

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61N 7/02 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510096066.6

[43] 公开日 2006 年 3 月 8 日

[11] 公开号 CN 1743025A

[22] 申请日 2005.9.26

[21] 申请号 200510096066.6

[71] 申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路 28 号

[72] 发明人 王晓东 陆明珠 万明习 丁克宪
何先梁

[74] 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司
代理人 李郑建

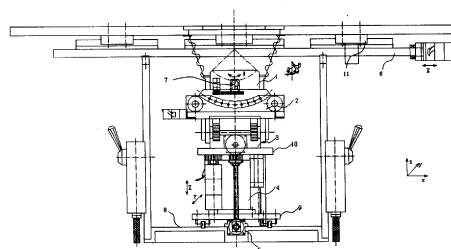
权利要求书 5 页 说明书 8 页 附图 5 页

[54] 发明名称

聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统

[57] 摘要

本发明公开了一种聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，包括治疗床、支撑治疗床运动的上拖板及 x 轴直线运动机构和可控制 B 超探头自转的机构，还包括设置于换能器探头和 B 超探头下方的绕 y 轴摆动的机构，其下部设置有绕 x 轴摆动的机构，绕 x 轴摆动的机构坐落于中拖板上，中拖板下方设置有 z 轴升降直线运动机构，其坐落于下拖板上，下拖板及其下部的 y 轴直线运动机构坐落于置于地面的基坐板上。本发明的定位系统，可实现 6 个自由度的控制，让医生从 B 超图像引导的视点角度出发，配合基于视点的运动运算关系，即可直观地在 B 超图像上直接上、下、左、右、前、后操作，而无需顾及各个轴的具体运动，从而实现各轴的联动。



1. 一种聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，其特征在于：该系统包括有高强度聚焦超声换能器和 B 超探头，所述的高强度聚焦超声换能器以 5 个自由度的姿态定位，其中 3 个自由度的姿态为 x 轴、y 轴、z 轴相互垂直的直线运动，2 个自由度的姿态为两个相互垂直且绕 x 轴、y 轴摆动运动；上述 5 个自由度的姿态定位由各自的驱动机构完成；

高强度聚焦超声换能器还与 B 超探头同轴安装，B 超探头在高强度聚焦换能器中进行 $\pm 90^\circ$ 自转，B 超探头上设有控制 B 超探头自转的驱动机构，构成具有 6 自由度变换姿态的 B 超图像引导立体定位系统。

2. 如权利要求 1 所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，其特征在于，所说的 B 超探头自转的驱动机构由伺服电机、驱动齿轮、和 B 超探头同轴装配的齿轮组成，所述的伺服电机带动驱动齿轮，驱动齿轮将动力传递给与 B 超探头同轴装配的齿轮，带动 B 超探头自转。

3. 如权利要求 1 所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，其特征在于，所述绕 x 轴、y 轴摆动的驱动机构包括伺服电机，伺服电机与 x 轴、y 轴摆动的滚珠丝杆连接，滚珠丝杆上套装螺母，伺服电机驱动滚珠丝杆转动使螺母作直线运动，螺母的两侧夹持着两条同步带，同步带支撑在四个同步轮上，所述绕 x 轴、y 轴摆动的驱动机构的外圆弧跑道与同步轮相切，外圆弧跑道上装有多个可沿圆弧跑道滚动的轴承。

4. 如权利要求 1 所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，其特征在于，所述 y 轴直线运动的驱动机构包括 y 轴伺服电机，y 轴伺服电机与 y 轴滚珠丝杆连接，用于驱动滚珠丝杆转动，滚珠丝杆上的螺母带动下拖板沿直线导轨作 y 轴方向的往复直线运动。

5. 如权利要求 1 所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，其特征在于，所述 z 轴升降直线运动的驱动机构包括 z 轴伺服电机，

z 轴伺服电机与同步轮和同步带连接,同步轮和同步带又与滚珠丝杆连接,z 轴伺服电机使同步轮和同步带转动进而带动滚珠丝杆作 z 轴升降运动,与 z 轴升降直线运动驱动机构上方中拖板相垂直固定有 z 轴直线导轨,滚珠丝杆的运动带动中拖板沿 z 轴直线导轨作 z 轴升降直线运动。

6.按照权利要求5所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,其特征在于,所述 z 轴直线导轨设置三个。

7.按照权利要求1所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,其特征在于,所述 x 轴直线运动的驱动机构包括 x 轴伺服电机,x 轴伺服电机与滚珠丝杆连接,滚珠丝杆上套装有螺母,x 轴伺服电机带动滚珠丝杆转动,使螺母沿 x 轴直线运动,固定在 x 轴直线运动机构上的治疗床的下部还设置有 x 轴直线导轨,螺母的运动带动治疗床沿直线导轨作 x 轴直线运动。

8.如权利要求7所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,其特征在于,所述 x 轴直线导轨设置6个。

9.如权利要求1所述的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,其特征在于,所述的有6自由度变换姿态的B超图像引导立体定位运动算法是:

1)首先计算B超探头观测点的位置:

