



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I663995 B

(45)公告日：中華民國 108 (2019) 年 07 月 01 日

(21)申請案號：103144004

(22)申請日：中華民國 103 (2014) 年 12 月 17 日

(51)Int. Cl. : A61M16/00 (2006.01)

(30)優先權：	2014/05/01	美國	61/987,245
	2014/05/30	澳大利亞	AU 2014902071
	2013/12/17	澳大利亞	AU 2013904923
	2014/05/27	澳大利亞	AU 2014901998
	2014/05/27	澳大利亞	AU 2014901997
	2014/05/27	澳大利亞	AU 2014901999

(71)申請人：澳大利亞商瑞思邁私人股份有限公司 (澳大利亞) PESMED PTY LTD (AU)
澳洲

(72)發明人：貝斯 安德魯羅德瑞克 BATH, ANDREW RODERICK (AU)；貝爾第內第 馬克 BERTINETTI, MARK (AU)；伯查爾 保羅弗雷德里克 BIRCHALL, PAUL FREDERICK (AU)；徐 湯米忠陽 CHUI, TOMMY CHUNG YEUNG (AU)；邱吉爾 唐蘿絲瑪莉 CHURCHILL, DAWN ROSEMARY (AU)；德佛伊斯 克萊門汀 DESVOYES, CLEMENTINE (FR)；佛明卡 賈斯汀約翰 FORMICA, JUSTIN JOHN (AU)；哈靈頓 馬修勞夫 HARRINGTON, MATTHEW ROLF (GB)；修比 羅諾詹姆士 HUBY, RONALD JAMES (AU)；卡帕迪亞 吉卡庫瑪 KAPADIA, JEEGARKUMAR (AU)；凱尼恩 巴頓約翰 KENYON, BARTON JOHN (AU)；毛勒 迪米崔馬可 MAURER, DIMITRI MARCO (CH)；納斯爾 薩德 NASR, SAAD (AU)；歐羅德 喬瑟夫山謬 ORMROD, JOSEPH SAMUEL (AU)；羅馬尼奧利 荷西伊格納西奧 ROMAGNOLI, JOSE IGNACIO (AU)；羅 內森約翰 ROW, NATHAN JOHN (AU)；史密斯 伊恩馬爾科姆 SMITH, IAN MALCOLM (AU)；史派羅 羅伯強 SPARROW, ROBERT JOHN (AU)；史丹尼斯拉斯 路克安德魯 STANISLAS, LUKE ANDREW (AU)；唐 卓然 TANG, ZHUO RAN (AU)；蔡厄尼瑋琪 TSAI, ERNIE WEI-CHIH (AU)；維瑪 哈戈珀 VERMA, HARGOPAL (AU)；朱誠偉 ZHU, CHENGWEI (CN)

(74)代理人：黃志揚

(56)參考文獻：

TW 432746

CN 102725015A

審查人員：林麗芬

申請專利範圍項數：26 項 圖式數：70 共 272 頁

(54)名稱

呼吸壓治療系統

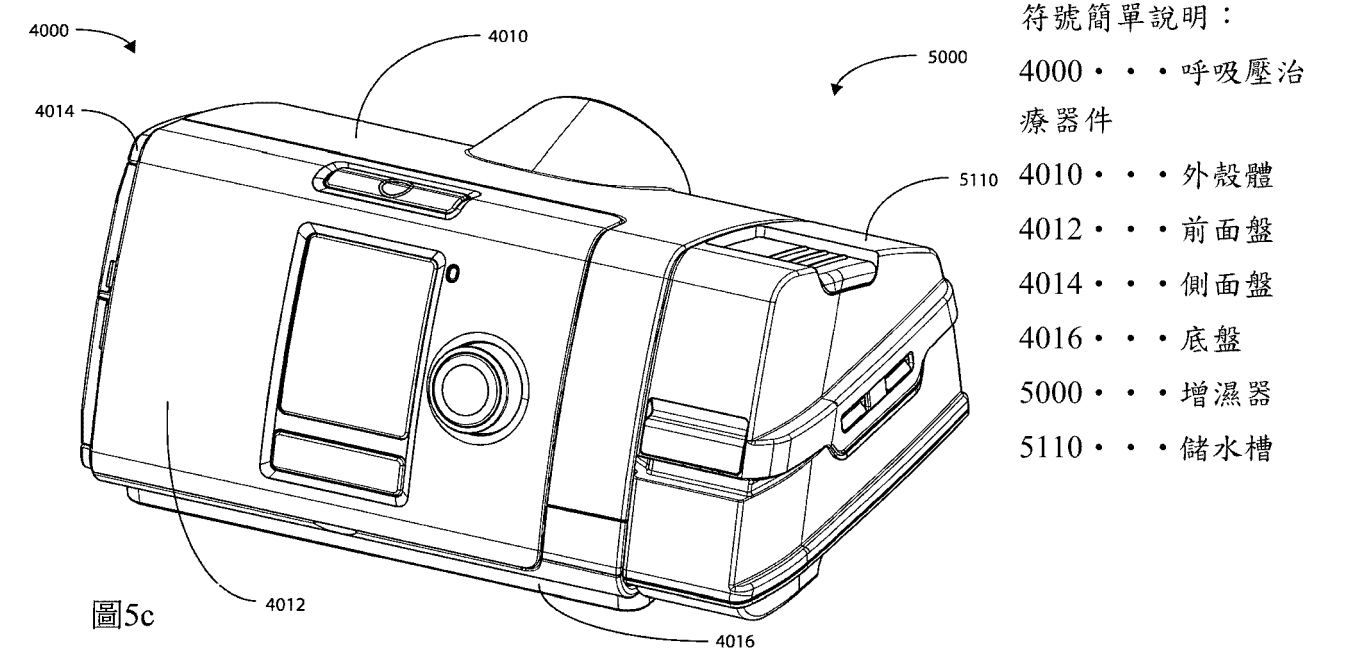
A RESPIRATORY PRESSURE TREATMENT SYSTEM

(57)摘要

本發明揭示一種用於治療呼吸相關障礙之呼吸壓治療(RPT，Respiratory Pressure Therapy)器件。該呼吸壓治療器件包括：一壓力產生器；一氣動組件；一底盤；及一器件出口，用於輸送氣體流供應至一患者介面。該呼吸壓治療器件亦包括一整合增濕器，該整合增濕器包含一儲水槽。一呼吸壓治療器件亦揭露包括一無線資料通訊介面，該無線資料通訊介面整合於該殼體且構成連接另一器件或網路。

A respiratory pressure therapy (RPT) device is disclosed for treatment of respiratory-related disorders. The RPT device includes a pressure generator, a pneumatic block, a chassis and a device outlet for delivering a supply of flow of gas to a patient interface. The RPT device also comprises an integrated humidifier including a water reservoir. An RPT device is also disclosed that includes a wireless data communication interface integrated with the housing and configured to connect to another device or a network.

指定代表圖：



發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

呼吸壓治療系統/A Respiratory Pressure Treatment System

【技術領域】

本技術有關偵測、診斷、治療、預防與改善呼吸相關障礙之一或多者。更具體地，本技術有關醫療器件或裝置、及其使用。

【先前技術】

相關申請案的交互參照

本申請案主張於 2013 年 12 月 17 日提交的第 AU2013904923 號、2014 年 5 月 27 日提交的第 AU2014901998 號、2014 年 5 月 27 日提交的第 AU2014901999 號、2014 年 5 月 27 日提交的第 AU2014901997 號、2014 年 5 月 30 日提交的第 AU2014902071 號澳洲臨時專利申請案、與 2014 年 5 月 1 日提交的第 US 61/987,245 號美國臨時專利申請案，其整個內容在此併入本案供參考。

人體呼吸系統及其障礙

人體的呼吸系統促成氣體交換。鼻子和嘴形成患者呼吸道的入口。

呼吸道包括一系列的分支管，當分支管穿透更深入肺部時，會變成較窄、較短且更多。肺部的主要功能為氣體交換，

允許氧從空氣進入靜脈血及排出二氧化碳。氣管分成右與左主支氣管，最後進一步分成末端細支氣管。支氣管構成傳導呼吸道，且不參與氣體交換。呼吸道的進一步分支造成呼吸細支氣管，且最終至肺泡。肺部之肺泡區域為發生氣體交換，且稱為呼吸區。請參見 2011 年第 9 版，出版社 LippincottWilliams & Wilkins，作者魏斯特(JohnB. West)先生的《呼吸生理學》。

多種呼吸障礙存在人體。特定障礙可能為例如呼吸中止症、呼吸不足與呼吸過度的特殊狀況。

阻塞型睡眠呼吸中止症(OSA，ObstructiveSleep Apnoea)為一種睡眠呼吸障礙(SDB，Sleep DisorderedBreathing)之形式，其特徵為，癥狀包括睡眠期間的上呼吸道閉塞或障礙。此為睡眠期間發生自整個不正常小上呼吸道、及舌、軟腭、與後咽壁區域肌肉張力正常損失。該症狀導致受影響的患者每個夜晚典型停止呼吸 30 至 120 秒持續時間，有時 200 至 300 秒時間。此時常引起過度白天瞌睡，且可能引起心臟血管疾病與腦損害。併發症狀為一般失序，特別是中年超重男性，雖然受影響的人可能沒有注意到問題。請參閱美國專利第 4,944,310 號(蘇利文(Sullivan)先生)。

陳一施呼吸(CSR，CHEyne — Stokes Respiration)是睡眠呼吸障礙的另一形式。陳一施呼吸是患者呼吸控制器的障礙，其是已知為陳一施呼吸週期的通氣增強和減弱的旋律交互時段。陳一施呼吸的特徵為動脈血液的重複去氧和復氧。陳一施呼吸是可能有害，因為重複缺氧。在一些患者中，陳一施呼吸

是與睡眠的重複覺醒有關，引起嚴重睡眠中斷，增加交感神經活動與提高降低心搏量。請參見美國專利案第 6,532,959 號(伯松一瓊斯(Berthon — Jones)先生)。

肥胖肺換氣不足綜合症 (OHS，ObesityHyperventilationSyndrome)定義為嚴重肥胖與清醒時慢性高碳酸血症的組合，沒有換氣不足的其他已知因素。癥狀包括呼吸困難、早晨頭痛與過度白天想睡。

慢性阻塞性肺部疾病 (COPD，ChronicObstructivePulmonaryDisease)可包括一些有共同特定特徵的低氣道疾病之任一者。這些包括增加抵抗空氣流動、延長呼吸吐氣相位、與正常肺伸縮性損失。COPD 的範例是肺氣腫與慢性支氣管炎。COPD 是由慢性煙草吸煙(主要危險因素)、職業暴露、空氣污染與遺傳基因因素所引起。癥狀包括：運動性呼吸困難、慢性咳嗽與痰產生。

神經肌肉疾病(NMD，NeuromuscularDisease)是一廣義的術語，包括許多疾病與失調，直接經由本質肌肉病理或間接經由神經病理傷害肌肉功能。一些 NMD 患者的特徵為進行性肌肉傷害導致移動機能降低(需要坐輪椅)、吞嚥困難、呼吸器官肌肉衰竭，最後，呼吸器官衰竭導致死亡。神經肌肉疾病可分成快速進行性與慢性進行性：(i)快速進行性失序：其特徵為，肌肉傷害惡化超過數個月，且造成幾年內死亡(例如，青少年的肌萎縮側部硬化症(ALS)與裘馨氏肌肉失養症(DMD))；(ii)可變或慢進行性失序：其特徵為，肌肉傷害惡化超過數年，且只略

微減少平均壽命可能性(例如，肢帶型、面肩臂型、與肌強直性肌肉營養失調)。神經肌肉疾病(NMD)的呼吸器官衰竭癥狀包括：漸增的一般性衰弱、吞咽困難、運動中呼吸困難與凹部、疲累、想睡、早晨頭痛、集中困難、和情緒變化。

胸腔壁障礙是胸廓變形之類，造成在呼吸肌肉與胸廓間無效率耦合。胸腔壁障礙特徵通常為一限制性障礙且分擔長期高碳酸血症性呼吸衰竭的潛在性。脊椎側彎及/或脊椎後側彎可能引起嚴重的呼吸衰竭。呼吸衰竭的癥狀包括：運動性呼吸困難、外周水腫、端坐呼吸、週期性胸腔感染、早晨頭痛、疲勞、不良睡眠品質與食慾不振。

多種治療已用來治療或改善這類狀況。此外(否則)健康的個人可利用這類治療防止呼吸障礙發生。不過，這類有一些缺點。

治療

鼻持續氣道正壓通氣(CPAP，NasalContinuous PositiveAirwayPressure)治療已用來治療阻塞型睡眠呼吸中止症(OSA，ObstructiveSleep Apnea)。該假設在於，持續氣道正壓充當一吹氣夾板，且可藉由將軟顎與舌前推及推離後咽壁而避免上氣道阻塞。利用鼻持續氣道正壓通氣(CPAP)來治療阻塞型睡眠呼吸中止症(OSA)可隨意，且因此，如果患者發現用來提供這類治療的裝置有任何不舒服、不容易操作、昂貴與不美觀，患者可能無法選擇接受治療。

非侵入式換氣(NIV, Non — Invasive Ventilation)透過上氣道對患者提供呼吸器支援，以協助患者採取完全呼吸及/或藉由進行一些或全部呼吸工作以維持身體適當氧位準。呼吸器支援是透過一患者介面提供。非侵入式換氣(NIV)已用來治療陳一施呼吸(CSR)、肥胖肺換氣不足綜合症(OHS)、慢性阻塞性肺部疾病(COPD)、神經肌肉疾病(NMD)與胸腔壁障礙。

侵入式呼吸治療(IV, Invasive ventilation)對本身不再有效呼吸的患者提供呼吸治療，且可利用氣切管來提供。

診斷與治療系統

這些治療可利用一治療系統或器件提供。系統和器件亦可在沒有治療之下用來診斷狀況。

一治療系統可包括一呼吸壓治療器件(呼吸壓治療器件)、一空氣通道、一增濕器、一患者介面、與資料管理。

患者介面

一患者介面可用來介接呼吸設備及其使用者，例如藉由提供空氣流。空氣流可透過一鼻罩而提供給鼻子、嘴、或鼻子及/或嘴部，透過一管子而提供給嘴部，或透過一氣切管而提供給使用者的氣管。根據所要施加的治療，患者介面可例如與患者的臉部區域形成密封，以在隨環境壓力的充份差異的壓力促

成氣體傳遞以發揮療效，例如約 10cmH₂O 的正壓。對於治療的其他形式而言，諸如氧氣傳遞，患者介面可不包括充份密封，以在約 10cmH₂O 的正壓，促成對氣體供應氣道的傳遞。

患者介面的設計出現許多挑戰。臉部有複雜的三度空間形狀。鼻子的大小與形狀隨著不同人有明顯變化。由於頭部包括骨頭、軟骨與軟織品，故臉部的不同區域對於機械力會有不同地回應。頷或顎可相對於頭蓋骨的其他骨骼來移動。整個頭部在呼吸治療過程可卸除。

由於這些挑戰，一些鼻罩會有令人厭惡、不美觀、昂貴、不適合、不容易操作、與不舒服之一或多種情況，尤其在患者不熟悉系統處於長時間配戴。例如，只針對飛行員設計的鼻罩、設計為部分個人保護設備(例如，過濾器鼻罩)的鼻罩、SCUBA 鼻罩、或為了麻醉劑下藥的鼻罩容許其的最初應用，不過(不過)此鼻罩對於較長時間(例如，數小時)配戴可能感覺不舒服。此不舒服可能導致降低患者接受治療。如果在睡眠期間配戴鼻罩，可能甚至更無法接受。

鼻持續氣道正壓通氣(CPAP)治療是高度有效用來治療特定呼吸障礙，提供患者接受治療。如果鼻罩不舒服，或不容易操作，患者可能無法接受治療。因為其時常建議，患者經常清洗 HE 們的鼻罩，如果鼻罩不易清潔(例如，不易於組裝或拆卸)，患者可能不清潔 HE 們的鼻罩，且這可能影響患者的接受性。

雖然其他應用(例如，飛行員)的鼻罩可能不適合用來治療睡眠呼吸障礙，不過針對用來治療睡眠呼吸障礙而設計的鼻罩可用於其他應用。

對於這些理由，睡眠期間用於輸送鼻持續氣道正壓通氣(CPAP)的患者介面可形成一獨特的領域。

呼吸壓治療(呼吸壓治療，RespiratoryPressureTherapy)器件

空氣壓力產生器已知使用於多種應用，例如，產業規模的通氣系統。不過，醫療應用的空氣壓力產生器具有不是由更多普遍空氣壓力產生器實現的特殊需求，諸如醫療器件的可靠度、尺寸與重量需求。此外，甚至專為醫療而設計的器件有以下一或多個缺點：舒適性、噪音、易用性、效能、尺寸、重量、製造性、成本、與可靠度。

特定呼吸壓治療器件的特別需求之一實例是聽覺噪音。

先前呼吸壓治療器件的噪音輸出位準表(在 10cmH₂O，CPAP 模式下，使用在 ISO3744 中指定的測試方法測量的唯一取樣)。

呼吸壓治療器件名稱	A 加權聲功率位準 dB(A)	年份(概略)
C — Series Tango	31.9	2007
C 系列 Tango，使用增濕器	33.1	2007
S8EscapeII	30.5	2005

S8EscapeII，使用 H4i 增濕器	31.1	2005
S9AutoSet	26.5	2010
S9AutoSet，使用 H5i 增濕器	28.6	2010

一用於治療睡眠呼吸障礙的已知呼吸壓治療(呼吸壓治療)是 S9 睡眠治療系統，由 ResMedLimited(以下稱瑞思邁公司)公司製造。一呼吸壓治療器件的另一實例是一呼吸器。呼吸器(諸如 ResMedStellar™系列成人與小兒科呼吸器)可對不同患者治療多種狀況提供侵入式和非侵入式非依賴換氣支援，諸如但未侷限於神經肌肉疾病(NMD)、肥胖肺換氣不足綜合症(OHS)與慢性阻塞性肺部疾病(COPD)。

ResMedElisée™ 150呼吸器與 ResMedVS III™呼吸器可提供適合於成人或兒童患者的侵入式與非侵入式依賴型換氣的支援，用以治療各種狀況。這些呼吸器使用單肢或雙肢通氣提供定量與氣壓換氣模式。呼吸壓治療器件典型包括一壓力產生器，諸如一馬達驅動送氣機或一壓縮氣體接納部，且構成供應空氣流給患者的氣道。在某些情況，空氣流可在正壓供應給患者的氣道。呼吸壓治療器件的出口為經由一空氣通道連接患者介面，諸如前述之類。

增濕器

輸送沒有濕化的空氣流可能引起氣道乾燥。增濕器搭配使用呼吸壓治療器件與患者介面產生濕化的氣體，降低鼻黏膜的乾燥，且增加患者氣道舒適性。此外，在較冷的氣候，通常在



患者介面內或附近通常施加於臉部區域的暖空氣會比冷空氣更舒服。多種的人造增濕器件與系統為已知，不過，其可能無法履行醫療用增濕器的特殊化需求。

患者通常可能在睡熟或凹部(例如，在醫院)，需要時，醫療用增濕器可用來增加相對於環境空氣的空氣流的濕度及/或溫度。因此，對於床邊安置的醫療用增濕器最好為較小型，且最好構成只增濕、加熱或增濕及加熱輸送給患者的空氣流，而不致增濕、加熱或增濕及加熱熱患者的環境。以房間為主的系統(例如，三溫暖、空調、或蒸發式冷卻器)(例如)亦可增濕患者呼吸的空氣；不過，這些系統亦將增濕、加熱或增濕及加熱整個房間，此可能對室內的人造成不適。此外，醫療用增濕器可具有比工業用增濕器更嚴謹的安全限制。

雖然已知一些醫療用增濕器，不過其可能有一或多個缺點。一些醫療用增濕器可能提供不足夠的濕度，且一些醫療用增濕器對於患者卻是不容易或不方便使用。

【發明內容】

本技術針對提供具有改善舒適、費用、效能、易用性與可製造性之一或多者，用於診斷、改善、治療或預防呼吸障礙之醫療器件。

本技術之一第一態樣有關一種用於治療呼吸障礙之裝置，該裝置包括：一殼體；一壓力產生器，其設於該殼體內，且構成供應空氣流；一器件出口，其流體耦接該壓力產生器，且構成耦接一空氣管路，以輸送空氣流給一患者介面，供治療

呼吸障礙；及一無線資料通訊介面，其整合在該殼體內，該無線資料通訊介面構成連接另一器件或網路。

本技術之一進一步態樣與一裝置有關一種裝置，其中該無線資料通訊介面構成連接網際網路與一蜂巢式行動電話網路之一或多者。

本技術之一進一步態樣與一裝置有關一種裝置，其中該無線資料通訊介面使用 CDMA、GSM、LTE、Wi-Fi、藍芽 (Bluetooth)、與消費性紅外線協定之一或多者。

根據本技術之一進一步態樣，該無線資料通訊介面包括在該殼體內的一天線。

根據本技術之一進一步態樣，該無線資料通訊介面更包括一天線接地面。

本技術之一進一步態樣有關一種裝置，其中該天線接地面為垂直取向。

本技術之一進一步態樣有關一種裝置，其中該天線接地面包括一或多個缺口。

本技術之一進一步態樣有關一種裝置，其中該等缺口增加該接地面的有效總長度。

本技術之一進一步態樣有關一種裝置，其中該等缺口增加超過約 25%的有效總長度。

本技術之一態樣有關一種用於增濕可呼吸氣體流之裝置，該裝置包括：一加熱板；一腔部，其係流體流通可呼吸氣體流；及一儲水槽，其包含一傳導部，該傳導部係熱接合該加熱板，該裝置構成使得改變該腔部內的可呼吸氣體流的第一壓力可改變在該傳導部與該加熱板間的熱接合程度。

在一形式，該儲水槽更包括一入口與一出口。

在一形式，該熱接合是在一第一方向，該第一方向實質垂直於該傳導部的一表面。

在一形式，該裝置進一步構成當該第一壓力改變時，改變在該第一方向中的該傳導部與該加熱板間的力大小。

在一形式，該空腔體是該儲水槽的部分。

在一形式，該腔部更包括一可變部。

在一形式，該裝置更包括一底座，其構成接納該儲水槽，且該底座包括該加熱板。

在一形式，該底座更包括一空腔體，該空腔體具有一頂部與一底部，該底部具有設於其上的該加熱板，該空腔體構成保

持設於其中的該儲水槽的至少一部分。

在一形式，該可變部係經壓縮以使該儲水槽插入該底座的該空腔體。

在一形式，該空腔體的該頂部可在開啟與閉合結構間移動，以促成將儲水槽插入該空腔體。

在一形式，該可變部構成當該第一壓力改變時，可調整尺寸，以改變在該加熱板與該傳導部間的熱接合程度。

在一形式，該儲水槽更包括一基座與一蓋部，該基座構成保持液體的容積且包括該導部。

在一形式，該基座與蓋部可樞轉耦接一起。

在一形式，該可變部形成在該基座與蓋部間的密封。

在一形式，儲水槽更包括一鎖扣部，以固定該基座與蓋部在一起。

在一形式，該儲水槽更包括至少一柄部，以促成耦接該儲水槽在該底座。

在一形式，該儲水槽更包括一固持夾具，其調適接合在底座的凹部，以固持該儲水槽在該底座的該空腔體。

在一形式，該儲水槽構成當該儲水槽耦接該底座時，避免再注入該儲水槽。

在一形式，當該儲水槽耦接該底座時，避免開啟該儲水槽的至少一部分。

在一形式，該儲水槽包括一再注入罩。

在一形式，該裝置更包括一防過量注入元件，其構成避免將該儲水槽注入超過一預定最大水容積。

在一形式，該防過量注入元件包括至少一孔口，該孔口形成在該儲水槽的一壁部，該至少一孔口定義當超過該預定最大水容積時的水流出路徑。

在一形式，該防過量注入元件包括在該儲水槽之一壁部的側部輪廓中的傾斜輪廓，該傾斜輪廓定義當超過該預定最大水容積時的水流出路徑。

本技術之一態樣有關一種為了增濕可呼吸氣體流，用於改變在增濕系統中的一加熱板與一儲水槽間的熱接觸之方法，該方法包括改變在流體流通該可呼吸氣體流的該儲水槽中可呼吸氣體流的壓力，以改變在該加熱板與該儲水槽間的力。

本技術之另一態樣有關一種用於增濕可呼吸氣體流之裝

置，該裝置包括一加熱板與一儲水槽，該儲水槽包含一入口，以接收可呼吸氣體流；一出口、與一傳導部，其熱接觸該加熱板，且其中該裝置構成使得改變在該儲水槽中可呼吸氣體流的壓力可改變在熱接觸方向中的該加熱板與該傳導部間的力。

在一形式，該裝置更包括一底座，該底座可連接該儲水槽。

在一形式，該底座構成從熱接觸方向的開口抑制該儲水槽。

本技術之另一態樣有關一儲水槽，其構成包含液體容積，用於增濕加壓的可呼吸空氣流，該儲水槽包括：一基座部，其包含一傳導部；一罩部，其包含一入口與一出口與一密封部，其中該基座部與該蓋部為樞轉接合，且當樞轉接合時，可構成一開啟結構與一閉合結構，且當該儲水槽處於該閉合結構時，該密封可密封式接合該基座部與該蓋部。

在一形式，該密封部包括一出口管、與一阻流板，該阻流板構成連接該入口管。

本技術之另一態樣有關一種用於增濕可呼吸氣體流之裝置，該裝置包括一加熱板與一儲水槽，該儲水槽包含一入口、一出口、一可變部與一傳導部，該傳導部熱接觸該加熱板，其中該裝置構成使得改變該可變部的高度可改變在該傳導部與該加熱板間的熱接合程度。

在一形式，該裝置構成使得該熱接合是在一第一方向，該第一方向實質垂直於該傳導部的一表面。

本技術之另一態樣有關一種改變在一增濕器裝置中熱接合程度之方法，該方法包括(i)熱接合一加熱板與一儲水槽的傳導部；及(ii)改變該儲水槽的一可變部的高度，以改變在該傳導部與該加熱板間的熱接合程度。

一儲水槽保持預定最大水容積，該儲水槽包括一基座部，該基座部包含一防過量注入元件，其中該儲水槽構成可在一開啟結構與一閉合結構間轉變，且該防過量注入元件避免當該儲水槽處於該開啟結構時，注入該儲水槽超過最大水容積。

在一形式，該密封部構成當該儲水槽處於該閉合結構時，密封式接合該蓋部與該基座部。

在一形式，該防過量注入元件構成使得當超過最大水容積，且該基座部處於其正常、工作方向時，超過該最大水容積的過量水將經由該防過量注入元件溢出。

在一形式，該防過量注入元件是至少一孔口，其定義當該增濕器儲水槽處於開啟結構時，超過該基座部的最大水容積時的水流出路徑。

在一形式，該防過量注入元件是該基座部的該側部輪廓是傾斜輪廓，其定義當該增濕器儲水槽處於開啟結構時，超過該

基座部的最大水容積時的水流出路徑。

本技術之另一態樣有關一種避免過量注入一增濕器儲水槽之方法，該方法包括(i)結合一防過量注入元件在該增濕器儲水槽的一基座部；及(ii)構成該防過量注入元件，使得當超過一最大水容積，且該基座部處於其正常、工作方向時，超過預定最大水容積的過量水將經由該防過量注入元件溢出。

在一形式，過該量注入保護元件包括至少一孔口。

在一形式，該防過量注入元件包括一傾斜輪廓。

本技術之另一態樣有關一儲水槽，其構成保持一預定最大水容積，該儲水槽包括：複數個壁部，該等複數個壁部形成一空腔體，構成保持該預定最大水容積；一入口管，其構成輸送可呼吸氣體供應至該空腔體，該入口管具有一入口內端與一入口外端；及一出口管，其構成從該空腔體輸送增濕可呼吸氣體供應，該出口管具有一出口內端與一出口外端，其中該入口內端與該出口內端設置於該空腔體內，且該入口外端與該出口外端設置於該空腔體的該等複數個壁部之一者，一第一軸是由該入口內端與該入口外端定義，且一第二軸是由該出口內端與該出口外端定義，其中當該儲水槽與正常工作方向傾斜約 90° 時，該第一軸是在一第一角度，使得該入口內端與該入口外端定位在不同高度，使得該預定最大水容積低於該入口內端或該入口外端之至少一者，以避免水經由該入口管溢回。

在一形式，該儲水槽進一步構成使得當該儲水槽與正常工作方向傾斜約 90° 時，該第二軸是在一第二角度，使得該出口內端與該出口外端定位在不同高度，使得該預定最大水容積低於該出口內端或該出口外端之至少一者，以避免水經由該出口管溢回。

當然，該等態樣的某些部分可形成本技術的附屬態樣。同時，附屬態樣、態樣或兩者的各種不同使用能以各種不同方式組合，且亦構成本技術的額外態樣或附屬態樣。

本技術之其他特徵可從下列實施方式、發明摘要、圖式簡單說明、與申請專利範圍中內容的考量而變得更明白。

【圖式簡單說明】

本技術為經由範例(且非經由限制)、連同附圖加以示意說明，其中，相同參考編號表示類似元件，包括：

治療系統

圖 1a 顯示包括患者(1000)配戴用以接收來自呼吸壓治療器件(4000)的正壓空氣供應之鼻枕式患者介面(3000)之系統。來自呼吸壓治療器件的空氣是在一增濕器(5000)中增濕，且沿著一空氣管路(4170)輸送給患者(1000)。一床伴(1100)亦顯示。

圖 1b 顯示包括患者(1000)配戴用以接收來自呼吸壓治療器件(4000)的正壓空氣供應之鼻罩式患者介面(3000)之系統。來自呼吸壓治療器件的空氣是在一增濕器(5000)中增濕，且沿著一空氣管路(4170)輸送給患者(1000)。

圖 1c 顯示包括患者(1000)配戴用以接收來自呼吸壓治療器件(4000)的正壓空氣供應之全面罩式患者介面(3000)之系統。來自呼吸壓治療器件的空氣是在一增濕器(5000)中增濕，且沿著一空氣管路(4170)輸送給患者(1000)。

呼吸系統和臉部剖析

圖 2a 顯示人類呼吸器官系統之概述，包括鼻與口腔、喉頭、聲帶、食道、氣管、支氣管、肺、肺泡囊、心與橫鼻中隔。

患者介面

圖 3a 顯示根據本技術之一形式之鼻罩式患者介面。

呼吸波形

圖 4 顯示人睡覺時的典型呼吸波形模式。

呼吸壓治療器件和增濕器

圖 5a 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)的分解透視圖。

圖 5b 顯示根據本技術之一形式之包含一出口消音器(4124)的呼吸壓治療器件(4000)的透視圖。

圖 5c 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)的透視圖，其具有包含一儲水槽(5110)的整合增濕器(5000)。

圖 5d 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件的氣動路徑的示意圖，且指出上游與下游的方向。

圖 5e 顯示根據本技術之一態樣之呼吸壓治療器件的電氣組件的示意圖。

圖 5f 顯示根據本技術之一態樣之在氣道正壓通氣器件實施演算法的示意圖。在此圖式中，實線箭號指出實際的資訊流，例如經由電子信號。

圖 5g 為顯示根據本技術之一態樣之由圖 5f 的治療引擎所實現方法的流程圖。

圖 5h 顯示一增濕器連接一鼓氣機與一患者導管的簡化呈現。

圖 5i 顯示一增濕器的示意圖。

圖 6a 顯示根據本技術之一形式之側面盤(4014)的透視圖，其係以分解圖顯示入口空氣濾網罩(4014fc)與入口空氣濾網(4112)。

圖 6b 顯示根據本技術之一形式之包含呼吸壓治療器件入口(4002)的側面盤(4014)的透視圖。

圖 6c 顯示根據本技術之一形式之側面盤(4014)的透視圖，其顯示入口空氣濾網罩(4014fc)處於開啟位置。

圖 6d 顯示根據本技術之一形式之側面盤(4014)的透視圖，其係以分解圖顯示護罩(4014ac)。

圖 6e 顯示根據本技術之一形式之護罩(4014ac)的透視圖。

圖 7a 顯示根據本技術之一形式之包含一出口消音器(4124)的呼吸壓治療器件(4000)的側透視圖。

圖 7b 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)的側透視圖，其係以分解圖顯示出口消音器(4124)。

圖 7c 顯示根據本技術之一形式之出口消音器(4124)的透視圖。

圖 7d 顯示根據本技術之一形式之出口消音器(4124)的另一透視圖。

圖 7e 顯示根據本技術之一形式之出口消音器(4124)的分解透視圖。

圖 7f 顯示根據本技術之一形式之出口消音器(4124)的另一分解透視圖。

圖 8a 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的透視圖。

圖 8b 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的透視圖，其係以分解圖顯示一出口管(4006)與一中間管(4008)。

圖 8c 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的側透視圖。

圖 8d 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的側透視圖，其係以分解圖顯示一出口管(4006)與一中間管(4008)。

圖 8e 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的後透視圖。

圖 8f 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的後透視圖，其係以分解圖顯示一出口管(4006)與一中間管(4008)。

圖 8g 顯示根據本技術之一形式之出口管(4006)的透視圖。

圖 8h 顯示根據本技術之一形式之出口管(4006)的分解透視圖。

圖 9a 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)的前透視圖。

圖 10a 顯示根據本技術之一形式之包含一資料通訊介面(4280)的側面盤(4014)的透視圖。

圖 10b 顯示根據本技術之一形式之包含一資料通訊介面(4280)的側面盤(4014)的分解透視圖。

圖 11a 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的透視圖。

圖 11b 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的另一透視圖。

圖 11c 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的分解透視圖。

圖 11d 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的另一分解透視圖。

圖 11e 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的透視圖，其係以虛線顯示第一 PB 殼體(4020h1)與第二 PB 殼體(4020h2)。

圖 11f 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的另一透視圖，其係以虛線顯示第一 PB 殼體(4020h1)與第二 PB 殼體(4020h2)。

圖 11g 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的立視圖，其顯示在圖 11h 採用的截面。

圖 11h 顯示如圖 11g 所示的根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的截面圖。

圖 11i 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的立視圖，其顯示在圖 11j 採用的截面。

圖 11j 顯示如圖 11i 所示的根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的截面圖。

圖 11k 顯示根據本技術之一形式之鼓氣機套筒(4020bs)的透視圖。

圖 11l 顯示根據本技術之一形式之鼓氣機套筒(4020bs)的另一透視圖。

圖 11m 顯示根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的仍然另一立視圖，其顯示在圖 11n 採用的截面。

圖 11n 顯示如圖 11m 所示的根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的截面圖。

圖 11o 顯示如圖 11n 所示的根據本技術之一形式之氣動組件(4020)的詳細截面圖。

圖 12a 顯示根據本技術之一形式之使用者介面面盤(4190)的前透視圖。

圖 12b 顯示根據本技術之一形式之使用者介面面盤(4190)的分解前透視圖。

圖 12c 顯示根據本技術之一形式之使用者介面面盤(4190)的後透視圖。

圖 12d 顯示根據本技術之一形式之使用者介面面盤(4190)的分解後透視圖。

圖 13a 顯示根據本技術之一形式之具有隱藏前面盤(4012)的呼吸壓治療器件(4000)的透視圖。

圖 13b 顯示根據本技術之一形式之具有隱藏前面盤(4012)的呼吸壓治療器件(4000)另一透視圖。

圖 14a 顯示根據本技術之一形式之前面盤(4012)的前透視圖。

圖 14b 顯示根據本技術之一形式之前面盤(4012)的後透視圖。

圖 15a 顯示根據本技術之一形式之第一功能選單螢幕(4295m1)。

圖 15b 顯示根據本技術之一形式之另外第一功能選單螢幕(4295m1)。

圖 15c 顯示根據本技術之一形式之第一臨床功能選單螢幕 (4295c1)。

圖 15d 顯示根據本技術之一形式之另外第一臨床功能選單螢幕(4295c1)。

圖 15e 顯示根據本技術之一形式之可選擇子功能選單清單 (4295o1)。

圖 15f 顯示根據本技術之一形式之可選擇子功能選單清單 (4295o2)。

圖 15g 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單清單 (4295r1)。

圖 15h 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295r2)。

圖 15i 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295r3)。

圖 15j 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295r4)。

圖 15k 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295a1)。

圖 15l 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295a2)。

圖 15m 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295a3)。

圖 15n 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295a4)。

圖 15o 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單 (4295a5)。

圖 15p 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295a6)。

圖 15q 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295a7)。

圖 15r 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295a8)。

圖 15s 顯示根據本技術之一形式之可選擇子功能選單
(4295s1)。

圖 15t 顯示根據本技術之一形式之可選擇子功能選單
(4295s2)。

圖 15u 顯示根據本技術之一形式之可選擇子功能選單
(4295s3)。

圖 15v 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295b1)。

圖 15w 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295b2)。

圖 15x 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295b3)。

圖 15y 顯示根據本技術之一形式之報告子功能選單
(4295b4)。

圖 16a 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)
的後透視圖，其顯示一空氣管路(4170)接合呼吸壓治療器件
(4000)。

圖 16b 顯示根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件(4000)
的後透視圖，其係以分解圖顯示一空氣管路(4170)。

圖 16c 顯示根據本技術之一形式之儲水槽(5110)的透視圖。

圖 16d 顯示根據本技術之一形式之儲水槽(5110)的另一透視圖。

圖 16e 顯示根據本技術之一形式之儲水槽蓋部(5114)與中間部(5202)的透視圖。

圖 16f 顯示根據本技術之一形式之儲水槽基座(5112)的透視圖。

圖 16g 顯示根據本技術之一形式之包含一整合增濕器(5000)與一儲水槽(5110)的呼吸壓治療器件(4000)的透視圖。

圖 16h 顯示根據本技術之一形式之包含一整合增濕器(5000)的呼吸壓治療器件(4000)的透視圖，其係以分解圖顯示儲水槽(5110)。

圖 16i 顯示根據本技術之一形式之包含一整合增濕器(5000)的呼吸壓治療器件(4000)的透視圖，其未顯示儲水槽(5110)。

圖 16j 顯示根據本技術之一形式之儲水槽(5110)的透視圖，其顯示儲水槽(5110)處於閉合結構。

圖 16k 顯示根據本技術之一形式之儲水槽(5110)的透視圖，其顯示儲水槽(5110)處於開啟結構。

圖 16l 顯示根據本技術之一形式之中間部(5202)的透視圖。

圖 16m 顯示根據本技術之一形式之中間部(5202)的透視圖。

圖 17a 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的透視圖。

圖 17b 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的透視圖，其係以分解圖顯示加熱元件(5240)。

圖 17c 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的底透視圖。

圖 17d 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的底透視圖，其係以分解圖顯示加熱元件(5240)。

圖 17e 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的後透視圖。

圖 17f 顯示根據本技術之一形式之底盤(4016)的後透視圖，其係以分解圖顯示加熱元件(5240)。

圖 17g 顯示根據本技術之一形式之 HE 密封(5243)之頂部的透視圖。

圖 17h 顯示根據本技術之一形式之 HE 密封(5243)之底部的透視圖。

圖 17i 顯示根據本技術之一形式之 HE 底罩(5244)之頂部的透視圖。

圖 17j 顯示根據本技術之一形式之 HE 底罩(5244)之底部的透視圖。

圖 18a 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)的透視圖。

圖 18b 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)的分解透視圖。

圖 18c 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)之一部分的側透視圖。

圖 18d 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)之一部分的底透視圖。

圖 18e 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)之一的上透視圖。

圖 18f 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)、出口總成(5004)與出口管(4006)的分解透視圖。

圖 18g 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)、出口總成(5004)與出口管(4006)的透視圖。

圖 18h 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)、出口

總成(5004)與出口管(4006)的透視圖，其係以分解圖顯示空氣管路(4170)。

圖 18i 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)、出口總成(5004)與出口管(4006)的另一透視圖。

圖 18j 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)、出口總成(5004)與出口管(4006)的另一分解透視圖。

圖 18k 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)之一部分與出口管(4006)之一部分的底透視圖。

圖 18l 顯示根據本技術之一形式之空氣管路(4170)之一部分的底透視圖。

圖 18m 顯示根據本技術之一形式之母頭電連接器(5058)的透視圖。

圖 18n 顯示根據本技術之一形式之母頭電連接器(5058)的側視圖。

圖 18o 顯示根據本技術之一形式之 AC 電連接器(4170ec)的透視圖。

圖 18p 顯示根據本技術之一形式之出口總成(5004)的透視圖，其顯示轉盤(5050)在一第一位置。

圖 18q 顯示根據本技術之一形式之出口總成(5004)的透視圖，其顯示轉盤(5050)在一第二位置。

圖 18r 顯示根據本技術之一形式之出口總成(5004)的透視圖，其顯示轉盤(5050)在一第三位置。

圖 18s 顯示根據本技術之一形式之電纜殼體(5080)的透視圖。

圖 18t 顯示根據本技術之一形式之電纜殼體(5080)的底透視圖。

圖 18u 顯示根據本技術之一形式之電纜殼體(5080)的上透視圖。

圖 18v 顯示根據本技術之一形式之轉盤(5050)的上透視圖。

圖 18w 顯示根據本技術之一形式之電纜殼體(5080)與電纜(5070)的上透視圖。

圖 18x 顯示根據本技術之一形式之電纜殼體(5080)、轉盤(5050)與電纜(5070)的上透視圖。

圖 18y 顯示根據本技術之一形式之轉盤(5050)與電纜(5070)的底透視圖。

圖 18z1 顯示根據本技術之一實例之母頭電連接器的後視圖。

圖 18z2 顯示根據本技術之一實例之母頭電連接器的透視圖。

圖 18z3 顯示根據本技術之一實例之母頭電連接器的前視圖，其指出圖 18z4 採用的截面。

圖 18z4 顯示根據本技術之一實例之母頭電連接器的側截面圖。

圖 18z5 顯示根據本技術之一實例之電連接器接收部接觸元件的後透視圖。

圖 18z6 顯示根據本技術之一實例之電連接器接收部接觸元件的前透視圖。

圖 19 顯示本技術之一實例，其顯示氣道正壓通氣器件(4000)與一整合增濕器(5000)。

圖 20-圖 23 顯示根據本技術之一態樣之增濕器儲水槽(5110)各種不同視圖，其中圖 20-21 顯示增濕器儲水槽(5110)處於「閉合」結構，圖 22 顯示增濕器儲水槽(5110)處於「開啟」

結構，且圖 23 為增濕器儲水槽(5110)的分解圖。

圖 24-圖 27 顯示增濕器(5000)的各種不同透視圖，其呈現增濕器儲水槽(5110)接合儲水槽底座(5130)、及/或增濕器(5000)接合空氣管路(4170)。

圖 28a-圖 28c、圖 29a-圖 29c、圖 30a-圖 30c 顯示當氣體經由入口(5118)進入增濕器儲水槽(5110)，且在通過增濕器儲水槽(5110)的內部之後，經由出口(5122)離開時的示範性氣體流路徑之序列圖。

圖 31-圖 32 顯示增濕器儲水槽(5110)在各種不同結構的示範性壓力/力量分佈。

圖 33-圖 40 顯示根據本技術之態樣之儲水槽蓋部(5114)的變化結構，特別是入口管(5124)與出口管(5126)的結構變化。

圖 41a、圖 41b 和圖 42 顯示增濕器儲水槽(5110)且具體地，其針對顯示孔口(5138)。

圖 41c 和圖 41d 顯示增濕器基座(5112)，且特別係其針對顯示傾斜輪廓(5139)。

圖 43-圖 44 顯示根據本技術之一態樣之增濕器底座(5130)與增濕器儲水槽(5110)，且特別係顯示在罩固持凸部(5142)與底座鎖凹部(5144)間的互作用。

圖 45 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)，其中其構成具有一再注入罩(5180)，且一底部、頂部與可變部可固定一起。

圖 46-圖 49 顯示根據本技術之一態樣之增濕器儲水槽(5110)的其他呈現，特別係關於入口管(5124)與出口管(5126)的配置。

圖 50 顯示根據本技術之一態樣之儲水槽蓋部(5114)與採用

可變部(5116)的形式之一可變部的截面圖。

圖 51 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)的實例，其中其是由一鎖扣部(5186a)構成。

圖 52a、圖 52b、圖 53 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)之一部分。在此結構中，儲水槽(5110)包括一儲水槽蓋部(5114)，其包含一入口管(5124)；一中間部(5202)，其包含一出口管(5126)；及一基座(5112)(如在圖 53 顯示的分解圖所示)。

圖 54a-圖 54b 顯示各種不同角度的儲水槽(5110)的中間部(5202)。特別係針對顯示阻流板(5192)、出口管(5126)與支撐輻條(5194)。

圖 55 顯示儲水槽(5110)的中間部(5202)的底透視圖。

圖 56a-圖 56b 顯示儲水槽蓋部(5114)與中間部(5202)連接一起的截面。圖 56b 進一步詳細顯示阻流板(5192)的截面，具體地，入口管(5124)的垂直部的配置、阻流板(5192)的定位部(5196)、與阻流板(5192)的偏流板部(5198)。

圖 57 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)的上部。在此結構中，儲水槽(5110)包括一儲水槽蓋部(5114)；一基座部(未顯示)；及一中間部(5202)，其包含一出口管(5126)、一入口管(5124)、以及一壁部(5206)。

圖 58a-圖 58b 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)之一部分。圖 58a-58b 顯示儲水槽蓋部(5114)連接中間部(5202)，且特別係針對顯示入口管(5124)、出口管(5126)、偏流板部(5198)與導流件(5195)。

圖 59a-圖 59b 顯示根據本技術之另一實例之中間部(5202)，且特別係針對顯示偏流板部(5198)、導流件(5195)、定

位部(5196)與密封(5204)。

圖 60 顯示根據本技術之另一實例之增濕器儲水槽(5110)之一部分。特別係，圖 60 顯示一水位(5184)，其中將形成氣塞，以當儲水槽(5110)處於預定最大液體容積時，避免液體進一步流入儲水槽(5110)。

圖 61a、圖 61b、圖 62a、圖 62b 顯示根據本技術之一態樣之增濕器儲水槽(5110)的各種不同圖式，其中圖 61a-62a 顯示增濕器儲水槽(5110)處於「閉合」結構，圖 62b 顯示增濕器儲水槽(5110)處於「開啟」結構。

圖 63a-圖 63b 顯示根據本技術之一態樣之增濕器儲水槽(5110)的各種不同圖式。圖 63a 顯示增濕器儲水槽(5110)處於「開啟結構」的平面圖，其指出在圖 63b 顯示的截面，且圖 63b 顯示使用取自圖 63a 所示線條 63b-63b 截面的儲水槽(5110)。

圖 64-圖 65 顯示根據本技術之一態樣之儲水槽基座(5112)的各種不同圖式。

圖 66 顯示根據本技術之一態樣之呼吸壓治療器件(4000)、增濕器(5000)、與端罩部(5300)的分解圖。

圖 67 顯示根據本技術之一態樣之端罩部(5300)的側透視圖。

圖 68a 顯示根據本技術之一實例之呼吸壓治療器件/增濕器與氣流管之一部分的分解底透視圖。

圖 68b 顯示根據本技術之一實例之呼吸壓治療器件/增濕器與氣流管之一部分的底透視圖。

圖 68c 顯示根據本技術之一實例之呼吸壓治療器件/增濕器與氣流管之一部分的分解後透視圖。

圖 68d 顯示根據本技術之一實例之呼吸壓治療器件/增濕

器與氣流管之一部分的後透視圖。

圖 68e 顯示根據本技術之一實例之呼吸壓治療器件/增濕器、氣流管、與電纜殼體之一部分的後透視圖。

圖 69a 顯示根據本技術之一實例之氣流管的側視圖。

圖 69b 顯示根據本技術之一實例之氣流管的另一側視圖。

圖 69c 顯示根據本技術之一實例之氣流管的另一側視圖。

圖 69d 顯示根據本技術之一實例之氣流管的分解透視圖。

圖 70a 顯示根據本技術之一實例之出口總成的上視圖。

圖 70b 顯示根據本技術之一實例之取自線條 70b-70b 之圖 70a 的出口總成的截面圖。

圖 70c 顯示根據本技術之一實例之取自線條 70c-70c 之圖 70a 的出口總成的截面圖。

【實施方式】

在更詳述本技術前，應瞭解，本技術未侷限於本說明書描述可改變的特別實例。亦應瞭解，本發明使用術語只描述特別實例而不是限制。

治療

在一形式，本技術包括一種用於治療呼吸障礙之方法，該方法包括施加步驟，用以施加正壓給患者(1000)的呼吸道入口。

在本技術之特定實例中，正壓空氣之供應是經由一或兩鼻孔提供給患者的鼻通道。

在本技術之特定實例中，嘴部呼吸受到限制、限定或阻礙。

治療系統

在一形式，本技術包括一種用於治療呼吸障礙之裝置或器件。該裝置或器件可包括一呼吸壓治療器件(4000)，用於經由一空氣管路(4170)到一患者介面(3000)，以供應增壓呼吸氣體(諸如空氣)給患者(1000)。

患者介面(3000)

根據本技術之一態樣之非侵入式患者介面(3000)包括下列功能態樣：一密封形成結構(3100)、一充氣腔部(3200)、一換氣口(3400)、一定位和穩定結構(3300)與連接埠(3600)之一形式，用於連接空氣管路(4170)。患者介面(3000)可選擇性包括一前額支撐結構(3700)，其耦接穩定結構(3300)。在某些形式，一功能態樣可由一或多個實體組件提供。在某些形式，一實體組件可提供一或多個功能態樣。使用時，密封形成結構(3100)配置在患者呼吸道入口周圍，以促成對呼吸道的正壓空氣供應。

呼吸壓治療器件(4000)

根據本技術之一態樣之呼吸壓治療器件(4000)的分解圖顯示在圖 5a。一呼吸壓治療器件(4000)可包括機械與氣動組件、電組件，且構成執行一或多個演算法。呼吸壓治療器件可包括一或多個面盤，諸如一前面盤(4012)與一側面盤(4014)。呼吸壓治療器件(4000)亦可包括一出口消音器(4124)，如圖 5a 和 5b 所

示。出口消音器(4124)可卸除且可更換成一儲水槽(5110)(參見圖 5c)。在此形式，呼吸壓治療器件(4000)可考慮包括一整合增濕器(5000)。因此，呼吸壓治療器件(4000)可搭配使用或不使用增濕，此取決於是否分別附接儲水槽(5110)或出口消音器(4124)。最好係，呼吸壓治療器件(4000)包括一底盤(4016)，用以支撐呼吸壓治療器件(4000)的一或多個內部組件。在一形式，呼吸壓治療器件(4000)包括一壓力產生器(4140)，該壓力產生器可收容在耦接底盤(4016)的氣動組件(4020)中。

呼吸壓治療器件(4000)(例如顯示在圖 5d)的氣動路徑可包括一入口空氣濾網(4112)；一入口消音器(4122)；一壓力產生器(4140)，其能夠供應正壓空氣(最好係一鼓氣機(4142))；及一出口消音器(4124)(或者，一儲水槽(5110)，若需要增濕)。一或多個轉換器(4270)(諸如壓力感測器(4272)與流量感測器(4274)可包括在氣動路徑。氣動路徑亦可包括防溢止回閥(4160)，以避免水從增濕器(5000)溢回到呼吸壓治療器件(4000)的電氣組件。

呼吸壓治療器件(4000)可包括一或多個電組件，其可安裝在一單印刷電路板組件(PCBA，Printed Circuit Board Assembly)，諸如主印刷電路板組件(4202)。在一替代形式，呼吸壓治療器件(4000)可包括一個以上的印刷電路板組件。

呼吸壓治療器件組件

一呼吸壓治療器件可包括下列在整合單元中組件之一或多者。在一替代形式，下列組件之一或多者可如同個別的單獨

單元設置。

空氣濾網(4110)

根據本技術之一形式之呼吸壓治療器件可包括一或多個空氣濾網(4110)。

在一形式，氣動路徑可包括一入口空氣濾網(4112)(例如一壓力產生器(4140)的上游)與另一出口空氣濾網(4114)(例如壓力產生器(4140)的下游)，諸如設置於氣動組件(4020)之一出口與一患者介面(3000)間位置的氣動路徑內的防菌濾網。參見圖 5d。

側面盤(4014)

在一形式，呼吸壓治療器件(4000)可包括一側面盤(4014)，如圖 6a-6c 所示。側面盤(4014)可包括一或多個呼吸壓治療器件入口(4002)，其構成接收進入呼吸壓治療器件(4000)的空氣流。如圖 6a 所示，呼吸壓治療器件入口(4002)可包括複數個孔，該等複數個孔構成允許空氣經由其流通。

側面盤(4014)(參見圖 6a)可構成收容該入口空氣濾網(4112)，且包括一側面盤框架(4014f)與一入口空氣濾網罩(4014fc)，其構成相對於側面盤框架(4014f)以固定該入口空氣濾網(4112)。該入口空氣濾網罩(4014fc)可耦接，最好係可卸除式耦接或樞轉耦接(如在圖 6b-6c 顯示)至側面盤(4014f)，以允許更

換該入口空氣濾網(4112)。入口空氣濾網罩(4014fc)可更包括：一濾網罩柄(例如一凹部)(4014ch)，供使用者能夠開啟與閉合該入口空氣濾網罩(4014fc)；一固持特徵部(例如一鎖扣部，未顯示)，用以在其閉合結構中固定該入口空氣濾網罩(4014fc)。

側面盤(4014)可包括一空氣濾網殼體(4014h)，其構成在其設置入口空氣濾網(4112)，例如，如該入口空氣濾網罩(4014fc)之一部分，如圖 6c 顯示。空氣濾網殼體(4014h)包括複數個壁部(4014w)，其構成設置該入口空氣濾網(4112)，例如當該入口空氣濾網罩(4014fc)相對於側面盤框架(4014f)轉動時。

呼吸壓治療器件入口(4002)可使用複數個孔構成，如圖 6a-6c 所示。複數個孔允許空氣在平行於氣動組件(4020)入口的方向中經由其流通，如下面進一步詳細描述。

側面盤(4014)可更包括一或多個連接埠(4014cp)(例如，如在圖 6d 顯示)，以接取可卸除的儲藏媒體與配件，諸如通訊器件或 USB 埠。因此，側面盤(4014)可包括一或多個護罩(4014ac)(例如，如圖 6a、6c 和 6d 所示)，用於保護連接埠(4014cp)，避免以下之一或多者：水/灰塵/污染物進入、及意外卸除可移除儲藏媒體或配件。護罩(4014ac)亦可作為美觀用途。

護罩(4014ac)可包括一或多個護罩固定部(4014an)，其可用來耦接護罩(4014ac)至側面盤框架(4014f)(例如，藉由插入槽位，未顯示)。外罩部(4014co)可保護連接埠(4014cp)，例如藉由包括一或多個互補凹部(4014re)，以接納連接埠(4014cp)的任何

凸出部。護罩(4014ac)可更包括一或多個護罩鉸接部部(4014hi)。在某些形式，護罩鉸接部部(4014hi)可整合外罩部(4014co)與護罩(4014ac)的護罩固定部(4014an)形成，用於改善製造性與降低成本。

消音器(4120)

在本技術之一形式，一入口消音器(4122)設置於一壓力產生器(4140)上游的氣動路徑，參見圖 5d。

在本技術之一形式，一出口消音器(4124)設置於壓力產生器(4140)與一患者介面(3000)間的氣動路徑，參見圖 5d。

出口消音器(4124)可為呼吸壓治療器件(4000)的一可卸除組件，如圖 7a-7b 所示。呼吸壓治療器件(4000)可包括一對應底座(4130)(在下面更詳細描述)，其構成接納出口消音器(4124)或一儲水槽(5110)。這配置可允許製造呼吸壓治療器件(4000)與整合增濕器(5000)，以容易在一第一結構(其中，當出口消音器(4124)設置於底座(4130)時，不提供增濕)至一第二結構(允許增濕，其中儲水槽(5110)設置於底座(4130))間轉換，反之亦然。例如，在想要增濕的情況，出口消音器(4124)可使用消音器柄桿(4124le)卸移，以使呼吸壓治療器件(4000)接納一儲水槽(5110)。在一形式，將儲水槽(5110)插入底座(4130)允許增濕來自氣動組件(4020)的空氣流，然後將其輸送給患者(1000)，如下面更詳細描述。

出口消音器(4124)可包括一識別元件，以允許控制器(諸如中央控制器(4230)或增濕器控制器(5250))偵測其是否出現(或不存在)，例如在底座(4130)。底座(4130)可包括一互補偵測元件，以偵測出口消音器(4124)是否出現(或不存在)。在一形式，偵測出口消音器(4124)是否出現(或不存在)在儲水槽底座(5130)可使控制器執行一或多個功能，包括：關閉/啟動加熱元件(5240)、調整加熱元件(5240)的功率輸出、關閉/啟動在空氣管路(4170)的一加熱元件、調整在空氣管路(4170)的加熱元件的功率輸出、調整在壓力產生器(4140)與患者介面(3000)間的壓力降估計、停用/啟用有關增濕器(5000)操作的使用者介面元件、或停用/啟用有關增濕器(5000)操作的資料記錄/資料報告。在一形式，出口消音器(4124)可包括配置其上的一識別元件(以磁鐵(5340)的形式顯示)，諸如在一端罩部磁鐵固持件(5345)。識別元件可用於藉由控制器，經由偵測元件偵測該出口消音器(4124)。例如，偵測元件可包括一霍耳效應(Hall Effect)感測器(未顯示)，其設置於或接近底座(4130)，諸如在印刷電路板組件(4202)。

一含有識別元件的出口消音器(4124)之一效益可允許降低使用出口消音器(4124)的增濕器(5000)的功率消耗或自定義操作。具有自動啟用與利用接合出口消音器(4124)而關閉的加熱元件之進一步效益在於單步安裝出口消音器(4124)，避免加熱板接觸加熱元件(5240)及使其無作用兩者。

在一形式，出口消音器(4124)接收來自氣動組件(4020)的空氣流，且輸送空氣流至呼吸壓治療器件出口(4004)。如此，出

口消音器(4124)可包括一消音器進口嘴(4124in)與一消音器出口嘴(4124ou)。出口消音器(4124)亦可包括附加組件，諸如一消音器護罩(4124ca)、一消音器本體(4124bo)、一消音器減震器(4124da)與一消音器泡棉(4124fo)，如在圖 7e-7f 所示。

出口消音器(4124)可包括一消音器柄桿(4124le)，用於使出口消音器(4124)脫離呼吸壓治療器件(4000)的其他部分，例如藉由鬆開一鎖扣部。消音器柄桿(4124le)構成(在圖 7a-7f)從上方被壓下以脫離出口消音器(4124)，例如藉由從底座(4130)的一或多個互補凹部(4130re)鬆開一或多個消音器夾具(4124cl)(顯示在圖 7b，且更詳細在圖 16i)。應瞭解，出口消音器(4124)可包括任何某些已知構件之一或多者，以可卸除式耦接出口消音器(4124)至呼吸壓治療器件(4000)。出口消音器(4124)可更包括用於接合呼吸壓治療器件(4000)的一或多個消音器夾具(4124cl)，例如包含一消音器鉸接部(4124hi)。在某些形式，出口消音器(4124)可包括一消音器位移限制器(4124tl)，其構成避免可能發生例如由於塑膠變形而使消音器鉸接部(4124hi)損壞，其中消音器鉸接部(4124hi)是「活鉸接部」結構。再者，消音器位移限制器(4124tl)可構成接合消音器柄桿(4124le)，且當消音器柄桿(4124le)被促動(例如被壓下)時而變形。在這配置中，只要接合消音器柄桿(4124le)與消音器位移限制器(4124tl)，位移限制器(4124tl)可對使用者提供回應，且可提供阻力變化程度，以指出發生變形的限度。如圖 7e-7f 所示，消音器減震器(4124da)可完全與消音器位移限制器(4124tl)一起形成。在某些形式，消音器減震器(4124da)可構成利用摩擦以接合消音器護罩(4124ca)及/或消音器本體(4124bo)。

同樣地，出口消音器(4124)可構成使得必須被壓下消音器柄桿(4124le)，以使出口消音器(4124)插入底座(4130)。在一形式，如果沒有壓下消音器柄桿(4124le)而插入出口消音器(4124)，一或多個消音器夾具(4124cl)可構成阻礙底座(4130)。在將出口消音器(4124)插入底座(4130)，一或多個消音器夾具(4124cl)移動接合底座(4130)(例如利藉由向上運動)，藉此將該出口消音器(4124)固定在底座(4130)。

出口消音器(4124)可包括一或多個聽覺特徵部，以降低呼吸壓治療器件(4000)的噪音輸出，諸如消音器泡棉(4124fo)與一消音器減震器(4124da)，如圖 7e-7f 所示。消音器減震器(4124da)可耦接消音器護罩(4124ca)，且可利用彈性材料(諸如矽膠)形成以抑制噪音。此外，出口消音器(4124)可包括形成其中的一消音器擴張腔部(4124ex)，以減少噪音。在圖 7e 顯示的形式中，消音器擴張腔部(4124ex)可為一形成於消音器本體(4124bo)的空腔體。

壓力產生器(4140)

在本技術之一形式，一用於產生正壓空氣流或供應的壓力產生器(4140)是一可控制的鼓氣機(4142)。例如，鼓氣機(4142)可包括一無刷直流(DC)馬達(4144)，其具有收容於渦形體的一或多個推進器。鼓氣機最好能夠能以(例如)多達約每分鐘 120 公升(公升/分鐘)速率，從約 4cmH₂O 至約 20cmH₂O 正壓範圍來輸送空氣供應；或者，在其他形式，可多達約 30cmH₂O。鼓氣

機可為如美國專利案第 7,866,944 號、美國專利案第 8,638,014 號、美國專利案第 8,636,479 號、與 PCT 專利申請公開案第 WO 2013/020167 號中任一者所述，其整個內容在此併入本文供參考。

壓力產生器(4140)可在治療器件控制器(4240)的控制之下。

在其他形式，一壓力產生器(4140)可為一活塞驅動泵；一壓力調整器，其連接一高壓源(例如加壓空氣儲箱)、或波紋管。

氣動組件(4020)

在一形式，一氣動組件(4020)，其含有一壓力產生器(4140)(例如鼓氣機(4142))，可形成呼吸壓治療器件(4000)之一部分。氣動組件可例如包括如在 PCT 專利申請公開案第 WO 2013/020167 號中描述的結構，其整個內容在此併入本文供參考。

根據本技術之一態樣之氣動組件(4020)顯示在圖 11a-11d。氣動組件(4020)可包括一 PB 入口(4020in)、一 PB 出口(4020ou)，而且收容一鼓氣機(4142)。根據本技術之一態樣，氣動組件(4020)可提供一用於空氣流的小型、封閉式氣動路徑，同時減少由於該空氣流引起的噪聲與震動輸出。此外，這氣動組件(4020)可讓外殼體(4010)獨立配置，用於增加呼吸壓治療器件(4000)相對於氣動組件(4020)的美觀方面的彈性。

氣動組件(4020)亦可包括一流板(4020fp)、一鼓氣機套筒(4020bs)、一或多個感測器(諸如流量感測器端口(4020sp))與軟質空心泡棉(4020af)之一或多者。氣動組件(4020)可包括一外殼體，例如包含一第一 PB 殼體(4020h1)與一第二 PB 殼體(4020h2)。PB 入口(4020in)與 PB 出口(4020ou)可分別配置在第一 PB 殼體(4020h1)與第二 PB 殼體(4020h2)。

流板(4020fp)可將氣動組件(4020)的內部分成一第一腔部(4020c1)、一第二腔部(4020c2)與鼓氣機套筒(4020bs)的內部。在一形式，空氣流將經由 PB 入口(4020in) 接收進入氣動組件(4020)，且進入 PB 入口管(4020it)(顯示在圖 11d 和圖 11h)。PB 入口管(4020it)輸送空氣流至第一腔部(4020c1)，空氣流經由其流通至第二腔部(4020c2)。在一形式，設置於流板(4020fp)的複數個流管(4020ft)(例如，如圖 11d-11f 所示)可從第一腔部(4020c1)輸送空氣流至第二腔部(4020c2)。流板(4020fp)可包括一空腔體，PB 入口管(4020it)可通過其以輸送空氣流至第一腔部(4020c1)。流管(4020ft)可另外用來決定流率，如下面進一步詳細描述。第二腔部(4020c2)然後經過鼓氣機入口(4142in)輸送空氣流至鼓氣機(4142)(參見圖 11c)，其中空氣流會被加壓，且先經由鼓氣機出口(4142ou)離開，再經由 PB 出口(4020ou)離開氣動組件(4020)，如圖 11j 所示。在一形式，流板(4020fp)可包括約 10-15 個流管(4020ft)，諸如 11-14，諸如 12 個流管，如圖 11e 所示。流管(4020ft)在從第一腔部(4020c1)至第二腔部(4020c2)的匯聚方向可為一錐形形式，諸如圖 11j 所示。

PB 入口(4020in)可包括一彈性部，諸如 PB 入口插入部

(4020ii)，如圖 11h 所示。彈性部有助 PB 入口(4020in)正確對齊呼吸壓治療器件入口(4002)，藉由例如彈性順從性，以允許於其間的任何軸向或徑向不對齊。再者，彈性部可減少在氣動組件(4020)的機械負荷或應力，同時允許軸向或徑向不對齊，因為彈性部的係數可明顯小於氣動組件殼體的係數，諸如第一 PB 殼體(4020h1)與第二 PB 殼體(4020h2)。在一形式，彈性部可利用彈性材料構成，諸如矽膠，且氣動組件的殼體(包括第一 PB 殼體(4020h1)與第二 PB 殼體(4020h2))可利用更硬材料構成，諸如聚丙烯，不過應瞭解，多種其他材料可適用於兩者。

鼓氣機套筒(4020bs)(如圖 11k 和 11l 所示)可利用一柔韌、彈性材料製成，諸如矽膠。在一形式，鼓氣機套筒(4020bs)可充當一支承構件，以減少可能傳輸給患者(1000) (或床伴(1100))的來自鼓氣機(4142)的噪音與震動。鼓氣機套筒(4020bs)亦可包括一腔部，其構成接受來自鼓氣機出口(4142ou)的空氣流且輸送該空氣流至 PB 出口(4020ou)，如圖 11j 所示。在一形式，鼓氣機套筒(4020bs)構成接受鼓氣機(4142)，且(例如)藉由設置於鼓氣機套筒(4020bs)的一或多個套筒凸部(4020st)以密封式接合流板(4020fp)。

鼓氣機套筒(4020bs)亦可包括一套筒拉柄(4020pt)，其構成有助於組裝鼓氣機套筒(4020bs)與氣動組件的其他部件，諸如第二 PB 殼體(4020h2)。套筒拉柄(4020pt)可構成適合手動抓緊之一延伸凸舌部，使得組裝氣動組件(4020)的人員(或自動化器件)可握持套筒拉柄(4020pt)，且經由 PB 出口緣(4020or)拉動(如圖 11d 所示)，以相對於第二 PB 殼體(4020h2)設置 PB 出口

(4020ou)。這類配置之一效益將可減少組裝時間，另外可準確設置 PB 出口(4020ou)，同時達成鼓氣機套筒(4020bs)的想要支承特徵。

流量感測器端口(4020sp)可從氣動組件(4020)的外部接取，且流體耦接一流量轉換器(4274)(未顯示)。流量感測器端口(4020sp)亦可流體耦接流路徑，諸如在氣動組件(4020)中，以使流量轉換器(4274)測量經由呼吸壓治療器件(4000)的流率。在一形式，流量感測器端口(4020sp)可連接第一腔部(4020c1)與第二腔部(4020c2)，使得流量感測器將可測量在第一腔部(4020c1)與第二腔部(4020c2)間的壓力降。流量感測器端口(4020sp)可與氣動組件(4020)的封密部整合形成，諸如第一 PB 殼體(4020h1)；或者，可為單獨組件之一部分，諸如 PB 感測器耦接件(4020sc)。流量感測器端口(4020sp)的某些或全部可彈性構成幫助正確對齊及接合流量轉換器(4274)與氣動組件(4020)。

使任何水進入流量感測器端口(4020sp)可能負面影響流量轉換器(4274)的操作，例如藉由至少部分封閉空氣壓力感測端口。亦應知道，例如，當呼吸壓治療器件(4000)搭配增濕器(5000)使用時，水流入呼吸壓治療器件(4000)可能會有風險，因為呼吸壓治療器件(4000)能靠近水、且增濕器(5000)內可能包含水。因此，連接個別流量感測器端口(4020sp)至第一腔部(4020c1)、第二腔部(4020c2)的每一流量感測器流路徑可包括一或多個防水流入特徵部，諸如一 PB 聚水器(4020wt)、或一 PB 水屏蔽部(4020ws)(參見圖 11o)。根據一形式，PB 聚水器(4020wt)可為在流量感測器流路徑中的一凹部，其構成保持預定水容積，同時

允許空氣流過流量感測器流路徑。一 PB 水屏蔽部(4020ws)可包括一小截面區域的端口，其構成使空氣流通過其，不過避免由較高水表面張力而水流入。為了要進一步阻止任何水干擾流量感測器的操作，PB 水屏蔽部(4020ws)的端口可水平取向及/或設置朝向氣動組件(4020)的頂部。在一形式，PB 水屏蔽部(4020ws)的端口可為約 1 mm(毫米)，例如在其最小直徑，不過應瞭解，其他尺寸亦適合以避免水經由該端口而流入。在一形式，PB 水屏蔽部(4020ws)可設置使得端口在其最遠表面處實質平坦及/或垂直配置，在該點處其直徑可為最小。此外，流量感測器端口(4020sp)可配置垂直於 PB 水屏蔽部(4020ws)的個別端口，其係流體連接該流量感測器端口(4020sp)。在一形式，流量感測器端口(4020sp)可構成使水確實通過 PB 水屏蔽部(4020ws)的端口(或一等同空氣路徑)的任何水必須旋轉(例如經由 90 度)以移至流量感測器，諸如藉由在呼吸壓治療器件(4000)的正常、工作方向向上移。PB 水屏蔽部(4020ws)可與氣動組件(4020)封閉部整合形成(例如第一 PB 殼體(4020h1))；或者，可個別形成，以插入封閉部(例如干涉配合，如圖 11n 所示)或連接封閉部(例如藉由焊接，未顯示)。再者，流量感測器流路徑可構成使得流量感測器端口(4020sp)可設置於每一第一腔部(4020c1)、第二腔部(4020c2)的流量感測器流路徑的對應開口的高度上面。此可進一步避免水流入該流量感測器(4274)。

底盤(4016)

呼吸壓治療器件(4000)可包括一底盤(4016)，如圖 8a-8f 所示，其中底盤(4016)可提供一用於呼吸壓治療器件(4000)的結構

框架。在某些形式，載台(4016pl)可包括呼吸壓治療器件(4000)的一外壁，如圖 5a 和圖 8b 所示。底盤(4016)亦可設置一或多個組件，諸如外殼體(4010)、氣動組件(4020)、印刷電路板組件(4202)、與出口消音器(4124)，如圖 5a 所示。

在一形式，底盤(4016)可包括一載台(4016pl)(參見圖 8a-8b)，其構成支撐氣動組件(4020)。底盤(4016)可包括一底座(4130)，其構成接受出口消音器(4124)(或儲水槽(5110))(例如，在其的一空腔體)，以連接出口消音器(4124)或儲水槽(5110)至氣動路徑。底座(4130)可接受出口消音器(4124)之一部分，如圖所示。底座(4130)可包括一底座出口(4132)，其構成係當插入時，輸送空氣流至出口消音器(4124)或儲水槽(5110)；及一底座入口(4134)，用以當插入時，接受來自出口消音器(4124)或儲水槽(5110)的空氣流，如圖 8c-8d 所示。底盤(4016)亦可包括一呼吸壓治療器件出口(4004)，如圖 8e 所示，其中呼吸壓治療器件出口(4004)可卸除式耦接底盤(4016)。底座出口(4132)可構成流體耦接消音器進口嘴(4124in)或儲水槽入口(5118)。底座入口(4134)可構成流體耦接消音器出口嘴(4124ou)或儲水槽出口(5122)。

在一形式，底座入口(4134)與底座出口(4132)之每一者可包括一波紋管式面密封。密封可接合鄰接出口消音器(4124)(例如消音器出口嘴 4124ou 或消音器進口嘴 4124in，如圖 7e 所示)或儲水槽(5110)(例如入口 5118 或止轉部 5222，如圖 16d 所示)的互補部分，或如美國專利案第 8,544,465 號描述，其整個內容在此併入本文供參考。這波紋管式面密封之一效益在於其允

許在軸向與徑向的不對齊。因此，密封將鄰接互補部分，相較於例如一公頭連接器插入一母頭連接器的配置，此結構可徑向更容許不對齊。此外，這類密封的彈性將允許呈現徑向不對齊，不致負面影響呼吸壓治療器件(4000)(或增濕器(5000))的效能。

一出口管(4006)可包括呼吸壓治療器件出口(4004)與底座入口(4134)、以及其可卸除式耦接底座(4130)。在某些形式，一單獨中間管(4008)可包括底座出口(4132)。中間管(4008)可構成耦接氣動組件(4020)，以從氣動組件(4020)接收空氣流供輸送至底座(4130)。中間管(4008)可更包括一底座出口壓力端口(4132pp)，用於測量在底座出口(4132)的空氣壓力。

出口管(4006)可包括一出口管門栓部(4006la)，其構成接合底座(4130)的一互補特徵部，諸如底座出口槽(4130sl)。出口管(4006)可更包括一或多個出口管導部(4006gu)，其藉由接合一或多個對應底座導部(4130gu)而有助於使出口管(4006)正確插入底座(4130)。在一形式，一出口管導部(4006gu)可包括一平板，如圖 8g 所示，其構成係由底座導部(4130gu)接合及導引，其可傾斜將出口管(4006)導至其想要的意位置，諸如接合出口管門栓部(4006la)與底座出口槽(4130sl)。

出口端(4006oe)亦可此用一 ISO 錐體形成，諸如 22 mm(毫米)外徑 ISO 錐體，以允許連接標準非加熱空氣管路。

如圖 8g 和 8h 所示，出口管(4006)可包括一彎曲流道，其

具有內圓形或彎截面，構成減少通過出口管(4006)的空氣流阻力。出口管(4006)能以兩部件構成，如圖 8g 所示，其中：一第一部件(4006a)是利用堅硬材料鑄成，諸如不含雙酚 A (BPA)的聚碳酸酯/丙烯晴丁二烯苯乙烯(PC/ABS)；及第二部件(4006b)，其含有彎曲流道的至少一部分，其係利用順從性材料疊合模製，諸如矽膠。使用順從材料形成含有一部分彎曲的第二部件(4006b)允許撤回一模製工具，其包含藉由使第二部件(4006b)變形而於模製結束從內空腔體的內彎曲部。

出口管(4006)亦可包括一固持凸緣(4006fl)，其有助於設置或固定出口管(4006)至呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)、或其的一殼體或底盤之至少一者。固持凸緣(4006fl)有助於正確設置或定位出口管(4006)的出口端(4006oe)在呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的出口內，如圖 8e 所示，例如藉由鄰接在呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)中的一定位凸緣。應瞭解，固持凸緣(4006fl)可允許固定附接出口管(4006)。或者，固持凸緣(4006fl)允許可卸除式附接出口管(4006)，使得可將其清潔或更換。

出口管(4006)可包括一入口端(4134)，其連接增濕器(5000)或呼吸壓治療器件(4000)，如圖 8b-8f 所示。入口端(4134)可包括一壓力致動面密封或波紋管密封，以從呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)的出口提供氣動連接，諸如前述的底座出口(4132)。在本技術的另一實例，出口管(4006)可在入口端(4134)連接至少一導管，其然後連接一呼吸壓治療器件(4000)及/或一增濕器(5000)。在這些情境之任一者中，出口管(4006)與(具體地)入口端(4134)的一功能可接收來自呼吸壓治療器件(4000)及/

或增濕器(5000)的氣體流，且經由出口連接器(4170oc)將該氣體流導出器件至空氣管路(4170)。出口管(4006)亦藉由允許出口連接器(4170oc)在出口端(4006oe)的周圍旋轉，以促成旋轉空氣管路(4170)的出口連接器(4170oc)旋轉。

呼吸壓治療器件(4000)之一部分、連同出口管(4006)及/或電纜殼體(5080)顯示在圖 8g-8i 和 18i-18j。出口管(4006)亦可結合一出口管門栓部(4006la)，以連接呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)的互補接收部(諸如底座出口槽(4130sl))，以設置及/或保持氣流管在呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)中的正確位置，如前述。出口管門栓部(4006la)與底座出口槽(4130sl)的接合可提供知覺回應(諸如喀聲)，以指出是否正確連接。出口管門栓部(4006la)可進一步構成使得當出口管(4006)從其脫離時，其可從接受部移走。為了改善能見度，出口管門栓部(4006la)的顏色可不同於互補接受部或呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)組件。在特定環境中，出口管(4006)及/或互補接受部可構成使得一按鈕(諸如在出口管門栓部(4006la)的端部)可用來將出口管(4006)從互補接受部釋放。一工具可用來將出口管(4006)從接受部釋放。

出口管(4006)可構成使得當空氣管路(4170)附接呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)時，出口管門栓部(4006la)與互補接受部的接合亦完成在空氣管路(4170)與呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)間的氣動連接。因此，其可藉由偵測空氣洩漏以偵測是否沒有或不正確連接出口管(4006)。

在進一步選擇性配置中，當空氣管路(4170)的出口連接器(4170oc)連接呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)時，連接動作可構成確保正確連接出口管(4006)與互補接受部。不正確連接出口管(4006)至互補接受部可避免出口連接器(4170oc)能夠正確連接出口管(4006)，例如，其可透過偵測高洩漏流而由呼吸壓治療器件(4000)指出。在進一步替代選擇中，空氣管路(4170)的出口連接器(4170oc)可用來促成從呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)插入及/或移除出口管(4006)。

如前述，當空氣管路(4170)附接呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)時，出口管(4006)的出口端(4006oe)可耦接出口連接器(4170oc)的出口連接區域(5056)。

底座(4130)可包括一或多個特徵部，其構成接合在其插入的組件(例如出口消音器(4124))。例如，底座(4130)可包括一或多個凸緣(4130fl)，如圖 8c-8f 所示，當該等一或多個特徵部插入底座(4130)時，凸緣可經調適以接合及導引出口消音器(4124)或儲水槽(5110)。

在一形式，底座(4130)可包括一增濕器(5000)的一或多個組件，其中增濕器(5000)與呼吸壓治療器件(4000)係整合構成。例如，底座(4130)的基座可包括一加熱元件(5240)，如下面更詳細描述。

轉換器(4270)

轉換器可設置於呼吸壓治療器件的內部、或呼吸壓治療器件的外部。外部轉換器可例如設置於或形式空氣管路的部分，例如患者介面。外部轉換器可為非接觸式感測器的形式，諸如傳輸或轉移資料給呼吸壓治療器件的都普勒(Doppler)雷達運動感測器。

在本技術之一形式，一或多個轉換器(4270)可構成及配置用以測量在氣動路徑中的一或多個點的特性，諸如流程率、壓力或溫度。

在本技術之一形式，一或多個轉換器(4270)可設置靠近患者介面(3000)。

在一形式，來自一轉換器(4270)的信號可被濾波，諸如藉由低通、高通或帶通濾波。

流量轉換器(4274)

根據本技術之流量轉換器(4274)可基於一差壓型轉換器，例如，來自 SENSIRION 公司的 SDP600 系列差壓型轉換器。

在一形式，代表流率(諸如來自流量轉換器(4274)的總流量 $Q(t)$)的信號是由中央控制器(4230)接收。

壓力轉換器(4272)

根據本技術之一壓力轉換器(4272)設置用於流體溝通空氣路徑。適當壓力轉換器之一實例是來自 HONEYWELL ASDX 系列的一感測器。一替代的適當壓力轉換器是來自通用電氣 (GENERAL ELECTRIC)公司 NPA 系列的一感測器。

在一形式，來自壓力轉換器(4272)的信號是由中央控制器(4230)接收。

馬達速度轉換器(4276)

在本技術之一形式，一馬達速度轉換器(4276)用來決定諸如馬達(4144)或鼓氣機(4142)的旋轉速度。來自馬達速度轉換器(4276)的馬達速度信號最好提供給治療器件控制器(4240)。馬達速度轉換器(4276)可為例如一速度感測器，諸如一霍耳效應感測器。

環境光感測器(4278)

因為呼吸壓治療器件(4000)時常使用於臥室環境，例如使用在患者(1000)即將睡覺、或睡熟時，使得其可確保呼吸壓治療器件(4000)的任何發光特徵部不會過度明亮是很重要。

在本技術之一形式，一環境光感測器(4278)可用來決定在呼吸壓治療器件(4000)周圍環境區域的光位準。來自環境光感測器(4278)的環境光信號可提供當作中央控制器(4230)的輸入，例如調整顯示器或任何其他發光特徵部的亮度，諸如輸入

器件 4220 的背光或任何通知光。

環境光感測器(4278)可連接一孔口，諸如外殼體光端口(4010lp)，如圖 9a 所示。在這結構中，環境光感測器(4278)偵測的光位準將符合在或接近孔口的光位準。在一形式，外殼體光端口(4010lp)可設置於相鄰顯示器(4294)，使得顯示器(4294)的亮度可根據偵測的光位準來調整。環境光感測器(4278)可藉由一進光孔(亦稱為一光管)而連接孔口，以幫助準確決定在孔口的光位準。

顯示器(4294)可構成工作於複數個預定亮度設定值之一者。亮度設定值可根據環境光感測器(4278)的信號輸出而選擇。例如，如果環境光感測器(4278)測量的光是在或低於一臨界值(例如 10、15 或 20 lux(勒克斯))，顯示器(4294)可構成工作於一較低亮度設定值，且顯示器(4294)可構成工作於一較高亮度設定值，其中環境光感測器(4278)測量的光是超過臨界值(例如 10、15 或 20 lux(勒克斯))。因此，在這配置中，環境光的較低位準可能導自一較低亮度設定值。

防溢止回閥(4160)

在本技術之一形式，一防溢止回閥設置在增濕器(5000)與氣動組件(4020)間。防溢止回閥構成及配置成減少水將從增濕器(5000)上游流至例如馬達(4144)的風險。

空氣管路(4170)

根據本技術之一態樣之空氣管路(4170)為一導管或管，其構成及配置用來使空氣流通於兩組件間，諸如氣動組件(4020)與患者介面(3000)。

特別係，空氣管路(4170)可流體連通氣動組件的出口與患者介面。空氣管路可稱為輸氣管。在某些情況，其可為用於吸氣與呼氣的管路分支。在其他情況，使用一單分支。

如圖 18a 所示，空氣管路(4170)可包括一 AC 管部(4170tp)；及一 AC 出口連接器(4170oc)，其係在管部(4170tp)的一端，以連接空氣管路至呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)。在一形式，AC 出口連接器(4170oc)可包括一 AC 前組件(4170pb)、一 AC 包覆部(4170om)與一 AC 電連接器(4170ec)。電連接器 4070ec 可取向平行於出口連接區域(5056)的一中心軸，且從出口連接器(4170oc)的下面向下延伸，而且從 AC 包覆部(4170om)的一開口離開，用以避免諸如水流入。

AC 管部(4170tp)亦可包括一 AC 螺旋紋管(4170co)，以提供 AC 管部(4170tp)的支撐。空氣管路(4170)亦可結合一加熱元件，以避免濕氣(水汽凝結，例如，在 AC 管部(4170tp)或患者介面(3000)內)，該加熱元件可設置在 AC 螺旋紋管(4170co)內。當一加熱元件設置在 AC 螺旋紋管(4170co)，如果(例如)加熱元件是一電阻式加熱器，需要電力或發信或兩者。在某些情況下，患者介面(3000)與呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)間可能需要電連接以供電力或其間的溝通。

空氣管路(4170)需要氣動與電連接兩者形成增濕器(5000)(或呼吸壓治療器件(4000))、以及一機械連接。這些連接可透過 AC 出口連接器(4170oc)形成，以使加壓氣體流至患者介面(3000)，以對 AC 螺旋紋管(4170co)的加熱元件提供電力與發信，及相對於增濕器(5000)(或呼吸壓治療器件(4000))以設置及固定空氣管路(4170)。這些連接可同時或連續形成，使得機械、氣動或電連接之一者先於其他完成。空氣管路(4170)可包括一患者介面連接器(4107)，以在管部(4170tp)的相反端耦接一患者介面(3000)。在某些形式，患者介面連接器(4107)可能不同於 AC 出口連接器(4170oc)，如圖 18a 所示。

圖 18b-18e 描述根據本技術之實例之空氣管路或其部分。圖 18f-18j 亦描述連接一出口總成(5004)的示範性空氣管路。如圖 18a-18b 所示，一具有 AC 螺旋紋管(4170co)的 AC 管部(4170tp)可連接一 AC 出口連接器(4170oc)。AC 螺旋紋管(4170co)(如前面的討論)可包括一加熱元件且其功能亦當作一用於 AC 管部(4170tp)的支撐結構。一電連接可藉由將 AC 出口連接器(4170oc)插入出口總成(5004)而形成(在下面更詳細討論)，使得一 AC 電連接器(4170ec)電接觸該出口總成的電氣組件。

形成氣動與電連接

空氣管路(4170)可能需要氣動與電連接兩者形成在增濕器(5000)(或呼吸壓治療器件(4000))、以及一機械連接。這些連接可透過出口連接器(4170oc)形成，以使加壓氣體流至患者介面

(3000)，以對 AC 螺旋紋管(4170co)的加熱元件提供電力與發信，且相對於增濕器(5000)(或呼吸壓治療器件(4000))以設置及固定空氣管路(4170)。這些連接可同時或連續形成，使得機械、氣動或電連接之一者先於其他完成。空氣管路(4170)在另一端可包括一患者介面連接器(4107)，以耦接一患者介面(3000)。

AC 出口連接器(4170oc)可包括一凹部(4170re)，其構成耦接一轉盤(5050)的一電連接器接收部 (5052)(參見圖 18i-18j 與下面詳細討論)，有助於釋放式固定 AC 出口連接器(4170oc)至增濕器(5000)，例如在出口總成(5004)。凹部(4170re)亦可對患者提供一視覺輔助，以藉由成形符合電連接器接收部(5052)以相對於出口總成(5004)設置出口連接器(4170oc)(參見圖 18j)。電連接器接收部(5052)可收容一母頭電連接器(5058)，諸如圖 18m-18n 所示。AC 出口連接器(4170oc)亦可包括一致動器(4172)，以控制一固持特徵部(4174)。當 AC 出口連接器(4170oc)插入該出口總成(5004)，固持特徵部(4174)可接合轉盤(5050)的一對應缺口(5054)(參見圖 18i-8j)。只要接合，致動器(4172)連接缺口(5054)可在致動器(4172)產生一可聽聲音、或提供觸覺回應或兩者。致動器(4172)或固持特徵部(4174)可使用較高於轉盤(5050)的磨損特徵部產生，以使磨損發生在空氣管路(4170)，其可為一可消耗組件。相較於形成轉盤(5050)的材料，此可利用具較低硬度材料達成，以形成固持特徵部(4174)。固持特徵部(4174)與缺口(5054)可利用一扣合件接合，且致動器(4172)可被壓下帶入固持特徵部，以從缺口(5054)將其釋放。在某些情況，固持特徵部(4174)與缺口(5054)可構成使得當其未完成接合時，其可藉由治療壓力而在治療開始時強制進入定位，例如藉

由構成使得作用在凸舌部(4176)的治療壓力使固持特徵部(4174)朝向缺口(5054)。如圖 18c-18e 所示，致動器(4172)與固持特徵部(4174)兩者可設置於 AC 凸舌部(4176)，使得使致動器向內推亦使固持特徵部向內移，藉此使其從缺口(5054)釋放。在一形式，致動器(4172)可設置距離凸舌部(4176)的樞軸係遠於固持特徵部(4174)，其將對使用者增添一機械效益，且增加壓下致動器(4172)所需的位移，以改善對使用者解決固持特徵部(4174)的移動。此配置可進一步改善在接合/脫離出口連接器(4170oc)期間對使用者提供的回應。例如，一出口連接區域(5056)(如圖 18 a 所示)可成形以符合轉盤(5050)的形狀，如圖 18f-18j 所示。

如圖 18d 所示，一設置於凸肋部(4177)內端的位移止動部(4178)可使用在本技術之某些實例，以限制在插入與移除期間擠壓致動器(4172)的位移或程度，以避免周圍部分的塑膠變形，避免扯開在 AC 凸舌部(4176)周邊的 AC 出口連接器(4170oc)、或兩者。位移止動部(4178)是從凸肋部(4177)的內端延伸，且對齊在致動器(4172)位置的 AC 出口連接器(4170oc)的內面。當擠壓或內推致動器時，AC 出口連接器(4170oc)的內面會對應受擠壓或內推，直到其接觸位移止動部(4178)為止。位移止動部避免進一步擠壓或推動致動器。

在本技術之一進一步實例，缺口可更換成一徑向槽，其能夠經由固持特徵部以固持出口連接器，不過允許其旋轉。在此一實例，轉盤可相對於出口殼體而固定或其可完全去除，使得徑向槽位於殼體上。此外，應瞭解，此實例需用於出口總成內

的一可動電連接器，使得當出口連接器旋轉時，可維持電連接。

圖 18k 和 18l 顯示 AC 出口連接器(4170oc)與(具體地)出口連接區域(5056)之實例的詳細底視圖。圖 18k 顯示 AC 出口連接器(4170oc)係在出口連接區域(5056)連接一出口管(4006)的一出口端(4006oe)(顯示在圖 19xx 且在下面更詳細討論)。出口管(4006)可形成為一多重患者多重使用者(MPMU, Multiple Patient Multiple User)管，其為可卸移、可更換與可清潔之任一者。應注意，為了清楚緣故，出口端(4006oe)顯示在此圖且參考圖 18f-18j 供進一步詳細描述。出口管(4006)的功能為介於空氣管路(4170)的 AC 出口連接器(4170oc)與呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的空氣出口間的一可移除的中間氣動耦接。

