



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 202320882 A

(43)公開日：中華民國 112 (2023) 年 06 月 01 日

(21)申請案號：111130037

(22)申請日：中華民國 111 (2022) 年 08 月 10 日

(51)Int. Cl.：

*A61M60/148 (2021.01)**A61M60/422 (2021.01)**A61M60/13 (2021.01)**A61M60/221 (2021.01)**A61M60/416 (2021.01)**A61M60/878 (2021.01)*

(30)優先權：2021/08/12 美國

63/232,323

(71)申請人：美商阿比奧梅德公司 (美國) ABIOMED, INC. (US)

美國

(72)發明人：孔慶超 KONG, QINGCHAO (US)；賈漢吉爾 艾米利亞 JAHANGIR, EMILIA

(US)；科蒂卡 馬丁 KORTYKA, MARTIN (US)

(74)代理人：黃志揚

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：20 項 圖式數：13 共 51 頁

(54)名稱

用於血管內血泵的馬達電纜

(57)摘要

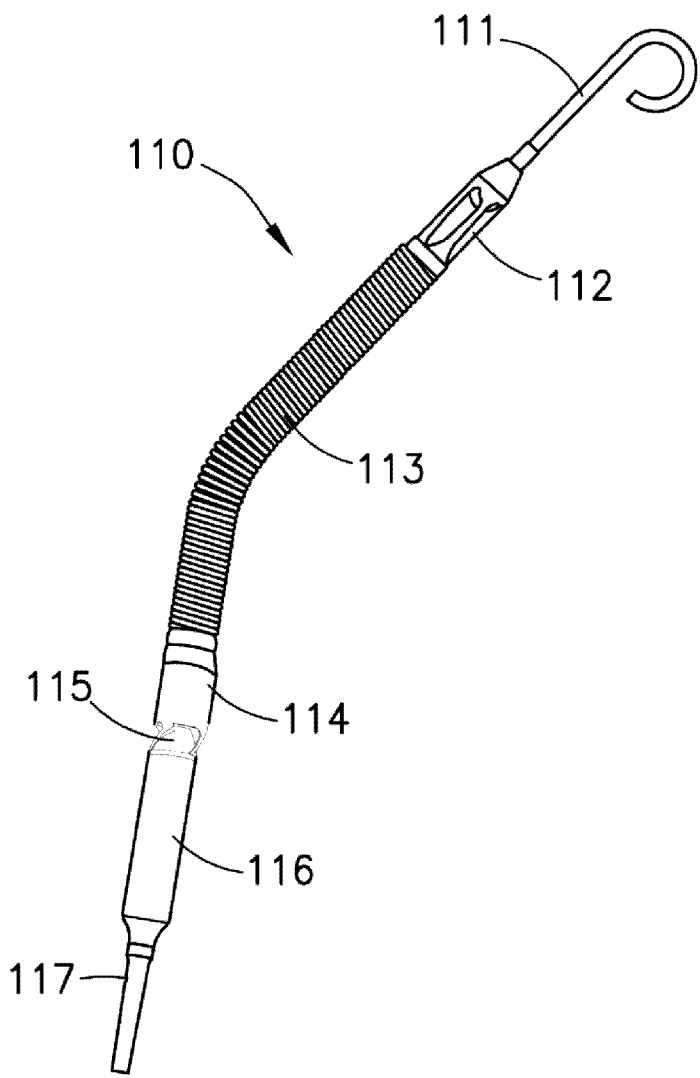
本發明揭示了一種以一血管內血泵為患者提供血液動力學支援的系統與方法。在一些實施方式中，該血泵包括一馬達與一向馬達輸送電力的改良馬達電纜。馬達包括一具有一或更多個線圈的定子。該馬達電纜包括一或更多個電氣導管。該馬達電纜還包括一尾部與一頭部。在一些實施方式中，該頭部可以為一 O 形或一 C 形。該馬達電纜可降低組裝該血泵的複雜性。舉例來說，該馬達電纜可以降低該一或更多個線圈以及／或者該一或更多個電氣導管短路的風險。

Systems and methods for providing hemodynamic support to a patient with an intravascular blood pump are disclosed. In some implementations, the blood pump includes a motor and an improved motor cable for delivering electrical power to the motor. The motor includes a stator with one or more coils. The motor cable includes one or more electrical conduits. The motor cable also includes a tail portion and a head portion. In some implementations, the head portion may have an O-shape or a C-shape. The motor cable may reduce the complexity of assembling the blood pump. For example, the motor cable may reduce the risk of shorting the one or more coils and/or the one or more electrical conduits.

指定代表圖：

符號簡單說明：

- 110:血管內血泵
- 111:尾線
- 112:入口區域
- 113:套管
- 114:壓力感測器
- 115:出口區域
- 116:馬達外殼
- 117:導管



【圖1a】



【發明摘要】

【中文發明名稱】 用於血管內血泵的馬達電纜

【英文發明名稱】 MOTOR CABLES FOR INTRAVASCULAR BLOOD PUMPS

【中文】本發明揭示了一種以一血管內血泵為患者提供血液動力學支援的系統與方法。在一些實施方式中，該血泵包括一馬達與一向馬達輸送電力的改良馬達電纜。馬達包括一具有一或更多個線圈的定子。該馬達電纜包括一或更多個電氣導管。該馬達電纜還包括一尾部與一頭部。在一些實施方式中，該頭部可以為一O形或一C形。該馬達電纜可降低組裝該血泵的複雜性。舉例來說，該馬達電纜可以降低該一或更多個線圈以及／或者該一或更多個電氣導管短路的風險。

【英文】Systems and methods for providing hemodynamic support to a patient with an intravascular blood pump are disclosed. In some implementations, the blood pump includes a motor and an improved motor cable for delivering electrical power to the motor. The motor includes a stator with one or more coils. The motor cable includes one or more electrical conduits. The motor cable also includes a tail portion and a head portion. In some implementations, the head portion may have an O-shape or a C-shape. The motor cable may reduce the complexity of assembling the blood pump. For example, the motor cable may reduce the risk of shorting the one or more coils and/or the one or more electrical conduits.

【指定代表圖】 圖1a

【代表圖之符號簡單說明】

110：血管內血泵

111：尾線

112：入口區域

113：套管

114：壓力感測器

115：出口區域

116：馬達外殼

117：導管

【發明說明書】

【中文發明名稱】 用於血管內血泵的馬達電纜

【英文發明名稱】 MOTOR CABLES FOR INTRAVASCULAR BLOOD PUMPS

【技術領域】

【0001】本發明係關於以血管內血泵為患者提供血液動力學支援的系統與方法。在一些實施方式中，該血泵包括一馬達以及一用以向該馬達輸送電力的改良馬達電纜。

【先前技術】

【0002】血管內血泵可以藉由導管而被插入患者的血管(例如主動脈)以提供血流動力學支援。血管內血泵可以包括一入口區域、一出口區域、一套管，以及一馬達外殼。在操作期間，血液被吸進入口區域的一或更多個開口，被引導通過套管，並被設置在馬達外殼內的馬達透過出口區域的一或更多個開口排出。馬達故障可能會給患者帶來嚴重的問題。此外，即使可以在將血泵插入患者體內後更換馬達，此種更換也會給患者帶來額外的風險。

[相關申請案的參考]

【0003】本發明申請案係以2022年8月12日提交的美國臨時專利申請案US 63/232,323一案主張優先權，在此並引用做為參考。

【發明內容】

【0004】本發明係揭示以血管內血泵為患者提供血液動力學支援的系統與方法。在一些實施方式中，血泵包括一馬達與一改良的馬達電纜，用以向馬達輸送電力。馬達包括一具有一或更多個線圈的定子。馬達電纜包括一或更多個電氣導管。馬達電纜還包括一尾部與一頭部。在一些實施方式中，頭部可以為O形或C形。馬達電纜可以降低組裝血泵的複雜性。舉例來說，馬達電纜可以降低一或更多個線圈以及／或者一或更多個電氣導管短路的風險。

【0005】本發明的一個型態係關於一血管內血泵，其包含一具有一或更多個開口的入口區域，一具有一或更多個開口的出口區域，一與該入口及出口區域流體耦接的通道，一具有一轉子與一定子的馬達，以及一具有一尾部與一頭部的電纜。該馬達的定子包含一或更多個線圈並被配置為因應在該一或更多個線圈接收到一或更多個電氣訊號而產生一旋轉磁場，其中該旋轉磁場使得該轉子旋轉，以及其中該轉子的旋轉將血液吸進該入口區域的該一或更多個開口，引導血液通過該通道，並透過該出口區域的該一或更多個開口排出血液。一或更多個電氣導管延伸穿過該尾部與該頭部。該電纜的頭部包括一或更多個襯墊。至少一個線圈係透過該至少一個襯墊耦接到該至少一個電氣導管。

【0006】在一些實施方式中，該定子具有偶數個線圈。在一些實施方式中，該一或更多個線圈與該一或更多個電氣導管係耦接到該一或更多個襯墊以形成一星形電路配置。在一些實施方式中，該一或更多個線圈與該一或更多個電氣導管係耦接到該一或更多個襯墊以形成一三角形電路配置。在一些實施方式中，該一或更多個線圈與該一或更多個電氣導管係耦接到該一或更多個襯墊以形成一開端繞組電路配置。

【0007】在一些實施方式中，該電纜的該頭部係耦接到該馬達的一軛。在一些實施方式中，該電纜的該頭部係耦接到一軸承或一襯套。在一些實施方式中，一軸延伸穿過(a)該軸承或該襯套的一開口以及(b)該電纜的該頭部之一開口。在一些實施方式中，該頭部為O形。在一些實施方式中，該頭部為C形。在一些實施方式中，該電纜在該尾部與該頭部之間的一介面附近以45度到135度之間的角度彎曲。

【0008】在一些實施方式中，至少一個電氣導管包括複數個導電層與複數個通孔，以及其中每個導電層被至少一個電氣絕緣層隔開。在一些實施方式中，該電纜的該頭部包含一位於該複數個導電層下方的黏著層。在一些實施方式中，

該尾部包含一覆蓋該複數個導電層的區段之塗層。在一些實施方式中，該尾部包含一或更多個襯墊。在此些實施方式中，該尾部的該一或更多個襯墊與該頭部的該一或更多個襯墊可以是暴露的。

【0009】 本發明的另一型態係關於一種用以組裝一包含一馬達與一電纜的血管內血泵之方法。該馬達包含一轉子與一具有一或更多個線圈的定子。該定子被配置為因應在該一或更多個線圈接收到一或更多個電氣訊號而產生一旋轉磁場，該旋轉磁場使得該轉子旋轉。該電纜包含一尾部與一具有一或更多個襯墊的頭部。該一或更多個電氣導管延伸穿過該尾部與該頭部。該方法包含將該電纜的一頭部耦接到該血管內血泵的一內部結構(例如一軀、一軸承，或一襯套)，以及透過至少一個襯墊將馬達的至少一個線圈耦接到至少一個電氣導管。

【0010】 在一些實施方式中，該頭部為O形或C形。在一些實施方式中，至少一個電氣導管包含複數個導電層與複數個通孔。在此些實施方式中，每個導電層被至少一個電氣絕緣層隔開。在一些實施方式中，該頭部包含一位於該複數個導電層下方的黏著層，以及其中將該電纜的一頭部耦接到該血管內血泵的一內部結構包含將該黏著層放置在該內部結構上。在一些實施方式中，透過該至少一個襯墊將該至少一個線圈耦接到該至少一個電氣導管包含將該至少一個線圈焊接到該至少一個襯墊。

【圖式簡單說明】

圖 1a 所示為一血管內血泵；

圖 1b 所示為圖 1a 的血泵在一患者的心臟內；

圖 1c 所示為一心室支援系統；

圖 2 所示為血管內血泵內部的型態；

圖 3a 至圖 3d 所示為一線圈中個別匝數的線圈繞組圖案；

圖 3e 至圖 3h 所示分別為由具有圖 3a 至圖 3d 所示的個別匝數的線圈形成之線圈繞組圖案；

圖 4 所示為一定子的剖視圖；

圖 5 所示為圖 4 的定子用於圖 2 的血泵中之剖視圖；

圖 6a 所示為一星形或 Y 形電路配置；

圖 6b 所示為一三角形電路配置；

圖 6c 所示為一開端繞組電路配置；

圖 6d 所示為一星形或 Y 形電路配置；

圖 7 所示為一軸承；

圖 8a 與 8b 所示為一印刷電路板；

圖 9a 與 9b 所示為一血管內血泵的圖示；

圖 10a 至圖 10c 分別繪示了一馬達電纜的頂部、中間，以及底部的導電層；

圖 11a 至圖 11c 分別繪示了一馬達電纜的頂部、中間，以及底部的導電層；

圖 12 所示為一層堆疊圖例的範例；以及

圖 13 所示為放在一分錢旁邊的馬達電纜之圖示。

【實施方式】

【0011】以下將參考附圖詳細描述本發明的實施方式，其中相似的附圖標記表示相似或相同的元件。應可理解的是，所揭示的實施方式僅僅是本發明的範例，其可以以各種形式體現。習知的功能或構造不會詳細描述以避免不必要的細節混淆本發明。因此，在此揭示的特定結構與功能細節不應被解釋為限制性的，而僅僅是作為申請專利範圍的基礎並作為教導熟悉此技藝者以幾乎任何適當詳細的結構多樣化地應用本發明的代表性基礎。

【0012】血管內血泵(intravascular blood pump)是一種基於導管的經皮裝置，可用於為患者的心臟提供血流動力學支援(例如，在高風險經皮冠狀動脈介入治療期

間)。如圖1a所示，血管內血泵110可以包括一尾線(pigtail)111、一入口區域(inlet area)112、一套管(cannula)113、一壓力感測器(pressure sensor)114、一出口區域(outlet area)115、一馬達外殼(motor housing)116，以及／或者一導管(catheter)117。尾線111可以幫助穩定患者心臟中的血泵110。在操作期間，血液可被吸進入口區域112的一或更多個開口，導引通過套管113，並由設置在馬達外殼116中的馬達(圖中未顯示)透過出口區域115的一或更多個開口排出。在一些實施方式中，血流入口與出口區域可以相反，使得在操作期間，血液可以被吸入出口區域115的一或更多個開口，導引通過套管113，並透過入口區域112的一個或多個開口排出。在一些實施方式中，壓力感測器114可包括整合到套管113中的柔性膜。壓力感測器114的一側可暴露於套管113外側的血壓，而另一側可暴露於內部血液的壓力。在一些實施方式中，壓力感測器114可以產生與套管113外部的壓力與套管113內部的壓力之間的差成比例的電氣訊號。在一些實施方式中，由壓力感測器114測量的壓力差可用以將血泵110定位在患者心臟內。在一些實施方式中，壓力感測器114是光學壓力傳感器。導管117可以在血泵110與心室支援系統的多個其他裝置之間提供一或更多個流體以及／或者電氣連接(參考圖1c)。

【0013】如圖1b所示，血泵110可以被定位在患者的心臟120中。如圖所示，血泵110可以，舉例來說，透過股動脈(femoral artery)122經皮插入上行升主動脈(ascending aorta)124，穿過主動脈瓣(aortic valve)126，並進入左心室(left ventricle)128。在其他實施方式中，血管內血泵可以，舉例來說，經由腋動脈(axillary artery)123經皮插入上行升主動脈124中，穿過主動脈瓣126，並進入左心室128。在其他實施方式中，舉例來說，血管內血泵可以直接插入上行升主動脈124、穿過主動脈瓣126並進入左心室128。在操作期間，血泵110從左心室128吸進血液並將血液排入上行升主動脈124。因此，血泵110執行一些通常由患者心

