

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61F 7/12

A61B 18/04



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 98809809.1

[45] 授权公告日 2004 年 8 月 25 日

[11] 授权公告号 CN 1163201C

[22] 申请日 1998.9.29 [21] 申请号 98809809.1

[30] 优先权

[32] 1997.10.2 [33] SE [31] 9703608-1

[86] 国际申请 PCT/SE1998/001729 1998.9.29

[87] 国际公布 WO1999/017689 英 1999.4.15

[85] 进入国家阶段日期 2000.4.3

[71] 专利权人 普罗斯特隆德控制公司

地址 瑞典隆德

[72] 发明人 芒努斯·博尔姆斯约

审查员 张金芝

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

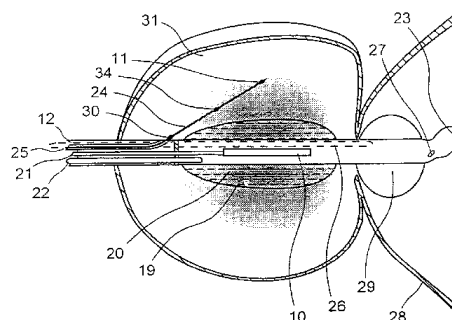
代理人 吴静波

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 1 页

[54] 发明名称 给身体组织供热的装置

[57] 摘要

一种给身体组织供热的装置，它包括一个加热装置(10)和一个可插入身体组织中的第一温度传感器(11)。加热装置(10)通过一个可插入体腔中的用于治疗导管(12)与一个由控制组件(14)控制的能源供应组件(13)连接，第一温度传感器(19)与控制组件(14)连接。控制组件(14)与第一存储装置(15)连接，存储装置用于存储与随细胞温度变化的细胞存活相应的数据。输入装置(16)与控制组件(14)连接，用于输入诸如受热至组织细胞死亡的身体组织的体积/重量的数据。控制组件(14)还与计算装置(17)连接，用以确定其细胞随着离加热装置(10)一定距离的组织温度变化而死亡的该身体组织的体积和重量。



ISSN 1008-4274

1、一种给身体组织供热的装置，该装置包括布置在治疗导管（12）
第一端中的加热装置（10）、和布置成从治疗导管延伸到身体组织中的
5 第一温度传感器（11），该加热装置（10）通过治疗导管（12）与能源
供应组件（13）连接、并且由控制组件（14）控制，治疗导管可插入体
腔中，并且所述第一温度传感器（11）与控制组件（14）连接，其特征
在于：

所述控制组件（14）与第一存贮装置（15）连接，该存贮装置用于存
10 贮与身体组织中由所述加热装置（10）导致的比吸收率相应的数据、以
及用于存贮与细胞存活相应的数据，细胞的存活随着细胞温度和时间而
变化；

一个输入装置（16）与控制组件（14）连接，用于输入将要治疗的身
体组织的体积/重量数据；

15 所述控制组件（14）还与一个计算装置（17）连接，该计算装置用于
确定其细胞随着离加热装置（10）一定距离的组织中的温度变化而死亡
的这种身体组织的体积和重量；

在加热装置（10）附近设有一个用于测量靠近治疗导管（12）的组织
中的温度的第二温度传感器（30）；以及

20 第三温度传感器（34）设计成可穿过和插入热量将供应到其中的组织
中、并与所述治疗导管（12）离开一定距离，且该温度传感器位于第一
温度传感器（11）和第二温度传感器（30）之间。

2、如权利要求1所述的装置，其特征是，所述控制组件（14）与一
个时间测量装置（18）连接，该时间测量装置用于连续地测量离加热装
25 置（10）一距离的组织达到某一温度的时间点。

3、如权利要求1所述的装置，其特征在于，第一存贮装置（15）存
贮有关身体组织的散热能力的数据库。

4、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述第一温度传感器(11)设计成可穿过和插入热量将供给到其中的组织中。

