



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104330756 B

(45)授权公告日 2018.06.08

(21)申请号 201410350075.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2014.07.22

G01R 33/32(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

G01R 33/34(2006.01)

申请公布号 CN 104330756 A

A61B 5/055(2006.01)

(43)申请公布日 2015.02.04

审查员 胡书红

(30)优先权数据

102013214285.4 2013.07.22 DE

(73)专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72)发明人 S.比伯

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

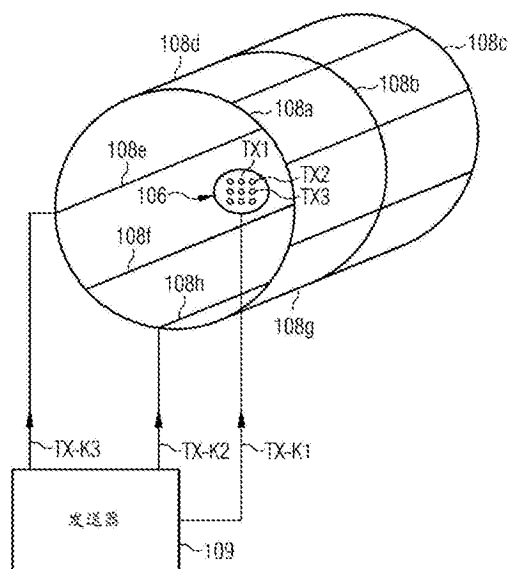
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

磁共振断层成像系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种磁共振断层成像系统(101),其特征在于,具有分别带有至少一个HF发送天线(108a-h;TX1,TX2,TX3)的至少两个HF发送线圈装置(104;106),能够由磁共振断层成像系统(101)的发送装置(109)来控制所述HF发送线圈装置(104,106)以便发送HF脉冲(HF-P1-HF-P8)。



1. 一种磁共振断层成像系统(101), 其特征在于, 具有分别带有至少一个HF发送天线(108a-h; TX1, TX2, TX3)的至少两个HF发送线圈装置(104; 106), 能够由磁共振断层成像系统(101)的发送装置(109)来控制所述HF发送线圈装置(104, 106)以便发送HF脉冲(HF-P1-HF-P8),

其中, 所述HF发送线圈装置(104; 106)中的一个为局部线圈(106)并且所述HF发送线圈装置(104; 106)中的另一个为全身线圈(104),

其中, 这样将至少一个HF发送线圈装置(104; 106)定尺寸, 使得当其连接插头未与患者卧榻和/或磁共振断层成像系统(101)相连时, 其本身借助通过HF发送线圈装置(104; 106)中的另一个的HF脉冲(HF-P1-HF-P4; HF-P5-HF-P8)感应出的电压和/或电流来失谐。

2. 根据权利要求1所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 具有分别带有至少一个HF发送天线(108a-c; TX1, TX2, TX3)的至少两个HF发送线圈装置(104; 106), 能够由发送装置(109)将所述HF发送线圈装置(104, 106)控制为仅选择性地单个用于发送和/或多个同时用于发送。

3. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, HF发送线圈装置(104; 106)电感性地彼此耦合。

4. 根据权利要求1所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置(109)被构造为, 对于不同的空间TX照射和/或对于时间上不同的TX场变化来控制所述HF发送线圈装置(104; 106)。

5. 根据权利要求4所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置被构造为, 对于不同的应用来控制所述HF发送线圈装置(104; 106)。

6. 根据权利要求4或5所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置被构造为, 在没有患者的位置变化的情况下和/或在没有HF发送线圈装置(104; 106)的位置变化的情况下控制所述HF发送线圈装置(104; 106)。

7. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置(109)被构造为, 在一个时刻总是仅将所述HF发送线圈装置(104; 106)中的一个控制为发送HF脉冲(HF-P1-HF-P4; HF-P5-HF-P8)。

8. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置(109)被构造为, 在一个时刻(t)总是仅将所述HF发送线圈装置(104; 106)中的一个控制为发送HF脉冲(HF-P1-HF-P4; HF-P5-HF-P8)并且使另外的HF发送线圈装置失谐。

9. 根据权利要求8所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置被构造为, 使所述另外的HF发送线圈装置对于HF脉冲(HF-P1-HF-P8)失谐。

10. 根据权利要求8所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 其被构造为使得用于使一个HF发送线圈装置(104; 106)失谐的电流在此完全或部分地从HF发送线圈装置(104; 106)中的另一个的发送场中通过整流来产生。

11. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置(109)被构造为使得对于成像检查仅将对于该检查具有更好特性的HF发送线圈装置(104; 106)控制为进行发送。

12. 根据权利要求11所述的磁共振断层成像系统, 其特征在于, 所述发送装置(109)被构造为, 在任意时刻(t)仅将局部线圈(106)形式的HF发送线圈装置(104; 106)或者仅将全

身线圈(104)形式的HF发送线圈装置(104;106)控制为进行发送。

13. 根据权利要求11所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述发送装置(109)被构造为,对于患者(105)的区域(K,R0I)的第一成像检查,在一些时刻(t_5, t_6, t_7, t_8)仅将局部线圈(106)形式的HF发送线圈装置(104;106)控制为发送HF脉冲(HF-P5, HF-P6, HF-P7, HF-P8),

并且,对于时间上在其之后或之前进行的、患者(105)的另外的区域(B)的另外的成像检查在另外的时刻(t_1, t_2, t_3, t_4)仅将全身线圈(104)形式的HF发送线圈装置(104;106)控制为发送HF脉冲(HF-P1, HF-P2, HF-P3, HF-P4)。

14. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述HF发送线圈装置中的一个(106)位于所述HF发送线圈装置的另一个(104)之内。

15. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述HF发送线圈装置(104;106)中的两个或每个分别是局部线圈(106)。

16. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述HF发送线圈装置(104;106)中的一个或两个或每个分别与失谐电路相连或者能够与其相连。

17. 根据权利要求16所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述失谐电路具有谐振电路和/或具有开关。

18. 根据权利要求17所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述开关是PIN二极管。

19. 根据权利要求16所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,用于失谐HF发送线圈装置(104;106)的失谐电路能够通过利用电缆连接(TX-K1至TX-K3)施加到其的50V-500V的电压来失谐。

20. 根据权利要求18所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,用于失谐HF发送线圈装置(104;106)的失谐电路能够被提供利用电缆连接(TX-K1至TX-K3)施加到其的1V-50V的电压,

并且,附加的能够施加到HF发送线圈装置的、用于使PIN二极管开关失谐的电压可以被整流器电路产生,该整流器电路的电压能够从至少一个HF发送线圈装置(104;106)的电感性耦合的高频交变场获得。

21. 根据权利要求20所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,用于使PIN二极管开关失谐的电压是直流电压。

22. 根据权利要求16所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,通过经由外部供电施加电压和/或电流源能够接通关于HF发送线圈装置(104;106)的失谐电路,以便分别失谐HF发送线圈装置(104;106)中的一个和/或分别将HF发送线圈装置(104;106)中的另一个切换为共振的。

23. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,所述磁共振断层成像系统(101)的控制器(109,110)允许HF发送线圈装置(104;106)中的一个在至少HF发送线圈装置(104;106)中的另一个在磁共振断层成像系统(101)中存在期间进行发送。

24. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,这样构造所述磁共振断层成像系统(101),使得根据患者(105)的成像检查和/或根据在下一成像检查之前的序列将发送从HF发送线圈装置(104;106)中的一个自动切换至HF发送线圈装置(104;106)中的另一个。

25. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,这样构造所述磁共振断层成像系统(101),使得在患者(105)的成像检查和/或序列期间按照 $10\mu\text{s}$ - 100ms 的周期将发送从HF发送线圈装置(104;106)中的一个自动切换至HF发送线圈装置(104;106)中的另一个。

26. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,这样构造所述磁共振断层成像系统(101),使得所述磁共振断层成像系统(101)的控制器(109,110)允许,分别对于HF脉冲(HF-P1-HF-P4)的一个发送脉冲选择HF发送线圈装置中的一个(104),并且对于HF脉冲(HF-P5-HF-P8)的一个或多个随后的发送脉冲又选择HF发送线圈装置中的另一个(106)。

27. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,HF发送线圈装置(104;106)中的一个能够通过极化退耦从HF发送线圈装置(104;106)中的另一个中退耦。

28. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,HF发送线圈装置(104;106)被构造为,在彼此正交的极化方向上发送和/或接收。

29. 根据权利要求28所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,HF发送线圈装置(104;106)被构造为,以仅垂直极化地发送的HF发送线圈装置(104)和以另外的仅水平极化地发送的HF发送线圈装置(106)发送和/或接收。

30. 根据权利要求1或2所述的磁共振断层成像系统,其特征在于,两个HF发送线圈装置(104;106)不导电地彼此连接和/或电气地分离。

31. 一种利用根据上述权利要求中任一项所述的磁共振断层成像系统(101)进行磁共振成像的方法,其特征在于,磁共振断层成像系统(101)的发送装置(109)能够分别(t)将至少两个HF发送线圈装置(104,106)中的仅一个控制为发送HF脉冲(HF-P1-HF-P4;HF-P5-HF-P8),所述至少两个HF发送线圈装置(104;106)分别具有至少一个HF发送天线(108a-c;TX1, TX2, TX3)。

32. 根据权利要求31所述的方法,其特征在于,所述发送装置(109)对于患者(105)的区域(K,ROI)的第一成像检查在第一时刻(t_5, t_6, t_7, t_8)仅将局部线圈(106)形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲(HF-P5, HF-P6, HF-P7, HF-P8),并且,所述发送装置(109)对于时间上在其之后或之前进行的患者(105)的另外的区域(B,ROI)的另外的成像检查在另外的时刻(t_1, t_2, t_3, t_4)仅将全身线圈(104)形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲(HF-P1, HF-P2, HF-P3, HF-P4)。

33. 根据权利要求32所述的方法,其特征在于,将恰好未发送的HF发送线圈装置(104;106)分别通过电压和/或电流来退耦($U_{\text{失谐}}$)和/或切换为非谐振的。

磁共振断层成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁共振断层成像的方法和装置。

背景技术

[0002] 例如由DE10314215B4或由US4680549 (1985) 或由W.Wang、X.Lu、J.You、W.Zhang、H.Wang、H.Greim、M.Vester和J.Wang的“Inductive Coupled Local TX Coil Design”，SiemensMindit MagneticResonance Ltd,ShenZhen/GuangDong,Siemens Medical Solutions Magnetic Resonance/Erlangen,ISMRM 2010公知用于通过磁共振断层成像来检查对象或患者的磁共振设备。

发明内容

[0003] 本发明要解决的技术问题是，对MRT成像进行优化。

[0004] 该技术问题通过一种磁共振断层成像系统解决，该磁共振断层成像系统具有分别带有至少一个HF发送天线的至少两个HF发送线圈装置，能够由磁共振断层成像系统的发送装置来控制所述HF发送线圈装置以便发送HF脉冲。

[0005] 按照本发明的一种实施形式，磁共振断层成像系统具有分别带有至少一个HF发送天线的至少两个HF发送线圈装置，能够由发送装置(发送器)将所述HF发送线圈装置控制为仅选择性地单个用于发送和/或多个同时用于发送。

[0006] 按照本发明的一种实施形式，HF发送线圈装置电感性地彼此耦合。

[0007] 按照本发明的一种实施形式，所述发送装置(发送器)被构造为，对于不同的空间TX照射和/或对于时间上不同的TX场变化，特别是对于不同的应用来控制所述HF发送线圈装置，特别是在没有患者的位置变化的情况下和/或在没有HF发送线圈装置的位置变化的情况下来控制。

