



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102133097 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 27

(21) 申请号 201010624971. 5

(22) 申请日 2010. 10. 21

(30) 优先权数据

61/253, 556 2009. 10. 21 US

61/289, 144 2009. 12. 22 US

12/876, 316 2010. 09. 07 US

(71) 申请人 泰科保健集团有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 J·法里奥尔

(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 王会卿

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

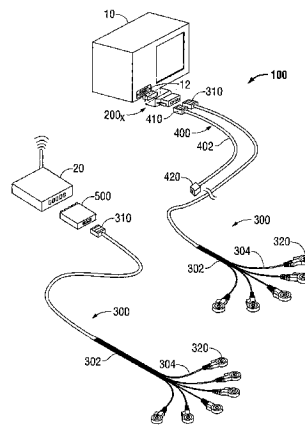
权利要求书 5 页 说明书 12 页 附图 21 页

(54) 发明名称

心电导联系统

(57) 摘要

本发明提供一种心电导联系统,其用来与多个不同的心电场地监视器和 / 或心电遥测监视器一同使用,所述心电场地监视器用在患者基本不动时。该心电导联系统包括多个独特的适配器,其中每个适配器包括:构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头。每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特的心电场地监视器或心电遥测监视器的对应插座。



1. 一种心电导联系统,该心电导联系统用于在患者基本不能移动时与心电场地监视器一同使用和 / 或用于与心电遥测监视器一同使用,该心电导联系统包括:

心电导联线组件,该心电导联线组件包括:

具有一定长度的心电导联线电缆;

多个布置在心电导联线电缆第一端的电极连接器,其中所述电极连接器构造为电连接至放置在患者身上的电极;以及

布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器;以及

心电导联延伸组件,该心电导联延伸组件包括:

心电导联延伸电缆,该心电导联延伸电缆的长度大于心电导联线电缆的长度;

布置在心电导联延伸电缆第一端的心电导联线组件连接器,其中该心电导联线组件连接器构造适于与心电导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及

布置在心电导联延伸电缆第二端的装置连接器;

其中当患者连接至心电场地监视器时,心电导联延伸组件连接在心电导联线组件和心电场地监视器之间;而当患者连接至心电遥测监视器时,心电导联线组件直接连接到心电遥测监视器。

2. 根据权利要求 1 所述的心电导联系统,其中每个电极连接器包括:

壳体,在壳体内限定有孔;

布置在壳体内并能通过壳体的孔达到的导联电线端子,其中所述导联电线端子能电连接到放置在患者身上的电极;

电连接到导联电线端子的接触板,该接触板限定了与壳体的孔配准的锁眼槽,该锁眼槽包括第一槽部分和第二槽部分,其中第一槽部分具有比第二槽部分的内径大的内径;以及

杠杆,该杠杆能枢转地连接至壳体并偏置到第一位置,其中该杠杆包括凸轮爪,该凸轮爪从该杠杆突出以便当杠杆处于第一位置时延伸越过锁眼槽的第一槽部分。

3. 根据权利要求 2 所述的心电导联系统,其中该杠杆能致动到第二位置,在该第二位置中,凸轮爪不会延伸越过锁眼槽的第一槽部分。

4. 根据权利要求 2 所述的心电导联系统,其中每个电极连接器包括布置在壳体内并与杠杆操作地接合以偏置杠杆到第一位置的偏置件。

5. 根据权利要求 1 所述的心电导联系统,进一步包括闩锁系统,用于增加断开心电导联线电缆的装置连接器与心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的连接所需的断开力。

6. 根据权利要求 5 的心电导联系统,其中该闩锁系统包括能插入到心电导联线电缆的装置连接器的凹槽以及心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的凹槽中的锁定接片,其中当心电导联线电缆的装置连接器与心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器彼此连接时,两者的凹槽彼此配准。

7. 根据权利要求 5 所述的心电导联系统,其中该闩锁系统包括能枢转地连接到心电导联线电缆的装置连接器上的闩锁臂,其中该闩锁臂能枢转到关闭位置,在该关闭位置中,从闩锁臂延伸的接片插入到限定在心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的表面中的凹槽内。

8. 根据权利要求 5 所述的心电导联系统,其中该门锁系统包括从心电导联线电缆的装置连接器的相对两侧边缘向远端延伸的一对弹性翼片,其中这对弹性翼片朝向彼此突出,并且当心电导联线组件连接器连接到心电导联线电缆的装置连接器时,这对翼片覆在心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的表面上。

9. 根据权利要求 1 所述的心电导联系统,进一步包括多个独特的适配器,其中每个适配器包括:

构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及

至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特心电场地监视器或心电遥测监视器的对应插座。

10. 根据权利要求 10 所述的心电导联系统,其中适配器的独特的监视器插头具有的构造选自由 AAMI 型(6 针)构造、GE/Marquette 型(11 针)构造、Philips 型(12 针)构造、HP 型(8 针)构造、Spacelabs 型(17 针)构造、D 式微型(15 针)构造、D 式微型 HP Pagemwriter 型(15 针)构造、Datex 型(10 针)构造、Medtronic 型(12 针)构造以及 Spacelabs 双重连接型(5 针)构造构成的组。

11. 一种心电导联系统,该心电导联系统用于在患者基本不能移动时与多个独特不同的心电场地监视器一起使用和/或与多个独特不同的心电遥测监视器一同使用,该心电导联系统包括:

多个独特的适配器,其中每个适配器包括:

构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及

至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特不同的心电场地监视器或独特不同的心电遥测监视器的对应插座。

12. 根据权利要求 11 所述的心电导联系统,其中适配器的独特的监视器插头具有的构造选自由 AAMI 型(6 针)构造、GE/Marquette 型(11 针)构造、Philips 型(12 针)构造、HP 型(8 针)构造、Spacelabs 型(17 针)构造、D 式微型(15 针)构造、D 式微型 HPPagemwriter 型(15 针)构造、Datex 型(10 针)构造、Medtronic 型(12 针)构造以及 Spacelabs 双重连接型(5 针)构造构成的组。

13. 根据权利要求 11 所述的心电导联系统,进一步包括:

心电导联线组件,该心电导联线组件包括:

具有一定长度的心电导联线电缆;

多个布置在心电导联线电缆第一端的电极连接器,其中所述电极连接器构造为电连接至放置在患者身上的电极;以及

布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器,其中该装置连接器构造为与适配器的输入插座选择性电连接。

14. 根据权利要求 13 所述的心电导联系统,其中每个适配器包括定位元件,并且其中装置连接器包括互补的定位元件以在选定的适配器连接至装置连接器时与每个适配器的定位元件配合。

15. 根据权利要求 13 所述的心电导联系统,进一步包括:

心电导联延伸组件,该心电导联延伸组件包括:

心电导联延伸电缆,该心电导联延伸电缆的长度大于心电导联线电缆的长度;

布置在心电导联延伸电缆第一端的心电导联线组件连接器,其中该心电导联线组件连接器构造成适于与心电导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及

布置在心电导联延伸电缆第二端的装置连接器;

其中当患者连接至独特不同的心电场地监视器时,心电导联延伸组件经由对应的适配器连接在心电导联线组件和该独特不同的心电场地监视器之间;而当患者连接至独特不同的心电遥测监视器时,心电导联线组件经由对应的适配器连接至该独特不同的心电遥测监视器。

16. 一种将患者连接到多个独特不同的心电场地监视器和 / 或多个独特不同的心电遥测监视器中的任一种的方法,该心电场地监视器用在患者基本不动时,该方法包括以下步骤:

提供心电导联系统,该心电导联系统包括:

多个独特的适配器,其中每个适配器包括:

构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及

至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特不同的心电场地监视器或独特不同的心电遥测监视器的对应插座;以及

心电导联线组件,该心电导联线组件包括:

具有一定长度的心电导联线电缆;

布置在心电导联线电缆第一端的多个电极连接器,其中所述电极连接器构造为电连接至放置在患者身上的电极;以及

布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器,其中该装置连接器构造为与适配器的输入插座选择性电连接;

确定要使用的心电场地监视器或心电遥测监视器的类型;

从所述多个独特的适配器中选择与要使用的心电场地监视器或心电遥测监视器的类型相对应的适配器;以及

通过所选择的适配器将心电导联线组件的装置连接器连接到使用的心电场地监视器或心电遥测监视器。

17. 一种与心电监视系统一同使用的心电导联系统,包括:

导联线组件,该导联线组件包括:

导联电缆;

多个沿着导联电缆的第一端布置的电极连接器,所述电极连接器构造为电连接至布置在患者身上的多个电极,每个电极连接器包括:

壳体;以及

连接到壳体的杠杆,该杠杆具有使得电极能够连接到电极连接器的第一位置和防止电极从电极连接器断开连接的第二位置;以及

沿着导联电缆的第二端布置的装置连接器;以及

将导联线组件电连接到心电监视系统的导联适配器,所述导联适配器包括:

适配器主体;

沿着适配器主体的第一端布置的输入插座,其中该输入插座构造为电连接至导联线组件的装置连接器;以及

沿着适配器主体的第二端布置的输出插座,其中该输出插座构造为电连接至心电监视系统。

18. 根据权利要求 17 所述的心电导联系统,其中该装置连接器能操作地联接到心电场地监视器和心电遥测监视器中的至少一个上。

19. 根据权利要求 17 所述的心电导联系统,进一步包括将导联电缆和导联适配器互连的延伸电缆。

20. 根据权利要求 19 所述的心电导联系统,其中该延伸电缆包括布置在其第一端的导联线组件连接器,其中该导联线组件连接器构造为与导联线组件的装置连接器配合并电连接。

21. 根据权利要求 20 所述的心电导联系统,其中该延伸电缆包括布置在其第二端的导联适配器连接器,其中该导联适配器连接器构造为与导联适配器的输入插座配合并电连接。

22. 根据权利要求 17 所述的心电导联系统,其中该导联适配器的输入插座是单个输入插座或一对输入插座。

23. 根据权利要求 17 所述的心电导联系统,其中导联适配器的输出插座选自由 AAMI 型(6 针)插头、GE/Marquette 型(11 针)插头、Philips 型(12 针)插头、HP 型(8 针)插头、Spacelabs 型(17 针)插头、D 式微型(15 针)插头、D 式微型 HP Pagewriter 型(15 针)插头、DATEX 型(10 针)插头以及 MEDTRONIC 型(12 针)插头构成的组。

24. 一种监视心电数据的方法,包括以下步骤:

提供导联线组件,该导联线组件具有包括多个电极连接器的电缆,所述电极连接器具有壳体以及连接到该壳体的杠杆;

提供多个不同的导联适配器;

将从所述多个不同的导联适配器中选择的与要使用的心电监视系统对应的选定导联适配器电连接;

将导联线组件电连接到从所述多个不同的导联适配器中选择的所述选定导联适配器;

放置多个电极到患者身上;以及

通过将所述杠杆从第一位置致动到防止将电极断开连接的第二位置,而将该导联线组件的多个电极连接器电连接并固定到放置在患者身上的特定电极上。

25. 一种监视心电数据的心电导联套件,该套件包括:

导联线组件,该导联线组件包括:

导联电缆;

多个沿着该导联电缆的第一端布置的电极连接器,所述电极连接器构造为电连接至布置在患者身上的多个电极,每个电极连接器包括:

壳体;以及

连接到该壳体的杠杆,该杠杆具有使得电极能够连接到电极连接器的第一位置和防止电极从电极连接器断开连接的第二位置,其中通过将所述杠杆从第一位置致动到第二位置而防止将电极断开连接;以及

沿着导联电缆的第二端布置的装置连接器;

将导联线组件电联接到心电监视系统的导联适配器,所述导联适配器包括:  
适配器主体;

沿着适配器主体的第一端布置的输入插座,其中该输入插座构造为电连接至导联线组件的装置连接器;以及

沿着适配器主体的第二端布置的输出插座,其中该输出插座构造为电连接至心电监视系统;以及

将导联电缆和导联适配器互连的延伸电缆,该延伸电缆包括:

布置在其第一端的导联线组件连接器,其中该导联线组件连接器构造为与导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及

布置在其第二端的导联适配器连接器,其中该导联适配器连接器构造为与导联适配器的输入插座配合并电连接。

26. 根据权利要求 25 所述的套件,其中导联适配器的输入插座是单个输入插座或一对输入插座。

27. 根据权利要求 25 所述的套件,其中导联适配器的输出插座选自由 AAMI 型(6 针)插头、GE/Marquette 型(11 针)插头、Philips 型(12 针)插头、HP 型(8 针)插头、Spacelabs 型(17 针)插头、D 式微型(15 针)插头、D 式微型 HP Pagemwriter 型(15 针)插头、DATEX 型(10 针)插头以及 MEDTRONIC 型(12 针)插头构成的组。

## 心电导联系统

### [0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求于 2009 年 12 月 22 日提交的美国临时申请序列号 No. 61/289, 144 以及于 2009 年 10 月 21 日提交的美国临时申请序列号 No. 61/253, 556 中每一篇的权益和优先权, 其每一篇的全部内容结合在此作为参考。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及医疗设备。特别是, 本发明涉及心电导联系统, 其包括心电导联线、适配器系统、延伸电缆, 并且涉及联接心电导联线和不相容心电装置的方法, 该不相容心电装置可以监视或记录心电信号, 例如为“心电监视器”或“心电遥测装置”。

### 背景技术

[0004] 心电 (ECG) 导联系统被广泛地使用以获得生物电势信号, 该生物电势信号包含了指示了与心脏和肺系统关联的电活动的信息。为了获得生物电势信号, 在不同的位置向患者皮肤施加心电电极并将该心电电极联接到例如“心电监视器”或“心电遥测装置”的心电装置。电极的放置依赖于临床医生寻求的信息。

[0005] 此前通过医疗方案确定心电电极在患者身上的放置。最常见的方案要求以 3 导联、5 导联或 12 导联构造来放置电极。3 导联构造要求放置三个电极: 在上部胸腔上邻近每个锁骨放置一个电极且邻近患者的左下腹部放置第三个电极。5 导联构造要求以 3 导联构造来放置三个电极且另外邻近胸骨放置第四个电极而在患者的右下腹部上放置第五个电极。12 导联构造要求在患者身体上放置 10 个电极。四个电极代表患者的四肢, 包括左臂电极 (LA 导联)、右臂电极 (RA 导联)、左腿电极 (LL 导联) 和右腿电极 (RL 电极)。六个胸部电极 (V1-V6 导联) 放置在患者胸部上靠近心脏的不同位置处。三个标准的肢导联根据右臂和左臂 (导联 I)、右臂和左腿 (导联 II)、左臂到左腿 (导联 III) 之间的测量值构造。

[0006] 在放置到患者身上之后, 电极通过心电导联线连接到心电装置。心电导联线最接近患者的一端连接到每个电极 (可选地, 电极可以集成到心电导联线的远端) 并接收来自身体的生物电势信号。心电导联线的另一端连接到心电输入连接器并将从身体接收的生物电势信号提供给心电装置。

[0007] 许多公司制造并销售心电装置和心电导联线。尽管已经为放置心电电极建立了方案, 但是不同的生产商通常使用产品特定连接器和布线构造。

[0008] 心电导联线和心电监视器电不相容但具有机械相容的接口时会发生问题。尽管一些问题可以被心电装置自动地检测到, 但其它问题, 例如 V1-V6 的顺序不正确, 将不能检测到, 并且心电装置会提供给临床医生错误的信息。

[0009] 一些心电装置构造成连接到由相同的心电装置制造商制造、分配并销售的特定类型或系列的心电导联线。作为一种安全特征, 该心电装置以及特定类型或系列的心电导联线可以使用只与特定心电装置相容且与所有其它的心电导联线不相容的独特或专门的连接器。

[0010] 尽管这种安全特征可以防止临床医生意外地连接不相容的导联线到心电装置上,它还要求每个医疗设施提供多个心电导联线,以用于医疗设施内使用的各种心电装置。

[0011] 另外,在许多情况下,患者在例如急诊室(ER)、手术室(OR)、麻醉后监视室(PACU)、重症监视室(ICU)和/或危急监视室(CCU)中时可能要求一种类型的心电导联系统;并且在例如遥测场地(floor)时可能要求第二或不同类型的心电导联系统。特别是,患者在ER、OR、PACU、ICU和/或CCU中时可能要求较长的心电导联线以便连接到心电监视器;而患者在遥测场地时可能要求较短的心电导联线以便连接到心电遥测装置。

