



# (12) 发明专利申请公开说明书

A61B 5/05  
G01N 24/08

(11) CN 85 1 09632 A

CN 85 1 09632 A

43) 公开日 1986年7月30日

(21)申请号 85 1 09632

(22)申请日 85. 12. 18

(30)优先权

(32)84. 12. 21(33)联邦德国(DE)(31)P 3446 717. 3

(32)85. 3. 21(33)联邦德国(DE)(31)P 3510 195. 4

(71)申请人 飞利浦光灯制造公司

地址 荷兰艾恩德霍芬·格陵纽沃德路1号

(72)发明人 德克·布伊克曼 托马斯·希尔泽尔  
彼得·罗希曼

(74)专利代理机构 中国专利代理有限公司

代理人 吴秉芬 黄向阳

(54)发明名称 产生运动信号的方法和实现此方法  
的中分辨红外X射线断层照相装置

(57)摘要

采用一个MRI X射线断层照相装置产生由被检验人体运动所决定的运动信号的方法,其特征在于,在检验时,其磁场作用在被检验的人体(3)上并调谐到一个预定的谐振频率上的一个高频线圈系统(33; 34)的阻抗,在谐振频率范围内被测量,因此形成由测量信号获得的运动信号。

242/8601744/04

## 权 利 要 求 书

---

1. 用一个MRI x 射线断层照相装置产生取决于被检验人体运动的运动信号的方法，其特征是，在检验时，高频线圈系统(33, 34)的阻抗在谐振频率范围内被测量，其磁场作用在被检验人体(3)上并调谐到预定谐振频率，于是形成由测量信号导出的运动信号。

2. 实现权利要求1中所述的方法的一个MRI x 射线断层照相装置，包括第一高频线圈系统(4)，用于产生含有拉莫尔频率的高频磁场并接收自旋共振信号，其特征是，为产生运动信号，还具有第二高频线圈系统(33, 34)，其阻抗由阻抗测量装置(35, 46)来测量。

3. 按照权利要求2所述的MRI x 射线断层照相装置，其特征是，第二高频线圈系统(33, 34)调谐到实际上偏离质子谐振频率的一个谐振频率，它最好是显著地高于杂子的谐振频率。

4. 按照权利要求2或3所述的MRI x 射线断层照相装置，其特征是，第二高频线圈系统(33, 34)要设置得使其产生的磁场至少要基本上垂直于第一个高频线圈系统(4)的磁场。

5. 按照权利要求2到4的任一个所要求的MRI x 射线断层照相装置，其特征是，第二个高频线圈系统(33, 34)以这这样一种方式包括在一个滤波器装置(36...39)中，使得第一高频线圈系统被第二个高频线圈系统提取的能量尽可能小。

6. 按照权利要求2到5的任一个所要求的MRI x 射线断层照相装置，其特征是，具有一个开关装置(可能为)，此装置在第一个高频线圈系统产生磁场时止住运动信号。

7. 按照权利要求2到6的任一个所要求的MRI x 射线断层照相装置，其特征是，第二个高频线圈系统(33)机械地刚性连接到第一个高频线圈系统，或是易滑动的在一个平面上。

8. 按照权利要求2到6的任一个所要求的MRI x 射线断层照

相装置，其特征是，可把第二个高频圈系统(34)离开第一高频线圈系统独立地放置。

9. 实现权利要求1所述方法的一个MRI x射线断层照相装置，包括一个用于测量高频线圈系统阻抗的阻抗测量装置，该系统用于产生高频磁场并接收自旋共振信号，其特征是，阻抗测量装置(12, 15, 16; 35, 46, 可能为)在检验人体(3)时被开动，于是产生的测量信号被用作为运动信号。

10. 按照权利要求9所述的MRI x射线断层照相装置，其特征是，阻抗测量装置在高频线圈系统(4)(图2所示)产生高频磁场时被开动。

11. 按照权利要求10所述的MRI x射线断层照相装置，其特征是，阻抗测量装置(12)被做成一个反射计连接在高频线圈系统(4)和高频发生器(10)之间，高频发生器(10)向高频线圈系统(4)输送信号。

12. 按照权利要求9所述的MRI x射线断层照相装置，其特征是，高频线圈系统(4)通过一个开关装置(9)，于开关第一位置连到高频发生器(10)，于开关第二位置连到接收机(11)，以便接收自旋共振信号，于开关第三位置连到阻抗测量装置(15, 16)，在检验时开关装置也处于其第三个位置，阻抗测量装置当连接到高频线圈系统时是可开动的。

