



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102292650 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 24

(21) 申请号 200980155064. 6

(22) 申请日 2009. 11. 23

(30) 优先权数据

61/139, 781 2008. 12. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 07. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/055289 2009. 11. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/073145 EN 2010. 07. 01

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 T·S·卡尔 W·麦克勒莫尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 陈松涛 蹇炜

(51) Int. Cl.

G01R 33/46 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1947027 A, 2007. 04. 11,

A. J. SHAKA, ET AL. "NMR Broadband Decoupling with Low Radiofrequency Power". 《JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE》. 1983, 第 52 卷

A. J. SHAKA, ET AL. "NMR Broadband Decoupling with Low Radiofrequency Power". 《JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE》. 1983, 第 52 卷

Su Xu, ET AL. Inverse polarization transfer for detecting in vivo ¹³C magnetization transfer effect of specific enzyme reactions in ¹H spectra. 《MAGNETIC RESONANCE IMAGING》. 2008, 第 26 卷 (第 3 期), 413-419.

审查员 林婷

权利要求书2页 说明书4页 附图5页

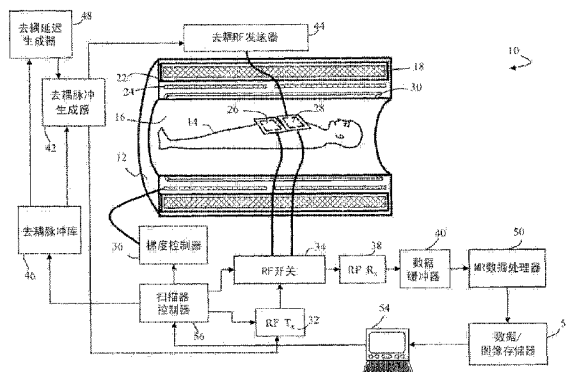
(54) 发明名称

用于磁共振分光术的具有插入的停顿的宽带去耦脉冲串

(57) 摘要

一种磁共振设备 (10), 包括: 生成例如 7T 的静态磁场的磁体 (18); 共振激发系统 (26, 30, 32), 在诸如 ¹³C 或 ³¹P 的被观测的核素中引起共振。去耦延迟生成器 (48) 在所述去耦脉冲串的相邻脉冲之间引入停顿, 所述去耦脉冲串被配置为使诸如 ¹H 的核素去耦。RF 放大器 (32, 44) 放大具有停顿的脉冲串, 在无所述停顿时, 所述 RF 放大器的能量存储容量将被所述脉冲串超过。所述停顿充分短, 使得去耦和核奥佛豪塞效应增强没有受到不利影响, 但是足够长, 以给所述 RF 放大器提供恢复时间, 例如为 0. 2ms。

CN 102292650 B



1. 一种用于磁共振分光术的大功率宽带去耦方法,包括:
在被观测的核素中引起磁共振;
施加包括多个宽带去耦射频脉冲的去耦脉冲串,所述去耦脉冲串被配置为使耦合的核素的频谱从所述被观测的核素去耦;
在所述去耦脉冲串的相邻宽带去耦射频脉冲之间引入停顿;以及
获取所述被观测的核素的磁共振数据,
其中,所述去耦脉冲串由去耦 RF 放大器放大,并且所述停顿短于所述被观测的核素和所述耦合的核素之间的耦合时间,并且长于所述去耦 RF 放大器的相位改变装入时间。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述停顿充分短,以致去耦没有受到充分的影响。
3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,所述脉冲串增强了核奥佛豪塞效应。
4. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,在无所停顿地施加所述脉冲串时,所述去耦 RF 放大器的能量存储容量被超过,其中,所述停顿足够长,以给所述 RF 放大器提供恢复时间。
5. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,所述停顿在 0.05ms 和 5.0ms 之间。
6. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,所述被观测的核素是 ^{13}C 或 ^{31}P 并且所述耦合的核素是 ^1H 。
7. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,所述脉冲串是 WALTZ 系列。
8. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,引起磁共振包括:
在 7T 或更大的静态磁场中对齐被观测的核素的自旋;以及
以中心为所述被观测的核素的所述共振频率的射频脉冲来扰动所述被观测的核素的自旋。
9. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其中,在每个脉冲串中,相邻的脉冲具有不同的相位。
10. 如权利要求 5 所述的方法,其中,所述停顿为 0.2ms。
11. 如权利要求 7 所述的方法,其中,所述脉冲串是 WALTZ-16。
12. 一种磁共振分光术设备(10),包括:
磁体(18),其生成静态磁场;
磁共振激发系统(26,30,32),被配置为在被观测的核素中引起磁共振;
磁共振数据获取系统(26,30,38,40),被配置为获取所述被观测的核素的磁共振数据;
去耦系统(30,32,42,44,46,48),被配置为施加包括多个宽带去耦脉冲的去耦脉冲串,所述去耦脉冲串被配置为使耦合的核素的频谱从所述被观测的核素去耦,并且所述去耦系统包括配置为放大所述去耦脉冲串的去耦 RF 放大器;以及
去耦延迟生成器(48),被配置为在所述去耦脉冲串的相邻宽带去耦脉冲之间引入停顿,
其中,所述停顿短于所述被观测的核素和所述耦合的核素之间的耦合时间,并且长于所述去耦 RF 放大器的相位改变装入时间。
13. 如权利要求 12 所述的磁共振分光术设备,其中,所述去耦延迟生成器引入延迟,所述延迟充分短,使得去耦和核奥佛豪塞效应增强中的至少之一未充分受到不利影响。
14. 如权利要求 12 或 13 所述的磁共振分光术设备,其中,在无所停顿地施加所述脉冲串

