



(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 202241538 A

(43)公開日：中華民國 111 (2022) 年 11 月 01 日

(21)申請案號：111108531

(22)申請日：中華民國 111 (2022) 年 03 月 09 日

(51)Int. Cl.：

*A61M60/122 (2021.01)**F04D29/24 (2006.01)**F04D29/02 (2006.01)*

(30)優先權：2021/03/11

美國

63/159,665

(71)申請人：德商阿比奧梅德歐洲有限公司 (德國) ABIOMED EUROPE GMBH (DE)

德國

(72)發明人：席斯 托斯頓 SIESS, THORSTEN (DE)；格德布魯諾 斯班尼 GERD BRUNO,

SPANIER (DE)；蒂諾·安德烈斯 博爾克 TINO ANDREAS, BOELKE (DE)

(74)代理人：黃志揚

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：28 項 圖式數：10 共 47 頁

(54)名稱

包括具有偏移轉子葉片的可壓縮轉子之泵

(57)摘要

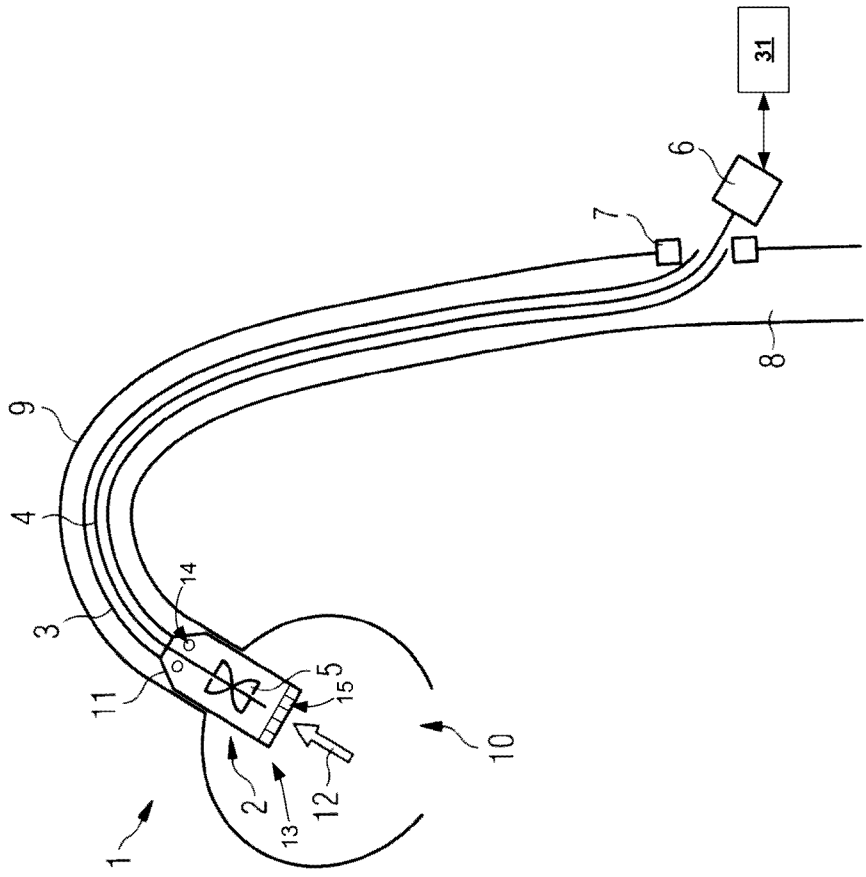
本發明的實施例係關於可壓縮與可膨脹泵。在一個實施例中，係提供一種泵，其包括一可膨脹與可壓縮的泵殼及一可膨脹與可壓縮並被設置於該泵殼中的轉子。該轉子包括至少一個轉子葉片、一殼與一旋轉軸。該至少一個轉子葉片的至少一部分從該殼沿一第一軸延伸，該第一軸相對於橫穿該旋轉軸的該轉子之一徑向軸偏移一預定距離。該泵更包括一具有一近端與一遠端的驅動軸，其中該轉子的該殼係被安裝至該驅動軸的該遠端以及該驅動軸被旋轉以旋轉該轉子。

Aspects of the present technology relate to compressible and expandable pumps. In one aspect, a pump is provided including a pump housing that is expandable and compressible and a rotor that is expandable and compressible and disposed in the pump housing. The rotor includes at least one rotor blade, a hub, and an axis of rotation. At least a portion of the at least one rotor blade extends from the hub along a first axis that is offset a predetermined distance from a radial axis of the rotor that traverses the axis of rotation. The pump further includes a drive shaft having a proximal end and a distal end, wherein the hub of the rotor is mounted to the distal end of the drive shaft and the drive shaft is rotated to rotate the rotor.

指定代表圖：

符號簡單說明：

- 1: 泵
- 2: 泵殼
- 3: 導管
- 4: 驅動軸
- 5: 轉子
- 6: 馬達
- 7: 埠
- 8: 股動脈
- 9: 主動脈弓
- 10: 心室
- 11: 近端
- 12: 箭頭
- 13: 遠端
- 14: 開口
- 15: 開口
- 31: 控制器



【圖 1】

【發明摘要】

【中文發明名稱】 包括具有偏移轉子葉片的可壓縮轉子之泵

【英文發明名稱】 PUMP INCLUDING A COMPRESSIBLE ROTOR HAVING
OFFSET ROTOR BLADES

【中文】本發明的實施例係關於可壓縮與可膨脹泵。在一個實施例中，係提供一種泵，其包括一可膨脹與可壓縮的泵殼及一可膨脹與可壓縮並被設置於該泵殼中的轉子。該轉子包括至少一個轉子葉片、一轂與一旋轉軸。該至少一個轉子葉片的至少一部分從該轂沿一第一軸延伸，該第一軸相對於橫穿該旋轉軸的該轉子之一徑向軸偏移一預定距離。該泵更包括一具有一近端與一遠端的驅動軸，其中該轉子的該轂係被安裝至該驅動軸的該遠端以及該驅動軸被旋轉以旋轉該轉子。

【英文】Aspects of the present technology relate to compressible and expandable pumps. In one aspect, a pump is provided including a pump housing that is expandable and compressible and a rotor that is expandable and compressible and disposed in the pump housing. The rotor includes at least one rotor blade, a hub, and an axis of rotation. At least a portion of the at least one rotor blade extends from the hub along a first axis that is offset a predetermined distance from a radial axis of the rotor that traverses the axis of rotation. The pump further includes a drive shaft having a proximal end and a distal end, wherein the hub of the rotor is mounted to the distal end of the drive shaft and the drive shaft is rotated to rotate the rotor.

【指定代表圖】 圖1

【代表圖之符號簡單說明】

1：泵

2：泵殼

3：導管

4：驅動軸

5：轉子

6：馬達

7：埠

8：股動脈

9：主動脈弓

10：心室

11：近端

12：箭頭

13：遠端

14：開口

15：開口

31：控制器

【發明說明書】

【中文發明名稱】 包括具有偏移轉子葉片的可壓縮轉子之泵

【英文發明名稱】 PUMP INCLUDING A COMPRESSIBLE ROTOR HAVING
OFFSET ROTOR BLADES

【技術領域】

【0001】本發明係關於一種流體泵，像是血泵，包括一具有從一轂延伸的至少一個轉子葉片之轉子，其中該至少一個轉子葉片的至少一部分從該轂沿一軸延伸，該軸相對於該轉子的一徑向軸偏移。

【先前技術】

【0002】[相關申請案的參考]

【0003】本發明申請案係以2021年3月11日提交的美國臨時專利申請案63/159,665號主張優先權，在此並引用做為參考。

【0004】流體泵，像是血泵，在醫療領域中有廣泛的應用與廣泛的用途。舉例來說，血泵可做為侵入性用途並且可以藉由血管被引入到患者的體內並且可以在患者體內進行操作。此種泵可以用在，舉例來說，左心室的腔室中以輔助心臟。在這種情況下，血泵可以透過使用導管以經由股動脈插入患者體內，並經由患者的脈管系統進入患者心臟的左心室。從該位置，血泵將血液吸入並再次將其排至主動脈。以這種方式，心臟的功能可以完全或至少部分地卸載到泵上。

【發明內容】

【0005】根據本發明的一個實施例，係提供一種泵，像是可插入至患者體

第 1 頁，共 25 頁(發明說明書)

內的血泵。泵具有可膨脹與可壓縮的泵殼以及可膨脹與可壓縮並設置在泵殼中的轉子。轉子可具有至少一個轉子葉片、一轂，以及一旋轉軸。至少一個轉子葉片的至少一部分可以從轂沿第一軸延伸，該第一軸不橫穿旋轉軸並且與該旋轉軸大致正交。第一軸相對於穿過轂並橫穿該旋轉軸的轉子之徑向軸偏移一預定距離。

【0006】 在一些實施例中，轂為圓柱形。

【0007】 在一些實施例中，轂的一第一端相對於該轂的一第二端係呈錐形。

【0008】 儘管轉子可用任何傳統技術形成，在本發明所述的任何實施例中，轉子可藉由射出成型(injection molded)而形成。轉子也可藉由真空成型(vacuum molding)、保證鑄模(assure casting)，以及／或者消失模(lost-mold)而形成。在本發明所述的任何實施例中，轉子可藉由射出成型以一單一材料形成。

【0009】 在本發明所述的任何實施例中，轉子可具有至少一個第二轉子葉片，該第二轉子葉片從該轂沿一從該轉子的該徑向軸偏移一預定距離的第二軸延伸，其橫穿該旋轉軸。在此實施例中，第一軸與第二軸向該徑向軸的相對兩側偏移。

【0010】 在本發明所述的任何實施例中，至少一個轉子葉片係螺旋地纏繞在該轂周圍。在一些實施例中，該至少一個轉子葉片可包括一恆定的螺距。替代地，在一些實施例中，該至少一個轉子葉片包括一沿該轂的一長度變化的螺距。

【0011】 在本發明所述的任何實施例中，第一軸實質上平行於該徑向軸。

【0012】 對於轉子葉片的形狀來說，在本發明所述的任何實施例中，至少一個轉子葉片包括一凹側與一凸側。在一些實施例中，當該轉子被壓縮到一壓縮狀態時，該至少一個轉子葉片的該凹側靠在該轂的一外部。在一些實施例中，

第一軸在該至少一個轉子葉片的該凸側之一方向上從該徑向軸偏移。在一些實施例中，在該至少一個轉子葉片的該至少一部分，該凸側從該殼實質切線地延伸。替代地，在一些實施例中，在該至少一個轉子葉片的至少一部分，該凹側在該至少一個轉子葉片的該凸側的該方向上從該徑向軸偏移。

【0013】在本發明所述的任何實施例中，泵可具有一包括一近端與一遠端之驅動軸，其中該轉子的該殼被安裝到該驅動軸的該遠端以及該驅動軸被旋轉以旋轉該轉子。在一些實施例中，泵也可具有一耦接到該驅動軸的該近端之馬達，其中該馬達被設定用以旋轉該驅動軸。在一些實施例中，泵也可具有一導管，其包括一耦接到該泵殼的一近端之遠端，其中該驅動軸係被設置為穿過該導管的一中空內部。在本發明所述的任何實施例中，該泵係一血泵，以及該泵殼包括一入口與一出口，該轉子的旋轉可將血液從該入口輸送到該出口。在一些實施例中，該泵殼可插入至一患者的一心臟中。舉例來說，在一些實施例中，該泵殼可插入至一患者的心臟之一左心室。

【0014】在本發明所述的另一實施例中，係提供用於一泵的轉子。在本發明所述的任何實施例中，轉子可具有至少一個轉子葉片、一殼，以及一旋轉軸。至少一個轉子葉片的至少一部分從該殼沿第一軸延伸，該第一軸相對於橫穿該旋轉軸的該轉子之一徑向軸偏移一預定距離。在本發明所述的任何實施例中，該至少一個轉子葉片相對於該殼是可膨脹與可壓縮的。

【圖式簡單說明】

【0015】

圖 1 所示為本發明的一泵系統；

圖 2A 所示為本發明的圖 1 的泵的遠端部分之局部側視圖；

圖 2B 所示為本發明與圖 1 的泵一起使用的示範性泵殼結構；

第 3 頁，共 25 頁(發明說明書)

