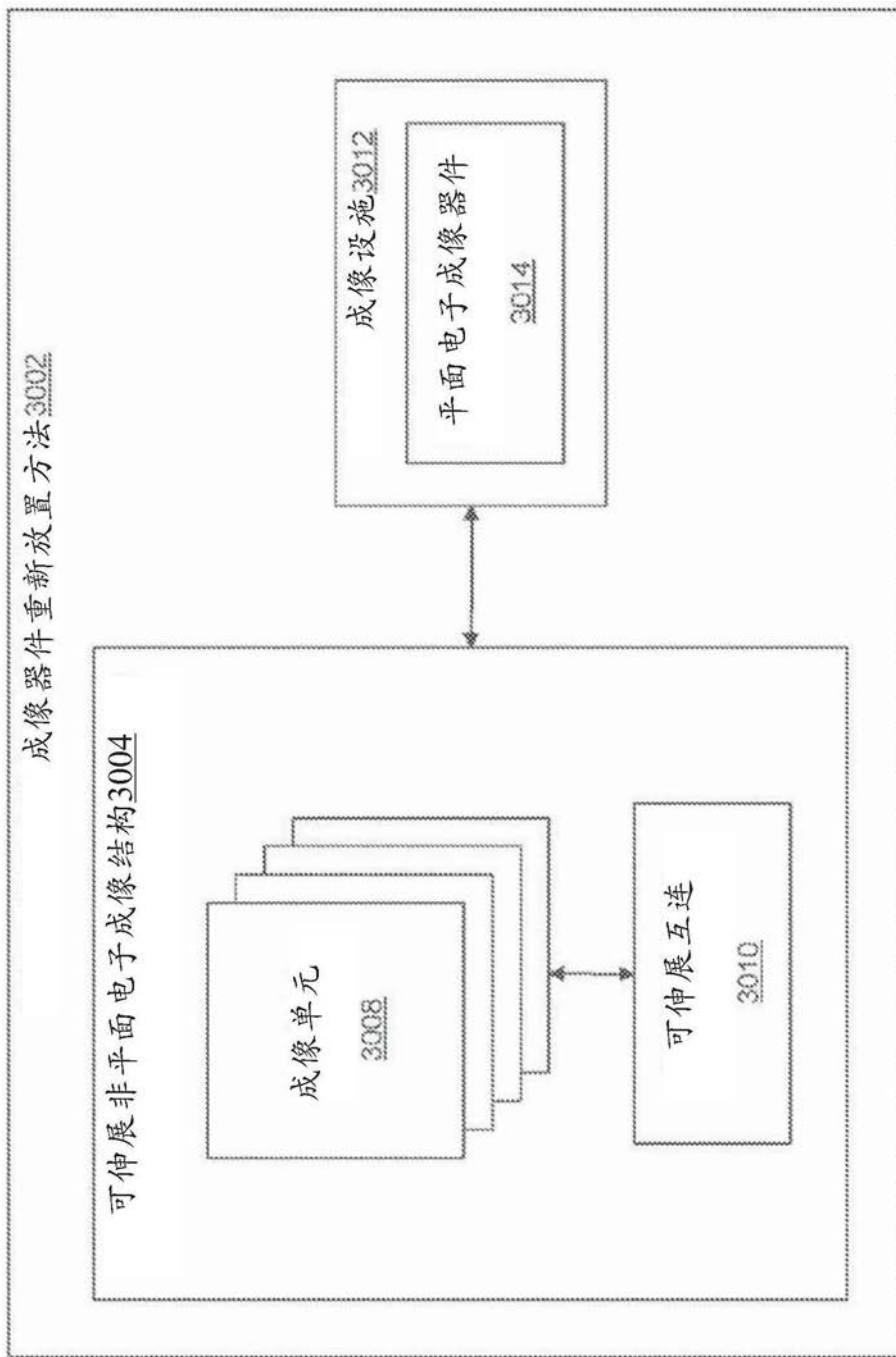


图30

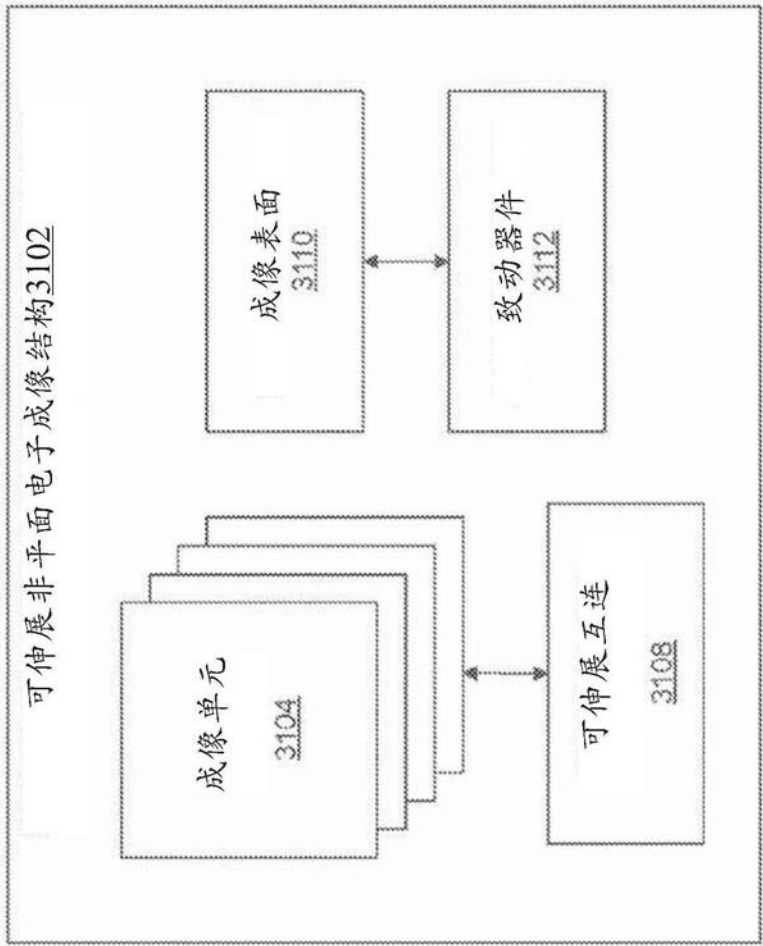


图31

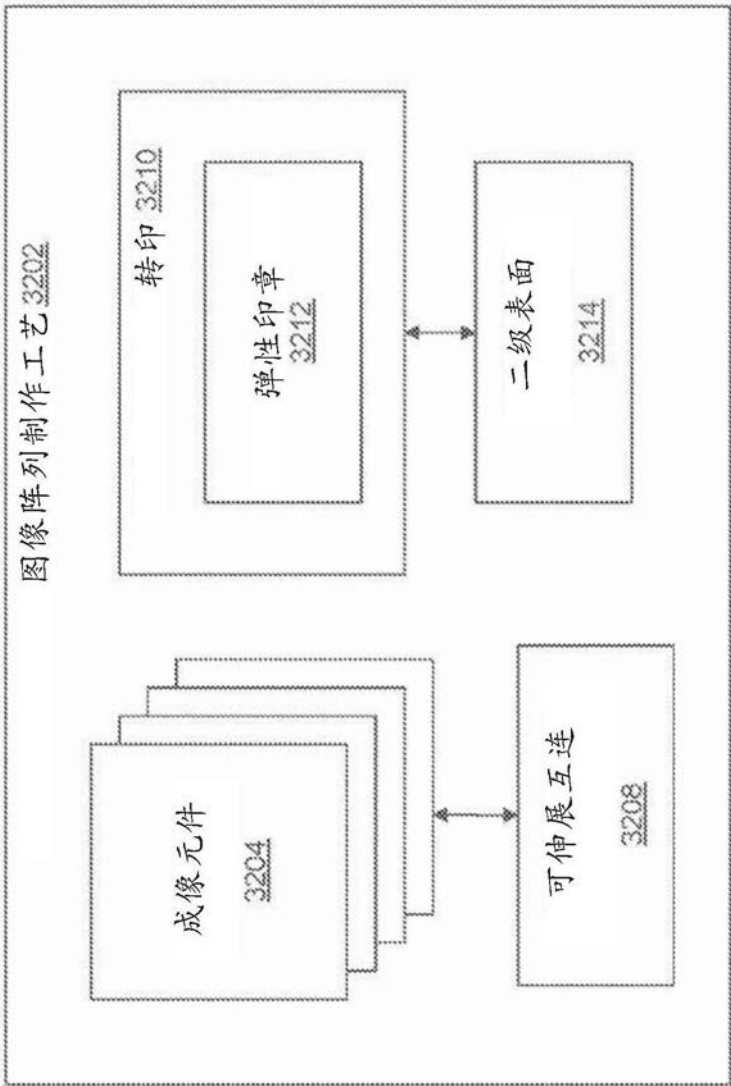


图32

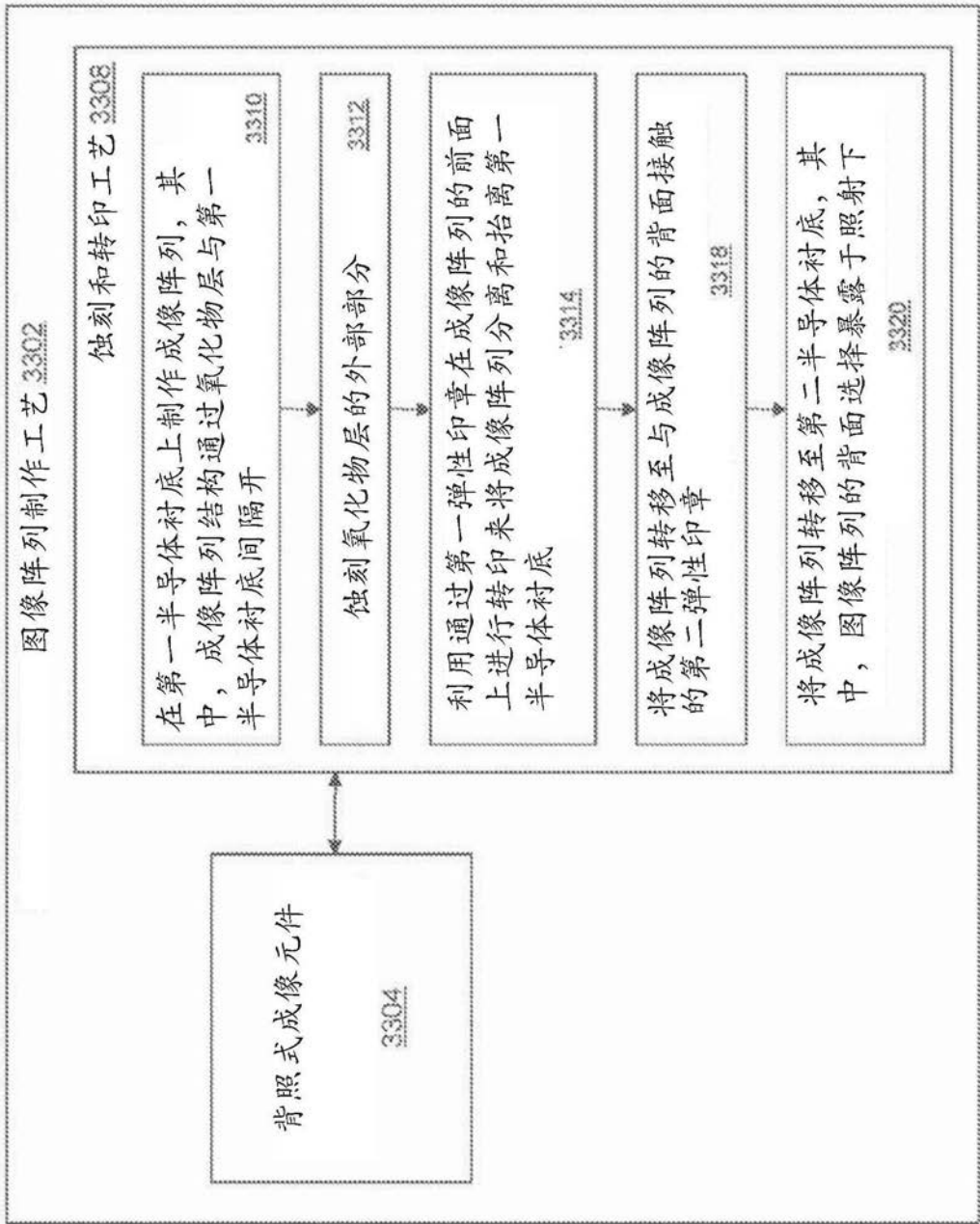
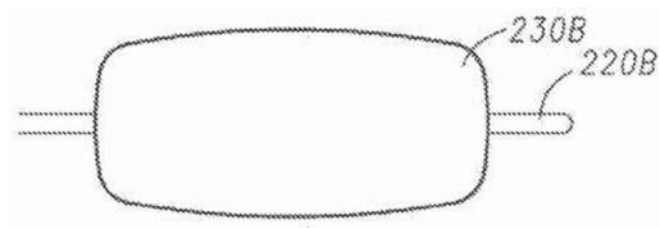
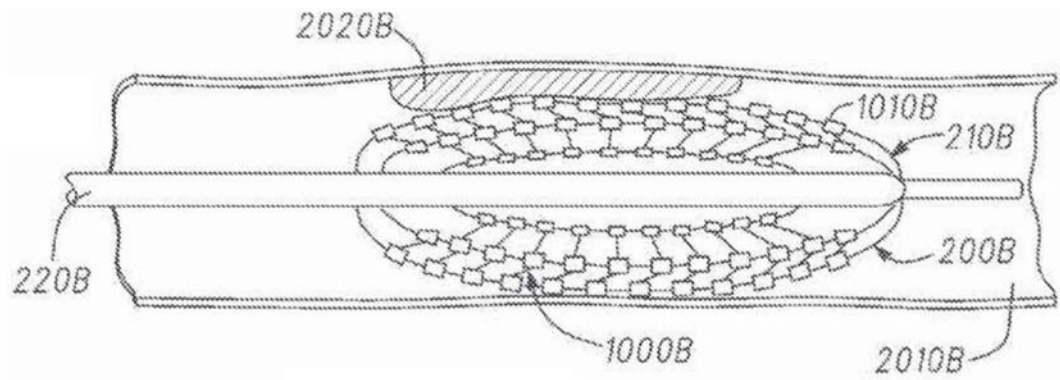
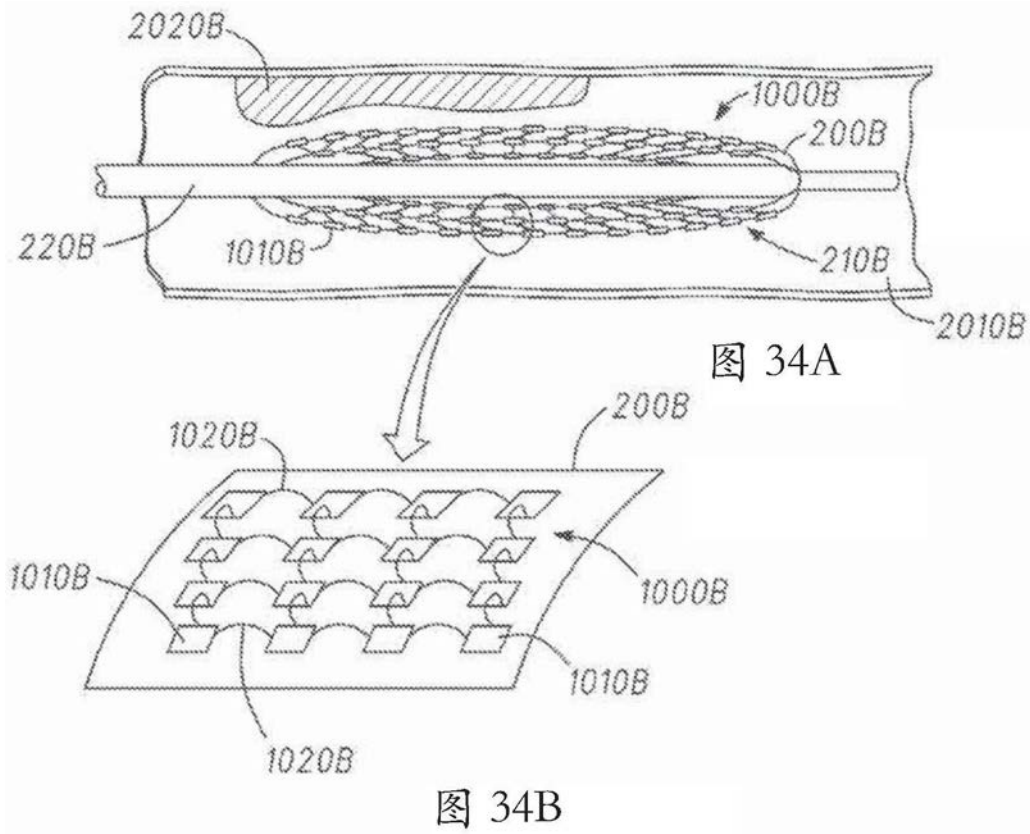