出口連接器(4170oc)的內凸肋部

圖 18k 顯示複數個凸肋部(4177)配置在 AC 出口連接器(4170oc)的出口連接區域(5056)內周邊的周圍。在列示的實例中，顯示四個凸肋部(4177)，不過可利用不同數量的凸肋部，諸如二、三、五或更多凸肋部。凸肋部(4177)的功能可相對於出口管(4006)的出口端(4006oe)以支撐及定位 AC 出口連接器(4170oc)。凸肋部(4177)的功能可在插入期間導引 AC 出口連接器(4170oc)，以耦接在出口總成(5004)中的出口管(4006)的出口端(4006oe)，以形成氣動連接。此導引亦有助於對齊出口連接區域(5056)，促成在 AC 電連接器(4170ec)與出口總成(5004)的轉盤(5050)上面的電連接器接收部(5052)間的電連接。在此配置中，雖然使用者在一次移動中可完成將空氣管路 AC 出口連接

器(4170oc)插入或連接呼吸壓治療器件出口總成(5004)，不過先形成氣動連接，然後形成電連接。AC 出口連接器(4170oc)、出口總成(5004)與出口管(4006)可構成使得出口管(4006)先接合 AC 出口連接器(4170oc)的密封(4170se)，再接合電連接器接收部(5052)，形成電連接 AC 電連接器(4170ec)。因此，在卸移或切斷期間，先切斷電連接，然後切斷氣動連接。此效益在於確保維持從呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)至空氣管路(4170)的氣動密封，且更具體地，介於 AC 出口連接器(4170oc)與出口管(4006)間。此外，例如，如果增濕器(5000)輸送的空氣流增加補充氧，此可提供改善安全性，因為此配置可避免在連接或切斷電連接期間暴露氧。圖 18l 顯示類似圖 18k 的圖式，不過，出口管(4006)的出口端(4006oe)未顯示針對凸肋部(4177)的實例提供清楚描述。這兩圖式亦顯示凹部(4170re)的輪廓。

在某些情況，可使用未結合一加熱元件之非加熱空氣管路(4170)。因此，在轉盤(5050)的中央開口(5092)的直徑可足夠大以接納這此一非加熱空氣管路(4170)。因此，在本技術之一實例，氣流管的外徑可約 22 mm(毫米)，以連接一標準 22 mm(毫米)外徑非加熱空氣管路，且 AC 出口連接器(4170oc)的外徑可為約 36 mm(毫米)。不過，應明白，可利用其他外徑尺寸。

內凸肋部(4177)可用來減少在出口連接區域(5056)的內部與出口管(4006)間的任何徑向間隙。再者，凸肋部(4177)與出口管(4006)可構成使得其間的間隙相當小於在出口連接區域(5056)的外部與轉盤(5050)間的間隙。相較於轉盤(5050)，此可能導致在出口管(4006)發生旋轉引起的更大磨損，其效益在於

出口管(4006)比轉盤(5050)更容易更換。

凸肋部(4177)的另一效益可允許從傾斜或非軸向運動形成的任何機械負荷較大部分能從 AC 出口連接器(4170oc)轉移至出口管(4006)。此效益在於此有助於磨損發生在可消耗組件(諸如，空氣管路(4170)及/或出口管(4006))，而不是發生在增濕器(5000)的非消耗組件(諸如，轉盤(5050))。凸肋部(4177)的仍然另一效益可藉由限制該基座密封(4170se)可朝向 AC 出口連接器(4170oc)內部的最大軸向變形，在 AC 出口連接器(4170oc)接合出口總成(5004)期間維持或限制基座密封(4170se)的變形(如圖 18a 所示)。

電連接

AC 電連接器(4170ec)可包括一或多個引入特徵部，諸如在插入方向中的前緣面之邊緣的去角、或彎曲半徑，諸如圖 18o 所示。此有助於使 AC 電連接器(4170ec)插入電連接器接收部(5052)，以提供面抹拭連接且避免損壞在 AC 電連接器(4170ec)的導電體。AC 電連接器(4170ec)的電線(4170le)厚度可為約介於 0.2 mm(毫米)至 1.2 mm(毫米)，例如 0.4 mm(毫米)、0.6 mm(毫米)、0.8 mm(毫米)或 1 mm(毫米)。厚度可根據某些參數而改變，諸如，AC 電連接器(4170ec)的設計壽命、選用於電線(4170le)的材料、與選用於接收器接觸元件(5058ce)的材料。有關電線(4170le)的材料之一適當實例可為高硬度磷青銅，其經過鍍鎳，然後鍍金。在某些環境，導電材料及/或高導電鍍(諸如金及/或白金)的增加量可使用在電線(4170le)。此的效益是改善磨

損特徵及/或消散來自電連接器(4170ec)的熱。電線(4170le)已在電連接器(4170ec)的下端暴露導電面，確保需完全插入以進行電連接。

AC 電連接器(4170ec)連接在轉盤(5050)的電連接器接收部(5052)提供的另一特徵在於當組裝一起時，電連接器接收部(5052)會被 AC 出口連接器(4170oc)罩住，如圖 18i 和圖 18j 所示。圖 18j 顯示 AC 出口連接器(4170oc)顯示在轉盤(5050)上面的分解圖，且圖 18i 顯示 AC 出口連接器(4170oc)接合轉盤(5050)。當出口連接器(4170oc)插入轉盤(5050)，如圖 18g 和 18i 所示，圍繞 AC 電連接器(4170ec)的出口連接器的區域可罩住在電連接器接收部(5052)的開口，以避免碎片與污染物(諸如液體)進入電連接器接收部。

如前述，電連接器(4170ec)與電連接器接收部(5052)構成先機械性接合 AC 出口連接器(4170oc)與轉盤(5050)，然後進行其間的電連接。此減少在 AC 出口連接器(4170oc)與轉盤(5050)間的不對齊所引起的任何變形或負荷之比例，AC 出口連接器是由 AC 電連接器(4170ec)與電連接器接收部(5052)支撐。在一實例中，這配置可藉由使 AC 出口連接器(4170oc)構成在轉盤(5050)達成，使得在 AC 出口連接器(4170oc)插入轉盤(5050)期間，先接合出口管(4006)與凸肋部(4177)，然後接合 AC 電連接器(4170ec)與電連接器接收部(5052)。此結構在經由空氣管路(4170)提供的氣體含有補充氧之情況亦是有利的，因為可避免發生電弧，同時不會隔離氣動管路。

本技術之一仍然另一特徵可發現，接收器接觸元件(5058ce)配置在電連接器接收部(5052)中的母頭電連接器(5058)，如在圖 18m-18n 所示。當 AC 電連接器(4170ec)從連接器 TS 的頂部插入電連接器接收部(5052)時，電線(4170le)可接合接收器接觸元件(5058ce)。此接合可在箭號 ENG 的方向中經由滑動而發生，如在圖 18a-18b 所示。接收器接觸元件(5058ce)可採用傾斜、三角形輪廓配置，如圖 18n 所示，及/或在一垂直方向 PER 能夠順從滑動面，以幫助其接合電線(4170le)。

前述三角形輪廓及/或順從性允許改善在 AC 電連接器(4170ec)與接收器接觸元件(5058ce)間的電線(4170le)的接合，因為 AC 電連接器(4170ec)係逐漸插入電連接器接收部(5052)。在接合 AC 電連接器(4170ec)期間，因為 AC 電連接器(4170ec)沿著母頭電連接器(5058)的長度滑動，使得接觸元件(5146)可內壓及維持接觸電線(4170le)。此可允許改善調適源自於製造變異性或使用變形的機械包容性。

再者，接收器接觸元件(5058ce)可被偏向，使得當從其原始結構(如圖 18n 所示)且內壓而變形時，接收器接觸元件(5058ce)可能偏回成不變形位置，藉此改善連接電線(4170le)的可靠度。母頭電連接器(5058)之這配置的另一效益可為其自清潔作用。當母頭電連接器(5058)與 AC 電連接器(4170ec)以滑進、滑出動作而彼此接合時，可避免形成污染物，如果未清潔，可能影響兩部件間形成電連接的可靠度。

利用擦拭動作已清除的任何污染物可避免進入空氣路

徑，例如藉由一轉盤密封(5051)。此外，當母頭電連接器(5058)配置在垂直位置，且在垂直方向連接時，從電接觸清除的任何污染物將掉落在連接器下面。一空腔體可形成在電連接器接收部(5052)內的母頭電連接器(5058)下面，以收集污染物。此空腔體未連通呼吸壓治療器件或增濕器(5000)的氣動路徑。

圖 18z1 顯示可連接電纜(5070)之母頭電連接器(5058)的表面。連接器包括複數個焊接點(5058w1、5058w2、5058w3)，(例如)諸如該等導電軌之每一者可有兩焊接點，其允許改善抗負荷的機械強度。連接器亦可結合在組裝及/或機械接合期間供對齊的一或多個釘、鉚釘或針銷(5058pe)。或者，一或多個釘、鉚釘或針銷(5058pe)可熱熔埋植，以提供機械束縛性。在某些配置，一墊片或凸片可設置於一或多個釘、鉚釘或針銷(5058pe)與電纜(5070)間，以散佈機械束縛力在連接器的較大表面。

圖 18z2-18z4 顯示母頭電連接器(5058)之另一實例，包括接收器接觸元件(5146)的另一實例，其在圖 18z5-18z6 更詳細顯示。接收器接觸元件(5058ce)之此實例的特徵在於一分叉型固持特徵部(5058rf)是從基座部(5058bp)形成，而不是接觸部(5058co)及/或彎曲部(5058cu)。接收器接觸元件(5058ce)可利用具有高強度與硬度的高電導與熱導材料形成，諸如鈹銅。

暴露電在空氣管路(4170)的出口連接器(4170oc)的電連接提供附加的電安全性，因為空氣管路不包括電源供應器，而是需要連接轉盤(5050)在呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)以接收電力。同時，暴露供清潔處理的暴露電連接亦在可更換

的空氣管路(4170)組件上面。

彎管出口連接器

藉由使用一彎管形成 AC 出口連接器(4170oc)，如圖 18a-18j 所示，可避免患者將空氣管路(4170)意外拉出呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)，因為空氣管路的張力向量的方向將設置於接合空氣管路(4170)與呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)方向的一角度(例如，垂直)。同時，如圖 1a-c 所示，呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)可在(例如)治療期間設置於床頭小桌，使得躺在床上的患者實質能與呼吸壓治療器件或增濕器相同高度。在這情況，含有作為 AC 出口連接器(4170oc)之部分的彎管可使空氣管路(4170)更直接指向患者，使得可減少空氣管路的彎曲角度，特別在或接近彎管，其然後可減少在空氣管路的壓力。在本技術之一實例，AC 出口連接器(4170oc)可包括具有一約 90° 角度的彎管。不過，應瞭解，可有某些角度，諸如(例如)介於 0° 和 120° 間，包括 20° 、 40° 、 60° 、 80° 或 100° 。此角度的選擇可能受到任何某些設計需求的影響，諸如流阻、方便性、AC 出口連接器(4170oc)的位置或噪音(包括在內)。

可旋轉的出口連接器

當患者可能在治療期間移動而如此拉動空氣管路(4170)時，其有利地係，進一步減少空氣管路的彎曲角度且減少組件的應力(特別係空氣管路)、以及從 AC 出口連接器(4170oc)連接其。當維持機械、氣動與電連接時，此可藉由使 AC 出口連接

器(4170oc)相對於呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的旋轉而完成。出口管(4006)藉由使 AC 出口連接器(4170oc)在出口端(4006oe)的周圍旋轉而亦促成空氣管路(4170)的 AC 出口連接器(4170oc)的旋轉。

如前述，空氣管路(4170)可藉由插入 AC 出口連接器(4170oc)在出口總成(5004)而連接呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)，如圖 16a-16b 和 18f-18j 所示。旋轉性可藉由(例如)在圖 18p-18r 顯示的特徵部提供。

圖 18pu-18r、18v 和 18w 顯示根據本技術之各種不同實例之轉盤(5050)的各種不同圖式。前面已描述，當連接空氣管路(4170)至呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)時，轉盤(5050)可為接納 AC 出口連接器(4170oc)的組件。轉盤(5050)亦可提供相對於呼吸壓治療器件及/或增濕器的旋轉性。

圖 18y 顯示示範性轉盤(5050)與電纜(5070)之底部的透視圖。換句話說，此圖顯示設置相反於 AC 出口連接器(4170oc)可連接側部之轉盤(5050)的特徵。一電纜(5070)(在下面將更詳細討論)顯示是從電連接器接收部(5052)的下面延伸。當 AC 出口連接器(4170oc)插入轉盤(5050)，在電連接器接收部(5052)內部的電纜(5070)的端部可電溝通 AC 電連接器(4170ec)。所示電纜(5070)的自由端可電溝通呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)之至少一組件(例如，中央控制器(4230)、印刷電路板組件(4202)或一電源供應器(4210))。亦應瞭解，電纜(5070)可為執行其連接功能的任何足夠長度，如下面更詳細描述。

轉盤(5050)亦可結合一轉盤密封(5051)，如圖 18w-18x-18y 所示，其可包括順從性材料，諸如 TPE。轉盤密封(5051)的功能可維持在轉盤(5050)與出口管(4006)間的密封，以避免任何污染物進入空氣路徑，例如藉由在轉盤(5050)的頂部周邊附近延伸，且朝向轉盤(5050)的基座，如圖 18v 和 18y 所示。在一形式，轉盤密封(5051)可為轉盤(5050)的疊合模製部。

如前述，藉由接合固持特徵部(4174)在對應缺口(5054)且藉由接合凹部(4170re)在電連接器接收部(5052)，AC 出口連接器(4170oc)可釋放式耦接轉盤(5050)。當連接轉盤(5050)時，AC 出口連接器(4170oc)可相對於電纜殼體(5080)而與轉盤一致性旋轉。

圖 70a-c 顯示轉盤(5050)結合電纜殼體(5080)的圖式。圖 70a 顯示根據本技術之一實例之一出口總成的上視圖。在圖 70a-c，轉盤(5050)可處在相對於電纜殼體(5080)的一中間旋轉位置。

圖 70b 顯示在取自圖 70a 的線條 70b-70b 的母頭電連接器(5058)的對稱平面之出口總成(5004)的截面圖。本技術之此實例顯示一內肩凸部(5059)，其係從電連接器接收部(5052)的開口設置母頭電連接器(5058)凹部，其當接合及/或脫離電連接器(4170ec)時，可改善電連接器接收部(5052)的電安全性。從電連接器接收部(5052)的開口設置母頭電連接器(5058)凹部亦可避免在或接近暴露區域發生任何電弧。母頭電連接器(5058)與電連接器接收部(5052)的目前配置亦可避免使用者觸碰任何供電

的組件。

圖 70c 顯示取自圖 70a 的線條 70c-70c 之出口總成(5004)的另一截面圖。轉盤(5050)的內壁(5082)顯示是在電纜殼體 5280 的外壁。電纜殼體(5080)凸舌部(5094)亦顯示。轉盤(5050)的轉盤密封(5051)亦顯示是在電纜殼體(5080)的外壁(5084)上面。

限制性旋轉

圓盤止動面(5060、5062)(顯示在圖 18y18x)如前面的討論)具有一對互補殼體止動面(5164、5165)(顯示在圖 18w18t)，其可設置於電纜殼體(5080)的一內壁(5082)。藉由連接轉盤(5050)(如在圖 18v 顯示)至電纜殼體(5080)的內壁(5082)(如圖 18w 所示)內，例如，如圖 18x 所示，相對於電纜殼體(5080)的轉盤(5050)旋轉可能受限於在或接近其極端位置處的圓盤止動面(5060、5062)與對應殼體止動面(5164、5165)的接合。在本技術之一實例，轉盤(5050)的旋轉可能受限於小於約 360° 。旋轉亦可能限制於大於約 180° 的數值。在進一步實例，旋轉可受限於約 270° 。轉盤(5050)的想要旋轉範圍可由某些因素決定，諸如相對於呼吸壓治療器件(4000)及/或增濕器(5000)之轉盤(5050)的位置、AC 出口連接器(4170oc)的彎管角度、與組件的材料特性。

描述的實例顯示兩對互補止動面，如前面的討論，其可代表一結構的相反端或表面。其可有在個別組件形成的多重止動結構。例如，在殼體內壁的止動面上可具有兩單獨凸部，且於轉盤是同樣。亦按照設想，止動面的多重結構可設置於殼體與

轉盤的單組合，使得一組合可包括許多可用的旋轉限制。

圖 18p 顯示轉盤(5050)係在相對於電纜殼體(5080)以逆時針方向旋轉入一極端位置。圖 18r 顯示轉盤(5050)係以相對於電纜殼體(5080)的順時針方向旋轉至朝向另另一限制移位的極端位置。圖 18q 顯示轉盤(5050)處於相對於電纜殼體(5080)的位置，其介於在圖 18p 和 18r 顯示的極端位置間。雖然圖 18p-18r 顯示轉盤(5050)沒有圓盤止動面(5060、5062)、殼體止動面(5164、5166)，不過應瞭解，當轉盤(5050)處於在圖 18p 和 18r 顯示的任何極端位置，圓盤止動面(5060、5062)之一者係接合及/或緊靠一對應殼體止動面(5164、5165)。

應瞭解，AC 出口連接器(4170oc)的每一 AC 凸舌部(4176)包括一固持特徵部(4174)，其接合轉盤(5050)的一對應缺口(5054)，以可拆式連接附屬結構至轉盤，使得其能相對於電纜殼體(5080)而一致性旋轉。

電纜連接

如前述，電纜(5070)可提供電連接 AC 電連接器(4170ec)至呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的至少一組件。電纜(5070)(例如在圖 18v-18y、18u-18x 顯示)可為一彈性電路板(FCB，Flexible Circuit Board)或一綴帶電纜。電纜(5070)亦可包括多重電線，以針對供電與發信作用提供多重電連接。電纜(5070)可取向，使得主要或較長側部的取向係平行於轉盤的旋轉軸。如果彈性電路板當作電纜(5070)使用，其可取向使得彈

性電路板的表面(其中設置導電軌)受到保護，避免在連同轉盤(5050)旋轉時，在電纜殼體(5080)發生磨擦接觸，有助於延長電纜(5070)的壽命。再者，接觸表面(遠離導電軌)可包括一低摩擦面，使得當其相對於電纜殼體(5080)滑動時，減少產生的摩擦力。此可有效減少在電纜(5070)發生摩擦量，以及減少在電纜(5070)與連接其的任何電連接器(諸如母頭電連接器(5058))間的焊接/安裝接合處所加諸的負荷。這低摩擦表面之一實例可為一聚醯胺基體。

電纜管理

根據本技術之一實例，電纜(5070)可固定在轉盤(5050)的電連接器接收部(5052)的一端。雖然未顯示，不過應瞭解，電纜(5070)的相反端可固定連接呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的至少一組件，諸如印刷電路板組件(4202)，以提供電力給電纜。因此，電纜(5070)在連接轉盤(5050)與連接呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)的至少一組件間可有一固定長度。

在圖 18p-18r 顯示的本技術之一實例，電纜(5070)亦可包括一鬆弛部，該鬆弛部可包含在內壁(5082)與外壁(5084)間的一環隙部、或一凹部或空隙(5086)內，其至少部分是由電纜殼體(5080)定義，其取決於轉盤(5050)的位置。轉盤(5050)的轉盤密封(5051)亦可構成定義環隙部的頂罩，不過，轉盤密封(5051)不接觸在環隙部內的電纜(5070)。電纜殼體(5080)(參見圖 18s)亦可包括內壁(5082)與一外壁(5084)，其兩者可進一步定義空隙(5086)。電纜殼體(5080)亦可包括一固定件(5090)，其有助於藉

由減少糾纏或擠掐的機會而維持電纜(5070)在適當方向，且避免鬆弛部推出電纜殼體(5080)。固定件(5090)的外徑可設計成提供用於彎曲電纜(5070)的最小直徑，而不致損壞電纜(5070)的電元件，例如約 4 公釐、4.5 mm(毫米)、5 mm(毫米)的外徑或某些其他外徑。已瞭解，固定件(5090)的外徑尺寸可隨著所使用電纜的尺寸與類型而改變。如圖 18s 所示，描述的示範性電纜殼體(5080)可包括一開口，該開口能以槽形狀形成，且電纜(5070)可通過該槽，同時在電纜殼體(5080)內維持電纜(5070)的實質固定長度。

當轉盤旋轉向圖 18r 顯示的極端位置時，電纜(5070)會至少部分纏繞在環隙部(5088)中內壁(5082)的周圍。當旋轉轉盤(5050)時，電纜(5070)不會纏繞在轉盤的周圍，而是連同環隙部內的轉盤(5050)而移動。

圖 18p-18r 描述本技術的描述實例之另一特性。當轉盤(5050)在極端位置間旋轉，電纜(5070)可在空隙(5086)與電纜殼體(5080)的環隙部間推動及拉動，由於其連接轉盤(5050)。例如，當轉盤(5050)從圖 18p 顯示的位置旋轉至圖 18r 顯示的位置，可看出，電纜(5070)的一部分會被拉出空隙(5086)且進入環隙部(5088)。應瞭解，(例如)在圖 18p 的空隙(5086)中的往回所示的電纜(5070)之部分認為是鬆弛部分。換句話說，鬆弛部可為過長的電纜，其代表超過直接連接轉盤(5050)所需的電纜長度。因此，當轉盤(5050)從圖 18p 顯示的位置旋轉至圖 18q 顯示的位置時，鬆弛部可逐漸從空隙(5086)移動，使得電纜(5070)的鬆弛部可被逐漸拉入環隙部(5088)，且當拉動電纜時，開始

在內壁(5082)的周圍纏繞。當轉盤(5050)從圖 18q 顯示的位置至圖 18r 顯示的位置進一步旋轉時，拉入環隙部(5088)的電纜(5070)之部分會增加，且鬆弛部可完全或幾乎完全從空隙(5086)拉動。凹部或空隙(5086)與環隙部(5088)可形成在內壁(5082)的相反側部。

在從圖 18r 的位置至圖 18q 的位置或至圖 18p 的位置之相反方向中，轉盤(5050)的旋轉可能導致電纜(5070)逐漸從環隙部(5088)推動，且從內壁(5082)的周圍解開，使得在空隙(5086)的鬆弛部可能增加且開始往回推。在本技術之一實例，電纜(5070)的最大鬆弛部分可為一固定長度。在另一實例，固定長度可小於約轉盤(5050)的圓周、及/或約等於電連接器接收部(5052)掃過弧度的距離(當轉盤在極端位置間旋轉)。亦應瞭解，在本技術之一實例，當轉盤(5050)處於圖 18p 所示的位置時，電纜(5070)的最大鬆弛部量聚集或包含在空隙(5086)。

電纜殼體

圖 18s-18t 描述根據本技術之實例之電纜殼體(5080)的特性。如前述，電纜殼體(5080)可包括內壁(5082)與外壁(5084)，其整個可定義空隙(5086)與環隙部(5088)。當出口總成(5004)組裝在呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)，內壁(5082)可定義一開口(5092)，出口管(4006)可經由該開口而延伸。為了進一步促成此組件，殼體凸舌部(5094)(參見圖 18t)可設置於電纜殼體(5080)，以附接電纜殼體至呼吸壓治療器件(4000)或增濕器(5000)。此可改善電纜殼體(5080)的製造性與服務能力。殼體凸

舌部(5094)可構成使得藉由其本身及/或當作一整組能夠支撐增濕器(5000)與呼吸壓治療器件(4000)的重量。此可避免當空氣管路(4170)或 AC 出口連接器(4170oc)意外移高組件時，損壞增濕器(5000)、呼吸壓治療器件(4000)或電纜殼體(5080)。在某些情況下，如果增濕器(5000)及/或呼吸壓治療器件(4000)保持在定位，且力量在向上方向加諸於空氣管路(4170)及/或 AC 出口連接器(4170oc)，空氣管路(4170)或 AC 出口連接器(4170oc)可能構成機械性故障。

請即重新回到內壁(5082)與外壁(5084)，在本技術之一實例，可見到電纜(5070)的鬆弛部(例如，在圖 18p)在空隙(5086)中形成半徑。此半徑可能影響加諸於電纜(5070)的應力(且因此可能影響其使用壽命)，且部分是由空隙(5086)中的內壁(5082)與外壁(5084)間的距離(在圖 18s 的 VO_W)定義。因此，該等壁部可基於電纜(5070)的想要最小半徑而跨空隙(5086)的 2 mm(毫米)至 5 mm(毫米)的距離分開。在一實例，距離是在 4 mm(毫米)至 5 mm(毫米)範圍。應瞭解，電纜的想要最小半徑可隨著電纜(5070)的特性作用及其設計參數(諸如設計壽命、使用狀況)而改變。同樣地，空隙(5086)的長度(在圖 18s 的 VO_L)可根據電纜(5070)的最大鬆弛長度而加長或縮短，其可利用轉盤(5050)的最大旋轉而變化。

在內壁(5082)與外壁(5084)間的環隙部(5088)的寬度(在圖 18s 的 AN_W)可減小，因為當轉盤(5050)從一極端位置旋轉至另一位置時，電纜(5070)通過其。此可有利地減少由電纜產生的噪音且避免扭曲在環隙部內的電纜。環隙部的寬度可介於約

1 mm(毫米)與 4 公釐間，諸如 2 mm(毫米)或 3 mm(毫米)，且應瞭解，寬度取決於組件的各種不同特徵及/或特性，諸如選定電纜的特性或內壁(5082)的半徑。在某些配置，環隙部(5088)的內壁(5082)及/或環隙部(5088)的外壁(5084)可包括抑制材料，有助於改善當旋轉轉盤時的聲音。抑制材料亦可確保電纜在內壁(5082)周圍移動，而不是在外壁(5084)，或反之亦然。

在本技術之一實例，電纜殼體(5080)可利用聚丙烯、或聚碳酸酯/ACrylonitrile 丁二烯苯乙烯(個人電腦/ABS)形成。轉盤(5050)可利用一聚碳酸酯(PC，Ppolycarbonate)/丙烯晴丁二烯苯乙烯(ABS，ACrylonitrile Butadiene Styrene)與熱熱塑性彈性體(TPE，Thermoplastic Elastomer)的組合形成。

輸氧端口(4180)

在本技術之一形式，一或多個輸氧端口(4180)可用來輸送補充氧至氣動路徑中的一或多個點(諸如，氣動組件(4020)的上游)、空氣管路(4170)或患者介面(3000)。

電源供應器(4210)

一電源供應器(4210)可設置於呼吸壓治療器件(4000)的外殼體(4010)之內部或外部。

在本技術之一形式，電源供應器(4210)只提供電力給呼吸壓治療器件(4000)。在本技術之另一形式，電源供應器(4210)

提供電力給呼吸壓治療器件(4000)與增濕器(5000)兩者。

中央控制器(4230)

在本技術之一形式，中央控制器(4230)是適於控制一呼吸壓治療器件(4000)的一或複數個處理器。

適當處理器可包括一 x86 INTEL 處理器，其可為基於 ARM Holdings 公司的 ARM Cortex-M 處理器，諸如來自 ST MICROELECTRONIC 公司的 STM32 系列微控制器。在本技術之特定替代形式，一 32 位元 RISC CPU(諸如 ST MICROELECTRONIC 公司的 STR9 系列微控制器)或一 16 位元 RISC CPU(諸如由德儀(TEXAS INSTRUMENTS)公司製造的 MSP430 系列微控制器之處理器)亦適用。

在本技術之一形式，中央控制器(4230)是一專屬的電子電路。

在一形式，中央控制器(4230)是一特殊應用積體電路。在另一形式，中央控制器(4230)包括分立的電子組件。

中央控制器(4230)可構成接收來自一或多個轉換器(4270)、與一或多個輸入器件(4220)的輸入信號。

中央控制器(4230)可構成提供輸出信號給一輸出器件(4290)、一治療器件控制器(4240)、一資料通訊介面(4280)與增

濕器控制器(5250)之一或多者。

在本技術之某些形式，中央控制器(4230)構成實施在本說明書描述的一或多個方法，諸如一或多個演算法，如儲存在非暫時電腦可讀儲存媒體(諸如記憶體(4260))的電腦程式。在本技術之某些形式，中央控制器(4230)可整合一呼吸壓治療器件(4000)。不過，在本技術之某些形式，某些方法可由遠端設置器件執行。例如，遠端設置器件可藉由分析諸如來自本說明書描述任何感測器的儲存資料而決定通氣機的控制設定值或偵測呼吸相關事件。

時脈(4232)

最好係，呼吸壓治療器件(4000)包括一時脈(4232)，該時脈係連接中央控制器(4230)。

治療器件控制器(4240)

在本技術之一形式，治療器件控制器(4240)是一控制模組(4330)，其形成由中央控制器(4230)執行的演算法之部分。

在本技術之一形式，治療器件控制器(4240)是一專屬馬達控制積體電路。例如，在一形式，使用安森美(ONSEMI)公司製造的 MC33035 無刷直流(DC)馬達控制器。

保護電路(4250)

根據本技術之一或多個保護電路(4250)可包括一電保護電路、一溫度與壓力安全電路。

記憶體(4260)

根據本技術之一形式，呼吸壓治療器件(4000)包括記憶體(4260)，最好係非揮發性記憶體。在某些形式，記憶體(4260)可包括電池供電靜態隨機存取記憶體(RAM)。在某些形式，記憶體(4260)可包括揮發性隨機存取記憶體。

最好係，記憶體(4260)設置於印刷電路板組件(4202)。記憶體(4260)可為 EEPROM、或 NAND 快閃記憶體形式。

此外(或者)，呼吸壓治療器件(4000)包括可移除式的記憶體(4260)，例如根據 Secure Digital (SD)標準製造的記憶體卡。

在本技術之一形式，記憶體(4260)充當一非暫時電腦可讀儲存媒體，其中儲存表達在本說明書所述一或多個方法(諸如一或多個演算法)的電腦程式指令。

資料通訊介面(4280)

在本技術之一較佳形式，一資料通訊介面(4280)係提供且連接中央控制器(4230)。資料通訊介面(4280)可允許呼吸壓治療器件(4000)連接另一器件或一網路，諸如一遠端外部通訊網路

(4282)、一本地外部通訊網路(4284)、遠端外部器件(4286)或一本地外部器件(4288)。資料通訊介面(4280)可與連接其的另一器件/網路溝通資料，例如傳輸來自呼吸壓治療器件(4000)而有關患者(1000)的前夜晚睡眠的資料，或接收訊息。

遠端外部通訊網路(4282)或本地外部通訊網路(4284)可進一步連接另一網路或器件，諸如一遠端外部器件(4286)或一本地外部器件(4288)，其分別如圖 5d 所示。

遠端外部通訊網路(4282)的實例可包括網際網路與蜂巢式行動電話網路。資料通訊介面(4280)可使用一或多個通訊方法(有線或無線)(諸如乙太網路、USB、光纖、CDMA、GSM、LTE)以連接遠端外部通訊網路(4282)。在某些形式，資料通訊介面(4280)可經由另一網路或器件(未顯示)而連接一網路。

本地外部通訊網路(4284)的實例可包括一家用電腦網路與一醫院用電腦網路。在一形式，本地外部通訊網路(4284)利用一或多個通訊標準，諸如 Wi-Fi、藍芽(Bluetooth)、或一消費性紅外線協定。

在一形式，資料通訊介面(4280)可溝通含有一或多個處理器、記憶體的一或多個伺服器，且結合通常出現在一般用途電腦設備的其他組件。資料通訊介面(4280)可溝通一伺服器，如在澳洲臨時專利申請案第 AU 2014901998 號、第 AU 2014901999 號和第 AU 2014901997 號中的揭露，其整個內容在此併入本文供參考。

在一形式，遠端外部器件(4286)是一或多個電腦。這遠端外部器件(4286)可由適當授權人員使用，諸如臨床醫生。本地外部器件(4288)的實例可包括一個人電腦、行動電話、平板電腦或遙控裝置。

在一形式(在圖 10a-10b 所示)，資料通訊介面(4280)可為一無線通訊模組，其設置於從主印刷電路板組件分開的一印刷電路板組件。資料通訊介面(4280)可包括一天線(4280an)、與一天線接地面(4280gp)。在此形式，天線接地面(4280gp)可包括電路板，且可改善天線(4280an)的效能(且如此改善資料通訊介面(4280)的效能)。

天線(4280an)可接收及傳輸信號以使資料通訊介面(4280)通訊例如一伺服器，如前述。天線(4280an)可為接合天線接地面(4280gp)的一延長構件(在下面詳細描述)。天線(4280an)可設置朝向呼吸壓治療器件(4000)的外部周邊，以改善任何信號來回於天線(4280an)的可靠度與強度，例如，相鄰於側面盤(4014)的一邊緣，如圖 10a 所示。在一形式，為了改善效率，天線(4280an)可配置使得其主軸實質垂直取向。

特別是在垂直於天線(4280an)的長軸之方向中的天線接地面(4280gp)之幾何(例如，長度)，其可能影響天線接地面(4280gp)(且接著影響天線(4280an))的效能位準。通常，增加天線接地面(4280gp)的長度對其效能是有利於。最好係，一天線接地面是採用矩形(未顯示)配置，其係在垂直於天線主軸的方

向中延伸。天線接地面(4280gp)的長度最好能符合天線接地面(4280gp)的最小效能需求。類似於前述的天線(4280an)，天線接地面(4280gp)可實質垂直配置，且設置朝向呼吸壓治療器件(4000)的周邊，例如接合側面盤(4014)，如圖 10a 所示。

不過，在某些情況，呼吸壓治療器件(4000)(諸如其整體尺寸及其中的組件配置)的結構可避免天線接地面(4280gp)含有(或超過)符合最小效能需求所需的長度，不致伴隨增加呼吸壓治療器件(4000)的尺寸。再者，在某些情況，呼吸壓治療器件(4000)可包括輻射的一或多個來源(諸如，馬達或其他)，可提高資料通訊介面(4280)適當執行所需的效能位準。

根據本技術之一態樣，天線接地面(4280gp)包括一或多個缺口，其構成增加天線接地面(4280gp)的有效長度。在此形式，天線接地面(4280gp)的有效長度可利用一或多個缺口之每一側部的長度而增加。一或多個缺口可允許天線接地面(4280gp)配置為比長方形更複雜的幾何形狀，諸如在圖 10b 所示，同時改善天線接地面(4280gp)的效能。

從天線接板的長度與天線接地面(4280gp)中每個缺口的每一側壁部的長度可決定天線接地面(4280gp)的有效總長度(L_{eff})。例如，如圖 10b 所示，天線接地面(4280gp)可包括一缺口，該缺口具有一第一側部(4280n1)與第二側部(4280n2)。在此結構中，天線接地面(4280gp)的有效總長度(L_{eff})是下列的總和：天線接地面(4280gp)的長度(L_1)、第一側部的長度(L_{n1})、與第二側部的長度(L_{n2})。如此，天線接地面(4280gp)的有效長度

(L_{eff})會是 $L_{eff} = L_1 + L_{n1} + L_{n2}$ 。

缺口可改善無線資料通訊介面的效能，例如藉由超過 25%(例如 35%、50%、65%、80%)，其或者可透增加天線接地面(4280gp)的尺寸而達成。如前述，含有缺口可如此有利地減少呼吸壓治療器件(4000)的尺寸(其通常不易減少)。

輸入器件(4220)

在本技術之一形式，一呼吸壓治療器件(4000)包括採用按鈕、開關或轉盤形式的一或多個輸入器件(4220)，以允許人員與器件互動。按鈕、開關或轉盤可為能經由一觸控螢幕接取的實體器件、或軟體器件。在一形式，按鈕、開關或轉盤可為實體連接外殼體(4010)；或者，在另一形式，可形成與電連接中央控制器(4230)的一接收器進行無線通訊。

在一形式，輸入器件(4220)可構成及配置成允許人員選擇一數值或一功能選單選項。

在一形式，如圖 9a 所示，呼吸壓治療器件(4000)可包括一第一按鈕(4222)(例如，啟動或停止治療)、一第二按鈕(4224)、與一第一轉盤(4226)。在某些形式，該第一轉盤(4226)可被按下以執行如同按鈕的功能。

含有選擇性顯示器、警報的輸出器件(4290)

根據本技術之一輸出器件(4290)可採取視覺、音頻與觸覺單元之一或多者的形式。一視覺顯示器(4294)可包括一液晶顯示器(LCD, Liquid Crystal Display)或發光二極體(LED, Light Emitting Diode)顯示器。

顯示器驅動程式(4292)

一顯示器驅動程式(4292)接收顯示在顯示器(4294)的字元、符號、或影像，用以當作一輸入，且將其轉換成命令以使顯示器(4294)顯示這些字元、符號或影像。

顯示器(4294)

一顯示器(4294)構成回應從顯示器驅動程式(4292)收到的命令以視覺顯示字元、符號或影像。例如，顯示器(4294)可為設置於呼吸壓治療器件(4000)前面的一 LCD 螢幕，如圖 9a 所示。在另一實例，顯示器(4294)可為八段顯示器，在此情況，顯示器驅動程式(4292)將每一字元或符號(諸如數字「0」)轉換成八個邏輯信號，以指示是否致動八個個別段，以顯示一特別字元或符號。

在某些形式，顯示器(4294)可個別設置於呼吸壓治療器件(4000)；或者，另一器件(諸如，智慧型電話)可當作顯示器(4294)使用。在此形式，顯示器(4294)可經由資料通訊介面(4280)而與呼吸壓治療器件(4000)通訊。

使用者介面面盤(4190)

在一形式，呼吸壓治療器件(4000)可包括一使用者介面面盤(4190)，例如，如圖 12a-12d 所示。使用者介面面盤(4190)可包括下列之一或多者：一用於顯示器(4294)的防護罩；第一按鈕(4222)、第二按鈕(4224)的致動機構；一用於環境光感測器(4278)的外殼體光端口(4010lp)(與一進光孔(4190lw))；及一或多個密封，用以避免水流入呼吸壓治療器件(4000)的內部。

使用者介面面盤(4190)可包括一顯示器罩部(4294co)。顯示器罩部(4294co)可構成保護顯示器(4294)避免損壞，同時允許顯示器(4294)的自由視野，例如藉由利用一堅硬、透明材料形成。在一形式，顯示器罩部(4294co)可利用屈曲形成充當一透鏡，而有助於顯示器(4294)的觀看。使用者介面面盤(4190)可更包括一彈性材料，諸如熱熱塑性彈性體(TPE, Thermoplastic Elastomer)或矽膠，例如執行如同密封。

使用者介面面盤(4190)可提供一轉盤孔(4226ap)，以經由其接納轉盤(4226)的編碼器轉軸(4226sh)(參見圖 13a-13b)。使用者介面面盤(4190)可包括一轉盤密封(4226se)與一轉盤護罩(4226co)之一或兩者，以避免水流入呼吸壓治療器件(4000)的內部(如圖 12a-12d 所示)。在一形式，轉盤護罩(4226co)是在(或接近)轉盤(4226)的頂部處使用較大高度構成，以使在該區域的任何水突發事件向下流時不致流入呼吸壓治療器件(4000)或甚至流向轉盤密封(4226se)。轉盤密封(4226se)可藉由在轉盤(4226)的編碼器轉軸(4226sh)的周圍以進一步阻止水流入而允許其旋

轉。

根據一態樣，使用者介面面盤(4190)可包括一使用者介面基座(4190ba)與一使用者介面密封(4190se)，如圖 12b 和圖 12d 所示。使用者介面基座(4190ba)可執行前述的一或多個功能，例如，當作顯示器(4294)的一防護罩、第一按鈕(4222)、第二按鈕(4224)的致動機構、與環境光感測器(4278)的一外殼體光端口(4010lp)。因此，使用者介面基座(4190ba)可利用一透明材料構成，諸如丙烯腈丁二烯苯乙烯(ABS，ACrylonitrile Butadiene Styrene)或聚碳酸酯材料。這結構可允許使用者介面基座(4190ba)整體包括一進光孔(4190lw)(或一光管)，其構成如前述，在一形式，當一稜鏡或一凸部從接近環境光感測器(4278)的使用者介面基座(4190ba)之一第一表面的下方延伸至另一者的上方，相對面係面對呼吸壓治療器件(4000)的外部，如圖 12a-12d 所示。在一形式，進光孔(4190lw)之一端可終止以形成外殼體光端口(4010lp)。

使用者介面密封(4190se)可密封一或多個區域，諸如在使用者介面基座(4190ba)與外殼體(4010)間、編碼器轉軸(4226sh)與使用者介面基座(4190ba)間、顯示器(4294)與使用者介面基座(4190ba)間、或在使用者介面基座(4190ba)與第一按鈕(4222)、第二按鈕(4224)間。使用者介面密封(4190se)可如同疊合模製以接合使用者介面基座(4190ba)，產生一整體使用者介面面盤(4190)，例如，如圖 12a 和圖 12c 所示，其中可耦接第一按鈕(4222)、第二按鈕(4224)。使用者介面面盤(4190)可然後耦接主印刷電路板組件(4202)，例如，如圖 5a 所示。

因為呼吸壓治療器件(4000)可搭配一增濕器(5000)(分離或整合)使用，使得患者(1000)時常能持續與增濕器與使用者介面互動，例如藉由注入儲水槽且然後啟動呼吸壓治療器件(4000)或導覽一使用者功能選單。因此，其可有效讓使用者介面面盤(4190)有效避免或阻止水流入呼吸壓治療器件(4000)。此外，利用一材料構成使用者介面基座(4190ba)，且執行如前述的多重功能可降低製造費用。

前面盤(4012)

前面盤(4012)的一實例可構成如圖 14a-14b 所示。前面盤(4012)可從呼吸壓治療器件(4000)卸除，例如使患者(1000)自訂呼吸壓治療器件(4000)的視覺外觀，或從另一者區別呼吸壓治療器件(4000)的一機型，其中可取得(例如)複數個機型。在一形式，前面盤(4012)可溝通中央控制器(4230)，以自訂呼吸壓治療器件(4000)之一態樣，例如提供複數個不同操作模式之一，如在美國專利申請案第 US 14/204041 號的描述，其整個內容在此併入本文供參考。

前面盤(4012)可包括一或多個固持特徵部，以使前面盤(4012)固定在呼吸壓治療器件，諸如藉由接合外殼體(4010)。在一形式，前面盤(4012)可包括一或多個內肩凸部(4012sh)(如圖 14b 所示)，其構成接合在外殼體(4010)的一或多個互補特徵部，諸如凸部(4010pr)(如圖 13a-13b 顯示)。外殼體(4010)可包括一接取點，諸如一前面盤缺口(4010co)，其構成例如接受患者

(1000)的手指，以使患者(1000)卸除前面盤(4012)，諸如藉由從外殼體(4010)向上撬開前面盤(4012)。前面盤(4012)可更包括一空腔體，以藉由外殼體光端口(4010lp)接取光。

呼吸壓治療器件使用者界面

呼吸壓治療器件(4000)可包括一使用者界面，例如包括一透過顯示器(4294)顯示的視覺界面。使用者(例如，患者(1000))可使用如前述的輸入器件(4220)而與呼吸壓治療器件(4000)互動。

視覺界面

視覺界面可包括使用者可選擇項目的功能選單。使用者可藉由使用輸入器件(4220)(諸如，一轉盤)以選擇在功能選單中提供的複數個項目之一、或藉由觸摸在觸控螢幕的區域而與功能選單互動。使用者可例如藉由按下一按鈕或觸摸一觸控螢幕而確認選擇。

第一功能選單螢幕

根據一態樣，提供給使用者的第一功能選單螢幕(4295m1)可如圖 15a-15b 所示構成。第一功能選單螢幕(4295m1)可對使用者提供有限數量的子功能選單選項，例如兩子功能選單選項。根據另一態樣，子功能選單選項可藉由使用者可與呼吸壓治療器件(4000)的特別互動類型加以配置。例如，第一功能選

單螢幕(4295m1)可包括一可選擇功能選單(4295se)與一報告功能選單(4295re)。可選擇功能選單(4295se)可實質包括使用者可互動的功能選單項目，且報告功能選單(4295re)可實質包括可將資訊呈現給使用者的功能選單項目。藉由基於和使用者的互動性而將使用者界面實質分成數種類，使用者可更有效率與使用者界面互動，且透過子功能選單項目導覽。

在一些例證中，第一功能選單螢幕(4295m1)可為功能選單階層或結構的非常頂層。因此，第一功能選單螢幕(4295m1)可有利地對使用者提供可能特別互動類型的子功能選單選項。

圖 15c-15d 顯示一第一臨床功能選單螢幕(4295c1)的另一實例，其顯示「臨床」功能選單包含一可選擇功能選單(4295se)與一報告功能選單(4295re)。臨床功能選單可由一預定操作啟動，諸如依一特別順序按下特別的使用者界面按鈕。類似於第一功能選單螢幕(4295m1)，第一臨床功能選單螢幕(4295c1)可為一替代組功能選單的非常頂層功能選單階層或結構(與子功能選單選項)。雖然第一臨床功能選單螢幕(4295c1)對第一功能選單螢幕(4295m1)提供不同視覺小圖示(與標題)，不過兩子功能選單選項的配置可由可能特別的互動類型有利地配置，使得使用者界面的版面設計可保持一致性供改善可用性。

因此，在一形式，頂層功能選單(不管其是否為一第一功能選單螢幕(4295m1)或一第一臨床功能選單螢幕(4295c1))可包括一致性、預定子功能選單項目數量，諸如兩個，如圖 15a-15d 所示。例如，藉由配置非常頂層功能選單階層結構包含由可能

互動類型配置的預定子功能選單項目，使用者亦可有利地維持熟悉界面。此可為特別有利，因為有相當大百分比的醫療器件(諸如，呼吸壓治療器件)使用者可能不熟悉科技器械或器件。

可選擇功能選單(4295se)可包括使用者可個別選擇的項目，例如，進行呼吸壓治療器件(4000)(或增濕器(5000))的行為或功能性變化，或進入一子功能選單項目。例如，可選擇功能選單(4295se)可顯示，如圖 15a-15d 所示，且一旦進入，可包括一或多個組態項目，諸如，治療模式、斜升時間、濕度位準、語言、日期、單位、鼻罩類型或壓力位準。在一實例中，使用者可導覽該可選擇功能選單(4295se)的子功能選單，且進入該可選擇子功能選單(4295o1、4295o2)，此取決於是否分別從第一功能選單螢幕(4295m1)或第一臨床功能選單螢幕(4295c1)導覽，如圖 15e 或圖 15f 所示。不過，在兩者情況，使用者已進入一連串可選擇項目。

報告功能選單(4295re)可包括有關報告資料的項目。例如，一旦進入，報告功能選單(4295re)(例如，如在圖 15a 或 15c 顯示)可包括一或多個報告項目，諸如總使用時數、每小時事件數、鼻罩密封報告、或增濕器效能報告。在另一實例，當器件正操作時，一旦進入，報告功能選單(4295re)(例如，如在圖 15b 或 15d 顯示)可包括一或多個狀態(諸如，目前壓力位準、洩漏位準)，以保持斜升時間或增濕器狀態。在一實例，使用者可導覽報告功能選單(4295re)的子功能選單，且進入一報告子功能選單(4295r1、4295r2)，此取決於是否分別從第一功能選單螢幕(4295m1)或第一臨床功能選單螢幕(4295c1)導覽，如圖 15g

和圖 15h 所示。不過，在兩者情況，使用者已進入一連串可選擇項目，如圖所示。

根據另一態樣，視覺界面可構成使得在第一功能選單螢幕(4295m1)(或第一臨床功能選單螢幕(4295c1))顯示的項目可根據器件的操作內容而改變，同時版面設計保持一致性，如圖 15a-15d 所示。如果呼吸壓治療器件(4000)處於操作，在圖 15a 顯示的第一功能選單螢幕(4295m1)可改變成如圖 15b(與從圖 15c 至圖 15d)所示，以改變顯示於報告功能選單(4295re)的影像。

同樣地，雖然顯示的影像可隨著第一功能選單螢幕(4295m1)或第一臨床功能選單(4295c1)是否顯示在視覺界面而改變，不過可選擇功能選單(4295se)出現在圖 15a 和 15c 的實質相同位置。

第一功能選單螢幕(4295m1)(或第一臨床功能選單螢幕(4295c1))(其包括：一子功能選單項目(其含有可組態目)與另一子功能選單項目(其含有報告)的組合在一或多個態樣是有好處。在一態樣，使用者可非常容易透過功能選單項目導覽，因為儘管根據功能選單操作狀況(例如，呼吸壓治療器件(4000)的操作、或在一臨床功能選單與一患者功能選單間的差異)之功能選單的任何變化，功能選單的結構將保持一致。再者，當改變其上顯示的影像時維持版面設計的一致性可有效地對使用者指出呼吸壓治療器件的一或多個操作狀況的變化，而不致受到功能選單結構的變化而造成混淆。

隨後的功能選單螢幕

有關可選擇功能選單(4295se)的子功能選單之實例顯示在圖 15e 和 15f。在本說明書可看出，該等可選擇子功能選單(4295o1、4295o2)的內容為使用者能夠執行的可選擇項目，節省標題。例如，使用者可向下捲動內容，諸如，如圖 15e 顯示的「鼻罩」，以改變呼吸壓治療器件(4000)耦接的鼻罩類型；或者，如圖 15f 所示的「濕度位準」，以改變增濕器(5000)的想要濕度輸出位準。

有關報告功能選單(4295re)之子功能選單的實例顯示在圖 15g 和 15h。報告子功能選單(4295r1、4295r2)可構成對照於前述可選擇子功能選單(4295o1、4295o2)的內容而顯示資訊。

在一形式，子功能選單(諸如，可選擇子功能選單(4295o1、4295o2)或報告子功能選單(4295r1、4295r2))可包括較多於顯示在呼吸壓治療器件(4000)(或增濕器(5000))之螢幕上的項目。子功能選單可如此構成使得子功能選單之可動部分(例如在圖 15e-15g 的視窗部分(4295w))藉由捲動而顯示在螢幕。這配置在使用者介面包括一相對小螢幕的配置中是特別有用，以減少在不同子功能選單階層間的向前與向後導覽次數。

在一形式，報告子功能選單(4295r3、4295r4)可顯示呼吸壓治療器件(4000)與增濕器(5000)的操作之一或多個態樣，例如，如在圖 15i-15j 顯示。一或多個態樣可包括例如增濕器(5000)的狀態、資料通訊介面(4280)與其他器件/網路間連接的可靠度，

其中器件/網路為連接呼吸壓治療器件(4000)與增濕器(5000)的漏量或一或多個設定值。

在一形式，報告子功能選單(4295a1-4295a8)可顯示一或多個連續影像，諸如在圖 15k-15p 顯示的動態效果拱形部。在一形式，報告子功能選單可改變指示給使用者的狀態變化。例如，在圖 15k-15p 顯示的動態效果拱形部可顯示給使用者，以指出呼吸壓治療器件(4000)是否處於「線性變化」週期。其後，在線性變週期結束，報告子功能選單可改變成在圖 15q 顯示的一者，以對使用者指出線性變化週期結束。

增濕器(5000)

增濕器簡介

在本技術之一形式，提供一增濕器(5000)，用以改變相對於環境空氣而輸送給患者的空氣或氣體絕對濕度。通常，增濕器(5000)用以在輸送給患者呼吸道之前，增加絕對濕度及增加空氣流溫度(相對於環境空氣)。在一形式，增濕器(5000)可為一分離單元，其可連接呼吸壓治療器件(4000)。在另一形式，增濕器(5000)可整合呼吸壓治療器件(4000)，例如，如圖 5c 所示且如下面進一步詳細描述。

一增濕器(5000)可包括一儲水槽(5110)、加熱元件(5240)及一或多個轉換器。增濕器(5000)可構成例如經由一空氣管路(4170)而從呼吸壓治療器件(4000)接受空氣流且輸送增濕空氣

流至患者介面(3000)。

增濕器組件

儲水槽(5110)

根據一配置，增濕器(5000)可包括一儲水槽(5110)，其構成保持或保有用於增濕空氣流的液體(例如水)容積。圖 16c-16d 顯示儲水槽(5110)的一形式，其包括：一儲水槽基座(5112)；一儲水槽蓋部(5114)；及一中間部(5202)，其包含一柔順部(5116)。儲水槽(5110)構成保持預定最大水容積，以於至少呼吸治療期間提供適當增濕，諸如睡眠夜晚。通常，儲水槽(5110)構成保持數百毫升水，例如 300 ml(毫升)、325 ml(毫升)、350 ml(毫升)或 400 ml(毫升)。在其他形式，增濕器(5000)可構成從一外部水源(諸如諸如建築物的水供應系統)接收水供應。

根據一態樣，儲水槽(5110)構成當空氣流通過呼吸壓治療器件(4000)時，增濕來自其的空氣流。在一形式，儲水槽(5110)可構成當接觸其中水容積時，促使空氣流在通過儲水槽(5110)的彎曲路徑中流通。

儲水槽(5110)亦可構成阻止液體從其流出，諸如當更換儲水槽(5110)或將其從正常、工作方向旋轉時，諸如通過任何孔或在其附屬組件間。因為增濕器(5000)增濕的空氣流通常會經過受壓，使得儲水槽(5110)亦可構成避免經由洩漏或流阻的氣動壓力損失。

儲水槽(5110)可包括：一入口(5118)，用於接受進入儲水槽(5110)的空氣流；及一出口(5122)，用於輸送來自儲水槽(5110)的空氣流。儲水槽(5110)可包括一儲水槽入口管(5124)與一儲水槽出口管(5126)(例如，參見圖 16e)。在一結構，入口(5118)與儲水槽入口管(5124)整合形成為一入口組件，且出口(5122)與儲水槽出口管(5126)整合形成為一出口組件。

圖 20-23 顯示一儲水槽(5110)的一形式，其包括一儲水槽基座(5112)、一儲水槽蓋部(5114)、及一可變部(5116)。儲水槽(5110)構成保持特定最大液體(例如水)容積，通常數百毫升，例如 300 ml(毫升)、325 ml(毫升)、350 ml(毫升)或 400 ml(毫升)，不過應瞭解，可利用其他液體容積，諸如 100 ml(毫升)、200 ml(毫升)、250 ml(毫升)、500 ml(毫升)或更多或更少。在一形式，儲水槽(5110)可包括一空腔體，該腔部是由複數個壁部形成，以保持特定最大液體容積，如圖 22-23 所示。

儲水槽底座(5130)

一增濕器(5000)可包括一儲水槽底座(5130)，以接納一儲水槽(5110)。如圖 25 所示，儲水槽底座(5130)可形成一空腔體(5160)，以接納儲水槽(5110)。在一形式，儲水槽底座(5130)可整合增濕器(5000)，如圖 24-27 所示。儲水槽底座(5130)亦可連結儲水槽(5110)至氣動路徑。在這配置中，儲水槽底座(5130)包括：一底座氣體出口(5168)，用以輸出可呼吸氣體流至一儲水槽(5110)；一底座氣體入口(5170)，用以接納已在儲水槽(5110)

中增濕的可呼吸氣體流；及一增濕器出口(5172)，用以將該增濕可呼吸氣體流轉移至空氣管路(4170)。空腔體(5160)可包括：一頂部，其構成覆蓋儲水槽(5110)的蓋部之至少一部分；及一底部，其包括加熱板(5120)。

應瞭解，在一替代配置中，儲水槽底座(5130)可分開設置於一增濕器(5000)。在這配置中，附加介面可用來連接儲水槽底座(5130)至增濕器(5000)。

在另一配置中，一儲水槽底座(5130)可包括在一實質水平面的一開口，使得可從儲水槽底座(5130)的上面或下面插入儲水槽(5110)。

儲水槽蓋部(5114)

在一形式，儲水槽蓋部(5114)可樞轉連接基座(5112)(例如，利用鉸接部(5158)，如圖 16e 所示)，以使儲水槽(5110)在一開啟結構與一閉合結構間轉換(參見圖 16k 和 16k)。當儲水槽(5110)處於其閉合結構時，柔順部(5116)進入在基座(5112)與蓋部(5114)間的密封接合，以密封基座(5112)與蓋部(5114)。鉸接部(5158)可耦接設置於儲水槽基座(5112)的互補鉸接凹部(5159)(顯示在圖 16f)。在一形式，蓋部(5114)可利用一生物相容性材料構成，諸如一塑膠或熱塑性聚合物，例如，丙烯腈丁二烯苯乙烯(ABS)或聚碳酸酯材料。相較於其正常操作結構，可樞轉的連接可進一步使儲水槽蓋部(5114)與基座(5112)向著彼此壓縮，例如將儲水槽(5110)插入底座(4130)，如下面更詳細

描述。

本技術之另一態樣有關在蓋部(5114)的樞轉動作相對於基座(5112)的操作。當蓋部(5114)繞鉸接部(5158)旋轉時，旋轉範圍可定義，如圖 62a 和圖 62b 所示。在一形式，旋轉範圍的兩端可藉由相對於基座(5112)的蓋部(5114)閉合加以定義，其中兩端之一者可為由轉導部(5220)定義的完全開啟位置，其在完全開啟位置處可能干擾止轉部(5222)。

根據另一態樣，蓋部(5114)可構成使得當使用者嘗試開啟蓋部(5114)超過止轉部(5222)與轉導部(5220)時，蓋部(5114)將從基座(5112)分開。如圖 62b 和圖 63b 所示，在完全開啟位置，轉導部(5220)可接觸止轉部(5222)。如此，嘗試進一步相對於基座(5112)開啟蓋部(5114)將導致止轉部(5222)充當一臂翼的樞軸，且使蓋部(5114)在鉸接部(5158)處從基座(5112)分開，藉以避免例如施加過度力量而損壞儲水槽(5110)。在一形式，鉸接部(5158)可構成在蓋部(5114)相對於基座(5112)的一方向而比在另一方向更容易分開(例如，然後儲水槽(5110)處於完全開啟位置)。此可藉由(例如)施加一錐體在蓋部(5114)的鉸接部(5158)達成，如圖 58a 和 58b 所示。

在一形式，儲水槽蓋部(5114)可包括入口(5118)、儲水槽入口管(5124)、出口(5122)與儲水槽出口管(5126)，如圖 16e 所示。儲水槽(5110)可更包括流元件，諸如一阻流板(例如入口罩(5195)，其顯示在圖 16e 和圖 16k 及/或一凸片(5123)，其顯示在圖 16e 和圖 16k)，其構成增加彎曲流路徑的長度且避免水流入

該入口管(5124)及/或該出口管(5126)。在一實例，儲水槽蓋部(5114)可更包括一或多個阻流板，其構成導引空氣通過儲水槽(5110)的彎曲路徑。在一形式，阻流板可耦接儲水槽入口管(5124)的一端，如一入口罩(5195)(如圖 16e 和圖 16k 顯示)；且在另一形式，阻流板可配置為一凸片(5123)(如圖 16e 和 16k 顯示)。

柔順/可變部(5116)

在一形式，當使用儲水槽(5110)時，柔順部(5116)可充當在儲水槽基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)間的密封。柔順部(5116)可提供為儲水槽蓋部(5114)的部分或儲水槽基座(5112)的部分，或兩者獨立，例如為中間部(5202)的部分(參見圖 16l-16m)。柔順部(5116)可藉由任何某些構件而接合儲水槽蓋部(5114)或儲水槽基座(5112)，該等構件包括且不侷限於超聲波焊接、壓合、黏著或藉由使用一中間組件。

柔順部(5116)最好包括一足夠彈性結構，以能夠抗拒在儲水槽(5110)(諸如由使用者)、儲水槽底座(5130)及/或流過儲水槽(5110)的空氣流產生的力及/或壓力。柔順部(5116)亦最好順從能耦接蓋部(5114)及/或基座(5112)，且符合其形狀以形成密封。在一形式，中間部的堅硬部可利用約 2 mm(毫米)厚度(諸如 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或 3 mm(毫米))的尼龍材料構成，且矽膠材料可用來疊合模製在堅硬部以形成柔順部(5116)。

在某些配置中，柔順部(5116)可耦接蓋部(5114)及/或基座(5112)，且基座(5112)及/或蓋部(5114)可形成為兩單獨部件，其能與其間耦接的柔順部(5116)組裝一起。

在一替代配置中，柔順部(5116)可設置於儲水槽基座(5112)的一壁部及/或儲水槽蓋部(5114)的一壁部內，例如藉由疊合模製整合或連接為附屬組件的一單組件。在這配置中，柔順部將不設置於儲水槽基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)間，而是在儲水槽基座(5112)及/或儲水槽蓋部(5114)。可有一個以上的柔順部(5116)，或者，柔順部能以多重部件形成，以在儲水槽(5110)的移動過程提供更大柔順性。

在一形式，當使用儲水槽(5110)時，可變部(5116)可充當在儲水槽基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)間的密封。可變部(5116)亦可執行其他功能，諸如改善在儲水槽(5110)與加熱板(5120)間的熱接觸，如下面更詳細描述。

可變部(5116)可提供為儲水槽蓋部(5114)的部分或為儲水槽基座(5112)的部分，或兩者獨立。可變部(5116)可藉由任何某些構件而接合儲水槽蓋部(5114)或儲水槽基座(5112)，包括且未侷限於超聲波焊接、壓合、黏著或使用一中間組件。可變部(5116)可包括一載體(5117)(如圖 23 所示)。

可變部(5116)最好為足夠彈性構成，以抗在儲水槽(5110)(諸如由使用者)、儲水槽底座(5130)及/或流過儲水槽(5110)的可呼吸氣體流中產生的壓縮力及/或壓力。其亦最好順

應平面方向，以能耦接蓋部(5114)及/或基座(5112)，且符合其形狀。在一形式，載體(5117)可利用約 2 mm(毫米)厚度(諸如 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或 3 mm(毫米))的尼龍材料構成，且矽膠材料可用來疊合模製在該載體(5117)以形成可變部。

在某些配置中，可變部(5116)可耦接蓋部(5114)及/或基座(5112)，且基座(5112)及/或蓋部(5114)可形成為兩單獨部件，而能與其間耦接的可變部(5116)組裝一起。

在一替代配置中，可變部(5116)可設置在儲水槽基座(5112)的一壁部及/或儲水槽蓋部(5114)的一壁部內，例如藉由疊合模製整合或當作連接成附屬組件的單組件。在這配置中，可變部將不設置於儲水槽基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)間，而是在儲水槽基座(5112)及/或儲水槽蓋部(5114)內。其可有一個以上的可變部(5116)，以在儲水槽(5110)的移動過程提供更大順從性。

儲水槽基座(5112)

根據一配置，儲水槽基座(5112)包括一傳導部(5152)(諸如基座傳導部(5152)，例如，參見圖 16f)，其構成熱耦接增濕器(5000)的一加熱元件(5240)。傳導部(5152)改善從加熱元件(5240)至儲水槽(5110)中液體容積的熱轉移效率。基座傳導部(5152)的全部或部分可利用一熱導材料製成，諸如鋁(例如約 2 mm(毫米)厚度，諸如 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或 3 mm(毫米))或其他熱導材料，諸如金屬。在某些情況，適當熱

導性可使用適當厚度的低導性材料達成。

儲水槽基座(5112)亦可構成為一接納部，以保持儲水槽(5110)構成保持的特定最大液容積。在一形式，基座(5112)可包括進一步特徵部，諸如一防過量注入特徵部。

在一形式，儲水槽基座(5112)可更包括一內凸緣(5224)及/或一外凸緣(5226)，例如，如圖 64 和圖 65 所示。根據一態樣，內凸緣(5224)及/或外凸緣(5226)可避免例如，當壓縮中間部(5202)時，或中當間部(5202)在震動時，液體通過在一中間部(5202)(例如柔順部(5116))與基座(5112)間的介面而從儲水槽(5110)流出。

應瞭解，儲水槽基座(5112)能以任何某些部件構造。儲水槽基座(5112)可構成為一單部件，例如，利用鋁或其他熱導材料製成，諸如金屬。在另一配置中，儲水槽基座(5112)能以兩部件構成，例如包含一下阻件與一上阻件。

根據一配置，儲水槽基座(5112)包括一傳導部(諸如，基座傳導部(5152))，其構成熱耦接增濕器(5000)的一加熱板(5120)。傳導部可改善從加熱板(5120)到儲水槽(5110)中液體容積的熱轉移效率。基座傳導部(5152)的全部或部分可利用熱導材料製成，諸如鋁(例如約 2 mm(毫米)厚度，諸如 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或 3 mm(毫米))、或其他熱導金屬。在某些情況，適當熱導性可使用適當厚度的低導材料達成。

儲水槽基座(5112)亦可構成為一接納部，以固持儲水槽(5110)構成保持的特定最大液體容積。在一形式，基座(5112)可包括進一步特徵部，諸如一防過量注入特徵部，此將在下面更詳細的描述。儲水槽基座(5112)亦可包括一基座上體(5145)與一基座底板(5148)，其連同基座傳導部(5152)形成一接納部。

基座上體(5145)及/或基座底板(5148)可利用適於保持液體主體的生物相容性材料構成，諸如塑膠或熱塑性聚合體，例如，ABS 或聚碳酸酯材料。基座傳導部(5152)可包括一密封元件(5150)，其可整合、及/或密封式連接基座上體(5145)與基座底板(5148)兩者，以避免水從儲水槽(5110)流出，特別是從基座(5112)。例如，密封元件(5150)可疊合模製在基座傳導部(5152)，且結果組件可固定在基座上體(5145)與基座底板(5148)間。

在一形式，如圖 23 所示，基座(5112)可包括一基座上體(5145)、一基座底板(5148)、與一基座傳導部(5152)。不過，應瞭解，儲水槽基座(5112)可使用任何某些部件構成。儲水槽基座(5112)可構成為一單部件，例如，利用鋁或其他熱導材料製成，諸如金屬。在另一配置中，儲水槽基座(5112)可使用兩部件構成，例如包含一下組件與一上組件。在這配置中，下阻件可利用一熱導材料構成且執行基座傳導部(5152)、密封元件(5150)與基座底板(5148)的角色，且上阻件可等同基座上體(5145)，且利用聚碳酸酯材料構成。

在一形式，儲水槽基座(5112)可更包括一內凸緣(5224)及/或一外凸緣(5226)，例如，如圖 64-圖 65 所示。根據一態樣，

內凸緣(5224)及/或外凸緣(5226)可避免液體通過在一中間部(5202)(例如密封(5204))與基座(5114)間的介面而從儲水槽(5110)流出，例如當壓縮該中間部(5202)、或當中間部(5202)在震動時。

儲水槽柄部(5154、5156)。

圖 24-27 顯示一上柄(5154)，其設置於儲水槽蓋部(5114)；及一下柄(5156)，其設置於儲水槽基座(5112)。這些柄部是要協助患者(或使用者)(1000)緊握及握持儲水槽(5110)。在顯示的配置中，上柄(5154)與下柄(5156)設置遠離鉸接部(5158)，諸如藉由柄部(5154、5156)握持儲水槽(5110)，其使患者(1000)可施加力在儲水槽(5110)以壓縮可變部(5116)，其使蓋部(5114)與基座(5112)彼此推向。一壓縮力亦可幫助維持可變部(5116)在儲水槽基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)間的密封接合，諸如在傳輸來回於儲水槽(5110)或使用液體再注入其期間。應瞭解，上柄(5154)與下柄(5156)可安置在儲水槽(5110)的其他組件或區域。

一摩擦盤(5166)可設置於柄部(5154、5156)之任一或兩者的表面，如圖 25 所示。摩擦盤(5166)可構成協助患者(1000)握持儲水槽(5110)，諸如藉由利用較高摩擦材料製成、較高摩擦材質製成、及/或製成比儲水槽(5110)的周圍區域較容易握持的形狀。例如，摩擦盤(5166)可利用彈性材料構成，諸如矽膠，不過儲水槽(5110)可主要利用聚碳酸酯材料構成。

空氣流路徑

本技術的目標之一在於使可呼吸氣體流在入口(5118)與出口(5122)間的彎曲路徑通過儲水槽(5110)。此避免任何「中斷」可呼吸氣體流，此可能導致在輸送給患者(1000)的可呼吸氣體流沒有足夠濕度。

圖 28a-30c 顯示當可呼吸氣體流通過入口(5118)進入且通過出口(5122)離開時，可呼吸氣體流通過儲水槽(5110)的示範性路徑。該等圖式在每個圖式中是以三個不同正投影視圖按時序配置，以視覺呈現示範性流路徑。在此配置中，通過入口(5118)接收的可呼吸氣體流通過入口管(5124)(圖 28a-28c)，進入儲水槽(5110)的內容積(圖 29a-29c)。可呼吸氣體流然後通過出口管(5126)，以在出口(5122)離開儲水槽(5110)(圖 30a-30c)，成為增濕可呼吸氣體。為了清楚，圖 28a-30c 在分解圖方向顯示具有蓋部(5114)與基座(5112)的儲水槽(5110)，且在儲水槽(5110)的內容積中發生的任何氣體流是以虛線顯示。顯示的虛線箭號指出示範性可呼吸空氣流的一般方向，雖然注意，氣體或空氣流的本質意謂任何氣體流路徑包括氣體渦捲(例如亂流)，而不是一筆直與直接的空氣流路徑。

在本技術之某些形式，儲水槽(5110)可包括流元件；或一阻流板(5192)，其構成增加彎曲流路徑的長度，及/或避免水流入該入口管(5124)及/或該出口管(5126)。例如，儲水槽(5110)可包括一偏流板部(5198)，如圖 52a-55 所示；或一偏流板部(5198)或一導流件(5195)，如圖 58a-58b 所示。在某些配置中，阻流板(5192)可更包括一定位部(5196)，如下面更詳細描述。

在圖 52a-55 顯示的配置中，偏流板部(5198)構成避免可呼吸氣體流在通過入口管出口(5125)而離開入口管(5124)之後便進入出口管(5126)(即是中斷)。當如圖 52a 所示的組裝一起，偏流板部(5198)可設置接近入口管內端(5125)，諸如藉由相鄰其。在此配置中，偏流板部(5198)形式入口管出口(5125)與出口管內端(5127)的基座間的罩部。此罩部可進一步有利，在於其使可呼吸氣體流流通於該罩部與水容積建立的通道，用於改善濕度吸收。

在圖 58a-58b 顯示的配置中，儲水槽(5110)包括一導流件(5195)以及一偏流板部(5198)。偏流板部(5198)構成避免中斷可呼吸氣體流，且導流件(5195)進一步構成導引可呼吸氣體流，該可呼吸氣體流係在概略平行於儲水槽(5110)內的液體容積之一方向中離開入口管(5124)。此可改善發生「噴吐」，可能當可呼吸氣體流在垂直於液體容積表面的一方向中離開入口管(5124)時發生。

如圖 33-34 所示，儲水槽(5110)可包括一端壁(5128)，該端壁接近且相對於入口管(5124)的一內端(5125)。在空氣到達出口管(5126)內端(5127)且通過出口管(5126)流出出口(5122)之前，儲水槽(5110)的內端壁(5128)將空氣導離入口管(5124)以流過水表面。圖 35-38 顯示流元件的其他配置的實例，其中儲水槽(5110)可包括一轉翼(5136)，該轉翼安置接近入口管(5124)的內端(5125)。轉翼(5136)可形成為入口管(5124)的延伸，如圖 37-38 顯示，或轉翼(5136)可為一單獨組件，其設置相鄰或耦接入口管(5124)。轉翼亦可為如圖 37-38 所示的輪廓。

圖 28a-30c 呈現的可呼吸空氣流路徑只是示範性，且針對呈現可呼吸氣體流可通過的許多路徑之一，即是，可呼吸氣體通過入口(5118)而進入儲水槽(5110)，且在儲水槽(5110)的容積內經歷某種程度的渦捲之後，通過出口(5122)而離開。熟諳此技者將瞭解，由於某些因素，包括(例如)將亂流(漩渦)或壓力梯度局限在儲水槽(5110)內，故形成可呼吸空氣流的粒子或分子無法遵循儲水槽(5110)內的一單路徑。因此，可呼吸空氣流的累積路徑可包括任何某些路徑，其中在經由位於出口(5122)處的出口管(5126)離開之前，其會經歷在儲水槽(5110)內的各種不同程度「渦捲」。亦可能地係，可呼吸空氣流的某些小部分可能從儲水槽(5110)離開如同洩漏。

儲水槽入口/出口

如前述，儲水槽入口(5118)構成接收進入儲水槽(5110)的可呼吸氣體流，且儲水槽出口(5122)構成輸出增濕可呼吸氣體流。當更換儲水槽(5110)及/或從其正常、工作方向旋轉時，入口(5118)及/或出口(5122)最好進一步構成避免液體從儲水槽(5110)流出。再者，入口(5118)及/或出口最好構成避免中斷可呼吸氣體流，如前述。在一形式，入口(5118)可構成避免由於碰撞儲水槽(5110)的液體容積的氣噴引起液體的「噴吐」或噴濺。

在如圖 33 所示的一配置中，儲水槽入口(5118)包括一入口管(5124)，用以提供進入儲水槽(5110)的可呼吸氣體的入口流的

流路徑，且儲水槽出口(5122)包括一出口管(5126)，用以提供來自儲水槽(5110)的增濕可呼吸氣體的出口流的流路徑。

在如圖 37-38 所示的一結構中，可有利地構成轉翼(5136)，使得轉翼(5136)的最低部延伸在出口管(5126)的最低部下面。此可進一步避免任何「噴吐」的水流入該入口管(5124)。

儲水槽(5110)最好構成提供防傾斜溢回，避免水通過出口管(5126)或入口管(5124)流回。水經由入口管(5124)流出是最不想要，因為其使水流入氣道正壓通氣器件(4000)且損壞電子組件(諸如一電動馬達、一流量感測器、或一印刷電路板)暴露於水。

在本技術之一配置中，儲水槽(5110)藉由配置入口管出口(5125)達成防溢回，使得當儲水槽(5110)從其工作、水平方向於任何方向旋轉 90 度時，特定最大水容積可儲存儲水槽(5110)，不致流到入口管內端(5125)。

在儲水槽(5110)的另一配置中，當從上面看時，入口管(5124)與出口管(5126)的軸可交叉，如圖 39-40 所示。入口管(5124)與出口管(5126)可不彼此連接，因為該等管之一者通過另一管的下面，諸如入口管(5124)通過出口管(5126)的下面。

此結構可藉由配置入口管(5124)與出口管(5126)而改善防傾斜溢回，使得當儲水槽(5110)傾斜遠離其工作方向時，水必須到達入口管(5124)或出口管(5126)的較高端以離開儲水槽

(5110)。例如，如果儲水槽(5110)傾斜使得水到達入口管(5124)的內端(5125)的較低處，水必須仍然上升較高到達入口管(5124)的外端以離開儲水槽(5110)，如圖 40 所示。

藉由交叉入口管與出口管建立的簡化效果呈現顯示在圖 46-49，其中內表面是以虛線顯示。這些圖式顯示具有一入口(5118)與一出口(5122)之儲水槽(5110)的替代配置，其分別包括一入口管(5124)與一出口管(5126)。圖 46-47 顯示一結構，其中當從側面看時，管軸交叉(如圖 47 所示)，且圖 48-49 顯示一替代結構，其中當從側面看時，管軸實質平行(如圖 49 所示)。在圖 46-49，水(5182)容積是假設約注入半個儲水槽(5110)的容積，且水平延伸虛線指出水位(5184)。

當儲水槽(5110)取向如圖 46-47 所示時，如果任何水(5182)要離開儲水槽(5110)，入口管(5124)與出口管(5126)的配置需要水位(5184)上升超過入口管(5124)的較高端或出口管(5126)的較高端。另一方面，在圖 47-48 顯示的配置中，水位(5184)只需要上升高到入口管(5124)或出口管(5126)的較低端的高度，以離開儲水槽(5110)。

因為水位(5184)將會依儲水槽(5110)的方向作用起變化，此跨入口管(5124)與出口管(5126)的效果可依需要藉由對入口管(5124)與出口管(5126)的重新取向以適於儲水槽(5110)的形狀，在任何方向重新建立。在某些形式，當從彼此成直角的多重角度看時，入口管(5124)與出口管(5126)可能交叉。

在圖 39-40 和圖 46-49 顯示的形式中，入口內端與出口內端設置在空腔體內，且入口外端與出口外端設置在空腔體的複數個壁部之一者。一第一軸(入口管軸)是由入口內端與入口外端定義，且一第二軸(出口管軸)是由出口內端與出口外端定義。當儲水槽傾斜(例如，從正常工作方向形成約 90°)時，第一軸是在一第一角度，使得入口內端與入口外端定位在不同高度，使得預定最大水容積低於入口內端或入口外端之至少一者，以避免水經由入口管溢回。此外，當儲水槽傾斜(例如，從正常工作方向形成約 90°)時，第二軸是在一第二角度，使得出口內端與出口外端位定位在不同高度，使得預定最大水容積低於出口內端或出口外端之至少一者，以避免水經由出口管溢回。此效果亦可能產生，其中儲水槽以任何其他角度傾斜，以適合增濕器(5000)及/或儲水槽(5110)的設計及/或傾斜情況。

具可卸除式入口管/出口管的儲水槽配置

在本技術之一仍然進一步實例，儲水槽(5110)可構成如圖 52a - 53 所示。在此實例中，儲水槽(5110)包括一蓋部(5114)、一中間部(5202)與一基座(5112)(為了清楚，基座部未顯示在圖 52a-52b)。蓋部(5114)與中間部(5202)可構成彼此可卸除式接合。當彼此接合時，其可進一步構成包括某些特徵部，諸如一入口(5118)、一出口(5122)、一入口管(5124)與一出口管(5126)，同時可彼此卸除式接合。例如，蓋部(5114)可包括一入口(5118)、一出口(5122)與一入口管(5124)，且中間部(5202)可包括一出口管(5126)，如圖 52b 所示。

如圖所示，中間部(5202)亦可包括一阻流板(5192)與至少一支撐輻條(5194)。支撐輻條(5194)可設置用於結構性支撐及/或使出口管(5126)及/或阻流板(5192)定位在中間部。阻流板(5192)係配置以阻斷在入口管內端(5125)與出口管內端(5127)間的直接空氣路徑(或中斷，如前述)，以促成儲水槽內空氣流流動，以改善儲水槽(5110)內空氣流吸收的濕度。此外，一密封(5204)可整合中間部(5202)，如圖所示；或者，可形成為中間部的分開組件。

此配置的效益可藉由從儲水槽分開某些組件(諸如入口管(5124)及/或出口管(5126))而改善儲水槽(5110)的清潔性。此配置在某些情況可有特別效益，因為當入口管(5124)或出口管(5126)之至少一者延伸至儲水槽(5110)的內容積，此特徵部可能阻礙接取儲水槽(5110)的內部。從圖 52a-52b 可看出，中間部(5202)在其正常工作方向接合蓋部(5114)。不過，因為中間部(5202)是可從蓋部(5114)分離，使得入口管(5124)與出口管(5126)可分開以改善接取蓋部(5114)的內部。

藉由使用兩可分離的蓋部(5114)、中間部(5202)構成儲水槽的上部及/或構成入口管(5124)/出口管(5126)，以卸除式接合儲水槽(5110)，可減少小且不易接取區域的規模，其可改善儲水槽(5110)的清潔性。此外，同時為了清潔目的，可更容易接取該可卸除的入口管(5124)/該可卸除的出口管(5126)本身。

在本技術的另一實例(未顯示)中，蓋部(5114)與中間部(5202)之每一者可包括一特徵部的某些部件，其中其可組合形

成一完整特徵部。例如，蓋部(5114)可包括入口管(5124)的一部分與出口管(5126)的一部分，且中間部(5202)可包括入口管(5124)的另一部分與出口管(5126)的另一部分。熟諳此技者應瞭解，儲水槽可進一步分成任何某些可分離部，且諸如入口管(5124)及/或出口管(5126)的可分離特徵部可相對於該等可分離部而以任何某些配置而設置。

本配置的另一效益可改善儲水槽(5110)的溢回效果(避免液體經由入口管(5124)及/或出口管(5126)流出)。藉由增加儲水槽(5110)的內容積而可改善溢回效果，其可藉由使空隙高於入口管(5124)及/或出口管(5126)達成。改善溢回效果的另一方法是將入口管內端(5125)及/或出口管內端(5127)配置接近儲水槽(5110)的中心。當典型利用注射成型產生儲水槽(5110)時，形成一入口管(5124)及/或一出口管(5126)當作蓋部(5114)的一部分可阻止空隙高於入口管(5124)及/或出口管(5126)。在這結構中，一成型工具(包含蓋部(5114)的內容積)將可利用入口管(5124)及/或出口管(5126)而固定於定位，且如此將不可能成型，或需要複雜與成本更高的工具配置。在這情況，有能力分開入口管(5124)與出口管(5126)可進一步有利。

應瞭解，蓋部(5114)、中間部(5202)與基座(5112)能以某些方式構成。例如，蓋部(5114)與基座(5112)的相對尺寸可改變，且蓋部(5114)及/或基座(5112)在其結構中可更包括多重材料或組件。入口管(5124)與出口管(5126)之一或多著可移開或卸除式耦接蓋部(5114)或基座(5112)，例如當作中間部的一部分。中間部亦可構成最初接合蓋部(5114)及/或基座(5112)，例如藉由構

成插入蓋部(5114)或基座(5112)。

此配置的另一特徵是使用支撐輻條(5194)，以對蓋部(5114)的中間部(5202)提供結構性硬度。支撐輻條(5194)(利用其本身或結阻流板(5192))可提供一柄部，用以從中間部(5202)拆解蓋部(5114)。此可改善蓋部(5114)的可用性，因為使用者可抓緊阻流板(5192)及/或支撐輻條(5194)，以從蓋部(5114)分離中間部(5202)。應瞭解，可有某些其他結構，其中支撐輻條(5194)可替代性配置成如圖 54a-55 所示的示範性配置。

在本技術之一實例，阻流板(5192)可包括一定位部(5196)與一偏流板部(5198)，如圖 54a-55 所示。定位部(5196)可為圓筒形式，有助藉由固定在入口管(5124)的垂直部外部周圍而相對於入口管(5124)準確地設置阻流板(5192)。在某些形式，阻流板(5192)可更包括一阻流板密封(5197)，以密封在阻流板(5192)與入口管(5124)間，例如，如圖 59b 所示。阻流板(5192)亦組合支撐輻條(5194)構成，使得阻流板(5192)的至少某些部分可充當一支撐輻條(5194)或反之亦然。

組裝蓋部(5114)的一示範性截面顯示在圖 56a-56b。入口管(5124)的直徑或定位部(5196)可沿著其長度而改變，例如在一截錐形配置中，使得逐漸彼此接合。入口管(5124)、定位部(5196)亦可結合一互補固持機構，諸如一凸部/槽組合(5205)，如圖 56a-56b 所示。

亦應瞭解，密封(5204)可設置於圖 52a-55 顯示的示範性配

置之一替代位置。例如，密封(5204)可形成為蓋部(5114)的一部分、儲水槽基座(5112)的一部分、或其本身的一單獨組件，其未整合形成於蓋部(5114)、中間部(5202)與基座(5112)之任一者。形成具蓋部(5114)或基座(5112)的密封(5204)之一示範性方法可為藉由疊合模製或使用化學黏合劑。

圖 57 顯示本技術之另一實例的分解圖。在此配置中，儲水槽(5110)包括一蓋部(5114)、一中間部(5202)與一基座(5112)(為了清楚而未顯示在圖 57)。中間部(5202)包括入口管(5124)與出口管(5126)、以及一壁部(5206)，該壁部構成耦接該蓋部。或者，中間部(5202)可接合基座(5112)，且可包括入口管(5124)與出口管(5126)之一或兩者。在某些情況，構成耦接該蓋部的壁部(5206)可連接入口管(5124)與出口管(5126)之一或多者。

此結構可允許卸除入口管(5124)及/或出口管(5126)，作為改善儲水槽(5110)的清潔性。此外，此結構可藉由增加儲水槽(5110)的內部容積而改善儲水槽(5110)的溢回效果。

在某些情況，入口管(5124)與出口管(5126)可配置使得從儲水槽(5110)卸除入口管(5124)與出口管(5126)的任一者或兩者不會影響儲水槽(5110)可保持的預定最大水容積。這結構無需從儲水槽(5110)移除任何水而允許清潔入口管(5124)與出口管(5126)。

防過量注入

在一些先前技術增濕器儲水槽中，儲水槽(5110)的過量注入可能降低防溢出特徵部的效果。例如，過量注入允許儲水槽(5110)內的液體在傾斜角度低於如果儲水槽(5110)未被過量注入的傾斜角度能夠到達入口(5118)。因此，某些先前技術增濕器儲水槽已包括一注水指示標誌，以減少發生此過量注入，不過此只針對改善此風險。

本技術之另一態樣係包括一或多個防過量注入特徵部，其構成當注入處於開啟結構及/或閉合結構的增濕器儲水槽時，避免注入儲水槽超過最大水容積。

在如圖 41a 和 41b 所示的一配置中，一防過量注入特徵部可包括在儲水槽(5110)的至少一孔口(5138)，以指出是否過量注入。根據本技術之此態樣，當使用儲水槽蓋部(5114)開口再注入儲水槽(5110)時，過量注入超過儲水槽(5110)的預定最大容積將導致水從孔口(5138)溢出。此將對使用者指出儲水槽(5110)是否注滿、以及避免此過量注入。有利地係，水將只通過至少一孔口(5138)溢出，而不是從儲水槽的所有區域溢出，其不會造成水溢出而需由使用者清潔。因此，至少一孔口定義當超過該預定最大水容積時的水流出路徑。圖 41a 顯示儲水槽(5110)處於其開啟結構，其中基座(5112)的上緣不會擴及整個開口的周邊，以建立一孔口(5138)。圖 41b 顯示基座(5112)的一部分，其顯示至少一孔口(5138)。至少一孔口(5138)可為允許液體流入及流出儲水槽(5110)的一或多個孔、洞口、縫口或槽的形式、或任何其他形式。至少一孔口(5138)可形成在基座(5112)的上緣

周圍的一或多個位置。

在一替代配置中，防過量注入特徵部可包括一傾斜輪廓(5139)。如圖 41c 和 41d 所示，儲水槽基座(5112)可配置使得其側部輪廓在一或多個方向具有一傾斜輪廓(5139)。此配置亦可在使用液體或水再注入儲水槽基座(5112)時，指出是否過量注入。在此配置中，當儲水槽蓋部(5114)處於其開啟結構時，水可能在傾斜輪廓(5139)的基座溢出，而不是從儲水槽的所有區域。因此，傾斜輪廓定義當超過該預定最大水容積時的水流出路徑。前述方法的效益在於，過量注入可變得比先前技術更困難，且呈現的另一效益在於，在嘗試過量注入時，溢出可發生在更可預期的位置。

此技術的另一態樣在於，當儲水槽(5110)處於其閉合位置時，一密封(5204)可密封式接合基座(5112)與儲水槽蓋部(5114)，且阻斷或密封孔口(5138)或傾斜輪廓(5139)，避免流體流入及流出儲水槽(5110)。此特徵的一配置顯示在圖 42，其顯示當儲水槽蓋部(5114)處於閉合(蓋部未顯示在此圖中)時，密封(5204)可在孔口(5138)的外部密封式接合基座(5112)，且不再允許液體或空氣通過孔口(5138)而流入及流出儲水槽(5110)。同樣地，密封(5204)將接合基座(5112)，圍繞傾斜輪廓的邊緣，避免液體或空氣通過傾斜輪廓(5139)而流入及流出儲水槽(5110)。在某些配置，密封(5204)可整合可變部(5116)，如前述。或者，密封(5204)可為使用在具有或沒有可變部的儲水槽中的一單獨密封。

根據本發明之另一態樣，一防過量注入特徵部可構成，當使用者正嘗試注入處於閉合結構的儲水槽(5110)時，避免過量注入。

在一形式(顯示在圖 60，沒有儲水槽基座(5112))，當儲水槽(5110)處於預定最大液體容積時，防過量注入特徵部可形成一或多個氣塞，避免液體進一步流入儲水槽(5110)。如此，當注入處於閉合結構的儲水槽(5110)時，一或多個氣塞會在儲水槽(5110)中形成氣體封閉，其無法由儲水槽(5110)內的液體容積所取代。在圖 60 顯示的一實例中，儲水槽(5110)是在一方向，使得入口(5118)與出口(5122)的垂直線為垂直取向，因為在使用水注入儲水槽(5110)時，使用者將對該儲水槽取向。水位(5184)將上升，且到達在圖 60 顯示的水位，因此，在儲水槽(5110)中的剩餘氣體容積不再能夠接取入口管(5124)或出口管(5126)，因此，將不再能夠從儲水槽(5110)流出。儲水槽(5110)將如此無法接收進入其內部容積的任何進一步水容積。

最好係，當藉由形成一或多個氣塞以避免水流入儲水槽(5110)時，在儲水槽(5110)中的水容積實質等於要保持在儲水槽(5110)的預定最大液體容積。在某些情況，雖然利用氣塞可避免水進一步流入內部容積，但儲水槽(5110)可允許進一步注入該入口管(5124)及/或該出口管(5126)。如此，當形成氣塞時在儲水槽(5110)中的液體容積、以及該入口管(5124)及/或該出口管(5126)的容積可構成使得當併入一起時，其實質等於保持在儲水槽(5110)的預定最大液體容積。

