

# 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：97106441

※ 申請日期：97.2.25

※IPC 分類：A61B5/025(2006.01)

## 一、發明名稱：(中文/英文)

具有經充填液體的套帶之動脈血壓監測器

ARTERIAL BLOOD PRESSURE MONITOR WITH A LIQUID FILLED CUFF

## 二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

卡茲公司 / KAZ INCORPORATED

代表人：(中文/英文)

克萊格 克里斯多佛 / CRAIG, CHRISTOPHER

住居所或營業所地址：(中文/英文)

美國紐約州紐約市百老匯 1775 號 2405 室

1775 Broadway, Suite 2405, New York, NY 10019, U.S.A.

國 籍：(中文/英文)

美國 / U.S.A.

## 三、發明人：(共 1 人)

姓 名：(中文/英文)

佛丹 傑可 / FRADEN, JACOB

國 籍：(中文/英文)

美國 / U.S.A.

#### 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：。

☒ 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. 美國、 2007/03/28、 60/920,733

☐ 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】

本專利要請求2007年3月28日申請之No. 60/920,733美國臨時專利申請案的優先權，其內容併此附送。

#### 5 發明領域

本發明概有關用於動脈血壓之非侵入性的監測方法和醫療裝置，且尤係有關使用可充氣的套帶之裝置和方法。

### 【先前技術】

相關技術之描述

- 10 血壓監測已迅速地變成人類和獸醫治療之一種被接受，且在許多情況下是不可或缺的要項。該等監測器在急診室、加護病房、手術室，以及家中現已成為病人環境之一常備部件。

- 有四種十分習知的技術曾被用來非侵入地監測一主體
- 15 的動脈血壓波形，即是：聽診器、示波器、音調計和流量計等。該等聽診器、示波器和流量計技術皆使用一標準的可充氣套帶，其會阻斷一動脈，比如該主體的上臂動脈。該聽診器技術係藉監聽出當該套帶緩慢地縮陷或膨脹時所發生的某些Korotkoff聲音，而來判定該主體的心臟收縮和
- 20 舒張壓力。另一方面，該示波器技術係藉測量出當該套帶縮陷或膨脹時會發生在該套帶內的小壓力振盪，而來判定該等壓力，以及該主體的平均壓力。該流量計技術有賴由該套帶的下游檢測出血流中的變化。

測量血壓的示波器方法是商用自動系統中最普遍的方

法。此方法有賴於測出動脈阻抗壓力的變化，例如由一被  
可控地放鬆或鼓脹之可充氣套帶所施加者。在某些情況下  
該套帶的壓力變化是連續的，而其它者是增量的。在幾乎  
全部的示波器系統中，一轉換器(壓力感測器)會監測動脈阻  
5 抗壓力振盪，且處理電子構件會將該等振盪的選擇參數轉  
換成血壓數據。

在該示波器方法中，該平均血壓值係為對應於該等壓  
力振盪的包絡峰頂之時的套帶壓力平均值。收縮血壓通常  
係被估量為在該等壓力振盪包絡頂點之前，對應於該包絡  
10 振幅等於該峰頂振幅之一分數之時該漸衰壓力斜坡上的壓  
力。通常，收縮血壓係為在該包絡頂點之前，該包絡振幅  
為該峰頂振幅的0.57至0.45時，該套帶之漸衰壓力處的壓  
力。類似地，舒張血壓係為在該包絡的峰頂之後，對應於  
該包絡振幅等於該峰頂振幅之一不同分數時，該套帶之漸  
15 衰壓力處的壓力。通常，舒張血壓傳統上係被估量為在該  
峰頂之後，該包絡振幅等於峰頂振幅的0.82至0.74時，該套  
帶之漸衰壓力處的壓力。其它的計算法在該技術中亦已習知。

該聽診器法亦包括充氣一繞置於該病人之一配應動脈  
的套帶。收縮壓係指該套帶被充氣高於心臟施加於動脈管  
20 壁上的最大壓力時，當Korotkoff聲音消失之時點的壓力。  
舒張壓係指該套帶壓力高於大氣壓力時，當該Korotkoff聲  
音第一次出現時的壓力。該聽診器法只能被用來判定收縮  
壓和舒張壓，而不能判斷平均壓力。

通常，該示波器和聽診器法皆缺乏用以判定收縮及舒

張壓力值的精確度和一致性。該示波器法會用一任意的比率來決定收縮和舒張壓力值。結果，該示波器法有時會不能產生和得自動脈線法(例如插入導管)之更直接且通常更精確的血壓值一致的血壓值。而且，因由該套帶檢出的振盪信號振幅相較於該套帶之平均壓力是非常的低，故即使一小量的雜訊亦會造成不精確的測量血壓值。同樣地，該聽診器法需要判斷該等Korotkoff聲音何時開始和何時停止。該檢測係在該Korotkoff聲音非常低弱時來進行。此會由於聲波傳經不同密度的介質，例如生物組織、空氣、可充氣囊袋、套帶織物、麥克風構件等而特別明顯。因此，該示波器法和聽診器法將會由於較低的信號對雜訊比而致有不精確性。

第三種用以判定動脈血壓的方法係為音調計。該音調計法典型包含一轉換器，其含有一陣列的壓力敏感元件置設在一近表面的動脈上方。下押力會施加於該轉換器而來壓平底下的動脈壁，但不阻斷該動脈。該血壓係藉測量其被血壓脈衝沿一垂直於底下動脈之方向所施的力而來測出。

第四種用以判定動脈血壓的方法係為流量計法。該方法係倚賴由該套帶下游檢測出血液流量的變化，並使該等變化相關連於該套帶壓力。

至於一種用以測量動脈壓力的可擇方法，則在臂動脈(上臂)、前臂(肘部下方)和腕部的監測器等亦為易行而實用的測量部位。它們主要有賴於橈骨動脈和尺骨動脈的阻閉。因在該等動脈中的血流量係小於臂動脈內者，故信號

對雜訊比會更為減低。使用腕部套帶的另一個問題是難以抵住橈骨和尺骨來阻閉該橈動脈和尺動脈，因為該等骨頭係相當地小而不能用作為壓縮該等動脈的可靠支撐物。

又，有許多的筋腱靠近腕動脈可能會干擾其阻閉，而造成

5 該套帶與動脈之間的不良機械性偶合。

當Korotkoff聲音被用於判定收縮壓和舒張壓時，乃必須將麥克風直接置設在被監測的動脈上方，否則信號對雜訊比會減低甚至更多，且精確度將會被大大地減損。為解決由上述因素所引起的誤差問題，有許多套帶設計曾被推  
10 薦。其中有使用一種直接配戴於動脈上之液體充填的非侵入套帶者，如頒給Kapp等人之No. 4,256,094美國專利中所述，其內容併此附送。頒給Lem的No. 3,527,204美國專利內容併此附送，其揭示一種雙重套帶，其中該液體充填腔室係被置設在空氣充填腔室頂上，而施於該病人肢體上的壓  
15 力係藉對空氣和液體施加壓力來生成。一種具有併排囊袋的雙套帶設計曾被揭於頒給Schmalzbach的No. 3,752,148美國專利中，其內容併此附送。一種雙氣室設計具有二腔室被設於不同層中者係揭述於No. 7,250,030美國專利中，其內容併此附送。一種在一套帶的外表面上設有半硬質外層  
20 者係被揭於頒給Clemmons的No. 6,224,558美國專利中，其內容併此附送。頒給Sano等人的No. 7,250,030美國專利揭述一種雙室袋，其中該二腔室皆裝有同類的流體。這些及其它的設計並未能解決許多精確度的問題，今後仍需要該套帶系統的進一步改良。

## 【發明內容】

### 發明概要

本發明係有關一種可充氣的套帶，其附設有一第一腔室(囊袋)能藉以一疊覆於其外表面上的加壓裝置而對抵病人的肢臂來被壓縮。在一實施例中，該加壓裝置包含一第二腔室填滿氣體或空氣，而被稱為空氣充填室(AFC)。該第一腔室係被置設於該病人的臂、前臂、腕部或手指與該AFC之間。該第一腔室會被充填一不可壓縮的物質，例如液體或凝膠，並可被連接於一壓力感測器，且在某些實施例中，係連接於一收取該等Korotkoff聲音的麥克風。該第一腔室係稱為液體充填室(LFC)。該液體或凝膠的密度係較接近於血液的密度。當操作時，該AFC會壓縮LFC，而該LFC則會對抵著支撐的骨頭來壓縮該動脈。在該充滿血液的動脈與一雙室套帶的LFC之間的機械性耦合會被改善。因為該LFC對抵於該臂或腕之一較大程度的圓周，故該套帶的定位將會變得較不重要。

### 圖式簡單說明

本發明之實施例的更多細節和態樣會參照圖式更詳細地描述，其中：

第1圖係為一人類的肢臂並有一動脈壓力監測器置設在該上臂上之示意圖；

第2圖係為一雙室套帶並有該空氣泵和壓力轉換器被連接於該空氣充填室(AFC)的示意圖；

第3圖係為一雙室套帶並有該液體泵和壓力轉換器被

連接於該液體充填室(LFC)的示意圖；

第4圖係為一雙室套帶並有該泵連接於AFC，而該壓力轉換器和麥克風被連接於該LFC的示意圖；

第5圖係為套帶壓力與Korotkoff聲音之間的關係圖；

5 第6圖係為該監測器與一分開的麥克風之示意圖；

第7圖係為用以找出該收縮壓力標度的套帶壓力增升圖；

第8圖係為一手臂套帶與一手指體積描記感測器的示意圖；

第9圖係為一手指光體積描記感測器的示意圖；

10 第10圖係為該套帶壓力振盪與一手指光體積描記感測器的輸出信號之間的關係圖；

第11圖係為該等振盪與Korotkoff聲音之間的關係圖；

第12圖係為該空氣和液體充填室的組合截面圖，其中該液體充填室具有一可變的壁厚；

15 第13圖係為具有一共用壁之二套帶腔室的截面圖；

第14圖係為具有一較厚外壁之一液體充填室的截面圖；

第15圖係為一雙室套帶的截面圖，其中該空氣充填室具有邊緣的裂隙；

第16圖係為該傾斜感測器之電連接的方塊圖；

20 第17圖係為該傾斜感測器在一斜傾位置的示意圖；

第18圖係為該血壓監測器與空氣容納槽的示意圖；

第19圖係為一呈平板狀之彈性囊袋的立體圖；

第20圖係為一呈一預成形之形狀的彈性囊袋立體圖；

第21圖係為一液體充填袋與該包囊之厚邊壁的截面

圖；及

第22圖係為該套帶與顯示器之一無線連接的方塊圖。

### 【實施方式】

較佳實施例之詳細說明

- 5        本發明係有關動脈血壓非侵入測量方法，其可例如包括該示波器、聽診器、和流量計等方法。所有這些方法皆會使用加壓套帶。該示波器法有賴於分析套帶壓力的振盪，而該聽診法係依據分析被壓縮的動脈內部所產生的聲波(Korotkoff聲音)。一種該二系統的組合可能能被用來改善
- 10    準確性。

- 第1圖示出一動脈血壓監測器4具有一可充氣的套帶6捲繞一病人的上臂1。該監測器4包含一電子模組5具有一顯示器7。該套帶6可被充氣膨脹而抵住支撐的肱骨2來壓縮該肱動脈3，以使該動脈內部的血液流量受限制。該套帶6含
- 15    有至少一腔室(囊袋)可被充填流體—即氣體或液體。在習知裝置中，空氣已被普遍地用作該囊袋充填流體。

