



(19)中華民國智慧財產局

(12)新型說明書公告本

(11)證書號數：TW M492741 U

(45)公告日：中華民國 104 (2015) 年 01 月 01 日

(21)申請案號：103210556

(22)申請日：中華民國 103 (2014) 年 06 月 16 日

(51)Int. Cl. : A61H31/00 (2006.01)

(71)申請人：葉吉芳(中華民國) (TW)

桃園縣桃園市經國路 399 號 12 樓之 1

(72)新型創作人：葉吉芳 (TW)

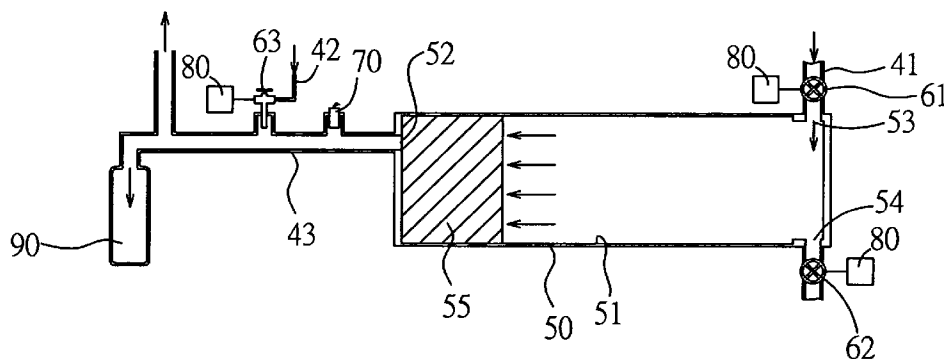
申請專利範圍項數：6 項 圖式數：4 共 17 頁

(54)名稱

往復式加壓裝置

(57)摘要

本創作之往復式加壓裝置，係包括：一氣缸體、一進氣閥、一洩氣閥、一調節閥、一壓力感測器、一控制電路，以及一氣壓緩衝桶；整體往復式加壓裝置透過第一、第二進氣管路及輸氣管路，確實與氣壓源及氣囊套連接後，可透過調節閥設定體外反搏裝置之氣囊套於充氣後欲保持的壓力，並且由控制電路以交互切換進氣閥及洩壓閥開/關的方式，令氣缸體內之活塞往復位移，以達到產生循序漸進加壓或放鬆的充/放氣效果；尤其，可由氣壓緩衝桶提供一氣壓緩衝空間，防止活塞朝放鬆氣囊套壓力方向位移之過程中因為垂直受力面積急遽變化而產生之顫動，不但可以降低患者接受體外反搏裝置治療之不適，更有助於體外反搏裝置被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。



第三圖

- 41 . . . 第一進氣管
- 路
- 42 . . . 第二進氣管
- 路
- 43 . . . 輸氣管路
- 50 . . . 氣缸體
- 51 . . . 汽缸區段
- 52 . . . 輸氣孔
- 53 . . . 進氣孔
- 54 . . . 洩氣孔
- 55 . . . 活塞
- 61 . . . 進氣閥
- 62 . . . 洩氣閥
- 63 . . . 調節閥
- 70 . . . 壓力感測器
- 80 . . . 控制電路

M492741

TW M492741 U

90 . . . 氣壓緩衝桶

新型摘要

※ 申請案號： 103210556

※ 申請日： 103. 6. 16

※IPC 分類：A61H 31/00 (2006.01)

【新型名稱】 往復式加壓裝置

【中文】

本創作之往復式加壓裝置，係包括：一氣缸體、一進氣閥、一洩氣閥、一調節閥、一壓力感測器、一控制電路，以及一氣壓緩衝桶；整體往復式加壓裝置透過第一、第二進氣管路及輸氣管路，確實與氣壓源及氣囊套連接後，可透過調節閥設定體外反搏裝置之氣囊套於充氣後欲保持的壓力，並且由控制電路以交互切換進氣閥及洩壓閥開/關的方式，令氣缸體內之活塞往復位移，以達到產生循序漸進加壓或放鬆的充/放氣效果；尤其，可由氣壓緩衝桶提供一氣壓緩衝空間，防止活塞朝放鬆氣囊套壓力方向位移之過程中因為垂直受力面積急遽變化而產生之顫動，不但可以降低患者接受體外反搏裝置治療之不適，更有助於體外反搏裝置被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。

【英文】

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 三 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

