



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03812641.9

[43] 公开日 2005 年 8 月 24 日

[11] 公开号 CN 1658791A

[22] 申请日 2003.6.30 [21] 申请号 03812641.9

[30] 优先权

[32] 2002. 7. 1 [33] JP [31] 192773/2002

[32] 2002. 7. 1 [33] JP [31] 192774/2002

[86] 国际申请 PCT/JP2003/008310 2003.6.30

[87] 国际公布 WO2004/002312 日 2004.1.8

[85] 进入国家阶段日期 2004.11.30

[71] 申请人 泰尔茂株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 中村寿久 矢口喜明

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

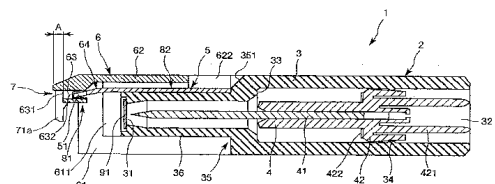
代理人 韩登营

权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 10 页

[54] 发明名称 体液采样用具

[57] 摘要

本发明的目的在于提供一种体液的采取操作容易，用少量的体液就能检测出体液中的规定成分的体液采样用具，和提供构造简单、组装容易、容易限制穿刺深度的穿刺针一体型体液采样用具。 体液采样用具(1)具有针收纳部(2)、传感器(5)、和传感器座(6)。 针收纳部(2)具有 MH 针体(41)和衬套(42)构成的穿刺针(4)，能向轴向移动地收纳该穿刺针(4)的壳体(3)。 在传感器(5)的前端部上具有测量部(51)。 在针收纳部(2)的前端部上安装传感器座(6)，传感器(5)被支承在传感器座(6)和针收纳部(2)之间。 这样的部分构成第 2 支承部(82)，而在传感器座(6)的前端部内侧设置支撑测量部(51)近旁的第 1 支承部(81)。 在传感器座(6)的前端部形成采取来自自由穿刺针 4 穿刺表皮部位的血液并将该血液导入测量部(51)的血液导入路(63)。



1. 一种体液采样用具,是具有检测体液中的规定成分的传感器的
体液采样用具,其特征在于,

- 5 前述传感器在其前端部具有可收容前述体液的测量部,
前述体液采样用具具有支承前述传感器的前述测量部近旁的第 1
支承部,在该第 1 支承部的基端侧具有支承前述传感器的第 2 支承部,
在前述测量部以外的地方具有防止前述体液浸润的体液浸润防
止机构。

- 10 2. 一种体液采样用具,是具有检测体液中的规定成分的传感器的
体液采样用具,其特征在于,

- 在前述传感器的前端部具有可以收容前述体液的测量部,
前述体液采样用具具有支承前述传感器的前述测量部近旁的第 1
支承部,在该第 1 支承部的基端侧具有支承前述传感器的第 2 支承部,
15 在前述第 1 支承部和第 2 支承部之间形成有前述传感器的表面与
前述体液采样用具的内表面实质上不接触的非接触空间。

3. 如权利要求 2 所述的体液采样用具,其特征在于,在前述第 1
支承部的基端部形成有与前述非接触空间连通的凹部。

- 20 4. 如权利要求 3 所述的体液采样用具,其特征在于,前述凹部是
切去前述第 1 支承部的一部分的形状的缺口部。

5. 如权利要求 2 至 4 中任一项所述的体液采样用具,其特征在于,
前述传感器在前述非接触空间中折曲或者弯曲着。

- 25 6. 如权利要求 1 至 5 任一项所述的体液采样用具,其特征在于,
前述第 1 支承部被配置成比前述第 2 支承部靠近前述体液采样用具的
中心轴线。

7. 如权利要求 1 至 6 中任一项所述的体液采样用具,其特征在于,
前述体液采样用具具有与前述第 1 支承部连通的、用于采取前述体液
并将该体液导入到前述测量部的体液导入路。

8. 如权利要求 7 所述的体液采样用具,其特征在于,前述体液导

入路的容积是前述测量部的容积的 0.5~2 倍。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的体液采样用具, 其特征在于, 前述体液导入路其长度是 0.1~10mm, 其内径是 0.1~3mm。

10. 如权利要求 7 至 9 中任一项所述的体液采样用具, 其特征在于, 前述测量部相对于前述体液导入路的长度方向倾斜着, 且位于前述体液导入路的流出侧开口近旁。

11. 如权利要求 7 至 10 中任一项所述的体液采样用具, 其特征在于,

前述体液采样用具具有突出形成在其前端的、用于把前述体液导入到前述体液导入路的流入侧开口的引导部,

从前述引导部的前端到前述体液导入路的流入侧开口的距离是 1~10mm。

12. 如权利要求 1 至 11 中任一项所述的体液采样用具, 其特征在于, 前述传感器是通过与前述体液接触, 以电方式检测前述体液中的规定成分的传感器。

13. 一种穿刺针一体型体液采样用具, 其特征在于, 包括:

针收内部, 该针收内部具有穿刺皮肤而放出体液的穿刺针;

传感器, 该传感器用于检测前述体液中的规定成分;

传感器座, 该传感器座安装在前述针收纳部的前端部上, 把前述传感器支承在该传感器座与前述针收纳部之间。

14. 如权利要求 13 所述的穿刺针一体型体液采样用具, 其特征在于, 前述传感器的前端侧向前述穿刺针的中心轴线倾斜或者弯曲。

15. 如权利要求 13 或者 14 所述的穿刺针一体型体液采样用具, 其特征在于, 前述传感器的基端侧被夹持在前述针收纳部与前述传感器座之间。

16. 如权利要求 13 至 15 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具, 其特征在于, 前述传感器在前端部具有可以收容前述体液、且用于测量前述规定成分的测量部。

17. 如权利要求 16 所述的穿刺针一体型体液采样用具, 其特征在

于，前述传感器座具有采取前述体液并将该体液导入到前述测量部的
体液导入路。

18. 如权利要求 17 所述的穿刺针一体型体液采样用具，其特征在
于，前测量部相对于前述体液导入路的长度方向倾斜且位于前述体液
5 导入路的流出侧开口近旁。

19. 如权利要求 17 或者 18 所述的穿刺针一体型体液采样用具，
其特征在 于 ，

前述传感器座具有突出形成于其前端的、用于将前述体液导入到
前述体液导入路的流入侧开口的引导部，

10 以在前述皮肤接触于前述引导部的前端的状态下由前述穿刺针
穿刺前述皮肤的方式使用。

20. 如权利要求 13 至 19 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样
用具，其特征在 于 ，

前述传感器座通过嵌合被相对于前述针收纳部固定。

15 21. 如权利要求 13 至 20 的任一项所述的穿刺针一体型体液采样
用具，其特征在 于 ，具有在前述针收纳部的长度方向上对前述传感
器座进行定位的定位机构。

22. 如权利要求 21 所述的穿刺针一体型体液采样用具，其特征在
于 ， 前述定位机构由形成在前述针收纳部的长度方向的途中的外表
20 面上的、前述传感器座的基端接触的台阶部构成。

23. 如权利要求 13 至 22 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样
用具，其特征在 于 ， 前述传感器座，至少其前端侧实质上做成透明。

24. 如权利要求 13 至 23 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样
用具，其特征在 于 ， 在由膜封闭在前述针收纳部的前端形成的、前
25 述穿刺针可通过的开口的状态下，对前述针收纳部实施灭菌处理后，
组装前述穿刺针一体型体液采样用具。

25. 如权利要求 24 所述的穿刺针一体型体液采样用具，其特征在
于 ， 前述针收纳部的内部的灭菌状态一直保持到前述穿刺针一体型
体液采样用具的使用时。

26. 如权利要求 13 至 25 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具，其特征在于，前述穿刺针一体型体液采样用具的整体形状呈大致长方体状。

5 27. 如权利要求 13 至 26 中任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具，其特征在于，前述传感器是通过与前述体液接触以电方式检测前述体液中的规定成分的传感器。

体液采样用具

5 技术领域

本发明涉及安装在用于例如血糖值的测量的成分测量装置上使用的体液采样用具。

背景技术

10 以前，为了测量血液中的各种成分，研究了测量与血液中的特定成分反应的特异酶的反应生成物的方法。特别是血糖值的测量，对于监控患者的状态是很重要的，推荐患者自身监控日常的血糖值的变动的自己血糖测量。近年来，糖尿病者日渐增加，迫切要求简便且痛苦少的测量方法和测量机构。

15 该血糖值的测量，多用在葡糖氧化酶或者葡糖脱氢酶等使葡萄糖进行氧化反应的场合，现在，是采用安装根据血中的葡萄糖量显色的实验纸，向该实验纸上供给血液使血液并展开使实验纸呈色，以光学方式测量（测色）其显色的程度来对血糖值进行定量化的比色式的方法，电气地测量前述的酶反应的生成物的电极式的方法等的血糖测量
20 装置进行。

在这些测量方法，都必须采取测量用的血液，在这些测量之前，作为患者采取自己的测量用血液的方法，在用备有穿刺针的穿刺装置穿刺指尖等皮肤后，用手指等压迫穿刺部位周边来挤出血液。

可是，在以前的用实验纸的光学测量方法中，由于需要比较多的
25 血液量，必须较深地穿刺皮肤，伴随着疼痛，给患者带来较大的痛苦和负担，由于伴随穿刺引起的恐怖感，不能继续进行自己血糖测量的患者很多，即使在电极式的测量装置中，由于实际上需要与比色式相匹敌程度那样多的血液量，所以也有同样的问题。

在现有的电极式的血糖值测量中使用的血糖传感器，在绝缘性的

基板或薄板上用丝网印刷等方法由石墨或金属形成电极，在滴下或者吸取血液的部分（血液试样点着部）上形成必须的酶、电子接收体或者 PH 调整用的电解质等层的物体，多使用条状的测量用片（体液采样用具）。原有的条状的电极式传感器，由于是薄板状，传感器条的血液试样点着部设置在条的前端部或者侧部等部分上，是在该血液试样点着部上直接点着血液试样的构造，所以点着血液试样困难，容易引起点着的失败。

另外，把这样的条状的传感器与穿刺针做成一体，由于不分别单独安装穿刺针和传感器，可以简化操作，所以可以提高使用方便性，但是，由于把穿刺针与其他的构件复合，所以存在难以细微地调节作为穿刺时疼痛的最大因素的在皮肤上穿刺的深度的问题。

另外，由于把传感器和穿刺针做成一体，所以构造变得复杂，有时血液不必要地流入构成构件的间隙等而造成浪费。

15 发明内容

本发明的目的在于，提供体液的采样操作容易，用较少的体液量能检测出体液中的规定成分的体液采样用具。另外，提供构造简单，组装容易，且穿刺的深度的限制容易的穿刺针一体型体液采样用具。另外，提供能可靠地检测体液中的规定成分的穿刺针一体型体液采样用具。

这样的目的，可由下述的（1）～（27）的本发明实现。

（1）一种体液采样用具，是具有检测体液中的规定成分的传感器的体液采样用具，其特征在于，

前述传感器在其前端部备有可收容前述体液的测量部，

前述体液采样用具具有支承前述传感器的前述测量部近旁的第 1 支承部和比该第 1 支承部的基端侧支承前述传感器的第 2 支承部，

在前述测量部以外的地方，具有防止前述体液浸润的体液浸润防止机构。

（2）一种体液采样用具，是具有检测体液中的规定成分的传感器

的体液采样用具，其特征在于，

前述传感器在其前端部备有可以收容前述体液的测量部，

前述体液采样用具具有支承前述传感器的前述测量部附近的第 1 支承部，在该第 1 支承部的基端侧支承前述传感器的第 2 支承部，
5 在前述第 1 支承部和第 2 支承部之间形成前述传感器的表面与前述体液采样用具的内面实质上不接触的非接触空间。

