



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02813574.1

[43] 公开日 2004 年 9 月 15 日

[11] 公开号 CN 1529568A

[22] 申请日 2002.7.5 [21] 申请号 02813574.1
 [30] 优先权
 [32] 2001.7.6 [33] RU [31] 2001119003
 [86] 国际申请 PCT/RU2002/000326 2002.7.5
 [87] 国际公布 WO2003/003929 俄 2003.1.16
 [85] 进入国家阶段日期 2004.1.5
 [71] 申请人 奥列格·伦尼亚诺维奇·索洛维约夫
 地址 俄罗斯伏尔加格勒
 共同申请人 根纳季·维克托罗维奇·萨夫拉索夫
 [72] 发明人 奥列格·伦尼亚诺维奇·索洛维约夫
 根纳季·维克托罗维奇·萨夫拉索夫

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
 司
 代理人 刘晓峰

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称 对血管或海绵体进行超声波作用的方法、系统和仪器

[57] 摘要

一种对血管或海绵体施加超声波作用的发明装置包括集中器-波导，集中器-波导具有尖端，用来刺破血管壁或是海绵体壁，工作部分，该部分从刺破的孔插入所述血管或是海绵体中。所述超声波装置与系统结合，该系统另外包括超声波发生器，用来传输液相的通道，配备有推拉式传动装置的用于供给和排出所述液相的装置。所述传动装置以如下方式运作：当正向运动时，通过用来传输所述液相的通道收集液相，当逆向运动时，通过用来传输所述液相的通道来排出液相。

I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种超声波仪器，包括集中器-波导，集中器-波导设有尖端和突出的工作部分，尖端和突出的工作部分用来传递超声波频率机械振动到并且对血管或管或海绵体壁和内腔进行作用。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于工作部分是凸形的。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于工作部分是凸凹状的。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于工作部分实施为旋转几何体。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于尖端是旋转体的形式。
6. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于尖端实施为多面体。
7. 根据权利要求 5 或 6 所述的超声波仪器，其特征在于尖端是针的形式。
8. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于尖端是可拆卸的。
9. 根据权利要求 1-8 中的任一项所述的超声波仪器，其特征在于超声波仪器的集中器-波导设有用于液相传输的通道。
10. 根据权利要求 9 所述的超声波仪器，其特征在于尖端内布置至少一条通道。
11. 根据权利要求 1-10 中的任一项所述的超声波仪器，其特征在于集中器-波导是柔性的。
12. 根据权利要求 1 所述的超声波仪器，其特征在于尖端的纵轴与工作部分的纵轴不共线。
13. 一种用于对血管或海绵体施加超声波作用的系统，包括根据权利要求 1-12 中任一项所述的超声波仪器，供给超声波仪器信号的超声波信号发生器；用于传输和排出液相的装置，该装置具有用于传输液相的

至少一条通道；液相传输和排出装置具有双向驱动装置，当双向驱动装置正向运动时适于通过用于传输液相的至少一条通道收集液相，且在反向运动时适于通过用于传输液相的至少一条通道排出液相。

14. 根据权利要求 13 所述的系统，其特征在于液相的收集和排出通过一条并且是同一液相传输通道进行。

15. 根据权利要求 13 所述的系统，其特征在于用于传输和排出液相的装置设有手动驱动装置。

16. 根据权利要求 15 所述的系统，其特征在于用于传输和排出液相的装置实施为注射器。

17. 根据权利要求 13 所述的系统，其特征在于用于传输和排出液相的装置设有电动机械驱动装置。

18. 根据权利要求 17 所述的系统，其特征在于用于传输和排出液相的装置实施为活塞式或是转子式排出装置的形式。

19. 根据权利要求 13 所述的系统，其特征在于至少一条液相传输通道适于与超声波仪器内的相应通道相连。

20. 根据权利要求 19 所述的系统，其进一步的特征在于用于连接超声波仪器的装置，设置用于将液相传输通道连接到超声波仪器内的通道。

21. 一种用于对血管或海绵体施加超声波作用的方法，包括如下步骤：

20 将超声波频率机械振动施加到超声波仪器上，超声波仪器具有集中器-波导，集中器-波导包括尖端和突出的工作部分，尖端和工作部分用来传递超声波频率机械振动，以对血管或海绵体壁和内腔进行作用；由仪器的尖端刺破血管或海绵体壁；以及

25 通过所述刺孔或孔，将工作部分插入血管或海绵体中，工作部分对血管或海绵体内部施加超声波作用。

22. 根据权利要求 21 所述的方法，其特征在于还包括另外使用传输到血管或海绵体内的液相的步骤。

23. 根据权利要求 22 所述的方法，其特征在于液相通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔或孔传输到血管或海绵体中。

30 24. 根据权利要求 22 所述的方法，其特征在于液相通过超声波仪器

内设有的通道传输到血管或海绵体内。

25. 根据权利要求 22 所述的方法，其特征在于在超声波施加作用的过程中或当所述作用结束时，液相被排出血管或海绵体。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于液相通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔或孔被排出血管或海绵体。

