



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108852442 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201810431850.5

A61B 90/00(2016.01)

(22)申请日 2018.05.08

A61B 5/0225(2006.01)

(30)优先权数据

62/505,168 2017.05.12 US

15/954,538 2018.04.16 US

(71)申请人 柯惠LP公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 贾斯汀·威廉斯

帕特里克·莫泽尔兹

马修·埃施巴赫

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

公司 11225

代理人 黄威 李奕伯

(51)Int.Cl.

A61B 17/072(2006.01)

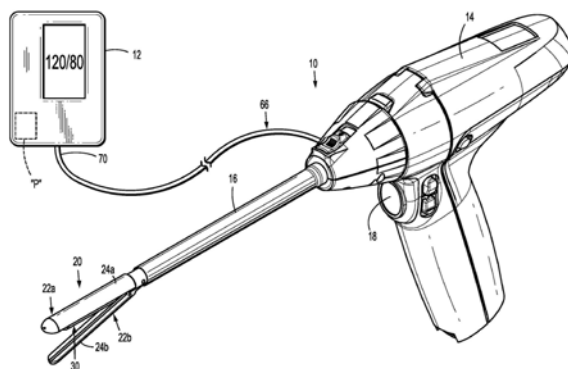
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

血压测量外科手术器械

(57)摘要

一种用于确定血压的末端执行器包含钳口构件,所述钳口构件包含:钳口本体;活塞,所述活塞联接到所述钳口本体并且被配置成相对于所述钳口本体移动;可充气构件,所述可充气构件联接到所述活塞;以及压力传感器,所述压力传感器与所述可充气构件相关联。所述活塞被配置成向由所述末端执行器握持的组织施加压力。所述压力传感器被配置成检测由流过抓握的组织血液引起的压力波动。



1. 一种用于确定血压的末端执行器,包括:
钳口构件对,所述钳口构件对的第一钳口构件包含:
钳口本体;
活塞,联接到所述钳口本体并且被配置成相对于所述钳口本体移动以便向布置在所述钳口构件对之间的组织施加压力;
第一可充气构件,联接到所述活塞;以及
第一压力传感器,与所述第一可充气构件相关联,所述第一压力传感器被配置成检测由流过布置在所述钳口构件对之间的组织的血液引起的压力波动。
2. 根据权利要求1所述的末端执行器,其中所述第一压力传感器进一步被配置成确定所述第一可充气构件内的压力。
3. 根据权利要求1所述的末端执行器,其中所述第一钳口构件进一步包含第二可充气构件,所述第二可充气构件邻近所述活塞布置,从而使得所述第二可充气构件在用充气介质充气时使所述活塞和所述第一可充气构件移动。
4. 根据权利要求3所述的末端执行器,其中所述第一钳口构件进一步包含第二压力传感器,所述第二压力传感器与所述第二可充气构件相关联,所述第二压力传感器被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。
5. 根据权利要求3所述的末端执行器,其中所述第一压力传感器具有与所述第一可充气构件的内部通信的第一部分以及与所述第二可充气构件的内部通信的第二部分,所述第一压力传感器的所述第二部分被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。
6. 根据权利要求1所述的末端执行器,其中所述活塞具有细长配置并且限定将所述第一可充气构件捕获在其中的孔。
7. 根据权利要求1所述的末端执行器,其中所述第一钳口构件进一步包含固定在所述钳口本体内的壳体,所述壳体限定将所述活塞可移动地布置在其中的开口。
8. 根据权利要求1所述的末端执行器,其中所述活塞被配置成相对于所述钳口本体在第一位置与至少一个第二状况之间移动,与处于所述第一位置时相比,在所述至少一个第二状况下,所述活塞相对于所述钳口本体突出更大距离。
9. 一种用于确定血压的外科手术器械,包括:
手柄部分;
轴,联接到所述手柄部分;以及
钳口构件对,可操作地联接到所述轴,所述钳口构件对的第一钳口构件包含:
钳口本体;
活塞,联接到所述钳口本体并且被配置成相对于所述钳口本体移动以便向布置在所述钳口构件对之间的组织施加压力;
第一可充气构件,联接到所述活塞;以及
第一压力传感器,与所述第一可充气构件相关联,所述第一压力传感器被配置成检测由流过布置在所述钳口构件对之间的组织的血液引起的压力波动。
10. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述第一压力传感器进一步被配置成确定所述第一可充气构件内的压力。
11. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述第一钳口构件进一步包含第二可充

气构件,所述第二可充气构件邻近所述活塞布置,从而使得所述第二可充气构件在用充气介质充气时使所述活塞和所述第一可充气构件移动。

12. 根据权利要求11所述的外科手术器械,其中所述第一钳口构件进一步包含第二压力传感器,所述第二压力传感器与所述第二可充气构件相关联,所述第二压力传感器被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。

13. 根据权利要求11所述的外科手术器械,其中所述第一压力传感器具有与所述第一可充气构件的内部通信的第一部分以及与所述第二可充气构件的内部通信的第二部分,所述第一压力传感器的所述第二部分被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。

14. 根据权利要求11所述的外科手术器械,其中所述活塞联接到所述第二可充气构件,从而使得所述活塞响应于所述第二可充气构件的膨胀而远离所述钳口本体移动并且所述活塞响应于所述第二可充气构件的缩回而朝向所述钳口本体移动。

15. 根据权利要求9所述的外科手术器械,进一步包括处理器,所述处理器与所述第一压力传感器通信,所述处理器被配置成基于由所述第一压力传感器检测到的所述压力波动来计算由所述钳口构件对抓握的组织的血压。

16. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述活塞具有细长配置并且限定将所述第一可充气构件捕获在其中的孔。

17. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述第一钳口构件进一步包含固定在所述钳口本体内的壳体,所述壳体限定将所述活塞可移动地布置在其中的开口。

18. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述活塞被配置成相对于所述钳口本体在第一位置与至少一个第二状况之间移动,与处于所述第一位置时相比,在所述至少一个第二状况下,所述活塞相对于所述钳口本体突出更大距离。

19. 根据权利要求9所述的外科手术器械,其中所述外科手术器械是腹腔镜,并且所述钳口构件可对响应于所述手柄部分的致动而在间隔位置与接近位置之间相对于彼此移动。

20. 一种确定局部血压的方法,包括:

将组织定位在外科手术器械的钳口构件对之间;

相对于所述钳口构件对的第一钳口构件的钳口本体移动活塞,所述活塞将第一可充气构件与其相关联,从而用所述活塞或所述第一可充气构件中的至少一个来向所述组织施加压力;

用与所述第一可充气构件相关联的第一压力传感器来测量所述第一可充气构件中的压力波动;以及

使用测得的压力波动来确定所述组织的所述局部血压。

21. 根据权利要求20所述的方法,进一步包括:使所述第一钳口构件的第二可充气构件膨胀以使所述活塞和所述第一可充气构件移动到与所述组织接合。

22. 根据权利要求20所述的方法,进一步包括:在所述活塞正在移动时确定所述第二可充气构件内的压力,其中使用在所述第一可充气构件中测得的压力波动以及在所述第二可充气构件内测得的压力两者来确定所述组织的所述局部血压。