时,所述去耦 RF 放大器的能量存储容量被超过,并且其中,所述去耦延迟生成器(48)引入足够长的停顿,以给 RF 放大器提供恢复时间。

15. 如权利要求 12 或 13 所述的磁共振分光术设备,还包括 MR 数据处理器,所述 MR 数据处理器处理所获取的磁共振数据以生成多个体素中的每一个的频谱信息。

16. 如权利要求 12 或 13 所述的磁共振分光术设备,其中,所述去耦系统(30,32,42,44,46,48)包括存储多个连续的去耦脉冲串的去耦脉冲串库,所述去耦延迟生成器在延迟被放大并施加至耦合核素之前,在所述多个连续的去耦脉冲串中的选择的一个脉冲串中插入所述延迟。

17. 如权利要求 12 所述的磁共振分光术设备,其中,所述静态磁场为 7T 或更大。

18. 如权利要求 12 或 17 所述的磁共振分光术设备,还包括磁场梯度系统(24,36),所述磁场梯度系统(24,36)被配置为对所获取的磁共振数据进行空间编码。

19. 如权利要求 14 所述的磁共振分光术设备,其中,所述停顿在 0.05 至 5.0ms 之间。

20. 如权利要求 19 所述的磁共振分光术设备,其中,所述停顿为 0.2ms。

21. 如权利要求 16 所述的磁共振分光术设备,其中,所述多个连续的去耦脉冲串是 WALTZ 脉冲串、GARP 脉冲串、MLEV 脉冲串。

用于磁共振分光术的具有插入的停顿的宽带去耦脉冲串

[0001] 本申请涉及磁共振光谱学领域。其结合射频放大器在用于采用宽带去耦方案的医学成像的核磁共振光谱学中具有特别应用。

[0002] 核磁共振光谱学(MRS)成像容许基于对各个人体器官中的代谢物的分析来对化学组分进行体内测量,代谢物诸如是代谢活动速率。类似于MRI,MRS使用静态磁场和特定共振频率的射频(RF)脉冲来观测(observe)特定核的响应。最通常地被观测的体内核是 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{15}N 、 ^{17}O 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 、以及 ^{31}P ,并且大多数研究涉及 ^1H 、 ^{13}C 和 ^{31}P 。

[0003] MRS系统包括永磁体、电磁体、或产生静态磁场 B_0 的超导磁体。对于设置在 B_0 场内的对象,具有净自旋(net spin)的核,即具有奇原子系数的核,彼此相互作用并且与它们的围绕物相互作用,达到规则的平衡态,其中,核自旋优选地与静态磁场对齐。然后由横向方向上的第二场 B_1 破坏该平衡,该第二场以被观测的核的拉莫尔(Larmor)频率振荡。此扰动使得被观测的核的对齐的自旋旋转离开 B_0 平面朝向横向 B_1 平面。拉莫尔频率发生于射频波段,脉冲 B_1 由设置在感兴趣的对象上或周围的射频线圈或天线传输。射频线圈或天线连接至发送器,发送器典型地包括放大器和产生RF频率的数字包络(envelope)的频率综合器。在 B_1 场终止后,在读出阶段,被观测的核开始在 B_0 场附近产生进动并发射磁共振,该磁共振包括接收线圈或天线中的电流。然后对电流进行放大、过滤、数字化、并存储以用于进一步处理。

[0004] 拉莫尔频率在被观测的核中不恒定。归因于诸如结合配对、键长、以及键角的局部化学结构中的差异,被观测的核素的不同被观测的核在它们的拉莫尔频率中经历稍微变化或移动。发生移动是因为电子将核从 B_0 场有效地屏蔽,使得核经历不同的静态磁场。频率移动和基本共振频率与磁场强度直接成比例,因此,两个值的比率导致称做化学移动的场不相关的无量纲的值。化学移动是通过使用各种傅立叶(Fourier)变换将基于时间的自由感应衰减(Free Induction Decay,FID)信号转换到频域,而形成的频域频谱。该频谱具有频率轴和幅度轴,频率轴对应于化学移动,幅度轴对应于浓度。沿着频率轴,特定的核引起独特定位的单个峰或多个峰。峰下面的区域直接与特定核的浓度相关。

