



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107073287 B

(45)授权公告日 2019.11.19

(21)申请号 201580053014.2

(22)申请日 2015.09.28

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107073287 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(30)优先权数据  
14187003.0 2014.09.30 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.03.30

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2015/072290 2015.09.28

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/050709 EN 2016.04.07

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 D·丰塔纳罗萨

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.  
A61N 5/10(2006.01)  
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件  
EP 2358276 B1,2013.09.11,  
EP 2358276 B1,2013.09.11,  
US 6019724 A,2000.02.01,  
US 2011009742 A1,2011.01.13,  
CN 101166473 A,2008.04.23,  
CN 101069647 A,2007.11.14,  
CN 1452940 A,2003.11.05,

审查员 刘林林

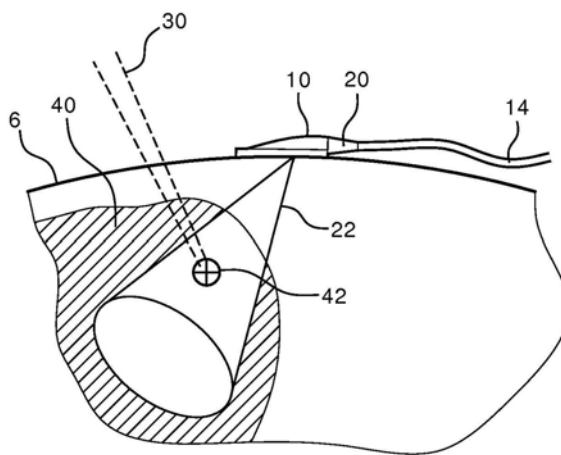
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

放射治疗操作的超声波图像引导

(57)摘要

一种超声诊断成像系统具有薄的二维阵列换能器探针,所述薄的二维阵列换能器探针以胶带或绑带的方式固定到患者以在放射疗法期间对靶标区域成像。放射疗法操作基于规划进行,所述规划是基于在操作之前获取的所述靶标区域的图像完成的。所述阵列换能器由超声系统操作以在所述治疗操作期间或在所述治疗操作的分次之间通过电子波束转向来产生所述靶标区域的三维图像。所述超声图像用于在所述治疗操作期间响应于靶标解剖结构的任何移动或位移而调整所述治疗规划。



1. 一种用于对进行放射疗法治疗的患者进行成像的超声诊断成像系统,所述超声诊断成像系统包括:

超声探针,所述超声探针包括二维阵列换能器(16、500),所述探针具有带有宽度尺寸和长度尺寸的患者接触面,和垂直于所述患者接触面的小于所述宽度尺寸和所述长度尺寸两者的厚度,以及联接至所述阵列换能器的探针线缆(14、503),其中所述探针适于使超声波束在包括靶标区域的体积区域内以电子方式转向;

超声系统,所述超声系统被设置成远离所述超声探针,并且通过所述探针线缆连接至所述探针,所述超声系统适于处理由所述探针产生的超声信号以用于产生患者的所述靶标区域的三维图像;以及

绑带或粘性带,所述绑带或粘性带能在所述患者接触面声学地联接至所述患者的情况下使所述超声探针附接至所述患者,

其中,所述探针能够在所述患者进行放射疗法治疗时附接至所述患者,并且所述超声系统适于在治疗期间或在治疗分次之间产生所述靶标区域的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声探针进一步包括微波束成形器(502),所述微波束成形器联接至所述二维阵列换能器,

其中所述探针线缆联接至所述微波束成形器。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声探针进一步包括聚合物框架(18),所述聚合物框架支撑所述二维阵列换能器、所述微波束成形器和所述探针线缆。

4. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声系统进一步包括体积呈现器(328),所述体积呈现器适于产生所述靶标区域的三维图像。

5. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声系统进一步包括用户控制件(60),所述用户控制件被操作成使由所述超声探针扫描的所述体积区域相对于所述二维阵列换能器定向。

6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制件被操作成使将要被定向的所述体积区域定向,以扫描侧向地位于所述探针的侧面的靶标区域。

7. 根据权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述靶标区域包括靶标解剖结构(42),

其中所述靶标解剖结构通过邻近于所述超声探针穿过所述患者的治疗波束(30)治疗。

8. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述超声诊断成像系统进一步包括探针连接器,所述探针连接器设置于所述探针线缆的远离所述二维阵列换能器的端部处,其中所述探针连接器进一步包括所述探针的电子部件。

