



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 01809805.3

[45] 授权公告日 2005 年 9 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 1220471C

[22] 申请日 2001.5.22 [21] 申请号 01809805.3

[30] 优先权

[32] 2000.5.24 [33] DE [31] 10026508.1

[86] 国际申请 PCT/EP2001/005880 2001.5.22

[87] 国际公布 WO2001/089388 德 2001.11.29

[85] 进入国家阶段日期 2002.11.19

[71] 专利权人 卡伊·德辛格

地址 德国柏林

[72] 发明人 卡伊·德辛格

审查员 高 虹

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

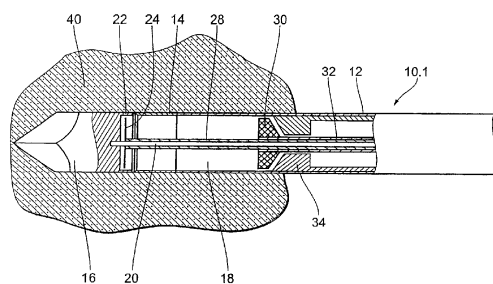
代理人 侯 宇 陶凤波

权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 74 页

[54] 发明名称 外科用空心探针

[57] 摘要

本发明涉及一种外科用的空心探针，用于最少程度侵入地提取组织，它有一个包括两部段的细长空心体，其中至少一个部段包含一个用于容纳组织的空腔，并且这两个部段设置为可以彼此分开和互相可相对运动，以便在这两个部段之间的一个口按选择可打开或关闭，按照本发明，设有一个导电的可相对于至少这两个部段之一运动的环形或圈形的切割件，其设计成用于电外科学地切下进入所述空心体的两个部段之间的口内的组织，其中，所述两个部段(12、16)通过一根在其中一个部段内的导引连杆(20)互相连接，所述切割件具有一切割圈(24)和一在该连杆(20)与切割圈(24)之间延伸并与该切割圈(24)导电连接的切割辐条(26)。



1. 一种外科用的空心探针(10)，它用于最少程度侵入地提取组织，它具有一个包括两部段(12、16)的细长空心体，其中至少一个部段包含一个用于容纳组织的空腔(18)，并且这两个部段设置为可以彼此分开和互相可相对运动，使得在这两个部段(12、16)之间的一个口按选择可打开或闭合，其特征在于一个导电的可相对于至少这两个部段之一运动的环形或圆形的切割件(24)，它设计用于电外科学地切下进入空心体的所述两个部段(12、16)之间口内的组织，其中，所述两个部段(12、16)通过一根在其中一个部段内的导引连杆(20)互相连接，所述切割件具有一切割圈(24)和一在该连杆(20)与切割圈(24)之间延伸并与该切割圈(24)导电连接的切割辐条(26)。

2. 按照权利要求 1 所述的空心探针，其特征位于一推料器(30)，用于从空心探针(10)中推出组织。

3. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：切割件(24)是悬臂的或可运动到悬臂位置。

4. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：切割件(24)设计为导电的用于外加高频电压的切割电极。

5. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：所述两个部段(12、16)可沿一条绕空腔(18)的圆周线彼此分开。

6. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：所述两个部段(12、16)可沿轴向相对移动。

7. 按照权利要求 6 所述的空心探针，其特征位于：在所述两个部段(12、16)之间的口根据空腔(18)的横截面形状为圆柱形或棱柱形。

8. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：所述连杆(20)在被所述部段(12、16)围绕的空腔(18)内的中央延伸。

9. 按照权利要求 4 所述的空心探针，其特征位于：所述切割件可沿轴向移动并且其切割圈(24)可导电，它成形为用于切下一个圆柱形或棱柱形的组织部分。

10. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：所述切割件(24)可在所述口和/或空腔内部移动。

11. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针，其特征位于：所述两个可

彼此相对运动的部段(12、16)设计为通过外加高频电压可使组织热灭活的电极。

12. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针, 其特征在于: 所述两个部段(12、16)在空心探针(10)的远端附近互相分开。

5 13. 按照权利要求 1 或 2 所述的空心探针, 其特征在于: 所述空心体的其中一个部段(16)在空心探针(10)的远端构成一削尖的金属针尖。

14. 按照权利要求 2 所述的空心探针, 其特征在于: 所述推料器(30)可沿轴向移动地装在空腔(18)内部。

10 15. 按照权利要求 2 或 14 所述的空心探针, 其特征在于: 所述推料器设置为可从一个处于空腔(18)一端的静止位置朝空腔(18)的方向移动, 以及, 在其处于静止位置时面朝空腔(18)的那一侧支承一个面朝空腔(18)的切刀。

16. 按照权利要求 2 或 14 所述的空心探针, 其特征在于: 所述切割件(24)和推料器(30)固定在一根共同的连杆(28)上, 该连杆相对于所述部段(12、16)可沿纵向移动地导引。

15 17. 一种具有按照权利要求 11 所述的空心探针(72)的外科用器械, 其特征在于: 空心探针(72)的两个电极(74、76)设计用于向空心探针(72)周围的组织输出电能并与一测量装置(84)连接, 该测量装置设计用于产生一个取决于两个电极(74、76)之间阻抗的信号。

20 18. 按照权利要求 17 所述的外科用器械, 其特征在于: 所述测量装置(84)与一个用于通过电极(74、76)输出电能的发电机(82)按这样的方式连接, 即, 使由发电机(82)输出的电功率可受到测量装置(84)产生的信号的控制。

外科用空心探针

5 本发明涉及一种外科用的用于以最少程度侵入地提取组织的空心探针，它有一个包括两部段的细长空心体，其中至少一个部段围绕着一个用于容纳组织的空腔，以及这两个部段设置为可以彼此分开和互相可相对运动，使得在这两个部段之间的一个口按选择可打开或可闭合。

在以最少程度侵入的医疗领域内，力图发展一种对患者创伤最小的手术。在这方面，或试图通过患者自然的体口，如通过目视控制的器械(内窥镜)的介入式内窥镜检查，或通过小切口直接到达组织深处的手术部位，以便在那里提取组织用于诊断，例如用于组织学的组织确定或用于治疗，例如为了摘除肿瘤。

近这些年来，相应用于最少程度侵入的外科手术器械的发展迅速，因为出自于美容的原因这种操作技术对于手术后并发症的最小化以及对于加速愈合过程具有突出的优点。

已知一种名称为细针吸引术“(Feinnadelaspiration - FNA)”或“精确切口穿刺活检(True-Cut-Nadelbiopsie)”的器械，它们有一根细针，细针插入可疑的组织地区，并可供助此细针纯机械地通过冲孔机理提取一个或多个组织试样，以便组织学地检查该组织。

在得到恶性的检查结果时，必要时可采取适当的外科措施。但是，用这些已知的探针提取的组织体积很小，并因而只适用于诊断的目的。由于在刺入时能提取的组织体积小，因此往往需要在可疑的组织地区内刺入多次，在有些情况下这会导致恶性肿瘤细胞扩散。此外，由于组织体积小，所以组织学的组织检查结果的准确性不是最佳的。

由 US 5775333 或 US 5782795 已知一些外科器械，它们可通过多重的组织提取从同一个目标区提取较大的组织体积。在这些已知的器械中，可使用一种得到真空度支持的机械冲切装置，它减少需要刺入的次数，以及除此之外由于可得到较大的组织体积也提高了诊断性检查结果的准确度。采用这些已知的器械还常常已经全部去除了较小的组织变化，其结果是在有些情况下不必再作手术。

在按 US 5775333 的器械中，针状空心探针插入目标区，例如乳房肿瘤。在此探针的端部，侧面有一细长的口，要提取的组织吸入此口内。在此器械的内部有一旋转的空心刀具，它通过机械送进将已吸入此口内的组织切入器械内部，并借助真空度通过空心探针吸出。通过杆逐渐旋转 360°，
5 在探针远端提取事先已吸入空心探针内并已切下的确定的组织体积，不过这对于完全去除医学上可疑的组织区往往是完全不够的。

由 US-PS 5817034 已知一种外科器械，其中一把直径达 25mm 的圆柱管刀朝目标区推进。然后通过一个处于端部施加 HF 电压的环，将冲压到器械内部的圆柱体端段切下，并接着将整个切下的组织圆柱体通过器械提取
10 尽管在此已知的系统中可以完全取出可疑的组织区，然而也去除了许多健康的组织，直至探针针头到达可疑的组织区，以及，由于大的器械直径留下了一个比较大的伤痕。

由 US 5810806 已知一种外科用的探针，其中组织不是借助一机械的环形刀具切开，而是借助一固定在空心体远端不能沿轴向移动的环，它被施加 HF 电压并由此起切割刀的作用。在切割过程中，被 HF 环在圆周处切开的组织圆柱体正面推入向前开口的空心体内，然后在过程结束时通过施加 HF 电压的环的刮水器式的旋转运动切下。在此已知的器械中，组织要在其处于空心体内时才完全切下，因此也就有许多健康的组织被连带去除，直至探针针尖推进到可疑的组织区。除此之外还有一个缺点是，只能去除在
20 空心体正面的口前的组织圆柱体。

由 DE 19706751 或 DE 19528440 已知一种前言所述类型的电外科器械，其中一个用于电外科学地切下组织的圈状切割件，平行于细长空心体的纵轴线定向，并在保持此定向的情况下可圈状地从空心体移出，以便能通过空心探针的旋转花托状地切下邻近的组织。切下的组织接着可通过切割件
25 经其移出的同一个口引入空心体的空心通道内，然后沿空心通道被输送到器械的近端。这种已知器械的优点是，刺入部位的直径小，以及，可以在处治地点提取在外面相邻地围绕着空心探针的组织。但与此同时存在的缺点是，能切下的组织体积比较小，并因而不足以也对较大的组织范围作基本的检查。

30 由在后公开的国际申请 WO 99/44506 已知一种圈状切割件，它可从空心体移入一个横向于空心体纵轴线延伸的平面内，在此切割件移出后，此

切割件可沿空心体移动。

- 由 US 5810659 已知一种用于组织提取的外科用探针，其中，在杆的远端有一个磨锐的切割套筒，它可被施加 HF 电压。在切割套筒的远后方，在一根在中心通过探针延伸的导丝上，有一个作为切割套筒支座的陶瓷体，
- 5 在陶瓷体端部固定一修圆的金属电极并通过导丝与一个 HF 发电机连接。通过操作部分此圆柱形支座沿导丝被拉到磨锐的金属套筒处，在那里，处于它们之间的组织被金属套筒锐利的刀片纯机械地切下并收集在近端的切割套筒内部。近端的套筒和固定在支座上的金属电极均与一个 HF 发电机连接，并因而可以实现组织的双极凝血，以便必要时止血。但是在这里不存在技术上简单地取出一旦已收集的活组织的方案。该组织必须麻烦地用微型镊或针从套筒中取出。
- 10

- 由 PCT 国际申请 PCT/US99/21416 已知一种刚性的外科器械，它同样由一个可彼此移动的套筒构型组成，以便提取组织试样和使组织凝血。与先有技术相比新颖之处一方面在于复杂的半自动化的操作部分，以及在于有可能通过在两个可移动的套筒之一上外加切割电流，电外科学地切下组织。在另一种实施形式中，切割任务不是由套筒本身承担，而是借助一个置入并固定在近端套筒圆周上的覆套中的切割电极。
- 15

本发明要解决的技术问题是提供一种前言所述类型的外科用探针，它能可靠地克服先有技术的缺点并能便于操作。

- 20 上述问题通过一种外科用的空心探针来解决，该探针具有一导电的可相对于至少其中一个部段运动的环形或圈形切割件，该切割件设计用于电外科学地切下进入这两个空心体部段之间的口内的组织，其中，所述两个部段通过一根在其中一个部段内的导引连杆互相连接，所述切割件具有一切割圈和一在该连杆与切割圈之间延伸并与切割圈导电连接的切割辐条。
- 25 这类空心探针尤其允许切割件运动到一个特别优选的悬臂(freistehend)位置。若然后在此切割件上按规定的那样加上一个高频电压(HF 电压)，则由于围绕着切割件的场密度，导致直接与切割件相邻的组织被加热。在悬臂的切割件的情况下这种加热可进行到这样的程度，即绕切割件形成一蒸汽垫，所以切割件实际上可以无接触地穿过组织。业已证实，这种一种使
- 30 切割件完全被蒸汽垫围绕的效果，在一个置入套筒前端的电极的情况下(如由 PCT/US99/21416 已知的那样)并不出现或只有在场强较大时才出现。

设计为金属丝圈或金属丝环的切割电极，通过外加高频电压(>200V)沿电极产生许多小的火花放电。因此在组织与电极之间形成蒸汽垫，从而允许基本上无接触式电切割。通过采用一种近似正弦形的高频交流电，组织中可以产生具有最低程度热边界凝血的切口。通过改变所谓 Crest-Faktor(峰值系数)，亦即峰值电压与有效电压之比，以及除此以外改变 HF 调制，可以在切割面上形成不同的凝血度。在一种按本发明的设计中，电流的回路通过在空心体上的一个或多个工作面。采用这种双极式电极构型，可以用较小的发电机功率实施对患者安全的和痛苦小的手术。但即便设计为单极式，也可利用外加在患者四肢上的回路电极来使探针工作。

此外，按本发明的空心探针允许以简单的方式推出提取的组织。组合在此探针内的推料器用于完成此任务，所以，为了从空心探针中取出组织不需要单独的工具。

空心探针的两个部段优选可沿一条绕空腔的圆周线彼此分开。于是这两个部段优选地可沿轴向相对移动。按一种优选的实施形式，两个部段之间的分界线在空心探针的远端附近延伸。空心探针的一个部段优选构成空心探针的针尖，而第二个部段是一个可相对于针尖轴向移动的具有圆、椭圆或多边形横截面的套筒。在空心探针刺入组织中后可回拉能移动的套筒，所以取决于套筒的横截面形状，在空心探针的针尖与套筒之间形成一个圆柱形或棱柱形的口。

优选地这种可移动性通过一连杆实现，该连杆与针尖固定连接并在套筒内纵向导引。连杆或在被套筒围绕的空腔中心延伸，或在套筒壁附近延伸。

所述第一种方案的优点是力的对称分配，而第二种方案的优点在于，由套筒确定的空腔不是围绕着连杆，而是连杆完全处于空腔的一侧。这在推出被空心探针提取的身体组织时是有利的。

特别优选的是，空心探针的远端逐渐变尖并带有一第一电极，它在切割组织时可起切割件对应电极的作用。在切割操作时，HF 电压源的一个接头连接在切割件上，另一个接头连接在第一电极上。在探针刺入时，切割件从动地不施加电压地处于空心体内部。

切割件优选地由一个圆形、椭圆形或多角形的金属丝圈构成，它确定了一个平面，并优选借助于一根连杆垂直于此平面地相对于至少其中一个

部段被轴向移动导引。这样一个金属丝圈应有导电的性质，并因而能起一个电极的作用，用于外加高频电压。对应电极可例如是空心探针中由空心探针针尖构成的那一部段，或是空心探针中由可移动的套筒构成的另一个部段。所述金属切割丝圈成形为用于切下一个圆柱形或棱柱形的组织部分。

5 若用作切割件的金属丝具有在 0.05 与 1mm 之间优选地约有 0.15mm 的直径，则对应电极可轻易地有一个比切割件大得多的表面积，所以在切割件与对应电极之间的电场围绕切割件集中。这种期望的场密度导致只是围绕着切割件出现前面已说明的蒸汽泡的形成。

按一种优选的实施形式，金属丝圈或金属丝环由一弯曲成环形的切割丝构成，它通过一根或多根辐条状排列的切割丝与一在中心的管状杆或套筒连接。通过前、后移动中心套筒，环形电极可通过组织移动以及绕中心线转动，以便切下或切入组织。

10

尤其在连接两个部段的连杆在空腔中央延伸的情况下，可比较有利地在金属丝圈与连杆之间设另一根起切割电极作用的金属丝，以便例如也能从端面切开花托状(torusartig)绕连杆的组织部分。

15

按这样一种有利的实施方案，切割电极在其圆周与一个与之垂直布置的作为连杆的杆状体连接，而连接这两个部段的连杆在中央基本上通过金属丝圈的中点延伸。在设计为金属丝圈的环形电极与中央连杆之间安置的辐条或圈用于切割要提取的花托状(torusfoermig)组织试样，它们允许以后取出试样。在这里，用于金属丝圈的连杆可移动地支承在空心体内部并例如设计为成型体，或采取其他已知的措施防止扭转地支承。在此实施形式中切割电极不能扭转。

20

切割件通过例如沿空心体内壁导引的导线与 HF 电压源连接，该 HF 电压源处于空心探针的近端。HF 电压源的另一个接点在对应电极上，对应电极或从外面放在患者的皮肤上，或为了防止失控的电流通过组织，处于空心体上或是空心体的一部分。若空心体用金属制成，则空心探针的整个空心体也可以起对应电极的作用，由此从切割件到对应电极产生一个经调整的局部受到严格限制的电流。然而两者彼此应能良好地电绝缘，以避免短路。

25

此外，这两个部分优选地均设计为电极，用于组织热灭活的高频电压加在这两个电极上。为此，在两个部分之间有一绝缘件。

30

特别优选地是在刺入过程中优选地由金属针尖构成的第一电极被施加

HF 电压, 以及对应电极从外面放在要检查的组织区附近的患者身上。毗邻探针的组织然后借助局部受限的高频交流电经过一段可单独规定的时间被热灭活(thermisch inaktiviert)。若除此之外按规定的轴向距离在空心体上加第二电极, 则可在两个优选圆柱形的电极之间产生高频交变场, 因此, 在探

5 针刺入时, 此交变场在地点上限于直接相邻的组织区。因此可取消从外面放上的对应电极。在这里 HF 电压设计为, 使得在 55 到 100°C 之间, 优选地在 60 与 80°C 之间的温度在组织内保持一段较长的时间, 例如 5 至 20 分钟, 以便在肿瘤细胞内部不可逆地终止新陈代谢过程。通过这种热灭活, 保证肿瘤细胞在接着的组织提取过程中不再能扩散和转移。

- 10 特别优选的是一种电外科器械, 它包括一根上述类型的空心探针, 该空心探针具有两个设在空心探针附近的电极, 用于将高频电流引入围绕空心探针的组织内, 空心探针与用于测量两个电极之间的阻抗的设备连接。这种设备允许在引入高频电流期间测量两个电极之间的阻抗。这可以通过检测电流强度、电压或丝线角度(Fadenwinkel)进行。此外可以计算加入组织
- 15 内的有效功率。

- 通过在引入高频电流期间的阻抗测量, 尤其可确定围绕着此空心探针的该组织的具体电阻。与在单极式技术中用一个从外面放在身体上的对应电极或中性电极的情况不同, 在那里测量周缘总的组织电阻, 在这里优选的双极式技术中, 测量电极之间局部实际的具体组织电阻。如此获得的数据
- 20 优选输送给发电机的一个功率或阻抗调节器, 此发电机用于产生加入此组织中的电功率。通过阻抗或根据组织电阻进行的调整, 使发电机功率始终与当时实际的组织状况相适应。此外, 所获得的数据还可作为有关该组织当时实际状况的信息声学或光学地显示出。这就提供了外科学方面的例如这样的可能性, 即采用在这里所介绍的空心探针, 逐个和实时地适应于
- 25 组织的具体反馈状况进行处置。

- 推料器优选地是一个按冲头的类型可纵向移动地设置在空腔内的活塞状物体, 它在其静止位置优选地处于空腔的一端, 并可朝空腔的方向从此静止位置移出, 以便能在通过探针部段的移动打开空腔时推出处于空腔内的组织。若这种按花托类型的组织例如应围绕着用于其中一个探针空心体
- 30 部段的连杆, 则可在推料器面朝空腔的那一侧设一把或多把切刀, 它们在推料时将组织切割成使围绕着连杆的花托不再是闭合的。

按本发明的一种优选的实施形式，推料器是一个可移动到空心体远端部分地装在空腔内部的活塞件，它相对于金属套筒密封地支承着，使得在借助可沿轴向移动的切割件切下组织体后，通过拉回活塞件产生真空，这种真空支持被切下的组织柱体或花托进入空心体近端的套筒内。

- 5 按另一种实施形式，可按另一种方式或附加地通过一单独连接的真空泵形成真空并施加在要吸入组织的空心体上。

本发明有利的进一步发展通过从属权利要求的特征说明。

下面借助附图进一步说明本发明的实施方式，附图中：

- 图 1a 至 1l 示出第一种实施形式的空心探针处于不同的工作状态下；
10 图 2 至 9 示出其它实施形式的空心探针处于不同的工作状态下；
图 10a 至 10h 示出一根中央连杆与固定在该连杆上的切割圈的不同的实施方案；

图 11a 至 11h 示出具有切割圈的偏心连杆的另一些实施方案；

图 12 为另一种空心探针的示意性透视图；

- 15 图 13 和 14 为图 12 所示空心探针在不同工作状态下的示意剖面图；

图 15 是类似于图 3 所示的一根空心探针的示意透视图；

图 16 示出一个包括空心探针和 HF 发电机的外科用器械。

- 图 1a 至 1l 中表示的空心探针 10.1 的主要组成部分是一金属套筒 12 和一个金属针尖 16，该金属套筒 12 在其远端部 14 是绝缘的。金属套筒 12 以其远端部 14 与金属针尖 16 一起围绕一个空腔或容纳腔 18。金属针尖 16 通过一根沿轴向可在金属套筒 12 内移动地支承的连杆 20 与金属套筒 12 连接。如图 1b 至 1l 中所示，金属针尖 16 和金属套筒 12 可按这样的方式彼此相对移动，即，在金属针尖 16 上的凸缘 22 与远端部 14 之间按选择形成或闭合成为容纳腔 18 的圆柱形口。具有其远端部 14 的金属套筒 12 以此方式构成空心体的第一部段，空心体的第二部段是可相对于第一部段轴向移动的金属针尖 16。
25

- 空心探针 10.1 的另一个组成部段是切割件 24，它由一金属丝环构成，环的直径略小于容纳腔 18 的直径。切割件 24 通过金属丝辐条 26(图 1 中未表示，可见图 10)与第二根连杆 28 连连接，连杆 28 按滑动套筒的类型在用于金属针尖 16 的连杆 20 上可沿轴向移动地导引。因此，切割件 24 也可相对于金属针尖 16 以及相对于金属套筒 12 沿轴向移动。
30

此外，在空心探针 10.1 内设一推料器 30，它固定在第三根连杆 32 上，连杆 32 按滑动套筒的类型在第二根连杆 28 上可沿轴向移动地导引。推料器 30 可按冲头的方式从在图 1a 至 1i 中表示的位置运动到在图 1k 中表示的位置，以便推出处于容纳腔 18 内的组织(见图 1j)。

- 5 这三根连杆 20、28 和 32 在一个设在金属套筒 12 与第三根连杆 32 之间绝缘的轴向导引件 34 内导引。轴向导引件 34 同时用于使容纳腔 18 相对于被金属套筒 12 围绕的其余腔密封。

现在借助图 1a 至 1l 说明空心探针 10.1 的工作方式。首先，将空心探针通过磨锐的金属针尖 16 向前刺入组织内。在此过程中首先在用作第一电
10 极的金属针尖 16 与在患者身体上的一个大面积的对应电极之间加上高频交流电压。其结果是在空心探针邻近的组织借助一个局部有限的高频交变电流被热灭活。若空心探针继续刺入组织内，使金属套筒 12 也侵入组织中，则金属套筒 12 可作为第二电极用于加上高频交流电压。金属针尖 16 和金属套筒 12 在这里通过金属套筒 12 绝缘的远端部 14 互相电绝缘。若高频交
15 变场施加在双极的金属针尖 16 与金属套筒 12 之间，则在空心探针刺入时交变电场可局部限于直接毗邻的组织区。此时不再需要大面积的对应电极。外加的高频电压调整为，使邻近空心探针 10.1 的组织内，在 5 至 20 分钟的时间段内，产生温度在 55℃与 100℃之间，优选地在 60℃与 80℃之间，以便尤其在肿瘤细胞内部不可逆地终止新陈代谢过程。通过这种热灭活，
20 保证尤其在肿瘤细胞在接着的组织提取过程中不再扩散，从而降低转移的危险。

图 1a 表示完全刺入组织内的空心探针 10.1。在空心探针 10.1 刺入后，金属套筒 12 相对于轴向导引件 34、推料器 30、切割件 24 和金属套筒 16 后拉。以此方式在金属针尖 16 的凸缘 22 与金属套筒 12 的远端部 14 之间
25 形成一个圆柱形的口。在空心探针 10.1 刺入时起先被它侧向排挤掉的组织通过此圆柱形口侵入并到达第二连杆 28 上。图 16 中表示了这一情景。

接着，切割件 24 借助第二连杆 28 朝推料器 30 方向回拉。在此过程中，在构成切割件 24 的金属丝环与起对应电极作用的金属套筒 12 之间加上高频交变电压。此时由金属丝环构成的切割电极由于外加的高频电压沿此金
30 属丝环产生许多小的火花放电。由此在组织 40 与切割件 24 之间形成蒸汽垫，它允许无接触式电切割。通过采用近似正弦形的高频交流电，可在组

织内造成有最少热边界凝血的切口。在切口部位其他的凝血度可通过改变所谓的峰值因素(Crest-Faktor)以及通过附加的高频调制来调整,这一峰值因数描述峰值电压与有效电压之比。在图 1c 和 1d 中表示了组织的切割,尤其由图 1d 可以看出,得到的组织部分 42 有围绕第一连杆 20 的花托的形状,它通过一根或多根金属丝辐条 26(见图 10)被劈开成使此组织部尽管完全围绕着连杆 20,然而已分成使组织部分 42 晚些时候可以从连杆 20 处取下的若干部分。

在组织部分 42 如图 1e 所示被完全切断后,切割件 24 直接处于推料器 30 前。在组织部分 42 完全切断后,金属套筒 12 重新朝金属针尖 16 的方向移动,如图 1f 所示。当如图 1g 所示空心探针 10.1 接着闭合时,将它重新从组织 40 中拔出;图 1h 表示已从组织 40 中拔出的闭合的空心探针 10.1。接着,金属针尖 16 借助连杆 20 相对于空心探针 10.1 向前朝远端方向移动。从而重新在凸缘 22 与远端部 14 之间形成一圆柱形口。

然后,推料器 30 连同切割件 24 一起向前朝金属针尖 16 的方向移动。由此将组织部分 42 从空腔 18 推出,见图 1j 和 1k。

此组织部分 42 由于切割件 24 的金属丝辐条 26 已经被劈开,所以它轻易地从推杆 20 上掉落,如图 1l 所示。在组织部分 42 被推出后,空心探针 10.1 被再次置于其图 1a 中所示的状态并已准备好重新使用。

取代沿金属针尖 16 与金属套筒 14 之间的口的全长借助切割件 24 相应地沿此长度移动切下如已说明的那样一个花托状组织,也可以只切下进入口内的组织的一部分。为实现这一点,首先如迄今所述的那样切割一部分组织,从而例如形成图 1c 中所表示的状态,在此状态已部分切开的组织在面朝金属套筒 12 的那一侧仍与其余组织相连。当处于图 1c 所示位置的切割件 24 连同连杆 28 一起绕其纵轴线旋转时,一个或多个横挡或辐条 26(见图 10)将迄今已部分切开的组织完全从其余的组织上切断。然后通过闭合金属针尖 16 与金属套筒 12 之间的口也可取下一个较小的组织部分。这一点也可以这样达到,即,金属针尖 16 与金属套筒 12 之间的口不是完全开启到如图 1b 至 1e 中所表示的程度,而仅仅是部分开启,从而在总体上也只有较少的组织侵入金属针尖 16 与金属套筒 12 之间此时较小的口内。

在图 2a 至 2e 中表示的空心探针 10.2 与图 1a 至 1l 所示的空心探针 10.1 的区别在于一些结构上的细节。下面只说明空心探针 10.2 相对于图 1 所示

空心探针 10.1 的不同点。用于切割件 24.2 的连杆 28.2 不是设在中央，而是安排在容纳腔 18 的侧面。此外，没有设单独用于推料器 30.2 的连杆。确切地说，推料器 30.2 与切割件 24.2 一样固定在连杆 28.2 上。切割件 24.2 和推料器 30.2 因而同样借助连杆 28.2 运动并保持它们彼此间有固定的间距。

- 5 如图 2b 所示，为了打开金属针尖 16 与金属套筒 12 之间的口，金属套筒 12 与在切割件 24.2 内的连杆 28.2 一起后拉，所以在口刚被打开后此切割件 24.2 仍处于金属套筒 12 远端部 14 的内部。然后，为了切下组织，连杆 28.2 与切割件 24.2 和推料器 30.2 一起朝金属针尖 16 的方向向前移动。图 2c 表示了这一情况。一旦切割件 24.2 到达其邻近金属针尖 16 的终端位置并切下一
- 10 相应的组织部分，金属套筒 12 便相对于金属针尖 16 及其连杆 20 以及相对于切割件 24.2、切割件的连杆 28.2 和固定在连杆 28.2 上的推料器 30.2，朝金属针尖 16 的方向移动，以便闭合此口。图 2d 表示了空心探针 10.2 已闭合的状态。

- 接着，闭合的空心探针 10.2 与已切下的组织一起从组织中拔出。在空
- 15 心探针 10.2 从组织中拔出后，重新打开空心探针 10.2 用于推出切下的组织。为此，使金属套筒 12 相对于金属针尖 16 和切割件以及推料器 30.2 回拉，这意味着，金属针尖 16、切割件 24.2 和推料器 30.2 彼此保持其相对位置。由于有推料器 30.2，所以组织不随金属套筒 12 一起回拉，而是从容纳腔 18 中被推出。