[0012] 因此,需要一种系统,其将使终端用户能够使用单个心电导联线适用于各种心电装置平台并且在需要和/或要求时使得心电导联线能够与心电监视器和/或心电遥测装置相适配。

[0013] 本申请提供心电导联线、用于联接标准心电导联线和任何不相容的心电装置的适配器系统和方法,从而防止上文提到的问题。

## 发明内容

[0014] 本发明涉及一种心电导联系统,其包括心电导联线、适配器系统、延伸电缆,并且涉及用于联接心电导联线和不相容心电装置的方法,该不相容心电装置可以监视或记录心电信号,例如为“心电监视器”或“心电遥测装置”。

[0015] 根据本发明的一个方面,提供一种心电导联系统,其用来与心电场地监视器和/或心电遥测监视器一同使用,该心电场地监视器用在患者基本不能移动时。该心电导联系统包括心电导联线组件,该心电导联线组件包括:具有一定长度的心电导联线电缆;多个布置在心电导联线电缆第一端的电极连接器,其中所述电极连接器构造为与放置在患者身上的电极电连接;以及布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器。该心电导联系统还包括心电导联延伸组件,该心电导联延伸组件包括:心电导联延伸电缆,其长度大于心电导联线电缆的长度;布置在心电导联延伸电缆第一端的心电导联线组件连接器,其中该心电导联线组件连接器构造为适于与心电导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及布置在心电导联延伸电缆第二端的装置连接器。在使用中,当患者连接至心电场地监视器时,心电导联延伸组件连接在心电导联线组件和心电场地监视器之间;而当患者连接至心电遥测监视器时,心电导联线组件直接连接到心电遥测监视器。

[0016] 每个电极连接器可包括:壳体,在壳体内限定有孔;布置在壳体内并能通过壳体的孔达到的导联电线端子,其中所述导联电线端子能电连接到放置在患者身上的电极;电连接到导联电线端子的接触板,该接触板限定了与壳体的孔配准的锁眼槽,该锁眼槽包括第一槽部分和第二槽部分,其中第一槽部分具有比第二槽部分的内径大的内径;以及杠杆,该杠杆能枢转地连接至壳体并偏置到第一位置,其中该杠杆包括凸轮爪,该凸轮爪从其突出以便当杠杆处于第一位置时延伸越过锁眼槽的第一槽部分。

[0017] 该杠杆可以致动到第二位置,在该第二位置中,凸轮爪不会延伸越过锁眼槽的第一槽部分。

[0018] 每个电极连接器可包括布置在壳体内并与杠杆操作地接合以偏置杠杆到第一位置的偏置件。

[0019] 该心电导联系统可以进一步包括闩锁系统,用于增加断开心电导联线 电缆的装



置连接器与心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的连接所需的断开力。

[0020] 该开锁系统可包括能插入到心电导联线电缆的装置连接器的凹槽以及心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的凹槽中的锁定接片,其中当心电导联线电缆的装置连接器与心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器彼此连接时,两者的凹槽彼此配准。。

[0021] 该开锁系统可包括能枢转地连接到心电导联线电缆的装置连接器上的开锁臂,其中该开锁臂能枢转到关闭位置,在该关闭位置中,从开锁臂延伸的接片插入到限定在心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的表面中的凹槽内。

[0022] 该开锁系统可包括从心电导联线电缆的装置连接器的相对两侧边缘向远端延伸的一对弹性翼片,其中这对弹性翼片朝向彼此突出,并且当心电导联线组件连接器连接到心电导联线电缆的装置连接器时,这对翼片覆在心电导联延伸组件的心电导联线组件连接器的表面上。

[0023] 心电导联系统可进一步包括多个独特的适配器,其中每个适配器包括:构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特心电场地监视器或心电遥测监视器的对应插座。

[0024] 适配器的独特的监视器插头可具有的构造选自 AAMI 型(6 针)构造、GE/Marquette 型(11 针)构造、Philips 型(12 针)构造、HP 型(8 针)构造、Spacelabs 型(17 针)构造、D 式微型(15 针)构造、D 式微型 HP Pagemwriter 型(15 针)构造、Datex 型(10 针)构造、Medtronic 型(12 针)构造以及 Spacelabs 双重连接型(5 针)构造构成的组。

[0025] 根据本发明的另一方面,提供一种心电导联系统,该心电导联系统用于在患者基本不能移动时与多个独特不同的心电场地监视器一起使用和/或与多个独特不同的心电遥测监视器一同使用。该心电导联系统包括多个独特的适配器,其中每个适配器包括:构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特不同的心电场地监视器或独特不同的心电遥测监视器的对应插座。

[0026] 适配器的独特的监视器插头可具有的构造选自 AAMI 型(6 针)构造、GE/Marquette 型(11 针)构造、Philips 型(12 针)构造、HP 型(8 针)构造、Spacelabs 型(17 针)构造、D 式微型(15 针)构造、D 式微型 HP Pagemwriter 型(15 针)构造、Datex 型(10 针)构造、Medtronic 型(12 针)构造以及 Spacelabs 双重连接型(5 针)构造构成的组。

[0027] 心电导联系统可进一步具有心电导联线组件,该心电导联线组件包括:具有一定长度的心电导联线电缆;多个布置在心电导联线电缆第一端的电极连接器,其中所述电极连接器构造为电连接至放置在患者身上的电极;以及布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器,其中该装置连接器构造为与适配器的输入插座选择性电连接。

[0028] 每个适配器可包括定位元件,并且其中该装置连接器可包括互补的定位元件以在选定的适配器连接至装置连接器时与每个适配器的定位元件配合。

[0029] 该心电导联系统可进一步具有心电导联延伸组件,该心电导联延伸组件包括:心电导联延伸电缆,该心电导联延伸电缆的长度大于心电导联线电缆的长度;布置在心电导联延伸电缆第一端的心电导联线组件连接器,其中该心电导联线组件连接器构造成适于与心电导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及布置在心电导联延伸电缆第二端的装置

连接器。在使用时,当患者连接至独特不同的心电场地监视器时,心电导联延伸组件可经由对应的适配器连接在心电导联线组件和该独特不同的心电场地监视器之间;而当患者连接至独特不同的心电遥测监视器时,心电导联线组件可经由对应的适配器连接至该独特不同的心电遥测监视器。

[0030] 根据本发明的又一方面,提供一种将患者连接到多个独特不同的心电场地监视器和/或多个独特不同的心电遥测监视器中的任一种的方法,该心电场地监视器用在患者基本不动时。该方法包括以下步骤:提供心电导联系统,该心电导联系统包括:多个独特的适配器,其中每个适配器包括:构造为用于与心电导联线组件的装置连接器选择性电连接的输入插座;以及至少一个电连接至输入插座的独特的监视器插头,其中每个监视器插头构造为选择性电连接至相应独特不同的心电场地监视器或独特不同的心电遥测监视器的对应插座。该心电导联系统还包括心电导联线组件,该心电导联线组件包括:具有一定长度的心电导联线电缆;布置在心电导联线电缆第一端的多个电极连接器,其中所述电极连接器构造为电连接至放置在患者身上的电极;以及布置在心电导联线电缆第二端的装置连接器,其中该装置连接器构造为与适配器的输入插座选择性电连接。

[0031] 该方法进一步包括下面步骤:确定要使用的心电场地监视器或心电遥测监视器的类型;从所述多个独特的适配器中选择与要使用的心电场地监视器或心电遥测监视器的类型相对应的适配器;以及通过所选择的适配器将心电导联线组件的装置连接器连接到使用的心电场地监视器或心电遥测监视器。

[0032] 根据本发明的又一方面,提供一种与心电监视系统一同使用的心电导联系统。该心电导联系统包括导联线组件,该导联线组件包括:导联电缆;多个沿着导联电缆的第一端布置的电极连接器,所述电极连接器构造为电连接至布置在患者身上的多个电极;以及沿着导联电缆的第二端布置的装置连接器。每个电极连接器包括:壳体;以及连接到壳体的杠杆,该杠杆具有使得电极能够连接到电极连接器的第一位置和防止电极从电极连接器断开连接的第二位置。该心电导联系统还包括将导联线组件电联接到心电监视系统的导联适配器,所述导联适配器包括:适配器主体;沿着适配器主体的第一端布置的输入插座,其中该输入插座构造为电连接至导联线组件的装置连接器;以及沿着适配器主体的第二端布置的输出插座,其中该输出插座构造为电连接至心电监视系统。

[0033] 该装置连接器可以能操作地联接到心电场地监视器和心电遥测监视器中的至少一个上。

[0034] 该心电导联系统可进一步包括将导联电缆和导联适配器互连的延伸电缆。该延伸电缆可包括布置在其第一端的导联线组件连接器,其中该导联线组件连接器构造为与导联线组件的装置连接器配合并电连接。该延伸电缆可包括布置在其第二端的导联适配器连接器,其中该导联适配器连接器构造为与导联适配器的输入插座配合并电连接。

[0035] 导联适配器的输入插座可为单个输入插座或一对输入插座。导联适配器的输出插座可选自由 AAMI 型(6 针)插头、GE/Marquette 型(11 针)插头、Philips 型(12 针)插头、HP 型(8 针)插头、Spacelabs 型(17 针)插头、D 式微型(15 针)插头、D 式微型 HP Pagewriter 型(15 针)插头、DATEX 型(10 针)插头以及 MEDTRONIC 型(12 针)插头构成的组。

[0036] 还是根据本发明的另一方面,提供一种监视心电数据的方法。该方法包括以下步

骤:提供导联线组件,该导联线组件具有包括多个电极连接器的电缆,所述电极连接器具有壳体以及连接到该壳体的杠杆;提供多个不同的导联适配器;将从所述多个不同的导联适配器中选择的与要使用的心电监视系统对应的选定导联适配器电连接;将导联线组件电连接到从所述多个不同的导联适配器中选择的所述选定导联适配器;放置多个电极到患者身上;以及通过将所述杠杆从第一位置致动到防止将电极断开连接的第二位置,而将该导联线组件的多个电极连接器电连接并固定到放置在患者身上的特定电极上。

[0037] 根据本发明的另一方面,提供一种监视心电数据的心电导联套件。该套件包括导联线组件,该导联线组件包括导联电缆和多个沿着该导联电缆的第一端布置的电极连接器,所述电极连接器构造为电连接至布置在患者身上的多个电极。每个电极连接器包括:壳体;以及连接到该壳体的杠杆,该杠杆具有使得电极能够连接到电极连接器的第一位置和防止电极从电极连接器断开连接的第二位置,其中通过将所述杠杆从第一位置致动到第二位置而防止将电极断开连接。该导联组件还包括沿着导联电缆的第二端布置的装置连接器。

[0038] 该套件还包括将导联线组件电连接到心电监视系统的导联适配器,所述导联适配器包括:适配器主体;沿着适配器主体的第一端布置的输入插座,其中该输入插座构造为电连接至导联线组件的装置连接器;以及沿着适配器主体的第二端布置的输出插座,其中该输出插座构造为电连接至心电监视系统。

[0039] 该套件进一步包括将导联电缆和导联适配器互连的延伸电缆。该延伸电缆包括:布置在其第一端的导联线组件连接器,其中该导联线组件连接器构造为与导联线组件的装置连接器配合并电连接;以及布置在其第二端的导联适配器连接器,其中该导联适配器连接器构造为与导联适配器的输入插座配合并电连接。

[0040] 导联适配器的输入插座可以是单个输入插座或一对输入插座。导联适配器的输出插座可以选自由 AAMI 型(6 针)插头、GE/Marquette 型(11 针)插头、Philips 型(12 针)插头、HP 型(8 针)插头、Spacelabs 型(17 针)插头、D 式微型(15 针)插头、D 式微型 HP Pagemwriter 型(15 针)插头、DATEX 型(10 针)插头以及 MEDTRONIC 型(12 针)插头构成的组。

## 附图说明

[0041] 参考附图在此描述了本发明的各种实施例,其中:

[0042] 图 1 是根据本发明结合有心电适配器系统和心电导联线组件的心电导联系统的示意图;

[0043] 图 2 是图 1 的心电导联系统的心电导联线组件的平面图;

[0044] 图 3 是图 2 的心电导联线组件的装置连接器的放大透视图;

[0045] 图 4 是图 2 的心电导联线组件的一种替代装置连接器的放大透视图;

[0046] 图 5 是图 2 的心电导联线组件的又一装置连接器的放大透视图;

[0047] 图 6 是图 2 心电导联线组件的电极连接器的透视图,其中部件被分离;

[0048] 图 7 是图 6 的电极连接器的横截面视图;

[0049] 图 8 是图 1 的心电导联系统的适配器的顶视图;

[0050] 图 9 是图 8 的适配器的正视图;

- [0051] 图 10 是图 8 的适配器的后视图；
- [0052] 图 11 和 12 示出了图 8-10 的适配器的一个特定实施例；
- [0053] 图 13-15 示出了图 8-10 的适配器的另一特定实施例；
- [0054] 图 16 和 17 示出了图 8-10 的适配器的又一特定实施例；
- [0055] 图 18-21 示出了图 8-10 的适配器的另一特定实施例；
- [0056] 图 22-24 示出了图 8-10 的适配器的再一特定实施例；
- [0057] 图 25-27 示出了图 8-10 的适配器的再一特定实施例；
- [0058] 图 28 和 29 示出了图 8-10 的适配器的另一特定实施例；
- [0059] 图 30 和 31 示出了图 8-10 的适配器的另一特定实施例；
- [0060] 图 32-34 示出了图 8-10 的适配器的另一特定实施例；
- [0061] 图 35 和 36 是在图 32-34 的适配器中使用的电路的示意图；
- [0062] 图 37-39 示出了图 8-10 的适配器的又一特定实施例；
- [0063] 图 40 和 41 是在图 37-39 的适配器中使用的电路的示意图；
- [0064] 图 42-46 示出了图 8-10 的适配器的又一特定实施例；
- [0065] 图 47 是在图 42-46 的适配器中使用的电路的示意图；
- [0066] 图 48 是根据本发明的心电导联系统的示意图,其结合有心电适配器系统、心电导联组件和心电导联延伸组件,用于连接至心电监视器和 / 或心电遥测设备；
- [0067] 图 49A-49C 示出了根据本发明一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0068] 图 50A-50C 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0069] 图 51A-51C 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0070] 图 52A-52B 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0071] 图 53A-53B 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0072] 图 54 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0073] 图 55 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0074] 图 56 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；
- [0075] 图 57A-57B 示出了根据本发明另一个实施例的闩锁系统,其与本发明的心电导联系统一同使用；图 57C 示出了图 57A 和图 57B 所示的闩锁系统。

#### 具体实施方式

[0076] 参考附图在下文描述本发明的特定实施例。在以下描述中,没有详细描述已知的功能或构造以避免因不必要的细节使本发明晦涩难懂。在此使用时,和在传统上一样,术语“远端”是指最远离用户 / 临床医生的部分,而术语“近端”是指最靠近用户 / 临床医生

的部分。另外,诸如“上”、“下”、“前”、“后”等术语是指附图的朝向或部件的方向并且仅为了描述方便而使用。

[0077] 如图 1 和 48 所示,根据本发明,心电导联系统 100 用于与以心电场地监视器 10 或心电遥测监视器 20 形式的心电装置或监视器连接。心电场地监视器 10 包括至少一个导联线输入连接器 12,其构造为与至少一个相容的心电导联线组件连接。心电导联系统 100 包括多个适配器  $200_x$  中的任何一个,这取决于当前心电场地监视器 10 或心电遥测监视器 20 的类型,取决于是使用 3 导联、5 导联还是 12 导联的电极线组件 300,还取决于是使用一个还是多个心电导联线组件 300。

[0078] 如图 2 所示,每个心电导联线组件 300 包括导联线电缆 302、位于导联线电缆 302 一端的装置连接器 310、以及多个电极连接器 320,一些电极连接器 320 位于导联线电缆 302 的另一端。导联线电缆 302 包括多个并排布置的封闭和绝缘的导联电线 304。可以对绝缘导联电线 304 进行电磁干扰 / 射频 (EMI/RF) 屏蔽。导联线电缆 302 呈构造为用于传输电信号的带电缆形式。

