

公告本

發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：

93125705

※ 申請日期：

93.8.29

※IPC 分類：A61M16/00

A61M16/10

一、發明名稱：(中文/英文)

氧濃縮裝置

OXYGEN CONCENTRATING APPARATUS

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

帝人製藥股份有限公司

TEIJIN PHARMA LIMITED

代表人：(中文/英文)

大八木成男/OHYAGI, SHIGEO

住居所或營業所地址：(中文/英文)

日本國東京都千代田區內幸町二丁目 1 番 1 號

1-1, UCHISAIWAICHO 2-CHOME, CHIYODA-KU, TOKYO 100-0011, JAPAN

國 籍：(中文/英文)

日本/JAPAN

三、發明人：(共 4 人)

姓 名：(中文/英文)

1. 繩田秀男/NAWATA, HIDEO

2. 藤本直登志/FUJIMOTO, NAOTOSHI

3. 黒目寛治/KUROME, KANJI

4. 松原貞和/MATSUBARA, SADAKAZU

國 籍：(中文/英文)

日本/JAPAN

四、聲明事項：

☐ 主張專利法第二十二條第二項 ☐ 第一款或 ☐ 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

☒ 申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

☒ 有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 日本； 2003.8.26； 特願 2003-301021
2. 日本； 2003.9.2； 特願 2003-309861

☐ 無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

☐ 主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

☐ 主張專利法第三十條生物材料：

☐ 須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

☐ 不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

發明領域

本發明係有關於一種使用了可優先吸取氮而後吸取氧之吸劑之壓力變動吸取型之氧濃縮裝置，特別是有關於一種在供治療呼吸器官系統疾病用之1個治療法之氧吸入療法上使用之醫療用氧濃縮裝置。

【先前技術】

發明背景

近年來，為氣喘、肺氣腫、慢性支氣管炎等呼吸器官系統疾病所苦之患者與日增加中。此種呼吸器官系統疾病之治療法最具成效之一有使患者吸入氧濃縮氣體或富含氧之空氣之氧吸入療法。供給患者氧濃縮氣體或富含氧之空氣之供給源(本說明書中稱為氧供給源)已知有氧濃縮裝置、液體氧及濃縮氧氣筒等，而從使用時之方便及易於保管等方面而言，在居家氧療法上主要是使用氧濃縮裝置。

氧濃縮裝置亦有使用了可選擇性地使氧透過之膜之膜式氧濃縮裝置，而由於取得之氧濃度高，故多使用使用了可優先吸取氮之吸劑之壓力變動型氧濃縮裝置。

以氧濃縮裝置生成之氧濃縮氣體之供給方法已知有連續地供給一定流量之氧濃縮氣體之方法及與患者之呼吸同步而僅於吸氣相或部份吸氣相時方供給氧濃縮氣體之方法。

若連續地供給一定流量之氧濃縮氣體時，為將已調配

之一定流量之氧濃縮氣體供給患者，氧濃縮裝置具有流量調節器。此流量調節器有孔口式流量調節器、使用針閥之流量調節器及使用流量感測器之反饋型流量調節器。孔口式流量調節器具有孔徑不同之複數孔口，藉選擇其中之一個孔口，而可在孔口上流之壓力條件下得到所期之流量。反饋型之流量調節器為依流量感測器之測定值反饋控制自動節流閥之開度。

又，在特開昭 61-131756 號公報、特公平 3-22158 號公報分別揭示與患者之呼吸同步地僅於吸氣相或部份吸氣相供給氧濃縮氣體之氧供給方法及可實現此呼吸同步間歇式氧濃縮供給方法之壓力變動型氧濃縮裝置。

再者，於特開 2001-187145 號公報、特開 2003-14549 號公報、特開 2003-144550 號公報揭示有一種機械式調壓閥，此調壓閥具有作為在上述連續或呼吸同步間歇式氧供給方法中所用之流量調節器之活塞及彈簧。

又，於特開 2000-352482 號公報、特開 2002-121010 號公報、特開平 7-136272 號公報、特開 2002-45424 號公報揭示有可擴展患者之行動範圍及有助於生活品質(QOL)之提高之以電池驅動之移動型或攜帶型氧濃縮裝置。

又，若藉氧濃縮裝置將含濃縮氧之濃縮氣體供給患者時，則有因吸劑之惡化或濃縮裝置本身之故障等，而使氧濃縮氣體之氧濃度產生變化之問題。對患者而言，由於一旦發生氧濃縮氣體之氧濃度降低時，則無法獲得充分之治療效果，故宜於氧濃縮裝置設置測定氧濃縮氣體濃度之氧

濃度感測器。

測定氧濃縮氣體之氧濃度之氧濃度感測器一般係使用
氧化鋯式氧濃度計，而特開 2002-214012 號公報及特開
2003-135601 號公報則揭示超音波式氣體濃度流量測定裝
5 置。

以下，說明該超音波式氣體濃度流量測定機構之氣體濃
度測定之原理。

在製品氣體所流經之配管中，相對配置 2 個可相互傳送
接收超音波之超音波振動子，而順著氣體流動之方向執行
10 超音波傳送接收。此時所推測之音速 V_1 係當令靜止氣體中
之音速為 C ，以配管中之氣體之流速為 V 時，可以下列式子
(1)表示者。

$$V_1 = C + V \text{-----式子(1)}$$

接著，與以氣體流動相反之方向執行超音波傳送接收
15 時所推測之音速 V_2 可以下列式子(2)表示。

$$V_2 = C - V \text{-----式子(2)}$$

因而，即使氣體之流速 V 不明確，藉將式子(1)與(2)
相加，仍可消掉流速 V ，並可以下列式子(3)僅計算靜止氣
體中之音速 C 。

$$20 \quad C = (V_1 + V_2) / 2 \text{-----式子(3)}$$

又，靜止氣體中之音速 C 當令氣體之溫度為 T 、令氣
體之比熱比為 k 、氣體常數為 R 、氣體之平均分子為 M 時，
可以下式(4)表示。

$$C = \sqrt{\frac{kRT}{M}}$$

-----式子(4)

在式子(4)中， k 、 R 為常數，由於可以式子(3)獲得 C 值，故當測定氣體之溫度 T 時，式子(4)便變形為式子(5)，而可求得氣體之平均分子量 M 。

5 $M = kRT/C^2$ -----式子(5)

即，若測定之氣體為含氧與氮 2 種成份之氣體，若氧濃度為 x 、氮濃度為 $1-x$ 時，氧之分子量為 32，氮之分子量為 28，而可利用下列式子(6)界定氧濃度 x 。

$32x + 28(1-x) = M$ -----式子(6)

10 再者，使 2 個超音波振動子相對配置之超音波式氣體濃度流量測定裝置之流力測定原理如以下所示。

若使用前述之式子(1)、式子(2)，即使靜止氣體中之音速 C 不明確，仍可以下列式子(7)求得氣體之流速 V 。

$V = (V_1 - V_2)/2$ -----式子(7)

15 然後，若可求得氣體之流速 V ，便將之乘上氣體流經之配管之內面積，亦可輕易求得氣體之流量。

在用於氧吸入療法之氧濃縮裝置方面，特別是攜帶型氧濃縮裝置要求小型及輕量化，而以僅可能減少零件數為佳。習知之氧濃縮器所使用之機械式調壓閥主要由活塞、彈簧及殼體構成，除了結構外，為實現功能乃需要一定之大小。且，殼體由黃銅或鋁形成，因而在裝置之輕量化上已達極限。因而，為實現氧供給裝置之小型及輕量化，宜

20

省略此機械式調壓閥。然而，為將氧濃縮氣體穩定地供給患者，需要調整壓力。

又，在壓力變動吸取型氧濃縮裝置方面，氧濃縮氣體吐出壓力若低，則消費電力即可降低。此與使用攜帶型氧濃縮裝置時，可使電池低容量化而使裝置全體小型輕量化有關。然而，若為機械式調壓閥時，由於以活塞之大小與彈簧之反彈特性決定以機械式調壓之壓力，故供給氧流量最大時之最適當壓力必須與活塞之大小與彈簧之反彈特性符合，若以小於最大流量之氧流量運轉時，則將使消費電力無謂地提高。再者，為將流量設定器之上流調節為所期壓力，而必須將調節閥之 1 次壓力，即壓力變動吸取型氧濃縮裝置之吸筒出口之壓力設定更高，而有消費電力更高之問題。

又，若採取與使用者之呼吸同步供給氧之方式，且於流量調節閥使用電磁閥時，以開啟前述電磁閥之時間控制氧流量，而當供給流量少時，開啟電磁閥之時間則縮短，特別是亦有因電磁閥上流之壓力而使所期流量流經之時間與電磁閥之回應時間幾乎相同之情形產生，而無法獲得良好之控制。

由超音波式氣體濃度流量測定機構之氣體濃度及流量之測定原理可明瞭，若採取測量順著氣體流動之方向之音速 V_1 後，測量與氣體流動方向相反之音速 V_2 之方法時，於計算濃度時，為以前述式子(3)消掉氣體之流速 V ，測量 V_1 及 V_2 時各自之流速 V 必須一定。然而，若於呼吸同步型氧濃縮

裝置使用超音波式氣體濃度流量測定機構時，則有以下之課題，即，由於在氧濃縮氣體供給開始、停止之期間流經超音波式氣體濃度測定機構內之氧濃縮氣體之流量變化非常大，故以式子(3)測定之音速C之測定誤差相當大，而無法正確測定氧濃度。

【發明內容】

發明概要

本發明即為解決此問題者，其目的在於提供一種具有調壓機構之氧濃縮裝置，此調壓機構係不使用機械式調壓閥，即可調節壓力變動吸取型氧濃縮裝置之吸筒吐出之氣體壓力，並可變更設定壓力者。

