



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101227869 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200680026606. 6

A61B 8/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2006. 06. 02

A61B 6/00 (2006. 01)

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

0551502 2005. 06. 03 FR

(56) 对比文件

US 6676601 B1, 2004. 01. 13, 全文.

US 5435304 A, 1995. 07. 25, 全文.

US 5391140 A, 1995. 02. 21, 说明书第 7 栏第 61 行至第 8 栏第 44 行、附图 5, 6.

CN 1186420 A, 1998. 07. 01, 全文.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2008. 01. 21

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/FR2006/050513 2006. 06. 02

(87) PCT 申请的公布数据

W02006/129046 FR 2006. 12. 07

审查员 彭韵

(73) 专利权人 泰拉克利昂公司

地址 法国巴黎

(72) 发明人 F·拉科斯特

(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 余全平

(51) Int. Cl.

A61B 18/14 (2006. 01)

A61N 7/00 (2006. 01)

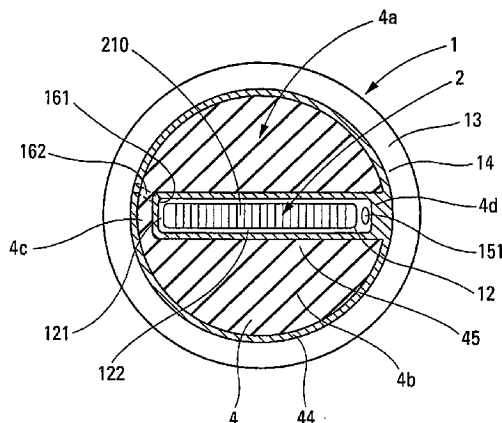
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 6 页

(54) 发明名称

活体器官的成像和治疗头及制造方法

(57) 摘要

本发明涉及活体的器官或组织的成像和治疗头,其特别对治疗前列腺肿瘤或甲状腺肿瘤有用,本发明所述的成像和治疗头包括:成像部件(2),如超声探头,其能够发射波或射线,以提供待治疗的组织或器官的图像表示;治疗部件(4),其能够局部治疗所述组织或器官,所述治疗部件能够发射用于治疗组织或器官的波或射线,本发明的特征在于,所述成像部件大致从中间将所述治疗部件分成两个基本相同的、相对所述成像部件对称的部分。



1. 活体的器官或组织的成像和治疗头,其治疗前列腺肿瘤或甲状腺肿瘤有用,所述成像和治疗头包括:

- 成像部件 (2),其能够发射波或射线,以提供待治疗的组织或器官的图像表示,
- 治疗部件 (4),其能够局部治疗所述组织或器官,所述治疗部件能够发射用于治疗组织或器官的波或射线,

其特征在于,所述成像部件大致从中间将所述治疗部件分成两个基本相同的、相对所述成像部件对称的部分;

所述成像和治疗头还包括安装体 (1),所述成像部件 (2) 和所述治疗部件 (4) 安装在所述安装体上,所述成像部件 (2) 包括带有线性阵列 (210) 的超声探头,所述安装体 (1) 形成长形的窗口 (12),所述线性阵列 (210) 定位成穿过所述窗口进行发射,所述治疗部件 (4) 就位于在所述长形的窗口的两侧。

2. 按照权利要求 1 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述成像部件将所述治疗部件分成两个分开的区域 (4a、4b)。

3. 按照权利要求 1 或 2 所述的成像和治疗头,包括传播空间 (50),所述传播空间容纳能够输送由所述成像部件和 / 或所述治疗部件所发射的波或射线的传播介质,所述传播介质由入口 (151) 进入所述传播空间,并由出口 (161) 被排出该传播空间,所述出口位于所述成像部件 (2) 的附近。

4. 按照权利要求 3 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述成像部件 (2) 包括位于所述窗口内的发射表面,以便通过所述传播介质进行发射,所述出口 (161) 形成于所述窗口 (12) 处。

5. 按照权利要求 4 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述出口 (161) 以所述安装体所形成的排放管 (16) 的形式延长,所述排放管包括径向区部 (162 ;162') 。

6. 按照权利要求 5 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述排放管 (16) 也包括轴向区部 (163 ;163') ,所述轴向区部沿与所述径向区部 (162 ;162') 基本垂直的方向延伸。

7. 按照权利要求 6 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述安装体 (1) 形成用于所述成像部件 (2) 的安装槽 (11),所述窗口 (12) 使所述安装槽 (11) 与所述传播空间 (50) 相连通,所述排放管 (16) 沿着所述安装槽 (11) 从所述安装体 (1) 内的窗口 (12) 开始延伸。

8. 按照权利要求 7 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述成像部件 (2) 利用适配器 (3 ;3') 被定位于所述安装槽 (11) 中,所述出口 (161) 位于该适配器附近。

9. 按照权利要求 3 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述成像部件 (2) 在使用时位于所述治疗部件 (4) 的上方,所述成像部件位于所述窗口的上部分。

10. 按照权利要求 5 所述的成像和治疗头,其特征在于,所述径向区部 (162') 径向地穿过所述安装体 (1),以便通到所述安装体的周边上。

活体器官的成像和治疗头及制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及活体的器官或组织的成像和治疗头,该成像和治疗头特别用于治疗各种肿瘤,例如甲状腺瘤、乳房瘤或子宫瘤。因此,本发明涉及医疗装置领域,更特别的是涉及超声控制下的医疗装置,尤其是强超声医疗装置。聚焦强超声治疗还以缩写 HIFU(高强度聚焦超声波)著称。

[0002] 本发明的治疗 and 成像头用于安装在一设有马达的臂上,以便能够在不同方向准确地移动该成像和治疗头。该头部还与控制和处理电子柜以及扫描仪例如超声扫描仪连接。另一方面,该头部还与冷却单元连接,该冷却单元可以使被冷却的传播介质在该头部中流动。这是对例如使用 HIFU 治疗的超声成像和治疗头及超声成像探头的比较普通的设计。这里只涉及一特殊类型的治疗装置;当然还存在使用其它成像和治疗技术的其它类型的治疗装置,这些都同样不会超出本发明的范围。

背景技术

[0003] 该成像和治疗头的治疗部件实现的治疗可以使用聚焦或不聚焦的超声波。在通过聚焦超声波进行的治疗中,已经知道 HIFU(High Intensity Focused Ultrasound) 治疗。本发明优选但不排它地使用此类 HIFU 治疗。实际上,可以在本发明的范围内使用其它类型的治疗,特别是任何使用能够到达位于活体的器官或组织中的靶标的波或射线的治疗。本发明的治疗优选是非侵入性的;但是,也可在本发明的范围内考虑侵入性治疗。

[0004] 成像和治疗头除了它的治疗部件外还包括可以是任何性质的例如通过超声探头成像、X 射线探头成像或 IRM 成像的成像部件。但是在本发明的范围内将优选超声回波描记成像。

[0005] 已经存在这类成像和治疗头,其可以把治疗部件和用于定位并表现待治疗的靶标所必需的成像部件组合成单一单元。实际上,为了不损伤待治疗的组织或器官的健康部分,非常准确地定位待治疗的靶标是必不可少的。为此,成像部件应给出靶标位点的可靠和准确的呈现。

[0006] 为了可以准确确定待治疗的靶标的位置,治疗部件和成像部件非常准确地互相定位是必不可少的。可以首先使成像部件就位,以使其提取待治疗的位点的准确图像。然后将成像部件移开,而使治疗部件就位,并非常准确地定位,以使所述治疗部件与成像部件得到的图像相对应。另一技术是使成像部件和治疗部件在同一个单一头部上于准确部位机械地联接。成像部件,例如超声探头,被安装在头部上并通过粘接固定就位。因而成像部件集成在成像和治疗头上。

[0007] 尤其重要的是,所述成像部件和所述治疗部件在需要放置靶标处具有一个重合的焦点。鉴于成像部件和治疗部件两者都位于所述头部上,因而它们共享一个有限的空间,且因此可以说,成像部件破坏了治疗部件的质量或者性能,而相对应地,治疗部件破坏或减弱了成像部件的质量。因此必须找到一种折衷,以获得足以供使用的图像的质量,并获得足以正确治疗靶标的治疗的水平。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供所述成像部件和所述治疗部件的一种尤其有利的构型,从而获得最大质量的图像和最有效的治疗。另一目的在于精确定位前述焦点。