## 放射治疗操作的超声波图像引导

### 技术领域

[0001] 本发明涉及放射治疗操作,尤其涉及使用超声波成像来引导这类操作。

### 背景技术

[0002] 在准备放射治疗或放疗中,需获取治疗靶标(肿瘤)的医用诊断图像以规划操作。在规划操作中,需考虑肿瘤的位置(深度)和周围健康组织结构的存在两者。这些考虑导致选择放射剂量的强度和聚焦、肿瘤中将被输送治疗分次(treatment fraction)的位置和穿过周围健康组织的放射波束的路径。通常,规划图像是靶标区域的CT图像,称为模拟CT扫描。基于CT图像,规划的结果是发送至治疗输送装置的一组指令,该治疗输送装置通常是线性加速器。所述指令定义患者体内的放射输送路径和规划的剂量分布。因为该规划图像是在治疗开始之前获取的,所以治疗靶标(肿瘤)和周围结构(健康组织)被精确地定位成如同它们在每一治疗分次之前出现在模拟CT扫描中一样是至为重要的;否则,将不能安全地并且正确地输送剂量。因此,患者定位变得日益引人注目,以便获得预期的治疗结果。

[0003] 可用于放疗的图像引导中的模态之一是超声成像,其具有一些独特的特性。超声已广泛地用于癌症的诊断。它相对便宜并且易于使用,并且在图像质量日益改良的情况下,其具有能够与MRI或CT成像相比的诊断价值。靶标的二维(2D)超声图像比作常规上用于放疗规划的对应的CT投影。类似于MRI,超声成像是良性的,并且不将过度的不希望的放射剂量施加至患者,并且超声成像通常是非侵入式的成像模态。因此,超声成像是用于治疗分次之间的器官运动监测的良好候选者,这是用于适应性应用的先决条件。

[0004] 超声在放疗中的最初使用紧随着超声多平面重建的典型使用,以使靶标的两个垂直平面可视化。超声的这种第一次应用仅用于前列腺癌的治疗并且表现出许多限制,这已在文献中记载。参见Langen等人,“用于图像引导放疗的基于超声的前列腺定位的评估(Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy)”,*Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Physics*,第57卷(2003),第635页至第644页;和Van den Heuvel等人,“基于超声的图像引导的放射治疗的独立验证,使用电子射野成像和植入的金标记物(Independent verification of ultrasound based image-guided radiation treatment, using electronic portal imaging and implanted gold markers)”,*Med. Phys.*,第30卷(2003),第2878页至第2887页。目前,仅前列腺癌治疗已在临床上使用机械扫掠式换能器实现,该机械扫掠式换能器在照射期间经会阴连续地扫描靶标。前列腺的位置比作在用于治疗规划的操作开始之前获取的经会阴超声图像中的前列腺的位置。在针对每一治疗分次设置患者期间,超声引导确定靶标和处于风险中的附近器官的位置。靶标的当前位置可用来重新计算剂量,并且在必要时在适应性应用中重新规划患者的治疗。参见Abramowitz等人,“使用经会阴超声方案的非侵入式实时前列腺追踪(Noninvasive Real-time Prostate Tracking Using a Transperineal Ultrasound Approach)”,*Int. J. Radiat. Oncol. Biol. & Physics*,第84卷(2012),第S133页,和Court等人,“用于具有显著形状变化的靶标的自动在线适应性放射治疗技术:可行性研究

(Automatic online adaptive radiation therapy techniques for targets with significant shape change:a feasibility study)”,Phys.Med.Biol.,第51卷(2006),第2493页至第2450页。

[0005] 用于放射治疗引导的超声应用中固有的问题之一是需要使超声探针与患者身体维持良好的声学联接。典型的超声探针具有手柄,所述手柄由临床医师抓握并且用来保持探针并按压探针而与患者皮肤形成良好的声学接触。这在放疗中引起的问题是由于按压探针抵靠患者所需要的稳固压力而使肿瘤和邻近以及介入组织和器官移位。因此,超声自身的使用成为患者解剖结构从规划图像中所示的位置重新定位的根源,从而需要治疗重新规划且因此需要治疗输送系统的重新编程。因此,希望能够将超声用于放疗图像引导,但以不破坏安全和有效的放疗操作所必需的器官和组织的不变位置的方式。

[0006] EP 2 358 276 A1涉及一种具有多重超声换能器的超声单元,所述超声变换器用来在三维空间中实时地监视由身体包裹的所关注物体的生理参数,尤其是运动和变形,并且用来生成用于其它医疗装置的数值控制或触发信息。