41 第一進氣管路

42 第二進氣管路

43 輸氣管路

50 氣缸體

51 汽缸區段

52 輸氣孔

53 進氣孔

54 洩氣孔

55 活塞

61 進氣閥

62 洩氣閥

63 調節閥

70 壓力感測器

80 控制電路

90 氣壓緩衝桶

新型專利說明書

【新型名稱】 往復式加壓裝置

【技術領域】

【0001】 本創作係有關一種加壓裝置，旨在提供體外反搏裝置一種可依照需求調整氣囊套充氣後所保持的壓力，且可產生循序漸進加壓或放鬆效果的往復式加壓裝置。

【先前技術】

【0002】 心臟醫學進展一直非常迅速，特別是在冠心症、心臟衰竭方面的治療。除了各種藥物發展，更有心導管及血管支架的治療、心臟同步節律器及體內電擊器等發展，外科手術也有長足進步，即使如此，仍有許多患者在做完血管支架或外科繞道手術後，依舊有胸悶或喘的現象。

【0003】 已知可透過體外反搏(ECP)裝置或加強式體外反搏(EECP)裝置，以非侵入性的機械輔助循環方式，令氣囊套配合心跳做下肢擠壓，靠機械作用提高主動脈舒張壓，減低主動脈收縮壓，使心臟冠脈血流量增加，進而改善心肌代謝與功能，甚至患者在接受長時間治療後，能夠增加心臟的血管新生，進一步改善心肌功能。

【0004】 近年已有多項研究証實體外反搏裝置 ECP/EECP 具有增加冠狀動脈血流，提高血流切應力、改善血管內皮細胞結構及功能、防止血栓形成以及促進血管側枝循環形成等優點。更有研究指出，臨床上病人對此治療的反應率可可達到 70~80%，效果

可能可持續長達 2-5 年之久。因此，目前醫界認為體外反搏裝置 ECP/EECP 對心絞痛及心臟衰竭病人來說，是一種有效且安全的另類治療選擇。

【0005】 更明確言之，典型體外反搏裝置係如第一圖所示，包含多個相互連接的氣囊套 11 供套住患者四肢，於若干 ECP 系統中，可有額外的氣囊套供套住患者股骨區及/或臀部，然後從四肢遠端的氣囊套 11 連接一氣壓源 20，及一組控制器 30，使透過由四肢遠端的氣囊套 11 朝向近端的氣囊套循序加壓的方式，且由控制器 30 依據患者之心電圖(ECG)訊號控制各個氣囊套 11 的充氣及放氣起點，使達到與患者的心電圖(ECG)訊號同步。

【0006】 原則上，基於心電圖，氣囊套 11 係經定時為在舒張期的起點充氣而在收縮期的起點洩氣，在該週期的充氣部分期間，小腿氣囊套 11 首先充氣，然後為下大腿氣囊套 11，及最後為上大腿氣囊套 11，當控制器 30 與心電圖正確地同步時，ECP 系統將發揮作用來減低心臟必須對抗泵送的後負荷，及增加填充心臟的前負荷，藉此增加心輸出量(每分鐘左心室或右心室射入主動脈或肺動脈的血量)。

【0007】 類似體外反搏裝置所習用的氣壓源 20 基本上係由一氣壓幫浦 21 及一與氣壓幫浦 21 所連接的蓄壓桶 22 組成；至於，控制器 30 係由一設於蓄壓桶 22 與氣囊套 11 之間的一進氣閥 31 及一洩氣閥 32 組成，主要透過進氣閥 31 及洩氣閥 32 交互開啟/關閉達到令氣囊套 11 充氣、洩氣之目的。

【0008】 然而，如此結構設計並無法依照需求調整氣囊套 11 充氣後所保持的壓力，且氣囊套 11 之充氣及洩氣係完全受進氣閥 31 及洩氣閥 32 交互開啟/關閉所控制，無法產生循序漸進的加壓或放鬆效果，不但容易造成患者不適，更使得體外反搏裝置無法

