



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108236743 A

(43)申请公布日 2018.07.03

(21)申请号 201611207582.6

(22)申请日 2016.12.23

(71)申请人 首都医科大学附属北京世纪坛医院
地址 100038 北京市海淀区羊坊店铁医院
路10号

(72)发明人 侯宇

(74)专利代理机构 北京华睿卓成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11436
代理人 程淼

(51)Int.Cl.

A61M 1/00(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A61B 17/02(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

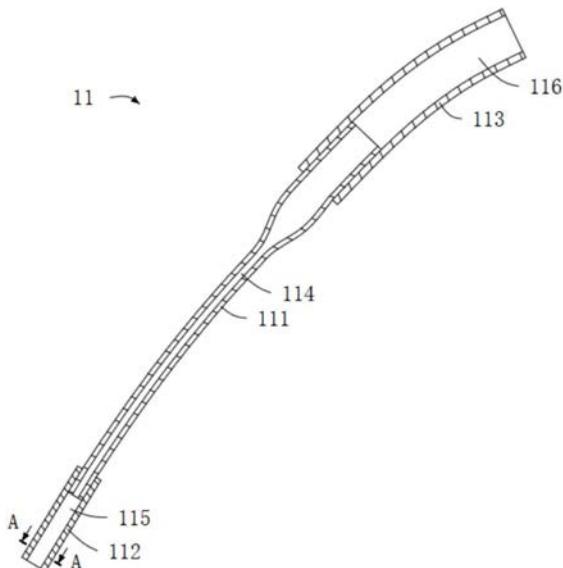
权利要求书1页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

配合超声骨刀使用的吸引器、神经剥离子及
神经根拉钩

(57)摘要

本发明提供了与超声骨刀配合使用的辅助
器械，包括吸引器、神经剥离子和/或神经根拉
钩，它们由软性、高弹性材料制成，当其与超声骨
刀接触时不会发生切割和断刀，可避免医源性损
伤。



1. 一种与超声骨刀配合使用的吸引器，包括吸引器管、吸引器管前端的吸引器头和吸引器管后端的手柄，其特征在于，所述吸引器头由软性、高弹性材料制成；所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，且弹性极限大于25MPa，弹性模量小于1.14GPa。

2. 权利要求1的吸引器，其中所述软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内。

3. 权利要求1或2的吸引器，其中所述吸引器头前端形成一条或多条细槽，槽的根部和/或根部附近具有孔，该孔与吸引器管的中空腔相通；与吸引器头前端接触的液体可以通过毛细作用被吸引至槽的根部，并通过槽的根部和/或根部附近的孔被吸引至吸引器管内。

4. 权利要求3的吸引器，其中所述吸引器头包括扁平的前端头和后端管，后端管具有贯通的中空结构，扁平的前端头具有从前端头的自由前端向后端管方向的中央开槽，中央开槽的根部形成小孔，该小孔与后端管的中空结构相通，后端管与吸引器管相接。

5. 权利要求3的吸引器，其中吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷状结构，刷毛之间的间隙形成细槽；刷毛根部具有缝隙和/或刷毛根部附近具有小孔，所述缝隙和/或小孔与吸引器管相通，以使得与刷毛接触的液体通过毛细作用被聚集到毛刷根部后可以通过所述缝隙和/或小孔被吸引到吸引器管内。

6. 一种与超声骨刀配合使用的神经剥离子，包括手柄、和与手柄前端相接的剥离部，其特征在于，所述剥离部由软性、高弹性材料制成；所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，且弹性极限大于25MPa，弹性模量小于1.14GPa。

7. 权利要求6的神经剥离子，其中所述软性、高弹性材料硬度在邵氏30A-70A范围内。

8. 一种与超声骨刀配合使用的神经根拉钩，包括手柄和与手柄前端相接的拉钩部，其特征在于，所述拉钩部由软性、高弹性材料制成；所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，且弹性极限大于25MPa，弹性模量小于1.14GPa。

9. 权利要求8的神经根拉钩，其中所述软性、高弹性材料硬度在邵氏30A-70A范围内。

10. 配合超声骨刀使用的辅助器械，包括权利要求1-5任一项的吸引器、权利要求6或7的神经剥离子和权利要求8或9的神经根拉钩。

配合超声骨刀使用的吸引器、神经剥离子及神经根拉钩

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械领域，具体涉及配合超声手术骨刀使用的吸引器、神经剥离子及神经根拉钩装置。

背景技术

[0002] 超声骨刀具有出血少、对周围组织伤害少、术后恢复快等特点。目前在骨科领域主要应用于切割与凝血、脊椎椎板切除、骨化韧带、骨膜刮除、骨塑形等方面。

[0003] 超声骨刀切割骨组织的原理主要是依靠其机械效应。即骨组织在声强较小的超声波作用下产生弹性振动，其振幅与声强的平方根成正比。当声强增大超过骨组织的弹性极限，骨组织就会断裂或粉碎(陈颖等,超声手术刀的研制现状与应用,生物医学工程学杂质,2005,22(2):377-380)。骨组织与神经、血管组织弹性极限不同，使得超声骨刀的机械效应可以破坏骨组织而对神经、血管造成损害。而由于超声骨刀振幅极小($\leq 5\mu\text{m}$)，不会对神经、血管造成机械压迫或切割。

[0004] 吸引器、神经剥离子和神经根拉钩是手术中常用的辅助器械。吸引器用于吸走手术区域过多的水流、血液、脓液等，以使它们不会影响手术视野以及手术操作；在很多情况下，手术时所处理的神经、血管与骨紧密相贴，因此使用神经剥离子直接垫于神经、血管表面进行保护，或者使用神经根拉钩将神经、血管牵开，避开手术操作区域。它们在手术中常常配套使用。

[0005] 但是，目前仍没有配合超声骨刀使用的专用辅助器械，超声骨刀在使用时仍存在以下问题，提高了超声骨刀使用的风险，亟待解决：

[0006] 第一、超声骨刀存在断刀风险。超声骨刀在工作时需要水冷降温及提供乳化效应和冲走残渣的介质，需要用吸引器吸走多余的水，此时吸引器难免会与超声骨刀发生接触。目前使用的吸引器为金属或硬塑材质。金属材质的吸引器弹性极限远低于骨，与超声骨刀刀头类似，与超声骨刀接触时会造成超声骨刀刀头断裂，若刀头出现裂痕则无法再次使用，直接影响使用寿命，提升医疗成本；若刀头完全断裂，刀头断裂时携带大量动能，在术野迸飞，可能损伤神经或血管，造成严重的医疗事故。

[0007] 第二、超声骨刀存在切割器械风险。硬塑材质的吸引器弹性极限与骨类似，与超声骨刀接触时会被切割，切下的塑料小块会残留在组织中；由于材质透明且体积较小，塑料小块难以被发现，取出时十分困难，若残留组织内则无法被组织吸收。

[0008] 第三、但是，目前所使用的神经剥离子和神经根拉钩全部为金属质地，超声骨刀与它们接触即发生断刀。若由于害怕发生断刀或切割器械而不对神经、血管进行保护或牵开，由于骨组织位于神经、血管下方，超声骨刀的机械效应会将神经、血管连同骨组织一同切割，即使超声骨刀及时停止，也有可能由于单纯地压迫损伤神经、血管，造成严重的医疗事故。此种情况多见于神经、血管位于较小的骨性隐窝内；或者韧带发生骨化；或者严重的椎管狭窄，硬膜张力升高；或者较大的椎间盘突出，神经根张力升高的情况。目前尚没有可靠的辅助器械与超声骨刀共同使用以保护神经、血管，在这种情况下，超声骨刀可能造成医源

性损伤。

[0009] 超声骨刀是一种在骨科领域新使用的器械,因此,它也需要新的辅助手术器械。配合以良好的辅助手术器械,可以显著地降低超声骨刀使用的风险。

发明内容

[0010] 本发明提供了与超声骨刀配合使用的辅助器械,包括吸引器、神经剥离子和/或神经根拉钩,它们由软性、高弹性材料制成,当其与超声骨刀接触时不会发生其本身的切割和超声骨刀的断刀,可避免医源性损伤。

[0011] 根据本发明的第一方面,提供一种吸引器,特别是配合超声骨刀使用的吸引器。该吸引器包括吸引器管、吸引器管前端的吸引器头和吸引器管后端的手柄。

[0012] 在优选的实施方案中,吸引器头由软性、高弹性材料制成。所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa。

[0013] 在更优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。在进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内。在更进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料为硬度在邵氏30A-70A范围内,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa的医用硅橡胶。

[0014] 根据本发明的实施方案,吸引器管、吸引器头和手柄的内部均为贯通的中空结构,且互相连通。进一步,手柄一端与吸引器管相接,另一端可以与负压装置相连,以便于吸走多余的水流、血液、脓液等。

[0015] 在一个实施方案中,吸引器头是圆管,或者是从自由前端向后端直径逐渐增大的锥管,或者是内部具有贯通的中空结构的其它形状的管状物。这种吸引器头适合于常规手术。

[0016] 在其它的实施方案中,吸引器头部采用细槽状结构,利用毛细作用完成术野的液体吸除。其中吸引器头前端形成一条或多条细槽,槽的根部和/或根部附近具有孔,该孔与吸引器管的中空腔相通。所述细槽状结构可以利用毛细作用将与之接触的液体吸引至槽根部,并通过槽根部和/或槽根部附近的孔而被吸引至吸引器管内。

[0017] 在细槽状吸引器头的一个实施方案中,吸引器头的前端是具有一条细槽的“凹”型结构。具体而言,吸引器头包括扁平的前端头和后端管,后端管具有贯通的中空结构,扁平的前端头具有从前端头的自由前端向后端管方向的中央开槽,中央开槽的根部形成小孔,该小孔与后端管的中空结构相通。吸引器头的后端管与吸引器管相接,后端管可以是圆管,或者是从前端向后端直径逐渐增大的锥管,或者是内部具有贯通的中空结构的其它形状的管状物。优选地,扁平的前端头与后端管之间的过渡部分具有平滑的表面。这种吸引器可以利用毛细现象和负压作用进行吸引,在牵开神经或进行保护时满足吸引要求。

[0018] 在细槽状吸引器头的另一个实施方案中,吸引器头的前端是具有多条细槽的梳状结构。所述梳状结构可以是扁平梳状结构,或者还可以是刷状梳结构。

[0019] 在一个实施方案中,扁平梳状结构的吸引器头包括扁平梳状的前端头和后端管,后端管具有贯通的中空腔,扁平梳状的前端头具有多个从前端头的自由前端向后端管方向的开槽,每个开槽的根部形成小孔,该小孔与后端管的中空腔相通。多个开槽使得前端头呈现为包含多个齿的扁平梳状。吸引器头的后端管与吸引器管相接,后端管可以是圆管,或者

