



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102497814 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201080041510. 3

(22) 申请日 2010. 07. 30

(30) 优先权数据

61/213, 936 2009. 07. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 03. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/002139 2010. 07. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/014260 EN 2011. 02. 03

(73) 专利权人 贝克顿·迪金森公司

地址 美国新泽西州

(72) 发明人 D·希夫 A·斯里德哈兰

J·阿尔伯特

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 董敏

(51) Int. Cl.

A61B 5/151 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2002/0087180 A1, 2002. 07. 04, 全文.

EP 1586270 A2, 2005. 10. 19, 全文.

W0 2005/096943 A1, 2005. 10. 20, 说明书第
6 页第 16 行至第 13 页第 2 行, 附图 2-9.

CN 101102720 A, 2008. 01. 09, 全文.

审查员 陈昭阳

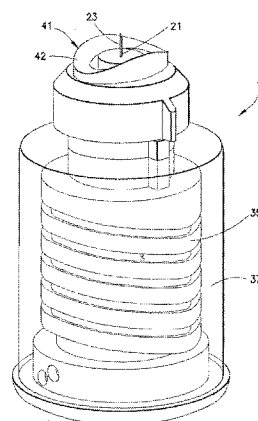
权利要求书1页 说明书7页 附图14页

(54) 发明名称

具有鞍状尖端的采血设备

(57) 摘要

本发明涉及一种与采血设备 (11) 一起使用的尖端 (41)。壁从基部向上延伸并且形成用于与患者的皮肤对接的基本鞍状的远侧表面。开口 (43) 延伸穿过整个尖端。尖端 (41) 由压力套管组件可运动地接收。压力套管组件包括外壳 (37) 和在第一位置与第二位置之间可运动的压力套管。在外壳 (37) 和压力套管之间连接有弹簧 (35)。刺血针 (21) 刚性地固定到外壳 (37), 当压力套管处于第一位置中时所述刺血针被遮盖, 并且当压力套管处于第二位置中时所述刺血针通过尖端 (41) 的基本鞍状的远侧表面 (42) 露出。基本鞍状的远侧表面 (42) 朝向尖端的中心聚集患者的皮肤以帮助从采血部位挤出血液。



1. 一种采血设备,所述采血设备包括:

尖端,所述尖端具有用于与患者的皮肤对接的基本鞍状的远侧表面,所述远侧表面具有大于等于 15 度且小于等于 20 度的小鞍角和大于等于 45 度且小于等于 60 度的大鞍角;和

压力套管组件,所述压力套管组件可运动地接收所述尖端,所述压力套管组件包括:外壳;

压力套管,所述压力套管能相对于所述外壳在第一位置和第二位置之间运动;

弹簧,所述弹簧连接在所述外壳与所述压力套管之间;和

刺血针,所述刺血针刚性地固定到所述外壳,当所述压力套管处于所述第一位置中时所述刺血针被遮盖,并且当所述压力套管处于所述第二位置中时所述刺血针通过所述尖端的所述基本鞍状的远侧表面露出。

2. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述尖端连接到所述压力套管,以便使所述尖端的运动使所述压力套管运动。

3. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述刺血针可移除地连接到所述外壳。

4. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述弹簧使所述压力套管返回到所述第一位置。

5. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

在所述尖端中形成有所述刺血针穿过的椭圆形开口。

6. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

在所述尖端中形成有所述刺血针穿过的圆形开口。

7. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述采血设备由血糖监测设备接收。

8. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述远侧表面具有圆形的横截面。

9. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述远侧表面具有椭圆形的横截面。

10. 根据权利要求 1 所述的采血设备,其中

所述外壳具有与所述尖端相对的基本平坦的表面,以用于当向所述尖端施加压力时为所述采血设备提供稳定性。

具有鞍状尖端的采血设备

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请根据 35U. S. C. § 119(a) 和 § 119(e) 要求享有 2009 年 7 月 30 日提交的美国临时专利申请序列 No. 61/213, 936 的优先权, 其整个内容由此通过参考包含于此。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种无需使用者从采血部位“挤压”血液的采血设备。更具体地, 本发明总体上涉及一种具有鞍状尖端以从切口挤出血液的采血设备。且更具体地, 本发明总体上涉及一种用于采血设备的鞍状尖端, 所述鞍状尖端朝向该尖端的中心聚集肉以帮助从采血部位挤出血液。

背景技术

[0004] 血糖水平的自我监测要求使用者抽出离散量的毛细血管血液 (通常从指尖抽出) 并且将抽出的血液放置在一次性元件上以用于分析。通常通过戳刺并随后“挤压”采血部位以挤出足够量的血液以用于分析来实现血液抽出。在使用者已通过戳刺在手指中产生皮肤开口后, 手指被“挤压” (即被推拿或者被紧捏) 以通过开口抽取血液。

[0005] 虽然机电传感器的血液量要求已降到亚微升水平, 但是使用者通常仍需要“挤压”采血部位以挤出足够的血液来触发传感器。“挤压”处理对于完成血糖测量任务而言增加了其它的步骤和复杂性水平。

[0006] 图 1 示出通常的采血设备 100。鼻部部分 104 在远侧端部处具有表面 168 以用于按压抵靠在患者的肉上。刺血针芯当由释放构件 138 激活时, 穿过形成在鼻部部分 104 中的鼻部孔口 184。通过窗 112 可见到刺血针芯的位置的指示标志, 所述窗 112 由半透明的透镜 115 覆盖。然而, 根据一个实施例, 省略了半透明的透镜 115。调节项圈 106 围绕鼻部部分 104 可转动以设定期望的刺穿深度。调节项圈 106 上的凸缘或者滚花 114 帮助转动调节项圈。本体组件 136 的远侧端部 228 连接到鼻部部分 104。在本体组件 136 的近侧端部 230 处布置有旋钮帽 122。在 2003 年 5 月 6 日授权的共同拥有的美国专利 No. 6, 558, 402 中说明了如图 1 中所示的采血设备 100 的组装和操作, 并且该专利的整个内容由此通过参考包含于此。

[0007] 当前出现了尝试无需“挤压”采血部位的设备。例如, 一种 Bayer 的 Vaculance® 的设备在戳刺之后施加真空以使皮肤向上凸出来更好地挤出血液。另一种 Abbott 的 Soft-Tact™ 的设备在戳刺之前和之后都施加真空以拉伸皮肤来更好地挤出血液。然而, 这些真空设备意欲专门在手指以外的部位使用。因此, 需要一种采血设备, 所述采血设备无需使用者“挤压”采血部位来挤出血液, 并可用在使用者的指尖上。

[0008] 此外, 施加真空需要足够的表面积以在真空设备与使用者的皮肤之间产生密封。难以在轮廓 (topographically) 不均匀的表面 (诸如指尖) 上产生真空。通常, 使用者使用平坦的表面作为支撑件以成功地实现必要的密封。因此, 需要一种采血设备, 所述采血设备不需要围绕采血部位的密封件或者不需要支撑该采血设备的平坦平面。

发明内容

[0009] 根据本发明的一方面,一种采血设备快速地产生产足量的血液而无需不必要的手动操作或者依靠设备的操作。

[0010] 根据本发明的另一方面,一种采血设备挤出血液而无需使用者移除采血设备和手动“挤压”采血部位。

[0011] 根据本发明的又一方面,所述采血设备具有:鞍状尖端,所述鞍状尖端使肉朝向采血部位的中心运动;和压力套管,所述压力套管用最小的阈值力压缩。

[0012] 根据本发明的实施例的采血设备提供一种简单的设备和方法,通过所述设备和方法,使用者可以快速取得足量的血液而无需不必要的手动操作或者依靠设备的操作。向采血设备的尖端简单地施加向下的压力,并且使用者无需在戳刺之后移除采血设备来手动挤出血液。采血设备具有成形为朝向采血部位的中心聚集肉的尖端,并且采血设备与用最小的阈值力压缩的压力套管相联接。

[0013] 通过提供一种与采血设备一起使用的尖端来实现上述目的,其中,所述尖端包括:基部,所述基部具有外部周边;和壁,所述壁从基部向上延伸并且形成用于与患者的皮肤对接的基本鞍状的远侧表面。开口延伸穿过整个尖端。