[0007] US 6,019,724 A公开一种用于生成准实时反馈的方法,以便通过超声成像来引导外科手术、治疗操作或诊断操作,其中外科手术工具、治疗辐射场或诊断能量场的位置与手术中2D和/或3D超声成像系统的坐标系相关联,并且选择性地与手术前MR/CT/X射线数据相关联,因此允许数据获取、工具移动与图像可视化之间的同步关系。

## 发明内容

[0008] 根据本发明的原理,描述了一种超声诊断成像系统和成像探针,所述超声诊断成像系统和成像探针在放疗期间用于图像引导,且没有使在治疗规划阶段期间观察的组织和器官的位置出现移位。该成像探针是压电换能器和控制微波束成形器形成的薄构造的矩阵(二维)阵列,所述压电换能器和控制微波束成形器与常规的超声探针的其它部件实体脱开联接。这种薄的、极简化的探针构造能使探针通过医疗级的粘性胶带或绑带而维持在与患者的声学接触中,从而使探针维持在与患者声学接触中所需要的压力数量和所产生的组织移位问题最小化。矩阵阵列的使用能使成像探针作为三维相控阵列来操作,所述三维相控阵列可使成像波束在身体的包括治疗靶标区域的体积区域上转向。因此,可实时地(在没有移动部件的情况下)以电子方式进行治疗部位的三维成像。绑带或粘性带用于维持成像探针与患者的声学接触避免了需要操作员在具有放射生成系统的室内保持探针,并且消除了对比如机械臂系统的复杂或昂贵探针保持装置的需要。最后,极简化的探针的薄构造减少了与治疗波束的干涉问题。

## 附图说明

[0009] 在附图中:

[0010] 图1示出在通过本发明的超声成像探针实时地可视化治疗靶标的同时使用线性加速器进行放疗操作的患者。

[0011] 图2示出适于与本发明的成像探针一起使用的超声成像系统。

[0012] 图3是本发明的成像探针的底部平面图。

[0013] 图4示出在放疗期间使用本发明的成像探针对肿瘤进行3D成像。

## 具体实施方式

[0014] 在放疗中,在每一治疗分次之前、在每一治疗分次之后并且也可能在每一治疗分次期间,需要与在放疗治疗规划的准备期间使用的靶标位置相关地评估患者体内的治疗靶标的位置。目前,所提出的用于在扫描期间将换能器保持在与患者声学接触中的可选方案包括人类操作员或机器人/机械臂系统。这样做的主要原因是缺乏针对放疗应用专门设计的探针。用于外部使用的常规的诊断成像探针通常由技术人员或医师来操作,并且具有成形为具有手柄的壳体,该壳体封装换能器晶体和电子部件。但是,对于放疗操作期间的超声图像引导来说,理想地探针必须远程地操作并且在不需要治疗室内的人类操作员的情况下工作。本发明包括探针,该探针被专门设计成用于放疗使用,其中压电阵列元件及其微波束成形器与通常包括在超声探针中的其它电子部件脱开联接,压电元件排列成二维矩阵以用于实时的电子三维成像,元件和微波束成形器组装于平坦且轻的壳体中,并且任何其它的电子部件包括在线缆中,或优选地包括在探针线缆的端部处的连接器中。因此,该探针的有源成像元件可定位在患者身上并且使用粘接性部件或绑带保持于适当位置。

[0015] 首先参照图1,示出进行放疗治疗的患者8。线性加速器12定位在患者上方并且以称为治疗分次的间隔将放射波束输送至患者体内的靶标解剖结构。在这个示例中,治疗波束被导向患者的肝脏以用于向肝脏肿瘤输送治疗。通过粘接性胶带或绑带附接至患者腹部的是本发明的超声波成像探针。探针线缆14将通过该探针获取的成像信号传输至超声波成像系统,如图2中所描述的。探针在操作期间进行肿瘤的成像,使得当正在输送治疗时远程操作者可观察患者的任何运动。探针也对治疗分次之间的肿瘤区域成像,使得可在重新开始治疗之前与规划图像相关地评估肿瘤的位置。可看出,对于成像探针来说不需要操作员与患者一起在治疗室内,并且探针的薄设计极少阻碍放射治疗的输送。