臟 120 完成的工作。血泵的血液動力學效應可包括心輸出量的增加、冠狀動脈血流的改善，使得左心室(LV)舒張末期壓力、肺毛細血管楔壓、心肌負荷，以及耗氧量降低。在一些實施方式中，血泵110可以被定位在心臟的右側內並且支援右側循環。

【0014】如圖1c所示，血泵110可被納入一心室支援系統(ventricular support system)100中。心室支援系統100還包括一控制器(controller)130(例如，來自美國麻州Danvers的Abiomed公司的Automated Impella Controller®)、一顯示器(display)140、一清洗子系統(purge subsystem)150、一連接器電纜(connector cable)160、一插頭(plug)170，以及一重新定位單元(repositioning unit)180。如圖所示，控制器130包括顯示器140。控制器130監控與控制血泵110。在操作期間，清洗子系統150將清洗液透過導管117輸送到血泵110以防止血液進入馬達外殼116內的馬達(圖中未顯示)。在一些實施方式中，清洗液是葡萄糖溶液(例如，5%葡萄糖水溶液與25或50 IU/mL肝素)。連接器電纜160在血泵110與控制器130之間提供電氣以及／或者光學連接。插頭170連接導管117、清洗子系統150，以及連接器電纜160。在一些實施方式中，插頭170包括用於儲存操作參數的記憶體。重新定位單元180可用於重新定位血泵110。

【0015】如圖所示，清洗子系統150包括一容器(container)151、一供應管線(supply line)152、一清洗盒(purge cassette)153、一清洗盤(purge disc)154、一清洗管(purge tubing)155、一止回閥(check valve)156、一儲壓器(pressure reservoir)157、一輸液過濾器(infusion filter)158，以及一側臂(sidearm)159。容器151可以是，舉例來說，袋子或瓶子。清洗液儲存在容器151中。供應管線152提供容器151與清洗盒153之間的流體連接。清洗盒153可以控制容器151中的清洗液如何輸送到血泵110。舉例來說，清洗盒153可以包括一或更多個閥門，用以控制清洗液的壓力以及／或者流速。清洗盤154包括一或更多個壓力以及／或者流量感測器，用以測量清

洗液的壓力以及／或者流速。如圖所示，控制器130與清洗盒153和清洗盤154連接。清洗管155在清洗盤154與止回閥156之間提供流體連接。儲壓器157在清洗液改變期間提供額外的填充體積和壓力。在一些實施方式中，儲壓器157包括柔性橡膠隔膜，透過膨脹室提供額外的填充體積和壓力。輸液過濾器158有助於防止細菌污染和空氣進入導管117。側臂159在輸液過濾器158與插頭170之間提供流體連接。

【0016】 在操作期間，控制器130接收來自壓力感測器114、馬達外殼116內的馬達(圖中未顯示)，以及清洗盤154的測量值，並控制馬達外殼116內的馬達(圖中未顯示)與清洗盒153。如上所述，控制器130透過清洗盒 153 與清洗盤 154 控制與測量清洗液的壓力以及／或者流速。在操作期間，在清洗液透過側臂 159 離開清洗子系統 150之後，清洗液被導引通過導管117內的清洗內腔(圖中未顯示)與插頭170。導管117內的感測器電纜(圖中未顯示)、連接器電纜160，以及插頭170提供壓力感測器114與控制器130之間的電氣以及／或者光學連接。導管117內的馬達電纜(圖中未顯示)、連接器電纜160，以及插頭170在馬達外殼116內的馬達與控制器130之間提供電氣連接。在操作期間，控制器130透過感測器電纜接收來自壓力感測器114的測量值與控制透過馬達電纜傳送到馬達外殼116內的馬達之電力。舉例來說，藉由控制輸送到馬達外殼 116 內的馬達之電流以及／或者電壓，控制器 130 可以控制馬達外殼 116 內的馬達之速度。在一些實施方式中，控制器 130 連接到外部電源(例如，電池或電網的電源插座)。在一些實施方式中，控制器130包括內部電源(例如，電池)。當透過電池供電時，可以為患者提供更大的機動性。

【0017】 在此可以對心室支援系統100及其一或更多個組件進行各種修改。舉例來說，心室支援系統100可經由修改以適應各種不同的血管內血泵，例如來自麻州 Danvers的Abiomed公司的 Impella 2.5®、Impella 5.0®、Impella 5.5®、Impella

LD®、Impella RP®, 以及Impella CP® 導管。作為另一範例, 可以將一或更多個感測器添加到血泵110。舉例來說, 可以將第二壓力感測器添加到血泵110, 靠近入口區域112, 被配置為測量左心室血壓。在此些實施方式中, 第二壓力感測器可以用與壓力感測器114大致相同的方式操作。此外, 在此些實施方式中, 額外的感測器電纜可被設置在導管117、連接器電纜160, 以及插頭170內, 以提供一或更多個附加感測器與控制器130之間的電氣連接。作為又另一範例, 心室支援系統100的一或更多個組件可以分離。舉例來說, 顯示器140可以併入與控制器130通訊(例如, 無線地或透過一或更多條電纜)的另一裝置中。作為又另一範例, 上述感測器以及/或者馬達電纜中的一或更多個可以用具有複數個獨立的電氣導管的單一電纜代替。

【0018】圖2所示為血管內血泵200內部的型態。在一些實施方式中, 血泵200可以採用與血泵110大致相同的方式構造和操作。此外, 在一些實施方式中, 血泵200可被納入心室支援系統, 例如心室支援系統100。如圖所示, 血泵200包括一馬達單元(motor unit)210與一沿縱軸205佈置的泵單元(pump unit)220。馬達單元210包括馬達, 其包括一定子(stator)240與一包含在外殼(housing)212內的轉子250。電力透過延伸穿過導管230的電氣導管246、247輸送到定子240。在一些實施方式中, 電力可以由連接到血泵200的控制器(例如, 控制器130)提供。在一些實施方式中, 壓力感測器(例如, 壓力感測器114)可被耦接到泵單元200。

【0019】外殼212包括一近端(proximal end)214與一遠端(distal end)216。外殼212的近端214耦接到導管230的遠端234, 導管230可以包含一柔性管。導管230包括一內腔(lumen)232, 其朝向醫生(也就是近端)延伸, 用以控制與操作血泵200。在圖2中, 定子240與外殼212被描述為單獨的組件。然而, 在其他實施方式中, 定子240可被封裝在外殼212內以形成單一組件。

【0020】轉子250包含一永磁體(permanent magnet)252，該永磁體252在定子240的中心開口245(central opening)內圍繞軸(shaft)253旋轉而被支撐。永磁體252可包含在馬達單元210內圍繞軸253的圓柱形永磁體。軸253從馬達單元210延伸到泵單元220與促進用以泵送血液的葉輪(impeller)260的旋轉。在一些實施方式中，軸253可由一或更多個接觸型軸承或襯套旋轉地支撐，像是如同圖7中所示。在一些實施方式中，軸253可由一或更多個非接觸型軸承或襯套(例如，磁性或流體動力軸承)旋轉地支撐。在一些實施方式中，軸253可以由定位在外殼212的近端214之第一軸承或襯套與定位在外殼212的遠端216之第二軸承或襯套旋轉地支撐。在一些實施方式中，轉子250可以包括兩個或更多個連接到軸253的永磁體，或具有自己的轉子繞組之電磁體。此外，雖然圖2顯示轉子250在定子240內是可旋轉，但是馬達單元210可以被配置為使得定子240圍繞軸253保持靜止並且轉子250被配置為圍繞定子240旋轉的圓柱體。

【0021】軸253沿著馬達單元210的長度延伸並且延伸到泵單元220的圓柱形外殼222中。在一些實施方式中，軸253可以是中空的並且包含例如用以讓導引線通過的內腔(lumen)254。軸253的遠端耦接到位於外殼222內的葉輪260。馬達單元210的定子240與轉子250之間的相互作用在轉子250中產生扭矩，導致軸253旋轉，進而使得葉輪260在外殼222內旋轉。當這種情況發生時，血液可以透過軸向吸入開口(axial intake opening)224被吸入血泵200以在軸向方向上輸送，血液從開口226橫向流出並沿外殼212軸向流動。以這種方式，血泵200在患者心臟內產生血液流動。在一些實施方式中，血流可以反向，使得在操作期間，血液可以被吸入開口226，被導引通過外殼222，並透過開口224排出。

【0022】定子240沿著馬達單元210的長度從近端242延伸到遠端243，並且包含以特定圖案纏繞的線圈(coil)244，其細節將在稍後敘述。在一些實施方式中，定子240可以包含六個線圈。在其他實施方式中，可以提供更多或較少的線圈(例

如，兩個線圈、三個線圈、四個線圈、五個線圈，或多於六個線圈)。較佳地，線圈的數量是偶數，使得直接相對的線圈可以成對(例如，關於磁場的控制)並且同時被控制。如圖2所示，定子240定義了轉子250定位在其中的開口245。在一些實施方式中，定子240是無溝槽的，使得線圈244是纏繞在它們自身上而不是纏繞在層疊的定子核心上。每個線圈244可以具有絕緣塗層(圖中未顯示)，並且可選地，定子240可以由合成環氧樹脂(圖中未顯示)包覆。

【0023】在如圖所示，馬達單元210還包括一軛(yoke)213，軛213被包含在外殼212內。軛213承載由轉子250的永磁極產生之磁通量。軛213可以由磁性材料製成，像是鋼，或合適的合金，如鈷鋼。軛213可以增強磁通量，有助於減小血泵200的總直徑。在其他實施方式中，外殼212可以作為軛213。由於軛213是馬達單元210最外面的組件，因此它的直徑以及／或者厚度限制了定子240的尺寸。

【0024】圖3a至圖3d所示為線圈繞組圖案310、311、312、313的個別繞組匝結構。然而，應可理解的是，一個完整的定子，像是圖2中的定子240，可透過繞著馬達單元的縱向軸線，像是縱軸205的複數個線匝的軸向與角度佈置來取得。圖3e至圖3h分別顯示用於圖3a至圖3d中每種線圈繞組類型的完整定子之線圈繞組圖案。在圖3e至圖3h中的每一個圖的水平軸代表沿著個別定子圓周的角位置，而垂直軸表示個別定子從定子的遠端移動到近端之縱向長度。

【0025】圖3a所示為單獨的線圈繞組圖案310，其中線圈中的每條線314從近端321沿線圈的長度延伸到遠端325。在遠端325，線314沿著外圍將定子旋轉180度並返回到近端321。由具有圖3a所示匝數的線圈形成的完整線圈繞組圖案310係顯示在圖3e中。

【0026】圖3b所示為單獨的菱形線圈繞組圖案311，其中每條線315以彎曲配置佈置。不同於圖3a所示的線圈繞組圖案310，線圈繞組圖案311包含一條連續的線，其被纏繞數次，每一完整匝都有角度偏移。當在定子中採用菱形線圈繞組

圖案的彎曲配置時，可能需要對每個單獨相的線圈進行後組裝。具有圖3b所示的菱形線圈繞組圖案311的完整線圈繞組係顯示在圖3f中。

【0027】圖3c所示為單獨的螺旋線圈繞組圖案312，其中每條線316被佈置成橢圓構造。線圈繞組圖案312類似於圖3b的線圈繞組圖案311，但沒有彎曲，這樣簡化了線圈纏繞過程。螺旋線圈繞組是一步驟的繞組，無需任何後組裝步驟即可輕鬆形成。具有圖3c所示的螺旋線圈繞組圖案312的完整線圈繞組圖案係顯示在圖3g中。

【0028】圖3d所示為單獨的混合線圈繞組圖案313，其包含作為圖3a的線圈繞組圖案310與圖3b的線圈繞組圖案311的混合線圈繞組。這種混合線圈繞組藉由調整線圈的每條線317的水平與垂直的長寬比來實施扭矩與電阻的最佳比率。包括圖3d所示的混合線圈繞組圖案313的完整線圈繞組係顯示在圖3h中。

【0029】圖4所示為用於三相兩極電動馬達的定子400，每相每磁極對包括兩個線圈。定子400可以是雙繞組定子(或四層線圈定子)。定子400可以採用任何線圈繞組圖案310、311、312、313。當使用例如圖3c的線圈繞組圖案312來實施時，定子400是雙螺旋繞組定子，類似於圖3g所示的完整繞組。在定子400中，三相電動機的每一相A、B，以及C包含兩個線圈。因此，A相包含線圈410(標記為「A1」)與線圈411(標記為「A2」)，B相包含線圈412(標記為「B1」)與線圈413(標記為「B2」)，以及C相包含線圈414(標記為「C1」)與線圈415(標記為「C2」)。如圖所示，定子400具有包含線圈A1、B1，以及C1的內部繞組，以及包含線圈A2、B2，以及C2的外部繞組。在一些實施方式中，外部繞組中的線圈A2、B2，以及C2中的每一個具有比內部繞組中的線圈A1、B1，以及C1中的每一個更大的匝數。如圖示，每個線圈410、411、412、413、414、415具有一起點與一終點，如引線420、421、422、423、424、425、426、427、428、429、430、431所示。在一些實施方式中，引線420、421、422、423、424、425、426、427、428、429、

430、431位於定子400的近端，用於與饋線(例如，電氣導管246、247)連接。在一些實施方式中，線圈410、411、412、413、414、415可以由絕緣電磁線形成。

【0030】 在一些實施方式中，線圈A1係藉由從第一端引線420沿定子400的圓周在第一方向(例如，逆時針方向)上纏繞線圈約120度跨度直到線圈跨距的末端而形成，在此會形成第二端引線421。在形成線圈A1之後，然後可以形成包含內部繞組的其餘部分之線圈(也就是線圈B1與線圈C1)。在形成線圈A1、B1，以及C1之後，可以形成線圈A2、B2，以及C2。線圈A2可以藉由從第一端引線422沿定子400的圓周在第一方向(例如，逆時針方向)上纏繞線圈約120度跨度直到線圈跨距的末端而形成，在此會形成第二端引線423。在形成線圈A2之後，然後可以形成包含外部繞組的其餘部分之線圈(也就是線圈B2與線圈C2)。這種繞組順序可以幫助減小定子400的整體尺寸。如圖所示，線圈410、411、412、413、414、415在內部繞組或外部繞組內沿定子400的圓周均勻分佈。然而，在其他實施方式中，線圈410、411、412、413、414、415可能會分佈不均。

【0031】 圖5所示為血泵200採用圖4的定子400在三相兩極馬達中沿著圖2的線X-X'的橫截面500。為了清楚起見，圖4中省略了形成線圈410、411、412、413、414、415的繞組。如圖2所示，轉子250在使用時不斷旋轉。圖5繪示了轉子250在特定時刻的位置。在所示位置，轉子250產生磁通密度B，並且每個線圈410、411、412、413、414、415承載可以被縱向導引的電流(進入頁面或離開頁面)。根據勞倫茲力定律(Lorentz force law)，磁通密度B與載流線L的縱向長度在垂直於磁通密度B的方向上之相互作用在轉子250內產生用於其旋轉的轉矩T，由以下方程式控制：

$$T \propto (L \hat{z} \times B \hat{r}), \quad (1)$$

其中 $\hat{z}$ 是平行於轉子250的縱向軸線205的方向， $\hat{r}$ 是垂直於轉子250的縱向軸線205的磁通密度B之徑向方向，並且 $\times$ 表示向量積。因此，定子400中的電流流動