23. 根据权利要求20所述的方法,进一步包括:使所述活塞和所述第一可充气构件朝向所述钳口本体移动以便降低向所述组织施加的压力,其中所述第一压力传感器在施加到所述组织的所述压力降低时测量所述压力波动。

24. 根据权利要求23所述的方法,进一步包括:使所述第二可充气构件缩回以便使所述活塞和所述第一可充气构件朝向所述钳口本体移动,从而降低由所述活塞施加到所述组织的所述压力。

血压测量外科手术器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年5月12日提交的美国临时专利申请第62/505,168号的权益和优先权,所述申请的全部公开内容以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本公开涉及外科手术器械并且更具体地说,涉及用于抓握组织并且确定抓握的组织特性以便为执行各种外科手术做准备的外科手术器械。

背景技术

[0004] 外科手术有时涉及对组织的切割和闭合。例如,结直肠外科手术有时需要吻合术,所述吻合术涉及切除一片病变肠组织并且在大概两个健康肠段之间创建新连接。通常,在执行吻合术之前,使用肠的视觉标记来评估要切除的组织数量。执行吻合术的目标是在移除病变组织中的所有病变组织的同时保留尽可能多的健康组织。

[0005] 在执行吻合手术中涉及的风险是吻合口瘘。吻合口瘘通常是由无法切除病变组织中的所有病变组织引起的。用于在吻合手术期间评估要切除的组织数量的当前方法有时不足以预防所有吻合口瘘。

[0006] 因此,需要可以感测肠组织的一个或多个参数(例如,血压)以帮助临床医生执行更多成功吻合外科手术的外科手术器械。

发明内容

[0007] 在本公开的一个方面中,提供了一种用于确定血压的末端执行器。所述末端执行器包含钳口构件对。所述钳口构件对的第一钳口构件包含:钳口本体;活塞,所述活塞联接到所述钳口本体;第一可充气构件,所述第一可充气构件联接到所述活塞;以及第一压力传感器,所述第一压力传感器与所述第一可充气构件相关联。所述活塞被配置成相对于所述钳口本体移动以便向布置在所述钳口构件对之间的组织施加压力。所述第一压力传感器被配置成检测由流过布置在所述钳口构件对之间的组织的血液引起的压力波动。

[0008] 在一些实施例中,所述第一压力传感器可以进一步被配置成确定所述第一可充气构件内的压力。

[0009] 在一些实施例中,所述第一钳口构件可以进一步包含第二可充气构件,所述第二可充气构件邻近所述活塞布置,从而使得所述第二可充气构件在用充气介质充气时使所述活塞和所述第一可充气构件移动。所述第一钳口构件可以进一步包含第二压力传感器,所述第二压力传感器与所述第二可充气构件相关联。所述第二压力传感器可以被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。

[0010] 在一些实施例中,所述第一压力传感器可以具有与所述第一可充气构件的内部通信的第一部分以及与所述第二可充气构件的内部通信的第二部分。所述第一压力传感器的所述第二部分可以被配置成确定所述第二可充气构件内的压力。

[0011] 在一些实施例中,所述活塞具有细长配置并且限定将所述第一可充气构件捕获在其中的孔。

[0012] 在一些实施例中,所述第一钳口构件可以进一步包含固定在所述钳口本体内的壳体。所述壳体可以限定将活塞可移动地布置在其中的开口。

[0013] 在一些实施例中,所述活塞可以被配置成相对于所述钳口本体在第一位置与至少一个第二状况之间移动,与处于所述第一位置时相比,在所述至少一个第二状况下,所述活塞突出更大距离。

[0014] 在本公开的另一个方面,提供了用于确定血压的外科手术器械。所述外科手术器械包含手柄部分;轴,所述轴联接到所述手柄部分;以及钳口构件对,所述钳口构件对可操作地联接到所述轴。所述钳口构件对的第一钳口构件包含钳口本体;活塞,所述活塞联接到所述钳口本体;第一可充气构件,所述第一可充气构件联接到所述活塞;以及第一压力传感器,所述第一压力传感器与所述第一可充气构件相关联。所述活塞被配置成相对于所述钳口本体移动以便向布置在所述钳口构件对之间的组织施加压力。所述第一压力传感器被配置成检测由流过布置在所述钳口构件对之间的组织的血液引起的压力波动。

[0015] 在一些实施例中,所述第一钳口构件可以进一步包含第二可充气构件,所述第二可充气构件邻近所述活塞布置,从而使得所述第二可充气构件在用充气介质充气时使所述活塞和所述第一可充气构件移动。所述活塞可以联接到所述第二可充气构件,从而使得所述活塞响应于所述第二可充气构件的膨胀远离所述钳口本体移动并且所述活塞响应于所述第二可充气构件的缩回朝向所述钳口本体移动。

[0016] 在一些实施例中,所述外科手术器械可以进一步包含处理器,所述处理器与所述第一压力传感器通信。所述处理器可以被配置成基于由所述第一压力传感器检测到的所述压力波动计算由所述钳口构件对抓握的组织的血压。

[0017] 所设想的是,所述外科手术器械可以是腹腔镜。所述钳口构件对可以可响应于所述手柄部分的致动在间隔位置与接近位置之间相对于彼此移动。

[0018] 在本公开的又另一个方面中,提供了确定局部血压的方法。所述方法包含:将组织定位在外科手术器械的钳口构件对之间;相对于所述钳口构件对的第一钳口构件的钳口本体移动活塞,所述活塞使第一可充气构件与其相关联,从而使用所述活塞或所述第一可充气构件中的至少一者来向所述组织施加压力。用与所述第一可充气构件相关联的第一压力传感器来测量所述第一可充气构件中的压力波动。用测得的压力波动来确定所述组织的所述局部血压。

[0019] 一些方法可以进一步包含:使所述第一钳口构件的第二可充气构件膨胀以将所述活塞和所述第一可充气构件移动到与所述组织接合。

[0020] 一些方法可以进一步包含在所述活塞正在移动时确定所述第二可充气构件内的压力。使用在所述第一可充气构件中测得的压力波动以及在所述第二可充气构件内测得的压力两者来确定所述组织的所述局部血压。

[0021] 一些方法可以进一步包含使所述活塞和所述第一可充气构件朝向所述钳口本体移动以便减少向所述组织施加的压力。所述第一压力传感器在所述组织上的所述施加压力降低时测量所述压力波动。

[0022] 一些方法可以进一步包含:使所述第二可充气构件缩回以便使所述活塞和所述第

一可充气构件朝向所述钳口本体移动,从而减少由所述活塞施加到所述组织的所述压力。

[0023] 以下通过附图的描述以及优选实施例的详细描述更清楚地展示了这些和其它目的。

附图说明

[0024] 结合到本说明书中且构成本说明书的一部分的附图展示了本公开的实施例,并与下面给出的对实施例的详细描述一起用于解释本公开的原理。

[0025] 图1是包含用于抓握组织并且确定抓握的组织的局部血压的末端执行器的外科手术器械的一个实施例的透视图;

