



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1644227 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200510005570.0

US 4794629 A, 1988.12.27, 全文.

(22) 申请日 2005.01.19

审查员 刘明霞

(30) 优先权数据

2004-010393 2004.01.19 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 辻田和彦

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 何腾云

(51) Int. Cl.

A61N 5/10(2006.01)

G21K 1/04(2006.01)

(56) 对比文件

US 2003/0152194 A1, 2003.08.14, 全文.

US 2004/0105525 A1, 2004.06.03, 全文.

CN 2376318 Y, 2000.05.03, 全文.

JP 2002-253686 A, 2002.09.10, 全文.

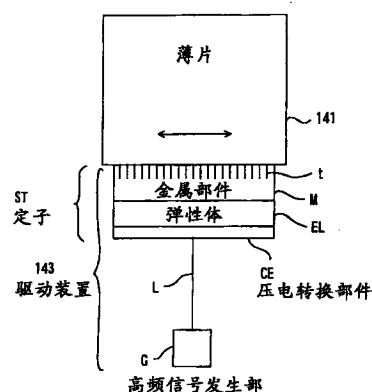
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

放射线治疗装置

(57) 摘要

放射线治疗装置具有:产生放射线的放射线产生源;具有用于设定上述放射线的照射范围的多个薄片的多分割光圈装置;通过超声波振动来驱动上述各薄片的驱动装置。



1. 一种放射线治疗装置,其特征在于,具有:
产生放射线的放射线产生源;
具有用于设定上述放射线的照射范围的多个薄片的多分割光圈装置;
通过超声波振动来驱动上述各薄片的驱动装置。
2. 如权利要求1所述的放射线治疗装置,其特征在于,上述驱动装置具有:
被压接在上述多分割光圈装置的各薄片的端面上的金属部件;
以与该金属部件为一体的方式,设置于被压接在金属部件的上述薄片上的面的相反侧的面上的压电转换部件;
向该压电转换部件供给电气信号的信号供给装置。
3. 如权利要求2所述的放射线治疗装置,其特征在于,上述信号供给装置具有:
设置在上述多个薄片中的第1薄片群的每个薄片上的第1驱动回路;
设置在上述多个薄片中的第2薄片群的多个薄片的每个上的第2驱动回路。
4. 如权利要求3所述的放射线治疗装置,其特征在于,上述第1薄片群和上述第2薄片群具有圆弧状的轨道面,在包括以放射线产生源为中心的同心圆上沿圆弧状的轨道面相互接近、离开。
5. 如权利要求2所述的放射线治疗装置,其特征在于,上述压电转换部件以及上述金属部件与上述放射线的最大照射范围相比,设置在远离等中心点的位置。

放射线治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用放射线,供例如恶性肿瘤等的疾病的治疗的放射线治疗装置,特别是涉及用于设定放射线的照射范围的多分割光圈装置以及具有该多分割光圈装置的放射线治疗装置。

背景技术

[0002] 在放射线治疗装置中所具有的多分割光圈装置具有集合体,该集合体作为一对,配置在来自放射线源的放射线的照射方向,该集合体使由钨等的重金属构成的多张薄片紧密邻接。驱动各自的薄片对,使其在包括中心的同心圆上沿圆弧状的轨道面相互接近、远离。这样,用于驱动各薄片的以往的驱动装置,其构成为,驱动齿轮与形成在各薄片的外侧端面上的齿啮合,通过轴将该驱动齿轮连结到马达上。例如,在特开 2002-253686 号公报(第 3 页,图 12)中已有记载。这样,因为需要使各薄片与放射线的照射范围,即被检测体的治疗范围相吻合,进行接近、离开,所以必需在每个薄片上设置该驱动构件。

[0003] 但是,在以往的多分割光圈装置中,是使 40 片左右的厚度约 3mm 的薄片邻接,作为集合体而形成。通过减薄该薄片的厚度,增加张数,虽可以使放射线的照射范围更近似治疗范围,但由于需要用于驱动各薄片的驱动齿轮,或用于连结驱动齿轮和马达的轴,所以减薄薄片的厚度极其困难。另外,也存在使该驱动装置大型化,整体重量也增加的问题。

