

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61N 7/02 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03818709.4

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 24 日

[11] 授权公告号 CN 100502979C

[22] 申请日 2003.6.4 [21] 申请号 03818709.4

[30] 优先权

[32] 2002.6.4 [33] US [31] 60/386,119

[86] 国际申请 PCT/US2003/017677 2003.6.4

[87] 国际公布 WO2003/101531 英 2003.12.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.2.3

[73] 专利权人 声外科技技术有限公司

地址 美国科罗拉多州

[72] 发明人 W·W·西米诺

[56] 参考文献

JP2000197640A 2000.7.18

JP2000287986A 2000.10.17

US6352532B1 2002.5.5

US6004335A 1999.12.21

US5797939A 1998.8.25

审查员 颜 涛

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 吴明华

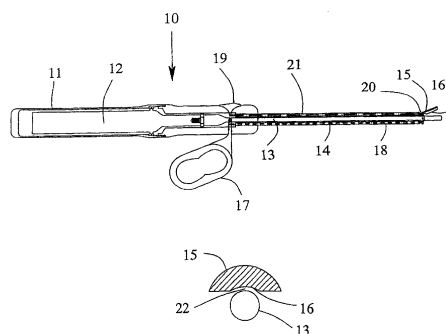
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于组织凝固的超声波装置

[57] 摘要

一种用于动物组织凝固的超声波外科手术装置 (10)，该装置具有一超声波施加器 (13) 和带有一卡爪表面 (16) 的一可动卡爪 (15)，该卡爪位于超声波施加器 (13) 的末端附近，用于朝向施加器 (13) 移动至一闭合位置，该闭合位置离开施加器 (13) 一在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间的预定距离。装置 (10) 还包括可伸入间隙以切割组织的一机械切割元件 (20) 和无需从病人体内取出施加器 (13) 就可改变该间隙 (22) 的装置。可由外科医生最大限度并分开地进行组织凝固和切割，而且可容易地监控它们。



1. 一种用于凝固动物组织的超声波外科手术装置，该装置具有：供外科医生操纵的一手柄，用于产生超声波振动的一超声波转换器，以及附接在超声波转换器上并从手柄延伸以将超声波振动传送至动物组织的一超声波施加器，其中所述装置还包括：

在超声波施加器上的一末端部分，该末端部分具有大体呈圆形的横截面，且其直径在大致 2 毫米和 6 毫米之间，以提供一较宽的用于凝固的表面并避免切割动物组织；

一细长的支承件，该支承件可释放地附接在外科手术手柄上，并延伸至超声波施加器的末端部分；以及

带有一卡爪表面的一可动卡爪，该可动卡爪在超声波施加器的末端部分附近附接在细长的支承件上，用以朝向所述末端部分移动至一闭合位置，该闭合位置离开所述超声波施加器的所述末端部分一在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间的预定间隙。

2. 如权利要求 1 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，预定间隙在约 0.075 和约 0.75 毫米之间。

3. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，处于闭合位置的卡爪表面与细长支承件的表面大体平行。

4. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，卡爪表面是凹形的。

5. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，卡爪表面是凸形的。

6. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，卡爪表面是平直的。

7. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，预定间隙由位于细长支承件上的一挡块来确定。

8. 如权利要求 2 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，预定间隙由位于超声波外科手术装置的手柄上的一挡块来确定。

9. 如权利要求 8 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 挡块适于旋入手柄的一孔中, 通过将挡块旋入或旋出该孔来加长或缩短该挡块, 从而在医疗过程中无需从病人体内取出超声波外科手术装置就可以改变预定间隙。

10. 一种用于治疗动物组织的超声波外科手术装置, 该装置具有供外科医生操纵的一手柄, 用于产生超声波振动的一超声波转换器, 以及附接在超声波转换器上并从手柄延伸以将超声波振动传送至动物组织的一超声波施加器, 其中所述装置还包括:

在超声波施加器上的一末端部分, 该末端部分具有大体呈圆形的横截面, 且其直径在大致 2 毫米和 6 毫米之间, 以提供一较宽的用于凝固的表面并避免切割动物组织;

一细长的支承件, 该支承件可释放地附接在外科手术手柄上, 并延伸至超声波施加器的末端部分;

带有一卡爪表面的一可动卡爪, 该可动卡爪在超声波施加器的末端部分附近附接在细长的支承件上, 用以朝向所述末端部分移动至一闭合位置, 该闭合位置离开所述超声波施加器的所述末端部分一在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间的预定间隙, 以在超声波施加器振动加热组织时提供用于组织流动和凝固的一区域; 以及

一机械切割装置, 该装置用于平行于超声波施加器运动以切割位于超声波施加器和夹具之间的组织。

11. 如权利要求 10 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 预定间隙在约 0.075 和约 0.75 毫米之间。

12. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 处于闭合位置的卡爪表面与细长支承件的表面大体平行。

13. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 卡爪表面是凹形的。

14. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 卡爪表面是凸形的。

15. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置, 其特征在于, 卡爪表面是平直的。

16. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，预定间隙由位于细长支承件上的一挡块来确定。

17. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，预定间隙由位于超声波外科手术装置的手柄上的一挡块来确定。