(3) 如上述(2)所述的体液采样用具，在前述第 1 支承部的基端部上形成有与前述非接触空间连通的凹部。

10 (4) 如上述(3)所述的体液采样用具，前述凹部是切去前述第 1 支承部的一部分的形状的缺口部。

(5) 如上述(2)至(4)的任一项所述的体液采样用具，前述传感器在前述非接触空间中折曲或者弯曲。

15 (6) 如上述(1)至(5)的任一项所述的体液采样用具，其特征在于，前述第 1 支承部被配置成，比前述第 2 支承部靠近前述体液采样用具的中心轴线。

(7) 如上述(1)至(6)所述的体液采样用具，前述体液采样用具具有与前述第 1 支承部连通的、用于采取前述体液并将其导入前述测量部的体液导入路。

20 (8) 如上述(7)所述的体液采样用具，前述体液导入路的容积是前述测量部的容积的 0.5 ~ 2 倍。

(9) 如上述(7)或(8)所述的体液采样用具，前述体液导入路，其长度是 0.1 ~ 10mm，其内径是 0.1 ~ 3mm。

25 (10) 如上述(7)至(9)的任一项所述的体液采样用具，前述测量部相对于前述体液导入路的长度方向倾斜，且位于前述体液导入路的流出侧开口附近。

(11) 如上述(7)至(10)的任一项所述的体液采样用具，

前述体液采样用具具有突出形成于前端的、用于把前述体液导入前述体液导入路的流入侧开口的引导部，

从前述引导部的前端到前述体液导入路的流入侧开口的距离是

1 ~ 10mm。

(12) 如上述(1)至(11)的任一项所述的体液采样用具，前述传感器是通过与前述体液接触以电方式检测前述体液中的规定成分的传感器。

5 (13) 一种穿刺针一体型体液采样用具，其特征在于，包括：
具有穿刺皮肤并放出体液的穿刺针的针收纳部；
检测前述体液中的规定成分的传感器；
安装在前述针收纳部的前端部处，把前述传感器支承在其与前述
针收纳部之间的传感器座。

10 (14) 如上述(13)所述的穿刺针一体型体液采样用具，前述传感器的
前端朝向前述穿刺针的中心轴线倾斜或者弯曲。

(15) 如上述(13)或者(14)所述的穿刺针一体型体液采样用具，前
述传感器的基端侧被夹持在前述针收纳部和前述传感器座之间。

15 (16) 如上述(13)至(15)任一项所述的穿刺针一体型体液采样用
具，前述传感器在其前端部具有可以收容前述体液的、用于测量前述
规定成分的测量部。

(17) 如上述(16)所述的穿刺针一体型体液采样用具，前述传感器
座具有采取前述体液后导入前述测量部的体液导入路。

20 (18) 如上述(17)所述的穿刺针一体型体液采样用具，前测量部相
对于前述体液导入路的长度方向倾斜且位于前述体液导入路的流出
侧开口的附近。

(19) 如上述(17)或者(18)所述的穿刺针一体型体液采样用具，
前述传感器座具有从其前端突出形成的，将前述体液导入前述体
液导入路的流入侧开口的引导部，在前述皮肤接触前述引导部的前端
25 的状态下，由前述穿刺针穿刺前述皮肤。

(20) 如上述(13)至(19)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用
具，前述传感器座通过嵌合而被相对于前述针收纳部固定。

(21) 如上述(13)至(20)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用
具，具有相对于前述针收纳部的长度方向定位前述传感器座的定位机

构。

(22) 如上述(21)所述的穿刺针一体型体液采样用具, 前述定位机构用形成在前述针收纳部的长度方向的途中的外面的、前述传感器座的基端抵接的台阶部构成。

5 (23) 如上述(13)至(22)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具, 前述传感器座至少其前端侧实际上是透明的。

(24) 如上述(13)至(23)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具, 在由膜密封在前述针收纳部的前端形成的可通过前述穿刺针的开口的状态下, 对前述针收纳部实施灭菌处理后, 组装前述穿刺针一体
10 型体液采样用具。

(25) 如上述(24)所述的穿刺针一体型体液采样用具, 前述针收纳部的内部的灭菌状态一直保持到前述穿刺针一体型体液采样用具的使用时。

(26) 如上述(13)至(25)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具, 前述穿刺针一体型体液采样用具的整体形状为大致长方体状。
15

(27) 如上述(13)至(26)的任一项所述的穿刺针一体型体液采样用具, 前述传感器通过与前述体液接触以电方式检测前述体液中的规定成分。

20 附图说明

图 1 是表示本发明的体液采样用具的第 1 实施例的立体图。

图 2 是图 1 所示的体液采样用具的分解立体图。

图 3 是图 1 中的 A—A 线剖面图。

图 4 是从下方看图 1 所示的体液采样用具所具有的传感器座的前
25 端侧的图。

图 5 是表示密封构件的另一个构成例的图(纵剖面图)。

图 6 是表示密封构件的另一个构成例的图(纵剖面图)。

图 7 是表示本发明的体液采样用具的第 2 实施例的前端部的构成的纵剖面图。

图 8 是模式的表示安装并使用本发明的体液采样用具的成分测量装置的构成的分解立体图。

图 9 是模式地表示图 8 所示的成分测量装置所具有的壳体、穿刺机构、测量机构的构成的图（表示局部、纵剖面图）。

5 图 10 是模式地表示图 8 所示的成分测量装置备有的壳体、穿刺机构、测量机构的构成的图（是表示局部的纵剖面图）。

具体实施方式

< 成分测量装置 >

10 首先，在说明本发明的体液采样用具之前，参照图 8~图 10 对装填（安装）并使用本发明的体液采样用具的成分测量装置进行说明。下面，作为成分测量装置，以经表皮（皮肤）采取体液（在本实施例中，以血液为代表进行说明）并测量（检测）其体液中的规定成分的装置为代表对该成分测量装置进行说明。

15 另外，表皮的与前述体液的采取相关的部位（体液采取部位），最好是手指，但此外，也可以是例如手（手掌、手背、手的侧部）、臂、大腿、耳垂等。下面，对穿刺指尖（手指）方式的成分测量装置进行说明。

20 图 8 是模式地表示装填并使用本发明的体液采样用具的成分测量装置的构成的分解立体图，图 9 和图 10 分别是模式地表示图 8 所示的成分测量装置所具有的壳体、穿刺机构、测量机构的构成的图（是表示局部的纵剖面图）。在以下的说明中，在图 8~图 10 中，把右侧称为“基端”，把左侧称为“前端”，把上侧称为“上”或“上方”，把下侧称为“下”或“下方”。

25 图 8 所示的成分测量装置（血液成分测量装置）100，备有本体 200、内藏穿刺机构 400 的壳体 500、测量（检测）所采取的血液（体液）中的规定成分（以下，在本实施例中，以葡萄糖为代表进行说明）的计测机构 700、电池（电源部）900、设置在电路板 110 上的控制机构 111、显示部 112。该成分测量装置 100，在壳体 500 的前端部装填

(安装)本发 明的体液采样用具 1 后使用。

下面,依次对各部的构成(各构成要素)进行说明。

本体 200 由框体 210 和盖体 220 构成,在其内部收容前述的各部(各构件)。

5 在框体 210 的前端侧的壁部 211 上形成贯通框体 210 的内外,横截面形状为大致长方形(与后述的体液采样用具 1 的断面形状对应的形状)的开口 212。通过该开口 212,体液采样用具 1 被装填(保持)在壳体 500 的前端部上。

在盖体 220 的上面上形成贯通盖体 220 的内外的显示窗(开口) 10 221,该显示窗 221 用由透明的材料构成的板状构件堵塞。

在与显示窗 221 对应的本体 200 内部设置显示部 112。因此,经显示窗 221,可以确认由显示部 112 显示的各种信息。

显示部 112,例如,由液晶显示元件(LCD)等构成。在该显示部 112 上,例如,可以显示电源开/关、电源电压(电池电余量)、测量值、测量日期、错误显示、操作指导等。 15

另外,在盖体 220 的上面上设置操作按钮 222。成分测量装置 100 被做成,通过按压该操作按钮 222,使后述的穿刺机构 400 动作。

控制机构 111,控制成分测量装置 100 的各部的诸动作,同时内藏根据来自成分计测装置 700 的信息算出血液中的葡萄糖量(血糖值)的演算部。 20

电池 900 与控制机构 111、显示部 112、计测机构 700 等电连接,为它们的动作提供必要的电力。

另外,在框体 210 上紧固(固定)壳体 500 的前端开口 501,并使之与前述开口 212 对应。

25 壳体 500,如图 9 和图 10 所示,由基端上具有壁部 510 的圆筒状(有底筒状)的构件构成,在其内部形成内腔部(收纳空间)520。

另外,壳体 500 的前端部形成有其内部形状与体液采样用具 1 的外部形状对应的装填部(嵌合部)530。向该装填部 530 插入体液采样用具 1 并与之嵌合(固定)。

在装填部 530 的基端侧的内腔部 520 内收纳穿刺机构 400。穿刺机构 400 使嵌合（安装）于其前端部（针座 411）的穿刺针 4 向前端方向移动。由此，穿刺针 4 备有的针体 41，由其锐利的针尖穿刺指尖 F 的表面（皮肤）。

5 该穿刺机构 400 具有柱塞 410、向前端方向弹压柱塞 410 的螺旋弹簧（加载构件）420、向基端方向弹压柱塞 410 的螺旋弹簧（加载构件）430。

在柱塞 410 的前端部上，与柱塞 410 一体地形成杯状的针座 411。在该针座 411 上装卸自由地嵌合穿刺针 4 的嵌合部 421。

10 另外，在柱塞 410 的基端部上，与柱塞 410 一体地形成前端具有突起状的卡定部 413 的能弹性变形的弹性片 412。该弹性片 412，将其基端部作为支点（固定端），其前端在图 9 和图 10 中向上下方向位移。由此，卡定部 413 在图 9 和图 10 中向上下方向位移。

在把体液采样用具 1 装填（安装）在壳体 500 中之前的状态，即，
15 把穿刺针 4 安装在柱塞 410（针座 411）上之前的状态（参照图 9）下，卡定部 413 的顶部附近因弹性片 412 的弹性力与壳体 500 的内周面抵接。另一方面，在把体液采样用具 1 装填在壳体 500 中的状态，即，把穿刺针 4 安装在柱塞 410（针座 411）上的状态（参照图 10）下，卡定部 413 插入贯通壳体 500 的侧壁地形成的开口 570 内，卡定在其
20 缘部上。由此，柱塞 410 的向前端方向的移动被限制。

螺旋弹簧（穿刺用弹簧）420 设置在柱塞 410 的基端侧，其两端分别与柱塞 410 和壁部 510 接触。另一方面，螺旋弹簧（反推用弹簧）430，设置在从柱塞 410 开始的前端侧，其两端分别与柱塞 410 和装填部 530 抵接。