[0005] 对峰下面的区域进行量化是个困难的任务。归因于交叠或分裂共振、源自自旋-自旋耦合的畸变和信号损失、以及感兴趣的区域或体积外的核素的干扰,难以解释光谱。由于增加的化学移动色散(dispersion)和减小的高次耦合,交叠或分裂共振在较高场强是能够被解决。高场强时的分光术还对灵敏度有益。通过宽带去耦方案解决了耦合问题,宽带去耦方案通过使多重态结构崩溃来改善分辨率和灵敏度,使多重态结构崩溃归因于化学地键合的质子的耦合。通过抑制感兴趣的区域或体积外的信号,诸如单体素分光术(例如STEAM和PRESS)和多体素分光术(例如CSI)的局域化方案能够减小干扰。

[0006] 通过由以耦合的核素的共振频率为中心的射频脉冲激发感兴趣的区域,来执行去耦。最简单的去耦方案是在单去耦频率处的连续波(CW);然而,期望在频谱的较宽范围上提供去耦,这称作宽带去耦。如上所述,为了提高频谱分辨率,即化学移动色散,静态场强增大了,但是损害了增加的拉莫尔频率和去耦带宽。在较高场强使用现存的去耦方案仍然能够实现宽带去耦,然而,其能够导致组织加热、升高的特定吸收率(SAR)、和归因于放大器装

入时间的伪影。高场中的 RF 放大器、MRI 系统设计为施加高幅度的短脉冲，高场例如为 7 特斯拉或更大。高场 RF 放大器具有短的但是有限的装入时间，该装入时间在数十微秒的量级。在宽带去耦技术中，诸如 WALTZ-16、Garp 等，一串复合反转脉冲周期性地以短间隔频繁地改变特性，特性例如是相位。短的但是有限的装入时间在应用的宽带 RF 领域引起误差。

[0007] 本申请提供克服了上述问题和其它问题的新的和改善的磁共振分光术设备和方法。

[0008] 根据一方面，提供了一种用于磁共振分光术中的大功率宽带去耦方法。在被观测的核素中感生磁共振。施加包括多个宽带去耦射频脉冲的脉冲串，该脉冲串被配置为使耦合的核素的频谱从被观测的核素去耦。在去耦脉冲串的相邻的宽带去耦射频脉冲之间引入停顿 (pause)。获取来自被观测的核素的磁共振数据。所述去耦脉冲串由去耦 RF 放大器放大，并且所述停顿短于所述被观测的核素和所述耦合的核素之间的耦合时间，并且长于所述去耦 RF 放大器的相位改变装入时间。

[0009] 根据另一方面，提供了一种用于在磁共振分光术中进行大功率宽带去耦的磁共振分光术设备。磁体生成静态磁场。磁共振激发系统被配置为在被观测的核素中引起磁共振。磁共振数据获取系统被配置为从所述被观测的核素获取磁共振数据。去耦系统被配置为施加包括多个宽带去耦脉冲的去耦脉冲串，所述去耦脉冲串被配置为使耦合的核素的频谱从所述被观测的核素去耦，并且所述去耦系统包括配置为放大所述去耦脉冲串的去耦 RF 放大器。去耦延迟生成器被配置为在所述去耦脉冲串的相邻宽带去耦脉冲之间引入停顿。所述停顿短于所述被观测的核素和所述耦合的核素之间的耦合时间，并且长于所述去耦 RF 放大器的相位改变装入时间。

[0010] 一个优点是，宽带脉冲串具有的停顿足够长以用于 RF 放大器恢复，并且足够短以不显著地影响被观测的去耦或核奥佛豪塞效应 (NOE)。

[0011] 在阅读并理解以下详细描述后，本领域技术人员将理解本发明的进一步的优点。

[0012] 本发明可以采取各种部件和部件的布置以及各种步骤和步骤的布置的形式。附图仅仅是意在示例优选实施例，而不应视为限制本发明。

[0013] 图 1 是组合的 MRI 和分光术系统的示意图；

[0014] 图 2 示例归因于自旋 1/2 质子的此范例中的具有自旋耦合的来自人腿的 ^{13}C 的耦合的频谱 (无本申请中的自旋去耦技术)；

[0015] 图 3 示例如于此描述的对自旋 1/2 质子执行的此范例中的具有自旋去耦的 ^{13}C 频谱；

[0016] 图 4 是基于 WALTZ-16 的去耦系列的范例，但是在脉冲串的每个脉冲之间具有 0.2ms 的停顿且脉冲具有 $15\ \mu\text{T}$ 的幅度；

[0017] 图 5 示例基于 WALTZ-16 系列的核奥佛豪塞效应 (Nuclear Overhauser Effect, NOE) 的范例，但是在超旋回内的每个方块脉冲之间具有较短停顿 且在超旋回之间具有较长停顿；以及

[0018] 图 6 使用平滑形状的脉冲而不是方块脉冲来示例去耦或核奥佛豪塞效应 (NOE)。

[0019] 参照图 1，磁共振扫描仪 10 包括扫描仪外壳 12，患者 14 或其它被观测的受试者至少部分地设置于该外壳 12 中。在孔类型的 MR 扫描仪实施例中，扫描仪外壳 12 的保护绝缘孔衬垫 16 可选地对扫描仪外壳 12 的圆柱孔或开口进行衬里，被观测的受试者 14 设置于该