13. 按照权利要求12或权利要求2到8的任一个所要求MRI x射线断层照相装置，其特征是，阻抗测量是在偏离自旋共振频率的一个频率上进行的。

14. 按照权利要求9所述的MRI x射线断层照相装置，其特征是，阻抗测量装置是在高频线圈系统的第二个谐振率测量阻抗的，这个频率实际上高于自旋信号的频率。

15. 按照权利要求2或4到14的任何一个所要求的MRI x

射线断层照相装置，其特征是，阻抗测量装置测量高频线圈系统(4；33，34)阻抗所用的测量频率，要稍微偏离高频线圈系统的谐振频率。

产生运动信号的方法和实现此方法的  
中分辨红外 X 射线断层照相装置

本发明涉及到一种产生运动信号的方法，运动信号来自用 M R I  $\gamma$  射线断层照相装置检验的人体的运动。本发明也涉及到实现此方法的 M R I  $\gamma$  射线断层照相装置，此种装置包括有第一个高频线圈系统，它用于产生具有拉莫尔 ( Larmo ) 频率的高频磁场，并接收自旋共振信号。

这种 M R I  $\gamma$  射线断层照相装置是人们所知的。通常，同一个高频线圈系统用于产生高频磁场，并接收自旋共振信号。术语“高频线圈系统”可理解为有较宽的范围，例如在联邦德国申请专利 P3,347,597, 中该术语被认为也包括谐振器。因此，产生一个高频磁场，其频率在所谓拉莫尔频率范围。拉莫尔频率与 M R I  $\gamma$  射线断层照相装置产生的静磁场的强度成正比，对氢来说，比值近似为 4 2 . 5 兆赫 / 特斯拉 ( M H Z / T ) 。高频磁场引起待检验人体中的自旋核的激励，所以，在这一磁场消失以后，感生出自旋共振信号，作为高频线圈系统中的准回波；为了确定待检验人体内自旋核分布和 / 或弛豫时间 T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>，可用计算机对信号作出进一步处理。

用这种 M R I  $\gamma$  射线层照相装置检验人体，要许多周期，在每个周期里都要产生高频磁场，接收共振信号。在接收到一个共振信号到下一个高频磁场产生以前，有个比较长的时间间隔 ( 几百毫秒数量级 ) ，所以，整个检验时间比较长，通常是一分钟或更长些。明显的事情是，被检验的患者的运动，特别是呼吸运动和吞咽运动，在这样长的时间内是不可避免要发生的。这些运动易于把检验结果搞错。为避免这种现象

的发生，已知的MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置包括一个运动检测器，它用探测患者的运动。这种运动检测器可用热、压缩空气、机械、电气或光的方式操作，而且一定要接触患者身体，产生的运动信号必须通过一个分离的通路传输。这样产生的运动信号可用于显著地减少由患者运动引起的人为动态信号。

在这方面一种可能性是，只有当运动信号指出了患者身体又在一个固定位置时，上述的每个周期才开始（所谓起动）。另一种可能性是，各周期的完成与运动检测器产生的运动信号无关，即宁可用定量的时间间隔，以便从人体运动期间已经有的再现中略去运动产生的那些自旋共振信号（所谓选通）。那么对被忽略的周期，必须以确定的方式进行重复。两种方法即选通与起动的结合也是可能的。

本发明的目的是提供一种方法，便于对运动进行简单的检测，也提供实现这一方法的一种MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置。

为做到这一点，所提出的同类方法有所扩展：在检验时，其磁场作用在被检验人体上。调谐到预定的谐振频率上的高频线圈系统的阻抗，在谐振频率范围内被测量，从而得到由测量信号导出的运动信号。

本发明利用了如下事实：高频线圈系统的品质因数和寄生电容，随着处于高频线圈系统磁场中的患者的各种运动而变化，如呼吸、吞咽、心跳和轻微移动等各种运动。因此，这一线圈系统的阻抗也在量值和相位上发生变化。按照本发明，这种阻抗至少在检验的时间间隔内被测量出来，运动信号可从测量信号导出，例如通过检波，从而得到与给定的运动状况相对应的阻抗的每个值。

