

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61N 7/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510132833.4

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100563753C

[22] 申请日 2005.12.27

[21] 申请号 200510132833.4

[73] 专利权人 重庆融海超声医学工程研究中心有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路  
1 号

[72] 发明人 汪 龙 木 木 付 兵 汪 海

[56] 参考文献

CN1342503A 2002.4.3

CN1257414A 2000.6.21

审查员 王四珍

[74] 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司

代理人 张天舒

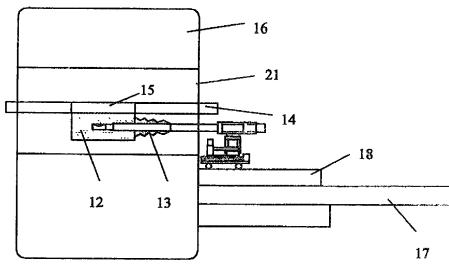
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称

一种 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统

[57] 摘要

本发明属于超声治疗技术领域，涉及一种摆动式高强度聚焦超声治疗设备及含有该设备的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统。该高强度聚焦超声治疗设备包括有超声换能器及其运动定位机构，其中，运动定位机构采用摆动机构，该摆动机构通过支撑杆与超声换能器连接。MRI 引导的治疗系统包含有该治疗设备。本发明中，超声换能器运动形式灵活多样，且由于运动定位机构采用摆动机构，该治疗系统对 MRI 装置产生干涉极小、所获得的超声图像质量好。



1. 一种 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，包括 MRI 装置和高强度聚焦超声治疗设备，所述 MRI 装置具有 MRI 孔隙和置于其孔隙中的第一治疗床（14），所述高强度聚焦超声治疗设备包括有超声换能器（1）及其运动定位机构，其特征在于所述运动定位机构采用摆动机构，所述摆动机构通过支撑杆（2）与超声换能器（1）连接，该运动定位机构置于 MRI 装置孔隙外部，所述支撑杆可伸入 MRI 装置（16）孔隙中。

2. 根据权利要求 1 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于所述摆动机构包括 Y 向摆动机构，Y 向摆动机构包括有 Y 向摆动中心、与 Y 向摆动中心连接的 Y 向摆动杆（19），驱动 Y 向摆动中心转动的 Y 向驱动装置，支撑杆（2）固定在 Y 向摆动杆上。

3. 根据权利要求 2 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于所述摆动机构还包括有 Z 向摆动机构，Z 向摆动机构包括有 Z 向摆动中心、驱动 Z 向摆动中心转动的 Z 向驱动装置，支撑杆（2）连接在 Z 向摆动中心上。

4. 根据权利要求 3 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于 Y 向、Z 向驱动装置采用电机，Y 向、Z 向摆动中心分别采用与 Y 向、Z 向驱动装置同步带连接的同步带轮。

5. 根据权利要求 3 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于支撑杆（2）进行 Y 向摆动、Z 向摆动的角度范围为 -40° ~ +40°。

6. 根据权利要求 3 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于所述摆动机构还包括有使支撑杆绕 X 轴作自转运动的驱

---

动装置，支撑杆（2）与该驱动装置的输出轴连接。

7. 根据权利要求 2—6 之一所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于所述摆动机构下方有 X 向运动机构，X 向运动机构包括沿 X 向设置的丝杆（9）、固定在丝杆螺母上的底板（20）、驱动丝杆（9）运动的驱动装置，所述摆动机构固定在底板（20）上。

8. 根据权利要求 7 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于所述底板下连接有滑动装置。

9. 根据权利要求 1 所述的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，其特征在于运动定位机构位于第一治疗床（14）下方，MRI 装置（16）还包括有第二治疗床（17），第二治疗床（17）上有支撑件（18），运动定位机构置于所述支撑件（18）上。

## 一种 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统

### 技术领域

本发明属于超声治疗技术领域，涉及一种摆动式高强度聚焦超声治疗设备及含有该设备治疗的 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统。

### 背景技术

现有技术的聚焦超声治疗中，多采用 B 超设备进行定位和监控治疗，采用这种 B 超设备进行监控及治疗存在如下缺点：1、由于 B 超图像仅是一定角度的平面图像，即使利用三维超声系统，其可视区域仍然存在一定局限性；2、超声图像的可观察深度有限，骨性物质对图像的影响特别大，几乎不能观察到骨后方的组织，存在伪影；3、超声图像对组织边界的识别能力较差，尤其是对小肿瘤和深部肿瘤的分辨更为困难。

