



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105796104 A

(43) 申请公布日 2016. 07. 27

(21) 申请号 201610023557. 6

(22) 申请日 2016. 01. 14

(30) 优先权数据

102015200510. 0 2015. 01. 15 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 M. 尼兹南斯基 R. 雷纳 M. 维斯特

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 熊雪梅

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 5/113(2006. 01)

G01R 33/28(2006. 01)

G01R 33/341(2006. 01)

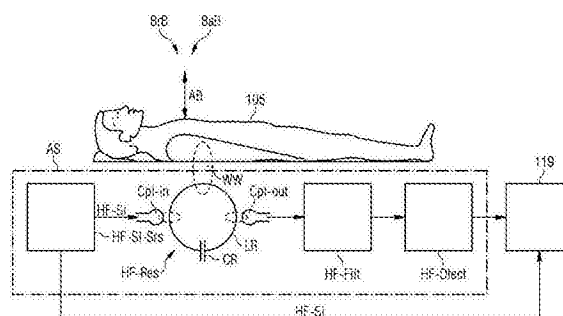
权利要求书2页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

运动传感器

(57) 摘要

本发明涉及用于检测医学成像系统中、特别是磁共振断层成像系统(101)中的患者(105)的运动(AB)的方法和运动传感器(AS),其特征在于,所述运动传感器(AS)具有至少一个HF共振器(HF-Res),用于发送从HF信号源(HF-Si-Srs)向所述运动传感器(AS)馈送(CPL-in)的HF信号(HF-Si),并且用于接收(CPL-out, HF-Filt, HF-Dtect)响应信号(HF-Ressi),以及所述运动传感器(AS)具有检测装置(HF-Filt, HF-Detect),用于检测所述患者(105)的运动(AB)。



1. 一种运动传感器(AS), 用于检测医学成像系统中、特别是磁共振断层成像系统(101)中的患者(105)的运动(AB),

其特征在于,

所述运动传感器(AS)具有至少一个HF共振器(HF-Res), 用于发送从HF信号源(HF-Si-Srs)向所述运动传感器(AS)馈送(CPL-in)的HF信号(HF-Si), 并且用于接收(CPL-out, HF-Filt, HF-Dtect)所述信号(HF-Si),

以及所述运动传感器(AS)具有检测装置(HF-Filt, HF-Detect), 用于检测所述患者(105)的运动(AB)。

2. 根据权利要求1所述的运动传感器,

其特征在于,

所述HF共振器(HF-Res)能发送的HF信号(HF-Si)的频率不同于磁共振断层成像设备(101, 108)形式的医疗系统能发送的高频激励脉冲 $B1(x, y, z, t)$ 的频率。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

设置正好一个或者多个HF共振器(HF-Res)。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

HF共振器(HF-Res)具有带有至少一个线圈(LR)和至少一个电容器(CR)的LC共振器。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

利用优选窄带的HF检测器(HF-Filt, HF-Dtect)检测由HF共振器(HF-Res)接收的HF信号(HF-Si)。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

测量检测到的患者的吸气状态和呼气状态下的HF信号(HF-Si)的差(S21diff)。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

HF共振器(HF-Res)被构造为使得HF共振器(HF-Res)的感生的电磁场(HF-Si)进入患者(105)的身体, 由此使得能够在共振器(HF-Res)和患者(105)的身体之间产生交互作用(WW)。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

将至少一个HF共振器(HF-Res)布置在患者(105)的胸部区域(BrB)和/或腹部区域(BaB)的附近和/或下方。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

运动传感器(AS)布置在磁共振断层成像系统(101)的患者卧榻(104)中。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器,

其特征在于,

将HF共振器(HF-Res)布置在患者上方在磁共振断层成像系统(101)的孔护衬后面。

11.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述运动传感器被构造为通过HF共振器(HF-Res)的负载性能和/或传输因数(S21)的变化，来检测患者(105)的身体运动和/或身体内部的解剖结构的移位。