圖 3A 所示為一先前技術的轉子結構；

圖 3B 至圖 3D 所示為本發明的各種轉子結構；

圖 4A 至圖 4D 所示為本發明的處於未壓縮或膨脹狀態並且靜止的可壓縮與可膨脹轉子之各種示意圖；

圖 4E 所示為本發明沿著圖 4D 中所示的截面 A-A、B-B，以及 C-C 的包括圖 1 與圖 2 的可壓縮與可膨脹轉子之橫截面圖；

圖 5A 至圖 5D 所示為本發明的另一處於未壓縮或膨脹狀態並且靜止的可壓縮與可膨脹轉子之各種示意圖；

圖 5E 所示為本發明沿著圖 5D 中所示的截面 A-A、B-B，以及 C-C 的可壓縮與可膨脹轉子之橫截面圖；

圖 6A 所示為本發明的圖 4A 至圖 4D 的處於壓縮狀態的轉子之示意圖；

圖 6B 所示為本發明的圖 5A 至圖 5D 的處於壓縮狀態的轉子之示意圖；

圖 7A 所示為本發明的圖 4A 至圖 4D 的轉子之局部示意圖；

圖 7B 所示為本發明的圖 5A 至圖 5D 的轉子之局部示意圖；

圖 8 所示為使用本發明的圖 4A 至圖 4D 的轉子之圖 1 的泵的操作特性之圖表；

圖 9 所示為使用本發明的圖 5A 至圖 5D 的轉子之圖 1 的泵的操作特性之圖表；以及

圖 10 所示為使用本發明的處於未壓縮或膨脹狀態且靜止的可壓縮與可膨脹轉子之側視圖，包括錐形轂。

【實施方式】

【0016】以下將參考附圖詳細描述本發明的實施例，其中相同的附圖標記表示相似或相同的元件。應可理解的是，所公開的實施例僅為本發明的範例，

其可以各種形式來實施。在此並沒有詳細描述已知的功能或結構，以避免不必要的細節模糊本發明。因此，本說明書揭示的特定結構與功能細節不應被解釋為限制性的，其僅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的詳細結構而不同地使用本發明的代表性基礎。

【0017】如同已知的，血管內血泵可以經由血管引入患者體內並且可以在患者體內操作以支援心臟。舉例來說，此種泵可以用在像是左心室的腔室中以輔助心臟。此種血泵可以具有包括轉子葉片(**rotor blade**)的可旋轉轉子(**rotor**)。轉子葉片的旋轉讓血液以與患者心臟相同的方式在患者體內流動。為了使泵能夠在患者體內傳送與部署，血泵的尺寸可以適當地小。然而，小尺寸可能會降低泵的效率。舉例來說，較小的轉子可能無法像較大的轉子那樣有效地泵送血液。相反，較大的轉子可能不容易插入患者體內。這個問題可以藉由建構具有可壓縮轉子的泵來緩解，以便更有效地將泵部署到患者體內並且可膨脹以有效地泵送血液。然而，這種解決方案可能會帶來其他問題。舉例來說，當轉子被壓縮時，轉子葉片可能受到應力(**stress**)與應變(**strain**)並且在受到壓縮時可能變形。在這方面，轉子葉片可能需要在局部邊界區域中大量變形以折疊到轉子的轂(**hub**)上以實現壓縮狀態。在此種力的作用下，轉子在隨後膨脹之後的形狀可能會與其原始未壓縮形狀不同，並且隨後的未壓縮形狀與效能可能是不可預測的或者受到損害。此外，選擇具有適當公差與特性的材料具有挑戰性，以允許轉子承受其所受到的壓縮力，同時仍允許轉子可壓縮。因此，製造這種可膨脹與可壓縮轉子仍然具有挑戰性。

【0018】因此，發明人了解轉子組態需要同時：(i)允許轉子更容易地被壓縮並且可靠地承受轉子在壓縮時所承受的壓縮力、應力，以及應變；以及(ii)簡單且具有成本效益地製造此種轉子。

【0019】回到附圖，圖 1 所示為本發明的一泵系統之示意圖。泵(pump)1 可包括泵殼(pump housing)2 與具有穿過其中的內腔(lumen)之導管(catheter)3。泵殼 2 可包括近端(proximal end)11 與遠端(distal end)13。在一些實施例中，遠端 13 可以包括一個或多個開口(opening)15，形成一用以將血液吸入泵殼 2 的入口(inlet)。在一個實施例中，開口 15 可以形成一流入籠。流入血液的方向由箭頭(arrow)12 表示。近端 11 可以包括一或更多個開口 14，形成一用以將由入口吸入的血液輸送到患者的血管之出口。

【0020】驅動軸(drive shaft)4 可以被佈置在導管 3 的內腔中。驅動軸 4 的近端可以連接到馬達 6 並且驅動軸 4 的遠端部分可以延伸到泵殼 2 的內部。轉子 5 可以被安裝到驅動軸 4 的遠端部分並佈置在泵殼 2 中。馬達 6 可以旋轉驅動軸 4，而驅動軸 4 可以旋轉轉子 5。應可理解的是，驅動軸 4 可以是柔性的以將驅動軸 4 與導管 3 插入患者體內。

【0021】如圖 1 所示，泵 1 可以經由一埠(port)7 被引入患者的血管中。舉例來說，泵 1 可以藉由對股動脈(femoral artery)8 進行動脈切開術而被引入與提供，並且經由主動脈弓(aortic arch)9 進入患者心臟的心室(ventricle)10，使得泵殼 2 位於主動脈瓣（圖中未顯示）的區域中。應可理解的是，泵殼 2 的遠端 13 可以延伸到患者的左心室中並且近端 11 設置在患者的主動脈中。轉子 5 可以由驅動軸 4 與馬達 6 以 3,000 到 50,000rpm（每分鐘轉數）之間的速度旋轉，以將血液從心室 10 輸送到泵殼 2 的遠端 13 的入口之開口 15 中（如箭頭 12 所示）並且從近端 11 的出口之開口 14 送出到主動脈。

【0022】在一個實施例中，泵 1 可包括一控制器 31，用以控制與驅動馬達 6 以控制泵 1 的運作。控制器 31 可以整合在馬達 6 中或與馬達 6 分開設置。

【0023】在一個實施例中，泵殼 2 和轉子 5 可以被設定為可徑向壓縮至壓縮狀態，以能夠有效地部署泵 1 以通過患者的血管。此外，在將泵殼 2 與轉子

5 放置在患者的心室 10 中以及／或者靠近患者的心室 10 之後，泵殼 2 與轉子 5 可以被設定為可徑向膨脹到用於正常操作的膨脹狀態。

【0024】舉例來說，圖 2A 所示為泵殼 2 的內部與導管 3 的一遠側部分。如該示意圖所示，轉子 5 可以被安裝到驅動軸 4 的遠側部分並設置在泵殼 2 的內部。

【0025】參照圖 4A 至圖 4D，根據本發明的一個實施例更詳細地繪示出轉子 5。應可理解的是，所示的轉子 5 為處於未壓縮或膨脹狀態；也就是靜止並且沒有外部施加的力（例如，在壓縮狀態下沒有壓縮力或在膨脹狀態下操作期間沒有壓力與旋轉力）。轉子 5 包括徑向可壓縮的轉子葉片 17、18 以及轂 16。葉片 17、18 可以從轂 16 的外部徑向延伸。轂 16 從轉子 5 的近端 20 延伸到遠端 19 並且與轉子 5 的旋轉軸(rotational axis)30 同軸地對齊。或通道(channel)29（顯示於圖 4C）可以從近端 20 穿過轂 16 延伸到遠端 19。泵 1 的驅動軸 4 的遠端部分，像是泵 1 的驅動軸 4，可以延伸穿過中心孔(central bore)29 以將轉子 5 安裝在泵 1 的泵殼（例如泵殼 2）內並使其旋轉。

【0026】在一個實施例中，轉子葉片 17、18 可以在徑向具有彎曲的設計以及在軸向具有一彎曲的接合部(enlacement)。每個葉片 17、18 可以包括具有凸面的第一面（例如，吸力側）與具有凹面的第二側（例如，壓力側）。舉例來說，葉片 17 包括凸側(convex side)21 與凹側(concave side)22，而葉片 18 包括凹側 23 與凸側 24。葉片 17、18 可以由柔性材料製成，讓葉片 17、18 能夠折疊到轂 16 上而被壓縮至壓縮狀態。當葉片 17、18 被壓縮至壓縮狀態時，轉子 5 的徑向彎曲設計定義了轉子葉片 17、18 的期望或預定的壓縮或捲曲方向（也就是，每個葉片 22 的凹側的方向）。在此種的實施例中，在葉片 21 的凸側可能會發生拉伸。

【0027】再次參考圖 2A，轉子 5 的轂 16 與泵殼 2 分別與轉子 5 的旋轉軸 30 同軸地對齊。圖 2A 中的泵殼 2 與轉子 5 顯示為處於未壓縮或靜止的膨脹狀態，並且不受外力影響。泵殼 2 與轉子 5 可以被徑向壓縮至壓縮狀態。在壓縮狀態下，可以使用輸送系統將泵殼 2 部署到患者體內。舉例來說，在一個實施例中，輸送系統可以包括導引器護套(introducer sheath)，該導引器護套限制泵殼 2 與轉子 5 以將泵殼 2 與轉子 5 保持在壓縮狀態。當被限制在導引器護套中時，泵殼 2 與轉子 5 被插入至患者體內到期望的位置。然後泵殼 2 可以向遠側推進，例如藉由推動導管 3，使得泵殼 2 離開導引器護套的遠端。

【0028】一旦處於患者體內的期望位置，泵殼 2 與轉子 5 就會徑向膨脹至膨脹狀態。在此種實施例中，該擴張位置可以由導管 3 的一端定義。舉例來說，轉子 5 可以藉由將泵 1 從輸送系統(例如，導引器護套)中釋放出去而展開。在一種實施例中，泵殼 2 可以由形狀記憶材料製成，當泵殼 2 不受外部壓縮力作用時，該形狀記憶材料使泵殼 2 回到膨脹狀態。在另一方面，泵 1 可以包括用以將泵殼 2 膨脹至膨脹狀態的致動裝置。接著，可藉由驅動軸 4 旋轉轉子 5 以將轉子葉片 17、18 徑向展開至膨脹狀態。在一種實施例中，轉子 5 可以由不需要轉子 5 旋轉而使轉子 5 回到膨脹狀態的材料製成。

【0029】參考圖 2B，在一個實施例中，泵殼 2 可包含由金屬網或纖維網製成的徑向可膨脹與可壓縮結構。替代地，泵殼 2 可包含形成一徑向可膨脹與可壓縮結構之複數個螺旋支柱。在任一情況下，軟管或密封結構(例如一聚合物膜)可以被設置在泵殼 2 的區域 90(或區域 90 的至少一部分)之上以防止血液進入或流出到區域 90 中。在此種實施例中，膜可以產生具有液壓效能(例如用於泵送(pumping))的泵室。軟管可以由聚氨酯(polyurethane)製成並且通常為圓柱形。藉由軟管密封部分 90，泵殼 2 的遠端部分 92 與近端部分 94 保持未密封。這樣一來，在遠端部分 92 形成泵殼 2 結構的線材或纖維之間的孔可形成泵

殼 2 的入口，而近端部分 94 的孔可形成泵殼 2 的出口。在替代的實施例中，軟管或密封結構可以覆蓋和密封泵殼 2 的全部或至少絕大部分，並且軟管或密封結構可包括在密封結構的近端與遠端的孔，以形成泵殼 2 的入口和出口。

【0030】在美國專利申請號 16/658,256、美國公告專利號 8,439,859，以及美國專利申請公開號 2020/0289732 A1 中描述了示範性的徑向可膨脹與可壓縮的泵殼、用以膨脹與壓縮此種泵殼的結構，以及用於實施此種泵殼以與泵像是泵 1 一起使用的方法，其所有內容係完整引用做為參考。

【0031】像是轉子 5 的轉子葉片 17、18 之類的轉子葉片可以從像是殼 16 的殼沿著穿過殼中心並橫穿轉子的旋轉軸 30 之徑向軸延伸。如圖 3A 的轉子組態(rotor configuration)50 所示，其中葉片 51、52 沿著徑向軸 56 從殼 55 延伸，沿著穿過殼 55 的中心並橫穿轉子 5 的旋轉軸 57 之徑向軸 56 延伸。葉片 51、52 在圖中所示為直的，但它們也可是彎曲的。

【0032】根據本發明，轉子葉片 17、18 可以修改為從與橫穿旋轉軸的徑向軸偏移之個別軸延伸。以下會先參考圖 3B 至圖 3D 從殼延伸的平面轉子葉片的簡單情況來描述每一個設計，不過，如下所述，這些設計同樣適用於彎曲葉片，像是上述轉子 5 的葉片 17、18。

【0033】舉例來說，參考圖 3B，其中所示為根據本發明處於靜止與未壓縮狀態（也就是在沒有外力的情況下）的轉子組態 60。轉子組態 60 包括徑向可壓縮與可膨脹的轉子葉片 51、52 與圓柱形殼 55。葉片 51、52 從殼 55 沿著相對於殼 55 的中心偏心或偏移徑向軸 56 的個別軸延伸。在圖 3B 的轉子組態 60 中，轉子葉片 51 沿軸 58 延伸，而轉子葉片 52 沿軸 59 延伸。軸 58 與 59 個別從軸 56 偏移一預定距離 $d1$ 並平行於軸 56。轉子葉片 51 包括側 61 與 62，其中側 61 被設置為比側 62 更遠離軸 56。轉子葉片 52 包括側 63 與 64，其中側 63 被設置為比側 64 更遠離軸 56。在轉子配置 60 中，軸 58、59 與軸 56 之間的偏移使得

