



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102100575 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 200910242519. X

CN 2187438 Y, 1995. 01. 18, 全文.

(22) 申请日 2009. 12. 17

审查员 吴培

(73) 专利权人 心诺普医疗技术(北京)有限公司

地址 101111 北京市经济技术开发区科创六
街 100 号 C 座

(72) 发明人 龚杰 刘彦宾 华新

(51) Int. Cl.

A61B 17/34(2006. 01)

A61M 25/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6231518 B1, 2001. 05. 15, 说明书第 5 栏
第 1-36 行以及附图 1-3.

US 6210420 B1, 2001. 04. 03, 说明书第 3 栏
第 34 至第 4 栏第 12 行以及附图 1-3.

EP 0647429 A2, 1995. 04. 12, 全文.

US 2009105597 A1, 2009. 04. 23, 全文.

US 5972013 A, 1999. 10. 26, 全文.

CN 1602812 A, 2005. 04. 06, 全文.

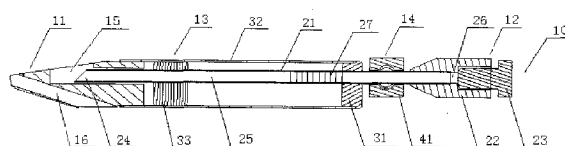
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

负压心包穿刺装置

(57) 摘要

本发明公开了一种负压心包穿刺装置,包括刺针组件,具有负压腔的负压头和固定在所述负压头上的负压气封组件;所述刺针组件包括具有远端和近端的刺针,刺针手柄以及刺针气封盖;所述负压气封组件包括连通壳和设于所述连通壳内的气塞,其中所述连通壳固定于所述负压头上,所述的负压腔与所述连通壳相连通,所述刺针在所述连通壳内延伸。本发明的负压心包穿刺装置结构简单紧凑,负压自行产生,无需外界负压设备,手术风险小。



1. 一种负压心包穿刺装置,其特征在于:包括刺针组件,具有负压腔的负压头和固定在所述负压头上的负压气封组件;

所述刺针组件包括具有远端和近端的刺针,刺针手柄以及刺针气封盖,其中,所述刺针的远端放置于所述负压腔内,所述刺针的近端固定在所述刺针手柄上,所述刺针气封盖设于所述刺针手柄上;

所述负压气封组件包括连通壳和设于所述连通壳内的气塞,其中所述连通壳固定于所述负压头上,所述的负压腔与所述连通壳相连通,所述刺针在所述连通壳内延伸,所述气塞固定于所述刺针上,所述连通壳的近端设有气封盖。

2. 根据权利要求1所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述的气塞包括远端及近端,其远端放置于所述连通壳内,其近端固定有气塞手柄。

3. 根据权利要求2所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述气塞与所述气塞手柄为分体构成或一体构成。

4. 根据权利要求1或2或3所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述负压腔的横截面为椭圆形。

5. 根据权利要求1或2或3所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述的负压腔内还包括内窥镜放置孔。

6. 根据权利要求5所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述内窥镜放置孔为与所述刺针呈30-45度的角度进行设置。

7. 根据权利要求5所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述内窥镜放置孔的内径与所述内窥镜的尺寸呈过度配合。

8. 根据权利要求1或2或3所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述刺针的外径与连通壳的内径之间的距离为0.2-0.4mm。

9. 根据权利要求1或2或3所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述刺针上设有刻度线。

10. 根据权利要求1或2或3所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:在所述的刺针手柄和所述连通壳之间设有限位装置。

11. 根据权利要求10所述的负压心包穿刺装置,其特征在于:所述限位装置与所述连通壳气封盖之间的距离为2-4mm。

负压心包穿刺装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心包穿刺装置，具体的讲涉及一种负压心包穿刺装置。

背景技术

[0002] 负压心包穿刺设备主要应用于心外消融手术 (epicardial ablation) 的相关领域。心包是心脏外围紧紧包裹着的一层结缔组织膜结构。在进行心外消融手术的时候，必须人为的把紧贴于心脏外壁的心包打一个通路，以便于消融设备通过该通路进入心脏外壁进行消融。

[0003] 目前现有的负压心包穿刺设备形状多样，主要由负压头、刺针、滑动活塞、连通壳以及负压产生机构组成。在临床操作时，将设备通过人体剑突下穿入胸腔，将负压头贴附于心包外壁，开启负压产生机构，使心包局部产生负压，将局部心包吸入设备负压腔，从而进行穿刺。穿刺过程中刺针避免了与心外壁接触，使得心脏不会损伤。