摆动运动为两条弧形轨迹有一个共同的焦点即圆心,设为 $A(x_0, y_0, z_0)$;该点在高强度聚焦超声换能器的中心轴上,同时也在B超观测扇形的中心轴上;因此,该点的位置不随绕 x 轴转角 α 和绕 y 轴转角 β 以及自转角 θ 的运动而变化,决定该点坐标的是 x 轴、y 轴、z 轴的直线运动; $B(x_1, y_1, z_1)$ 为相控阵超声探头的中心点,而直线 BA 就是高强度聚焦超声换能器和 B 超扇区的中轴线;

过点 B 做 x 轴的平行线 L, π 平面与平面 xy 平面平行, $|AB|=l$, 由以下

三个方程:

$$|y_0 - y_1| = l * \sin \alpha \quad (1)$$

$$|x_0 - x_1| = l * \cos \alpha * \sin \beta \quad (2)$$

$$|z_0 - z_1| = l * \cos \alpha * \cos \beta \quad (3)$$

可以得到观测探头 B 点的坐标 $B(x_1, y_1, z_1)$;

2) 然后是基于 B 超视点的运动算法:

建立基于 B 超视点的运动直角坐标系 uvw , 其中 BA 所在的直线即为 u :

坐标系中 v 轴的单位向量为 v :

$$v = \left(\frac{1}{\sqrt{(1+k^2)}}, \frac{k}{\sqrt{(1+k^2)}}, 0 \right) \quad (4)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)}$$

又因为 u 的单位向量为 u :

$$u = \left(\frac{x_0 - x_1}{l}, \frac{y_0 - y_1}{l}, \frac{z_0 - z_1}{l} \right)$$

$$l = |AB| \quad (5)$$

单位向量 w 和 u, v 呈右手螺旋坐标系, 则

$$w = u \times v$$

由 G 点在 B 超坐标系下的坐标可以计算出 r 和 ρ 的长度;

将 r 向量在 v, w 上分解为两个正交向量, 设 v 轴上的向量为 r' , w 轴上的向量为 r'' , 则有如下关系:

求 r' :

由直线 v 的方程可以得到, 单位向量 v 为:

$$v = \left(\frac{1}{\sqrt{(1+k^2)}}, \frac{k}{\sqrt{(1+k^2)}}, 0 \right)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)} \quad (6)$$

$$\therefore r' = v * (r * \cos \theta) = \left(\frac{r * \cos \theta}{\sqrt{(1+k^2)}}, \frac{k * r * \cos \theta}{\sqrt{(1+k^2)}}, 0 \right)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)} \quad (7)$$

求 r''

又因为 u 的单位向量为：

$$u = \left(\frac{x_0 - x_1}{l}, \frac{y_0 - y_1}{l}, \frac{z_0 - z_1}{l} \right)$$

$$l = |AB| \quad (8)$$

单位向量 w 和 u, v 呈右手螺旋坐标系，则

$$w = u \times v$$

$$\therefore r'' = w * (r * \sin \theta) \quad (9)$$

其中“ $\times$ ”为向量的叉积，另外，对于直线 BA 上的一点 $D(x_2, y_2, z_2)$ ，由于 BA 直线方程以及 BD 长度已知，因此， D 点的坐标为：

$$D = B + u * \rho \quad (10)$$

即：

$$x_2 = x_1 + \frac{x_0 - x_1}{l} * \rho$$

$$y_2 = y_1 + \frac{y_0 - y_1}{l} * \rho$$

$$z_2 = z_1 + \frac{z_0 - z_1}{l} * \rho \quad (11)$$

$$\therefore \vec{G} = \vec{D} + \vec{r}' + \vec{r}'' \quad (12)$$

由此可实现在 B 超图像上直接上、下、左、右、前、后操作，并应用以上关系转换为 6 个轴的运动。

聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统

技术领域

本发明属生物医学仪器与设备领域，涉及一种图像引导的运动定位系统，具体涉及聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统。

背景技术

高强度聚焦超声（High Intensity Focused Ultrasound, HIFU）是将体外超声能量聚焦在人体深部目标组织，达到精确热损伤选定目标组织的目的。高强度聚焦超声治疗立体定位系统的作用：一是确定图像引导下的深部患病部位，二是确定适合的方位和短的聚焦超声路径进行定位治疗。

根据申请人所进行的资料检索，检索到与本发明相关的文献如下：

中国发明专利 ZL98100283.8 《高强度聚焦超声肿瘤扫描治疗系统》（公开日 1999 年 5 月 5 日，公开号 1215616）中公开的是将单阵元治疗换能器和 B 超探头组合成组合探头，设置在多维数控运动装置上，该运动装置在计算机控制下进行体外扫描运动达到所需的治疗效果。中国实用新型专利 ZL99201009.8 《高强度聚焦超声治疗系统中的六坐标扫描装置》中，具有 6 个完全的自由度，实现了超声波焦点的空间定位和超声波传播路径的姿态控制。这两种形式的扫描机构实质上与传统的 6 坐标数控机床完全一致，主机座通过中心孔左端面连接板和倾斜机构的外壳联接，倾斜机构左端通过螺孔和四维机构外壳连接，四维机构内由三个相互垂直坐标和一个水平回转坐标，实现 6 个完全的自由度，保障超声波焦点按任意指定的路径和姿态对目标靶组织治疗。但是，这两种形式机械结构复杂，体积笨重，制造和安装成本较高，整个系统的精度较差，从系统受力的角度看，薄弱环节较多，不利于精度的保持，维护和调节也比较麻烦。

