



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111213065 A

(43)申请公布日 2020.05.29

(21)申请号 201880061879.7

(22)申请日 2018.09.26

(30)优先权数据

102017217214.2 2017.09.27 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/076079 2018.09.26

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/063595 DE 2019.04.04

(71)申请人 卡尔斯鲁厄技术研究所

地址 德国卡尔斯鲁厄

(72)发明人 I·佩里克 M·扎普夫

H·杰玛克 R·莱伊斯

(74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 李焜 于静

(51)Int.Cl.

G01S 7/52(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

权利要求书2页 说明书16页 附图5页

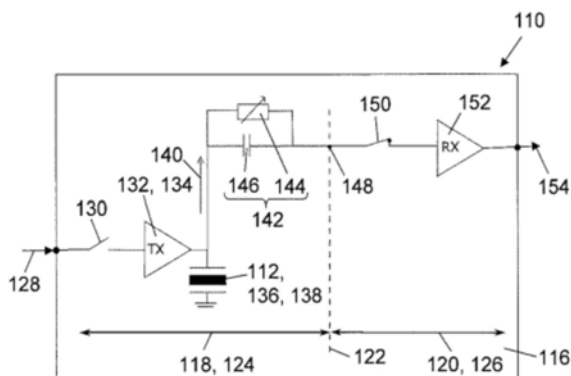
(54)发明名称

致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备及超声计算机断层摄影机器

(57)摘要

本发明涉及用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器(112)的设备(110),包括:公共基板(116),具有作为输入通道(124)的第一区域(118)和作为输出通道(126)的第二区域(120),所述第二区域通过n阱与所述第一区域电分离;在第一区域上用于接收模拟高电压信号的至少一个高电压信号输入(128);第一区域(118)上的至少一个高电压放大器(132),其具有高电压CMOS半导体组件并且用于接收和放大模拟高电压信号;第一区域(118)上的至少一组超声转换器(112),其中,超声转换器(112)中的至少一个被配置用于在发射阶段期间生成超声信号,并且超声转换器(112)中的至少一个用于接收超声测量信号(140);至少一个多路复用器(156),用于组合来自至少两个不同超声转换器(112)的超声测量信号(140)以形成公共测量

信号(148);第二区域(120)上的至少一个的低噪声低电压预放大器(152),其具有CMOS半导体组件并且用于接收测量信号(148);第二区域(120)上的至少一个输出开关(150),用于至少在发射阶段期间防止测量信号(148)施加到低电压预放大器(152)上;以及至少一个低电压信号输出(154),用于向外部控制和评估单元(212)发送预放大的测量信号(148)。



1. 一种用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器(112)的设备(110),包括:

-公共基板(116),其中,所述基板(116)具有被构造为输入通道(124)的第一区域(118)和被构造为输出通道(126)的第二区域(120),所述第二区域与所述第一区域电分离,其中,所述第一区域(118)与所述第二区域(120)的分离(122)通过n阱实现;

-被布置在所述第一区域(118)上的至少一个高电压信号输入(128),其中,所述高电压信号输入(128)被配置为接收模拟高电压信号;

-被布置在所述第一区域(118)上的至少一个高电压放大器(132),其中,所述高电压放大器(132)被配置为接收并放大由所述高电压信号输入(128)提供的所述模拟高电压信号,其中,所述高电压放大器(132)具有高电压CMOS半导体组件;

-被布置在所述第一区域(118)上的至少一组超声转换器(112),其中,所述超声转换器(112)中的至少一个被配置为超声发射器(136),以便在发射阶段期间生成超声信号,在所述发射阶段中所述高电压放大器(132)在其输出处提供高电压信号,并且其中,所述超声转换器(112)中的至少一个被配置为接收超声测量信号(140);

-至少一个多路复用器(156),被配置为组合已从至少两个相互不同的超声转换器(112)接收的超声测量信号(140)以形成公共测量信号(148);

-被布置在所述第二区域(120)上的至少一个低噪声低电压预放大器(152),其中,所述低电压预放大器(152)被配置为接收所述测量信号(148),其中,所述低电压预放大器(152)具有CMOS半导体组件;

-被布置在所述第二区域(120)上的至少一个输出开关(150),其中,所述输出开关(150)被配置为至少在所述发射阶段期间防止所述测量信号(148)被施加到所述低电压预放大器(152);以及

-被布置在所述第二区域(120)上的至少一个低电压信号输出(154),所述低电压信号输出(154)被配置用于向外部控制和评估单元(212)发送预放大的测量信号(148)。

2. 根据前述权利要求所述的设备(110),其中,所述第一区域(118)被设计成接收和进一步处理5V至120V的电压和电势,并且所述第二区域(120)被设计成接收和进一步处理1nV至10mV的电压和电势。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(110),其中,所述高电压放大器(132)具有第一带宽,并且其中,所述低电压预放大器(152)具有第二带宽,其中,所述第一带宽和所述第二带宽彼此对应。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备(110),其中,所述高电压放大器(132)具有至少一个模拟线性反馈放大器(134),所述模拟线性反馈放大器(134)具有至少三个分离的放大器级(158、160、162)。

5. 根据前述权利要求所述的设备(110),其中,每个所述放大器级(158、160、162)在每种情况下具有至少两个高电压CMOS晶体管(M1、M2;M3、M4;M5、M6)。

6. 根据前述权利要求所述的设备(110),其中,差分放大器(164)位于第一放大器级(158)的输入处,其中,所述第一放大器级(158)和第二放大器级(160)在每种情况下被布置在两个电流镜(B,C)之间,以及其中,在每种情况下在所述第二放大器级(160)和第三放大器级(162)中所述高电压CMOS晶体管(M3、M4;M5、M6)彼此连接。

7. 根据三个前述权利要求中的任一项所述的设备 (110), 其中, 所述模拟线性反馈放大器 (134) 具有至少80V的介电强度。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备 (110), 其中, 所述第一区域 (118) 还具有输入开关 (130), 所述输入开关被配置为使能或防止所述外部模拟高电压信号被施加到所述高电压放大器 (132)。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的设备 (110), 其中, 所述第一区域 (118) 还具有可调滤波器 (142), 所述可调滤波器被配置为从所述超声测量信号 (140) 中滤出低于截止频率的频率分量。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备 (110), 其中, 所述设备 (110) 以专用集成电路 (ASIC) 的形式存在。

11. 一种用于检查身体部位的超声计算机断层摄影机器 (200), 包括:

-被配置为用于容纳待检查对象和耦合介质 (210) 的容器 (202);

-根据前述权利要求中任一项所述的至少一个设备 (110), 用于致动和读取装配到所述容器 (202) 的至少一个壁上的一组超声转换器 (112); 以及

-控制和评估单元 (212), 用于针对所述设备 (110) 的至少一个高电压信号输入 (128) 来提供模拟高电压信号, 并且还用于接收和评估由所述设备 (110) 的至少一个低电压信号输出 (154) 提供的超声测量信号。

12. 根据前述权利要求所述的超声计算机断层摄影机器, 还包括输出单元 (216), 所述输出单元 (216) 被配置用于呈现重建的实时图像。

致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备及超声计算机断层摄影机器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备,并且涉及一种包括至少一个这种类型的设备的超声计算机断层摄影机器。超声计算机断层摄影机器特别适合用于基于超声的成像方法中以早期识别乳腺癌。同样可能有其他使用目的,特别是在无损材料测试或测试技术中。

背景技术

[0002] 可用于医学检查的超声计算机断层摄影机器尤其包括至少一个超声头,具有至少一个超声转换器和至少一个控制和评估单元,该控制和评估单元发射用于超声转换器的控制信号并接收在超声转换器处接收的测量信号作为电信号,将其放大并转发给控制和评估单元,特别是用于在测量期间在屏幕上重建实时图像。

[0003] WO 2002/030288 A1公开了一种超声计算机断层摄影机器,其尤其可用于基于超声的成像方法中以早期识别乳腺癌。超声计算机断层摄影机器根据发射(transmission)散射和脉冲回波方法进行操作,并包括:向上开口的容器,将待检查身体部位插入该容器中;固定布置在整个壁区域的容器壁上的超声转换器,所述超声转换器的主要发射方向在每种情况下都垂直于壁区域定向到该容器的内部;耦合介质,其已经被引入到该容器中,润湿待检查身体部位并用于在超声转换器与待检查身体部位之间耦合和传输超声信号;以及与超声转换器互连的具有主存储器的计算机辅助控制和评估单元。在这种情况下,以如下方式体现所述互连:通过电子开关可以选择任意数量的超声转换器作为发射器和接收器两者;由发射器发射的超声信号是超声脉冲并且所有接收器并行接收的信号作为电信号被放大、滤波、数字化并作为数据存储在主存储器中;声音传播时间由存储在主存储器中的数据确定,并且通过所述声音传播时间和几何关系确定各个声速,并且使用被计算地划分为多个区域的容器体积并使用不同数据集的相关性,计算各个区域中的声速;根据各个区域中的声速以及接收的信号幅度和相位分布(profile),计算容器中的所有可能的反射点,并将信号作为来自容器中每个点的所有测量的可能反射点的数据求和,从中为每个点分配对应于求和值的大小的颜色值,并取决于所需的分辨率,在三维重建中在每种情况下将所述颜色值分配给至少一个像素。

[0004] 此外,可以在EP 2056 124 A1、WO 2011/124379 A2和WO 2012/110228 A1中找到有关可以在此处同样使用的其他评估和重建方法的细节。

[0005] 超声计算机断层摄影机器中的挑战之一在于用于致动和读取一个或多个超声转换器的合适设备的配置。特别地,该设备必须被配置为既能够处理产生足够的声压所需的高电压信号又能够放大弱响应信号。为此目的,该设备通常包括射频脉冲单元、射频隔离开关和低噪声低电压预放大器。

[0006] WO 2005/107962 A1公开了超声转换器,其包括具有多个转换器元件的转换器阵列。在那种情况下,每个超声转换器包括至少一个压电体,该压电体在每种情况下具有至少