葉片 51 的側 61 與葉片 52 的側 63 個別相對於殼 55 的圓形橫截面大致切線地延伸。應可理解的是，軸 56 與軸 58、59 之間的偏移程度，59 可能小於或大於 $d1$ ，但大於零。舉例來說，在圖 3C 的轉子配置 70 中，軸 56 與軸 58、59 之間的偏移是預定距離 $d2$ ，該距離小於 $d1$ 。作為另一個範例，在圖 3D 的轉子配置 80 中，軸 56 與軸 58、59 之間的偏移是預定距離 $d3$ ，該距離大於 $d1$ 。在轉子組態 80 中，軸 58、59 與軸 56 之間的偏移使得葉片 51 的側 62 與葉片 52 的側 64 個別相對於殼 55 的圓形橫截面大致切線地延伸。以下將更詳細地說明，轉子構造，像是組態 60、70、80，其中轉子葉片從殼偏離穿過殼中心的徑向軸延伸，在泵的操作中提供了幾個優點。

【0034】儘管在配置 60、70、80 中相對於軸 56 與軸 58、59 的偏移是使用轉子葉片 51、52 描述的，這些轉子葉片 51、52 在圖 3B 至圖 3D 中所示從轉子的殼 55 線性延伸。轉子組態 60、70、80 與上述偏移（或缺少偏移）相關的設計實施例，也會在螺旋地圍著殼纏繞的轉子葉片之內文中描述，像是轉子 5 的轉子葉片 17、18。

【0035】根據在葉片與殼的附接點相對於殼的旋轉軸正交的軸，或葉片延伸超過殼時的曲率，可以達成葉片相對於殼的橫穿或偏移。針對轉子葉片 17、18 從殼 16 延伸，轉子 5 係以與上述配置 50 類似的方式設計。如同在圖 4A-圖 4C 中所示的最佳表示方式，其中繪示了轉子 5 的遠端 19，葉片 17、18 包括區域 25、26。區域 25 是靠近殼 16 設置的葉片 17 的一部分，而區域 26 是靠近殼 16 設置的葉片 18 的一部分。在一個實施例中，區域 25 與 26 分別是葉片轉子 17 與 18 的一部分，它們直接靠近殼 16 設置。如圖 4C 所示，區域 25 與 26 沿著與轉子 5 的旋轉軸 30 正交並延伸穿過殼 16 的中心之徑向軸 40 延伸。應可理解的是，如圖 4E 中轉子 5（圖 4D）的橫截面圖所示。區域 25 與 26（圖 4C）如圖 4C 所示從殼沿殼的長度（也就是，從殼 16 的遠端 19 到近端 20）延伸（也就是，

沿徑向軸 40)。在這種配置中，如圖 4E 中沿圖 4C 的 A-A、B-B，以及 C-C 的橫截面所示，葉片 17、18 的外部之曲率根據葉片 17、18 在殼 16 的長度上延伸的位置而變化。圖 4D 所示為殼上的三個位置，它們對應於三個橫截面 A-A、B-B，以及 C-C。如圖 4E 所示，在橫截面 A-A 處，葉片 17、18 的凹側 22、24 的內曲率比葉片凸側 21、23 的曲率要小（也就是，角度更小），葉片凸側 21、23 形成更大的角度。這在 B-B 橫截面中更容易觀察到。然而，在 C-C 橫截面中，凸側 21、23 的凸曲率與凹側 22、24 的凹曲率大致互補。因此，在圖 4A 至 4E 所示的實施例中，葉片 17、18 的每個外部的螺距沿殼 16 的長度變化。

【0036】在一個實施例中，轉子 5 可以被修改為，類似於以上關於組態 60、70、80 描述的葉片偏移，每個葉片 17 與 18 中的至少一部分，像是區域 25 與 26，從殼 16 沿著個別軸或多條軸相對於徑向軸 40 偏移。

【0037】舉例來說，參考圖 5A 至圖 5D，其中所示為本發明的另一實施例之轉子 105。應可理解的是，轉子 105 顯示為處於未壓縮或膨脹狀態並且處於靜止以及沒有外部施加的力（例如，在壓縮狀態下沒有壓縮力並且在膨脹狀態下操作期間沒有壓力與旋轉力）。轉子 105 包括徑向可壓縮的轉子葉片 117、118，以及殼 116。葉片 117、118 從殼 116 的外部徑向延伸。殼 116 從轉子 105 的近端 120 延伸到遠端 119 並且與轉子的旋轉軸同軸地對齊。中心孔或通道 129（如圖 5C 所示）從端部 120 延伸穿過殼 116 到端部 119。泵的驅動軸的遠端部分，像是泵 1 的驅動軸 4，可以延伸穿過中心孔 129 以在泵的泵殼，像是泵殼 2 內，支撐與旋轉轉子 105。以下將更詳細描述，轉子 105 可以模製在驅動軸 4 的遠端部分上。

【0038】在一個實施例中，殼 116 是圓柱形的並且包括從端部 119 到端部 120 的恆定直徑。然而，如以下所述，在一些實施例中，殼 116 的直徑可以從一端到另一端逐漸變細。

【0039】在一個實施例中，轉子葉片 117、118 可以在徑向具有彎曲的設計並且在軸向具有彎曲的接合部。每個葉片 117、118 可以包括具有凸面的第一側（例如，吸力側）與具有凹面的第二側（例如，壓力側）。舉例來說，葉片 117 可以包括凸側 121 與凹側 122，並且葉片 118 包括凸側 123 與凹側 124。葉片 117、118 藉由柔性材料附接至轂 116，使得葉片 117、118 在被壓縮到壓縮狀態時是可折疊在轂 116 上的。在壓縮狀態下，凹側 122、124 更靠近或甚至靠在轂 116 的外部。在給定葉片曲率時，每個葉片 117、118 可以至少部分地圍繞轂 116。轉子 105 的徑向彎曲設計在葉片 117、118 被壓縮到壓縮狀態時，定義轉子葉片 117、118 的較佳壓縮或捲曲方向（也就是每個葉片的凹側的方向）。

【0040】在一個實施例中，每個葉片 117、118 包括恆定的螺距，然而，如下所述，在其他實施例中，葉片 117、118 可以個別包括可變的螺距。

【0041】如圖 5A-圖 5C 所示的最佳方式，其中顯示了轉子 105 的遠端 119，葉片 117、118 可包括內部區域 125、126。區域 125 是葉片 117 從轂 116 向葉片 117 的外部邊緣延伸的部分，區域 126 是葉片 118 從轂 116 向葉片 118 的外部邊緣延伸的區域。在一個實施例中，區域 125 與 126 分別是葉片 117 與 118 的區域，它們直接靠近轂設置，並且在每個葉片 117、118 的外部邊緣之前終止。在另一實施例中，區域 125、126 分別從轂 116 延伸到葉片 117、118 的外部邊緣之整個距離。

【0042】如圖 5C 所示，區域 125 沿軸 141 延伸，區域 126 沿軸 142 延伸。軸 141、142 相對於轂 116 的中心偏移。此外，軸 141、142 個別相對於徑向軸 140 偏離一預定距離 d 並實質上與徑向軸 140 平行。在描述軸 141、142 相對於徑向軸 140 的關係的內容中，「實質上平行(substantially parallel)」是指每個軸 141、142 與徑向軸 140 之間的預定距離 d 在每個區域 125、126 中的整個長度上大致相同或恆定。換句話說，即使每個軸 141、142 相對於徑向軸 140 略微傾斜

(例如, 1° 到 20°) , 出於描述本發明的目的, 軸 141、142 仍可被認為與徑向軸 140「實質上平行」。

【0043】徑向軸 140 延伸穿過旋轉軸 130 並且正交地橫穿旋轉軸 130。應可理解的是, 如圖 5E 中轉子 105 的橫截面圖所示(其為沿轂 116 的不同位置截取的轉子 105 之橫截面), 在一個實施例中, 軸 141、142 相對於徑向軸 140 的偏移從轂 116 的遠端 119 持續到近端 120(圖 5D)。換句話說, 在沿轂 116 軸向的任何點, 區域 125、126 可以從轂 116 以距徑向軸 140 的預定偏移距離 d 延伸。如下所述, 在其他實施例中, 軸 141、142 之間相對於徑向軸 140 的偏移可以僅沿著轂的一些部分(例如, 在轉子 105 的近端、遠端以及/或者中心部分)。此外, 在一些實施例中, 偏移的預定距離 d 可以在沿著轉子 105 的軸向長度的不同位置變化。

【0044】再次參考圖 5C, 在一個實施例中, 葉片 117 的區域 125 在葉片 117 的凸側 121 的方向上從軸 140 偏移, 而葉片 118 的區域 126 在葉片 118 的凸側 123 的方向上從軸 140 偏移。以此方式, 區域 125、126 完全偏移 to 軸 140 的相對側。在一個實施例中, 偏移的預定距離 d 係選擇為使得區域 125 的凸側 121 的表面從轂 116 的外圓周實質上切線地(也就是說, 大致沿著切線)延伸, 並且區域 126 的凸側 123 的表面從轂 116 的外圓周實質上切線地延伸。此外, 預定距離 d 係選擇為使得, 在區域 125, 凹側 122 在凸側 121 的方向上從軸 140 偏移或隔開, 以及, 在區域 126, 凹側 124 在凸側 123 的方向上從軸 140 偏移或隔開。換句話說, 每個側面 121、122、123、124 相對於轂 116 的中心偏心並且偏移軸 140。

【0045】如上所述, 轉子 105 的每個區域 125、126 的偏移位置可以提供相對於轉子, 像是不包括這種偏移的轉子 5 與轉子組態 50, 一些沒有的優點。

【0046】舉例來說，參考圖 6A 與 6B，圖 6A 所示為處於壓縮狀態的轉子 5，而圖 6B 所示為處於壓縮狀態的轉子 105。如圖 6A 所示，在壓縮狀態下，轉子葉片 17、18 被折疊到轂 16 上。然而，葉片 17、18 在折疊中會產生對應的尖銳扭結(kink)601、602。扭結 601、602 可能出現在轉子 5 中，因為葉片 17、18 的區域 25 與 26 從轂 16 沿徑向軸 40 延伸，因此不會阻止轉子葉片 17、18 彎曲回到轂 16。這樣一來，葉片 17、18 更可能以與轂 16 徑向間隔開的銳角屈折或彎曲，並因此形成扭結 601、602。這種扭結可能對轉子葉片 17、18 與轂 16 施加應力與應變，並增加葉片 17、18 無法恢復到原來的未壓縮、膨脹狀態而永久變形的可能。

【0047】轉子葉片 117、118 的偏移設計避免了轉子 5 的轉子葉片 17、18 產生尖銳扭結。舉例來說，如圖 6B 所示，在壓縮狀態下，轉子葉片 117、118 的區域 125、126 相對於徑向軸 140 的偏移允許葉片 117、118 至少部分地圍著轂 116 纏繞，符合轂曲率。因此，圖 6A 所示的轉子 5 在壓縮狀態下發生的尖銳扭結在圖 6B 所示的壓縮轉子中不復存在。由於區域 125、126 相對於轂 116 的偏心位置，在每個葉片 117、118 的凹側 122、124 上有更多空間，使得葉片 117、118 可以更平滑地圍繞轂 116，使得凹側 122、124 在壓縮狀態下更均勻地靠在轂 116 上，以減輕每個葉片 117、118 中的扭結。由於葉片 117、118 更均勻地靠在轂 116 上，所以當壓縮時，作用在葉片 117、118 上的力傳遞到轂 116 外徑上的扭矩，藉此減少或消除葉片 117、118 在壓縮時的扭結。以此方式，葉片 117、118 的偏移位置減少了處於壓縮狀態的葉片 117、118 上的應力以及可能由於此種應力導致的葉片變形。在壓縮狀態下葉片 117、118 上的應力減少進一步允許葉片 117、118 展開到它們在未壓縮、膨脹狀態下的自然位置，這是因為葉片 117、118 由於壓縮狀態下的葉片應力而使得永久變形的可能性降低。此外，這也使得減壓後的轉子 105 的形狀比轉子 5 的形狀更一致。

【0048】減輕葉片 117、118 在壓縮狀態下的尖銳扭結可以減少並且還減輕在轉子葉片 117、118 附接至殼 116 的區域時殼 116 上的應力與應變。這可以允許殼 116 的厚度與總直徑相對於轉子 5 的殼 16 減少，因為不需要更厚的殼來承受更大的應力。

