



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580022826.7

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100534402C

[22] 申请日 2005.7.7

US5348554A 1994.9.20

[21] 申请号 200580022826.7

US4326529A 1982.4.27

[30] 优先权

审查员 陈萌

[32] 2004.7.7 [33] DE [31] 102004033595.8

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

[86] 国际申请 PCT/EP2005/053255 2005.7.7

代理人 王维宁

[87] 国际公布 WO2006/003216 德 2006.1.12

[85] 进入国家阶段日期 2007.1.5

[73] 专利权人 塞隆医疗设备公司

地址 德国泰尔托

[72] 发明人 凯·德辛尔 托马斯·斯坦
安德烈·罗根

[56] 参考文献

US5217459A 1993.6.8

权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

US6413255B1 2002.7.2

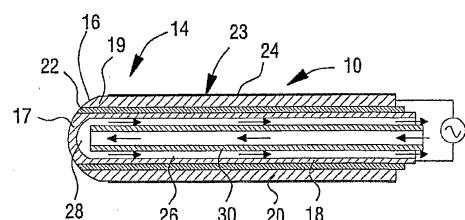
US4381007A 1983.4.26

[54] 发明名称

双极高频凝血电极

[57] 摘要

本发明涉及一种双极高频凝血探头(10)，所述的双极高频凝血探头有电极前端(14)，所述前端有一个额面(16)，一个第一电极(18)的极(17)和一个第二电极(20)的极(19)集成在所述额面中。根据本发明，凝血探头(10)包含一个温度控制单元(26)，用一种温度控制媒介控制额面(16)的温度。



1. 双极凝血探头（10），所述的双极凝血探头具有一杆，该杆具有一个近端和一个远端以及在所述杆的一个远端上的一个额面（16），一个第一电极（18）的极（17）和一个第二电极（20）的极（19）集成在所述额面中，其中，双极凝血探头（10）包含一个温度控制单元（26），所述温度控制单元构成用于借助于一种温度控制媒介在双极凝血探头的远端的区域中控制温度，其特征在于，第一电极（18）以一个在其远端封闭的金属壳体的形式构成。

2. 如权利要求 1 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，所述温度控制单元（26）包含一个用于温度控制媒介的管路结构（28），用之向额面（16）的后侧输送温度控制媒介，并且在所述额面的后侧掉头和回输温度控制媒介。

3. 如权利要求 2 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，所述温度控制媒介是一种消毒的、无热原的生理盐水。

4. 如权利要求 2 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，所述温度控制媒介是去离子水。

5. 如权利要求 1 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，所述温度控制单元（26）连接在一个软管泵上。

6. 如权利要求 1 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，环形地构成第二电极（20）的极（19），并且第一电极（18）的极（17）安排在所述第二电极的环形的极（19）的内部。

7. 如权利要求 1 或 6 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，所述第一电极（18）至少在电极前端（14）区域中是管形的，其中管形的第一电极（18）的远端在所述额面（16）中构成所述极（17）。

8. 如权利要求 1 或 6 所述的双极凝血探头（10），其特征在于，第一电极（18）至少在电极前端（14）的区域中采取一种壳体的形状，其中第一电极（18）的一个远端构成所述壳体的底，或者说所述额面（16）中的极（17）。

9.如权利要求 1 所述的双极凝血探头 (10)，其特征在于，所述第二电极 (20) 在电极前端 (14) 的区域中的是管形的，其中管形的第二电极 (20) 的一个远端构成额面 (16) 中的极 (19)。

10 .如权利要求 1 所述的双极凝血探头 (10)，其特征在于，凝血电极 (10) 包含至少两个带有一个安排在电极前端 (14) 的圆周上的极 (19、33) 的电极 (20、34)。

11.如权利要求 10 所述的双极凝血探头 (10)，其特征在于，在电极前端 (14) 的圆周上安排的电极 (20、34) 的极 (19、33) 环形地包绕电极前端 (14)。

12.如权利要求 10 或 11 所述的双极凝血探头 (10)，其特征在于，一个电极 (20) 既有所述额面 (16) 中的一个极面 (19a)，也有在电极前端 (14) 的圆周上的一个极面 (19b)。