25 另外，如图 9 和图 10 所示，在壳体 500 的外侧部设置可以使卡定部 413 向内腔部 520（向图中箭头方向）移动的卡定解除构件 223。该卡定解除构件 223 与前述的操作按钮 222 的按压操作连动而进行移动。

在卡定部 413 卡定在开口 570 的缘部上的状态（图 10 所示的状

态)下,螺旋弹簧420成为压缩状态,向前端方向推压柱塞410。当使卡定解除构件223向图10中箭头方向移动,解除卡定部413的卡定状态时,螺旋弹簧420伸长而使柱塞410向前端方向移动。由此,穿刺针4向前端方向移动,由针体41的针尖穿刺指尖F的表面(皮肤)。这时,螺旋弹簧430成压缩状态。

然后,螺旋弹簧430向基端方向推回柱塞410。柱塞410由螺旋弹簧420的弹性力和螺旋弹簧430的弹性力反复进行向前端方向的移动和向基端方向的移动,不久静止在螺旋弹簧420的弹性力和螺旋弹簧430的弹性力平衡的位置上。

再有,在柱塞410静止的状态下,构成为穿刺针4具有的针体41的针尖被收纳在体液采样用具1内。

计测机构700具有在体液采样用具1备有的传感器5上外加规定电压的变压电路710、测量电流值的电流测量部720、与传感器5备有的电极52a、52b接触的接点731、732。

接点731通过变压电路710与电池900电连接,接点732通过电流测量部720与电池900电连接。

计测机构700用电流测量部720测量(检测)对应于血液中的葡萄糖量产生的从传感器5中输出的电流的变化,把该检测信号输出给控制机构111。

然后,在控制机构111(运算部)中,根据输入的信号进行规定的运算处理,再根据需要进行补偿计算,求出血液中葡萄糖量(血糖值)。求出的血糖值显示在显示部112上。

在这样的成分测量装置100中装填(安装)并使用本发明的体液采样用具1。

<体液采样用具>

下面,对本发明的体液采样用具进行详细说明

《第1实施例》

对本发明的体液采样用具(针尖)的第1实施例的穿刺针一体型体液采样用具进行说明。

图 1 是表示本发明的体液采样用具的第 1 实施例的立体图，图 2 是图 1 所示的体液采样用具的分解立体图，图 3 是图 1 中的 A—A 线剖面图，图 4 是从下方看图 1 所示的体液采样用具所备有的传感器座的前端侧的图，图 5 和图 6 分别是表示密封构件的另一个构成例的图（纵剖面图）。在以下的说明中将右侧称为“基端”，将左侧称为“前端”，将上侧称为“上”或“上方”，将下侧称为“下”或“下方”。

图 1 等所示的体液采样用具 1 具有针收纳部 2、传感器 5 和传感器座 6。

下面依次对体液采样用具 1 的各部的构成（各构成要素）进行说明。针收纳部（穿刺针单元）2，由壳体 3、能向轴向移动地收纳在该壳体 3 内的穿刺针 4 构成。

穿刺针 4 由针体 41 和紧固（固定）在该针体 41 的基端部上的衬套 42 构成。

针体 41，例如，用由不锈钢、铝、铝合金、钛、钛合金等金属材料制成的空心构件或实心构件构成，在其前端上形成锐利的针尖（刃尖）。由该针尖穿刺指尖 F 的表面（皮肤）并使血液（体液）从其穿刺部位出来（使血流出）。

在针体 41 的基端部上由例如熔接、粘接剂粘接、嵌合、铆接等固定（紧固）着衬套 42。

该衬套 42 用大致圆柱状的构件构成，其外表面一边与壳体 3 的内表面接触一边滑动。

在该衬套 42 的基端部上形成有嵌合部 421。该嵌合部 421，在把体液采样用具 1 装填在成分测量装置 100 内的状态下，嵌合（嵌入）在前述的柱塞 410（穿刺机构 400）的针座 411 上。

壳体 3 由筒状的构件构成，在其前端和基端上分别形成有内腔部开放的前端开口 31 和基端开口 32。针体 41 通过前端开口 31 从体液采样用具 1 的前端突出。

壳体 3 的内径在前端侧缩径，当穿刺针 4 向前端方向移动时，衬套 42 的端面 422 与壳体 3 的内表面 33 接触。由此，针体 41 从体液

采样用具 1 的前端突出的最大突出长度(最大突出量)被限制。因而,在由穿刺针 4 穿刺指尖 F 的表面时,能防止由针体 41 的针尖穿刺指尖 F 到必要以上的深度。

另一方面,壳体 3 的基端侧的内径大致是恒定的,被设定成比衬套 42 的最大外径大一些。由此,穿刺针 4 相对壳体 3 的轴向的移动变得顺利。

另外,在壳体 3 的基端部内面上形成有向内侧突出的环状的凸部 34。在体液采样用具 1 的使用前的状态(图 3 所示状态)下,在凸部 34 上嵌合衬套 42 的外周部,由此穿刺针 4 被相对于壳体 3 固定。在该状态下,被设定成针体 41 的针尖不从前端开口 31 中突出。

该凸部 34 和衬套 42 的固定力(嵌合力)被设定成,可以使穿刺针 4(嵌合部 421)无障碍地嵌入针座 411,而当使穿刺机构 400 动作时,凸部 34 和衬套 42 的固定容易解除的程度。

再有,作为衬套 42 和壳体 3 的固定方法,不局限于此,例如,也可以是在壳体 3 的内表面和/或衬套 42 的外表面上设置卡定机构的方法、利用壳体 3 的内表面和衬套 42 的外表面的摩擦力的方法、弱粘接或者弱熔接壳体 3 和衬套 42 的方法等。

通过壳体 3 的内表面凹陷(凸部 34)和衬套 42 的嵌合等,细菌向针收纳部 2 的内部的侵入被阻止。为此,一旦对针收纳部 2 实施灭菌,直到体液采样用具 1 的使用时,穿刺针 4 都被维持在灭菌状态。

另外,在壳体 3 的长度方向的中间的外表面上,形成有台阶部 35。在壳体 3 内,在处于该台阶部 35 的前端侧的部分(安装部 36)上安装传感器座 6。在安装部 36 上安装了传感器座 6 的状态(图 1 和图 3 所示的状态,下面,把该状态叫做“体液采样用具 1 的组装状态)下,传感器座 6 的基端与台阶部 35 抵接而形成传感器座 6 对壳体 3(针收纳部 2)的长度方向的定位。由这样的台阶部 35,构成在针收纳部 2 的长度方向上对传感器座 6 定位的定位机构。

通过设置这样的定位机构,可以更可靠地限制针体 41 从体液采样用具 1 中突出的长度,可以防止指尖 F 的穿刺深度不必要地变深。

另外,在壳体3的外侧面上,沿长度方向形成一对相对置的槽37。各槽37,具有作为把持体液采样用具1时的止滑机构的功能,通过设置各槽37,可以用手指等更可靠地把持体液采样用具1。

5 传感器5是测量体液中的规定成分的器件,例如,是具有通过与血液(体液)接触,以电的方式测量(检测)血液中的葡萄糖(规定成分)的功能的器件。

在本实施例中,传感器5呈平板状,最好把聚对苯二甲酸乙(醇)酯、聚苯乙烯等塑料作为材料,可以在后述的非接触空间64中折曲或者弯曲。在该传感器5的前端部中央,备有宽0.5~4.0mm、长度10 1.0~10.0mm、厚度0.01~1.0mm的测量部51。在测量部51的内部,可借助毛细管现象等收容血液(体液),且具有与血液中的葡萄糖(规定成分)反应的试剂。

另外,如图2所示,在传感器5的上表面上,设置一对薄板状(薄膜状)的电极52a、52b。各电极52a、52b的前端部分别位于测量部15 51的上方。

在把体液采样用具1装填在成分测量装置100内的状态下,计测机构700的接点731、732分别与电极52a、52b电连接(接触),经由电极52a、52b对测量部51加电压。

20 作为使用的试剂,例如,可以举出葡糖氧化酶、葡糖脱氢酶等氧化还原酶之中的至少一种和铁氰化钾、二茂铁衍生物、醌衍生物、金属络合物等电子接收体之中的至少一种的组合。

在此,把使用组合了葡萄糖氧化酶(GOD)和铁氰化钾 $K_3[Fe(111)(CN)_6]$ 的试剂的场合作为一个例子说明血中的葡萄糖的测量原理。

25 首先,当把血液供给测量部51时,血液中的葡萄糖和GOD进行特异反应,产生葡萄糖酸和电子。接着,该电子使铁氰化钾 $(K_3[Fe(111)(CN)_6])$ 变成(还原成)亚铁氰化钾 $(K_4[Fe(11)(CN)_6])$ 。亚铁氰化钾,由从计量机构700加上的电压再次返回(氧化)成铁氰化钾,这时产生电流。由于该产生电流与葡萄糖量成比例,所

以通过用计测机构 700 测量（检测）产生电流（来自传感器 5 的输出电流）的变化，可以算出血液中的葡萄糖量。

这样的传感器 5，在针收纳部 2 的前端部（壳体 3 的安装部 36）上安装传感器座 6，由此，被支承在传感器座 6 和针收纳部 2 之间。

5 该传感器座 6 具有一对相对的侧壁部 61、61 和连结它们的顶板部 62，其断面形状为大致口字形。

在各侧壁部 61 的内表面上，分别沿长度方向形成有槽 611。在体液采样用具 1 的组装的状态下，在各槽 611 上分别插入嵌合壳体 3 的安装部 36 的两侧部。由此，传感器座 6 被固定在针收纳部 2 上。

10 而且，壳体 3（针收纳部 2）和传感器座 6 的接触面分别做成平坦面，由此，可以稳定且可靠地保持（支承）平板状的传感器 5。

另外，在体液采样用具 1 的组装状态下，在顶板部 62 的内表面（下表面）621、621 和壳体 3 的安装部 36 的上表面之间挟持传感器 5 的基端侧。用这样简单的构成，可以可靠地固定传感器 5，而且，
15 这样构成的体液采样用具 1，其组装是极其容易的。在本实施例中，这样的部分，构成支承传感器 5 的基端侧的第 2 支承部 82（穿刺针一体型体液采样用具的一例）。另外，在传感器座 6 的前端部内侧设置支承传感器 5 的测量部 51 近旁的第 1 支承部 81。

换句话说，体液采样用具 1 在其内部具有支承传感器 5 的测量部
20 51 近旁的第 1 支承部 81 和在该第 1 支承部 81 的基端侧中支承传感器 5 的第 2 支承部 82。

在这样的传感器座 6 的前端部上，形成与第 1 支承部 81 连通的血液导入路（体液导入路）63。该血液导入路 63，采取在由穿刺针 4 穿刺的指尖 F 的穿刺部位上隆起的血液并具有把该血液导向第 1 支承
25 部 81 支承的传感器 5 的前端部（测量部 51）的功能。

血液导入路 63 由细直径的小孔构成，在其前端形成流入侧（导入侧）开口 631，在其基端形成流出侧（导出侧）开口 632。血液因毛细管现象通过血液导入路 63 供给到测量部 51。

利用该毛细管现象的血液导入路 63，其尺寸具有合适的范围，特

别是其长度（全长）和内径的关系很重要。

具体地讲，血液导入路 63 的长度（图 4 中，长度 L）没有特别的限制，较好是 0.1~10mm 左右，更好是 0.5~5mm 左右，另外，内径（图 4 中，长度 D）没有特别的限制，但较好是 0.1~3mm 左右，更好是 0.5~1.5mm 左右。