是从前端向后端直径逐渐增大的锥管,或者是内部具有贯通的中空结构的其它形状的管状物。优选地,扁平梳状的前端头与后端管之间的过渡部分具有平滑的表面。

[0020] 在另一个实施方案中,刷状梳结构的吸引器头包括后端管和整体呈刷状梳形状的前端头。后端管具有前端面,前端面可以是大体上呈平面状,也可以是大体上呈曲面状,例如球面。前端头由分布于后端管的整个前端面上或部分前端面上的向前伸出的细长硅胶齿组成,细长硅胶齿之间形成从前端头的自由前端向后端管方向的开槽。每个硅胶齿的横截面优选为圆形。在后端管的前端面上,在硅胶齿根部之间(即开槽的根部)分布有多个小孔,该小孔与后端管的中空腔相通。吸引器头的后端管与吸引器管相接,后端管可以是圆管,或者是从前端向后端直径逐渐增大的锥管,或者是内部具有贯通的中空结构的其它形状的管状物。

[0021] 在细槽状吸引器的另一个实施方案中,吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷状结构(即毛刷),刷毛之间的间隙形成细槽。刷毛根部具有缝隙和/或刷毛根部附近具有小孔,所述缝隙和/或小孔与吸引器管相通,以使得与刷毛接触的液体通过毛细作用被聚集到毛刷根部后,可以通过所述缝隙和/或小孔被吸引到吸引器管内。毛刷可以通过任何适当的方式固定在吸引器管前端,毛刷可以作为吸引器头直接固定在吸引器前端开口,也可以作为吸引器头的一部分,其中吸引器头包括后端管和前端的毛刷,毛刷固定在后端管上,吸引器头通过后端管与吸引器管相接。所述细毛优选为硅胶细丝。

[0022] 在一个实施方案中,吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷,毛刷由一束或多束硅胶细丝束组成。每一束硅胶细丝束在根部位置上由橡皮箍约束为一体。一个或多个硅胶束的具有橡皮箍的一端被塞到吸引器管的中空腔中,依靠硅胶和/或橡皮箍的弹性保持稳定,硅胶细丝之间的缝隙和/或橡皮箍之间的缝隙与吸引器管的中空腔相通。

[0023] 在另一个实施方案中,吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷,毛刷为固定在封口板上的多个硅胶细丝束,封口板与吸引器管前端固定连接,封口板上有多个小孔,这些小孔与吸引器管的中空腔相通,硅胶细丝束固定在封口板上小孔之间的区域。在该实施方案中,封口板与吸引器管也可以是一体的。

[0024] 优选地,吸引器头的外表面没有尖锐的棱角,即,吸引器头的外表面仅包括平面和弧形表面,不包括折角。

[0025] 根据本发明的实施方案,吸引器管和吸引器头、和/或吸引器管和手柄可以是一体结构,或者可以是分体结构。当吸引器管和吸引器头、和/或吸引器管和手柄是分体结构时,吸引器管和吸引器头之间和/或吸引器管和手柄之间任选地可以通过本领域已知的各种适当的连接方式相接,例如,可拆卸地连接。在优选的实施方案中,吸引器管和吸引器头是分体形式的,它们可拆卸地相互连接,例如吸引器管的后端可以是套口形式,可套接在吸引器管前端。吸引器管和手柄任选地是一体结构或分体结构。

[0026] 根据本发明的实施方案,吸引器管与吸引器头可以是相同材料,也可以是不同材料。吸引器管可以由金属或硬塑料材料制成,也可以由上述软性、高弹性材料制成。在优选的实施方案中,吸引器管由金属或硬塑料材料制成。

[0027] 根据本发明的实施方案,吸引器的手柄可以由金属或硬塑料材料制成。

[0028] 根据本发明的另一方面,提供一种神经剥离子,特别是配合超声骨刀用的神经剥离子,包括手柄、和与手柄前端相接的剥离部。

[0029] 在优选的实施方案中,剥离部由软性、高弹性材料制成。所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa。

[0030] 在更优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。在进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内。在更进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料为硬度在邵氏30A-70A范围内,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa的医用硅橡胶。

[0031] 在一个实施方案中,剥离部包括后端部和扁平的前端头,剥离部通过后端部与手柄相接。优选地,扁平的前端头与后端部之间的过渡部分具有平滑的表面。后端部可以是任何适合的形状。扁平的前端头的厚度可以根据实际应用而变化。在一个优选的实施方案中,扁平的前端头的宽度与圆柱形后端部的直径或宽度大致相等。这种神经剥离子可用于牵开神经或进行保护。

[0032] 在另一个实施方案中,剥离部包括后端部和柱状的前端头,剥离部通过后端部与手柄相接。优选地,柱状的前端头与后端部之间的过渡部分具有平滑的表面。后端部可以是任何适合的形状。柱状的前端头的直径可以根据实际应用而变化。在一个优选的实施方案中,柱状的前端头的直径小于圆柱形后端部的直径或宽度。这种神经剥离子可用于探查韧带及间隙。

[0033] 在又一个实施方案中,剥离部包括后端部和钩状的前端头,剥离部通过后端部与手柄相接。优选地,钩状的前端头与后端部之间的过渡部分具有平滑的表面。后端部可以是任何适合的形状。钩状的前端头的横截面形状和尺寸可以根据实际应用而变化。在一个优选的实施方案中,柱状的前端头的直径或宽度小于圆柱形后端部的直径或宽度。在优选的实施方案中,钩的弯曲角度为90度左右。这种神经剥离子可用于探查视线不及的术野或牵拉组织,可以分离后纵韧带下椎间盘,或在较小的空间内分离神经根。

[0034] 优选地,剥离部的整个外表面,包括后端部和前端头都没有尖锐的棱角,即,剥离部的整个外表面仅包括平面和弧形表面,不包括折角。后端部的横截面独立地可以是圆形、椭圆形、圆角矩形、圆角正方形,以及其它合适的形状。在优选的实施方案中,后端部为圆柱形。当前端头为扁平形状时,优选其横截面是圆角矩形。当前端头为钩状时,优选其横截面为圆形,更优选其横截面直径为1mm左右。

[0035] 剥离部与手柄可以通过本领域已知的各种适当的连接方式相接,例如,可拆卸地连接。在优选的实施方案中,剥离部的后端部具有中空腔,以便于容纳手柄的一端,从而使手柄与后端部相接。

[0036] 根据本发明的实施方案,手柄可以是直柄或曲柄,以满足不同条件下的工作需求。当手柄是曲柄并且当剥离部前端为钩状或以其它方式弯曲时,曲柄的弯曲方向与剥离部前端弯曲方向相同,即,相对于曲柄和剥离部上呈直线的部分,曲柄与剥离部前端头向同一侧弯曲。

[0037] 根据本发明的实施方案,手柄可以由金属或硬塑料材料制成。

[0038] 根据本发明的另一方面,提供一种神经根拉钩,特别是配合超声骨刀使用的神经根拉钩,包括手柄和与手柄前端相接的拉钩部。

[0039] 在优选的实施方案中,拉钩部由软性、高弹性材料制成。所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa。

[0040] 在更优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。在进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内。在更进一步优选的实施方案中,所述软性、高弹性材料为硬度在邵氏30A-70A范围内,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa的医用硅橡胶。

[0041] 在一个实施方案中,拉钩部包括后端部和呈扁平钩状的前端头,拉钩部通过后端部与手柄相接。根据本发明的实施方案,所述扁平钩状是这样的形状,其基本上等同于扁平形状前端头的最前端在垂直于扁平平面的方向上弯折形成的钩状。优选地,钩状的前端头与后端部之间的过渡部分具有平滑的表面。后端部可以是任何适合的形状。根据不同的应用,扁平钩状的前端头的宽度可以变化,例如可以是约2mm到约10mm,例如约2mm、约3mm或约5mm。在优选的实施方案中,前端头的宽度与后端部的直径或宽度大致相等。在另一个优选的实施方案中,前端头的宽度接近或等于其厚度。在优选的实施方案中,钩的弯曲角度为70-90度左右。这种神经根拉钩用于在神经根显露清晰时牵开神经,方便进一步操作。

[0042] 优选地,拉钩部的外表面没有尖锐的棱角,即,拉钩部的外表面仅包括平面和弧形表面,不包括折角。后端部和前端头的横截面独立地可以是圆形、椭圆形、圆角矩形、圆角正方形,以及其它合适的形状。在优选的实施方案中,后端部为圆柱形,前端头的横截面为圆角矩形。

[0043] 拉钩部与手柄可以通过本领域已知的各种适当的连接方式相接,例如,可拆卸地连接。在优选的实施方案中,拉钩部的后端部内具有中空腔,以便于容纳手柄的一端,从而使手柄与后端部相接。

[0044] 根据本发明的实施方案,手柄可以是直柄或曲柄,以满足不同条件下的工作需求。当手柄是曲柄时,曲柄的弯曲方向与拉钩部前端头的弯曲方向相同,即,相对于曲柄和拉钩部上呈直线的部分,曲柄与拉钩部前端头向同一侧弯曲。

[0045] 根据本发明的实施方案,手柄可以由金属或硬塑料材料制成。

[0046] 根据本发明的再一方面,提供配合超声骨刀使用的辅助医疗器械组,包括吸引器、神经剥离子和神经根拉钩。在一些实施方案中,所述吸引器是如上所述的吸引器。在一些实施方案中,所述神经剥离子是如上所述的神经剥离子。在一些实施方案中,所述神经根拉钩是如上所述的神经根拉钩。在优选的实施方案中,所述辅助医疗器械组包括如上所述的吸引器、如上所述的神经剥离子和如上所述的神经根拉钩。

[0047] 本发明的吸引器、神经剥离子和神经根拉钩可以与超声骨刀配合使用,也可以作为常规吸引器、神经剥离子和神经根拉钩,与其它医疗器械配合使用。

[0048] 本发明的吸引器、神经剥离子和神经根拉钩可以一次性使用,也可以在低温消毒后使用,条件是所述低温消毒不影响吸引器、神经剥离子和神经根拉钩所使用材料的理化性质。