[0009] 为了达到这一目的,本发明提供一种成像和治疗头,其成像部件大致从中间将所述治疗部件分成两个基本相同的、相对所述成像部件对称的部分。所述对称优选是相对成像部件的镜面对称。有利的是,所述成像和治疗头包括安装体,所述成像部件和所述治疗部件安装在该安装体上,所述成像部件包括带有线性阵列的超声探头,所述安装体形成长形的窗口,所述线性阵列定位成穿过所述窗口进行发射,所述治疗部件就位于在所述长形的窗口的两侧。因此,为了得到最好的质量,所述成像部件占据最小的空间,同时保留了所述治疗部件的完美对称。

[0010] 按照本发明的另一个有价值的特征,前述成像和治疗头包括传播空间,所述传播空间容纳能够输送由所述成像部件和/或所述治疗部件所发射的波或射线的传播介质,所述传播介质由入口进入所述传播空间,并由出口被排出该传播空间,所述出口位于所述成像部件的附近。因此,就避免了任何在成像部件处积聚气泡的风险。实际上,所述气泡倾向于在成像部件的发射/接收表面的前方形成幕,且该气泡幕会损坏所述成像部件所提取的图像的质量。通过排出直接靠近所述发射表面的气泡,可以确保不会在所述发射/接收表面和所述传播介质之间形成任何的气泡幕。有利地,所述安装体形成窗口,所述成像部件包括位于所述窗口内的发射表面,以便通过所述传播介质进行发射,所述出口形成于所述窗口处。有利的是,所述出口以所述安装体所形成的排放管的形式延长,所述排放管包括径向区部。有利的是,所述排放管也包括轴向区部,所述轴向区部沿与所述径向区部基本垂直的方向延伸。优选地,所述安装体形成用于所述成像部件的安装槽,所述窗口使所述安装槽与所述传播空间相连通,所述排放管沿着所述安装槽从所述安装体内的窗口开始延伸。所述排放管可以只由径向区部构成,以便所述排放管径向地穿过所述成像和治疗头用的安装体,从而通到所述安装体的周边上。作为变型,所述排放管也能包括轴向区部,该轴向区部在所述径向区部的延长部分内延伸,且所述轴向区部因而通向所述安装体的上部。

[0011] 按照本发明的另一个有价值的特征,所述成像部件利用适配器被定位于所述安装槽中,所述出口位于该适配器附近。

[0012] 按照本发明的另一个有价值的方面,所述成像部件在使用时位于所述治疗部件的上方,所述成像部件位于所述窗口的上部分。因此,由于重力原因倾向于上升到所述传播介质中的气泡将会积聚在所述窗口的上部分,但这一现象被避免:因为气泡经由直接靠近所述成像部件的出口被直接排出了所述传播空间。

[0013] 由于所述成像部件基本从中间将所述治疗部件分为两个部分,因而所述出口的位置靠近所述成像部件这一特征能够独立地加以实现。实际上,该特征能够在成像部件位于治疗部件之上的、优选成像部件位于所述传播空间上部分的任何一种成像和治疗头中应用。

附图说明

[0014] 现在,参照附图更深入地描述本发明,附图以非限定例子的方式给出本发明的多

个实施方式。

- [0015] 图 1 是穿过符合本发明第一实施方式的治疗和成像头的垂直横剖面图；
- [0016] 图 2 是沿相对图 1 的剖面错开 90° 的垂直剖面的与图 1 类似的图；
- [0017] 图 3 是图 1 和 2 的成像和治疗头的仰视图,其中气囊被取出；
- [0018] 图 4 是符合本发明第二实施方式的治疗头的局部横截面图；
- [0019] 图 5 是一现有技术治疗头的与图 4 类似的图；
- [0020] 图 6 是本发明第三实施方式的与图 1 类似的局部图；
- [0021] 图 7 是图 6 治疗头的类似于图 2 的局部图；和
- [0022] 图 8 是符合本发明第四实施方式的治疗和成像头的示意透视图；
- [0023] 图 9 是可以包括本发明的成像和治疗头的完整治疗仪的整体示意图；
- [0024] 图 10 是表示确定到靶标的实际距离的方法的不同阶段的框图；和
- [0025] 图 11a 和 11b 是治疗 and 成像头的在成像探头定位方面不同的两种形态的垂直横剖面示意图。

具体实施方式

[0026] 为了详细解释符合本发明第一实施方式的成像和治疗头的结构和运行,首先参照图 1、2 和 3。整体结构重复出现在图 6、7 和 8 的第三和第四实施方式中,而图 4 和 5 的实施方式不包括成像部件,只包括治疗部件。

[0027] 图 1-3 的成像和治疗头包括七个组成元件,即安装体 1、成像部件 2、适配器 3、治疗部件 4、气囊 5、保持系统 6 和罩壳 7。

[0028] 这里成像部件 2 由超声回波描记成像探头构成,并且在下面的描述中用术语“探头”表示成像部件。但是需要理解的是,这类探头不是可作为成像部件使用的唯一装置。也可使用 X 射线探头或 IRM 探头,这里列举的探头不是全部的。可以使用任何成像部件。

[0029] 这里治疗部件 4 由可以使用聚焦或不聚焦超声波的治疗部件构成。聚焦超声技术一般缩写为 HIFU。在下面的描述中,治疗部件将用术语 HIFU 换能器表示。但是需要理解的是,该 HIFU 换能器不是可作为治疗部件使用的唯一装置。实际上可以使用任何能够到达位于活体的器官或组织中的靶标的侵入性或优选是非侵入性的装置。

[0030] 安装体 1 优选是由任何适当材料如塑料材料、金属、陶瓷或复合制品形成的整体构件。安装体 1 优选通过对金属如铝或不锈钢加工或模制而形成。安装体 1 在某种程度上构成符合本发明该实施方式的成像和治疗头的中央支撑构件。安装体 1 实际上用于安装超声探头 2、HIFU 换能器 4 和气囊 5。安装体 1 安装在罩壳 7 上,罩壳 7 用于把成像和治疗头固定在铰接臂(未出示)上。保持系统 6 也安装在安装体 1 上,以便使超声探头 2 轴向保持就位在安装体 1 上。

[0031] 安装体 1 的整体形状大致为圆柱形。安装体 1 实际包括整体为带有基本为截锥形或扩张的外壁 13 的柱形环冠 10。环冠 10 包括固定尾端 101,其用于把安装体 1 固定在罩壳 7 上。安装体 1 还在与固定尾端 101 相对的端部包括环形的自由端缘 14。安装体 1 在该环冠 10 内形成安装槽 11,如下面将要看到的,该安装槽 11 用于接纳超声探头 2。该安装槽 11 具有按直径地穿过环冠 10 的长形的形状。所述环冠 10 形成安装槽 11 的两个端部,这两个端部通过穿过环冠的两纵向壁 110 被连接在一起。如可以在图 1、2 和 3 中理解的,该安

装槽 11 的基本形状为平行六面体。安装槽 11 包括呈矩形方式延伸的内侧壁 111、和底壁 112。壁 111 有利地向上扩展。壁 111 优选衬有一种吸收材料,以避免另外会破坏图像的声反射。所述底壁 112 形成有朝向窗口 12 内的开口,窗口 12 的形状与安装槽 11 的形状大致相似。实际上,正如可以在图 1 中看到的,窗口 12 为长形,并且沿直径方向从环冠的一侧延伸到另一侧。正如可以在图 3 中看到的,环冠所形成的侧壁 121 和穿过环冠的侧壁 122 形成窗口 12 的边缘。因此长形槽 11 与长形窗口 12 直接连通。更确切地说,槽 11 的底壁 112 被窗口 12 的侧壁 121 和 122 向下延长。

