



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102210907 B

(45)授权公告日 2016.07.27

(21)申请号 201110085142.9

(22)申请日 2011.04.06

(30)优先权数据

12/755,185 2010.04.06 US

(73)专利权人 BSD 医药公司

地址 美国犹他州

(72)发明人 P·F·特纳 M·哈格曼

T·L·尤德

(74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光 于静

(51)Int.Cl.

A61N 5/00(2006.01)

(56)对比文件

US 4589423 A,1986.05.20,说明书第5栏第

51行至第16栏第15行,附图第1-8.

US 5919135 A,1999.07.06,说明书第3栏第
55行至第10栏第22行,附图2-3.

CN 1894577 A,2007.01.10,说明书第16页
第25行至第18页第12行.

CN 1973789 A,2007.06.06,说明书第10页
最后一段.

CN 1960780 A,2007.05.09,全文.

US 6832400 B2,2004.12.21,全文.

审查员 李国强

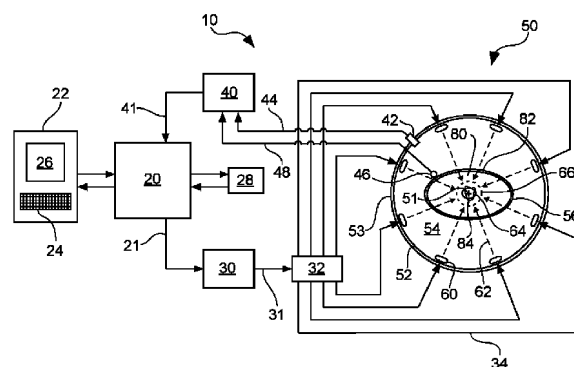
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

使用相控阵列和患者定位的深加热热疗

(57)摘要

一种用于对标靶体内的所选区域进行加热的热疗治疗系统,其包含功率源和多个电磁施加器,所述多个电磁施加器与功率源电气通信,并且被安排在焦点区域周围的环绕阵列中,以便将其综合辐射输出集中到焦点区域上。治疗系统还包含:支撑机构,其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;以及定位机构,其适用于移动支撑机构,并将标靶体内的所选区域与焦点区域对准。另外,定位机构还适用于,对焦点区域的响应于综合辐射输出与标靶体之间相互作用的移动进行补偿。



1. 一种用于对标靶体内的所选区域进行加热的热疗治疗系统, 包含:
至少一个电磁辐射功率源;
多个电磁辐射施加器, 其与至少一个功率源电气通信并且安排在焦点区域周围的环绕阵列中, 以便将综合辐射输出集中到焦点区域中;
支撑机构, 其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;
定位机构, 其适用于移动支撑机构, 并将标靶体内的所选区域与焦点区域对准; 以及
位移测量系统, 所述位移测量系统适用于收集与施加器的环绕阵列相关的标靶体的至少一个位置测量。
2. 根据权利要求1的治疗系统, 其中定位机构适用于, 对焦点区域的响应于综合辐射输出和标靶体之间相互作用的移动进行补偿。
3. 根据权利要求1的治疗系统, 其中, 所述多个施加器中每一个的相位输出和功率输出均是实质上恒定的。
4. 根据权利要求1的治疗系统, 其中所述至少一个功率源为对于所述多个施加器通用的功率源。
5. 根据权利要求4的治疗系统, 其中通用功率源的功率输出在所述多个施加器之间实质上均衡地分割。
6. 根据权利要求1的治疗系统, 其中施加器的环绕阵列具有纵向中心轴和定位机构, 定位机构适用于在垂直于纵向中心轴定向的至少一个平面内移动支撑机构和所支撑的标靶体。
7. 根据权利要求1的治疗系统, 其中位移测量系统选自: 机械衡量器、电子衡量器、可旋转机械尺、介电接触杆、超声位置检测器、光学位置检测器、激光位置检测器及其组合。
8. 根据权利要求1的治疗系统, 其中至少一个位置测量选自: 直接机械测量、超声距离测量、光距离测量及其组合。
9. 根据权利要求1的治疗系统, 其中至少一个位置测量包含: 标靶体的顶面、底面以及相对侧的周边位置中的至少一个。
10. 根据权利要求1的治疗系统, 其中来自位移测量系统的输出信号通道与来自至少一个功率源的功率信号通道合并。
11. 根据权利要求1的治疗系统, 包含辐射能量测量设备, 该设备配置为收集与施加器的环绕阵列相关的标靶体的至少一个所施加的辐射能量测量。
12. 根据权利要求11的治疗系统, 其中所施加的辐射能量测量设备包含E场检测器。
13. 根据权利要求11的治疗系统, 其中至少一个所施加的辐射能量测量包含标靶体的顶面、底面以及相对侧的周边位置中的至少一个。
14. 根据权利要求1的治疗系统, 进一步包括施加器的环绕阵列与所支撑的标靶体之间的用高介电流体填充的挠性堵塞物, 其在施加器和标靶体之间传输辐射输出。
15. 一种用于对标靶体内的所选区域进行加热的热疗治疗系统, 包含:
至少一个电磁辐射功率源;
多个电磁辐射施加器, 其与至少一个功率源电气通信并且安排在焦点区域周围的环绕阵列中, 以便将综合辐射输出集中到焦点区域中;
支撑机构, 其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;

定位机构,其适用于移动支撑机构,并将标靶体内的所选区域与焦点区域对准;

位移测量系统,所述位移测量系统适用于收集与施加器的环绕阵列相关的标靶体的至少一个位置测量;以及

辐射能量测量设备,该辐射能量测量设备配置为收集与施加器的环绕阵列相关的标靶体的至少一个所施加的辐射能量测量;

其中,来自辐射能量测量设备的输出信号通道与来自所述至少一个功率源的功率信号通道合并。

16.一种用于对标靶体内的所选区域进行加热的热疗治疗系统,包含:

至少一个电磁辐射功率源;

多个电磁辐射施加器,其与至少一个功率源电气通信并且安排在焦点区域周围的环绕阵列中,以便将综合辐射输出集中到焦点区域中;

支撑机构,其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;

定位机构,其适用于移动支撑机构,并将标靶体内的所选区域与焦点区域对准;

其中驱动定位机构的驱动器设备选自:液压驱动器、气动驱动器、电动机驱动器和机械齿轮驱动器及其组合;以及

位移测量系统,所述位移测量系统适用于收集与施加器的环绕阵列相关的标靶体的至少一个位置测量。

17.一种用于对标靶体内的治疗区域进行加热的非侵入性热疗系统,包含:

功率源;

多个电磁辐射施加器,其与功率源电气通信且布置在焦点区域周围的环绕阵列中,并且被对准以便将具有实质上恒定的功率和相位的多个辐射输出集中到焦点区域中;

支撑机构,其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;以及

定位机构,其适用于在垂直于环绕阵列纵向中心轴定向的至少一个平面内移动支撑机构和所支撑的标靶体,以及将治疗区域与焦点区域对准,

其中定位机构适用于,对焦点区域的响应于多个辐射输出和标靶体之间相互作用的远离纵向中心轴的移动进行补偿。

使用相控阵列和患者定位的深加热热疗

技术领域

[0001] 本发明一般涉及用于以电磁辐射对标靶进行照射的系统和设备,并且更为具体地涉及具有环形或扇形施加器(applicator)的系统以及用于将电磁辐射的施加指向标靶体内的所选区域的相关联的控制系统。

背景技术

[0002] 几种传统且公知的对于人类癌症的治疗处理得到普遍使用。这些治疗包括手术、X射线、放射源的辐射、化学疗法,以及通常将多种方式组合以增强治疗效果。

[0003] 尽管这些传统治疗技术已经在治疗许多患者的癌症以及延长许多其他患者的生命中获得成功,但是它们时常对于某些类型的癌症无效,并且经常在必要的治疗水平上具有严重的不良副作用。例如,X射线或化学疗法对癌症患者的长时间治疗倾向于最终将患者的自然免疫系统破坏至或抑制到这样的程度:许多患者最终死于普通传染病,例如在其它情况下可能并不致命的流感或肺炎。另外,许多具有晚期癌症或并发症的患者可能变得过于虚弱,不能承受手术创伤或其它癌症治疗;因此,治疗不能进行或必须停止。

[0004] 由于人类癌症的盛行和典型地严重后果两方面的原因,并且由于例如上面提到的那些当前治疗法时常无效,医学研究者不断试验,试图找到并开发出对于癌症的改进或替代性治疗方法。

[0005] 热疗(hyperthermia)是人工升高的体温的产生,并且已经作为替代性癌症治疗获得认真的科学考虑。例如,已经对单独热疗或热疗与其它治疗方法的结合的效果进行了许多研究,并且有希望的结果显示,热疗技术看起来在许多或大多数类型的人类癌症的治疗方面具有极为有效的潜力,且不具有与当前癌症治疗法相关联的通常的严重不良副作用。热疗有时叫做热治疗法,以显示身体区域的温度升高。

[0006] 对癌症的热疗治疗(hyperthermia treatment)的研究者已经报告,通过将恶性肿瘤加热到略低于对大多数正常、健康的细胞有害的温度,人体中许多类型的恶性生长(malignant growth)能够被热破坏,通常没有严重的不良副作用。另外,已经报告,据发现,大概是由于较为贫乏的血管供应以及降低的血流特性,其它类型的恶性细胞群具有明显较低的热传导,从而降低了散热的能力。这些类型的生长显示出优先热疗的能力,这是因为与直接相邻的健康组织相比,血管供应不足的恶性生长可被加热到高几度的温度。因此,看起来,在不破坏正常细胞的情况下,不同的热疗方案可以允许对不比正常组织具有更大热敏感性的那些类型的恶性生长的热治疗,以及看起来也可以允许显示出不良血管供应的更具热敏感性的类型的恶性肿瘤的更高温度、更短热疗时间。出于重要的医学原因,这通常是有利的。

[0007] 研究者已经进一步指出,作为大多数恶性生长的这些热特性和正常身体细胞的热敏感性的结果,治疗人类癌症的热疗温度应当小心限制在相对较窄的有效且安全的温度范围内。热疗通常提供高于40摄氏度(104华氏度)的温度。热疗方案在历史上曾包含远高于60摄氏度的温度,但近些年来,通常已经考虑为包含高至45摄氏度(113华氏度)的温度。然而,

由于可能具有会超过此等级的癌性肿瘤部分,目的在于试图使得尽可能更多的肿瘤区域高于40摄氏度。

[0008] 在高于大约45摄氏度(113华氏度)的治疗温度下,如果时间持续超过30到60分钟,通常观察到对大多数类型的正常细胞的热损伤;因此,必须非常小心健康组织的这些温度不超过延长的时间段。当然,任何升高的温度下暴露的持续时间在建立对健康组织的热损伤程度时是一项重要因素。然而,如果人体的较大或关键区域被加热到或高于45摄氏度范围达即使相对较短的时间,可能预期产生正常组织的伤害。

[0009] 历史上在上个世纪后期,据发现,高于大约10KHz频率的交流电流穿透并在生物组织中产生发热。结果,通常在兆赫兹频率范围内的高频电流此后广泛用于例如感染组织以及肌肉损伤等这种普通身体失调的治疗处理。本世纪早期,将这种电磁辐射(EMR)组织加热技术命名为“透热疗法”,并且随后,在这个国家由联邦通信委员会(FCC)将兆赫兹范围内的几个离散EMR频率特别分配给透热法应用。

[0010] 进行加热模式导向(heat pattern steering)的能力允许更有选择地将能量集中并指向标靶肿瘤区域。为了向深部标靶肿瘤提供足够的热能,必须选择较低的频率。这是因为人类组织的穿透衰减在较高频率下增大。然而,由于频率下降,加热聚焦直径增大。因此,需要适当的频率以便在可接受的加热模式尺寸限制内提供最佳深度。通常,当疾病区域周围的标靶组织也被加热时,热量是最佳适用的。这提供了流入血液的预加热,并减小了来自肿瘤周边的热传导以从肿瘤周边之外吸取热。

[0011] 典型地,用于向标靶(例如,活体和生物组织)施加电磁辐射(EMR)并用于控制标靶内发热区域位置的当前系统包含:多个电磁辐射施加器,其由多通道EMR系统供电,以便通过电子相位和功率导向来提供加热模式导向控制。然而,各个施加器所产生的辐射输出的功率和相位二者必须由EMR系统的单独的功率通道进行控制,以便产生加热模式的期望的相控阵列导向。因此,需要对于各个电磁施加器的独立且可分别控制的功率信号通道,这导致较高的系统复杂性和成本。典型地,当前系统需要4或12个独立的EMR功率信号通道以提供这样的电子导向。