[0014] 还通过提供一种采血设备实现上述目的,所述采血设备包括:尖端,所述尖端具有用于与患者的皮肤对接的基本鞍状的远侧表面;和压力套管组件,所述压力套管组件可运动地接收尖端。压力套管组件包括外壳和在第一位置与第二位置之间可运动的压力套管。在外壳与压力套管之间连接有弹簧。刺血针刚性地固定到外壳,以便当压力套管处于第一位置中时刺血针被遮盖,并且当压力套管处于第二位置中时刺血针通过尖端的基本鞍状的远侧表面露出。

[0015] 还通过提供一种抽取血液的方法实现上述目的。采血设备的尖端的远侧表面在采血部位处与患者的皮肤对接。尖端的远侧表面是基本鞍状的。针体穿过尖端的基本鞍状的远侧表面以在采血部位处戳刺患者的皮肤。

[0016] 本发明的这些和其它目的、优点和显著特征将从以下详细的说明而变得显而易见,以下详细的说明结合附图公开了本发明的示例性实施例。

附图说明

[0017] 本发明的多种实施例的上述益处和其它优点将从本发明的示例性实施例的以下详细说明以及从附图而变得显而易见,其中:

[0018] 图 1 是采血设备的立体图;

[0019] 图 2 是根据本发明的示例性实施例的采血设备的立体图,在所述采血设备中尖端是基本鞍状的;

[0020] 图 3 是用于采血设备的具有椭圆形横截面的鞍状尖端的立体图,其中小鞍角是约 15 度;

[0021] 图 4 是图 3 的尖端的另一个立体图,其中大鞍角是约 45 度;

[0022] 图 5 是图 3 的尖端的俯视平面图,其示出具有椭圆形的尖端开口;

[0023] 图 6 和 7 是用于采血设备的鞍状尖端的另一个示例性实施例的立体图,其中尖端

开口是基本圆形的；

[0024] 图 8 是图 6 和 7 的尖端的俯视平面图；

[0025] 图 9 和 10 是用于采血设备的鞍状尖端的另一个示例性实施例的立体图，其示出陡直 (steep) 的圆形尖端；

[0026] 图 11 是图 9 和 10 的尖端的俯视平面图；

[0027] 图 12 和 13 是用于采血设备的鞍状尖端的另一个示例性实施例的立体图，其示出陡直的椭圆形尖端；

[0028] 图 14 是图 12 和 13 的尖端的俯视平面图；

[0029] 图 15 是与图 3 至 14 中所示的示例性鞍设计相关联的多种尺寸的表格；

[0030] 图 16 是具有在手指的侧面上产生的轮廓网格的手指模型，其中网格与图 2 至 14 中的鞍状尖端对应；

[0031] 图 17 示出在网格上的多种平面，所述多种平面用于计算沿 x 方向横跨指尖的侧面的角度，并且这些平面之间的角度与大鞍角对应；

[0032] 图 18 示出网格上的线，所述线用于产生图 16 中可见的平面；

[0033] 图 19 示出线和平面的，所述线和平面的用于计算沿 y 方向横跨指尖的侧面的角度，并且这些平面之间的角度与小鞍角对应；

[0034] 图 20 和 21 分别是 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的角度关于图 18 和 19 中所示的线的表格；

[0035] 图 22 是根据本发明的示例性实施例的采血设备在使用者用指尖施加向下的力之前的视图；

[0036] 图 23 是图 22 的采血设备在使用者已用指尖施加向下的力之后的视图；

[0037] 图 24 是示出使用图 15 所示的尖端几何结构关于血液量产生的效用的图表；

[0038] 图 25 是对于图 3 至 14 的示例性鞍状尖端而言所产生的血液量的表格；

[0039] 图 26 是比较使用压力套管组件和具有椭圆形横截面的鞍状尖端专门在采血之前施加压力或者在采血之前和之后施加压力的图表；

[0040] 图 27 是血糖计的立体图，所述血糖计包括根据本发明的另一个示例性实施例的具有基本鞍状的远侧表面的尖端；

[0041] 图 28 是采血设备的立体图，所述采血设备包括根据本发明的另一个示例性实施例的具有基本鞍状的远侧表面的尖端；

[0042] 在所有附图中，相同的附图标记将被理解为指示相同的零件、部件和结构。

具体实施方式

[0043] 本文所公开的本发明的示例性实施例提供一种无需“挤压”的采血设备。尖端的几何结构被设计成通过简单地施加向下的压力来抽出血糖测量所需的必需量的血液。该压力可以在戳刺之前或者在戳刺之后施加，或者在戳刺之前和之后施加。已经进行经验性试验以确定上述多种压力施加状态的优点。

[0044] 如图 2、22 和 23 中所示，根据本发明的示例性实施例的采血设备 11 包括尖端 41 和压力套管组件 31。采血设备 11 通过提升切口部位下方的毛细血管床而从小切口挤出血液。毛细血管床通过两种互补的设备（即尖端 41 和压力套管组件 31）来提升。尖端 41 可

以是透明的或者不透明的。透明的尖端允许使用者看见,以便可见地检测所产生的血液量并且确定是否需要施加额外的压力来增加所产生的血液量。

[0045] 尖端 41 接触手指 51 的皮肤并且导致皮肤在指尖的包围采血部位的侧面上凸出来。尖端 41 的远侧表面 42 具有鞍状形状,所述鞍状形状容纳指尖在给定直径内的部分。尖端还具有成角度的内部,所述成角度的内部导致肉朝向采血部位的中心凸出。图 3 至 14 中示出多种鞍状几何结构和成角度的内部,所述多种鞍状几何结构和成角度的内部围绕采血部位聚集肉,由此帮助从采血部位挤出血液。因此,根据本发明的示例性实施例的鞍状尖端还能够用于戳刺除了指尖以外的部位。

[0046] 压力套管组件 31 与鞍状尖端 41 匹配,并且压力套管组件 31 包括在外壳 37 中的压缩弹簧 35。当鞍状尖端 41 位于使用者的手指 51 的侧面上时,使用者随后向下推动压缩套管 33,由此导致额外的肉向上凸出。可以根据期望设定压缩弹簧 35 的尺寸。例如,可以使用在两磅(8.9 牛顿)的力下完全压缩的弹簧。因此,使用者在戳刺之前必须施加的最小力是两磅(8.9 牛顿)。在戳刺之后,使用者可以任意次数地释放压力套管 33 并向压力套管 33 重新施加压力,直到测量到期望的血液量为止,所述血液量可以由光学测量、电力测量或者机械测量。使用者在戳刺之前需要施加最小力,以确保皮肤与尖端的内角一致,由此提升毛细血管床。压力还导致皮肤拉伸,由此产生比传统的戳刺更大的伤口,并且帮助从采血部位挤出血液。

[0047] 刺血针 21 可以与采血设备 11 成一体地形成,以便使整个采血设备在使用之后可丢弃。或者,刺血针 21 能可去除地布置在采血设备 11 中,以便在使用之后仅刺血针 21 被去除并且用新的刺血针更换。

[0048] 如图 22 和 23 中所示,鞍状尖端 41 连接到压力套管组件 31 的压力套管 33。鞍状尖端 41 和压力套管 33 可滑动地连接到压力套管组件 31 的外壳 37。在压力套管 33 和外壳 37 的内表面之间布置有压缩弹簧 35。在压力套管 33 内布置有传统的刺血针 21,以便当弹簧 35 没有压缩时(如图 22 中所示),针体 23 没有通过鞍状尖端 41 露出。当使用者的手指 51 在鞍状尖端 41 上施加足够的向下压力时,鞍状尖端 41 和压力套管 33 向下运动并且压缩弹簧 35,如图 23 中所示。开口(诸如图 5 的开口 43)延伸穿过整个尖端 41 以允许刺血针 21 穿过该尖端。包括针体 23 的刺血针 21 被刚性地固定成使得当施加向下的压力时刺血针和针体不运动,由此通过鞍状尖端 41 露出针体 23 以戳刺使用者的手指 51,如图 22 和 23 中所示。

[0049] 图 3 至 14 中示出鞍状尖端 41 的多种几何结构。图 3 至 5 中示出鞍状尖端的第一示例性实施例。尖端 41 具有基部 91 和壁 93,所述壁 93 从所述基部向上延伸并且形成基本鞍状的远侧表面 42,所述远侧表面 42 与患者的皮肤对接。开口 43 延伸穿过整个尖端 41。