- 20 在图 3a 至 3e 中表示的空心探针 10.3，用于金属针尖 16.3 的连杆 20.3 和用于切割件 24.3 的连杆 28.3 均设在容纳腔的侧面。推料器 30.3 与图 1 中一样有一中央连杆 32。借助这些连杆 20.3、28.3 和 32，金属针尖 16.3、切割件 20.3 以及推料器 30.3，如在图 1 中所示的空心探针 10.1 那样可单独运动。在图 3b 至 3e 中表示的运动过程与图 1 所示运动过程的差别在于，金属
- 25 套筒 12 与切割件 24.3 和推料器 30.3 一起，为打开金属套筒 12 与金属针尖 16 之间的口回拉，这是在将空心探针 10.3 刺入组织中之后进行的。然后，为了切下组织部分，切割件 24.3 如图 2 所示的方案那样从金属套筒 12 向前朝金属针尖 16 的方向移出。接着闭合空心探针 10.3 以及连同切下的组织部分一起从组织取出。切下的组织部分的推出在打开此空心探针 10.3 后借助
- 30 于推料器 30.3 按图 1 所示相同的方式进行，可参见图 3e。

在图 4a 至 4j 中表示的空心探针 10.4 的方案与图 1 所示的空心探针不

同有一中央连杆 28.4，在连杆 28.4 的远端固定切割件 24，除此之外固定一推料器 30.4。因此，如在图 2 中表示的方案那样，切割件 24 和推料器 30.4 借助共同的连杆 28.4 运动。在这里切割件 24 的运动在空心探针 10.4 打开后如在图 3 中表示的方案那样从金属套筒 12 向外朝金属针尖 16 的方向进行。如图 4c 至 4e 所示，推料器 30.4 与切割件 24 同时朝金属针尖 16 的方向移动。

当切割件 24 处于其在图 4c 或图 4d 所示的位置时绕其连杆 28.4 的纵轴线旋转，于是连接环形切割件 24 与连杆 28.4 的辐条 26 将已经部分切开的组织部分 42 从其余的组织 40 上完全切下。

10 在如图 4e 所示完全切下组织部分 42 后空心探针 10.4 重新闭合。为此金属套筒 12 可以向前朝金属针尖 16 方向移动，但也可以将金属针尖 16 与切割件 24 及推料器 30 一起拉回到容纳腔 18 内。按一种优选的实施形式，推料器 30 与金属套筒 12 的壁密封地闭合。其结果是当空心探针 10.4 闭合时支持将已切下的组织部分 42 吸入容纳腔 18 内。

15 除了通过推料器 30 的运动在容纳腔 18 内产生真空这种方式外，还可以在容纳腔 18 内附加地借助一外部设备施加真空。在这种情况下优选的是，推料器 30 不与金属套筒 12 的壁密封地接合。在容纳腔 18 内施加真空也可以在所有其他的本发明的方案中采用。

20 在空心探针 10.4 闭合后，从组织 40 中抽取出空心探针。接着的打开空心探针 10.4(图 4i)以及借助于推料器 30 推出已切下的组织部分 42，类似于上面已说明的本发明的方案进行。

图 5a 中表示了一种空心探针方案 10.5。类似于在图 2 和 3 中所表示的方案，连杆 28.5 设在容纳腔 18 的侧面。与图 1 中所表示的方案一样，金属针尖 16 和推料器 30 可分别通过自己的中央连杆 20 或 32 单独运动。规定的运动过程与图 1 所表示的类似，其差别在于，在空心探针 10.5 刺入相应的组织内后，为了打开金属针尖 16 与金属套筒 12 之间的口回拉金属套筒 12 时，推料器 30 不随金属套筒 12 一起回拉，所以在空心探针 10.5 打开后它处于金属套筒 12 远端部 14 的区域内。组织部分的切割通过切割件 24 从金属针尖 16 向金属套筒 12 远端区 14 回拉完成。在空心探针 10.5 闭合过程中，推料器 30 与切割件 24 一起逐渐拉回容纳腔 18 内，以及当推料器 30 密封地贴靠在金属套筒 12 的壁上时可支持将切下的组织部分吸入容纳腔 18

中。空心探针 10.5 在其从组织中拔出后的打开以及已切下的组织的推出，类似于前面已说明的那些方案进行，可参见图 5e。

图 6a 至 6e 中表示的空心探针方案 10.6 其结构与图 1a 至 1l 中所示的方案 10.1 相应。因此金属针尖 16、切割件 24 和推料器 30 可分别通过单独的
5 连杆彼此独立地运动。在图 1 和 6 中表示的方案的差别在于，在空心探针 10.6 打开后，切割件 24 不是从金属针尖 16 出发朝金属套筒 12 回拉，而是从容纳腔 18 出发朝金属针尖 16 的方向前移，以便在空心探针 10.6 打开时可切下在金属套筒 12 与金属针尖 16 之间的口内侵入的组织。图 6e 表示了推出已切下的组织部分的位置。

10 在图 7a 至 7e 中表示的空心探针 10.7 在其结构方面与图 5a 至 5e 中所表示的方案 10.5 相应。与图 5 所示方案的差别在于，切割件 24 在空心探针打开后不是从金属针尖 16 出发回拉到金属套筒 12 的远端部 14 内，而是从此远端部 14 出发移向金属针尖 16。因此，运动过程与图 6a 至 6e 中所表示的方案相应。用于切割件 24 的偏心的连杆 28.7 在导套 36 内导引。

15 图 8a 至 8f 表示了一种空心探针 10.8，它在其结构方面与图 4a 至 4j 所示的空心探针 10.4 相似。采用用于金属针尖 16 的中央连杆 20 和用于切割件 24 及推料器 30 的共同的中央连杆 28。容纳腔 18 在总体上比图 4 所示的方案小。尤其如图 8c 和 8d 所示，在空心探针 10.8 打开后，金属套筒 12 和带有切割件 24 及推料器 30 的连杆 28 共同移向金属针尖 16。在这里重要的是，切割件 24 设置为离金属套筒 12 的远端有一个(即使较小的)距离，所以
20 此切割件 24 是悬臂的。当金属套筒 12 与切割件 24 共同移向金属针尖 16 时，切割件 24 切割一个组织部分 42，它在金属套筒 12 的送进过程中同样进入容纳腔 18 内。图 8e 表示在完全切下组织部分 42 后已闭合的空心探针 10.8。图 8f 表示从组织 40 拔出的空心探针 10.8 处于打开状态，用于推出切
25 下的组织部分 42。

在图 9a 至 9e 所表示的空心探针 10.9 的方案中，采用一共同的用于切割件 24 和推料器 30.9 的偏心连杆 28.9，取代用于切割件 24 和推料器 30.9 的一根共同的中央连杆。连杆 28.9 在导套 36 内导引。在切割组织部分时的运动过程类似于图 8 所示的方案。与该方案的差别在于，在空心探针 10.9
30 打开时，切割件 24 起先回拉到容纳腔 18 内，然后为了切下组织部分略朝金属针尖 16 的方向前移，所以切割件 24 悬臂，可见图 9c。接着，切割件

24 与推料器 30 和金属套筒 12 一起朝金属针尖 16 推移, 所以按图 8a 至 8e 中所示的同样的方式切下组织部分。图 9d 表示在切下组织部分后已闭合的探针 10.9, 图 9e 表示在空心探针 10.9 从组织拔出后为了推出组织部分已打开的空心探针 10.9。

- 5 图 10a 至 10h 表示具有与中央连杆 28 连接的切割件 24 的不同的实施方案。可以看出分别有一根或多根辐条 26, 相关的切割件 24 通过辐条与各自的连杆 28 连接。这些辐条 26 优选地有与金属丝环构成的切割件 24 相同的直径。金属丝的直径在 0.05 与 1.0mm 之间, 优选地约 0.15mm。连杆 28 总是设计为管, 所以在此连杆 28 内可以导引用于该空心探针金属针尖的另一根连杆。金属丝辐条 26 不仅有固定切割件 24 的目的, 而且还有如前面
- 10 已说明的那种沿纵向切割已切下的组织部分的功能。

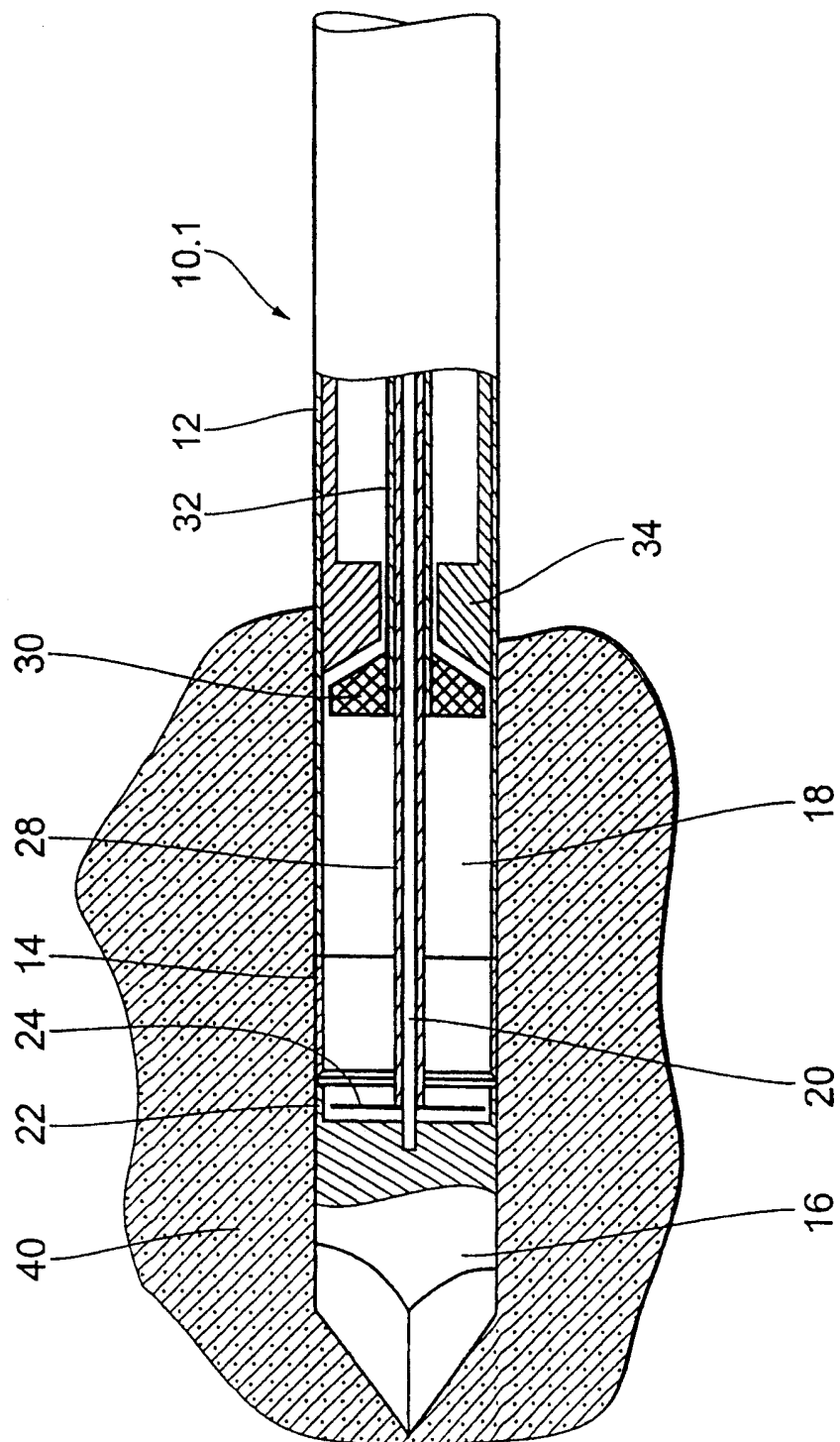
- 在图 11a 至 11h 中分别表示连杆 28 与固定在其上由金属丝环构成的切割件 24。在图示的这些方案中金属丝辐条显然不需要用来将切割件 24 固定在连杆 28 上。因此在图 11a 至 11h 中表示的金属丝辐条 26 只有唯一的目的,
- 15 即作为切割电极用于沿纵向劈开已切下的组织部分。如图 11i 至 11k 所示, 金属丝辐条 26 也可以设计为金属丝圈。在图 11i 至 11k 中表示的金属丝圈 26 的前视图与图 11a 的金属丝辐条 26 的前视图相同, 所以当连杆 28 沿纵向运动时在两种情况下得到同样的切口。

- 在图 12 中表示了另一种可供选用的空心探针 50, 其中一个圆柱形容纳
- 20 腔半侧向外开启。这一口通过可绕空心探针 50 纵轴线 52 旋转的盖 54 封闭。在盖的纵向边缘前设一个平行于空心探针 50 纵轴线 52 定向的直的切割件 56。在空心探针 50 上可优选地施加真空, 借助此真空将组织 58 吸入打开的空心探针 50 内。为了闭合此口, 盖 54 连同切割件 56 以这样的方式绕空心探针 50 的纵轴线 52 旋转, 即, 使切割件 56 走在盖 54 的前面并切下
- 25 吸入空心探针 50 的口内的组织部分 60。在图 13a 至 13c 中表示了这一情景。

- 为了能以简单的方式用图 12 所示的空心探针 50 切下较大的组织部分, 打开的空心探针 50 可用悬臂的切割件 56 在组织 58 内绕其纵轴线 52 旋转(见图 14a 至 14h), 以便摘取一相应的组织部分 60。接着, 空心探针 50 重新闭
- 30 合和从组织中拔出。

图 15 表示图 3a 至 3e 中所示空心探针 10.3 的透视图。

图 16 表示具有空心探针 72 的外科器械 70, 它配备有两个电极 74、76, 用于在围绕空心探针 72 的组织内引入高频电流。两个电极 74 和 76 通过电导线 78 和 80 与一个发电机 82 连接, 该发电机 82 用于产生加入组织内的电功率。此外, 在导线上连接一测量装置 84, 它设计成用于确定两个电极 5 72 和 74 之间的阻抗。测量装置 84 与发电机 82 连接, 以便根据在电极 74 与 76 之间测得的阻抗控制发电机功率。通过阻抗测量值的这种反馈, 总体上实现对发电机的调节。借助于阻抗信号对发电机 82 进行的控制, 还可用于对症治疗地切断发电机 82。随着组织的逐渐萎缩(Veroedung)其阻抗会增加。因此可规定一个用于阻抗的极限值, 超过该极限值后就切断发电机, 10 因为所测得的具体的高阻抗已表明, 组织已经足够地萎缩痊愈。



