



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201713272 A

(43) 公開日：中華民國 106 (2017) 年 04 月 16 日

(21) 申請案號：105132797 (22) 申請日：中華民國 105 (2016) 年 10 月 12 日
(51) Int. Cl. : A61B5/0215 (2006.01) A61B5/024 (2006.01)
A61B5/145 (2006.01)
(30) 優先權：2015/10/14 日本 2015-203094
(71) 申請人：京瓷股份有限公司 (日本) KYOCERA CORPORATION (JP)
日本
(72) 發明人：根岸哲也 NEGISHI, TETSUYA (JP)；朽久保修 TOCHIKUBO, OSAMU (JP)；萩原
久也 HAGIWARA, HISAYA (JP)
(74) 代理人：葉璟宗；卓俊傑
申請實體審查：有 申請專利範圍項數：15 項 圖式數：13 共 47 頁

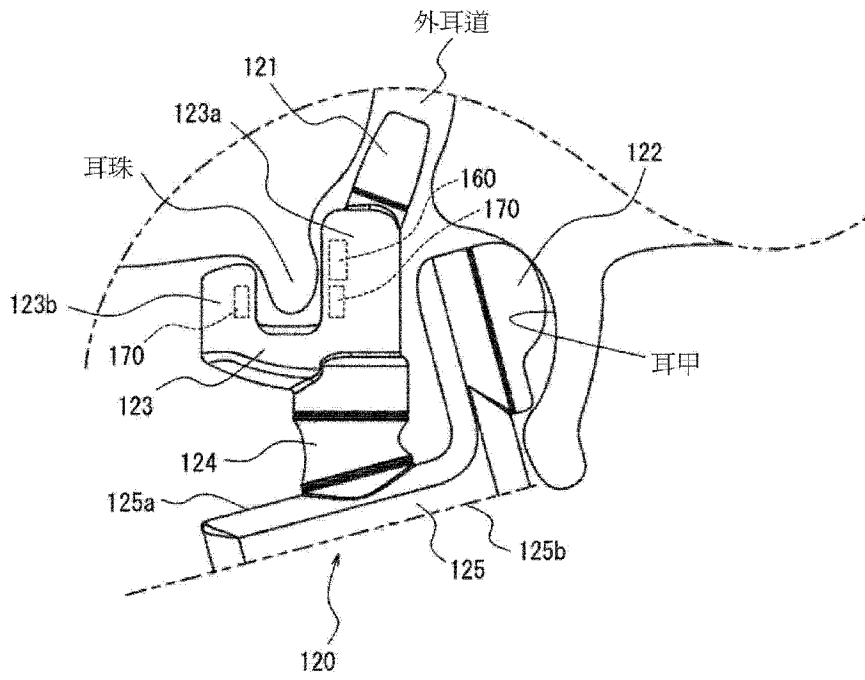
(54) 名稱

測定裝置

(57) 摘要

測定裝置包括：插入部，可插入至外耳道；按壓部，在將插入部插入至外耳道的狀態下，對耳甲進行施壓；接觸部，在耳甲受到按壓部施壓的狀態下，以夾住耳珠的方式與耳珠接觸；感測器，搭載於接觸部，在接觸部與耳珠接觸的狀態下在耳珠上獲取生物體測定輸出；以及控制部，基於感測器所獲取的生物體測定輸出測定生物體資訊。

指定代表圖：



符號簡單說明：

120 . . . 測定機構

121 . . . 插入部

122 . . . 按壓部

123 . . . 接觸部

123a、123b . . . 突出部

124 . . . 連接部

125 . . . 框架部

125a . . . 平面部

125b . . . 相反面

160 . . . 反射型感測器

170 . . . 穿透型感測器

【圖4】



201713272

申請日: 105/10/12

IPC分類:

A61B 5/0215 (2006.01)**A61B 5/024** (2006.01)**A61B 5/145** (2006.01)**【發明摘要】****【中文發明名稱】** 測定裝置**【中文】**

測定裝置包括：插入部，可插入至外耳道；按壓部，在將插入部插入至外耳道的狀態下，對耳甲進行施壓；接觸部，在耳甲受到按壓部施壓的狀態下，以夾住耳珠的方式與耳珠接觸；感測器，搭載於接觸部，在接觸部與耳珠接觸的狀態下在耳珠上獲取生物體測定輸出；以及控制部，基於感測器所獲取的生物體測定輸出測定生物體資訊。