【0049】舉例來說，參考圖 7A，轉子 5 的殼 16 可以具有直徑 $z1$ 與厚度 $y1$ 。每個轉子葉片 17、18 包括厚度 x 。根據在轉子 5 被壓縮時以及／或者在轉子 5 旋轉期間殼 16 上的應力，厚度 $y1$ 被選擇為足夠大以防止殼 16 的內徑從泵 1 的驅動軸 4 分層(delamination)。分層可能發生在殼 16 上的拉應力最高的地方。殼 16 的示範性分層在圖 7A 中由附圖標記 701 表示。應可理解的是，殼 16 的厚度 $y1$ 大於每個葉片轉子 17、18 的厚度 x 。

【0050】參考圖 7B，轉子 105 的設計可以減少殼 116 上的應力。因此，殼 116 的厚度 $y2$ 被選擇為小於殼 16 的厚度 $y1$ 而不減少轉子葉片 117 的厚度 x ，以防止殼 116 從驅動軸 4 分層。在一個實施例中，殼 116 的厚度 $y2$ 可以是殼 16 的厚度 $y1$ 的 50%。因此，殼 116 的直徑 $z2$ 小於殼 16 的直徑 $z1$ 。此外，在一個實施例中，殼 116 的厚度 $y2$ 大約（例如 $\pm 10\%$ ）等於轉子葉片 117、118 的厚度 x 。殼 116 的直徑 $z2$ 減少並且防止轉子葉片 117、118 在壓縮狀態下扭結，降低了轉子 105 相對於轉子 5 在壓縮狀態下的總直徑，這也減少了泵殼 2 在壓縮狀態下的直徑。因此，當轉子 105 與泵 1 一起使用時，處於壓縮狀態的泵殼 2 的直徑減少可以允許在將泵植入或插入患者體內時所用的動脈切開術切口縮小。此外，當使用轉子 105 時，施加在轉子 105 與泵殼 2 的內塗層上的回彈力可以減少，如此一來可降低將轉子 105 部署到患者體內／從患者體內取出轉子的插入力與移除力。舉例來說，轉子 105 的設計使得轉子葉片在壓縮狀態下的向外徑向力相對於轉子 5 減少。因此，由於在壓縮狀態下轉子葉片 117、118 的向外徑向力

減少，在壓縮狀態下，轉子 105 可以更容易地滑動通過輸送系統的組件（例如，導引器護套）。

【0051】應可理解的是，因為轉子 105 的直徑 z_2 小於轉子 5 的直徑 z_1 ，所以葉片 117、118 可以從轂 116 延伸更長的徑向距離（與葉片 17、18 從轂 16 延伸的距離相比），同時仍然允許轉子 5 與 105 在使用期間具有相同的膨脹轉子直徑（當轉子 5、105 在旋轉時）。以此方式，儘管在使用過程中具有相同的膨脹轉子直徑，轉子葉片 117、118 相對於轉子葉片 17、18 的較大徑向長度讓轉子 105 相對於轉子 5 在血流方面更有效。

【0052】應可理解的是，在轉子 105 與泵 1 一起使用的期間，轉子 105 呈現出除了完全壓縮組態與未壓縮或膨脹組態（當轉子 105 靜止時）之外的其他組態。舉例來說，當轉子 105 在使用期間旋轉時，由於離心力與轉子 105 輸送的流體的壓力，轉子 105 的直徑從其自然未壓縮與膨脹組態擴張，超過轉子 105 的直徑。此外，當離心力與其他壓力施加在葉片 117、118 上時，每個葉片 117、118 中的曲率減少或變平。這些進一步的配置端視轉子 105 的圓周速度（也就是，旋轉速度）。與轉子 105 從壓縮組態到自然膨脹組態（也就是，沒有應力與應變施加在轉子上）的變形相比，在運作期間轉子上所承受的附加應力與應變時所造成的轉子變形較小。在一個實施例中，轉子 105 的形狀和尺寸被設計成使得在使用期間當轉子受到在此所述的作用力時，轉子發生的任何變形，都得到控制、最小化或消除。

【0053】避免葉片 117、118 在壓縮狀態下的尖銳扭結減少了施加到轉子 105 的材料上的最大應變。因此，轉子 105 的偏移設計允許使用比可用於轉子 5 的材料更廣泛的材料。可與轉子 105 一起使用的材料變得更廣泛可以提高轉子 105 的可製造性。舉例來說，在壓縮期間轉子 5 的材料上之極端應變（例如，高達 100% 的局部應變）需要使用的非常抗應力材料，例如聚氨酯，它具有高水平

的交聯度(level of crosslinking)。相形之下，由於採用偏移設計，轉子 105 上減少的應變（例如，高達 70% 的局部應變）有助於拓展用於模製轉子 105 的可用材料選擇。應可理解的是，本文所述的局部應變(local strain)指的是相對於中性纖維（也就是凸面與凹面之間每個葉片的中線），每個轉子葉片（即每個葉片的凸面）的彎曲外曲率拉伸。舉例來說，在一些實施例中，該外曲率在每個轉子葉片（例如，凸面側）可以是 180°。由於在轉子 105 的設計中（與轉子 5 相比），將彎曲程度（當葉片被折疊時）不同地設定，與轉子葉片上的局部應力相比，轉子 105 中的轉子葉片 117、118 上的局部應力比轉子 5 的轉子葉片 17、18 上的局部應力要小。

【0054】舉例來說，偏移設計允許使用熱塑性聚氨酯，其交聯量比用於轉子 5 的聚氨酯低。用於模製轉子 105 的材料具有較低的交聯量使得射出成型製造技術可以用來製造轉子 105，這使得大量生產更具成本效益。這也可以適用在保證鑄模、真空成型，以及／或者消失模的情況。

【0055】在一個實施例中，轉子 105 係被模製在驅動軸 4 上作為具有高彈性與低滯後性(low hysteresis)的單件彈性體。舉例來說，轉子可以由熱塑性彈性體(TPE)形成，例如聚酰胺 TPE (TPA)、共聚酯 TPE (TPC)、苯乙烯 TPE (TPS)、聚氨酯 TPE (TPU)、與 TPE 交聯的橡膠 (TPV) 或丙烯腈／丁二烯橡膠＋聚氯乙烯 (TPZ)。作為另一範例，轉子可以由聚烯烴彈性體(TPO)或熱塑性聚酰胺彈性體形成。其他以這種方式製造與模製轉子 105 的示範性材料已於美國公告專利號 10,584,589 中進行描述，在此並引用其所有內容做為參考。

【0056】應可理解的是，當轉子 5、105 在膨脹狀態下的相同最大直徑與相同轉速下，轉子 105 的設計相對於轉子 5 具有改進的流速（以升／分鐘計的更高流量）。如上述，流速改進的一種解釋可能是轉子葉片 117、118 的徑向長度

相對於轉子葉片 17、18 的長度而言相對較大，這是由於轂 116 的直徑相對於轂 16 有減少的關係。

【0057】此外，在轉子 5、105 的相同最大直徑與相同轉速下，與轉子 5 相比，轉子 105 的設計可以減輕血液流過轉子時對血液的溶血和其他損傷。在一些實施例中，即使在比轉子 5 的轉速更高的轉速下，使用轉子 105 也減輕了溶血。在施加相同應力的情況下，可能發生相同量的溶血。由於轉子 105 的設計相對於轉子 5 產生了更高的流量，因此可以減少單位體積的損傷。此外，由於轉子 105 的設計相對於轉子 5 產生更高的流速，血液承受由轉子引起的應力之時間長度可以減少。與較長的衝擊持續時間相比，血細胞更能承受短時間的壓力。

【0058】還應了解的是，當轉子 105 與泵 1 一起使用時，流動特性（例如，由泵 1 輸送的血液）與馬達電流（例如，在使用泵 1 的期間馬達 6 的電流）之間，還有液壓對馬達電流之間的關係都分別獲得改善。此種改進可以使得控制馬達 6 的泵控制器之馬達電流訊號連同轉子 105 的旋轉速度可用於即時計算由泵 1 輸送的血液流量，而無需額外的感測器。應可理解的是，這種計算可以由圖 1 中所示的控制馬達 6 的泵控制器 31 或本發明的泵系統的其他處理器或控制器來執行。這樣一來，控制器或處理器（例如，泵控制器 31）可以根據使用馬達電流訊號與轉子 105 的旋轉速度來計算，藉此維持期望的流量。

【0059】舉例來說，參考圖 8，其中所示為本發明包括曲線的圖表，該曲線將馬達電流與在不同轉子速度下使用轉子 5 的泵 1 之流量進行比較。圖 8 中的曲線顯示一個平坦或反斜率(counter slope)。由於圖 8 中的幾條曲線具有相同的馬達電流，因此在沒有進一步資訊的情況下無法計算使用轉子 5 時泵 1 的流量。

【0060】參考圖 9，其中所示為本發明包括曲線的圖表，該曲線將馬達電流與在不同轉子速度下使用轉子 105 的泵 1 之流量進行比較。圖 9 中的曲線顯示，當泵 1 使用轉子 105 時，馬達電流與流量之間存在很強烈的單調關係。因此，

當泵 1 使用轉子 105 時，在沒有進一步資訊的情況下，也可以根據馬達 6 的馬達電流計算流量（例如，藉由控制器控制馬達 6 或系統的另一個處理器）。

【0061】應可理解的是，圖 8 與圖 9 中從底部到頂部的曲線對應於測試期間使用的以下轉子速度：15 krpm（每分鐘千轉）、18 krpm、20 krpm、22 krpm、24 krpm、26 krpm、28 krpm、30 krpm，以及 32 krpm。應可理解的是，1000 rpm 相當於 1 krpm。

【0062】比較圖 8 與圖 9，上述關於轉子 105 相對於轉子 5 的操作之改進可以參考圖 8 與圖 9 中關於流量與馬達電流之間的關係。在這方面，圖 9 中的流量與馬達電流之間的關係比圖 8 中所示的關係更線性。整體來說，流量差異（在給定壓力下）對轉子 105 的馬達電流與轉子 5 相比，具有較少的變動影響。這顯示流過轉子 105 的血液比流過轉子 5 的血液較少動盪。

【0063】在一個實施例中，每個葉片 117、118 都包括在每個葉片的長度上之單調錐度（拔模角(draft angle)）以改進射出成型轉子 105 的脫模。該拔模角可以是軸向以及／或者徑向的，視模具設計(mold-design)而定。

【0064】應可理解的是，如上所述，在一個實施例中，葉片 117、118 的區域 125、126 在殼 116 的整個軸向長度上相對於軸 140 偏移（如圖 5E 所示）。在其他實施例中，葉片 117、118 的區域 125、126 可以僅在沿軸 130 軸向的選定點或部分相對於軸 140（與旋轉軸 130 正交）偏移。舉例來說，在一個實施例中，葉片 117 在區域 125 的遠端部分與葉片 118 在區域 126 的遠端部分可以從軸 140 偏移預定距離，但是區域 125、126 的其餘部分沿徑向軸 140 延伸並且不包括偏移。在另一實施例中，葉片 117 在區域 125 的近端部分與葉片 118 在區域 126 的近端部分可以從軸 140 偏移預定距離，但是區域 125、126 的其餘部分沿徑向軸 140 延伸並且不包括偏移。在另一實施例中，轉子 105 的遠端 119 與近端 120 之間的每個區域 125、126 的中心部分可以從軸 140 偏移預定距離，但是區域 125、

126 的遠端與近端部分可不包括一個偏移量。在另一實施例中，區域 125、126 可以在殼 116 的整個軸向長度上偏移，但是葉片 117、118 的區域 125、126 與徑向軸之間的偏移距離可以沿著殼 116 的長度變化。如上所述，在一個實施例中，葉片 117、118 可包括恆定的螺距。恆定的螺距可以允許在製造期間更容易地將轉子 105 脫模。在其他實施例中，轉子葉片 117、118 的螺距可以根據需要改變。此外，轉子葉片 117、118 可以根據需要包括圍繞殼 116 的四分之一扭轉、二分之一扭轉，或盡可能多的多重扭轉（或其一部分）。此外，儘管上面關於轉子 105 係以兩個轉子葉片 117、118 圖示與敘述，但是轉子 105 可以包括單個轉子葉片或任意數量的轉子葉片，而不悖離本說明書所述的內容。以此方式，轉子 105 的葉片在尺寸、形狀和螺距上可以變化，因此可以用於各種應用。

【0065】在一個實施例中，從殼 116 到每個葉片 117、118 的邊緣之徑向距離可以從轉子 105 的一端到轉子 105 的另一端以錐形方式變化。錐度可以是恆定的或沿殼的長度變化。應可理解的是，轉子 105 的三維形狀可以相對於圖中所示與在此描述的進行修改，以改進使用轉子 105 的泵的效能之各種實施例。泵效能的此些實施例可以包括但不限於提高效率、提升承受壓力、更好的流量與壓差關係，或根據轉子 105 的形狀而受到影響的泵效能之任何其他實施例。