導致轉子250圍繞縱向軸線205旋轉，進而使得耦接到軸253的遠端之葉輪260對應旋轉。

【0032】關於上述透過圖2至圖5描述有關血管內血泵的結構與操作之額外資訊，可在美國專利申請案第16/909,028號中找到，該申請案係於2020年6月23日提交，並在此引用做為參考。在其他實施方式中，血管內血泵可具有不同的內部結構。舉例來說，在一些實施方式中，線圈 244可以纏繞在一層壓定子核心上，如歐洲專利申請案號EP 17191940.0，該申請案係於 2017年9月19日提交並以專利公開案號EP 3456367 A1公開，以及專利申請案號EP 17155078.3，其於2017年2月7日提交並以專利公開案號EP 3357523 A1公開，兩者均被引用做為參考。

【0033】圖6a至圖6d所示為血管內血泵(例如，血泵110或血泵200)的定子(例如，定子240或定子400)的電路配置。如圖所示，電路配置601、602、603、604包括分支611、612、613。分支611包括線圈621與線圈624，它們可以纏繞在自身上(例如，參見線圈410、411、412、413、414、415)。分支612包括線圈622與線圈625，它們可以纏繞在自身上(例如，參見線圈10、411、412、413、414、415)。分支613包括線圈623與線圈626，它們可以纏繞在自身上(例如，參見線圈410、411、412、413、414、415)。在一些實施方式中，線圈621、622、623、624、625、626中的每一個可以具有單一電氣導管(例如，絕緣電磁線)。在其他實施方式中，線圈621、622、623、624、625、626中的一或更多個可以包括並聯連接的兩個或更多個電氣導管。在一些實施方式中，電路配置601、602、603、604中的一或更多個可以包括更多或較少的線圈(例如，兩個線圈、三個線圈、四個線圈、五個線圈，或多於六個線圈)。

【0034】如圖6a所示，電路配置601是星形或Y形電路配置。在電路配置601中，線圈621、622、623在節點630電氣連接。線圈621與線圈624在節點631電氣連接。線圈622與線圈625在節點632電氣連接。線圈623與線圈626在節點633電氣連

接。線圈624、625、626可以分別在節點634、635、636電氣連接到馬達電纜的個別電氣導管(例如電氣導管246、247)。在操作期間，可以由控制器(例如，控制器130)向血管內血泵的定子提供三相電力。舉例來說，具有120度相位差的三個單獨的訊號可以分別透過馬達電纜的三個單獨的電氣導管與節點634、635、636傳送到線圈624、625、626。在一些實施方式中，這些訊號可以是振盪訊號(例如，交流(AC，Alternating Current)訊號)。

【0035】如圖6b所示，電路配置602是三角形電路配置。電路配置602包括許多與電路配置601相同的組件。然而，電路配置602不包括節點630。相反地，電路配置602包括節點641、642、643。線圈622與線圈624在節點641電氣連接。線圈623與線圈625在節點642電氣連接。線圈621與線圈626在節點643電氣連接。在操作期間，控制器(例如，控制器130)可以透過馬達電纜的三個單獨的電氣導管(例如電氣導管246、247)與節點641、642、643向線圈621、622、623、624、625、626提供三相電力。舉例來說，一第一訊號可以透過馬達電纜與節點641的第一導管(圖中未顯示)傳送到線圈622與線圈624，一第二訊號可以透過馬達電纜與節點642的第二導管(圖中未顯示)傳送到線圈623與線圈625，以及一第三訊號可以透過馬達電纜的第三導管(圖中未顯示)與節點643傳送到線圈621與線圈626。在一些實施方式中，第一、第二和第三訊號可以具有120度相位差。在一些實施方式中，第一、第二和第三訊號可以是振盪訊號(例如，交流(AC)訊號)。

【0036】如圖6c所示，電路配置603是具有開放接線端的配置，通常稱為「開端繞組(open end winding)」電路配置。電路配置603包括許多與電路配置601相同的組件。然而，電路配置603不包括節點630。相反地，電路配置603包括節點651、652、653、654、655、656。在操作期間，控制器(例如，控制器130)可以透過馬達電纜的三對分開的電氣導管(例如電氣導管246、247)與節點651、652、653、654、655、656向分支611、612、613中的每一個提供三相電力。舉例來說，在

一些實施方式中，控制器可以透過馬達電纜與節點651、652、653、654、655、656的三對分開的電氣導管向分支611、612、613中的每一個提供三相電力。在一些實施方式中，可以將具有120度相位差的三個單獨訊號傳送到分支611、612、613。在一些實施方式中，這些訊號可以是振盪訊號(例如，交流(AC)訊號)。

【0037】在電路配置601、602、603中，線圈621、622、623、624、625、626被佈置為串聯的線圈對。舉例來說，在分支611內，線圈621與線圈624串聯佈置。然而，在其他實施方式中，線圈621、622、623、624、625、626可以被佈置為並聯的線圈對。舉例來說，如圖6d所示，電路配置601可以重新排列以形成電路配置604，其也是星形或Y形電路配置。

【0038】如上所述，電路配置601、602、603、604中可以包括更多或較少的線圈。當線圈的數量增加或減少時，傳送到分支611、612、613的訊號的數量也可以增加或減少。舉例來說，在從電路配置601、602、603、604中去除分支613的實施方式中，控制器可以向分支611與分支612提供兩相電力。在此些實施方式中，具有90度或180度相位差的兩個單獨訊號可被傳送到分支611與分支612。作為另一個範例，在從電路配置601、602、603、604中移除分支612與分支613的實施方式中，控制器可以向分支611提供單相電力。作為又一個範例，在第四分支被添加到電路配置601、602、603、604的實施方式中，控制器可以向分支611、612、613以及第四分支提供四相電力。在此些實施方式中，可以將具有90度相位差的四個單獨的訊號傳送到分支611、612、613與第四分支。

【0039】圖7所示為一軸承(bearing)700。如圖所示，軸承700包括一頂面710與一中心開口720。在一些實施方式中，軸承700可以被定位在血管內血泵(例如，血泵200)的馬達單元的外殼的近端(例如，外殼212的近端214))內。在一些實施方式中，軸承700可以作為血泵的軛。在此種實施方式中，軸承700可以由磁性材料

製成，例如鋼，或合適的合金，例如鈷鋼。在其他實施方式中，軸承700可以有不同的形狀。

【0040】圖8a與圖8b所示為印刷電路板(PCB，Printed Circuit Board)800。圖8a所示為PCB 800的俯視圖。圖8b所示為PCB 800的透視圖。如圖所示，PCB 800包括層810、820、830，以及中心開口840。層810包括襯墊811、812、813、814、815、816。層810可由導電材料(例如，銅或銀)製成。層820可以由電氣絕緣材料(例如，聚酰亞胺(polyimide))製成。層830可以由黏著材料製成。PCB 800的襯墊811、812、813、814、815、816可用以形成先前關於圖6a至圖6d描述的電路配置。此外，PCB 800可以透過層830的黏合材料耦接到軸承700的頂面710。在此些實施方式中，中心開口840的形狀可以對應於軸承700的中心開口720及其壁厚。然而，中心開口840可以比中心開口720寬。

【0041】如上所述，襯墊811、812、813、814、815、816可用以形成先前關於圖6a至圖6d描述的電路配置之節點。舉例來說，關於電路配置601，襯墊811、812、813可用以形成節點631、632、633，而襯墊814、815、816可用以形成節點634、635、636。在此些實施方式中，可以在不使用PCB 800的情況下形成節點630(例如，透過將適當的導線扭絞與焊接在一起)。作為另一範例，關於電路配置602，襯墊811、812、813可用於形成節點631、632、633，而襯墊814、815、816可用以形成節點641、642、643。在此些實施方式中，血管內血泵(例如，血泵110或血泵200)的線圈(例如，線圈244或線圈410、411、412、413、414、415)可以彼此耦接或馬達電纜的電氣導管(例如，電氣導管246、247)。如圖所示，襯墊814、815、816大於襯墊811、812、813。關於電路配置601與電路配置602，這可能是有利的，因為手動將線圈焊接到馬達電纜的電氣導管可能比手動將線圈焊接到彼此更困難。

【0042】本發明可以對PCB 800進行各種修改。舉例來說，PCB 800可以包括更多或更少的襯墊(例如，兩個襯墊、三個襯墊、四個襯墊、五個襯墊，或多於六個襯墊)以及／或者層(例如，一層、兩層、四層，或五層以上)。舉例來說，為了實施電路配置601，可以將額外襯墊添加到PCB 800(例如，用於節點630)。作為另一範例，為了實施電路配置603，可以將三個額外的襯墊添加到PCB 800。作為又另一範例，為了實施電路配置604，可以移除襯墊811、812、813、814、815、816中的兩個並且將剩餘的一或更多個襯墊變大。在其他實施方式中，襯墊811、812、813、814、815、816的形狀可以不同。例如，襯墊811、812、813、814、815、816中的每一個可以具有相同的尺寸以及／或者形狀。類似地，在其他實施方式中，PCB 800具有不同的形狀。舉例來說，在軸(例如，軸253)不延伸穿過血管內血泵(例如，血泵110或血泵200)的軸承(例如，軸承700)的實施方式中，可以從PCB 800去除中心開口840。在此些實施方式中，中心開口840可以用一個或多個額外電氣連接(例如，一或更多個額外襯墊)代替。此外，在此些實施方式中，可以調整襯墊811、812、813、814、815、816的尺寸以及／或者位置。舉例來說，可以增加襯墊811、812、813、814、815、816的尺寸以進一步降低無意間將線圈(例如，線圈244或線圈10、411、412、413、414、415)以及／或者馬達電纜的電氣導管(例如，電氣導管246、247)短路的風險。

【0043】圖9a與圖9b所示為血管內血泵900內部的型態。血泵900可以採用與血泵110及血泵200大致相同的方式構造與操作。此外，血泵900可以被納入心室支援系統，例如心室支援系統100。如圖所示，血泵900包括一軸承910、一軸920、一PCB 930、線圈940、電氣導管951、952、953，與一定子960。軸承910可以具有大致相同的結構作為軸承700的方式。軸920可以是在組裝期間被移除的臨時組裝夾具。PCB 930可具有與PCB 800大致相同的構造。線圈940可具有與410、411、412、413、414、415大致相同的構造。電氣導管951、952、953可被包括

在馬達電纜中。定子960可具有與定子400大致相同的構造。如圖9b所示，在組裝期間，線圈940與電氣導管951、952、953可被手動焊接到PCB 930。由於血泵900的尺寸小，焊接過程可能很困難並且存在讓線圈940以及／或者電氣導管951、952、953無意間短路的風險。

【0044】圖10a至圖10c所示為馬達電纜1000的型態，其可用以降低在組裝血管內血泵(例如，血泵110、血泵200，或血泵900)期間，馬達電纜的線圈(例如，線圈244、線圈410、411、412、413、414、415，或線圈940)以及／或者電氣導管(例如，電氣導管246、247，或電氣導管951、952、953)發生短路的風險。如圖所示，電纜1000包括圖10a的一頂層1001，圖10b的一中間層1002，圖10c的一底層1003，電氣導管1011、1012、1013、輸入襯墊1021、1022、1023、輸出襯墊1031、1032、1033、連接襯墊1041、1042、1043、1044、通孔1051、1052、1053、1054、1055、1056、1061、1062、1063、1064、一尾部1070、一頭部1080，以及一中心開口1081。頂層1001、中間層1002、底層1003可以由導電材料(例如銅或銀)製成並且由一或更多個電氣絕緣材料(例如聚酰亞胺以及／或者黏著劑)層(圖中未顯示)隔開。當組裝時，頂層1001位於中間層1002上方，中間層1002又位於底層1003上方。在一些實施方式中，電纜1000可以包括在頂層1001上方以及／或者在底部下方的塗層(例如，聚酰亞胺以及／或者黏著劑)。通孔1051、1052、1053、1054、1055、1056、1061、1062、1063、1064可以襯有以及／或者填充導電材料(例如銅或銀)以提供頂層1001、中間層1002、底層1003之間的電氣連接。在一些實施方式中，馬達電纜1000可以是柔性帶狀電纜以及／或者連續印刷電路。

【0045】如圖所示，電氣導管1011包括一部分的頂層1001、中間層1002、底層1003、輸入襯墊1021、輸出襯墊1031與通孔1051、1052、1053、1061、1062。在操作期間，控制器(例如，控制器130)可以透過電氣導管1011向血管內血泵(例如血泵110、血泵200或血泵900)的一或更多個線圈(例如線圈244、線圈410、411、

412、413、414、415，或線圈940)提供第一訊號。電氣導管1012包括一部分的頂層1001、中間層1002、底層1003、輸入襯墊1022、輸出襯墊1032與通孔1054、1055、1056、1063、1064。在操作期間，控制器可以透過電氣導管1012向血管內血泵的一或更多個線圈提供第二訊號。電氣導管1013包括一部分的頂層1001、輸入襯墊1023，以及輸出襯墊1033。在操作期間，控制器可以透過電氣導管1013向血管內血泵的一或更多個線圈提供第三訊號。

【0046】在組裝期間，輸入襯墊1021、1022、1023可被耦接到連接器或焊接到電氣導管(例如，插頭170的一部分)以與控制器(例如，控制器130)介接。此外，在組裝過程中，輸出襯墊1031、1032、1033與連接襯墊1041、1042、1043、1044可用以形成上文關於圖6a至圖6d描述的電路配置。舉例來說，關於電路配置601，連接襯墊1041、1042、1043、1044可用以形成節點630、631、632、633，而輸出襯墊1031、1032、1033可用以形成節點634、635、636。作為另一範例，關於電路配置602，連接襯墊1041、1042、1043、1044可用以形成節點631、632、633，以及輸出襯墊1031、1032、1033可用以形成節點641、642、643。在此些實施方式中，連接襯墊1041、1042、1043、1044的其中之一可能未被使用。替代地，在其他實施方式中，可以從電纜1000移除連接襯墊1041、1042、1043、1044的其中之一。在組裝期間，電纜1000可以在尾部1070和頭部1080之間的介面處或附近以例如45度至135度之間的角度彎曲。

【0047】舉例來說，關於圖9a與圖9b的血泵900，電纜1000可以代替PCB 930與電氣導管951、952、953。舉例來說，頭部1080可被視為替代PCB 930，而尾部1070可被視為替代電氣導管951、952、953。在此些實施方式中，頭部1080可以透過使用黏著劑連接到軸承910。舉例來說，黏著層(圖中未顯示)可以包括在底層1003下方的頭部1080中。有利地，這種替代減少了組裝血泵900所需的手工焊接量。舉例來說，不再需要將電氣導管951、952、953焊接至PCB 930，因為尾

部1070與頭部1080已經互相連接。此外，如上所述，手動將線圈940焊接到電氣導管951、952、953可能比手動將線圈940彼此焊接更困難。因此，整體上降低了複雜性，並降低了線圈以及／或者電氣導管無意間短路的風險。舉例來說，消除電氣導管951、952、953焊接至PCB 930的連接可降低焊點或電氣導管本身與馬達外殼電氣短路的風險。

