



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105816227 A

(43) 申请公布日 2016. 08. 03

(21) 申请号 201510002859. 0

(22) 申请日 2015. 01. 05

(71) 申请人 财团法人金属工业研究发展中心
地址 中国台湾高雄市楠梓区高楠公路 1001 号

申请人 李佩渊 陈彦年

(72) 发明人 王锦晴 李佩渊 陈彦年 陈怡安
陈维德 王俊杰 魏嘉民

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 马雯雯 臧建明

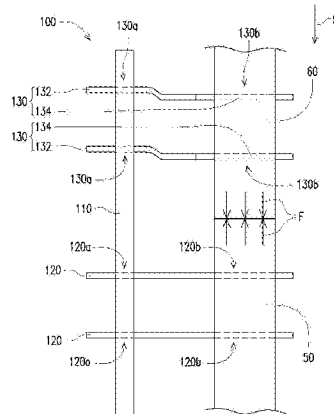
(51) Int. Cl.
A61B 17/68(2006. 01)

权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称
骨骼固定装置

(57) 摘要

本发明提供一种骨骼固定装置。本发明的骨骼固定装置包括固定杆、至少一第一骨钉及至少一第二骨钉；该第一骨钉具有相对的第一固定端及第一锁附端，其中该第一固定端固定于该固定杆，且该第一锁附端锁附于第一骨骼；该第二骨钉具有相对的第二固定端及第二锁附端，其中该第二固定端固定于该固定杆，且该第二锁附端锁附于第二骨骼；该第二骨钉的材料包括形状记忆合金且该第二骨钉通过温度变化产生变形，而带动该第二锁附端相对于该第一锁附端产生位移。



1. 一种骨骼固定装置,其特征在于,包括:

固定杆;

至少一第一骨钉,具有相对的第一固定端及第一锁附端,其中该第一固定端固定于该固定杆,且该第一锁附端锁附于第一骨骼;以及

至少一第二骨钉,具有相对的第二固定端及第二锁附端,其中该第二固定端固定于该固定杆,且该第二锁附端锁附于第二骨骼,

其中该第二骨钉的材料包括形状记忆合金且该第二骨钉通过温度变化产生变形,而带动该第二锁附端相对于该第一锁附端产生位移。

2. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二锁附端通过该第二骨钉的该变形而相对于该第一锁附端产生单一方向的该位移。

3. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二锁附端通过该第二骨钉的该变形而往该第一锁附端移动,以缩短该第一锁附端与该第二锁附端之间的距离。

4. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二锁附端通过该第二骨钉的该变形而远离该第一锁附端,以增加该第一锁附端与该第二锁附端之间的距离。

5. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二骨钉通过该温度变化从伸直状态变形为弯曲状态。

6. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二骨钉为一体成形。

7. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二骨钉包括相组装的第一组件及第二组件,该第二固定端位于该第一组件,该第二锁附端位于该第二组件,该第一组件的材料为形状记忆合金。

8. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二锁附端通过该第二骨钉的该变形而相对于该第一锁附端移动1毫米~10毫米。

9. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二锁附端通过该第二骨钉的该变形而相对于该第一锁附端移动3毫米~5毫米。

10. 根据权利要求1所述的骨骼固定装置,其特征在于,该第二骨钉的材料包括镍钛合金。

骨骼固定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种固定装置,尤其涉及一种骨骼固定装置。

背景技术

[0002] 在骨科医疗领域中,对于骨折的医疗方式有许多种,其中常见的是利用骨钉及骨板等骨骼固定装置来固定骨折处的断骨。近年来,固定骨折处的断骨的方式已由以往的完全固定式朝向动态固定式发展,即允许骨骼断面处有微量运动(micro motion),以通过微量运动产生的压迫力刺激骨骼断面处的骨细胞生长及愈合。

[0003] 以人体下肢骨折而言,由于下肢需承受人体重量,故可通过人体重量而在下肢骨折断面处产生所述压迫力。然而,人体上肢的受力方式不同于人体下肢的受力方式,人体上肢并不需承受人体重量,故无法如上述般利用人体重量对上肢骨骼断面处进行压迫以促进断骨愈合。因此,如何在不借助于人体重量的情况下在骨折断面处产生压迫力,为骨科医疗领域重要的研究议题。

发明内容

[0004] 本发明提供一种骨骼固定装置,可通过骨钉的变形而在骨折断面处产生压迫力。

[0005] 本发明的骨骼固定装置包括固定杆、至少一第一骨钉及至少一第二骨钉。该第一骨钉具有相对的第一固定端及第一锁附端,其中该第一固定端固定于该固定杆,且该第一锁附端锁附于第一骨骼。该第二骨钉具有相对的第二固定端及第二锁附端,其中该第二固定端固定于该固定杆,且该第二锁附端锁附于第二骨骼。该第二骨钉的材料包括形状记忆合金且该第二骨钉通过温度变化产生变形,而带动该第二锁附端相对于该第一锁附端产生位移。

