



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103732273 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 16

(21) 申请号 201080046771. 4

A61B 8/00(2006. 01)

(22) 申请日 2010. 11. 01

(30) 优先权数据

2009-289598 2009. 12. 21 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/069401 2010. 11. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/077837 JA 2011. 06. 30

(71) 申请人 泰尔茂株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 松泽真树

(74) 专利代理机构 上海市华诚律师事务所

31210

代理人 梅高强 刘煜

(51) Int. Cl.

A61M 5/158(2006. 01)

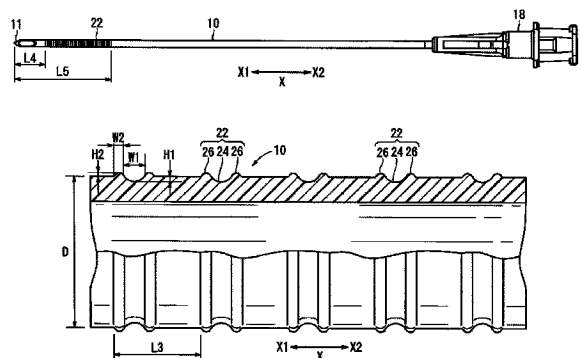
权利要求书1页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

超声波导向穿刺针及留置针

(57) 摘要

一种超声波导向穿刺针(10),其构成留置针(12)的内针,该超声波导向穿刺针(10)具有使超声波反射的凹凸部(22),凹凸部(22)具有:槽部(24),该槽部(24)设在具有刃面(11)的顶端部的附近的外周面上;以及设在槽部(24)两侧的隆起部(26)。



1. 一种超声波导向穿刺针 (10、10a、10b), 具有使超声波反射的凹凸部 (22、27), 该超声波导向穿刺针的特征在于,

所述凹凸部 (22、27) 具有:

设在具有刃面 (11) 的顶端部的附近的外周面上的槽部 (24、28); 以及

设在所述槽部 (24、28) 两侧的隆起部 (26、29)。

2. 如权利要求 1 所述的超声波导向穿刺针 (10、10a), 其特征在于, 所述凹凸部 (22) 在所述外周面上形成为环状, 且在所述超声波导向穿刺针 (10、10a) 的轴线方向上设有多个。

3. 如权利要求 2 所述的超声波导向穿刺针 (10、10a), 其特征在于, 所述多个凹凸部 (22) 形成为使相邻的所述凹凸部 (22) 的所述隆起部 (26) 互相之间连续。

4. 如权利要求 1 所述的超声波导向穿刺针 (10b), 其特征在于, 所述凹凸部 (27) 形成为绕所述外周面至少多个圈的螺旋状。

5. 如权利要求 1 所述的超声波导向穿刺针 (10、10a、10b), 其特征在于, 所述槽部 (24、28) 形成为截面呈圆弧状。

6. 如权利要求 1 所述的超声波导向穿刺针 (10、10a、10b), 其特征在于, 所述隆起部 (26、29) 形成为截面呈圆弧状。

7. 一种留置针 (12), 具有内针和插入所述内针的外针, 该留置针 (12) 的特征在于, 所述内针作为具有使超声波反射的凹凸部 (22、27) 的超声波导向穿刺针 (10、10a、10b) 而构成,

所述凹凸部 (22、27) 具有:

槽部 (24、28), 该槽部 (24、28) 设在具有刃面 (11) 的顶端部的附近的外周面上; 以及
设在所述槽部 (24、28) 两侧的隆起部 (26、29)。

超声波导向穿刺针及留置针

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用超声波反射来检测位置并进行穿刺用的超声波导向穿刺针及留置针。

背景技术

[0002] 例如在将高浓度的营养剂向病人输液时,对病人穿刺包含导管(外针)及穿刺针(内针)的留置针,然后拔去穿刺针,留下保持穿刺的状态的导管,通过导管插入导丝,使其到达靠近心脏的血管(静脉)后,拔去导管,使中心动脉导管沿导丝插入血管内,去除导丝,仅中心动脉导管以穿刺状态下留置,中心动脉导管连接有供给营养剂、药液等的输液管而进行输液。在这种穿刺留置针的情况下,例如,由超声波摄像装置发送超声波,确认所穿刺的血管的位置,并对所穿刺的穿刺针照射所述超声波,利用基于其反射波而得到的图像来确认所述穿刺针的位置并进行手术。

[0003] 以往,已知在这样一种留置针中,在穿刺针(内针)的外周面形成有凹状的螺旋槽或V型槽(例如,参照日本特许第3171525号公报、日本特开平3-228748号公报)。在使用这种留置针时,将穿刺针穿刺在病人的患部,从超声波摄像装置向该穿刺部位照射超声波,由此,使所述超声波在螺旋槽内的空气层或V型槽反射,通过由超声波摄像装置接收该反射波而得到穿刺针的摄像图像(回波图像)。

[0004] 然而,为了准确把握所述穿刺针的位置,获得鲜明的回波图像很重要,要获得鲜明的回波图像,必须有足够强度的反射波从穿刺针返回到超声波摄像装置的探测器。因此,希望开发一种能获得更强的反射波、获得更鲜明的回波图像的超声波导向穿刺针。

发明内容

[0005] 本发明是鉴于上述问题而做出的,目的在于提供一种超声波导向穿刺针及留置针,该超声波导向穿刺针及留置针能更有效地使超声波反射,由此能可靠且高精度地确认在体内的位置。

[0006] 本发明提供一种超声波导向穿刺针,具有使超声波反射的凹凸部,该超声波导向穿刺针中,所述凹凸部具有:设在具有刃面的顶端部的附近的外周面上的槽部;以及设在所述槽部两侧的隆起部。

[0007] 如此,由于凹凸部包括槽部和设在其两侧的隆起部,故超声波不仅在槽部连在隆起部也发生反射。所以,能可靠且较佳地使超声波反射并由超声波摄像装置检测出来。其结果,能由超声波摄像装置可靠且高精度地确认穿刺到病人身上的超声波导向穿刺针,能够确认超声波导向穿刺针的位置并能进行安全且可靠的手术。

[0008] 另外,在上述的超声波导向穿刺针中,所述凹凸部在所述外周面上形成为环状,且在所述超声波导向穿刺针的轴线方向上设有多个。

[0009] 采用这种结构,由于凹凸部环状地形成在外周面上,因此全周成为反射面,不依靠穿刺时超声波导向穿刺针的轴线周围的位置也能有效地使超声波反射。另外,由于凹凸部

沿超声波导向穿刺针的轴线方向设有多个,因此,相应地设有多个较佳地反射超声波的部位。所以,能使超声波有效地反射,获得更充分的反射波。其结果,能更高精度地进行利用超声波摄像装置的对超声波导向穿刺针位置的确认。