[0050] 图 3 和 4 中示出鞍状尖端的等距图,并且这些等距图分别示出在 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的尖端的角度的角度。如在图 15 的表格中详细地示出,在 X-Z 平面(较小)和 Y-Z 平面(较大)中的角度分别是约 15 度和 45 度。图 5 是鞍状尖端 41 的俯视平面图,其中尖端具有椭圆形的开口 43 和椭圆形的外部圆周 45。然而,本发明不限于附图和表格中所示的多种角度和几何结构。鞍状尖端符合指尖的侧面和指垫,并且尖端的不对称形状符合大部分指垫的不对称性。

[0051] 图 6 至 8 示出鞍状尖端 61 的第二示例性实施例。图 6 和 7 中示出鞍状尖端的等

距图,并且这些等距图分别示出在 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的尖端的角度。如在图 15 中的表格中详细地示出,在 X-Z 平面(较小)和 Y-Z 平面(较大)中的角度分别是约 20 度和 60 度。图 8 是鞍状尖端 61 的俯视平面图,其中尖端具有基本圆形的开口 63 和基本圆形的外部圆周 65。

[0052] 图 9 至 11 示出鞍状尖端 71 的第三示例性实施例。图 9 和 10 中示出鞍状尖端的等距图,并且这些等距图分别示出在 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的尖端的角度。如在图 15 中的表格中详细地示出,在 X-Z 平面(较小)和 Y-Z 平面(较大)中的角度分别是约 15 度和 45 度。图 11 是鞍状尖端 71 的俯视平面图,其中尖端具有基本圆形的开口 73 和基本圆形的外部圆周 75。

[0053] 图 12 至 14 示出鞍状尖端 81 的第四示例性实施例。图 12 和 13 中示出鞍状尖端的等距图,并且这些等距图分别示出在 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的尖端的角度。如在图 15 中的表格中详细地示出,在 X-Z 平面(较小)和 Y-Z 平面(较大)中的角度分别是约 20 度和 60 度。图 14 是鞍状尖端 81 的俯视平面图,其中尖端具有椭圆形的开口 83 和椭圆形的外部圆周 85。

[0054] 具有 240 个单独表面的多边形手模型被用于创造具有约 1 英寸最大长度、约 0.5 英寸(1.27cm)宽度和约 0.4 英寸(1.016cm)深度的人类指尖的模型。该模型用于创造这样的网格,所述网格投射到手指的多种表面上并且围绕用在多种鞍状尖端的经验性试验中的区域。在图 16 中,网格区域的长度是约 0.5 英寸(1.27cm),该尺寸约等于图 15 的表格中所列出的四种尖端的最大外径值。

[0055] 网格用于评价 X-Z 平面和 Y-Z 平面中的手指拓扑中的角度变化。如图 17 中所示,沿着网格的中心和边缘产生平面以测量这些平面之间的角度。从右手的无名指产生指尖网格,并且因此该指尖网格相对于大部分惯用右手的糖尿病患者通常戳刺自己的位置处于“外围”(off-side)。

[0056] 图 17 的平面 201 穿过指尖上的“最顶”点并且处于中心。标记出图 18 的竖直线以限定稍后用于限定 X-Z 平面中的角度的平面。图 20 的表格总结了这些测量结果。标记出图 19 的水平线以限定稍后用于限定 Y-Z 平面中的角度的平面。图 21 的表格总结了这些测量结果。图 20 和 21 的表格中的数据是在网格的长度和宽度上得到的超过 120 个角度关系的平均值。

[0057] 这些结果示出这些测量的平均值落入图 15 的表格所示的范围内,即, X-Y 平面中的角度介于约 45 度和 60 度之间,并且 X-Z 平面中的角度介于约 15 度和 20 度之间。这些结果示出人类指尖的不对称性。尖端也可以设计成不对称的,以符合人类指尖并且不均匀地施加力。

[0058] 图 24 和图 25 的表格示出通过尖端的经验性试验得到的数据。主体使用每个尖端(其连接到传统的采血设备)施加无特征量的向下力,戳刺自己(使用 33 规格刺血针),并且然后施加向下的力长达额外的三秒钟。使用 1 μ L 毛细管收集和测量在采血部位产生的血液量。结果示出具有图 3 至 5 中所示的椭圆形开口的鞍状尖端产生最大的血液量。椭圆形开口在径向不对称的区域中捕集肉,并且因此向包围刺穿部位的皮肤不均匀地施加压力。

[0059] 压力套管的设计需要使用者在戳刺之前在顶部施加至少两磅的力。无法施加该最

小的力,则阻止刺血针刺穿指尖。

[0060] 进行了实验性研究来确定,仅在戳刺之前施加压力而产生的血液量是等于还是大于在戳刺之前和戳刺之后施加压力而产生的血液量。如图 26 中所示,在戳刺之前和戳刺之后施加压力而产生的血液量大于专门在戳刺之前施加压力所得到的血液量。在戳刺之后施加压力包括压力套管的一个泵,弹簧在所述压力套管中被完全压缩。这意味着二次压力施加的值是至少两磅。然而,每个使用者所施加的超过两磅的力(8.9 牛顿)的力平均值不是本发明的特征。这些结果清楚地说明在戳刺之前和戳刺之后施加压力帮助产生血液量。

[0061] 在图 6 至 14 中示出尖端的其它示例性实施例。在尖端的其它示例性实施例中改变的多种参数之中,包括大鞍角和小鞍角。尖端的表面积、尖端与指尖接触的面积、以及尖端的内径和外径在其它示例性实施例的每一个中是恒定的。鞍角的变化考虑到人类手指的差异。图 15 的表格中示出多种尖端的示例性实施例的尺寸的示例。

[0062] 除了改变大鞍角和小鞍角以外,还可以改变尖端的其它参数,例如,匹配表面的表面积、形状和均匀性。另外,尖端中所使用的材料不需要是均一的。由可变柔度的材料制成的尖端可以帮助从采血部位抽出血液。

[0063] 可以在压力套管组件中使用增大的或者减小的弹簧刚度(弹簧硬度)的压缩弹簧。特定值的压缩弹簧确定在戳刺之前和之后使用者必须施加的最小力,但是压缩弹簧不限定可以施加到皮肤的最大力。

[0064] 在本发明的另一个示例性实施例中,血糖计 101 具有鞍状尖端 141,如图 27 中所示。在共同拥有的美国专利申请 No. 11/106,728 中提供了血糖计 101(其具有不同的尖端)的详细说明,该美国专利申请 No. 11/106,728 作为美国专利申请公布 No. 2005/0240119 于 2005 年 10 月 27 日进行公布,其整个内容由此通过参考包含于此。血糖计 101 包括:被构造便于单手使用的设备本体 110、测试条端口 120 和采血设备 130,所述测试条端口 120 和所述采血设备 130 布置在设备本体 110 的同一端部处,由此允许采血设备 130 所抽出的血滴立即沉积在测试条端口 20 中的测试条上(用虚线示出)。可拆卸的盖 40 允许更换刺血针并且还提供较宽的引入区 145 以帮助简便测试条装载到测试条端口 120 中。设备本体 110 的侧面上的触发按钮 150 允许在戳刺期间舒适地定位。触发按钮 150 通过设备本体 110 机械地接合采血设备 130 的刺血针机构,以当在触发按钮 150 上施加力时,例如当使用者按压触发按钮 150 时,以本领域的技术人员已知的方式激活刺血针。在设备本体 110 的封壳的侧面和底部上的臂状滑动件(arming slide)160 用于当戳刺机构朝向设备的后部运动时防护(arms)采血设备 130 的戳刺机构,其中臂状滑动件 160 的位置保持设备本体 110 的外部尺寸尽可能小。封壳 170 容纳包含多个测试条的测试条瓶 175,允许用一只手打开该瓶。设备本体 110 还包括用于处理测试条的血糖计 180 和位于封壳 170 的底部上的数据连接器(未示出),所述数据连接器用于与电子笔型注射器或者其它设备进行数据交换。血糖计 180 还可以包括显示窗 182 和多个血糖计操作按钮或者控制器 184。封壳 170 还可以包括允许读取测试条瓶 175 上的测试条批号而无需从设备本体 110 移除测试条的窗。通过这些多种部件组合到单个设备本体 110 中,该设备需要较少的测试步骤,并且使设备较容易使用,甚至在受限位置或差于理想的位置中来测试一个人的血糖水平。鞍状尖端 141 不限于用于这种血糖计 101,并且可以被包含到任何适当的血糖计中,例如在 DeNuzzio 等人共同拥有的美国专利 No. 7,192,405 中说明的血糖计,其整个内容由此通过参考包含于此。