- 或者，該套帶6亦可被置放在前臂或腕部上，而分別對抵橈骨10或尺骨9來壓縮該橈動脈12及/或尺動脈11。本發明之一重點係使用一在腔室內之不可壓縮的液體，該腔室
- 20    係為該套帶的一部份。壓力會被施加於該液體充填室，其將被施抵於該病人的臂上。此需要使用一加壓裝置，其會施加壓力於該腔室內部的液體，然後施於該病人之肢臂或手指中的動脈上。該加壓裝置可包含各種不同的構件，例如AFC、空氣泵、軟管等。該等構件可被直接附接於該LFC，

或能被置設在LFC外部，乃視其特定的功能和目的而定。  
有許多設計該加壓裝置的方式，如後所述。

第2圖示出本發明之血壓監測器的第一實施例，其包含一第二腔室(囊袋)LFC 99設置在該AFC 98(該加壓裝置的一部份)與病人的肢臂1或手指之間。該二腔室皆被套帶6支撐，其可由一薄軟織物或塑膠材料製成。該LFC並不須要尺寸如同該AFC。在某些情況下，尤其當使用一水診器時(參見後述)，其乃可較小些，但不能更大。該套帶會捲繞該肢臂或手指，並可被一傳統的固緊物120，例如VELCRO鎖固於定位。該洩氣閥39(一種壓力改變裝置)可依該控制器22的決定而氣動地將該AFC 98連接於大氣。最初，依該控制器22的指令，該洩氣閥39會關閉，且空氣泵20會將空氣泵入以使AFC膨脹。該泵係為該加壓裝置的一部份。該空氣壓力會被壓力感測器19測出，其係以一接頭18和軟管13連接於該AFC 98。當該AFC 98充氣膨脹時，其內部的空氣壓力會對抵手臂1來壓縮底下的LFC 99，而該LFC 99則會抵住支撐的肱骨2來壓縮該動脈3。該LFC 99係裝有一不可壓縮的物質或填料，比如液體，例如水或礦物油，其密度會比空氣更接近於血液的密度。較好是，該LFC物質的密度應與血液密度相差不超過50%。血液的密度係約為 $1060\text{kg/m}^3$ 。水的密度為 $1000\text{kg/m}^3$ ，礦物油係為 $866\text{kg/m}^3$ 。故，水和礦物油皆可被使用。或者，該LFC亦可充填其它的物質，比如不可壓縮的水性或有機凝膠。所有該等材料皆具有較接近於血液的密度。該等充填材料(物質)之黏度應針對特定的

套帶設計和製造方法來調整，且典型應不大於2000cp(centipoise)。例如，一具有一較長之管(例如50mm以上)連接於該水診器的LFC，將會須要一低黏度物質一接近於水的黏度。一較短的管(例如小於10mm)則可使用一較高黏度的材料，例如一接近約2000cp的黏度。

該LFC 99係被密封，而既不能被添加填入亦不能抽出其液體或凝膠。請注意該LFC 99係由一柔韌且可撓的材料製成，例如膠乳或聚乙烯，其能順應該病人的形狀，而不會在其包囊中形成皺紋。要小心避免“起泡”效應，其將會使該充填材料擠壓到該LFC的邊緣側。此可藉加厚該LFC囊袋99之外包囊177的邊緣部份175和176(見第21圖)來達成。

或者，該LFC亦可由一較高黏度的樹脂(超過10000cp)來成型或製成，如一扁平柔韌且可撓的板(見第19圖)，其內表面170係被置設朝向該病人。此板當被置於該AFC底下時將會彎曲。在另一實施例中，該LFC可被預先成形來順應該臂或腕部的形狀(見第20圖)，而該內表面171會被置設朝向該病人。用於第19及20圖之實施例的材料可為任何適當的柔韌及彈性材料，比如膠乳或矽酮橡膠，其密度應是實質接近於血液密度。

在該LFC 99(或在第19和20圖中形成LFC之材料)內部的液體壓力會均勻地分佈於其整個體積上。此會使該等生物組織對抵著支撐的肱骨2造成一順應且一致的壓縮。由於該LFC 99內部的液體密度係接近於該動脈3中的血液密度，故該動脈的振盪將會良好地偶接於該LFC 99，並再透

過其間的大偶合表面190來偶接於該AFC 98。請注意在此實施例中，該LFC係為該AFC與動脈之間的一被動(沒有感測器附接其上)中間介質。來自該AFC的動脈振盪會被該空氣壓力感測器19及/或麥克風(未示於第2圖中)轉換並饋入該

5 控制器22以供信號處理和顯示。

第3圖的第二實施例係類似於第2圖者，唯除該LFC 15並不是該動脈與壓力感測器之間的一中間介質。在此，該AFC則完全未被使用。該LFC 15係以一管子17及延伸部18和24分別地附接於該液體壓力感測器19和水診器25。一貯

10 槽122係連接於該液體泵200，其則又連接於該管子17，而形成一封閉迴路。液體16能依控制器22的指示而被由貯槽122泵至LFC 15亦能反向為之。該LFC 15在液體16被泵入其內時，將會抵住支撐骨頭2來壓縮該動脈3。此裝置會造成

15 介於該水診器25與動脈3之間。該LFC 15內的液體能被以任何習知的蠕動或活塞式液體泵加壓，該泵可被以一電馬達驅動。或者，一電致動的聚合物(EAP)亦可作為一加壓裝置。

第4圖示出另一較佳實施例，其中該套帶6含有二腔室充填實質上不同密度的流體。該第一腔室是空氣充填室

20 98(AFC)，其可以或不能完全地圍繞該病人的臂1。其目的是要對抵該動脈3來壓縮該第二液體充填室99(LFC)。該AFC 98可被經由洩氣閥39開放於大氣，並能在該閥關閉時被該空氣泵20由該大氣來充氣。該泵係為一加壓裝置的一部份，而該閥是一壓力改變裝置。一電致動的聚合物

(EAP)，例如一種當受到一電流時能夠膨脹並施加壓力的材料，亦可作為一加壓裝置。在本實施例中，該壓力的振盪/聲音係可由該LFC測得，而加壓是由該AFC或其它適當的結構來執行。

- 5           當該AFC 98膨脹時，其會對抵手臂1壓縮該LFC 99。該LFC 99係經由一導管97連接於該水診器95和液體壓力感測器96，該兩者皆電連接於該控制器22。或者，該壓力感測器96亦可被連接於該AFC 98。如在其它實施例中，該LFC 99內的液體可以為水、油，或任何其它不可壓縮的液體或
- 10 凝膠。一半硬質的支撐物180被疊置於該套帶的外表面上用以阻止該AFC 98向外伸展，並保持朝向該病人的直接壓力。

- 一如一分開構件的水診器在該壓力感測器96具有一快速反應的情況下可能並不需要。使用一反應速率約在1ms左右的壓力感測器並不罕見。此等快速感測器，除了測量
- 15 該LFC內的壓力之外，亦可作為一水診器來檢取該壓力的低和高頻範圍。該壓力感測器頻譜將會包含有關該液體壓力、壓力振盪和Korotkoff聲音的成分。這些分量能被硬體或軟體的帶通濾波器分開。該等信號濾波器會在進一步處理之前分離這些成分。典型地，一具有大約0至1Hz帶寬的
- 20 低通濾波器將可通過該LFC的壓力信號。一具有大約由0.5至20Hz之通過頻帶的帶通濾波器將會剔除該等壓力振盪。第三種帶通濾波器係可供該等Korotkoff聲音信號的較高頻率通過，而應具有一約由10至200Hz的帶寬。該壓力信號的最慢改變分量係對應於該套帶壓力標度，該壓力的較快改變

分量對應於該等動脈振盪，而最快的改變分量對應於該等 Korotkoff 聲音。將該等較快與最快的分量相關連於該最低的分量能被用作該動脈向壓(收縮、舒張和平均)之一指示。

在所述的任何實施例中，該動脈壓力能在當該套帶壓力增加或減少時來被測量，乃視其設計和所用的演算法而定。故，該洩氣閥39(若有的話)和泵20或200會依據一預先程式化的順序來操作。在該電子模組5中的所有電裝置皆電連接於該控制器22，其會由電源供應器21來獲得操作電力。該控制器22會計算該動脈血壓，並輸出一測量結果於該顯示器23上。在某些實施例中，該電子模組可被與該套帶實體性地分開，並以一電纜或無線裝置(見第22圖)連接於它。在此情況下，該套帶和其它的壓力相關部件(泵20、閥39等)係被設在該發送單元300中，而該顯示器323則在該接收單元301內，其亦含有該接收器304，接收天線305，處理器322，和電源供應器321。一發送天線303係連接於該發送器302。該發送單元300的傳統構件，譬如一電源供應器、開關等並未被示於第22圖中。

有關一改變中之囊袋壓力26的 Korotkoff 聲音係如第5圖所示，其中的垂直軸代表壓力。該緩慢衰減的壓力斜坡27會使該等 Korotkoff 聲音(第5圖的底部)和該壓力斜坡27的振盪28出現。藉著選擇一臨界值33，有二 Korotkoff 聲組31和32能被檢出分別對應於該收縮壓29和舒張壓30。請注意該臨界值33針對該收縮壓和舒張壓的檢測並不一定要相同。

依據該 LFC 的實際設計而定，來自該 LFC 的 Korotkoff

聲音振幅可能不充分地強到足以供信號處理。故，一分開的麥克風250(第6圖)可以被使用。該麥克風係置設於LFC 99外部，但在該AFC 98底下。當在測量時，該麥克風250應被置放在配應的動脈3上方。請注意該壓力感測器96可被

5 置設較靠近於該LFC以最小化雜訊程度。

為了病人的舒適，施加於該動脈上的最大壓力應不能比該收縮壓更高甚多。該最大壓力可由該等套帶壓力振盪的最高振幅或該Korotkoff聲音來判定，如第7圖所示。該泵20會以小階段(如線26)來充氣鼓脹該套帶。當該泵在一任意

10 壓力標度50停止時，該Korotkoff聲音量值36會被測出。嗣，壓縮會以一較小的階段，例如每階段20mmHg，繼續進行至達到下個壓力標度30，且該Korotkoff聲音量值會再被測出。此會逐步地持續至達到該套帶壓力53，此時該Korotkoff聲音量值會急遽地減降。這是一個指標表示該套帶壓力已

15 超過該收縮和舒張血壓。在該壓力53達到後，一額外的壓力例如30mmHg會被添加，然後一類似直線消氣即會開始。因為每一次心跳皆會對應於一Korotkoff聲組的出現，為確保一高測量解析度，該套帶消氣速率應在每一心跳2至5mmHg之間。該收縮57和舒張58臨介值可被設立為固定或

20 浮動的標度來檢測該等Korotkoff聲組31和32，以使該控制器22能將它們相關連於該收縮壓55和舒張壓56。

在該臨界值比較被執行之前，以該等示波器的壓力波動量值來乘以該等Korotkoff聲音可能是有用的。該等相乘可能必須在該Korotkoff聲音和壓力振盪已經被依比例增減

定標預處理之後才來進行，該預處理可包含一經實驗決定的定標函數。此相乘將會增加其信號對雜訊比，並改良該臨界值比較。換言之，若不對該二信號個別地進行一臨界值比較，因其可能是錯誤的臨界值檢測，該二信號即先被相乘在一起，則所得的信號之信號標度會比其雜訊標度更高甚多。由該相乘所得之積嗣須要乘以一定標係數，並與一預擇之固定或可變的臨界值比較。該比較的結果對應於該套帶內的壓力，其係被該壓力感測器所測出者。另一種改良該雜訊免除性的方法係在該套帶壓力振盪首先被與一臨界值比較時，嗣則該比較器的輸出脈衝會被作為選通脈衝而在它們各自的臨界值比較之前來閘取該等Korotkoff聲音。事實上，數學上之閘取選通係為一種相乘的形式(乘以0或1，如在一邏輯的AND函數中)。此係被示於第11圖中，其中該等壓力振盪90會被與臨界值93比較來造成脈衝92等。這些脈衝會選擇該等Korotkoff聲波91，並只選通該等順應於AND邏輯函數的聲波(110)等。故，該聽診器和示波器信號兩者的結合將能改良準確度和雜訊免除性。

