



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111683594 A

(43)申请公布日 2020.09.18

(21)申请号 201980012010.8

(22)申请日 2019.02.06

(30)优先权数据

102018102965.9 2018.02.09 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.08.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/052896 2019.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/154850 DE 2019.08.15

(71)申请人 奥托-冯-格里克-马格德堡大学

地址 德国马格德堡

(72)发明人 托马斯·格拉克 恩里科·泛尼克

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 张春水 周涛

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 18/08(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

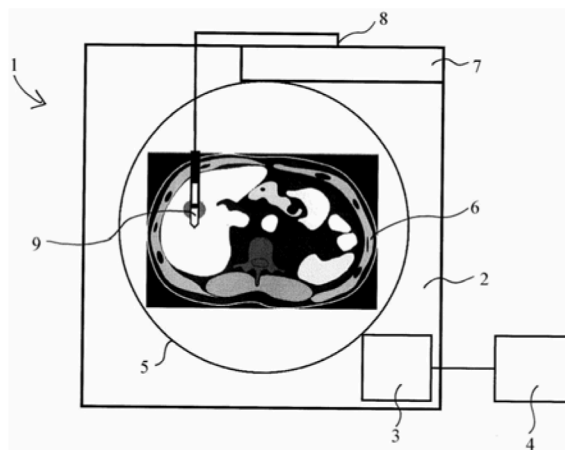
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

用于执行磁共振断层扫描和射频消融的混合系统及其运行方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于对患者执行磁共振断层扫描(MRT)和射频消融的混合系统,所述混合系统具有以下特征:a)所述混合系统具有磁共振断层扫描系统,在所述磁共振断层扫描系统中可以生成用于执行磁共振断层扫描的MRT高频信号并且可在所述磁共振断层扫描系统的输出端子处提供,b)所述混合系统具有至少一个用于执行射频消融的消融电极,c)所述至少一个消融电极与所述磁共振断层扫描系统的输出端子耦合,使得可借助于所述MRT高频信号经由所述至少一个消融电极执行射频消融。本发明还涉及一种用于运行这种混合系统的方法。



1. 一种用于对患者(6)执行磁共振断层扫描(MRT)和射频消融的混合系统(1),所述混合系统具有以下特征:

a) 所述混合系统(1)具有磁共振断层扫描系统(2),在所述磁共振断层扫描系统中能够生成用于执行磁共振断层扫描的MRT高频信号(20)并且能够在所述磁共振断层扫描系统(2)的输出端子(8)处提供,

b) 所述混合系统(1)具有至少一个用于执行射频消融的消融电极(9),

c) 至少一个所述消融电极(9)与所述磁共振断层扫描系统(2)的输出端子(8)耦合,使得能够借助于所述MRT高频信号(20)经由至少一个所述消融电极(9)执行所述射频消融。

2. 根据权利要求1所述的混合系统,其特征在于,所述混合系统(1)具有脉冲发生电路,通过所述脉冲发生电路能够将对于所述射频消融而言所需要的高频信号以脉冲方式输送给至少一个所述消融电极(9)。

3. 根据上述权利要求中任一项所述的混合系统,其特征在于,为至少一个所述消融电极(9)馈送具有拉莫尔频率的高频信号。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的混合系统,其特征在于,所述混合系统(1)设立用于,经由所述磁共振断层扫描系统(2)的成像装置(3)来记录和可视化通过所述消融电极(9)馈入到所述患者(6)中的消融电流。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的混合系统,其特征在于,所述混合系统(1)设立用于,要么将所述MRT高频信号(20)输送给至少一个所述消融电极(9)要么输送给所述磁共振断层扫描系统的MRT的发射线圈。

6. 一种用于运行根据上述权利要求中任一项所述的混合系统的方法,其特征在于,给至少一个消融电极(9)至少暂时地输送磁共振断层扫描系统(2)的MRT高频信号(20)。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,将所述磁共振断层扫描系统(2)的MRT高频信号(20)交替地输送给所述磁共振断层扫描系统(2)的MRT发射线圈和至少一个所述消融电极(9)。