12.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述运动传感器被构造(119)为基于传输率(S21)在时间上的变化，来检测患者(105)的身体运动或者身体内部的解剖结构的移位。(图3)

13.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

HF共振器(HF-Res)的尺寸小于HF信号(HF-Si)的波长。

14.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

HF共振器(HF-Res)被构造为在感性和/或容性近场中作为感性和/或容性传感器工作。

15.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述运动传感器被构造为非接触式地测量MRT(101)的患者(105)的呼吸运动。

16.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所使用的HF信号具有小于10mW、特别是最大1mW的功率。

17.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述运动传感器是用于采集MRT(101)中的患者(105)的呼吸运动的呼吸传感器。

18.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述运动传感器连接到磁共振断层成像系统(101)，磁共振断层成像系统(101)被构造(119)为在对利用磁共振断层成像系统(101)确定的用于产生患者(105)的身体的图像的图像数据进行校正时，考虑基于传输率(S21)在时间上的变化检测到的、测量的患者(105)的身体运动和/或身体内部的解剖结构的移位。

19.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，
其特征在于，

所述医学成像系统是磁共振断层成像系统(101)。

20.根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器，

其特征在于，感性地(Cp1-in, Cp1-out)或者容性地或者利用其它耦合部设置HF信号(HF-Si)到HF共振器(HF-Res)中的耦合和/或HF信号(HF-Si)从HF共振器的解耦。

21.一种用于采集医学成像系统中、特别是磁共振断层成像系统(101)中的患者(105)的运动(AB)的方法，

其特征在于，使用根据前述权利要求中任一项所述的运动传感器(AS)。

运动传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及运动传感器和用于检测医学成像系统、特别是磁共振断层成像系统中的患者的运动的方法。

背景技术

[0002] 例如在以下文献中描述了用于在磁共振断层成像系统中检测运动(特别是用于呼吸检测)的方法:

[0003] 出版物Buikman, Helzel, **Röschmann**: The Coil as a Sensitive Motion Detector for MRI-Magnetic-Resonance-Imaging, Vol. 6, Num. 3, 1988 der Firma Philips描述了通过测量MRT的身体线圈的失配因数能够检测呼吸运动。

[0004] R. Rehner、A. Fackelmeier和S. Biber的DE 10 2014 209 488.7涉及一种“Atemerfassung durch **körpernahe** posteriore Hochfrequenz-Spulen”, 其中, 描述了通过测量在患者下面的传感器线圈的失配因数来进行呼吸检测。

[0005] DE 19 2009 052 412 A1涉及一种“Mess-System zur Erfassung der Lage eines sich bewegenden Organs(用于检测运动的器官的位置的测量系统)”。

发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是, 在运动检测方面对医疗设备(特别是磁共振断层成像系统)进行优化。上述技术问题相应地通过独立权利要求的特征来解决。本发明的实施方式能够实现高效的运动检测, 作为已存在的变形方案的替代。在从属权利要求和下面的描述中给出了有利扩展。

附图说明

[0007] 本发明的可能实施方式的其它特征和优点从下面根据附图对实施例的描述中得出。在此,

[0008] 图1示出了具有开放式LC共振器的测量装置的实施例,

[0009] 图2示出了测量的由于身体运动而产生的传输S21的变化,

[0010] 图3示出了测量的由于呼吸而产生的传输S21在时间上的变化,

[0011] 图4示意性地示出了MRT系统。

具体实施方式

[0012] 图4(此外特别地还关于技术背景)示出了具有空心圆柱体102的(位于屏蔽的空间或者法拉第笼F中的)成像磁共振设备MRT 101, 空心圆柱体102具有这里为管状的空间103, 带有(带有或没有局部线圈装置106的)例如检查对象(例如患者)105的身体的患者卧榻104可以沿箭头z的方向驶入管状的空间103中, 以便通过成像方法产生患者105的照片。这里, 在患者105上布置有局部线圈装置106, 利用其可以在局部区域(也称为视场或FoV)中产生