[0012] 某些先进热疗EMR系统使用对频率以及辐射功率和相对相位进行控制的多通道相控阵列系统。各个通道均具有功率和相位的电子控制,并被连接到不同的天线。提供多EMR同步相位能量通道的复杂且昂贵的多通道放大器系统的应用允许加热模式的电子导向,但却是出于高成本和复杂性,这可能使治疗系统由于成本巨大而不能用于常规临床应用,其中多EMR同步相位能量通道具有相位控制以便对身体中的加热区域进行导向。

[0013] 因此,存在对这样的用于EMR照射的EMR施加器设备以及对应方法的需求:其提供了标靶中的EMR加热的简化的热加模式导向,其中,标靶例如为活体或组织仿真物质中的生物组织的标靶。

发明内容

[0014] 根据此处介绍的一个代表性实施例,提供了一种用于加热标靶体内的所选区域的热治疗系统。治疗系统包含电磁辐射功率源和多个电磁辐射施加器,施加器与功率源电气通信,并且安排在焦点区域周围的环绕阵列中,以便将它们的联合辐射输出集中在焦点区域上。治疗系统还包含:支撑机构,其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;以及定位

机构,其适用于移动支撑机构并将标靶体内的所选区域与焦点区域对准。另外,定位机构适用于,对响应于多个施加器的综合(combined)辐射输出与标靶体之间相互作用的焦点区域的移动进行补偿。

[0015] 根据此处介绍的另一代表性实施例,提供了一种用于对标靶体内的治疗区域进行加热的非侵入性热疗治疗系统,其包含电磁辐射功率源以及与功率源电气通信的多个电磁辐射施加器,以及施加器以环绕阵列的方式安排在焦点区域周围,并且进行对准以便将具有实质上恒定的功率和相位的多个辐射输出集中到焦点区域中。治疗系统还包含支撑机构,其适用于在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;以及定位机构,其适用于在被定向为垂直于环绕阵列的纵向中心轴的至少一个平面内移动支撑机构和所支撑的标靶体,以及将标靶体内的治疗区域与焦点区域对准。定位机构进一步适用于响应于多个辐射输出与标靶体之间的相互作用,对焦点区域离开纵向中心轴的移动进行补偿。

[0016] 根据此处介绍的又一代代表性实施例,提供了一种用于加热标靶体内的所选区域的方法,其包含这样的步骤:设置多个电磁辐射施加器,其与至少一个电磁辐射功率源电气通信,并且以环绕阵列的方式布置在焦点区域周围,以便将多个辐射输出集中在焦点区域上,并且其中,各个辐射输出的功率和相位输出实质上是恒定的。该方法还包含以下步骤:在施加器的环绕阵列中支撑标靶体;相对于焦点区域在空间中移动支撑机构和所支撑的标靶体;并且将标靶体内的所选择的区域与焦点区域对准,同时,对焦点区域的响应于多个辐射输出与标靶体之间相互作用的在空间中的移动进行补偿。该方法还包含这样的步骤:激活多个电磁施加器,以便对标靶体内的所选区域进行加热。

附图说明

[0017] 通过下面的详细介绍以及当结合附图一起说明时,本发明的特征和优点将是显而易见的。应当了解的是,这些图仅仅示出了本发明的代表性实施例,并且不应看作对本发明的范围的限制,以及如这里一般介绍的并在图中示出的本发明的部件可以按多种不同的配置来安排和设计。但是,通过使用附图,将以另外的特异性和细节来介绍和阐释本发明,在附图中:

[0018] 图1为根据一个代表性实施例的热疗治疗系统和标靶体的示意图;

[0019] 图2示出了适用于图1的热疗治疗系统的偶极天线对;

[0020] 图3示出了适用于图1的热疗治疗系统的四个偶极天线对的环绕阵列;

[0021] 图4为根据另一代表性实施例的电磁辐射施加器的环绕阵列、标靶体和支撑机构的示意图;

[0022] 图5为根据代表性实施例的具有定位机构的图4的施加器阵列、标靶体和支撑机构的示意图;

[0023] 图6-7一起示出了根据另一代表性实施例的施加器阵列、标靶体、支撑机构、定位机构和位移测量系统的示意图;

[0024] 图8-9一起示出了根据又一代代表性实施例的施加器阵列、标靶体、支撑机构和位移测量系统的示意图;

[0025] 图10-11一起示出了根据又一代代表性实施例的施加器阵列、标靶体、支撑机构和辐射能量测量设备的示意图;

- [0026] 图12为根据另一代表性实施例的热疗治疗系统和标靶体的示意图；
- [0027] 图13为适用于图12的热疗治疗系统的电子电路的接线图；
- [0028] 图14为根据另一代表性实施例的在电磁辐射施加器阵列中支撑的标靶体的示意图；
- [0029] 图15A-15C一起示出了根据图14的实施例的在电磁辐射施加器阵列中移动标靶体的效果；
- [0030] 图16为描述了根据又一代表性实施例的对标靶体内的所选区域进行加热的方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 下面的详细介绍参照附图，附图构成其中的一部分，且其中以图解的方式示出了能够实现本发明的多种代表性实施例。尽管为使本领域技术人员能够实现本发明而以充分详细的方式对这些实施例进行了介绍，应当明了的是，在不脱离本发明的精神和范围的情况下，可以实现其它的实施例，并且可以做出多种改变。照此，下面的详细介绍并非旨在将本发明的范围限制于所宣称的那些，而是出于说明目的而给出的，以便介绍代表性实施例的特征和特性，并使本领域技术人员能够充分实现本发明。相应地，本发明的范围仅仅由所附的权利要求书来限定。

[0032] 另外，通过参照附图将会更好地理解下面的详细介绍和本发明的代表性实施例，在附图中，实施例的元件和特征用贯彻始终的标记表示。

[0033] 图1-16示出了可以用于多种疾病(例如，癌症)的治疗的热疗治疗系统的几种示例性实施例，并且这些实施例也包括用于对人体或标靶体(target body)内的所选区域进行深加热的一种或多种的方法。如这里所介绍的，热疗治疗系统提供了几种超越其它用于对恶性肿瘤或可在标靶体内发现的类似生长进行热疗治疗的设备和方法的显著优点和好处。然而，所述优点并不意味着以任何形式进行限制，因为本领域技术人员将会明了，在实现本发明时，还可实现其它的优点。

[0034] 热疗治疗系统可以使用电磁辐射(EMR)施加器的环绕阵列，各个施加器提供相等或实质上相等的辐射能量发射，与可变的患者定位结合，以产生施加器阵列中期望的深加热模式或实质上位于中心的焦点区域。在一个代表性实施例中，例如，由EMR功率源提供给EMR施加器的功率信号可以再分，使得从每个个体施加器或天线发射的EMR的功率和相位实质上相等并且被对准，以便在阵列的中心产生焦点区域。具体而言，提供给施加器阵列的功率可以由单个高功率EMR源来提供，该EMR源电气耦合到无源功率分配设备，该装置依次将功率分到预定数量的通道中，以便对环绕施加器阵列中的每个EMR施加器进行供电。控制标靶体相对于施加器阵列的位置允许在与施加器阵列的焦点区域对准的标靶体内的所选区域受到加热，而不需要用于各个施加器通道的单独功率调节器或相位控制器，除此之外，将需要这些功率调节器或相位控制器，以便将焦点区域电子地导向为与将被加热的标靶体所选区域重合。

[0035] 施加器阵列可以由用于将EMR能量指向标靶的多个个体施加器或天线构成。如上面所提到的，单个EMR功率源可以耦合到一个或多个的个体施加器，并且可以在其幅度和频率输出两方面受到控制，以便控制提供给电磁辐射施加器的电能，并且最终控制被加

热的标靶组织达到的温度。优选地,所有施加器为初级天线辐射器,其通过无源功率分路器耦合到EMR功率源,并且被激活以辐射出具有大致相等的幅度和频率(例如功率)以及相位的电磁辐射。由集中的辐射能量产生的焦点区域的尺寸和特性可以既通过测试结果又通过数值模型来确定,其中,数值模型预测辐射能量的交叉束之间的相互作用。

[0036] 这里介绍的简化热疗治疗系统的施加器阵列中可变身体定位的使用,可以以较低的成本和减小的复杂性提供在标靶内的可预测导向位置上的加热模式的相控阵列控制,产生用于任何所需目的EMR加热的简化环状施加器设备,例如用于癌症或者其它医学应用或研究的医学热疗治疗。

[0037] 图1示出了根据示例性实施例的用于借助电磁辐射(EMR)产生标靶体80中的热疗的系统10的框图。中央处理器单元20可以用于控制热疗治疗系统10,并可以按相互作用的反馈关系与其各个元件连接,这些元件包括:控制面板22;EMR功率源30,其向EMR施加器60的环绕阵列50提供EMR功率;以及监视单元40,其能够接受多个输入,包括但不限于标靶体80的位置、遍及标靶体的温度分布、以及由多个EMR施加器60所产生的电场的分布和强度等等。

[0038] 例如,在一个方面中,监视单元40可以接受来自位移检测器42的输入44,其指示标靶体相对于EMR施加器60的阵列的几何中心66的实时位置。位移检测器可以使用多种技术来测量标靶体、中心位置或二者的周边位置。在另一个方面中,监视单元40也可以接受来自电场检测器46的输入48,其指示所选位置的实时电场(或E场)幅度。这些检测器46可以被定位为紧贴或接近于标靶体80的外表面82。可以使用多个E场检测器46,优选为至少大约四个,并且其可以由进入监视单元40的单个输入48来示意性的示出。E场检测器46可以向CPU 20提供标靶平面附带的EMR相对幅度平衡的反馈。

[0039] 控制面板或控制台22可以耦合到CPU 20,并可以由操作者用于既控制治疗循环,又监视其进展。控制面板22可以用于在显示器26上显示从标靶80获得的任何信息以及系统操作的所有指示符。控制面板22也可以用于通过输入设备24接收操作者输入或命令,输入设备24例如为计算机键盘或鼠标点选设备。

[0040] 由单个存储器块28代表的多种存储器设备也可以耦合到CPU 20。存储器28可以存储由CPU 20所使用的预处理计算的结果,以便控制治疗的进展。同样,所产生的所有相关操作数据可以存储在存储器28的另一部分中,以便具有治疗过程的完整记录和结果,以用于将来的使用。

[0041] 热疗治疗系统10包含至少一个高频EMR能量功率源30,其耦合到CPU 20并由其进行控制。功率源30又耦合到功率分配器32,功率分配器32将EMR能量分配到多个通道(例如,导电性的同轴电缆34)中,各个通道承载具有实质上相同的频率、相位和幅度的功率信号,以及其耦合到个别EMR施加器60。由图1可见,在一个方面中,八个个别EMR施加器60可以在八角形或圆形阵列50中安排在一起,该阵列环绕椭圆形的标靶体80,标靶体80可以理解为代表人类患者的躯干或身体部分的截面。

[0042] 各个EMR施加器60在图1中用椭圆形示意性地示出。然而,实际上,各个施加器60可以具有适合用于微波EMR发射的形状,例如图2-3所示的平坦的偶级天线对。另外,应当了解的是,图1为三维现象的两维图示,辐射器60和标靶体80垂直于绘图平面延伸一定距离。从各个施加器60发射的辐射输出62可以对准,使得E场分量垂直于绘图平面。虚线箭头近似于

由多个施加器60发射的多个EMR输出62的汇聚的几何形状,并且其集中到可能实质上位于施加器阵列50中心的综合辐射输出或焦点区域64。

[0043] 由于多个施加器60所发射的辐射输出62汇聚在焦点区域64上,EMR束的E场排成一行,使得标靶体80看到汇聚的、大致为圆形的波阵面66。多个EMR输出的能量在焦点区域64上汇聚,焦点区域是电场(下面称为“E场”)分量可以在构造上累加并将标靶80的所选区域84加热到比任何一个EMR施加器60单独导致的更高的程度。另外,可以对这种改进的深内部加热起作用,而不会危险地增大标靶体80的外表面82的辐射能量密度,因为进入的能量一般在标靶的整个外表面上平均散布。因此,给予标靶80的能量集中在标靶体内的所选区域84-那里是所希望的,且在外表面82和标靶体内的其它中间位置上被最小化到可能的最大的程度。

[0044] 如上面所介绍的,由各个EMR施加器60辐射的能量可以与由其它施加器发射的能量具有恒定的相位关系,这可以在施加器阵列50的焦点区域64中产生协同的结果,由此,标靶体80的所选区域84被加热到与多个施加器80的能量的简单累加相比更高的程度。另外,在所有EMR施加器精确地同相位运行的情况下,焦点区域64可以在施加器阵列50的中心纵向中心轴周围对称。