一个底部电极和一个顶部电极以及包括至少一个电路板的耦合层,超声转换器在该电路板上连接到底部电极,其中,在电路板上提供导体轨迹(track)结构,该导体轨迹结构在压电体下方具有恒定的导体轨迹高度,压电体与底部电极电接触,以及其中,在电路板和压电体之间与导体轨迹结构并排的剩余空腔用粘合剂(binder)完全填充。

[0007] US 2001/0043090 A1公开了一种集成电路,作为用于致动和读取超声转换器的设备。在那种情况下,单片布置在单个基板上的电路既包括低电压电路又包括高电压电路,其中,低电压电路是基于CMOS构造的,而高电压电路则具有高电压FET。在那种情况下,低电压电路一方面具有被配置为生成信号并将其向超声转换器元件发送的数字逻辑电路,另一方面具有用于接收超声转换器元件的信号并进一步处理其的模拟电路,而高电压电路用于致动超声转换器元件。

[0008] 在US2009/0146695A1和US2016/0242739A1中可以找到在其中使用脉冲来致动超声转换器元件的可比较设备。

[0009] US 2015/0032002 A1公开了一种具有多个超声转换器元件和相关联电路的超声转换器探头。该文件提议由CMOS组件构造发射放大器。此外,通过在晶体管构造中使用N阱来实现与基板的隔离。此外,提供输出开关,该输出开关被配置为至少在发射暂停期间防止将测量信号施加到低电压预放大器。此外,公开了多路复用器电路。

[0010] D.F.Lemmerhirt、X.Cheng、R.D.White、C.A.Rich、M.Zhang、J.B.Fowlkes和O.D.Kripfgans在《IEEE超声波、铁电和频率控制汇刊》2012年第7期第59卷(IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol.59, No.7, 2012)的《一种在标准CMOS中制造的 32×32 电容式微加工超声转换器阵列(A 32×32 Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer Array Manufactured in Standard CMOS)》中描述了一种转换器阵列的原型,其中,超声转换器和被配置用于致动和读取超声转换器的电路同样集成在公共基板上。在这种情况下,将脉冲施加到每个电容式微加工超声转换器(称为电容式微加工超声转换器(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer),简称CMUT)的底板,其中,一个开关在ON(开)位置保护CMOS电子产品的输入,并在OFF(关)位置将来自CMUT的输出电流转换为电压值。

[0011] G.Gurun、M.S.Qureshi、M.Balantekin、R.Guldiken、J.Zahorian、S.-Y.Peng、A.Basu、M.Karaman、P.Hasler和L.Degertekin在2008IEEE国际超声波研讨会论文集(ULTSYM) 0096(2008IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings (ULTSYM) 0096)的《用于与CMUT阵列单片集成的前端CMOS电子产品:电路设计和初步实验结果(Front-end CMOS Electronics for Monolithic Integration with CMUT Arrays: Circuit Design and Initial Experimental Result)》,I.Cicek、A.Bozkurt和M.Karaman在《IEEE超声波、铁电和频率控制汇刊》2005年第12期第52卷的《使用2D CMUT阵列进行3D声学成像的前端集成电路的设计(Design of a Front-End Integrated Circuit for 3D Acoustic Imaging Using 2D CMUT Arrays)》,J.Song、S.Jung、Y.Kim、K.Cho、B.Kim、S.Lee、J.Nab、I.Yang、O.-K.Kwon和D.Kim在SPIE会议记录卷832083201A-1(Proc.of SPIE Vol.8320 83201A-1)的《用于3D超声图像的可重配置2D cMUT-ASIC阵列(Reconfigurable 2D cMUT-ASIC Arrays for 3D Ultrasound Image)》,S.-J.Jung等人在《IEEE电子器件汇刊》2013年第10期第60卷第3562-3569页(IEEE Trans.Electron Dev., Vol.60, No.10,

pages 3562-3569,2013)的《用于3-D超声成像系统的具有16x16可重配置收发器和电容式微加工超声转换器阵列的三边可调集成超声芯片(Three-Side buttable integrated ultrasound chip with a 16x16 reconfigurable transceiver and capacitive micromachined ultrasonic transducer array for 3-D ultrasound imaging systems)》,R.Wodnicki在2015年第14届国际材料非破坏性表征研讨会论文集第23页(Proc.of the 14th International Symposium on Nondestructive Characterization of Materials,p.23,2015)的《带有共集成电子器件的模块化超声阵列(Modular ultrasound arrays with co-integrated electronics)》以及H.-K.Cha在《电子信件》2015年第20期第51卷第1564-1566页(Electronics Letters Vol.51No.20,pages1564-1566,2015)的《用于医疗成像应用的具有可重配置脉冲发生器/开关的CMOS超声模拟前端(CMOS ultrasonic analogue front-end with reconfigurable pulser/switch for medical imaging applications)》呈现了进一步的设备,在这些设备中超声转换器和被配置用于驱动和读取超声转换器的电路单片集成在公共基板上,但是只有低电压电路是基于CMOS构造的。

[0012] 与此相反,在H.Kuruveettil、D.Zhao、C.J.Hao和M.Je在《国际电子、计算机、高能、电子和通信工程期刊》2013年第9期第7卷(International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering, Vol.7, No.9, 2013)的《用于超声成像应用的0.18 μ m CMOS中的模拟前端低噪声放大器(Analog Front End Low Noise Amplifier in 0.18- μ m CMOS for Ultrasound Imaging Applications)》中,超声转换器和被配置用于信号读出的预放大器彼此分开地布置在不同的基板上。

[0013] 此外,K.Chen、H.-S.Lee、A.P.Chandrakasan和C.G.Sodini在《IEEE固态电路期刊》2013年第11期第48卷(IEEE Journal Solid-State Circuits, Vol.48, No.11, 2013)的《用于CMUT的超声成像收发器设计:具有提高效率 and 噪声优化的接收器的三电平30Vpp脉冲整形脉冲发生器(Ultrasonic Imaging Transceiver Design for CMUT:A Three-Level 30-Vpp Pulse-Shaping Pulser With Improved Efficiency and a Noise-Optimized Receiver)》中描述了一种用于超声计算机断层摄影的四通道接收器,其用作微加工超声转换器(CMUT)的接口,并且还描述了一种具有三电平脉冲整形单元的高电压发射器。此外,该接收器包括被配置为放大弱输入信号的低噪声放大器,其中,开关被设置为OFF,从而防止高电压瞬变能够破坏配备有低电压晶体管的低噪声放大器。

[0014] 尽管由于上述设备而导致的改进,在超声计算机断层摄影机器中用于致动和读取一组超声转换器的设备的配置的领域中的许多挑战仍未解决。

[0015] 发明目的

[0016] 基于现有技术的呈现,本发明的目的是提供一种用于致动和读取一组超声转换器的设备和一种超声计算机断层摄影机器,其至少部分地克服了所呈现的现有技术的缺点和局限性。

[0017] 尤其是,该设备旨在提供可重现的传感器特性,并且尽管有源传感器面积小,但具有较高的信噪比和较高的信号动态范围以及较低的总价格。在这种情况下,一方面将超声接收器配置为 μ V的信号强度,而另一方面,用于全向发射特性,大带宽和非聚焦超声的超声发射器的信号强度旨在能够获得80V至120V的激励电压。此外,超声转换器旨在同时能够记

录小反射信号和大发射信号,并提供为此目的所需的高信号动态范围。此外,超声发射器和超声接收器旨在具有尽可能相同的带宽和高线性度,以便实现可能的良好的噪声匹配以及高信号保真度以用于识别信号特别是用于检测和分离发射和反射信号。

[0018] 此外,超声计算机断层摄影机器旨在能够具有多个超声转换器组中的一组,以便因此使得能够在三个维度上扫描空间,而为此目的不需要超声转换器的机械运动。特别地,至少100个设备旨在能够以在三维测量几何结构上分布的方式来布置,其中,每个设备可以具有至少3个超声转换器,这些超声转换器可以用作发射器和/或接收器,以实现快速数据采集。

发明内容

[0019] 该目的通过根据独立权利要求的特征的一种用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备和一种超声计算机断层摄影机器来实现。在从属权利要求中提出了可以单独地或以任何期望的组合实现的有利的改进方案。

[0020] 在下文中,以非排他性的方式使用术语“具有”、“包括”、“涵盖”或“包含”或他们的任何语法偏差。因此,这些术语可以指代除了由这些术语引入的特征之外不存在其他特征的情况,或者指代具有一个或多个其他特征的情况。举例来说,表述“A具有B”、“A包括B”、“A涵盖B”或“A包含B”可以指代除B之外A中不存在其他元素的情况(即,其中A仅由B组成的情况),或其中除B之外A中还存在一个或多个其他元素的情况,例如元素C、元素C和D或甚至其他元素。

[0021] 此外,要指出的是,术语“至少一个”和“一个或多个”以及这些术语的语法修改,如果它们与一个或多个元素或特征结合使用并且旨在表达该元素或特征可以单独或多个地提供的事实,这些术语通常例如在首次引入该特征或元素时仅使用一次。当随后再次提及该特征或元素时,通常不再使用对应的术语“至少一个”或“一个或多个”,而这不限制该特征或元素可以被单独或多个地提供的可能性。

[0022] 此外,在下文中,结合可选特征使用术语“优选地”、“特别地”、“例如”或类似术语,而不因此限制替代实施例。在这方面,由这些术语引入的特征是可选特征,并且不希望由这些特征来限制权利要求特别是独立权利要求的保护范围。在这方面,如本领域技术人员将认识到的,本发明也可以使用其他配置来实施。以类似的方式,由“在本发明的一个实施例中”或由“在本发明的一个示例性实施例中”引入的特征被理解为可选特征,而不旨在由其限制独立权利要求的替代配置或保护范围。此外,这些介绍性表达旨在不影响将由此引入的特征与其他特征组合的所有可能性,无论它们是可选特征还是非可选特征。

