



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102084263 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 16

(21) 申请号 200980121048. 5

(22) 申请日 2009. 06. 04

(30) 优先权数据

0810322. 8 2008. 06. 05 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 12. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2009/001390 2009. 06. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/147392 EN 2009. 12. 10

(73) 专利权人 低温设备有限公司

地址 英国伦敦

(72) 发明人 杰瑞米·A·古德

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 孙纪泉

(51) Int. Cl.

G01R 33/48(2006. 01)

G01R 33/36(2006. 01)

(续)

(56) 对比文件

PLANINSIC G ET AL. "RELAXATION-TIME MEASUREMENT AND IMAGING IN THE EARTH'S MAGNETIC FIELD. 《JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE. SERIES A, ACADEMIC PRESS, ORLANDO, FL, US》. 1994, 第 110 卷 (第 2 期), 170-174.

CARLSON J W ET AL. MR relaxometry

imaging. Work in progress. 《RADIOLOGY, OAK BROOK, IL, US》. 1992, 第 184 卷 (第 3 期), 635-639.

FISCHER H W ET AL. NUCLEAR RELAXATION OF HUMAN BRAIN GRAY AND WHITE MATTER: ANALYSIS OFFIELD DEPENDENCE AND IMPLICATIONS FOR MRI. 《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US》. 1990, 第 16 卷 (第 2 期), 317-334.

LEE S K ET AL. SQUID-detected MRI at 132 [mu]T with T1-weighted contrast established at 10 [mu]T-300 mT. 《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US》. 2005, 第 53 卷 (第 1 期), 9-14.

SETON H C ET AL. A 4.2 K receiver coil and SQUID amplifier used to improve the SNR of low-field magnetic resonance images of the human arm. 《MEASUREMENT SCIENCE AND TECHNOLOGY, IOP, BRISTOL, GB》. 1997, 第 8 卷 (第 2 期), 198-207.

MYERS ET AL. Correction of concomitant gradient artifacts in experimental microtesla MRI. 《JOURNAL OF MAGNETIC ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US》. 2005, 第 177 (续)

审查员 徐红

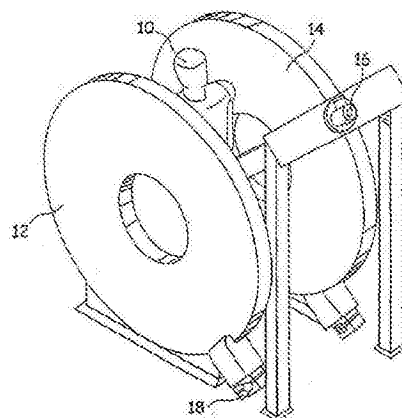
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

磁共振成像设备以及采用超导量子干涉仪检测和场循环的方法

(57) 摘要

描述了一种 MRI 系统, 其中 NMR 信号的检测在大于 100 高斯的中间场范围下由共振输入进行, 并且其中主场在 NMR 信号激励之后、足以产生磁化差异 (T1) 的周期内循环至低于 50% 的共振频率的低场。这种系统的优点在于, 可以以比现有系统低很多的场强度下产生图像, 并且能够检测组织中的异常, 如患者中的癌变组织。



[转续页]

[接上页]

(51) Int. Cl.

G01R 33/38(2006.01)

G01R 33/3815(2006.01)

G01N 24/08(2006.01)

(56) 对比文件

卷 (第 2 期), 274-284.

UNGERSMA S E ET AL. Magnetic resonance imaging with T1 dispersion contrast.

《MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US》.2006, 第 55 卷 (第 6 期), 1362-1371.

1. 一种 MRI 检测方法,其中 NMR 信号的激励和检测由主场大于约 100 高斯的磁场中的共振输入电路执行,并且在 NMR 信号的激励之后、产生磁化差异的时间周期内,磁场循环至低于主场的约 50% 的低场。

2. 根据权利要求 1 所述的 MRI 检测方法,其中在产生磁化差异的时间周期之后,所述磁场返回到主场。

3. 根据权利要求 1 所述的 MRI 检测方法,其中在主场的第一循环期间施加第一 RF 脉冲,并且第二 RF 脉冲被施加在所述主场的第二循环中,由此在磁场中产生磁化自旋回波。

4. 根据权利要求 3 所述的 MRI 检测方法,其中所述第一 RF 脉冲大体上为 90° 脉冲,且所述第二 RF 脉冲大体上为 180° 脉冲。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的 MRI 检测方法,其中所述 NMR 信号由 SQUID 检测。

6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的 MRI 检测方法,其中 NMR 信号的激活和检测还由主场大于大约 100 高斯的磁场中的共振输入电路执行,并且磁场不被循环至低场,其中在磁场循环至低场的情况下获取第一图像,并在磁场不循环至低场的情况下获取第二图像,并且其中所述第一图像与第二图像相比具有高亮显示 T1 变化。

7. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的 MRI 检测方法,其中主场在 150 高斯的范围内。

8. 根据前述权利要求 1 至 4 中任一项所述的 MRI 检测方法,其中低场周期小于 10 秒。

9. 根据权利要求 8 所述的 MRI 检测方法,其中低场周期在约 0.1 秒至 3 秒之间。

10. 根据前述权利要求 1 至 4 中任一项所述的 MRI 检测方法,其中低场具有主场 10% 数量级的强度。

11. 根据前述权利要求 1 至 4 中任一项所述的 MRI 检测方法,还包括背景场,其中该背景场由一对分开式超导线圈或超导平面绕组产生。

12. 一种 MRI 设备,包括:

设置为大致彼此面对的第一线圈和第二线圈;

共振输入电路,所述共振输入电路能够操作以激励和检测 NMR 信号;和

控制系统,该控制系统能够操作以便通过所述线圈诱发主场大于约 100 高斯的磁场,并且在 NMR 信号激励之后、产生磁化差异的时间周期内、使磁场循环至低于主场的约 50% 的低场,

其中在产生磁化差异的时间周期之后,所述控制系统能够操作以使所述磁场返回到主场以允许检测 NMR 信号。

13. 根据权利要求 12 所述的 MRI 设备,其中所述控制系统能够操作,从而在主场的第一循环期间施加第一 RF 脉冲,并且将第二 RF 脉冲施加在所述主场的第二循环中,由此在磁场中产生磁化自旋回波。

14. 根据权利要求 13 所述的 MRI 设备,其中第一 RF 脉冲大体上为 90° 脉冲,且第二 RF 脉冲大体上为 180° 脉冲。

15. 根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的 MRI 设备,包括用于检测产生的 NMR 信号的 SQUID。

16. 根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的 MRI 设备,其中主场在 150 高斯的范围内。

17. 根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的 MRI 设备,其中低场周期在约 0.1 秒至 3 秒之间。

18. 根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的 MRI 设备, 其中所述第一线圈和所述第二线圈是包括用于产生背景场的一对分开式超导线圈或超导平面绕组。

19. 根据权利要求 18 所述的 MRI 设备, 其中所述第一线圈和所述第二线圈封闭在由非金属材料制成的低 Johnson 噪声低温保持器中。

20. 根据权利要求 18 所述的 MRI 设备, 其中所述第一线圈和所述第二线圈被低温冷却。

21. 根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的 MRI 设备, 其中所述设备在扫描和成像期间为患者提供开放区域。

22. 一种采用根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的方法、通过产生对象的不同图像来检测组织中的异常的方法。

23. 一种采用根据权利要求 12 至 14 中任一项所述的设备、通过产生对象的不同图像来检测组织中的异常的方法。

磁共振成像设备以及采用超导量子干涉仪检测和场循环的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像设备和方法。

背景技术

[0002] 用于医疗和诊断应用的磁共振成像通常在至少 1 特斯拉 (10000 高斯) 的磁场下执行, 这种磁场对应于用于水中质子 (其是人体的主要组成部分) 的核磁共振 (NMR) 信号的 42MHz 的 RF 频率。大的磁场产生更好的氢核极化, 且在较高的检测频率下具有强信号。这产生良好的对比和空间分辨率。这种磁场下整个人体成像要求大的螺管式磁铁, 通常是超导的, 具有高同质性, 典型的是在 40cm 的范围内百万之几。患者 / 对象搁在滑入磁铁孔中的床上。这可能是令人恐怖的且使人紧张的体验。由于在典型 15 分钟的时间内获取图像时梯度线圈的噪声操作, 这变得更坏。因此, 多达 20-40% 的患者拒绝这种过程。

[0003] 可替换的方法采用所谓的开式几何形状的电磁体, 其在典型为 2000-3000 高斯的较低的磁场下工作。磁场和工作频率的降低使检测系统获得 NMR 信号强度较低且噪声大, 随之而来的是图像质量的后续损失。

[0004] 采用较低的磁场的极限由电子放大器和用于检测具有足够的信噪比的信号的共振检测电路的性能设定。

[0005] 另一种在低场下检测 MRI 的 NMR 信号的方法 (近年来发展起来但还未用在实际系统中) 是采用熟知为 SQUID 的超导量子干涉装置。SQUID 通常在非常低的磁场 (典型的为 1-200 高斯) 下工作, 并具有非常低的固有设备噪声和在合适的条件下不具有 Johnson 或热噪声的超导输入电路的双重优势。Squid 理论上适合在低的磁场下获取非常小的 NMR 信号, 因此允许使用开口几何形状磁铁 (open geometry magnet) 系统, 其具有在过程期间为患者提供更友好的环境的潜力以及下文中描述的其它好处。

[0006] 在 NMR 或 MRI 仪器中, 样品或对象放置在使氢核极化的磁场中, 结果是更多的核点沿磁场方向, 而不是逆着磁场方向。这种极化对水中的质子来说相当弱。它对应于室温、1 特斯拉下百万分之几。为了进行 NMR, 共振频率下的短射频 (RF) 脉冲使来自磁场的极化达到 90° , 所述极化围绕所述磁场在共振频率下旋转一短的周期。随后用合适的 RF 放大器电子组件对它进行检测。极化衰减并回复沿初始方向的点, 具有熟知为 T1 的特性时间常数。在此期间, 尖端磁化的能够传给本地环境。也就是说, 核自旋与本地环境交换能量。交换能量的速度是核子与本地环境相互作用的测量值。

[0007] 存在第二种方式, 其中信号衰减取决于核自旋之间的相互作用。所谓自旋间相互作用, 其中旋转极化开始传播开。如果一些原子 / 核子处于彼此不同的磁场中, 则它们的旋转频率稍微不同。当不同磁场中的核子以不同的速度旋转时, 净旋转磁化降低, 因为不同的力矩开始指向不同的方向。净磁矩降低。如果磁矩的损失是由旋间互应作用引起的, 这种旋转之间的相互作用的时间常数熟知为 T2, 或者如果是由外磁场均匀性差引起的, 则为 T2*。