【0066】儘管上述將殼 116 描述為沿殼 116 的長度具有恆定直徑的圓柱形，但在其他實施例，殼 116 可具有圓錐或截頭圓錐形狀(frustoconical)(也就是，截頭圓錐體)，使得殼 116 是錐形的。在殼 116 具有截頭圓錐形狀的情況下，殼 116 在一端包括比在相對端的直徑更大的直徑。舉例來說，參考圖 10，所示的殼 116 在遠端 119 的直徑「b」小於殼 116 的近端 120 的直徑「c」。在一個實施例中，殼 116 在殼 116 的長度上可以是單調形成的。錐形殼可以使轉子 105 更容易脫模。

【0067】應可理解的是，如上所述，葉片 117、118 的區域 125、126 之間相對於軸 140 的偏移程度可以在沿轂 116 的不同軸向位置處變化。沿轂 116 軸向偏移的程度可能受到轂 116 的錐度／圓柱度的影響。舉例來說，當轉子 105 包括一個在轂 116 的長度上具有恆定直徑的圓柱形轂 116 時，轉子葉片 117、118 的每個區域 125、126 與軸 140 的偏移程度可以不沿轂 116 的長度變化。然而，當轉子 105 包括錐形轂 116 的情況下，如圖 10 所示，葉片 117、118 的每個區域 125、126 相對於軸 140 的偏移距離 d 可以從轂 116 的一端到轂 116 的另一端變化。舉例來說，偏移距離 d 將隨著轂 116 的直徑減少而增加，並且偏移距離 d 將隨著轂 116 的直徑增加而減少。在一種實施例中，在轂 116 的中心軸向位置，偏移可以類似於上述關於圖 3B 描述的轉子配置 60，朝向轂 116 的端部 119，其中轂 116 的直徑相對較小，偏移可以類似於上述關於圖 3D 描述的轉子組態 80，並且朝向轂 116 的端部 120，其中轂 116 的直徑相對較大，偏移可以類似於上述關於圖 3C 描述的轉子組態 70。

【0068】應可理解的是，雖然以上描述的轉子 105 係與包括柔性驅動軸 4 與外部馬達 6（位於患者體外）的泵 1 一起使用，但是轉子 105 可以與任何其他類型的流體泵一起使用以輸送流體。舉例來說，轉子 105 可以佈置在泵，像是血泵，的泵殼體中，該泵包括安裝轉子 105 的剛性（非柔性）驅動軸。該泵可以包括用於驅動剛性驅動軸的機載馬達，其中馬達位於泵殼中或靠近泵殼附近（例如在泵殼的近端）。

【0069】從前述內容並參考各種附圖，熟悉此技藝者應可理解在不悖離本發明的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例，但並不意欲將本發明限制於此，本發明的範疇應與本技術領域所允許的一樣寬廣，並且應以同樣地的設想閱讀本說明書。因此，以上

描述不應被解釋為限制性的，而僅為特定實施例的範例。熟悉此技藝者應可設想在所附申請專利範圍的範疇與精神內進行其他修改。

【符號說明】

【0070】

- 1：泵
- 2：泵殼
- 3：導管
- 4：驅動軸
- 5：轉子
- 6：馬達
- 7：埠
- 8：股動脈
- 9：主動脈弓
- 10：心室
- 11：近端
- 12：箭頭
- 13：遠端
- 14：開口
- 15：開口
- 16：轂
- 17：轉子葉片
- 18：轉子葉片
- 19：端部

- 20：端部
- 21：凸側
- 22：凹側
- 23：凹側
- 24：凸側
- 25：區域
- 26：區域
- 29：中心孔
- 30：旋轉軸
- 31：控制器
- 40：徑向軸
- 50：轉子組態
- 51：葉片
- 52：葉片
- 55：轆
- 56：徑向軸
- 57：旋轉軸
- 58：軸
- 59：軸
- 60：轉子組態
- 61：側
- 62：側
- 63：側
- 64：側

70：轉子組態
80：轉子組態
90：區域
92：遠端部分
94：近端部分
105：轉子
116：轂
117：轉子葉片
118：轉子葉片
119：遠端
120：近端
121：凸側
122：凹側
123：凸側
124：凹側
125：區域
126：區域
129：中心孔
130：旋轉軸
140：徑向軸
141：軸
142：軸
601：扭結
602：扭結

701：分層

b：直徑

c：直徑

d：預定距離

d1：預定距離

d2：預定距離

d3：預定距離

A-A：橫截面

B-B：橫截面

C-C：橫截面

x：厚度

y1：厚度

y2：厚度

z1：直徑

z2：直徑

【發明申請專利範圍】

【請求項1】 一種泵，包含：

一可膨脹與可壓縮的泵殼；以及

一可膨脹與可壓縮並設置於該泵殼中的轉子，該轉子包含至少一個轉子葉片、一轂與一旋轉軸，其中該至少一個轉子葉片的至少一部分從該轂沿一第一軸延伸，該第一軸相對於橫穿該旋轉軸的該轉子之一徑向軸偏移一預定距離。

【請求項2】 如請求項 1 所述之泵，其中該轂為圓柱形。

【請求項3】 如請求項 1 所述之泵，其中該轂的一第一端相對於該轂的一第二端係呈錐形。

【請求項4】 如請求項 1 至 3 中任一項所述之泵，其中該轉子係藉由射出成型、真空成型、保證鑄模，以及／或者消失模而形成。

【請求項5】 如請求項 1 至 4 中任一項所述之泵，其中該轉子係藉由一單一材料形成。

【請求項6】 如請求項 1 至 5 中任一項所述之泵，其中更包含至少一個第二轉子葉片，該第二轉子葉片從該轂沿一從該轉子的該徑向軸偏移一預定距離的第二軸延伸，其中該第一軸與該第二軸向該徑向軸的相對兩側偏移。

【請求項7】 如請求項 1 至 6 中任一項所述之泵，其中該至少一個轉子葉片係螺旋地纏繞在該轂周圍。

【請求項8】 如請求項 7 所述之泵，其中該至少一個轉子葉片包括一恆定的螺距。

【請求項9】 如請求項 7 所述之泵，其中該至少一個轉子葉片包括一沿該轂的一長度變化的螺距。

【請求項10】 如請求項 1 至 9 中任一項所述之泵，其中該第一軸實質上平行於該徑向軸。

【請求項11】 如請求項 1 至 10 中任一項所述之泵，其中該至少一個轉子葉片包括一凹側與一凸側。

【請求項12】 如請求項 11 所述之泵，其中當該轉子被壓縮到一壓縮狀態時，該至少一個轉子葉片的該凹側靠在該殼的一外部。

【請求項13】 如請求項 11 所述之泵，其中該第一軸在該至少一個轉子葉片的該凸側之一方向上從該徑向軸偏移。

【請求項14】 如請求項 13 所述之泵，其中該第一軸包括一圍繞該殼纏繞的螺旋。

【請求項15】 如請求項 14 所述之泵，其中該螺旋可以包括一恆定螺距或一可變螺距。

【請求項16】 如請求項 14 所述之泵，其中該螺旋包括圍繞該殼的一四分之一扭轉、一二分之一扭轉，或多個扭轉。

【請求項17】 如請求項 13 所述之泵，其中，在該至少一個轉子葉片的該至少一部分，該凸側從該殼實質切線地延伸。

【請求項18】 如請求項 13 所述之泵，其中，在該至少一個轉子葉片的至少一部分，該凹側在該至少一個轉子葉片的該凸側的該方向上從該徑向軸偏移。

【請求項19】 如請求項 1 至 18 中任一項所述之泵，其中更包含一包括一近端與一遠端之驅動軸，其中該轉子的該殼被安裝到該驅動軸的該遠端以及該驅動軸被旋轉以旋轉該轉子。

【請求項20】 如請求項 19 所述之泵，其中更包含一耦接到該驅動軸的該近端之馬達，其中該馬達被設定用以旋轉該驅動軸。

【請求項21】 如請求項 19 所述之泵，其中更包含一導管，其包括一耦接到該泵殼的一近端之遠端，其中該驅動軸係被設置為穿過該導管的一中空內部。

【請求項22】 如請求項 1 至 21 中任一項所述之泵，其中該泵係一血泵，以及該泵殼包括一入口與一出口，該轉子的旋轉將血液從該入口輸送到該出口。

【請求項23】 如請求項 19 所述之泵，其中該泵殼可插入至一患者的一心臟中。

【請求項24】 如請求項 20 所述之泵，其中該泵殼可插入至一患者的心臟之一左心室。

【請求項25】 如請求項 24 所述之泵，其中該泵的一出口可插入至該患者的心臟之一主動脈中。

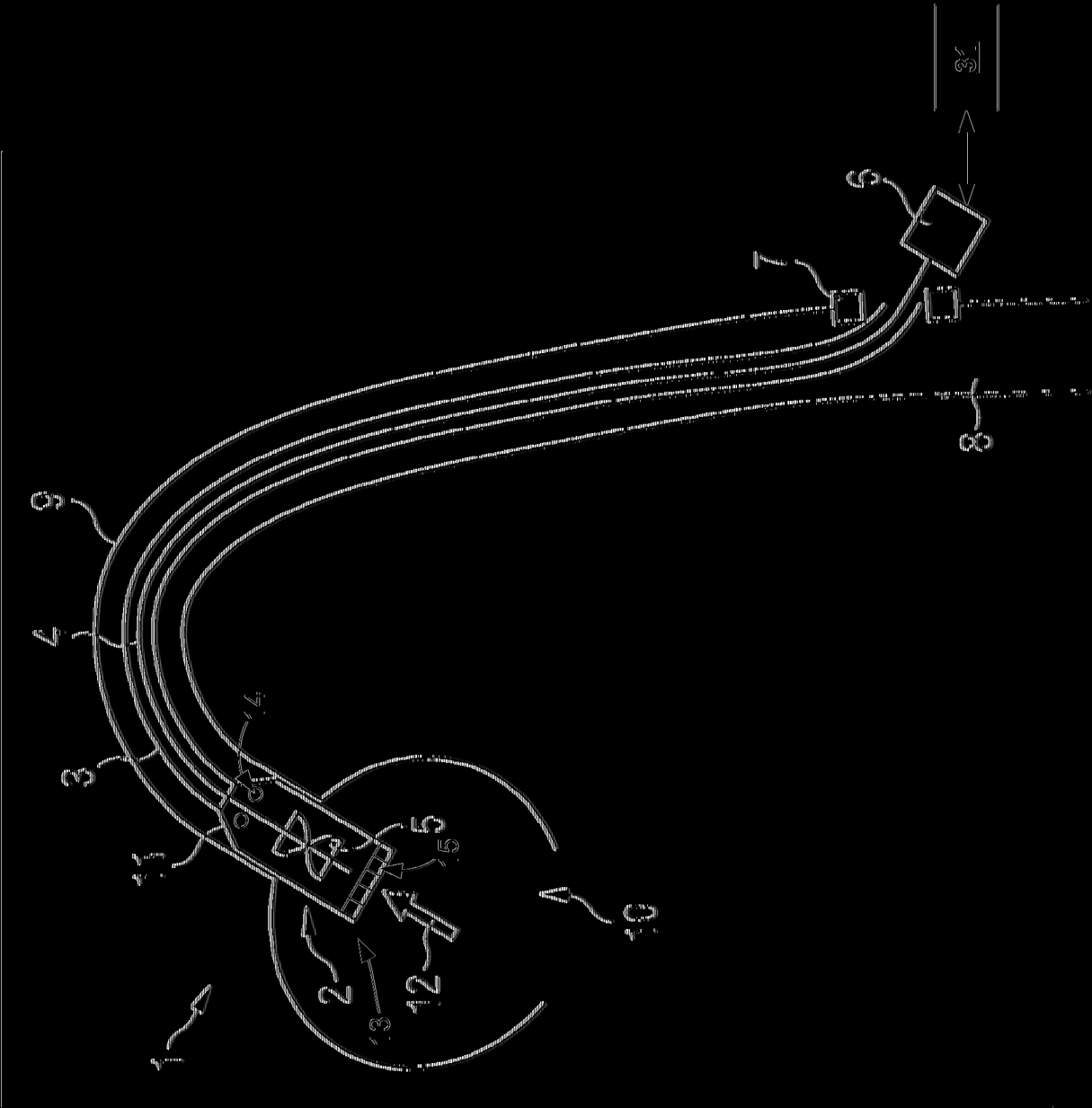
【請求項26】 如請求項 1 所述之泵，其中該至少一個轉子葉片的一凸側包括該至少一個轉子葉片的一吸力側，以及該至少一個轉子葉片的一凹面係該至少一個轉子葉片的一壓力側。