27. 根据权利要求 25 所述的方法，其特征在于液相通过超声波仪器内设有的通道排出血管或海绵体。

28. 根据权利要求 22-27 的任一项所述的方法，其特征在于液相包含致硬化物质。

29. 根据权利要求 28 所述的方法，其特征在于乙氧硬化剂即 ethoxysclerol 或血栓形成糊被用做致硬化物质。

30. 根据权利要求 21 所述的方法，其特征在于工作部分插入血管或海绵体的区域中，该区域装有病理组织或血栓块。

31. 根据权利要求 30 所述的方法，其特征在于超声波作用进行直到在病理组织或血栓块内形成凝结通道。

32. 根据权利要求 30 所述的方法，其特征在于另外使用传输到血管或海绵体内的液相的步骤。

33. 根据权利要求 31 所述的方法，其特征在于液相通过凝结通道传输，血栓块通过凝结通道排出。

34. 根据权利要求 32 所述的方法，其特征在于液相通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔或孔传输到血管或海绵体中。

35. 根据权利要求 32 所述的方法，其特征在于液相通过超声波仪器内设有的通道传输到血管或海绵体内。

36. 根据权利要求 30 所述的方法，其特征在于超声波作用进行直到形成凝结通道，该凝结通道的参数允许形成韧带器官，韧带器官防止血管或海绵体的脱垂。

37. 根据权利要求 36 所述的方法，其特征在于所述参数由一组参数中选定，一组参数包括：通道截面的形状，相对于血管或海绵体内壁的通道倾斜角度，通道范围，通道纵轴的空间形状，和承受超声波作用的时间段，以及所述参数的任意组合。

对血管或海绵体进行超声波作用的方法、系统和仪器

5

技术领域

本发明涉及医学工程，特别是用于血管手术、直肠病和其它医学领域的仪器，其中血管或是海绵体（cavernous body）进行手术处理。

10 背景技术

痔疮是一种海绵体，已知的一种外科手术治疗痔疮的方法就包括血管缝合的应用（参考《结肠直肠病学指南》，V.P.Rivkin, F.S.Bronshtein, S.N.Fa'yin, M., Medpractica 出版社，2001）。所述方法的实施提供了进行痔疮海绵体的缝合和结扎，内痔和外痔的切除，然后通过各种缝合方式使黏膜损伤处闭合。对于实施所述方法，经常采用传统的外科手术仪器（Luer, Kocher, Allis 氏镊子）。该方法的一个不足之处手术介入是费力的，该方法会导致肛门管道黏膜组织很大程度上的损伤，这种损伤还伴有大量失血。特别是高度损伤还很有可能导致手术病人的恢复期很长。

已知的一种作用于血管或静脉和海绵体的内壁的方法包括注射硬化疗法，通过注射导致组织硬化的药剂（组织硬化剂）到血管组织内腔（血管或海绵体），就象所描述的那样，如《血管疾病的治疗方法》，它是内科医生的指南，Savel'yev V.S., M. 编纂，A.N.Bakoulev 心血管手术中心，RAMS, 1999, 32 页；以及医学博士 Solov'yov O.L. 的，《痔疮门诊病人治疗的硬化疗法》，伏尔加格勒，1996, 23 页的论文摘要。所述方法不够有效，因为受到一次性使用一种组织硬化剂的限制，这种方法就需要有意的过量使用一种组织硬化剂以促进该硬化剂与血管壁的化学交互作用。但是，致组织硬化物质自身是一种对于身体不适宜的介质，过剂量使用将导致组织坏死。属于发明人的证书 SU 1158196A 的发明说明书中披露了一种超声透入疗法设备，该超声透入疗法设备包括一个多个半波长超声波集中器，该集中器的工作部分实现形式为一球形。这样的

超声透入疗法设备设计意图是血管的内部超声波治疗及允许药物进入血管壁。使用此类设备要求其插入血管，血管要暂时与血流隔离，并且，要使用一种特殊的外科手术仪器在血管壁上开一个孔，孔要足够大能使工作部分穿过。这种现有技术的超声透入疗法设备的不足包括必需实现
5 到血管或海绵体的一条复杂的外科手术通道，这条通道会牵涉到血管或海绵体周围的组织，包括皮肤的大范围的妨害。这样的外科手术通道会造成附近组织的重大的损伤和大量失血。大范围的组织损伤会延长组织在手术后的再生（复原）过程。手术本身的艰巨和长的持续时间也是可观的，因为通过外科手术仪器开一个孔要求做手术的那段血管暂时与血流
10 隔离开，隔离时要使用另外的技术仪器，如血管夹。

发明内容

本发明的目的是提供一种方法、系统和仪器，用于对管（脉管、血管、导管等，下面的说明仅仅称作血管）或海绵体的内腔施加超声波作用，
15 以减轻组织损伤，减少仪器插入血管或海绵体中时所伴随的出血，避免使用将血管与血流隔离的仪器，同时提高硬化剂对血管或海绵体内腔作用的效率。

为达到所述的技术结果，一种带有集中器-波导的超声波仪器设有一个尖端和一个突出的工作部分，尖端和突出的工作部分用来传递超声波
20 频率机械振动来治疗血管或海绵体壁和内腔。

本超声波仪器的尖端使得超声波仪器本身就可以利用附加的超声波作用直接在血管壁中开一个孔，当开所述的孔时，超声波作用更便利并且显著减轻皮肤和血管附近的组织的伴随性损伤。超声波场被集中在尖端，在几分之一秒内，局部破坏皮肤、血管附近的组织以及血管壁本身，
25 实际上没有大的损伤。工作部分和尖端的最近距离布置使得使用者可以在视觉上控制工作部分穿入组织和血管或海绵体的内腔中的方式，并且能够保证要开的孔的尺寸和工作部分的尺寸保持一致。开孔以及工作部分通过所开孔插入血管或海绵体的安排几乎是同时进行的，这就使得出血量降到最小，并且避免了将血管或海绵体与血流隔离的必要。