[0004] 再有,在齿轮机构中具有背隙,因此,有可能存在下述问题,即,降低了薄片的移动控制精度,在设定放射线的照射范围时,在薄片的位置上产生偏差,不能正确地设定放射线的照射范围,将放射线照射到被检测体的正常组织。上述的专利文献 1 虽提供了用于除去背隙的齿轮机构,但因此而无法避免构造的复杂化,装置的大型化。

发明内容

[0005] 本发明就是为了解决这样的问题而产生。

[0006] 为了解决上述的课题,技术方案 1 所述的发明为,一种放射线治疗装置,具有:产生放射线的放射线产生源;具有用于设定上述放射线的照射范围的多个薄片的多分割光圈装置;通过超声波振动来驱动上述各薄片的驱动装置。

附图说明

[0007] 图 1 是表示放射线治疗装置的使用状态的外观图。

[0008] 图 2 是在放射线治疗装置中所具有的光圈装置的说明图。

[0009] 图 3 是从与图 2 正交的方向所见到的光圈装置的说明图。

[0010] 图 4 是平面看图 2、图 3 所示的第 2 光圈体的说明图。

[0011] 图 5 是通过光圈装置形成的照射区域的说明图。

[0012] 图 6 是表示在放射线治疗装置的光圈装置中的用于驱动薄片的驱动装置的主要部位的说明图。

[0013] 图 7 是放大图 6 的一部分,更详细地表示的说明图。

[0014] 图 8 是用于说明驱动装置的动作原理而表示的说明图。

[0015] 图 9 是将实施方式的效果之一与以往相比较说明的说明图。

具体实施方式

[0016] 下面,参照图 1 至图 9,就有关本发明的放射线治疗装置的一个实施方式进行详细地说明。

[0017] 图 1 是有关本发明的放射线治疗装置的外观图,参照该图,就放射线治疗装置的概略构成进行说明。

[0018] 放射线治疗装置主要具有:向被检测体照射来自放射线源的放射线的放射线照射装置 10,和载置被检测体 P,对放射线的照射部位进行定位的治疗台 20。

[0019] 放射线照射装置 10 具有:安装在地面上的固定台架 11、可旋转地支撑于固定台架 11 上的旋转台架 12、设置在从旋转台架 12 的一端延伸的前端部上的照射头 13、组装入照射头 13 的光圈装置 14。这样,旋转台架 12 可以围绕固定台架 11 的水平的旋转中心轴 H,围绕大致 360 度旋转,光圈装置 14 也可以围绕放射线的照射轴 I 旋转。另外,旋转台架 12 的旋转中心轴 H 和放射线的照射轴 I 的交点称为等中心点(isocenter) IC。另外,旋转台架 12 其构成为,以放射线的固定照射为基础,可以与其以外的各种照射形式,例如旋转照射、摆动照射、间歇照射等相对地旋转。

[0020] 另一方面,治疗台 20 沿着以等中心点 IC 为中心的圆弧,在箭头 G 方向遍及规定的角度范围,可转动地设置在地面上。这样,在治疗台 20 的上部,设置顶板 22,该顶板 22 载置被支撑在上部机构 21 上的被检测体 P。该上部机构 21 具有使顶板 22 向箭头 e 所示的前后方向和箭头 f 所示的左右方向移动的机构。

[0021] 另外,上部机构 21 被支撑在升降机构 23 上。该升降机构 23 是由例如连杆机构构成的,通过其自身在箭头 d 所示的上下方向的升降,而使上部机构 21 以及顶板 22 仅在规定范围升降。再有,升降机构 23 被支撑在下部机构 24 上。该下部机构 24 具有使升降机构 23 以从等中心点 IC 离开距离 L 的位置为中心,在箭头 F 所示的方向旋转的机构。因此,上部机构 21 以及顶板 22 可以与升降机构 23 一同在箭头 F 方向旋转规定的角度。

[0022] 另外,在治疗时,对被检测体 P 的定位,或设定光圈装置 14 的照射区域等是通过医师等的医疗人员 D 进行的。

[0023] 但是,在实施放射线治疗时,需要将放射线仅仅集中照射在恶性肿瘤等的治疗部位,不能损坏正常组织。因此,为了尽量使放射线不致照射到正常组织,而将用于限制照射区域的光圈装置 14 可围绕放射线的照射轴 I 转动地组装入照射头 13。

