



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106714903 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201580048975.4

(22)申请日 2015.09.02

(30)优先权数据

14184338.3 2014.09.11 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/070013 2015.09.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/037912 EN 2016.03.17

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·F·乌祖诺夫 N·F·茹瓦

C·M·范黑施

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61N 1/372(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

G10K 11/18(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

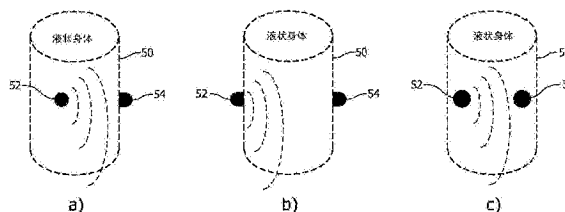
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

### (54)发明名称

宽带过身体超声通信系统

### (57)摘要

一种以超声方式将数据传送通过身体的宽带过身体通信系统。诸如CMUT换能器的MEMS设备被配置为在工作频率的宽带内发射和/或接收超声数据信号。所述换能器发射所述超声数据信号穿过所述身体到以类似方式配置的超声接收器，和/或接收已从以类似方式配置的超声发射器被传达穿过所述身体的超声数据信号以供解码和处理。在优选的实现方式中，CMUT换能器以塌陷模式操作。



1. 一种超声过身体通信设备,包括:  
发射器,其适于提供数据以发射到接收器;  
数据编码器,其对由所述发射器提供的数据进行响应并使得能够无DC数据编码为编码的数据信号;  
换能器驱动器,其被耦合为接收来自所述数据编码器的编码的数据信号并且适于提供在超声频率处的放大的驱动信号,其中,所述放大的驱动信号包括所述编码的数据信号;  
以及  
CMUT换能器,其适于在所述超声频率运行并且对所述驱动信号进行响应,并且所述CMUT换能器被声学耦合到水状身体以将包括所述编码的数据信号的超声数据信号发射穿过所述身体以供接收器接收,其中,所述超声频率属于在100kHz直到约40MHz之间的频带。
2. 如权利要求1所述的超声过身体通信设备,还包括:  
偏置电路,其被耦合以向所述CMUT换能器提供偏置电压。
3. 如权利要求2所述的超声过身体通信设备,其中,所提供的偏置电压使得所述CMUT换能器能够以塌陷模式运行。
4. 如权利要求1所述的超声过身体通信设备,还包括:  
阻抗匹配电路,其被耦合在所述换能器驱动器与所述CMUT换能器之间。
5. 如权利要求1至3所述的超声过身体通信设备,其中,所述CMUT换能器展示具有大于100%的带宽的超声数据信号发射。
6. 如权利要求1至3所述的超声过身体通信设备,具有至少Mb/秒的数据传送速率。
7. 如权利要求1所述的超声过身体通信设备,其中,所述超声频率属于在4MHz直到8MHz之间的频带。
8. 一种超声过身体通信设备,包括:  
CMUT换能器,其被声学耦合到水状身体,所述CMUT换能器适于接收已行进通过所述身体的来自发射器的包括编码的数据信号的超声数据信号,其中,所述超声数据信号是以在100kHz直到约40MHz之间的频带被发射的;  
放大器,其被耦合到所述CMUT换能器并且适于放大接收到的超声数据信号;  
接收器,其被耦合为接收放大的超声数据信号,所述接收器适于从所述接收到的超声数据信号中提取所述编码的数据信号;以及  
解码器,其适于使用无DC数据编码来从所述编码的数据信号解码信息数据信号。
9. 如权利要求8所述的超声过身体通信设备,还包括偏置电路,所述偏置电路被耦合以向所述CMUT换能器提供偏置电压,其中,所提供的偏置电压使得所述CMUT换能器能够以塌陷模式运行。
10. 如权利要求9所述的超声过身体通信设备,其中,所述接收器还被配置为执行数据关联。
11. 如权利要求8所述的超声过身体通信设备,还包括:  
阻抗匹配电路,其被耦合在所述CMUT换能器与所述放大器之间。
12. 如权利要求8所述的超声过身体通信设备,其中,所述接收器还包括:  
唤醒电路,其对接收到的期望频率的超声信号进行响应,所述唤醒电路引起所述接收器变得完全启动以处理接收到的超声数据信号。

13. 一种超声过身体通信收发器,包括:

CMUT换能器,其被声学耦合到水状身体,所述CMUT换能器将超声数据信号发射穿过所述身体并且接收已行进通过所述身体的来自发射器的超声数据信号,其中,所述超声数据信号是以在100kHz直到约40MHz之间的频带被发射的;

发射器,其提供数据以发射到接收器;

数据编码器,其对由所述发射器提供的数据进行响应并且使得能够无DC数据编码为编码的数据信号;

换能器驱动器,其被耦合为接收来自所述数据编码器的编码的数据并且适于将在超声频率处的放大的驱动信号提供到所述CMUT换能器;

放大器,其被耦合到所述CMUT换能器,所述放大器对接收到的超声数据信号进行放大;

接收器,其被耦合为接收放大的超声数据信号,所述接收器适于从所述接收到的超声数据信号中提取所述编码的数据信号;以及

解码器,其适于使用所述无DC数据编码来从所述编码的数据信号解码信息数据信号。

14. 如权利要求13所述的超声过身体通信收发器,还包括偏置电路,所述偏置电路被耦合以向所述CMUT换能器提供偏置电压,其中,所提供的偏置电压使得所述CMUT换能器能够以塌陷模式运行。

15. 如权利要求14所述的超声过身体通信收发器,其中,所述CMUT换能器是超声成像系统的换能器,所述超声成像系统提供超声成像数据,并且所述超声数据信号包括超声成像数据。

## 宽带过身体超声通信系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用液状介质作为通信介质的通信系统,尤其涉及小型化宽频带过身体超声通信系统。

### 背景技术

[0002] 经常期望与定位于人体内部的设备通信。例如,可能期望从诸如起搏器或植入式心脏除颤器的植入式设备接收信息。医师可能想要知晓设备的状态,例如电池充电或脉冲递送信息。也可能期望将信息从身体外部发送到植入式设备,例如用于对设备进行重新编程或改变设备的设置。也可能期望在导管被定位于患者的血管系统中时(例如在通过导管放置支架期间)与导管进行通信。例如,可能需要在程序期间将图像或测量结果提供给主治医师。也可能期望在活检或消融程序期间接收来自针的端部的信息。要被传达给医师的信息可以包括关于针放置或周围材料的状态有关的数据。在消融程序中,对温度和组织密度信息的接收对于确定程序的进展而言是重要的。尽管该信息有时可能通过导管中的导丝、活检针或消融设备来传达,但导管、针或消融设备的小尺寸常常仅为通信线路提供有限的空间,尤其是在还需要为设备自身的功能布线时。在这样的情形中,无线通信将消除对穿过设备的通信导体的需要。但诸如r.f.通信的常用无线技术通常受限于通信必须发生于其中的环境。电传输或电磁传输可能被身体高度衰减,并且可能遭遇来自其他医疗设备(例如磁共振系统和起搏器)的干扰,这些其他医疗设备会创建过身体r.f.通信的噪声环境。此外,r.f.通信和电磁通信在穿过组织操作时可能是带限的(band limited)。根据WO 2008/011570已知一种使用kHz频率范围的超声换能器用于无线通信的可植入设备。这样的设备的数据传送速率是受限的。因此期望的是提供一种能够从身体内有效操作并且是非带限的无线过身体通信系统。