30 该超声波仪器的工作部分具有凸出的凸凹形状，或者实现形式为旋转

几何体。尖端是旋转几何体形状或多面体形状。集中器-波导是连续的，并且集中器-波导本身在工作部分中具有供液相通过的通道，或者另外包括在尖端中的至少一条通道。

5 该集中器-波导是刚性或柔性的。集中器-波导的横截面形状或是矩形，或是带圆边或圆棱的矩形，或是圆形或椭圆形。

在一种特殊实施方式中，尖端的纵轴与工作部分的纵轴不共线。

在对血管或海绵体施加超声波作用的所述系统中，使用了一种超声波仪器，该超声波仪器包括了一个集中器-波导，集中器-波导具有一个尖端和突出的工作部分，尖端和突出的工作部分用来传递超声波频率机械振动以对血管或海绵体壁或内腔进行作用。该系统包括一个超声波信号发生器，用来供给该超声波仪器信号；用来传输和排出液相的装置，该装置具有至少一条用来传输液相的通道；液相传输和排出装置，液相传输和排出装置具有一个双向驱动装置，适用于在正向运动时通过至少一条液相传输通道收集液相，以及在逆向运动时通过至少一条液相传输通道排出液相。

15 该双向驱动装置的特征允许计量传输 (meter delivery) 液相到血管内腔中。

液相的收集和排出通过相同的或是不同的液相传输通道来完成。

20 该液相传输和排出装置由手工驱动装置运转，例如当该装置实现形式为注射器的时候；或者由电动机械驱动装置运转，如所述液相传输和排出装置实现形式为活塞式或是转子式电动机械排出装置时。

25 在应用超声波仪器的情况下，集中器-波导在集中器本身和工作部分内具有供液体通过的通道，或者还包括在尖端中的至少一条通道，用于液相传输的至少一条通道适合于连接到超声波仪器中的相应的通道；例如，通过连接超声波仪器来形成液相传输通道与超声波仪器中的通道的连接。

所述技术效果也可通过一种用于对血管或海绵体施加超声波作用的方法来完成，所述方法包括如下步骤：

30 将超声波频率机械振动施加到一超声波仪器上，该超声波仪器具有一个集中器-波导，集中器-波导具有一个尖端和突出的工作部分，尖端和

突出的工作部分用来传递超声波频率机械振动，以对血管或海绵体壁或是内腔进行作用；

借助仪器的尖端，刺破血管或海绵体壁；以及

5 通过所述刺孔，将工作部分插入血管或海绵体中，工作部分对血管或海绵体内部施加超声波作用。

施加到血管或海绵体内腔的超声波作用由超声波仪器直接实现，或者另外还使用传输到血管或海绵体中的液相以提供超声波仪器和血管或海绵体内腔之间的中间液体媒介。

10 液相通过超声波仪器内的条通道或者通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔传输到血管或海绵体中。

在超声波作用施加的过程中，液相被传输到血管或海绵体中，当结束时，液相被排出血管或海绵体。

液相通过超声波仪器内的通道或者通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔被排出血管或海绵体。

15 该液相包括导致组织硬化的物质 (sclerosizing substance)，例如，乙氧硬化剂 (ethoxysclerol)，血栓形成糊。

当这种方法被用于对部分或全部装有血栓块的血管或海绵体进行作用时，工作部分被插入血管或海绵体的盛有病理组织或血栓块的区域。

20 当病理组织或血栓块在很长的时间里受到超声波作用时，它们就形成了凝结通道，通过凝结通道，当被传输到血管或海绵体中的液相也被使用时，所述液相被传输，血栓块被排出。

液相通过超声波仪器内的通道或者通过血管或海绵体壁中的另外的刺孔传输到血管或海绵体。

25 海绵体受到所述作用直到其形成预定参数的凝结通道，例如，通道截面具有一个预定的形状，相对海绵体附近组织的通道倾斜角度，通道范围和通道纵轴的空间形状。这些参数可以形成韧带器官来阻止血管或海绵体脱垂。

附图说明

30 一超声波仪器，系统，用来对血管或海绵体施加超声波作用，以及所

述的使血管或海绵体受到超声波作用的方法的实施步骤都表述在图中，其中：

图 1 是超声波仪器的截面图，该超声波仪器包括了一个集中器-波导，集中器-波导具有一个尖端和突出的工作部分；

5 图 2 (a-B) 是超声波仪器工作部分的各种形状；

图 3 (a, б) 是尖端的各种形状；

图 4 (a, б) 是超声波仪器，该超声波仪器具有传输液相的内部通道；

图 5 是超声波仪器，该超声波仪器具有传输和排出液相的内部通道；

图 6 是集中器-波导的一种截面形状；

10 图 7 (a, б) 是尖端的纵轴与工作部分的纵轴不共线时的不同形式；

图 8 是用来对血管或海绵体施加超声波作用的系统的功能图；

图 9 (a, б) 是用来对血管或海绵体施加超声波作用的系统的一部分的不同配置形式图；

15 图 10-13 是实施用于对血管或海绵体施加超声波作用的要求保护的步骤的方法的步骤。

具体实施方式

图 1 所示为超声波仪器 1，超声波仪器 1 包括集中器-波导 2，集中器-波导 2 具有锐利尖端或尖端 4 和由集中器-波导 2 突出的工作部分 3，工作部分 3 以及其它部分用来传递超声波频率机械振动，以对血管（或管、脉管、导管等）或海绵体壁或是内腔进行作用。超声波仪器 1 是连续的，其中集中器-波导的纵轴与尖端 4 的纵轴共线。超声波仪器一般由生物学上稳定或可配伍的（生物学上惰性的）材料制造，例如钛合金 BT-5，BT-6，OT-4。