5、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，该加热装置(10)包括一个用于加热周围组织的微波天线。

5 6、如权利要求 5 所述的装置，其特征在于，加热装置(10)位于一个装有液体(20)的容器(19)中，用于加热在所述容器中的所述液体(20)和周围的组织。

7、如权利要求 2 所述的装置，其特征在于，
控制组件(14)与用于显示被治疗组织的不同部分中的温度的显示组
10 件(33)连接；和

所述计算装置(17)用于根据来自所述第一温度传感器(11)的信号、并通过根据第一温度传感器(11)插入其中的组织的温度随时间的变化而进行的计算来确定显示的温度。

给身体组织供热的装置

5 技术领域

本发明涉及一种给身体组织供热的装置。

背景技术

在包括组织非自然增生在内的疾病造成的某种状态下,在治疗后用加
10 热进行治疗效果更好。该组织可加热至其死亡的程度。这种疾病状态的
例子有:某种类形的癌症和良性前列腺肥大(BPH)。当进行治疗时,组
织的某些部分被加热以致出现组织死亡,而组织的其它部分则必需或应
该被保护起来。这里,主要集中讨论的疾病状态是在包围身体内各个空
腔的组织中产生的疾病状态。作为这种疾病的例子,除了上述的疾病外,
15 还可提到食管癌、气管癌、尿道癌和肠癌。

在动物中也可能产生相应的疾病状态,可以采用同样的治疗方法。尤
其是,例如狗的家养动物的治疗可以成为一个专题。

可以使用不同的装置来产生热,常用的有:激光、微波和无线电频率
天线。另外,还知道有一种将装有液体的容器插入体腔中的方法。液体
20 使容器膨胀,因此可以获得与周围组织的良好接触。该液体可由通过一个
循环系统供应热的液体进行加热;或通过将能量供应至该容器内的一个
加热装置进行加热,热量由该加热装置以某种方式传递给液体,随后
传递给组织。

由于将治疗的组织的体积,以及该组织和与它邻近的不必治疗的组织
25 的吸热能力是变化的,因此,在治疗过程中应该连续地进行监视。当进
行治疗时,身体组织被加热。为了得到最好的治疗效果,加热应在一定
温度范围内。温度太高,会造成组织不必要的过大损坏;而温度太低,
则达不到所需的治疗效果。

通常的作法是，为了监视邻近组织的温度，在加热装置中安装某种形式的、布置在感应加热元件上的温度传感器。这种结构的缺点是，该温度传感器更多地是给出有关该元件温度的信息，而不是组织温度的信息。

在 EP0370890 中显示和描述了这种形式的加热装置的一个例子。该装置包装一个装在微波天线中的导管，该微波天线将无线电能量发射给该天线周围的组织。该导管也设置有一条冷却通道，用于冷却最靠近该导管的组织。在该导管中，安装着一个读取该导管温度值的温度传感器。因此，检测的温度与要治疗的组织的温度不一致。

PCT/SE96/00649 显示和描述了一个更先进的温度检测方法。为了能够直接记录在要治疗的组织中的温度升高，根据 PCT/SE96/00649 的一个第一温度检测仪器，与一个第一载体连接。该载体通过导管中的一个通道，并设计成可延伸通过该导管中的一开口。在该导管的开口中，设置了一个该载体的控制装置，以便将该载体相对于该导管成一个所需角度导入该组织。利用上述微波装置进行治疗通常称为 JUMT（经尿道的微波热疗法）。

无论该载体还是温度检测仪器都带有一个尖端，以便刺入组织中。通常，该温度检测仪器可以是一个电阻传感器或一个半导体。这种形式的传感器所需的缆线通过该导管的通道。如果使用光学式的传感器，一个光学纤维引导装置穿过该导管的通道设置。