廣被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。

【新型內容】

【0009】 有鑑於此，本創作即在提供體外反搏裝置一種依照需求調整氣囊套充氣後所保持的壓力，且可產生循序漸進加壓或放鬆效果的往復式加壓裝置，為其主要目的者。

【0010】 為達上揭目的，本創作之往復式加壓裝置，係透過一輸氣管路連接至一體外反搏裝置之氣囊套，另透過一第一進氣管路與氣壓源連接，該加壓裝置係包括：一氣缸體、一進氣閥、一洩氣閥、一調節閥、一壓力感測器、一控制電路，以及一氣壓緩衝桶；其中：該氣缸體係設有一具有預定行程的汽缸區段，於該汽缸區段之其中一端設有一供連接輸氣管路的輸氣孔，於該汽缸區段相對設置有輸氣孔之另一端設有一供連接第一進氣管路的進氣孔及一供釋放壓力的洩氣孔，於該汽缸區段內套設有一與該汽缸區段之內壁密合且可於該汽缸區段內往復位移的活塞；該進氣閥係設於該第一進氣管路處，供控制該第一進氣管路導通與否；該洩氣閥係設於該氣缸體之洩氣孔處，供控制該洩氣孔導通與否；該調節閥係與該輸氣管路及一第二進氣管路連接，供控制該第二進氣管路與該輸氣管路導通與否，以及可供設定該第二進氣管路之氣壓進入該輸氣管路之壓力值；該壓力感測器係設於該輸氣管路處，供於不同壓力狀態下產生相對應的電流訊號；該控制電路係與該壓力感測器、該進氣閥、該洩氣閥、該調節閥電氣連接，供依照所載入的動作模態及該壓力感測器之電流訊號，控制該進氣閥、該洩氣閥、該調節閥動作與否；該氣壓緩衝桶係與該輸氣管路連接，供於該輸氣管路與該氣缸體之間形成一氣壓緩

103. 9. 18

年/月/日 修正

衝空間。

【0011】 利用上述結構特徵，本創作之往復式加壓裝置透過第一、第二進氣管路及輸氣管路，確實與氣壓源及氣囊套連接後，可透過調節閥設定體外反搏裝置之氣囊套於充氣後欲保持的壓力，經啟動後首先由控制電路開啟進氣閥且將洩壓閥關閉，由氣壓源之氣壓將氣缸體內之活塞推向輸氣孔方向之行程最末端，再開啟調節閥使氣壓源之氣壓進入輸氣管路對氣囊套充氣直到所欲保持的壓力後將調節閥關閉，使氣囊套保持在所設定的壓力；必要時，可由控制電路以交互切換進氣閥及洩壓閥開/關的方式，令氣缸體內之活塞往復位移，以達到產生循序漸進加壓或放鬆的充/放氣效果。

【0012】 依據上述結構特徵，所述氣壓緩衝桶係可以由一剛性容器構成。

【0013】 依據上述結構特徵，所述氣壓緩衝桶係可以由一彈性容器構成。

【0014】 所述氣壓源係由一氣壓幫浦及一蓄壓桶連接構成，該第一進氣管路及該第二進氣管路係與該蓄壓桶連接。

【0015】 所述氣壓源係由設有兩個氣壓幫浦及兩個分別與各氣壓幫浦連接的蓄壓桶，該第一進氣管路及該第二進氣管路係各自與不同的蓄壓桶連接。

【0016】 所述進氣閥、該洩氣閥及該調節閥係分別由一電磁閥構成。

【0017】 具體而言，本創作所揭露之往復式加壓裝置，係可透過調節閥設定體外反搏裝置之氣囊套於充氣後欲保持的壓力；必要時，可由控制電路以交互切換進氣閥及洩壓閥開/關的方式，令氣缸體內之活塞往復位移，以達到產生循序漸進加壓或放鬆的

充/放氣效果；甚至，可由氣壓緩衝桶提供一氣壓緩衝空間，防止活塞朝放鬆氣囊套壓力方向位移之過程中因為垂直受力面積急遽變化而產生之顫動，不但可以降低患者接受體外反搏裝置治療之不適，更有助於體外反搏裝置被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。

【圖式簡單說明】

【0018】

第一圖係為一典型體外反搏裝置之結構組成架構示意圖。

第二圖係為本創作之往復式加壓裝置使用配置示意圖。

第三圖係為本創作之往復式加壓裝置結構示意圖。

第四圖係為本創作之往復式加壓裝置動作示意圖。

【實施方式】

【0019】 本創作主要提供體外反搏裝置一種依照需求調整氣囊套充氣後所保持的壓力，且可產生循序漸進加壓或放鬆效果的往復式加壓裝置，如第二圖本創作之往復式加壓裝置使用配置示意圖、第三圖本創作之加壓裝置結構示意圖所示，本創作之加壓裝置，係透過一輸氣管路 43 連接至一體外反搏裝置之氣囊套 11，另透過一第一進氣管路 41 與氣壓源 20 連接，整體加壓裝置，基本上係包括：一氣缸體 50、一進氣閥 61、一洩氣閥 62、一調節閥 63、一壓力感測器 70、一控制電路 80，以及一氣壓緩衝桶 90；其中：

