



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107921477 B

(45)授权公告日 2020.04.10

(21)申请号 201680046679.5

(22)申请日 2016.08.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107921477 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(30)优先权数据

15183223.5 2015.09.01 EP

62/203,533 2015.08.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/069136 2016.08.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/025598 EN 2017.02.16

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·J·萨沃德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

B06B 1/02(2006.01)

审查员 黄静雯

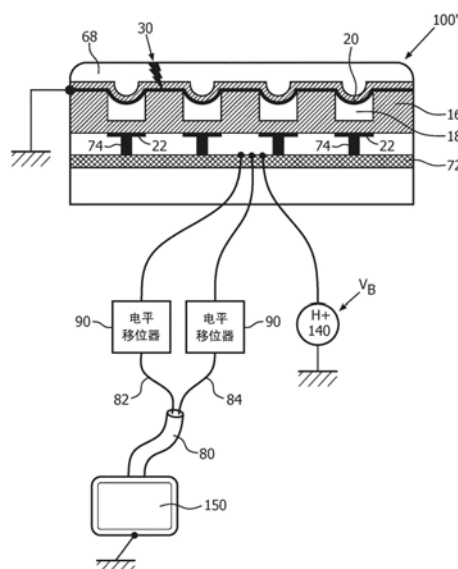
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

具有提高的患者安全性的电容式微机械超声换能器

(57)摘要

一种CMUT单元(10)的阵列具有被耦合到所述单元的膜电极和底板电极的DC偏置电压(VB)以将电极偏置到期望的塌陷状态或部分塌陷状态。DC偏置电源的低电压或接地端子被耦合到面向患者的膜电极(20),并且高电压被施加到所述底板电极(22)。用于控制所述CMUT阵列的ASIC被定位在具有所述阵列的探头(100')中。ASIC电子器件相对于所述CMUT探头连接到的超声系统(150)的地电势电学浮动。电平移位器(90)将控制线(82)和信号线(84)耦合到所述CMUT探头,所述电平移位器将信号转化为所述ASIC的浮动电势并且提供所述CMUT探头与超声系统之间的DC隔离。



1. 一种具有提高的患者安全性的电容式微机械超声换能器 (CMUT) 阵列探头, 所述探头能连接到在相对低的电压的范围中操作的超声系统, 其中, 所述探头包括:

基板;

多个电容式微机械超声换能器单元, 其被定位在所述基板上, 每个单元具有面向患者的顶部电极以及底部电极, 其中

相对低的参考电压被布置为被耦合到所述电容式微机械超声换能器单元的所述顶部电极; 并且

相对高的DC偏置电压被布置为被耦合到所述电容式微机械超声换能器单元的所述底部电极, 其中, 所述相对高的DC偏置电压大于所述相对低的参考电压;

探头电子器件, 其被耦合到所述电容式微机械超声换能器单元并且被布置为将控制信号提供到所述单元并且提供来自所述单元的超声信号;

探头线缆, 其具有被耦合到所述探头电子器件的第一端以及能耦合到所述超声系统的第二端, 并且具有一条或多条控制信号线和一条或多条超声信号线, 其中, 每条控制信号线适于将所述控制信号从所述超声系统发射到所述探头电子器件, 并且每条超声信号线适于将所述超声信号从所述探头电子器件发射到所述超声系统; 并且

所述探头还包括:

一个或多个电平移位器, 其被耦合到一条或多条控制信号线和超声信号线, 其中, 所述一个或多个电平移位器适于将所述控制信号的基线移位到所述相对高的DC偏置电压的范围并且将超声信号的基线移位到所述相对低的电压的范围。

2. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述探头电子器件被布置为在相对于超声系统地电势的所述相对高的DC偏置电压的高电压电势处电学浮动。

3. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述一个或多个电平移位器还包括电容式电平移位器、变压器电平移位器、光学电平移位器或晶体管电平移位器。

4. 根据权利要求3所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述探头电子器件还包括ASIC电路。

5. 根据权利要求4所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述ASIC电路被定位在所述基板上。

6. 根据权利要求4所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 还包括第二基板; 其中, 所述ASIC电路被定位在所述第二基板上。

7. 根据权利要求6所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述ASIC电路及其基板通过倒装芯片连接、导电粘合剂或硅通孔被结合到所述电容式微机械超声换能器单元及其基板。

8. 根据权利要求3所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述一个或多个电平移位器还包括其间插设有电容器的第一缓冲器和第二缓冲器、其间插设有变压器的第一缓冲器和第二缓冲器、其间插设有光电二极管器的第一缓冲器和第二缓冲器或者其间插设有晶体管的第一缓冲器和第二缓冲器。

9. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述一个或多个电平移位器被定位在所述线缆的所述第二端处。

10. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述一个或多个电平移位器被定位在所述电容式微机械超声换能器阵列探头的手柄中。

11. 根据权利要求10所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述一个或多个电平移位器被集成到所述探头电子器件中。

12. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述超声信号线还包括模拟信号线。

13. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述高的DC偏置电压还包括被耦合在所述探头电子器件与地之间的DC偏置电源。

14. 根据权利要求1所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 还包括与所述多个电容式微机械超声换能器单元的所述面向患者的顶部电极叠加的绝缘覆盖物。

15. 根据权利要求14所述的电容式微机械超声换能器阵列探头, 其中, 所述绝缘覆盖物还包括声学透镜。

具有提高的患者安全性的电容式微机械超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声成像,并且具体涉及使用电容式微机械超声换能器(CMUT)的超声换能器探头。