图33



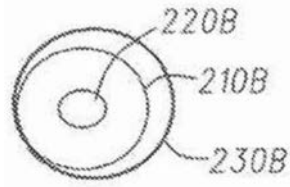


图35B

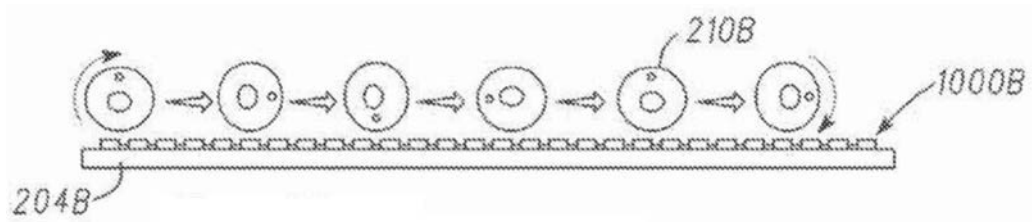


图36

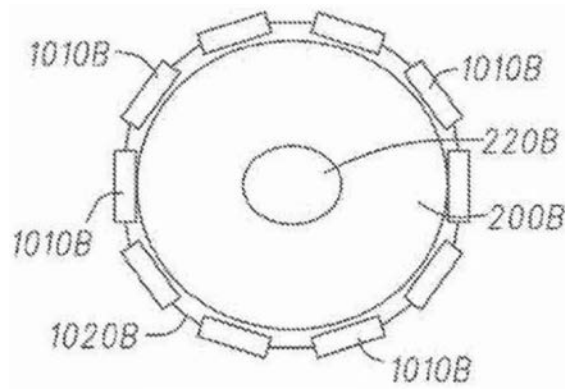


图37A

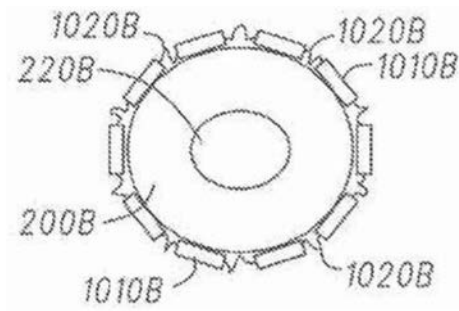


图37B

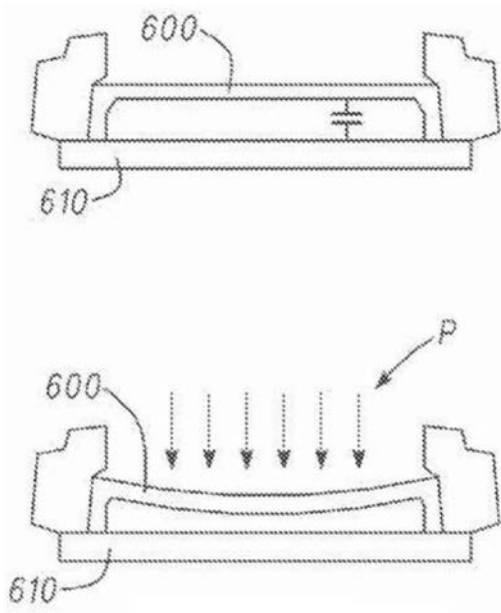


图38

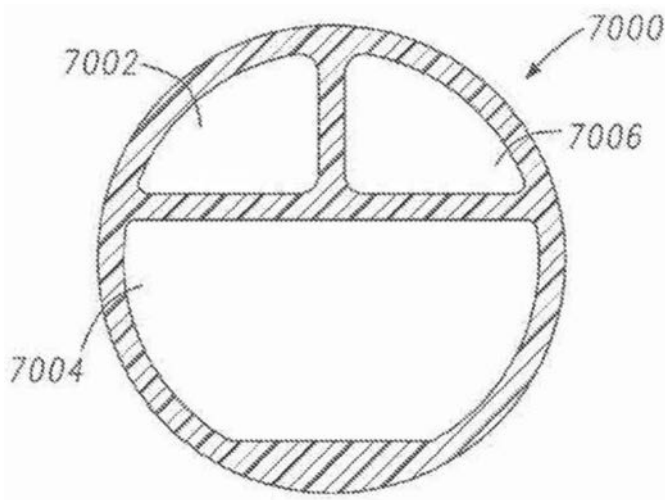