[0049] 本发明采用软性,高弹性材料制备吸引器、神经剥离子和神经根拉钩,硬度远低于超声骨刀刀头,弹性极限高于骨组织,不会对超声骨刀刀头造成损伤,造成断刀风险,也不会使吸引器、神经剥离子和神经根拉钩的材料被切割,在手术中可安全地与超声骨刀在同一手术野中使用,可使用其保护或牵开神经、血管,避免医源性损伤,方便超声骨刀的使用。此外,本发明所述吸引器、神经剥离子和神经根拉钩可显著降低超声波在其内传导,并在材料内部形成漫反射,有效降低声强。因此,本发明所述吸引器、神经剥离子和神经根拉钩可

安全地用于保护神经、血管及其他软组织。

[0050] 此外,本发明的神经根拉钩除了具有上述优点之外,还具有下述有益效果:研究发现神经根牵拉会造成医源性损伤。现有的神经根拉钩为金属制,医生在操作过程中很难判断拉力是否得当。而带有测力装置的神经根拉钩体型巨大,影响手术视野,而且内含精密设备,难以消毒、操作,医生需要很长的学习曲线进行熟悉。而本发明的神经根拉钩可以在达到腰骶神经根牵拉力量上限时发生形变,有效降低牵张力量,防止过度牵拉的发生。

[0051] 理想的手术吸引器要求可以吸引出术野的血液而不会吸引神经、血管、硬膜囊等正常组织。但是现有的手术中所使用的吸引器设计往往为单纯的圆形空管,即使是较细的吸引器也是如此,这种结构往往造成吸引器吸附正常组织。而本发明还提供了在吸引器头部采用细槽状设计,利用毛细作用完成术野的液体吸除的吸引器,在工作过程中,由于直接接触组织的部分不存在负压,不会吸引组织,而血液、组织液、盐水则可以通过毛细作用离开。

[0052] 因此,本发明涉及以下技术方案:

[0053] 方案1、一种与超声骨刀配合使用的吸引器,包括吸引器管、吸引器管前端的吸引器头和吸引器管后端的手柄,其特征在于,所述吸引器头由软性、高弹性材料制成;所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头,且弹性极限大于25MPa,弹性模量小于1.14GPa。

[0054] 方案2、方案1的吸引器,其中所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。

[0055] 方案3、方案1的吸引器,其中所述软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内。

[0056] 方案4、方案1-3任一项的吸引器,其中所述吸引器头是圆管,或者是从自由前端向后端直径逐渐增大的锥管,或者是内部具有贯通的中空结构的其它形状的管状物。

[0057] 方案5、方案1-3任一项的吸引器,其中所述吸引器头前端形成一条或更多条细槽,槽的根部和/或根部附近具有孔,该孔与吸引器管的中空腔相通;与吸引器头前端接触的液体可以通过毛细作用被吸引至槽的根部,并通过槽的根部和/或根部附近的孔被吸引至吸引器管内。

[0058] 方案6、方案5的吸引器,其中所述吸引器头包括扁平的前端头和后端管,后端管具有贯通的中空结构,扁平的前端头具有从前端头的自由前端向后端管方向的中央开槽,中央开槽的根部形成小孔,该小孔与后端管的中空结构相通,后端管与吸引器管相接。

[0059] 方案7、方案5的吸引器,其中所述吸引器头的前端是具有多条细槽的梳状结构。

[0060] 方案8、方案7的吸引器,其中所述吸引器头包括扁平梳状的前端头和后端管,后端管具有贯通的中空腔,扁平梳状的前端头具有多个从前端头的自由前端向后端管方向的开槽,每个开槽的根部形成小孔,该小孔与后端管的中空腔相通。

[0061] 方案9、方案7的吸引器,其中吸引器头包括后端管和整体呈刷状梳结构的前端头,后端管具有前端面,前端头由分布于后端管的整个前端面上或部分前端面上的向前伸出的细长硅胶齿组成,细长硅胶齿之间形成从前端头的自由前端向后端管方向的开槽;在后端管的前端面上,在硅胶齿根部之间分布有多个小孔,该小孔与后端管的中空腔相通。

[0062] 方案10、方案5的吸引器,其中吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷状结构,刷毛之间的间隙形成细槽;刷毛根部具有缝隙和/或刷毛根部附近具有小孔,所述缝隙和/或小孔与吸引器管相通,以使得与刷毛接触的液体通过毛细作用被聚集到毛刷根部后可以通过所述缝隙和/或小孔被吸引到吸引器管内。

[0063] 方案11、方案10的吸引器，其中吸引器头是由多根密集细毛组成的毛刷，毛刷由一束或多束硅胶细丝束组成，每一束硅胶细丝束在根部位置上由橡皮箍约束为一体，一个或多个硅胶束的具有橡皮箍的一端被塞到吸引器管的中空腔中，依靠硅胶和/或橡皮箍的弹性保持稳定，硅胶细丝之间的缝隙和/或橡皮箍之间的缝隙与吸引器管的中空腔相通。

[0064] 方案12、方案10的吸引器，其中吸引器头是由多根密集细毛组成的毛刷，毛刷由固定在封口板上的多个硅胶细丝束组成，封口板与吸引器管前端固定连接，封口板上有多个小孔，这些小孔与吸引器管的中空腔相通，硅胶细丝束固定在封口板上小孔之间的区域。

[0065] 方案13、一种与超声骨刀配合使用的神经剥离子，包括手柄、和与手柄前端相接的剥离部，其特征在于，所述剥离部由软性、高弹性材料制成；所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，且弹性极限大于25MPa，弹性模量小于1.14GPa。

[0066] 方案14、方案13的神经剥离子，其中所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。

[0067] 方案15、方案14的神经剥离子，其中所述软性、高弹性材料硬度在邵氏30A-70A范围内。

[0068] 方案16、方案13-15任一项的神经剥离子，其中所述剥离部包括后端部和扁平的前端头，剥离部通过后端部与手柄相接。

[0069] 方案17、方案13-15任一项的神经剥离子，其中所述剥离部包括后端部和柱状的前端头，剥离部通过后端部与手柄相接。

[0070] 方案18、方案13-15任一项的神经剥离子，其中所述剥离部包括后端部和钩状的前端头，剥离部通过后端部与手柄相接。

[0071] 方案19、方案13-18任一项的神经剥离子，其中所述手柄为直柄或曲柄。

[0072] 方案20、一种与超声骨刀配合使用的神经根拉钩，包括手柄和与手柄前端相接的拉钩部，其特征在于，所述拉钩部由软性、高弹性材料制成；所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，且弹性极限大于25MPa，弹性模量小于1.14GPa。

[0073] 方案21、方案20的神经根拉钩，其中所述软性、高弹性材料是医用弹性体材料。

[0074] 方案22、方案20的神经根拉钩，其中所述软性、高弹性材料硬度在邵氏30A-70A范围内。

[0075] 方案23、方案20-22任一项的神经根拉钩，其中所述拉钩部包括后端部和呈扁平钩状的前端头，拉钩通过后端部与手柄相接。

[0076] 方案24、方案23的神经根拉钩，其中所述扁平钩状的前端头的宽度是约2mm到约10mm。

[0077] 方案25、方案20-24任一项的神经根拉钩，其中所述手柄为直柄或曲柄。

[0078] 方案26、配合超声骨刀使用的辅助器械，包括方案1-12任一项的吸引器、方案13-19任一项的神经剥离子和方案20-25任一项的神经根拉钩。

附图说明

[0079] 图1是本发明的吸引器的第一实施例的结构示意图。

[0080] 图2是本发明的吸引器的第一实施例的吸引器头的横截面图。

[0081] 图3是本发明的吸引器的第二实施例的结构示意图。

[0082] 图4是本发明的吸引器的第二实施例的吸引器头的正视图和侧视图，其中A是正视

图,B是侧视图。

[0083] 图5是本发明的吸引器的第二实施例的吸引器头的俯视图和仰视图,其中C是俯视图,D是仰视图。

[0084] 图6是本发明的吸引器的第三实施例的吸引器头的正视剖面图和侧视图,其中A是正视剖面图,B是侧视图,

[0085] 图7是本发明的吸引器的第三实施例的吸引器头的俯视图和仰视图,其中C是俯视图,D是仰视图。

[0086] 图8是本发明的吸引器的第四实施例的吸引器头的示意图。

[0087] 图9是本发明的吸引器的第五实施例的吸引器头的示意图。

[0088] 图10是用于血管和神经周围时,毛刷状吸引器与圆管状吸引器的对比图,其中左图是圆管状吸引器,右图是毛刷状吸引器。

[0089] 图11是用于椎管内时,毛刷状吸引器与圆管状吸引器的对比图,其中左图是圆管状吸引器,右图是毛刷状吸引器。

[0090] 图12是本发明的神经剥离子的第一实施例的正视图和侧视图的剖面图。

[0091] 图13是本发明的神经剥离子的第一实施例的剥离部的正视图和侧视图,其中A是正视图,B是侧视图。

[0092] 图14是本发明的神经剥离子的第一实施例的剥离部的俯视图和仰视图,其中C是俯视图,D是仰视图。

[0093] 图15是本发明的神经剥离子的第二实施例的正视图和侧视图的剖面图。

[0094] 图16是本发明的神经剥离子的第三实施例的正视图和侧视图的剖面图。

[0095] 图17是用超声骨刀切除椎板的手术中使用神经剥离子保护硬膜的工作示意图。

[0096] 图18是本发明的神经根拉钩的示意图。

[0097] 图19是本发明的神经根拉钩的拉钩部的剖面图。

[0098] 图20是本发明的神经根拉钩的拉钩部的正视图和侧视图。

[0099] 图21是用超声骨刀进行神经根管形成术的过程中使用神经根拉钩牵开隐窝内神经的工作示意图。

具体实施方式

[0100] 本发明的吸引器、神经剥离子和/或神经根拉钩由软性、高弹性材料制成。所述软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头,以使得当该材料与超声骨刀刀头碰撞时不会使其断刀。同时,当所述软性、高弹性材料受到超声骨刀刀头作用时,其所受到的应力和形变仍然在弹性阶段范围内,使得超声骨刀的机械效应不会破坏该材料,从而不会对该材料造成切割。

[0101] 术语“硬度”是材料抵抗变形或破坏的能力。不同的硬度测量方法具有不同的硬度标准,相互不能直接换算,但可以通过试验加以比对。

[0102] 术语“邵氏硬度”是使用邵氏硬度计通过使压针在试验力作用下垂直压入材料表面测量的材料的硬度。在本发明中,材料(例如超声骨刀刀头和本发明的软性、高弹性材料)的硬度(例如邵氏硬度或其它硬度)可以是已知的,也可以通过测量获得。邵氏硬度的测量方法是本领域技术人员熟知的,例如可以利用邵氏A型硬度计、邵氏C型硬度计或邵氏D型硬