18. 如权利要求 17 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，挡块适于旋入手柄的一孔中，通过将挡块旋入或旋出该孔来加长或缩短该挡块，从而在医疗过程中无需从病人体内取出超声波外科手术装置就可以改变预定间隙。

19. 如权利要求 11 所述的超声波外科手术装置，其特征在于，机械切割装置是一刀片。

用于组织凝固的超声波装置

美国籍且驻于美国的 SOUND SURGICAL TECHNOLOGIES LLC 作为 PCT 申请提出、并指定对除美国之外的所有国家的本申请，并要求提出于 2002 年 6 月 4 日的美国临时申请第 60/386,119 号的优先权。

技术领域

本申请总的涉及外科手术器械，更具体地说，本发明涉及在凝固病人组织的过程中所用的超声波外科手术装置。

背景技术

在开腔或腹腔外科手术中，对出血或存在出血潜在可能性的组织的止血是特别重要的。目前适用若干种方法来凝固组织以实现所要的止血。在较大的脉管或结构上，缝合是安全、可靠且通常使用的，但很难将缝合用于小脉管或结构以及产生扩散出血的场合中。单极的电外科手术通过电加热和烧灼组织来产生作用以实现凝固。这在较小的脉管和组织上是有效的，但由于在潮湿的外科手术环境中的杂散电导，可能会导致所不希望发生的对相邻组织的热创伤。双极的电外科手术也通过电加热组织来产生作用，且相对单极的电外科手术，可提供对杂散电导更好的控制。双极器械可能会遇到组织附着在电极上的问题，这使得在去除探测器时要重新打开已凝固的组织且组织又会出血。超声波器械利用快速振动摩擦组织所产生的摩擦热来产生止血作用。

用于切割和凝固组织的超声波外科装置是已知的。所有这些装置都利用在一超声波件中的纵向振动来实现所要的诸如切割且同时凝固的外科手术效果。已揭示了一些夹紧机构，它们通过加强振动件和夹紧表面之间的组织接触来改善切割和凝固性能。都是授予 Balamuth 的美国专利第 3,862,630 号和 3,636,943 号揭示了两种类型的超声波外科手术装置：用于同时切割和凝固组织的一第一装置和用于将组织的诸层接合在一起的一第二装置。用于将组织

的诸层接合在一起的装置有一振动的超声波件和一夹紧机构，夹紧机构的工作表面垂直于工具纵向振动的方向，以使组织被压缩在夹具的工作表面与振动的超声波件的端面之间。这种“端头正对”的设计堵住了从轴向通向超声波件与夹紧机构之间的被夹紧区域的组织通路，要求侧向地接近组织，从而因为无法以类似剪刀的形式来接近组织而严重地限制了用于外科应用装置的施放。

授予 Davidson 的美国专利第 5,332,055 号揭示了一种用于同时切割和凝固组织的超声波外科手术装置，该装置具有一振动的超声波件和一夹紧机构，该超声波件在其末端设有一外科手术刀片，刀片的一细长的刃平行于纵向振动轴线。该专利宣称由于带有细长刃的外科手术刀片而增强了切割性能，还通过提供从轴向通至超声波件和夹紧机构的组织通路而改善了性能。夹紧机构设计成完全闭合（亦即接触）在振动的超声波件上，以实现所要的切割和凝固效果。在这种设计中的改善的切割作用依其所述是由带有细长刃的外科手术刀片的振动和刀片在夹紧机构上的完全闭合来产生的。

授予 Manna 的美国专利第 6,193,709 号揭示了一种用于同时切割和凝固组织的超声波外科手术装置，该装置具有一振动的超声波件和一夹紧机构，该超声波件在其末端设有一刀片，该刀片相对纵向振动的轴线形成一锐角。该专利宣称 成角的涉及在手术过程中增强了夹紧机构与刀片之间的组织接触，从而改善了性能。夹紧机构设计成完全闭合（亦即接触）在振动的超声波件上，以实现所要的切割和凝固效果。在这种设计中的改善的切割作用是由于相对纵向振动的轴线成锐角的刀片的振动以及刀片完全闭合在夹紧装置上来得到的。

授予 Miyawaki 的美国专利第 6,193,709 号揭示了一种用于诸如切开和凝固之类的处理的超声波外科手术装置，该装置具有一振动的超声波件和一夹具，所述夹具具有一随后机构，以使夹具能跟从振动的超声波件的末端部分的偏斜位移。该专利声称该随后机构消除了夹紧机构闭合到振动的超声波件上时振动的超声波件与夹紧机构之间的可能空隙，从而改善了抓握和处理性能。夹紧机构设计成完成闭合（亦即接触）在振动的超声波件上，以实现所要的诸如切开和凝固之类的处理。

这些专利中没有一个揭示过为了在其间产生一预定的间隙以改善凝固效果而限制夹紧机构相对振动的超声波件的闭合的装置。在现有技术装置中把夹紧保持在超声波件上将不可避免地导致组织的切割。外科医生无法知道从预想的凝固到所不想要的切割的过程已发生到如何的程度。实际上，这些现有技术的装置设计成可在夹紧完全闭合在振动的超声波件上时实现同时切割和凝固，而不管夹紧机构的卡爪表面的形状以及振动的超声波件的形状如何。在现有技术的装置中不可能可靠地分开这两个过程。因此，需要改进超声波外科手术装置的凝固性能，并进一步提供单独的切割和凝固能力。