[0023] 在第一方面,本发明涉及一种用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备。在这种情况下,该设备包括:

[0024] -公共基板,其中,该基板具有被构造为输入通道的第一区域和被构造为输出通道的第二区域,所述第二区域与所述第一区域电分离,其中,第一区域与第二区域的分离通过n阱实现;

[0025] -被布置在第一区域上的至少一个高电压信号输入,其中,该高电压信号输入被配置为接收模拟高电压信号;

[0026] -被布置在第一区域上的至少一个高电压放大器,其中,该高电压放大器被配置为

接收和放大由高电压信号输入提供的模拟高电压信号,其中,该高电压放大器具有高电压CMOS半导体组件;

[0027] -被布置在第一区域上的至少一组超声转换器,其中,所述超声转换器中的至少一个超声转换器被配置为超声发射器,以便在发射阶段期间生成超声信号,在该发射阶段中,高电压放大器在其输出提供高电压信号,并且其中,所述超声转换器的至少一个超声转换器被配置为接收超声测量信号;

[0028] -至少一个多路复用器,其被配置为组合从至少两个相互不同的超声转换器接收的超声测量信号,以形成公共测量信号;

[0029] -被布置在第二区域上的至少一个低噪声低电压预放大器,其中,该低电压预放大器被配置用于接收所述测量信号,其中,该低电压预放大器具有CMOS半导体组件;

[0030] -被布置在第二区域上的至少一个输出开关,其中,该输出开关被配置为至少在发射阶段期间防止向低电压预放大器施加测量信号;以及

[0031] -被布置在第二区域上的至少一个低电压信号输出,其被配置用于向外部控制和评估单元发送预放大的测量信号。

[0032] 本设备优选地以集成电路的形式体现,特别是体现为至少一个专用集成电路(ASIC)。可替代地,该设备也可以被体现为通用电路,特别是被体现为现场可编程门阵列(FPGA)或现场可编程模拟阵列(FPAA)。然而,本设备的实施例的其他类型是可能的。

[0033] 为了提供集成电路,本设备被应用于公共基板。在这种情况下,基板可以优选地被应用在被构造为电子组件的载体的印刷电路板(PCB)上。在这种情况下,印刷电路板可以首先用于所应用的电子组件的机械稳定性,其次用于在电子组件之间提供电连接。

[0034] 用于本设备的基板具有两个彼此电分离的区域,其中,两个区域彼此的分离是使用n阱实现的。在这种情况下,术语“n阱”标示基板上的划的面积区域,其被配置为收集电荷载体并从沿着基板的横向电流中提取它们。以此方式,n阱可用于在基板上提供彼此电分离的区域。通过n阱将两个区域分离的优点在于,可以保护第二区域上的低电压组件免受在第一区域上出现的高电压的影响,并且可以在很大程度上抑制可能的干扰从第一区域扩散到第二区域。

[0035] 在当前情况下,可以以此方式创建被配置为输入通道的第一区域和被配置为输出通道的第二区域,所述第二区域与所述第一区域分离。第一区域可以被配置为接收被设计用于接收和进一步处理高电压的第一电子组件,第二区域可以被配置为接收被设计用于接收和进一步处理低电压的第二电子组件。在本发明的上下文中,术语“高电压”标示5V至120V的电压和电势,而术语“低电压”标示0V至5V的电压和电势。

[0036] 在这种情况下,被配置用于接收和进一步处理基板上的高电压的第一区域包括至少一个高电压信号输入、至少一个高电压放大器和至少一组超声转换器。在这种情况下,高电压信号输入被配置为接收模拟高电压信号,该模拟高电压信号尤其可以由外部高电压发射器提供,并且将其经由高电压放大器传递给超声转换器。在这种情况下使用的高电压信号可以特别地被预先定义为恒定幅度的AC电压,其频率可以周期性地并且连续地经过预定范围并且因此也可以被称为“扫描(sweep)”。然而,其他类型的高电压信号,特别是具有编码激励(例如使用Chirp、Golay或Barker码)并具有用于提高高带宽信噪比的下游相关滤波器的信号处理链,也是可行的。

[0037] 高电压放大器被配置为接收并放大由高电压信号输入提供的模拟高电压信号。为此,高电压放大器可以具有至少一个模拟线性反馈放大器,该模拟线性反馈放大器可以包括至少三个分离的放大器级。为了构造高电压放大器,电子组件,尤其是在这种情况下使用的晶体管,被构造为高电压CMOS半导体组件。为此,优选地可以使用基于所谓的0.35 μm 高电压CMOS技术或0.18 μm 高电压CMOS技术的电子组件。术语“CMOS”(互补金属氧化物半导体)是指半导体组件,在所述半导体组件中,p通道和n通道金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)均在公共基板上使用并且在没有进一步说明的情况下通常被配置为在低电压操作,高电压CMOS半导体组件是适合在高电压下使用的特殊组件,特别是因为它们的介电强度高达120V。

[0038] 在一种特别优选的配置中,所提出的设备和由其涵盖的超声转换器具有尽可能高的带宽,以便利用线性成像方法通过对空间频率图像空间的完全覆盖能够实现最高的可能的对比度,从而对复杂对象(例如,病人的乳房)的摄影具有最大的可能的明确性。此外,可以尤其基于基于波的反转(inversion)方法的更复杂的成像方法也可以受益于较低的频率分量。此外,高电压放大器的大动态范围是有利的,因为尽管用于3D超声计算机断层摄影的超声转换器具有全向发射特性,但它们仍可以被近似地视为具有小面积和低发射压力的点源。因此,在该特别优选的配置中,高电压放大器包括具有高增益的线性反馈放大器。结果,可以实现至少50%,优选至少100%,特别优选至少150%的大的相对带宽。举例来说,相对带宽可以在2.5MHz的中心频率附近为160%,这对应于在2.5MHz处大约4MHz的带宽。

[0039] 为了能够实现期望的高增益,模拟线性反馈放大器包括至少三个分离的放大器级,其中,每个放大器级在每种情况下具有至少两个高电压CMOS晶体管。在一个优选的配置中,差分放大器位于第一放大器级的输入处,所述差分放大器被配置为使得输出电流的绝对值之间的差与存在于不同放大器的两个输入处的输入电压之间的差成比例。此外,第一放大器级和第二放大器级在每种情况下被布置在两个电流镜之间。后者尤其可以使从一个输入流出的电流大致对应于从另一输出流出的电流,使得相同的电流可以在每种情况下被彼此独立地施加到第一和第二放大器级上。此外,在第二放大器级和第三放大器级中,高电压CMOS晶体管在每种情况下通过其源极(source)彼此连接,特别是为了使低电阻和/或高电容可以连接到高电压放大器的输出而不会明显降低高电压增益成为可能。所描述的模拟线性反馈放大器的构造使结合至少80V优选至少120V的介电强度使用的高电压的恒定的线性增益成为可能。

[0040] 如已经提到的,此外,至少一组超声转换器被同样布置在被构造为输入通道的第一区域上。在这种情况下,该组超声转换器可以具有多个超声转换器,尤其是2、3、4、5、6、8、9、10、12、13、15、16、18、20、24、25个或更多个超声转换器。但是,不同数量的超声转换器是可能的。在这种情况下,术语“超声转换器”标示被配置为将电变量特别是电流或优选地电压转换为超声信号或相反地将超声信号转换为电变量特别是电流或优选地电压的电子组件。在这种情况下,超声转换器尤其可以是基于压电组件操作的超声转换器。替代地或附加地,电容微结构超声转换器(称为电容性微加工超声转换器(CMUT))也是可能的,其基于使用微加工技术引入到硅基板中的微腔的电容变化来操作。

[0041] 在这种情况下,从该组超声转换器中,至少一个超声转换器,优选多个超声转换器,被配置为超声发射器。在这种情况下,术语“超声发射器”标示超声转换器,该超声转换

器被配置为在发射阶段期间生成超声信号,在发射阶段期间,高电压放大器在其输出提供高电压信号,所述超声信号可以特别用于被应用于待检查对象。在这种情况下,超声发射器可以具有高带宽和全向发射特性,其中,可以省去超声信号的聚焦。在这种情况下,“对象”尤其可以是男性或女性患者的身体部位,优选地患者的乳房,由此生成的超声信号直接或优选地通过耦合介质间接地施加于其上,该耦合介质位于超声发射器和对象之间并润湿要检查的对象。

[0042] 此外,从该组超声转换器中,至少一个超声转换器,优选多个超声转换器,被配置为超声接收器,用于接收超声测量信号,该超声测量信号可以由通过对象或其一部分的发射和/或由在对象或其一部分上的反射而产生。尽管由超声发射器发射的超声信号可以获得10V至120V,优选地80V至120V的高信号强度,而检测的超声测量信号能获得只有1nV至10mV优选1 μ V至100 μ V的低信号强度,本设备被配置为使得因此仍然可以将检测的超声测量信号与生成的超声信号分离。

[0043] 在这种情况下,一方面,每个超声转换器可以同时用作超声发射器和超声接收器。然而,另一方面,也可以使用这样的超声转换器,其可以仅用作超声发射器或仅用作超声接收器。此外,与超声发射器相比,可以提供更多数量的超声接收器,以便因此能够实现超声信号的更高的分辨率,优选地更高的空间分辨率。为了使本设备能够以尽可能节省空间的方式体现,并且为了能够在三个维度上对待检查对象进行最接近的可能扫描,在后一种情况下,一部分超声转换器可以同时用作超声发射器和超声接收器,而其他超声转换器可以仅用作超声接收器。但是,其他配置也是可能的。此外,对于本设备的使用,如果所使用的超声接收器仅被配置为不太复杂的非聚焦的传感器单元,则可能就足够了。