[0010] 另外,在上述超声波导向穿刺针中,所述多个凹凸部形成为使相邻的所述凹凸部的所述隆起部互相之间连续。

[0011] 如此,由于凹凸部沿超声波导向穿刺针的轴线方向连续形成,故能使超声波更有效地反射,获得更充分的反射波。其结果,能更高精度地进行利用超声波摄像装置的对超声波导向穿刺针位置的确认。

[0012] 另外,在上述超声波导向穿刺针中,所述凹凸部形成为绕所述外周面至少多个圈的螺旋状。

[0013] 通过如上所述地形成凹凸部,使全周成为反射面,不依靠穿刺时超声波导向穿刺针的轴线周围的位置也能有效地使超声波反射,另外,由于设有多个较佳地反射超声波的部位,故能获得更充分的反射波。其结果,能更高精度地进行利用超声波摄像装置的对超声波导向穿刺针位置的确认。

[0014] 另外,在上述超声波导向穿刺针中,所述槽部形成为截面呈圆弧状。

[0015] 采用上述结构,由于槽部的内壁面构成圆弧状的反射面,因此,即使改变穿刺角度,也能使入射到槽部的超声波向与入射方向大致相同的方向反射。所以,能较佳地使超声波反射,结果能更高精度地进行利用超声波摄像装置的对超声波导向穿刺针位置的确认。

[0016] 另外,在上述超声波导向穿刺针中,所述隆起部形成为截面呈圆弧状。

[0017] 采用上述结构,由于隆起部的外壁面构成圆弧状的反射面,因此,即使改变穿刺角度,也能使入射到隆起部的超声波向与入射方向大致相同的方向反射。所以,能较佳地使超声波反射,结果能更高精度地进行利用超声波摄像装置的对超声波导向穿刺针位置的确认。

[0018] 另外,本发明是一种留置针,具有内针和插入所述内针的外针,该留置针的特征在于,所述内针作为具有使超声波反射的凹凸部的超声波导向穿刺针而构成,所述凹凸部具有:槽部,该槽部设在具有刃面的顶端部的附近的外周面上;以及设在所述槽部两侧的隆起部。

附图说明

[0019] 图 1 是表示本发明一实施方式的具有超声波导向穿刺针的留置针的整体结构图。

[0020] 图 2A 是表示图 1 所示的导管及外针针柄套的俯视结构图,图 2B 是图 2A 所示的导管的顶端部及其附近部位的沿轴线方向的局部省略放大剖面图。

[0021] 图 3A 是表示本发明一实施方式的超声波导向穿刺针及内针针柄套的俯视结构图,图 3B 是本发明一实施方式的超声波导向穿刺针的局部剖面放大侧视图。

[0022] 图 4 是表示本发明一实施方式的具有超声波导向穿刺针的留置针的顶端部附近的局部省略放大剖面图。

[0023] 图 5 是表示将本发明一实施方式的具有超声波导向穿刺针的留置针向病人穿刺、由超声波摄像装置检测所述超声波导向穿刺针状态的示意图。

[0024] 图 6 是表示对本发明一实施方式的具有超声波导向穿刺针的留置针进行照射的

超声波发生反射的状态的放大示意图。

[0025] 图 7 是说明将本发明一实施方式的超声波导向穿刺针直接向病人穿刺的使用状态的示意图。

[0026] 图 8 是表示第 1 变形例的超声波导向穿刺针的槽部的放大侧视图。

[0027] 图 9 是表示第 2 变形例的超声波导向穿刺针的槽部的放大侧视图。

具体实施方式

[0028] 下面,例举较佳实施方式,参照附图来说明本发明的超声波导向穿刺针及留置针。

[0029] 图 1 是表示本发明一实施方式的具有超声波导向穿刺针 10(以下简称为“穿刺针”)的留置针 12 的一结构例子的整体结构图。另外,为便于说明,在各附图(除了局部图)中,用箭头 X 方向表示留置针 12 的轴线方向及构成该留置针 12 的各部件的轴线方向。另外,用 X1 表示留置针 12 及其各部件的顶端部侧的方向,用 X2 表示各部件的基端部侧的方向。

[0030] 如图 1 所示,一结构例子的留置针 12 具有:导管 14;与导管 14 的基端部结合的外针针柄套 16;插通在导管 14 内部的穿刺针 10;以及与穿刺针 10 的基端部结合的内针针柄套 18。

[0031] 内针针柄套 18 构成为嵌合于外针针柄套 16 的内部。图 1 中,表示了穿刺针 10 及内针针柄套 18 的结合体嵌插于导管 14 及外针针柄套 16 的结合体的状态,在该状态下,形成于穿刺针 10 顶端部的刃面 11 从导管 14 的顶端露出(突出)。内针针柄套 18 的基端部可连接注射器 30(参照图 5)。

[0032] 图 2A 是表示图 1 所示的留置针 12 的导管 14 及外针针柄套 16 的俯视结构图。在一结构例子的留置针 12 中,导管 14 构成外针,其例如由透明的树脂制材料构成,具有适度的弹性,形成为围绕穿刺针 10 的管状。当该导管 14 到达穿刺针 10 顶端附近、穿刺针 10 的顶端插入血管内时,导管 14 也插入该血管内。

[0033] 作为导管 14 的构成材料,例如可例举乙烯-四氟乙烯共聚物(ETFE)、聚氨基甲酸乙酯、聚醚尼龙树脂等各种软性树脂。作为外针针柄套 16 的构成材料,例如可例举聚乙烯、聚丙烯、乙烯-醋酸乙烯酯共聚物等聚烯烃、聚氯乙烯、聚甲基丙烯酸甲酯、聚碳酸酯、聚丁二烯、聚酰胺、聚酯等。

[0034] 图 2B 是沿导管 14 的顶端部及其附近部位的轴线方向的局部省略放大剖面图。如图 2B 所示,在导管 14 顶端部附近的内周面形成有凹陷的内周槽部 20,该内周槽部 20 向外周侧突出。图示例子的内周槽部 20 截面是大致半圆状,沿周向形成为深度大致固定的环状,其沿轴线方向以规定间隔形成在整个规定范围内(图 2A 中用 A 表示的范围)。

[0035] 导管 14 的从最顶端部至最顶端部侧的内周槽部 20 的距离 L1 设定为例如 0~3mm,优选设定为 1~2mm。导管 14 的从最顶端部至最基端部侧的内周槽部 20 的轴线方向(X 方向)的距离 L2 设定为例如 2~10mm,优选设定为 6~8mm。内周槽部 20 的半径方向的深度设定为例如 10~25 μ m。多个内周槽部 20 的槽距(轴线方向上的间隔)设定为例如 0.2~0.5mm。