图39

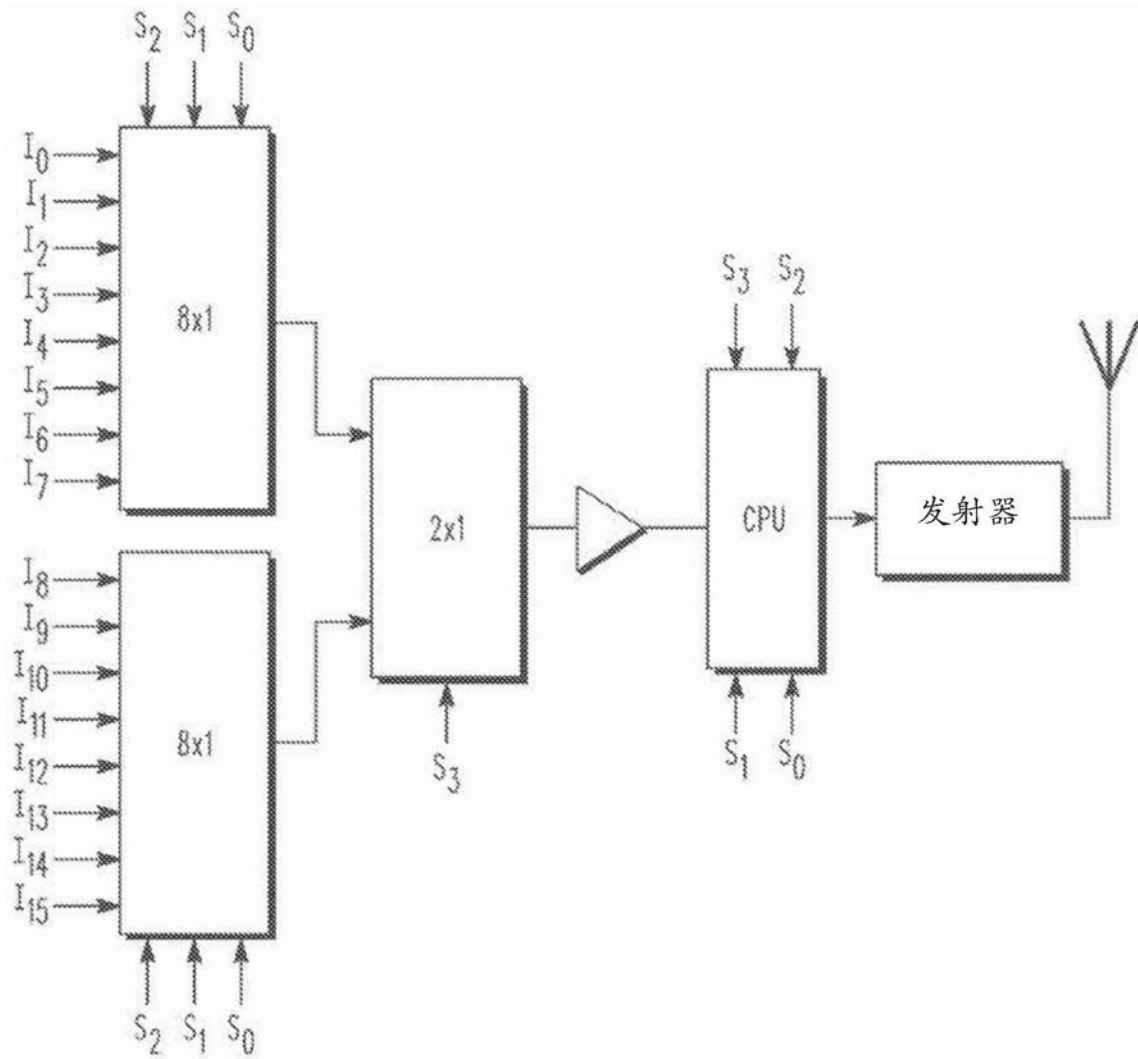


图40

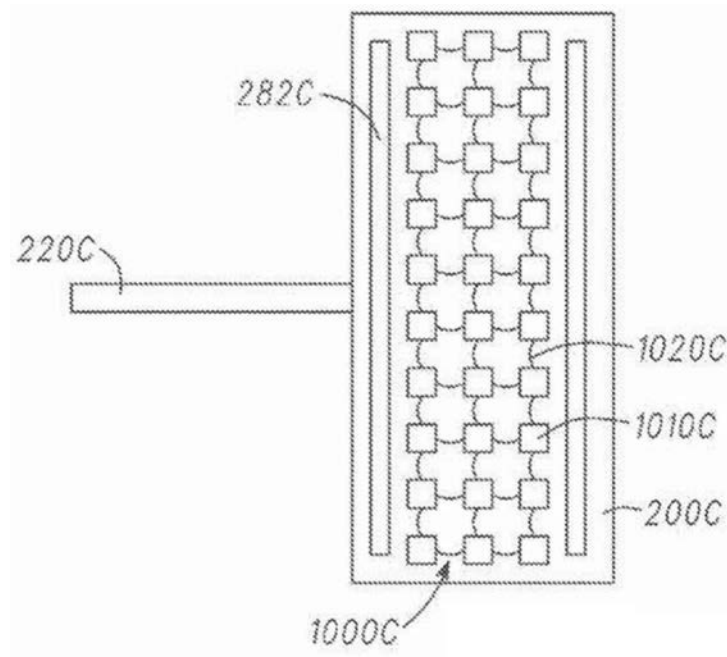


图41A

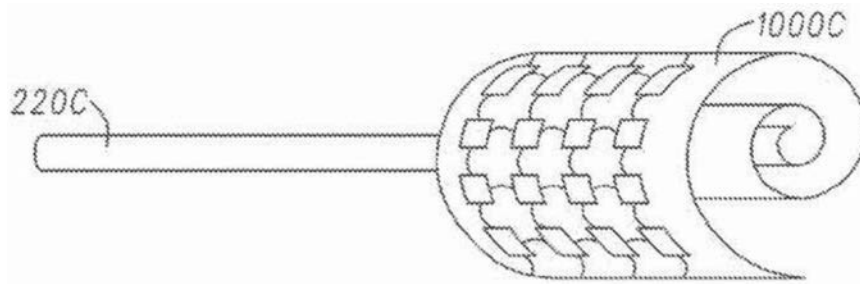


图41B

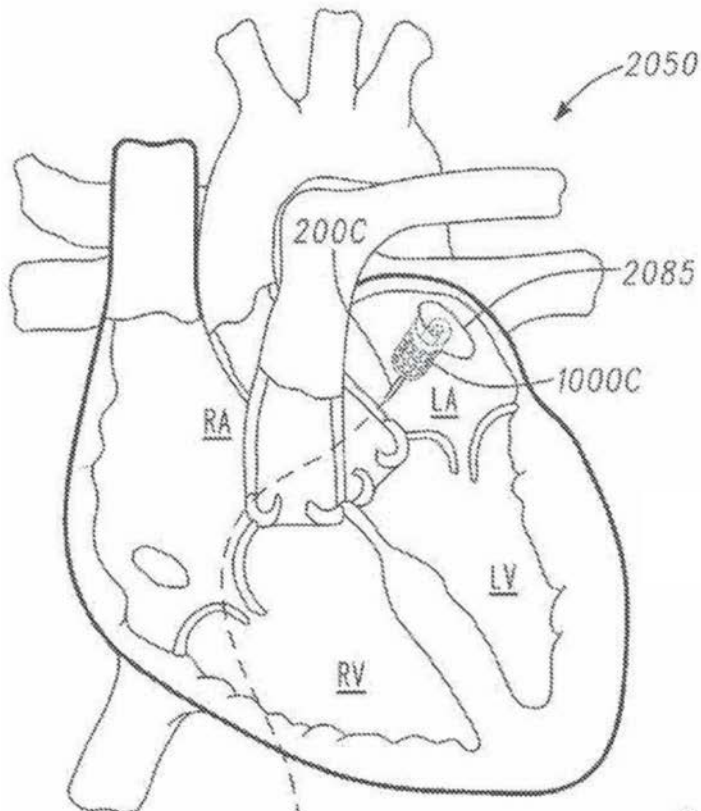


图 42A

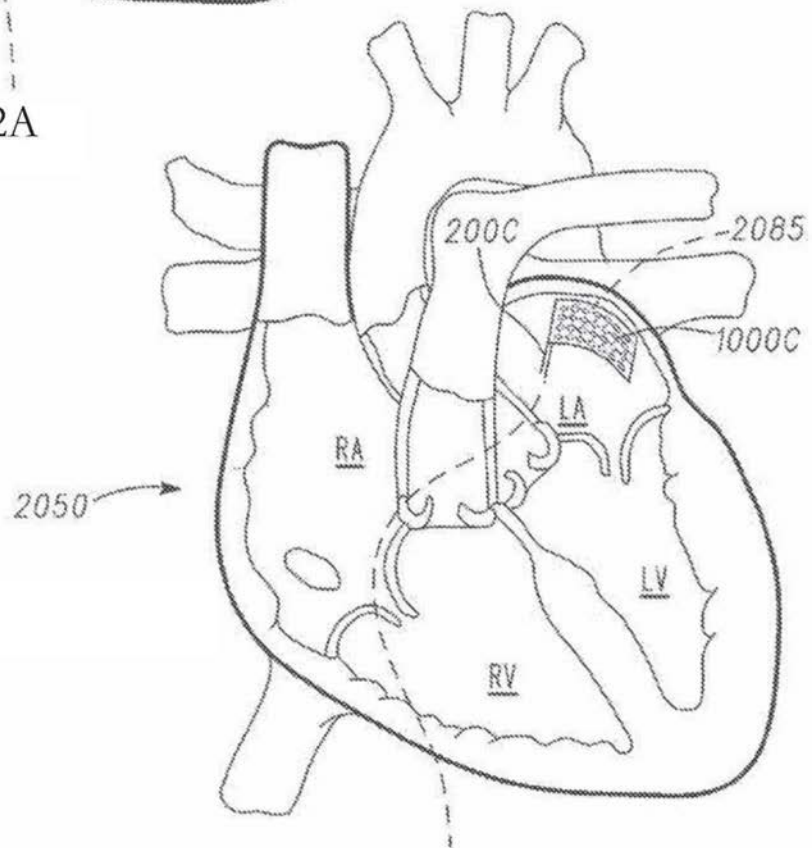


图 42B