[0044] 在一种优选的配置中,被构造为输入通道的第一区域还可以具有输入开关,该输入开关可以至少被设置为值ON(开)或OFF(关)之一。这样,如果将输入开关设置为“ON”,则可以将外部模拟高电压信号施加到高电压放大器,或者如果替代地将输入开关设置为“OFF”,则可以防止将外部模拟高电压信号施加到高电压放大器。

[0045] 在另一优选的配置中,被构造为输入通道的第一区域可进一步具有可调滤波器,该可调滤波器可被配置为从由超声接收器接收的超声测量信号中滤出低频分量。在一种特定的配置中,在这种情况下,可调滤波器可以具有以并联方式布置的可调电阻器和电容器。但是,其他类型的滤波器同样是可能的,例如所谓的开关电容滤波器、GmC滤波器、ADC滤波器或数字滤波器。

[0046] 作为输入通道的第一区域被配备为向被构造为基板上的输出通道的第二区域发射至少一个测量信号。在这种情况下,测量信号可以是由超声接收器提供的未滤波的超声测量信号,或者替代地是对应地滤波的信号,特别是所描述的可调滤波器的输出信号。原则上,可以通过在输入通道和输出通道之间的简单的导电连接来实现测量信号从输入通道到输出通道的传输。然而,根据本发明,为此目的使用多路复用器单元,该多路复用器单元可以具有至少一个多路复用器,优选地具有多个多路复用器。在这种情况下,“多路复用器”是被配置为直接或在可选地进行滤波之后组合由至少两个相互不同的超声转换器接收的超声测量信号,以形成可以发射到输出通道的公共测量信号的电路。在一种特别优选的配置中,至少一个多路复用器可以被配置为3:1多路复用器,其可以组合三个单独的测量信号以形成公共的测量信号。同样可以使用其他类型的多路复用器,特别是可以将两个测量信号

组合成一个公共测量信号的2:1多路复用器,或者是可以将四个测量信号组合成一个公共测量信号的4:1多路复用器。特别地,可以通过使用多路复用器来减少信号评估所需的信号通道的数量。

[0047] 被构造为输出通道的第二区域包括至少一个低噪声低电压预放大器、至少一个输出开关和至少一个低电压信号输出。在这种情况下,至少一个低噪声低电压预放大器被配备用于接收由相关联多路复用器提供的测量信号。在这种情况下,低电压预放大器包括CMOS半导体组件,特别是CMOS晶体管,其与高电压放大器中的高电压CMOS半导体组件相反,被配置用于接收、进一步处理和输出低电压。特别地,标准放大器电路适合于此,该电路可以包括折叠级联(folded cascade)和输入晶体管。为了增加增益,可以串联这种类型的两个放大器。放大器优选位于n阱中。

[0048] 就本设备中使用的放大器的带宽和相关联增益的线性度而言,位于输入通道中的高电压放大器可以具有第一带宽和第一线性度,并且布置在输出通道中的低电压预放大器可以具有第二带宽和第二线性度,其中,在一个特别优选的配置中,在常规容许度内,第一带宽和第二带宽和/或第一线性度和第二线性度可以彼此对应。因此,该特别优选的配置可以实现良好的噪声匹配和高的信号保真度,以用于识别超声测量信号,特别是关于从发射信号中检测和分离反射信号。

[0049] 可以将第二区域中的输出开关至少设置为ON(开)或OFF(关)值之一。这样,至少在至少一个超声发射器的发射阶段,如果将输出开关设置为“ON”,则可以向低电压预放大器施加测量信号,或者如果替代地将输出开关设置为“OFF”,则可以防止向低电压预放大器施加测量信号。输出开关的这一功能的优点在于,以这种方式,在至少一个超声发射器的发射阶段,可以防止用于超声发射器的操作的高电压信号被施加到低电压预放大器并因此防止其可能会损坏或破坏后者。

[0050] 同样布置在输出通道中的低电压信号输出被构造用于向外部控制和评估单元发送由低电压预放大器预放大的测量信号,该外部控制和评估单元可以是配备有本设备的超声计算机断层摄影机器的一部分。外部控制和评估单元还可以附加地用于向位于输入通道中的至少一个高电压信号输入提供模拟高电压信号。

[0051] 在另一方面,本发明涉及一种超声计算机断层摄影机器。在这种情况下,超声计算机断层摄影机器包括:

[0052] -被构造成用于容纳待检查对象和耦合介质的容器;

[0053] -至少一个用于致动和读取安装在容器的至少一个壁上的一组超声转换器的设备;以及

[0054] -控制和评估单元,其用于为该设备的至少一个高电压信号输入提供模拟高电压信号,并且还用于接收和评估由该设备的至少一个低电压信号输出提供的超声测量信号。

[0055] 如所提及的,超声计算机断层摄影机器包括优选地被引入患者卧榻中的容器,该容器在至少一个壁上具有一组超声转换器,并且被构造成容纳待检查对象和润湿对象的耦合介质。以这种方式可以实现的是,超声转换器与待检查对象之间的超声信号的耦合和发射被构造成尽可能无损耗。

[0056] 特别是出于医学目的和用于无损测试的目的,超声计算机断层摄影机器可以具有大量优选至少100个超声转换器头(“超声转换器阵列”),其中,每个超声转换器头可以包括

多个发射器,优选地超过4至18个发射器,以及多个接收器,优选地9至18个接收器,其可以通过大量的数据通道优选地320个数据通道来读取。优选地,在这种情况下,发射器的数量和接收器的数量相同。

[0057] 对于关于超声计算机断层摄影机器的更多细节,参考下面的示例性实施例和根据本发明的设备的描述。

[0058] 本设备和配备有该设备的超声计算机断层摄影机器特别适合于基于超声的成像方法中以早期识别乳腺癌。同样可能有其他使用目的,特别是在无损材料测试或测试技术中。

[0059] 本发明的优点

[0060] 与现有技术已知的设备相比,所提出的用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备具有明显的优点。

[0061] 本设备具有可再现的传感器特性,尽管有源传感器面积小,但具有较高的信噪比和较高的信号动态范围以及较低的总价格。在这种情况下,将超声接收器配置为1nV至10mV的信号强度,而用于全向发射特性,大带宽和非聚焦超声的超声发射器的信号强度可以获得80V至120V。由于如此提供的高信号动态范围,超声转换器可以同时记录小反射信号和大发射信号。此外,超声发射器和超声接收器具有基本相同的带宽和良好的线性度,从而能够实现良好的噪声匹配以及用于识别信号特别是用于检测和分离发射和反射信号的高信号保真度。由于省去了将用于空间信号扫描的聚焦技术集成到本设备中,该技术可以在所提出的超声计算机断层摄影机器中的重建中以相同的方式执行,因此本设备的构造大大简化,由此数据采集也可以明显更快地进行。

[0062] 此外,超声计算机断层摄影机器的一组或多组超声转换器可以使三维扫描空间成为可能而无需超声转换器的机械运动,尽管这仍然是可能的。特别地,在这种情况下,至少100个设备可以以“孔径(aperture)”的形式分布在三维测量几何结构上,其中,每个设备可以具有至少3个优选至少18个可以作为发射器和/或接收器操作的超声转换器,从而实现快速数据采集。然而,仍然可以使每个单独的超声转换器适应于在待检查对象特别是身体部位中发生的不同的衰减,尤其是对相关对象的尺寸、组成和/或结构的适应。

附图说明

[0063] 通过以下特别是结合从属权利要求对优选示例性实施例的描述,本发明的更多细节和特征将变得显而易见。在这种情况下,各个特征可以自己实现或多个彼此组合地实现。然而,本发明不限于示例性实施例。在以下附图中示意性地示出了示例性实施例。在这种情况下,附图中相同的附图标记指定相同或功能相同的元件或在其功能方面彼此对应的元件。

[0064] 具体在图中:

[0065] 图1示出了用于致动和读取单个超声转换器的设备的一个优选示例性实施例的框图;

[0066] 图2示出了用于致动和读取一组超声转换器的多路复用器单元的一个优选示例性实施例的框图;

[0067] 图3示出了三个放大器级上的输入信号(图3a至3c)和相关联信号响应(图3d)的示

意图示；

[0068] 图4示出了高电压放大器的一个优选示例性实施例的电路图；

[0069] 图5示出了包括图4的高电压放大器的反馈电路的一个优选示例性实施例的电路图；以及

[0070] 图6示出了根据本发明的超声计算机断层摄影机器的一个优选示例性实施例的示意图示。

具体实施方式

[0071] 图1示出了根据本发明的用于致动和读取一组超声转换器的设备110的框图，其中，为了简化图示，图1仅示出了单个超声转换器112。在图2中示出了致动和读取多个超声转换器112的一个优选示例性实施例，其示出了为此目的而配置的多路复用器单元114的框图。

[0072] 如图1所示，用于致动和读取一组超声转换器112的设备110具有被构造用于容纳电子组件的公共基板116。公共基板116具有第一区域118和与其电分离的第二区域120，其中，第一区域118与第二区域120的分离122通过n阱(未示出)实现。通过n阱的两个区域118、120的分离122可以特别地保护第二区域120上的低电压组件免受在第一区域118上出现的高电压的影响并且最大程度地抑制来自第一区域118的可能干扰传播到第二区域120。第一区域118被设计为用于容纳能够由外部模拟高电压信号致动的高电压元件的输入通道124，而第二区域120被构造为用于容纳低电压元件的输出通道126，该低电压元件被设计为对超声测量信号进行预放大并向外部控制和评估单元转发超声测量信号。

[0073] 被设计用于容纳高电压元件的输入通道124包括高电压信号输入128，该高电压信号输入128被配置为接收由外部高电压发射器(未示出)提供的模拟高电压信号并将其通过输入开关130和高电压放大器132向超声转换器112传递。在这种情况下，可以将输入开关130设置为ON(开)或OFF(关)，以使能(输入开关130ON)或防止(输入开关130OFF)向高电压放大器132施加外部模拟高电压信号。图1中示意性示出的高电压放大器132具有以高电压CMOS半导体组件形式构造的电子组件。在这种情况下，高电压放大器132可以包括至少一个模拟线性反馈放大器134，其在图4中进行了详细说明。高电压放大器132以简单的方式实现了对每个单独的超声转换器112的致动到待检查对象特别是身体部位中发生的不同衰减的适配，优选地对对象的尺寸、组成和/或结构的适配。高电压放大器132的一个特别优选的实施例可以在图4中找到。