[0004] 但是，由于心脏外壁和心包之间紧紧的贴附，普通穿刺针很难保证只穿刺心包而对心外壁不造成伤害。

[0005] 美国专利 US6231518 公开了一种负压心包穿刺装置，其具有远端和近端，包括细长的管状本体，其具有一中心腔室，其大小可以使得穿刺体 (penetrating body) 在其内轴向运动，所述穿刺体包括腔室和穿刺端；所述远端包括远端孔，其设于管状本体的侧壁上，所述近端设有手柄，其中手柄上设有负压入口、操作套管和导丝放置端。所述负压入口包括一负压通道，其与管状本体的中心腔室呈液体连通，用于向所述装置提供负压。

[0006] 目前，仍然需要一种结构简单、制造成本低，不需要外界提供负压动力的负压心包穿刺装置。

发明内容

[0007] 本发明提供一种负压心包穿刺装置，包括刺针组件，具有负压腔的负压头和固定在所述负压头上的负压气封组件；

[0008] 所述刺针组件包括具有远端和近端的刺针，刺针手柄以及刺针气封盖，其中，所述刺针的远端放置于所述负压腔内，所述刺针的近端固定在所述刺针手柄上，所述刺针气封盖设于所述刺针手柄上；

[0009] 所述负压气封组件包括连通壳和设于所述连通壳内的气塞，其中所述连通壳固定于所述负压头上，所述的负压腔与所述连通壳相连通，所述刺针在所述连通壳内延伸。

[0010] 优选的，所述气塞固定于所述刺针上。

[0011] 优选的，所述的气塞包括远端及近端，其远端放置于所述连通壳内，其近端固定有气塞手柄。

[0012] 优选的，所述气塞与所述气塞手柄为分体构成或一体构成。

[0013] 优选的，所述连通壳的近端设有气封盖。

[0014] 优选的，所述刺针的外径与连通壳的内径之间的距离为 0.2-0.4mm，所述刺针可以

在连通壳内自由滑动。

[0015] 优选的,所述刺针上设有刻度线。

[0016] 优选的,所述负压腔的横截面为椭圆形,其与所述连通壳相连通。

[0017] 优选的,所述的负压腔内还包括内窥镜放置孔。

[0018] 优选的,所述内窥镜放置孔与所述刺针呈 30-45 度的角度进行设置;所述内窥镜放置孔的内径与所述内窥镜的尺寸呈过度配合。

[0019] 优选的,在所述的刺针手柄和所述连通壳之间设有限位装置。

[0020] 优选的,所述限位装置与气封盖之间的距离为 2-4mm。

[0021] 在本发明的一个优选的实施方式中,所述自负压心包穿刺装置结构简单紧凑,负压自行产生,无需外界负压设备,降低了手术风险。

附图说明

[0022] 图 1 是根据本发明的一种优选的自负压心包穿刺装置的立体图;

[0023] 图 2 是根据本发明的一种优选的自负压心包穿刺装置的仰视图;

[0024] 图 3 是沿图 2 所示的 A-A 线的剖视图;

[0025] 图 4 是图 1-3 中所述负压头的局部结构示意图;

[0026] 图 5 是根据本发明另一优选实施例的自负压心包穿刺装置的剖视图。

具体实施方式

[0027] 下面通过实施例,并结合附图,对本发明的技术方案作进一步详细的说明,但本发明不仅仅限于下面的实施例。

[0028] 图 1 是根据本发明的一种优选的自负压心包穿刺装置 10 的立体图,包括刺针组件 12,负压头 11 以及固定在所述负压头 11 上的自负压气封组件 13。

[0029] 图 2 是所述自负压心包穿刺装置的仰视图;所述的负压头 11 包括负压腔 15。所述刺针组件 12 包括具有远端和近端的刺针 21,刺针手柄 22 和刺针气封盖 23;其中所述刺针 21 的远端为穿刺端 24,所述刺针 21 的近端固定在所述刺针手柄 22 上,所述刺针气封盖 23 设在所述刺针手柄 22 上。所述的穿刺端 24,放置于所述负压腔 15 内,其为开口的孔结构,所述的孔的形状可以由本领域技术人员根据实际需要确定,以便易于穿刺心包并供在所述刺针 21 的中心腔室内延伸的导丝通过,例如,可以为椭圆形。