[0006] 在本发明的一实施例中,上述的该第二锁附端通过该第二骨钉的变形而相对于该第一锁附端产生单一方向的位移。

[0007] 在本发明的一实施例中,上述的该第二锁附端通过该第二骨钉的变形而往该第一锁附端移动,以缩短该第一锁附端与该第二锁附端之间的距离。

[0008] 在本发明的一实施例中,上述的该第二锁附端通过该第二骨钉的变形而远离该第一锁附端,以增加该第一锁附端与该第二锁附端之间的距离。

[0009] 在本发明的一实施例中,上述的该第二骨钉通过温度变化从伸直状态变形为弯曲状态。

[0010] 在本发明的一实施例中,上述的该第二骨钉为一体成形。

[0011] 在本发明的一实施例中,上述的该第二骨钉包括相组装的第一组件及第二组件,该第二固定端位于该第一组件,该第二锁附端位于该第二组件,该第一组件的材料为形状记忆合金。

[0012] 在本发明的一实施例中,上述的该第二锁附端通过该第二骨钉的变形而相对于该第一锁附端移动 1 毫米~10 毫米。

[0013] 在本发明的一实施例中,上述的该第二锁附端通过该第二骨钉的变形而相对于该第一锁附端移动 3 毫米~5 毫米。

[0014] 在本发明的一实施例中,上述的该第二骨钉的材料包括镍钛合金。

[0015] 本发明的骨骼固定装置中,第二骨钉的材料包括形状记忆合金,而使第二骨钉具有随温度变化而变形的能力。据此,在将第一骨钉及第二骨钉固定于固定杆并分别锁附至第一骨骼与第二骨骼之后,可利用温度变化而让第二骨钉产生适当的变形量,以带动第二骨钉的第二锁附端相对于第一骨钉的第一锁附端产生位移,使被第一锁附端锁附的第一骨骼与被第二锁附端锁附的第二骨骼之间产生作用力,并通过此作用力刺激骨骼断面处的骨细胞生长及愈合,或是促进骨骼长度的增加。

[0016] 为了让本发明的上述特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合附图作详细说明如下。

附图说明

[0017] 图 1 为通过本发明一实施例的骨骼固定装置固定第一骨骼及第二骨骼的示意图;

[0018] 图 2 为图 1 的第二骨钉随温度变化而变形的示意图;

[0019] 图 3 为图 1 的第二骨钉的结构示意图;

[0020] 图 4A 及图 4B 为图 1 的骨骼固定装置的装设流程的示意图;

[0021] 图 5 为通过本发明另一实施例的骨骼固定装置固定第一骨骼及第二骨骼的示意图;

[0022] 图 6 为图 5 的第二骨钉随温度变化而变形的示意图。

[0023] 附图标记说明:

[0024] 50、50':第一骨骼;

[0025] 60、60':第二骨骼;

[0026] 100、200:骨骼固定装置;

[0027] 110、210:固定杆;

[0028] 120、220:第一骨钉;

[0029] 120a、220a:第一固定端;

[0030] 120b、220b:第一锁附端;

[0031] 130、230:第二骨钉;

[0032] 130a、230a:第二固定端;

[0033] 130b、230b:第二锁附端;

[0034] 132、232:第一组件;

[0035] 134、234:第二组件;

[0036] D、D':方向;

[0037] F:压迫力;

[0038] F':扩张力。

具体实施方式

[0039] 图 1 为通过本发明一实施例的骨骼固定装置固定第一骨骼及第二骨骼的示意图。

请参考图 1,本实施例的骨骼固定装置 100 包括固定杆 110、至少一第一骨钉 120(示出为两个)及至少一第二骨钉 130(示出为两个)。各第一骨钉 120 具有相对的第一固定端 120a 及第一锁附端 120b,其中第一固定端 120a 固定于固定杆 110,且第一锁附端 120b 锁附于第一骨骼 50。各第二骨钉 130 具有相对的第二固定端 130a 及第二锁附端 130b,其中第二固定端 130a 固定于固定杆 110,且第二锁附端 130b 锁附于第二骨骼 60。在其它实施例中,可根据需求而使用复数骨骼固定装置 100 来固定第一骨骼 50 及第二骨骼 60,本发明不对此加以限制。

