



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102083497 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 12

(21) 申请号 200980111148. X
 (22) 申请日 2009. 03. 06
 (30) 优先权数据
 08005951 2008. 03. 28 EP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2010. 09. 28
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2009/001595 2009. 03. 06
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02009/118091 DE 2009. 10. 01
 (73) 专利权人 马格福斯纳米技术股份公司
 地址 德国柏林
 专利权人 MT 医学技术工程有限公司
 (72) 发明人 P·弗尤切特 V·布吕斯 A·乔丹
 (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 俞海舟

(51) Int. Cl.
 A61N 2/00(2006. 01)

(56) 对比文件
 US 4340038 A, 1982. 07. 20,
 US 5147284 A, 1992. 09. 15,
 US 20030045770 A1, 2003. 03. 06,
 DE 19939001 A1, 2001. 03. 15,
 WO 0126656 A1, 2001. 08. 09,
 CN 1319029 A, 2001. 10. 24,

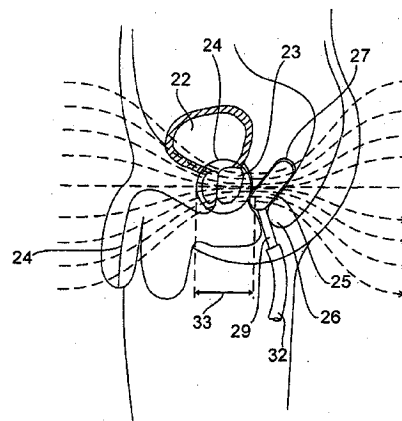
审查员 王丹

权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称
 交变磁场治疗施源器

(57) 摘要

本发明涉及一种用于加热生物组织中的磁性或可磁化物质、尤其利用磁性纳米颗粒进行热疗的交变磁场治疗施源器,包括一个大型施源器(1),具有一个磁轭(2)和两个被辐照间隙(13)隔开相对而置于磁轭(2)上的极靴(7,8),并且具有两个各自对应于一个极靴(7,8)的电磁线圈(9,10),用来在辐照间隙(13)中产生具有一定场强且尽可能均匀的交变磁场(12),可将作为辐照靶区的待辐照生物组织置于辐照间隙(13)之中。按照本发明所述,在辐照间隙(13)中将一个集磁器(19)置于靠近作为辐照靶区的待辐照生物组织之处,尤其在靠近患者身体上或体内某一待辐照身体部位之处,例如靠近病变前列腺(23)之处,所述集磁器能将大型施源器(1)的交变磁场(12)集中于靶区之中,从而局部增强这里的磁场。



CN 102083497 B

1. 用于加热生物组织中的磁性或可磁化物质的交变磁场治疗施源器,包括
一个大型施源器 (1),该大型施源器具有一个磁轭 (2) 和在磁轭 (2) 上的两个对置的通过辐照间隙 (13) 隔开的极靴 (7,8),并且具有两个各自对应于一个极靴 (7,8) 的电磁线圈 (9,10),并且连接到用来供应具有一定振幅、一定频率和一定相位的交流电的大型施源器控制单元,以产生在辐照间隙 (13) 中具有一定场强的且尽可能均匀的交变磁场 (12),
待辐照的生物组织能够作为辐照靶区被置于辐照间隙 (13) 之中,
其特征在于,
在辐照间隙 (13) 中,在作为辐照靶区的待辐照的生物组织的附近设置一个集磁器 (19),所述集磁器将大型施源器 (1) 的交变磁场 (12) 在靶区中集中并且从而局部增强这里的磁场,其中
所述集磁器是一个无源集磁器形式的铁氧体,或者
所述集磁器是包括至少一个电磁线圈 (20) 的有源集磁器 (19),并且所述至少一个电磁线圈 (20) 如此定向,使得有源集磁器 (19) 和大型施源器 (2) 的磁力线大致指向相同方向,并且设置一个集磁器控制单元 (35,38),利用该集磁器控制单元给所述至少一个电磁线圈 (20) 提供与大型施源器 (1) 的交流电频率相同且相位相同的同步交流电。
2. 根据权利要求 1 所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,大型施源器控制单元与集磁器控制单元 (38) 相互连接或者相互整合在一起,用以同步频率和相位。
3. 根据权利要求 1 所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,集磁器控制单元 (38) 作为独立于大型施源器控制单元的单元具有至少一个传感器,其用于检测并用于使得频率和相位与大型施源器 (2) 的交变磁场同步。
4. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,有源集磁器 (19) 的所述至少一个电磁线圈是扁平线圈 (20)。
5. 根据权利要求 1~3 中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,有源集磁器 (19) 被设计成直肠施源器 (25) 形式,其具有一个扁平的细长的外壳 (28),该外壳的形状和大小与患者的作为容纳空间的直肠 (27) 相配,并且
在外壳 (28) 中包含一个相应地细长的作为电磁线圈的扁平线圈 (20),其磁场方向大致垂直于外壳平面。
6. 根据权利要求 5 所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,在外壳纵向末端上且与外壳平面呈一定角度将一个管状的插入接头 (29) 与外壳 (28) 相连,直肠施源器 (25) 能够利用插入接头 (29) 插入直肠 (27) 之中并且从而其位置能够被调整和固定。
7. 根据权利要求 6 所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,外壳 (28) 长 65~70mm,高 20mm,宽 35mm,具有大致呈椭圆形的横断面和倒圆窄面,
插入接头 (29) 则具有较小的直径,为 10mm,长度为 70~100mm。
8. 根据权利要求 7 所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,外壳 (28) 和插入接头 (29) 为形状稳定的,且至少外壳 (28) 具有用能够适应直肠 (27) 内壁的柔软材料制成的接触面。
9. 根据权利要求 6~8 中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,有源集磁器 (19) 的电磁线圈 (20) 的电连接导线 (21) 以及冷却剂供应管 (30) 和冷却剂排出管 (31) 均连接在插入接头 (29) 上,和 / 或穿过该插入接头进入外壳 (28) 之中。