度计测量材料的邵氏硬度，这些硬度计都是可以商购获得的。通常，邵氏硬度计根据压针尺寸不同分为三类：A型、C型和D型，其中邵氏A型硬度计用于测量软塑料、橡胶、合成橡胶、毡、皮革等材料的硬度，邵氏C型硬度计用于测量泡沫材料和海绵等软性材料的硬度，邵氏D型硬度计用于测量硬塑料和硬橡胶的硬度。邵氏硬度可以表示为“邵氏+数值+(A或C或D)”表示，分别表示不同类型邵氏硬度计测量获得的硬度，其数值越大表示材料越硬，数值越小表示材料越软。

[0103] 本发明的软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头，以使得当该材料与超声骨刀刀头碰撞时不会使其断刀。优选其硬度在邵氏硬度30A到邵氏硬度70A的范围内。

[0104] 超声骨刀是通过超声振动切削实现对骨组织的切割。超声振动切削，是使刀具以20–50KHz的频率、沿切削方向高速振动的一种特种切削技术。刀具的行程(或刀具引发的机械振动)必须超过组织的弹性极限形变，才能发生切削效应。

[0105] 材料受应力作用时，若除去应力，其变形即消失而恢复原状，此阶段称为弹性形变阶段，其应力和应变成正比例关系。术语“弹性模量”即是指材料在弹性变形阶段应力和应变之比。通常，弹性模量的值越大，使材料发生一定弹性变形的应力也越大，即材料刚性越大，弹性模量的值越小，使材料发生一定弹性变形的应力也越小，即材料弹性越大。如果继续加大应力扩大，就会使材料产生塑性变形(范性形变)，直至断裂。术语“弹性极限”即是对材料施加应力后再除去该应力之后，材料不遗留任何永久变形的条件下，材料能承受的最大应力。弹性极限反映材料抵抗应力的能力。

[0106] 弹性极限决定了材料断裂时所能承受的应力大小，而弹性模量决定了材料到达其弹性极限时的应变(形变)大小。在材料的弹性阶段(未达到弹性极限)，在一定的压力下，应力只会使材料发生固定弹性形变而不发生范性形变。由于超声骨刀机身均内置高灵敏度压力传感器，使其在受到一定的反馈应力时停止继续增加压力，因此，采用具有高弹性极限与低弹性模量的材料可有效地防止超声骨刀对材料发生切割。

[0107] 本发明中，材料(例如骨组织和本发明的软性、高弹性材料)的弹性极限可以是已知的，也可以通过测量获得。弹性极限的测量方法是本领域技术人员熟知的，例如可以使用材料试验机对材料进行拉伸或压缩，通过测定材料的应力与应变曲线来测定弹性极限，该曲线上弹性阶段的最大应力值即对应弹性极限。材料的弹性模量可以是已知的，也可以通过测量获得。弹性模量的测量方法是本领域技术人员熟知的，例如可以使用材料试验机对材料进行拉伸或压缩，通过测定材料的应力与应变曲线来测定弹性模量，该曲线上弹性阶段的应力与应变的比值即为弹性模量。

[0108] 本领域技术人员应当理解并可以实现，本发明的软性、高弹性材料的硬度、弹性极限和弹性模量应使得由该软性、高弹性材料制造的吸引器、神经剥离子和神经根拉钩能够行使它们本来的功能。具体来说，由该软性、高弹性材料制造的吸引器的硬度、弹性极限和弹性模量应使其能够在手术中吸走组织间多余的水流、血液、脓液等；由该软性、高弹性材料制造的神经剥离子的硬度、弹性极限和弹性模量应使其能够分离并垫于组织间的神经、血管表面进行保护，而不致由于前端的剥离部过软或弹性过大而无法行使分离等的作用；由该软性、高弹性材料制造的神经根拉钩的硬度、弹性极限和弹性模量应使其能够牵开组织间的神经、血管，而不致由于前端的拉钩过软或弹性过大而无法牵开神经或血管。

[0109] 本领域技术人员应当理解，不同的超声骨刀的刀头材料可以不同，因而其硬度可

以不同。本发明所述的软性、高弹性材料的“硬度低于超声骨刀刀头”包括所述软性、高弹性材料的硬度低于任何一种可用的超声骨刀刀头，例如所述软性、高弹性材料的硬度低于由该材料制造的吸引器、神经剥离子或神经根拉钩要配合使用的超声骨刀刀头。本领域技术人员知道，超声骨刀刀头通常为硬质合金材料。

[0110] 用于制造本发明的吸引器、神经剥离子或神经根拉钩的软性、高弹性材料的硬度低于超声骨刀刀头。优选地，用于制造本发明的吸引器、神经剥离子或神经根拉钩的软性、高弹性材料是医用弹性体材料，其硬度远低于超声骨刀刀头。医用弹性体材料是本领域技术人员熟知的，可以是高分子材料，包括但不限于硅橡胶、聚氨酯弹性体等。

[0111] 优选地，本发明的软性、高弹性材料的硬度在邵氏30A-70A范围内，例如可以是邵氏31A、邵氏32A、邵氏33A、邵氏34A、邵氏35A、邵氏36A、邵氏37A、邵氏38A、邵氏39A、邵氏40A、邵氏41A、邵氏42A、邵氏43A、邵氏44A、邵氏45A、邵氏46A、邵氏47A、邵氏48A、邵氏49A、邵氏50A、邵氏51A、邵氏52A、邵氏53A、邵氏54A、邵氏55A、邵氏56A、邵氏57A、邵氏58A、邵氏59A、邵氏60A、邵氏61A、邵氏62A、邵氏63A、邵氏64A、邵氏65A、邵氏66A、邵氏67A、邵氏68A、邵氏69A、邵氏70A。

[0112] 优选地，用于制造本发明的吸引器、神经剥离子或神经根拉钩的软性、高弹性材料的弹性极限大于25MPa。

[0113] 优选地，用于制造本发明的吸引器、神经剥离子或神经根拉钩的软性、高弹性材料的弹性模量小于1.14GPa。优选地，本发明中的“弹性模量”是体积弹性模量或压缩弹性模量。

[0114] 在一些更优选的实施方案中，本发明的软性、高弹性材料的屈服应变率大于90%。屈服应变指物件受外力作用，当其内部的应力超过物件材料的屈服点后所产生的应变称为屈服应变。在屈服应变发生之前，材料所发生的形变程度称为屈服应变率。

[0115] 在一些更优选的实施方案中，本发明的软性、高弹性材料的断裂韧度在 K_{IC} 至 $3K_{IC}$ 的范围内。在线弹性条件下，当应力场强度因子增大到某一临界值，裂纹便失稳扩展而导致材料断裂，这个临界或失稳扩展的应力场强度因子(K_I)记作 K_c 或 K_{IC} ，即平面应变断裂韧度。单位为 $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 或 $\text{KN} \cdot \text{m}^{-3/2}$ ，其是一个表示材料抵抗断裂的能力。 K_{IC} 是一个力学性能指标，它决定于材料的成分、组织结构等内在因素，而与外加应力以及试样尺寸等外在因素无关，为平面应变断裂韧度。对于弹塑性材料，如硅胶、硫化橡胶来说，由于材料本身发生形变，必须加大应力，超过材料形变造成的影响，因此需考虑裂纹尖端塑性区并进行修正。在塑性条件下修正后的平面应变为：

$$[0116] K_I = \frac{Y\sigma\sqrt{a}}{\sqrt{1 - 0.16Y^2(\sigma/\sigma_s)^2}}$$

[0117] 修正后的断裂韧度为平面应变断裂韧度的1-3倍，即在 K_{IC} 至 $3K_{IC}$ 的范围内。

[0118] 在一些更优选的实施方案中，本发明的软性、高弹性材料的声阻抗(纵波) ρ 小于 1.2g/cm^3 ，声阻抗(横波) σ 小于 0.25g/cm^3 。声阻抗是指介质中声的吸收，等于界面声压与通过该面的声通量(质点流速或体速度乘以面积)。

[0119] 在一些更优选的实施方案中，本发明的软性、高弹性材料的拉伸强度大于6MPa，拉伸断裂时的拉伸伸长率大于90%。拉伸强度是在拉伸试验中，试样直至断裂为止所受的最大拉伸应力。

[0120] 在一些更优选的实施方案中,本发明的软性、高弹性材料的泊松比大于0.3。泊松比是指材料在单向受拉或受压时,横向正应变与轴向正应变的绝对值的比值。

[0121] 本发明中,所述软性、高弹性材料包括但不限于医用硅橡胶、改性硅橡胶、硫化硅橡胶、苯基硅橡胶、聚氨酯橡胶、聚氨酯、聚醚聚氨酯、改性聚氨酯以及它们与其它材料的复合材料等。医用硅橡胶包括但不限于MDX-4-4210硅橡胶(DowCoring公司)、Silastic 372(DowCoring公司)。

[0122] 本发明所述的“一体结构”指该结构的各部分材料相同的一个整体,通常为一体成型。

[0123] 本发明所述的“分体结构”指各部件可以相互分离、独立制造。分体结构的各部件之间可以通过任何适当的方式连接,例如可以固定连接或可拆卸连接。分体式结构有利于将远端器械与现有手术器械混用,在手术中可应对多种情况。

[0124] 本发明中,术语“前”、“后”是基于所述吸引器、神经剥离子、神经根拉钩的使用状态而言的,具体而言,当使用时,朝向手术组织的一端为“前”,背离手术组织的一端为“后”,其仅仅是为了便于描述所述部件的相对位置关系,而不是指所述的部件必须具有特定的位置、构造,因此不能理解为对本发明的限制。

[0125] 本发明中,除非另有明确限定,术语“相接”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸地连接,或一体地连接;可以是直接相连,可也以通过中间媒介间接相连。

[0126] 以下结合附图对本发明进一步详细描述。下述实施例仅仅是示例性的,用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0127] 图1是本发明的吸引器的第一实施例的结构示意图。吸引器11包括吸引器管111、与吸引器管前端相连的吸引器头112和与吸引器管后端相连的手柄113。吸引器管111、吸引器头112和手柄113的内部含有相互贯通的中空腔114,115,116。手柄113前端与吸引器管相连,后端可以与负压装置相连。吸引器头112是中空的圆管(参见图1和图2)。吸引器头112可以直接套接在吸引器管上。吸引器头由MDX-4-4210硅橡胶(DowCoring公司)制成,其邵氏硬度为邵氏37A,弹性模量为0.72GPa,弹性极限为75MPa,屈服应变率为95%,断裂强度为14.5KN/M,拉伸强度为40MPa,拉伸断裂时的拉伸伸长率为470%。吸引器管和手柄由硬塑材料制成。