[0008] 按照本发明的一种实施形式，所述发送装置(发送器)被构造为，在一个时刻总是仅将所述HF发送线圈装置中的一个控制为发送HF脉冲。

[0009] 按照本发明的一种实施形式，所述发送装置(发送器)被构造为，在一个时刻总是仅将所述HF发送线圈装置中的一个控制为发送HF脉冲并且使另外的HF发送线圈装置特别是对于HF脉冲失谐。

[0010] 按照本发明的一种实施形式，磁共振断层成像系统被构造为使得用于使一个HF发送线圈装置失谐的电流在此完全或部分地从另外的HF发送线圈装置的发送场中通过整流来产生。

[0011] 按照本发明的一种实施形式，所述发送装置(发送器)被构造为使得对于成像检查仅将对于该检查具有更好特性的HF发送线圈装置控制为进行发送。

[0012] 按照本发明的一种实施形式，所述HF发送线圈装置中的一个局部线圈并且所述HF发送线圈装置的另一个是全身线圈。

[0013] 按照本发明的一种实施形式，所述发送装置(发送器)被构造为，在任意时刻仅将

局部线圈形式的HF发送线圈装置或者仅将全身线圈形式的HF发送线圈装置控制为进行发送。

[0014] 按照本发明的一种实施形式,所述发送装置被构造为,对于患者的区域的第一成像检查,在一些时刻仅将局部线圈形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲,

[0015] 并且,对于时间上在其之后或之前进行的、患者的特别是另外的区域的另外的成像检查在另外的时刻仅将全身线圈形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲。

[0016] 按照本发明的一种实施形式,所述HF发送线圈装置中的一个位于所述HF发送线圈装置的另一个之内。

[0017] 按照本发明的一种实施形式,所述HF发送线圈装置中的两个或每个分别是局部线圈。

[0018] 按照本发明的一种实施形式,所述HF发送线圈装置中的一个或两个或每个分别与失谐电路相连或者能够与其相连,特别是与具有谐振电路和/或具有开关、特别是PIN二极管的失谐电路相连。

[0019] 按照本发明的一种实施形式,用于失谐HF发送线圈装置的失谐电路能够通过利用电缆连接施加到其的50V-500V的电压来失谐。

[0020] 按照本发明的一种实施形式,用于失谐HF发送线圈装置的失谐电路能够被提供利用电缆连接施加到其的1V-50V的电压,

[0021] 并且,附加的能够施加到HF发送线圈装置的、用于使PIN二极管开关失谐的电压,特别是直流电压可以被整流器电路产生,该整流器电路的电压能够从至少一个HF发送线圈装置的电感性耦合的高频交变场获得。

[0022] 按照本发明的一种实施形式,这样将至少一个HF发送线圈装置定尺寸,使得当其连接插头未与患者卧榻和/或磁共振设备相连时,其本身借助通过另外的HF发送线圈装置的HF脉冲感应出的电压和/或电流来失谐。

[0023] 按照本发明的一种实施形式,通过经由外部供电施加电压和/或电流源能够接通关于HF发送线圈装置的失谐电路,以便分别失谐HF发送线圈装置中的一个和/或分别将HF发送线圈装置中的一个切换为共振的。

[0024] 按照本发明的一种实施形式,所述磁共振设备的控制器允许HF发送线圈装置中的一个在至少另一HF发送线圈装置在磁共振设备中存在期间进行发送。

[0025] 按照本发明的一种实施形式,这样构造所述磁共振设备,使得根据检查对象的成像检查和/或根据在下一成像检查之前的序列将发送从HF发送线圈装置中的一个自动切换至HF发送线圈装置中的另一个。

[0026] 按照本发明的一种实施形式,这样构造所述磁共振设备,使得在检查对象的成像检查和/或序列期间按照10 μ s-100ms的周期将发送从HF发送线圈装置中的一个自动切换至HF发送线圈装置中的另一个。

[0027] 按照本发明的一种实施形式,这样构造所述磁共振设备,使得所述磁共振设备的控制器允许,分别对于HF脉冲的一个发送脉冲选择HF发送线圈装置中的一个,并且对于HF脉冲的一个或多个随后的发送脉冲又选择HF发送线圈装置中的另一个。

[0028] 按照本发明的一种实施形式,HF发送线圈装置中的一个能够通过极化退耦从HF发送线圈装置中的另一个中退耦。

[0029] 按照本发明的一种实施形式, HF发送线圈装置被构造为, 在彼此正交的极化方向上发送和/或接收, 特别是以仅垂直极化地发送的HF发送线圈装置和以另外的仅水平极化地发送的HF发送线圈装置发送和/或接收。

[0030] 按照本发明的一种实施形式, 两个HF发送线圈装置不导电地彼此连接和/或电气地分离。

[0031] 本发明还提供了一种利用根据本发明的磁共振断层成像系统进行磁共振成像的方法, 其中, 磁共振断层成像系统的发送装置能够分别将至少两个HF发送线圈装置中的仅一个控制为发送HF脉冲, 所述至少两个HF发送线圈装置分别具有至少一个HF发送天线。

[0032] 按照本发明的一种实施形式, 所述发送装置对于患者的区域的第一成像检查在第一时间仅将局部线圈形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲, 并且, 所述发送装置对于时间上在其之后或之前进行的患者的特别是另外的区域的另外的成像检查在另外的时刻仅将全身线圈形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲, 而优选地将恰好未发送的HF发送线圈装置分别通过电压和/或电流来退耦和/或切换为非谐振的。