10. 根据权利要求9所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,电连接导线(21)和冷却剂软管(30)具有小的横断面,并且容纳于安装在插入接头(29)上的柔软的连接软管(32)之中。

11. 根据权利要求10所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,电连接导线(21)和冷却剂供应软管(30)在连接软管(32)和插入接头(29)之中穿过,并且使用剩余的横断面(31)作为冷却剂回流通道。

12. 根据权利要求1~3中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,大型施源器(2)的场强被设置成为3~4kA / m,并且通过有源集磁器将靶区中的场强提高为3~4倍。

13. 根据权利要求1~3中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,有源集磁器(19)能够与大型施源器同时或部分同时地被激活和使用或者独立于大型施源器被单独激活和使用。

14. 根据权利要求1~3中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,直接在患者上方和/或者下方的一个表面上通过另一个在那儿布置的扁平的感应线圈实现交变磁场(12)的预聚焦,该感应线圈相应地与大型施源器(2)的交变磁场(12)的频率和相位同步地被激励。

15. 根据权利要求1~3中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,交变磁场治疗施源器用于利用磁性纳米颗粒进行热疗。

16. 根据权利要求1~3中任一项所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,待辐照的生物组织是患者的待辐照身体部分。

17. 根据权利要求16所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,患者的待辐照身体部分是病变前列腺(23)。

18. 根据权利要求2所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,大型施源器和集磁器的交流电振幅能够被彼此独立地调整。

19. 根据权利要求13所述的交变磁场治疗施源器,其特征在于,有源集磁器是直肠施源器(25)形式的有源集磁器。

交变磁场治疗施源器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于加热生物组织中的磁性或可磁化物质、尤其利用磁性纳米颗粒进行热疗的交变磁场治疗施源器。

背景技术

[0002] EP1102609B1 就公开了这样一种交变磁场治疗施源器,其包括一个大型施源器,具有一个磁轭和两个被辐照间隙隔开的、在磁轭上的对置的极靴,并且具有两个各自对应于一个极靴的电磁线圈。将一个大型施源器控制单元连接到大型施源器上,用于供应具有一定振幅、频率和相位的交流电,从而可在辐照间隙中产生具有一定场强且尽可能均匀的交变磁场。将作为辐照靶区(Zielvolumen)的待辐照生物组织容纳于辐照间隙之中。尤其可在辐照间隙中将患者身上作为靶区的某一个待辐照身体部位(例如病变前列腺)送入辐照间隙之中。

[0003] 以下将以前列腺癌为例,对本发明所述的交变磁场治疗施源器进行描述和解释,但并不仅限于这一应用,因为也能治疗其它疾病,尤其是上腹部或骨盆区域中的其它肿瘤。

[0004] 已知大型施源器的有效交变磁场直径约为 300mm,可以调整到直至 18kA/m 的场强。对患者上腹部或骨盆区域中的肿瘤尤其是前列腺癌进行辐照时,会涉及到比较大的身体表面,辐照过程中将感应出很大的环流,可能会导致例如骨盆区域的皮肤表面、肌肉组织和骨骼过分受热,并且有可能导致无法控制的神经刺激,从而大大加重患者的负担。由于存在这些问题,因此已知的大型施源器只能使用约为 4~4.5kA/m 的场强进行工作,患者这时通常尚能够忍受环流作用。

[0005] 当病变前列腺中的磁流体达到最大剂量时,在辐照过程中只能使用大型施源器仅仅使这里的温度达到约 41℃或更低。在结合其它放射疗法进行综合治疗的过程中,尽管这种温度足以增大肿瘤的敏感性取得积极的治疗效果,但是需要将温度升高到大约 45℃或更高,才能直接破坏肿瘤组织。如果使用 100kHz 交变磁场,则上述大型施源器的场强应达到大约 7kA/m 或更高才行,由于需要比较长的辐照时间,可达到大约一小时,患者实际上无法忍受环流作用。