利用上述的装置和其它已知的技术，护理医生通常可以确定治疗持续的时间和温度。尽管可以连续地检测温度，但在治疗过程中，在保证满意的治疗结果方面仍有问题，固为疗程可能需要几个星期或几个月。另外，在治疗过程中，很难将治疗调整适应新的状况，例如，病人的疼痛，并且难于判断如何将治疗调整适应病人当前的身体状况。

发明内容

本发明的一个目的是要提供一种基本上克服了上述缺点的给身体组

织供热的装置。

本发明的目的可通过提供一种给身体组织供热的装置来实现,所述给身体组织供热的装置包括布置在治疗导管第一端中的加热装置、和布置成从治疗导管延伸到身体组织中的第一温度传感器,该加热装置通过治疗导管与能源供应组件连接、并且由控制组件控制,治疗导管可插入体腔中,并且所述第一温度传感器与控制组件连接,其中:

所述控制组件与第一存贮装置连接,该存贮装置用于存贮与身体组织中由所述加热装置导致的比吸收率(SAR)相应的数据、以及用于存贮与细胞存活相应的数据,细胞的存活随着细胞温度和时间而变化;

一个输入装置与控制组件连接,用于输入将要治疗的身体组织的体积/重量数据;

所述控制组件还与一个计算装置连接,该计算装置用于确定其细胞随着离加热装置一定距离的组织中的温度变化而死亡的这种身体组织的体积和重量;

在加热装置附近设有一个用于测量靠近治疗导管的组织中的温度的第二温度传感器;以及

第三温度传感器设计成可穿过和插入热量将供应到其中的组织中、并与所述治疗导管离开一定距离,且该温度传感器位于第一温度传感器和第二温度传感器之间。

根据本发明,有可能事先用不同方法调节供热和更好地预测结果。可以使用本发明的装置根据在前列腺内部某些点上测量的信息和身体组织从一个能源或热源能量吸收的分布信息来计算在整个前列腺中的温度分布。该温度分布可根据组织中的温度、和吸收的能量、血液流量与热传导之间的关系来确定。通过连续不断地测量温度和加热的时间,并通过连续监测温度分布与暴露在热量下的细胞存活的信息的关系,可以确定暴露在热量的过程中在某些时间点上被破坏的组织数量。

在一个优选实施例中,温度分布和组织的破坏以图象和文稿的形式连续地显示在一个显示装置上;因此,医生可以经常地了解当前治疗的情况。给组织供热,直至该组织被调节部分被破坏为止。

本发明的其它一些优点和特点可通过下面的说明、附图和所附权利要求书了解。

现在参照附图借助于具体的实施例来详细地说明本发明。

附图说明

图 1 为可以放入根据本发明一个实施例的装置中的一个用于治疗
的导管的纵向截面图；

图 2 为表示根据本发明的一个实施例的装置的基本方框图。

5

具体实施方式

如图 1 所示，一个用于治疗导管 12 插入尿道中，以使一个尖端 23
穿入膀胱 28 中。与该用于治疗导管 12 连接的一个囊状物或气囊 29 在
膀胱 28 中膨胀，以防止在治疗进行过程中无意地拔出该用于治疗导管。
10 这样，该用于治疗导管的起作用部分位于要治疗的组织的中心，在这个
情况下，为前列腺 31。为了能通过尿道插至治疗部位，该用于治疗
导管 12 是有韧性和挠性的。

图 1 中所示的容器 19 通过在压力作用下通入其中的液体 20 膨胀至其
工作体积。根据图 1 所示实施例，容器 19 在该用于治疗导管的纵向方
向上是呈梨形，它面向膀胱的部分的截面较大；或者容器 19 在轴向方向
15 比较对称。该容器 19 的形状与尿道这部分的形状一致或能与这部分的
形状匹配。容器 19 位于该用于治疗导管的外侧，并且合适的是该导管 19
的较大的一部分位于该用于治疗导管的下侧。当容器 19 膨胀时，该用
于治疗的导管向上抬起，这在身体内意味着在位于容器 19 中的加热装置
20 10 和直肠之间的距离增大。液体 20 通过设计成一个管的通道 22，该管
通过用于治疗导管。