[0065] 在本发明的另一个示例性实施例中,如图 28 中所示,采血设备 200 包括具有基本鞍状的远侧表面 268 的尖端 204。在通过推动释放构件 138 激活触发机构时,尖端 204 中的开口 284 允许刺血针穿过。采血设备 200 的组装和操作基本与以上参照图 1 说明的采血设备 100 类似(除了尖端 204 不同以外),并且基本与 2003 年 5 月 6 日提交的共同拥有的美国专利 No. 6, 558, 402 中说明的采血设备类似,其整个内容由此通过参考包含于此。

[0066] 上述实施例和优点仅是示例性的并且不应解释为限制本发明的范围。多种修改、替代和变型对于本领域的技术人员而言将显而易见,并且意欲落入由所附权利要求及其等同物所限定的本发明的范围内。

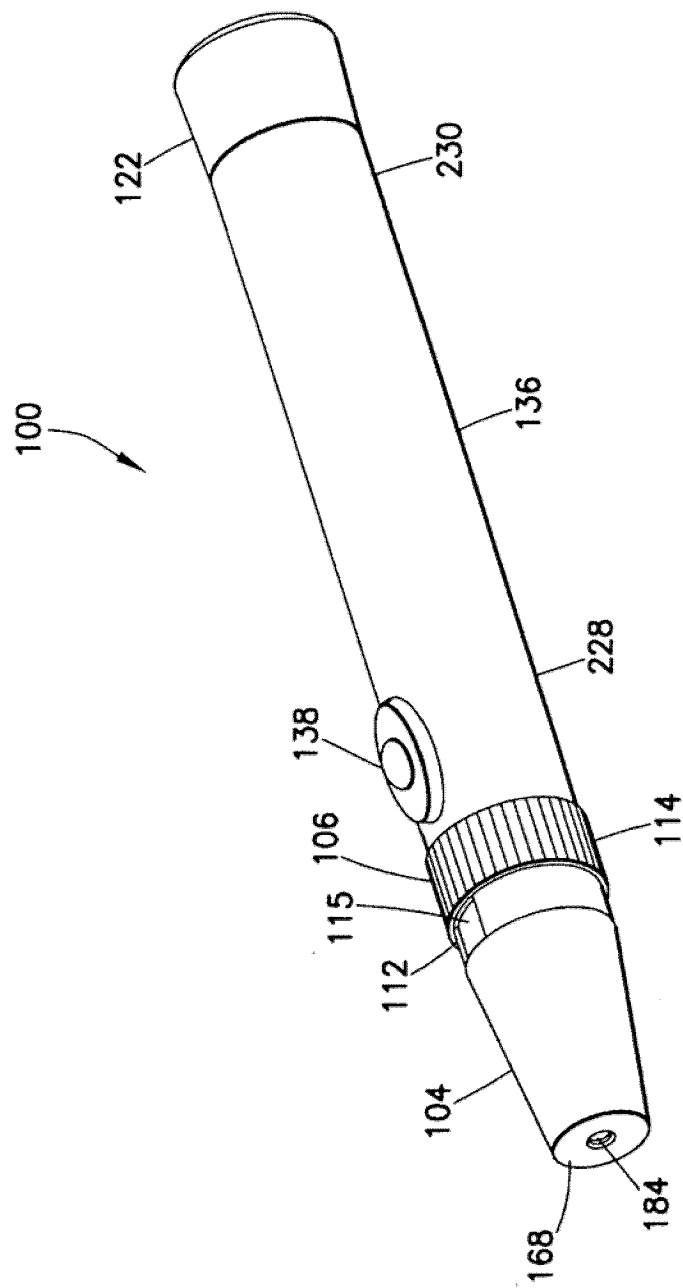


图 1

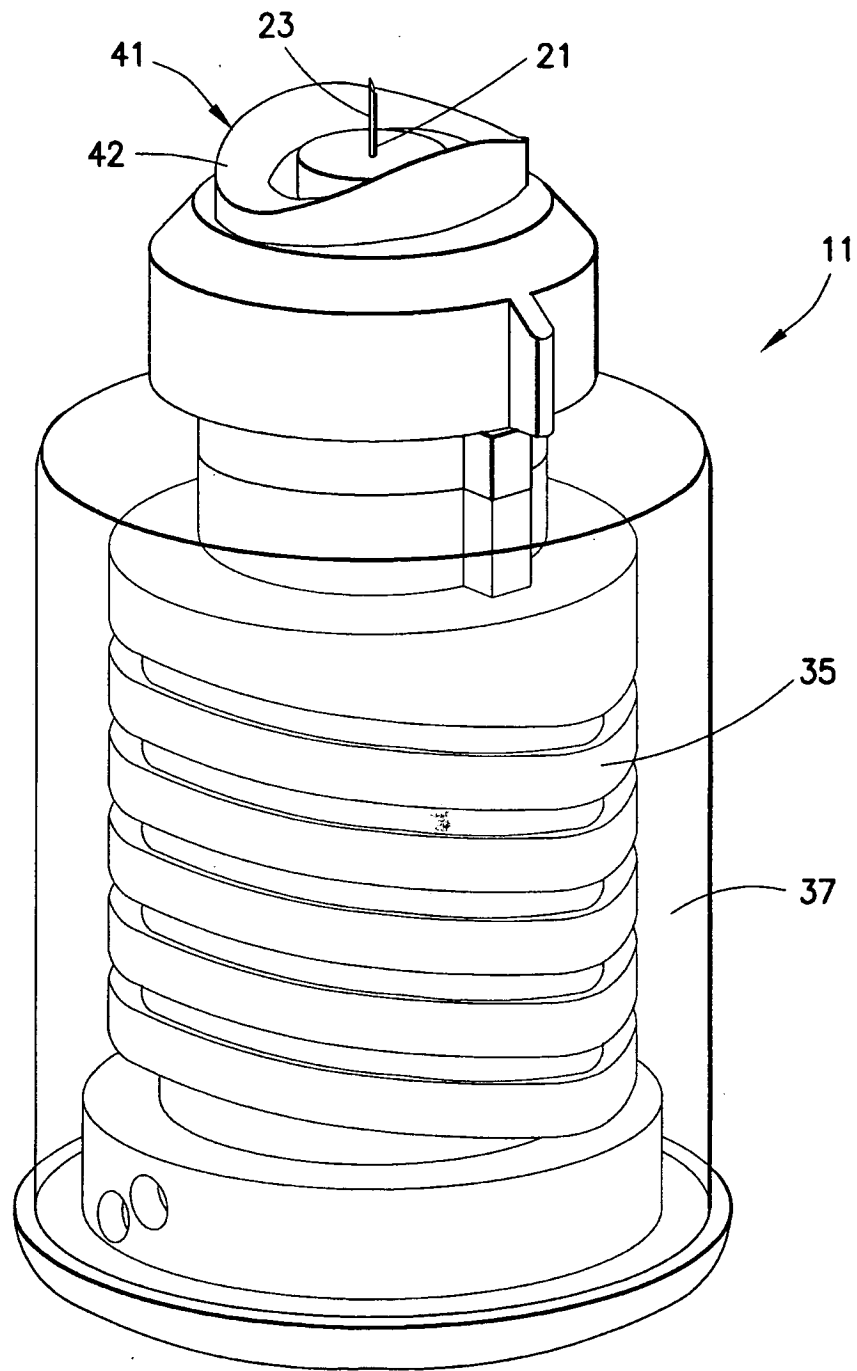


图 2

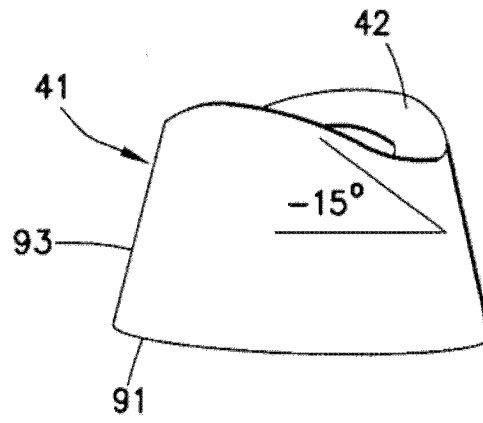


图 3

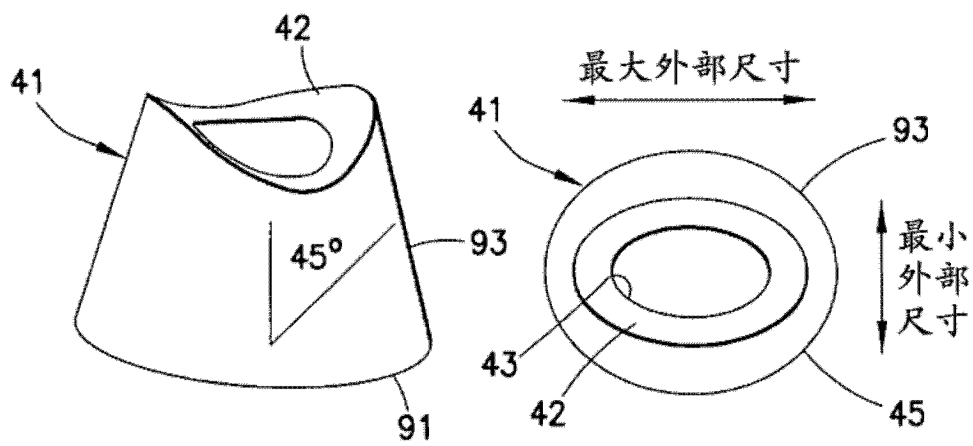


图 4

图 5

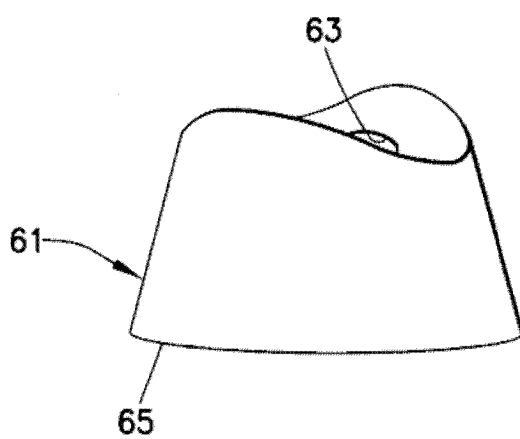


图 6

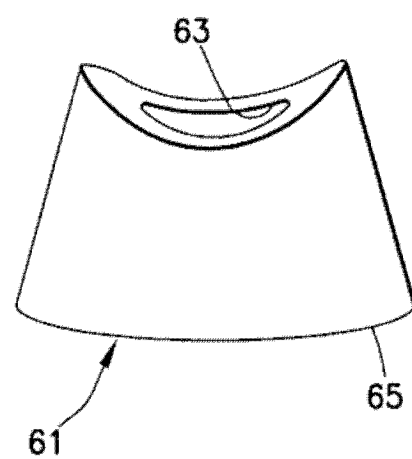


图 7