另外，血液导入路 63 的容积，没有特别的限制，较好是传感器 5 的测量部 51 的容积的 0.5~2 倍左右。更好是 0.8~1.5 倍左右。这样，通过以测量部 51 的容积为基准，把血液导入路 63 的容积设定在前述范围内，可以更加减少采取的血液量。为此，来自指尖 F 的穿刺部位的出血量是少量就可以了，可以减轻患者的负担。另外，由于如果不能得到充满血液导入路 63 的容积的血液量，血液不与测量部 51 接触，所以可以防止由血液过少引起的测量的失败。

前述第 1 支承部 81 被配置成比前述第 2 支承部 82 靠近穿刺针 4 的中心轴线，由于这样配置第 1 支承部 81 和第 2 支承部 82，所以，传感器 5 被折曲或者弯曲地设置在第 1 支承部 81 和第 2 支承部 82 之间，即后述的非接触空间 64 中，传感器 5 的前端侧向穿刺针 4 的中心轴线倾斜或者弯曲。由此，传感器 5 的测量部 51 被配置成相对血液导入路 63 的长度方向倾斜。另外，由于传感器 5 的前端侧向穿刺针 4 的中心轴线倾斜或者弯曲，所以可以更可靠地把传感器 5 固定在第 1 支承部 81 和第 2 支承部 82 上，同时可以使传感器 5 的前端更接近穿刺部位。

另外，如前所述，传感器 5 的测量部 51 近旁支承在第 1 支承部 81 上，测量部 51 被配置成位于血液导入路 63 的流出侧开口 632 附近。

这样一来，由于经由血液导入路 63 导入的血液，高效率地供给测量部 51，所以用更少的血液量（采血量）就可以测量血糖值。

特别是，用这样的体液采样用具 1，在第 1 支承部 81 和 82 之间形成传感器 5 的表面与传感器座 6 的内表面实质上不接触的非接触空间 64。而且，该非接触空间 64 的容积，被设定成比第 1 支承部 81 划分成的空间的容积大，由此，由毛细管现象经由血液导入路 63 导

入的血液，当到达第1支承部81时，进一步向基端方向的移动被阻止。由此，采取的血液留在第1支承部81内，由于能高效率（无浪费）地供给测量部51，所以可以更加减少采取的血液量。

在本实施例中，借助这样的非接触空间64，在传感器5的测量部51以外的地方构成防止血液浸润的血液浸润防止机构（体液浸润防止机构）。

另外，在第1支承部81的基端部的上方形成与非接触空间64连通的凹部811。在本实施例中，该凹部811如图4所示用通过切去第1支承部81的一部分形成的缺口部构成。通过设置这样的凹部（缺口部）811，可以更可靠地防止血液顺着传感器5的上方侧部向传感器5的基端侧浸润（绕入）。

再有，血液浸润防止机构（体液浸润防止机构），不局限于在第1支承部81和第2支承部82之间设置非接触空间64的构成，例如，通过在第1支承部81的基端附近实施防水处理，也可以构成防止血液浸润的构造。

另外，在传感器座6的前端上突出形成引导部7，该引导部7具有把血液高效率导向血液导入路63的流入侧开口631的功能，具有多个腿部（在图示的构成中，是2个腿部71a、71b）。

各腿部71a、71b分别从血液导入路63的流入侧开口631附近向穿刺针4的中心轴线延伸，腿部71a、71b被设置成随着向前述中心轴线前进而相互分离。

即，腿部71a、71b被配置成八字形，各腿部71a、71b的端部（图1等的下方的端部）相互不连接。为此，在采取血液时，当使指尖F的表面（皮肤）接触引导部7的前端面之际，由于引导部7的内侧空间（血液导入路63）不被堵塞，能确保血液的流入路，所以可以顺利且可靠地向测量部51供给血液。

再有，腿部的设置数不局限于图示的数目，也可以是3个以上。

从该引导部7的前端到血液导入路63的流入侧开口631的距离（图3中，长度A），较好是01~10mm左右，更好是0.2~3mm左

右。由于把长度 A 定在前述范围内，所以即使是少量的血液，也可以高效率地导向血液导入路 63 的流入侧开口 631。

在这样的引导部 7 上最好实施亲水化处理。由此，可以更迅速地把血液导向血液导入路 63 的流入侧开口 631。

5 作为亲水化处理，例如，可以通过臭氧处理、等离子体处理、辉光放电、电晕放电、紫外线照射等物理活性化处理或赋与（涂敷）表面活性剂、水溶性硅、羟丙基纤维素、聚乙二醇、聚丙二醇等进行。

再有，也可以用丙烯酸树脂等亲水性高的材料构成引导部 7 本身。

10 另外，这样的亲水性处理，根据需要，也可以在体液采样用具 1 的其他部位（例如，第 1 支承部 81 的内面等）上实施。

15 传感器座 6（体液采样用具 1），其前端侧实质上被做成透明（无色透明、着色透明或者半透明）。由此，可以从体液采样用具 1 的外部确认血液是否确实经由血液导入路 63 供给测量部 51，可以给患者（使用者）以安全感。另外，可以更加确实防止由于血液采取不足（血液没有导入血液导入路 63）引起的差错（例如，测量值的异常等）。

另外，在传感器座 6（顶板部 62）基端部上形成有缺口部 622。在体液采样用具 1 的组装状态下，在该缺口部 622 中，传感器 5 的电极 52a、52b 的基端部分别露出到体液采样用具 1 的外部。

20 当把体液采样用具 1 装填在成分测量装置 100（壳体 500）中时，接点 731、732 分别进入该缺口部 622 内，其一部分（顶部附近）与各电极 52a、52b 接触。

25 另外，在针收纳部 2（壳体 3）的台阶部 35 上，在与该缺口部 622 对应的位置上形成倾斜面 351。通过设置该倾斜面 351，在把体液采样用具 1 装填（安装）在成分测量装置 100 中和从成分测量装置 100 脱离时，可以更顺利地进入接点 731、732 的缺口部 622 和脱离缺口部 622。

这样的传感器座 6、壳体 3 和衬套 42 最好分别用树脂材料构成，作为该树脂材料，例如，可以举出 ABS 树脂、AS 树脂、聚乙烯、聚丙烯、聚苯乙烯，聚氯乙烯、聚偏氯乙烯树脂、聚苯醚、热塑性聚氨

酯、聚甲基丙烯酸甲酯、聚氧化乙烯、氟树脂、聚碳酸酯、聚酰胺、缩醛树脂、丙烯酸树脂、聚对苯二甲酸乙二醇酯等在喷射成形中使用的热可塑性树脂，或酚醛树脂、环氧树脂、硅树脂、不饱和聚酯等热固化性树脂等。

5 这样的体液采样用具 1，在对针收纳部 2，例如，由环氧乙烷气（EOG）灭菌等实施灭菌处理后，组装成体液采样用具 1。在本实施例中，在针收纳部 2 上，在由使气体透过但不使细菌透过的膜（封闭构件）91 封闭壳体 3 的前端开口 31 的状态下，实施灭菌处理。

再有，针收纳部 2 的基端侧，在体液采样用具 1 的使用前的状态
10 下，如前述那样，在凸部 34 上嵌合衬套 42 的外周部，穿刺针 4 被固定在壳体 3 上。在该嵌合部上，虽然允许某种程度的气体透过，但是阻止细菌的透过。为此，通过用膜（过滤器）91 封闭壳体 3 的前端开口 31 并实施灭菌处理，针收纳部 2 内部的灭菌状态（无菌性）被维持（保持）到体液采样用具 1 的使用时。

15 在图示的构成中，膜 91，在由穿刺针 4 穿刺指尖 F 时，由针体 41 的针尖刺破，被开封。

在此，对于封闭构件的另一个构成例，参照图 5 和图 6 进行说明。

图 5 所示的封闭构件，由与前述同样的膜 92 构成，其一端部 921
20 侧固定在收纳体液采样用具 1 的壳体 10 的盖 11 上。具体地讲，膜 92 的一端部 921，由安装在盖 11 的内侧的内构件 12 和盖 11 夹持和固定。为此，与取下壳体 10 的盖 11 几乎同时，膜 92 被从针收纳部 2 上剥离，针收纳部 2 被开封。

图 6 所示的封闭构件，由销 93 构成，其一端部 931 插入并嵌合
25 在壳体 3 的前端开口 31 内。然后，图 6 所示的体液采样用具 1，在该状态下对针收纳部 2 实施灭菌处理，然后，组装成体液采样用具 1。

然后，该体液采样用具 1 在收纳在壳体 10 内时，在销 93 的另一端部上形成的嵌合部 932，与在盖 11 的内面上形成的孔 11a 嵌合。

与该销 93 对壳体 3 的前端开口 31 的嵌合力相比，壳体 10 对盖 11 的嵌合力设定的比较大。为此，几乎与取下盖 11 同时，销 93 脱离

针收纳部 2，针收纳部 2 被开封。

这样的体液采样用具 1，如图 1 和图 2 所示，其整体形状做成大致长方体状。由于把体液采样用具 1 的整体形状做成长方体状，所以在把体液采样用具 1 放置在桌上时，可以防止其滚动。在使用体液采
5 样用具 1 后，在其内部等处附着血液（体液），通过防止其滚动，可以更可靠地防止血液向四周飞散。

另外，体液采样用具 1 如图 10 所示，在装填在成分测量装置 100 中的状态下，其前端部从成分测量装置 100 中突出，在指尖 F 的表面（表皮）与引导部 7 的前端接触的状态下，由穿刺针 4 穿刺指尖 F 的
10 表面。为此，用体液采样用具 1，可以把规定穿刺针 4 穿刺指尖 F 的深度（针体 41 的突出长度）的基准位置设置在其前端上。由于把体液采样用具 1 的前端设定为前述基准位置，所以可以更可靠地防止穿刺针 4 穿刺指尖 F 的深度不恒定。另外，由于可以把穿刺针 4 穿刺指尖 F 的部位定在引导部 7 的附近，所以由引导部 7 来确保（捕捉）血
15 液是有利的。

另外，如上所述，由于在体液采样用具 1 上设置了穿刺针 4 和传感器 5，所以可以连续地进行穿刺、血液的采取和向传感器 5 的供给、
20 测量（成分的定量化），可以容易且短时间地进行血糖值测量（成分测量）。另外，使用成分测量装置 100 时的准备操作容易，为此，对定期使用的场合或反复使用的场合都是有利的。因而，这样的体液采样用具 1 适合于患者自己测量自己的血糖值等时使用，同时，构造简单，价廉，也适合于批量生产。下面，对于把体液采样用具 1 装填在成分测量装置 100 中使用的方法（作用）的一个例子进行说明。

[1] 首先，经由框体 210 的开口 212 把体液采样用具 1 装填（插
25 入）在壳体 500 的装填部 530 内，把穿刺针 4 的嵌合部 421 嵌入（安装）针座 411 上。

再有，当向基端方向推压体液采样用具 1 时，柱塞 420 反抗螺旋弹簧 420 的弹性压力向基端方向移动。卡定部 413，其顶部附近由弹性片 412 的弹性力与壳体 500 的内表面接触，当卡定部 413 到达开口

570 的位置时，被插入开口 570 内（参照图 10）。由此，即使解除由
体液采样用具 1 对柱塞 410 的基端方向的推压力，卡定部 413 仍然被
卡定在开口 570 缘部上，柱塞 410 向前端方向的移动被限制，这时，
螺旋弹簧 420 成为压缩状态。在该状态下，由穿刺机构 400 进行穿刺
5 的准备和血液（检体）采样的准备结束。