实现这一方法有两个可行的方案。第一个可行方案是基于这么一种MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置，它包括一个测量高频线圈系统阻抗的阻抗测量装置，而高频线圈系统用于产生高频磁场并接收自旋共振信号；这种方案的特征是，阻抗测量装置在检验人体时被开动，产生的测量信

号被用作运动信号。

要注意的是，测量MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置的高频线圈系统的阻抗是必要的。这是因为，把患者放在高频线圈系统的磁场中影响其品质因数或匹配，从而影响共振频率。因此，提供阻抗测量装置，用于调节部件，以便自动匹配或重调高频线圈系统。在开始实际检验以后，阻抗测量装置不再开动；此外，它可用于产生运动信号。

第二个可行方案是：MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置包括第二个高频线圈系统，它用于产生运动信号；用阻抗测量装置测量第二个线圈系统的阻抗。

第一个解决方案是比较简单的，这是因为只需要一个高频线圈系统，它有双重作用：一方面用于产生一个高频磁场并接收自旋共振信号。然而，按照第二个解决方案，可以设置第二个线圈系统，实质上较好地反映人体的运动。而且，在整个检验过程中连续测量是可能的，特别是在离开拉莫尔频率的一个频率时是这样，所以实际检验不受形成运动信号的不利影响。

参照附图，详细地介绍一下本发明。

图1 是一个MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置的纵向剖视图。

图2 和图3 表示了MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置的不同方案的图，其中激励自旋核并接收共振信号的高频线圈系统也用来产生运动信号。

图4 表示阻抗测量电路，它能用于图3 所示的实施例中。

图5 是表示高频线圈系统工作的时间图。

图6 是MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置的横向剖视图，它包括有一个独立的用来形成运动信号的高频线圈系统。

图7 表示上述的MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置的第一个阻抗测量电路。

图1 所示的MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置，包括一个由四个线圈1

构成的电磁体，它产生一个静态均匀的强磁场，沿线圈的共有水平轴方向伸展。患者3 躺在电磁体中的桌子2 上，由高频线圈4 围住，线圈4 以脉冲方式产生一个高频磁场，其方向垂直于由电磁体产生的主磁场方向。高磁场的频率正比于主磁场的磁通密度，此磁通密度取决于电磁体的结构，其量值为0 . 1 至4 特斯拉，比例常数对应于旋磁比( 约为4 2 . 5 兆赫/ 特斯拉)。在高频圈包围的体积中，自旋核可共振地被高频磁场激励。

M R I  $\gamma$ 射线断层照相装置还包括有四个倾斜线圈5 ，线圈5 产生的磁场在主磁场的方向延伸，在此方向上呈线性变化，另外还有倾斜的线圈，产生的磁场也在主磁场方向延伸，但在与此垂直的两个方向变化。当这些倾斜线圈被激磁时，在产生高频磁场之后高频线圈系统4 产生的信号相位，受到被检验人体范围内的自旋核分布的影响，所以，在人体的二维或三维空间内自旋核的分布可以原则上借助于这种M M R I  $\gamma$ 射线断层照相装置来确定。

图2 表示了本发明第一个实施例的方块图。为形成并联谐振电路，在此高频线圈系统4 上并联一个可变电容器7 。此并联谐振电路的一端接地，另一端通过另一个可变电容器8 接到开关9 。在图中开关9 所示位置情况下，电路4 、 7 、 8 接收高功率高频发射器1 0 的电能，发射器1 0 的载频对应于自旋共振频率。当开关9 不是图中所示位置时，一个接收机( 图中未画出) 的前置放大器1 1 就连接到由可变电容器7 和 8 以及高频线圈4 所构成的电路上，所以接收机可接收到由自旋共振在高频线圈4 中所感生的信号。

在自旋共振频率上，前置放大器1 1 的输入阻抗，高频发射器的输出阻抗，以及电路4 ， 7 ， 8 的阻抗是相等的，例如，其数值为5 0 欧姆。在放入患者3 以后、于实际检验以前，通过调节电容1 0 7 和8 ，对匹配状态进行调节。然而，当患者在线圈范围之内有运动即包括呼吸、



吞咽、心跳和轻微移动等运动时，这种匹配状态就发生变化，这是因为患者与线圈发生位置变化时，线圈4的品质因数和寄生电容由此受到了影响。因此，电路4，7，8的阻抗的瞬时值是对被检验人体实际运动状况的测量。所以可由此导出这些运动信号。