[0008] 已经发现, 在组织类型和组织条件之间存在 T1 差异。特别地, 已经发现, 通过其 T1

时间常数的差异,检测癌组织是可能的。大多数情况下在比 100 高斯低很多的低磁场下发现这些 T1 差异。

[0009] 在常规的核磁共振成像中,强且高度均匀的通常 1 特斯拉(10000 高斯)或更大的磁场用来磁化对象,并且施加一系列 RF 脉冲,以极化所述旋转并从这些旋转检测信号。检测这种信号的频率与本地磁场直接成比例。通过向对象施加磁场梯度,信号频率变得依赖于位置,较高磁场中选择一较高的频率旋进到较低磁场的旋转。通过沿所有三个维度施加一组磁场梯度,可以获得对象的三维图像。在实践中,一个平面上的梯度用来选择穿过对象的平面切片。随后通过该平面中的场梯度对此进行分析,以产生位于该平面中的对象的二维图像。

[0010] 梯度的大小必须足以足够的量传播旋转频率,以允许在可利用的短时间内获取数据,但不要太大而分散和削弱检测到的信号。背景场必须均匀,使得背景场的变化不影响图像质量。典型地,对于 1 特斯拉磁场,在整个对象范围内,图像可以为 1000ppm 或 mT 梯度,要求背景均匀性为 2-5ppm。构建大的磁场以适应具有几 ppm 至 400mm 范围内的场均匀性的整个人是昂贵且困难的任务。然而,对于在较低的磁场下运行的系统,图像要求相同的场梯度。在图像区域范围内这约为 mT,因为要求相同的频率变化。这意味着在 0.02 特斯拉的磁场下运行的磁铁的均匀性仅需要为 100ppm,在磁铁构造期间很容易实现其图像。

[0011] 已经提出了采用 SQUID 进行 NMR 和 MRI 二者的两种方式,并在低场下展示了。在第一种方法中,是本领域熟知的,例如在美国 Berkley 大学的 John Clarke 的公开成果中,SQUID 用来采用 DC 耦合输入线圈直接检测磁矩。磁场通常为 0.1 毫特斯拉(1 高斯),频率为 4.2KHz。为了获得足够的信号强度,通常在必须约为 T1 或更长的周期内施加约 3000 高斯的预极化 DC 场脉冲,以磁化对象,此后,可以进行 NMR/MRI 脉冲串和数据获取。

[0012] 这个过程具有的优势是,组织类型和条件之间的 T1 差异在 10 高斯或更低的场下几乎都是有利的。这在图 1 中图示出,图 1 示出了最低场下的 T1 时间展开。

[0013] 这种方法的确定是,首先预极化脉冲难以施加,其次,这种技术易受弱 DC 磁场干扰(其扭曲图像)、以及对由输入线圈至 SQUID 的直接 DC 耦合引起的 RF 和 AF 干扰的敏感性的影响。因此,这种技术通常必须在受屏蔽的室内环境中进行。

[0014] 一种可替换的技术是采用共振超导输入电路,其 AC 耦合至 SQUID 输入。在这个过程中使用 600 至 800K Hz 的频率和 150 至 200 高斯的磁场。不需要预极化场,调谐 AC 耦合输入的使用极大地降低了对不希望干扰的敏感性。这种方法已经由 Aberdeen 大学的 Hugh Seton 博士率先提出。

[0015] 然而,在这种场下,T1 时间较短,且在不同的组织类型观察到的 T1 差异少。

发明内容

[0016] 本发明试图提供改进的磁共振设备和方法以及检测患者或动物中的组织异常的方法。

[0017] 根据本发明的一个方面,提供了一种 MRI 系统,其中 NMR 信号的激励和检测由中间场范围大于约 100 高斯的共振输入执行,并且在 NMR 信号激励之后、产生磁化差异的时间周期(T1)内,主场循环至低于共振频率的约 50%的低场。

[0018] 在一种实施方式中,提供了一种 MRI 系统,其中 NMR 信号的检测由中间场范围高于

100 高斯的共振输入执行,并且在施加第一 90 度脉冲之后、足以产生磁化差异的时间周期 (T1) 内,主场循环至比 100 高斯和共振频率低很多的低场。随后所述场返回共振频率,以允许检测和处理 NMR 信号。

[0019] 优选地,在所述场的第一循环期间施加第一 RF 脉冲,并且在第二循环中施加与第一 RF 脉冲有偏移的第二 RF 脉冲,由此在该场中产生旋子的自旋回波。第一 RF 脉冲大体上可以为 90° 脉冲,且第二脉冲大体上可以为 180° 脉冲。

[0020] 有利地,低场周期在约 0.1 秒至 3 秒之间。

[0021] 在一种优选的实施方式中,由 SQUID 检测 NMR 信号。

[0022] 根据本发明的另一个方面,提供了一种 MRI 设备,包括设置为彼此面对的第一和第二线圈、控制系统,该控制系统可操作以便通过大于约 100 高斯的中间场范围来诱发,并且在第一 RF 脉冲之后、产生磁化差异的时间周期 (T1) 内,使所述场循环至低于共振频率的约 50% 的低场。

[0023] 根据本发明的另一个方面,提供了一种经由如在此说明的系统或设备检测组织中的异常的方法。本发明的优选实施方式采用共振频率 SQUID-基 MRI 方法,并改变过程和脉冲序列,以具有增强的 T1 对比性。