[0040] 在本实施例中,第一骨骼 50 与第二骨骼 60 例如为彼此相邻的两断骨。通过各第一骨钉 120 对第一骨骼 50 的锁附及各第二骨钉 130 对第二骨骼 60 的锁附,可使第一骨骼 50 与第二骨骼 60 相互固定。进一步而言,各第二骨钉 130 的材料包括形状记忆合金(如镍钛合金)且各第二骨钉 130 可通过温度变化产生变形,而带动各第二骨钉 130 的第二锁附端 130b 相对于各第一骨钉 120 的第一锁附端 120b 产生位移,使第一骨骼 50 与第二骨骼 60 通过各第二锁附端 130b 相对于各第一锁附端 120b 的位移而相互压迫,以促进骨骼断面处的愈合。以下通过对附图对此进行具体说明。

[0041] 图 2 为图 1 的第二骨钉随温度变化而变形的示意图。在将各第一骨钉 120 及各第二骨钉 130 如图 1 所示固定于固定杆 110 并分别锁附至第一骨骼 50 与第二骨骼 60 之后,可利用温度变化而让包含形状记忆合金的各第二骨钉 130 如图 2 所示产生适当的变形量,使各第二骨钉 130 的第二锁附端 130b 通过第二骨钉 130 的变形而往第一骨钉 120 的第一锁附端 120b 移动,以缩短第一锁附端 120b 与第二锁附端 130b 之间的距离。

[0042] 在第二骨钉 130 如图 1 所示尚未变形的状态下,第一骨骼 50 与第二骨骼 60 之间例如具有微量的间隙。如图 2 所示通过第二骨钉 130 的变形而缩短第一锁附端 120b 与第二锁附端 130b 之间的距离,可使被第一锁附端 120b 锁附的第一骨骼 50 与被第二锁附端 130b 锁附的第二骨骼 60 紧密靠合而在第一骨骼 50 与第二骨骼 60 之间产生压迫力 F ,并以此压迫力 F 刺激骨骼断面处的骨细胞生长及愈合。在其它实施例中,各第一骨钉 120 也可包含形状记忆合金材料并以类似于各第二骨钉 130 的方式产生变形,本发明不对此加以限制。

[0043] 在本实施例中,包含形状记忆合金的各第二骨钉 130 例如是通过形状记忆训练而在较低温状态下成为图 1 所示的伸直状态,并通过温度变化而在较高温状态(如人体正常温度)下成为图 2 所示的弯曲状态。在其它实施例中,可通过形状记忆训练而使各第二骨钉 130 在其它温度下具有其它变形状态,本发明不对此加以限制。对形状记忆合金所进行的记忆训练为所属领域的已知技术,在此不加以详述。

[0044] 由于各第二骨钉 130 是通过形状记忆合金的形状记忆特性产生变形,而非如同一般弹性体的弹性变形,故第二锁附端 130b 通过第二骨钉 130 的变形而相对于第一锁附端 120b 产生单一方向 D 的位移,而非产生双向的位移。也就是说,第二锁附端 130b 不会沿反向于方向 D 的方向远离第一锁附端 120b,而可使第一骨骼 50 与第二骨骼 60 持续地相互提供压迫力 F 而促进骨骼断面处的愈合。在本实施例中,第二锁附端 130b 例如可通过第二骨钉 130 的变形而沿方向 D 相对于第一锁附端移动 1 毫米~10 毫米,较佳为 3 毫米~5 毫米。在其它实施例中,第二锁附端可具有其它适当的位移量范围,本发明不对此加以限制。

[0045] 图 1 及图 2 所示的第一骨骼 50 与第二骨骼 60 例如为人体彼此相邻的两上肢断骨,并如上述般通过骨钉的变形而相互压迫。在其它实施例中,骨骼固定装置 100 可应用于其

它种类的骨骼,并用以使骨骼产生其它方向的相对位移,本发明不对此加以限制。

[0046] 图3为图1的第二骨钉的结构示意图。请参考图1及图3,本实施例的各第二骨钉130包括相组装的第一组件132及第二组件134,第二固定端130a位于第一组件132,且第二锁附端130b位于第二组件134。第一组件132的材料为形状记忆合金以适于如图2所示随温度变化产生变形,而第二组件134的材料例如为不锈钢、钛金属或铝合金等非形状记忆合金材料所制成的螺锁件。

[0047] 图4A及图4B为图1的骨骼固定装置的装设流程的示意图。在装设骨骼固定装置100在骨骼的过程中,例如是先如图4A所示的产生骨折的两断骨(即第一骨骼50及第二骨骼60)复位至图4B所示位置,并如图4B所示将第一骨钉120及第二组件134分别锁附于第一骨骼50及第二骨骼60。接着,如图1所示将包含形状记忆合金的第一组件132组装至第二组件134,以使第二骨钉130能够如图2所示通过第一组件132产生变形。在其它实施例中,第二骨钉可为一体成形的形状记忆合金结构,且可依其它适当流程装设骨骼固定装置,本发明不对此加以限制。

