



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102421385 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 18

(21) 申请号 200980159223. X

(22) 申请日 2009. 11. 13

(30) 优先权数据

2009-116192 2009. 05. 13 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/006070 2009. 11. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02010/131309 JA 2010. 11. 18

(71) 申请人 住友电木株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 西村诚 西村幸

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司

公司 11002

代理人 张晶

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

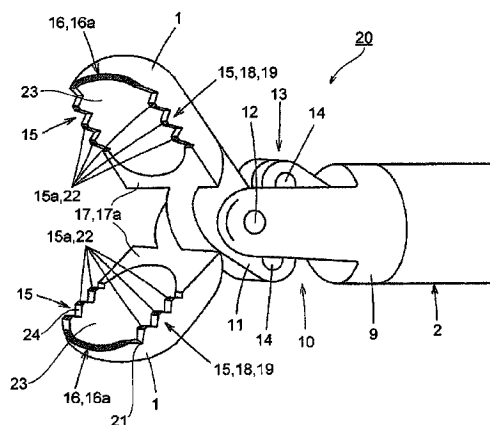
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 9 页

(54) 发明名称

内窥镜高频止血钳

(57) 摘要

本发明的止血钳 (20) 设有由导电性金属构成、朝向前方且用作高频电极的一对钳头 (1), 所述一对钳头相互自由开合。在一对钳头 (1) 的对置的闭合方向面 (17) 的至少一面形成有多个锯齿状凹凸 (15)。锯齿状凹凸 (15) 中, 底部 (21) 施加有电绝缘涂层, 顶部 (22) 为无电绝缘涂层面且具有导电性。



1. 一种内窥镜高频止血钳,其设有由导电性金属构成、朝向前方且用作高频电极的一对钳头,所述一对钳头相互自由开合,其特征在于,

在所述一对钳头的对置的闭合方向面的至少一面形成有多个锯齿状凹凸,

所述锯齿状凹凸,其底部施加有电绝缘涂层,顶部为无所述电绝缘涂层的面且具有导电性。

2. 如权利要求1所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,所述锯齿状凹凸的所述顶部为平坦面,在所述锯齿状凹凸的所述顶部以外的部分施加有所述电绝缘涂层。

3. 如权利要求1或2所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述闭合方向面的前缘部分没有形成所述锯齿状凹凸。

4. 如权利要求3所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,所述闭合方向面的所述前缘部分为无所述电绝缘涂层的面且具有导电性。

5. 如权利要求3所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述闭合方向面的所述前缘部分施加有所述电绝缘涂层。

6. 如权利要求1或2所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述闭合方向面的所述前缘部分形成有所述锯齿状凹凸。

7. 如权利要求1至6任一项所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述一对钳头的所述闭合方向面分别形成有所述锯齿状凹凸,同时在所述一对钳头相互闭合的状态下,所述一对钳头的各自的所述锯齿状凹凸的所述顶部对置。

8. 如权利要求1至6任一项所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述一对钳头的所述闭合方向面分别形成有所述锯齿状凹凸,同时在所述一对钳头相互闭合的状态下,所述一对钳头的各自的所述锯齿状凹凸成为相互不同地啮合的状态。

9. 如权利要求1至8任一项所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,所述一对钳头在各自的所述闭合方向面具有开口部,所述开口部的内面为无所述电绝缘涂层的面且具有导电性。

10. 如权利要求1至9任一项所述的内窥镜高频止血钳,其特征在于,在所述一对钳头的所述闭合方向面分别形成有所述锯齿状凹凸,同时所述一对钳头为相互电导通的单极型高频电极。

内窥镜高频止血钳

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物体组织的止血用的内窥镜高频止血钳。

背景技术

[0002] 内窥镜止血钳对夹持生物体组织的一对高频电极通上高频电流以烧灼、凝固生物体组织,但生物体组织所接触的高频电极的面积大时,将接触部加热至产生止血效果的温度需要花费时间。因此,在生物体组织内部造成大范围的深度烧伤而发生无用的组织破坏,迫切期待的止血效果并不理想。对此,有一种钳式高频治疗仪,其设有由用作高频电极的导电性金属构成的、朝向前方的一对钳杯,所述一对钳杯可自由开合,仅在各钳杯的闭合方向面的外缘部分露出导电性金属,对除此以外的整体部分施加了电绝缘涂层(例如,专利文献 1)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1:特开平 11-19086 号公报

发明内容

[0006] 使用如专利文献 1 记载的具有用作高频电极的一对钳杯的高频治疗仪,可以使生物体组织所接触的高频电极面积非常狭窄,同时被夹持的生物体组织牢牢固定在一对钳杯之间。因此,可以高频烧灼目标部位。但是,专利文献 1 记载的钳式高频治疗仪中,生物体组织所接触的钳杯的闭合方向面的整个外缘范围为金属露出面。在此,由于生物体组织的温度上升与高频电流的电流密度的二次幂成比例,因此生物体组织的温度不能瞬间上升到可得到止血效果的程度。这是因为专利文献 1 记载的高频治疗仪不是用于止血,而是用于从生物体切下组织片的组织提取。因此,如图 11 简略示出,即使用专利文献 1 记载的钳式高频治疗仪进行止血处理,钳杯 100 的金属露出部 100a 面对的生物体组织也依然发生深度烧伤 Y,发生无用的组织破坏,数日之后会发生出血或穿孔等的情况。

[0007] 本发明是为了解决上述问题而提出的,其目的在于提供一种使生物体组织不发生深度烧伤,可以利用高频电流迅速且安全地进行止血处理的内窥镜高频止血钳。

[0008] 本发明的目的在于提供一种内窥镜高频止血钳,其设有由导电性金属构成、朝向前方且用作高频电极的一对钳头,所述一对钳头相互自由开合,其特征在于,在一对钳头的对置的闭合方向面的至少一面形成有多个锯齿状凹凸,同时在锯齿状凹凸的底部施加有电绝缘涂层,锯齿状凹凸的顶部为无电绝缘涂层面且具有导电性。

[0009] 另外,也可以是锯齿状凹凸的顶部为平坦面,在锯齿状凹凸的顶部以外的部分施加有电绝缘涂层。

[0010] 另外,在闭合方向面的前缘部分也可以不形成锯齿状凹凸。另外,闭合方向面的前缘部分也可以为无电绝缘涂层面且具有导电性,或者在闭合方向面的前缘部分也可以施加有电绝缘涂层。