【0048】可以對電纜1000進行各種修改。舉例來說，電纜1000可以包括更多或較少的襯墊。舉例來說，如上所述，為了實施電路配置602，可以從電纜1000移除連接襯墊1041、1042、1043、1044的其中之一。作為另一個範例，為了實施電路配置603，可以將兩個額外的連接襯墊添加到電纜1000。作為又另一範例，為了實施電路配置604，可以去除連接襯墊1041、1042、1043、1044的其中三個。在其他實施方式中，電纜1000可以包括更多或較少的通孔。舉例來說，可以添加額外的通孔以進一步改善或重新配置頂層1001、中間層1002、底層1003之間的電氣連接。由於血管內血泵的整體尺寸限制，這可能比增加通孔1051、1052、1053、1054、1055、1056以及／或者通孔1061、1062、1063、1064的尺寸更有效。舉例來說，增加通孔1051、1052、1053、1054、1055、1056以及／或者1061、1062、1063、1064的尺寸可能需要加寬尾部1070。在其他實施方式中，輸入襯墊1021、1022、1023、輸出襯墊1031、1032、1033，以及／或者連接襯墊1041、1042、1043、1044可以具有不同的形狀。舉例來說，輸入襯墊1021、1022、1023、輸出襯墊1031、1032、1033以及／或者連接襯墊1041、1042、1043、1044中的每一個可以具有相同的尺寸以及／或者形狀。類似地，在其他實施方式中，電纜1000可以具有不同的形狀。舉例來說，在軸(例如，軸253或軸920)不延伸穿過血管內血泵(例如，血泵110、血泵200或血泵900)的軸承(例如，軸承700或軸承910)的實施方式中，中心開口1081可以從電纜1000移除。在此些實施方式中，中心開口1181(如圖11所示)可以用一或更多個額外電氣連接(例如，一或更多個附

加襯墊)代替。此外,在這樣的實施方式中,可以調整輸出襯墊1031、1032、1033以及/或者連接襯墊1041、1042、1043、1044的尺寸以及/或者位置。舉例來說,可以增加輸出襯墊1031、1032、1033以及/或者連接襯墊1041、1042、1043、1044的尺寸以進一步降低線圈(例如,線圈244、線圈410、411、412、413、414、415,或線圈940)以及/或者電氣導管1011、1012、1013無意間被短路的風險。在其他實施方式中,電纜1000中可以有更多或較少的層。舉例來說,電纜1000可以包括一個或兩個導電層,具有適用的襯墊與通孔配置,或者電纜1000可以包括四個、五個,或更多個導電層,具有適用的襯墊和通孔配置。

【0049】圖11a至圖11c所示為馬達電纜1100的型態,其可用以在組裝血管內血泵(例如,血泵110、血泵200,或血泵900)期間降低使線圈(例如,線圈244、線圈410、411、412、413、414、415,或線圈940)以及/或者電氣導管(例如,電氣導管246、247,或電氣導管951、952、953)短路的風險。如圖所示,電纜1100包括如圖11a所示的一頂層1101,圖11b的一中間層1102、圖11c的一底層1103、電氣導管1111、1112、1113、輸入襯墊1121、1122、1123、輸出襯墊1131、1132、1133、連接襯墊1141、1142、1143、1144、通孔1151、1152、1153、1154、1155、1156、1161、1162、1163、一尾部1170、一頭部1180,以及一中心開口1181。頂層1101、中間層1102、底層1103可以由導電材料(例如銅或銀)製成,並由一或更多個電氣絕緣材料(例如聚酰亞胺以及/或者黏著劑)層(圖中未顯示)隔開。當組裝時,頂層1101位於中間層1102上方,中間層1102又位於底層1103上方。在一些實施方式中,電纜1100可以包括在頂層1101上方以及/或者在底部下方的塗層(例如,聚酰亞胺以及/或者黏著劑)。通孔1151、1152、1153、1154、1155、1156、1161、1162、1163可以襯有以及/或者填充導電材料(例如銅或銀)以提供頂層1101、中間層1102、底層1103之間的電連接。在一些實施方式中,馬達電纜1100可以是柔性帶狀電纜以及/或者連續印刷電路。

【0050】如圖所示，電氣導管1111包括一部分的頂層1101、中間層1102、底層1103、輸入襯墊1121、輸出襯墊1131與通孔1151、1152、1153、1161。在操作期間，控制器(例如，控制器130)可以透過電氣導管1111向血管內血泵(例如血泵110、血泵200或血泵900)的一或更多個線圈(例如線圈244、線圈410、411、412、413、414、415，或線圈940)提供第一訊號。電氣導管1112包括一部分的頂層1101、中間層1102、底層1103、輸入襯墊1122、輸出襯墊1132與通孔1154、1155、1156、1162、1063。在操作期間，控制器可以透過電氣導管1112向血管內血泵的一或更多個線圈提供第二訊號。電氣導管1113包括一部分的頂層1101、輸入襯墊1123，以及輸出襯墊1133。在操作期間，控制器可以透過電氣導管1113向血管內血泵的一或更多個線圈提供第三訊號。

【0051】在組裝期間，輸入襯墊1121、1122、1123可被耦接到連接器或焊接到電氣導管(例如，插頭170的一部分)以與控制器(例如，控制器130)介接。此外，在組裝過程中，輸出襯墊1131、1132、1133與連接襯墊1141、1142、1143、1144可用以形成上文關於圖6a至圖6d描述的電路配置。舉例來說，關於電路配置601，連接襯墊1141、1142、1143、1144可用以形成節點630、631、632、633，而輸出襯墊1131、1132、1133可用以形成節點634、635、636。作為另一範例，關於電路配置602，連接襯墊1141、1142、1143、1144可用以形成節點631、632、633，以及輸出襯墊1131、1132、1133可用以形成節點641、642、643。在此些實施方式中，連接襯墊1141、1142、1143、1144的其中之一可能未被使用。替代地，在其他實施方式中，可以從電纜1000移除連接襯墊1141、1142、1143、1144的其中之一。

【0052】與具有O形的電纜1000的頭部1080相比，電纜1100的頭部1180具有C形。在一些實施方式中，在組裝期間，電纜1100可以與電纜1000大致相同的方式彎曲。例如，電纜1100可以在連接襯墊1141、1142、1143、1144之間的尾部1170

的區段或附近以介於，舉例來說，45度與135度之間的角度彎曲，替代地，在組裝期間，電纜1100可以在尾部1170與頭部1180之間的介面處或附近(例如，在連接襯墊1142與連接襯墊1143之間的尾部1170的區段)以，舉例來說，45度與135度之間的角度彎曲。在該位置彎曲電纜1100可以協助減小血管內血泵(例如，血泵110、血泵200，或血泵900)的總寬度以及／或者將電纜1100定位於更靠近血管內血泵的中心軸，而血管內血泵靠近馬達外殼(例如，馬達外殼116)與導管(例如，導管117)之間的連接。

【0053】舉例來說，關於圖9a與圖9b的血泵900，電纜1100可以代替PCB 930與電氣導管951、952、953。舉例來說，頭部1180可被視為替代PCB 930，而尾部1170可被視為替代電氣導管951、952、953。在此些實施方式中，頭部1180可以透過使用黏著劑連接到軸承910。舉例來說，黏著層(圖中未顯示)可以包括在底層1103下方的頭部1180中。有利地，這種替代減少了組裝血泵900所需的手工焊接量。舉例來說，不再需要將電氣導管951、952、953焊接至PCB 930，因為尾部1170與頭部1180已經互相連接。此外，如上所述，手動將線圈940焊接到電氣導管951、952、953可能比手動將線圈940彼此焊接更困難。因此，整體上降低了複雜性，並降低了線圈以及／或者電氣導管無意間短路的風險。舉例來說，消除電氣導管951、952、953焊接至PCB 930的連接可降低焊點或電氣導管本身與馬達外殼電氣短路的風險。

【0054】可以對電纜1100進行各種修改。舉例來說，電纜1100可以包括更多或較少的襯墊。舉例來說，如上所述，為了實施電路配置602，可以從電纜1100移除連接襯墊1141、1142、1143、1144的其中之一。作為另一個範例，為了實施電路配置603，可以將兩個額外的連接襯墊添加到電纜1100。作為又另一範例，為了實施電路配置604，可以去除連接襯墊1141、1142、1143、1144的其中三個。在其他實施方式中，電纜1100可以包括更多或較少的通孔。舉例來說，可以添

加額外的通孔以進一步改善或重新配置層1101、1102、1103之間的電氣連接。由於血管內血泵的整體尺寸限制，這可能比增加通孔1151、1152、1153、1154、1155、1156以及／或者1161、1162、1163的尺寸更有效。舉例來說，增加通孔1151、1152、1153、1154、1155、1156以及／或者1161、1162、1163的尺寸可能需要加寬尾部1070。在其他實施方式中，輸入襯墊1121、1122、1123、輸出襯墊1131、1132、1133，以及／或者連接襯墊1141、1142、1143、1144可以具有不同的形狀。舉例來說，輸入襯墊1121、1122、1123、輸出襯墊1131、1132、1133以及／或者連接襯墊1141、1142、1143、1144中的每一個可以具有相同的尺寸以及／或者形狀。類似地，在其他實施方式中，電纜1100可以具有不同的形狀。舉例來說，在軸(例如，軸253或軸920)不延伸穿過血管內血泵(例如，血泵110、血泵200或血泵900)的軸承(例如，軸承700或軸承910)的實施方式中，中心開口1081可以從電纜1100移除。在此些實施方式中，中心開口1181可以用一或更多個額外電氣連接(例如，一或更多個附加襯墊)代替。此外，在這樣的實施方式中，可以調整輸出襯墊1131、1132、1133以及／或者連接襯墊1141、1142、1143、1144的尺寸以及／或者位置。舉例來說，可以增加輸出襯墊1131、1132、1133以及／或者連接襯墊1141、1142、1143、1144的尺寸以進一步降低線圈(例如，線圈244、線圈410、411、412、413、414、415，或線圈940)以及／或者電氣導管1111、1112、1113無意間短路的風險。在其他實施方式中，電纜1100可以有更多或較少的層。舉例來說，電纜1100可以包括一個或兩個導電層，具有適用的襯墊與通孔配置，或者電纜1100可以包括四個、五個，或更多個導電層，具有適用的襯墊和通孔配置。

【0055】圖12所示為用於電纜1000以及／或者電纜1100的層堆疊圖例1200的示範。在此些實施方式中，頂層1001、1101、中間層1002、1102，以及底層1003、1103具有2.8mm的厚度。頂層1001、1101分別由具有1mm厚度的單層聚酰亞胺

(polyimide)與中間層1002、1102隔開。中間層1002、1102分別與底層1003、1103透過具有1mm厚度的單層聚酰亞胺與各自具有2mm厚度的兩層黏著劑(adhesive)分開。在頂層1001、1101上方以及底層1003、1103下方有3mm的聚酰亞胺與黏著劑塗層(接合層(solder))。在一些實施方式中，該塗層可以不在輸入襯墊1021、1022、1023以及／或者1121、1122、1123、輸出襯墊1031、1032、1033以及／或者1131、1132、1133，以及／或者連接襯墊1041、1042、1043、1044以及／或者1141、1142、1143、1144的上方。可以對層堆疊圖例1200進行各種修改。舉例來說，可以增加或減少任何特定尺寸(例如，厚度)。作為另一個範例，可以添加或去除聚酰亞胺以及／或者黏著層。舉例來說，可以分別在頂層1001、1101與中間層1002、1102之間添加一或更多個聚酰亞胺以及／或者黏著層。作為另一範例，可以分別在中間層1002、1102與底層1003、1103之間去除一或更多個聚酰亞胺以及／或者黏著層。

【0056】圖13所示為放在一分錢旁邊的電纜1310、1320、1330。電纜1310是圖10a至圖10c的電纜1000的原型。電纜1320是圖11a至圖11c的電纜1100的原型。電纜1330是具有圖9a和圖9b的電氣導管951、952、953的馬達電纜。如圖所示，尾部1312、1322被塗層覆蓋，而頭部1314、1324被暴露。如圖所示，尾部1312、1322具有與電纜1310相似的寬度。此外，頭部1314、1324可以具有與PCB 930相似的尺寸。

【0057】從前述內容並參考各個附圖，熟悉此技藝者將可理解在不悖離本發明範圍的情況下可以對本發明進行某些修改。儘管在附圖中已經繪示了本發明的若干實施方式，但並不用於將本發明限制於此，因為本發明的範圍應與本領域所允許的一樣寬廣，而說明書本身也是如此。因此，以上描述不應被解釋為限制性的，而僅僅是特定實施方式的示例。熟悉此技藝者應可設想到在所附申請專利範圍的範疇與精神內的其他修改。

【符號說明】

【0058】

100：心室支援系統

110：血管內血泵

111：尾線

112：入口區域

113：套管

114：壓力感測器

115：出口區域

116：馬達外殼

117：導管

120：心臟

122：股動脈

123：腋動脈

124：上行升主動脈

126：主動脈瓣

128：左心室

130：控制器

140：顯示器

150：清洗子系統

151：容器

152：供應管線

153：清洗盒

154：清洗盤

- 155：清洗管
- 156：止回閥
- 157：儲壓器
- 158：輸液過濾器
- 159：側臂
- 160：連接器電纜
- 170：插頭
- 180：重新定位單元
- 200：血管內血泵
- 205：縱軸
- 210：馬達單元
- 212：外殼
- 213：輓
- 214：近端
- 216：遠端
- 220：泵單元
- 222：圓柱形外殼
- 224：軸向吸入開口
- 226：開口
- 230：導管
- 232：內腔
- 234：遠端
- 240：定子
- 242：近端

- 243：遠端
- 244：線圈
- 245：中心開口
- 246：導管
- 247：導管
- 250：轉子
- 252：永磁體
- 253：軸
- 254：內腔
- 260：葉輪
- 310：線圈繞組圖案
- 311：線圈繞組圖案(菱形線圈繞組圖案)
- 312：線圈繞組圖案(螺旋線圈繞組圖案)
- 313：線圈繞組圖案(混合線圈繞組圖案)
- 314、315、316、317：線
- 321：近端
- 325：遠端
- 400：定子
- 410、411、412、413、414、415：線圈
- A1、B1、C1、A2、B2、C2：線圈
- 420、421、422、423、424、425、426、427、428、429、430、431：引線
- 500：橫截面
- 601、602、603、604：電路配置
- 611、612、613：分支

621、622、623、624、625、626：線圈

630、631、632、633、634、635、636、641、642、643、651、652、653、654、

655、656、660、661、662、663：節點

700：軸承

710：頂面

720：中心開口

800：印刷電路板

810、820、830：層

811、812、813、814、815、816：襯墊

840：中心開口

900：血泵

910：軸承

920：軸

930：PCB

940：線圈

951、952、953：電氣導管

960：定子

1000：電纜

1001：頂層

1002：中間層

1003：底層

1011、1012、1013：電氣導管

1021、1022、1023：輸入襯墊

1031、1032、1033：輸出襯墊

1041、1042、1043、1044：連接襯墊

1051、1052、1053、1054、1055、1056、1061、1062、1063、1064：通孔

1070：尾部

1080：頭部

1081：中心開口

1100：電纜

1101、1102、1103：頂層

1111、1112、1113：電氣導管

1121、1122、1123：輸入襯墊

1131、1132、1133：輸出襯墊

1141、1142、1143、1144：連接襯墊

1151、1152、1153、1154、1155、1156、1161、1162、1163：通孔

1170：尾部

1180：頭部

1181：中心開口

1310、1320、1330：電纜

1312、1322：尾部

1314、1324：頭部

【發明申請專利範圍】

【請求項1】 一種血管內血泵，包含：

一入口區域，具有一或多個開口；

一出口區域，具有一或多個開口；

一通道，流體耦接於該入口及出口區域；

一馬達，具有一轉子與一定子，其中該定子包含一或多個線圈，其中該定子被配置為因應在該一或多個線圈接收到一或多個電氣訊號而產生一旋轉磁場，其中該旋轉磁場使該轉子旋轉，以及其中該轉子透過旋轉將血液吸進該入口區域的該一或多個開口，引導血液通過該通道，並透過該出口區域的該一或多個開口排出血液；以及

一電纜，具有一尾部與一頭部，其中一或多個電氣導管延伸穿過該尾部與該頭部，其中該頭部包括一或多個襯墊，以及其中至少一該線圈係透過至少一該襯墊耦接到至少一該電氣導管。