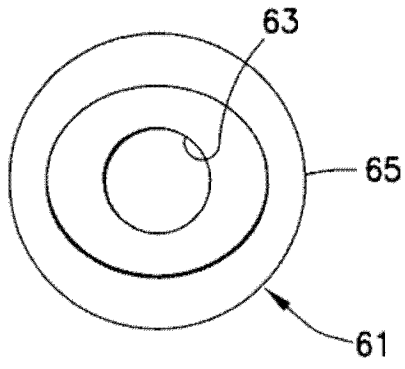


图 8

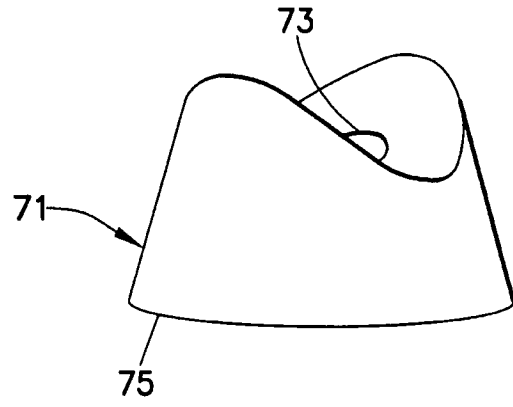


图 9

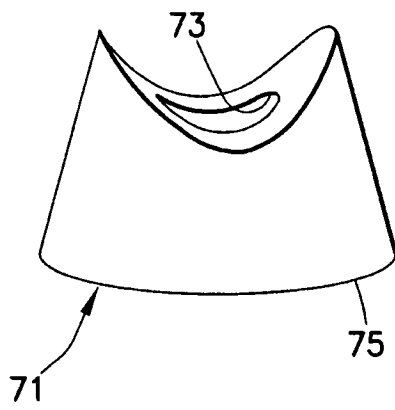


图 10

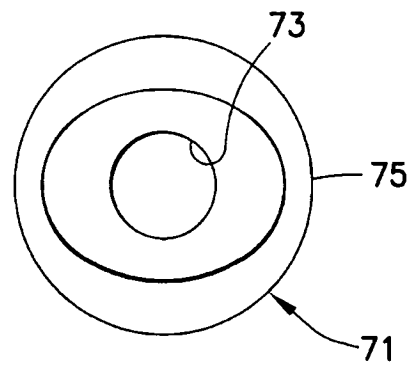


图 11

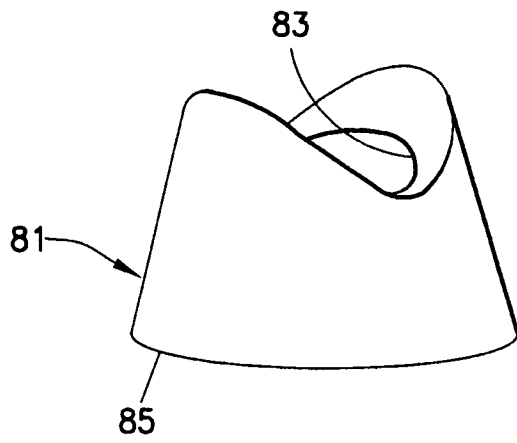


图 12

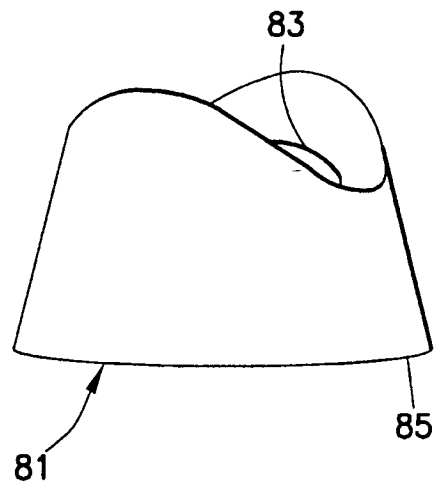


图 13

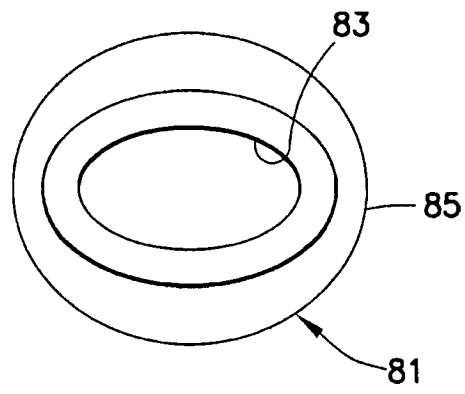


图 14

鞍名称	最大外部尺寸 (in)	最小外部尺寸 (in)	最大内部尺寸 (in)	最小内部尺寸 (in)	YZ平面的角度 (deg)	XZ平面的角度 (deg)	有效的表面积 (in ²)	深度设定 (in)
鞍-圆形-01	0.45	0.4	0.2	0.2	45	-15	0.1	0.42
鞍-陡直-圆形-01	0.45	0.4	0.2	0.2	60	-20	0.11	0.42
0.42								
鞍-椭圆形-01	0.52	0.35	0.4	0.2	45	-15	0.103	0.42
鞍-陡直-椭圆形-01	0.52	0.35	0.4	0.2	60	-20	0.11	0.42

