



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00801630.5

[45] 授权公告日 2004 年 12 月 1 日

[11] 授权公告号 CN 1177628C

[22] 申请日 2000.7.18 [21] 申请号 00801630.5

[30] 优先权

[32] 1999. 8. 7 [33] DE [31] 19937493.7

[86] 国际申请 PCT/EP2000/006835 2000.7.18

[87] 国际公布 WO2001/010500 德 2001.2.15

[85] 进入国家阶段日期 2001.4.6

[71] 专利权人 MFH 控制体温系统有限公司

地址 德国柏林

[72] 发明人 彼得·弗尤切特

审查员 刘 栩

[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

代理人 李德山

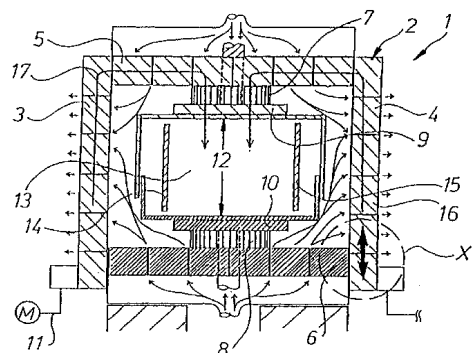
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用于加热生物组织内的磁的或可磁化的物质或固体的磁场施加装置

[57] 摘要

本发明涉及一种用于加热生物组织内的有磁性的或可磁化的物质或固体的磁场施加装置(1)，所述装置具有磁轭(2)，所述磁轭具有在所述磁轭上彼此面对的并被暴露体积中的间隙隔开的极靴，还具有用于产生交变磁场的两个磁场线圈(9, 10)，所述每个线圈被设置在一个极靴上(7, 8)，用于产生交变磁场。按照本发明，磁轭(2)，和极靴(7, 8)由被连接在一起的铁氧体构件块(16, 22)构成。此外，磁轭(2)被制成具有3个柱的M形，并具有两个平行的垂直磁轭元件(3, 4)，它们彼此分开一定距离，具有两个横向磁轭元件(5, 6)，被连接在所述垂直磁轭元件之间，每个极靴(7, 8)位于所述横向磁轭元件的中央，并且彼此面对，至少一个横向磁轭元件(6)具有相连的极靴(8)和相关的磁场线圈(10)，其可以作为一个部件相对于另一个横向磁

轭元件(5)移动，以便调整暴露体积内的间隙的宽度。用这种方式，便提供一种适合于实际应用的性能良好的磁场施加装置，用于进行高温治疗和热切除手术以及其它的医疗应用。



权 利 要 求 书

1. 一种用于加热生物组织内的有磁性的或可磁化的物质或固体的磁场施加装置，所述装置具有磁轭，所述磁轭具有两个在所述磁轭上彼此面对的极靴，这两个极靴隔开一定间隙，这个间隙限定了用于对患者进行医疗处理的区域，还具有用于产生交变磁场的两个磁场线圈，所述每个线圈分别设置在一个极靴上，

其特征在于

磁轭（2，25）和极靴（7，8）由铁氧体构件块（16，22）构成，所述铁氧体构件块（16，22）被组装在一起，以及

磁轭（2）被制成具有 3 个柱的 M 形，并具有两个平行的垂直磁轭元件（3，4），它们彼此分开一定距离，其中两个横向磁轭元件（5，6）被连接在所述垂直磁轭元件之间，分别具有极靴（7，8），位于所述横向磁轭元件的中央，并且彼此面对，至少一个由横向磁轭元件（6）组成的元件具有连接到横向磁轭元件（6）的极靴（8）和相关的磁场线圈（10），其可以通过驱动装置相对于另一个横向磁轭元件移动，以便调整处理区域内的间隙的宽度。

2. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置，其特征在于，

横向磁轭元件由下部横向磁轭元件（6）和上部横向磁轭元件（5）组成，由下部横向磁轭元件（6）和具有磁场线圈（10）的极靴（8）构成的部件被固定地安装，并且与其相对，由两个垂直磁轭元件（3，4）和相连的上部横向磁轭元件（5）以及具有磁场线圈（9）的极靴（7）构成的开口可以借助于垂直调整装置（11）被移动，借以调整处理区域内的间隙的宽度。

3. 如权利要求 2 所述的磁场施加装置，其特征在于，所述垂直调整装置由至少一个电动机控制的直线驱动装置构成，用于从下方移动垂直磁轭元件（3，4）。

4. 如权利要求 3 所述的磁场施加装置，其特征在于，所述垂直调整装置由自调整的主轴驱动装置（11）构成。

5. 如权利要求 1 到 4 任何一个所述的磁场施加装置,其特征在于,所述磁轭被保持在一个支撑装置中,冷却空气可以在所述支撑装置中流动。

6. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置,其特征在于,在垂直磁轭元件(3,4)的侧面的处理区域内的间隙由磁场限定线圈与/或隔板(14,15)确定,所述隔板(14,15)可被垂直地彼此相对进行调整,并限定一个滑入室。

7. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置,其特征在于,要被暴露于磁场的组织是病人的肿瘤部位,并且具有磁性的或可磁化的极小颗粒的磁流体被引入,借以把肿瘤部位加热到 41℃ 以上的温度。

8. 如权利要求 7 所述的磁场施加装置,其特征在于,其中使用由 10-15kA/m, 50-100kHz 的频率的磁力产生的磁场。

9. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置,其特征在于,磁场线圈(9,10)是具有至少一个螺旋延伸的绕组的盘形线圈,所述每个磁场线圈被分配给极靴(7,8),并且它们由插入的围绕磁场线圈/极靴间隙围绕其各自的极靴端部。

10. 如权利要求 9 所述的磁场施加装置,其特征在于,磁场线圈(9,10)具有一个或几个螺旋延伸的由多股铜线制成的绕组。

11. 如权利要求 9 或 10 所述的磁场施加装置,其特征在于,极靴(7,8)在被从上面看时是圆形的,并且彼此面对,其中平行的圆形极靴表面彼此面对,并由处理区域(12)内的间隙相互分开,以及

磁场线圈(9,10)相应地制成圆环形。

12. 如权利要求 9 所述的磁场施加装置,其特征在于,磁场线圈/极靴间隙 a 的尺寸范围是极靴直径 d 的 0.07-0.1 倍,以及

磁场线圈(9,10)的表面和极靴端面齐平,极靴端面的周边是圆形边缘。

13. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置,其特征在于,极靴直径 d 大于处理区域(12)内的间隙。

14. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置，其特征在于，磁轭(2)由被切削成矩形平行六面体状的铁氧体构件块(16)构成，所述构件块的表面被除去烧结层，并且被磨成平行平面，以及

圆形的极靴(7, 8)由经过相应的机加工的铁氧体构件块(22)构成，所述构件块被从上面看时呈楔形。

15. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置，其特征在于，被切削成矩形平行六面体状的铁氧体构件块(16)由铁氧体板(18)构成，所述铁氧体板沿着磁通的方向排列成一行，形成了磁轭(2)，所述铁氧体构件块沿垂直于磁通的方向由绝缘/冷却间隙(19)相互分开，通过所述绝缘/冷却间隙可以输送冷却空气，并且其沿着磁通的方向通过狭窄的接触间隙(S_2)彼此相连。

16. 如权利要求 15 所述的磁场施加装置，其特征在于，塑料隔离器(20)被插入绝缘/冷却间隙(19)的横向区域中，并且铁氧体板(18)通过被插入作为磁轭元件的铁氧体构件块中的隔离器(20)被联结在一起。

17. 如权利要求 14 所述的磁场施加装置，其特征在于，隔离器被插在楔形的铁氧体构件块(22)之间，以便产生绝缘/冷却间隙(23)，通过所述绝缘/冷却间隙(23)，邻接的铁氧体构件块被相互联结在一起，以及

提供轴向管状开孔(24)，以便形成管状极靴(7, 8)，通过所述管状极靴，可以使冷却空气流动。

18. 如权利要求 1 所述的磁场施加装置，其特征在于，在横向磁轭元件(6)和可以彼此相对进行调整的垂直磁轭元件(3, 4)之间的过渡点，与/或在横向磁轭元件(5, 6)和极靴(7, 8)之间的过渡点，提供强制气隙(S_1)，用于控制磁通，因而和接触间隙(S_2)相比所述强制气隙(S_1)的气隙宽度更大。

说明书

用于加热生物组织内的磁的 或可磁化的物质或固体的磁场施加装置

本发明涉及一种用于加热生物组织内的磁的或可磁化物质或固体的磁场施加装置。

癌症以公知的方式通过手术切除、化疗、放疗或者这些方法的组合被治疗。这些方法中的每一种方法都有某种局限性：尤其是在转移之后的发展阶段，当肿瘤位于接近重要的人体部位时，或者在扩散的肿瘤在不能确定的位置生长的情况下，肿瘤的手术切除是不可能的，或者只能提供极小的治愈机会。因此，手术干预一般和放疗以及化疗相结合。放疗只能在借助于图像产生处理精确地确定肿瘤的位置时才能进行，并且要极度避免涉及健康组织。在另一方面，化疗方法作用于整个人体。在这种情况下，骨髓毒性或治疗的特殊性构成限制因素。因此，在本领域的目前状态下的这些治疗方法不可避免地具有副作用，并且通常会破坏健康组织。

近些年来，高温方法作为另一种方法得到了重视，这种方法把肿瘤温度加热到 41°C 以上，使得和手术、放疗以及化疗相结合得以改善治疗结果，即能够局部控制肿瘤的生长并在某种程度上甚至可以存活。借助于人体的帮助在 $41-46^{\circ}\text{C}$ 的温度范围内，肿瘤组织发生被控制的相当慢的减少。这种方法被称为高温方法，在从 47°C 开始的较高的温度下将发生细胞结构的急剧破坏，这些破坏根据温度的不同可以以坏死、凝结或碳化的方式出现，这种方法被称为热切除。现有技术中的高温系统仅适合于上述的高温方法，或只适合于热切除。