[0045] 本领域技术人员应当了解,环绕阵列50中的各个点的相对功率密度与E场的平方成比例,并且可以在例如空气或水的非衰减介质中经历焦点区域64中的相对较为尖锐的波峰。另外,任何给定点上的加热是由于该位置吸收的功率产生的,该位置吸收的功率又与同一位置的功率密度直接成比例。由于功率密度与E场的平方成比例,给定点上电场的简单的加法增加导致功率密度以电场平方的程度增加。因此,当多个EMR施加器60在环绕阵列50中安装并对准时,功率密度的增加可以远远大于简单增加单个EMR施加器的功率输出所提供的功率密度增加。

[0046] 举例而言,通过两个施加器导致的焦点区域的E场是单个施加器导致的E场的两倍,同时,功率密度为 $2^2=4$ 倍。类似地,当如图1所示使用八个施加器60时,中心的E场为8倍,且焦点区域的功率密度是单个施加器导致的功率密度的 $8^2=64$ 倍。有利的是,可以获得标靶体80的所选区域84中的功率密度的这种增加,而不显著增加标靶体的外表面82上任一点的功率密度。另外,可以想到的是,这种协同结果来自于以实质上相同的频率运行并具有对准的相位关系以产生电磁辐射的多个光束62的积极相加的所有EMR施加器,这种叠加允许标靶体80的深加热,而不带来中间部分和表面部分82的不希望的加热。

[0047] 上面的讨论可适用于非损耗标靶,其中,不存在介质的能量吸收,且来自任何给定施加器60的EMR的幅度不随辐射穿过标靶体而降低。然而,本领域技术人员应当了解,能够吸收辐射功率的任何介质,例如人类标靶体80内的活组织,也可能是衰减性的,并且可以实质上减小所选区域84的中心功率密度峰值,同时,增大标靶体的表面82和中间部分上的功率密度。因此,在实际有损耗的标靶体80的情况下,标靶体80内的所选区域84上的E场幅度可以典型地大约为外表面82的E场幅度的1/7。因此,对于八个施加器60的情况,所选区域84的功率密度大约为 $82/72$,或大约为标靶体表面82的功率密度的1.3倍。然而,重要的是要注意,所选区域84的功率密度仍然是单个施加器60单独导致的功率密度的64倍。

[0048] 当各个EMR施加器60以实质上相同的频率和相位进行辐射,以便将所发射的EMR输出的E场对准为积极相时,可以产生上面介绍的焦点区域64的功率密度的协同增加。另外,

多个发射的E场的这种同相位对准可以沿着施加器阵列50的纵向中心轴51发生,该轴垂直于图1的页面。如果多个施加器60以略微不同的频率或相位辐射能量,多个E场可能不总是积极相加,并且上面介绍的功率密度增强可能不发生。在这样的情况下,焦点区域64中的功率密度可能减小为个体功率密度的简单总和。因此,希望由所有施加器60发射的电磁辐射的频率和相位实质上相同并且正确地对准。

[0049] 出于这个原因,在一个代表性实施例中,热疗治疗系统10使用单个EMR功率源30和功率分配器32,使得提供给各个施加器60的功率具有同样的频率和相位。尽管可以使用多个源,只要它们可以被精确进行频率锁定以发射同样的频率,实现这一点的实际考虑可能使系统变得复杂,并且增加成本的同时具有很小的益处。因此,优选的配置可以仅使用单个EMR功率源30以及功率分配器32。然而,提供给EMR施加器60的频率关于时间不变是没有必要的,并且在特定情况下,可以希望EMR功率源30提供这样的可控制的频率:其可以被调节,以便关于在非同质的活的标靶体80内发现的多种类型的组织对性能进行最优化。

[0050] 还可以想到,将功率分配器32耦合到EMR施加器60的电缆34的长度可以影响驱动施加器的供电信号的到达时间,并因此影响相位。因此,各个EMR电力电缆34可以按预定的长度设置,该长度被配置为使得在来自不同施加器的所发射的EMR输出一起汇聚到焦点区域时,EMR输出彼此产生积极的干涉。例如,为对称的施加器阵列(例如,图1所示的圆形阵列50和外壳52)进行供电的电缆34可以具有大致相等的长度,以便提供大致相等的相位,而为非对称阵列(例如,八角形或椭圆施加器阵列和外壳(未示出))供电的EMR电力电缆34可以具有不同的预定长度,各个长度适应于向其各自的EMR施加器60提供相位调谐的EMR功率信号,该信号导致多个EMR输出在汇聚于焦点区域时彼此产生积极的干涉。

[0051] 焦点区域64的形状和位置可以由运行的EMR施加器60的分布、它们之间的相对相位、以及EMR输出的频率来确定。已经确定的是,四个或多于四个的均匀间隔的辐射EMR施加器60的使用将提供大致为圆形(在三维上为椭圆柱体)的焦点区域64。然而,在图1所示的环绕施加器阵列50中使用8个EMR施加器60而不是4个,因为已经确定,标靶体80的表面82上的功率密度比使用仅仅4个辐射施加器时更为均匀,且因此加热更为均匀。当以单个偶极环放置时施加器60的数量超过8个的增加没有在热疗治疗系统10的运行中表现出实在的差别。

[0052] EMR施加器阵列50可以由端口敞开的圆柱形外壳或套管52围绕和支撑,该外壳或套管用低介电常数材料制成,例如塑料,且其用于在减小任何有害的杂散辐射的同时将个体施加器60制成在适当的位置。如图1所示,标靶体80可以通过套管52的敞开端口中的一个或二者插入,并悬停在施加器阵列50的内部。另外,标靶体80可以由高介电常数的填充流体的填塞物(bolus)54所环绕,在一个方面中,填塞物54容纳去离子水。填塞物54可以用薄的且有弹性的介电片(dielectric sheet)或膜制成,介电片或膜具有可整合的内接触表面56,该表面可以坚固地密封在标靶体80的外表面82周围。EMR施加器60可以具有这样的尺寸和长度:相比于外壳52和环绕的气腔,将EMR输出充分地辐射到高介电常数的填充流体的填塞物54中。

[0053] 填塞物54的使用可以提供几个重要的优点。例如,其中的流体可以通过外部的热交换器(未示出)循环,以便在治疗过程中冷却标靶的外表面区域82。另外,在填充有去离子水的填塞物54中存在非常小的功率损耗,使得实质上由EMR施加器60辐射的全部功率可以被传送到标靶体80。如上所述,EMR施加器60或天线的电气长度使其为低介电环绕空气中的

低效率辐射器,且为流体填充的填塞物54中的高效率辐射器,这是因为环绕空气中长得多的辐射波长。

[0054] 流体填充的填塞物54的使用也可改进施加器60与标靶体80之间的阻抗匹配。在感兴趣的频率下,典型的生物标靶80的阻抗大约为44欧姆。施加器60和系统的其它电气部分的阻抗可以优选为大约50欧姆,以便与标准部件兼容,并且去离子水的阻抗在感兴趣的频率下也可以为大约44欧姆,故热疗治疗系统10的全部部件可以得到固有的密切匹配。应当了解的是,如果不存在填充水的填塞物50,在施加器60的辐射面和标靶体的外表面82上可能发生较大的不匹配,这是因为空气的阻抗大约为自由空间的阻抗,或为377欧姆。另外,任何阻抗的不匹配可以导致边界上的反射,其既降低传送到标靶体80的辐射能量的百分比,又增大杂散辐射危险。

[0055] 适合用于本系统10的代表性EMR施加器60在图2中示出。在一个方面中,施加器可以为偶极天线对,其尺寸被设计为适用于所预期的频率的EMR。上辐射部分78和下辐射部分79的各个臂76可以一起发挥作用,以构成通常称为“偶极对联(couplet)”的偶极对辐射器。另外,同轴馈送线75可以耦合到上和下接合区段77的中心,以便分别向上和下辐射部分78、79馈送能量。臂76之间的接合区段77可以为平行带(如所示出的)或其它类型的电气连接,例如同轴导体或双绞线导体。当偶极天线对74以传统方式进行驱动时,所发射的辐射的E场可以与臂76的长度对准。

[0056] 据了解,天线臂76的形状和尺寸可以决定偶极对EMR施加器74的最佳运行频率和阻抗特性。已经根据实验确定,具有锥形臂的偶极74给出与系统10中的其余部分的良好阻抗匹配,其中臂宽度(W)与长度(L)的比率保持恒定为大约0.087。当偶极对施加器74在组合到圆柱形阵列70(如图3所示)并与通用传输线75(如图2所示)连接时被平行放置且间隔开,并且使用与图1所讨论的类似的水填塞物时,可以在通用的馈送同轴线75上获得大约50欧姆的阻抗匹配。

[0057] 现在参照图3,在图1中一般地示出的以及参照图1介绍的施加器阵列50的一个代表性实施例中,四个偶极对EMR施加器74可以在刚性的非导电框架72周围组装,以形成圆柱形施加器阵列70。各个偶极对施加器74可以通过单独的同轴馈送线75分别连接到EMR功率源和功率分配器,并被运行行为将微波EMR引向位于阵列70的中心并在纵向中心轴51周围的焦点区域64,并且在那里,将在后来定位标靶样品(未示出)。优选地,去离子水填塞物(同样未示出)围绕标靶,以便将来自施加器74的能量更好地耦合到标靶,并使反射最小化。

[0058] 如上面所介绍的,简化的EMR系统可以包含EMR功率源、功率分配器、多个同轴馈送线75以及布置在框架72周围以构成圆柱形施加器阵列70的偶极对EMR施加器74,并能被配置为使得分别由各个EMR施加器74发射的辐射的频率和相位实质上相同并对准。在一个方面中,施加器74的臂可以放置在填塞物内并由填塞物内的水围绕,同时,连接各对臂以构成偶极对联的接合区段77可以穿过位于水填塞物外部的防水配件(water-tight fitting)并沿着刚性的非导电框架72的外侧延伸。

[0059] 还应当了解的是,其它类型的EMR施加器可用于对标靶体进行加热。它们可包括但不限于号角形辐射器、贴片形辐射器、偶极天线、折叠天线、单极天线、波导等等。另外,天线源也可以线性极化,以便在重叠的焦点区域中提供加热的最大增强。

[0060] 图4至11为简化的热疗治疗系统100的另一代表性实施例的示意图,其示出了也包

含流体填充堵塞物130以及标靶体140的电磁辐射(EMR)施加器120的环绕阵列110的其它方面和细节。已经认识到,上面介绍的热疗治疗系统的其它部件,例如CPU、控制器接口、EMR功率源、功率分配器和监视装置等以及图4至11中未示出的其它部件,为治疗系统100的仍然包括的部件,其分别可以对各个EMR施加器120、标靶体140以及支撑机构150进行供电、监视以及定位。

[0061] 现在参照图4,八个个体EMR施加器120可以在环绕椭圆形标靶体140的八角形或圆形阵列110中布置在一起,标靶体140可以理解为代表人类患者的躯干或身体部分的横截面。EMR施加器阵列110可以由末端敞开的非导电圆柱形容器或外壳112来环绕和支撑,容器或外壳112用于将个体施加器120支撑在适当的位置。外壳112可以包含低介电材料,例如模制热塑塑料或类似的合成物质,以便提供结构支撑并减小耦合到外部空气空间的能量的数量。

[0062] 尽管EMR施加器120在图4至11中用直线示意性地表示,应当了解的是,各个施加器可以具有适合微波EMR的发射的形状和配置,其中的某些已在上面介绍。EMR功率可以由一个或多个EMR功率源提供给施加器,并且进行细分以使得从各个个体EMR施加器或天线发射的EMR的功率和相位实质上相等,且对准以产生这样的焦点区域124:其可以在施加器阵列110的纵向中心轴111周围对称。如上面所介绍的,由各个EMR施加器120所辐射的能量可以与由其它施加器所发射的能量具有恒定的相位关系,以便在焦点区域中产生协同且积极的干涉效应,由此,标靶体140的所选区域144被加热到与多个施加器120的能量的简单累加相比更大的程度。

[0063] 标靶体140可以通过套管112的敞开末端中的一个或二者插入,并由填充流体的堵塞物130环绕,堵塞物130在一个方面中包含去离子水。堵塞物可以用薄的挠性介电片或膜来制造,该介电片或膜具有可整合的内接触表面132,该表面可在标靶体140的外表面142周围牢固地密封。另外,堵塞物130的外表面134可以接触在外壳112的内表面周围间隔开的EMR施加器,以便将从EMR施加器发射的EMR辐射直接耦合到标靶体中。同样如图4所示,标靶体140可以悬停在施加器阵列110和支撑机构150上的丸状贮器130中。在一个方面中,支撑机构可以包含具有挠性材料的片156的吊索152,其在两个轴向延伸的支撑杆154之间伸展。标靶体可以悬吊在挠性片156上,挠性片156又可以按照需要符合于标靶体的下部的轮廓。挠性片156也可以由例如布的材料形成,以便不阻塞和妨碍来自位于标靶体140和支撑机构150下方的施加器的EMR能量的传输。