[0079] 每个导联电线 304 是可与相邻的导联电线 304 独立分离的以便于在预定的身体位置放置相应电极连接器 320,从而允许为每个对象定制心电导联线组件 300。导联电线 304 通过它们的绝缘封盖连接,并可沿着相邻导联电线 304 的绝缘封盖的接合处的相应线分离。导联线电缆 302 的各个导联电线 304 可以改变长度以允许在目标部位(例如越过胸部或腹部)放置各个电极连接器 320,从而允许收集或传递这些部位的生物学信号。

[0080] 如图 2 和 3 所示,装置连接器 310 为六 (6) 针阳型连接器或十 (10) 针阳型连接器,类似于那些用于例如计算机或其它电子设备的 D 式微型连接器。

[0081] 如图 4 所示,装置连接器 310a 是五 (5) 插头(用于 5 导联,其中每个插头越过插座传输心电信号并越过另一插座屏蔽信号)、十 (10) 针阳型插座连接器,类似于用于 GE/Marquette 导联电线以中继电缆互联的那些。

[0082] 如图 5 所示,装置连接器 310b 是五 (5) 插头(每个插头具有一对凹座,其中一个插头对应一个心电导联并且对应的插头承载屏蔽件)、十 (10) 针阳型插座连接器,类似于由 ANSI/AAMI EC53 规定的用于屏蔽的导联电线以中继电缆互联的那些。装置连接器 310b 包括锁定件 312,锁定件 312 的构造和尺寸适于接合遥测单元或类似物(未示出)的互补锁定特征。

[0083] 图 2 和 3 的装置连接器 310 联接至导联线电缆 302 的近端并构造为与多个导联线适配器  $200_x$  中的任何一个相联接。导联线组件 300 的装置连接器 310 并非构造为用于直接连接(机械地和 / 或物理不相容地)到心电场地监视器 10 或心电遥测监视器 20 的导联线输入连接器 12。

[0084] 如图 3 所示,装置连接器 310 包括纵向延伸的外围壁 312,外围壁 312 为阳型连接器针 314 定界并限定了纵向延伸的肋 316,该肋 316 从外围壁 312 的外表面突出。肋 316 起定位元件(polarizing element)的作用,用于确保装置连接器 310 与多个适配器  $200_x$  中的任何一个正确连接。

[0085] 如图 1 和 2 所示,每个导联电线 304 的远端连接到电极连接器 320。电极连接器 320 构造为连接到放置在患者身上的心电电极(未示出)。如图 6 和 7 所示,每个电极连接器 320 包括壳体 322,其具有上部部件 324 和下部部件 326,并限定了在其间的内腔 328。壳

体 322 由不导电材料（例如使对象与壳体内部的导电元件电绝缘的注模聚合物）构成。上部部件 324 和下部部件 326 是通过常规的手段彼此连接的分离的部件，并形成壳体 322 的不导电元件。

[0086] 壳体 322 包括导联电线端子 330，其电连接到导联电线 304 的相应端部。壳体 322 支撑着电连接到导联电线端子 330 的接触板 332。接触板 332 限定了形成于其中并与壳体 322 内腔 328 连通的锁眼槽 334。锁眼槽 334 包括第一槽部分 334a 和第二槽部分 334b。第一槽部分 334a 限定的内部尺寸或直径比第二槽部分 334b 的对应内部尺寸或直径大。

[0087] 壳体 322 进一步包括能枢转地连接于其的杠杆 336。杠杆 336 被偏置件 338 偏置到第一位置。杠杆 336 包括凸轮爪 336a，凸轮爪 336a 从其突出以便当杠杆 336 处于第一位置时延伸越过锁眼槽 334 的第一槽部分 334a。在使用中，杠杆 336 可致动到第二位置，在该第二位置中，其凸轮爪 336a 不阻碍或延伸越过锁眼槽 334 的第一槽部分 334a。

[0088] 电极连接器 320 适于连接到常规卡扣型生物医学电极（未示出）。典型的卡扣型生物医学电极具有电极凸缘或基部和相对于电极基部横向延伸的阳型凸部或端子。阳型端子可以具有球根壮头部，由此阳型端子的上部具有比阳型端子的下部更大的横截面尺寸。因此，在使用时，当电极连接器 320 的杠杆 336 处于第二位置时，卡扣型生物医学电极的阳型端子的头部可以插入锁眼槽 334 的第一槽部分 334a 中，并且可以释放杠杆 336，以使得偏置件 338 抵靠阳型端子的头部移动杠杆 336 的凸轮爪 336a 以推动或迫使阳型端子的下部进入锁眼槽 334 的第二槽部分 334b 中。偏置件 338 的偏置力帮助保持阳型端子在锁眼槽 334 的第二槽部分内，从而防止生物医学电极从连接器 320 移开或断开。

[0089] 心电导联线组件 300 可具有大约 3.0' (1.0m) 的长度。

[0090] 现参见图 8-41，心电导联系统 100 包括多个用于与心电导联线组件 300 一同使用的适配器 200<sub>x</sub>。每个适配器 200<sub>x</sub> 将心电导联线组件 300 电联接到心电场地监视器 10 或心电遥测监视器 20。如图 8-10 所示，每个适配器 200<sub>x</sub> 通常包括适配器主体 210<sub>x</sub>、至少一个布置在适配器主体 210<sub>x</sub> 一侧的输入插座 220<sub>x</sub>，以及布置在适配器主体 210<sub>x</sub> 另一侧的监视器插头 230<sub>x</sub>。每个输入插座 220<sub>x</sub> 构造为与装置连接器 310 电联接。

[0091] 每个输入插座 220<sub>x</sub> 包括多个用于与导联线组件 300 的装置连接器 310（图 1 和 2）的阳型针接触件 314 连接的电接触插座 222<sub>x</sub>。每个输入插座 220<sub>x</sub> 包括围绕接触插座 222<sub>x</sub> 并构造为接收装置连接器 310 的外围壁 312 的环形通道 224<sub>x</sub>。每个输入插座 220<sub>x</sub> 包括用于与装置连接器 310 的外围壁 312 的纵向延伸肋 316 配合的纵向延伸槽或通道 226<sub>x</sub>。这样，装置连接器 310 仅可以在一个方向上连接到适配器 200<sub>x</sub>。

[0092] 监视器插头 230<sub>x</sub> 构造为用于联接到心电场地监视器 10 的导联线输入连接器 12。监视器插头 230<sub>x</sub> 包括多个用于在心电场地监视器 10 与输入插座 220<sub>x</sub> 的接触插座 222<sub>x</sub> 之间建立电连接的阳型接触针 232<sub>x</sub>。

[0093] 如图 11 和 12 所示，在一个实施例中，适配器 200<sub>a</sub> 包括单个输入插座 220<sub>a</sub>，以及 AAMI 型（6 针）监视器插头 230<sub>a</sub>。适配器 200<sub>a</sub> 可包括电插入在输入插座 220<sub>a</sub> 的至少一个接触插座 222<sub>a</sub> 和监视器插头 230<sub>a</sub> 的至少一个阳型接触针 232<sub>a</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中，监视器插头 230<sub>a</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>a</sub> 都需要与输入插座 220<sub>a</sub> 的接触插座 222<sub>a</sub> 连接。

[0094] 如图 13-15 所示，在一个实施例中，适配器 200<sub>b</sub> 包括一对输入插座 220<sub>b1, b2</sub>，以及

GE/Marquette 型 (11 针) 监视器插头 230<sub>b</sub>。适配器 200<sub>b</sub> 包括电插入在每个输入插座 220<sub>b1, b2</sub> 的接触插座 222<sub>b</sub> 和监视器插头 230<sub>b</sub> 的阳型接触针 232<sub>b</sub> 之间的电感器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>b</sub> 所有的阳型接触针 232<sub>b</sub> 都与输入插座 220<sub>b1, b2</sub> 的接触插座 222<sub>b</sub> 连接。

[0095] 如图 16 和 17 所示, 在另一实施例中, 适配器 200<sub>c</sub> 包括单个输入插座 220<sub>c</sub>, 以及 Philips 型 (12 针) 监视器插头 230<sub>c</sub>。适配器 200<sub>c</sub> 可包括电插入在输入插座 220<sub>c</sub> 的接触插座 222<sub>c</sub> 和监视器插头 230<sub>c</sub> 的阳型接触针 232<sub>c</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>c</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>c</sub> 都与输入插座 220<sub>c</sub> 的接触插座 222<sub>c</sub> 连接。

[0096] 如图 18-21 所示, 在又一实施例中, 适配器 200<sub>d</sub> 包括单个输入插座 220<sub>d</sub>, 以及 GE/Marquette 型 (11 针) 监视器插头 230<sub>d</sub>。适配器 200<sub>d</sub> 包括电插入在输入插座 220<sub>d</sub> 的接触插座 222<sub>d</sub> 和监视器插头 230<sub>d</sub> 的阳型接触针 232<sub>d</sub> 之间的电感器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>d</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>d</sub> 都与输入插座 220<sub>d</sub> 的接触插座 222<sub>d</sub> 连接。

[0097] 如图 22-24 所示, 在另一实施例中, 适配器 200<sub>e</sub> 包括单个输入插座 220<sub>e</sub>, 以及 HP 型 (8 针) 监视器插头 230<sub>e</sub>。适配器 200<sub>e</sub> 可包括电插入在输入插座 220<sub>e</sub> 的接触插座 222<sub>e</sub> 和监视器插头 230<sub>e</sub> 的阳型接触针 232<sub>e</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>e</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>e</sub> 都与输入插座 220<sub>e</sub> 的接触插座 222<sub>e</sub> 连接。

[0098] 如图 25-27 所示, 在一个实施例中, 适配器 200<sub>f</sub> 包括单个输入插座 220<sub>f</sub>, 以及 Spacelabs 型 (17 针) 监视器插头 230<sub>f</sub>。适配器 200<sub>f</sub> 可包括电插入在输入插座 220<sub>f</sub> 的接触插座 222<sub>f</sub> 和监视器插头 230<sub>f</sub> 的阳型接触针 232<sub>f</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>f</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>f</sub> 都与输入插座 220<sub>f</sub> 的接触插座 222<sub>f</sub> 连接。

[0099] 如图 28 和 29 所示, 在另一实施例中, 适配器 200<sub>g</sub> 包括一对输入插座 220<sub>g1, g2</sub>, 以及 D 式微型 (15 针) 监视器插头 230<sub>g</sub>。适配器 200<sub>g</sub> 可包括电插入在每个输入插座 220<sub>g</sub> 的接触插座 222<sub>g</sub> 和监视器插头 230<sub>g</sub> 的阳型接触针 232<sub>g</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>g</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>g</sub> 都与输入插座 220<sub>g1, g2</sub> 的接触插座 222<sub>g</sub> 连接。

[0100] 如图 30 和 31 所示, 在又一实施例中, 适配器 200<sub>h</sub> 包括一对输入插座 220<sub>h1, h2</sub>, 以及 D 式微型 HP Pagewriter 型 (15 针) 监视器插头 230<sub>h</sub>。适配器 200<sub>h</sub> 可包括电插入在每个输入插座 220<sub>h</sub> 的接触插座 222<sub>h</sub> 和监视器插头 230<sub>h</sub> 的阳型接触针 232<sub>h</sub> 之间的电阻器元件。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>h</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>h</sub> 都与输入插座 220<sub>h1, h2</sub> 的接触插座 222<sub>h</sub> 连接。

[0101] 如图 30 和 31 所示, 适配器 200<sub>h</sub> 包括一对延伸通过适配器主体 210<sub>h</sub> 并位于监视器插头 230<sub>h</sub> 的相对两侧上的翼形螺钉 250<sub>h</sub>。当适配器插头 230<sub>h</sub> 为心电场地监视器 10 的输入连接器 12 时, 翼形螺钉 250<sub>h</sub> 用于将适配器 200<sub>h</sub> 紧固到心电场地监视器 10 的壳体上。

[0102] 如图 32-35 所示, 在一个实施例中, 适配器 200<sub>i</sub> 包括单个输入插座 220<sub>i</sub>, 以及 DATEX 型 (10 针) 监视器插头 230<sub>i</sub>。如图 35 中的示意图所示, 适配器 200<sub>i</sub> 包括分别电插入在输入插座 220<sub>i</sub> 的三个接触插座 222<sub>i</sub> 的每一个和监视器插头 230<sub>i</sub> 的三个阳型接触针 232<sub>i</sub> 的每一个之间的电阻器和电感器元件 240<sub>i</sub>, 242<sub>i</sub>, 从而使得适配器 200<sub>i</sub> 成为 3 导联适配器。在该实施例中, 监视器插头 230<sub>i</sub> 不是所有的阳型接触针 232<sub>i</sub> 都需要与输入插座 220<sub>i</sub> 的接触插座 222<sub>i</sub> 连接。

[0103] 如图 36 中的示意图所示, 在另一实施例中, 适配器 200<sub>i</sub> 包括分别电插入在输入插座 220<sub>i</sub> 的五个接触插座 222<sub>i</sub> 的每一个和监视器插头 230<sub>i</sub> 的五个阳型接触针 232<sub>i</sub> 的每一个

之间的电阻器和电感器元件  $240_i$ 、 $242_i$ ，从而使得适配器  $200_i$  成为 5 导联适配器。在该实施例中，监视器插头  $230_i$  不是所有的阳型接触针  $232_i$  都需要与输入插座  $220_i$  的接触插座  $222_i$  连接。

[0104] 如图 37-41 所示，在一个实施例中，适配器  $200_j$  包括单个输入插座  $220_j$ ，以及 MEDTRONIC 型（12 针）监视器插头  $230_j$ 。如图 40 中的示意图所示，适配器  $200_j$  包括分别电插入在输入插座  $220_j$  的三个接触插座  $222_j$  的每一个和监视器插头  $230_j$  的三个阳型接触针  $232_j$  的每一个之间的电阻器元件  $240_j$ ，从而使得适配器  $200_j$  成为 3 导联适配器。在该实施例中，监视器插头  $230_j$  不是所有的阳型接触针  $232_j$  都需要与输入插座  $220_j$  的接触插座  $222_j$  连接。

[0105] 如图 41 中的示意图所示，在另一实施例中，适配器  $200_j$  包括分别电插入在输入插座  $220_j$  的五个接触插座  $222_j$  的每一个和监视器插头  $230_j$  的五个阳型接触针  $232_j$  的每一个之间的电阻器元件  $240_j$ ，从而使得适配器  $200_j$  成为 5 导联适配器。在该实施例中，监视器插头  $230_j$  不是所有的阳型接触针  $232_j$  都需要与输入插座  $220_j$  的接触插座  $222_j$  连接。

[0106] 如图 42-47 所示，在一个实施例中，适配器  $200_k$  包括单个输入插座  $220_k$ ，以及 SPACELABS 双重连接型（5 针）监视器插头  $230_k$ 。如图 47 中的示意图所示，只使用输入插座  $220_k$  的六个接触插座  $222_k$  中的五个并且只有这五个被连接到监视器插头  $230_k$  的五个接触针  $232_k$  中的特定接触针。

[0107] 现参见图 48，显示的心电导联系统 100 包括心电导联延伸组件 400，其构造成适用于当心电导联线组件 300 要连接到心电场地监视器 10 时将心电导联线组件 300 与多个适配器  $200_x$  中的任意一个互连。如图 48 所示，心电导联延伸组件 400 包括导联延伸电缆 402、位于该导联延伸电缆 402 一端的装置连接器 410 以及位于导联延伸电缆 402 另一端的心电导联线组件连接器 420。导联延伸电缆 402 包括多个并排布置的密封和绝缘的电线。可以对绝缘导联电线 304 进行电磁干扰 / 射频 (EMI/RF) 屏蔽。导联延伸电缆 402 呈构造为用于传输电信号的带电缆形式。

[0108] 根据本发明，心电导联延伸组件 400 的装置连接器 410 的构造和尺寸适于与任意一个适配器  $200_x$  的输入插座  $220_x$  配合并电连接。同时，心电导联延伸组件 400 的心电导联线组件连接器 420 的构造和尺寸适于与任意一个心电导联线组件 300 的装置连接器 310 配合并电连接。