[0024] 根据本发明的另一个方面,提供了一种磁共振成像设备,包括第一和第二超导线圈、检测 SQUID 以及电源单元,该电源单元可操作以产生 100 至 1000 高斯量级的场,优选 100 至 300 高斯量级的场,且最优选在 150 高斯范围内的场。该设备优选不采用铁核。可以或不对由所述线圈产生的场进行脉冲调节。

附图说明

[0025] 在下文中参照附图,仅以举例的方式描述本发明的各实施方式,在附图中:

[0026] 图 1 为示出较低的磁场下 MRI 扫描的增强的 T1 结果的图表;

[0027] 图 2A 至 2E 为从不同视角观看的 MRI 设备的优选实施方式的示意图;

[0028] 图 3 为 MRI 设备的另一种实施方式的侧面正视图;

[0029] 图 4A 以示意形式示出了类似于图 2A 至 2E 的 MRI 设备的实际放入的一系列视图;以及

[0030] 图 5 以示意形式示出了图 4A 的 MRI 设备的放入的一系列视图,患者躺在床或平台上。

具体实施方式

[0031] 作为优选过程的例子,DC 背景场设为如 150 高斯,且施加 90° RF 脉冲。背景场随后迅速降低至约 10 高斯或更小,在重新施加 150 高斯的场并施加 180° 脉冲以产生自旋回波之前允许过去 0.1 秒-3 秒的周期。在这种过程中,在低场周期期间,不同组织或样品的不同部分之间的 T1 差异是指在该样品的一些部分中磁化将失去或降低,以便改变图像。取两幅图像,一幅图像不具有循环的场,一幅图像具有循环的场,将一幅图像与另一幅图像进行比较将给出高亮显示 T1 变化的图像。认为这种图像提供了对异常人体或动物体组织,特别是对存在癌变的组织的非常好的指示。

[0032] SQUID 基 MRI 的一个大的优点是,磁场是适度的,这意味着场的存储能量小,允许

场非常快速地从一场级切换到另一场级。这使得能够采用上述场切换技术。对于所提出的设计,工作电流约为 100 安培,线圈的电感设为 100mH。第二个优点是它允许磁铁为相对敞开结构。此外,场均匀性和稳定性要求不太严格,使得磁技术更容易,设计更灵活。

[0033] 将认识到,虽然优选实施方式产生了作为较高场的 150 高斯磁场,可预期的是,高场脉冲还可以具有更大的强度,例如 300 高斯、500 高斯,在一些例子中达 1000 高斯。然而,可以依赖较低场强度的系统将更小、更便宜,且要求的工作能量少。

[0034] 我们现在描述 MRI 仪器可以实现的典型实施方式。图 2A 至 2E 示出了两个平面环形磁铁 12、14 之间的对象 / 患者 10, SQUID 检测器位于其自身的靠近患者放置的低温恒温器 16 中。可以容易地看出,磁铁 12、14 具有这种尺寸和位置,即它们允许对象 10 坐、躺或站在它们之间的空间。当磁场既低又是可切换的时,还能够考虑将进行的操纵和外科手术,而不从扫描装置移动患者 10。因此,医生可以采用实况扫描结果监控医疗过程的进展,这可以提供重要的临床好处。

[0035] 两个平面磁铁 12、14 都优选由相同的电流源通电。它们在中间位置处提供达 200 高斯的高度均匀的磁场,在至少 200 且优选大于 250mm 范围内具有大于 100ppm 的均匀性。平面绕组(图中不可见,但其类型对本领域技术人员来说是明显的)在真空绝缘低温保持器中被冷却,该低温保持器具有液态致冷剂,或优选低温冷却器 18,以将绕组维持在超导状态。NbTi 绕组要求约 4K,对高级 HTS 导体来时,更高的温度将是可接受的。低温保持器和线圈组设计为具有低的源自任何金属部件的 Johnson 噪声。

[0036] 调谐的拾取检测线圈(图中不可见,但其类型对本领域技术人员来说是明显的)和 SQUID 放在第三低温保持器内。这种低温保持器也设计为具有非常低的 Johnson 信号。用于这种设计的技术在本领域是熟知的,例如 Aberdeen 大学的在 Hugh Seton 的公开成果中描述的。拾取线圈可以设计为单匝,或设计为不定向反相对,以增加对靠近拾取电路,即对象 10 的信号的选择性。还可行的是采用检测器线圈阵列,每个检测器线圈连接至 SQUID,作为将被放大、检测和分析的一组并行输入。由于输入电路被调谐,以在 100KHz 或更高的共振 NMR 频率范围中工作,则输入线圈 AC 连接至 SQUID。低频率,例如 50Hz 电源,以及源自背景场变化的准 DC 信号不被传递至 SQUID,否则该 SQUID 将由不希望的信号饱和。对梯度线圈的设计应当小心,以最小化 SQUID 检测电路的相互作用,这是本领域技术人员能力范围之内任务。

[0037] 由 SQUID 电路检测并放大的 NMR 信号被通常将由计算机控制的常规 MRI 控制台进行数字化并分析,该计算机还用来显示产生的图像。

[0038] 图 3 为 MRI 设备的另一种实施方式的侧面正视图,其视为该设备的一种可行的实际实现。可以看出,与现有系统出现的情况相比,在该 MRI 系统中存在适合患者舒服地坐下的区域,并且其中患者不被围在该设备内。