該收縮壓和舒張壓可在該套帶壓力的上升或衰減斜坡上被檢出。但是，因為該泵的噪音時常會在上升斜坡時(充氣)出現，故此可能並不實用於所有設計中。假使第4圖的迴路被使用，則在該LFC 99中的雜訊程度可以充分地低而使該檢測能在一前導斜坡上被完成。但，該雜訊程度對一可接受的準確性程度仍可能是太大。一種用以改良該加壓裝置性能的解決方案是使用一靜音泵。另一種方案(見第18

圖)是使用一空氣槽160，其會在該套帶充氣開始之前被該空氣泵20(或外部泵)加壓。換言之，該槽160會在該等動脈壓力測量之前或之間被泵至一充分高的壓力。該槽會容納該等加壓空氣，並經由充氣閥161釋放於該套帶98內。一加

5 壓氣體匣亦可作為一容裝槽。該套帶的充氣速率可藉一壓力改變裝置來控制，比如在該充氣閥161內部的可變廓形孔口(未示出)。該孔口大小係由該控制器22來控制。因在該套帶98充氣時該泵20是關閉的，該套帶的充氣是來自該槽160中所儲存的空氣，故會更安靜許多。而若使用一預加壓閘，

10 則不需要空氣泵。

該LFC內的壓力應被均一地分佈在接觸該病人的全部區域上。第4圖的支撐物180可協助將壓力導向該病人。但是，該LFC的側邊可能由於製造方法或該LFC包囊的自然彈性而會具有一減低的彈性。若干技術可被用來最小化此作用。

15 一種技術係示於第12圖中，其示出該LFC 99的後壁131相較於周緣側邊132和133具有一增加的厚度。另一種方案係示於第14圖中，其中該LFC 99的背側140係比(透過該套帶織物)接合於該病人的內側130更厚些。另一種方案係示於第15圖中，其中該AFC的周緣側邊係以一多層方式來被

20 製成。在該等側邊處，該AFC 98會分開成至少二較薄的延伸部134、135而有一間隙136介於其間。請注意該二腔室(囊袋)可被製成一單元構件，且共用一共用壁175，如第13圖所示。

本發明的另一實施例係依據流量計法，即是，檢測一

末梢動脈中的血液流量。當壓力施加於一動脈時，其會減少該動脈的血液流量。血液只能在該外施壓力小於舒張壓時才可自由地通過該動脈。高於該舒張壓但低於收縮壓的壓力會減少該血液流量，但不會阻斷它。當施於該動脈上的外部壓力超過該收縮壓時，該動脈會縮陷且其血流會停止。此考量可容使用已知之檢測動脈血流的方法來估定該收縮壓和舒張壓。該等已知的血流監測方法係為：Doppler 超音波及雷射監測器，電磁與熱擴散監測器，重描記與光體積描記法等和一些其它者。第8圖示出一具有上述之任一

5 種可充氣套帶的血壓監測器例子，其具有一末梢的血流感測器(檢測器)60置設在該套帶下游之一手指上。該感測器60

10 係透過一纜線61連接於該監測器。

該光體積描記式血流感測器60係如第9圖所示，並包含一光發射器70及一光檢測器71等被該電路73所控制，其會

15 使用信號74經由該纜線61來與該電子模組5傳訊。該病人的手指65(例如食指)會被插入夾子66中，其可包含二彈簧載壓的夾顎68和69，它們係被一可動樞軸67接合。該等夾顎會抵住光發射器70和光檢測器71來輕微地壓縮該手指65。由該發射器70發出的光束會穿過皮膚、脂肪、微血管等，並

20 由骨頭75彈回。其會回到該光檢測器71，該檢測器會將之轉換成電信號。而以脈動血液使該等微血管充血會調變該手指內部的光傳輸。當該套帶中的壓力80緩慢地由0增升至舒張壓83時(見第10圖)，在該光檢測器71中的光信號波81尚不會可查覺地改變。當通過舒張壓83之後，該等光波82

會開始減降，直到它們完全地消失在對應於該收縮壓88的標度84處。嗣，該光檢測器71將會輸出一底線信號85(沒有波)。當該套帶消氣而壓力86減降時，該光振盪87會再出現。

該類似的感測器60亦可被用作一傳統的脈衝氧化測計  
5 感測器，但只在當該套帶壓力低於收縮壓時。要檢測該血液的氧化時，一第二光源(發射器)72會被添加。該等發射器70和72的波長可以不同，例如一者是紅色而另一者是近紅外線。

另一個準確度的問題係有關動脈中之血液的流體靜壓  
10 力。為了醫療診斷之目的，該動脈壓力必須由一位在主動脈之水平處的動脈來被測出。由低於該主動脈之水平處測出的壓力將會顯得較高，而由高於主動脈測出者將會顯得較低。此之原因係有一重力作用在該血液上。通常，此在當該套帶被置設於上臂上時並不是一個嚴重的問題，因為  
15 該位置正常係在靠近主動脈的水平處。但是，當該套帶係置設在其它處，例如腕部上時，該病人的手腕通常會位在遠低於該主動脈水平處，除非該病人是呈仰臥狀態。每低於該主動脈水平1公分，則該流體靜壓力會增加大約0.7mmHg。結果，當該套帶被置設於一放在一枱面上的腕  
20 部，而該病人坐在該枱上時，就一平均的成人而言，該套帶係位在比該主動脈更低大約15公分處。此將會使該收縮壓和舒張壓被測出大約更高10mmHg。此誤差能夠藉將該腕部升高至主動脈水平處，或數學性地修正所測得的收縮壓和舒張壓值來被補償至某種程度。該數學性修正係將偏差

補償加諸於該等收縮壓和舒張壓。該等補償值得為固定或可變的，其係由該套帶水平相對於主動脈水平的關係來控制。

要檢測該套帶的位置，有多種不同的位置感測器可被使用。該感測器之一例係為一種傾斜(斜度)感測器，其可被  
5 實體地附接於該套帶。該傾斜感測器(檢測器)將會測出該套帶相對於重力的傾斜程度。此實質上對應於該臂對該主動脈水平的高度。

許多類型的傾斜檢測器係習知於該技術中，並能被針對此目的來使用。第16圖示出最簡單的傾斜檢測器150形式，其包含一完全封閉的本體151係由一種電絕緣材料例如  
10 ABS樹脂所製成。有三個導電接觸物152、153、154被埋設於該本體151中。在該接觸物154的中央設有一凹部156。在該本體151內部，有一球155係由一種導電材料例如鍍鎳銅所製成。當該傾斜檢測器呈水平如第16圖所示時，該球155  
15 會停駐於凹部156中。導線158會將接觸物152、153、154連接於控制器22。當該套帶係水平地定位時(例如該病人的腕部平置於一桌面上)，該球155不會接觸接觸物152和153。此將會使所有的接觸物互相隔絕，而導線158中的電信號會對控制器22顯示該套帶係在水平位置。該控制器22會在顯示器  
20 23上示出該腕部需要被重定位(將腕部升高至心臟水平)，或者添加偏差補償於所測得的收縮壓和舒張壓來作成一數學性修正。該等補償值可被實驗地找出，且典型係在-6至-12mmHg之間(通常為負補償值)。

假使該套帶和所附接的傾斜檢測器150以方向157(見

第17圖)旋轉，則表示該病人的腕部正被抬高。一充分的旋轉角度會使該球155由該中央位置滾動，而導接觸物152和154。此會對該控制器22表示該腕部已在一正確(抬高)位置，故不需要修正所測得的動脈壓力。自然地，第16及17

5 圖中所示之最簡單的傾斜檢測器150只會有兩種狀態：該腕部的正確位置和不正確位置。一更複雜的傾斜檢測器會測出實際的傾斜度，並改變補償的量值來提供所測得的動脈壓力之一更精確修正。嗣，該控制器可藉從所測得的動脈壓力(收縮壓和舒張壓)加或減該等補償值來產生一組數

10 字。這些修正後的血壓數值可被顯示在一顯示器23上。但是，對許多實務情況而言，第16圖所示之最簡單的式樣通常係已足夠。

雖本發明的一些特定實施例已被示出並描述，惟精習於該技術者將可顯而易知，尚有許多變化和修正能被實施

15 而不超出本發明的較廣義概念，因此，所附申請專利範圍的目標係欲予涵蓋所有落諸於本發明之實質精神與範圍內的該等變化和修正。

### 【圖式簡單說明】

第1圖係為一人類的肢臂並有一動脈壓力監測器置設

20 在該上臂上之示意圖；

第2圖係為一雙室套帶並有該空氣泵和壓力轉換器被連接於該空氣充填室(AFC)的示意圖；

第3圖係為一雙室套帶並有該液體泵和壓力轉換器被連接於該液體充填室(LFC)的示意圖；

第4圖係為一雙室套帶並有該泵連接於AFC，而該壓力轉換器和麥克風被連接於該LFC的示意圖；

第5圖係為套帶壓力與Korotkoff聲音之間的關係圖；

第6圖係為該監測器與一分開的麥克風之示意圖；

5 第7圖係為用以找出該收縮壓力標度的套帶壓力增升圖；

第8圖係為一手臂套帶與一手指體積描記感測器的示意圖；

第9圖係為一手指光體積描記感測器的示意圖；

10 第10圖係為該套帶壓力振盪與一手指光體積描記感測器的輸出信號之間的關係圖；

第11圖係為該等振盪與Korotkoff聲音之間的關係圖；

第12圖係為該空氣和液體充填室的組合截面圖，其中該液體充填室具有一可變的壁厚；

第13圖係為具有一共用壁之二套帶腔室的截面圖；

15 第14圖係為具有一較厚外壁之一液體充填室的截面圖；

第15圖係為一雙室套帶的截面圖，其中該空氣充填室具有邊緣的裂隙；

第16圖係為該傾斜感測器之電連接的方塊圖；

第17圖係為該傾斜感測器在一斜傾位置的示意圖；

20 第18圖係為該血壓監測器與空氣容納槽的示意圖；

第19圖係為一呈平板狀之彈性囊袋的立體圖；

第20圖係為一呈一預成形之形狀的彈性囊袋立體圖；

第21圖係為一液體充填袋與該包囊之厚邊壁的截面圖；及

第22圖係為該套帶與顯示器之一無線連接的方塊圖。

**【主要元件符號說明】**

|             |                     |
|-------------|---------------------|
| 1...上臂      | 25，95...水診器         |
| 2...肱骨      | 27...壓力斜坡           |
| 3...肱動脈     | 29，55，88...收縮壓      |
| 4...動脈血壓監測器 | 30，56，83...舒張壓      |
| 5...電子模組    | 31，32...Korotkoff聲組 |
| 6...套帶      | 33，93...臨界值         |
| 7...顯示器     | 39...洩氣閥            |
| 9...尺骨      | 60...血流感測器          |
| 10...橈骨     | 61...纜線             |
| 11...尺動脈    | 65...手指             |
| 12...橈動脈    | 66...夾子             |
| 13...軟管     | 67...樞軸             |
| 15...LFC    | 68，69...夾顎          |
| 16...液體     | 70...光發射器           |
| 17...管子     | 71...光檢測器           |
| 18...接頭     | 72...光源             |
| 19...壓力感測器  | 73...電路             |
| 20...空氣泵    | 74...信號             |
| 21...電源供應器  | 75...骨頭             |
| 22...控制器    | 81，82，84，87...光信號波  |
| 23...顯示器    | 85...底線信號           |
| 24...延伸部    | 91...Korotkoff聲波    |

|                      |                 |
|----------------------|-----------------|
| 92...脈衝              | 160...空氣槽       |
| 96...液體壓力感測器         | 161...充氣閥       |
| 97...導管              | 170, 171...內表面  |
| 98...空氣充填室(AFC), 延伸部 | 175...邊緣部份, 共同壁 |
| 99...液體充填室(LFC)      | 176...邊緣部份      |
| 120...固緊物            | 177...外包囊       |
| 122...貯槽             | 180...支撐物       |
| 130...內側             | 190...偶合表面      |
| 131...後壁             | 200...液體泵       |
| 132, 133...周緣側邊      | 250...麥克風       |
| 134, 135...延伸部       | 300...發送單元      |
| 136...間隙             | 301...接收單元      |
| 140...背側             | 302...發送器       |
| 150...傾斜顯示器          | 303...發送天線      |
| 151...本體             | 304...接收器       |
| 152, 153, 154...接觸物  | 305...接收天線      |
| 155...導電球            | 321...電源供應器     |
| 156...凹部             | 322...處理器       |
| 158...導線             |                 |