发明内容

[0006] 因此本发明的任务在于适当改进这种类型的交变磁场治疗施源器,从而能够对比较小的辐照靶区、尤其是较小的患者身体区域进行有充分疗效的辐照。

[0007] 采用根据本发明的用于加热生物组织中的磁性或可磁化物质的、尤其利用磁性纳米颗粒进行热疗的交变磁场治疗施源器可实现该目的,其包括:一个大型施源器,该大型施源器具有一个磁轭和在磁轭上的两个对置的通过辐照间隙隔开的极靴,并且具有两个各自对应于一个极靴的电磁线圈,并且连接到用来供应具有一定振幅、一定频率和一定相位的交流电的大型施源器控制单元,以产生在辐照间隙中具有具有一定场强的且尽可能均匀的交变磁场,其中,能够将待辐照的生物组织作为辐照靶区置于辐照间隙之中,尤其可以将患者的

待辐照身体部分、例如病变前列腺置于辐照间隙之中,在辐照间隙中在作为辐照靶区的待辐照的生物组织的附近,尤其在患者身体上或身体内在一待辐照的身体部位、例如病变前列腺的附近,设置一个集磁器,所述集磁器将大型施源器的交变磁场在靶区中集中并且从而局部增强这里的磁场,其中所述集磁器是一个无源集磁器形式的铁氧体,或者

[0008] 所述集磁器是包括至少一个电磁线圈的有源集磁器,并且所述至少一个电磁线圈如此定向,使得有源集磁器和大型施源器的磁力线大致指向相同方向,并且设置一个集磁器控制单元,利用该集磁器控制单元给所述至少一个电磁线圈提供与大型施源器的交流电频率相同且相位相同的同步交流电。

[0009] 这样就能使用大型施源器以比较小的磁场强度进行辐照,不会形成患者无法忍受的涡流和环流作用,但仍然可在比较小的靶区(例如病变前列腺)中达到足够高的磁场集中度,从而能够在这里达到大约 45°C 或更高的温度,足以直接破坏肿瘤组织。

[0010] 此外还能以简单、成本低廉的方式制造、使用功能高度可靠的集磁器。

[0011] 在采用无源铁氧体型的集磁器时,尽管铁氧体的集磁作用以及对大型施源器的交变磁场局部增强作用比较小,但在一定条件下足以达到治疗效果。这种无源铁氧体型集磁器的制造工艺特别简单,而且成本低廉。

[0012] 或者可以实现一种具有电磁线圈作为感应线圈的有源集磁器,这种集磁器尽管成本比较高,但是能够形成更强的磁场集中度,因此能够大幅度局部增强大型施源器的交变磁场,例如在前列腺癌中能实现大约 3 ~ 4 倍的局部增强作用。为此需要在治疗施源器中对集磁器的所述至少一个电磁线圈进行适当定位,使得集磁器和大型施源器的磁轴大致指向相同的方向,并且给电磁线圈提供与大型施源器的交流电频率相同且相位相同的同步交流电。

[0013] 优选大型施源器控制单元与集磁器控制单元相互连接或者相互整合在一起,用以同步频率和相位,其中优选能彼此独立地调整大型施源器和集磁器的交流电振幅。将大型施源器控制单元与集磁器控制单元相互连接或者整合在一起,从而也可以结合使用一个功率输出单元通过大型施源器控制单元直接给集磁器供电。但即使采用这种直接耦合方式,最好也能独立调整大型施源器和集磁器的交流电振幅,因为大型施源器上的允许最大振幅取决于患者的个人生理特征,可能有所不同。

[0014] 此外还建议集磁器控制单元作为独立于大型施源器控制单元的单元具有至少一个传感器,其用于检测并用于使得频率和相位与大型施源器的交变磁场同步,将集磁器控制单元与大型施源器控制单元相互分开,并且彼此独立工作。集磁器控制单元与一个用来检测大型施源器交变磁场频率和相位的传感器共同发挥作用。然后在集磁器控制单元中处理相应的值以用于同步。

[0015] 优选将有源集磁器的电磁线圈设计成扁平线圈形式,使得待辐照靶区大致垂直于磁轴范围内的扁平线圈平面。而圆柱形线圈则不大适用于有源集磁器。

[0016] 若要对上腹部或骨盆区域中的肿瘤尤其是前列腺癌进行辐照,可采用以下方式制造靠近靶区的部分,即将集磁器设计成直肠施源器形式,其具有一个扁平的细长外壳,其形状和大小与患者的作为容纳空间的直肠相配。这种细长的外壳可作为细长的扁平电磁线圈的外壳,其磁轴大致垂直于外壳平面。卷绕一个圆环形扁平线圈,然后将其压缩成纵向延伸的形状,必要时还可将其略微弯曲,即可获得这种细长的扁平线圈。