【請求項27】 一種用於一泵的轉子，該轉子包含：

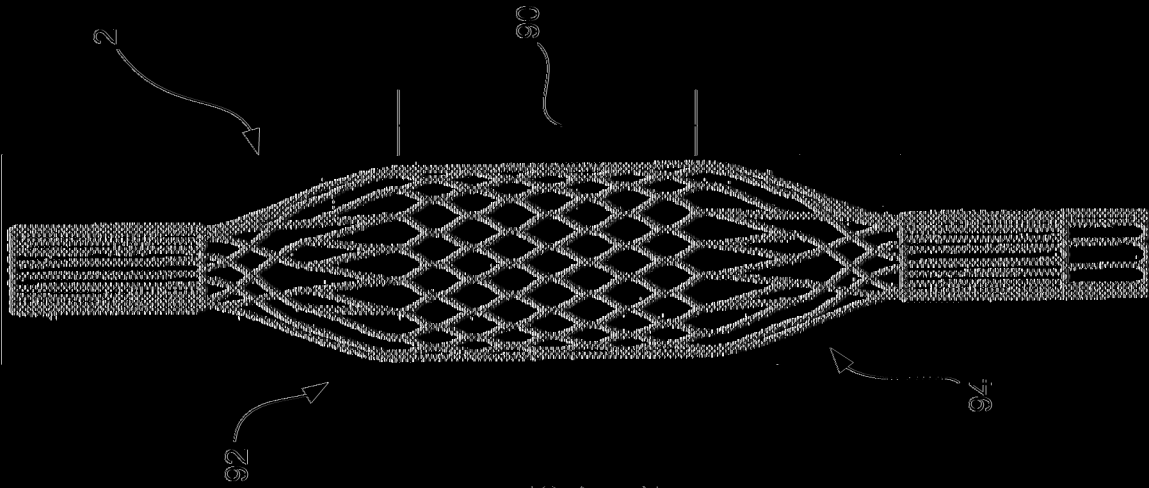
至少一個轉子葉片、一轂，以及一旋轉軸，其中該至少一個轉子葉片的至少一部分從該轂沿第一軸延伸，該第一軸相對於橫穿該旋轉軸的該轉子之一徑向軸偏移一預定距離；

其中該至少一個轉子葉片相對於該轂是可膨脹與可壓縮的。

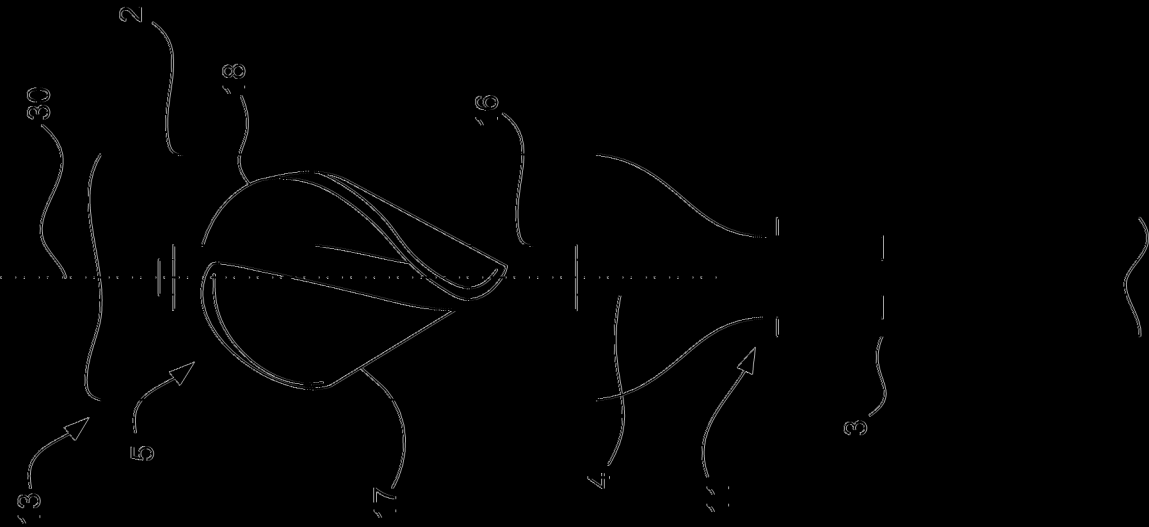
【請求項28】 如請求項 27 所述之轉子，其中該至少一個轉子葉片的一凸側包括該至少一個轉子葉片的一吸力側，以及該至少一個轉子葉片的一凹面係該至少一個轉子葉片的一壓力側。



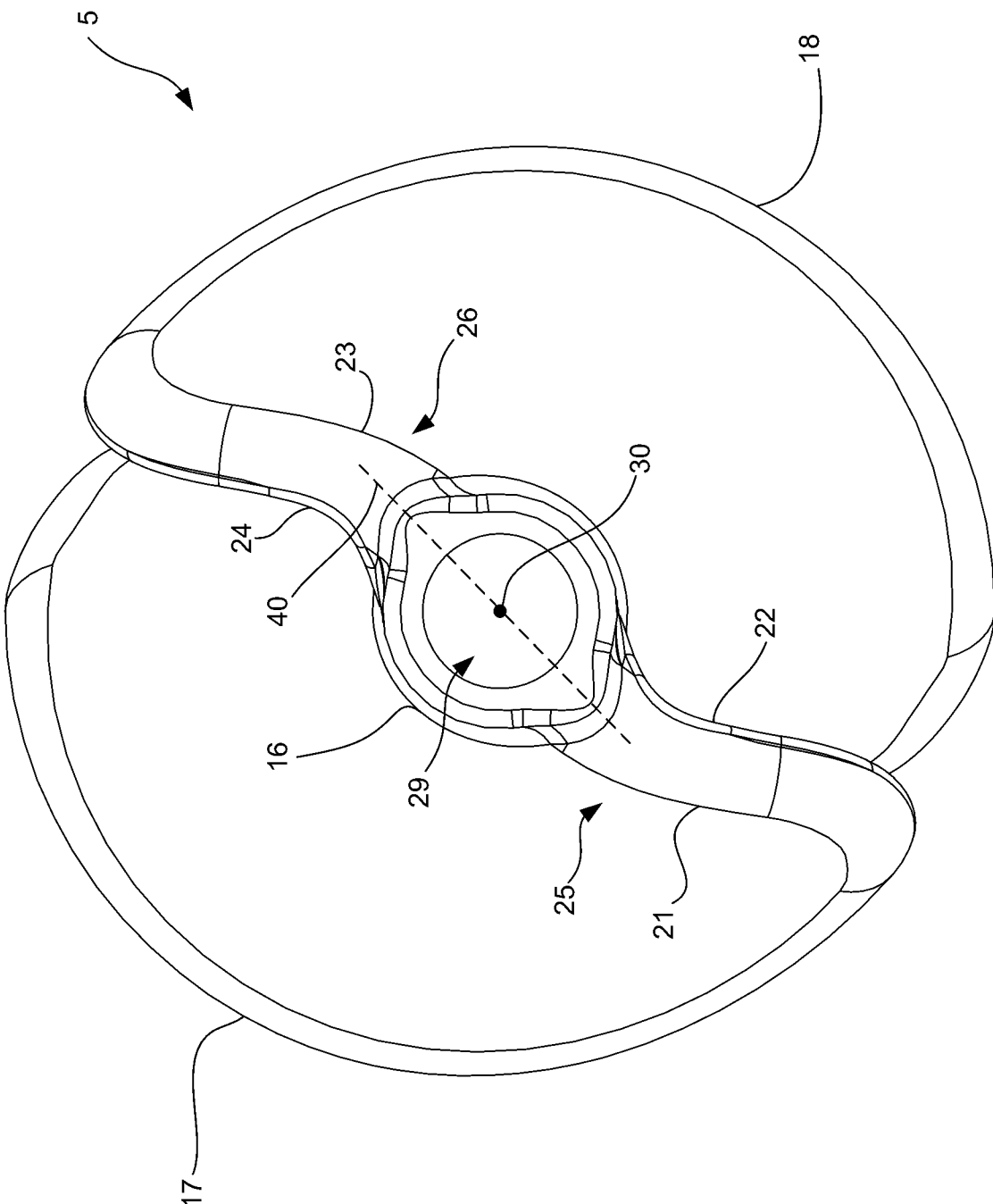
|(圖 1)|



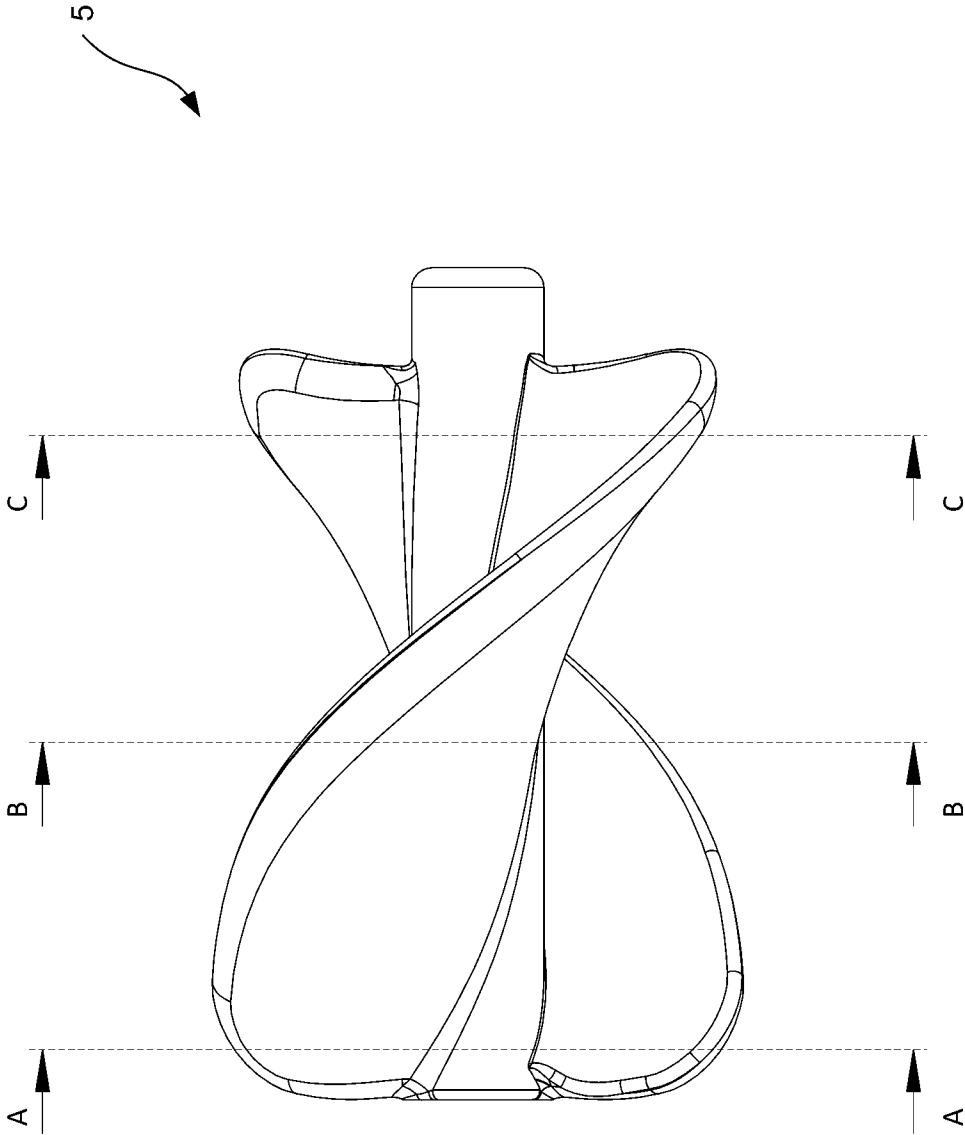
[(FIG 2B)]