[0064] 现在参照图5,吊索152和悬吊的标靶体140可以伸过圆柱形施加器阵列110的内部,以使用框架或基座在一端或两端支撑或定位。另外,适用于移动支撑机构150和所支撑的标靶体140的定位机构160可被并入基座158中的一个或二者,以便在垂直于施加器阵列纵向中心轴111的方向的至少一个平面内移动支撑机构和所支撑的标靶体,并且将标靶体140内的所选治疗区域144与EMR施加器阵列110的位于中心的焦点区域124对准。

[0065] 例如,在一个方面中,定位机构160可以包含水平定位部件162,其沿着垂直于施加器阵列110的纵向中心轴111的水平轴163向前和向后移动两个轴向延伸支撑杆154的末端。水平定位部件162可以包含水平驱动器装置164,例如手摇曲柄,其可以人工操作为移动支撑机构。还能够想到可以为人工操作或由CPU控制以激活水平定位部件162的其它水平驱动器设备164,且其可包括、但不限于液压驱动器、气动驱动器、电动机驱动器和机械齿轮驱动

器等以及其组合。

[0066] 定位机构160还可以包含垂直定位部件166,其沿着垂直于施加器阵列110的纵向中心轴111的垂直轴167向上和向下移动两个轴向延伸支撑杆154的末端。垂直定位部件166也可以包含垂直驱动器设备168,例如脚蹬曲柄,其可以人工操作为移动支撑机构。还能够想到可以为人工操作或由CPU控制以激活垂直定位部件166的其它垂直驱动器设备168,且其可以包括、但不限于液压驱动器、气动驱动器、电动机驱动器和机械齿轮驱动器等及其组合。

[0067] 结果,简化的热疗系统100的定位机构160可以提供可变患者定位能力,其允许预测性标靶设定和身体放置,并使得深处聚焦的能量模式124能够指向将被加热的所选区域144中的深处标靶组织。在一个方面中,定位机构160可以相对于施加器阵列110的纵向中心轴在前(上)和后(下)两个位置以及右和左位置上定位标靶体,允许根据各种各样的定向能量导向模式和方案对深区聚焦EMR能量进行中心导向。在另一个方面中,定位机构也可以沿着施加器阵列10的纵向中心轴111向前和向后移动标靶体。

[0068] 在又一个方面中,定位机构160可以并入对支撑机构150的任意末端进行支撑的两个基座158,并且可以一致地操作以便保持标靶体140相对于施加器阵列110的纵向中心轴111的恒定姿态,或者,可单独地或以相反的方向等移动,以便相对于纵向中心轴111来旋转和调节标靶体的角定向。

[0069] 应当了解的是,在治疗开始之前,将要加热的所选区域中标靶组织的位置可以相对于标靶体140上的一组周边基准点或中心基准点预先确定。在EMR施加器激活之前预先定位并将标靶体140的所选区域144与焦点区域124对准,测量相对于EMR施加器120的阵列110的纵向中心轴111的这些相同基准点的位置是有用的。因此,如图6至9所示,简化的热疗系统100还可包含位移测量系统170,其可以用于监视标靶体140相对于EMR施加器120的阵列110的纵向中心轴111的实时位置。位移测量系统170可以进一步包含一个或多个位移检测器,各个位移检测器可以使用多种测量方法或技术中的任意一种,以收集标靶体的位置测量,例如标靶体的外表面142的周边位置,或中心位置或二者。

[0070] 在图6至7所示的一个方面中,位移测量系统170可以包含一个或多个水平位移检测器172,例如机械测量器,其可以用于可视地测量支撑机构150和/或悬停的标靶体140从初始的中心位置的水平位移,此外以便提供支撑机构150和/或悬停的标靶体140的水平位移的直接机械测量。位移测量系统170还可以包含一个或多个垂直位移检测器,例如枢转机械尺/传感器杆,其能够用于接触和测量标靶体的外表面142上的顶基准点和底基准点,并由此提供另一直接机械测量(例如,悬停的标靶体从初始中心位置的垂直位移)。图6示出了流体填充堵塞物130的外部,传感器杆中的一个或二者可视情况可选地在水堵塞物空间内延伸,如图7所示,以便允许从偶极阵列和身体的中心位置的准确测量,同时,具有通过塑料支撑管或外壳112的水封挠性通道,以防止水从堵塞物漏出。

[0071] 也可以使用其它类型的位移检测器来可视地测量或电子地测量多个基准点的水平和/或竖直位置,并可以包括、但不限于电子测量器、介电接触条以及线性差分电压变压器(LVDT)等及其组合。

[0072] 在图8至9所示的热疗治疗系统100的另一实施例中,位移测量系统170可以使用多个非接触位移检测器176,例如超声远程监视和激光远程监视,其测量从外壳112通过水填

塞物130到悬停的标靶体140的外表面142上的一个或多个水平和垂直基准点的距离。因为填塞物内的流体和身体之间对于通过水传送到身体的超声信号以及通过透明的水传送到标靶体表面的激光信号的显著反射,这些非接触测量是可行的。另外,这些非接触测量可以实时地进行,并可以用于验证由定位机构对标靶体的任何正在进行的位置调节。

[0073] 通过这些位置测量,可以计算标靶体相对于初始中心位置的实际水平和垂直位移。在一个方面中,非接触位置检测器176的阵列可以安装到外壳112并与EMR施加器的环绕阵列110合并在一起,以构成组合热疗治疗系统,在用EMR施加器施加热疗治疗的同时,该系统可以有利地测量标靶体140的位置,并因此测量标靶体内的所选区域144。如图9所示,非接触位移检测器176还可以用多个位移传感器电缆106电子地耦合到监视单元104,且该监视单元又可以电子地耦合到CPU(未示出)。

[0074] 除了上面介绍的用于监视和观察标靶体140的实时位置的能力以外,在特定情况下,在热疗治疗过程中连续地观察和记录身体外部E场的分布也可能是有用的,这是因为标靶体具有损耗特性,如上面所介绍的,其与由所述多个EMR施加器发射的E场相互作用并影响其分布。因此,E场的实时测量可以用于监视和记录能够由于标靶体140的位置改变导致的加热模式的漂移,其中,位置改变是由于定位机构160的操作导致的。因此,如图10至11所示,简化的热疗系统100也可以包含E场测量系统180,其能用于实时地并在标靶体140外表面142附近的多个位置上监视E场强度。

[0075] 在一个方面中,例如,E场测量系统180可以包含定位在直接邻接标靶体140外表面142的间隔部分的位置上的多个E场检测器182。E场检测器可以为本发明人之一先前在美国专利No.4,638,813中公开的类型,并且该专利全文并入此处作为参考。然而,也可想到现有技术中已知的用于监视EMR施加器120的阵列110中的E场的其它类型的传感器或检测器,并且其被看作属于本发明的范围。

[0076] 另外,如图11所示,E场检测器182可以用多个E场传感器电缆108电子地耦合到监视单元104,如果电缆位于流体填充容积内部的话,该电缆经过流体填充填塞物伸出;或者,如果电缆位于分界面的话,在标靶的外表面142和填塞物130的内接触表面132之间伸出。还有可能的是,E场检测器182可以附着到填塞物膜130的内接触表面132的内部,并且通过到监视单元104的独立且直接连接108,分别经过水填充区域外部的塑料壁进行传递。

[0077] 尽管监视单元104在图9和11中示为接收来自位移测量系统170或来自E场测量系统180的测量输入,应当认识到,用于接收并将多种测量输入转换为对于记录和分析有用的数据的其它配置是可行的,包括对于各种类型的测量检测器的单独且不同的监视系统,并且其也可以被看作属于本发明的范围。

[0078] 现在参照图12至13,其中示出了热疗治疗系统的另一实施例200,其中,来自位移测量系统242的输出244和/或来自E场测量系统246的输出248一起多路传输到EMR功率信号通道234中,以减少进入施加器阵列250的电缆的数量。类似于上面介绍的实施例,代表性治疗系统200可以包含中央处理器单元220,其具有与其各个元件的相互作用反馈关系,元件例如为:具有输入设备224和显示器226的控制面板222、一个或多个存储器设备228、以及将EMR功率提供到EMR施加器260的环绕阵列250的一个或多个EMR功率源230。如前所述,EMR功率源230可以向有源或者无源的功率分配器232提供初级EMR功率信号231,功率分配器232将功率信号分到多个信号电缆或通道234中,每个电缆或通道承载具有实质上相等的功率

和相位的EMR功率信号。

[0079] 然而,与上面介绍的八个EMR信号通道形成对比的是,功率分配器232可以将功率信号分到四个信号电缆234中,其于是可以通过放大器236来馈送并进入对四个EMR施加器260进行馈送的四个中心能量供给连接270,例如先前介绍的并在图2至3中形成阵列的四个偶极天线对。通过中心能量供给连接270,EMR功率信号于是可以通过电缆238指向用于耦极对施加器的上和下辐射部分的接合区段266。接合区段266(其可以位于非导电外壳或容器252的外部)又可以将EMR功率信号输送到辐射臂268(其可以位于流体填充填充物254内并由流体填充填充物254内的水环绕),辐射臂268的尺寸设计为并调谐为向着施加器阵列250中心辐射EMR能量输出262,在那里,其与其它的EMR辐射输出262合并并且集中,以构成位于纵向中心轴附近的焦点区域264,且焦点区域264在图12中示为与将要加热的标靶体280的所选区域284对准。

[0080] 在一个方面中,代表性热疗治疗系统200可以包含组合的超声距离与E场传感器监视系统,该系统具有八个独立的电缆通道,用于监视到标靶体外表面的位置以及前、后、左和右身体表面上的E场强度。应当了解的是,来自E场检测器246的DC测量可以用独立的电缆连接或通过多路传输配置直接地指引到E场传感器监视系统,以便使得DC信号能够使用用于将加热EMR功率信号输送到偶极阵列的相同同轴电缆234。类似地,超声距离信号244也可以通过独立的电缆连接或多路传输到这些相同EMR功率信号传输线通道234。

[0081] 图13给出了一种布线图,其用于通过EMR功率信号电缆或通道234连接在一起的多路传输中心能量供给连接器270和解多路传输功率分配器232,电缆或通道234可以为同轴电缆。在中心能量供给连接器270中,EMR功率信号电路235可以进一步分为三个电路,其中的一个可以承载EMR功率信号以通过高通滤波器276,该滤波器滤除功率信号中嵌入的任何低频信号分量,同时,允许高频EMR功率信号(其通常在电磁波谱上的射频(RF)和微波频率范围内)直接经过,经由连接器电缆238到达EMR施加器260。在一个方面中,高通滤波器可以使用电容器277来滤除低频信号分量。

[0082] 如上所述,热疗治疗系统200可以包含与E场测量系统246结合的位移测量系统242(例如,上面介绍的超声距离检测器系统)。位移测量系统242可以用于监视标靶体280相对于施加器阵列250的位置变化,同时,E场测量系统246可以用于监视结果得到的加热模式平衡和E场的漂移,其可能为这些位置变化的结果。来自可能包含中间频率AC信号的位移测量系统242的输出244可以指引到中心能量供给连接器270中,在中心能量供给连接器270处,其在与EMF功率信号电路235连接之前经过带通滤波器274。类似地,来自位移测量系统246的输出248(其可能包含DC信号)也可以指引到同一中心能量供给连接器270,在中心能量供给连接器270处,其同样在与EMF功率信号电路235连接之前经过包含多个电感器273的DC通滤波器272。因此,通过使用用于将加热RF功率指引到EMR施加器或偶极天线阵列250的相同同轴电缆234,位移测量系统输出244和E场测量输出248都可以被送回到热疗治疗系统200的监视与控制部分。

[0083] 为了从EMF功率信号电路235取出位移测量系统输出244和E场测量输出248,解多路传输电路布置也可以被集成在功率分配器232中。具体而言,功率分配器可以包含高通滤波器296,其防止任何无关的DC或中间频率信号传送到EMR功率源,并且在一个方面中其可以包含电容器297以滤除低频分量。解多路传输功率分配器232还可以用带通滤波器294将

中间频率位移测量信号244从EMF功率信号电路235隔离开,于是,该位移测量输入可以被接收到监视单元240中。功率分配器232还可以包含DC通过滤波器292,其包含多个电感器293,用于从EMF功率信号电路235分离E场测量信号248,其也可以被接收到监视单元240中。一旦接收到,监视单元240于是可以将来自位移检测器242的模拟AC输入244和来自电场检测器246的模拟DC输入248转换为适用于经由连接线241与CPU通信的数字化数据,以便记录和监视标靶体的位置以及治疗循环的进展等等。