在FoV中的身体105的子区域的MRT照片。局部线圈装置106的信号可以由MRT 101的例如可由同轴线缆或者通过无线电(167)等连接到局部线圈装置106的处理装置(168、115、117、119、120、121等)进行处理(例如转换为图像、进行存储或者显示)。

[0013] 为了利用磁共振设备MRT 101借助磁共振成像对身体105(检查对象或患者)进行检查,在身体105上入射不同的、在其时间和空间特性上最准确地相互调谐的磁场。这里具有隧道状开口103的测量舱中的强磁体(经常是低温磁体(Kryomagnet)107)产生强的静态主磁场 B_0 ,其例如取0.2特斯拉至3特斯拉或者还会更大。待检查的身体105以承载在患者卧榻104上的方式驶入在观察区域FoV(也称为“视场”或“视野”)中的主磁场 B_0 的近似均匀的区域中。身体105的原子核的核自旋的激励经由磁性的高频激励脉冲 $B_1(x, y, z, t)$ 进行,高频激励脉冲经由这里作为(例如多部分=108a, 108b, 108c的)身体线圈108非常简单地示出的高频天线(和/或在需要时局部线圈装置)入射。高频激励脉冲例如由脉冲产生单元109产生,脉冲产生单元109由脉冲序列控制单元110控制。在通过高频放大器111放大之后,其被传输到高频天线108。这里示出的高频系统仅是示意性地示出的。在磁共振设备101中也可以使用多于一个的脉冲产生单元109、多于一个的高频放大器111和多个高频天线108a, b, c。

[0014] 此外,磁共振设备101具有梯度线圈112x, 112y, 112z,利用其在进行测量时入射梯度磁场 $B_G(x, y, z, t)$,以进行选择层激励并且进行测量信号的位置编码。梯度线圈112x, 112y, 112z由梯度线圈控制单元114(并且在需要时经由放大器 V_x, V_y, V_z)控制,梯度线圈控制单元114同样像脉冲产生单元109一样连接到脉冲序列控制单元110。

[0015] 由激励的(检查对象中的原子核的)核自旋发出的信号由身体线圈108和/或至少一个局部线圈装置106接收,通过相关联的高频前置放大器116放大,并且由接收单元117进一步处理和数字化。将记录的测量数据数字化并且作为复数值存储在k空间矩阵中。根据该存储有值的k空间矩阵,可借助多维傅立叶变换重建所属的MR图像。

[0016] 对于不仅能够以发送模式、而且能够以接收模式工作的线圈、例如身体线圈108或者局部线圈106,通过连接在前面的发送-接收预选器118来控制正确的信号传输。

[0017] 图像处理单元119根据测量数据产生图像,其经由操作控制台120向用户呈现和/或存储在存储单元121中。中央计算机单元122对各个设备部件进行控制。

[0018] 在MR断层成像中,现在通常利用所谓的局部线圈装置(线圈、局部线圈)记录具有高信噪比(SNR)的图像。这是紧密地安装在身体105上面(前面)或下面(后面)或者上或中的天线系统。在进行MR测量时,被激励的核在局部线圈的各个天线中感生电压,然后利用低噪声前置放大器(例如LNA、前置放大器(Preamplifier))将电压放大,最后传输到接收电子设备。为了在高分辨率图像的情况下也提高信噪比,使用所谓的高场设备(1.5T至12T或者更大)。当比存在的接收器多的单天线可能连接到MR接收系统时,在接收天线和接收器之间例如置入开关矩阵(部分也称为RCCS)。其将当前活动的接收通道(通常是正处于磁体的视场中的接收通道)路由到存在的接收器。由此能够连接比所存在的接收器多的线圈元件,因为在全身覆盖的情况下仅需要读出位于磁体的FoV中或者均匀体积中的线圈。