[0109] 可以预期，心电导联延伸组件 400 可具有大约 7.0' (2.1m) 到大约 10.0' (3.1m) 的长度。在一个实施例中，心电导联延伸组件 400 可具有大约 9.0' (3.0m) 的长度。这样，在心电导联线组件 300 具有大约 3.0' (1.0m) 的长度的情况下，心电导联线组件 300 以及心电导联延伸组件 400 的总长度可以是大约 10.0' (3.1m) 到大约 13.0' (4.1m)，优选为大约 12.0' (4.0m)。

[0110] 继续参考图 48，心电导联系统 100 包括心电遥测适配器 500，其构造为适于将心电导联线组件 300 与心电遥测监视器 20 互连。心电遥测适配器 500 包括适配器主体 510、布置在适配器主体 510 的一侧的至少一个输入插座 520、以及布置在适配器主体 510 另一侧上的遥测装置插头 530。每个输入插座 520 构造为与任意一个心电导联线组件 300 的装置连接器 310 电配合。

[0111] 特别地，输入插座 520 是 AAMI 型（6 针）插头的形式，并且遥测装置插头 530 是 GE



5 尖头、10 针遥测装置插头的形式,其构造为适于与心电遥测监视器 20 配合并电连接。

[0112] 继续参考图 48,在使用中,当患者例如是在急诊室 (ER)、手术室 (OR)、麻醉后监视室 (PACU)、重症监视室 (ICU) 和 / 或危急监视室 (CCU) 中时,患者通常连接到心电场地监视器 10。特别是,患者通过电极或类似物 (未示出) 连接到心电导联线组件 300,心电导联线组件 300 与心电导联延伸组件 400 配合并电连接 (如上所述),心电导联延伸组件 400 与多个适配器  $200_x$  中的合适的一个配合并电连接 (如上所述),并且该合适的适配器与心电场地监视器 10 配合并电连接。希望使用心电导联延伸组件 400,这是因为佩戴心电导联线组件 300 的患者的位置通常远离心电场地监视器 10 的位置,还因为在这些领域使用遥测设备是不合要求和 / 或不推荐的。

[0113] 在患者待在急诊室 (ER)、手术室 (OR)、麻醉后监视室 (PACU)、重症监视室 (ICU) 和 / 或危急监视室 (CCU) 之后,如果和 / 或当患者转移到遥测场地进行监视时,若患者要连接到心电遥测监视器 20,对心电导联延伸组件 400 的需求就不再是必需的。这样,可以移除心电导联延伸组件 400 而使得心电导联线组件 300 与心电遥测适配器 500 配合并电连接 (如上所述)。然后心电遥测适配器 500 与心电遥测监视器 20 配合并电连接。由于佩戴了心电导联线组件 300 的患者通常还另外携带或佩戴着心电遥测监视器 20,因此不再需要心电导联延伸组件 400。

[0114] 这样,同样的心电导联线组件 300 可以用于急诊室 (ER)、手术室 (OR)、麻醉后监视室 (PACU)、重症监视室 (ICU) 和 / 或危急监视室 (CCU),并可用于遥测场地。可以理解的是,此时只需要布置心电导联延伸组件 400。

[0115] 可以预期,心电导联线组件 300 和 / 或心电导联延伸组件 400 可以设置有闩锁系统,其用于减少任意一个心电导联线组件 300 的装置连接器 310 从心电导联延伸组件 400 的心电导联线组件连接器 420 意外和 / 或不期望地断开连接事故的发生。现在将参考图 43A-51B 显示和描述示例性的闩锁系统。

[0116] 如图 49A-49C 所示,提供闩锁系统 610,其用于心电导联线组件 300 的任意一个的装置连接器 310 以及心电导联延伸组件 400 的心电导联线组件连接器 420。闩锁系统 610 包括形成于装置连接器 310 的外周壁 312 中的凹槽 612,以及形成于心电导联线组件连接器 420 的外周壁 422 中的凹槽 614。凹槽 612 和 614 的构造和定位使得当装置连接器 310 连接至心电导联线组件连接器 420 时它们彼此对齐并彼此进入配准。

[0117] 闩锁系统 610 进一步包括可移除的锁定接片 616,其构造为穿过装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 各自的凹槽 612 和 614 并在装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 各自的凹槽 612 和 614 之间延伸。在使用时,在将装置连接器 310 连接到心电导联线组件连接器 420 之后,将锁定接片 616 插入凹槽 612 和 614 中,从而将装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此紧固。

[0118] 现参见图 50A-50C,提供根据另一实施例的闩锁系统 620。闩锁系统 620 包括形成于装置连接器 310 的外周壁 312 中的凹槽 622,以及能枢转地连接到心电导联线组件连接器 420 的外周壁 422 的锁定臂 626。锁定臂 626 包括允许将装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接和断开连接的打开位置。锁定臂 626 进一步包括阻止装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此断开连接的关闭位置。在该关闭位置,锁定臂 626 的接片 626a 延伸进入形成于装置连接器 310 的外周壁 312 中的凹槽 622 中。

[0119] 现参见图 51A-51C, 提供根据又一实施例的闩锁系统 630。闩锁系统 630 包括一对弹性翼片 636a、636b, 它们从心电导联线组件连接器 420 的外周壁 422 的侧边缘向远端延伸。翼片 636a、636b 趋于朝向彼此成角度。这样, 在使用中, 当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时, 翼片 636a、636b 延伸越过并超过装置连接器 310 的颈部部分 318。这样, 将装置连接器 310 从心电导联线组件连接器 420 断开连接所需的力增加了。

[0120] 现参见图 52A-52B, 提供根据再一实施例的闩锁系统 640。闩锁系统 640 包括销 642, 其构造适于在装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时至少部分地延伸进入装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 并在装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 之间延伸。

[0121] 参考图 53A-53B, 提供根据另一实施例的闩锁系统 650。闩锁系统 650 包括支撑在心电导联线组件连接器 420 上的锁定按钮 652, 该锁定按钮 652 构造为适于当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时至少部分地进入装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 并在装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 之间延伸。

[0122] 现参见图 54, 提供根据另一实施例的闩锁系统 660。闩锁系统 660 包括从装置连接器 310 的外部表面延伸的一对接片 662, 以及从心电导联线组件连接器 420 的外周壁 422 延伸的一对互补的指状物 664。接片 662 和指状物 664 的构造和尺寸适于当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时彼此卡扣接合。

[0123] 现转到图 55, 提供根据另一实施例的闩锁系统 670。闩锁系统 670 包括至少一个支撑在装置连接器 310 中的磁体 672, 以及至少一个支撑在心电导联线组件连接器 420 中的互补的磁体 674。磁体 672、674 分别布置在装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 中, 以便使得当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器彼此连接时, 它们彼此磁性接触。

[0124] 现参见图 56, 提供根据另一实施例的闩锁系统 680。闩锁系统 680 包括收缩外套 682, 收缩外套 682 的构造和尺寸使得为当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时至少部分围绕装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420。

[0125] 现参见图 57A-57B, 提供根据另一实施例的闩锁系统 690。闩锁系统 690 包括具有近端 692a 和远端 692b 的闩锁夹 692, 近端 692a 从装置连接器 310 延伸并支撑在装置连接器 310 上, 远端 692b 与近端 692a 间隔开足够的距离以使得当装置连接器 310 和心电导联线组件连接器 420 彼此连接时, 闩锁夹 692 布置在心电导联线组件连接器 420 的后部。

[0126] 尽管以上在图中显示和 / 或在此描述了本发明的一些实施例, 但意欲说明的是, 并非将本发明限制于此, 因为意欲说明的是, 本发明应具有本领域所允许的尽可能宽的范围, 并且应以同样的方式阅读说明书。因此, 以上的描述不应解释为限制性, 而仅仅是对特定实施例的解释。本领域技术人员将预想到在所附权利要求范围和精神内的其它改型。