[0033] 综上, 本发明提供了如下模式: 即, 在存在线圈时允许以较大的线圈发送并且“不希望的”线圈失谐并且由此允许选择一个或另外的发送线圈。

附图说明

[0034] 本发明的可能的实施的其它特征和优点借助于附图由下面对实施例的描述给出。附图中:

[0035] 图1简化透视地示出了MRT系统的与控制器连接的发送装置,

[0036] 图2简化地作为时间流程示出了MRT系统的两个发送装置的可能的时间上错开的控制,

[0037] 图3示意性示出了MRT系统。

具体实施方式

[0038] 图3(尤其关于技术背景)示出了(位于屏蔽的空间或法拉第笼F中的)成像的磁共振断层成像设备MRT 101, 其具有全身线圈102, 该全身线圈102具有在此为管状的空间103, 载有例如检查对象(例如患者)105的身体(带有或不带有局部线圈装置106)的患者卧榻104可以沿箭头z的方向驶入该空间103, 以便通过成像的方法产生患者105的拍摄。在此, 在患者身上放置局部线圈装置106, 利用该局部线圈装置106在MRT的局部范围(也称为视野或FOV)内可以产生在FOV中的身体105的部分区域的拍摄。局部线圈装置106的信号可以由MRT 101的例如通过同轴电缆或经由无线电(167)等与局部线圈装置106连接的分析装置(168、115、117、119、120、121等)进行分析(例如转换为图像、存储或显示)。

[0039] 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, 向身体105入射不同的、在其时间和空间特性上彼此最准确协调的磁场。具有在此为隧道形的开口103的测量室中的强磁体(通常为低温磁体107)产生静态的强主磁场 B_0 , 其例如为0.2特斯拉至3特斯拉或更强。位于患者卧榻104上的待检查的身体105被驶入主磁场 B_0 的在观察区域FoV(“视野”)中大致均匀的区域。对身体105的原子核的核自旋的激励通过磁高频激励脉冲 $B_1(x, y, z, t)$ 实现, 这些高频激励脉冲由在此作为(例如多部分的、简化地以

例如环108a,108b,108c和纵向棒108d-h示出的)身体线圈108非常简化地示出的高频天线(和/或必要时局部线圈)入射。高频激励脉冲例如由通过脉冲序列控制单元110控制的脉冲产生单元109产生。在通过高频放大器111放大之后,高频激励脉冲被导向高频天线108。在此示出的高频系统仅仅是示意性的。通常在一个磁共振设备101中会使用多于一个脉冲产生单元109、多于一个高频放大器111以及多个高频天线108a、b、c。

[0040] 此外,磁共振设备101还具有梯度线圈112x、112y、112z,在测量时利用它们入射用于选择层激励和用于对测量信号进行空间编码的磁梯度场 $B_G(x,y,z,t)$ 。梯度线圈112x、112y、112z由梯度线圈控制单元114(必要时通过放大器 V_x 、 V_y 、 V_z)控制,梯度线圈控制单元114与脉冲产生单元109一样与脉冲序列控制单元110连接。

[0041] 由被激励的(在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,通过对应的高频前置放大器116放大,并且由接收单元117进一步处理和数字化。记录的测量数据被数字化并以复数数值的形式存入k空间矩阵。从该存有值的k空间矩阵借助多维傅里叶变换可以重建所属的MR图像。

[0042] 对于既可以按照发送模式运行又可以按照接收模式运行的线圈,如身体线圈108或局部线圈106,通过前置的发送-接收转辙器118来调节正确的信号转发。

[0043] 图像处理单元119从测量数据中产生图像,将该图像通过操作控制台120显示给用户和/或存储在存储单元121中。中央计算机单元122控制各个设备组件。

[0044] 目前,在MR断层成像中通常利用所谓的局部线圈装置(Coils,local coils)来拍摄具有高信噪比(SNR)的图像。这些局部线圈装置是紧靠身体105的上面(前部)或下面(后部)或旁边或内部安装的天线系统。在MR测量中,被激励的核在局部线圈的各个天线中感应出电压,该电压然后通过低噪声前置放大器(例如LNA,Preamp)放大并最后被转发到接收电子器件。为了也在高分辨率的图像中改进信噪比,采用所谓的高场设备(1.5T至12T或更高)。如果在MR接收系统上可以连接比现有的接收器更多的单个天线,则在接收天线和接收器之间设置例如开关矩阵(也称为RCCS)。该开关矩阵将当前活跃的接收通道(大多是恰好位于磁体的视野中的接收通道)路由到现有的接收器。由此可以连接比现有的接收器更多的线圈元件,因为在全身覆盖的情况下仅须读取位于FoV(视野)或磁体的均匀空间中的线圈。

[0045] 局部线圈装置106例如一般地表示如下的天线系统:其例如可以由一个或作为阵列线圈由多个天线元件(特别是线圈元件)组成。这些单个的天线元件例如实施为环形天线(Loops)、蝶形线圈、弯曲线圈或鞍形线圈。局部线圈装置例如包括线圈元件、前置放大器、其它电子器件(外罩波陷波器(Mantelwellensperre)等)、外壳、托架,并且在大多具有带插头的电缆,局部线圈装置可以通过该插头连接到MRT设备上。安装在设备侧的接收器168对由局部线圈106例如经由无线电等接收的信号进行滤波和数字化,并将数据传送到数字信号处理装置,数字信号处理装置从该通过测量获得的数据中大多导出图像或频谱,并且例如为了用户的后续诊断而将其提供给用户和/或进行存储。

[0046] 图1-3示出了本发明的实施例的细节。

[0047] 局部发送线圈装置(=LC=Local coils=Lokalspule)在核自旋断层成像中的应用可以具有各种优点。可以实现较高的B1场峰值(B1场极值)和/或较高的B1场平均值。在极短的时间内需要极高的B1值的应用(诸如可能的例如短的回波时间、用于抑制植入物处的