背景技术

[0002] 传统上,超声换能器由诸如PZT的压电陶瓷材料形成或者由包括诸如PVDF的压电聚合物形成。最近已经显示能够通过半导体工艺来制作换能器。这样的换能器由微小的半导体单元形成并且被称为微机械超声换能器(MUT),在所述微小的半导体单元中,振动膜生成并接收超声能量。两种这样的换能器的类型是:利用膜上的压电材料的换能器,其被称为压电微机械超声换能器(PMUT);以及利用电容膜与另一电极之间的电容效应的换能器,其被称为电容式微机械超声换能器(CMUT)。个体换能器元件可以由一致操作的数十个或数百个这样的MUT单元形成。由于这些单元非常小,因此每个MUT单元仅产生或响应于小量的声学能量。为了提高CMUT的灵敏度,跨两个电极施加DC偏置电压以将移动的膜电极偏置为与另一电极极为接近。这将使得相对较小的信号能够在发射时使膜振动,并且使得小的超声信号能够在接收时形成相对较大的电容变化。常规地,将高的DC偏置电压施加到CMUT的顶部处的移动的膜电极,并且将CMUT的基部上的另一电极接地以提供该偏置电势。为了保护患者免受CMUT阵列的顶部处的高偏置电压,阵列被覆盖有诸如声学透镜的绝缘材料,所述声学透镜在CMUT超声探头的使用期间将膜电极上的高电压与患者的皮肤分开。然而,透镜材料在使用期间能够被磨损,并且可能由于老化而在材料中形成表面裂缝。足够深以达到膜电极的裂缝因此能够将患者暴露于高电压的危险中。因此,期望采用保护患者免受这种可能危险并且提高CMUT探头的患者安全性的措施。

[0003] 本发明的目的是提高CMUT换能器的患者安全性以保护患者不暴露于换能器的高操作电压。本发明的另外的目的是在CMUT探头的保护性透镜覆盖物产生裂缝或其他故障的情况下防止患者暴露于高电压。

发明内容

[0004] 根据本发明的原理,利用被耦合到超声CMUT单元阵列的顶部膜电极的高电压或接地以及被耦合到底部电极的高电压来施加所述阵列的偏置电压。在优选实施方式中,控制集成电路被定位在底部电极下方,并且该电路的电子器件相对于CMUT探头所连接到的超声系统的电子器件电学浮动。为了将信号耦合在CMUT阵列与其集成电路之间,使用电平移位器,所述电平移位器防止通过信号线的DC耦合并且使得探头中的信号被参考到浮动的电学基线。

附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图1是典型的悬浮膜CMUT换能器单元的截面视图。

[0007] 图2是在塌陷模式中操作的CMUT单元的截面视图。

[0008] 图3是被耦合到超声系统的CMUT阵列的截面视图,其图示了由CMUT探头的绝缘透镜材料中的裂缝呈现的危险。

[0009] 图4是被耦合到根据本发明的原理的超声系统的CMUT阵列的截面视图,其中,膜电极接地并且探头电子器件随着电平移位信号连接而浮动。

[0010] 图5a-5d图示了适合用于图4的本发明的实施方式电平移位器,所述电平移位器用于将数字控制信号耦合在CMUT探头与超声系统之间。

[0011] 图6a-6c图示了适合用于图4的本发明的实施方式电平移位器,所述电平移位器用于将模拟超声信号耦合在CMUT探头与超声系统之间。

[0012] 图7是适合用于与本发明的CMUT探头一起使用的超声成像系统的框图。

具体实施方式

[0013] 最初,CMUT被构建为在现在已知为悬浮模式或“未塌陷”模式的模式中操作。参考图1,在截面视图中示出了典型的未塌陷的CMUT换能器单元10。CMUT换能器单元10与多个相似的邻近单元一起被制造在诸如硅的基板12上。可以由氮化硅制成的膜片或膜14由绝缘支撑物16支撑在基板上方,所述绝缘支撑物16由氧化硅或氮化硅制成。膜与基板之间的腔18可以是空气或气体填充的或者全部或部分排空的。诸如金的导电薄层或层20形成膜片上的电极,并且类似的薄层或层22形成基板上的电极。由电介质腔18分开的这两个电极形成电容。当声学信号引起膜14振动时,电容中的振动能够被检测到,从而将声波换能为对应的电信号。相反,跨电极20、22施加的信号将调制电容,引起膜移动并由此发射声学信号。还跨电极施加来自DC偏置电压电源的DC偏置电压 V_B ,从而将膜及其顶部电极20拖曳为与单元的腔的底板极为接近以增大灵敏度。

[0014] 图2是在塌陷模式中操作的CMUT单元的示意性截面视图。CMUT单元包括诸如硅的基板层12、基板电极22、膜层14和膜电极环28。在该范例中,电极22是以圆形方式被配置的并且被嵌入在基板层12中。另外,膜层14相对于基板层12的顶面被固定,并且被配置/被定尺寸以定义膜层14与基板层12之间的球形腔或圆柱形腔18。该单元及其腔18可以定义备选几何结构。例如,腔18能够定义矩形截面和/或正方形截面、六边形截面、椭圆形截面或不规则截面。

[0015] 通常利用额外的层(未画出)将底部电极22在其面向腔的表面上进行绝缘。优选的绝缘层是在基板电极上方且在膜电极下方形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)电介质层。ONO电介质层有利地减少了电极上的电荷累积,所述电荷累积导致设备不稳定以及声学输出压力的漂移和减小。在2018年9月16日提交的Klootwijk等人的标题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请第08305553.3号中详细讨论了CMUT上的ONO电介质层的制造。期望将ONO电介质层与塌陷模式的CMUT一起使用,所述塌陷模式的CMUT比未塌陷的设备更易受到充电保持能力的影响。可以用CMOS兼容材料(例如,Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、(各种级别的)氧化物、四乙氧基硅烷(TEOS)、多晶硅等)来制造所公开的部件。例如,在CMOS制造中,可以通过化学气相沉积以及通过溅射工艺完成的金属化(电极)层来形成氧化物层和氮化物层。合适的CMOS工艺为LPCVD和PECVD,后者具有低于400℃的相对低的操作温度。