8. 根据权利要求6至7中任一项所述的方法,其特征在于,中断用于磁共振断层扫描的可视化的图像生成,而给至少一个所述消融电极(9)馈送所述MRT高频信号(20)。

9. 根据权利要求6至8中任一项所述的方法,其特征在于,由至少一个所述消融电极(9)的消融电流在所述患者(6)中产生的涡流磁场经由所述磁共振断层扫描系统(2)记录和可视化为电流变化曲线。

用于执行磁共振断层扫描和射频消融的混合系统及其运行方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对患者执行磁共振断层扫描 (MRT) 和射频消融的混合系统。本发明还涉及一种用于运行这种混合系统的方法。

背景技术

[0002] 磁共振断层扫描, 缩写为MRT, 是一种成像方法, 所述成像方法在医学中用于示出体内的组织和器官的结构和功能。借助于MRT能够产生患者身体的切片图像。为了执行MRT, 磁共振断层扫描系统产生高频信号, 所述高频信号在下文中被称为MRT高频信号。这些MRT高频信号例如经由发射线圈以高振幅的交变磁场的形式被馈送到患者中。由此, 在特定的频率(所谓的拉莫尔频率)中, 共振地激发体内的特定的原子核, 由此在切断RF场之后能够在接收器电路中测量电感应信号。

[0003] 随着接通单独的、与位置相关磁场, 重复由发射高频场和接收测量信号构成的过程。这实现: 在体内对信号进行位置编码。所接收到的信号于是能够在计算机辅助的后处理中评估和可视化。

[0004] 射频消融, 缩写为RFA, 是一种用于破坏肿瘤和转移灶的极高热且创伤性最小的方法途径。通常利用医学成像来执行射频消融, 为此优选使用磁共振断层扫描。在射频消融中, 高频发生器经由屏蔽线缆与消融电极耦合, 射频能量经由所述消融电极被馈送到患者中。在这种情况下, 通常需要大的耗费来避免因射频消融对MRT成像产生的不利影响。整体上, 为此所需的设备方面的耗费是非常高的。

发明内容

[0005] 本发明基于如下目的: 减少用于MRT引导的射频消融的耗费。

[0006] 该目的通过一种用于对患者执行磁共振断层扫描 (MRT) 和射频消融的混合系统来实现, 所述混合系统具有以下特征:

[0007] a) 混合系统具有磁共振断层扫描系统, 在所述磁共振断层扫描系统中可以生成用于执行磁共振断层扫描的MRT高频信号并且可在磁共振断层扫描系统的输出端子处提供,

[0008] b) 混合系统具有至少一个用于执行射频消融的消融电极,

[0009] c) 至少一个消融电极与磁共振断层扫描系统的输出端子耦合, 使得可借助于MRT高频信号经由至少一个消融电极执行射频消融。

[0010] 已经确定, 由磁共振断层扫描系统提供的、用于执行磁共振断层扫描及其成像的MRT高频信号也适合用于执行射频消融。尤其是, 例如在磁共振断层扫描系统的高频放大器的输出端上提供的MRT高频信号的能量足以执行射频消融。因此能够简化整个系统, 因为不需要对消融电极进行馈送的单独的高频发生器。替代于此, 消融电极或可选地多个消融电极能够直接或经由附加器件连接在磁共振断层扫描系统的输出端子上。以这种方式, 给至少一个消融电极馈送MRT高频信号的高频能量, 使得能够直接借助于MRT高频信号执行射频

消融。

[0011] 以这种方式简化整个系统,能够节省成本并且还所需要的必须被检查或可能发生故障或引起干扰的部件更少。此外,能够减少在MRT成像时射频消融的干扰影响,因为没有单独的、不与MRT高频信号同步的信号被馈送到患者中。

[0012] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,混合系统具有脉冲发生电路,通过所述脉冲发生电路可将对于射频消融而言所需的高频信号以脉冲方式输送给至少一个消融电极。以这种方式,可以执行脉冲式射频消融。尤其,结合使用用于射频消融的MRT高频信号,产生如下有利的协同效应:在常规的磁共振断层扫描系统中,已经脉冲式地生成MRT高频信号,例如呈脉冲序列形式,所述脉冲序列由多个单高频脉冲构成,其中在这种脉冲序列之间存在停顿,在该停顿中没有高频脉冲生成。