【指定代表圖】 圖4。**【代表圖之符號簡單說明】**

120：測定機構

121：插入部

122：按壓部

123：接觸部

123a、123b：突出部

124：連接部

125：框架部

125a：平面部

125b：相反面

160：反射型感測器

170：穿透型感測器

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】 測定裝置

【0001】 [相關申請的相互參照]

本申請主張日本專利申請 2015-203094 號（2015 年 10 月 14 日申請）的優先權，將所述申請的全部揭示引入於此以作參照。

【技術領域】

【0002】 本揭示是有關於一種測定裝置及測定方法。

【先前技術】

【0003】 先前，已知有將受檢者（使用者）的耳珠作為受檢部位而獲取生物體測定輸出，且基於生物體測定輸出測定血壓等生物體資訊的測定裝置。例如在專利文獻 1 及專利文獻 2 中，揭示有自耳珠獲取生物體測定輸出，基於生物體測定輸出測定受檢者的血壓的血壓測定裝置。作為基於生物體測定輸出計算血壓的方法，例如在專利文獻 3 中，揭示有利用帕穗（Poiseuille）公式計算血壓的方法。

[現有技術文獻]

[專利文獻]

【0004】 [專利文獻 1]日本專利特開 2008-114037 號公報

[專利文獻 2]日本專利特開 2006-288644 號公報

[專利文獻 3]日本專利特開 2004-154231 號公報

【發明內容】

【0005】 本揭示的測定裝置包括插入部、按壓部、接觸部、感測器

及控制部。所述插入部可插入至外耳道。所述按壓部在將所述插入部插入至所述外耳道的狀態下，對耳甲進行施壓。所述接觸部在所述耳甲受到所述按壓部施壓的狀態下，以夾住耳珠的方式與耳珠接觸。所述感測器搭載於所述接觸部，在所述接觸部與所述耳珠接觸的狀態下在所述耳珠上獲取生物體測定輸出。所述控制部基於所述感測器所獲取的生物體測定輸出測定生物體資訊。

【圖式簡單說明】

【0006】

圖 1 是自一個方向觀察本揭示的一實施形態的測定裝置時的外觀立體圖。

圖 2 是自另一個方向觀察圖 1 的測定裝置時的外觀立體圖。

圖 3 是表示安裝有圖 1 的測定裝置時的測定機構在左耳的保持狀態的圖。

圖 4 是自頭頂側觀察圖 3 所示的保持狀態時的圖。

圖 5 是表示圖 1 的測定裝置的概略構成的功能方塊圖。

圖 6 是表示控制部中的修正係數計算處理的一例的流程圖。

圖 7 是示意性地表示表示血流的波形之中脈動血流波高的圖。

圖 8 是表示控制部中的血壓計算處理的一例的流程圖。

圖 9 是表示圖 1 所示的測定裝置上安裝有罩體 (cover) 的狀態的變形例的概略構成圖。

圖 10 (a) 及圖 10 (b) 是圖 9 所示的罩體的概略圖。

圖 11 是圖 1 所示的測定裝置的變形例的概略圖。

圖 12 是圖 1 所示的測定裝置的變形例的概略立體圖。

圖 13 (a) 及圖 13 (b) 是圖 1 所示的測定裝置的變形例的概略圖。

【實施方式】

【0007】 當利用測定裝置測定生物體資訊時，在獲取生物體測定輸出時，用以獲取生物體測定輸出的感測器與受檢部位的位置關係不發生變化，則容易獲取更高精度的測定資訊。為了使感測器與受檢部位的位置關係難以發生變化，在專利文獻 1 中揭示有對夾住耳珠的環帶的壓力進行調整的技術，在專利文獻 2 中，揭示有藉由螺釘構件等來對夾住耳珠的環帶的位置進行調節的技術。根據本揭示的測定裝置，可提高有用性。