[0024] 因为图 2 至图 4 表示了该光圈装置 14 的一个实施方式,所以接着参照这些图,详细说明光圈装置 14。另外,图 2 以及图 3 为从相互正交的方向看到的构成光圈装置 14 的第 1、第 2 光圈体的说明图,图 4 是平面看第 2 光圈体的说明图。

[0025] 光圈装置 14,其由钨等的重金属构成的第 1 光圈体 140 和第 2 光圈体 141 这 2 种通常的光圈体被设置为,在来自放射线源 S 的放射线的照射方向重叠,同时,各光圈体 140、141 被分割成对,如图 2 以及图 3 所示,分别赋予符号 140A、140B、141A、141B。

[0026] 这样,设置在靠近放射线源 S 一侧的第 1 光圈体 140A、140B 如图 2 所示,作为具有

圆弧状的轨道面的单体而构成,通过借助齿轮机构传递马达动力的驱动装置 142A、142B 而被驱动,在包括以放射线源 S 为中心的同心圆上,沿圆弧状的轨道面,向箭头 X 方向移动,相互接近、离开。

[0027] 另一方面,设置在远离放射线源 S 的一侧的第 2 光圈体 141A、141B 也如图 3 所示,被设置为具有圆弧状的轨道面,在包括以放射线源 S 为中心的同心圆上,沿圆弧状的轨道面,在相对于第 1 光圈体 140A、140B 交的方向,即,箭头 Y 的方向移动,相互接近、离开。但是,第 2 光圈体 141A、141B 在图 2 中被概略地表示,如图 4 中详细所示,是使多个薄片 141A1 ~ 141An,141B1 ~ 141Bn 紧密地邻接,作为集合体而构成的多分割光圈装置。另外,薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 是由重金属形成的。

[0028] 该第 2 光圈体 141A、141B 的各薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 具有圆弧状的轨道面,被驱动装置 143A1 ~ 143An、143B1 ~ 143Bn 驱动,可以沿圆弧状的轨道面单独移动,该驱动装置 143A1 ~ 143An、143B1 ~ 143Bn 由设置在各薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 的前端的定子 STA1 ~ STAn、STB1 ~ STBn,和通过信号线 LA1 ~ LAn、LB1 ~ LBn 向该定子 STA1 ~ STAn、STB1 ~ STBn 分别供给规定的高频电压的高频信号发生部 GA1 ~ GAn、GB1 ~ GBn 构成。另外,驱动构成第 2 光圈体 141A、141B 的各薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 的驱动装置 143A1 ~ 143An、143B1 ~ 143Bn 与驱动第 1 光圈体 140A、140B 的驱动装置 142A、142B,其动作原理在根本上不同。

[0029] 使这样的第 1 光圈体 140A、140B 以在 X 方向相互接近、离开的方式移动,同时使第 2 光圈体 141A、141B 的各薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 以分别单独地在 Y 方向相互接近、离开的方式移动,通过这样的组合,如图 5 所示,形成不规则形状的照射区域 U,该不规则形状的照射区域 U 与治疗部位的形状 T 近似。

[0030] 接着,就驱动构成第 2 光圈体 141A、141B 的各薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 的驱动装置 143A1 ~ 143An、143B1 ~ 143Bn 进行详细说明。

[0031] 图 6 是表示与薄片 141A1 和薄片 141B1 相对的驱动装置 143A1、143B1 的概略的图。即,在各薄片 141A1、141B1 的端面上,各自的定子 STA1、STB1 被施加压力,强力地紧密地与其接触。该定子 STA1、STB1 将在后面阐述,是由金属部件 MA1、MB1 和弹性体 ELA1、ELB1 以及压电转换部件 CEA1、CEB1 形成的。另外,该压电转换部件 CEA1、CEB1 例如象压电陶瓷那样,接受高频的电气信号,产生超声波振动,作为超声波振子也已被公知。这样,压电转换部件 CEA1、CEB1 通过信号线 LA1、LB1 分别与高频信号发生部 GA1、GB1 连接,供给高频的电气信号。

[0032] 在这里,参照平面地展开薄片 141 及其驱动装置 143 的图 7,进一步说明本发明的主要部位。另外,对于薄片 141A1 ~ 141An、141B1 ~ 141Bn 以及驱动装置 143A1 ~ 143An、143B1 ~ 143Bn 也是同样。