[0084] 图14和15A至15C示出了根据又一代表性实施例300的电磁辐射施加器322、323的阵列310中支撑的标靶体340的示意图。尽管其中没有绘出,应当想到的是,通过上面介绍的支撑机构在丸状贮器330中支撑标靶体,以及同样如上面介绍的那样,支撑机构和标靶体均可以通过定位机构在施加器阵列310中一起移动。

[0085] 首先参照图14,可以看到,标靶体340可以位于阵列的中心,并且将要加热的所选区域344可以与通过汇聚来自多个EMR施加器320的输出328、329所产生的焦点区域324对准。还可注意到,尽管各个辐射输出328、329为到达阵列310纵向中心轴311而必须行进的距离实质上相等,因为标靶体的椭圆形状,相比于从四个更为水平定向的EMR施加器323发射的辐射输出329经过填充水的堵塞物330行进较小的距离且通过标靶体340行进较大的距离,从四个更为垂直定向的EMR施加器322发射的辐射输出328经过填充水的堵塞物330行进较大的距离且通过标靶体340行进较小的距离。水和组织中的波长相当类似,但是,典型地,身体波长比水中的大大约10%。然而,这种差别在导致能量散焦方面并不显著。

[0086] 基于上面的关于由多个EMR施加器320发射的E场、实质上透明的介质(例如流体填充丸状贮器330)以及衰减或损耗介质(例如标靶体340)之间相互作用的讨论,应当了解的是,相比于水平方向EMR输出329,竖直方向EMR输出328可能在穿透到焦点区域324的方面更为有效。然而,由于标靶体340可以位于图14中的施加器阵列310的中心,焦点区域324可以实质上保持以施加器阵列310的纵向中心轴311为中心。

[0087] 在标靶体340的将被加热的所选区域344不位于标靶体中心的情况下,上面介绍的定位机构可以用于移动标靶体340,使得所选择的区域344与施加器阵列310的纵向中心轴对准并与焦点区域340对准。然而,可以明了的是,标靶体的衰减介质和来自EMR施加器322、323的多个EMR输出328、329之间的相互作用可能导致焦点区域324从施加器阵列310的纵向中心轴311漂移开。这可进行数值建模并预测,以及通过与身体等效的人体模型测试来测量或特征化。

[0088] 例如,如图15A所示,标靶体340的将被加热的所选区域344a可以位于标靶体中心的右侧,使得定位机构可以致动为向左移动标靶体并将所选区域344a引入与施加器阵列310的纵向中心轴311对准,并与焦点区域324a对准。然而,相对于从最右边的EMR施加器发射的辐射输出329R通过损耗标靶体所必须行进的对应地减小的距离,以距离D1向左移动标靶体340能够以距离D1增大从最左边的EMR施加器发射的辐射输出329L通过损耗标靶体所必须行进的距離。结果,焦点区域324a可以向右漂移,或与标靶体位移相反地漂移,并且以距离D2远离施加器阵列310的纵向中心轴311。相应地,热疗治疗系统300可以适用于,通过减小标靶体的横向位移量直到将要加热的所选区域344a和焦点区域324a处于对准状态,对响应于综合辐射输出和标靶体340之间的相互作用的焦点区域324a的横向位移或漂移进行补偿。

[0089] 类似地,如图15B所示,标靶体340的将被加热的所选区域344b可位于标靶体中心的下方,使得定位机构可以致动为向上移动标靶体,并将所选区域344b与施加器阵列310的纵向中心轴311对准。然而,相对于从最后面的EMR施加器发射的辐射输出328P所必须行进的通过损耗标靶体的减小的距离,以距离D3向上移动标靶体340能够将从最前面的EMR施加器发射的辐射输出328A所必须行进的通过损耗标靶体的距离增大D3。结果,焦点区域324b可以向下漂移或与标靶体位移相反地漂移,并且远离施加器阵列310的纵向中心轴311距离D4。相应地,热疗治疗系统300也可以适用于,通过减小标靶体的垂直位移量、直到将要加热的所选区域344b和焦点区域324b处于对准状态,补偿焦点区域324b的响应于综合辐射输出和标靶体340之间的相互作用在垂直方向的垂直位移。

[0090] 本领域技术人员应当了解的是,如图15C所示,热疗治疗系统300还可以适用为,通过减小借助定位机构提供给标靶体的横向与竖直的位移量、直到将要加热的所选区域244c和焦点区域324c引入对准,对响应于综合辐射输出和标靶体240之间的相互作用的焦点区域224c的混合横向和竖直的位移进行补偿。

[0091] 可以按多种方式实现对焦点区域远离施加器阵列的纵向中心轴的位移的补偿,焦点区域远离施加器阵列的纵向中心轴的位移是由于移位标靶体所产生的发射场与身体之间的相互作用导致的。例如,参照图1,在一个方面中,相互作用影响可以使用如下的实验标靶体80来测量并制成表格:实验标靶体与那些有生命的患者具有相同或实质上类似的介电特性,并且该测量可以编程为计算机程序,所述计算机程序可以上传并且存储在计算机可读存储器28中,用于由控制系统的CPU 20访问,以预测焦点区域64的与将要加热的所选区域84相关的位置。

[0092] 在另一个方面中,可以使用数值处理和方法(例如有限元分析等)来计算辐射场相互作用影响,其结果也可以制成表格并编程为计算机程序,所述计算机程序随后安装到计算机可读存储器28中并由控制系统得CPU模块20访问,以及被应用于预测焦点区域64关于将要加热的所选区域84的位置。另外,在又一个方面中,控制系统的CPU 20可以编程为从E场测量系统46接收输入48,该输入48与来自位置测量系统42的输入44结合,可以用于在参照图4至7所介绍的和说明的定位机构重新定位标靶体后计算移位的焦点区域64的预期位置。应当了解的是,还可以想到这些不同方法和程序的组合,且其被认为属于本发明的范围。

[0093] 图16为流程图,其描述了根据又一代表性实施例的对标靶体内的所选区域进行加热的方法400。方法400包含这样的步骤:提供402多个电磁辐射(EMR)施加器,其与至少一个电磁辐射功率源电气通信,并且安排在焦点区域周围的环绕阵列中,以便将多个辐射输出聚集到焦点区域中,以及其中,各个辐射输出的功率和相位实质上相等。方法400还包含以下步骤:在施加器的环绕阵列中支撑404标靶体,在相对于焦点区域的空间中移动406所支撑的标靶体,以及将标靶体内的所选区域与焦点区域对准408,同时,对焦点区域的在空间中相对于EMR施加器环绕阵列的移动进行补偿,所述移动响应于所述多个辐射输出和标靶体之间的相互作用。方法400还包含这样的步骤:激活410多个EMR施加器,以便对标靶体内的所选区域进行加热。

[0094] 在另一个方面中,方法400还可以包含这样的步骤:用高介电流体在施加器环绕阵列与所支撑的标靶体之间的填充挠性堵塞物,其在施加器与标靶体之间传输辐射输出。挠

性填塞物的填充可以在移动标靶体使得标靶体内的所选区域与焦点区域对准之前或之后，并在多个电磁施加器的激活之前发生。

[0095] 前面的详细说明通过参照具体的代表性实施例介绍了本发明。然而，应当了解的是，在不脱离所附权利要求所给出的本发明的范围的情况下，可做出多种修改和改变。详细说明以及附图将被看作是说明性而不是限制性的，并且任何这种修改或改变旨在属于这里介绍的和给出的本发明的范围。

[0096] 具体而言，尽管已经在这里介绍了本发明的说明性代表性实施例，本发明不限于这些实施例，而是包括具有本领域技术人员根据前面的详细介绍将会明了的修改、省略、合并（例如跨多个实施例的方面的合并）、改编和/或变化的任意以及全部的实施例。权利要求中的限定将根据权利要求中使用的语言进行宽广的解释，并且不限于前面的详细介绍或本申请进行过程中介绍的实例，该实例将被理解为是非排它性的。例如，此外，任何方法或过程权利要求中所述的任何步骤可以以任何顺序执行，并且不限于权利要求中给出的顺序。术语“优选地”也是非排它性的，其中其旨在表示“优选为、但不限于”。相应地，本发明的范围应当仅仅由所附的权利要求及其法律上的等价内容来确定，而不是由上面给出的说明和实例确定。