[0016] 用于产生所公开的腔18的示范性技术涉及在添加膜层14的顶面之前在膜层14的初始部分中定义腔。可以在美国专利6328697 (Fraser) 中找到其他制造细节。在图2中所描绘的示范性实施例中,圆柱形腔18的直径大于以圆形方式被配置的电极板22的直径。电极环28可以具有与以圆形方式被配置的电极板22相同的外径,但是并不要求这样的一致性。因此,在本发明的示范性实施例中,电极环28相对于膜层14的顶面被固定以与下方的电极板22对准。

[0017] 在图2中,CMUT单元膜层被偏置到塌陷状态,在所述塌陷状态中,膜14与腔18的底板相接触。这是通过将DC偏置电压施加到两个电极来实现的,如由被施加到电极环28的电压 V_B 和被施加到基板电极22的电势(接地)所指示的。在本发明的CMUT单元的优选实施方式中,底部电极未接地,而是被耦合到DC参考电势,并且用于单元的交流驱动信号(以及接收到的信号)被施加到底部电极并在底部电极处被接收。该电极布置通过将相对高的DC偏置电压的高电压电势移动为更加远离患者面向的一侧来提高患者安全性。尽管电极环28也能够在其中心没有孔的情况下被形成为连续盘,但是图2图示了为何这不是必要的。当膜14被偏置到如该附图所示的其预塌陷(或完全塌陷)状态时,膜的中心与腔18的底板相接触。这样,膜14的中心在CMUT的操作期间并不移动。相反,膜14的外周区移动,所述外周区高于腔18的仍然开放为空白的区并且低于环电极。通过将膜电极28形成为环,设备的电容的上板的电荷被定位在当CMUT操作为换能器时呈现运动和电容变化的CMUT的区的上方,因此,CMUT换能器的耦合系数得以提高。

[0018] 图3图示了被连接到在附图中以150表示的超声系统的CMUT换能器探头100'。在该图示中示出了具有公共顶部电极20和针对每个CMUT单元的个体底部电极22的四个CMUT单元10的阵列。电介质16支持跨每个单元的腔18的顶部电极和膜,这允许膜和顶部电极响应于施加的DC偏置电压 V_B 和接收到的超声能量而移动。DC偏置电压 $H^+(V_B)$ 被施加到公共电极20以将顶部电极偏置为与腔18的底板具有期望的接近度。使膜与腔底板接近(进入预塌陷状态或塌陷状态中)所需的DC偏置电压的确切值可以取决于CMUT的单元确切设计和尺寸。具有大约70微米的平均直径的CMUT单元可以需要施加150V左右的DC偏置电压,以便使单元膜与单元底板接近。因此,可以操作CMUT阵列的电压的范围能够是高于50V或甚至高于100-150V的相对高的DC偏置电压的范围。透镜68或其他绝缘覆盖物保护患者免于与DC偏置的高电压的直接接触。根据本发明的优选实施方式,CMUT单元被制造在用于CMUT单元的控制集成电路72的ASIC的基板70上。CMUT单元的底部电极22通过通孔74被电连接到ASIC的电路,所述通孔74通过基板70的顶表面。备选地,CMUT能够被形成在其自身的基板12上并且通过本领域技术人员已知的多种技术中的任一种(例如,倒装芯片连接、导电粘合剂或者通过硅通孔)被连接到分离的ASIC。CMUT探头的ASIC电路通过线缆80被连接到超声系统150,所述线缆80具有被耦合到ASIC电路的一个端部以及通过探头连接器被耦合到超声系统150的另一端部。超声系统通过模拟控制线或数字控制线82(其将控制信号发射到阵列)在线缆中控制ASIC的换能器(探头)电子器件,并且通过模拟信号线或数字信号线84(其从阵列发射超声信号)接收超声信号。线缆80的屏蔽86被耦合到ASIC,使得ASIC的参考电势是与超声系统的电势相同的接地参考。

[0019] 图3图示了本发明解决的问题,所述问题是已经在绝缘透镜材料68中形成了裂缝30,所述裂缝30从透镜的患者接触的上表面延伸到下方的CMUT以及被偏置到从DC偏置电压

电源140供应的高电压H+的CMUT的顶部电极20,所述高电压H+通常为100伏特左右。这意味着患者暴露于通过与探头共同使用的声学耦合剂的高电压并且暴露于高电压电击的危险。

[0020] 图4图示了相同的CMUT探头100' 和超声系统150的配置,但是具有根据本发明的用于提高的患者安全性的施加的偏置电压 V_B 。代替施加从偏置电源到CMUT单元的顶部膜电极的高电压偏置 V_B ,并不引起电击危险或接地的低电压被耦合到顶部膜电极,如附图所示。偏置电势的高电压侧然后被施加在CMUT单元的底部电极处,如由连接到ASIC电路72(探头电子器件)的H+电源140所示。然而,这产生了一个问题:即,低电压ASIC电路72现在必须参考H+电源的高电势操作。此外,来自超声系统的控制信号线在属于相对低的电压的范围(亦即,超声系统操作的电压范围)的低电压处进行操作,并且因此不能被直接连接到ASIC电路,其现在在高电压电势处浮动。根据本发明的另外的方面,控制信号通过电平移位器被耦合在超声系统150与ASIC电路之间,所述电平移位器在控制信号线中提供DC隔离并且将信号基线移位到电学浮动ASIC电路的信号基线。一个或多个电平移位器90用于使经移位的信号通过电子控制线82进行耦合,并且还用于通过信号线84耦合模拟信号,例如,接收到的超声信号。这些电平移位器能够适于将控制信号的基线从相对低的电压或参考电压移位到相对高的DC偏置电压的范围,其被耦合到CMUT单元的底部电极。另外,这些电平移位器能够适于将由探头电路72(ASIC)提供的超声信号的基线从高电压电势移位到相对低的电压电势(其能够为超声系统的参考电势)的范围。因此,通过以下方式来施加高DC偏置电压:仅能够在绝缘透镜故障的情况下将患者暴露于有害电势,ASIC电子器件72通过相对于偏置电压的高电势使其电浮动来进行操作,并且不存在通过探头线缆80到ASIC电子器件的控制的DC耦合,这替代地被电平移位到ASIC电路上的参考高电压。另外,被发射到超声系统的超声信号的基线被移位到相对低的电压的范围,系统被布置为在所述相对低的电压的范围内进行操作。因此,电平移位器提供超声系统电子器件从探头的高DC电压的另外的去耦合。电平移位器与浮动探头电子器件的组合不仅提供了提高的患者安全性,而且还提供简化的电学布置。相对高的DC偏置电压的范围具有被定位在其中间处的相对高的DC偏置电压,并且扩展为关于所述相对高的DC偏置电压的增大的电压值和减小的电压值。例如,该范围能够为相对低的DC偏置电压(或参考电压)与相对高的DC偏置电压之间的总电压差的25%、20%,优选为5%。所述相对低的电压的范围能够大约为5V至20V;或者0V至10V;而相对高的DC偏置电压的范围能够为50至70V;或者100V至160V。(一个或多个)电平移位器90能够被定位在连接器壳体中的探头线缆的连接端部处,被定位在探头的手柄中,或者被集成到CMUT阵列后面的电子器件中,如作为ASIC电子器件。