【0008】 以下，參照圖式，對本揭示的一實施形態進行詳細說明。

【0009】 圖 1 是自一個方向觀察本揭示的一實施形態的測定裝置時的外觀立體圖。圖 2 是自另一個方向觀察圖 1 的測定裝置時的外觀立體圖。具體而言，圖 2 是自與圖 1 的外觀立體圖的視點正相反的視點觀察時的外觀立體圖。

【0010】 測定裝置 100 包括保持部 110、測定機構 120 及電源保持部 130。保持部 110 是可自左右夾住受檢者的頭部的拱形的構件。測定機構 120 配置在保持部 110 的第 1 端 101 側。電源保持部 130 配置在與配置有測定機構 120 的第 1 端 101 側相反的第 2 端 102 側。又，測定裝置 100 在第 1 端 101 側具備控制機構保持部 140。控制機構保持部 140 保持對測定裝置 100 所具備的各功能塊進行控制的控制機構。關

於測定裝置 100 所具備的各功能塊的詳細情況，將在圖 5 的說明中進行詳細描述。

【0011】 受檢者將測定機構 120 保持於左耳，使設置於第 2 端 102 側的抵接部 150 抵接於右耳的上部，以保持部 110 經過頭頂部的方式安裝測定裝置 100。抵接部 150 亦可利用可藉由沿保持部 110 滑動而位移（伸縮）的機構，來安裝於保持部 110。藉由如此設置，可對應於受檢者的頭部的大小，改變第 1 端 101 至第 2 端 102 的長度。

【0012】 受檢者在安裝著測定裝置 100 的狀態下，測定生物體資訊。例如，測定裝置 100 亦可藉由與左耳接觸的測定機構 120，而獲取生物體測定輸出，且基於生物體測定輸出，測定（計算）生物體資訊。受檢者亦可經常安裝測定裝置 100，從而經常測定生物體資訊。在一實施形態中，測定裝置 100 亦可作為一例，基於所獲取到的生物體測定輸出，計算血流量及動脈血紅蛋白（haemoglobin）量，且基於所算出的血流量及動脈血紅蛋白量測定作為生物體資訊的血壓。再者，動脈血紅蛋白量是指在動脈中流動的血紅蛋白量。

【0013】 電源保持部 130 保持對測定裝置 100 的各功能塊供電的電源。電源保持部 130 設置於與測定機構 120 為相反側的第 2 端 102 側，藉此受檢者安裝著測定裝置 100 時的左右的重量容易達到均衡。因此，容易穩定地維持安裝狀態。

【0014】 測定機構 120 在抵接於受檢部位的狀態下，自受檢部位獲取生物體測定輸出。參照圖 3 及圖 4，對測定機構 120 的詳細情況進行說明。圖 3 是表示在受檢者安裝著圖 1 的測定裝置 100 時在左耳的

測定機構 120 的保持狀態的圖。圖 4 是自頭頂側觀察圖 3 所示的保持狀態時的圖。圖 4 包括圖 3 所示的左耳的 A-A 剖面圖。再者，為了使測定機構 120 容易理解，在圖 3 及圖 4 中，關於測定裝置 100 所具備的測定機構 120 以外的構成要素省略圖示。例如，如圖 1 或圖 2 所示，在圖 3 所示的框架（frame）部 125 的頭部上方側，形成有控制機構保持部 140 或保持部 110，但在圖 3 中則省略該些構件。以下，在本說明書中，將自頭頂側觀察的情況亦表達為俯視。

【0015】 測定機構 120 包括插入部 121、按壓部 122、接觸部 123 及連接部 124。

【0016】 插入部 121 在受檢者安裝著測定裝置 100 時，插入至左耳的外耳道。即，受檢者在安裝測定裝置 100 時，以將插入部 121 插入至左耳的外耳道的方式，使測定機構 120 保持於頭部，而安裝測定裝置 100。

【0017】 按壓部 122 在受檢者安裝著測定裝置 100 時，即，在將插入部 121 插入至外耳道的狀態下，抵接於耳甲，且對耳甲向後頭部側施壓。藉由對耳甲向後頭部側施壓，而使耳珠的前端側向外耳道的相反方向，即向臉面側而豎立於沿外耳道的方向。由此，容易藉由接觸部 123 而夾住耳珠。