[0048] 图5为通过本发明另一实施例的骨骼固定装置固定第一骨骼及第二骨骼的示意图。图6为图5的第二骨钉随温度变化而变形的示意图。在图5及图6所示的骨骼固定装置200中,固定杆210、各第一骨钉220、各第一固定端220a、各第一锁附端220b、各第一组件232、各第二组件234、各第二骨钉230、各第二固定端230a、各第二锁附端230b的配置方式类似于图1所示的固定杆110、各第一骨钉120、各第一固定端120a、各第一锁附端120b、各第一组件132、各第二组件134、各第二骨钉130、各第二固定端130a、各第二锁附端130b的配置方式,在此不再赘述。骨骼固定装置200与骨骼固定装置100的不同之处在于,骨骼固定装置200例如是应用于骨科矫正手术(如增高手术)并对例如为脊椎骨的第一骨骼50'、第二骨骼60'进行矫正,详述如下。

[0049] 包含形状记忆合金的各第二骨钉230的第一组件232例如是通过形状记忆训练而在较低温状态下成为图5所示的弯曲状态。在将各第一骨钉220及各第二骨钉230如图5所示固定于固定杆210并分别锁附至第一骨骼50'与第二骨骼60'之后,可利用温度变化而让包含形状记忆合金的各第二骨钉230的第一组件232如图6所示产生适当的变形量而伸直,使各第二骨钉230的第二锁附端230b通过第二骨钉230的变形而远离第一骨钉220的第一锁附端220b,以增加第一锁附端220b与第二锁附端230b之间的距离。如图6所示通过第二骨钉230的变形而增加第一锁附端220b与第二锁附端230b之间的距离,可使被第一锁附端220b锁附的第一骨骼50'与被第二锁附端230b锁附的第二骨骼60'之间产生扩张力 F' ,以在第一骨骼50与第二骨骼60之间造成微量的间隙增量而增加骨骼的长度。

[0050] 由于各第二骨钉230是通过形状记忆合金的形状记忆特性产生变形,而非如同一般弹性体的弹性变形,故第二锁附端230b通过第二骨钉230的变形而相对于第一锁附端220b产生单一方向 D' 的位移,而非产生双向的位移。也就是说,第二锁附端230b不会沿反方向于方向 D' 的方向往第一锁附端220b移动,而可使第一骨骼50'与第二骨骼60'持续地相互提供扩张力 F' 而促进骨骼长度的增加。

[0051] 综上所述,在本发明的骨骼固定装置中,第二骨钉的材料包括形状记忆合金,而使第二骨钉具有随温度变化而变形的能力。据此,在将第一骨钉及第二骨钉固定于固定杆并分别锁附至第一骨骼与第二骨骼之后,可利用温度变化而让第二骨钉产生适当的变形量,

以带动第二骨钉的第二锁附端相对于第一骨钉的第一锁附端产生位移,使被第一锁附端锁附的第一骨骼与被第二锁附端锁附的第二骨骼之间产生作用力,并以此作用力刺激骨骼断面处的骨细胞生长及愈合,或是促进骨骼长度的增加。