進一步，本發明提供一種搭載有可測定正確之製品氣體之氧濃度之超音波式氣體濃度流量測定機構之呼吸同步型氣體供給裝置。

本發明提供一種氧濃縮裝置，此氧濃縮裝置係包含有係包含有壓力變動吸取式氧濃縮機構、導管、及流量調節機構，其中該氧濃縮機構具有：至少一個吸筒，係由具有第1及第2開口之中空構件所構成，並於其內部填充有可選擇性地先吸取氮而後吸取氧之吸劑者；加壓空氣供給機構，係連接於前述吸筒之第1開口，以將加壓空氣供給前述吸筒者；排氣機構，係連接於前述吸筒之第1開口，而可將前述吸筒之氣體排出者；及切換機構，係選擇性地使前述加壓空氣供給機構或前述排氣機構連通前述第1開口者；而該氧濃縮機構並可反覆進行吸取步驟及再生步驟，

以生成含濃縮氧之濃縮氣體，該吸取步驟係自前述加壓空氣供給機構將加壓空氣供給至前述吸筒，以從前述空氣吸取氮者，該再生步驟係藉前述排氣機構將前述吸筒減壓，使吸取至前述吸劑之氮從前述吸筒分離，以使前述吸劑再生之再生步驟，且，前述導管之一端連通前述氧濃縮機構之第 2 開口，以將藉前述氧濃縮機構所生成之氧濃縮氣體從前述第 2 開口導引至使用者，前述流量調節機構係設置於前述導管，以調節藉前述氧濃縮機構生成之氧濃縮氣體之流量者，而該氧濃縮裝置並具有位在前述導管中，且配設於前述氧濃縮機構與前述流量調節機構間之壓力測定機構及至少控制前述氧濃縮機構之切換機構及前述流量調節機構之控制機構，前述控制機構依藉前述壓力測定機構所測定之前述導管中之前述氧濃縮氣體之壓力，控制前述切換機構，藉此，調節前述氧濃縮機構之吸取步驟及再生步驟之週期，以控制前述流量調節機構之上流之壓力。

藉本發明，不使用機械式調壓閥，即可進行流量調節機構上流之調壓，而可使裝置全體小型及輕量化。且與習知之機械式調節閥不同，可變更調壓之壓力，而可將每一設定流量控制在最適當壓力。由於壓力變動吸取型之氧濃縮裝置中，氧供給壓力降低，消費電力便亦隨之下降，故可減低消費電力。又，若使用電池，而使氧濃縮裝置可攜帶時，可降低消費電力，而使氧濃縮裝置之可利用時間增長或可使裝置小型及輕量化。

又，若採取呼吸同步氧供給方式時，則不需要減壓閥，

而可將每一設定流量控制在最適當壓力，因而當流量低時，降低用於流量調節機構之自動開關閥機構之上流之壓力，而可使開閥時間幅度較自動開關閥機構之回應時間長，藉此，可提高控制性。

- 5 依本發明之另一特徵，提供一種氣體供給裝置，該氣體供給係包含有檢測使用者之呼吸之機構及具有依檢測結果，與使用者之呼吸同步開始或停止製品氣體輸出之功能之製品氣體流路開關閥者，該氣體供給裝置更包含有於製品氣體流經之配管中具備相對配置之 2 個超音波振動子之
- 10 超音波式氣體濃度流量測定機構，而令在前述製品氣體輸出停止之狀態下之濃度測定值為製品氣體濃度。

- 依本發明，於與使用者之呼吸同步而停止製品氣體流量之輸出之期間測定氧濃度，藉此，在呼吸同步型氣體供給裝置中亦可以超音波氣體濃度流量測定機構測定正確之
- 15 製品氣體之氧濃度。

圖式簡單說明

- 第 1 圖係本發明之較佳實施形態之概略圖。
- 第 2 圖係 2 筒式氧濃縮器之說明圖。
- 第 3 圖係多筒式氧濃縮器之說明圖。
- 20 第 4 圖係顯示流量調節部之一例(連續式)者。
- 第 5 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步式)者。
- 第 6 圖係本發明另一實施形態之概略圖。
- 第 7 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步/連續式切換)者。

第 8 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步/連續式切換)者。

第 9 圖係顯示用於實驗之氧濃縮裝置之概略圖。

第 10 圖係呼吸同步型氣體供給裝置之概略結構圖。

5 第 11 圖係超音波式氣體濃度流量測定機構之概略結構圖。

【實施方式】

較佳實施例之詳細說明

以下，參照圖式，說明本發明之較佳實施形態。

10 參照第 1 圖，本發明較佳實施形態之氧濃縮裝置 100 具有壓力變動吸取型之氧濃縮部 110、壓力感測器 122、氧濃度感測器 124、流量調節部 140、流量設定部 160 及控制
15 氧濃縮部 110 及流量調節部 140 之作用之控制部 150 作為主要之構成要件，且氧濃縮部 110、壓力感測器 122、氧濃度感測器 124 及流量調節部 140 係沿導管 130 配設。沿著導管 130 於氧濃縮部 110 與流量調節部 140 間亦可設置暫時儲存藉氧濃縮部 110 生成之氧濃縮氣體之緩衝槽 120。如後述，特別是與使用者之呼吸同步供給呼吸用氣體時，藉使用緩衝槽 120，可降低氧濃縮部 110 之最大氧濃縮氣體生
20 成量。藉氧濃縮部 110 生成之氧濃縮氣體沿導管 130 經過緩衝槽 120、壓力感測器 122、氧濃度感測器 124 及流量調節部 140 而經由鼻插管 NP 導入患者之鼻孔。亦可依氧濃度感測器 124 之測定值調節氧濃縮部 110 之壓縮器之轉速，以控制氧濃縮氣體之氧濃度。

氧濃縮部 110 至少具有填充有用以選擇性地吸取氮之吸劑之吸取筒及將壓縮空氣供給該吸取筒之壓縮器，並藉交互地進行(1)吸取步驟及(2)再生步驟，以濃縮氧，該吸取步驟係將壓縮空氣導入前述吸取筒，在加壓狀態下，吸取氮而取得氧濃縮氣體者，該再生步驟係使吸取筒之內壓減少，將氮從吸劑分離，以進行吸劑之再生者。氧濃縮部 110 依吸取筒之壓力變動範圍不同，可使用加壓變動吸取型、真空壓變動吸取型、加壓真空壓吸取型之裝置。

吸取筒具有以金屬等幾乎無氣體透過性之材料形成之中空筒構件，吸劑可使用具有對氮具有選擇性吸取性之結晶性分子篩沸石。此沸石以具有金屬元素作為陽離子之沸石為佳，例如含有鈉沸石 X、鋰沸石 X 等。

氧濃縮部 110 依吸取筒之數目可為一筒式、二筒式或三筒以上之多筒式。於第 2 圖顯示有二筒式之氧濃縮部之一例，氧濃縮部 110 可具有 2 個吸取筒 10、形成加壓空氣供給機構之壓縮器 12、形成排氣機構之真空泵 14、形成用以在吸取步驟及再生步驟間切換各吸取筒之作用之切換機構之三向切換閥 16 及遮斷閥 18、連結該等要件之管路。藉切換三向閥 16 及遮斷閥 18 之開閉，可控制吸取筒 10 之各吸取步驟及再生步驟。

由第 2 圖可明瞭，吸取筒 10 具有連通作為加壓空氣供給機構之壓縮器 12 及作為排氣機構之真空泵 14 之第 1 開口及連通導管 130 之第 2 開口。此外，排氣機構亦可兼用壓縮器 12。再者，排氣機構亦可為於大氣中僅放出氮氣之排

氣消音器(muffler)。

於第 2 圖顯示有多筒式之氧濃縮部之一例，氧濃縮部 110 可具有複數個，在第 3 圖之例中為 4 個吸筒 20、形成加壓機構之壓縮器 22、形成排氣機構之真空泵 24、連通各 5 吸筒 20 之旋轉閥 26。在此例中，旋轉閥 26 形成切換機構，並藉旋轉閥 26 之旋轉，在吸取步驟及再生步驟間控制各吸筒 20 之作用。

由第 3 圖可明瞭，吸筒 20 亦具有連通作為加壓空氣供給機構之壓縮器 22 及作為排氣機構之真空泵 24 之第 1 開口及連通導管 130 之第 2 開口。此外，排氣機構亦可兼用 10 壓縮器 22。再者，排氣機構亦可為於大氣中僅放出氮氣之排氣消音器(muffler)。

患者或使用者可藉流量設定部 160 設定來自鼻插管 NP 之輸出流量。流量設定部 160 之一例可具備使設定位置與 15 流量對應之旋轉開關(圖中未示)或分壓器(圖中未示)，而可對控制部 150 指定從鼻插管 NP 輸出之氧濃縮氣體之流量。藉流量設定器 160 所設定之流量為控制部 150 所讀取。控制部 150 並如後述控制氧濃縮部 110 及流量調節部 140，以使藉流量設定器 160 設定之流量從鼻插管 NP 輸出。

20 參照第 4 圖，在本發明之一實施形態中，流量調節部 140 具有自動節流閥 30 及配設於該自動節流閥 30 之下流之流量感測器 32。自動節流閥 30 具有可在閥全開之開啟位置及閥全關之關閉位置間移動之閥體、使前述閥體向前述關閉位置賦與勢能之彈簧及連接於前述控制部 150 之螺線

管，而可作為與從控制部 150 供給至前述螺線管之控制電
流值成比例，而可使前述閥體隨意定位在前述開啟位置與
前述關閉位置間之螺線管式比例閥。流量感測器 32 可具有
連接於控制部 150 之熱線式流量計、差壓式流量計、超音
5 波式流量計及齒輪式流量計等。

控制部 150 藉依藉流量感測器 32 測定之流量，變更供
給至前述螺線管之電流值，控制自動閥 30 之開度，因而，
藉流量設定器 160 設定之流量之氧濃縮氣體從鼻插管 NP 連
續輸出。此外，流量感測器 32 未必設於自動節流閥 30 之
10 下流，亦可設置於氧濃縮部 110 與自動節流閥 30 之間。要
點是流量感測器 32 只要沿導管 130 且配置於可正確測定從
鼻插管 NP 輸出之氧濃縮氣體之流量之適當位置即可。