[0074] 设备110的输入通道124还包括上述一组超声转换器112，在图1中仅示意性地示出了其单个超声转换器112。在这种情况下，超声转换器112首先用作超声发射器136，并且在这种属性中，被配置为在发射阶段生成超声信号，在发射阶段期间，输入开关130被设置为ON(开)，并且高电压放大器132在其输出提供不同于强度=零的高电压信号。超声转换器112尤其可以体现为压电组件。在这种情况下，压电组件可以包括铅、锆酸盐和钛酸盐的复合物，通常缩写为“PZT”，所述复合物优选以细薄层(thin lamina)的形式存在，其中，所述薄层可以施加特别是粘合(adhesively bonded)到基板的第一区域118并且接触可以通过引线结合实现。然而，超声发射器136的其他类型的实施例是可能的。由超声发射器136生成的超声信号特别地被用于施加到待检查对象尤其是身体部位上，或者优选地施加到润湿待

检查对象的耦合介质上,其用于在超声发射器112和待检查对象之间耦合和发射超声信号。有关更多详细信息,请参考图6中的图示。

[0075] 在本示例性实施例中,图1中示意性示出的超声转换器112同时还用作超声接收器138,用于接收超声信号。然而,通常也可以使用可以仅用作超声发射器或仅用作超声接收器的超声转换器。在这种情况下,特别地,可以提供更多数量的超声接收器,以便能够实现超声信号的更高的分辨率,优选地更高的空间分辨率。为了以节省尽可能多的空间的方式体现设备110,在后一种情况下,一部分超声转换器可以同时用作超声发射器和超声接收器,而其他超声转换器可以仅用作超声接收器。然而,其他实施例是可能的。

[0076] 在这种情况下,从超声接收器138接收的超声测量信号140中,首先可以通过使用可以包括并联的可调电阻器144和电容器146的可调滤波器142,将低频分量从超声测量信号140中滤出并将作为测量信号148从设备110的输入通道124传送到输出通道126。在这种情况下,特别是可以将低于截止频率(cut-off frequency)的频率分量从超声测量信号140中滤出,其中,“截止频率”指定了可调频率,在该可调频率以下,滤波器142可以滤出相关联超声测量信号140的至少一个预定义值,例如一半(50%)或 $1/e$ ($\approx 36.8\%$)。如图1示意性所示,可以通过使用简单的导电连接来传送测量信号148。然而,一般而言,根据本发明,图2中示意性示出的多路复用器单元114用于该目的。

[0077] 被设计用于容纳低电压元件的输出通道126包括输出开关150、至少一个低电压预放大器152和低电压信号输出154。在这种情况下,可以将输出开关150设置为ON(开)或OFF(关),以便使能(输出开关150ON)或防止(输出开关150OFF)将测量信号148施加到低电压预放大器152。输出开关150如此配置,以至少在超声发射器136的发射阶段期间防止由输入通道124提供的测量信号148应用于低电压预放大器152用于进一步处理由。

[0078] 在这种情况下,低电压预放大器152包括至少一个被配置用于超声信号的信号接收的低噪声预放大器,其中,在其中放大的低电压信号被馈送到低电压信号输出154,其中,低电压信号输出154被配置用于与外部控制和评估单元通信。在这种情况下,优选地,放大的低电压信号可以被转发到外部控制和评估单元,例如,以便能够在对对象特别是身体部位进行测量期间在屏幕上执行实时图像的重建。

[0079] 低电压预放大器152具有CMOS半导体组件,特别是晶体管,其被构造为在低电压下使用的常规CMOS晶体管。为此目的,在本示例性实施例中使用的低电压预放大器152具有包括折叠级联和输入晶体管的标准放大器电路,其中,该放大器优选地位于n阱中。为了增加增益,这种类型的两个放大器可以串联(未示出)。

[0080] 如已经提到的,图2示出了多路复用器单元114的框图,该多路复用器单元114在示例性地示出的实施例中被配置为在每种情况下通过3:1多路复用器156组合来自在每种情况下布置在基板116的第一区域118上的至少三个输入通道124的三个测量信号148,以形成公共测量信号。同样,也可以采用其他类型的多路复用器156,例如可以组合两个测量信号148形成公共测量信号的2:1多路复用器,或可以组合四个测量信号148形成公共测量信号的4:1多路复用器。多路复用器156的内部构造对于本领域技术人员是已知的,例如根据D.F.Lemmerhirt,请参见上文。

[0081] 为了生产根据本发明的设备,可以优选使用AMS公司的特殊高电压CMOS技术,该技术允许在单个基板(芯片)上同时提供标准化的低电压CMOS晶体管($35\mu\text{m}$ 或 $18\mu\text{m}$)和高电压

CMOS晶体管,其中,可以实现介电强度高达至少100V,优选高达120V。与此相反,使用纯高电压技术将是不利的,因为由此无法实现信噪比至少为60dB且带宽至少为1MHz的低噪声预放大器。如在此提出的,在公共基板上的高电压技术和低电压技术的组合相反使得有可能在为此给出的特定要求下构造用于三维测量值采集的超声计算机断层摄影机器。

[0082] 图3a至3c示出了在时域 t [s]中在高电压放大器132的三个连续的放大器级158、160、162上示出的宽带输入信号的归一化信号幅度 I/I_0 。图3d以在频域 f [Hz]中的信号幅度 I 的形式示出了在三个放大器级158、160、162上的高电压放大器132的相应信号响应。由此可见,宽带信号在其整个带宽上得以保持;除了在较高频率下幅度有轻微衰减外,在频率之间不会出现明显的突然相变或相移;该特性尤其可以有利地使得以后的信号处理尤其可以使用所谓的匹配滤波器方法。

[0083] 图4示出了如在超声转换器112的致动中使用的模拟线性反馈放大器134的一个优选示例性实施例的示意性电路图。在这种情况下,模拟线性反馈放大器134包括至少三个块A、B、C,其构造如以下具体细节所述。

[0084] 块A包括具有两个输入 I_{nP} 和 I_{nN} 以及两个输出 O_{uP} 和 O_{uN} 的差分放大器164。在这种情况下,两个输出 O_{uP} 和 O_{uN} 分别生成输出电流 $I_{O_{uP}}$ 和 $I_{O_{uN}}$,分别地,其中,根据等式(1)的输出电流的绝对值之间差 $|I_{O_{uP}}-I_{O_{uN}}|$ 与两个输入 I_{nP} 和 I_{nN} 的输入电压 U_{InP} 和 U_{InN} 之间的差成比例:

[0085] $|I_{O_{uP}}-I_{O_{uN}}| \sim |U_{InP}-U_{InN}|$ 。(1)

[0086] 关于输出电流 $I_{O_{uP}}$ 和 $I_{O_{uN}}$ 的方向,分别地,应注意输出 O_{uP} 的输出电流 $I_{O_{uP}}$ 流入模块A,而输出 O_{uN} 的输出电流 $I_{O_{uN}}$ 则流出模块A。

[0087] 块A中的差分放大器164的输出 O_{uP} 连接到第一晶体管M1,而块A中的差分放大器的输出 O_{uN} 连接到第二晶体管M2。如图4所示,第一晶体管M1被体现为n通道MOSFET(NMOS),而第二晶体管M2被体现为p通道MOSFET(PMOS)。在这种情况下,每个晶体管M1和M2具有输出源极(source)S、漏极(drain)D和栅极(gate)G。在这种情况下,第一晶体管M1的栅极G连接到低电压VDD,而第二晶体管M2的栅极G连接到低电压接地GRD,其中,低电压VDD和低电压接地GRD同时还用作块A中的差分放大器的电压供应。低电压VDD的典型电压可以是3.3V,而低电压接地被设为0V。低电压VDD的其他值也可能在1V至5V之间。

[0088] 特别地,图4所示的实施例具有以下结果:作为NMOS存在的第一晶体管M1被配置为在漏极D与其其他输出之间维持具有正号的高电压,其中,该高电压可以假定高达60V的值。类似地,作为PMOS存在的第二晶体管M2被配置为在漏极D与其其他输出之间维持具有负号的高电压,其中,该高电压可以假定高达-60V的值。在两种情况的每个下,这种类型的漏极D也都可以称为“高电压漏极”。

[0089] 第一晶体管M1的漏极D连接到另一块B。在这种情况下,块B具有输入 I_{nB} 、输出 O_{uB} 和用于电压供应的连接 Sup 。在这种情况下,从输入 I_{nB} 流出的电流 I_{InB} 大约对应于从输出 O_{uB} 流出的电流 $I_{O_{uB}}$ 。由于此特性,块B也可以称为“电流镜(current mirror)”。在这种情况下,用于电压供应的连接 Sup 连接到母线VHigh。在这种情况下,典型电势可以是60V。模块B被配置为在用于电压供应的连接 Sup 和输出 O_{uB} 之间维持高电压。因此,在模块B上可以存在高达120V的电压而不会损坏模块B。如已经提到的,在这种情况下,从输入 I_{nB} 流出的电流 I_{InB} 可以大致对应于从输出 O_{uB} 流出的电流 $I_{O_{uB}}$,只要在用于电压供应的连接 Sup 和输出

Out之间存在的电势超过约500mV的值,而对于低于此值的较低电势,从输出Out流出的电流 I_{OutB} 低于从输入In流出的电流 I_{InB} 。因此,在后者情况下,这称为块B的“饱和”。