[0032] 安装体 1 在该窗口 12 以外形成用于固定 HIFU 换能器 4 的固定区。

[0033] 该固定区的形状非常复杂。实际上,该固定区首先延伸在安装体 1 的自由端缘 14 的全部或部分的内轮廓上。该固定区还整个延伸在窗口 12 周围,即延伸在窗口 12 的壁 121 和 122 的边缘上。这一点可以在图 3 中更清楚地看到。正如下面将看到的,HIFU 换能器 4 将延伸在端缘 14 所限定的除窗口 12 外的整个区域上。这一点可以在图 3 中看到。正如可以在图 1 和 2 中看到的,壁 122 的边缘以凹曲的方式形成,这赋予整个成像和治疗头一种凹状构形。端缘 14 是圆形的,但壁 122 的边缘是凹形的。成像和治疗头的凹形状优选为具有确定曲率半径的球形,从而使半径向图 2 中可以看到焦点 PF 会聚。甚至可以在图 1 中注意到,壁 122 的凹形状使得窗口 12 在它的中心部分处减到最小。壁 122 的边缘在此处非常靠近安装槽 11。

[0034] 在图 2 中,窗口 12 部分地以透视图表示,以便显示剖面中没有的特征。这里特别涉及用参考数字 15 表示的传播介质供应管。正如可以从图 1 和 3 了解的,该供应管 15 在安装体 1 的凹形部处通到位于窗口 12 延长线中的入口 151。该入口 151 在 HIFU 换能器 4 的固定区附近形成于环冠 14 处。然后供应管 15 绕过安装槽 11 延伸到安装体 1 内。图 2 中可以看到这一点。

[0035] 另一方面,安装体 1 还形成用参考数字 16 表示的传播介质排放管。该排放管 16 包括出口 161,该出口通到窗口 12 的侧壁 121 处、紧邻安装槽 11。在图 1、2 和 3 的实施方式中,该排放管 16 包括在安装槽 11 下方延伸的径向区部 162、和就在槽 11 旁边垂直延伸的轴向区部 163。然后区部 163 通到安装体 1 的上方,在这里它可以与排出导管连接。对供应管 15 也是一样,它也可以与供应导管连接。在图 6 所示的变型中,排放管 16' 可以包括径向区部 162',该径向区部 162' 穿过环冠 10,以通到外壁 13 处。然后,被吸入穿过径向区部 162' 的传播介质可以穿过通到固定尾端 101 处的基本轴向的区部 163' 流动。

[0036] 这里起成像部件作用的超声探头 2 是在市场上可获得的完全传统的型号。超声探头 2 是带有线性阵列 210 的探头。探头以典型的方式包括下端部分或尖端部分 21、主体 22、以及上端部分或基座部分 23。基座部分 23 另外设有连接套筒 24,用以使探头与供电和取出图像处理的部件连接。线性元件 210 并排位于尖端部分 21 处。线性阵列形成波的发射和接收表面 212,这些线性阵列呈长矩形状。尖端部分 21 在该表面 212 的周围形成整体形状为圆角矩形的外壁 211。这是用于超声探头 (sonde échographique) 的特殊形状:当然可以想象具有其它形状的超声探头。但是,所有探头都包括波或射线的发射表面、尖端部分和基座部分。

[0037] 超声探头 2 借助适配器 3 相对安装体 1 准确、稳定和固定地就位。更确切的是,超声探头 2 的尖端部分 22 通过适配器 3 在安装体 1 形成的安装槽 11 内就位并被保持在该槽

中。该适配器 3 优选由一种可弹性变形的柔性材料如高弹体形成。适配器 3 可以使超声探头 2 与安装体 1 结合,并保证表面 212 的准确定位,且还可能保证安装槽 11 处的密封性。适配器 3 插在槽 11 中,并与侧壁 111 和底壁 112 同时接触。适配器 3 与安装槽 11 之间的接触优选是对流体密封的。因此,适配器 3 的外形基本为与安装槽 11 的形状对应的长矩形。适配器 3 在内部形成内壁,该内壁的形状与尖端部分 21 的周边外壁 211 相适配。优选在壁 211 与适配器 3 之间产生紧密的密封接触。总之,适配器 3 的外部形状与槽 11 相适应,而其内部形状与超声探头的尖端部分相适应。适配器 3 形成一长形通道,该通道大致与使槽 11 和窗口 12 连通的开口相对应。还可以说:适配器 3 形成的通道允许超声探头的发射表面 212 穿过窗口 12 进行发射。另一种方式可以是发射表面 212 在槽 11 处堵塞窗口 12。因此,在该实施方式中,适配器 3 的形状是一整体形状为矩形环状的定位和密封环,并带有用于接纳超声探头 2 的尖端部分 21 的中心通道,从而发射表面能够穿过窗口 12 进行发射。在该实施方式中,适配器包围或围绕尖端部分 21,并留出不被覆盖的发射/接收表面 212,从而其可以直接发射,而无需穿过适配器。

[0038] 适配器 3 可以用任何制造方法或技术加以制造。例如可以以下方式形成适配器。首先提取超声探头 2 的尖端部分的数字化模腔,以便得到该尖端部分的几何表示和对该尖端部分的尺寸的准确估计。然后通过使用探头尖端部分数字化时所得到的尺寸来形成一模具部分。该模具部分将确定适配器的将接纳探头尖端部分的内型面。模具的尺寸优选稍小,以使适配器略小于探头的尖端部分。因此,通过使适配器轻微变形而迫使探头的尖端部分被压接在适配器中。这不仅保证探头在适配器中的稳定定位,还保证完全密封。涉及到适配器的外部分,该外部分采用另一模具部分形成,该模具部分的尺寸与安装体 1 的槽 11 的尺寸完全一致或基本一致。因此,借助两个模具部分形成适配器,其中一模具部分与探头 2 的形状相对应,而另一模具部分与槽 11 的形状相对应。

[0039] 适配器 3 可以使探头 2 的尖端部分 21 准确、稳定并密封地在安装体 1 上就位。为了完全轴向保持探头 2,另外设有一与探头的基座部分 23 相接合的保持系统 6。因此该保持系统 6 充当轴向保持的功能和把探头推到或促动到适配器 3 中的功能。在该非限定实施例中,保持系统 6 包括由纵向杆 62 形成的夹箍和设有推力螺钉 65 的固定板 64。滑动杆 62 通过任何方式与安装体 1 连接。推力板 61 滑动安装在杆 62 上,并且可以被螺钉 65 促动移动。板 61 有利地设有与探头的基座部分 23 接触的推力环 63。该推力环 63 可以用与适配器 3 相同的方式形成。推力环 63 的外部分适配于推力板 61 的基本呈截锥的形状。与此对称的是,推力环 63 的内表面适配于基座部分 23 的特殊形状。因此保证基座部分 23 在推力板 61 中的准确和稳定定位。可以通过作用在推力螺钉 65 上使推力板 61 向安装体 1 的方向移动,这样做的作用是以受控的力把尖端部分 21 推到适配器 3 内。推力环 63 在推力板 61 处起着与适配器 3 的作用完全对称的作用。

[0040] HIFU 换能器 4 固定在安装体 1 上,在此处它形成该凹陷的、优选是球状的构型。换能器 4 也具有优选是球形的凹形状。正如可以在图 3 中看到的,换能器 4 在端缘 14 内延伸在除了窗口 12 处以外的整个区域上。在图 3 的实施方式中,换能器 4 因此可以分为四个不同的区域,即位于窗口 12 之上的区域 4a、位于窗口 12 下方的区域 4b、窗口 12 左边的区域 4c 和窗口 12 右边的区域 4d。因此可以发现,换能器 4 完全包围窗口 12。还可以发现,窗口 12 基本沿中间切割换能器 4,因此形成两个大的区域 4a 和 4b,这两个区域尺寸基本相同,并

且形状也相同,并对称于窗口 12。这里对称是镜面对称。区域 4c 和 4d 构成在窗口两侧连接所述区域 4a 和区域 4b 的结合区。还可注意到,换能器 4 没有延伸在供给传播介质的供应管 15 的入口 151 上。在图 3 中可以看到,换能器 4 包括周边区域 44 和窗口边缘区域 45。它们都用比用阴影线表示的换能器 4 其它部分更深的方式表示。边缘 44、45 和区域 4d 构成使换能器 4 固定在安装体的固定区上的部位。在图 8 所示的实施变型中,换能器 4 只包括两个互相分开的区域 4a 和 4b。实际上,该实施方式中没有区域 4c 和 4d。代替的是,安装体形成将端缘 14 连接至窗口 12 的两个区部 141。入口 151 在其中一区部 141 处形成。因此,换能器 4 只延伸在一部分的边缘或周边上。