图 15

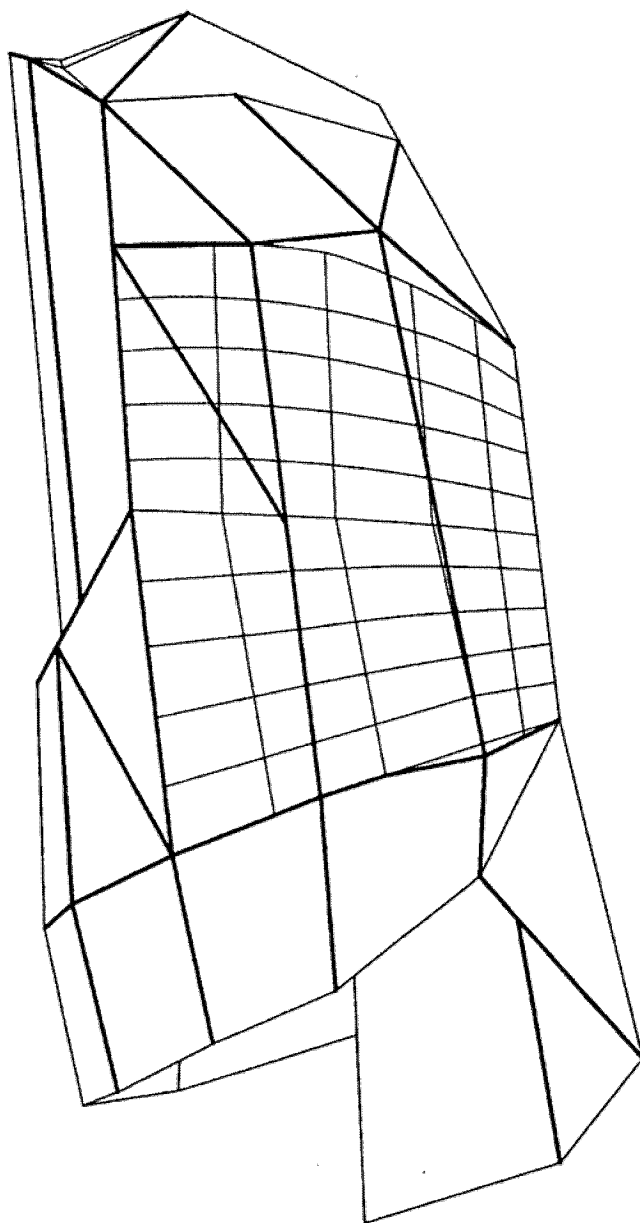


图 16

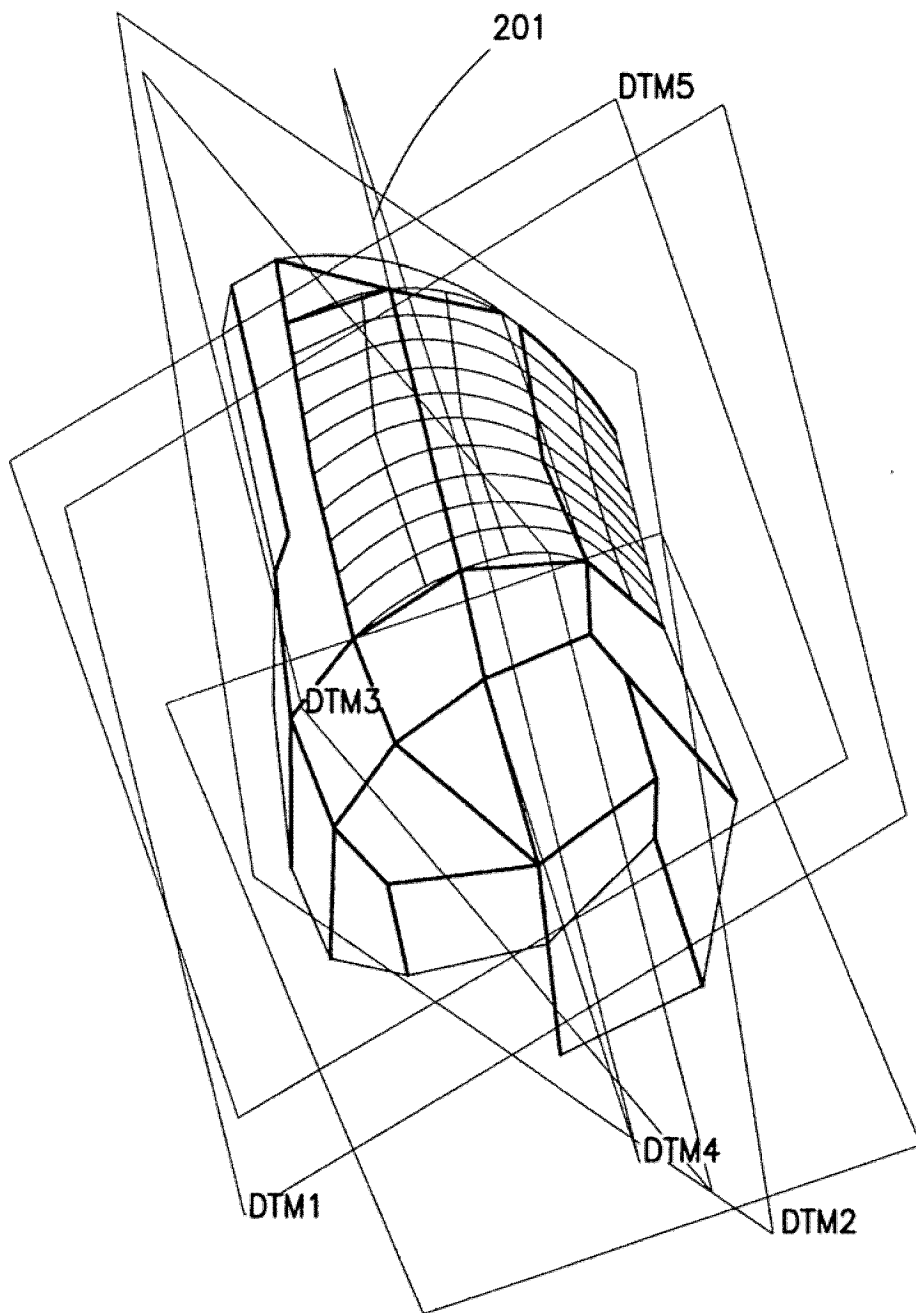


图 17

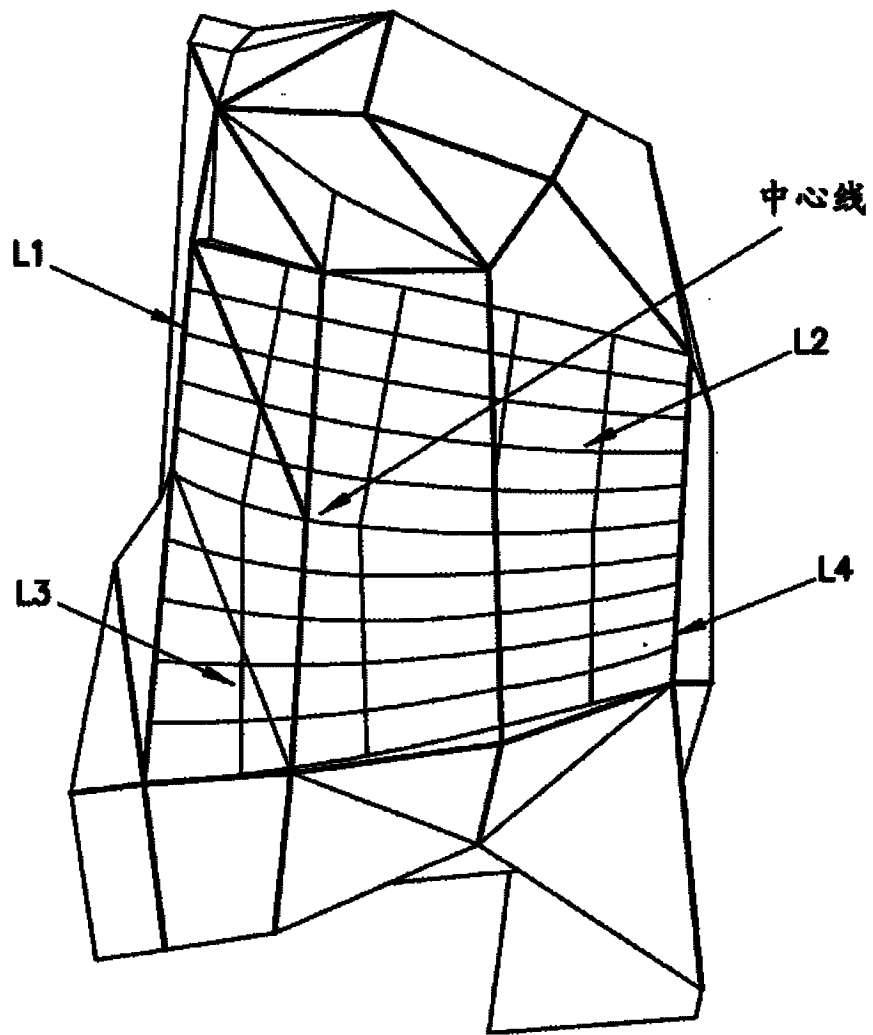


图 18

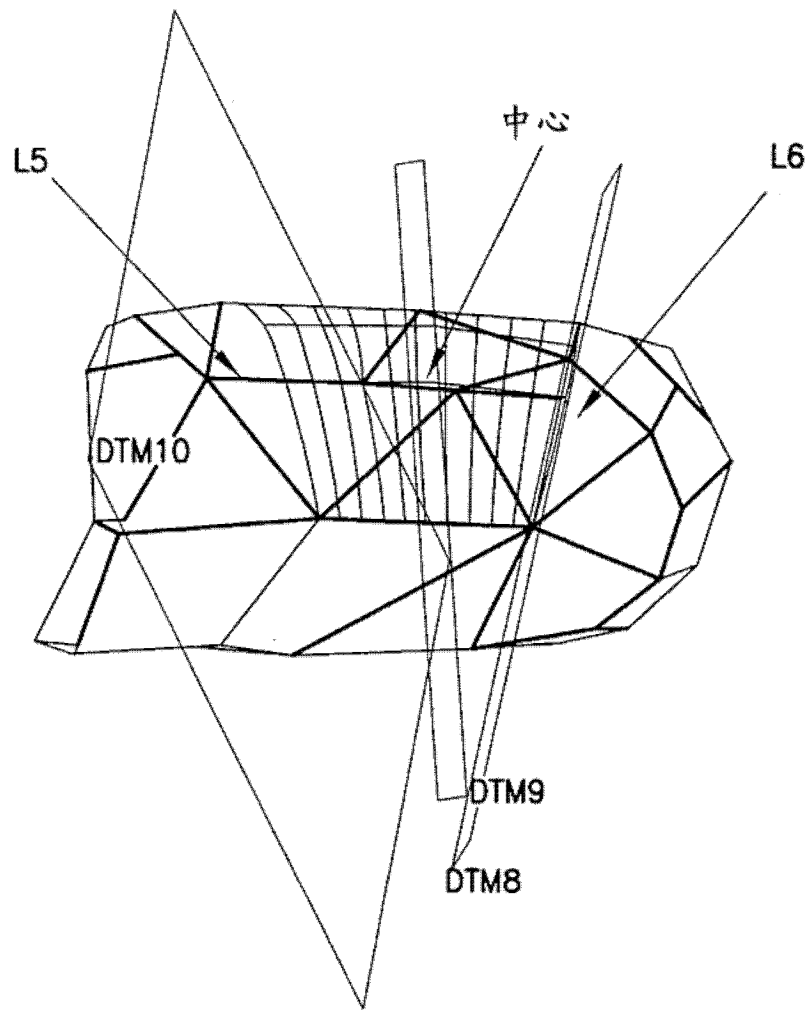


图 19

角度关系
单位 (度)

	中心线
L1	27.403
L2	68.166