【0020】 該氣缸體 50 係設有一具有預定行程的汽缸區段 51，於該汽缸區段 51 之其中一端設有一供連接輸氣管路 43 的輸氣孔

52，於該汽缸區段 51 相對設置有輸氣孔 52 之另一端設有一供連接第一進氣管路 41 的進氣孔 53 及一供釋放壓力的洩氣孔 54，於該汽缸區段 51 內套設有一與該汽缸區段 51 之內壁密合且可於該汽缸區段 51 內往復位移的活塞 55。

【0021】 該進氣閥 61 係設於該第一進氣管路 41 處，供控制該第一進氣管路 41 導通與否；於實施時，該進氣閥 61 係可以由一電磁閥構成，其不限定必須具有調節進氣壓力功能，當然以具有調節進氣壓力功能為佳。

【0022】 該洩氣閥 62 係設於該氣缸體 50 之洩氣孔 54 處，供控制該洩氣孔 54 導通與否；同樣的，該洩氣閥 62 係可以由一電磁閥構成。

【0023】 該調節閥 63 係與該輸氣管路 43 及一第二進氣管路 42 連接，供控制該第二進氣管路 42 與該輸氣管路 43 導通與否，以及可供設定該第二進氣管路 42 之氣壓進入該輸氣管路 43 之壓力值；同樣的，該調節閥 63 係可以由一電磁閥構成。

【0024】 該壓力感測器 70 係設於該輸氣管路 43 處，供於不同壓力狀態下產生相對應的電流訊號。

【0025】 至於，該控制電路 80 係與該壓力感測器 70、該進氣閥 61、該洩氣閥 62、該調節閥 63 電氣連接，供依照所載入的動作模式及該壓力感測器 70 之電流訊號，控制該進氣閥 61、該洩氣閥 62、該調節閥 63 動作與否。

【0026】 該氣壓緩衝桶 90 係與該輸氣管路 43 連接，供於該輸氣管路 43 與該氣缸體 50 之間形成一氣壓緩衝空間；於實施時，所述氣壓緩衝桶 90 係可以由一剛性容器構成，或者是由一彈性容器構成。

【0027】 原則上，本創作之往復式加壓裝置，於使用時，係

透過第一、第二進氣管路 41、42 及輸氣管路 43，確實與氣壓源 20 及氣囊套 11 連接後，可透過調節閥 63 設定體外反搏裝置之氣囊套 11 於充氣後欲保持的壓力。

【0028】 整體往復式加壓裝置經啟動後，首先如第三圖所示，由控制電路 80 開啟進氣閥 61 且將洩氣閥 62 關閉，由氣壓源之氣壓將氣缸體 50 內之活塞 55 推向輸氣孔 52 方向之行程最末端(即加壓行程之最末端)，再開啟調節閥 63 使氣壓源之氣壓進入輸氣管路 43 對氣囊套充氣直到所欲保持的壓力後將調節閥 63 關閉，使氣囊套保持在所設定的壓力。

【0029】 必要時，更可以由控制電路 80 以交互切換進氣閥 61 及洩氣閥 62 開/關的方式，令氣缸體 50 內之活塞 55 往復位移(如第四圖所示)，以在活塞 55 往復擠壓、縮退之作用下，達到對氣囊套產生循序漸進加壓或放鬆的充/放氣效果。

【0030】 再者，在活塞 55 朝向進氣孔 53 方向(亦即朝放鬆氣囊套壓力方向)位移之過程中，可由氣壓緩衝桶提供一氣壓緩衝空間，防止活塞 55 因為垂直受力面積急遽變化而產生之顫動，不但可以降低患者接受體外反搏裝置治療之不適，更有助於體外反搏裝置被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。

【0031】 附帶一提的是，在上述各種實施型態下，所述氣壓源係可以如第二圖所示，由一氣壓幫浦 21 及一蓄壓桶 22 連接構成，該第一進氣管路 41 及該第二進氣管路 42 則係與該蓄壓桶 22 連接。當然，所述氣壓源係由設有兩個氣壓幫浦及兩個分別與各氣壓幫浦連接的蓄壓桶，該第一進氣管路及該第二進氣管路係各自與不同的蓄壓桶連接，亦可以讓上述各種實施型態之加壓裝置產生預期的動作效果。

