I282729
公告本

發明專利說明書

TP19947

（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：94144985

※ 申請日期：94.12.19　　※IPC 分類：A61B5/0245

一、發明名稱：（中文/英文）

血壓計用套圈、血壓計身體迫緊裝置及身體資訊測定裝置

CUFF FOR BLOOD PRESSURE MONITOR, BLOOD PRESSURE MONITOR, LIVING BODY PRESSING APPARATUS, AND LIVING BODY INFORMATION MEASURING APPARATUS

二、申 請 人：（共1人）

姓名或名稱：（中文/英文）

歐姆龍健康醫療事業股份有限公司(オムロンヘルスケア株式会社)

OMRON HEALTHCARE CO., LTD.

代表人：（中文/英文）

赤星慶一郎/AKAHOSHI, KEIICHIRO

住居所或營業所地址：（中文/英文）

日本國京都府京都市右京區山ノ內山ノ下町 24 番地

24, Yamanouchi Yamanoshita-cho, Ukyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto Japan

國　籍：（中文/英文）

日本/Japan

三、發明人：（共 4 人）

姓　名：（中文/英文）

1.家老廣道(家老広道)/KARO, HIROMICHI

2.佐野佳彥/SANO, YOSHIHIKO

3.岸本寬志/KISHIMOTO, HIROSHI

4.鶴身嘉德/TSURUMI, YOSHINORI

國　籍：(中文/英文)

1.～4.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　2004.12.20　特願 2004-368140

☐ 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。

2.佐野佳彥/SANO, YOSHIHIKO

3.岸本寬志/KISHIMOTO, HIROSHI

4.鶴身嘉德/TSURUMI, YOSHINORI

國　籍：(中文/英文)

1.～4.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　2004.12.20　特願 2004-368140

☐ 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】

本發明係關於一種具備流體袋之身體迫緊裝置及具備該種身體迫緊裝置之血壓資訊測定裝置，尤指一種具備血壓計用套圈，及具備該種套圈之血壓計。

【先前技術】

一般，測定身體資訊之身體資訊測定裝置，已知者爲血壓計或脈波計等。通常，此種血壓計或脈波計均具有身體迫緊裝置，把身體迫緊裝置套於身體之被測定部位後，利用使內藏於身體迫緊裝置之流體袋膨脹而壓迫身體，實行身體資訊的測定。

例如，在測定血壓值之際，係把內包流體袋之套圈捲套於身體表面用以壓迫身體內部之動脈，藉由對捲套的流體袋之加壓、減壓遂行檢出動脈波內所生之動脈壓脈波，依此而實行血壓值之測定。此處所稱之套圈(cuff)係指：具有內腔之帶狀構造物，可捲套於身體的一部分，藉由在該內腔注入氣體或液體之流體，可利用作爲上下肢之動脈壓測定。因此，套圈乙詞乃含有流體袋及把該流體袋捲套於身體之捲套元件的概念，特別是裝套於手腕或上腕用的套圈，可稱爲腕帶或是體罩。

近年，血壓計不僅係醫院所使用之醫療設施，在家庭中，亦爲知曉每日健康狀態而頻繁利用之裝置。因之，對於血壓計之使用性的提高、特別是裝套作業的容易化乃有強烈要求，爲解決該種需求，乃演進爲套圈之小型化。套

圈小型化之際，寬度方向(亦即，和套圈捲套被測定部位(例如手腕或上腕等)之軸方向相平行方向)上須狹小化。

把血壓計用套圈之寬度狹小化時，將產生是否可對動脈作充分阻血之疑慮。使用寬度較寬之血壓計用套圈時，因可確保套圈在軸方向上以較長的長度覆蓋被測定部位，故可對動脈作充分壓迫阻血。但是，把套圈寬度狹小化後，隨著，由於以套圈覆蓋被測定部位之軸方向上的長度變短，故難以對動脈充分壓迫阻血。

例如已知之特開平2-107226號公報所揭示之血壓計用套圈、或特開2001-224558號公報所揭示之血壓計用套圈，均是爲了達成防止因該套圈狹小化後所伴隨阻血性能低下的血壓計用套圈之提案。該等公報揭示之血壓計用套圈，係在配置於套圈內、作爲流體袋之空氣袋寬度方向上的兩側端部設以襠部，空氣袋膨脹後，以該襠部之伸展，該空氣袋在寬度方向即可均等的膨脹。藉此種構成，套圈之兩側端部及其近傍均可和套圈之中央部同樣的對動脈施行充分的壓迫阻血，故即使套圈寬度狹小化，亦可以高精度測定血壓值。

但是，該種在空氣袋寬度方向上之兩側端部設以襠部時，於空氣袋膨脹時，因空氣袋寬度方向上之兩側端部的厚度方向中之高度將變大，結果，乃導致誘發後述空氣袋發生橫移現象之原因。

第23圖爲把一般手腕式血壓計裝套於被測定部位之手腕的狀態模式圖，第24圖爲沿第23圖所示血壓計用套

圈之 XXIV-XXIV 線模式剖面圖，第 25 圖爲在第 23 圖之測定狀態中，發生了手腕式血壓計用之套圈橫移現象的模式圖。第 26 圖爲沿第 25 圖之血壓計用套圈及手腕的 XXVI-XXVI 線模式剖面圖。

如第 23 圖所示，手腕式之血壓計 100，具備有裝置本體 110 及套圈 130。使用手腕式之血壓計 100 測定血壓值之際，血壓計 100 之套圈 130 係以圓周方向捲套於被測定部位之手腕 300。如第 24 圖所示，套圈 130 主要係由袋狀之蓋體 140；配置於該袋體 140 內部之空氣袋 150；及用以將該套圈暫時裝套於手腕之彎曲彈性護環 160 等所構成。該等蓋體 140、空氣袋 150、及護環 160 係將套圈 130 捲套方向當作長方向而延伸。

蓋體 140 係把由富伸縮性之布等所作成之內側蓋 141 與由缺乏伸縮性之布等所作成之外側蓋 142 相重疊，並將其周緣結合而形成爲袋狀。空氣袋 150 係把形成捲套狀態時位在手腕側之內側壁部的樹脂片 151、及形成位在內側壁部外側之外側壁部的樹脂片 152、予以相重疊並將周緣加以熔接而形成爲袋狀，內部則具有脹縮空間 157。形成空氣袋 150 之內側壁部的樹脂片 151，其兩側端部爲折返並熔接於形成外側壁部之樹脂片 152，藉此，乃在空氣袋 150 之側壁部形成襠部。以環狀作捲繞而在徑向可彈性變形所構成之屬於可撓性構件之護環(curler)160，係以雙面膠帶 171 等之接著元件接著於空氣袋 150 之外側壁部的外表面。

上述構成之手腕式血壓計 100，係使用設置在裝置本體 110 內部、作爲脹縮部之泵及閥等，對位在套圈 130 內之空氣袋 150 的脹縮空間 157 作加減壓，乃令空氣袋 150 脹縮，根據該空氣袋 150 脹縮之際所檢知的壓力資訊而實行血壓值之算出。

空氣袋 150 在膨脹狀態時，倘在和手腕 300 之軸方向相平行之方向上施加任何外力於蓋體 140 之外側蓋 142 時，套圈 130 之外側部分在手腕 300 之軸方向將發生橫移，此際，套圈 130 之內側部分因和手腕 300 相接觸，故不致引起橫移，結果，套圈 130 乃如第 25 圖之元件符號 190 所示發生露出部分。又，即使未施加外力，由於手腕 300 表面之傾斜形狀亦將使空氣袋 150 之壓力平衡崩解，因而產生橫移狀況。

如第 26 圖所示，上述之橫移現象係由於：隨著膨脹時空氣袋 150 之壓力均衡崩解，護環 160、外側蓋 142、及樹脂片 152 乃成爲一體化而在手腕 300 的軸方向移動而發生。護環 160 在手腕 300 之軸方向上移動時，因爲空氣袋 150 內之空氣係朝向位在和護環 160 移動方向相反側之空氣袋 150 的端部逃逸，故發生空氣袋 150 的變形，乃有上述露出部分 190 的產生。產生了該種露出部分 190 後，因空氣袋 150 即無法對手腕 300 以較佳效率作均等的按壓，故無法獲得充分的阻血性能，成爲測定精度低下之原因。又，空氣袋 150 與護環 160 之接著部的兩端(圖中所示之區域 A)，因會由護環 160 令空氣袋 150 在剝撕方向上之作用力

，因而乃有接著部可靠性低下之虞。

上述之橫移現象，倘內部之脹縮空間 157 的厚度對膨脹時空氣袋 150 之寬度大時更容易發生。而爲防止套圈 130 之寬度狹小化使測定精度低下，乃在空氣袋 150 之兩側端部形成襠部的構成中，特別具有該種問題。但是，該種問題非僅限定於上述方式構成之血壓計用套圈，即或是空氣袋之兩側端部未形成襠部的血壓計用套圈亦鮮少無問題者，故均期望有所解決。

又，除了血壓計以外，另有一種用作身體資訊測定裝置之脈波計，其亦具備用以壓迫身體之流體袋。因脈波計係用於測定在身體皮膚下較淺之動脈所產生的脈波，故將例如半導體感知器之感壓裝置按壓於身體表面而測定脈波之裝置。此種脈波計中，亦係利用爲了把感知器晶片之感壓面按壓於身體、作爲按壓元件之空氣袋等的流體袋，故同樣亦將產生與上所述血壓計用套圈之橫移現象。

【發明內容】

本發明之目的，廣泛而言，係提供一種具有難以產生橫移現象之流體袋的身體迫緊裝置及具備該種裝置之身體資訊測定裝置，特別是提供一種可防止套圈橫移現象之血壓計用套圈，藉此，乃可實現血壓計高性能及高可靠度之目的。

依本發明血壓計用套圈，具有：流體之出入作脹縮之流體袋；及以環狀捲繞於該流體袋之外側，在徑向可彈性變形之可撓性構件。該流體袋則具有：內側壁部，在捲套

於身體時係位在內側；外側壁部，係位在該內側壁部之外側；及繫止部，係由該流體袋寬度方向之側端部延伸。該繫止部係自該側端部朝向該可撓性構件側折曲，同時以無法移動之方式固定於比該外側壁部之外表面的距離近的該可撓性構件側上。

依本發明之血壓計用套圈，該繫止部最好是以 1 個位置以上分別設在該流體袋寬度方向上之兩側端部。

依本發明之血壓計用套圈，該可撓性構件係由含對向於該流體袋之內周面、與位在該內周面相反側之外周面的板狀構件所構成，該繫止部除了由該側端部朝向該可撓性構件之該外周面折曲外，最好是以無法移動方式固定於該外周面上。

依本發明之血壓計用套圈，該繫止部最好是固定於該可撓性構件之外周面。

依本發明之血壓計用套圈，分別設在該流體袋寬度方向兩側端部之該繫止部，亦可是彼此相重疊固定於該外周面上。

依上述本發明血壓計用套圈，亦可將複數片加以積層並將其周緣接合而形成內部具有空間之該流體袋，在此狀況時，該繫止部最好是把該複數片中之至少 1 片的周緣朝向外側而延設之方式形成之。

依本發明之血壓計用套圈，該繫止部最好是位在該流體袋長方向之大致中央部。

依本發明之血壓計，具有：上述任何一種之血壓計用

套圈；令該流體袋脹縮之脹縮部；感知該流體袋內壓力之壓力感知部；及依據以該壓力感知部所感知之壓力資訊算出血壓值之血壓值算出部。

依本發明之身體迫緊裝置，具有：流體袋，係含有壓迫身體表面之迫緊作用面；及基部，係位於該迫緊作用面之相反側，沿著該流體袋之主面配置。該流體袋具有自該流體袋側端部延伸之繫止部。該繫止部除了自該流體袋之側端部朝向該基部側折曲外，並以無法移動方式固定於位在該迫緊作用面相反側、該流體袋之主面外的該基部側上。

依本發明之身體迫緊裝置，該基部係由含有對向於該流體袋之第 1 主面，與位於該第 1 主面相反側之第 2 主面的板狀構件所形成，該繫止部除了由該流體袋之側端部朝向該基部之該第 2 主面上折曲外，並最好是繫止在該第 2 主面上。

依本發明第 1 觀點之身體資訊測定裝置，係具有：上述任何 1 種的身體迫緊裝置；令該流體袋脹縮之脹縮部；感知該流體袋內壓力之壓力感知部；及依據以該壓力感知部所感知之壓力資訊算出血壓值之血壓值算出部；亦即，所稱之血壓計者。

依本發明第 2 觀點之身體資訊測定裝置，係具有：上述任何 1 種的身體迫緊裝置；設於該流體袋之該迫緊作用面上的感壓部；令該流體袋脹縮之脹縮部；及依據以該感壓部所感知之壓力資訊計測脈波之脈波計測部；亦即所謂的脈波計。

倘依本發明，係提供一種難以產生上述橫移現象之身

體迫緊裝置及具備該種裝置之身體資訊測定裝置。故，特別是，所提供之血壓計用套圈可將上述橫移現象防患於未然，並可達成對被測定部位之壓迫力分佈爲均一化，因而可實現高性能暨高可靠度之血壓計。

本發明之上述及其他目的、特徵、觀點及優點，將佐以附圖詳細說明如下。

【實施方式】

以下，就本發明之實施例參照附圖詳細說明之。以下所示之第 1 實施例中，係舉手腕式之血壓計作爲身體資訊測定裝置說明，而第 2 實施例中，則以脈波計作爲身體資訊測定裝置說明。

(第 1 實施形態)

第 1 圖爲本發明第 1 實施例中，血壓計之外觀斜視圖。如第 1 圖所示，本發明第 1 實施例之血壓計 100，具有裝置本體 110 及套圈 130。顯示部 111 與操作部 112 係配置於裝置本體 110 之表面，該套圈 130 則安裝在該裝置本體 110 上。

第 2 圖爲第 1 圖所示血壓計用套圈內部構造之縱剖面圖。如第 2 圖所示，本實施例中之血壓計用套圈 130，主要具有：由富伸縮性布料等形成爲袋狀之蓋體 140；配置在該蓋體 140 內部、作爲流體袋之空氣袋 150；及配置在蓋體 140 內部，裝套狀態時位在空氣袋 150 外側之護環 160。該等蓋體 140、空氣袋 150 及護環 160 係將套圈 130 之捲套方向當作長方向延伸。