高温方法具有的一般普遍的问题是不能被精确地定位，因而按照现有技术，通常对人体的目标部位几乎全部进行加热。在某种生理条件下（例如缺氧，低 pH），在肿瘤中癌细胞对高温敏感，但

这仅仅适用于少数的情况。和正常组织相比，高温本身对肿瘤细胞没有任何更多的作用。因此，限制对于由医学指示的部位（并且这不必限制于肿瘤）的加热是尤其重要的，而按照现有技术，这是不能实现的。

按照现有技术，使用一种由电场控制的系统，该系统从天线或者从其它天线形的物体或者从天线阵列发射通常在兆赫兹范围内的电磁波，用于局部地加热。为此，或者是单独的电场施加装置的电场被用于所谓的间隙升温，或者是天线阵列的干扰被用于深部加热。对于所有这些电场控制的系统，通常的困难在于，借助于昂贵的电场控制只能浪费功率，并且其中的加热取决于可施加的目标组织的导电率，按照不同的组织性质，其导电率是非常不同的，因而即使利用均匀的辐射，也形成不均匀的电场加热。尤其在具有非常不同的导电率的人体部位的过渡点，由于上述原因而吸收过量的功率，或发生所谓的“热点”，这些可能引起病人的疼痛和烧伤。因而，通常由病人控制减少总的发射功率，从而使得在目标部位不能达到能够破坏肿瘤组织所需的温度（41-42℃），因而使治疗失败。此外，由于偶极阵列的干扰，只有产生的最大的第二电场才能深入人体的内部部位。由于物理的原因，最大的功率消耗总是发生在人体表面，即在最大的半径处。除此之外，通过肿瘤和正常组织的血流量在高温下经常改变，因为所述电场的相当低的控制能力，利用电场控制的系统不能从外部补偿这种改变。

按照现有技术的另一种方法是超声波，其最好用于热切除，和间隙微波施加装置。由于频率的原因，后者具有低的穿透深度，因此只能以间隙天线的形式使用。此外，使用红外线对整个身体进行加热，以及使用体外的系统加热人体流体。

此外，已知一种用于治疗前列腺癌的高温方法（美国专利5197940），其中“热种”被植入肿瘤的部位，所述热种由磁的特别是铁磁的或可磁化的材料制成，或者含有这种材料。这些热种一般几个厘米长，直径在毫米的范围内。显然，需要以高的费用通过

手术植入这种热种。这种热种要在病人体外产生的交变磁场中进行处理，以便以高温的形式由公知的磁滞效应在热种中产生热量。

这些热种按照“热源”原理被加热，即，当热种被加热时，热种周围的温度按指数下降，因而在临床应用中，热种之间的距离可以不大于1厘米。在距离较大或者距离不均匀的情况下，则可能发生热欠剂量，这也能使治疗失败。尤其是较大的肿瘤，需要非常窄地植入热种，因而这种方法手术费用高，并且使病人压力大。除去小的距离之外，热种的方位还必须和交变磁场平行，以便使功率消耗最佳。在所谓的自调节的热种中，居里温度阻止过热，这是因为当达到居里温度时，铁氧体进入不可磁化状态，因而不再消耗功率。

其中使用振荡电路的磁场线圈作为磁场施加装置，用于产生交变磁场，被植入热种的病人身体的部位可以位于所述振荡电路的轴线上。实际上，使用空心线圈，在治疗期间，在空心线圈的中央区域中病人坐在不可磁化的支撑板上。

在利用热种的高温方法中，存在的缺点是，手术的高的费用和该方法的严重的侵入，不精确的方位或者热种位置改变的危險，以及可能发生的热欠剂量，和该方法只局限于较小的肿瘤。

在另一种用于肿瘤治疗的高温方法中（WO 97/43005），提出了一种可磁化的微囊体，其通过血流到达肿瘤的部位。用这种方式进行可磁化元件的植入尤其应当避免，因为在植入时，除去病人经受精神紧张之外在肿瘤中形成切口时还存在可能使恶性肿瘤细胞扩散到健康组织内的危險。使用频率范围为10kHz-500kHz的线性交变磁场。微囊体要和能够被高度磁化的材料结合使用，因而，为使所述材料暴露在磁场当中所需的交变磁场的磁力相对于所需的冷却系统的结构和电源而言是容易处理的。不过，没有说明实际的结构。

还有一种非常类似的使用其频率在大于10kHz的范围内的旋转磁场的高温方法（EP0913167 A2）。为了产生所用的旋转的交变磁场，只示意地示出了这类磁场施加装置。所述磁场施加装置包括具

有两对极靴的磁轭，它们彼此相交，并在暴露的体积内由气隙相互隔离，还具有被设置在这些极靴上的两对磁场线圈。实际上示出的是一种矩形的磁轭，借以使极靴被设置在从每个磁轭分支的中心开始的矩形的中央，从而在此处形成暴露于磁场的体积。圆柱形的线圈被安装在极靴上，它们彼此面对，同时和相关的电容装置相连，以便形成振荡电路。

