



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102170936 B

(45) 授权公告日 2015.02.18

(21) 申请号 200980138868.5

(22) 申请日 2009.08.14

(30) 优先权数据

12/191,457 2008.08.14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.04.01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2009/053809 2009.08.14

(56) 对比文件

US 4453552 A, 1984.06.12,

US 5922013 A, 1999.07.13,

US 4453552 A, 1984.06.12,

US 4230129 A, 1980.10.28,

US 5922013 A, 1999.07.13,

US 6416532 B1, 2002.07.09, 全文.

US 2006/0190063 A1, 2006.08.24, 全文.

审查员 刘可

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/019840 EN 2010.02.18

(73) 专利权人 乔尔·法利克

地址 美国纽约

(72) 发明人 乔尔·法利克

(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 张涛

(51) Int. Cl.

A61N 5/02 (2006.01)

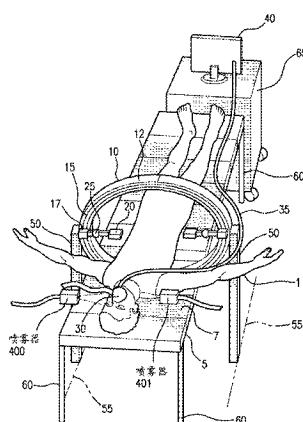
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

3D 微波系统和方法

(57) 摘要

一种医疗微波系统，包括：具有两个或更多可分开的段的支撑单元；位于支撑单元的两个分开的段之间的微波功率组件，该微波功率组件包括两个或更多微波功率供给装置；位置调节元件；以及中央处理单元。系统可还包括用于实时监测所治疗对象的呼出气体温度并对微波辐射作相应调节的温度传感器、以及用于在治疗过程中控制患者脑部温度的冷却装置。



1. 一种使用受控微波能量加热身体部位的系统,包括:

a) 支撑单元,该支撑单元适于支撑对象或对象的身体部位;

b) 微波功率组件,该微波功率组件适于接纳所述支撑单元上的所述对象或对象的身体部位,所述微波功率组件还适于相对于所述支撑单元在轴向方向上平移并包括两个或更多个微波功率供给装置,所述两个或更多个微波功率供给装置安装到支撑框架以互相独立地运动或者彼此联动地共同运动,所述两个或更多个微波功率供给装置中的每一个微波功率供给装置都能发射处于受控能量水平的微波频率能量的聚焦定向波;

c) 至少一个位置调节元件,该至少一个位置调节元件布置成相对于所述支撑单元上的所述对象或对象身体部位以机电方式定位所述微波功率组件和所述两个或更多个微波功率供给装置;和

d) 中央处理单元,该中央处理单元与所述位置调节元件以及所述两个或更多个微波功率供给装置电通信,所述中央处理单元适于控制所述微波功率组件和所述两个或更多个微波功率供给装置的定位,并且所述中央处理单元被布置为控制所述微波功率供给装置发射的微波频率能量的每个波的功率水平、波的焦点、波长、相位、波向和波形中的至少一项,

其中,所述微波功率组件还包括:

i) 环状支撑外壳;

ii) 位于所述环状支撑外壳内并适于相对于所述环状支撑外壳作周向运动的支撑圈;

iii) 位于所述支撑圈内并附装到所述支撑圈的轨道圈;以及

iv) 附装到所述轨道圈的两个或更多个微波天线,所述两个或更多个微波天线适于:

(A) 通过沿所述轨道圈平移而彼此独立地作周向运动或者 (B) 通过所述支撑圈相对于所述环状支撑外壳的旋转而联动式地运动。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述环状支撑外壳在每侧都由直立构件支撑,所述直立构件适于沿相对于所述环状支撑外壳在轴向方向上位于所述环状支撑外壳下方的轨道作平移运动。

3. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述两个或更多个微波天线中的每一个微波天线都联接到伺服电机,所述伺服电机适于使所述两个或更多个微波天线中的每一个微波天线沿所述轨道圈独立地或联动式地作径向或周向运动。

4. 一种使用受控微波能量加热身体部位的系统,包括:

a) 支撑单元,该支撑单元适于支撑对象或对象的身体部位;

b) 微波功率组件,该微波功率组件适于接纳所述支撑单元上的所述对象或对象的身体部位,所述微波功率组件还适于相对于所述支撑单元在轴向方向上平移并包括两个或更多个微波功率供给装置,所述两个或更多个微波功率供给装置安装到支撑框架,以互相独立地运动或者彼此联动地共同运动,所述两个或更多个微波功率供给装置中的每一个微波功率供给装置都能发射处于受控能量水平的微波频率能量的聚焦定向波;

c) 至少一个位置调节元件,该至少一个位置调节元件布置成相对于所述支撑单元上的对象或对象身体部位以机电方式定位所述微波功率组件和所述两个或更多个微波功率供给装置;

d) 中央处理单元,该中央处理单元与所述位置调节元件以及所述两个或更多个微波功率供给装置电通信,所述中央处理单元适于控制所述微波功率组件和所述两个或更多个微

波功率供给装置的定位，并且所述中央处理单元被布置为控制所述微波功率供给装置发射的微波频率能量的每个波的功率水平、波的焦点、波长、相位、波向和波形中的至少一项，

其中，所述支撑框架限定了至少部分为环状的轨道，所述两个或更多个微波功率供给装置安装到所述支撑框架，以沿所述轨道作独立的或共同的周向运动，和 / 或相对于所述轨道作独立的或共同的径向运动。

5. 如权利要求 4 所述的系统，其中所述微波功率组件包括：

i) 环状支撑框架或外壳；以及

ii) 轨道圈，该轨道圈至少间接地安装到所述环状支撑框架或外壳，以相对于所述环状支撑框架或外壳作周向运动，

iii) 所述两个或更多微波功率供给装置附装到所述轨道圈，以便 (1) 通过沿所述轨道圈平移而彼此独立地作周向运动或者 (2) 通过所述轨道圈相对于所述环状支撑框架或外壳的旋转而联动式地运动。