[0021] 图5a-5d图示了适合用于图4中的电平移位器对数字信号的电平进行移位的若干电平移位器配置。图5a示出了来自1.8v数字电路的被施加到缓冲器放大器200的输入部的脉冲,其被参考在针对接地的超声系统的0v与1.8v电源之间。由电容器204将缓冲器放大器的输出信号电容性耦合到第二缓冲器放大器202的输入部,其被参考在100v与101.8v之间。缓冲器放大器202的输出信号与原始的输入信号相同,但是现在针对1.8v的信号幅度被参考到100v(该范例中为H+偏置电源的电压),其现在处于101.8v处。该电路使用电容器204来完成电平移位。

[0022] 图5b图示了使用变压器206的另一电平移位器配置。变压器的初级绕组由缓冲器放大器200驱动,并且次级信号被增加到100v参考电平。结果,缓冲器放大器202将再次产生

初始的1.8v的数字脉冲,但是现在在101.8v与100v参考电平之间变化。

[0023] 图5c图示了光学电平移位器配置,该配置使用一对光电二极管208。光电二极管208a由缓冲器放大器200驱动以发出光的脉冲,所述脉冲被光电二极管208b接收到。接收光电二极管208b的信号通过被参考在100v与101.8v之间的缓冲器放大器202的操作被参考到100v,其再次为被参考到100v的输出信号的幅度变化。

[0024] 图5d图示了另一电平移位器配置,这次使用晶体管210并且利用在晶体管的基极(使用双极结晶体管)或者栅极(使用FET)处的高输入阻抗。所图示的晶体管由缓冲器放大器200驱动,其输出集电极(或在FET情况下为漏极)电极被耦合到用于缓冲器放大器202的101.8v电源。缓冲器放大器202再次产生被参考到100v的1.8v输出信号(100v→101.8v)。

[0025] 图6a、图6b和图6c图示了图5的电平移位器配置中的若干配置,这次用于对模拟信号进行电平移位。在这些范例中,输入信号是变化大约0.9v参考电平的模拟信号。作为使用电容器204(图6a)、变压器206(图6b)或晶体管210(图6c)进行电平移位的结果,输出缓冲器放大器202产生与输入信号相同的1.8v峰值到峰值模拟信号,但是现在以100.9v为基线,在每个范例中,在100v至101.8v的最大偏移之间变化。

[0026] 图7以框图形式图示了适合用于与本发明的CMUT阵列探头一起使用的超声诊断成像系统150。CMUT阵列100与微波束形成器ASIC 112一起被定位在导管的尖端或者超声探头100'的远端上。微波束形成器ASIC 112可以包括用于CMUT单元的控制集成电路72。CMUT阵列100能够是MUT换能器元件的一维阵列或二维阵列,其能够在2D平面中或在三维中进行扫描以用于3D成像。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“片块”接收到的信号进行至少部分的波束形成,如在美国专利5997479(Savord等人)、6013032(Savord)和6623432(Powers等人)中所描述的。微波束形成器被耦合到发射/接收(T/R)开关116,所述T/R开关在发射与接收之间切换,并且在不使用微波束形成器且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作时保护主系统波束形成器免于高能发射信号。在微波束形成器ASIC 112的控制下超声波束从CMUT换能器阵列100的发射是由被耦合到T/R开关和主系统波束形成器120的换能器控制器118来指导的,所述换能器控制器118接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由换能器控制器控制的功能中之一是操控波束的方向。可以从(正交于)换能器阵列的正前方或以针对更宽视场的不同角度操控波束。换能器控制器118还控制电路104,所述电路104用于从DC偏置电源140施加到CMUT单元的DC偏置,所述DC偏置将如上所述的单元膜14偏置到部分或完全塌陷状态,以用于在期望的操作模式中操作CMUT。

[0027] 在接收时由微波束形成器112产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器120,其中,将来自换能器元件的个体片块的部分波束形成的信号组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器120可以具有128个通道,其中的每个通道接收来自数十个或数百个CMUT换能器单元的片块的部分波束形成的信号。以这种方式,由CMUT换能器阵列的数千个换能器元件接收到的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。在基本实施方式中,从CMUT单元的行接收到的声学信号被处理成来自单元的行前面的图像平面的波束以形成被扫描的2D图像。

[0028] 波束形成的信号被耦合到信号处理器122。信号处理器122能够以各种方式处理接收到的回波信号,所述各种方式例如为带通滤波、抽选、I和Q分量分离以及谐波信号分离,所述谐波信号分离用于分离线性信号与非线性信号,以便使得能够识别从组织和微泡返回