[0026] 图2是图1的末端执行器的放大透视图,展示了血压感测组件;

[0027] 图3是末端执行器的沿图2的线3-3取的横截面视图,展示了血压感测组件的部件;

[0028] 图3A是图3的末端执行器的横截面的透视图,展示了膨胀配置的血压感测组件;并且

[0029] 图4是用于抓握组织并且确定抓握的组织的局部血压的末端执行器的另一个实施例的横截面视图。

具体实施方式

[0030] 现在将参考附图详细地描述当前公开的外科手术器械以及其末端执行器的实施例,在图中,同样的附图标记指代类似或相同要素。如在本文中所使用的并且与传统上一样,术语“远端”指更远离用户的那部分,而术语“近端”指更靠近用户的那部分。

[0031] 本公开涉及用于使用示波法来测量组织(如肠组织)中的血压的组织抓握器。组织抓握器包含用于将组织抓握于其间的钳口构件对;布置在可移动活塞内的第一气囊构件;以及第二气囊构件。使第二气囊构件膨胀以迫使活塞和第一气囊构件与组织接合,从而将压力施加到抓握的组织上。第一气囊构件包含传感器,所述传感器检测由来自流过抓握的组织的血液的压力脉冲引起的压力波动(即,振荡),并且第二气囊构件包含测量第二气囊构件内的气压的传感器。第二气囊构件首先被充气到穿过组织的血液流动的堵塞发生的压力。第二气囊构件逐渐被放气以降低施加到组织上的压力的量。当施加压力降低到或低于堵塞压力时,第一压力传感器感测由血液穿过抓握的组织的脉动流产生的振荡,并且第二传感器测量第二可充气构件内的气压。可以使用第一气囊构件中的气压中的测得的振荡和第二气囊构件中的测得的压力来计算血压。

[0032] 在授予Ramsey, III的美国专利号4,349,034和4,360,029两者中公开了测量血压的示波法的基础,所述专利的全部内容通过引用结合在本文中。如由Ramsey, III所公开的,测量血压的示波法包含:在病人的身体的肢端运用可充气袖带;以及将袖带充气到超过病人的收缩压的压力,从而使得没有血液流过组织的动脉(即,动脉被堵塞)。当与袖带的内部通信的压力传感器跟踪袖带内的压力时,袖带内的压力递减。在袖带被放气到低于收缩压时,血压开始流过产生动脉管壁中的被传递至袖带从而引起袖带内的略微压力变化的变化或脉冲的动脉。袖带内的这些压力变化通过压力传感器来检测。压力传感器产生电信号,所述电信号表示整个测量过程的袖带内的压力以及袖带内的在各个离散压力下感测到的脉动变化。这些脉动变化被称为“振荡复合体”或“振荡”。

[0033] 可以基于由压力传感器测得的振荡复合体来评估局部血压。例如,可以针对每个示波复合体确定峰值脉冲振幅(“PPA”)。PPA随着袖带压力的降低而增加直到到达峰值振幅。一旦到达峰值振幅,PPA就随着袖带压力的进一步降低而减小。振荡具有最大值的袖带压力表示病人的平均动脉压(“MAP”)。可以根据MAP的预定区段或通过使用对振动复合体的直接处理的更复杂的评估技术来得出收缩压和舒张压。

[0034] 图1至图3A展示了用于使用示波法来测量抓握在外科手术器械10的钳口构件对22a、22b之间的组织的局部血压的外科手术器械10。在实施例中,外科手术器械10可以被配置成使用其它方法(如例如,听诊法)来测量血压。外科手术器械10可以包含用于显示由外科手术器械10确定血压的视觉显示单元12。

[0035] 外科手术器械10总体上包含手柄部分14、细长轴16以及末端执行器20。外科手术器械10的手柄部分14可以是电动操作或手动操作的。手柄部分12的开关或按钮18的致动被配置成实现末端执行器20的钳口构件22a、22b的闭合以将组织抓握在钳口构件22a、22b之间。手柄部分14可以包含用于将开关18的致动转换成钳口构件22a、22b的闭合的处理器。

[0036] 末端执行器20可拆卸地联接到细长轴16的远端部分或(在一些实施例中)可以固定地联接到细长轴16的远端部分。末端执行器40包含在间隔位置与接近位置之间可移动的一对相对的钳口构件22a、22b。末端执行器20的第一钳口构件22a包含固定地联接到细长轴16的远端部分的钳口本体24a,并且末端执行器20的第二钳口构件22b包含可枢转地联接到细长轴16的远端部分的钳口本体34b。在实施例中,钳口本体24a、24b中的一者或两者可以可移动地联接到细长轴16的远端部分。

[0037] 第一钳口构件22a包含容纳在其钳口构件24a内的血压感测组件30。在实施例中,血压组件30可以容纳在第二钳口构件22b而非第一钳口构件22a的钳口本体24b内。血压组件30与布置在视觉显示单元12内的处理器“P”通信。在一些实施例中,处理器“P”可以可替代地布置在外科手术器械10的手柄部分14内。处理器“P”可以可操作地连接至存储器,所述存储器可以包含暂态型存储器(例如,RAM)和/或非暂态型存储器(例如,闪存介质,磁盘介质等)。处理器“P”可以包含用于运行血压测量顺序的软件。本领域的技术人员将会认识到,处理器“P”可以由被适配成执行本文中所描述的计算和/或指令集的任何逻辑处理器(例如,控制电路)来替代,所述任何逻辑处理器包括但不限于现场可编程门阵列、数字信号处理器及其组合。

[0038] 参考图2、图3和图3A,血压感测组件30总体上包含活塞或阻块36、两个可充气构件50a、50b和两个传感器60a、60b。第一钳口构件22a包含固定地布置在钳口本体24a中限定的腔26内的活塞壳体或活塞套筒32。活塞壳体32限定了将活塞36布置在其中的细长通道34。活塞36可在壳体32的细长通道34内移动。活塞壳体32可包含伸入到其细长通道34中的销38。销38延伸到部分地限定穿过活塞36的远端的狭槽40中以防活塞36从活塞壳体32移走。具体地说,随着活塞36在由图3中的箭头“A”指示的方向上移动或滑动远离钳口本体24a,壳体32的销38骑置在活塞36的狭槽40中,直到销38接触到活塞36的狭槽40的端壁,从而防止活塞36的任何进一步行进。

[0039] 活塞36具有基本上矩形的配置,但在一些实施例中,活塞36可以假设任何适合的形状,如例如,正方形、三角形、长方形、圆形等等。活塞36限定了在活塞36处于缩回位置时与壳体32的面向组织的表面33共平面的平面组织接触表面42a,如图2所示。在活塞36从壳

体32突出时,活塞36的组织接触表面42a从壳体32的面向组织的表面33向上布置或布置在其上方。活塞36的组织接触表面42a在其中限定了尺寸被设置成接纳血压感测组件30的第一可充气构件50a的孔44。