【0032】 與傳統習用結構相較，本創作所揭露之往復式加壓裝置，係可透過調節閥設定體外反搏裝置之氣囊套於充氣後欲保持的壓力；必要時，可由控制電路以交互切換進氣閥及洩壓閥開/關的方式，令氣缸體內之活塞往復位移，以達到產生循序漸進加壓或放鬆的充/放氣效果；甚至，可在擋止件之作用下，讓活塞到達加壓行程最末端時，仍與氣缸體之汽缸區段尾端壁面保留一緩衝空間，以相對更為積極可靠之手段防止活塞顫動，不但可以降低患者接受體外反搏裝置治療之不適，更有助於體外反搏裝置被使用於嚴重主動脈瓣膜疾病、嚴重血壓控制不佳、嚴重下肢靜脈血栓等病患。

【0033】 綜上所述，本創作提供體外反搏裝置一較佳可行之往復式加壓裝置，爰依法提呈新型專利之申請；本創作之技術內容及技術特點已揭示如上，然而熟悉本項技術之人士仍可能基於本創作之揭示而作各種不背離本案創作精神之替換及修飾。因此，本創作之保護範圍應不限於實施例所揭示者，而應包括各種不背離本創作之替換及修飾，並為以下之申請專利範圍所涵蓋。

【符號說明】

【0034】

- 11 氣囊套
- 20 氣壓源
- 21 氣壓幫浦
- 22 蓄壓桶
- 30 控制器
- 31 進氣閥

- 32 洩氣閥
- 41 第一進氣管路
- 42 第二進氣管路
- 43 輸氣管路
- 50 氣缸體
- 51 汽缸區段
- 52 輸氣孔
- 53 進氣孔
- 54 洩氣孔
- 55 活塞
- 61 進氣閥
- 62 洩氣閥
- 63 調節閥
- 70 壓力感測器
- 80 控制電路
- 90 氣壓緩衝桶

申請專利範圍

1、一種往復式加壓裝置，係透過一輸氣管路連接至一體外反搏裝置之氣囊套，另透過一第一進氣管路與氣壓源連接，該加壓裝置係包括：一氣缸體、一進氣閥、一洩氣閥、一調節閥、一壓力感測器、一控制電路，以及一氣壓緩衝桶；其中：

該氣缸體係設有一具有預定行程的汽缸區段，於該汽缸區段之其中一端設有一供連接輸氣管路的輸氣孔，於該汽缸區段相對設置有輸氣孔之另一端設有一供連接第一進氣管路的進氣孔及一供釋放壓力的洩氣孔，於該汽缸區段內套設有一與該汽缸區段之內壁密合且可於該汽缸區段內往復位移的活塞；