中国发明专利 03128117.6《聚焦超声治疗机的 5 自由度扫描装置》提出了一种 5 坐标串并联结构的聚焦超声治疗机器人,该机器人采用 3-PRS 并联机构和两个串连直线移动机构组成的串并联结构,实现 5 坐标运动。3-PRS 并联扫描机构由三根驱动轴呈正三角形竖直布置,三个滑台分别装于三根驱动轴并可上下运动,三根等长连杆一端为转动副、安装在滑台上,另一端用球副连接于动平台;3-PRS 动平台可实现 z 轴、绕 x 轴、绕 y 轴的运动。十字工作台可安装在 3-PRS 动平台上方或下方实现二维 x 轴、y 轴的直线运动。该发明的关键部件可用标准件实现,结构简单、成本较低,可满足聚焦超声的定位需求。但这种并行机构对实时控制要求高,运动控制算法复杂。

中国发明专利申请号 02145322.5《高强度聚焦超声治疗中的立体定位系统》采用 C 形臂机构实现摆动运动、治疗机构总成和三维运动床体,实现了高强度聚焦超声治疗中的立体定位。不足之处是 C 形臂占用空间较大。

发明内容

针对上述现有技术中存在的缺陷或不足,本发明的目的是提供一种聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,该系统可实现 6 个自由度的运动控制,配合运动控制算法让医生从直观的 B 超图像引导的视点角度出发,方便地进行定位操作,克服了现有立体扫描机构中的各轴单独操作,使医生难以建立 B 超图像中的位置和每一运动轴的关系,及其图像找位和对位的困难。

本发明所采用的技术方案是,一种聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统,其特征在于:该系统包括有高强度聚焦超声换能器和 B 超探头,所述的高强度聚焦超声换能器以 5 个自由度的姿态定位,其中 3 个自由度的姿态为 x 轴、y 轴、z 轴相互垂直的直线运动,2 个自由度的姿态为两个相互垂直且绕 x 轴、y 轴摆动运动;上述 5 个自由度的姿态定位由各自的驱动机构完成;高强度聚焦超声换能器还与 B 超探头同轴安装,B 超探头

在高强度聚焦换能器中进行 $\pm 90^\circ$ 自转，B超探头上设有控制B超探头自转的驱动机构，构成具有6自由度变换姿态的B超图像引导立体定位系统。

本发明的聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，是一立体定位系统，可实现6个自由度的控制，6自由度装置采用串联结构，结构紧凑、高精度、运动过程中各轴运动无同步要求，该立体定位系统从医生直观的B超图像引导的视点角度出发，配合基于视点的运动运算关系，即可直观地在B超图像上（方位）直接上、下、左、右、前、后操作，而无需顾及各个轴的具体运动，从而实现各轴的联动。

附图说明

图1是本发明应用于聚焦超声治疗床的外形结构图；

图2是本发明应用于治疗床的运动定位系统的结构示意图；

图3是本发明运动定位系统中B超探头自转机构结构示意图；

图4是本发明中绕x轴、y轴摆动机构的一种实例结构示意图，其中，a是主视图，b是俯视图；

图5是本发明中y轴、z轴直线运动的实例结构示意图，其中，a是主视图，b是俯视图；

图6是本发明中床体x轴直线运动的实例结构示意图；

图7是本发明坐标换算示意图，其中，a是基于B超视点的运动直角坐标系uvw和轴运动直角坐标系xyz的关系示意，b是B超探头自转坐标示意，c是B超扇扫面上任意点的坐标示意。

下面结合附图和发明人给出的具体应用实施例对本发明作进一步的详细说明。

具体实施方式

参见附图1~2，图1是本发明应用于聚焦超声治疗床的外形结构图，从图1中可看出，高强度聚焦超声换能器置于治疗床的下方，治疗床的中央有

孔,本发明的运动定位系统十分紧凑地位于聚焦超声治疗系统中治疗床的下部空间中。

参见图 2,图 2 是本发明用于治疗床的运动定位系统的结构示意图,它包括有高强度聚焦超声换能器 1 和 B 超探头 7,高强度聚焦超声换能器作相互垂直的 x 轴、y 轴、z 轴直线运动和绕 x 轴、y 轴的摆动;高强度聚焦超声换能器 1 的上方有用于支撑治疗床运动的上拖板 6 及 x 轴直线运动的驱动机构 11,上拖板 6 上留有大孔,使高强度聚焦超声换能器 1 的探头中大孔露出,B 超探头 7 同轴安装在高强度聚焦超声换能器 1 的探头中,B 超探头 7 在高强度聚焦换能器 1 中进行 $\pm 90^\circ$ 自转。在高强度聚焦超声换能器 1 和 B 超探头 7 的下方,设置有绕 y 轴摆动的驱动机构 2,驱动机构 2 的下方还有中拖板 10,绕 x 轴摆动的驱动机构 3 设置于中拖板 10 上,中拖板 10 下方设置有 z 轴升降直线运动机构 4,其坐落于下拖板 9 上,下拖板 9 及其下部的 y 轴直线运动机构 5 坐落于置于靠近地面的基座板 8 上。构成了具有 6 自由度变换姿态的 B 超图像引导立体定位治疗系统。B 超图像在 xy 平面沿任意轴平行扫描可构成三维数据图像重建,亦可让 B 超探头自传构成三维数据图像重建。