这时，计测机构 700 所具有的接点 731、732，进入传感器座 6 的
缺口部 622 内，分别与传感器 5 的电极 52a、52b 接触，由此，传感
器 5 和计测机构 700 被电连接。

[2] 接着，打开未图示的电源开关，由此，起动成分测量装置 100
10 的各部，成为可以测量的状态。

[3] 接着，如图 10 所示，在引导部 7（体液采样用具 1 的前端部）
的前端上压接（接触）指尖（手指）F，在该状态下，按压操作按钮
222，使成分测量装置 100 动作。

首先，卡定解除构件 223 与操作按钮 222 的按压操作连动，向图
15 10 中的箭头方向移动，与卡定部 413 接触，将其向壳体 500 的内腔部
520 推回，由此，卡定部 413 的卡定被脱开，由被压缩的螺旋弹簧 420
的弹性力，使柱塞 410 向前端方向移动。由于该塞柱 410 向前端方向
移动，穿刺针 4 向前端方向移动，其针体 41 的针尖刺通膜 91 并通过
前端开口 31，从体液采样用具 1 的前端突出并穿刺指尖 F 的表面。

20 然后，螺旋弹簧 430 向基端方向推回柱塞 410。柱塞 410 由螺旋
弹簧 420 的弹性力和螺旋弹簧 430 的弹性力，反复进行向前端方向的
移动和向基端方向的移动，不久，静止在螺旋弹簧 420 的弹性力和螺
旋弹簧的 430 的弹性力平衡的位置上。这时候，针体 41 的针尖收纳
在体液采样用具 1 内。这样，针体 41 的针尖，在穿刺时以外不会从
25 体液采样用具 1 的前端突出，不会误伤皮肤等处，可以防止感染，提
高安全性。

[4] 接着，把装填（安装）了体液采样用具 1 的成分测量装置 100
放在桌子等地方上，用其他的手指揉捏由穿刺针 4 穿刺的指尖 F 的部
位周边，使血液从穿刺部位出来。

本工序[4]根据需要，可以省略。

[5]接着，再次把持成分测量装置 100 并接近用前述[4]的操作在穿刺部位上隆起的血液，使之接触体液采样用具 1 的引导部 7。

由此，血液由引导部 7 被导向血液导入路 63，的流入侧开口 631，
5 由毛细管现象通过血液导入路 63 供给传感器 5 的测量部 51。

当向测量部 51 供给血液时，在测量部 51 中，血液中的葡萄糖和试剂反应，产生与葡萄糖量对应的电流。

[6] 控制机构 111 由计测机构 700 测量来自传感器 5 的输出电流的变化，根据得到的数据进行运算处理，进行温度修正计算、血液细
10 胞比容值修正计算等的修正，对血糖值进行定量化。

接下来，在显示部 112 上显示前述算出的血糖值，由此，可以把握血糖值。

根据这样的方法，可以在短时间内可靠地采取测量必须的且足够量的血液，同时可以用更少的血液量正确地测量血糖值（血液中的规
15 定成分的量）。

《第 2 实施例》

下面，对本发明的体液采样用具的第 2 实施例的穿刺针一体型体液采样用具进行说明。

图 7 表示本发明的体液采样用具的第 2 实施例的前端部的构成的
20 纵向剖面图。在下面的说明中，把图 7 中的右侧称为“基端”、把左侧称为“前端”。

下面，以与前述第 1 实施例的不同点为中心对于图 7 所示的第 2 实施例的体液采样用具 1 进行说明，对于相同的事项，省略其说明。

第 2 实施例的体液采样用具 1，引导部 7 的形状不同，除此以外，
25 与前述第 1 实施例相同。

即，第 2 实施例的引导部 7，用具有与血液导入路 63 连通的内腔部 721 的细管 72 构成。由此，可以把引导部 7 的前端作为与血液接触的标记（基准）。为此，在前述工序[5]中，在使引导部 7 的前端与在穿刺部位上隆起的血液接触时，可以更可靠地防止血液附着在引导

部 7 的不适当的地方，可以更加确实防止浪费血液。

另外，在细管 72 的前端面上形成有与内腔部 721（血液导入路 63）连通的槽 722。在图示的例子中，该槽 722 用向细管 72 的径向延伸的一字状的槽构成，其两端分别向细管 72 的外周面开放。

5 由于设置该槽 722，在采取血液时，在使指尖 F 的表面（皮肤）接触细管 72（引导部 7）的前端面之际，因为细管 72 的内腔部 721（血液导入路 63）不被堵塞，能确保血液的流入路，所以可以顺利且可靠地进行向血液的测量部 51 的供给。

10 另外，槽 722 的深度，根据指尖 F 的表面的状态等存在其合适的范围，没有特别的规定，通常较好是 $\geq 0.1 \text{ mm}$ ，更好是 $0.2 \sim 1.8 \text{ mm}$ 。当槽 722 的深度过浅时，特别在向指尖 F 的表面压靠力大的场合等情况下，有时内腔部 721 的血液的通过不充分。

再有，槽 722 的形状、根数、配置等不局限于图示那样，只要是当细管 72 的前端面与指尖 F 的表面接触时，其前端面的一部分不与指尖 F 的表面接触那样的结构即可。例如，以细管 72 的中心轴线为中心把多个槽 722 形成放射状（例如十字状）等等的图形。

即使做成这样的构造，也能得到与前述的第 1 实施例的体液采样用具同样的效果。

20 以上，根据图示的各实施例说明了本发明的体液采样用具，但本发明不局限于它们，例如，各部的结构，可以置换成能发挥同样功能的任意的结构。另外，当然，本发明的体液采样用具，即使没有穿刺针或者针收纳部，也可以充分地得到其效果。

25 具体地讲，例如，在用与本发明的体液采样用具不同的穿刺针或者穿刺针以外的东西（注射器等）穿刺并与露出的血液（体液）接触来使用的场合，本发明具有前述第 1 支承部 81 和位于该第 1 支承部 81 的基端侧的第 2 支承部 82，在该第 1 支承部 81 和该第 2 支承部 82 之间形成前述传感器 5 的表面实质上不接触传感器座 6 的内表面的非接触空间 64，该非接触空间 64 的容积被设定成比第 1 支承部 81 划分成的空间的容积大，由此，当导入的血液到达第 1 支承部 81 时，进

一步向基端方向的移动被阻止。因此，采取的血液停留在第1支承部81内，由于能将血液高效率（无浪费）地供给到测量部51，所以可以减少采取的血液量。

再有，备有前述引导部7和前述血液导入路63的物体，由毛血管现象通过该血液导入路63，高效率地供给到相对于该血液导入路63的长度方向倾斜配置的前述测量部51。因此，可以用更少的血液量（采血量）进行血糖值的测量。

另外，在本发明中也可以适当地组合前述的各实施例的任意的2个以上的构成。

10 另外，在前述实施例中，作为采取的体液，以血液为代表进行了说明，但在本发明中，采取的体液不局限于此，例如，也可以是尿、汗、淋巴液、骨髓液、胆汁、唾液等。

另外，在前述实施例中，作为测量对象的成分是以葡萄糖（血糖值）为代表进行了说明。但在本发明中，测量对象的成分不局限于此，15 例如，也可以是各种酒精类、各种糖类、胆固醇、乳酸、各种维生素、血红蛋白（潜血）、尿酸、肌酸肝、各种蛋白质、钠等无机离子等。

在这种情况下，作为传感器具有的试剂所含有的氧化还原酶，例如，可以使用醇氧化酶、醇脱氢酶、半乳糖氧化酶、果糖脱氢酶、胆固醇氧化酶、胆固醇脱氢酶、乳酸氧化酶、乳酸脱氢酶、抗坏血酸氧化酶，20 胆红素氧化酶、黄嘌呤氧化酶等。

另外，在前述实施例中，传感器是测量（检测）规定成分的传感器件，在本发明中，传感器也可以是测量（检测）规定成分的性质的传感器，也可以是测量（检测）规定成分的量 and 性质的传感器。

另外，传感器的测量方式，最好是使用前述试剂并电式测量，也25 可以是光学式，其他方式。

如上所述，根据本发明，体液的采取操作容易进行，用少的体液量就可以检测体液中的规定成分。

另外，其组装容易，穿刺深度的限制容易。可以可靠地检测体液中的规定成分。

另外，通过装入穿刺针，可以连续地进行穿刺、体液的采取和向传感器的供给、规定成分的检测，可以容易且在短时间内进行规定成分的检测。使用时的准备操作容易，为此，对定期使用的场合和反复使用的场合都有利。