6. 如权利要求 4 所述的系统，其中所述微波功率组件能沿所述支撑单元的轴线平移。

3D 微波系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本发明基于 2008 年 8 月 14 日提交的美国专利申请序列第 12/191,457 号要求优先权，通过引用将该申请全部结合于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及在治疗各种医学病症中有效的治疗微波系统和方法。

背景技术

[0004] 在各种情况下，可能需要对对象的身体部位在相对较快但可控的基础上进行升温或加热，以获得预定程度的升温。虽然为此目的，有各种方法和方式可采用，但就其达到的升温或加热程度而言，这些方法和方式常常较慢、无效或不容易控制。而且，难以相对于其他身体部位将定位的应用和效果控制到所选择的区域。某些诸如 X 射线的其他介质很难约束且对操作者和患者可能有害。此外，许多能提供身体加热的可能方法和介质不易于在容易可控的基础上加热对象的全部或基本全部身体。

[0005] 美国专利第 5922013 号中公开的微波身体加热系统使用微波能量的两个或更多的聚焦波。扇形波或横向扫描波指向对象身体的窄横向区域。该横向扫描波或扇形波以受控的依次递增方式沿身体向下纵向运动。以预定的或监测的方式控制扫描时间、方式和辐射功率水平以达到将整个身体或局部区域加热到所希望水平的目的。由可变地定位的微波功率组件中的两个或更多的磁控管类型的装置提供微波频率能量，该微波功率组件在机械臂电机的控制下纵向扫描。因而，将美国专利第 5922013 号的全部内容通过引用结合于此。

[0006] 医疗用的现代微波系统是基于用于产生微波能量的磁控管元件。磁控管是产生相干微波的高能真空管。磁控管通过设置多个绕一个中央腔体排列的多个共振腔体来工作，该多个共振腔体用于在中央腔体中引起共振场，该共振场可引入波导中以供输送和使用。默认地，从磁控管发射的波形大致上是正弦曲线。研究人员实验了各种频率以杀死微生物。参见例如 http://www.rifevidels.com/pdf/a_history_of_rife's_instruments_and_frequencies.pdf。Dr. Royal Raymond Rife 和其他人的工作显示，具有方波的声频可具有医疗效果。

[0007] 尽管有在美国专利第 5922013 号中描述的治疗的进步，但仍需要以无害方式最优地应用微波治疗的系统和方法。这在诸如结核和肺癌的疾病的治疗中显得尤其迫切，其中所治疗的肺细胞对温度敏感，已证实肺细胞尤其易于受到微波加热的伤害。

发明内容

[0008] 在一个实施例中，本发明提供了使用受控微波能量加热身体部位的系统。该系统包括支撑单元，该支撑单元可由两个或更多可分开的段构成且适于支撑对象或对象的身体部位。微波功率组件适于接纳对象或对象身体部位，并可以放置在支撑单元的两个分开的段之间。微波功率组件适于相对于被分段的支撑单元在轴向方向上平移（例如，通过附装

至直立且轨道安装的支撑件)并包括两个或更多微波功率供给装置,该两个或更多微波功率供给装置可运动地安装到支撑框架(例如环形支撑框架)并适于彼此独立地或联动式地作径向、周向和/或平移运动。每个微波功率供给装置都能以可控功率水平发射微波频率能量的聚焦定向波。

[0009] 设置诸如机械臂的位置调节元件,以便以机电方式定位微波功率组件和两个或更多微波功率供给装置。如以下所述,在某些实施例中,两个或更多微波功率供给装置包括可彼此独立地或联动式地(共同地)作径向、周向和/或平移运动的天线。

[0010] 与位置调节元件以及两个或更多微波功率供给装置进行电通信的中央处理单元控制微波功率组件和两个或更多微波功率供给装置的定位,还控制两个或更多微波功率供给装置发射的各微波频率能量波的功率水平、波的焦点、波长、相位、波向和波形中的至少一项。

[0011] 在另一优选实施例中,两个或更多微波功率供给装置产生方波微波。

[0012] 在另一优选实施例中,本发明的前述系统包括检测对象呼出气体的温度并基于呼出气体温度调至辐射的装置。检测对象呼出气体的温度的装置可包括麻醉对象的装置。

[0013] 在又一优选实施例中,本发明提供了实时测量肺部温度的非侵害性的机制。一般地,该实施例包括测量外流的呼出气体的温度并按照该温度和其它测量结果得到内部肺温度。

[0014] 在其他实施例中,本发明提供了使用前述系统的治疗方法。

[0015] 通过在治疗过程中方便优化对象定向和布置、改进微波的瞄准以及允许在治疗过程中对对象的肺部温度的实时监测,本发明改进了已知的微波治疗,并证实对治疗结核和肺肿瘤等病症尤其有用。具体地,本发明的系统和方法实现了对治疗对象的皮肤的更深的微波穿透。通过使微波功率供给装置相对于患者皮肤表面移动,避免了在任何一点停留过长时间,从而避免了皮肤烧伤。此外,本发明的机械系统使得在改变接受辐射的皮肤区域的同时能连续瞄准身体的一个内部部位。

[0016] 在本发明的下述详细说明中解释本发明的以上以及其他方面。

附图说明

[0017] 图1是本发明的系统的一个实施例以及在使用该系统进行治疗的一个阶段中对象的定位的示意透视图。

[0018] 图2是本发明的系统的一个实施例以及在使用该系统进行治疗的一个阶段中对象的侧向定位的示意透视图。

[0019] 图3是本发明的系统的一个实施例以及在使用该系统进行治疗的一个阶段中对象的定位的示意平面图。

[0020] 图4是本发明的系统中使用的微波功率组件的一个实施例的示意正视图。

[0021] 图5是本发明的系统中使用的微波功率组件的一个实施例的分解透视图。

[0022] 图6是用于检测对象呼出气体温度的装置的示意性侧视图,该装置能用于本发明的系统的一个实施例中。

[0023] 图7是喷雾器400和401的示意性平面图,该喷雾器用于喷洒在室温下处于或接近于气体状态的诸如液氮的流体。

具体实施方式

[0024] 以下说明本发明的可选的优选实施例。这些实施例仅为示例，由权利要求所限定的本发明绝不限于所示出的特定例子。例如，某些优选实施例是与利用具体紧固件、传感器和管道的实现方式相关地进行描述的，但应注意，下述公开旨在使本领域技术人员能将所阐明的教导应用于其他可通常获得的硬件和电子设备。任何特定实施例的具体特征都不应该理解为限制请求保护的范围。