## 五、中文發明摘要：

一種非侵入式動脈血壓監測器乃利用一可充氣套帶其併設一第一囊袋係充填不可壓縮的液體或凝膠。該囊袋可藉一疊置於其外表面上的加壓裝置之作動而被加壓。在一較佳實施例中，一加壓裝置為一充填空氣的第二囊袋係連接於一空氣泵和洩氣閥。該第一囊袋係被置設於病人身體與該第二囊袋之間。當操作時，該第二囊袋會壓縮第一囊袋，其則會對抵支撐的骨頭壓縮該病人的動脈。一病人之充滿血液的動脈與一雙囊袋套帶之該充填液體的囊袋之間的機械性耦合會被改善，以供檢測一寬廣頻率範圍內的壓力振盪。連接於該第一囊袋的壓力感測器亦功能如一水診器，而可檢取阻閉的肢臂或手指之任何部份的機械性振盪。此乃可獲得該動脈壓力的改良計算。

## 六、英文發明摘要：

A non-invasive arterial blood pressure monitor uses an inflatable cuff that incorporates the first bladder that is filled with non-compressible liquid or gel. The bladder can be pressurized by an action of a pressurizing device superimposed onto its outer surface. In a preferred embodiment, a pressurizing device is an air-filled second bladder being connected to an air pump and bleed valve. The first bladder is positioned between the patient's body and the second bladder. During operation, the second bladder compresses the first bladder, which, in turn, compresses the patient's artery against the supporting bone. The mechanical coupling between the blood-filled artery of a patient and the liquid-filled bladder of a dual-bladder cuff is improved for detecting pressure oscillations in a broad frequency range. The pressure sensor that is coupled to the first bladder also functions as a hydrophone for picking-up the mechanical oscillations from any part of the occluded limb or digit. This allows for improved computation of the arterial pressure.

## 十、申請專利範圍：

1. 一種用以由一人類或動物病患之身體表面非侵入性地測量其動脈血壓的監測系統，包含：

一加壓套帶具有外及內表面，並含有一第一腔室係由一柔韌的材料製成，而可適於在該套帶的內表面被置設緊鄰一病患之一身體表面，該第一腔室內含有一第一物質具有一密度係大致可相比於一血液的密度；

一加壓裝置可壓縮該第一物質；

一壓力轉換器用以產生代表該第一物質之壓力的信號；

一電子模組可操作來分析得自該壓力轉換器的信號，並判定動脈血壓；及

一顯示器用以呈現對應於該動脈血壓的資訊。

2. 如申請專利範圍第1項之監測系統，其中該加壓裝置係為一由一柔韌材料製成的第二腔室且係緊鄰於該第一腔室，而使該第二腔室呈疊層地配佈在一病患之該身體表面上，其中該第二腔室係被置設在前述內表面處，並容裝一第二物質具有一比該第一物質的密度更低的密度。
3. 如申請專利範圍第2項之監測系統，其中該第一物質包含不可壓縮的流體，且該第二物質包含氣體。
4. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一壓力改變裝置用以改變該第一物質或第二物質內的壓力。
5. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一容裝槽連接於該加壓裝置。

6. 如申請專利範圍第1項之監測系統，其中該第一物質包括液體或凝膠。
7. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一水診器連接於該第一腔室和該電子模組。
- 5 8. 如申請專利範圍第1項之監測系統，其中該電子模組包含至少二信號濾波器，該第一濾波器係為一可通過1Hz以下頻率的低通濾波器，而該第二濾波器係為一帶通濾波器可通過在高於0.5Hz頻率範圍中的信號。
9. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一麥克風被  
10 定位緊鄰於該第一腔室。
10. 如申請專利範圍第1項之監測系統，其中該第一腔室係由一具有一可變厚度的柔韌材料所製成。
11. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一半硬質支撐物配佈在該可充氣套帶的外表面上。
- 15 12. 如申請專利範圍第1項之監測系統，更包含一血流檢測器連接於該電子模組。
13. 如申請專利範圍第11項之監測系統，其中該血流檢測器包含一第一光發射源和第一光感測器。
14. 如申請專利範圍第12項之監測系統，更包含一第二光發  
20 射源可產生在一與該第一光發射源不同頻譜範圍內的光。
15. 一種藉使用一可充氣套帶來判定一病患身體心臟所產生之動脈血壓的方法，包含以下步驟：  
    改變該可充氣套帶內部的壓力；  
    測量該可充氣套帶內部的壓力；

產生該套帶內所測得的血壓對應於收縮壓和舒張壓之值；

- 5 施加一各別的偏差補償於該各值來產生代表該動脈血壓的正確資訊，其中該等補償係有關該套帶相對於該病患身體的位置；及
- 輸出該正確的資訊。

16. 如申請專利範圍第15項之判定動脈血壓的方法，更包含以下步驟：

- 測量該套帶相對於該心臟位置的位置；
- 10 依據該所測得位置來決定該等偏差補償。

17. 如申請專利範圍第16項之判定動脈血壓的方法，其中測量該套帶的位置包括判定該套帶相對於重力的斜度。

18. 一種藉使用一加壓套帶來測量一病患身體之動脈血壓的方法，包含以下步驟：

- 15 捲繞該套帶包圍該病患身體的一部份；
- 改變該套帶內的壓力；
- 測量該套帶內的第一壓力值；
- 檢測該所測得套帶壓力中的振盪，並產生一對應於該等套帶壓力振盪的第一信號；

20 檢測該套帶中的Korotkoff聲音，並產生一對應於該等Korotkoff聲音量值的第二信號；

相乘該第一和第二信號來產生一乘積；

將該乘積相關連於所測得的套帶內壓力來判定收縮或舒張壓力值；及

提供該收縮或舒張壓力值至一輸出裝置。

19. 如申請專利範圍第18項之測量動脈血壓的方法，更包含比較該乘積與至少一臨界標度的步驟。

5 20. 如申請專利範圍第19項之測量動脈血壓的方法，其中該臨界標度係相關於該第一或第二信號。

21. 如申請專利範圍第18項之測量動脈血壓的方法，更包含將該乘積乘以一實驗地選出之定標係數的步驟。

22. 一種藉使用一包含兩個充填不同密度的流體之柔韌囊袋的加壓套帶來由一病患身體之一外部表面判定動脈  
10 血壓的方法，包含以下步驟：

將容裝一較低密度之流體的第二囊袋佈設在容裝一較高密度之流體的第一囊袋上方；

將該第一囊袋定位鄰接於該病患身體之一表面；

改變該較高或較低密度之流體的壓力；

15 測量該較高或較低密度之流體的壓力；

將所測得的壓力之慢改變分量相關連於所測得的壓力之快改變分量；

計算該病患的動脈壓力；

輸出該病患的動脈壓力。

20 23. 如申請專利範圍第22項的動脈血壓判定方法，包含使用無線傳輸得自該套帶之資料的步驟。

24. 一種可供對一身體施加壓力並檢測來自該身體的信號之加壓套帶，該套帶包含：

一第一腔室容裝一實質不可壓縮的物質，該第一腔

室具有一第一側被定位鄰接該身體，及一相反的第二側；

一加壓裝置係被置設緊鄰該第一腔室的第二側，而使該第一腔室位於該身體與該加壓裝置之間；

5 其中該加壓裝置會選擇性地加壓和減壓，而使該壓力被該加壓裝置選擇性地施加於該第一腔室，該第一腔室則會將該壓力施加於該身體。

25. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該加壓裝置包含一第二腔室容裝一氣體。

10 26. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該身體係為一人體，而施加壓力於該身體會壓縮該身體內之一動脈。

27. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中施加壓力於該身體會對該第一腔室提供來自該身體的信號之機械式偶接。

28. 如申請專利範圍第24項之套帶，更包含：

一控制器可操作來選擇性地加壓該加壓裝置；

15 一壓力感測器可操作來顯示該第一腔室或加壓裝置內的壓力，該壓力感測器會與該控制器傳訊以提供有關該第一腔室或該加壓裝置內的物質壓力之資訊給該控制器。

20 29. 如申請專利範圍第24項之套帶，更包含一麥克風被定位緊鄰於該第一腔室，並介於該加壓裝置和身體之間用以檢測該身體所產生的聲音信號。

30. 如申請專利範圍第24項之套帶，更包含一水診器連接於該第一腔室用以檢測偶接於該第一腔室的信號。

31. 如申請專利範圍第25項之套帶，其中揭示該第二腔室內

之氣體壓力的信號會被該氣體壓力感測器轉換，並作為信號提供至該控制器。

32. 如申請專利範圍第28項之套帶，其中指示該第一腔室內之壓力的信號會被該壓力感測器轉換，並作為一信號提供至該控制器。

33. 如申請專利範圍第32項之套帶，其中該壓力感測器具有一充分快的反應速率，而使其能夠檢測該身體內的壓力信號和來自該第一腔室的壓力振盪信號。

34. 如申請專利範圍第28項之套帶，更包含多數的濾波器用以分開該等液體壓力信號、壓力振盪信號和Korotkoff聲音。

35. 如申請專利範圍第28項之套帶，更包含一電介面介於該套帶與外部電子構件之間，其中該介面係為有線或無線式之一者。

36. 如申請專利範圍第25項之套帶，其中該第一腔室和第二腔室係被製成一單元結構，而有一共用壁分開該第一腔室和第二腔室。

37. 如申請專利範圍第24項之套帶，更包含一傾斜感測器用以指示該套帶與該身體的一部份之間的相對定位。

38. 如申請專利範圍第24項之套帶，更包含一支撐結構被置設在該第二腔室之一外側上。

39. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室係由一種材料製成其包含一柔韌且可撓的材料。

40. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室係由膠

乳或乙烯所製成。

41. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室包含一邊緣部份具有一厚度係大於該第一腔室之一中央部份的厚度。

5 42. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室包含一後壁具有一厚度係大於該第一腔室之一邊緣部份的厚度。

43. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室包含一後壁具有一厚度係大於該第一腔室之一前壁的厚度。

10 44. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室係被模製成型為一扁平的柔韌或可撓板。

45. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該第一腔室係被預成型成順應於該身體之一形狀。

46. 如申請專利範圍第25項之套帶，更包含一加壓裝置可用於選擇性地加壓該第二腔室的氣體。

15 47. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該加壓裝置包括電致動的聚合物，一空氣槽，或一加壓氣體匣。

48. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該不可壓縮的物質包含具有一密度係大致在人類血液密度之50%以內的物質。

20 49. 如申請專利範圍第24項之套帶，其中該不可壓縮的物質包含選自下列組群的物質：水、礦物油、水凝膠、及有機凝膠。

50. 一種用以施加壓力於人體的一部份並由該人體檢測出指示動脈壓力之信號的加壓套帶，該套帶包含：

一第一腔室容裝一實質上不可壓縮的物質，該第一腔室具有一第一側被置設緊鄰該人體，及一相反的第二側；

5 一第二腔室容裝一氣體，該第二腔室係被置設緊鄰該第一腔室的第二側，而使該第一腔室被置於該人體與第二腔室之間；

一加壓裝置用以選擇性地加壓和減壓該第二腔室的氣體，而使該壓力被第二腔室選擇性施加於第一腔室，該第一腔室則會施加壓力於該人體內之一動脈；

10 一控制器可操作來選擇地控制該加壓裝置以加壓該第二腔室的氣體；

一壓力感測器可操作來指示該第一腔室內的物質壓力，該壓力感測器會與該控制傳訊來提供有關該第一腔室內的物質壓力資訊至該控制器；

15 一電子分析模組可利用有關該第一腔室內的物質壓力資訊而來指示該人體之一收縮和舒張壓力。

51. 如申請專利範圍第50項之套帶，其中該壓力感測器具有一充分快的反應速率，而使其能夠檢測該身體內的壓力信號和來自該第一腔室的壓力振盪信號。

20 52. 如申請專利範圍第50項之套帶，其中該第一腔室和第二腔室係被製成一單元結構，而有一共用壁分開該第一腔室和第二腔室。

53. 如申請專利範圍第50項之套帶，更包含一位置感測器用以指示該套帶與該身體的一部份之間的相對定位。

54. 如申請專利範圍第50項之套帶，更包含一支撐結構被置

設在該第二腔室之一外側上。

55. 如申請專利範圍第50項之套帶，其中該第一腔室係由一種材料製成其包含一柔韌且可撓的材料。

56. 如申請專利範圍第50項之套帶，其中該第一腔室包含一  
5 邊緣部份具有一厚度係大於該第一腔室之一中央部份的厚度。

57. 如申請專利範圍第50項之套帶，其中該不可壓縮的物質包含具有一密度係大致在人類血液密度之50%以內的物質。

10 58. 一種可供使用一加壓套帶來檢測一人體之血液壓力的方法，該方法包含以下步驟：

置設一加壓套帶緊鄰該人體的一部份，並由該身體檢測出指示動脈壓力的信號；該套帶包含：

一第一腔室容裝一實質上不可壓縮的物質，該第一  
15 腔室具有一第一側被置設緊鄰該人體，及一相反的第二側；

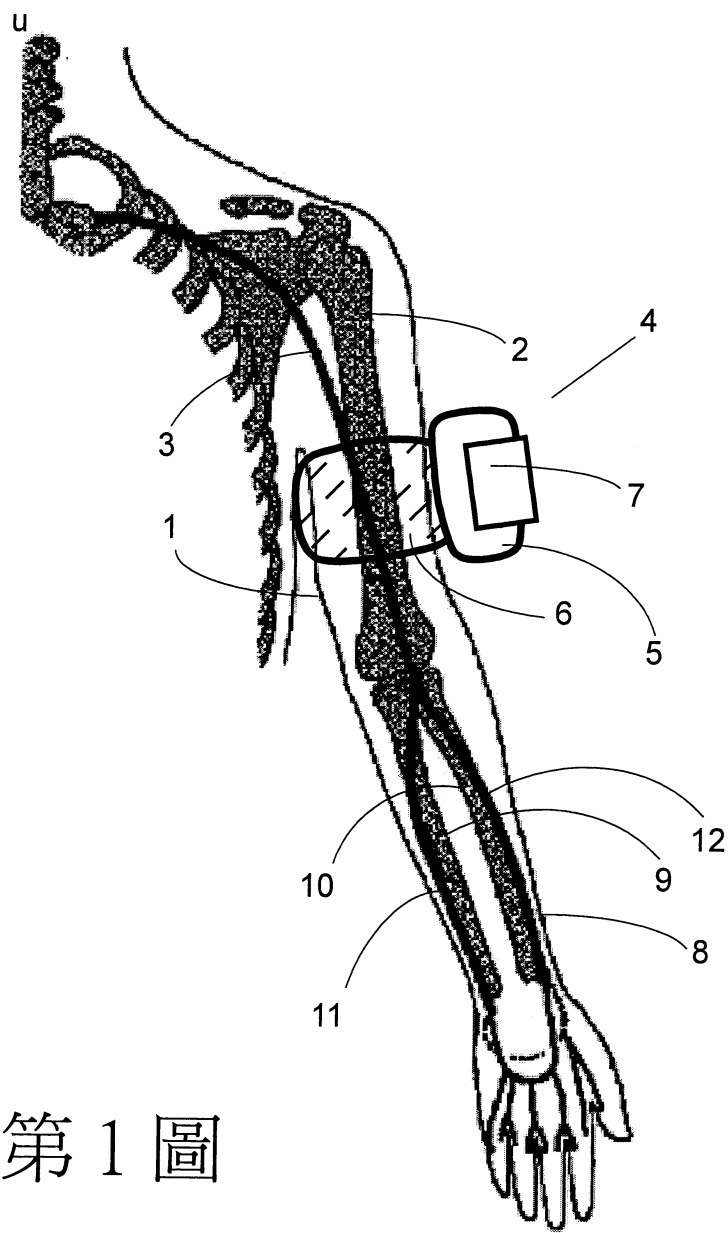
一第二腔室容裝一氣體，該第二腔室係被置設緊鄰該第一腔室的第二側，而使該第一腔室被置於該人體與第二腔室之間；

20 利用該第二腔室作為一加壓裝置來選擇地加壓和減壓該氣體，該壓力會被第二腔室選擇地施加於第一腔室，其則會施加壓力於該人體內之一動脈；

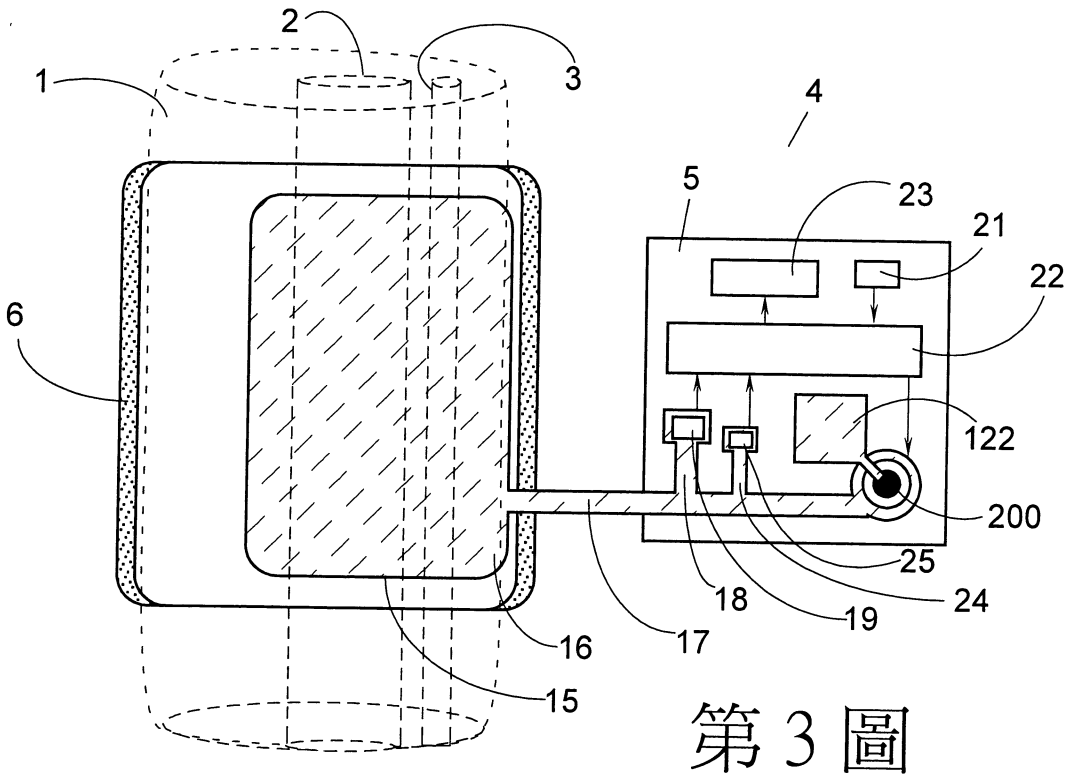
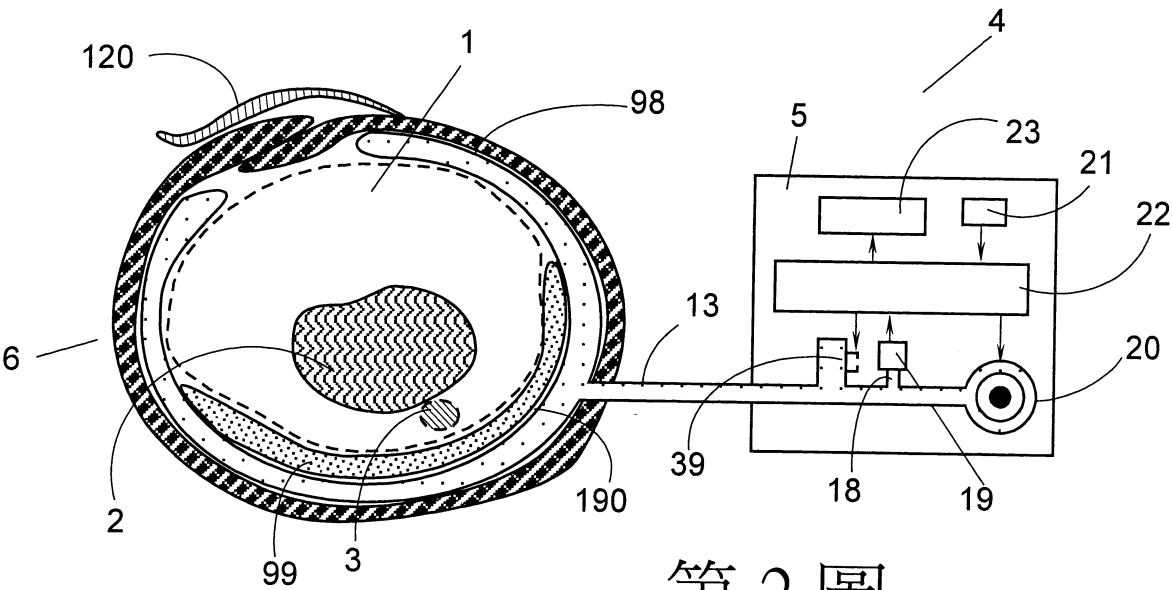
使用一控制器來選擇地控制該加壓裝置以加壓該第二腔室的氣體；