[0019] 例如通常将例如可以由一个天线元件(特别是线圈元件)构成的或者由多个天线元件作为阵列线圈构成的天线系统称为局部线圈装置106。这些各个天线元件例如作为环形天线(环)、蝴蝶状、柔性线圈(Flexspule)或者鞍形线圈来实现。局部线圈装置例如包括

线圈元件、前置放大器、其它电子设备(外罩波陷波器等)、壳体、支架和用来将其连接到MRT设备的通常是具有接头的线缆。安装在设备侧的接收器168对局部线圈106例如通过无线电等接收到的信号进行滤波和数字化,并且将数据传输到数字信号处理装置,数字信号处理装置根据通过测量获得的数据通常得出图像或谱,并且向用户提供,例如用于随后由用户进行诊断和/或进行存储。

[0020] 图1至4示出了本发明的示例性实施方式的一些细节。

[0021] 在进行医学成像时,不希望的患者运动在图像记录期间可能产生强的图像伪影。这些不希望的运动伪影还可能由于呼吸而在胸部或者腹部区域中产生。因此,可能有意义的是,检测患者呼吸并且将(MRT)图像记录与呼吸周期同步。这特别地对于磁共振断层成像(MRT)可能是有益的,因为图像记录(MR序列)可能持续几分钟,不是每个患者能够屏住呼吸如此长的时间。

[0022] 图1示出了本发明的一个实施方式,其中,这里将一个或者替换地多个HF共振器(振荡回路)HF-Res靠近患者105放置在胸部区域BrB和/或腹部区域BaB中。HF共振器HF-Res(和/或具有处理电子设备的运动传感器AS)例如可以集成到磁共振断层成像设备101的患者卧榻104中。来自HF发生器(HF-Si-Srs)的HF信号例如经由耦合线圈Cp1-In(或者例如利用耦合电容器或者利用其它耦合部容性地)耦合到HF共振器HF-Res。在HF发生器HF-Si-Srs中产生的、耦合到HF共振器HF-Res的HF信号又从HF共振器(例如利用耦合电容器或者利用其它耦合部感性或者容性地)(经由Cp1-out)解耦,并且例如利用窄带HF检测器(HF-Filt和/或HF-Dtect)进行滤波和检测。

[0023] 这里,HF共振器的特性(WW,这里例如特别地是性能)受患者的呼吸影响,由此HF信号经由HF共振器的传输(S21)也发生改变(即患者吸气时的S21-e相对于患者呼气时的S21-a之间的差S21diff)。如在图1中所示出的,这种布置使得能够测量HF共振器HF-Res的传输损耗。

[0024] 这里,HF共振器HF-Res被构造为使得HF共振器HF-Res的感生的电磁场HF-Si进入患者105的身体,由此使得能够在HF共振器HF-Res和患者105的身体之间产生交互作用WW。于是这里身体运动AB(以及呼吸运动或者向外也可能不可见的身体内部的解剖结构的移位)使得HF共振器HF-Res的负载性能发生变化。

[0025] 如在图2中所示出的,这例如可以作为传输S21[dB]的变化S21diff(作为患者的身体的吸气状态时的传输S-21-e和呼气状态时的传输S21-a的差)与频率有关地被检测。

[0026] 此外,可以随着时间t[s]的推移,作为在图3中示出的传输S21-e至S21-a(吸气前后)的时间上的变化S21-diff测量患者105的呼吸运动AB。对于MRT应用有利的是,HF共振器HF-Res的共振频率与磁共振断层成像设备101的MR频率不同,由此可以在运动传感器或呼吸传感器AS与MR成像之间产生很小或者尽可能小的相互干扰。

[0027] 当所使用的HF共振器HF-Res的尺寸明显比所使用的测量信号波长小时,HF共振器HF-Res例如表现为感性或容性传感器,而不(或者几乎不)像MRT成像天线(106)一样,因为人们在感性(或容性)近场中工作。由此,使辐射的HF能量最小化。