在一些文献中已经提到了现有技术的凝固装置性能中缺陷。（例如参见，Spival H.等人的“The Use of Bipolar Cautery, Laparoscopic Coagulating Shears, and Vascular Clips for Hemostatic of Small and Medium-sized Vessels”，Surgical Endoscopy 12(2):183-85（1998 年 2 月），以及 Landman, J.（Washington University），“Comparison of the Ligasure System, Bipolar Electrosurgery, Harmonic Scalper, Titanium Clips, Endo-GIA, and Sutures for Laparoscopic Vascular Control in a Porcine Model,” 出版于密苏里州圣路易斯的 Society of American Gastrointestinal Endoscopic Surgeons,（2001 年 4 月 10-21 日）。这两篇论文都包括由 Johnson & Johnson 利用可以认为是被上面所引述的 Davidson 的'055 专利所涵盖的技术所制造和发布的超声波腹腔镜（laparoscopic）凝固剪（“LCS”）。Spivak 等人通过将相关的血压增加到失败点或 300 毫米汞柱的最大荷载测试了该 LCS 装置以及其它装置凝固猪的小血管和中等尺寸血管的能力。尽管作者个人给出这些装置“可是相当安全”的结论，但这些装置并不是一律成功的。LCS 装置在所有的“小脉管”测试中都是成功的，但在中等尺寸脉管的十二个测试中有两个完全失败，并且在两个情况中在达到规定压力限值之前中等尺寸的脉管发生出血。这是高达 33%的令人不可接受的失败率。如作者所提到的，需要将 LCS 构造成适当的尺寸，并且需要适当地培训外科医生，以在中等尺寸的脉管上成功地使用 LCS。此外，作者推荐“在初始止血失败的情况下，外科医生有一良好的替代方法。”类似地，Landman 比较了用于密封脉管的各种医疗器械。在动脉上，LCS 在 6 次中成功 5 次，成功率为 83%；在静脉上，LCS 在 6 次中成功 3 次，成功率为 50

%。因此，显然在外科手术的凝固装置方面需要有明显的改进。

现在已经发明了可明显改善超声波外科手术器械的凝固性能的一种装置。首先，可通过将器械的凝固和切割功能分开以使这两个功能顺序地而非同时进行来改善凝固性能。实际上，已经证明，在切割之前进行凝固而不是同时或者以相反的顺序进行是有帮助的。顺序进行的方法使组织有时间凝固和冷却，所以将其设置在任何的切割操作发生之前。实际上，以这种方式可以完全避免组织出血。本发明利用器械的单次抓握来完成该顺序的凝固和切割步骤，即意味着一旦实现凝固，不必释放组织抓握以更换用于切割目的的器械。其次，通过在卡爪表面与振动的超声波施加器之间设置一预定的间隙以使组织流动呈细致地受控的状态发生，从而明显地改善凝固性能。在预定间隙中的“组织流动”（亦即组织在充分加热的情况下塑性移动的倾向）产生一凝固的组织区域，与采用前面所揭示的方法同时切割并凝固的组织相比，该区域发生再出血的可能性就要小得多。现在已经发现，如果将该预定的间隙小心地控制在约 0.075 至约 1.9 毫米之间，且较佳的 是在约 0.075 和约 0.75 毫米之间，那么可以获得最为有效的凝固性能。已经发现，如果预定间隙小于约 0.075 毫米，可能会发生同时的切割动作。如果预定的间隙大于约 1.9 毫米，则已经发现，所实现的组织流动不充分，并且可能会发生完全的凝固。

发明内容

本发明提供一种用于凝固组织的新颖和改进的超声波外科手术装置和方法。本发明的装置具有一个其中装有一用于产生超声波振动的超声波转换器的外科手术手柄。一超声波施加器附接在超声波转换器上以传送纵向的超声波振动，并从外科手术手柄向末端延伸。超声波施加器在末端处总体上基本呈圆形横截面，且其直径在大致 2 毫米和 6 毫米之间。带有一卡爪表面的一夹具支承在一细长的支承件上，该支承件可释放地附接在外科手术手柄上，并大体沿着超声波施加器的长度围绕着它。夹具和卡爪表面设计成夹具无法完全闭合在振动的超声波施加器上，而是止动在一预定间隙、亦即卡爪表面与振动的超声波施加器之间的距离处。该预定的间隙提供用于一个在振动的超声波施加器加热组织时组织流动受控的区域。预定间隙的形状和厚度决定

凝固组织的质量和最终的形状。根据所要凝固的目标组织的类型和结构，较佳的间隙可在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间变化，并较佳的是在约 0.075 和约 0.75 毫米之间。外科手术装置可包括用于在该范围内调节间隙的装置。因此，振动的超声波施加器不是一振动的“刀片”，不用于切割组织，而仅用于改善凝固。组织流动受控的区域还有助于通过产生更好的凝固效果和避免在凝固的过程中同时进行切割来改善凝固。可细致地控制组织流动的厚度和形状。