25 工作部分 3 一般是凸形的，几乎可以被制成各种形状，如图 2(a)的平行六面体的形状。工作部分 3 的侧边或侧棱或侧面的边缘可以是圆的或不是圆的，非圆侧棱的使用对工作部分周围的超声波场的分布并不会造成任何重大影响，但是会成为血管或海绵体内表面的机械性损伤的一个另外来源。

30 在一系列实施中，有利地方式是，超声波仪器 1 的工作部分 3 可以是

凸凹形的，或半凸半凹的或一面凸一面凹的，例如如图 2（6）所示，也就是凹半球 5 这样的形式，凹半球 5 的凹半球的中心具有尖端 4。这类半球的边缘实施为不圆的或有棱角的或圆的边缘。作为一个特例，图 2（B）显示的工作部分 3 具有凸凹形状的凹槽 6。这种凸凹的形状允许控制液相中的听觉或声频通量的方向。

工作部分 3 的最合适的实现形式是旋转几何体，例如，椭球或圆球。工作部分具有这种形状，其附近的超声波场可以以最均匀的形式分布，这样就可以将均匀的作用施加到血管或海绵体内腔。

尖端 4 是超声波仪器 1 的一个基本组成部分，末端的作用是刺破血管壁以使工作部分 3 能够通过刺孔进入血管中。尖端 4 的高频机械振动大大减小了在血管壁和血管附近组织中穿孔（刺孔）所要求的力，这是由于振动冲击效果，因此大大消除了受超声波仪器尖端作用的生物组织的变形区域。

尖端 4 的实现形式为旋转体，例如，圆锥体。尖端 4 也可以以多面体的形式和非圆的或有棱角或锋利的形式，例如图 3（6）中的棱锥形。

当据超声波仪器的实施例的超声波作用借助液相实施时，超声波内部设有如图 4(a)所示的通道。通常，集中器-波导 2 内的一条通道 7 和工作部分 3 内的一条通道 8 就足够了，但为了使流入被治疗的血管或海绵体内的液相的供给更均匀，通道 7 和 8 的数量可以更多。在一些情况下，有利的方式是，设置尖端 4 内的至少一条通道 9，就如图 4(6)所示。当组织被刺入的瞬时，这类通道可以使仪器更容易刺入组织，这是由于仪器与组织之间的摩擦力的减小和局部气穴现象；而且也将提高致使组织硬化的药剂或物质进入血管壁的精确定传输。所有通道 7，8，9，10，11 的横向尺寸的选择要能够确保液相的畅通无阻的通道。

包含致使组织硬化的药剂，如乙氧硬化剂（ethoxysclerol）或血栓形成糊剂，的溶液被用做液相。这些溶液的例子在以下参考文献中有详细叙述：《血管疾病的治疗方法》，它是内科医生的指南，Savel'yev V.S.,M. 编纂，RAMS 的 A.N.Bakoulev 心血管手术中心，1999，32 页；以及《慢性静脉不足》，M., “Bereg” 出版社，1999-128 页。

当血管或海绵体内腔受暴露于超声波仪器时，液相中致使组织硬化的

或致硬化的药剂或物质进入血管内腔，并且在超声波仪器的作用下尖端局部刺入血管或海绵体壁，由此保证了致使组织硬化的药剂或致硬化的物质的精确传输。与传统的硬化疗法技术相比，通过这种精确传输方式注入的硬化剂消耗要低一些。

- 5 集中器-波导可以是柔性的以能够使工作部分穿过解剖血管设置的路径，并且可以提供工作部分沿曲线轨迹的最低程度侵入的外科手术通道。集中器-波导可例如具有圆截面，如图 6 所示。这类截面形状不会妨碍集中器-波导弯曲。

为方便工作部分沿曲线轨迹的最低程度侵入的外科手术通道，或当从
10 侧面靠近血管或海绵体时，尖端的纵轴可以制成与工作部分的纵轴不共线的形式。这类配置如图 7 所示；根据如图 7(a)的第一实施例，尖端的轴与工作部分的轴倾斜了角度 α ；在如图 8 (6) 所示的第二种形式中，尖端的轴与工作部分的轴平行，但有一偏移量 A 或 Δ 。角度 α 的值最好在 $30^\circ-45^\circ$ 的范围内，但其实际值可以在 $0.1^\circ-90^\circ$ 的范围内。偏移量 Δ 的
15 优选值是在工作部分的最大横向尺寸的 0.01-0.5 倍的范围内。