为此，在高频发射器10和开关9之间连接一个反射计12，反射计12的输出信号由反射测量接收机13处理，接收机13的输出14就得到运动信号。只要高频发射器10与电路4，7，8是匹配的，反射计12的输出信号就基本上为零。然而，在失配情况下，供给的高频功率的一部分将被反射，反射计的输出将带有一个高频信号，此信号的振幅取决于反射系数或失配度。这一高频信号在接收机13中被检波，而且可能被放大，此后作为输出14出现。其后这一信号可以与对应给定阻抗的预定阈值进行比较，从而给出运动状况，所以当信号在两个阈值之间时，可用于起动控制程序。

图5表示利用这种MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置进行检验的典型的时间图。在一个周期 $T_a$ 中产生一个所谓的 $90^\circ$ 脉冲，即高频发射器10经由开关9与高频线圈4连接，在这样一个所谓的 $90^\circ$ 脉冲，即高频发射器10经由开关9与高频线圈4连接，在这样一个时间周期中，被测量人体当中的核磁化方向相对于主磁场方向精确地倾斜 $90^\circ$ 。其后，通常使用一个或多个所谓 $180^\circ$ 脉冲 $T_b$ ，此后，线圈中产生的信号倍被接收（时间间隔 $T_c$ ）。然后把开关放在不是图中所示的位置，这种程序的一个典型的周期近似为100毫秒，在典型的600毫秒的时间间隔以后，这种程序周期性地重复，600毫秒与程序周期本身比较起来，还是比较长的。在每次重复时，倾斜线圈的磁场按一定方式变化。

在图2所示装置中，只有当线圈4接收高频发射器10的电场这些时间内，才能测量阻抗；因此在图5中它们就是 $T_a$ 和 $T_b$ 。假如患者

的身体在比较紧连的时间  $T_a \dots T_c$  近似处于同种状况，那未利用所产生的运动信号，所谓选通将是可能的。当运动信号在给定的幅度范围内，亦即患者身体处于一个确定位置时，可估算出在时间  $T_c$  当中感生于线圈4 的自旋共振信号。如果不是这种情况，就不估算产生的信号，测量必须重复进行（使用相同的倾斜磁场）。

当采用图2 所示实施例也进行起动操作时，也必须在比较长的时间间隔内，即在接收测量的最后一个脉冲与发射下一个测量的第一个脉冲之间测量阻抗。因此，高频发射器10 也必须在这一时间内加一个信号于线圈4 上。如果测量在拉莫尔频率的一个频率进行，为了避免对测量的影响，在时间  $T_c$  与  $T_a$  之间发生自旋弛豫，那么必须以减少的电能和/ 或在一些测量时间的周期中一个确定的时间间隔内施加这一信号，测量时间与  $T_a$  和  $T_b$  的间隔比较起来是相当短的。然而，在这种情况下，由于反射信号或者有一个相当低的幅度，或者必须在一个相当短的时间内形成，所以产生运动信号更加困难。

正如已经谈到的那样，患者的各种运动影响线圈的品质因数和感应系数，于是在较高或低频率情况下，也引起特别是电路7、8、9 谐振曲线的移动。然而，在阻抗与运动的相应的状况之间，明显的关系不再存在。通过稍微使电路4，7，8 与测量频率（通常是自旋谐振频率）失谐，可以避免这一情况。相对于电路的3 分贝带宽，失谐应是轻微的。然而，失谐的大小应该是在任何运动情况下，电路4，7，8 的谐振频率总是或低或高于测量频率。对于300 千赫3 分贝带宽自旋谐振频率近似为85 兆赫，合适的失谐值是20 千赫。

图3 示出了本发明的另一个实施例，其中相应的部件以相应的参照号标出。开关9 直接连接到高频发射器10 上。与图2 的开关相比较，此开关有三个位置。在第一个位置时，高频发射器10 的电能供给到电路4，7，8，在第二个位置时，前置放大器11 连到电路上；在的第三

三个位置时，一个阻抗测量装置连到电路上。阻抗测量装置由一个附加的高频发生器1 5 和一个阻抗测量桥1 6 组成，阻抗测量桥1 6 由高频发生器1 5 供给能量。

阻抗测量桥1 6 可以由例如惠斯通(Weaststone)电桥构成，可以这样设计，以便当电路4 , 7 , 8 的阻抗对应于一给定的基准阻抗，例如匹配高频发生器1 5 的频率所需要的5 0 欧姆时，电桥就平衡。附加的高频发生器1 5 的功率可以显著地低于高频发射器1 0 的功率。它的频率最好是从那一点偏离，即与电路4 , 7 , 8 的3 分贝带宽相比偏离是小的，但大小要使得在被测量人体范围内自旋核不被激磁。于是，实际检验将不受阻抗测量的影响。当电路4 , 7 , 8 有一个偏离附加高频发生器测量频率的谐振频率时，这也是一个优点。