13.如权利要求 12 所述的双极凝血探头 (10)，其特征在于，双极凝血探头 (10) 总共包含三个电极 (18、20、34)。

双极高频凝血电极

本发明涉及适用于最低创伤性的外科手术的一种双极高频凝血探头。

围手术出血护理是每一个手术介入的部分。双极高频凝血近年来发展成一种止血的标准方法。所采用的凝血电极包含至少两个电极，在所述电极之间可以加以一种高频交变电压并且所述电极安放在同一个仪器中。这两个电极例如放在一个双极的镊子的相互绝缘的分枝上并且可以按一种同轴的安排实现在一种所谓的凝血探针中。所述双极的优点在于，电流只流在所述电极的紧密相邻的极之间而不流过患者的全身。还排除了如在单极高频术中可能出现的由于违反操作规则地固定中线电极或者意外地使患者接地造成的烧灼。

有些常规构型的双极凝血电极不适于最低创伤的外科手术，尤其是内窥镜神经科手术。因此开发了一个球形额面的双极高频凝血电极，其中在所述额面上集成了一个第一电极的一个极和一个第二电极的一个极。所述额面的球形表面使得能够特别简单地操作所述凝血探头。此外，如果不保持所述杆垂直于组织表面，所述球形额面还使得能够进行表面凝血。

有一种活性额面的公知的双极凝血探头的缺点却是，在按规定使用情况下可能把组织粘附在电极的极上。

本发明的任务是克服现有技术的缺点。

根据本发明该任务通过如权利要求1所述的双极凝血探头完成。如本发明所述的双极凝血电极具有一个有一个远端的杆，所述远端有一个额面，一个第一电极的极和一个第二电极的极集成在所述额面中。所述双极凝血电极的特征在于，它包含一个温度控制单元。以此方式可以缓解或者完全避免那些从常规电凝手术公知的，不利地把组织粘附在电极的极上的缺点。在没有温度控制的凝血探头的情况下，凝血时紧帖在电极的极上的组织区域中有最高的温度。随着不断地干涸该组织会粘附在电极的极上。借助于如本发明所述的温度控制单元却可以把所述极上的温度降低到不再可能组

织粘附。通过把电极的极的温度控制到低于组织粘附的临界温度，把临界温度的区域从所述极推移到较深层的组织中。在此情况下所述温度控制单元起冷却至少凝血探头的远端的作用。此外用如本发明所述的温度控制单元可以在凝血时和凝血前以及把所述电极引入体内时调节和保持电极前端的额面的温度。尤其是还可以在使用前加热所述凝血探头。不具有如本发明所述的温度控制单元的凝血探头在接触组织时才受加热，因为只有这时才能流过导致加热组织并且从而间接地加热所述凝血探头的高频电流。然而对于一些应用却希望紧接在开始使用以前凝血探头就已经具有所希望的温度，而不是仅在间接加热造成的迟延以后才有这样的温度。

如此地构成如本发明所述的温度控制单元：使之能够在所述双极凝血探头的远端引入一种温度控制媒介以冷却或者加热所述额面。所述温度控制媒介是一种适用于吸收热能和释放热能的流体。所述温度控制单元可以包含通常的用于调节温度控制媒介的一个预定的温度或者一个可以预先给定的温度曲线的器件，例如一种在需要的情况下可以控制的恒温器，或者与这样的媒介连接。对于本发明的目的，一个仅分区进行的额面温度控制可能就足够了，从而所述温度控制媒介不必与所述双极凝血电极的整个额面处于热交换。处于重要地位的首先是所述双极凝血探头的在额面中设置的极的温度控制。

优选地所述温度控制单元包含一个用于温度控制媒介的管路结构，用之向凝血探头的远端内部额面的后侧输送温度控制媒介，并且在所述额面的后侧至少部分地掉头和回输温度控制媒介。从而所述温度控制媒介在后侧沿所述额面流动并且以此方式快速和有效地导出由于凝血出现的热，或者把所述额面加热到所希望的温度。

根据一个优选的第一变形实施例所述温度控制单元的温度控制媒介是一种消毒的、无热原的生理盐水。由此防止在凝血探头破损和与此相关联的温度控制媒介流出到患者体内时出现健康风险。在此根据本发明的一个进一步优选的实施方式，在电极的前端，尤其在极中设有孔，通过所述孔至少部分地流出温度控制媒介，从而可以补偿强加热组织时出现的组织干涸，并且通过保持组织的电导率改善电能引入。