於藉氧濃縮部 110 生成之濃縮氧濃縮氣體藉流量調節
部 140 調節為預定之一定流量，以供給患者之期間，壓力
15 感測器 122 測定導管 130 內之壓力。測定結果被送至控制
部 150，控制部 150 藉依此結果調節氧濃縮部 110 之各吸筒
20 之吸取步驟與再生步驟之週期，控制導管內之壓力。即，
若加速吸取步驟與再生步驟之週期，從壓力變動吸取型氧
濃縮部 110 吐出之含濃縮氧之濃縮氣體之壓力便降低，若
放慢週期則壓力升高。因而，若導管內壓力升高，吸取步
驟與再生步驟之週期便加速，若導管內壓力降低，吸取步
驟與再生步驟之週期便放慢，藉此，可將導管內壓力控制
在預定壓力。

在多筒式壓力變動吸取型之氧濃縮機構中，各吸筒

20、加壓機構 22 及減壓機構 24 以旋轉閥 26 連接時，控制部 150 藉依以壓力感測器 122 測定之壓力資訊調節旋轉閥之旋轉速度，可控制導管內壓力。

以壓力感測器 122 測定後，傳送至控制部 150 之壓力資訊宜在該控制部 150 中進行移動平均處理。為使進行移動平均處理後之壓力值成為目標壓力值，亦可調節氧濃縮部 110 之吸取步驟與再生步驟之週期。由於以壓力變動吸取型從吸筒吐出之氧濃縮氣體之壓力隨吸取步驟與再生步驟之週期而變動，故藉進行移動平均處理，可更穩定地控制導管內壓力。藉移動平均處理，可消除變動因素。當緩衝槽 120 為小型時，壓力變動之影響便大而不易穩定地控制壓力，而藉執行移動平均處理，消除變動因素，可進行穩定之控制。由於不需使緩衝槽 120 增大，以抑制壓力變動，故有利小型化。

因而，藉對各流量設定值選擇適當之最低壓力，可減低壓力變動吸取型氧濃縮部 110 之負荷。此外，當決定氧濃縮部 110 供給之氧濃縮氣體之氧濃度與供給流量時，便決定與氧濃度與供給流量平衡之加壓及減壓機構之輸出。此輸出值可預先求得，且加壓及減壓之機構之輸出可依流量設定部 160 之設定而藉控制部 150 予以控制。當氧濃縮氣體流量增加或提高氧濃縮氣體之濃度時，加壓及減壓機構之輸出亦隨之升高。

接著，參照第 5 圖，說明流量調節部 140 之另一例。在第 5 圖之實施形態中，流量控制部 150 具有自動開關閥、

配設於該自動開關閥 40 之下流，以作為患者之呼吸相位探測機構之壓力感測器 42，並僅於吸氣相或部份吸氣相時供給氧濃縮氣體。自動開關閥 40 具有可選擇在閥全開之開啟位置與閥全關之關閉位置間移動之閥體、使前述閥體向前述關閉位置賦與勢能之彈簧及連接於控制部 150 之螺線管，而可作為當從控制部 150 將電流供給至前述螺線管時，前述閥體便往前述開啟位置移動之螺線管式開關閥。壓力感測器 42 可使用連接於控制部 150 之半導體式壓力傳感器等。當使用者處於呼氣相時，呼氣流入導管內，而使內部壓力上升，而當處於吸氣相時，導管內之氣體流出，而使內部壓力下降，故可藉讀取此變化，檢測使用者之吸氣相之開始。依壓力感測器 42 之輸出，令導管 130 內之壓力由正壓變成負壓之點為吸氣相之開始，並僅於吸氣相或部份吸氣相時供給氧濃縮氣體，藉此，可提高患者之氧濃縮氣體之利用效率。

以下顯示此結構之控制動作之一例，以流量設定部 160 設定之流量與以作為呼吸相位探測機構之壓力感測器 42 探測之吸氣相之開始為基礎，進行演算，而在所演算出之 1 分鐘之流量為一定之時間幅度，與吸氣相之開始同步開啟自動開關閥 40 預定時間。在此，1 分鐘之流量如下列式子 (8) 所示。

$$Q=n \times q \text{-----式子(8)}$$

在此，

Q：1 分鐘之流量(cm^3/min)

n : 1 分鐘之呼吸次數(1/min)

q : 電磁閥開關 1 次所供給之流量(cm^3)

因而，要使 1 分鐘之流量 Q 為一定，只要當 1 分鐘之呼吸次數 n 增加時，使電磁閥開關 1 次所供給之流量 q 減小，當 1 分鐘之呼吸次數 n 減少時，使電磁閥開關 1 次所供給之流量 q 增大即可。在此，1 分鐘之流量 Q 為流量設定部 160 所給予以作為設定流量，1 分鐘之呼吸次數 n 可從依壓力感測器 42 探測之過去幾個吸氣相之時間幅度而演算。如此，電磁閥一次開關所供給之流量 q 便可以下列式子(9)而求得。

$$q = Q' / n \text{-----式子(9)}$$

在此

Q' : 設定流量(cm^3/min)

另一方面，給予如此演算之電磁閥開關 1 次所供給之流量之自動開關閥 40 之開閥時間幅度係與自動開關閥 40 之上流與下流之壓力差習習相關。在此，由於自動開關閥 40 之下流連接有鼻插管 NP，故大概可視為大氣壓，因而，該流量 q 主要是與自動開關閥 40 上流之壓力有關。若將自動開關閥 40 上流之壓力，亦即緩衝槽 120 之出口之壓力控制為一定時，只要決定設定流量 Q' 與 1 分鐘之呼吸次數 n ，即可自動演算給予所期流量 q 之開閥時間幅度。

在此必須注意的一點是當自動開關閥 40 之上流壓力提高時，自動開關閥 40 之開閥時間便須縮小，而當自動開關閥 40 之上流壓力過高時，自動開關閥 40 之控制性則會

惡化。此時，便先將依各設定流量 Q' 控制之壓力設定較低。

又，在本實施形態中，依電磁閥開關 1 次所供給之流量 q 之最大值，選擇緩衝槽 120 之容量為適當者。

接著，參照第 6 圖，說明本發明另一實施形態。

5 第 6 圖所示之實施形態之氧濃縮裝置 200 具有壓力變動吸取型之氧濃縮部 210、壓力感測器 222、氧濃度感測器 224、流量調節部 240、流量設定部 260、氧供給方法選擇部及控制氧濃縮部 210 及流量調節部 240 之作用之控制部 250 作為主要之構成要件，氧濃縮部 210、壓力感測器 222、
10 氧濃度感測器 224 及流量調節部 240 係沿導管 230 配設。沿著導管 230 於氧濃縮部 210 與流量調節部 240 間亦可設置暫時儲存藉氧濃縮部 210 生成之氧濃縮氣體之緩衝槽 220。

本實施形態有關氧供給方法除了具有用以在上述連續
15 供給模式與同步供給模式間切換之氧供給方法選擇部 270 外，大概與第 1 圖之實施形態之結構相同。因而，在以下之說明中，僅就與第 1 圖之實施形態之差異作說明。

氧供給方法選擇部 270 可具備具有對應同步模式及連續模式之至少 2 個位置，並連接於控制部 250 之開關。患
20 者或使用者依該開關之位置，可在與使用者之呼吸同步間歇供給之同步模式與連續供給之連續模式間選擇氧濃縮氣體之方法。

另一方面，流量調節部 240 之一例如第 7 圖所示，具有流量感測器 50、三向切換閥 52、自動開關閥 54、壓力感

測器 58、藉三方切換閥 52 從導管 230 分歧並在導管 230 中於自動開關閥 54 與壓力感測器 58 間合流之分歧管路 132 及設置於分歧管路 132 之可變孔口 56。可變孔口 56 之結構為將多數孔口配置成圓板之同心圓狀，各孔口並具有在控制
5 制在一定值之上流壓力下，可使預定流量流經各孔口之孔徑，藉使該圓板旋轉，將 1 個孔口與導管配置於同一軸上，以限制含濃縮氧之濃縮氣體之流量，藉此，可將所期流量之含濃縮氧之濃縮氣體連續地供給患者。

當選擇與呼吸同步供給之模式時，以來自流量設定部
10 260 之資訊與來自形成呼吸相位探測機構之壓力感測器 58 之資訊為基礎所演算之開閥時間幅度，開關自動開關閥 54。當選擇連續供給之模式時，可構造成藉孔口或自動節流閥機構供給對應流量設定部 260 之流量。藉此，患者可從呼吸同步間歇之氧供給與連續之氧供給中選擇較適合
15 者。

於第 8 圖顯示第 7 圖之實施形態之變形例。在第 8 圖之實施形態中，流量調節機構 240 具有自動節流閥 62、流量感測器 60 及作為呼吸相位探測機構之壓力感測器 64。當選擇與呼吸同步供給之同步模式時，在以來自流量設定部
20 260 之資訊與來自壓力感測器 64 之資訊為基礎所演算之開閥時間幅度，在全開與全關之間開關控制自動閥 62，以於呼吸同步間歇模式供給氧，當選擇連續供給之模式時，以流量設定部 260 與流量感測器 60 之資訊為基礎，控制自動節流閥 62，以供給預定之流量。

第 9 圖顯示用於實驗之裝置。在第 9 圖中，氧濃縮裝置 100 具有壓力變動型之氧濃縮部 310、緩衝槽 320、用以測定緩衝槽 320 之壓力之壓力感測器 322、流量調節部 340、流量設定部 360、氧供給方法選擇部 370 及控制氧濃縮部 310 及流量調節部 340 之作用之控制部 350。氧濃縮部 310 具有 4 個吸筒 312、可加壓減壓之壓縮器 314、旋轉閥 316，而為 4 筒式加壓真空壓變動氧濃縮器，並可以 $1000\text{cm}^3/\text{min}$ 生成氧濃度 90% 之氧濃縮氣體。

又，流量調節部 340 具有超音波式流量感測器 342、自動節流閥 344、形成呼吸相位探測機構之壓力感測器 346。自動節流閥 344 具有最大孔口徑 $\phi 1.7\text{mm}$ 之螺線管式比例閥。壓力感測器 346 使用壓力測定範圍 $\pm 75\text{Pa}$ 之壓力感測器，並以壓力感測器 346 之輸出從正壓變成負壓之時間點為吸氣相之開始。再者，壓力感測器 322 之輸出執行 20 秒之移動平均處理，以調節旋轉閥 316 之轉速，以使壓力值達 20kPa 。