[0025] 如图 1 所示，将对象 1 面朝上地放置在支撑单元 5 上，该支撑单元包括多个可分开的段 7 且由支腿 60 支撑。段 7 彼此分离，并可有选择性地移除和替换，以提供可重定位的开口，该开口用于在所希望的轴向（从头部至脚部）位置处接纳可平移运动的微波功率组件 10 的底部。微波功率组件 10 设置在支撑单元 5 的两个分开的段之间。如上所述，微波功率组件 10 相对于支撑单元 5 是可轴向平移的，并可通过移除和替换适当的段 7 和将微波功率组件 10 移动至所希望的轴向位置而相对于支撑单元重定位。微波功率组件 10 适于接纳对象 1。微波功率组件 10 包括环状支撑框架或外壳 12 和微波功率供给装置或源 20（例如带有天线的磁控管，不单独标示），这些微波功率供给装置经由相应的可移动联结器 17 和机械臂 25 附装到支撑圈 15，并且适于彼此独立或联动地（共同地）地相对于支撑框架或外壳 12 沿径向和 / 或沿周向运动，且可与其一起平移。从而，受中央处理单元 40（下面将进一步说明）的控制，支撑圈 15 允许微波功率供给装置 20 在径向方向相对于支撑外壳 12 彼此独立地运动，也可彼此之间没有相对运动而作为一个单元运动。

[0026] 两个或更多的微波功率供给装置 20 中的每个都能以可控的功率水平发射微波频率能量的聚焦定向波 (focused directional wave)。微波功率供给装置 20 可通过机械臂 25 定位，例如，其可以伸出和缩回以改变其距离中心的径向位置（距离治疗点的距离）。两个或更多的微波功率供给装置 20 发射抵消 / 加强波图案，并允许微波能量聚焦在面、线、点或体积上。

[0027] 定位对象 1 使得其头部在微波功率组件 10 的轴向运动范围之外，以避免对头部的有害辐射。两个或更多的微波功率供给装置 20 通过联接器 17 安装在支撑圈 15 面向头部的一侧上。这使得在将微波功率组件 10 定位在朝向头部最近的位置时支撑圈 15 仍然位于远低于头部的位置，为使用呼吸端口元件（即，呼吸面具）30 提供充裕空间。在治疗过程中，通过支撑圈 15 实施径向运动和 / 或通过机械臂 25 实施朝向或远离患者的运动，以便使移动中的微波能量的施加点相对于患者皮肤表面保持一定距离以杜绝皮肤烧伤。

[0028] 微波功率组件 10 适于通过固定于支撑件 50（图 1 和图 4）而相对于支撑单元 5 在轴向方向上平移，该支撑件与轨道 55 接合并适于沿该轨道平移。在微波功率组件 10 相对于支撑单元 5 在轴向方向上平移之前，必须移动对象 1 并移除、重定位和替换适当的段 7。

[0029] 将中央处理单元 40 支撑在台 65 上，该中央处理单元和微波功率供给装置或源 20、机械臂 25 和联结件 17 电通信，适于通过使机械臂 25 重定位来控制微波功率组件 10 和两个或更多微波功率供给装置 20 的定位，并且该中央处理单元被设置为控制由微波功率供给装置 20 发射的微波频率能量的功率水平、波的焦点、波长、频率、相位、波向和波形中的至少一项。中央处理单元 40 包括存储器单元、键盘单元和显示单元以及本领域技术人员能适当设置的附加计算机部件和程序。

[0030] 如以下在对图 6 和图 7 的说明中更全面的解释,呼吸端口元件(例如,呼吸面具)30 可包括检测对象 1 呼出气体的温度的装置。该检测对象 1 呼出气体的温度的装置通过线 35 和中央处理单元 40 电通信,以便基于对象 1 的呼出气体的温度来协调并控制微波发射。

[0031] 图 1 中的喷雾器 400 和 401 每个都产生冷却剂的细雾以使患者的头部快速而受控地冷却,以下将进一步解释。

[0032] 图 2 示出和图 1 所示相同的系统实施例,除图 2 中对象 1 是侧躺着的。替代地,对象 1 仍可保持仰卧,并可以旋转源 20 以达到同样的效果。

[0033] 图 3 是图 1 中所描绘的系统的平面图。

[0034] 图 4 是图 1 中所描绘的微波功率组件 10 的侧视图。

[0035] 图 5 是图 1、2 和 4 中所描绘的微波功率组件 10 的实施例的分解透视图。在图 5 中,两个微波天线 A(对应于图 1、2 和 4 中的微波功率供给装置 20)可通过机械链接件 300(对应于图 1、2 和 4 中的机械臂 25)附装到轨道圈 B。天线 A 每个都具有伺服电机 325 以使天线能够彼此独立地沿轨道圈 B 作周向运动。伺服电机 325 通过联结件 17(未示出)连接至轨道圈 B。轨道圈 B 刚性地安装到周向对准的支撑圈 C。图 1、2 和 4 中的支撑圈 15 是轨道圈 B 的一部分。支撑圈 C 以可相对环状支撑外壳 D 周向运动的方式安装,该环状支撑外壳对应于图 1-4 中的环状支撑框架或外壳 12。环状支撑外壳 D 被固定地附装到两侧直立支撑构件 305,该两侧直立支撑构件对应于图 1、2 和 4 中的支撑件 50。当支撑圈 C 相对于环状支撑外壳 D 旋转时,轨道圈 B 随支撑圈 C 运动,使得微波天线 A 联动地旋转。因而,微波天线 A 可(通过在伺服电机 325 的作用下沿轨道圈 B 平移)彼此独立地做周向运动,或者(通过支撑圈 C 相对于环状支撑外壳 D 的旋转)联动地运动。而且,机械链接件 300 能进一步定位天线 A,尤其是在径向(朝向或远离治疗对象,并可选择地以相对于对象的多个角度)。