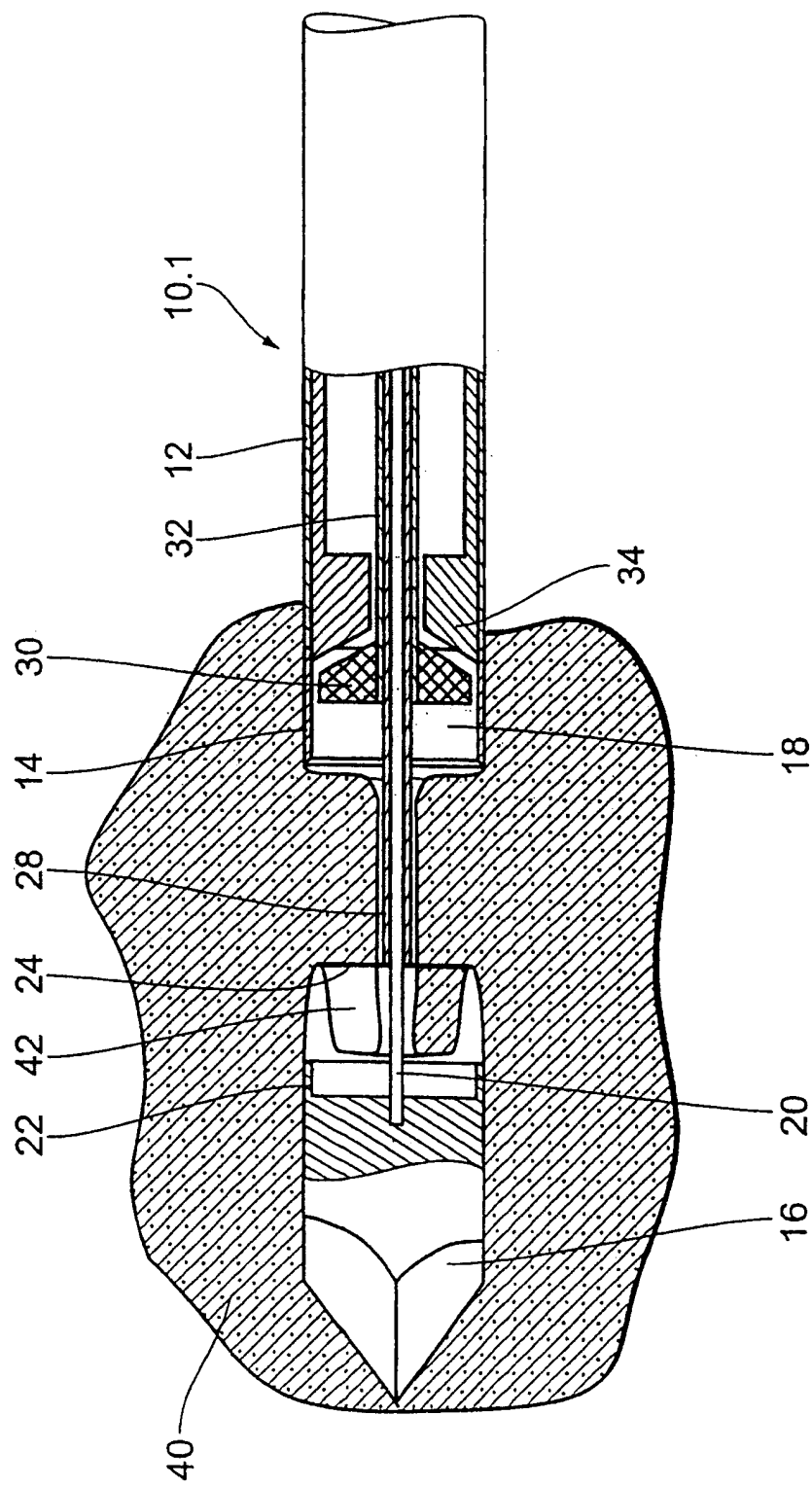


图1c

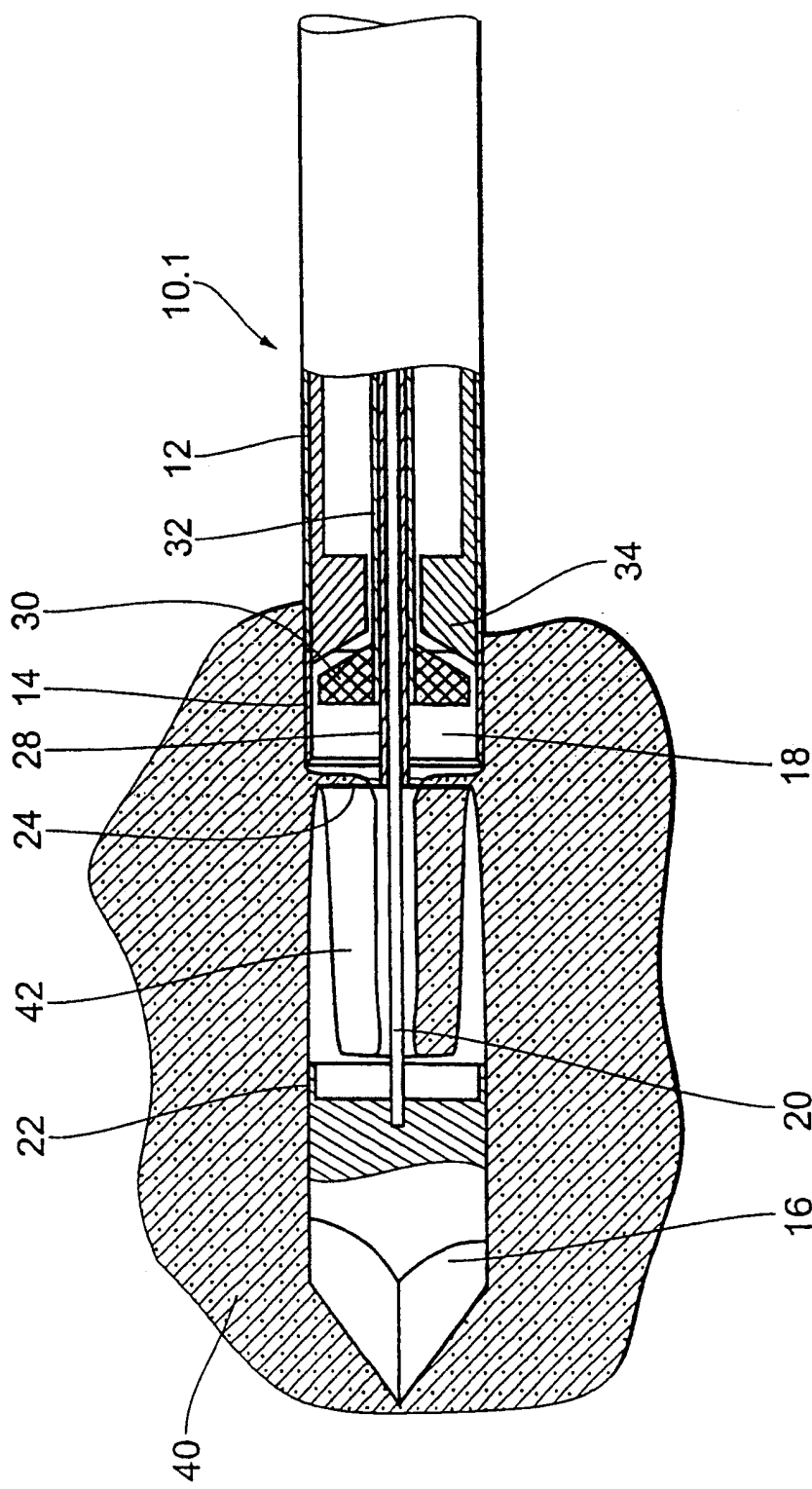


图1d

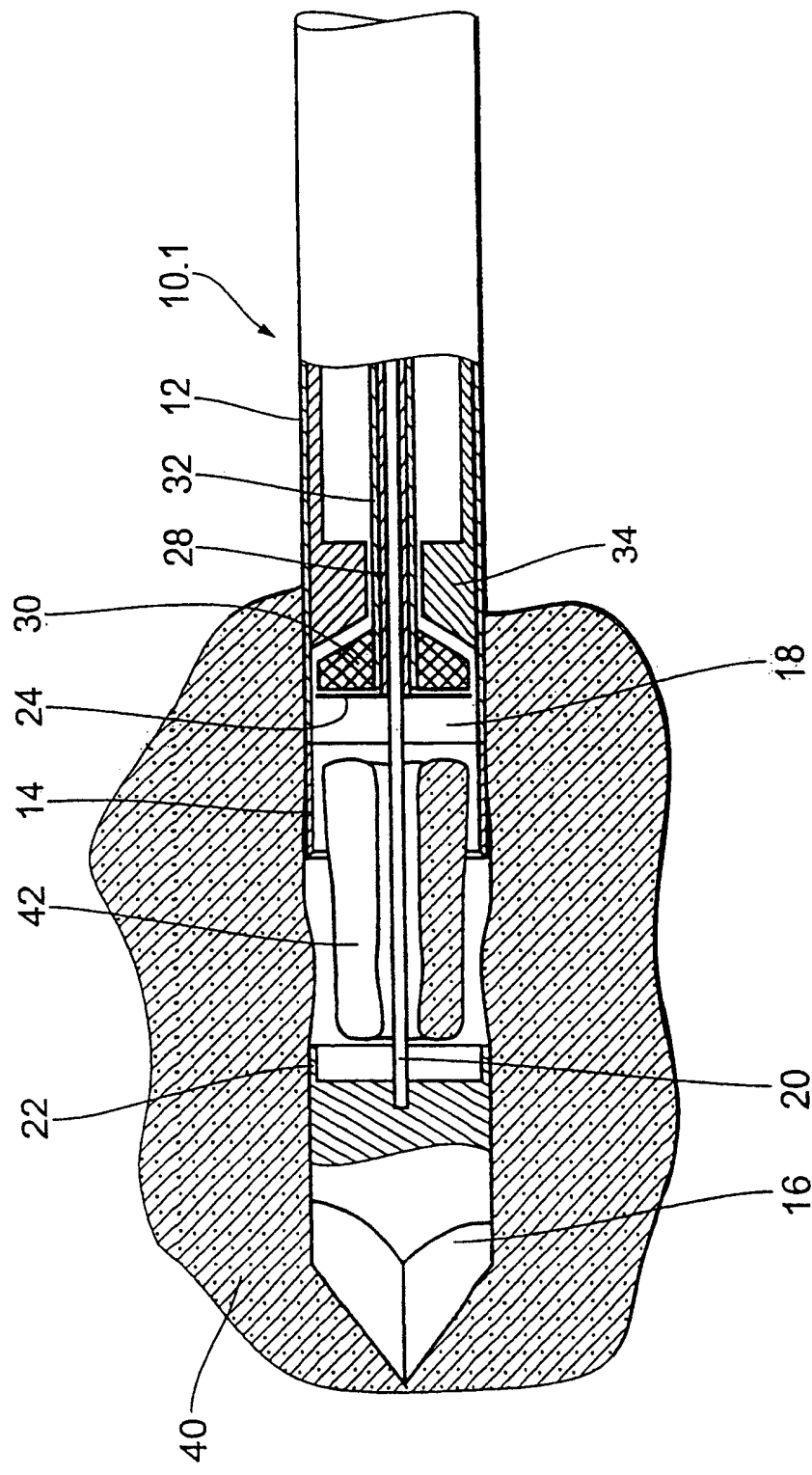


图1f

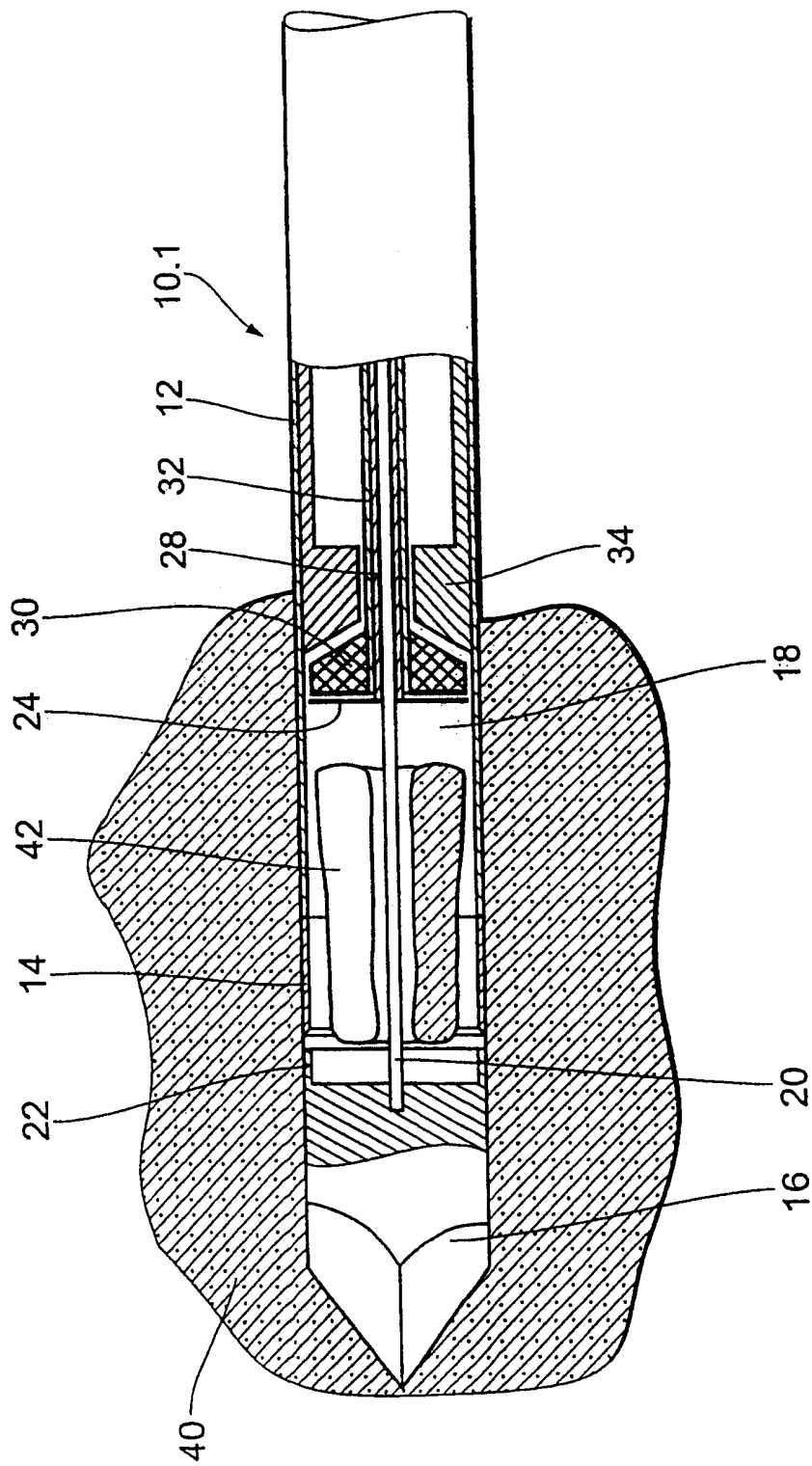


图1g

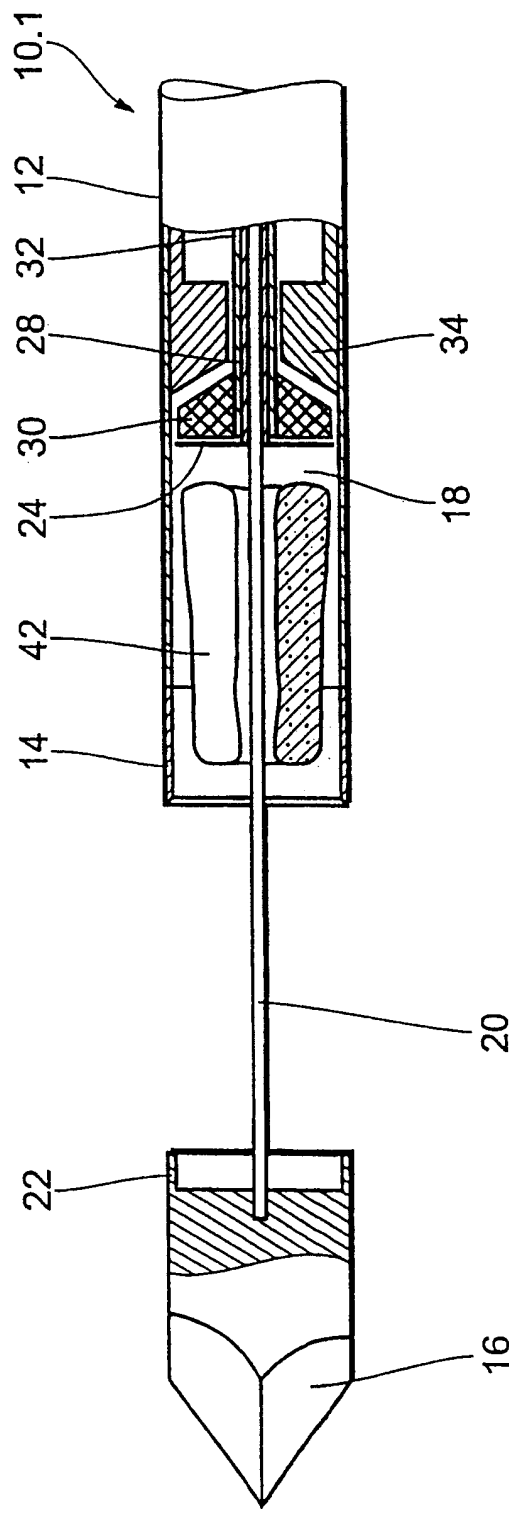


图 1h

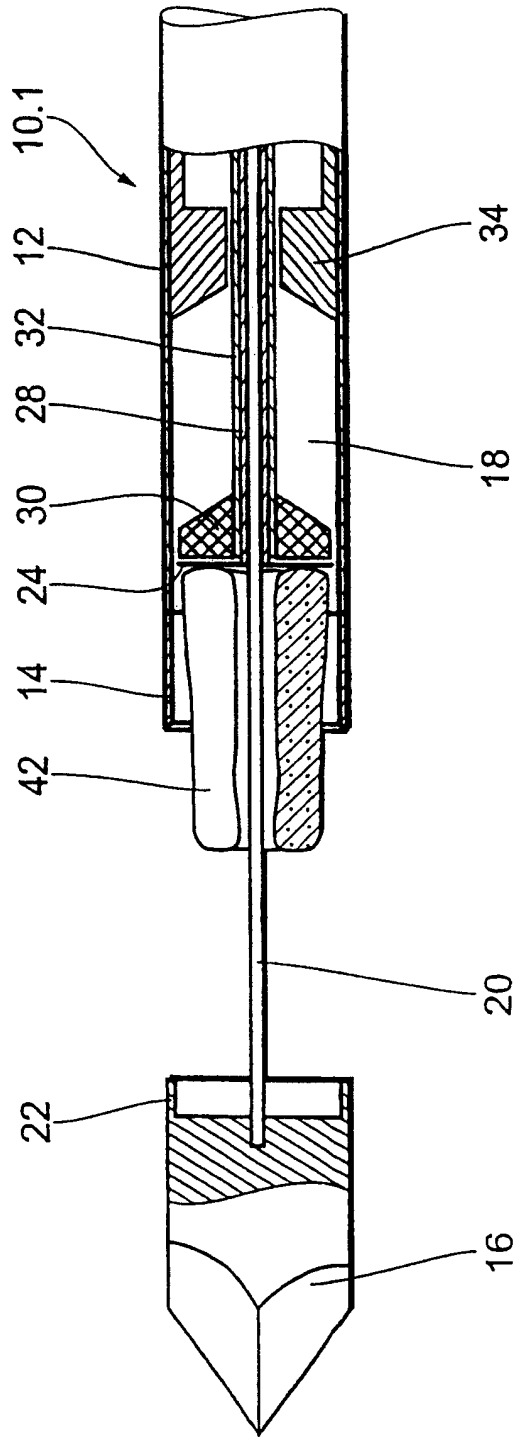


图1 i

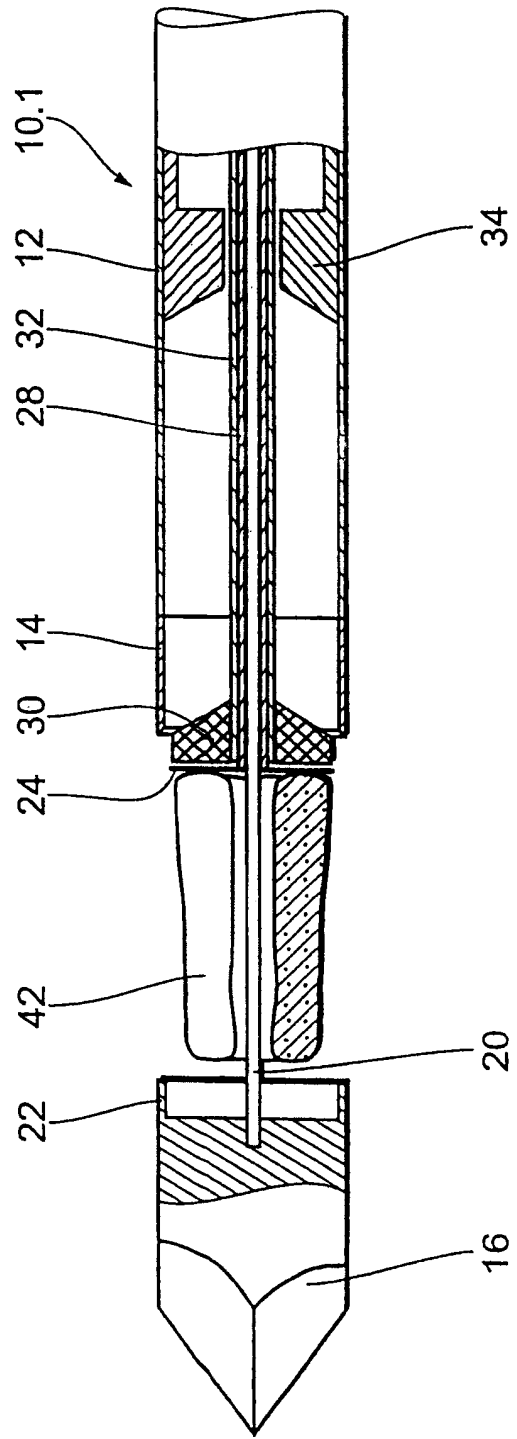


图 1k

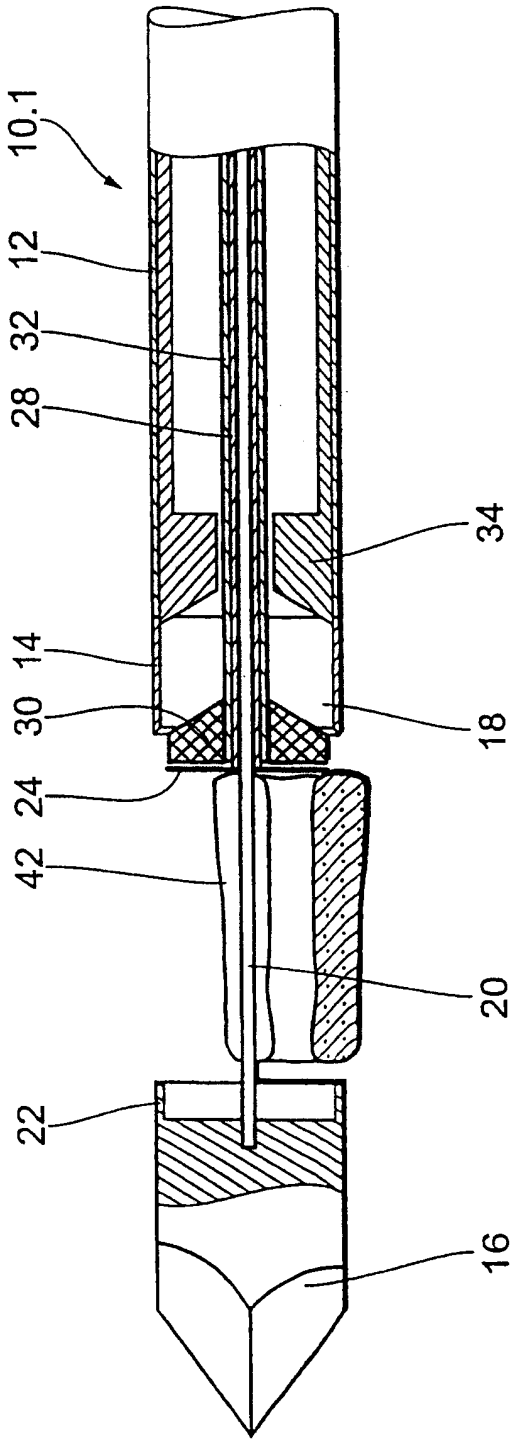


图 11

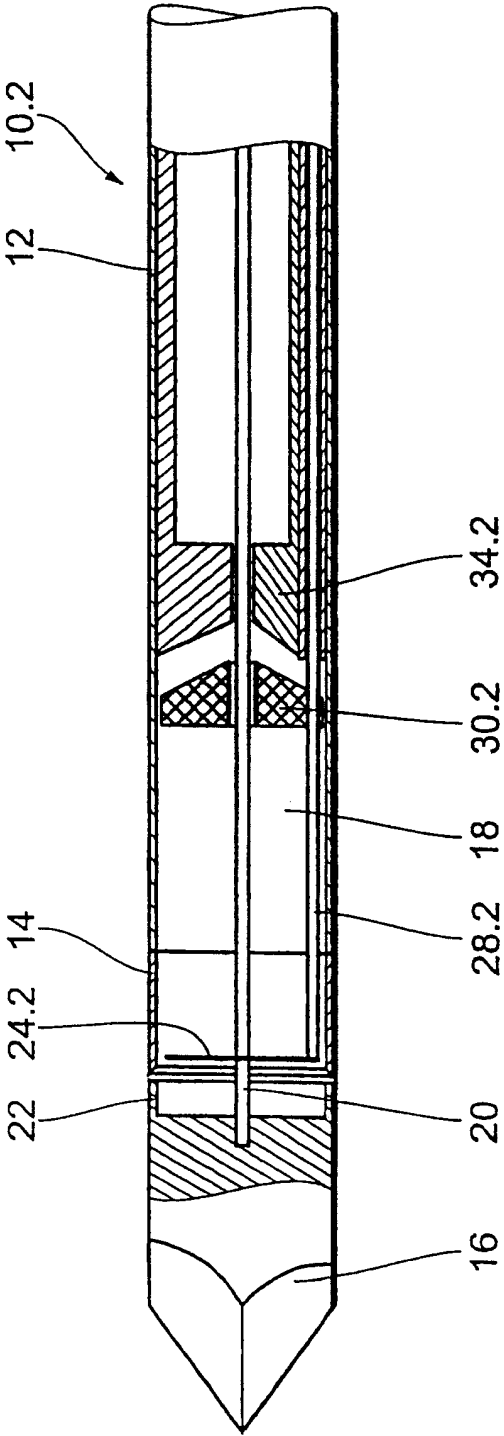


图 2a

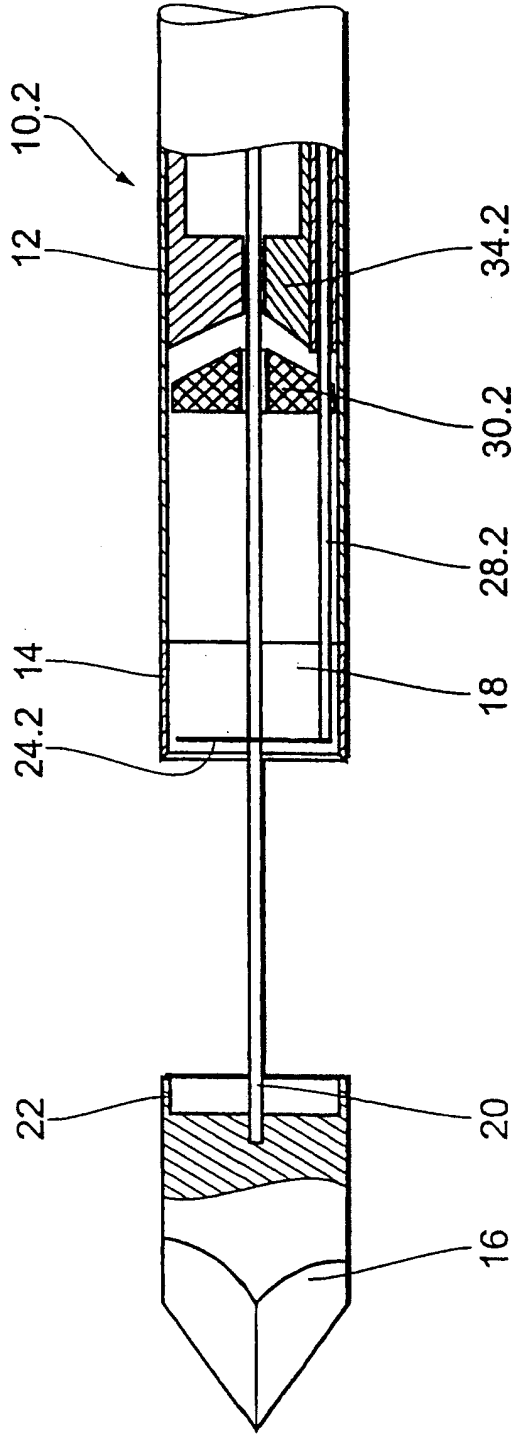


图 2b