L3	17.66
L4	72.3173

图 20

角度关系
单位 (度)

	中心线
L5	17.257
L6	23.497

图 21

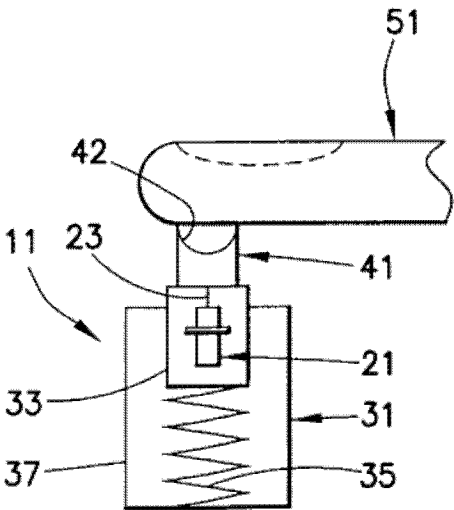


图 22

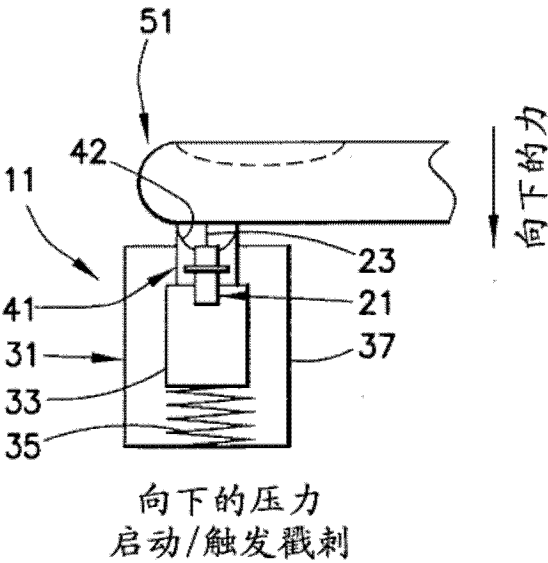


图 23

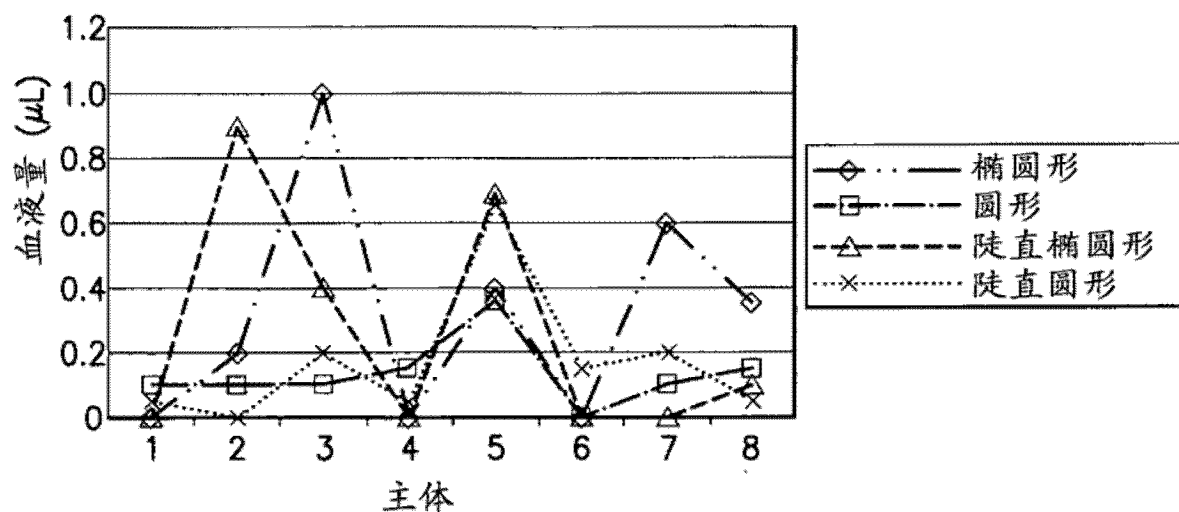


图 24

平均的血液量产生 (μL)