另外，在生物学和医学方面的一项重要应用是 MRI (Magnetic Resonance Imaging 磁共振成像) 装置，其可以对磁场施加适当梯度，有选择地获得磁共振信号，通过对信息进行处理获得各点的组织特性而对组织成像。所获得的磁共振图像具有极高的组织分辨能力，能较容易地区分正常组织和肿瘤组织，且得到的是一定体积内的立体数据，可以对人体某部分以至全身成像，因此十分适合用来进行高强度聚焦超声治疗中的监控。

日本专利 JP3322649 中公开了一种 MRI 装置与超声治疗设备联合的治疗系统，由于一般情况下，MRI 的孔隙中床体下的可移动高度在 140mm 左右，因此超声治疗设备要在此空间进行治疗，其上下移动的空间十分有限，故该治疗系统是先利用 MRI 装置来确定肿瘤的位置，然后把病人从 MRI 的磁场中移出来进行超声治疗，此种治疗装置需要反复移动患者，多次定位，其定位系统复杂，定位时间长。

美国专利 US5275165 和 US5443068 等披露了在 MRI 系统的磁场孔隙中进行操作的超声波能量施加器的无磁运动定位装置，其主要目的避免运动定位装置对 MRI 系统的磁场产生干扰。但是，这些运动定位装置中的超声换能器的运动方式十分的有限，不能够满足治疗肿瘤的多方位要求。

另外，德国西门子公司所申请的美国专利 US6148225 中公开了一种超声治疗装置，其采用一个高频发生器产生不同频率的离散电信号，这些信号是在一个频带中按照时间顺序展开的，这些离散频率值的整数倍不位于第二频带中，而第二频带对应于同时操作诊断 MRI 设备的接收频带，这样，在 MRI 监控下进行超声治疗时，超声治疗装置不对 MR 的磁场形成干扰。

上述专利都是利用 MRI 装置与超声治疗设备联合治疗的系统，这些治疗系统主要存在以下不足：1) 由于 MRI 床体下的可移动高度十分有限，在其下布置超声换能器进行多个坐标的运动，其难度很大，而布置复杂的运动定位机构则更为困难，且在 MRI 孔隙的床体下布置了运动定位机构后，占取了超声换能器有限的运动空间，从而影响治疗过程的进行；2) 布置在 MRI 装置孔隙中的运动定位机构会对 MRI 装置产生干涉，从而使获得的组织图像不准确，因此需要对超声换能器和其运动定位装置进行高要求的无磁化设计和处理，增加了技术复杂性和制造成本；3) 在运动定位机构的驱动下，超声换能器只能够进行有限的运动，不能够适应肿瘤等病症治疗时多方位的要求。

## 发明内容

本发明所要解决的技术问题是针对现有技术的上述不足，提供一种超声换能器运动形式灵活多样的摆动式高强度聚焦超声治疗设备及一种 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统，该治疗系统对 MRI 装置产生干涉较小，所获得的超声图像质量好。

解决本发明技术问题所采用的技术方案是该 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统包括 MRI 装置和高强度聚焦超声治疗设备，所述 MRI 装置具有 MRI 孔隙和置于其孔隙中的第一治疗床，所述高强度聚

焦超声治疗设备包括有超声换能器及其运动定位机构，所述运动定位机构采用摆动机构，所述摆动机构通过支撑杆与超声换能器连接，该运动定位机构置于 MRI 装置孔隙外部，所述支撑杆可伸入 MRI 装置的孔隙中。

所述摆动机构可包括 Y 向摆动机构，Y 向摆动机构包括有 Y 向摆动中心、与 Y 向摆动中心连接的 Y 向摆动杆，驱动 Y 向摆动中心转动的 Y 向驱动装置，支撑杆固定在 Y 向摆动杆上。

优选的是，所述摆动机构还可包括有 Z 向摆动机构，Z 向摆动机构包括有 Z 向摆动中心、驱动 Z 向摆动中心转动的 Z 向驱动装置，支撑杆连接在 Z 向摆动中心上。其中，Y 向、Z 向驱动装置采用电机，Y 向、Z 向摆动中心分别采用与 Y 向、Z 向驱动装置用同步带连接的同步带轮。

