

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101011246 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200710004424. 5

22-25 段, 附图 1-2.

(22) 申请日 2007. 01. 22

JP 特开 2004-344292 A, 2004. 12. 09, 说明书第 7-19 段, 附图 1-2.

(30) 优先权数据

60/760, 497 2006. 01. 20 US

审查员 彭燕

11/395, 757 2006. 03. 31 US

(73) 专利权人 生命扫描有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 R·乌肖尔德

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 原绍辉

(51) Int. Cl.

A61B 5/151 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1339325 A, 2002. 03. 13, 全文.

权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 10 页

US 6346114 B1, 2002. 02. 12, 全文.

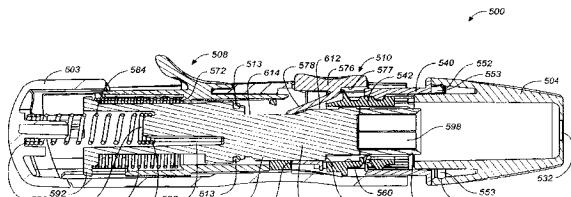
US 2005/0222599 A1, 2005. 10. 06, 说明书第

(54) 发明名称

带有阻尼器的刺血设备

(57) 摘要

刺血设备包括壳体, 构造为保持刺血针的可移动刺血针保持器, 发射机构, 带有深度停止表面的深度停止件, 和用于在刺血期间阻尼声音和振动的至少一个的阻尼器。可移动刺血针保持器包括刺血针保持器深度停止界面表面。另外, 可移动刺血针保持器和发射机构操作地连接以用刺血针刺血目标部位, 和阻尼器布置在刺血针保持器深度停止界面表面和深度停止表面之间。在对目标部位刺血期间的可移动刺血针保持器的向前移动通过在刺血针保持器深度停止界面表面、阻尼器和深度停止界面表面之间接合而停止。



1. 一种刺血设备,其包括 :

壳体;

布置为至少部分地在壳体内的可移动刺血针保持器,且可移动刺血针保持器构造为保持刺血针,该可移动刺血针保持器包括刺血针保持器第一深度停止界面表面;

发射机构;

至少部分地布置在壳体内的深度停止件,该深度停止件包括深度停止界面表面;和

用于在刺血期间阻尼声音和振动的至少一个的阻尼器,该阻尼器布置在刺血针保持器第一深度停止界面表面上,并在刺血针保持器第一深度停止界面表面和深度停止界面表面之间,

其中可移动刺血针保持器和发射机构操作地连接,以用刺血针刺血目标部位;和

其中在对目标部位刺血期间的可移动刺血针保持器的移动通过在刺血针保持器第一深度停止界面和深度停止界面表面之间经由阻尼器的接合而停止。

2. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器由弹性体材料形成。

3. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器是弹性体 O 型圈。

4. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器由粘弹性聚合物形成。

5. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器具有范围在 60 到 80 的 A 级肖氏硬度。

6. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器在可移动刺血针保持器停止移动前减速该可移动刺血针保持器的速度。

7. 根据权利要求 6 所述的刺血设备,其中阻尼器减速持续时间大约为 300 微秒。

8. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,还包括刺血针保持器第二深度停止界面,和

其中,可移动刺血针保持器的移动通过阻尼器、刺血针保持器第一深度停止界面表面和深度停止界面表面的接合而减速,和

其中,可移动刺血针保持器的移动通过刺血针保持器第一深度停止界面表面和深度停止界面表面的经由阻尼器的接合结合刺血针保持器第二深度停止界面表面和深度停止界面表面的直接接触而停止。

9. 根据权利要求 8 所述的刺血设备,其中阻尼器减速持续时间大约为 300 微秒。

10. 根据权利要求 1 所述的刺血设备,其中阻尼器保持在可移动刺血针保持器上。

带有阻尼器的刺血设备

[0001] 交叉参考

[0002] 本申请要求了 2006 年 1 月 20 日提交的美国临时申请 No. 60/760,497 的优先权，在此通过对其整体的参考将其合并在内。

技术领域

[0003] 本发明一般地涉及医疗设备，且更特定地涉及刺血设备及其相关方法。

背景技术

[0004] 常规的刺血设备一般地具有刚性壳体、多种操作机构和刺血针，刺血针可被装备和发射以短暂地从刺血设备的一端突出。例如，常规的刺血设备可以包括安装在刚性壳体内的刺血针，使得刺血针可相对于刚性壳体沿其纵向轴线移动。典型地，刺血针被弹簧加载且当释放弹簧时由弹簧发射，以穿透（即“刺血”）目标部位（例如真皮组织目标部位）。体液样本（例如全血样本）可然后从已穿透的目标部位压出用于收集和分析。常规的刺血设备例如在如下专利中描述：授予 Morita 的美国专利 No. 5,730,753、授予 Taylor 等人的美国专利 No. 6,045,567、授予 Douglas 等人的美国专利 No. 6,071,250、授予 Schraga 的美国专利 No. 6,156,051、授予 LeVaughn 等人的美国专利 No. 6,197,040 和授予 Purcell 等人的美国专利 No. 6,607,543，以上各专利的每个在此通过参考完全地合并。

[0005] 常规的刺血设备典型地要求使用者装备刺血设备，推动刺血设备靠着目标部位且然后压按键或其他开关以手动地促动刺血设备，使得在设备内的刺血针向目标部位发射（也称为“激发”）。刺血针然后穿透（即刺血）目标部位，因此造成了用于压出体液样本的开口。

附图说明

[0006] 通过参考如下阐明了图示的利用了本发明的原理的实施例的详细描述且通过参考附图，可获得对本发明的特征和优点的更好的理解，各图为：

[0007] 图 1 是刺血针保持器和深度停止件构造的简化的示意性截面视图；

[0008] 图 2A 是刺血针保持器、阻尼器和深度停止件（在它们之间接合之前）构造的简化的示意性截面视图，如可以使用在根据本发明的多种典型实施例的刺血设备中；

[0009] 图 2B 是图 2A 的刺血针保持器、阻尼器和深度停止件（在它们之间接合期间）构造的另一个简化的示意性截面视图；

[0010] 图 3A 是另一个刺血针保持器、阻尼器和深度停止件（在它们之间接合之前）构造的简化的示意性截面视图，如可以使用在根据本发明的多种其他典型实施例的刺血设备中；

[0011] 图 3B 是图 3A 的刺血针保持器、阻尼器和深度停止件（在它们之间接合期间）构造的另一个简化的示意性截面视图；

[0012] 图 4 是对于图 1、图 2A 至图 2B 和图 3A 至图 3B 的构造，刺血针速度作为刺血针位

置的函数的简化的曲线图；

[0013] 图 5 是根据本发明的典型实施例的紧凑的刺血设备的简化透视图；

[0014] 图 6 是图 5 的紧凑刺血设备的简化的分解透视图；

[0015] 图 7 是图 5 的紧凑刺血设备的简化的截面视图；

[0016] 图 8 是图 5 的紧凑刺血设备在使用期间和在刺血设备的阻尼器接合（接触）刺血设备的深度停止件前的简化的截面视图；

[0017] 图 9 是在阻尼器接合深度停止件（与深度停止件接触）后图 5 的紧凑刺血设备的另一个简化的截面视图；

[0018] 图 10 是图 8 的部分的简化的截面视图；

[0019] 图 11 是图 9 的部分的简化的截面视图；和

[0020] 图 12 是图示了用于根据本发明的典型实施例的阻尼刺血的方法中的步骤次序的流程图。

具体实施方式

[0021] 根据本发明多种实施例的刺血设备包括壳体、构造为保持刺血针的可移动刺血针保持器、发射机构、带有深度停止界面表面的深度停止件和用于在刺血期间阻尼声音和振动的至少一个的阻尼器。可移动刺血针保持器包括刺血针保持器第一深度停止界面表面。可移动刺血针保持器、深度停止件和阻尼器每个可以例如至少部分地布置在壳体内。另外，可移动刺血针保持器和发射机构操作地连接，以用刺血针刺血目标部位（例如真皮组织目标部位），且阻尼器布置在刺血针保持器第一深度停止界面表面和深度停止界面表面之间。此外，在对目标部位刺血期间的可移动刺血针保持器的向前移动通过在刺血针保持器第一深度停止界面表面、阻尼器和深度停止界面表面之间接合而停止。

