



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103732273 B

(45)授权公告日 2017.03.29

(21)申请号 201080046771.4
 (22)申请日 2010.11.01
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 103732273 A
 (43)申请公布日 2014.04.16
 (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
 (73)专利权人 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.
A61B 17/34(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
 (56)对比文件
 DE 202005008489 U1,2005.10.13,说明书第7-23段,图1-2.
 US 4401124 ,1983.08.30,说明书第2栏第50行-第4栏第2行,图1-3.
 DE 202005008489 U1,2005.10.13,说明书第7-23段,图1-2.
 JP 特开平8-206118 A,1996.08.13,全文.
 JP 特开2009-233007 A,2009.10.15,说明书第8-40段,图1-4.
 US 2006/0047254 A1,2006.03.02,全文.
 审查员 黄运东

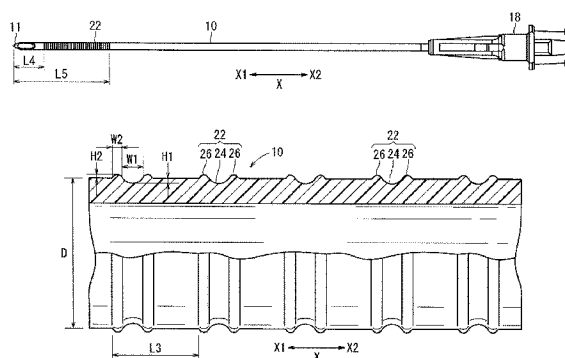
权利要求书1页 说明书7页 附图8页

(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:

槽部(24、28),该槽部(24、28)在具有刃面(11)的顶端部的附近的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;以及

隆起部(26、29),该隆起部(26、29)在所述超声波导向穿刺针的轴线方向上设在多个所述槽部(24、28)两侧,且形成为环状,

所述槽部(24、28)形成为截面呈圆弧状,所述槽部(24、28)的内壁面构成圆弧状的反射面,

所述隆起部(26、29)形成为截面呈圆弧状,所述隆起部(26、29)的外壁面构成圆弧状的反射面。

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。

3. 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)在具有刃面(11)的顶端部的附近的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;以及

隆起部(26、29),该隆起部(26、29)在所述超声波导向穿刺针的轴线方向上设在多个所述槽部(24、28)两侧,

所述槽部(24、28)形成为截面呈圆弧状,所述槽部(24、28)的内壁面构成圆弧状的反射面,

所述隆起部(26、29)形成为截面呈圆弧状,所述隆起部(26、29)的外壁面构成圆弧状的反射面。

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:槽部,该槽部在具有刃面的顶端部的附近的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;以及隆起部,该隆起部在所述超声波导向穿刺针的轴线方向上设在多个所述槽部两侧,且形成为环状,所述槽部形成为截面呈圆弧状,其内壁面构成圆弧状的反射面,所述隆起部形成为截面呈圆弧状,其外壁面构成圆弧状的反射面。

[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] 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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] 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,该槽部在具有刃面的顶端部的附近的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;以及隆起部,该隆起部在所述超声波导向穿刺针的轴线方向上设在多个所述槽部两侧,所述槽部形成为截面呈圆弧状,其内壁面构成圆弧状的反射面,所述隆起部形成为截面呈圆弧状,其外壁面构成圆弧状的反射面。

附图说明

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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)。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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)。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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 。

[0036] 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。

[0037] 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)。

[0038] 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。

[0039] 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 。

[0040] 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 。

[0041] 另外,如上述那样构成的凹凸部22能够通过通过对管状坯料(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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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)。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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)。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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还可以在不使用导管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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