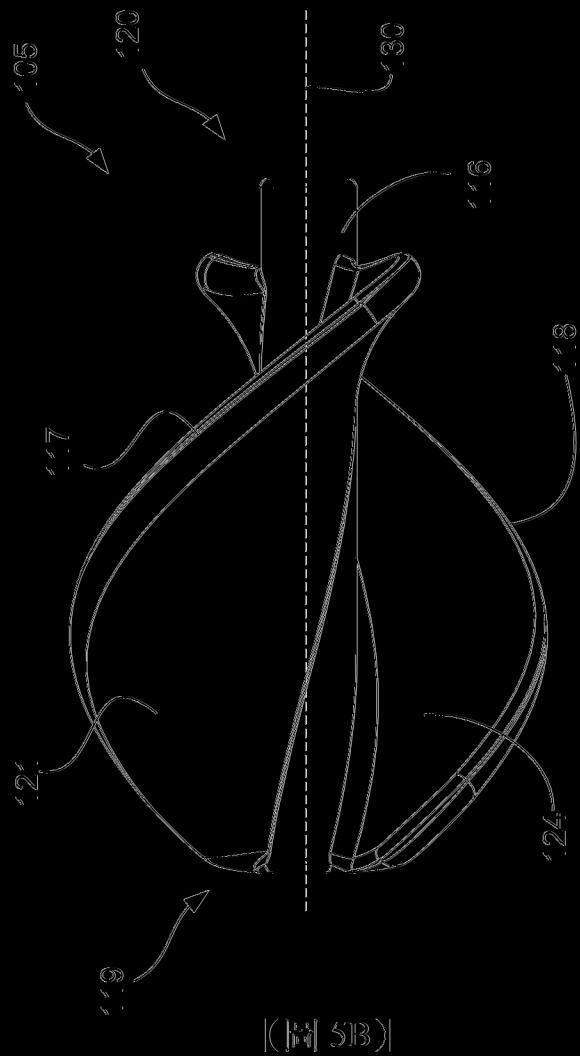
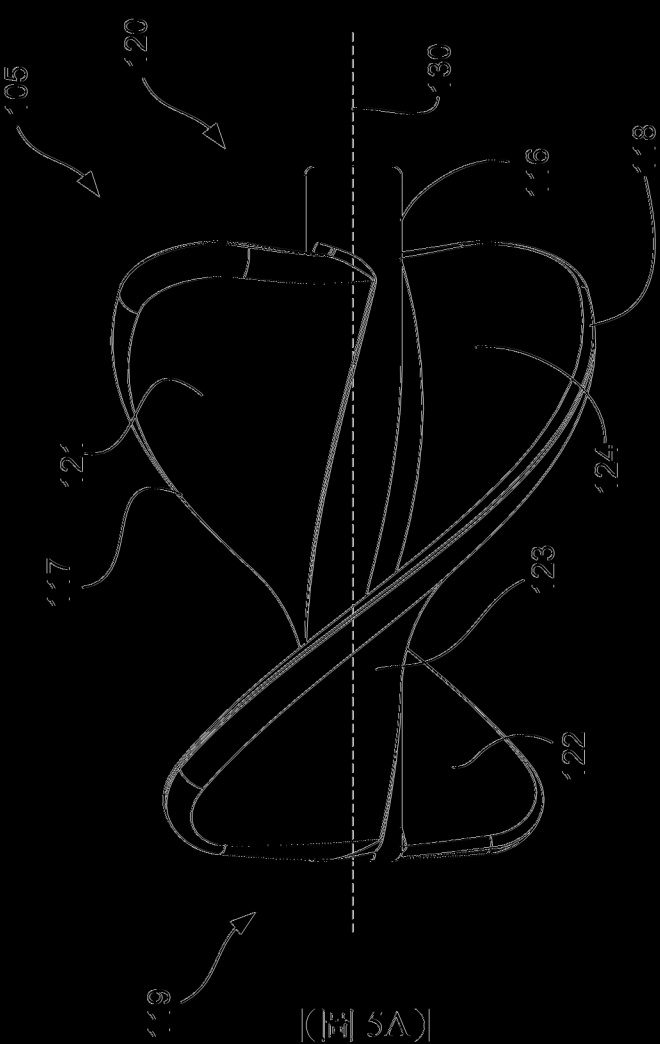
[(FIG 2A)]