的非线性回波信号。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号混合和噪声消除。信号处理器中的带通滤波器能够是追踪滤波器,当从增大的深度接收到回波信号时所述带通滤波器的通带从较高的频率带滑动到较低的频率带,从而拒绝来自较大深度的较高频率处的噪声,在所述较高频率中,这些频率缺乏解剖信息。

[0029] 经处理的信号被耦合到B模式处理器126和多普勒处理器128。B模式处理器126将幅度检测用于诸如身体中的器官和血管的组织的身体的结构的成像。可以以谐波模式或基频模式或两者的组合来形成身体的结构的B模式图像,如在美国专利6283919 (Roundhill等人) 和美国专利6458083 (Jago等人) 中所描述的。多普勒处理器128处理与组织移动和血流在时间上不同的信号以在图像场中检测诸如血细胞的流动的物质运动。多普勒处理器通常包括壁滤波器,可以利用参数将所述壁滤波器设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,能够将所述壁滤波器设置为具有这样的通带特性:其通过来自较高速度材料的相对低的幅度的信号而拒绝来自较低速度材料或零速度材料的相对强的信号。这种通带特性将通过来自流动的血液的信号而拒绝来自附近的静止的或缓慢移动的目标的信号,例如,来自心壁的信号。反转特性将通过来自心脏的运动的组织的信号而拒绝血流信号以用于对组织运动进行所谓的组织多普勒成像、检测和描绘。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同点的时间离散回波信号的序列、来自特定点的回波的序列(其被称为系综(ensemble))。在相对较短的间隔内快速连续地接收到的回波的系综能够用于估计流动的血液的多普勒频移,其中,多普勒频率与速度的对应性指示血流速度。在较长时间段内接收到的回波的系综用于估计较慢流动的血液或缓慢移动是组织的速度。

[0030] 将由B模式和多普勒处理器产生的结构信号和运动信号耦合到扫描转换器132和多平面重新格式化器144。扫描转换器将回波信号布置在这样的空间关系中:根据所述空间关系,回波信号被接收到期望的图像格式中。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器能够将与图像场中的点处的运动相对应的颜色与B模式结构图像进行叠加以产生描绘图像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像,所述图像场中的点处的运动与它们的多普勒估计的速度相对应。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像,如在美国专利6443896 (Detmer) 中所描述的。体积绘制器142将3D数据集的回波信号转换成如从给定的参考点观察的投影的3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等人) 中所描述的。将2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器142耦合到图像处理器130以供进一步增强、缓冲和临时存储,从而用于显示在图像显示器40上。除了用于成像以外,由多普勒处理器128产生的血流速度值被耦合到流动量化处理器134。流动量化处理器产生对不同流动状况的量度,例如,血流的体积率。流动量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,例如,要在其中做出测量的图像的解剖结构中的点。来自流动量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器136以用于利用显示器40上的图像来重现测量值。图形处理器136还能够生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加能够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,所述输入例如为键入的患者姓名。用户接口还被耦合到换能器控制器118以控制从换能器阵列100生成超声信号,并且因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口还被耦合到多平面重新格式化器144以用于选择和控制对多幅多平面重新格式化