在某些情況，例如，在入口(5118)與出口(5122)的垂直線不可能平行的情況，在閉合時，使用者可在多重方向之一者中注入儲水槽(5110)。如此，儲水槽(5110)可構成使得適當氣塞形成在或複數個多重方向或其之一者。藉由閉塞入口管(5124)及/或出口管(5126)可無需單獨形成氣塞。在某些形式(未顯示)，一或多個氣塞可藉由閉塞允許流體在儲水槽(5110)的內部與外部間流通的任何空腔體或端口而形成。此外，無需由儲水槽(5110)的液體容積執行閉塞。在某些形式，當液體容積增加時，液體容積可使另一組件移動或使其變形，以在儲水槽中形成密封(且如此形成氣塞)。

固持夾具

儲水槽蓋部(5114)可包括一特徵部，一旦兩構件彼此接合，儲水槽(5110)可藉由其而固持在儲水槽底座(5130)。在一配置，一固持特徵部可為在儲水槽蓋部(5114)的一凸部或一夾具，如在圖 43-44 所示。圖 43-44 顯示一儲水槽(5110)與儲水槽底座(5130)。在本說明書中，當儲水槽(5110)插入儲水槽底座(5130)時，在儲水槽蓋部(5114)的一凸部(5142)或一夾具可卸除式接合在儲水槽底座(5130)的一對應底座鎖凹部(5144)。此連接係相對於儲水槽底座(5130)而固定儲水槽(5110)。

如前述，儲水槽的可變部(5116)可被壓縮，以使儲水槽插入底座(5130)。可變部(5116)的壓縮允許儲水槽(5110)之一部分滑入底座(5130)且允許凸部(5142)或夾具在底座(5130)的外緣表面之下開始滑到底座鎖凹部(5144)。針對插入所施加於儲水槽

的壓縮力然後會被釋放，以使凸部(5142)或夾具接合底座鎖凹部(5144)，且將儲水槽(5110)固定在底座(5130)內。當儲水槽(5110)固定在底座(5130)內，可變部(5116)不再處於減少壓縮狀態。同樣地，為了要能夠從儲水槽底座(5130)卸除儲水槽(5110)，必須壓縮可變部(5116)，以從底座鎖凹部(5144)分離蓋固持凸部(5142)。

固持凸部(5142)可使用一錐體進一步構成，如圖 44 所示。錐體可針對增加遠離插入方向的高度，以在插入期間逐漸增加在固持凸部(5142)與底座(5130)間的干擾量。熟諳此技者應明白，在替代配置中，蓋固持凸部(5142)可為一凹部，且底座鎖凹部(5144)可為一對應凸部。或者，技術中已知的任何某些保持特徵部之一者可用來達成相同於前述的結果。

儲水槽與增濕器連接

在一形式，儲水槽(5110)在使用時可在底座出口(4132)接收由呼吸壓治療器件(4000)輸出的空氣流。儲水槽(5110)為可卸除式耦接增濕器(5000)，例如構成(如圖 16g-16h 所示)可插入底座(4130)。當儲水槽(5110)接合底座(4130)時，儲水槽入口(5118)可接收由呼吸壓治療器件(4000)輸出的空氣流，且將該空氣流導入儲水槽(5110)。當空氣流通過儲水槽(5110)時，濕度(即是水汽)可加入空氣流，且增濕空氣流透過儲水槽出口管(5126)離開儲水槽(5110)且至儲水槽出口(5122)。儲水槽出口(5122)可連接一空氣管路(4170)，以輸送增濕空氣流給患者(1000)。

在圖 16h 的雙端箭號顯示在此配置彼此連接與不連接的增濕器(5000)與儲水槽(5110)間的相對運動(即是，通常水平運動)的方向。在圖 16g-16h 顯示的配置中，儲水槽(5110)藉由安置儲水槽(5110)在底座(4130)而連接增濕器(5000)。在此配置中，當壓縮柔順部(5116)時，例如藉由介於約 1 mm(毫米)與約 5 mm(毫米)間，例如藉由約 2 mm(毫米)、約 3 mm(毫米)或 4 mm(毫米)，底座(4130)與儲水槽(5110)的空腔體的高度與形狀使得儲水槽(5110)接合底座(4130)。因此，插入底座(4130)的儲水槽(5110)之部分的形狀是與底座空腔體(5160)的形狀互補，且當壓縮柔順部(5116)時，儲水槽(5110)的高度略微小於底座空腔體(5160)的高度，以允許儲水槽(5110)插入底座空腔體(5160)。

在一形式，一壓縮力需能充份壓縮柔順部(5116)且允許在儲水槽(5110)與底座(4130)間的相對運動(即是滑動)。例如，需要如在柄凹部(5154、5156)測得介於約 10 N 與約 30 N 間、或約 20 N、或某些其他壓縮力的一壓縮力，以使儲水槽(5110)插入底座(4130)。當此壓縮力施加在柄凹部(5154、5156)且儲水槽(5110)插入底座(4130)時，在插入(或卸除)期間在儲水槽(5110)與底座(4130)的空腔體間達成的垂直間隙可為介於約 1 mm(毫米)與約 5 mm(毫米)間，例如約 2 mm(毫米)、3 mm(毫米)或 4 mm(毫米)。儲水槽(5110)與底座(4130)可配置使得一旦儲水槽(5110)連接底座(4130)且患者(1000)不再施加壓縮力時，可減少柔順部(5116)的壓縮量。壓縮減少量可介於約 0.5 mm(毫米)與約 2.5 mm(毫米)間，例如約 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)或 2 mm(毫米)。

在示意說明的配置(參見圖 16a-16b)中，儲水槽出口(5122)可連接底座入口(4134)，增濕空氣流可透過其流至增濕器出口(5172)。增濕器出口(5172)可連接空氣管路(4170)，如圖 13 的雙端虛線箭號所示(參見圖 13)。這配置之一效益在於儲水槽(5110)可從底座(4130)卸除，同時空氣管路(4170)保持附接該呼吸壓治療器件出口(4004)。如此，插入及卸除儲水槽(5110)是與連接空氣管路(4170)無關。一進一步效益在於儲水槽(5110)必須從底座(4130)卸除，以使用液體注入儲水槽(5110)。在此形式，在儲水槽(5110)在操作結構插入增濕器(5000)時，不會暴露儲水槽(5110)的入口(5118)與出口(5122)，同時儲水槽(5110)本身保持可接取患者(1000)時，例如允許從增濕器(5000)容易卸除。此配置可當儲水槽(5110)結合特徵部以避免過度注入時，減少使用者過度注入儲水槽(5110)超過預定最大液體容積的可能性。再者，當使用者要卸除儲水槽(5110)以使用液體注入儲水槽(5110)時，減少水流漏到或漏入增濕器(5000)及/或呼吸壓治療器件(4000)的可能性。

柔順部(5116)可利用一彈性材料構成，諸如矽膠、熱塑性彈性體(TPE)、TPE 聚酯、TPE 聚亞安酯或天然橡膠。在選擇用於柔順部(5116)的材料方面，其可有利係選擇柔順部(5116)可能暴露於整個儲藏與工作溫度不經歷發生機械鬆弛的材料。符合這些需求的柔順部(5116)的材料之一實例可為矽膠。

一儲水槽鎖扣部(5186)可設置於儲水槽(5110)，如圖 40 所示，使得當接合儲水槽鎖扣部(5186)時，其可使儲水槽蓋部(5114)與儲水槽基座(5112)固定一起。鎖扣部(5186)可避免儲水

槽蓋部(5114)與儲水槽基座(5112)分開，且維持柔順部(5116)在蓋部(5114)與基座(5112)間的密封接合，例如藉由壓縮。在一形式，鎖扣部(5186)可構成只在一方向限制蓋部(5114)相對於基座(5112)的相對運動，如此允許進一步壓縮柔順部(5116)，同時避免分離蓋部(5114)與基座(5112)。此可允許使儲水槽(5110)插入底座(4130)，及/或允許柔順部(5116)有助在儲水槽(5110)與加熱元件(5240)間的熱接合，如在本發明中的描述。

當使用時，儲水槽(5110)接收例如由氣道正壓通氣器件(4000)輸出的可呼吸空氣流。在一形式，儲水槽(5110)藉由將儲水槽插入儲水槽底座(5130)(例如，藉由滑動)而可卸除式耦接增濕器(5000)，如圖 24-27 所示。儲水槽(5110)的入口(5118)構成接收由氣道正壓通氣器件(4000)輸出的可呼吸氣體流，且使可呼吸氣體流導入儲水槽(5110)。當可呼吸氣體流過儲水槽(5110)時，濕度(即是水汽)便加入該可呼吸氣體流，且該增濕可呼吸氣體流通過出口管(5126)離開儲水槽(5110)，且至儲水槽出口(5122)。儲水槽出口(5122)可連接一空氣管路(4170)，以輸送該增濕可呼吸氣體流給患者(1000)。

在圖 25 和圖 27 的雙端箭號顯示在增濕器(5000)與儲水槽(5110)間的相對運動(即是水平運動)的方向，兩著在此配置係彼此連接與非連接。不過，儲水槽(5110)可利用其他方法而耦接增濕器(5000)，諸如在一通常垂直方向中插入、利用一或多個中間組件(例如，管)連接、或連同一增濕器整合形成。

在未顯示的一替代配置中，儲水槽(5110)可不使用一滑動

而從一垂直方向插入底座空腔體(5160)。在這配置中，增濕器(5000)的底座空腔體可包括一可動罩部，諸如一蓋部或頂部，其至少部分開啟以允許插入儲水槽(5110)，且插入後閉合，以使儲水槽(5110)固定在底座空腔體(5160)。

在示意說明的配置(參見圖 27)中，儲水槽出口(5122)可連接儲水槽底座氣體入口(5170)，增濕的可呼吸空氣流可經由其流至增濕器出口(5172)。增濕器出口(5172)可連接輸氣管或空氣管路(4170)，如圖 13 的雙端虛線箭號所示(參見圖 24)。這配置之一效益在於增濕器儲水槽(5110)必須從儲水槽底座(5130)卸除，以使用液體注入增濕器儲水槽(5110)。此配置通常可在增濕器儲水槽(5110)連接增濕器(5000)時，避免接取其的任何開口，且當增濕器儲水槽(5110)結合特徵部時，可減少使用者過度注入儲水槽(5110)超過特定最大體積容積的可能性，以避免過度注入，如下面進一步描述。再者，當使用者卸除儲水槽(5110)然後使用液體注入儲水槽(5110)時，減少水流漏到或漏入增濕器(5000)及/或氣道正壓通氣器件(4000)的可能性。

如圖 27 所示，第一底座密封(5132)與第二底座密封(5134)可設置，有助於密封在儲水槽入口(5118)與底座(5130)間的連接、及在儲水槽出口(5122)與底座(5130)間的連接。

在圖 26-27 顯示的配置中，儲水槽(5110)藉由安置儲水槽(5110)在儲水槽底座(5130)而連接增濕器(5000)。在此配置中，底座內空腔體(5160)與儲水槽(5110)的高度和形狀使得在壓縮可變部(5116)時，促成接合儲水槽(5110)與儲水槽底座(5130)，

例如藉由介於約 1 mm(毫米)與約 5 mm(毫米)間，例如藉由約 2 mm(毫米)、約 3 mm(毫米)或 4 mm(毫米)。因此，插入底座(5130)的儲水槽(5110)之部分的形狀是與底座空腔體(5160)的形狀互補，且當壓縮可變部(5116)時，儲水槽(5110)的高度略微小於底座空腔體(5160)的高度，以允許將儲水槽(5110)插入底座空腔體(5160)。

可變部(5116)可使用截面狀構成，諸如圖 50 所示一者。一壓縮力需能充份壓縮可變部(5116)，且允許在儲水槽(5110)與儲水槽底座(5130)間相對運動(即是滑動)。例如，如在約 10 N 與約 30 N 間、或約 20 N、或某些其他壓縮力的柄凹部(5154、5156)測得的一壓縮力需能允許將儲水槽(5110)插入底座空腔體(5160)。在插入(或卸除)期間，當此壓縮力施加在柄凹部且儲水槽插入儲水槽底座(5130)時，在儲水槽(5110)與底座內空腔體(5160)間達成的垂直間隙可介於約 1 mm(毫米)與約 5 mm(毫米)間，例如約 2 mm(毫米)、3 mm(毫米)或 4 mm(毫米)。儲水槽(5110)與儲水槽底座(5130)可配置，使得一旦儲水槽(5110)連接儲水槽底座(5130)且患者(1000)不再施加一壓縮力時，可減少在可變部(5116)的壓縮量。減少壓縮可介於約 0.5 mm(毫米)與約 2.5 mm(毫米)間，例如約 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)或 2 mm(毫米)。

可變部(5116)可利用彈性材料構成，諸如矽膠、TPE、TPE 聚酯、TPE 聚亞安酯或天然橡膠。在選擇用於可變部(5116)的材料方面，可有利地選擇該可變部(5116)在整個儲藏與工作溫度不經歷機械鬆馳的材料。符合這些需求的可變部(5116)的材料之一實例可為矽膠。

一儲水槽鎖扣部(5186)可設置於儲水槽(5110)，如圖 40 所示，使得當接合該儲水槽鎖扣部(5186)時，其固定儲水槽蓋部(5114)與儲水槽基座(5112)在一起。儲水槽鎖扣部(5186)可避免儲水槽蓋部(5114)與儲水槽基座(5112)分開且維持該可變部(5116)在蓋部(5114)與基座(5112)間的密封接合，例如藉由壓縮。在一形式，儲水槽鎖扣部(5186)可構成只在一方向中限制蓋部(5114)相對於基座(5112)的相對運動，如此，允許進一步壓縮該可變部(5116)，同時避免使蓋部(5114)與基座(5112)分離。此可允許儲水槽(5110)插入儲水槽底座(5130)，及/或允許該可變部(5116)協助在儲水槽(5110)與加熱板(5120)間的熱接合，如本說明書的描述。

改善熱接觸的預壓縮

根據此技術之一態樣，儲水槽(5110)與增濕器的加熱板(5120)處於熱接觸、或熱接合，如前述。在兩組件間的熱接觸程度(例如，在熱導性或熱接觸阻測得)可根據某些參數而改變。

在先前技術中，附加組件已用來藉由增加儲水槽與加熱板間的接觸壓力而改善其間的熱接觸。一實例是使用彈簧元件，該彈簧元件用來連接加熱板與增濕器主體，如在專利案第 US 4,203,027 號的描述，藉此使加熱板推向儲水槽。另一實例是一具有蓋部的增濕器，其中一可壓縮彈性體密封設置於蓋部，如專利案第 WO2010/031126 號的描述。在此實例，當蓋部處於閉合位置時，對著儲水槽密封接合，且對著加熱板將其推動。

在本技術，儲水槽(5110)的預壓縮(例如，在接合儲水槽底座(4130))可用來幫助改善在儲水槽(5110)與加熱元件(5240)間的熱接觸。

在一配置，儲水槽(5110)可構成使得在其操作結構，諸如當其安置在儲水槽底座(4130、5130)時，柔順部(5116)會被壓縮，如前述。儲水槽(5110)與儲水槽底座(4130)可進一步構成使得對於壓縮柔順部(5116)的反應力會對著加熱元件(5240)推動儲水槽(5110)的基座(5112)，以改善其間的熱接觸。

因此，柔順部(5116)可充當一彈簧，該彈簧會偏向以在垂直於加熱元件(5240)的方向推動儲水槽底座(5112)及/或儲水槽蓋部(5114)。當外部固定儲水槽(5110)時，諸如限制在儲水槽底座(4130)內，柔順部(5116)的壓縮會受力起反應，促成改善對加熱元件(5240)的熱接合。

當儲水槽(5110)連接增濕器(5000)時，壓縮柔順部(5116)所需的力最好是在相同於垂直傳導部表面的方向。該方向亦可最好在相同於熱接合方向的方向。此力在其接觸點及/或表面處會受到儲水槽底座(4130)起反應，藉此同時推動儲水槽(5110)的基座(5112)與加熱元件(5240)。

如果儲水槽(5110)安置在儲水槽底座(4130)，當在加熱元件(5240)測量時，壓縮力的大小可介於約 5 N 與約 15 N 間。不過，應瞭解，儲水槽(5110)的不同結構可能需要不同壓縮力大小。

此力的大小可藉由修改柔順部(5116)、蓋部(5114)、基座(5112)、或儲水槽底座(4130)之任何或全部的設計而改變。例如，如果柔順部(5116)使用較高楊氏模量(Young' s modulu)的材料構成，其將相對地增加力的大小。應注意，圖 20 只顯示在垂直方向的力與壓力。

在某些情況，儲水槽(5110)中的柔順部(5116)的壓縮量可用來改變在傳導部與加熱元件(5240)間的熱接合程度。

傳導部(5152)

根據一配置，儲水槽(5110)包括一傳導部(5152)，其構成允許將熱從加熱元件(5240) 有效率轉移至儲水槽(5110)的液體容積。在一形式，雖然其他形狀亦適合，不過傳導部(5152)可如同一板件而配置。傳導部(5152)的全部或一部分可利用熱導材料製成，諸如鋁(例如，約 2 mm(毫米)厚度，諸如 1 mm(毫米)、1.5 mm(毫米)、2.5 mm(毫米)或 3 mm(毫米))、另一熱導金屬或某些塑膠。在某些情況，適當熱導性可使用適當幾何的無傳導材料達成。

熱接觸/接合

根據此技術之一態樣，儲水槽(5110)與增濕器的加熱板(5120)處於熱接觸、或熱接合，如前述。兩組件間的熱接觸程度(例如，在熱導性或熱接觸阻測得)可根據某些參數而改變。

在先前技術中，附加組件已用來藉由增加儲水槽與加熱板間的接觸壓力以改善其間的熱接觸。一實例是使用彈簧元件，其用來連接加熱板與增濕器主體，如在專利案第 US 4,203,027 號的描述，藉此使加熱板推向儲水槽。另一實例是一具有蓋部的增濕器，其中一可壓縮的彈性體密封設置於蓋部上，如專利案第 WO2010/031126 號的描述。在此實例中，當蓋部處於其閉合位置時，對著儲水槽密封接合且對著加熱板將其推動。

使用加壓氣體以改善熱接觸

根據另一態樣，當儲水槽(5110)連接增濕器(5000)，從氣道正壓通氣器件接收的可呼吸氣體流可加壓一腔部，諸如儲水槽(5110)的內部。該腔部的加壓可用來增加在儲水槽(5110)與加熱板(5120)間的熱接合(即是熱接觸)程度。儲水槽(5110)可進一步構成使得藉由改變腔部內的壓力程度可改變在儲水槽(5110)與加熱板(5120)間的熱接觸程度。

在一形式，可變部(5116)可構成在熱接觸方向擴張，且儲水槽(5110)在相同方向可受到儲水槽底座(5130)限制。如此，內部壓力會對著加熱板(5120)推動儲水槽(5110)的基座(5112)，以改善加熱板(5120)與基座(5112)間的熱接合程度。

圖 32 藉由如箭號所示指出施加於蓋部(5114)與基座(5112)的分佈力或壓力以說明此效果。圖 32 只顯示垂直方向的力與壓力，當在此形式，熱接合發生在垂直方向。儲水槽(5110)內的呈現超過大氣壓力在熱接合方向會產生力，且在其接觸面會

受到儲水槽底座(5130)而起反應，藉此在熱接合方向使儲水槽(5110)的基座(5112)與加熱板(5120)推向彼此。當在 20cmH₂O 壓力於加熱板(5120)測量時，此力的大小可介於約 5 N 與約 15 N 間範圍。

應瞭解，儲水槽(5110)的不同結構可能需要不同力大小，其可藉由改變壓力作用的表面積、或作用在表面的有效壓力而達成。此變化可例如利用一壓力調節閥達成。

在另一配置，實質相同於前述的效益可使用儲水槽(5110)的非開口可變部達成。儲水槽(5110)與儲水槽底座(5130)可配置使得一彈性材料或一接頭可提供彈力或彈性，其允許在熱轉移方向中自由運動(例如，儲水槽中的柔韌塑膠或彈性部的一滑動連接、或一可伸縮部)。在此結構，蓋部(5114)與基座(5112)在熱接觸方向中可不受制於彼此。儲水槽(5110)然後能以另一方法(例如，利用一儲水槽基座或一類似殼體)在熱轉移方向中受限制，以藉由加壓可呼吸空氣流而產生平衡在儲水槽(5110)的內部產生壓力的反應力，其中某些反應力可能發生在加熱板(5120)以改善熱接觸。在此配置中，用以再注入該儲水槽(5110)的另一開口可加諸於儲水槽(5110)，諸如在蓋部(5114)，且其可包括一個別密封。

圖 45 顯示這配置的實例，包括一基座(5174)、一頂部(5176)、一可變部(5178)與一再注入罩(5180)。基座、頂部與可變部能以另一配置而固定一起，其中儲水槽的再注入將可經由再注入罩(5180)調適。再注入罩(5180)可安置使得當增濕器儲水

槽(5110)接合儲水槽底座(5130)時，無法接取該再注入罩(5180)。這配置可保持前述效益，即當儲水槽(5110)接合儲水槽底座(5130)時，其便無法再注入。此外，可變部(5178)可被能夠調適儲水槽內垂直長度變化的技術中已知的任何機構所替代。

在一仍然另一替代配置中，可呼吸空氣流可用來藉由加壓或脹大輔助組件而改善在增濕器儲水槽(5110)與加熱板(5120)間的熱接觸程度。輔助組件可為作用於增濕器儲水槽(5110)的一腔部、主體或表面，其然後在熱接合方向同時推動儲水槽(5110)與加熱板(5120)。同樣地，輔助組件可作用於加熱板(5120)，以在熱接合方向同時推動加熱板(5120)與儲水槽(5110)。

輔助組件可配置在儲水槽(5110)及/或加熱板(5120)的外部。此外，輔助組件可構成改變接觸儲水槽(5110)及/或加熱板(5120)的面積，以進一步在可呼吸氣體流的壓力發生變化時，描繪熱接觸變化的輪廓。

在一替代配置，儲水槽底座(5130)可包括一固持機構(例如，在儲水槽(5110)周圍閉合的蓋部)，以使儲水槽(5110)保持在其意欲位置。在這配置中，一儲水槽基座蓋部可構成壓縮及/或限制可變部(5116)，以改善熱接觸程度。

使用如先前技術已知的裝載彈簧或彈簧加熱器亦可進一步改善熱接觸的程度。加熱板可使用朝向增濕器儲水槽(5110)的凸狀或圓頂狀構成，使得當增濕器儲水槽(5110)接合儲水槽底座(5130)，凸加熱板會變平，其產生使加熱板(5120)推到儲水

槽(5110)的夾緊力。同樣地，儲水槽(5110)的傳導部(5152)可為圓頂狀或凸狀，且構成當儲水槽(5110)接合增濕器(5000)的底座空腔體(5160)時朝向加熱板變平。

改善熱接觸的前述構件之任一者可彼此單獨、或以其任何組合加以使用，包括結合達成或改善增濕器儲水槽與加熱板間的熱接合的任何先前技術構件。

增濕器轉換器

增濕器(5000)可包括一或多個增濕器轉換器(感測器)，沒有(或另外有)前述的轉換器(4270)。增濕器轉換器可包括一空氣壓力感測器、一空氣流量感測器、一溫度感測器或一濕度感測器之一或多者，如圖 5c 所示。一增濕器轉換器可產生一或多個輸出信號，該等輸出信號可溝通控制器，諸如中央控制器(4230)或增濕器控制器(5250)。在某些形式，一增濕器轉換器可設置於增濕器(5000)外部(諸如在空氣管路(4170))，同時對該控制器溝通輸出信號。

壓力轉換器

一或多個壓力轉換器可設置於增濕器(5000)，可再施加(或取代)設置於呼吸壓治療器件(4000)的一壓力轉換器(4272)。

流量轉換器

一或多個流量轉換器可設置於增濕器(5000)，可再施加(或取代)設置於呼吸壓治療器件(4000)的一流量轉換器(4274)。

溫度轉換器

增濕器(5000)可包括一或多個溫度轉換器。一或多個溫度轉換器可構成測量諸如加熱元件(5240)或儲水槽出口(5122)下游空氣流的一或多個溫度。在某些形式，增濕器(5000)可更包括一溫度感測器，以偵測環境空氣的溫度。

濕度轉換器

在一形式，增濕器(5000)可包括一或多個濕度感測器，用以偵測氣體的濕度，諸如環境空氣。濕度感測器在某些形式可安置向增濕器(5000)的一出口，以測量從增濕器(5000)輸送的氣體濕度。濕度感測器可為一絕對濕度感測器或一相對濕度感測器。

加熱元件(5240)

一加熱元件(5240)在某些情況可提供給增濕器(5000)，以對儲水槽(5110)的水容積之一或多者、或對空氣流提供熱輸入。加熱元件(5240)可包括一熱產生組件(5242)(參見圖 17b)，諸如一電阻式加熱軌。加熱元件(5240)的一適當實例是一分層加熱元件，諸如在 PCT 專利申請公開案第 WO 2012/171072 號中的描述，其整個文獻在此併入本文供參考。

在某些形式，加熱元件(5240)可設置於底盤(4016)，其中熱可利用傳導而主要提供給儲水槽(5110)，例如透過一 HE 罩板(5241)(參見圖 17b)，其可由諸如金屬(例如，不銹鋼或鋁)的傳導性材料形成。

加熱元件(5240)可利用一 HE 密封(5243)支撐，如圖 17b 所示，其構成避免或阻止何水從儲水槽(5110)或底座(4130)流入該加熱元件(5240)。在一形式，HE 密封(5243)(在圖 17g-17h 更詳細顯示)可密封在加熱元件(5240)的周邊外圍，且可從呼吸壓治療器件(4000)的基座提高加熱元件(5240)。HE 密封(5243)可包括一或多個彈性部，諸如 HE 錐體(5245)，如圖 17d 和 17h 顯示，其構成提供一壓縮力，有助於接合加熱元件(5240)與儲水槽(5110)的傳導部(5152)。在一形式，HE 密封(5243)與加熱元件(5240)可構成使得當儲水槽(5110)插入且接合底座(4130)時，HE 錐體(5245)可被軸向壓縮以提供一向上力，藉此將加熱元件(5240)推向儲水槽(5110)的傳導部(5152)，且改善其間的熱接觸。

HE 密封(5243)可更包括一或多個 HE 電纜端口(5246)，允許電纜(例如，用於電力)經由其通過，例如從底盤(4016)的另一部分，諸如底座(4130)的外部且接近氣動組件(4020)。一或多個 HE 電纜端口(5246)可密封式接合在經由其通過的電纜周邊之周圍，以避免水流入該加熱元件(5240)。在一形式，HE 密封(5243)可利用一彈性材料(諸如矽膠)構成，且包括整合形成的 HE 錐體(5245)與 HE 電纜端口(5246)。HE 電纜端口(5246)可包括一空腔體，供電纜經由其通過，且可構成接合用於設置及/或固持

的另一空腔體，諸如藉由成形為一凸部，用以插入底盤(4016)內的空腔體。

增濕器(5000)可包括一 HE 底罩(5244)，如圖 17b 所示，且在圖 17i 和 17j 更為詳細。HE 底罩(5244)可卸除式耦接底盤(4016)(例如，利用螺絲釘)，以允許接取加熱元件(5240)，且包括一或多個特徵部，其構成支撐及設置 HE 密封(5243)。在一形式，HE 底罩(5244)可更包括 HE 錐體槽(5247)，其構成接納 HE 錐體(5245)，同時允許其壓縮。

增濕器控制器(5250)

根據本技術之一配置，一增濕器(5000)可包括一增濕器控制器(5250)，如圖 5c 所示。在一形式，增濕器控制器(5250)可為中央控制器(4230)之一部分。在另一形式，增濕器控制器(5250)可為一單獨控制器，其可溝通該中央控制器(4230)。

在一形式，增濕器控制器(5250)可接收例如在儲水槽(5110)或增濕器(5000)中空氣流、水流的特徵(諸如溫度、濕度、壓力或流率)之輸入測量。增濕器控制器(5250)亦可構成執行或實施增濕器演算法或輸送一或多個輸出信號。

如圖 5c 所示，增濕器控制器可包括一或多個控制器，諸如一中央增濕器控制器(5251)；一加熱空氣管路控制器(5254)，其構成控制一加熱空氣管路的溫度；或一加熱元件控制器(5252)，其構成控制一加熱板的溫度。

字彙

為了本技術揭示之目的，在本技術之特定形式中，可應用一或多個下列定義。在本技術之其他形式中，可應用其他定義。

通則

空氣(Air)：在本技術之特定形式中，空氣意指大氣空氣，且在本技術的其他形式中，空氣可意指可呼吸氣體的一些其他組合，例如含豐富氧的大氣空氣。

環境(Ambient)：在本技術的特定形式中，術語「環境」意指(i)治療系統或患者的外部；及(ii)治療系統或患者的緊鄰周圍。

例如，有關增濕器的環境濕度可為增濕器鄰近環境空氣的濕度，例如，在患者正睡眠房間的濕度。此環境濕度可不同於患者正睡眠房間外部濕度。

在另一實例中，環境壓力可為身體鄰近周圍或外部壓力。

在特定的形式中，環境(例如，聽覺)噪音可認為患者所處房間內的背景噪音程度，以及例如，由呼吸壓治療器件產生或從鼻罩或患者介面發出的噪音。環境噪音可能為房間外部來源所產生。

連續呼吸道正壓換氣 (CPAP , Continuous PositiveAirwayPressure): CPAP 治療意指施加關於大氣連續正壓空氣供應給呼吸道入口，且最好係，在患者呼吸週期近似不變。在某些形式，呼氣期間的呼吸道入口壓力將略微較高，且在吸氣期間略微較低。在某些形式，患者的不同呼吸週期間的壓力會改變，例如，隨著偵測到局部上呼吸道阻塞的指示而增加，且在沒有局部上呼吸道阻塞的指示而減少。

CDMA(CodeDivisionMultipleACcess): 意指分碼多工存取。

GSM(GlobalSystemforMobile): 意指全球行動通訊系統。

LTE(LongTermEvolution): 意指長期演進技術。

USB(UniversalSerialBus): 意指通用序列匯流排。

材料

矽膠或矽橡膠(Silicone 或 Silicone 彈性體): 一種合成橡膠。在本說明書中，所參考的矽是一種液型矽橡膠(LSR)或一種壓縮成型矽橡膠(CMSR)。一形式的商用 LSR 是 SILASTIC(包括在此商標下銷售的多種產品)，是由道瓊(DowCorning)公司製造。另一 LSR 業者是瓦克(WACker)公司。除非特別聲明，否則一較佳 LSR 形式具有如使用 ASTM D2240 測量在約 35 至約 45 範圍的 ShoreA(或類型 A)壓痕硬度。

聚碳酸酯(聚碳酸酯)：一種典型透明熱塑性聚合體(Bisphenol A Carbonate)。

其他補充說明

本專利文件的揭露部分包括受制於版權保護的材料。版權擁有者對於專利文件或專利揭露部分的任何一者的傳真再生沒有異議，因為專利文件或專利揭露部分出現在專利商標局專利檔案或記錄，但在其他方面保有所有版權。

除非本說明書明確指出且提供各種值，否則，應明白，在範圍內的上限值與下限值間的每個居間值(到下限值單位的十分之一)、與在所述範圍內的任何其他指定值或居間值涵蓋在本技術內。這些居間範圍的上限值與下限值(可獨自包括在居間的範圍中)亦涵蓋的本技術(隸屬於在所述範圍內的任何特別排除限制)內。在所述範圍包括一或兩限制之情況，排除這些包括限制的任一者或兩者的範圍亦包括在本技術內。

此外，在一值或數值在此所述當作本技術之一部分實施的情況，應瞭解，除非特明聲明，否則此值可能近似，且此值可被用於任何適當有效數字至實際技術實施可能允許或需要的範圍。

除非定義，否則，在此使用的所有技術與科學術語具有與熟諳此技者普遍瞭解相同的意義。雖然類似或等同在本說明書

所述的任何方法與材料亦可用來實施或試驗本技術，不過在本說明書描述有限數量的示範方法與材料。

當特別材料視為最好用來構成一組件時，很明顯，具類似屬性的替代性材料可替代使用。此外，除非在此指定相反意義，否則在此所述的任何與所有組件應瞭解可製造，且同樣地，可一起製造或個別製造。

必須注意，如在本說明書與文後申請專利範圍的使用，除非明確說明，否則單數形式「一」、與「該」包括其複數個等效物。

在本說明書提到的所有專利公開內容是整個併入本文供參考，以揭露及描述有關這些專利公開內容主題的方法、物件(或兩者)。本說明書中討論的專利公開內容只是為了揭示在本申請的申請日之前的專利公開內容而提供。不應解釋為承認本技術不能因為是在先前發明而先於這些揭示。此外，提供的專利公開內容的日期可能不同於實際的出版日期，可能需要單獨確認。

此外，在解釋本發明中，所有術語應以符合文內容的最大程度合理方法解釋。特別係，術語「包括」與「包含」應解釋為以非排他性方法參考元件、組件、或步驟，指出參考的元件、組件、或步驟可提供、或利用、或結合未明確參考的其他元件、組件、或步驟。

在詳述中所包括使用的主題標題只供讀者容易參考，且應不是用來限制在揭示或申請專利範圍中使用之標的事項。主題標題應不是用來構成申請專利範圍或申請專利範圍限制之範疇。

雖然本技術在此參考特別範例描述，但應瞭解，這些範例只是示意說明本技術的原理與應用。在一些例證中，術語與符號可能表示無需實施本技術的特定細節。例如，雖然可能使用用語「第一」與「第二」，除非特別指定，否則在此不意味任何順序，而是用來區別不同的元件。此外，雖然方法中的處理步驟可能採用一順序來描述或示例，但不必然要依此一順序。熟諳此技者明白，此順序可修改。此外(或)，其態樣可同時或甚至同步執行。

因此，應瞭解，許多修改可達成示意範例，且其他配置可設計，不致悖離本技術的精神與範疇。

【符號說明】

1000	患者
1100	床伴
3000	患者介面
3100	密封形成結構
3200	充氣腔部
3300	結構
3400	換氣口
3700	前額支撐結構
3600	連接埠

4000	呼吸壓治療器件
4002	呼吸壓治療器件入口
4004	呼吸壓治療器件出口
4006	出口管
4006a	第一部件
4006b	第二部件
4006fl	凸緣
4006gu	出口管導部
4006la	出口管門栓部
4006oe	出口端
4008	中間管
4010	外殼體
4010co	前面盤缺口
4010lp	外殼體光端口
4010pr	凸部
4012	前面盤
4012sh	內肩凸部
4014	側面盤
4014ac	護罩
4014an	護罩固定部
4014ch	凹部
4014co	外罩部
4014cp	連接埠
4014f	側面盤框架
4014fc	入口空氣濾網罩
4014h	空氣濾網殼體

4014hi	護罩鉸接部
4014re	互補凹部
4014w	壁部
4016	底盤
4016pl	載台
4020	氣動組件
4020af	軟質空心泡棉
4020bs	鼓氣機套筒
4020c1	第一腔部
4020c2	第二腔部
4020fp	流板
4020ft	流管
4020h1	第一 PB 殼體
4020h2	第二 PB 殼體
4020ii	PB 入口插入部
4020in	PB 入口
4020it	PB 入口管
4020or	PB 出口緣
4020ou	PB 出口
4020pt	套筒拉柄
4020sc	PB 感測器耦接件
4020sp	流量感測器端口
4020st	套筒凸部
4020ws	PB 水屏蔽部
4020wt	PB 聚水器
4107	患者介面連接器

4110	空氣濾網
4112	入口空氣濾網
4114	出口空氣濾網
4120	消音器
4122	入口消音器
4124	出口消音器
4124bo	消音器本體
4124ca	消音器護罩
4124cl	消音器夾具
4124da	消音器減震器
4124ex	消音器擴張腔部
4124fo	消音器泡棉
4124hi	消音器鉸接部
4124in	消音器進口嘴
4124le	消音器柄桿
4124ou	消音器出口嘴
4124tl	消音器位移限制器
4130	底座
4130fl	凸緣
4130gu	底座導部
4130re	互補凹部
4130sl	底座出口槽
4132	底座出口
4132pp	底座出口壓力端口
4134	底座入口
4140	壓力產生器

4142	鼓氣機
4142in	鼓氣機入口
4142ou	鼓氣機出口
4144	馬達
4160	止回閥
4170	空氣管路
4170co	AC 螺旋紋管
4170ec	AC 電連接器
4170le	電線
4170oc	出口連接器
4170om	AC 包覆部
4170pb	組件
4170re	凹部
4170se	密封
4170tp	管部
4172	致動器
4174	固持特徵部
4176	凸舌部
4177	凸肋部
4178	位移止動部
4180	輸氧端口
4190	使用者介面面盤
4190ba	使用者介面基座
4190lw	進光孔
4190se	使用者介面密封
4202	印刷電路板組件

4210	電源供應器
4220	輸入器件
4222	第一按鈕
4224	第二按鈕
4226	轉盤
4226ap	轉盤孔
4226co	轉盤護罩
4226se	轉盤密封
4226sh	編碼器轉軸
4230	中央控制器
4232	時脈
4240	治療器件控制器
4250	保護電路
4260	記憶體
4270	轉換器
4272	壓力轉換器
4274	流量轉換器
4276	馬達速度轉換器
4278	環境光感測器
4280	資料通訊介面
4280an	天線
4280gp	天線接地面
4280n1	第一側部
4280n2	第二側部
4282	遠端外部通訊網路
4284	本地外部通訊網路

4286	遠端外部器件
4288	本地外部器件
4290	輸出器件
4292	顯示器驅動程式
4294	顯示器
4294co	顯示器罩部
4295a1	報告子功能選單
4295a2	報告子功能選單
4295a3	報告子功能選單
4295a4	報告子功能選單
4295a5	報告子功能選單
4295a6	報告子功能選單
4295a7	報告子功能選單
4295a8	報告子功能選單
4295b1	報告子功能選單
4295b2	報告子功能選單
4295b3	報告子功能選單
4295b4	報告子功能選單
4295c1	第一臨床功能選單螢幕
4295m1	第一功能選單螢幕
4295o1	可選擇子功能選單
4295o2	可選擇子功能選單
4295r1	報告子功能選單
4295r2	報告子功能選單
4295r3	報告子功能選單
4295r4	報告子功能選單

4295re	報告功能選單
4295s1	可選擇子功能選單
4295s2	可選擇子功能選單
4295s3	可選擇子功能選單
4295se	可選擇功能選單
4295w	視窗部分
4330	控制模組
5000	增濕器
5004	出口總成
5050	轉盤
5051	轉盤密封
5052	電連接器接收部
5054	缺口
5056	出口連接區域
5058	母頭電連接器
5058ce	接收器接觸元件
5058w1	焊接點
5058w2	焊接點
5058w3	焊接點
5058pe	鉚釘或針銷
5058rf	固持特徵部
5058bp	基座部
5058co	接觸部
5058cu	彎曲部
5059	內肩凸部
5060	圓盤止動面

5062	圓盤止動面
5070	電纜
5080	電纜殼體
5082	內壁
5084	外壁
5086	空隙
5088	環隙部
5090	固定件
5092	開口
5094	殼體凸舌部
5110	儲水槽
5112	基座
5114	蓋部
5116	柔順部
5117	載體
5118	入口
5120	加熱板
5122	出口
5123	凸片
5124	入口管
5125	入口管出口
5126	出口管
5127	出口管內端
5128	端壁
5130	底座
5132	第一底座密封

5134	第二底座密封
5136	轉翼
5138	孔口
5139	傾斜輪廓
5142	凸部
5144	底座鎖凹部
5145	基座上體
5146	接觸元件
5148	基座底板
5150	密封元件
5152	傳導部
5154	柄凹部
5156	柄凹部
5158	鉸接部
5159	互補鉸接凹部
5160	底座空腔體
5164	止動面
5165	止動面
5166	摩擦盤
5168	底座氣體出口
5170	底座氣體入口
5172	增濕器出口
5174	基座
5176	頂部
5178	可變部
5180	注入罩

5182	水
5184	水位
5186	鎖扣部
5192	阻流板
5194	支撐輻條
5195	導流件
5196	定位部
5197	阻流板密封
5198	偏流板部
5202	中間部
5204	密封
5205	凸部/槽組合
5206	壁部
5220	轉導部
5222	止轉部
5224	內凸緣
5226	外凸緣
5240	加熱元件
5241	HE 罩板
5242	熱產生組件
5243	HE 密封
5244	HE 底罩
5245	HE 錐體
5246	HE 電纜端口
5247	HE 錐體槽
5250	增濕器控制器

5251	中央增濕器控制器
5252	加熱元件控制器
5254	空氣管路控制器
5300	端罩部
5340	磁鐵
5345	端罩部磁鐵固持件

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依寄存機構、日期、號碼順序註記】

國外寄存資訊【請依寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

【序列表】 (請換頁單獨記載)

I663995

發明摘要

※ 申請案號：103144004

※ 申請日：103年12月17日 ※IPC 分類：A61M 16/00 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

呼吸壓治療系統/A Respiratory Pressure Treatment System

【中文】

本發明揭示一種用於治療呼吸相關障礙之呼吸壓治療(RPT, Respiratory Pressure Therapy)器件。該呼吸壓治療器件包括：一壓力產生器；一氣動組件；一底盤；及一器件出口，用於輸送氣體流供應至一患者介面。該呼吸壓治療器件亦包括一整合增濕器，該整合增濕器包含一儲水槽。一呼吸壓治療器件亦揭露包括一無線資料通訊介面，該無線資料通訊介面整合於該殼體且構成連接另一器件或網路。

【英文】

A respiratory pressure therapy (RPT) device is disclosed for treatment of respiratory-related disorders. The RPT device includes a pressure generator, a pneumatic block, a chassis and a device outlet for delivering a supply of flow of gas to a patient interface. The RPT device also comprises an integrated humidifier including a water reservoir. An RPT device is also disclosed that includes a wireless data communication interface integrated with the housing and configured to connect to another device or a network.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第(5c)圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

4000 呼吸壓治療器件

4010	外殼體
4012	前面盤
4014	側面盤
4016	底盤
5000	增濕器
5110	儲水槽

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

圖式

1/120

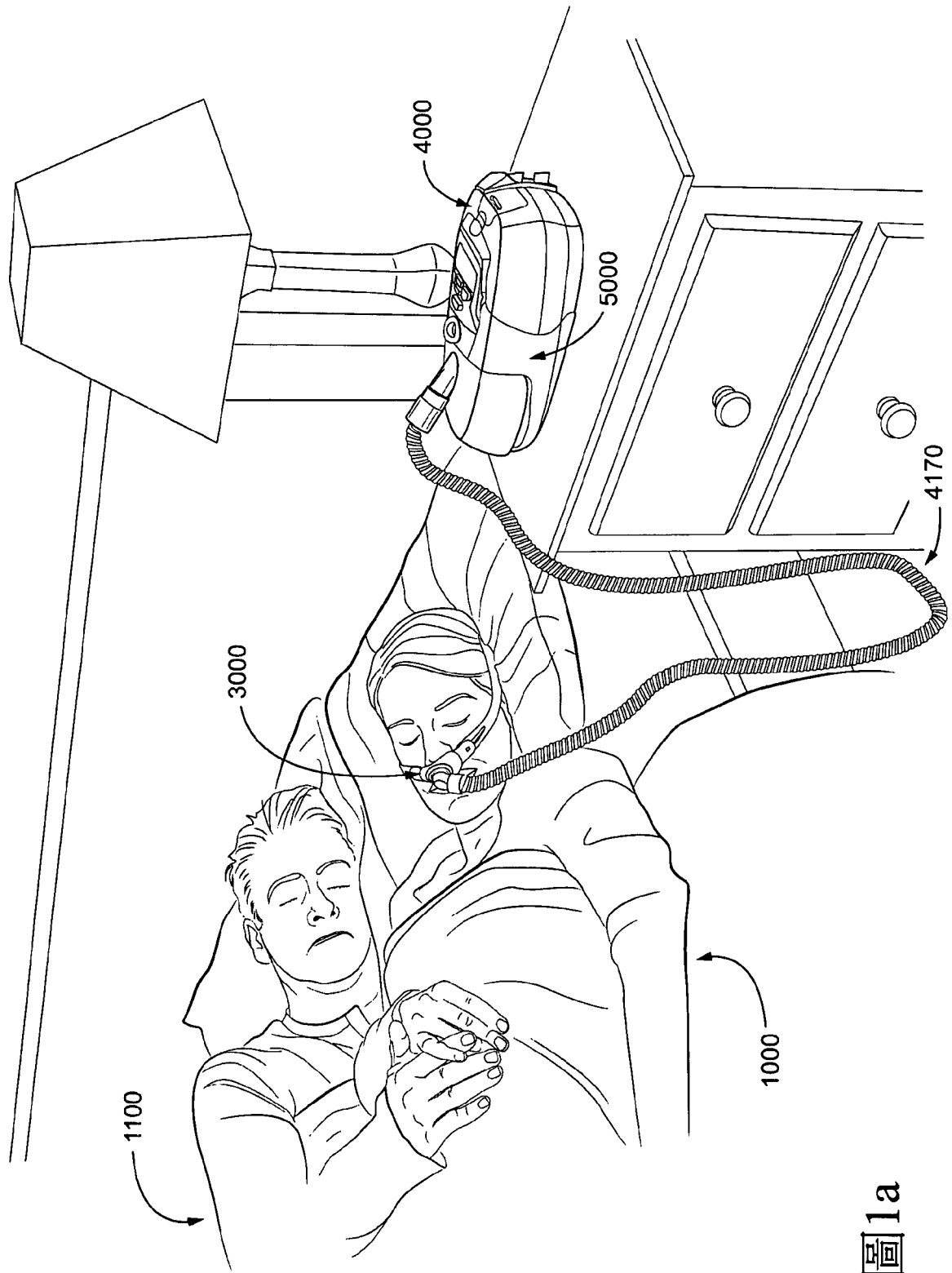
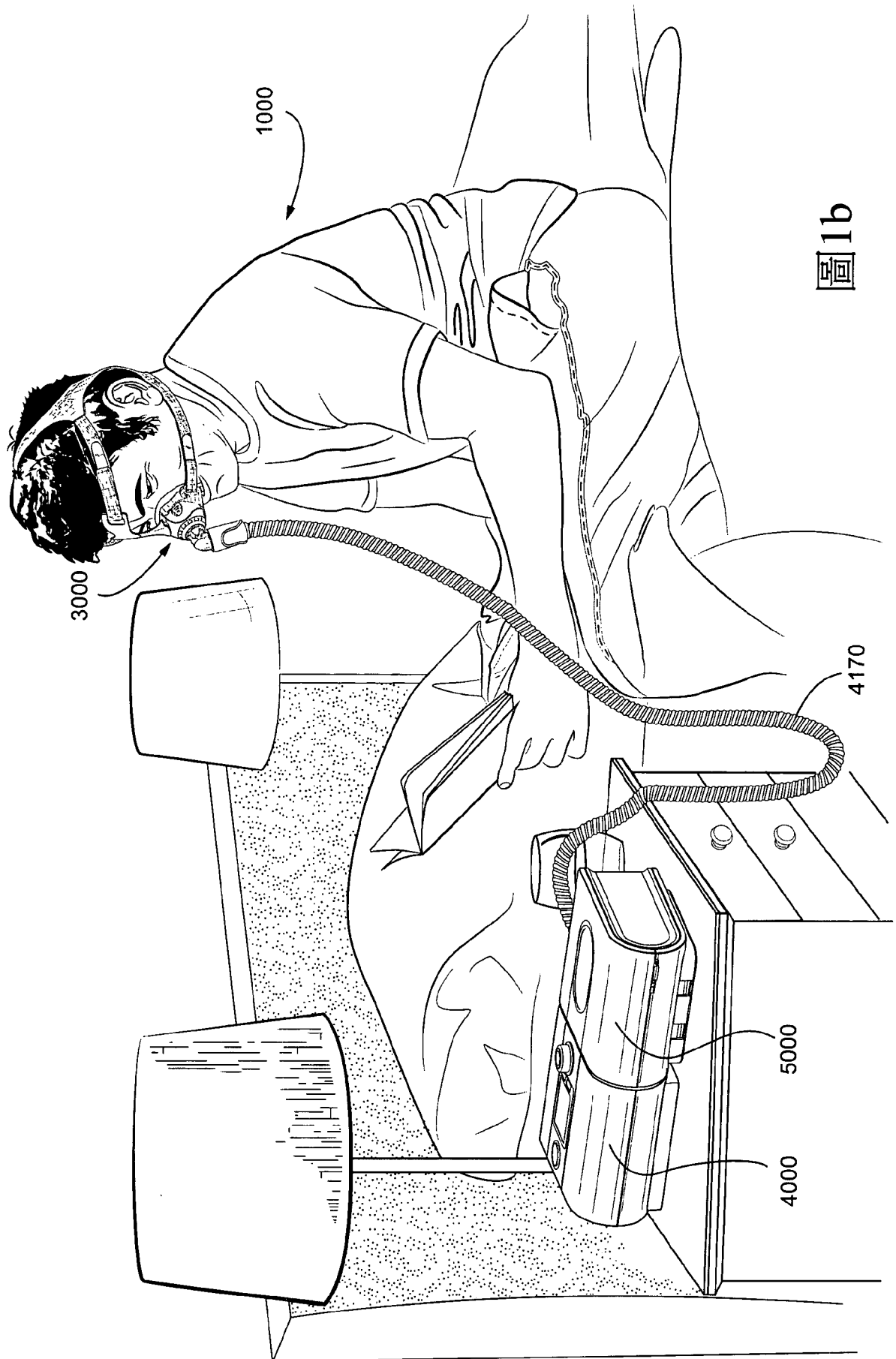


圖 1a



16



圖1c

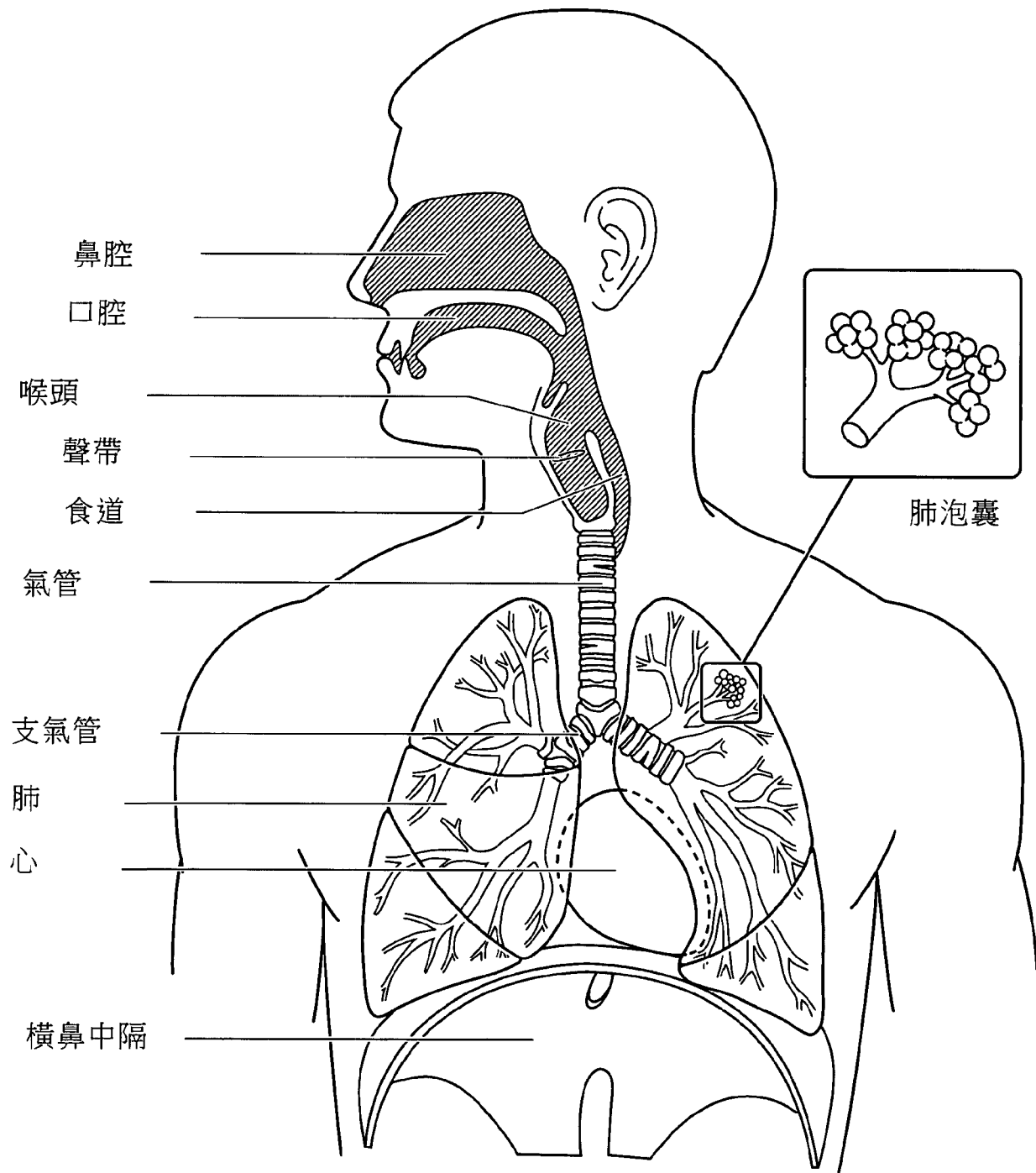


圖2a

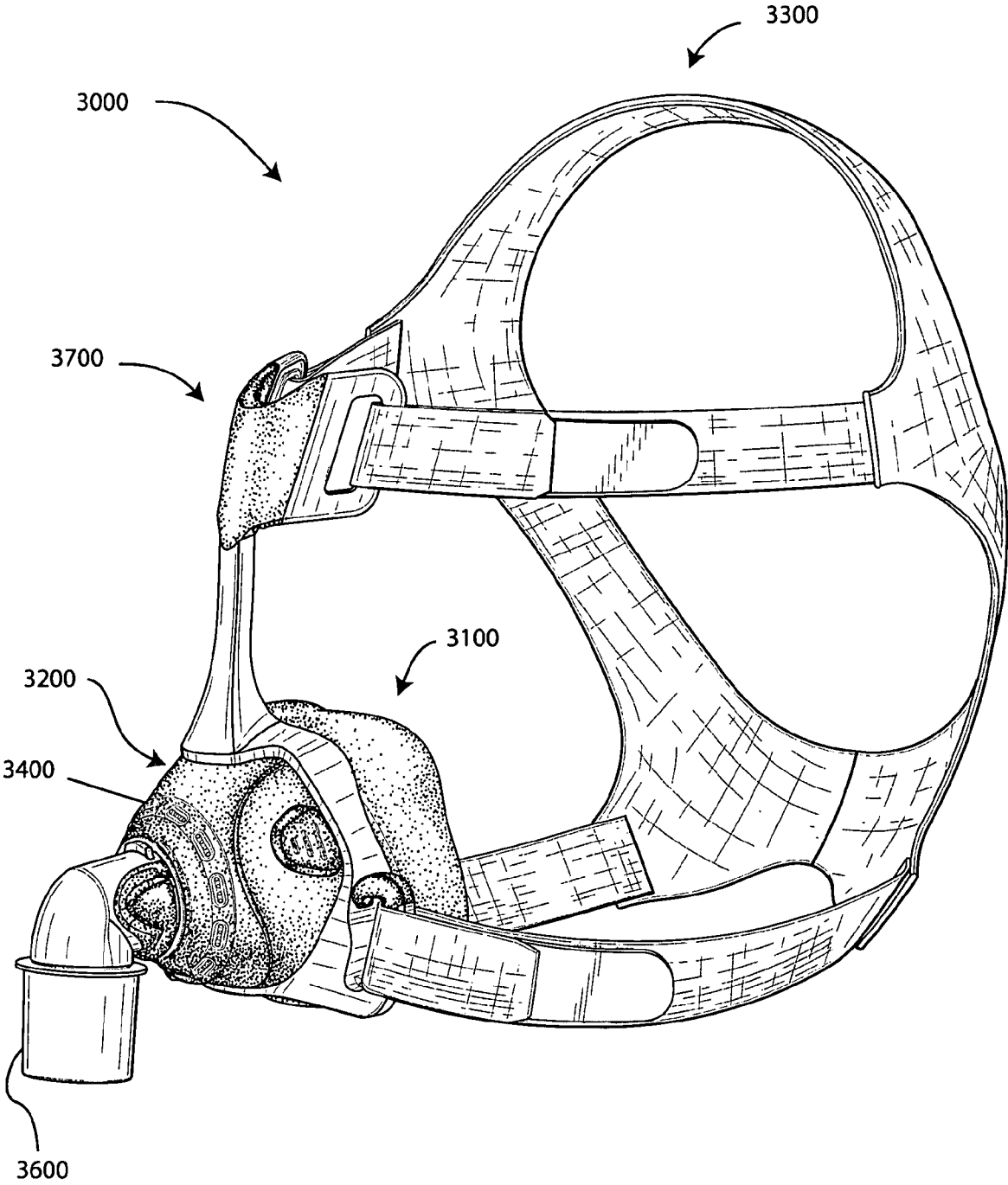


圖3a

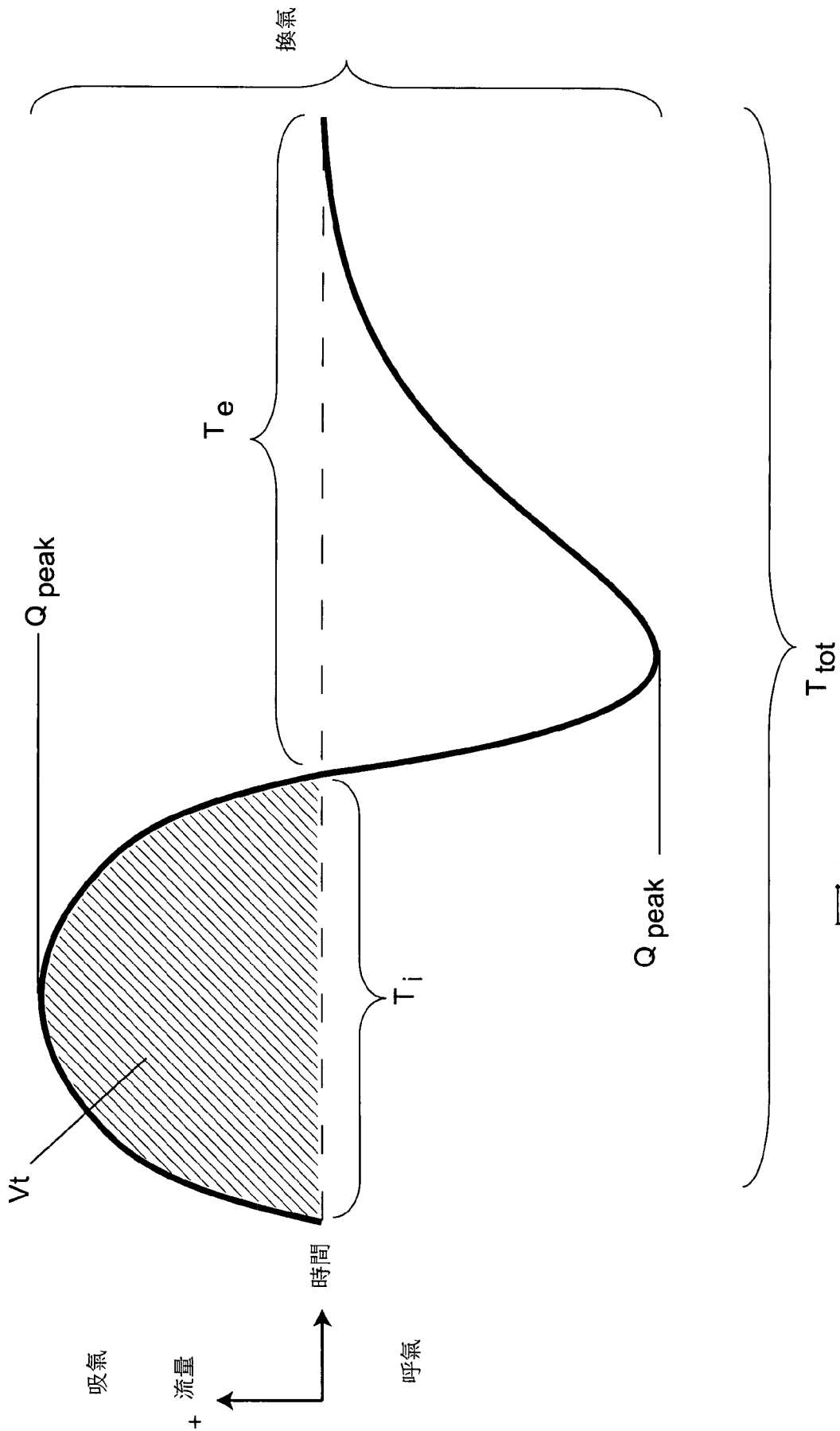
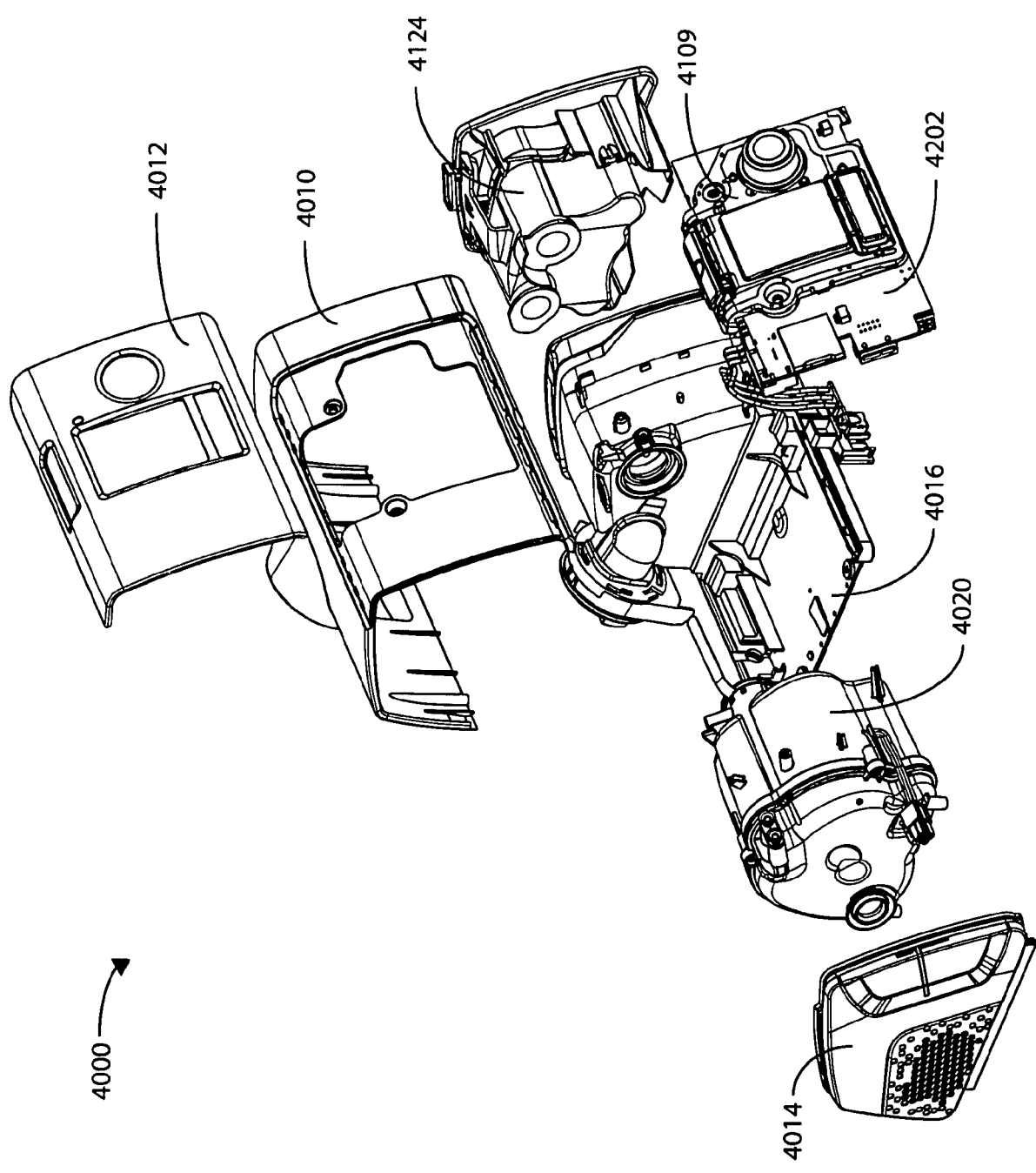