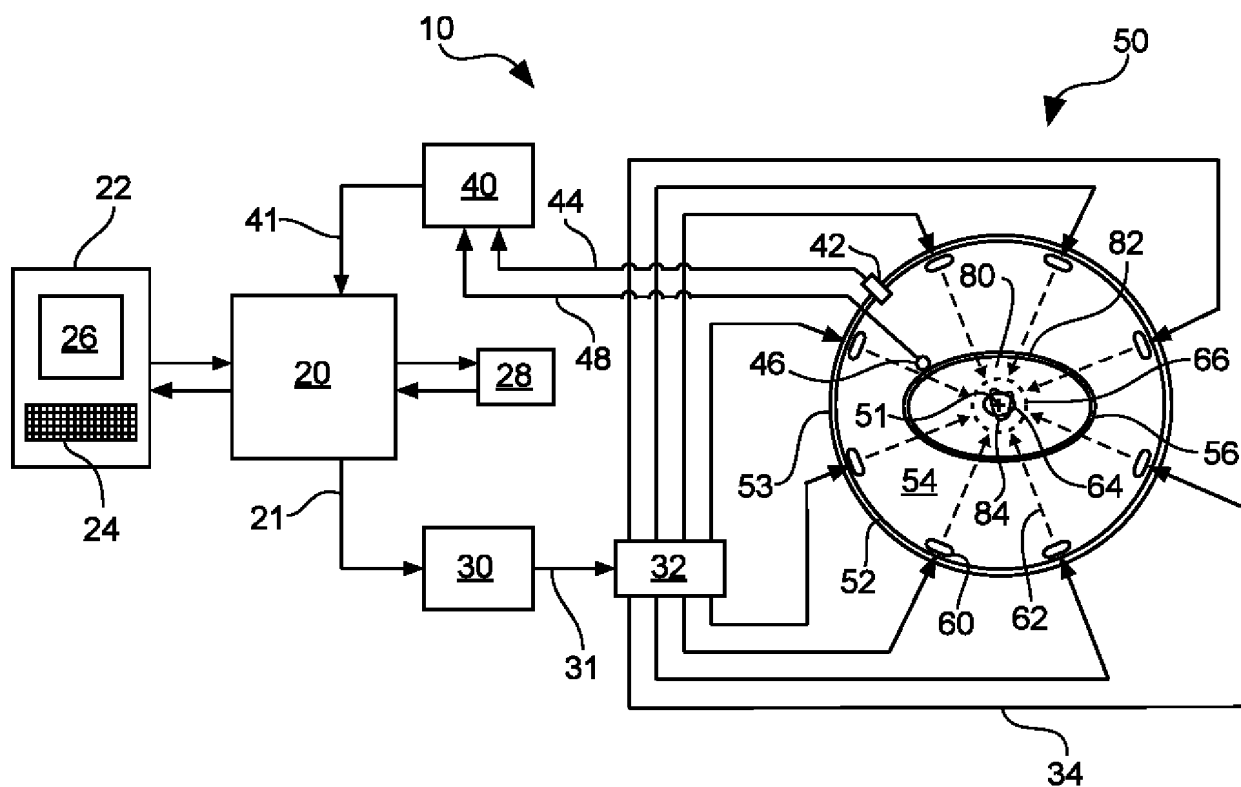


图1

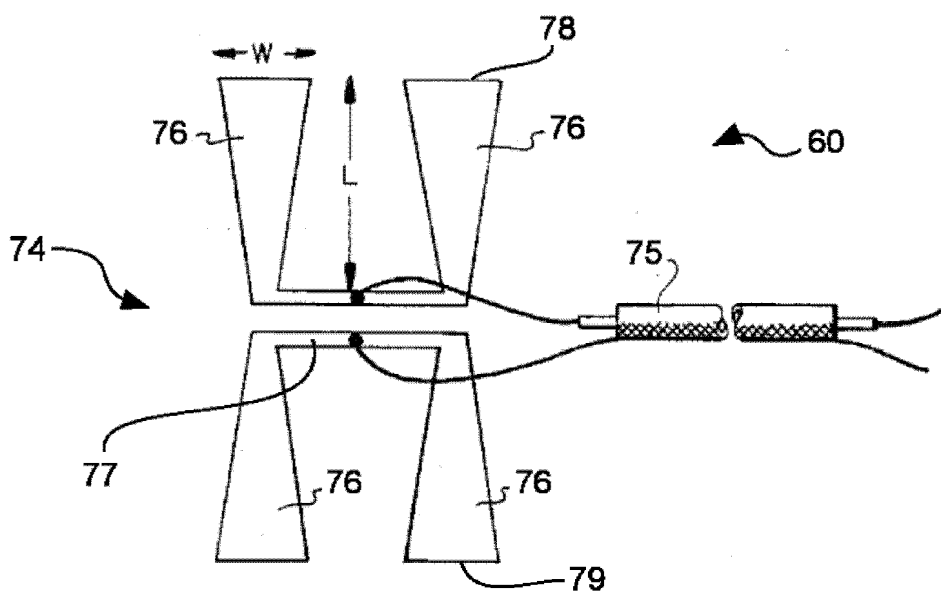


图2

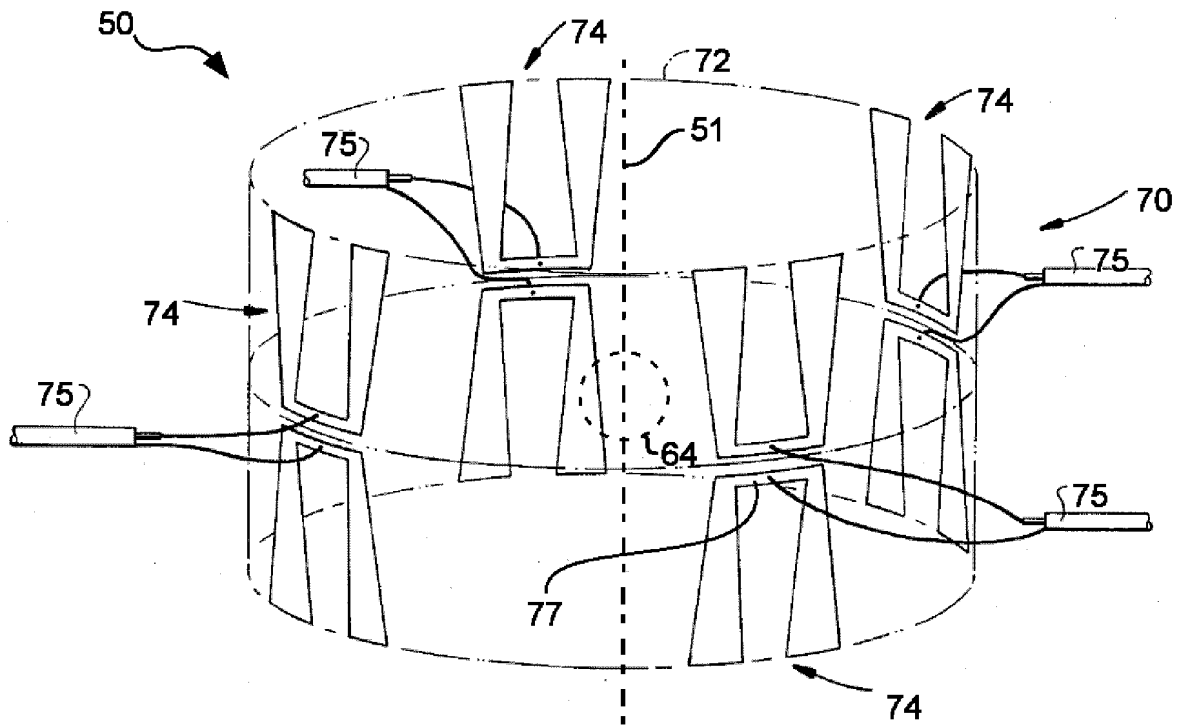


图3

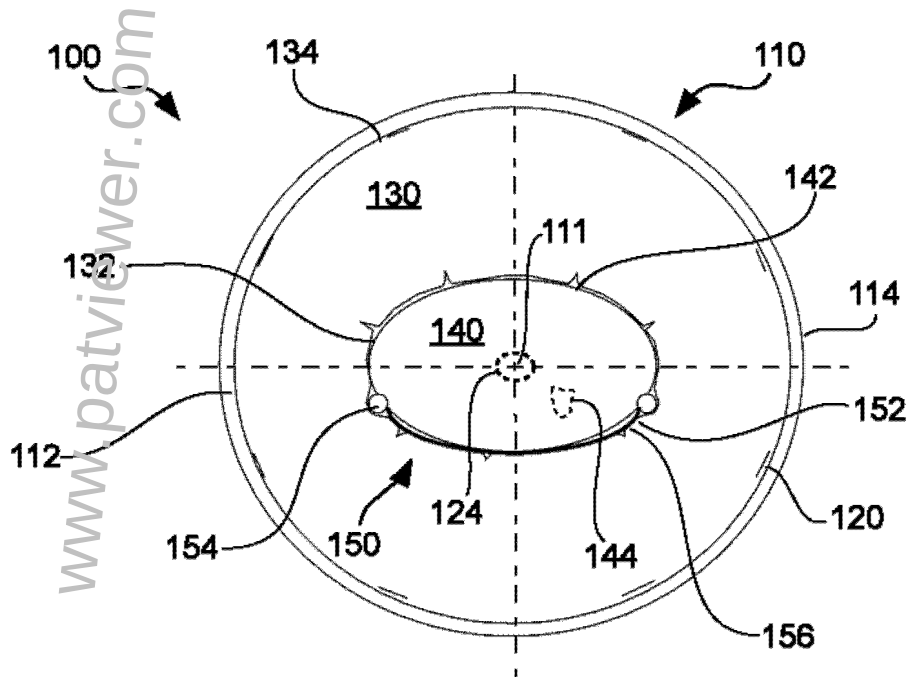


图4

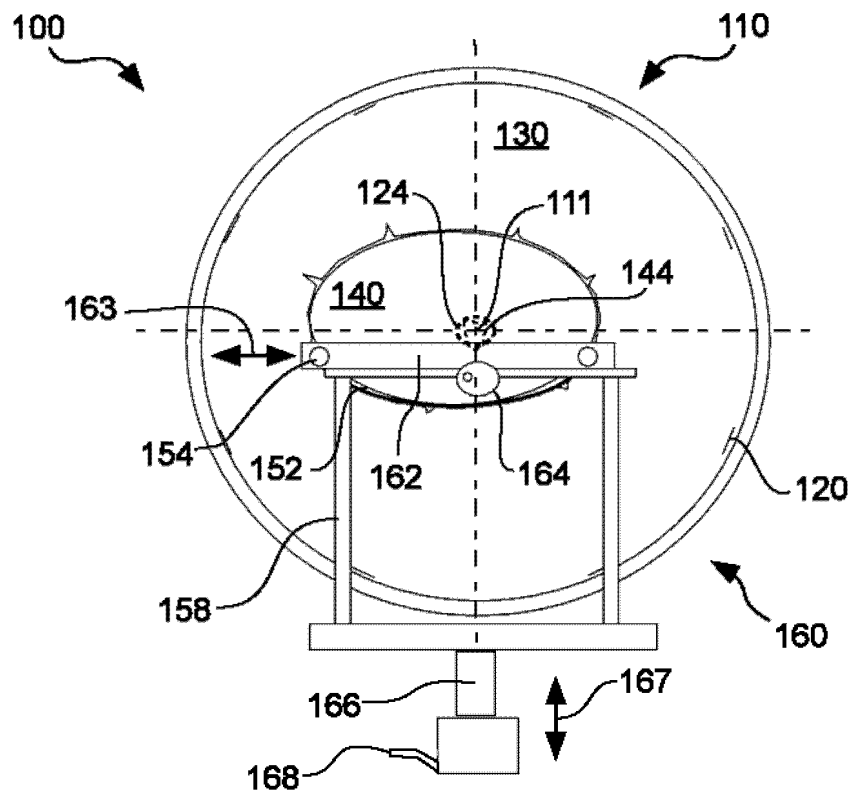


图5

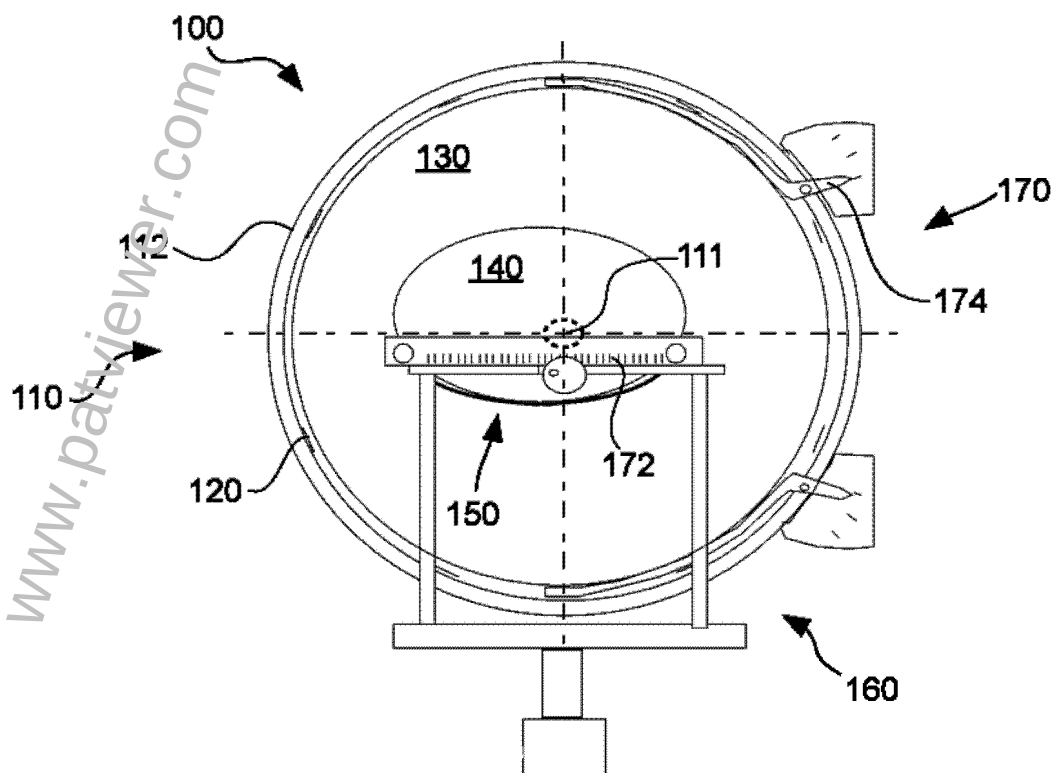


图6