[0030] 根据本领域技术人员的需要,所述刺针气封盖 23 可以为任何适合的形状,如圆柱形结构、T 形结构等,如图 1、图 2、图 3 所示;所述刺针气封盖 23 可以为任何适合的材料,如橡胶材料、金属或树脂等,用以实现装置的良好气密封,并便于操作。

[0031] 图 3 是沿图 2 所示的 A-A 线的剖视图,所述自负压气封组件 13 是用于实现所述负压腔内负压的组件,其包括连通壳 32 和设于所述连通壳 32 内的气塞 33。所述连通壳 32 包括远端,近端以及由远端向近端延伸的中心腔室,其远端通过粘结、焊接或其它合适的方式固定于所述负压头 11 上,优选通过速凝强力胶粘结固定,用于实现整个装置的气密封;其近端的结构本领域技术人员可以根据实际需要进行设定,可以为开口结构或密封结构,本发明优选为在所述连通壳 32 的近端设置气封盖 31。所述气封盖 31 的设置使得所述装置 10 在操作过程中,当所述刺针 21 向后拔出时,所述气封盖 31 与所述气塞 33 之间的一段中

心腔室内会产生高压空气,会使得所述刺针 21 的穿透效果更好。

[0032] 所述的气塞 33 可以采用现有技术中任何合适的材料,优选为橡胶材料,其固定于所述刺针 21 上,且可以滑动的设于所述连通壳 32 的中心腔室内。所述的气塞 33 优选为中空结构,供所述刺针 21 在其内延伸,与刺针 21 同时在所述连通壳 32 的中心腔室内滑动便可以产生负压。所述的气塞 33 与所述连通壳 32 之间,所述气塞 33 与所述刺针 21 之间均为密封结构,从而实现整个装置的气密封。

[0033] 如图 3 所示,所述刺针 21 在所述连通壳 32 内延伸,所述刺针 21 包括细长的管状本体 25,以及一由近端向远端延伸的中心腔室,供导丝在其内延伸(图中未示出)。所述刺针 21 的近端可以通过粘结、焊接或其它合适的方式固定于所述刺针手柄 22 上,优选通过速凝强力胶粘结固定;所述刺针 21 的远端,即穿刺端 24,可滑动的放置于所述负压腔 15 内。所述刺针 21 的外壁与所述连通壳 32 的内壁之间有一定的间隙,供所述刺针 21 在所述连通壳 32 内自由的滑动,本领域技术人员可以根据需要确定所述的间隙,本发明优选为 0.2-0.4mm。

[0034] 所述刺针手柄 22 用于操纵所述的刺针 21 进行滑动,其具有远端和近端,包括一由远端向近端延伸的中心腔室 26。优选的,所述刺针手柄 22 的近端通过刺针气封盖 23 进行密封,防止其与大气连通,阻碍负压的产生。所述中心腔室 26 的内径本领域技术人员可以根据实际需要进行设定,便于导丝进入。优选的,所述中心腔室 26 近端处的内径大于所述中心腔室 26 远端处的内径,便于导丝的进入以及所述装置 10 的密封。

[0035] 优选的,所述刺针 21 上设有刻度线 27。操作过程中,将所述刺针 21 缓慢从连通壳 32 向外拔出,所述气塞 33 同时在所述连通壳 32 的中心腔室内滑动,当所述刺针 21 被拔出到所述刻度线 27 的位置时,便产生负压。负压腔 15 内的气体将通过所述刺针 21 的外壁与连通壳 32 的内壁之间的间隙,进入连通壳 32 内,如图 1、图 2、图 3 所示。

[0036] 图 4 是图 1-3 中所述负压头的局部结构示意图,所述负压腔 15 与所述连通壳 32 相连通,其沿着垂直于 A-A 的横截面可以为任何合适的形状,本发明优选为椭圆形,可以使得所述刺针 21 在所述负压头 11 内的导程增加,从而使得所述装置 10 对所述心包的吸附力增加,更容易穿透心包。所述的负压头 11 无尖锐部分,不易划伤内脏。

[0037] 临床操作时,当所述装置 10 被送入人体后,将所述刺针 21 拔出到所述刻度线 27 的位置,会有负压产生。由于负压的产生,紧贴于负压头 11 的心包便会被吸入所述负压腔 15 内。