【0018】 接觸部 123 是凹型形狀的構件。接觸部 123 包括兩個突出部 123a 及突出部 123b。突出部 123a 在受檢者安裝著測定裝置 100 時位於後頭部側。突出部 123b 在受檢者安裝著測定裝置 100 時位於頭部的正面側。接觸部 123 在受檢者安裝著測定裝置 100 時，以利用形成

於兩個突出部 123a 與突出部 123b 之間的凹型的凹陷部分夾住耳珠的方式與耳珠接觸。在突出部 123a 的前端側，即在受檢者安裝著測定裝置 100 時位於頭部側之側，固定有插入部 121。在與前端側相反的基端側，與連接部 124 連接。即，按壓部 122 與接觸部 123 經由連接部 124 而連接。

【0019】 接觸部 123 包括用以在光學上獲取生物體測定輸出的感測器。在一實施形態中，接觸部 123 包括反射型感測器 160 及穿透型感測器 170。反射型感測器 160 將發光部及受光部兩者配置於突出部 123a。穿透型感測器 170 將發光部及受光部分別配置於突出部 123a 及突出部 123b。接觸部 123 上的反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 的位置在圖 4 中虛擬地以虛線表示。實際上，反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 搭載於接觸部 123 的內部。

【0020】 反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 在受檢者的耳珠(受檢部位)上獲取生物體測定輸出。關於反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 獲取生物體測定輸出的方法的詳細情況將在後文描述。

【0021】 連接部 124 將按壓部 122 與接觸部 123 加以連接。在一實施形態中，如圖 3 及圖 4 所示，接觸部 123 在基端側與連接部 124 直接連接。在一實施形態中，如圖 3 及圖 4 所示，按壓部 122 經由測定裝置 100 的第 1 端 101 側的框架部 125 與連接部 124 連接。連接部 124 由可改變按壓部 122 與接觸部 123 的相對位置關係的可動構件構成。在一實施形態中，連接部 124 由例如橡膠等彈性構件構成。連接部 124 亦可由可改變按壓部 122 與接觸部 123 的相對位置關係的材料構成。

作為連接部 124 的材料，例如可使用彈簧、樹脂、塑膠、布、纖維等。連接部 124 亦可構成為可藉由機械構造，來改變按壓部 122 與接觸部 123 的相對位置關係。作為機械構造，例如可設為利用齒輪等而使連接部 124 可活動的機構等。

【0022】 接觸部 123 藉由連接部 124，可相對於框架部 125 位移。藉由接觸部 123 相對於框架部 125 位移，而使按壓部 122 與接觸部 123 的相對位置關係發生變化。藉由此種連接部 124 的構成而使接觸部 123 相對於框架部 125 位移。因此，無論耳朵的形狀、特別是耳甲與耳珠的位置關係如何，接觸部 123 均容易以夾住耳珠的方式與耳珠接觸。在圖 4 所示的示例中，接觸部 123 相對於形成有連接部 124 的框架部 125 所具有的平面部 125a 的垂線而朝向約 30° 後頭部方向傾斜。

【0023】 又，如圖 3 所示，框架部 125 包含將測定裝置 100 安裝於耳朵上時面向外耳道外側方向的平面部 125a。在框架部 125 的平面部 125a 的與相反面 125b 側的面的大致中央相對應的位置形成有連接部 124。在未將測定裝置 100 安裝於耳朵上的狀態下，連接部 124 不發生變形，故而相對於所述框架部 125 的平面部 125a 的相反面 125b，朝向大致垂直方向形成有連接部 124。藉由框架部 125，使用者在將測定裝置 100 安裝於耳朵上時，容易掌握連接部 124 的位置。因此，使用者可容易地將形成於連接部 124 的最前部的插入部 121 插入至外耳道、或將接觸部 123 安裝於耳珠。

【0024】 圖 5 是表示測定裝置 100 的概略構成的功能方塊圖。測定裝置 100 包括反射型感測器 160、穿透型感測器 170、控制部 180、記

憶部 190、輸入部 200 及顯示部 210。反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 如上所述搭載於接觸部 123 的內部。又，控制部 180 及記憶部 190 搭載於控制機構保持部 140。輸入部 200 及顯示部 210 例如搭載於電源保持部 130 或控制機構保持部 140。