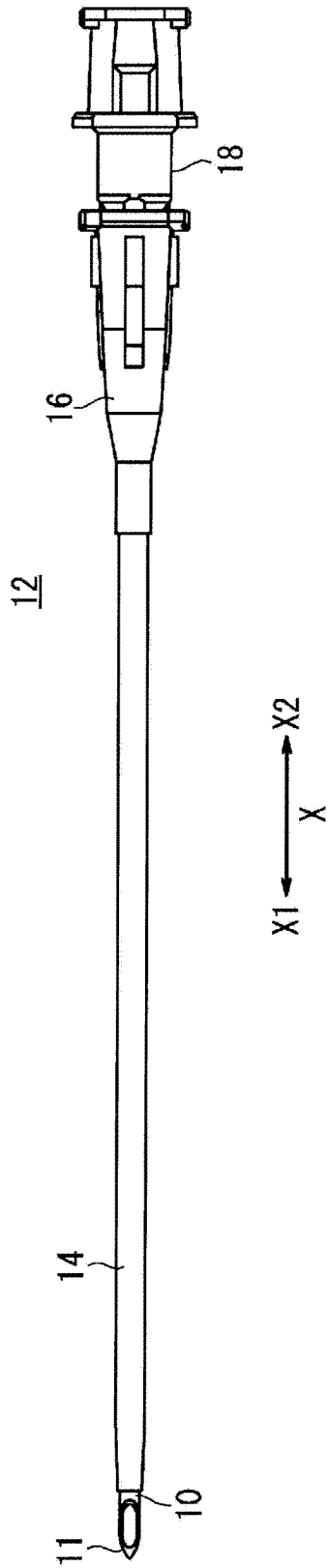


图1

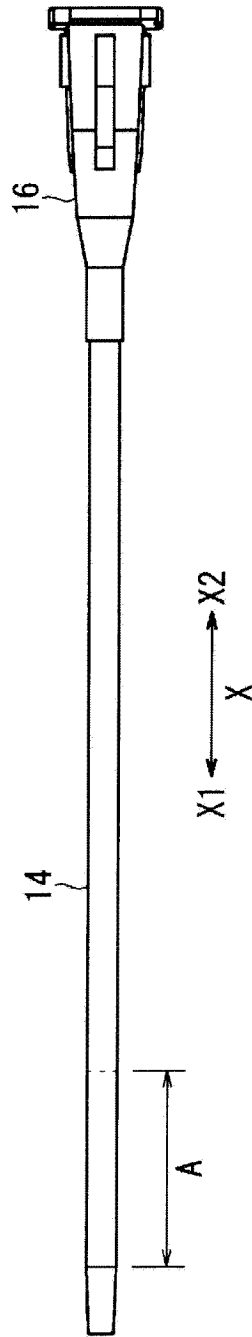


图2A

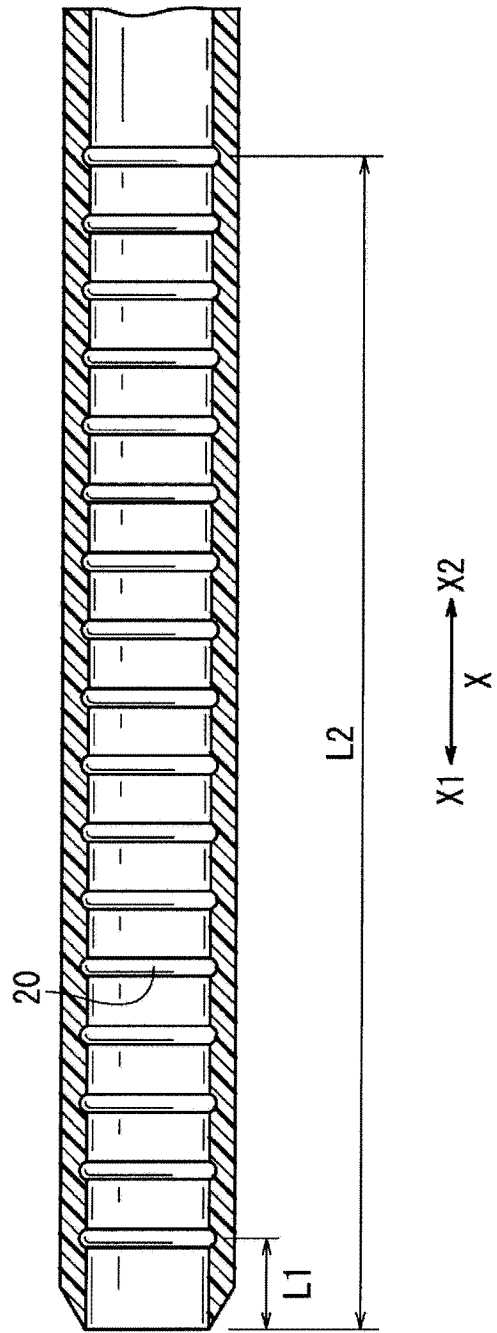