图 8 所示为利用超声波仪器 1 对血管或海绵体施加超声波作用的系统的简图，超声波仪器 1 包括集中器-波导，集中器-波导具有尖端和突出的工作部分，工作部分以及其它部分用来传递超声波频率机械振动，以对血管 14 (海绵体) 的壁和内腔施加作用。系统还包括发生器 13，发生器
20 13 用来产生超声波信号以便通过声学单元 12 将信号传递给超声波仪器；并且还包括用来传输和排出液相的装置 15，该装置具有至少一条用来传输液相的通道；液相传输和排出装置 15 包括双向驱动装置 16，当双向驱动装置 16 正向运动时通过至少一条液相传输通道 17 排出或移动液相，在逆向运动时通过至少一条液相传输通道 17 收集液相。

25 液相的收集和排出通过同一条液相通道 17 或通过不同的通道完成；超声波仪器配备有至少两条通道 17 和 17'，用于通过超声波仪器内的不同通道进行液相的收集和排出。传输和排出液相的通道 17 和 17' 可以具有不同的截面形状或面积。

30 传输和排出液相的装置 16 具有手动驱动装置，该装置实现形式可以是，例如，注射器的形式；或具有电动机械驱动装置，形式为活塞式或

转子式排出装置。为清楚起见，图 9(a, b) 仅示意性地显示了活塞式加液器或装料机。

用来传输液相的通道 17 被设计为与超声波仪器内的相应通道相连，例如与图 4(a) 中的通道 7 相连；但在一系列实施中，液相通过一条单独 5 的通道 17'' 传输，通道 17'' 与血管 14 或海绵体内腔直接相连，即未通过超声波仪器 1 内的通道。单独通道 17'' 用来与通道 17 或与通道 17 和 17' 相连，或者代替二者。

为了将液相传输通道 17 连接到超声波仪器 1 内的通道，使用了用来连接超声波仪器的连接装置。

10 为此，通道 17 或者与声学单元 12 内的通道相连，超声波仪器 1 和声学单元 12 连接，如图 8 和 9(a) 所示，并且由附图标记 17'' 表示，通道 17 或者如图 9(b) 所示的那样直接与超声波仪器 1 相连，由附图标记 17 表示。

实现所述的方法的一个例子是令痔疮受到超声波的作用。图 10 示意 15 性地显示了有痔疮 14 的肛门管 19。为作用于痔疮，使用超声波仪器 1，超声波仪器 1 包括集中器-波导，集中器-波导具有尖端和工作部分，尖端和工作部分用来传递超声波频率机械振动，目的是对痔疮 14（一种海绵体）的壁和内腔施加作用。超声波频率机械振动从发生器和声学单元（未示出）提供给超声波仪器 1。超声波仪器 1 的尖端刺入痔疮 14 的壁，并 20 通过所述刺孔使在痔疮 14 内施加超声波作用的工作部分 3 插入，如图 11 所示。同时，硬化剂或致组织硬化物质 20 从计量器（未示出）通过超声波仪器 1 内的通道传输到痔疮 14 内。硬化剂在超声波的作用下，深深地渗入痔疮 14 的壁。集中器-波导加热与集中器-波导表面接触的组织，使温度达到令所述组织凝结的程度。凝结的结果是形成了通道 21，在该处 25 壁不会崩溃，即它们在仪器抽回后维护内腔，如图 12 所示。这类通道 12 称作凝结通道。沿凝结通道 21，在仪器 1 抽回后，任何过量的致使组织硬化的药剂或物质都流出到直肠的独立内腔中，如图 12 中的箭头 22 所示。任何过量的致使组织硬化的药剂的流出会减少痔疮的化学坏死的可能性。依照另一实施例，在抽回仪器 1 之前，过量的致使组织硬化的药 30 剂通过工作部分和集中器-波导内的通道被强制性地排出。

由此形成的凝结通道 21 开始在通道附近集中或浓缩韧塑性体，随后形成连接组织带 23 或一个通过痔疮 14 延伸的韧带器官。形成的带 23 具有与 Treits 带相同的维护功能，防止痔疮 14 脱垂。

5 优选方式是，凝结通道 21 的下列参数应选择能使形成的韧带器官提供最有效的随后的功能：

通道的长度为 15-40 毫米，止于直肠肌肉壁附近；

通道的截面为不规则的几何形状；

与肛门管壁的倾斜角度约 $15^{\circ} - 45^{\circ}$ ；

通道的纵轴为曲线；

10 承受超声波作用的时间约为 10 到 20 秒。

对血管或海绵体施加超声波作用的所述方法，系统和仪器在实际中的应用取得了持久有效的效果，并且特别是在第三和第四阶段的痔疮的治疗，下面的例子可以给出证明。

15 例 1 患者 V., 生于 1937 年，患痔疮 15 年。最近 5 年，每次排便时痔疮经常从肛门管道脱垂并且只能用手将之托回。每年会有 2-3 次的出血，但出血量不大。

检查发现内痔增生，其直径在 3, 7, 11 点钟的位置的直径达到 2.5 厘米。外痔没有过度增生，没有充血。

20 该患者采用硬化疗法利用超声波仪器进行治疗。使用血栓形成糊剂的量为 2.0 毫升。仪器的锐利部分刺入痔疮壁和附近组织，集中器-波导带入直肠肌肉壁，且在该部位承受超声波作用 15 秒后，仪器被抽回。3, 7, 11 点钟的位置同时进行了这种处理。没有出现任何痛苦症状，患者第二天重新开始工作（他的工作为装配电工）。