[0017] 优选在外壳纵向末端上与解剖结构条件相对应地与外壳平面之间呈一定弯曲角度将管状插入接头与外壳相连。可利用该插入接头将直肠施源器插入直肠之中,必要时可调整位置并且固定。由于解剖学条件的限制,优选外壳长度大约为 65 ~ 70mm,高度为 20mm,宽度为 35mm,具有大致呈椭圆形的横断面和倒圆窄面。沿着磁场方向的表面应当尽可能大。该表面越大,则线圈在磁场方向上形成的磁场的可用作用范围越大。插入接头的直径小于外壳,大致为 10mm,因为管结构在使用直肠施源器时留在刮约肌的范围内,由于其直径很小,可减缓这里的刺激。优选,还可采用以下方式改善相容性,即外壳和插入接头尽管形状稳定,但是至少外壳具有用软材料制成的接触面。

[0018] 优选电磁线圈的电连接导线以及冷却剂供应管和冷却剂排出管均连接在插入接头上,和 / 或穿过该插入接头进入外壳之中。通过冷却剂对外壳中的电磁线圈和电连接导线进行冷却。

[0019] 优选电连接导线和冷却剂软管均具有尽可能小的横断面,而且容纳在固定于插入接头上的柔性连接软管之中。由于采用了柔性连接软管和柔性电连接导线,在较长的辐照期间内几乎没有横向力作用于插入接头,横向力会减小相容性,而且可能导致大型施源器的不利的磁场方向失调。

[0020] 优选电连接导线和冷却剂供应软管均在连接软管和插入接头之中经过,将连接软管或插入接头的剩余横断面用于冷却剂回流。这样就能实现简单的结构,同时能够使在回流中经过的电连接导线有效冷却。

[0021] 优选采用经过成功临床试验的设置值,将大型施源器的场强设置为 3 ~ 4kA/m,尤其当结合使用上述直肠施源器时,能将靶区尤其是前列腺癌中的场强提高为 3 ~ 4 倍。

[0022] 优选将大型施源器与特别是直肠施源器的有源集磁器结合使用,其中同时激活两个施源器进行治疗。视情况而定,也可以延时激活,必要时还可随后同时激活单个施源器进行治疗。必要时也可以独立于大型施源器单独使用直肠施源器进行治疗,尤其当治疗区域距离直肠壁仅有大约 10 ~ 20mm 时。这种将直肠施源器作为独立单元的应用方式也属于本发明申请保护的内容。

[0023] 当使用大型施源器对患者进行治疗时,基本上能在从腹部指向背部的下腹中形成近似于均匀的磁场,所插入的直肠施源器能够起到有源集磁器在肠道和前列腺区域中的作用。受人体解剖结构(受直肠定向)的限制,直肠施源器的磁场轴线相对于大型施源器的磁场轴线朝向头部方向略微倾斜,因此当结合使用直肠施源器时,无法使得这两个磁场轴线的定向精确相同。尽管这会使得直肠施源器作为集磁器增强病变前列腺中的磁场的作用有所减弱,但如果这些磁轴的相对倾角大致为 20° ~ 30° ,那么由此而产生的场强损失与所实现的 6 ~ 14% 之间的最大增强作用相比尚可接受,足以取得很好的疗效。

[0024] 当使用直肠施源器时,所存在的基本问题是其电磁线圈比较小,而且其磁场随距离的三次方减小。因此要争取尽可能多地使用大型施源器的场强,方法是将其场强设置得尽可能高。如前所述,如果大型施源器的场强设置得很高,由于患者体内感应出来的环流是辐照面积的函数,会导致患者全身出现并非所愿的发热。尤其在比较肥胖的患者身上会出现这个问题。如果因为肥胖而必须将大型施源器的辐照间隙设置得更大一些,就会使得患者体内并非所愿的环流增大,从而加剧这个问题。因此建议,特别是对于肥胖患者,直接在患者上方和 / 或者下方的一个表面上通过另一个在那儿布置的扁平的感应线圈实现交变

磁场的预聚焦,该感应线圈相应地频率和相位同步地被激励。

附图说明

- [0025] 以下将根据附图详细解释本发明。
- [0026] 相关附图如下：
- [0027] 附图 1 大型施源器形式的磁场治疗施源器的剖面示意图，
- [0028] 附图 2 具有集磁器的大型施源器的交变磁场示意图，
- [0029] 附图 3 使用直肠施源器治疗前列腺癌患者的示意图，
- [0030] 附图 4a、b、c 直肠施源器的不同视图，
- [0031] 附图 5 附图 4 所示直肠施源器的插入接头的横断面，以及
- [0032] 附图 6 直肠施源器电子控制与电源模块的电路框图。