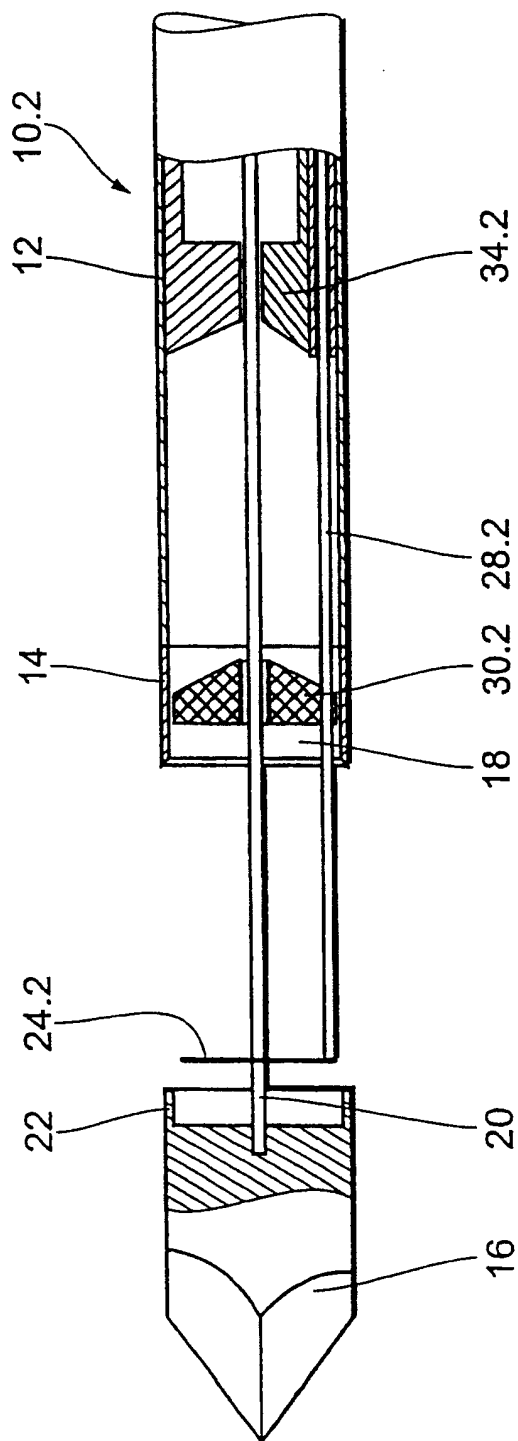


图 2c

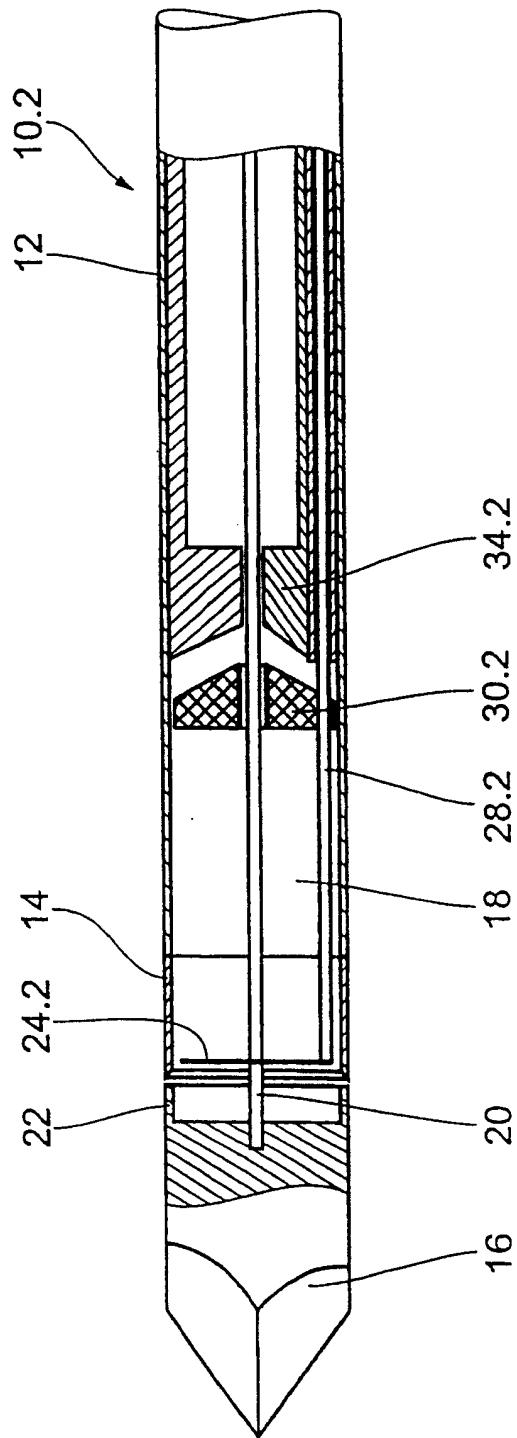


图 2d

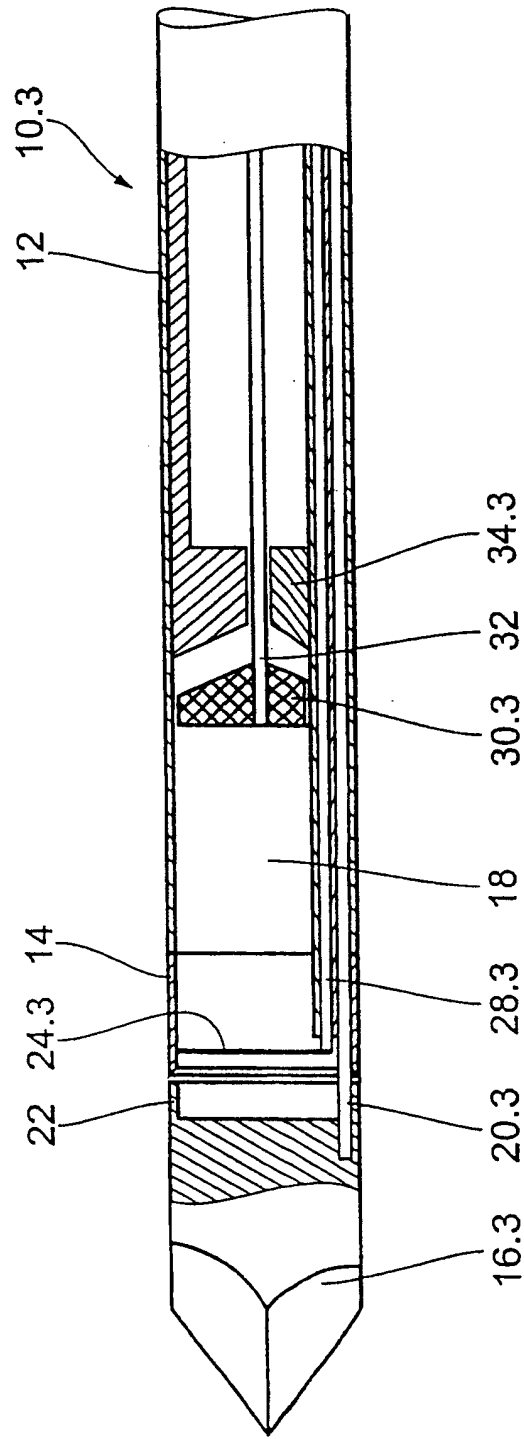


图 3a

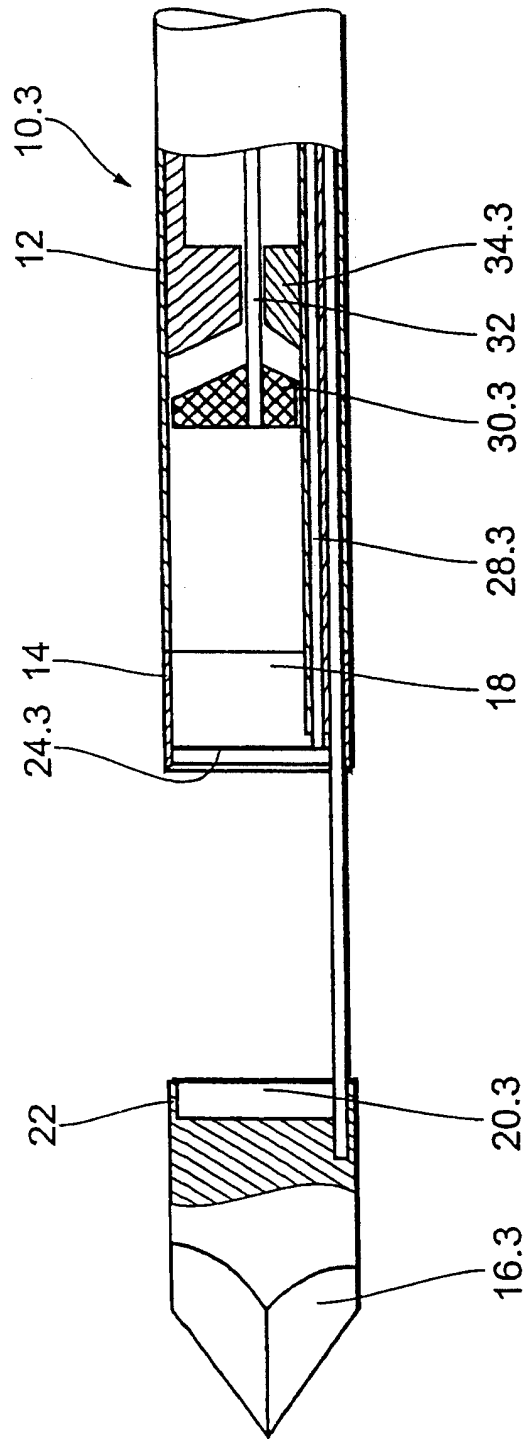


图 3b

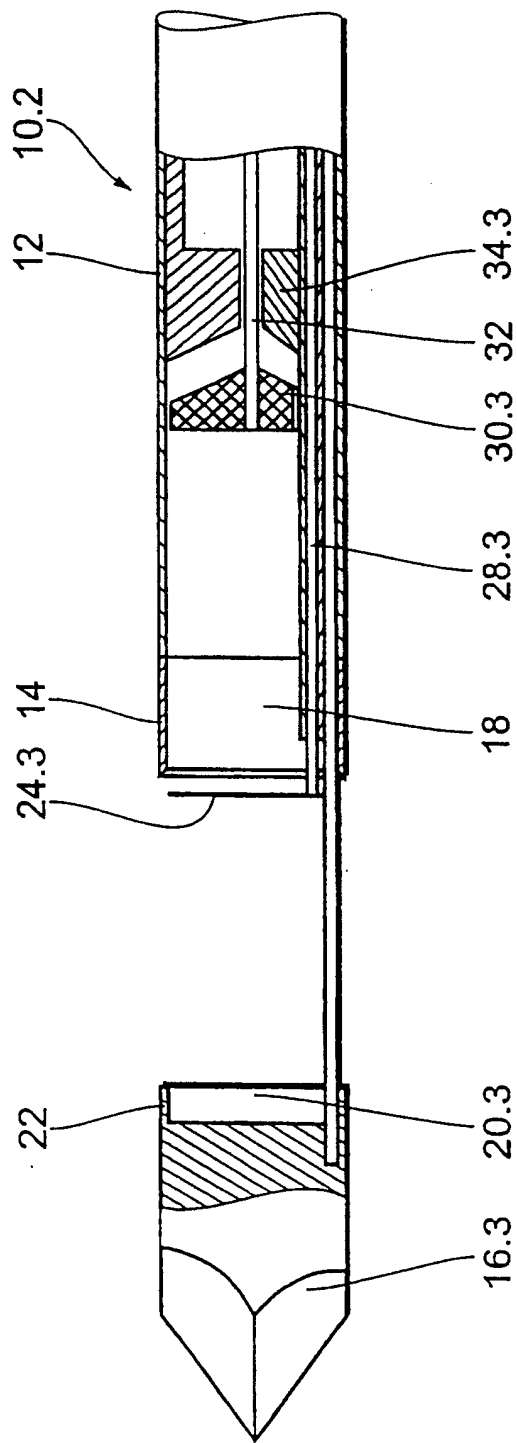


图 3c

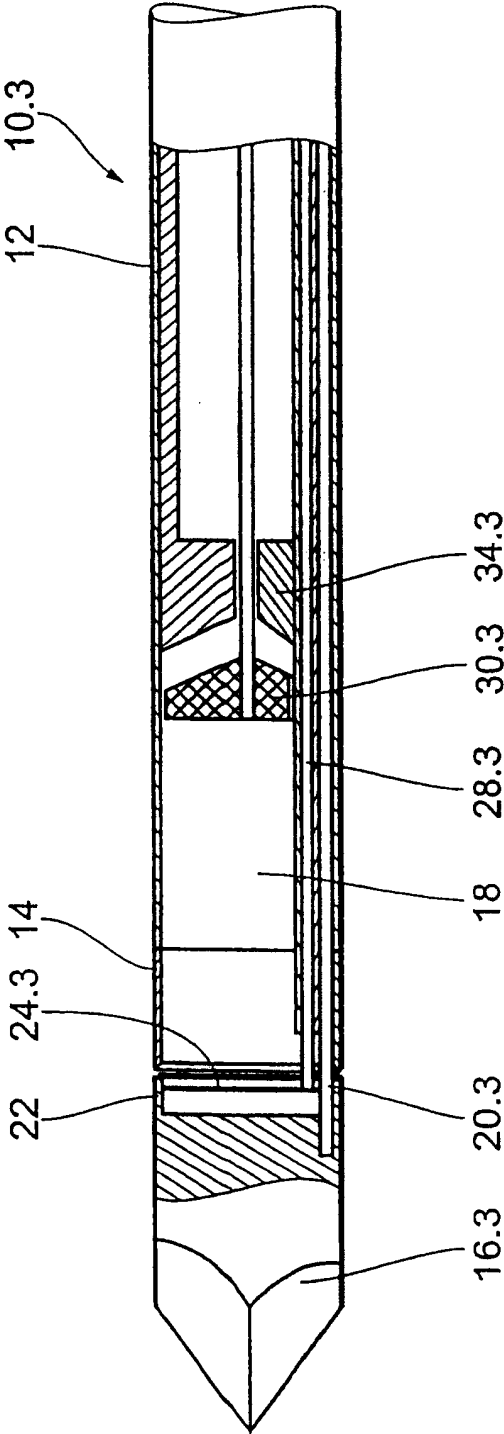


图 3d

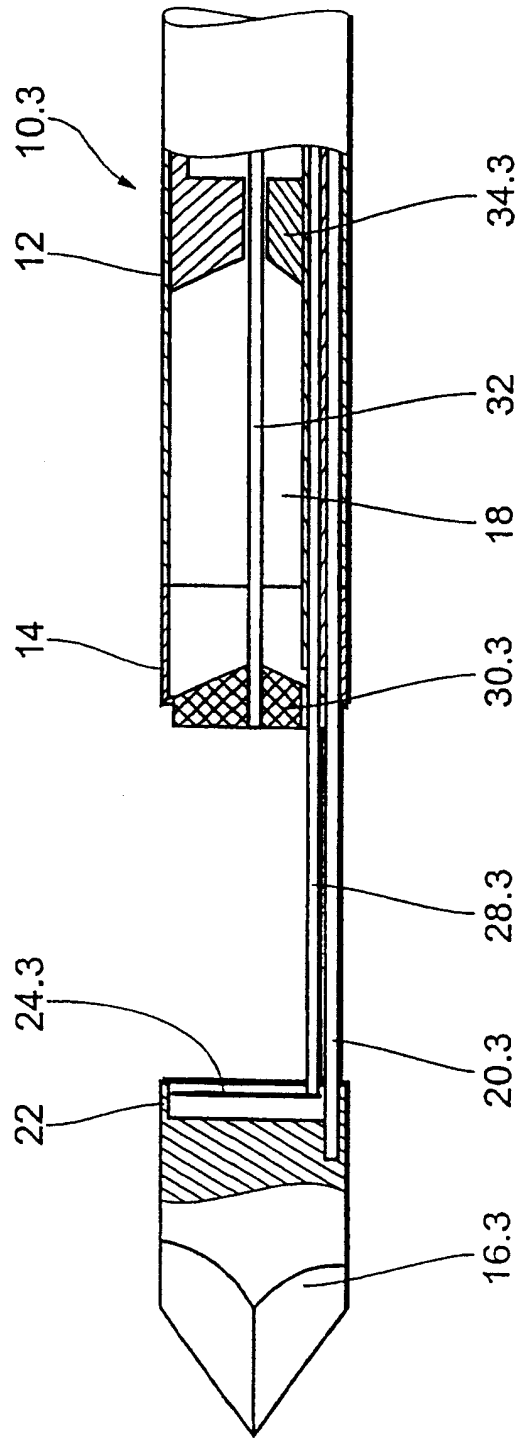


图 3e

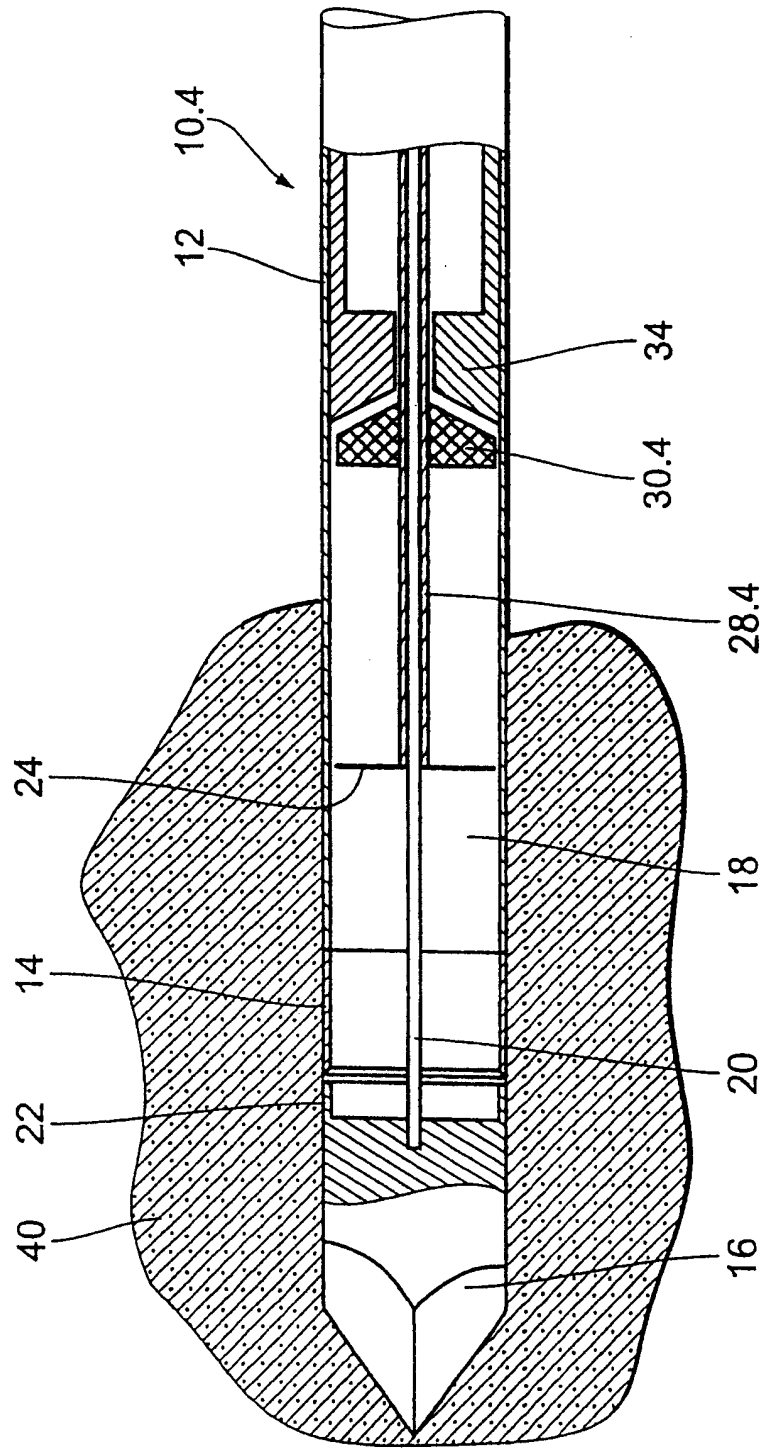


图 4a

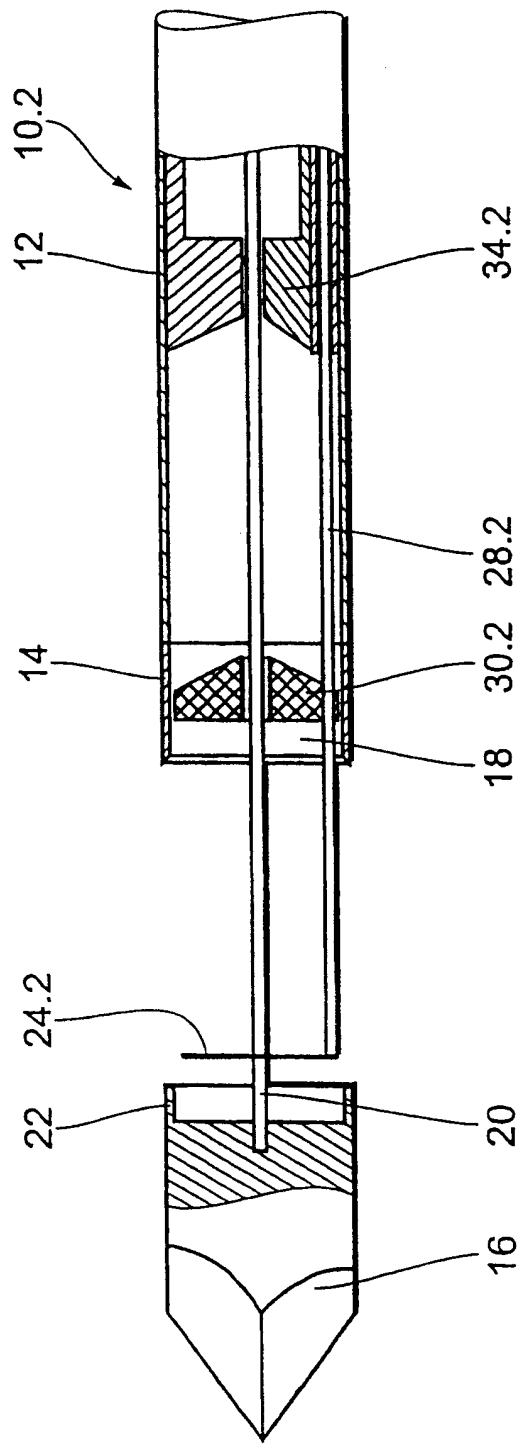


图 2c

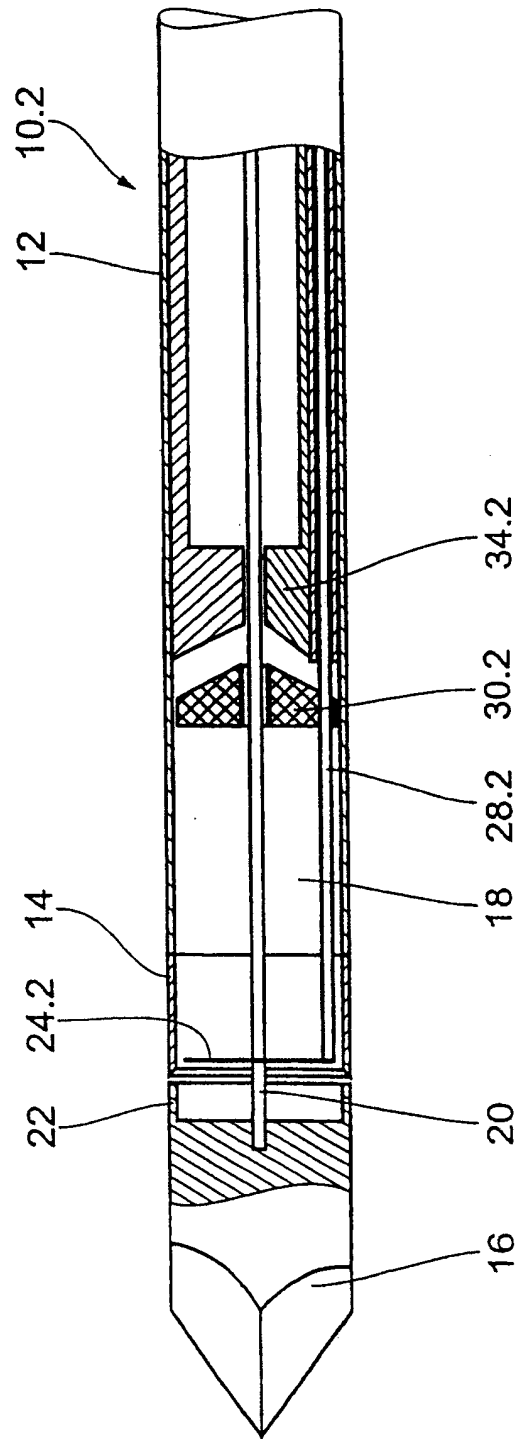


图 2d