[0038] 如图 1-图 4 所示,优选的,所述的负压头 11 内还设有内窥镜放置孔 16,用于放置内窥镜,从而实现在整个操作过程中对心包的贴附过程可视。所述内窥镜可以是市售的任何合适的内窥镜;所述内窥镜放置孔 16 可设于所述负压头 11 的前端,并与所述负压腔 15 之间互不连通,其可与所述刺针 21 呈一定的角度设置,便于在操作过程中既可以看到所述装置 10 前方的组织,也可以看到其斜下方的组织,有利于穿刺过程的进行。本领域技术人员可以根据实际需要对该角度进行设定,本发明优选为 30-45 度。在进行穿刺之前,先将所述内窥镜置于所述内窥镜放置孔 16 内,所述内窥镜放置孔 16 的内径与所述内窥镜的尺寸呈过度配合,通过摩擦力将内窥镜放置于所述内窥镜放置孔 16 内合适的位置。

[0039] 根据本发明一种优选的实施方式,在所述连通壳 32 与刺针手柄 22 之间还设有限位装置 14,如图 1-图 4 所示,其固定于所述刺针 21 上,用于控制刺针 21 的运动,防止其穿

透到心包另一侧。优选的,所述的限位装置 14 包括限位块 41 和设于限位块 41 上的限位螺钉 42,通过旋紧所述限位螺钉 42,可将限位块 41 与刺针 21 之间进行固定。所述限位块 41 与气封盖 31 之间具有一定的间隙,以便刺针 21 在穿刺心包过程中能刺进心包适当的距离,其过长或过短都会影响穿刺效果,过短会使刺针 21 不能正常穿入心包,过长会使刺针 21 穿入心包后又穿出心包;本领域技术人员可以根据心包的厚度来确定所述限位块 41 与气封盖 31 之间的间隙,本发明优选 2-4mm。

[0040] 在临床操作时,先将内窥镜放置于所述内窥镜放置孔 16 内合适的位置后,与胸腔镜连接,将所述装置 10 通过患者剑突下穿入胸腔,在内窥镜的引导下将负压头 11 准确送到心包附近并紧紧贴附于心包外壁,将刺针 21 拔出到刻度线位置产生负压。由于负压的产生,紧贴于负压头 11 的心包,其局部面积被吸入所述负压腔 15,此时手离开刺针手柄 22,由于负压的作用使得刺针 21 刺入心包到限位位置,从而完成心包穿刺。

[0041] 图 5 所示的是本发明另一种优选的自负压心包穿刺装置 100 的剖视图,其中所述自负压气封组件 130 是用于实现所述负压腔内负压的组件,其包括连通壳 320 和设于所述连通壳 320 内的气塞 330。

[0042] 所述的气塞 330 包括远端及近端,其远端可滑动的设于所述连通壳 320 内,其近端固定有气塞手柄 340。根据本领域技术人员需要,所述气塞手柄 340 可以与所述气塞 330 分体构成,也可以与所述气塞 330 一体构成。所述气塞手柄 340 可以与所述气塞 330 同时在所述连通壳 320 内滑动。

[0043] 所述的气塞 330 可以采用现有技术中任何合适的材料,优选为橡胶材料。所述的气塞 330 优选为中空结构,供所述刺针 210 在其内延伸。所述的气塞 330 与所述连通壳 320 之间,所述气塞 330 与所述刺针 210 之间均为密封结构,从而实现整个装置的气密封。

[0044] 所述刺针 210 与所述气塞 330 之间可以是气密性的滑动配合,也可以将所述气塞 330 固定到所述刺针 210 上。

[0045] 所述连通壳 320 包括远端,近端以及由远端向近端延伸的中心腔室,其远端通过粘结、焊接或其它合适的方式固定于所述负压头 110 上,优选通过速凝强力胶粘结固定,用于实现整个装置的气密封;其近端的结构本领域技术人员可以根据实际需要进行设定,可以为开口结构或密封结构,本发明优选为在所述连通壳 320 的近端设置气封盖 310。所述气封盖 310 的设置使得所述装置 100 在操作过程中,当所述的气塞手柄 340 向外拔出时,可以限制所述气塞 330 不会被拔出至所述连通壳 320 的外部;并且当所述气塞手柄 340 向后拔出时,所述气封盖 310 与所述气塞 330 之间的一段中心腔室内会产生高压空气,会使得所述刺针 210 的穿透效果更好。

[0046] 在所述连通壳 320 与刺针手柄 220 之间还设有限位装置 140,如图 5 所示,其固定于所述刺针 210 上,用于控制刺针 210 的运动,防止其穿透到心包另一侧。其具体结构和作用同图 1-4 所示的限位装置 14。