蓋體 140 具有：裝套狀態下、位在內側之內側蓋 141

；及位在內側蓋 141 外側之外側蓋 142，將該等內側蓋 141 與外側蓋 142 相重疊，並將其周緣結合而形成爲袋狀。蓋體 140 長方向一方端之內周面側，設有面狀繫止部 165，蓋體 140 長方向之另一方端之外周面，則貼附用以和該面狀繫止部 165 相繫合之面狀繫止部 166。該等面狀繫止部 165、166 在把套圈 130 裝套於被測定部位之手腕的狀態下，係一種將血壓計 100 穩定的固定在手腕上的元件。

空氣袋 150 係使用樹脂片所形成爲袋狀之元件。例如，依後述之第 1 實施例中，內包於血壓計用套圈 130A 之空氣袋 150 者，其重疊：樹脂片 151，在把套圈 130A 裝套於手腕之狀態下，係形成位在手腕側之內側壁部；及樹脂片 152，係用以形成內側壁部外側之外側壁部；並將其周緣熔接而形成爲袋狀，內部具有脹縮空間 157(詳情參照後述之第 1 實施例)。該空氣袋 150 內側壁部手腕側之表面係當作用以壓迫手腕之迫緊作用面 158 機能。脹縮空間 157 係藉由配管 120 連接於後述裝置本體 110 之血壓測定用氣體系統 121(參照第 3 圖)。

構成空氣袋 150 之樹脂片的材質，可利用富伸縮性、熔接後不致由脹縮空間 157 漏氣之任何一種材質均可。依此觀點，樹脂片之最適材質，可例如爲乙烯-醋酸乙烯酯共聚物(EVA)、軟質氯化乙烯(PVC)、聚胺基甲酸酯(PU)、生橡膠等。

空氣袋 150 之外側配置護環 160，其係一種環狀作捲繞、在徑向可彈性變形所構成之可撓性構件。護環 160 係以圖中未示之雙面膠帶等接著元件接著於空氣袋 150 外側

壁部之外表面。該護環 160 係保持本身之環狀形態沿著手腕之方式構成，故測定者本身可容易的把套圈 130 裝套於被測定部位。該護環 160 可形成在具有充分彈性力、例如聚丙烯之樹脂元件上。

第 3 圖爲本實施形態血壓計之構成方塊圖。如第 3 圖所示，裝置本體 110 含有：血壓測定用氣體系統 121，係藉由配管 120 把空氣供給於上述空氣袋 150 或排出；振盪電路 125，係與血壓測定用氣體系統 121 相關連；泵驅動電路 126；及閥驅動電路 127。該等各構成元件係當作令空氣袋 150 脹縮之脹縮部機能。

又，裝置本體 110 含有：CPU(中央處理單元)113，用以將各部作集中性控制；記憶部 114，用以記憶令 CPU 113 依預定動作之程式或所測定之血壓值等各種資訊；顯示部 111，用以顯示含血壓測定結果之各種資訊；操作部 112，用以操作把測定用之各種指示輸入；及電源部 115，係依來自操作部 112 之電源 ON 指示，把電力供給於 CPU 113。CPU 113 係當作算出血壓值之血壓值算出部機能。

血壓測定用氣體系統 121 具有：壓力感知器 122，係藉空氣袋 150 內之壓力(下稱"套圈壓")而變化輸出值；泵 123，用以把空氣供給於空氣袋 150；及閥 124，用以作空氣封入或排出於空氣袋 150 之開閉。壓力感知器 122 係當作感知套圈壓之壓力感知部機能。振盪電路 125 係把對應於壓力感知器 122 之輸出值的振盪頻率數信號輸出於 CPU 113。泵驅動電路 126 係以來自 CPU 113 所賦與之控制信號控制泵 123 之驅動。閥驅動電路 127 係依據來自 CPU 113

所賦與之控制信號實行閥 124 之開閉控制。

第 4 圖爲本實施例血壓計之血壓測定處理流程圖。依該流程之程式則預先記憶在記憶部 114 中，CPU 113 則由記憶部 114 實行讀出該程式而實行血壓測定處理。

如第 4 圖所示，被驗者操作血壓計 100 之操作部 112 的操作按鈕使電源 ON 時，血壓計 100 即成初期化(步驟 S101)。其次，CPU 113 成可測定狀態時，開始驅動泵 123，令空氣袋 150 之套圈壓力乃慢慢上升(步驟 S102)。在慢慢加壓的過程中，套圈壓到達爲了血壓測定之預定位準時，CPU 113 即令泵 123 停止，接著，把關閉之閥 124 慢慢打開，使空氣袋 150 之空氣慢慢排氣，使套圈慢慢減壓(步驟 S103)。本實施例係在套圈壓之微速減壓過程中測定血壓。

其次，CPU 113 算出公知順序之血壓(最高血壓值、最低血壓值)(步驟 S104)。具體而言，在套圈壓慢慢減壓之過程中，CPU 113 依據來自振盪電路 125 所獲得之振盪頻率數抽出脈波資訊。之後，由所抽出之脈波資訊算出血壓值。於步驟 S104 中算出血壓值時，以顯示部 111 顯示所算出之血壓值(步驟 S105)。又，以上所說明之測定方式，係依據空氣袋減壓時予以檢出脈波、亦即減壓測定方式者，當然，亦可爲在空氣袋加壓時予以檢出脈波、亦即加壓測定方式。

依本實施例之血壓計 100 及血壓計用套圈 130，具有配置於血壓計用套圈 130 之空氣袋 150 的固定構造特徵。以下即就空氣袋 150 之固定構造舉示實施例配合附圖詳細說明。

(第 1 實施例)

第 5 圖爲依第 1 實施例血壓計用套圈、沿第 2 圖 V-V 線之概略剖面圖。第 6 圖爲內包於本實施例血壓計用套圈之空氣袋及套圈組合構造模式分解圖。

如第 5 圖所示，依本實施例之血壓計用套圈 130A，在內側蓋 141 及外側蓋 142 所形成之蓋體 140 內部，具有作爲流體袋之空氣袋 150 與作爲可撓性構件之護環 160。空氣袋 150 係以形成內側壁部之樹脂片 151 與形成外側壁部之樹脂片 152 作積層，並將其周緣熔接而形成爲袋狀，內部具有脹縮空間 157。空氣袋 150 內側壁部之手腕側表面，係當作壓迫手腕之迫緊作用面 158 機能。護環 160 係位在空氣袋 150 之外側，其內周面與空氣袋 150 外側壁部之外表面以雙面膠帶 171 接合。

由空氣袋 150 具有從寬度方向(套圈 130A 裝套時，和手腕軸向相平行之方向)中的兩側端部朝向外側延伸之繫止部 152a。如第 6 圖所示，該繫止部 152a 係由：相積層之 2 片樹脂片 151、152 中，係令一方樹脂片 152 之一部分的寬度 W2 作成比另一方樹脂片 151 之寬度 W1 及護環 160 之寬度 W3 爲大的方式形成之。亦即，繫止部 152a 係如第 6 圖所示，將 2 片樹脂片 151、152 溶接成袋狀，接合於護環 160 之內周面後，藉由該等樹脂片 151 及樹脂片 152 之露出部分形成之。

如第 5 圖所示，該繫止部 152a 係以覆蓋護環 160 外周面一部分方式沿著護環 160 之端面折返，並用雙面膠帶 172 對護環 160 之外周面固定。亦即，繫止部 152a 係由空氣袋

150之兩側端部朝向護環160側折曲，並在位於比空氣袋150外側壁部之外表面的距離近的護環160側的外周面上，接合在護環160，藉此，乃成無法移動之固定。

如第6圖所示，把空氣袋150組裝於護環160之際，係把彎曲形狀之護環160以平面狀伸展，之後，把護環160作平面狀伸展狀態下，將空氣袋150安裝於護環160之內側，將繫止部152a折返。據此，繫止部152a折返時，令護環160以平面狀伸展，乃可提高組裝作業之作業性。

第7圖爲具有上述構成之本實施例血壓計用套圈在裝套於手腕後，令空氣袋膨脹之模式剖面圖。如第7圖所示，空氣袋150在膨脹之狀態下，因形成空氣袋150之外側壁部的樹脂片152外表面係接合於護環160，故空氣袋150乃主要藉由形成內側壁部之樹脂片151的伸張而膨脹。此際，以護環160所具之剛性及外側蓋142之伸張強度，因爲可限制空氣袋150朝外側之膨脹作用，故膨脹之空氣袋150係朝內側向手腕300壓迫。

此時，空氣袋150僅以膨脹所定之大小增加厚度而已。隨著此一厚度之增加，將有提高上述所生之橫移現象之虞。但是，依本實施例血壓計用套圈130A中，於空氣袋150之兩側端部設有繫止部152a，因該繫止部152a係固定在護環160之外周面，倘在蓋體140之外側蓋142施加和手腕300軸向相平行方向上的任何外力時，此一外力大部分將加諸於繫止部152a本身及繫止部152a與護環160的接著部，如第7圖之區域A所示，加諸於空氣袋150外側壁

部之外表面與護環 160 之內周面兩者接合部兩端的力量將大幅減輕，故難以產生橫移。又，上述先前之血壓計用套圈 130(參照第 26 圖)作用後，將可緩和來自護環 160 令空氣袋 150 剝離之此部分的力量，可達成防止該接合部可靠性之低下。因之，可獲得難以發生橫移，高可靠性之血壓計用套圈。又，把套圈狹小化後，亦可獲得高阻血性能。

又，設於空氣袋 150 之繫止部 152a 的大小、數量、形狀、構成繫止部 152a 之樹脂片等，並無特別限制。本實施例中，構成空氣袋之樹脂片中，係把樹脂片 152 之寬度擴大作爲例示，而把樹脂片 151 之寬度擴大亦可獲致相同效果。但是，依本實施例之血壓計用套圈 130A，繫止部 152a 最好是設在空氣袋 150 長方向之大致中央部。依此種構成，因爲空氣袋 150 長方向之大致中央部爲空氣袋 150 中最厚方向之膨脹區域，由於空氣袋 150 與護環 160 之寬度方向中難以發生位置移動，故可有效防止橫移現象。

(第 2 實施例)

第 8 圖爲第 2 實施例血壓計用套圈之概略剖面圖。又，與上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 相同部分以相同元件符號表示，並省略其說明。

如第 8 圖所示，本實施例血壓計用套圈 130B 之空氣袋 150，係使用 4 片樹脂片 151、152、153、154 形成爲袋狀，更具體而言，空氣袋 150 之形成係：把平面約成矩形之 2 片樹脂片 151、152 作積層，並將其周緣熔接而形成內部具有第 1 脹縮空間 157a 之第 1 袋體；再把平面約成矩形之

2片樹脂片153、154作積層，並將其周緣熔接而形成內部具有第2脹縮空間157b之第2袋體；復將該等第1袋體與第2袋體作積層，並在預定部位加以熔接，乃形成爲具有第1脹縮空間157a與第2脹縮空間157b之2層一體化之袋體。又，上述4片樹脂片中，第1袋體與第2袋體連接部之位置處，於2片樹脂片152、153之預定位置分別穿設以對應之開孔，在空氣袋150形成後，該等開孔爲連通第1脹縮空間157a與第2脹縮空間157b之連通孔159。

血壓計用套圈130B裝套於手腕後，樹脂片151係形成在內側之內側壁部。又，血壓計用套圈130B裝套於手腕後，樹脂片154係形成位在該內側壁部外側之外側壁部。空氣袋150內側壁部之手腕側的表面，係作爲用以壓迫手腕之迫緊作用面158機能。樹脂片152、153係爲了接合上述第1袋體與第2袋體而作熔接，位在該熔接部之外側、於寬度方向之兩端部構成空氣袋150之側壁部，且在熔接部之內側構成位於空氣袋150內部之連結部。側壁部在空氣袋150膨脹時當作在厚度方向伸張之襠部機能。又，連結部在空氣袋150由膨脹狀態移行於收縮狀態之際，可用以引導作爲襠部機能之側壁部確實的折疊於內側。

空氣袋150在寬度方向具有自兩側端部向外側延展之繫止部154a。該繫止部154a係由：積層之4片樹脂片151、152、153、154中，把位在最外側之樹脂片154一部分的寬度作成比其他樹脂片151、152、153之寬度及護環160

之寬度爲大而形成之。該繫止部 154a 係以覆蓋護環 160 外周面一部分之方式沿著護環 160 之端面折返，並用雙面膠帶 172 對護環 160 之外周面固定。

依此種構成狀況，與上述第 1 實施例同樣的，除了可獲得難以產生橫移、高可靠度之血壓計用套圈外，且套圈狹小化後，亦可獲得高阻血性能。

又，設於空氣袋 150 之繫止部 154a 的大小、數量、形狀、構成繫止部 154a 之樹脂片等並無特別限制。但是，本實施例血壓計用套圈 130B，亦基於上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 同樣理由，繫止部 154a 最好是設在空氣袋 150 長方向之大致中央部。

第 9 圖爲本實施例血壓計用套圈變形例之概略剖面圖。如第 9 圖所示，本變形例之血壓計用套圈 130C，係在積層之 4 片樹脂片 151、152、153、154 中，把位在由外側起第 2 片樹脂片 153 一部分之寬度作成比其他樹脂片 151、152、154 之寬度及護環 160 之寬度爲大而形成繫止部 153a，並把該繫止部 153a 以覆蓋護環 160 外周面一部分之方式沿著護環 160 之端面折返，利用雙面膠帶 172 固定於護環 160 之外周面，乃可防止發生橫移。

又，第 10 圖爲本實施例血壓計用套圈另一變形例之概略剖面圖。如第 10 圖所示，本變形例之血壓計用套圈 130D，係在積層之 4 片樹脂片 151、152、153、154 中，把位在最外側之樹脂片 154 及位在由外側起第 2 片樹脂片 153 之一部分的寬度作成比其他樹脂片 151、152 之寬度及護環

160之寬度爲大而形成繫止部153a、154a，並將該繫止部153a、154a以覆蓋護環160外周面的一部分方式沿著護環160之端面折返，使用雙面膠帶172固定於護環160之外周面，因而可防止橫移之發生。