該進氣閥係設於該第一進氣管路處，供控制該第一進氣管路導通與否；

該洩氣閥係設於該氣缸體之洩氣孔處，供控制該洩氣孔導通與否；

該調節閥係與該輸氣管路及一第二進氣管路連接，供控制該第二進氣管路與該輸氣管路導通與否，以及可供設定該第二進氣管路之氣壓進入該輸氣管路之壓力值；

該壓力感測器係設於該輸氣管路處，供於不同壓力狀態下產生相對應的電流訊號；

該控制電路係與該壓力感測器、該進氣閥、該洩氣閥、該調節閥電氣連接，供依照所載入的動作模態及該壓力感測器之電流訊號，控制該進氣閥、該洩氣閥、該調節閥動作與否；

該氣壓緩衝桶係與該輸氣管路連接，供於該輸氣管路與該氣缸體之間形成一氣壓緩衝空間。

2、如請求項 1 所述之往復式加壓裝置，其中，該氣壓緩衝桶係由一剛性容器構成。

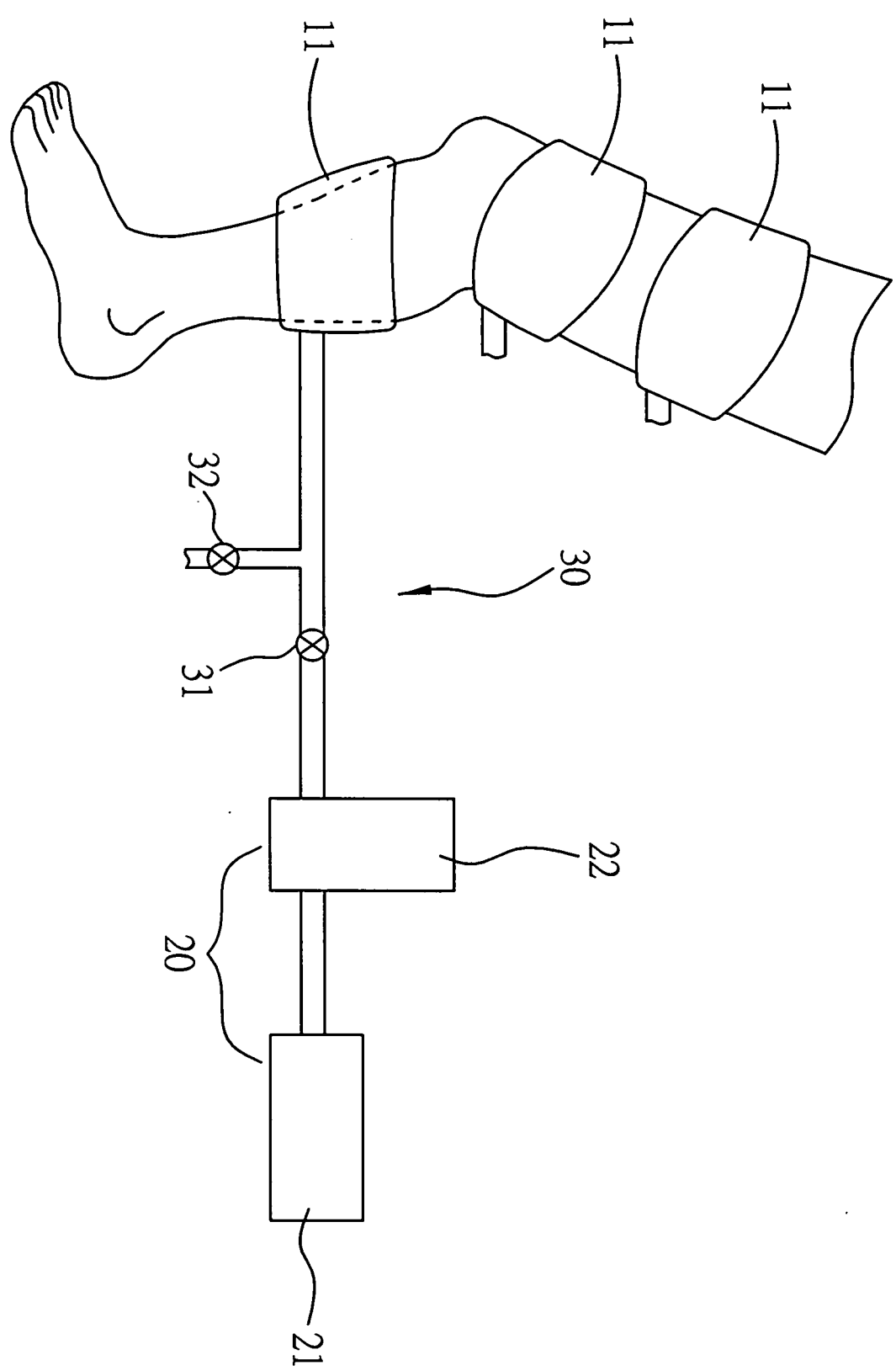
3、如請求項 1 所述之往復式加壓裝置，其中，該氣壓緩衝桶係由一剛性容器構成。

4、如請求項 1 至 3 項其中任一項所述之往復式加壓裝置，其中，該氣壓源係由一氣壓幫浦及一蓄壓桶連接構成，該第一進氣管路及該第二進氣管路係與該蓄壓桶連接。

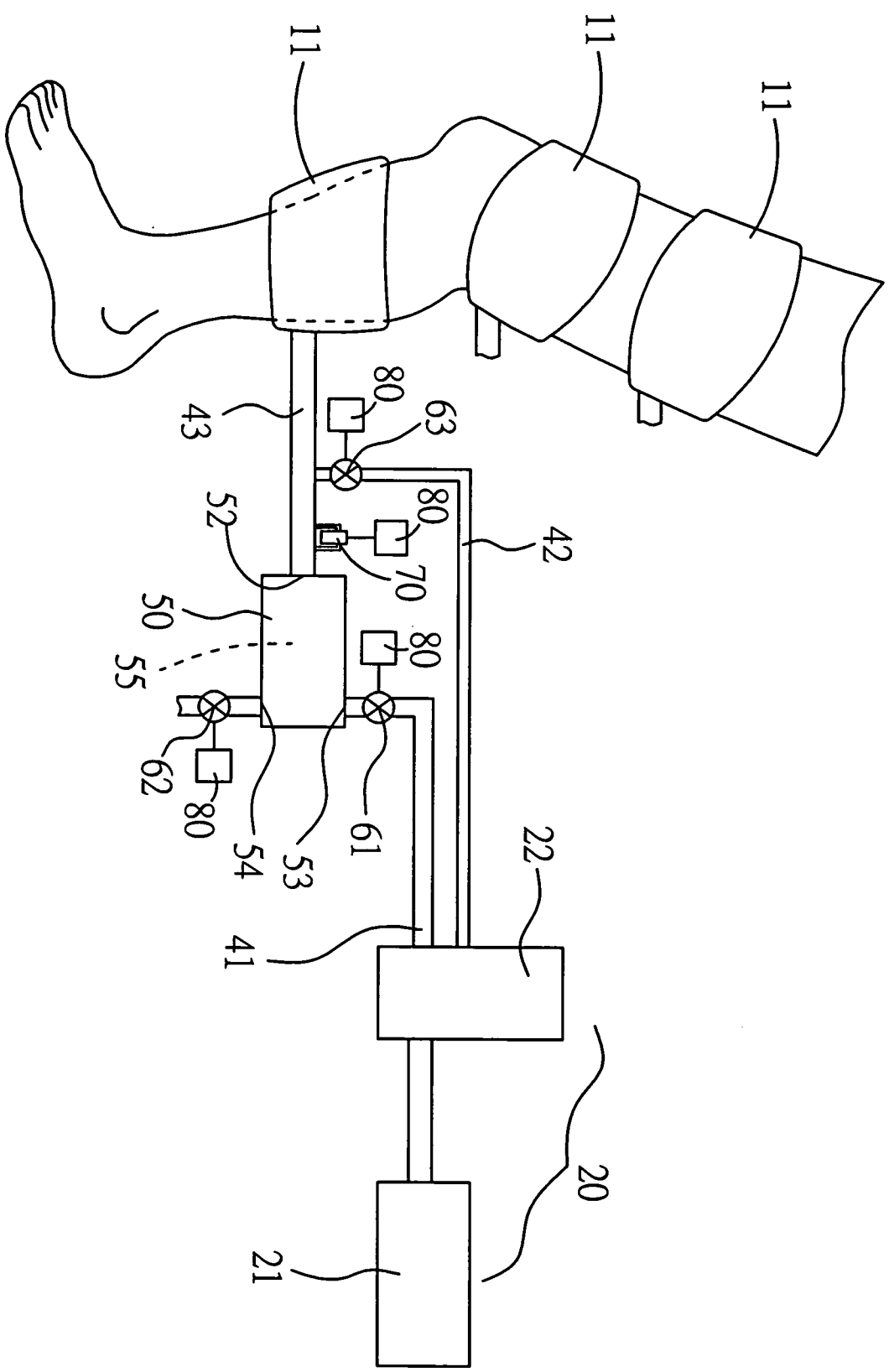
5、如請求項 1 至 3 項其中任一項所述之往復式加壓裝置，其中，該氣壓源係由設有兩個氣壓幫浦及兩個分別與各氣壓幫浦連接的蓄壓桶，該第一進氣管路及該第二進氣管路係各自與不同的蓄壓桶連接。