进一步优选的是，为了让超声换能器能够以更恰当的位置进行治疗，所述摆动机构还包括有使支撑杆绕 X 轴作自转运动的驱动装置，支撑杆与该驱动装置的输出轴连接。

更优选的是，所述摆动机构下方可有 X 向运动机构，X 向运动机构包括沿 X 向设置的丝杆、固定在丝杆螺母上的底板、驱动丝杆运动的驱动装置，所述摆动机构固定在底板上。

为了使运动定位机构能带动超声换能器灵活地来回移动，所述底板下还可连接有滑动装置。滑动装置采用滑轮，优选万向轮。当操作者给运动定位机构施力时，整个运动定位机构就可在滑轮的带动下移动，通过支承杆带动超声换能器作运动。这种附加装置使得操作者在治疗过程中可对超声换能器进行辅助的手动操作，更加有利于操作者在治疗过程中的临床观察。

本发明的摆动机构中，支撑杆进行 Y 向摆动、Z 向摆动的角度范围为  $-40^\circ \sim +40^\circ$ 。

此外，所述摆动机构也可仅包括 Z 向摆动机构，其中，Z 向摆动装置包括有 Z 向摆动中心、与 Z 向摆动中心连接的 Z 向摆动杆，驱动 Z 向摆动中心转动的 Z 向驱动装置，支撑杆固定在 Z 向摆动杆上；或者摆动机构也可仅包括 Y 向摆动机构。

本发明中超声换能器可置于装有流体的流体容器内，流体容器与支承杆连接，流体容器中充盈有流体，所述流体可采用脱气水。

本发明治疗设备中，支承杆能够在运动定位系统的作用下进行空间各向运动，而超声换能器连接在支承杆上，所以能够对超声换能器进行精确的运动定位操作。

本发明治疗设备中，由于运动定位机构采用摆动机构，支撑杆在进行 Z 向或 Y 向摆动时，整个运动定位机构中的驱动装置（指电机）的运动行程十分有限或者没有，因此当该摆动式高强度超声治疗设备与超声成像诊断设备（如 MRI 装置）结合使用时，电机的电磁性对成像质量高低几乎没有影响，从而很好的克服了运动定位机构中电机磁场对超声成像诊断设备磁场构成的干扰。而运动定位机构具有多种可供选择的运动方式，使得医护人员可以对患者进行各种体位的治疗。

优选的是，为了方便进行操作，运动定位机构位于第一治疗床下方，MRI 装置还包括有第二治疗床，第二治疗床上有支撑件，运动定位机构置于所述支撑件上。

更优选的是，支承杆可采用无磁材料或非金属制成，从而进一步减少高强度聚焦超声治疗设备对 MRI 装置磁场的干扰，避免影响成像质量。

本发明治疗系统在进行治疗时，患者容置于第二治疗床上，所述运动定位机构置于 MRI 装置的孔隙外部，支承杆连接超声换能器的一端伸入 MRI 装置的空隙内，使得超声换能器的施加能量区域与 MRI 装置的成像监控区域在治疗靶向区域交叉。同时，本发明治疗系统将 MRI 装置与超声治疗设备更好的结合，提高了设备的利用率。

受 MRI 装置孔隙内空间的限制，以及根据临床方案需要，支撑杆进行 Y 向摆动、Z 向摆动的角度范围为  $-40^\circ \sim +40^\circ$ ，在保证上述摆动角度的范围条件下，对支撑杆及整个运动机构的尺寸大小进行设计，以保证不会使支撑杆碰到其下的 Y 向摆动机构或者碰到 MRI 装置中的治疗床。