圆柱孔或开口内。设置于扫描仪外壳 12 中的主磁体 18 至少在被观测的受试者 14 的被观测区中生成静态(B_0)磁场。典型地,主磁体 18 是由低温环箍 22 围绕的持久超导磁体,但是也可以设想电阻磁体、永磁体等。在一个实施例中,主磁体 18 生成 7 特斯拉的主磁场,但是也可以设想更高或更低的磁场。将磁场梯度线圈 24 布置在外壳 12 中或上,以至少在被观测的受试者 14 的被观测区中将选择的磁场梯度叠加于主磁场上。典型地,磁场梯度线圈包括用于产生三个正交磁场梯度的线圈,三个正交磁场梯度诸如是 x 梯度、y 梯度、以及 z 梯度。一个或多个局部射频线圈 26、28 设置在扫描仪 10 的孔中和 / 或整个 RF 线圈 30 围绕孔设置。虽然通过范例方式示例了孔类型的 MR 系统,但是本概念也适用于其它类型的 MR 系统,诸如开放式(open)MR 系统、C 磁体系统、4 柱(poster)磁体系统等。能够使用相同线圈来发送和接收 RF 信号。替代地,不同线圈能够用于激发、去耦和读取。例如,安装在扫描仪 10 中的整体射频线圈 30 能够用于以被观测的核素的磁共振频率进行磁共振激发,而局部线圈 26 能够用于读取激发的磁共振。作为另一选项,局部线圈 26 或第二局部线圈 28 能够用于施加去耦脉冲串和 / 或 NOE 脉冲串,并且整体线圈能够用于生成 RF 激发脉冲。

[0020] 当执行分光术时,特别是单个或多个体分光术,施加的射频辐照包括用于在频率范围上选择性地反转耦合的核素的自旋状态的激发脉冲和在数据读出期间使其从被观测的核素去耦的宽带中断脉冲串。

[0021] 在此详细描述中, ^{13}C 的范例用作被观测的核素,并且 ^1H 的范例用作化学键合的核素或其它耦合的核素。然而,应当理解,被观测的核素的任一个或者二者以及耦合的核素能够是其它核素。例如,被观测的核素能够是 ^{15}N 、 ^{17}O 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 、或 ^{31}P ,并且耦合的核素能够是 ^1H 、 ^{13}C 等。在其它配置中, ^1H 是被观测的核素且去耦的核素是 ^{13}C 、 ^{15}P 等。对于异核分光术,被观测的核素和耦合的核素典型地具有不同原子系数(Z)值。例如,碳具有 $Z=6$,而氢具有 $Z=1$ 。被观测的和耦合的核素能够自然地是受试者 14 的一部分,或能够通过注射、吸入、摄食等给予受试者 14 的物质的部分。

[0022] 在磁共振分光术数据获取期间,射频放大器或发送器 32 操作在被观测的核素(例如 ^{13}C)的磁共振频率,并且通过射频开关电路 34 耦合至整体线圈 30 或局部线圈 26,以将处于被观测的核素的磁共振频率的射频激发脉冲注入到被观测的受试者 14 的被观测区中,使得在被观测的核素(例如 ^{13}C)的自旋中激发磁共振。可选地,磁场梯度控制器 36 操作磁场梯度线圈 24,以使磁共振激发空间局域化于厚片(slab)、体素、切片或其它局域化区域。射频放大器 32 也能够施加磁共振操控脉冲,例如施加具有磁共振频率的反转脉冲以对观测的核素的激发磁共振进行反转,以例如生成一个或多个自旋回波。磁场梯度控制器 36 操作磁场梯度线圈 24 以施加一个或多个空间编码磁场梯度脉冲。在磁共振读出阶段,开关电路 34 使射频放大器 32 从局部线圈 26 断开,并使射频接收器 38 连接至局部线圈 26 以获取来自被观测的受试者 14 的被观测区的磁共振数据。获取的磁共振数据存储在数据缓冲器 40 中。

[0023] 去耦脉冲生成器 42 生成射频脉冲配置,该射频脉冲配置由 RF 放大器 32 实施或由第二去耦射频放大器发送器 44 实施,第二去耦射频放大器发送器 44 操作调谐到耦合的核的共振频率的线圈。例如,能够对整体线圈 30 进行多重调谐(multiply-tuned)。或者能够将局部线圈之一,例如线圈 28,调谐至耦合的核频率。去耦脉冲生成器生成宽带去耦信号,该信号具有的宽带频谱以所耦合的核素(例如 ^1H)的磁共振频率附近为中心。典型地,当更