[0016] 图2以框图形式示出根据本发明的原理构造的超声系统。在这个实施方式中,探针10包括二维阵列换能器500和微波束成形器502。微波束成形器包括控制施加至阵列换能器500的成组元件(“片(patch)”)的信号的电路,并且对由每一组的元件接收的回波信号进行一些处理以产生部分波束成形的信号。探针中的微波束成形器有利地减少了探针与超声系统之间的线缆503中的导体数目,并且在美国专利No.5,997,479(Savord等人)和在美国专利No.6,436,048(Pesque)中予以描述。

[0017] 探针10连接至超声系统的扫描仪子系统310。该扫描仪包括波束成形器控制器312,该波束成形器控制器响应于用户控制60并且将关于发射波束的时序、频率、方向和聚焦的控制信号提供给微波束成形器502以指示探针。该波束成形器控制器也通过联接至模数(A/D)转换器316和波束成形器116来控制所接收的回波信号的波束成形。由探针接收的回波信号通过扫描仪中的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路314放大,随后通过A/D转换器316数字化。数字化的回波信号随后通过波束成形器116形成完全相干波束。选择性地,来自所述阵列的元件或送至所述阵列的元件的信号可仅利用波束成形器进行波束成形。回波信号由图像处理器318处理,该图像处理器执行数字滤波、B模式检测和多普勒处理,并且也可以进行其它信号处理,如谐波分离、通过频率复合的散斑减少和其它预期的图像处理。

[0018] 由扫描仪子系统310产生的回波信号联接至数字显示子系统320,该数字显示子系统处理回波信号以用于以预期的图像格式显示。回波信号通过图像线处理器322处理,该图像线处理器能够对回波信号采样,将波束片段拼接成完整的线信号,并且对线信号求平均

值以用于信噪比改良或流持续。图像线通过扫描转换器324被扫描转换成所需要的图像格式,该扫描转换器执行如本领域中已知的R-θ转换。扫描转换器也可以通过内插法填充所接收的波束之间的图像区域。单独的图像或图像序列在图像循环捕获期间存储于电影存储器(cine memory)326中。存储器中的图像还和将要与所述图像一起显示的图形重叠,所述图形由图形生成器330生成,所述图形生成器响应于例如用于输入患者识别信息或光标移动的用户控制。

[0019] 对于实时体积成像来说,显示子系统320还包括体积呈现器328,该体积呈现器接收3D数据集合或空间分离的2D图像的集合并且将所述集合呈现为实时三维图像。所扫描的解剖结构的3D图像显示在显示器150上。用户界面60包括用于控制通过二维阵列探针扫描的体积区域的定向的控制件62-66。用户可选择通过控制件66控制的功能,如被扫描的区域的定向。用户随后使用操纵杆或轨迹球62来定位扫描区域。一旦扫描区域已被设定,用户按下控制件64以锁定于所述设置中。波束成形器控制器312、波束成形器116和微波束成形器502响应于这些设置的变化在于通过利用二维阵列500的元件进行的相控传输而沿预期方向发射波束,随后使所接收的波束沿同一方向转向,以在整个正扫描的体积区域获取一系列接收波束。这些接收波束被处理成3D空间中的扫描线,随后通过体积呈现而呈现为所扫描的体积的3D图像。因此,在不移动探针中的元件的情况下,体积区域被重新定位和扫描。这些控制件的操作效果在图4中示出。

[0020] 图3是本发明的成像探针10在从患者接触侧观察时的平面图。该探针包括例如由PZT陶瓷制成的压电换能器元件形成的二维(矩阵)阵列16。压电元件与微加工换能器元件(MUT)相比,由于所述压电元件的较好声学发射能量和灵敏度而是优选的,这改善了探针在如图1中所示的腹部应用中的性能。矩阵阵列由微波束成形器专用集成电路支持,该微波束成形器专用集成电路控制所述阵列的元件的操作,并且产生从所述矩阵阵列的成片的元件经线缆14的同轴导体到达超声系统的部分波束成形的信号。线缆的导体联接至微波束成形器集成电路的连接垫。在探针的侧视图中可见的盖子覆盖线缆连接件。矩阵阵列和微波束成形器组件安装于平坦的聚合物框架18中,从而给予探针一个低的、大致上平坦的外观。探针将通常具有小于其宽度或长度(图3中所见)的厚度或高度(图1和图4中所见),从而使其能够牢固地用胶带或绑带固定至患者。存在着这种薄探针的额外优点。应变消除件(strain relief)20帮助并且保护线缆14到探针的主体和框架的附接。在限定数目的部件的帮助下,探针的大致上平坦的构造允许探针牢固地用胶带或绑带固定到患者的皮肤并且在整个放疗操作期间保持静止。