本发明治疗系统采用摆动式运动定位机构，跟直线运动定位机

构相比，摆动式运动机构的体积小，而其摆动的角度相对较大，因此对应相同体积的摆动式运动机构和直线运动机构，摆动式运动机构的运动行程更大。同时，由于空间运动机构通常是由 Y 向、Z 向等多个单向运动机构构成，当直线运动机构在进行空间某一方向（如 Y 向）运动时，其它单向运动机构（如 Z 向运动机构）的驱动电机通常会随之作相同行程的运动，由于电机有电磁性，所以当电机的移动范围离 MRI 装置较近时，电机的电磁性会影响 MRI 装置的成像效果，而本发明采用摆动机构，当超声换能器进行 Y 向或 Z 向的摆动，其它各向的驱动电机是没有运动行程的，即使有驱动电机随之运动，电机运动的行程也是非常有限的，从而最大限度的避免了电机电磁性对 MRI 装置成像效果的影响。

### 附图说明

图 1 为本发明摆动式高强度聚焦超声治疗设备的结构示意图

图 2 为本发明 MRI 引导的高强度聚焦超声治疗系统的结构示意  
图

图中：1—超声换能器 2—支撑杆 3、4、6、8—电机 5、7—同步带轮 9—丝杆 10—直线导轨副 11—滑轮 12—水囊 13—密封件 14—第一治疗床 15—孔 16—MRI 装置 17—第二治疗床 18—支撑件 19—Y 向摆动杆 20—底板 21—(MRI) 孔隙 22—底座 23—支撑架

### 具体实施方式

下面结合实施例及附图，对本发明作进一步详细叙述。

本实施例为本发明的非限定性实施例。

如图 1 所示，本发明摆动式高强度聚焦超声治疗设备包括有超声换能器 1 以及使超声换能器 1 作各向运动的运动定位机构，其中，运动定位机构为具有摆动功能的摆动机构，该摆动机构上连接有支承杆 2，支承杆 2 的另一端与超声换能器 1 连接。

为了减少该摆动式高强度聚焦超声治疗设备对 MRI 装置磁场的

干扰，从而影响成像质量，支撑杆 2 采用无磁材料或非金属制成。本实施例中，制作支撑杆 2 的材料为聚苯硫醚（即 PPS）。

超声换能器 1 置于开放式的流体容器即水囊 12 内，支撑杆 1 通过柔软的密封件 13 与水囊 12 连接，其中，水囊 12 中充盈有流体，本实施例中，流体采用脱气水。

本实施例中摆动机构共有两套，即使超声换能器 1 进行 Y、Z 向摆动的 Y 向摆动机构及 Z 向摆动机构。

Y 向摆动装置包括有 Y 向摆动中心、与 Y 向摆动中心连接的 Y 向摆动杆 19，驱动 Y 向摆动中心转动的 Y 向驱动装置。本实施例中，Y 向驱动装置采用电机，即电机 6，Y 向摆动中心为与电机 6 通过同步带连接的同步带轮 7。

Z 向摆动机构包括有 Z 向摆动中心、驱动 Z 向摆动中心转动的 Z 向驱动装置，本实施例中，Z 向驱动装置采用电机，即电机 4，Z 向摆动中心为与电机 4 通过同步带连接的同步带轮 5。

同步带轮 5 的轴与支撑架 23 固定连接，支撑杆 2 可转动地连接在支撑架 23 上，本实施例中，使支撑杆 2 绕 X 轴作自转运动的驱动装置采用电机，即电机 3，电机 3 固定连接在支撑架 23 上，其输出轴与支撑杆 2 水平固定连接，电机 3 的轴旋转时带动支撑杆 2 作自转运动。

在 Y 向摆动机构的下方有 X 向运动机构，该 X 向运动机构包括沿 X 向设置的丝杆 9、固定在丝杆螺母上的底板 20、驱动丝杆 9 运动的驱动装置即电机 8，所述 Y 向摆动机构固定在底板 20 上。底板 20 下有导槽，底座 22 上的直线导轨副 10 置于该导槽内，保证摆动机构沿 X 向进行直线往复运动。

在底座 22 下还有滑动装置，即连接在底板 22 上的滑轮 11，本实施例中滑轮 11 采用万向轮。

如图 2 所示，MRI 装置 16 的孔隙 21 中有第一治疗床 14 和第二治疗床 17，其中，第一治疗床 14 置于第二治疗床 17 的上方，第二治疗床 17 上固定有用以支撑本发明摆动式高强度聚焦超声治疗设备的支撑件 18，该治疗设备固定于支撑件 18 上，形成了本发明的 MRI