[0011] 另外,在闭合方向面的前缘部分也可以形成有锯齿状凹凸。

[0012] 另外,也可以是在一对钳头的闭合方向面分别形成有锯齿状凹凸,同时在一对钳头相互闭合的状态下,一对钳头的各自的锯齿状凹凸的顶部对置。或者,也可以是在一对钳头的闭合方向面分别形成有锯齿状凹凸,同时在一对钳头相互闭合的状态下,一对钳头的各自的锯齿状凹凸成为相互不同地啮合的状态。

[0013] 另外,也可以是一对钳头在各自的闭合方向面具有开口部,开口部的内面为无电绝缘涂层面且具有导电性。

[0014] 另外,在一对钳头的闭合方向面分别形成有锯齿状凹凸,同时虽然一对钳头为相互电导通的单极型高频电极,但不逊于双极型高频电极,可安全地进行止血处理。

[0015] 根据本发明的内窥镜高频止血钳,通过在钳头的闭合方向面形成多个锯齿状凹凸,在该锯齿状凹凸的底部施加有电绝缘涂层,使锯齿状凹凸的顶部具有导电性,从而使顶部所接触的生物体组织瞬间被高温烧灼,生物体组织不会发生深度烧伤,可以利用高频电流快速且安全地进行止血处理。

附图说明

[0016] 上述目的以及其他目的、特征以及优点通过下述实施方式以及以下附图可以更清楚。

[0017] 图 1 为本发明的第一实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的立体图。

[0018] 图 2 为本发明的第一实施方式的内窥镜高频止血钳的整体结构图。

[0019] 图 3 为本发明的第一实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的侧面截面图。

[0020] 图 4 为本发明的第一实施方式的钳杯的闭合方向面的主视图。

[0021] 图 5 为表示本发明的第一实施方式的内窥镜高频止血钳的止血处理动作的说明图。

[0022] 图 6 为表示本发明的第二实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的立体图。

[0023] 图 7 为本发明的第三实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的侧面截面图。

[0024] 图 8 为表示本发明的第三实施方式的内窥镜高频止血钳的止血处理动作的说明图。

[0025] 图 9 为表示本发明的第四实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的立体图。

[0026] 图 10 为表示本发明的第五实施方式的内窥镜高频止血钳的前端部分的立体图。

[0027] 图 11 为表示现有高频治疗仪的止血处理动作的说明图。

具体实施方式

[0028] 下面,参照附图具体说明本发明的实施方式。

[0029] 图 1 为表示本发明第一实施方式的内窥镜高频止血钳(止血钳 20)的前端部分的立体图。

[0030] 首先,简要说明本实施方式的止血钳 20。

[0031] 在止血钳 20 设有由导电性金属构成、朝向前方且用作高频电极的一对钳头(钳杯 1),所述一对钳头(钳杯 1)相互自由开合。

[0032] 在一对钳杯 1 的对置的闭合方向面 17 的至少一面形成有多个锯齿状凹凸 15。在

锯齿状凹凸 15 的底部 21 施加有电绝缘涂层,锯齿状凹凸 15 的顶部 22 为无电绝缘涂层面且具有导电性。

[0033] 下面,进一步具体说明本实施方式的止血钳 20。

[0034] 图 2 表示本实施方式的止血钳 20 的整体结构。用作高频电极的一对钳杯 1 设置在可挠性套 2 的前端。在与可挠性套 2 的手持侧的端部(基端部)连接的操作部 3 配置有滑动件 5,所述滑动件 5 为使通过可挠性套 2 内的导电性的操作丝 4 沿纵向滑动的操作部件。另外,通过将高频电源线(未图示)连接到配置在滑动件 5 上的单极的连接器 6,可经由操作丝 4 对钳杯 1 通上高频电流。本实施方式的止血钳 20 是像这样的所谓的单极型高频治疗仪。

[0035] 图 3 为表示止血钳 20 的前端部分的侧面截面图。如图 3 所示,可挠性套 2 是由实心线圈 7 包裹电绝缘性可挠性管 8 而形成。与大部分公知的内窥镜用钳相同,在可挠性套 2 的前端安装的支撑板 9 由前端侧开口的裂缝 10 分割。由此,与各钳杯 1 成为一体并从钳杯 1 向后方延伸形成的驱动臂 11 松弛地配置在裂缝 10 内,通过以横断裂缝 10 的状态配置的支轴 12,各驱动臂 11 的前端部分附近可分别自由旋转地被支撑。其结果,一对钳杯 1 以支轴 12 为中心朝向前方且像鳄鱼嘴一样自由开合。

[0036] 在支撑板 9 的裂缝 10 内配置有公知的连接机构 13,所述连接机构 13 用于将操作丝 4 前端的滑动动作变换为以支轴 12 为中心的驱动臂 11 的旋转动作。连接轴 14 可自由旋转地连接各驱动臂 11 和连接机构 13。通过这样的结构,一旦操作部 3 操作滑动件 5 而使操作丝 4 沿纵向滑动,则通过连接机构 13,驱动臂 11 以支轴 12 为中心旋转,由此,将一对钳杯 1 以支轴 12 为中心朝向前方并进行开合动作。

[0037] 钳杯 1 在与构成一对的另一钳杯 1 相对置的一侧具有闭合方向面 17。另外,如果一对钳杯 1 开合,则闭合方向面 17 相互分离或接近。

[0038] 本实施方式的止血钳 20 中,闭合方向面 17 由前缘部分 16、锯齿状凹凸 15 及平坦部 17a(图 1)构成。

[0039] 另外,图 1 示出钳杯 1 张开的状态。图 3 用实线示出钳杯 1 闭合的状态,用两点虚线示出张开的状态。

[0040] 本实施方式例示了钳杯 1 由支轴 12 进行合页旋转而开合的状态,但本发明不限于此。即,一对钳杯 1 也可以是在将闭合方向面 17 保持平行的状态下相互分离或接近来进行开合。

[0041] 用作高频电极的一对钳杯 1 及与其成为一体的驱动臂 11 由导电性金属形成。各钳杯 1 在闭合方向面 17 形成杯的开口部 23 并构成碗状。开口部 23(图 1)是在闭合方向面 17 的大致中央处形成的凹部。

[0042] 如图 1 及图 3 所示,在一对钳杯 1 完全闭合的状态下,双方的开口部 23a 完全合住。另外,在各钳杯 1 的闭合方向面 17 的外缘部 18 中的侧缘部分 19 形成多个(例如 2~5 个左右)的锯齿状凹凸 15。