[0052] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围。

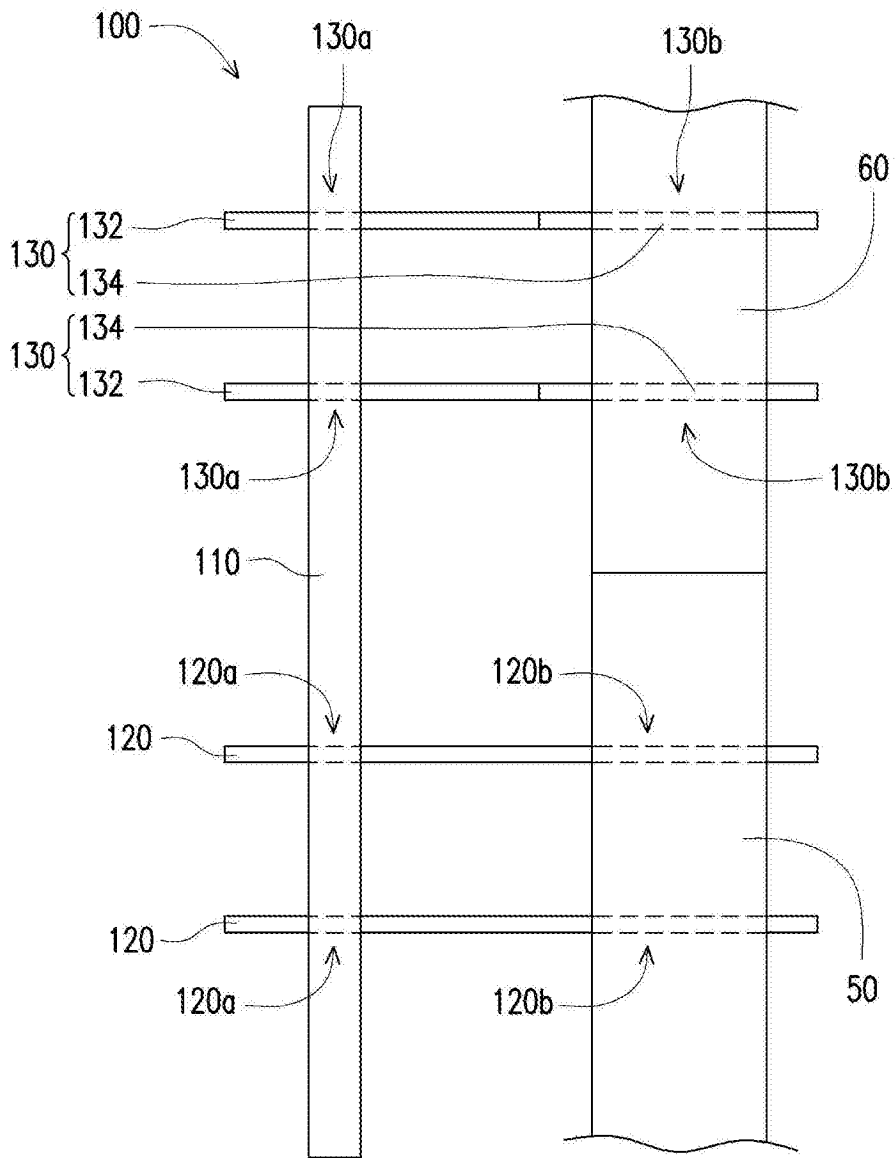