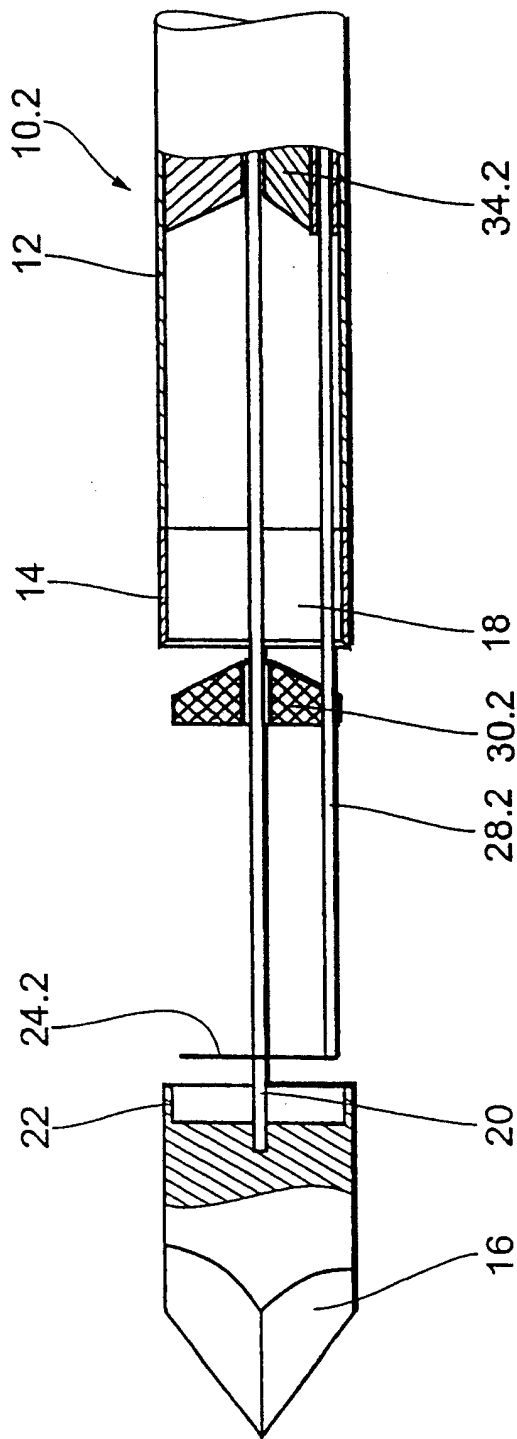


图 2e

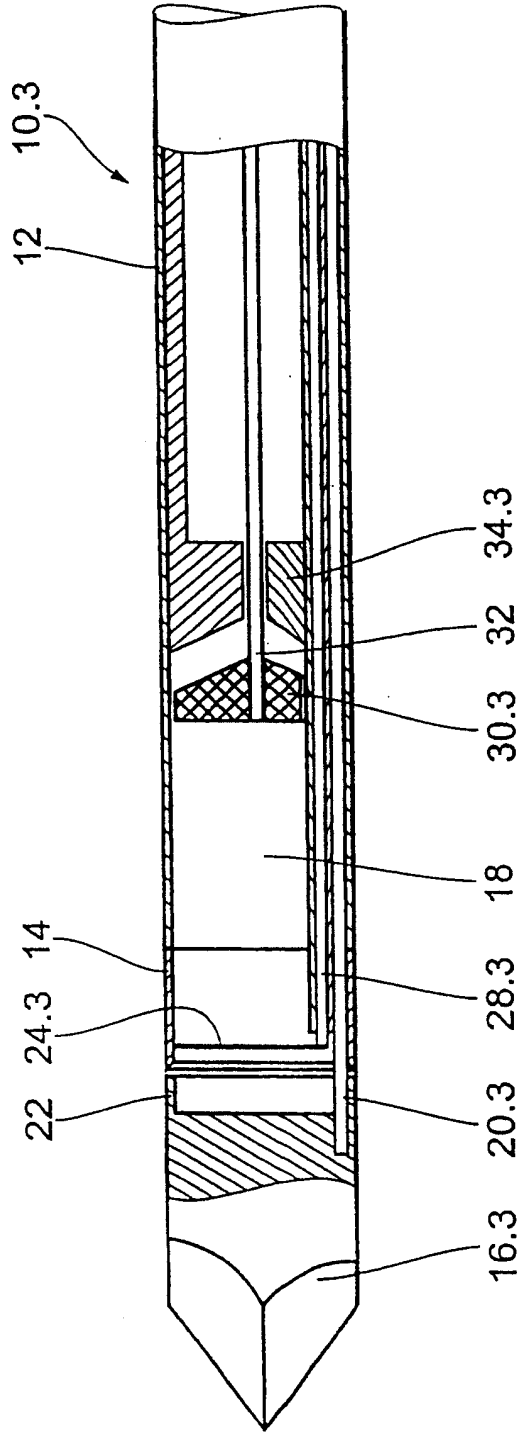


图 3a

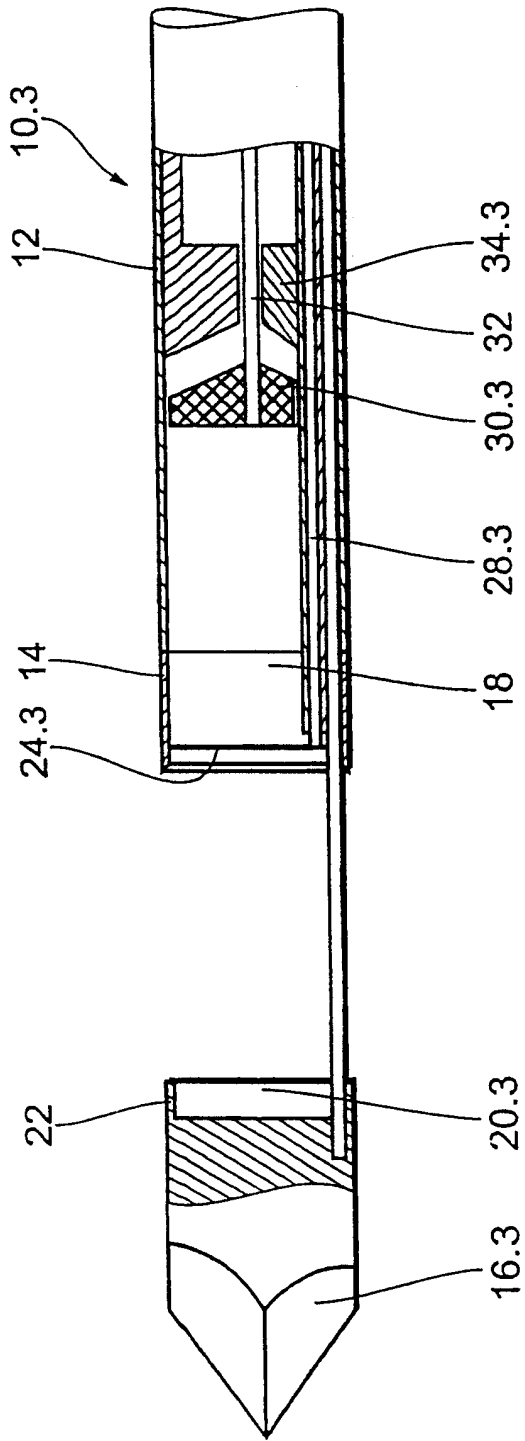


图 3b

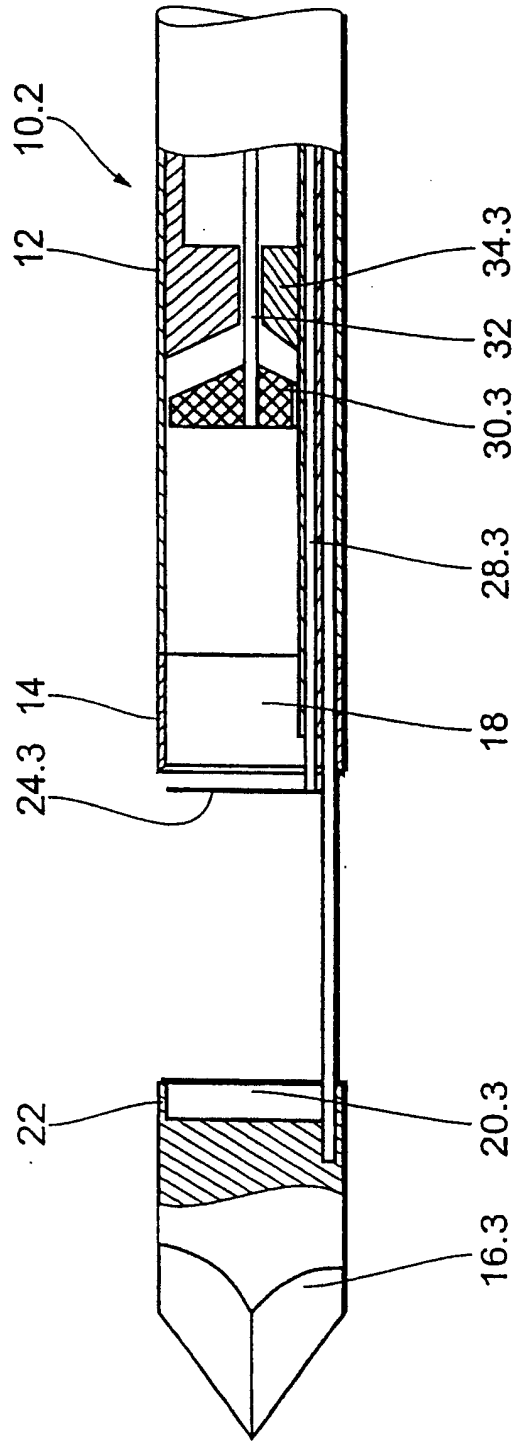


图 3c

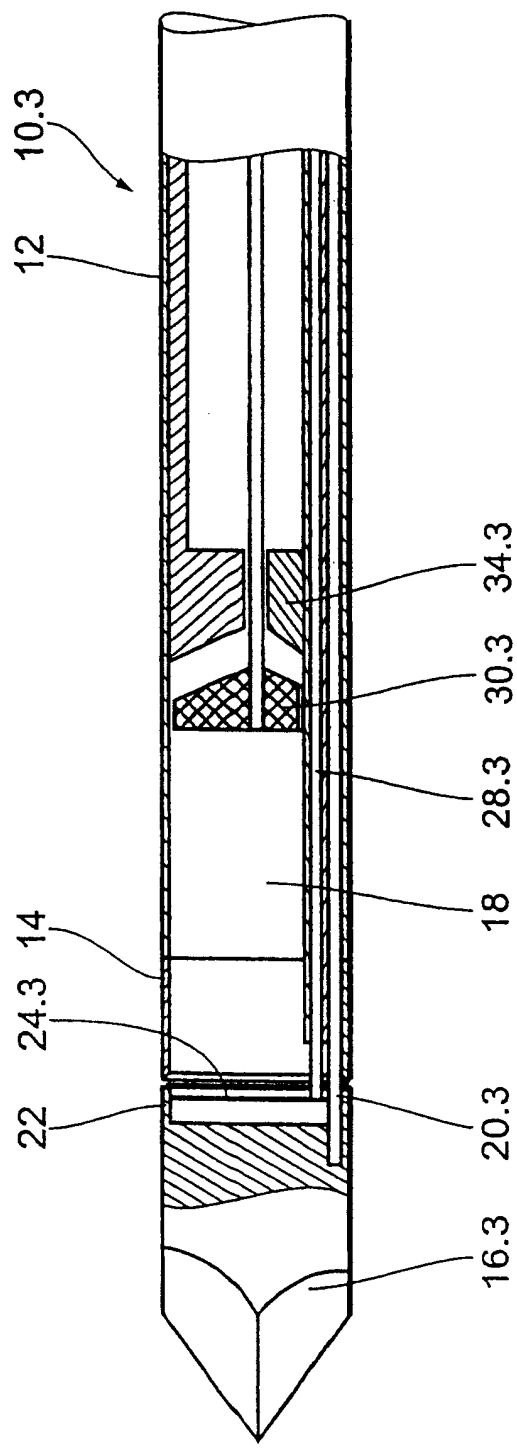


图 3d

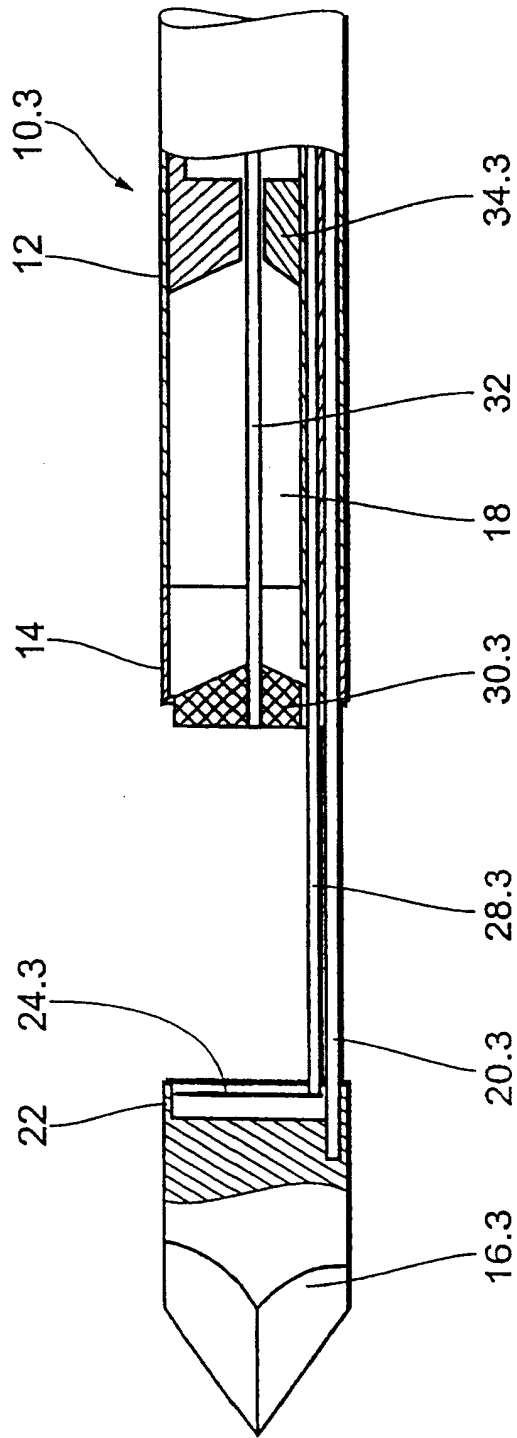


图 3e

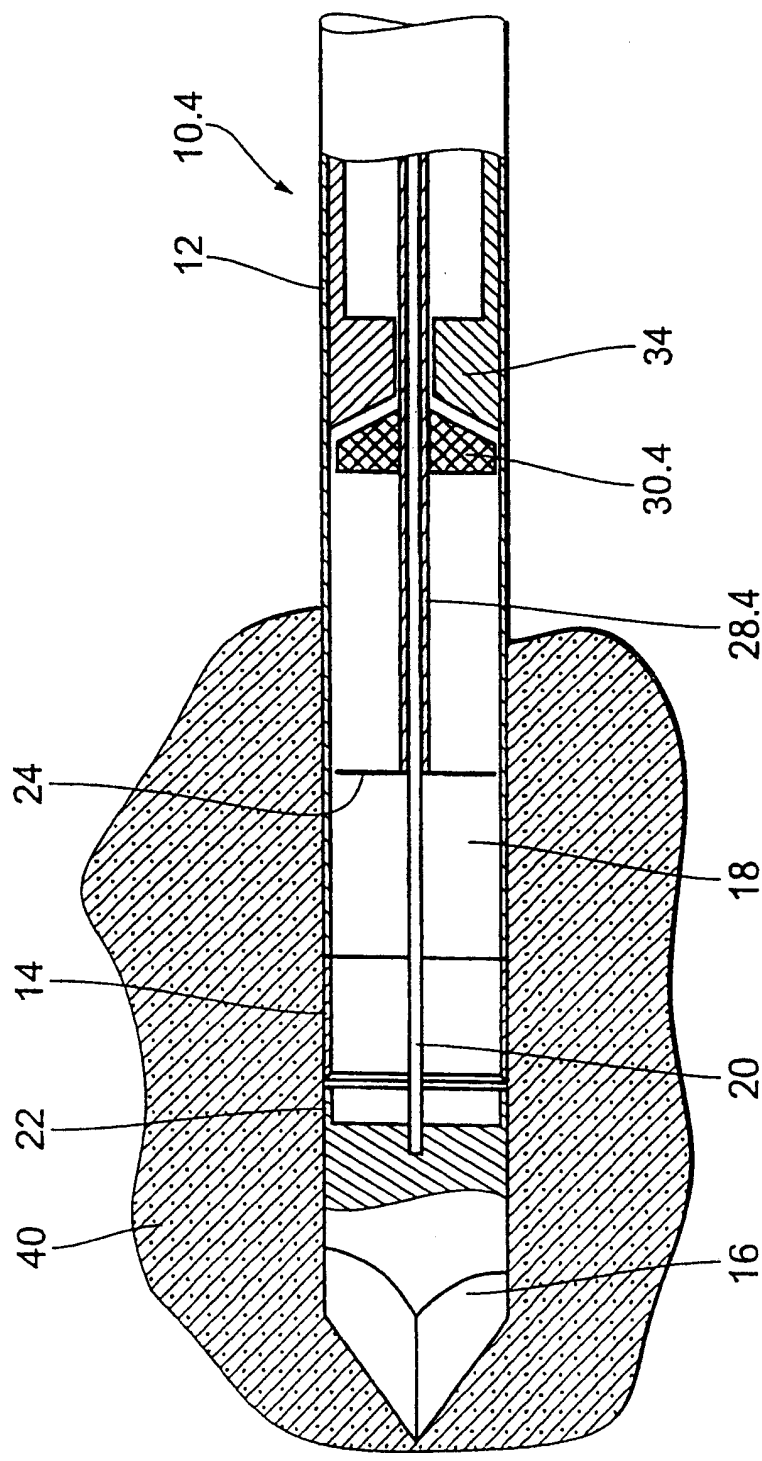


图 4a

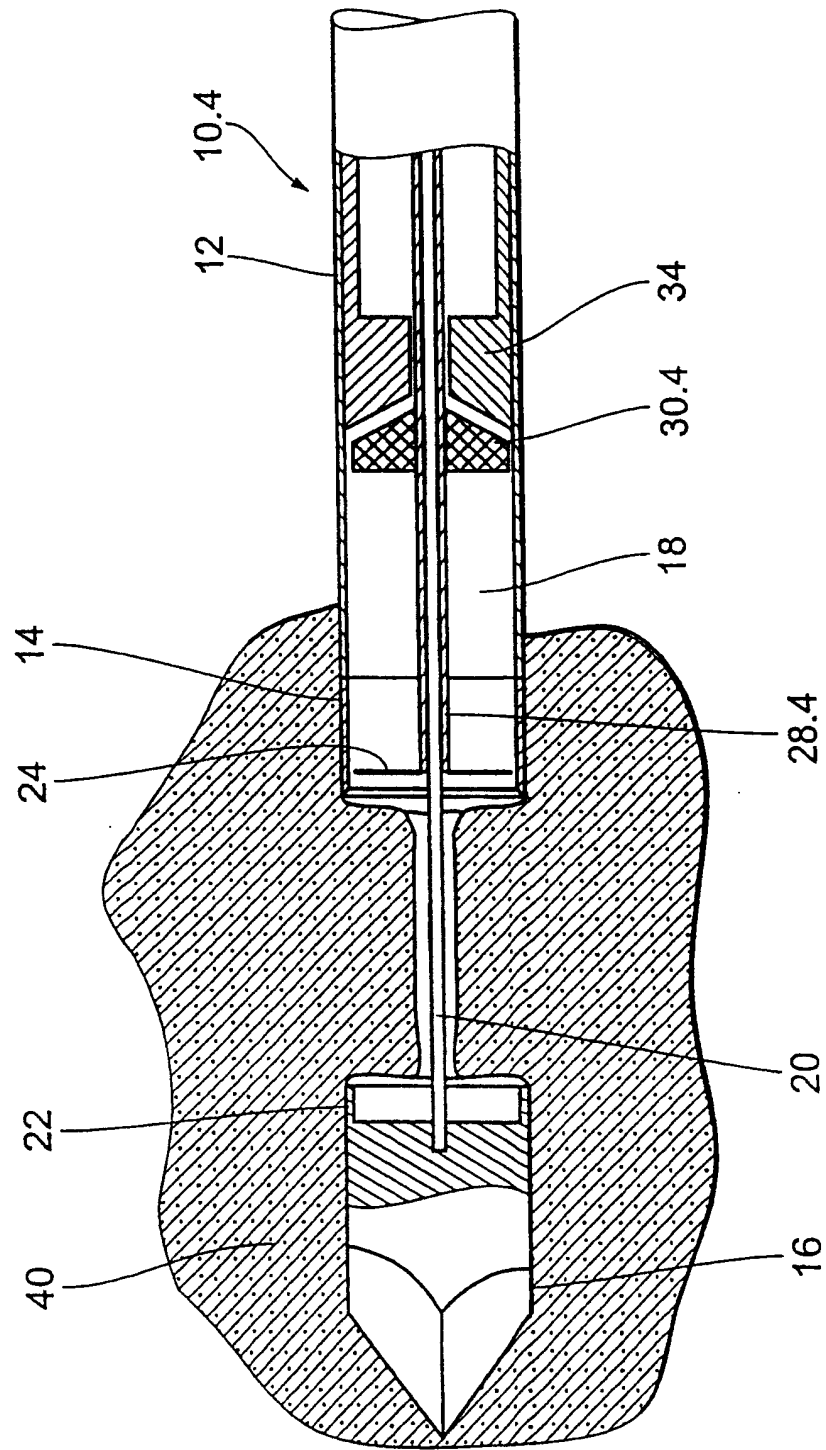


图 4b

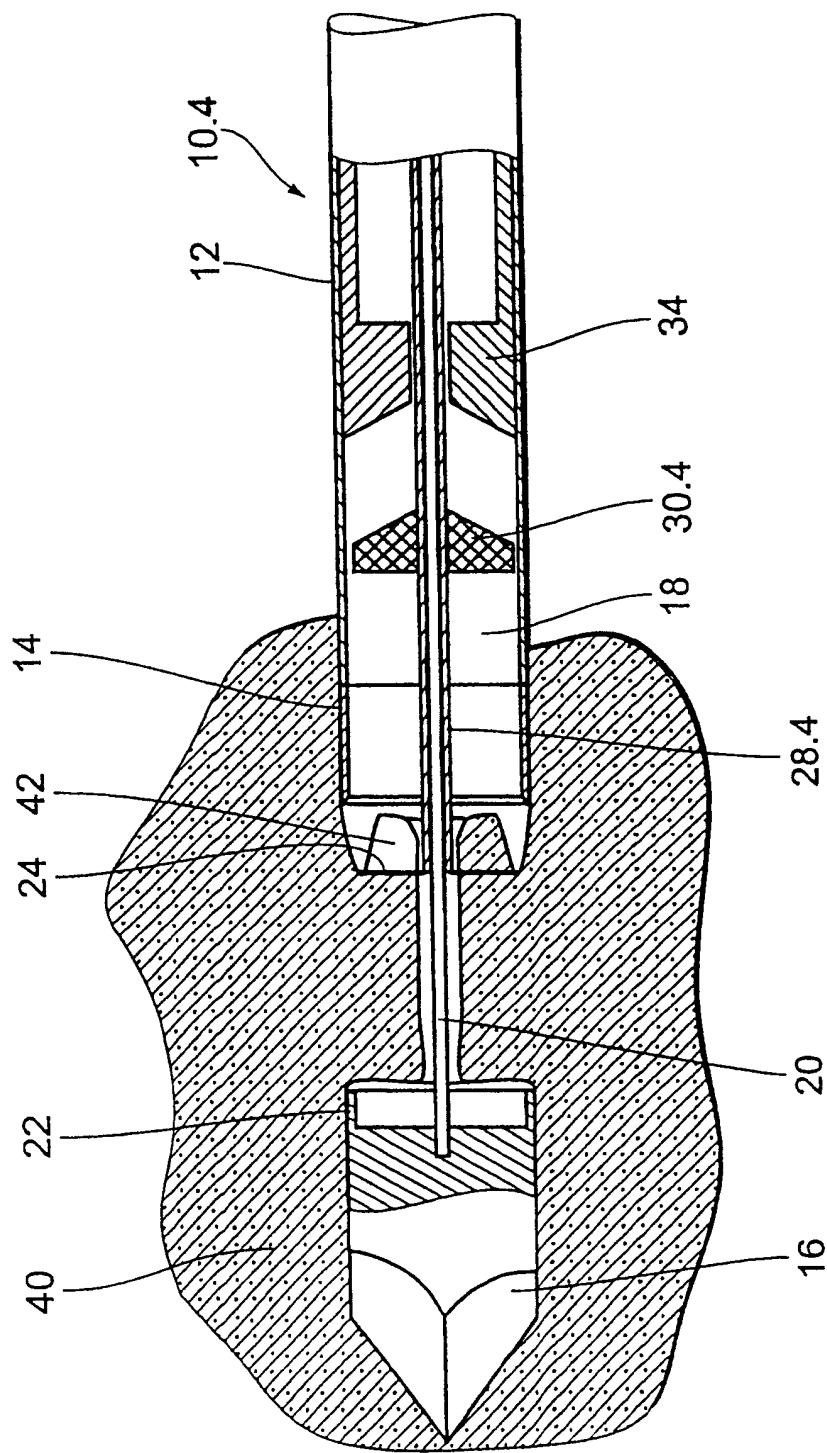


图 4c

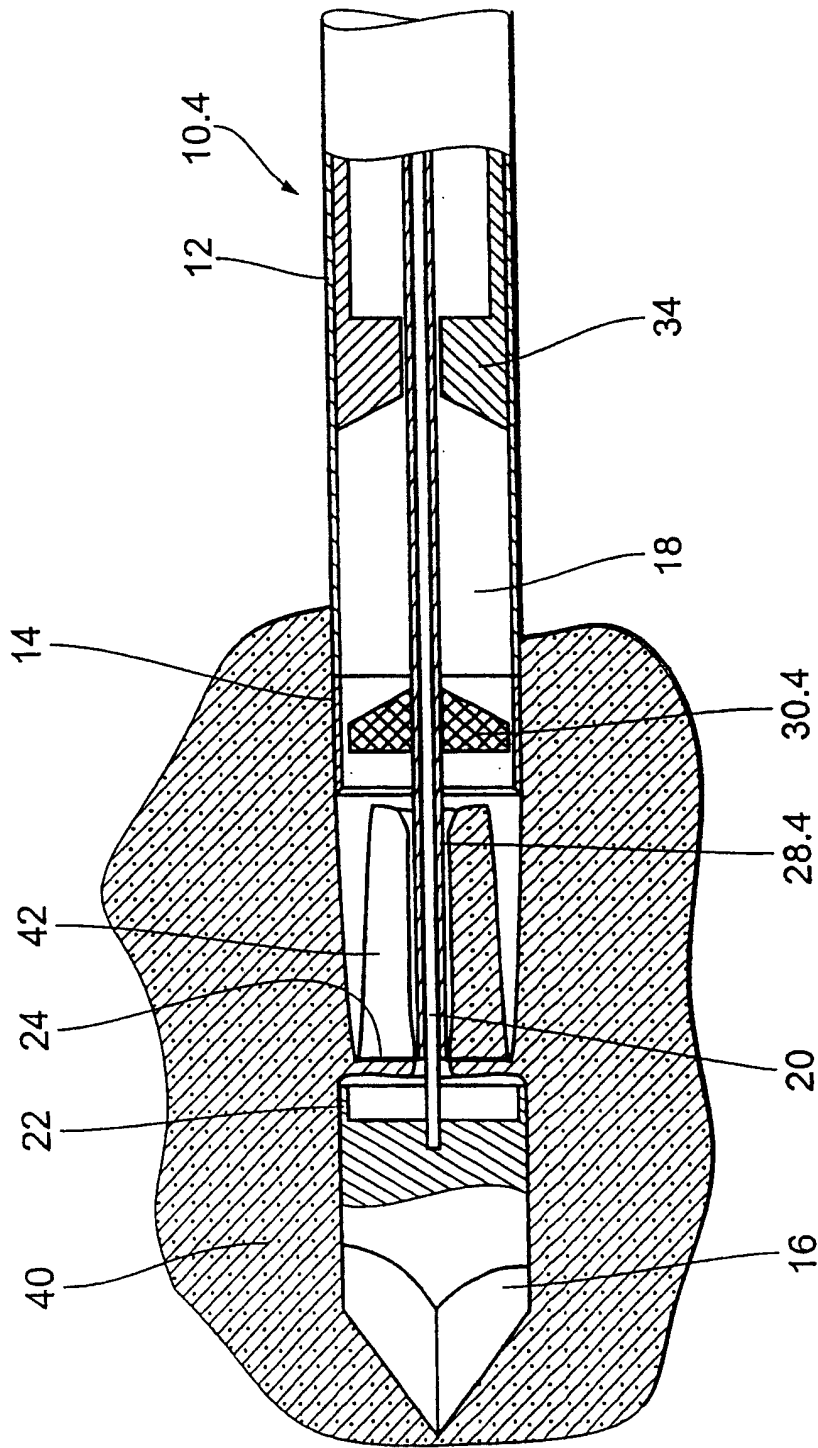


图 4d

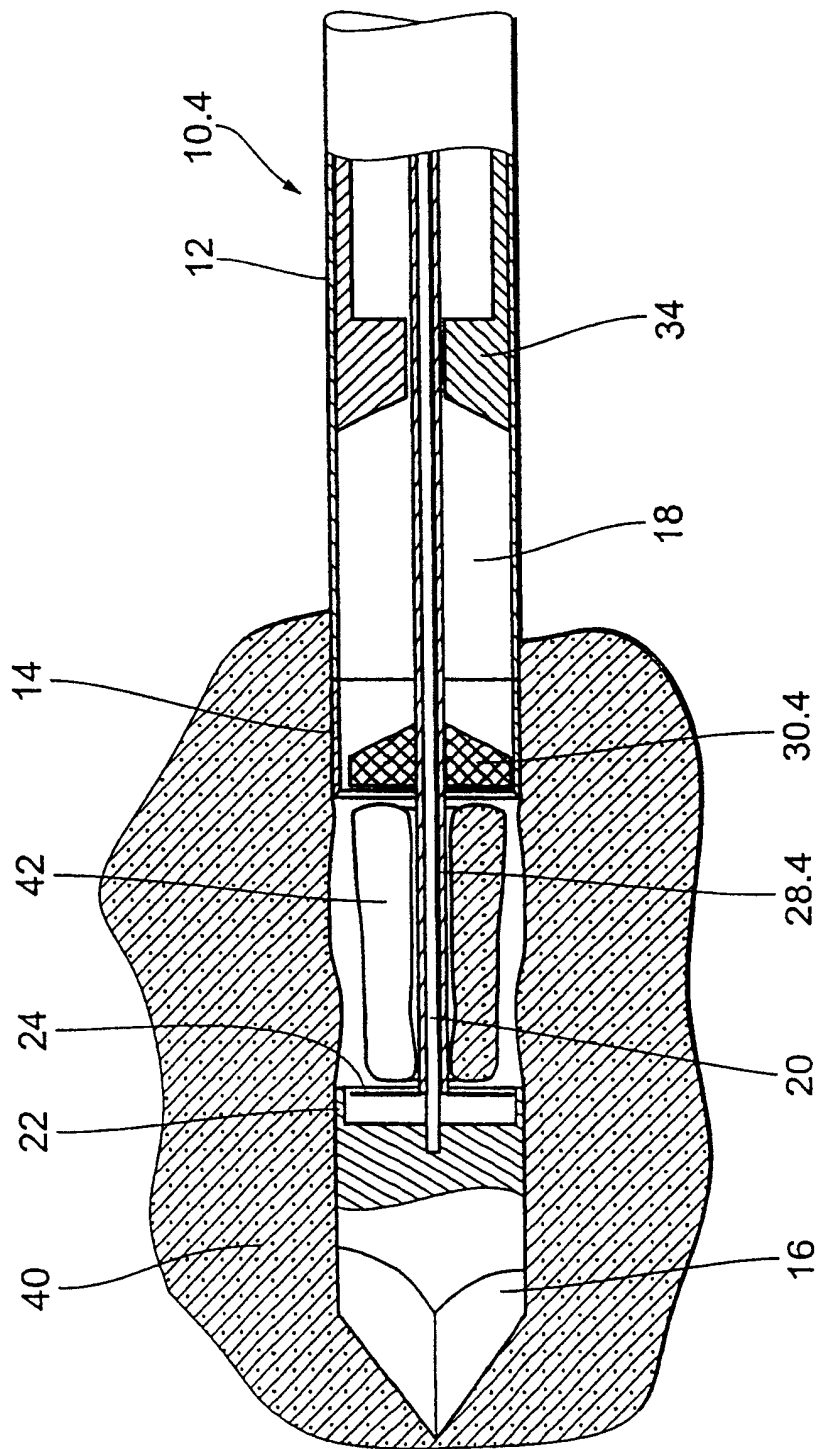