[0040] 第一可充气构件50a固定地布置在活塞36的孔44内,从而使得第一可充气构件50a在活塞36相对于钳口本体24a在缩回状态与展开状态之间滑动时与活塞36一起移动。第一可充气构件50a具有圆盘或茶托状主体52以及从主体52的相反端延伸的近端管54a和远端管54b。在实施例中,第一可充气构件50a的主体52可以假设各种形状,如例如,圆柱形、矩形等等。第一可充气构件50a的主体52具有与活塞36的组织接触表面42a基本上齐平的顶表面或外表面56。在一些实施例中,第一可充气构件50a的主体52的顶表面56可以从活塞36的组织接触表面42a向外突出。

[0041] 第一可充气构件50a可由如以下各项等生物相容材料制造而成:天然或合成的弹性体、天然或合成的橡胶和硅酮材料、和/或顺性聚氨酯。第一可充气构件50a的主体52限定中空的内室或空隙58,中空的内室或空隙58接纳将第一可充气构件50a的主体52从收拢配置改变或移动到膨胀配置的充气介质。近端管54a可从近端延伸穿过细长轴16(图1)以便联接到被布置在视觉显示单元12中用于调整第一可充气构件50a中的充气介质数量以及进而第一可充气构件50a中的血压的隆起(未示出)。在其它实施例中,第一可充气构件50a可以不连接到隆起,从而使得第一可充气构件50a在其中具有固定数量的充气介质。

[0042] 第一可充气构件50a进一步包含布置在近端管54a中用于感测第一可充气构件50a内的气压波动(例如,振荡)的压力传感器60a。在实施例中,压力传感器60a可布置在第一可充气构件50a内的任何适合的位置,如主体52。压力传感器60a可以是检测由血液脉动流通过动脉(例如,振荡)生成的脉波引起的在第一可充气构件50a内的压力变化的压电换能器、压阻应变计、电磁光学传感器或任何其它适合的压力传感器。

[0043] 在实施例中,除了压力传感器60a被配置成感测振荡之外,压力传感器60a还可被配置成测量第一可充气构件50a内的压力(例如,气压)。在其它实施例中,第一压力传感器60a可以是配置成测量穿过由钳口构件22a、22b抓握的组织的局部灌注(例如,血流量)的灌注传感器,例如,多普勒流量传感器。压力传感器60a可基于已知技术(如激光多普勒血流仪(“LDF”))来测量抓握的组织的灌注,从而测量光散射和/或测量对来自一个或多个LED或其它光源的光的吸收。对于LDF技术的详细说明,可参考美国专利号4,109,647和4,862,894,所述美国专利各自的全部内容通过引用结合在本文中。

[0044] 在另外其它实施例中,代替第一可充气构件50a具有压力传感器,第一可充气构件50a可包含用于接收由流过组织的血液生成的听觉信号的听诊器头、超声拾音器或麦克风。设想的是,这些传感器中的任何传感器可布置在第一可充气构件50a内、在第一可充气构件50a上、在活塞36的组织接触表面42a上、或在末端执行器20的任何其它适合的位置处。

[0045] 第一压力传感器60a经由导线或无线连接与视觉显示单元12的处理器“P”通信,处理器“P”接收第一压力传感器60a收集的压力波动数据。第一压力传感器60a一测得抓握的组织的压力振荡,第一压力传感器60a就将数据传输到处理器“P”。在一些实施例中,第一压力传感器60a还可经由导线或无线连接与计算装置或处理器(未示出)(如示波器)通信,所述计算装置或处理器处理第一压力传感器60a收集的信息。计算装置(例如,示波器)还可经由导线或无线连接与视觉显示单元12通信以便将与血压有关的经处理的信息发送到显示

屏,使得显示屏可以显示血压。

[0046] 继续参考图2、图3和图3A,血压感测组件30的第二可充气构件50b具有主体64和从主体64的近端延伸的管66。第二可充气构件50b的主体64限定中空的内室或空隙68,中空的内室或空隙68接纳将第二可充气构件50b的主体64从收拢配置改变或移动到膨胀配置的充气介质(例如,空气),在所述收拢配置中,主体64是基本上平坦且矩形的,在所述膨胀配置中,主体64比在收拢配置中大并且假设球状配置。在一些实施例中,第二可充气构件50b的主体64可被配置成在处于膨胀配置时假设任何适合的形状,如例如,矩形、圆顶形、椭圆形、长方形、管形、正方形、三角形、圆柱形、杆形等等。第二可充气构件50b的管或软管66与主体64的中空内室68流体连通并且可从主体64的近端延伸通过细长轴16且离开外科手术器械10。管66可具有联接到充气介质源的用于将液体和/或气体递送到第二可充气构件50b的中空内室68中的端部70(图1),如例如,隆起(未明确示出)。

[0047] 第二可充气构件50b的主体64被捕获在钳口本体24a的腔26内并且可在其远端处固定到钳口本体24a的远端。第二可充气构件50b的主体64布置在活塞36的下方或下面并且与活塞36的底表面42b抵靠接合。这样,第二可充气构件50b的膨胀引发活塞36和附接的第一可充气构件50a在由图3中的箭头“A”指示的方向上远离钳口本体24a且朝向夹紧的组织移动或滑动。在实施例中,第一可充气构件50a可延伸到活塞36的底表面42b下方以接触第二可充气构件50b的顶表面62。

[0048] 第二可充气构件50b的顶表面62可固定到活塞36的底表面42b,从而使得第二可充气构件50b的收缩使活塞36和第一可充气构件50a在由图3中的箭头“B”指示的方向上朝向钳口本体24a缩回。第二可充气构件50b的顶表面62可经由粘合剂、钩环紧固件、缝合线等等附接到活塞36的底表面42b和/或第一可充气构件50a。在其它实施例中,代替第一可充气构件50a和第二可充气构件50b附接到彼此以促进第一可充气构件50a缩回,可以提供偏置构件(未示出),所述偏置构件在钳口本体24a内使活塞36/第一可充气构件50a朝向缩回位置弹性地偏置,从而使得即使在缺乏由第二可充气构件50b向活塞36/第一可充气构件50a施加的向外的压力的情况下,活塞36/第一可充气构件50a仍朝向缩回状态偏置。

[0049] 第二可充气构件50b进一步包含布置在其近端管66内的第二压力传感器60b(例如,压阻式压力传感器、电容式压力传感器、MEMS装置等)。在实施例中,第二压力传感器60b反而可以布置在第二可充气构件50b的主体64内。第二压力传感器60b被配置成测量第二可充气构件50b内的压力(例如,气压)。

[0050] 由于第二可充气构件50b内的压力负责迫使活塞36和第一可充气构件50a与组织接合,因此第二可充气构件50b内的压力与被抓握在钳口构件22a、22b之间的组织内的动脉上所经历的压力基本上类似和/或直接相关。因此,通过获知第二可充气构件50b内的压力、经由第二压力传感器60b,由活塞36/第一可充气构件50a向抓握的组织施加的压力将会是已知的。在第二压力传感器60b测得向抓握的组织施加的夹紧压力之后,第二压力传感器60b将测量数据传输到处理器“P”,所述测量数据连同由第一压力传感器60a确定的压力波动数据一起来计算血压并且将测量结果显示在视觉显示单元12的显示屏上,如将在下文进一步详细描述。