[0013] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,为至少一个消融电极馈送具有拉莫尔频率的高频信号。这具有如下优点:由消融电极馈入患者中的消融电流产生涡流磁场,所述涡流磁场又生成可测量的磁共振信号,使得该涡流场也能够通过MRT成像装置检测和可视化。

[0014] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,混合系统设立用于,经由磁共振断层扫描系统的成像来记录和可视化通过消融电极馈入到患者中的消融电流。这具有如下优点:向混合系统的用户提供关于射频消融的当前状态的附加信息。在MRT成像时所产生的信号强度例如能够提供关于消融电流的电流变化曲线的定性的情况。为了电流可视化,例如能够执行对磁场的幅度和相位的测量,由此能够重建消融电流的幅度和相位。

[0015] 通过将MRT高频信号用于射频消融,在消融信号和MRT成像之间不需要耗费的相位同步。

[0016] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,混合系统设立用于,要么将MRT高频信号输送给至少一个消融电极要么输送给磁共振断层扫描系统的MRT发射线圈。以这种方式,避免混合使用MRT高频信号的各个信号脉冲。替代于此,MRT高频信号在一个时间点总是输送给一个使用,也就是说,要么进行射频消融要么进行磁共振断层扫描的成像。由此,能够保证在磁共振断层扫描时高的图像质量。为了将MRT高频信号要么输送给消融电极要么输送给MRT发射线圈,例如能够存在计算机控制的切换器。

[0017] 此外,一开始至少暂提到的目的通过一种用于运行上述类型的混合系统的方法来实现,其中,至少暂时给至少一个消融电极输送磁共振断层扫描系统的MRT高频信号。由此也可实现之前阐述的优点。

[0018] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,磁共振断层扫描系统的MRT高频信号交替地被输送给至少一个消融电极和磁共振断层扫描系统的MRT发射线圈。以这种方式,具有完整的信号强度的未受干扰的信号能够分别要么用于一种应用要么用于另一种应用。这尤其有利于MRT成像的质量。

[0019] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,中断用于磁共振断层扫描的可视化的图像生成,而给至少一个消融电极馈送MRT高频信号。图像生成的这种中断对于用户而言并非干扰性的,因为其短到使得其基本上不被察觉。

[0020] 根据本发明的一个有利的改进方案提出,由至少一个消融电极的消融电流在患者中产生的涡流磁场经由磁共振断层扫描系统记录并且作为电流变化曲线可视化。以这种方式,能够向用户提供关于射频消融的当前状态的附加信息。

附图说明

[0021] 下面根据实施例利用附图详细阐述本发明。

[0022] 附图示出：

[0023] 图1示出混合系统的示意图，和

[0024] 图2示出脉冲式高频信号的生成，和

[0025] 图3、4示出混合系统的其他实施形式。

具体实施方式

[0026] 图1示出具有磁共振断层扫描系统2的混合系统1。磁共振断层扫描系统2能够是常规的、已知的结构类型。磁共振断层造影系统2例如具有用于磁共振断层扫描检查的管道5，患者6能够被安置在所述管道中。例如经由设置在管道5的壁部中的发射线圈，将由磁共振断层扫描系统2的高频放大器7提供的MRT高频信号传输到患者6上。磁共振断层扫描系统的所引起的、在接收侧被记录的信号经由磁共振断层扫描系统2的成像装置3来检测和处理。由此产生的图像信息能够在图像显示设备4上示出。

[0027] 此外，混合系统1设立用于对患者6执行射频消融。为此，存在至少一个消融电极9，所述消融电极例如能够放置在患者6中待去除的肿瘤上。消融电极9经由线路与磁共振断层扫描系统的输出端子8，例如高频输出放大器7的输出端子连接。以这种方式，在输出端子8处提供的MRT高频信号被输送给消融电极9并且馈送到患者6中。