高功率的去耦信号有利时,使用整体线圈。读出期间,诸如在自旋回波采样期间或在采样之前的自由感应衰减(FID)期间,典型地施加宽带去耦,以使被观测的核素从耦合的核素去耦,使得根据被观测的核素(例如 ^{13}C)的磁共振数据来提供改善的频谱分辨率用于成像、分光术、或其它应用。去耦脉冲库 146 配置有多个去耦脉冲方案。去耦脉冲方案,例如 GARP、MLEV、WALTZ,由 RF 脉冲的连续串构成,例如具有变化的相位。脉冲串的脉冲与脉冲之间的相位变化驱动耦合的核素,使得至被观测的核素的耦合被破坏和 / 或核奥佛豪塞效应被增强。如果作为导致 RF 下降的连续脉冲系列施加去耦脉冲串,则 RF 放大器具有的能量存储容量被超过。去耦延迟生成器 48 生成延迟信号,延迟信号控制去耦脉冲生成器 42 以在去耦脉冲串的脉冲之间引入停顿或间隙。停顿短于被观测的核素和耦合核素之间的耦合时间,并且长于去耦 RF 放大器 32 的相位改变装入时间。以此方式,耦合的核素经历有效的连续波去耦方案,同时去耦 RF 发送器在相位变化之间经历短停顿。此停顿,典型地在 0.05ms-5.0ms 的量级,容许发送器以较高峰值幅度、以较低比吸收率(specific absorption rate)、以及减小的 RF 降低操作较大的期间。磁共振数据处理器 50 执行对磁共振数据的处理,以提取有用的信息。在成像应用中,数据处理器 50 使用快速傅立叶变换或其它图像重建算法与磁共振数据生成期间施加的选择的空间编码一起来执行图像重建。在分光应用中,处理包括例如执行频谱快速傅立叶变换操作,以例如对一个或多个体素恢复化学移动和 J 耦合数据。例如,能够以对应于每个图像体素的频谱数据来定义具有多个体素的图像。能够以各种方式显示频谱数据,诸如:显示对应的频谱图像,其中每个体素表示频谱信息;高亮选择的图像体素,以引起对应频谱数据的弹出显示,等等。得到的处理的数据(例如图像、频谱等)合适地存储在数据 / 图像存储器 52 中,显示在用户界面 54 上,通过因特网或局域网打印、通信,存储在非易失性存储介质上,或另外地使用。在图 1 中示例的范例配置中,用户接口 54 也利用如上述地控制磁共振扫描仪 10 的扫描仪控制器 56 来与放射线学者或其它操作员进行联系。在其它实施例中,可以提供分开的扫描仪控制接口。

[0024] 参照图 2 和 3,更具体地,图 2 示例人腿的化学移动频谱,其中 ^{13}C 是被观测的核素,而无去耦方案。图 3 示例人腿的化学移动频谱,其中, ^{13}C 是被观测的核素,且 ^1H 是在 WALTZ-16 去耦方案中去耦的核素,但是在相位变化之间引入了上述停顿。

[0025] 参照图 4,一个在去耦脉冲串的每个脉冲期间具有 0.2ms 的停顿的 WALTZ-16 去耦的范例。对于临床相关的几何结构的 RF 线圈,去耦脉冲均具有 $15\ \mu\text{T}$ 的幅度,该幅度超过对于临床使用当前可用的大多数 RF 放大器的 CW 操作中可用的峰值功率幅度。此幅度对于与高场 MRI 系统的整体线圈一起使用的 RF 发送器 32 的放大器是可用的。

[0026] 图 5 基于 WALTZ-16 去耦方案示例核奥佛豪塞效应(NOE)的范例,在该去耦方案中,在超旋回的每个相位改变之间具有停顿且在超旋回之间具有较长停顿。

[0027] 图 6 使用平滑形状的脉冲代替图 5 中所示的方块脉冲来示例去耦和 NOE,平滑形状的脉冲在脉冲之间提供有效停顿。

[0028] 此公开参照优选实施例。其他人在阅读并理解前述详细描述后,可以想到修改和更改。此公开意在视为包括在所附的权利要求或其等同替代的范围内的所有该修改和更改。