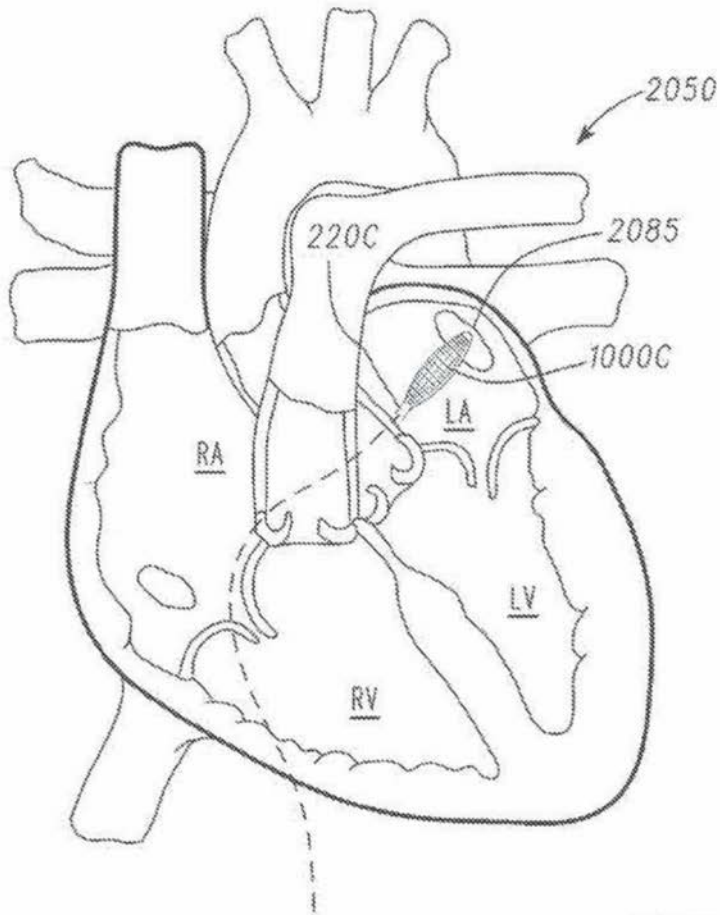


图 43A

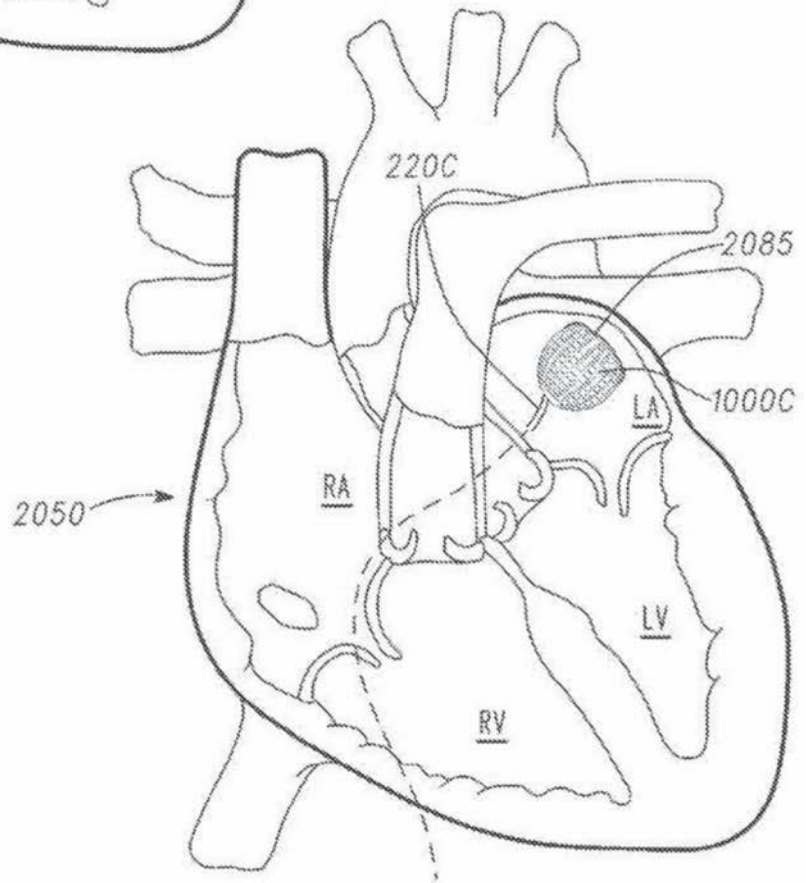


图 43B

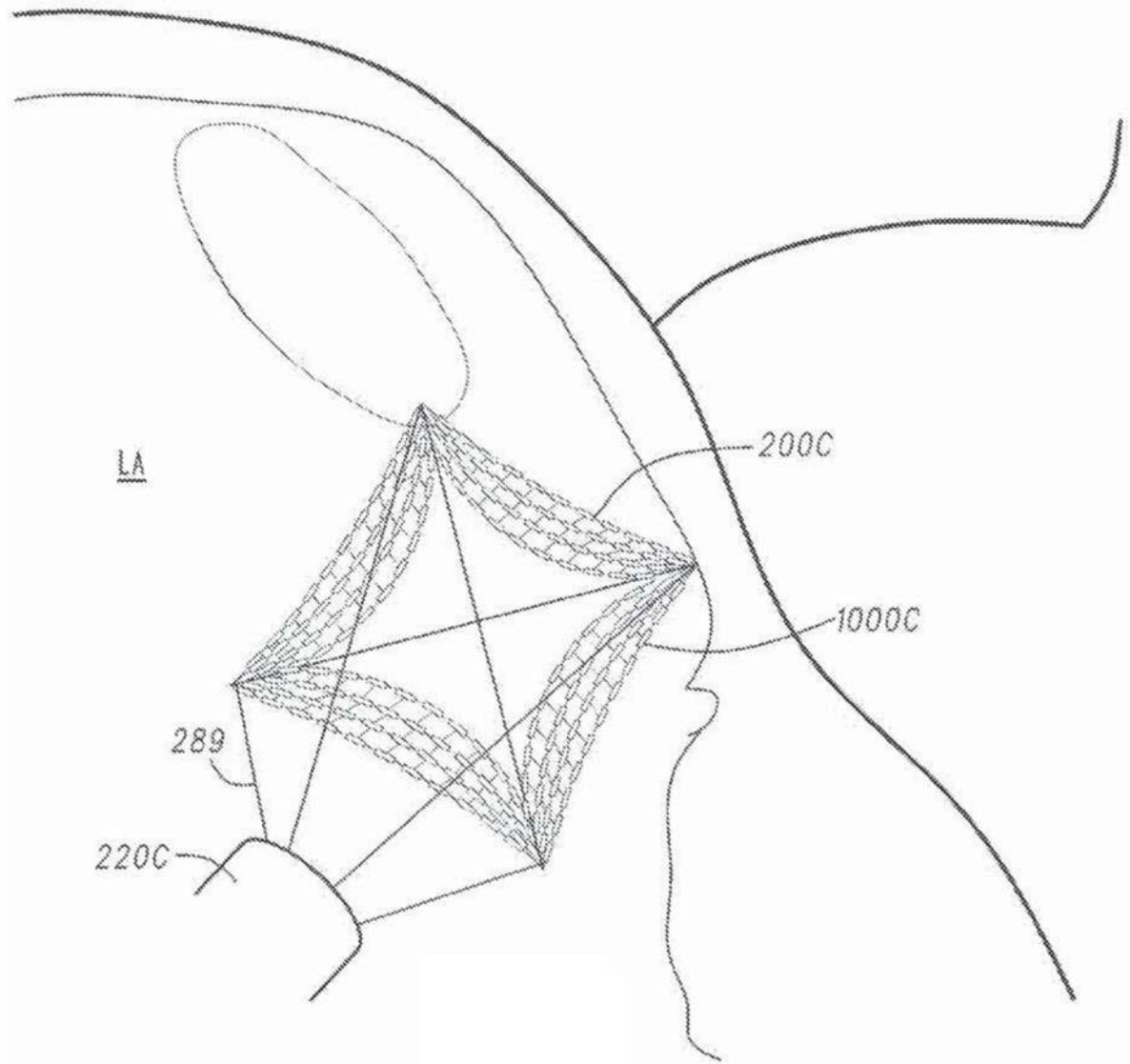


图44A

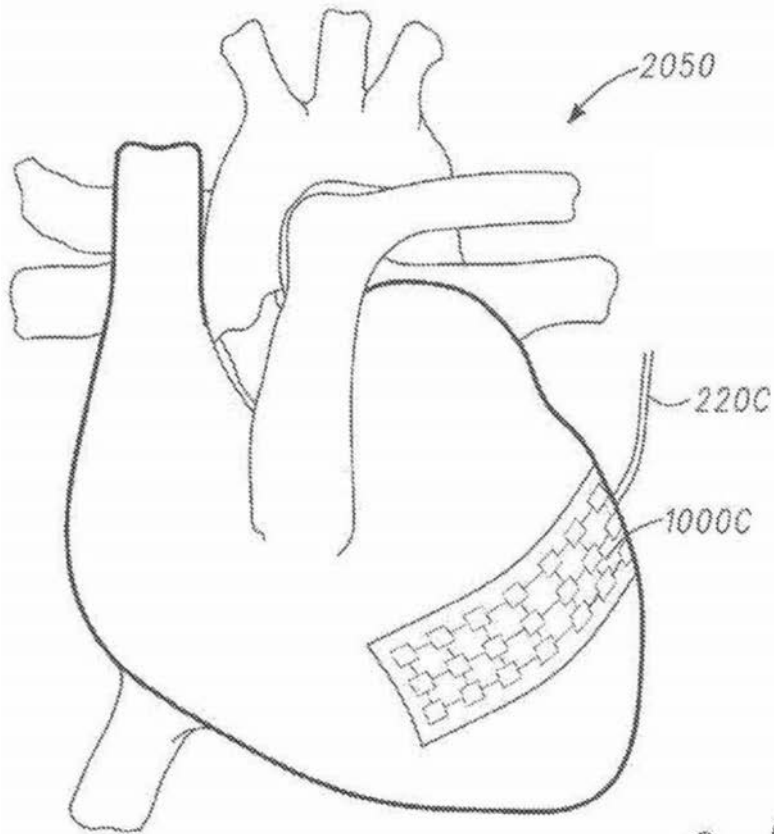


图 44B

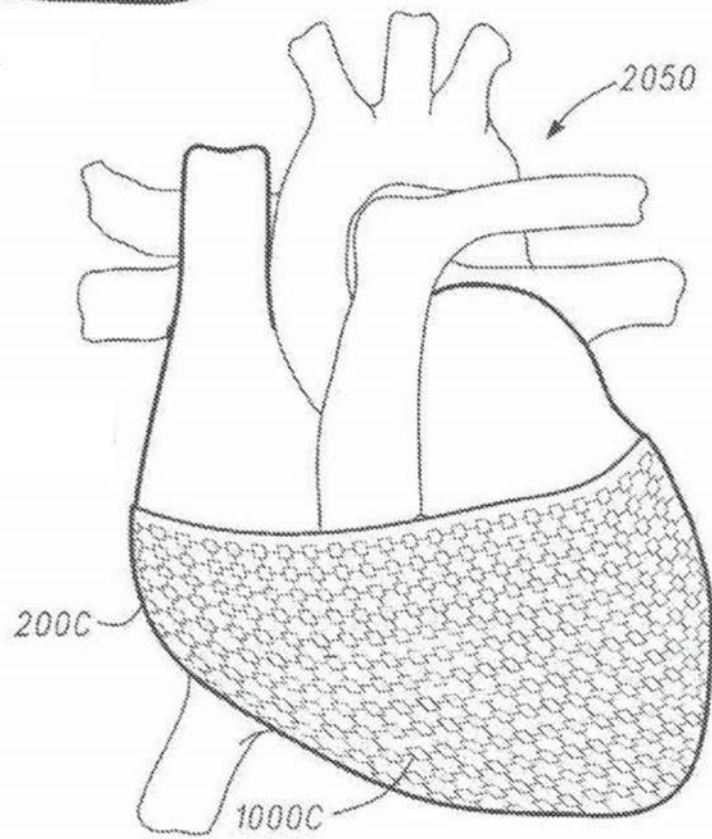


图 44C

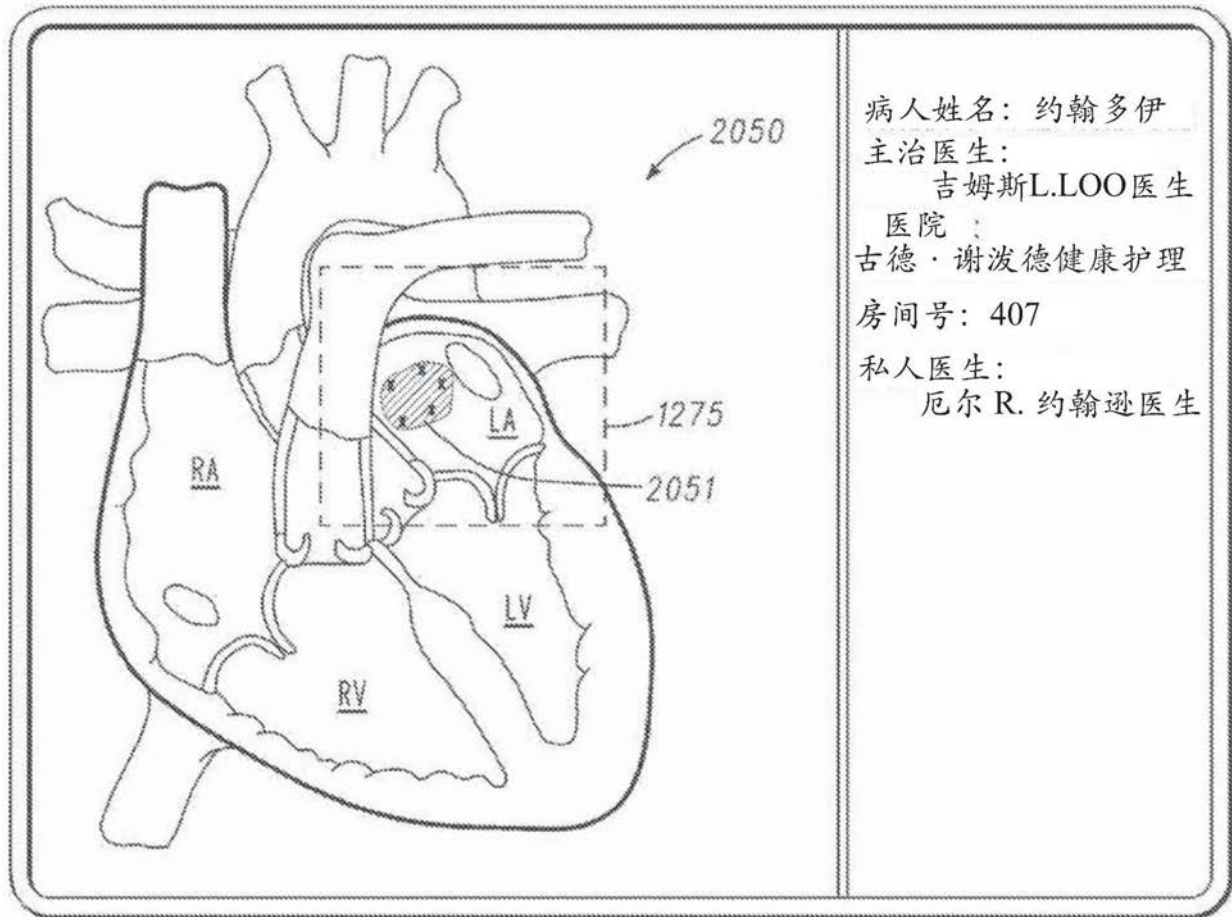