[0022] 图 1 是刺血针保持器和深度停止件的构造 100 的简化的示意性截面视图，如可想像地使用在常规的刺血设备中。构造 100 包括可移动刺血针保持器 102 和深度停止件 104。可移动刺血针保持器 102 构造为保持刺血针 L，刺血针 L 包括针 N。此外，可移动刺血针保持器 102 包括刺血针保持器深度停止界面表面 106，且深度停止件 104 包括深度停止界面表面 108。可移动刺血针保持器 102 可以由例如热塑性弹性体形成，例如乙缩醛、尼龙和聚碳酸酯 - 聚酯共混物。深度停止件 104 可以例如由热塑性材料形成，例如乙缩醛和聚碳酸酯。

[0023] 在图 1 的构造中，当刺血针保持器深度停止界面表面 106 与深度停止界面表面 108 接触（即接合）时，可移动刺血针保持器 102 在箭头 A 方向的移动被突然地停止。这样的突然停止能对使用者产生令人不安且导致痛感的振动和 / 或噪声。

[0024] 图 2A 是刺血针保持器、阻尼器和深度停止件在它们之间接合之前的构造 200 的简化的示意性截面视图，如可以使用在根据本发明的多种实施例的刺血设备中。图 2B 是刺血针保持器、阻尼器和深度停止件在它们之间接合期间的构造 200 的简化的示意性截面视图。

[0025] 构造 200 包括可移动刺血针保持器 202、阻尼器 203 和深度停止件 204。可移动刺血针保持器 202 构造为保持刺血针 L，刺血针 L 包括针 N。此外，可移动刺血针保持器 202 包括刺血针保持器深度停止界面表面 206，且深度停止件 204 包括深度停止界面表面 208。

[0026] 阻尼器 203 可以由任何合适的声音和 / 或振动阻尼材料形成，例如包括：弹性体材

料、丁二烯和丙烯腈的共聚物、硅酮橡胶、粘弹性聚合物（例如热固性聚醚基聚氨酯）或它们的组合。阻尼器 203 可以例如成形为 O 形圈。合适的材料包括但不限于带有硬度在 60 到 80 的 A 级肖氏硬度范围内的材料。

[0027] 在图 2A 和图 2B 的构造中，通过刺血针保持器深度停止界面表面 206、阻尼器 203 和深度停止界面表面 208 之间的接合，可移动刺血针保持器 202 在箭头 A' 方向的移动首先减缓（例如减速），且然后停止（见图 2B）。在这样的接合期间，可移动刺血针保持器 202 通过在刺血针保持器深度停止界面表面 206 和深度停止界面表面 208 之间压缩阻尼器 203 而减速（比较图 2A 和图 2B）。可移动刺血针保持器以上面刚描述的方式减速和随后的停止用于与图 1 的构造相比降低振动和噪声。这样的振动和 / 或噪声的降低也可以用于减少使用者在刺血期间的痛感。

[0028] 图 3A 是另一个刺血针保持器、阻尼器和深度停止件在它们之间接合之前的构造 300 的简化的示意性截面视图，如可以使用在根据本发明的多种其他实施例的刺血针设备中。图 3B 是刺血针保持器、阻尼器和深度停止件在它们之间接合期间的构造 300 的简化的示意性截面视图。

[0029] 构造 300 包括可移动刺血针保持器 302、阻尼器 303 和深度停止件 304。可移动刺血针保持器 302 构造为保持刺血针 L，刺血针 L 包括针 N。此外，可移动刺血针保持器 302 包括刺血针保持器第一深度停止界面表面 306 和刺血针保持器第二深度停止界面表面 307。同样，深度停止件 304 包括深度停止界面表面 308。

[0030] 在图 3A 和图 3B 的构造中，可移动刺血针保持器 302 在箭头 A'' 方向的移动首先通过在刺血针保持器第一深度停止界面表面 306 和深度停止界面表面 308 之间压缩阻尼器 303 而减缓（即，减速）。可移动刺血针保持器 302 在箭头 A'' 方向的移动随后通过刺血针保持器第二深度停止界面表面 307 和深度停止界面表面 308 之间的接合而停止（见图 3B）。

[0031] 可移动刺血针保持器以上面刚处描述的方式减速和随后的停止用于与图 1 的构造相比降低振动和噪声。这样的振动和 / 或噪声的降低也可以用于减少使用者在刺血期间的痛感。

[0032] 在图 2A 和图 2B 的构造中，可移动刺血针保持器 202 在箭头 A' 的方向的移动最终通过压缩阻尼器 203 而停止。因此，如果阻尼器 203 的压缩特征例如因为老化或制造公差而变化，则可移动刺血针保持器 202 被停止的点也将变化。然而，在图 3A 和图 3B 的构造中，可移动刺血针保持器 302 在箭头 A'' 方向的移动通过在刺血针保持器第二深度停止界面表面 307 和深度停止界面表面 308 之间的直接接触而最终停止，因此消除了可移动刺血针保持器 302 被停止的点变化的潜在性。尽管构造 300 的此特征，构造 200 可能是优选的，因为唯一地通过阻尼器 203 的压缩的可移动刺血针保持器 202 的最终停止可能导致比通过刺血针保持器第二深度停止界面表面 307 和深度停止界面表面 308 之间的接触的可移动刺血针保持器 302 的最终停止更小的噪声。

[0033] 图 4 是对于图 1、图 2A 至图 2B 和图 3A 至图 3B 的构造，刺血针相对速度作为刺血针位置的函数的简化的曲线图。图 4 是在本质上是理想的图，且不必需地按比例且意图于用于描述和解释目的。线 L1 代表了在无阻尼器时（即图 1 中的构造 100）的刺血针速度。线 L2 代表了对于构造 200 的刺血针速度且线 L3 代表了对于构造 300 的刺血针速度。

[0034] 当刺血针保持器深度停止界面表面 106 与深度停止界面表面 108 直接接合时，构

造 100 引起刺血针速度基本上立即地下降到零（见图 4 的线 L1）。对于构造 200（线 L2），阻尼器 203 被压缩，导致可移动刺血针保持器减速直至可移动刺血针保持器的移动停止。对于构造 300（线 L3），阻尼器 303 与深度停止界面表面 308 的接触导致可移动刺血针保持器 302 减速直至刺血针保持器第二深度停止界面表面 307 与深度停止界面表面 308 接触（见图 3B），在此时刺血针速度迅速地接近零。如前文所陈述，可移动刺血针保持器在其停止前的减速用于有利地在刺血期间降低振动和 / 或噪声。构造 200 和 300 的典型的但非限制的减速持续时间大约为 300 微秒。

[0035] 图 5、图 6 和图 7 是根据本发明的典型实施例的紧凑刺血设备 500 的多种简化描绘。图 5 是紧凑刺血设备 500 的简化的透视图，图 6 是紧凑刺血设备 500 的简化的分解透视图且图 7 是紧凑刺血设备 500 的简化的截面视图。

[0036] 图 8 是在刺血设备的阻尼器接合（接触）刺血设备的深度停止件前的使用期间的紧凑刺血设备 500 的简化的截面视图。图 9 是图 1 的紧凑刺血设备在阻尼器与深度停止件已接合（接触）后的另一个简化的截面视图。图 10 是图 8 在双点划线箭头 B-B 内的部分的简化的截面视图。图 11 是图 9 在双点划线箭头 C-C 内的部分的简化的截面视图。

[0037] 参考图 5 至图 11，紧凑刺血设备 500 包括壳体 502、端盖 503、指状盖 504、深度调整机构 506（特别地见图 6）、装备机构 508、触发机构 510、发射机构 512 和阻尼器 513。

[0038] 如在以下详细描述，发射机构 512、装备机构 508 和触发机构 510 操作地连接，使得可以保持在紧凑刺血设备 500 内的刺血针（在图 5 至图 11 中未示出）刺血目标部位（例如使用者真皮组织目标部位）。在这点上，发射机构 512 构造为用于发射刺血针，使得刺血针的针刺血目标部位，而装备机构 508 构造为在激发刺血设备前（即在发射刺血针前）装备紧凑刺血设备 500，且触发机构 510 构造为促动紧凑刺血设备 500 的激发。此外，深度调整机构 506 构造为用于使用者选择（即预先确定）针进入目标部位的穿透深度。

[0039] 紧凑刺血设备 500 可以是任何合适的尺寸，但可以有利地定尺寸为适合在使用者的手掌内，且因此具有典型的但非限制的在 70mm 到 90mm 的范围内的长度，且具有典型的但非限制的在大约 10mm 到大约 20mm 范围内的宽度。这样的紧凑尺寸是有利的，因为它要求比常规尺寸的刺血设备更少的存储空间且更不惹人注意。