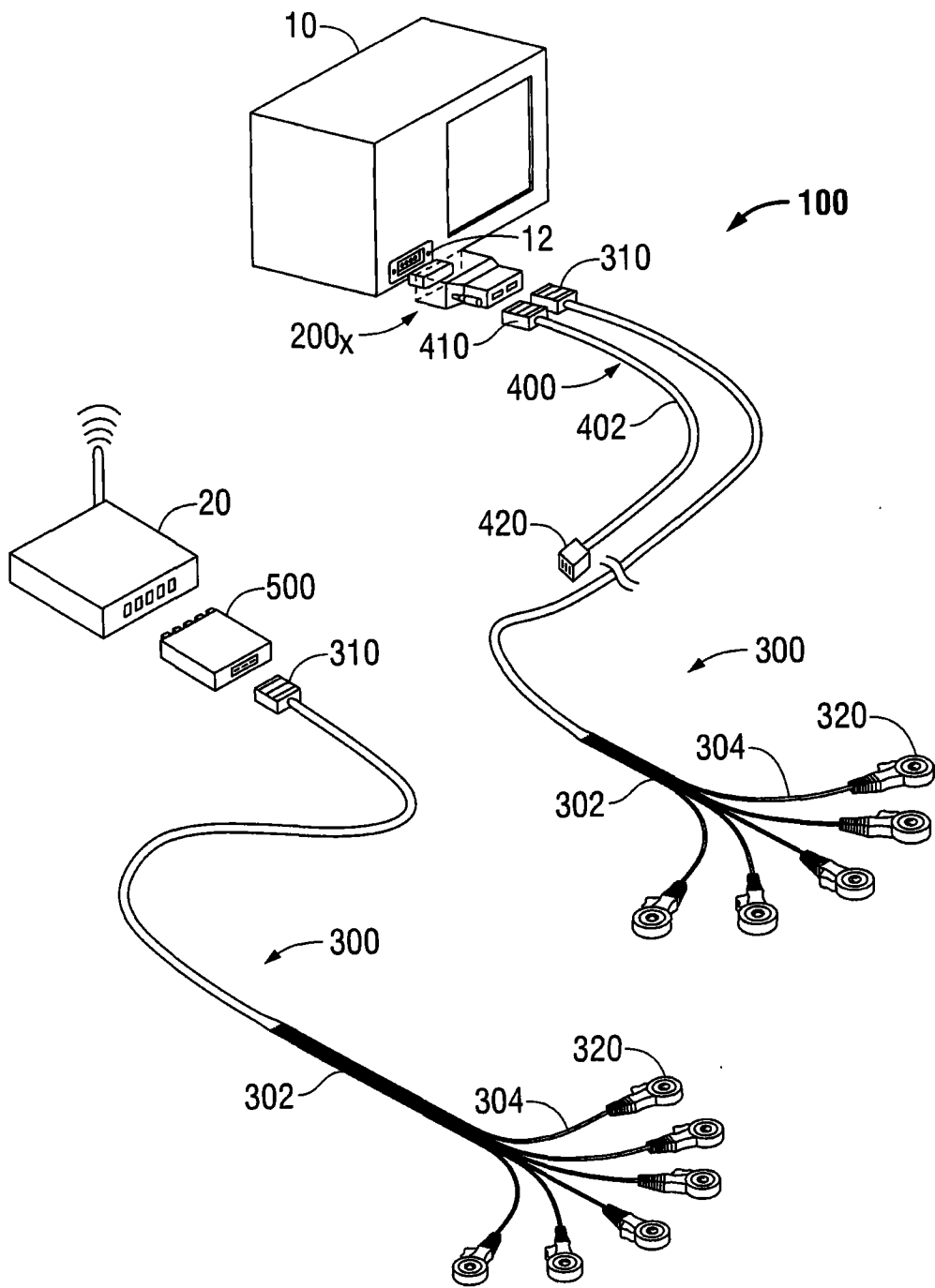


图 1

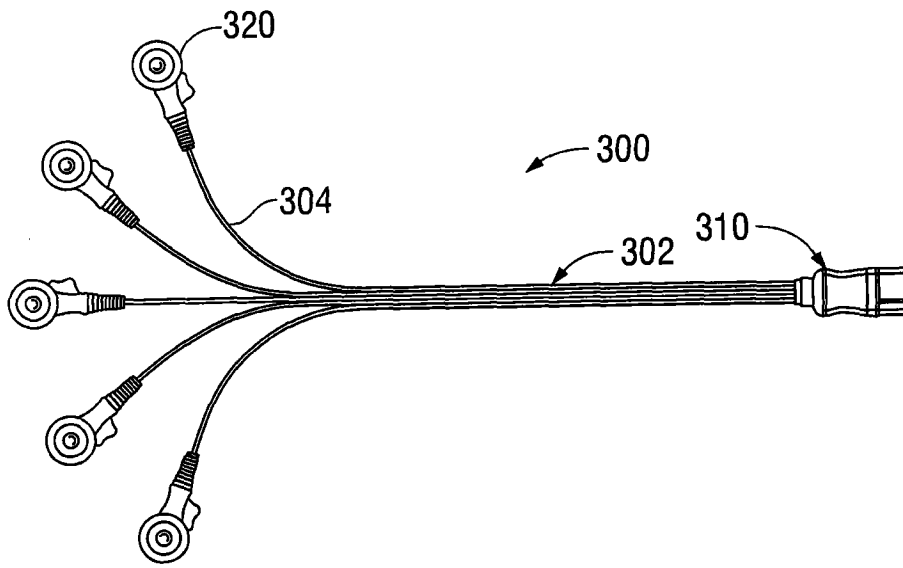


图 2

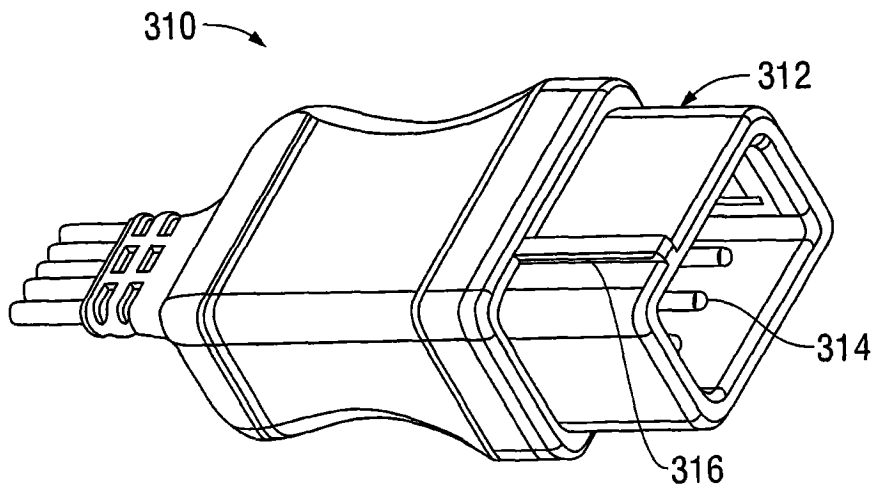


图 3

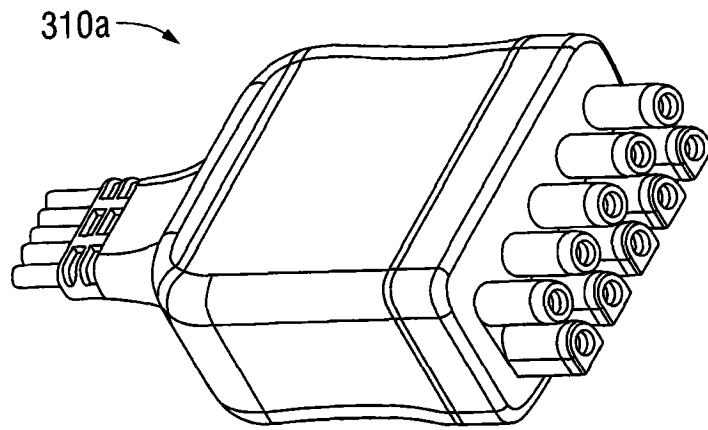


图 4

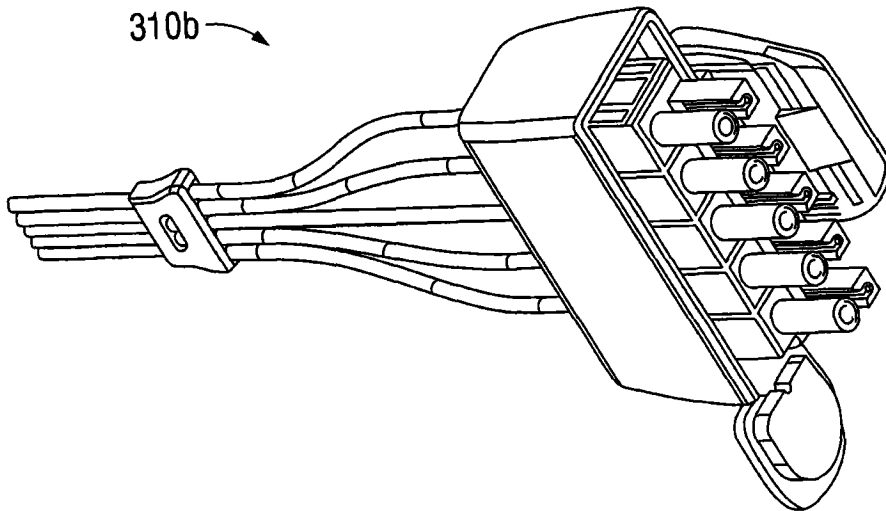


图 5

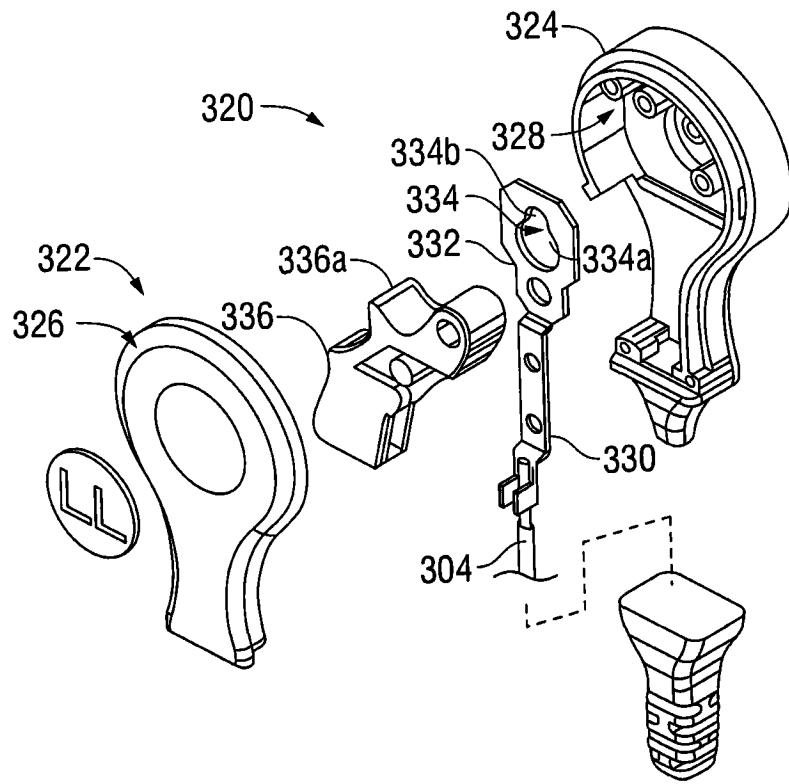


图 6

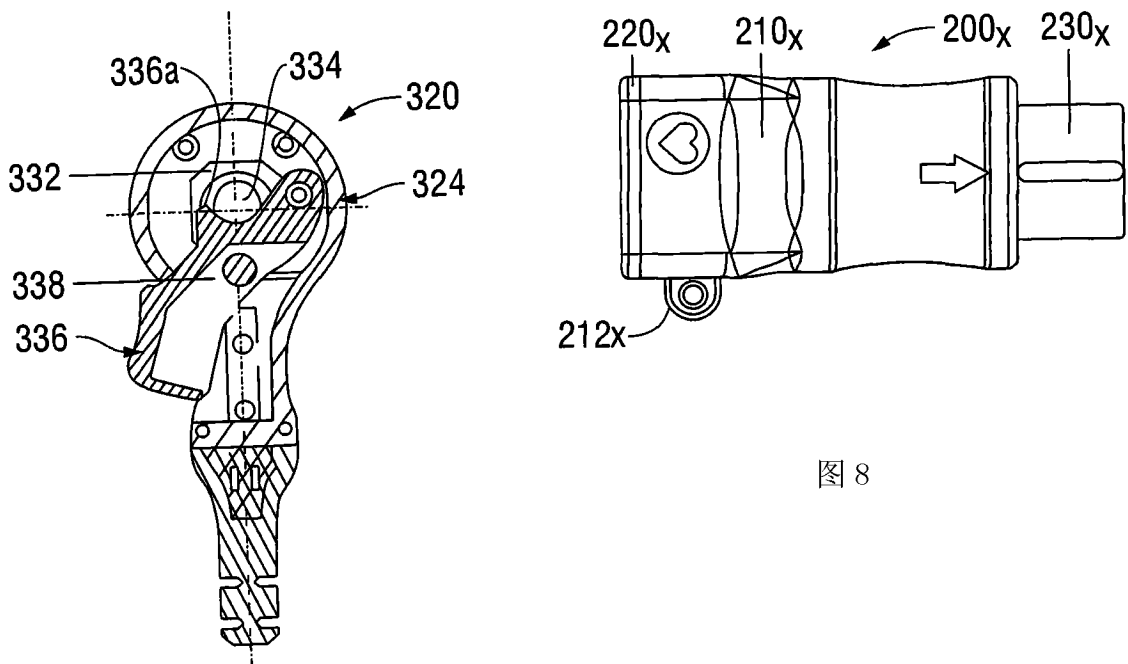


图 8

图 7

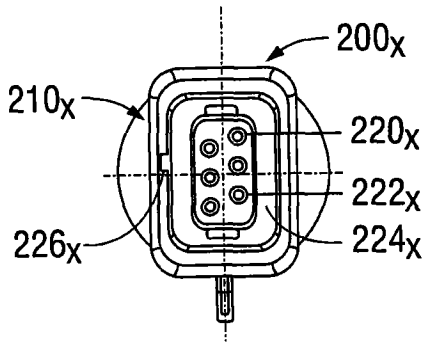


图 9

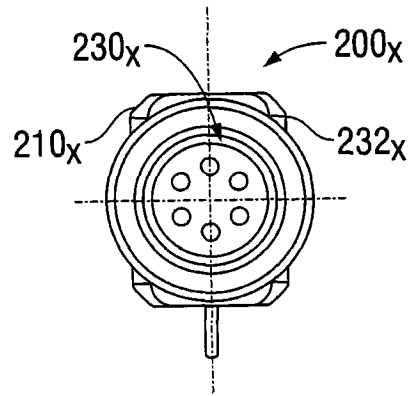


图 10

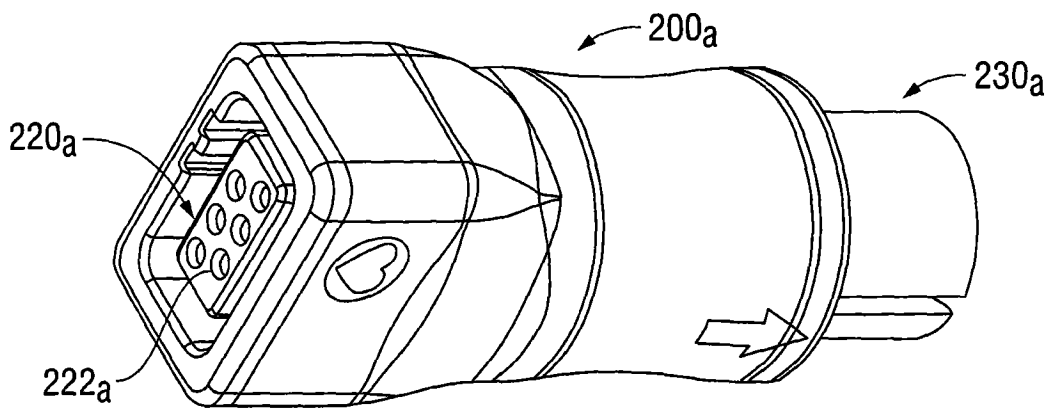


图 11

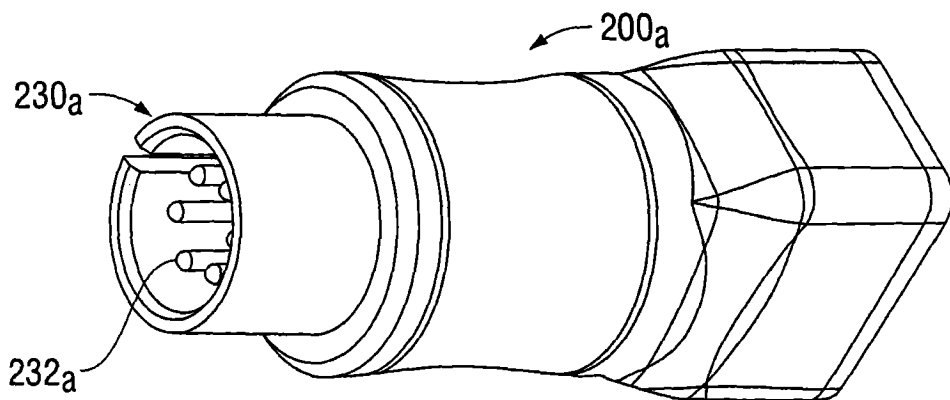


图 12

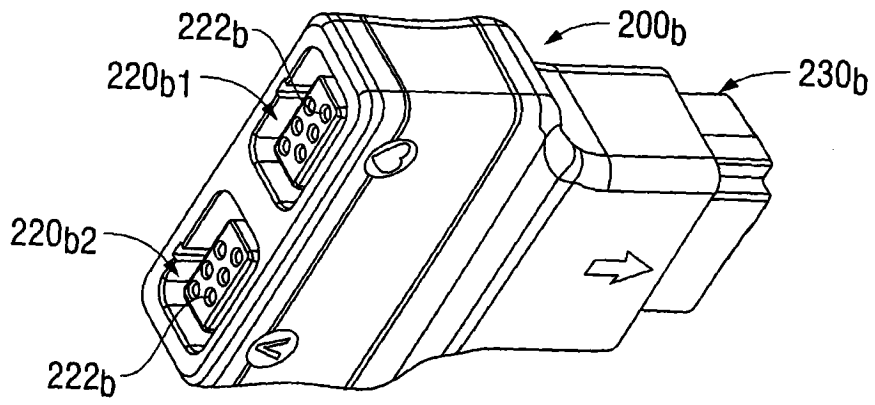


图 13

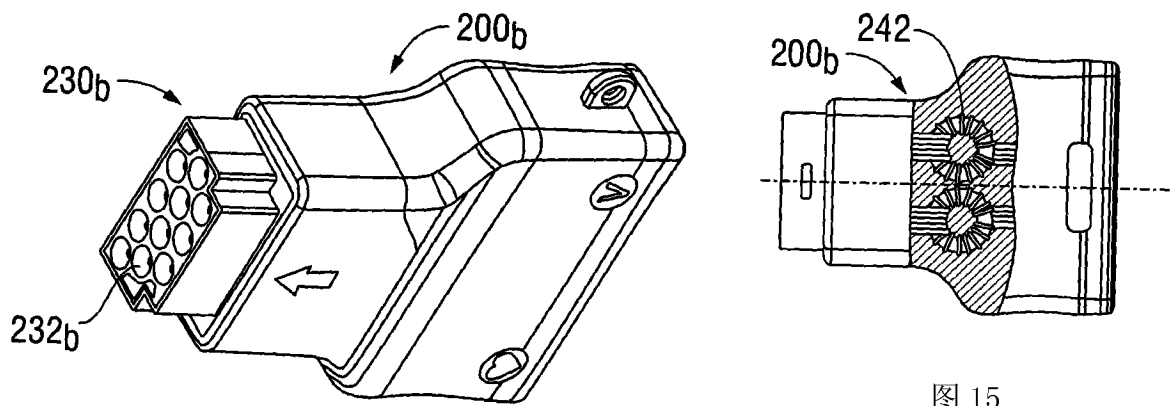


图 15

图 14

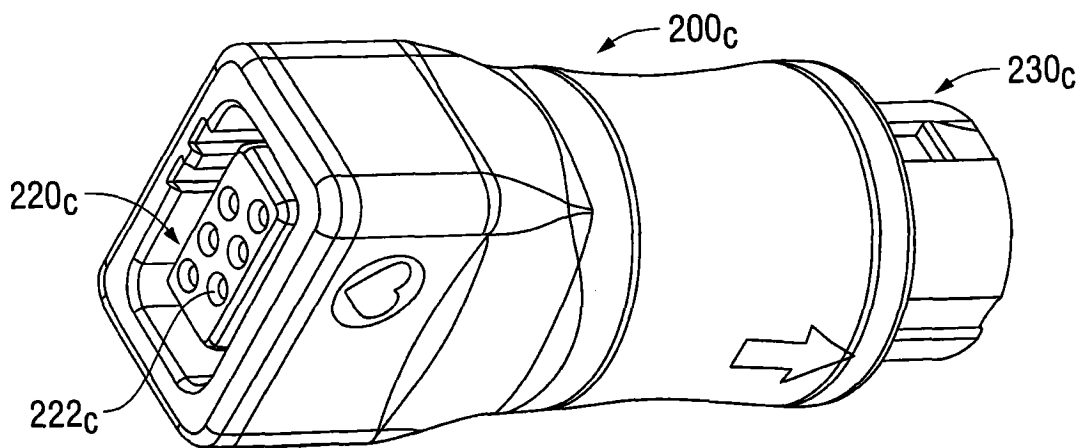


图 16



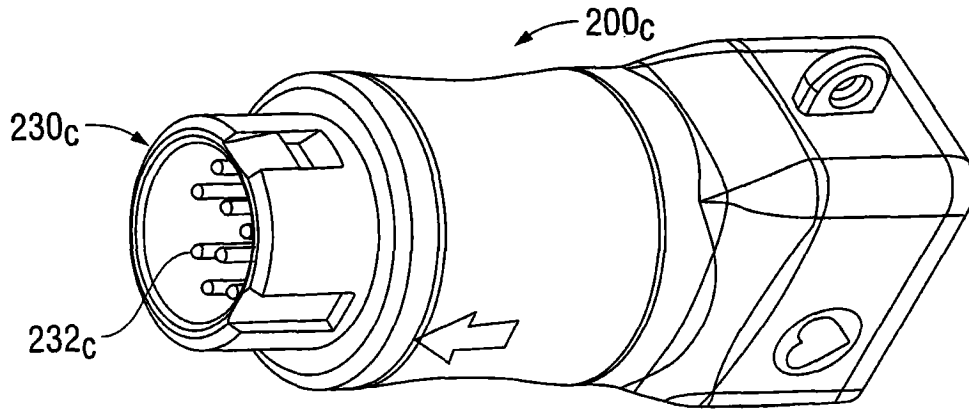


图 17

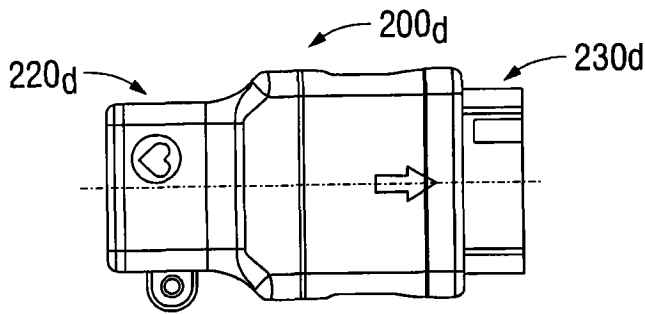