然而，用于实现上述的高温方法的磁场施加装置的示意图除去表示一种试验的装置之外，没有披露一种实际的工业生产方法，所述方法例如要求高的产量和低的成本，以及占据最小的空间和低的磁场泄漏，还有在医院中使用时应当具有的最佳的治疗效果。

因此，本发明的目的在于，提供一种磁场施加装置，用于加热在生物组织内的磁性的或可磁化的物质或固体，其能够满足上述有关工业生产的要求，用于医院或其它可能的工业应用中。

所述目的这样来实现：

一种用于加热生物组织内的有磁性的或可磁化的物质或固体的磁场施加装置，所述装置具有磁轭，所述磁轭具有两个在所述磁轭上彼此面对的极靴，这两个极靴隔开一定间隙，这个间隙限定了用于对患者进行医疗处理的区域，还具有用于产生交变磁场的两个磁场线圈，所述每个线圈分别设置在一个极靴上，其特征在于磁轭和极靴由铁氧体构件块构成，所述铁氧体构件块被组装在一起，以及磁轭被制成具有个柱的 M 形，并具有两个平行的垂直磁轭元件，它们彼此分开一定距离，其中两个横向磁轭元件被连接在所述垂直磁轭元件之间，分别具有极靴，位于所述横向磁轭元件的中央，并且彼此面对，至少一个由横向磁轭元件组成的元件具有连接到横向磁轭元件的极靴和相关的磁场线圈，其可以通过驱动装置相对于另一个横向磁轭元件移动，以便调整处理区域内的间隙的宽度。

至少一个横向磁轭元件的的相对位置的机械加工比 C 形磁轭简单，因为垂直磁轭元件可以用作两侧的支撑。

为了加热，尤其是利用磁流体加热，需要大约 15-20kA/m 大约

50-100kHz 的交变磁力。在处理区域的磁场是 8-30 l 的情况下，必须由高温装置产生大约 18kW-80kW 的容量。这个能量必须以高的频率产生，然后必须以热的形式被除去，因为在磁流体中只产生几瓦用于在病人体内产生高温。

利用上述装置能够控制被暴露于磁场的体积和低的漏磁通，使得把磁场限制于人体内需要治疗的部位，使得所需的能量花费和用于热输送所需的花费可以被减少。为此，磁轭和极靴由铁氧体构件块制成，尤其采用合适的磁轭形状，使得大大减少不需要的过大的磁通密度和伴随的大的损耗。

利用铁氧体构件块和大约为 50-100kHz 的高的交变频率相结合，使得能够限制暴露于磁场的体积，使得大约只有相同的空气体积的能量的 1/2000 在铁氧体体积中运动。这个大的优点是由于铁氧体构件块易于产生损耗引起的，例如在工作区域内两倍的磁通密度可以产生 5-6 倍的损耗。为此，下面说明一种合适的措施，用于保持低的磁通密度，特别是用于避免磁通密度的不需要的增加，或者至少使其大为减少。

铁氧体是一种陶瓷状的构件块，可以以合理的成本以任何所需的形式被生产，尤其是不以整体磁轭的形式被构成。为此目的，本发明提出由铁氧体构件块构成磁轭，借以在过渡点干扰否则可能发生的尽可能均匀的磁通。下面说明这个问题的优选的解决办法。

按照本发明的磁场施加装置同样非常适合于作为热切除处理的高温治疗。此外，按照本发明的磁场施加装置还适合于加热的其它物质或固体，用于治疗癌症之外的医疗应用。其中包括所有和热相关的医疗应用，例如热感应植入，或斯滕特固定膜的再生、植入或斯滕特固定膜的表面活化，为了治疗而加热发炎的未被癌感染的人体部位，促进对照媒体分布，或者通过交变磁场的激励改善超顺磁对照媒体，通过磁载体辅助基因转移系统进行生物分子、生物细胞和生理成长过程的活化，配合基、受体、传递器、其它的信号分子以及物质的新陈代谢过程和内分泌过程的触发。

为此目的，固定地安装由下部横向磁轭元件和具有磁场线圈的相关的极靴构成的部件。然后例如可以安装病人托架，所述托架具有由塑料制成的被设置在所述固定的极靴上的病人支撑部分和托架位置显示部分，从而使病人在调整处理区域内的间隙的宽度期间不再需要运动。相对于这个固定部件，由两个垂直的磁轭元件和具有磁场线圈的相关的极靴的上部横向磁轭元件构成的入口可借助于一个垂直调整装置调整，以便确定在处理区域内的间隙的宽度。

垂直调整装置可以以简单的直线驱动的形式构成，其最好移动垂直的磁轭元件。例如，可以使用一种自调整的主轴驱动装置，使得整个装置可以被作得非常安全，而没有因为调整装置的错误而使重的磁轭元件伤害病人的危险。