[0039] 现在参照图 4A,示出了该设备的另一种实际的实现,图 4A 的视图中的设备允许患者在处于站立位置并处于基本上是敞开的设备内时扫描患者,因此与现有扫描设备相比,对患者的恐吓小。站立位置的另一个优点是,对于存在背面和脊柱问题的患者的扫描来说,在站立位置中对观察处于载荷下的脊柱是非常有用的。这将与在患者躺下状态下获取的图像是非常不同的。可以看出,线圈 12' 和 14' 容纳在合适的腔内,以提供低聚物且审美上令人满意的结果。

[0040] 图 5 的视图示出了图 4A 的设置为用于躺在床或平台 20 上的患者时的设备,在这种情况下,低温保持器探头 16' 可以定向为容纳处于躺下位置的患者。再一次,即使在床或平台上时,患者也被保持在相对开放的环境中,并且由于设备的操作方式,在该系统运行期间该设备不产生令患者不安的过度噪声或其它干扰。

[0041] 总之,在此提出了一种方法和系统,其用于产生比现有设备低很多的 MRI 场,并且其中通过所述场的临时显著降低以及随后产生的自旋回波,能够产生对象的不同图像,这些图像能够检测组织中的异常,特别是癌变组织和非癌变组织。预期的是这种方法和系统还可以检测其它组织异常或变异。

[0042] 还明显的是,低场优选比主场强度的 50% 小很多,并且在优选实施方式中在大约 10% 的区域中。

[0043] 上述实施方式涉及人体基本上可以整个装入其中的扫描装置。预期的是,在此公开的系统和设备的多种实际实现方案可以是非常小的,并且被设计为,例如用于仅对患者的一部分进行扫描和成像。例如,提供用于乳腺癌筛查、肝脏筛查、背部疼痛诊断等的系统。在这种应用中,该设备在物理结构是可以较小,且例如可以具有直径不大于约 700-800 毫米或更小的线圈。这种系统将优选将包括能够产生 100-500 高斯级的强场,并且优选具有 SQUID 基检测器。该设备将不具有铁核,并且可以提供或不提供上述类型的场脉冲。

质子拉莫尔频率 [MHz]