圖4

圖 5a



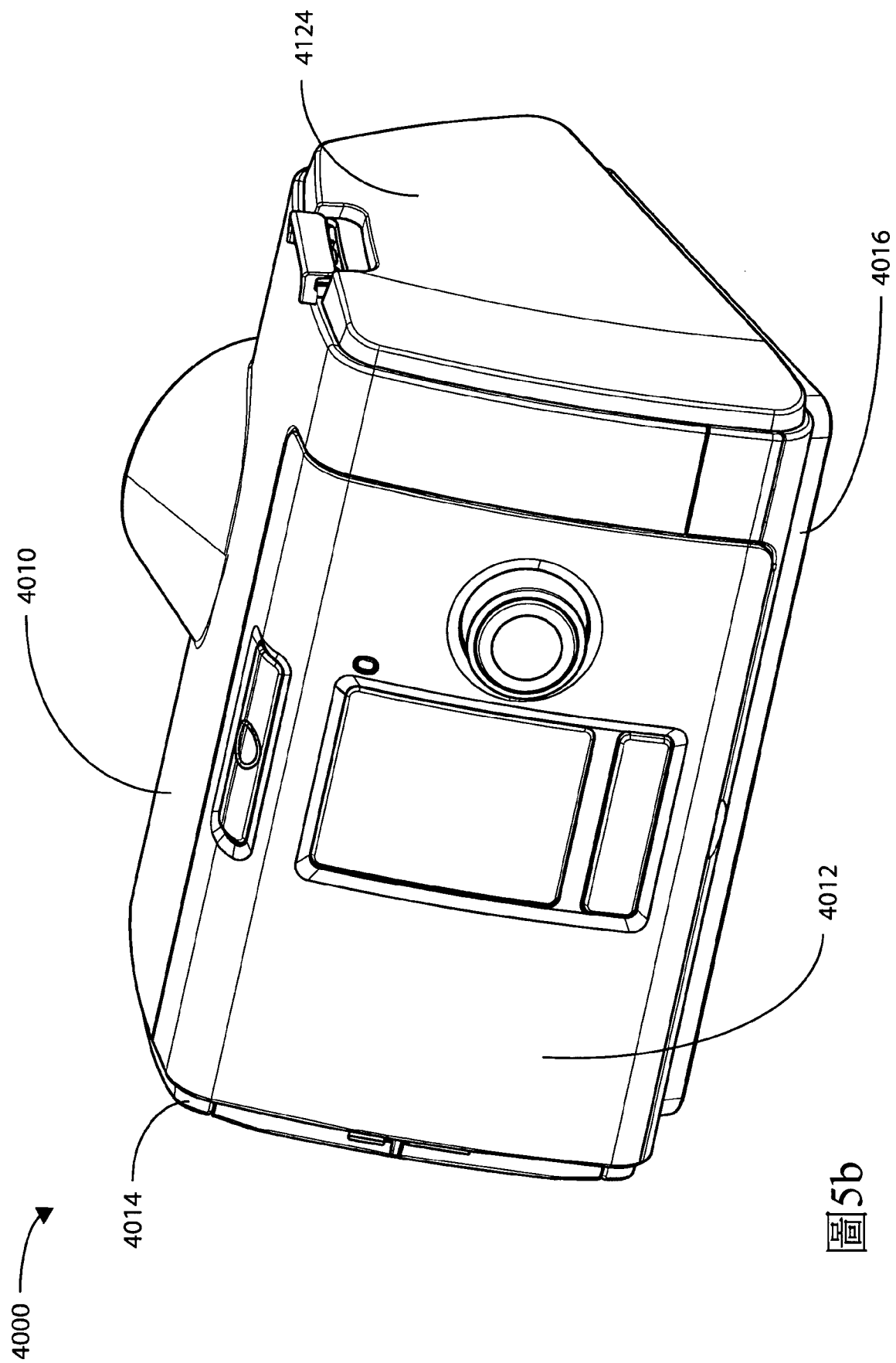


圖 5b

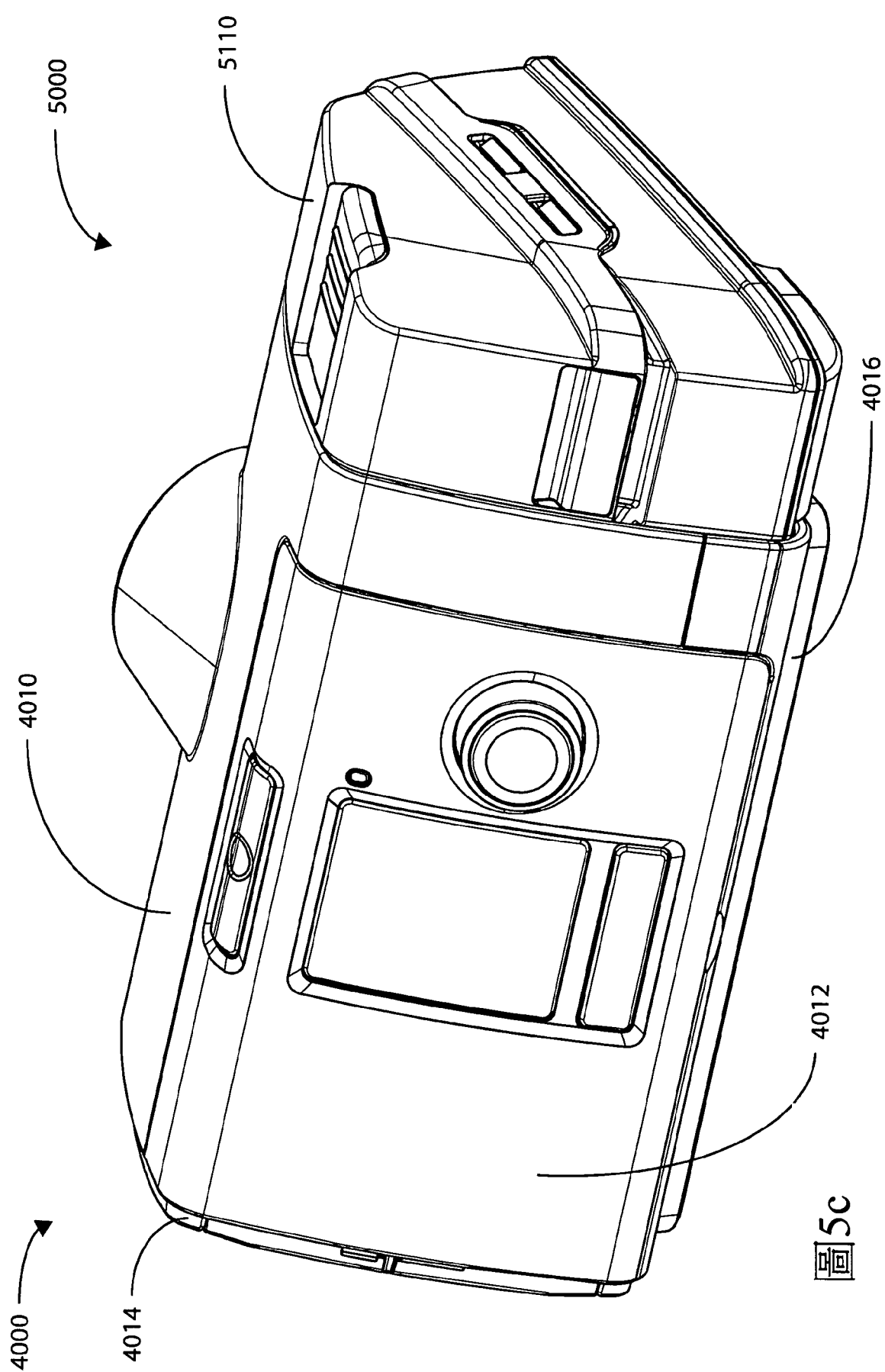


圖 5c

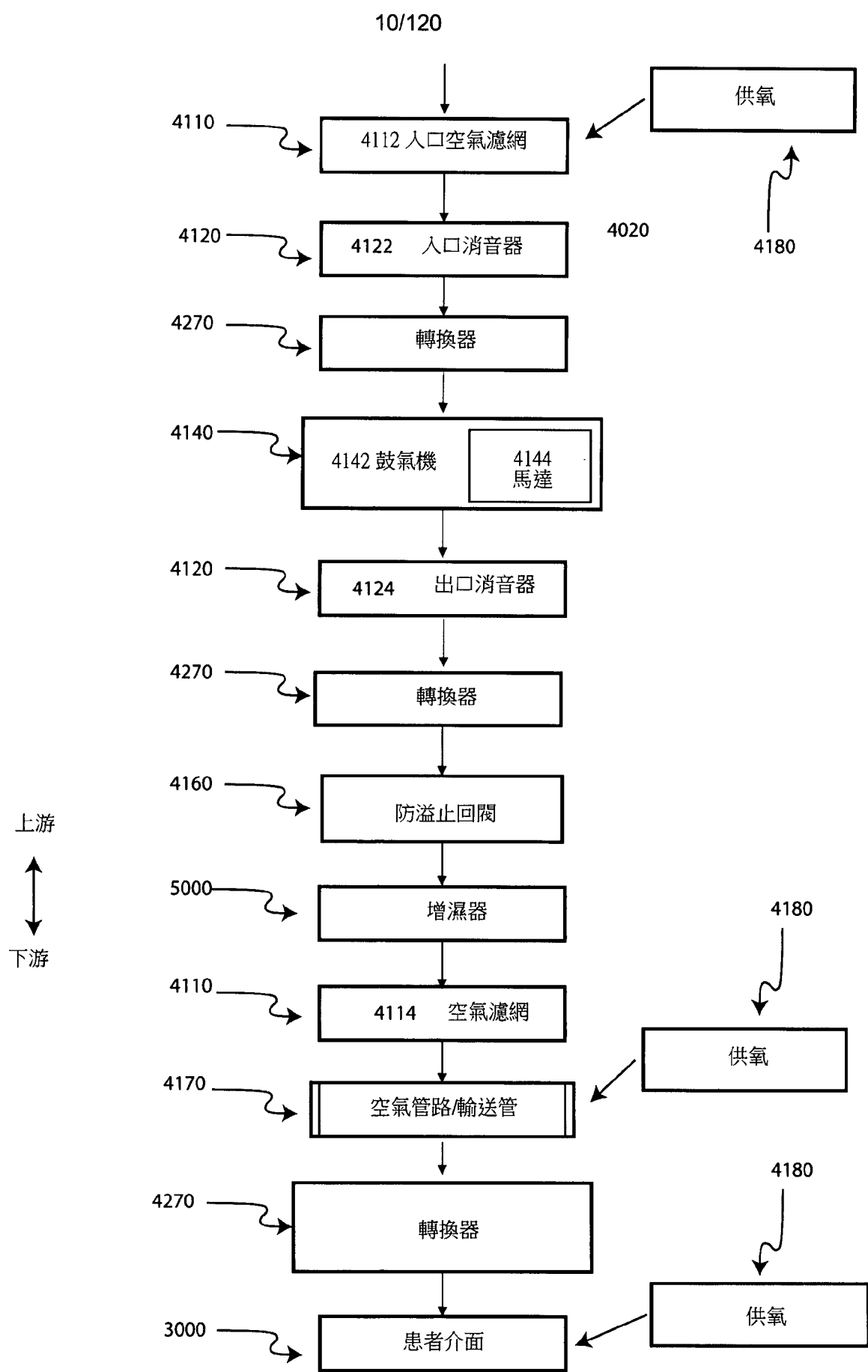


圖5d

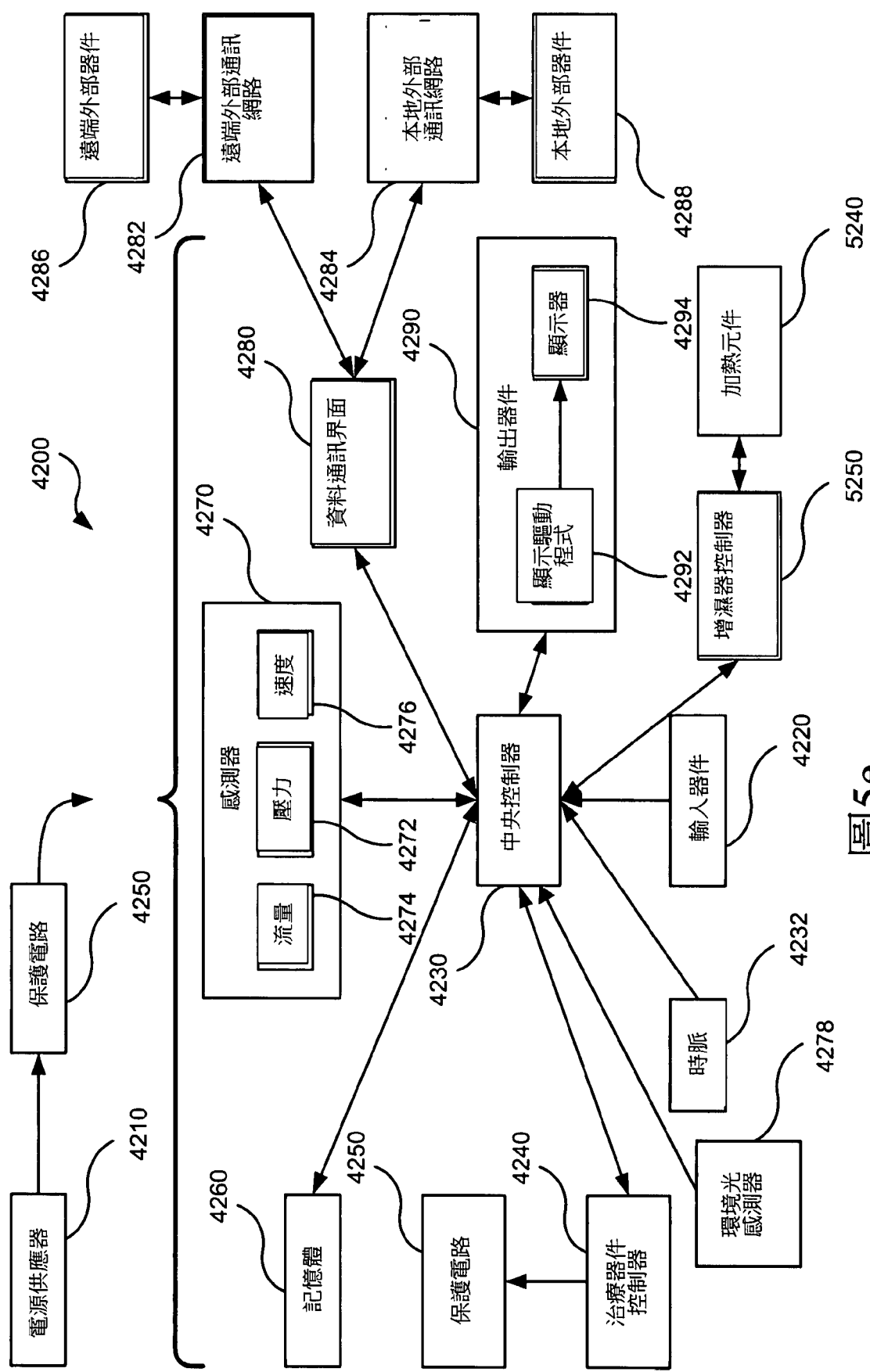


圖5e

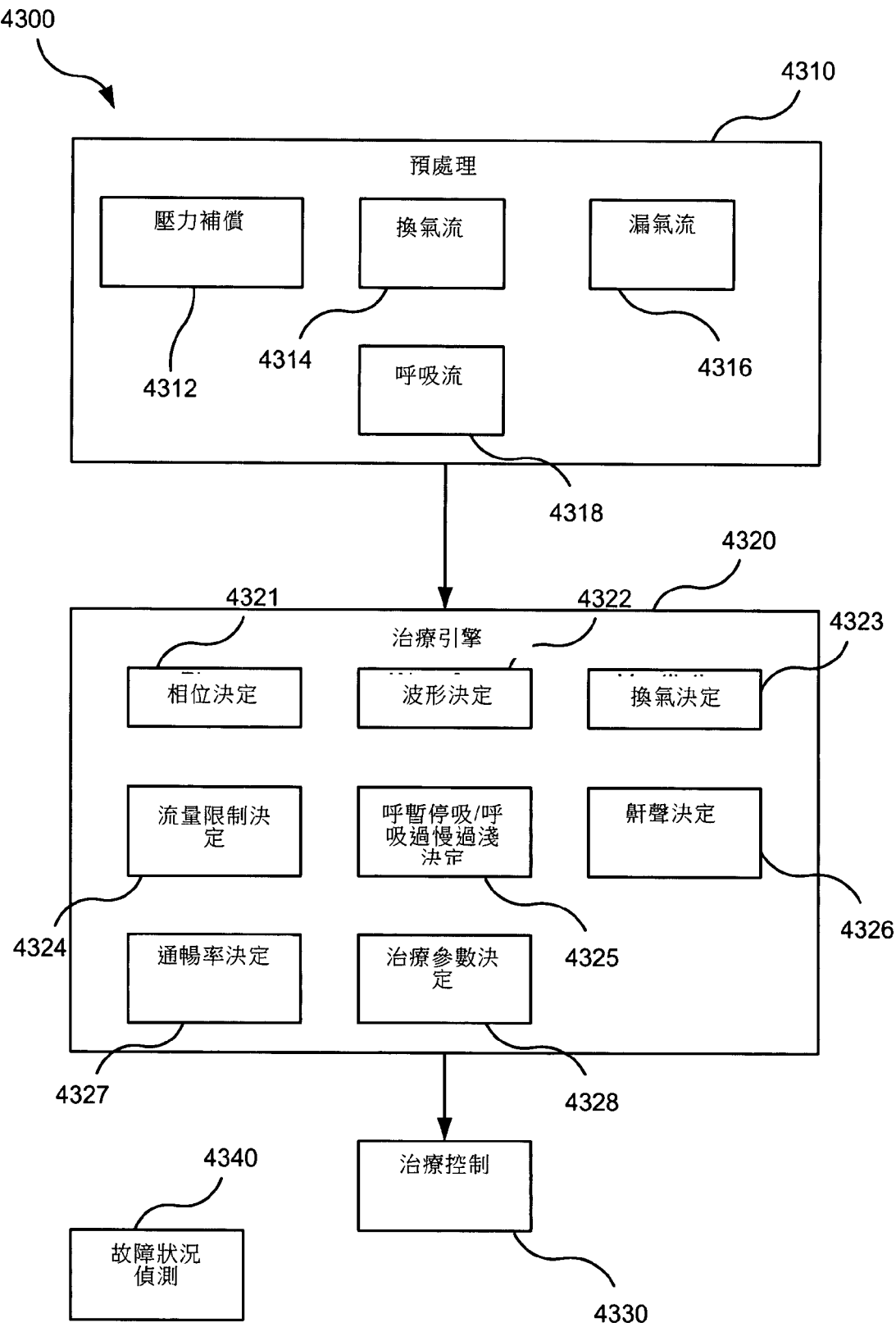


圖5f

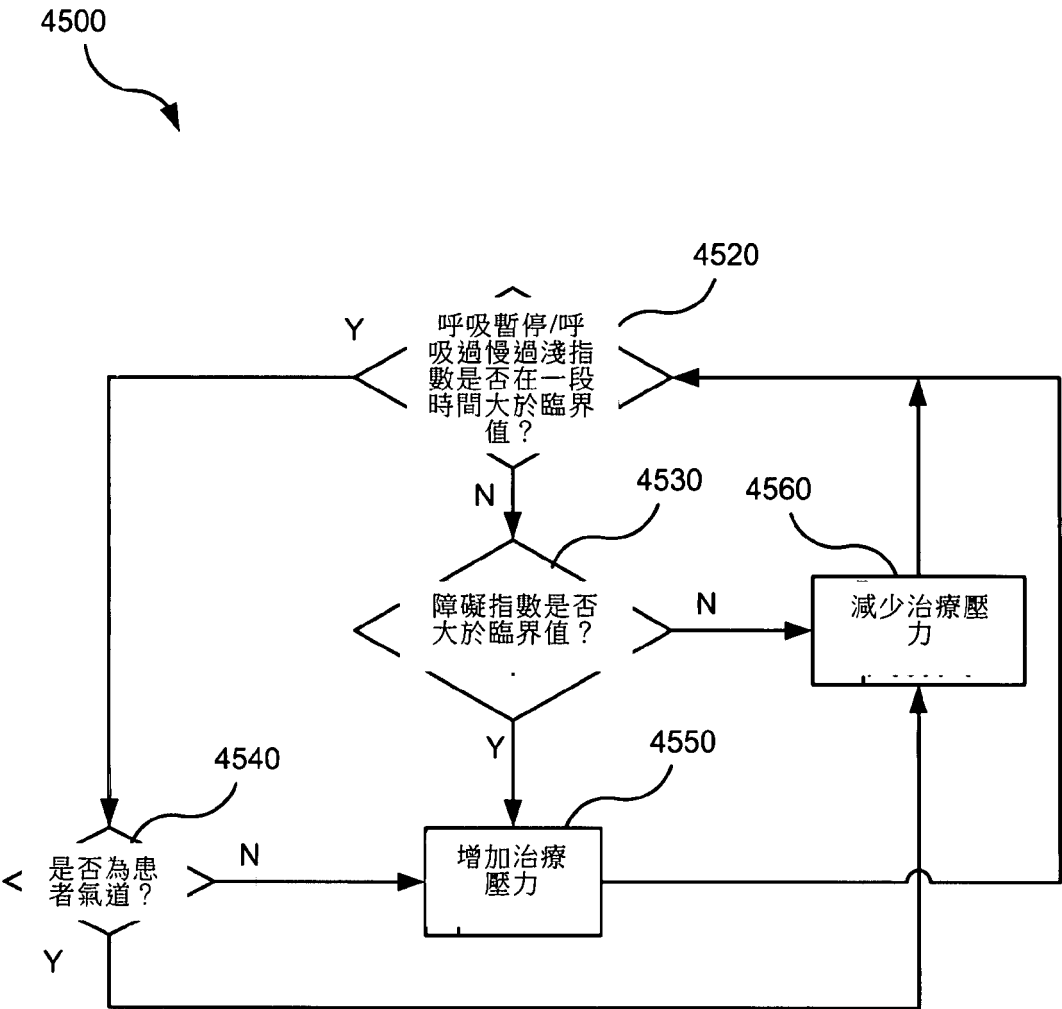


圖5g

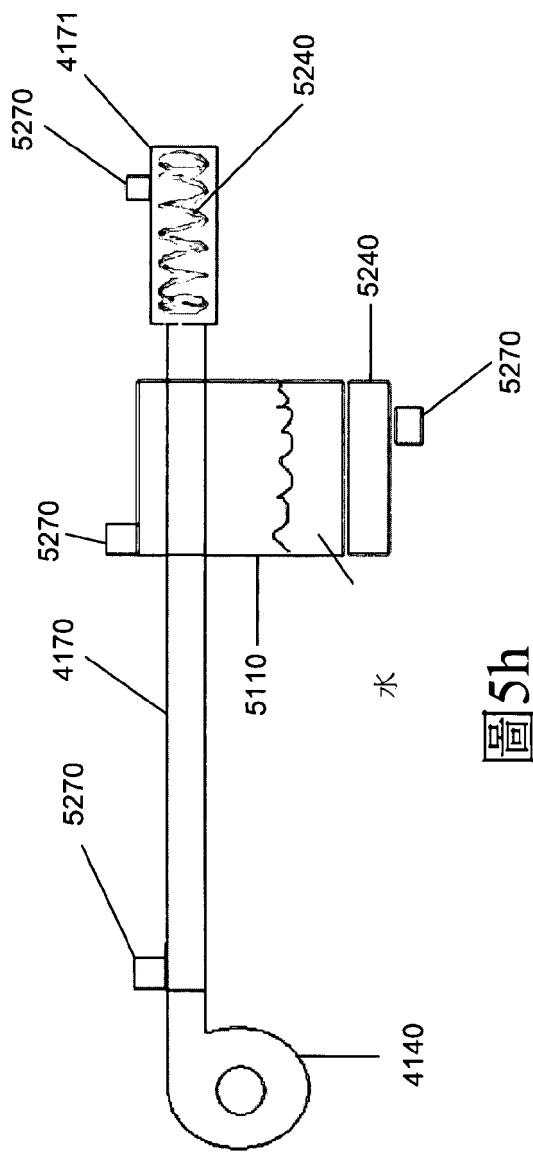


圖5h

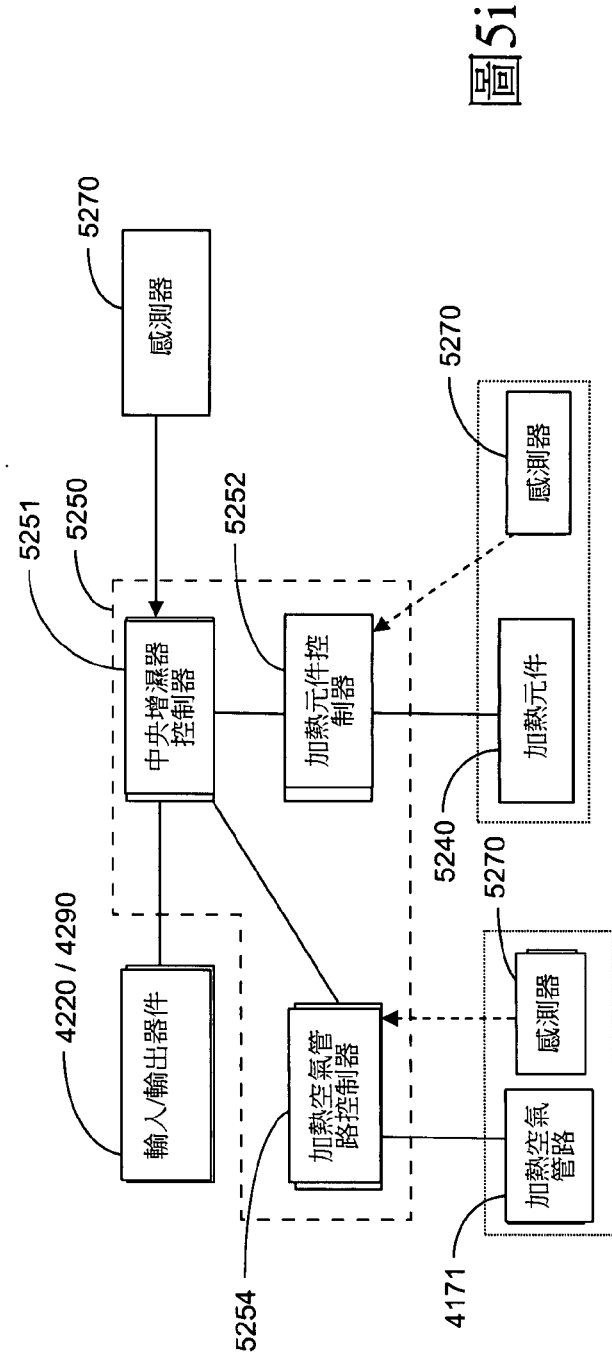


圖5i

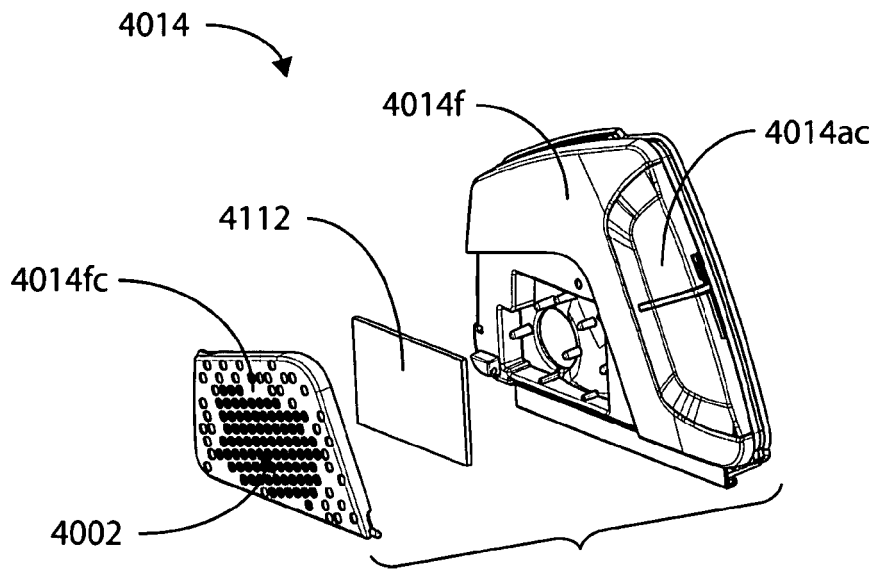


圖6a

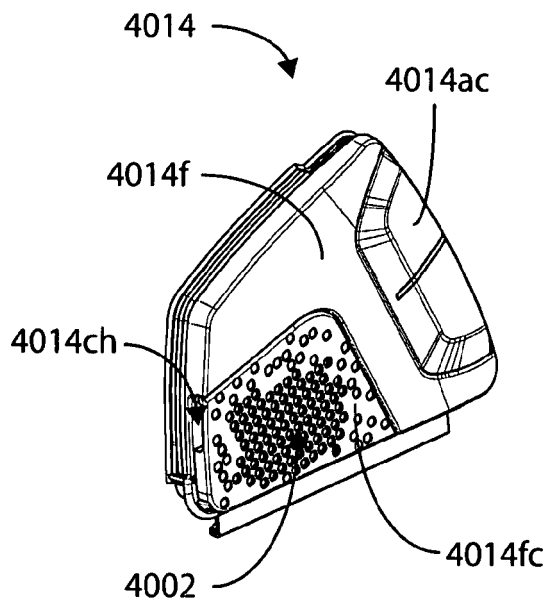


圖6b

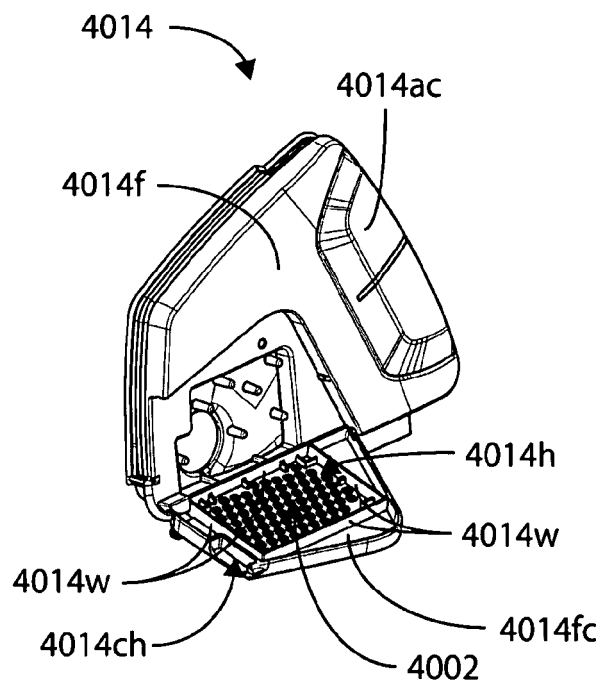


圖6c

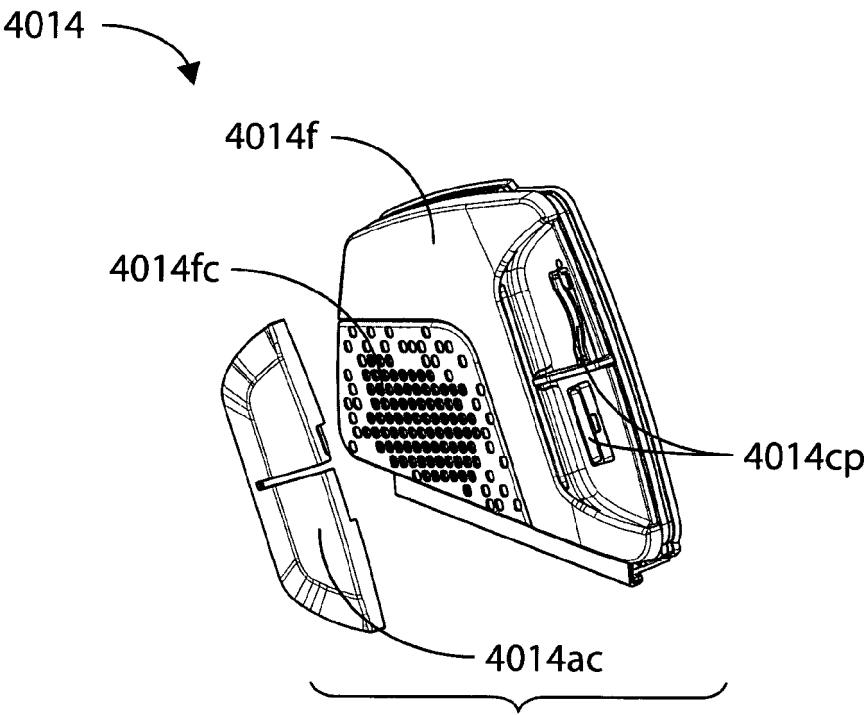


圖 6d

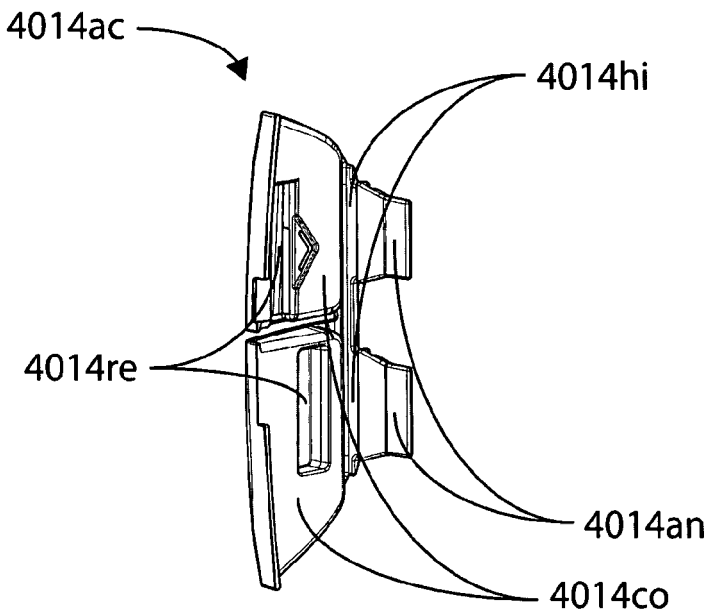


圖 6e

17/120

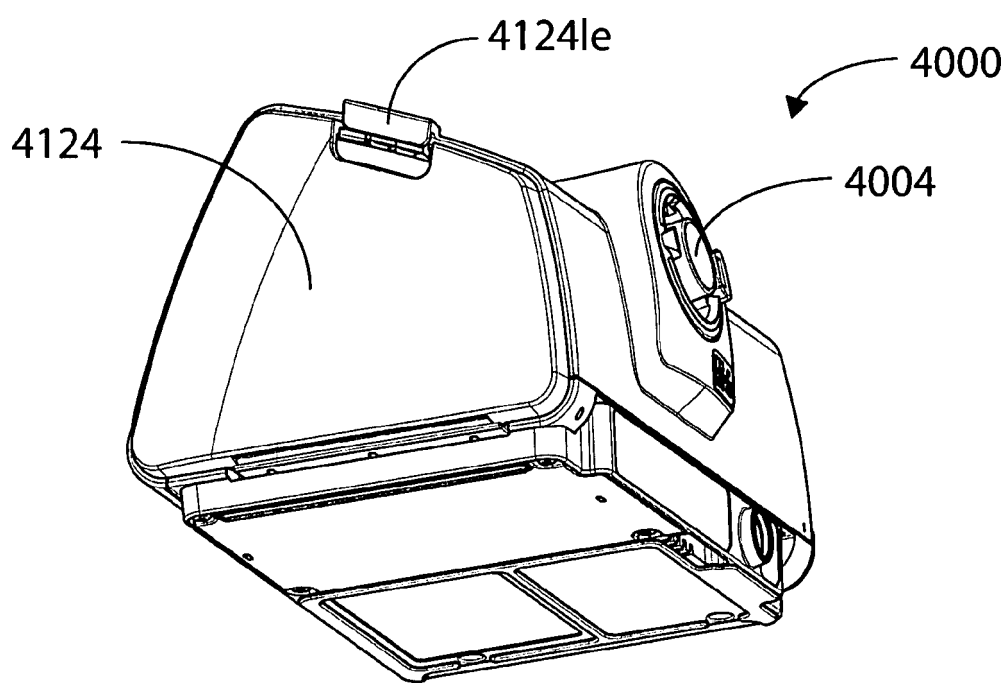


圖 7a

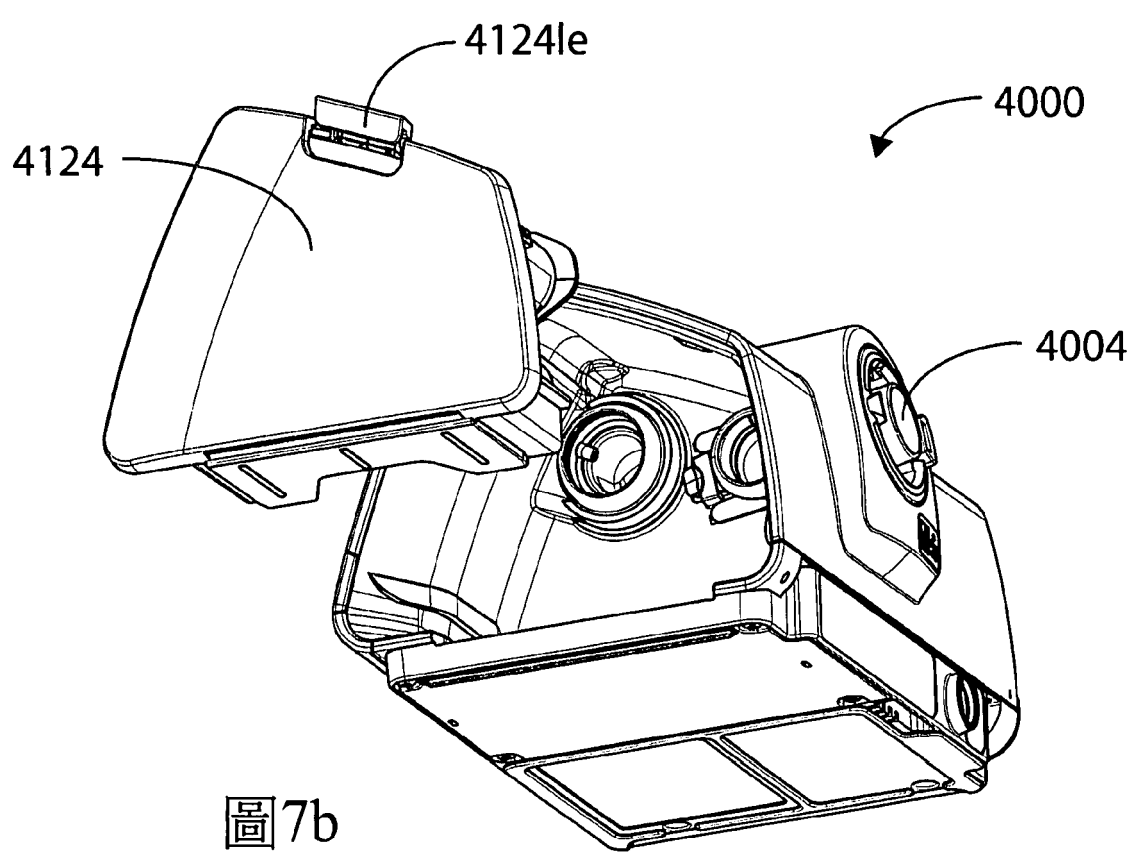


圖 7b

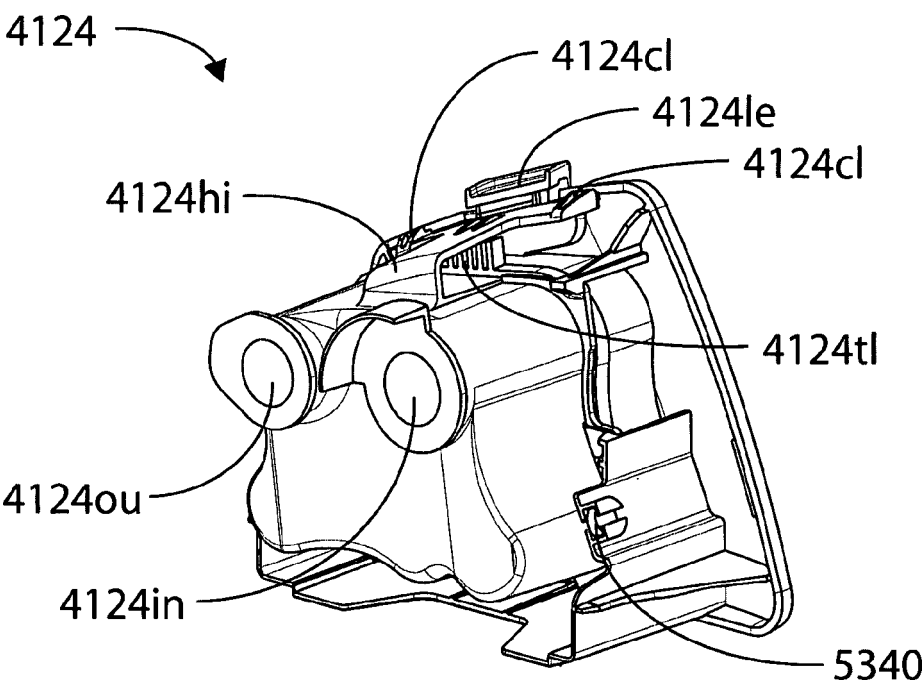


圖7c

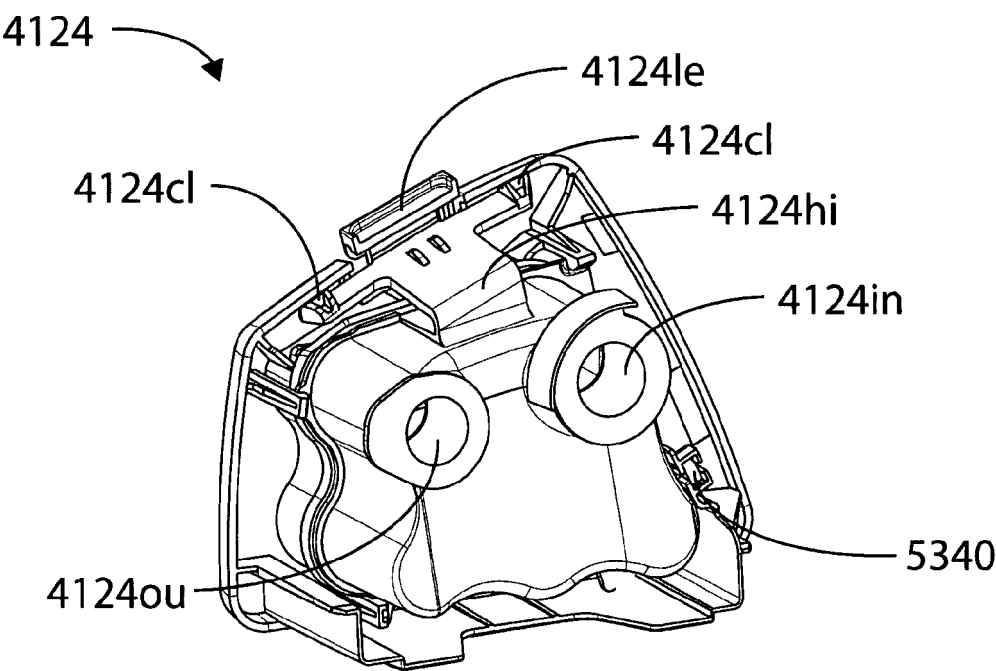
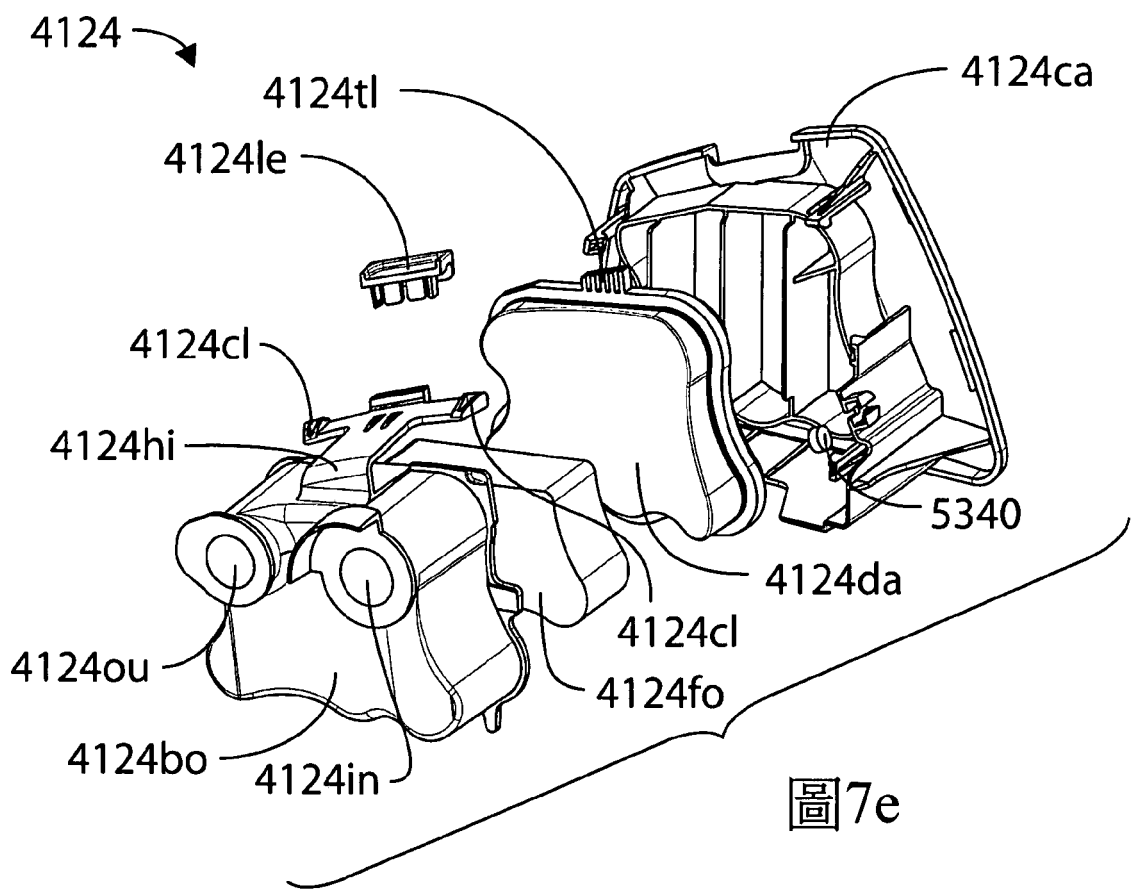
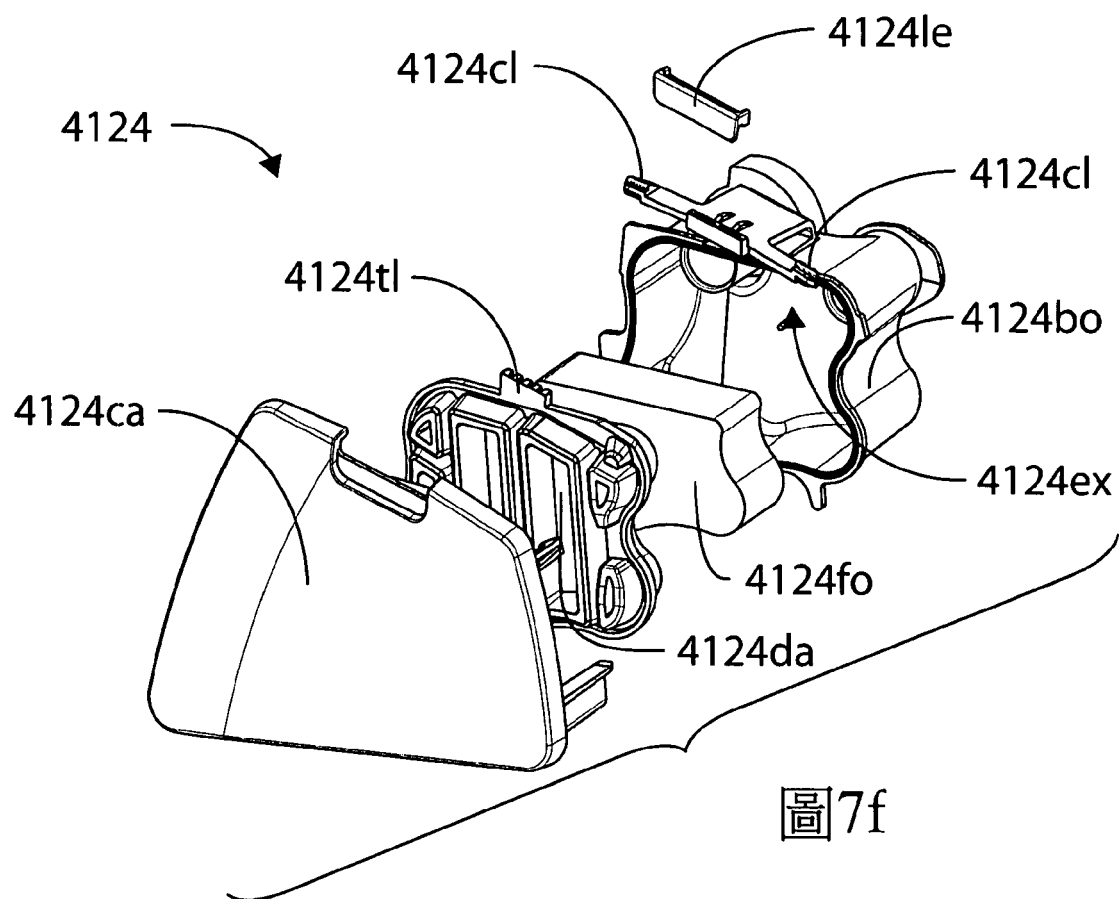


圖7d



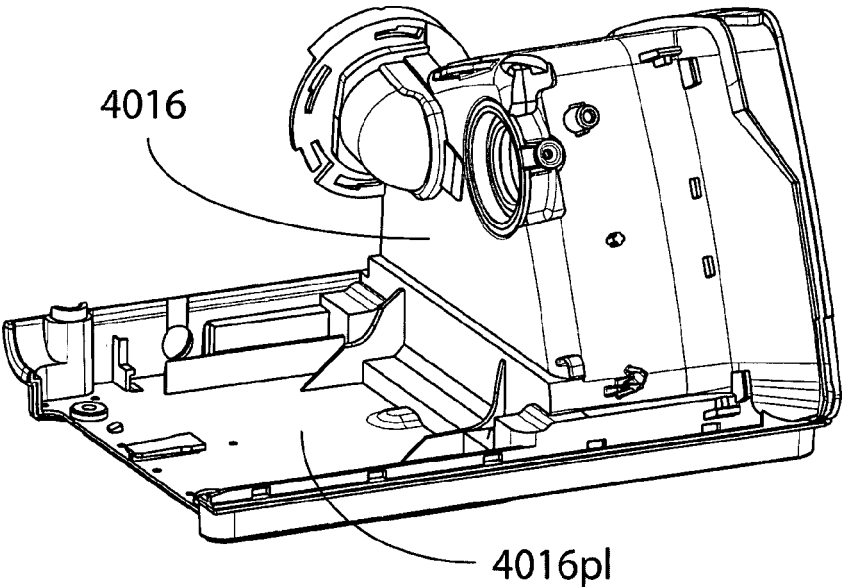


圖8a

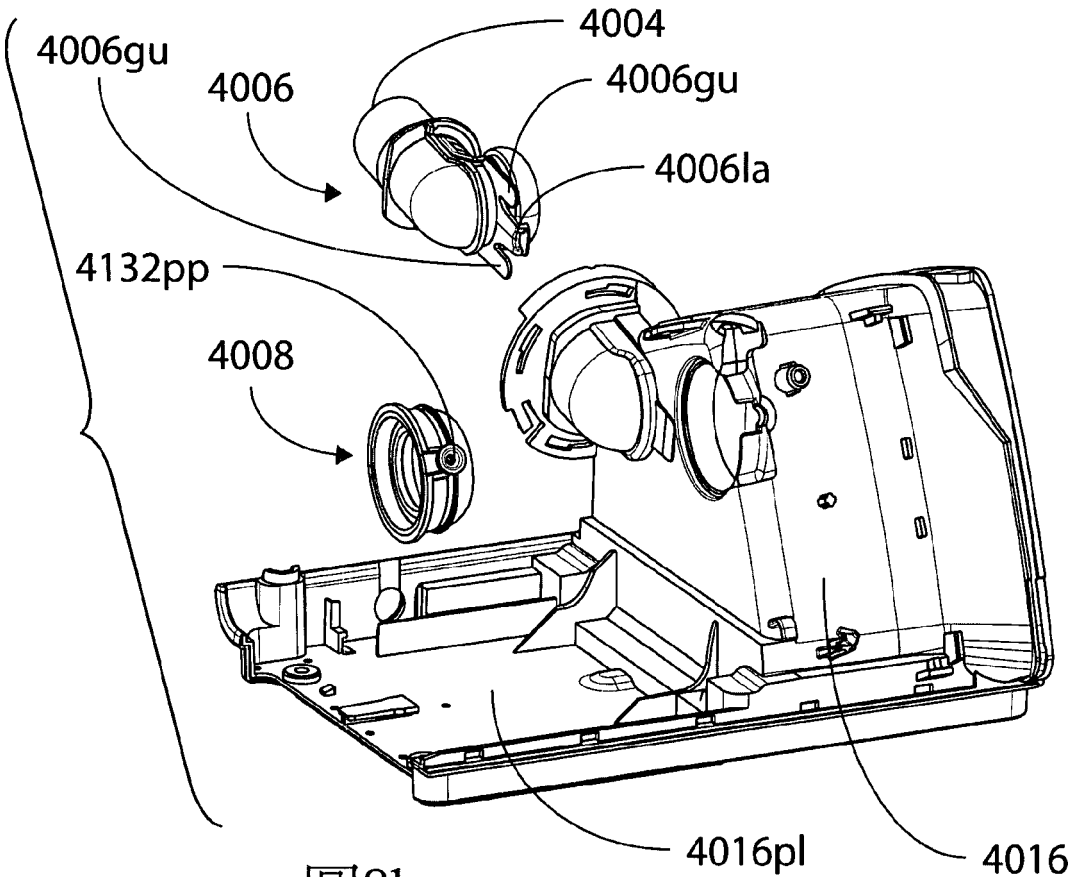
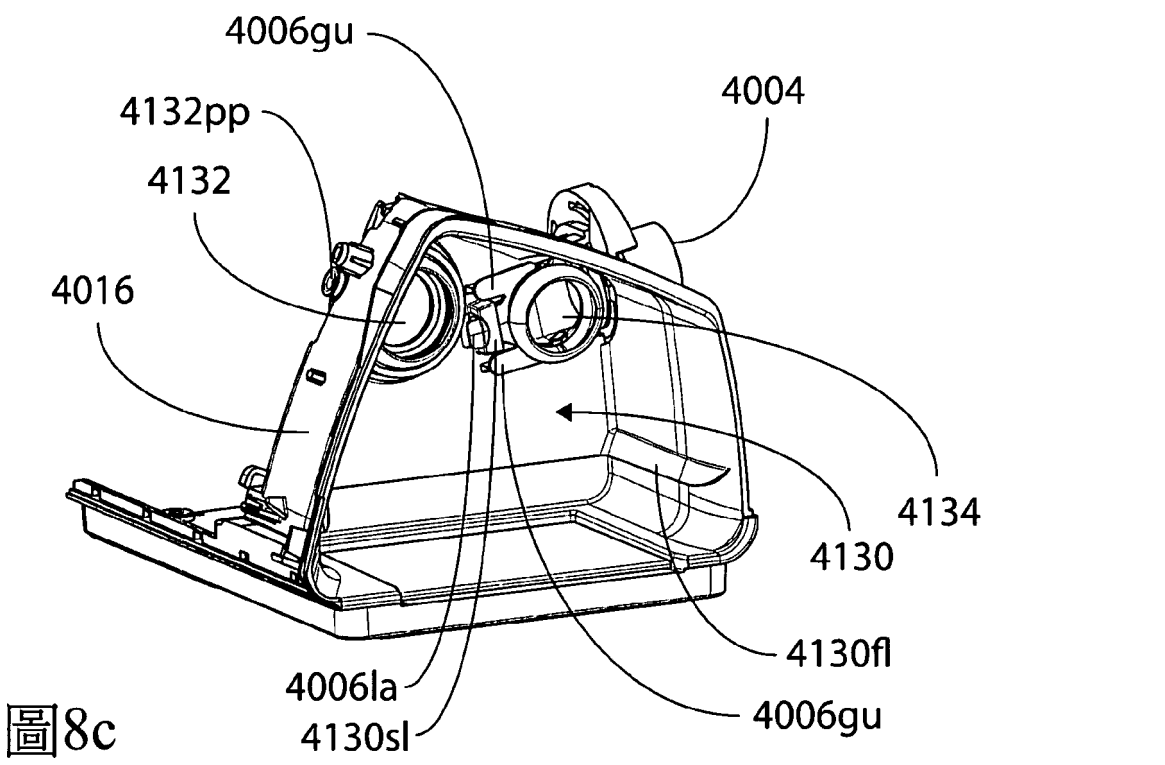
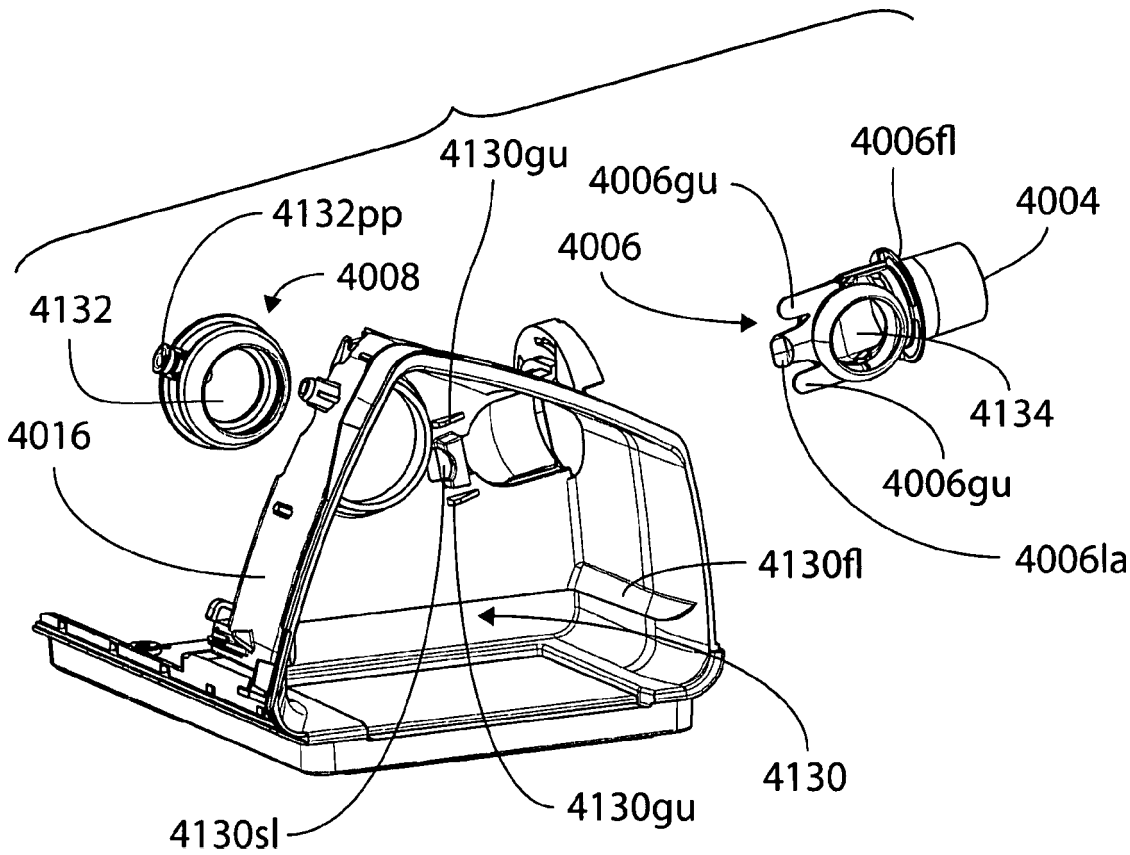