图44D

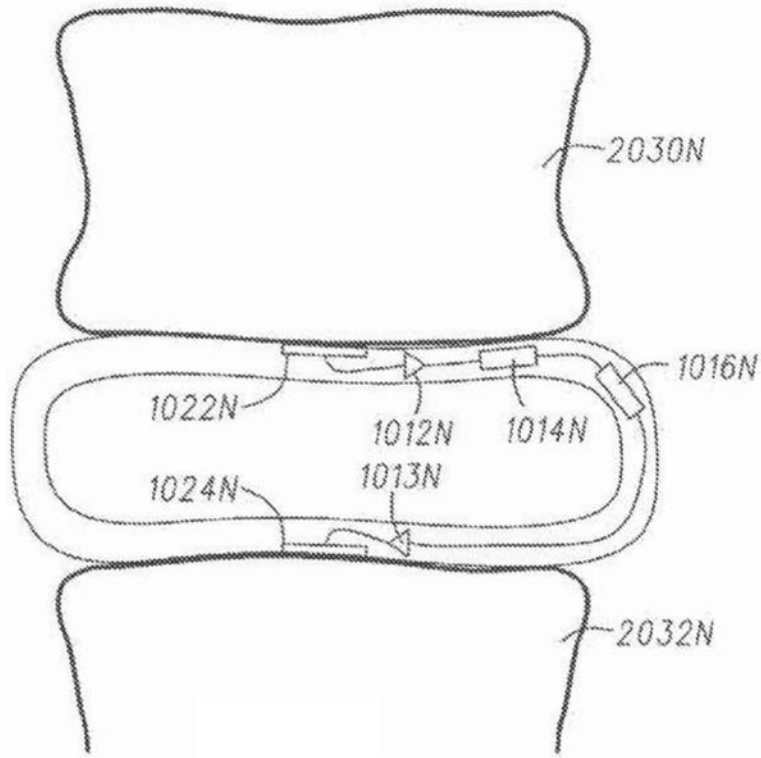


图45

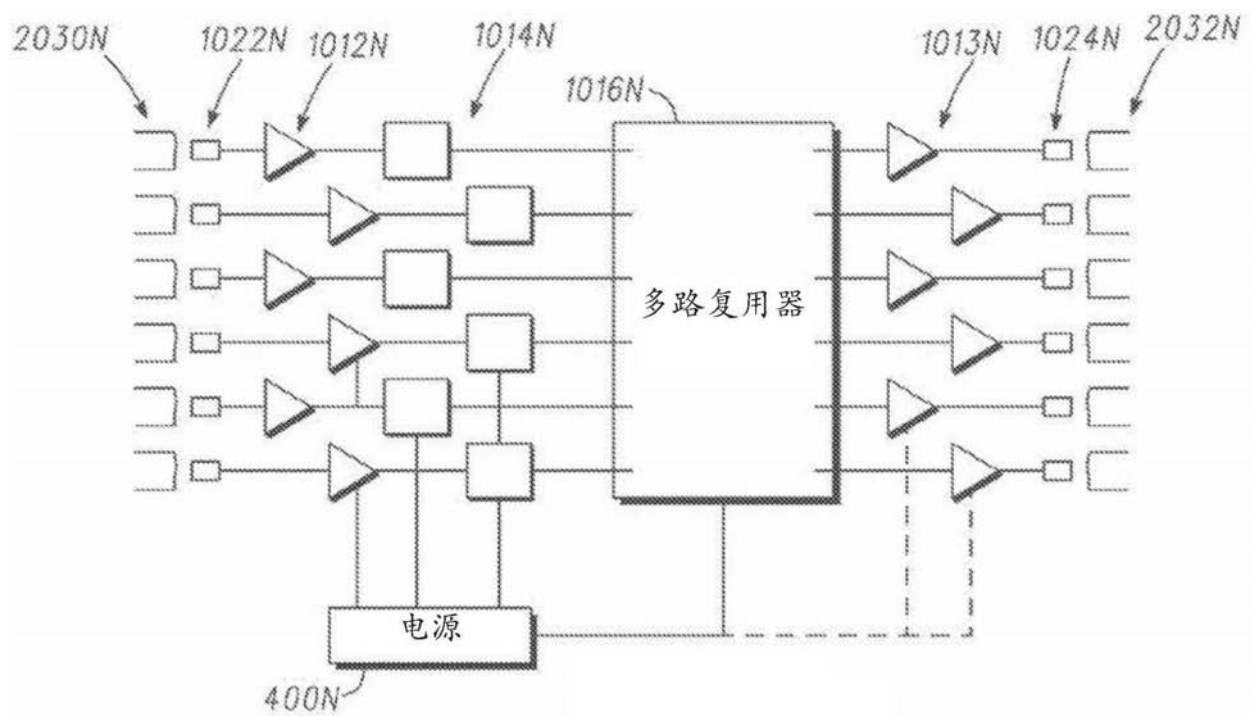


图46

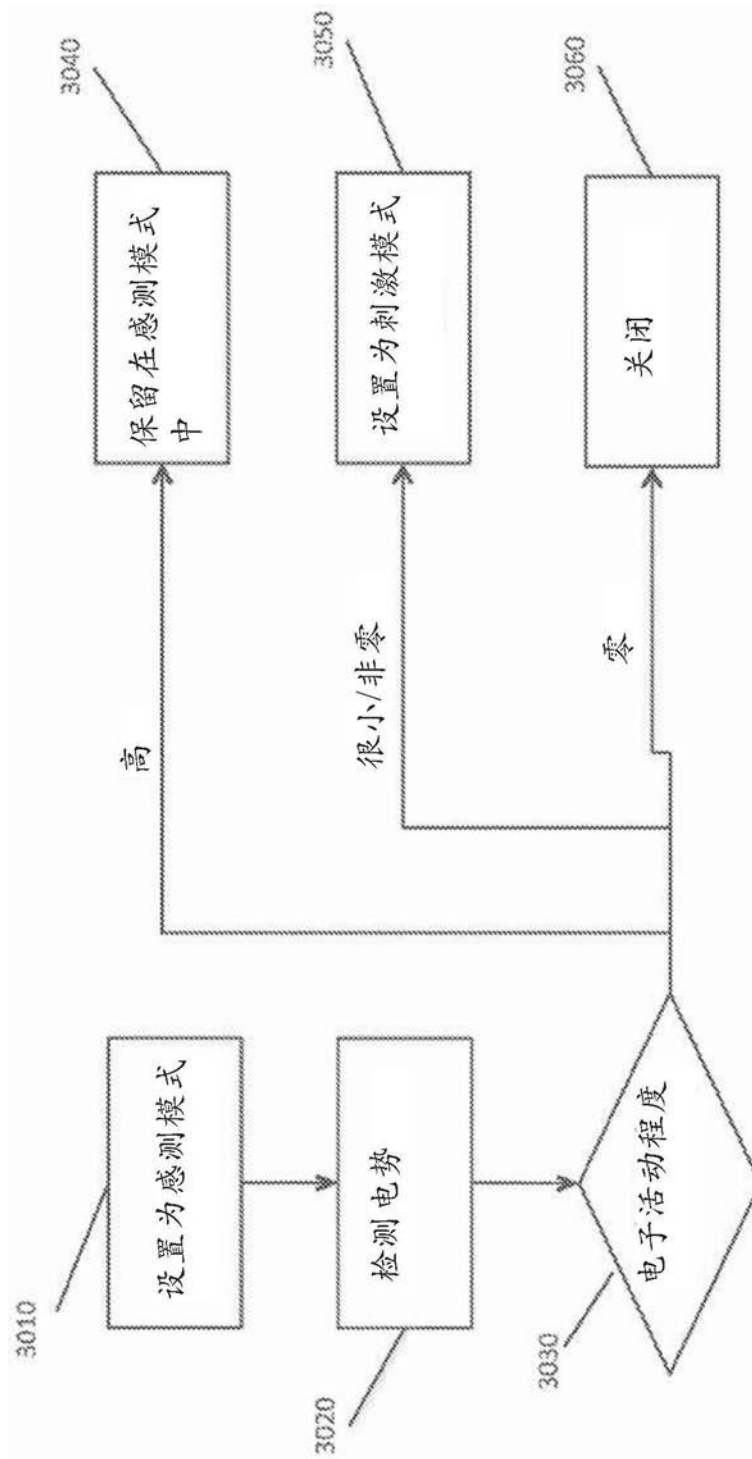


图47

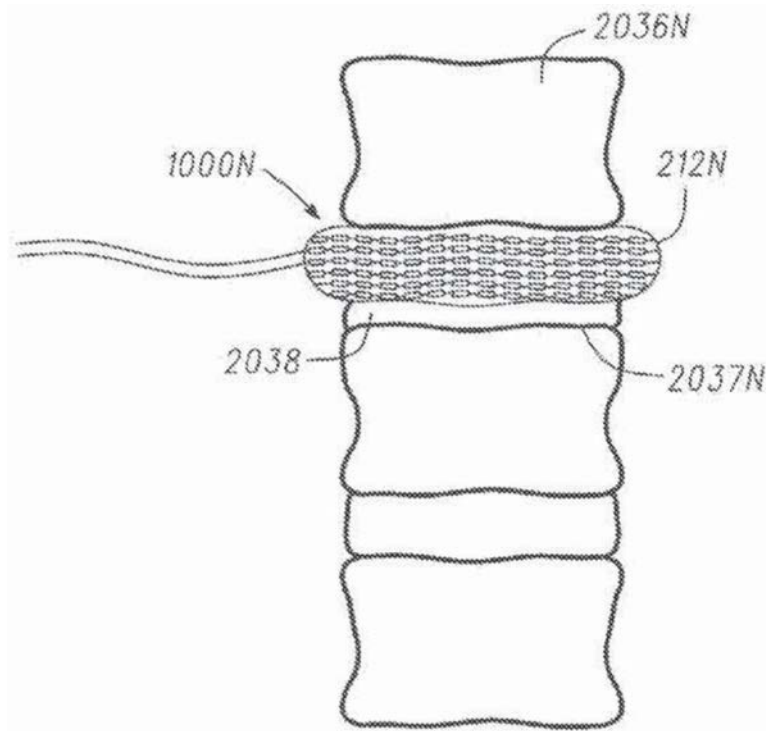


图48

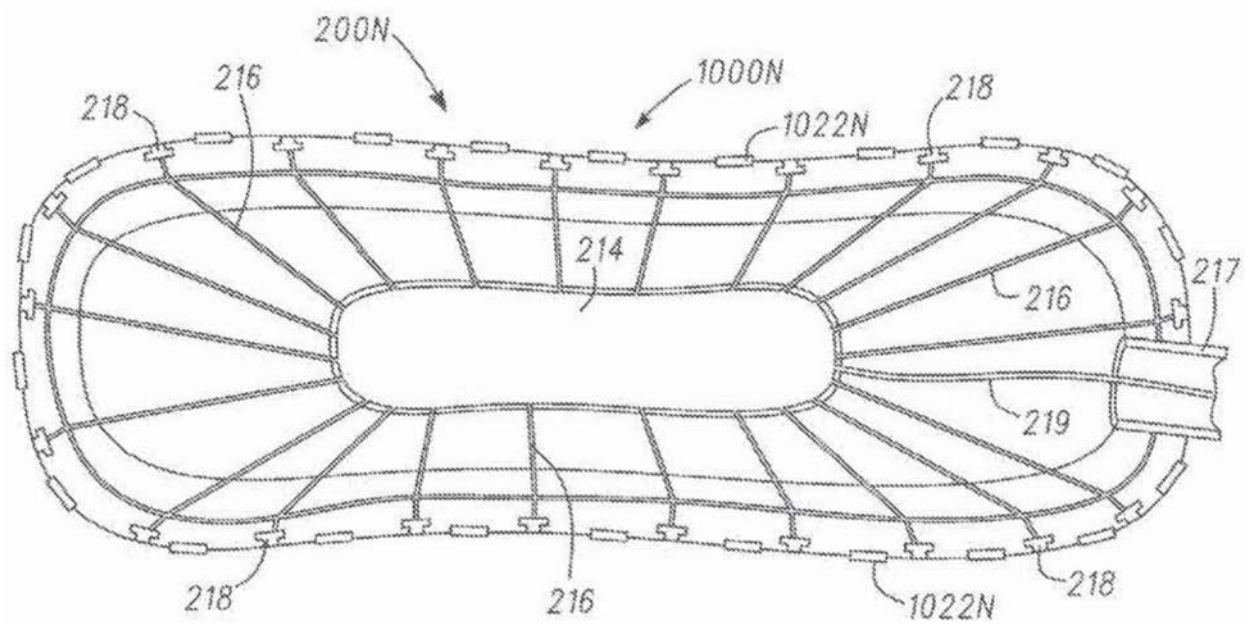


图49