伪影的“金属成像”、光谱学)尤其得益于较高的B1峰值。此外,当局部发送线圈装置将发送场仅在身体的专用部位上应用时(例如在检查对象的左膝)以及不在(检查对象的)处于MRT的身体线圈内的整个身体上应用时,其能够具有在SAR边界中的优点。此外,发送场的边界和不同的场变化可以允许在协议结构中的优点(例如关于相位编码方向),因为当没有发送场作用于不应当检查的另外的身体部位时,能够强烈地抑制该另外的身体部位的叠像。示例性地,只要局部的膝部或头部线圈的照射在z方向上是较小的,在z方向上的相位编码方向在膝部或头部的成像拍摄的情况下以较小的相位过采样(Oversampling)就能实现。这些优点适用于发送装置的单通道以及多通道发送的线圈。

[0048] 然而在使用局部发送线圈的情况下可能产生如下缺陷:不是所有检查一定以局部线圈的局部强烈限制的且可能的稍微不均匀的发送场良好地进行。例如当利用局部发送线圈进行的头部检查结束后应当执行C脊柱检查时,会交换线圈并移位患者。

[0049] 局部发送线圈的优点可以是:

[0050] -较高的B1峰,

[0051] -较低的全局SAR,

[0052] -较低的局部SAR,当发送线圈(TX)可以比身体线圈BC(在该身体线圈的情况下可以以价值昂贵的磁体直径为代价)更容易距待检查的组织稍微远处放置时,

[0053] -用于更有利的协议选择的场特性的更强局部化或发送(TX)特性(PTX)的更好的正交性。

[0054] 在此问题在于,目前的局部发送线圈(如果其连接到系统)应当唯一地作为发送线圈使用,并且出于安全性原因(为了避免通过BC和LC的电感性耦合引起患者烧伤以及通过局部发送线圈聚焦BC的场),利用MRT的身体线圈BC的发送在存在作为发送线圈装置的局部TX线圈时不被允许。就当前已知的而言,仅所谓的电感性耦合的发送线圈(“Inductive Coupled Local TX Coil Design”,Wang,Vester等)具有特殊功能(Sonderrolle)。在此,局部发送线圈不是以电缆被提供发送功率,而是电感性地通过身体线圈BC被提供功率。在此有针对性地且正确剂量地使用否则不希望的场聚焦。然而对于两种发送线圈(电缆连接的或电感耦合的)公知目前尚没有如下模式:即,在存在线圈时允许以较大的线圈(BC)发送并且“不希望的”线圈失谐并且由此允许选择一个或另外的发送线圈。

[0055] 迄今为止仍未实现如下线圈装置,在该线圈装置中通过控制MR系统可以可选地以MRT的身体线圈BC或以MRT的局部TX线圈来发送。由此可以对于检查/序列类型使用局部发送线圈的优点(例如纯的头部成像)并且(例如此后)以身体线圈BC(例如对于C脊柱成像)照射较大的区域,而不必在此期间移位患者。这样的线圈装置、相关的电路架构、控制和检查流程共同地或作为单独的主题是本发明的构造的内容。

[0056] 线圈装置:

[0057] 例如在图1或图3中两个发送线圈装置104、106位于MRT系统101中。在此,一个发送线圈装置(例如局部线圈(LC)106)处于较大的(例如身体线圈(BC)104)中或者可以是两个在MRT 101中的不同位置处的例如类似大小的发送线圈装置。两个发送线圈装置可以通过失谐电路(例如谐振电路,其由开关(例如PIN二极管)来通断)交替地或同时地调谐(通过谐振,用于发送)或失谐(为了避免当一个发送线圈装置发送时另一发送线圈装置的不期望的共振,或者相反)。在此这样设计失谐电路,使得发送线圈装置在另外的发送线圈装置中能

够感应出的高的电压不会导致失谐 (的足够的效果) 的消除。

[0058] 用于失谐的可能的电路架构可以是如下:

[0059] -方案1:发送线圈装置可以通过经由电缆TX-K1、TX-K2、TX-K3、TX-K4施加的、相对高的电压来失谐 (典型的电压为:50V-500V)。

[0060] -方案2:发送线圈装置可以通过相对较低的电压来预先失谐 (典型的电压为:1V-50V)。然后例如由整流器电路产生适用于失谐例如 (PIN二极管) 开关的 (上述的) 高的电压 (特别是直流电压), 该整流器电路从发送线圈装置的电感耦合的高频交变场获得其电压。

[0061] 出于安全技术的原因, 优选但不是必然地这样构造发送线圈装置 (其此外也可以具有附加的接收线圈或也可以使用发送线圈来接收), 使得如果插头没有 (例如通过在该患者卧榻中的接头) 插入MRT 101 (因为例如忘记插入), 则该发送线圈装置本身通过HF发送场 (也就是无源地) 失谐; 于是通过经由外部供电施加的电压/电流源才接通失谐电路, 并且线圈装置形成谐振并且可以被用于发送。

[0062] 在通过磁共振断层成像系统的发送装置109控制HF发送线圈装置104;106时, 用于提供HF功率的电路架构:

[0063] 第一方案1可以通过电缆 (诸如图1中TX-K1、TX-K2、TX-K3、TX-K4) 供应HF脉冲 (HF-P1-HF-P8)。

[0064] 第二方案2可以通过 (例如无源地) 电感耦合的功率来供应。

[0065] 检查流程例如可以是如下:

[0066] 在存在另外的发送线圈装置106、104时以一个发送线圈装置104、106来发送是可能的并且反之亦然, 即使两者强烈彼此耦合。

[0067] 例如对于检查对象的概览图的产生可以使用身体线圈 (=BC) 104形式的发送线圈装置, 并且由此对于仅更局部的检查可以使用局部线圈106形式的局部发送线圈装置。