图2B

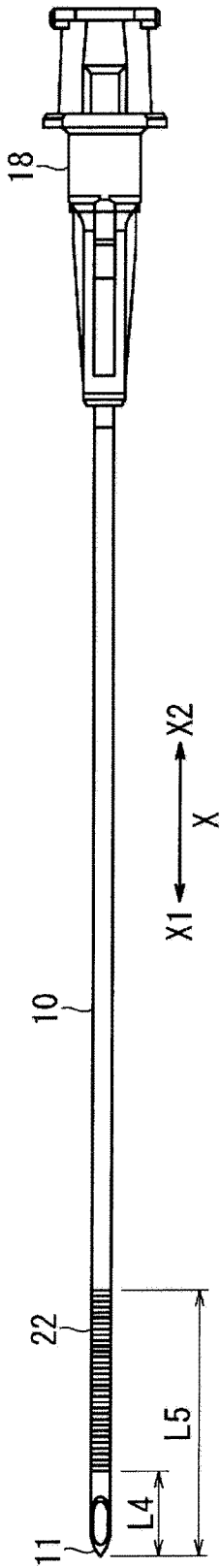


图3A

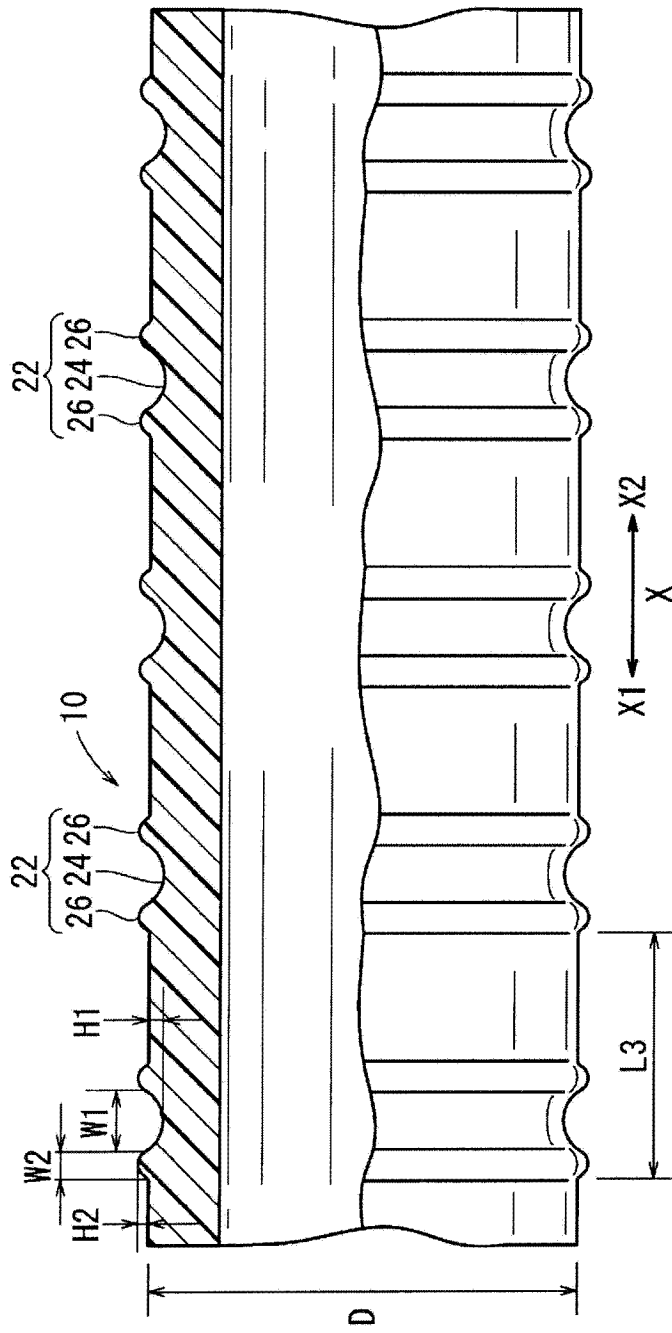


图3B