圖8b



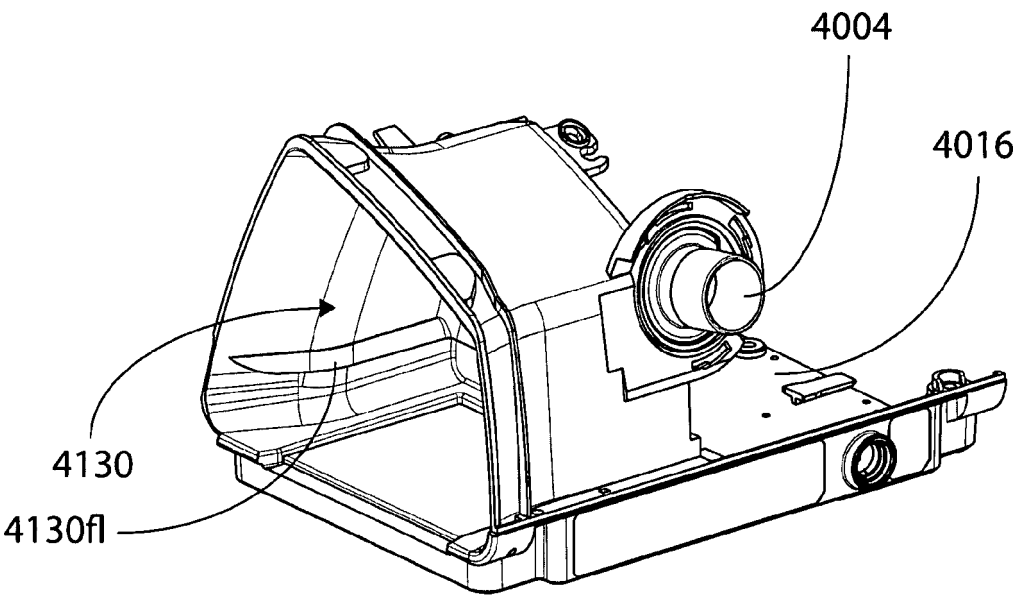


圖8e

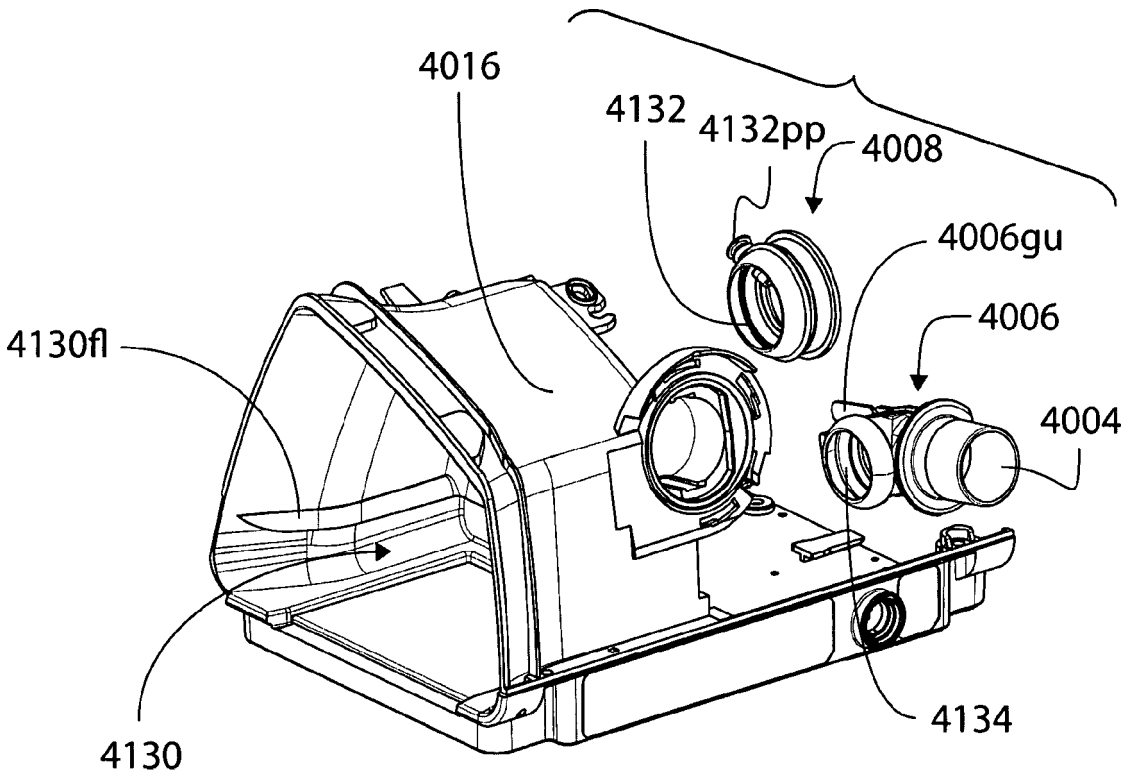


圖8f

23/120

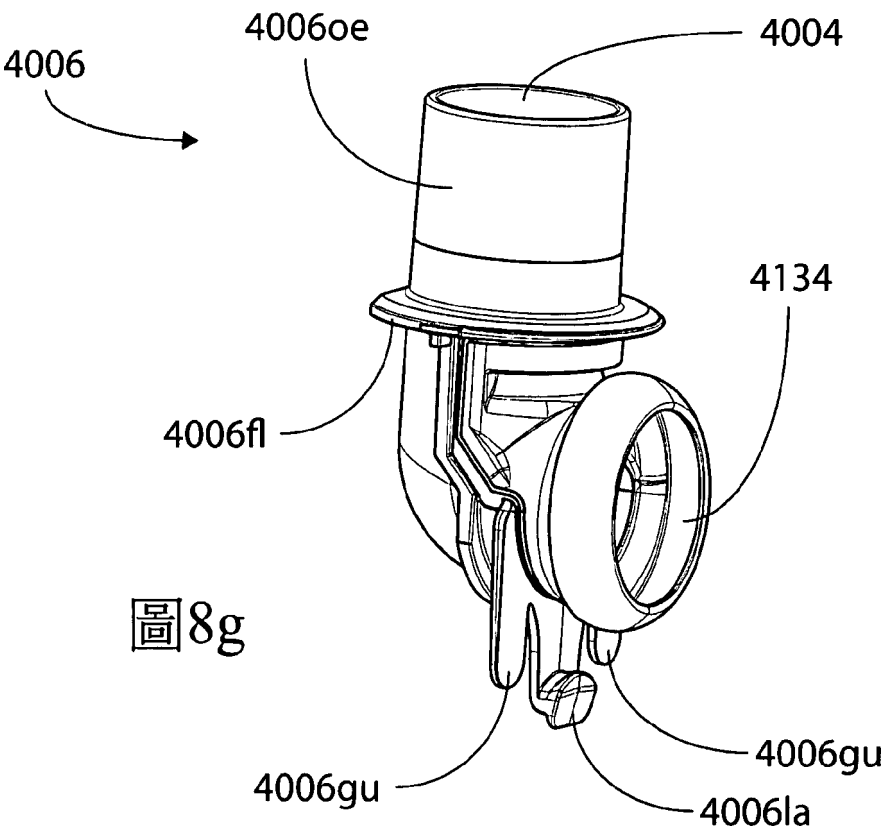


圖8g

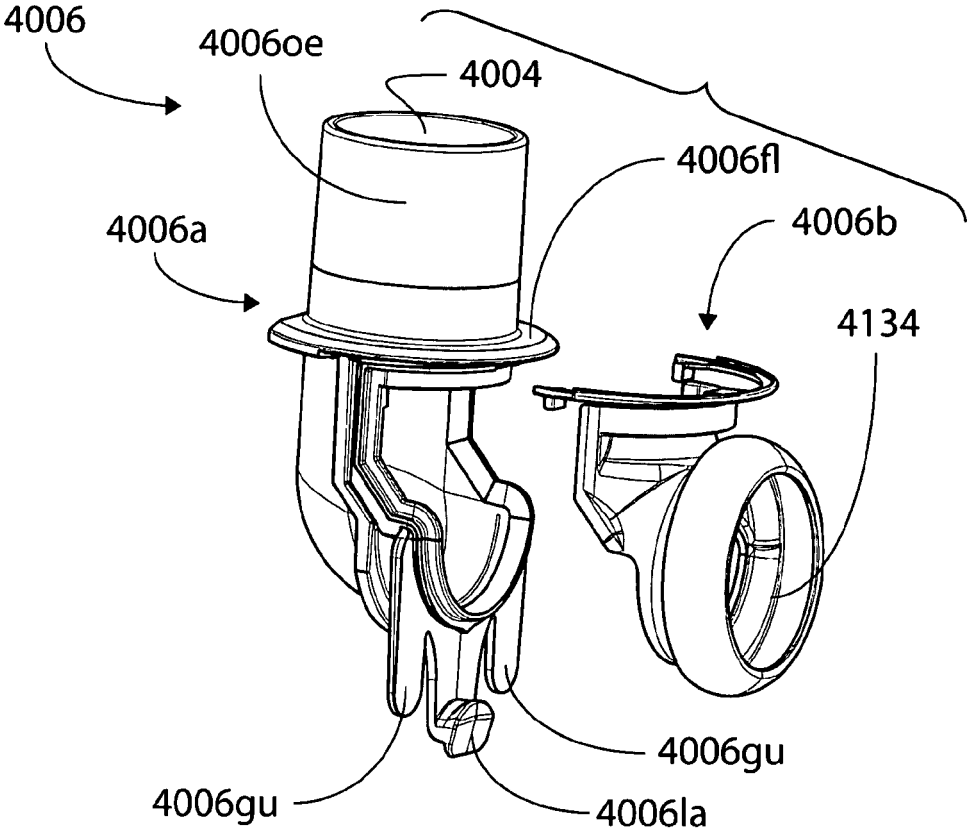


圖8h

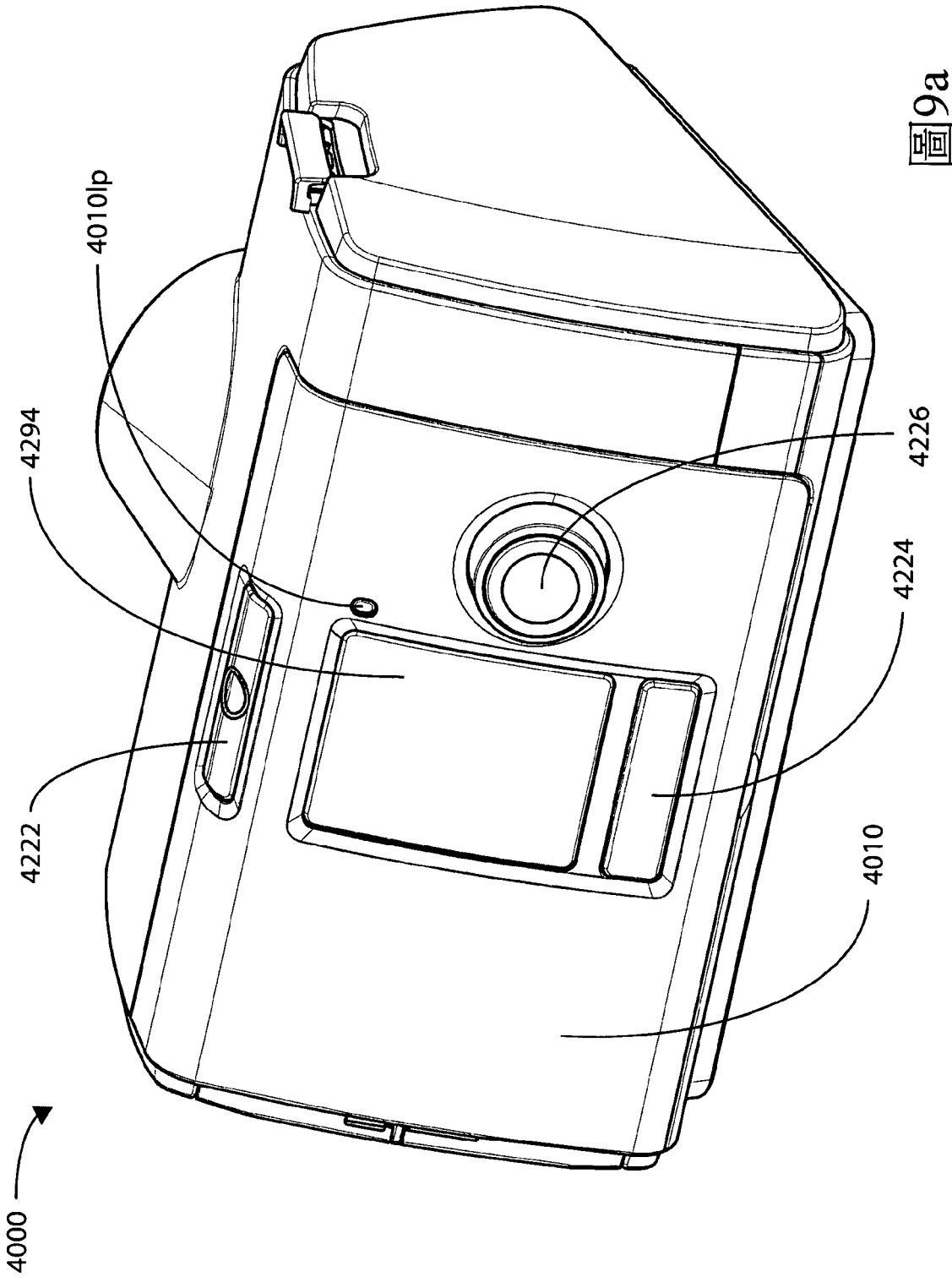


圖9a

25/120

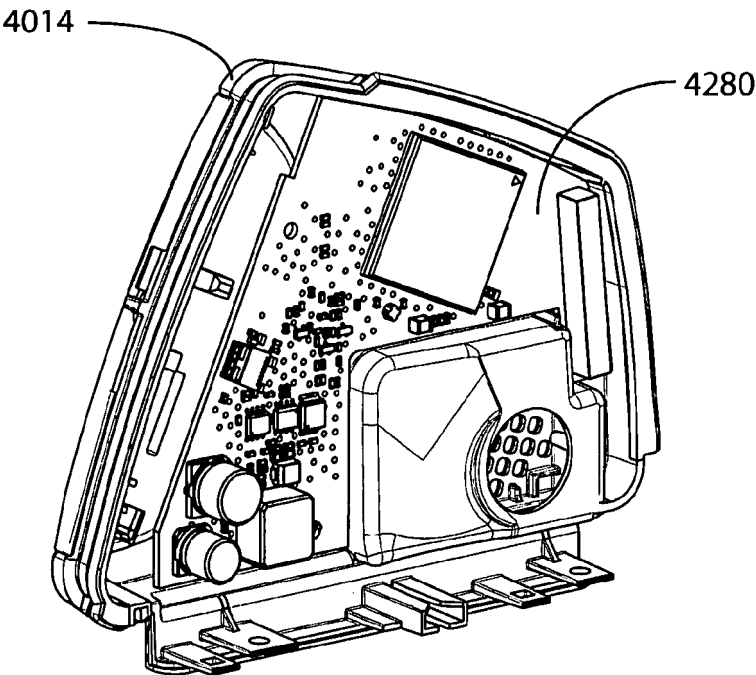


圖 10a

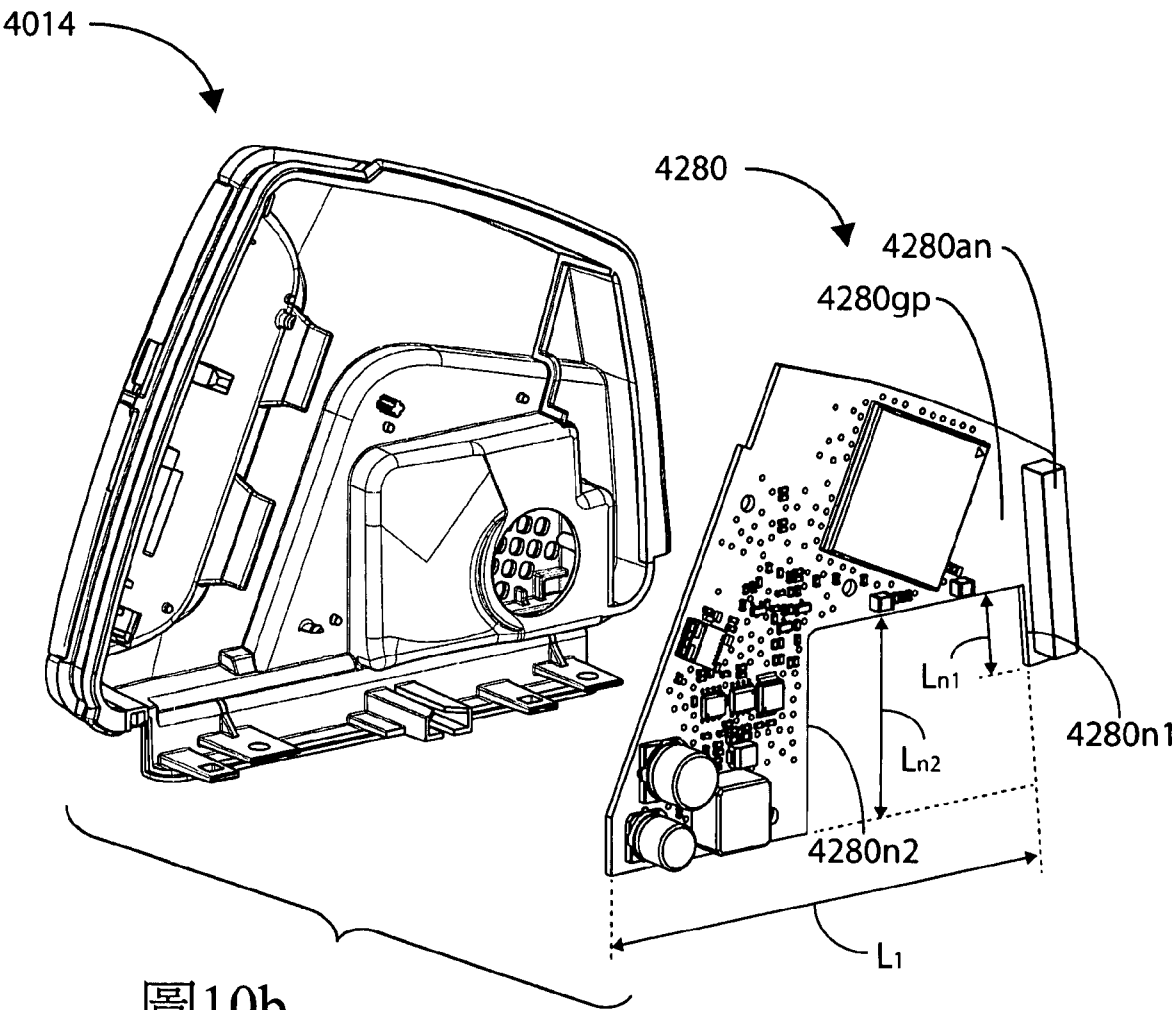


圖 10b

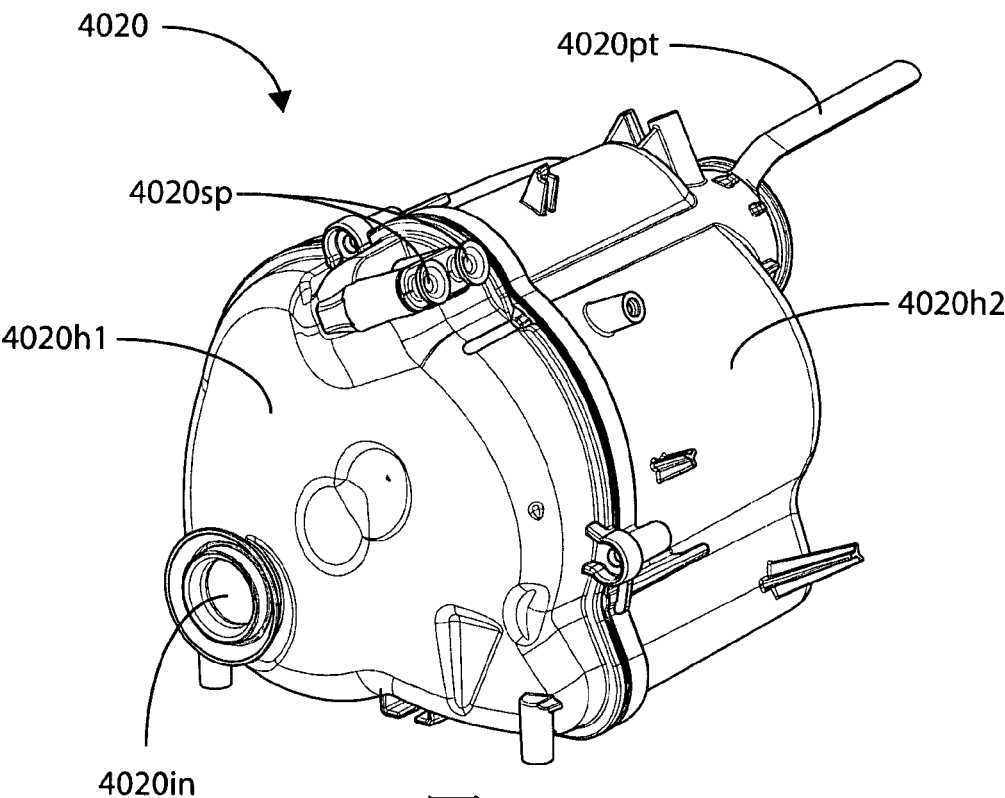


圖11a

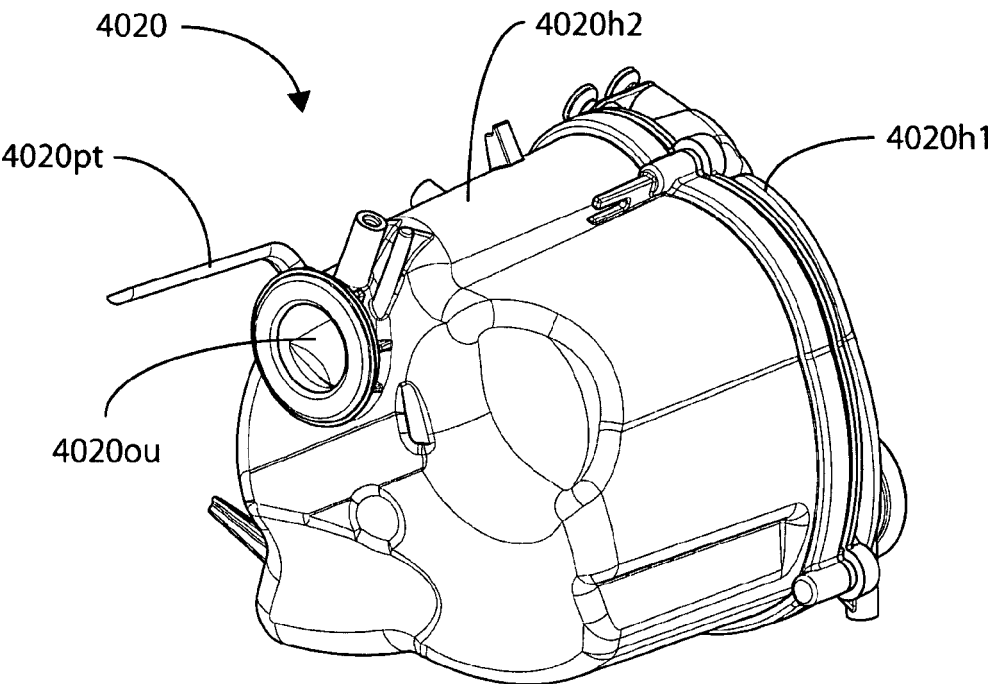


圖11b

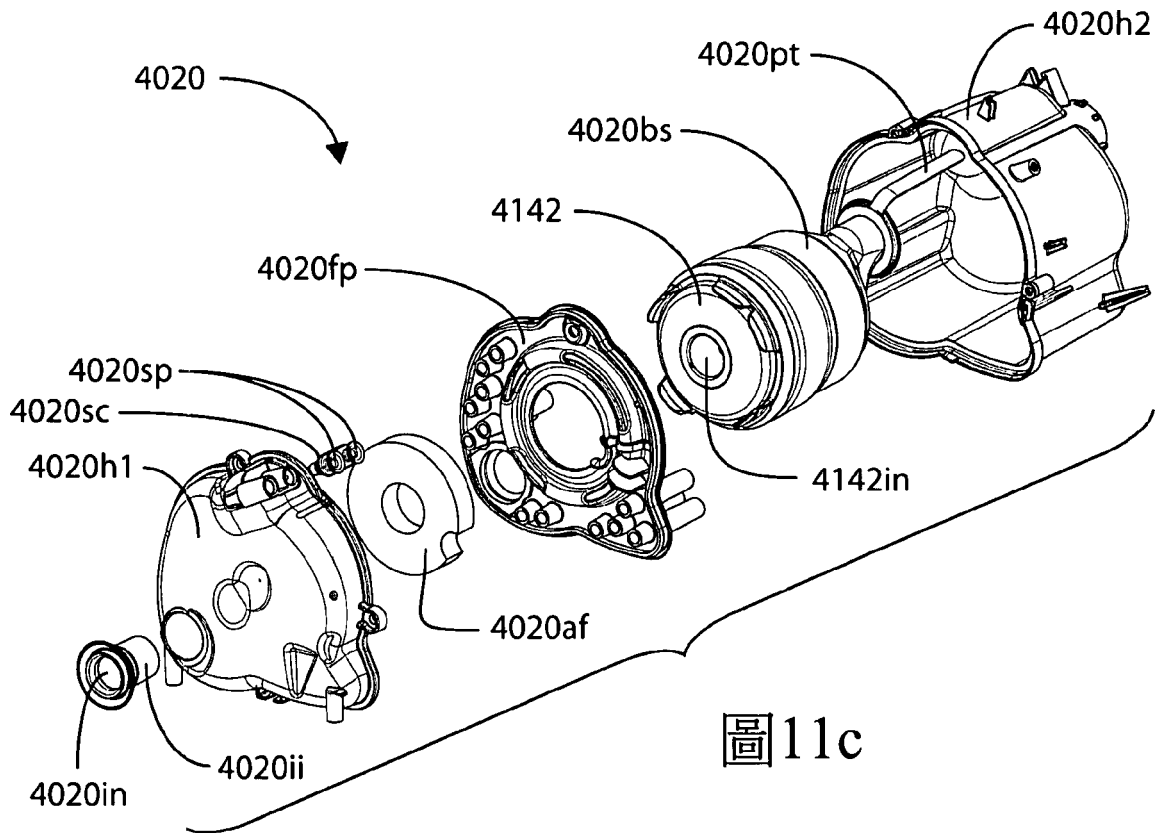


圖11c

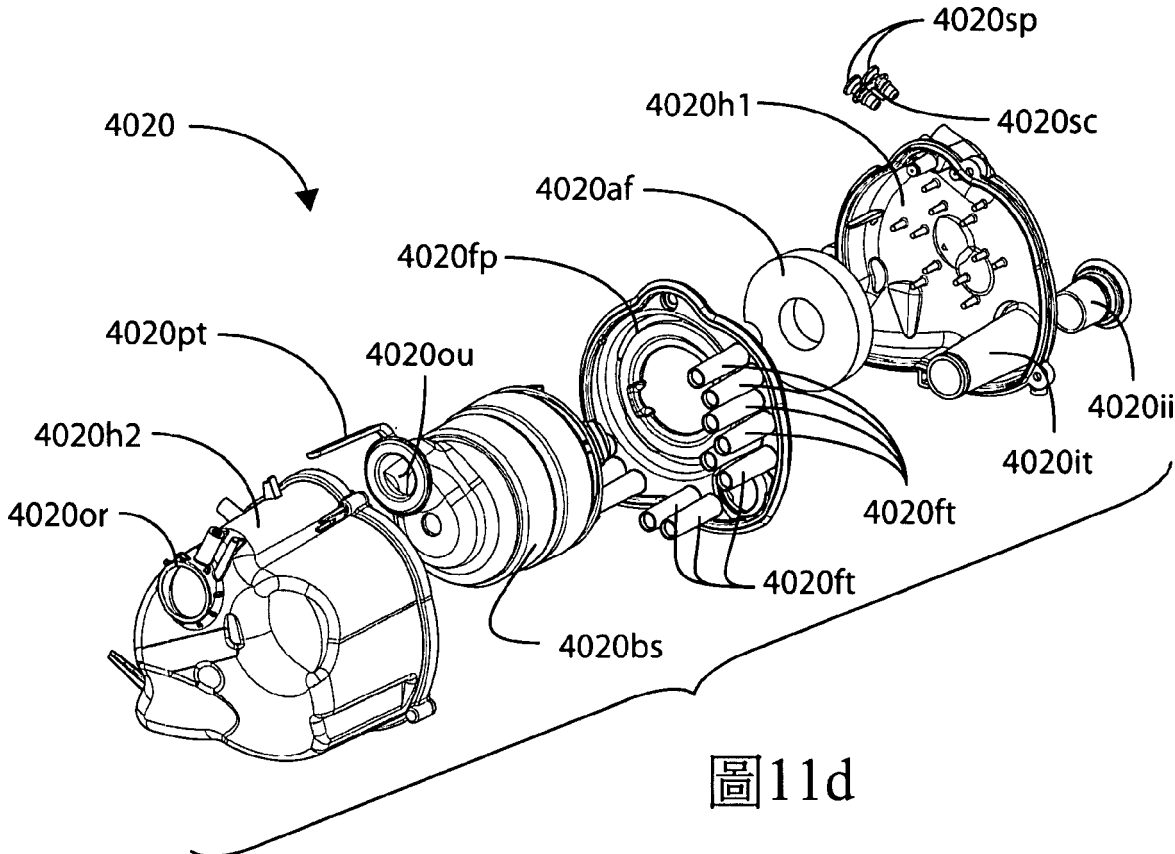


圖11d

28/120

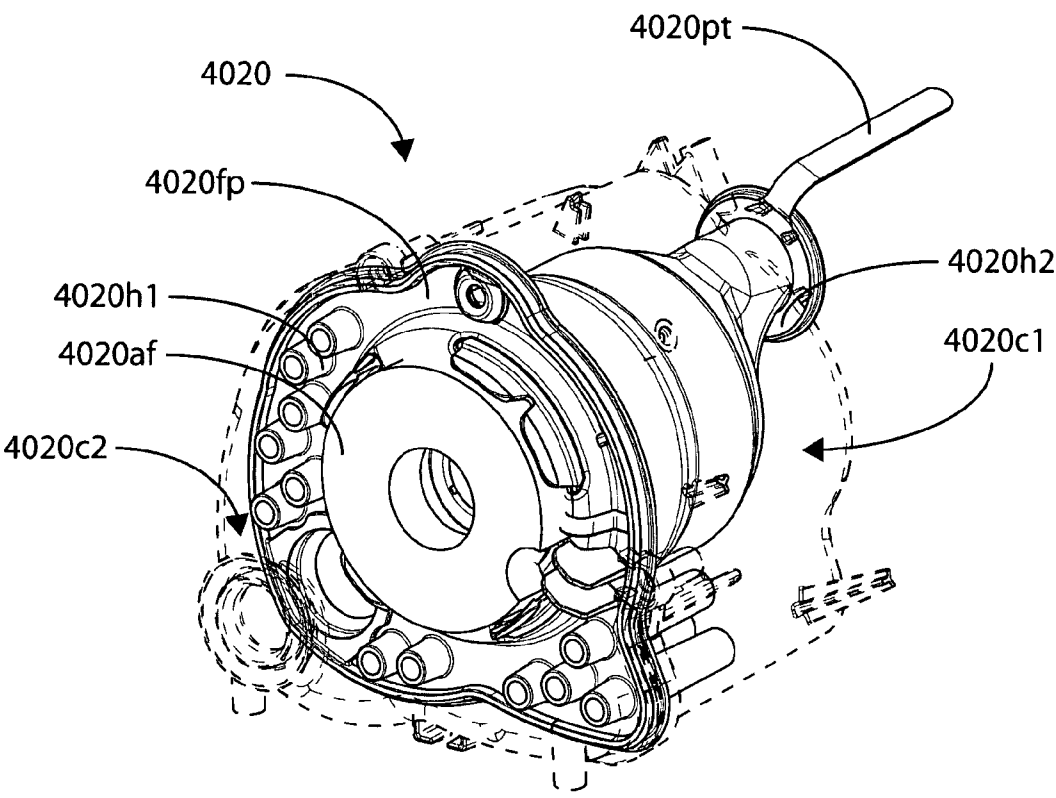


圖11e

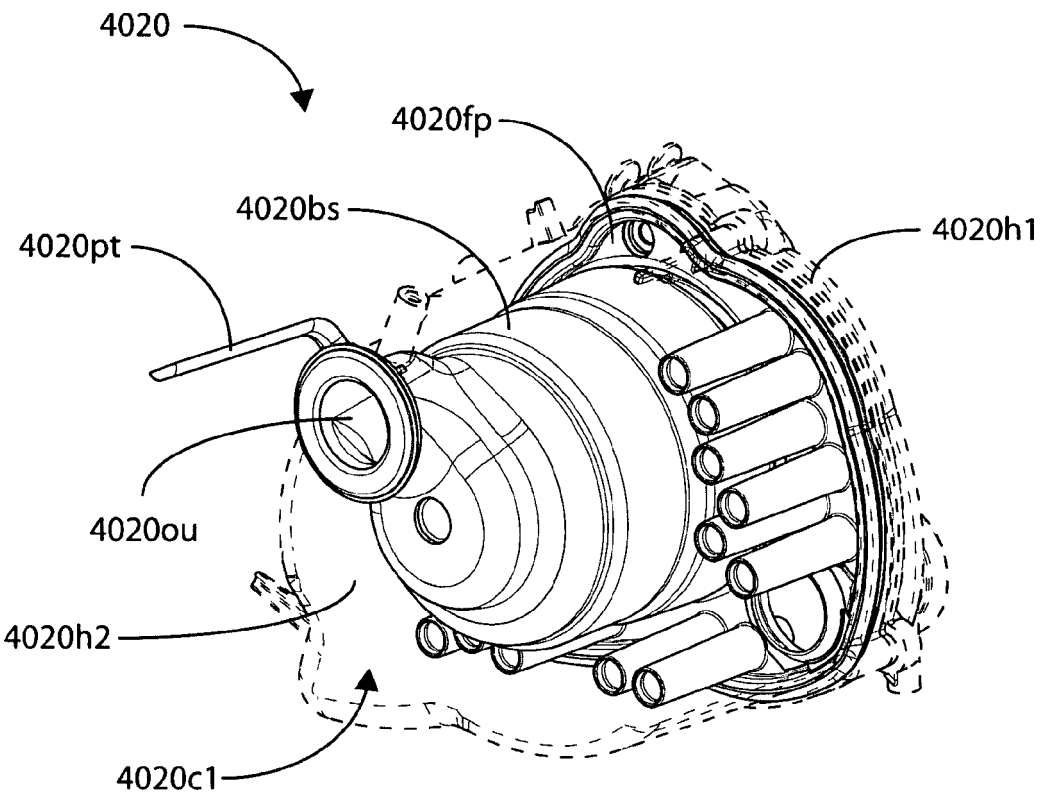


圖11f

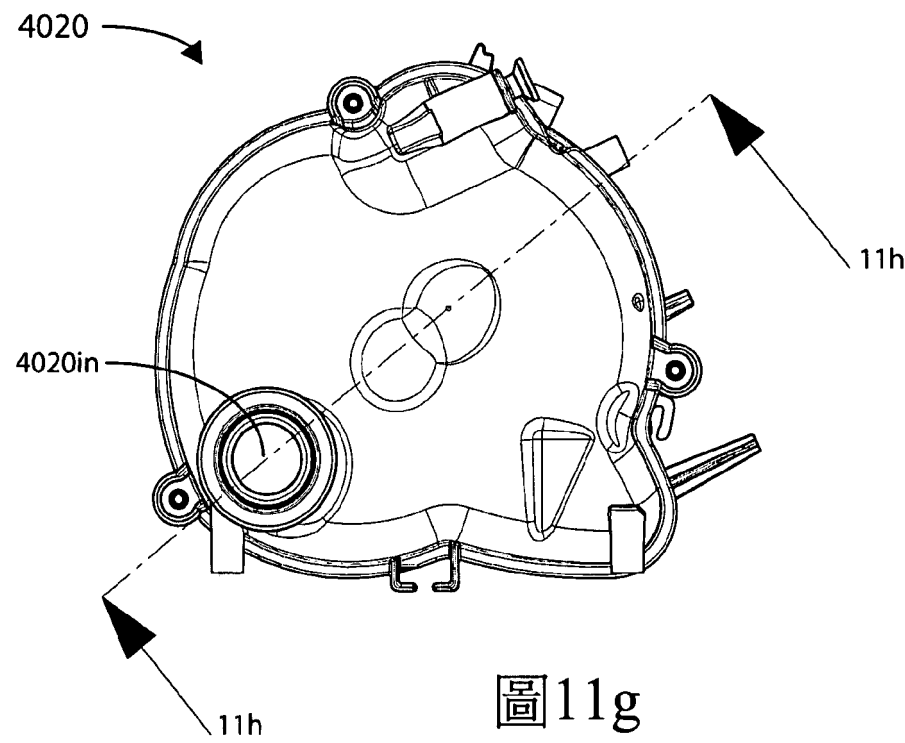


圖 11g

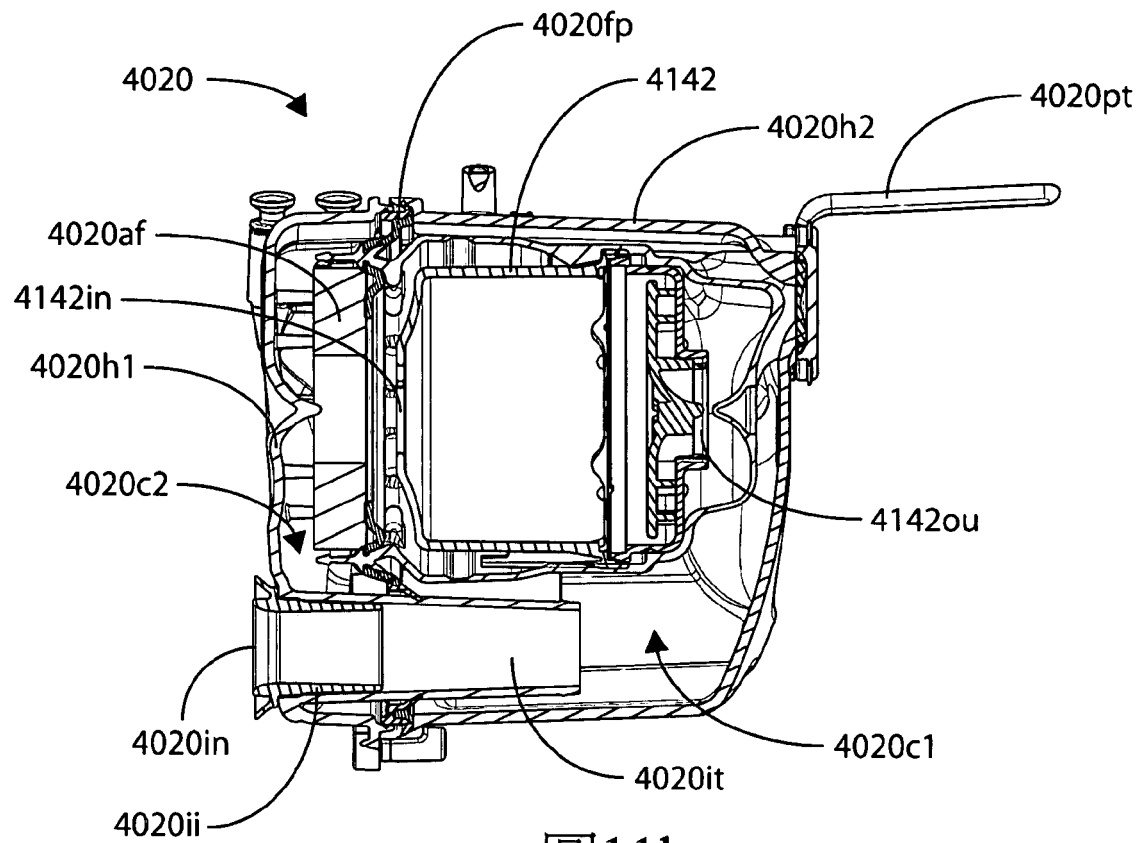


圖 11h

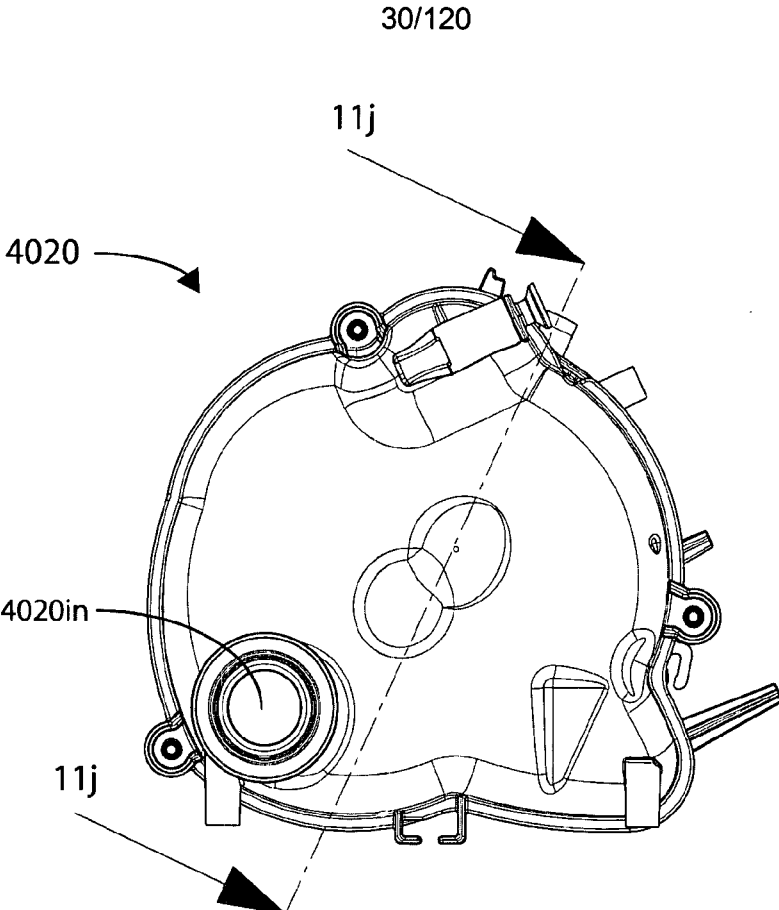


圖11i

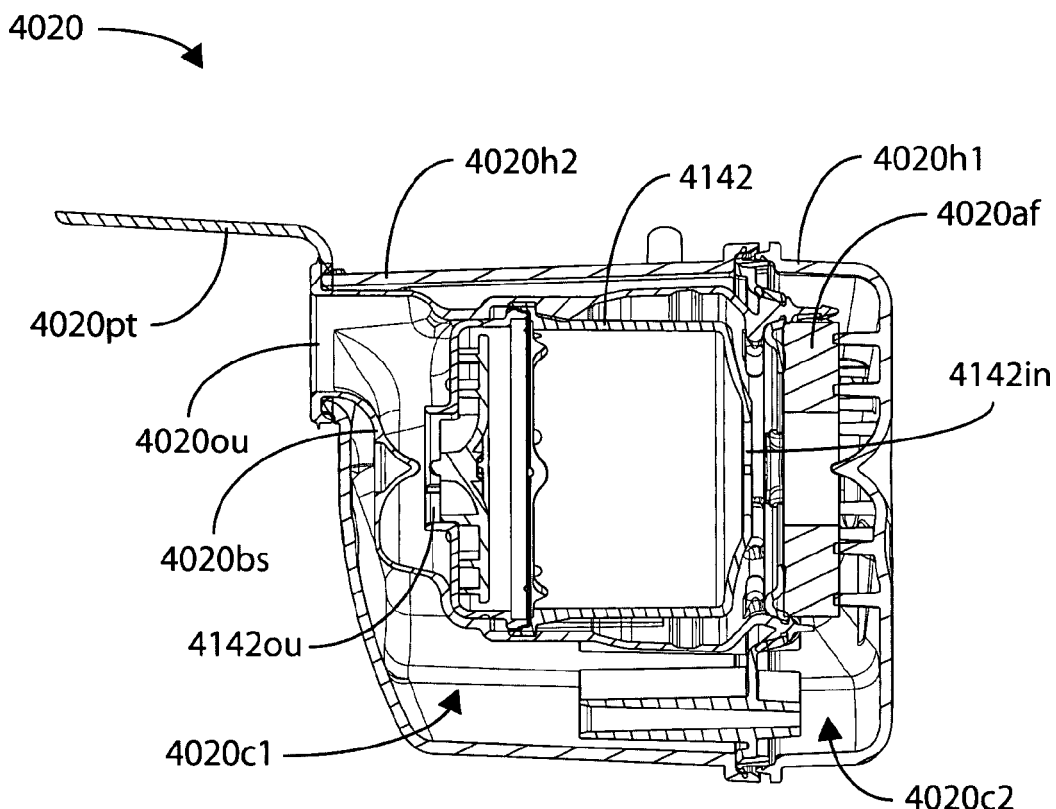


圖11j

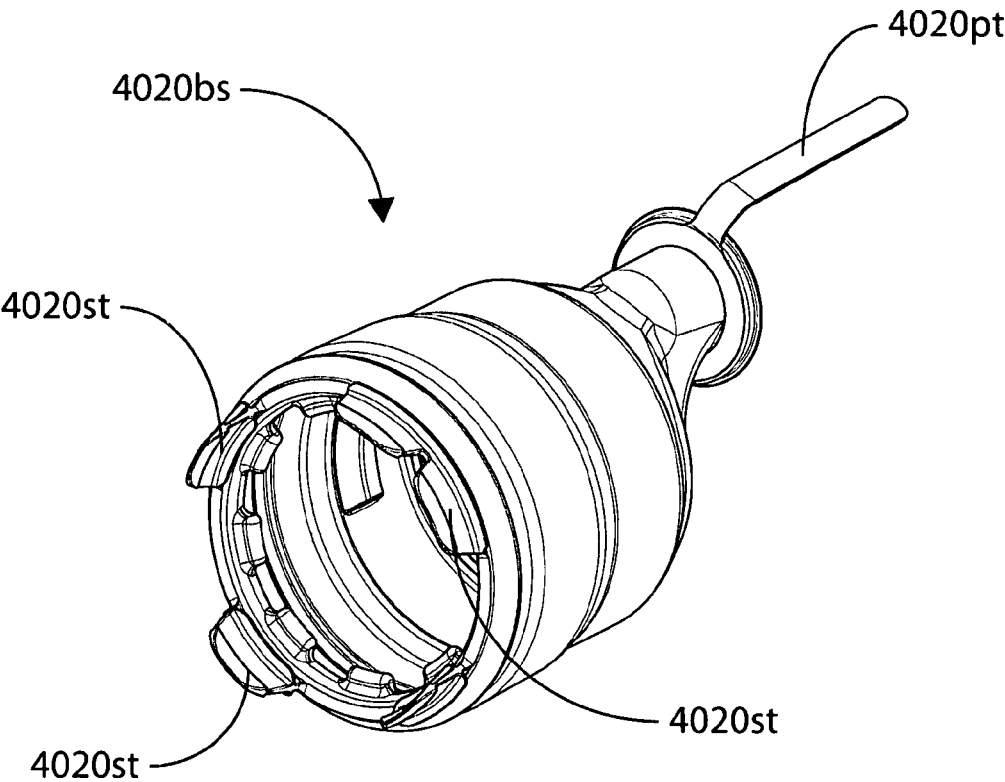


圖11k

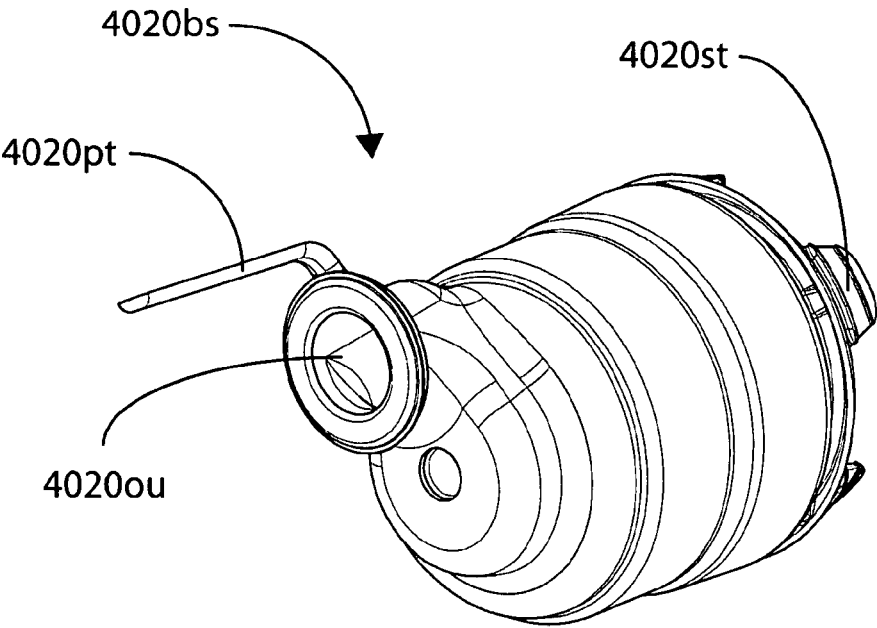


圖11l

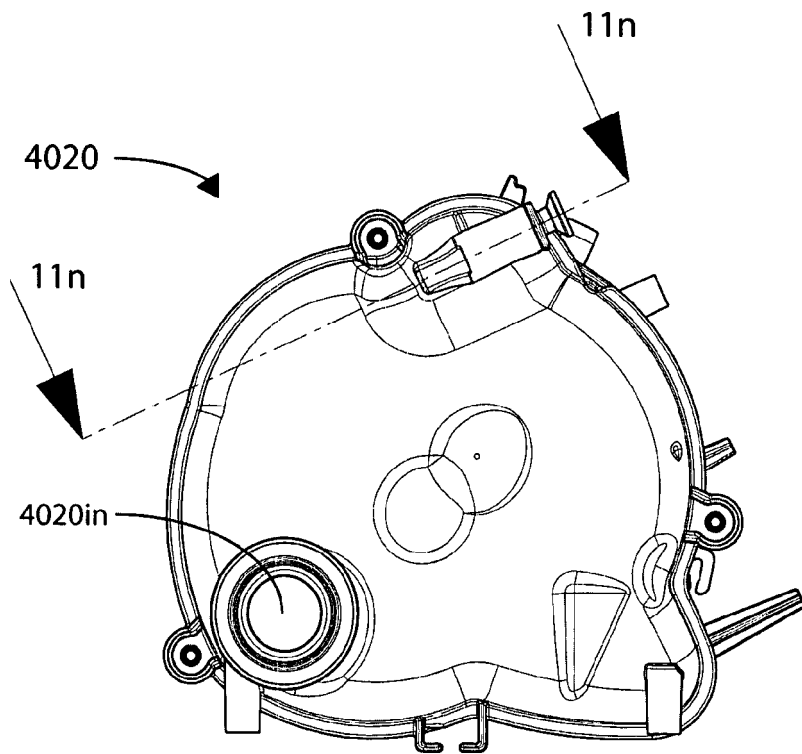


圖11m

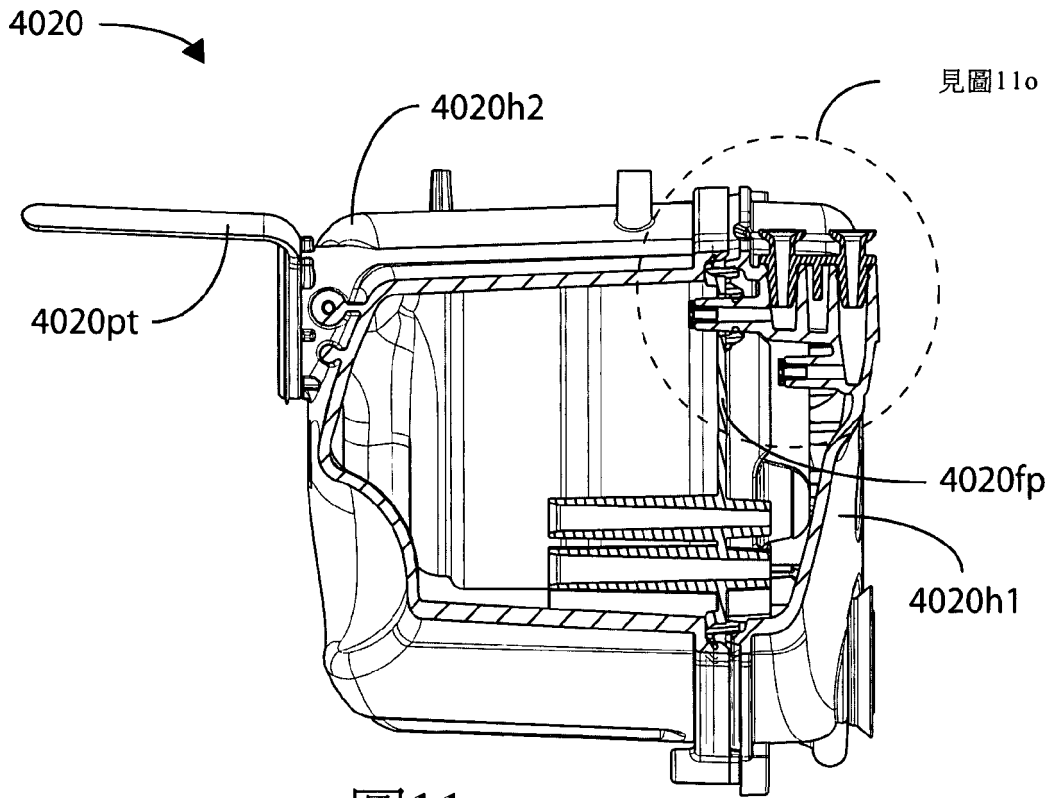


圖11n

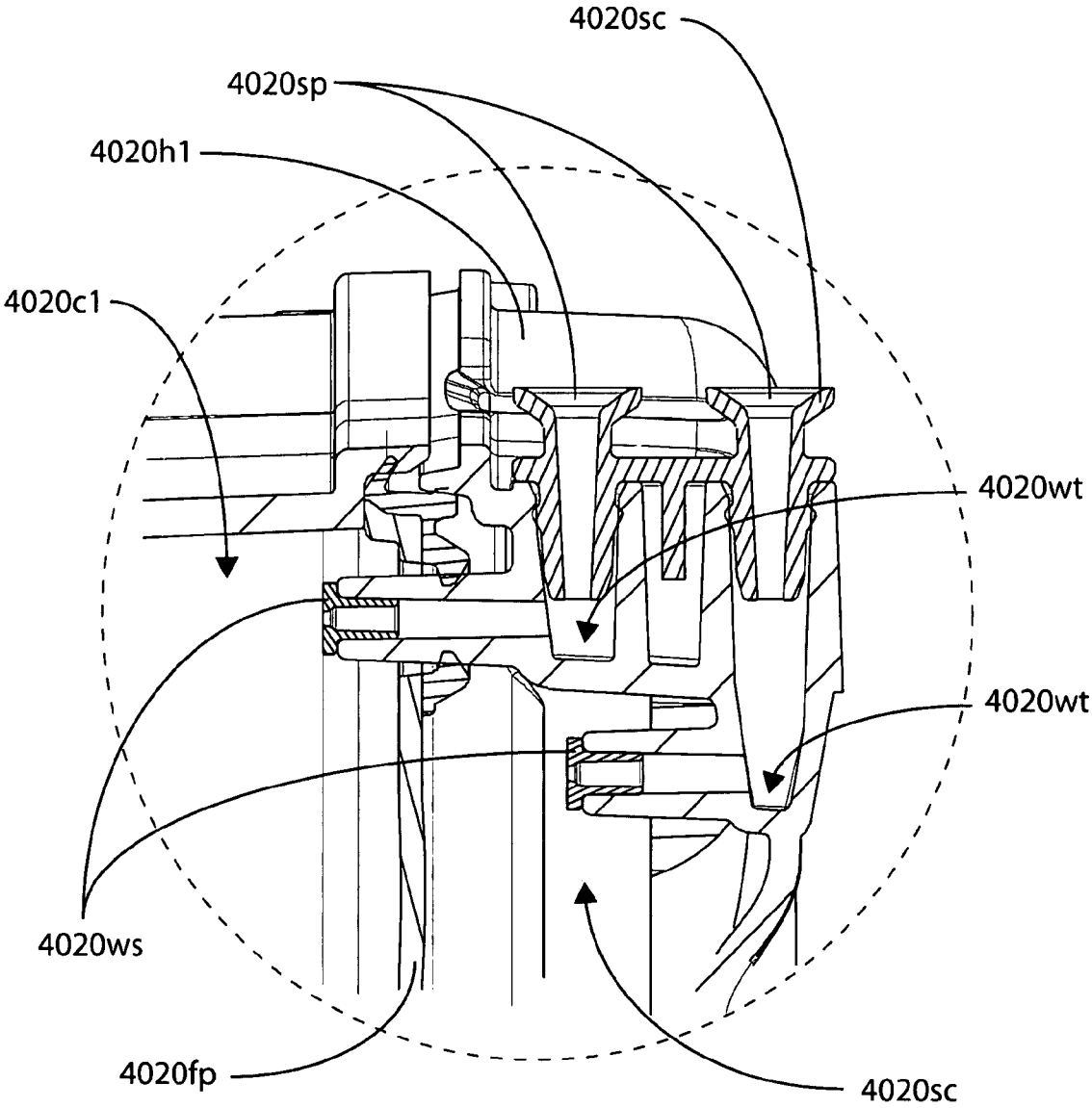


圖11o

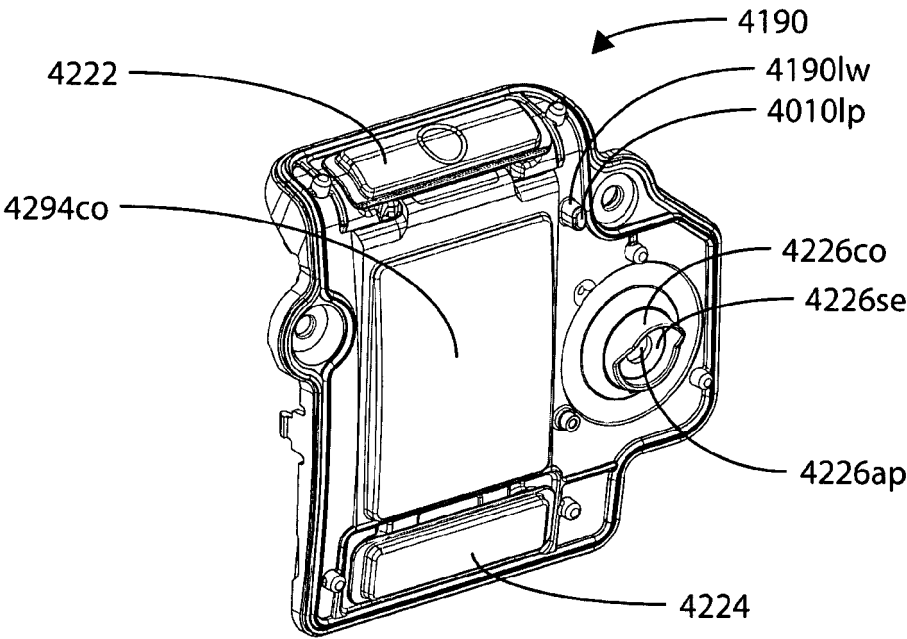


圖12a

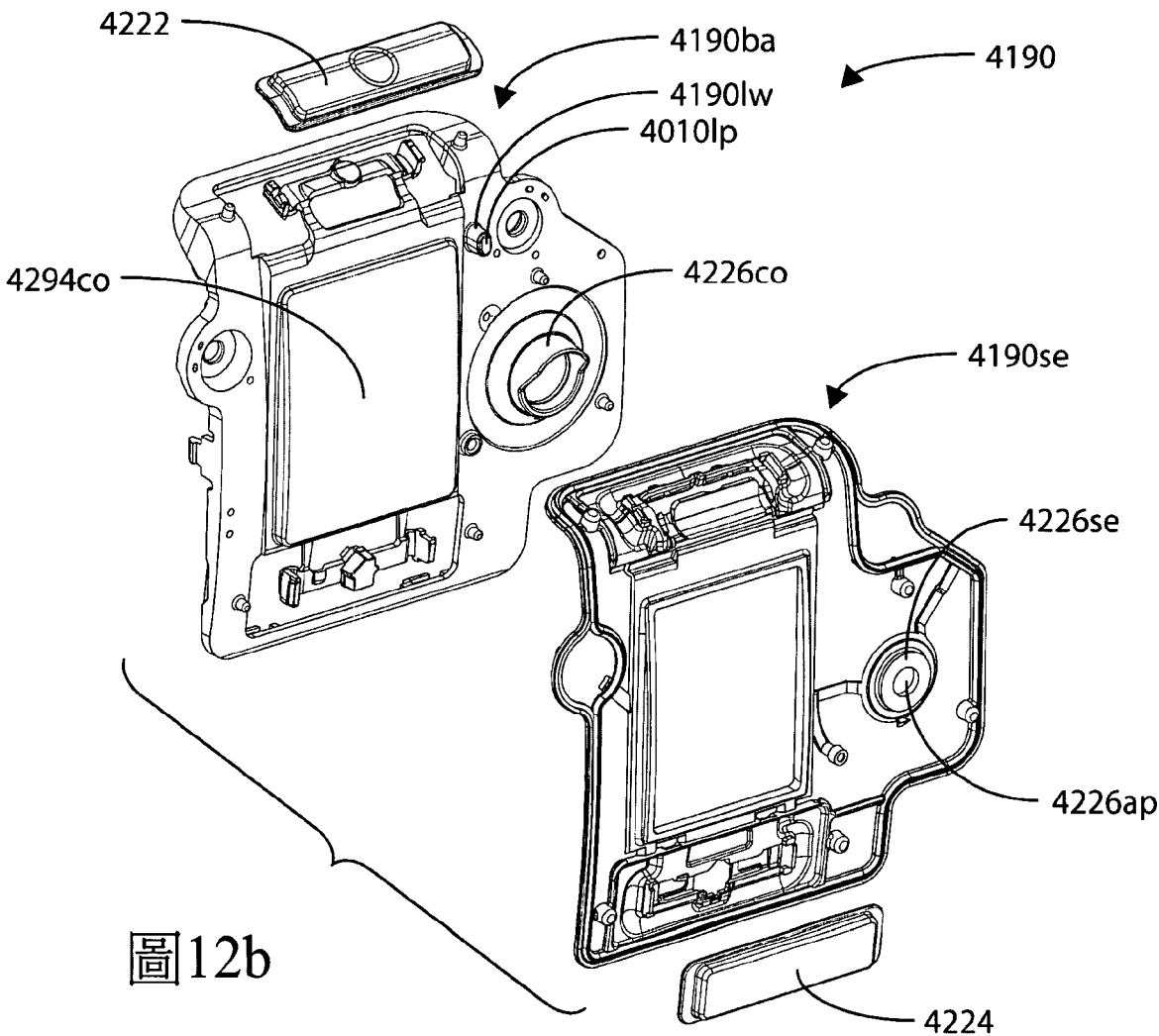


圖12b

35/120

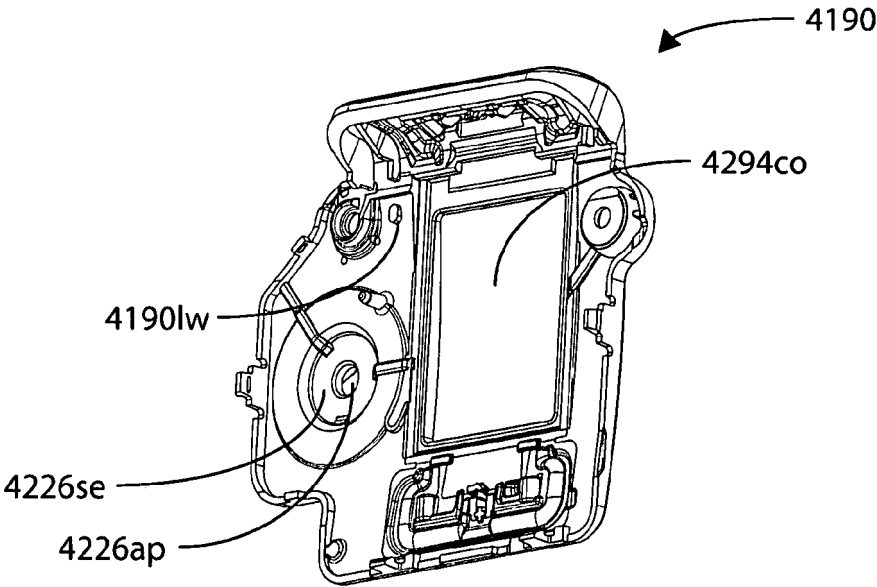


圖12c

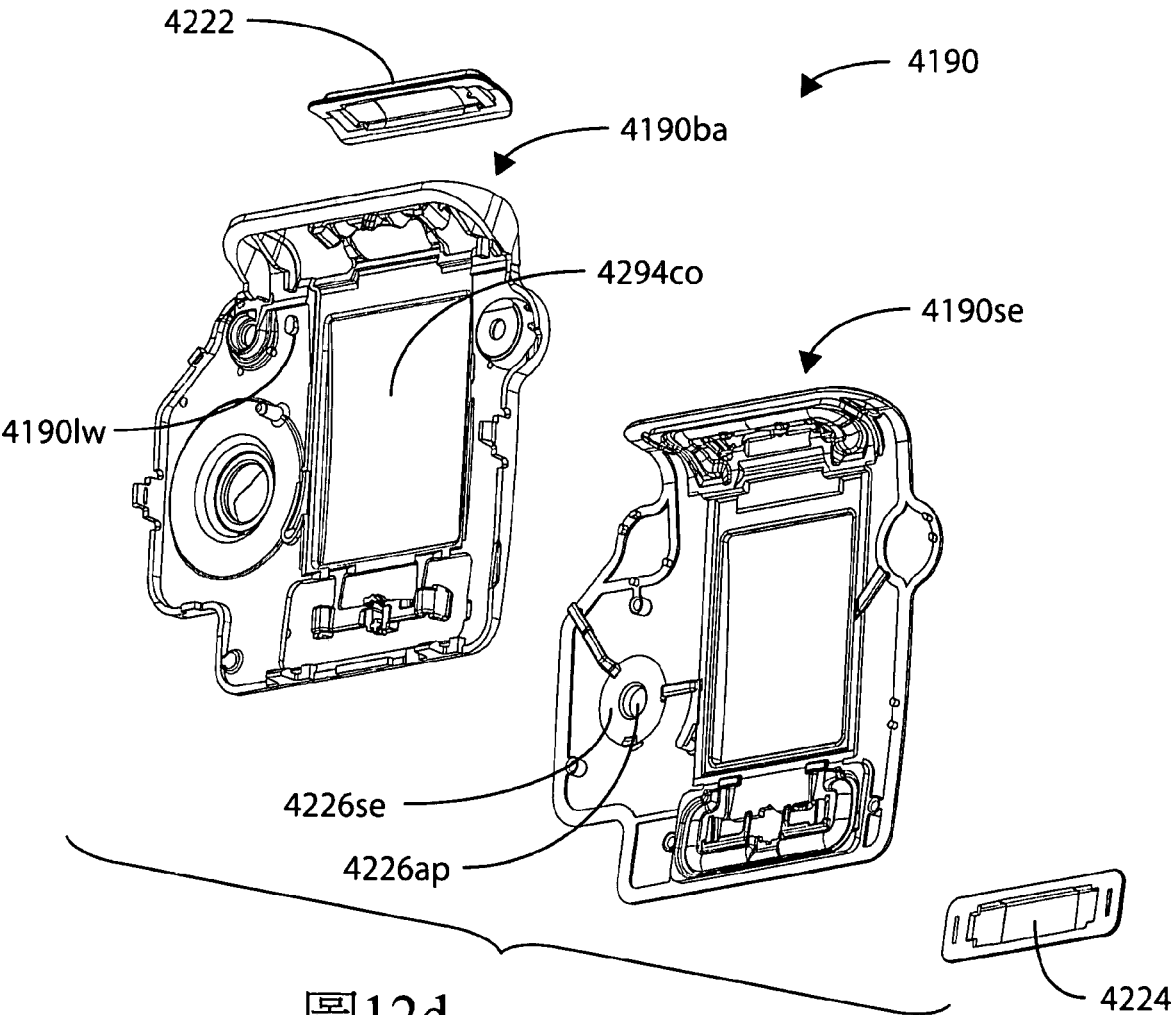


圖12d

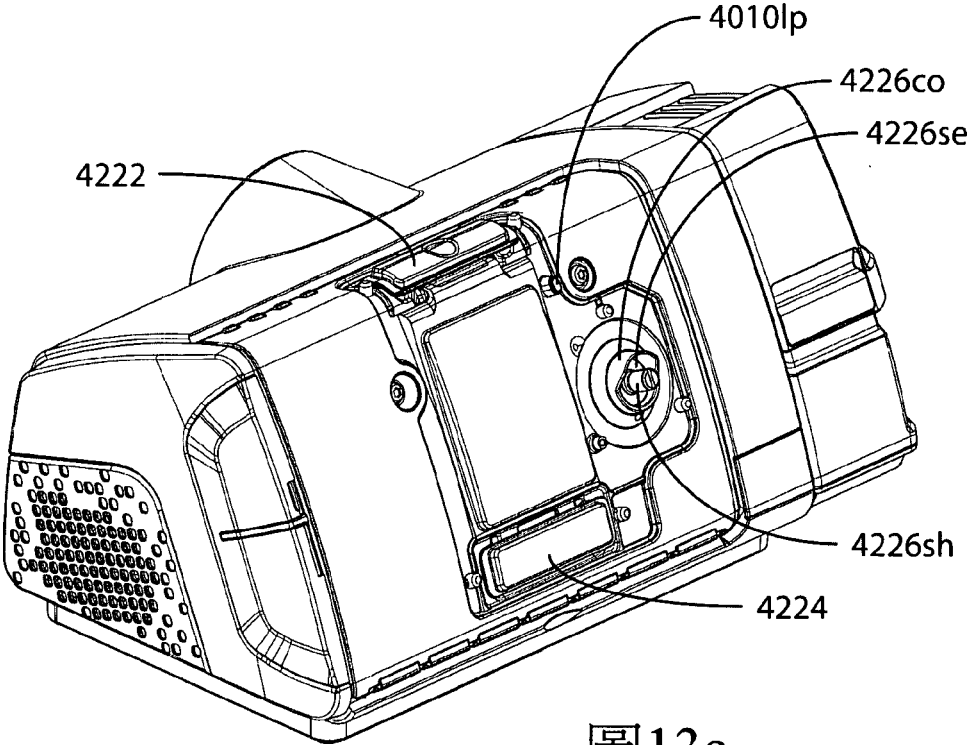


圖13a

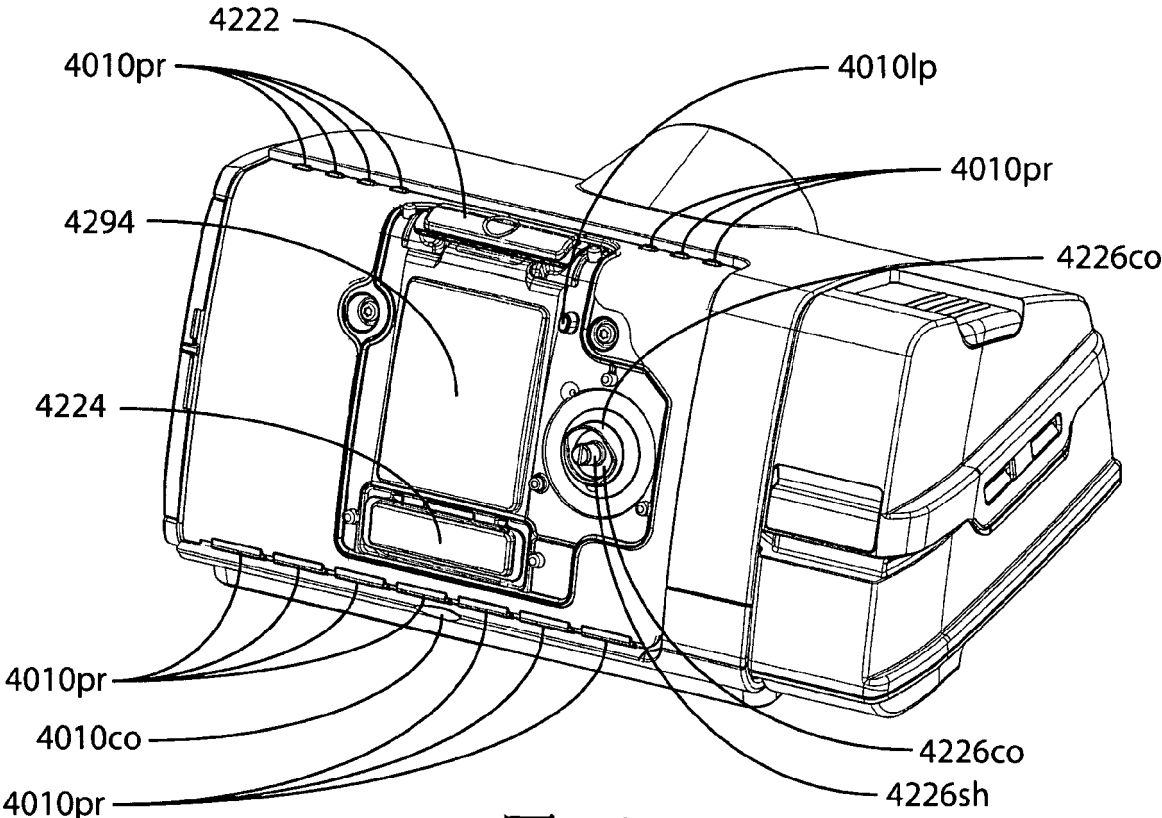


圖13b

37/120

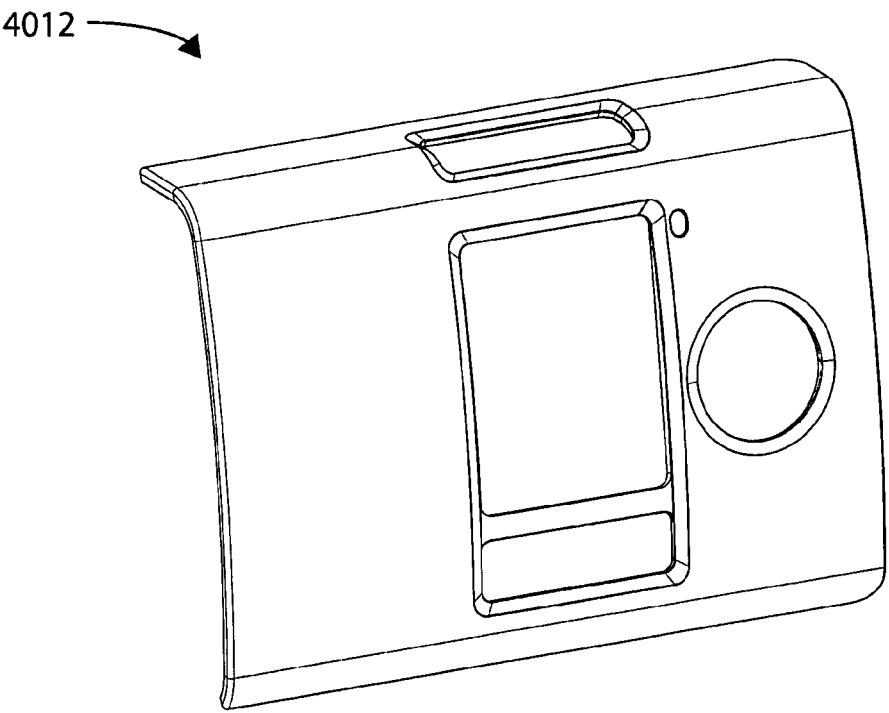


圖14a

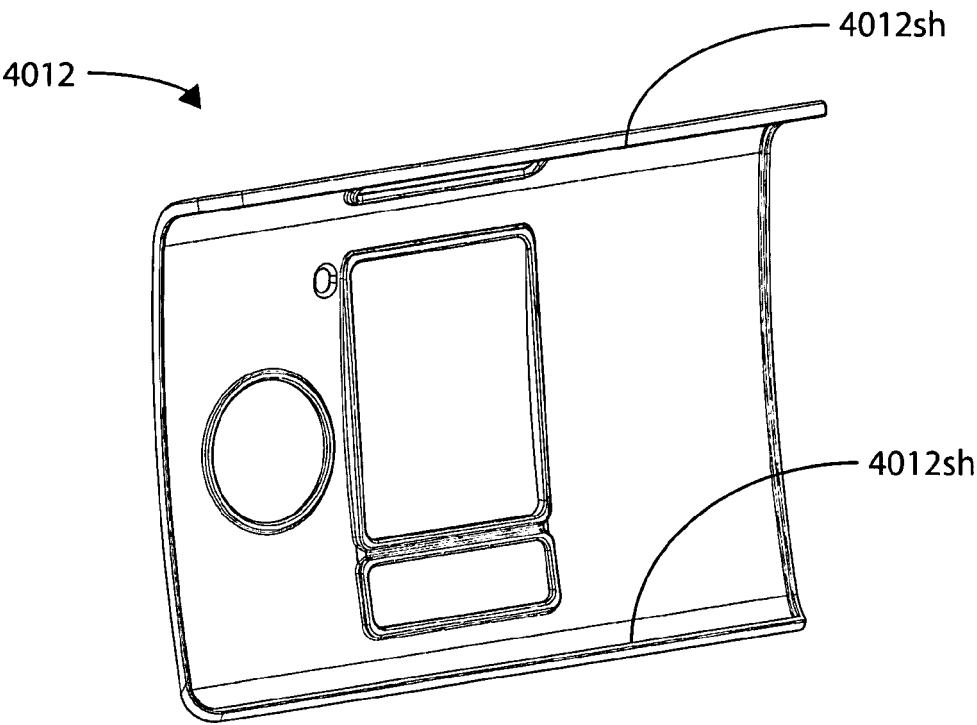


圖14b

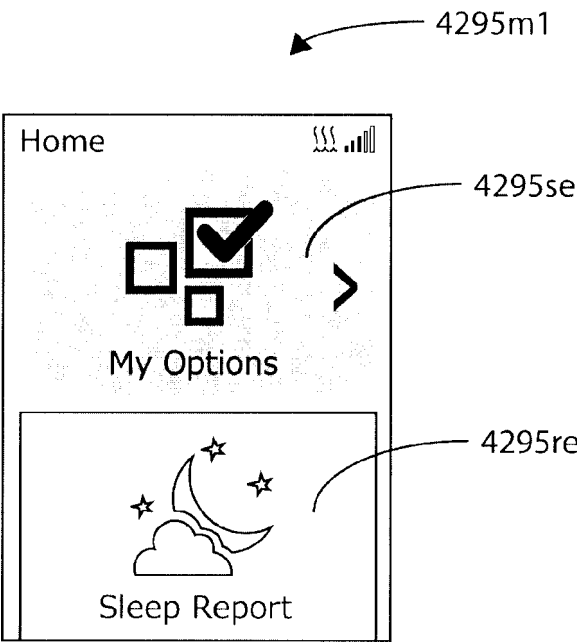


圖 15a

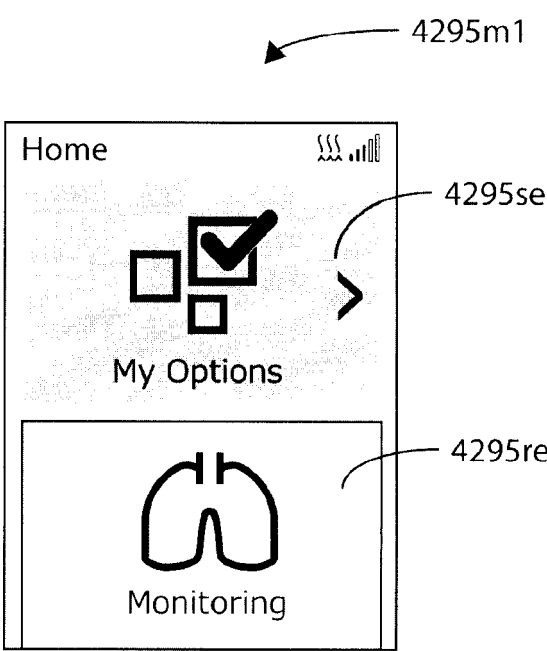


圖 15b

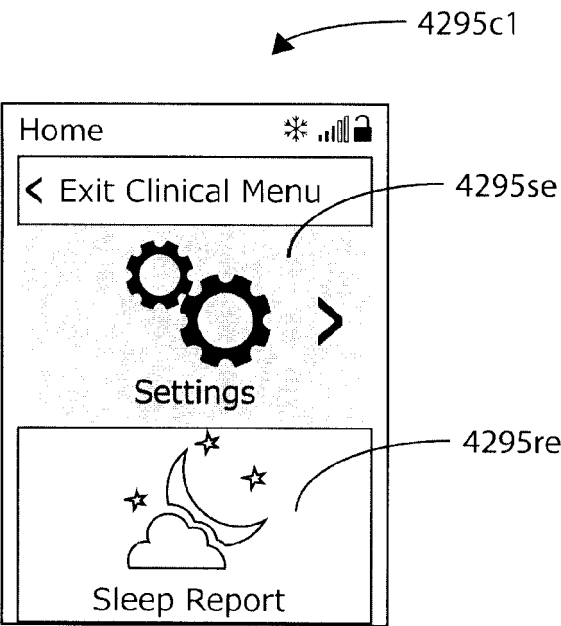


圖 15c

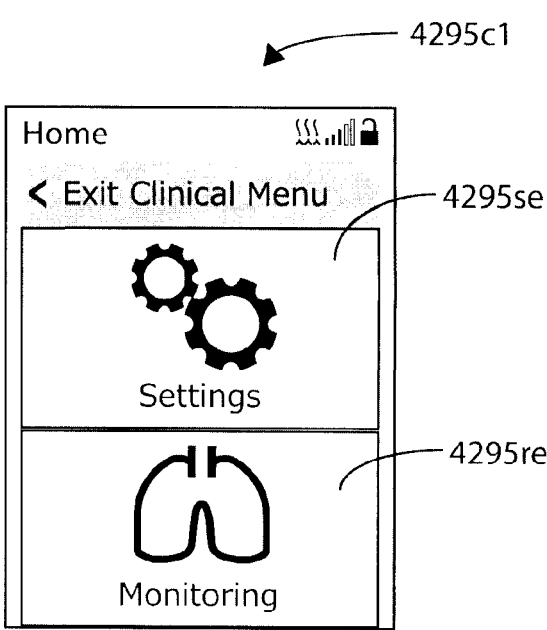


圖 15d

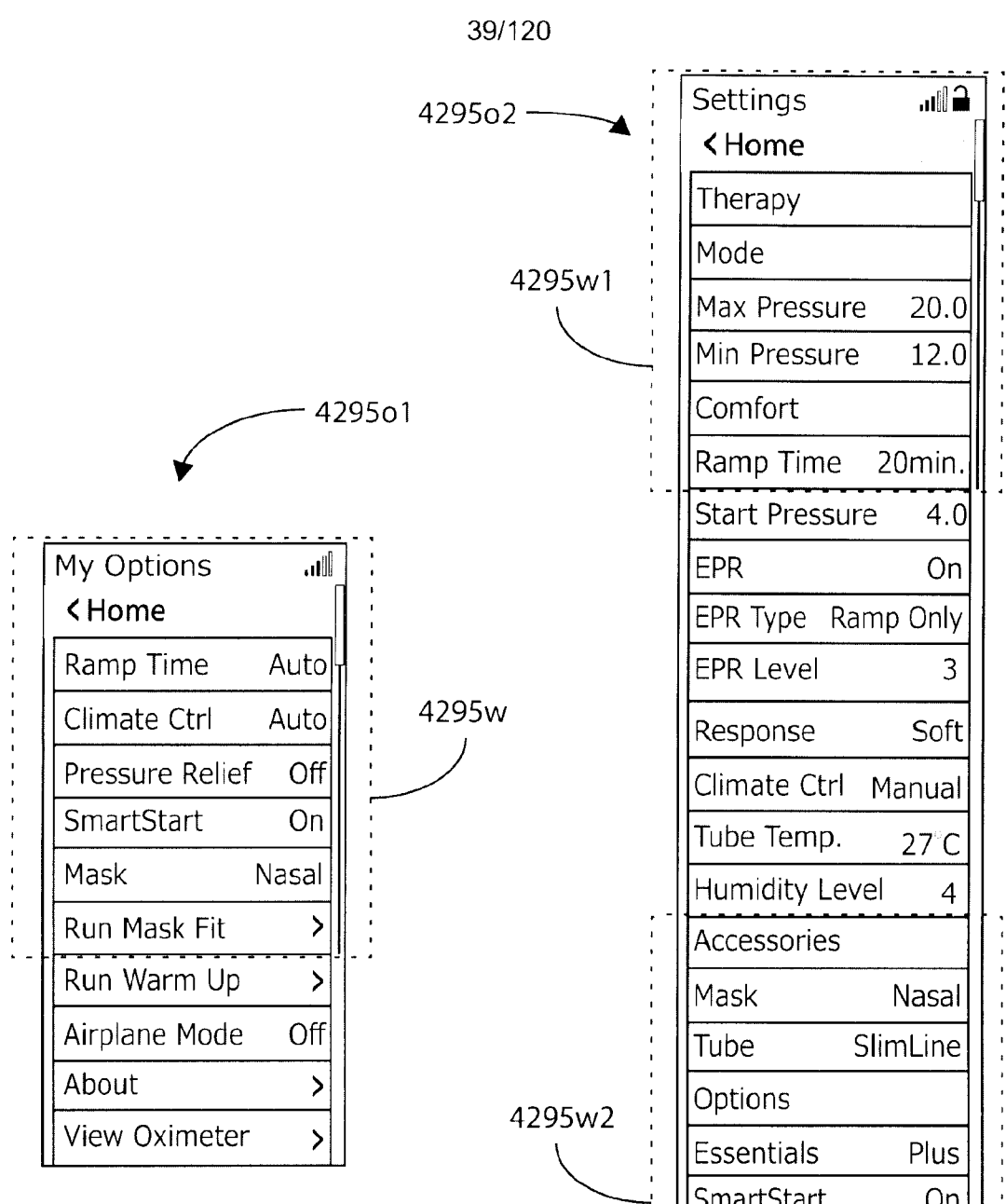


圖 15e

圖 15f

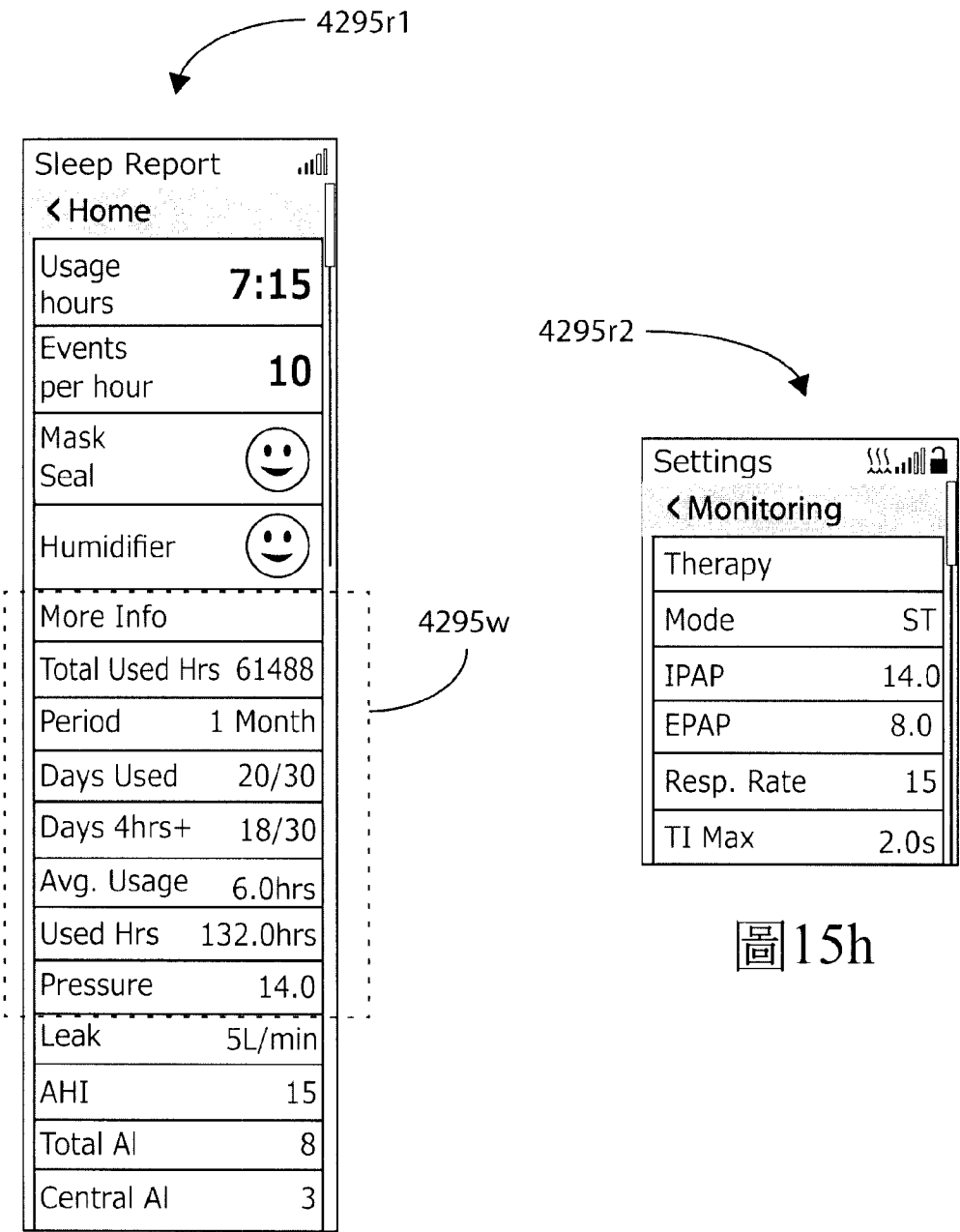


圖15g

圖15h

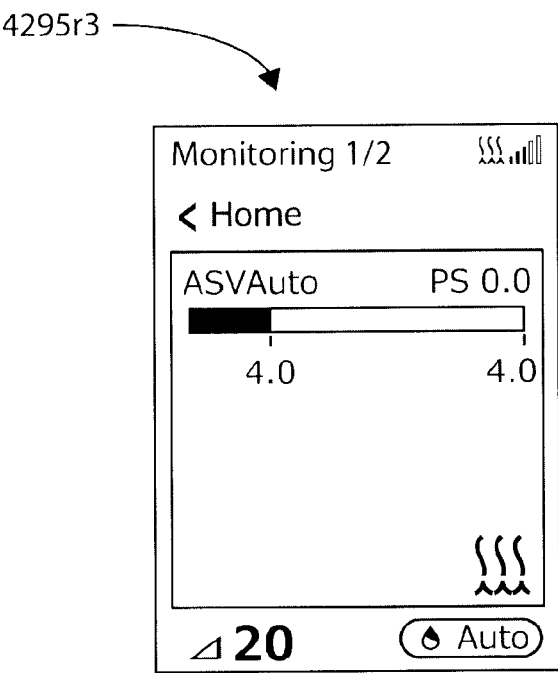


圖 15i

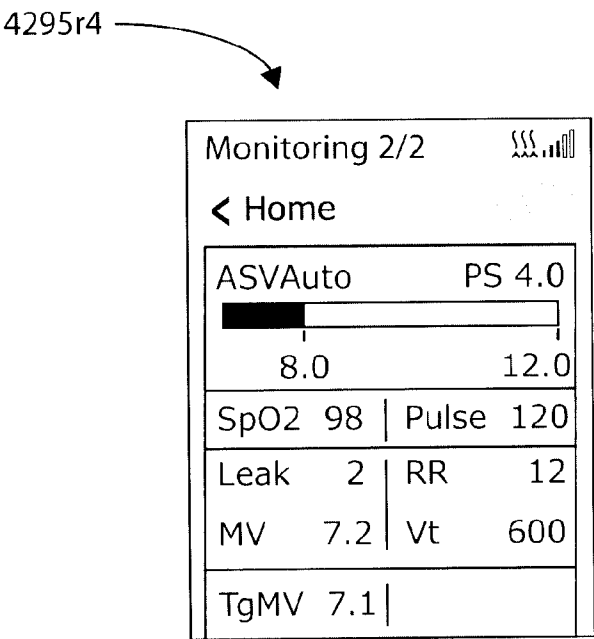


圖 15j

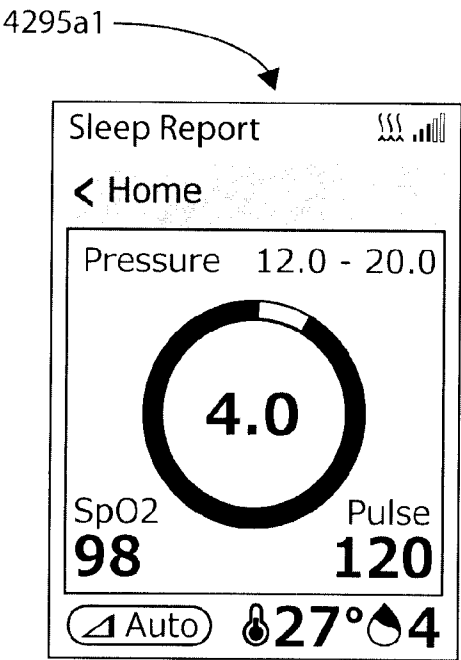


圖15k

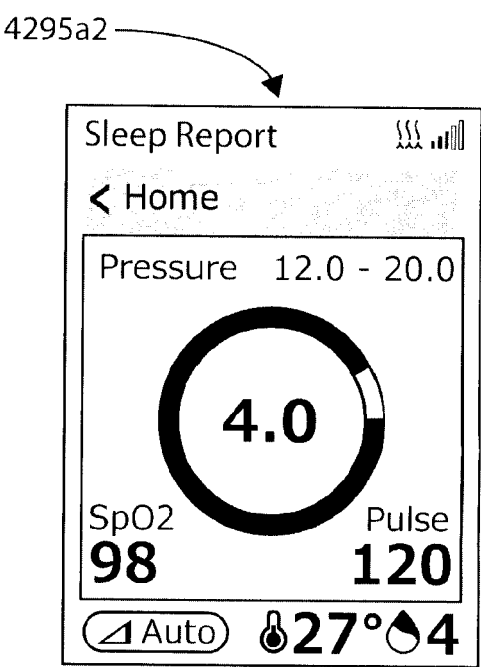


圖15l

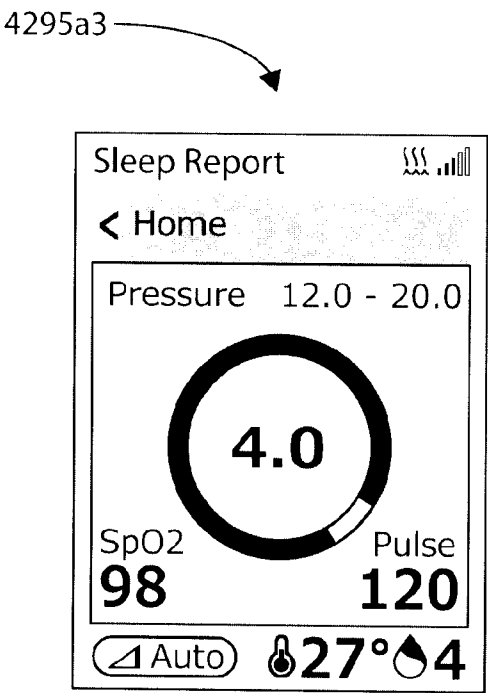


圖15m

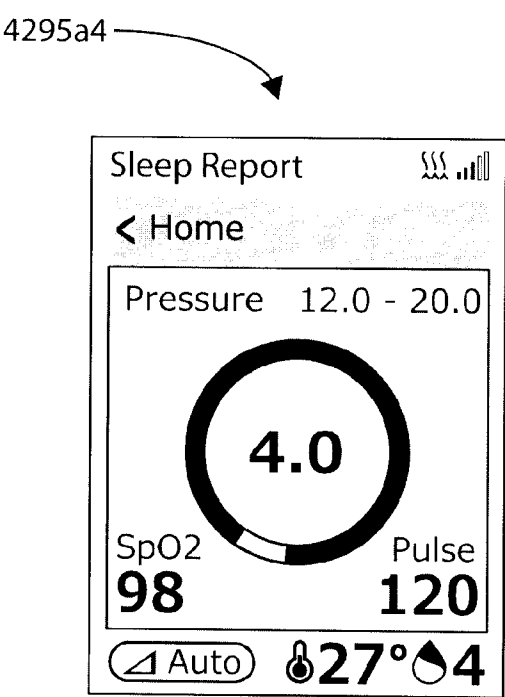


圖15n

4295a5

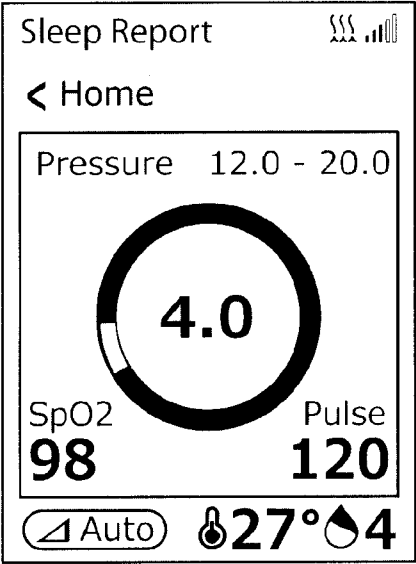


圖 15o

4295a6

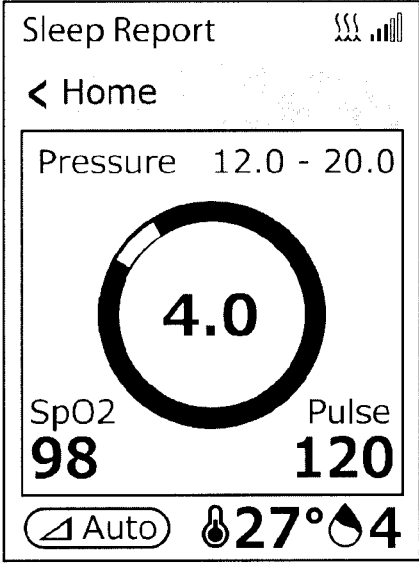