[0021] 在所述矩阵阵列的面上通常使用其它的常规使用的材料,比如换能器元件16的面上的匹配层和覆盖层(透镜)。散热元件可设置于微波束成形器的背部上。比如阻抗匹配元件和用于所接收信号的前置放大器的其它电子部件沿线缆14设置成直线或设置于线缆端部处的连接器中,探针通过该连接器插入超声系统中。

[0022] 图4示出本发明的成像探针10的以电子方式转向的成像波束如何使探针能够被附接并使用,且不妨碍治疗波束输送至患者体内的靶标区域。该图示出患者的肝脏40中的肿瘤42。成像探针10被附接至患者的皮肤表面6,并且以圆锥形图案22扫描超声波束以用于成像。在这个示例中,可看出,成像探针没有直接附接在靶标区域的上方,而是邻近于该靶标区的侧面。用户控制件60被操纵以使圆锥形扫描区域22相对于探针10的所述侧面转向一角

度,使该圆锥形扫描区域涵盖靶标区域42。这能使治疗波束向下笔直地导向患者的身体中,从而穿过身体行进短的路径或最短路径以到达肿瘤42。因此,最少的健康组织受治疗波束的影响。可看出,在何处导向治疗波束上存在着灵活性;该治疗波束可被重新定位到进入身体中的其它进入点并且重新定位至靶标区域,而没有来自探针的干涉。这能使治疗波束30被最有效地导向肿瘤,并且根据需要进行定位以避免损伤治疗部位周围的健康器官和组织。根据该示例,按照本发明构造的超声探针的附加优点变得更明显。二维阵列能使波束在邻近于探针的区域内转向,并且极简化的(紧凑的)探针的薄构造减少了与治疗波束的干涉。这增加了治疗规划操作中的灵活性,使得可减少治疗波束路径,并且使治疗波束路径能接近探针,而不会导致与探针的电子部件干涉。