(MPR) 图像的显示,其可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

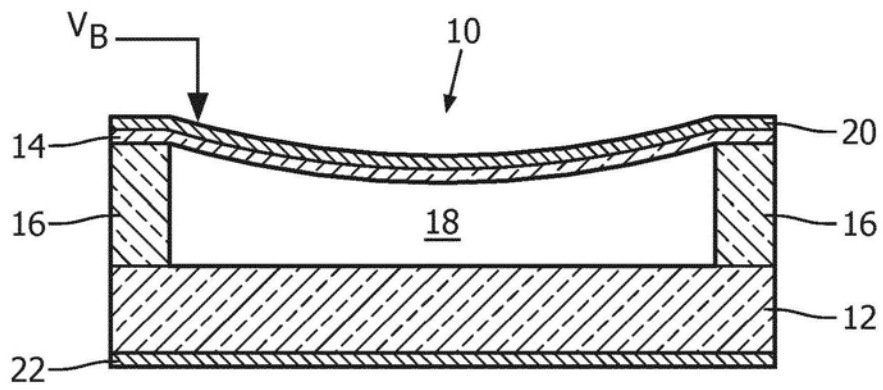


图1

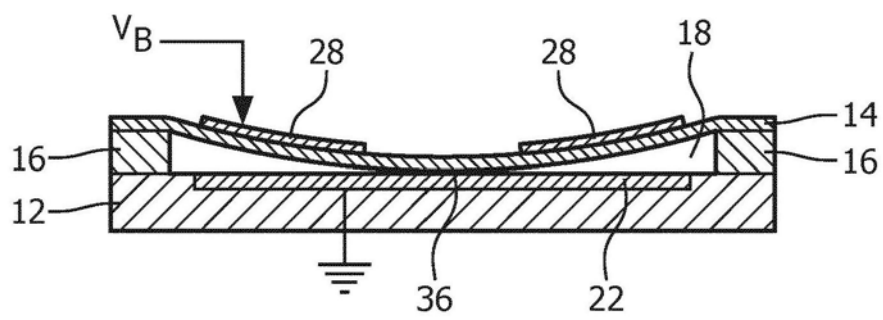


图2

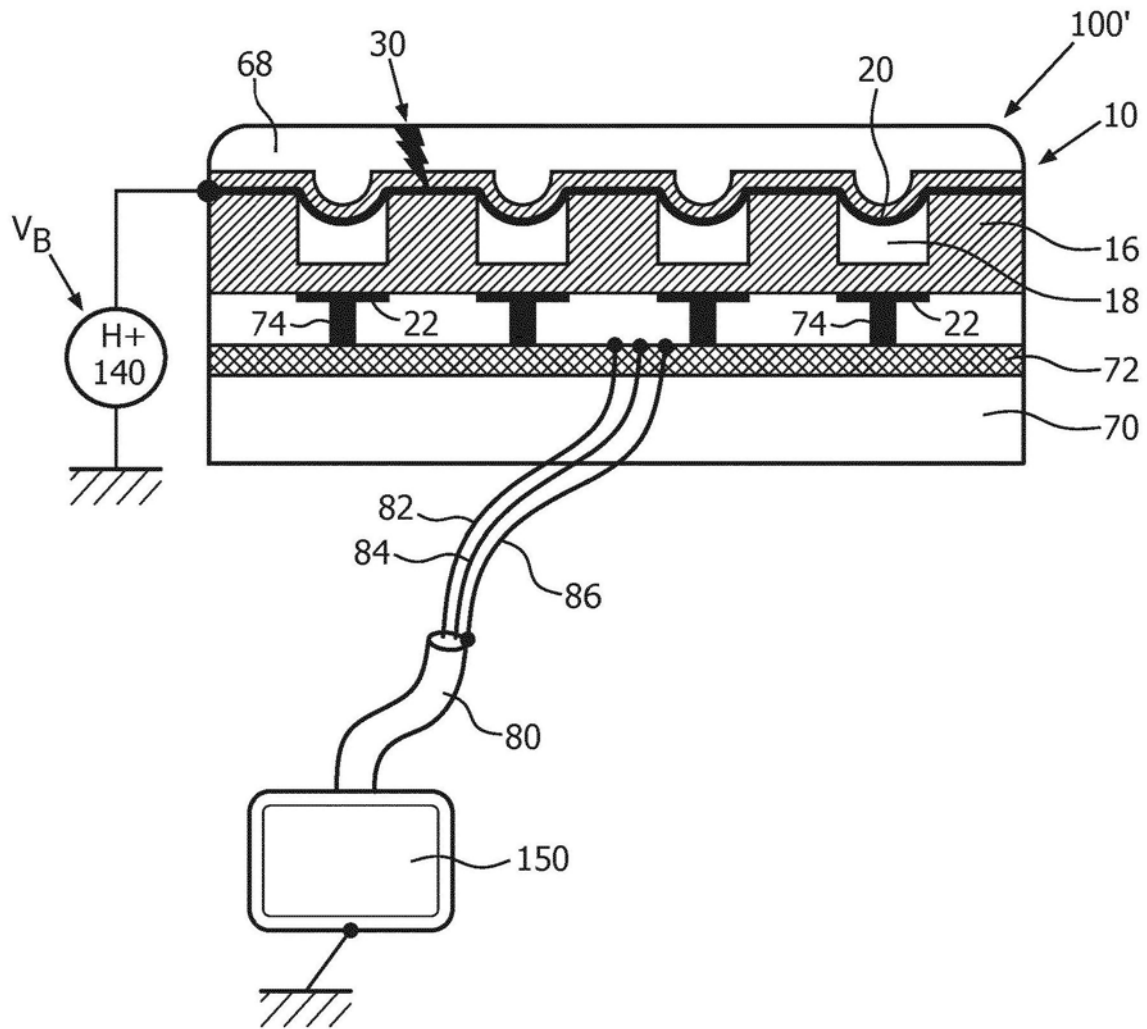


图3