藉氧供給方法選擇部 370 將氧供給方法設定為呼吸同步模式，並藉流量設定部 360 令設定流量為 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ 。基於因於呼氣時間供給之氧氣並無用處，故僅供給吸氣時間之氧之觀點，且一般人之呼吸之吸氣：呼氣之比率為 1：2，而令實質之供給流量為 $1000\text{cm}^3/\text{min}$ 。此外，人之呼吸之吸氣：呼氣之比率並不限於 1：2。

為使緩衝槽 320 之容量為 250cm^3 ，自動節流閥機構 344 之孔口為 $\phi 1.7\text{mm}$ ，且供給與呼吸同步供給之模式之設定流

量 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ (實質流量 $1000\text{cm}^3/\text{min}$)所需之供給量，緩衝槽 320 之平均壓力為 20kPa 即可。舉例言之，令設定流量為 $5000\text{cm}^3/\text{min}$ (實質流量 $1670\text{cm}^3/\text{min}$)時，需 40kPa 作為緩衝槽 320 之平均壓力。從設定流量與呼吸次數演算適當之 1 次閥開閥時間之方法此次係利用從預先進行之實驗中測定之資料導出之回歸曲線。

藉負壓泵與以預定週期反覆開關之電磁閥，於鼻插管 NP 之終端週期性地產生負壓，以進行模擬呼吸。控制部 350 與藉壓力感測器 346 檢測之模擬呼吸之吸氣相之開始同步地使自動節流閥機構 344 在全開與全閉之間供給氧。自動節流閥機構 344 之開閥時間之幅度在設定流量 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ 與由呼吸次數/分演算之 1 分鐘之流量為一定，即，此時為 $1000\text{cm}^3/\text{min}$ 時之時間幅度開關。此時實際測量供給使用者之 1 分鐘之流量約 $1000\text{cm}^3/\text{min}$ 。

又，藉氧供給方法選擇部 370 設定為連續供給濃縮氧濃縮氣體之連續供給模式。此時，自動節流閥機構 344 以藉流量感測器 342 測定之流量值為基礎，控制設定流量達 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ 。在此，連續供給氧時，由於以流量設定部 360 設定之流量供給濃縮氧濃縮氣體，故控制壓縮器 314，以使輸出流量達 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ 。結果，連續供給之氧流量之實際測量值為 $3000\text{cm}^3/\text{min}$ 。

於第 10 圖顯示本發明之另一實施形態。

在第 10 圖中，氧濃縮裝置 400 具有將氧從空氣中分離之氧濃縮機構 406、以空氣作為原料氣體而供給氧濃縮機構

406 之壓縮器 404、用以去除供給氧濃縮機構 406 之空氣中所含之塵埃之過濾器 402、用以調節作為製品氣體之氧濃縮氣體之壓力之氣體壓力調節機構 408、超音波式氣體濃度流量測定機構 410、製品氣體流路開關閥 412、用以檢測使用者呼吸之呼吸檢測機構 414 及電性連接該等構成要件以控制該等要件之主控制器 416。

於第 11 圖顯示超音波式氣體濃度流量測定機構 410 之概略結構。

於形成具有圓形截面且延伸成直線狀之檢查管路之管路 422 之兩端配設可傳送接收超音波之 2 個超音波振動子 420。超音波振動子 420 相對配置於製品氣體流經之管路 422 中，在本實施形態中採用中心頻率為 40kHz 之超音波振動子。

為不致擾亂超音波傳播路徑上之氣體之流動，於製品氣體之出入口附近配置有 2 個溫度感測器 424。藉將 2 個溫度感測器 424 配置於管路 422 之出入口，可測定流經管路 422 之製品氣體之平均溫度。若製品氣體之溫度變化不大時，溫度感測器 424 為 1 個亦可。

呼吸檢測機構 414 宜具有微差壓感測器。當檢測使用者之呼吸時，主控制器 416 可藉該微差壓感測器輸出之壓力變動，檢測吸氣相之開始。

以下說明本實施形態之氧濃縮裝置 400 之作用。

在未檢測使用者之呼吸之狀態下，製品氣體流路開關閥 412 為關閉狀態。該氧濃縮裝置 400 在檢測出使用者之

吸氣前之期間，藉壓縮器 404 加壓原料空氣以作為用以供給使用者所需之製品氣體之準備後，供給至氧濃縮機構 406，氧濃縮機構 406 便生成高濃度氧濃縮氣體作為製品氣體。藉氣體壓力調節機構 408 在氣體流路開關閥 412 之上
5 流可將製品氣體之壓力保持在預定壓力。

於使用者開始呼吸，而執行製品氣體之供給時，首先藉呼吸檢測機構 414 檢測使用者之吸氣相之開始。當檢測出吸氣相之開始時，主控制器 416 依與藉壓力調節機構 418 調節之目前製品氣體之壓力相關的資訊，演算將事先設定
10 之製品氣體之量供給使用者所需之開閥時間，而僅於該開關閥時間，開啟氣體流路開關閥 412。之後，關閉氣體流路開關閥 412 後，重覆上述處理。

氧濃縮裝置 400 為判斷製品氣體達預定之氧濃度以上，而使用超音波式氣體濃度流量測定機構 410。該超音波
15 式氣體濃度流量測定機構 410 在導管內之製品氣體靜止之狀態下可檢測出正確之氧濃度，故主控制器 416 在關閉氣體流路開關閥 412 之狀態下將測定開始之信號傳送至超音波式氣體濃度流量測定機構 410。

之後，該超音波式氣體濃度流量測定機構 410 內之微
20 電腦 430 將超音波之傳送信號傳送至驅動器 426，再從藉由傳送接收切換器 434 所選出之超音波振動子 420 傳送超音波。另一超音波振動子 420 接收所傳送之超音波後，所接收之超音波經由傳送接收切換器 434 為接收器 428 接收作為電信號後，再傳送至微電腦 430。微電腦 430 從信號傳送

接收之時間演算製品氣體中之音速。

接著，微電腦 430 藉傳送接收切換器 434 切換超音波之傳送接收方向，以上述方法計算反方向之音速。該音速計算係反覆進行至檢測出使用者之吸氣，而開啟氣體流路
5 開關閥 412 為止。藉將多數演算結果進行相加平均處理，可降低音速之測定誤差。

於傳送接收上述超音波之同時，微電腦 430 藉溫度感測器 424 亦檢測出製品氣體溫度。當檢測出使用者之吸氣時，主控制器 416 將測定之停止信號傳送至超音波式氣體
10 濃度流量測定機構。接收該停止信號之微電腦 430 從至目前檢測出之音速與製品氣體溫度，依前述式子(4)計算製品氣體之氧濃度。更詳而言之，可使用諸如前述之專利文獻 4 或專利文獻 5 所示之方法，計算氧濃度。該氧濃度計算值從微電腦 430 送回主控制器 416。

15 在本實施形態中，製品氣體之輸出停止係由主控制器 416 判斷，而由於超音波式氣體濃度流量測定機構 410 不僅可測定氣體濃度亦可測定氣體流量，故該超音波式氣體濃度流量測定機構 410 亦可判斷製品氣體靜止之狀態。即，超音波式氣體濃度流量測定機構 410 平常反覆進行超音波之
20 傳送接收，而僅於每次檢測氣體流量，可判斷氣體流量為零時，方計算製品氣體之氧濃度，且將所計算之氧濃度送出至主控制器 416。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係本發明之較佳實施形態之概略圖。

第 2 圖係 2 筒式氧濃縮器之說明圖。

第 3 圖係多筒式氧濃縮器之說明圖。

第 4 圖係顯示流量調節部之一例(連續式)者。

第 5 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步式)者。

5 第 6 圖係本發明另一實施形態之概略圖。

第 7 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步/連續式切換)者。

第 8 圖係顯示流量調節部之一例(呼吸同步/連續式切換)者。

10 第 9 圖係顯示用於實驗之氧濃縮裝置之概略圖。

第 10 圖係呼吸同步型氣體供給裝置之概略結構圖。

第 11 圖係超音波式氣體濃度流量測定機構之概略結構圖。

【主要元件符號說明】

10...吸筒	42...壓力感測器
12...壓縮器	50...流量感測器
14...真空泵	52...三向切換閥
16...三向切換閥	54...自動開關閥
18...遮斷閥	56...可變孔口
20...吸筒	58...壓力感測器
22...壓縮器	60...流量感測器
24...真空泵	62...自動節流閥
26...旋轉閥	64...壓力感測器
30...自動節流閥	100...氧濃縮裝置
32...流量感測器	110...氧濃縮部
40...自動開關閥	120...緩衝槽

- 122...壓力感測器
- 124...氧濃度感測器
- 130...導管
- 132...分歧管路
- 140...流量調節部
- 150...控制部
- 160...流量設定部
- 200...氧濃縮裝置
- 210...氧濃縮部
- 220...緩衝槽
- 222...壓力感測器
- 224...氧濃度感測器
- 230...緩衝槽
- 240...流量調節部
- 250...控制部
- 260...流量設定部
- 270...氧供給方法選擇部
- 310...壓力變動型氧濃縮部
- 312...吸筒
- 314...壓縮器
- 316...旋轉閥
- 320...緩衝槽
- 322...壓力感測器
- 340...流量調節部
- 342...超音波式流量感測器
- 344...自動節流閥
- 346...壓力感測器
- 350...控制部
- 360...流量設定部
- 370...氧供給方法選擇部
- 400...氧濃縮裝置
- 402...過濾器
- 404...壓縮器
- 406...氧濃縮機構
- 408...氣體壓力調節機構
- 410...超音波式氣體濃度
流量測定機構
- 412...製品氣體流路開關
閥
- 414...呼吸檢測機構
- 416...主控制器
- 420...超音波振動子
- 422...管路
- 424...溫度感測器
- 426...驅動器
- 428...接收器
- 430...微電腦
- 434...傳送接收切換器
- NP...鼻插管