[0028] 本发明的实施方式对于呼吸是灵敏的,因为测量的HF共振器HF-Res的传输损耗与空气-组织分布有关;与吸入的空气相比,肌肉组织具有大的HF损耗。

[0029] 传输测量不像测量失配因数一样需要定向耦合器,并且可以对测量线路中的失配

较不敏感。根据本发明的传输测量可在大的动态范围内执行,并且(过零点和符号变化)可以比失配因数的测量更明确。

[0030] 只要对于功能仅需要近场,则HF共振器HF-Res可以与感性传感器类似地以可忽略的辐射工作。

[0031] 能够进行非接触式测量。不需要将呼吸传感器放置并且固定在患者105的身体上。

[0032] 只要所使用的HF信号具有小的功率(例如1mW),本发明的实施方式对SAR平衡(SAR-Bilanz)(与MR导航仪相比)的影响可忽略。

[0033] 运动传感器AS可以集成在患者卧榻104中。这样身体距离可以总是相等,并且与其它方法相比不需要新的可以看见的接线。在运动传感器AS集成在患者卧榻104中的情况下,运动传感器AS与患者105之间的距离可以非常恒定,特别是与替换地将传感器放置在患者上方在孔护衬后面相比。

[0034] 如何执行传输测量对于本领域技术人员本身例如也从www.wikipedia.de是已知的;原则上例如S参数、例如正向传输因数S21借助网络分析仪作为频率的函数来测量,例如参见在<http://de.wikipedia.org/wiki/Netzwerkanalysator#mediaviewer/File:Vna3.png>中示出的网络分析仪,但是也可以考虑任意其它网络分析仪。