[0128] 更优选地,希望手术吸引器要求可以吸引出术野的血液而不会吸引神经、血管、硬膜囊等正常组织,因此,本发明还提供在吸引器头部采用细槽状结构,利用毛细作用完成术野的液体吸除的吸引器。毛细作用是指浸润液体在细管内升高的现象和不浸润液体在细管内降低的现象。血液、组织液及盐水相对于软性、高弹性医用材料例如硅胶为浸润液体,可以发生毛细现象。

[0129] 因此,本发明的吸引器还可以包括吸引器管、与吸引器管前端相连的吸引器头和与吸引器管后端相连的手柄。吸引器管、吸引器头和手柄的内部含有相互贯通的中空腔。手柄前端与吸引器管相连,后端与负压装置相连。吸引器头前端形成一条或多条细槽,槽的根部和/或根部附近具有孔,该孔与吸引器管的中空腔相通,所述细槽状结构可以利用毛细作用将与之接触的液体吸引至槽根部,并通过槽根部和/或槽根部附近的孔而被吸引至吸引器管内。

[0130] 吸引器头的前端可以是具有一条或更多条细槽的任何结构,包括但不限于具有一条细槽的“凹”型结构、具有多条细槽的梳状结构、由多根密集细毛组成的毛刷状结构等。

[0131] 在本发明的吸引器的第二实施例中,吸引器头的前端是具有一条细槽的“凹”型结构。如图3所示,吸引器12包括吸引器管121、与吸引器管前端相连的吸引器头122和与吸引器管后端相连的手柄123。吸引器管121、吸引器头122和手柄123的内部分别含有相互贯通的中空腔124,125,126。手柄123前端与吸引器管相连,后端与负压装置相连(图中未显示)。参见图3、图4和图5,吸引器头122包括扁平的前端头127和圆管形的后端管128,圆管形的后端管具有贯通的中空腔125,扁平的前端头127具有从前端头的自由前端向后端管方向的中央开槽,中央开槽的根部形成小孔129,该小孔129与后端管的中空结腔125相通,吸引器头的后端管128与吸引器管121相连。后端管128为套口,可以直接接在吸引器管上。吸引器头材料与吸引器的第一实施例相同。吸引器管和手柄由金属制成。在工作时,术区内液体在毛细作用下经过开槽上升至根部小孔,离开术野,再通过小孔被吸引至吸引器内。在工作过程中,由于直接接触组织的部分不存在负压,不会吸引组织,而血液、组织液、盐水则可以通过毛细作用离开。

[0132] 当在后方接负压吸引器时,扁平的前端使得这种吸引器可以作为神经剥离子使用。由于其开槽部分较细,不影响剥离、牵拉功能的实现。而术区的液体可以通过开槽,在毛细管作用下上升至小孔附近,被负压吸引离开。

[0133] 在本发明的吸引器的第三实施例中,吸引器头的前端是多条细槽的梳状结构。吸引器包括吸引器管、与吸引器管前端相连的吸引器头和与吸引器管后端相连的手柄。吸引器管、吸引器头和手柄的内部含有相互贯通的中空腔。手柄前端与吸引器管相连,后端与负压装置相连。该第三实施例中,吸引器管和手柄与第二实施例中相同,但其吸引器前端头是具有多条细槽的梳状结构。所述梳状结构可以是扁平梳状结构,或者还可以是刷状梳结构。在工作时,术区内液体在毛细作用下经过开槽上升至根部小孔,离开术野,再通过小孔被吸引至吸引器内。在工作过程中,由于直接接触组织的部分不存在负压,不会吸引组织,而血液、组织液、盐水则可以通过毛细作用离开。具有这种梳状结构的吸引器也可以作为神经剥离子使用。术区的液体可以通过梳状结构的多条开槽,在毛细管作用下上升至小孔附近,被负压吸引离开。

[0134] 扁平梳状结构如图6和图7所示,吸引器头132包括扁平梳状的前端头137和圆管形的后端管148,圆管形的后端管具有贯通的中空腔135,扁平梳状的前端头137具有多个从前端头的自由前端向后端管方向的开槽,每个开槽的根部形成小孔139,该小孔139与后端管的中空腔135相通,多个开槽使得前端头呈现为包含多个齿的扁平梳状。吸引器头的后端管138与吸引器管相连。后端管138为套口,可以直接接在吸引器管上。吸引器头材料与吸引器的第一实施例相同。吸引器管和手柄由金属制成。

[0135] 当在后方接负压吸引器时,扁平梳状结构的前端使得这种吸引器也可以作为神经剥离子使用。由于其开槽部分较细,不影响剥离、牵拉功能的实现。而术区的液体可以通过开槽,在毛细管作用下上升至小孔附近,被负压吸引离开。

[0136] 吸引器头前端梳状结构还可以是刷状梳结构,例如吸引器头具有圆管形的后端管和整体呈刷状梳形状的前端头。后端管具有前端面,前端面可以是大体上呈平面状,也可以是大体上呈曲面状,例如球面。前端头由分布于后端管的整个前端面上或部分前端面上的

向前伸出的细长硅胶齿组成，细长硅胶齿之间形成从前端头的自由前端向后端管方向的开槽。每个硅胶齿的横截面优选为圆形。在后端管的前端面上，在硅胶齿根部之间(即开槽的根部)分布有多个小孔，该小孔与后端管的中空腔相通。后端管可以为套口，直接接在吸引器管上。在工作时，术区内液体在毛细作用下上升至硅胶齿根部，离开术野，再通过硅胶齿根部之间的小孔被吸引至吸引器管内。后端管的材料可以是硅胶。后端管可以是套口，直接接在吸引器管上。吸引器头材料与吸引器的第一实施例相同。吸引器的其它部分与第一实施例相同。

[0137] 在本发明的吸引器的另一些实施例中，吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷状结构(即毛刷)。吸引器包括吸引器管、固定在吸引器前端的毛刷和与吸引器管后端相连的手柄，吸引器管和手柄的内部含有相互贯通的中空腔，手柄前端与吸引器管相连，后端与负压装置相连。刷毛根部具有缝隙和/或刷毛根部附近具有小孔，所述缝隙和/或小孔与吸引器管相通，以使得与刷毛接触的液体通过毛细作用被聚集到毛刷根部，然后通过所述缝隙和/或小孔被吸引到吸引器管内。在本发明中，毛刷可以通过任何适当的方式固定在吸引器管前端，只要刷毛根部具有缝隙和/或刷毛根部附近具有小孔，所述缝隙和/或小孔与吸引器管相通，以使得与刷毛接触的液体通过毛细作用被聚集到毛刷根部后可以通过所述缝隙和/或小孔被吸引到吸引器管内。例如，毛刷可以直接固定在吸引器前端开口，也可以作为吸引器头的一部分，其中吸引器头包括后端管和前端的毛刷，毛刷固定在后端管上，吸引器头通过后端管与吸引器管相接。在一些实施方案中，后端管可以是套口，直接套接在吸引器管上。

[0138] 作为这种方式的一个实例，在本发明的吸引器的第四个实施例中，吸引器头包括由多根密集细毛组成的毛刷。如图8所示，毛刷由一束或多束硅胶细丝束组成。每一束硅胶细丝束在根部位置上由橡皮箍146约束为一体。一个或多个硅胶束的具有橡皮箍的一端被塞到吸引器管141的中空腔144中，依靠硅胶和/或橡皮箍的弹性保持稳定，硅胶细丝之间的缝隙和/或橡皮箍之间的缝隙与吸引器管的中空腔相通。在工作时，术区内液体在毛细作用下上升至硅胶细丝束根部，离开术野，再通过硅胶细丝之间的缝隙和/或橡皮箍之间的缝隙被吸引至吸引器管内。

[0139] 作为这种方式的另一个实例，在本发明的吸引器的第五实施例中，吸引器头是由多根密集细毛组成的毛刷。如图9所示，毛刷为固定在封口板156上的多个硅胶细丝束157，吸引器管151前端具有封口板156，封口板156与吸引器管前端固定连接，封口板上有多个小孔158，这些小孔158与吸引器管的中空腔相通，封口板上在小孔之间的区域固定有多个硅胶细丝束157。在工作时，术区内液体在毛细作用下上升至硅胶细丝束根部，离开术野，再通过小孔158被吸引至吸引器管内。封口板156与吸引器管151也可以是一体的。

[0140] 毛刷状结构可以使得术野内液体通过毛刷的细毛间隙，在毛细作用下上升至毛刷根部的孔隙附近，被负压吸引离开。毛刷状设计特别有利于凹凸不平或弧面的引流。如图10所示，在血管和神经周围，常规的圆管状吸引器无法吸走血液，甚至损伤组织，而毛刷状设计可以完全深入间隙，吸走全部液体，且硅胶软毛不会损伤血管与神经。如图11所示，在椎管内，常规设计无法吸走全部液体，而刷状设计的软毛可以轻松吸引全部液体。

[0141] 使用时，将吸引器装置整体低温消毒，操作者手持吸引器手柄，吸引器头和吸引器管位于术野内。超声骨刀来自西塞尔公司，刀头材料为7C2CMo2不锈钢。当超声骨刀偶尔与

吸引器头碰撞时,吸引器头轻度形变,缓冲刀头挤压,不会被超声骨刀切割,同时其材料性质使其不会对超声骨刀刀头发生损伤。

[0142] 图12是本发明的神经剥离子的第一实施例的结构示意图。神经剥离子21包括直手柄211、和与手柄前端相连的剥离部212。参见图12、13和14,剥离部包括圆柱形的后端部213和扁平的前端头214,扁平的前端头214的宽度与后端部213的直径大致相同,剥离部通过后端部与手柄相连。后端部213中具有空腔215,手柄的较细一端插入到空腔215中,从而使手柄与剥离部相连。剥离部由Silastic 372硅橡胶(DowCoring公司)制成,其邵氏硬度为邵氏50A,弹性模量为0.9GPa,弹性极限为65MPa,屈服应变率为98%,断裂强度为18.0KN/M,拉伸强度为40MPa,断裂时的拉伸伸长率为570%。手柄为实心手柄,由硬塑材料制成。