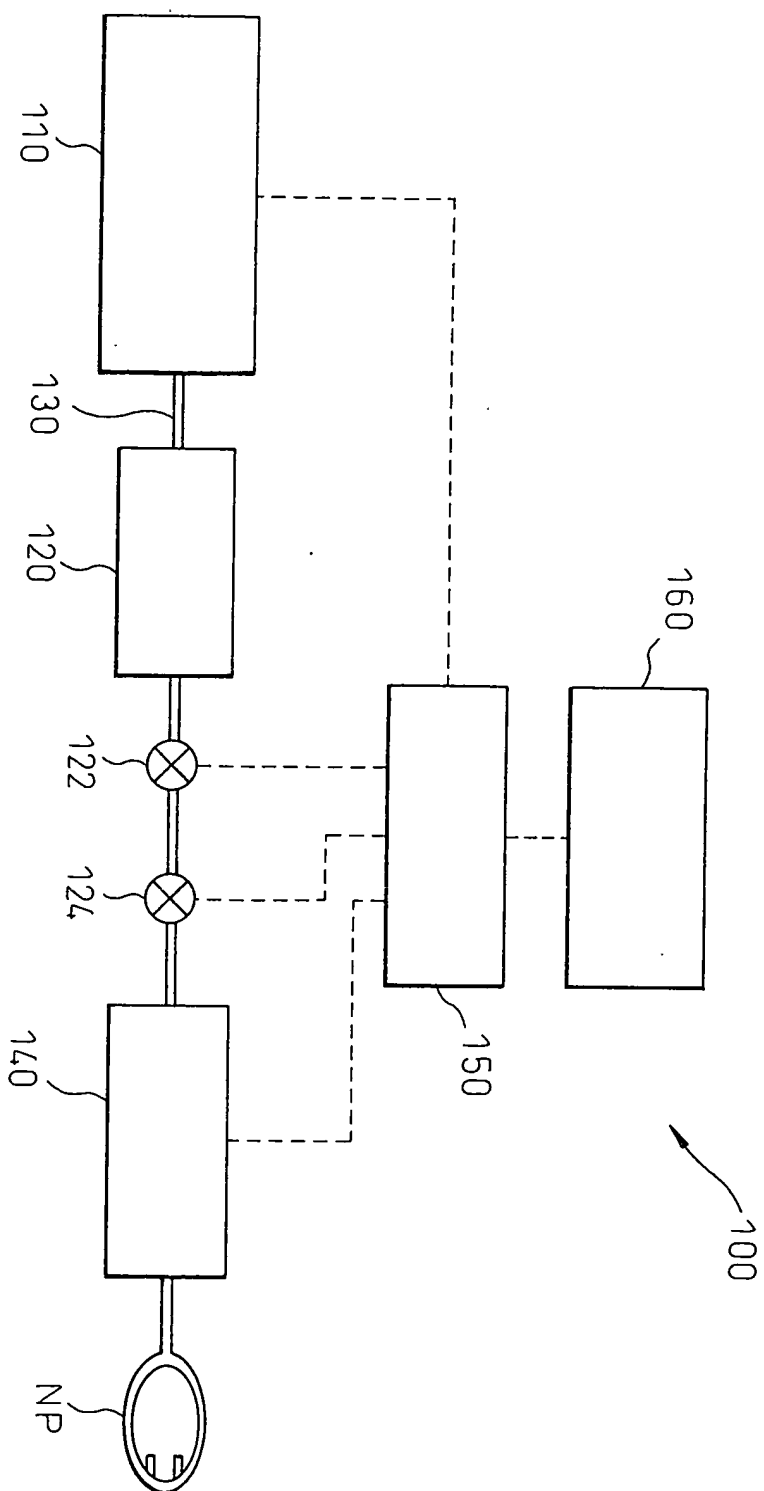
五、中文發明摘要：

本發明之壓力變動吸取型之氧濃縮裝置具有至少一個吸筒、加壓空氣供給機構、排氣機構及切換機構，該吸筒係由具有第1及第2開口之中空構件所構成，並於其內部填充有可選擇性地排除氧而吸取氮之吸劑者，該加壓空氣供給機構係連接於前述吸筒之第1開口，以將加壓空氣供給前述吸筒者，該排氣機構係連接於前述吸筒之第1開口，而可將前述吸筒之氣體排出者，該切換機構係選擇性地使前述加壓空氣供給機構或前述排氣機構連通前述第1開口者，該氧濃縮裝置並可反覆進行吸取步驟及再生步驟，以生成含濃縮氧之濃縮氣體，該吸取步驟係自前述加壓空氣供給機構將加壓空氣供給至前述吸筒，以從前述空氣吸取氮者，該再生步驟係藉前述排氣機構將前述吸筒減壓，使吸取至前述吸劑之氮從前述吸筒分離，以使前述吸劑再生之再生步驟，且藉調節氧濃縮裝置之吸取步驟及再生步驟之週期，可控制氧濃縮氣體之壓力。

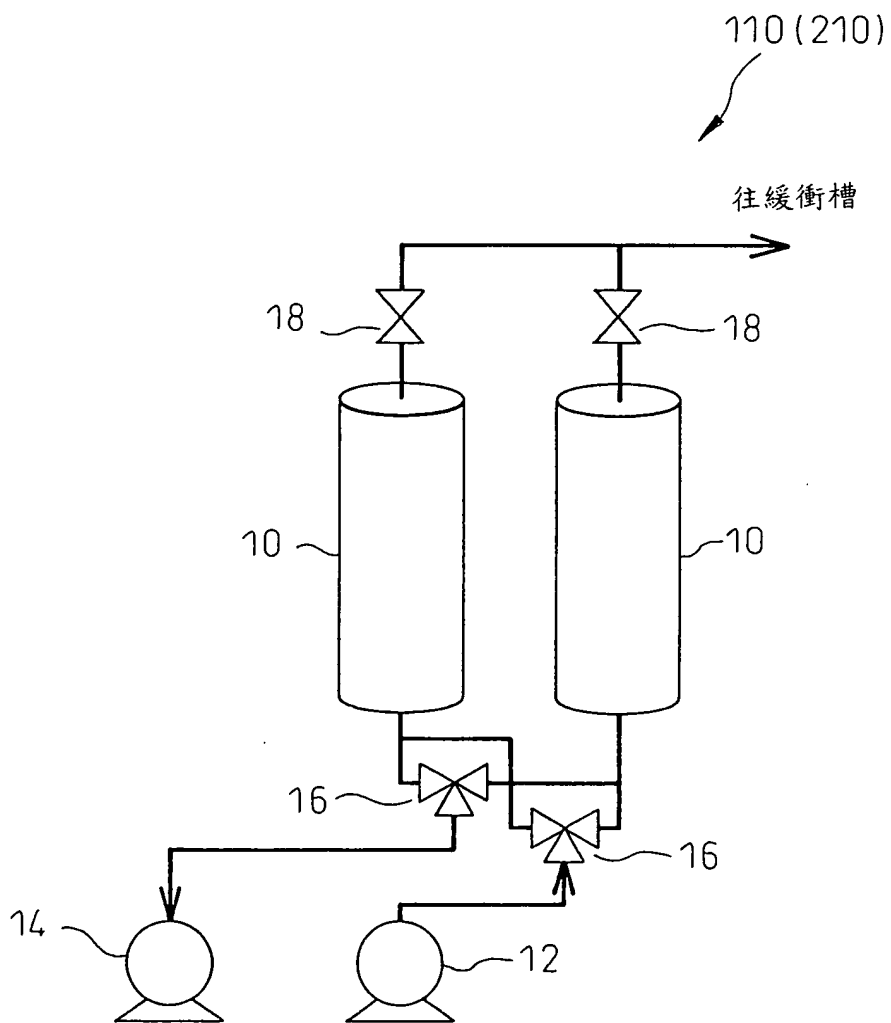
六、英文發明摘要：

An oxygen concentrating apparatus comprises at least an adsorption column of a tubular member which has first and second ports and is filled with an adsorbent which selectively adsorbs nitrogen gas more than oxygen gas, pressurized air supply means, connected to the first port of the adsorption column, for supplying pressurized air to the adsorption column, exhaust means, connected to the first port, for allowing evacuation from the adsorption column, switching means for selectively allowing fluid communication between the first port and the pressurized air supply means or the exhaust means, the oxygen concentrating apparatus generating oxygen enriched gas by repeatedly conducting an adsorption process in which the pressurized air is supplied to the adsorption column from the pressurized air supply means to adsorb nitrogen gas in the pressurized air and a restore process in which the pressure in the adsorption column is decreased to separate the adsorbed nitrogen gas from the adsorbent to restore the adsorbent, wherein the pressure of the generated oxygen enriched gas is controlled by controlling the period of the adsorption process and the recovery process.