### 发明内容

[0003] 根据本发明的原理,描述了一种宽带过身体通信系统,其以超声的方式过身体传送数据。在有用频率带内的超声能够穿透诸如组织的液状介质,而没有过身体的r.f.通信和电磁通信遇到的限制和约束。用于该通信的优选的超声换能器为MEMS或电容式微电子超声换能器(CMUT),其能够在制造和实施期间被控制以展示宽带宽(例如大于80%)的工作频率。最优选地,CMUT设备以塌陷模式运行,其中,其灵敏度和工作带通过针对设备选择合适的偏置电压来设定。对于发射,通过带有放大器/驱动器以及任选的数据编码器的微电子发射电路来操作微电子CMUT设备。对于接收,微电子电路被耦合到CMUT以提供对接收到的信号的放大及任选的解码。优选地,与微电子通信电路在相同的模具上制造一个或多个CMUT设备。组件能够是专用的发射器或接收器或收发器。在构建的实施例中,这样的组件已经通信高达80cm通过(例如人体组织提供的)液状介质。

[0004] 本发明提供CMUT换能器性能(例如宽带宽和不同的工作频率)与微电子电路编码功能的独特组合。根据本发明的宽带过身体通信系统的数据传送速率可以高达Mb/秒。

## 附图说明

[0005] 在附图中：

[0006] 图1图示本发明的超声通信系统能够穿过诸如人体的液状身体进行通信的几种方式。

[0007] 图2图示根据本发明的原理构建的过身体超声发射系统。

[0008] 图3图示根据本发明的原理构建的过身体超声接收系统。

[0009] 图4为典型的CMUT换能器单元的横截面视图。

[0010] 图5为对典型的CMUT单元的电气连接的示意性图示，包括施加的偏压。

[0011] 图6为对根据本发明的原理针对塌陷模式操作构建的CMUT单元的横截面视图。

[0012] 图7图示在被偏置成塌陷状态时图6的CMUT单元。

[0013] 图8图示了在单元膜通过装配在单元顶上的透镜被保持在塌陷状态时图6的CMUT单元。

[0014] 图9图示了本发明的超声CMUT通信系统的典型宽带响应特性。

[0015] 图10为适合在本发明的超声CMUT通信系统中使用的微电子收发器的方框图。

## 具体实施方式

[0016] 随着可植入医疗设备的数量和功能越来越多，对可靠的高通量且安全的过身体通信系统的需要是显然的。有几种能够满足该需要的技术选择，例如r.f.磁通信或超声通信。这些方法的适用性是通过针对各自类型信号的通信信道(人体)的性质、所需要的实现尺寸以及可达到的功率/性能比来判断的。另外，针对每种信号类型，存在针对能够在身体里使用的信号幅度和占空比的安全性限制。给定这些考虑，超声通信针对小的形状因子和能量消耗提供最优的信号传播。

[0017] 超声通信在性质上是机械的。驱动声学换能器(被称作CMUT)的电信号引起膜的机械移动，该机械移动继而将压力波传播穿过周围介质。传播性质取决于声波在压力、频率方面的性质并且取决于传播介质的性质。在过身体传播的情况中，不同的组织以不同的方式传播、反射和吸收超声波。需要下文描述的有效传输原则以确保恰当的接收。超声换能器能够生成并接收调制的超声数据信号。超声换能器通常具有某个共振频率，该共振频率取决于它们的物理尺寸和实现方式。合乎期望的CMUT实现方式能够利用4至8MHz的中心频率、大于80%或100%的带宽(有效工作频率范围与中心频率的比率)发射。这与常规的压电换能器不同，压电换能器具有10%至50%的典型带宽。利用CMUT换能器可达到的宽带宽允许发射宽带数字信号。

[0018] 身体的超声传输特性位于约100kHz直到约40kHz的频率范围内。利用较低超声频率(例如100kHz以下)的通信将遭受(因超声波衍射造成的)差的空间分辨率以及增大的CMUT换能器的尺寸。在较高频率，信号的衰减增大，并且因此利用低功率设备能够达到的最大通信距离减小。在本文描述的超声过身体通信中，信号经由被放置在身体内或与身体的表面良好声学接触的超声换能器来传输。如图1中所示，能够关于收发器相对于通信介质的物理位置定义几种应用模式。在图1a)中，在液状身体50内的超声过身体通信设备52正发射穿过该介质到在身体50之外并且与身体声学接触的另一超声过身体通信设备54。在图1b)

中,在液状身体50之外的超声过身体通信设备52与身体介质声学接触并且正发射穿过身体介质到在身体50之外并且与身体声学接触的另一超声过身体通信设备54。在图1c)中,在液状身体50之内的超声过身体通信设备52正发射穿过该介质到也在液状身体50之内的另一超声过身体通信设备54。图1中所示的超声过身体通信设备仅表示带有超声换能器作为天线的有源发射器/接收器/收发器。在实践中,通信设备能够为独立式的、电池供电的设备,或者能够被附接到将它们与外部设备连接起来的导管或其他仪器。大体上,利用本发明的设备,能够将数据从在身体之外的设备传送到身体之内的设备,从身体之内传送到身体之外,或穿过身体从在身体之外的设备和/或从身体之内的设备之间彼此传送。数据通信不限于从单个换能器向单个接收器发送,而是还能够从多个换能器发送数据并且能够由多个接收器接收数据。数据的类型取决于具体应用。在大多数实现方式中,数据涉及数字信息。

[0019] 图2和图3图示了描述基于CMUT的超声通信信道的主要部件的方框图,图2中图示了发射信道并且图3中图示了接收信道。信道的优选工作频率范围在100kHz与40MHz之间。以下图10图示组合在收发器配置中的这些概念。如图2中所示,由发射器62生成的数据首先被数据编码器64编码,数据编码器64实现无DC编码。曼彻斯特编码是优选的,以解决针对发射的CMUT的电容性质,但也可以使用另一种类型的无DC编码。在非无DC编码方案中,编码信号的DC值取决于正被发射的数据。因此,无DC编码解决了CMUT换能器的电容性质,这是因为任意额外的DC信号都可以增加到被施加到CMUT的偏压,并且造成其工作频率上不想要的改变。在该实现方式中,编码的信号不能被直接应用到CMUT设备60。由于CMUT 60要求大的电压激励,以生成足够大的声学信号,因此编码信号必须首先被放大。在构建的实施例中,由发射器62生成的200mV(峰峰值)信号被50dB r.f.放大器(驱动器)放大。此外,还必须施加偏压以在优选的塌陷模式中运行CMUT设备。也可以在CMUT设备不在塌陷模式(即在未塌陷或挂起模式)运行时执行通信。然而,未塌陷模式中的共振频率一般比塌陷模式中的低,并且生成的低的声学功率可能阻碍通信链路跨穿过身体的期望距离上的有效运行。在所构建的实施例中,向CMUT设备提供为约100V的偏压以将其偏置为在塌陷模式运行。实施偏压T电路以同时提供偏压和从换能器驱动器向CMUT设备60的交流驱动电压。最终,必须恰当选择阻抗匹配的、偏压和驱动器/放大器方框66的输出阻抗,以实现CMUT 60的期望运行。