[0036] 另外,内周槽部 20 不限于沿轴线方向留有间隔地形成环状的槽,还可以形成为沿轴线方向呈螺旋状延伸的槽。另外,内周槽部 20 也可省略。

[0037] 图 3A 是表示本发明一实施方式的穿刺针 10 和内针针柄套 18 的俯视结构图。在一结构例子的留置针 12 中, 穿刺针 10 构成内针。穿刺针 10 是中空的管体, 其顶端部形成有相对于轴线倾斜的刃面 11。

[0038] 作为穿刺针 10 的构成材料, 使用能使刀尖形成为锋利到可获得足够的穿刺力(贯通力)程度、且具有穿刺所需的强度的材料, 可例举例如不锈钢、铝合金、铜合金等。

[0039] 穿刺针 10 的基端部与内针针柄套 18 的顶端部结合而受到保持。作为内针针柄套 18 的构成材料, 可例举与上述外针针柄套 16 相同的构成材料。如图 3A 所示, 在穿刺针 10 顶端部附近(刃面 11 的基端部侧的规定范围)的外周面上、在轴线方向的整个规定范围中形成有使超声波反射的凹凸部 22。

[0040] 图 3B 是表示图 3A 所示的穿刺针 10 的凹凸部 22 的局部剖面放大侧视图。穿刺针 10 的外径 D 设定为例如 0.7 ~ 0.8mm。在本实施方式中, 凹凸部 22 呈环状地形成在穿刺针 10 的外周面上, 且沿穿刺针 10 的轴线方向(X 方向)隔开间隔地设置多个。如图示的例子所示, 各凹凸部 22 的轴线方向的间隔 L3 可设定得相同, 在该情况下, 间隔 L3 设定为例如 200 ~ 500 μm 。

[0041] 穿刺针 10 的从最顶端部至最顶端部侧的凹凸部 22 的轴线方向的距离 L4(参照图 3A)设定为例如 0.3 ~ 5mm。穿刺针 10 的从最顶端部至最基端部侧的凹凸部 22 的轴线方向的距离 L5(参照图 3A)设定为例如 5 ~ 50mm。

[0042] 另外, 在图示例子的穿刺针 10 中, 各凹凸部 22 的轴线方向的间隔 L3 设定为相同, 但是, 也可将多个凹凸部 22 的各间隔的一部分或全部设定为不相同。例如, 可以设置为越靠近穿刺针 10 顶端部侧, 凹凸部 22 的间隔越小(越靠近穿刺针 10 的基端部侧, 凹凸部 22 的间隔越大)。

[0043] 如图 3B 所示, 凹凸部 22 具有: 向内周侧呈凸状的环状的槽部 24; 以及设在槽部 24 两侧(轴线方向上的两侧)、向半径方向外侧呈凸状的环状的隆起部 26。

[0044] 在本实施方式中, 槽部 24 截面是圆弧状, 在整个周向上以大致固定的深度形成。槽部 24 的轴线方向的宽度 W1 例如设定为 30 ~ 100 μm 。槽部 24 的半径方向的深度 H1 例如设定为 5 ~ 20 μm 。

[0045] 在本实施方式中, 隆起部 26 截面是圆弧状, 在整个周向上以大致固定的高度形成。隆起部 26 的轴线方向的宽度 W2 例如设定为 5 ~ 20 μm 。隆起部 26 的半径方向的高度 H2 例如设定为 1 ~ 15 μm 。

[0046] 另外, 如上述那样构成的凹凸部 22 能够通过对于管状坯料(工件)实施塑性加工、切削加工、电火花加工等机械加工而较为简单地形成。

[0047] 图 4 是表示将本发明一实施方式的穿刺针 10 嵌插于导管 14、穿刺针 10 的包含刃面 11 的顶端部从导管 14 的顶端部露出(突出)的状态的局部省略放大剖面图。导管 14 的内径设定成与隆起部 26 的外径大致相同或比其稍大, 以便于能够插入设有隆起部 26 的穿刺针 10。

[0048] 另外, 如图 4 所示, 在本实施方式中, 在导管 14 及穿刺针 10 中, 内周槽部 20 与凹凸部 22 形成为在穿刺针 10 的顶端部从导管 14 顶端部露出(突出)规定长度的状态下, 多个内周槽部 20 的轴线方向的相位和多个凹凸部 22 的轴线方向的相位互相错开。

[0049] 本实施方式的包含穿刺针 10 在内的留置针 12 基本上构成为如上所述, 下面说明

其使用方法及作用效果。

[0050] 在穿刺留置针 12 之前,如图 5 所示,将注射器 30 与内针插座 18 的基端部连接。注射器 30 包括圆筒状的注射器主体 32、以及插入注射器主体 32 内部的柱塞 34。在注射器 32 的顶端部设有连接端口 36,该连接端口 36 与内针针柄套 18 的基端部连接。由此,注射器 30 通过连接端口 36 与内针针柄套 18 的内部连通。

[0051] 要穿刺留置针 12,首先如图 5 所示,医师等医疗从业人员握住包括穿刺针 10 在内的留置针 12 向病人 50 的血管(静脉)穿刺,使穿刺针 10 向所期望的部位缓缓地插入,由此,使其顶端部切开体内组织 52 并推进。此时,如图 6 所示,穿刺针 10 插通导管 14 的内部,在该状态下,穿刺针 10 的凹凸部 22 位于导管 14 的内部。因此,穿刺针 10 的凹凸部 22 不会与体内组织 52 接触而由留置针 12 穿刺。

[0052] 另一方面,在向病人穿刺留置针 12 的同时,将超声波摄像装置的探测器 42 按压到病人 50 的穿刺部位附近并照射回波束(超声波)E。另外,该探测器 42 构成为:可发送回波束 E,接收回波束 E 的反射波(反射回波)。

[0053] 回波束 E 从病人 50 的皮肤表面向内部发送,照射到留置针 12 的顶端部。而且,回波束 E 如图 6 所示,由形成于导管 14 内周面的内周槽部 20 的内壁面反射到探测器 42 侧,并且还由密封于内周槽部 20 内部的空气同样地反射。这里,由内周槽部 20 反射的超声波(反射波)表示为反射回波 E1。在该情况下,在内周槽部 20 的内壁面反射的反射回波 E1 不会因内周槽部 20 内的空气而衰减,具有与所照射的回波束 E 的强度大致相同的强度。反射回波 E1 由探测器 42 接收。