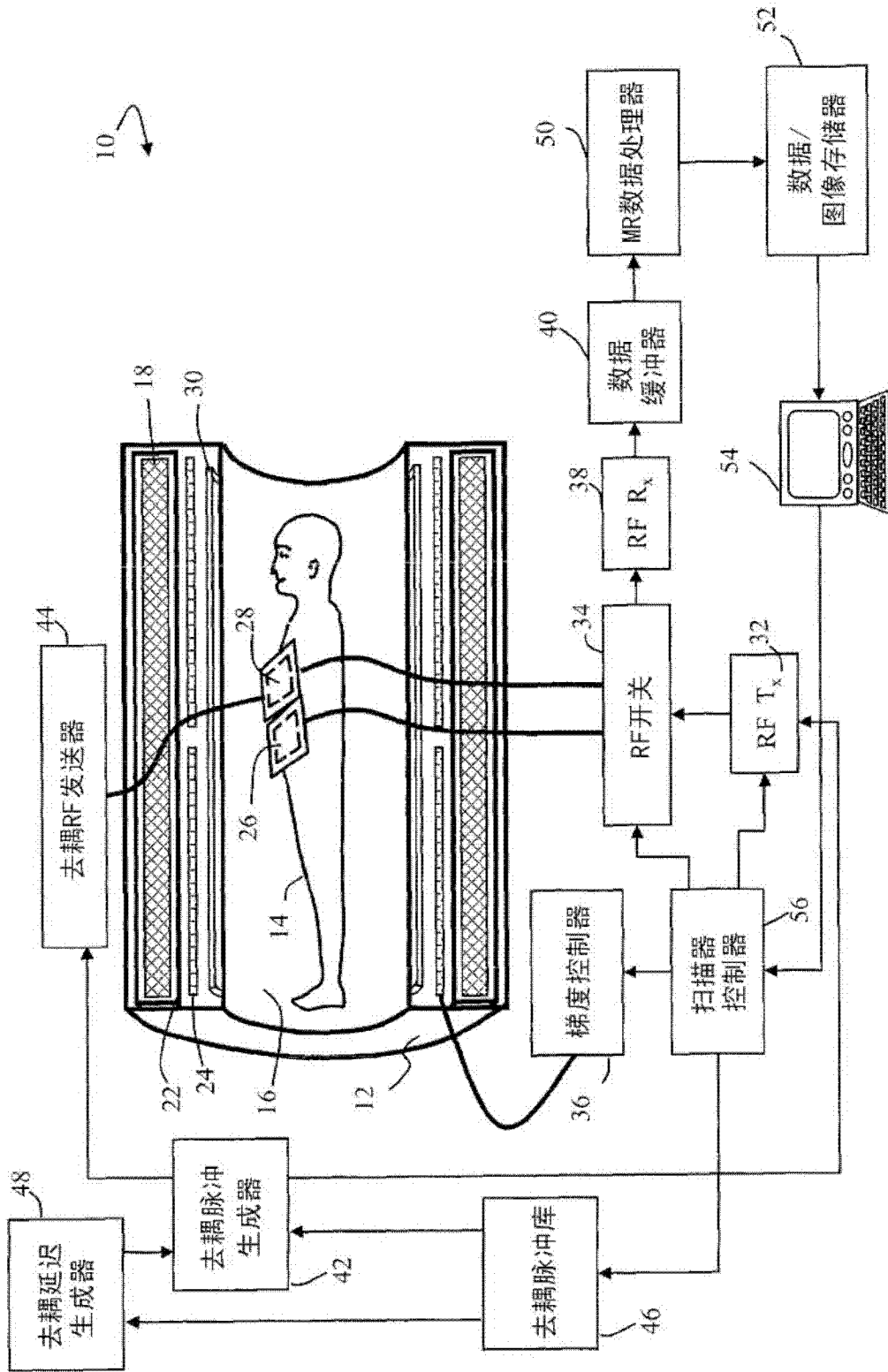


图 1

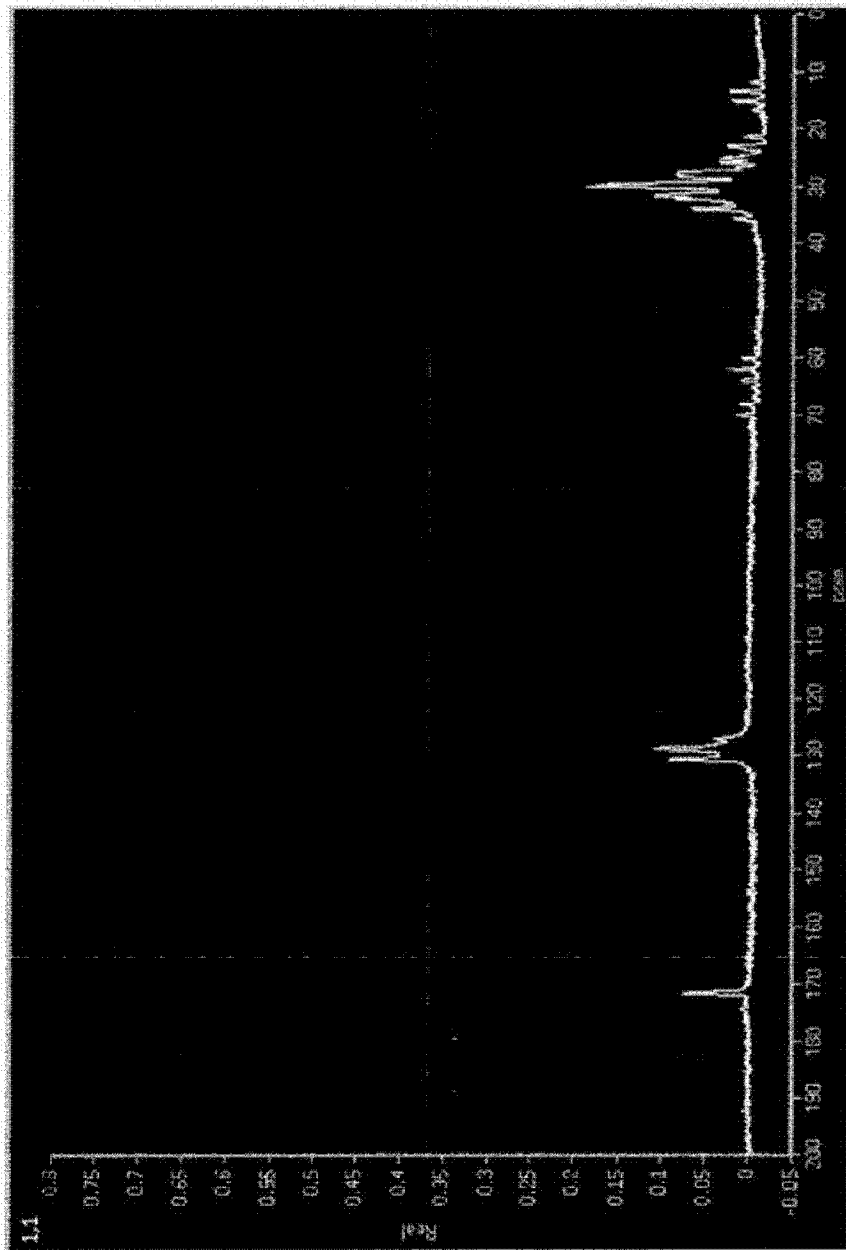


图 2