图 4e

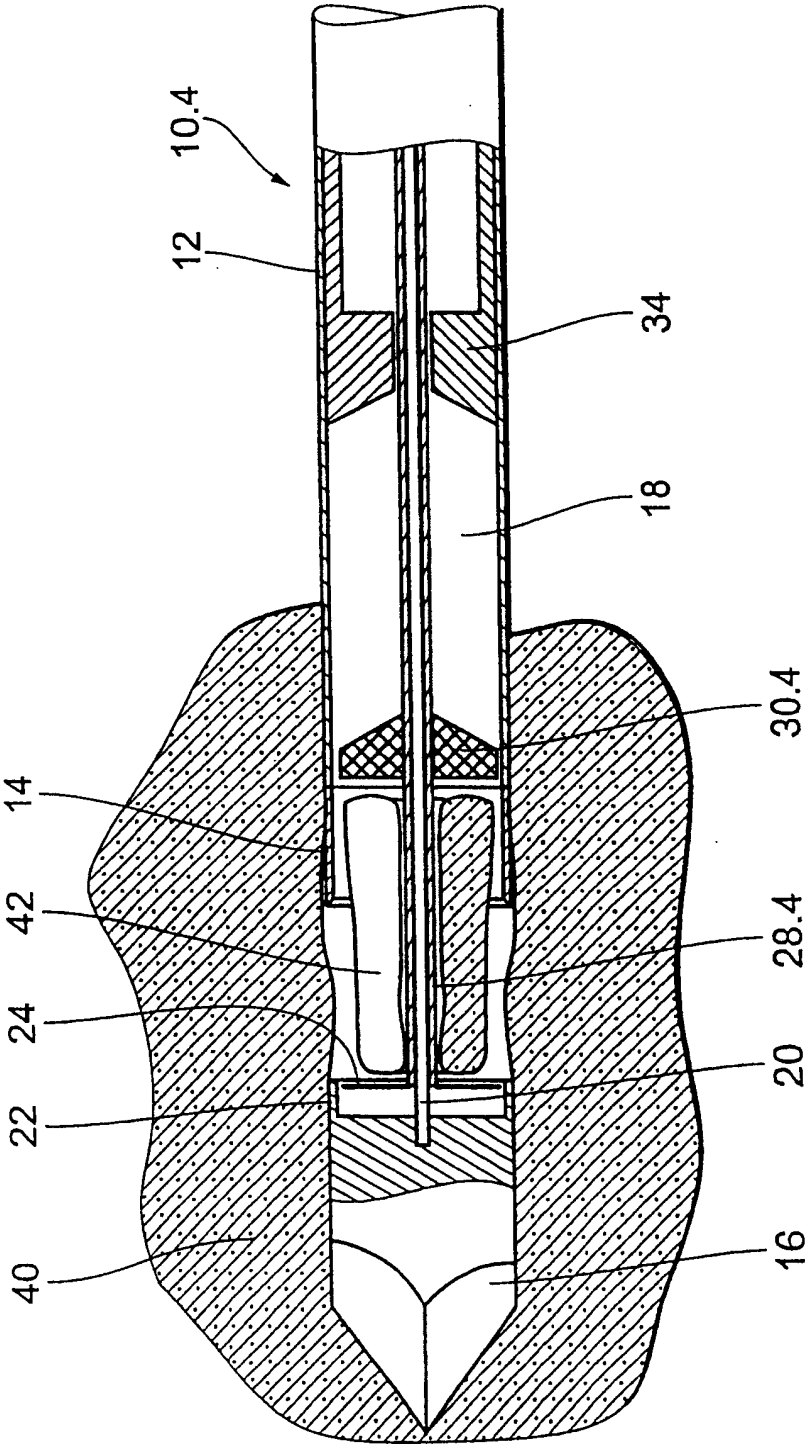


图 4f

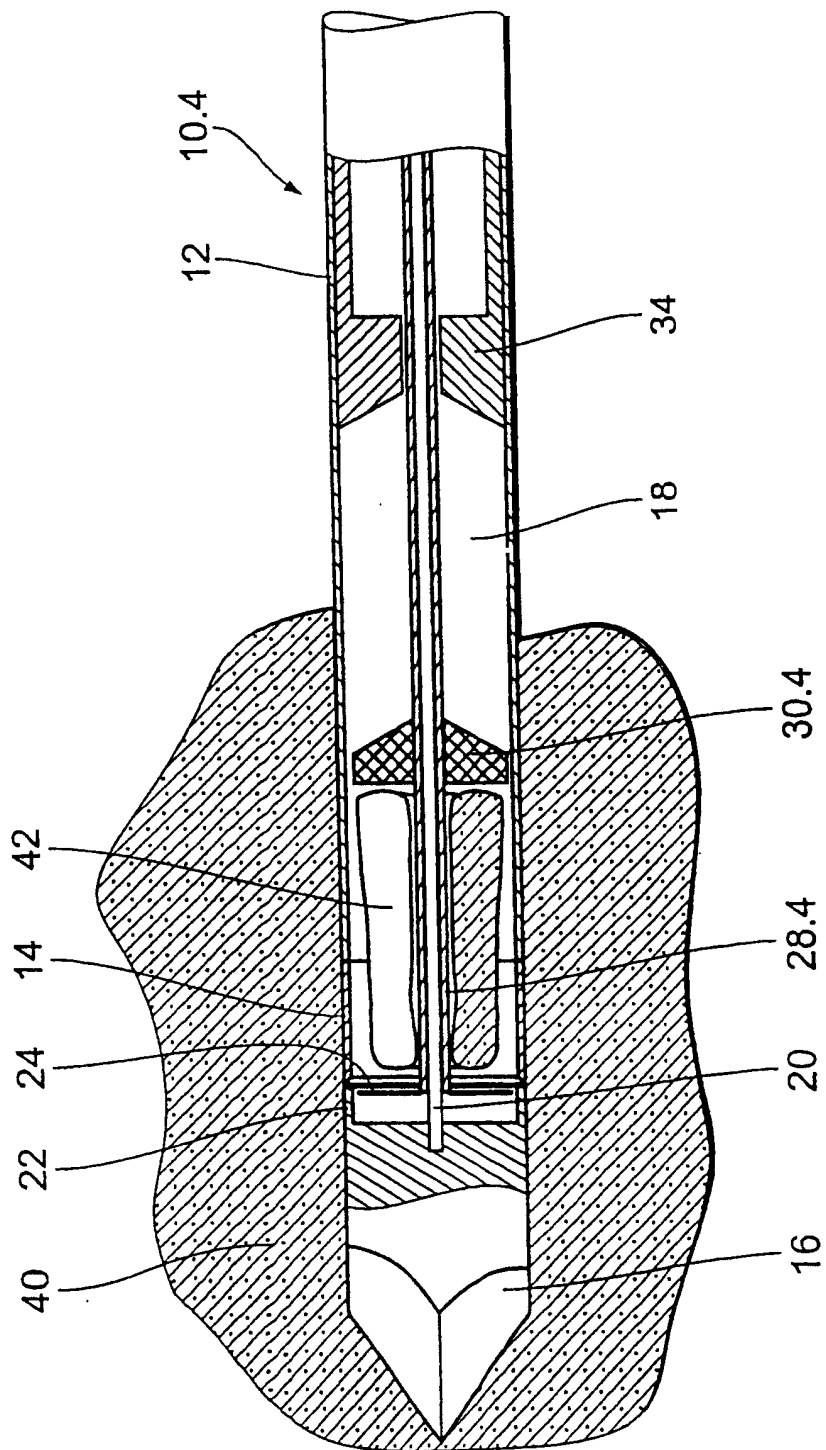


图 4g

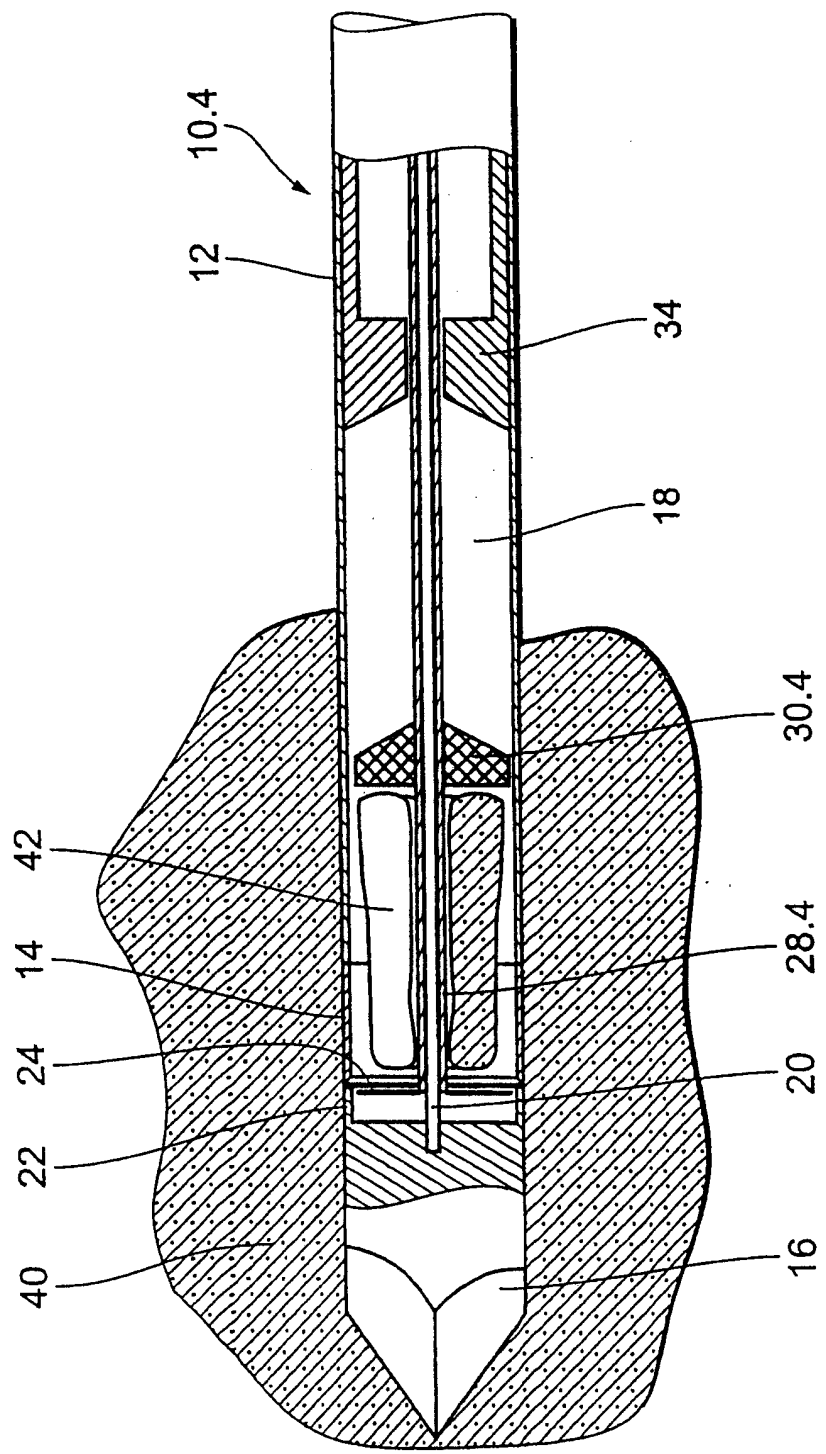


图 4h

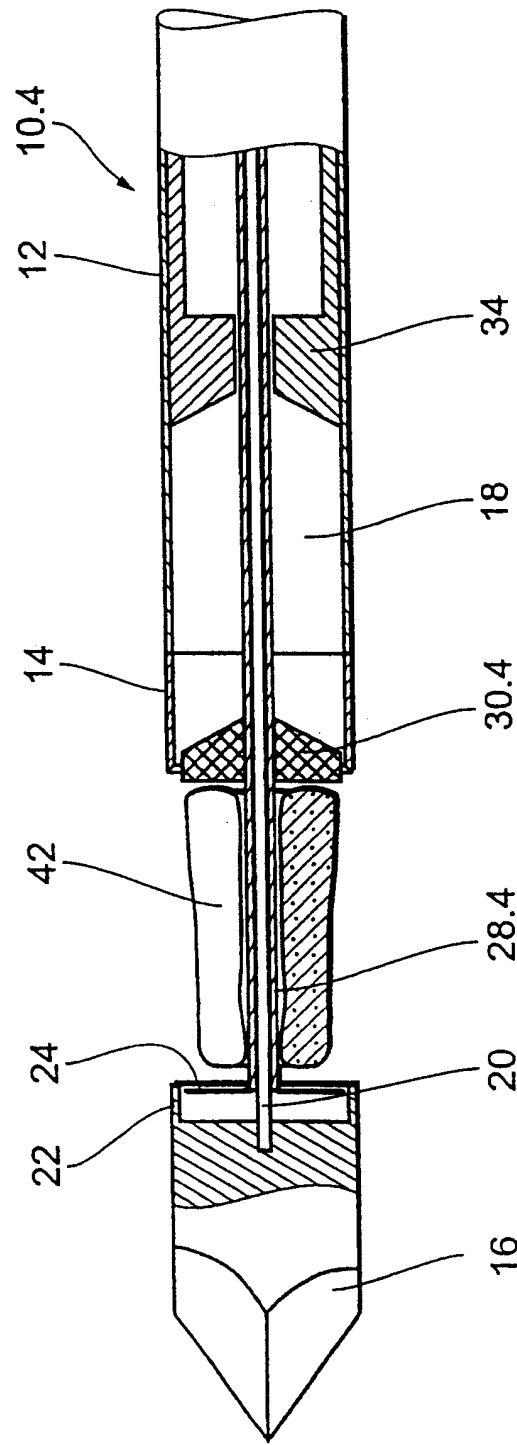


图 4i

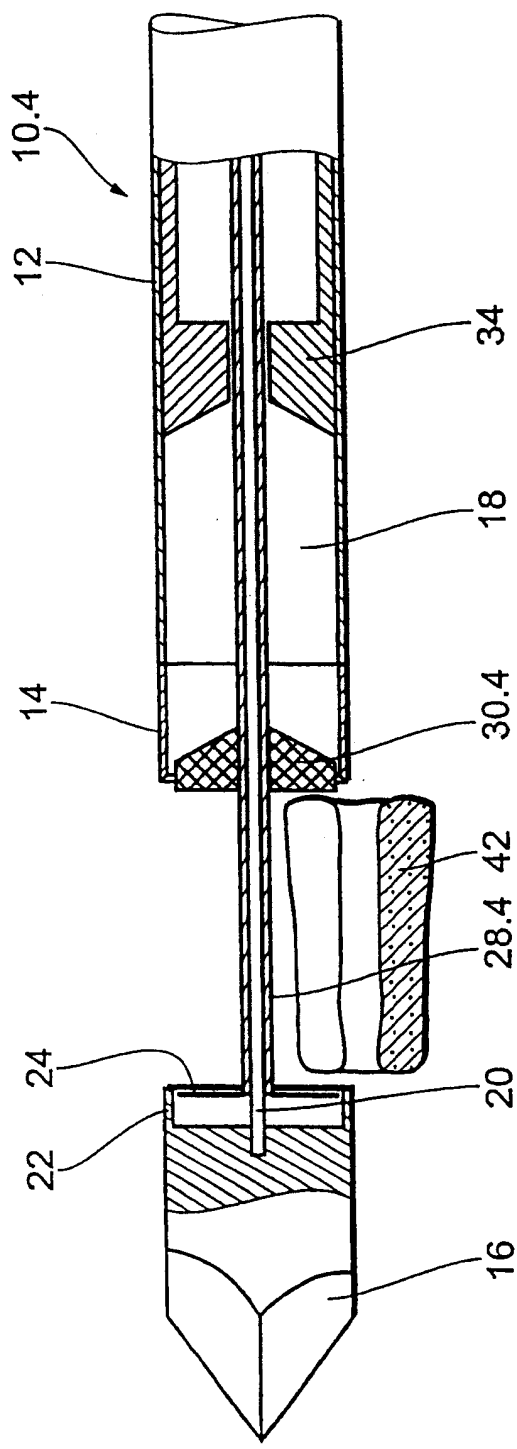


图 4j

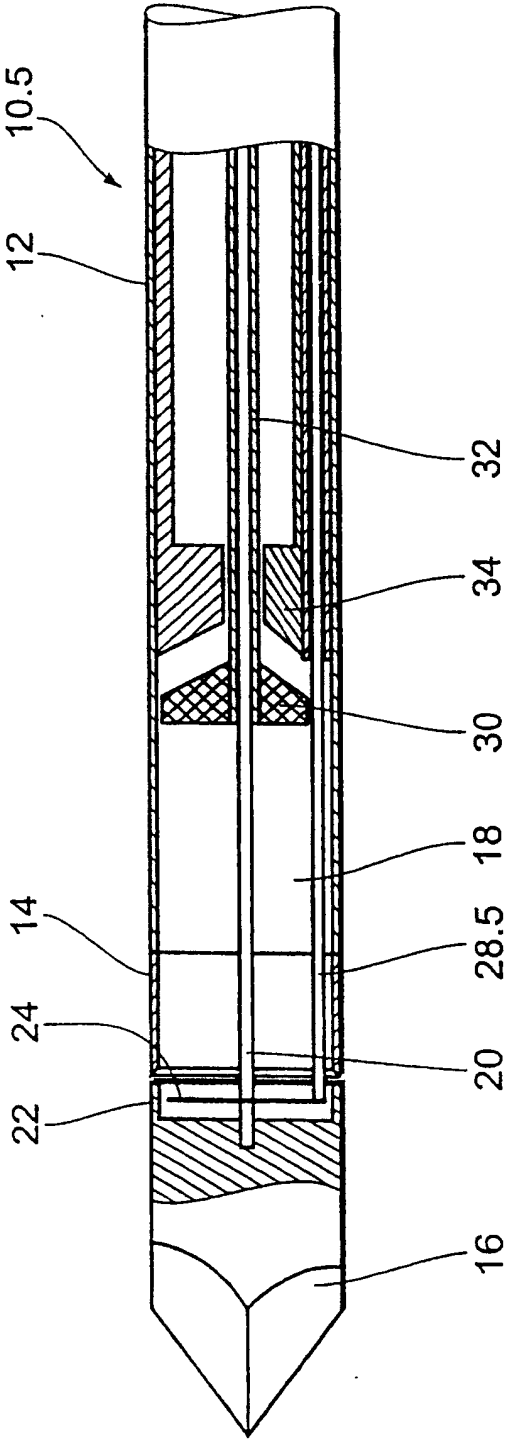


图 5a

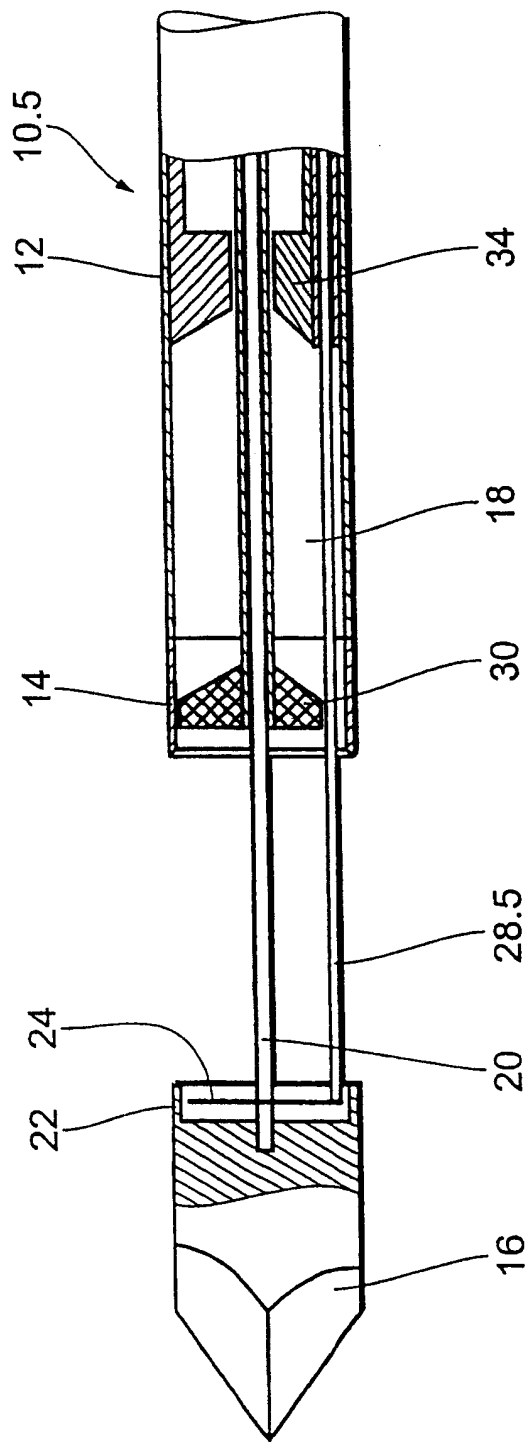


图 5b

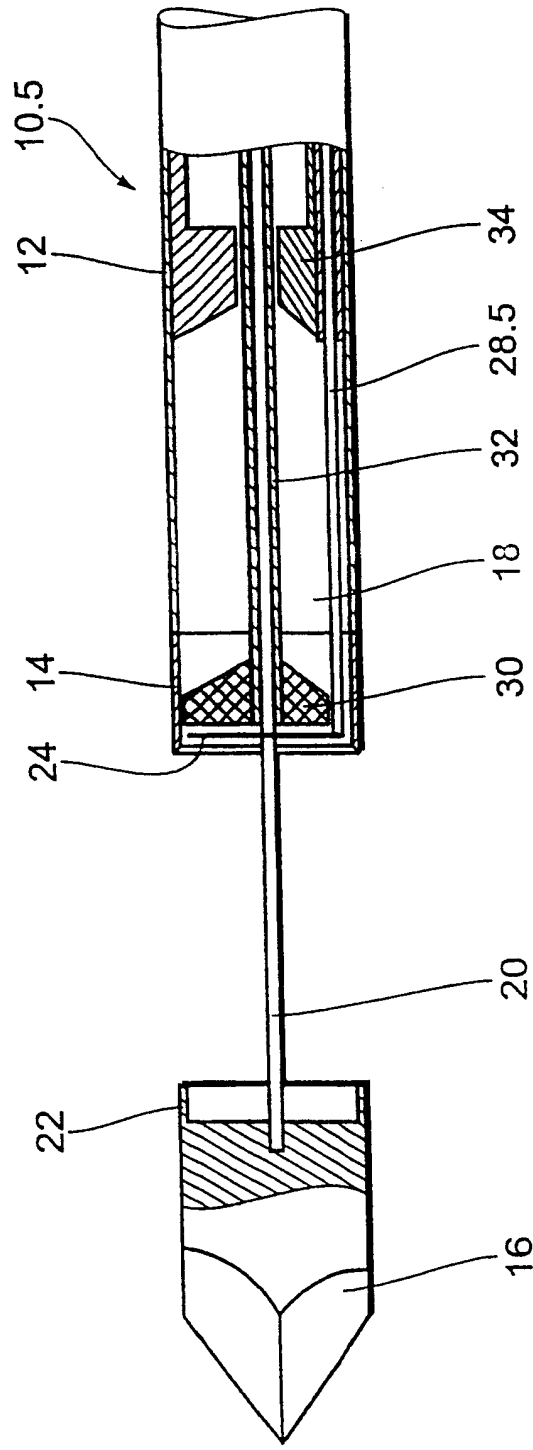


图 5c

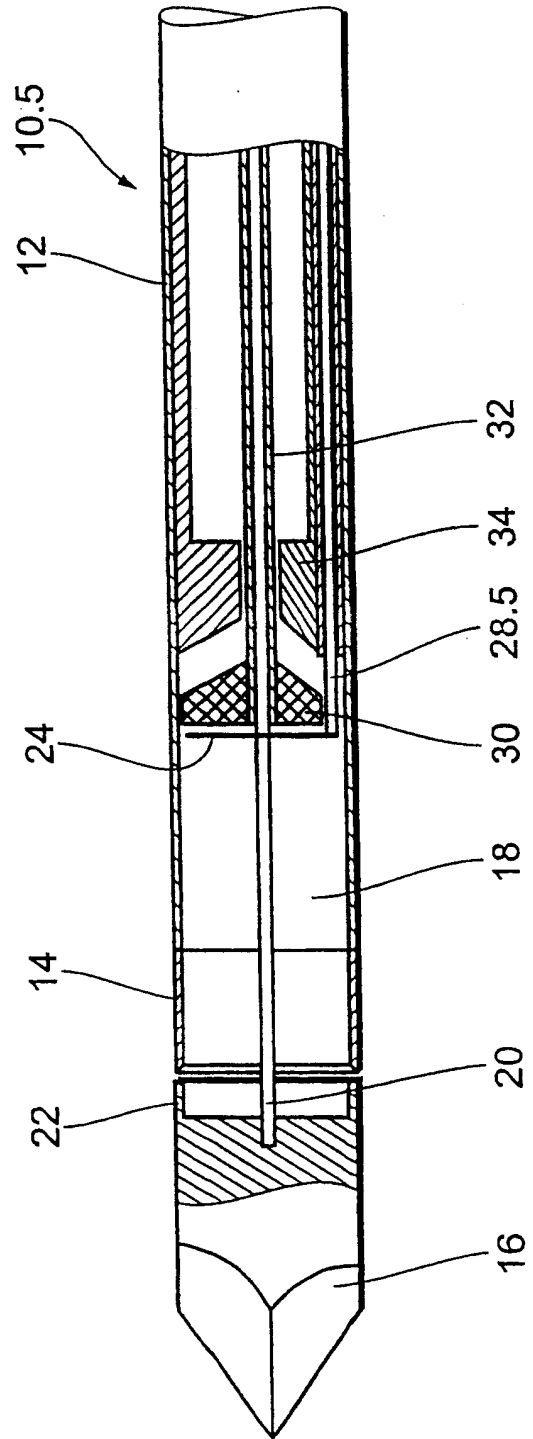
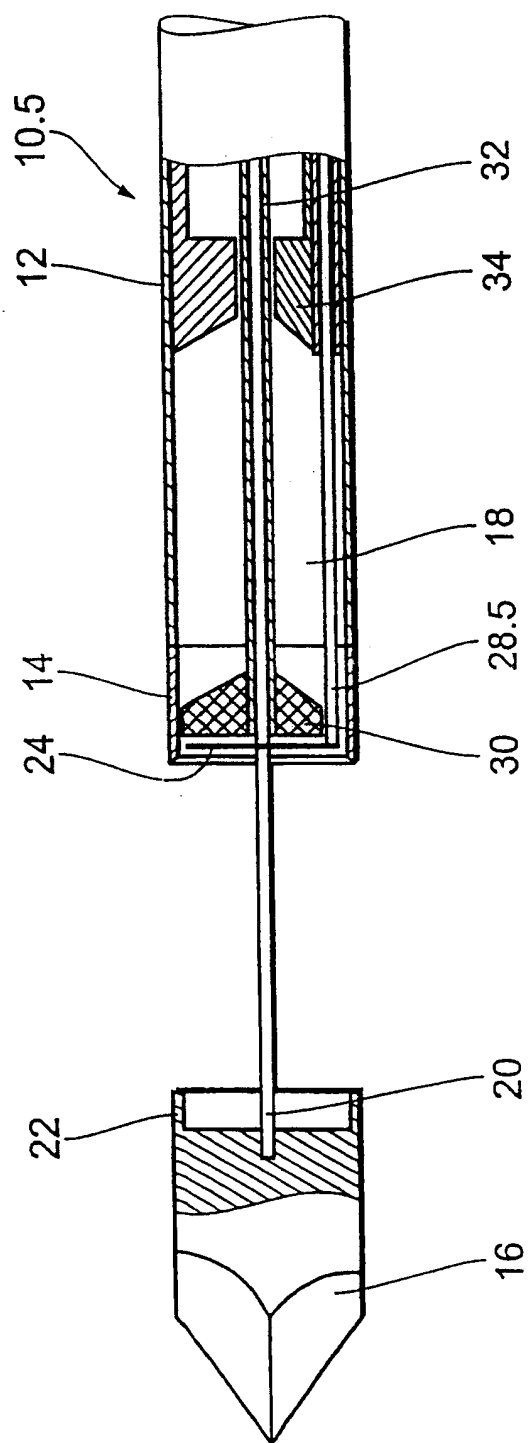