[0090] 第二晶体管M2的漏极D连接到块C。另一块C也被构造为电流镜。由于该特性,流入输入In的电流 I_{InC} 大约对应于流入输出Out的电流 I_{OutC} 。在这种情况下,用于电压供应的连接Sup连接到母线VLow。在这种情况下,典型电势可以为-60V。模块C被配置为在用于电压供应的连接Sup和输出Out之间维持高电压。因此,模块C上也可以存在高达120V的电压,而不会损坏模块C。此处,流入输入In中的电流 I_{InC} 也可以大致对应于流入输出Out的电流 I_{OutC} ,只要在用于电压供应的连接Sup与输出Out之间存在的电势超过大约500mV的值,而对于低于此值的较低电势,块C饱和,使得流入输出Out的电流 I_{OutC} 低于流入输入In的电流 I_{InC} 。

[0091] 块B的输出Out1连接到第三晶体管M3,而块C的输出Out2连接到第四晶体管M4。在这种情况下,第三晶体管M3被体现为n通道MOSFET (NMOS),而第四晶体管M4被体现为p通道MOSFET (PMOS)。在这种情况下,每个晶体管M3和M4也具有根据图4互连的输出源极S、漏极D和栅极G。晶体管M3和M4在每种情况下在其输出源极S处串联。

[0092] 如图4所描述和示出的,块B和C的互连以及晶体管M3和M4的互连具有平衡DC电流 I_{OutB} 和 I_{OutC} 的大小相等的结果。另一方面,电流 I_{InB} 和 I_{InC} 对应于在块A的输出OutN和OutP处存在的输出电流 I_{POutN} 和 I_{OutP} ,其中,输出电流 I_{POutN} 和 I_{OutP} 之间的差与块A的输入InN和InP处的电压差 $|U_{InP}-U_{InN}|$ 成比例。因此,在块A处存在低电压差 $|U_{InP}-U_{InN}|$ 的情况下,模块B或C都会饱和,而在相对于块A处存在的更高电压差 $|U_{InP}-U_{InN}|$ 的情况下,在块B的输出Out1和块C的Out2的每个输出处都存在高电压增益。

[0093] 此外,块B的输出Out1连接到晶体管M5的栅极G,而块C的输出Out2连接到晶体管M6的栅极G。在这种情况下,晶体管M5与晶体管M3具有相同的类型。晶体管M5的宽度对应于晶体管M3的宽度,或者晶体管M5的宽度比晶体管M3的宽度大一个因子 m_1 ,而晶体管M3和M5的长度相同。类似地,晶体管M6与晶体管M4具有相同的类型,其中,晶体管M6的宽度对应于晶体管M4的宽度,或者比其大一个因子 m_2 ,而两个晶体管M4和M6的长度同样相同。此外,两个因子 $m_1=m_2=m$ 相同。

[0094] 晶体管M5和M6同样具有高电压漏极,使得它们各自可以在漏极D和其他输出之间维持高电压。在这种情况下,相对于其他晶体管输出的电势,存在于晶体管M5的漏极D上的电势可以假定高达+120V的值,而存在于晶体管M6的漏极D上的电势相对于其他晶体管输出的电势可以假定高达-120V的值,而在每种情况下均不会损坏相关的晶体管。

[0095] 图4所示的电路的子电路,其中,该子电路包括晶体管M3、M4、M5和M6,可以以如下方式使用:流过晶体管M5和M6的电流对应于流过晶体管M3和M4的电流乘以因子 m 。如果在输出Out上没有负载,则根据等式(2),输出Out处的电势 U_{Out} 大约对应于在晶体管M3和M4之间的连接中的输出OutMid上的电势 U_{OutMid} 。对于输出Out上存在的电势,因此如下成立:

$$[0096] \quad U_{Out} = U_{OutMid} + 1/2 (U_{Out1} + U_{Out2}) . \quad (2)$$

[0097] 结果,相对于块A处存在的电压差 $|U_{InP}-U_{InN}|$,在输出Out之间存在高电压增益。在这种情况下,晶体管M5和M6确保可以将低电阻或高电容连接到输出Out,而不会显著降低根据图4的电路中的高电压增益。该特性基于晶体管M5和M6的源极S的连接。在输出Out上存在的电势 U_{Out} 应跟随在输出Out1上存在的电势 U_{Out1} 的上升的情况下,晶体管M5的栅极G和

源极S之间的电压将以晶体管M5将生成更高电流的方式增加。该增加的电流通常会导导致输出Out上的电势U_{Out}发生变化,从而抵消原始的上升。

[0098] 图4中示意性示出的电路优选地适合用作高电压放大器132,特别是用于致动压电超声转换器112。如图5所示,为此,电压放大器可以配备负反馈电路166。在这种情况下,分别地,高电压放大器132的输出Out处的信号幅度对应于电压放大器的输入InN处的信号幅度乘以电阻R_{fb}和R_{fIn}的比率R_{fb}/R_{fIn}。在这种情况下,电容C_{fb}可以用来增加负反馈电路166的稳定性。为此,如图5所示,将电容C_{fb}连接到电压放大器的输出Out1是特别有利的。

[0099] 图6示意性地示出了从WO 2002/030288A1已知的超声计算机断层摄影机器200,该机器特别可用于基于超声的成像方法中以早期识别乳腺癌。超声计算机断层摄影机器200包括一个向上开口的容器202,待检查身体部位(在这里是位于患者卧榻208上的患者206的乳房204)插入其中。与WO 2002/030288 A1中的图示相反,此处容器202优选地被构造为部分球形的形式,以便能够更好地空间适应作为待检查身体部位的乳房204。

[0100] 在图6中示意性示出的超声计算机断层摄影机器200还包括一组超声转换器112,其在每种情况下固定地布置在容器202的壁上,并尽可能均匀地分布在壁的整个区域上,并且每个具有从壁的区域到容器202的内部基本垂直定向的主发射方向。耦合介质210可以被引入到容器202中,该耦合介质可以润湿待检查身体部位并且可以特别地用于更好地在超声转换器112与待检查身体部位之间耦合和传输超声信号。在这种情况下,该组超声转换器112特别地通过使用根据图1和图2的设备110来致动和读取,其中,高电压放大器132可以优选地根据图4和图5配置。

[0101] 此处示出的超声计算机断层摄影机器200还包括计算机辅助控制和评估单元212,该计算机辅助控制和评估单元212可以优选地具有主存储器并且优选地通过同轴线214与设备110互连。同样可以采用其他类型的线或替代地或附加地也将数据无线发射到设备110中和/或从设备110中无线发射。在这种情况下,互连被体现为使得可以选择任意数量的超声转换器112作为超声发射器136和/或超声接收器138,并且将由超声发射器136发射的超声信号经由耦合介质210施加到待检查身体部位,而由超声接收器138并行接收的作为电信号的超声测量信号被放大、滤波、数字化并存储在控制和评估单元212的主存储器中作为数据。这些数据,如在WO 2002/030288 A1、EP 2 056 124 A1、WO 2011/124379 A2和WO 2012/110228 A1中特别说明的,可被评估并用于重建检查的身体部位。但是,同样可以使用其他评估和重建方法。在特别是出于医学目的的测量期间,以这种方式重建的实时图像可以在输出单元216中特别是在屏幕上被表示。但是,其他类型的表示形式也是可能的。

[0102] 特别优选的超声计算机断层摄影机器可以包括根据本发明的157个设备,该设备也可以称为转换器阵列系统(TAS),其中,每个设备可以具有4个超声发射器和9个超声接收器。超声计算机断层摄影机器因此可以总共具有628个超声发射器和1413个超声接收器,它们可以尽可能均匀地分布在部分球体上。在这种情况下,每个设备尤其可以具有一个具有3:1多路复用器的多路复用器单元,使得在设备的低电压信号输出总共存在471个测量信号,其可以由为其构造的480个并行通道处理。此外,通过使用孔径的46种不同的运动,可以提供28 888个虚拟超声发射器和64 998个虚拟超声接收器。

[0103] 这里,在每种情况下都可以使用具有面积为0.9mm×0.9mm的阵列形式的2×2超声转换器,其中,每个超声转换器的单个面积可以为0.4mm×0.4mm。在这种情况下,高电压放

大器提供的最大激励电压可以为80V。在大约2.7MHz的谐振频率和大约1.5MHz的带宽的情况下,该设备可以使发出超声波的孔径角大约为 38° ,因此可以实现距超声转换器12cm处约6kPa的声压。但是,本超声计算机断层摄影机器的其他类型的配置也是可能的。

[0104] 附图标记列表

[0105]	110	设备
[0106]	112	超声转换器
[0107]	114	多路复用器单元
[0108]	116	基板
[0109]	118	第一区域
[0110]	120	第二区域
[0111]	122	分离
[0112]	124	输入通道
[0113]	126	输出通道
[0114]	128	高电压信号输入
[0115]	130	输入开关
[0116]	132	高电压放大器
[0117]	134	模拟线性反馈放大器
[0118]	136	超声发射器
[0119]	138	超声接收器
[0120]	140	超声测量信号
[0121]	142	可调滤波器
[0122]	144	可调电阻
[0123]	146	电容
[0124]	148	测量信号
[0125]	150	输出开关
[0126]	152	低电压预放大器
[0127]	154	低电压信号输出
[0128]	156	多路复用器
[0129]	158	第一放大器级
[0130]	160	第二放大器级
[0131]	162	第三放大器级
[0132]	164	差分放大器
[0133]	166	负反馈电路
[0134]	200	超声计算机断层摄影机器
[0135]	202	容器
[0136]	204	乳房
[0137]	206	患者
[0138]	208	患者卧榻
[0139]	210	耦合介质