據此，如第8圖～第10圖所示，把複數片樹脂片積層，空氣袋爲具有多層脹縮空間之多層空氣袋層時，積層之樹脂片中，任何的樹脂片均可用以形成繫止部。又，積層之樹脂片中，以複數樹脂片形成繫止部較佳，其間可作各種的變化(variation)。

(第3實施例)

第11圖爲血壓計用套圈第3實施例之概略剖面圖。又，與第1實施例血壓計用套圈130A相同部分以相同元件符號表示，並省略其說明。

如第11圖所示，本實施例之血壓計用套圈130E之空氣袋150，係使用6片樹脂片151、152、153、154、155、156形成爲爲袋狀。更具體而言，空氣袋150係把平面約成矩形之2片樹脂片151、152作積層，並將其周緣熔接而形成內部具有第1脹縮空間157a之第1袋體；再把平面約成矩形之2片樹脂片153、154作積層，並將其周緣熔接而形成內部具有第2脹縮空間157b之第2袋體；另把平面約成矩形之2片樹脂片155、156作積層，並將其周緣熔接而形成內部具有第3脹縮空間157c之第3袋體；接著，將該第1袋體、第2袋體及第3袋體作積層，並在所定部位予以熔接，乃形成3層一體化、具有第1脹縮空間157a、第2脹縮空間157b、第3脹縮空間157c之袋狀。又，上

述 6 片樹脂片中，位在第 1 袋體與第 2 袋體連接部之 2 片樹脂片 152、153，在預定位置上預先分別穿設對應之開孔，空氣袋 150 形成後，該等開孔乃成爲連通第 1 脹縮空間 157a 與第 2 脹縮空間 157b 之連通孔 159a。又，上述 6 片樹脂片中，位於第 2 袋體與第 3 袋體連接部之 2 片樹脂片 154、155，在預定位置上預先分別穿設對應之開孔，在空氣袋 150 形成後，該等開孔乃成爲連通第 2 脹縮空間 157b 與第 3 脹縮空間 157c 之連通孔 159b。

把血壓計用套圈 130E 裝套於手腕時，樹脂片 151 係形成位在內側之內側壁部。又，把血壓計用套圈 130E 裝套於手腕時，樹脂片 156 係形成位在該內側壁部外側之外側壁部。空氣袋 150 內側壁部之手腕側表面係作爲壓迫手腕之迫緊作用面 158 機能。樹脂片 152、153 係如上述、用以接合第 1 與第 2 袋體而施以熔接，位於該熔接部外側、於寬度方向之兩端部設有空氣袋 150 之側壁部，而熔接部內側處，空氣袋 150 之內部則設以連結部。且，樹脂片 154、155 係如上述，用以接合第 2 袋體與第 3 袋體而施以熔接，位於該熔接部外側，於寬度方向之兩端部設有空氣袋 150 之側壁部，而熔接部內側處，空氣袋 150 之內部則設以連結部。該種側壁部在空氣袋 150E 膨脹時，當作可在厚度方向伸張之襠部機能。又，該等連結部係在空氣袋 150E 由膨脹狀態移行於收縮狀態之際，可用以引導作爲襠部機能之側壁部確實的折疊於內側者。

空氣袋 150 具有自寬度方向之兩側端部朝外側延伸之繫止部 153a，該繫止部 153a 係藉由：在所積層之 6 片樹脂

片 151、152、153、154、155、156 中，把形成脹縮空間 157b 之樹脂片 153 的部分寬度作成比其他樹脂片 151、152、154、155、156 之寬度及護環 160 之寬度爲大而形成之。該繫止部 153a 係以覆蓋護環 160 外周面一部分之方式沿著護環 160 之端面折返，並利用雙面膠帶 172 固定於護環 160 之外周面。

依此種構成，與第 1 實施例同樣的，除了可獲得難以產生橫移且高可靠性之血壓計用套圈外，套圈狹小化後，亦可維持充分的阻血效能。倘把繫止部設在最外側之第 3 袋體的一部分上時，以兩側端部之繫止部對第 1 及第 2 袋體在寬度方向的拘束並不充份，較易發生橫移，而把繫止部設在最內側之第 1 袋體的一部分時，空氣袋 150 在寬度方向的兩側端部處，其於厚度方向的膨脹並不充份，故均無法對手腕充份的壓迫。

又，設於空氣袋 150 之繫止部 153a 的大小、數量、形狀、構成繫止部 153a 之樹脂片等並無特別限制。但是，依本實施例之血壓計用套圈 130E，繫止部 153a 最好是設在空氣袋 150 長方向之大致中央部，理由除了與第 1 實施例血壓計用套圈 130A 所述相同者外，亦基於以下理由。

通常，把手腕式血壓計之套圈裝套於手腕後，空氣袋長方向之大致中央部係在手腕之掌側部分。因該手腕之掌側部分皮下的腱部比手腕其他部分硬，倘如上述，把繫止部 153a 設於空氣袋 150 長方向之大致中央部時，比將繫止部 153a 設在其他部位，其對於動脈之壓迫阻血影響較小。因此，藉由設置之繫止部 153a 可將所生壓迫阻血之性能低

下的影響抑制到最小限度。

(第 4 實施例)

第 12 圖爲血壓計用套圈第 4 實施例之概略剖面圖。又，與上述第 1 實施例之血壓計用套圈 130A 相同部分以相同元件符號表示，並省略其說明。

如第 12 圖所示，本實施例之血壓計用套圈 130F，係把上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 之繫止部 152a 進一步在寬度方向延長，藉此將該繫止部 152a 沿著護環 160 之端面折返而位於護環 160 之外周面上，之後，把由空氣袋 150 兩側端部延設之該等一對繫止部 152a 在護環 160 之外周面彼此相重疊而形成之。因此，和上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 所不同者，係未把繫止部 152a 固定於護環 160，而係把該一對繫止部 152a 彼此用雙面膠帶 173 固定，依此，在血壓計用套圈 130F 寬度方向的剖面中，護環 160 係以樹脂片 152 圍著，亦即，一對之繫止部 152a 除了分別由空氣袋 150 之兩側端部朝向護環 160 側折曲外，亦在位於比空氣袋 150 外側壁部外表面之距離近的護環 160 側之護環 160 的外周面上相互接合，因而成爲無法移動之固定。

依此構成時，與第 1 實施例同樣的，可獲得難以產生移動且高可靠度之血壓計用套圈，且套圈狹小化後，亦可獲得高阻血性能。

又，空氣袋 150 所設繫止部 152a 之大小、數量、形狀、構成繫止部 152a 之樹脂片等均無特別限制。但是，本實施例之血壓計用套圈 130F，基於和上述第 1 實施例血壓計

用套圈 130A 同樣理由，繫止部 152a 設在空氣袋 150 長方向之大致中央部爲佳。

(第 5 實施例)

第 13 圖爲依本實施例之血壓計用套圈概略剖面圖，又，與上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 相同部分以相同元件符號表示，並省略其說明。

如第 13 圖所示，本實施例之血壓計用套圈 130G，係把設在空氣袋 150 兩側端部之繫止部 152a 未使用雙面膠帶固定於護環 160 之外周面，而係藉由壓板 182 固定者。更具體而言，如第 13 圖所示，除了把繫止部 152a 沿著護環 160 之端面折返而位於護環 160 之外周上，並使用以小螺絲 181 安裝在護環 160 外周面之壓板 182 把繫止部 152a 挾在與護環之外周面之間，依此，一對的繫止部 152a 係由空氣袋 150 之兩側端部分別向護環 160 側折曲，並以無法移動方式固定在比空氣袋 150 外側壁部外表面距離更接近之護環 160 側的護環 160 外周面上。

依此種構成，與上述第 1 實施例同樣的，可獲得難以產生橫移且爲高可靠度之血壓計用套圈，且套圈狹小化後，亦可獲得高阻血性能。

又，空氣袋 150 所設之繫止部 152a 之大小、數量、形狀、構成繫止部 152a 之樹脂片等並無特別限制。但是，依本實施例之血壓計用套圈 130G，基於與上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 同樣理由，繫止部 152a 最好設在空氣袋 150 長方向之大致中央部。

(第 6 實施例)

第 14 圖爲血壓計用套圈第 6 實施例之概略剖面圖。又，與上述第 1 實施例血壓計用套圈 130A 相同部分以相同元件符號表示，並省略其說明。

如第 14 圖所示，本實施例之血壓計用套圈 130H，係把設於空氣袋 150 兩側端部之繫止部 152a 在護環 160 之外周面上並未以雙面膠帶作固定，而係以立設於護環 160 外周面上之爪部 161 作固定。更具體而言，如第 14 圖所示，於繫止部 152a 之預定位置設以穴孔，把該繫止部 152a 沿著護環 160 之端面折返而位於護環 160 之外周面上，並將各自設在一對繫止部 152a 的上述孔掛在設於護環 160 外周面的一對爪部 161，藉此將繫止部 152a 固定在護環 160。即，一對繫止部 152a 係從空氣袋 150 兩側端部各自朝向護環 160 側折曲，並把護環 160 以無法移動方式固定於比空氣袋 150 外側壁部外表面之距離近的護環 160 側的護環 160 外周面上。

依該種構成，和上述第 1 實施例同樣的，可獲得難以產生橫移現象及高可靠性之血壓計用套圈，且套圈狹小化後，亦可獲得高阻血性能。

又，設於空氣袋 150 之繫止部 152a 的大小、數量、形狀、構成繫止部 152a 之樹脂片等並無特別限制。但是，依本實施例之血壓計用套圈 130H，與上述第 1 實施例之血壓計用套圈 130A 同樣理由，繫止部 152a 最好是設在空氣袋 150 長方向之大致中央部。

第 15 圖爲血壓計用套圈變形例之概略剖面圖，依本變形例之血壓計用套圈 130I，係在上述本實施例之血壓計用

套圈 130H 中，把設在護環 160 外周面上之一對爪部 161 予以共有化而當作 1 個爪部 162，將各自裝設在一對繫止部 152a 的上述孔卡合在該爪部 162，藉此令繫止部 152a 固定於護環 160，因而可防止橫移之發生。

又，在上述第 1 實施例中，係把複數片樹脂片作積層並加以熔接而形成爲空氣袋作爲例示說明，但不一定非使用複數片樹脂片不可，亦可使用一片筒狀之樹脂片形成空氣袋，此狀況亦適用本發明。

又，上述第 1 實施例中，係舉利用雙面膠帶把護環接合於空氣袋爲例示說明，但並非必須利用接合等之方式將該等固定，亦可利用其他方式作固定，或亦可用完全不固定之方式。

又，上述第 1 實施例中，係舉示被測定部位假定爲手腕之手腕式血壓計，且將本發明應用在該手腕式血壓計的血壓計用套圈爲例說明，但本發明亦適用於上腕式、或手指式等形式之血壓計用套圈。

(第 2 實施形態)

第 16 圖爲將本發明第 2 實施例之脈波計裝套於身體後之狀態下的斜視圖，第 17 圖爲第 16 圖之脈波計概略剖面圖。又，第 18 圖爲本實施例脈波計之感知器單元斜視圖。

如第 16 圖及第 17 圖所示，本實施例中之脈波計 200 具備：感知器單元 230，具有屬感壓部之半導體壓力感知器係配置成矩陣狀之半導體晶片 236；固定台 220 及固定帶 221、222，係用以固定身體姿勢之固定用具；及個人電腦 280(參照第 19 圖)。

感知器單元230由具有半導體晶片236之殼體231及把該殼體231以滑動自如方式支持之座體232所形成。當作按壓構件、屬於流體袋之空氣袋250係內藏於殼體231之內部，上述之半導體晶片236係組裝在該空氣袋250之下面。如第18圖所示，殼體231下面設有開口，空氣袋250膨脹時，半導體晶片236係藉由該開口下降，在測定時，半導體壓力感知器係按壓於手腕300之表面。又，如第18圖所示，半導體晶片236覆蓋有保護蓋238以防止破損。

如第16圖及第17圖所示，固定台220係一種：上面具有凹部222a的箱形台，由被驗者之肘部裝套於手腕時，可載置在腕部，其內部具有作爲脹縮部214(參照第19圖)之加壓泵202、負壓泵203、及切換閥204。此外，固定台220內部則配置有控制該等脹縮部214之控制電路205。

固定台220之前面，設以輸出入端子，藉由USB線纜等之通信線纜之連接使固定台220內部之控制電路205與個人電腦280可作通信。又，感知器單元230與固定台220係藉由信號線纜218與空氣管219(參照第18圖)連接。又，感知器單元230與固定台220則藉具有可撓性之固定帶221、222連結。

以上構成之脈波計200中，如第16圖及第17圖所示，由肘部套入手腕時將腕部載置在固定台220之凹部220a，利用固定帶221、222把感知器單元230固定於載置之腕部的手腕部，脈波計200仍可對身體施行裝套。之後，藉由內藏在感知器單元230內之空氣袋250的膨脹，令安裝

在空氣袋 250 下面之半導體晶片 236 按壓對應位置之手腕的橈骨動脈 353，實行脈波之檢出。

第 19 圖爲本實施例脈波計之構成方塊圖。如第 19 圖所示，感知器單元 230 中設有：半導體晶片 236，其含有用於檢出脈壓之膜片與由電阻橋接電路所形成之複數個半導體壓力感知器；多工器 207，係把該等複數個半導體壓力感知器所輸出之複數個電壓信號作分時多工，並作爲選擇性的導出之信號抽出部；及空氣袋 250，係用以把半導體壓力感知器按壓在手腕上，並可作加壓調整。

固定台 220 設有：加壓泵 202，用以對空氣袋 250 之內壓加壓；負壓泵 203，係用於減壓；切換閥 204，用以選擇性切換連接加壓泵 202 及負壓泵 203 中之一者至空氣袋管 219；控制電路 205，用以控制該等加壓泵 202、負壓泵 203、及切換閥 204 之動作；及 A/D(類比/數位)變換器 208，係用以把來自感知器單元 230 所導出之輸出信號變換爲數位資料之 A/D 變換部。又，該加壓泵 202、負壓泵 203、及切換閥 204 係當作令作爲流體袋之空氣袋 250 脹縮的脹縮部機能。