在一种优选的改型中，磁轭可以被保持在一种支撑装置中，其中可以导入冷却空气并使之通过铁氧体构件块的冷却气隙流动，从而除去热量。

根据条件和特殊要求，在处理区域中的间隙和暴露于磁场的体积可以借助于磁场限制线圈或借助于隔板被沿横向限定。

在原理上，按照本发明的磁场施加装置可以用于合适的场合，其中包括通过使用被引入的磁性的与/或可磁化的物质对所有可能的组织，机体，物体和被暴露于磁场的物质的精确定位和无接触加热。不过，所述磁场施加装置的优选的应用是在医学领域内。尤其在癌症治疗领域，其中最好使用具有可磁化的极小颗粒的流体作为磁性物质。这样，可以对肿瘤部位局部加热到 41°C 以上。

使用由大约 $10\text{-}15\text{kA/m}$ 大约 $50\text{-}100\text{kHz}$ 的磁力产生的交变磁场。然后，通过使用上述的磁场施加装置达到治疗肿瘤所需的温度。当磁场施加装置用于热种时，只需 $1\text{-}2\text{kA/m}$ 的磁力。根据现有条件，在 $20\text{-}500\text{kHz}$ 这样较宽范围内的频率也是合适的。

利用在原理上是可能的一种结构，其中具有围绕极靴的圆柱形线圈，通过感应加热使温度升高，从而增加其在两个磁体之间的间隙的线圈，需要采取措施散热。在另一方面，具有至少一个磁场线

圈/极靴间隙的盘形线圈结构使得在所述极靴的周边上产生相当低的磁通密度。可以减少不需要的磁密的增加。

在一种实施例中，提供一种具有一个或几个螺旋延伸的由多股铜线制成的绕组的磁场线圈，以便使涡流损耗尽可能低。

在另一种实施例中，极靴是圆柱形的，或者从上面看时是圆环形的，借以使它们跨过处理区域中的间隙彼此面对相对的平行的环形极靴表面。因而磁场线圈被制成圆环的形式。这使得能够均匀地输出磁通，具有减少否则将在拐角和边沿增加发热的效果。

如果盘形的磁场线圈的位置尽可能靠近处理区域内的间隙，则对于能量和磁通，将发生尤其有利的条件，尤其是在相对于特定的极靴表面为扁平的结构中。如果同时磁场线圈/极靴间隙的尺寸大约为极靴直径的 $1/10$ ($0.07-0.1$ 倍)，并且如果各个极靴端面的周围边沿被倒圆，则可以实现更加优化。用这种方式，可以大大减少有害的磁通密度的增加。

极靴直径应当大于处理区域内的间隙的宽度。这样，可以减少极靴外部的漏磁场，或者减少暴露于磁场的体积的漏磁场，使得在铁氧体构件块内的磁通密度，因而也是在铁氧体材料内的损耗可以被保持尽量低。在极靴具有相当小的直径的情况下，这些在铁氧体构件块内的损耗将过度地增加。

磁轭由具有被磨成平行平面的表面的被切削成石块状的铁氧体构件块构成，以便形成均匀的过渡，从而在一些情况下可以除去外部烧结层。因而，圆的极靴由类似于饼楔的楔形铁氧体构件块构成，从而使两个邻接的表面被磨成平行平面。

为了降低涡流损耗，使由铁氧体板制成的被切削成矩形平行六面体状的铁氧体构件块置于一排中，并通过绝缘/冷却间隙使其相互隔离。在其装配状态下，这些铁氧体板沿磁通的方向排列。为了由铁氧体板制成一个整体的铁氧体构件块，它们借助于塑料隔离器相互分开，并通过所述隔离器相互联结。

以类似方式制成楔形的铁氧体构件块，以便构成极靴，借以使

可以引入冷却空气的管状中心开口被保持打开。为了联结铁氧体板，最好使用耐高温的两组份粘结剂。

铁氧体板之间的间隙用于电绝缘和冷却，通过间隙吹入冷却空气。因为尽管铁氧体的导电率低，但是仍然发生较大的涡流，所以需要冷却，此外，必须除去被减少的热量。液体冷却是更有效的，不过因为绝缘要求不能使用。油冷具有危险，这是因为油的可燃性所致，而相对不可燃的液体通常具有毒性。一般地说，利用液体冷却系统的密封问题只能以高的费用解决，尤其是具有可移动的磁轭元件并涉及所有其它的技术困难的情况下。

在另一方面，如前所述，在过渡点的磁通被控制，在另一方面，除去在制造时形成的大约为 0.1-0.2mm 的磁无效的烧结层，并且把导磁的表面被磨圆而成为平行平面。由于铁氧体的大的导磁率，最小的不规则性也有影响，因而利用强制气隙进行磁通控制是有利的。在可动横向磁轭元件和相邻的垂直的磁轭元件之间的过渡点，与/或在横向磁轭元件和极靴之间的过渡点设置 2-3mm 的强制气隙是尤其有利的。在这种相当宽的强制气隙附近，根据情况，可以保留烧结层，以便减少铁氧体构件块的制造成本。