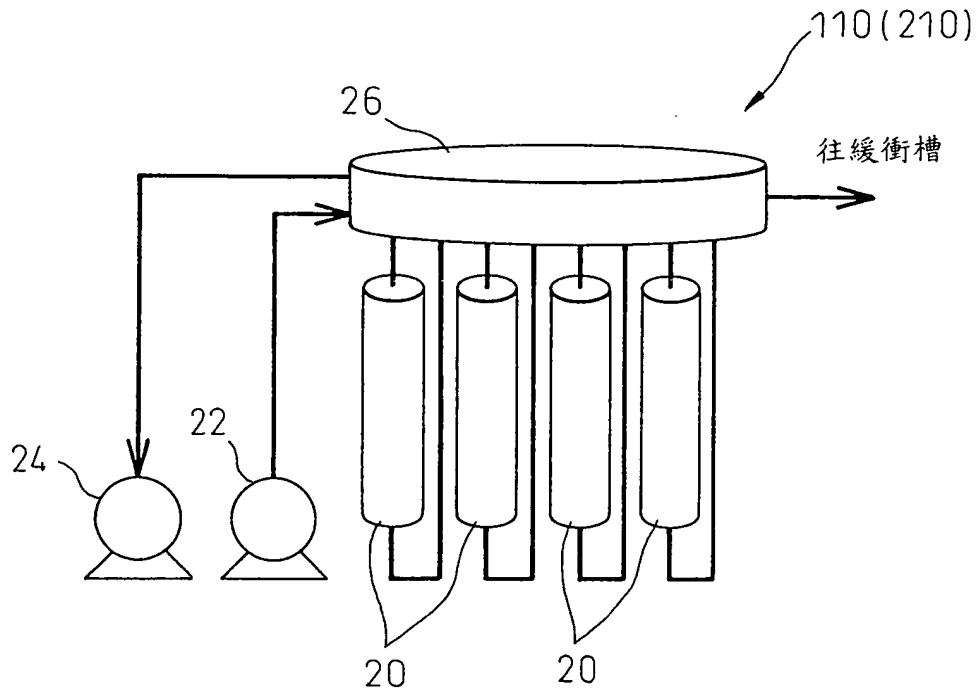
第 1 圖



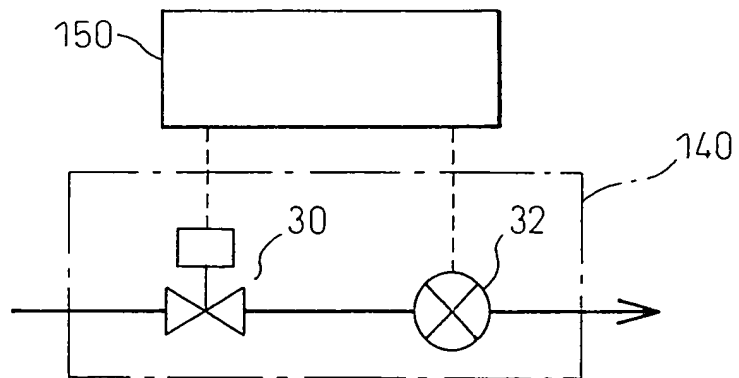
第 2 圖



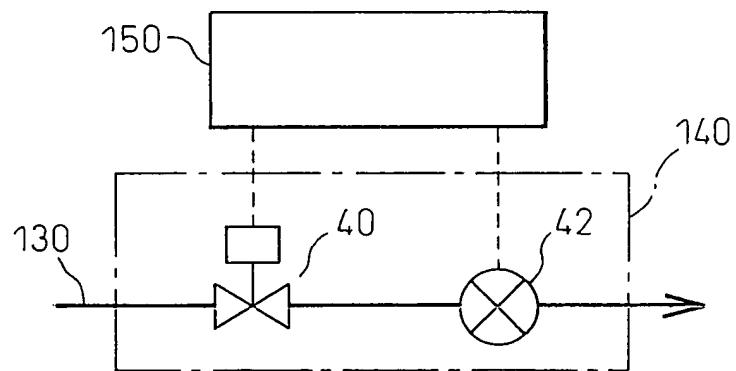
第 3 圖



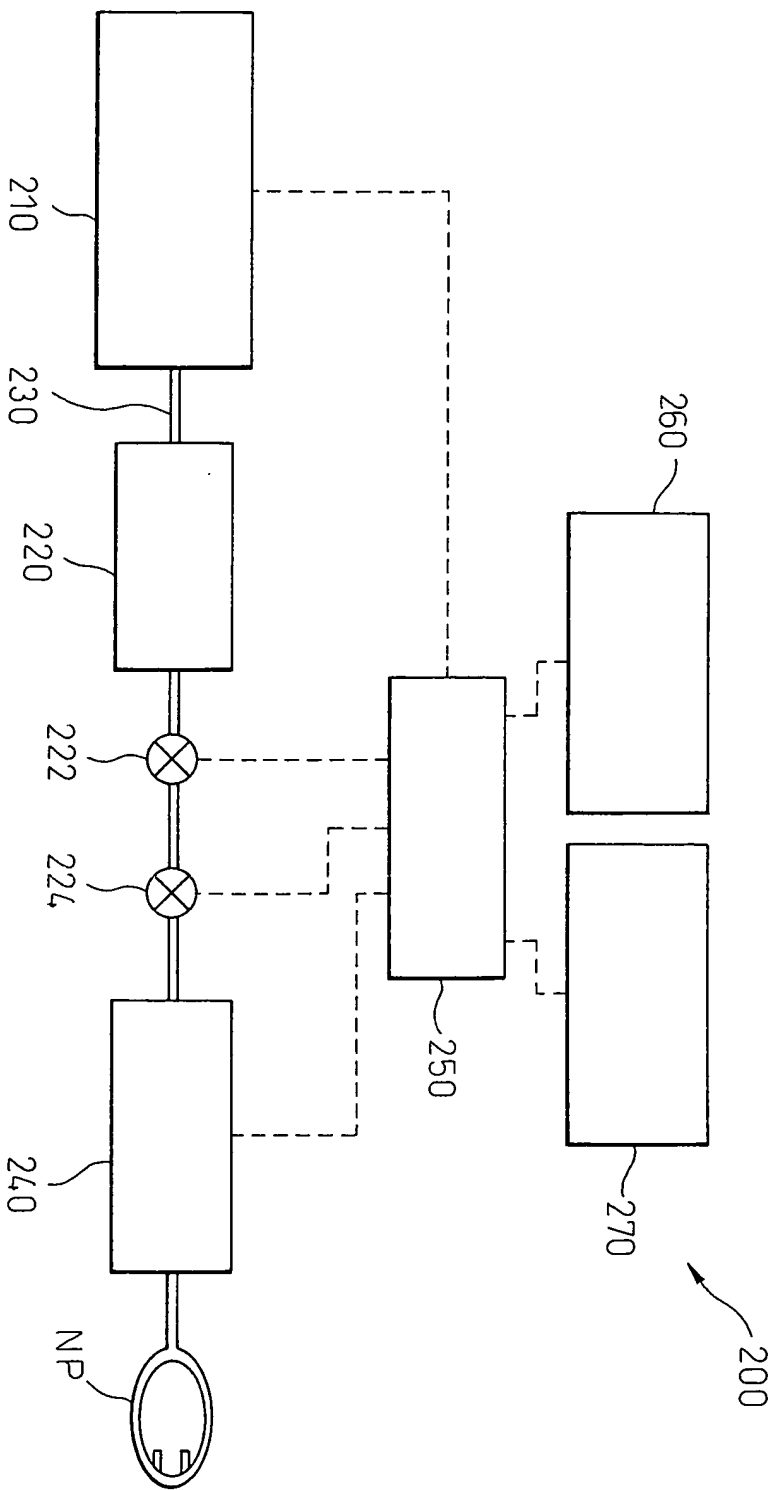
第 4 圖



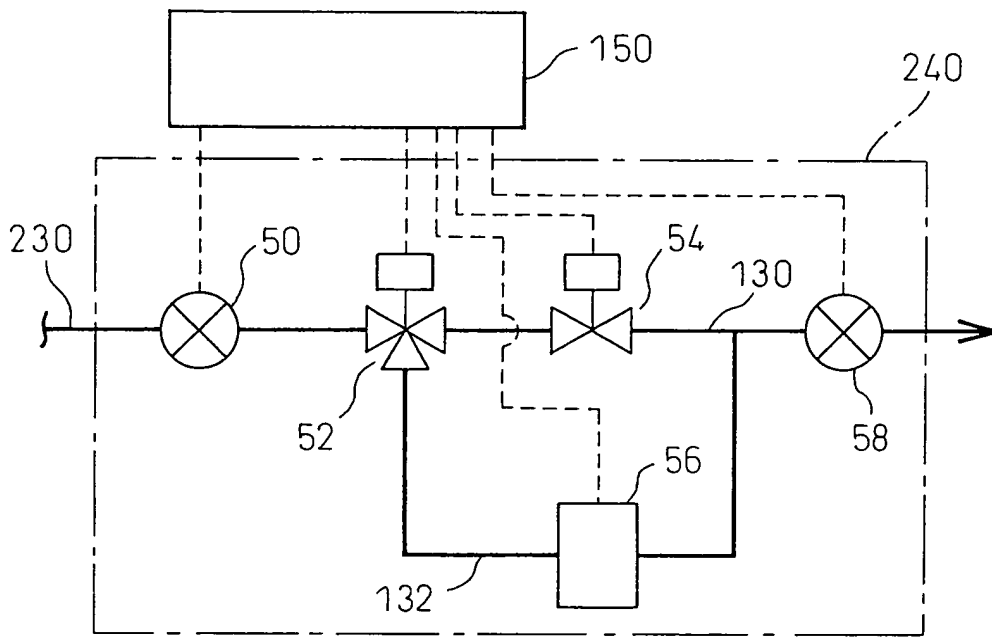
第 5 圖



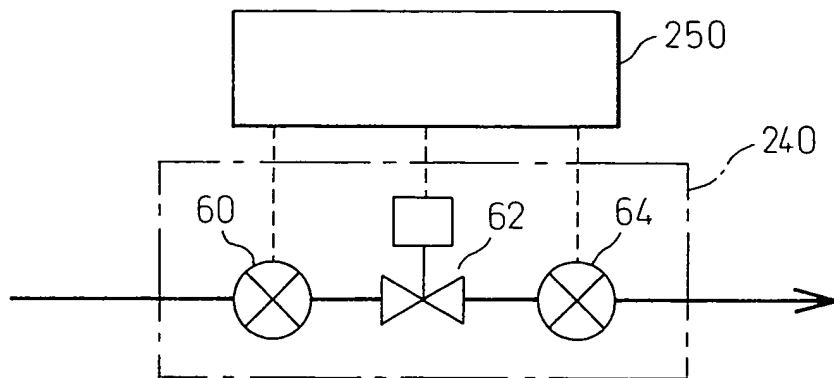
第 6 圖