6、如請求項 1 至 3 項其中任一項所述之往復式加壓裝置，其中，該進氣閥、該洩氣閥及該調節閥係分別由一電磁閥構成。

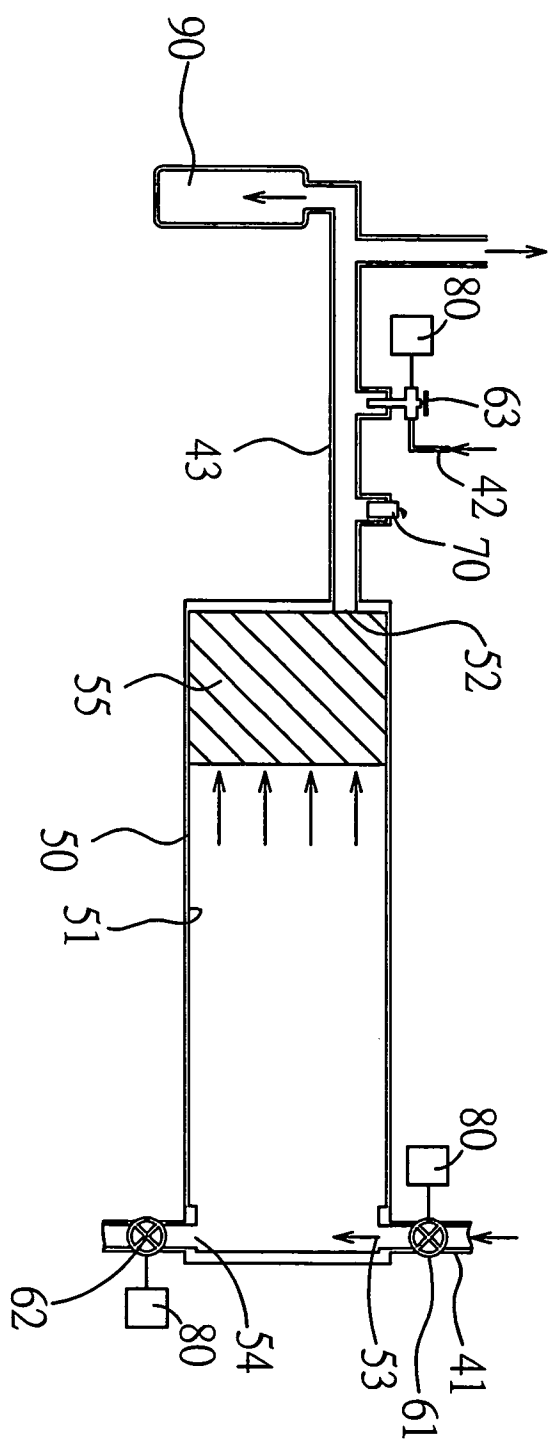
圖式



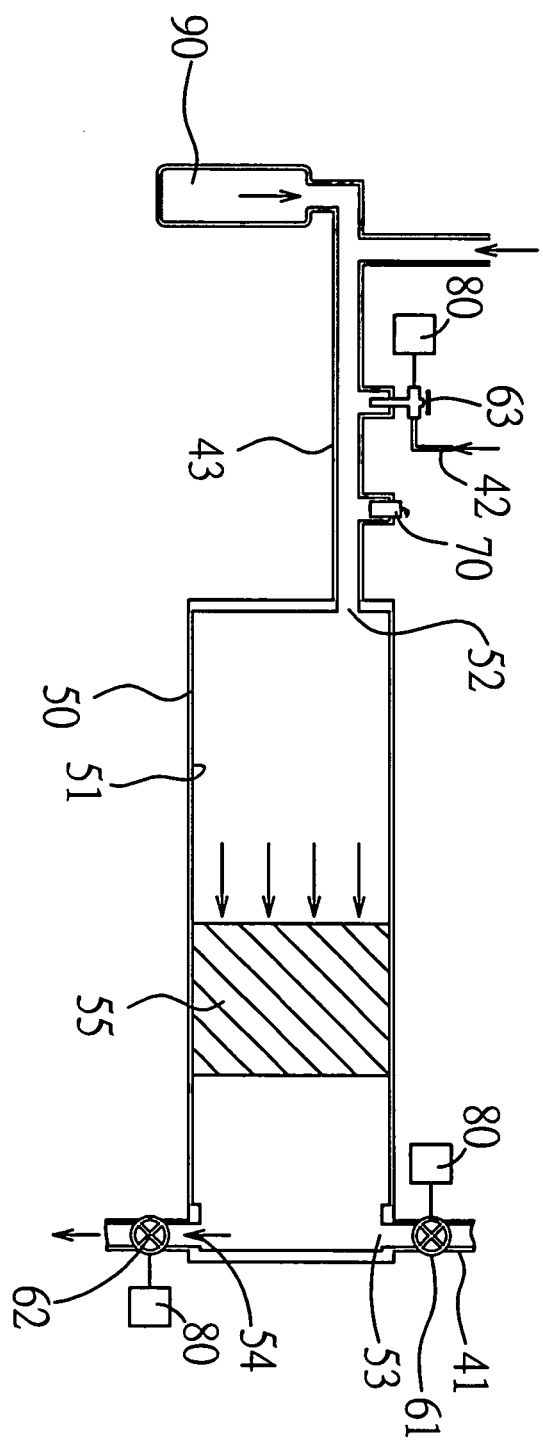
第一圖



第二圖



第三圖



第四圖