[0051] 在操作中,外科手术器械10可用于其中组织待钉合的外科手术(例如,吻合外科手术)以便在引发钉合之前收集关于本主题组织的各种数据。在一些吻合外科手术中,不健康

的或病变肠组织被切除并且肠的剩余健康区段被钉合在一起以重建连续的肠。在将不同肠区段的端部彼此钉合之前,应对不同肠区段的端部的活力进行评估以预测术后吻合口瘘或其它不良后果的可能性。已发现,肠区段的局部血压是组织活力的指示符。因此,临床医生可利用本公开的血压测量外科手术器械10来帮助进行此活力评估。

[0052] 在使用外科手术器械10时,外科手术器械10的末端执行器20被定位成通过进入口(未示出)以便以微创的方式进入外科手术部位。在血压感测组件30的第二可充气构件50b处于收拢状态或基本上未充气状态的情况下,组织被布置在第一钳口构件22a的活塞36的组织接触表面42a与第二钳口构件22b的组织接触表面之间。

[0053] 在组织被布置在钳口22a、22b之间的情况下,视觉显示单元12的隆起经由管66将充气介质(例如,空气)传送到第二可充气构件50b的中空内室68中使第二可充气构件50b膨胀,如图3A所示。随着第二可充气构件50b膨胀,第二可充气构件50b向活塞36施加向上取向的力以便使活塞36在由箭头“A”指示的方向上相对于第一钳口构件22a的钳口本体24a升高。由于第一可充气构件50a被捕获在活塞36内,因此第一可充气构件50a相对于且远离钳口本体24a与活塞36一起上升以便向抓握的组织施加压力。

[0054] 第二可充气构件50b的连续膨胀增大了活塞36/第一可充气构件50a从钳口本体24a伸出的距离并且进而增大了对组织的夹紧压力。处理器“P”可被预先编程成使第二可充气构件膨胀到已知用于堵塞动脉的阈值压力(例如,超出任何患者的收缩压的压力)。

[0055] 在达到阈值压力时,充气介质(例如,空气)在增量步骤中逐渐从第二可充气构件50b移除以使第二可充气构件50b收缩。随着第二可充气构件50b收缩,活塞36和相关的第一可充气构件50a在由箭头“B”指示的方向上朝向第一钳口构件22a的钳口本体24a缩回以便降低对组织的夹紧压力。外科手术器械10可被预先编程成经由第二可充气构件50b的放气以预定速率降低夹紧压力。

[0056] 随着施加到抓握的组织压力逐渐降低,第一压力传感器50a不断地监测由流过抓握的组织中的动脉的血液生成的任何压力波动(例如,振荡)。在夹紧压力降到患者的收缩压以下之前,第一压力传感器60a不应检测到任何振荡,因为在此夹紧压力下并无血液流过动脉。然而,由于血液以脉冲撞击堵塞的动脉,所以动脉可发出轻微的冲击脉冲。这些轻微的冲击脉冲在力上低得使得其诱发的振动被可移动活塞36吸收,从而使其对第一压力传感器60a的影响衰减。以此方式,这些衰减的冲击脉冲太小以致于第一压力传感器60a无法检测到,否则的话,这些衰减的冲击脉冲可能会被处理器“P”混淆成来自流动的血液的振荡而非来自堵塞的动脉的冲击脉冲。

[0057] 由末端执行器20向组织施加的压力降到患者的收缩压以下时,血液开始流过夹紧的组织并且将会产生上述振荡。第一可充气构件50a中的第一压力传感器60a检测并测量这些振荡并且将测量数据转移到处理器“P”。虽然夹紧压力逐渐降低,但是第二可充气构件50b中的第二压力传感器60b不断监测第二可充气构件50b内的压力并且将此压力测量数据发送到处理器“P”。

[0058] 经由第二可充气构件50b,夹紧压力的降低继续,直到第二可充气构件50b内的压力降到与任何患者的舒张压相对应的阈值压力以下。在实施例,代替通过对第二可充气构件50b放气来逐渐减小对组织的夹紧压力,钳口构件22a、22b可逐渐枢转远离彼此。处理器“P”利用任何适合的算法用第一压力传感器60a和第二压力传感器60b收集的数据来计算

抓握的组织中的局部血压。在实施例中,处理器“P”可被配置成根据第一压力传感器60a和第二压力传感器60b使用美国专利号4,360,029中所描述的过程进行的测量来计算血压,所述美国专利的全部内容通过引用结合在本文中。外科手术器械10—计算出血压,视觉显示单元12就将计算出的血压显示在显示屏上以供临床医生查看。

[0059] 使用上文指出的技术确定的血压可用于通过例如将测得的局部血压与和健康的或有活力的组织相关联的已知局部血压进行比较来评估抓握的组织活力。另外或可替代地,测得的局部血压可结合其它测量结果(例如,全身血压读数)使用以帮助确定组织的活力。可使用施加到患者的任何适合的身体部位(例如,患者的手臂)的任何适合的装置(例如,血压袖带)来量取全身血压。通过采取外科手术器械10测得的局部血压与使用血压袖带量取的全身血压之比来计算指数。指数可由计算视觉显示单元12中的计算装置来计算并作为数字显示在显示屏上。

[0060] 算出的指数可预测吻合口瘘是否可能发生和/或吻合口瘘的等级。这样,临床医生可使用指数来判定推测的健康肠区段的两端是否健康得足以钉合起来或者是否需要切除更多组织。例如,算出的指数可以与和健康组织相关联的已知指数进行比较。

[0061] 在一些实施例中,外科手术器械10可以不包含显示器12,并且反而,外科手术器械10可被配置成连接到另一种类型的显示器(例如,平板计算机、手机、计算机监视器、膝上型计算机或任何适合的显示装置)或与其通信。外科手术器械10可经由USB线、Wi-Fi等等连接到上述显示装置中的任何显示装置。在其它实施例中,视觉显示单元12可被集成到外科手术器械10的手柄部分14中而非属于辅助部件。

[0062] 在一些实施例中,第二可充气构件50b可用带电致动器(例如,推动器、雪橇、螺钉等)替换,所述带电致动器可操作地联接到活塞36以使活塞36和第一可充气构件50a相对于钳口本体24a选择性地升高。机动化致动器可与感测由机动化致动器施加到活塞36的压力量的压力传感器相关联。压力传感器可布置在第一钳口构件22a和第二钳口构件22b的组织接触表面中的一个或两个组织接触表面上。在此替代性实施例中,还设想的是,第一可充气构件50a可包含第一压力传感器60a和第二压力传感器60b中的每个压力传感器。

[0063] 外科手术器械10或其部件可被配置成结合到机器人外科手术系统(未示出)中。机器人外科手术系统在本地供电或被远程供电,并且具有本地化在控制台中或分布在机器人外科手术系统内或机器人外科手术系统各处的电子控制系统。机器人外科手术系统允许临床医生远程操纵外科手术器械10以便更精确地控制外科手术器械10的移动。外科手术器械10可被配置成将末端执行器20的第一压力传感器60a和第二压力传感器60b收集的测量结果发送到机器人外科手术系统的界面,测量结果可显示在所述界面上以供临床医生读取。