图 3 是 B 超探头自转的结构示意图。B 超探头自转的驱动机构由伺服电机 18、驱动齿轮 13、和 B 超探头同轴装配的齿轮 12 组成,伺服电机 18 带动驱动齿轮 13 并将以一定转速比带动齿轮 12 使 B 超探头 7 自转。由于高强度聚焦超声换能器 1 下置,自转的 B 超探头 7 部分设置了密封圈有效的防止下漏水,在高强度聚焦换能器 1 与绕 y 轴摆动的机构 2 之间设置有压环 15,压环 15 上部与下置的高强度聚焦超声换能器 1 的盛放脱气净化水的水囊 16 相连。

图 4 是本发明中绕 x 轴、y 轴摆动机构的一种实例结构示意图。两个绕轴摆动可形成绕锥顶(共焦点)的锥体内摆动。绕 y 轴摆动的驱动机构 2 置于绕 x 轴摆动的机构 3 上,两摆动运动相互垂直;两轴摆动机构的结构是一

样的，故在此只说明其中一个摆动结构即绕 y 轴摆动的机构 2。在绕 y 轴摆动的机构 2 中，伺服电机 17 驱动滚珠丝杆 18 转动使螺母 19 作直线运动，在螺母 19 的两侧夹持着两条同步带一道作直线运动，同步带支撑在四个同步轮 20 上，同步带带动绕 y 轴摆动的机构 2 运动；绕 y 轴摆动的机构 2 的外圆弧跑道 21 与同步轮 20 相切，外圆弧跑道 21 上装有多个轴承 14，轴承 14（图 3 示）在圆弧跑道上运动，于是直线运动便转化为摆动；其摆动中心便是焦点，摆动在锥顶角的 $\pm 30^\circ$ 范围内。此两机构实现了二维的锥体内摆动，其结构极为紧凑，电机的转动和摆角成线性关系，高精度、无级、超静音运动。

图 5 是本发明中 y 轴、z 轴直线运动的一种实例结构示意图。y 轴直线运动机构 5 坐落在基座板 8 上，包括 y 轴伺服电机 29 驱动滚珠丝杆 30 转动，滚珠丝杆 30 上的螺母与下拖板 9 连接，基座板 8 上两侧安装有直线导轨 31；滚珠丝杆 30 的转动可带动下拖板 9 沿直线导轨 31 作 y 轴方向的往复直线运动。

z 轴升降直线运动机构 4 坐落在下拖板 9 上，z 轴升降直线运动机构 4 中，z 轴伺服电机 25 与同步轮和同步带 26 连接，同步轮和同步带 26 又与滚珠丝杆 27 连接，z 轴伺服电机 25 使同步轮和同步带 26 转动带动丝杆上的螺母转动进而带动滚珠丝杆 27 作 z 轴升降运动；在 z 轴升降直线运动机构 4 上方中拖板 10 上垂直固定有三个 z 轴直线导轨 28，滚珠丝杆 27 的运动带动中拖板 10 沿 z 轴直线导轨 28 作 z 轴升降直线运动。

图 6 是本发明中床体 x 轴直线运动 11 的一种实例结构示意图。x 轴直线运动机构 11 包括 x 轴伺服电机 32，x 轴伺服电机 32 与滚珠丝杆 33 连接，滚珠丝杆 33 上套装有螺母 35，x 轴伺服电机 32 带动滚珠丝杆 33 转动，使螺母 35 沿 x 轴直线运动，固定在 x 轴直线运动机构 11 上的治疗床的下部还设置有 6 个 x 轴直线导轨 34，螺母 35 的运动带动治疗床沿 6 个直线导轨 34

作 x 轴往复直线运动。

基于视点的运动算法参见图 7。

首先计算 B 超探头观测点的位置：

本发明摆动运动为两条弧形轨迹有一个共同的圆心（焦点），设为 $A(x_0, y_0, z_0)$ ；该点在高强度聚焦超声换能器 1 的中心轴上，同时也在 B 超观测扇形的中心轴上；因此，该点的位置不随绕 x 轴转角 α 和绕 y 轴转角 β 以及自转角 θ 的运动而变化。决定该点坐标的是 x 轴、y 轴、z 轴的直线运动。 $B(x_1, y_1, z_1)$ 为相控阵超声探头的中心点，而直线 BA 就是高强度聚焦超声换能器和 B 超扇区的中轴线。

过点 B 做 x 轴的平行线 L， π 平面与平面 xy 平面平行， $|AB|=l$ ，由以下三个方程：

$$|y_0 - y_1| = l * \sin \alpha \quad (1)$$

$$|x_0 - x_1| = l * \cos \alpha * \sin \beta \quad (2)$$

$$|z_0 - z_1| = l * \cos \alpha * \cos \beta \quad (3)$$

可以得到观测探头 B 点的坐标 $B(x_1, y_1, z_1)$ 。

然后是基于 B 超视点的运动算法：

建立基于 B 超视点的运动直角坐标系 uvw ，其中 BA 所在的直线即为 u。

坐标系中 v 轴的单位向量为 v：

$$v = \left(\frac{1}{\sqrt{(1+k^2)}}, \frac{k}{\sqrt{(1+k^2)}}, 0 \right) \quad (4)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)}$$