具体实施方式

[0033] 附图 1 所示为热疗用大型施源器 1 形式的磁场治疗施源器示意图,在其中可对身体进行,在该身体中加入磁性的或可磁化的物质作为磁流体。

[0034] 大型施源器 1 包括一个三腿构造的 M 形磁轭 2,其具有两个相隔一定距离的平行的垂直磁轭部件 3、4 以及两个连接于它们之间的横向磁轭部件 5、6。

[0035] 下方横向磁轭部件 6 和与其对应的下方极靴 8 与下方电磁线圈 10 构成的结构单元是位置固定地安装的。利用图中以示意方式表示的自锁式螺杆传动装置 11 对由两个垂直磁轭部件 3、4、相连的上方横向磁轭部件 5 以及与其对应的上方极靴 7 与上方电磁线圈 9 构成的门架进行调整,以调节辐照间隙 13 的辐照间隙宽度。在辐照间隙 13 中可以产生大致均匀的且具有患者能够耐受的场强的交变磁场 12(在下面阐述的应用中所用的场强约小于 4kA/m)。

[0036] 通过隔板 14、15 形成辐照间隙 13 的边界,这些隔板围成可推入患者的空间。

[0037] 上方电磁线圈 9 和下方电磁线圈 10 均被设计成盘形线圈形式,具有一圈或多圈用铜绞线制成的螺旋形线圈。

[0038] 磁轭 2 和极靴 7、8 均由铁氧体模块 16 构成,铁氧体模块之间具有间隙。将一个具有挖空部分 18 的冷却外壳安装在大型施源器 1 上,冷却空气通过挖空部分进入,再通过磁轭上的间隙重新流出。铁氧体模块 16 由沿着磁通方向 17 相邻排列在磁轭 2 中的铁氧体板构成,这些铁氧体板横向于磁通方向 17 被冷却间隙相互隔开。

[0039] 附图 2 示意示出大型施源器的极靴 7、8 之间的辐照间隙 13 区域,其中安装有一个有源集磁器 19。集磁器 19 由一个具有连接导线 21 的扁平线圈 20 构成,大型施源器的磁轴与扁平线圈 20 的磁轴方向相同而且重叠在一起。此外还给扁平线圈 20 提供与大型施源器 1 的交流电频率相同且相位相同的同步交流电。这样就使得有源集磁器 19 能够增强扁平线圈 20 区域内的场强。将待辐照身体部分、例如将病变肿大的前列腺 23 作为靶区置于靠近扁平线圈 20 的区域之中,从图中可以看出,已通过集磁器 19 集中并且局部增强了大型施源器的交变磁场。

[0040] 附图 3 所示为附图 2 所示装置对病变肿大的前列腺 23 进行辐照的具体应用方式。图中所示为患者下腹部的剖面示意图,包括膀胱 22、位于下方的膀胱出口上的呈环状包围

尿道 24 的前列腺 23。前列腺区域就是辐照靶区,以一个圆 25 表示其位置和大小。将一个直肠施源器 25 作为有源集磁器 19 经由刮约肌 26 插入直肠 27 之中。现根据附图 4 和 5 对直肠施源器 25 进行详细解释:

[0041] 附图 4a 所示为直肠施源器 25 的侧视图,附图 4b 是横断面图,附图 4c 是俯视图。直肠施源器 25 包括一个被外壳 28 包围的细长扁平线圈 20。外壳长约 70mm,高 20mm,宽 35mm,具有大致呈椭圆形的横断面和倒圆窄面,该尺寸与直肠 27 的容纳体积相当。在外壳纵向末端上与外壳平面呈一定角度地形成一个管状的插入接头 29,如附图 3 所示,该插入接头按照解剖结构条件与外壳平面之间呈一定弯曲角度。外壳 28 还可以具有用柔软材料制成的接触面。

[0042] 尤其如附图 5 所示的插图接头 29 横断面,连接导线 21 和冷却剂供应软管 30 均在插入接头 29 中穿过并且连接,使用剩余的横断面 31 作为冷却剂回流通道。柔性连接软管 32 连接在形状稳定的插入接头 29 上,连接导线 21 和冷却剂供应软管 30 均穿过该连接软管。

[0043] 从附图 3 可以看出,起到有源集磁器作用的直肠施源器 25 的有效作用范围必须覆盖前列腺区域,图中以双箭头 33 表示的作用范围约为 70mm。从附图 3 还可看出,受直肠 27 解剖位置的限制,直肠施源器 25 中扁平线圈 20 的磁轴相对于大型施源器的磁轴(图中所示在水平方向延伸)以一定角度向上倾斜。这会使得直肠施源器的集磁器作用比磁轴指向相同方向的理想情况有所减弱,但是仍然有充分的集磁器作用,是可以接受的。