根据一个优选的第二变形实施例用去离子水作温度控制媒介。优点是可以取消电极的极对温度控制媒介的电绝缘，因为去离子水的电导率对于本发明的用途足够地低。以此方式可以非常有效地实现所述额面尤其是直接在电极的极的区域中的冷却和加热，并且无需高耗费地在结构上适配电极结构。

优选地所述温度控制单元连接一个软管泵以输送所述温度控制媒介。软管泵的优点是泵的机件不与泵送的液体接触。从而只要采用消毒的软管，消毒的液体就保持无菌。保持温度控制媒体的灭菌状态提高了系统的安全性。从而在温度控制媒介因故障流入患者体内时不会有感染风险。

所述额面是沿所述杆近端方向观看在一个沿所述杆的纵向沿远端方向延长的纵轴线上的一个观察点可以看到的面。

根据本发明的另一个优选实施方式球形地形成如本发明所述的凝血探头的所述额面。“球形的额面”理解为所述电极前端至少近似的球形区域。在此，例如所述球形额面可以把所述杆的远端构成为半球。然而该造型却不限于几何意义上的球形轮廓，而是还可以有与之偏离的曲面。该球形额面沿它所连接的电极前端的杆的方向倒圆并且没有垂直于纵轴线的区段。所述球形额面的表面不必是完全平滑的，而是还可以是在稍有不同地被构形，例如通过把所述电极的极稍微隆出所述额面。

“极”指得是在使用中构成对周围组织的一种电活性表面的电极的部分，就是说，在其中在加以交变电压的情况下用于向周围的组织投放电能的表面。

根据本发明的一个优选的实施方式，环形地构成所述第二电极的极。此外第一电极的极安排在所述第二电极的环形的极的内部。通过该造型和相关的把所述两个极都设置到所述额面的方式使得能够在紧帖的组织的清楚地限定的区域上加以高频的交变电压，并且还非常均匀地流过通过整个电极前端。

根据另一个优选的实施方式，所述第一电极至少在所述杆的远端区域中是管形的，其中管形的第一电极的远端在所述额面中构成所述极。可供替代的是，第一电极可以至少在远端的区域中采取一种壳体的形状，其中

第一电极的一个远端构成所述壳体的底或者所述额面中的极。优选的是所述第二电极在所述远端区域中的也是管形的，其中该管形的第二电极的一个远端构成所述额面中的极。通过所述电极造型可以简化所述凝血电极的制造，从而降低制造成本。附加地所述电极前端的造型赋予操作所需要的稳定性。最后，前段中说明的带有外部的管形极的变形实施例可以特别简单地用已经是管形的电极的环形极实现。带有与温度控制单元结合的一个壳形的第一电极的变形实施例尤其在制造技术上可以实现。

另一个，还可以不用如本发明所述的温度控制单元实现的、双极凝血探头的优选实施方式同样具有一个远端，所述远端具有一个额面，一个第一电极的极和一个第二电极的极集成在所述额面中。在此所述双极凝血探头适用于表面凝血。此外所述双极凝血电极包含至少一个带有安排在所述杆的圆周上的极。一个在所述杆的圆周上的第二极可以由一个沿近端方向延长的、在所述凝血探头的额面中的环形的极构成，就是说，连接在所述额面上的凝血探头的杆具有至少两个极。从而所述凝血探头具有两个适用于间质凝血的电极。优选的是一个安排在所述电极的圆周上的极环形地包围所述杆，因为由此可以有一种空间上清楚地确定的组织处理。根据一个电路技术上特别简单地实现的、既适于间质凝血也适于双极表面凝血的变形实施例，所述凝血电极的一个电极既构成所述额面中的一个极也构成所述电极前端的圆周上的一个极。以此方式事实上出现有两个极面的公共的极，从而一种双极表面凝血和双极间质凝血的结合的凝血探头总共有三个极，其中的两个不相邻的极不能够相互地电连接。该实施方式中所述凝血探头优选地只有三个电极。前述的既用于表面凝血也用于双极凝血的双极凝血电极的特别的实施方式优选地可以包含前文说明的所有其变形实施例中的温度控制单元。