[0028] 图2示出MRT高频信号20的示例性的时间变化曲线。MRT高频信号20能够以各个脉冲序列的形式产生，在图2中示出了所述脉冲序列中的两个脉冲序列。脉冲序列由多个单高频脉冲构成。在单脉冲序列之间存在停顿，在所示出的实例中例如在大约2秒的时长中。通过线21示出平均电压，所述平均电压作为用于消融电极9处的消融过程的有效电压形成。在图2中示出的第一脉冲序列20例如能够用于射频消融，并且与之相应地仅输送给消融电极，而另一所示出的第二脉冲序列20用于磁共振断层扫描的成像，也就是说，该脉冲序列仅输送给MRT发射线圈。

[0029] 图3示出混合系统1的其他特征，所述其他特征例如能够在根据图1阐述的混合系统中实现。可以看到安置有患者6的检查床30。此外，也再次示出消融电极9。消融电极9经由适配电路38与功能块35连接。功能块35包含切换器37，例如呈RX-TX开关的形式。经由切换器37，消融电极9能够可选地与混合系统1的发送通道或接收通道连接。发送通道能够经由发送线路33与功能块35连接，接收通道能够经由接收线路34与功能块35连接。功能块35对于接收通道具有前置放大器36，所述前置放大器与接收线路34连接。发送线路33和接收线路34与线圈插接器32连接，混合系统1的发送通道和接收通道能够连接到所述线圈插接器32上。线圈插接器32能够与线圈端子31连接，在所述线圈端子处能够提取用于成像或消融的高频信号。

[0030] 在根据图3的混合系统运行时，以计算机控制的方式将切换器37切换，例如在图2中示出的脉冲序列的情况下交替地切换，使得将MRT高频信号交替地输送给一个或另一应用，以至于消融电极9交替地在发送情况中或在接收情况中起作用。

[0031] 图4示出混合系统1的另一设计方案，其与图3的实施方式的不同之处如下。存在例如呈导体回路形式的MRT线圈40用于MRT成像或用于记录用于执行MRT成像的磁场。MRT线圈

40经由适配电路42与功能块35连接。除了已经阐述的切换器37和前置放大器36之外,功能块35还具有另一切换器41。

[0032] 在根据图4的混合系统运行时,以计算机控制的方式将切换器41切换,例如在图2中示出的脉冲序列的情况下交替地切换,使得将MRT高频信号交替地输送给消融电极9或MRT线圈40。