[0064] 参考图4,提供了末端执行器120的另一实施例。末端执行器120与参考图1至图3A所描述的末端执行器20类似并且因此将仅与阐明任何差异所必需的细节一起进行描述。末端执行器120包含相对的钳口构件对122a、122b以及布置在钳口构件对122a、122b的第一钳口构件122a中的血压感测组件130。

[0065] 类似于上述压力感测组件30,目前描述的实施例的压力感测组件130包含可移动地布置在壳体132中的活塞136以及第一可充气构件150a和第二可充气构件150b。然而,代替第一可充气构件150a和第二可充气构件150b各自具有离散的压力传感器,提供了延伸通过第一可充气构件150a和第二可充气构件150b中的每个可充气构件的双功能压力传感器

160。

[0066] 具体地说,双功能压力传感器160包含布置在第一可充气构件150a内的第一部分160a以及在第二可充气构件150b内延伸的第二部分160b。压力传感器组件160的第一部分160a被配置为第一压力传感器(例如,压电换能器、压阻应变计、电磁光学传感器等),所述第一压力传感器检测由血液脉动流过动脉(例如,振荡)生成的脉波引起的在第一可充气构件150a内的压力变化。压力传感器组件160的第二部分160b被配置为第二压力传感器(例如,压阻式压力传感器、电容式压力传感器、MEMS装置等),所述第二压力传感器测量第二可充气构件150b内的压力(例如,气压)。末端执行器120可使用由传感器160进行的测量以与上文中关于末端执行器20所描述的方式类似的方式来确定抓握组织的血压。

[0067] 虽然本文中已描述了本公开的说明性实施例,但是应当理解的是,本公开不受那些具体实施例的限制,并且本领域的技术人员可在不偏离本公开的范围或精神的情况下在其中实现各种其它变化和修改。例如,虽然关于抓握器进行了描述,但设想的是,根据本公开的血压感测组件可结合到其它外科手术器械(如例如,外科手术钉合器)中。所有此种变化和修改均旨在被包含在本公开的范围之内。