- 5 另外，根据本发明，防止了一旦穿刺后，错误地再次穿刺生物体表面等的事故，安全性高。

从以上的说明可知，本发明适用于患者自身测量自己的血糖值等时使用。另外，其构成简单，价廉，适合于批量生产。

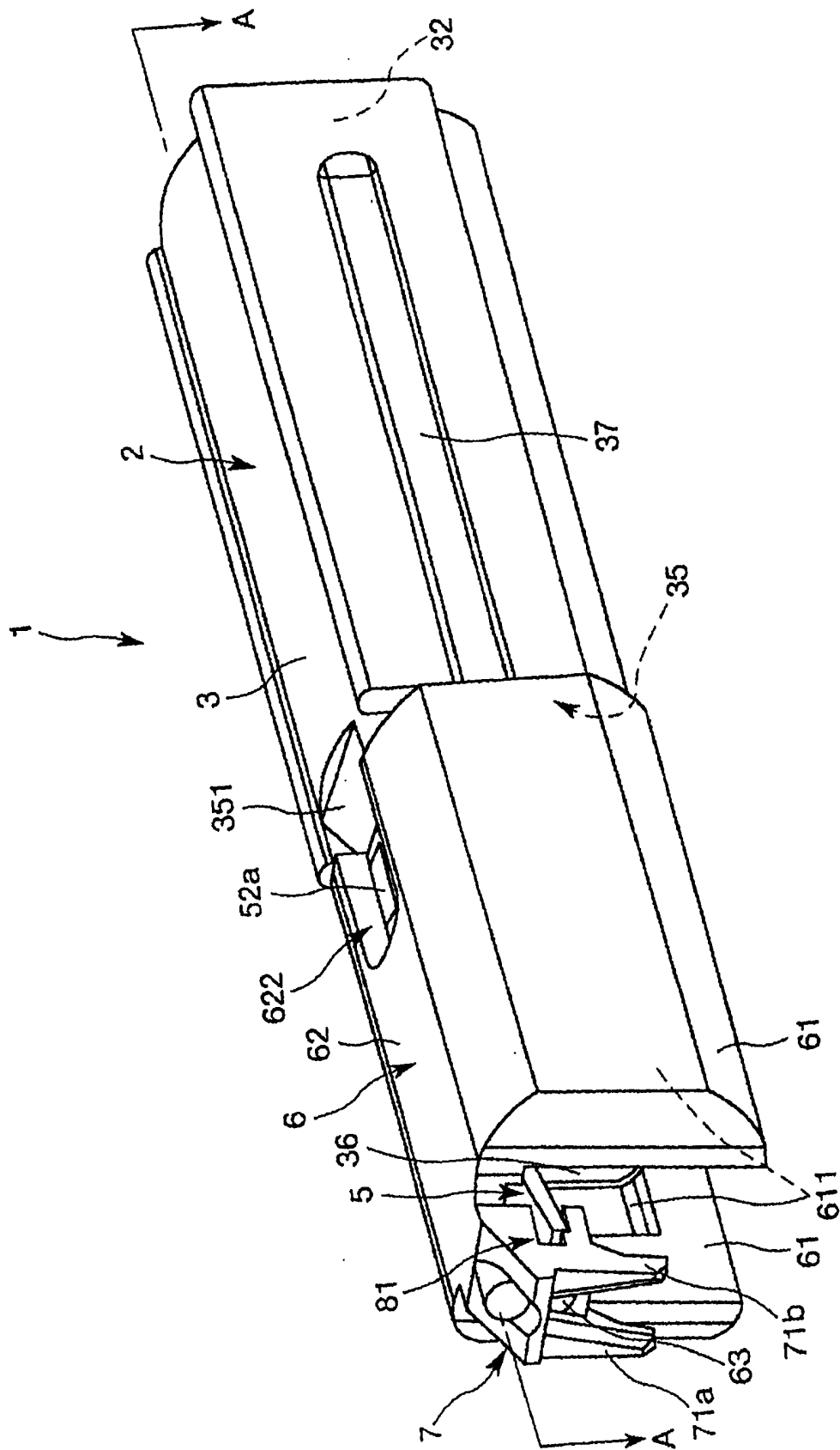


图 1

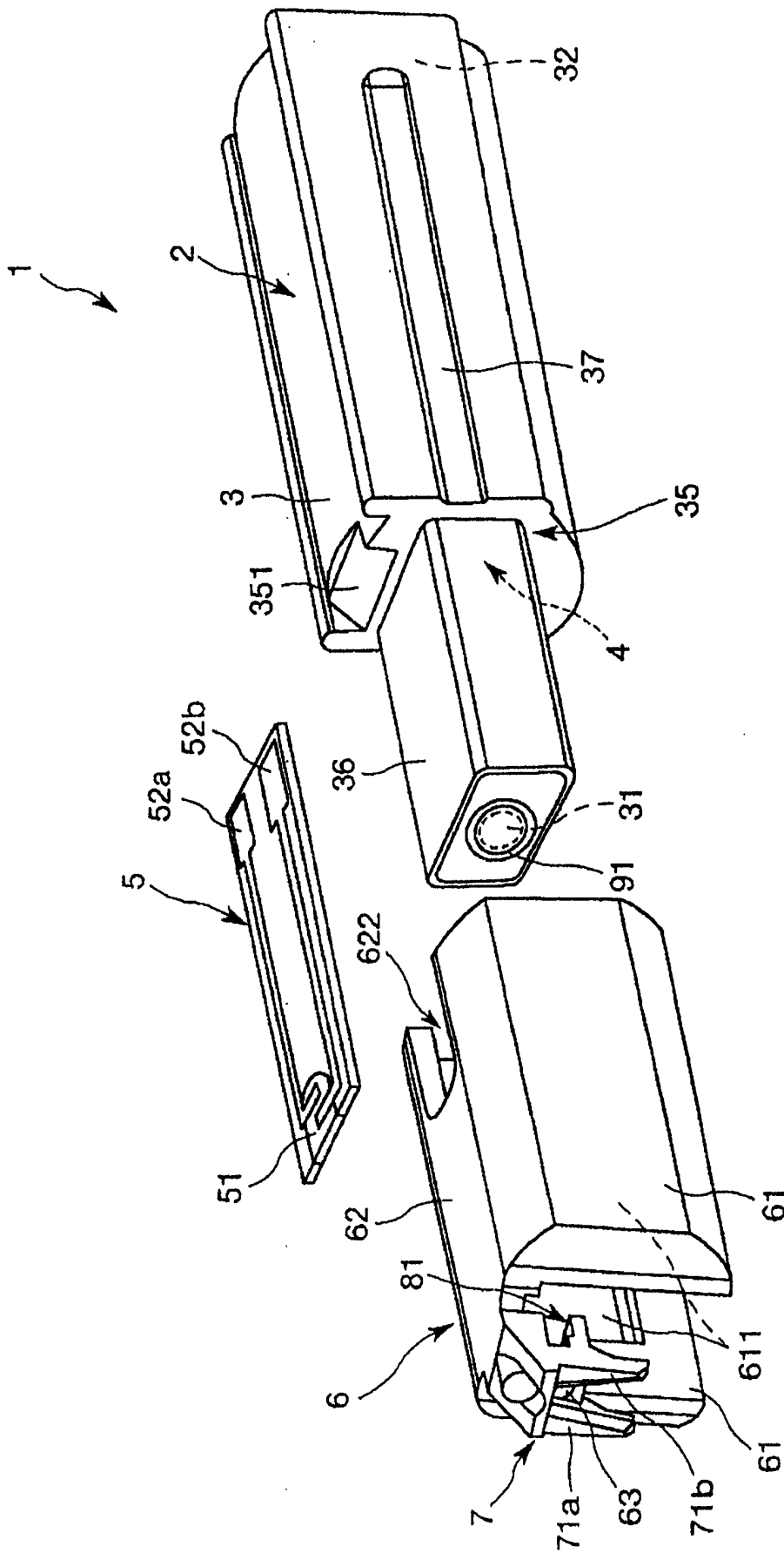