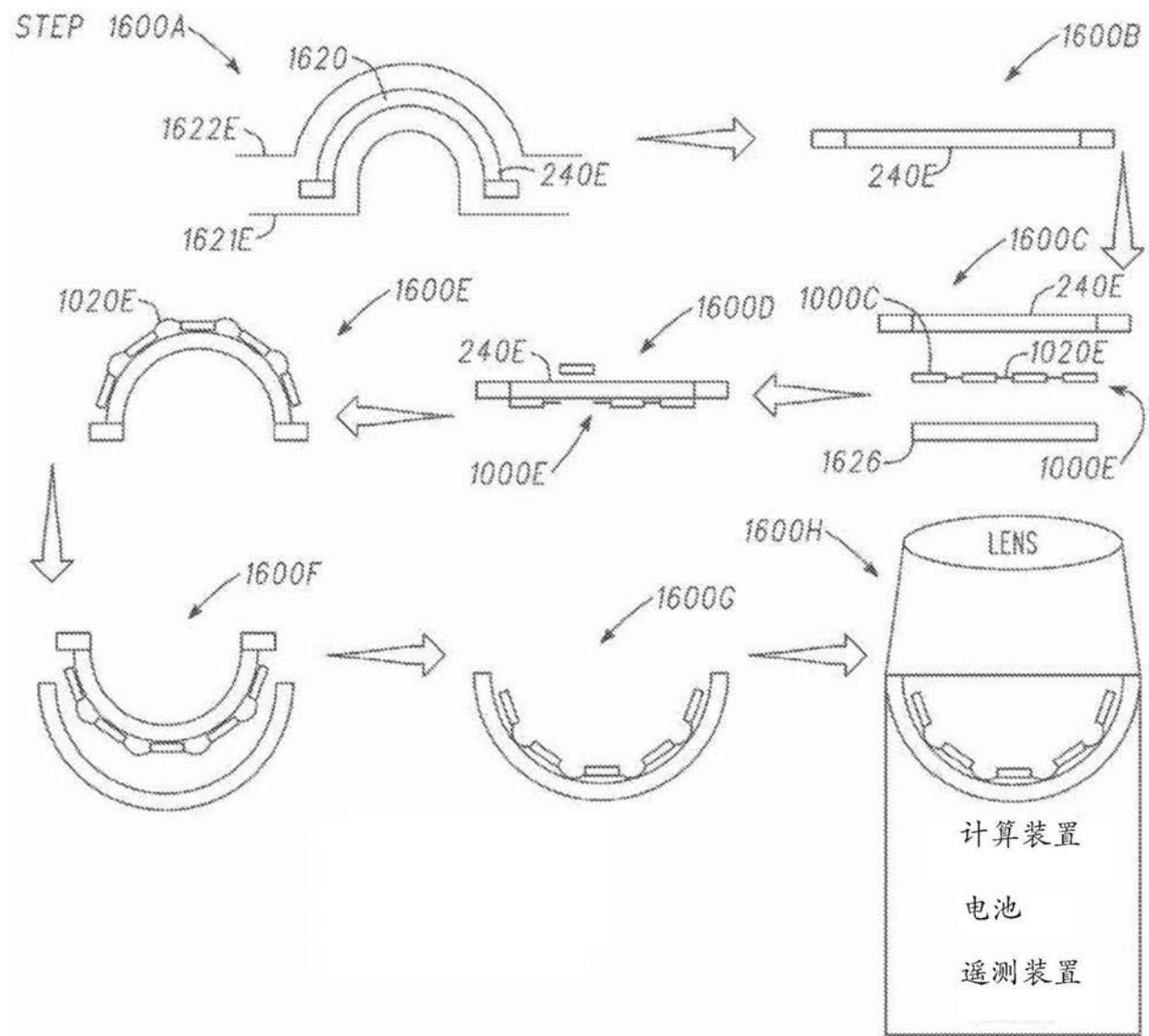


图50

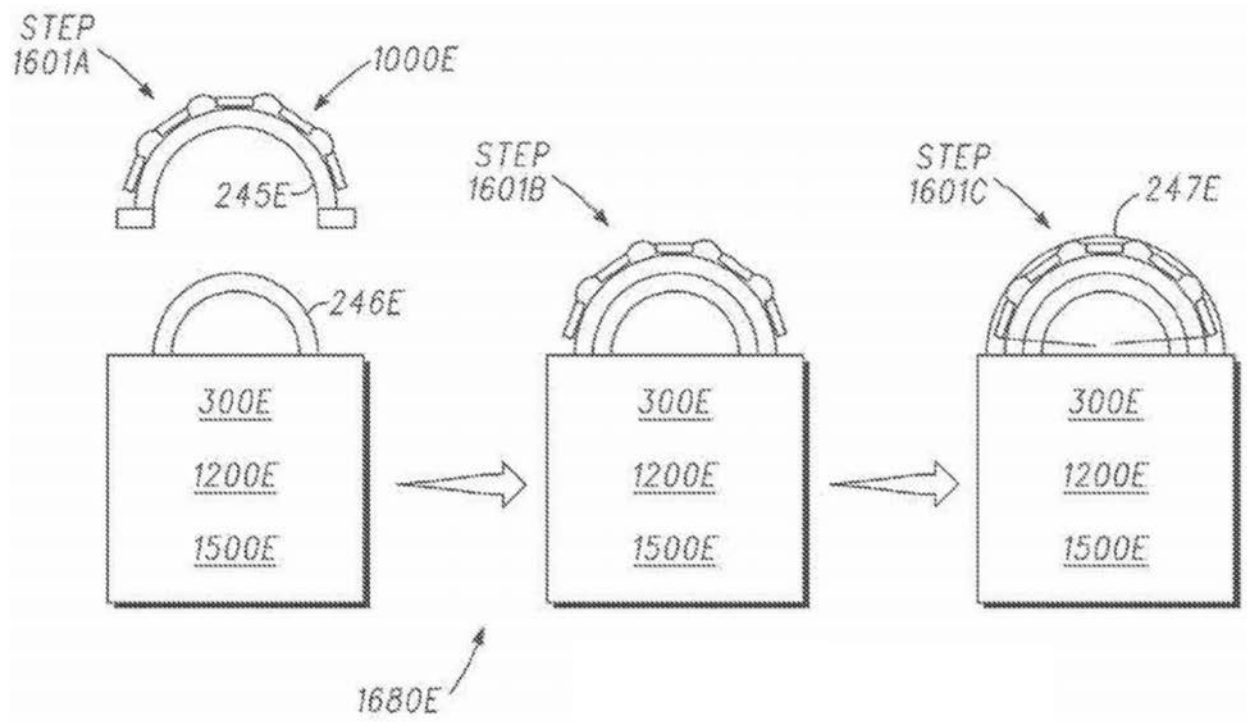


图51

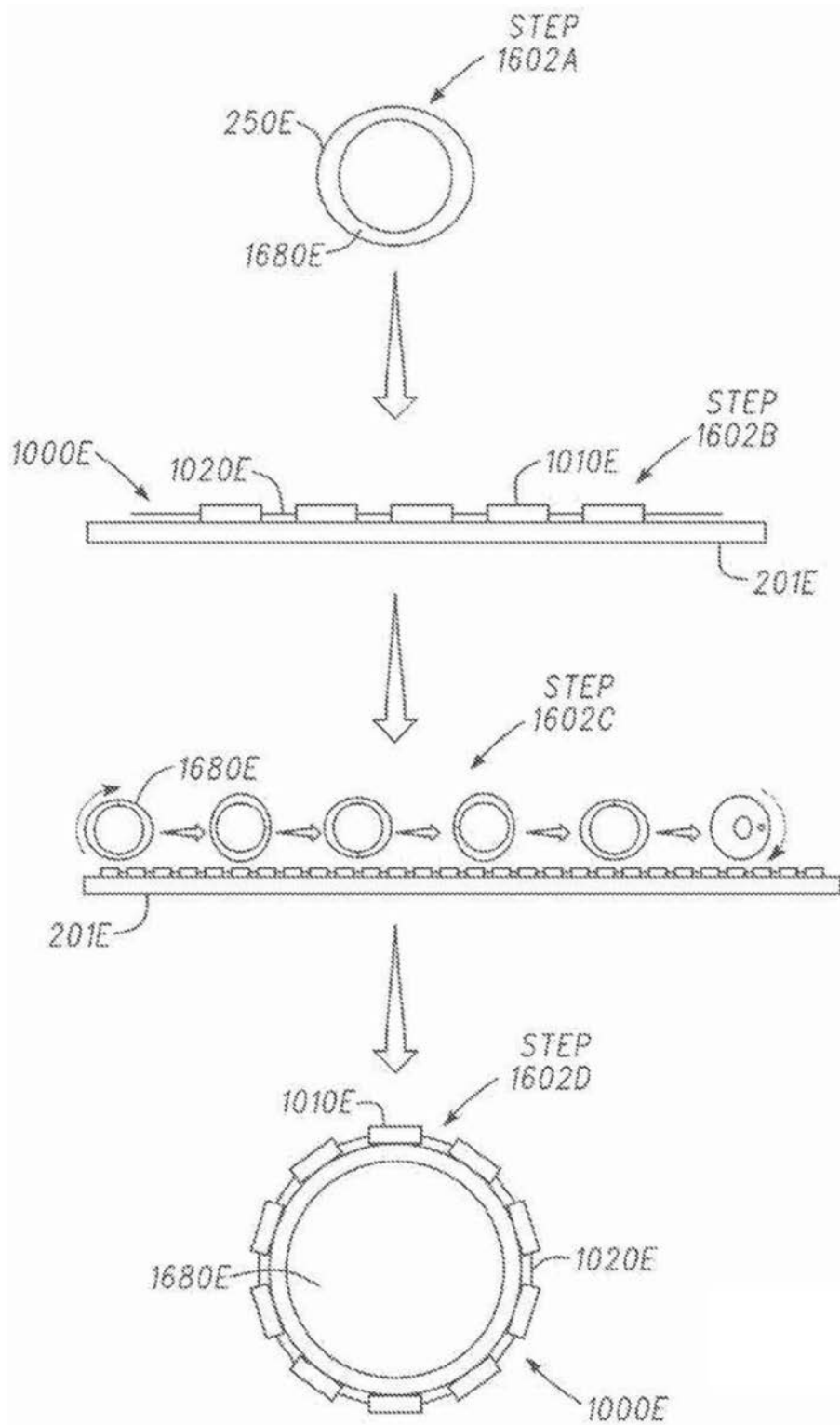


图52

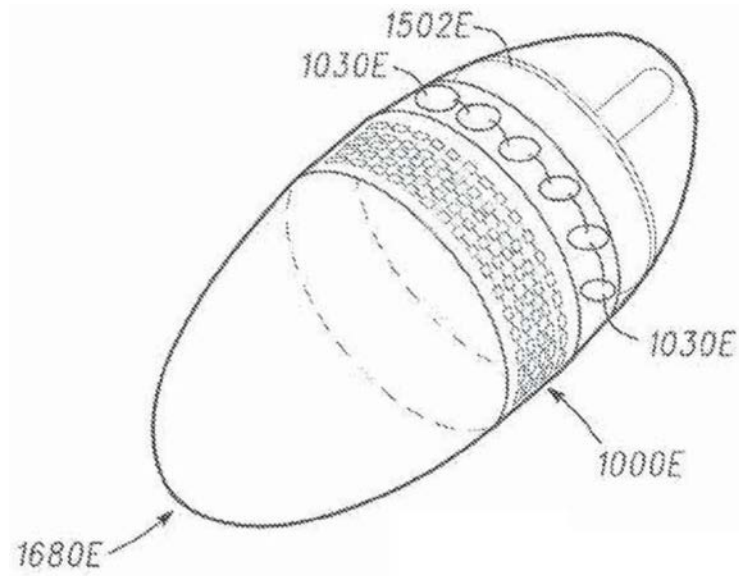


图53

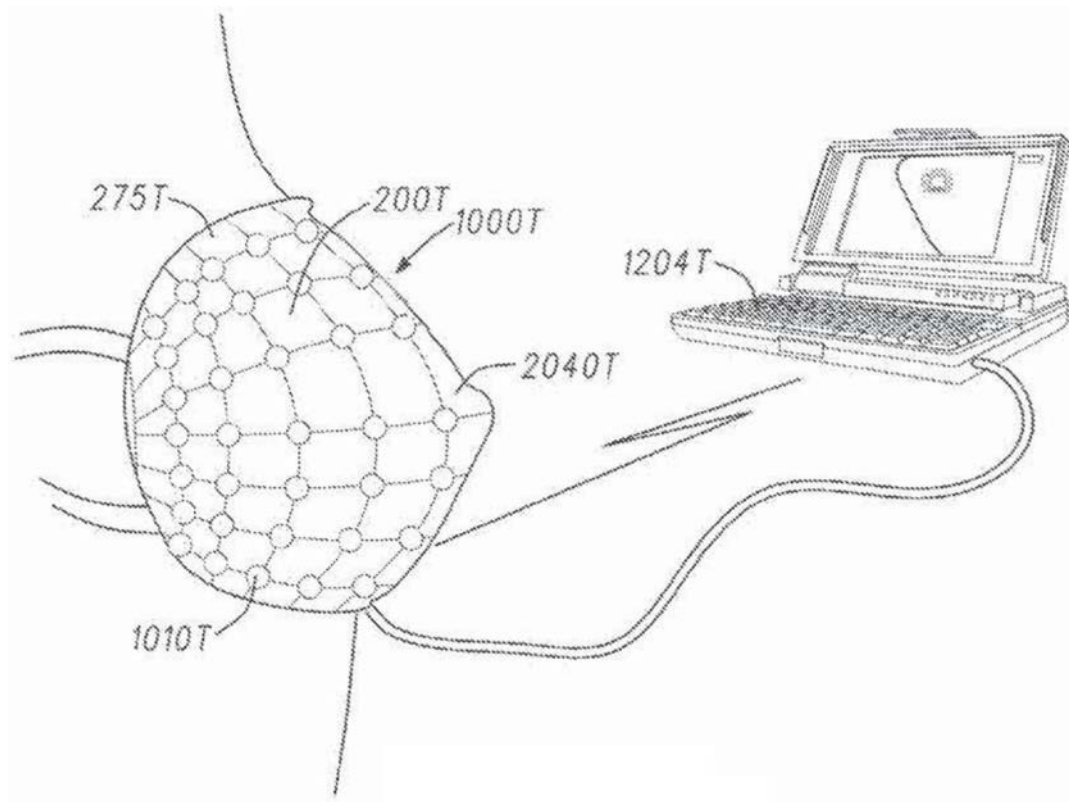


图54

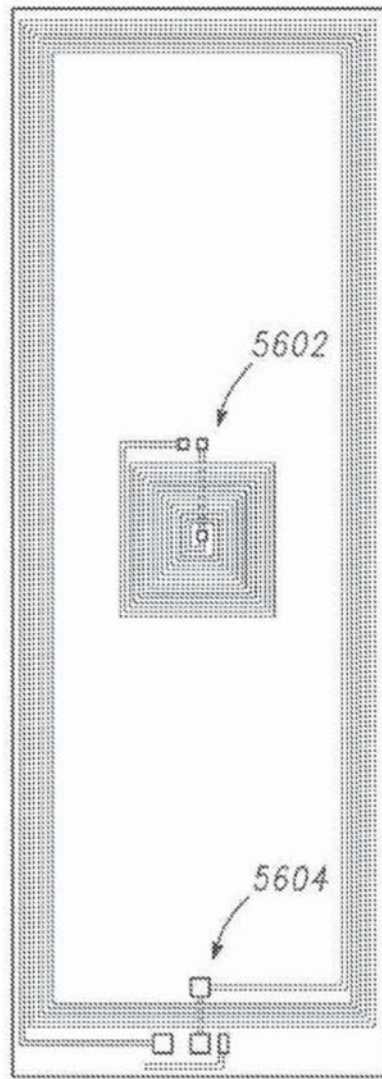