图 5d



5e

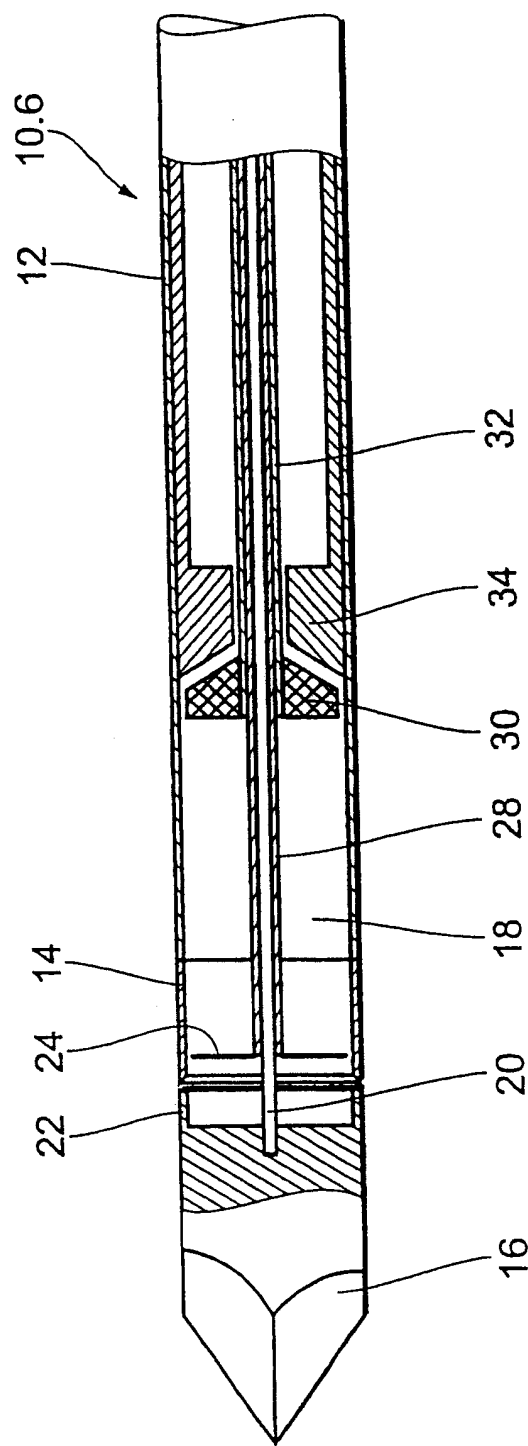


图 6a

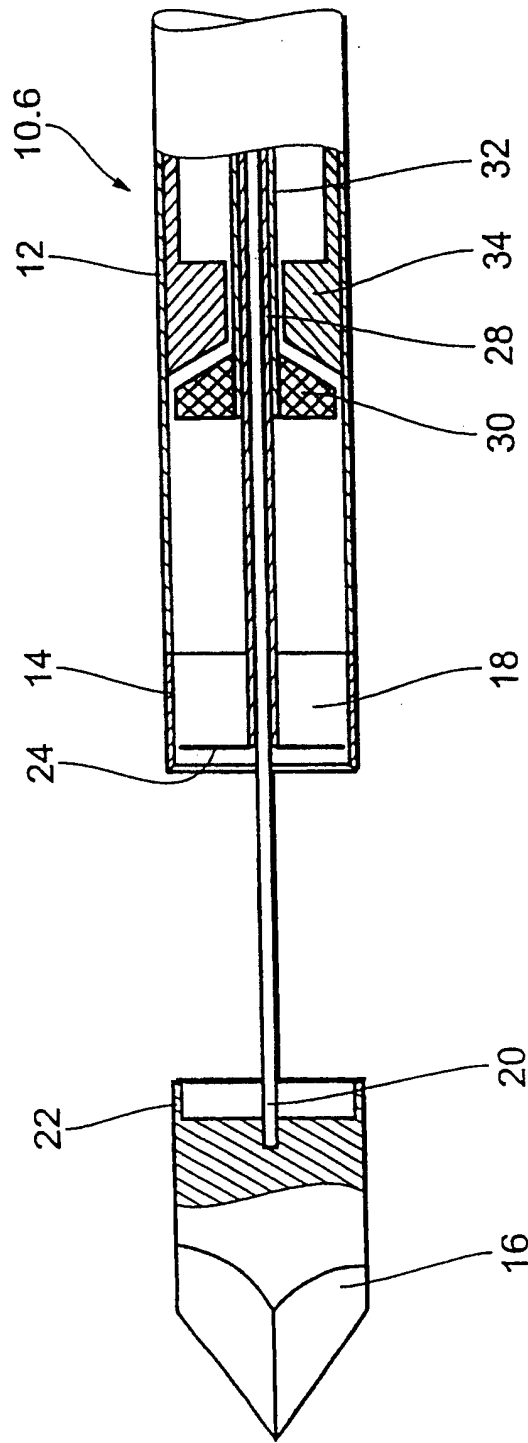


图 6b

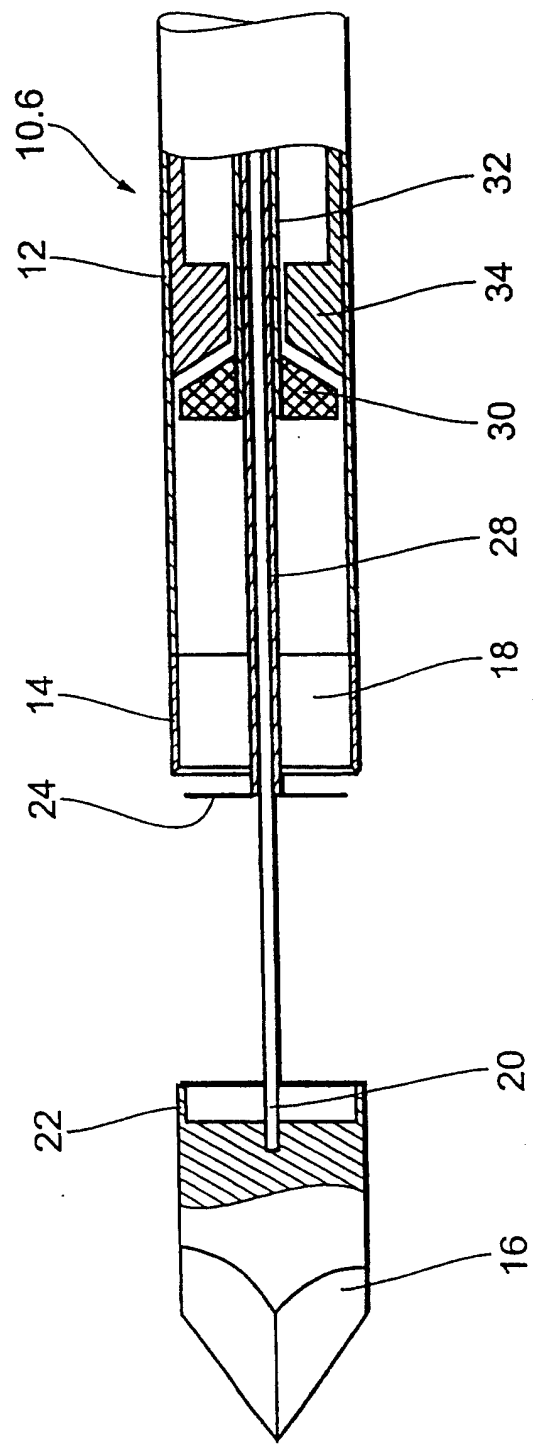


图 6c

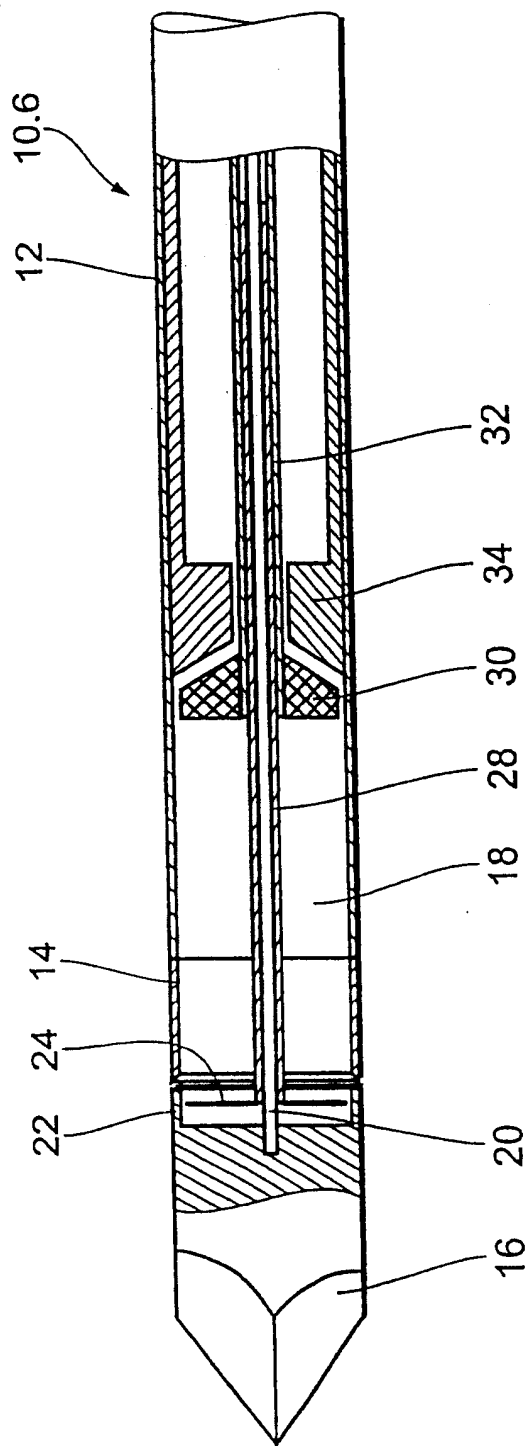


图 6d

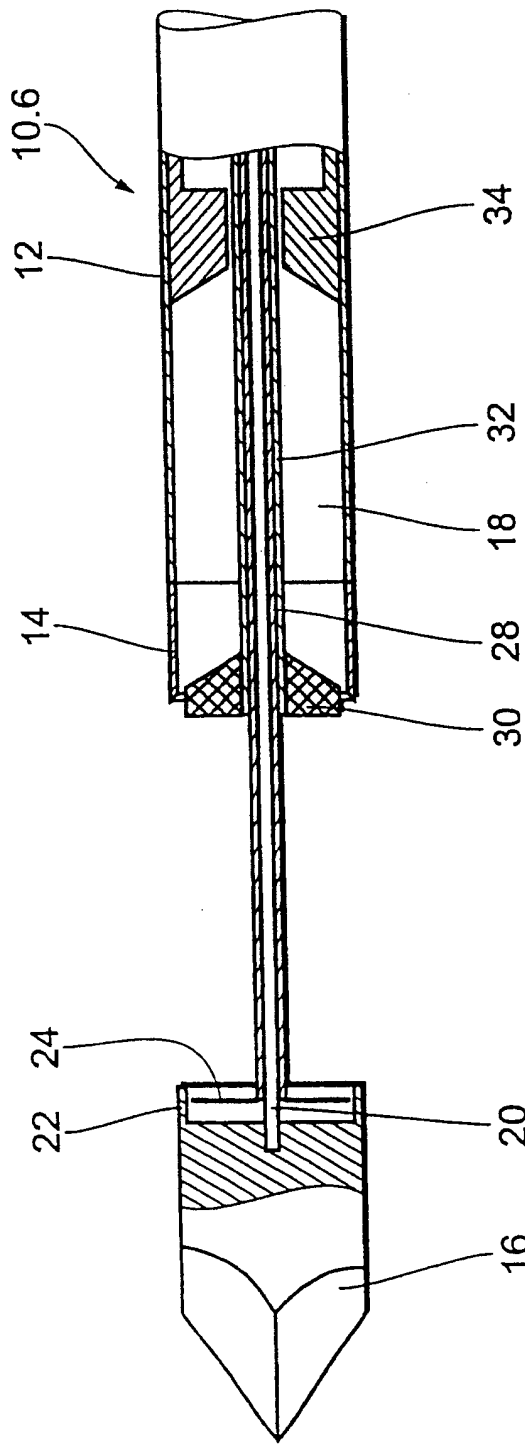


图6e

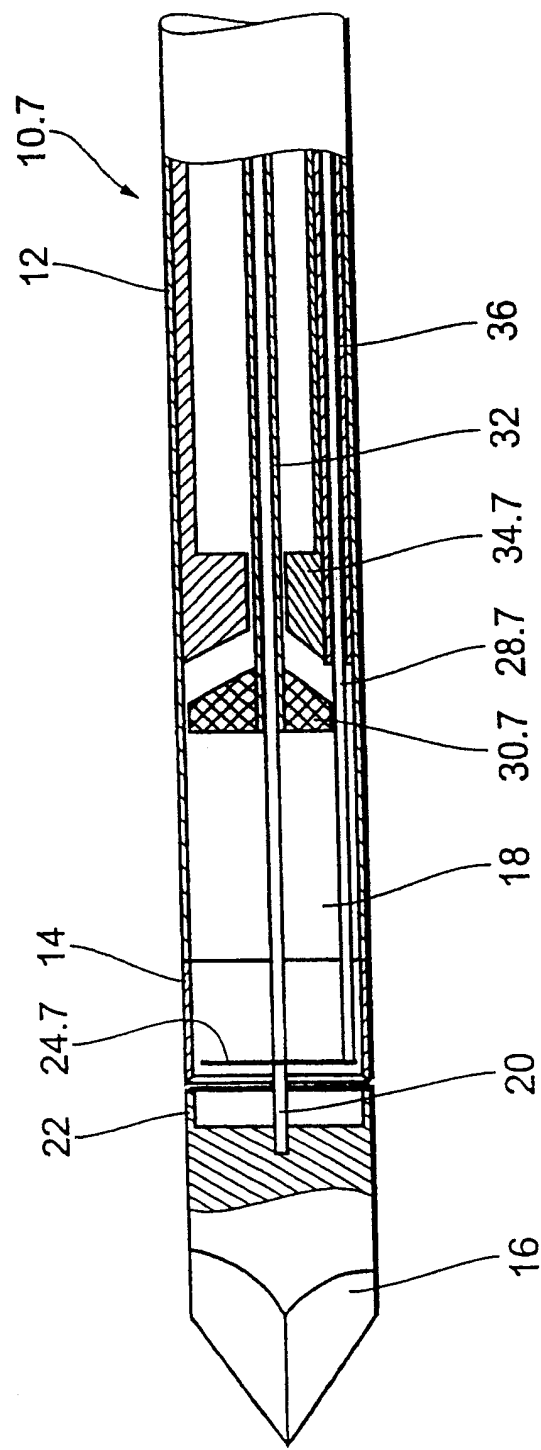


图 7a

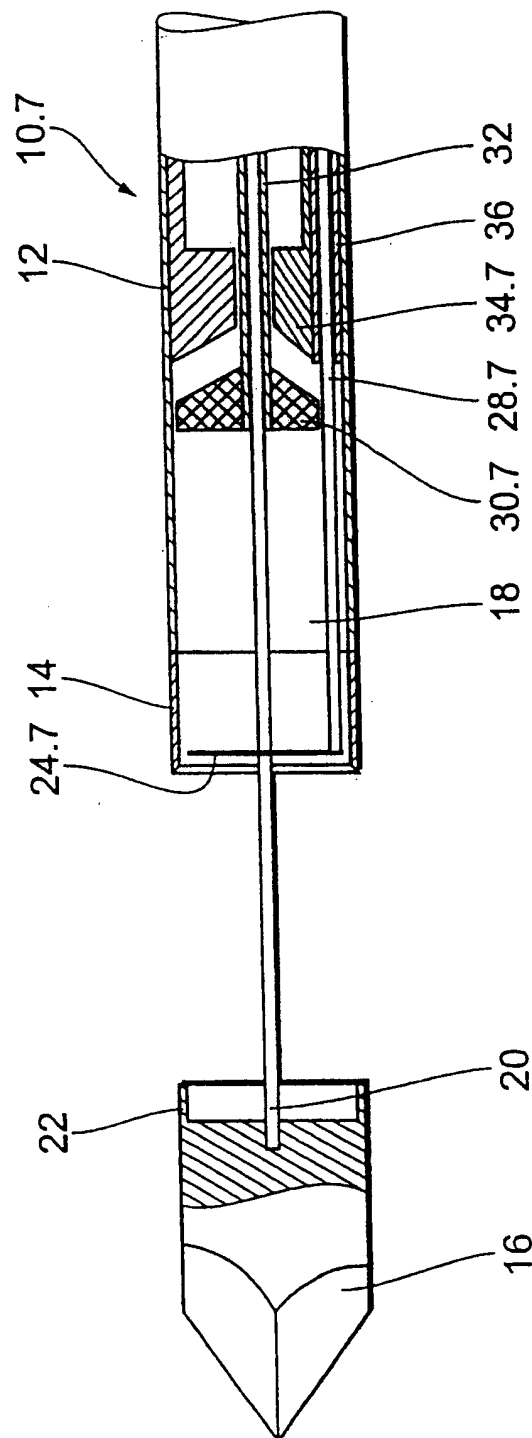


图 7b

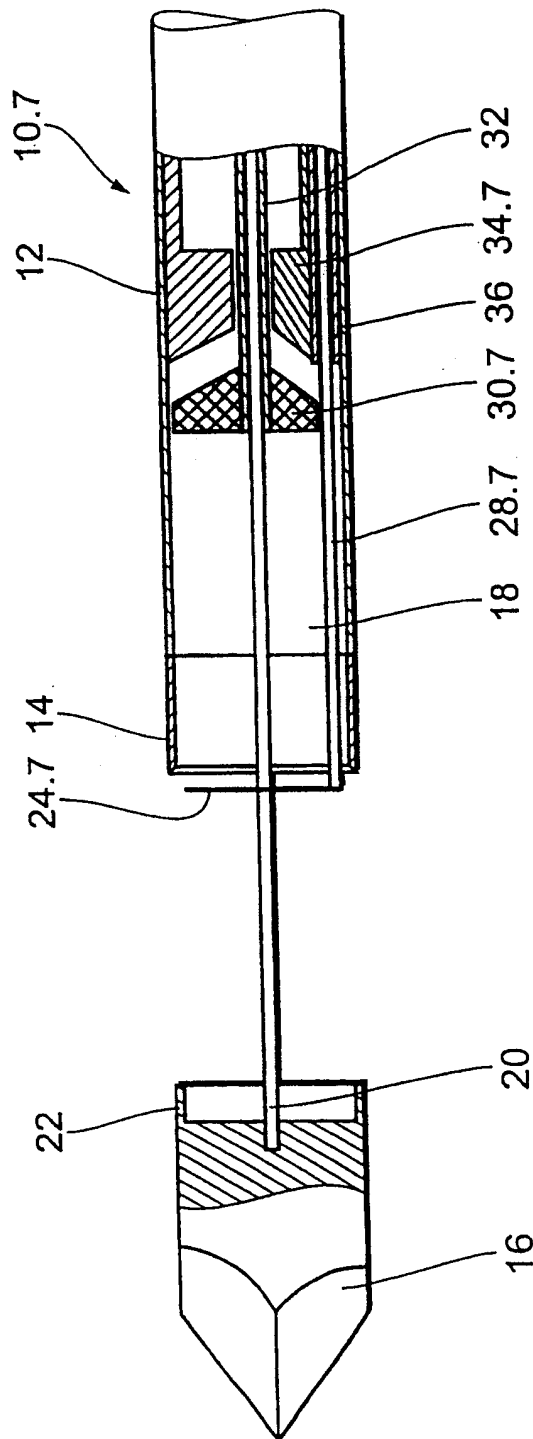


图7c

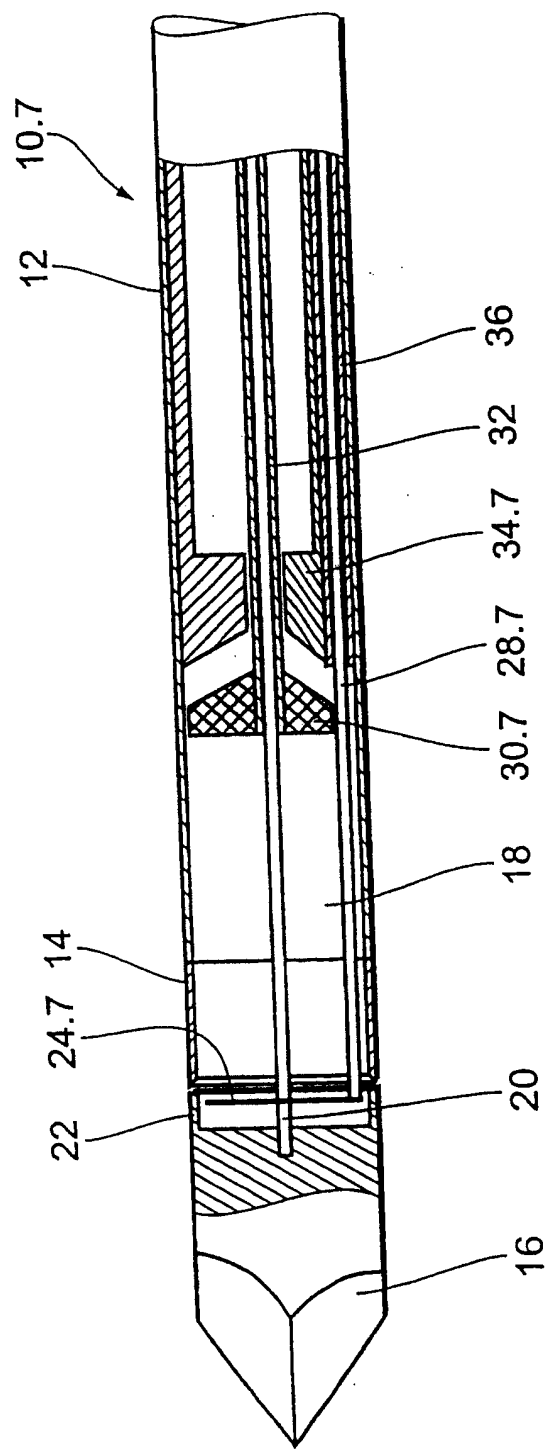


图 7d

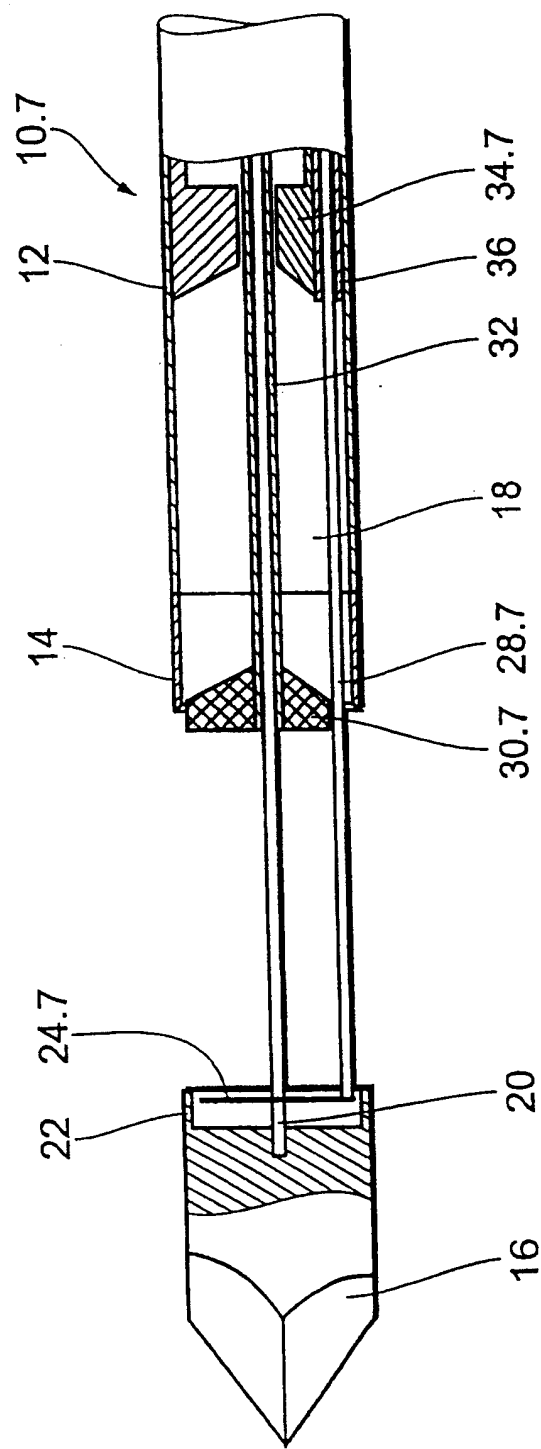


图 7e

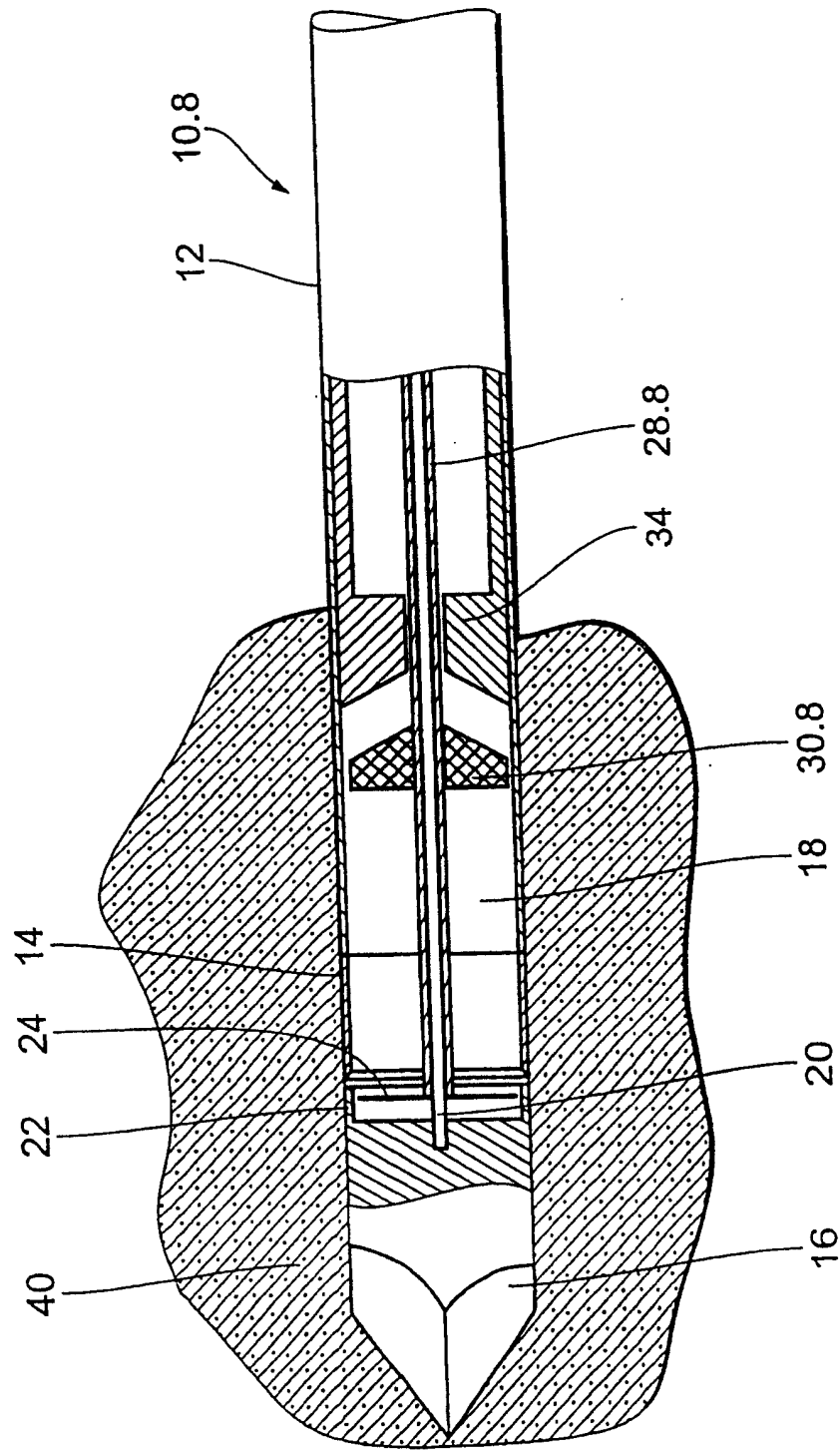


图 8a

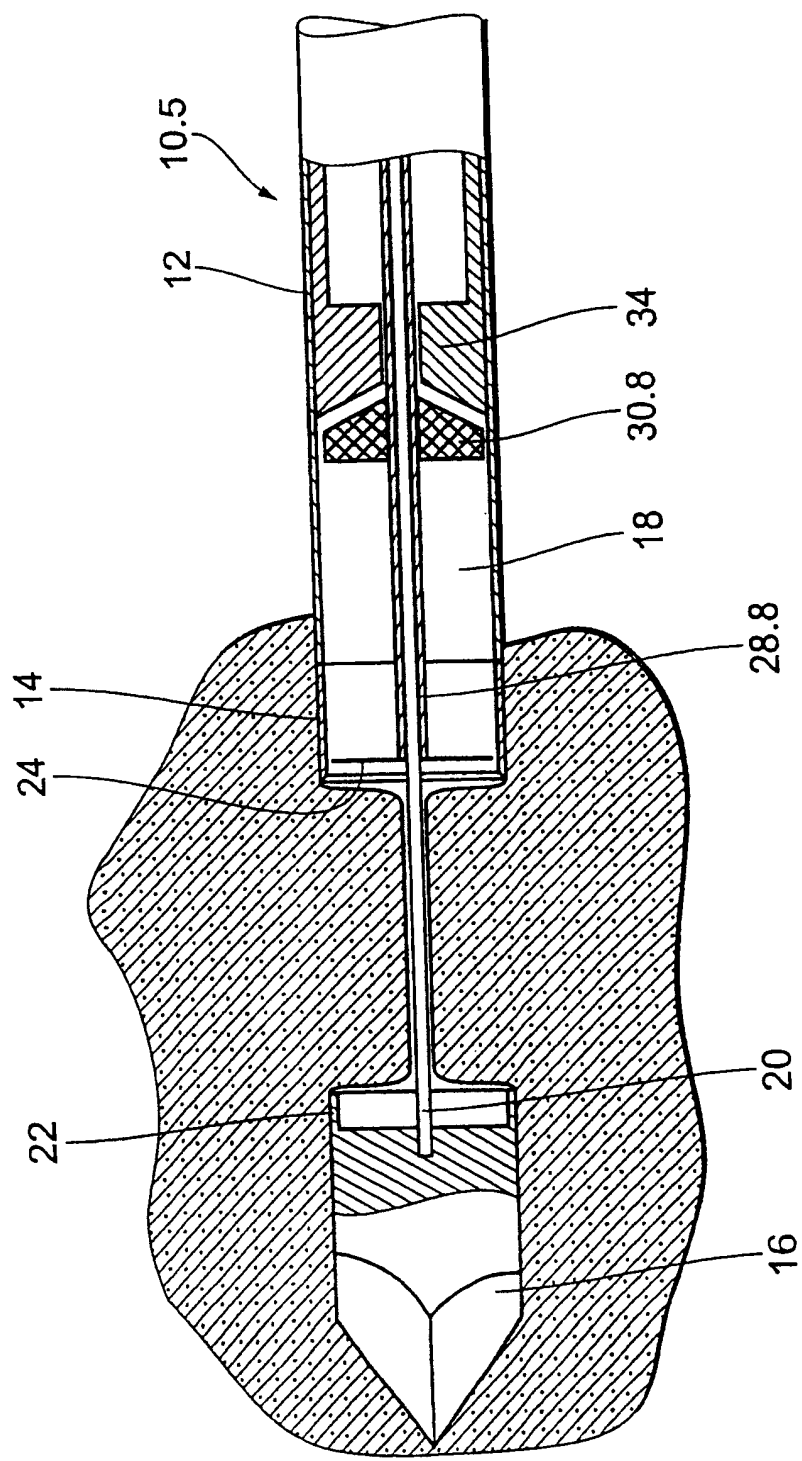


图 8b

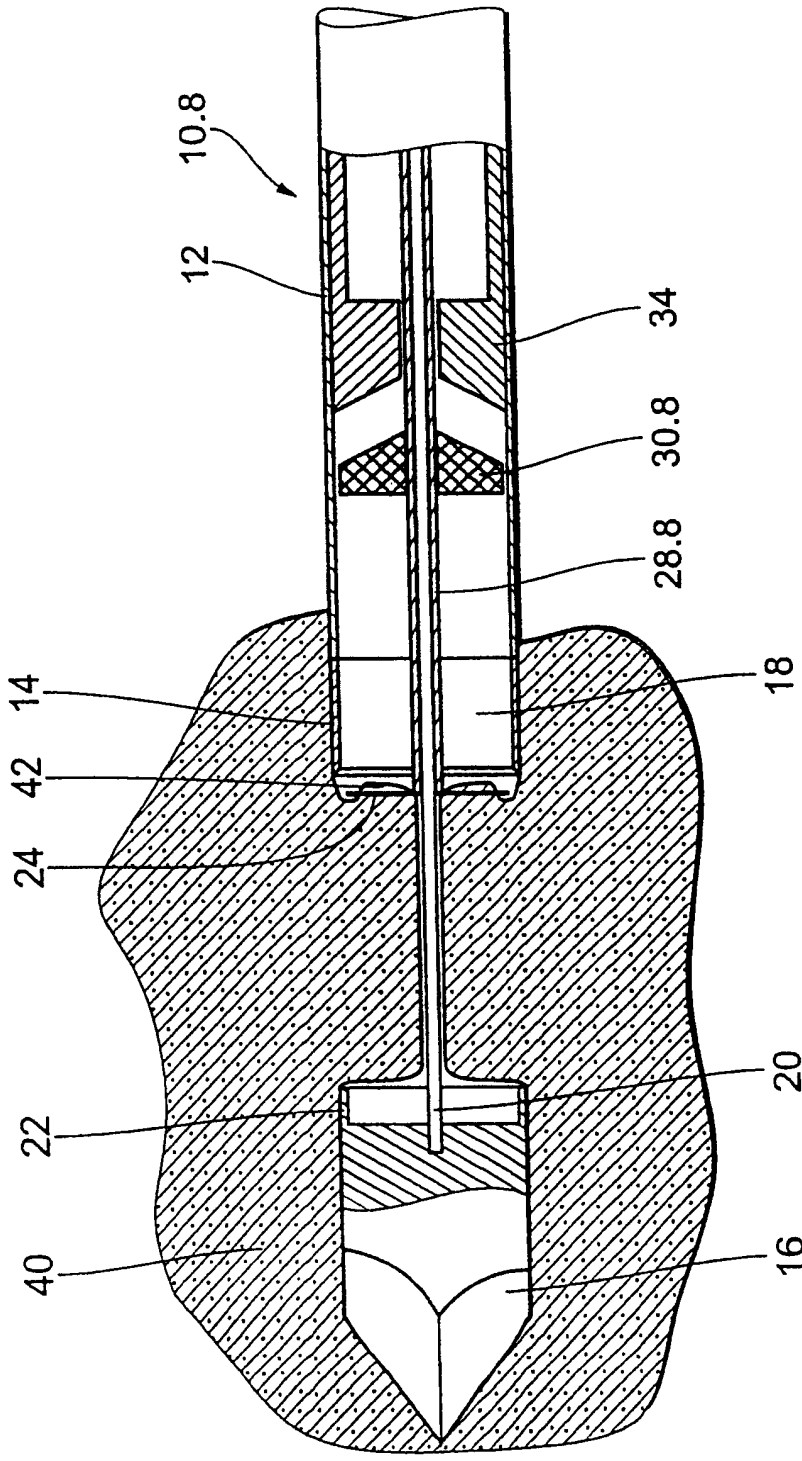


图 8c

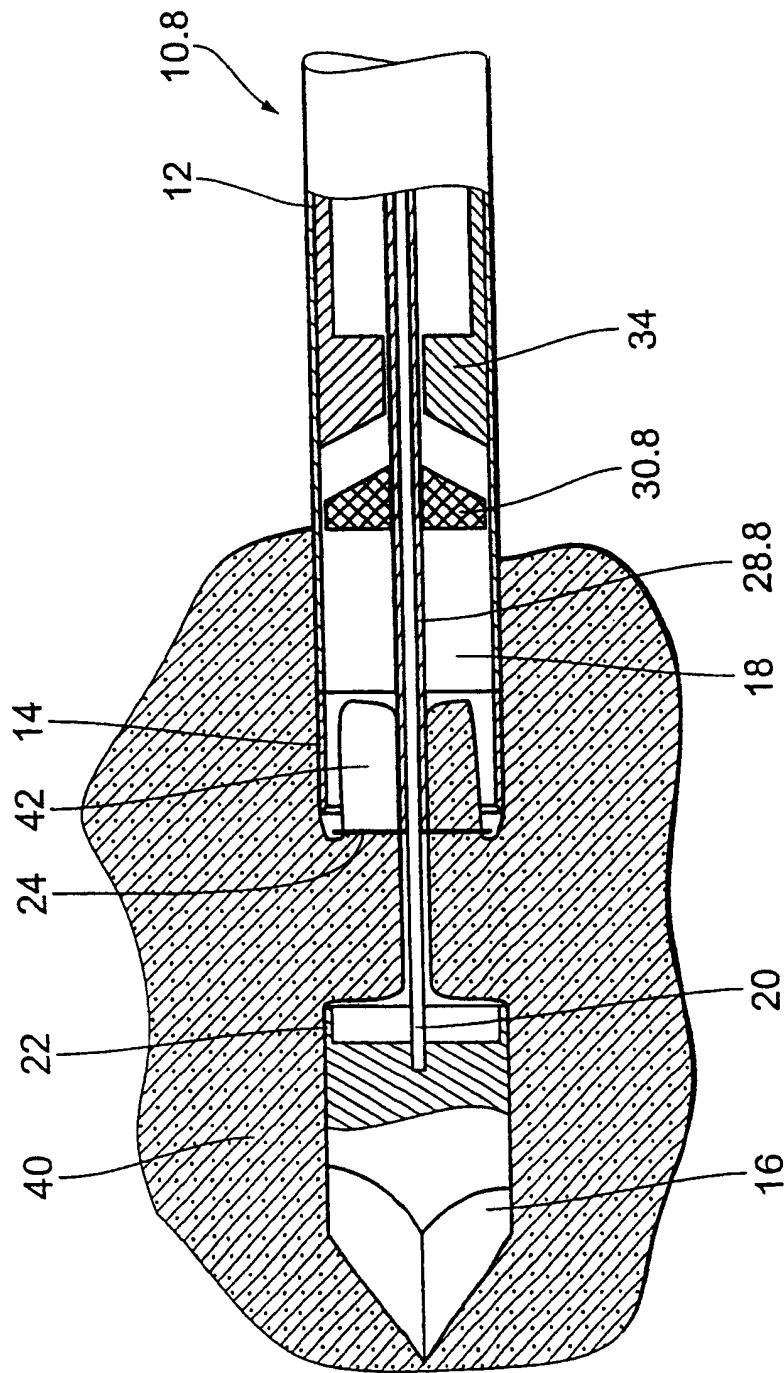


图8d

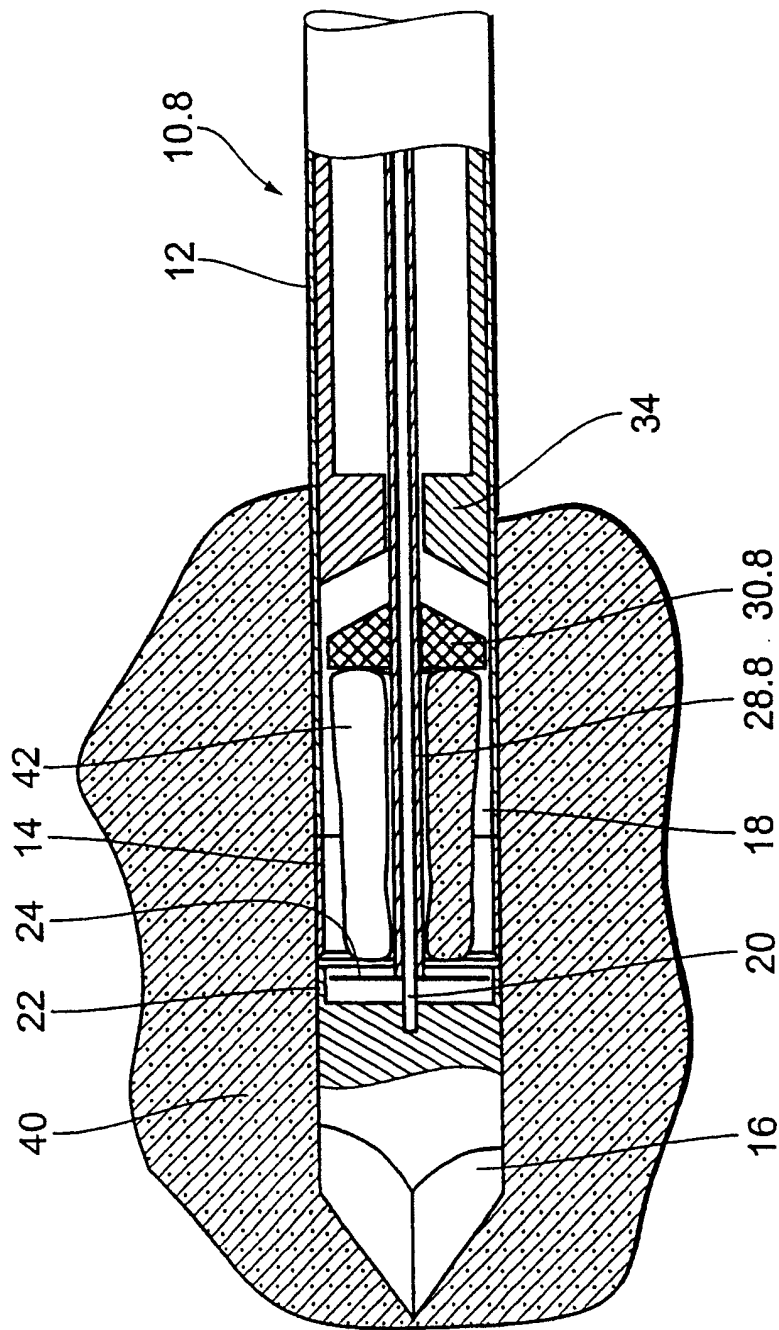


图 8e

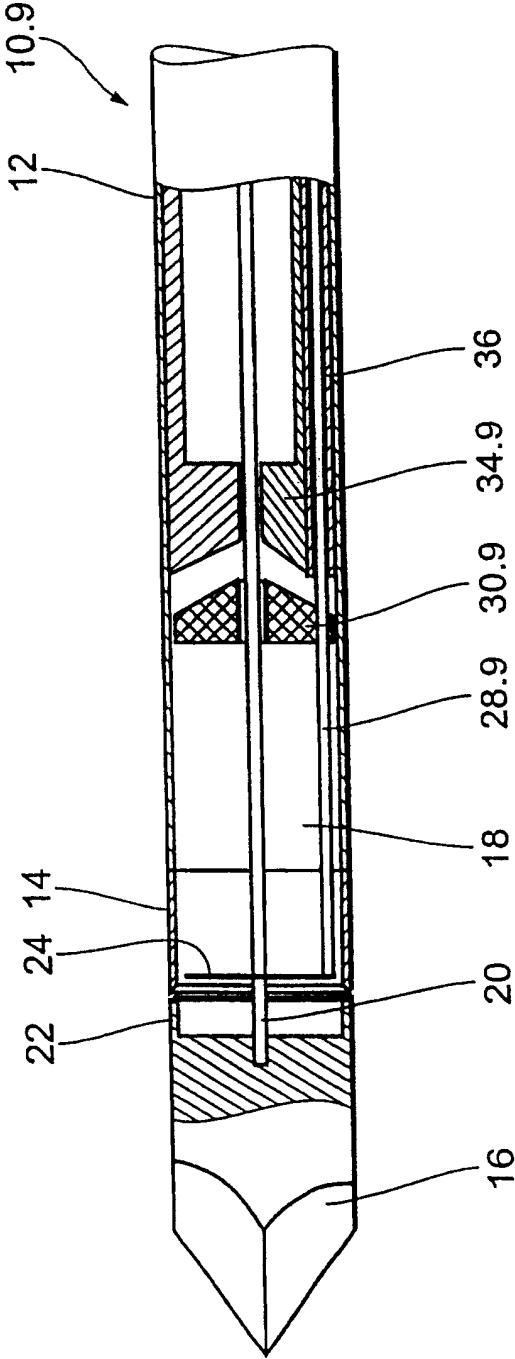


图 9a

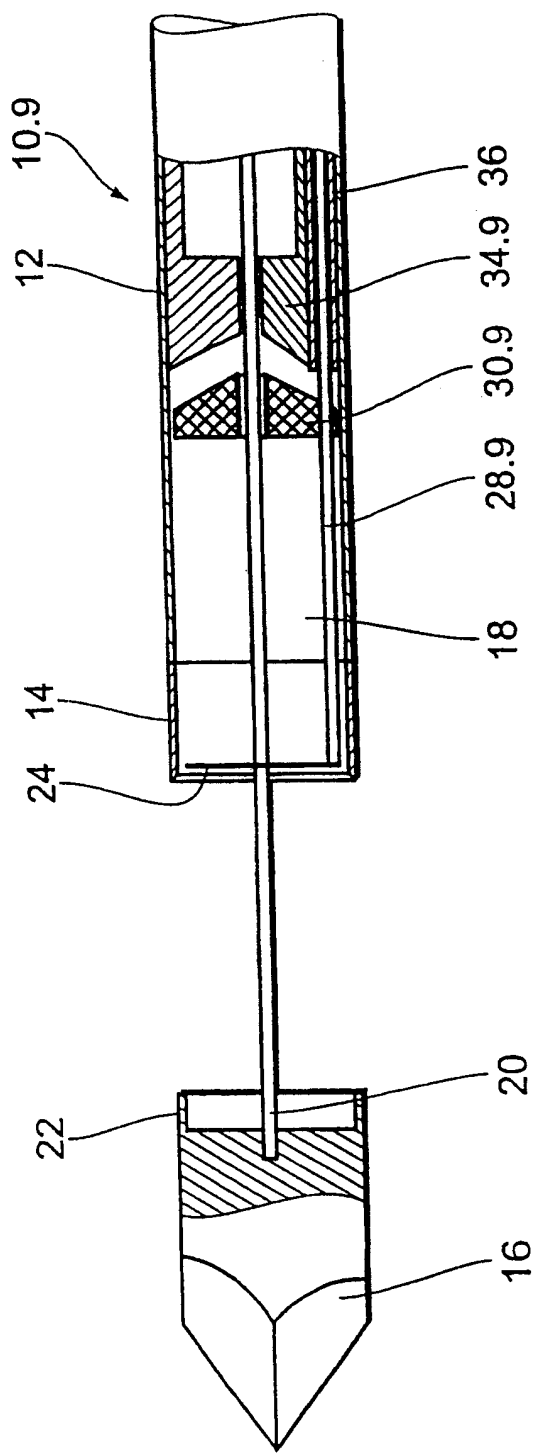


图 9b

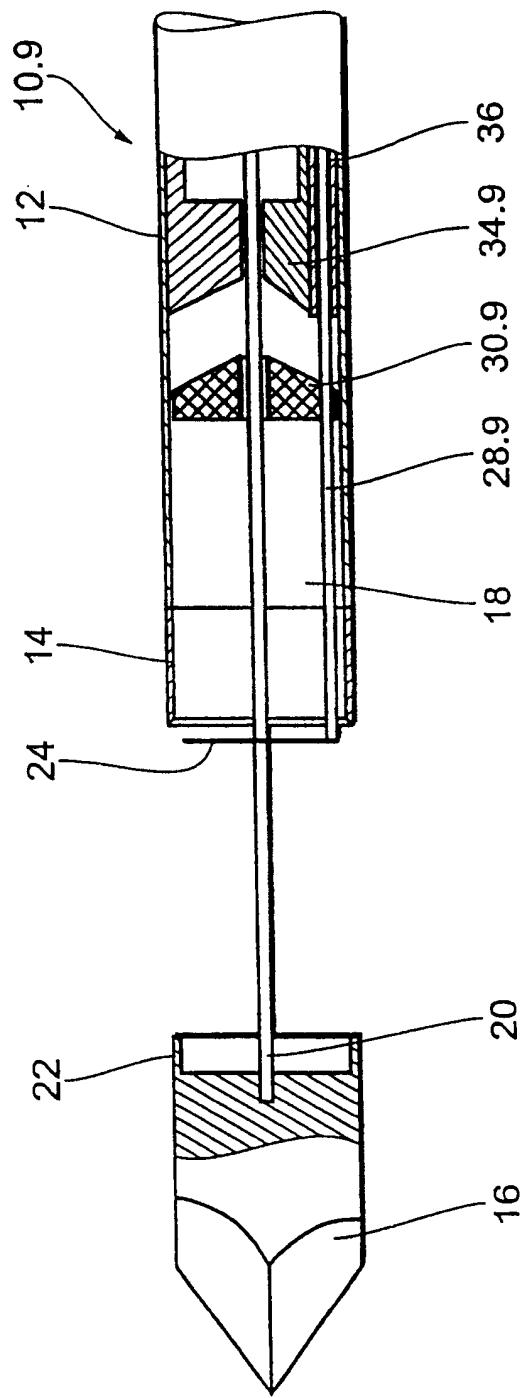


图 9c

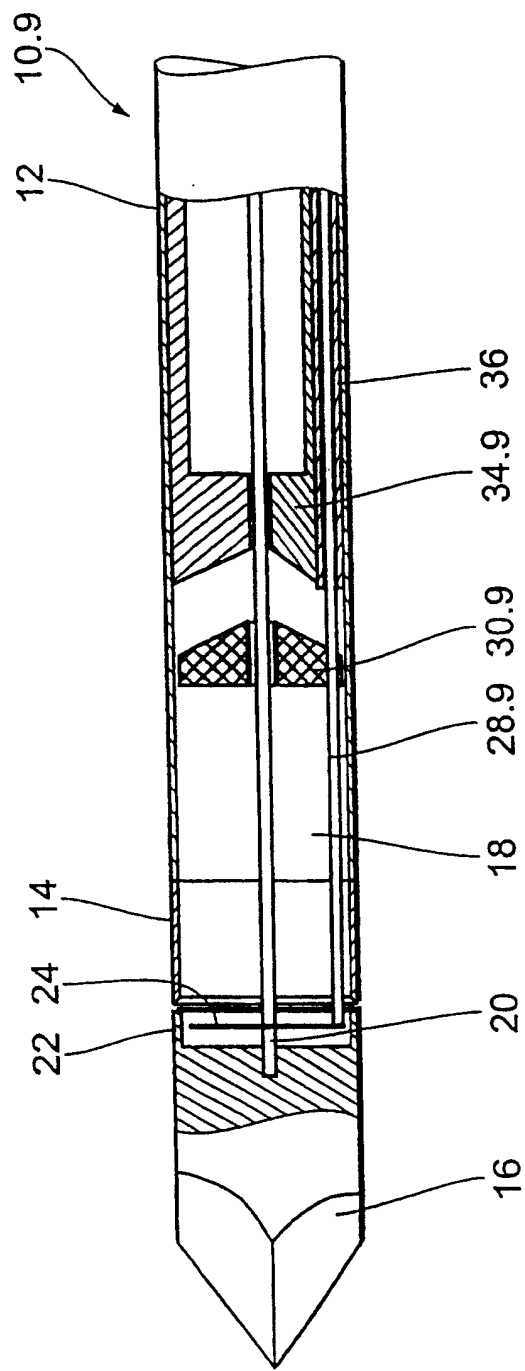


图9d

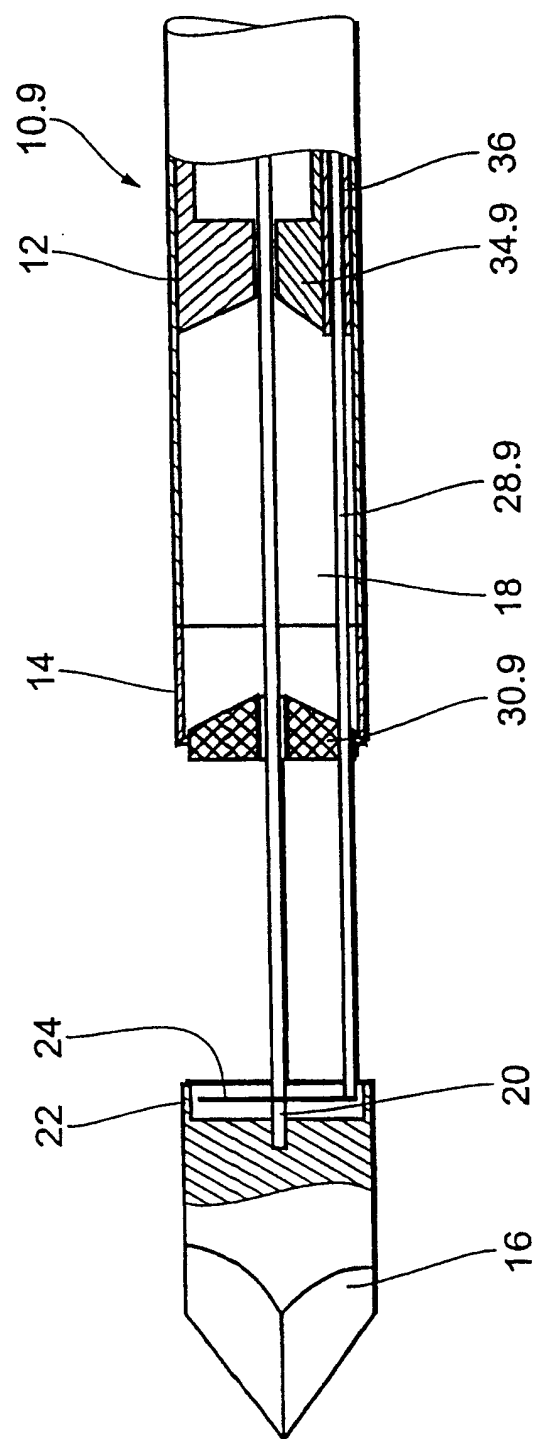


图9e

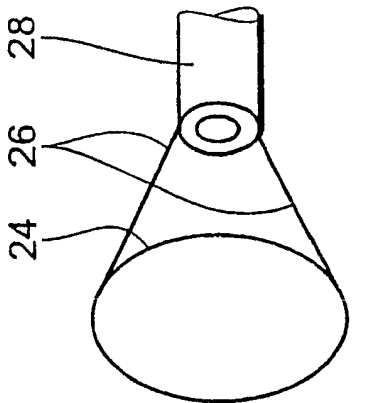


图 10a

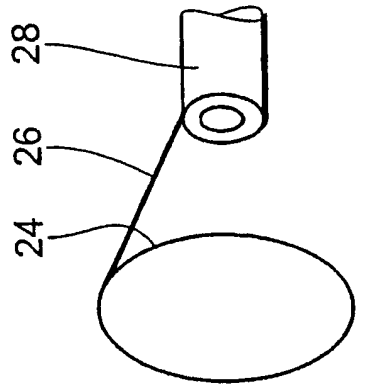


图 10c

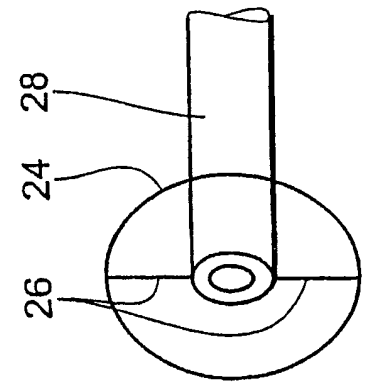


图 10e

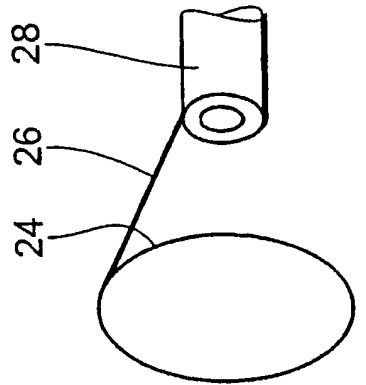


图 10g

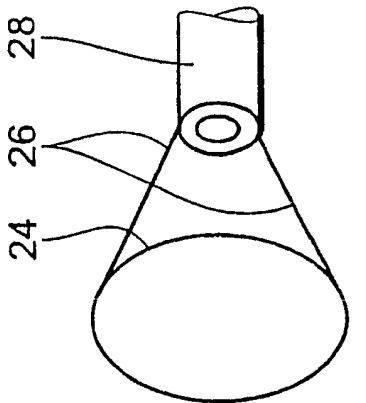


图 10f

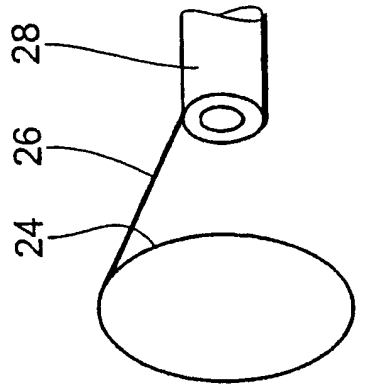