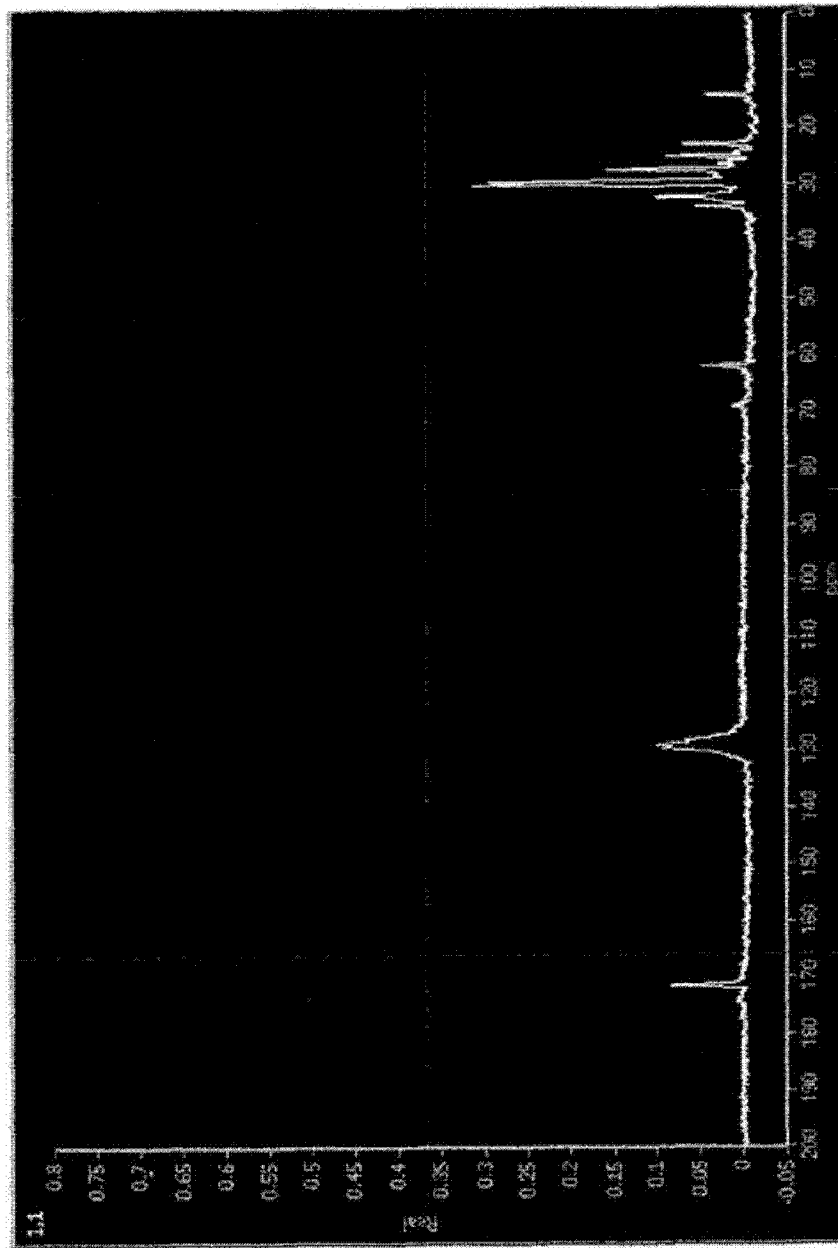


图 3

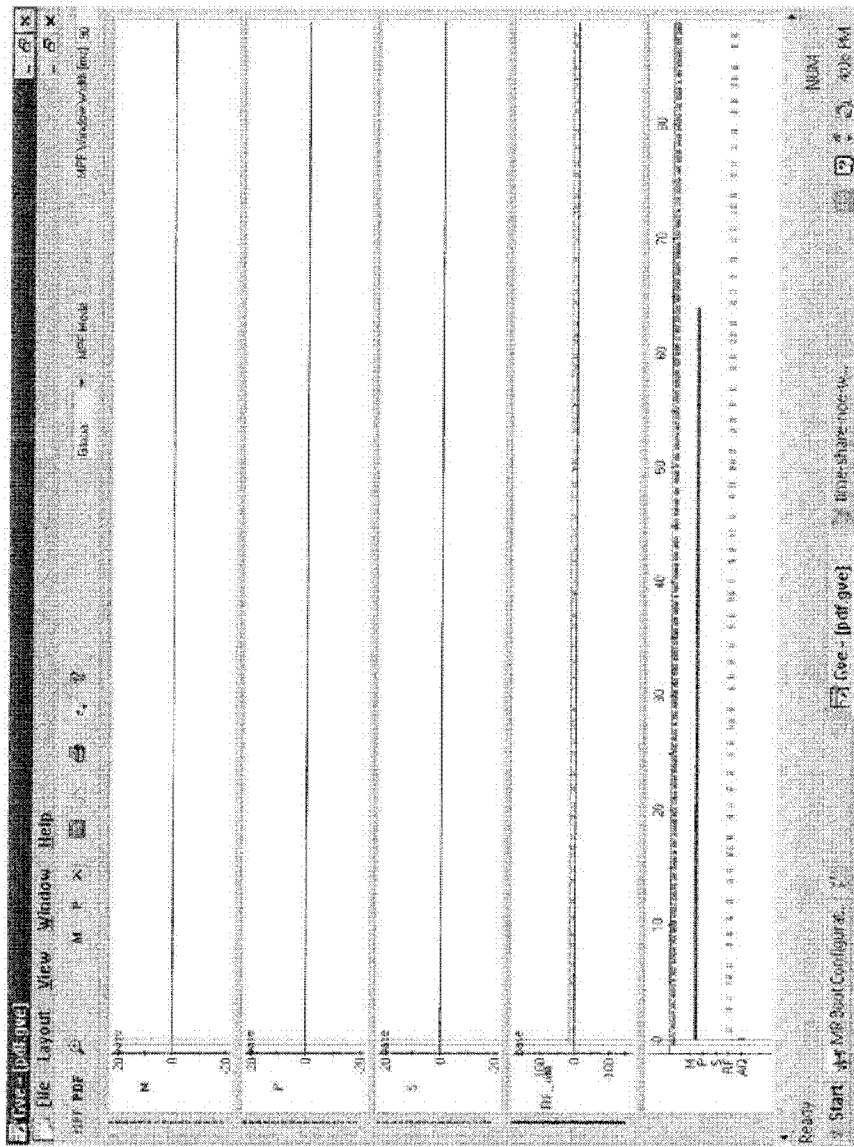


图 4