图 1

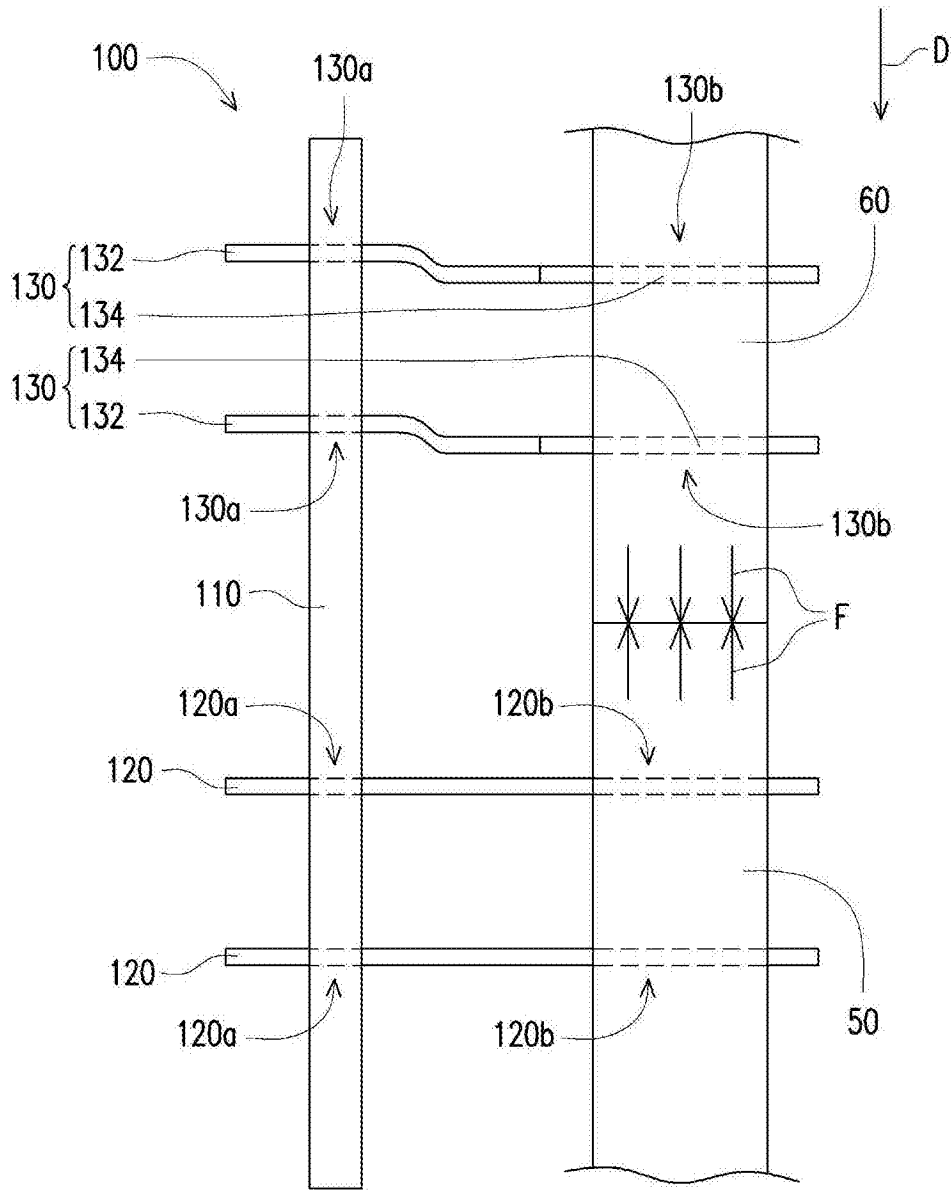


图 2

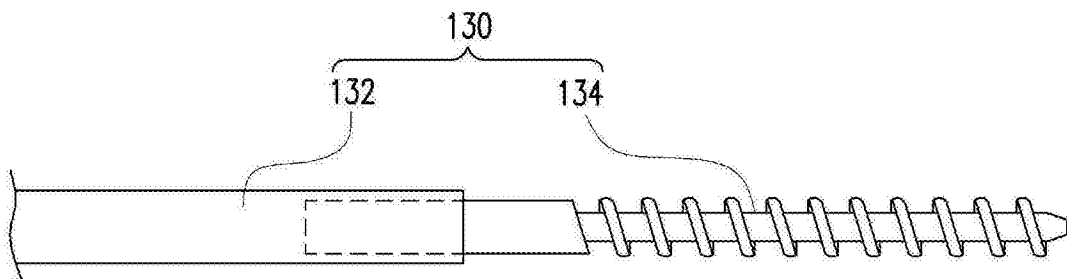