采用上述配置，在 Ta 与 Tb , Tb 与 Tc , Tc 与 Ta 之间的每个时间都可进行阻抗测量，也就是说，当没有高频线圈4 产生的磁场时，或当没有其产生的谐振信号时，总是可以的。因此，由阻抗测量装置产生的运动信号可用于选通或起动。

通常都需要对阻抗测量桥的输出信号作进一步处理(放大、检波)，为此需要一个相应的处理装置。然而，如虚线所示，借助于前置放大器1 1 或其一部分放大阻抗测量桥1 6 的输出信号也是可能的。在此情况，前置放大器、阻抗测量装置1 5 、1 6 (在检验前平衡电路4 , 7 , 8 , 在检验过程中产生运动信号)和 高频线圈(检测运动，激励和接收自旋共振信号)就具有双重功能。

图4 表示了图3 所示的阻抗测量装置1 5 、1 6 的一个可行的实施例。高频发生器的一端接地，从而输送到一个电感性的射频(RF)桥电路，桥电路包括四个电感1 7 , 1 8 , 1 8 a 和1 9 , 电感1 7 和1 9 是相等的，1 8 和1 8 a 也相等。两个电感1 7 和1 9 磁性上永久偶合，所以得到一个发射器。为连接电感1 7 和1 8 , 接上个电阻2 0 ,

电阻另一端接地，其阻值对应于RF线圈系统10的基准阻抗(50欧姆)。在电路4、7、8阻抗的测量期间，把电感19和18的接头经开关9接于电路4、7、8，在高频发生器15的频率，当该阻抗具有匹配要求的准确值(50欧姆)时，反相相等的电压就出现在电感的接头上，以致电感18的中心抽头21没有电压。在不匹配状态，电感18两端电压不再相等，所以在中心抽头21处，出现了偏离零点的电压。上述的电压是对失配的一个测量。

至此已经假设，产生高频磁场激励自旋核的线圈也接收自旋共振信号。然而，本发明也可用于独立的线圈激励磁场和接收自旋共振信号的情况。图2所示的实施例可用于连接需要产生高频磁场的线圈，而图5所示的实际例也可用于连接接收自旋共振信号的线圈。

至此已经假设，阻抗测量至少在近似于自旋共振信号频率的情况下进行。然而，这一测量也可在第二个频率即电路4、7和8的较高的谐振频率进行，这是因为在第二个谐振频率，阻抗数值和 $\angle$ 或位相都有较大的变化。这就提供了一个优点使阻抗测量不影响自旋核的激励。

至此所述的实施例中，已经假设，高频线圈系统一方面用于激励自旋核并接收自旋共振信号，另一方面用于产生运动信号。在下文还要叙述一个实施例，其中提供一个形成运动信号的分开的高频线圈系统。

图6是MRI  $\chi$ 射线断层照相装置的一部分的截面图，该装置包括上述分开的高频线圈系统，在对应于(图1)电磁体1的自内开口的一个圆形区域30内，放置高频线圈系统4，它适于联邦德国专利申请P3347597中所述的高频。两部分线圈系统是这样供电的，使得在垂直于图示平面的上环导体的电流的方向与相应的下环导体的相反。从而可以得到，这种线圈产生的高频磁场垂直于 $x$ 方向的静磁场。

高频线圈系统4放在一个中空的圆柱状塑料体31上，塑料体刚性地连接在患者躺的桌子(图中未画生)。用于产生运动信号的一个高频

线圈3 3 通过支持物3 2 连接到塑料体3 1 上面。线圈也可改换在y 方向和Z方向上。然而，它也可以用使患者看不到方式连接在塑料体上例如，可以放在外面。线圈由一圈或多圈组成，放置使得其产生磁场在y 轴方向。如果带着高频线圈系统4 的塑料体3 1 位于患者头部区域，那末线圈3 3 也可以放置使得其磁场在Z方向，即在患者躺的桌子的纵向，或垂直于图i 所画的平面。