25 一个月之后的更进一步的检查，客观地说，在肛门管中的 3, 7, 11 点钟的位置，痔疮组织存在不明显地生长，直径为 0.8 厘米；没有充血。主观地讲，报告说：每天大便，没有疼痛；没有任何痔疮脱垂或出血发生。

30 例 2 患者 L., 生于 1948 年，患痔疮 20 年。最近 6 年，每次排便时痔疮出血并从肛门管道脱垂且只能用手将之托回。最近一年出血时的量已经很大。

检查发现内痔增生，其直径在 3，7，11 点钟的位置的直径达到 2.5 厘米。黏膜组织水肿，充血。

该患者采用硬化疗法利用超声波仪器进行治疗。使用血栓形成糊的量为 2.0 毫升。没有出现任何痛苦症状，患者没有请病假。

5 一个月之后的更进一步的检查，客观地说，在肛门管道的 3，7，11 点钟的位置，痔疮减小 1.0 厘米且无疼痛；没有发现黏膜组织充血。主观地讲，报告说：每天大便，没有疼痛；没有任何痔疮脱垂或出血发生。

例 3 患者 G.,生于 1965 年，患痔疮 10 年。排便时痔疮从肛门管道脱垂，经常水肿。最近一年出血时的量已经很大。曾因大出血而住院治疗。

10 检查发现痔疮增生，直径达到 2.5-3.0 厘米，接触时出血并转化为外痔。

该患者采用硬化疗法利用超声波仪器进行治疗。3，7，11 点钟的位置同时进行了处理。中度疼痛，服用 ketane 药丸即容易地减轻了痛苦。患者没有请病假。

15 一个月之后，再次采用硬化疗法利用超声波仪器进行治疗。对痔疮在 11 点钟的位置进行了处理。没有出现任何痛苦症状，患者没有请病假。两个月之后的更进一步的检查结果如下，客观地说，在肛门管道的 3，7，11 点钟的位置，发现一块密集的痔疮组织生长到直径 0.8 厘米，黏膜组织没有充血。外痔已经收缩减小。主观地讲，报告说：每天大便，没有
20 疼痛；没有痔疮脱垂，没有重复出血。