下面借助于实施例和所属的附图详细地说明本发明。

图1示出一个双极高频凝血探头的俯视图，

图2示出由带有一个根据一个第一变形实施例的温度控制单元的双极高频凝血探头的纵剖视图，

图3示出由带有一个根据一个第二变形实施例的温度控制单元的双极

高频凝血探头的纵剖视图，所述所述温度控制单元有一个局部的液体出口用于防止组织干涸，

图 4 示出用一个凝血探头凝血时的温度曲线，并且，

图 5 示出由带有一个根据一个第三变形实施例的温度控制的凝血探头的纵剖视图，所述第三变形实施例用于表面凝血和间质凝血。

图 1 示出一个双极凝血探头 10，所述双极凝血探头处在一个本文没有详细说明的内窥镜 12 的一个引导杆中。凝血探头 10 具有一个远端 14 的杆 23，所述远端由一个球形的额面 16 构成。在球形额面 16 中集成两个互相电绝缘的、第一和第二电极 18、20 的极 17、19。凝血探头 10 可以用于表面凝血。

图 2 用一个纵剖面示意地表现图 1 中所示的凝血探头 10 的结构。如图中所示，额面 16 球形地构成并且在其表面上按段分开，这些段由第一和第二电极 18、20 的极 17、19 以及隔离这两个电极 18、20 的绝缘体 22 构成。在该实施例中额面 16 近似地形成半球形，所述半球形构成一种杆 23 的倒圆过渡。

第一电极 18 设置成在其远端封闭的金属壳体的形式。所述金属壳体的封闭端安排在电极前端 14 额面 16 的中心并且在所述额面处构成极 17。第二电极 20 有一个由杆 23 区域中的一个薄绝缘层 24 覆盖的金属管的形状。第二电极 20 的一个远端构成极 19。在加以一个交变电压的情况下在球形额面 16 的区域中经电极 18、20 的两个极 17、19 之间紧帖的组织流过电流。因此加热和凝血所述组织。在一个没有受温度控制的凝血电极的情况下在紧帖电极 18、20 的极 17、19 的组织区域中有最高的温度。这可以导致，随着越来越干涸逐渐地把组织粘附到电极 18、20 的极 17、19 上。

为了避免所述的影响在凝血电极 10 中集成一个温度控制单元 26。温度控制单元 26 包含一个安排在额面 16 后侧的管路结构 28，并且所述管路结构掉头和回输流来的温度控制媒介。温度控制媒介可以采用一种消毒的、无热原的生理盐水或者去离子水。根据本发明为了实现管路结构 28，温度控制单元 26 包含一根大致安排在杆 23 中心的软管 30 以及一个安排在额面 16 的后侧的凹形结构，由一个在图中未示出的软管泵用所述软管把所

述温度控制媒介输送到额面 16 的后侧。管路结构 28 在软管 30 旁于外部回输所述温度控制媒介。温度控制媒介的流动方向由图中所示的箭头指示。在此图中所示的温度控制单元 26 的变形实施例中第二电极 20 的极 19 与第一电极 18 的极 17 相比不太有效地受冷却。在这样一种情况下可以通过对应较大地构成第二电极 20 的极 19 以降低电流密度并且从而减少加热，达到所希望的电极表面温度的降低。温度控制单元 26 还包含在此图中同样没有示出的控制温度控制媒介的温度的器件。该器件例如可以包含一个接入在所述温度媒体循环回路中的恒温器的常见的实施方式。

在图 4 中示意地示出一个在凝血电极 10 的温度控制时调节的温度曲线。如图所示，通过在球形额面 16 上的图中没有详细示出的极 17、19 的温度控制，不会达到对组织粘附的临界温度。确切地说是，把所述临界温度的区域推移到更深层的组织中。以此方式可以有效地避免组织粘附。

图 3 示出凝血电极 10 的一个第二变形实施例。凝血电极 10 的结构实质上对应于已经在图 2 中说明的结构，从而可以进行参照。唯一的区别在于第一电极 18 的极 17 的球形额面 16 的区域有小孔 32，温度控制单元 26 的温度控制媒介可以通过该小孔流出。在此情况下所述温度控制媒介是一种消毒的、无热原的生理盐水。通过凝血电极 10 泵送的温度控制媒介的一部分量或者还有全部量从额面 16 中的小孔 32 流出并且用导电的液体润湿该电极区域。由此可以补偿强加热组织而出现的组织干涸，并且通过保持组织的电导率改善电能输入。