为了能够跟踪在加热治疗过程中组织中的温度变化，在一个载体 24
上设置了一个第一温度传感器 11。载体 24 设计成可以通过一条穿过该用
于治疗的导管的通道或管 25 前进。载体 24 或温度传感器 11 最好设置有
25 一个可以在局部穿透该用于治疗导管的膜或壁并可在局部穿入该组织
的尖端。该管 25 作成可使带有温度传感器 11 的载体 24 以适当的角度从
该用于治疗导管穿出，并可以从该用于治疗导管沿径向伸出一个适

当的距离。为了使该温度传感器 11 有一个适当的倾角,还可以在该管 25 的终端截面上设置一个有特定角度的仪器。用于治疗导管 12 还可带有另一个温度传感器 30。在上述容器 19 附近或非常靠近该用于治疗导管 12 的组织中的温度信息可从该第二温度传感器 30 获得。在图 1 和图 2 所示实施例中,根据本发明的装置还可设置有一个第三温度传感器 34。第三温度传感器 34 最好位于在第一温度传感器 11 和第二温度传感器 30 之间的载体 24 上,这样,可以连续地测定在离该用于治疗导管 12 一定距离上的温度。

在该用于治疗导管内还有一个液体通道 26。该液体通道通向上述气囊 29;当该用于治疗导管插到合适位置时,液体可通过该液体通道进入气囊 29 中使气球膨胀。液体通道 26 也可用于在治疗结束并在用于治疗导管从尿道中拔出之前排空气囊 29。最好,采用通常的注射器或类似器械向气囊 29 注入液体和使气球 29 排空。

作为热量损失的结果,使加热装置 10 与能源连接的供给缆线 21 受热。为了避免损伤在治疗区域外的组织,例如,在前列腺外面包围着尿道的括约肌,要对该供给缆线 21 进行冷却。这可通过在该用于治疗导管 12 内、最好是围绕着供给缆线 21 设置冷却通道来进行。在本发明的一个实施例中,该冷却通道具有使在其中循环的冷却液体返回的一个限制壁。这样,可以避免上述加热装置 10 本身冷却,而这又意味着需从能源供应组件 13 供应的能量可以较少。当能量水平较低时,治疗不当和对健康组织损害的危险减小。

因此,通过加热直接向邻近组织辐射热量的上述容器中的液体,可局部地加热离该用于治疗导管距离较近的组织;通过电磁辐射可局部地加热离该用于治疗导管距离较远的组织。用这种加热方法的总的治疗区域比用通常的加热方法的治疗区域大,这意味着可以治疗更大的一片组织。

在 90℃~150℃ 的高温下,组织会变硬和形成一层硬壳。该硬壳可以

防止或减少由于治疗造成的前列腺肿胀产生的问题。由于最靠近上述容器 19 的组织中的温度最高，因此，通过治疗区处的前列腺的尿道部分将受最大影响，并被损伤。然而，尿道的这个部分恢复相对较快。

在本发明的一个优选实施例中，加热装置 10 包括一个微波天线。由于在治疗区尿道被完全充满而没有自由空间，因此，该微波天线与组织的配合是非常好的。容器 19 中的液体应这样选择：即对于微波的传播，该液体具有与前列腺组织基本上或完全相同的特性。该微波天线和组织之间的阻抗匹配也是非常好的，这可减化该微波天线和能源供应组件的尺寸，并有利于微波能量的调节。

10 当治疗结束时，对加热装置 10 的能源供给就停止，这时可排空上述容器，并使其回复至正常体温。只要容器 19 具有这样一个温度，当它通过身体时会造成损伤，取出该用于治疗导管是不合适的。因此，必须连续地监测容器 19 的温度，一旦达到所希望的温度，就可取出该用于治疗导管。