图55

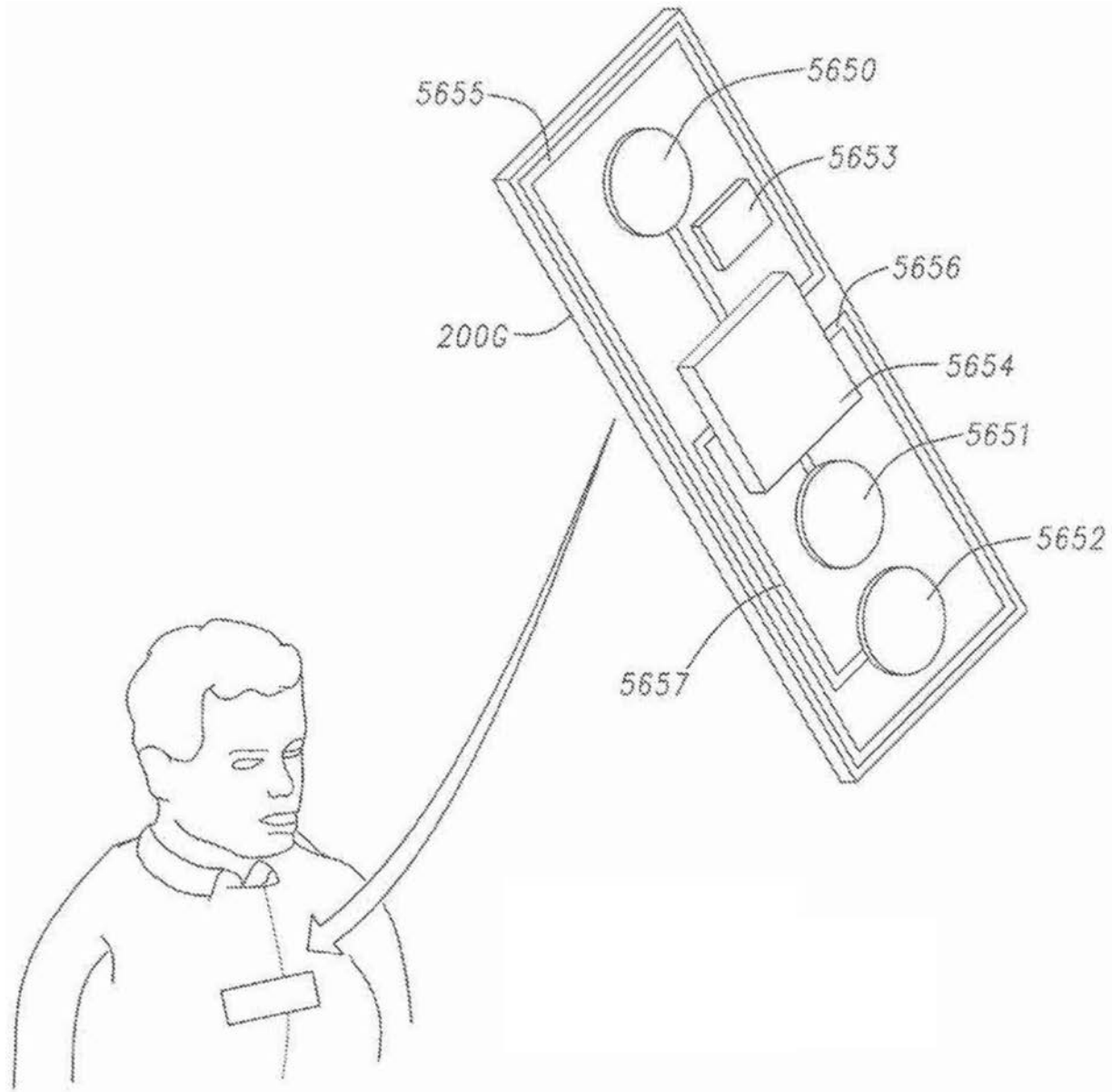


图56

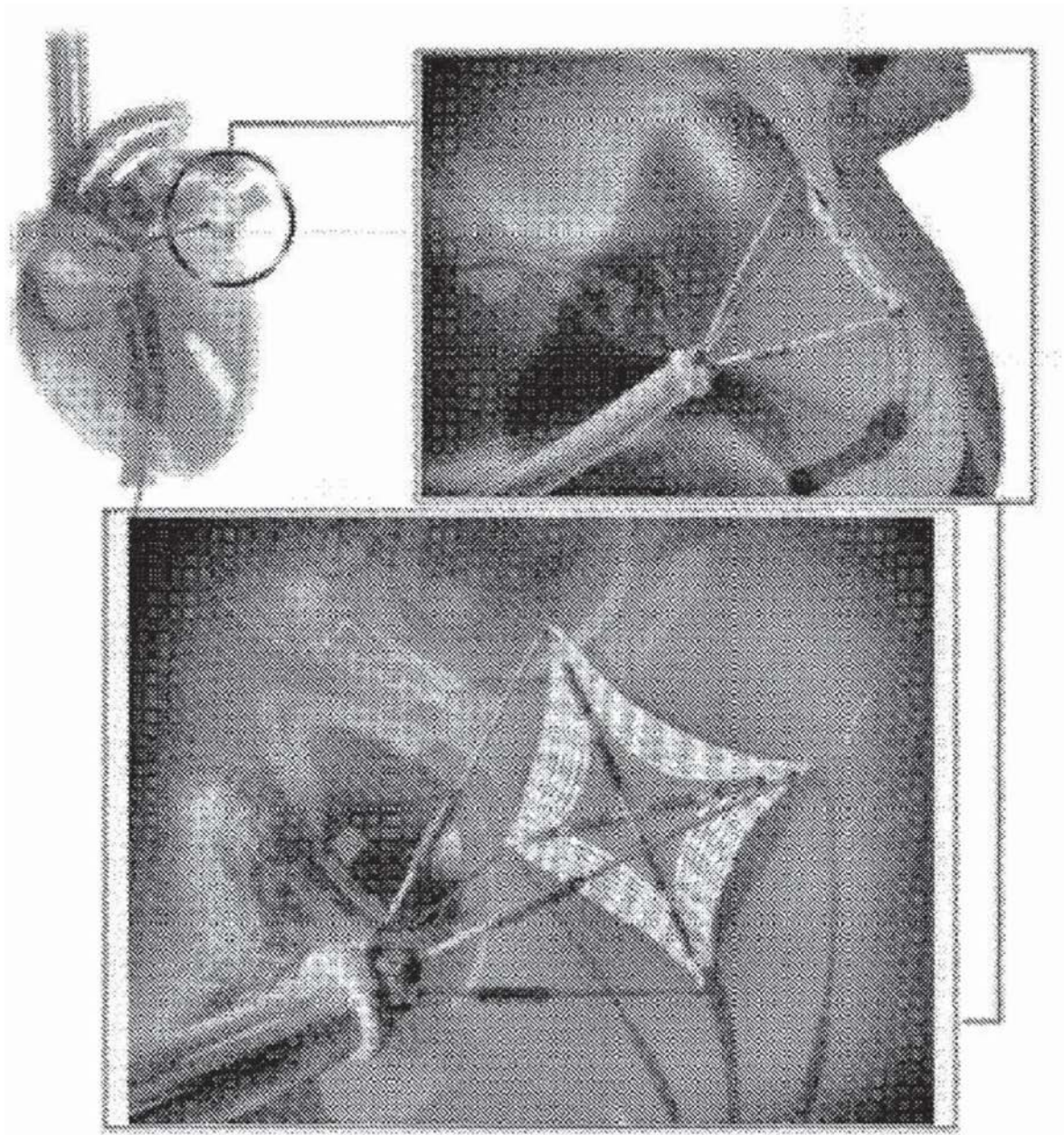


图57

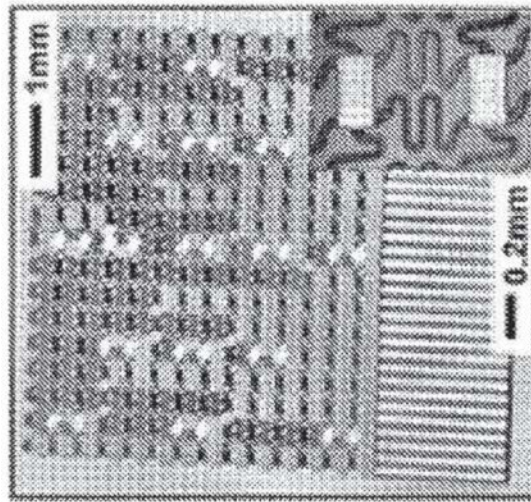


图58A

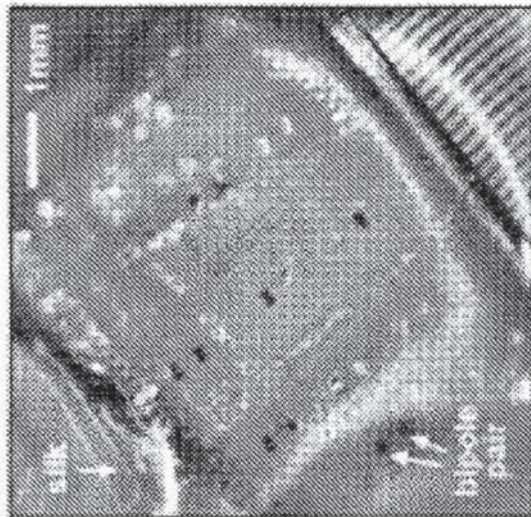


图58B

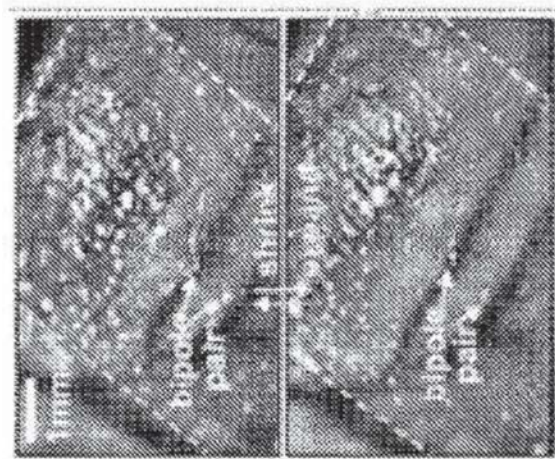


图58C