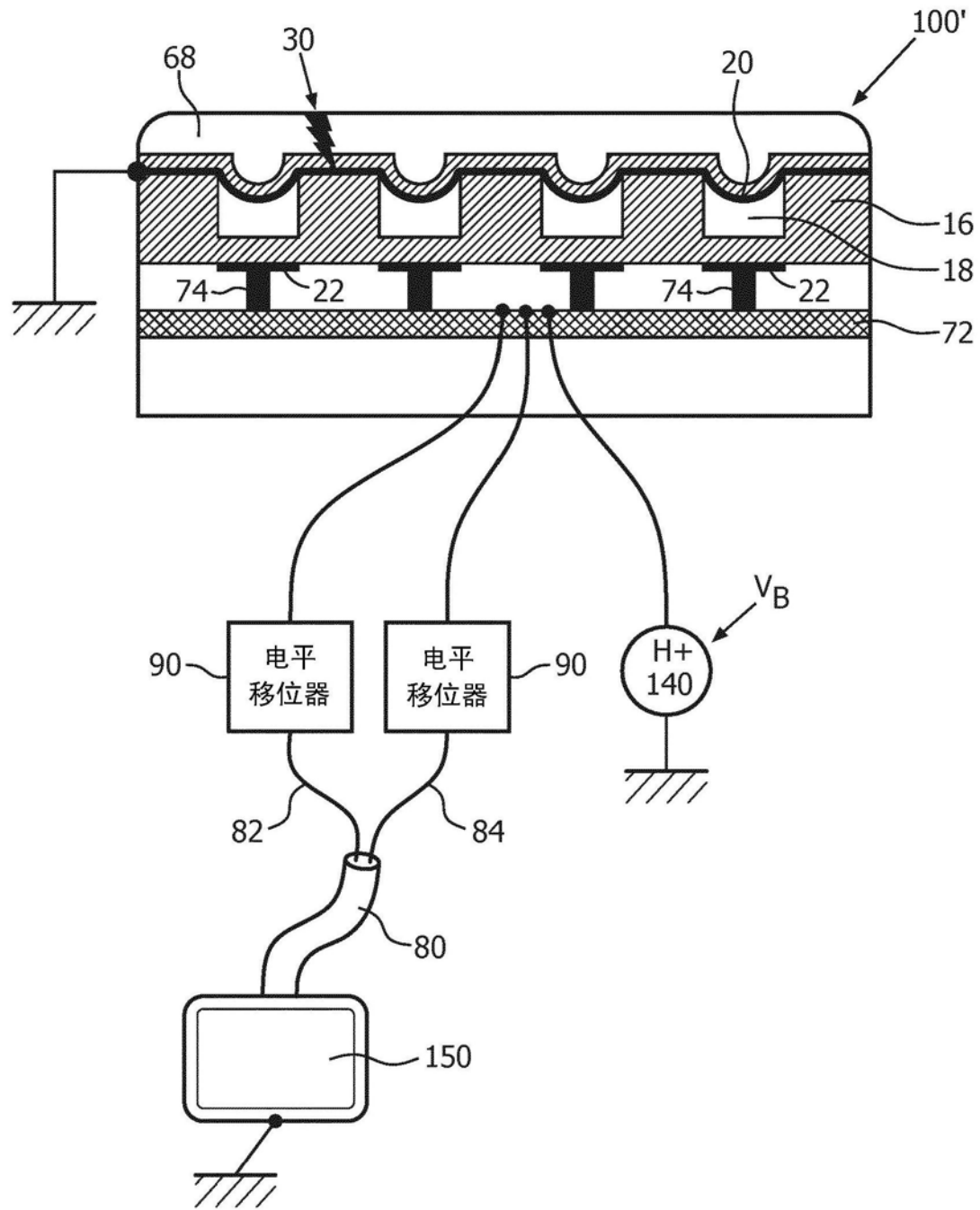


图4

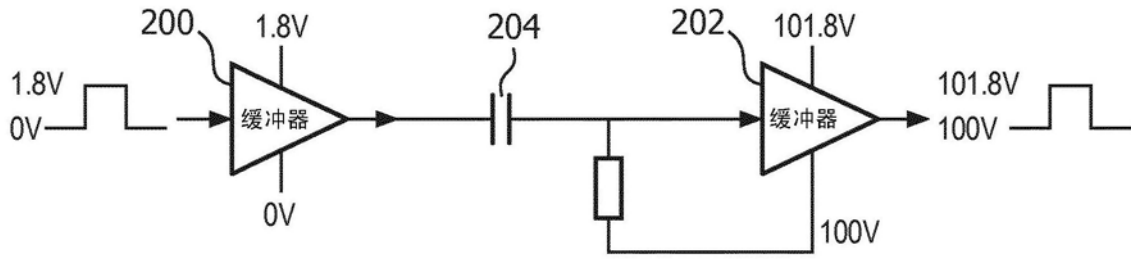


图5a

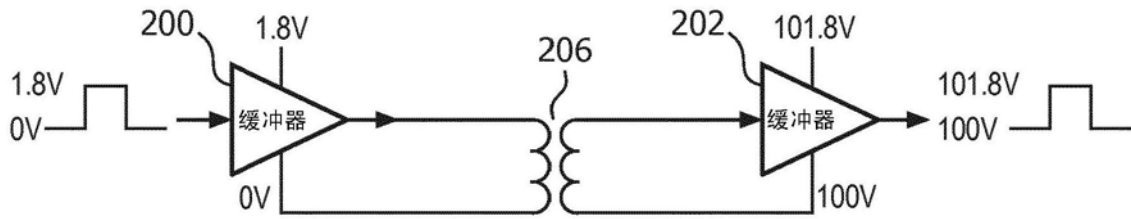


图5b

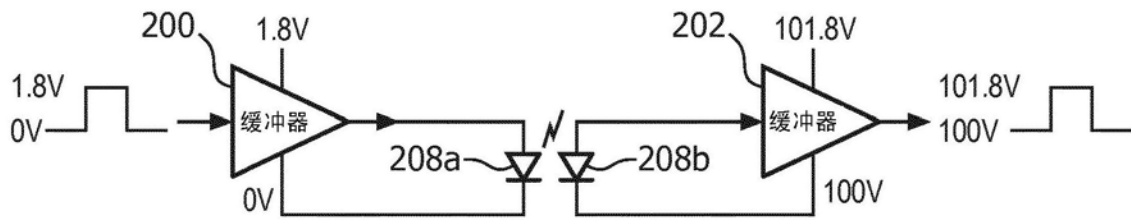


图5c

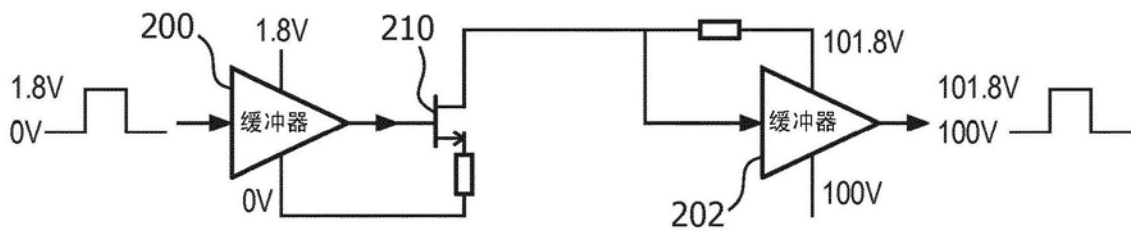