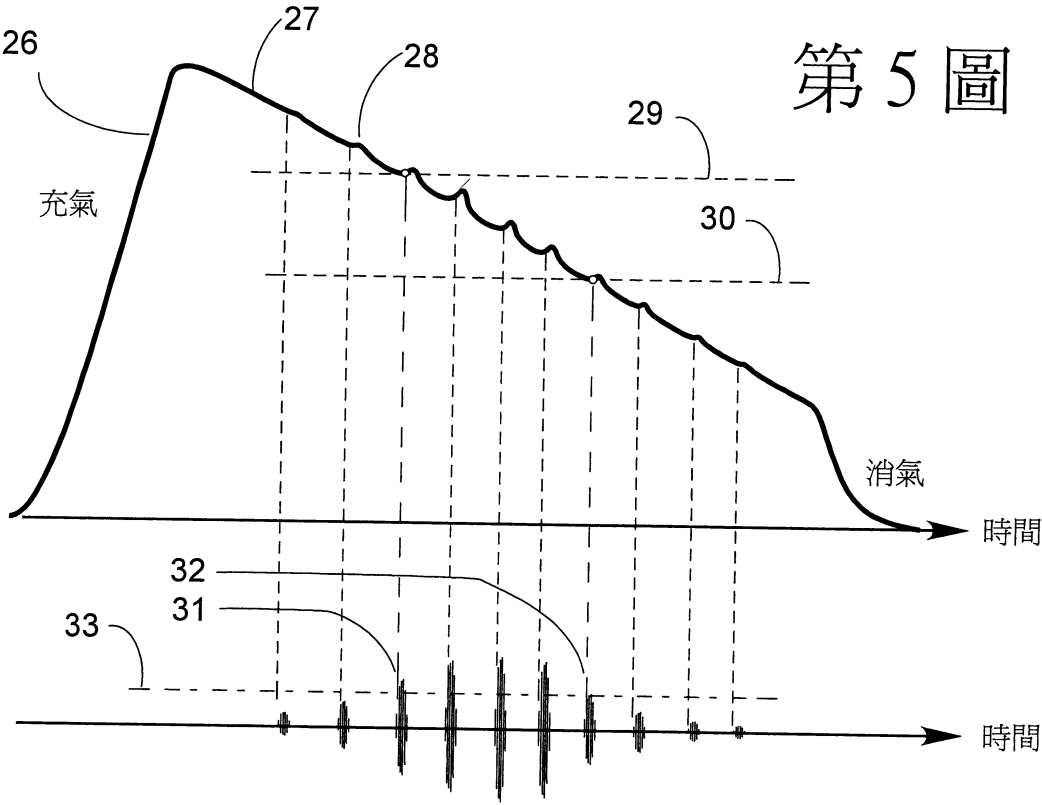
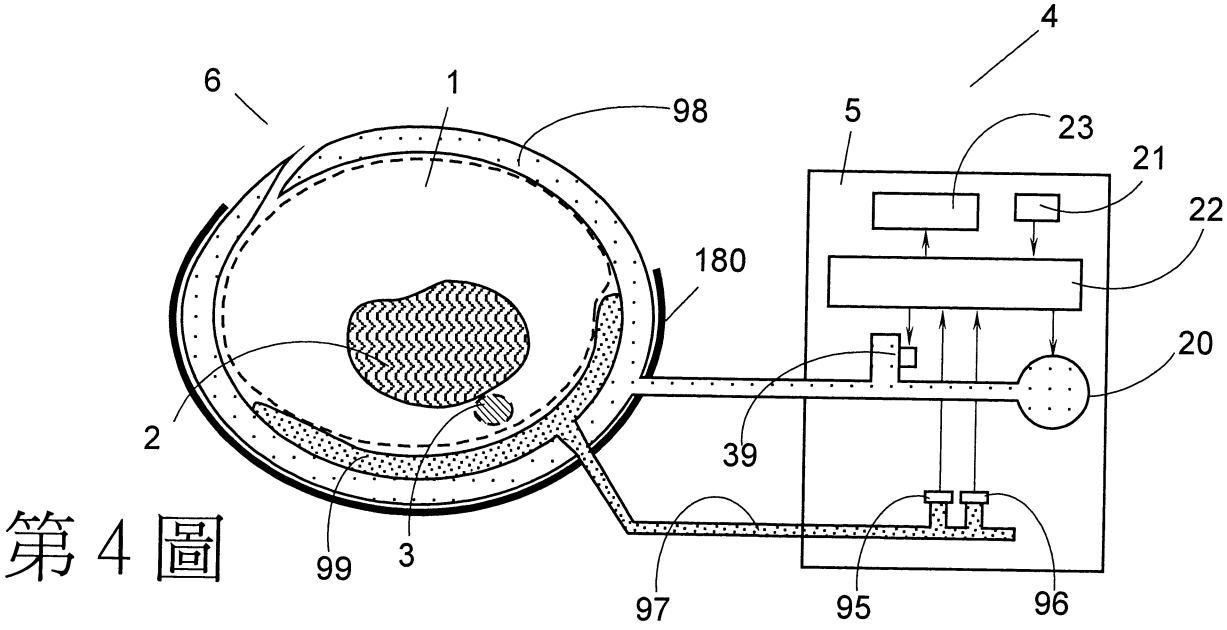
使用一壓力感測器來指示該第一腔室內的物質壓力，該壓力感測器會與該控制器傳訊以提供有關該第一腔室內的物質壓力資訊至該控制器；

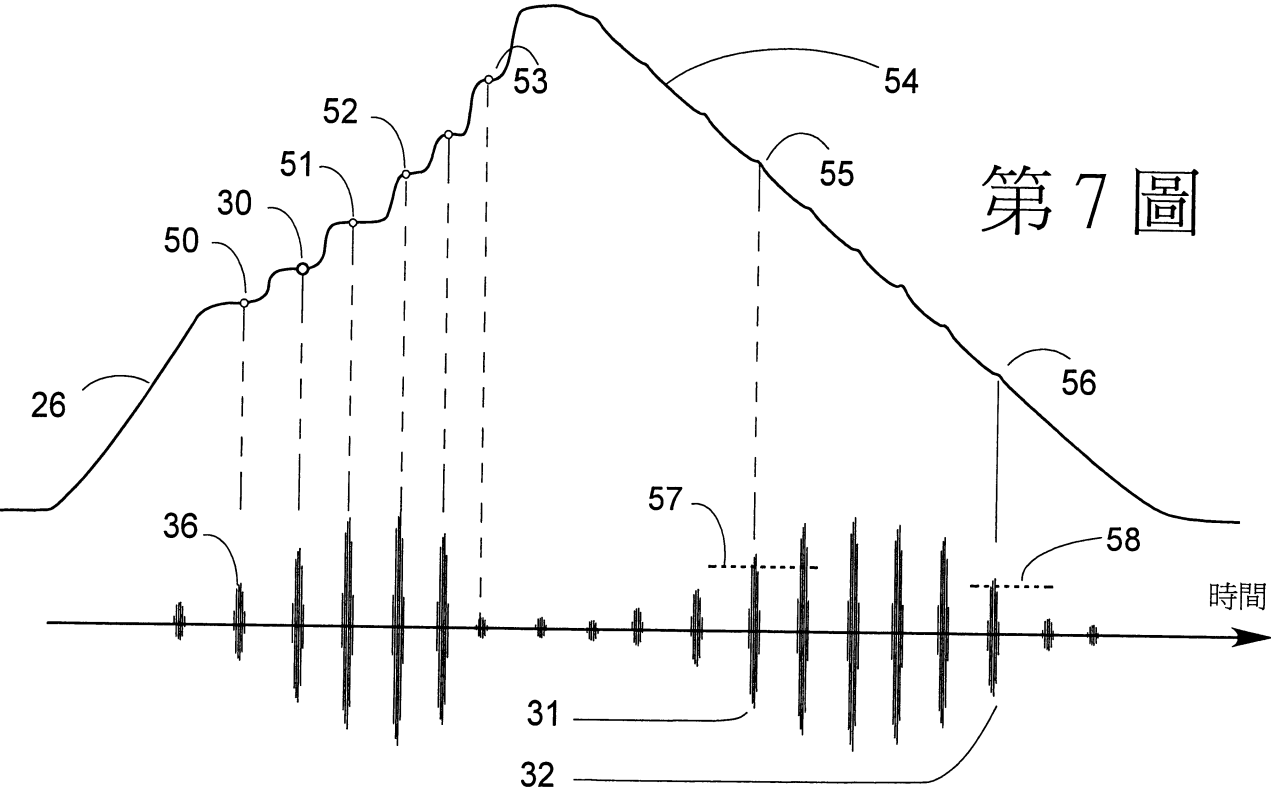
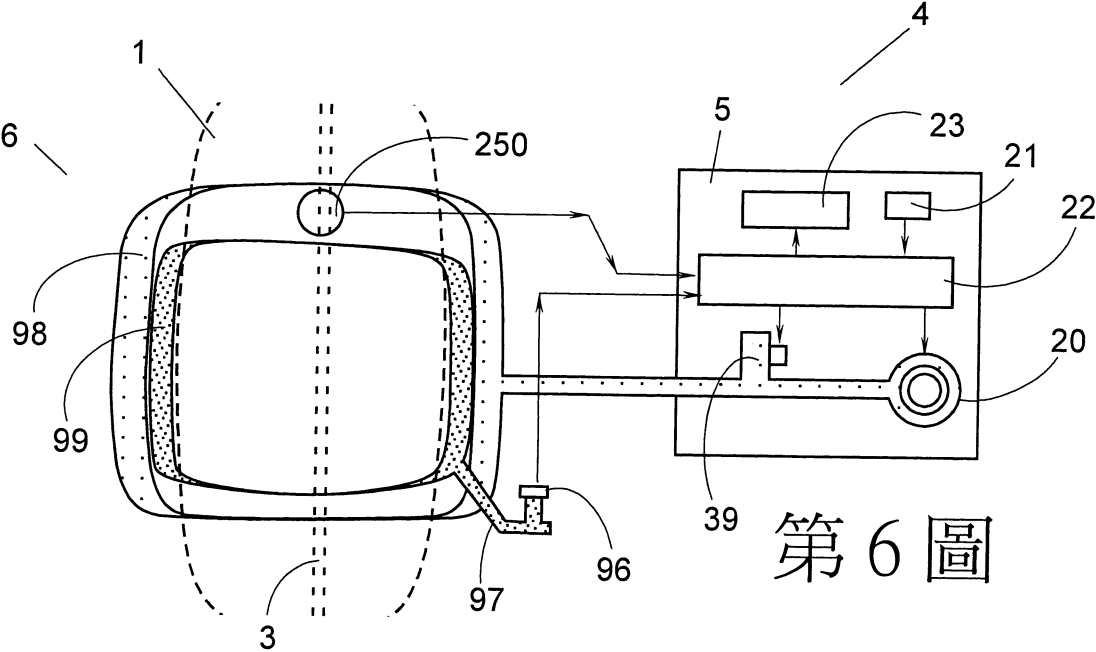
- 5 使用一電子分析模組來分析有關該第一腔室內的物質壓力資訊，而來指示該人體之一收縮和舒張壓力。