图 18

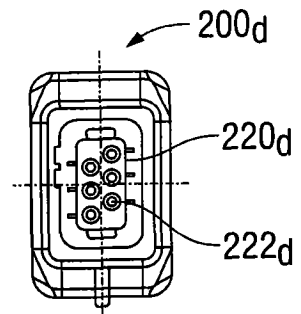


图 19

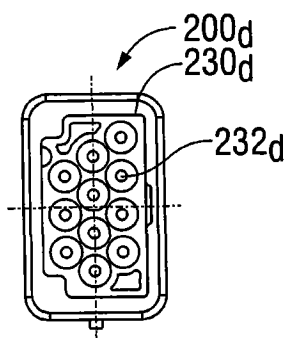


图 20

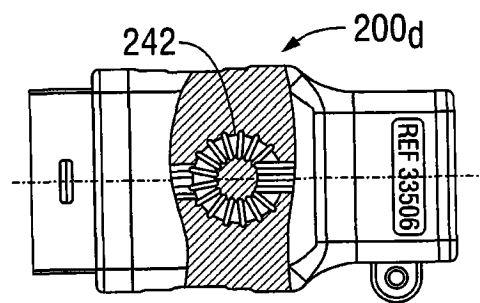


图 21

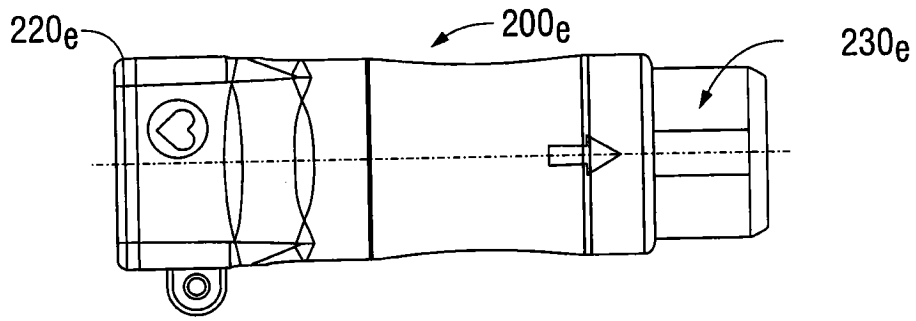


图 22

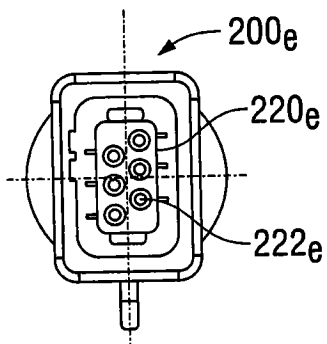


图 23

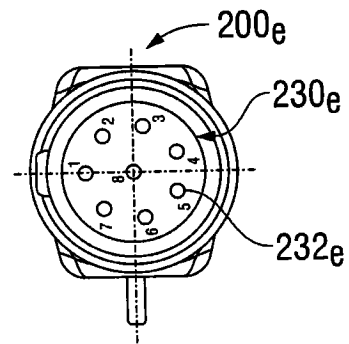


图 24

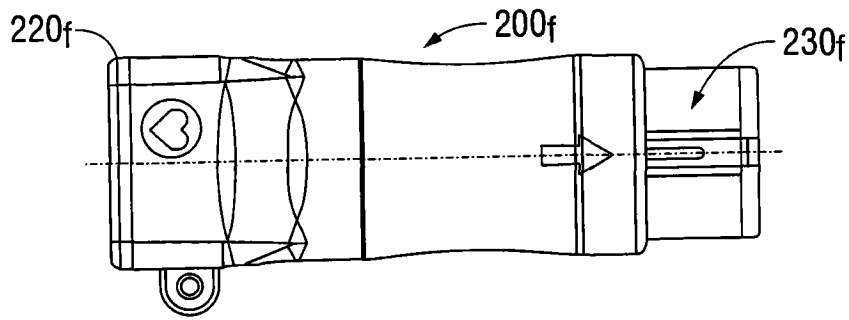


图 25

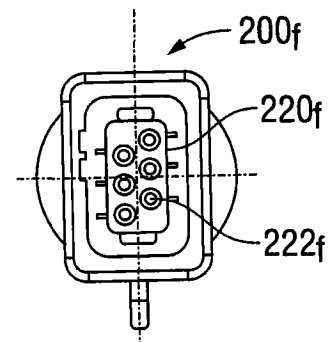


图 26

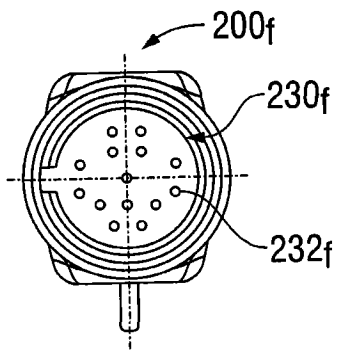


图 27

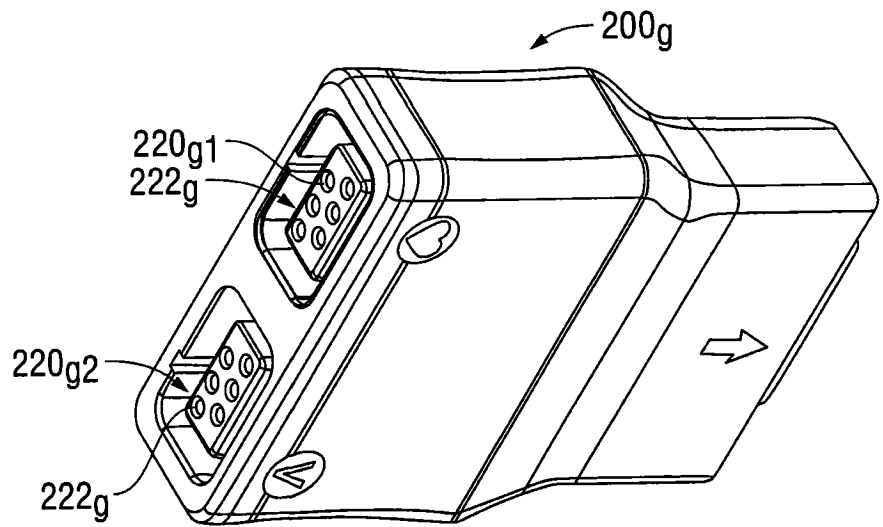


图 28

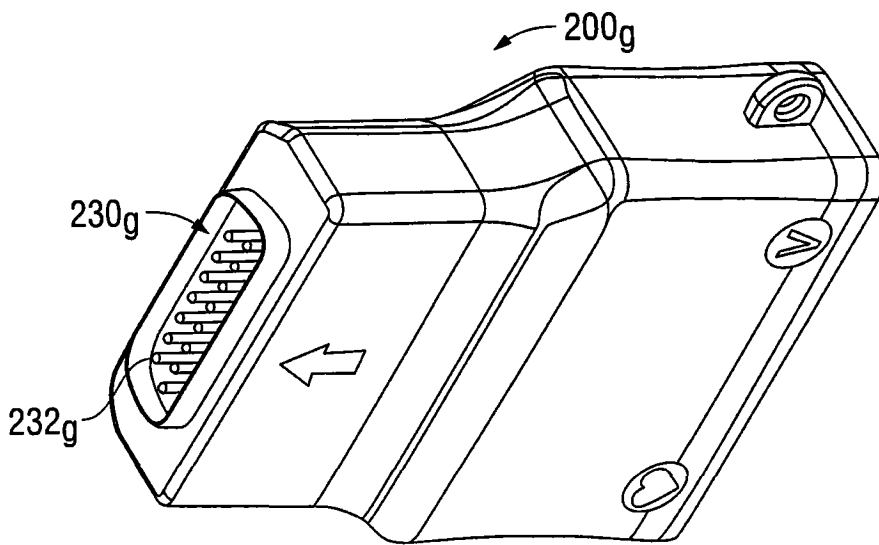


图 29

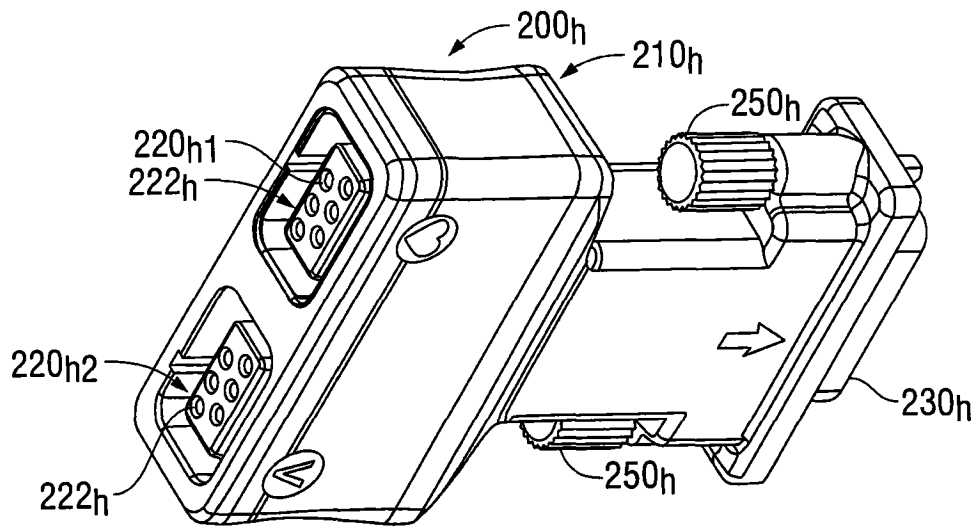


图 30

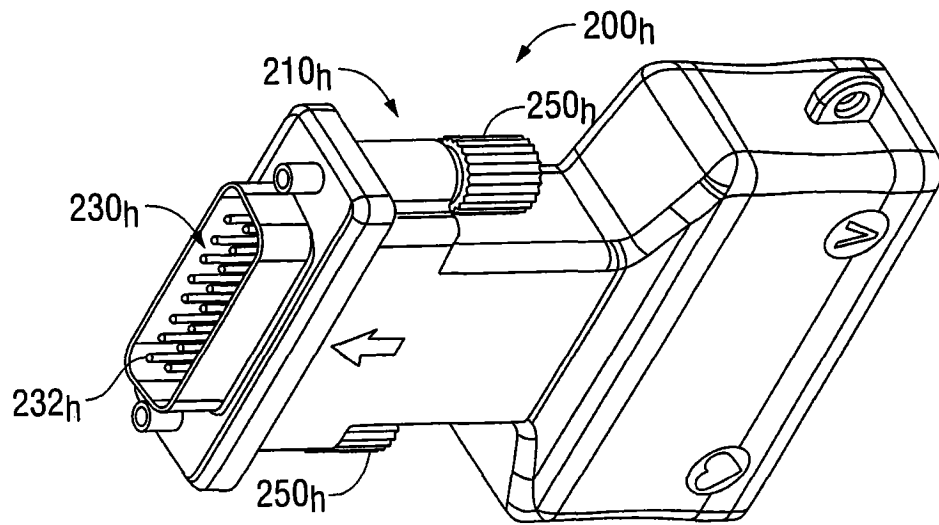


图 31

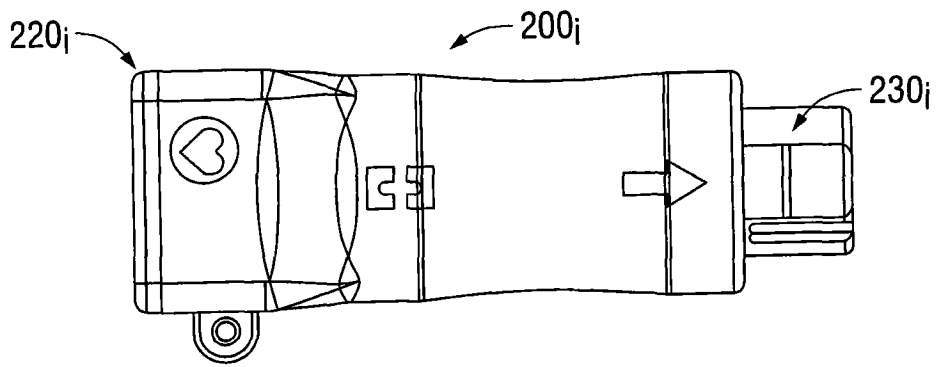


图 32

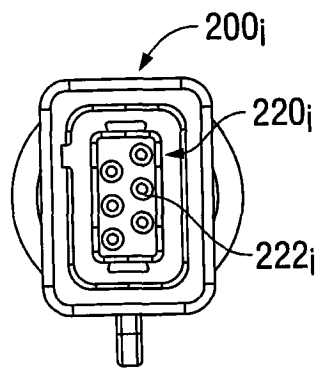


图 33

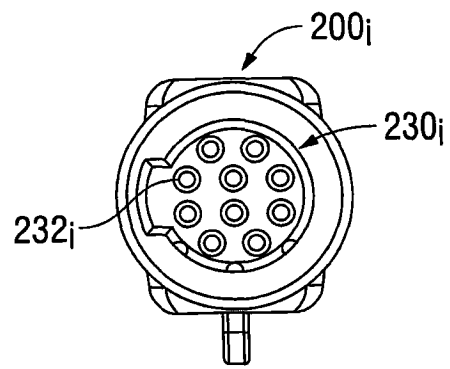