图 2

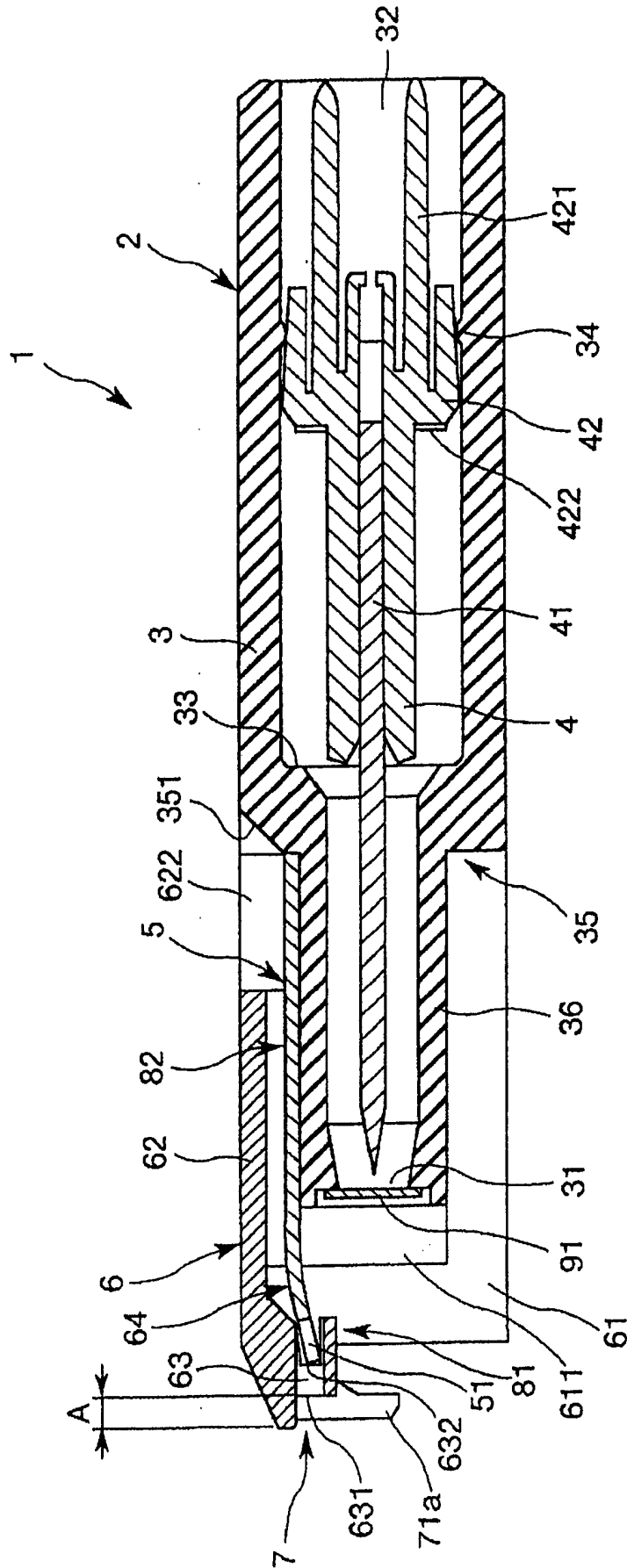


图 3

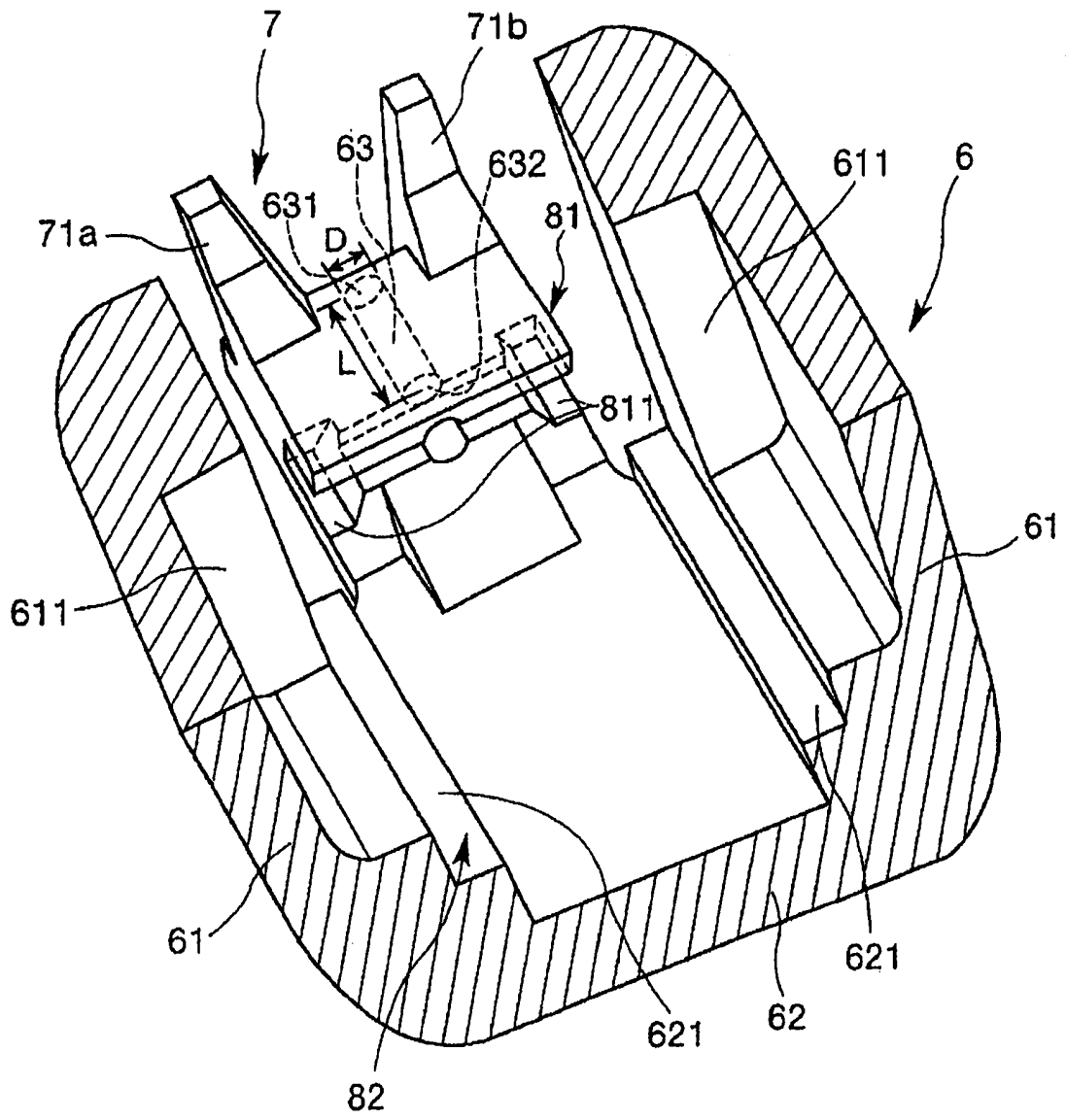


图 4

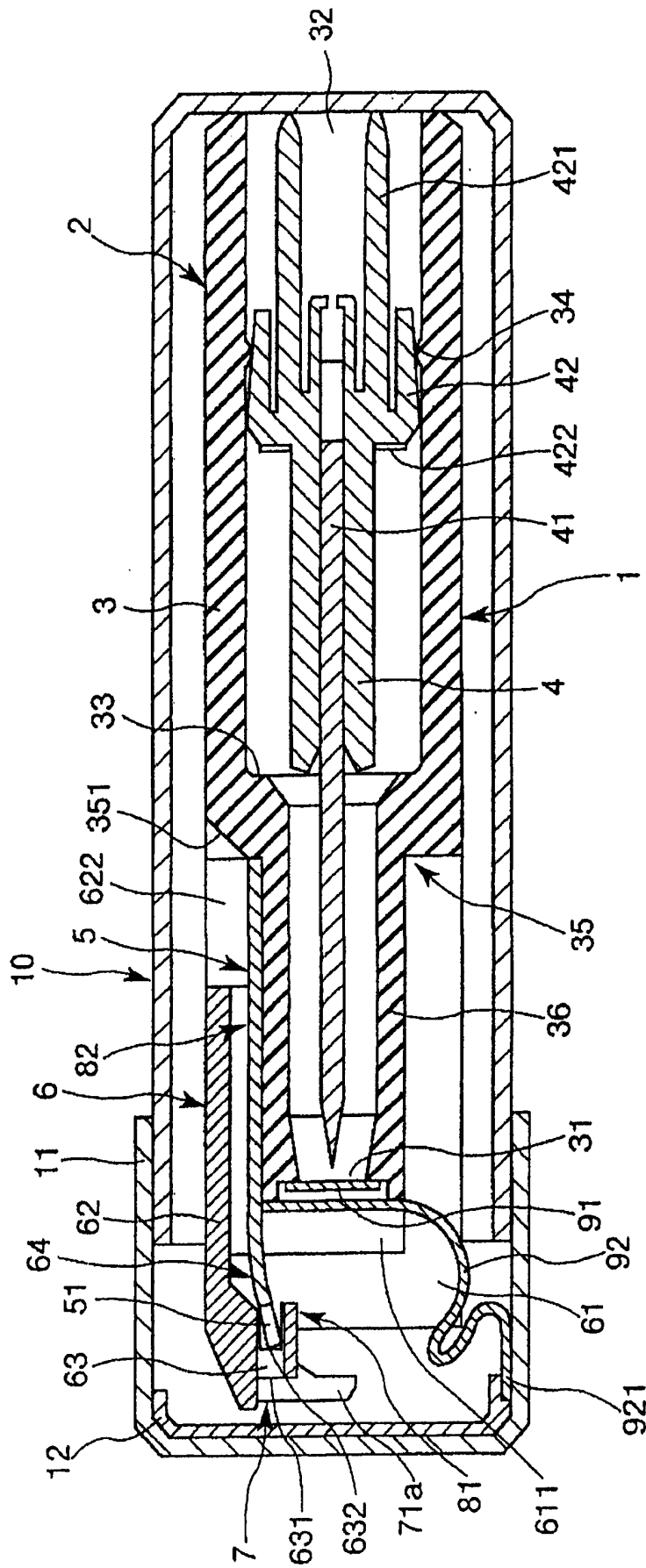


图 5

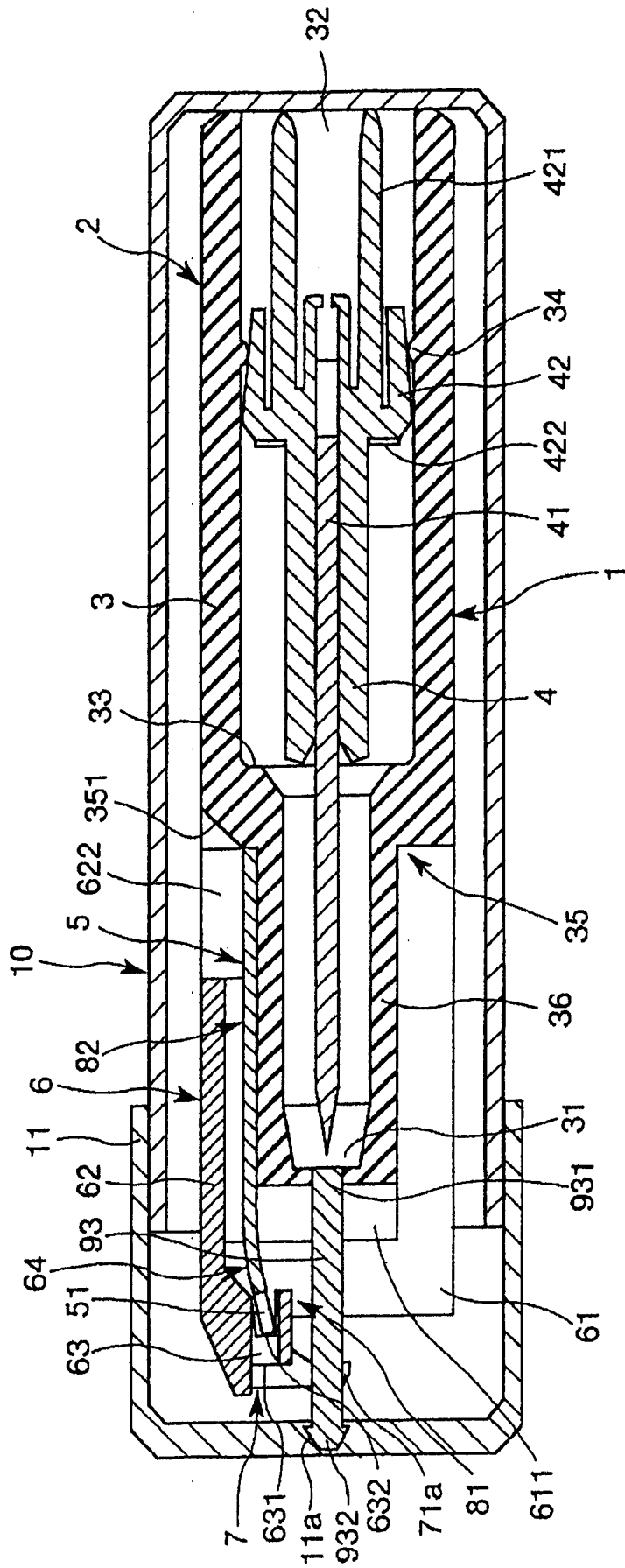


图 6