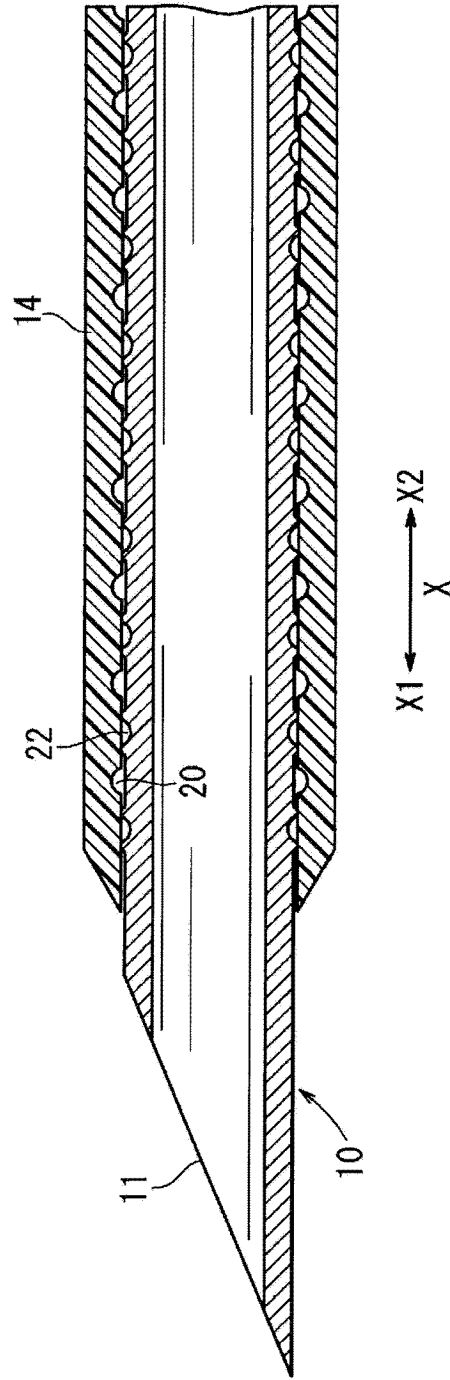


图4

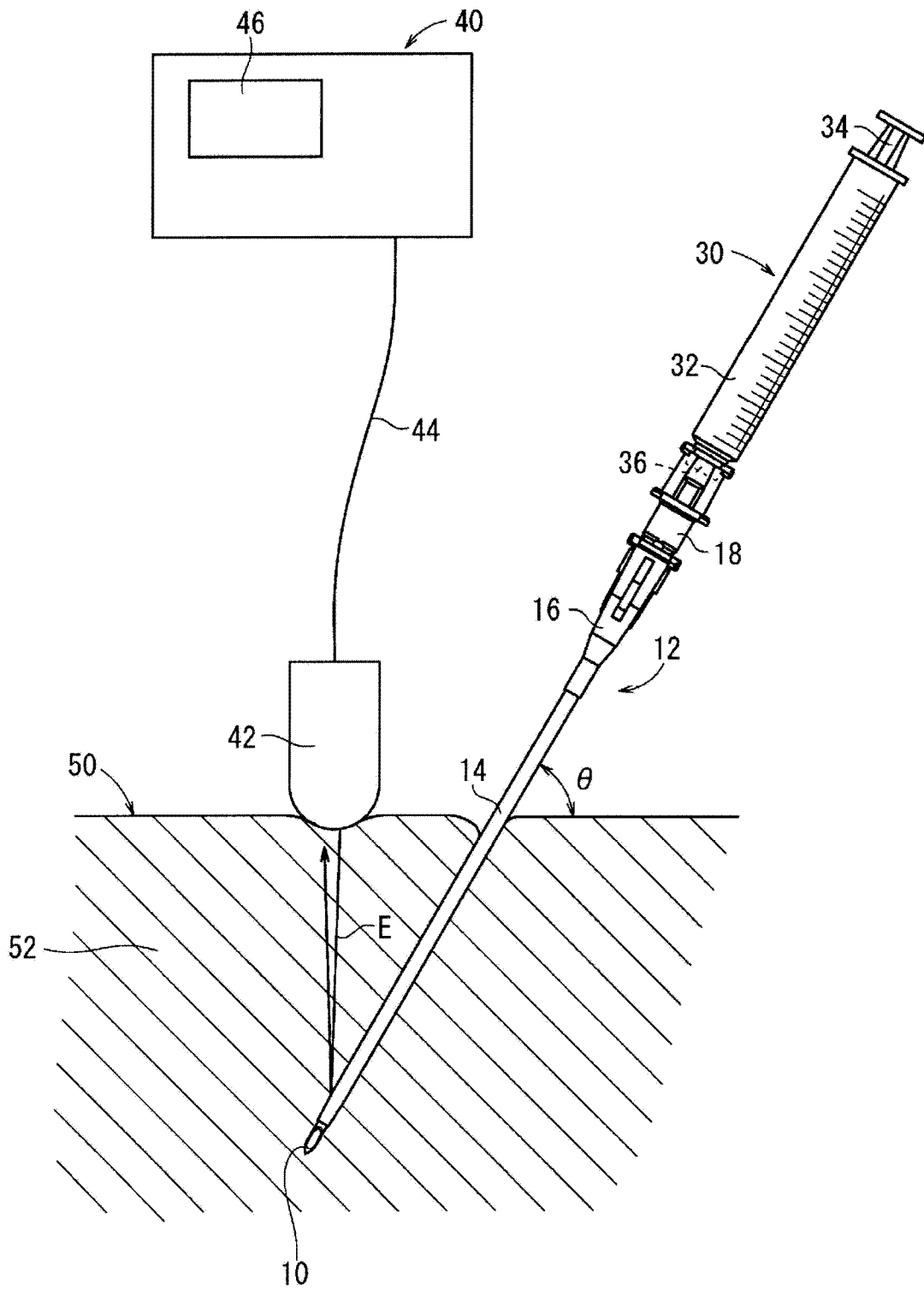


图5

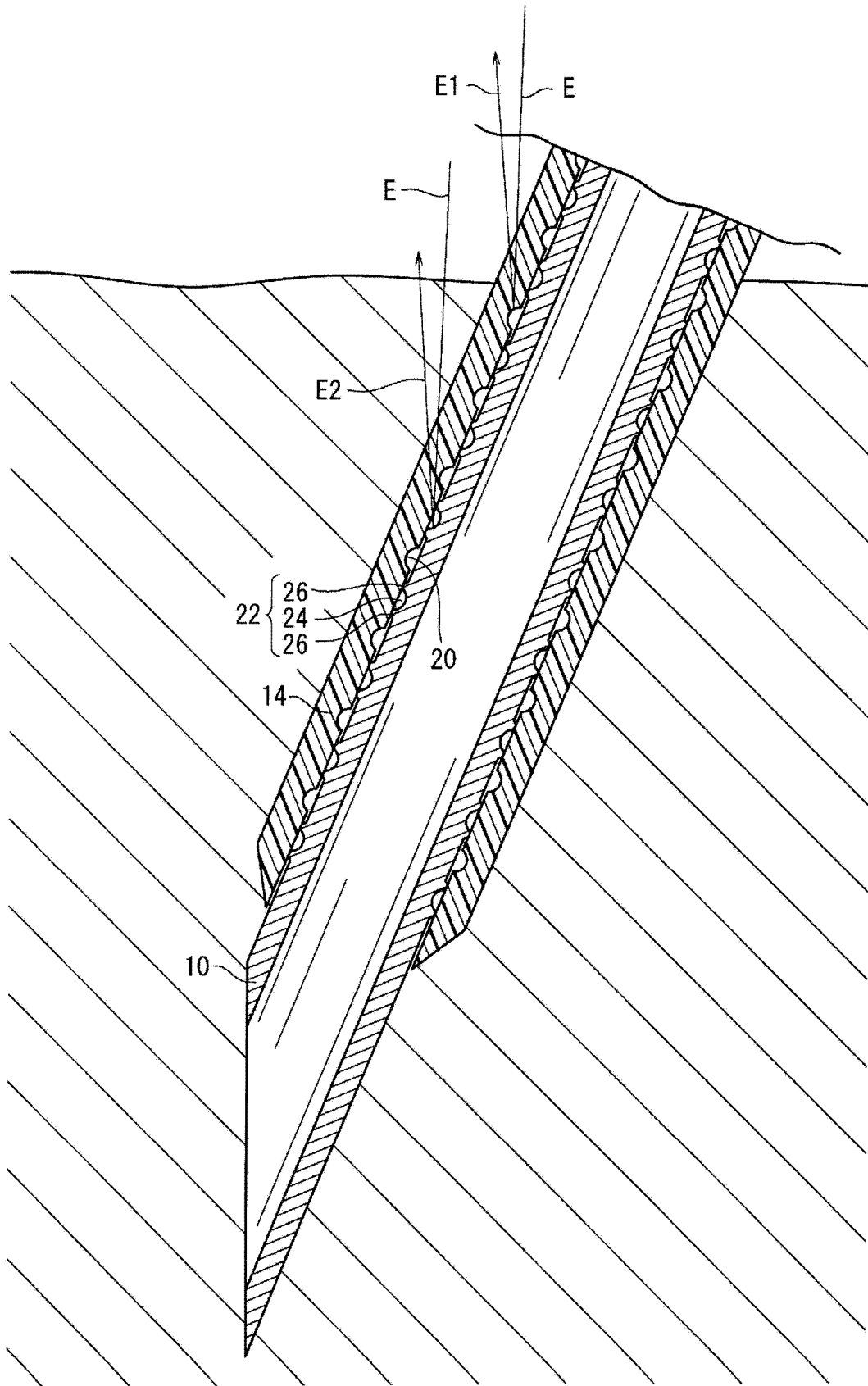