下面结合附图详细说明本发明，其中：

图 1 是磁场施加装置的示意的截面图；

图 2 是图 1 的磁场施加装置的示意的顶视图；

图 3 是图 1 的磁场施加装置的示意的侧视图；

图 4 是具有楔形的铁氧体构件块的极靴的顶视图；

图 5 是图 4 的极靴的侧视图；

图 6 是切销成矩形平行六面体状的铁氧体构件块的结构示意透视图和放大图；

图 7 是垂直磁轭元件和水平磁轭元件之间的过渡区域的放大的表示；以及

图 8 是具有平的极靴表面的磁场线圈的示意的侧视图。

图 1 示意地表示用于产生高温的磁场施加装置 1，在其中可以

放置或照射要被暴露于磁场的物体，并且可以放置和照射可被引入的磁性的或可被磁化的物质或固体。包含具有极小的磁颗粒的液体的人体内的肿瘤部位尤其适合于作为被暴露于磁场的物体，借以使肿瘤部位被加热到大约 41℃ 以上的温度。

磁场施加装置 1 包括磁轭 2，其被设计成 M 形，呈三柱结构的形状，并具有两个平行的垂直磁轭元件 3, 4，它们相互离开一定距离，还具有被连接在所述垂直磁轭元件之间的两个横向磁轭元件 5, 6。

由下部横向磁轭元件 6 和其相关的具有下部磁场线圈的下部极靴 8 构成的部件被固定地安装。相对于所述部件，由两个垂直磁轭元件 3, 4、被连接的上部磁轭元件 5 以及具有上部磁场线圈 9 的和其相关的上部极靴 7 构成的入口可以借助于图中仅仅示意地表示的自约束的主轴驱动装置 11 移动，以便调整在处理区域 12 内的间隙的宽度。

由图 1 还可以看出，处理区域 12 内的间隙由用于限定滑入空间 13 的隔板 14, 15 限定。在所述的情况下，隔板 14, 15 可以被垂直地相互调整。

特别是从图 8 可以看出，上部磁场线圈 9 和下部磁场线圈 10 被制成盘状线圈的形式，其具有一个或几个由多股铜线制成的螺旋延伸的绕组。

图 8 还表示磁场线圈 9, 10 包括包括极靴端部，所述端部具有被插入的并包围磁场线圈/极靴的开口 (a)。尤其由图 4 可以看出，图 4 表示极靴 7, 8 中的一个的顶视图，极靴 7, 8 被设计成圆形。磁场线圈/极靴间隙的尺寸范围为极靴直径 (d) 的 0.07-0.1 倍，借以使磁场线圈具有基本上和极靴端面齐平的表面，并且在极靴端部的表面的周边是圆形边缘。

此外，在处理区域 12 内的间隙的尺寸也被设计成极靴直径 d 的函数，以便减少漏磁场。在优选实施例中，这些极靴直径 d 大于处理区域 12 内的间隙，以便避免漏磁场。

如图 2 和图 3 所示,其中分别示出了磁轭 2 的侧视图和顶视图,磁轭 2 由被切削成矩形平行六面体状的铁氧体构件块 16 构成,构件块的表面被除去烧结层,并被磨成平行的平面。这些被切削成矩形平行六面体状的铁氧体构件块 16 被依次排列成排,如图 6 所示,铁氧体构件块由铁氧体板 18 构成,铁氧体板在磁轭 2 中沿磁通的检测方向 17 对齐。

这些铁氧体板 18 彼此沿垂直于磁通 17 的方向由绝缘/冷却间隙 19 分开。在横向的区域中,在所述绝缘/冷却间隙 19 中插入塑料隔板 19,借以使铁氧体板 18 通过所述塑料隔板 20 联结到被切削成石块形的构件块 16 上而形成磁轭部件。冷却空气可以通过绝缘/冷却间隙 19 输送,用于冷却磁轭 2,如图 6 的箭头 21 所示。

在图 4 和图 5 中可以看出,圆形的极靴 7, 8 由铁氧体构件块 22 构成,所述构件块从顶部看是楔形的,其表面也被除去烧结层,并被磨成平行平面。在楔形的铁氧体构件块 22 之间也插入隔离器,从而形成图中示意地表示的绝缘/冷却间隙 23,并通过这些隔离器使相邻的铁氧体构件块彼此相连。在图 4 和图 5 的示意的表示中,没有示出隔离器。

由图 4 和图 5 还可以看出,极靴 7, 8 具有轴向管状开孔 24,冷却空气可以通过所述开孔引入磁场施加装置 1,这由图 1 也可以看出。

图 7 表示被切削成石块状的铁氧体构件块 16 沿着磁通的方向 17 只经过狭窄的接触间隙 S_2 彼此相连。由图 7 还可以看出,强制气隙 S_1 被提供在垂直磁轭元件 3, 4 之间的过渡点上,其可以相对于下部横向磁轭元件 6 被调整,还被提供在横向磁轭元件 5, 6 和极靴 7, 9 之间,用于控制磁通。这些强制的气隙 S_1 的宽度为 2mm-3mm,比接触间隙 S_2 的宽度更大。

磁场由磁场线圈 9, 10 产生,所述磁场线圈和未示出的电容器相连,从而形成振荡电路,其中能量以电路的谐振频率作为无功功率振荡。磁力最好在 1-20kA/m 的范围内,而频率最好在 20-500kHz