[0044] 附图 6 所示为直肠施源器 25 的馈电与控制电路框图。在插入接头 29 上连接了一个用以调整插入尺寸的连接软管 32,来自功率放大器 35 的连接导线 21 以及来自流量温控器 36 的冷却剂供应管和排出管 30、31 均穿过该插入接头。此外还设置一个控制单元 38,其与操作单元 39 共同发挥作用特别是用来调整功率。还设置一个监控单元 40。信号线 41 可以从直肠施源器 25 返回到与直肠施源器 25 区域中的传感器相连的控制单元。可以用一个或多个传感器,其检测位置或者为了同步而检测大型施源器的交变磁场的频率和相位,然后传送给控制单元 38 用于调整。控制单元 38 也可以直接与大型施源器的一个控制单元相连以进行这样的同步,图中以导线 42 表示这种情况。

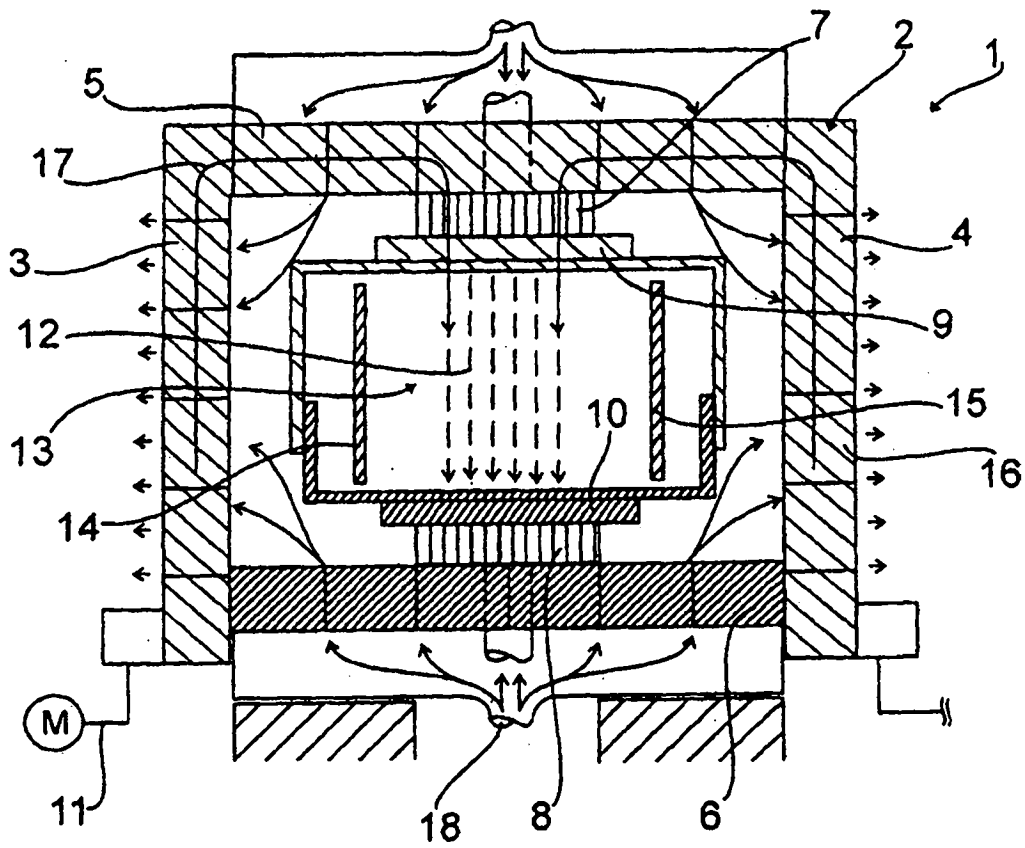


图 1

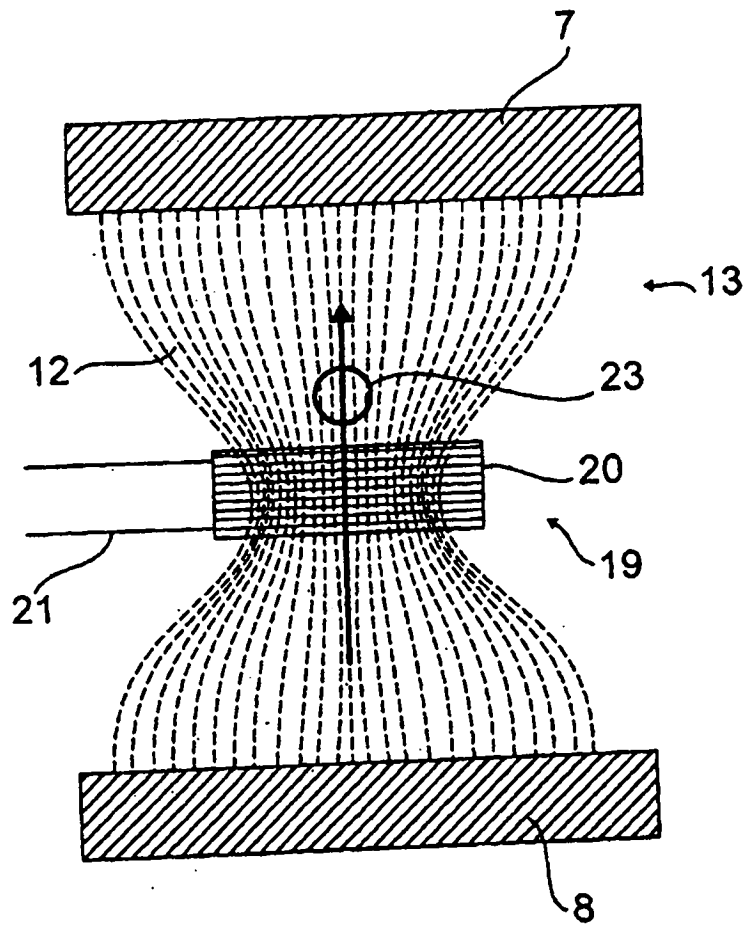