如果外科手术装置需要切割能力，则可以设置一分开的非超声波切割元件，该元件可前推和缩回以作为一分开步骤来完成切割功能。可以在凝固已完成之后向前推进切割元件，而卡爪仍闭合至最大的允许程度。较佳的是，切割元件可以是一外科手术刀片，并带有在它前推时切割已凝固的组织的一锋利的前刃。也可采用其它形式的机械切割工具。外科医生可以等到经过充分长的时间以致组织已凝固和“冷却”才前推切割工具，以使切割过程中出血最少。

还可以在一种改进的凝固方法中采用本发明的装置，该方法包括通过一具有圆形横截面的施加器来对由位于离开施加器表面一固定距离的一夹具所保持住的组织进行超声波外科手术。也可以采用这样一种外科手术方法，该方法在用一机械切割工具切割组织之前利用凝固方法来凝固或烧灼组织，该组织附连在超声波施加器上但与它间隔开。

因此，本发明提供了一种改进的、用于仅仅凝固组织或带有分开的组织切割的超声波外科手术器械和方法。为了实现这样的目的，本发明包括一种超声波外科手术器械和方法，它在保持组织的一夹具的表面和具有大致呈圆形的横截面的一振动的超声波施加器的表面之间设有一预定的间隙，以可发生受控的组织流动而不发生超声波切割。此外，本发明包括一种超声波外科手术器械和方法，其中切割装置包含在同一器械中，但独立于超声波振动。从所包括的说明书、附图和权利要求书中，本发明的用于改善凝固的其它特征对于熟悉本技术领域的人们会变得清楚起来。

通过参照一些较佳实施例的详细说明以及附图中对诸较佳实施例的图示，可以很好地理解本发明。

附图说明

以下的附图示出了帮助理解本发明的新颖特征的具体实施例。

图 1a 是本发明装置的一个实施例的局部剖开的侧视图。该图所描绘的装置的夹具处于一打开位置且机械切割工具处于一缩回位置。

图 1b 是本发明装置的一个实施例的局部剖开的侧视图。该图所描绘的装置的夹具处于闭合位置且机械切割工具处于一缩回位置。

图 1c 是本发明装置的一个实施例的局部剖开的侧视图。该图所描绘的装置的夹具处于闭合位置且机械切割工具处于一前推位置以进行切割。

图 2 是包括电子施加器、夹具以及机械切割工具的超声波装置的末端部分的局部剖开的侧视详图。

图 3a 是超声波装置的端视图，示出一带有凹形卡爪表面的夹具处于闭合位置。

图 3b 是超声波装置的端视图，示出一带有凸形卡爪表面的夹具处于闭合位置。

图 3c 是超声波装置的端视图，示出一带有平直卡爪表面的夹具处于闭合位置。

图 4 是本发明装置的一个实施例的局部剖开的侧视图，其中用于形成预定间隙的挡块位于超声波装置的手柄上。

为了方便起见，在所有的图上使用了共同的标号。

具体实施方式

参见附图，图 1a 是本发明一个较佳实施例的示意图。图 1 示出包括总的标识为 10 的一超声波外科手术器械的本发明的局部剖开的侧视图。该器械有一外科手术手柄 11，该手柄供外科医生握持和操纵。外科手术手柄 11 可通过机加工或模塑构件制成。一超声波转换器 12 安装在外科手术手柄 11 内，用以产生超声波振动。可以利用任何普通的、人们所熟知的装置（如使用保持受压缩的 PZT 晶体）来产生超声波振动。

一超声波施加器 13 附接在超声波转换器 12 上，并从超声波转换器 12 向

末端延伸。较佳的附接方法是螺纹连接。超声波施加器可以用任何合适的金属材料来制作，例如包括钛合金、铝合金或不锈钢合金。较佳的材料是钛合金 Ti6Al4V。可以使用诸如车床加工或碾磨之类的标准机加工工艺。

如前所述，在本发明中所采用的超声波施加器在对组织施加能量的部位横截面大体呈圆形。这些施加器没有会以促进切割的方式聚集和散布超声波能量的刃口，而是设计成专门为了凝固组织而以均匀的方式恒定地提供能量。实际上，如果需要，可以在外科手术器械的一分开的机械部件中设置切割功能，以避免影响超声波施加器的方案设计。

超声波转换器 12 和超声波施加器 13 结合起来的长度必须设计成具有所要的共振频率。振动频率的范围一般为 20 千赫兹至 60 千赫兹。可以采用在该范围内的任何振动频率。

一细长的支承件 14 可释放地附接至外科手术手柄 11，并且大体沿着超声波施加器 13 的长度围绕着它。细长的支承件 14 可以用金属或塑料材料来制造。较佳的材料是诸如 DelrinR（乙酰基共聚物）或“ABS”（丙烯腈-丁二烯-苯乙烯）。带有一卡爪表面 16 的一夹具 15 支承在该细长支承件 14 的末端上。可以由金属或塑料利用标准的机加工工艺或标准的模制工艺（塑料或金属）来制造该夹具。较佳的方法和材料是一模制的金属夹紧机构，因为它使该零件具有最大的刚度和最好的夹紧性能。卡爪表面 16 可以具有各种横截面形状，例如在图 3a-3c 中所示的那些。卡爪表面 16 还可以具有一锯齿状或开槽的表面，以改善抓握性能。