圖 15p

4295a7

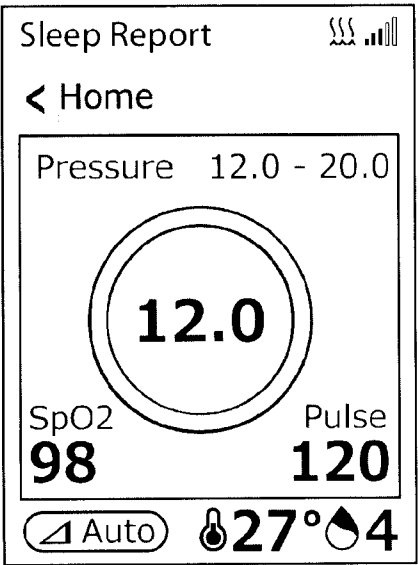


圖 15q

4295a8

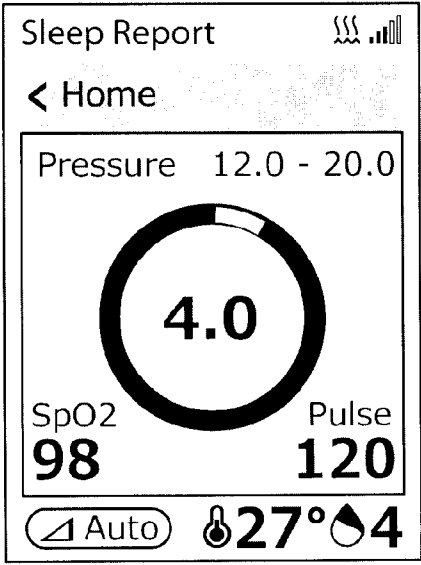


圖 15r

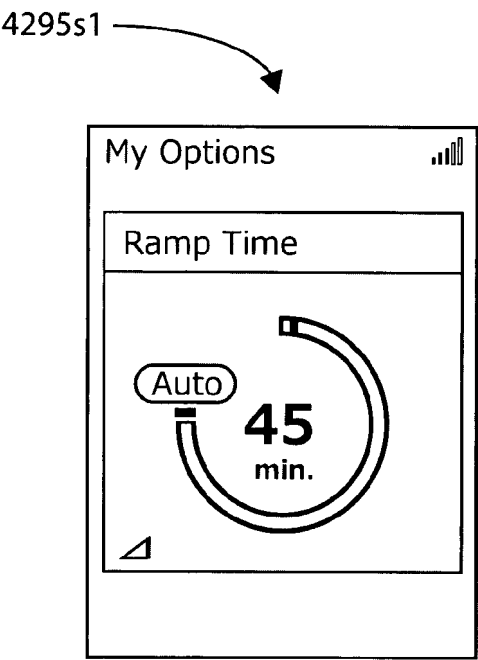


圖 15s

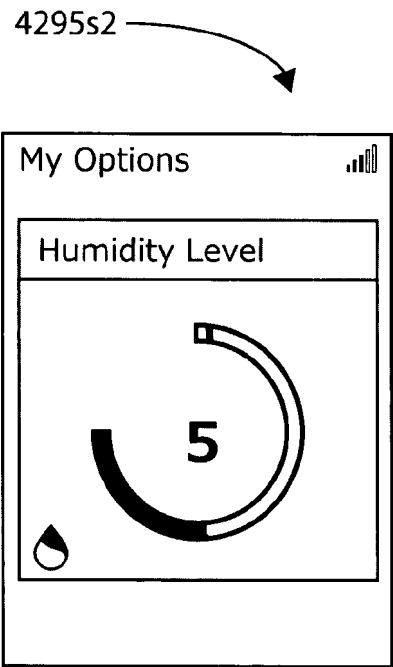


圖 15t

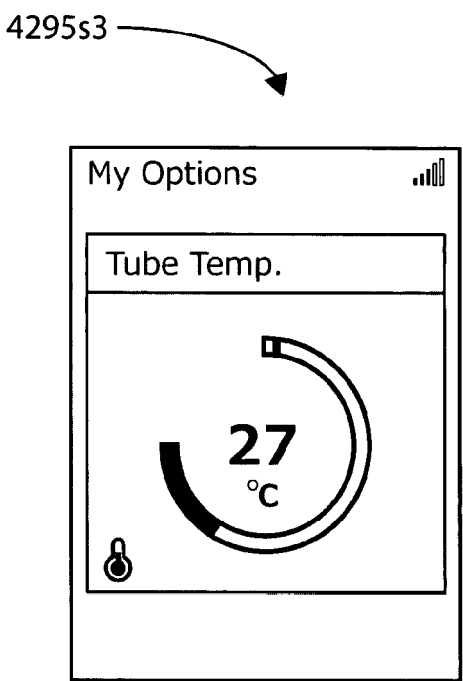


圖 15u

4295b1

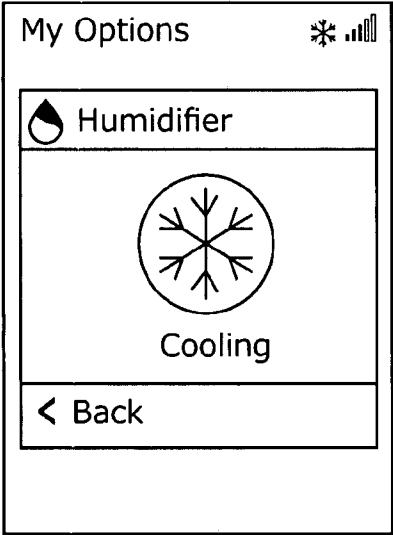


圖 15v

4295b2

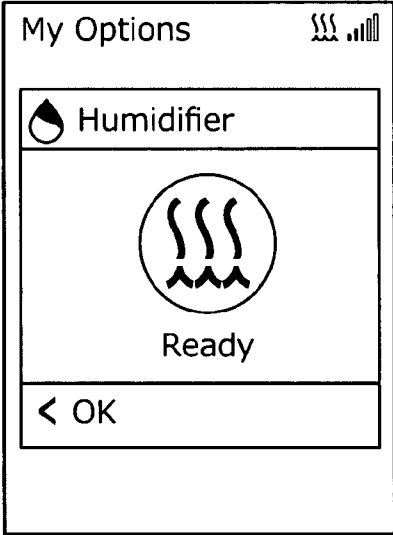


圖 15w

4295b3

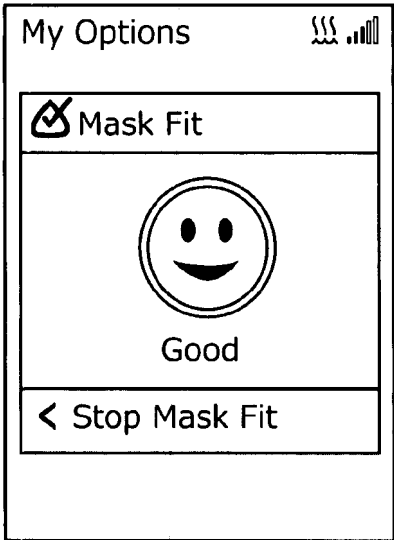


圖 15x

4295b4

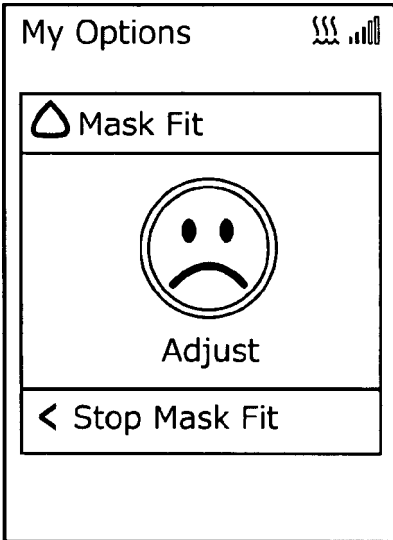


圖 15y

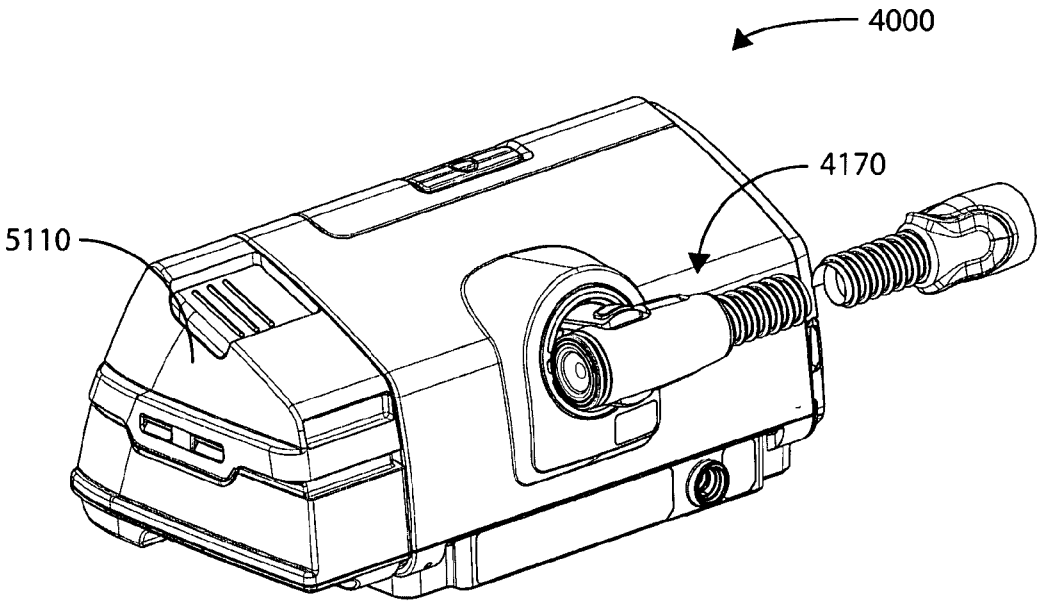


圖 16a

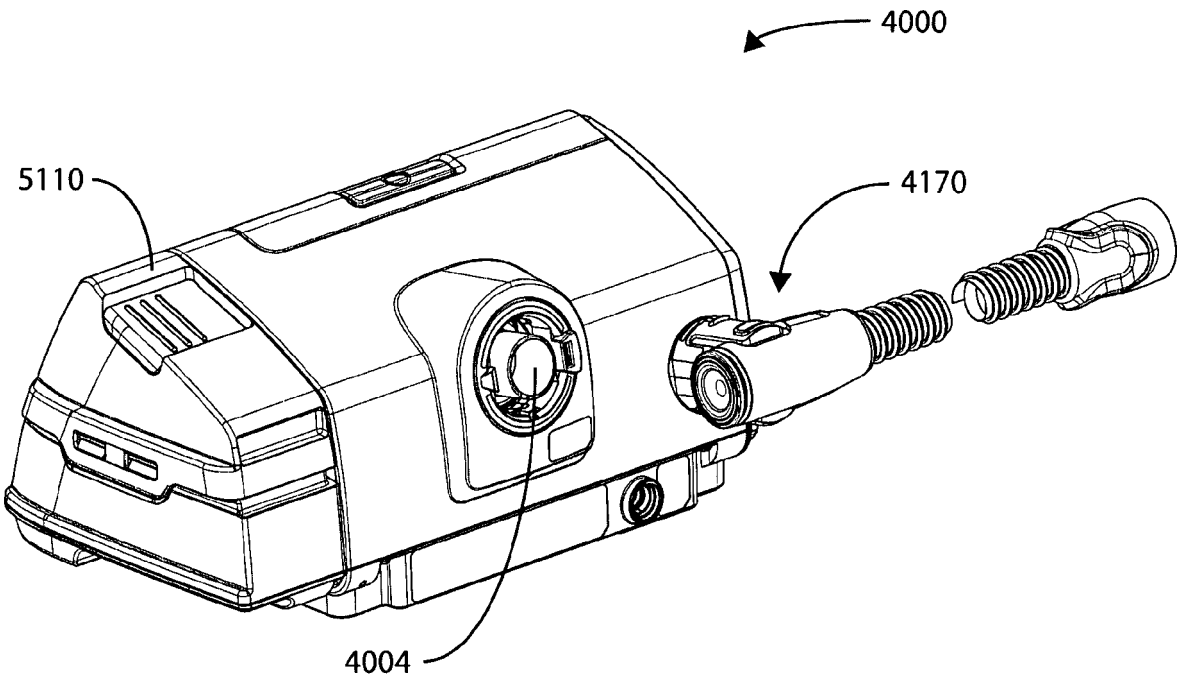


圖 16b

47/120

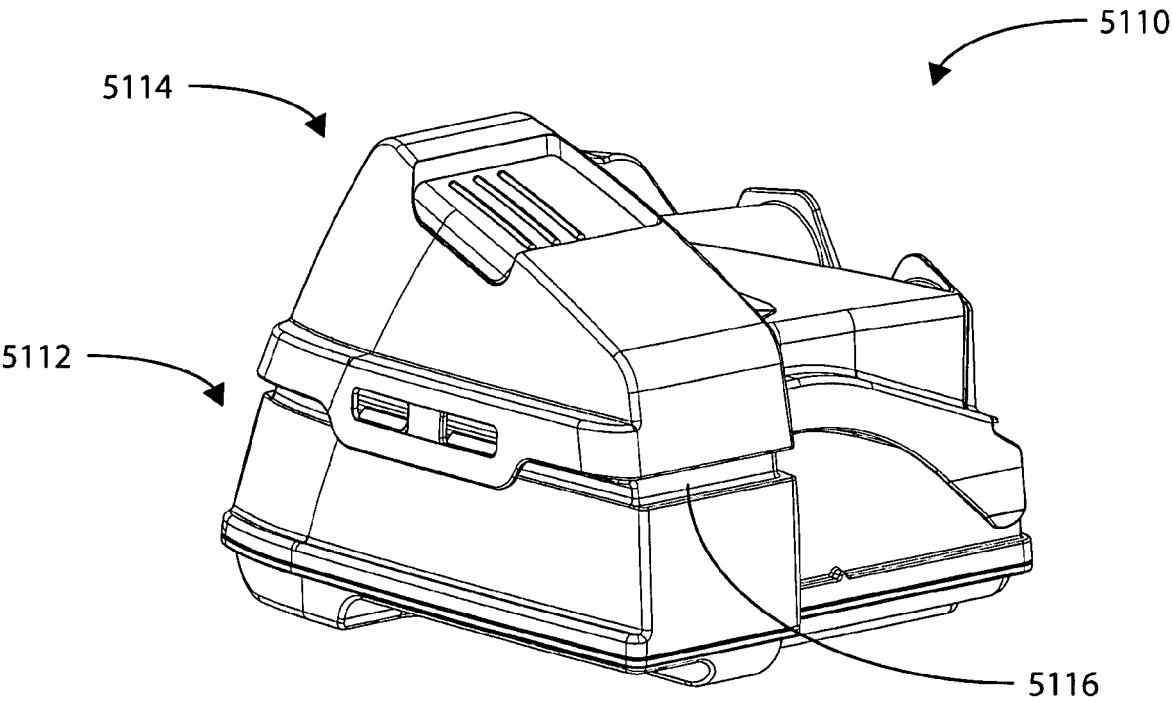


圖 16c

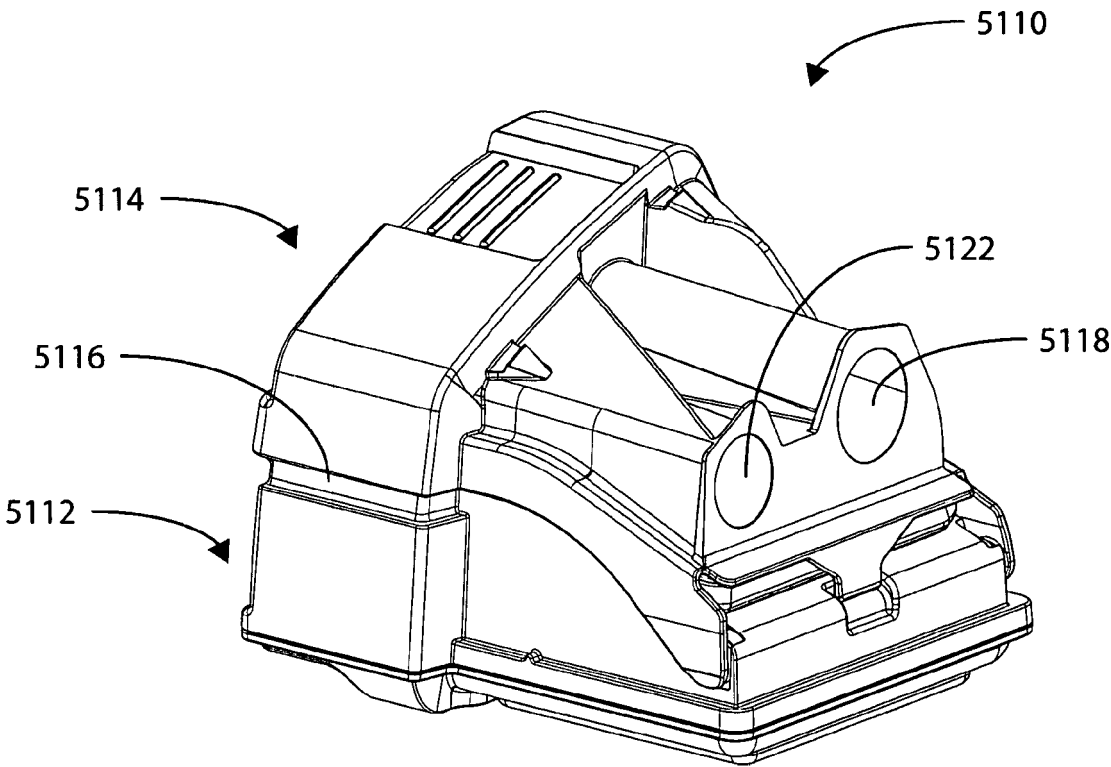


圖 16d

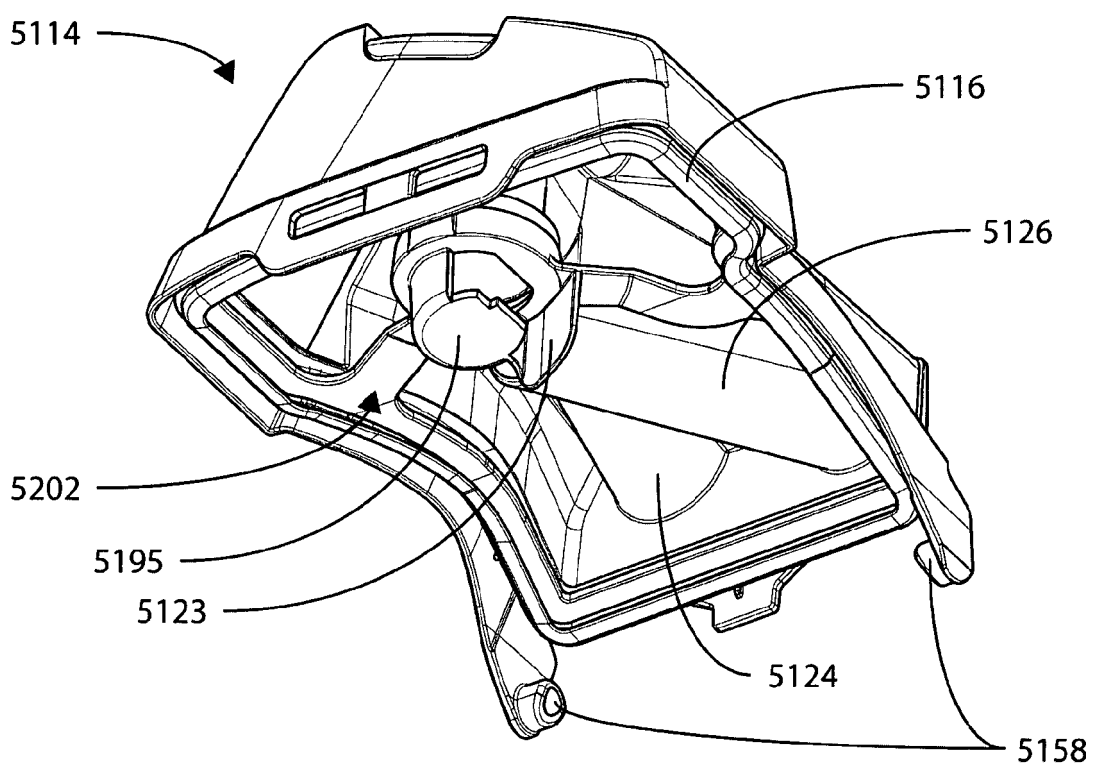


圖16e

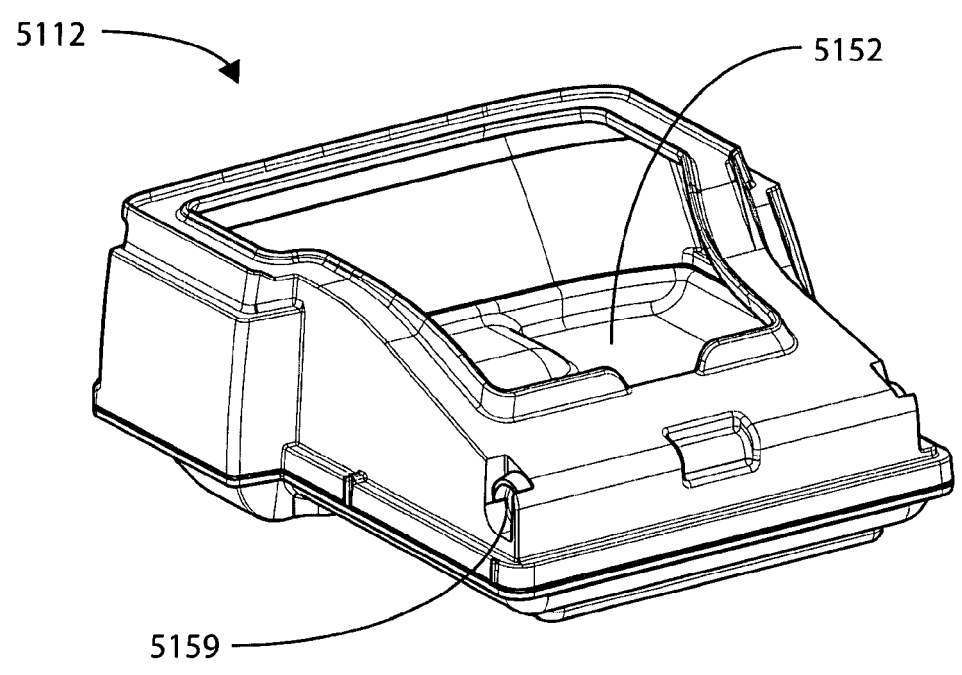


圖16f

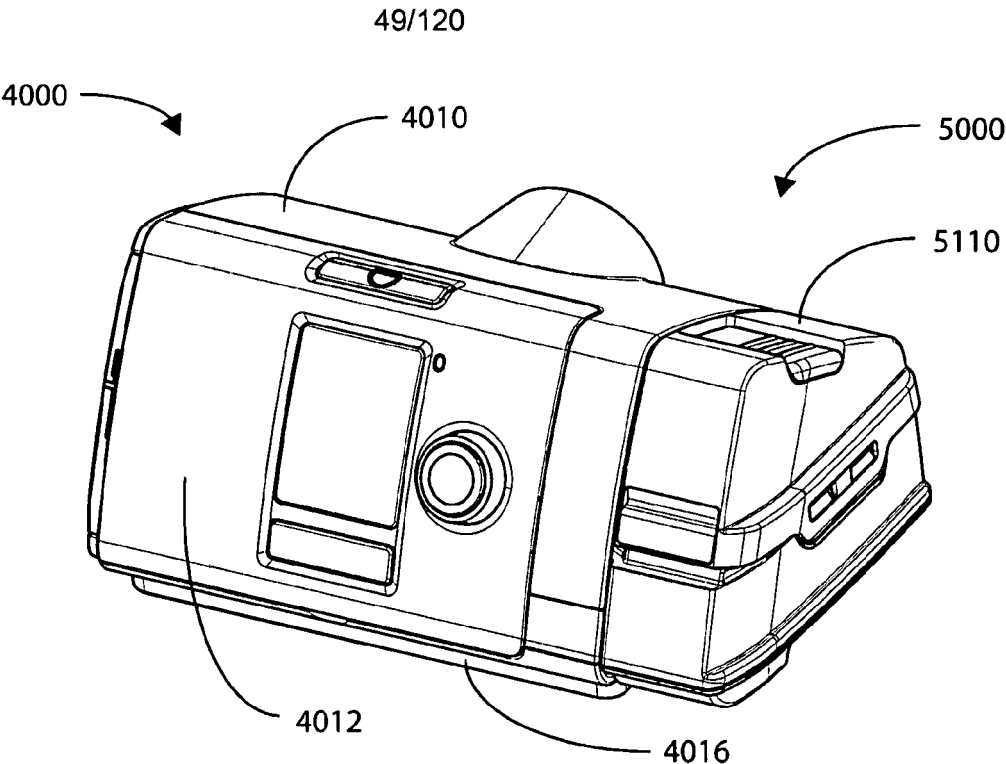


圖16g

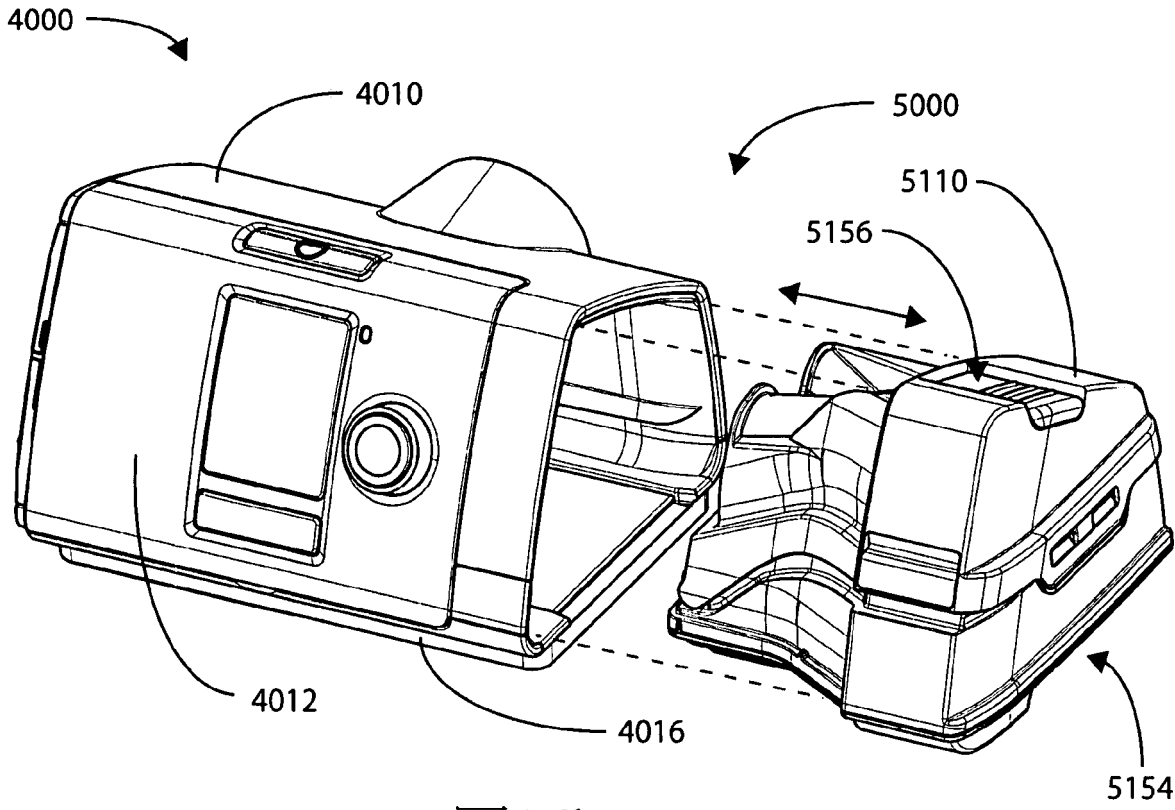


圖16h

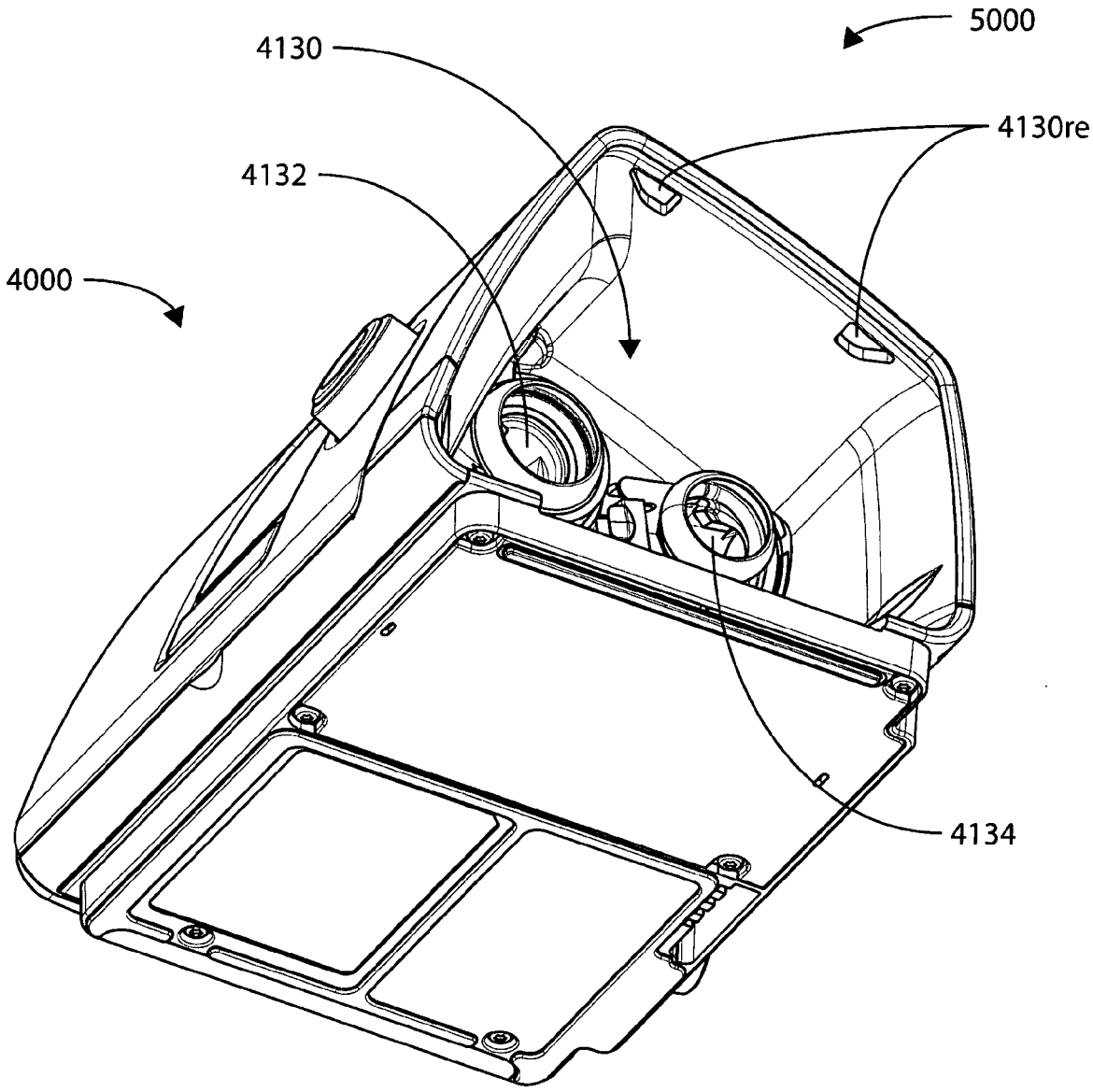


圖16i

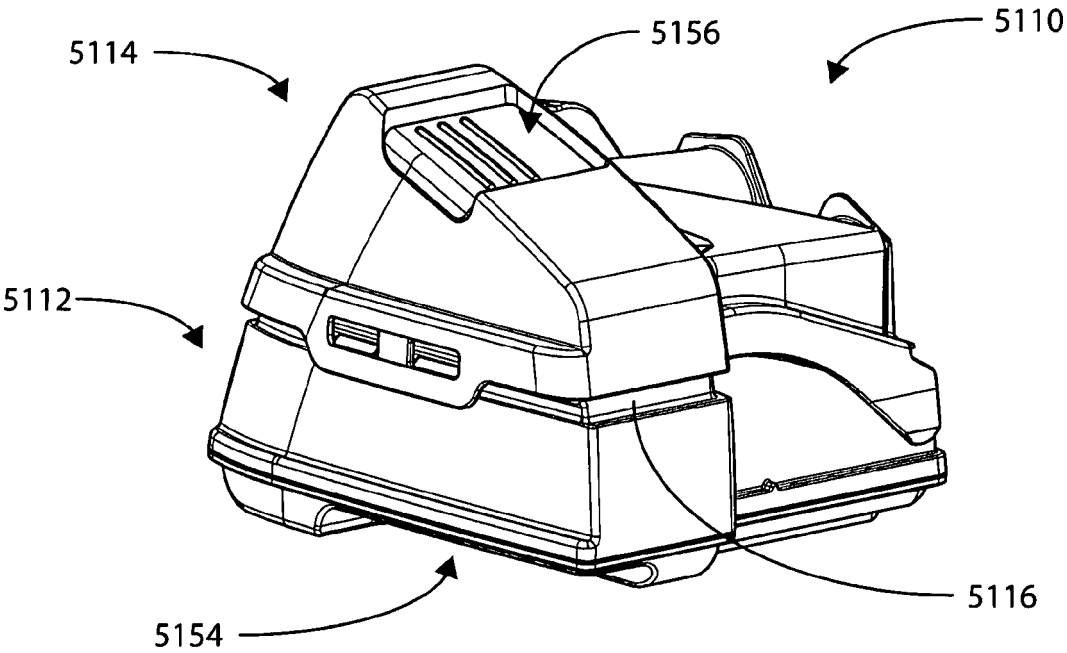


圖16j

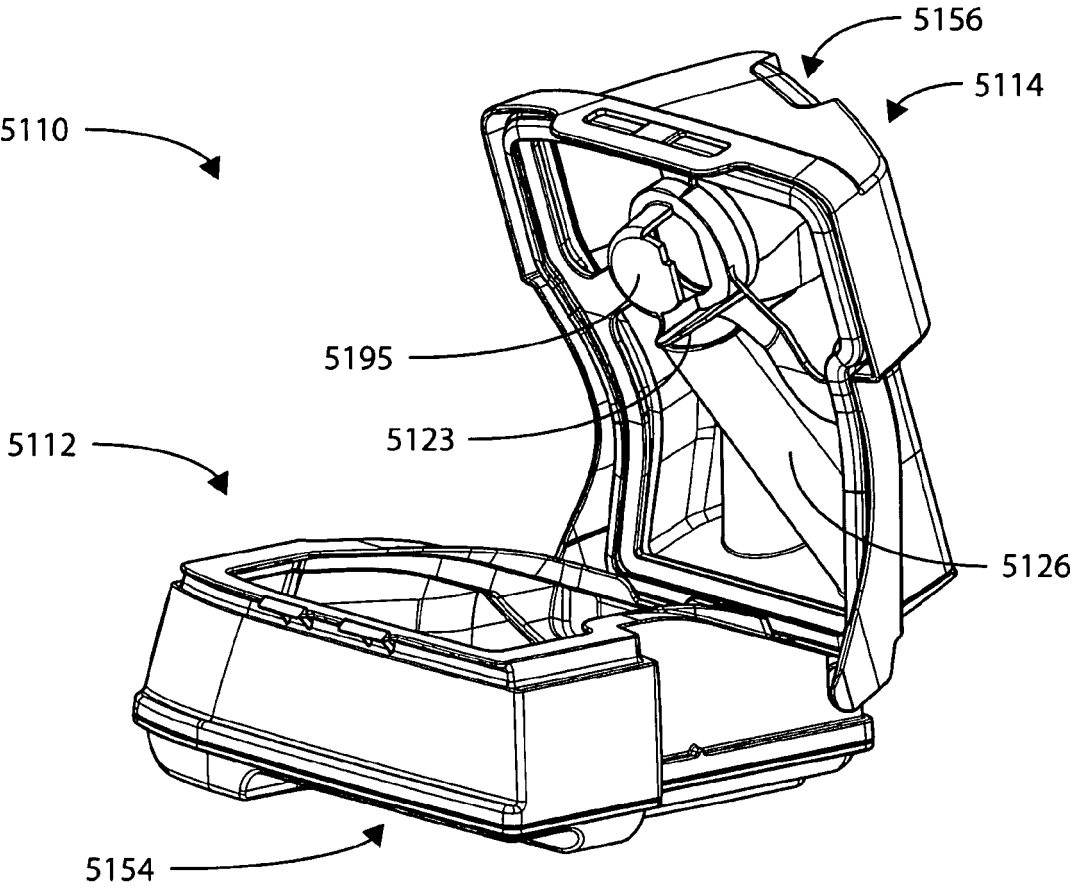


圖16k

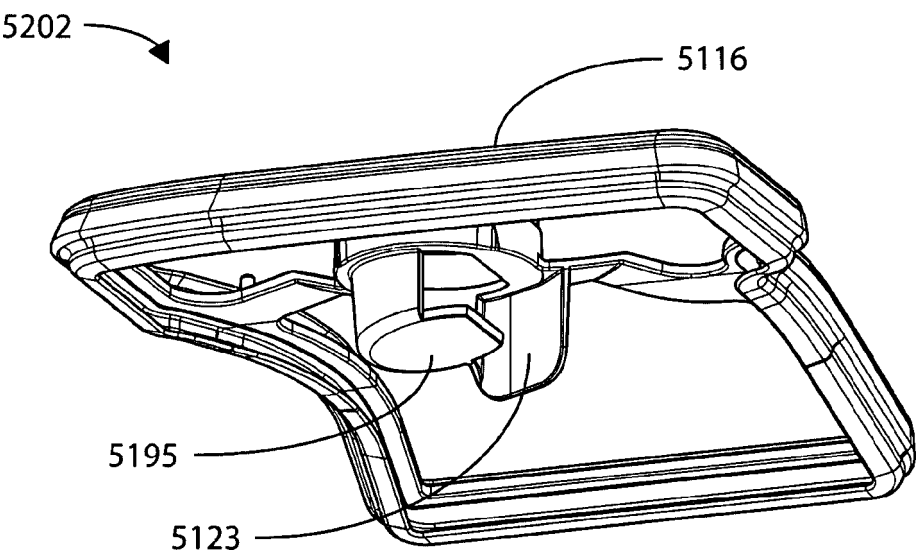


圖16l

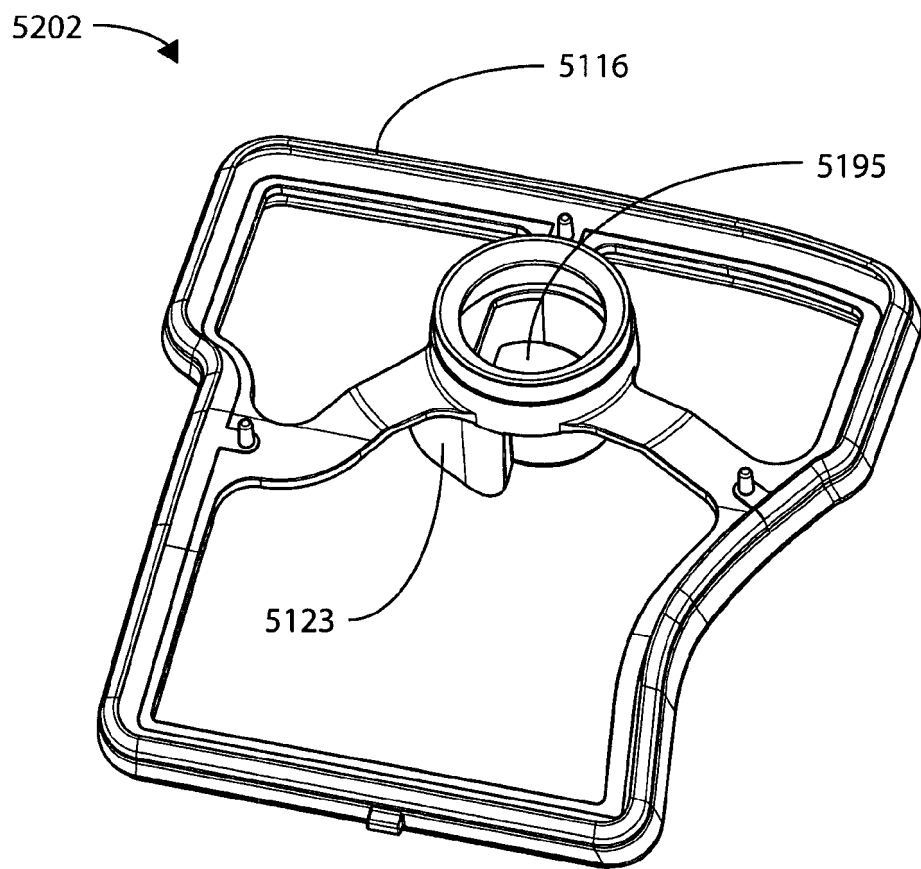


圖16m

53/120

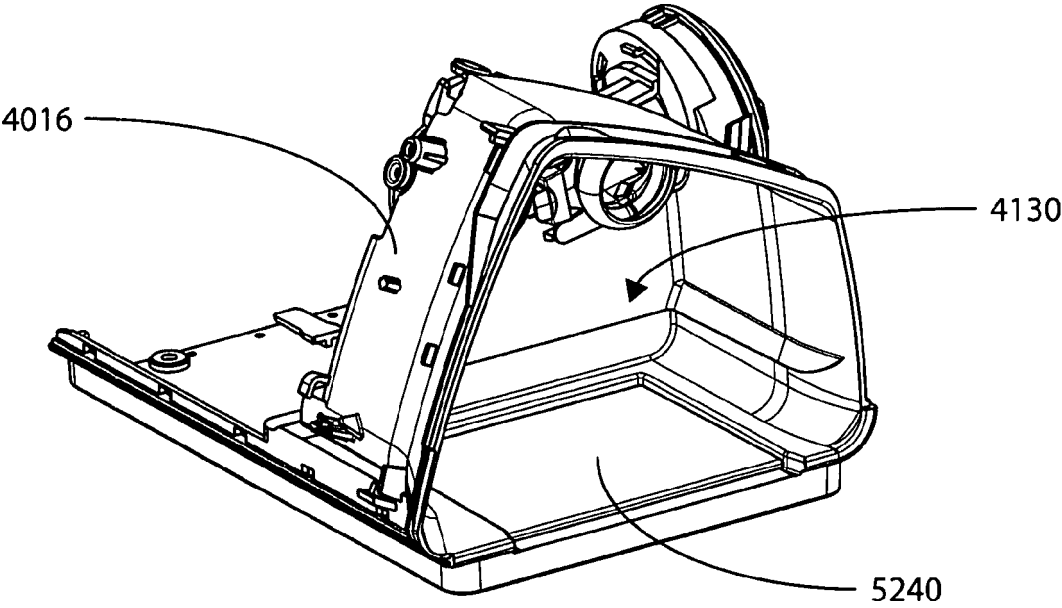


圖 17a

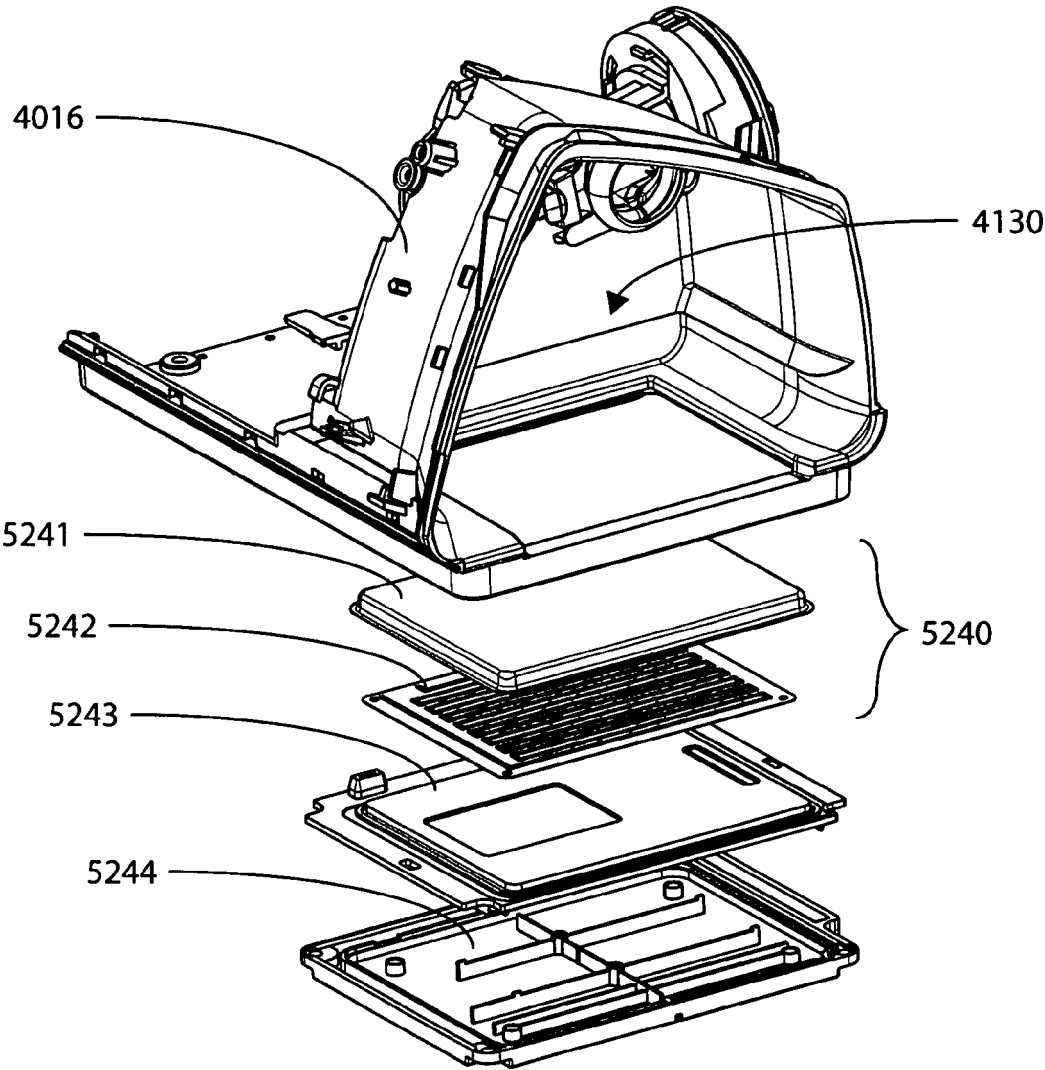


圖 17b

54/120

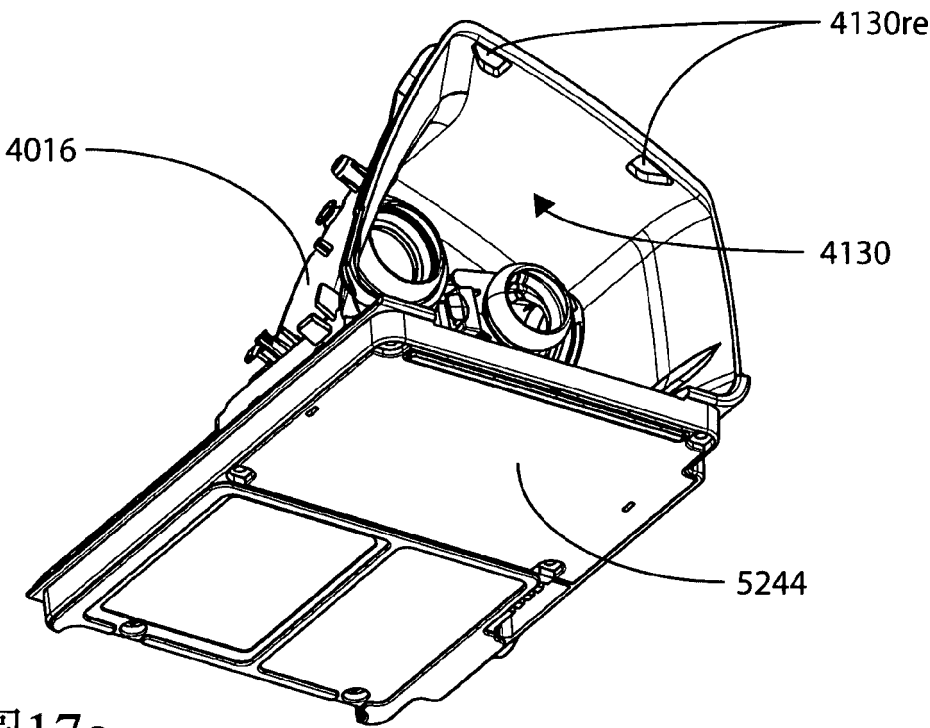


圖17c

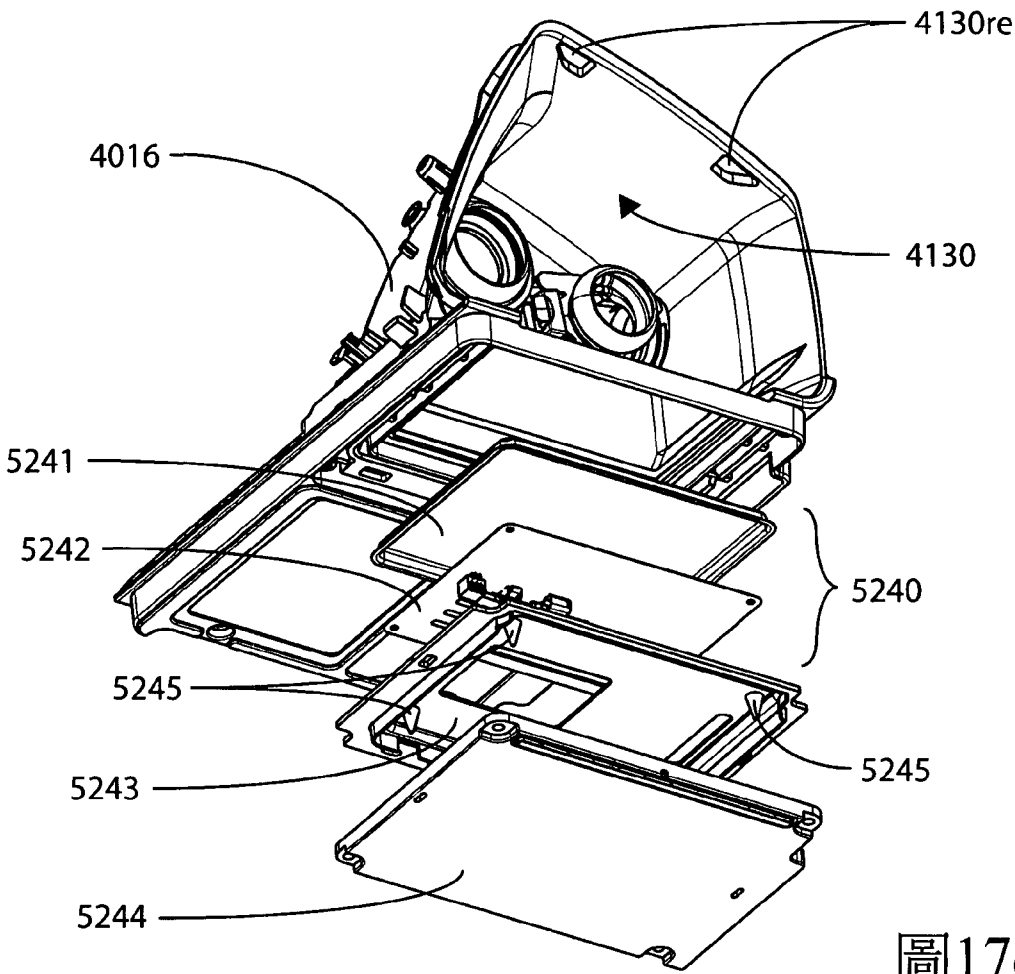


圖17d

55/120

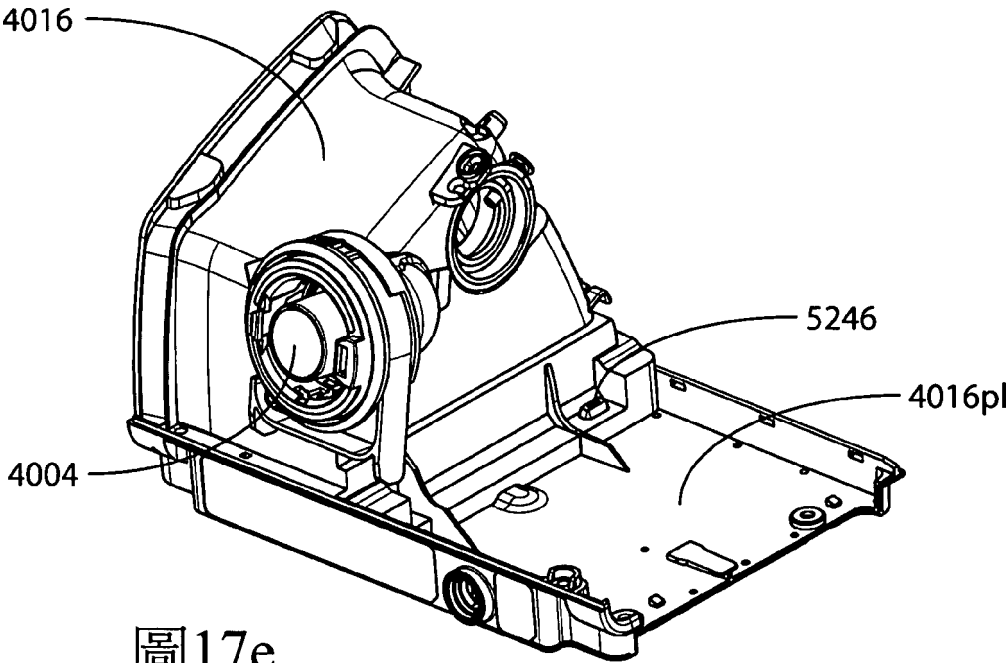


圖17e

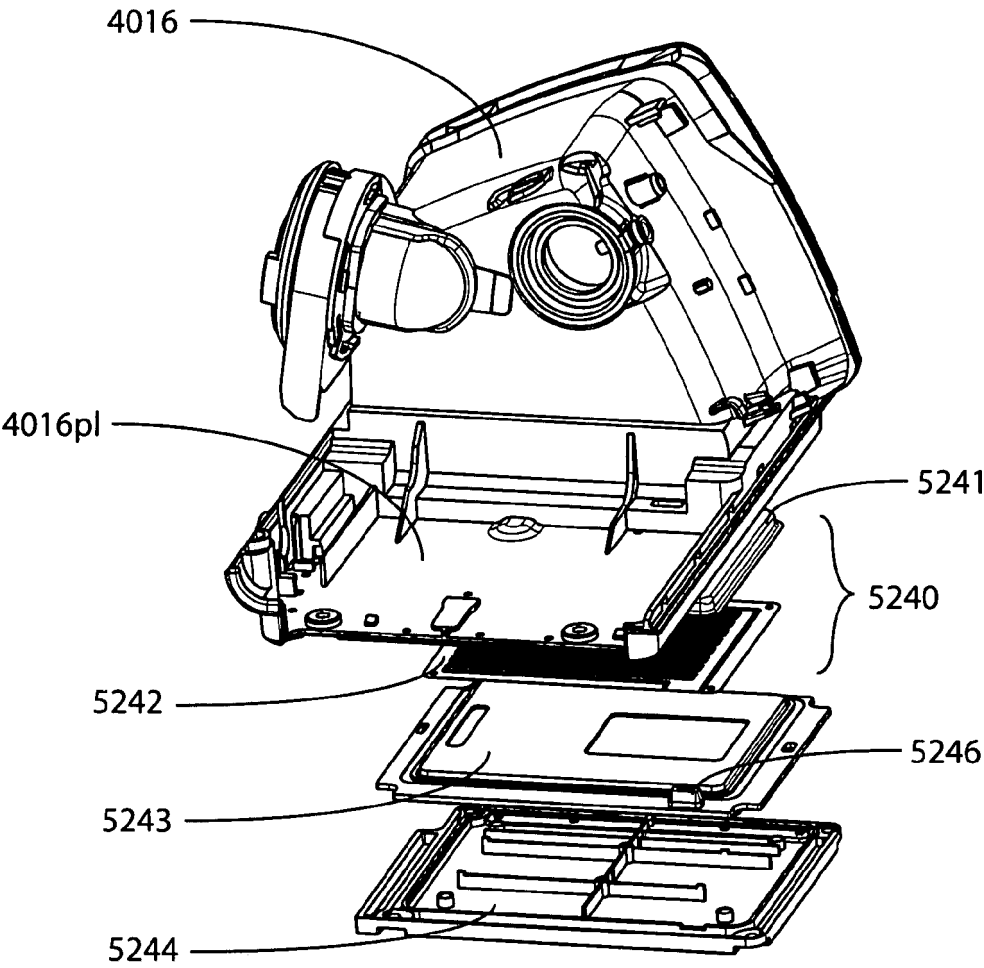


圖17f

56/120

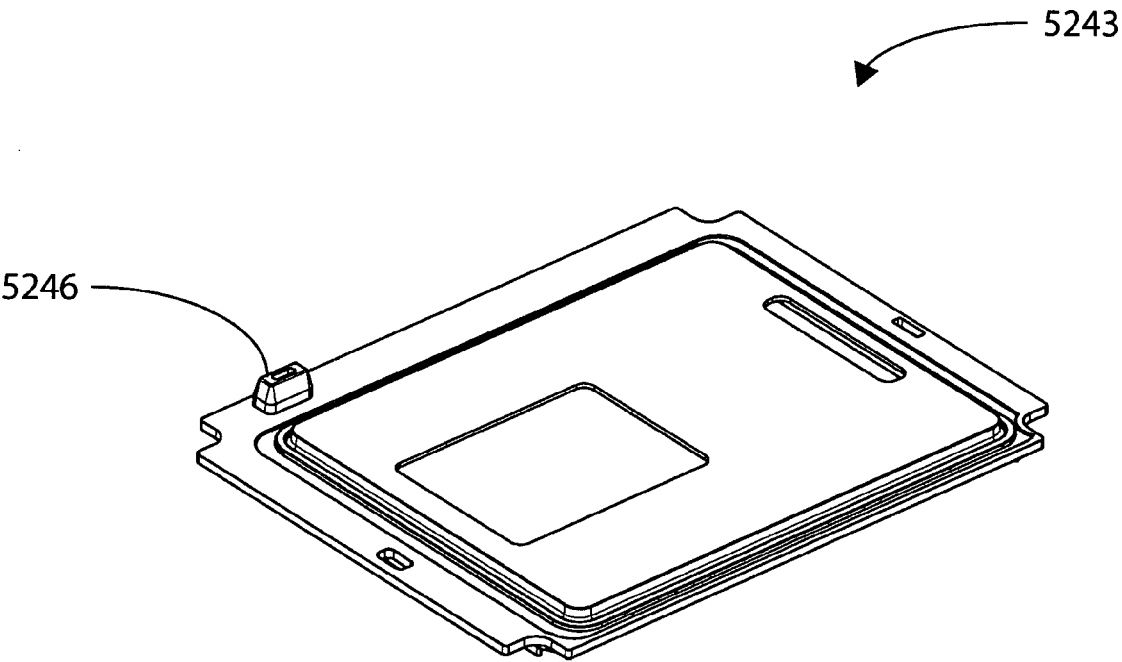


圖17g

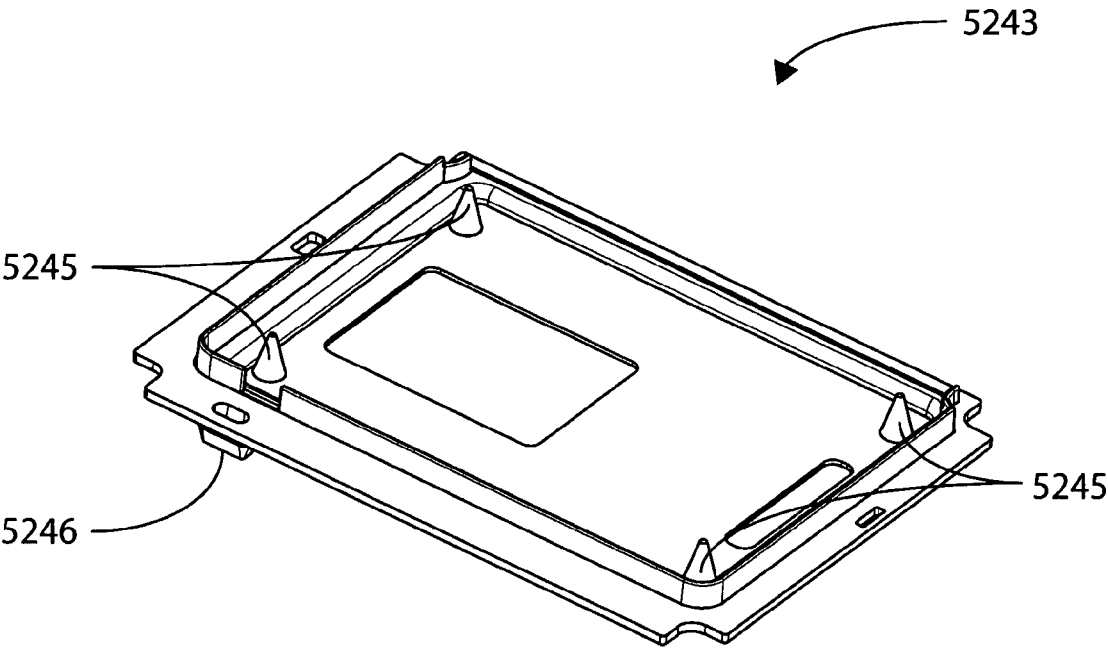
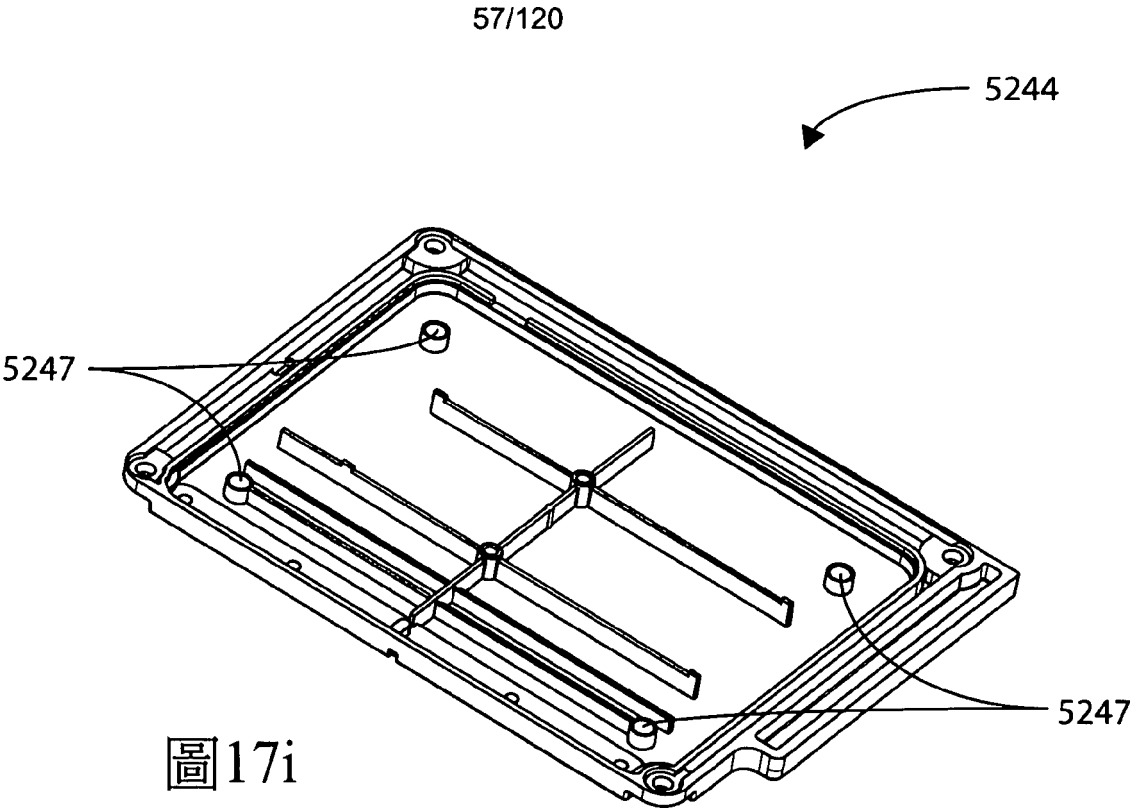
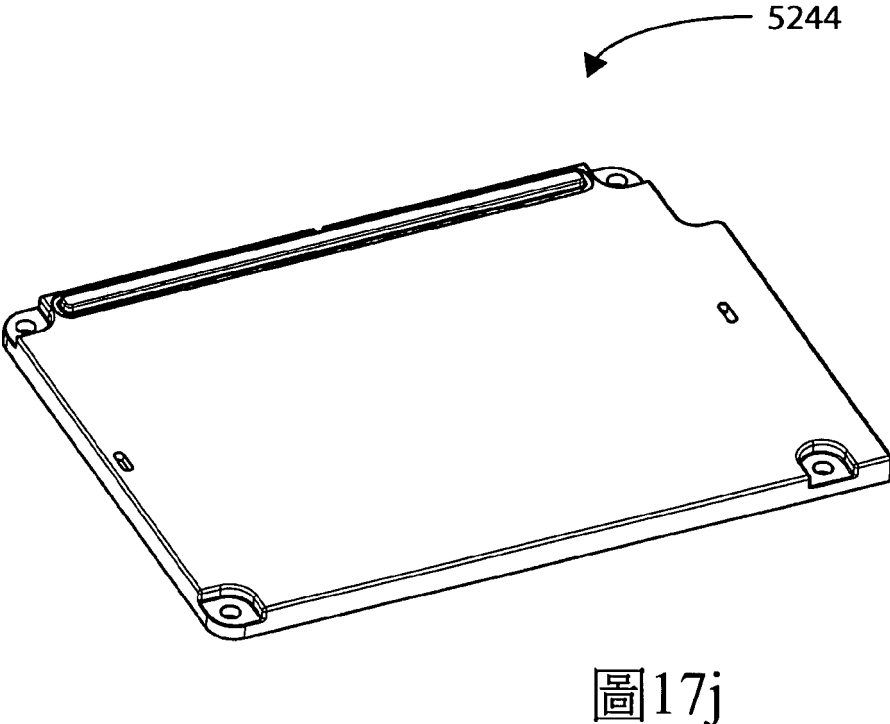


圖17h



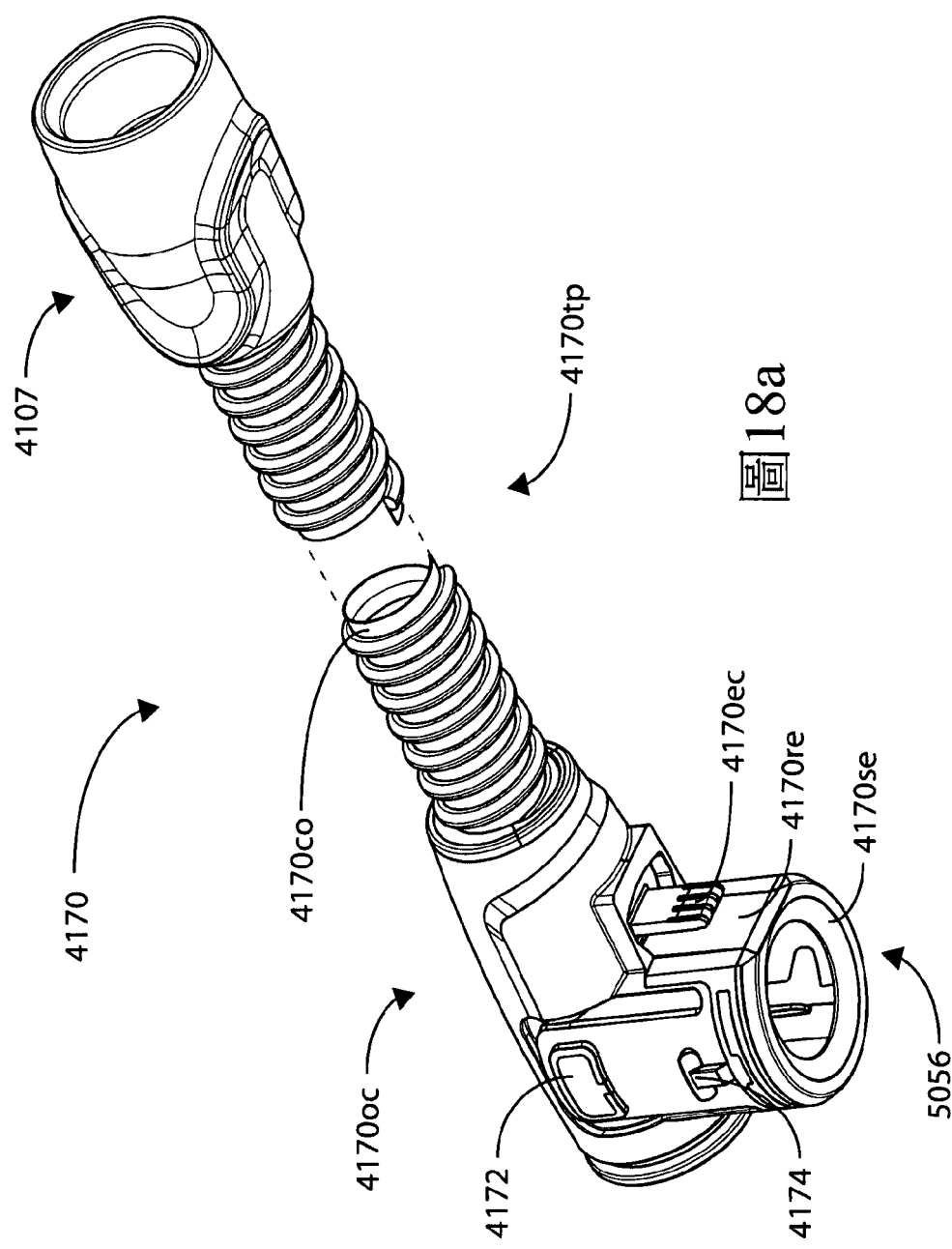


圖 18a

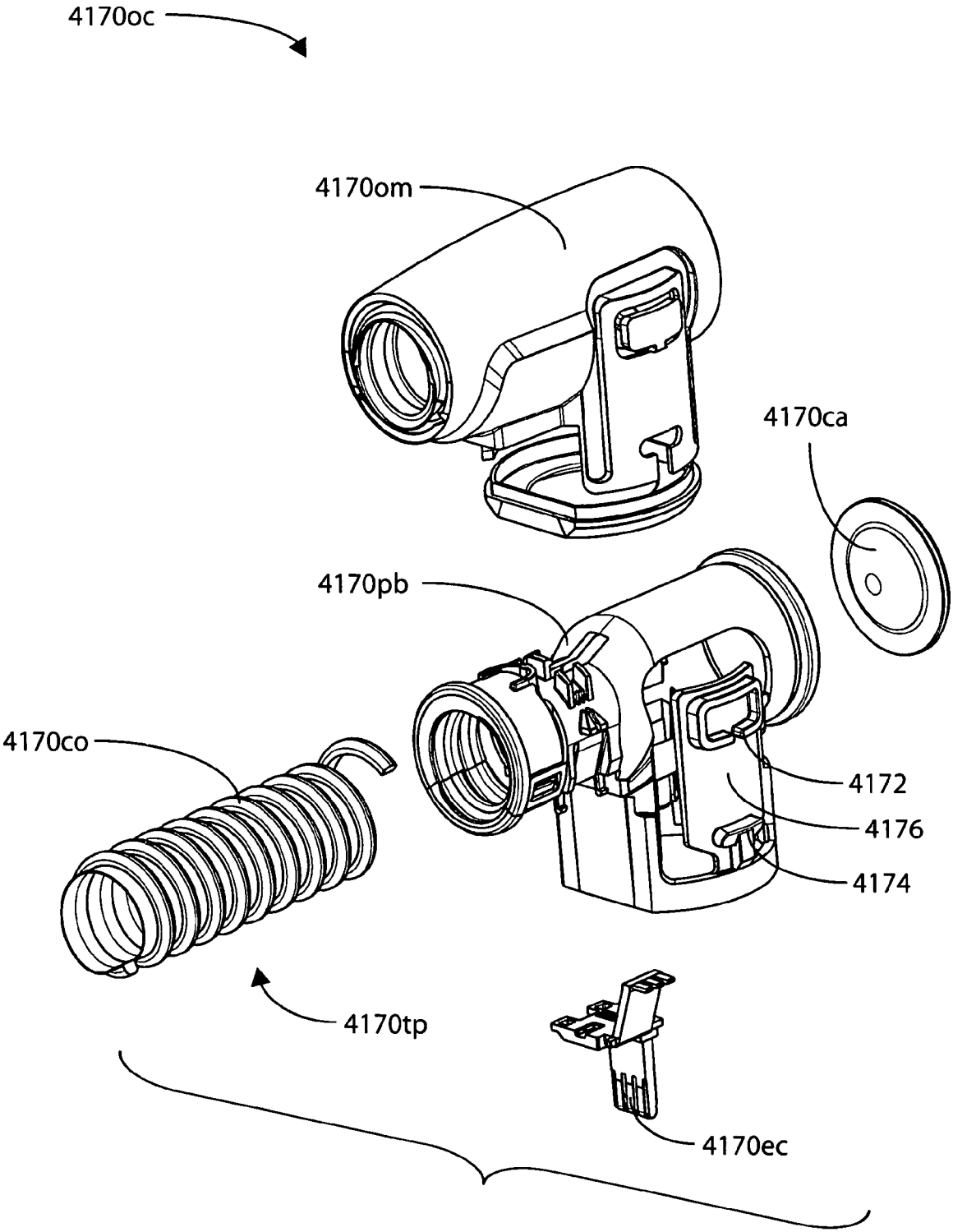


圖18b

60/120

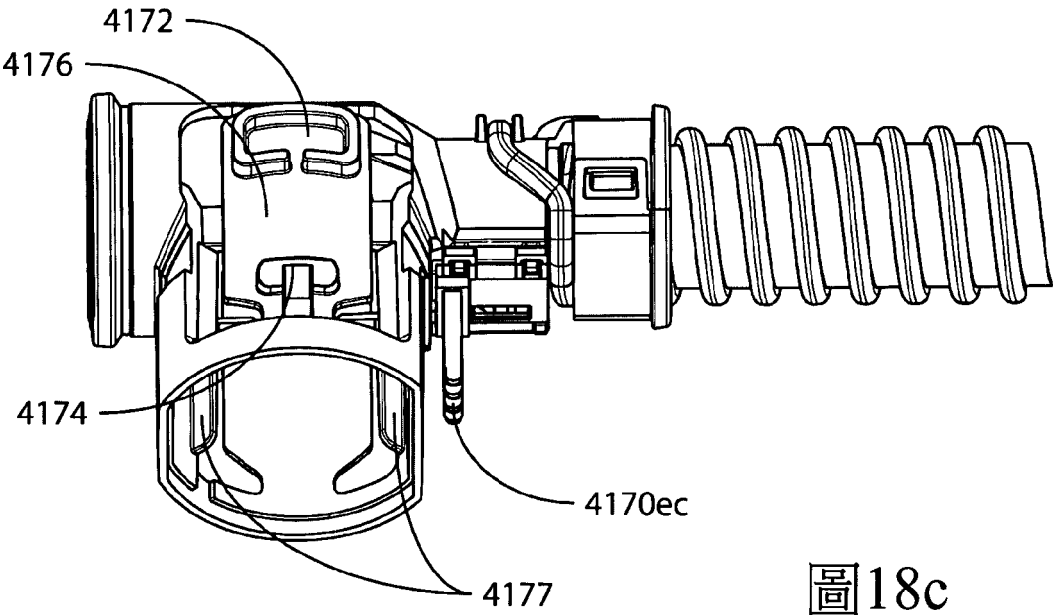


圖18c

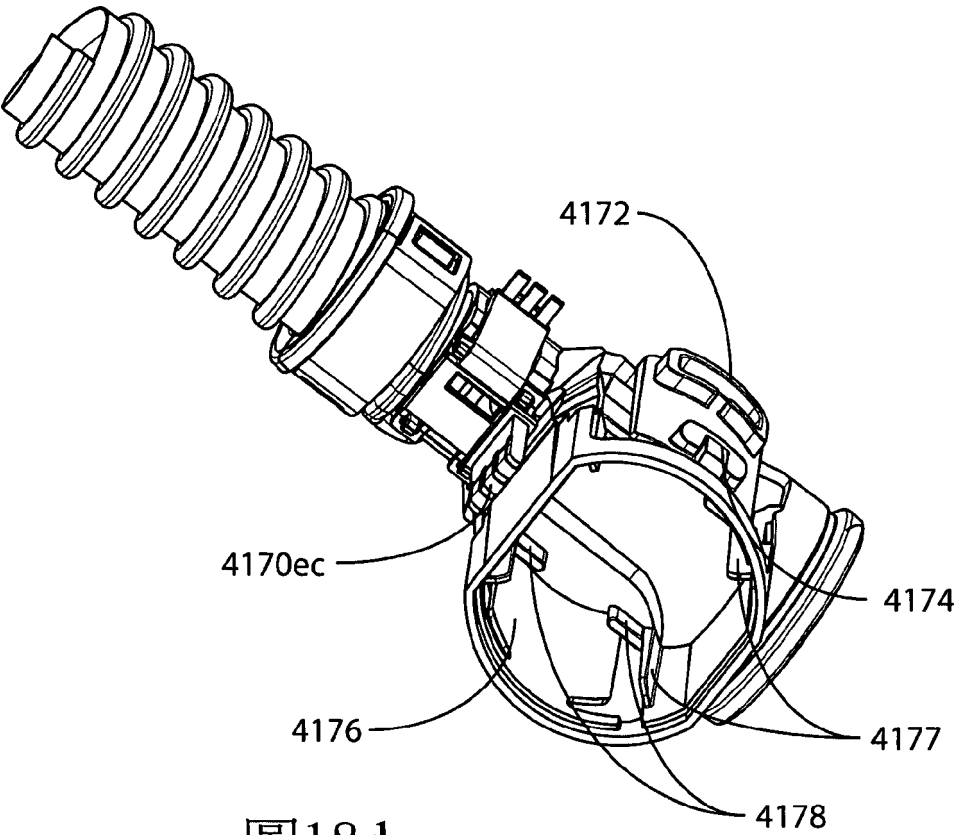


圖18d

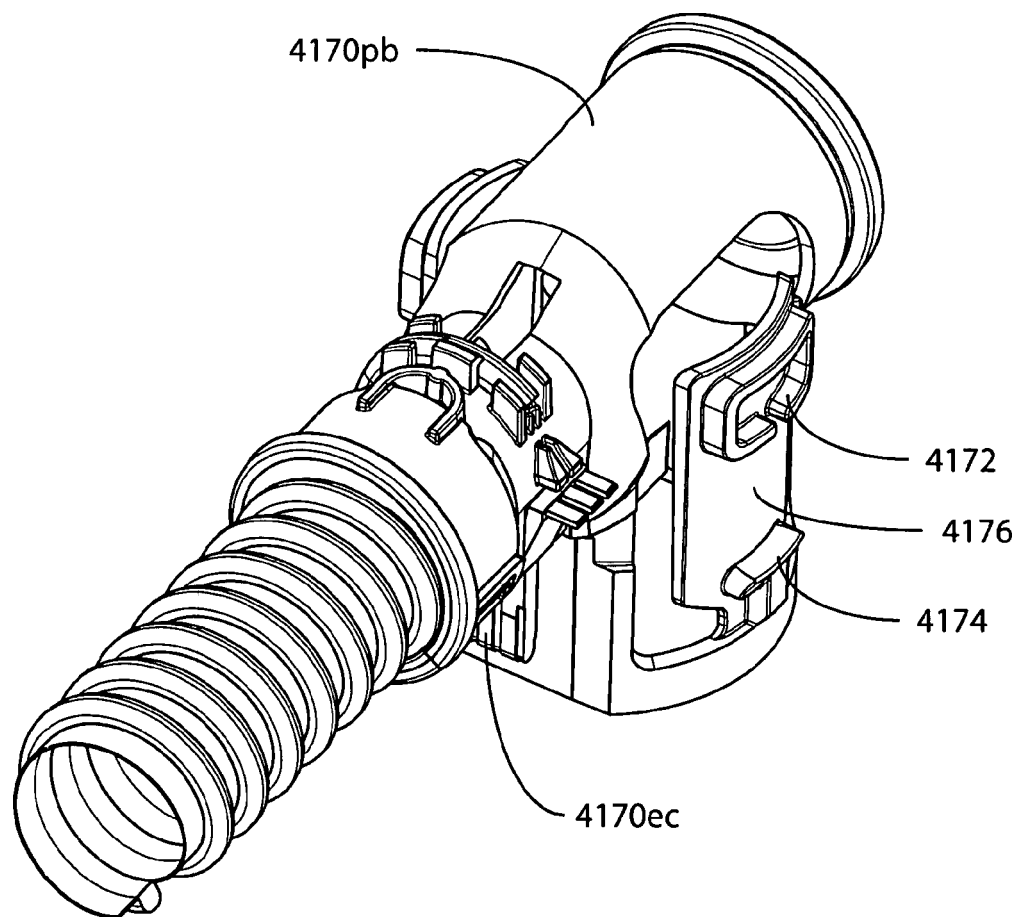


圖18e

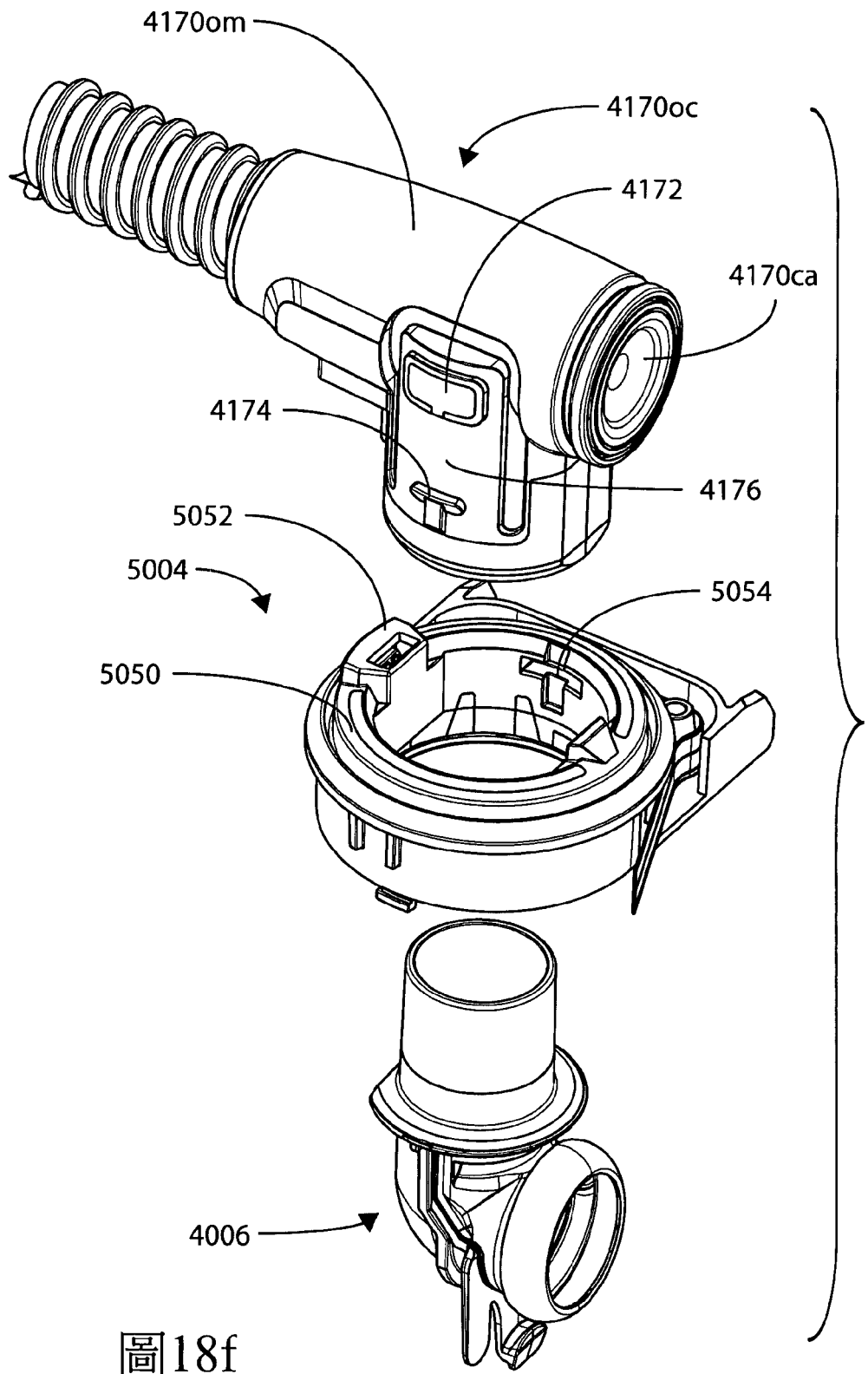


圖 18f

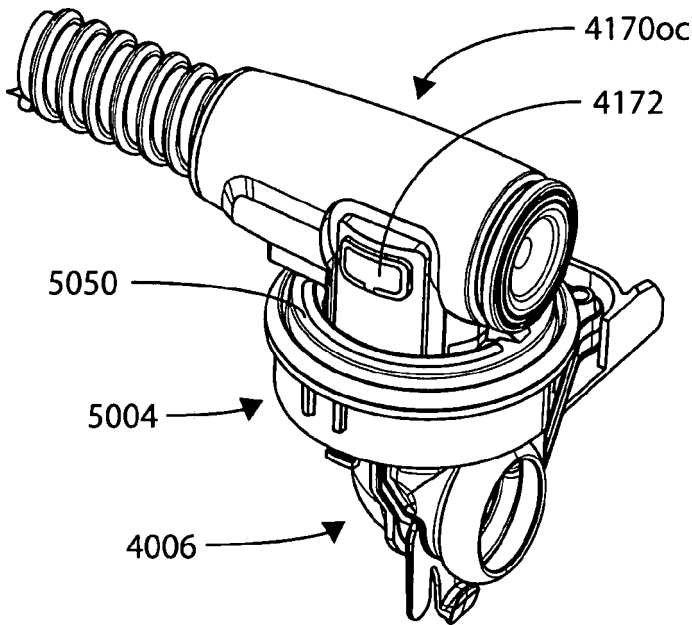


圖18g

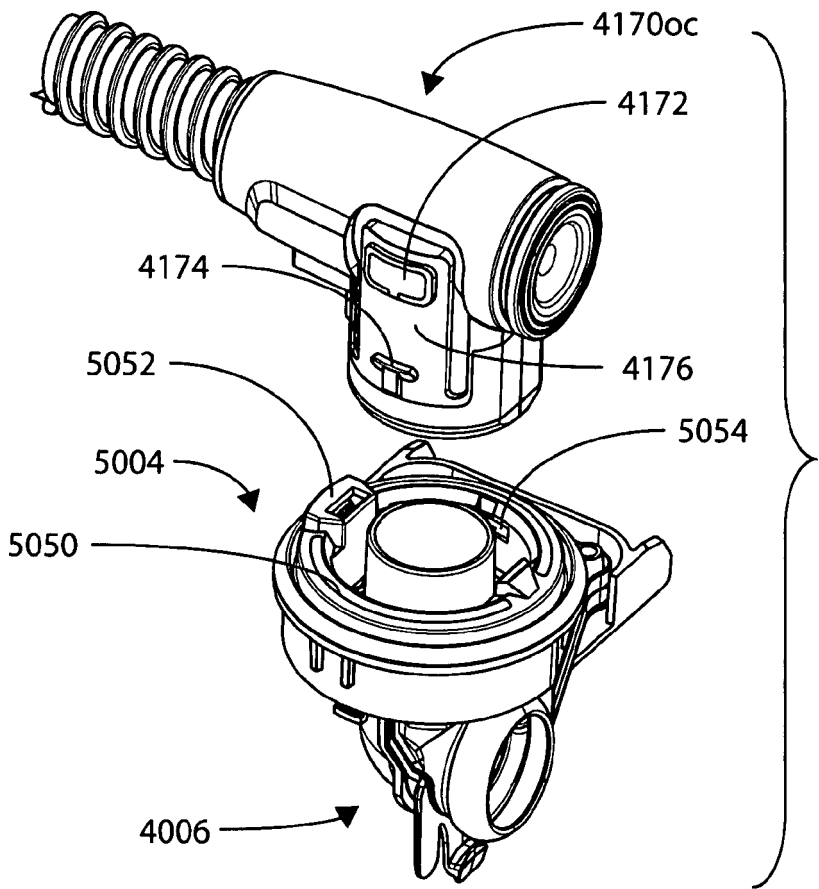


圖18h

圖18j

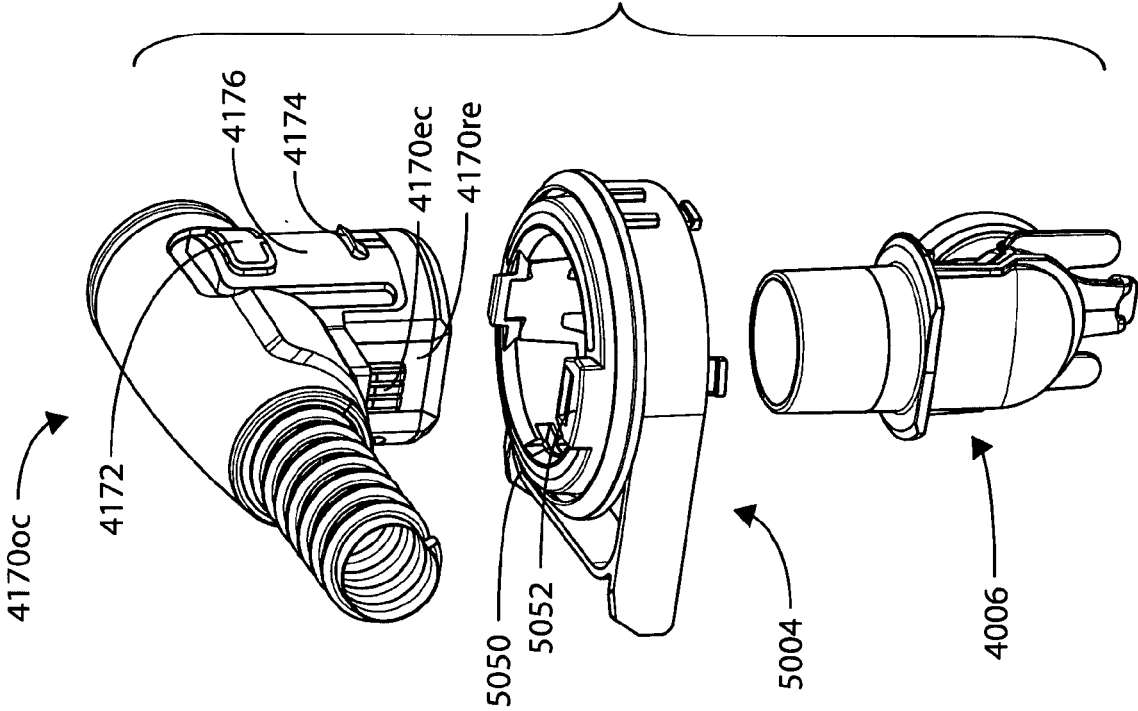
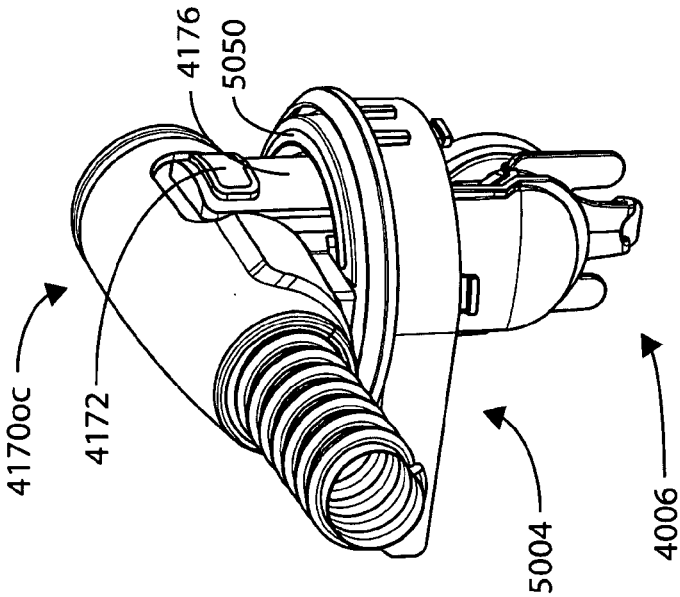
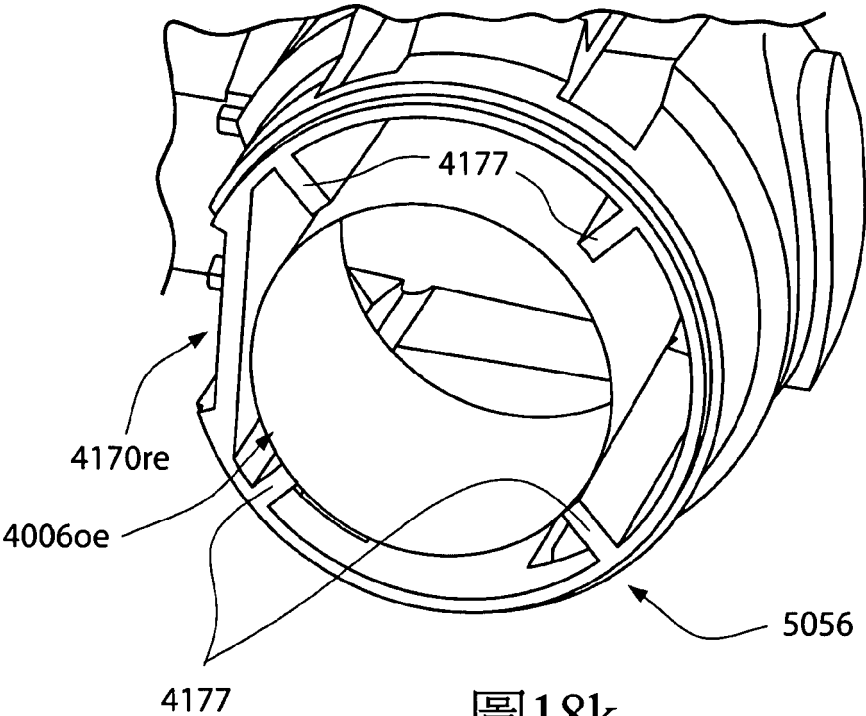
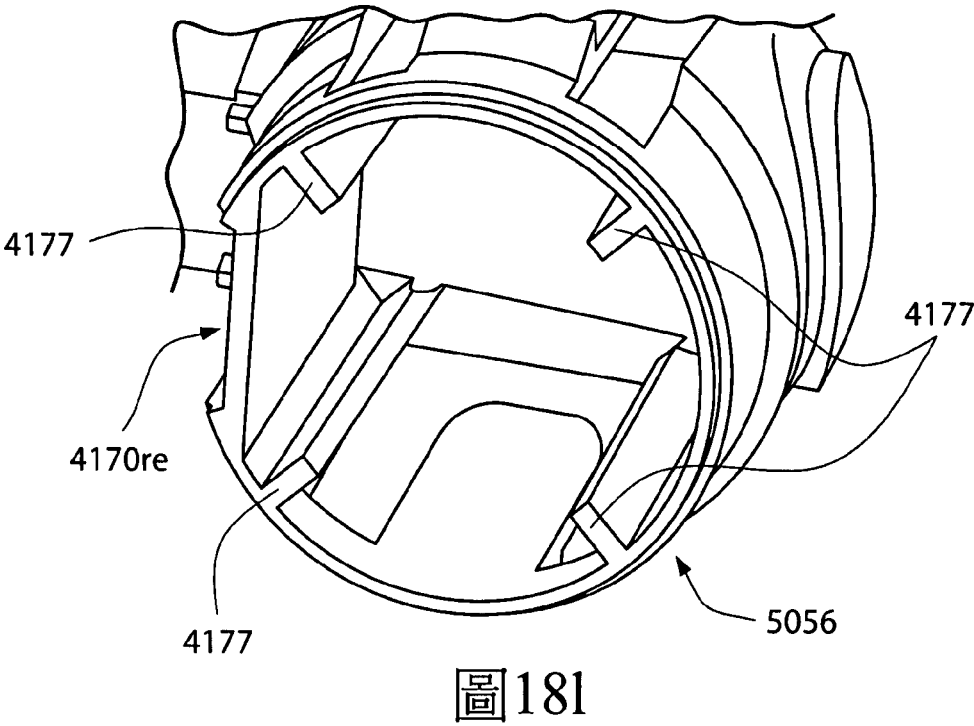