[0143] 图15是本发明的神经剥离子的第二实施例的结构示意图。神经剥离子22包括直手柄221、和与手柄前端相连的剥离部222。参见图15,剥离部包括较粗圆柱形的后端部223和较细圆柱形的前端头224。后端部223中具有空腔225,手柄的较细一端插入到空腔225中,从而使手柄与剥离部相连。剥离部材料与神经剥离子的第一实施例相同。手柄为实心手柄,由硬塑材料制成。

[0144] 图16是本发明的神经剥离子的第三实施例的结构示意图,神经剥离子23包括直手柄231、和与手柄前端相连的剥离部232。参见图16,剥离部包括圆柱形的后端部233和钩状的前端头234,钩的角度为约90度。钩状前端头234的横截面为圆形(图中未示出),直径为1mm。后端部233中具有空腔235,手柄的较细一端插入到空腔235中,从而使手柄与剥离部相连。剥离部材料与神经剥离子的第一实施例相同。手柄为实心手柄,由硬塑材料制成。

[0145] 使用时,例如当进行椎板切除手术时,如图17所示,将神经剥离子整体进行低温消毒,操作者手持神经剥离子手柄,剥离部位于术野内。使用超声骨刀20对椎板进行切割,神经剥离子2位于刀头与硬膜之间,保护硬膜不受超声骨刀损伤,同时降低超声波在神经剥离子内的传导,并在神经剥离子材料内部形成漫反射,有效降低声强,防止超声损伤神经。所使用的超声骨刀来自水木天蓬公司,刀头材料为9Cr18MoV不锈钢。当超声骨刀与神经剥离子偶尔碰撞时,神经剥离子轻度形变,缓冲刀头挤压,不会被超声骨刀切割,同时其材料性质使其不会对超声骨刀发生损伤。

[0146] 图18是本发明的神经根拉钩的第一实施例的结构示意图,神经根拉钩3包括曲柄手柄31、和与手柄前端相连的拉钩部32。参见图18、19和20,拉钩部括圆柱形的后端部33和扁平钩状的前端头34,前端头的宽度为3mm,钩的角度为约90度。后端部33中具有空腔35,手柄的较细一端插入到空腔35中,从而使手柄与拉钩部相连。拉钩部由Silastic 372(DowCoring公司)制成,其邵氏硬度为邵氏50A,弹性模量为0.9GPa,弹性极限为65MPa,屈服应变率为98%,断裂强度为18.0KN/M,拉伸强度为40MPa,断裂时的拉伸伸长率为570%。手柄为实心手柄,由硬塑材料制成。

[0147] 使用时,例如当进行神经根管形成术时,如图21所示,将神经根拉钩整体进行低温消毒,操作者手持神经根拉钩手柄,拉钩部位于术野内。所使用的超声骨刀来自水木天蓬公司,刀头材料为9Cr18MoV不锈钢。用神经根拉钩牵开位于隐窝内的神经,当超声骨刀2切透上层骨质时,神经根拉钩3位于刀头和神经之间,防止超声骨刀损伤神经,同时其材料性质使其不会对超声骨刀刀头发生损伤。