[0020] 在图3中所示的接收侧,CMUT设备60将所接收到的声学信号变换成电信号。将阻抗匹配电路和偏压72施加到接收CMUT设备60,类似于发射侧。在所构建的实施例中,偏压T电路向CMUT设备施加为约100V的偏压,以将其灵敏度设置到期望的频率范围。由CMUT设备60拾取的超声波因此被变换为电信号。由于该信号小,通常为几十mV的峰-峰,因此在该信号被解码之前低噪声放大器(LNA)74首先对其进行放大。阻抗匹配是通过选择具有适当大的输入阻抗来完成的。然后将经放大的信号提供到接收器70,其在该实施例中由以下元件组成。时钟恢复电路78和数据关联电路80被耦合以接收所接收到的通信信号并对时序生成器76进行响应。在以下图10中描述该电路的详细操作方式。然后将数据关联电路的输出提供到解码器82,并且然后将接收到的数据传递到诸如处理器(未示出)的利用设备。

[0021] 参考图4,以横截面示出了典型的未塌陷CMUT换能器单元10。CMUT换能器单元10连同多个相似的相邻单元一起被制造在诸如硅的基底12上。可以由氮化硅制成的隔膜或膜14被绝缘支撑体16支撑在基底之上,绝缘支撑体16可以由氧化硅或氮化硅制成。在膜与基底之间的腔体18可以为空气或气体填充的或为完全或部分排空的。诸如金的导电膜或层20形

成隔膜上的电极,并且类似的膜或层22形成基底上的电极。被介电腔体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,能够探测到电容的变化,由此将声波转换成相应的电信号。相反,被施加到电极20、22的交流信号将调制该电容,引起膜移动并由此发射声学信号。

[0022] 图5为对图4的CMUT 10的运行的电气原理图。DC偏压VB被施加到偏压端子24并且通过对交流信号造成高阻抗Z的路径(例如电感阻抗)被耦合到膜电极20。交流信号从信号端26被电容耦合到膜电极以用从膜电极被耦合。膜14上的正电荷因其被吸引到基底12上的负电荷而引起膜扩张。已发现,CMUT在膜扩张为使得电容设备的两个带相反电荷的板尽可能靠近一起时最灵敏。两个板的紧密贴近将引起声学信号与电信号能量之间被CMUT的更大耦合。因此合乎期望的是,增大偏压VB直到膜14与基底12之间的介电间距32如在操作信号条件下能够维持地尽可能地小。在构建的实施例中,该间距一般在一微米或更小的量级。

[0023] 参考图6,描绘了适用于以塌陷模式运行的CMUT元件5的示意性横截面。CMUT元件5包括基底层12、电极22、膜层14、以及膜电极环28。在该范例中,电极22被圆形地配置并且被嵌入基底层12中。此外,膜层14被相对于基底层12的顶面固定,并且被配置/设计尺寸为限定在膜层14与基底层12之间的球形或圆柱形腔体18。单元及其腔体18可以限定备选的几何形状。例如,腔体18能够限定矩形和/或方形横截面、六边形横截面、椭圆形横截面,或不规则横截面。

[0024] 底电极22通常在其面向腔体的表面上与额外的层(未绘出)绝缘。优选的绝缘层为形成在基底电极之上并且在膜电极之下的氧氮氧(ONO)介电层。ONO介电层有利地减小了电极上的电荷积聚,电荷积聚会导致设备不稳定和漂移以及声学输出压力的减小。在Klootwijk等人于2008年9月16日递交的题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请no.08305553.3中详细讨论了ONO介电层在CMUT上的制造。ONO介电层的使用对塌陷模式CMUT是合乎期望的,塌陷模式的CMUT比未塌陷设备对电荷保持能力更敏感。所公开的部件可以由CMOS相容性材料制造,例如Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、氧化物(各种级别)、四乙基硅氧烷(TEOS)、多晶硅等等。例如,在CMOS加工中,可以通过化学气相沉积形成氧化物和氮化物层,并且通过溅射过程铺下金属化(电极)层。合适的CMOS过程为LPCVD和PECVD,后者具有小于400℃的相对低的工作温度。

[0025] 用于产生所公开的腔体18的示范性技术涉及在增加膜层14的顶面之前在膜层14的初始部分中限定腔体。可以在美国专利6328697 (Fraser) 中找到其他制造细节。在图6中描绘的示范性实施例中,圆柱形腔体18的直径大于圆形配置的电极板22的直径。电极环28可以具有与圆形配置的电极板22相同的外径,但是并不要求这样的适形。因此,在本发明的示范性实施例中,电极环28相对于膜层14的顶面固定,以与下面的电极板22对齐。

[0026] 图7示出在被偏置到塌陷前状态时图5的CMUT单元,其中,膜14与腔体18的底接触。这是通过向两个电极施加DC偏压来实现的,如由被施加到电极环28的电压VB和被施加到基底电极22的参考电位(地)所指示的。而电极环28也可以被形成为中心没有孔的连续的盘,图7图示了为什么这不是必须的。当膜14被偏置到如在该图中所示的其塌陷前状态时,膜的中心与腔体18的底接触。这样,膜14的中心在CMUT的运行期间不移动。而是相反,移动的是膜14的外周区域,该区域在腔体18的剩余开放空隙之上并且在盘或环电极之下。通过将膜电极28形成为环,当CMUT作为换能器运行时,设备的电容的上板的电荷被定位在CMUT的呈

现运动和电容变化的区域之上。因此,改善了CMUT设备的耦合系数。在塌陷模式,CMUT单元的共振频率随着偏置电路提供的偏压的增大而增大。

[0027] 可以通过施加需要的偏压——其通常在50-100伏特的范围内,将膜14带到其与腔体18的底(如在36处指示的)接触的塌陷前状态。随着电压增大,利用电容计监测CMUT的电容。电容的突然改变指示膜已塌陷到腔体的底。能够向下偏置膜,直到其刚刚触到腔体的底,如在36处指示的,或者能够将其进一步向下偏置到超越最小接触的增大的塌陷。塌陷运行模式的优点在于,能够随着偏压变化CMUT单元(换能器)的工作频率。

[0028] 图8图示用于将膜14偏置到塌陷前状态的另一种技术,该技术借助于保持件40。在膜14在电学上被偏置到如图7中所示的其塌陷前状态时,将保持件40放置或形成在膜之上,保持件40以物理方式将膜保持在其塌陷前状态。在针对执行成像的超声换能器的优选的实施例中,该结构形成换能器的透镜。换能器透镜一般满足三个要求。一个在于,透镜提供了容许耐受在换能器探头的使用期间产生的摩擦接触造成的磨损的结构。实际上,透镜提供物理覆盖,其保护下面的包括超声换能器的换能器阵列免受物理磨损。第二,透镜为非导电性的,并且由此提供在换能器的电学元件与患者之间的电绝缘。这是诸如本发明的设备的体内通信设备的重要特性。第三,透镜能够为探头提供聚焦性质。在图8的范例中,保持件40提供第四个益处,其为以物理方式将膜14保持在其塌陷前状态。