图 5 所示的凝血电极 10 统一了双极间质凝血器和表面凝血器特征，并且在结构上承袭图 2 的变形实施例。在该实施变形实施例中极 19 沿近端方向延长到所述杆的表面上，从而在探头的额面区域中，在极面 19a 旁于所述杆的圆周上得到另一个极面 19b。这两个安排在电极 18、20 的极 17、19a 起表面凝血器的作用，而对于间质凝血在电极 20、34 上两个极 19、33 上加以一种交变电压。

第二电极 20 既在球形额面 16 的区域中有一个极面 19a 的极 19，也在电极前端 14 的圆周中，也就是杆 23 上，有一个极面 19b。第二电极 20 由一个绝缘体 36 与第三电极 34 隔离开。温度控制单元 26 对应于图 2 的温

度控制单元，并且在此不详细地说明。

因此图 5 中所示的结合的凝血探头总共有三个极由 17、19a、19b 和 33 构成的电极 18、20、34。通过闭合电路 40 的开关 38 可以把凝血电极 10 从一种纯表面凝血器的功能切换成一种间质凝血器的功能。电极 18 和 34 加在相同的电位上，从而安全地围绕电极前端构成凝血。在选择极的尺寸时要考虑到，不是直接地对电极 20 尤其是电极 34 进行温度控制，因为它们不直接地与循环的温度控制媒介发生接触，而是由几个绝缘层 22、26 以及电极 18 的金属管或者电极 20 的金属管与温度控制媒介分隔开。在希望降低所述电极表面温度时对应较大地设置电极 20、34 的极 19a、19b、33 的面积，以降低电流密度并且从而减少发热。