[0035] 在图1中例如一般地示出了HF滤波器HF-Filt和HF检测器HF-Detect用于检测HF信号。

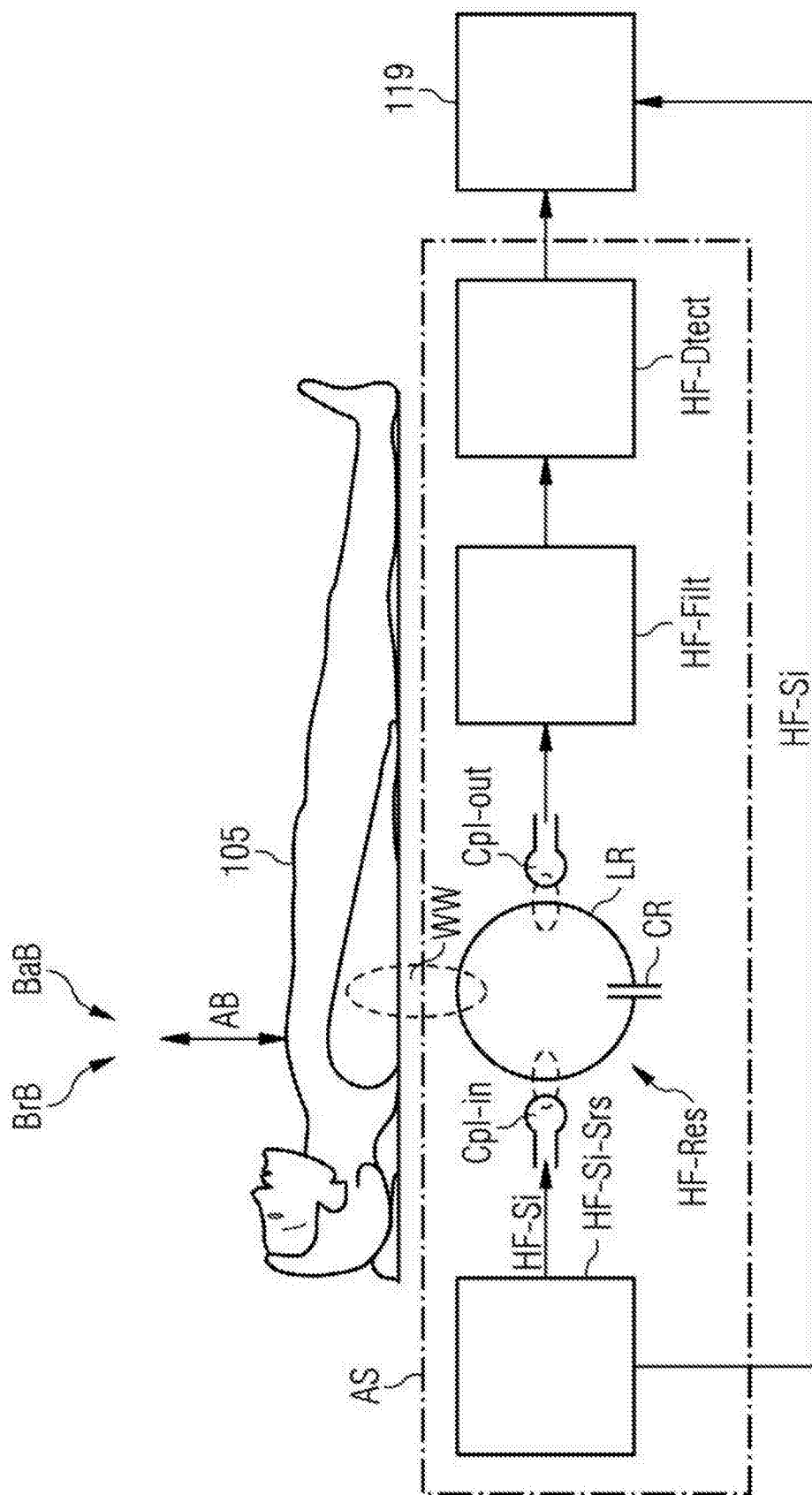