图 34

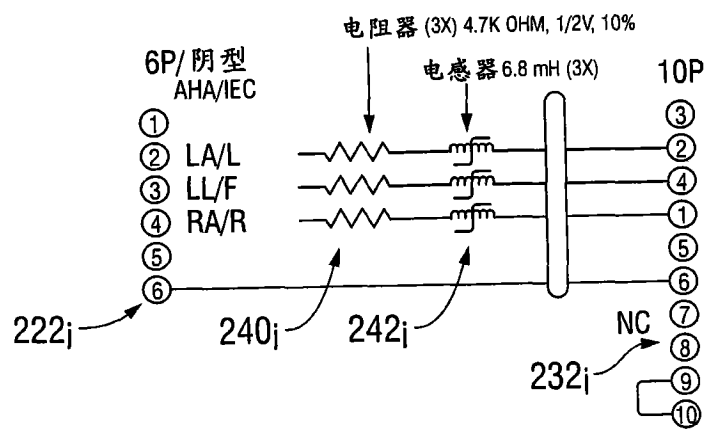


图 35

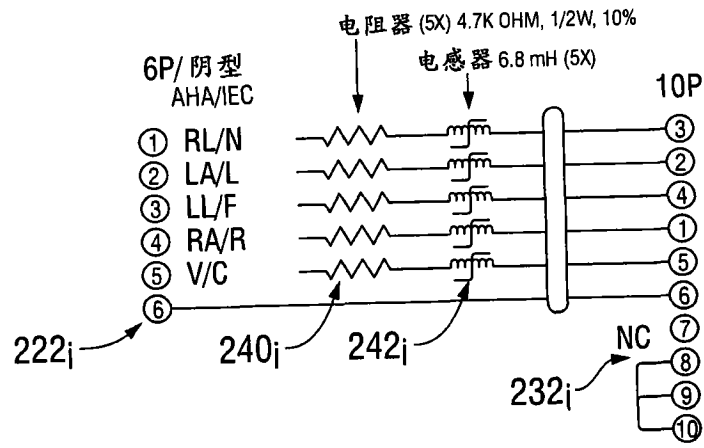


图 36

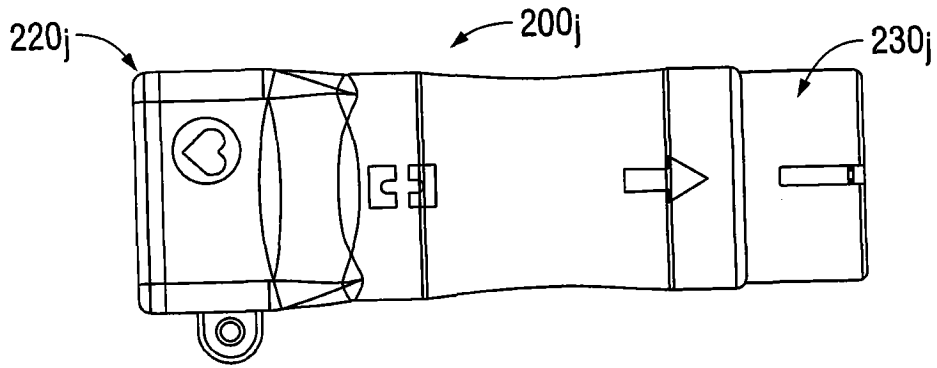


图 37

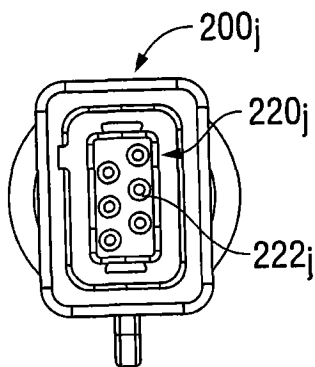


图 38

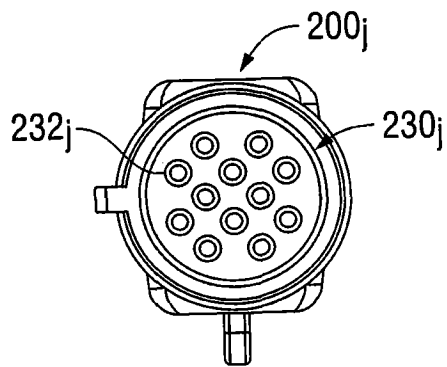


图 39

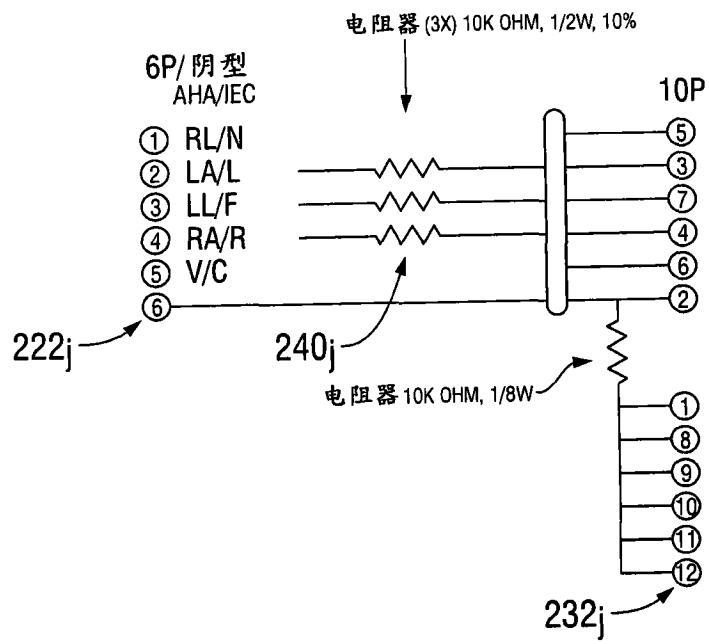


图 40

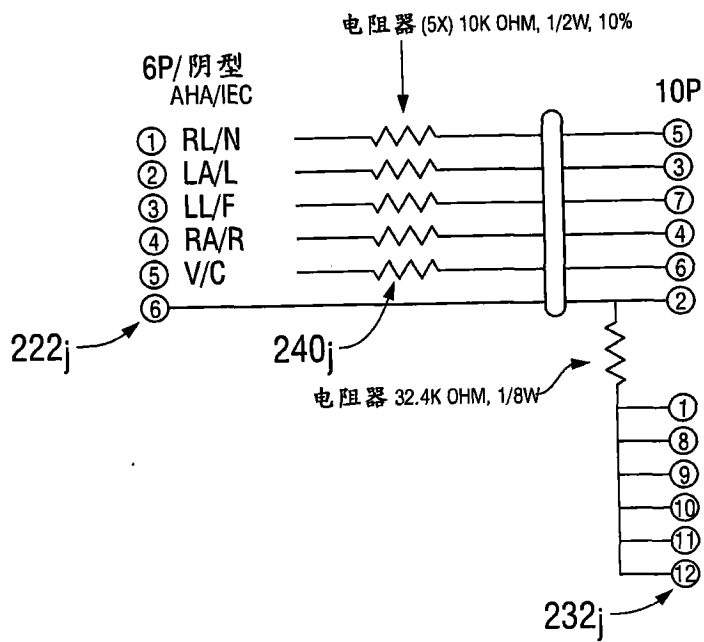


图 41

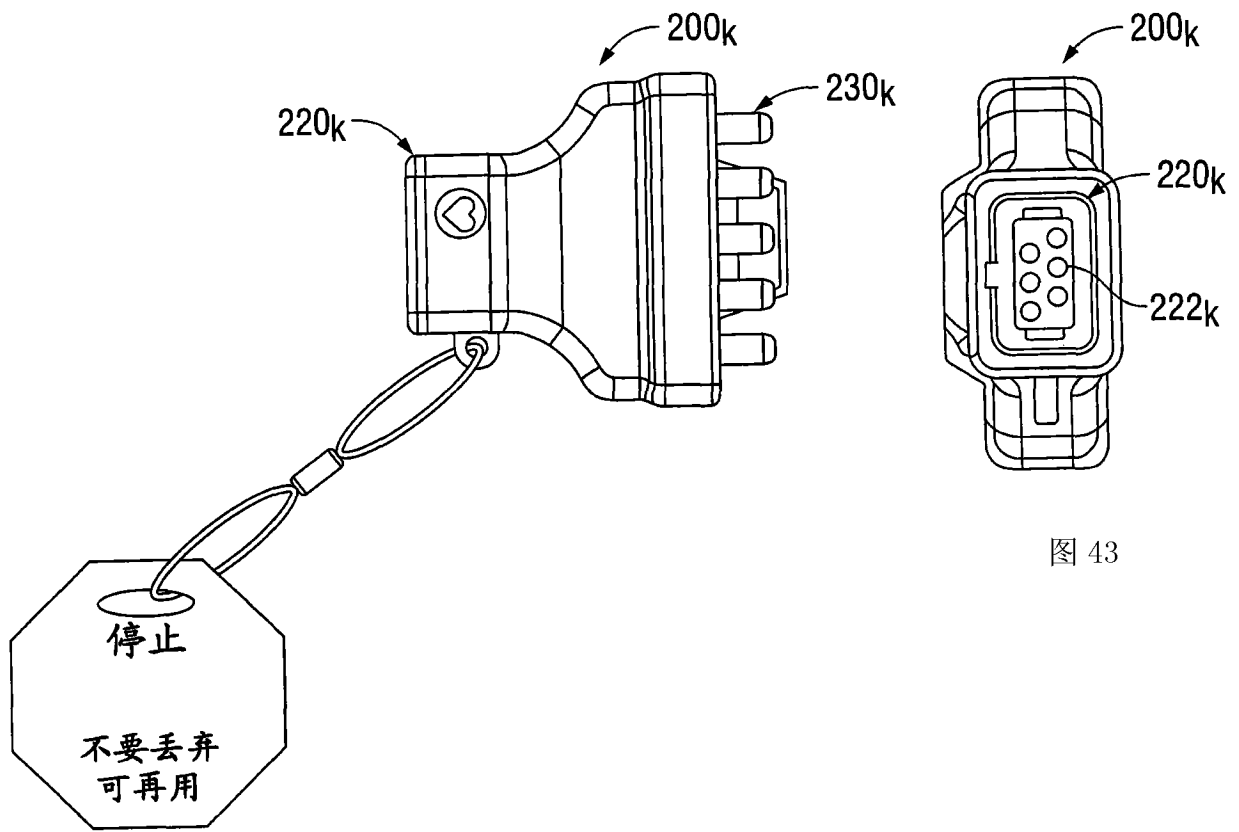


图 42

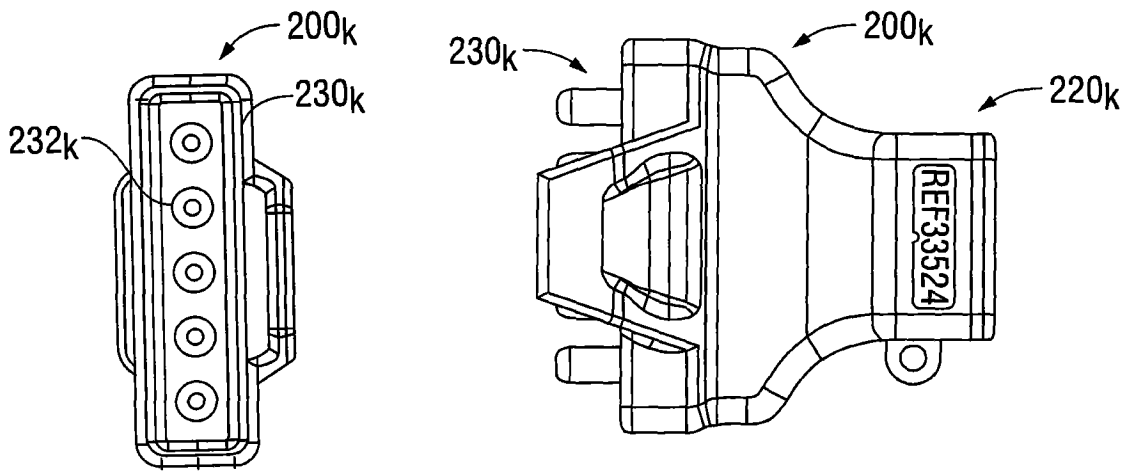


图 43

图 44

图 45



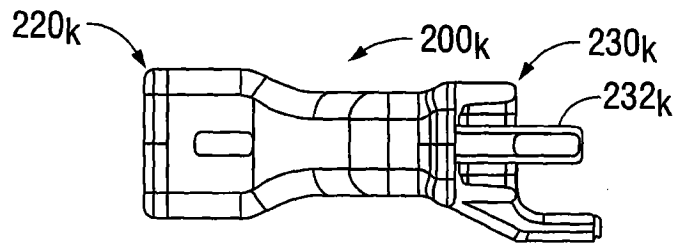


图 46

电路示意图

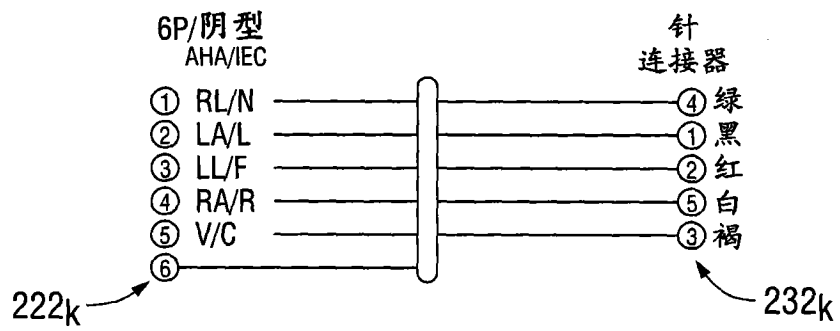


图 47

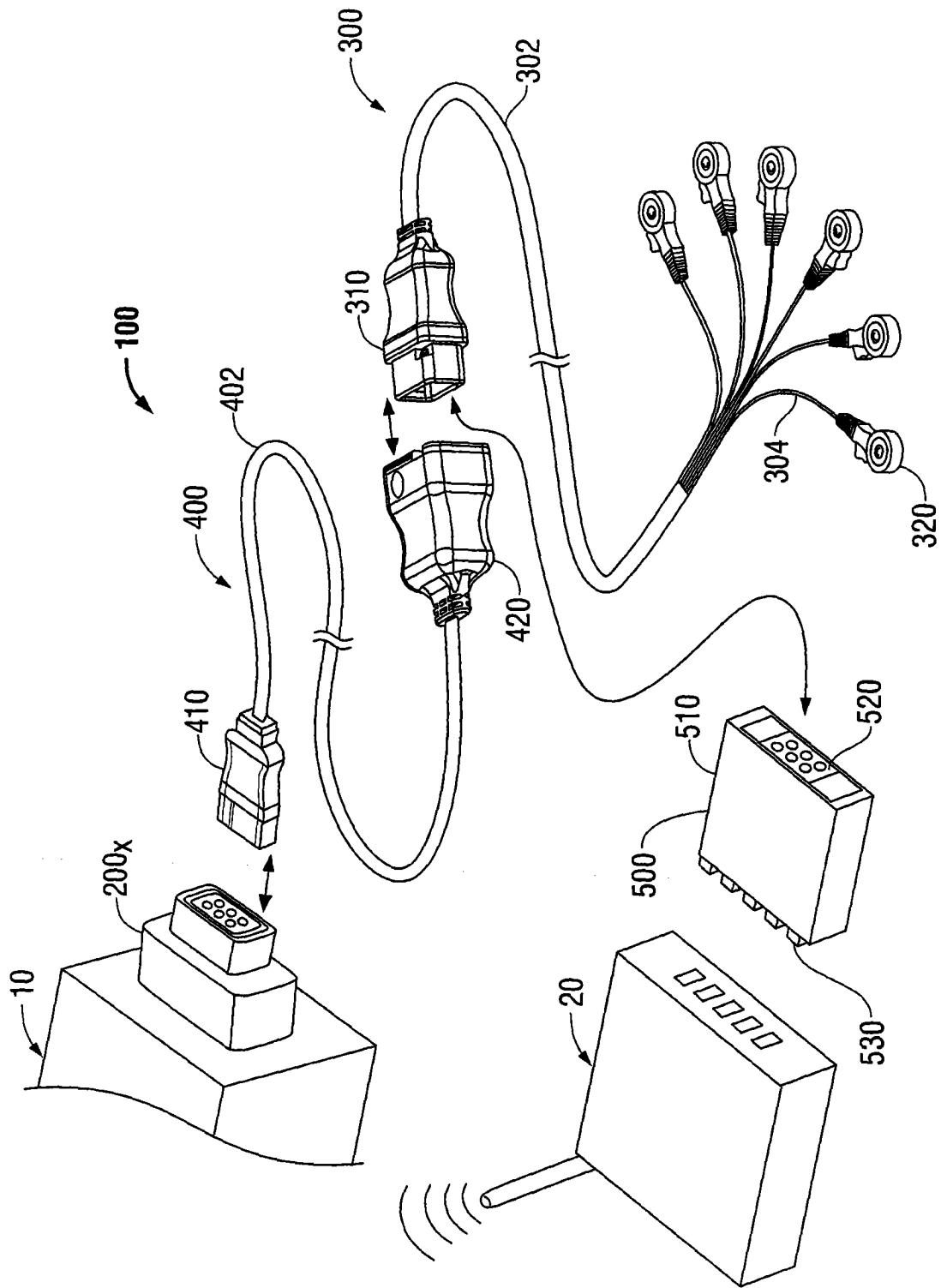


图 48

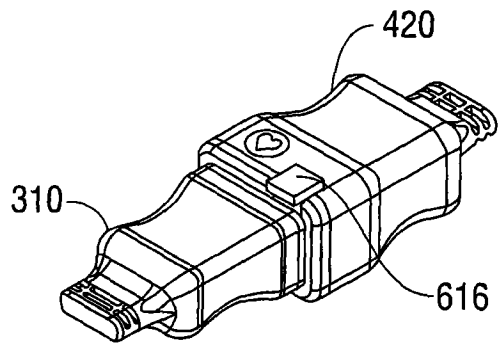


图 49A

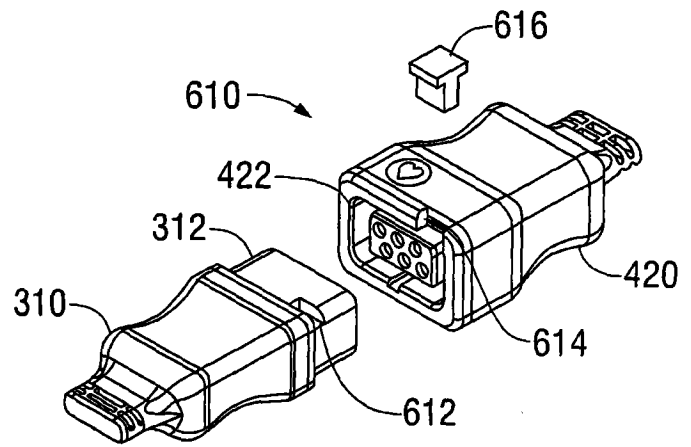


图 49B

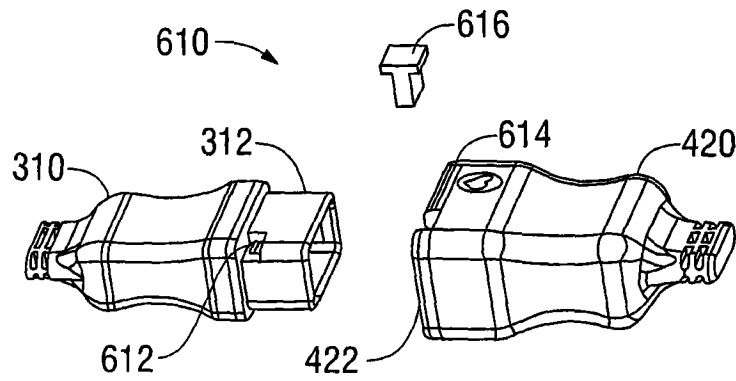


图 49C