【請求項2】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該定子具有偶數個線圈。

【請求項3】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該一或多個線圈與該一或多個電氣導管係耦接到該一或多個襯墊以形成一星形電路配置。

【請求項4】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該一或多個線圈與該一或多個電氣導管係耦接到該一或多個襯墊以形成一三角形電路配置。

【請求項5】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該一或多個線圈與該一或多個電氣導管係耦接到該一或多個襯墊以形成一開端繞組電路配置。

【請求項6】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該電纜的該頭部係耦接到該馬達的一軛。

【請求項7】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該電纜的該頭部係耦接到一軸承或一襯套。

【請求項8】 如請求項 7 所述之血管內血泵，其中一軸延伸穿過：(a)該軸承或該襯套的一開口；以及(b)該電纜的該頭部之一開口。

【請求項9】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中至少一該電氣導管包括複數個導電層與複數個通孔，以及其中每個導電層被至少一個電氣絕緣層隔開。

【請求項10】 如請求項 9 所述之血管內血泵，其中該電纜的該頭部包含一位於該複數個導電層下方的黏著層。

【請求項11】 如請求項 9 所述之血管內血泵，其中該頭部為 O 形。

【請求項12】 如請求項 9 所述之血管內血泵，其中該頭部為 C 形。

【請求項13】 如請求項 9 所述之血管內血泵，其中該尾部包含一覆蓋該複數個導電層之區段的塗層。

【請求項14】 如請求項 13 所述之血管內血泵，其中該尾部包含一或多個襯墊，以及其中該尾部的該一或更多個襯墊與該頭部的該一或更多個襯墊是暴露的。

【請求項15】 如請求項 1 所述之血管內血泵，其中該電纜在該尾部與該頭部之間的一介面附近以 45 度到 135 度之間的角度彎曲。

【請求項16】 一種用以組裝一包含一馬達與一電纜的血管內血泵之方法，該方法包含：

將該電纜的一頭部耦接到該血管內血泵的一內部結構，其中該電纜更包含一尾部，其中一或多個電氣導管延伸穿過該尾部與該頭部，以及其中該頭部包含一或多個襯墊；以及

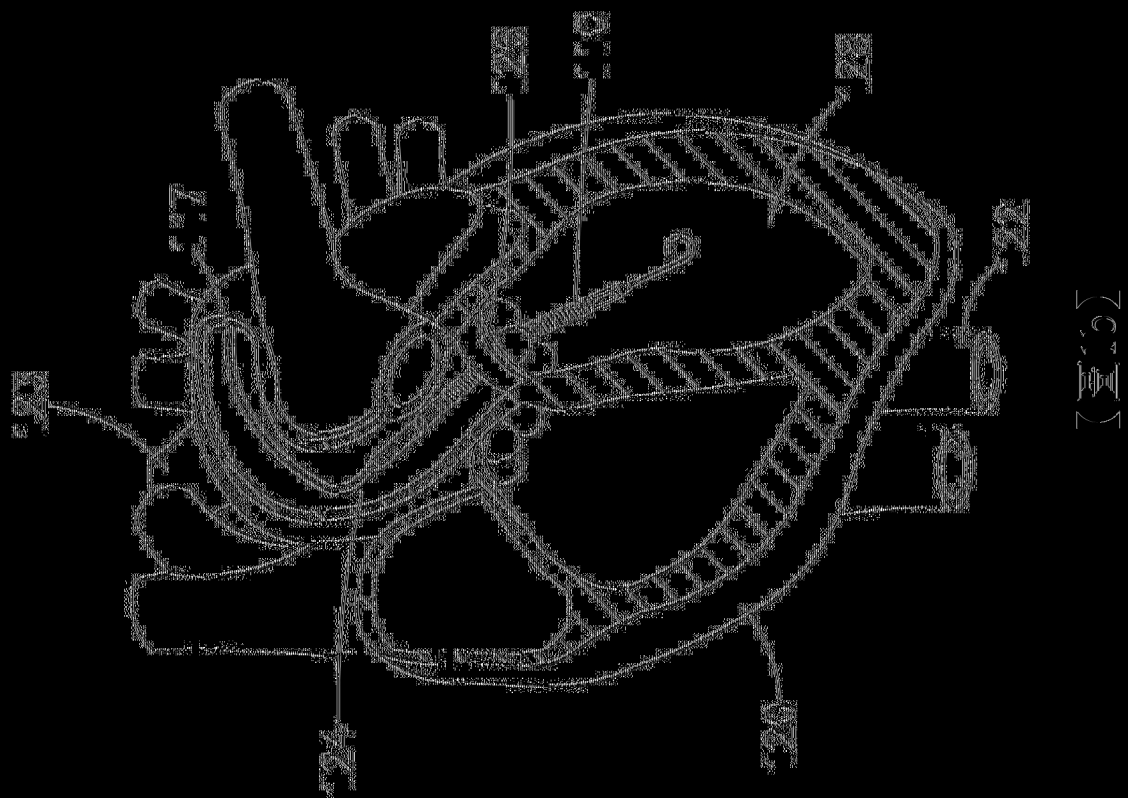
透過至少一該襯墊將該馬達的至少一個線圈耦接到至少一該電氣導管，其中該馬達包含一轉子與一定子，其中該定子包含一或多個線圈，其中該定子被配置為因應在該一或多個線圈接收到一或多個電氣訊號而產生一旋轉磁場，以及其中該旋轉磁場使該轉子旋轉。

【請求項17】 如請求項 16 所述之方法，其中該頭部為 O 形或 C 形。

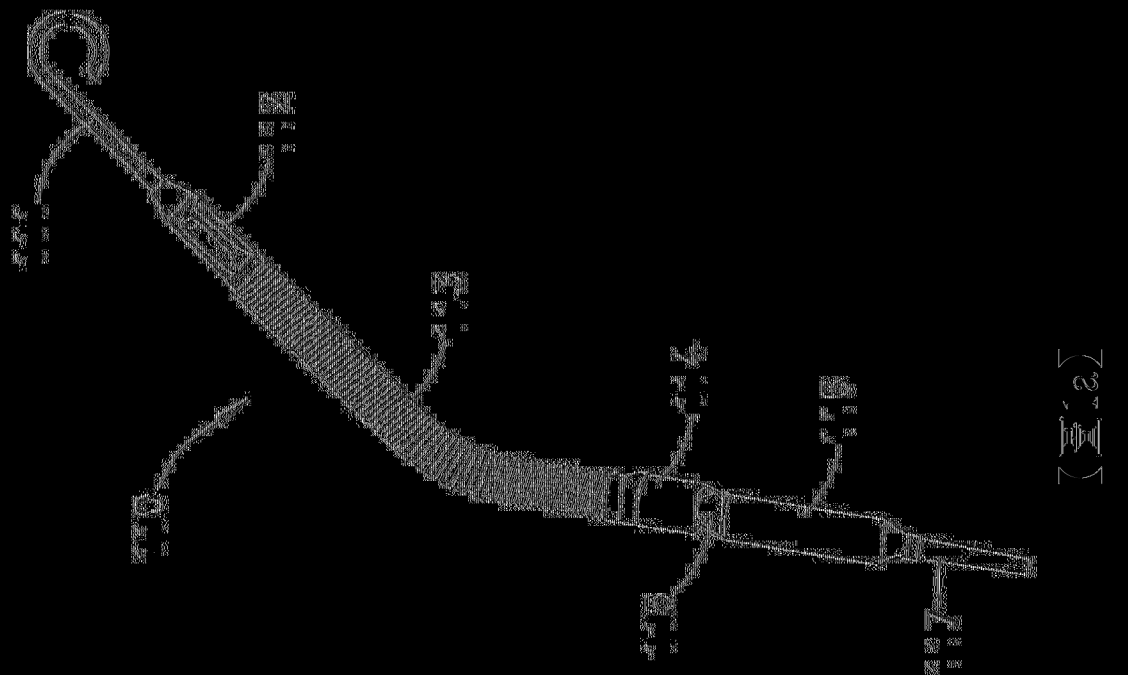
【請求項18】 如請求項 17 所述之方法，其中至少一該電氣導管包括複數個導電層與複數個通孔，以及其中每個導電層被至少一個電氣絕緣層隔開。

【請求項19】 如請求項 18 所述之方法，其中該電纜的該頭部包含一位於該複數個導電層下方的黏著層，以及其中將該電纜的該頭部耦接到該血管內血泵的該內部結構的步驟包含將該黏著層放置在該內部結構上。

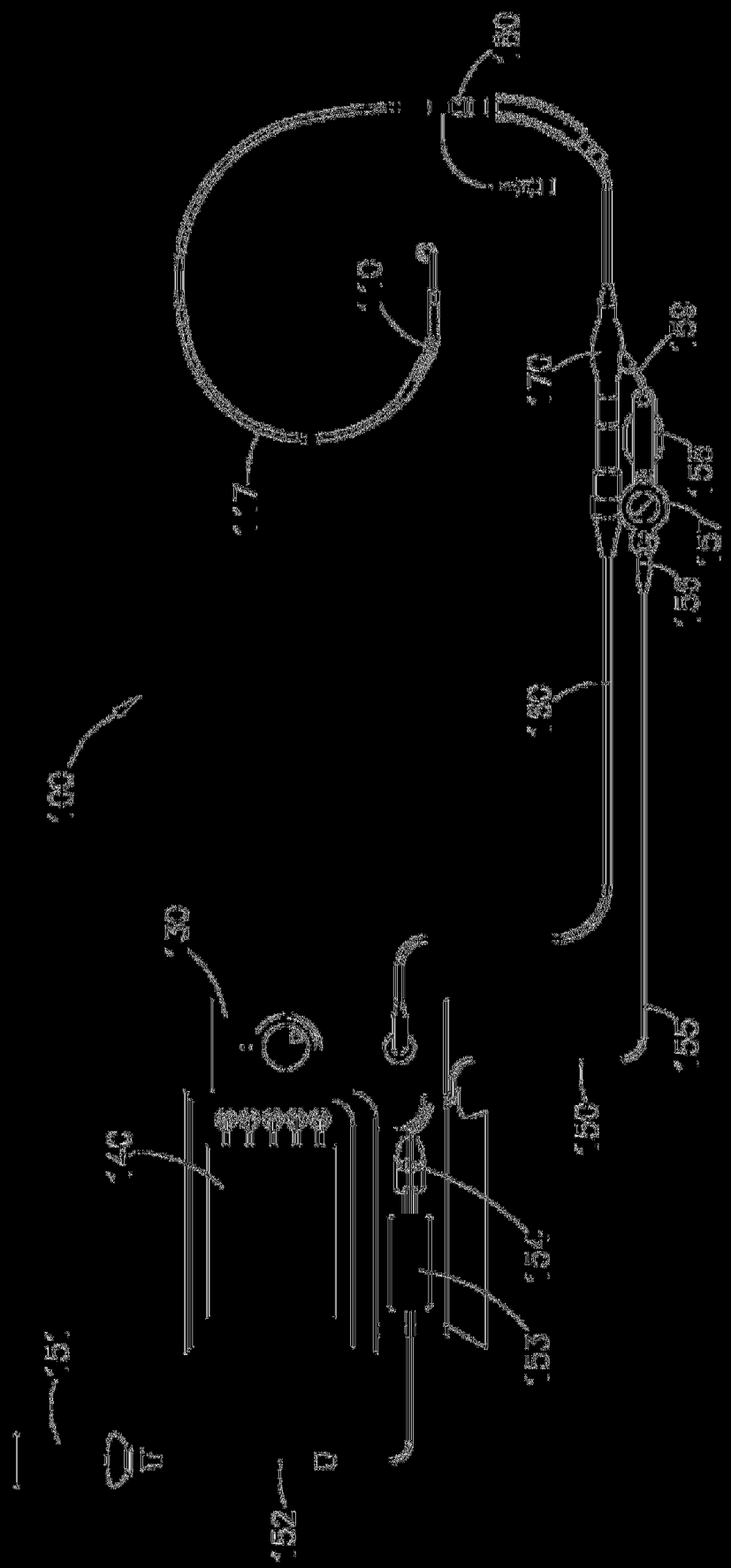
【請求項20】 如請求項19所述之方法，其中透過至少一該襯墊將該至少一個線圈耦接到至少一該電氣導管的步驟包含將該至少一個線圈焊接到至少一該襯墊。