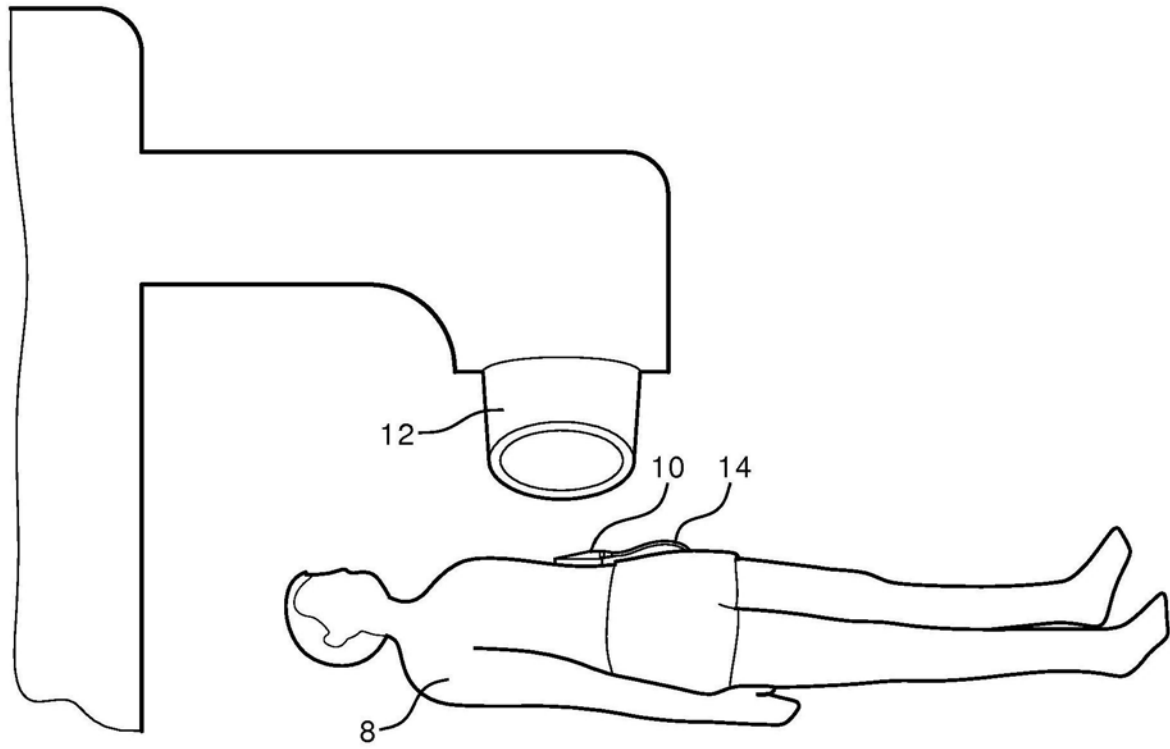


图1



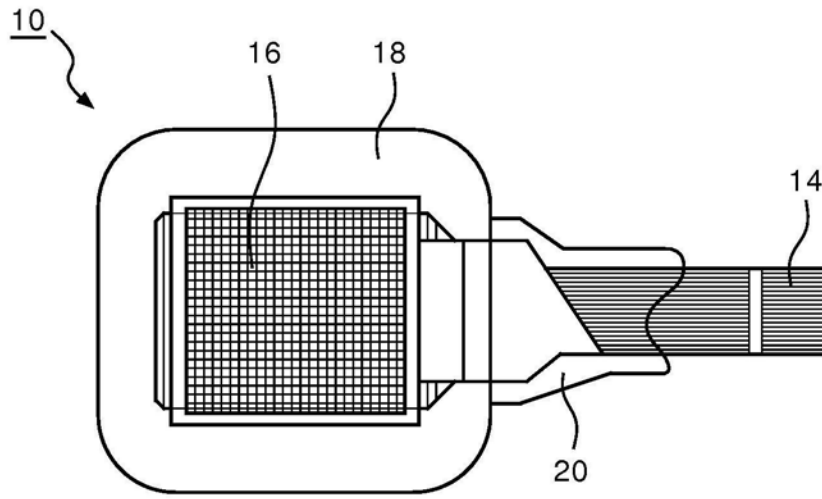


图3

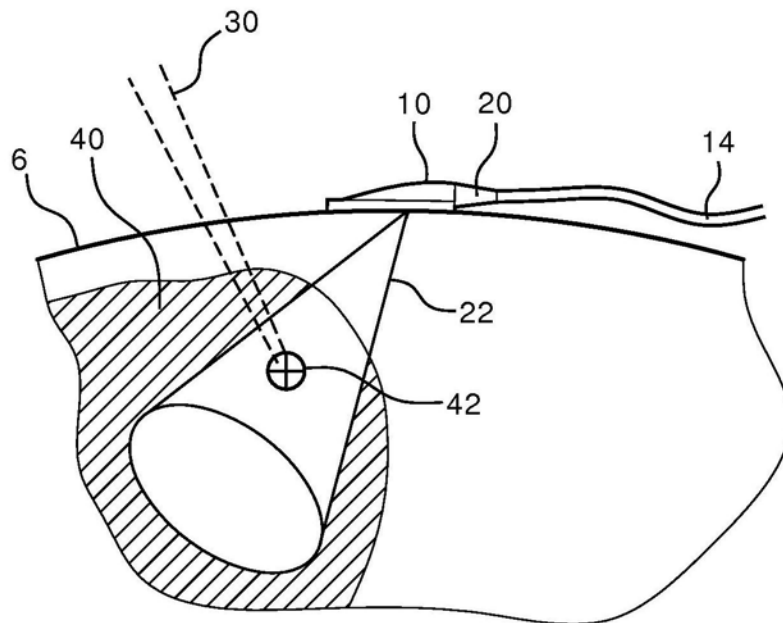


图4

专利名称(译)	放射治疗操作的超声波图像引导		
公开(公告)号	<a href="#">CN107073287B</a>	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201580053014.2	申请日	2015-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	D 丰塔纳罗萨		
发明人	D·丰塔纳罗萨		
IPC分类号	A61N5/10 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4227 A61B8/4236 A61B8/4455 A61B8/483 A61B8/582 A61N5/1049 A61N5/1067 A61N2005/1058		
代理人(译)	蔡洪贵		
审查员(译)	刘林林		
优先权	2014187003 2014-09-30 EP		
其他公开文献	CN107073287A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统具有薄的二维阵列换能器探针，所述薄的二维阵列换能器探针以胶带或绑带的方式固定到患者以在放射疗法期间对靶标区域成像。放射疗法操作基于规划进行，所述规划是基于在操作之前获取的所述靶标区域的图像完成的。所述阵列换能器由超声系统操作以在所述治疗操作期间或在所述治疗操作的分次之间通过电子波束转向来产生所述靶标区域的三维图像。所述超声图像用于在所述治疗操作期间响应于靶标解剖结构的任何移动或位移而调整所述治疗规划。