[0041] 现在参照图 4 和 5 解释换能器 4 的有效工作面积如何根据本发明相对现有技术的换能器被扩大。图 5 表示安装在不包括成像部件的传统治疗头的安装体上的现有技术换能器。这就是为什么换能器 4 没有像图 1-3 的成像和治疗头那样被窗口 12 中断。在该现有技术的实施方式中,换能器 4 通常包括压电元件 40,该压电元件可以从单个或多个压电构件制成。该压电元件 40 的形状为凹状,优选为球形。元件 40 可以完全为圆形,或者具有其它任何形状。为了带动压电元件 40 振动,设有延伸在元件 40 的凸起面上的有源电极 42。元件 40 在其凹面上设有接地电极 41。电极 41 和 42 延伸在压电元件 40 的大部分区域上,以便能够最大程度地激励元件 40。压电元件 40 借助附着接头 18 在一固定区处被固定在安装体 1 上。有利的是,附着接头 18 可以位于安装体 1 所形成的凹槽中。由于安装体 1 一般由金属如铝或不锈钢形成,因此不能将有源电极 42 扩展到与安装体 1 接触。甚至不能太靠近安装体 1,以免产生电弧。因此,正如可以在图 5 中看到的,必须使有源电极 42 终止在距安装体 1 一段小距离 d 处。因此,压电元件 40 的边缘区不受激发,这大大减少了换能器 4 的有效工作面积。

[0042] 图 4 表示本发明如何解决该换能器 4 的工作面积减少的问题。根据本发明,可考虑在有源电极 42 靠近安装体 1 处,在安装体 1 上施加一电绝缘衬垫 17。也可以将一绝缘衬垫施加在换能器上,以代替安装体的绝缘衬垫,或作为安装体绝缘衬垫的补充。可以把换能器 4 固定在安装体 1 上的附着接头 18 施加在安装体 1 上,或优选施加在电绝缘衬垫 17 上。因此可以使有源电极 42 扩展到附着接头 18 处,而由于存在衬垫 17 而不会产生电弧的危险。该衬垫 17 在安装体 1 上延伸在换能器 4 固定于安装体 1 上的各处。这类密封衬垫 17 可以用在任何使用或没有使用成像部件的治疗头上。图 4 中部分示出的治疗头不包括成像部件。相反,在图 1-3 的实施方式中,治疗头包括成像部件,并且换能器 4 通过与图 1 和 2 中可以看见的与密封衬垫 17 结合的附着接头 18 固定在安装体 1 上。这些电绝缘衬垫 17 可以由任何适当材料例如塑料材料形成。甚至可以考虑利用该密封衬垫 17 来将换能器 4 固定在安装体 1 上。在这种情况下,衬垫的形式为具有准确确定尺寸并在安装体上就位的基本刚性的构件。换能器直接安装在衬垫上,因而衬垫作为支撑部件。如果需要,可以把胶施加在衬垫上。衬垫的形状可以是同时适配安装体形状和换能器形状的刚性绝缘环。衬垫可以通过复合模制 (surmoulage) 安装在安装体上。由于该绝缘衬垫 17,换能器 4 的有效工作面积可以相对图 5 所示的现有技术换能器增加约 20%。更特别地推荐在端缘 14 处使用该绝缘衬垫 17,因为由此得到的工作面积增加更大,而由于窗口的中间位置,在窗口 12 处得到的工作面积更小。

[0043] 为了完成图 1 和 2 的实施方式的成像和治疗头,将柔软材料并优选是可弹性变形

的材料形成的气囊 5 套在头部 1 上。气囊 50 在安装体 1 的固定尾端 101 处被密封固定在安装体 1 上。因此换能器 4 以及阵列 210 位于其中的窗口 12 被气囊 5 覆盖。由于换能器 4 密封固定在安装体 1 上,并且阵列 210 密封固定在槽 110 中,因此利用气囊 5 产生一内传播空间 50,该传播空间优选地可以充填有传播探头 2 和换能器 4 所发出的波的传播介质。事实上,传播介质可以是水或超声波凝胶。传播空间 50 延伸在换能器 4 的凹形部中且一直延伸到安装体 1 的外壁 13 处。由于 HIFU 换能器 4 产生在焦点 PF 处(图 2)聚焦的热量,波将穿过位于空间 50 中的传播介质。因此换能器 4 所产生的热量将加热传播介质。为了避免传播介质的温度过度升高,已经知道使传播介质在传播空间 50 内流动。为此,成像和治疗头设有供水件和排水件。更确切的说,如上所述,安装体 1 形成供给管 15 和排放管 16 或 16'。水通过供给管 15 进入到空间 50 中,并通过排放管 16 或 16' 从该空间排出。因此保证传播介质的温度恒定并且比较低。另外,为了避免在传播空间内形成气泡,本发明考虑使排放管 16 或 16' 的出口 161 位于窗口 12 处,并优选尽可能靠近探头的发射表面 212。实际上,人们凭经验发现,气泡有在探头发射表面处聚集的趋势,并因此产生遮挡,不产生恼人的衍射探头就无法穿过该遮挡发射。通过使出口 161 尽可能高地位于发射表面附近,而避免形成这样的气泡遮挡。

[0044] 现在参照图 6 和 7 解释一有利的适配器实施变型。图 1 和 2 的适配器 3 只形成一个定位密封环,并且该环嵌插在探头周围,并留出发射表面不被覆盖,但图 6 和 7 的适配器 3' 包括前壁 32,该前壁延伸在探头发射表面的前面,并同时堵塞槽 11 与窗口 12 之间的开口。因此,探头的发射表面不再与传播空间 50 中存在的传播介质接触。因此适配器 3' 形成包围探头整个下部分的一种罩套。有利地,这样来实施该前壁 32:它形成一位于探头发射表面前面的发散透镜,以便使探头所发射的波的焦点离开或移动数厘米的距离,该距离优选为两厘米。超声探头的焦点一般位于气囊 5 处,但发散透镜 32 却可使该焦点向气囊外部移动数厘米的距离,以便能够给出位于活体皮肤下两厘米处的活体器官或组织的可靠表示。因此适配器 3' 应由一种适当材料形成,以便可使探头产生的超声波通过。

[0045] 本发明另一有意义的特征在于,探头相对换能器基本在中间延伸,因此将换能器分为镜面对称的两个基本相同的部分。更确切的说,接纳表面 212 的缝隙 12 将换能器一分为二。采用这种构形,使用带有线性的或平坦的阵列的探头特别有利。如可以从图 11a 和 11b 理解的,也可通过扩展或收缩缝隙 12 的宽度很容易地改变表面 212 相对于换能器的位置。

[0046] 刚才描述的成像和治疗头可以包括在如图 9 示意性表示的治疗仪中。在该治疗仪中,成像和治疗头 T 与多个元件结合,这些元件例如为用于给治疗部件(换能器 4)提供功率的功率发生器 G、用于使成像和治疗头移动的移动控制器 C、与探头 2 连接的超声扫描仪 S、显示屏 D 和用于管理该治疗仪的计算机 PC。治疗仪的所有元件都与 PC 连接。屏幕 D 用于显示与扫描仪 S 连接的成像和治疗头的探头所采集到的靶标位点。另外,治疗头的排放管 16 设有能够测量离开传播空间的传播介质温度的温度传感器 Ct。测量值直接传送给 PC。该温度测量值的使用将在下面给出。治疗头的发射/接收表面发射波,这些波首先在一定厚度 dm 上穿过传播介质,并在另一厚度 dp 上穿过活组织,即穿过总的累积厚度为 dt。

[0047] 因此,存在确定探头发射/接收表面与要观测然后待治疗的靶标位点之间距离的问题。实际上,超声探头远离病人,并且超声探头所发射和接收的超声波在被冷却的传播液

体中传播很大距离。然而人们知道,超声波的速度取决于介质的温度和性质。相反,超声检查术基于这样的原理加以调节:超声波在病人组织中传播,且因此从在一典型组织中的速度计算到靶标的距离,并假设它们在 37°C。但是在另外包括治疗部件的成像头的情况下,探头所发射的波应穿过一定厚度的传播介质,而传播介质的温度有利地保持 10°C 左右的恒温。因此,波不仅应经过比甚至施加在病人皮肤上的探头经过的距离更大的距离,而且波还另外穿过一种在性质和温度都与活组织不同的介质。因此穿过传播介质导致在计算到靶标的距离中的畸变,最好校正该畸变,以便能够进行准确和有效的治疗。