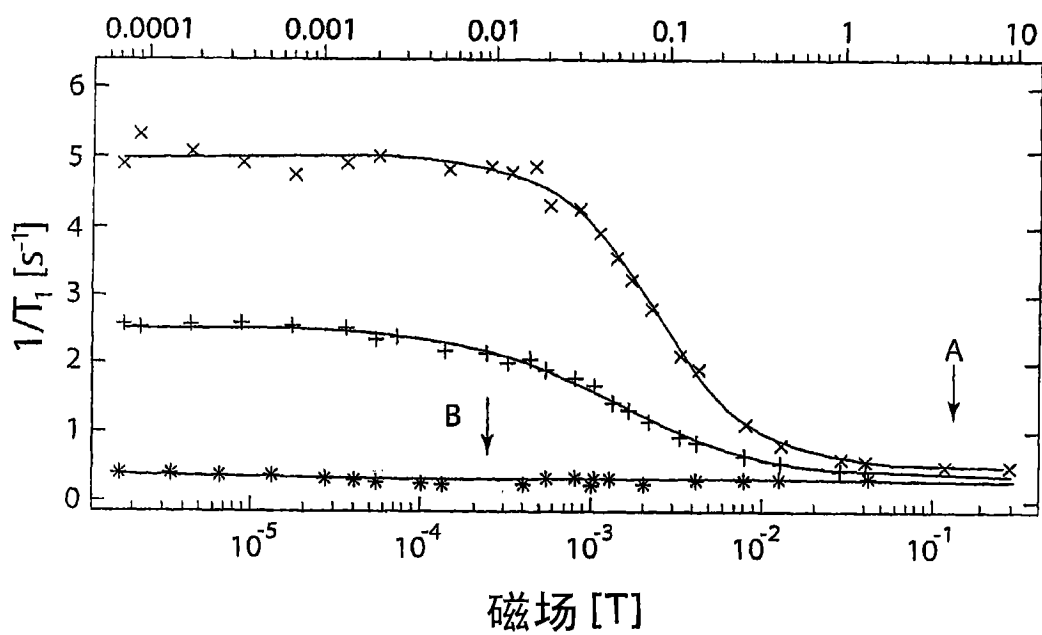


图 1

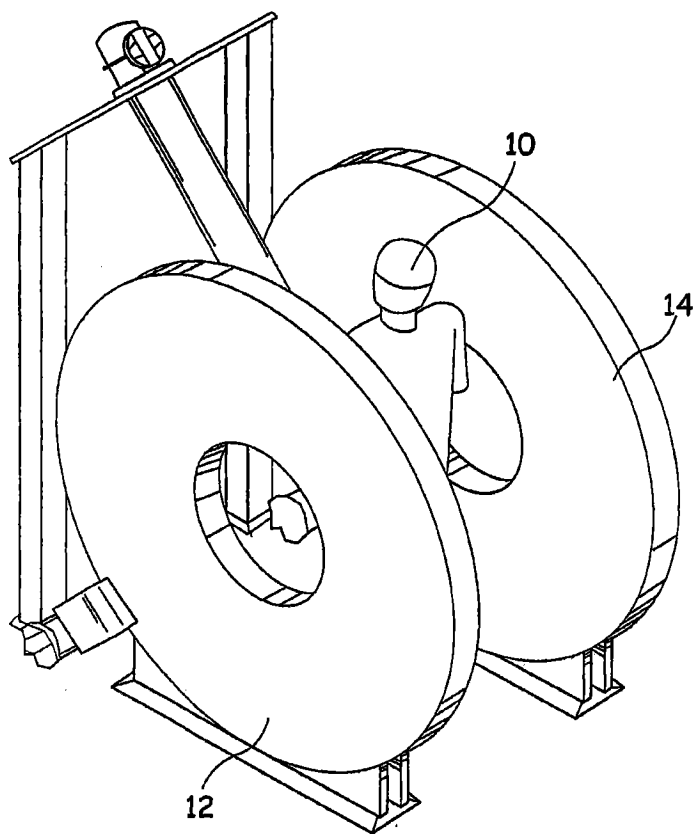


图 2A

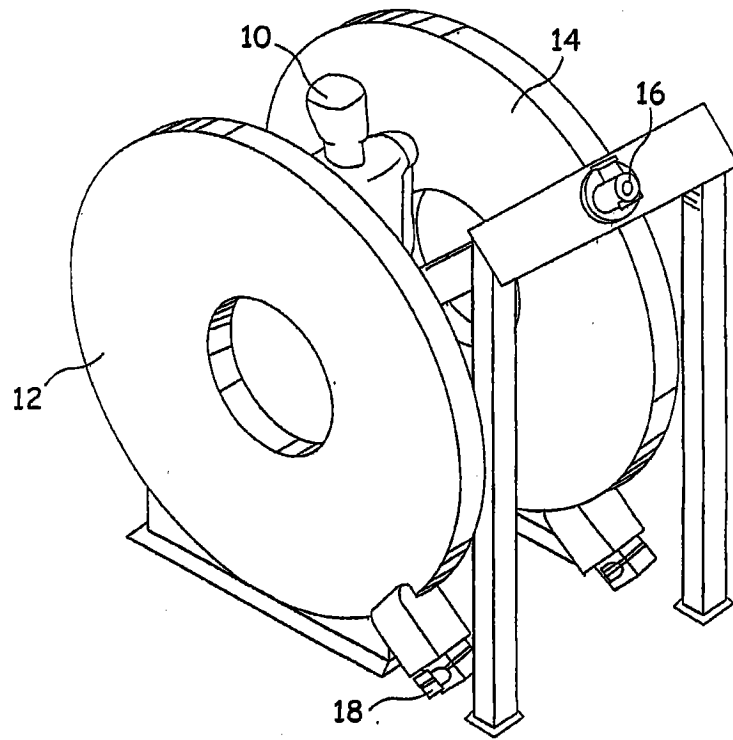


图 2B