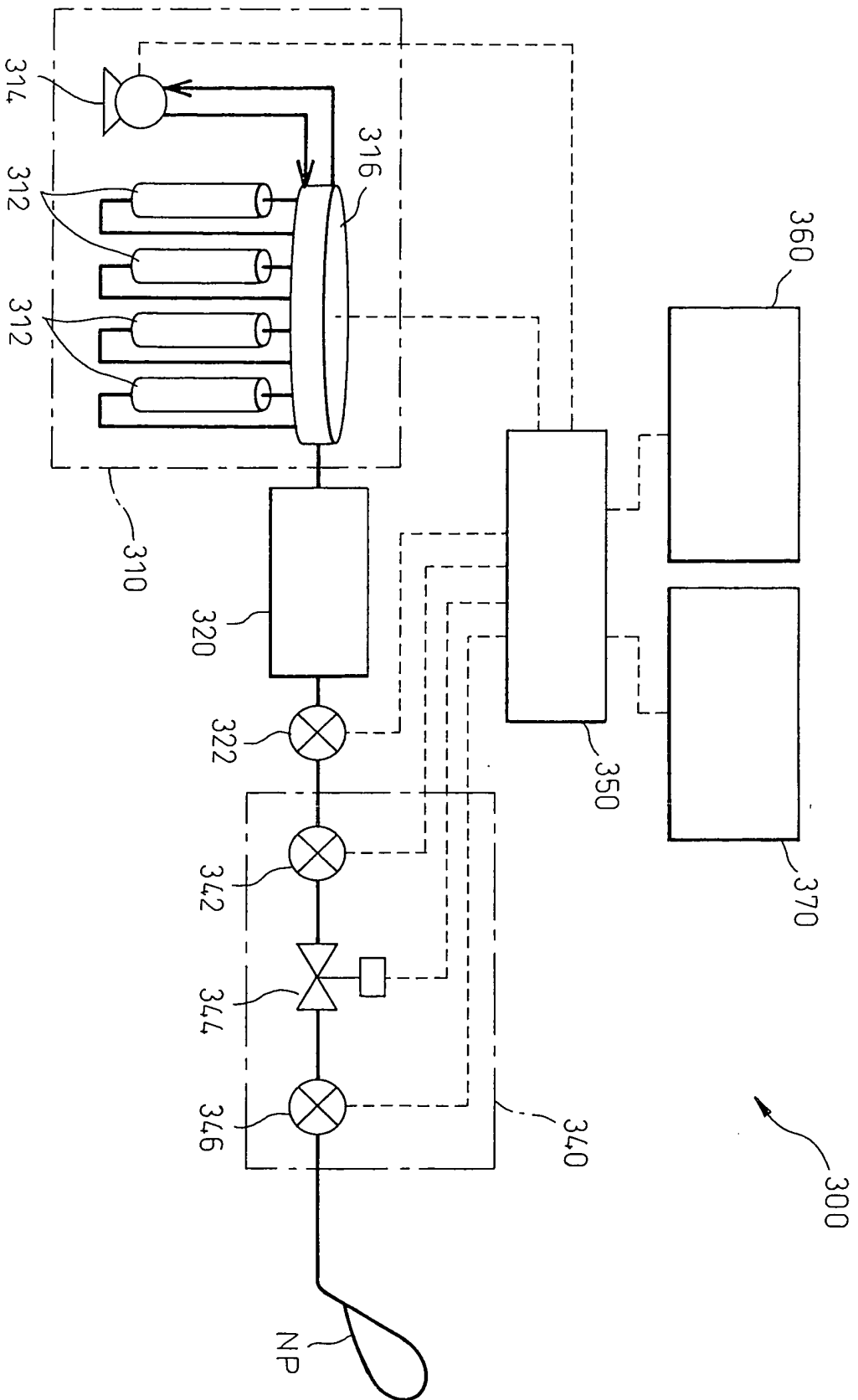
第 7 圖



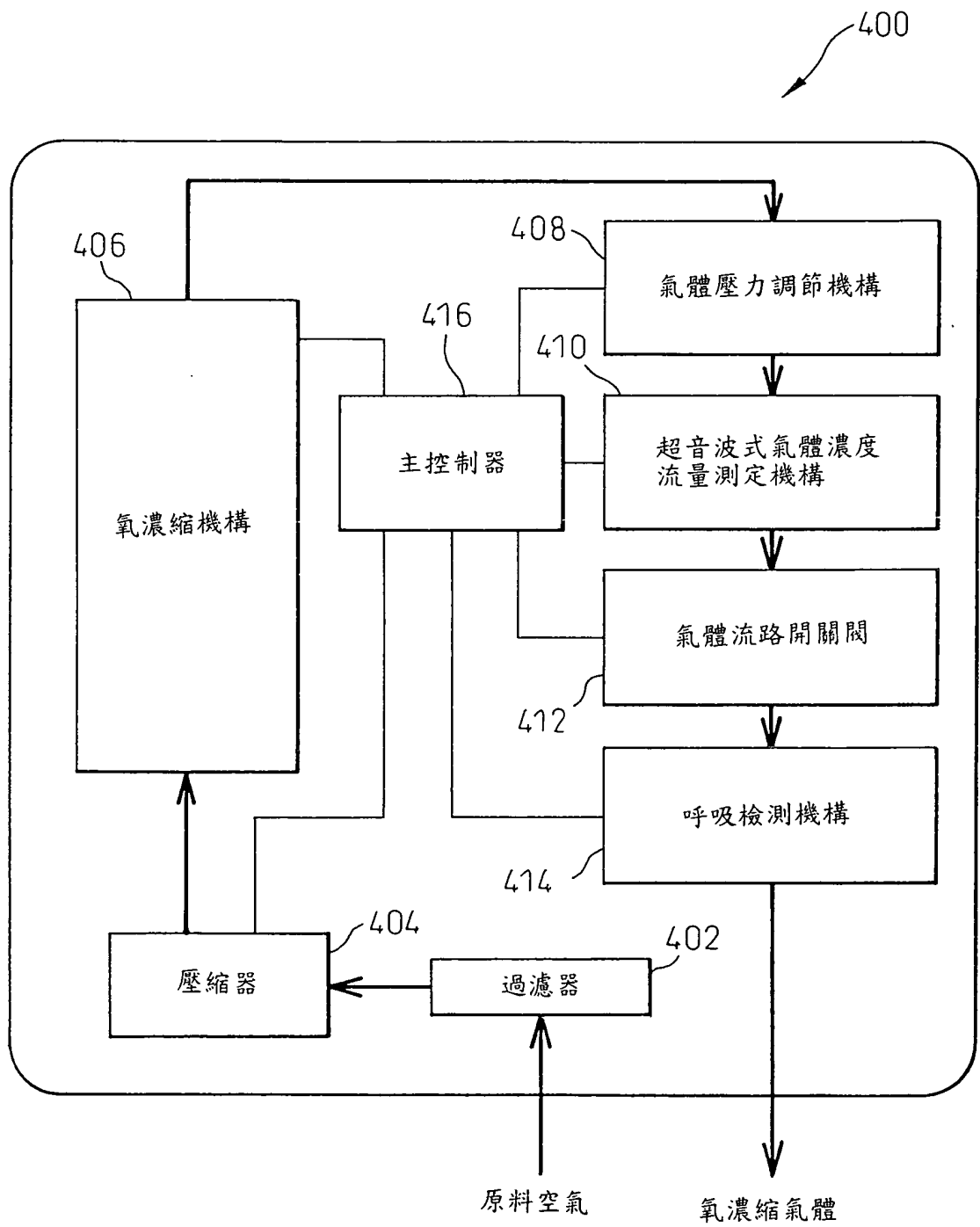
第 8 圖



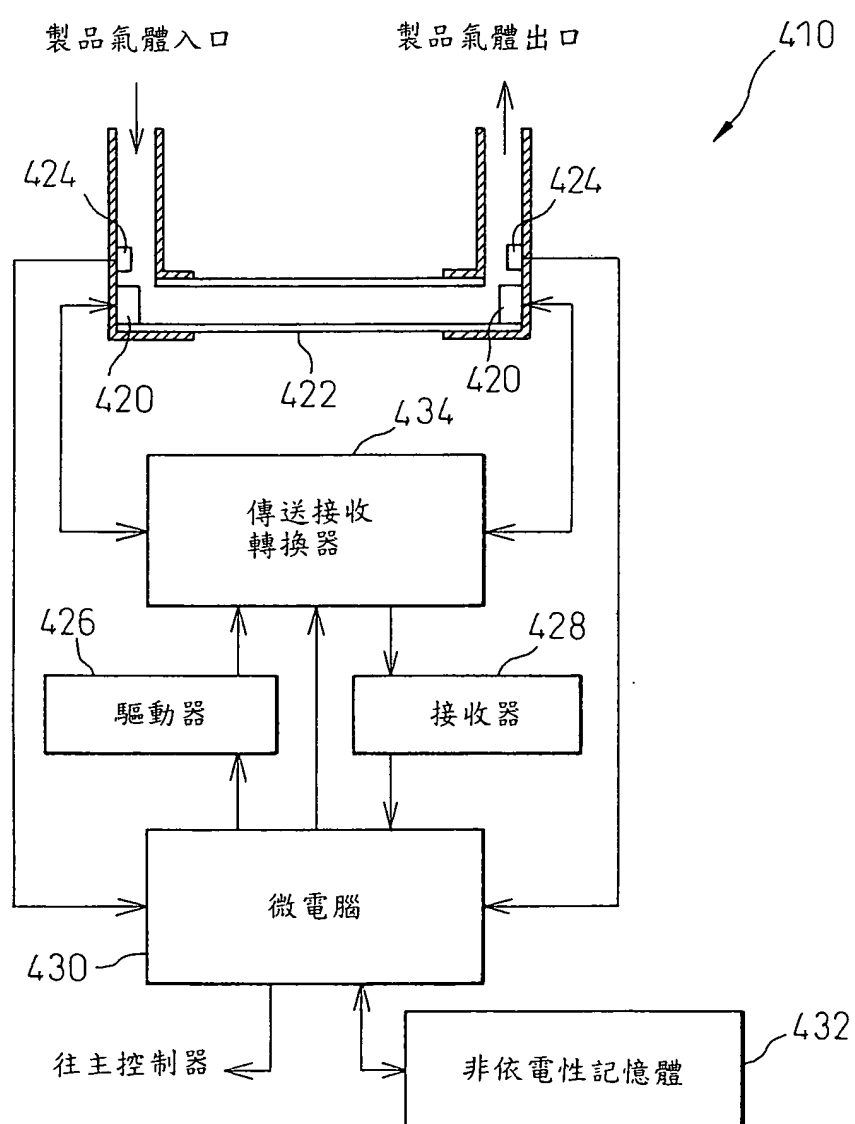
第 9 圖



第 10 圖



第 11 圖



七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 1 ）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100...氧濃縮裝置