图 3

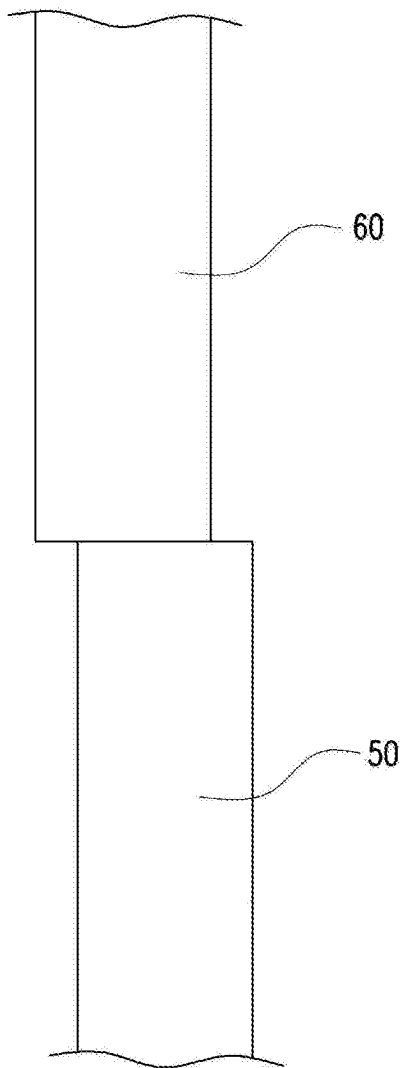


图 4A

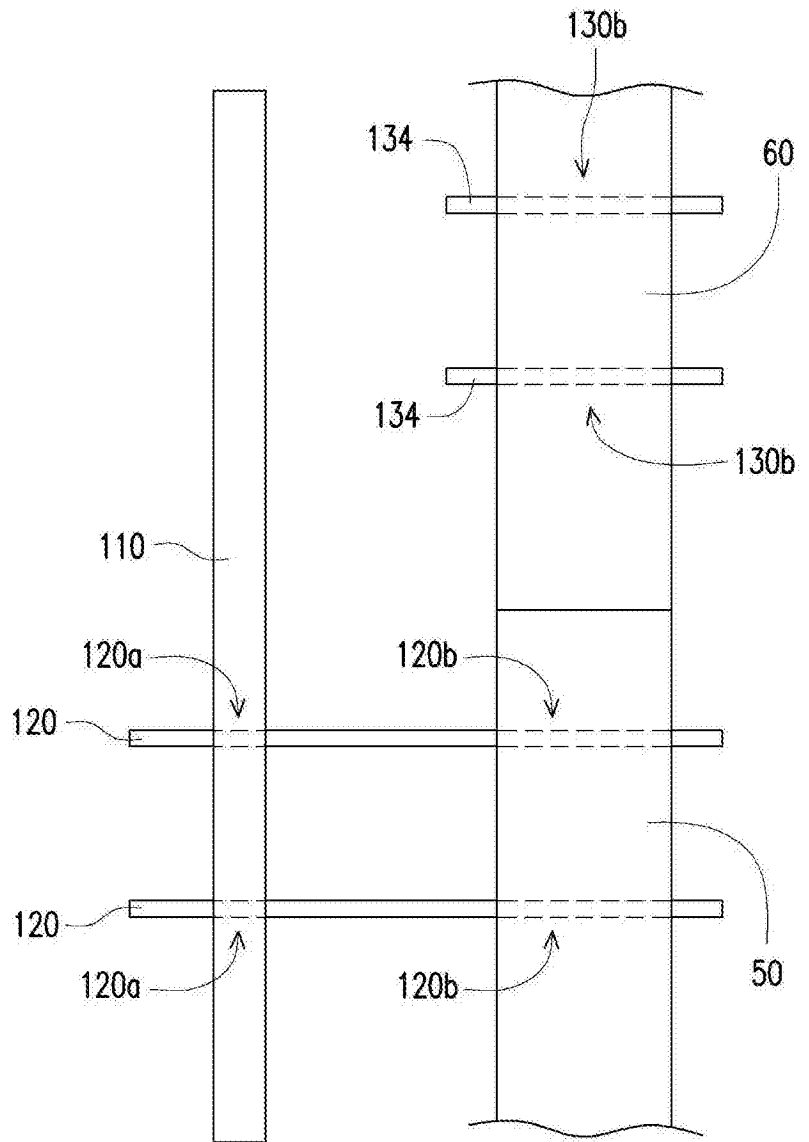