[0068] 或者例如只可以以头部发送线圈进行头部检查, 并且以身体线圈104进行脊柱检查 (例如C脊柱)。

[0069] 或者例如可以通过颈部发送线圈局部激励颈部中的血液 (动脉自旋标记) 并且进行头部中的标记了的血液的成像, 并且然后利用身体线圈104进行 (常规的) 头部检查。

[0070] 所有这些检查可以在没有患者/线圈变换的情况下仅通过合适的控制和失谐方案来实现。

[0071] 提到的用于失谐和用于提供功率的方案的一些电路是目前这样的至少在内部公知的现有技术。为此新颖的是 (HF) 发送线圈装置的组合, 以及其控制使得在存在另外的HF发送线圈装置的情况下允许且能够实现利用一个HF发送线圈装置发送, 反之亦然, 并且这样度量 (dimensionieren) 失谐, 使得既不从失谐的发送线圈装置发出对于患者的危险, 也不太明显地扭曲恰好发送的发送线圈装置的发送场。在此, 线圈装置具有不同的照射体积和场变化, 并且为了使用上面提到的优点而没有诸如线圈更换/患者移位的缺点恰好可以考虑该差别。

[0072] 也可以预想象的是, 不仅从一个检查/序列至下一个检查/序列进行从一个发送线圈装置至另一个发送线圈装置的发送的切换, 而且对于将来的应用在两个线圈装置类型之间极其快速的切换 (周期例如为10微秒至100ms) 可以是值得期望的。这可以通过如下实现, 方法是MRT 101和控制器107允许选择从哪个发送线圈装置发送, 即从发送线圈至发送线圈

的选择,并且不仅从一个序列类型至下一个序列类型的选择。

[0073] 对于极特殊的应用可能的两个线圈彼此的退耦是极化退耦:线圈例如在彼此正交的极化方向(例如身体线圈104仅垂直地极化,而局部线圈106仅水平地极化)上发送;这可能仅能在一部分应用上应用,因为会带来另外的缺陷(例如涉及SAR)。

[0074] 本发明的步骤可以是,这样布置两个或多于两个(可能强烈电感性地彼此耦合)发送的发送线圈装置,使得其TX照射和TX场变化对于不同的应用分别具有特定于线圈的优点(更高的B1峰、较大的FoV、更均匀的B1变化等)。这些优点可以被采用,方法是可以如下地度量和控制MRT 101的局部线圈106,使得在存在另一个线圈装置106、104时以一个发送的发送线圈装置104、106来发送是可能的(反之亦然),并且从发送的发送线圈装置的没有使用的(失谐的)线圈出发分别对于患者105没有危险或者不会不期望地影响另外的发送的发送线圈装置106、104的场变化。由此可能的是,保留在较大的发送的发送线圈装置(例如BC 104)的发送场中的局部的发送的发送线圈装置106(特别是具有 $N=I-X$ 个发送通道和 $M=1-Y$ 个接收通道的混合线圈),而对于检查使用仅对于各自的检查具有最好特性的发送的发送线圈装置106/104。

[0075] 图1在细节上简化示出了MRT 101的多个通过发送电缆TX-K1、TX-K2、TX-K3(用于传输HF脉冲(例如在图2中的HF-P1-HF-P4)和HF发送功率)与控制器109(其中具有用于产生HF脉冲的发送器)相连的(HF)发送的发送线圈装置104、106,其可以分别由控制器107控制为发送HF脉冲(例如在图2中示出的)。

[0076] 图1示出了全身线圈(=身体线圈=BC)104形式的具有多个天线108a、108b、108c、108d、108e、108f、108g、108h的HF发送线圈装置以及局部线圈106形式的具有多个(例如构造为阵列的)天线TX1、TX2、TX3等(任意的形式和布置)和可能的自己的接收天线RX的HF发送线圈装置,其中可以将天线TX1、TX2、TX3等控制为选择性地单个发送HF脉冲和/或多个一起/同时发送HF脉冲。

[0077] HF发送线圈装置BC=104;106可以电感性地彼此耦合或退耦。

[0078] 发送装置109(具有发送器)例如对于一个时刻 t 总是将HF发送线圈装置104、106中的仅一个控制为发送HF脉冲,而优选地另外的HF发送线圈装置106、104对于尤其特定频率的HF脉冲(有源地和/或无源地)被失谐。

[0079] 图2在细节上示出了示例,即怎样通过控制和发送装置109在每个时刻(t)仅将局部线圈106形式的HF发送线圈装置(BC=104;106)或者仅将全身线圈104形式的HF发送线圈装置控制为发送HF脉冲。

[0080] 图2在从上起第一行中示出了(直流)电压 $U_{\text{调谐}}$ 、 $U_{\text{失谐}}$ (或电流),其(无源地和/或通过例如控制器107)在时间 t 的行进中在时刻 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 时施加到全身线圈104形式的HF发送线圈装置,以便全身线圈104根据施加的电压的电平以 $U_{\text{调谐}}$ (谐振)来调谐或以 $U_{\text{失谐}}$ 来失谐。

[0081] 图2在从上起第二行中示出了(直流)电压 $U_{\text{调谐}}$ 、 $U_{\text{失谐}}$ (或电流),其(无源地通过场和/或有源地例如通过控制器107)在时间 t 的行进中在时刻 t_5 、 t_6 、 t_7 、 t_8 时施加到全身线圈104形式的HF发送线圈装置,以便全身线圈根据施加的电压的电平以 $U_{\text{调谐}}$ (谐振)来调谐或以 $U_{\text{失谐}}$ 来失谐。

[0082] 图2在从上起第三行中示出了由全身线圈104形式的HF发送线圈装置在时间 t 的行进中在时刻 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 时发送的HF脉冲HF-P1、HF-P2、HF-P3、HF-P4的脉冲功率振幅 P