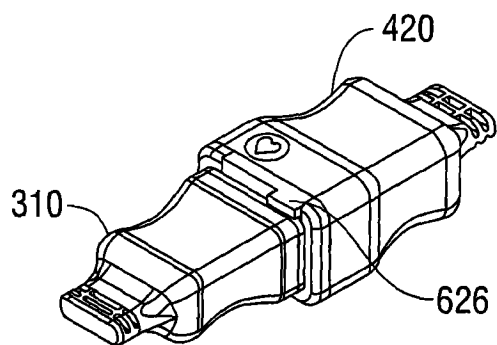


图 50A

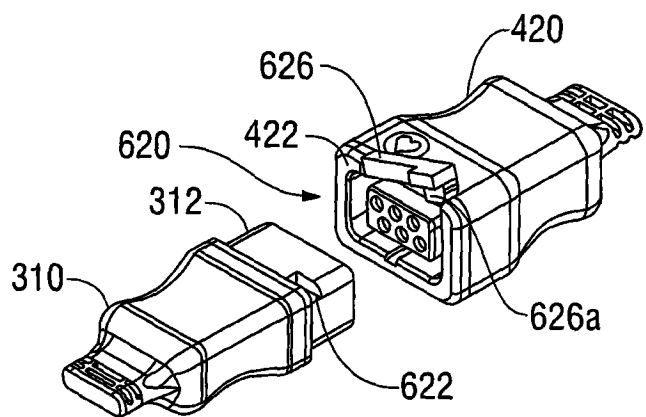


图 50B

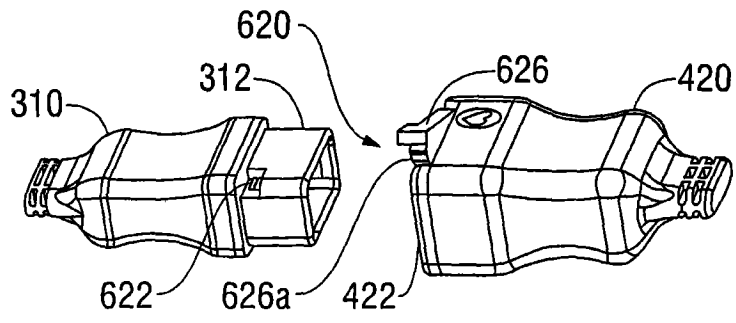


图 50C

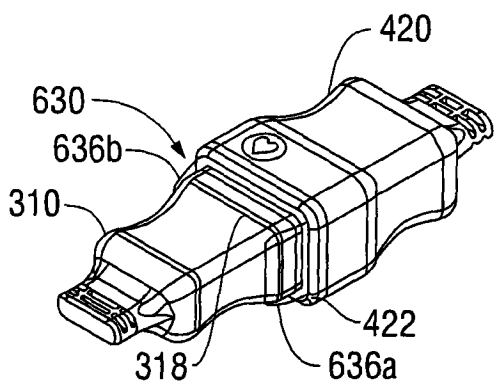


图 51A

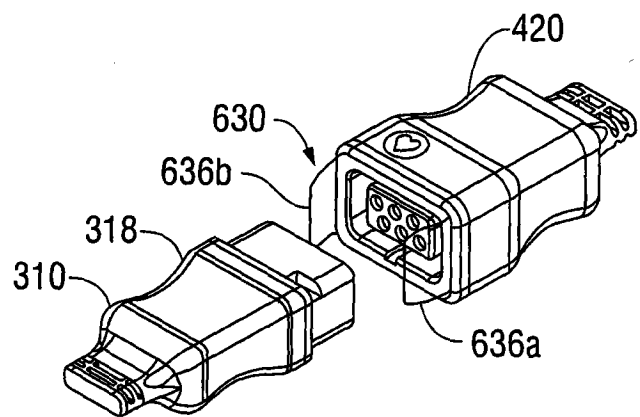


图 51B

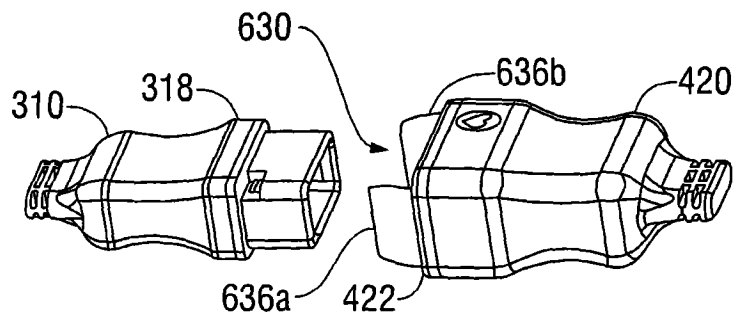


图 51C

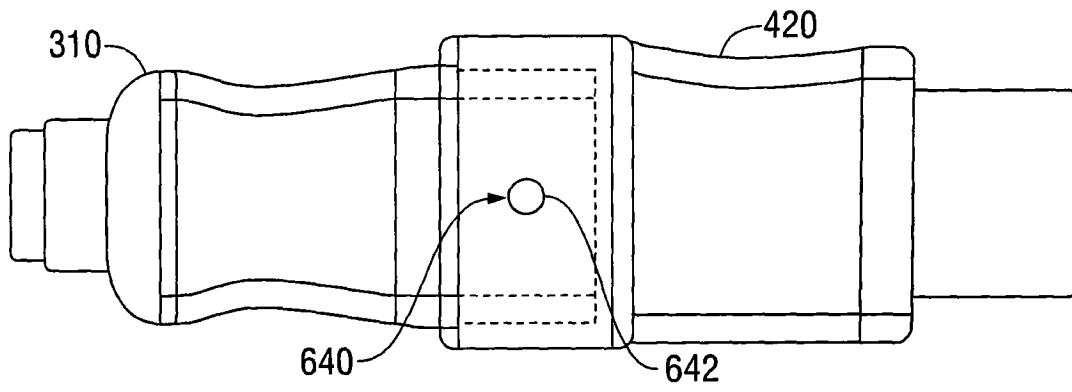


图 52A

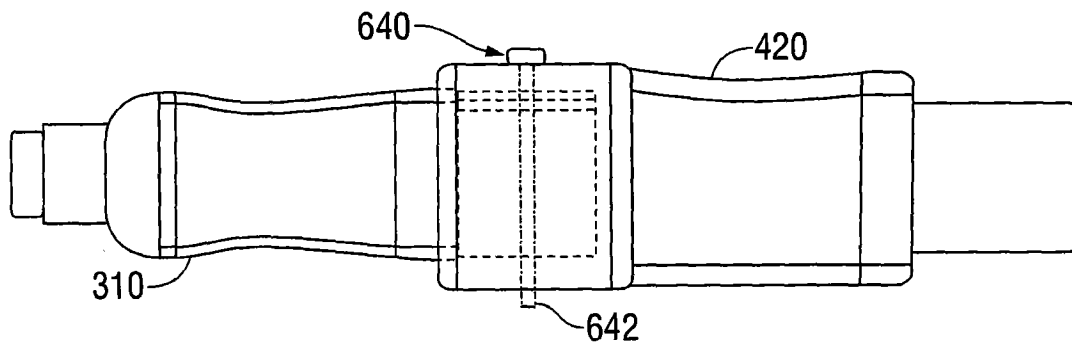


图 52B

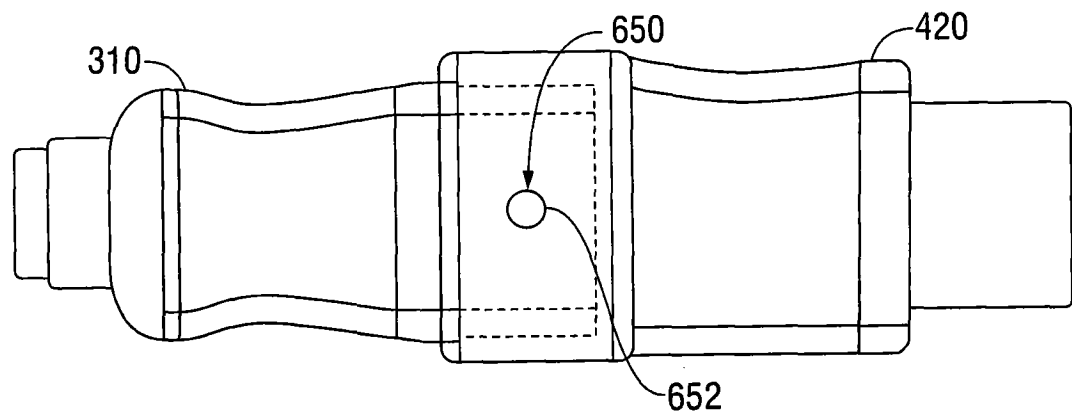


图 53A

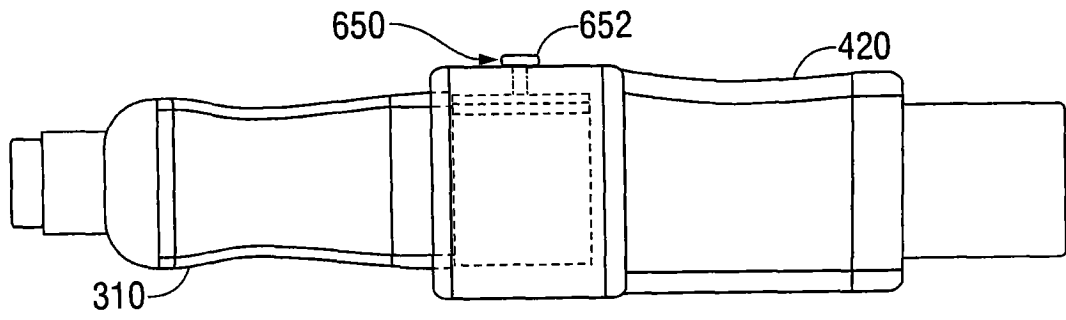


图 53B

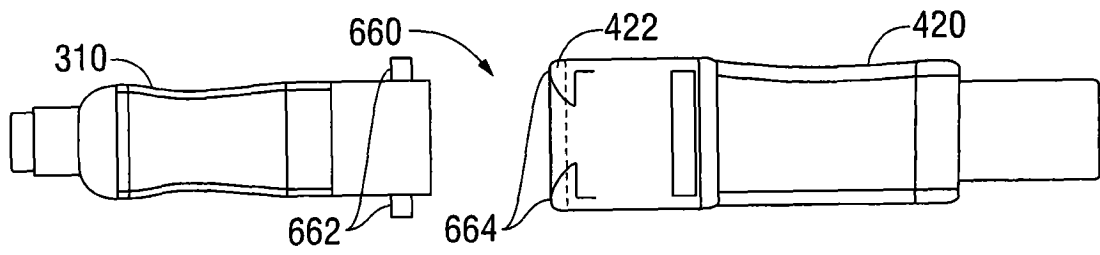


图 54

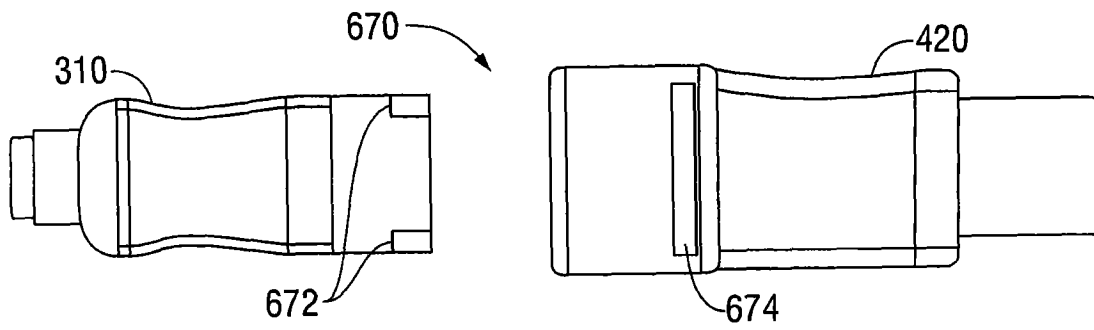


图 55

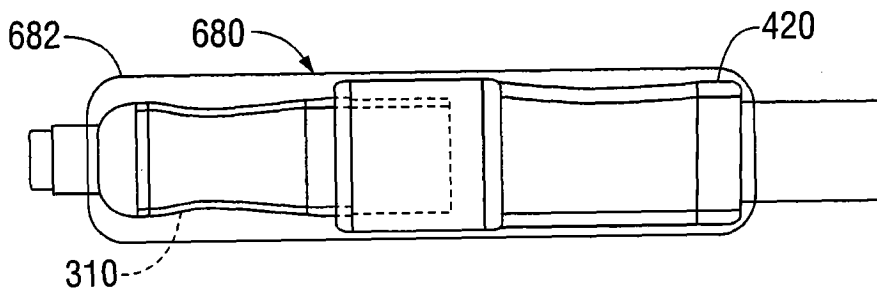


图 56

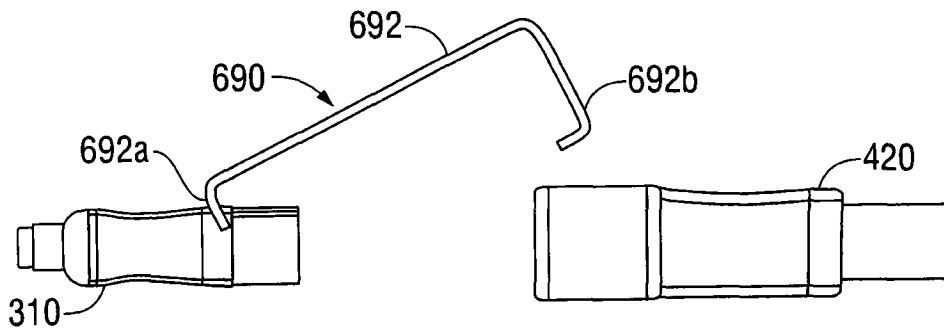


图 57A

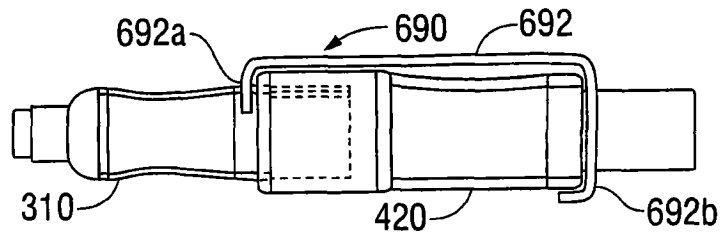


图 57B

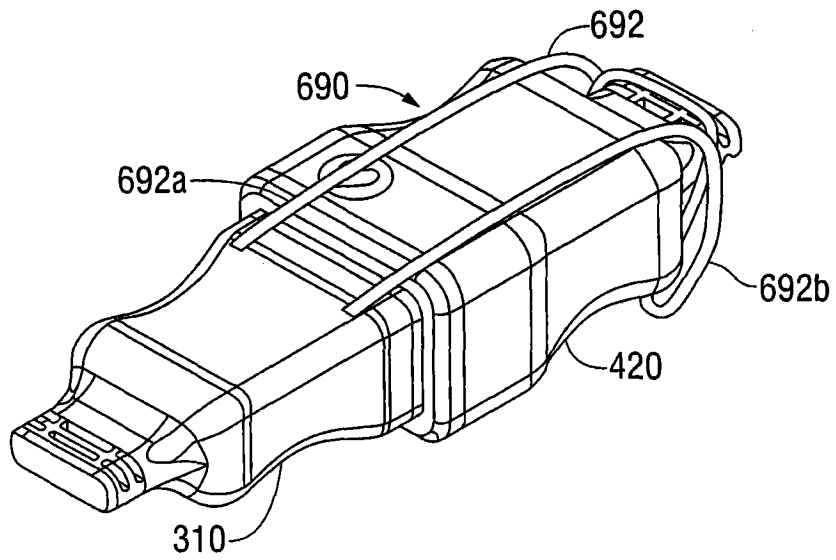


图 57C