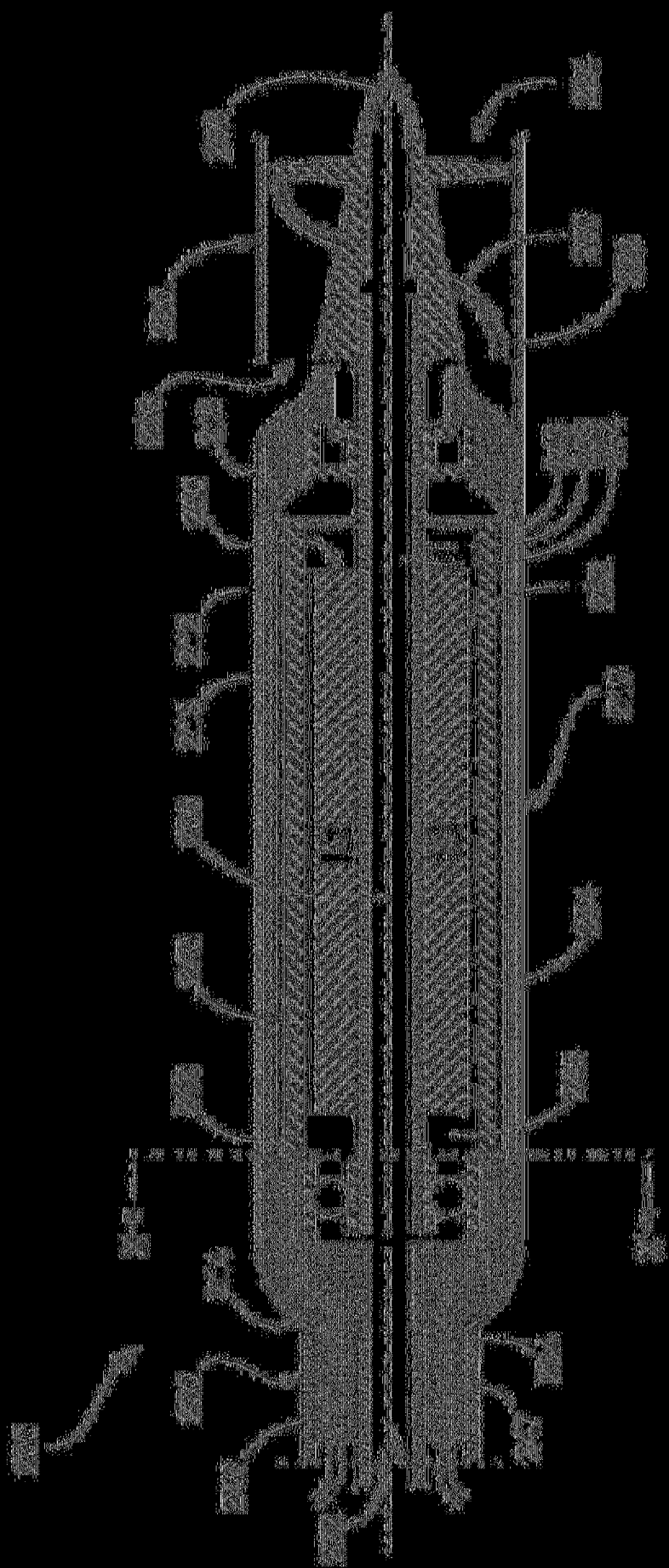
【圖3】



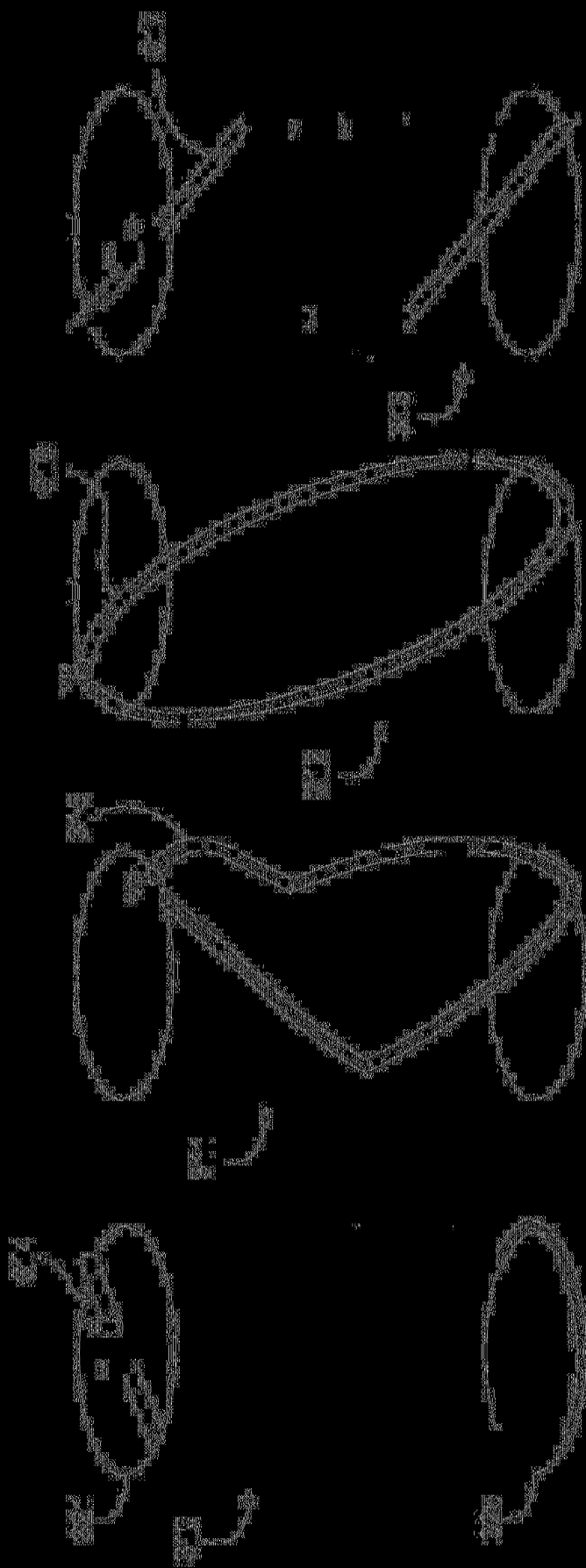
【圖4】



【圖1C】



【圖2】

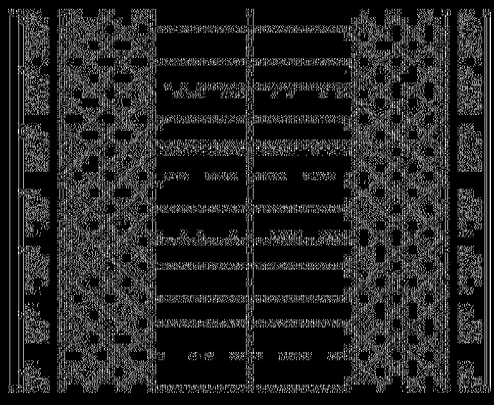


〔圖32〕

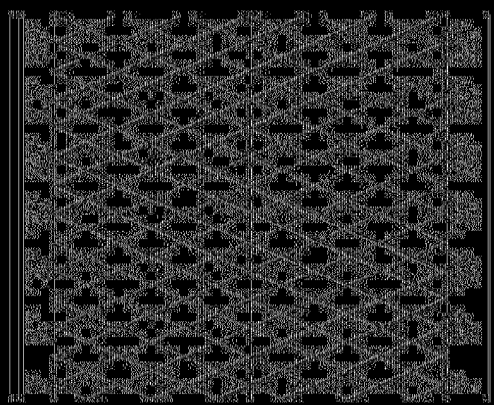
〔圖33〕

〔圖34〕

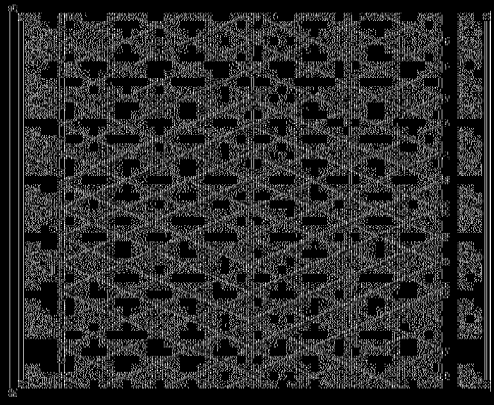
〔圖35〕



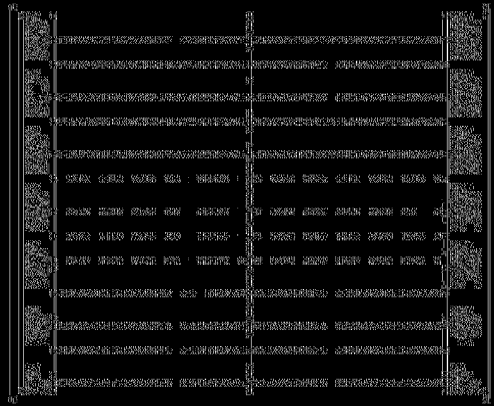
〔圖36〕



〔圖37〕



〔圖38〕



〔圖39〕

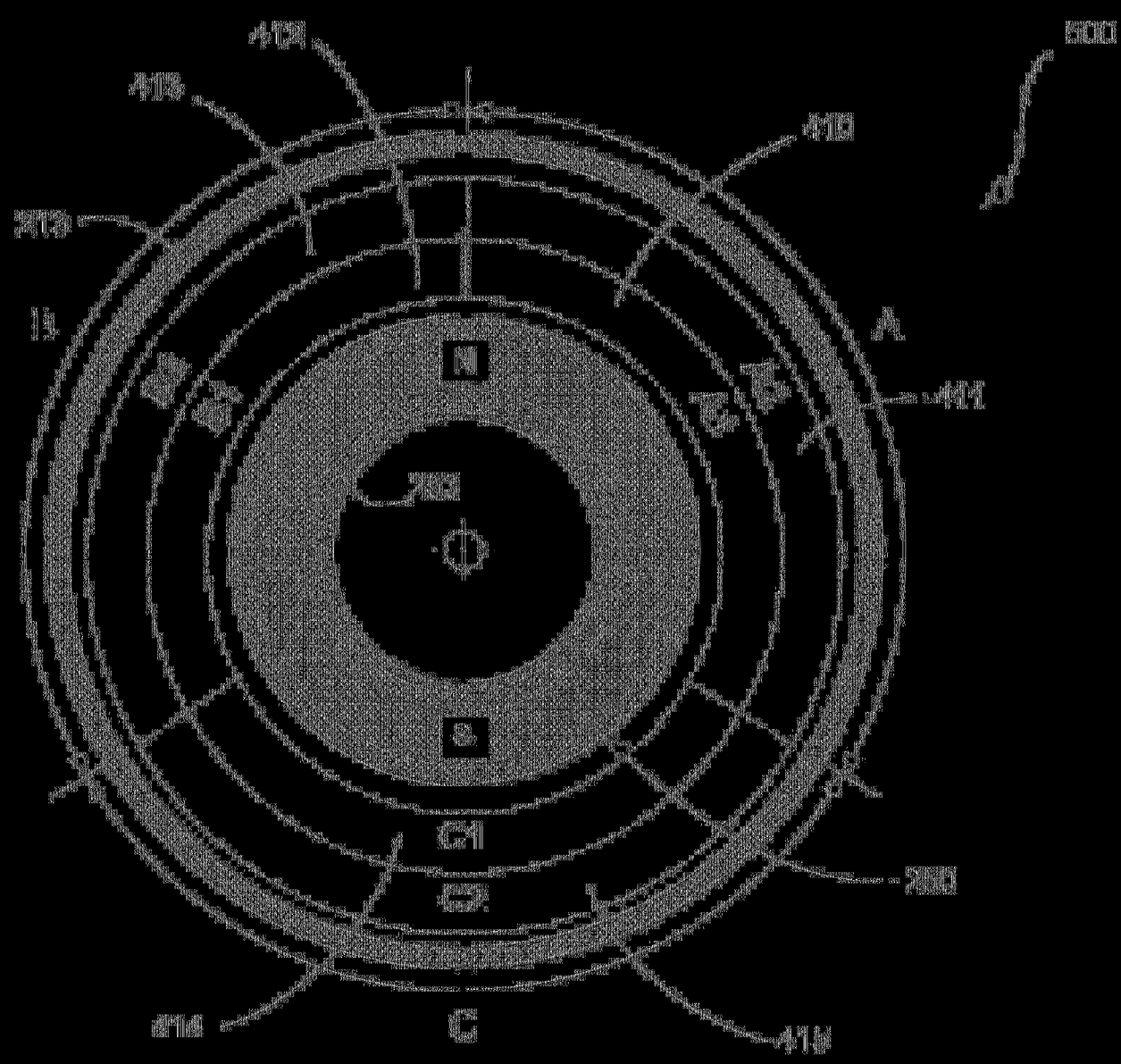
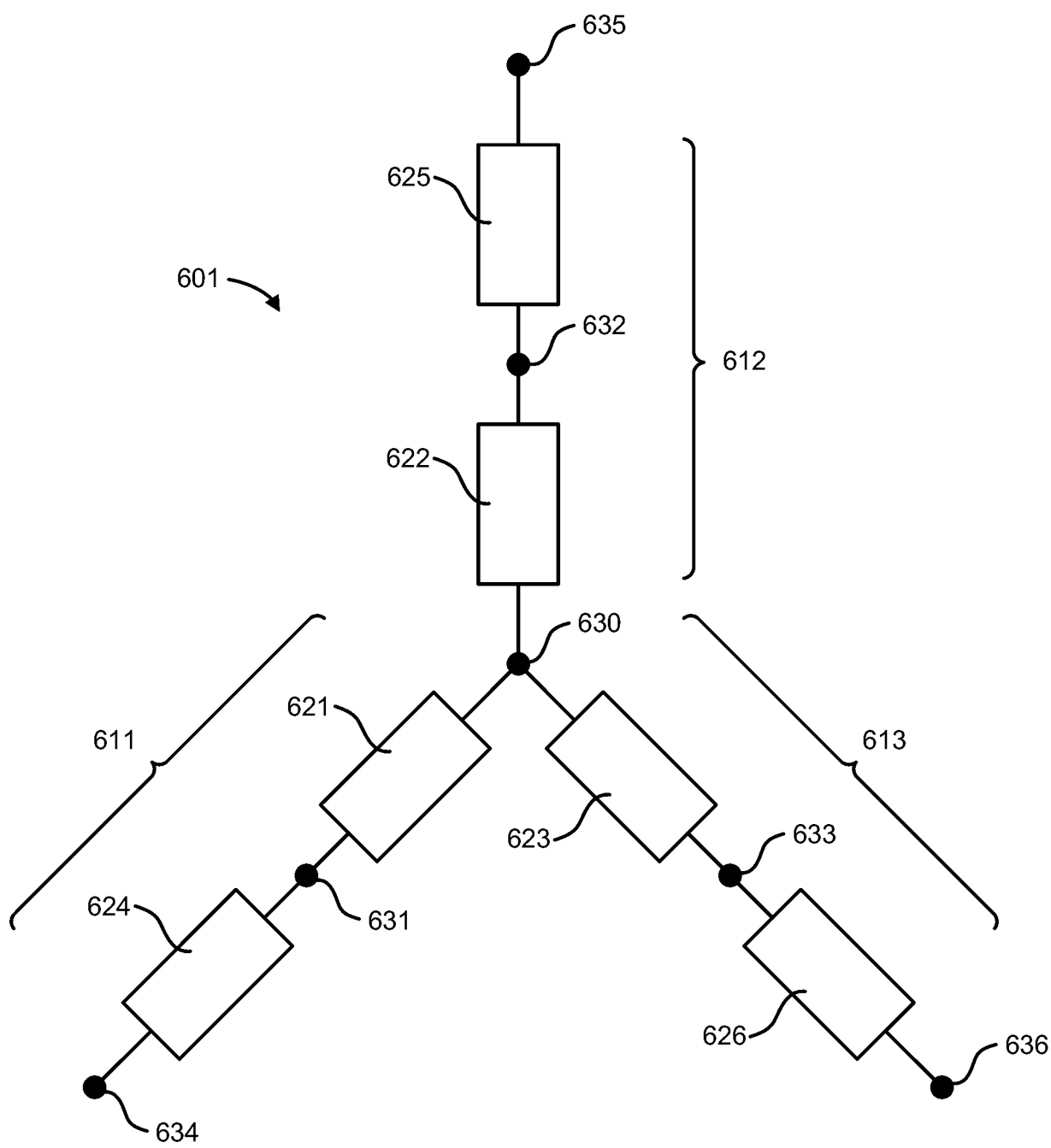
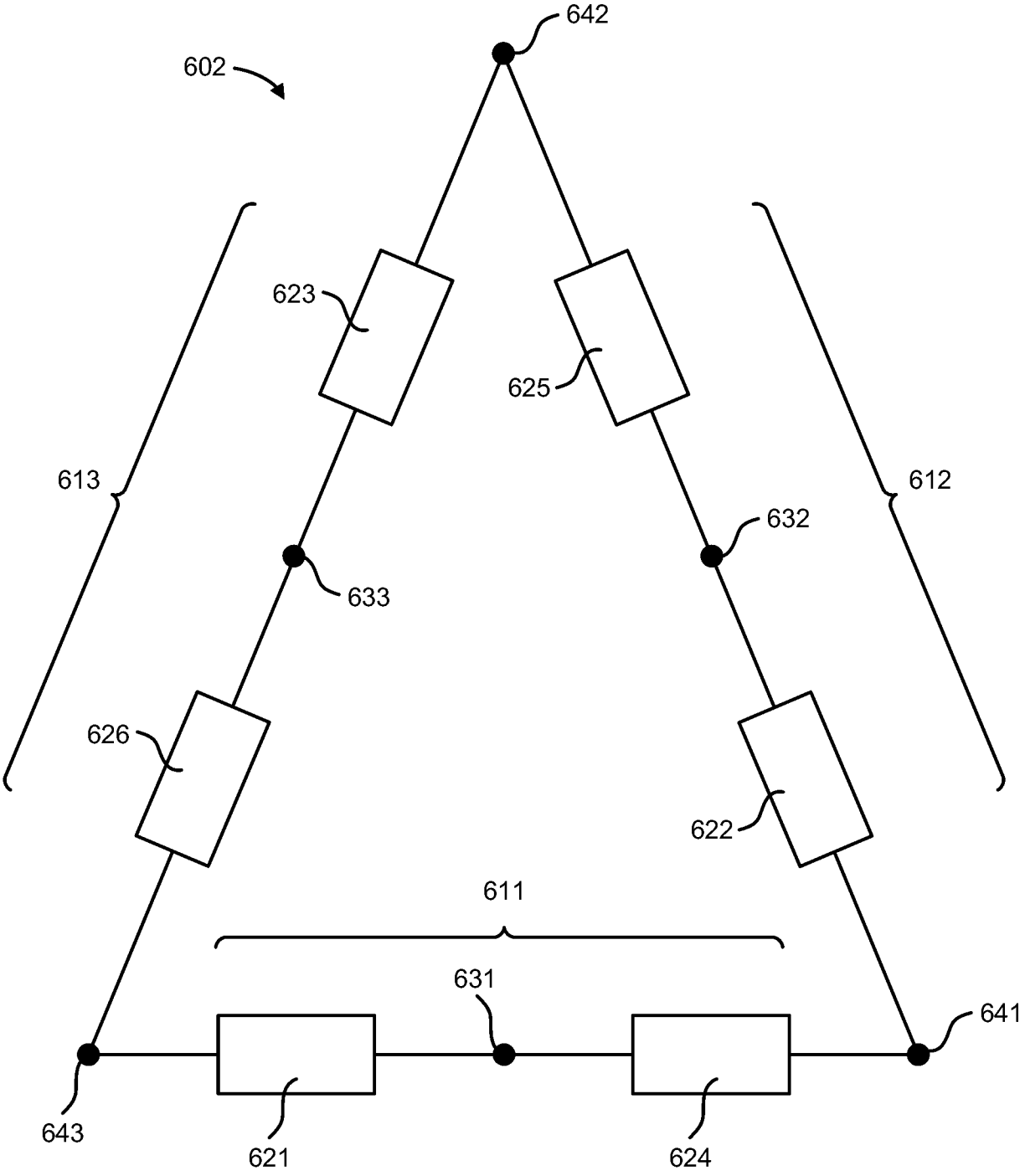