【0025】 控制部 180 是測定裝置 100 的各功能塊等對測定裝置 100 的整體進行控制及管理的處理器（processor）。控制部 180 由執行規定了控制順序的程式的中央處理單元（Central Processing Unit, CPU）等的處理器構成。所述程式例如儲存於記憶部 190 或與測定裝置 100 連接的外部的記憶媒體等。

【0026】 控制部 180 基於反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 所獲取的生物體測定輸出，測定作為生物體資訊的血壓。關於計算控制部 180 所執行的血壓的處理的詳細情況將在後文描述。

【0027】 反射型感測器 160 將測定光照射至耳珠而獲取來自耳珠內部的組織的反射光（散射光），且將所獲取的散射光的光電轉換信號作為生物體測定輸出發送至控制部 180。反射型感測器 160 包括發光部 161 及受光部 162。

【0028】 發光部 161 基於控制部 180 的控制射出雷射光。發光部 161 是例如將可檢測血液中所含的規定的成分的波長的雷射光作為測定光照射至受檢部位的構件，例如由一個雷射二極體（Laser Diode, LD）構成。

【0029】 受光部 162 接收來自受檢部位的測定光的散射光作為生物體資訊。受光部 162 例如由光電二極體（Photo Diode, PD）構成。

反射型感測器 160 將在受光部 162 中接收到的散射光的光電轉換信號作為生物體測定輸出發送至控制部 180。

【0030】 控制部 180 基於自反射型感測器 160 接收到的生物體測定輸出，計算受檢部位中的血流量。此處，對控制部 180 的利用都卜勒位移（Doppler shift）的血流量測定技術進行說明。

【0031】 在生物體的組織內，自移動著的血球散射的散射光受到因與血液中的血球的移動速度成比例的都卜勒效應而引起的頻移（都卜勒位移）。控制部 180 檢測因來自靜止的組織的散射光與來自移動著的血球的散射光的光的干擾而產生的差拍信號（亦稱為拍頻信號（beat signal））。差拍信號是將強度表示為時間函數的信號。控制部 180 將差拍信號設為將功率（power）表示為頻率函數的功率譜（power spectrum）。在差拍信號的功率譜中，都卜勒位移頻率與血球的速度成比例。又，在差拍信號的功率譜中，功率與血球的量相對應。控制部 180 藉由在差拍信號的功率譜上乘以頻率而進行積分來求出血流量。

【0032】 穿透型感測器 170 對耳珠照射測定光而獲取穿透耳珠內部的組織的穿透光，將所獲取的穿透光的光電轉換信號作為生物體測定輸出發送至控制部 180。穿透型感測器 170 包括發光部 171 及受光部 172。

【0033】 發光部 171 基於控制部 180 的控制而射出雷射光。發光部 171 例如將可檢測血液中所含的規定的成分的波長的雷射光作為測定光照射至受檢部位。發光部 171 由例如雷射二極體（Laser Diode, LD）

構成。

【0034】 受光部 172 接收來自受檢部位的測定光的穿透光作為生物體資訊。受光部 172 由例如光電二極體 (Photo Diode, PD) 構成。穿透型感測器 170 將在受光部 172 中所接收到的穿透光的光電轉換信號作為生物體測定輸出發送至控制部 180。

【0035】 在一實施形態中，穿透型感測器 170 包括兩個 LD，以將兩種不同波長的雷射光照射至受檢部位。例如，發光部 171 包括照射波長為約 660 nm 的雷射光的 LD、以及照射波長為約 940 nm 的雷射光的 LD。

【0036】 組織及靜脈中所存在的靜脈血紅蛋白與動脈血紅蛋白的對約 940 nm 的波長區域的光的吸光度大致相等。另一方面，關於對約 660 nm 的波長區域的光的吸光度，靜脈血紅蛋白高於動脈血紅蛋白。當將約 940 nm 的雷射光照射至受檢部位時，獲取未被血紅蛋白吸收而穿透生物體且被受光部 172 接收的穿透光的受光強度。當將約 660 nm 的雷射光照射至受檢部位時，獲取未被血紅蛋白吸收而穿透生物體且被受光部 172 接收的穿透光的受光強度。藉由對該些受光強度進行比較，可根據所述受光強度的差分（或吸光度的差分）推測動脈血紅蛋白量。控制部 180 以如上所述的方式，計算動脈血紅蛋白量。即，控制部 180 是將吸光度與動脈血紅蛋白量成比例作為前提。吸光度並非表示作為絕對數值的動脈血紅蛋白量，而始終作為相對的指標來使用。