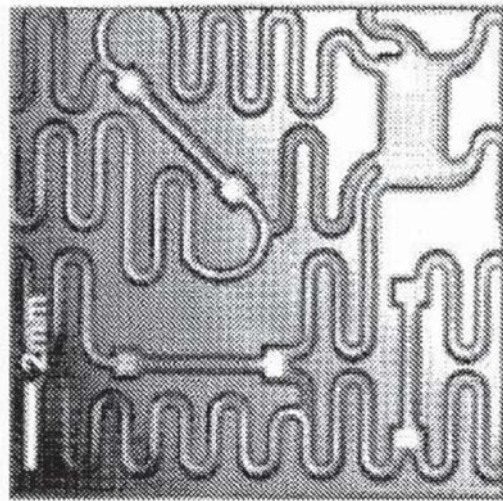


图59A

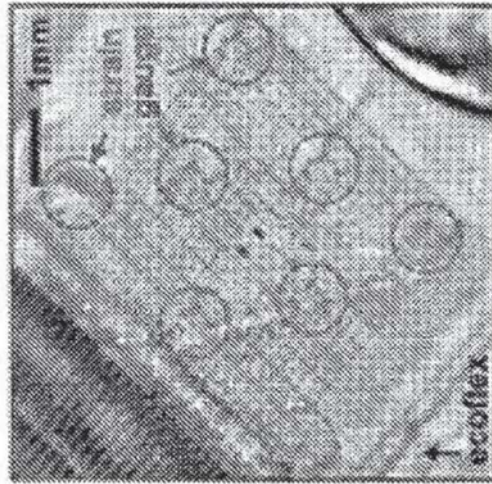


图59B

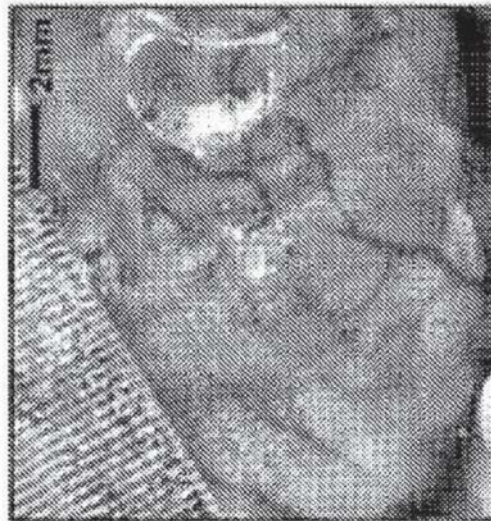


图59C

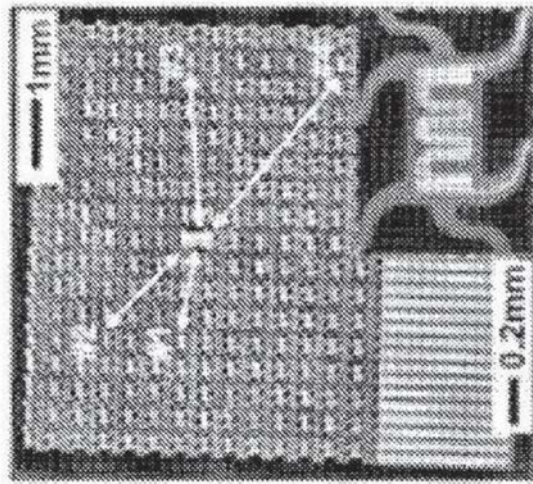


图60A

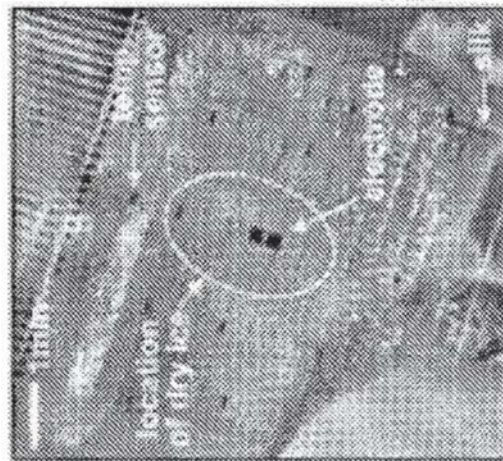


图60B

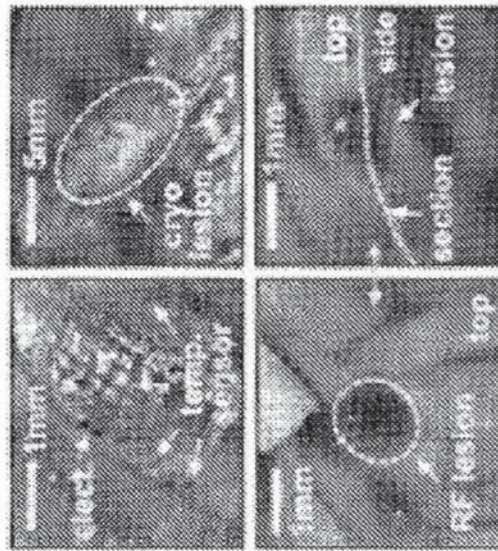


图60C