圖18i





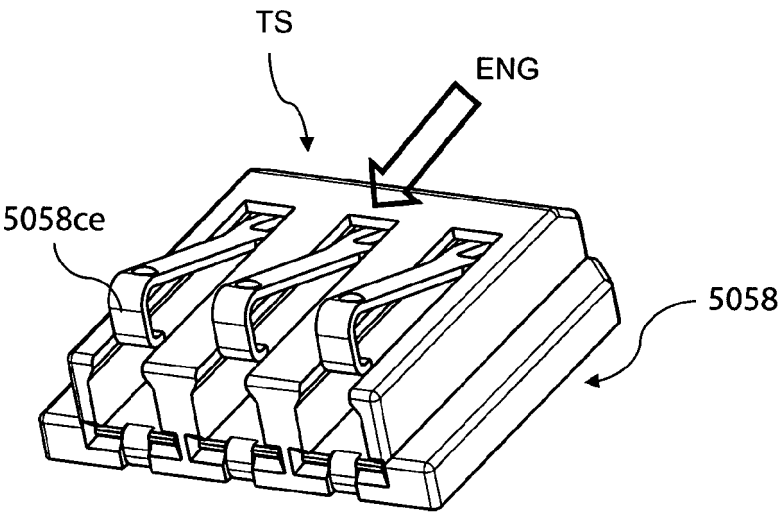


圖18m

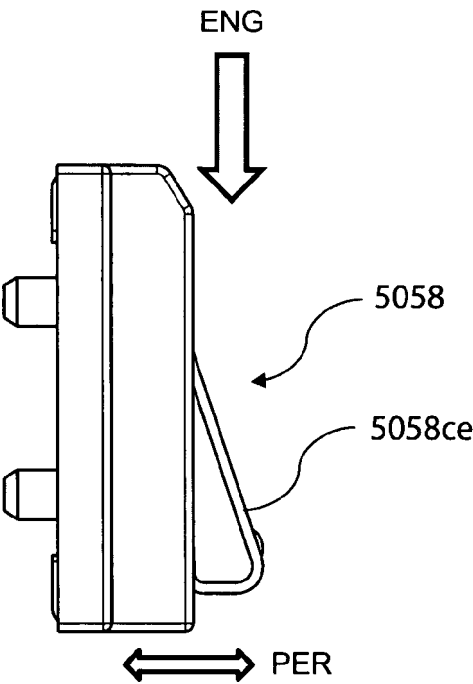


圖18n

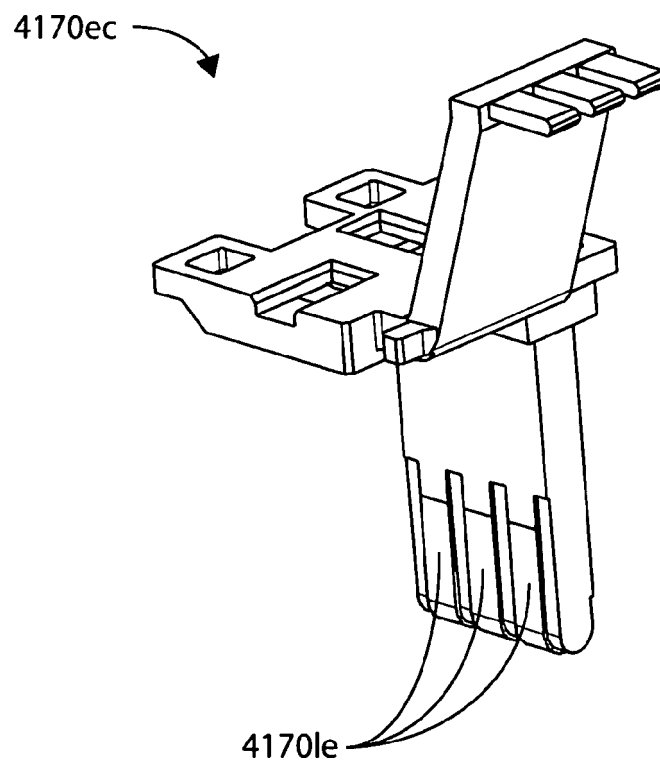


圖18o

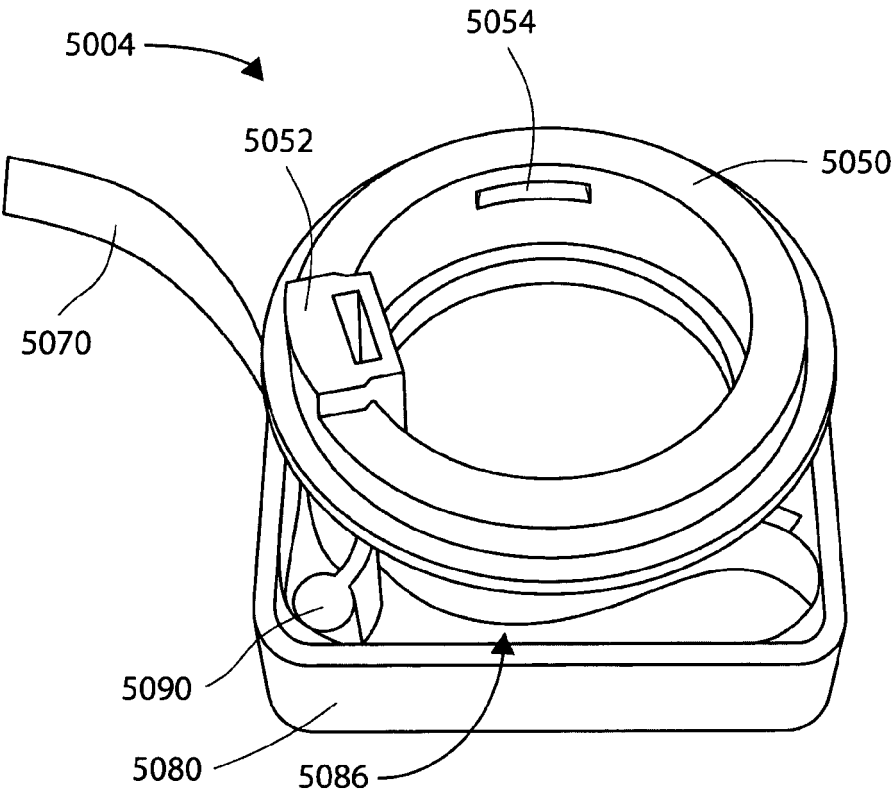


圖18p

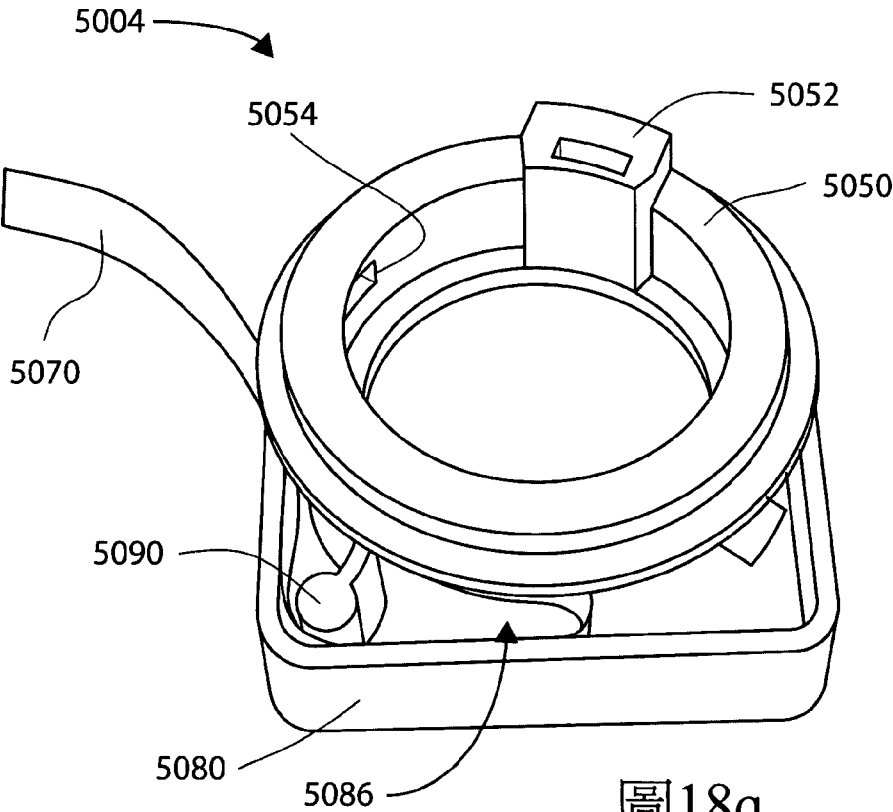


圖18q

69/120

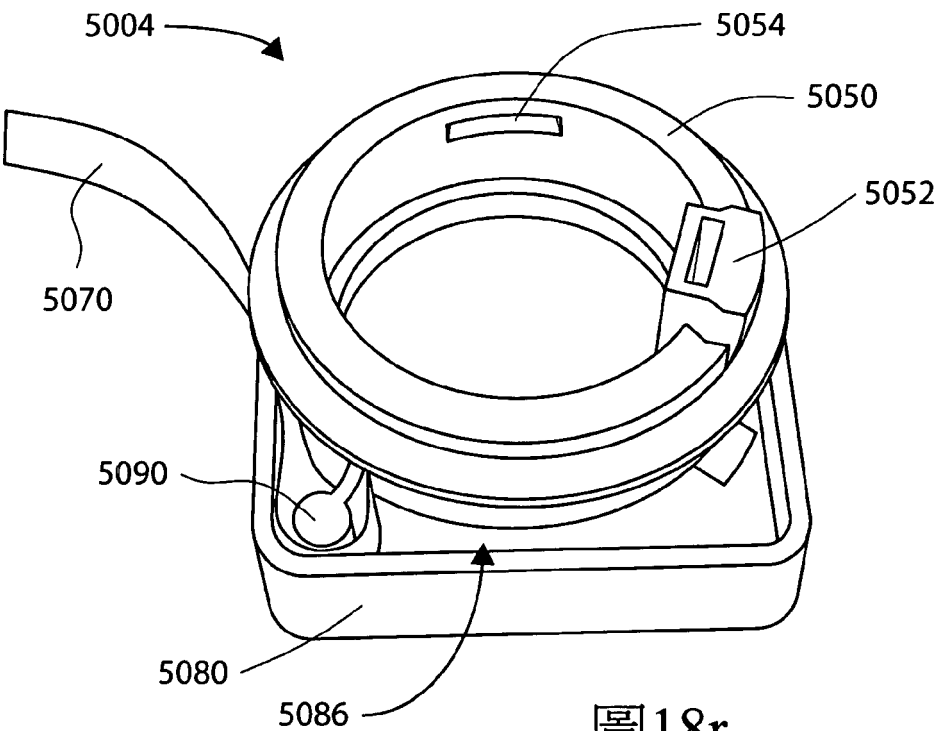


圖18r

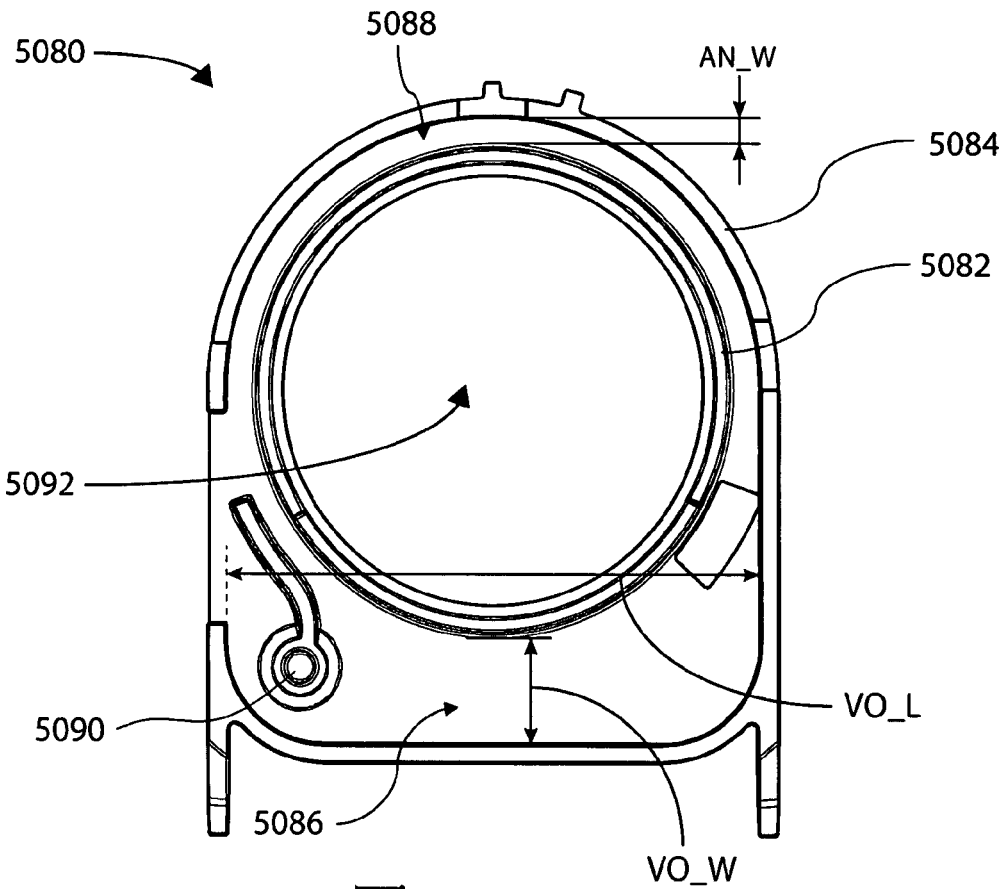


圖18s

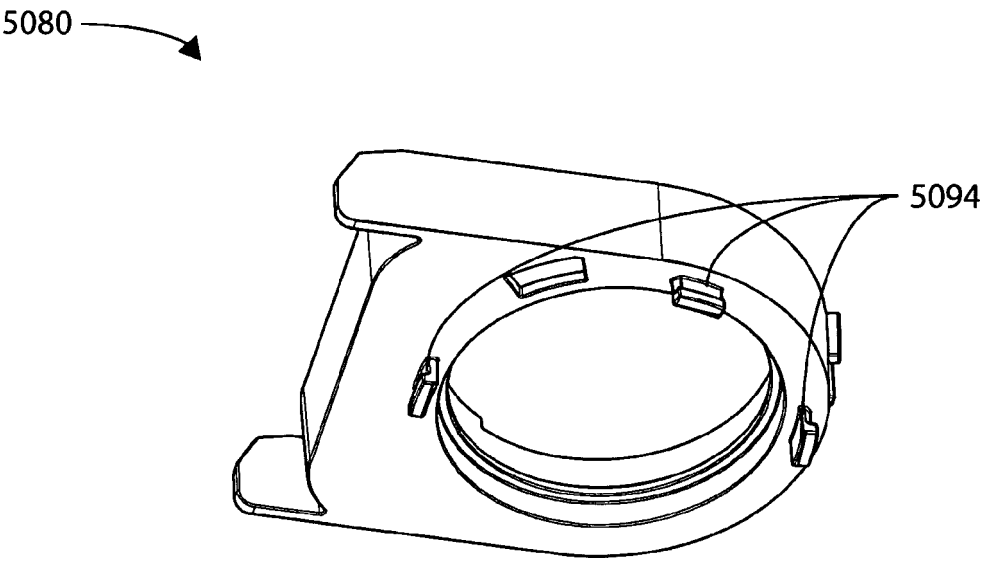


圖18t

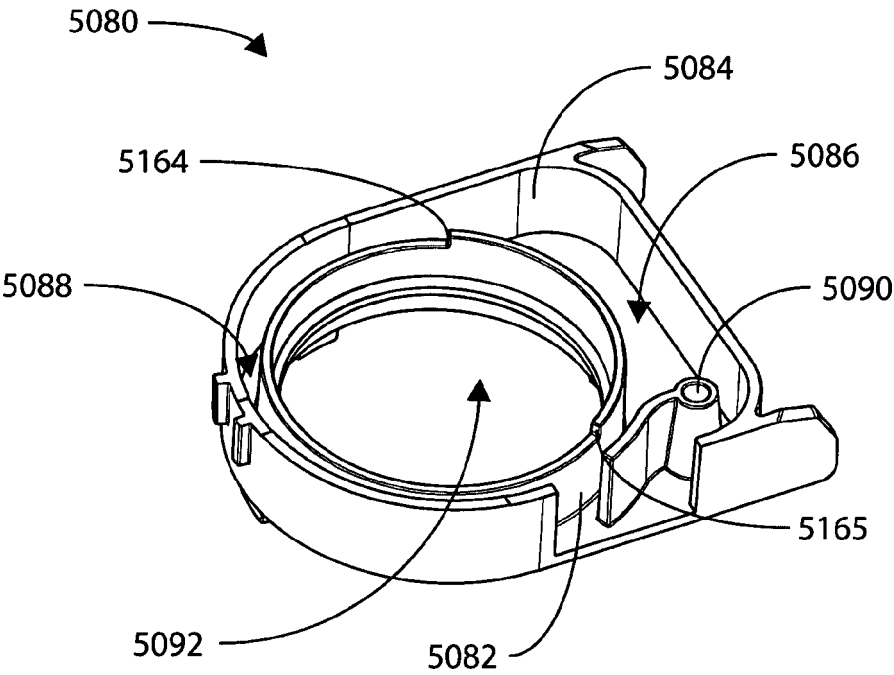


圖18u

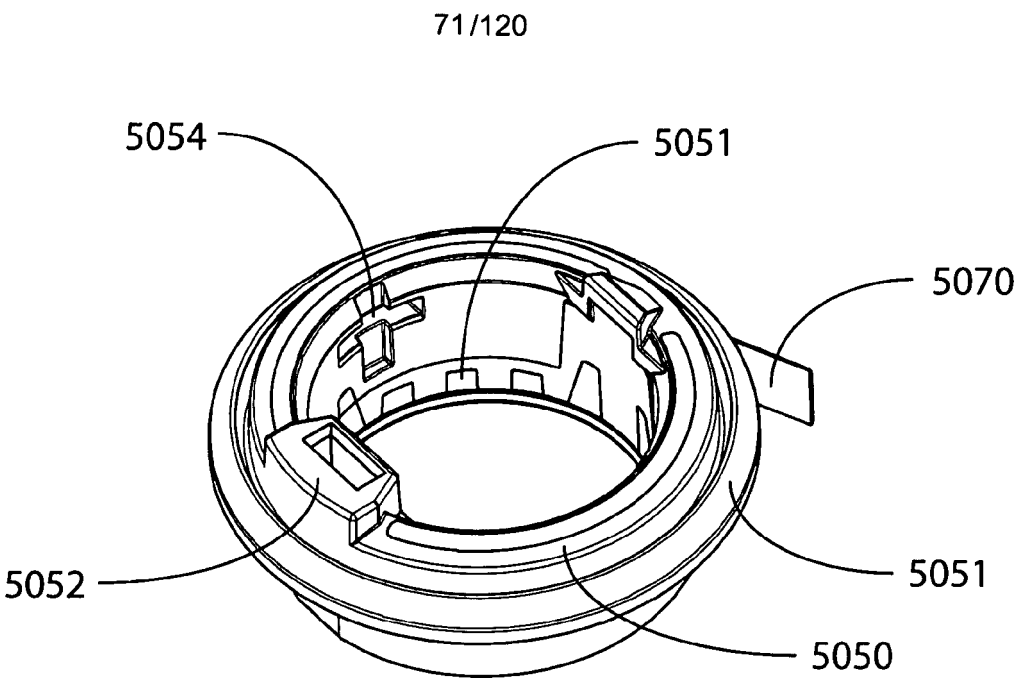


圖18v

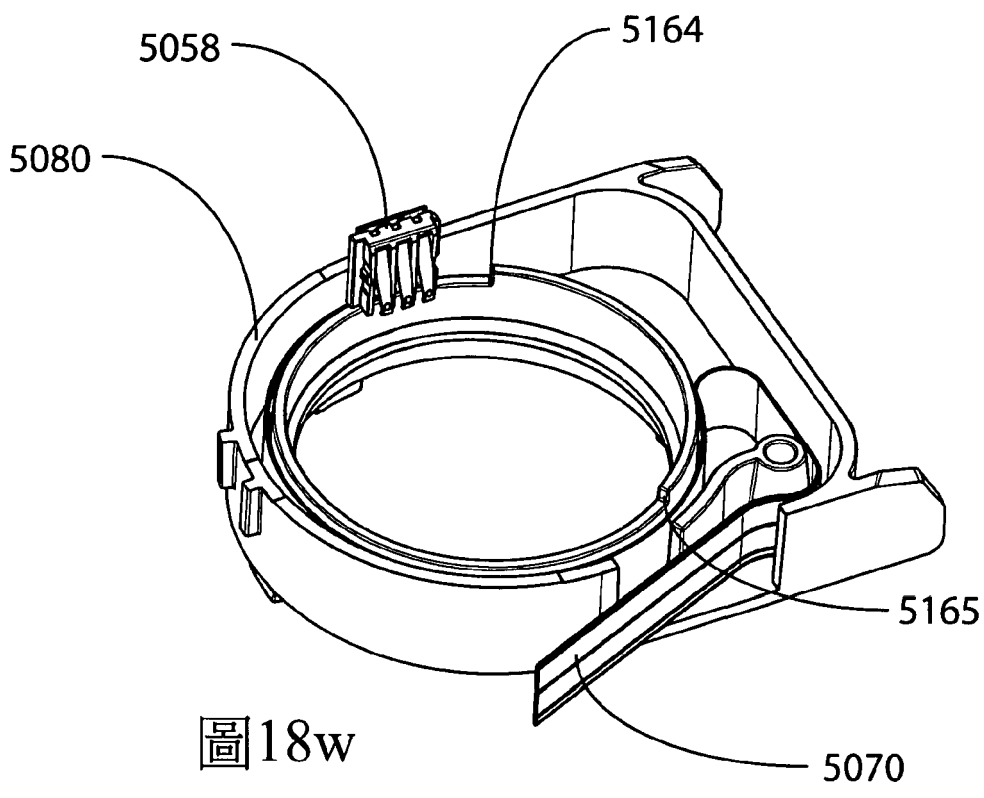


圖18w

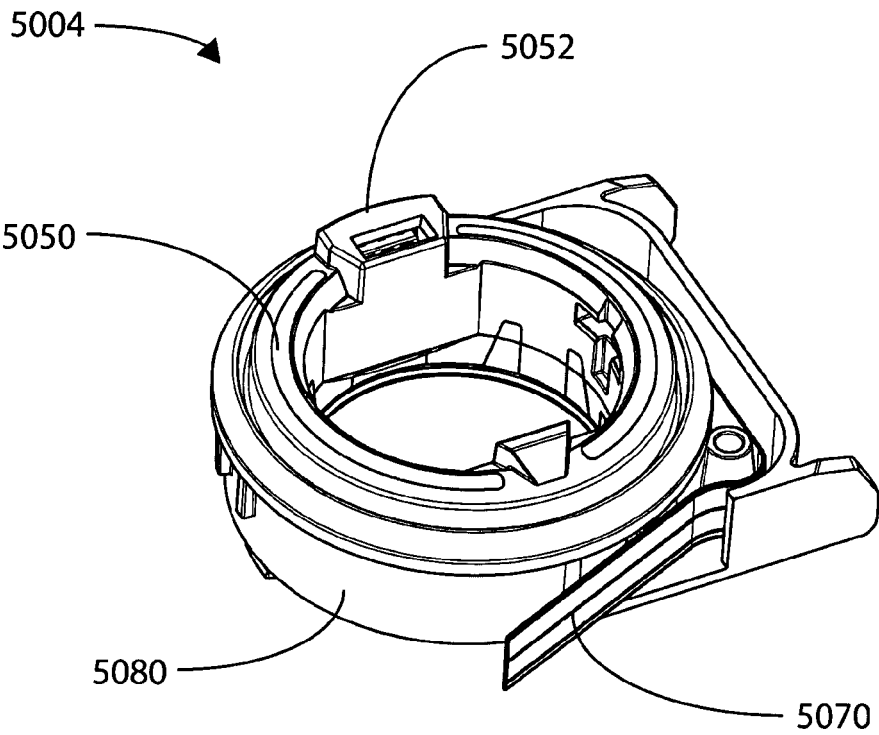


圖18x

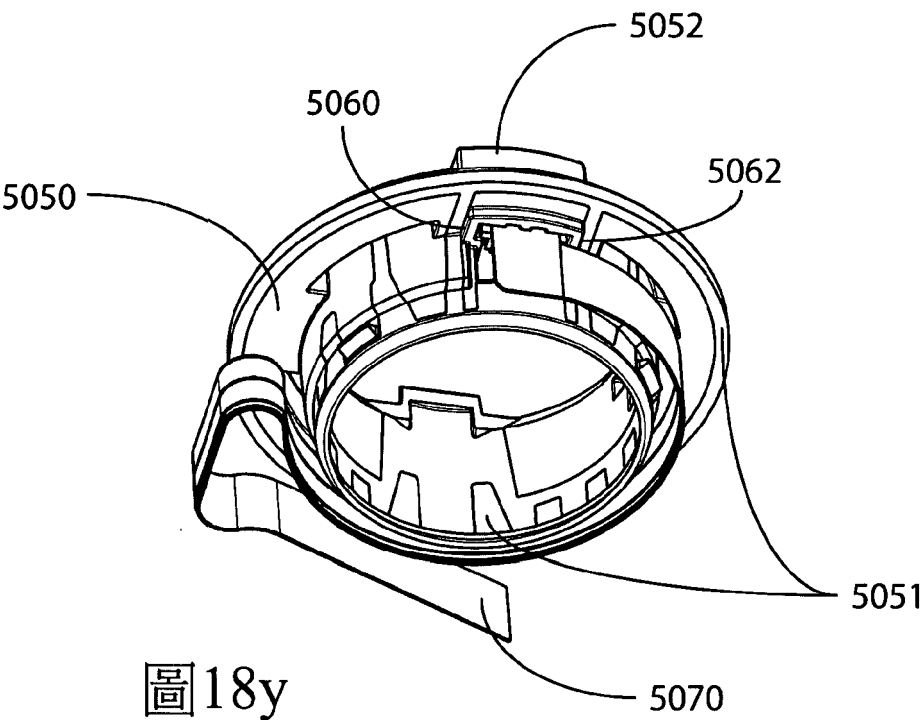


圖18y

73/120

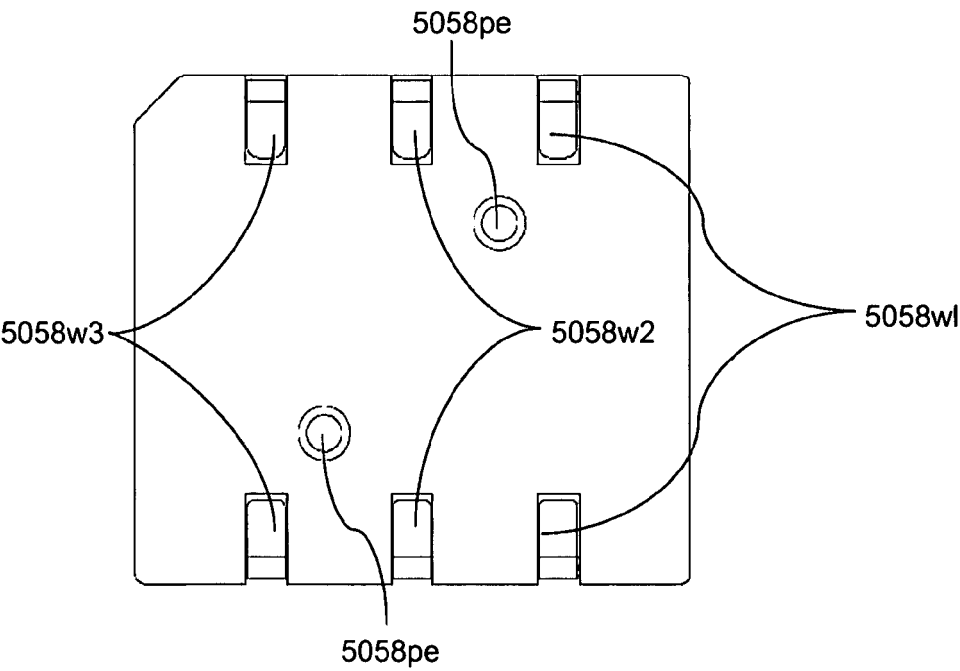


圖18z1

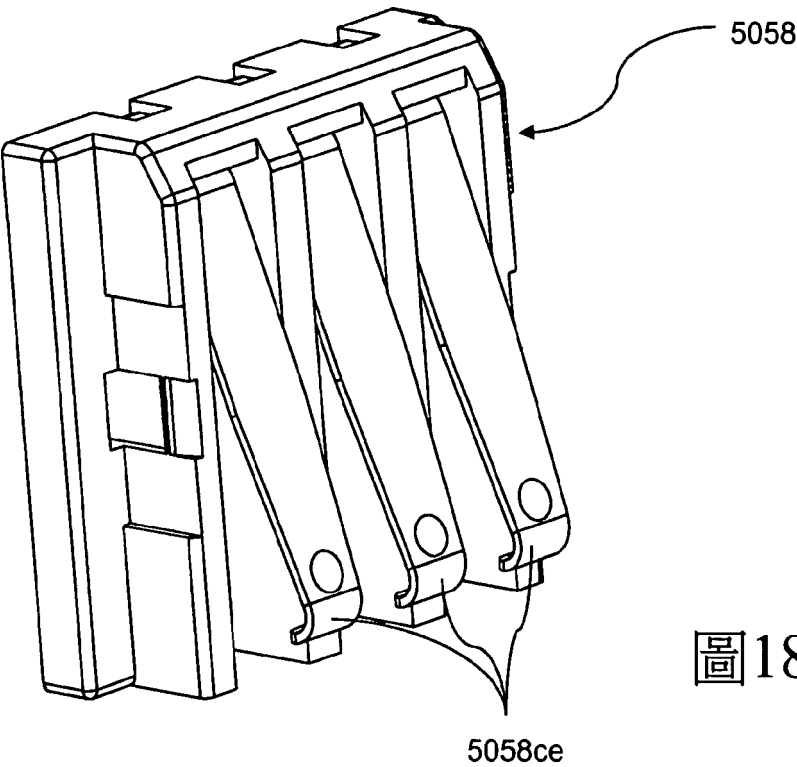


圖18z2

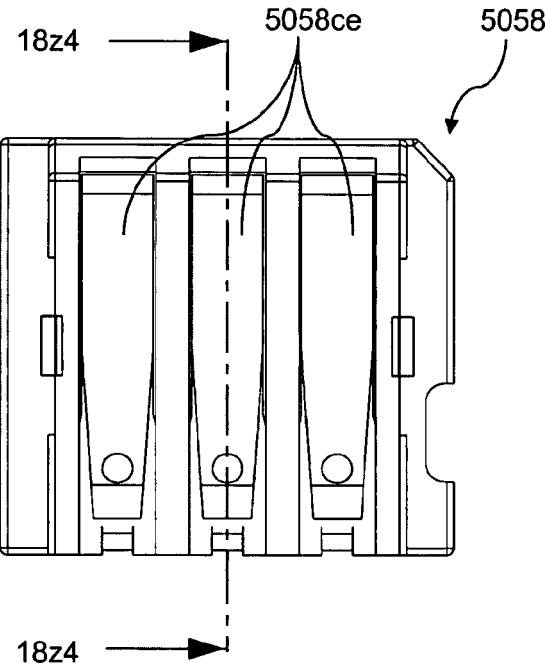


圖18z3

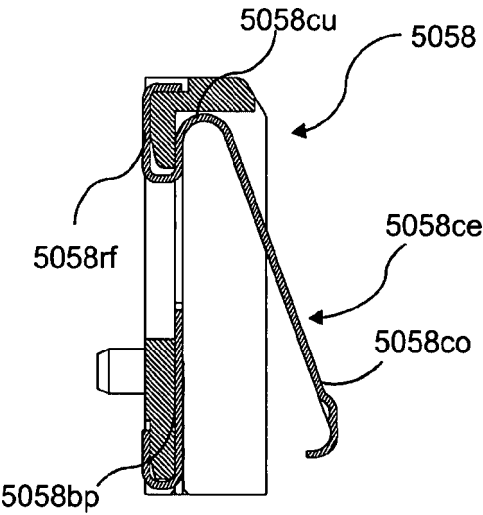


圖18z4

75/120

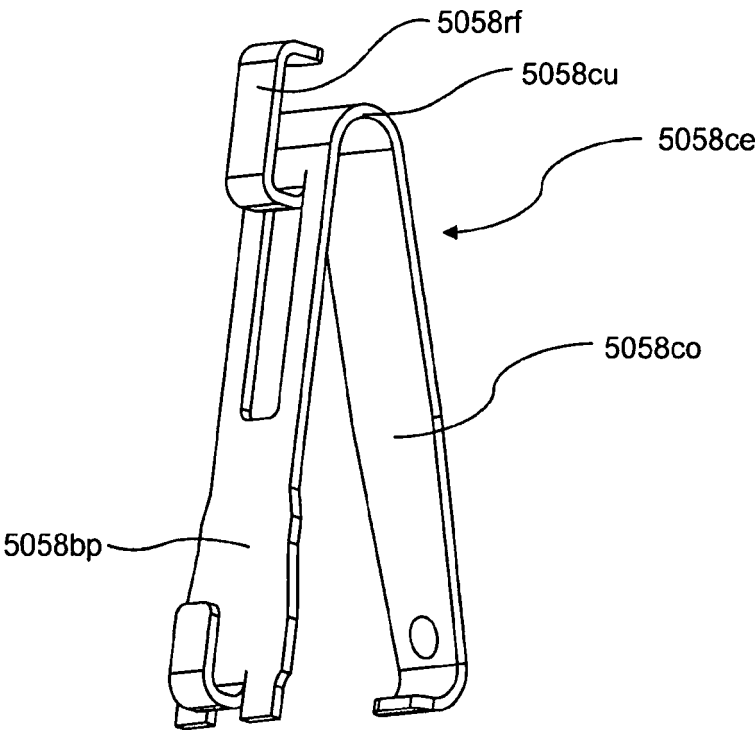


圖18z5

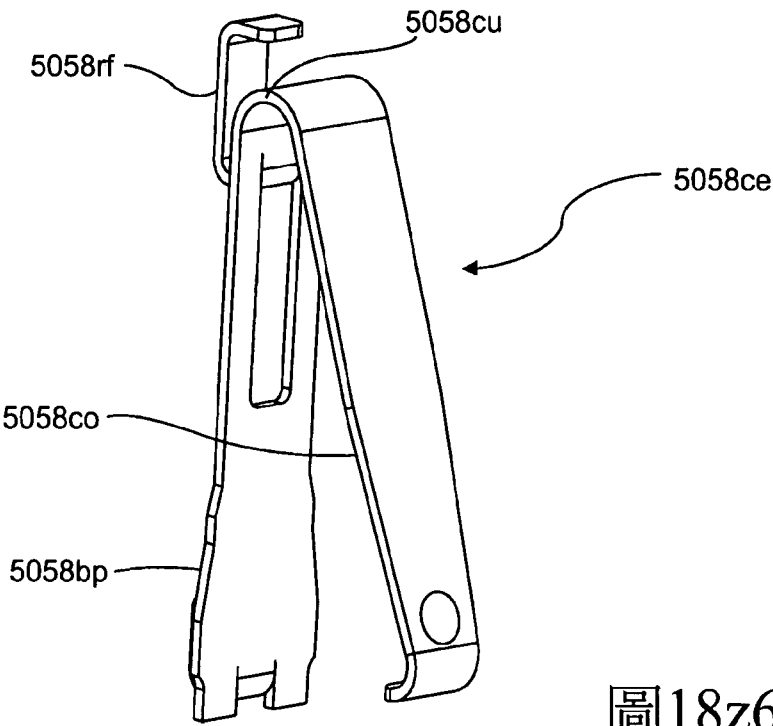


圖18z6

76/120

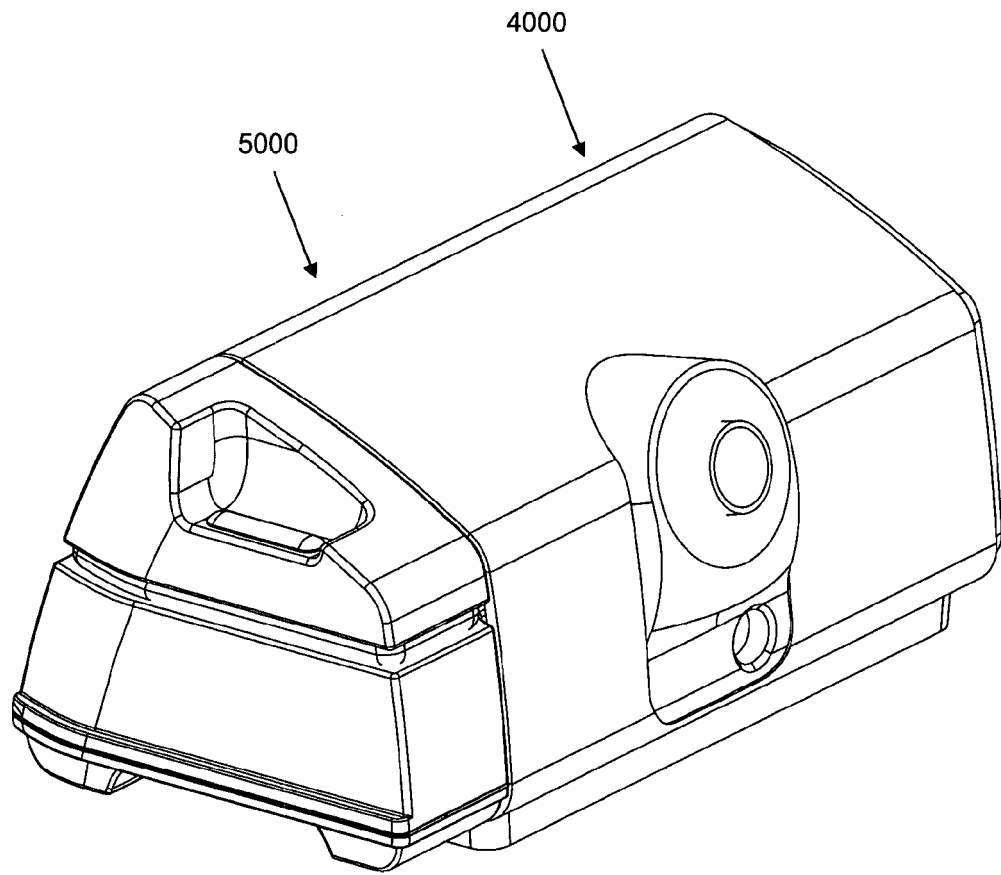


圖19

77/120

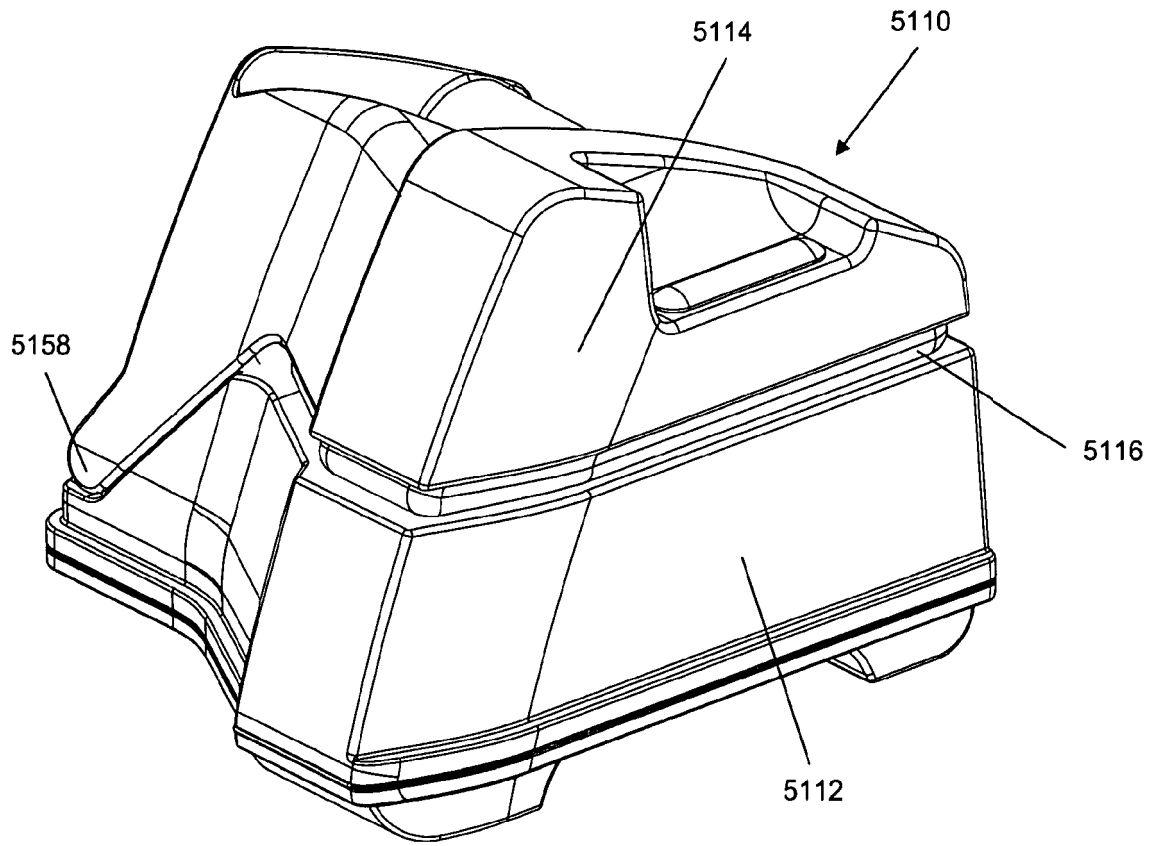


圖20

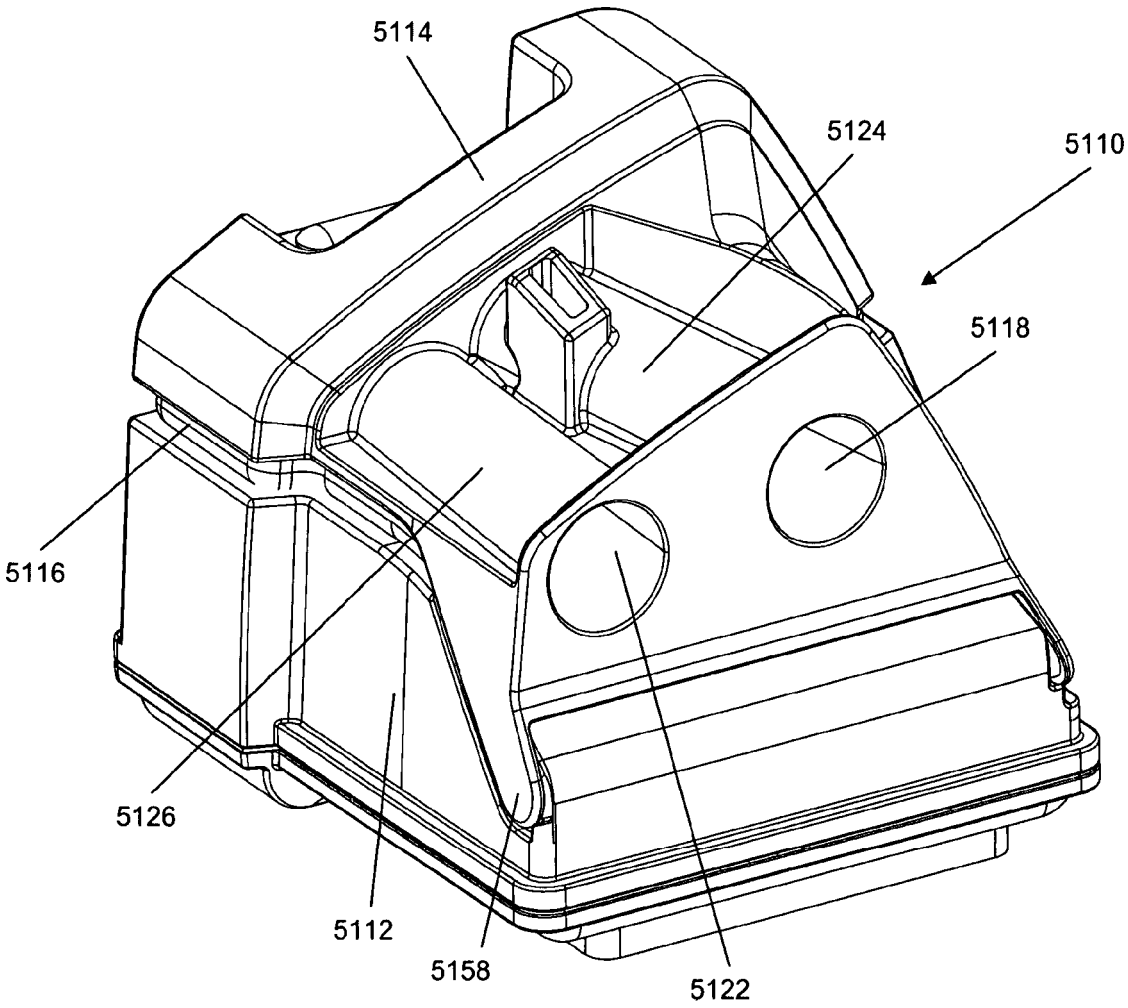


圖21

79/120

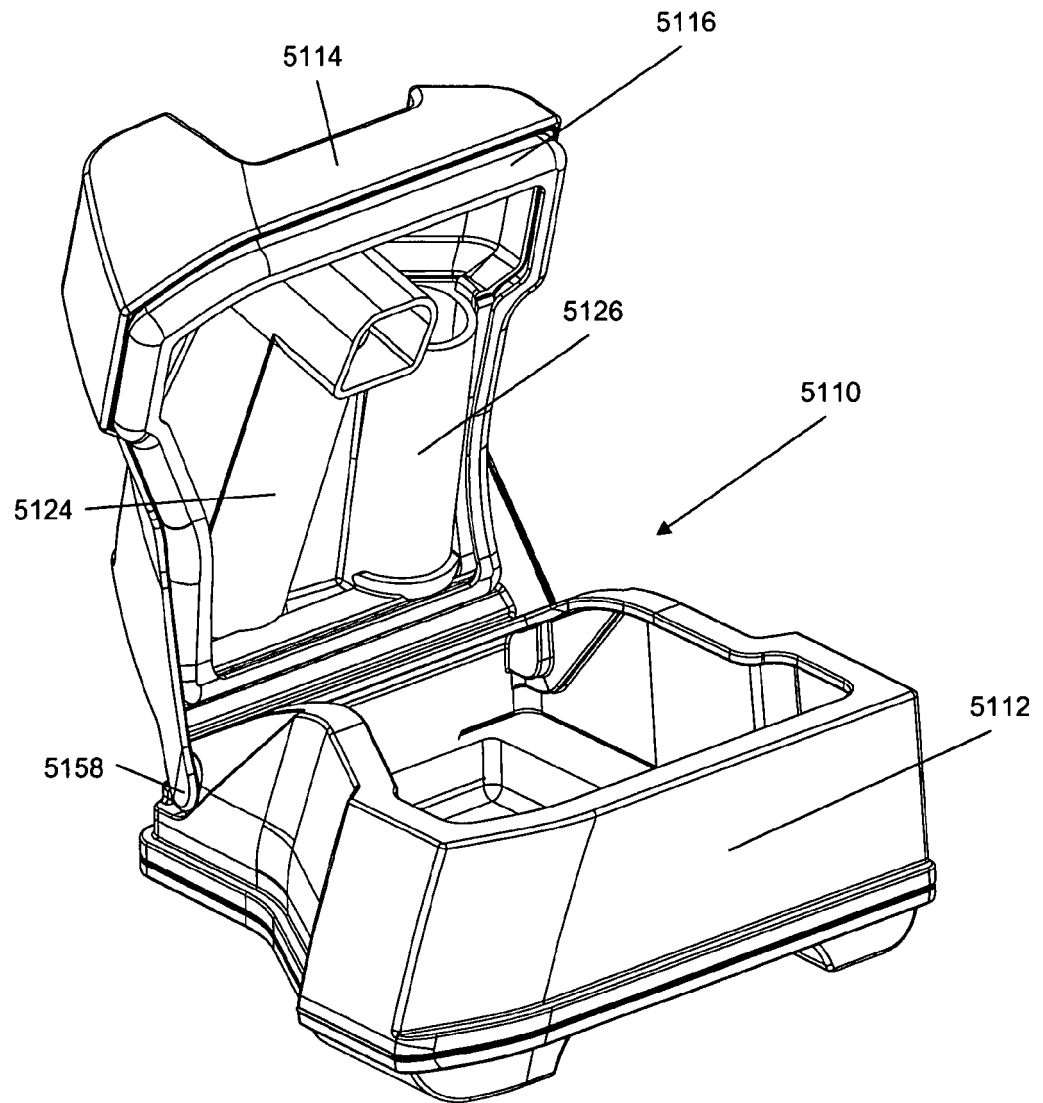


圖22

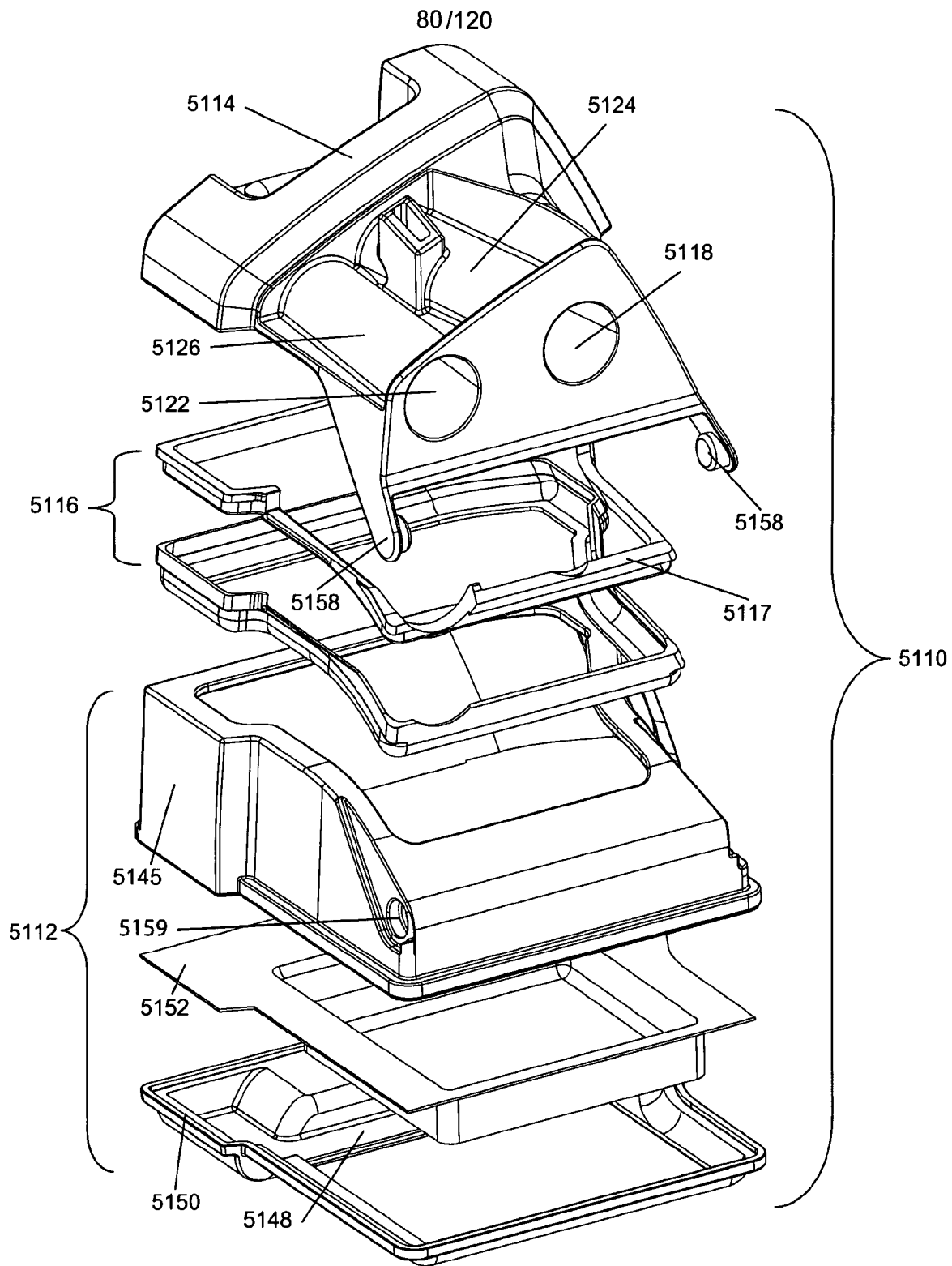


圖23

81/120

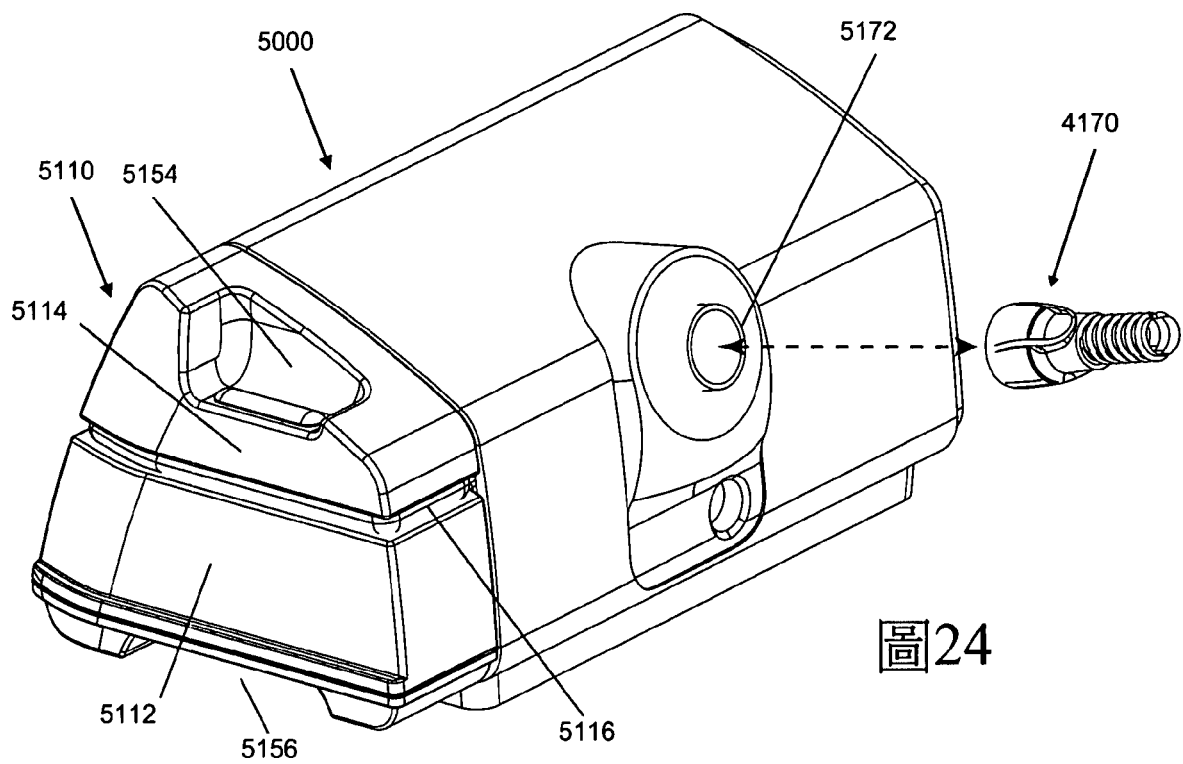


圖24

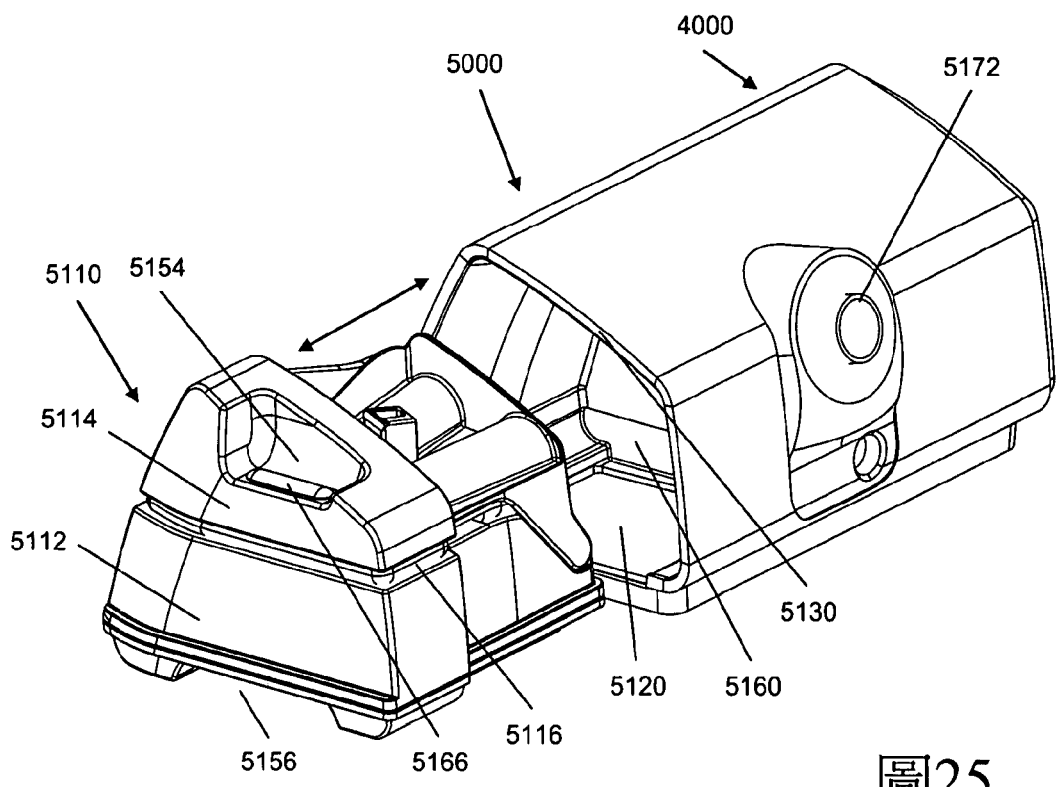


圖25

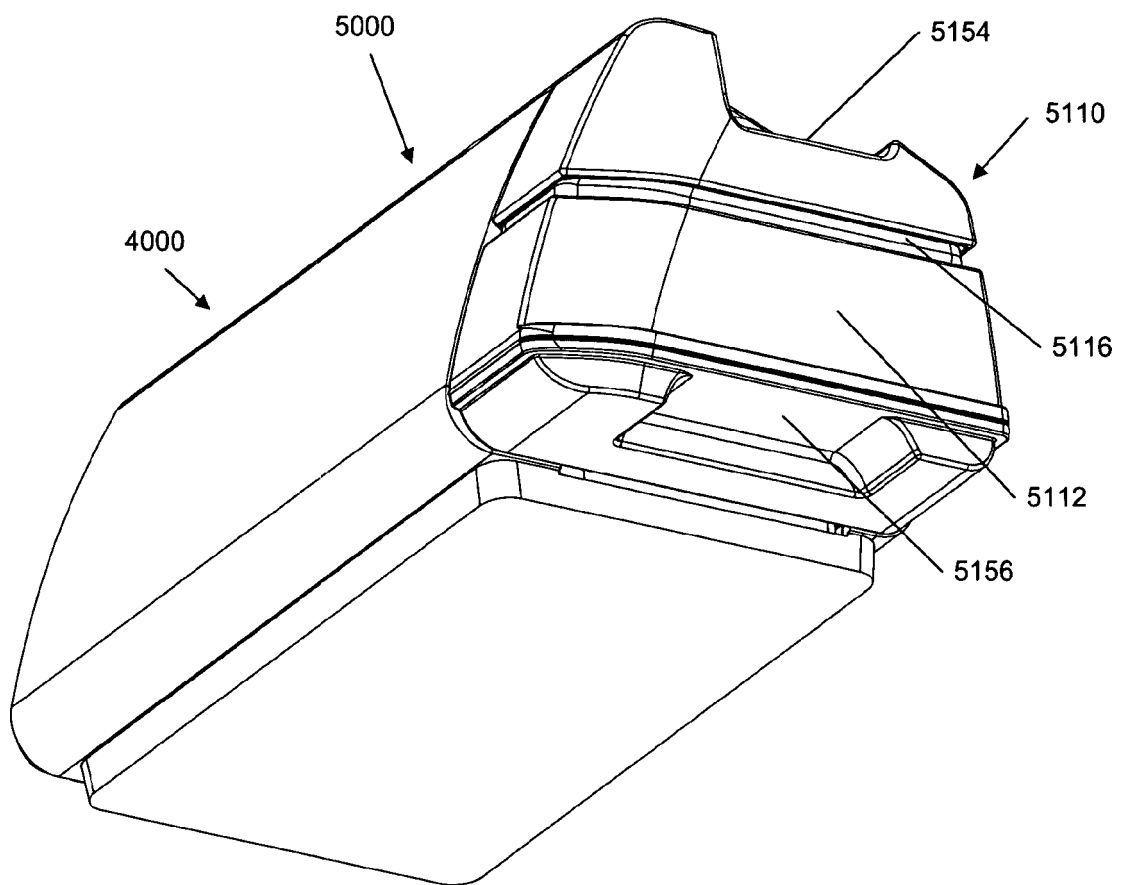


圖26

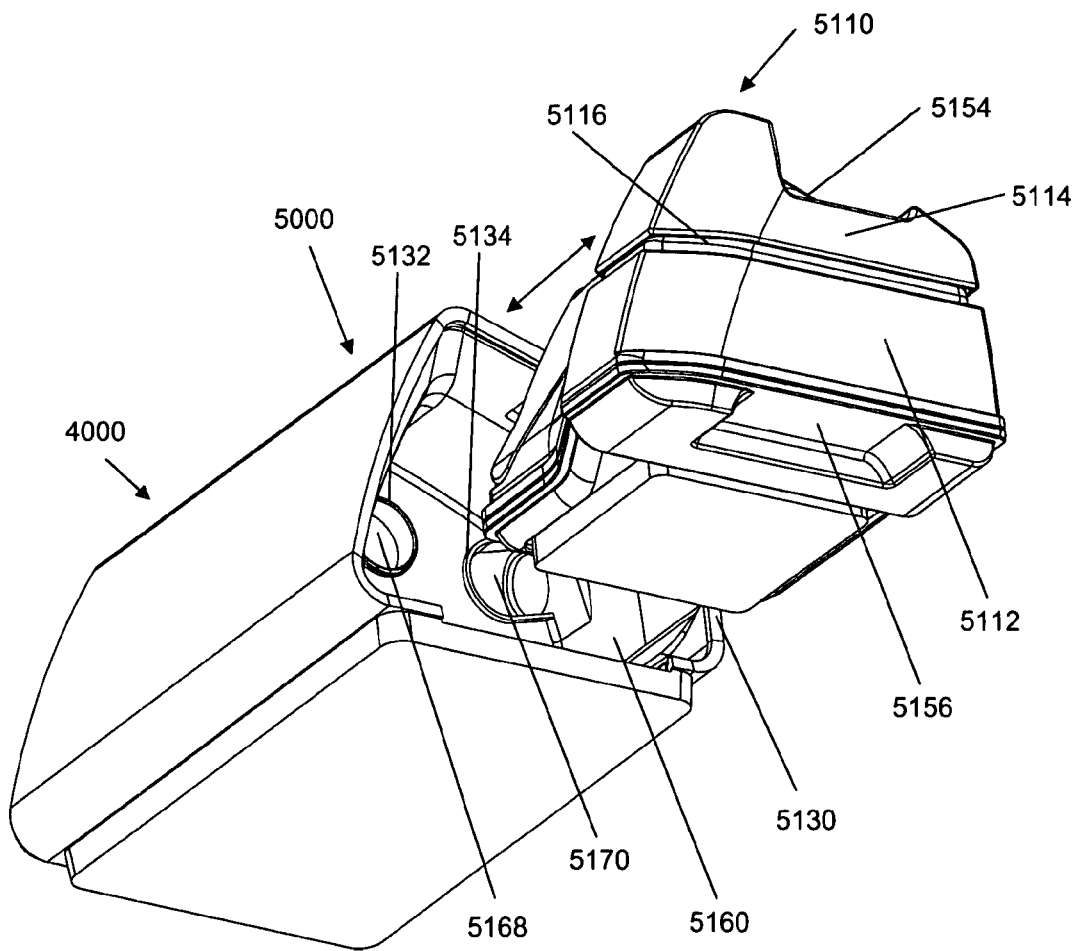


圖27

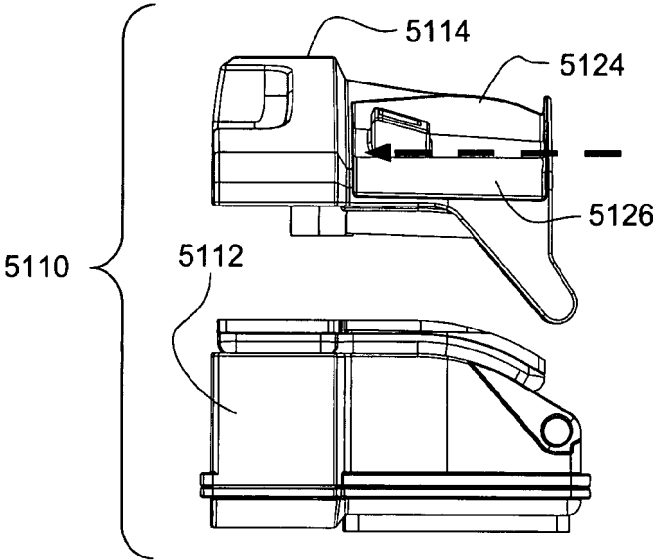


圖28b

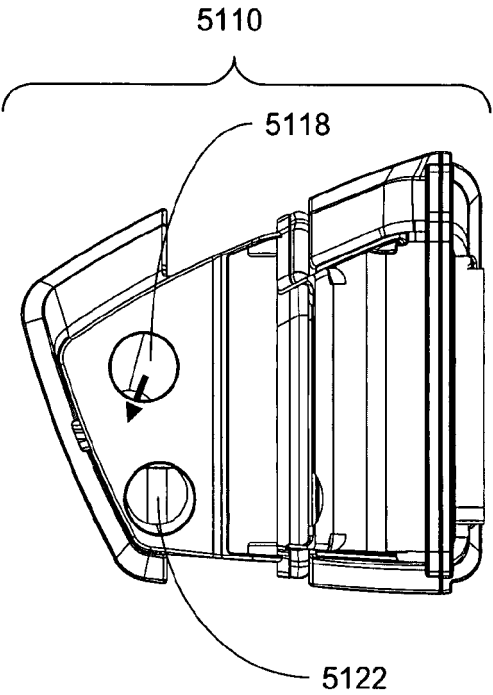


圖28a

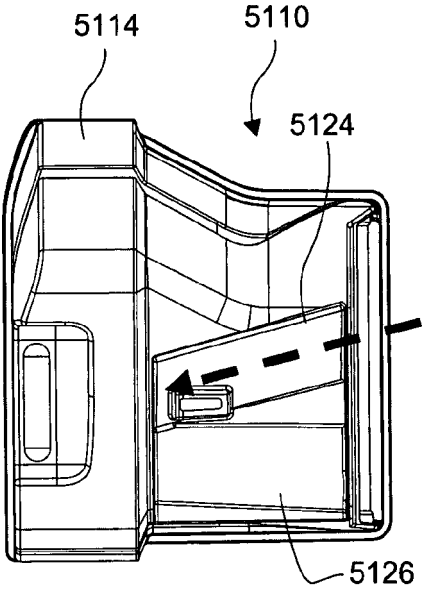


圖28c

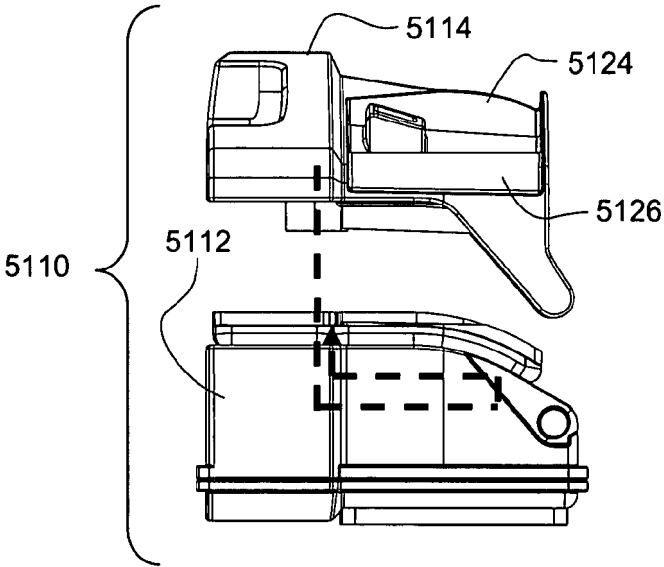


圖29b

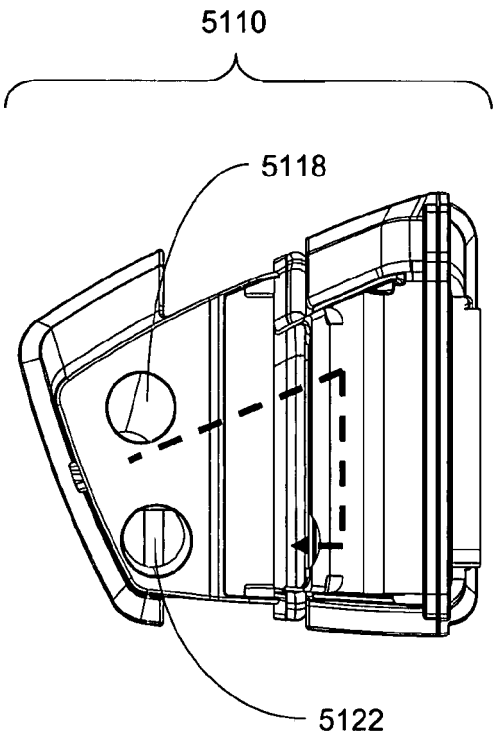


圖29a

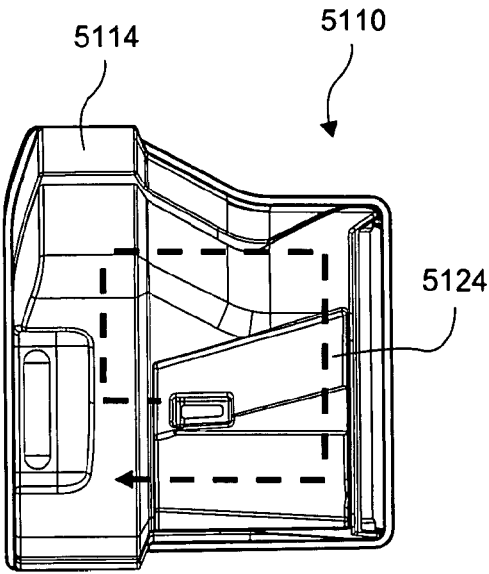


圖29c

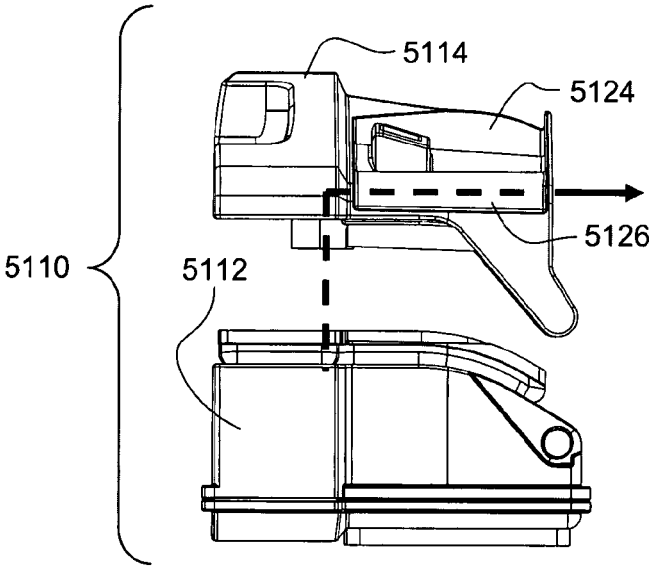


圖30b

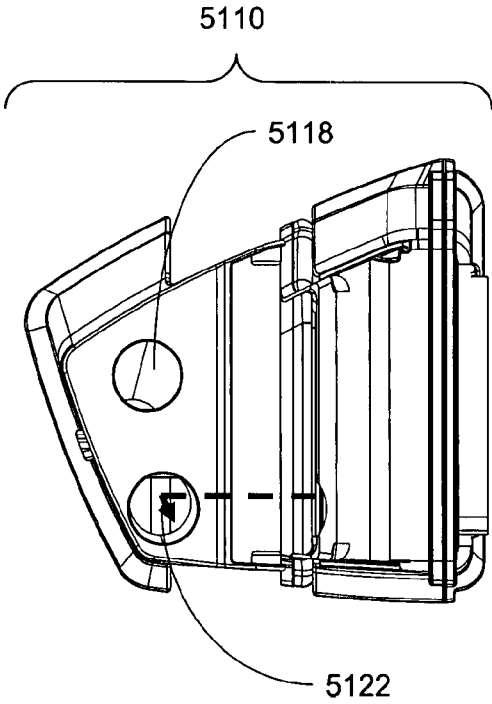


圖30a

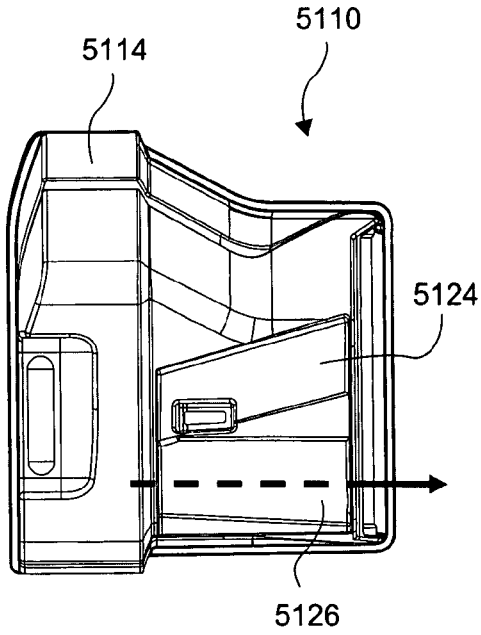


圖30c

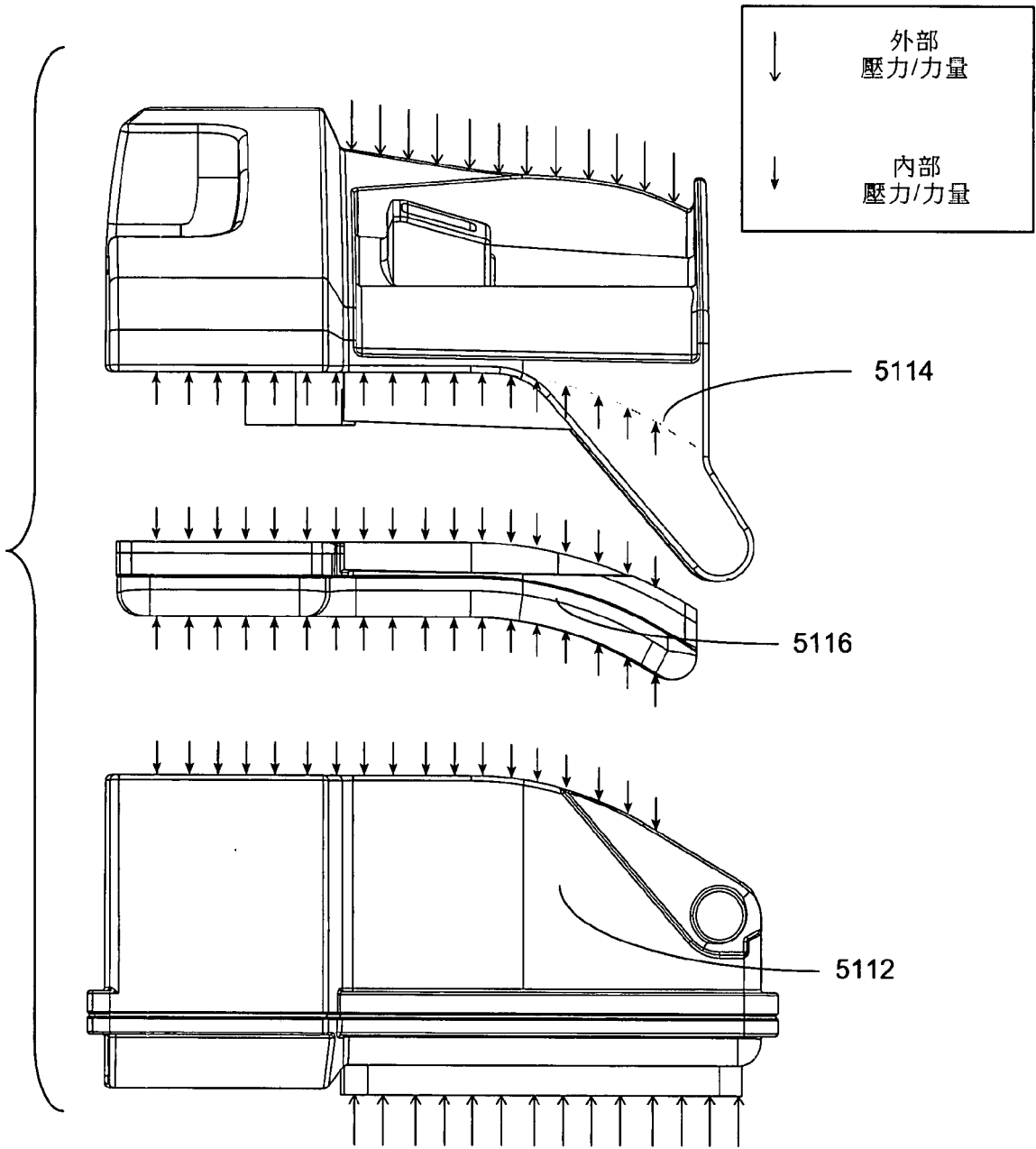


圖31

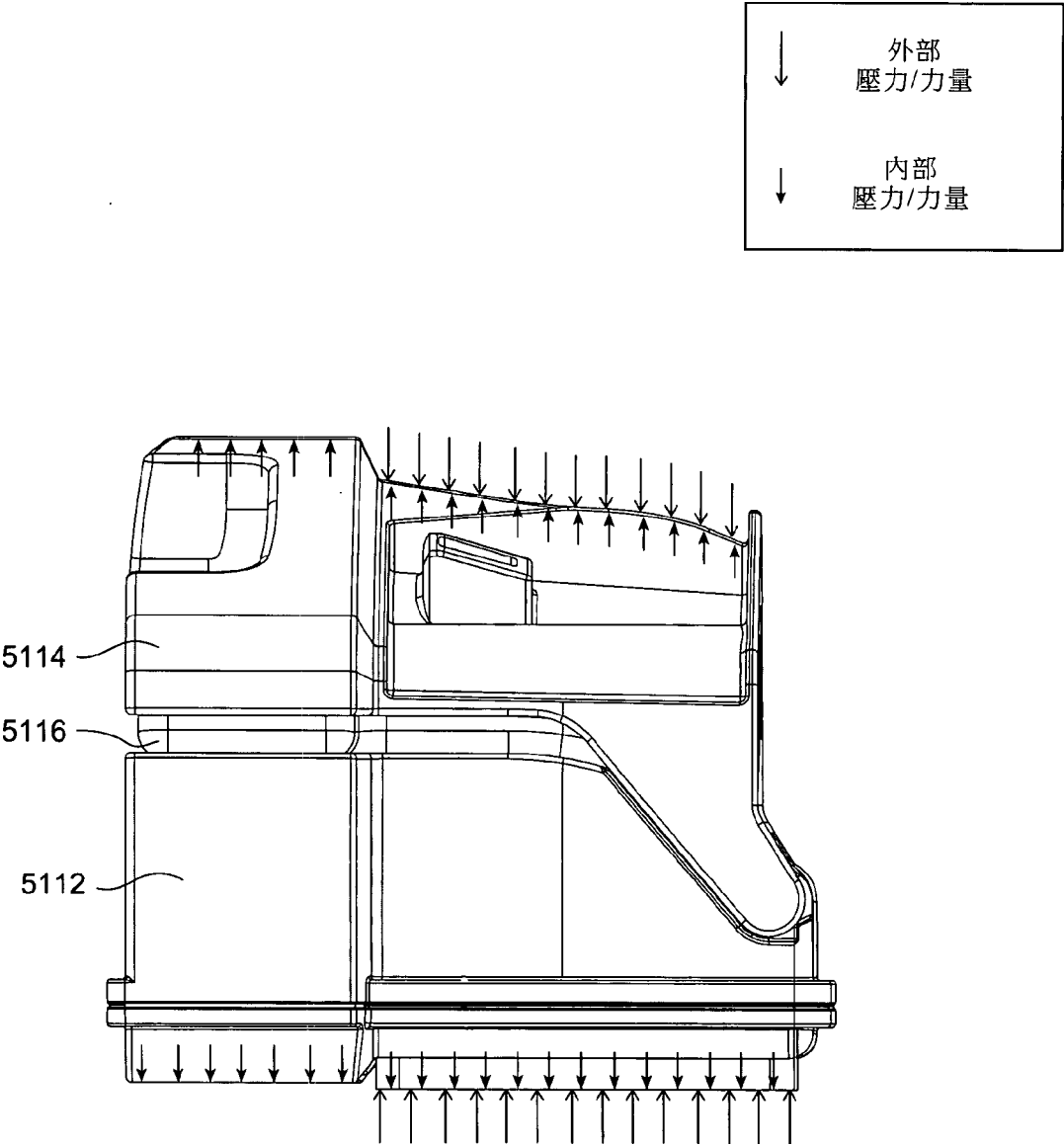


圖32

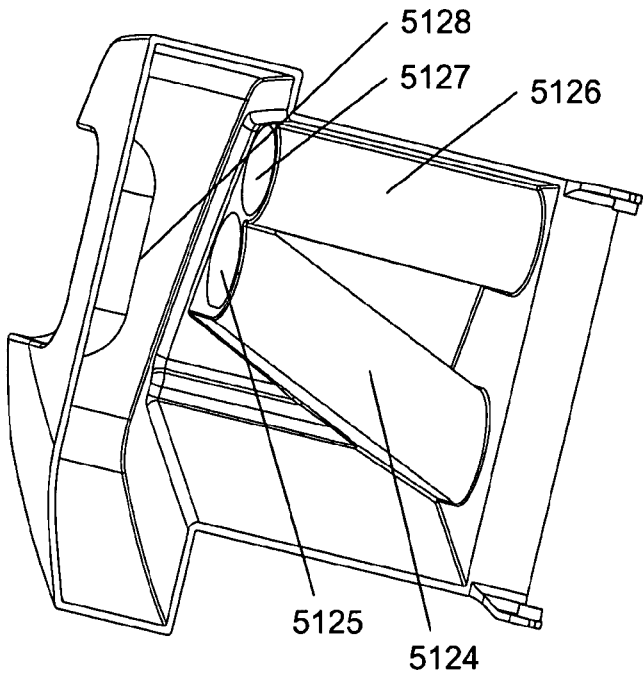


圖33

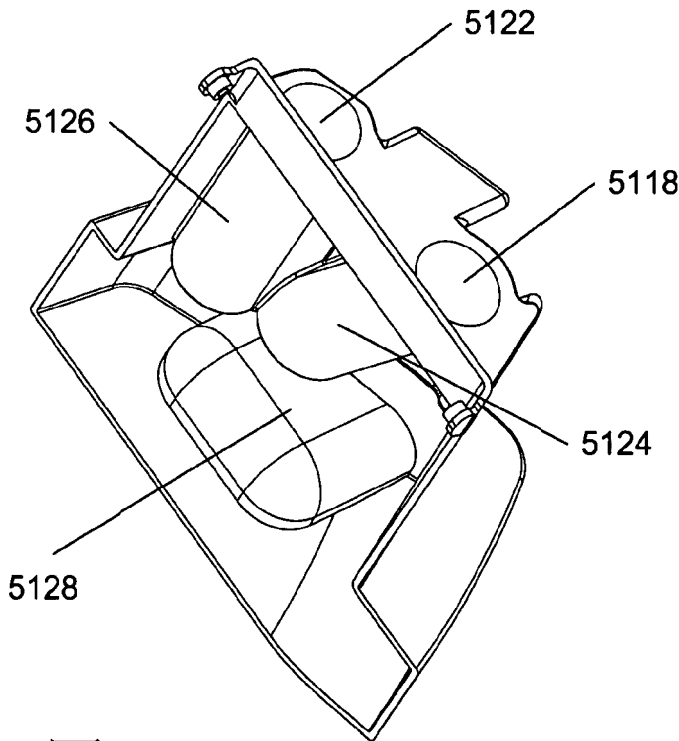


圖34

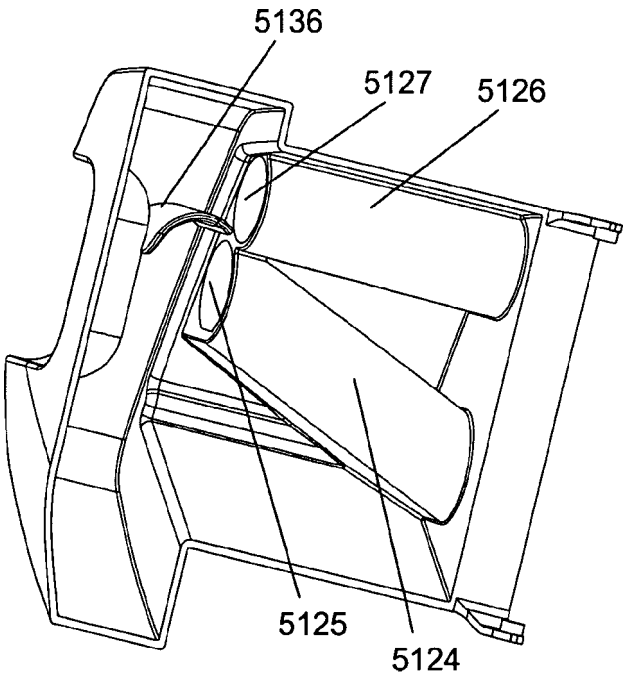


圖35

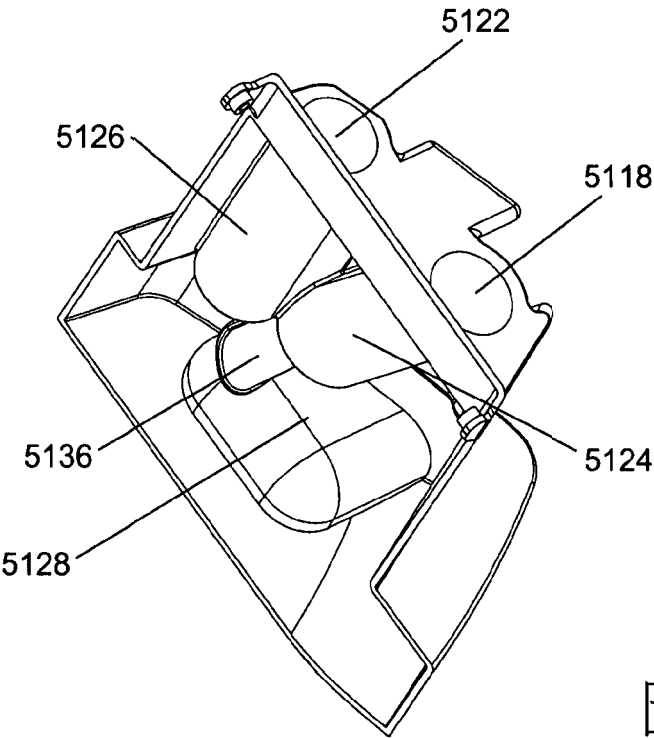


圖36

91/120

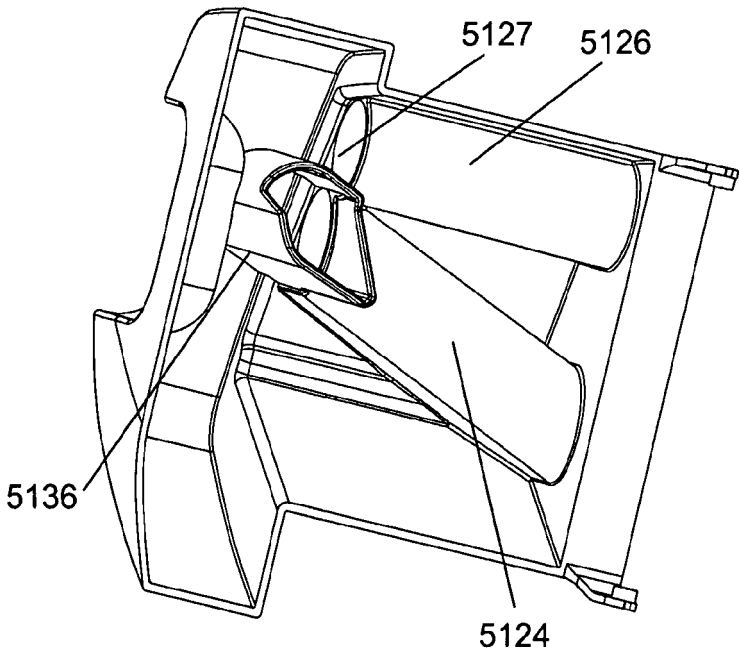


圖37

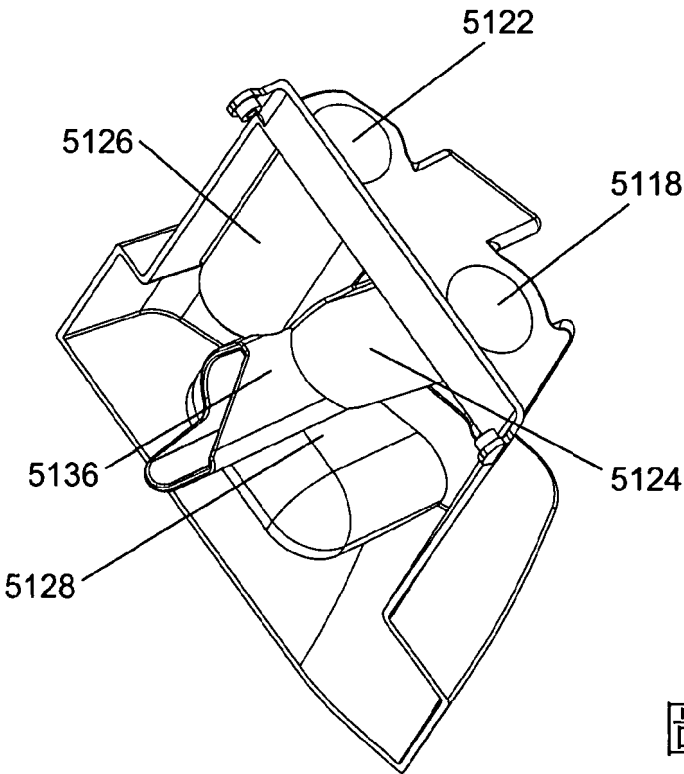


圖38

92/120

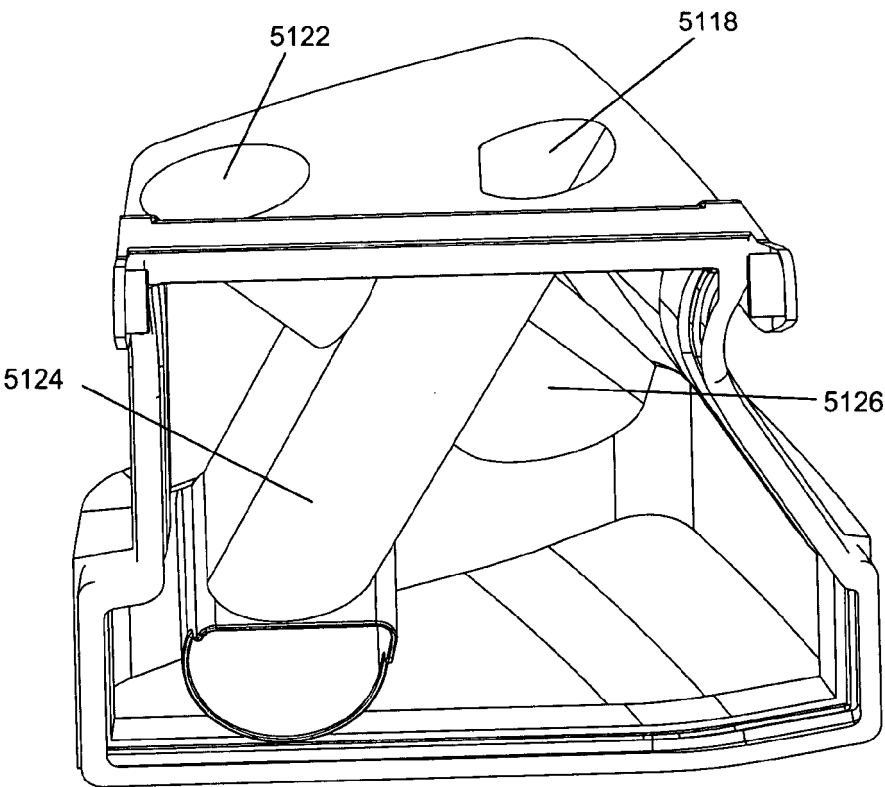


圖39

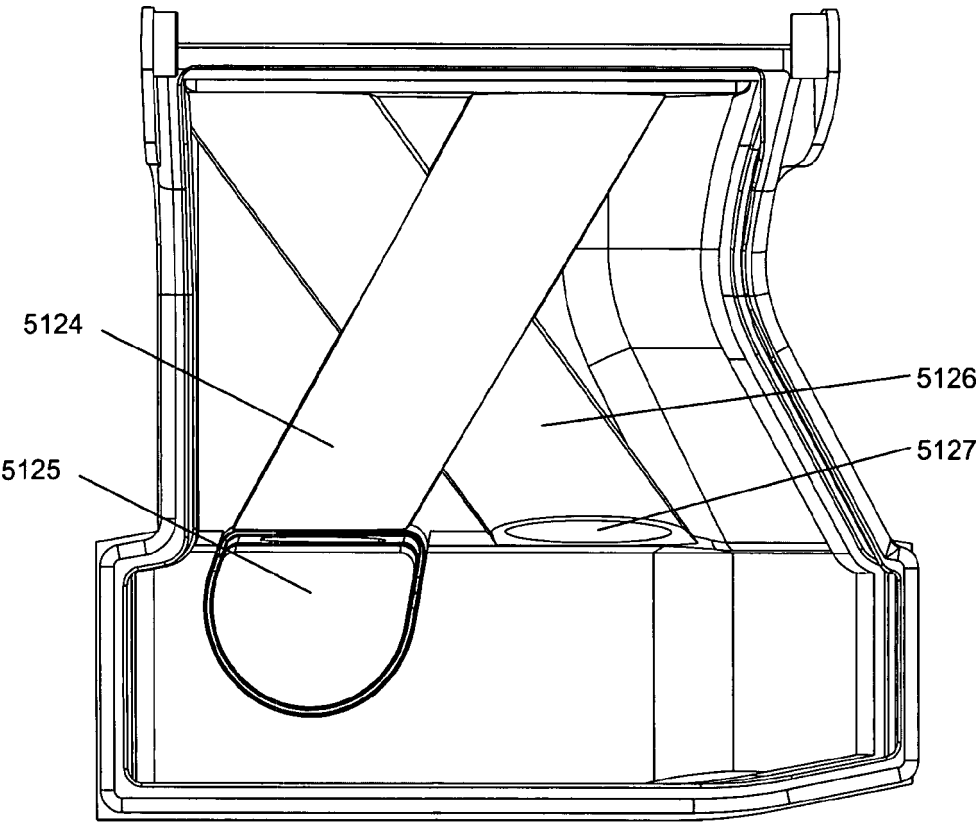


圖40

93/120

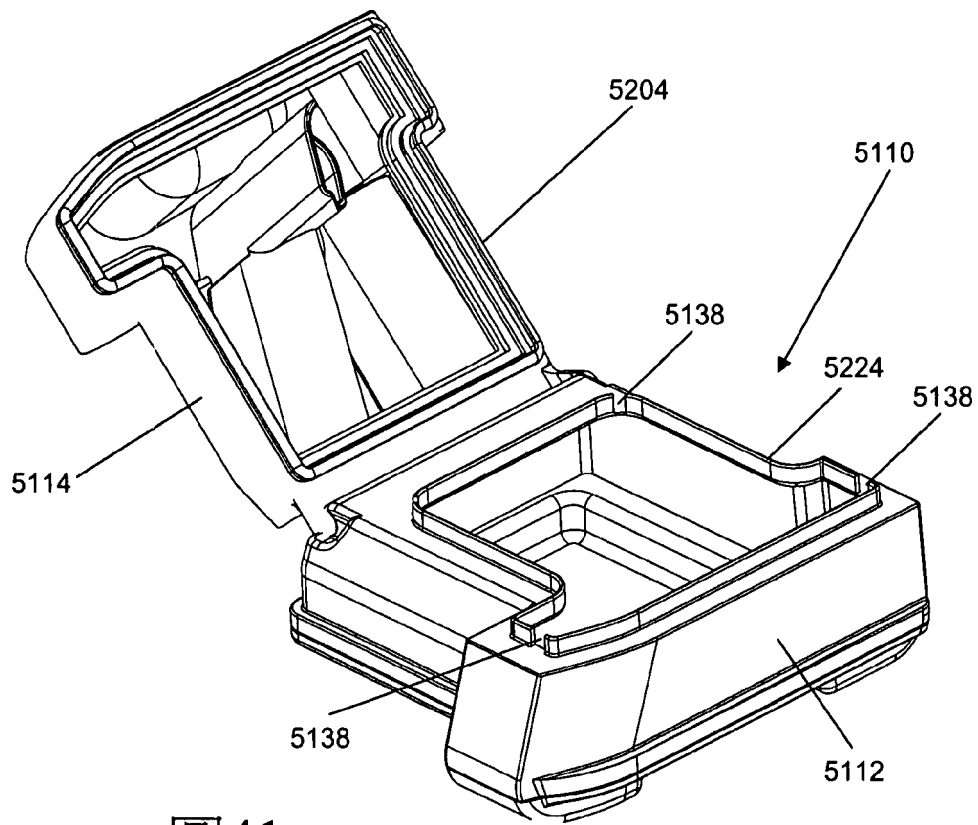


圖41a

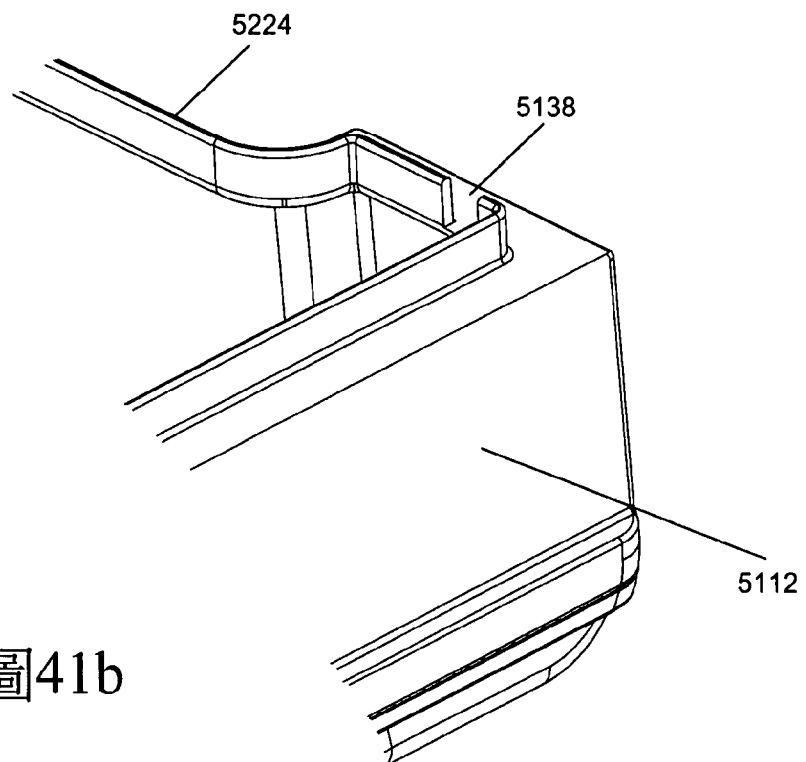


圖41b

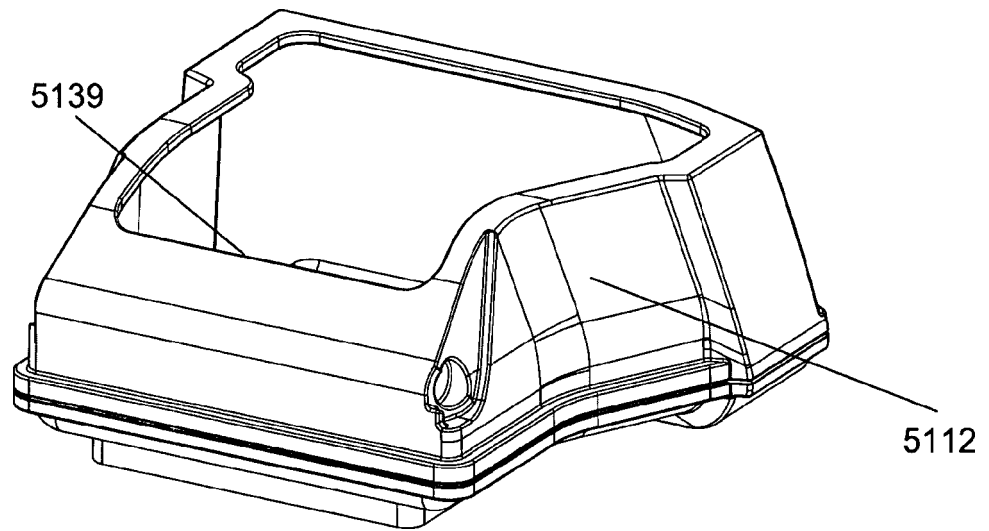


圖41c

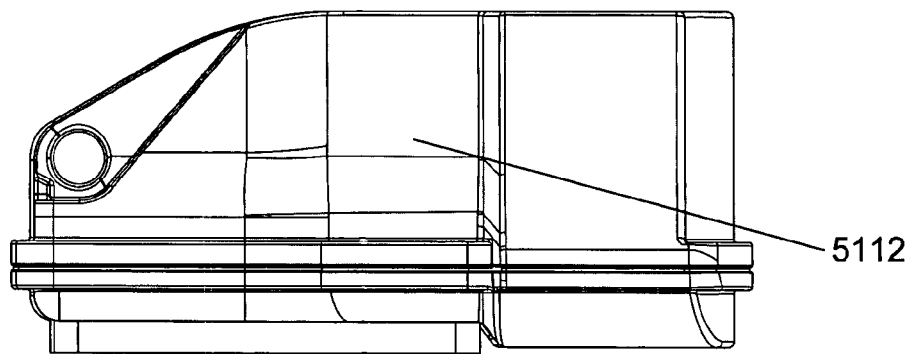


圖41d

95/120

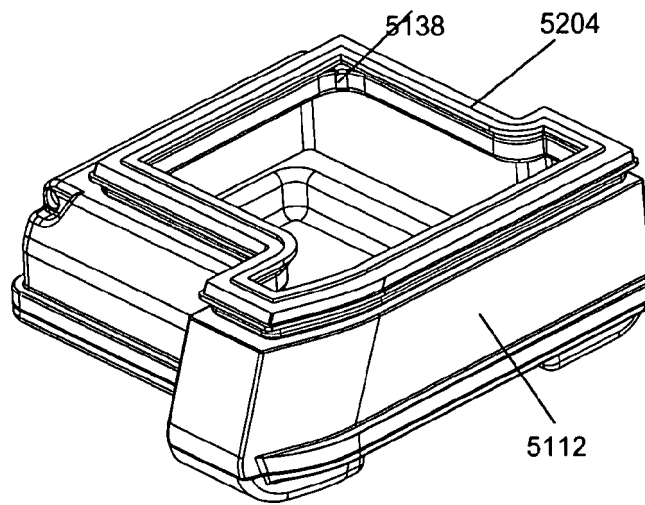


圖42

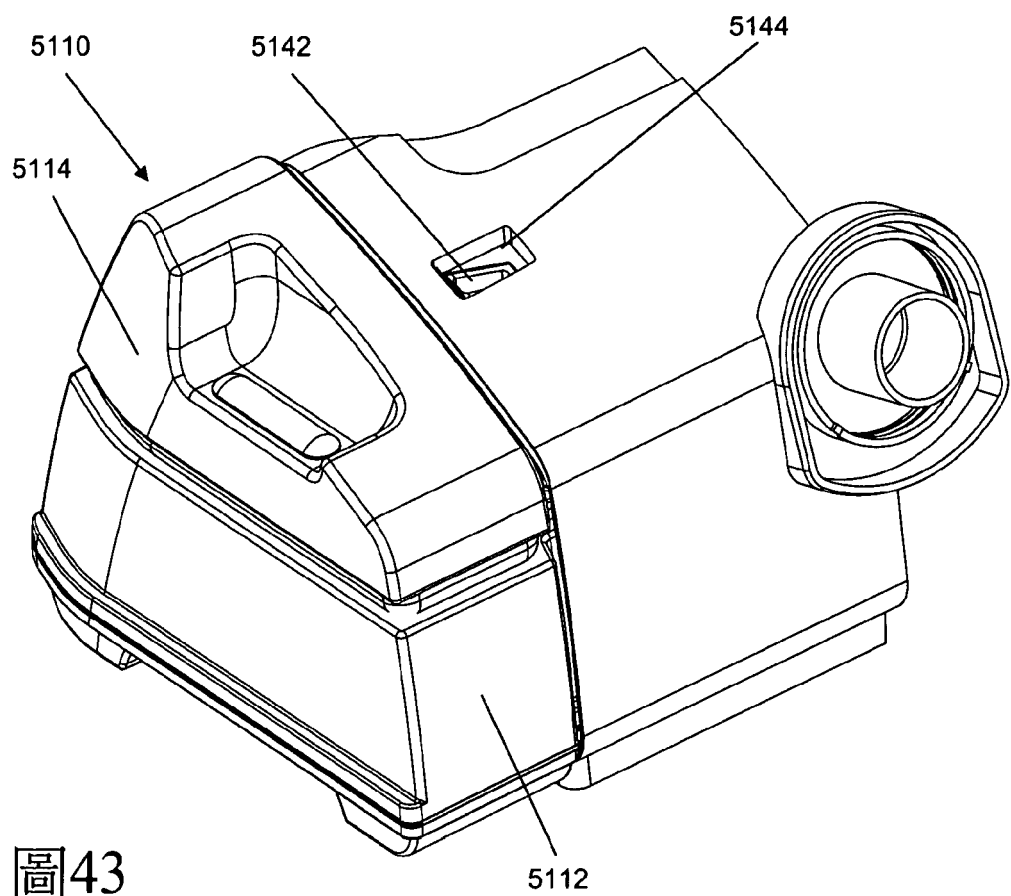
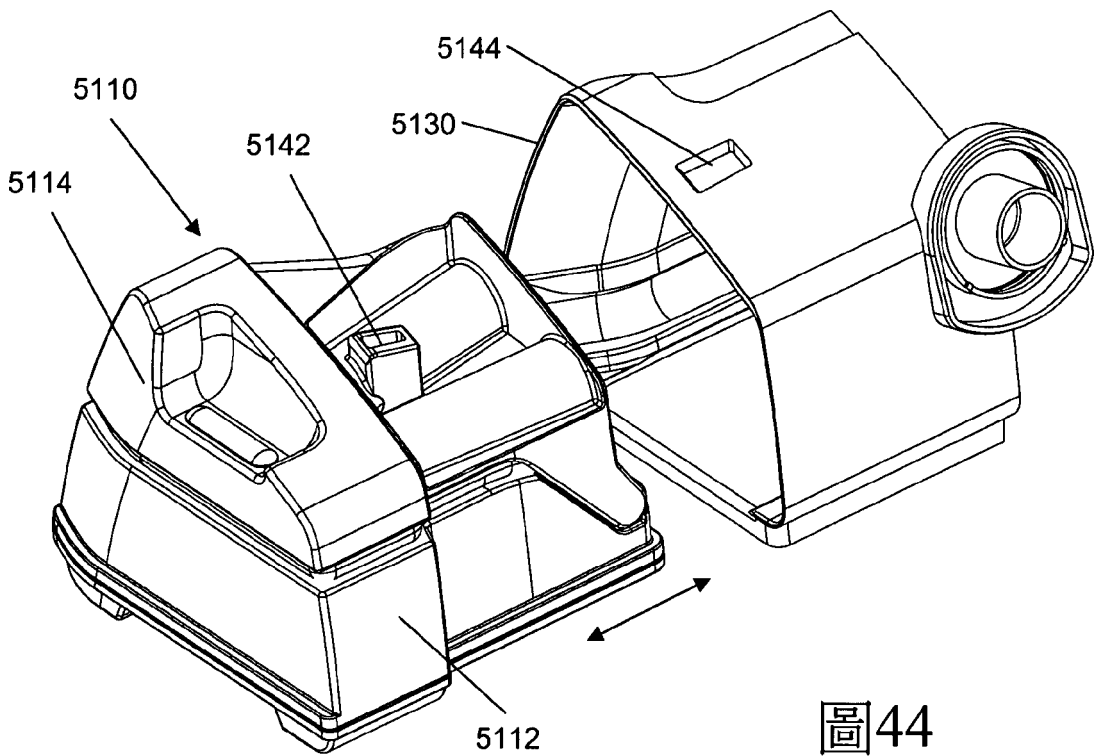
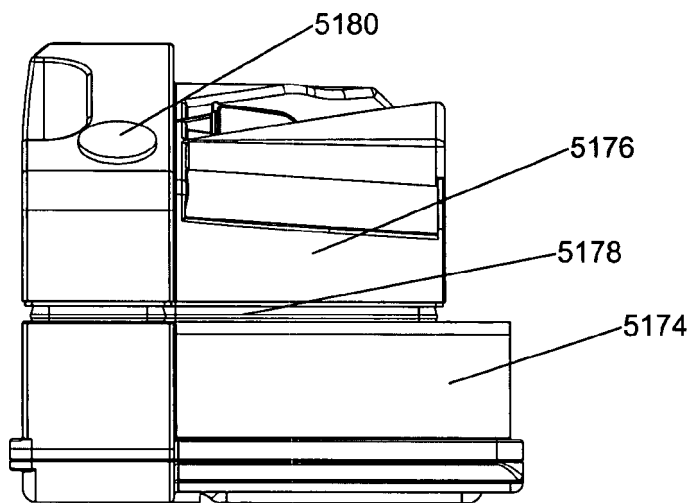