[0033] 首先,对被压接在薄片 141 的端面上的定子 ST 进行说明。

[0034] 被施加压力,强力紧密地与薄片 141 的端面接触的定子 ST,作为在压电转换部件 CE 和金属部件 M 之间夹着弹性体 EL 被一体化为三明治状的物体而形成,其金属部件 M 的表面与薄片 141 的外侧端面直接接触。再有,在与金属部件 M 的薄片 141 直接接触的一侧,在与薄片 141 的宽度交叉的方向,象梳齿那样切有多个槽 t。这样,在压电转换部件 141 上安装未图示出的电极,通过信号线 L,将来自高频信号发生部 G 的高频电气信号供给到该电

极。

[0035] 接着,参照图 8,对该驱动装置的动作进行说明。另外,在图 8 中,对与图 7 相同的部分赋予相同的符号。

[0036] 若来自高频信号发生部 G 的规定的电压供给到压电转换部件 CE,则压电转换部件 CE 由于电致伸缩现象产生超声波振动。该产生的超声波振动一面使定子 ST 的金属部件 M 挠曲,一面逐渐连续地单方向行进。即,象海面上的波浪一面起伏一面向单方向行进那样,在压电转换部件 CE 上产生的超声波振动使定子 ST 挠曲。

[0037] 因此,在被定子 ST 压接的薄片 141 的面上,可以是起伏的波的头部碰撞的部分和不碰撞的部分。这样,此时在与薄片 141 的面接触的波的头部(顶点),在其接触点上产生椭圆运动,该椭圆运动的轨迹描绘为与在定子 ST 上行进的波相反的方向,同时呈不同于在定子 ST 上行进的波的纵型的椭圆运动。因此,薄片 141 受到该椭圆运动的影响而行进,进入(突动)与在定子 ST 上行进的波的方向相反的方向。

[0038] 因此,若固定定子 ST,而可以移动薄片 141,若在定子 ST 上产生例如向右方向行进的波,则在与薄片 141 接触的波的各项点上产生左方向的椭圆旋转,受到该左方向的椭圆旋转运动的拖拽,薄片 141 相对于定子 ST 向左方向移动。当然,若在定子 ST 上产生向左方向行进的波,则薄片 141 相对于定子 ST 向右方向移动。象这样,通过控制供给到定子 ST 的压电转换部件 CE 的高频电压,就可以自由地控制薄片 141 的进退方向。

[0039] 另外,在与薄片 141 直接接触一侧的定子 ST 的金属部件 M 上,象梳齿那样,切有多个槽 t,这是为了或是增大椭圆运动的振幅,或是谋求缓和磨损。

[0040] 另外,本发明不仅仅限于上述的实施例,在不脱离主旨的范围内,可以采取各种实施方式。例如,对将定子 ST 压接在薄片 141 的外侧端面的实施例进行了说明,当然即使将定子 ST 压接在薄片 141 的内侧端面,也可以驱动薄片 141。

[0041] 根据上述详细说明的本发明,可发挥如下的各种效果。

[0042] 1. 因为通过以压电转换部件为主体的定子,直接驱动薄片,所以可以使用于驱动薄片的机构简洁化、小型化。因此,与以往相比,可以减薄薄片的厚度,增加张数,可以使放射线的照射范围更近似治疗范围。

[0043] 即,设定光圈装置 14 的尺寸相同,对于第 2 光圈体 141A、141B,将通过以往的张数少且厚的薄片与基于本发明的张数多且薄的薄片所形成的放射线的照射范围,在图 9 中进行对比表示。在图 9(a) 中所示的以往的张数少且厚的薄片中,即使使照射范围近似病灶 F 的形状,也有相当的间隙(不必要的放射线的照射区域),与此相对,根据图 9(b) 所示的本发明,若采用张数多且薄的薄片,则由于可以使照射范围相当接近病灶 F 的形状,所以很明显,可以减少不必要的放射线的照射区域。

[0044] 2. 因为在薄片的驱动中,没有通过齿轮机构,所以不会产生背隙,因此,可以改善薄片停止位置的误差,提高照射范围的设定精度。

[0045] 3. 因为可以循环地控制速度,所以使高精度的速度控制以及位置控制成为可能,提高薄片的停止位置的精度。另外,因为动作音少,安静,所以适合作为医疗用装置。