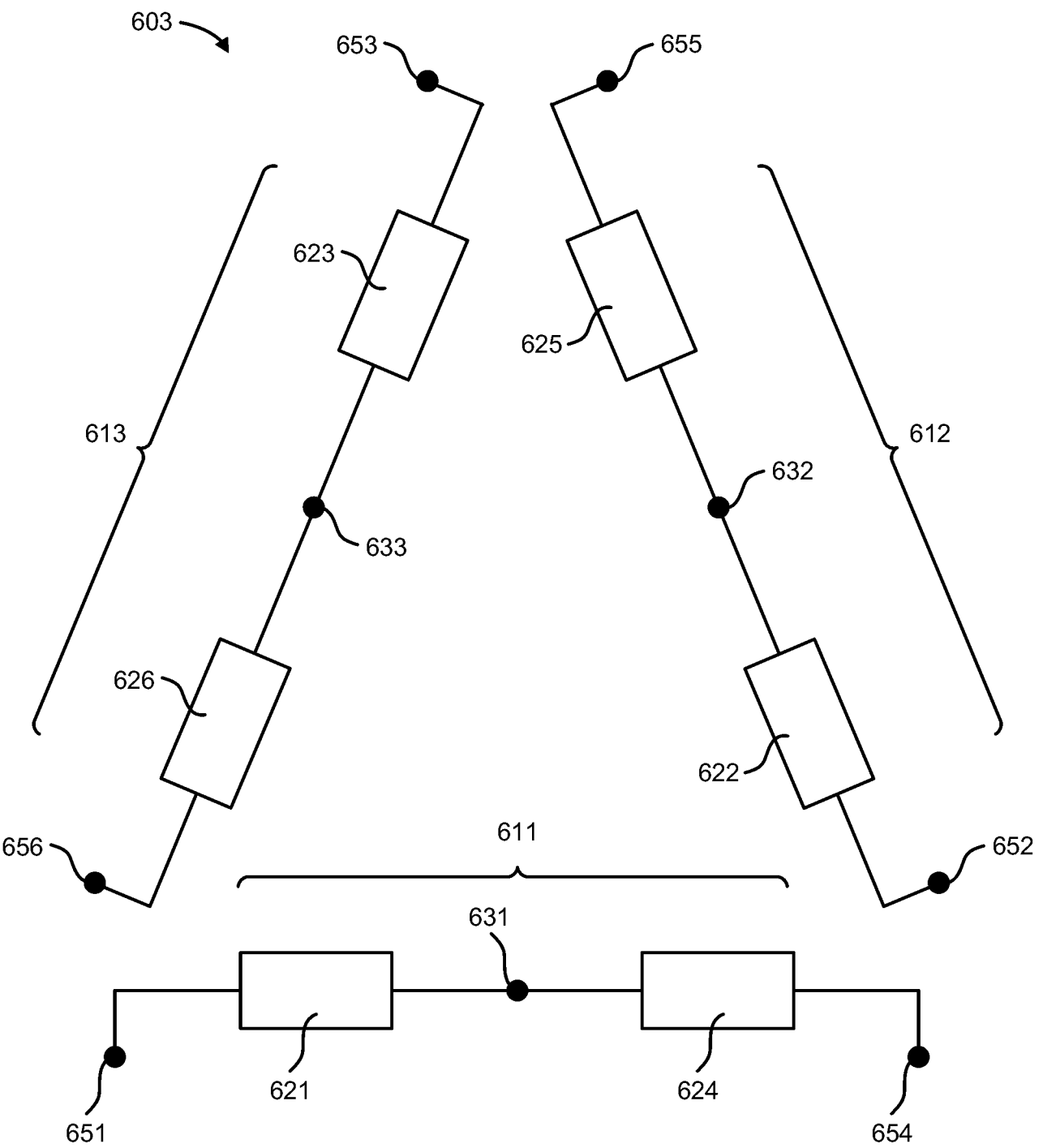
圖5



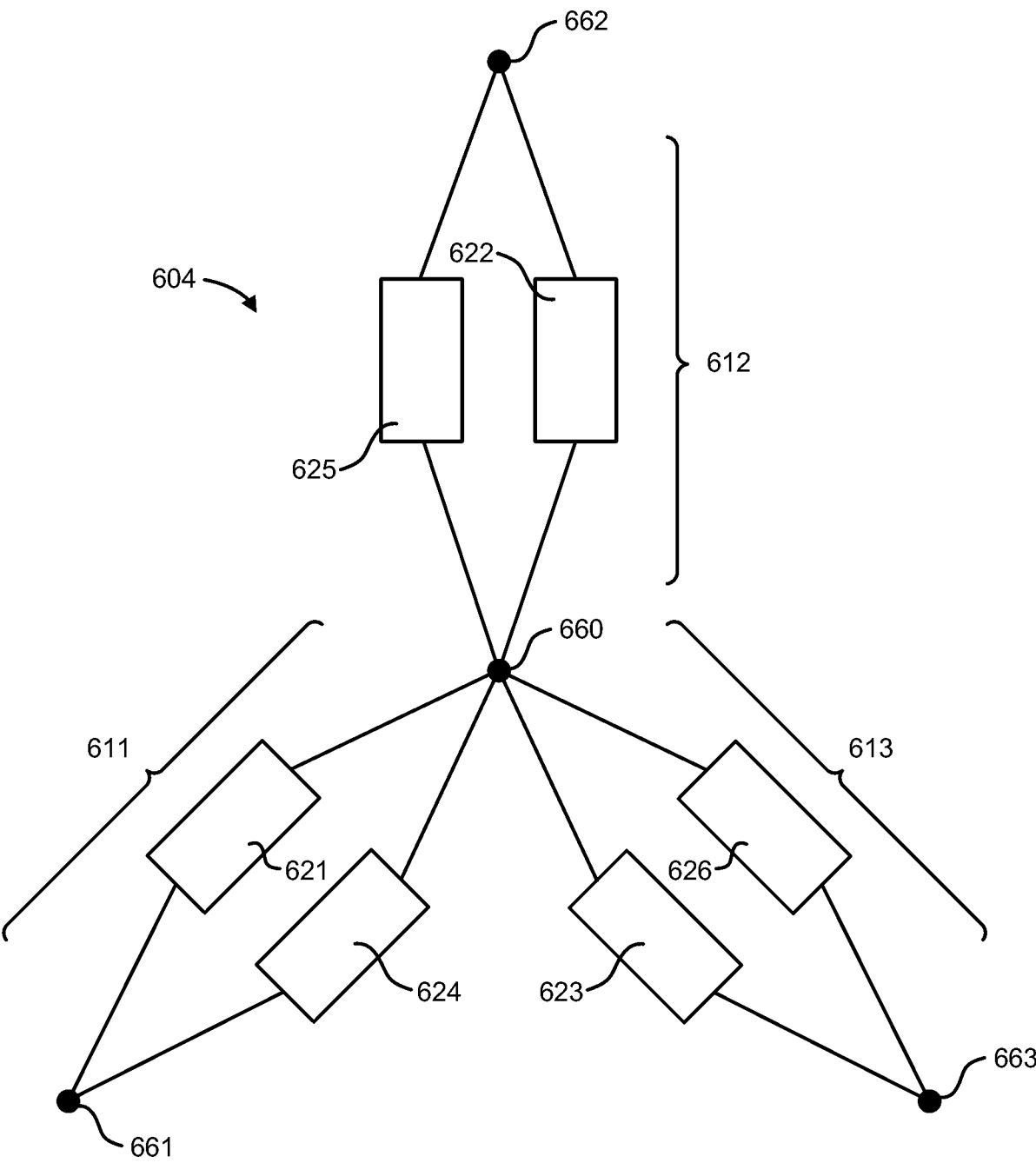
【圖6a】



【圖6b】



【圖6c】



【圖6d】

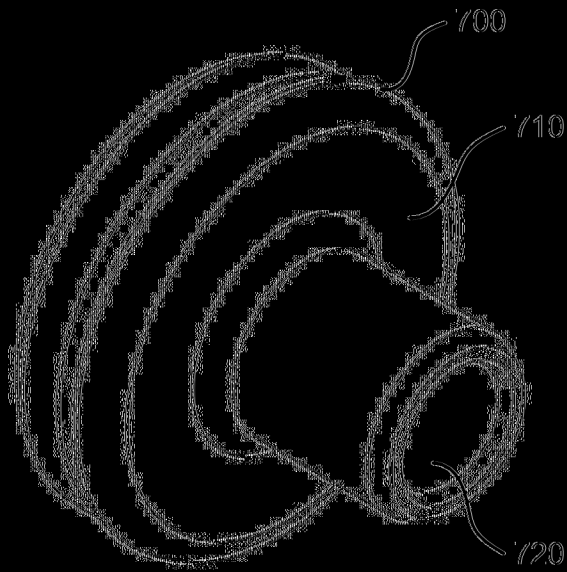


Figure 7

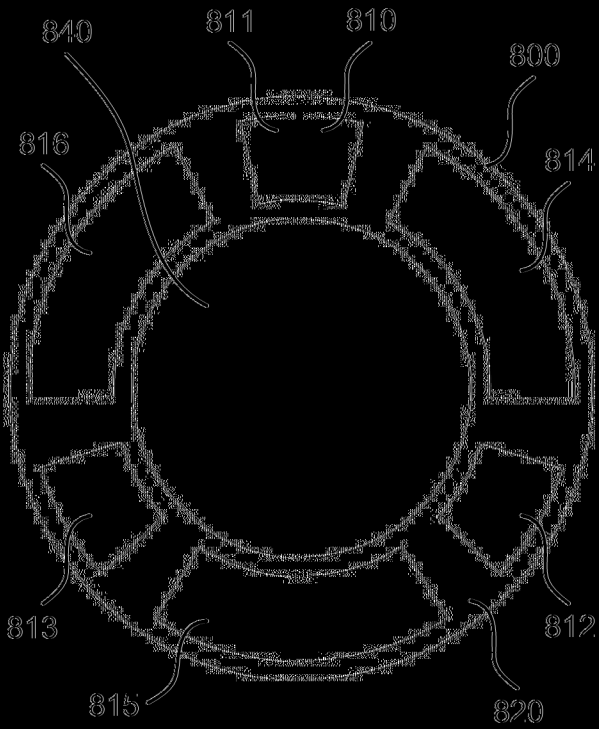


Figure 8a

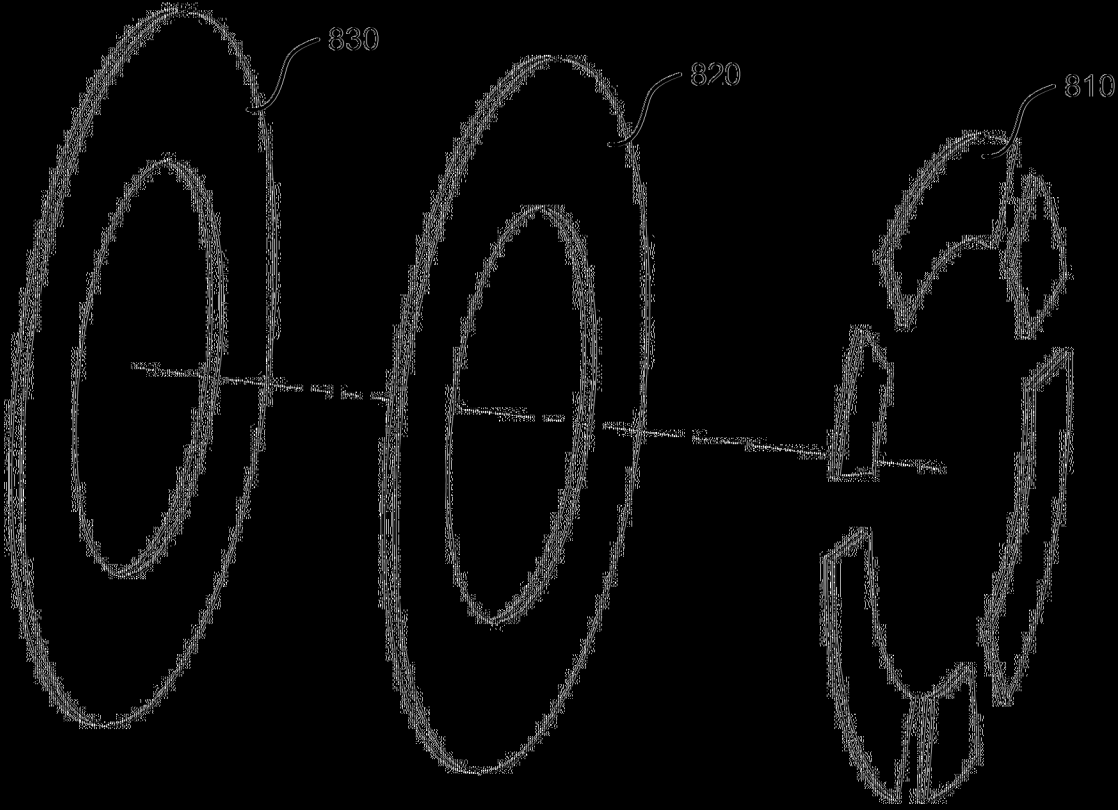