[0036] 可在本发明的系统中使用任意多个微波功率供给装置(例如图 5 中所描绘的天线 A)。可以控制微波功率供给装置的位置、波长控制的波抵消和加强以及这些变量的优化以影响瞄准和范围,如美国专利第 5922013 所示的。术语“微波”通常参照 1 至 100 厘米波长来定义。本发明的系统中通常使用的微波功率供给装置 20(或 A)包括横向直线阵列的磁控管或其他具有合适的自带控制电路的部件。

[0037] 在针对给定体重或者感知能量吸收和体温而预定的能量输入要求的基础上,在一个或更多的完整扫描的连续相继的过程中,对象身体的较小增量的部分可以被依次加热到足以杀死诸如细菌或病毒的传染源或诸如肿瘤的不期望肿块的温度,从而能在完成所希望的加热后立即进行冷却,以避免永久或暂时性的身体伤害。然而,应注意,在治疗致命病情时,鉴于可能获得的总体效果,所涉及对象可接受某种程度的局部身体损害或伤害。

[0038] 在一个实施例中,本发明的系统和方法使用以方波形式产生或输送的微波。方波是通过改变磁控管中腔的尺寸和间距而产生的。使用方波微波应该增强治疗感染和不健康细胞的效果。使用方波可以改进医疗效果,减少对象过热并使冷却对象的必要性最小化。

[0039] 在本发明其他实施例中,使用标准磁控管来产生微波,但是修改微波的波形。在本发明的又一实施例中,单独使用三角波和脉冲,或者结合方波或正弦波使用。

[0040] 在治疗过程中,脑部的温度必须保持在安全水平。就这点而言,美国专利第

6416532 号所说明的设备和方法以及其他合适的技术可和本发明的系统和方法一起使用以确保安全的治疗。因而，通过引用将美国专利第 6416532 号全部公开内容结合于此。美国专利第 6416532 号所说明的设备和方法利用冷却剂的细雾的直接冲击以实现患者脑部迅速且受控的冷却。如图 1 所示，喷雾器 400 和 401 每个都产生冷却剂的细雾以使患者的脑部实现快速且受控的冷却。这可以与美国专利第 6416532 号所说明的设备和方法一致。这种对脑部的迅速且受控的冷却用于将脑部保持在低于 108° F 的安全温度下。对脑部的迅速且受控的冷却也可用来在不用药的情况下引起脑降温和失去意识。在不同于美国专利第 6416532 号的教导的优选实施例中，使用在室温处或接近室温时处于气体状态的流体（优选是液氮，但也可能是二氧化碳和酒精等流体）作为冷却剂，将其从喷雾器 400 成细雾喷出，如图 7 所示。在图 7 中，冷却流体从储存装置（未示出）经过导管 702 输送至喷雾器尖端 703，该喷雾器尖端将冷却流体的雾 711 发射至与患者 720 的颈部 704 上的颈动脉邻近的目标皮肤块 705 上。为防冻伤，可对皮肤冷却区域涂抹护肤膏（例如在北极探险中所使用的）。使用液氮使得不需要如美国专利第 6416532 号所说明的收集装置，因为液氮很快蒸发了。使用液氮还使得不必使用泵，因为液氮的蒸汽压足够驱动喷雾器 400 产生所期望的冷却雾。

[0041] 一般而言，人体细胞在 110° F 左右开始死亡。能在更低的温度（例如癌细胞 107° F，结核细胞 108° F）杀死受感染的细胞和肿瘤。因此，在治疗诸如结核和肺肿瘤的病症时，能监测内部肺的温度就是很重要的，如同以下所说明的本发明的实施例。

[0042] 如图 6 中所示，热电偶装置 200 位于呼吸端口元件（例如，呼吸面具）30 内，在该元件处对象进行呼气。呼出气体的温度由热电偶装置 200 测量，并以电子编码形式传送至中央处理单元 40（图 1），该中央处理单元又推断出内部肺的温度并相应地调节微波功率供给装置（未示出）的功率水平。呼出气体的温度比内部肺的温度低一定的量，可以基于前者在可接受的误差范围内计算后者。此外，在治疗前，可通过测量患者呼吸环境空气时呼出气体的温度和 / 或测量患者呼吸所给予的已知升高温度的气体时呼出气体的稳定温度来进行标准校准。如果必要，还可通过呼吸端口元件（即，呼吸面具）30 施用麻醉剂。

[0043] 可选地，温度和其他测量结果可以相对于时间以数字形式存储，以便保留相关测量的时间线。

[0044] 用于校准或标准化的其他输入可包括环境（或供给）气温和 / 或湿度、大气压、空气流速以及患者的尺寸、重量和 / 或肺活量。

[0045] 可选地，在测量和医疗过程中可使用鼻夹来迫使嘴呼吸。

[0046] 内部肺温度可以通过所测量的呼出气体的温度来大致估计。这可在任何时间通过温度传感 120 测量，但优选是在对象呼气时测量，如方向传感器 115（或其他装置，例如胸带）所示。

[0047] 一般地，实际内部肺温度高于在传感器 120 处测量的温度。在正常环境温度（20–25°C）下，吸入的气体通常不会加热至实际内部肺温度。此外，如果正在加热肺，呼出气体有可能会在从呼吸道出来时降低温度。由于表面导热以及与非呼出气体的混合，在测量设备中可能会发生进一步冷却。这种差别将是至少下述参数的函数：呼吸速率（呼吸越慢的趋向于具有越高的呼出气体温度）、呼吸量（越深的呼吸趋向于具有越高的呼出气体温度）、环境温度、湿度、大气压、对象的尺寸、体重和 / 或肺活量。