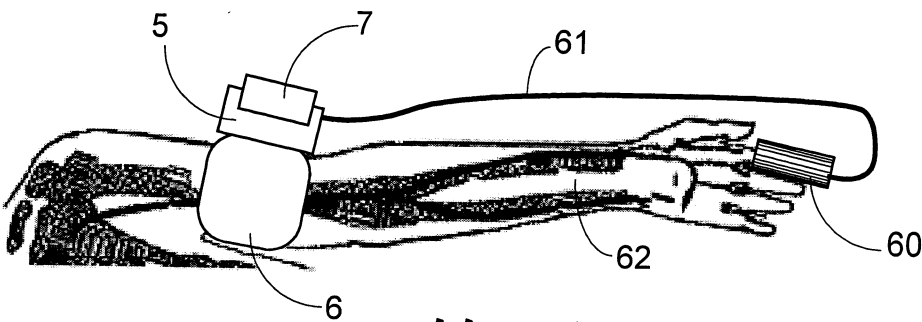


第 1 圖

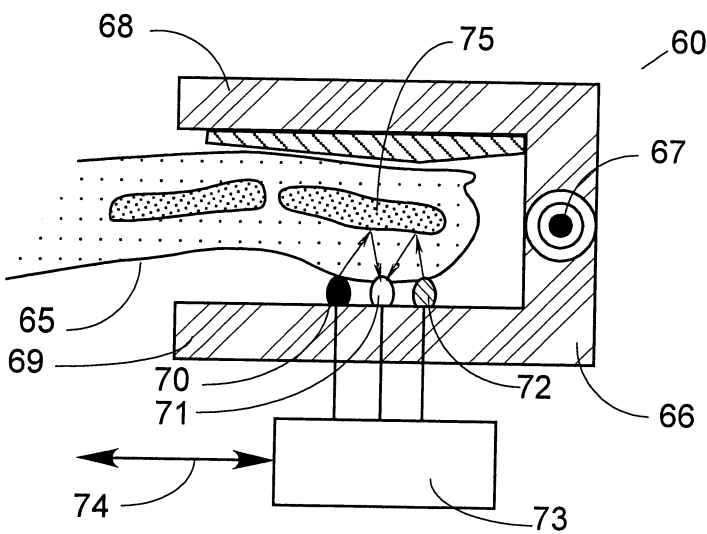






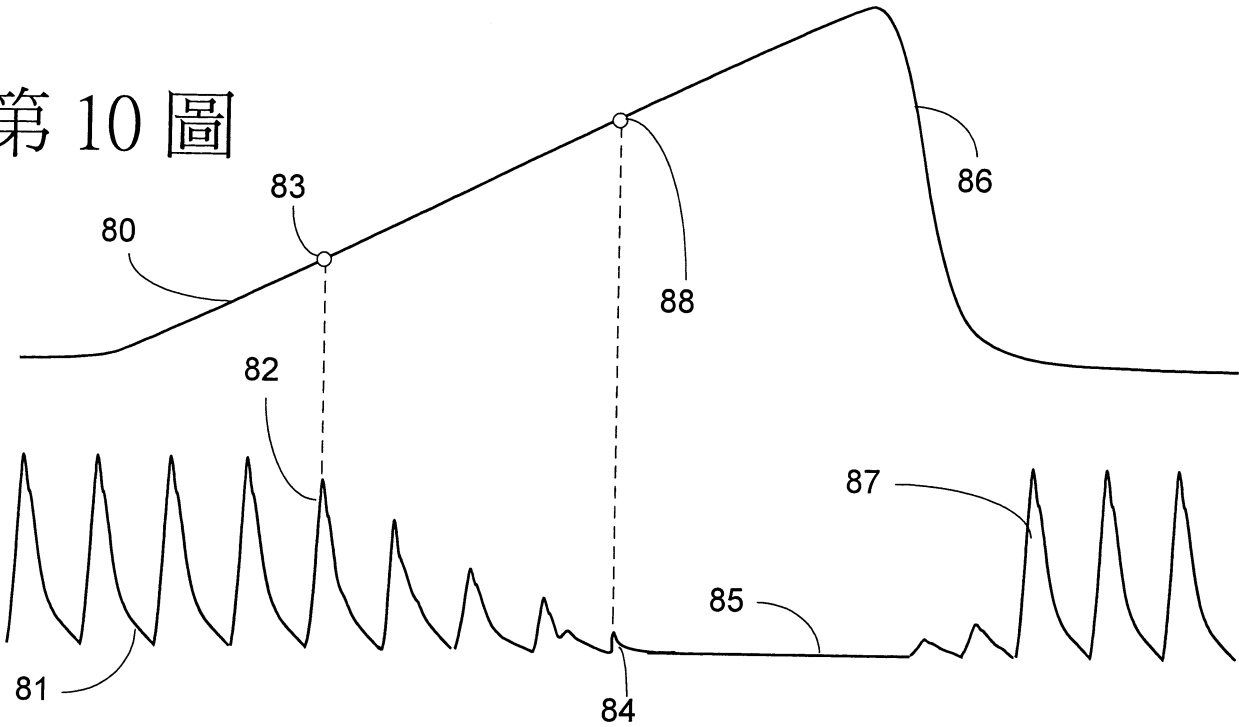


第 8 圖

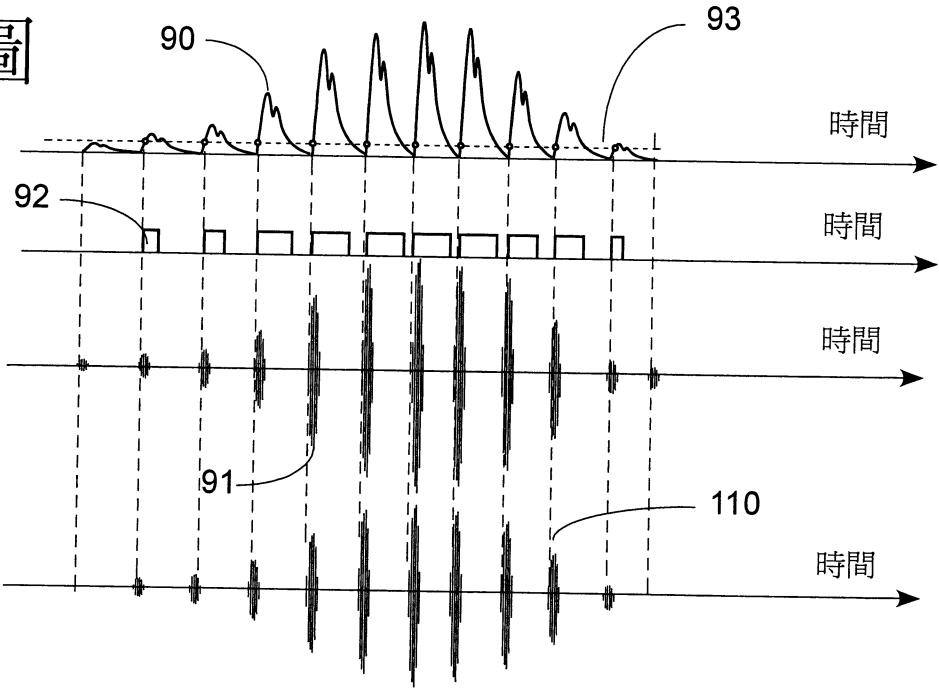


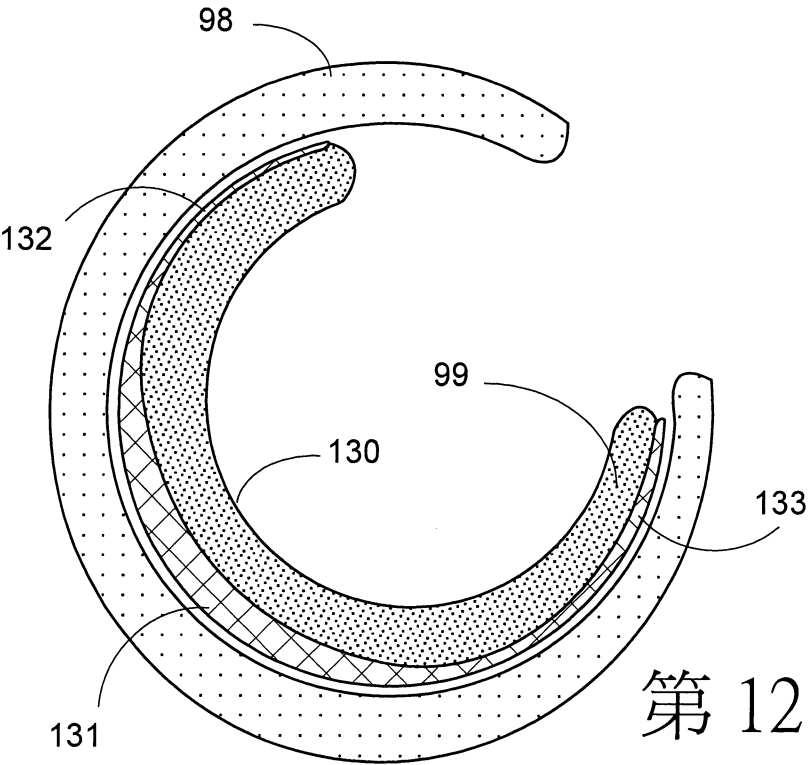
第 9 圖

第 10 圖

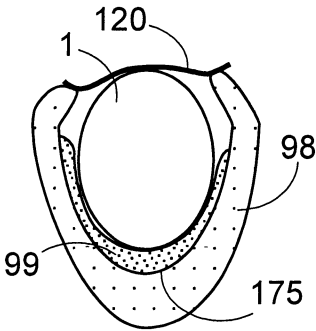


第 11 圖

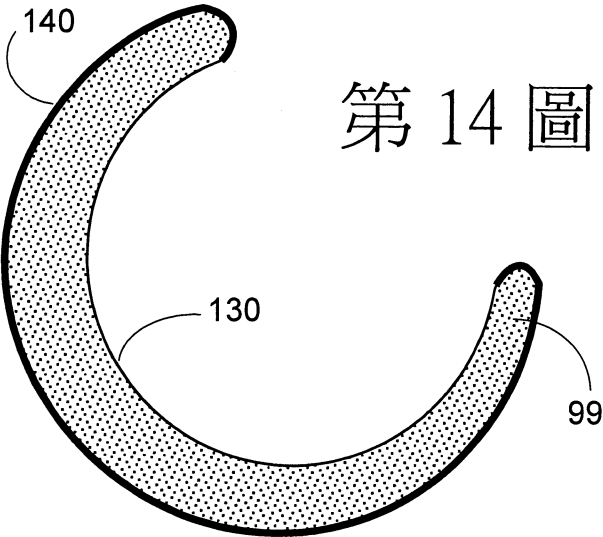




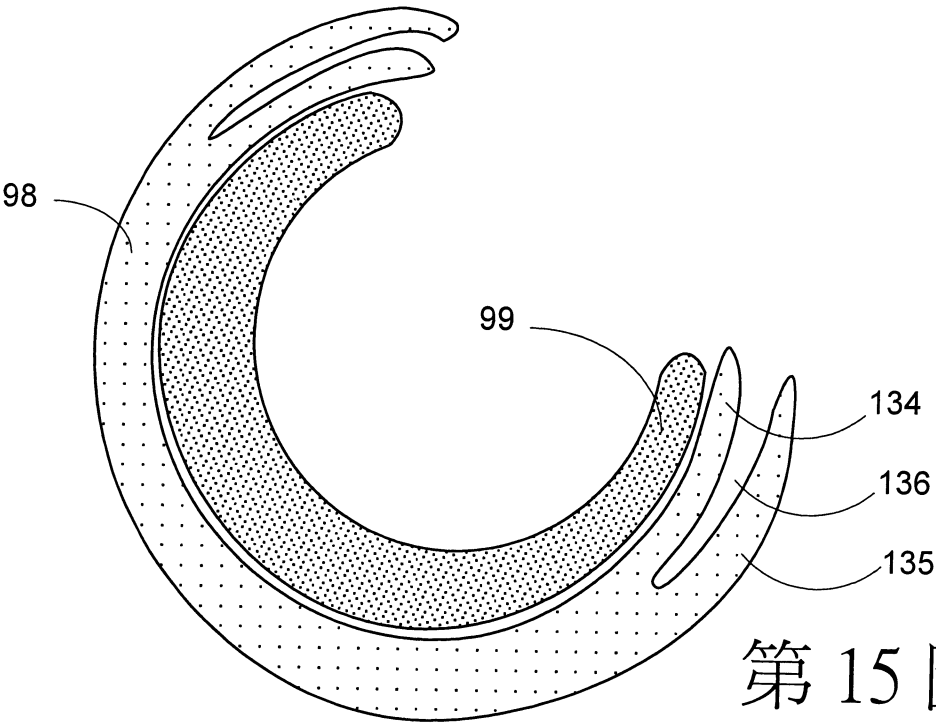
第 12 圖



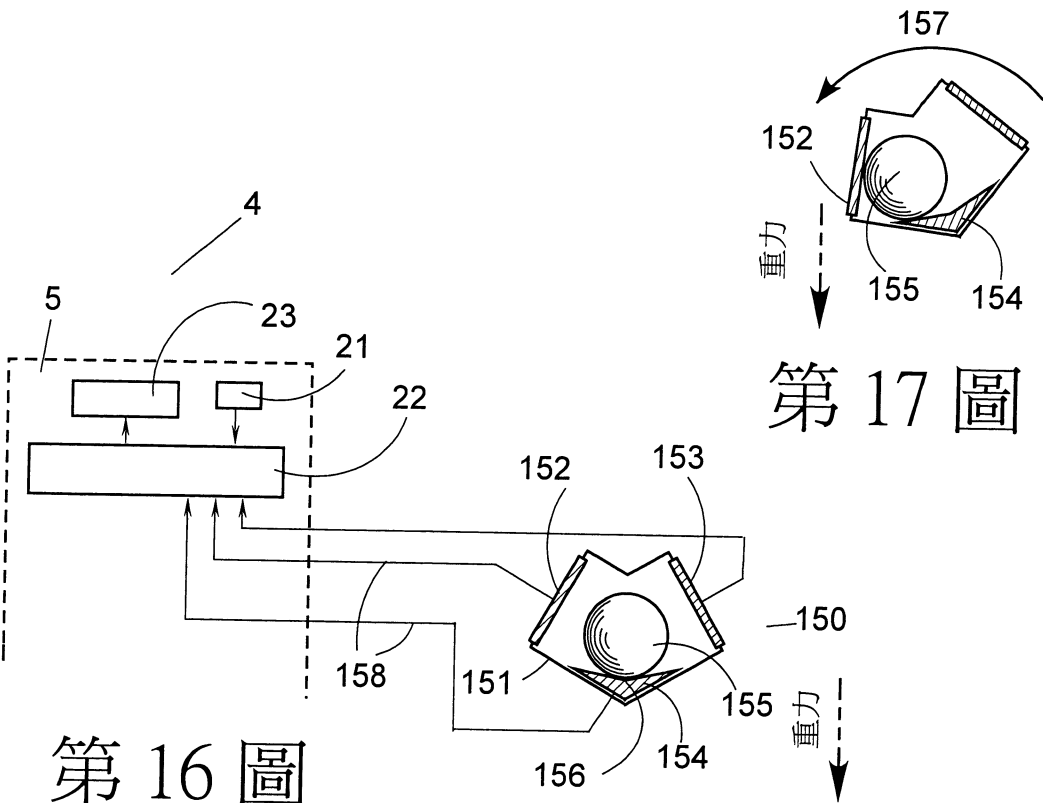
第 13 圖



第 14 圖

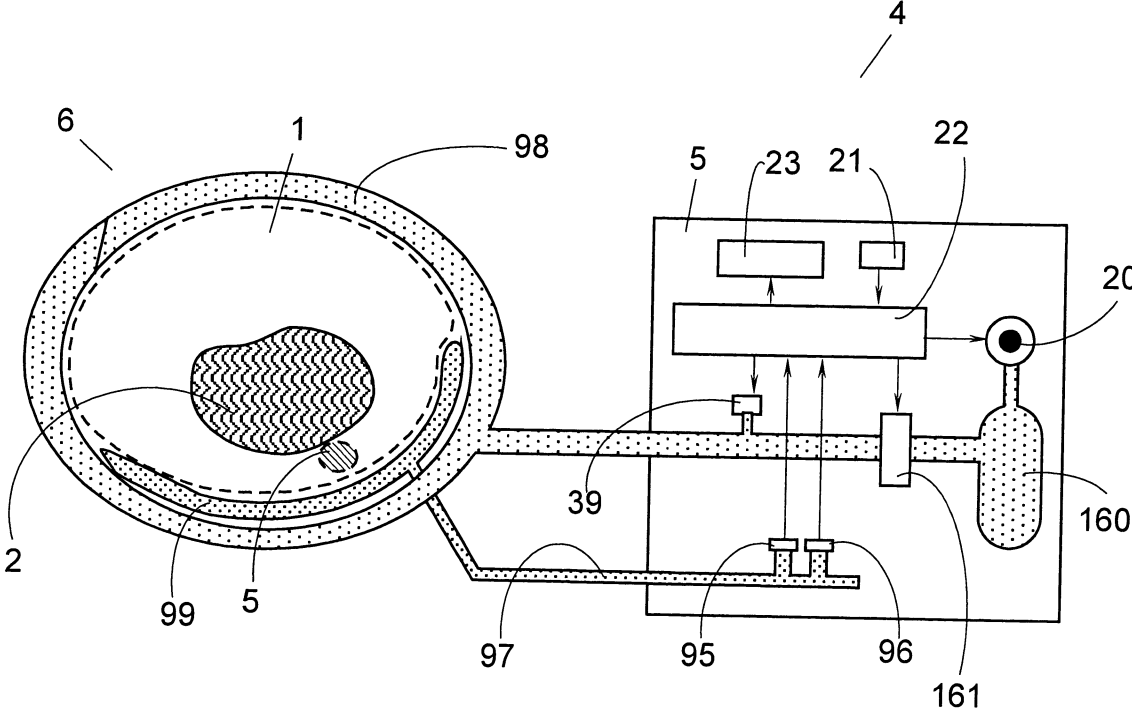


第 15 圖

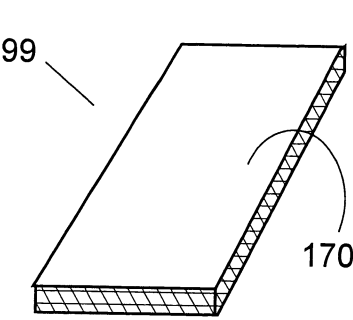


第 16 圖

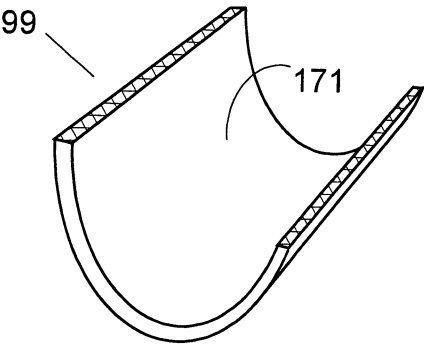
第 17 圖



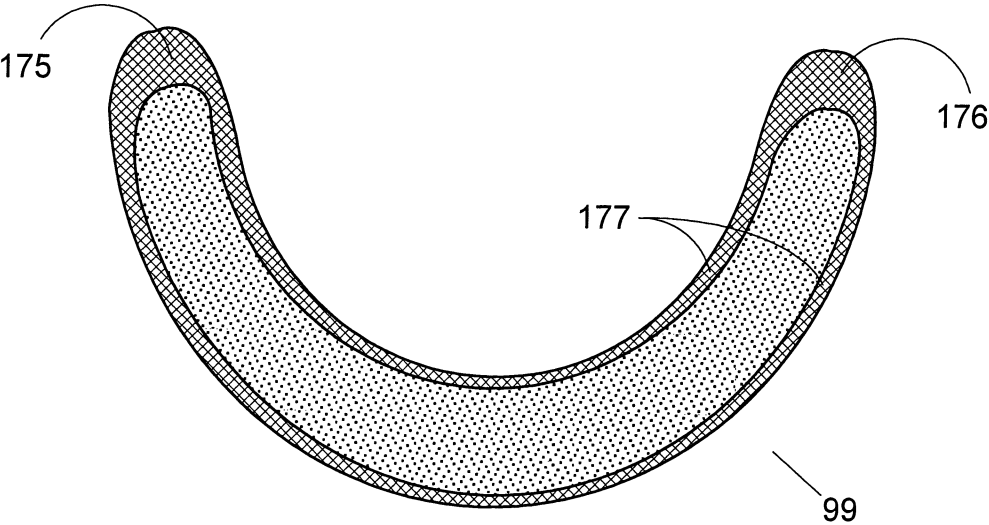