[0046] 4. 因为薄片和定子的金属部件是强力压接的,所以在停止向压电转换部件供给高频电压(即切断电源)后,也可以发挥使保持力持续这一制动作用。因此,若一旦确定了薄片的位置,则保持了该位置,因为也防止了相邻的薄片之间的干扰,所以提高了照射范围的

设定精度。

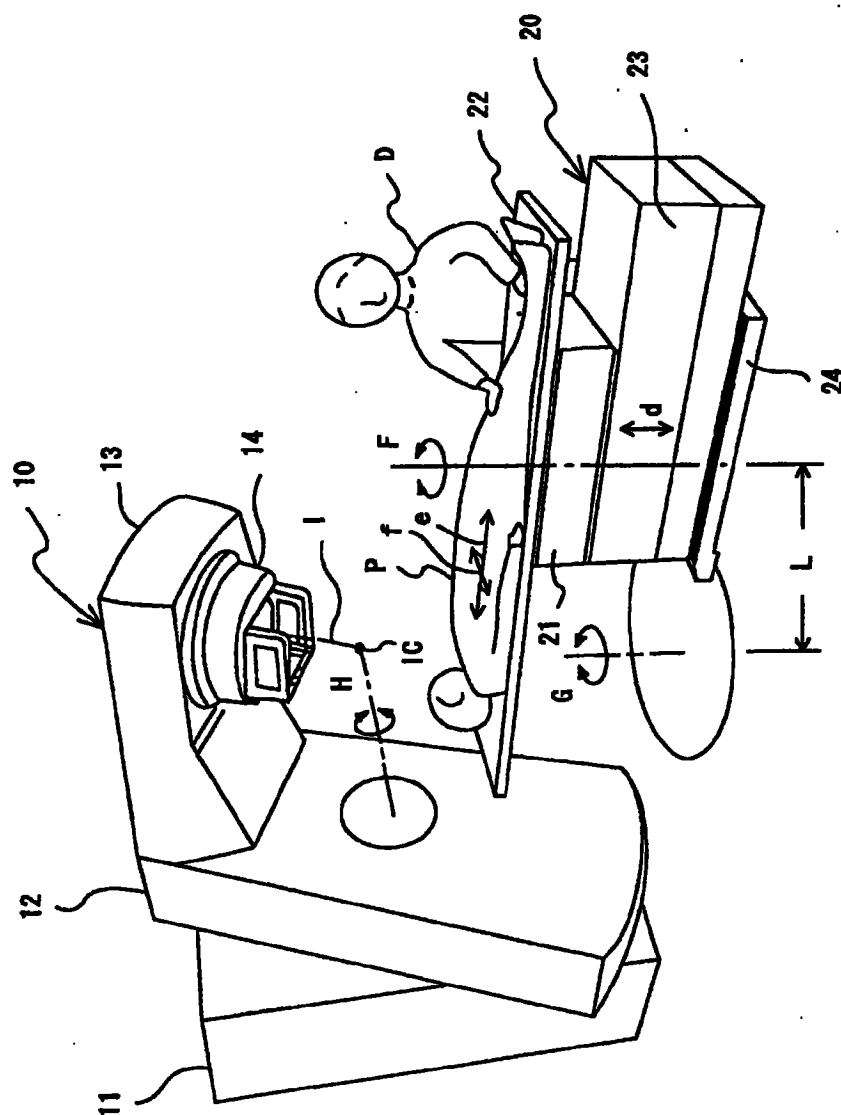


图 1

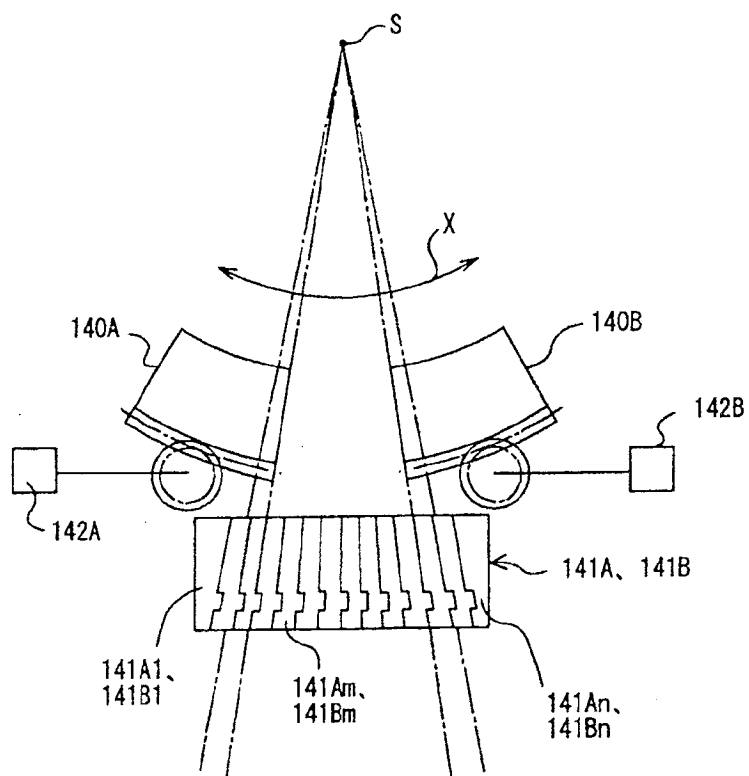


图 2

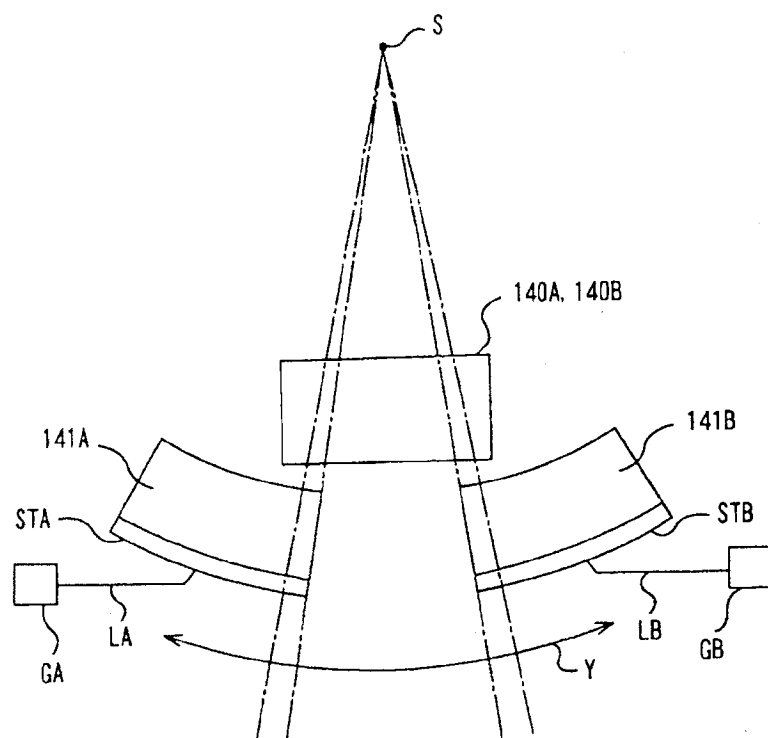


图 3