【0037】 測定裝置 100 具備兩個照射不同波長的雷射光的 LD，藉此不利用僅對動脈照射雷射光來測定動脈血紅蛋白量這一實質上困難的

方法，即可以高精度計算動脈血紅蛋白量。

【0038】 記憶部 190 可由半導體記憶體或磁性記憶體等所構成，記憶各種資訊或用以使測定裝置 100 運行的程式等。記憶部 190 亦可作為工作記憶體（work memory）而發揮作用。記憶部 190 例如記憶控制部 180 基於反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 分別獲取到的生物體測定輸出而算出的血流量及動脈血紅蛋白量。又，記憶部 190 記憶控制部 180 基於血流量及動脈血紅蛋白量而測定的血壓。此外，記憶部 190 記憶受檢者自輸入部 200 輸入的基準血壓值。基準血壓值是控制部 180 計算血壓時成為基準的舒張期血壓及收縮期血壓。基準血壓值是例如使用者使用測定裝置 100 進行血壓的測定之前，使用上臂式血壓計來測定，所述上臂式血壓計是使用眾所周知的環帶（cuff）在上臂測定血壓。

【0039】 輸入部 200 是受理來自受檢者的操作輸入的構件。輸入部 200 例如由操作按鈕（操作鍵）構成。亦可由觸控面板構成輸入部 200，在顯示部 210 的一部分上顯示受理來自受檢者的操作輸入的操作鍵，而受理來自受檢者的觸控操作輸入。

【0040】 顯示部 210 是液晶顯示器、有機電激發光（electroluminescence，EL）顯示器或無機 EL 顯示器等顯示器件。顯示部 210 例如顯示測定裝置 100 對生物體資訊的測定結果。顯示部 210 例如可藉由七段（segment）顯示器來顯示測定結果。

【0041】 其次，說明控制部 180 基於所算出的血流量及動脈血紅蛋白量計算血壓的處理的詳細情況。

【0042】 控制部 180 首先，計算血壓的計算時所使用的修正係數。關於控制部 180 所進行的修正係數計算處理的一例，參照圖 6 所示的流程圖進行說明。在流程開始時，受檢者使用輸入部 200 輸入基準血壓值，將測定裝置 100 安裝於頭部。受檢者亦可在將測定裝置 100 安裝於頭部的狀態下，輸入基準血壓值。圖 6 所示的處理是作為校準（calibration）的處理，是計算修正係數 m' 及修正係數 θ' 時的流程圖。關於修正係數 m' 及修正係數 θ' 將在後文描述。

【0043】 控制部 180 使受檢者自輸入部 200 輸入的使用上臂環帶式血壓計而測定的基準血壓值記憶於記憶部 190（步驟 S101）。

【0044】 其次，控制部 180 自反射型感測器 160 的受光部 162 獲取反射型感測器 160 所測定的生物體測定輸出（步驟 S102）。

【0045】 控制部 180 基於在步驟 S102 中獲取到的生物體測定輸出，計算血流量（步驟 S103）。

【0046】 控制部 180 自穿透型感測器 170 的受光部 172，獲取穿透型感測器 170 所測定的生物體測定輸出（步驟 S104）。

【0047】 控制部 180 基於在步驟 S104 中獲取到的生物體測定輸出，計算動脈血紅蛋白量（步驟 S105）。

【0048】 控制部 180 亦可不必按照圖 6 所記載的順序執行步驟 S102 至步驟 S105。控制部 180 亦可例如同時並行地處理步驟 S102 及步驟 S103 與步驟 S104 及步驟 S105。

【0049】 其次，控制部 180 判斷自反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 分別獲取到的生物體測定輸出中是否含有雜訊（步驟 S106）。