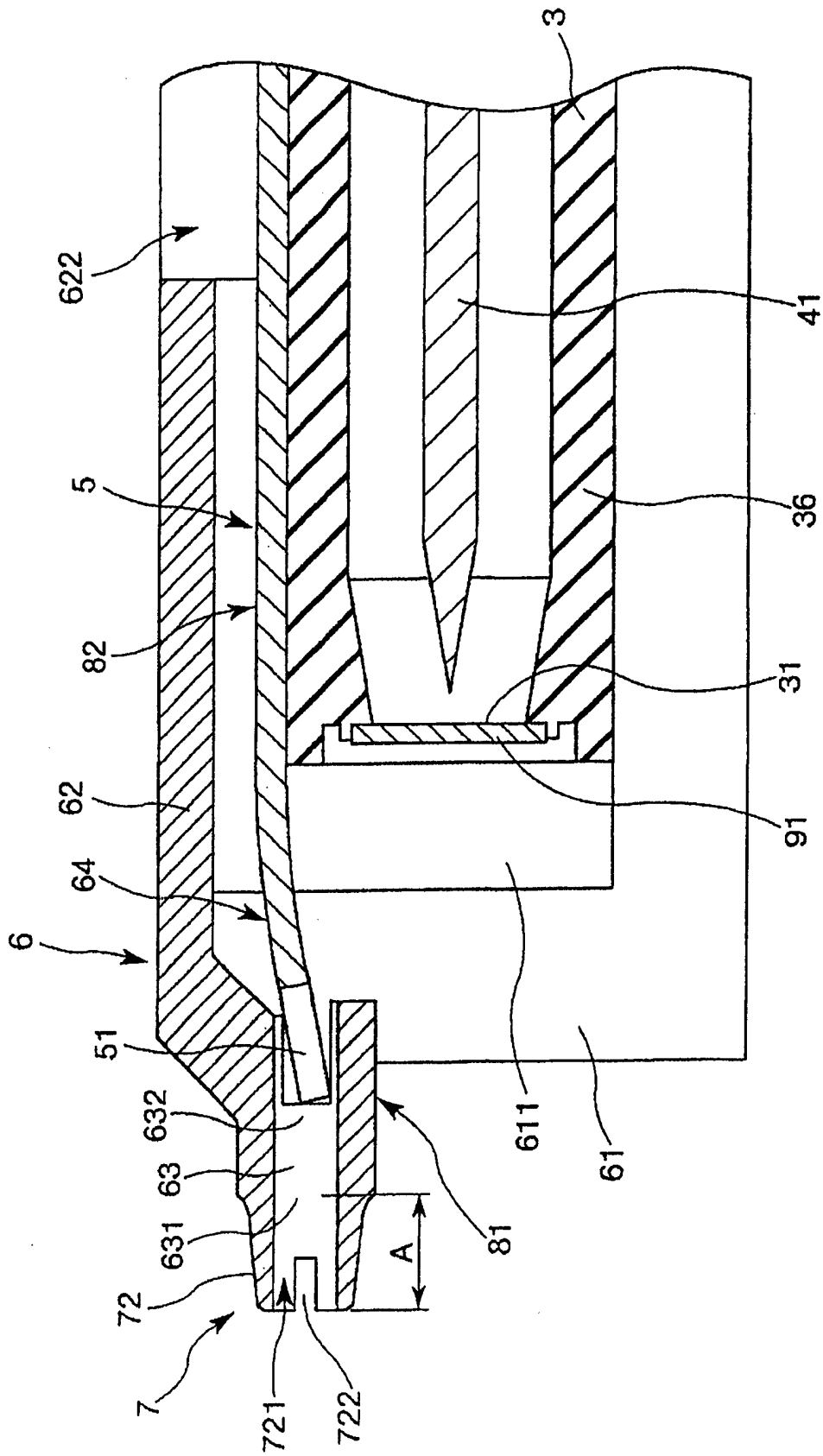


图 7

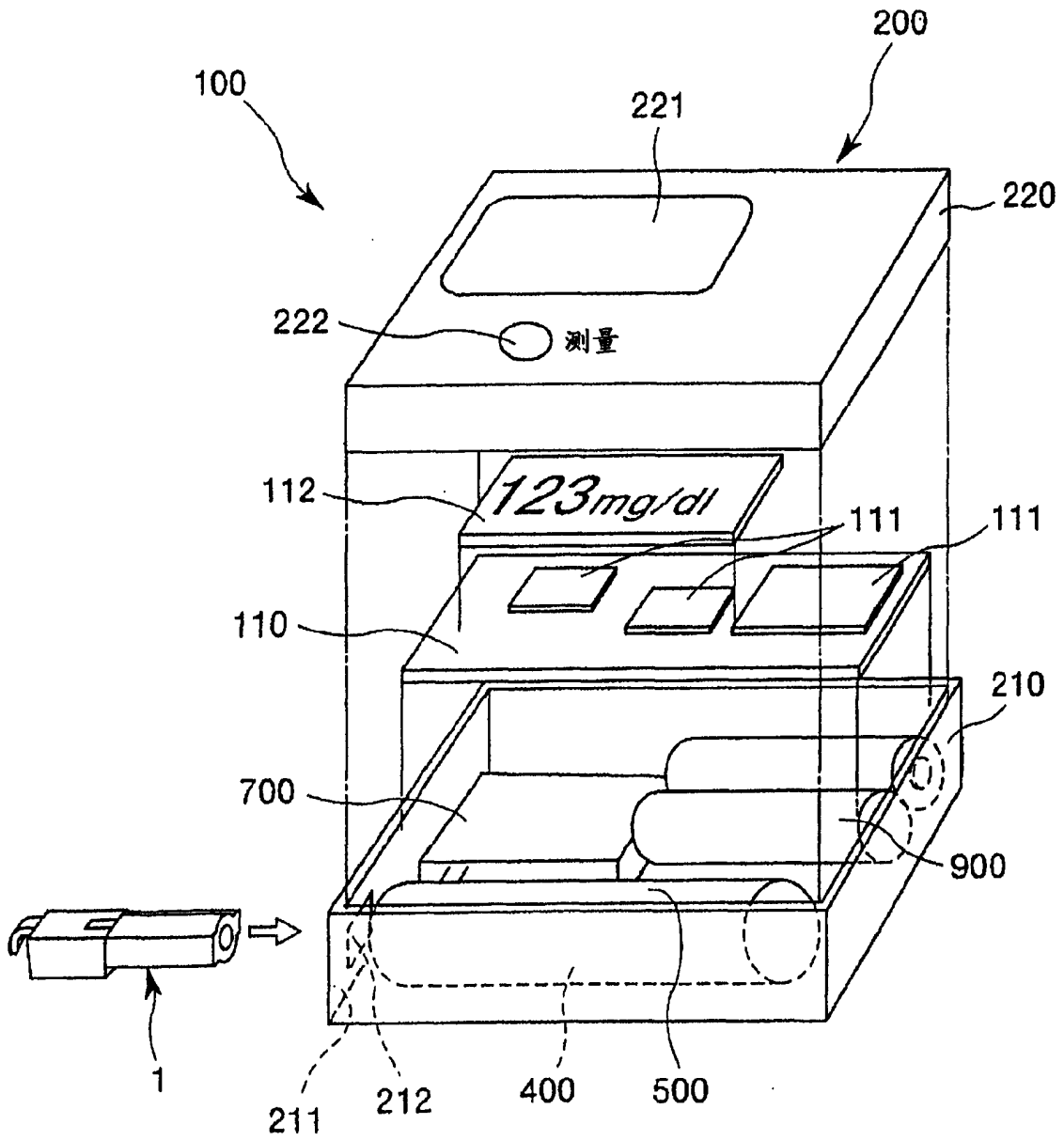


图 8

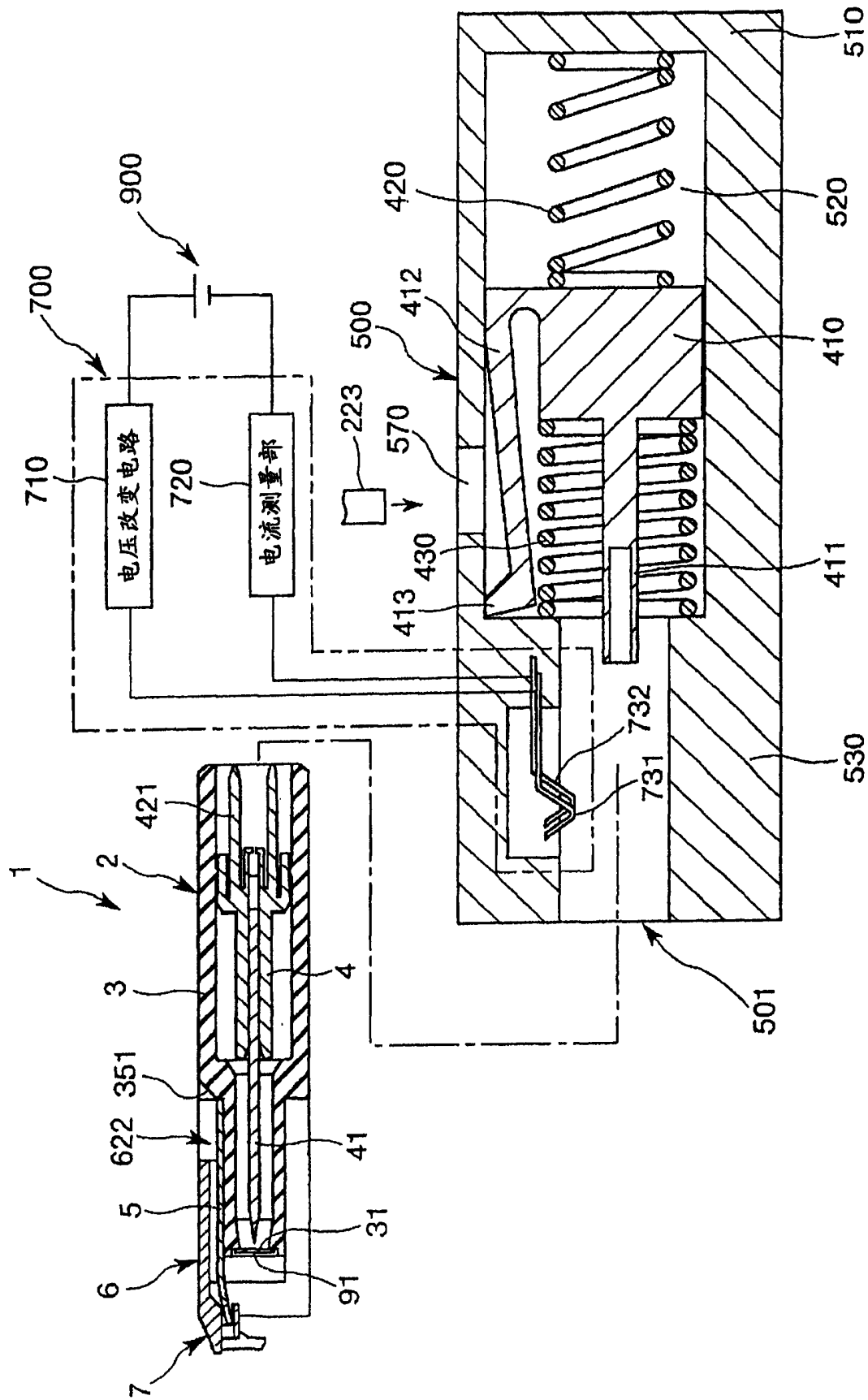


图 9

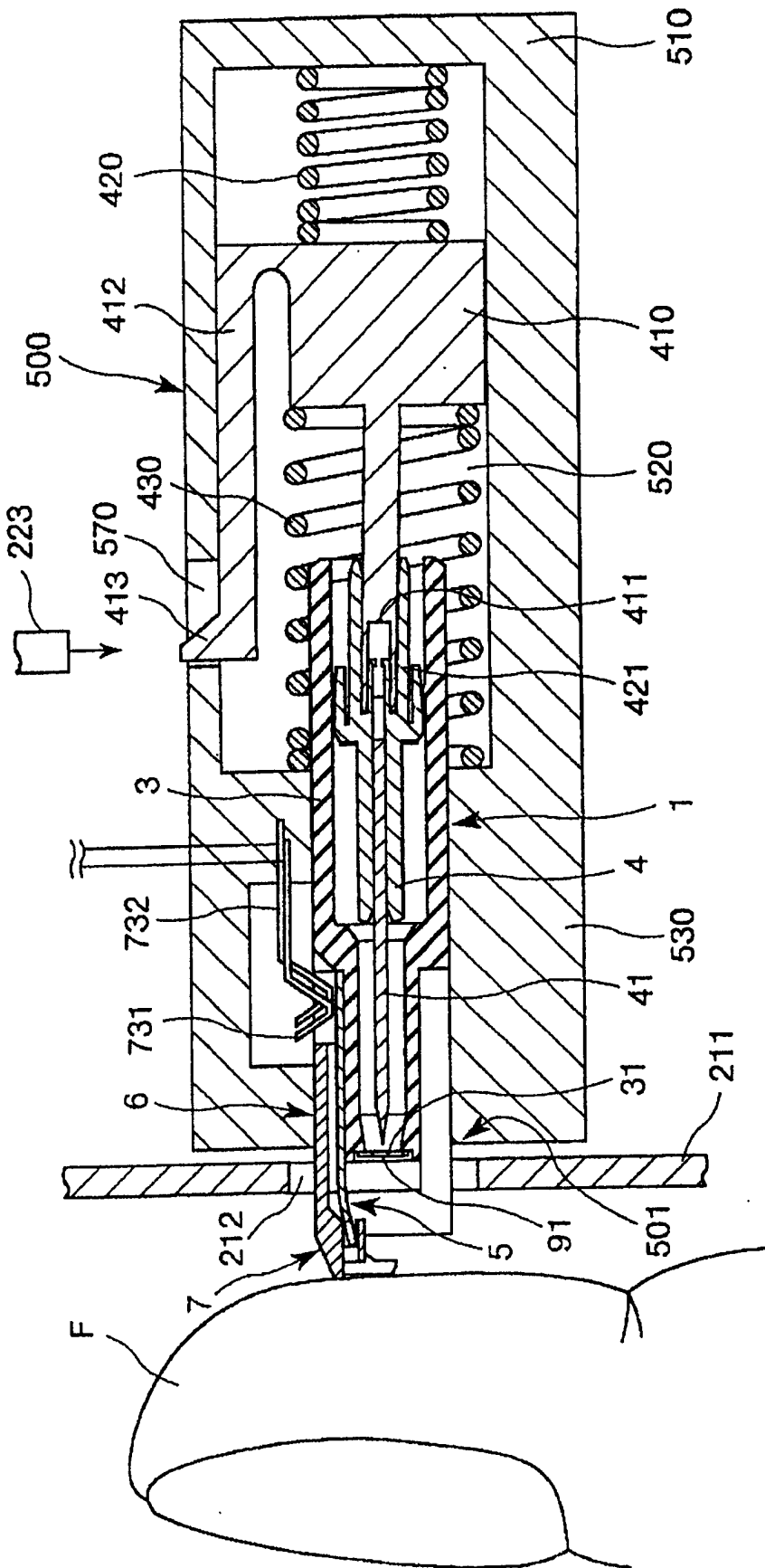


图 10