夹具 15 可以相对超声波施加器 13 的侧面打开和闭合。在图 1a 中，夹具所示为处于打开位置。一驱动手柄 17 连接在外科手术手柄 11 上，并用于在打开和闭合位置之间驱动夹具 15。一夹具传动杆 18 连接驱动手柄 17 和夹具 15。

一驱动滑块 19 连接在外科手术手柄 11 上，并用于沿着平行或大体平行于超声波施加器的方向前推和缩回一切割元件 20。切割元件 20 可以是一不锈钢刀片或在一刀片连接杆 21 端部上的一成形的切割形状。刀片连接杆 21 连接驱动滑块 19 和切割元件 20。连接杆 21 较佳的是用不锈钢丝来制作，它们可以钎焊或焊接到切割元件 20 上。

图 2 示出了如图 1 所示的超声波外科手术器械 10 的末端的一个更加详细的侧视图，且图中夹具 15 以及相关的卡爪 16 相对超声波施加器 13 处于打开位置。夹具组件 30 的表面 32 与支承件 14 的表面 31 分开。附接在刀片连接杆 21 上的机械切割工具或刀片 20 处于缩回位置。可以前推切割元件 20 以切割已在卡爪表面 16 和超声波施加器 13 之间凝固的组织。（参见图 1c。）因此，切割元件 20 穿过卡爪表面 16 与超声波施加器 13 之间的间隙而前推和缩回。在另一实施例中，夹具 15 和卡爪表面 16 可以设有一垂直狭槽，刀片的刃在延伸和缩回时还穿过该狭槽。这将允许使用较宽的机械切割元件，并帮助保证刀片切割保持在卡爪表面与超声波施加器之间的间隔中的所有组织。图 1b 示出与图 1a 中所示的器械相同的超声波外科手术器械 10，只是驱动手柄已被转动到闭合位置，从而将夹具传动杆 18 推向超声波转换器 12，致使夹具 15 相对超声波施加器 13 发生转动并闭合。传动杆 18 的运动受到一挡块的限制，在这种情况下，夹具壳体 30 的表面 32 接触抵靠在支承件 14 的表面 31 上。进行这样的操作就使夹具 15 的卡爪表面 16 “闭合”成离开超声波施加器 13 的表面有一预定距离或间隙。（参见图 3a 和 3c。）可以通过控制传动杆 18 的长度来预设或改变该距离。提供一些装置以在外科手术的过程中医生或助手可以改变该长度而无需将该外科手术器械从病人体内取出是在本领域的技术能力之内的。例如，可以通过使用旋入手柄 11 的一部分中一可转动的传动杆来改变从夹具支承件 30 至驱动装置 17 的杆有效长度。在图 1b 中，切割刀片或工具 20 处于缩回位置。

图 1c 示出图 1a 所示的超声波外科手术装置 10，且图中夹具处于闭合位置而切割刀片 20 处于伸出位置。这是通过沿着朝向超声波外科手术装置的末端移动驱动滑块 10、从而沿着该方向移动刀片连接杆 21 和刀片 20 来实现的。当完成这样的操作时，刀片 20 就切割保持自动夹具 15 和超声波施加器 13 之间的组织。

图 3a 至 3c 示出了三种不同的卡爪表面和预定间隙的形式。

图 3a 是示出超声波施加器 13 和细长支承件 14 以及处于完全“闭合”位置的夹具 15 的端视图。卡爪表面 16 是凹形的，这在卡爪表面 16 与超声波施加器 13 之间提供了加大的组织凝固的宽度。预定间隙 22 是当夹具 15 闭合到

其最大程度时卡爪表面 16 与超声波施加器 13 之间的间隔，它通常在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间，较佳的是在约 0.075 毫米和约 0.75 毫米之间。最优的预定间隙值随着所想要的应用场合而变。

图 3b 是示出超声波施加器 13 和细长支承件 14 以及处于完全闭合位置的夹具 15 的端视图。卡爪表面 16 是凸形的，这就提供了减小的组织凝固的宽度，使刀刃处向来凝固组织的过渡状态得到改善。预定间隙 22 是当夹具 15 完全闭合时卡爪表面 16 与超声波施加器 13 之间的间隔，同样，它通常在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间，较佳的是在约 0.075 毫米和约 0.75 毫米之间。最优的预定间隙值随着所想要的应用场合而变。

图 3c 是示出超声波施加器 13 和细长支承件 14 以及处于完全闭合位置的夹具 15 的端视图。卡爪表面 16 是平直的，这具有如图 2a 和 2b 中所示的形状可获得的效果的组合。预定间隙 22 是当夹具 15 完全闭合时卡爪表面 16 与超声波施加器 13 之间的间隔，它通常在约 0.075 毫米至约 1.9 毫米之间，较佳的是在约 0.075 毫米和约 0.75 毫米之间。最优的预定间隙值随着所想要的应用场合而变。