[0148] 以上所述实施例仅为本发明的几个较优化的实施例,本发明不局限于这几个实施

例,还应允许其它的变化。凡在本发明独立权利要求范围内变化的,或本领域一般技术人员可以依据本发明轻易想到的变化,均属于本发明的保护范围。

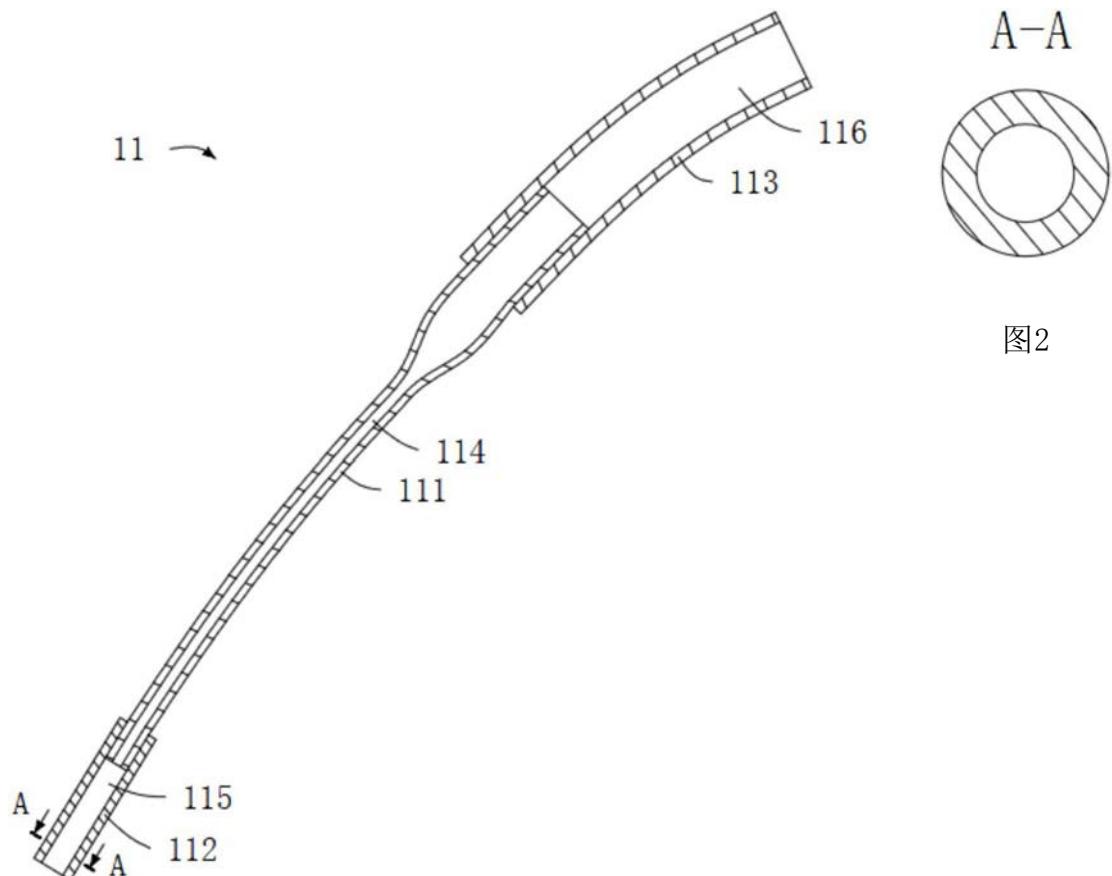


图1

图2

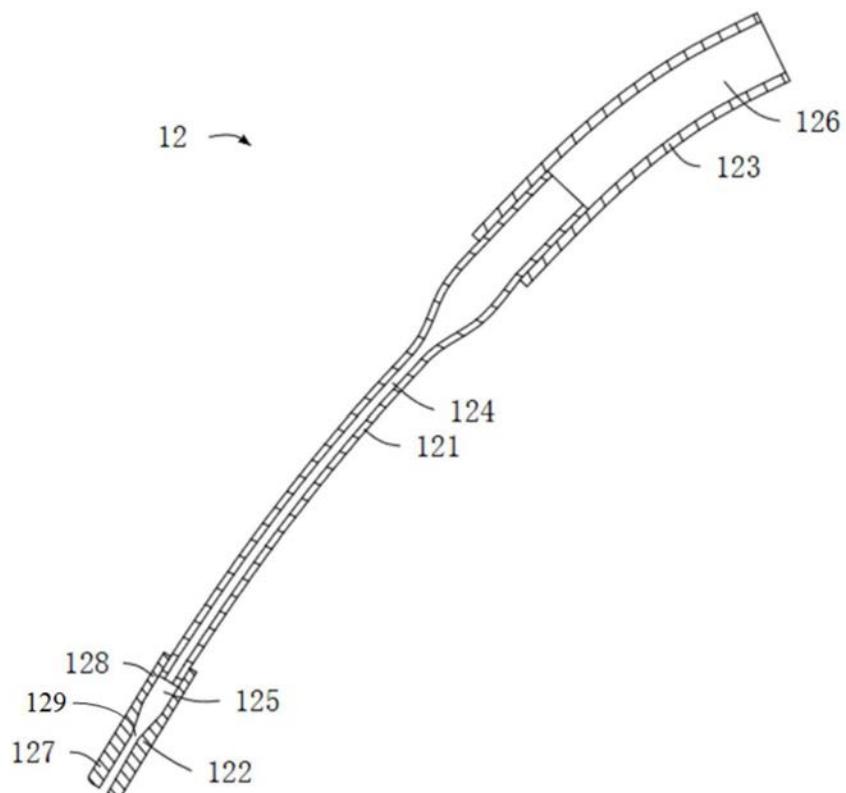


图3

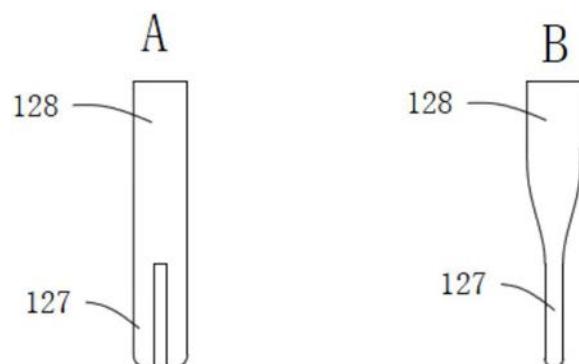


图4

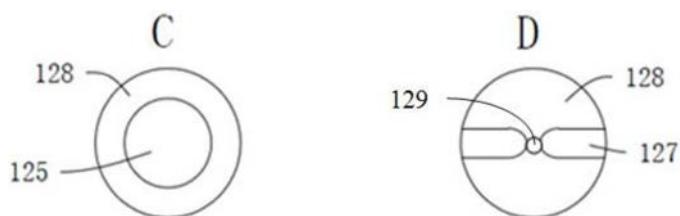


图5

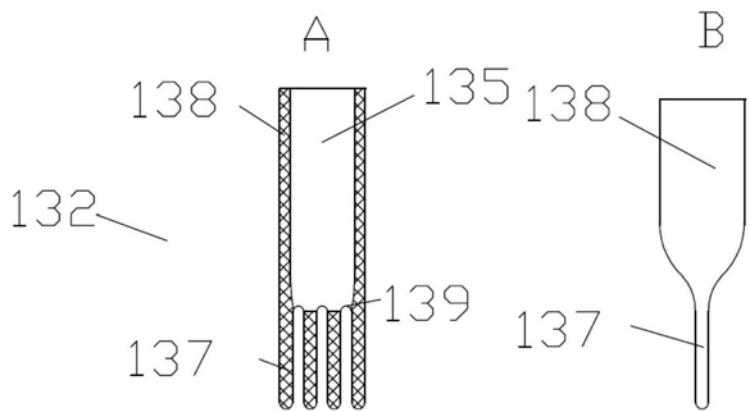


图6

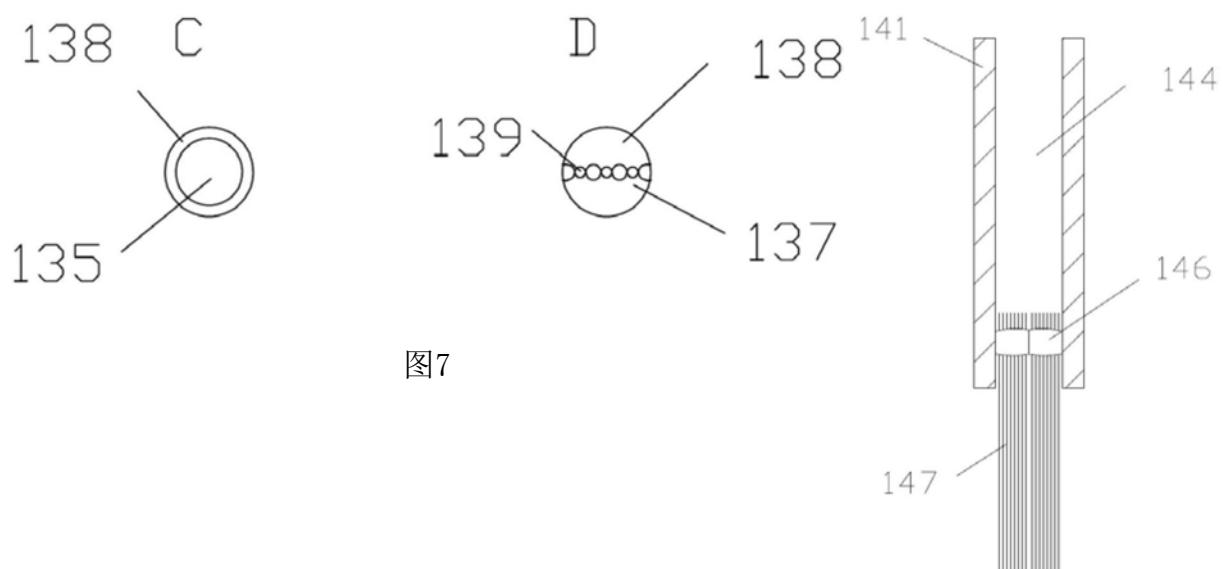


图7

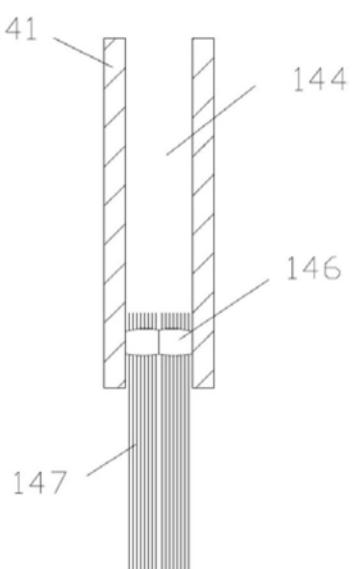


图8

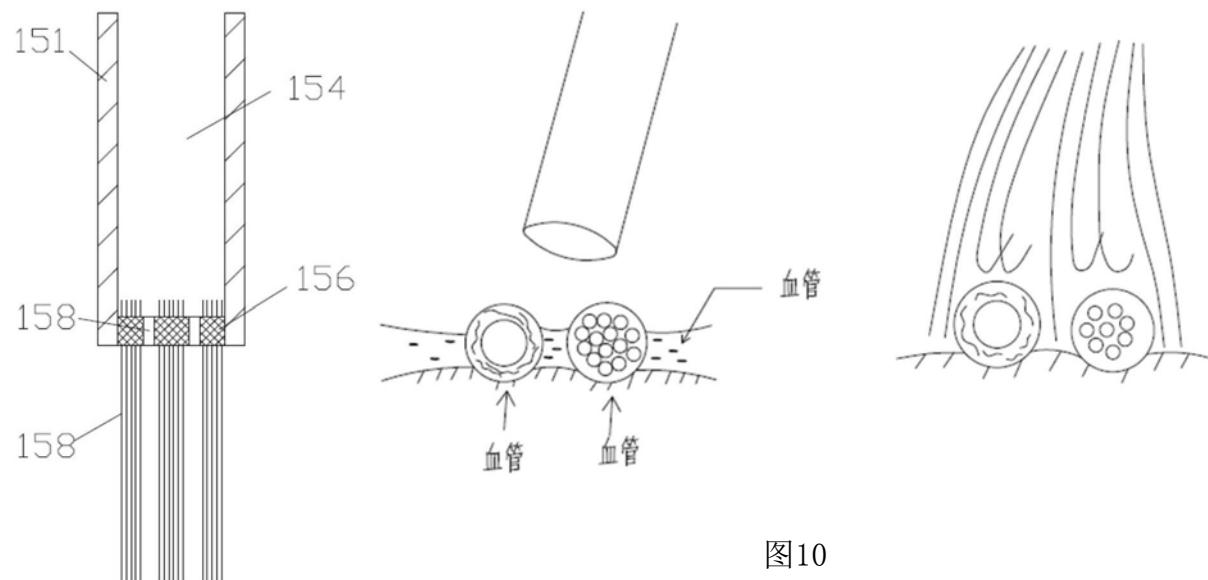


图10

图9

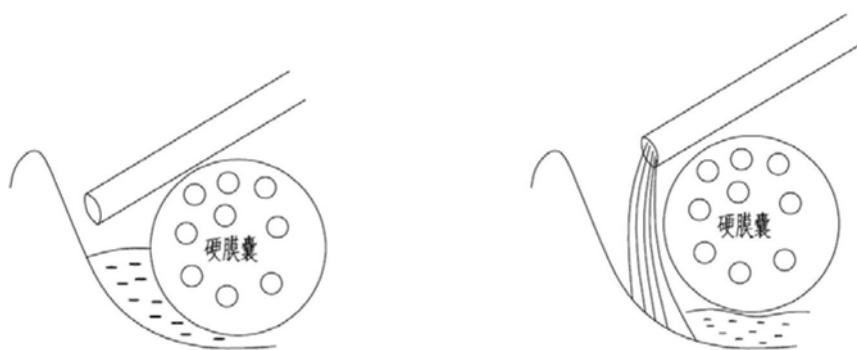


图11

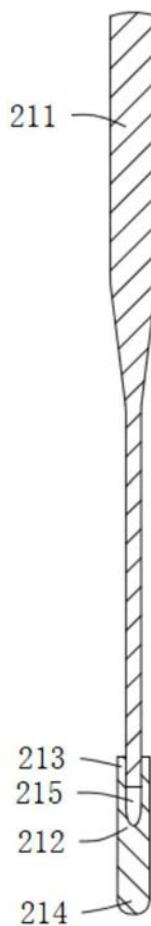


图12

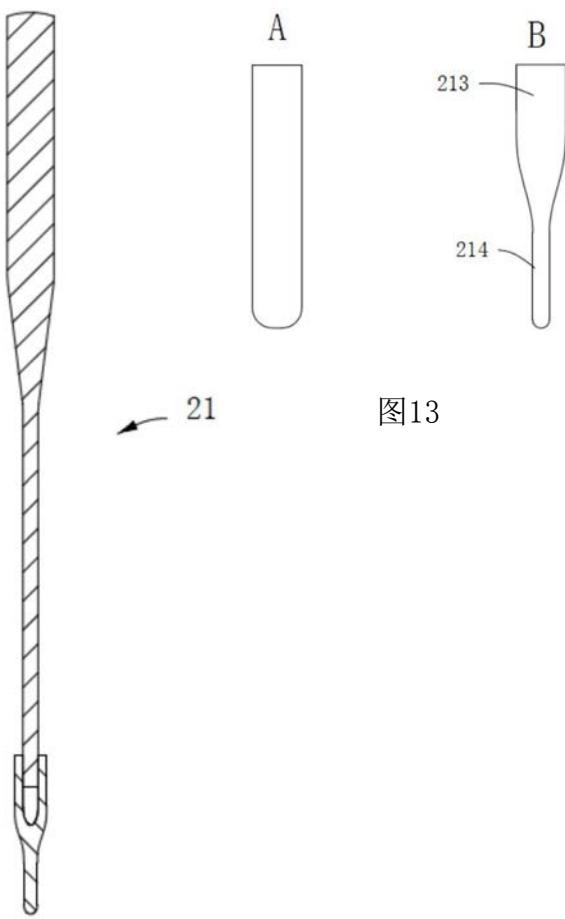


图13

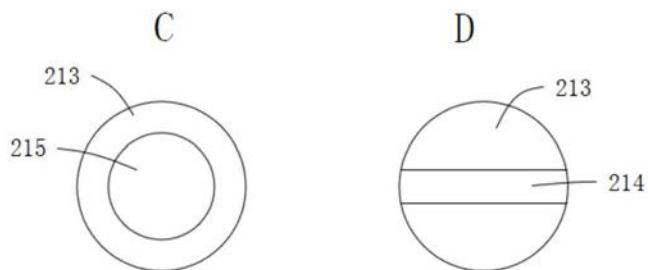


图14

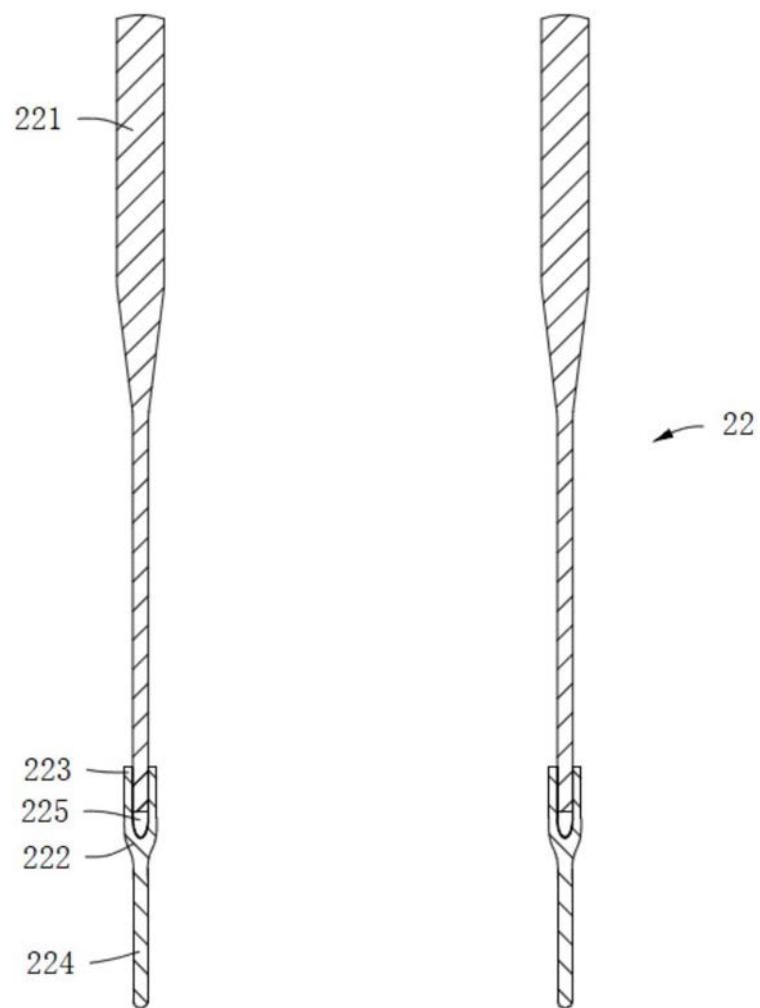


图15

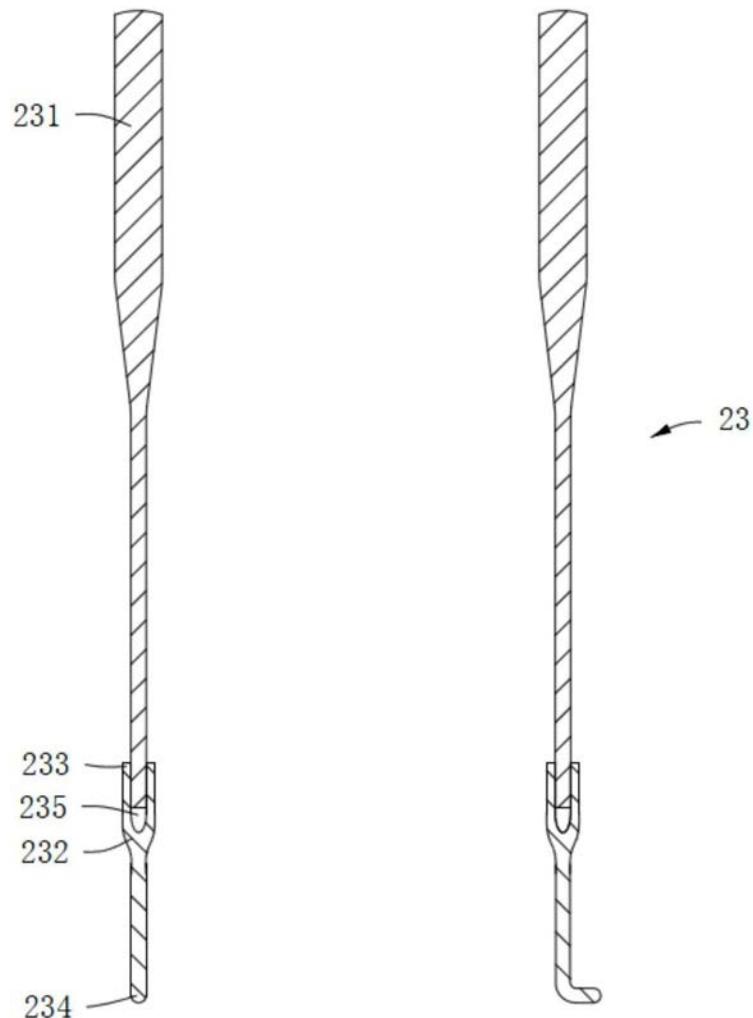


图16