[0048] 本发明不局限于使用于人，也可对动物使用。

[0049] 如果必要，上述因素的效果也可通过进一步实验来改进。

[0050] 显然，此处说明的实施例达到了本发明的所述目的。详细说明了当前优选实施例，对本领域技术人员而言，显然可通过其他装置、系统和方法来实现本发明的构造而不偏离本发明的范围和精神，如在以下权利要求中所定义的。

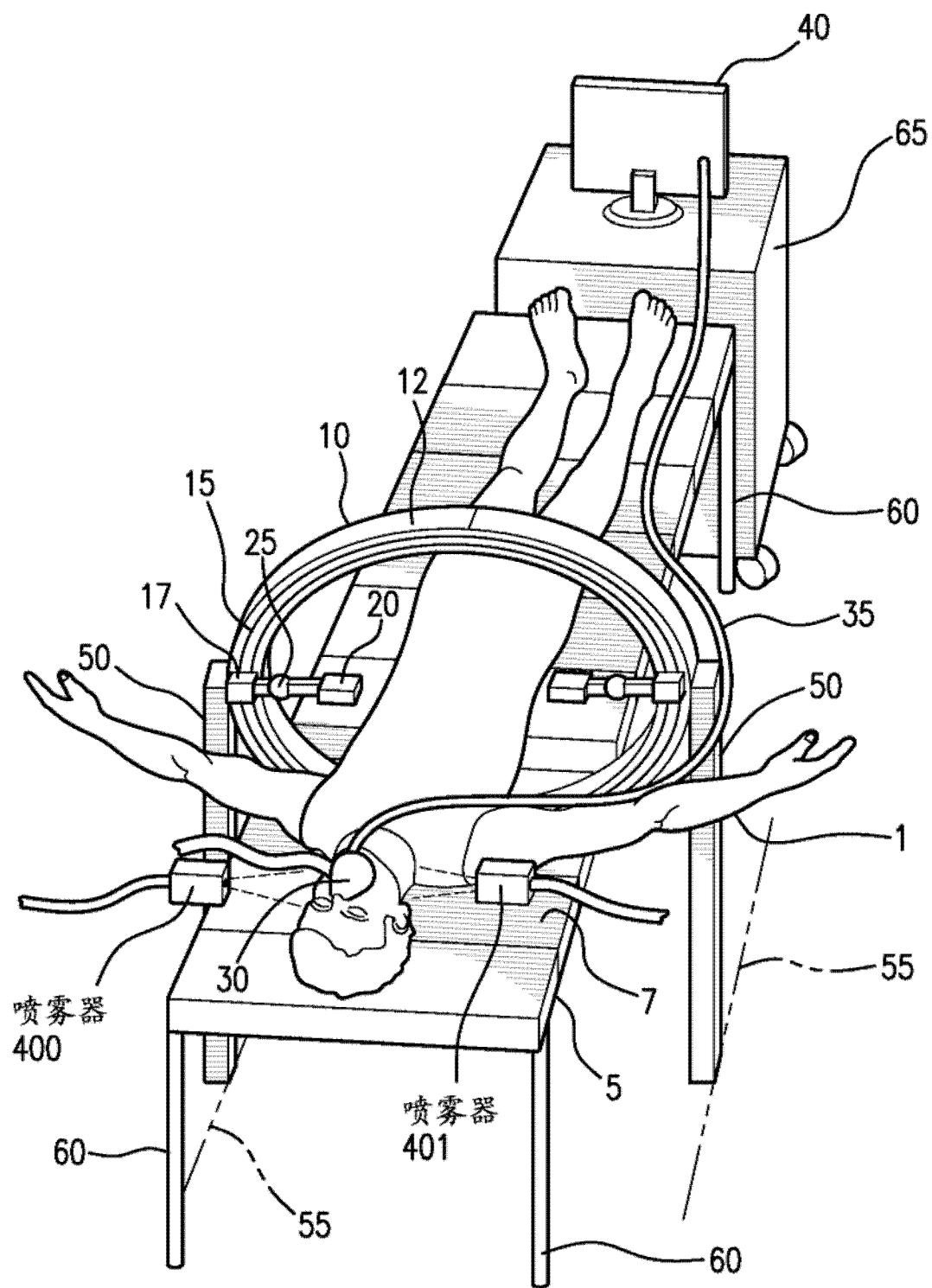


图 1

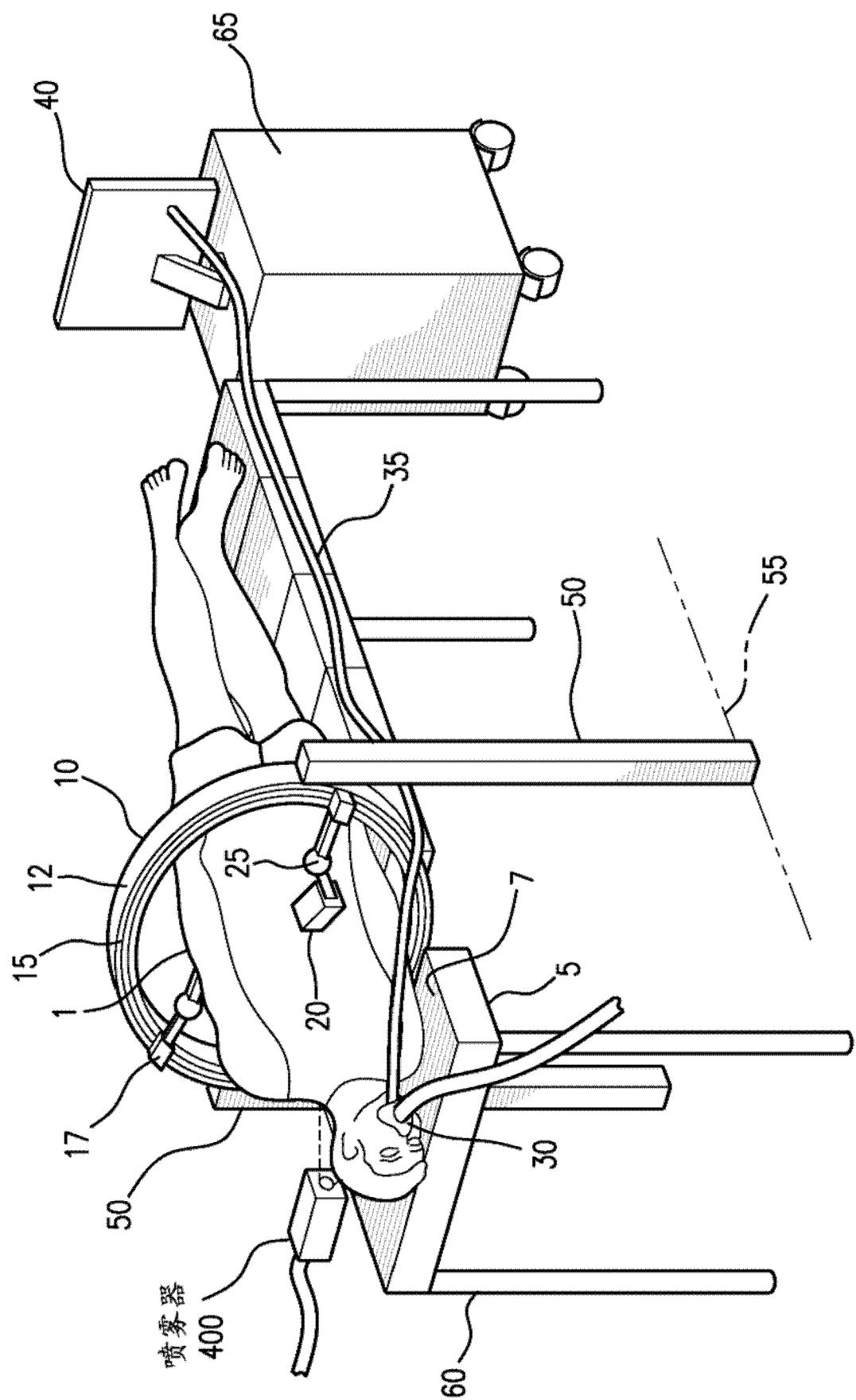