個人電腦(PC)280 具有：CPU 209，係作爲運算處理部，實行含有爲了把脈波計 200 作集中控制之運算等各種運算處理；ROM(唯讀記憶體)210 及 RAM(隨機存取記憶體)211，用於記憶控制脈波計 200 之資料及程式；操作部 212，用以把來自外部、可作操作之各種資料加以作輸入之操作；及顯示部 213，用以把脈波測定結果等各種資訊作外部輸出而以 LCD 等形成作爲顯示。又，上述之 CPU 209 爲

一種脈波計測部機能，依據藉由作爲感壓部之半導體壓力感知器所感知的壓力資訊計測脈波。

第20圖爲本實施例脈波計中，用以測定脈波之處理順序流程圖，依據該流程圖之程式，該程式實行時參照之資料等，已事先儲存於ROM 210或RAM 211中，CPU 209係適當參考該資料而讀出程式進行脈波測定處理。

首先，使用者把電源開關(圖中未示)ON時，因爲CPU 209對控制電路205作出驅動負壓泵203之指示，控制電路205乃依此一指示把切換閥204切換至負壓泵203側，將負壓泵203驅動(步驟S201)。

負壓泵203被驅動後，因爲藉由切換閥204使空氣袋250之內壓產生比大氣壓力低下甚多之作用，半導體晶片236乃移動於感知器單元230內之上方，結果，可避免半導體236因不小心而突出之誤動作或故障等。

之後，使用者把感知器單元230以例如第16圖之方式裝套於手腕上，並按壓啓動按鈕(圖中未示)使其ON時，判定半導體晶片236是否移動，亦即，判定感知器單元230之殼體231是否沿著滑移溝在手腕表面上之位置作滑移之移動(步驟S202)。在感知器單元230之框體內，設有圖中未示、用於檢知滑移移動之微開關，CPU 209即依據該微開關的檢出信號判定半導體晶片236是否有移動。

倘未判定爲移動時(步驟S202中之"否")，即反回步驟S201之處理，而判定爲有移動時(步驟S202中之"是")，因CPU 209對控制電路205發出驅動加壓泵202之指示，故控制電路205根據該指示把切換閥204切換至加壓泵202

之側令加壓泵 202 驅動(步驟 S203)。依此，空氣袋 250 之內壓即上升，半導體晶片 236 向手腕下降，半導體晶片 236 乃按壓於手腕之表面。

半導體晶片 236 按壓於手腕之表面時，來自半導體壓力感知器之電壓信號的壓力資訊藉由多工器 207 導出，以 A/D 變換器 208 變換爲數位資訊賦與 CPU 209。CPU 209 依據該等數位資訊作成血壓表(tonogram)在顯示部 213 顯示(步驟 S204)。

其次，CPU 209 因依據來自半導體壓力感知器所輸入之壓力資訊而檢出脈波，故算出以空氣袋 250 作按壓之按壓準位的變動量，並把所算出之變動量和可檢出脈波之預定變動量作比較(步驟 S205)。比較結果，倘所算出之變動量滿足預定變動量時，即判定爲了檢出脈波之空氣袋內的壓力條件爲已滿足(步驟 S206 中之"是")。而如爲未滿足時，以加壓泵 202 對空氣袋 250 繼續加壓，在滿足了空氣袋內之壓力條件前，反複步驟 S205 及步驟 S206 之處理。

滿足了空氣袋內之壓力條件下(步驟 S206 中之"是")，將加壓泵 202 作調整使空氣袋 250 對半導體壓力感知器之按壓準位成爲可作脈波檢出之最佳準位(步驟 S207)。

空氣袋 250 已作最適當壓力調整下，半導體壓力感知器輸出之壓力資訊，亦即橈骨動脈之脈波的波形資料，藉由多工器 207 及 A/D 變換器 208 轉送於 CPU 209(步驟 S208)。

CPU 209 受理波形資料，依所受理之波形資料檢出脈波。受理了波形，在判定已成立了脈波檢出終了之預定條

件前，係反複步驟 S208 之脈波資料的轉送處理。又，根據所受理之波形作脈波檢出處理爲公知之順序，故省略其說明。

脈波檢出終了之預定條件成立了時(步驟 S209 中之"是")，CPU 209 藉由切換閥 204 控制令負壓泵 203 驅動(步驟 S210)。依此，解開半導體晶片 236 對手腕之按壓狀態，一連串之脈波檢出處理即終了。

CPU 209 係把所檢出之脈波資訊藉由顯示部 213 等輸出於外部。又，脈波之資訊最好是利用 AI(增大指數，Augmentation index)之算出並把所算出之 AI 輸出之。

第 21 圖爲本實施例脈波計之感知器單元的殼體剖面圖。又，第 22 圖爲該殼體之模式分解圖。如第 21 圖及第 22 所示，本實施例中、脈波計 200 之感知器單元 230 的殼體 231，具有下殼 231a 與上殼 231b。下殼 231a 具有板狀形成之基部 239，空氣袋 250 係固定於該基部 239。空氣袋 250 具有：下側壁部 251，含有壓迫手腕之迫緊作用面 258；及上側壁部 252，係位於該下側壁部 251 之相反側；內部並具有脹縮空間 257。基台 237 係以銷件 244 裝設於空氣袋 250 之迫緊作用面 258，半導體晶片 236 則固定於該基台 237 之下面。又，半導體晶片 236 以保護蓋 238 罩覆。

空氣袋 250 之兩側端部設有繫止部 252a。繫止部 252a 係沿著下殼 231a 之基部 239 的端面折曲，朝向位於與對向於基部 239 之空氣袋 250 的第 1 主面(基部 239 之下面)、相反側之第 2 主面(基部 239 之上面)上延伸。於繫止部 252a

之預定位置開設有孔穴 252a1，立設在基部 239 上面之爪部 239a 可和該孔穴 252a1 卡合。此外，繫止部 252a 係在繫止之基部 239 的上面，由上方設以壓板 240，以小螺絲 242 把壓板 240 固定在基部 239，依此，繫止部 252a 即無法移動地固定在基部 239 之上面上。又，壓板 240 設有供爪部 239a 插通之孔穴 240a。

在以上構成之脈波計中，與上述第 1 實施例之血壓計同樣的，可實現具有難以橫移之空氣袋的構成，因此，使測定脈波用之空氣袋膨脹，令半導體感知器以一定量下降對身體按壓時，亦不產生橫移現象，而可提供一種以穩定的感壓面對人體按壓之脈波計。因之，可獲得高可靠度且高精確度之脈波計。

上述之第 1 及第 2 實施例中，係把任何一個繫止部加以折返，並在基部(相當於血壓計用套圈之護環)之第 2 主面(相當於血壓計用套圈之外周面)上作無法移動式之固定，以上述作爲例示說明，但並非局限僅爲此種構成，倘基部在厚度方向上具有預定的大小時，亦可固定在基部之端面。無論任何一種，倘繫止部係由空氣袋與基部之交界部朝向基部側折曲，且繫止部係以無法移動方式固定於比該交界部之距離近的基部側的區域時，亦可獲得本發明目的之防止橫移效果。

本發明業已詳細說明如上，但僅爲例示，並非限制僅如所陳，發明之精神和範圍僅根據附件之申請專利範圍而受限，其理至明。

【圖式簡單說明】

第 1 圖爲本發明第 1 實施例之血壓計外觀斜視圖。

第 2 圖爲本發明第 1 實施例中之血壓計用套圈的內部構造縱剖面圖。

第 3 圖爲本發明第 1 實施例之血壓計構成方塊圖。

第 4 圖爲本發明第 1 實施例血壓計之血壓測定處理流程圖。

第 5 圖爲依本發明第 1 實施例之血壓計用套圈、沿第 2 圖之 V-V 線之概略剖面圖。

第 6 圖爲內包於第 5 圖之血壓計用套圈之空氣袋及護環的組裝構造模式分解圖。

第 7 圖爲把第 5 圖所示血壓計用套圈裝套於手腕，令空氣袋膨脹狀態時之模式剖面圖。

第 8 圖爲依據本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 2 實施例概略剖面圖。

第 9 圖爲依據本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 2 實施例變形例概略剖面圖。

第 10 圖爲依據本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 2 實施例另一變形例概略剖面圖。

第 11 圖爲依本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 3 實施例概略剖面圖。

第 12 圖爲依本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 4 實施例概略剖面圖。

第 13 圖爲依本發明第 1 實施例之血壓計用套圈第 5 實

施例概略剖面圖。

第14圖爲依本發明第1實施例之血壓計用套圈第6實施例概略剖面圖。

第15圖爲依本發明第1實施例之血壓計用套圈第6實施例變形例概略剖面圖。

第16圖爲本發明第2實施例之脈波計裝套於身體狀態斜視圖。

第17圖爲第16圖所示狀態之脈波計概略剖面圖。

第18圖爲本發明第2實施例之脈波計中的感知器單元斜視圖。

第19圖爲本發明第2實施例之脈波計構成方塊圖。

第20圖爲本發明第2實施例之脈波計中，用以測定脈波處理順序流程圖。

第21圖爲本發明第2實施例中，脈波計之感知器單元的殼體剖面圖。

第22圖爲第21圖所示之殼體模式分解圖。

第23圖爲把一般型手腕式血壓計裝套於被測定部位的手腕狀態模式圖。

第24圖爲沿第23圖所示血壓計用套圈XXIV-XXIV線模式剖面圖。

第25圖爲在第23圖所示測定狀態中，發生手腕式血壓計用之套圈橫移現象的模式圖。

第26圖爲沿第25圖之血壓計用套圈及手腕之XXVI-XXVI線模式剖面圖。

【主要元件符號說明】

100	血壓計
110	裝置本體
111、213	顯示部
112	操作部
113、209	CPU
114	記憶部
115	電源部
120	配管
121	血壓測定用氣體系統
122	壓力感知器
123	泵
124	閥
125	振盪電路
126	泵驅動電路
127	閥驅動電路
130	套圈
130A、130B、130C	套圈
130D、130E、130F	套圈
130G、130H、130I	套圈
140	蓋體
141	內側蓋
142	外側蓋
150	空氣袋

151～156	樹脂片
152a、154a	繫止部
153a、252a	繫止部
157、157a、157b	脹縮空間
157c、257	脹縮空間
158、258	迫緊作用面
159、159a	連通孔
160	護環
165、166	面狀繫止部
171、172、173	雙面膠帶
182、240	壓板
190	露出部分
200	脈波計
202	加壓泵
203	負壓泵
204	切換閥
205	控制電路
207	多工器
208	A/D 變換器
210	ROM
211	RAM
212	操作部
214	脹縮部
219	空氣袋管

220	固定台
220a	凹部
221、222	固定帶
230	感知單元
231	殼體
231a	下殼
231b	上殼
232	座體
236	半導體晶片
237	基台
238	保護蓋
239	基部
240a、252a1	孔穴
242、244	銷
250	空氣袋
251	下側壁部
252	上側壁部
300	手腕
161、162、239a	爪部

五、中文發明摘要：

一種屬於身體資訊測定裝置之血壓計所具備之用以作爲身體迫緊裝置之血壓計用套圈(130A)，係具有空氣袋(150)及以環狀捲繞於空氣袋(150)外側之護環(160)。空氣袋(150)在寬度方向之兩側端部具有繫止部(152a)，該繫止部(152a)係沿著護環(160)之端面朝向護環(160)側折曲，並固定在護環(160)之外周面。依該種構成，該身體迫緊裝置及具備該身體迫緊裝置之身體資訊測定裝置乃可防止橫移現象之發生。

六、英文發明摘要：

A cuff (130A) as a living body pressing apparatus provided for a blood pressure monitor as a living body information measuring apparatus includes an air bag (150) and a curled elastic member (160) wound annularly around an outer side of the air bag (150). The air bag (150) has an engagement portion (152a) at each side end portion in the width direction. The engagement portion (152a) is folded along the end face of the curled elastic member (160) toward the curled elastic member (160), and secured to the outer peripheral surface of the curled elastic member (160). With this configuration, it is possible to provide a living body pressing apparatus capable of preventing occurrence of lateral displacement, and a living body information measuring apparatus provided with the living body pressing apparatus.