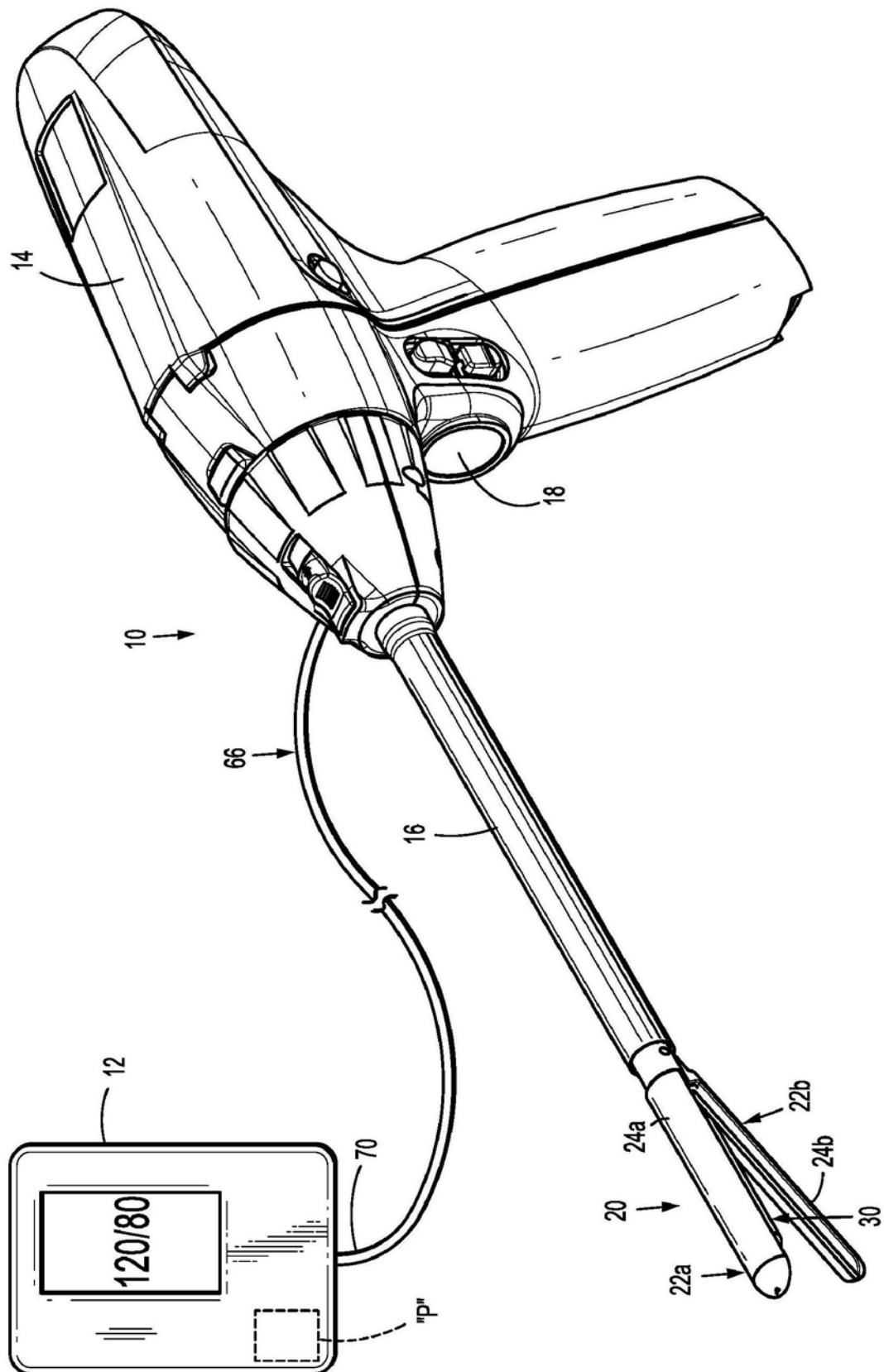


图1

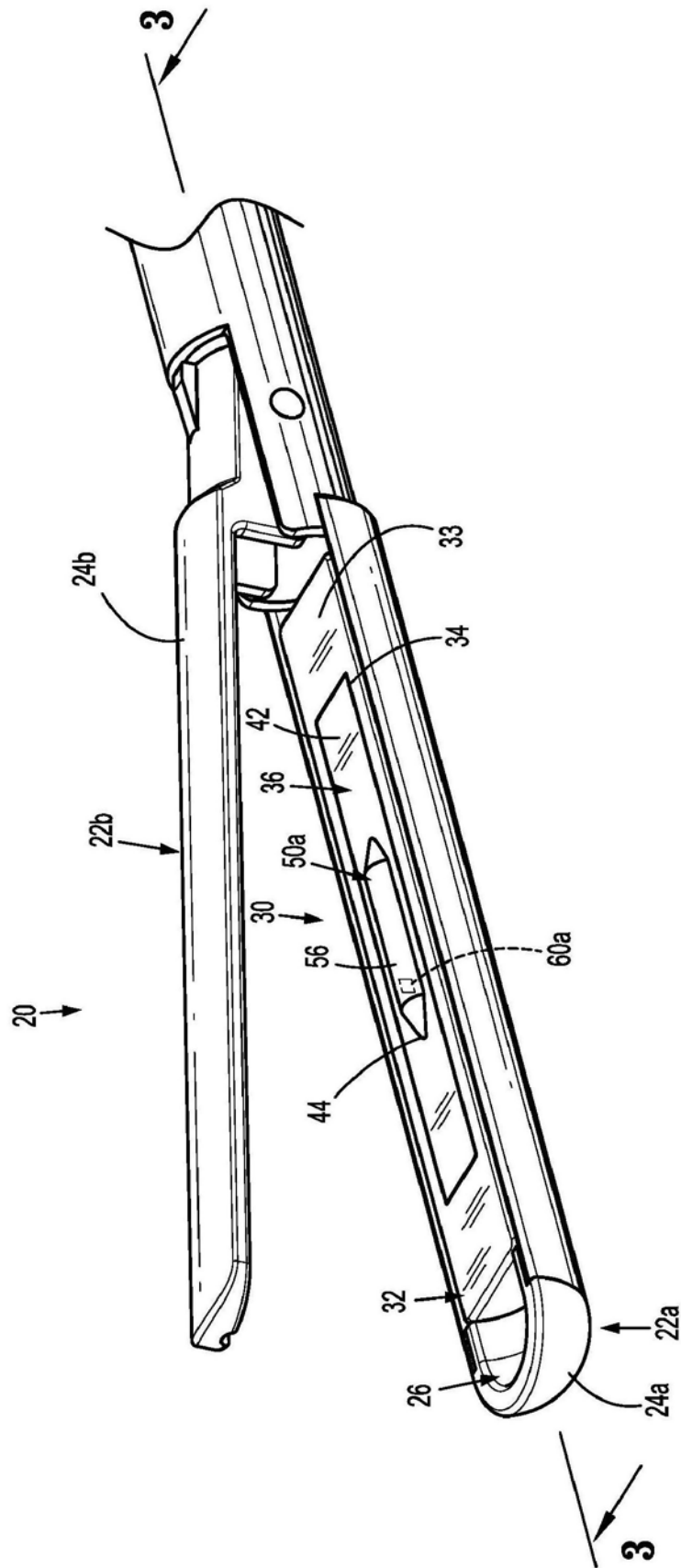


图2

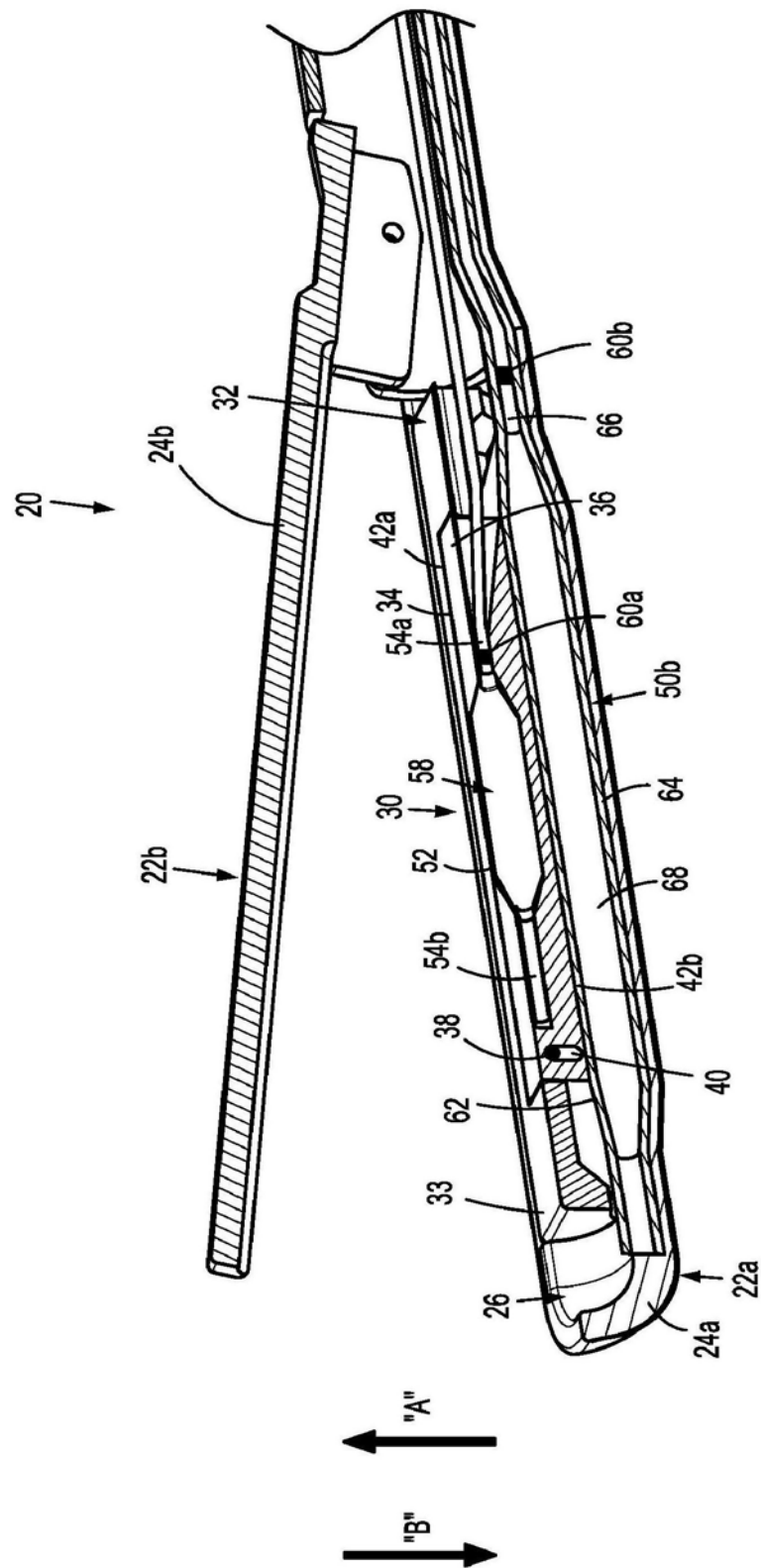


图3

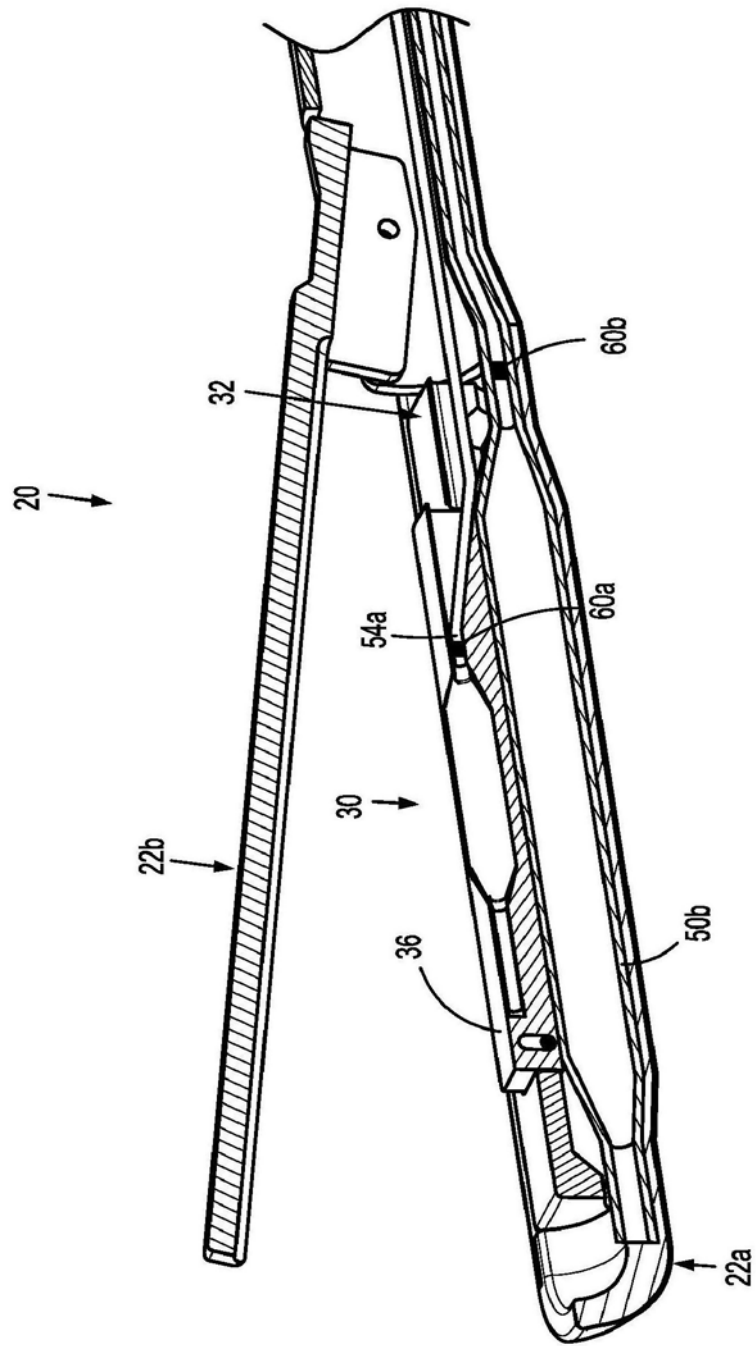


图3A

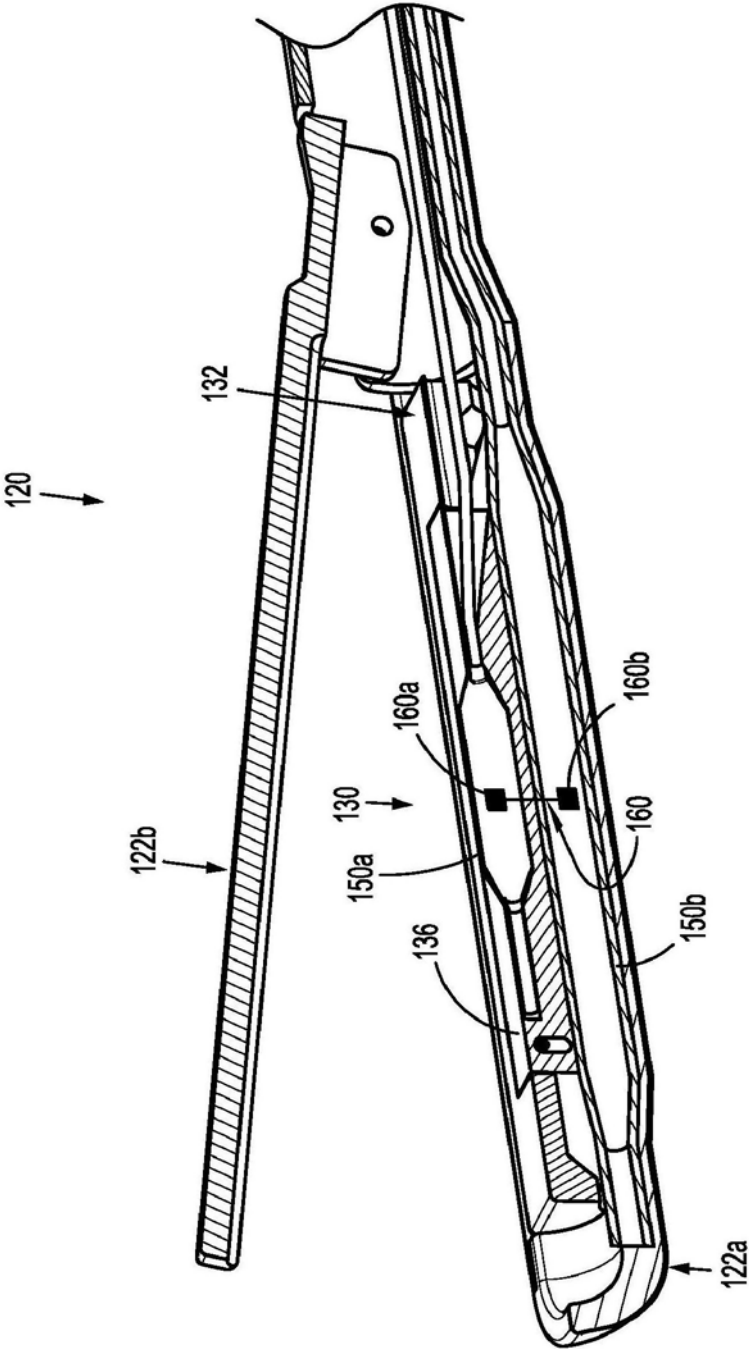


图4

专利名称(译)	血压测量外科手术器械		
公开(公告)号	CN108852442A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201810431850.5	申请日	2018-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
[标]发明人	贾斯汀·威廉斯 帕特里克·莫泽尔兹 马修·埃施巴赫		
发明人	贾斯汀·威廉斯 帕特里克·莫泽尔兹 马修·埃施巴赫		
IPC分类号	A61B17/072 A61B90/00 A61B5/0225		
代理人(译)	黄威		
优先权	62/505168 2017-05-12 US 15/954538 2018-04-16 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于确定血压的末端执行器包含钳口构件，所述钳口构件包含：钳口本体；活塞，所述活塞联接到所述钳口本体并且被配置成相对于所述钳口本体移动；可充气构件，所述可充气构件联接到所述活塞；以及压力传感器，所述压力传感器与所述可充气构件相关联。所述活塞被配置成向由所述末端执行器握持的组织施加压力。所述压力传感器被配置成检测由流过抓握的组织的血液引起的压力波动。