图 10g

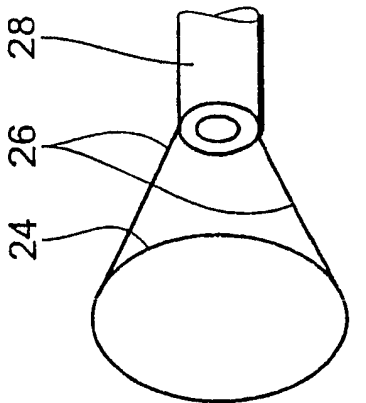


图 10f

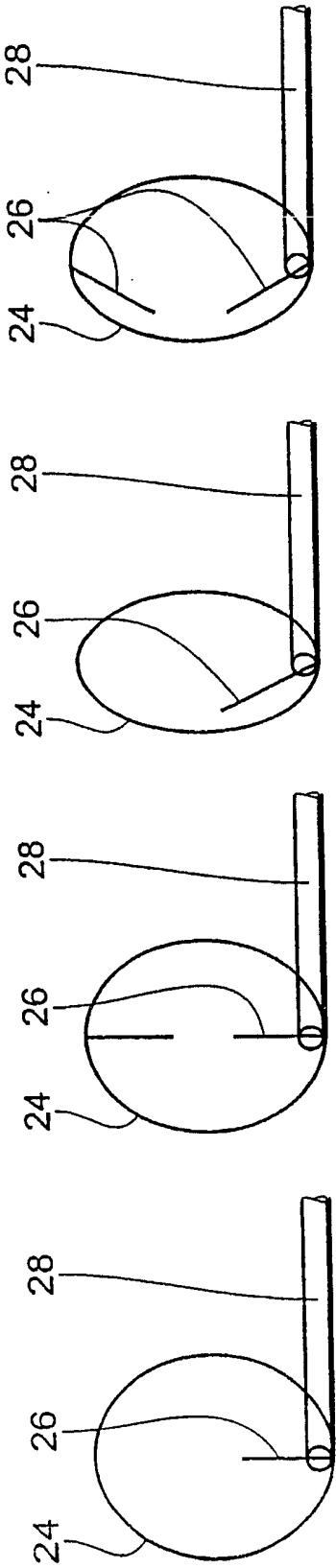


图11a

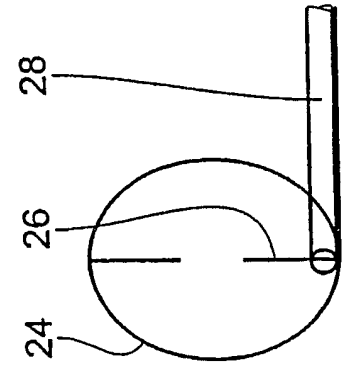


图11c

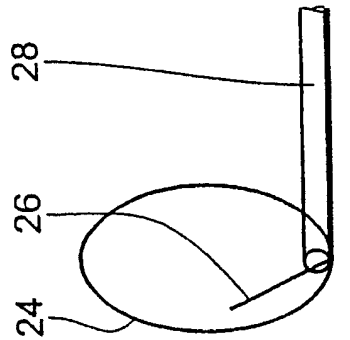


图11e

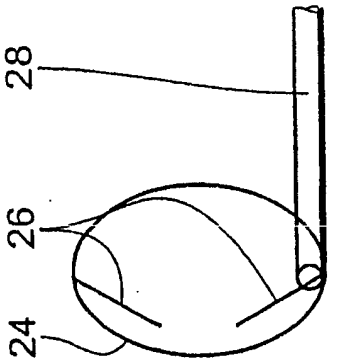


图11g

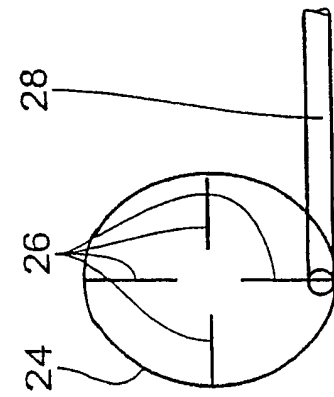


图11b

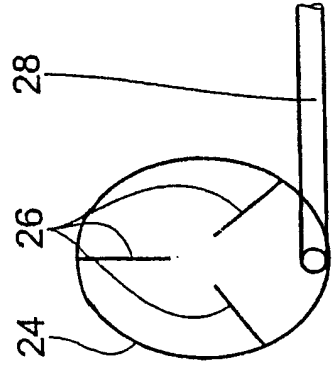


图11d

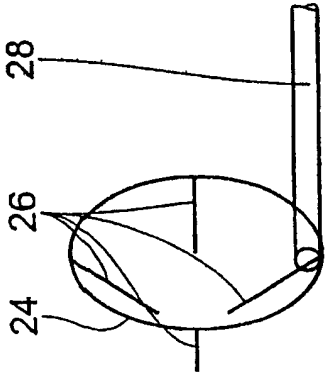


图11f

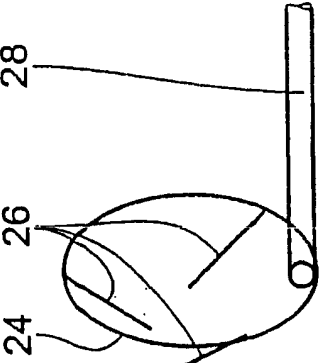


图11h

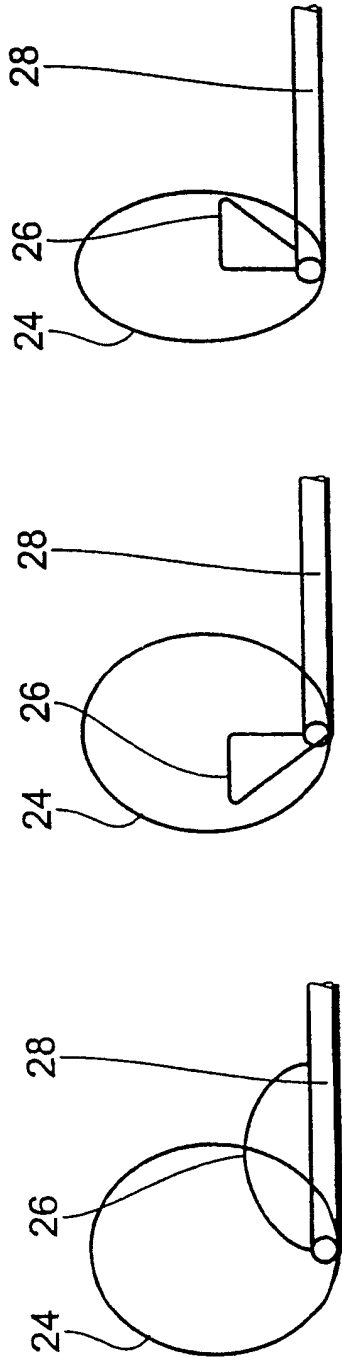


图11i

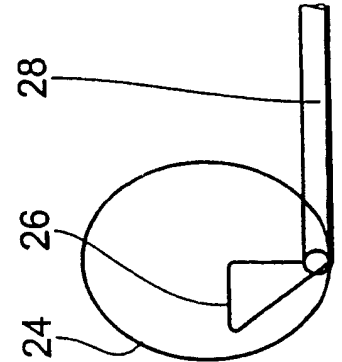


图11j

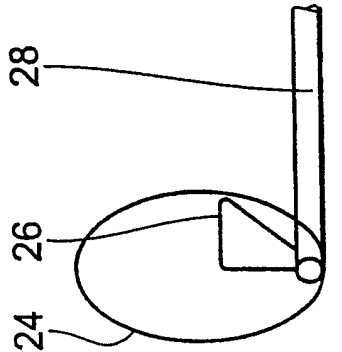


图11k

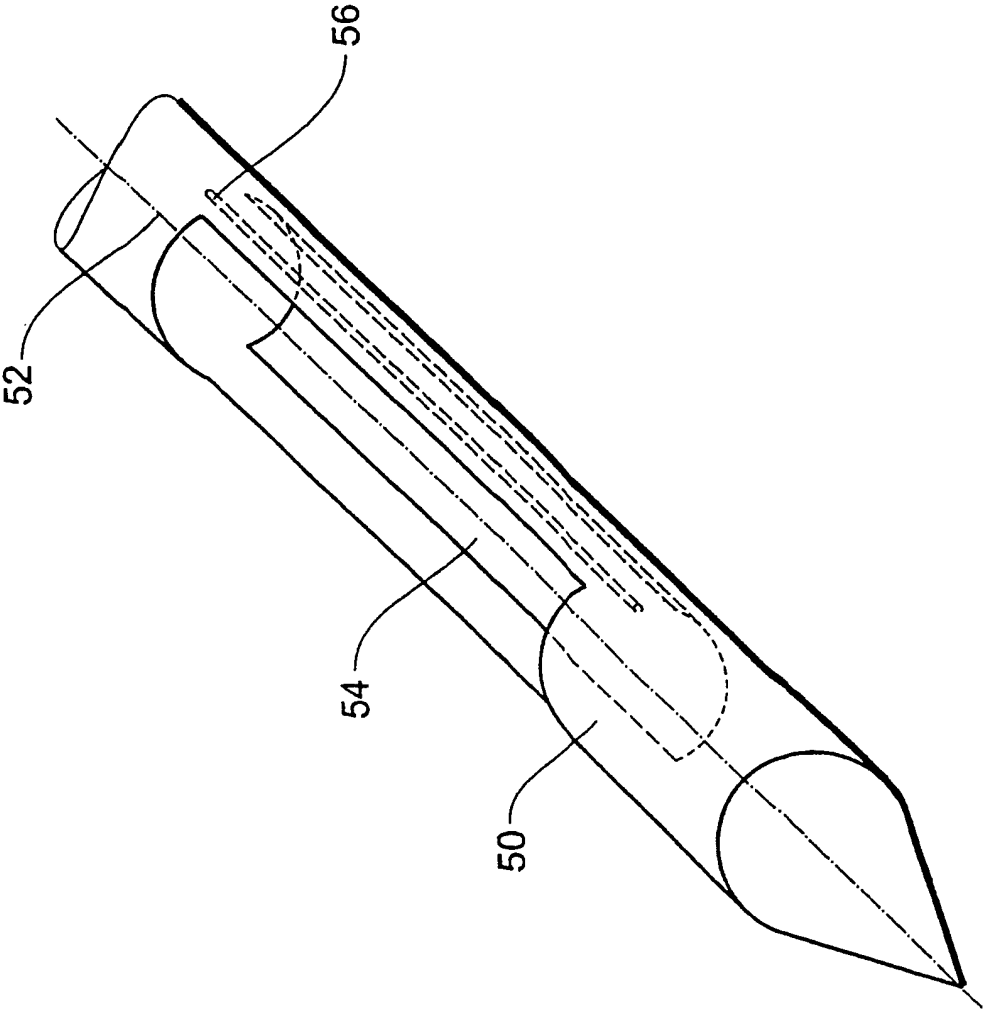


图12

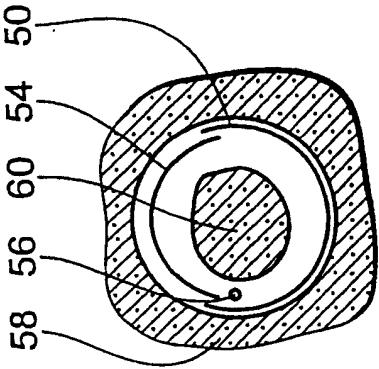


图 13c

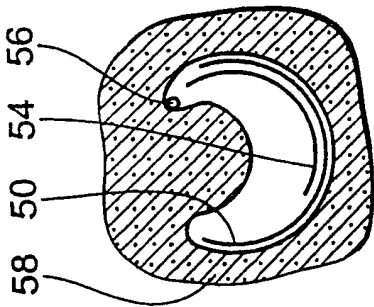


图 13b

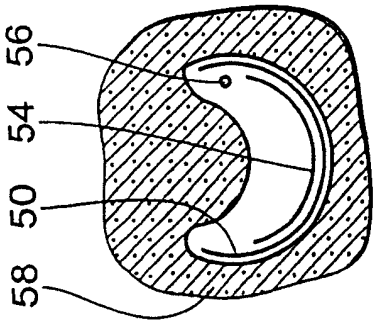


图 13a

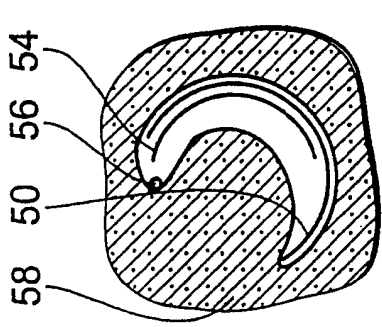


图 14a

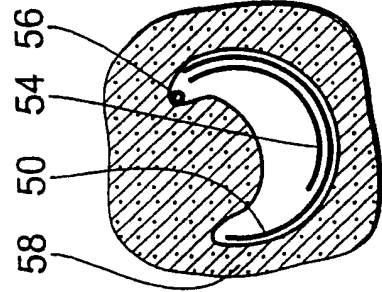


图 14b

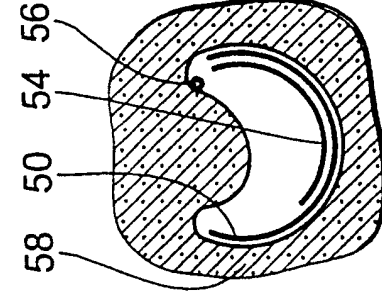


图 14c

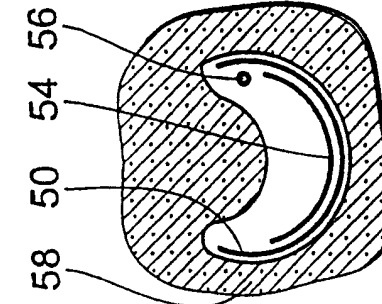


图 14d

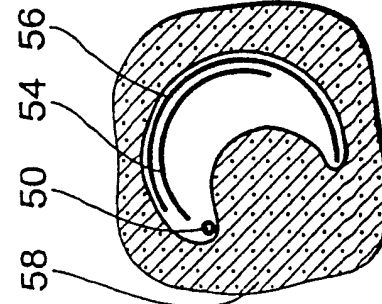


图 14e

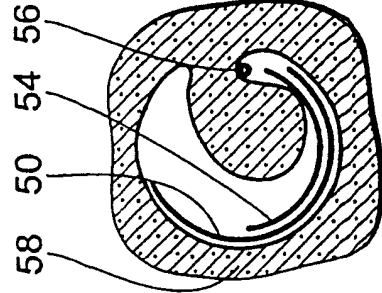


图 14f

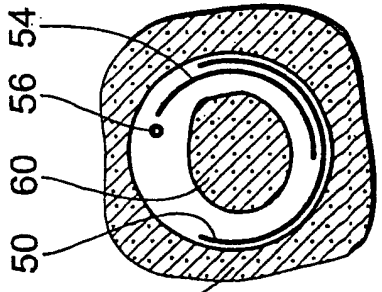


图 14g

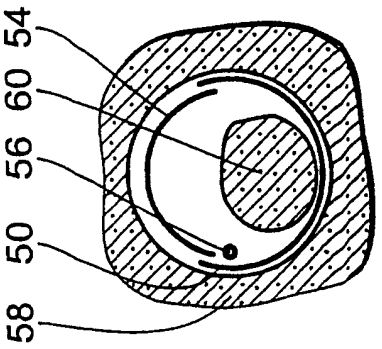


图 14h

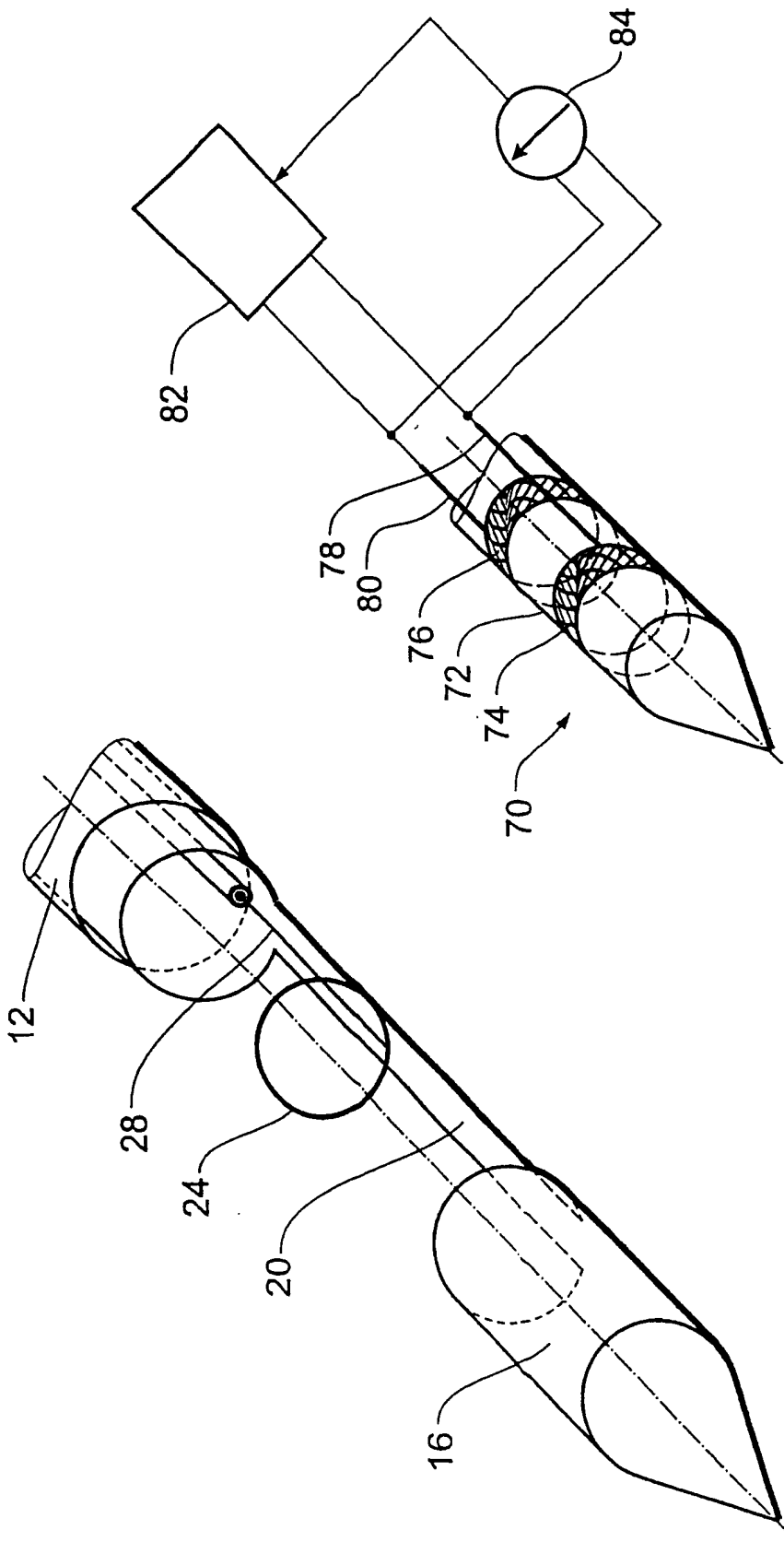


图15

图16