可通过许多方式来形成夹具 15 的卡爪 16 与超声波施加器 13 之间的预定间隙。如图 1a 至 1c 以及图 2 中所示，可以通过使夹具壳体表面 32 的一挡块抵靠在支承件的表面 31 上来形成。也可使用其它的机械挡块。在图 4 中示出了一种这样的挡块，图 4 示出了如图 1a 中所示的一超声波外科手术装置。不过，在该情况下，挡块是从手柄 11 延伸出并阻止驱动装置 17 闭合在壳体上的一物理元件 26。这替代接触表面 31 和 31 而用作挡块机构。熟悉本技术领域的人们会知道如何使挡块 26 的有效长度可变，以致也可改变卡爪与施加器之间的预定分开间隙 22。例如，挡块 26 可以在一有限的范围内旋入手柄 11 的孔中，以使其能有效地如所要地加长或缩短。熟悉本技术领域的人们会知道用于在卡爪 16 和超声波施加器 13 之间形成预定间隙的其它技术，这些技术可替代这里所述的例子。

本发明也提供了一种改进了的、用于凝固动物组织的外科手术方法，该方法包括但动物组织的一部分设置在（1）一超声波施加器和（2）一位于超声波组织附近的夹具之间，所述超声波施加器具有大体呈圆形的横截面，且其

直径在大致 2 和 6 毫米之间，以提供用于凝固的较宽表面并避免切割到动物组织。然后朝向超声波施加器移动夹具，且移动到与超声波施加器成约 0.075 毫米至 1.9 毫米之间、较佳的是约 0.075 毫米和约 0.75 毫米的一预定间隙，以提供用于组织流动和凝固的一个区域。然后通过超声波施加器对被夹住的组织施加足够的超声波振动，以使组织凝固。如果需要，然后可以用分开的机械切割工具来进行切割，这样的切割工具例如在附图中所示和这里所描述的那样。

如前面所提到的，本发明的装置和方法在使凝固和切割功能各分开和最大化方面是尤为有用的。它还为外科医生提供了一种方便的、在所有时刻都可知道夹具相对超声波施加器的位置以及切割元件和刀片位置的方法。因此，外科医生能容易地监控和关注这些工作。

这里的描述和附图揭示了本发明的说明性实施例。在阅读了这里所揭示的内容后，那些熟悉本技术领域的人们会理解，还可以采用各种修改形式、替代结构以及等效来实现本发明的优点。例如，在阅读了这里所揭示的内容后，那些熟悉本技术领域的人们将能在本发明的保护范围之内实现各种形式的夹具、挡块以及机械切割工具。因此，本发明并不局限于这里所包括的描述和图示，而是由下面的权利要求书来限定的。