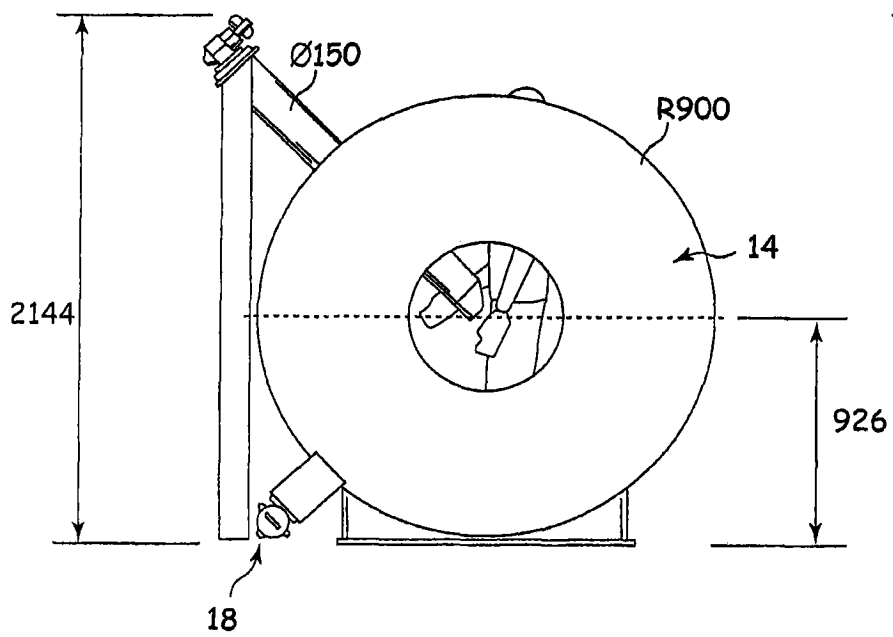


图 2C

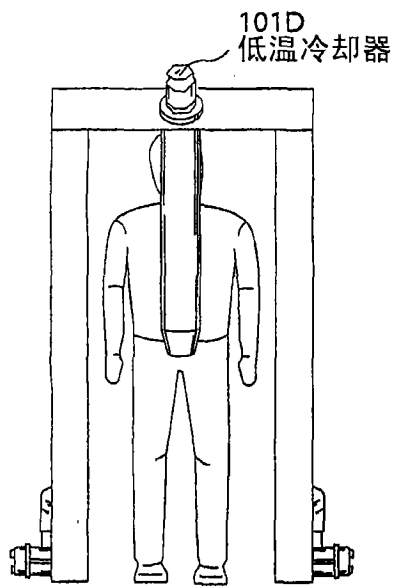


图 2D

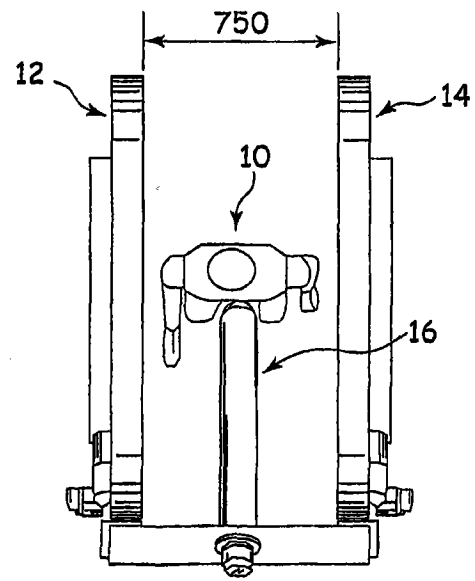


图 2E