圖43



97/120

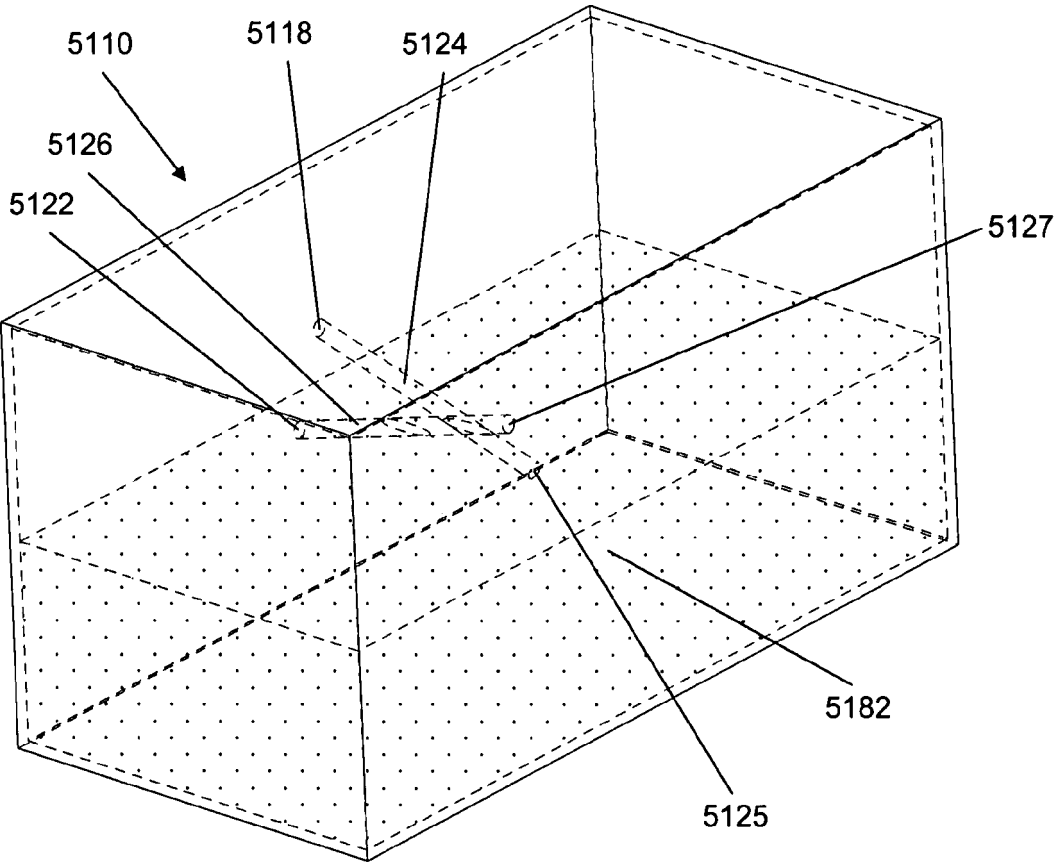


圖46

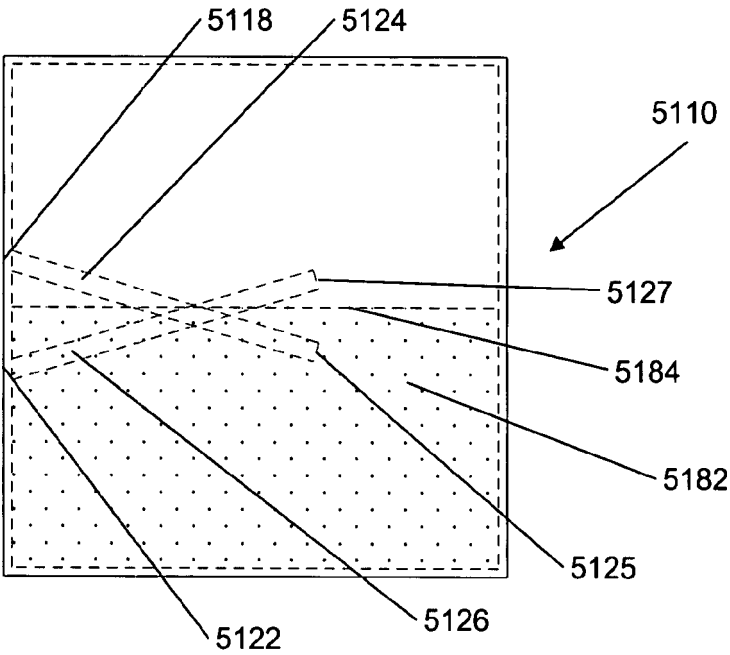


圖47

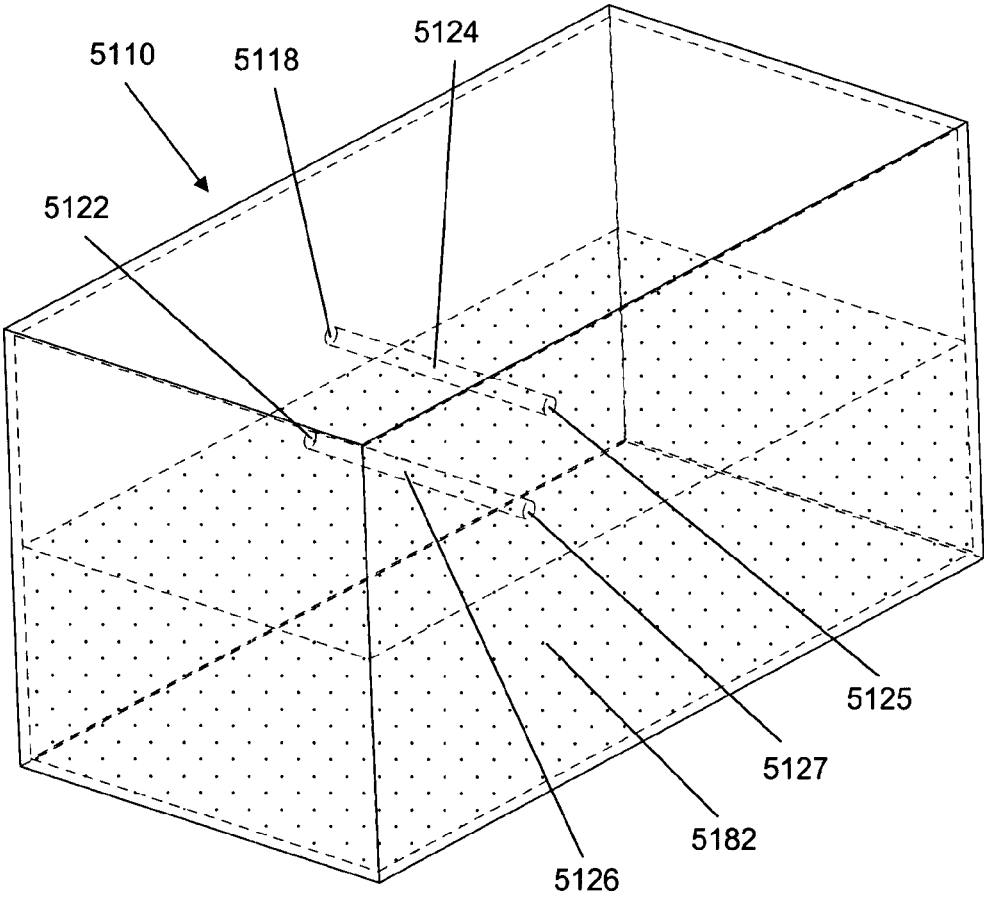


圖48

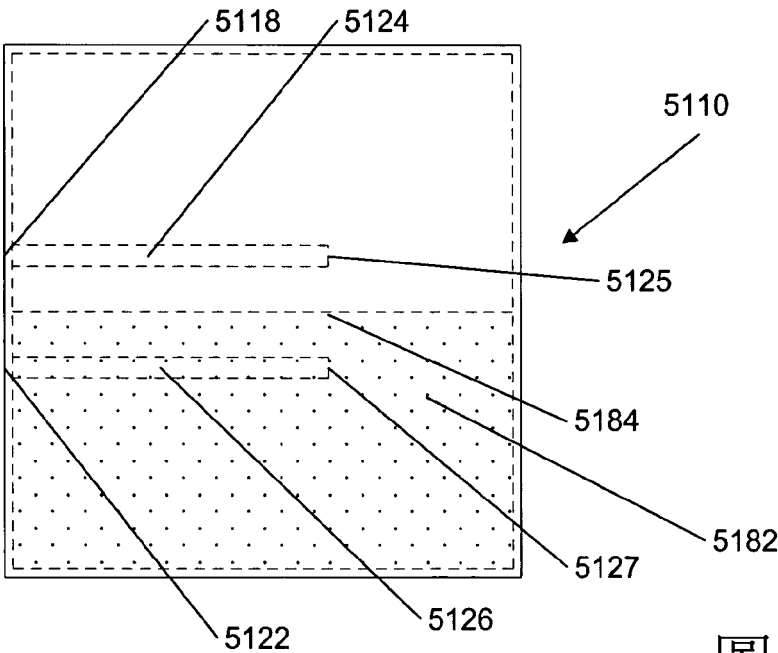


圖49

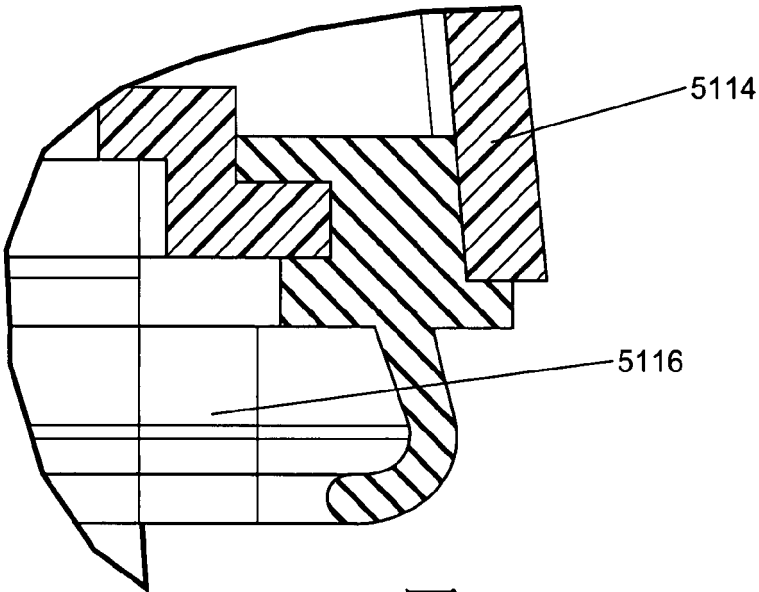


圖50

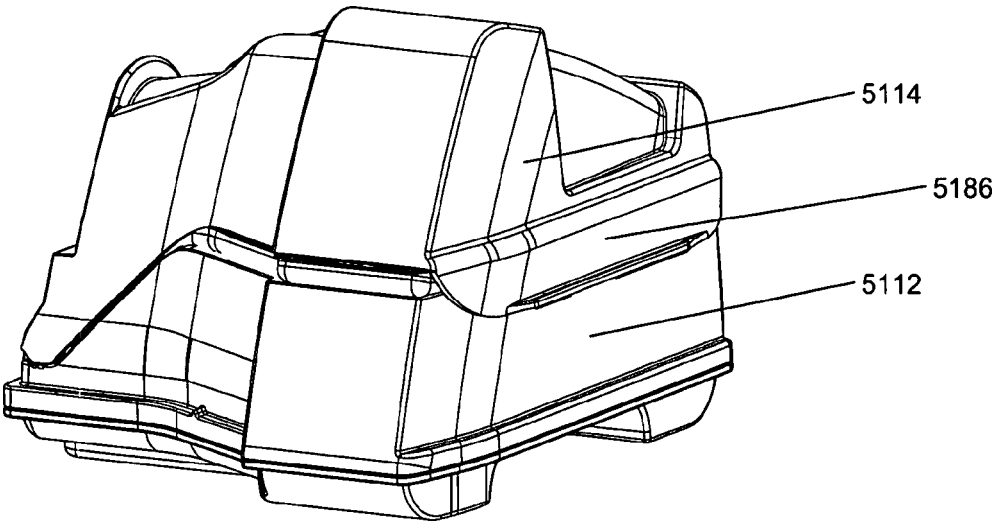


圖51

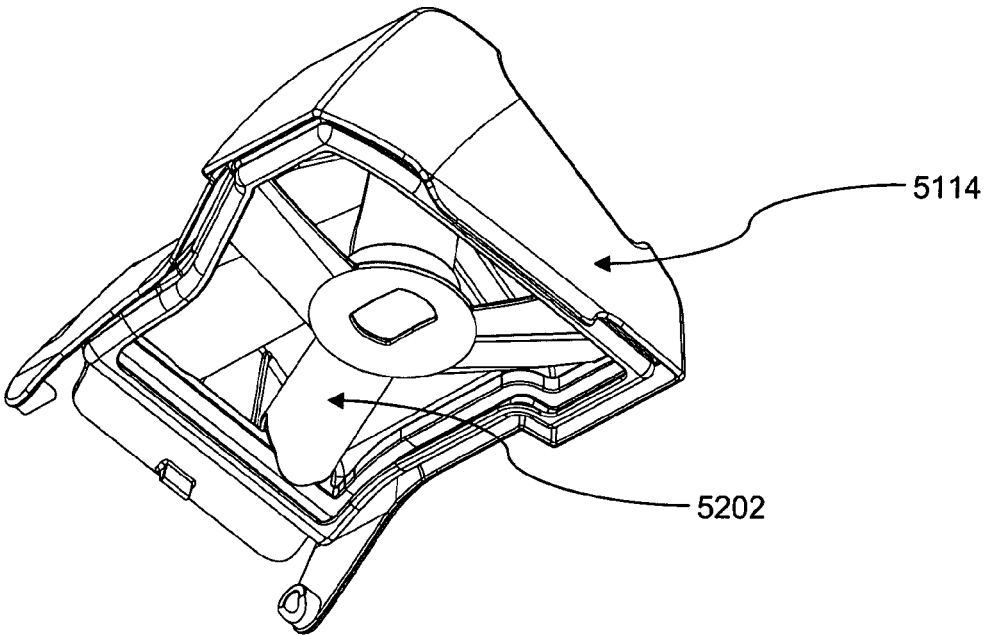


圖52a

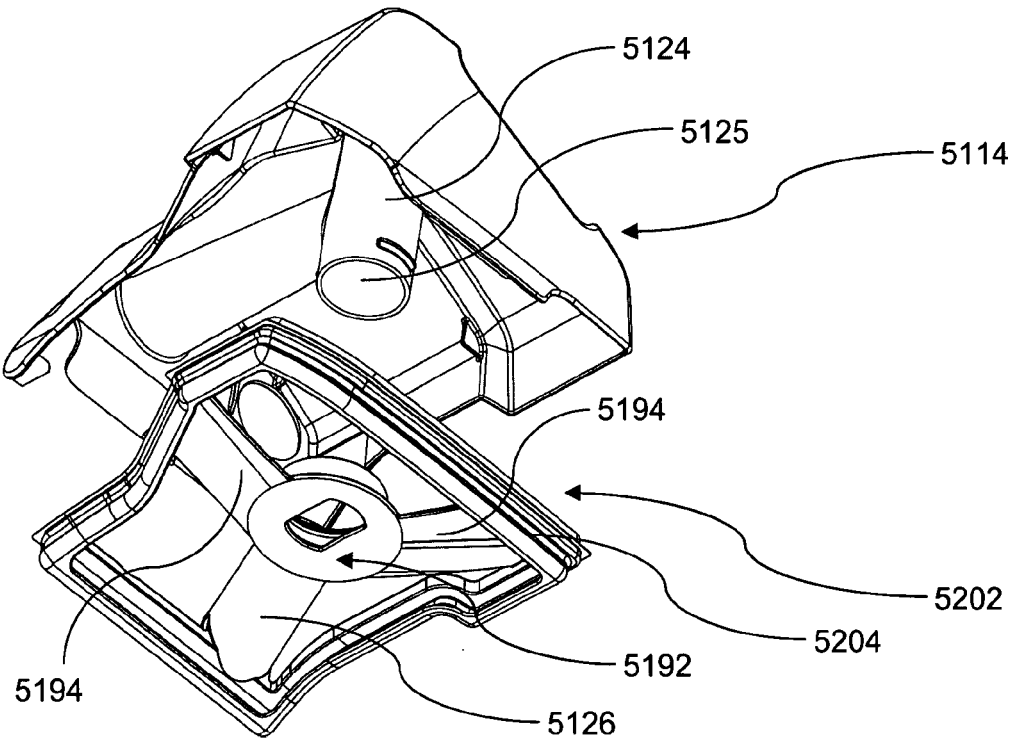


圖52b

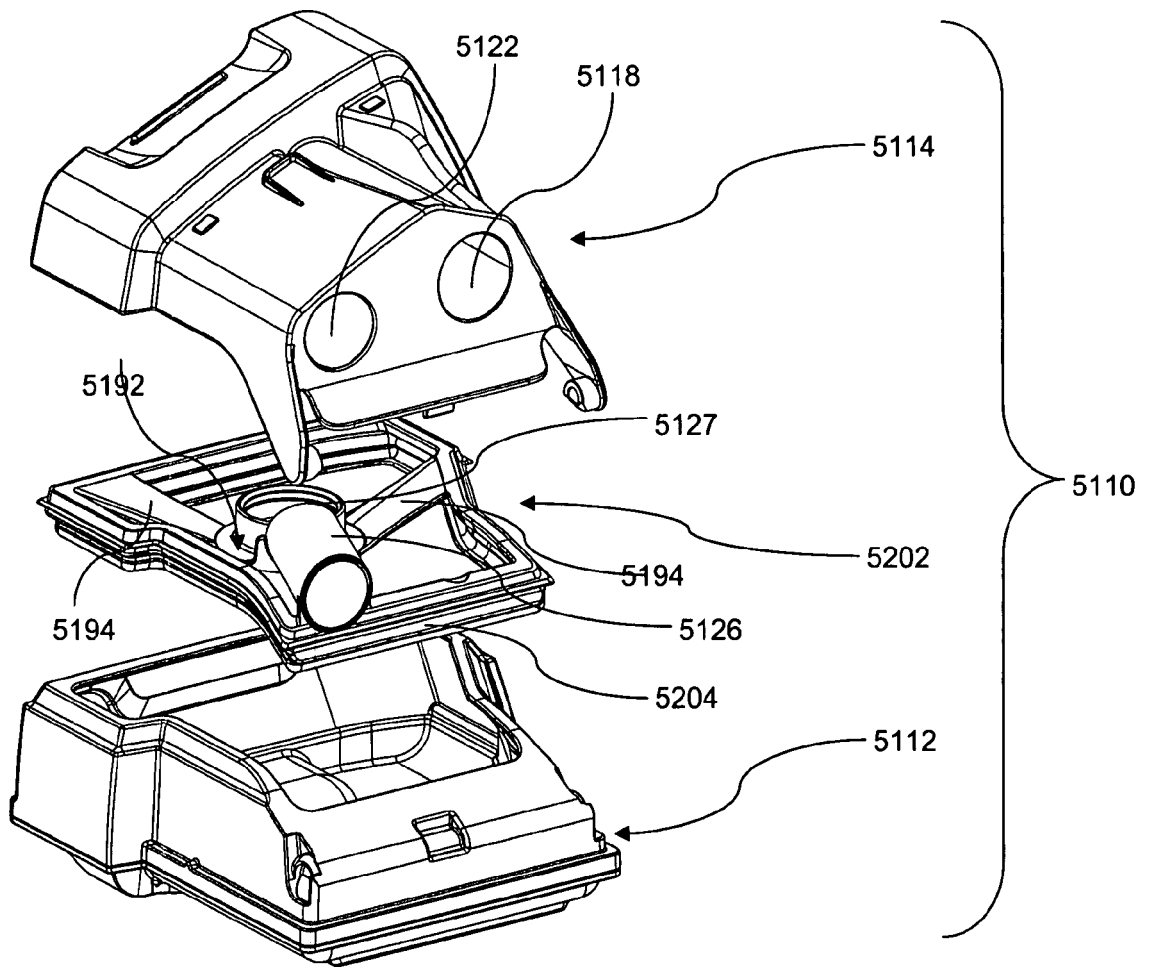


圖53

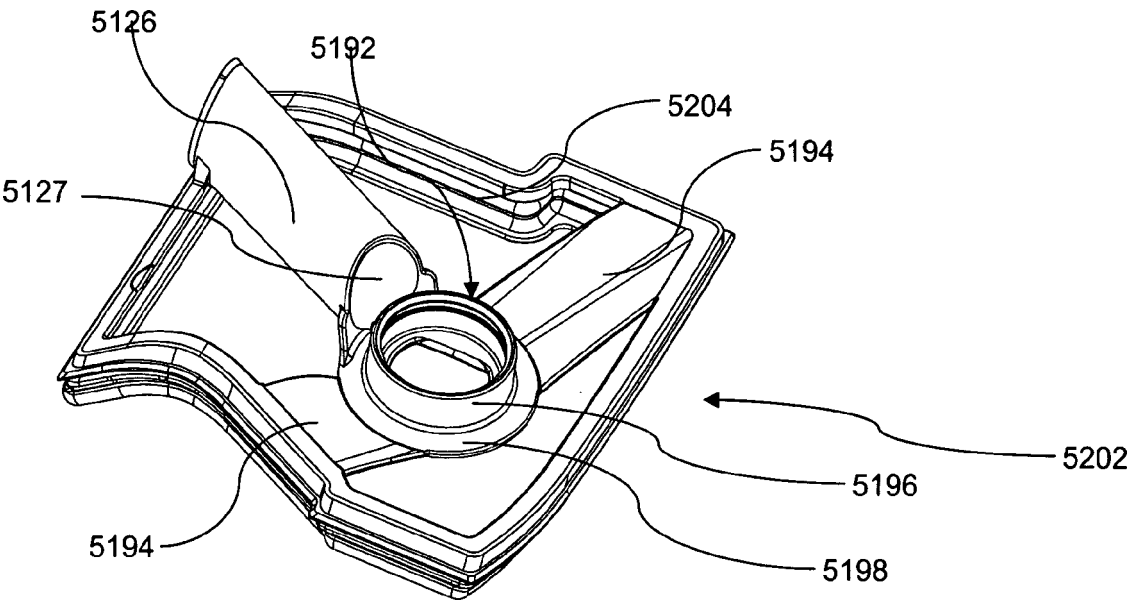


圖54a

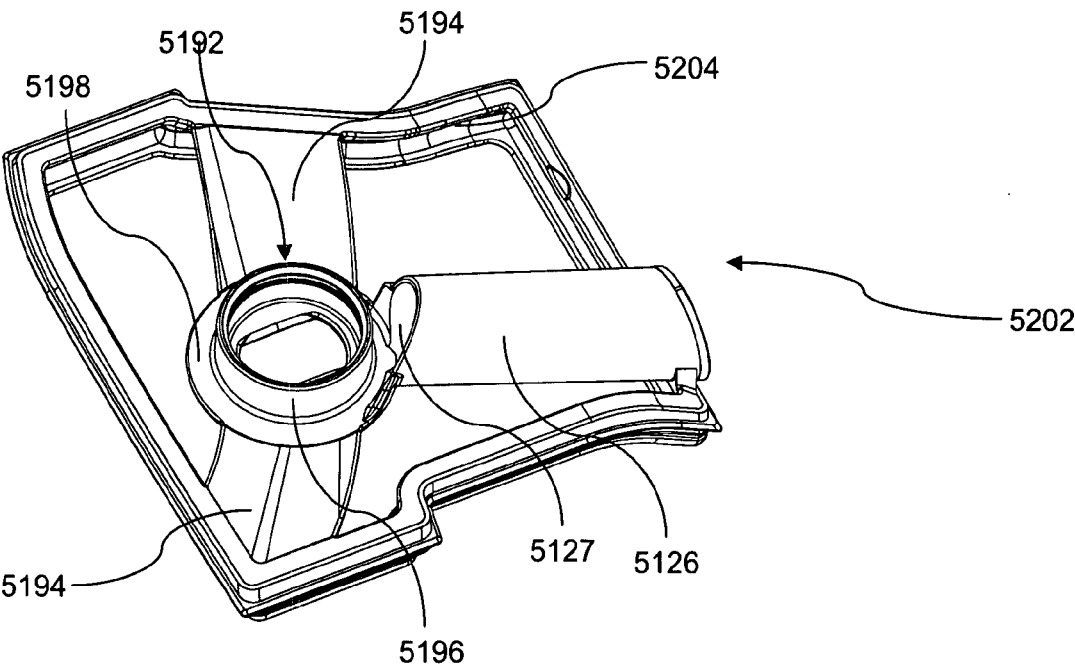


圖54b

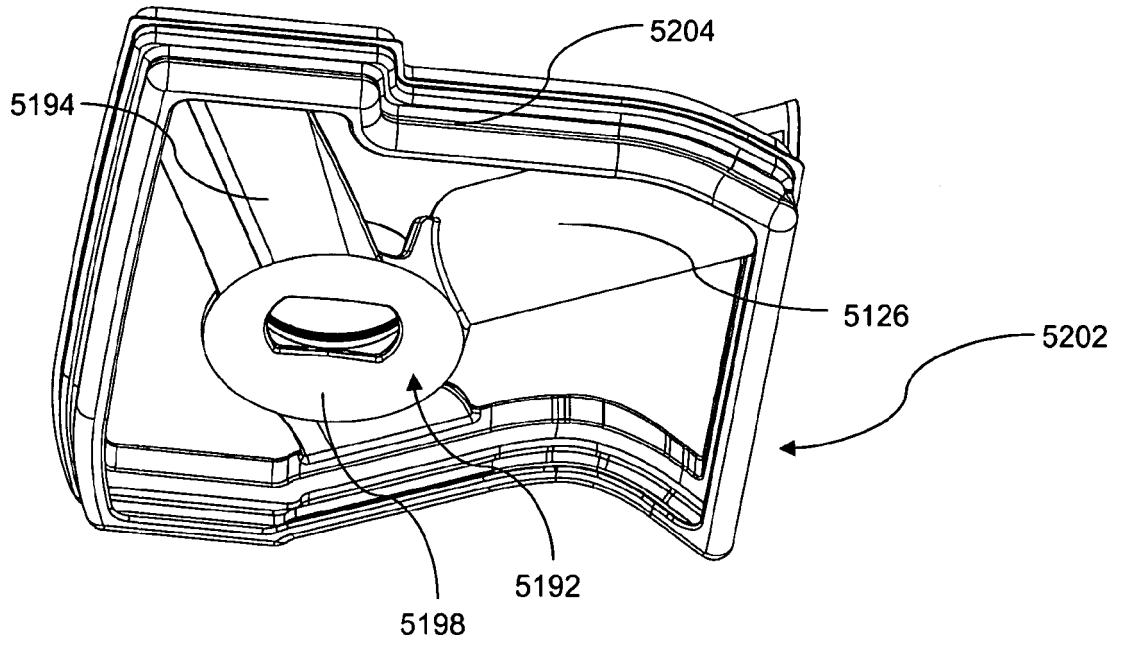


圖55

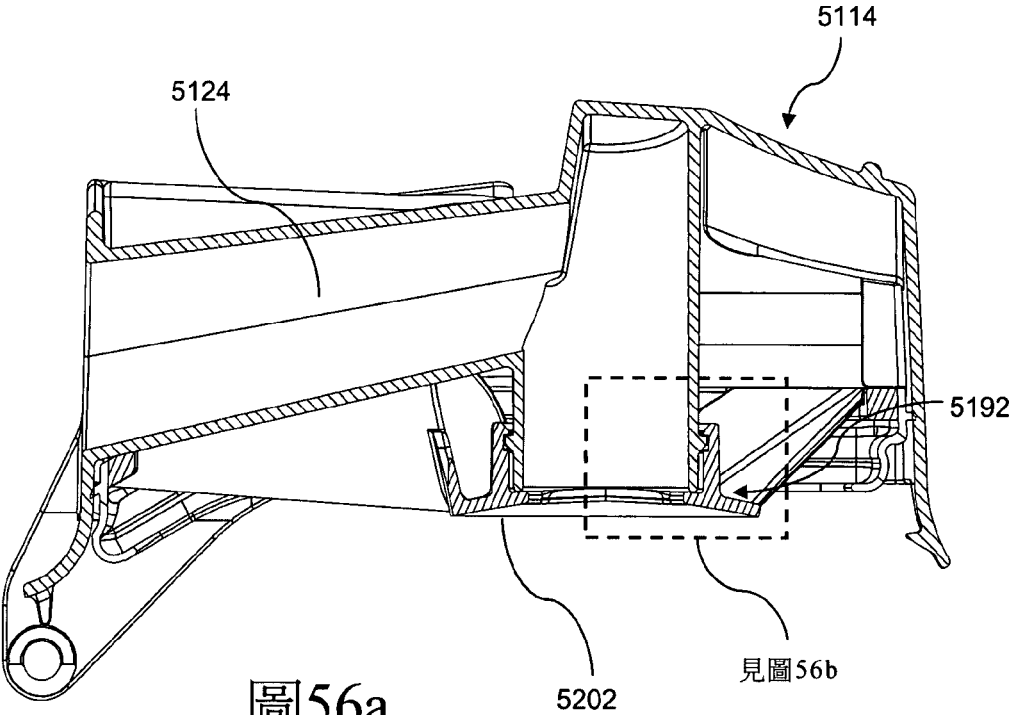


圖 56a

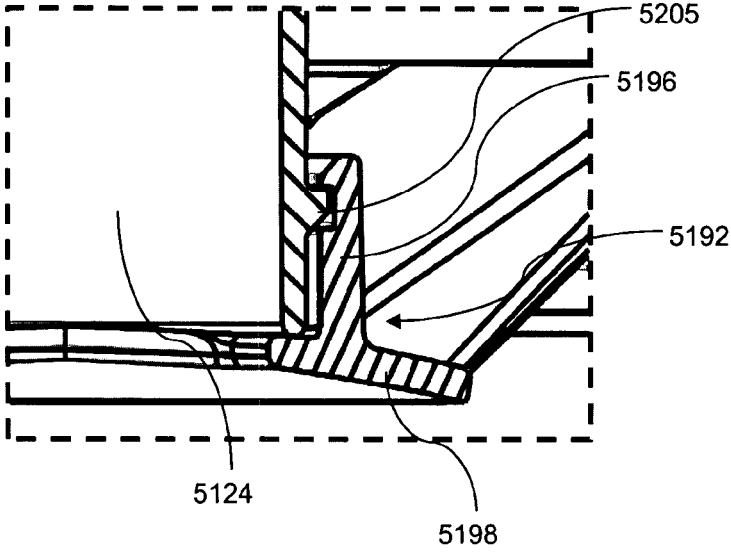


圖 56b

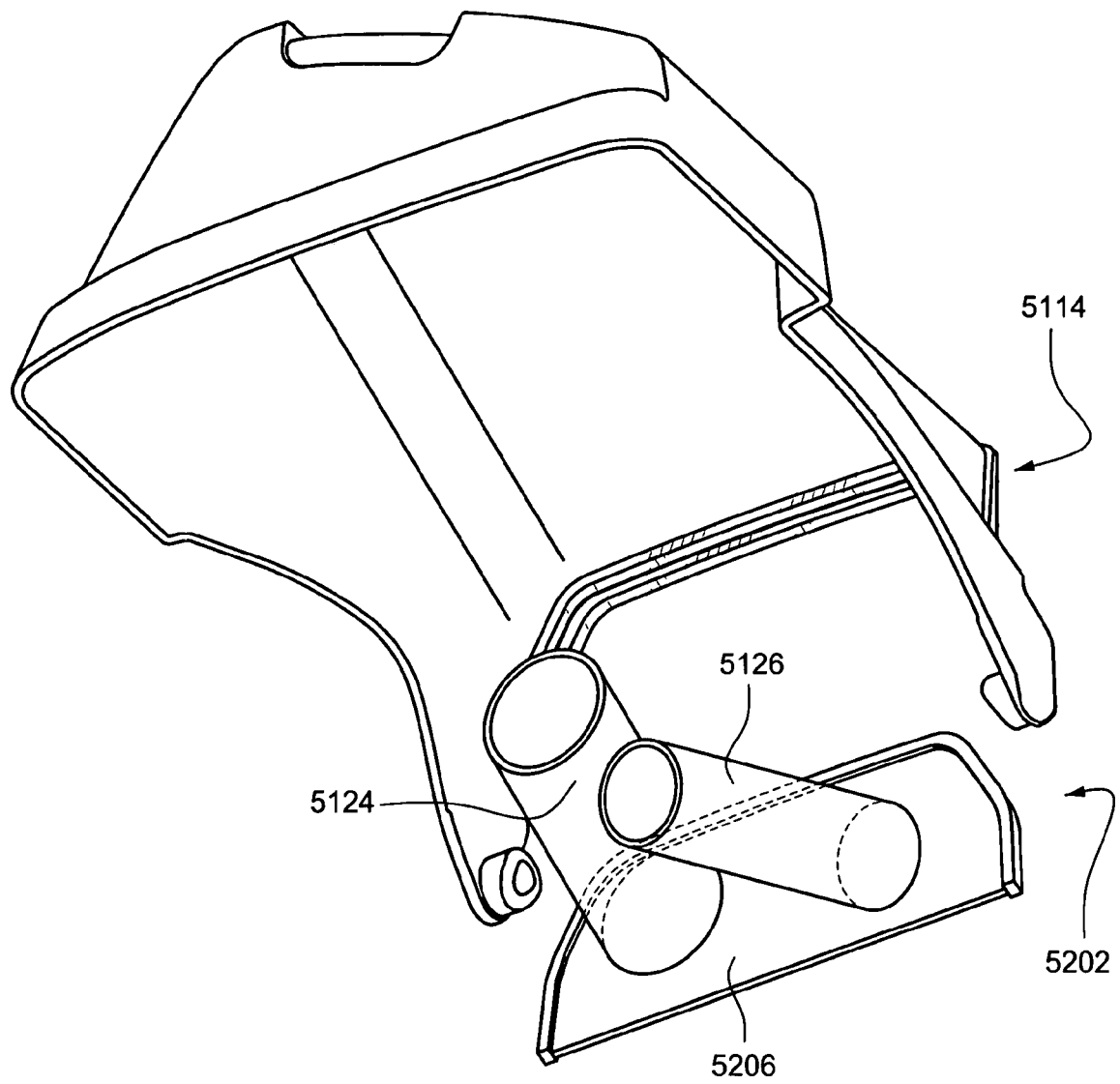
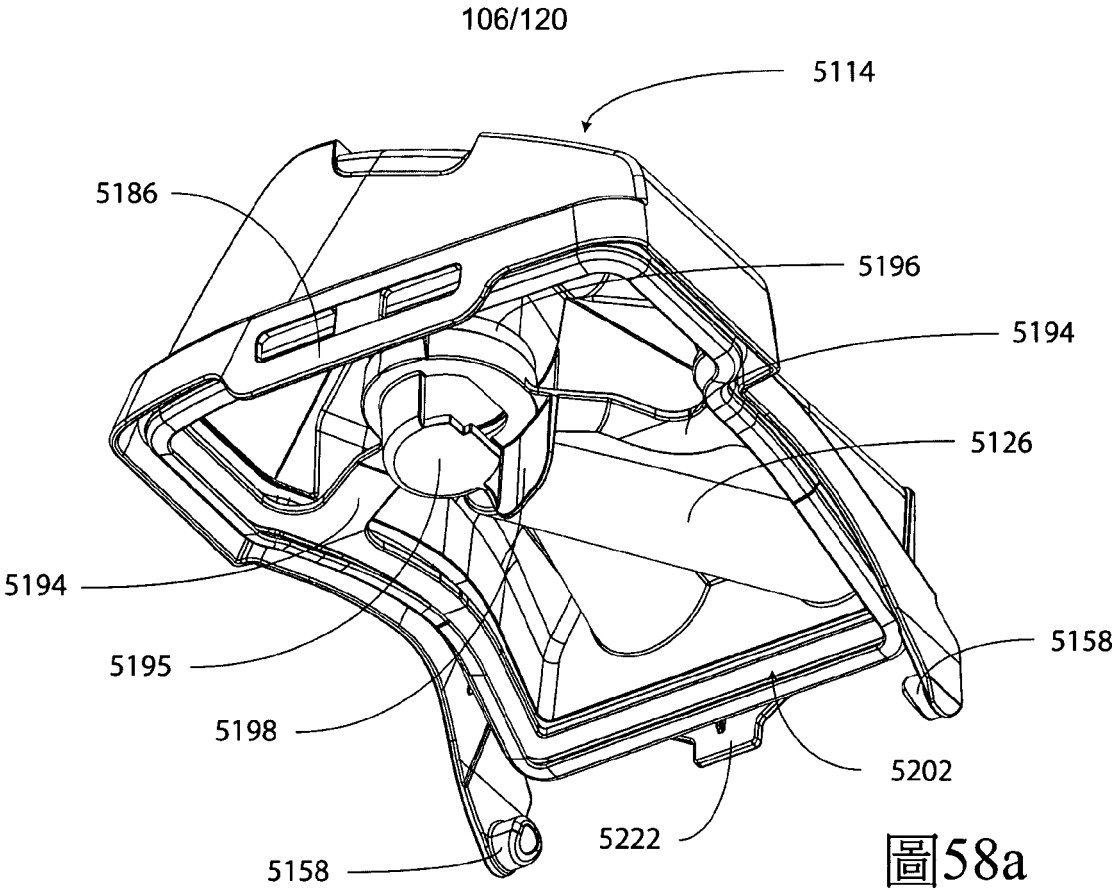
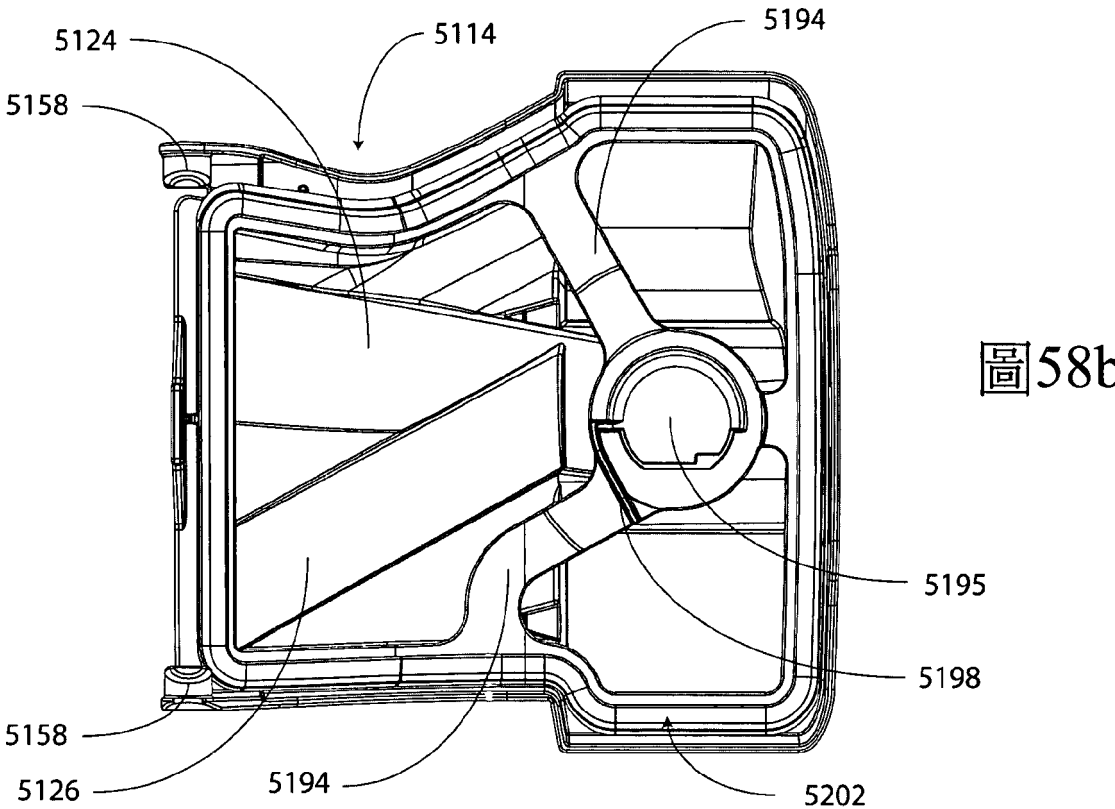


圖57



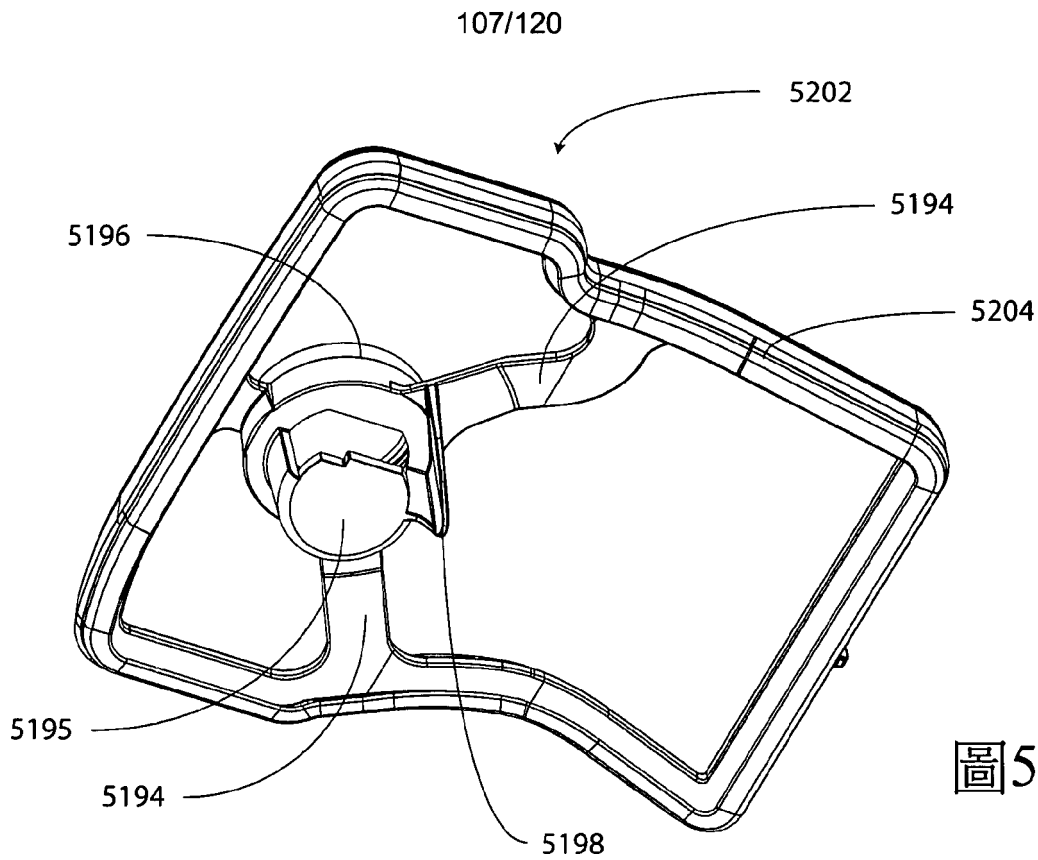


圖59a

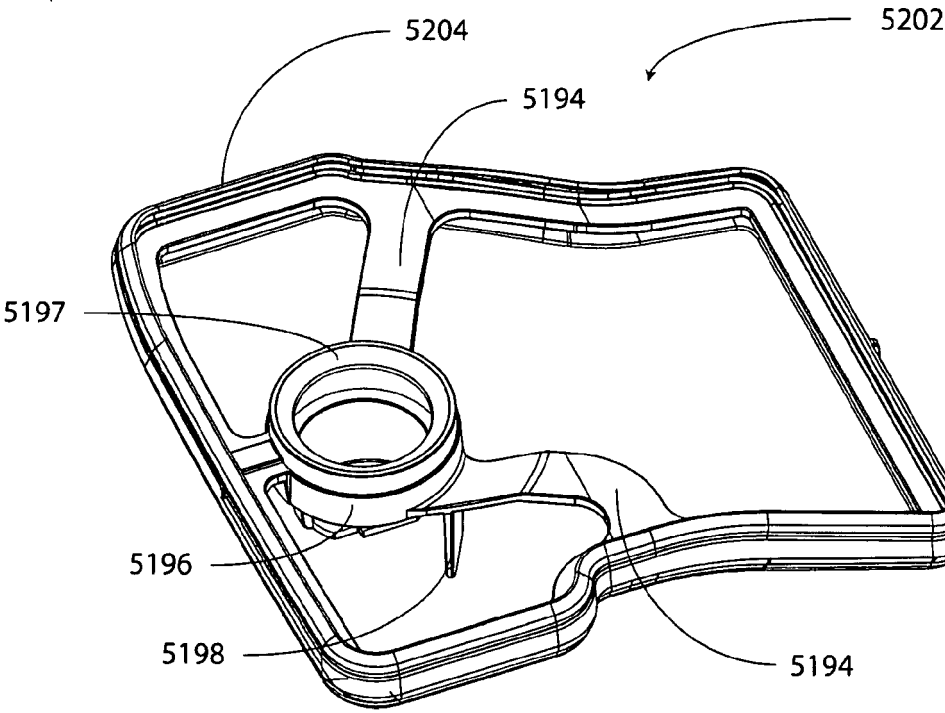


圖59b

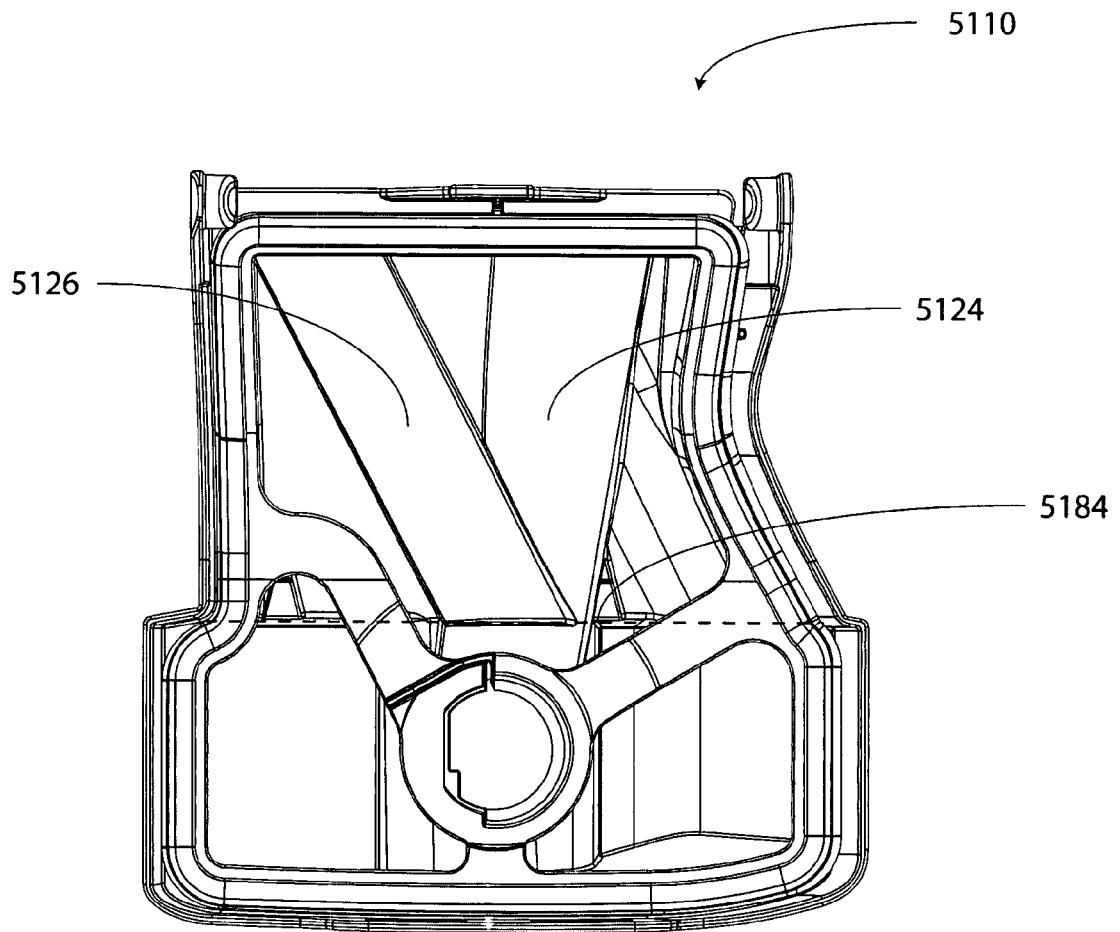


圖60

109/120

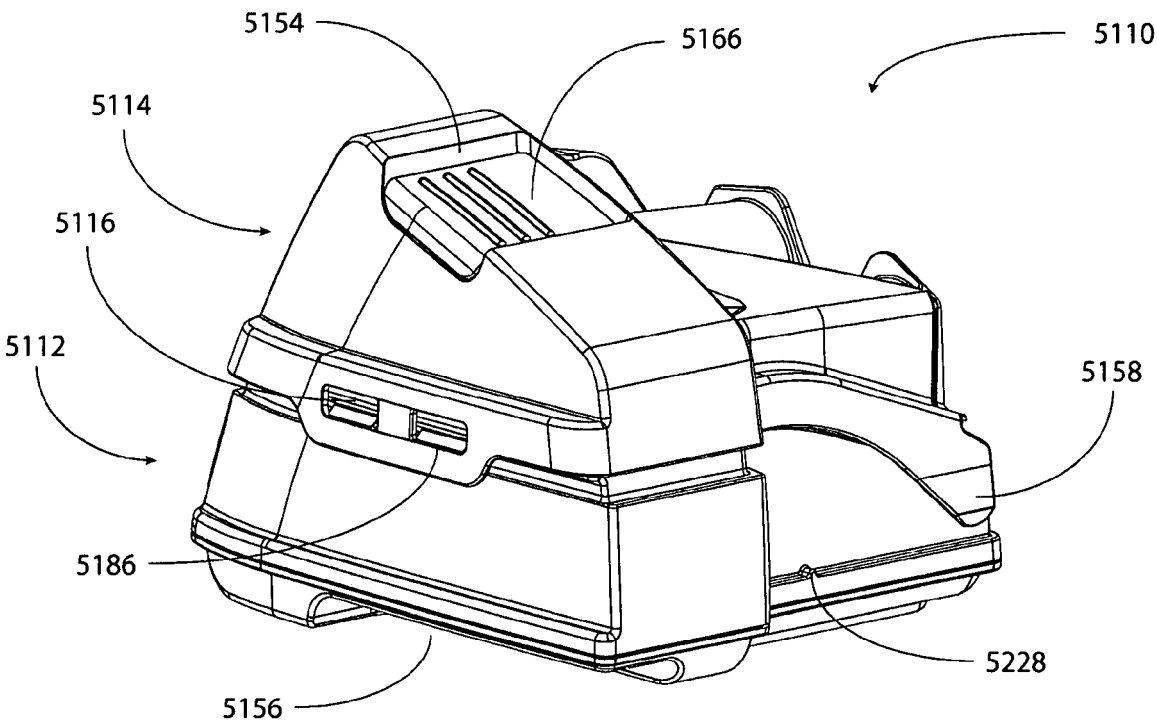


圖61a

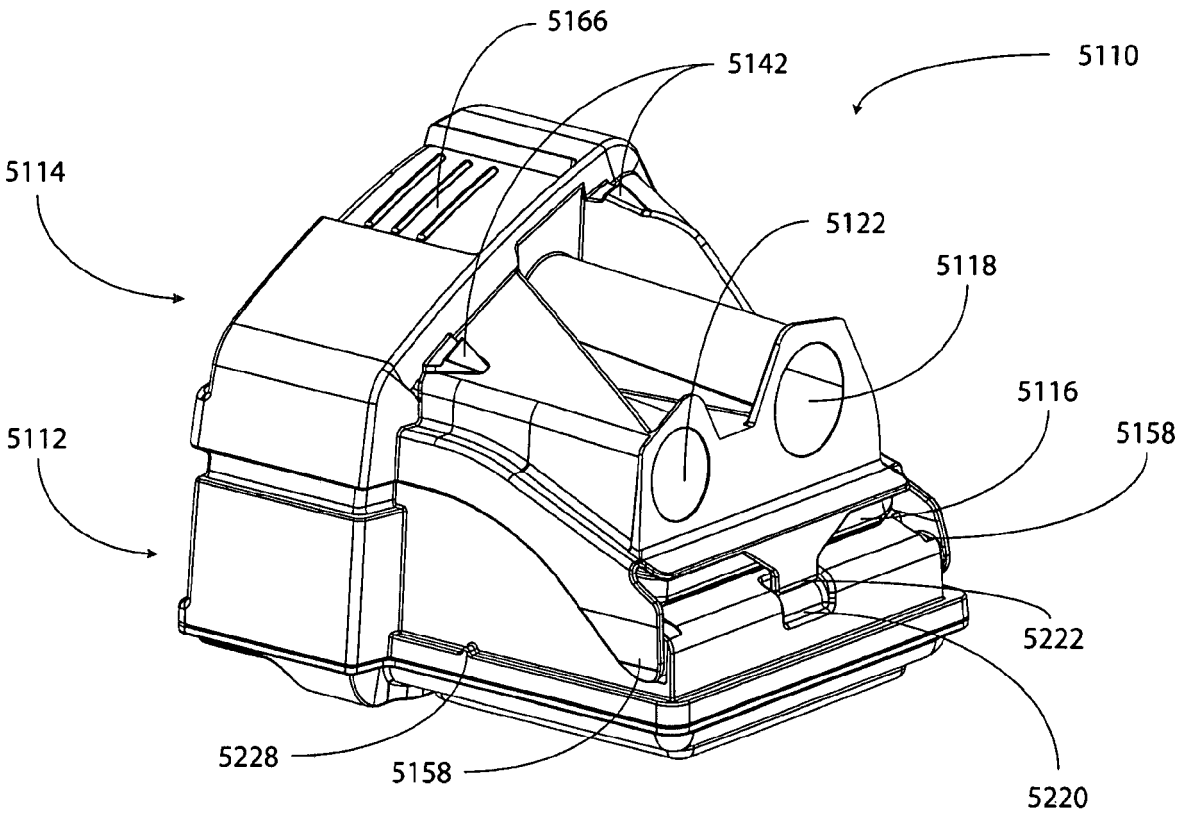


圖61b

110/120

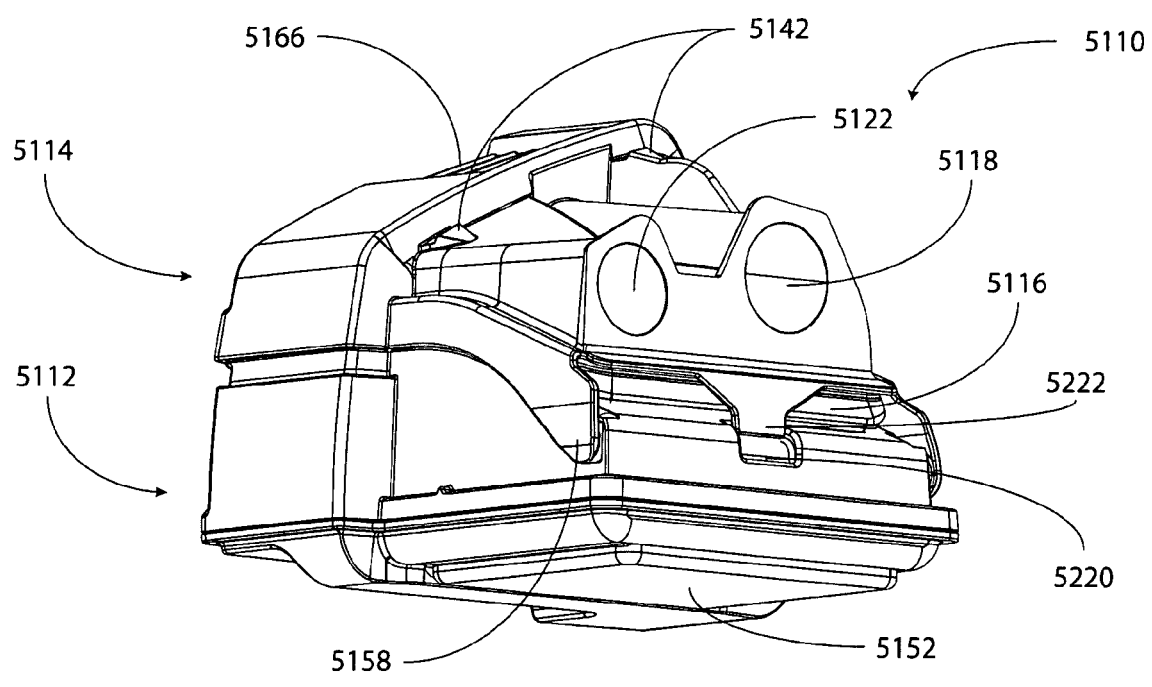


圖62a

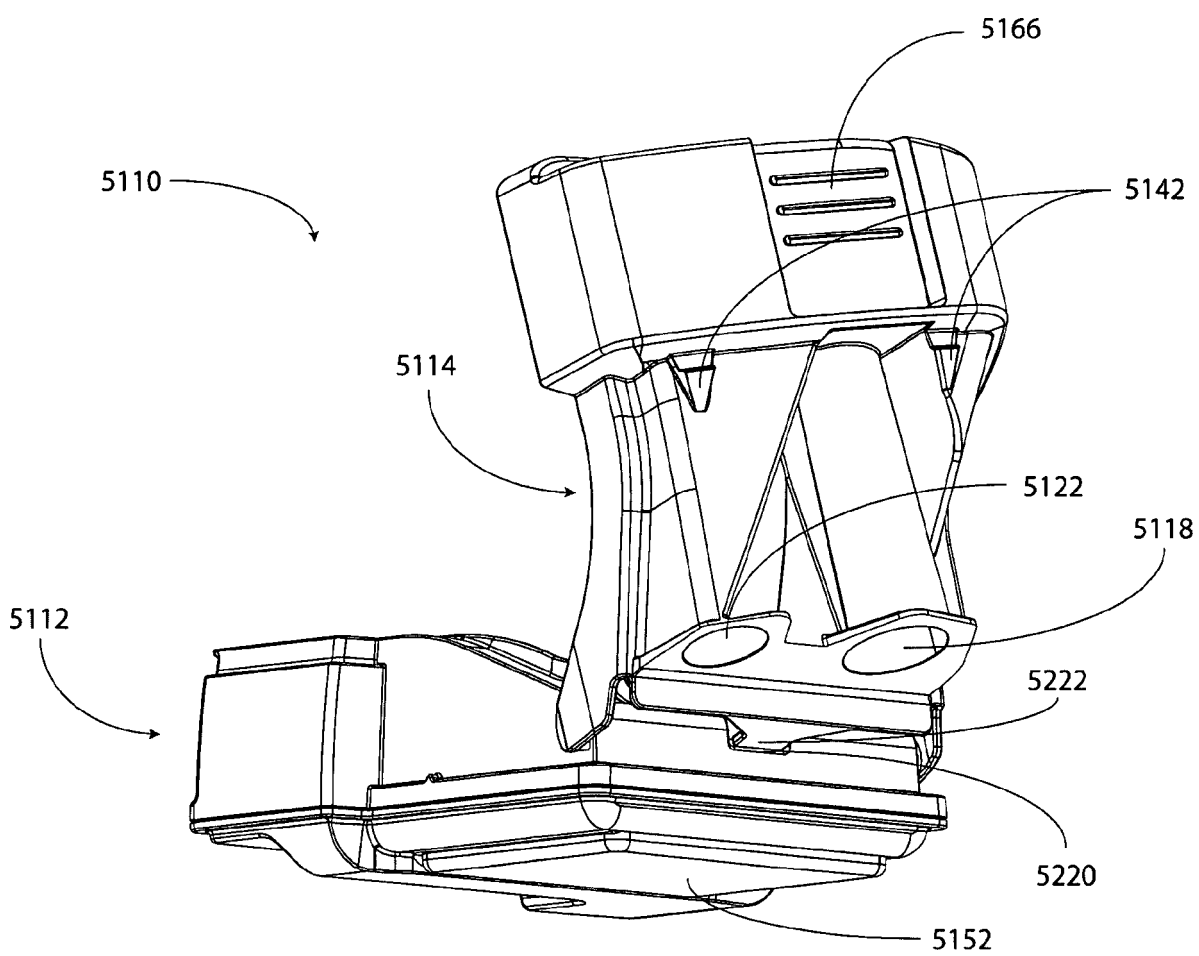


圖62b

111/120

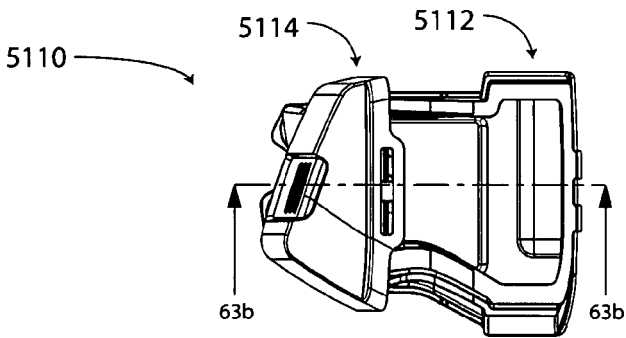


圖63a

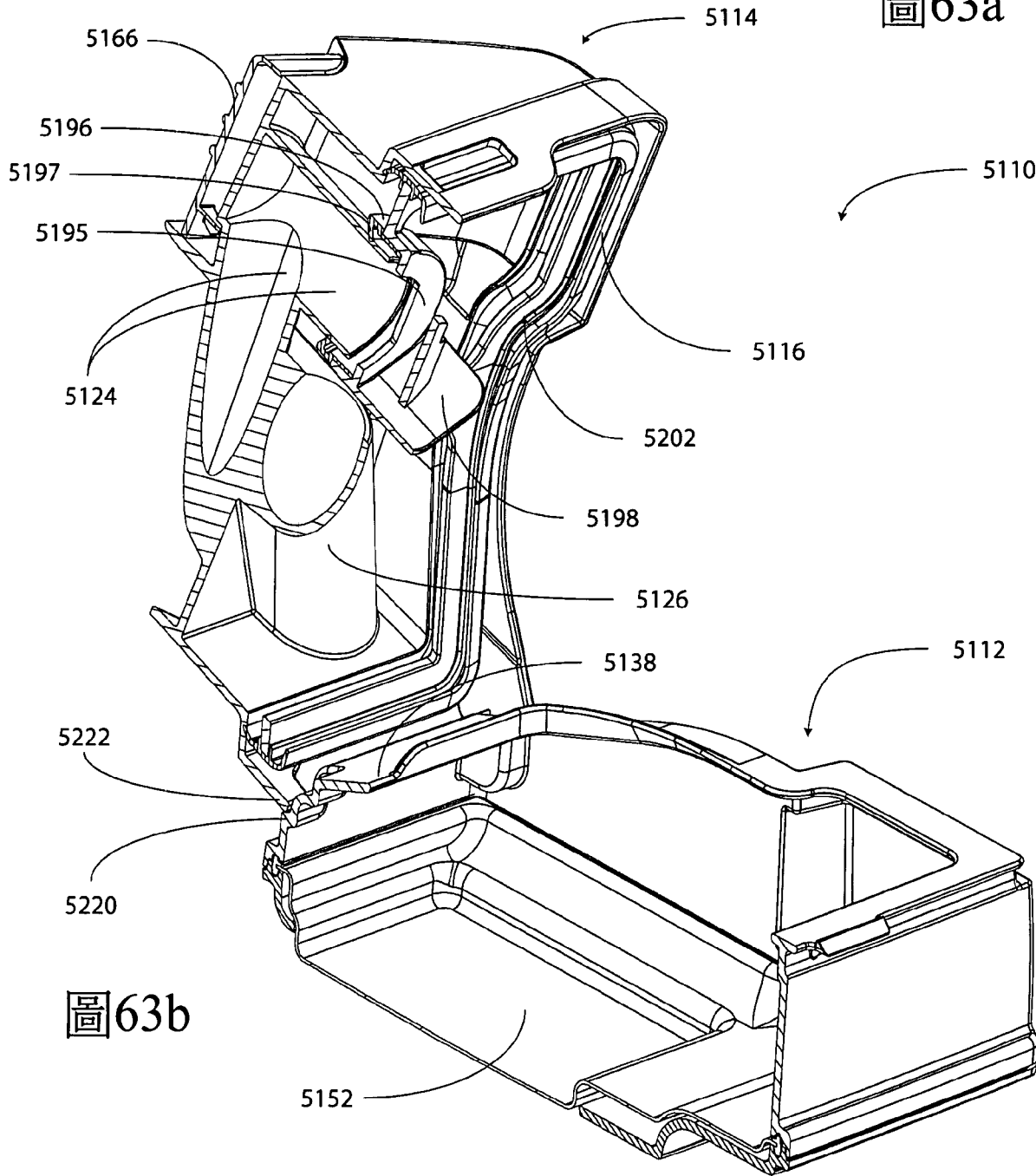


圖63b

112/120

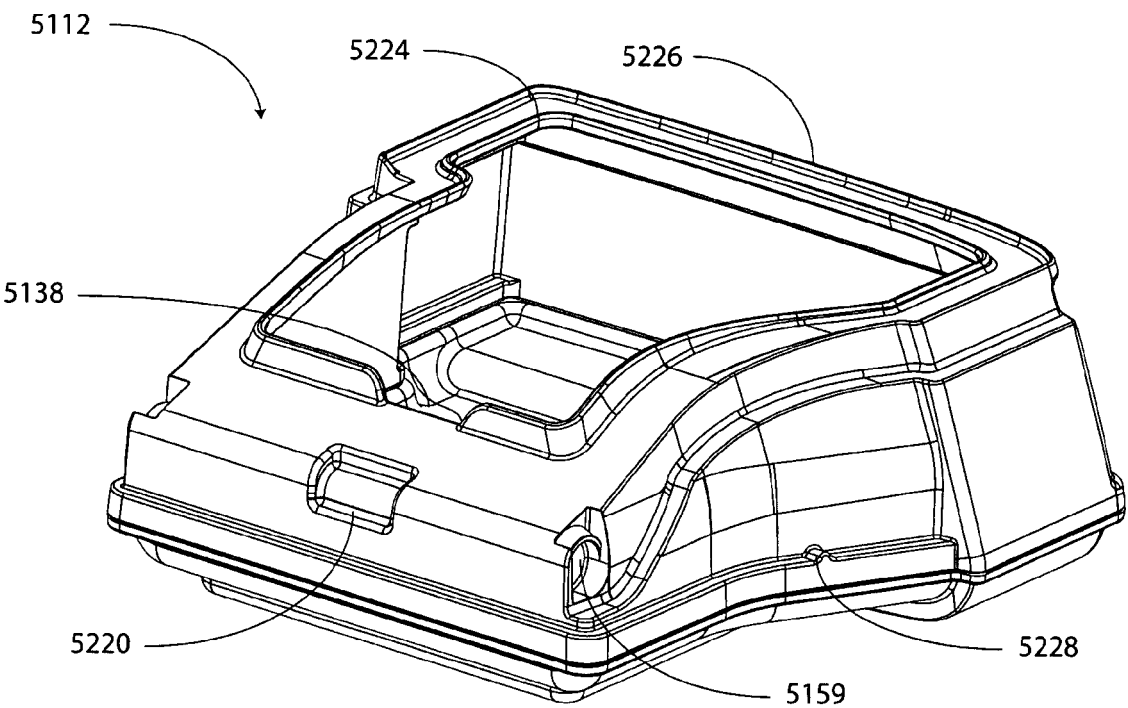


圖64

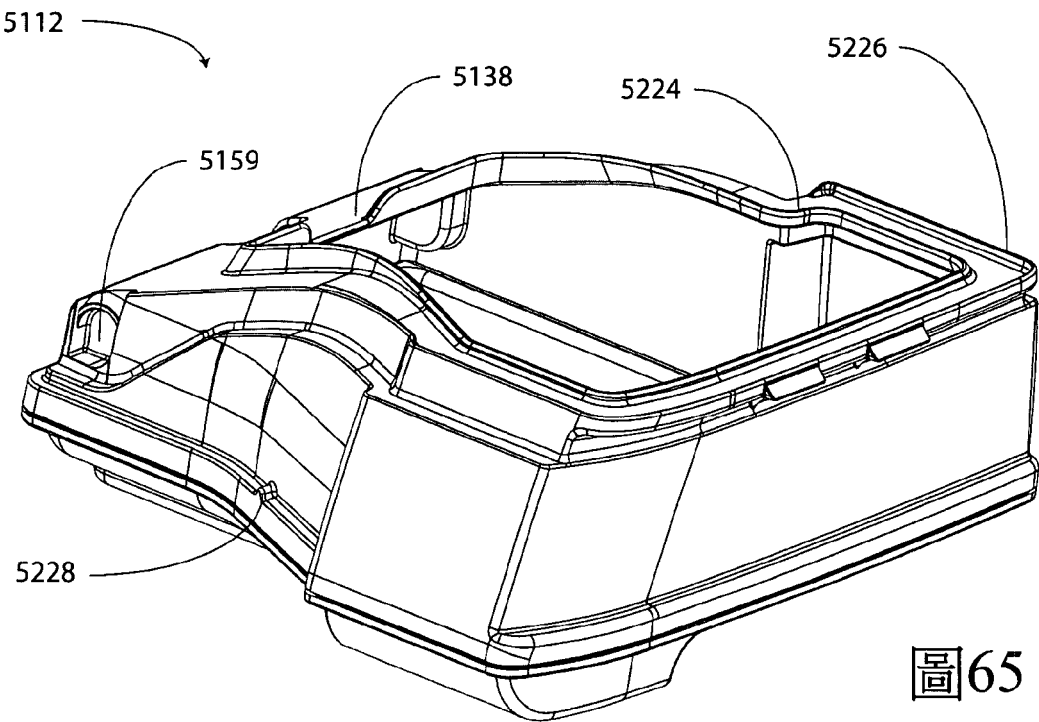
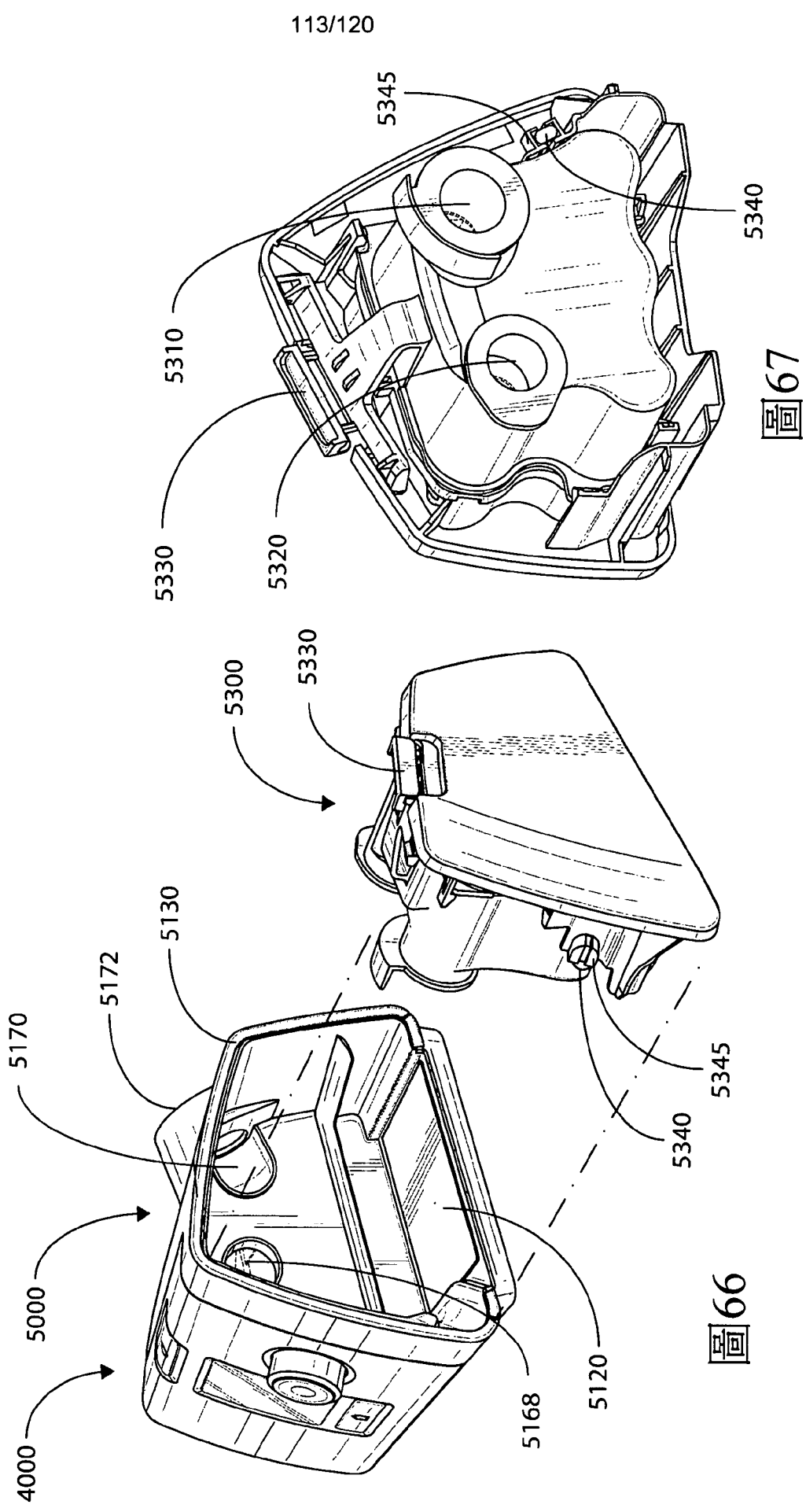


圖65



114/120

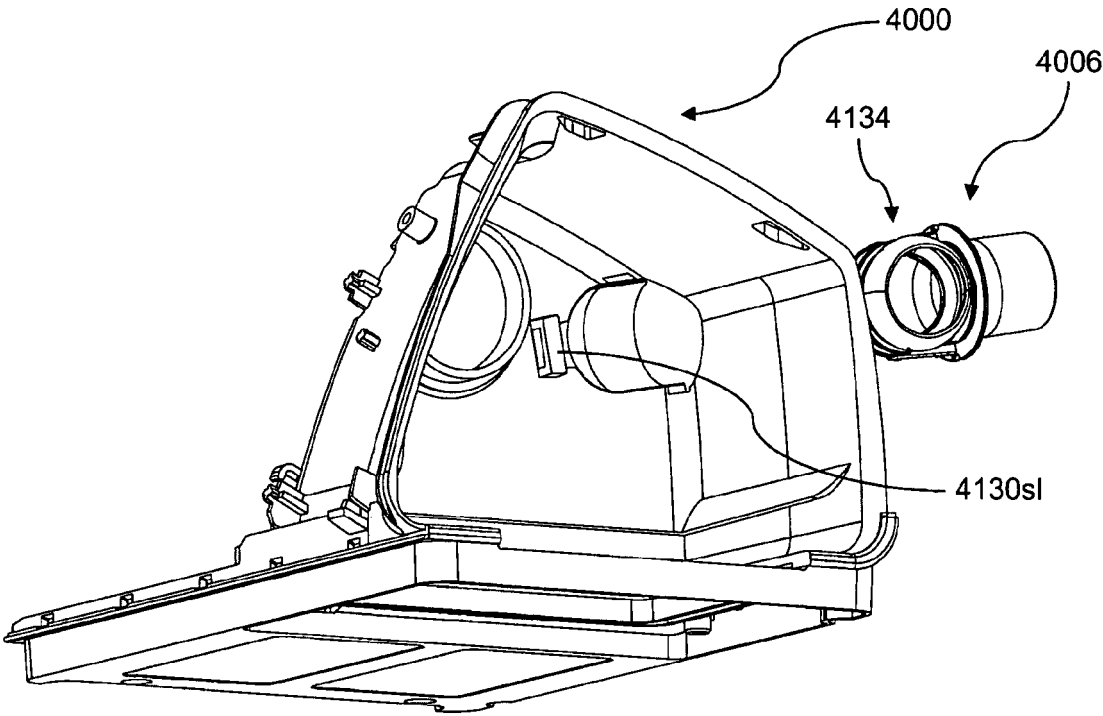


圖68a

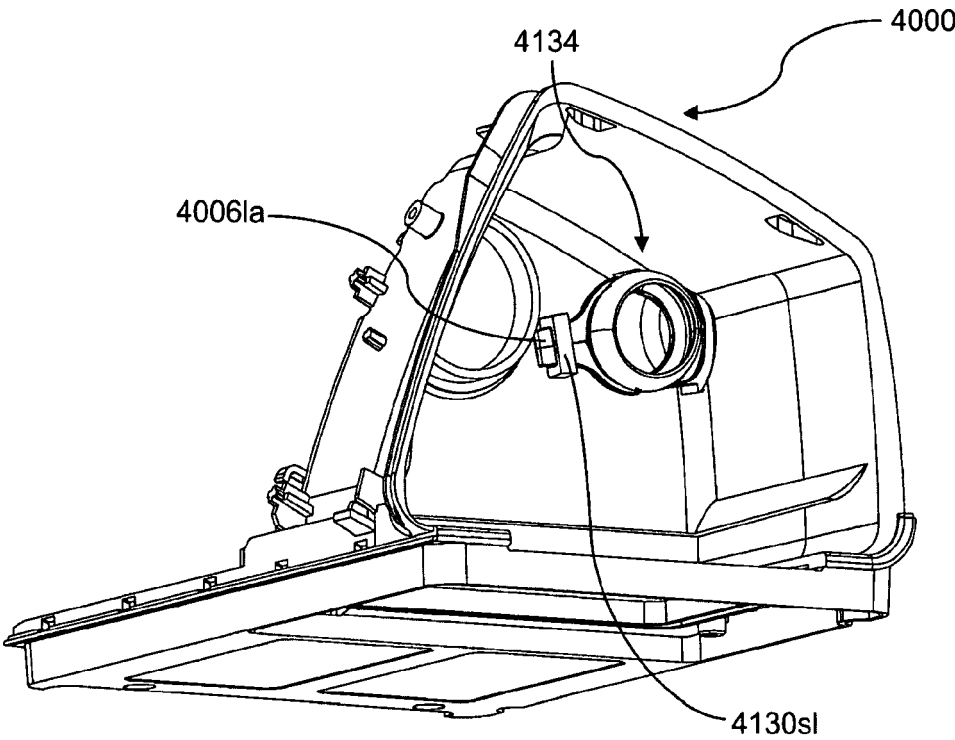


圖68b

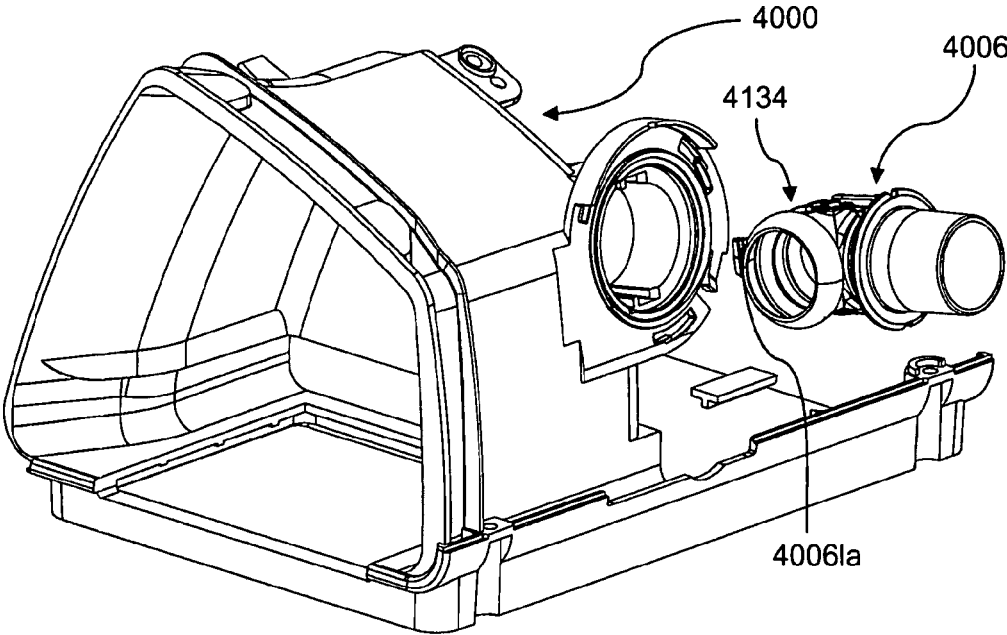


圖68c

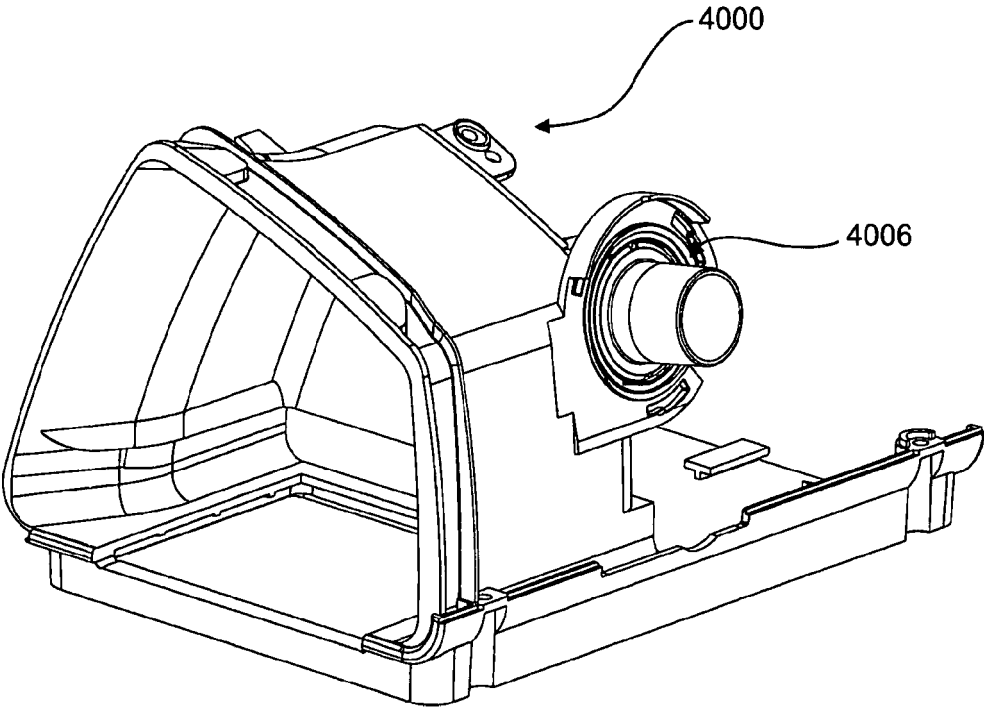


圖68d

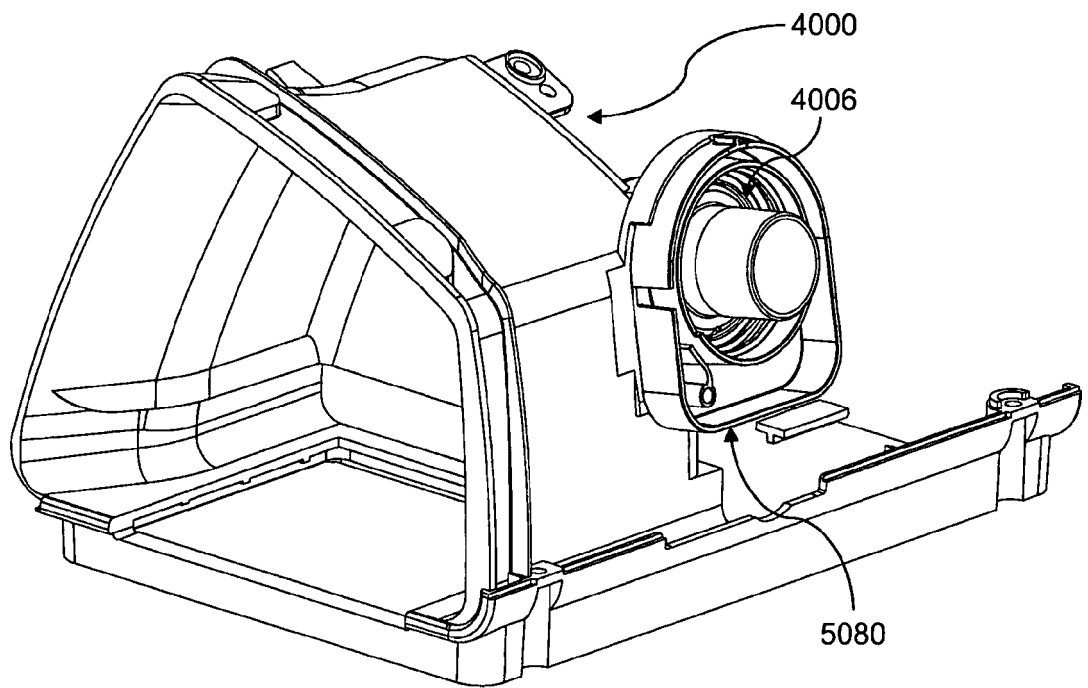


圖68e

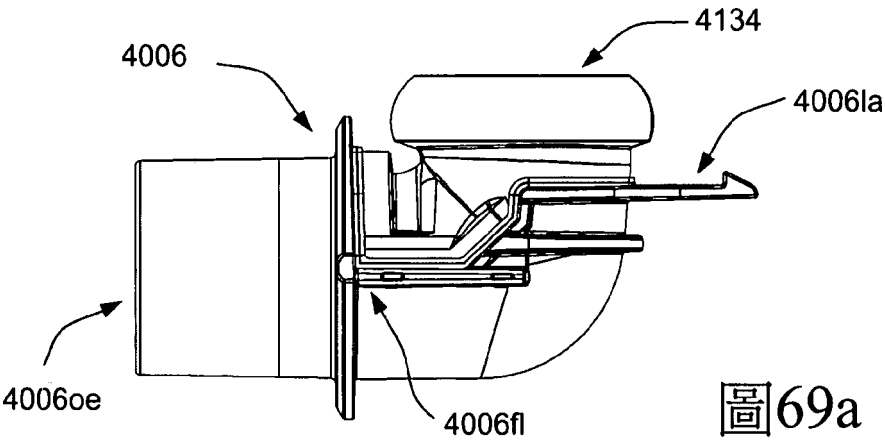


圖69a

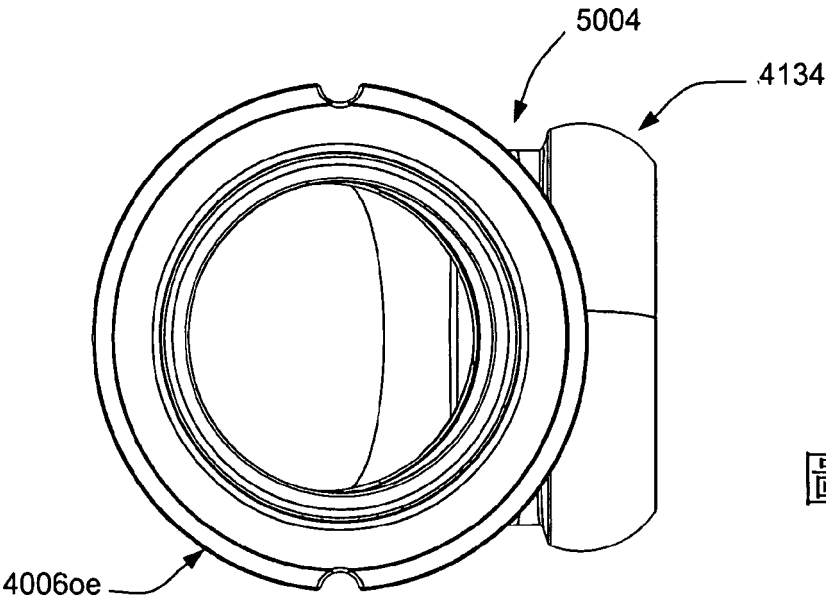


圖69b

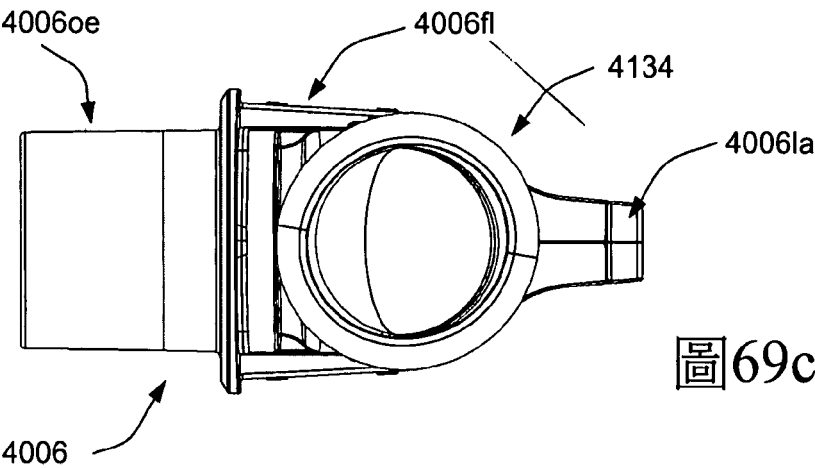


圖69c

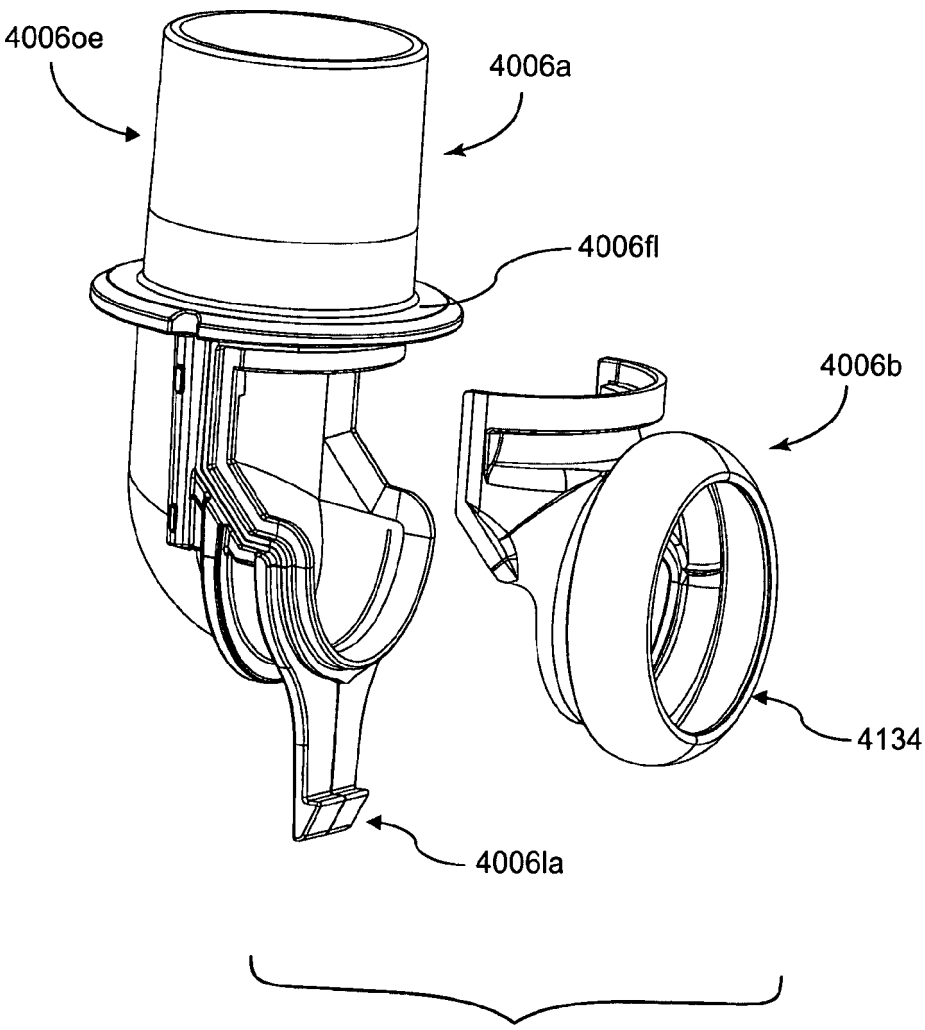


圖69d

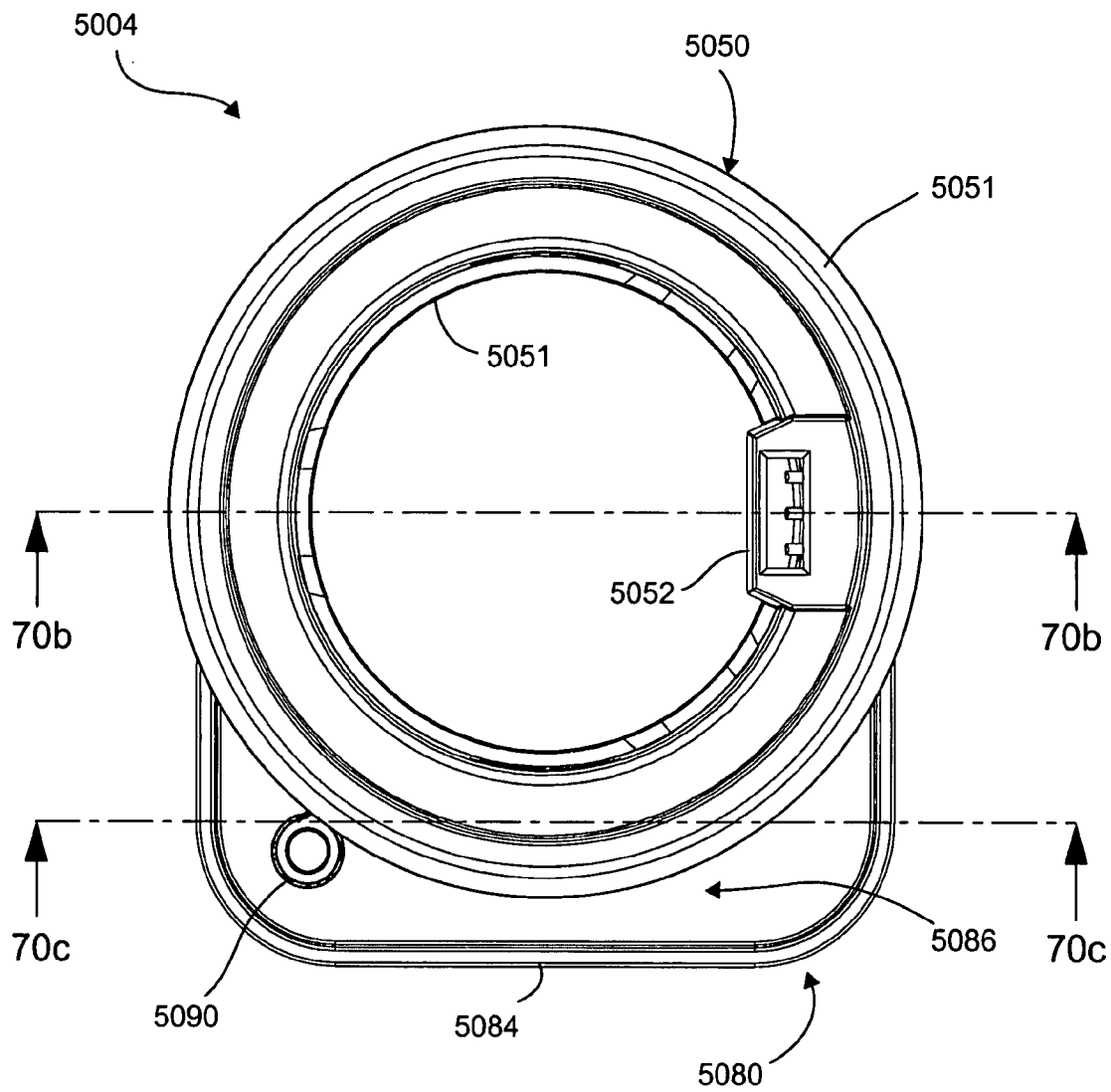


圖 70a

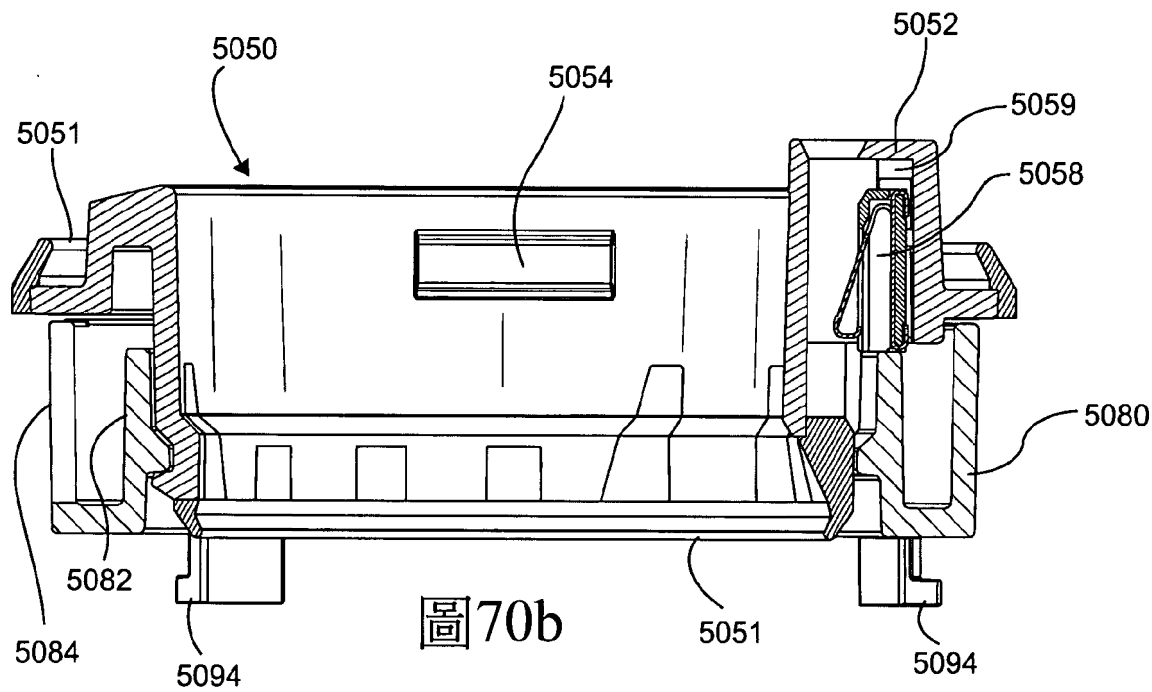


圖 70b

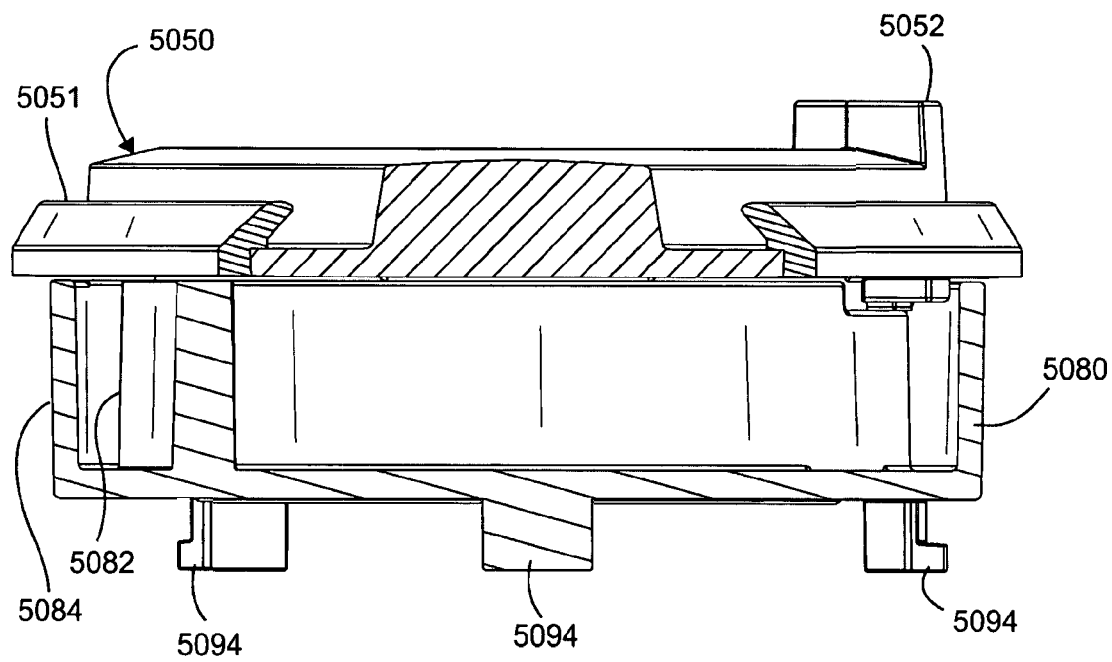


圖 70c

申請專利範圍

【第 1 項】

一種用於治療呼吸障礙之裝置，該裝置包括：

一殼體；

一壓力產生器，其設於該殼體內，且構成供應空氣流；

一器件出口，其流體耦接該壓力產生器，且構成耦接一空
氣管路，以輸送空氣流給一患者介面，供治療呼吸障礙；

一讓空氣流流至患者介面的氣動路徑，該氣動路徑包括該
壓力產生器以及該器件出口，

一無線資料通訊介面，其整合在該殼體內，該無線資料通
訊介面構成連接另一器件或網路，以傳輸來自該裝置之有關患
者前夜晚睡眠的資料，

至少一轉換器，其構成及配置用以測量在該氣動路徑中的
至少一個點的流率、壓力或溫度中的至少一者；及

一中央控制器，其連接該無線資料通訊介面，以由該無線
資料通訊介面接收資料或傳輸資料給該無線資料通訊介面，該
中央控制器設置以控制該壓力產生器，且該中央控制器設置以
由該至少一轉換器接收至少一輸入信號。

【第 2 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該無線資料通訊介面構成連
接該另一器件或該網路以接收訊息。

【第 3 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該網路為一遠端外部通訊網
路或是一本地外部通訊網路。

【第 4 項】

如請求項 3 所述之裝置，其中該遠端外部通訊網路為網際

網路與一蜂巢式行動電話網路之一或多者。

【第 5 項】

如請求項 3 所述之裝置，其中該無線資料通訊介面使用乙太網路、USB、光纖、CDMA、GSM 和 LTE 之一或多者以連接該遠端外部通訊網路。

【第 6 項】

如請求項 3 所述之裝置，其中該本地外部通訊網路為一家用電腦網路與一醫院用電腦網路。

【第 7 項】

如請求項 3 所述之裝置，其中該無線資料通訊介面使用 Wi-Fi、藍芽(Bluetooth)、或一消費性紅外線協定之一或多者以連接該本地外部通訊網路。

【第 8 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該無線資料通訊介面設置為與一或多個伺服器進行通訊，該一或多個伺服器包含一或多個處理器和記憶體。

【第 9 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該另一器件為一遠端外部器件或一本本地外部器件。

【第 10 項】

如請求項 9 所述之裝置，其中該遠端外部器件為臨床醫生可使用的一或多個電腦。

【第 11 項】

如請求項 9 所述之裝置，其中該本地外部器件為一個人電腦、一行動電話、一平板電腦或一遙控裝置。

【第 12 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該無線資料通訊介面包括在

該殼體內的一天線。

【第 13 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該中央控制器位於一主印刷電路板組件上，

該無線資料通訊介面位於與該主印刷電路板組件分開的另一印刷電路板組件上。

【第 14 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該至少一轉換器更包括一空氣壓力轉換器、一空氣流量轉換器、一溫度轉換器、一濕度轉換器或一馬達速度轉換器。

【第 15 項】

如請求項 1 所述之裝置，其更包括整合於該殼體內的一增濕器。

【第 16 項】

如請求項 15 所述之裝置，其中該氣動路徑更包括該增濕器。

【第 17 項】

如請求項 15 所述之裝置，其中該增濕器配置為由該中央控制器或一增濕器控制器所控制。

【第 18 項】

如請求項 1 所述之裝置，其更包括一可移除式記憶體。

【第 19 項】

如請求項 1 所述之裝置，其更包括一輸出器件，所述輸出器件被配置為以視覺、聽覺和觸覺方式中的至少一者向患者傳達信息。

【第 20 項】

如請求項 19 所述之裝置，其中該輸出器件為一顯示器，

其被配置為視覺的顯示字元、符號或影像。

【第 21 項】

如請求項 20 所述之裝置，其中該顯示器為一液晶顯示器 (LCD) 或一發光二極體 (LED) 顯示器。

【第 22 項】

如請求項 20 所述之裝置，其中該顯示器為一智慧型電話，其經由該無線資料通訊介面而與該裝置進行通訊。

【第 23 項】

如請求項 20 所述之裝置，其更包括一環境光感測器，該環境光感測器被配置為決定在該裝置周圍環境區域的一光位準，並將一環境光信號傳送給該中央控制器，

其中，該中央控制器被配置為基於該環境光信號來調整該顯示器的亮度。

【第 24 項】

如請求項 1 所述之裝置，其更包括輸入器件，該輸入器件包括一按鈕、一開關和一轉盤中的至少一者。

【第 25 項】

如請求項 24 所述之裝置，其中該按鈕、開關和轉盤中的至少者是一實體器件或可通過觸控螢幕接取的一軟件器件。

【第 26 項】

如請求項 1 所述之裝置，其中該中央控制器被配置為根據至少一演算法控制該壓力產生器的操作。