高频线圈3 3 产生的磁场实际上是垂直于高频线圈系统4 产生的磁场，这是重要的，这是因为，这样能确保高频线圈系统4 与高频线圈3 3 在磁性上到一个相互分开的程度；因此，一方面，高频线圈系统4 产生的磁场效应由于高频线圈3 3 的存在而减至最小，而另一方面，由高频线圈系统4 感应到高频线圈3 3 上的信号也减至最小。

参照标号3 4 图示标出另一个放在病员身体上的平线圈，所以它的磁场基本上也在y 方向上。这种线圈可以用与面层线圈相同的方式做成，只用于接收MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置中的自旋共振信号（而不激励自旋核）。与刚性固定在塑料体3 1 上的线圈3 3 相反，这种面层线圈的构造适于相应地使用，因此，由于这一事实和线圈可被移动到很接近于要检测的运动部位，就可以得到实际上较高的灵敏度。因此，这种线圈也能从比较轻微的运动中得出有用的运动信号，如得出心跳信号。另一方面，在检验前需要把这些线圈附在病员身体上。

图7 示出了得出运动信号的电路图。电路构成包括一个阻抗测量装置3 5 ，例如一个阻抗测量桥，在一个支路上连接一个高频发生器4 6 ，而在另一支路上通过一个转换电路连接高频线圈3 3 或3 4 。高频发射器的频率实际上高于氢的磁场强度产生的拉莫尔频率。当磁场强度的值为例如2 特斯拉时，拉莫尔频率近似为8 5 兆赫，而高频发射器的频率将在1 0 0 兆赫到2 0 0 兆赫之间，不与拉莫尔频率的谐波相一致。当这种MRI  $\gamma$ 射线断层照相装置也可用于确定不是氢的元素分布时，例

如钠。磷和氟，再有，频率必须被选择，使得不与钠、磷和氟的拉莫尔频率的谐波相一致，这几个频率在2 特斯拉时约为6 8 兆赫，3 5 兆赫和8 0 兆赫。

把高频线圈的阻抗转换为便于使用的实际电阻5 0 欧姆，通过下述方式实现：一方面，用一个调谐电容器3 6 ，它与并联谐振电路3 7 串联，而与高频线圈3 3 ( 3 4 ) 并联；另一方面，用一个微调电容器3 8 ，通过它，与并联谐振电路3 9 串联的线圈3 3 ( 3 4 ) 的一端连到阻抗测量桥3 5 的一个支路上。把并联谐振电路3 7 和3 9 调谐到拉莫尔频率，而且设计得使其在高频发射器3 6 的频率上的容抗低于( S 至少不高于) 电容器3 6 和3 8 的容抗，以使串联支路或并联支路的容抗可通过改变电容器3 6 和3 8 的电容来改变。

在放入患者以后，而且尽可能在固定高频线圈3 4 以后和开始检验以前，把电容器3 6 和3 8 调整( 最好是自动地) 到一个数值，使得由高频线圈3 3 ( 3 4 ) 和元件3 6 ……3 9 构成的电路的输入电阻，在高频发射器4 6 的频率上有一个给定位，例如5 0 欧姆，使得它与阻抗测量桥匹配。在以后的整个检验当中，阻抗测量桥3 5 的输出2 1 有一个测量信号，其幅度在匹配条件下等于零或是一个最小值。在对患者的运动例如呼吸、吞咽、心跳和轻微移动等发生感应时，线圈3 3 或3 4 的品质因数和寄生电容发生变化，从而引起连接到阻抗测量桥3 5 的电路阻抗的变化，因此，输出信号的幅度按照相应的运动状况有所增加。输出2 1 的信号可以用作为运动信号，这最好是用小的时间常数检波以后。

通常，不能完全避免高频线圈系统产生的磁场在产生运动信号的高频线圈3 3 和3 4 中感应一个电压，这样，就象高频线圈3 4 那样的情况，当其位置相对于高频线圈系统是可变的，感应就显现。因此，在连接到高频线圈3 3 或3 4 的电路中就有电流流过，致使高频线圈系统4

有负荷，产生的磁场就畸变。况且，输出2 1的信号容易出错，所以必须考虑，供给高频线圈系统4的功率要显著地大于供给高频线圈3 3或3 4上的功率。两个效应被谐振电路3 7和3 9减小了，这两个谐振电路在高频线圈系统4的频率上具有高的阻抗。