[0033] 在借助于切换器41切换到消融电极9时,可以应用消融,而在切换到MRT线圈40时,可以应用MRT成像。

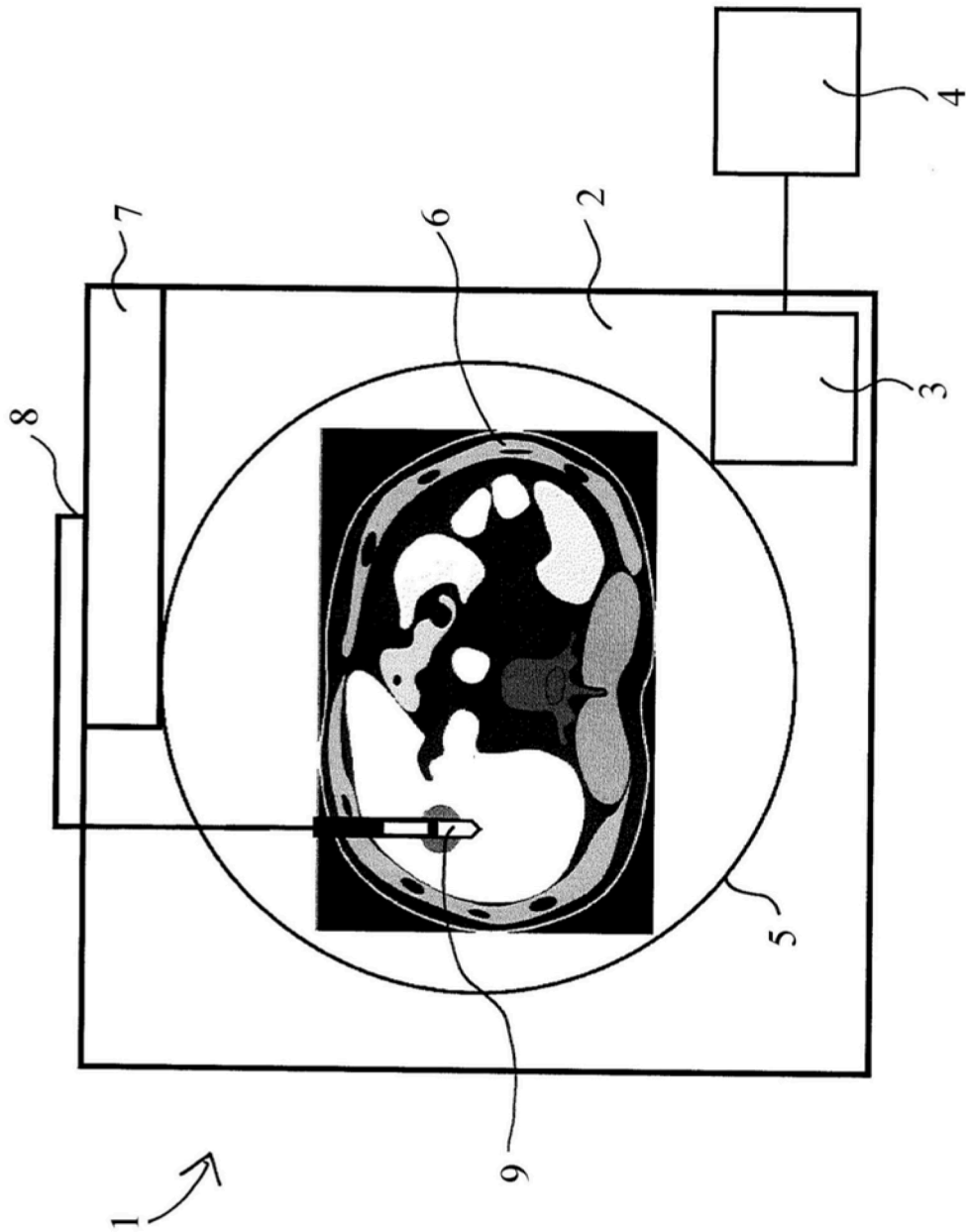