15 在涉及前列腺或膀胱的治疗情况下，由于具有尖端的用于治疗导管 12 插入膀胱 28 中，因此，尿以及可能还有其它液体可通过设置在该用于治疗导管 12 中的一个排出通道排出。该排出通道穿过用于治疗导管 12 的全长，其末端具有一个靠近用于治疗导管 12 的开口 27。对于某些类型的治疗，在治疗后可适当地让导管 12 在身体内保持一段时间。在这时，可使尿和其它液体通过排出通道从膀胱中排出。

被治疗的和死亡的组织可以重新被吸收或被排斥并与尿一起清除掉。由于去除组织而在前列腺中造成的一个空腔可保证尿液通过。该空腔在开始的形状与治疗时的容器 19 的形状相对应。

作为对上述加热治疗方法的补充，或作为该加热治疗方法的一部分，25 可将一些药品加入容器 19 中。在这种情况下，液体容器 19 要进行改造，使药品可以通过。最好，该容器 19 应作成可使药物能通过该容器 19 的壁扩散；但也可以在该容器壁上设置渗出通道或类似装置。根据一种治

疗方法，可以在液体中加入止痛药。还可以使用其它直接对治疗有作用的药品。

根据本发明的另一个实施例，可以没有容器 19。在这个实施例中，可以通过加热装置 10 直接加热，在这种情况下，加热装置设置成可辐射
5 能被组织吸收的能量。最好，加热装置 10 包括一根天线，利用该加热装置的微波辐射。也可以使用激光和其它形式的辐射源。

图 2 所示的方框图，示意性表示了包括在带有根据本发明的用于治疗
10 的导管的治疗装置中的不同的功能块。如上所述，加热装置 10 由能源供应组件 13 供给能源。中央控制组件 14 与能源供应组件 13 和一个显示组件 33 以及一个液体供应装置 32 连接。另外，控制组件 14 还与一个键盘 16 形式的输入装置连接。控制组件 14、键盘 16 和显示组件 33 也可包括在通常的带有监视器和键盘的计算机中。

对于 TUMT 治疗和类似的治疗方法，组织的温度在很大程度上由三个不同的过程确定，即：(i) 通过吸收微波能量或另一种辐射能源而产生热
15 量；(ii) 由于组织的热传导引起的热量分布；和 (iii) 由血液流动造成的热量损失。该治疗装置的参数 (i) 是由正被使用的用于治疗导管决定的；(ii) 是可以计算的；而且 (iii) 是取决于病人并且是未知的。参数的关系可由众所周知的生物热方程式给出：

$$\rho c dT/dt = \lambda \Delta T - \omega_b \rho_b \rho (T - T_a) + Q_s + Q_m \quad (\text{方程式 1})$$

20 式中： ρ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) 是前列腺的密度； c ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$) 为前列腺的比热； T ($^{\circ}\text{C}$) 为在时间 t (秒) 时的前列腺温度； λ ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$) 为前列腺的导热系数； Δ 为拉普拉斯算子； ω_b 为组织的灌注率 ($\text{m}^3\text{kg}^{-1}\text{s}^{-1}$)； ρ_b ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) 为血液的密度； c_b ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$) 为血液的比热； T_a 为动脉温度 ($^{\circ}\text{C}$)； Q_s (Wm^{-3}) 为吸收微波产生的热；和 Q_m (Wm^{-3}) 为由新陈代谢作用产生的热。在加热治疗时 Q_m
25 项可以忽略。前列腺组织的热学特性可从它的水份含量计算出来，该含量假定为 80%。该方程式和相应的数据可存贮在存贮器 15 中，因此，在加热过程中可以连续地求解该方程式。