[0029] 针对保持件可以使用各种材料。针对CMUT的唯一要求在于材料具有足够的硬度以在移除偏压之后将膜保持在其塌陷状态。一种合适的材料为聚二甲基硅氧烷(PDMS或RTV橡胶)。在偏压VB将膜保持在其期望的塌陷状态的同时将RTV材料浇铸在CMUT上。在RTV聚合并且足够硬以物理地将膜保持在其塌陷前状态之后,能够移除偏压并且在设备被偏置用于运行之前不需要重新施加偏压。优选地,保持件被结合到CMUT阵列的每个膜周围的区域。可以适用于保持件40的其他材料包括聚氨酯橡胶、乙烯基塑料胶,以及热塑性弹性体。

[0030] 通过物理地将膜保持在其塌陷前状态,在设备的使用期间施加工作偏压之前不需要偏置来维持塌陷前条件。这意味着,CMUT能够在较低电压工作,这对诸如体内通信设备的小型设备而言是有利的。此外能够消除因制造中的可变性和材料特性造成的负面影响,例如批次间膜尺寸、硬度或腔体深度的变化。这些可变性可能意味着,需要或大或小的偏压来将CMUT带至其塌陷前状态。相应地调节偏压到期望的塌陷程度,并且然后保持件将膜保持在该状态。因此即使存在这些容差变化,也能够将每个CMUT阵列设置为具有相同的性能特性或定制其耦合。能够达到探头在诸如工作电压范围、声学阻抗、电容和耦合系数的特性方面更大的均匀性。

[0031] 图9为诸如在图7和图8中所示的塌陷模式CMUT换能器的典型宽带性能的绘图。针对施加的或接收到的脉冲92,典型的塌陷模式CMUT换能器将呈现如由曲线90所示的频率响应。如该曲线的3dB点图示的,针对在4至8MHz范围内的频率,塌陷模式CMUT换能器的带宽接近或超过100%,使其对宽带通信系统而言是理想的。

[0032] 图10图示了用于本发明的过身体超声通信系统的收发器系统。收发器的发射器子系统TX包括编码器或编码电路(C) 120,其根据选定的展宽代码并且根据对每个发射位(发射周期)拥有至少一个信号发射的要求,来对要在另一数字位流中发射的TX位的位流BS进行编码。然后经由数字缓冲器110将该位流耦合到身体,数字缓冲器110也可以将信号提升到随后的CMUT驱动器需要的水平。如果需要,数字缓冲器110也能够提供带宽限制。

[0033] 在接收器子系统中,输入放大器(例如,低噪声放大器(LNA))214被DC解耦到CMUT电极22、28。然后将CMUT(或多个CMUT)的放大信号馈送到被用于数据探测和同步的两个关联器电路。在所图示的范例中,两个关联器均通过利用各自数据或同步倍增器216、218中的进入信号来对数字模板的模拟倍增来实施(即,1-位模板“同步模板”作为用于同步的同步模式,并且1-位模板“数据模板”作为用于数据探测的参考信号)。当同步模板为“1”时,放大信号被同步倍增器218倍增“1”(即,正的固定倍增因数)。当同步模板为“0”,则放大信号被同步倍增器218倍增“-1”(即,负的固定倍增因数)。然后在各自的数据或同步积分器220、222中在接收周期(例如芯片周期)上积分倍增的结果,以实际上计算各自的数据或同步关联度。积分输出对应于期望的数据和同步信息。

[0034] 为了关闭在虚线框中示出的芯片级同步回路,在积分周期结束时由采样及脉冲幅度调制(PAM)电路(S/PAM)224对同步模板与进入信号之间的关联进行采样。关联器的积分的输出是对进入信号频率与局部模板之间的差异的度量。输出越小(即,关联性越好),同步误差越小。在误差低于灵敏度阈值之后,接收被认为是同步的并且第二次数据关联开始。现在能够在另外的倍增器246中根据探测到的数据(“芯片”)的极性来倍增经采样的PAM值“+1”或“-1”,以根据进入数据确保正确的极性。在同步序列期间,能够通过使用与由发射器子系统生成的同步序列相容的固定同步模式执行极性选择。另外的倍增器246因此充当极性控制元件,其根据探测到的数据(即,解码信号)的极性来控制第二关联器的输出值的极性。在回路滤波器234中对来自倍增器246的信号进行滤波并然后将其馈送到压控振荡器(VCO)236,压控振荡器236基于其输入来生成内时钟(int.时钟),该内时钟被用作针对由数字控制器238生成控制和模板信号的时间基准或时间参考。因此通过生成正比于采样信号的脉冲(PAM信号)并然后通过回路滤波器234对脉冲滤波,执行对同步信息的滤波。

[0035] 在数据探测分支中,在数据关联器处的关联是在芯片级执行的,并且能够通过使用比较器或阈值电路226首先被转换到数字位流(“芯片”)并被馈送到执行符号级同步并提供正确且同步化代码序列(“展宽代码”)的数字关联器232,用于由数字控制器238的模版生成。如果出于可靠性,元件也要求符号级的模拟关联,则能够由模拟累加器228在符号长度上进一步积分芯片级关联器的模拟输出,并且数字关联器232能够通过生成模拟关联器重设信号并将其供应到模拟累加器228来控制符号上的累加时间。然后通过使用比较器或阈值电路230将符号级关联转换到数字,以提供期望的位流RX位。如果可靠性不是问题,则能够省略模拟累加器并且数字关联器能够被用于符号级关联。

[0036] 作为额外的选项,来自模拟符号级关联器的输出位流RX位与由数字关联器生成的预期位流之间的比较,能够被用作对进入信号的品质度的度量,其能够被呈现为芯片误码率信号CER。

[0037] 图10的收发器还包括超低功率唤醒探测器,其能够感测空闲模式中的信道。这允许关掉消耗功率的主接收器方框。当在信道中探测到通信时,主接收器方块被接通以开始接收数据。环形探测器包括(低噪声)放大器输入级250继之以被设置到通信带的窄带通滤波器252、能量累加器25、以及比较器或阈值电路256。唤醒探测器,在探测接收到的信号时,利用被耦合到处理器(“控制”)的唤醒中断激活主接收器,处理器操作收发器并处理其产生的信息信号。

[0038] 值得注意的是,可以对该结构做出几种增加。作为范例,能够增加旋转式频率探测

器,其对芯片级模拟校正器(一个针对数据分支并且一个针对同步分支)的输出应用一位模数转换。所获得的二位信息能够被用于通过监测其随时间的演变,探测在接收侧与发射侧之间的频率差的迹象。该信息能够被用于增大同步系统的同步引入范围,并因此允许即使在没有准确时间基准(例如晶体振荡器等等)时的同步。

[0039] 本发明的过身体超声通信设备能够呈现以下优点:

[0040] 1) 由于宽带换能器(CMUT)与宽带收发器架构组合的使用,本发明的超声通信链路能够实现高数据通量。

[0041] 2) 能够使用小尺寸收发元件。当使用诸如CMUT的MEMS设备时,CMUT收发元件能够被集成在与微电子收发器电路相同的模具上。因此,能够达到几平方毫米的形状因子。

[0042] 3) 在软组织中弱的声散射实现了能够被用于数据通信的稳健的信号传播。如在水中,超声穿过身体的传播比r.f.或电磁波好得多。因此,本发明的通信链路能够以非常低的能量消耗和身体里低的能量引入,达到Mb/秒的数据传送速率。

[0043] 4) 本发明的超声过身体通信设备避免了与电气医疗系统(例如,磁共振成像、起搏器等等)的干扰,并且它们对声学噪声和干扰的高免疫提供了在存在同时使用的其他医疗设备(例如用于成像)时的稳健性。一般不需要在工作频率内或接近工作频率的干扰抑制。