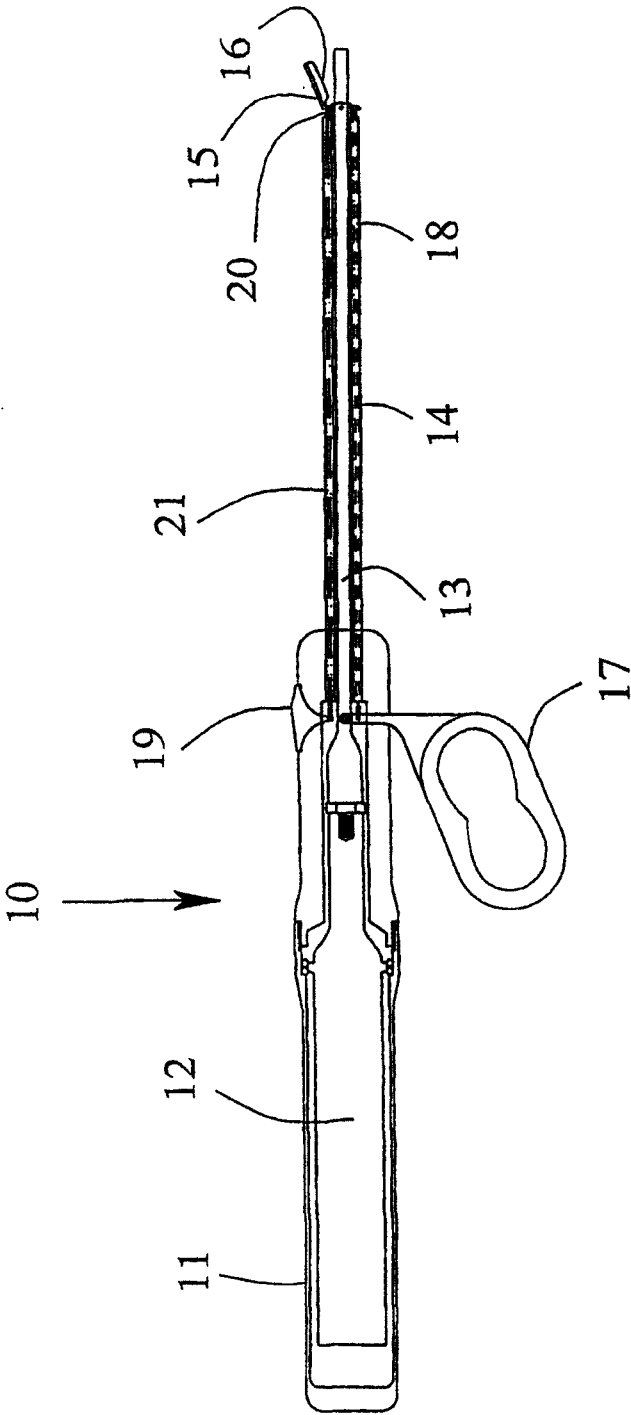
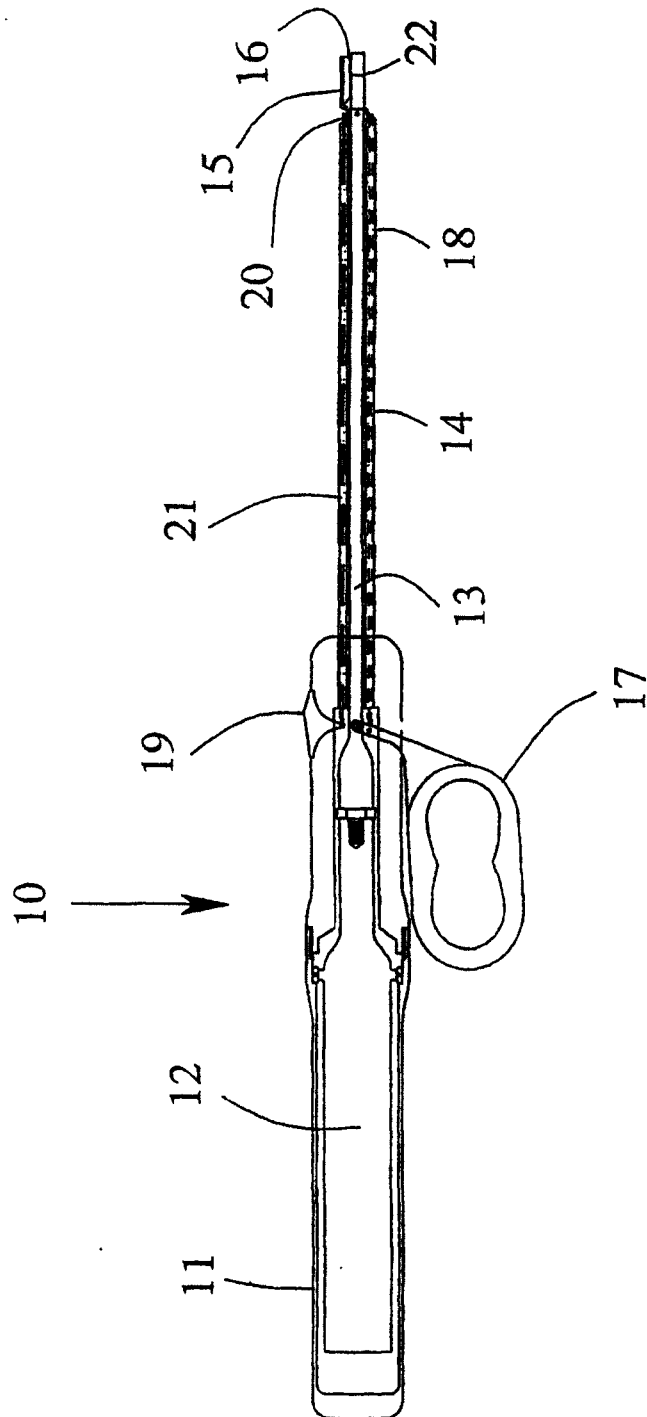