图 4B

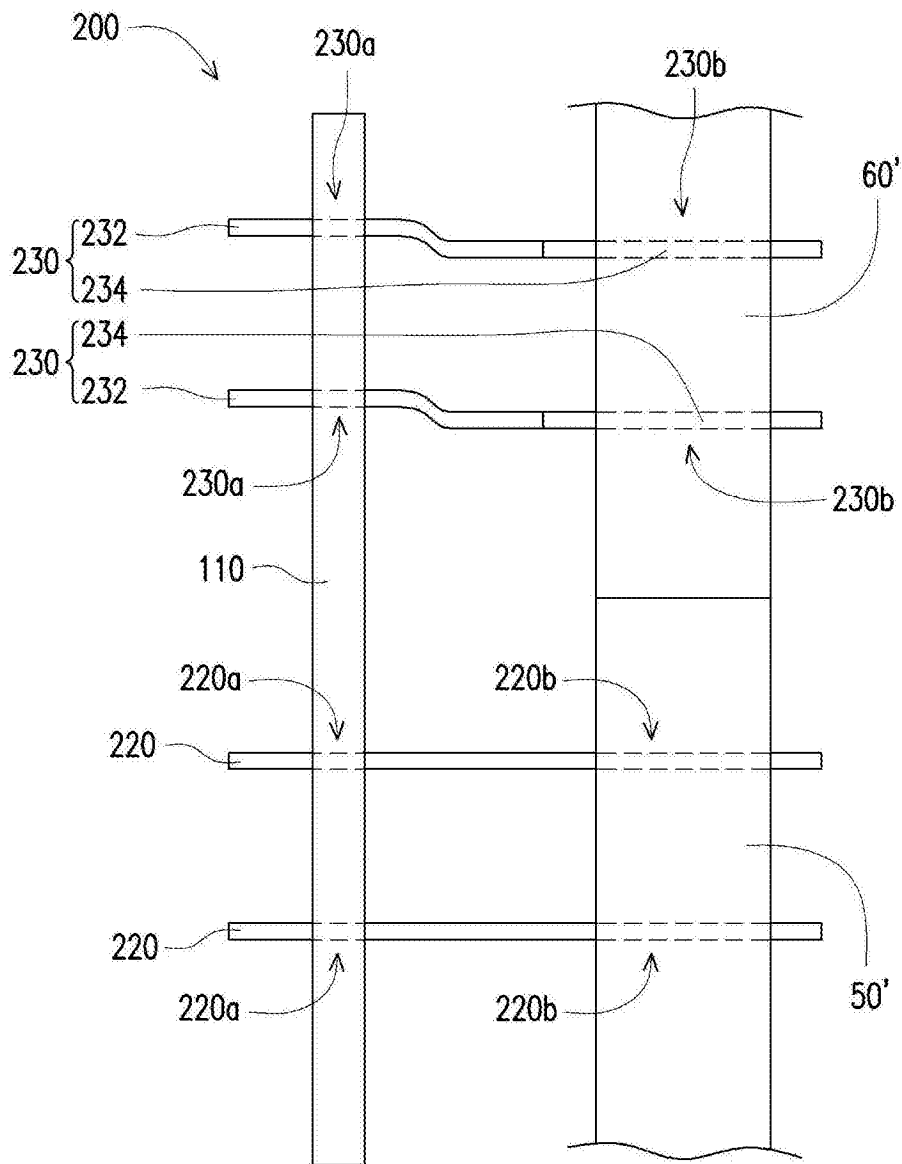


图 5

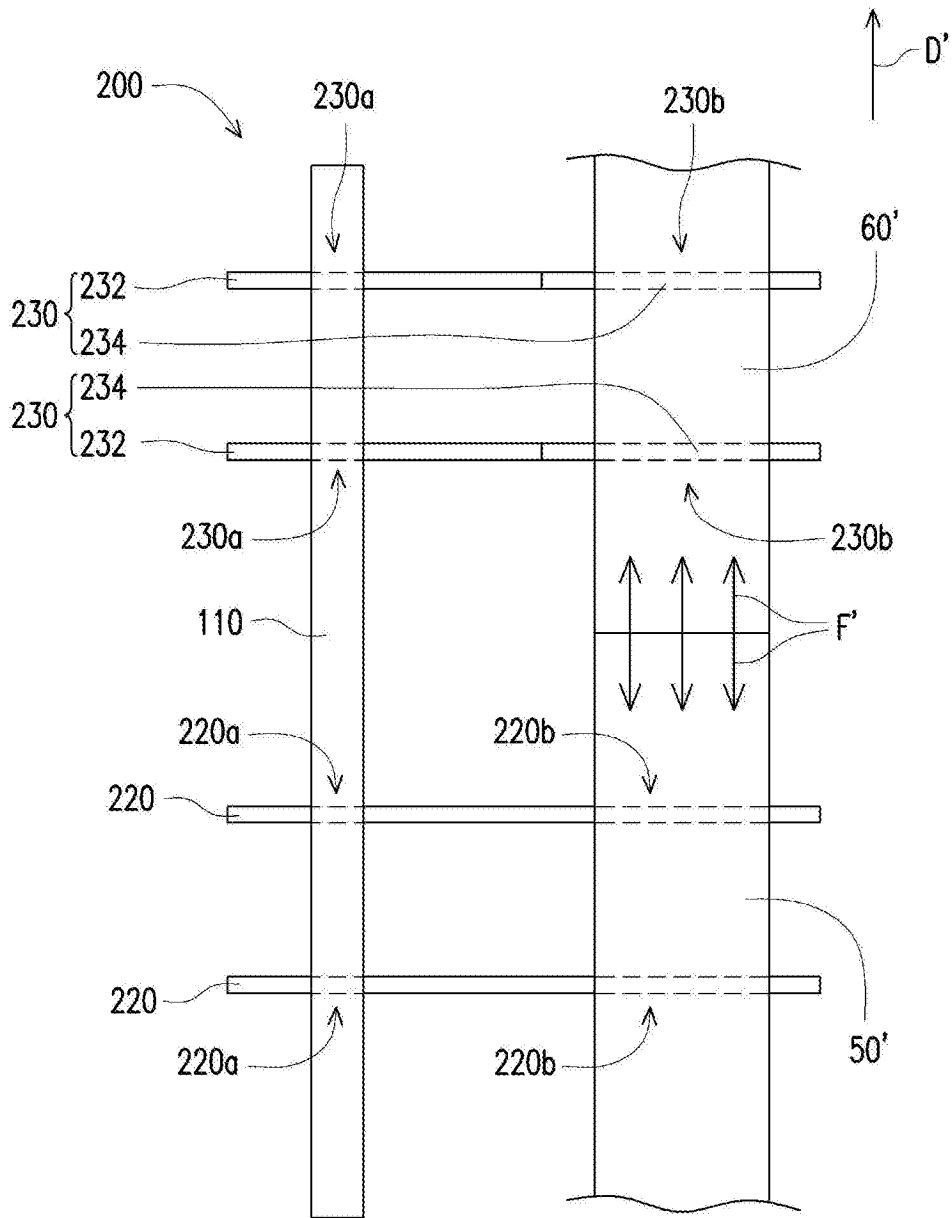


图 6