[0054] 另外,回波束 E 透过导管 14 而在凹凸部 22 向探测器 42 侧反射。这里,由凹凸部 22 反射的超声波表示为反射回波 E2。由凹凸部 22 反射的反射回波 E2 包括由槽部 24 形成的反射成分和由隆起部 26 形成的反射成分。由凹凸部 22 反射的反射回波 E2 由探测器 42 接收。

[0055] 综上所述,在本实施方式中,槽部 24 形成为截面呈圆弧状,其内壁面构成圆弧状的反射面,隆起部 26 形成为截面呈圆弧状,其外壁面构成圆弧状的反射面。因此,即使是改变留置针 12 的穿刺角度 θ (参照图 5)的情况下,也可通过槽部 24 的内壁面及隆起部 26 的外壁面使从探测器 42 发送的回波束 E 向探测器 42 侧反射。

[0056] 回波束 E 的反射波(反射回波 E1、E2)由探测器 42 接收时,该接收的数据从探测器 42 经过导线 44 输出到超声波摄像装置 40 的控制部(未图示)而被进行处理,然后,作为图像在显示器 46 上进行显示。具体来说,显示器 46 所显示的导管 14 及穿刺针 10 的图像显示为线状且与由超声波摄像装置 40 检测出的凹凸部 22 的沿着轴线方向的长度相对应,可由显示器 46 来确认其顶端部是否到达病人 50 的血管(静脉)。

[0057] 其结果,穿刺针 10 的顶端部附近作为图像鲜明地显示于超声波摄像装置 40 的显示器 46 图像,高精度地确认了构成留置针 12 的穿刺针 10 的位置。

[0058] 并且,医师等一边确认显示器 46 一边移动穿刺针 10 及探测器 42,将穿刺针 10 导入到病人 50 的血管内。此时,一边将注射器 30 的柱塞 34 适度地拉出一边推进留置针 12。当该穿刺针 10 正确穿刺到血管内时,血液通过注射器 30 的连接端口 36 导入到注射器主体 32 而产生回血。

[0059] 如此,在确认穿刺针 10 已刺入血管内后,保留导管 14,去除穿刺针 10 及注射器

30,通过导管 14 将未图示的导丝插入血管内,然后去除导管 14。接着,沿着所述导丝而将未图示的中心静脉导管留置在血管内。接着,将未图示的输液线连接到中心静脉导管上而将营养剂、药液等供给到血管内。

[0060] 在保留导管 14 而拔去穿刺针 10 时,由于穿刺针 10 通过导管 14 的内部(内腔)而被拔出到病人体外,因此,与穿刺时一样,穿刺针 10 的凹凸部 22 不会与体内组织 52 接触。

[0061] 如上所述,采用本实施方式的穿刺针 10,由于凹凸部 22 由槽部 24 和设在其两侧的隆起部 26 构成,因此,超声波不仅在槽部 24、在隆起部 26 也发生反射。所以,能可靠且较佳地使超声波反射并通过超声波摄像装置 40 检测出来。其结果,能由超声波摄像装置 40 可靠且高精度地确认穿刺在病人上的穿刺针 10,能一边确认穿刺针 10 的位置一边安全且可靠地实施手术。

[0062] 另外,在本实施方式中,由于凹凸部 22 形成为环状,因此,全周成为反射面,不依靠穿刺时的穿刺针 10 的轴线周围的位置,也能有效地使超声波反射。另外,凹凸部 22 在穿刺针 10 的轴线方向上设置有多个,因此较佳地反射超声波的部位也相应地设置地较多。因此,能使超声波有效地反射,获得更充分的反射波。其结果,能够更高精度地进行利用超声波摄像装置 40 的对穿刺针 10 位置的确认。

[0063] 此外,在本实施方式中,槽部 24 形成为截面呈圆弧状,其内壁面构成圆弧状的反射面,隆起部 26 形成为截面呈圆弧状,其外壁面构成圆弧状的反射面。因此,即使是改变留置针 12 的穿刺角度 θ (参照图 5) 的情况下,也可通过槽部 24 的内壁面及隆起部 26 的外壁面使从探测器 42 发送的超声波向探测器 42 侧反射。换言之,无论留置针 12 的穿刺角度 θ 如何,都能使超声波向探测器 42 侧反射,能够确认留置针 12 的位置。

[0064] 此外,由于导管 14 的内周面形成有内周槽部 20,即使内周槽部 20 也使超声波反射,因此,能够提高由探测器 42 接收的反射波的强度,能获得更鲜明的回波图像,其结果,能高精度地确认留置针 12 的顶端部的位置。

[0065] 另外,对于上述本实施方式的穿刺针 10,说明了作为具有外针和内针的留置针 12 的内针而构成的情况下的使用形式,但如图 7 所示,本发明的穿刺针 10 还可以在不用导管 14 而直接将穿刺针 10 穿刺到病人身上、保持在血管中的情况下使用。在该情况下,在内针针柄套 18 的基端部连接例如 Y 型集管器(未图示),在该 Y 型集管器、内针针柄套 18 及穿刺针 10 穿过导丝及中心动脉导管,可进行与上述一样的手术。在这种使用形式中,也能由凹凸部 22 可靠且较佳地使超声波(回波束 E)反射,由超声波摄像装置 40 可靠且高精度地确认穿刺到病人身上的穿刺针 10,能一边确认穿刺针 10 的位置一边安全且可靠地进行手术。

[0066] 另外,对于本实施方式的穿刺针 10,说明了作为利用塞丁格方法(Seldinger method)留置中心动脉导管时所用的导丝导入针来使用时的形式,但本发明的穿刺针 10 还可以作为留置于末梢血管内进行输液时所用的留置针、采取生物组织或细胞的一部分时所用的活检针等来使用。

[0067] 图 8 是表示第 1 变形例的超声波导向穿刺针 10a(以下简称为“穿刺针 10a”)的顶端部及其附近部位的侧面结构图。如第 1 变形例的穿刺针 10a 所示,还可以使相邻的凹凸部 22 的隆起部 26 互相之间连接(联结)地形成有多个凹凸部 22。如此,通过使穿刺针 10 的凹凸部 22 连续地形成,由此,与上述的基本形的穿刺针 10 相比,可增加向探测器 42 侧

的反射波的量。其结果,能进一步高精度地进行利用超声波摄像装置 40 的对穿刺针 10a 位置的确认。

[0068] 图 9 是表示第 2 实施方式的超声波导向穿刺针 10b(以下简称为“穿刺针 10b”)的顶端部及其附近部位的侧面结构图。如第 2 变形例的穿刺针 10b 所示,凹凸部 27 具有槽部 28 和设该槽部 28 两侧的隆起部 29,该凹凸部 27 也可形成为绕穿刺针 10b 的外周面至少多个圈且沿轴线方向延伸的螺旋状。由这种构成的凹凸部 27 也与前述的凹凸部 22 相同,能有效地使超声波反射,能获得更充分的反射波。其结果,能更高精度地进行利用超声波摄像装置 40 的对穿刺针 10b 位置的确认。