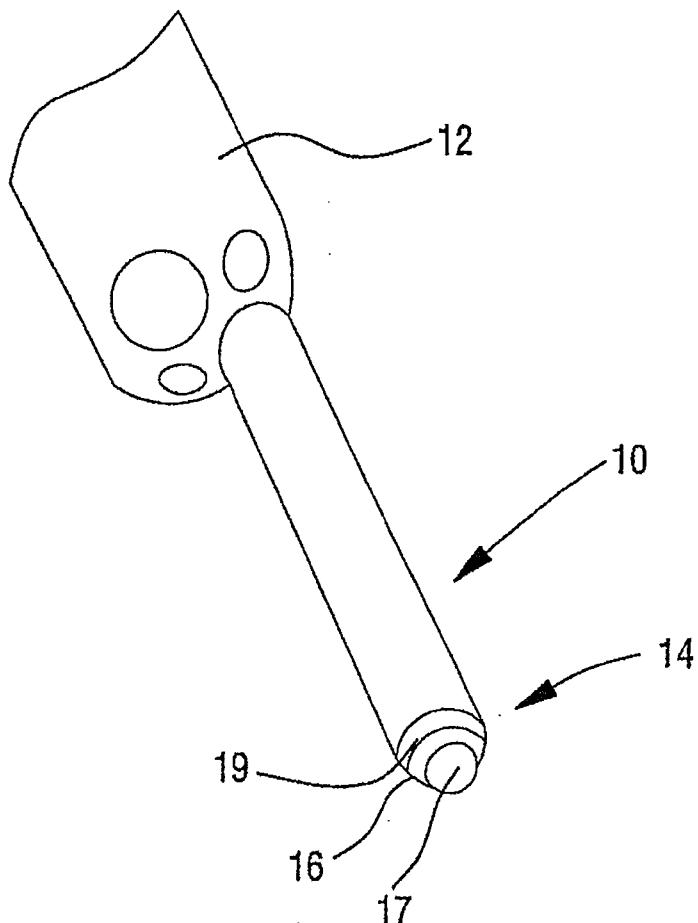


图 1

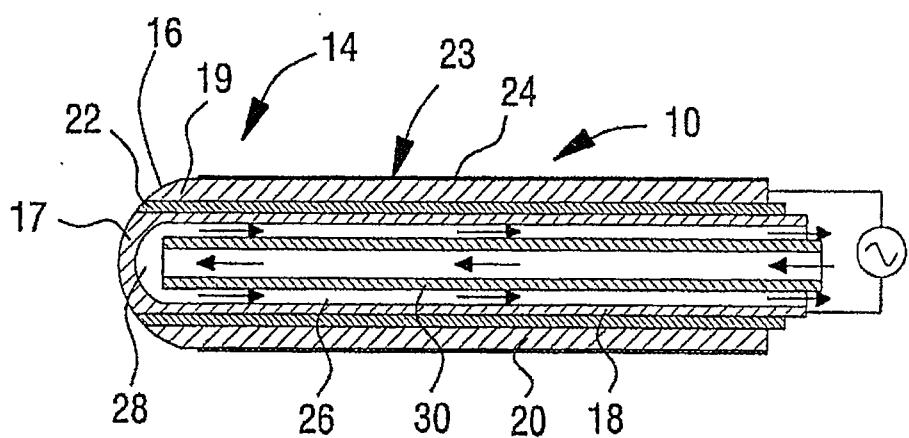


图 2

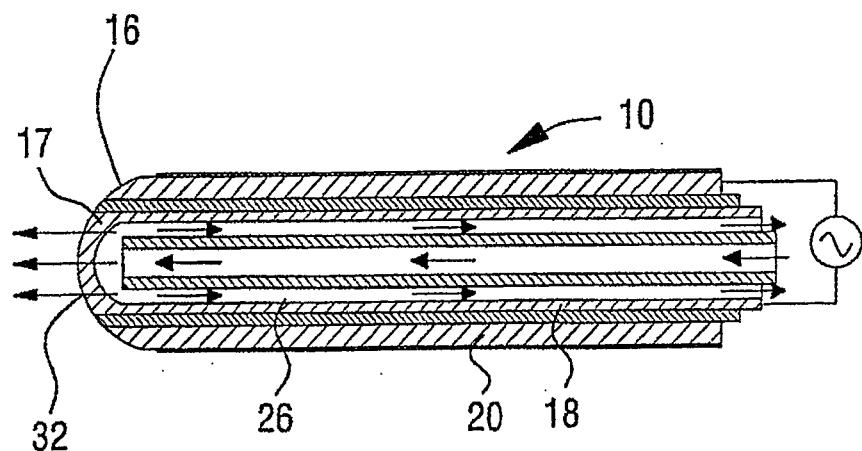


图 3

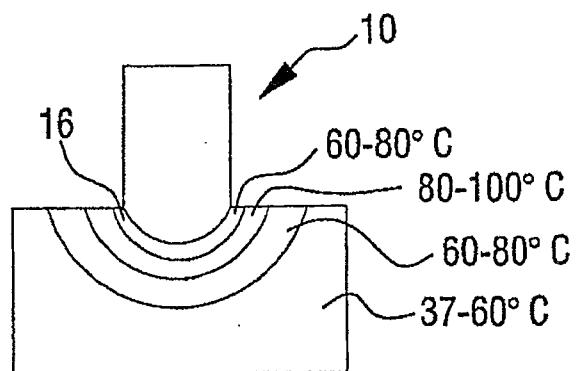


图 4

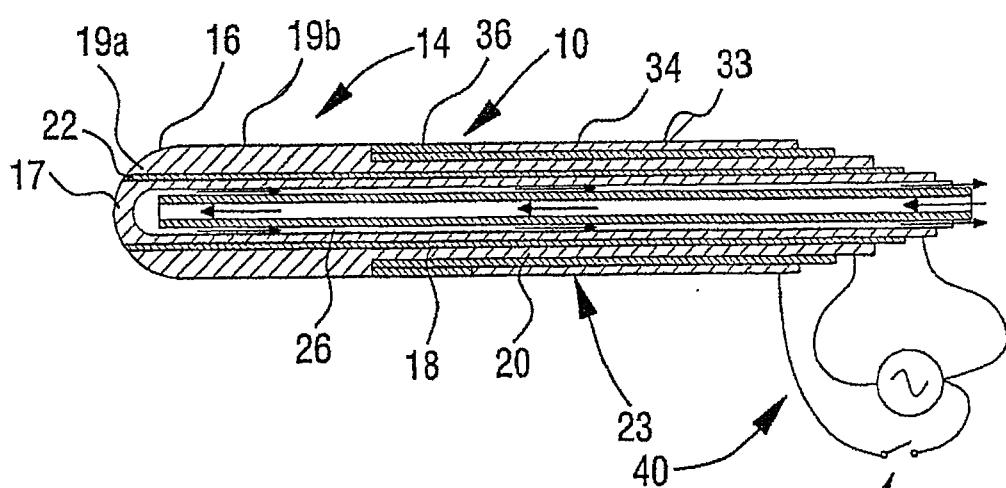


图 5