图5d

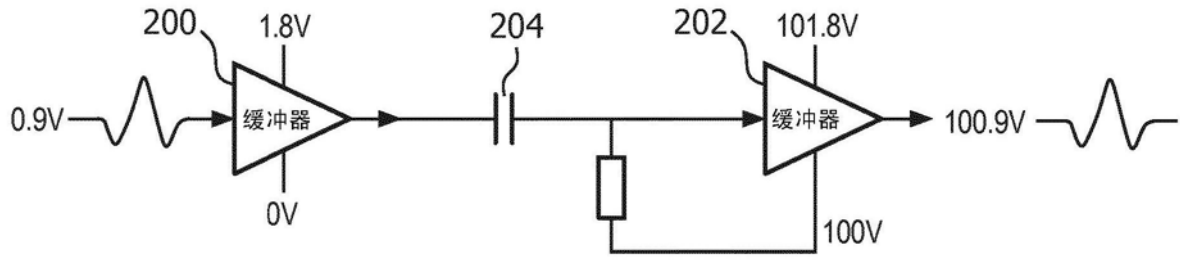


图6a

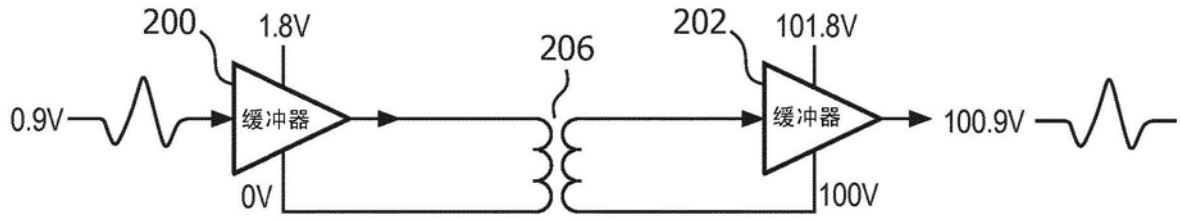


图6b

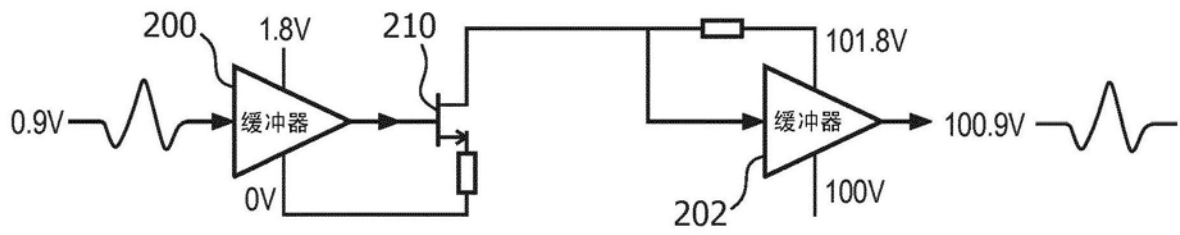


图6c

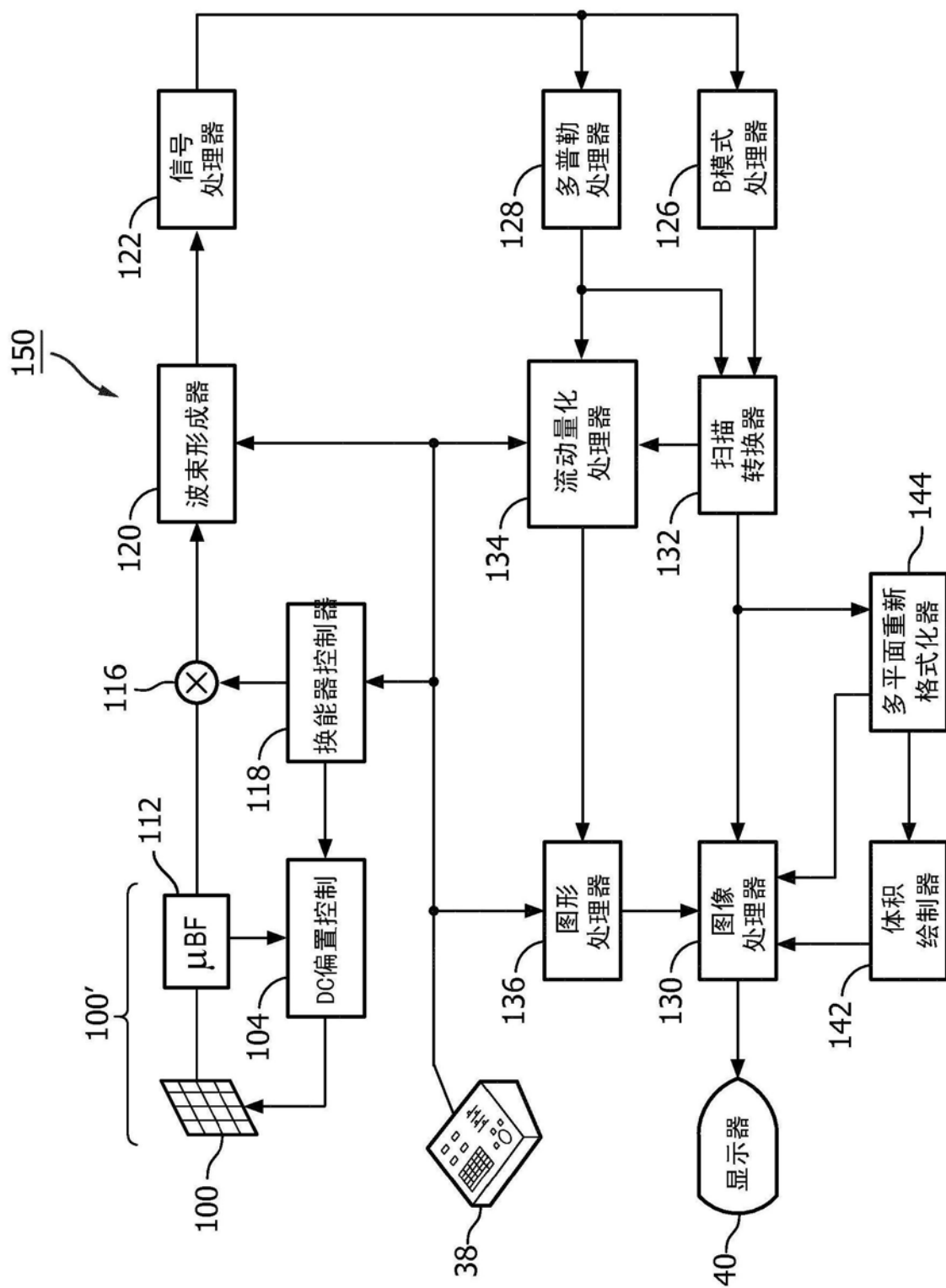


图7