的范围内。这种磁场施加装置在用于热种时，1-2kA/m 便足够了，而在用于磁流体时则需要更大的磁力。

说明书附图

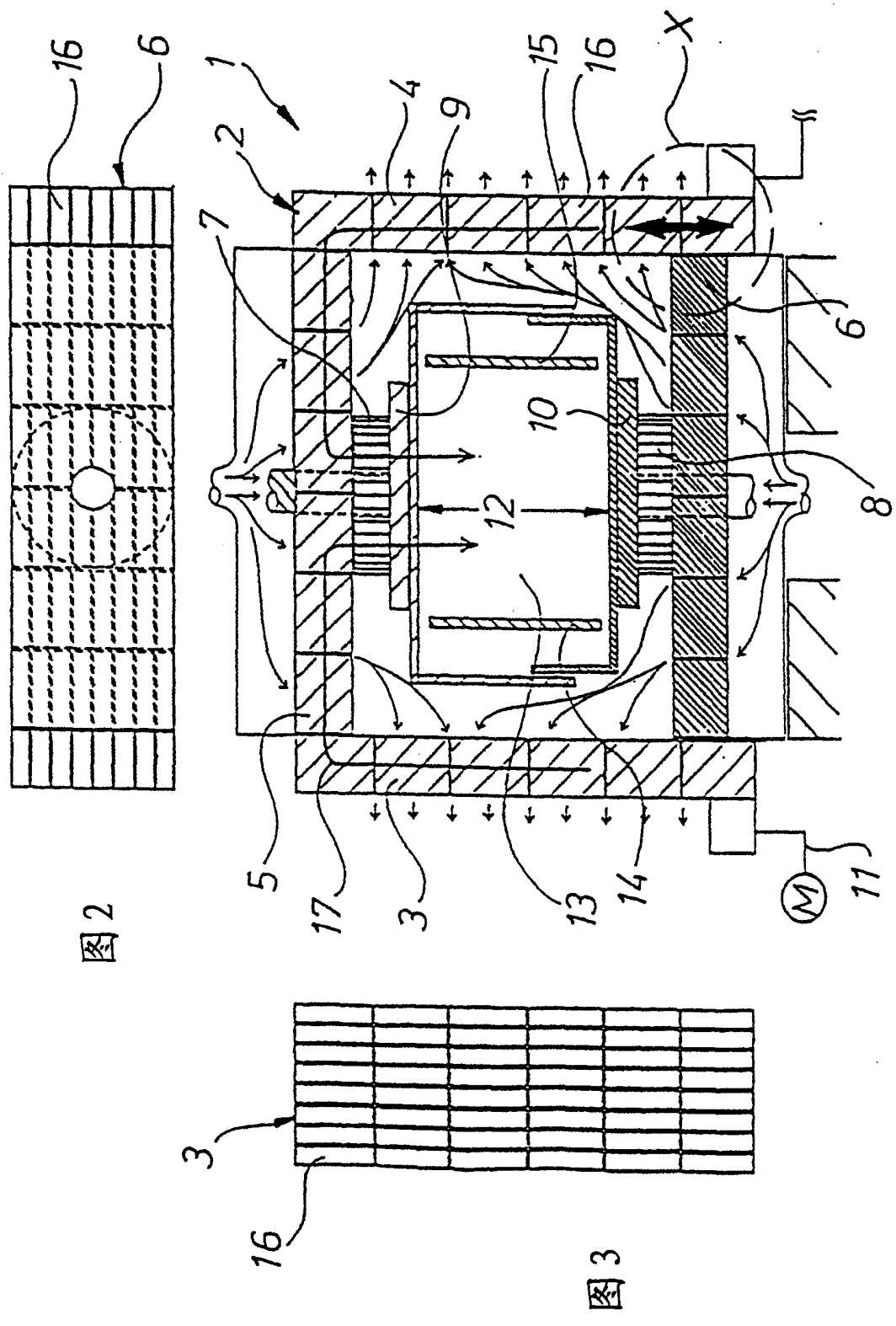


图1

图2

图3

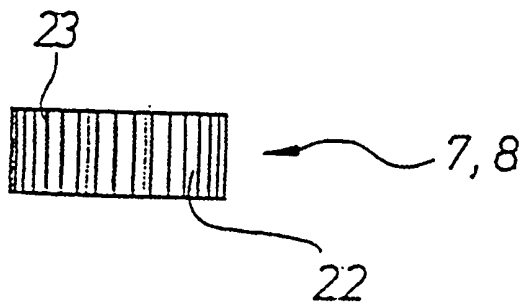