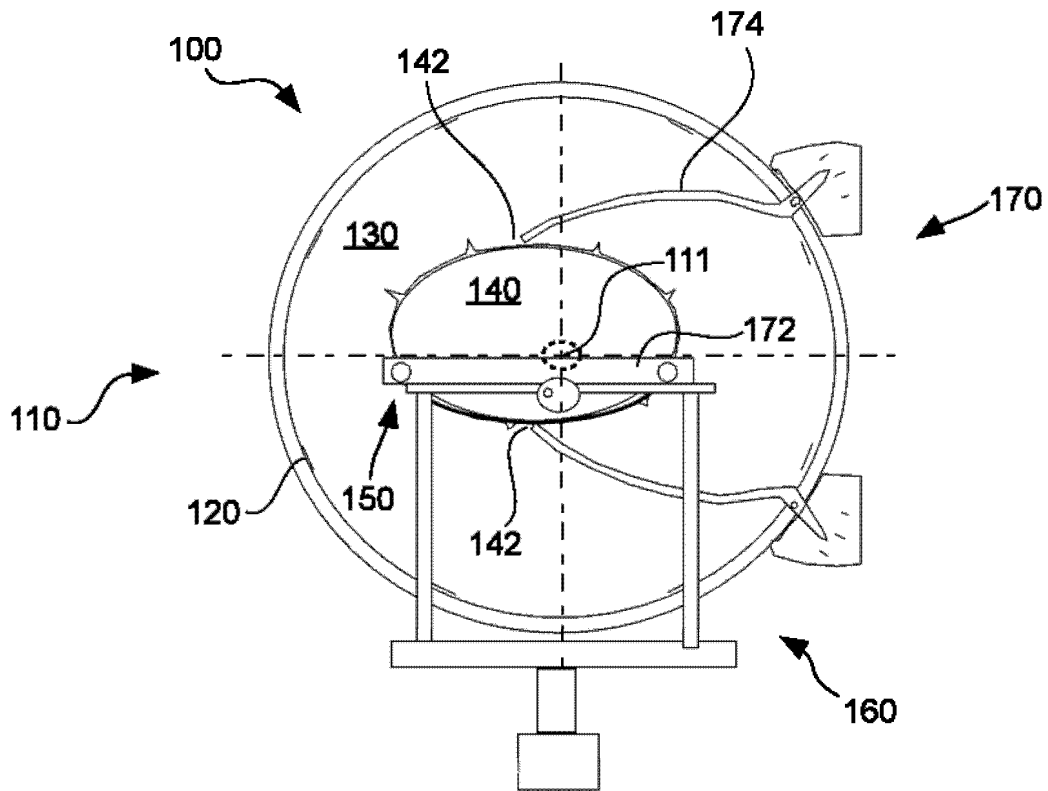


图7

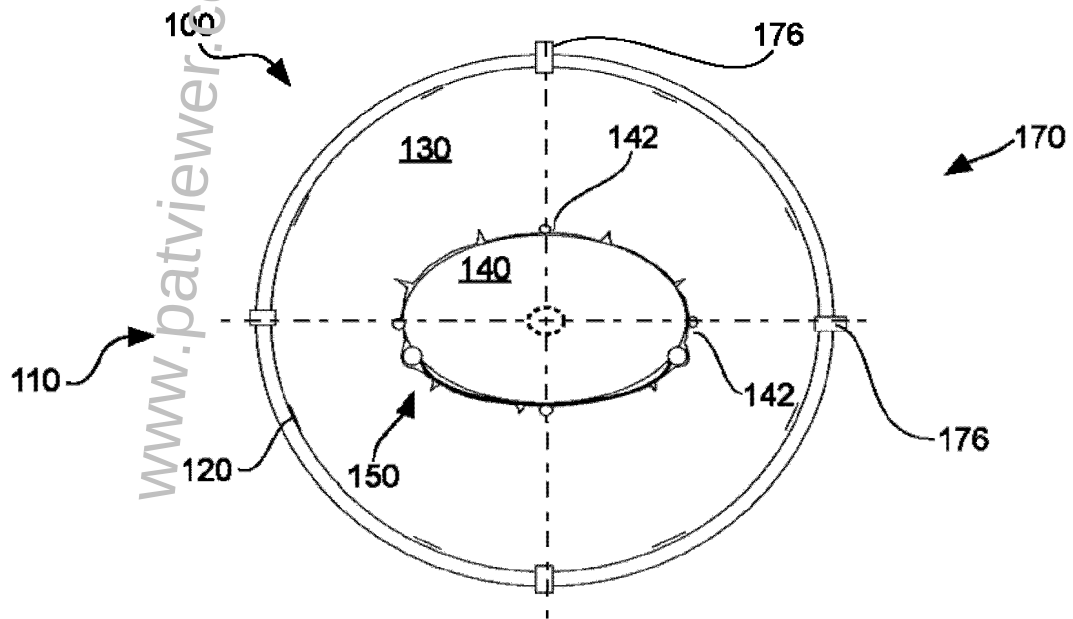


图8

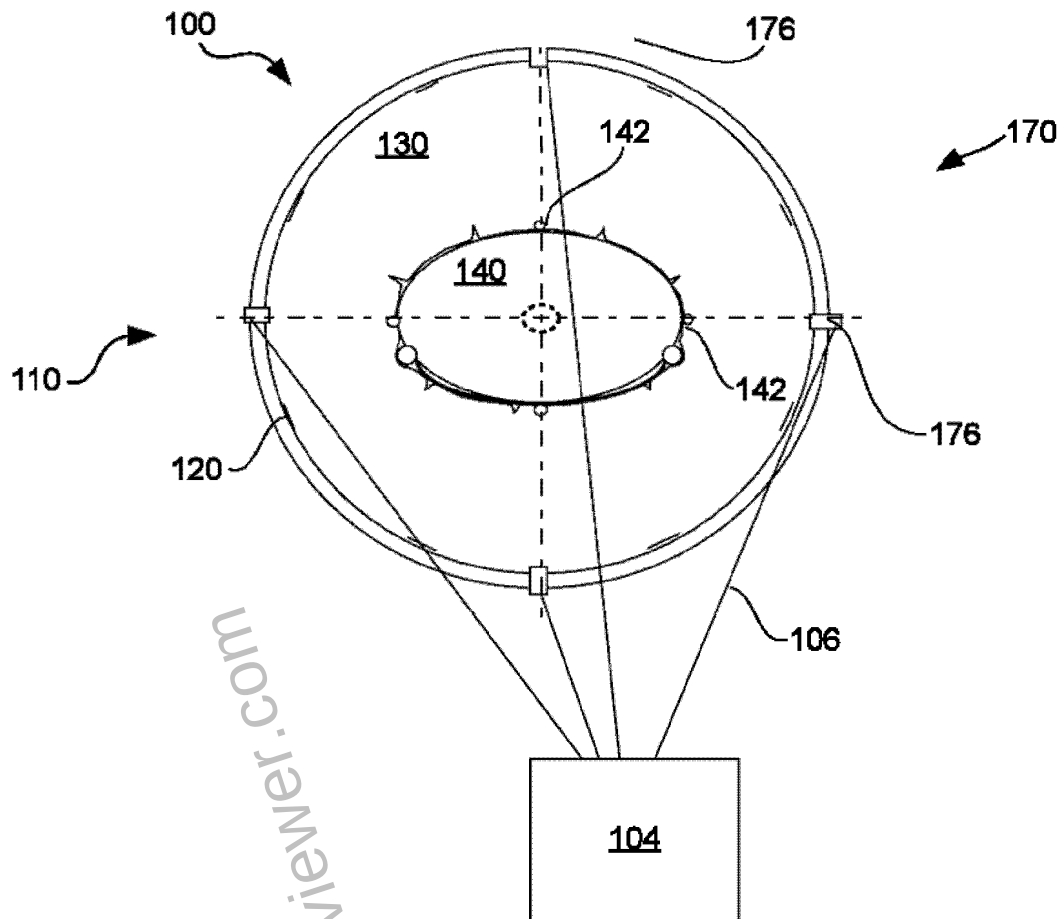


图9

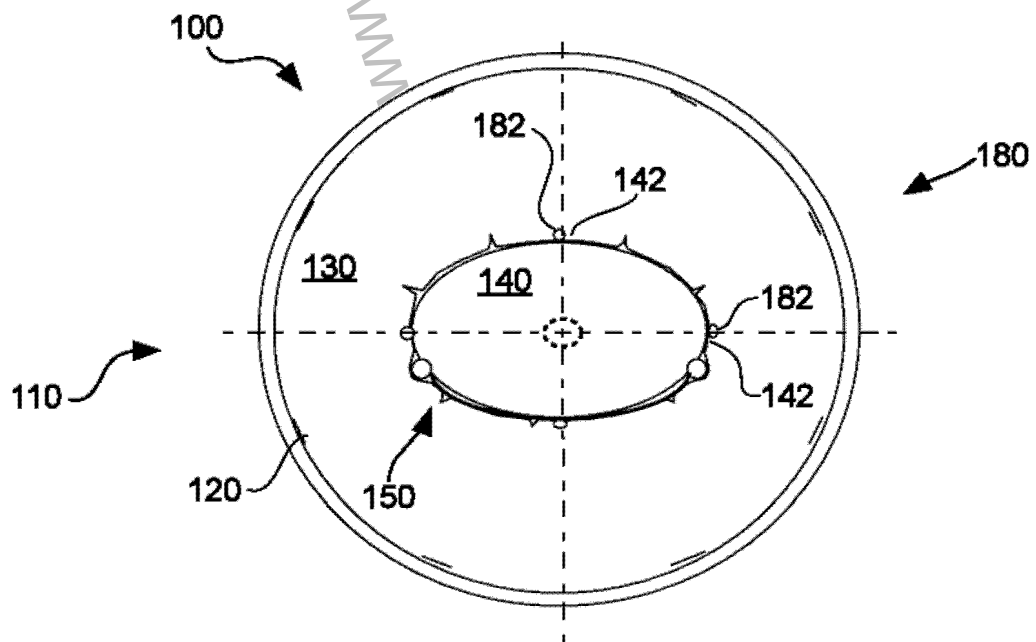


图10

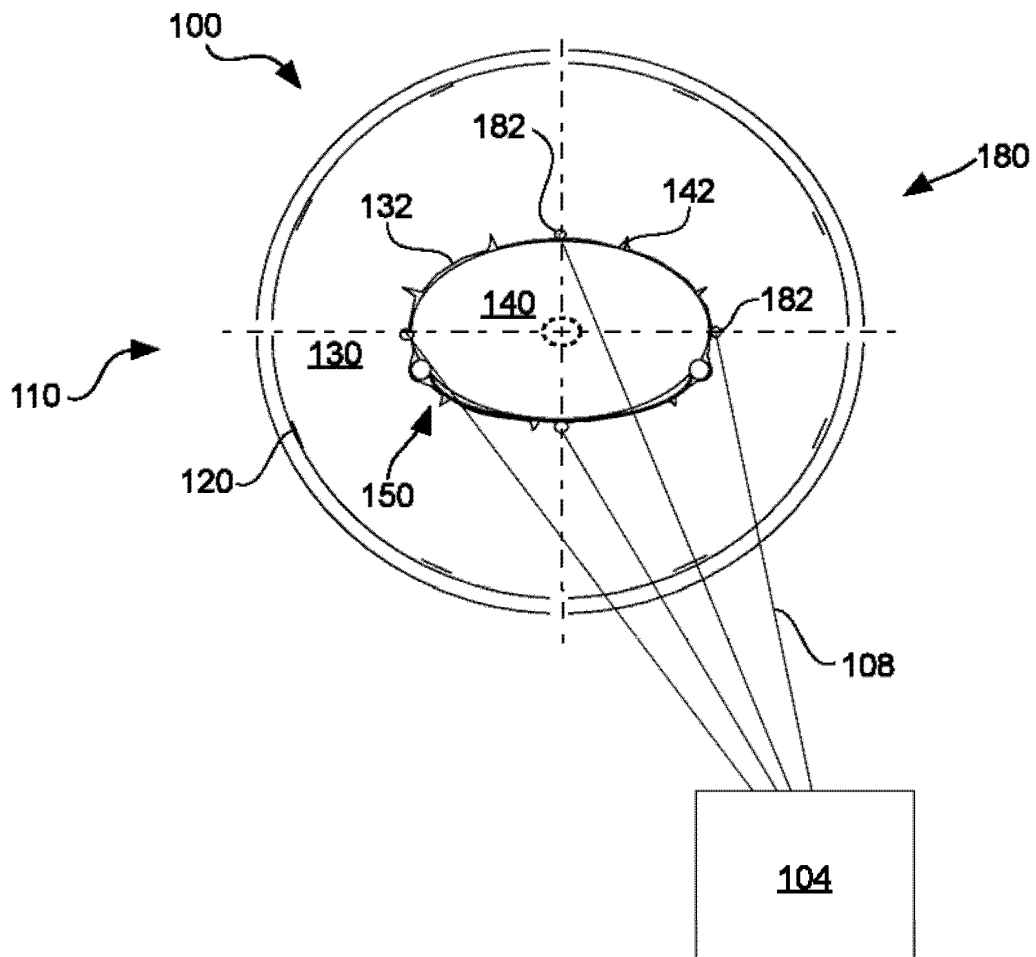


图11

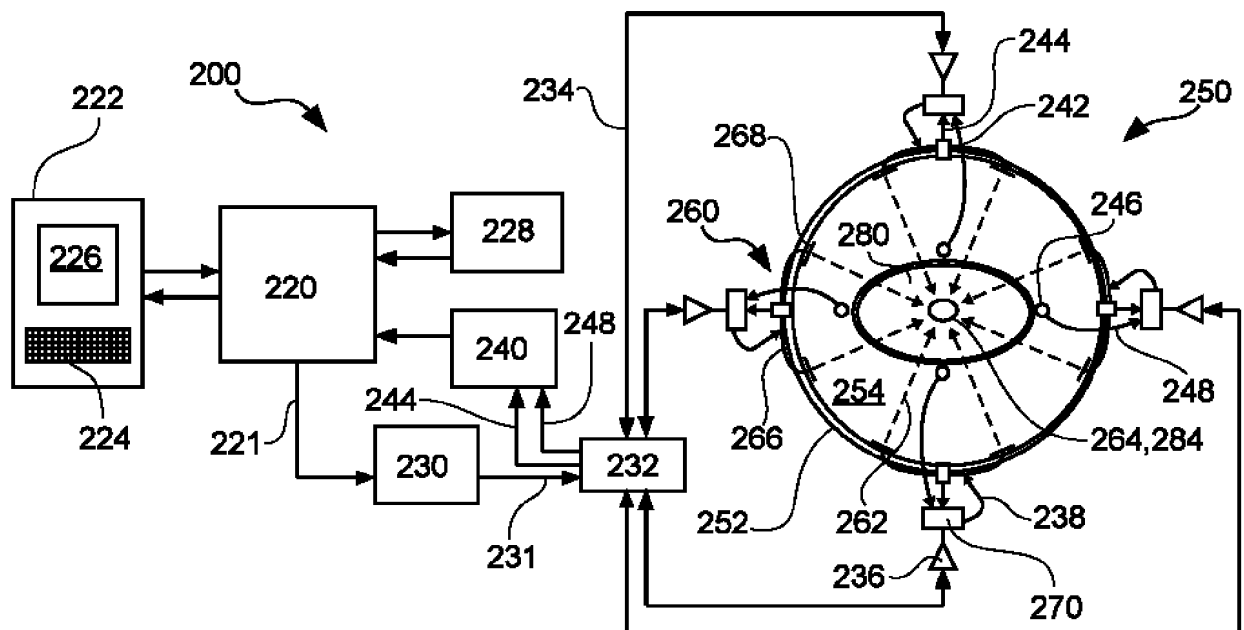


图12