[0069] 另外,通过使穿刺针 10b 的凹凸部 27 形成为螺旋状,由此,当其插入导管 14 内时,就容易地使多个内周槽部 20 的轴线方向的相位和凹凸部 27 的轴线方向的相位互相错开。

[0070] 另外,即使使导管 14 的内周槽部 20 形成为与凹凸部 27 角度不同的螺旋状,或形成为与凹凸部 27 方向不同的螺旋状,也能容易地使内周槽部 20 的轴线方向的相位和凹凸部 27 的轴线方向的相位互相错开。

[0071] 当内周槽部 20 的轴线方向的相位和凹凸部 27 的轴线方向的相位互相错开时,能够抑制超声波的反射强度衰减。

[0072] 另外,本发明不限于上述实施方式,在不脱离本发明主旨的范围内,当然可采用各种结构。

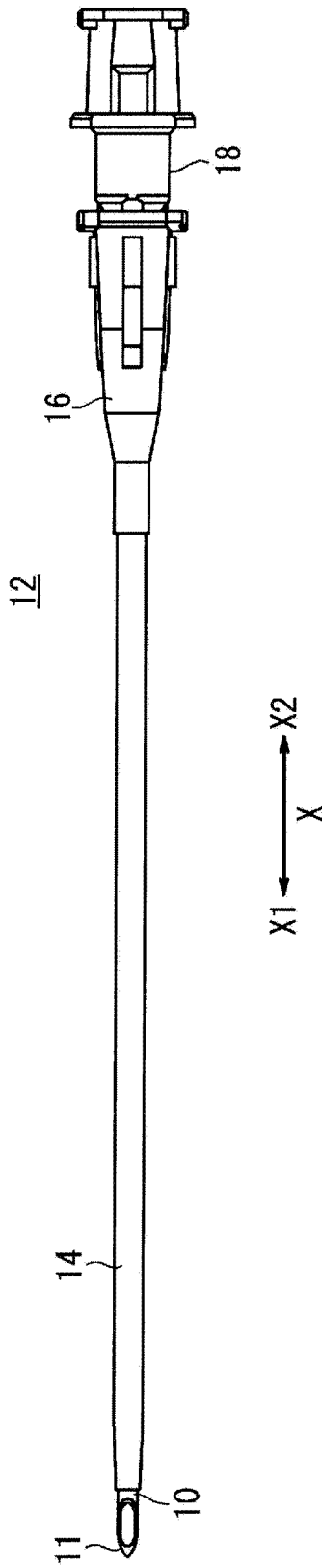


图 1

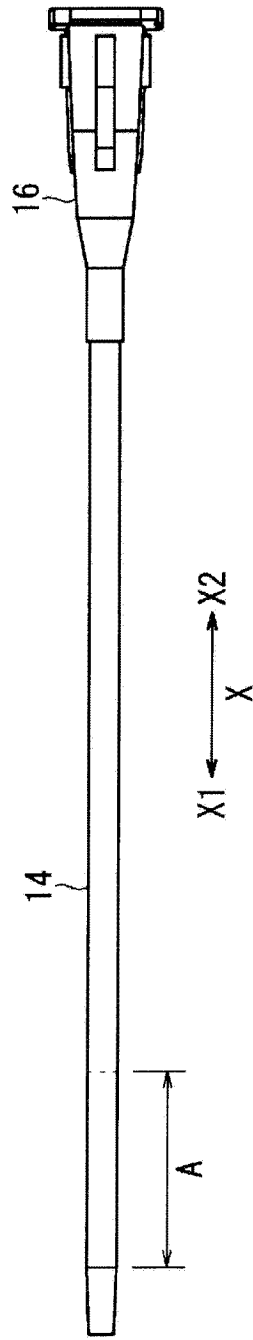


图 2A

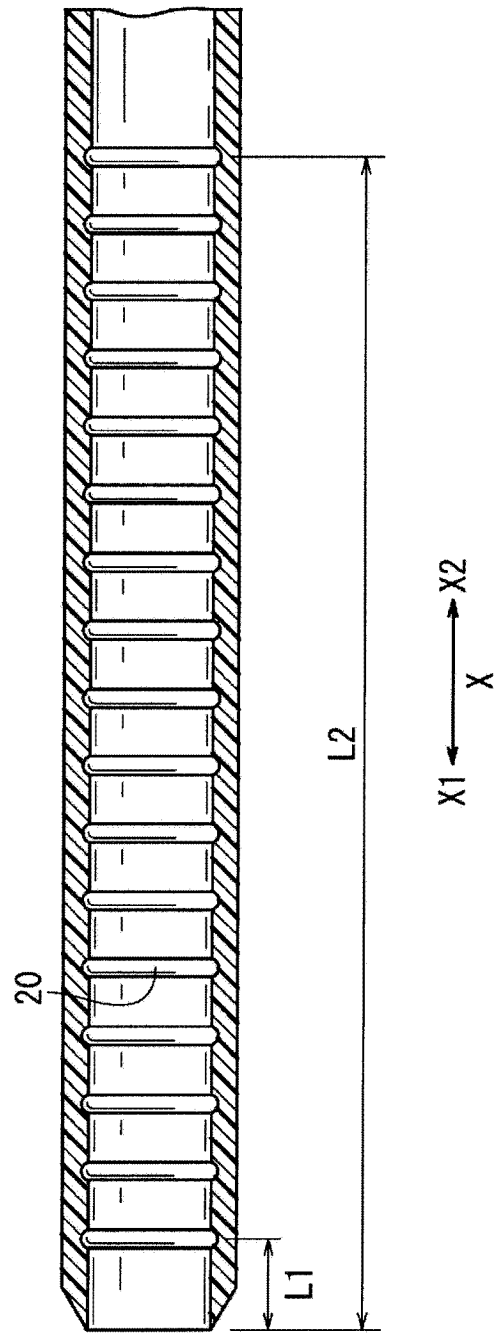


图 2B

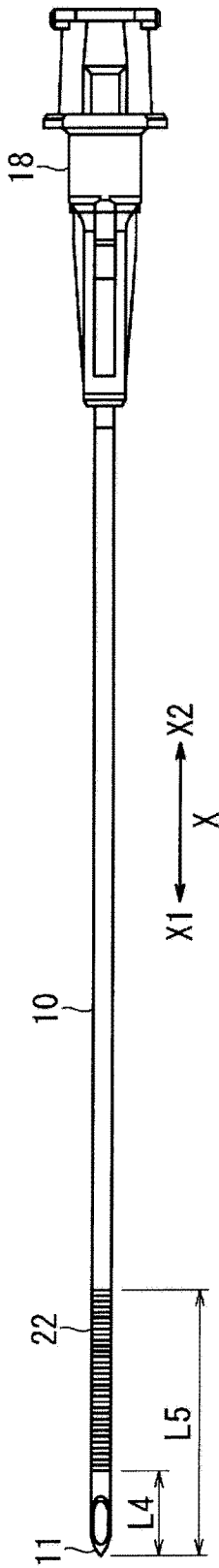


图 3A

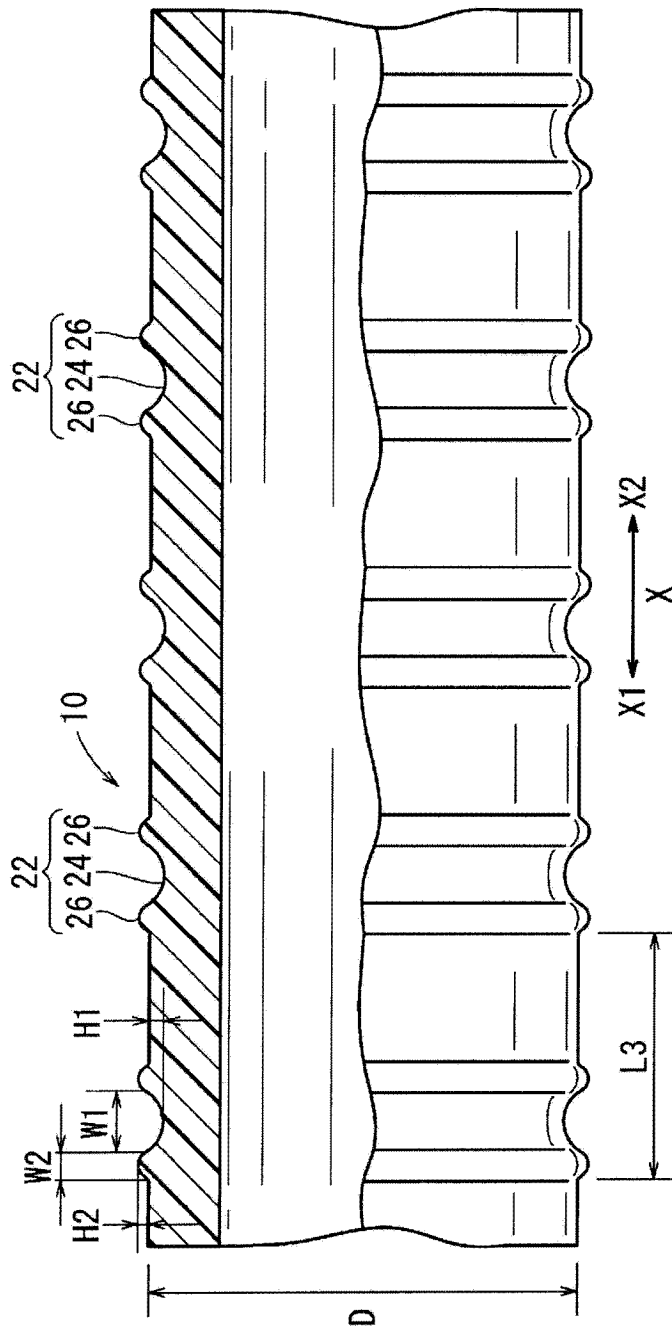


图 3B

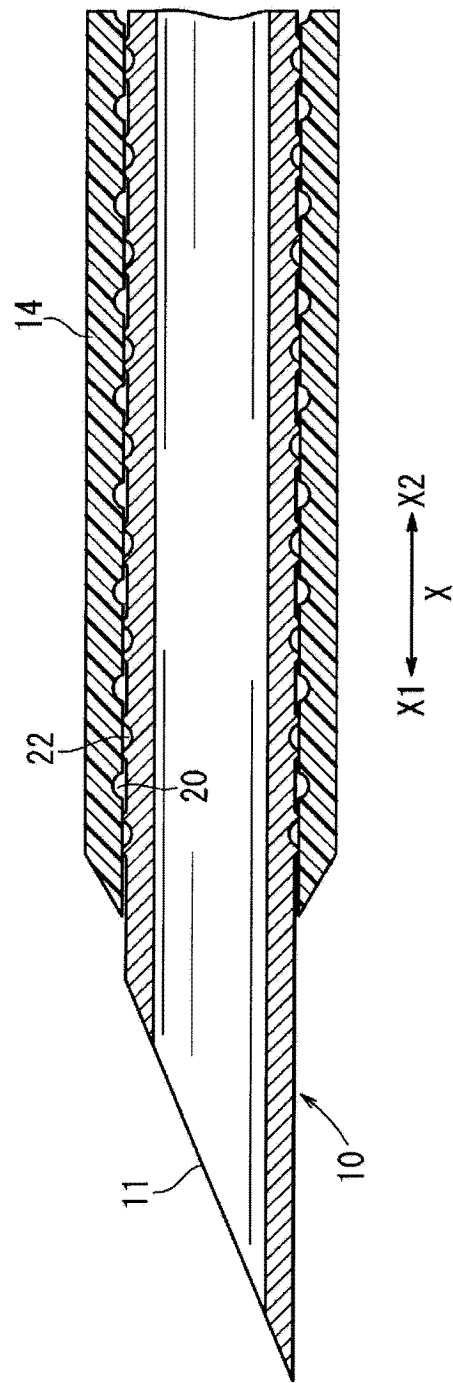


图 4

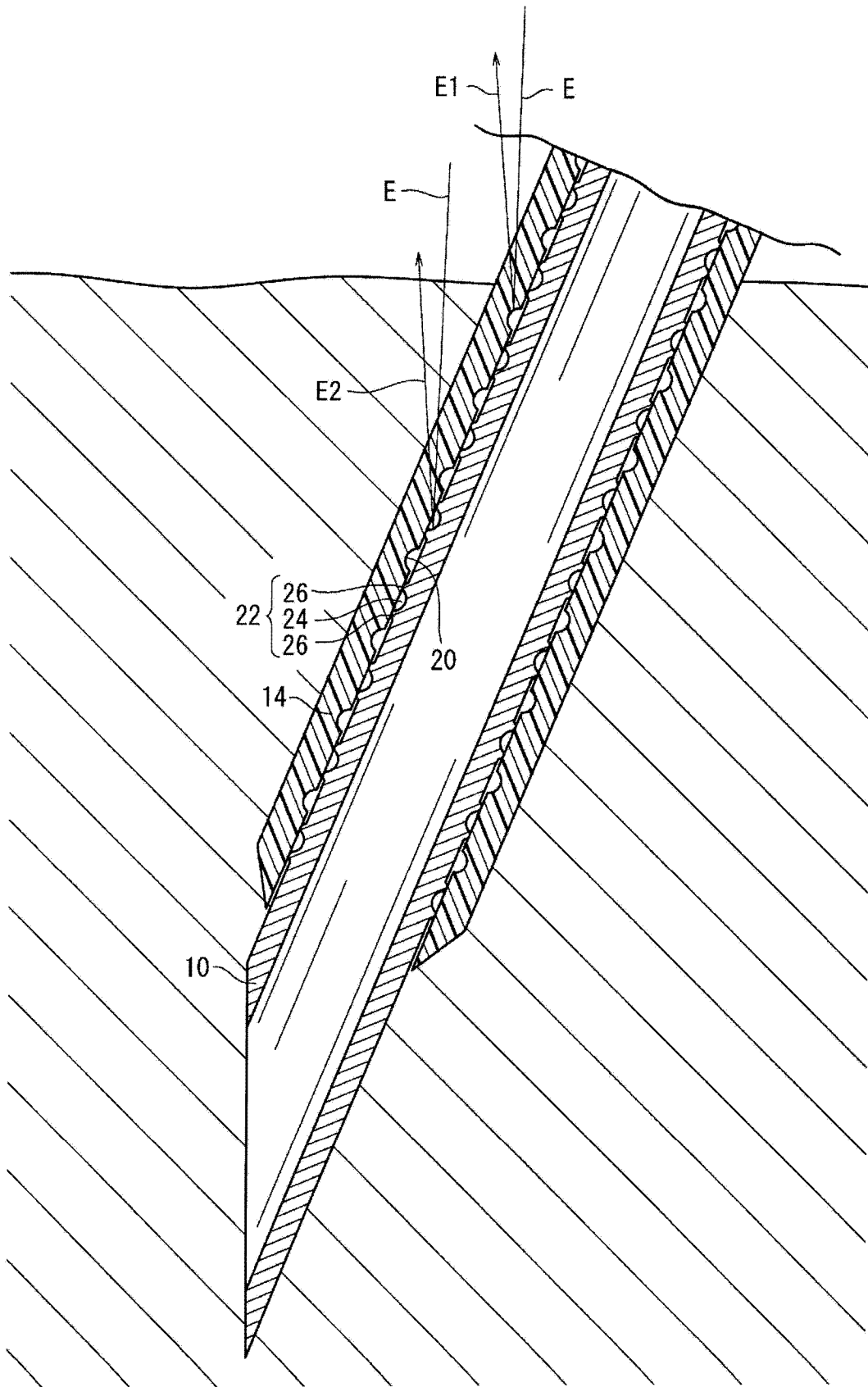


图 6

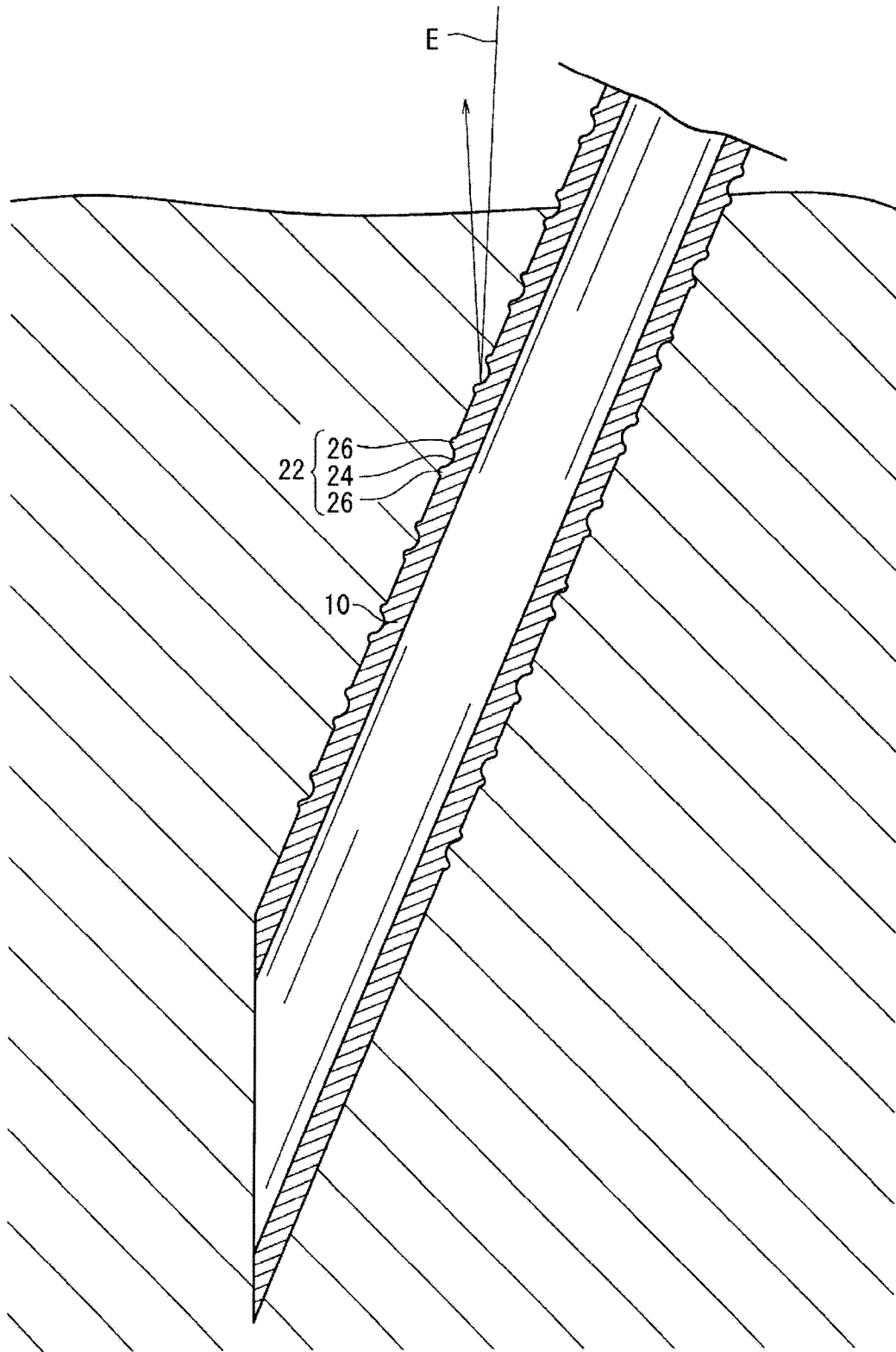