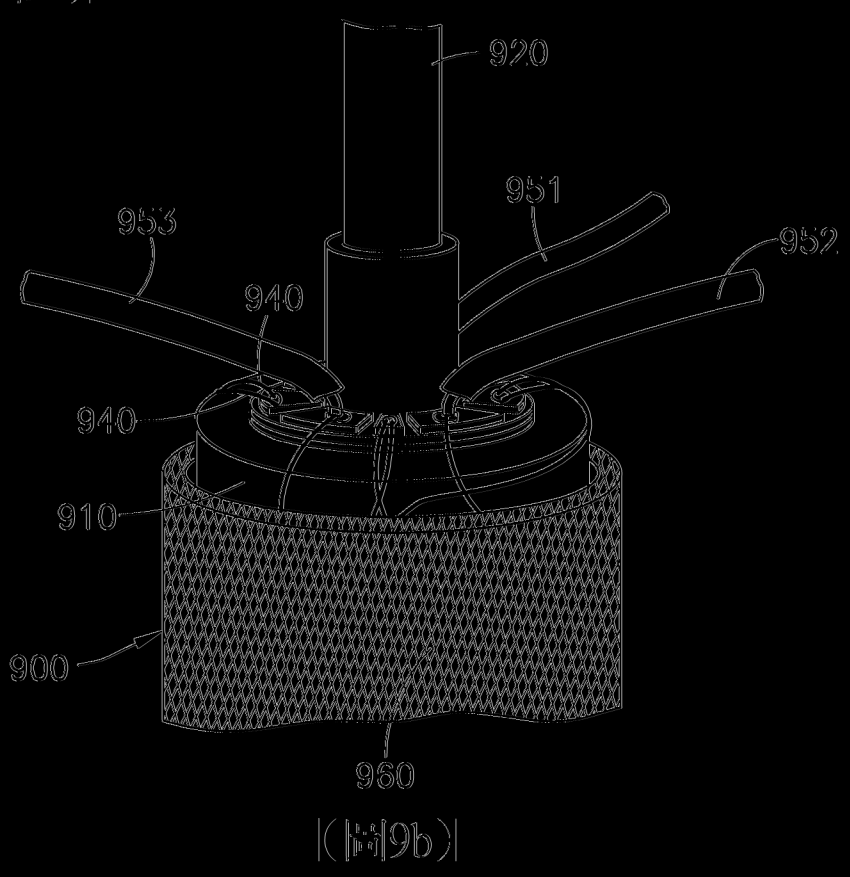
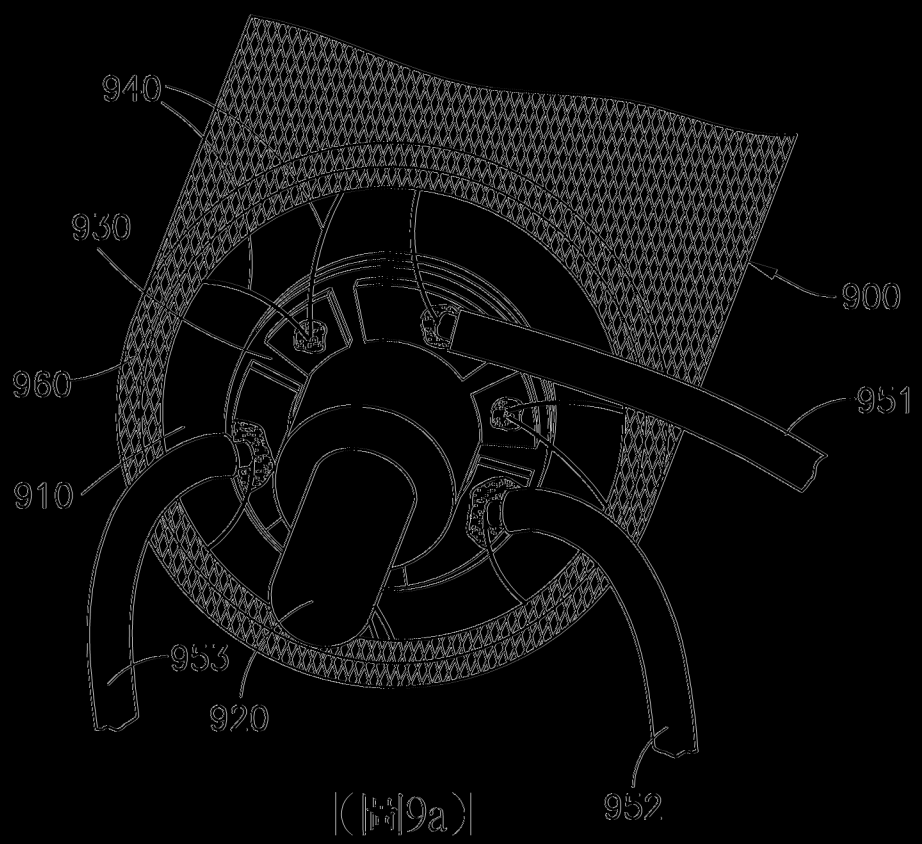
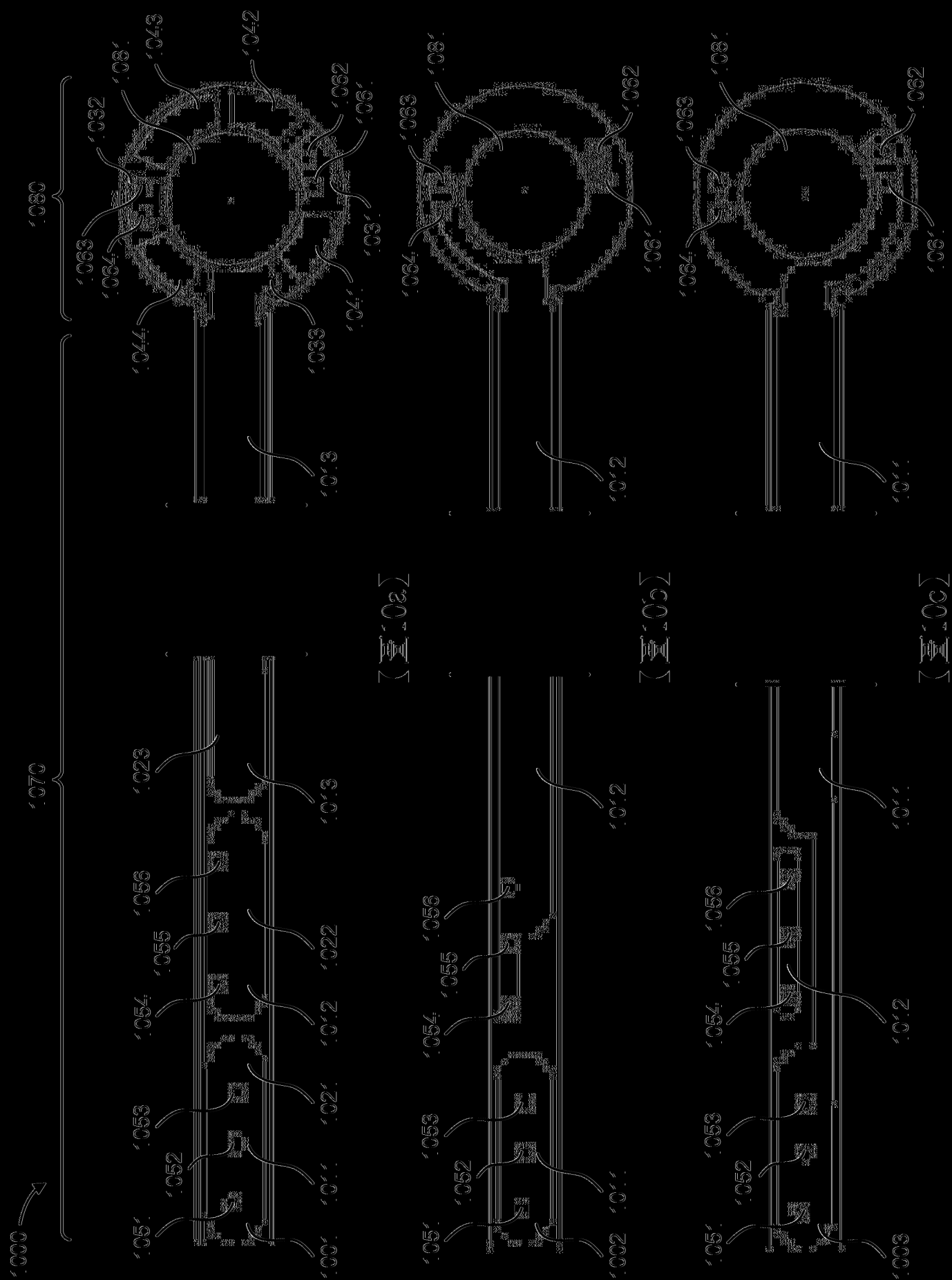
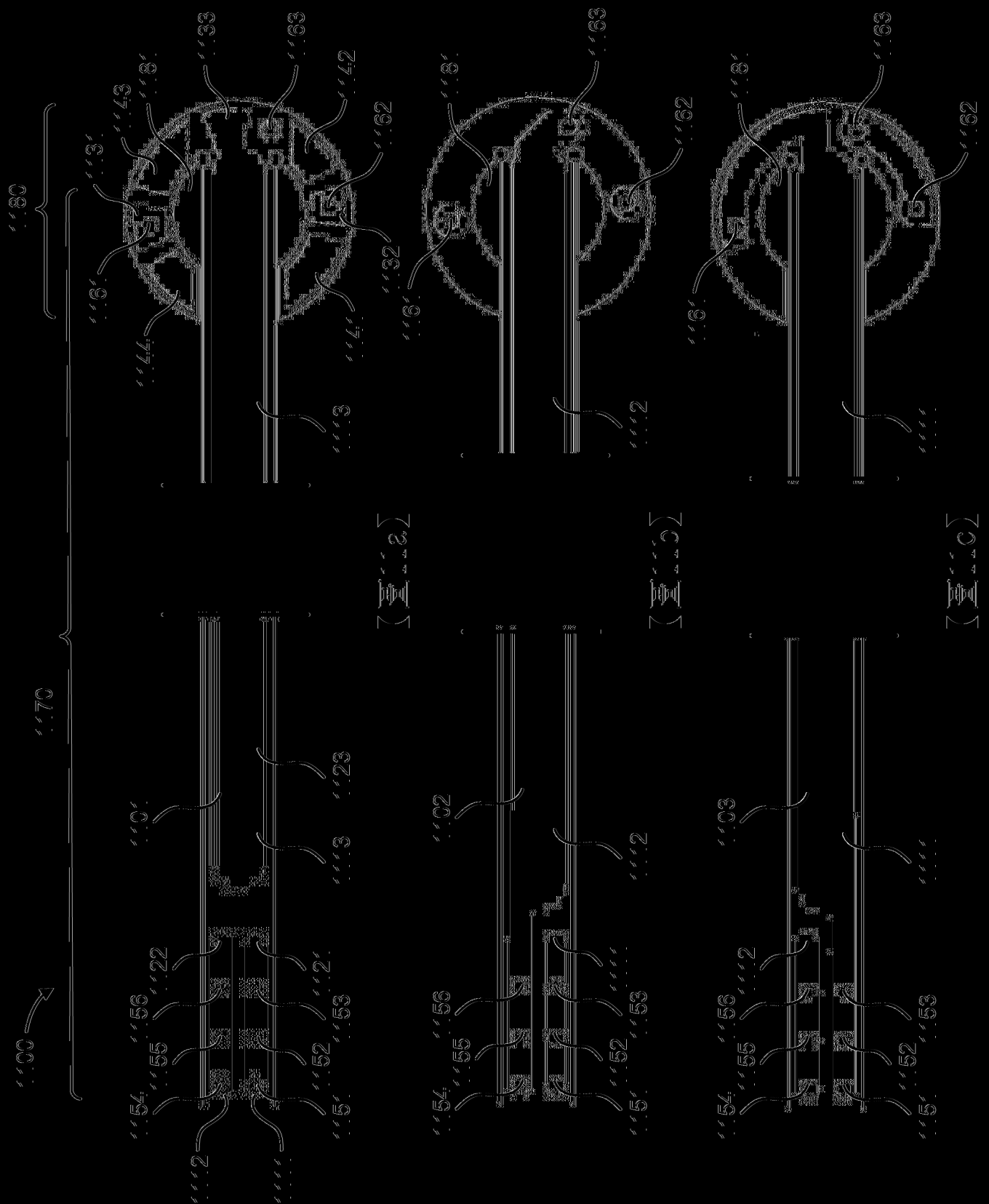


Figure 8b

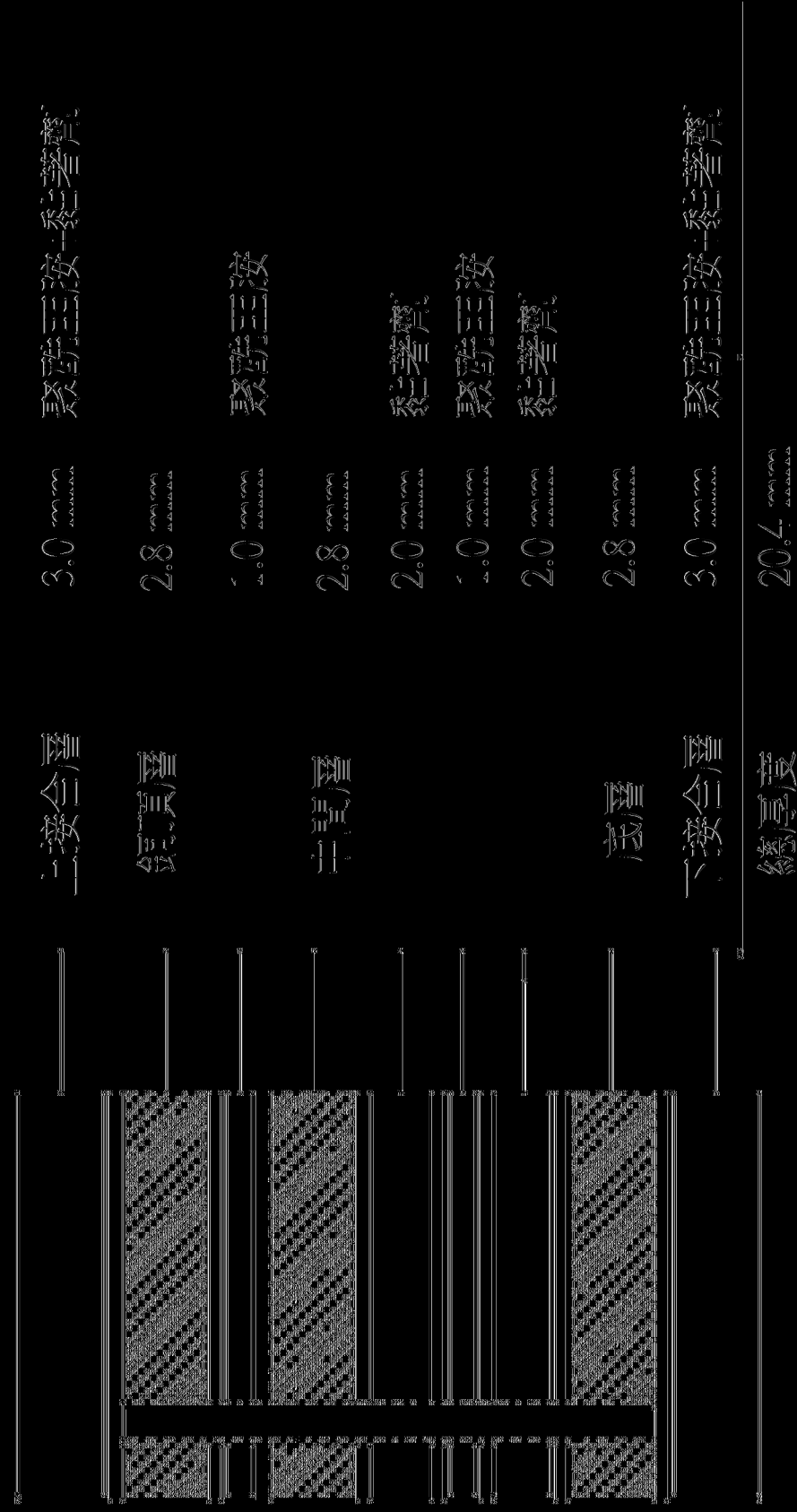






200
↑

層位疊置



[圖2]