引导的高强度聚焦超声治疗系统。在进行治疗时，支撑杆 2 可伸入 MRI 装置的孔隙 21 中，置于第一治疗床 14 的孔路 15 下方，不需要进行治疗时，支撑杆 2 带动超声换能器可从 MRI 装置 16 的孔隙 21 中退出，也可将整个摆动式超声治疗设备全部置放在 MRI 装置 16 的孔隙 21 内部以节约空间。

在治疗过程中，首先将患者置于第一治疗床 14 上，将需要进行超声治疗的病灶区对准孔路 15，然后，支撑杆 2 连接有超声换能器 1 的一端伸入 MRI 装置 16 的孔隙 21 内，通过运动定位机构的运动使超声换能器 1 置于第一治疗床 14 的下方，而整个运动定位机构则固定在 MRI 孔隙外的支撑件 18 上，并且通过进行各向运动，使超声换能器 1 的施加能量区域与 MRI 装置 16 的成像监控区域在治疗靶向区域交叉。

当超声换能器 1 需要进行 Y 轴方向的运动时，在 Y 轴方向上，电机 6 的输出轴带动同步带轮 7 绕 Z 轴的旋转，同步带轮 7 带动固定在其上部的整个装置作 Y 向的摆动，电机 3、电机 4 也随着作有限行程的摆动，而电机 8、电机 6 则不动。

当超声换能器 1 需要进行 Z 轴方向的运动时，电机 4 的输出轴带动同步带轮 5 绕 Y 轴的旋转，同步带轮 5 带动支撑杆 1 作 Z 向的摆动，而电机 3 只随着作有限行程的摆动，而电机 6、电机 8、电机 4 则不动。