图6

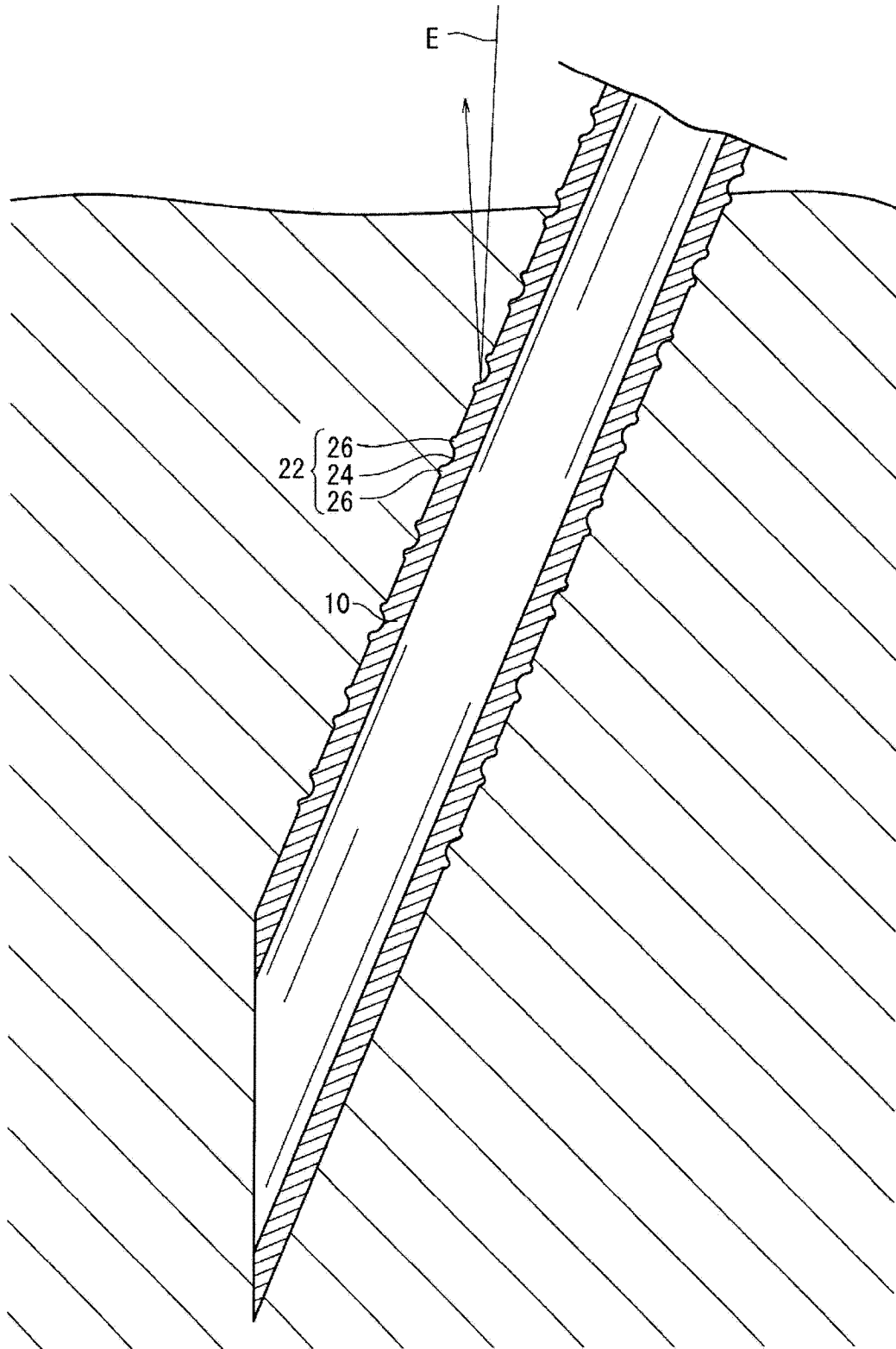


图7

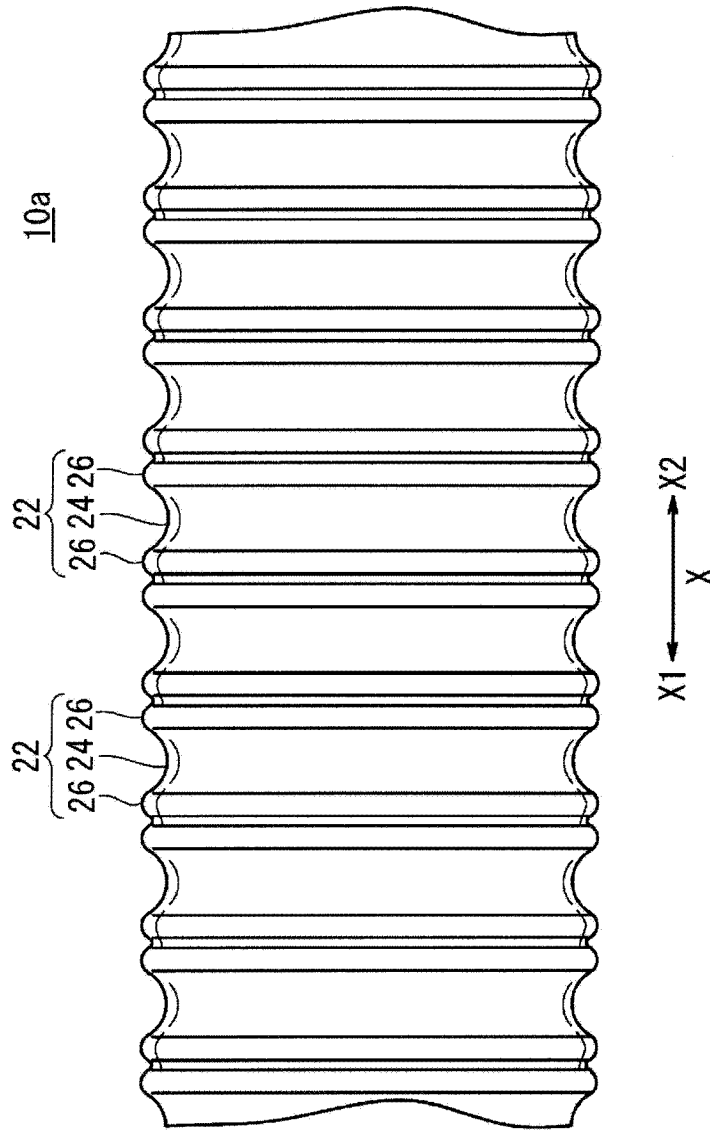


图8