[0044] 5) 本发明的实现方式提供了对噪声和干扰的高免疫,并且因此实现了具有非常低信号水平的通信。能够在特定方向上朝向接收器发射超声。如果超声过身体通信设备包括阵列中的几个CMUT换能器。孔径能够被涉及为产生具有特定宽度和角度的声束(类似于超声成像)。这能够被用于向(几个中)特定的收发发射数据。同样,接收器能够被调谐为监听特定的或多个发射器。另一选项为以多个角度发射/接收超声。这改善了通信链路的能量效率和稳健性。

[0045] 6) 与现有技术的设备相比,本发明的实现方式允许在两个或更多个过身体通信设备之间的通信,并且还允许在这样的设备的两个超声换能器之间的双向通信。

[0046] 7) 通过针对接收器的使用唤醒电路,能量消耗得以最小化。

[0047] 上文描述的所构建的实施例已证实过身体超声通信在至少30cm距离上是可能的。

[0048] 本发明的过身体通信设备可以被用于以下应用中,以及其他应用。

[0049] A. 起搏器

[0050] 超声收发器,如在图10中所示通常采用被连接到宽带通信收发器的CMUT设备,能够被实施在起搏器中。因此能够实现几种功能,例如在起搏器被植入患者之后配置起搏器。另一功能是使得起搏器能够提供关于其当前状态(例如,其内部电池和启动的脉搏率的状态)的信息。因此,提供了检查起搏器的正确运行的容易的方式。

[0051] 此外,如较早提及的,在被并入起搏器中的超声收发器与外部应用的身体上超声收发器之间的通信链路不受来自其他电子医疗系统(例如磁共振成像系统)的干扰影响。因此,也可以实现医院环境中稳健的通信链路。

[0052] 在起搏器中实施的超声通信设备能够被设计为使得其在低偏压运行。锂离子电池通常被用在诸如起搏器的植入物中。该类型的电池提供通常在1-5伏特范围内的供给电压。因此,集成在植入物中的CMUT设备必须能够在这样低的交流电压正确运行;亦即,其必须能够生成在合适频率带宽(即,收发器的频率带宽)内的足够的声学能量。如在国际专利公开WO2010097919A1中描述的,能够在设计CMUT设备时设置这些特性(频率带宽、偏压等等)。备

选地,能够利用增压器以电子方式实现偏压到几十伏特的局部增大。

[0053] 起搏器实施例由这样的超声过身体通信系统构成,该超声过身体通信系统包括:

[0054] 起搏器,其被植入身体里的;

[0055] 超声过身体通信设备,其被并入起搏器中,并且包括:

[0056] 超声换能器,其将被编码在超声波中的数据发射穿过身体或穿过身体接收;

[0057] 换能器驱动器和放大器,其被耦合到所述超声换能器;以及

[0058] 收发器,其被耦合到换能器驱动器、放大器和起搏器;

[0059] 其中,超声过身体通信设备将数据发射穿过起搏器周围的身体以及穿过起搏器周围的身体接收数据。

[0060] 在该实施例中,超声换能器还可以包括CMUT换能器。超声过身体通信系统还包括电池,所述电池提供在1-5伏特范围内的电压以为超声过身体通信设备供电。此外,数据还包括起搏器配置数据和电池状态数据中的一种。

[0061] B. 血管内导管

[0062] 本发明的设备的另一种用途在于腔内超声成像领域,尤其是血管内超声(IVUS),其中带有小型超声换能器阵列的导管被用于对血管的内壁进行成像。

[0063] 超声成像系统包括被耦合到实现超声波束成形功能的积分电路的超声换能器的阵列。IVUS导管通常被用于支架放置程序中。IVUS导管需要尽可能地薄,以能够到达窄的静脉并且越细的导管带来应用和程序的更宽的范围。

[0064] 在IVUS导管中,由超声换能器捕获的成像数据被穿过导管的电线以电子方式传输并到成像系统,在成像系统处,其被处理并被显示。换能器拥有的元件越多,超声图像能够越好。由于每个超声元件的数据都需要被处理并通过导管被发送,因此,在穿过导管的电线的量与在将数据发送通过导管之前导管尖端处数据的多路复用之间做出权衡。然而,导管中的多路复用因热生成和尺寸限制而受限。超声通信链路用于将成像数据发射到在身体之外的接收器的应用提供了用于在仍提供良好图像质量的同时限制导管中电线的量的有吸引力的方法。超声成像通常是在从1MHz直到40MHz的超声频率范围内执行的。因此,本发明允许通信系统在超声成像系统中的实现方式,使得阵列中被用于超声成像的相同CMUT元件也能够被用作数据通信换能器。在该实施例中,以时间交错的方式执行成像和通信。其他实现方式包括同时使用几个元件成像并且其他元件通信,以及使用不同的频率用于成像和通信。这样的超声系统的优势在于,本发明实现了CMUT元件的双重功能:超声成像和使用超声的无线数据交换。能够通过施加的偏压来调谐元件的工作(或共振)频率,扩大换能器的带宽和灵敏度。

[0065] 血管导管实施例包括超声过身体通信系统,其包括:

[0066] 导管,其借助于身体的血管系统而被引入到身体中;以及

[0067] 超声过身体通信设备,其被并入导管中,并且包括:

[0068] CMUT换能器,其将被编码在超声波中的数据发射穿过身体或穿过身体接收;

[0069] 换能器驱动器,其被耦合到超声换能器;以及

[0070] 发射器,其被耦合到换能器驱动器和导管;

[0071] 其中,超声过身体通信设备将数据发射穿过导管周围的身体。

[0072] 在又另一实施例中,导管还包括超声成像换能器,

[0073] 其中,超声过身体通信设备的超声换能器还包括导管的超声成像换能器。

[0074] 此外,数据还可以包括由超声成像换能器对导管采集的超声图像数据。

[0075] C.介入程序

[0076] 本发明的设备的另一用途是在采用被暂时插入人体用于提取生物物质(例如活检程序),用于施用医疗物质(如麻醉和药物递送),或执行热消融的介入程序中。这些设备可能极其小(例如,针)并且要求非常高的定位准确度,使得物质能够被提取或施用到身体中非常小的目标区域。能够通过确定针尖端或消融器在身体里的位置以及周边环境的性质(例如其温度或组织密度)的技术,辅助这些过程。另外,这些设备能够得益于能够调节它们的的功能的控制信号。由于针可能太小而不能并入线缆,那些系统能够得益于适用于体内操作的无线通信,如由本发明的超声通信提供的。由于利用CMUT的超声通信能够用非常小的形状因子来实现,因此这样的通信设备能够被集成在被暂时插入身体的针或另一设备中。该通信能够被用作定位信标、设置转移或被用于发射环境的局部参数。

[0077] 介入实施例包括超声过身体通信系统,所述超声过身体通信系统包括:

[0078] 介入设备,其被引入到身体中;以及

[0079] 超声过身体通信设备,其被并入到介入设备,并且包括:

[0080] 超声换能器,其将被编码在超声波中的数据发射穿过身体;

[0081] 换能器驱动器,其被耦合到超声换能器;以及

[0082] 发射器,其被耦合到换能器驱动器和介入设备;