图1

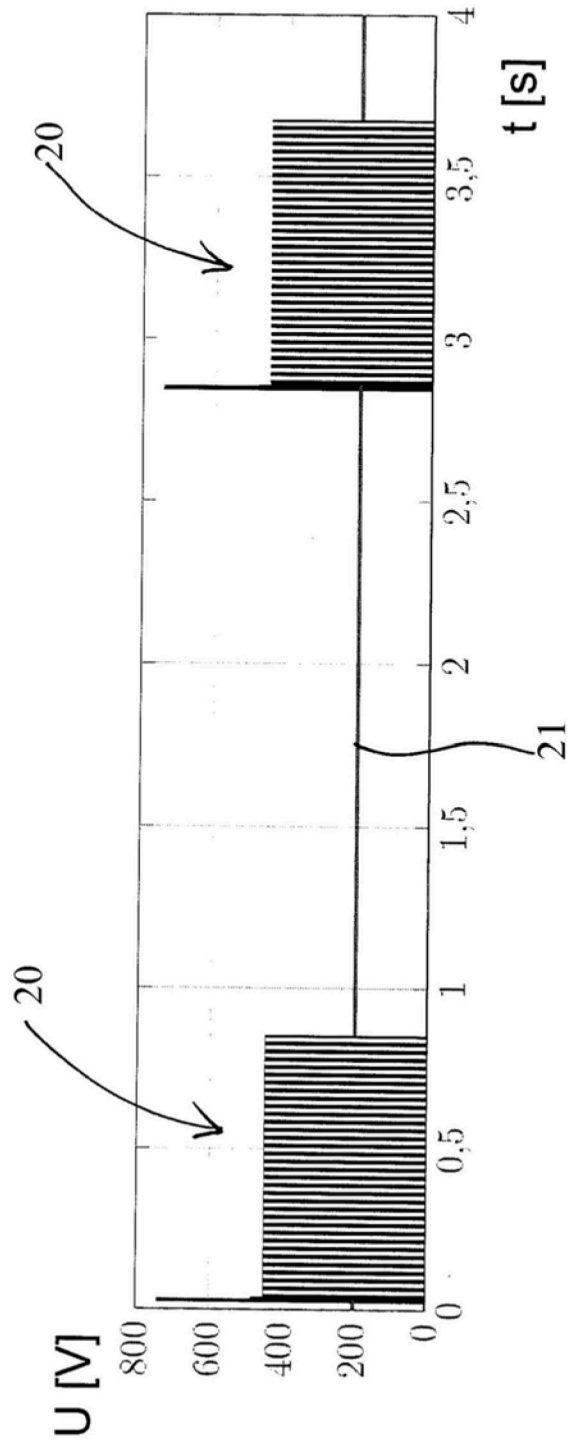


图2