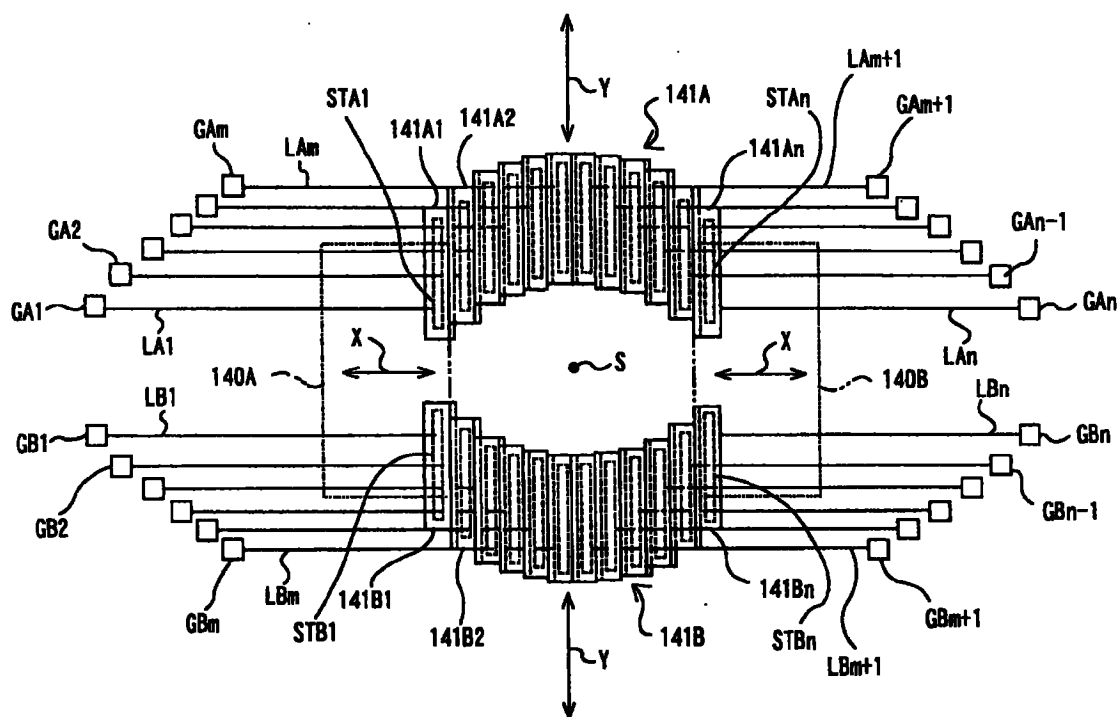


图 4

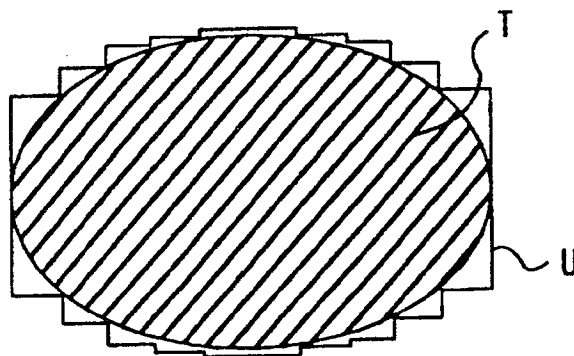


图 5

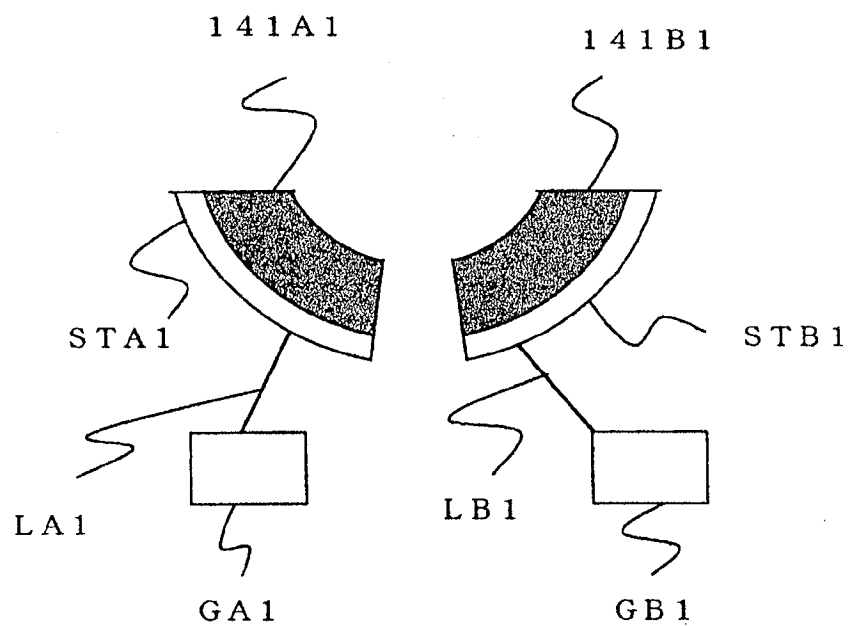


图 6