十、申請專利範圍：

1.一種血壓計用套圈，具備有：流體袋，係依流體之出入而脹縮；及可撓性構件，其構成爲藉由以環狀捲繞於該流體袋之外側而在徑向上可彈性變形；

該流體袋具有：內側壁部，在捲套於身體後之狀態中係位於內側；外側壁部，係位在該內側壁部之外的外側處；及繫止部，係在該流體袋之寬度方向中由側端部延伸；

該繫止部係由該側端部朝向該可撓性構件側折曲，同時以無法移動之方式固定於比該外側壁部的外表面之距離近的該可撓性構件側。

2.如申請專利範圍第 1 項之血壓計用套圈，其中該繫止部係分別在該流體袋寬度方向上之兩側端部上設置 1 處以上。

3.如申請專利範圍第 1 項之血壓計用套圈，其中該可撓性構件係由含有對向於該流體袋之內周面、及位在該內周面相反側之外周面的板狀構件所形成；

該繫止部係由該側端部朝向該可撓性構件之該外周面折曲，並以無法移動之方式固定於該外周面上。

4.如申請專利範圍第 3 項之血壓計用套圈，其中該繫止部係固定於該可撓性構件之外周面。

5.如申請專利範圍第 3 項之血壓計用套圈，其中分別設於該流體袋寬度方向上之兩側端部的該繫止部彼此，係相重疊固定於該外周面上。

6.如申請專利範圍第 1 項之血壓計用套圈，其中該流體袋係以複數片作積層並將其周緣予以接合而形成而在內部形成有空間；

該繫止部則係藉著將該等複數片中之至少 1 片的周緣朝向外側延伸而形成。

7.如申請專利範圍第 1 項之血壓計用套圈，其中該繫止部係位在該流體袋之長方向之大致中央部。

8.一種血壓計，具備有：

含有依流體之出入作脹縮之流體袋，及藉由以環狀捲繞於該流體袋外側而在徑方向可彈性變形之可撓性構件之血壓計用套圈；

令該流體袋脹縮之脹縮部；

感知該流體袋內壓力之壓力感知部；及

根據該壓力感知部所感知之壓力資訊來算出血壓值之血壓值算出部；

該流體袋具有：在捲裝於身體狀態時位於內側之內側壁部、位在該內側壁部之外側的外側壁部、及由該流體袋寬度方向中之側端部延伸的繫止部；

該繫止部係由該側端部朝向該可撓性構件側折曲，並以無法移動之方式固定於比該外側壁部外表面之距離近的該可撓性構件中。

9.一種身體迫緊裝置，具有：迫緊身體之表面之迫緊作用面的流體袋；及位在該迫緊作用面相反側，且沿著該流體袋之主面配置之基部；

該流體袋具有由該流體袋之側端部延伸之繫止部；

該繫止部係由該流體袋之側端部朝向該基部側折曲，並以無法移動之方式固定於比位在該迫緊作用面之相反側的該流體袋主面之距離近的該基部側。

10.如申請專利範圍第9項之身體迫緊裝置，其中該基部係由含有對向於該流體袋之第1主面，及位在該第1主面相反側之第2主面的板狀構件所形成；

該繫止部係自該流體袋之側端部朝向該基部之該第2主面上折曲而繫止在該第2主面上。

11.一種身體資訊測定裝置，具備有：

身體迫緊裝置，係含有：包含用以迫緊身體之表面的迫緊作用面之流體袋，及沿著位於該迫緊作用面相反側之該流體袋的主面配置之基部；

使該流體袋脹縮的脹縮部；

感知該流體袋內之壓力的壓力感知部；及

根據該壓力感知部所感知之壓力資訊來算出血壓值之血壓值算出部；

該流體袋具有自該流體袋之側端部延伸的繫止部；

該繫止部係自該流體袋之側端部朝向該基部側折曲，並以無法移動之方式固定於比位在該迫緊作用面相反側之該流體袋主面之距離近的該基部側。

12.一種身體資訊測定裝置，具備有：

身體迫緊裝置，含有：包含迫緊身體的表面之迫緊作用面的流體袋，及沿著位在該迫緊作用面相反側之該

流體袋主面作配置之基部；

感壓部，係設在該流體袋之該迫緊作用面上；

脹縮部，用以令該流體袋脹縮；及；

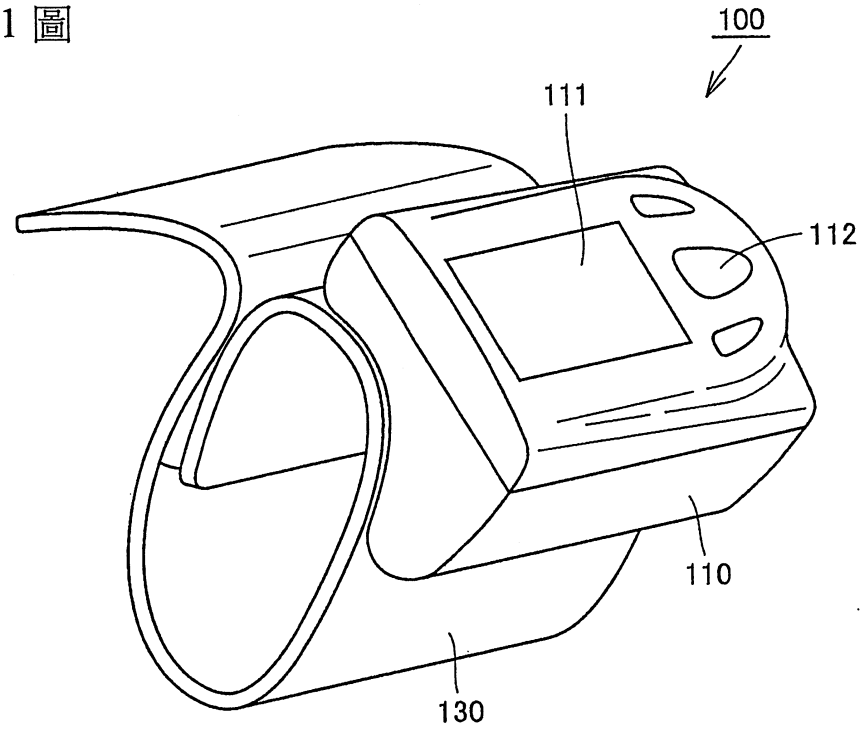
脈波測量部，係根據該感壓部所感知之壓力資訊來測量脈波；

該流體袋具有自該流體袋之側端部延伸的繫止部；

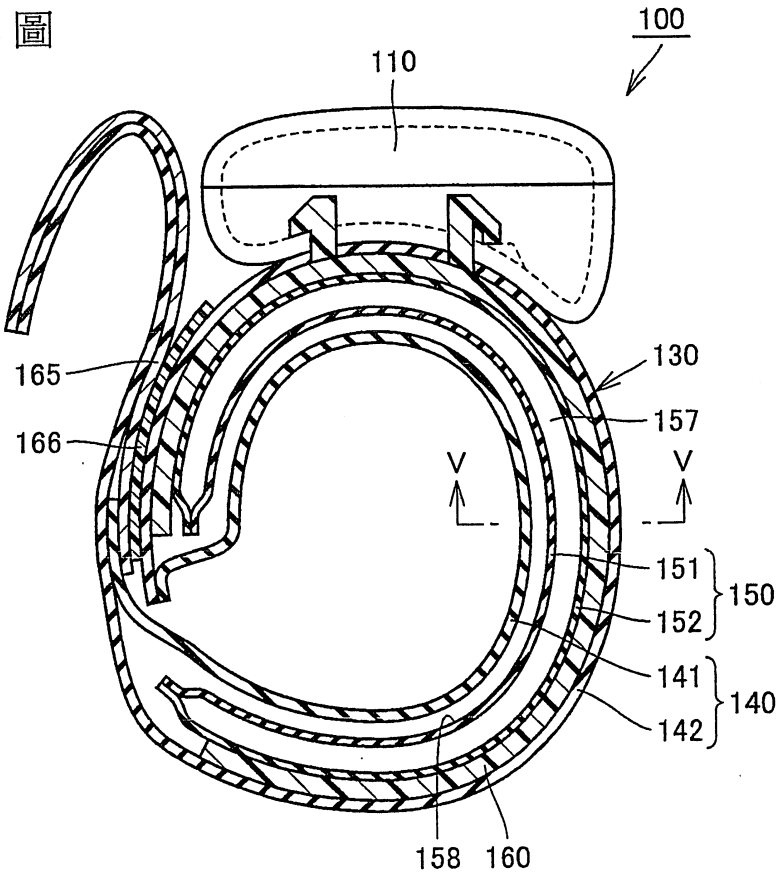
該繫止部係自該流體袋之側端部朝向該基部側折曲，並以無法移動之方式固定於比位在該迫緊作用面相反側之該流體袋主面之距離近的該基部側。

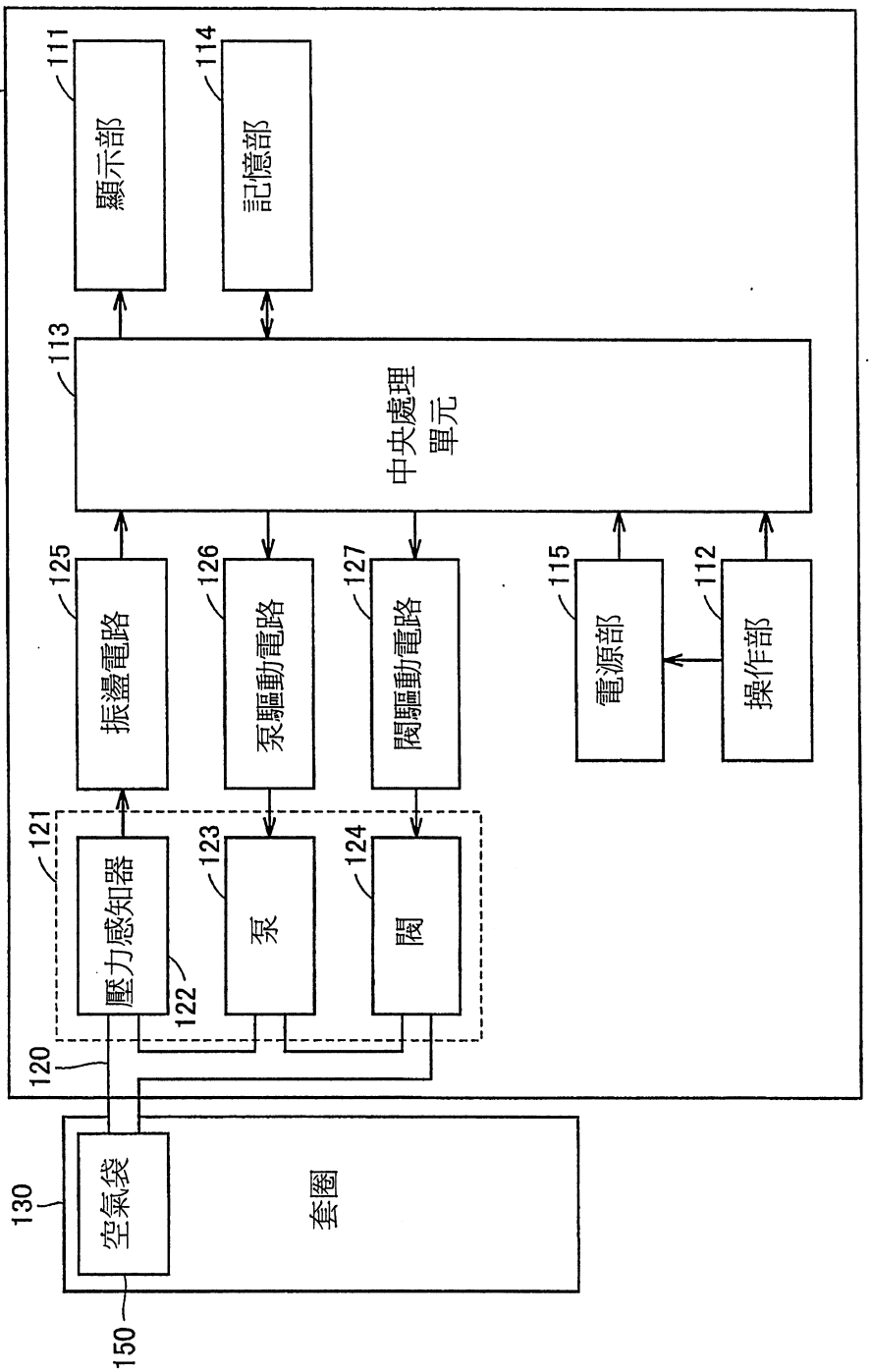
十一、圖式：

第 1 圖


100
111
112
110
130

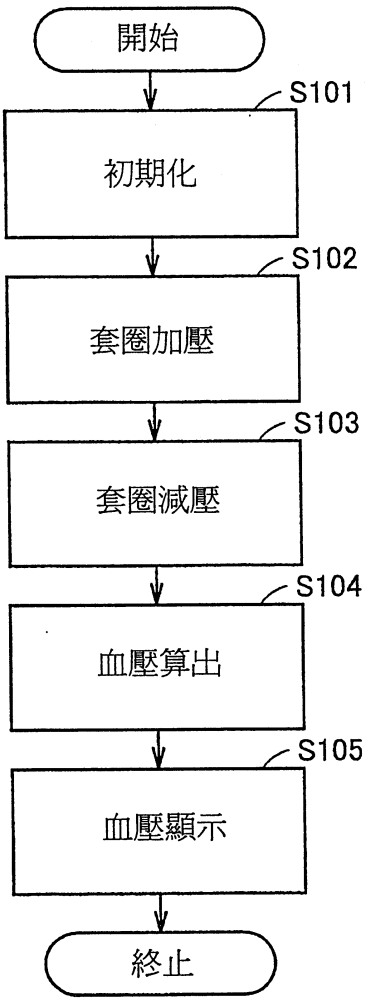
第 2 圖


100
110
165
166
130
157
V
V
151
152
150
141
142
140
158
160

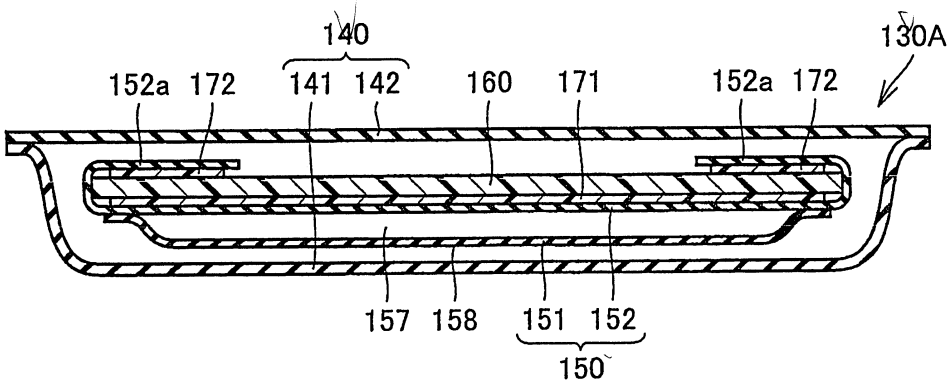

100
110
111
顯示部
114
記憶部
113
中央處理單元
125
振盪電路
126
泵驅動電路
127
閥驅動電路
115
電源部
112
操作部
121
壓力感知器
122
123
泵
124
閥
120
130
空氣袋
套圈
150