第 18 圖



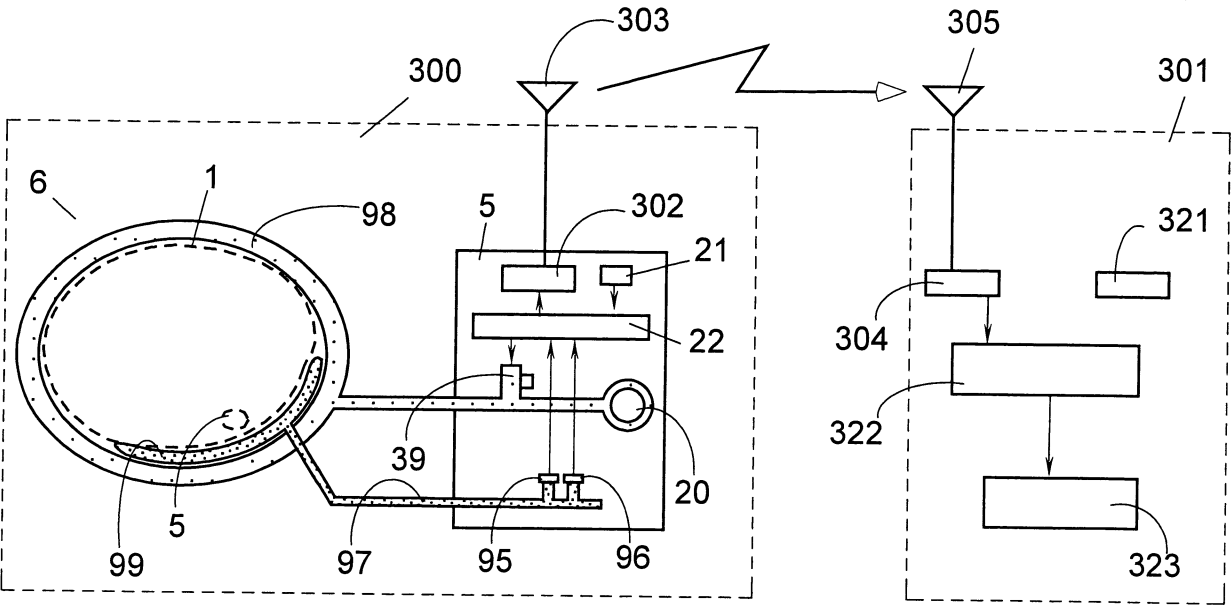
第 19 圖



第 20 圖



第 21 圖



第 22 圖

## 七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 ( 2 ) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

|             |                  |
|-------------|------------------|
| 1...上臂      | 20...空氣泵         |
| 2...肱骨      | 21...電源供應器       |
| 3...肱動脈     | 22...控制器         |
| 4...動脈血壓監測器 | 23...顯示器         |
| 5...電子模組    | 39...洩氣閥         |
| 6...套帶      | 98...空氣充填室溫(AFC) |
| 13...軟管     | 99...液體充填室溫(LFC) |
| 18...接頭     | 120...固緊物        |
| 19...壓力感測器  | 190...耦合表面       |

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：