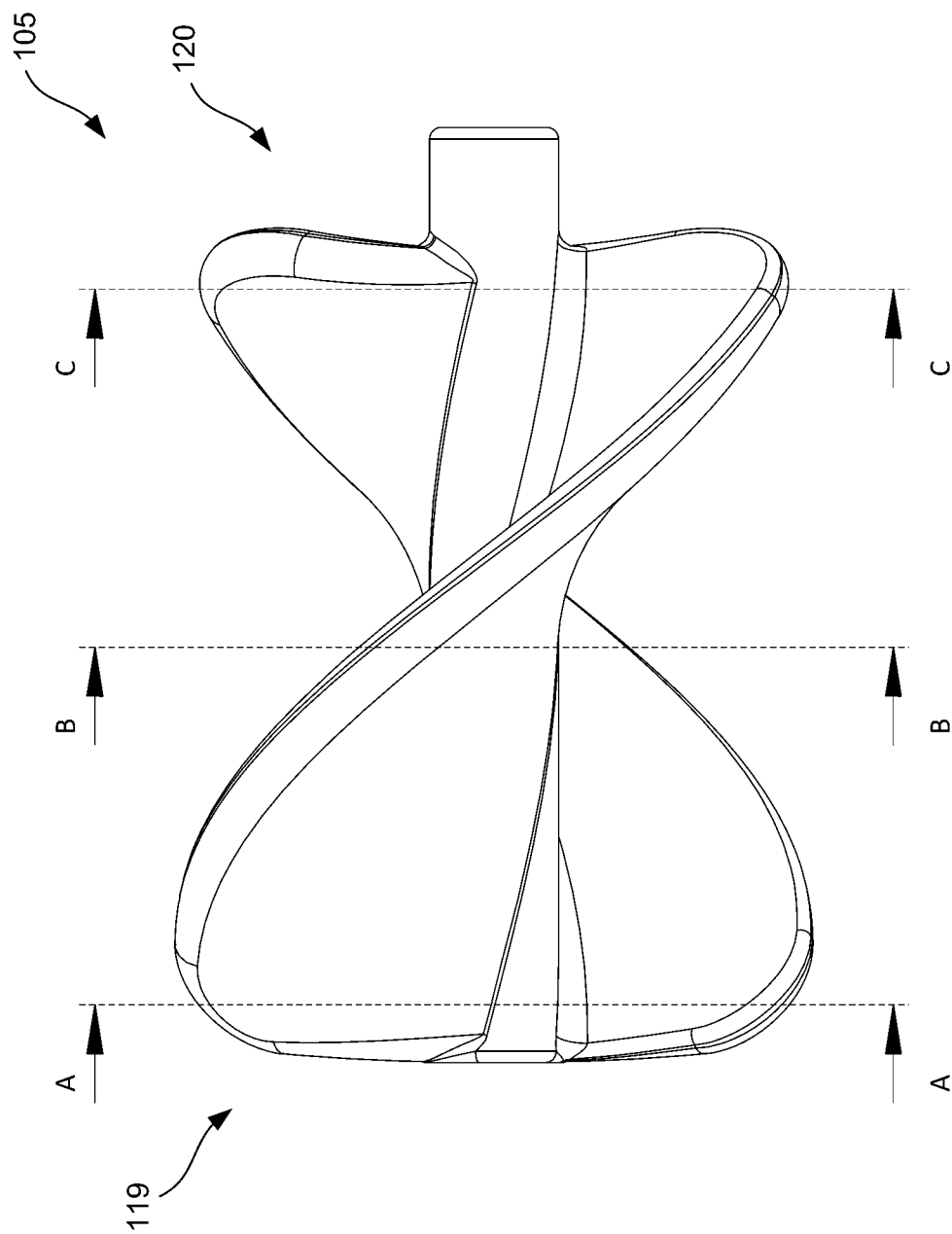


【圖 4C】

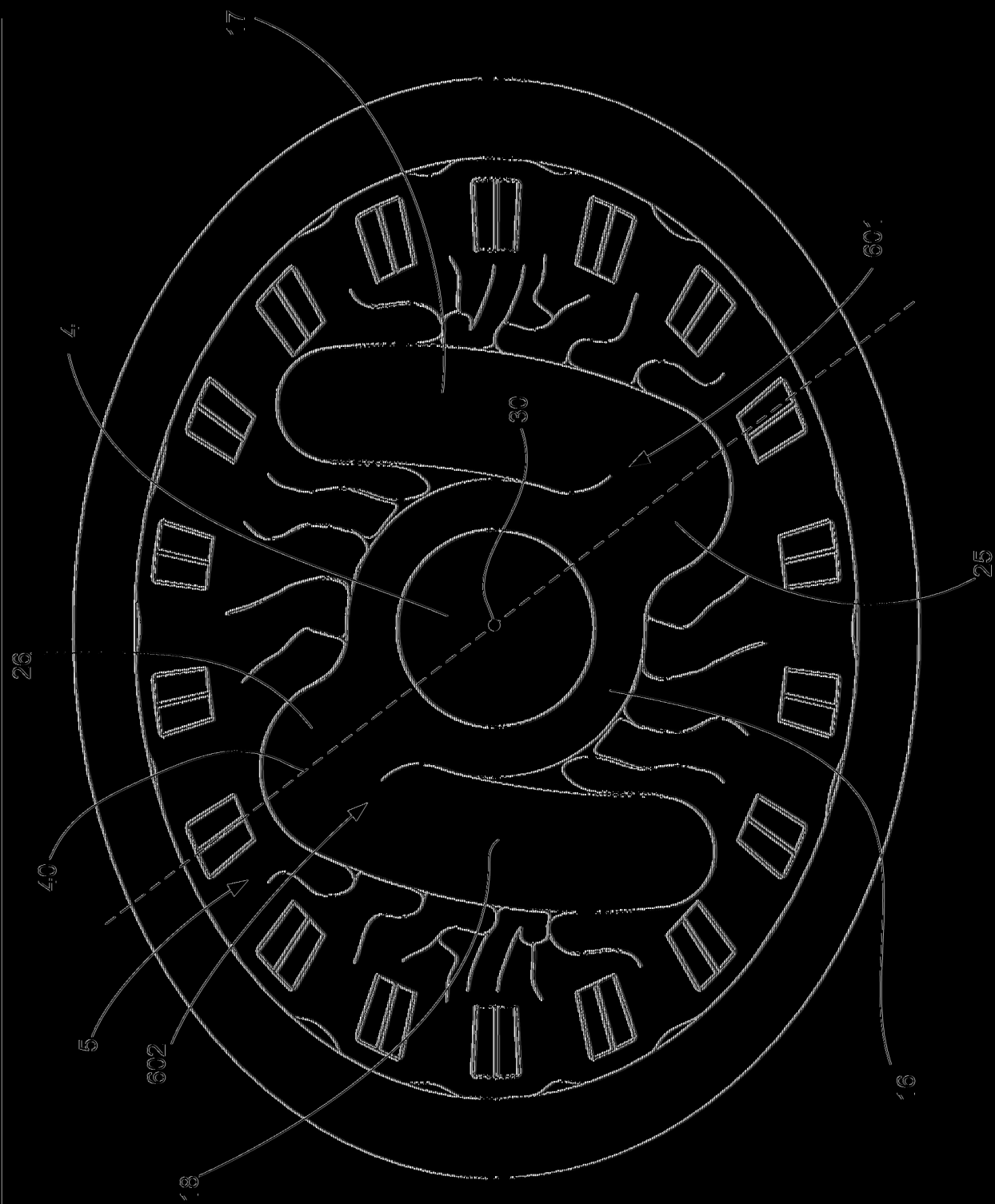


【圖 4D】

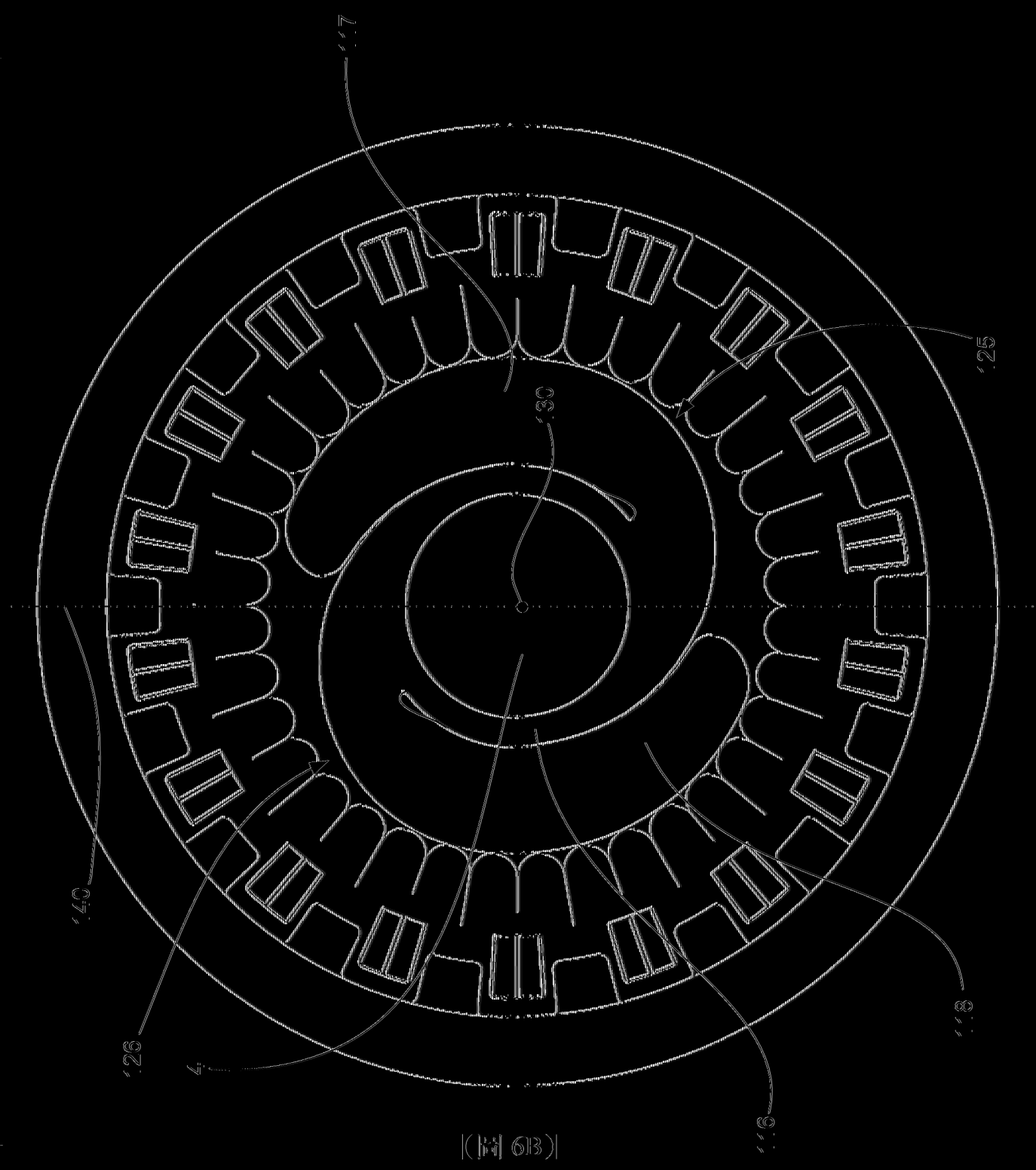




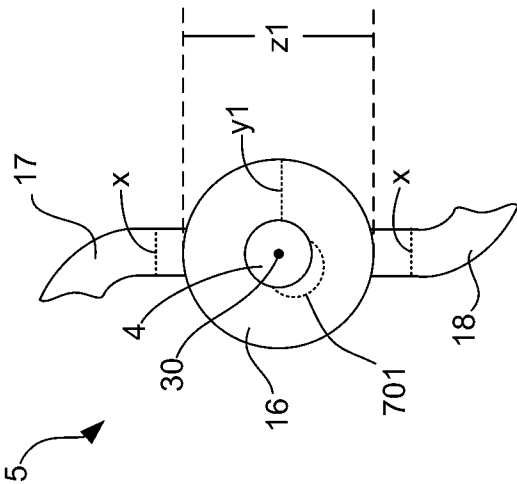
【圖 5D】



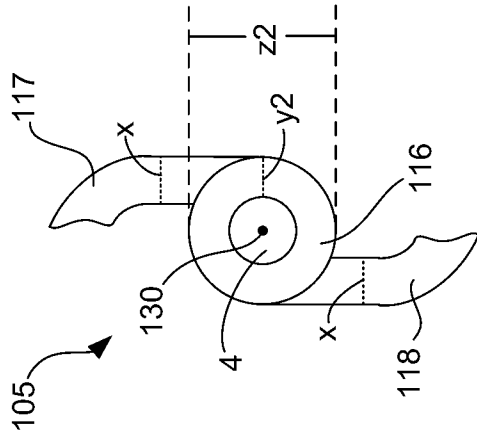
[(圖 6A)]



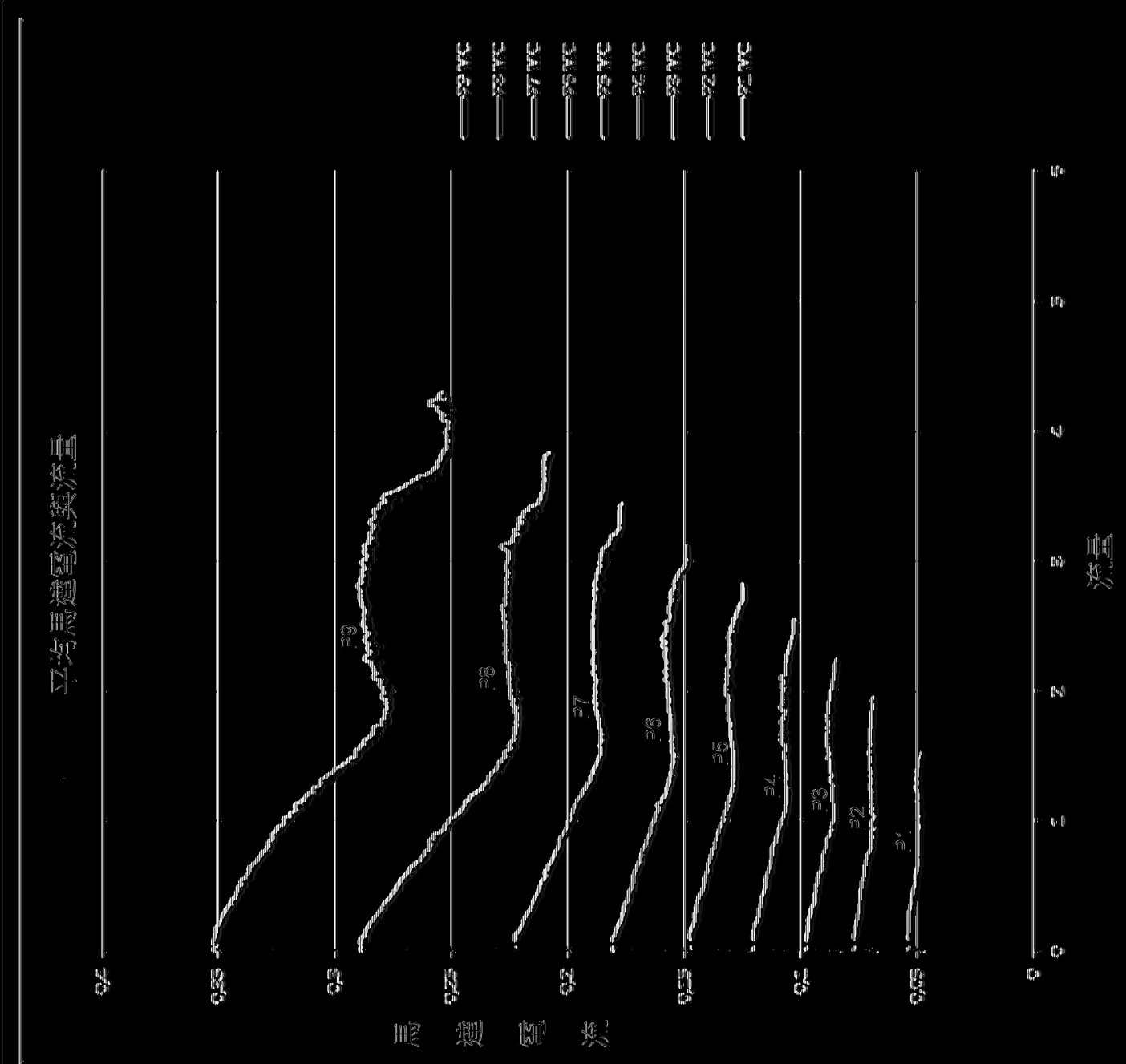
(FIG. 6B)



【圖 7A】

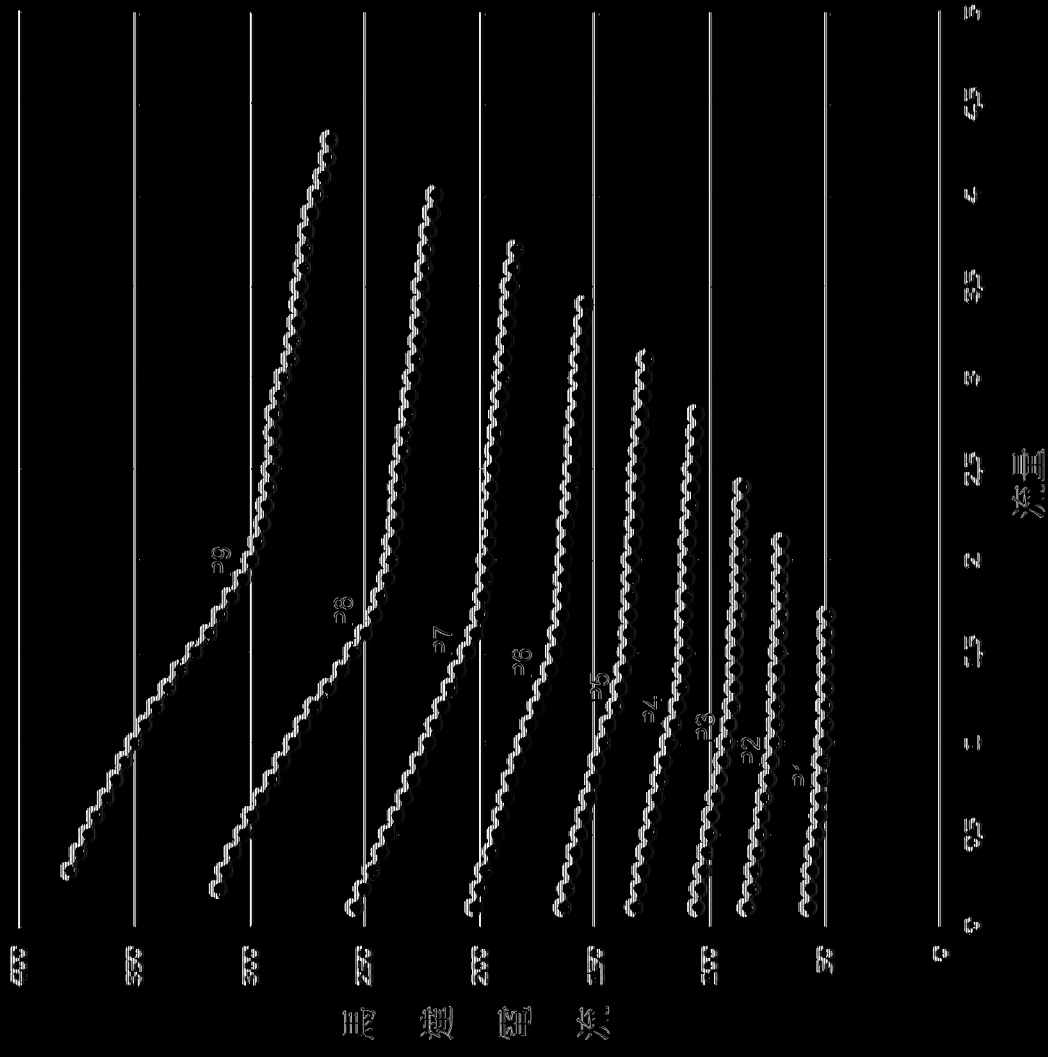


【圖 7B】

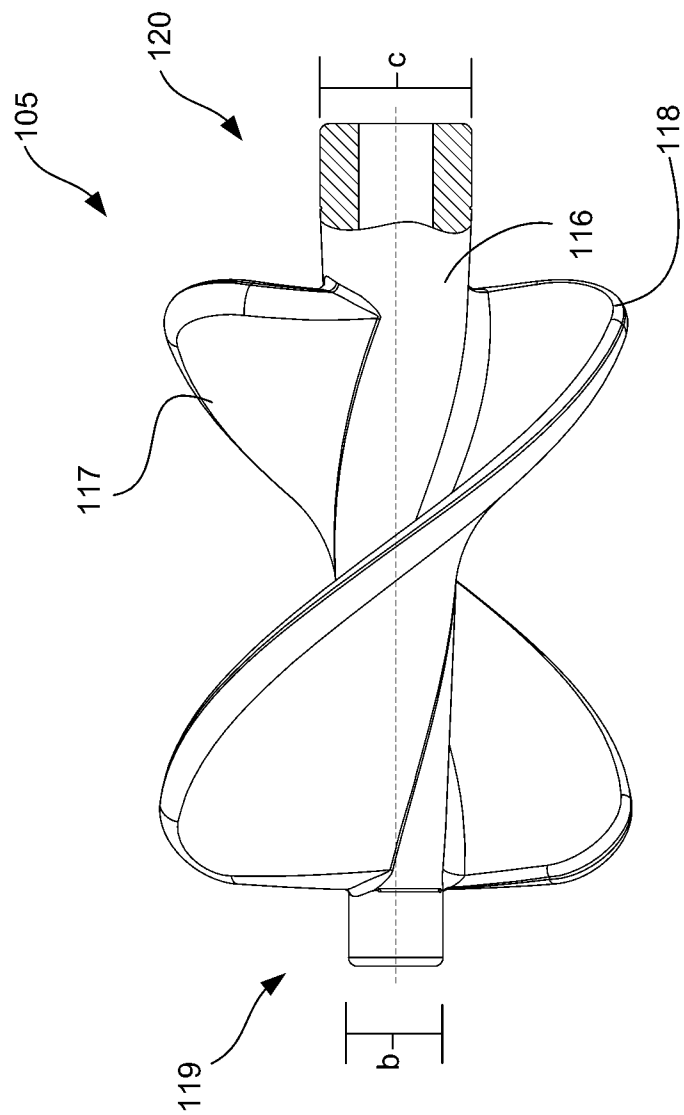


(圖 8)

流量與馬達電流



|(圖 9)|



【圖 10】