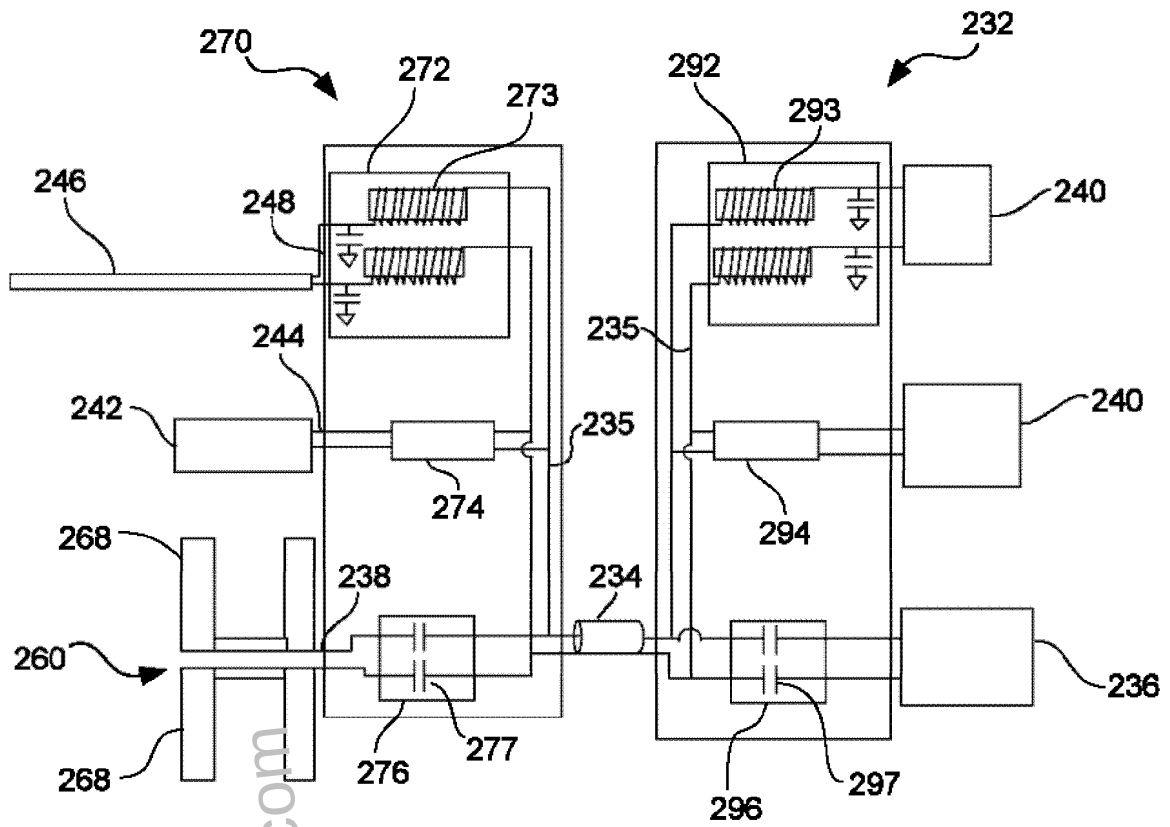


图13

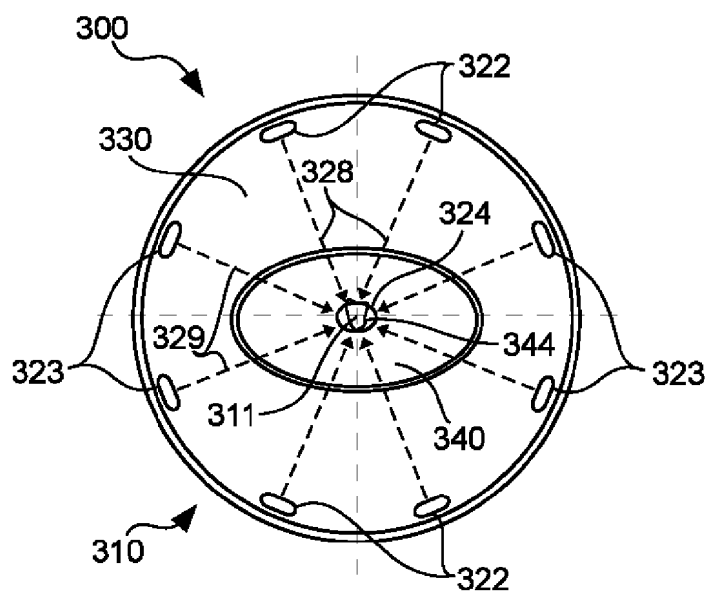


图 14

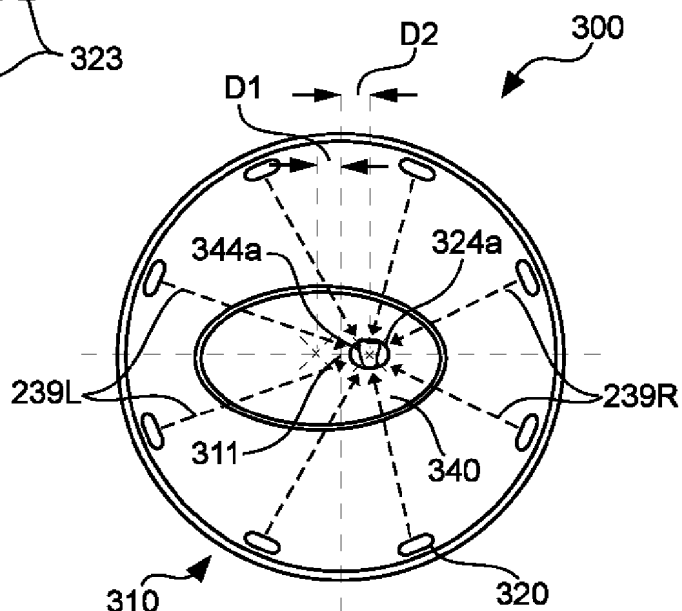


图 15A

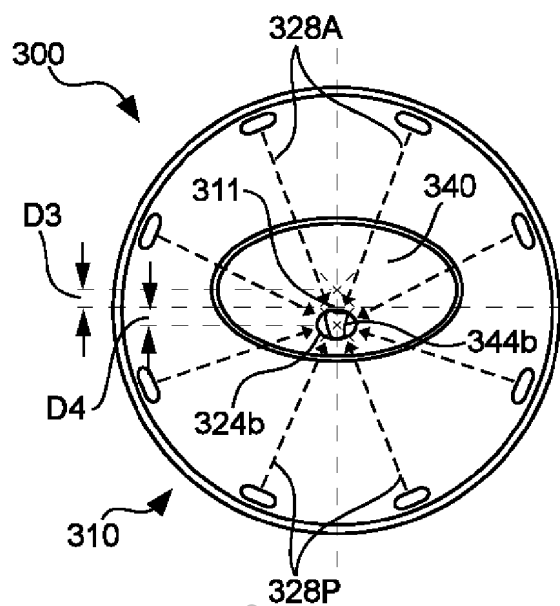


图 15B

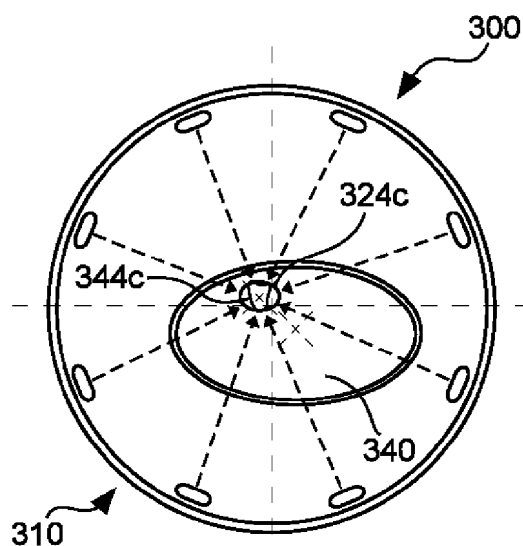


图 15C

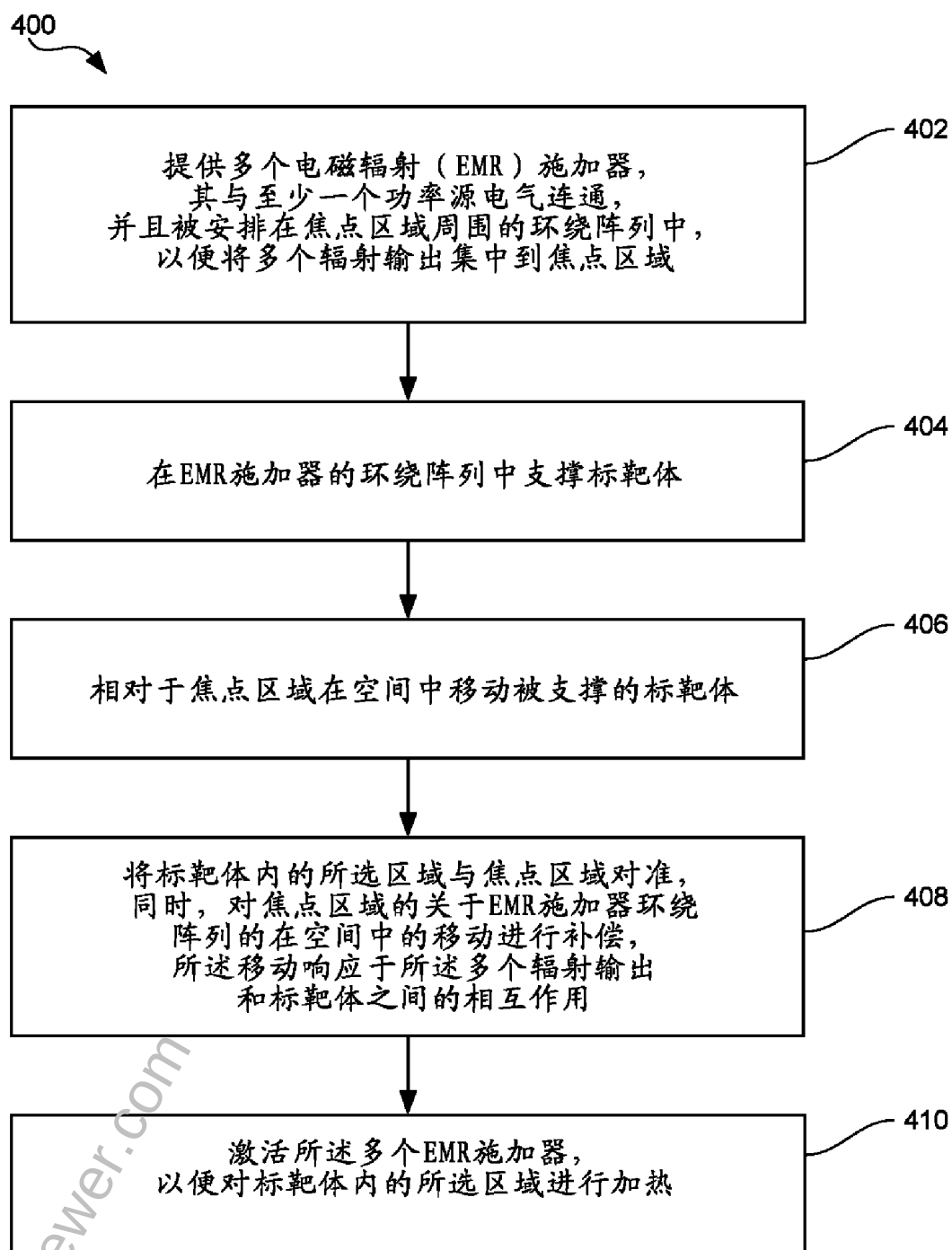


图16