[0083] 其中,超声过身体通信设备将数据发射穿过介入设备周围的身体,以及穿过介入设备周围的身体接收数据。

[0084] 在该实施例中介入设备还可以包括活检针和/或消融设备;并且超声换能器还可以包括CMUT换能器。

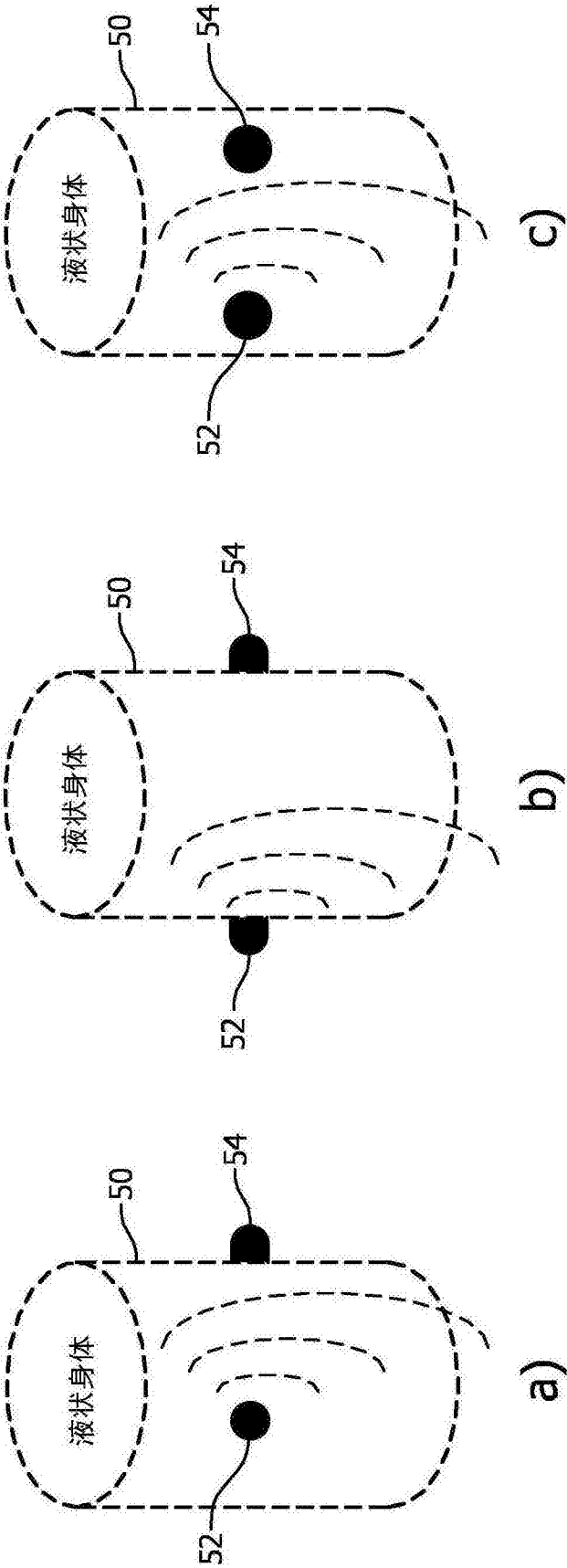


图1

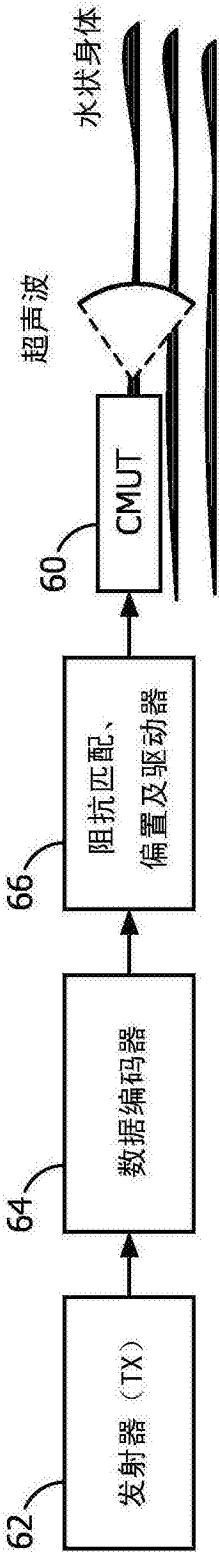


图2

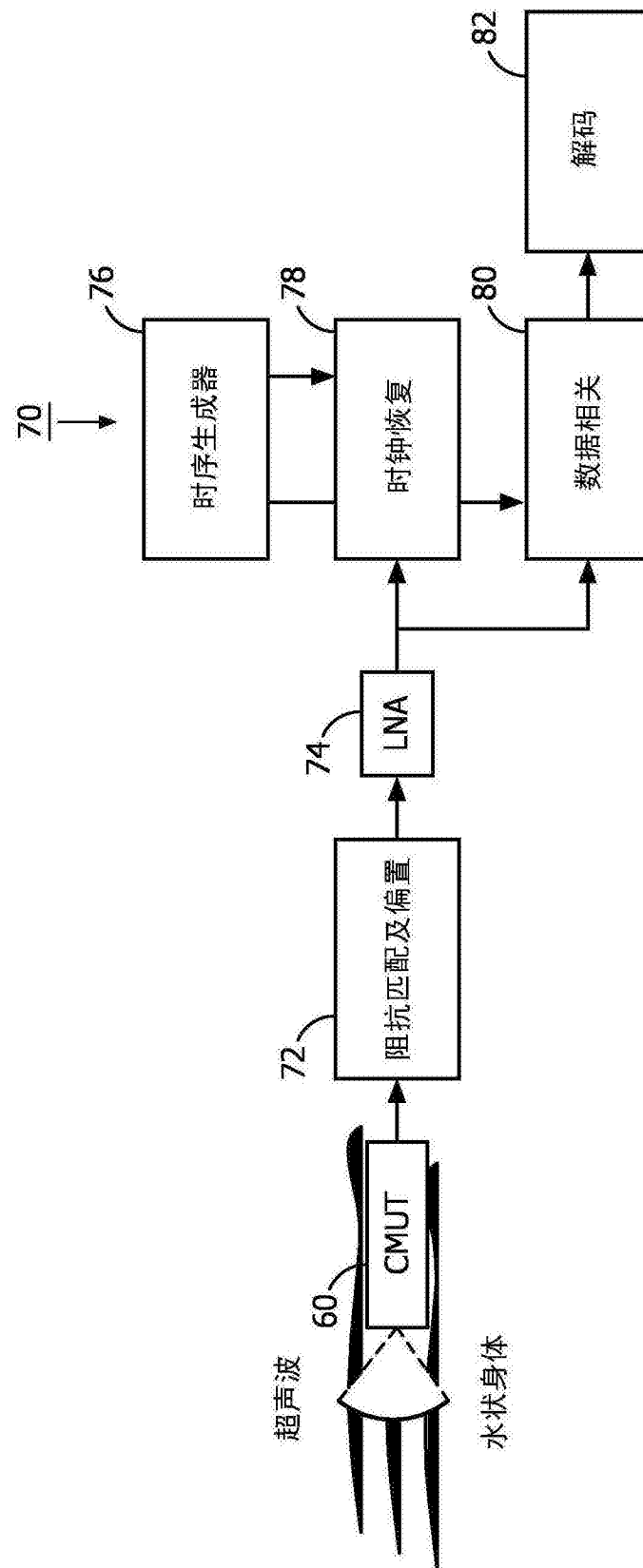


图3

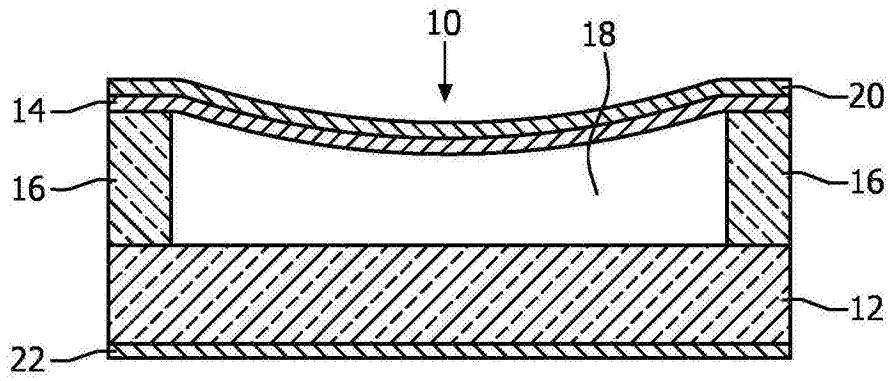


图4

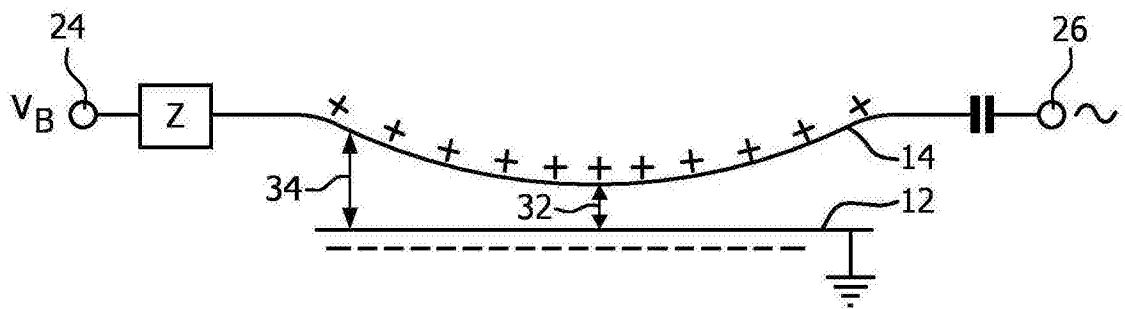


图5

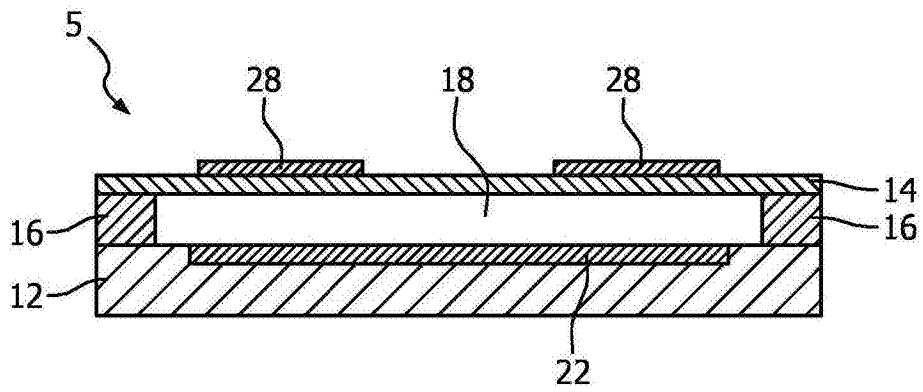


图6

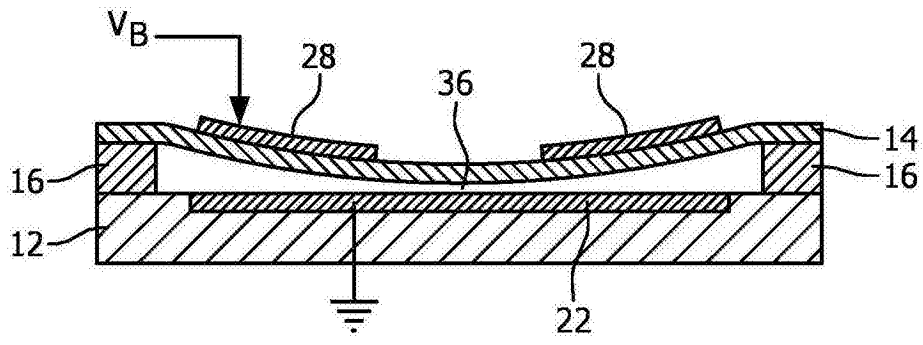


图7

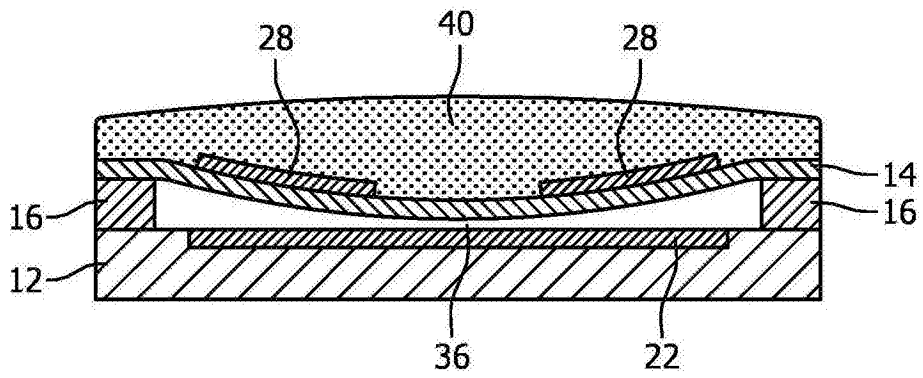


图8

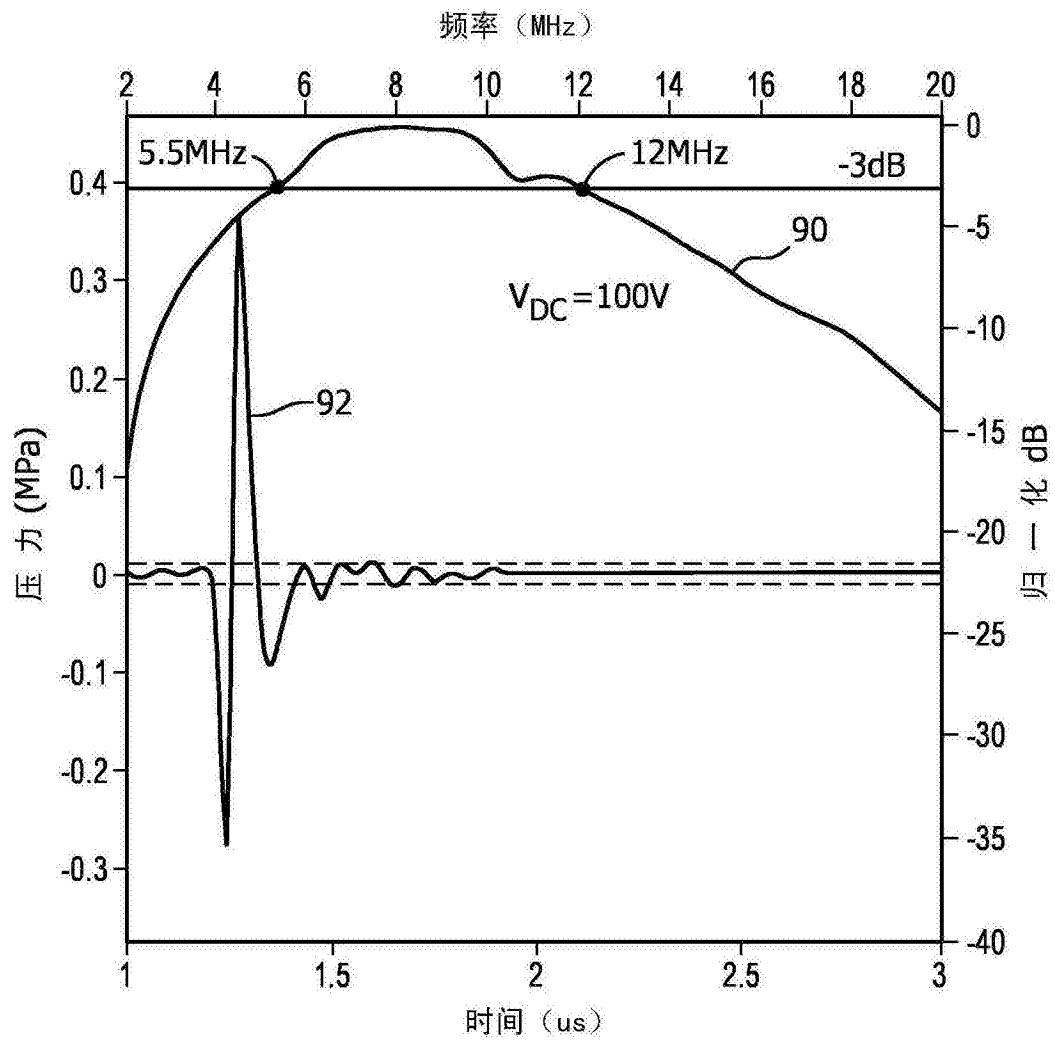


图9

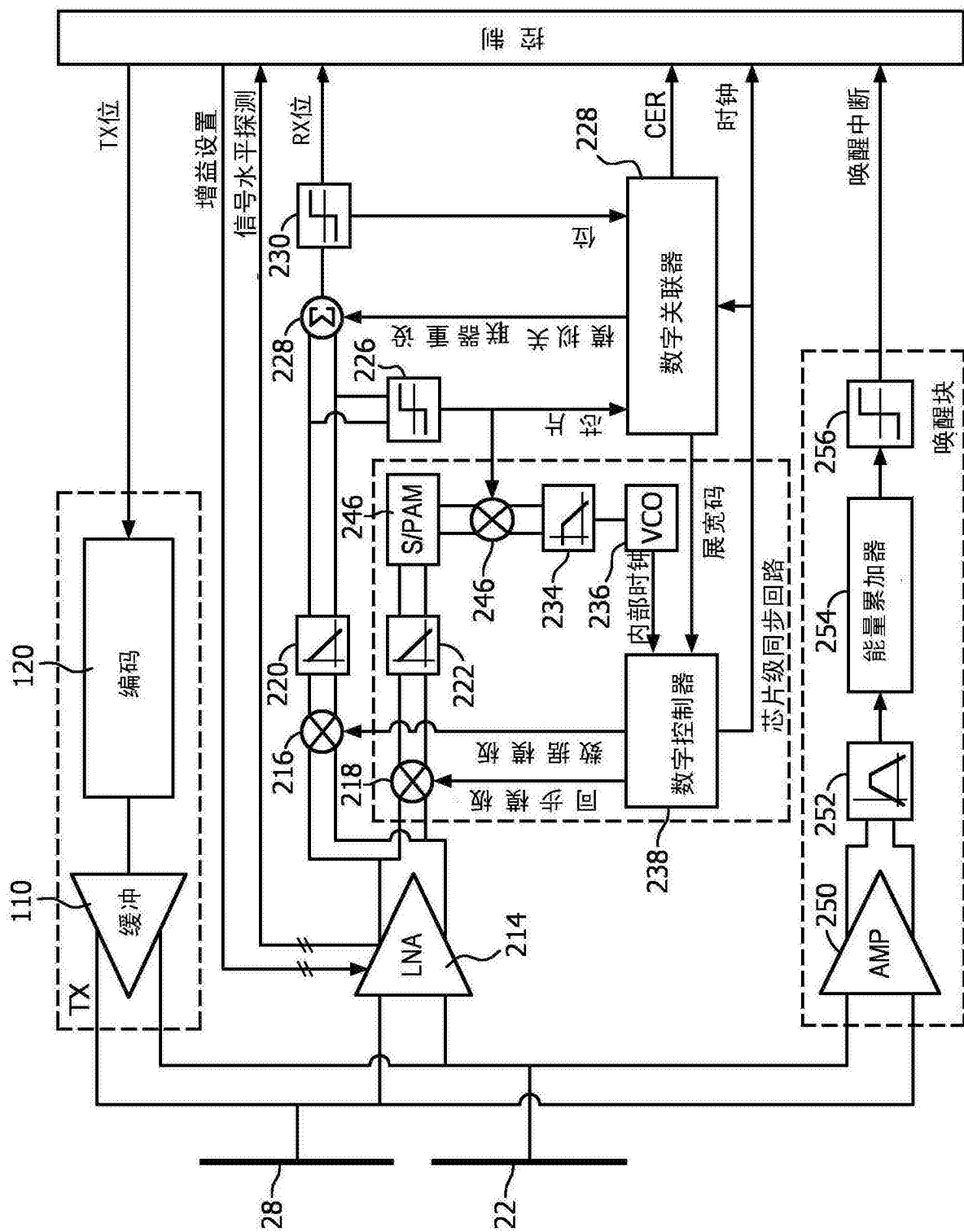


图 10

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 宽带过身体超声通信系统                                    |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN106714903A</a>                   | 公开(公告)日 | 2017-05-24 |
| 申请号            | CN201580048975.4                               | 申请日     | 2015-09-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 皇家飞利浦有限公司                                      |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 皇家飞利浦有限公司                                      |         |            |
| [标]发明人         | SF乌祖诺夫<br>NF茹瓦<br>CM范黑施                        |         |            |
| 发明人            | S·F·乌祖诺夫<br>N·F·茹瓦<br>C·M·范黑施                  |         |            |
| IPC分类号         | A61N1/372 B06B1/02 G10K11/18 A61B5/00          |         |            |
| 代理人(译)         | 王英<br>刘炳胜                                      |         |            |
| 优先权            | 2014184338 2014-09-11 EP                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

一种以超声方式将数据传送通过身体的宽带过身体通信系统。诸如CMUT换能器的MEMS设备被配置为在工作频率的宽带内发射和/或接收超声数据信号。所述换能器发射所述超声数据信号穿过所述身体到以类似方式配置的超声接收器，和/或接收已从以类似方式配置的超声发射器被传达穿过所述身体的超声数据信号以供解码和处理。在优选的实现方式中，CMUT换能器以塌陷模式操作。