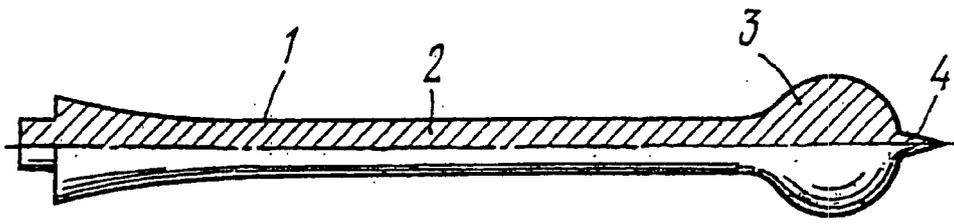


图 1

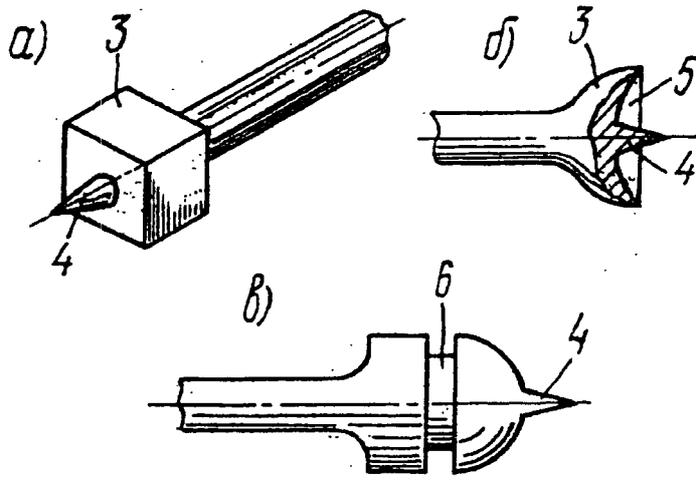


图 2

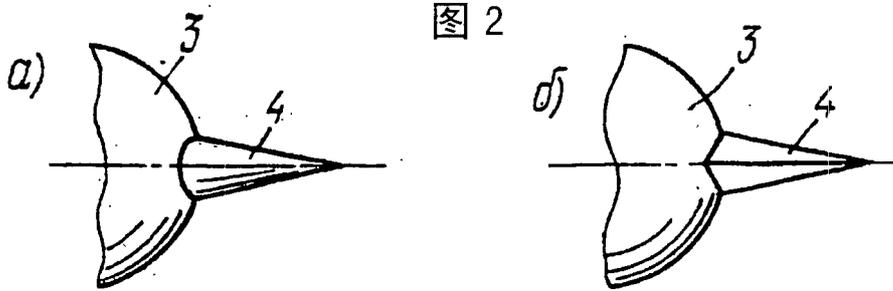


图 3

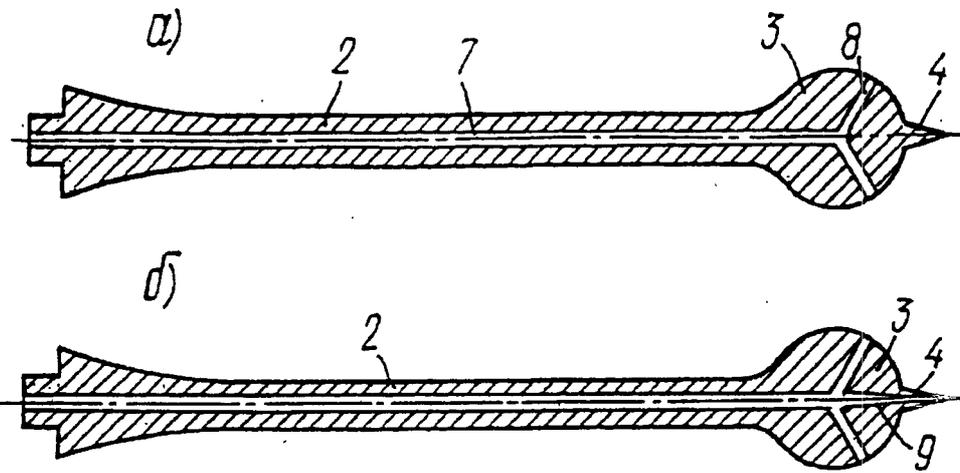


图 4

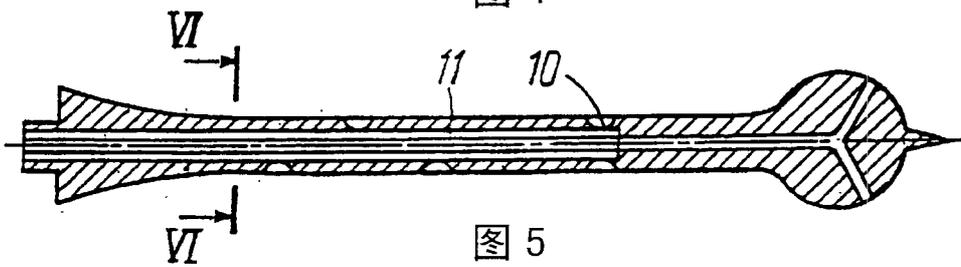


图 5



图 6

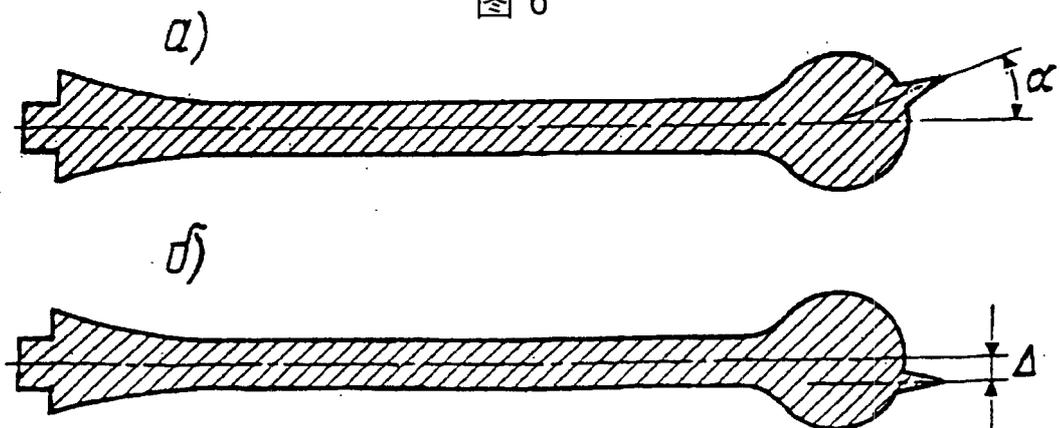


图 7

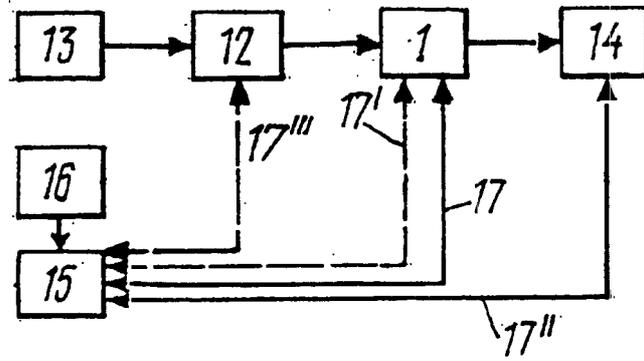


图 8

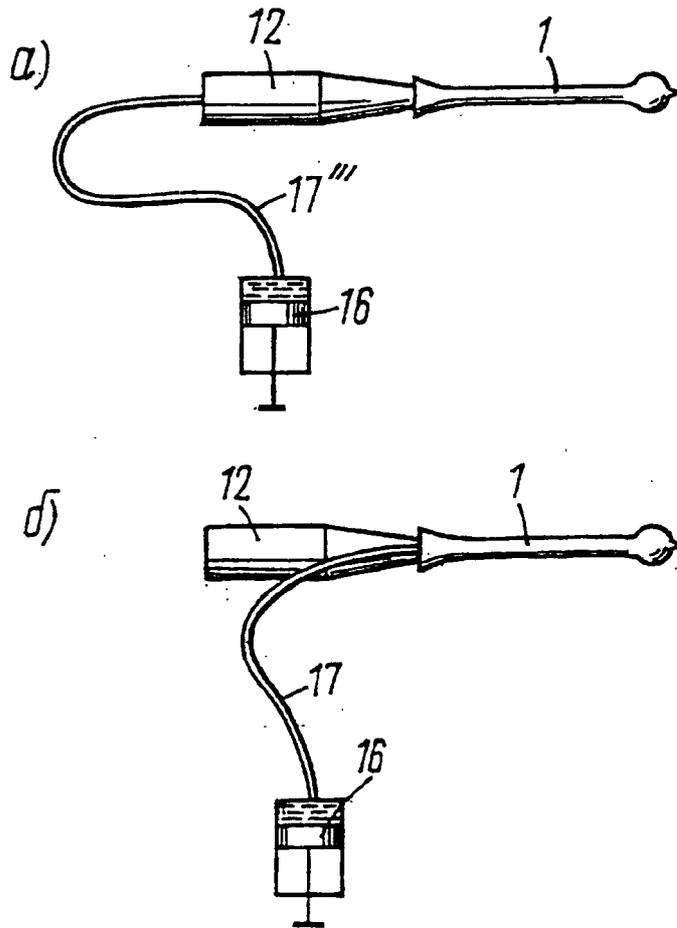


图 9

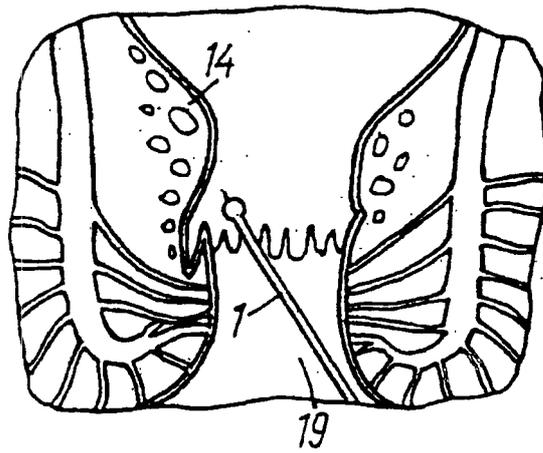


图 10

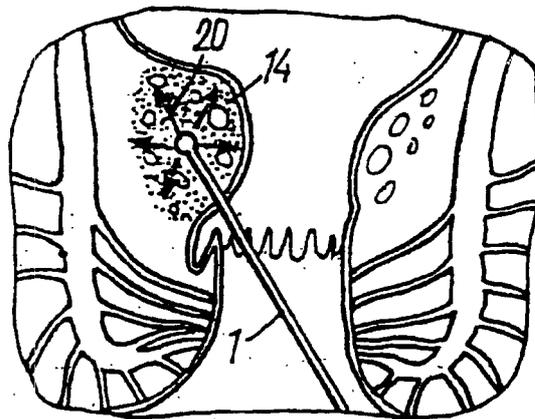


图 11

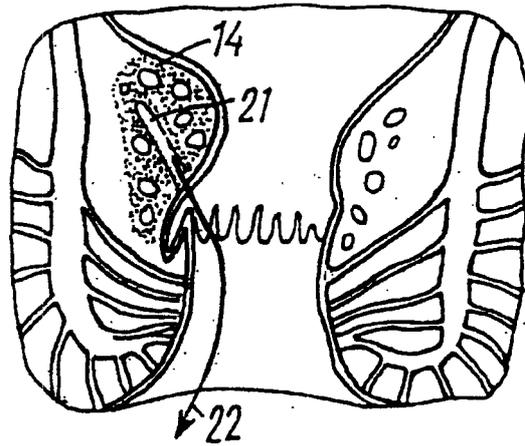


图 12

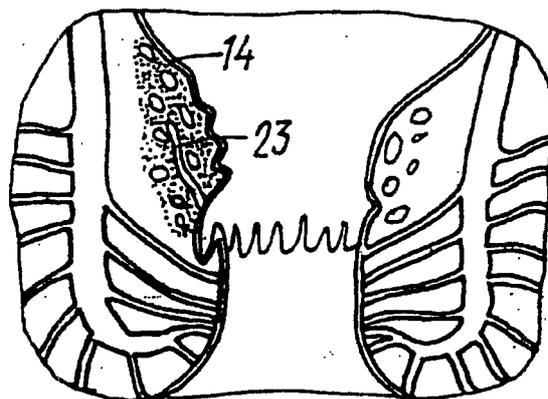


图 13

专利名称(译)	对血管或海绵体进行超声波作用的方法、系统和仪器		
公开(公告)号	CN1529568A	公开(公告)日	2004-09-15
申请号	CN02813574.1	申请日	2002-07-05
[标]发明人	奥列格·伦尼亚诺维奇·索洛维约夫 根纳季·维克托罗维奇·萨夫拉索夫		
发明人	奥列格·伦尼亚诺维奇·索洛维约夫 根纳季·维克托罗维奇·萨夫拉索夫		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/22 A61M1/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61B2217/005 A61B2217/007 A61B17/22004 A61M1/0058		
代理人(译)	刘晓峰		
优先权	2001119003 2001-07-06 RU		
其他公开文献	CN100406080C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种对血管或海绵体施加超声波作用的发明装置包括集中器 - 波导，集中器 - 波导具有尖端，用来刺破血管壁或是海绵体壁，工作部分，该部分从刺破的孔插入所述血管或是海绵体中。所述超声波装置与系统结合，该系统另外包括超声波发生器，用来传输液相的通道，配备有推拉式传动装置的用于供给和排出所述液相的装置。所述传动装置以如下方式运作：当正向运动时，通过用来传输所述液相的通道收集液相，当逆向运动时，通过用来传输所述液相的通道来排出液相。