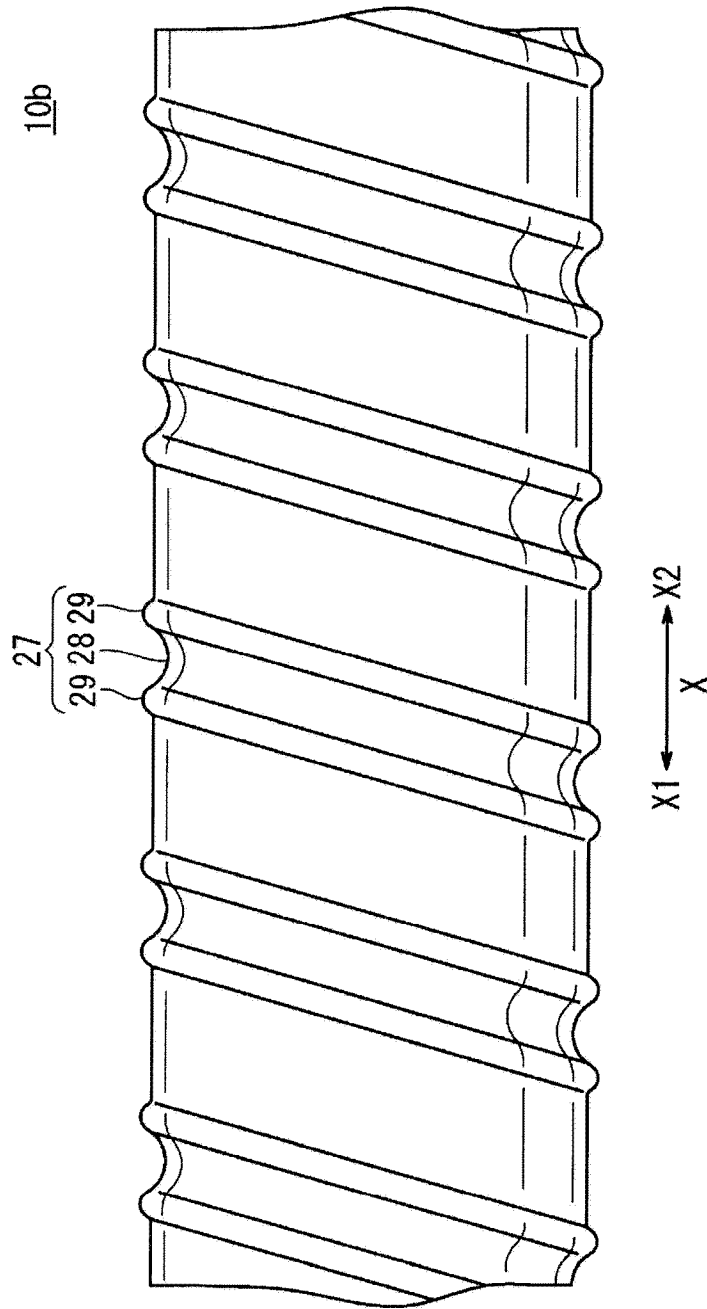


图9

专利名称(译)	超声波导向穿刺针及留置针		
公开(公告)号	CN103732273B	公开(公告)日	2017-03-29
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	A61B17/34 A61B8/00		
CPC分类号	A61M5/329 A61B8/0841 A61B2017/3413 A61B2090/3925 A61M5/158		
代理人(译)	刘煜		
优先权	2009289598 2009-12-21 JP		
其他公开文献	CN103732273A		
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)。