图 2

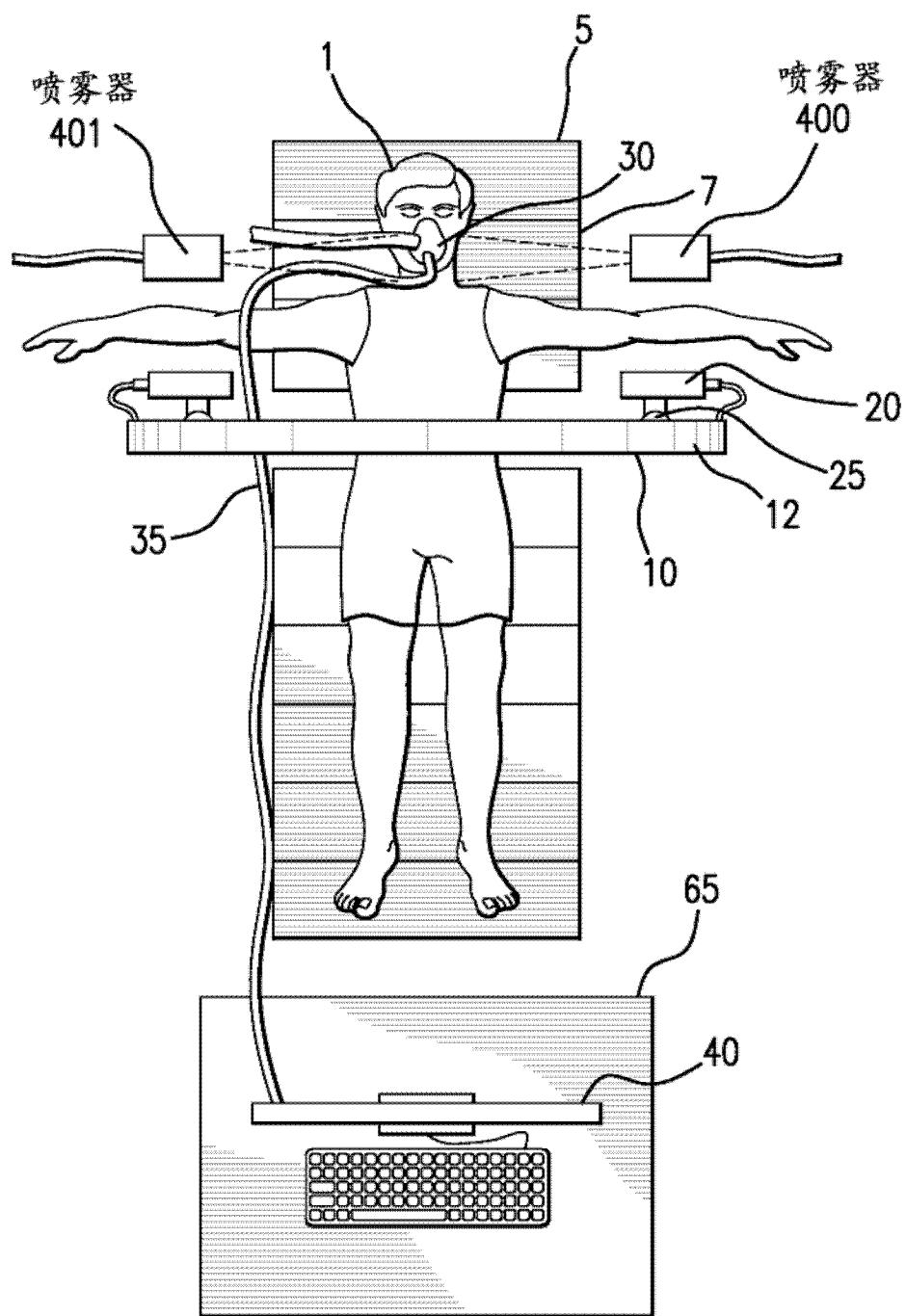


图 3

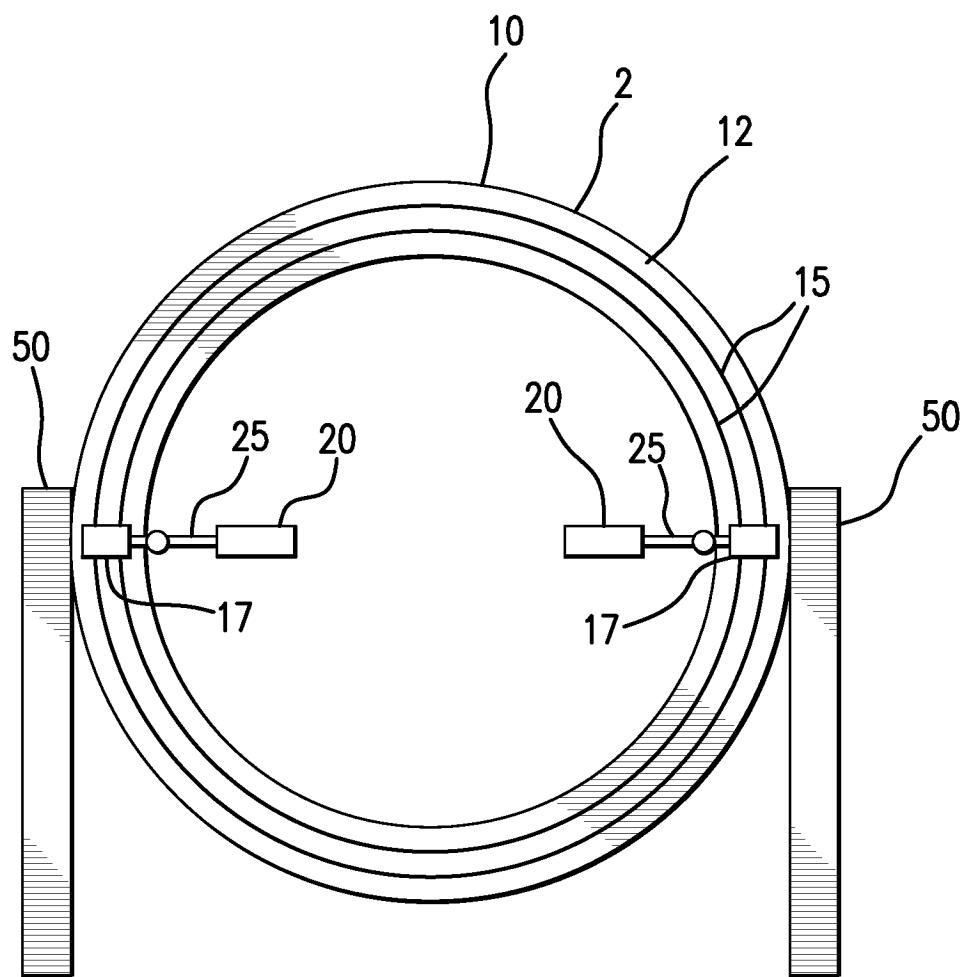


图 4