[0048] 实际上,声音在传播介质中的传播比在组织中慢。超声波检查术把这种增加的通过时间解释为更长的距离,且因此靶标表现出比它的实际距离更远。给出的例子表明该差距可能很大,特别是对焦点位置非常准确的高聚焦系统。

[0049] 然而,介质的温度一般不会改变或很少改变治疗部件所发射的治疗超声波的聚集点。实际上,治疗部件例如换能器 4 所发射的超声波总是集中在球形的中心。在一不同的系统中,温度可能改变超声波的效应,且因此应予以考虑。

[0050] 图 10 所示的框图通过一些方块示意性表示确定表面 212 到靶标的实际距离的方法的不同步骤。在步骤 a) 首先借助传感器 Ct 测量传播介质的温度。然后在步骤 b) 计算在阶段 a) 测得的温度下探头的波在传播介质中的传播速度。在步骤 c) 确定或了解波所穿过的传播介质的厚度。因此可以在步骤 d) 计算距离误差或距离校正。

[0051] 例如假设:

[0052] - 靶标位于换能器 4 的焦点,距探头的发射/接收表面 40mm。

[0053] - 靶标位于皮肤下面 $dp = 15\text{mm}$ 。因此波应穿过的传播介质的厚度 $dm = 25\text{mm}$ 。

[0054] - 传播介质为冷却到 10°C 的水,水的速度为 1449m/s。该速度可以从根据传播介质、一般为水的性质所预设的数值表确定。

[0055] - 可以借助加载在 PC 中的软件确定距离校正。校正等于 1.2mm。

[0056] 如图 10 所示,可以用多种方式列记该距离校正。例如在图 9 的仪器中,来自探头的超声波图象重现在计算机 PC 的屏幕 D 上,还通过一标记在屏幕上表示出焦点的位置。第一校正可以为改变所计算的距离的焦点的标记位置。在本例中,探头给出靶标的位置在距表面 212 为 41.2mm 处,且因此必须把焦点标记向超声波图象的起始部靠近 1.2mm。第二校正仅在于在运行中沿治疗头的轴线移动治疗头(在本例中缩回 1.2mm)。这两个施加距离校正的可能性在图 10 中用 e 和 e' 表示。第三校正可以是改变超声波检查参数,例如声速在组织中的内部值。

[0057] 现在参照图 12、13a 和 13b 看到,适配器 3 可以在它的槽 11 中通过压缩套筒 35 受到压缩、变形或侧向膨胀,套筒 35 本身又被推力构件 36 推动,构件 36 在图 12 上箭头所示方向于套筒上施加一力。适配器 3 包括一更厚且因此更硬并且尺寸更稳定的下部分 33。相反,适配器包括一更薄并因此可变形的上部分 34。套筒在可变形的上部分处按压在适配器上。因此,上部分由于轴向挤压和侧向膨胀而发生变形,以便有利地以密封方式支靠在探头 2 的尖端部分 21 上。刚性下部分保持基本不变形,且因此保证探头的准确和稳定定位。套筒优选以规则的方式在探头的周围支靠在适配器上。

[0058] 观察图 13a 可以发现,可以采用两种不同的材料例如通过双注入或复合模制法以单块形式形成适配器 3,其中所述两种不同的材料即:基本刚性的第一材料,用以形成下部

分 33 ; 和第二可变形材料, 用以形成上部分 34。在图 13a 的该实施方式中, 上部分 34 形成将被套筒 35 挤压的周沿带区, 以便同时支靠着槽 11 和探头 2。

[0059] 在图 13b 的实施方式中, 适配器用单一材料模制。它的上部分 34 形成一周沿沟槽, 套筒支靠在该周沿沟槽中, 从而使该周沿沟槽扩大, 并把它的侧壁分别推向槽和探头。

[0060] 因此套筒在适配器上的作用导致适配器至少局部或部分变形, 使其侧向地膨胀。

[0061] 尽管已经参照同时包括成像部件和治疗部件的成像和治疗头对本发明进行了描述, 但很容易理解的是, 某些特征、尤其是绝缘衬垫 17, 可以用在不一定包括成像部件的其它类型的治疗头上。各种创新特征允许形成准确、有效和强有力的治疗头。实际上, 适配器可以使成像部件可拆卸但准确的定位, 排放管的位置保证有效除泡, 并且绝缘衬垫可以大大增加治疗部件的功率。这类治疗头可以治疗肿瘤、结石、骨骼, 或更广泛地治疗活体的任何器官。