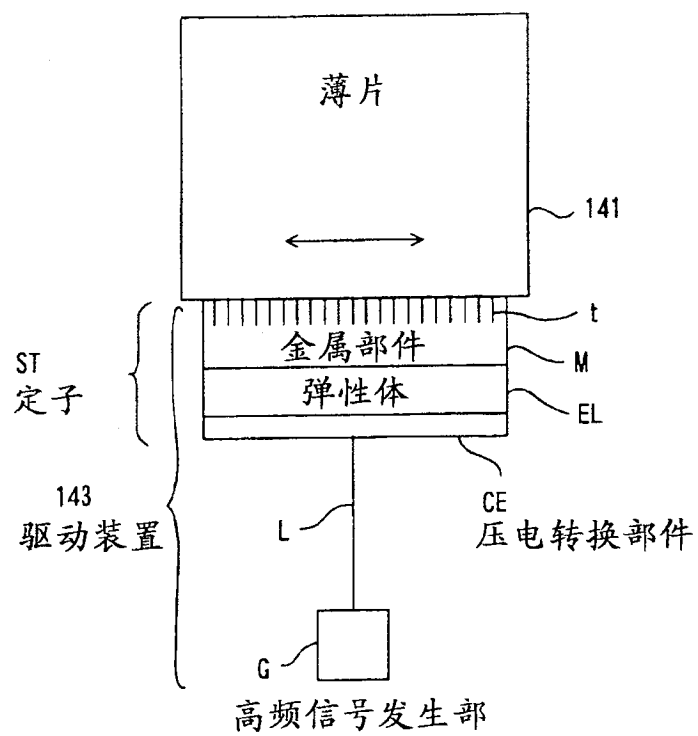


图 7

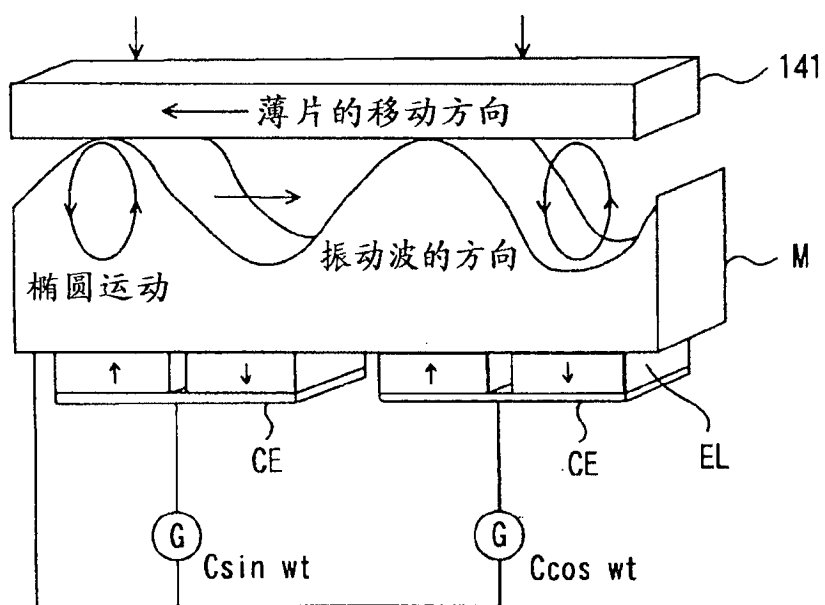


图 8

(a)

(b)

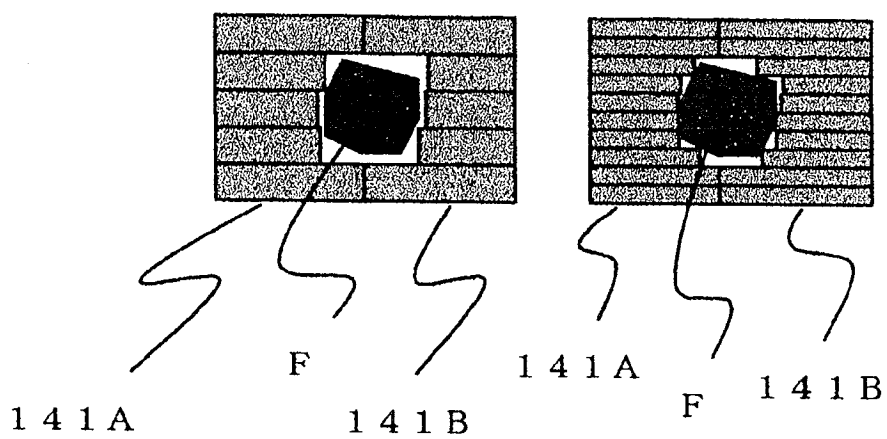


图 9