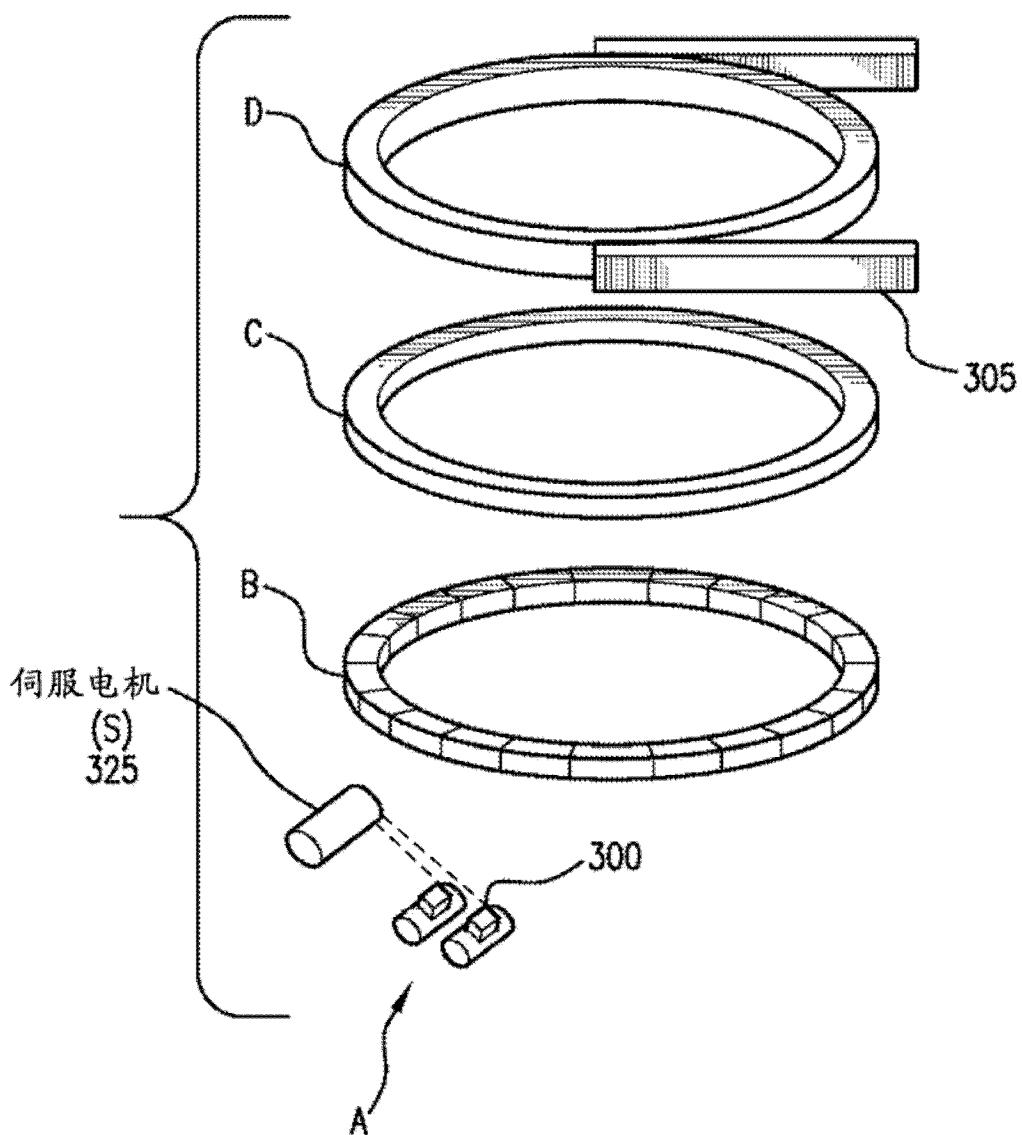


图 5

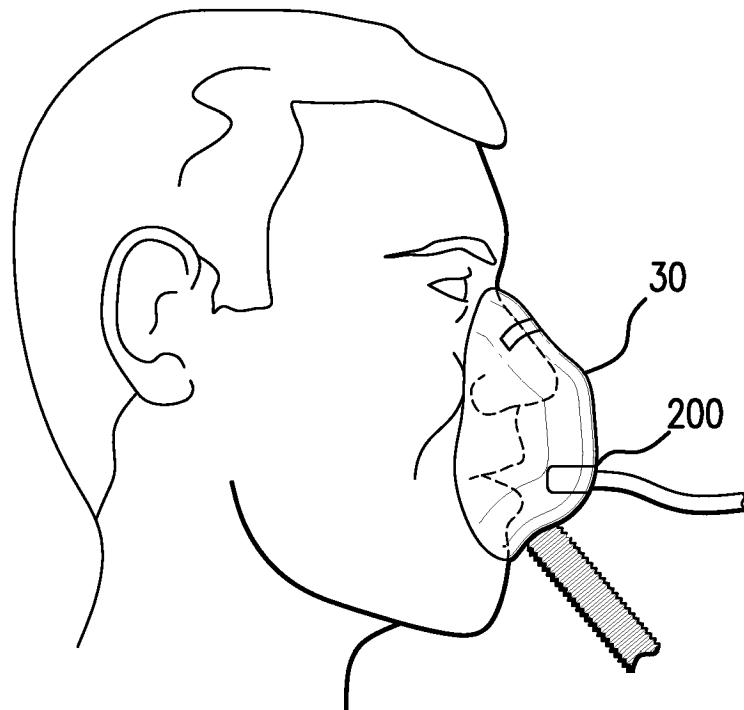


图 6

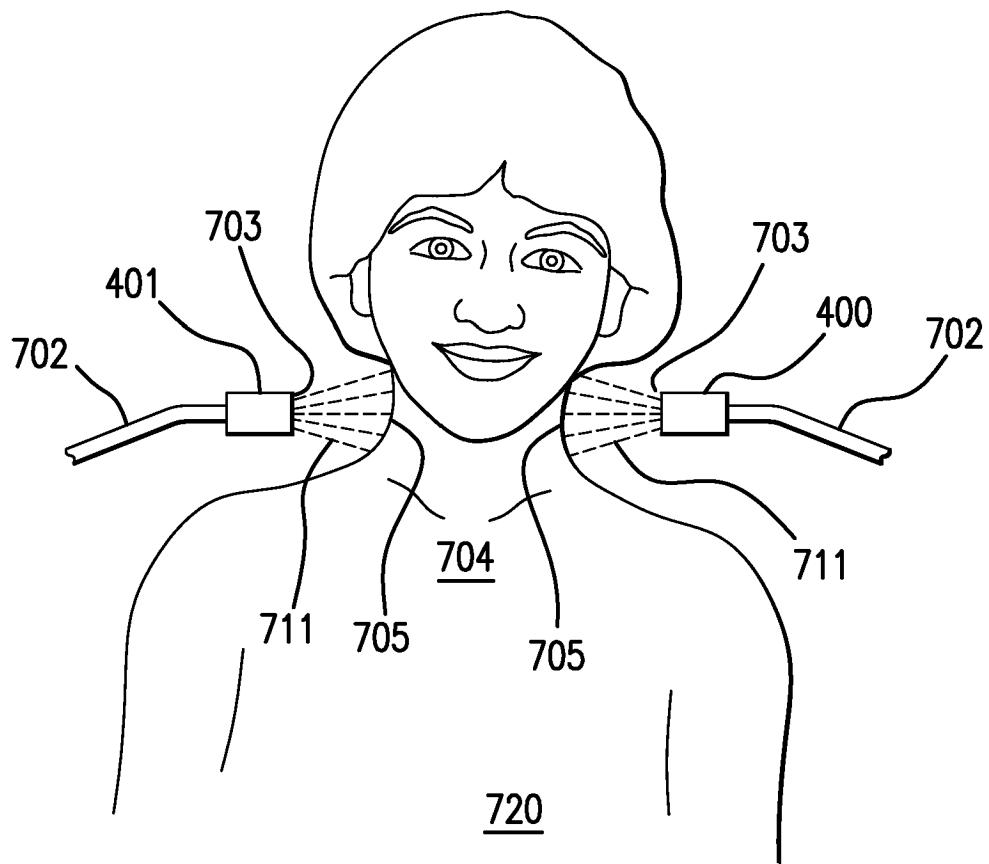


图 7