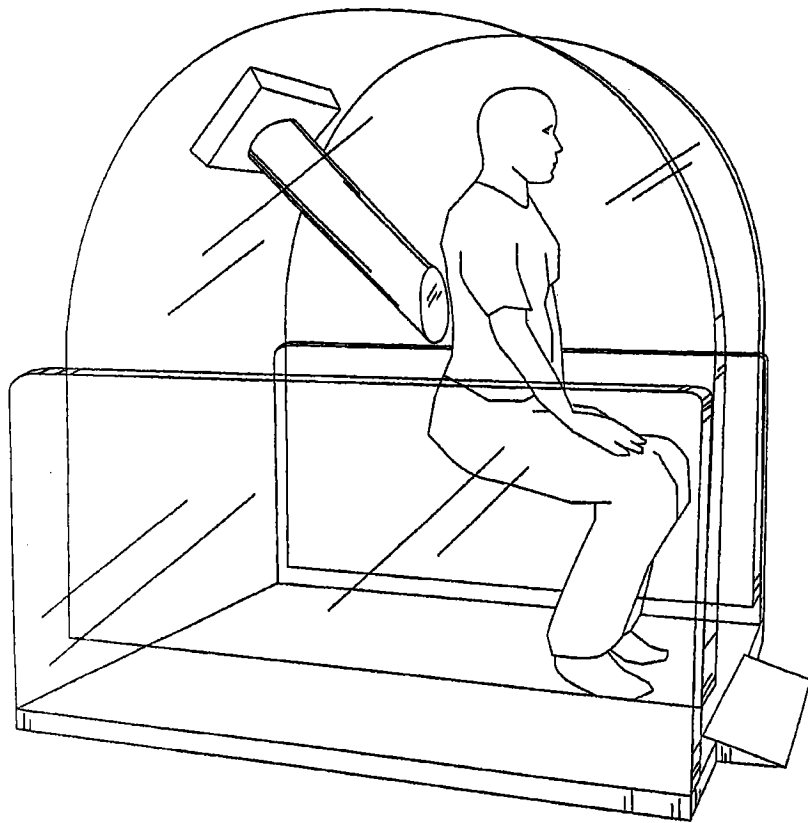


图 3

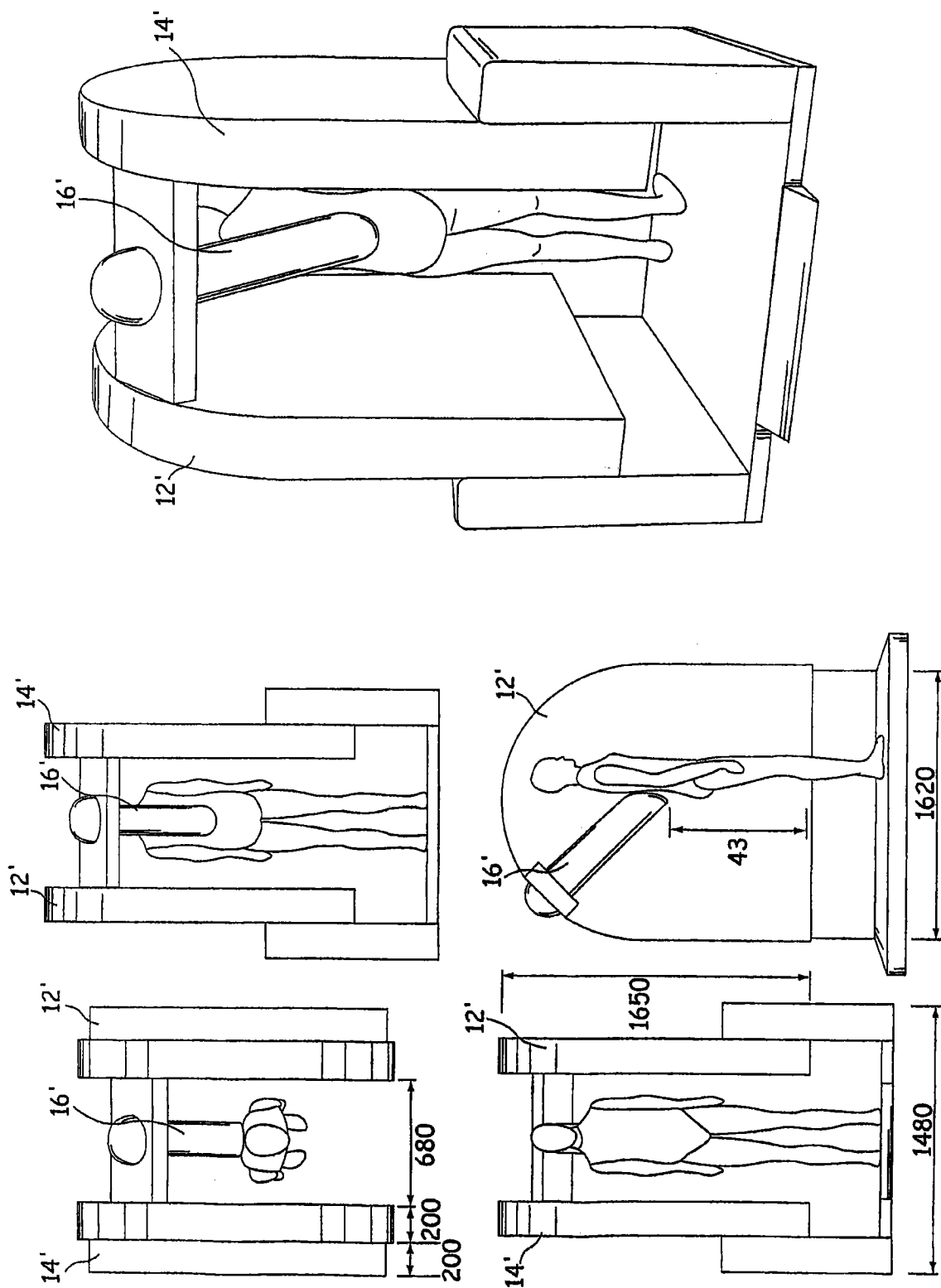


图 4A

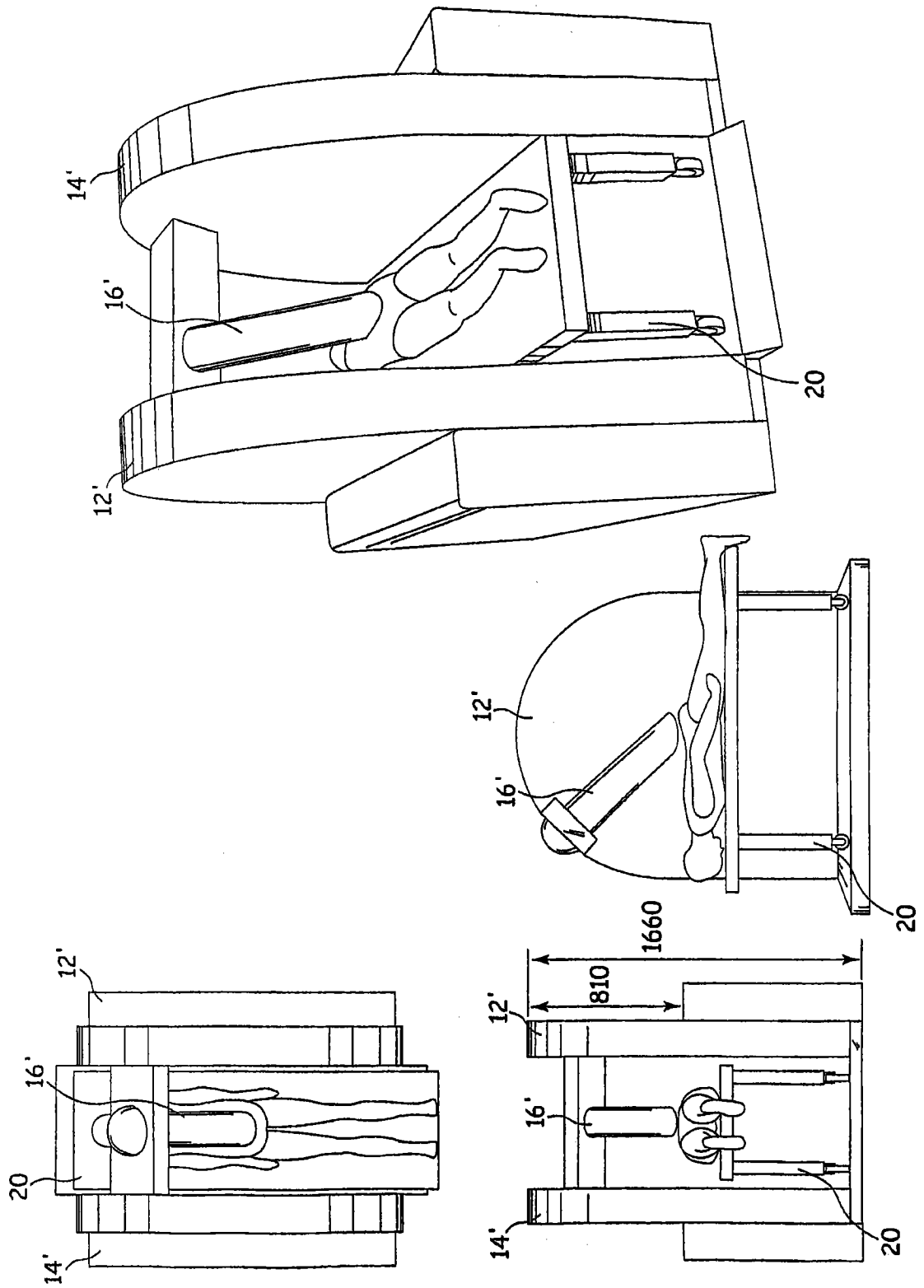


图 5