由于可以假设在径向方向微波的吸收是对称的,因此,圆柱几何学可用于方程式(1)的数字解答。可以使用有限差分法求解该方程。方程式(1)中的 Q₁项可利用在某个用于治疗导管 12 中的比吸收率 (SAR, W/kg) 来确定。一种确定比吸收率的实用方法是将一支 TUMT 导管放入例如由 TX
5 -150 材料制成的类似组织的机体中,然后在利用 50W 输出功率的微波加热 60 秒之后,测量该机体中的温度分布。测量 SAR 的一种方法在“英国泌尿学杂志”78 期(1996 年),564-572 页中有详细的描述。

在一个第一存贮器 15 中以适当的方程式、数据表或类似形式存贮着有关在治疗的不同持续时间过程中在不同的细胞温度下细胞存活的一些
10 已知数据。第一存贮器 15 作成使得存贮的数据可以补充;并且,如果需要时,当收集到治疗的新结果时,还可以对该数据进行修正。由该治疗过程造成的组织损坏可以根据下列的阿里纽斯方程进行数学描述:

$$\Omega = A \int e^{-E/(RT)} dt, \quad (\text{方程 } 2)$$

式中: Ω 为在治疗时间 t 过程中组织的累计损坏程度; A 为阿里纽斯
15 常数 ($3.1 \times 10^{98} \text{S}^{-1}$); E_a 为细胞的活化能 ($6.3 \times 10^5 \text{Jmol}^{-1}$); R ($\text{Jmol}^{-1}\text{K}^{-1}$) 为通用气体常数;和 $T(\text{k})$ 为组织的温度。假定当 $\Omega \geq 1$ 时,组织被破坏。

适当的测量方法是,在治疗之后,隔一定时间间隔采集一次数据,例如,在一定时期内每月采集一次数据。在第一存贮器 15 中,存贮血液流
20 动和其它影响接受治疗的组织的吸热和散热的因素的数据。利用这些精确的数据,就可以在存贮器 15 中储存能形成与实际组织非常接近的组织相对于上述各种因素的模型的信息。最好,这些数据要连续地补充,并在治疗进行以后加以修正。

在进行加热治疗之前,要确定一些当前的身体因素,例如,前列腺的
25 尺寸、前列腺变窄的程度、以及前列腺与直肠之间的距离。有了这些身体状态的信息,就可以确定适当的用于治疗导管形式和适当的治疗温度。可以确定要治疗的组织达到破坏时所需的体积/重量值来代替根据先

前的装置是一个决定性因素的治疗持续时间。该体积/重量值被设定以便控制组件 14 可以利用,例如,通过输入装置输入该值。最好,还要给定最高的温度值、或治疗温度的平均值、或一个温度范围。该装置还可以设置一些存贮器,用于存贮上述体积/重量和治疗温度的组合。在这种情况下,可以自动选择治疗温度的标准值。

如果使用这种形式的用于治疗导管,则在有了这些输入之后,控制组件 14 就可通过将液体送入容器 19 中使治疗开始进行,并随后将控制信号送至能源供应组件 13,使加热装置 10 开始发出能量加热要治疗的组织。当容器 19 将要充满和膨胀时,可以使用液体供应装置 32。控制组件 14 可以控制容器 19 的填充,以使对前列腺组织的压力和相关的压缩适当地增加。上述第一温度传感器 11、并且优选地也是第二温度传感器 30 和第三温度传感器 34 提供有关在加热装置 10 附近和在离加热装置一定距离处的被治疗组织中的当前治疗温度的连续信息。

控制组件 14 与温度传感器 11、并且优选地与温度传感器 30 和 34 连接,控制组件可根据治疗区当前的温度控制能源供应组件 13,以便适当的输出送至加热装置 10。利用这种方法,可以可靠和非常安全地升高液体容器 19、因而也就是周围组织的温度,使该治疗的组织以所需方式死亡。来自温度传感器 11 和 30 的温度数据可以连续地显示在显示组件 33 上。借助于输入装置 16,也可以显示出加热装置 10 的输出能量大小,或者是它可从能源供应组件 13 推出。该输出能量大小影响组织接收的温度,并在某些情况下还可影响病人感受到的疼痛程度。