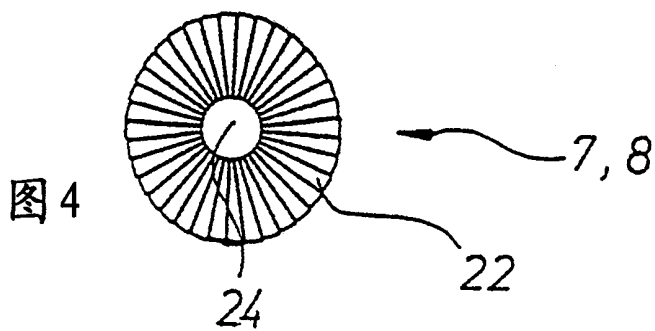
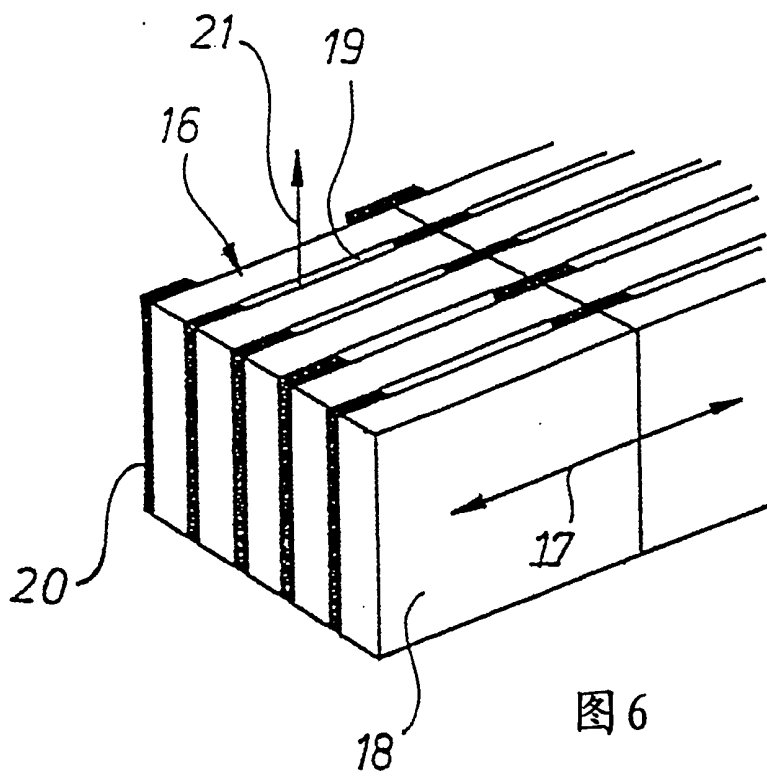


图5



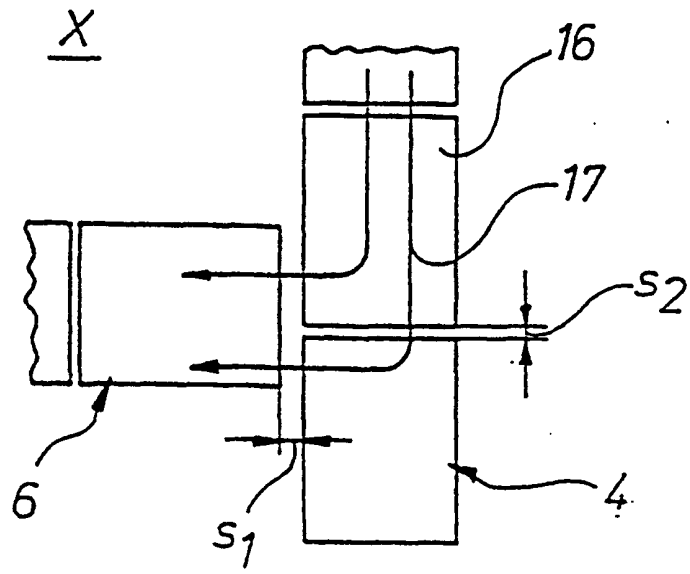


图7

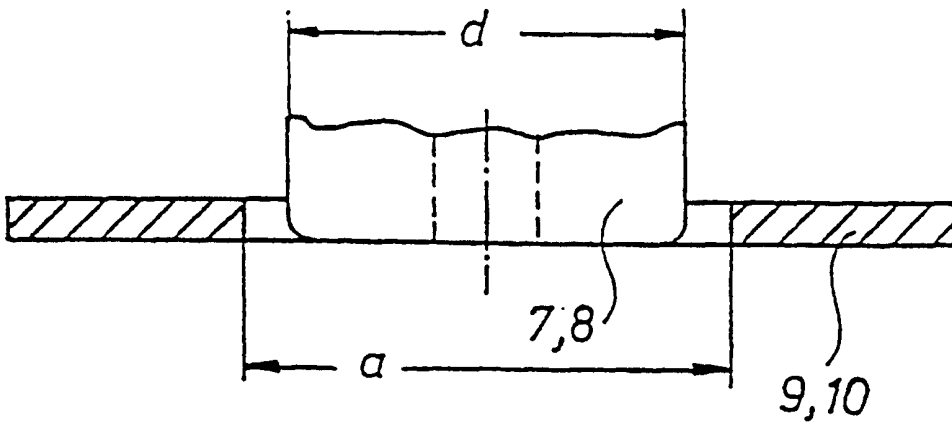


图8