[0040] 壳体 502 一般地是圆柱形形状的，且包括近端 514、远端 516、第一表面 518、装备机构孔 520、触发机构孔 522、第二表面 526 和抓握特征部 528。第二表面 526 例如可以是平的，以防止紧凑刺血设备 500 在放置在表面上时滚动。

[0041] 壳体 502 可以例如由刚性材料形成，包括但不限于：聚碳酸酯、聚酯、聚苯乙烯、聚酰胺、聚缩醛、聚酰亚胺、聚酮、聚氨酯、聚对苯二甲酸丁二酯和它们的组合。壳体 502 也可以由半刚性的材料形成，包括例如：聚丙烯、高密度聚乙烯、聚氨酯、乙丙橡胶、聚甲基戊烯和它们的组合。如果希望，壳体 502 可以容易地由胶合的、超声焊接或卡扣配合在一起的两个延长件制造，以造成壳体 502。壳体 502 的近端 514 由端盖 503 闭合，端盖 503 也可以使用例如胶合、超声焊接或卡扣配合特征部接附。

[0042] 指状盖 504 可分离地连接到圈 540。指状盖 504 包括在其中带有开口 532（在刺血期间刺血针的针通过它）的真皮组织（即，皮肤）接合表面 530，带有凸起特征部 536 的圈接合端部 534 和凹痕 538。

[0043] 深度调整机构 506 包括圈 540 和导向构件 542。圈 540 包括带有圈缘 546 的圈第

一端 544、圈第二端 548、深度设定指示器（未示出）、凹陷 551 和内部螺旋螺纹 554。此外，导向构件 542 包括缝隙 556、外部螺旋螺纹 558、导向构件沟槽 560 和外部伸出物 562。

[0044] 深度调整机构 506 也包括深度停止件 644 上的深度停止界面表面（在以下描述的元件 624）。装备机构 508 包括手柄 564、内部沟槽（未示出）和内部凸起部分（也未示出）。触发机构 510 包括主体 574、触发按键 576、弹簧元件 578 和闩锁缘 580。

[0045] 发射机构 512 包括可移动刺血针保持器 582、发射弹簧 584（分别带有发射弹簧第一端 586 和第二端 588）和收回弹簧 590。

[0046] 可移动刺血针保持器 582 包括近端 592、远端 594、第一空心部分 596、第二空心部分 598、第一表面 600、第二表面 602、径向地和向外部地可扩大的部分 606、狭缝 608、保持特征部 610、凸轮表面 612、凹入部分 614、内表面 616 和延长突出物 618（带有突出端 620）。可移动刺血针保持器 582 也包括保持阻尼器 513 的突出物 621（特别地见图 8、图 9、图 10 和图 11）。

[0047] 已经介绍了紧凑刺血设备 500 的部件的大多数，现在将参考图 5 至图 11 描述这样的部件的相互作用和功能的细节。使用者通过壳体 502 的装备机构孔 520 可见到装备机构 508 的部分。装备机构 508 的手柄 564 通过壳体 502 的近端 514 附近且在壳体的第一表面 518 上的装备机构孔 520 伸出。使用者向近端滑动手柄 564 以装备紧凑刺血设备 500。

[0048] 使用者通过壳体 502 的第一表面 518 上的触发构件孔 522 可到达触发机构 510。触发构件孔 522 紧邻壳体的装备机构孔 520 且与之在相同的壳体表面（即壳体的第一表面 518）上，以使得使用者能以单手操作触发机构 510 和装备机构 508。

[0049] 使用者通过壳体 502 的第一表面 518 上的远端 516 附近的触发构件孔 522 可见到用于刺血的深度设定指示器（未示出）。另外，壳体 502 包括在壳体 502 的第二表面 526 上的抓握特征部 528。第二表面 526 和抓握特征部 528 处于与手柄 564 和触发按键 576 相对的关系，使得使用者能以单手容易地抓握且操作紧凑刺血设备 500。

[0050] 在紧凑刺血设备 500 的实施例中，抓握特征部 528 是壳体 502 的第二表面 526 内的凹痕。然而，一旦获悉本披露物，本领域技术人员将认识到抓握特征部 528 可以具有任何合适的形式、形状或纹理（且可以由任何合适的材料形成），包括但不限于壳体 502 的表面上的一个或多个伸出物或凹陷。

[0051] 可移动刺血针保持器 582 一般地是圆柱形形状的，带有分别布置在可移动刺血针保持器 582 的近端 592 和远端 594 处的第一空心部分 596 和第二空心部分 598（例如见图 7）。第一空心部分 596 延伸到可移动刺血针保持器 582 内大约从近端 592 到远端 594 的距离的三分之一处。第二空心部分 598 延伸到可移动刺血针保持器 582 内大约从远端 594 到近端 592 的距离的三分之一处。发射弹簧 584 位于至少部分在第一空心部分 596 内。此外，可移动刺血针保持器 582 构造为使得刺血针（包括针且未示出）可以可移动地保持为至少部分地在第二空心部分 598 内。

[0052] 远端 594 包括径向地和向外部地可扩大的部分 606，部分 606 带有狭缝 608 且构造为使得刺血针（例如合适的市场上可得到的刺血针）可用容易地插入到可移动刺血针保持器 582 内或从中去除。

[0053] 近端 592 包括保持特征部 610，它将收回弹簧 590 以围绕关系保持到可移动刺血针保持器 582 的近端 592。第一表面 600 包括邻近凹入部分 614 的凸轮表面 612，用于配合

(例如反作用于)触发机构 510 的弹簧元件 578。第二表面 602 包括延长的突出物 618，突出物 618 与凸轮表面 612 和凹入部分 614 一起在装备和触发操作期间起作用，如将在以下描述。

[0054] 发射弹簧 584 构造为控制可移动刺血针保持器 582 的移动。发射弹簧第一端 586 与端盖 503 的内表面接合，而发射弹簧的第二端 588 与可移动刺血针保持器 582 的内表面 616 接合(例如见图 7)。在发射刺血针期间，发射弹簧 584 典型地向可移动刺血针保持器 582 施加从大约 0.25 磅到 2 磅的范围内，且优选地在大约 0.5 磅到 1 磅的范围内的弹簧力。在紧凑刺血设备 500 的实施例中，收回弹簧 590 基本上与发射弹簧 584 是同心的，因此对紧凑刺血设备 500 的紧凑性有贡献。

[0055] 收回弹簧 590 大体上居于装备机构 508 和可移动刺血针保持器 582 之间的周向空间内。当刺血针已发射到目标部位内后，收回弹簧 590 向后拉可移动刺血针保持器 582，在使用紧凑刺血设备 500 期间阻尼来自于可移动刺血针保持器 582 的振动，且防止刺血针的针第二次穿透目标部位。在锁闭后，收回弹簧 590 也将装备机构 508 返回到静止位置。在紧凑刺血设备 500 的装备期间，收回弹簧 590 的一端也由装备机构 508 接合。收回弹簧 590 可以由任何合适的材料形成，包括塑料材料(例如聚丙烯和聚酯)、金属材料或任何它们的组合。

[0056] 发射弹簧 584 和 / 或收回弹簧 590 可以涂敷有阻尼材料，阻尼材料有助于在刺血期间阻尼声音和振动的至少一个。这样的弹簧涂敷材料可以包括例如：例如聚四氟乙烯的聚合物材料、硅酮、尼龙或任何它们的组合。发射弹簧 584 和收回弹簧 590 可以完全地或部分地涂敷例如大约 0.005mm 到大约 0.015mm 范围内的厚度，涂敷通过本领域技术人员已知的过程进行，例如在弹簧中的圈形成前或形成后浸涂或喷涂。已至少部分地涂敷以阻尼材料的发射弹簧和收回弹簧在后文中称为阻尼弹簧。

[0057] 装备机构 508 一般地是空心的和延长的，且以围绕关系布置到可移动刺血针保持器 582。在装备紧凑刺血设备 500 期间，装备机构 508 的内凸起部分 572 接合收回弹簧 590 的一端，如在以下描述。

[0058] 可移动刺血针保持器 582 的延长的突出物 618 适合于滑动地在导向构件 542 内的内沟槽 560 内移动，其与延长的突出物 618 接合。因此，内沟槽限制了可移动刺血针保持器 582 在紧凑刺血设备 500 的使用期间的相对旋转运动，因此降低了振动和 / 或使用者的痛感。