(104)。

[0083] 图2在从上起第四行中示出了由局部线圈106形式的HF发送线圈装置在时间t处于时刻t5、t6、t7、t8时发送的HF脉冲HF-P5、HF-P6、HF-P7、HF-P8的脉冲功率振幅P(106)。用于时间间隔的示例在序列内例如为 $I1=0.01$ 至 10000ms 和/或在(HF脉冲的)两个序列之间为 $I2=1\text{ms}$ 至 600s 。

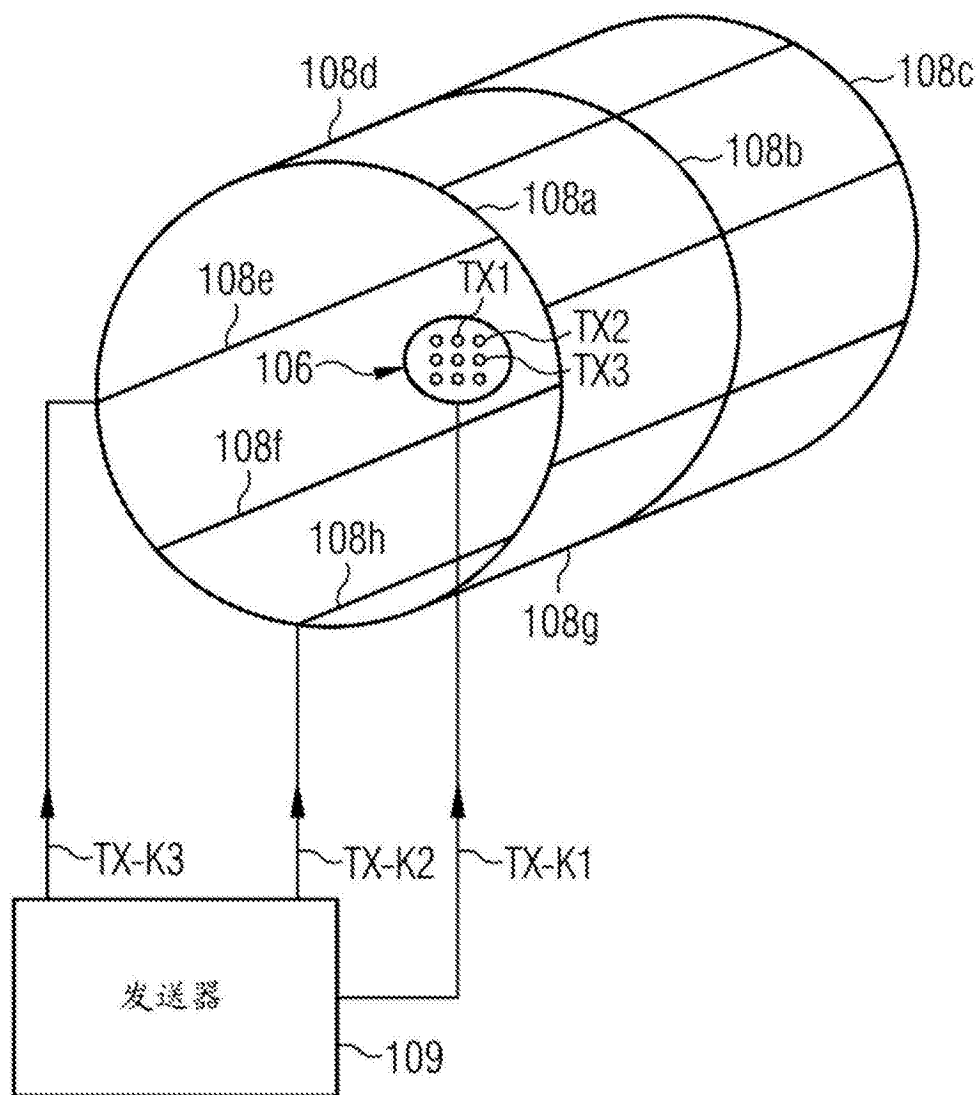


图1

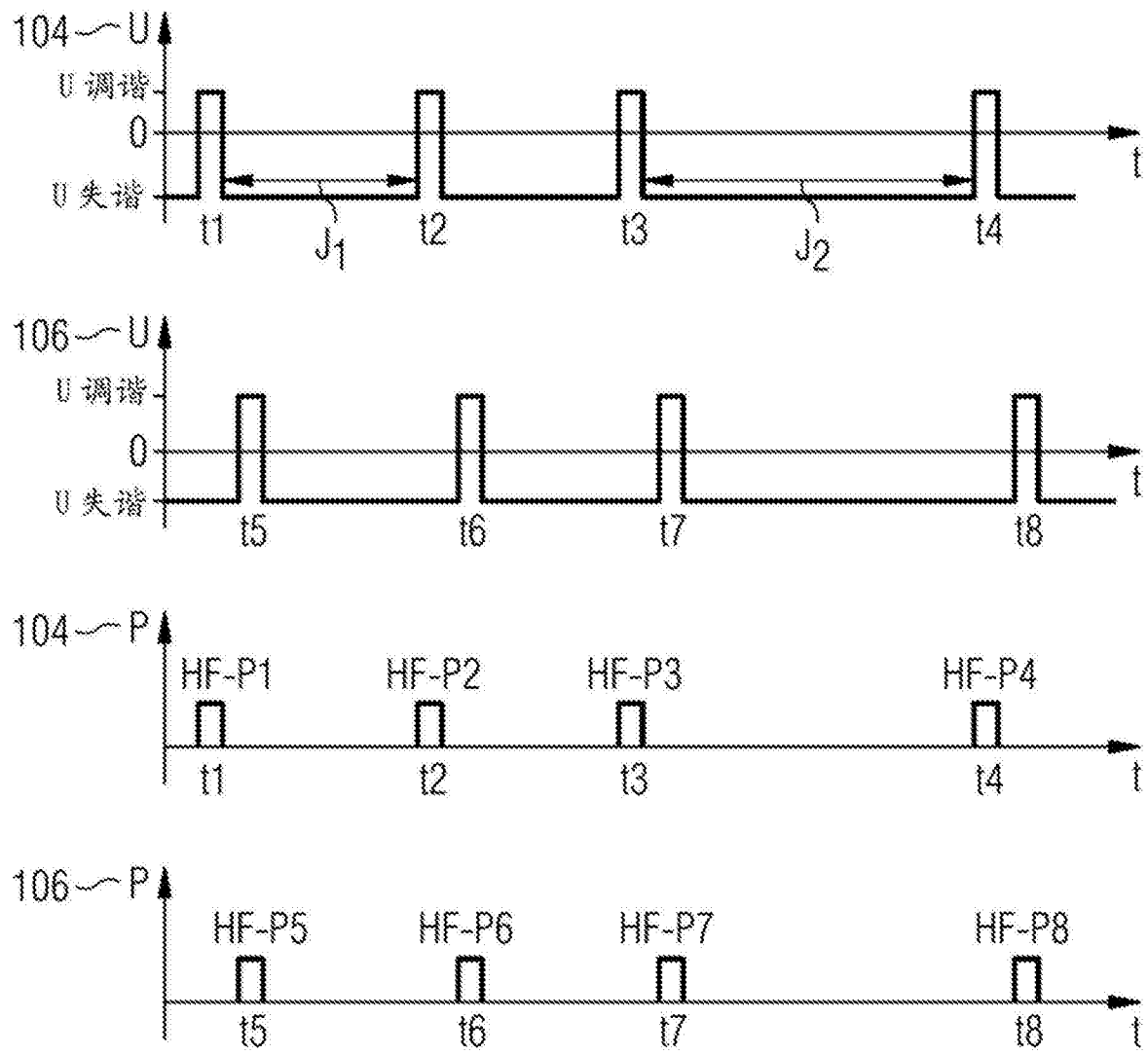


图2

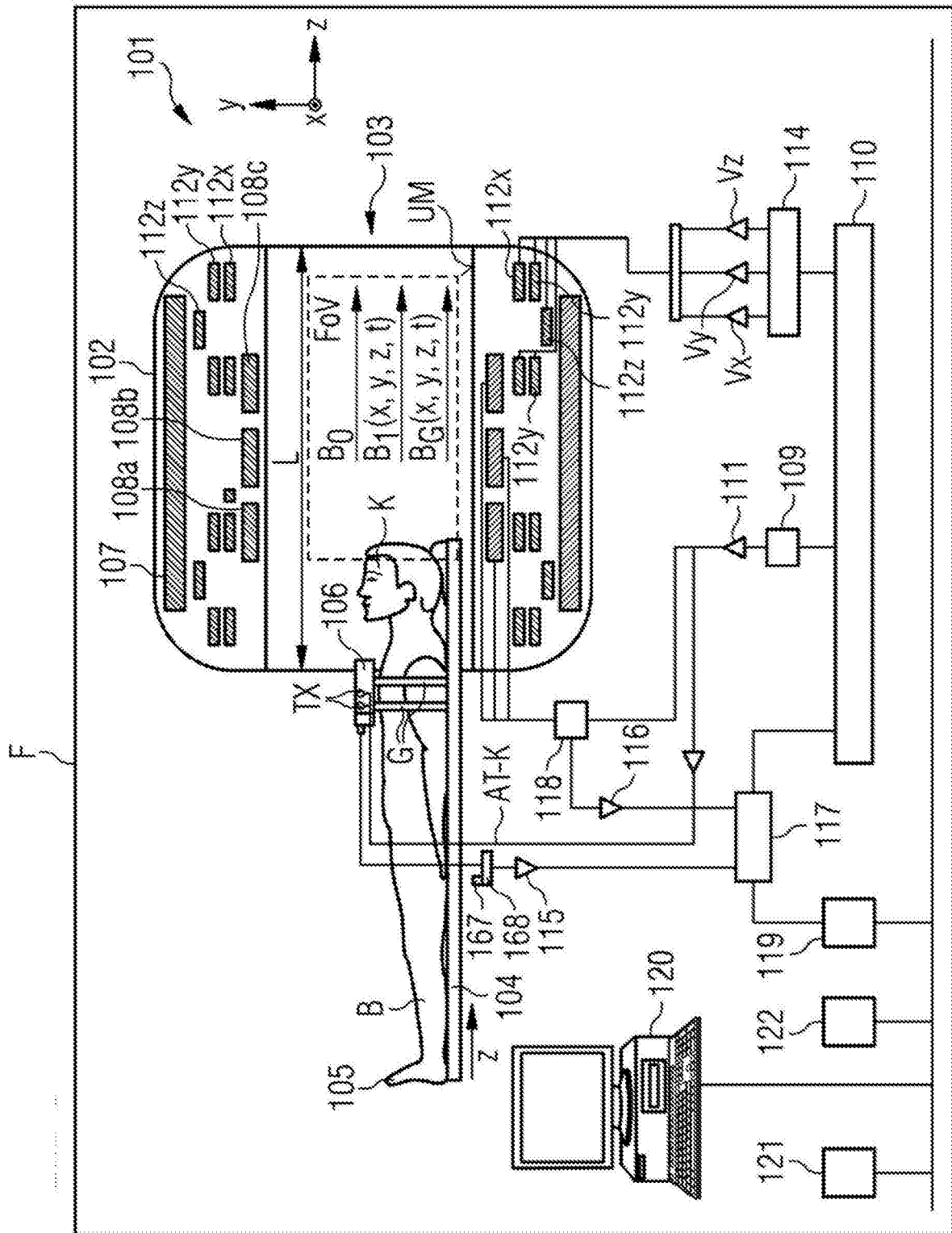


图3