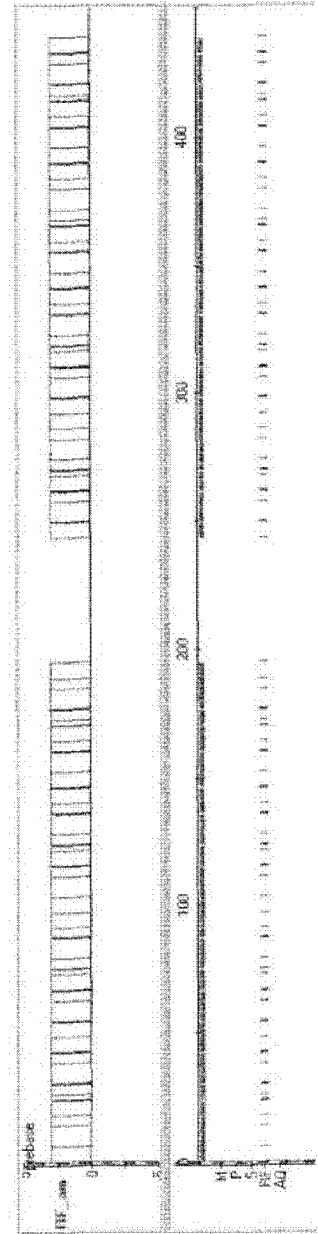


图 5

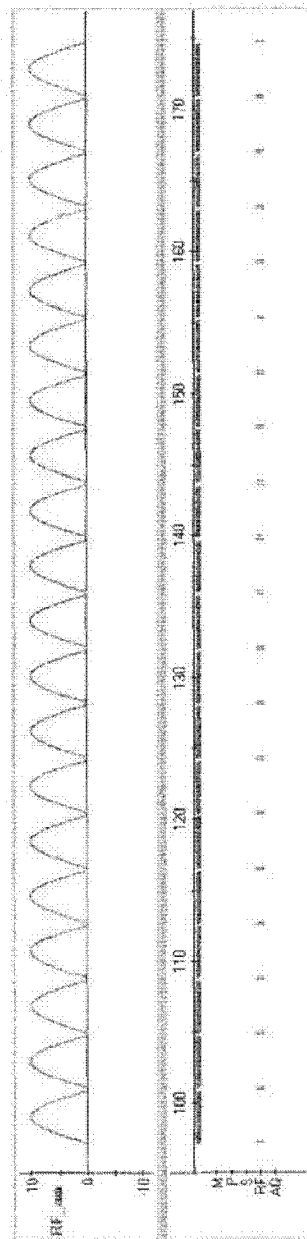


图 6