[0059] 触发机构 510 一般地是内部延伸的、环形形状的，且以围绕关系布置到可移动刺血针保持器 582。触发机构 510 可以相对于壳体 502 侧向地移动但不能纵向地移动。

[0060] 弹簧元件 578 从触发按键 576 的内表面 577 向内突出。当装备紧凑刺血设备 500 时(未示出)，弹簧元件 578 接合凸轮表面 612，且当因可移动刺血针保持器 582 向壳体 502 的远端 516 移动而激发刺血针时，弹簧元件 578 滑动地接合凹入部分 614。在可移动刺血针保持器 582 的装备位置和激发位置，弹簧元件 578 处于最小载荷，同时保持已装备的或已加载的位置，但当压触发按键 576 时，弹簧元件 578 被即刻地加载到更大的程度，以解锁可移动刺血针保持器 582。因此，甚至当紧凑刺血设备 500 装备时，在弹簧元件 578 上的典型的载荷也是低的(例如小于 20 克)，因此改进了紧凑刺血设备 500 的耐久性。触发机构 510 可以形成为整体的(例如模制)，因此降低了部件的个数且简化了紧凑刺血设备 500 的制

造。

[0061] 当装备紧凑刺血设备 500 时,触发机构 510 的闩锁缘 580 接合延长的突出物 618 的突出端 620,且触发按键 576 侧向移动到触发位置。当刺血针激发时(即当压下触发按键 576 时),闩锁缘 580 在延长的突出物 618 上方滑动,从而允许可移动刺血针保持器 582 向壳体 502 的远端 516 移动。

[0062] 深度调整机构 506 使得使用者能预先确定针穿透目标部位的深度。指状盖 504 包括用于刺血针的针通过它的开口 532 和多个凹痕 538,使得当替换刺血针时,使用者能抓握指状盖 504 且旋转、倾斜指状盖 504 或将指状盖 504 拉离壳体 502。指状盖 504 可以由任何合适的材料形成,包括但不限于部分地柔性的聚合物,例如聚碳酸酯或丙烯腈-丁二烯-苯乙烯(ABS),或弹性体材料,例如橡胶、乳胶或硅酮,使得当去除指状盖 504 时,指状盖 504 能选择地向内变形且抓在刺血针上,因此允许刺血针与指状盖 504 一起去除。

[0063] 指状盖 504 的圈接合端 534 构造为与圈第一端 544 匹配。圈接合端 534 包括多个凸起的特征部 536,用于与圈 540 的多个相应的凹陷 551 接合。凸起的特征部 536 和凹陷 551 提供了从指状盖 504 到圈 540 的扭矩传递,使得使用者可以旋转指状盖以调整深度设定。在指状盖 504 的内部近端上的底切 552 与在圈 540 的远端上的多个伸出物 553 以轻微的机械干涉接合,以提供指状盖 504 的基于棘爪的保持,仍便于指状盖 504 的容易的去除,例如通过倾斜到一侧或拉除。

[0064] 圈 540 包括与导向构件 542 上的相应的外螺旋螺纹 558(外螺旋螺纹 558 基本上是外螺旋螺纹凸轮表面)接合的内螺旋螺纹 554、圈第一端 544 上的圈缘 546 和圈第二端 548。圈 540 可以相对于壳体 502 和导向构件 542 旋转和滑动,且具有一般地空心的圆柱形形状。

[0065] 通过将导向构件 542 经过与壳体 502 的内表面上的凹陷(未示出)匹配的外伸出物(未示出)接附到壳体 502 的内表面,将导向构件 542 相对于可移动刺血针保持器 582 保持静止。然而,本领域技术人员已知的任何接附装置可以用于将导向构件 542 固定到壳体 502,包括但不限于销、螺钉、粘合剂和超声焊接。

[0066] 指状盖 504 的旋转调整了针穿透深度。当旋转指状盖 504 时,凸起特征部 536 与圈的凹陷 551 经过花键界面方法接合。这导致圈 540 的内螺旋螺纹 554 接合导向构件 542 的外螺旋螺纹 558,因此将指状盖 504 从壳体 502 移开或移向壳体 502,且改变了针穿透到目标部位内的距离。

[0067] 装备机构 508、触发机构 510、可移动刺血针保持器 582、圈 540 和导向构件 542 例如可以由刚性材料形成,包括但不限于:聚碳酸酯、聚酯、聚苯乙烯、聚酰胺、聚缩醛、聚酰亚胺、聚酮、聚氨酯、聚对苯二甲酸丁二酯或它们的组合。装备机构 508、触发机构 510、可移动刺血针保持器 582、圈 540 和导向构件 542 可以选择地包括润滑添加剂,包括例如:硅酮油、聚四氟乙烯或石墨,以降低其间的摩擦(和引起的摩擦、磨损和振动)。

[0068] 特别地参考图 8、图 9、图 10 和图 11,在紧凑刺血设备 500 的使用期间,且在发射刺血针后,可移动刺血针保持器 582 的向前运动通过阻尼器 513 与深度停止界面表面 624 的接合而停止。阻尼器 513 减缓了刺血针的速度(即刺血针的减速),直至速度为零,因此有利地降低了产生的振动和/或噪声,使得使用者痛感更小。

[0069] 阻尼器 513 例如可以由弹性体材料、丁二烯和丙烯腈的共聚物、硅酮橡胶、

Sorbothane 或它们的任何的组合形成,且可以形成为 O 型圈。使用紧公差(例如在范围为 0.0005 英寸到 0.003 英寸内的紧公差)也有助于振动降低。

[0070] 在图 5 至图 11 中示出的实施例中,深度停止界面图示为深度调整机构 506 的部件,且阻尼器图示为保持在可移动刺血针保持器 582 上。然而,本领域技术人员应理解的是,深度停止界面表面和阻尼器可以布置在刺血设备的另一个合适的表面上,例如壳体或装备手柄。

[0071] 图 12 是图示了用于根据本发明的典型实施例的阻尼刺血的方法 700 的流程图。方法 700 包括推动刺血设备靠着目标部位,例如真皮组织目标部位,如在步骤 710 中阐述。

[0072] 随后,发射刺血设备的可移动刺血针保持器,使得可移动刺血针保持器向目标部位移动,如在步骤 720 中阐述。然后以由可移动刺血针保持器保持的刺血针刺血目标部位,同时由刺血针保持器深度停止界面表面、阻尼器和刺血设备的深度停止界面表面之间的接合阻尼声音和振动的至少一个(参考步骤 730)。

[0073] 一旦获悉本披露物,则本领域技术人员将认识到根据本发明的方法,包括方法 700,可使用根据本发明的刺血设备实现,刺血设备包括但不限于图 5 至图 11 的刺血设备和使用了图 2A、图 2B、图 3A 和图 3B 的构造的刺血设备。另外且如希望,则这样的刺血设备的任何有利特征和操作特点可合并到根据本发明的方法中,包括例如方法 700。

[0074] 应理解的是,可以在实施本发明中使用对在此描述的本发明实施例的多种替代。意图于如下的权利要求书限定了本发明的范围,且因此覆盖了在这些权利要求和它们的等价物的范围内的结构和方法。