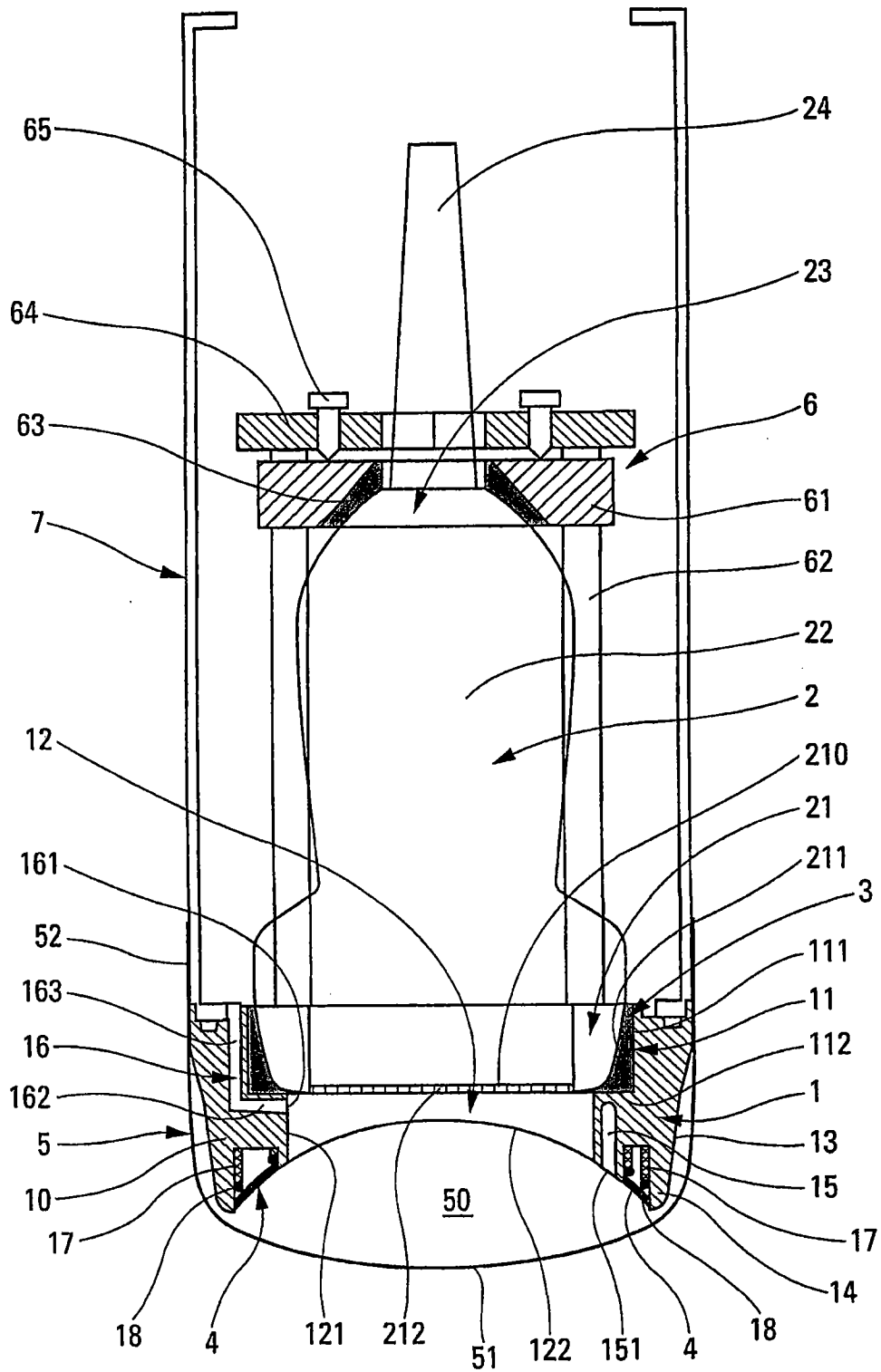


图 1

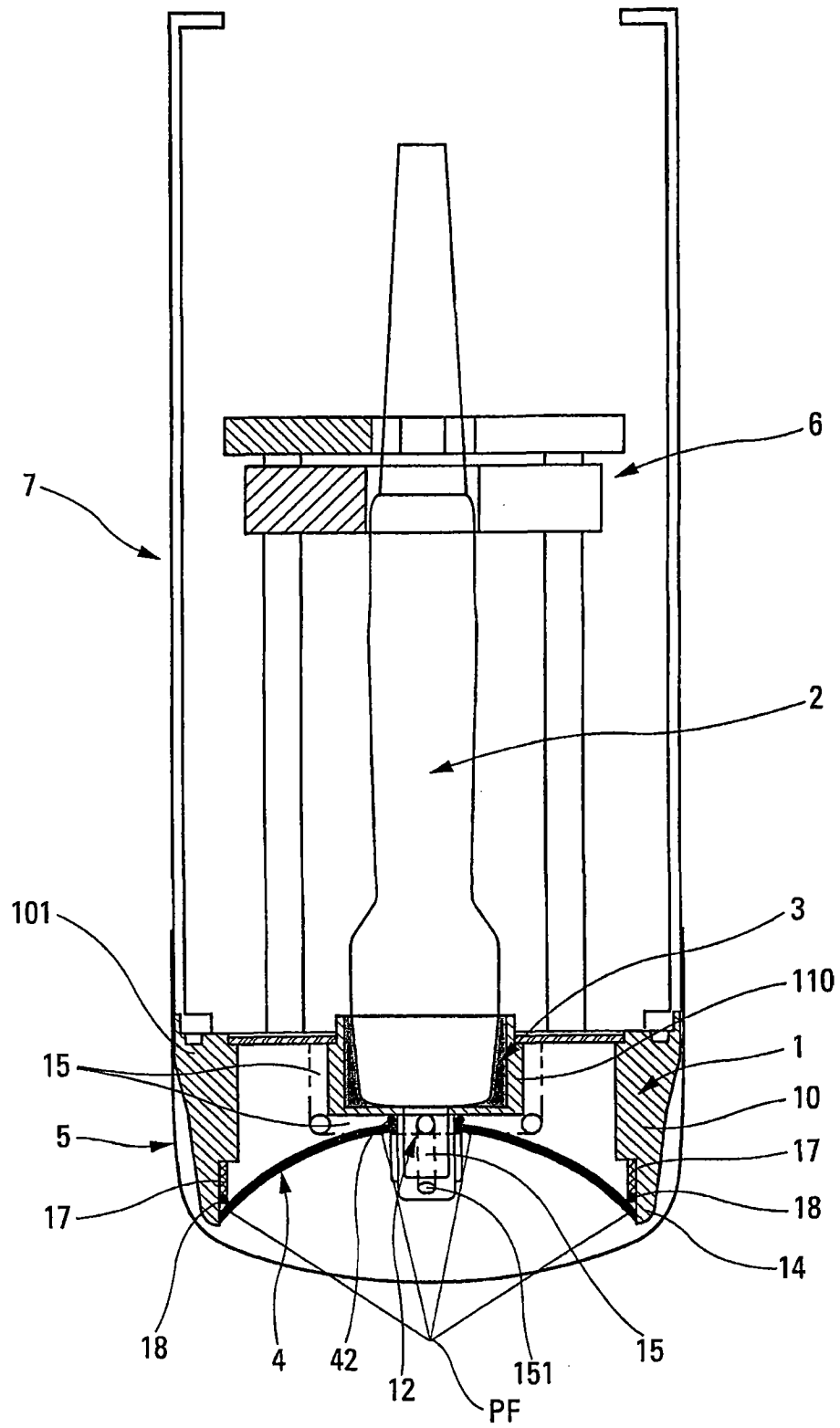
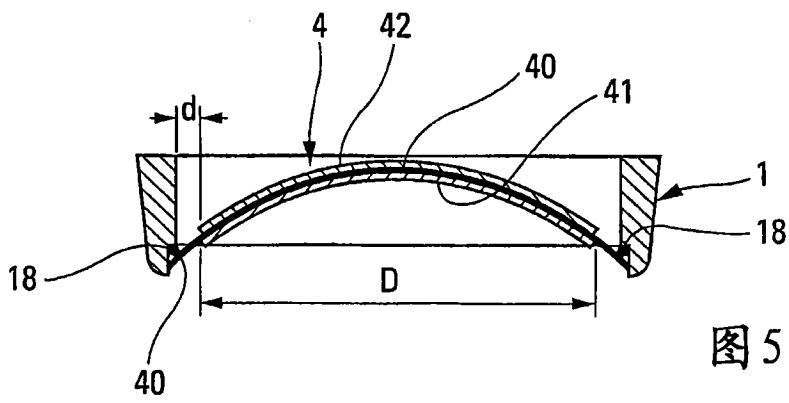
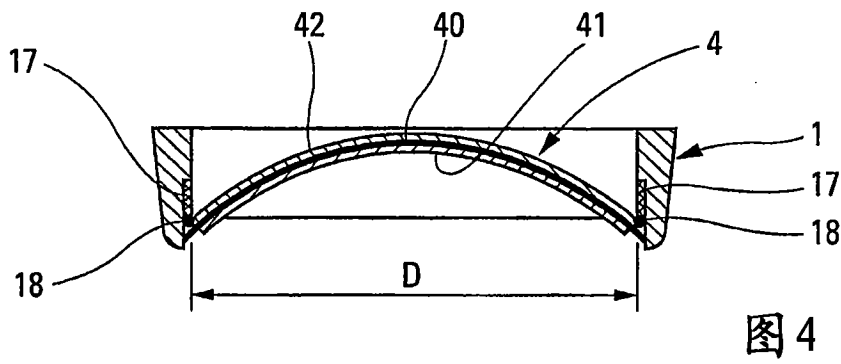
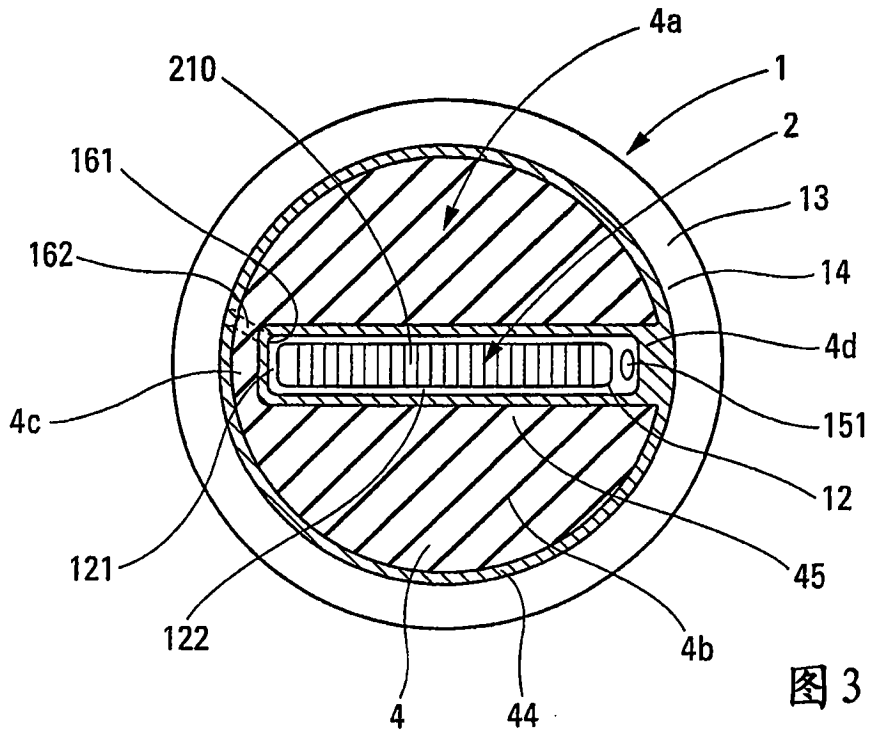