图 1a



16

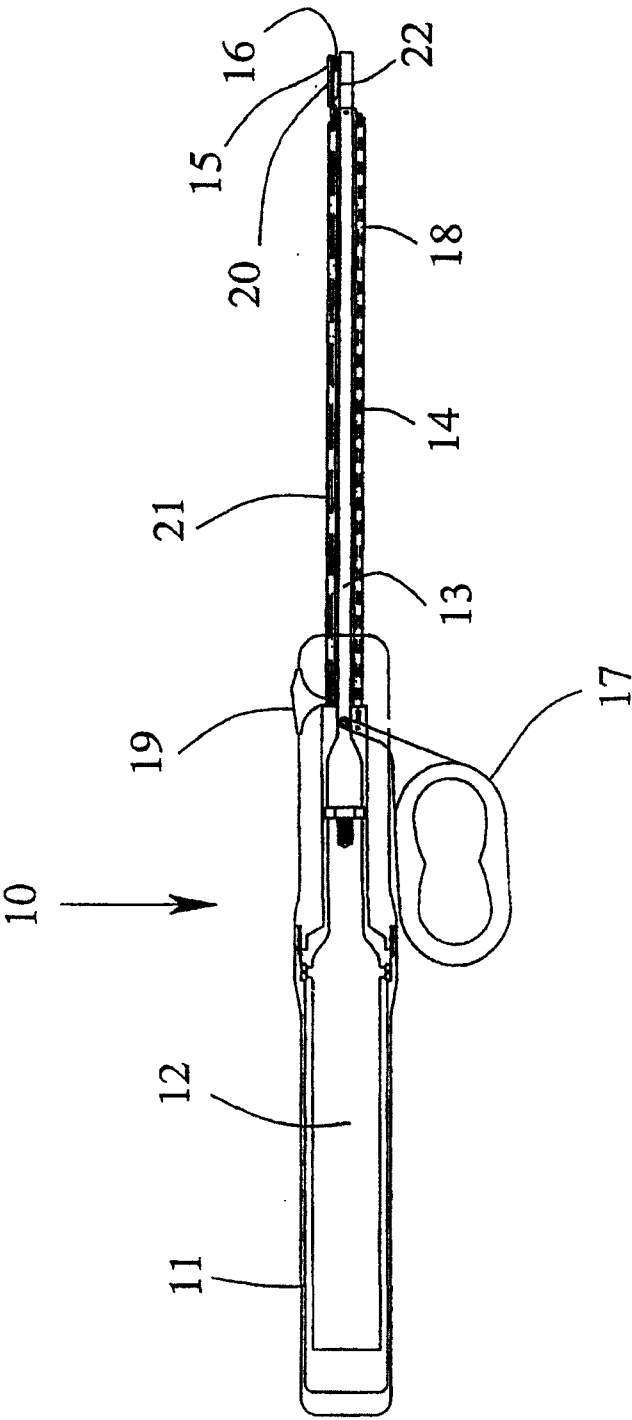


图 1c

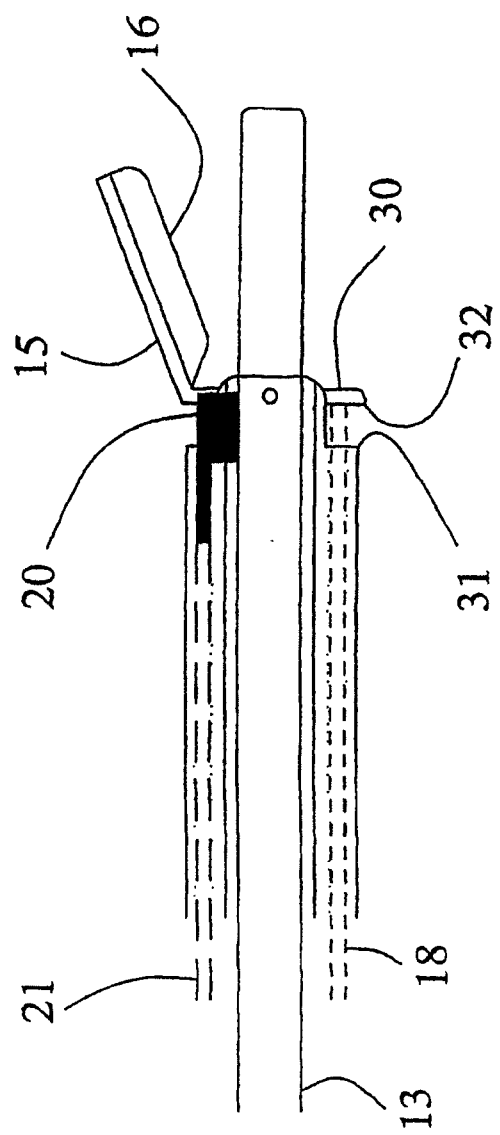


图 2

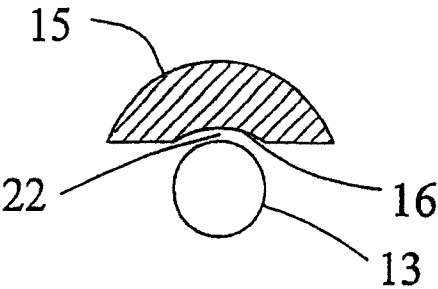


图 3a

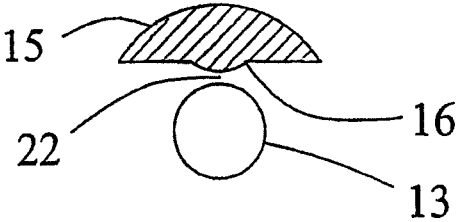


图 3b

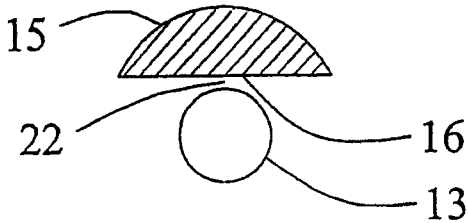


图 3c

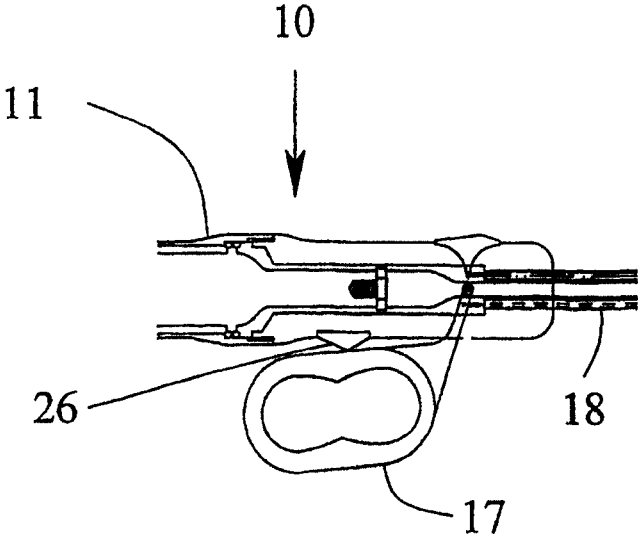


图 4