一个计算仪器 17 连续地将来自温度传感器 11, 30 和 34 的数据与第一存贮器 15 中储存的数据进行比较,而且控制组件 14 按这种方式可以连续地计算在距该用于治疗导管 12 不同距离处的前列腺组织中的温度变化。计算仪器 17 也可以这种方式连续地计算以所需方式已经治疗过的组织的体积/重量,并判断该组织中已达到的所需治疗效果。

计算出的信息连续地送至显示组件 33,因此,除了有关被治疗组织

的体积/重量的数字数据以外，医生还可看到治疗进行的图象。一种适当的方法是，在显示装置上显示与图 1 所示相似的图象。最好，事先利用例如 X-射线、超声波或 MR 适当收集有关要治疗的前列腺的数据，以使显示组件 33 上所显示的图象与实际的情况一致。最好，将与要使用的用于治疗的导管相应的图象叠加在该组织的图象上。

根据所测量的温度可连续地计算前列腺组织不同部分的温度，并且例如利用不同颜色的标记在前列腺图象中表示出当前的温度。同时，还显示出有关温度、血液流动和被治疗的组织的体积/重量的不同图形和/或表格。这样，医生就可以跟踪治疗的过程，并连续不断地得到有多少组织已被治疗和哪部分前列腺组织出现死亡的信息。

与控制组件 14 连接的一个定时器 18 连续不断地发出时间信息，使测量数据与治疗时间联系起来。当由计算仪器 17 计算的被治疗组织的体积/重量值中的一个值与预先设定值一致时，治疗就自动地中断。利用该显示装置或另一个显示装置，可以替代地显示该设定值已经达到；这样，医生就可以中断供热。如果测量或计算出的组织某一部分的温度超过临界值，或其它输入数据，例如直肠或膀胱中的温度显示对病人有危险时，则可执行相应的中断或显示。

还可以在不影响或不需要改变设定的被治疗组织的体积/重量值的情况下改变治疗过程中某些设定值，例如所需的治疗温度或微波输入量。替代地，治疗持续时间被影响。与以前所用的治疗方法相比较，利用上述方法可以根据个人生理上的差异大大改变治疗持续时间，而不会对治疗的结果有决定性的影响。

容器 19 是完全封闭并装有一定量的具有适当传热特性的液体 20。这种液体的例子为硅油和水。容器 19 由具有相应的弹性特性的弹性硅或其它材料、例如乳胶制成。用于治疗导管 12 和气囊 29 也可用硅或类似材料制成。