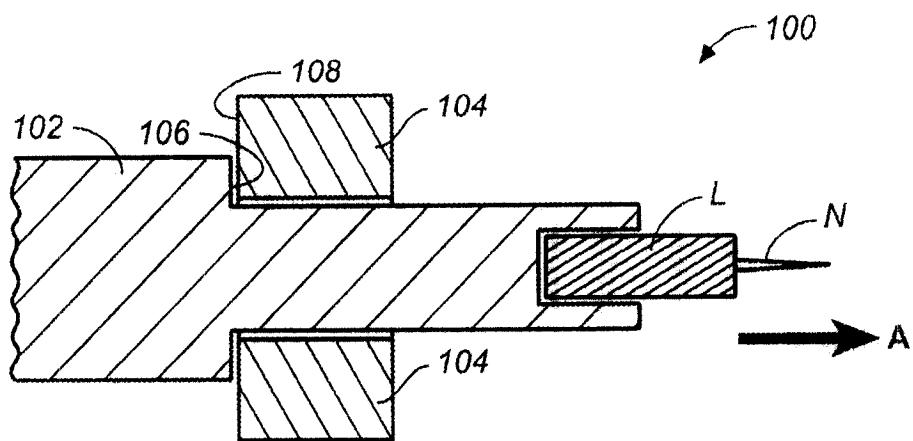


图 1

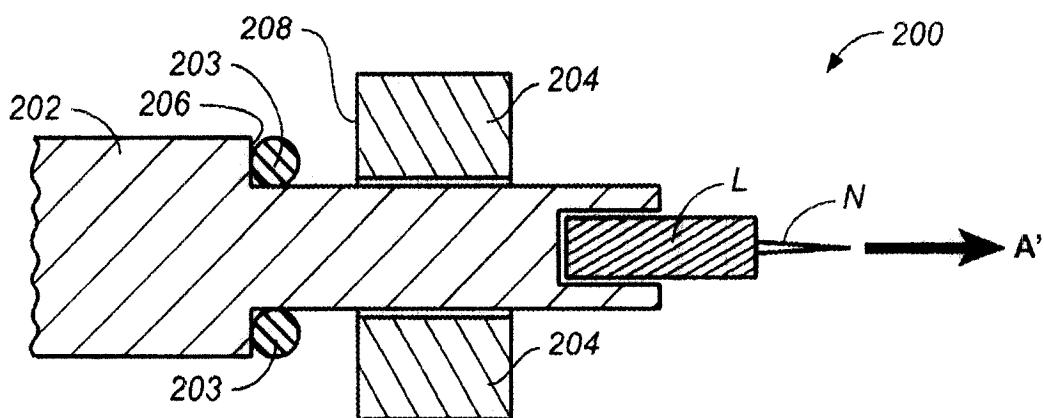


图 2A

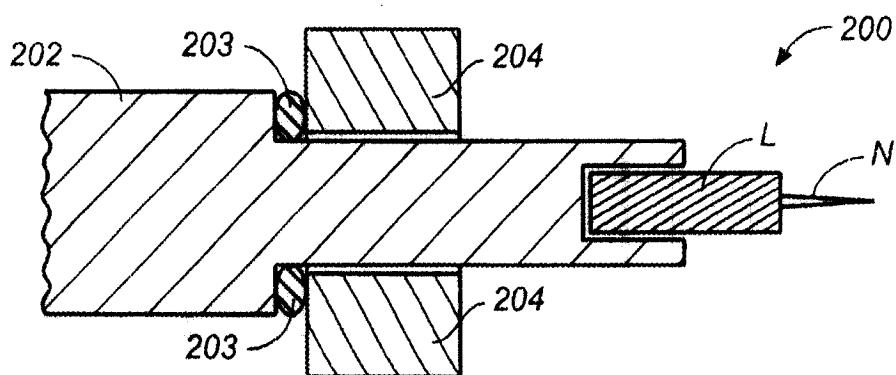


图 2B

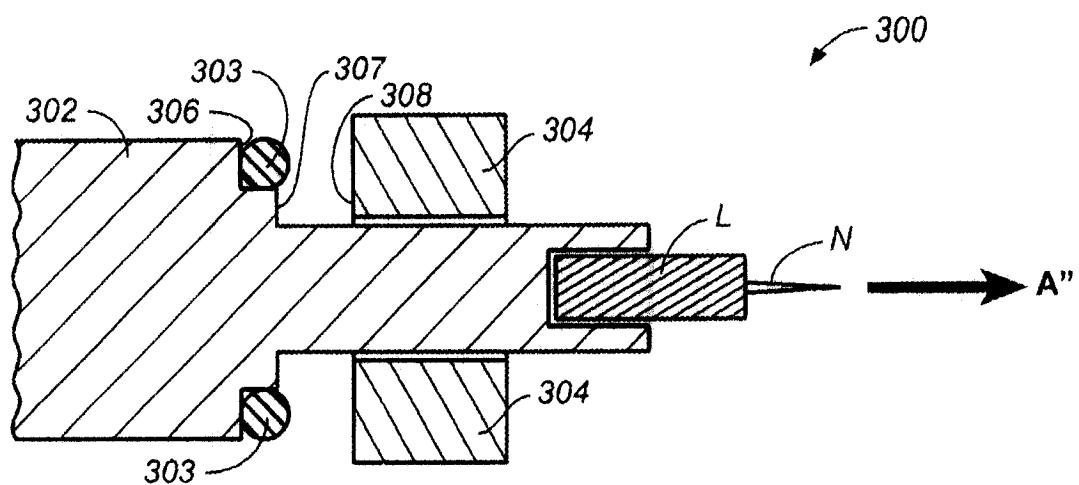


图 3A

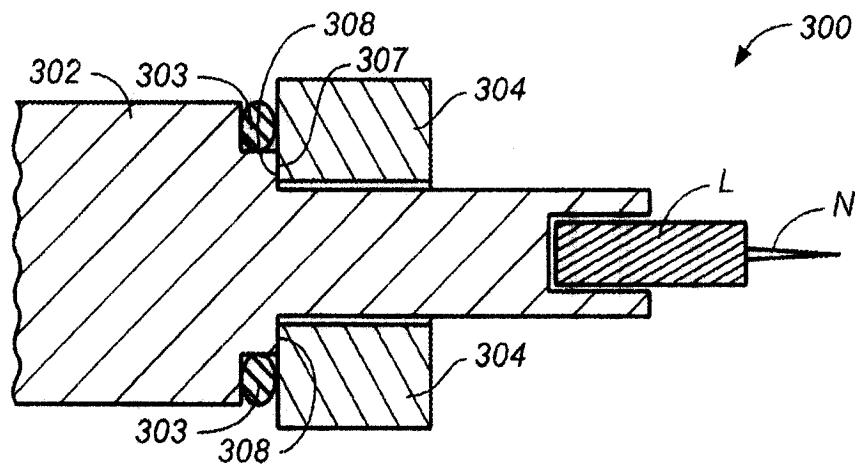
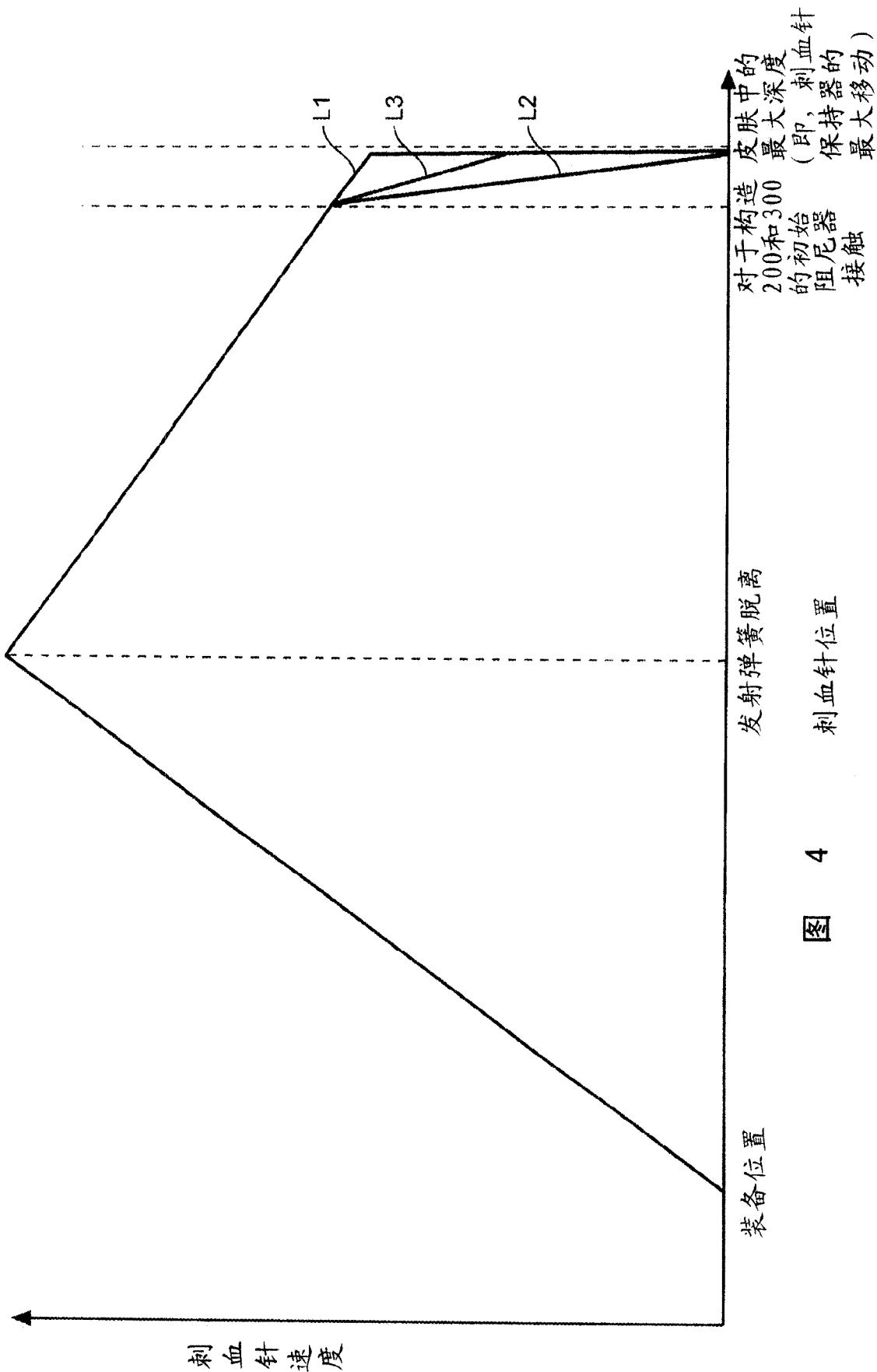