第 3 圖

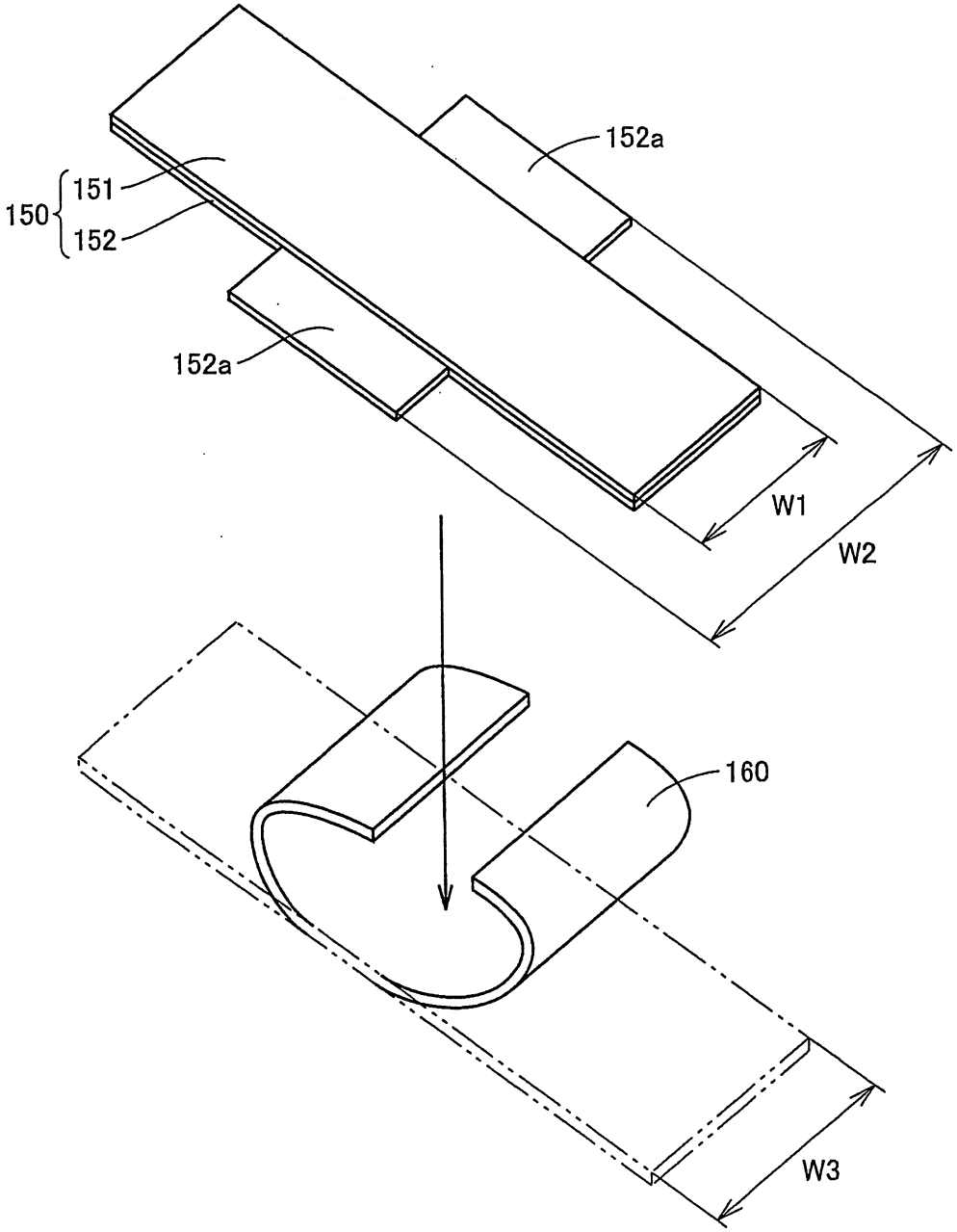
第 4 圖


開始
S101
初期化
S102
套圈加壓
S103
套圈減壓
S104
血壓算出
S105
血壓顯示
終止

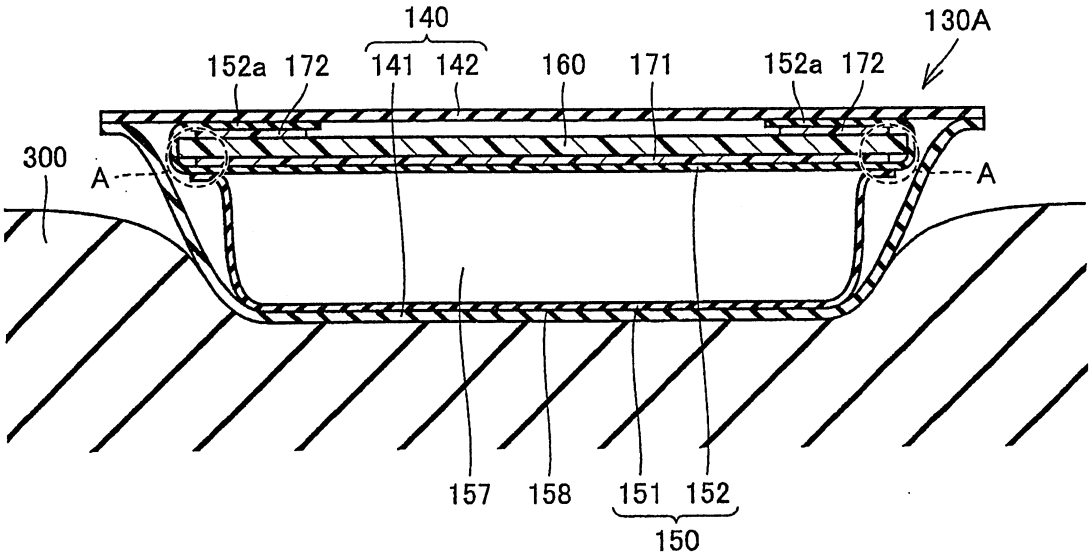
第 5 圖


140
130A
152a
172
141
142
160
171
152a
172
157
158
151
152
150

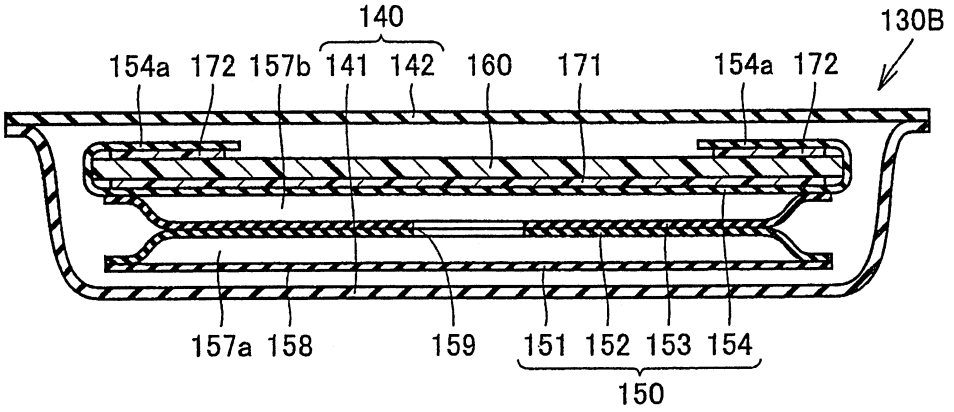
第 6 圖



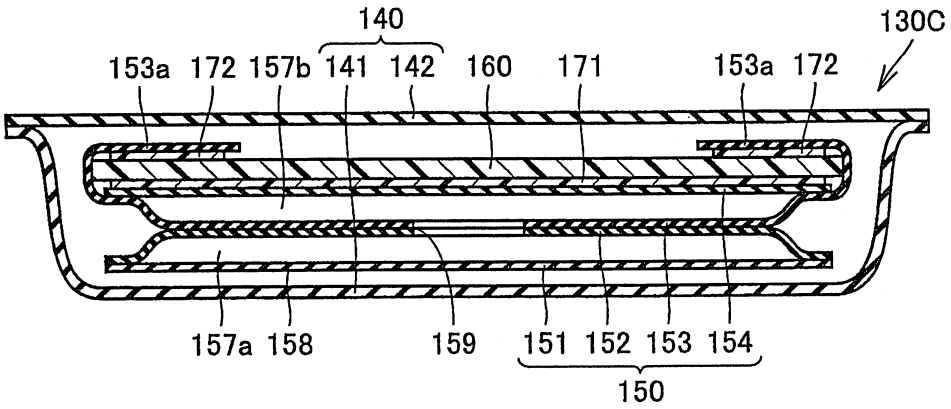
第 7 圖


140
130A
152a
172
141
142
160
171
152a
172
300
A
A
157
158
151
152
150

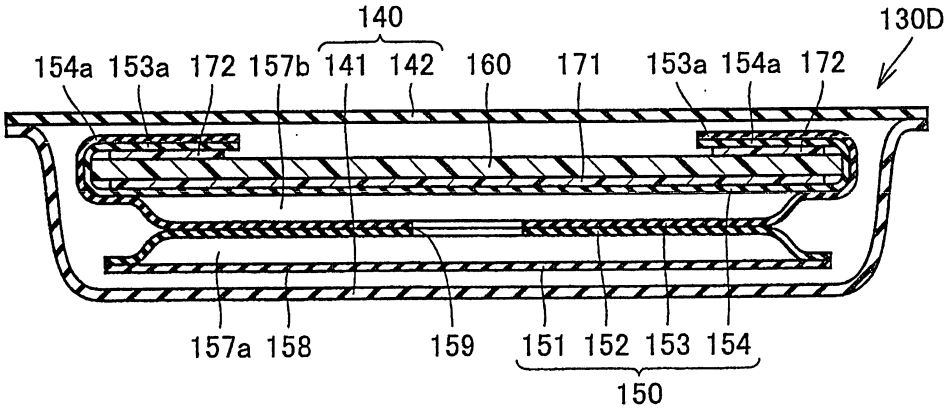
第 8 圖


140
130B
154a 172 157b 141 142 160 171 154a 172
157a 158 159 151 152 153 154
150

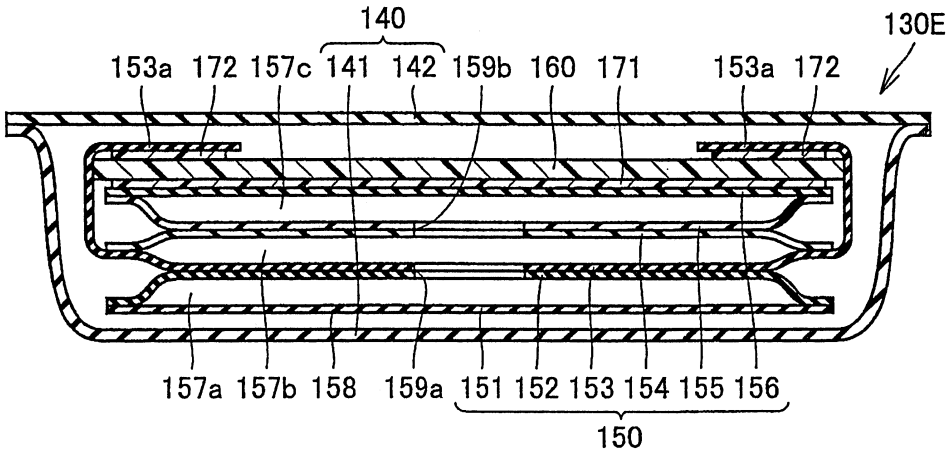
第 9 圖


140
130C
153a 172 157b 141 142 160 171 153a 172
157a 158 159 151 152 153 154
150

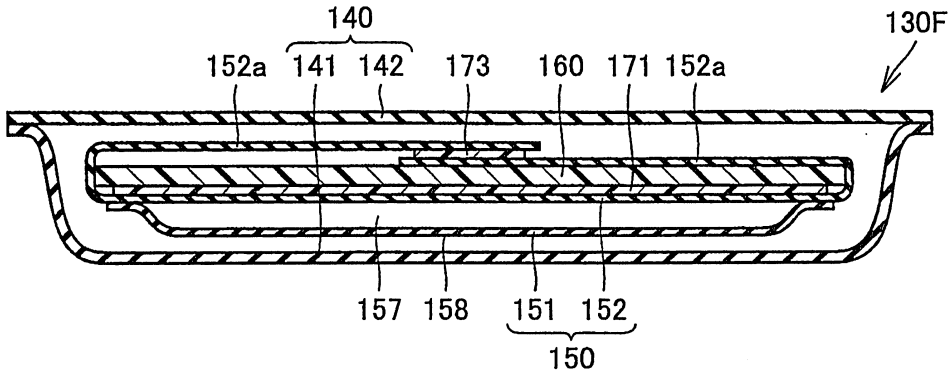
第 10 圖


140
130D
154a 153a 172 157b 141 142 160 171 153a 154a 172
157a 158 159 151 152 153 154
150