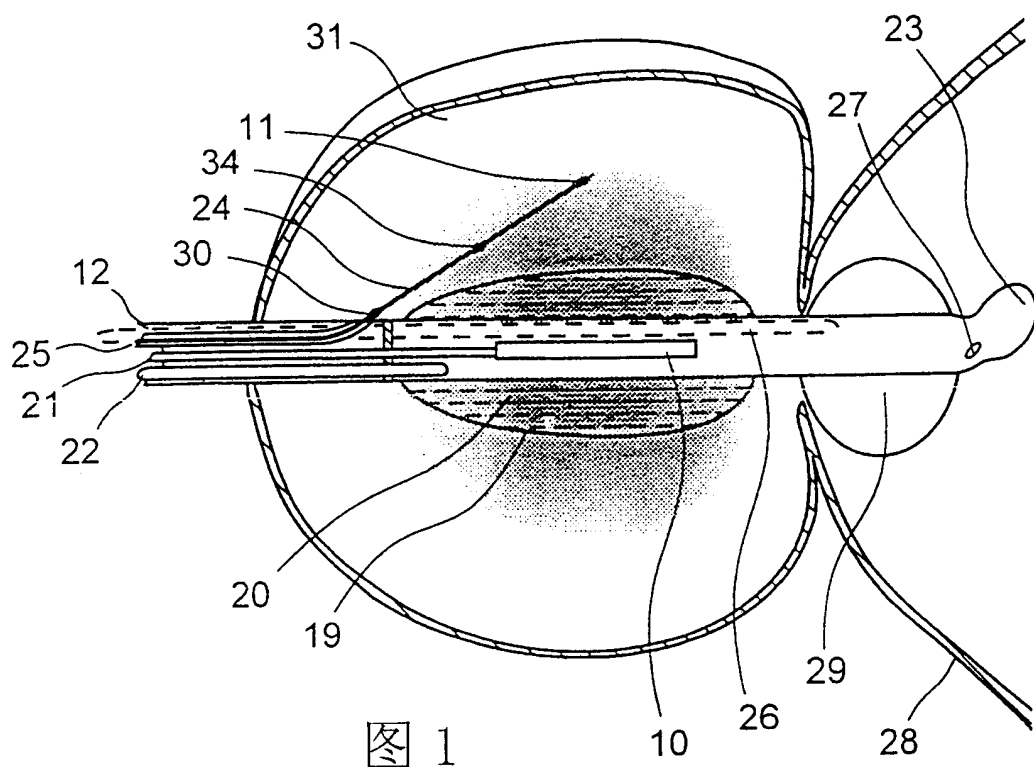


图 1

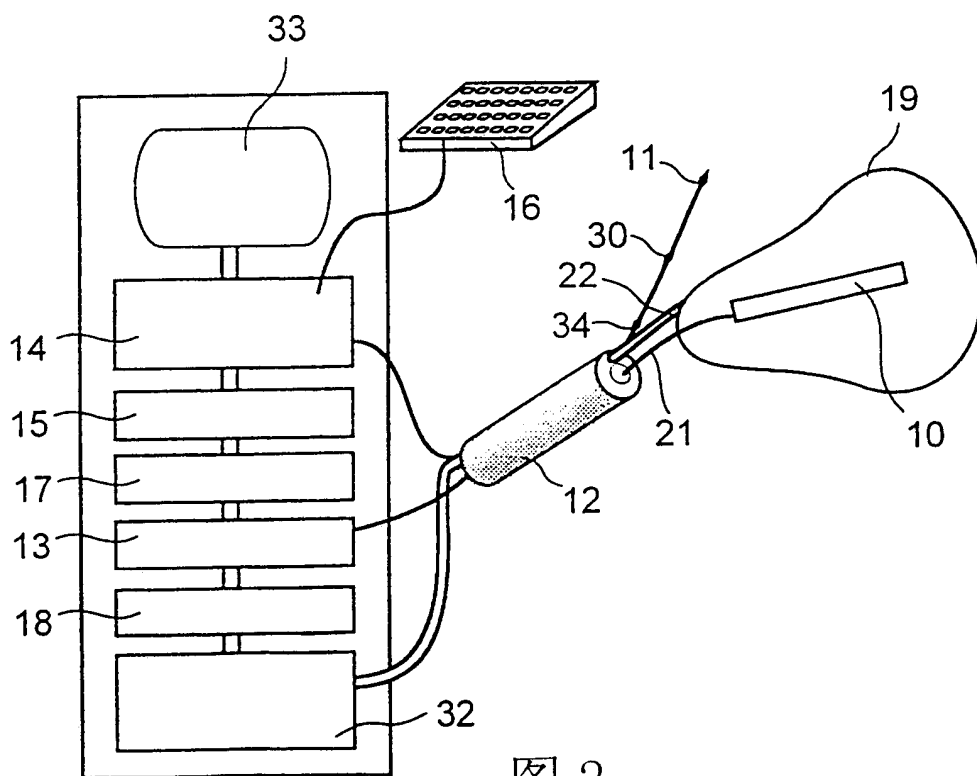


图 2