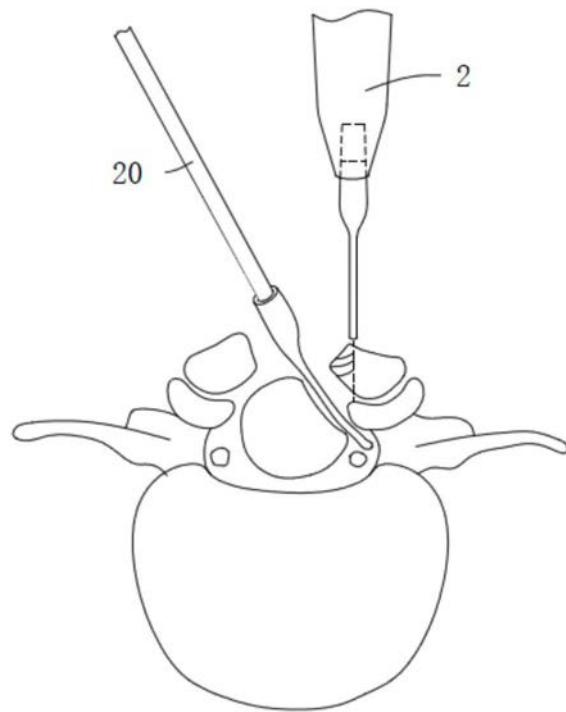


图17

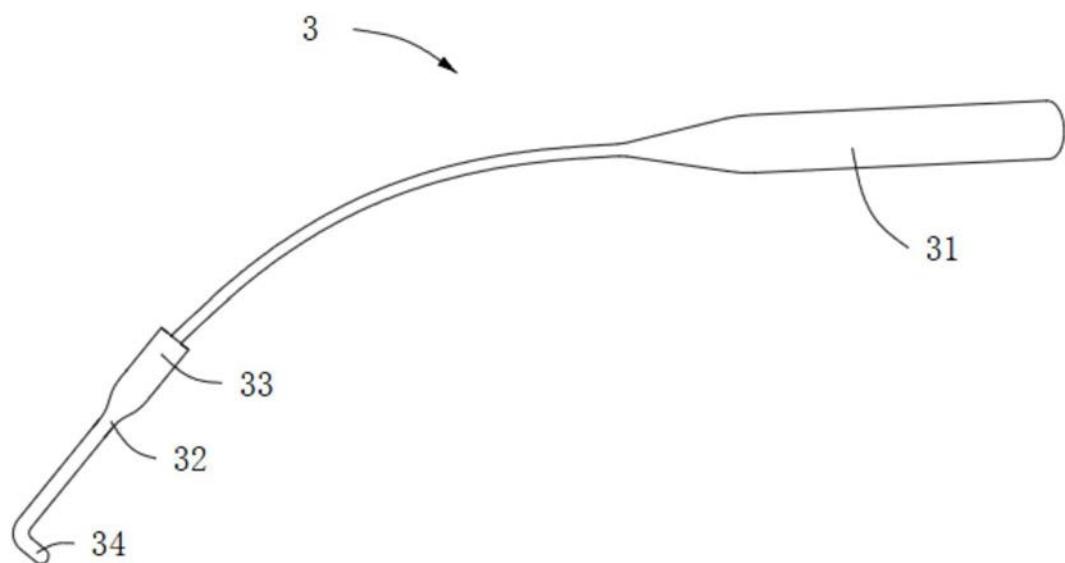


图18

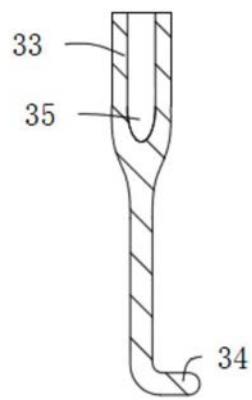


图19

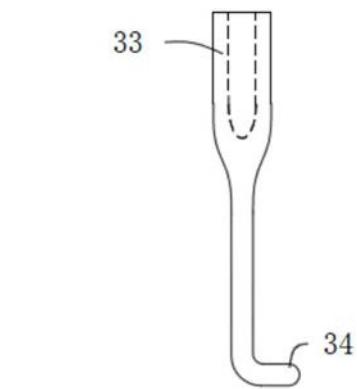


图20

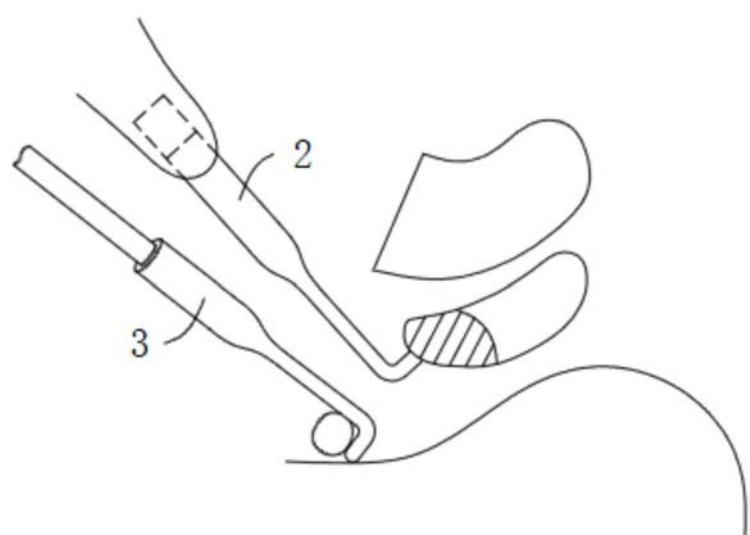


图21

专利名称(译)	配合超声骨刀使用的吸引器、神经剥离子及神经根拉钩		
公开(公告)号	CN108236743A	公开(公告)日	2018-07-03
申请号	CN201611207582.6	申请日	2016-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京世纪坛医院		
申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京世纪坛医院		
当前申请(专利权)人(译)	首都医科大学附属北京世纪坛医院		
[标]发明人	侯宇		
发明人	侯宇		
IPC分类号	A61M1/00 A61B17/32 A61B17/02 A61B90/00		
CPC分类号	A61M1/0023 A61B17/02 A61B17/32 A61B17/320068 A61B2017/320044 A61B2217/005		
代理人(译)	程淼		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明提供了与超声骨刀配合使用的辅助器械，包括吸引器、神经剥离子和/或神经根拉钩，它们由软性、高弹性材料制成，当其与超声骨刀接触时不会发生切割和断刀，可避免医源性损伤。