又因为 u 的单位向量为 u：

$$u = \left(\frac{x_0 - x_1}{l}, \frac{y_0 - y_1}{l}, \frac{z_0 - z_1}{l} \right)$$

$$l = |AB| \quad (5)$$

单位向量 w 和 u, v 呈右手螺旋坐标系, 则

$$w = u \times v$$

由 G 点在 B 超坐标系的坐标可以计算出 r 和 ρ 的长度参见图 7 c。

将 r 向量在 v, w 上分解为两个正交向量, 设 v 轴上的向量为 r' , w 轴上的向量为 r'' , 则有如下关系:

求 r' :

由直线 v 的方程可以得到, 单位向量 v 为:

$$v = \left(\frac{1}{\sqrt{1+k^2}}, \frac{k}{\sqrt{1+k^2}}, 0 \right)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)} \quad (6)$$

$$\therefore r' = v * (r * \cos \theta) = \left(\frac{r * \cos \theta}{\sqrt{1+k^2}}, \frac{k * r * \cos \theta}{\sqrt{1+k^2}}, 0 \right)$$

$$k = -\frac{(x_1 - x_0)}{(y_1 - y_0)} \quad (7)$$

求 r''

又因为 u 的单位向量为:

$$u = \left(\frac{x_0 - x_1}{l}, \frac{y_0 - y_1}{l}, \frac{z_0 - z_1}{l} \right)$$

$$l = |AB| \quad (8)$$

单位向量 w 和 u, v 呈右手螺旋坐标系, 则

$$w = u \times v$$

$$\therefore \vec{r}'' = \vec{w} * (\vec{r} * \sin \theta) \quad (9)$$

(其中“ $\times$ ”为向量的叉积)

另外, 对于直线 BA 上的一点 $D(x_2, y_2, z_2)$, 由于 BA 直线方程以及 BD 长度已知, 因此, D 点的坐标为:

$$\vec{D} = \vec{B} + \vec{u} * \rho \quad (10)$$

即:

$$\begin{aligned} x_2 &= x_1 + \frac{x_0 - x_1}{l} * \rho \\ y_2 &= y_1 + \frac{y_0 - y_1}{l} * \rho \\ z_2 &= z_1 + \frac{z_0 - z_1}{l} * \rho \end{aligned} \quad (11)$$

$$\therefore \vec{G} = \vec{D} + \vec{r}' + \vec{r}'' \quad (12)$$

由此可实现医生在 B 超图像上直接上、下、左、右、前、后操作, 并应用以上关系转换为 6 个轴的运动。

将本发明的立体定位系统, 配合以上基于视点的运动运算关系, 即可直观地在 B 超图像上(方位)直接上、下、左、右、前、后操作, 无需顾及各个轴的具体运动, 从而实现各轴的联动。