110...氧濃縮部

120...緩衝槽

122...壓力感測器

124...氧濃度感測器

130...導管

140...流量調節部

150...控制部

160...流量設定部

NP...鼻插管

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

十、申請專利範圍：

1. 一種氧濃縮裝置，係包含有壓力變動吸取式氧濃縮機構、導管、及流量調節機構，其中該氧濃縮機構具有：
至少一個吸筒，係由具有第 1 及第 2 開口之中空構件所構成，並於其內部填充有可選擇性地排除氧而吸取氮之吸劑者；

加壓空氣供給機構，係連接於前述吸筒之第 1 開口，以將加壓空氣供給前述吸筒者；

排氣機構，係連接於前述吸筒之第 1 開口，而可將前述吸筒之氣體排出者；及

切換機構，係選擇性地使前述加壓空氣供給機構或前述排氣機構連通前述第 1 開口者；

而該氧濃縮機構並可反覆進行吸取步驟及再生步驟，以生成含濃縮氧之濃縮氣體，該吸取步驟係自前述加壓空氣供給機構將加壓空氣供給至前述吸筒，以從前述空氣吸取氮者，該再生步驟係藉前述排氣機構將前述吸筒減壓，使吸取至前述吸劑之氮從前述吸筒分離，以使前述吸劑再生之再生步驟，

且，前述導管之一端連通前述氧濃縮機構之第 2 開口，以將藉前述氧濃縮機構所生成之氧濃縮氣體從前述第 2 開口導引至使用者，

前述流量調節機構係設置於前述導管，以調節藉前述氧濃縮機構生成之氧濃縮氣體之流量者，

而該氧濃縮裝置並具有位在前述導管中，且配設於

前述氧濃縮機構與前述流量調節機構間之壓力測定機構及至少控制前述氧濃縮機構之切換機構及前述流量調節機構之控制機構，前述控制機構依藉前述壓力測定機構所測定之前述導管中之前述氧濃縮氣體之壓力，控制前述切換機構，藉此，調節前述氧濃縮機構之吸取步驟及再生步驟之週期，以控制前述流量調節機構之上流之壓力。

2. 如申請專利範圍第 1 項之氧濃縮裝置，其中前述氧濃縮機構具有複數個吸筒，前述切換機構具有可選擇性地使前述複數個吸筒分別連通前述加壓空氣機構與前述排氣機構之旋轉閥，前述控制機構可控制前述旋轉閥之轉速。
3. 如申請專利範圍第 1 項之氧濃縮裝置，其更具有用以設定應供給予使用者之氧濃縮氣體之流量之流量設定機構，而前述控制機構控制前述切換機構，而得到藉前述流量設定機構設定之氧濃縮機構之流量，以調節氧濃縮機構之吸取步驟及再生步驟之週期。
4. 如申請專利範圍第 3 項之氧濃縮裝置，其中前述控制機構將藉前述壓力測定機構所測定之前述導管內之氧濃縮氣體之壓力就時間進行移動平均處理後，以經移動平均處理之壓力為目標壓力值，控制前述切換機構，以調節氧濃縮機構之吸取步驟及再生步驟之週期。
5. 如申請專利範圍第 3 項之氧濃縮裝置，其中前述流量調節機構具有配設置於前述導管之自動開關閥、位在前述

導管中，並配設於前述自動開關閥之下流，以探測使用者之呼吸之相位之呼吸相位探測機構，

前述控制機構並依藉前述流量設定機構設定之含濃縮氧之濃縮氣體之流量及與藉前述呼吸相位探測機構所深測出之呼吸相位相關之資訊，演算前述自動開關閥之開閥時間，而自藉前述呼吸相位檢測機構檢測之吸氣相開始而達前述開閥時間時便開啟前述自動開關閥。

6. 如申請專利範圍第 3 項之氧濃縮裝置，其中前述流量調節機構更具有具備不同孔徑之多數孔口，且配設於前述導管之可變孔口，前述控制機構從前述多數孔口中選擇 1 個孔口，以使前述氧濃縮氣體可以藉前述流量設定機構設定之流量通過前述可變孔口。

7. 如申請專利範圍第 3 項之氧濃縮裝置，其中前述流量調節機構具備配設於前述導管之比例閥及位在前述導管中，並配設於前述自動開關閥之上流或下流之流量測定機構，

前述控制機構並控制前述比例閥之閥開度，俾使前述流量測定機構之測定值與藉前述流量設定機構設定之氧濃縮氣體之流量一致。

8. 如申請專利範圍第 5 項之氧濃縮裝置，其更具有氧供給方法選擇機構，該氧供給方法選擇機構係可選擇連續將氧濃縮氣體供給使用者之連續模式及將氧濃縮氣體與使用者之呼吸同步供給之同步模式者，

前述流量調節機構更具有位在前述導管中，並配設

於前述自動開關閥之上流之三向閥、藉三向閥而從前述導管分歧，在前述自動開關閥之下流與前述導管合流之分歧管路及配設於前述分歧管路，且具有不同孔徑之多數孔口之可變孔口，

前述控制機構於選擇前述同步模式時，自前述導管將前述分歧管路阻斷，並依藉前述流量設定機構設定之含濃縮氧之濃縮氣體之流量及與藉前述呼吸相位探測機構探測之呼吸相位相關之資訊，演算前述自動開關閥之開閥時間，以從藉前述呼吸相位探測機構探測之吸氣相開始而達前述開閥時間時開啟前述自動開關閥，又，於選擇前述連續模式時，使前述分歧管路連通前述導管，並從前述多數孔口中選擇 1 個孔口，以使前述氧濃縮氣體可以藉前述流量設定機構設定之流量通過前述可變。

9. 如申請專利範圍第 5 項之氧濃縮裝置，其更具有氧供給方法選擇機構，該氧供給方法選擇機構係可選擇連續將氧濃縮氣體供給使用者之連續模式及將氧濃縮氣體與使用者之呼吸同步供給之同步模式者，

前述流量測定機構係位在前述導管中，並配設於前述自動開關閥之下流，前述流量調節機構更具有位在前述導管中，並配設於前述自動開關閥之上流之三向閥、藉三向閥而從前述導管分歧，在前述自動開關閥之下流且在前述流量測定機構之上流與前述導管合流之分歧管路及配設於前述分歧管路之比例閥，

前述控制機構於選擇前述同步模式時，自前述導管

將前述分歧管路阻斷，並依藉前述流量設定機構設定之含濃縮氧之濃縮氣體之流量及與藉前述呼吸相位探測機構探測之呼吸相位有關之資訊，演算前述自動開關閥之開閥時間，以從藉前述呼吸相位探測機構探測之吸氣相開始而達前述開閥時間時開啟前述自動開關閥，於選擇前述連續模式時，使前述分歧管路連通前述導管，並控制前述比例閥之閥開度，以使前述流量測定機構之測定值與藉前述流量設定機構設定之氧濃縮氣體之流量一致。

10. 如申請專利範圍第 5 項之氧濃縮裝置，其更具有氧供給方法選擇機構，該氧供給方法選擇機構係可選擇連續將氧濃縮氣體供給使用者之連續模式及將氧濃縮氣體與使用者之呼吸同步供給之同步模式者，

前述流量調節機構更具有配設於前述導管之比例閥、位在前述導管中，並配設於前述比例閥之下流，以探測使用者之呼吸相位之呼吸相位探測機構，

前述控制機構於選擇前述同步模式時，依藉前述流量設定機構設定之含濃縮氧之濃縮氣體之流量及與藉前述呼吸相位探測機構探測之呼吸相位有關之資訊，演算前述自動開關閥之開閥時間，以從藉前述呼吸相位探測機構檢測之吸氣相開始而達前述開閥時間時開啟前述自動開關閥，於選擇前述連續模式時，控制前述比例閥之閥開度，以使前述流量測定機構之測定值與藉前述流量設定機構設定之氧濃縮氣體之流量一致。

11. 如申請專利範圍第 1 項至第 10 項中任一項之氧濃縮裝置，其更具有氧濃度測定機構，該氧濃度測定機構係位在前述導管中，並配設於前述流量調節機構之上流或下流者，前述控制機構並控制前述加壓空氣供給機構，以使藉前述氧濃度測定機構測定之氧濃度達所期之氧濃度。
12. 如申請專利範圍第 11 項之氧濃縮裝置，其中前述氧濃度測定機構具備超音波式氣體濃度流量測定機構，該氣體濃度流量測定裝置具備延伸成直線狀之檢測管路、及相對配置於前述檢測管路之 2 個超音波振動子，而藉超音波測定濃縮氧氣體中之氧濃度及流量，並於前述檢查管路內之濃縮氧氣靜止之期間測定氧濃度。
13. 如申請專利範圍第 12 項之氧濃縮裝置，其係依藉前述超音波式氣體濃度流量測定機構測定之流量判斷濃縮氧氣體靜止之狀態。
14. 如申請專利範圍第 5 項之氧濃縮裝置，其更包含有：於製品氣體(氧濃縮氣體)流經之配管中具備相對配置之 2 個超音波振動子之超音波式氣體濃度流量測定機構，而令在前述製品氣體輸出停止之狀態下之濃度測定值為製品氣體濃度。
15. 如申請專利範圍第 14 項之氧濃縮裝置，其係依超音波式氣體濃度流量測定機構自身所測定之流量輸出值，判斷製品氣體輸出停止之狀態。
16. 如申請專利範圍第 14 項之氧濃縮裝置，其係依來自控制

製品氣體輸出之開始及停止之機構的資訊，判斷製品氣體輸出停止之狀態。

17. 如申請專利範圍第14項之氧濃縮裝置，其中前述超音波式氣體濃度流量測定機構設置於前述製品氣體流路開關閥之上流。