图1

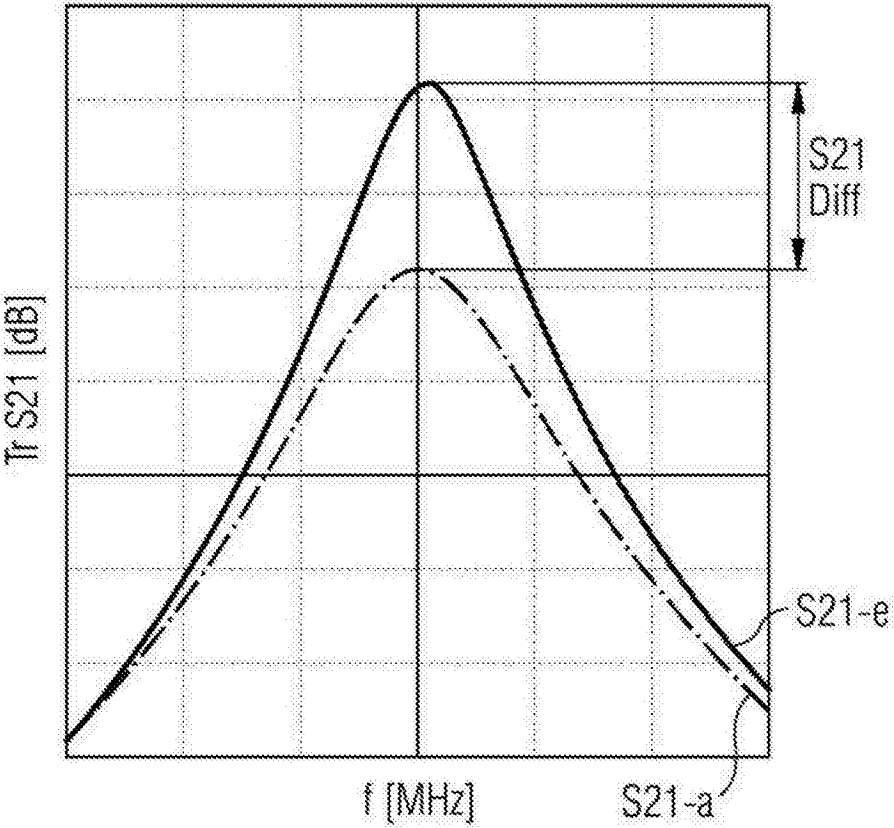


图2