图 3B



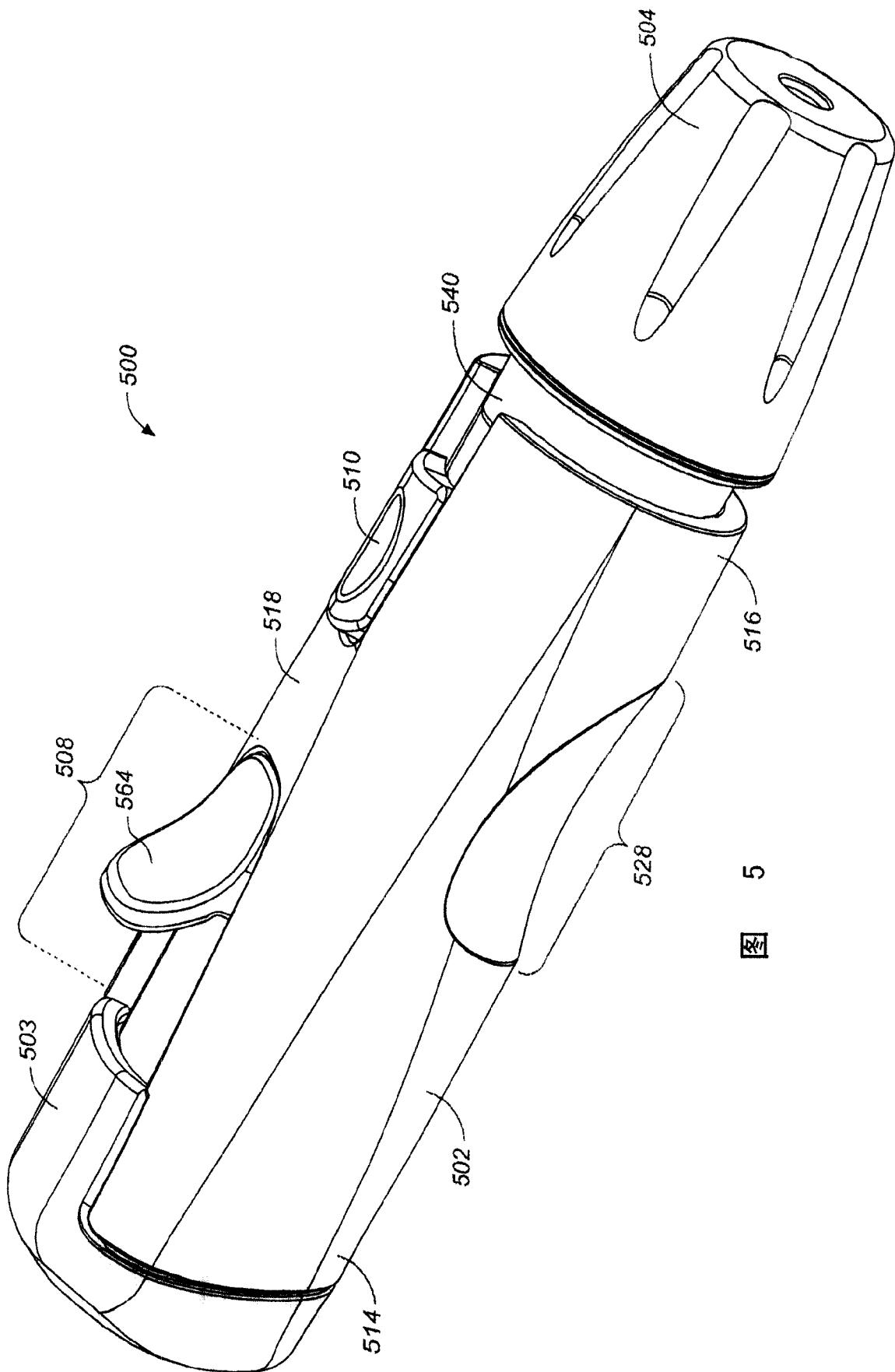
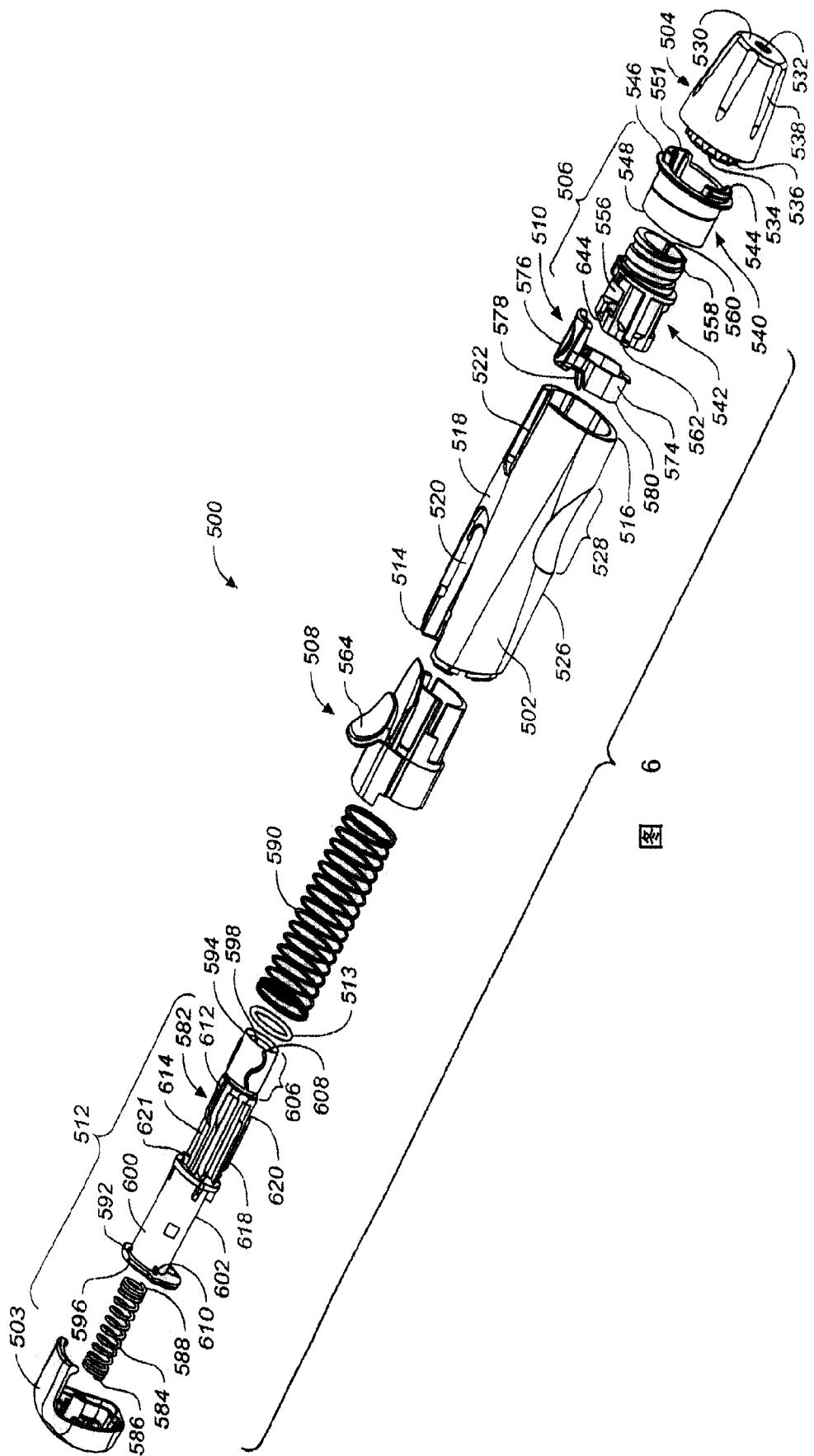