[0043] 在闭合方向面 17 的前缘部分 16 没有形成锯齿状凹凸 15。不切除生物体组织并对其整体进行止血的本实施方式的止血钳 20 中,通过使前缘部分 16 不形成锯齿状凹凸 15 而平坦,不会在生物体组织的基部上集中施加过大的按压力,从而不会发生穿孔。

[0044] 如图 3 所示,本实施方式的止血钳 20 中,在一对钳杯(钳头)1 的闭合方向面 17

处分别形成锯齿状凹凸 15。另外,在一对钳杯 1 相互闭合的状态下,一对钳杯 1 的各自的锯齿状凹凸 15 的顶部 22 对置。

[0045] 在一对钳杯 1 闭合的状态下,一面的钳杯 1 的锯齿状凹凸 15 和另一面的钳杯 1 的锯齿状凹凸 15,其顶部 22 可以相互抵接,也可以具有规定空隙而相互分离。

[0046] 另外,如图 3 所示,锯齿状凹凸 15 的顶部 22 可以从闭合方向面 17 突出,或也可以与闭合方向面 17 处于同一面,或也可以退至比闭合方向面 17 还低。其中,如本实施方式,通过锯齿状凹凸 15 的顶部 22 比闭合方向面 17 还突出,从而在图 3 所示的钳杯 1 的闭合位置上,对置的平坦部 17a 不相互接触。因此,可以将生物体组织放在平坦部 17a 之间的间隙部,从而可以较好地闭合一对钳杯 1。

[0047] 本实施方式的钳杯 1 中,在闭合方向面 17 的外缘部 18 以外的杯的内外两面的所有部分施加有例如氟树脂涂层等电绝缘涂层。对各驱动臂 11 既可以施加、也可以不施加电绝缘涂层,但至少通过连接轴 14 的轴孔的内周面为金属露出面,经由操作丝 4 的高频电流通过连接轴 14 导向钳杯 1。一对驱动臂 11 为相互电导通的单极型高频电极。

[0048] 锯齿状凹凸 15 为多个突起部离散形成而构成的。对于突起部的形状没有特别限定,但本实施方式的钳杯 1 中,锯齿状凹凸 15 的顶部 22 为平坦面。在顶部 22 之间形成有 V 槽状的底部 21。顶部 22 和底部 21 之间的侧部 24 为倾斜面。

[0049] 另外,在锯齿状凹凸 15 的顶部 22 以外的部分施加有电绝缘涂层。在此,锯齿状凹凸 15 的顶部 22 为平坦面包括顶部 22 与闭合方向面 17 的平坦部 17a 平行的平面状的情况之外,还包括倾斜角度比侧部 24 还小的微倾斜面、凹面或凸面的情况。

[0050] 本实施方式中,一对钳杯 1 的各锯齿状凹凸 15 部分中,仅在各凹凸的顶部 22 形成有露出导电性金属的金属露出面 15a。由此,顶部 22 具有导电性。

[0051] 另外,在锯齿状凹凸 15 中的顶部 22 以外的部分,即底部 21 及侧部 24 施加有电绝缘涂层。

[0052] 本实施方式的钳杯 1 中,闭合方向面 17 的前缘部分 16 为无电绝缘涂层面且具有导电性。

[0053] 具体而言,在前缘部分 16 露出导电性金属。图 1 中,在这样的锯齿状凹凸 15 的金属露出面 15a 和前缘部分 16 的金属露出面 16a 附有斜线。

[0054] 另外,也可以是对金属露出面 15a 和金属露出面 16a,用与作为钳杯 1 的基础材料的导电性金属不同的金属等进行镀覆等披覆,赋予导电性。

[0055] 如本实施方式,以合页旋转开合钳杯 1 的止血钳 20 夹持生物体组织时,前缘部分 16 对于生物体组织施加强化的按压力。从而,如本实施方式所述,在前缘部分 16 不设置锯齿状凹凸 15 而使其平坦,从而生物体组织不会发生穿孔,可以安全保护止血患部。

[0056] 同样地,通过使锯齿状凹凸 15 的顶部 22 为平坦面,可以防止由钳杯 1 夹持的止血患部发生穿孔。

[0057] 图 4 为表示从闭合方向面 17 的垂直方向看的钳杯 1 单体状态的图。本实施方式的钳杯 1 中,锯齿状凹凸 15 的顶部 22 构成向钳杯 1 的宽度方向(该图的上下方向)延伸的带状,并且,邻接的顶部 22 相互平行形成。为了便于说明,在锯齿状凹凸 15 的顶部 22 和前缘部分 16 附有斜线。

[0058] 另外,由于前缘部分 16 的金属露出面的面积过大时,止血效果减少,所以此时也

可以对闭合方向面 17 的前缘部分 16 施加电绝缘涂层。可以对前缘部分 16 的整个部分或一部分施加电绝缘涂层。由于金属露出面为适当面积时可以得到期望的止血效果,因此也可以适当调整前缘部分 16 的露出面积。

[0059] 本实施方式的止血钳 20,在一对钳杯(钳头)1 的闭合方向面 17 分别形成有锯齿状凹凸 15。一对钳杯 1 为相互电导通的单极型高频电极。

[0060] 这样构成的止血钳 20,在一对钳杯 1 之间夹持生物体组织时,钳杯 1 的闭合方向面 17 的侧缘部分 19 中,生物体组织所接触的金属露出面 15a 仅仅为锯齿状凹凸 15 的凹凸的顶部 22,面积极其小。

[0061] 图 5 简略示出钳杯 1 的锯齿状凹凸 15 及其所面对的生物体组织。

[0062] 如该图所示,在夹持生物体组织的一对钳杯 1 通上高频电流时,金属露出面 15a 所接触的生物体组织的温度急速上升并被烧灼、凝固,从而迅速发挥止血效果。因此,生物体组织不会发生因深度烧伤引起的组织破坏。另外,生物体组织凝固至锯齿状凹凸 15 的凹凸的间隙部分时,相邻的凝固范围重合,止血效果提高,从而可以在极短时间内且在低电流值下完成止血处理。

[0063] 图 6 表示本发明的第二实施方式的止血钳 20 的前端部分。本实施方式中,不仅在一对钳杯 1 的各自的外缘部 18 的侧缘部分 19 形成有锯齿状凹凸 15,而且在闭合方向面 17 的前缘部分 16 也形成有锯齿状凹凸 15。