图 2



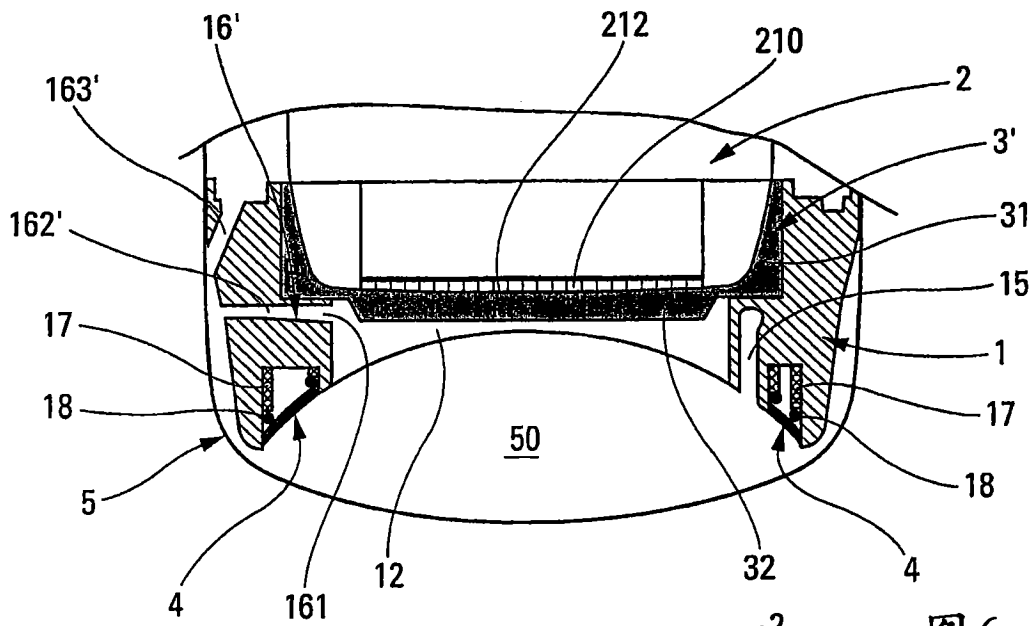


图 6

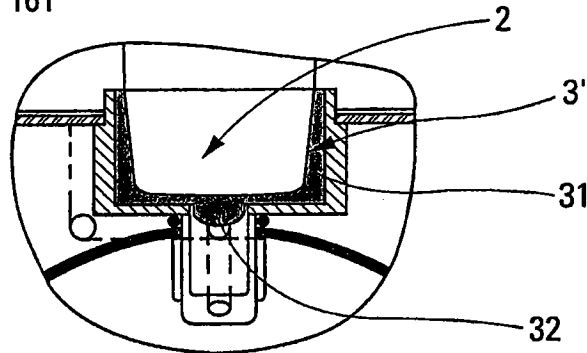


图 7

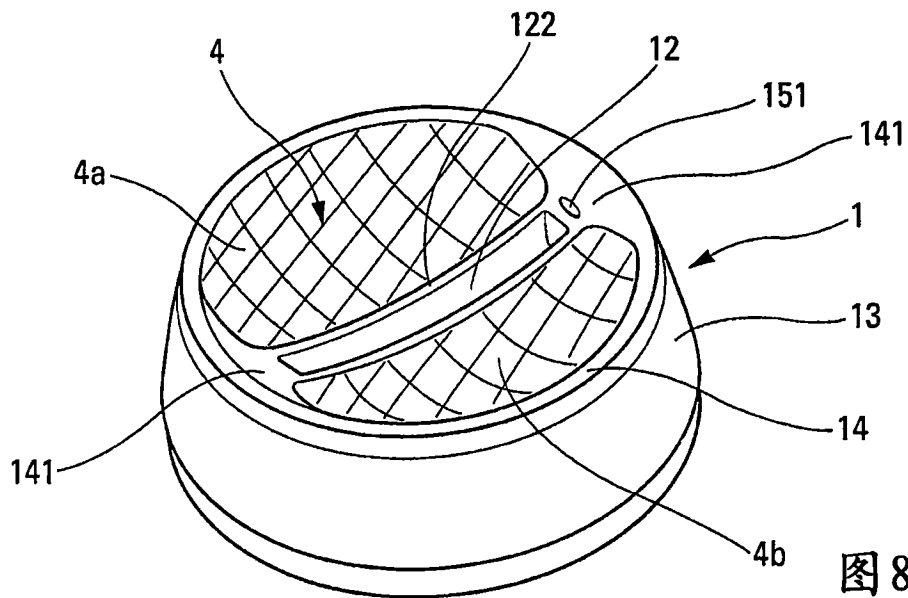


图 8

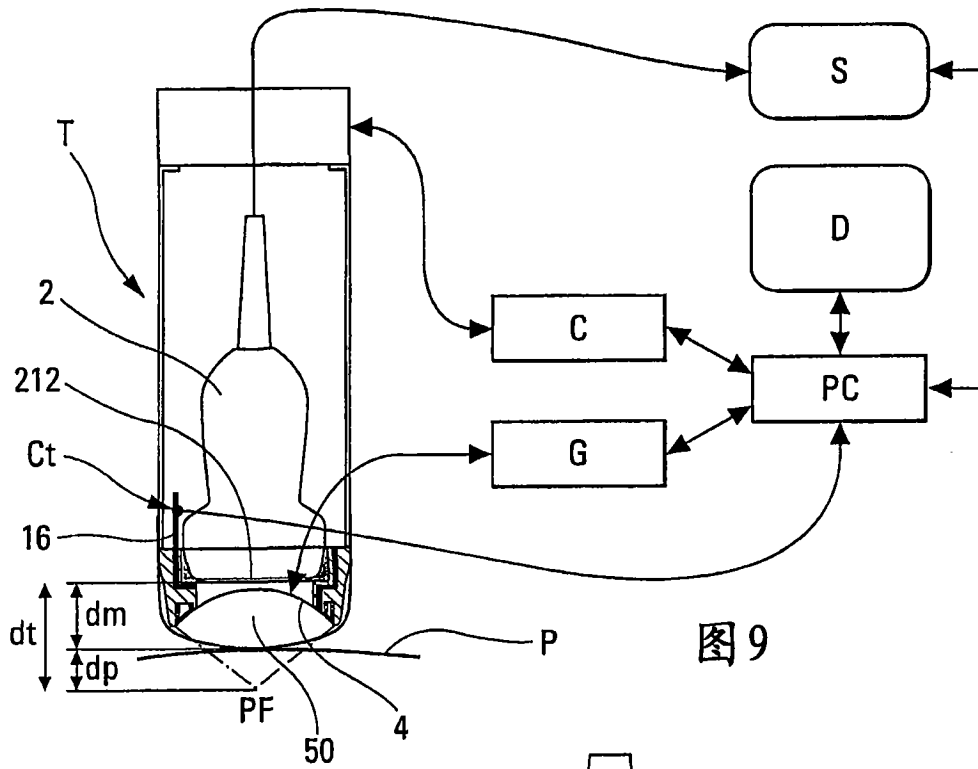


图9

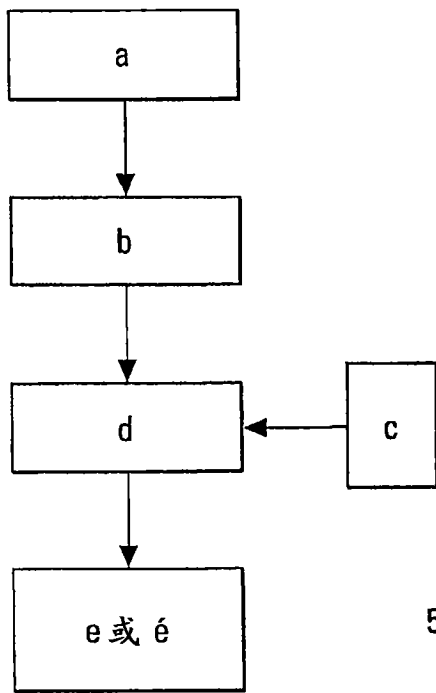


图10

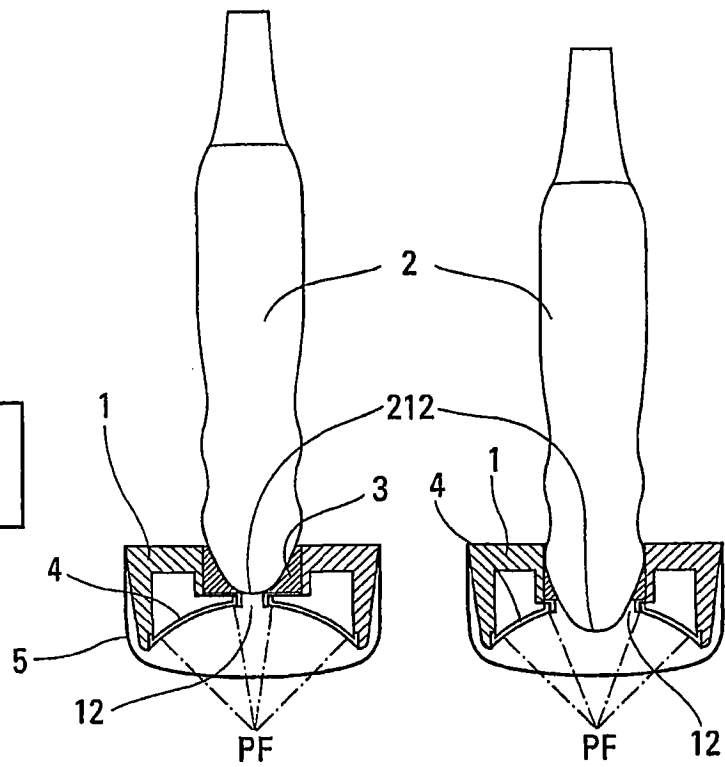


图11a

图11b

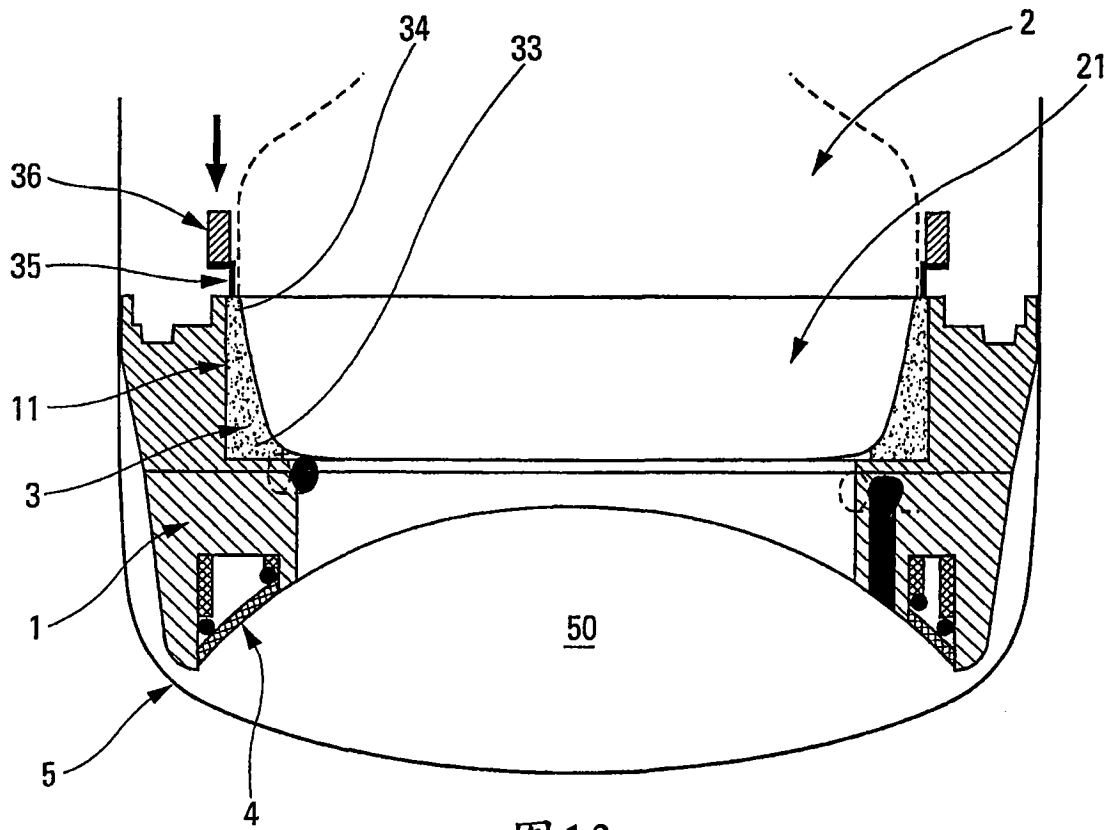


图 12

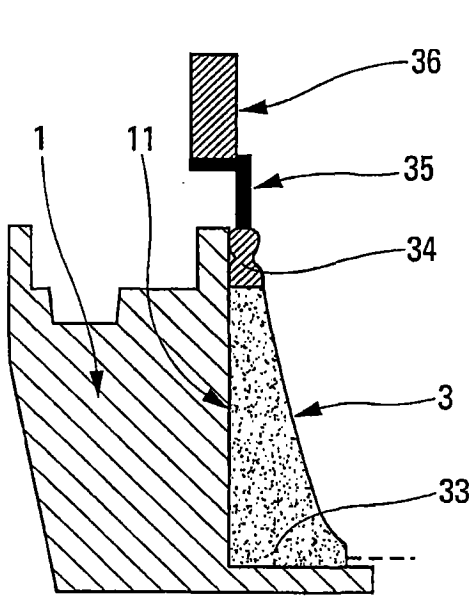


图 13a

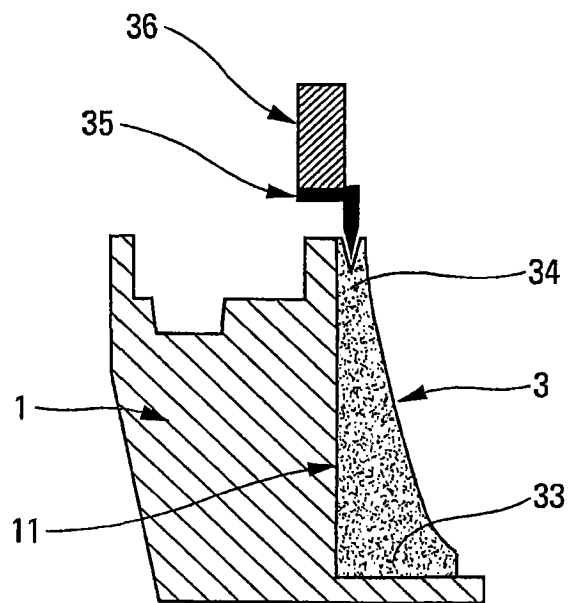


图 13b

专利名称(译)	活体器官的成像和治疗头及制造方法		
公开(公告)号	CN101227869B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200680026606.6	申请日	2006-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	泰拉克利昂公司		
申请(专利权)人(译)	泰拉克利昂公司		
当前申请(专利权)人(译)	泰拉克利昂公司		
[标]发明人	F拉科斯特		
发明人	F·拉科斯特		
IPC分类号	A61B18/14 A61N7/00 A61B8/00 A61B6/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/4209 A61B2019/5276 A61B8/4455 A61B8/4281 A61N7/02 A61B8/4236 A61B2090/378		
优先权	2005051502 2005-06-03 FR		
其他公开文献	CN101227869A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及活体的器官或组织的成像和治疗头，其特别对治疗前列腺肿瘤或甲状腺肿瘤有用，本发明所述的成像和治疗头包括：成像部件(2)，如超声探头，其能够发射波或射线，以提供待治疗的组织或器官的图像表示；治疗部件(4)，其能够局部治疗所述组织或器官，所述治疗部件能够发射用于治疗组织或器官的波或射线，本发明的特征在于，所述成像部件大致从中间将所述治疗部件分成两个基本相同的、相对所述成像部件对称的部分。