部件3 6和3 7可使得高频线圈3 3或3 4以并联谐振方式工作在高频发射器4 6的频率上。然而，当高频线圈3 3（3 4）由于有串联微调电容器3 6而以串联谐振方式工作时，连接到与并联谐振电路3 7串接支路上的并联线路可以省去，这是因为这样形成的串联谐振电路在远离其串联谐振频率的频率上具有高阻抗，例如高频线圈系统4的频率即如此。包括有分开的形成一个运动信号的高频线圈系统的实施例，有下述优点：患者的运动状况在整个的检验时间或大体上整个检验时间内能够被连续地确定。此外，由于高频发射器的频率实际上偏离拉莫尔频率，所以高频线圈3 3或3 4产生的磁场不能激励自旋核。

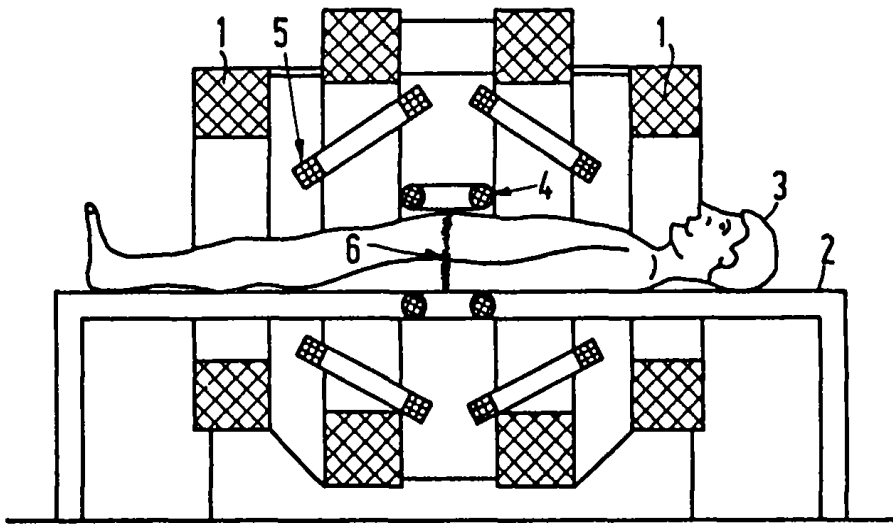


图 1

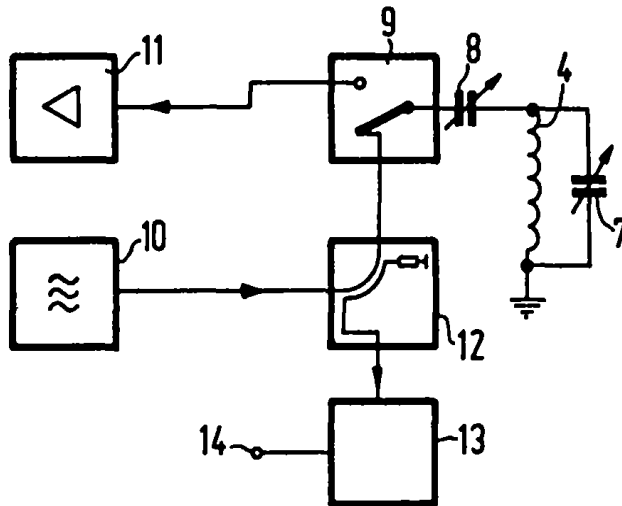


图 2

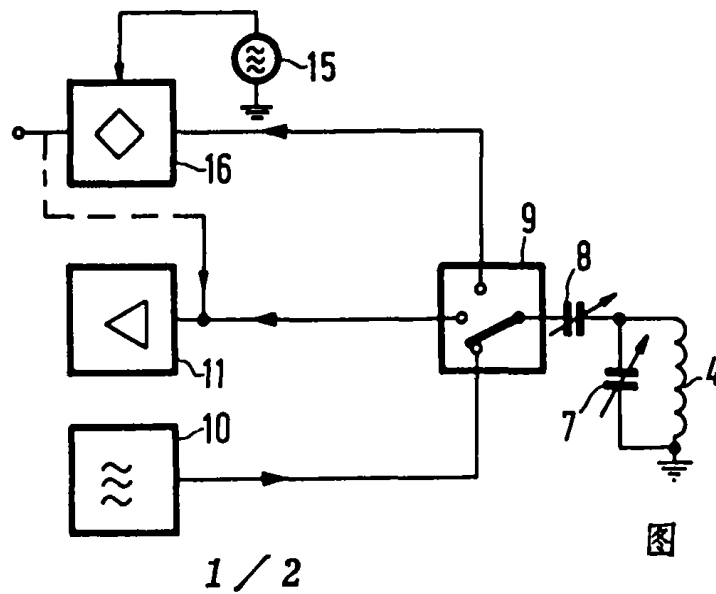


图 3



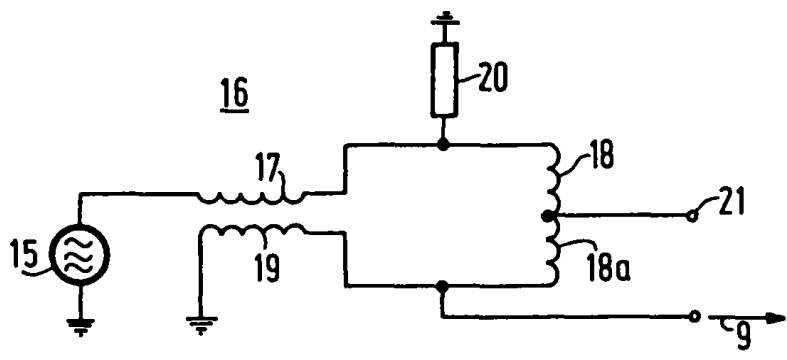


图 4



图 5

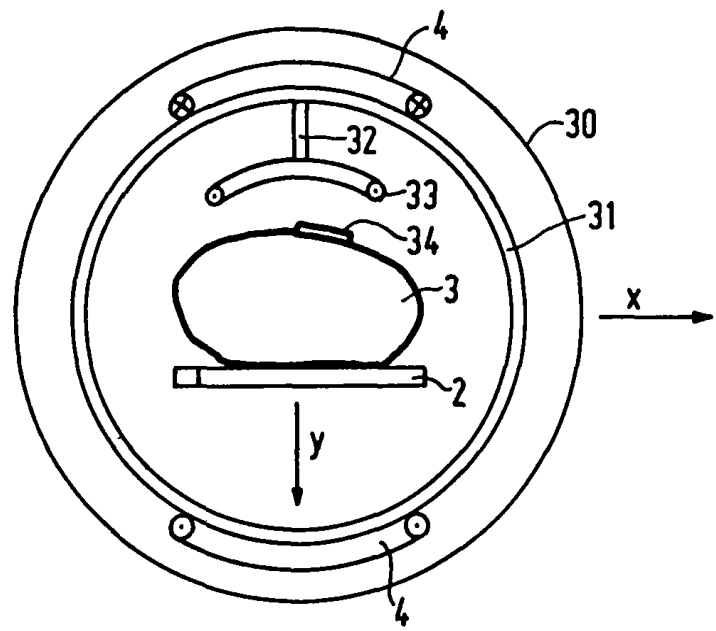


图 6

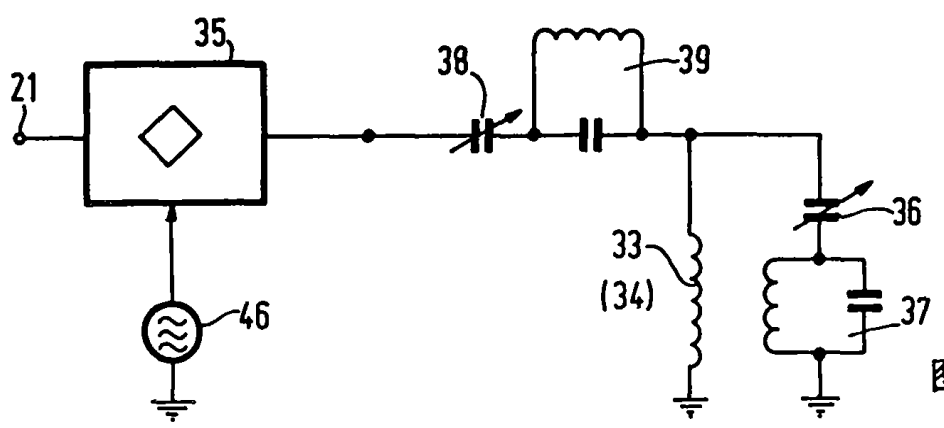


图 7