[0064] 各锯齿状凹凸 15 中,对各凹凸的顶部 22 以外的所有部分施加电绝缘涂层,仅在锯齿状凹凸 15 的顶部 22 形成有露出导电性金属的金属露出面 15a。其他结构与第一实施方式相同。像这样,通过在钳杯 1 的闭合方向面 17 的侧缘部分 19 和前缘部分 16 均形成锯齿状凹凸 15,仅仅是顶部 22 为金属露出面 15a,可以迅速进行止血。

[0065] 图 7 表示本发明的第三实施方式的止血钳 20 的前端部分。本实施方式中,在一对钳杯(钳头)1 的闭合方向面 17 分别形成有锯齿状凹凸 15,在一对钳杯 1 相互闭合的状态下,一对钳杯 1 的各自的锯齿状凹凸 15 为相互不同地啮合的状态。即,本实施方式的止血钳 20 在上下的钳杯 1 上相互不同地配置锯齿状凹凸 15 的方面,与第一实施方式(参照图 3)不同。

[0066] 与第一实施方式相同,在该一对钳杯 1 的闭合方向面 17 的前缘部分 16 没有形成锯齿状凹凸 15。另外,在前缘部分 16 施加有电绝缘涂层。从而,钳杯 1 的导电性金属的露出部位仅仅是侧缘部分 19(参照图 6)上所形成的锯齿状凹凸 15 的凹凸的顶部 22。其他结构与第一实施方式相同。

[0067] 这样构成的第三实施方式中,在一对钳杯 1 之间夹持生物体组织通上高频电流时,如图 8 简略示出,可以在比第一实施方式更短时间、以低功率完成止血。这是因为仅在锯齿状凹凸 15 的凹凸的顶部 22 形成金属露出面 15a 而其面积极其小,而且一对钳杯 1 的金属露出面 15a 交替配置而成为金属露出面 15a 之间的间距狭窄的状态。另外,如果在前缘部分 16 施加有电绝缘涂层,则该部分不被烧灼、凝固,从而不会烧灼并穿孔生物体组织的肌层。另外,作为第三实施方式的变形例,与第二实施方式相同,也可以在一对钳杯 1 的各自的前缘部分 16 也形成锯齿状凹凸 15,在该凹凸的顶部 22 形成金属露出面 15a(参照图 6)。

[0068] 图 9 表示本发明的第四实施方式的止血钳 20。本实施方式中,代替第一至第三实

施方式的中空的钳杯 1, 设置形成为块状的一对钳头 (高频电极) 25。本实施方式的顶部 22 构成从钳头 25 的宽度方向的一端至另一端连续延伸的带状。

[0069] 在钳头 25 中, 在闭合方向面 17 形成锯齿状凹凸 15, 只有锯齿状凹凸 15 的凹凸的顶部 22 为金属露出面 15a。在钳头 25 中, 多个带状的锯齿状凹凸 15 沿从止血钳 20 的前端朝向基端的前后方向排列设置。另外, 在闭合方向面 17 中, 在钳头 25 的基端侧的部分区域存在不形成锯齿状凹凸 15 的区域。

[0070] 另外, 本实施方式的钳头 25, 在其前缘也设置有导电性的顶部 22。

[0071] 采用这样的结构也可以对于微弱且范围大的出血处的止血处理等, 不会使生物体组织发生深度烧伤, 提高止血效果。特别是, 本实施方式的止血钳 20 中, 利用多个带状的顶部 22 来平面把持生物体组织, 可以对范围较大的止血处进行止血。

[0072] 图 10 是本发明的第五实施方式的止血钳 20 的前端部分的立体图。

[0073] 本实施方式的止血钳 20 与第一实施方式相同, 一对钳杯 (钳头) 1 在各自的闭合方向面 17 具有开口部 23。另外, 开口部 23 的内面为无电绝缘涂层面且具有导电性的方面, 与第一实施方式不同。

[0074] 根据本实施方式, 在锯齿状凹凸 15 的顶部 22 (金属露出面 15a)、前缘部分 16 的金属露出面 16a 和开口部 23 的内面露出作为钳杯 1 的基础材料的导电性金属。由此, 生物体组织中, 也可以对开口部 23 的内面所接触的区域通上高频电流。因此, 根据本实施方式, 虽然将锯齿状凹凸 15 的生物体组织的通电面积减少至只有顶部 22, 但可以使所有生物体组织通电。因此, 生物体组织不会发生深度烧伤, 可以得到好的止血效果。

[0075] 根据本实施方式, 可以将锯齿状凹凸 15 的生物体组织的通电面积减少至只有顶部 22, 并且通过开口部 23 的内面, 对生物体组织的整体进行通电。由此, 生物体组织不会发生深度烧伤, 可以得到好的止血效果。因此, 对于基部到前端部的整体出血的息肉等突起状生物体组织, 使用本实施方式的止血钳 20 进行止血时, 可以得到以下效果。即, 根据本实施方式, 通过锯齿状凹凸 15 的顶部 22 和前缘部分 16 的金属露出面 16a, 使基部迅速止血, 中断向生物体组织供给血液, 同时通过开口部 23 的碗状的内面, 可以烧灼、凝固生物体组织的前端部的整体。因此, 对突起状生物体组织不会带来深度烧伤, 可以安全且迅速地对其整体进行止血。

[0076] 即, 通过使钳杯 1 的开口部 23 的内面具有导电性, 虽然将锯齿状凹凸 15 的生物体组织的通电面积减少至只有顶部 22, 但可以通过开口部 23 的内面, 对生物体组织的整体进行通电。由此, 根据本实施方式, 生物体组织不会发生深度烧伤, 可以得到好的止血效果。

[0077] 另外, 本实施方式的止血钳 20 中, 将开口部 23 的内面的整个面作为导电性金属的露出面。但是, 也可以仅将开口部 23 的内面的部分区域作为露出面, 将对生物体组织的止血性能调整为期望性能。

[0078] 另外, 本发明的各实施方式说明了电导通一对钳杯 1 的单极型的情况, 但对于一对钳杯 1 之间电绝缘、高频电源的正极和负极分别连接的双极型高频止血钳也可以适用本发明。

[0079] 另外, 在钳杯 1 的外周面、闭合方向面 17 的平坦部 17a 和锯齿状凹凸 15 的侧部 24 所形成的电绝缘涂层可以是相互相同的材料, 或不同的材料。