[0047] 在临床操作时,在内窥镜的引导下将负压头 110 准确送到心包附近并紧紧贴附于心包外壁,将所述气塞手柄 340 向外拔出便产生负压。由于负压的产生,紧贴于负压头 110 的心包,其局部面积被吸入所述负压腔 150 内,此时手离开气塞手柄 340,由于负压的作用使得刺针 210 刺入心包到限位位置,从而完成心包穿刺。

[0048] 穿刺完成后,旋开所述刺针气封盖,将导丝沿着所述刺针的内壁穿入到心外壁与

心包内壁之间,最后将导丝留在放置位置,并将所述装置取出体外,进而完成后续消融手术。

[0049] 本发明所述的自负压心包穿刺装置将心包的局部面积吸入所述负压腔内,使得心包与心外壁局部分离后进行穿刺,避免了刺针在穿刺过程中与心外壁直接接触,从而避免了心脏的人为损伤。

[0050] 本发明的实施方式并不限于上述实施例所述,在不偏离本发明的精神和范围的情况下,本领域普通技术人员可以在形式和细节上对本发明做出各种改变和改进,而这些均被认为落入了本发明的保护范围。

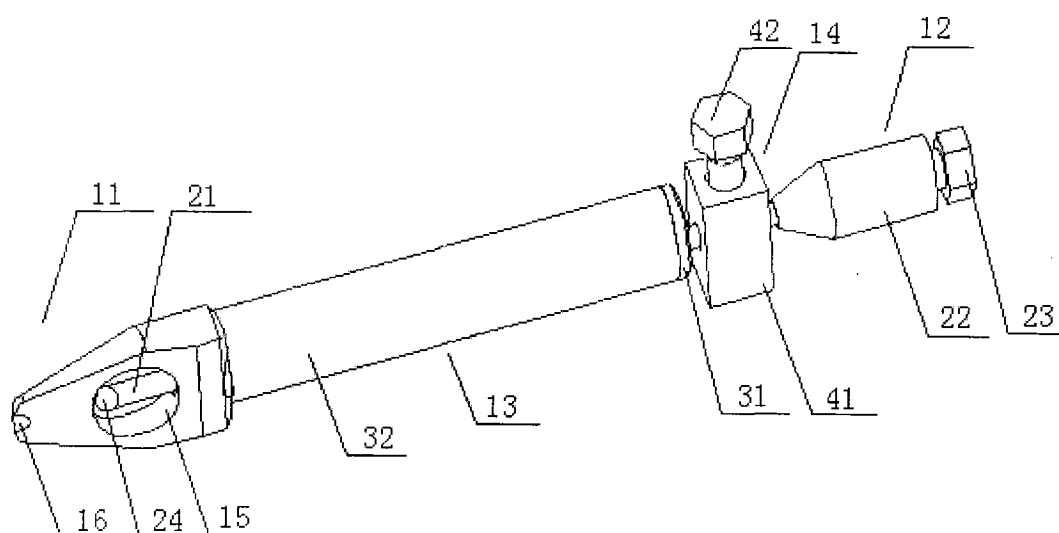


图 1

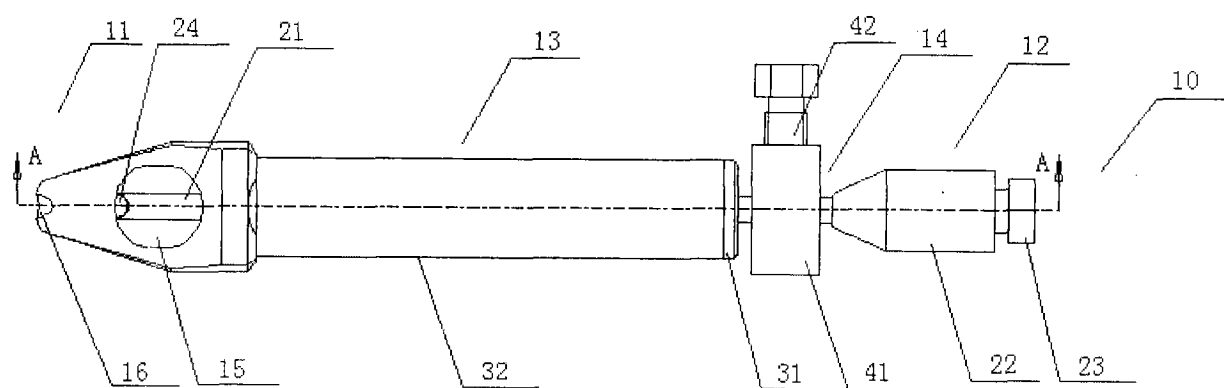


图 2

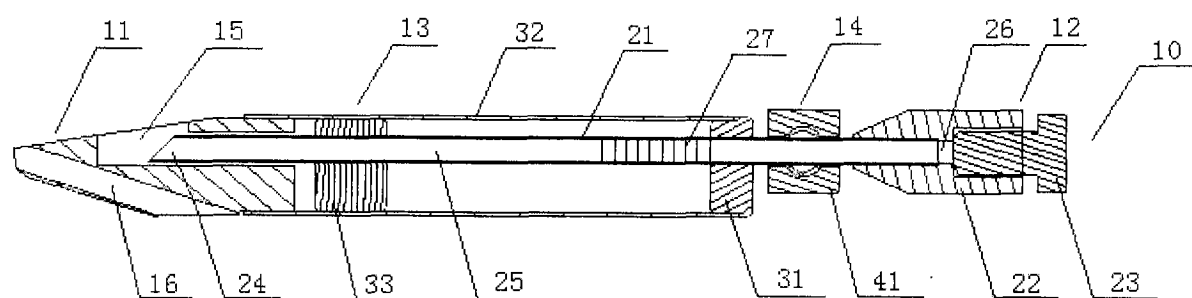


图 3

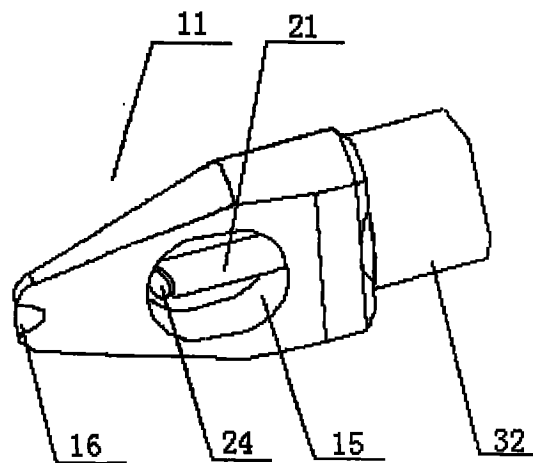


图 4