椭圆形	圆形	陡直椭圆形	陡直圆形
0.31875	0.1325	0.2625	0.16875

图 25

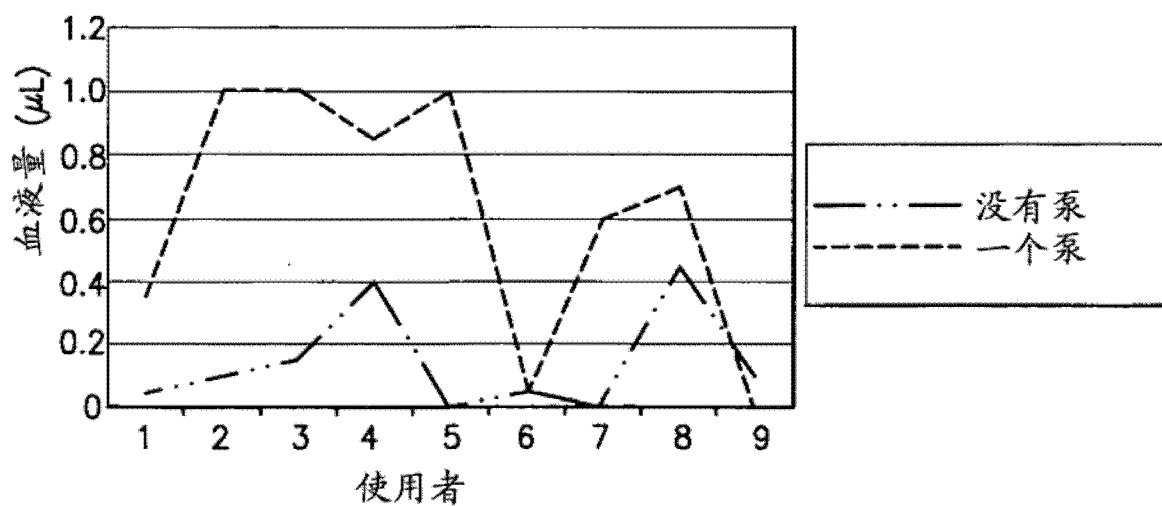


图 26

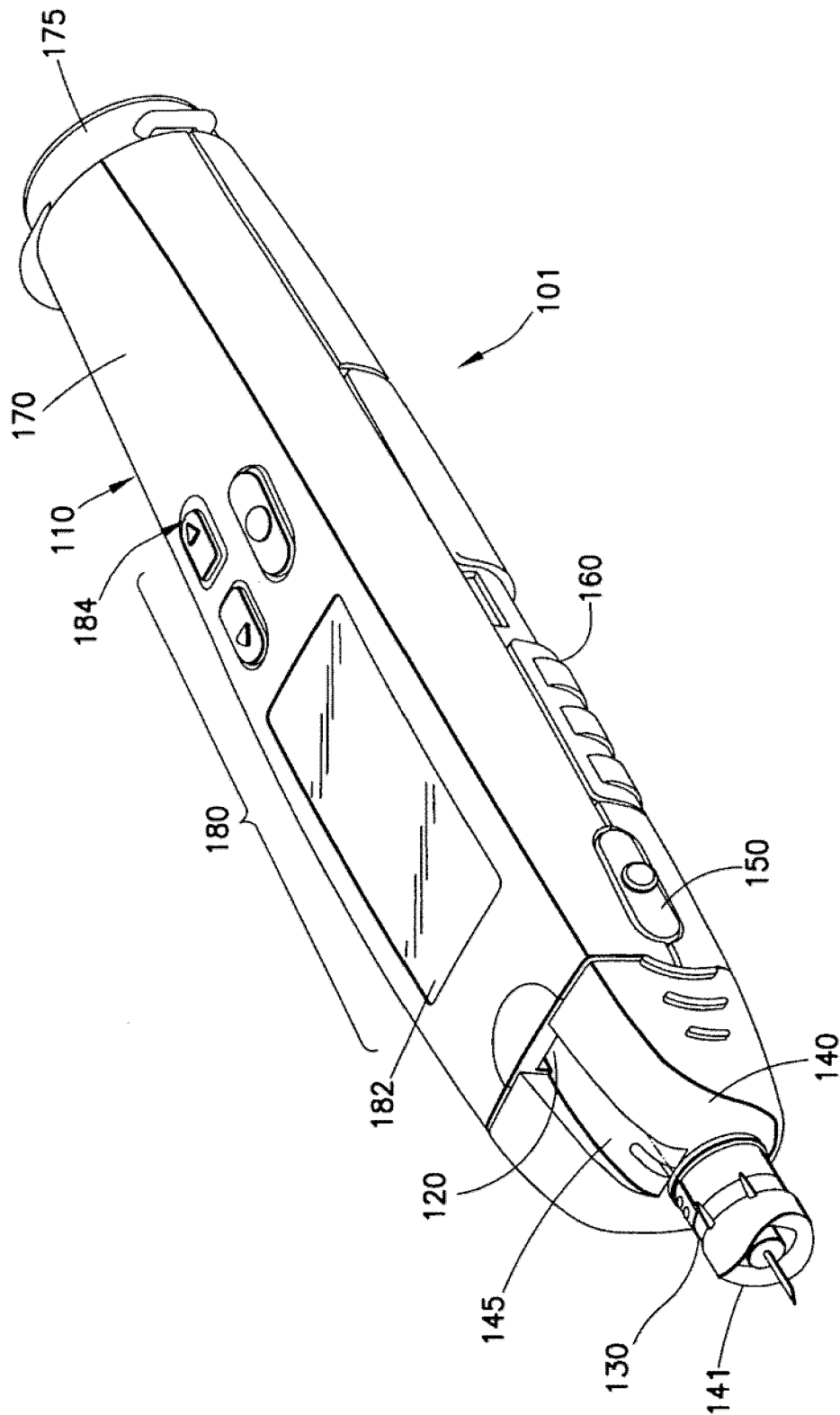


图 27

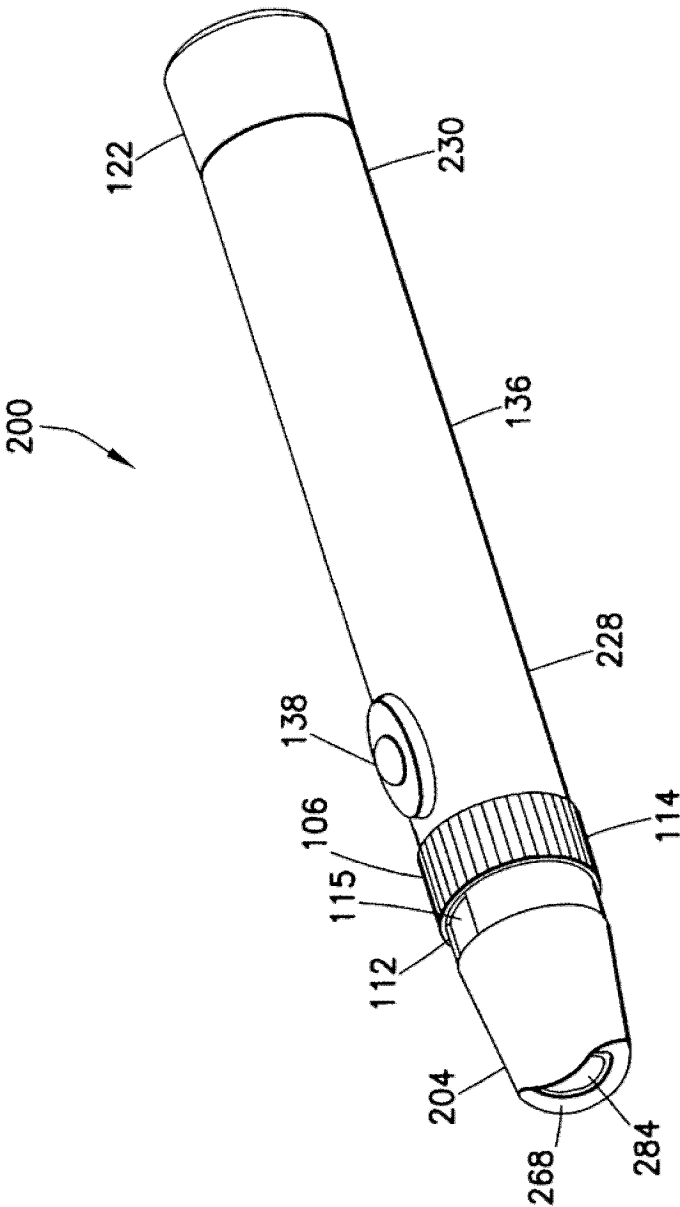


图 28