[0080] 本申请主张 2009 年 5 月 13 日申请的日本申请特愿 2009-116192 的优先权, 在此

包含其公开的所有内容。

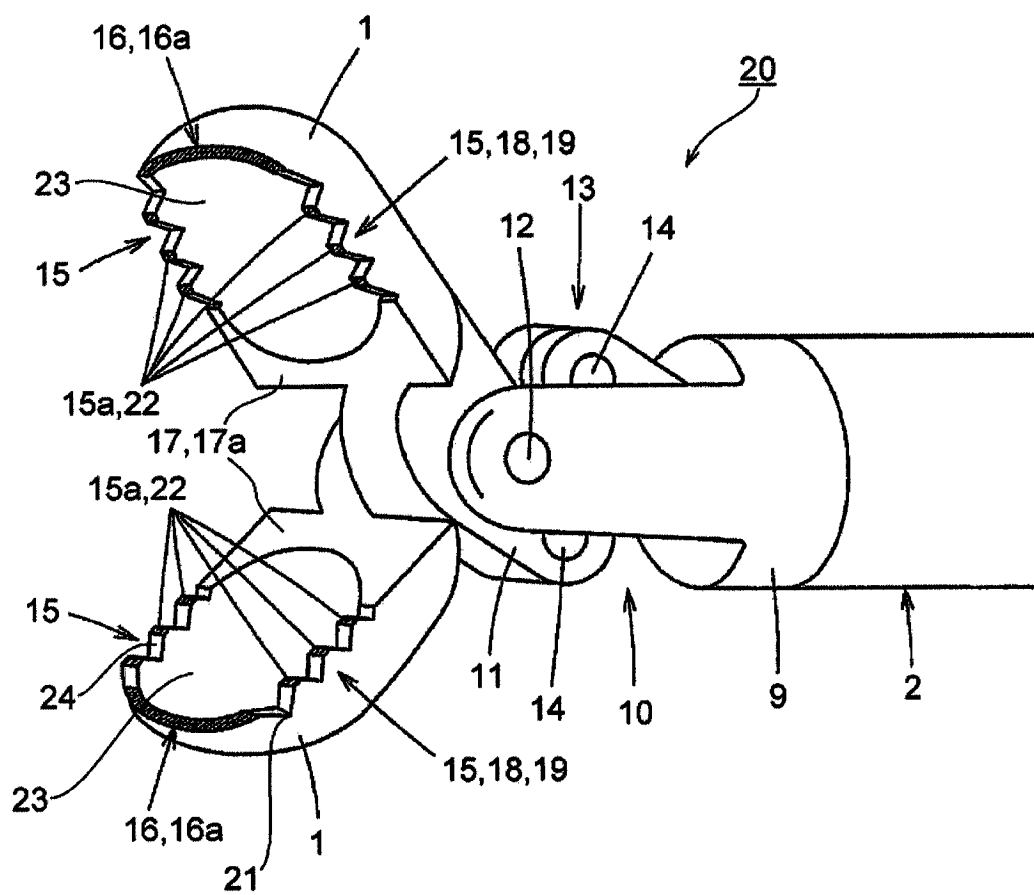


图 1

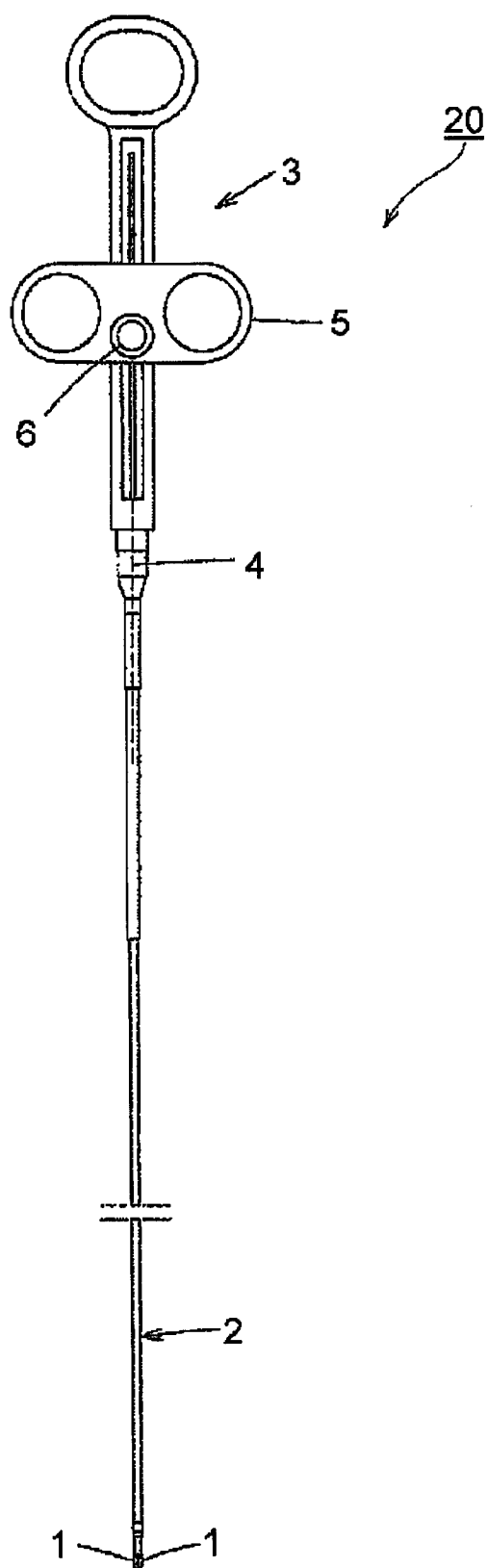


图 2

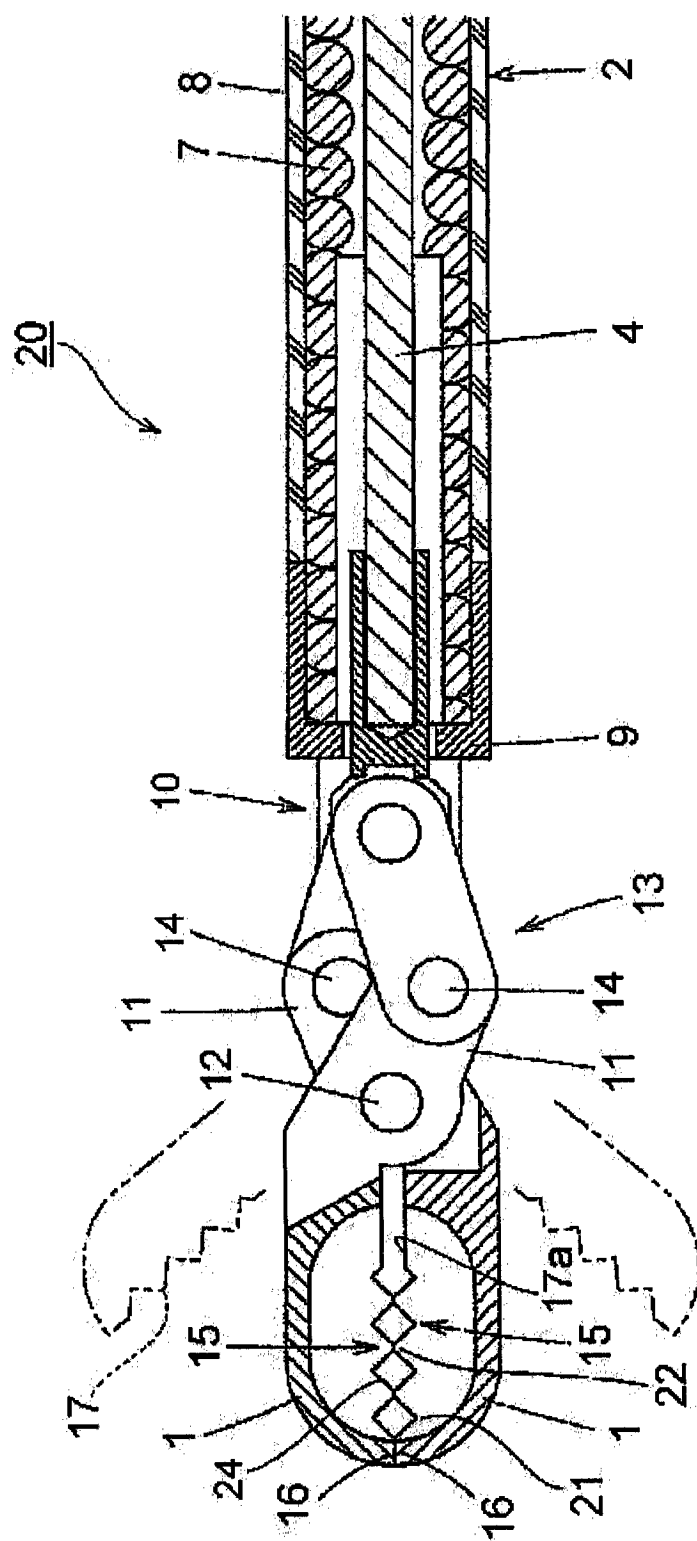


图 3

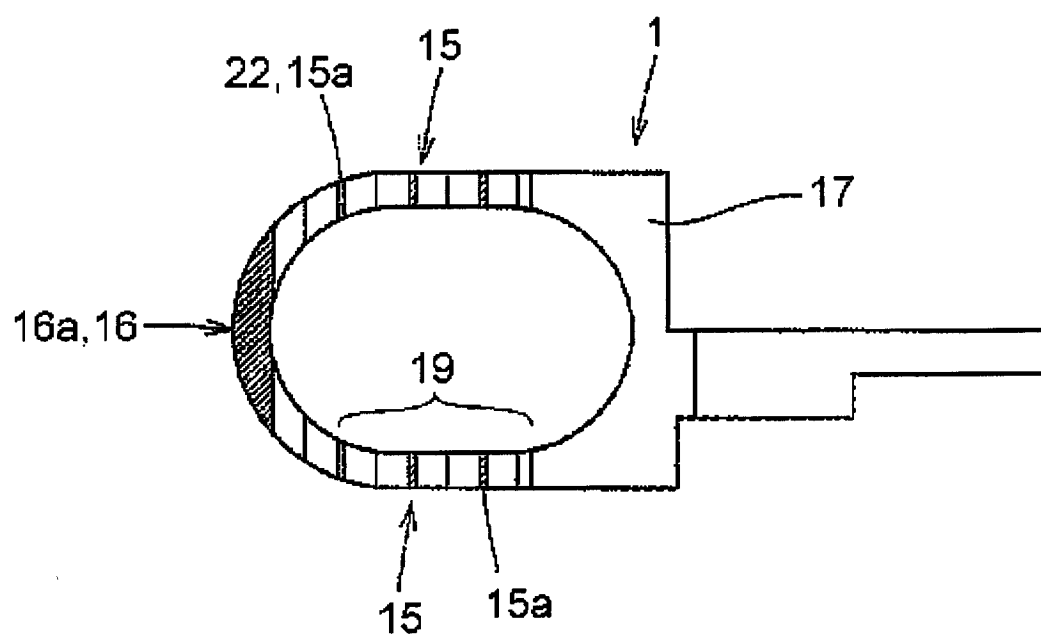


图 4