图 5



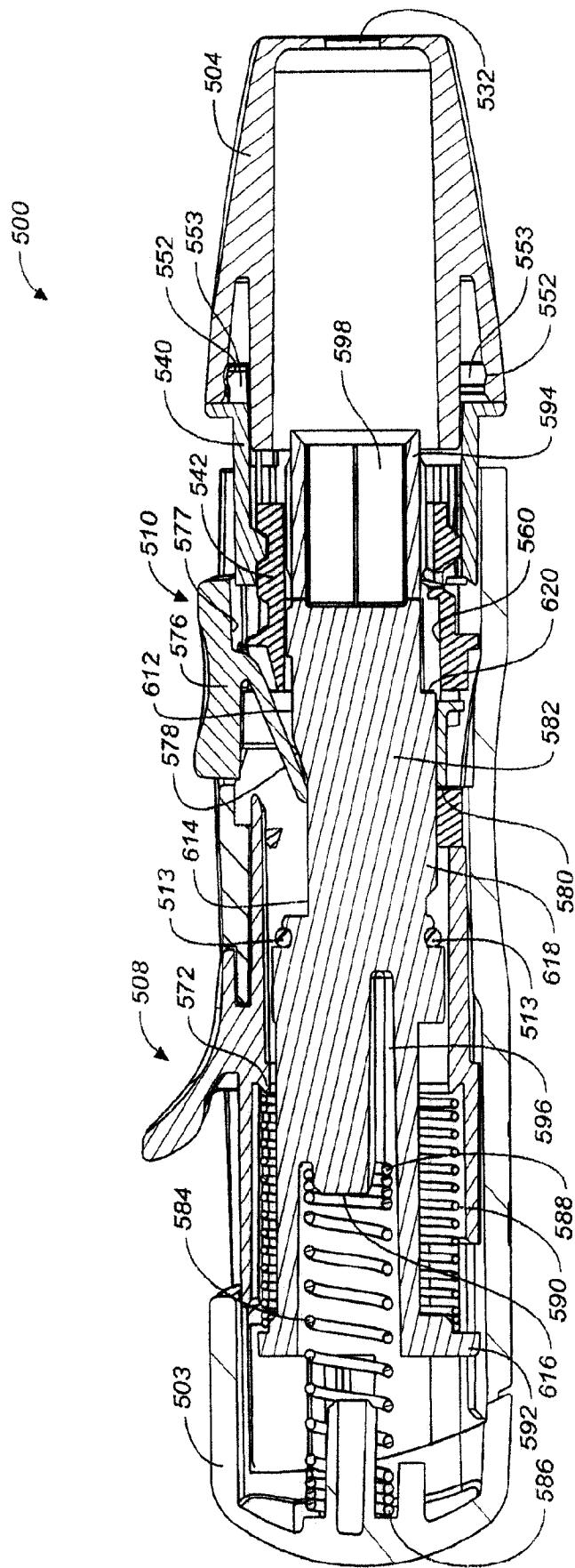


图 7

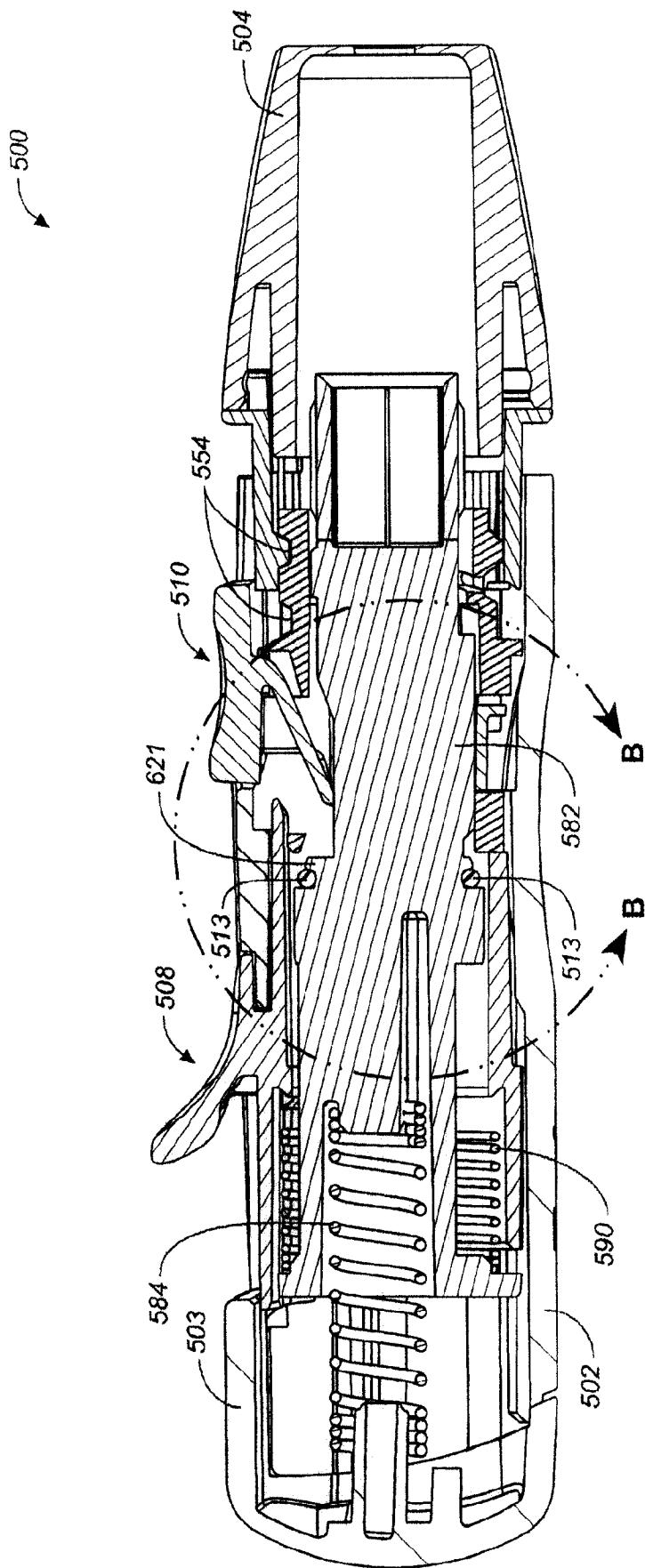


图 8

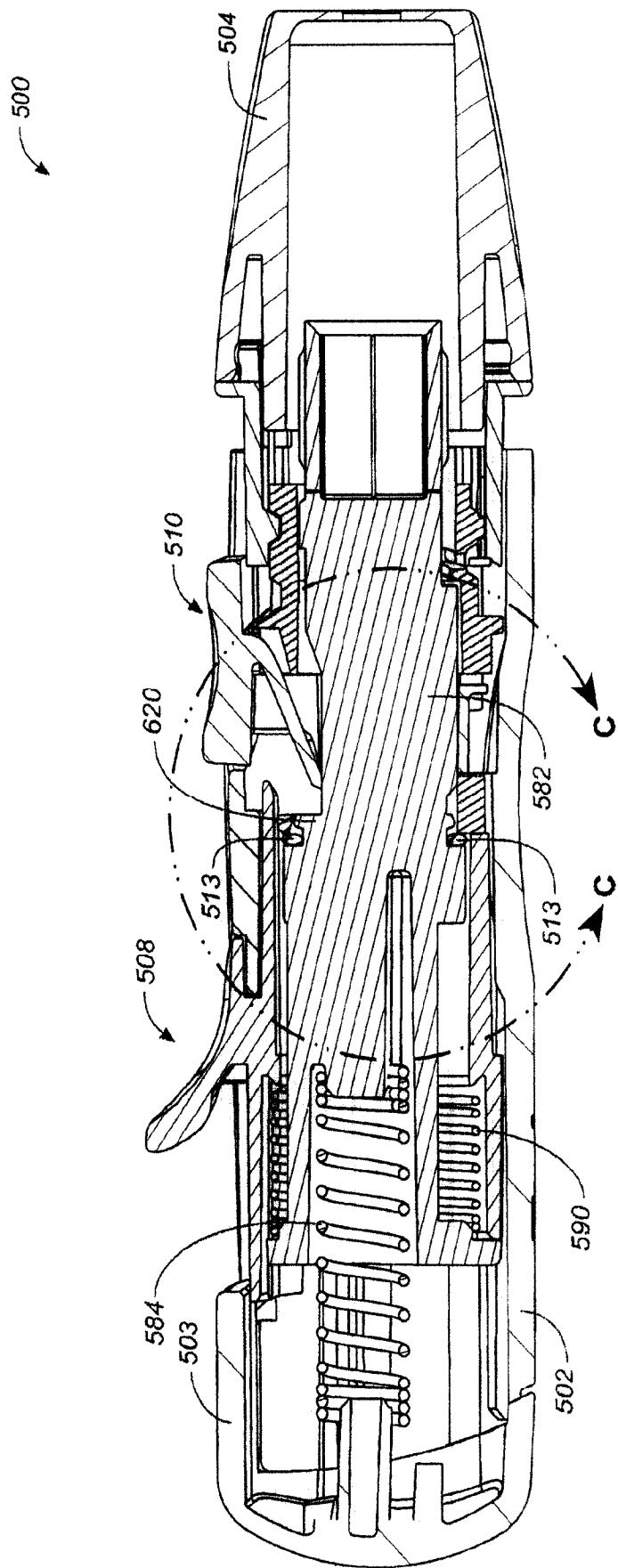