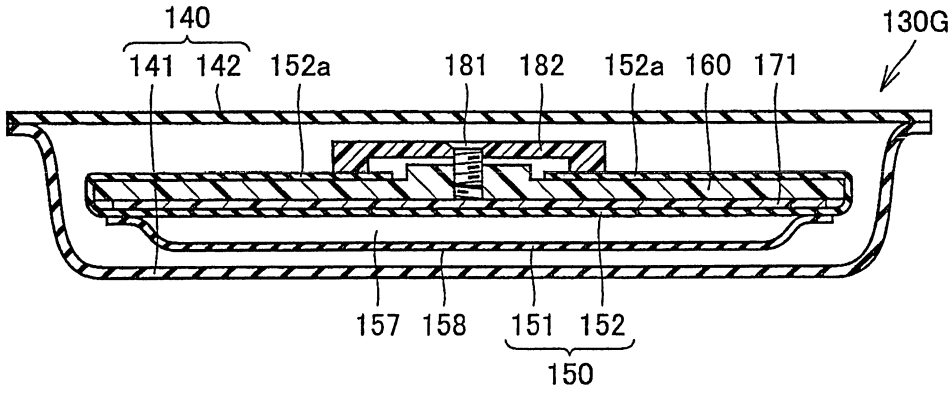
第 11 圖



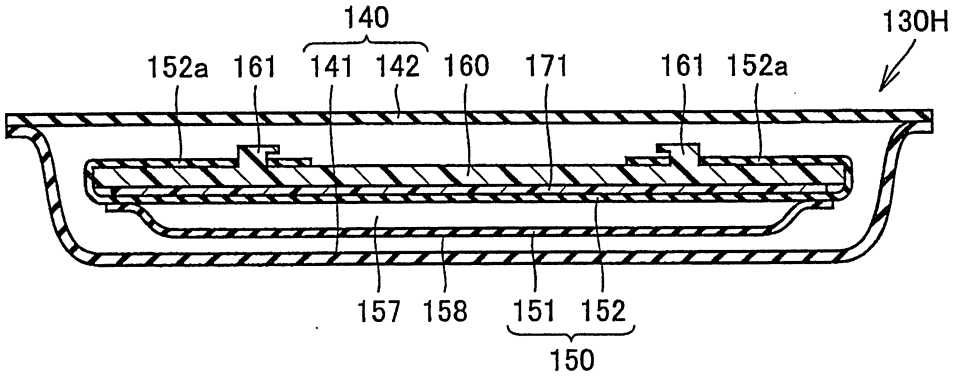
第 12 圖



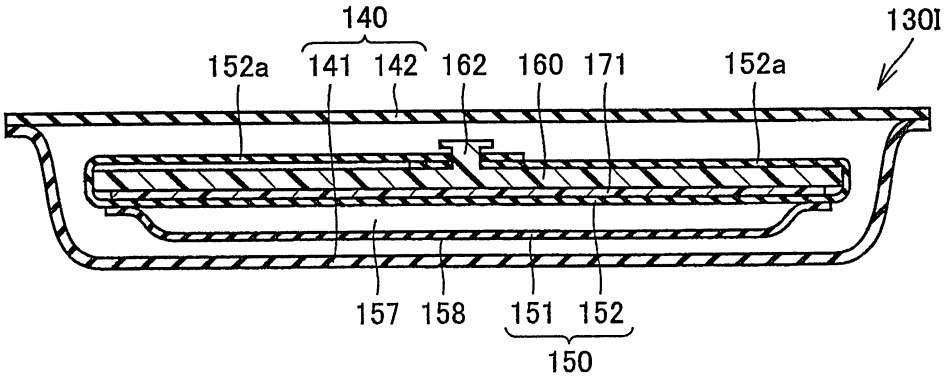
第 13 圖



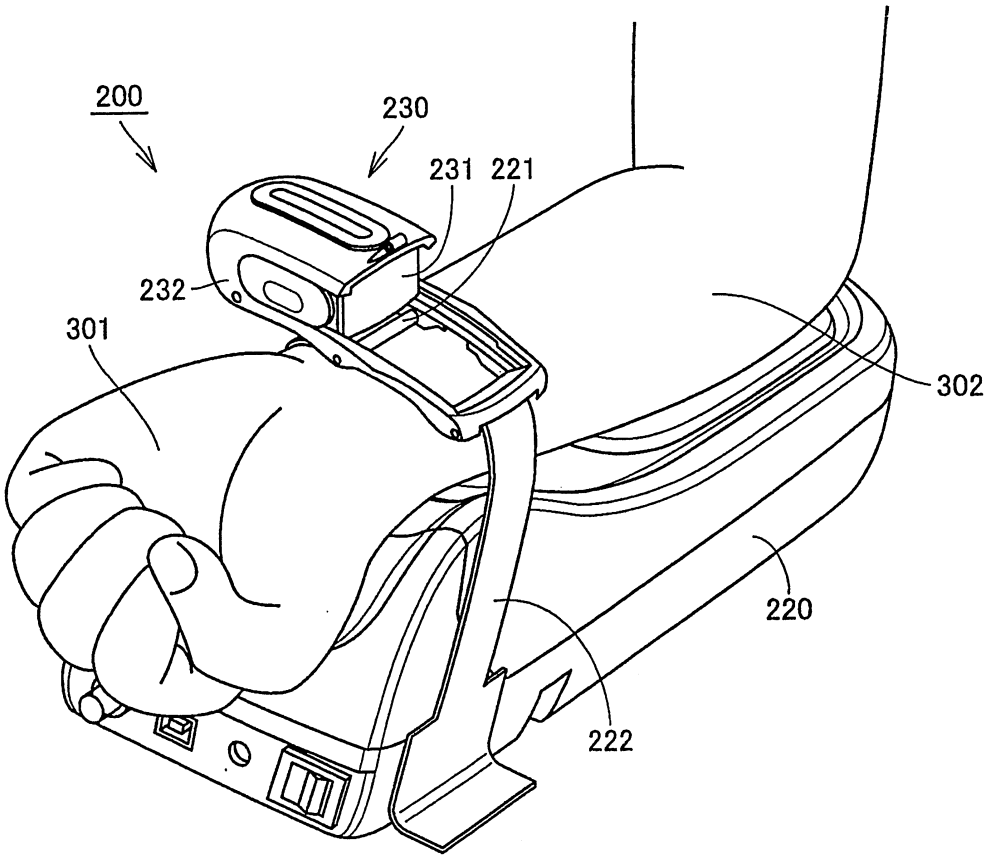
第 14 圖


140
130H
152a
161
141
142
160
171
161
152a
157
158
151
152
150

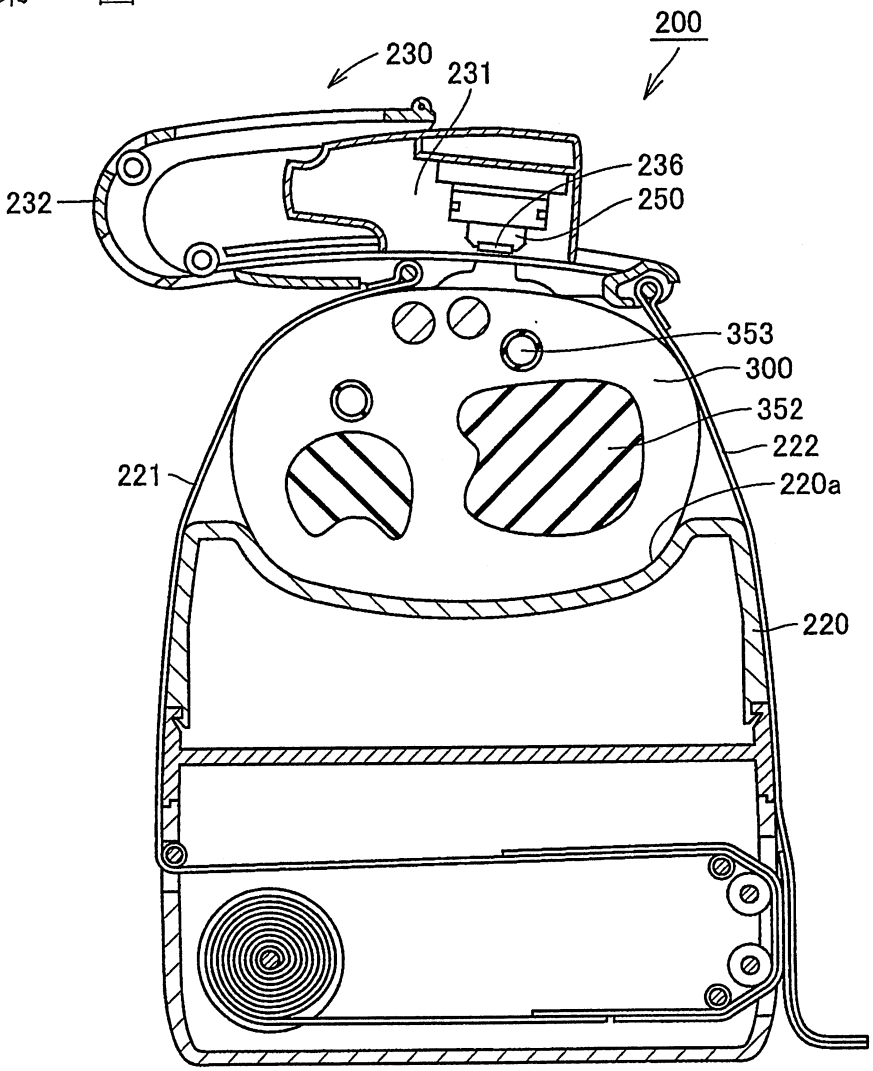
第 15 圖


140
130I
152a
141
142
162
160
171
152a
157
158
151
152
150

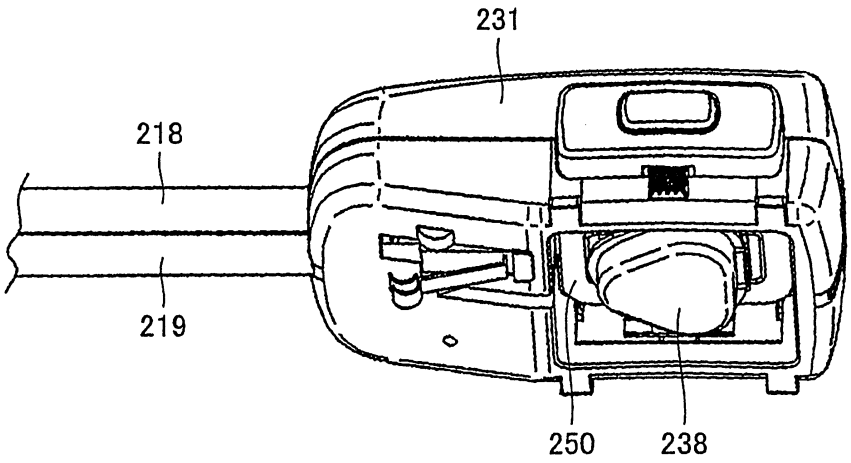
第 16 圖

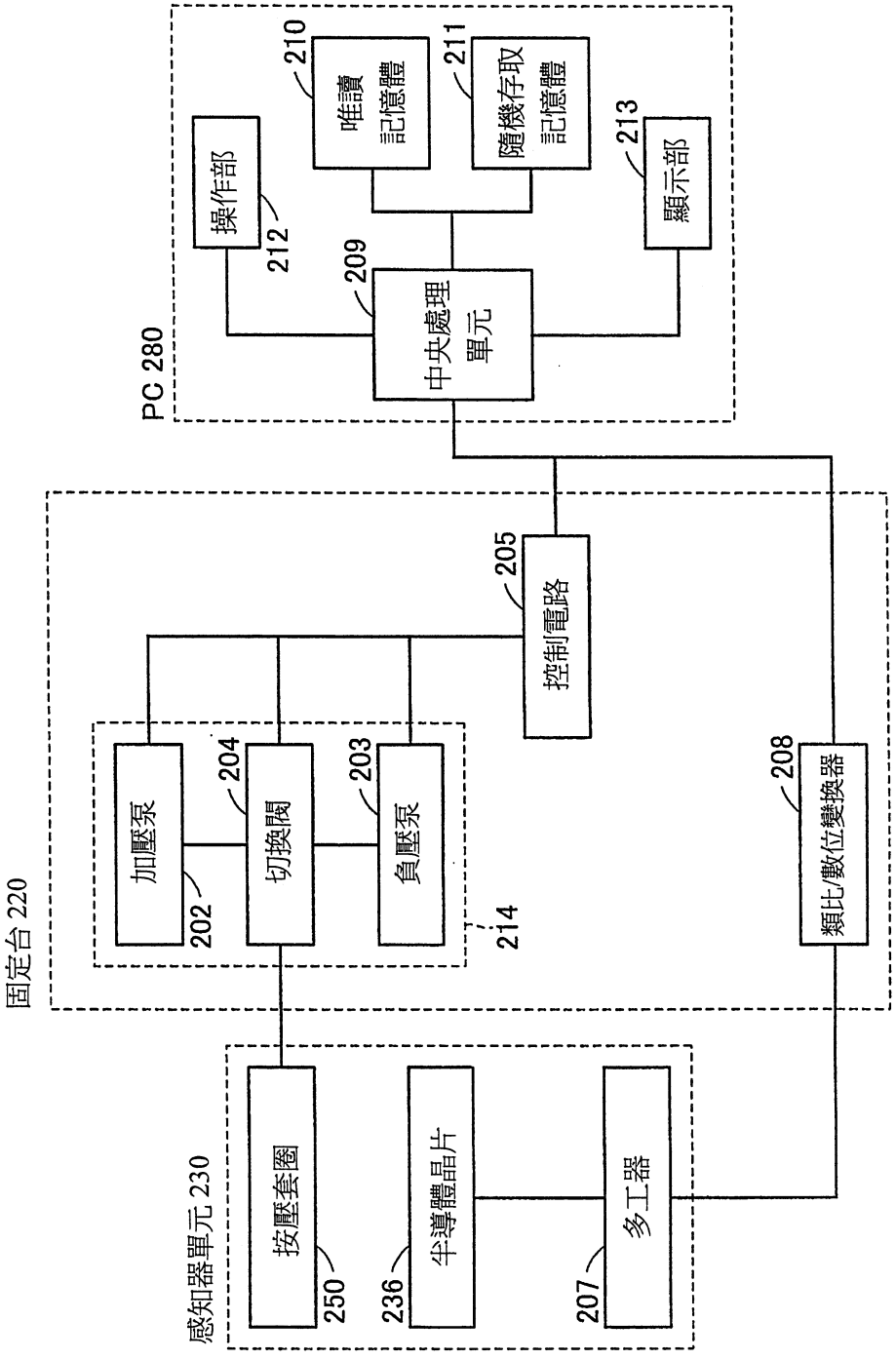


第 17 圖



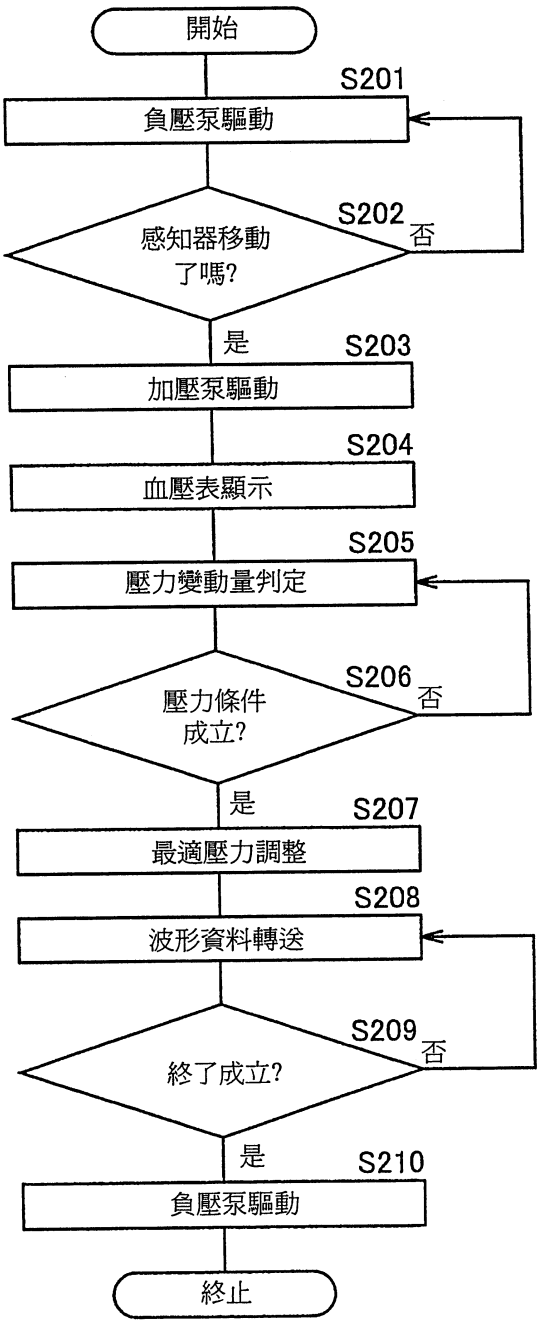
第 18 圖



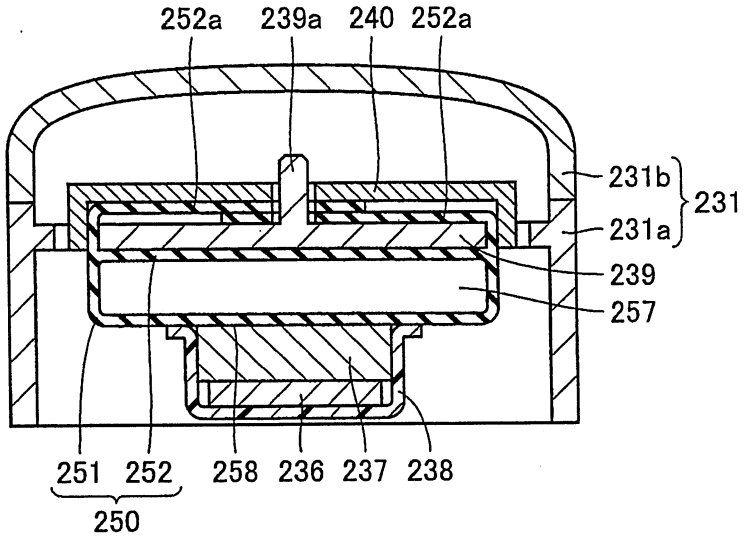

PC 280
操作部
212
唯讀記憶體
210
隨機存取記憶體
211
顯示部
213
中央處理單元
209
固定台 220
控制電路
205
加壓泵
202
切換閥
204
負壓泵
203
214
類比/數位變換器
208
感知器單元 230
按壓套圈
250
半導體晶片
236
多工器
207

第 19 圖

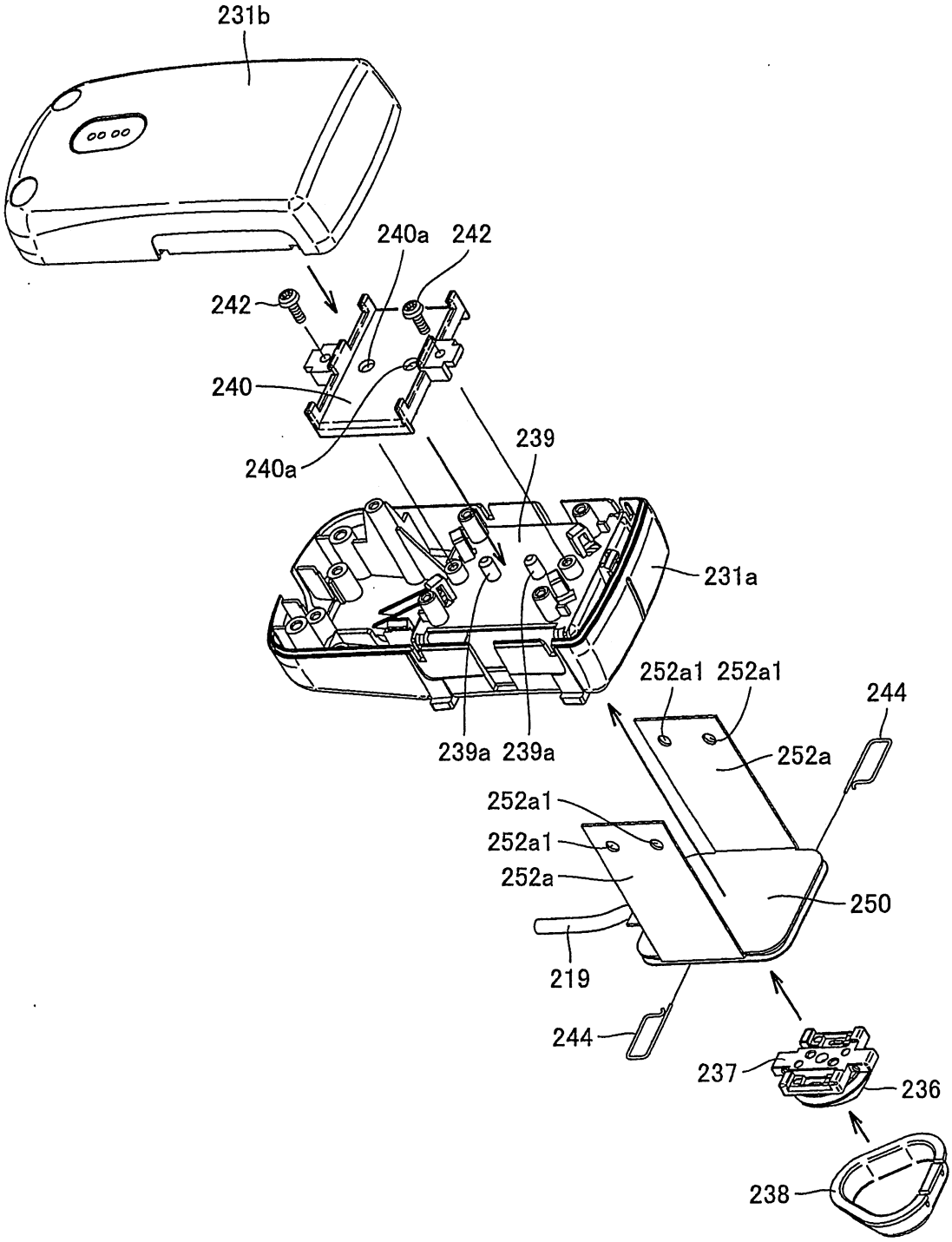
第 20 圖


開始
S201
負壓泵驅動
S202
感知器移動了嗎?
否
是
S203
加壓泵驅動
S204
血壓表顯示
S205
壓力變動量判定
S206
壓力條件成立?
否
是
S207
最適壓力調整