[0140]	212	控制和评估单元
[0141]	214	同轴线
[0142]	216	输出单元

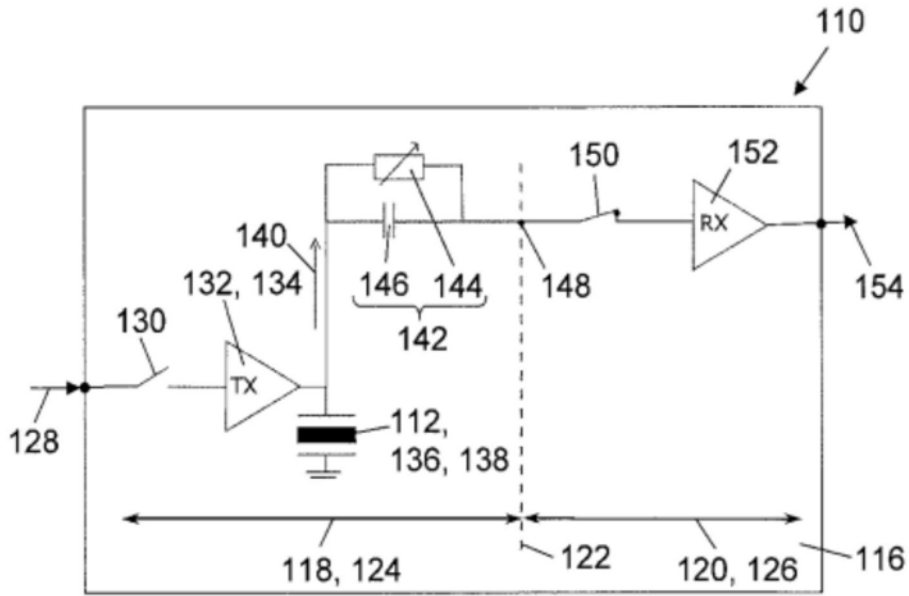


图1

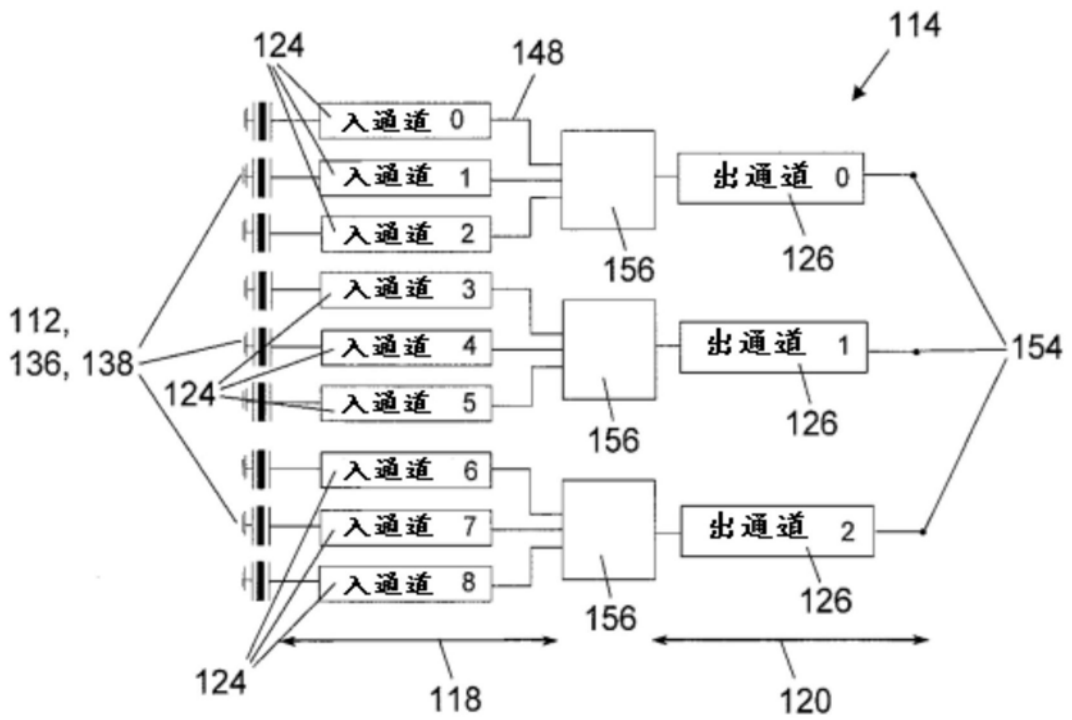


图2

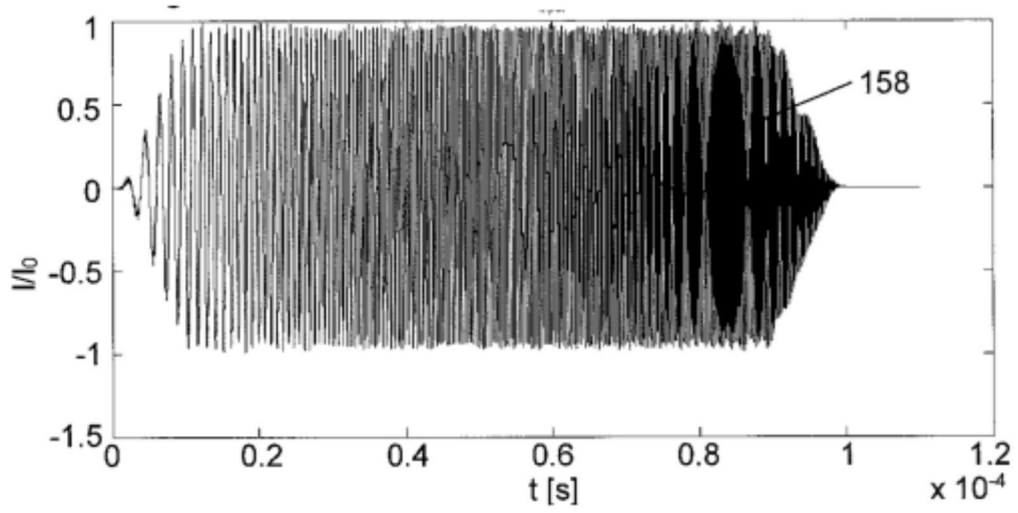


图3a

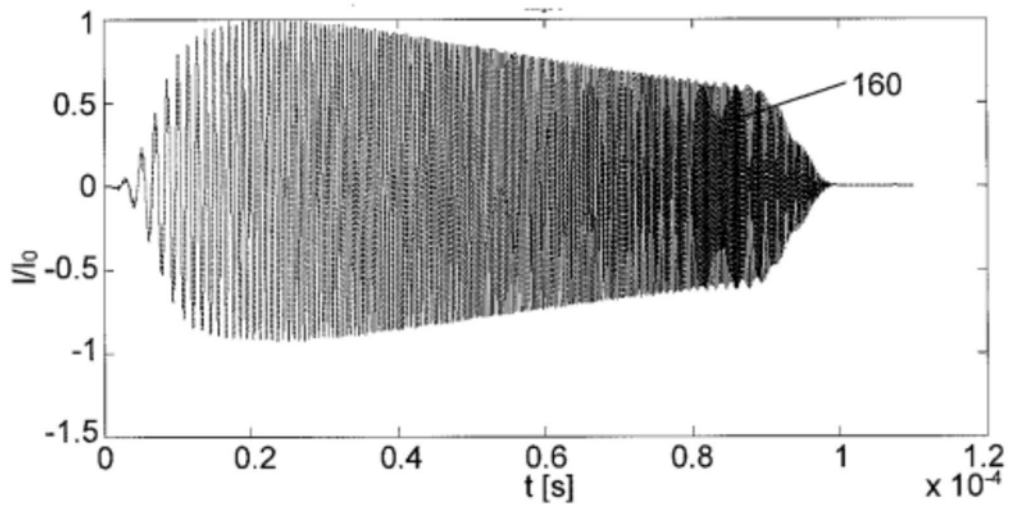


图3b

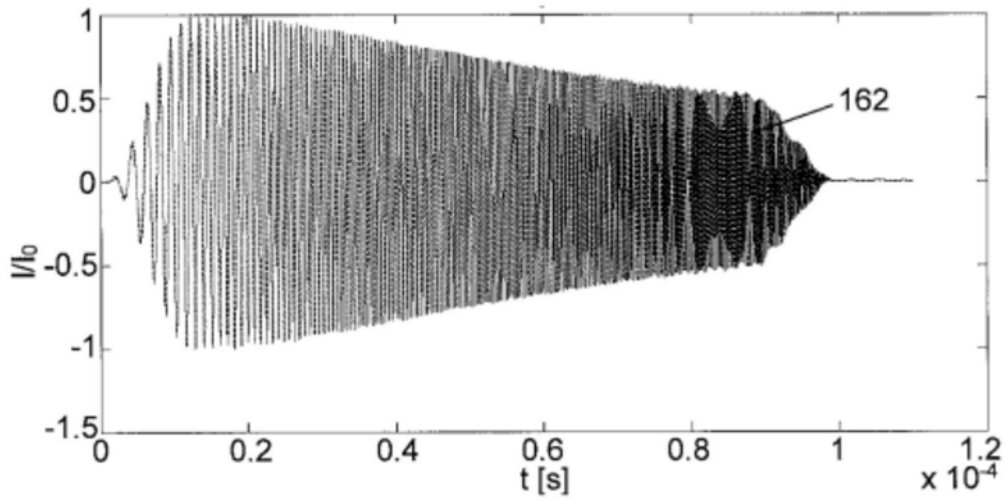


图3c

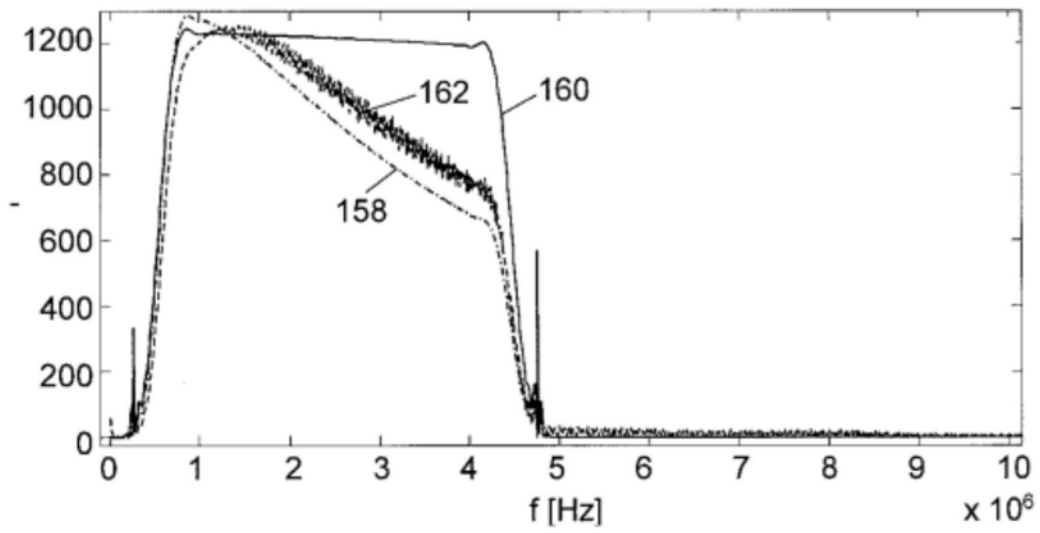


图3d

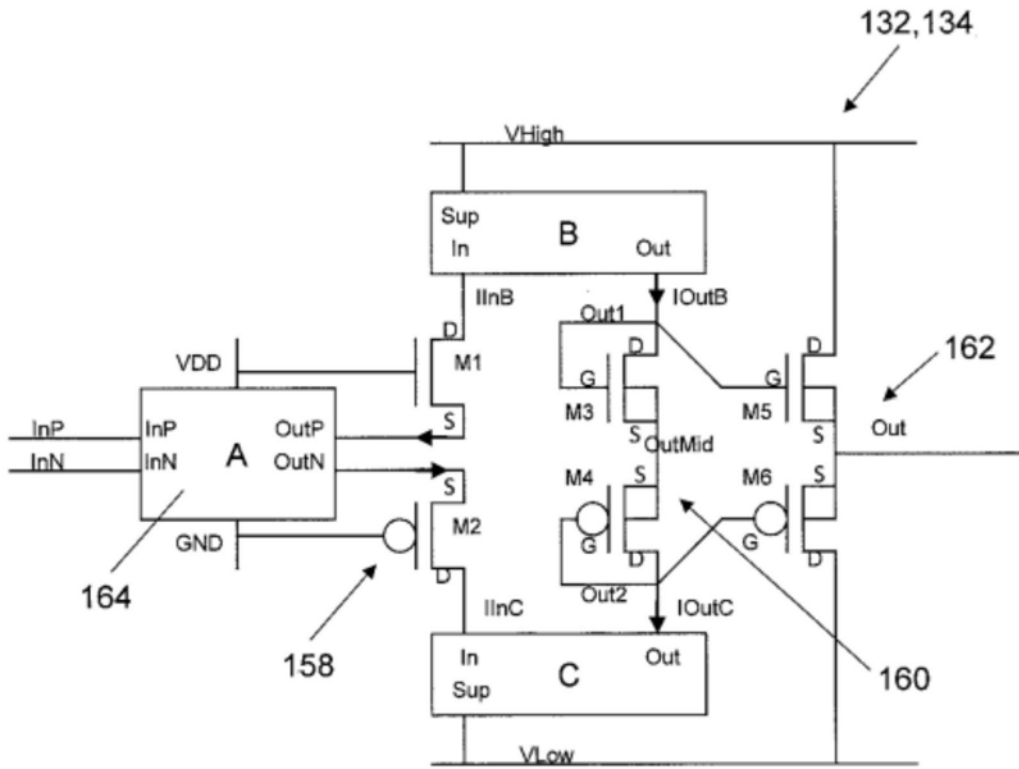


图4

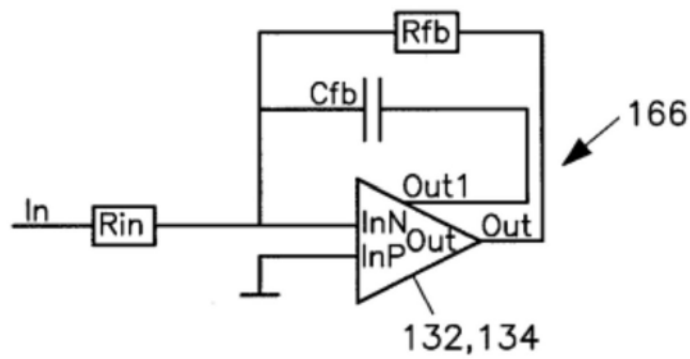


图5

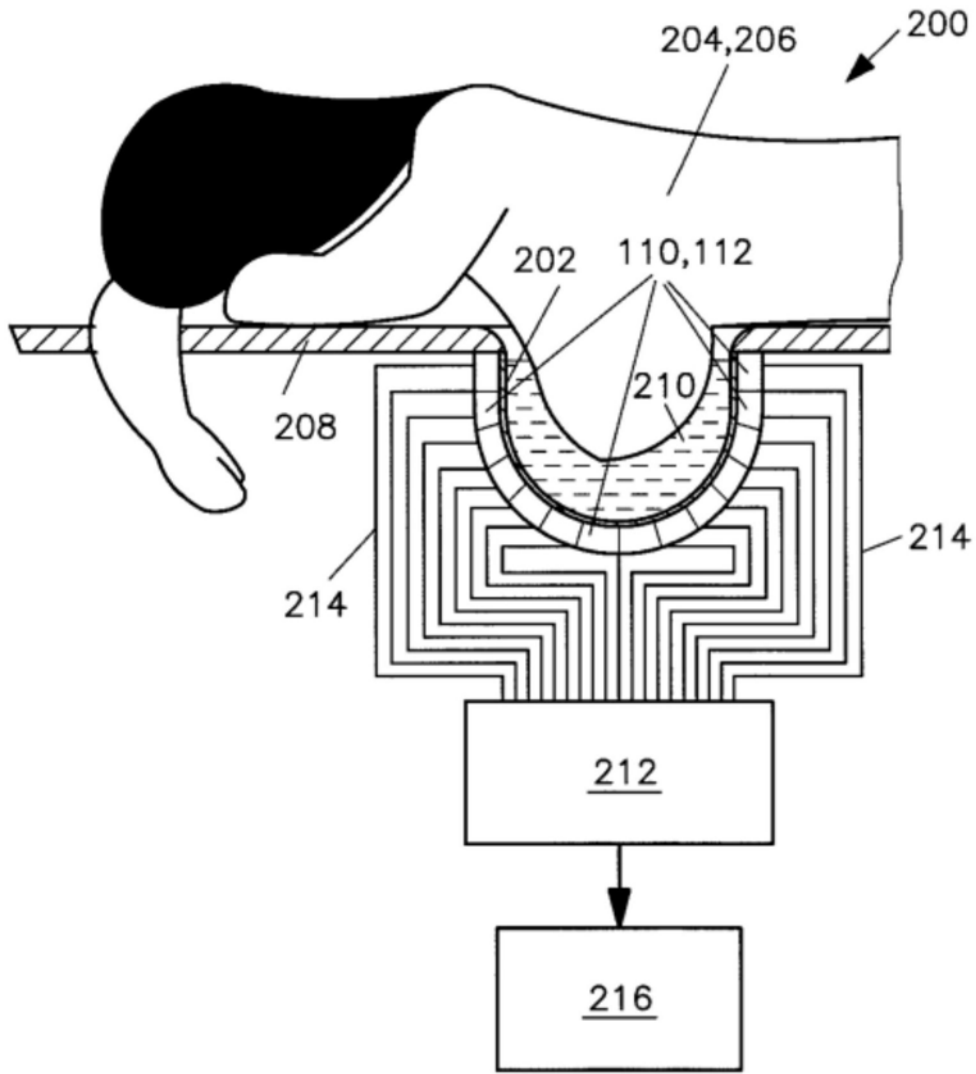


图6

专利名称(译)	致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器的设备及超声计算机断层摄影机器		
公开(公告)号	CN111213065A	公开(公告)日	2020-05-29
申请号	CN201880061879.7	申请日	2018-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔斯鲁厄技术研究所		
申请(专利权)人(译)	卡尔斯鲁厄技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔斯鲁厄技术研究所		
发明人	I·佩里克 M·扎普夫 H·杰玛克 R·莱伊斯		