图 2

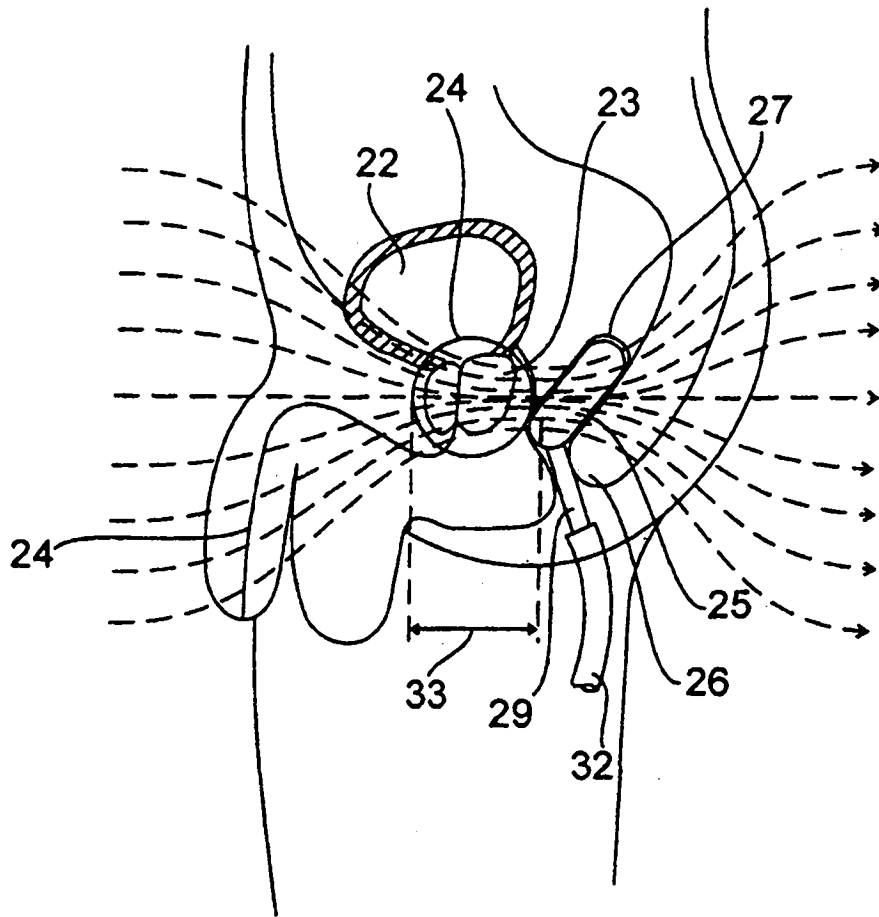


图 3

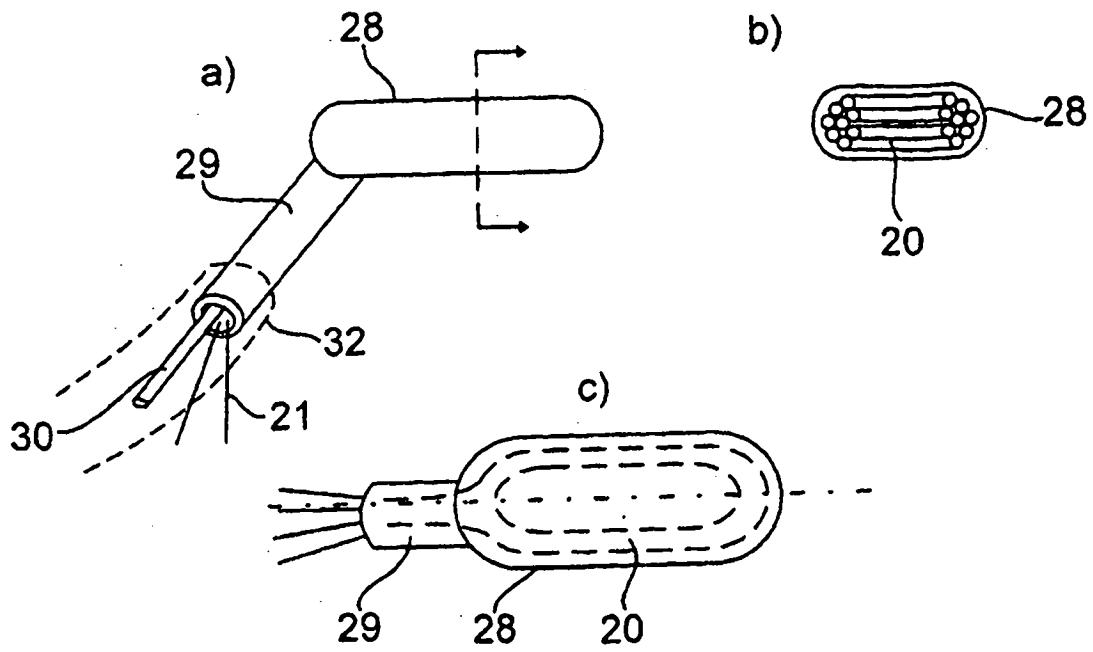


图 4

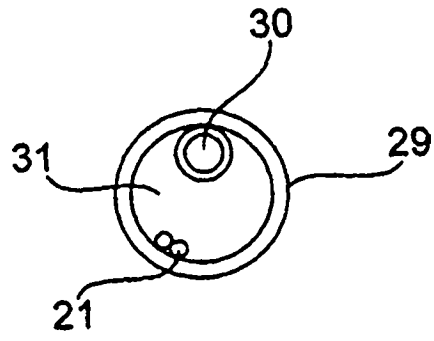


图 5

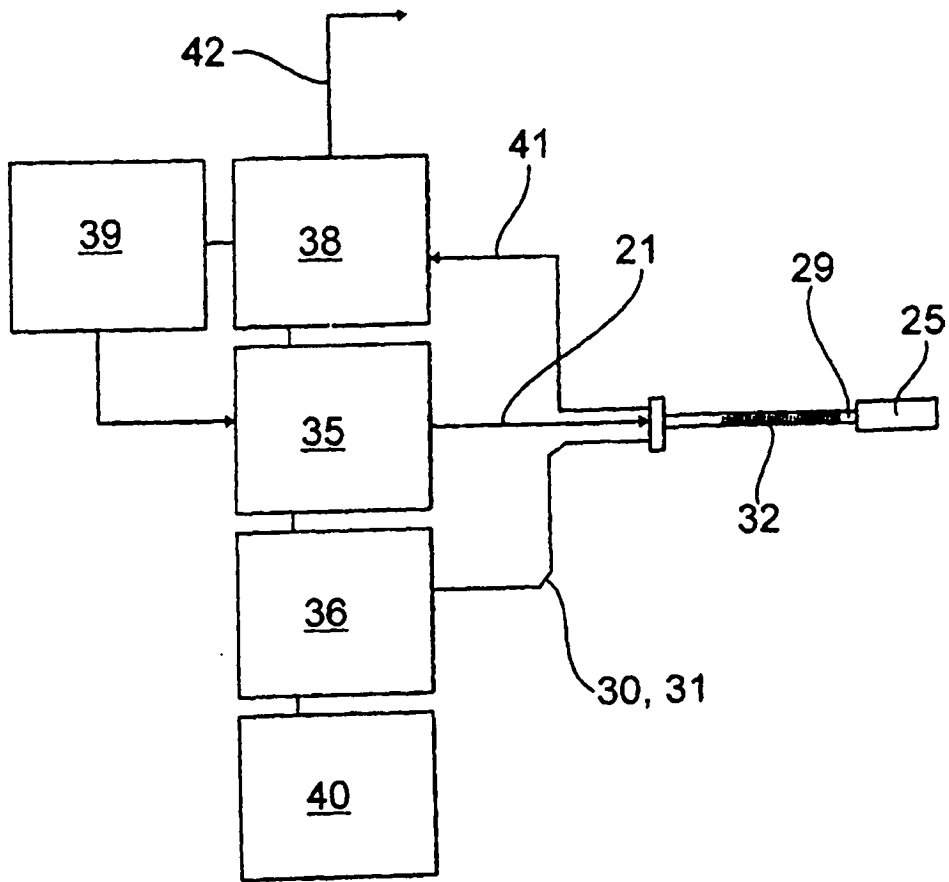


图 6