图 9

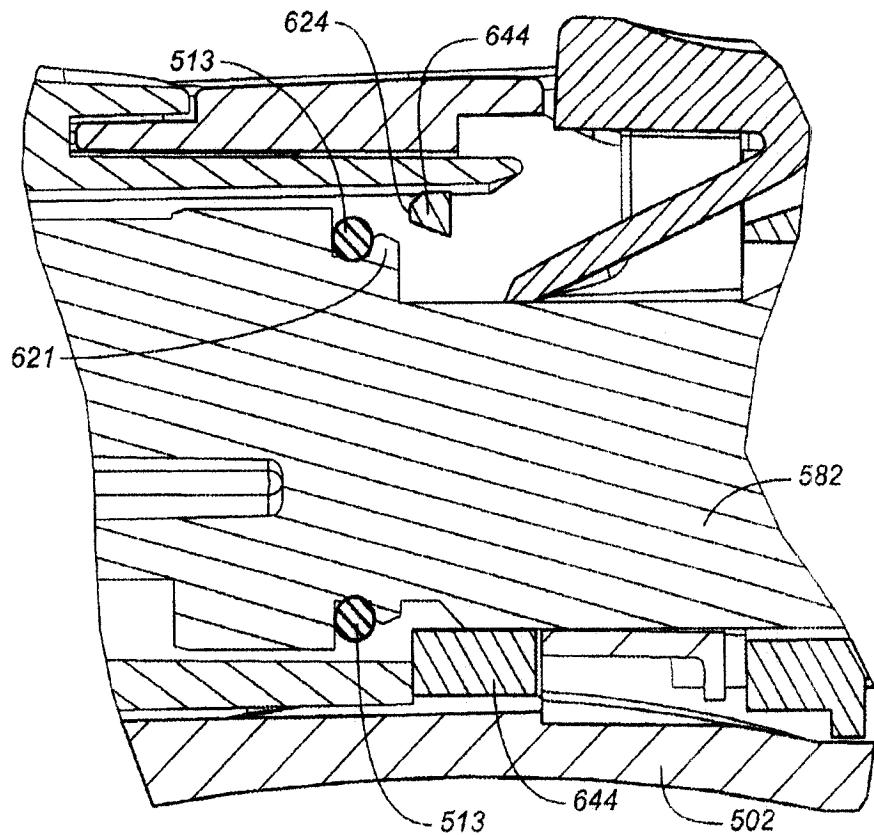


图 10

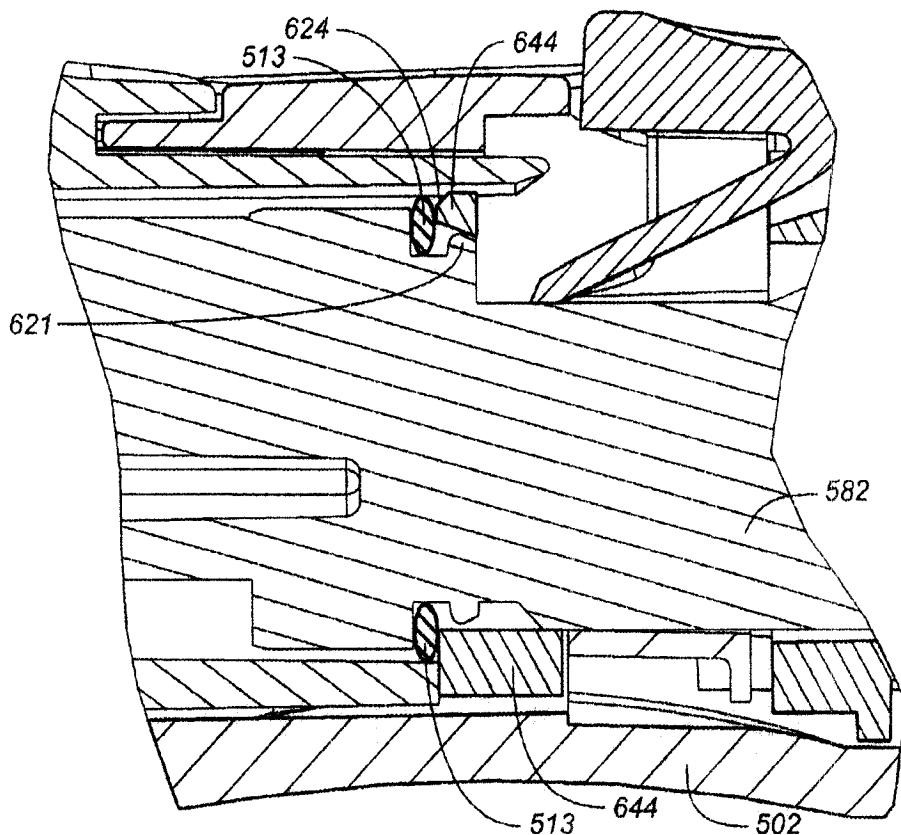


图 11

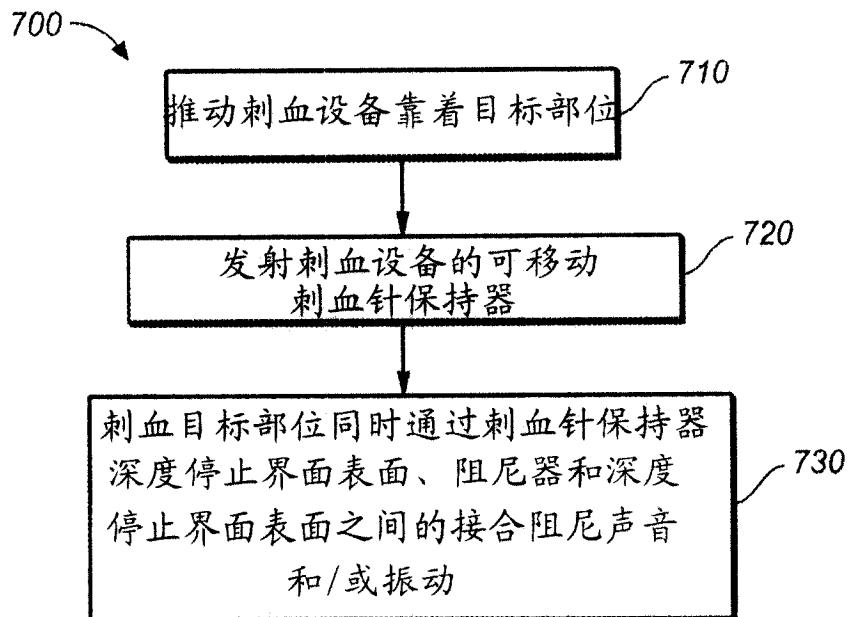


图 12