S208
波形資料轉送
S209
終了成立?
否
是
S210
負壓泵驅動
終止

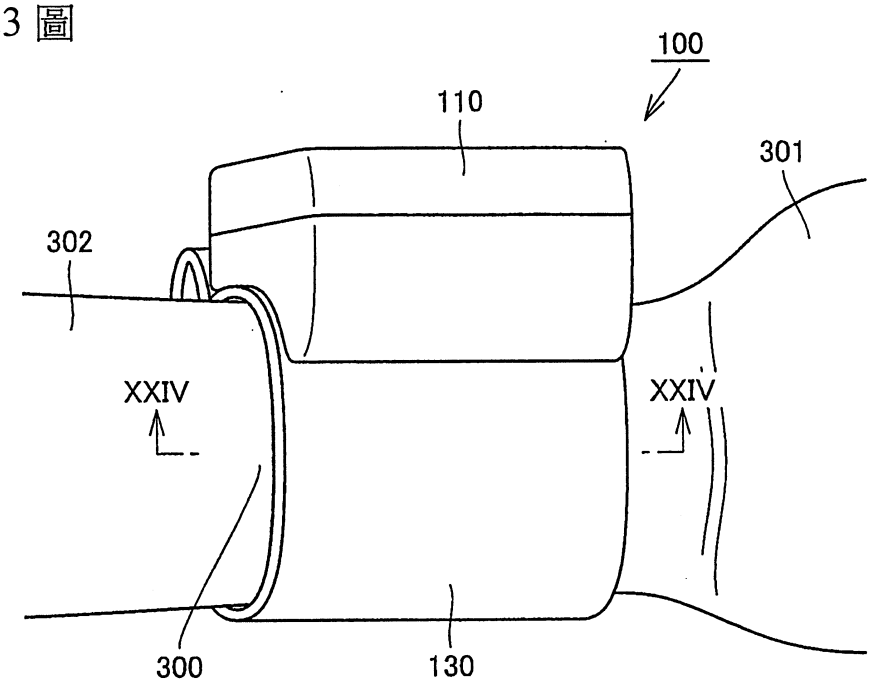
第 21 圖


252a
239a
240
252a
231b
231
231a
239
257
251
252
250
258
236
237
238

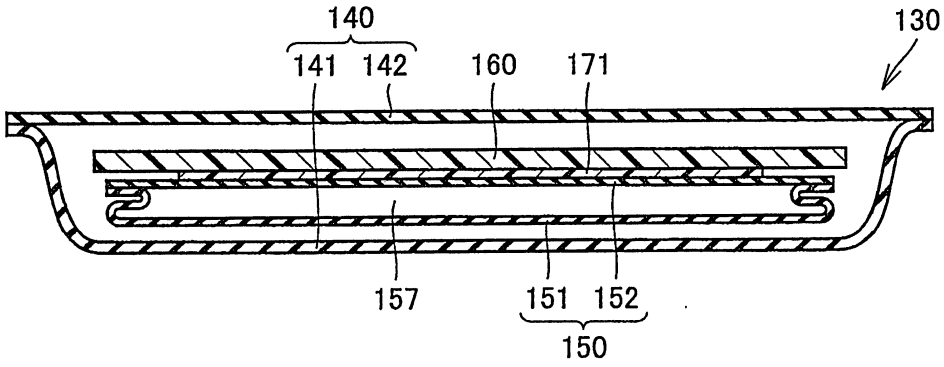
第 22 圖


231b
240a
242
242
240
240a
239
231a
252a1
252a1
244
239a
239a
252a
252a1
252a1
252a
250
219
244
237
236
238

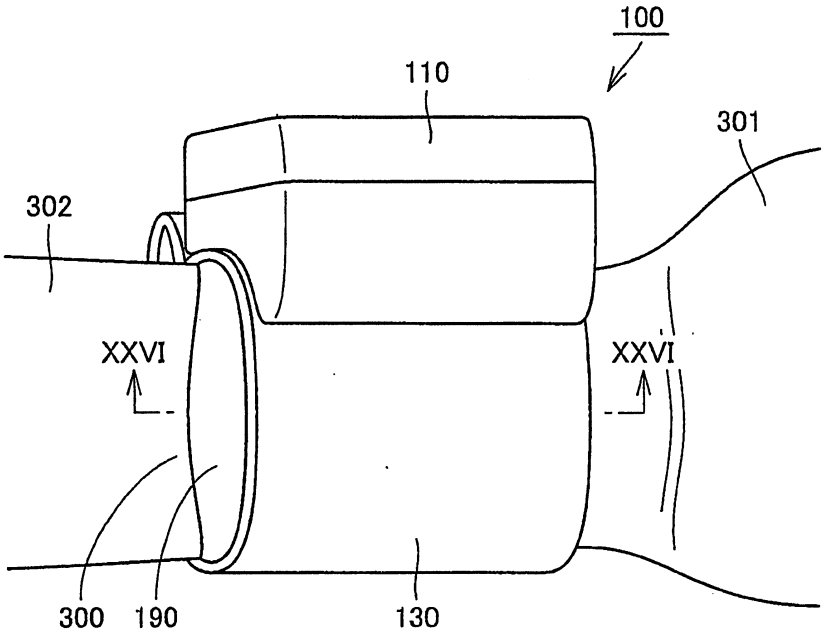
第 23 圖


100
110
301
302
XXIV
XXIV
300
130

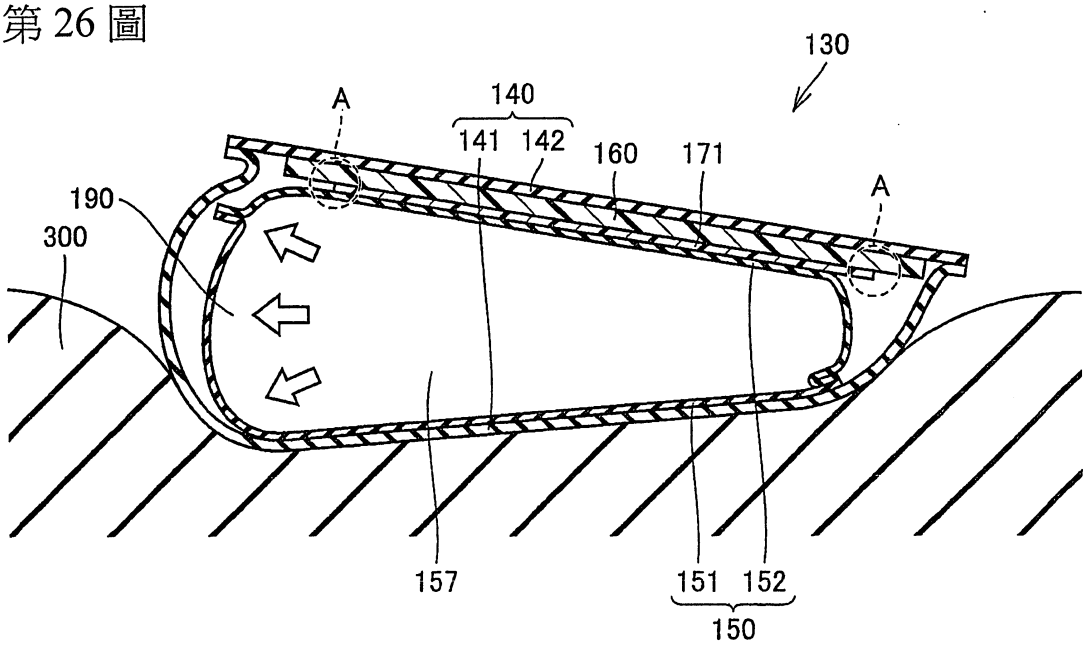
第 24 圖


140
141
142
160
171
130
157
151
152
150

第 25 圖


100
110
301
302
XXVI
XXVI
300
190
130

第 26 圖


130
A
140
141
142
160
171
A
190
300
157
151
152
150

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 5 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明:

130A	套圈
140	蓋體
141	內側蓋
142	外側蓋
150	空氣袋
151	樹脂片
152	樹脂片
152a	繫止部
157	脹縮空間
158	迫緊作用面
160	護環
171	雙面膠帶
172	雙面膠帶

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：