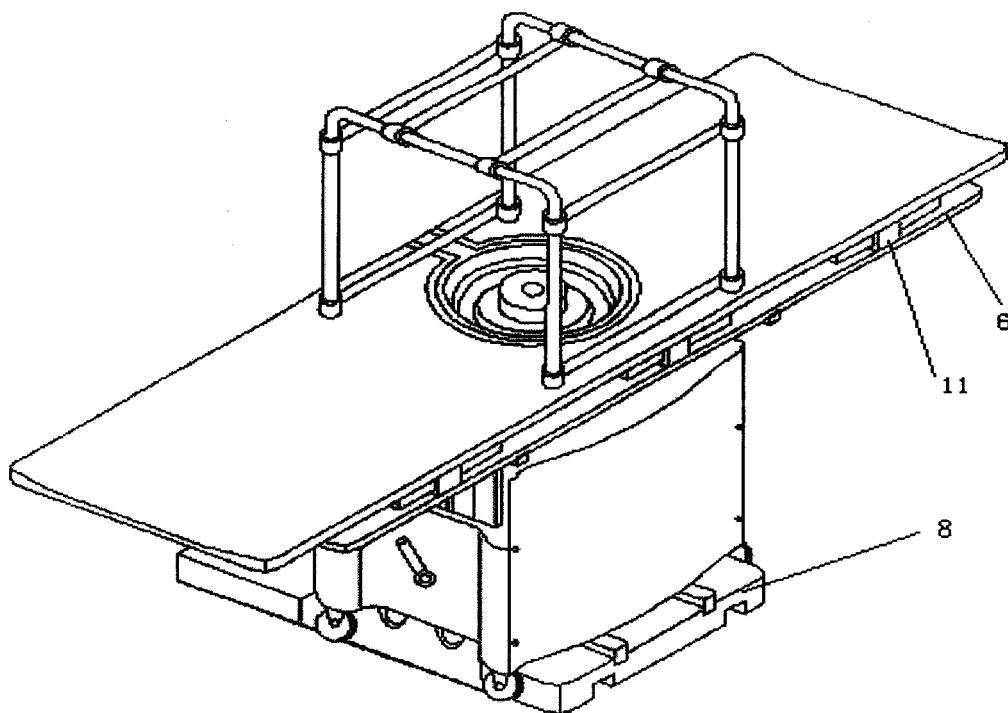


图 1

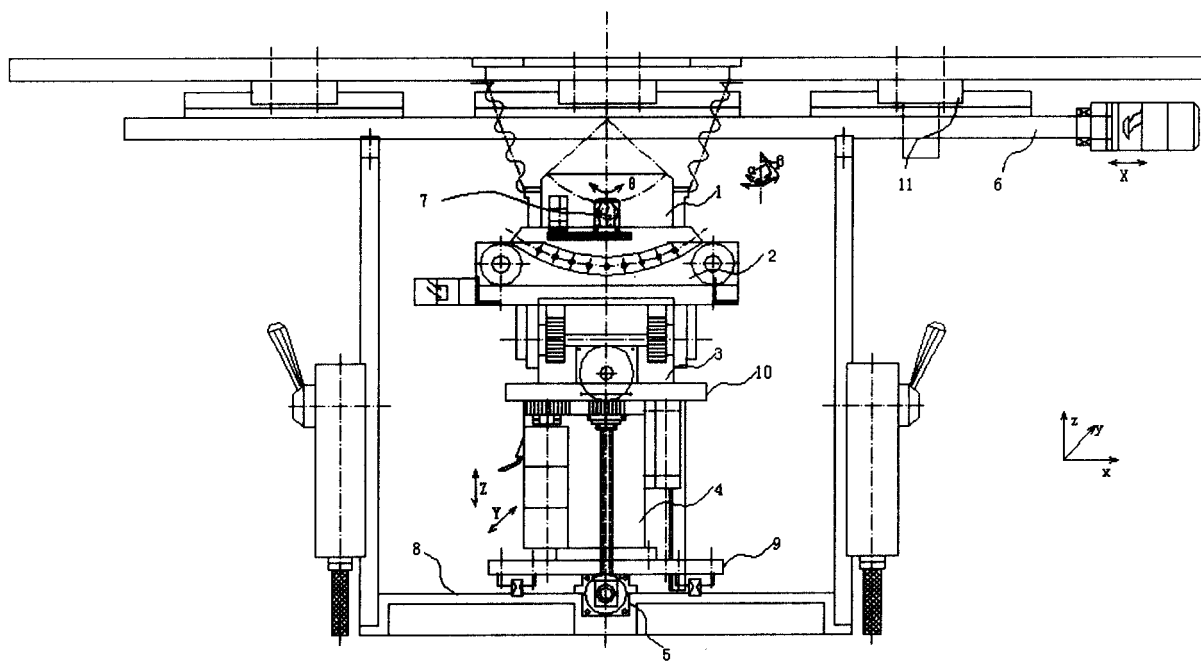


图 2