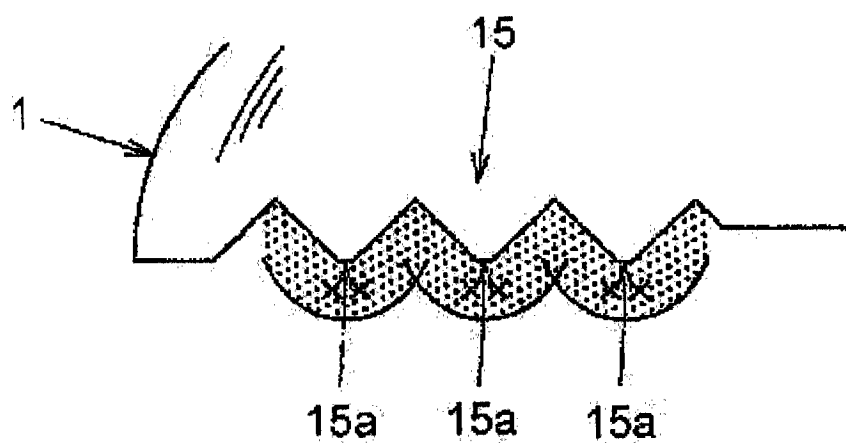


图 5

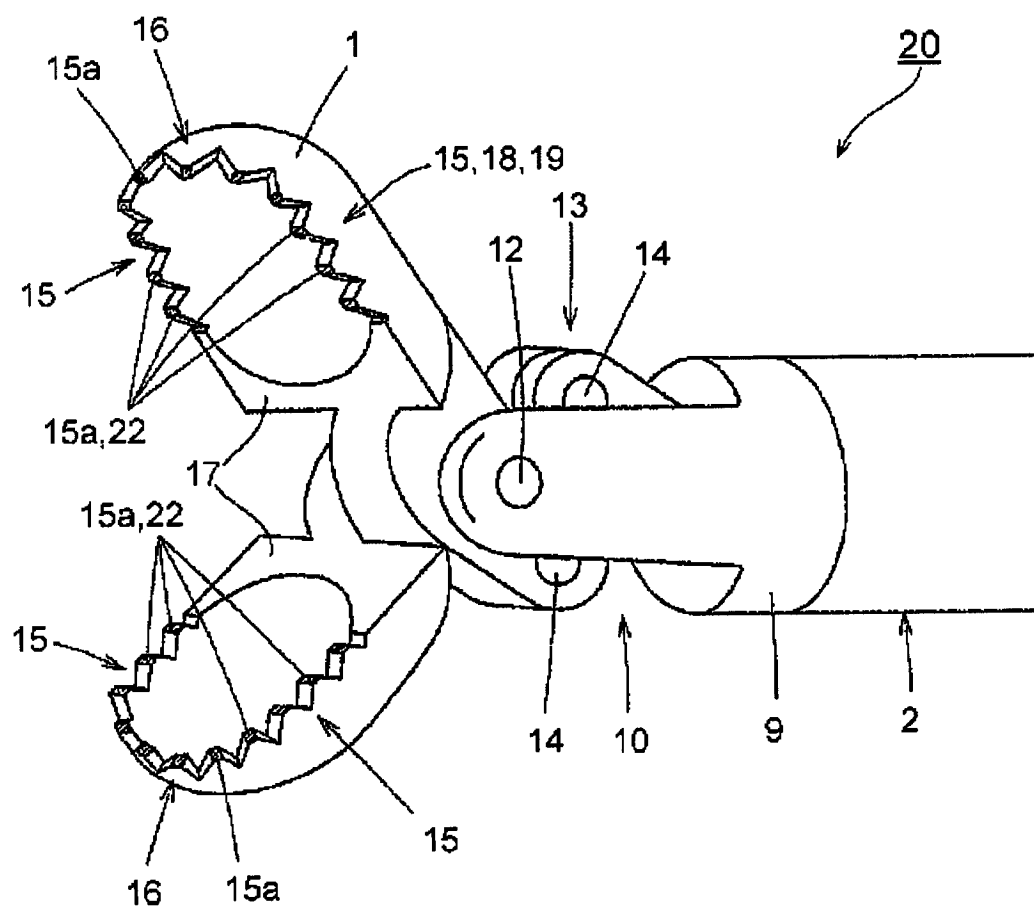


图 6

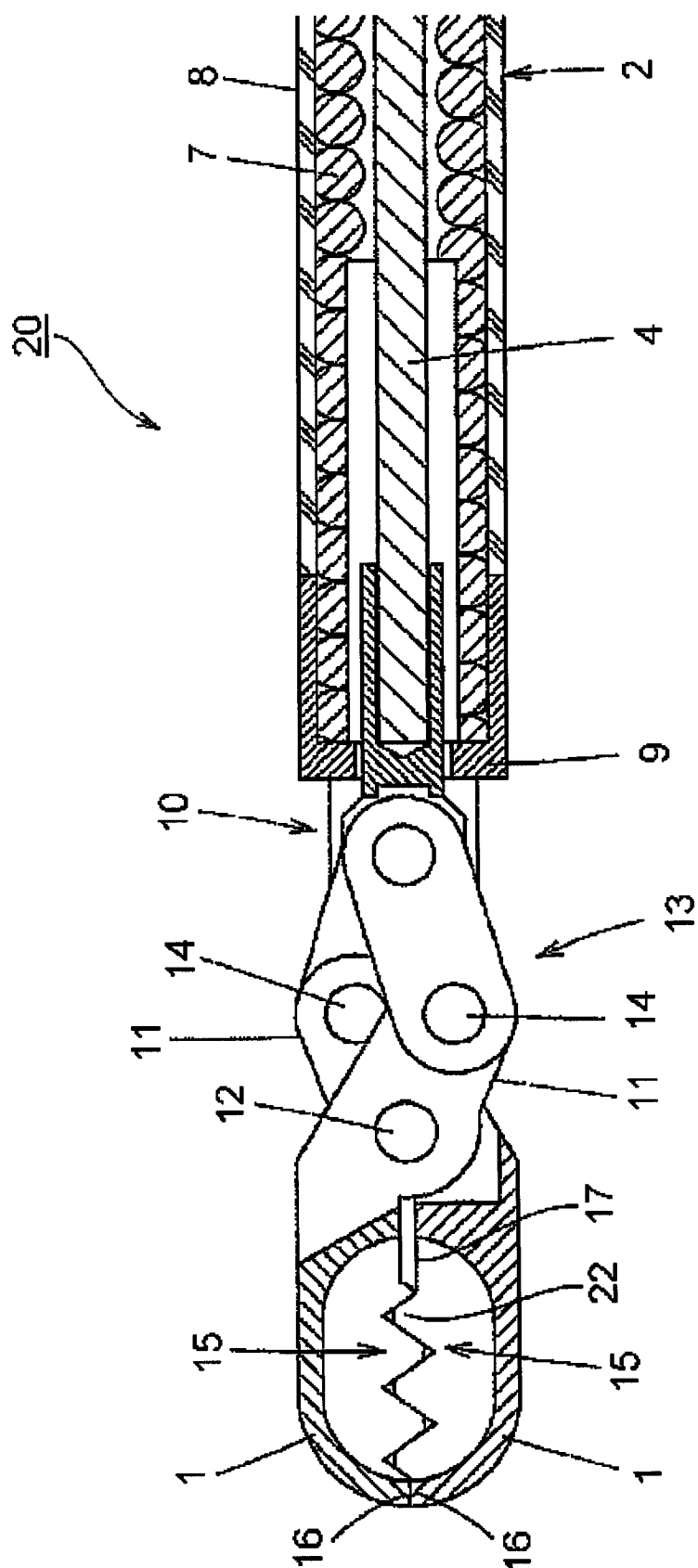


图 7

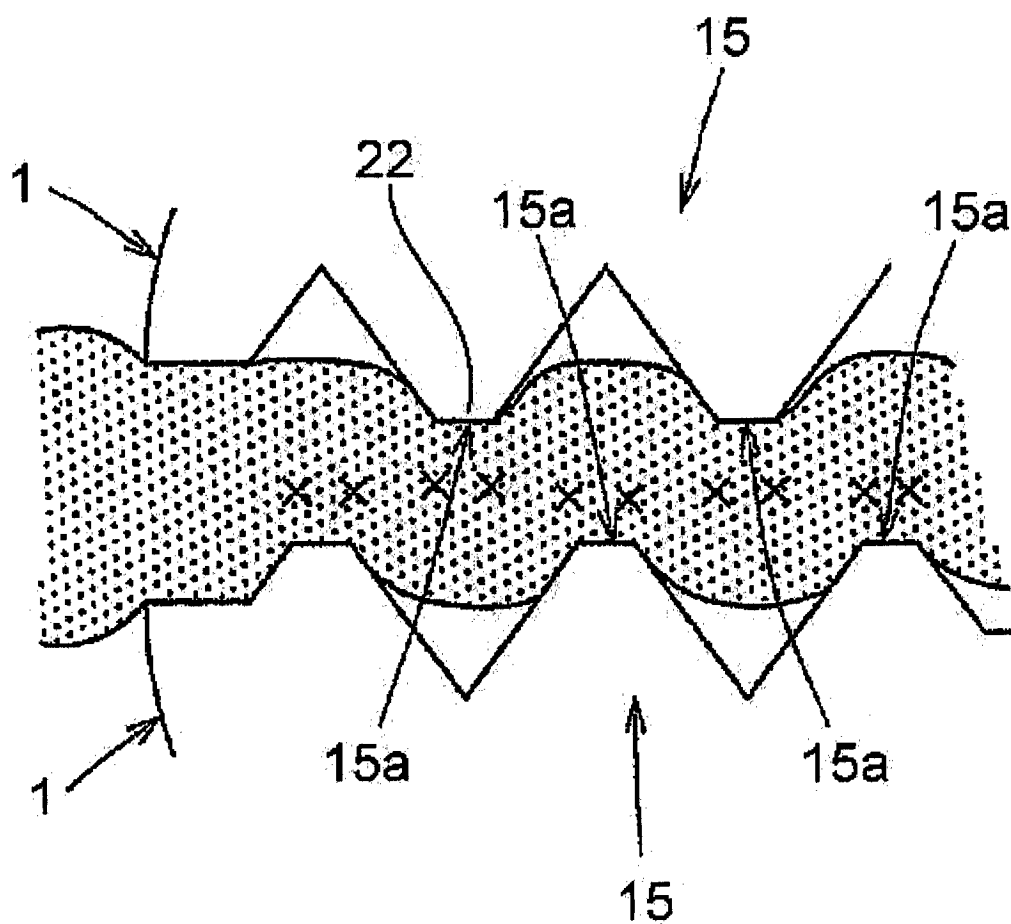


图 8

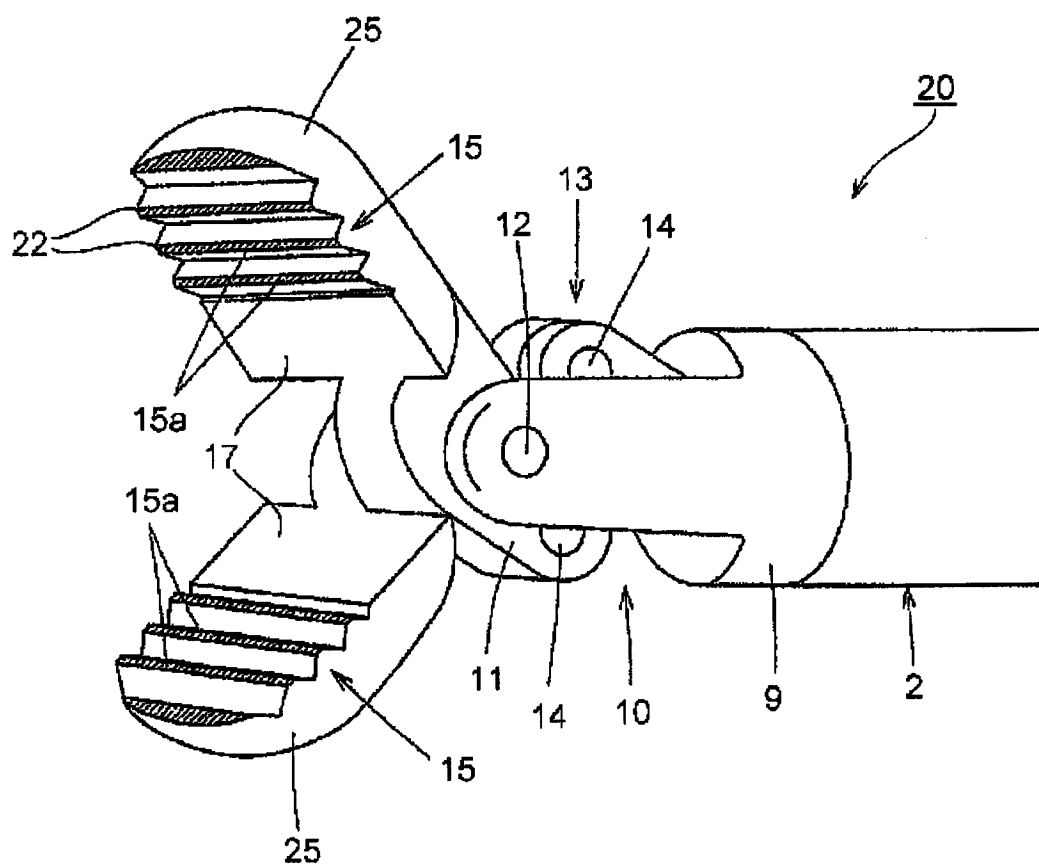


图 9

专利名称(译)	内窥镜高频止血钳		
公开(公告)号	CN102421385A	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN200980159223.X	申请日	2009-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	住友电木株式会社		
申请(专利权)人(译)	住友电木株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	住友电木株式会社		
[标]发明人	西村诚 西村幸		
发明人	西村诚 西村幸		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B2018/00083 A61B18/1445		
代理人(译)	张晶		
优先权	2009116192 2009-05-13 JP		
其他公开文献	CN102421385B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的止血钳(20)设有由导电性金属构成、朝向前方且用作高频电极的一对钳头(钳杯(1))，所述一对钳头相互自由开合。在一对钳杯(1)的对置的闭合方向面(17)的至少一面形成有多个锯齿状凹凸(15)。锯齿状凹凸(15)中，底部(21)施加有电绝缘涂层，顶部(22)为无电绝缘涂层面且具有导电性。