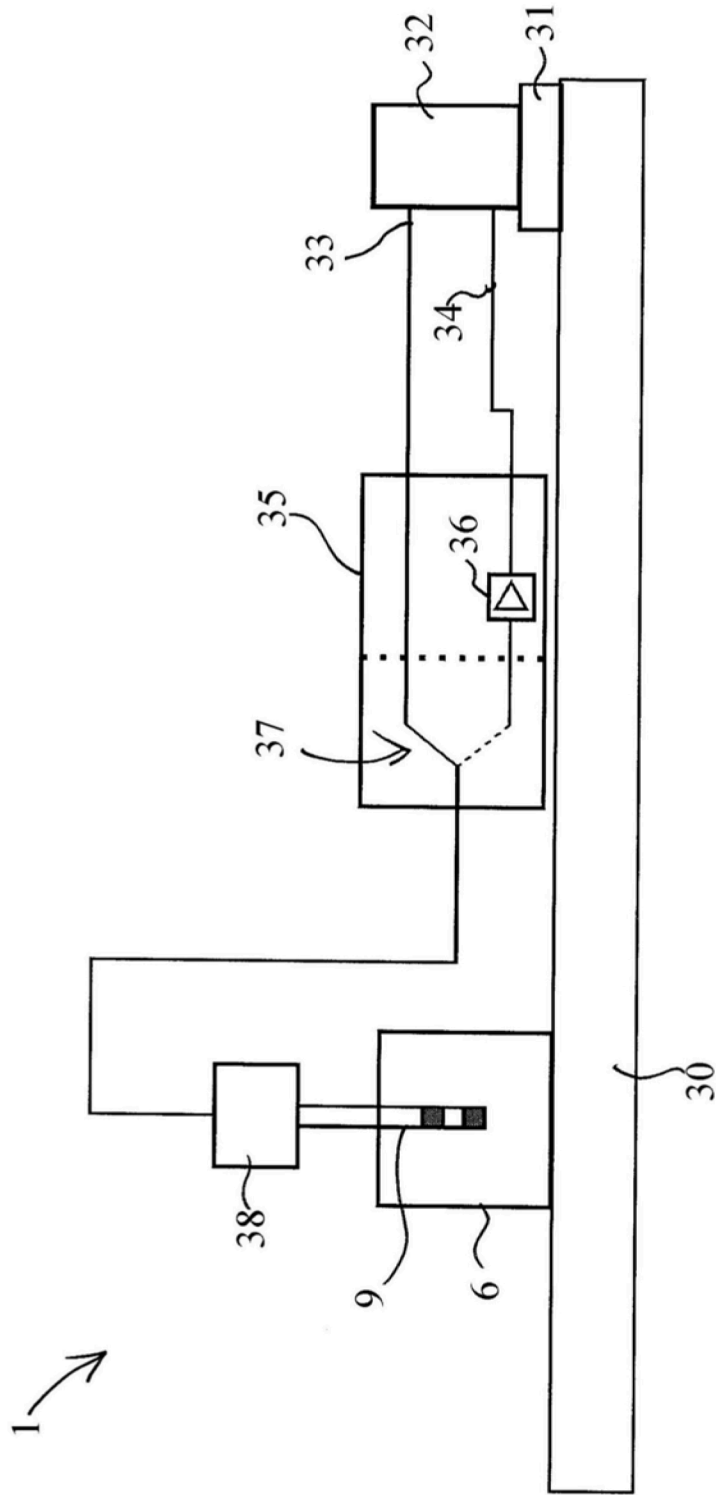


图3

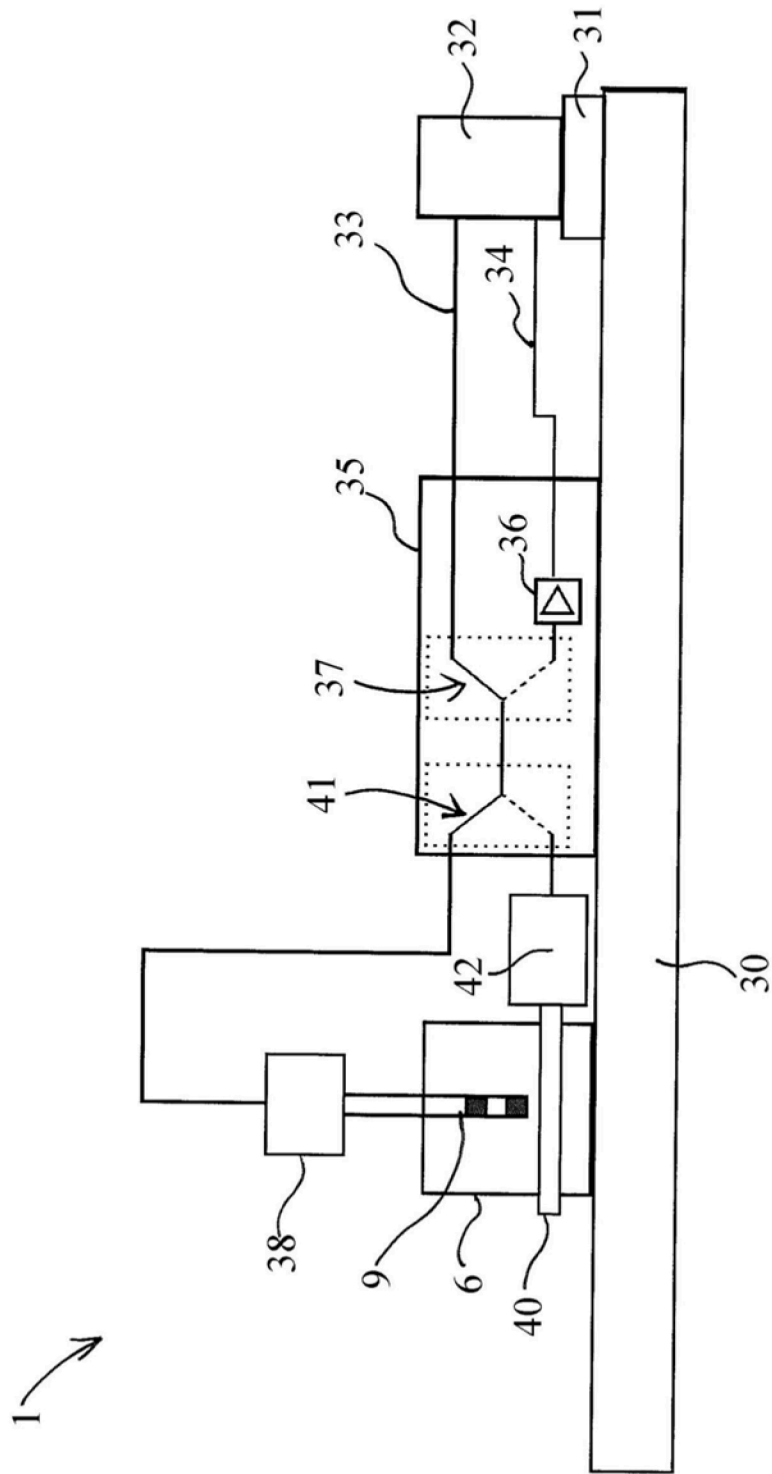


图4