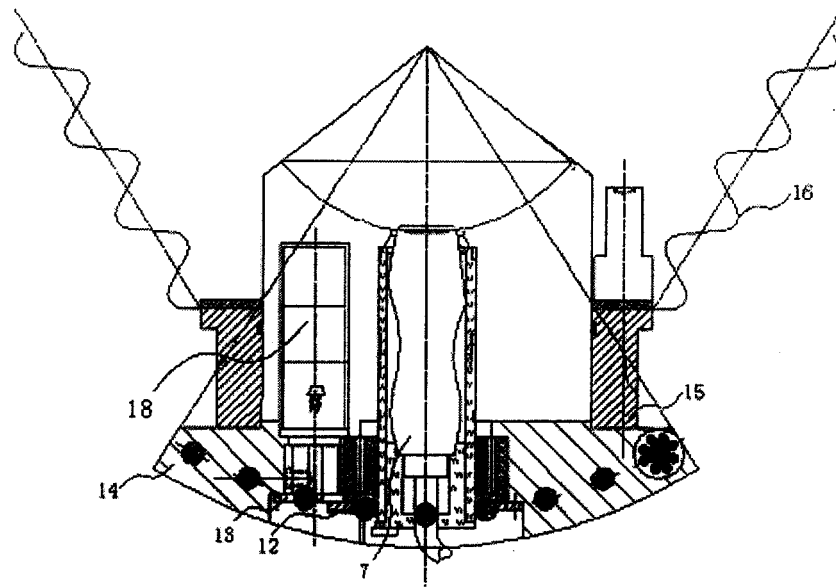
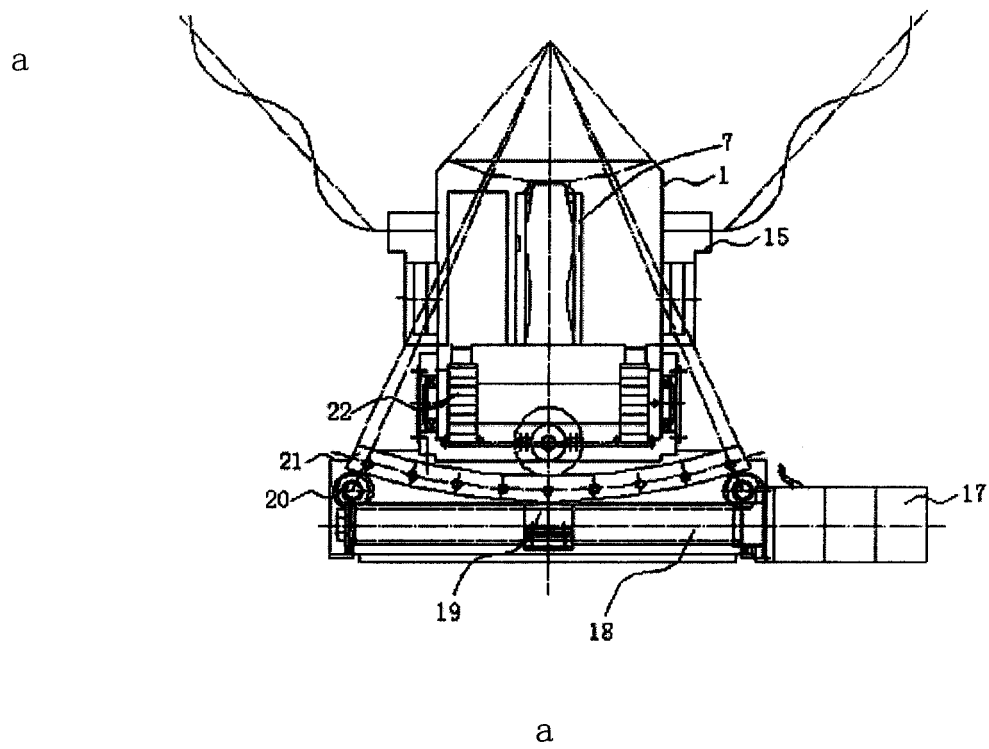
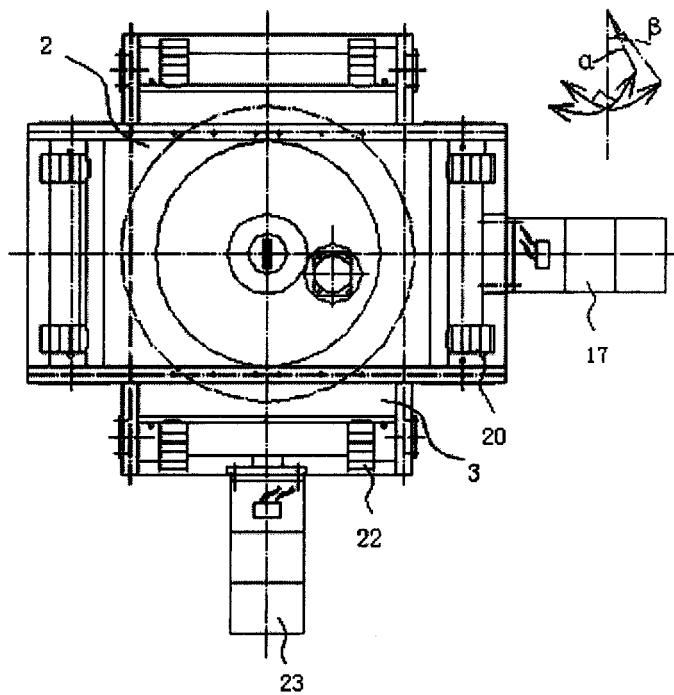