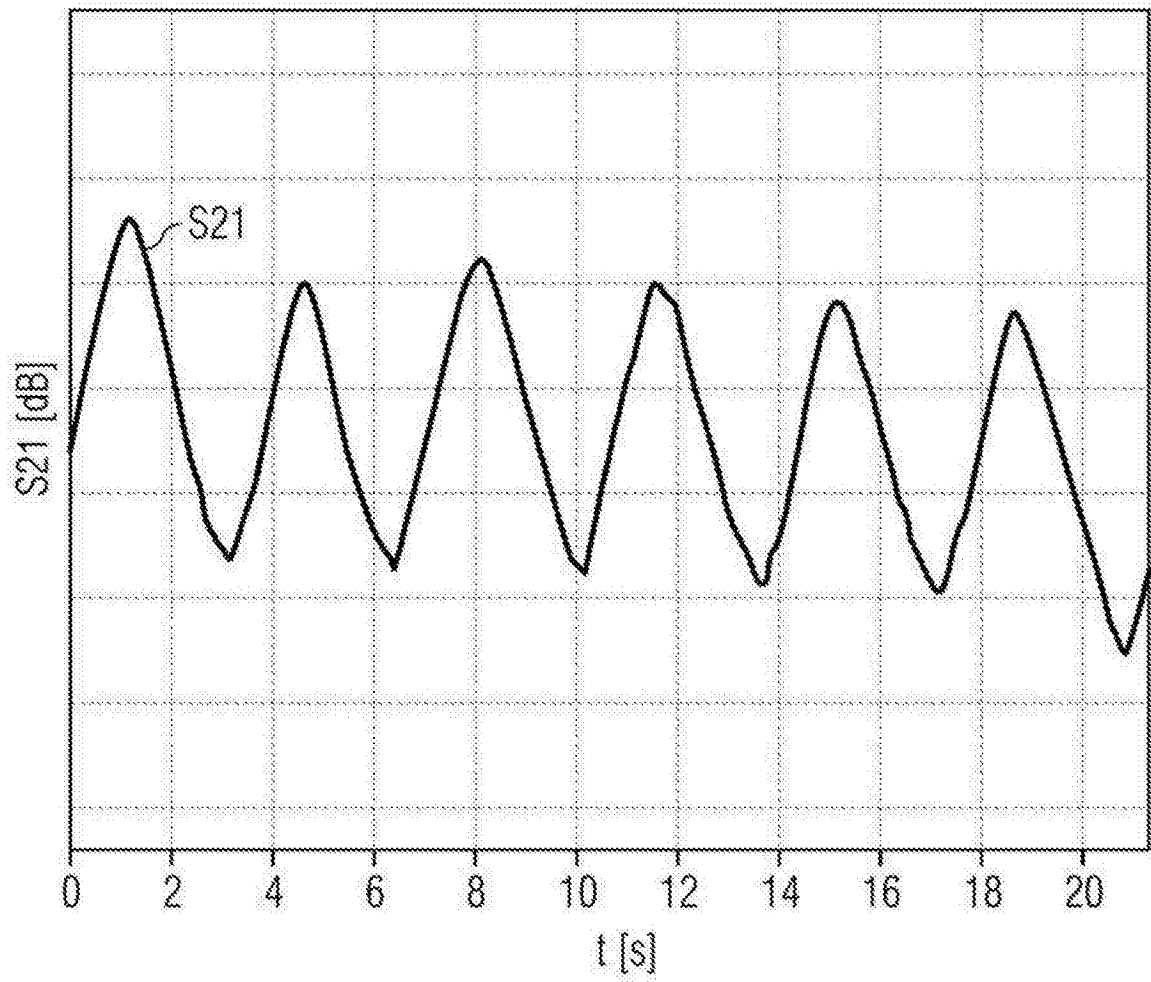


图3

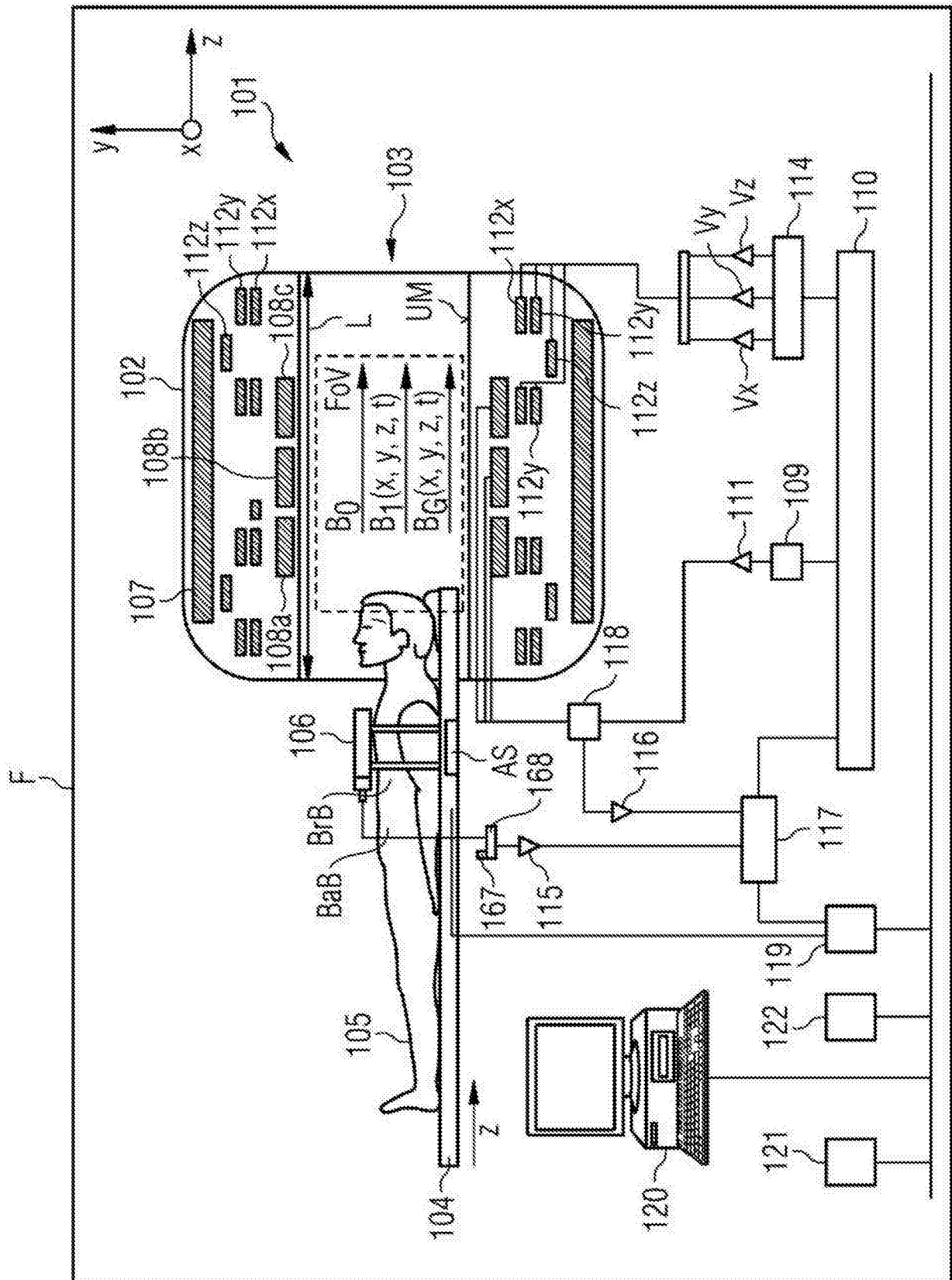


图4