图 7

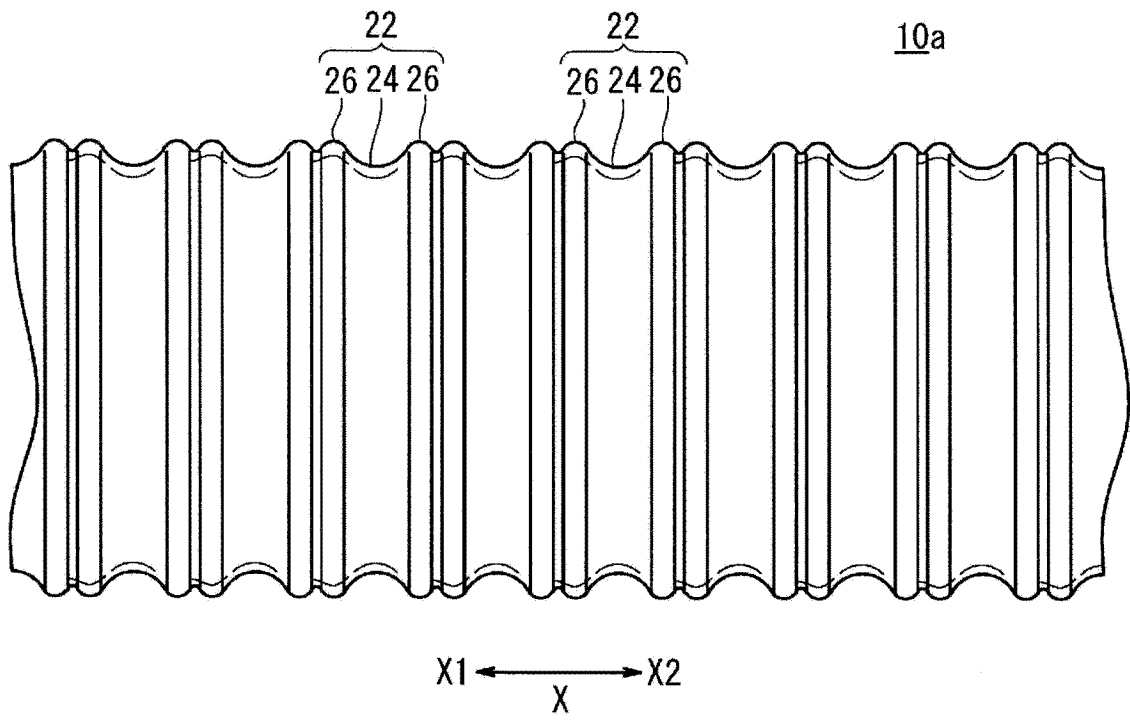


图 8

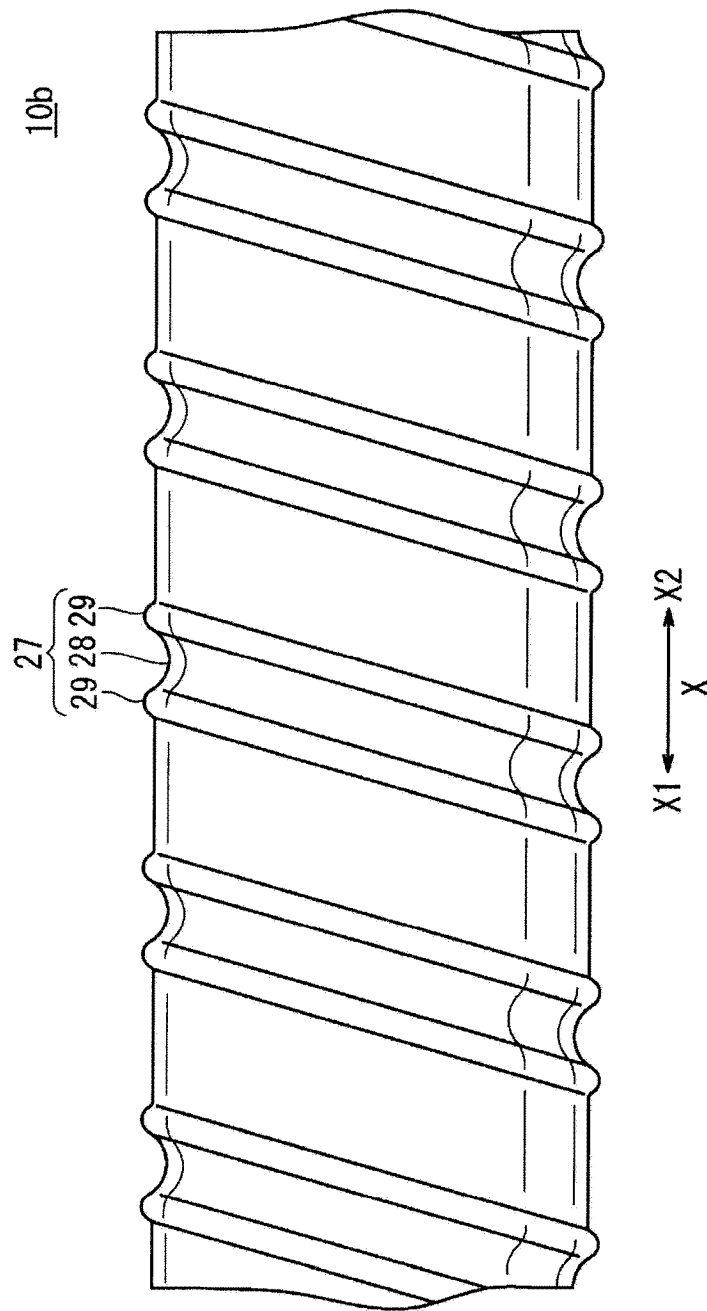


图 9

专利名称(译)	超声波导向穿刺针及留置针		
公开(公告)号	CN103732273A	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	CN201080046771.4	申请日	2010-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	松泽真树		
发明人	松泽真树		
IPC分类号	A61M5/158 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B2019/5425 A61B2017/3413 A61M5/158 A61M5/329 A61B2090/3925		
代理人(译)	刘煜		
优先权	2009289598 2009-12-21 JP		
其他公开文献	CN103732273B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波导向穿刺针(10)，其构成留置针(12)的内针，该超声波导向穿刺针(10)具有使超声波反射的凹凸部(22)，凹凸部(22)具有：槽部(24)，该槽部(24)设在具有刃面(11)的顶端部的附近的外周面上；以及设在槽部(24)两侧的隆起部(26)。