由于电机的位置移动是十分有限制的，这样本发明治疗设备在和 MRI 装置 16 相结合使用时，所采用的电机磁场对 MRI 成像磁场的影响很小。

当超声换能器 1 需要进行 X 轴方向的运动时，在电机 8 的驱动下，丝杆螺母带动底板 20 及其上的摆动机构沿着直线导轨副 10 作 X 向的直线运动。

当需要变换超声换能器 1 自身角度时，在电机 3 的驱动下，支撑杆 2 带动超声换能器 1 可作绕 X 轴的自转运动。

当操作者需要对超声换能器 1 进行手动操作时，可用手对底座 22 施加作用力，底座 22 下方的万向轮可灵活地进行各方向的滑动。

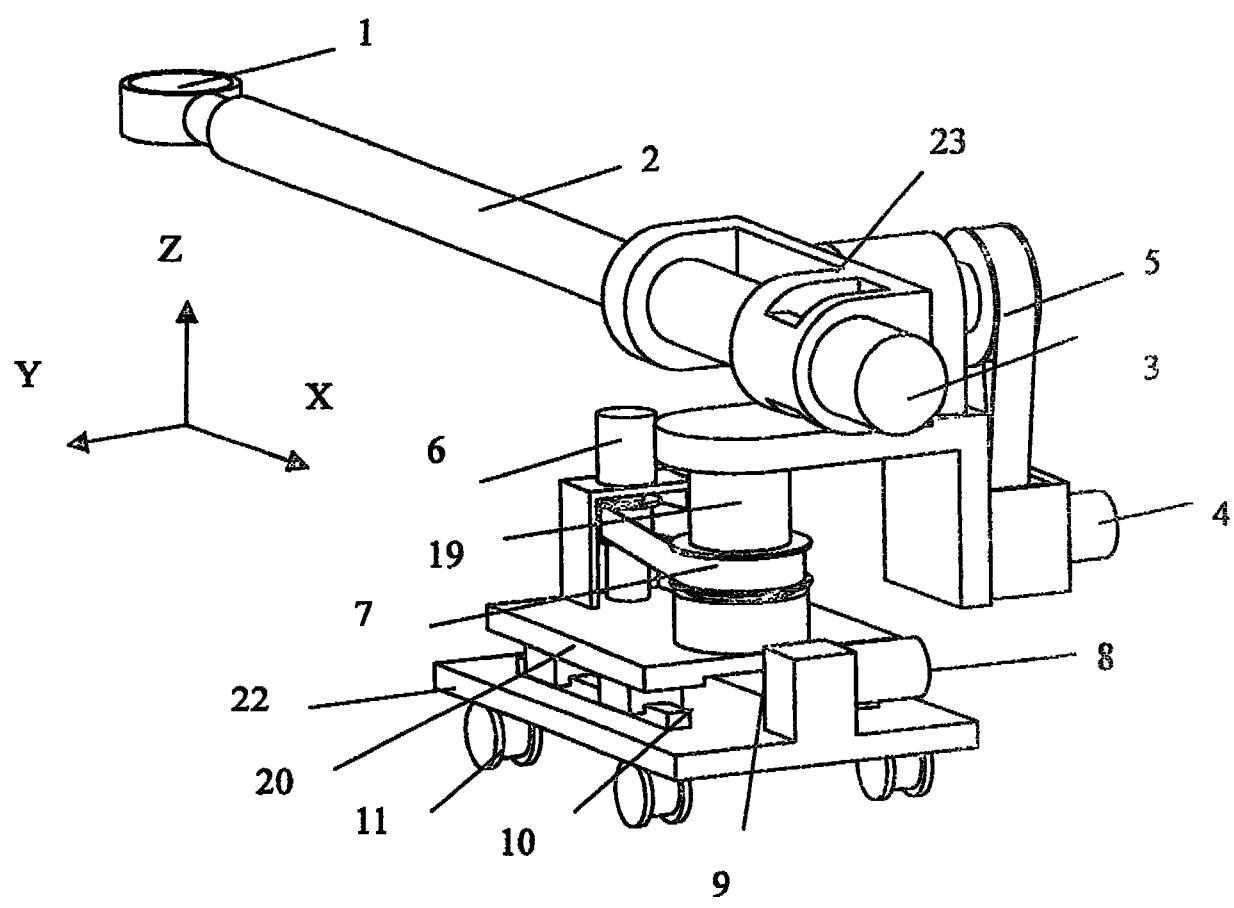


图 1

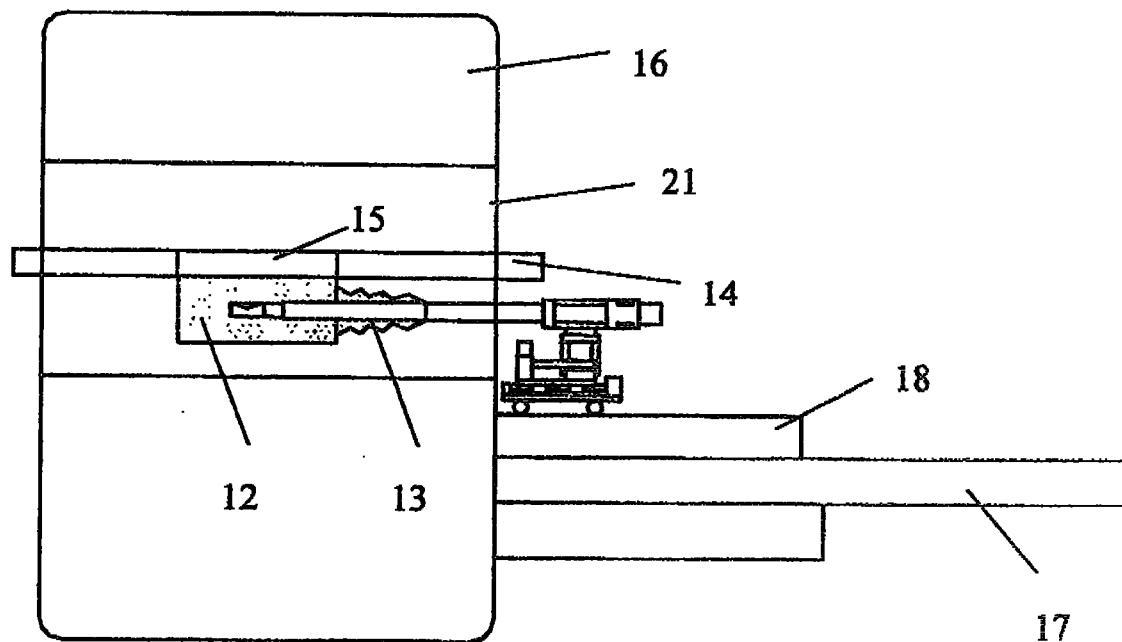


图 2