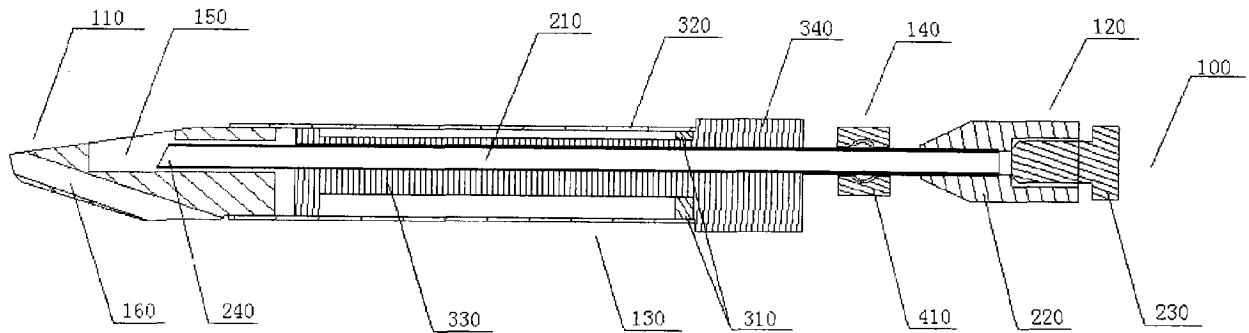


图 5

专利名称(译)	负压心包穿刺装置		
公开(公告)号	CN102100575B	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	CN200910242519.X	申请日	2009-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	心诺普医疗技术(北京)有限公司		
申请(专利权)人(译)	心诺普医疗技术(北京)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	心诺普医疗技术(北京)有限公司		
[标]发明人	龚杰 刘彦宾 华新		
发明人	龚杰 刘彦宾 华新		
IPC分类号	A61B17/34 A61M25/06		
审查员(译)	吴培		
其他公开文献	CN102100575A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种负压心包穿刺装置，包括刺针组件，具有负压腔的负压头和固定在所述负压头上的负压气封组件；所述刺针组件包括具有远端和近端的刺针，刺针手柄以及刺针气封盖；所述负压气封组件包括连通壳和设于所述连通壳内的气塞，其中所述连通壳固定于所述负压头上，所述的负压腔与所述连通壳相连通，所述刺针在所述连通壳内延伸。本发明的负压心包穿刺装置结构简单紧凑，负压自行产生，无需外界负压设备，手术风险小。