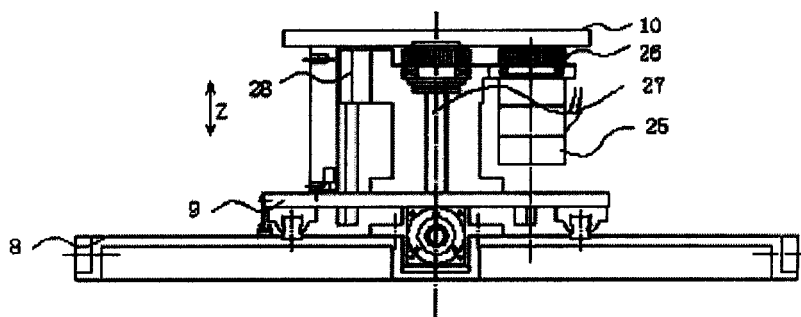
图 3



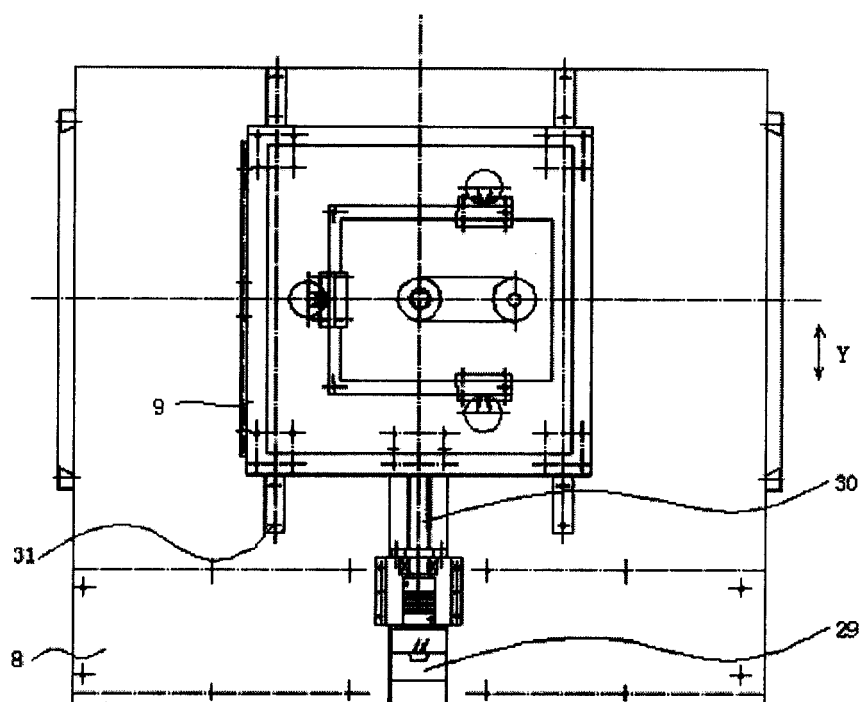


b

图 4



a



b

图 5

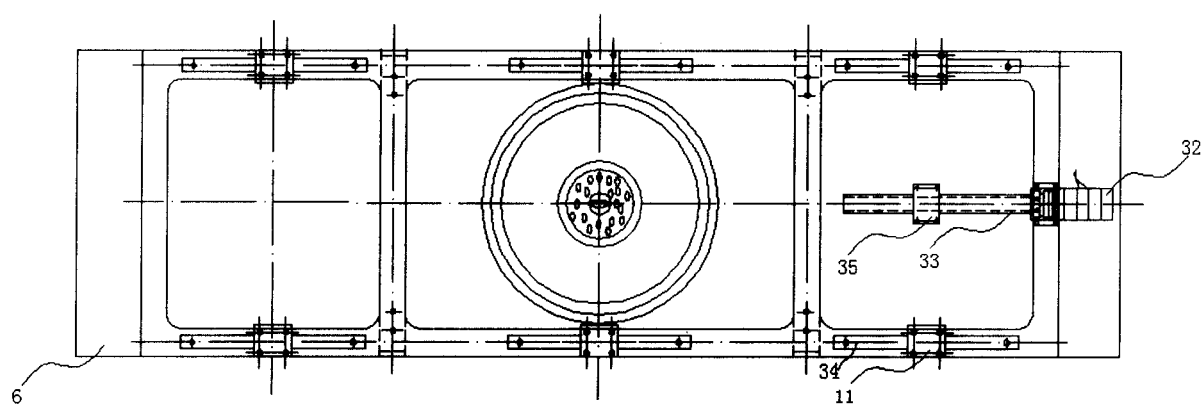
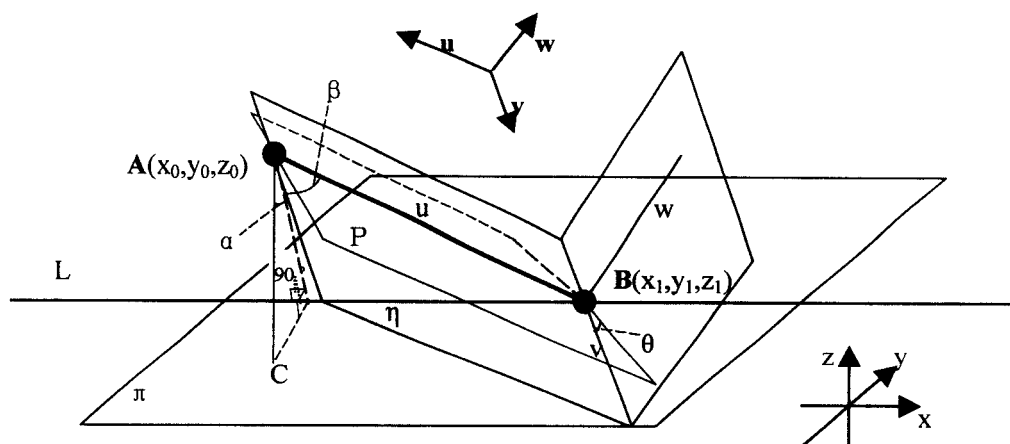
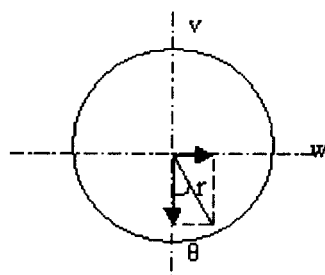


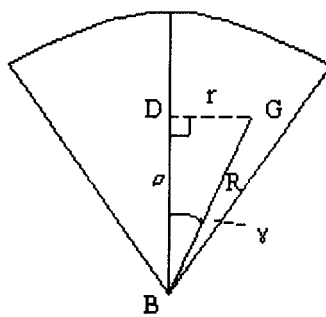
图 6



a



b



c

图 7

专利名称(译)	聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统		
公开(公告)号	CN1743025A	公开(公告)日	2006-03-08
申请号	CN200510096066.6	申请日	2005-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	王晓东 陆明珠 万明习 丁克宪 何先梁		
发明人	王晓东 陆明珠 万明习 丁克宪 何先梁		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/00		
其他公开文献	CN100515523C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种聚焦超声治疗中基于视点的三维图像引导运动定位系统，包括治疗床、支撑治疗床运动的上拖板及x轴直线运动机构和可控制B超探头自转的机构，还包括设置于换能器探头和B超探头下方的绕y轴摆动的机构，其下部设置有绕x轴摆动的机构，绕x轴摆动的机构坐落于中拖板上，中拖板下方设置有z轴升降直线运动机构，其坐落于下拖板上，下拖板及其下部的y轴直线运动机构坐落于置于地面的基坐板上。本发明的定位系统，可实现6个自由度的控制，让医生从B超图像引导的视点角度出发，配合基于视点的运动运算关系，即可直观地在B超图像上直接上、下、左、右、前、后操作，而无需顾及各个轴的具体运动，从而实现各轴的联动。