IPC分类号	G01S7/52 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/00 B06B1/06 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/13 A61B8/406 B06B1/0215 B06B2201/55 G01S7/52025 G01S7/52046 G01S15/8915		
代理人(译)	李焯 于静		
优先权	102017217214 2017-09-27 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于致动和读取用于超声计算机断层摄影的一组超声转换器(112)的设备(110)，包括：公共基板(116)，具有作为输入通道(124)的第一区域(118)和作为输出通道(126)的第二区域(120)，所述第二区域通过n阱与所述第一区域电分离；在第一区域上用于接收模拟高电压信号的至少一个高电压信号输入(128)；第一区域(118)上的至少一个高电压放大器(132)，其具有高电压CMOS半导体组件并且用于接收和放大模拟高电压信号；第一区域(118)上的至少一组超声转换器(112)，其中，超声转换器(112)中的至少一个被配置用于在发射阶段期间生成超声信号，并且超声转换器(112)中的至少一个用于接收超声测量信号(140)；至少一个多路复用器(156)，用于组合来自至少两个不同超声转换器(112)的超声测量信号(140)以形成公共测量信号(148)；第二区域(120)上的至少一个的低噪声低电压预放大器(152)，其具有CMOS半导体组件并且用于接收测量信号(148)；第二区域(120)上的至少一个输出开关(150)，用于至少在发射阶段期间防止测量信号(148)施加到低电压预放大器(152)上；以及至少一个低电压信号输出(154)，用于向外部控制和评估单元(212)发送预放大的测量信号(148)。