控制部 180 例如基於在步驟 S103 中所算出的血流量的時間變化的週期與在步驟 S105 中所算出的動脈血紅蛋白量的時間變化的週期是否相一致，來判斷生物體測定輸出中是否含有雜訊。控制部 180 在血流量及動脈血紅蛋白量顯示同樣的時間變化的週期時，判斷為生物體測定輸出中不含雜訊。另一方面，控制部 180 在血流量及動脈血紅蛋白量分別顯示不同的時間變化的週期時，判斷為生物體測定輸出中含有雜訊。

【0050】 控制部 180 在判斷為生物體測定輸出中含有雜訊時（步驟 S106 的是），再次執行步驟 S102 至步驟 S105。

【0051】 控制部 180 在判斷為生物體測定輸出中不含雜訊時（步驟 S106 的否），計算修正係數（步驟 S107）。如此一來，結束修正係數計算處理的流程。

【0052】 此處，對控制部 180 在步驟 S107 中執行的修正係數的計算方法的詳細情況進行說明。控制部 180 基於在步驟 S101 中記憶於記憶部 190 中的基準血壓值以及所算出的血流量及動脈血紅蛋白量，計算修正係數。

【0053】 [關於舒張期血壓 DBP 的測定]

首先，說明用以計算在任意的時間 i 的舒張期血壓 DBP_i 的修正係數（常數） m' 的計算方法。此處，將計算修正係數的時間 i 設為 $i = 0$ 。所謂修正係數 m' ，如下述式（14）所示，是指表示時間 i 的舒張期血壓 DBP_i 時的平均血流量 Q 與動脈血紅蛋白量的比（ S_0/S_i ）的積的比例係數（常數）。此處， S_i 為時間 i 的動脈血紅蛋白量。又， S_0 為

算出修正係數時的動脈血紅蛋白量。即，由於個人差或感測器的各別的狀況等各種主要因素，故而若直接使用平均血流量 Q 與動脈血紅蛋白量的比 (S_0/S_i) 的積，則存在所述積未準確地顯示舒張期血壓 DBP_i 的情況。因此，首先，使用例如利用聽診法 (科羅特科夫法 (Korotkoff method)) 或振盪法 (oscillometric method) 的上臂環帶來測定在 $i=0$ 的時間內的舒張期血壓 DBP 。由此，藉由利用本實施形態的測定裝置 100 測定表示在 $i=0$ 測定時的平均血流量 Q 與動脈血紅蛋白量的比 (S_0/S_i) 的積的值，來確定修正係數 m' 。所述修正係數 m' 有可能因每個人或每個測定裝置 100 等的各種條件而不同，故而需要在測定起初的時點進行用以確定 m' 的處理。再者，在 $i=0$ 的時間內的舒張期血壓 DBP_i 的測定方法既可為使用所述上臂環帶的方法以外的方法，亦可為其他適當的方法。

【0054】 控制部 180 計算常數 m' 時所使用的數式是以下的式 (1) 至式 (3)。

【0055】 [數式 1]

$$P = Q \times R \quad (1)$$

【0056】 [數式 2]

$$P \approx DBP \cdot \frac{SBP - DBP}{3} \quad (2)$$

【0057】 [數式 3]

$$SBP = a \times DBP + b \quad (3)$$

【0058】 在所述式 (1) 至式 (3) 中， P 、 Q 、 R 、 DBP 、 SBP 以及 a

及 b 分別是平均血壓、平均血流量、血管阻力、舒張期血壓、收縮期血壓及常數。由式 (1) 至式 (3)，導出式 (4)。

【0059】 [數式 4]

$$P = DBP \left(\frac{2}{3} + \frac{a}{3} \right) + \frac{b}{3} = Q \times R \quad (4)$$

【0060】 此處，在式 (4) 中，置換為 $2/3 + a/3 = m$ (常數)。又，在式 (4) 中，通常 b 的值為 5 mmHg~15 mmHg 左右。因此， $b/3$ 為 2 mmHg~5 mmHg 左右。 b 是對每個人而言固有的常數，若 $b/3$ 為 2 mmHg~5 mmHg 左右，則認為可包含於藉由式 (14) 而求出的 m' 中，故而可近似為 $b/3 \approx 0$ 。因此，所述式 (4) 可如式 (5) 般進行變形。

【0061】 [數式 5]

$$Q \times R = m DBP \quad (5)$$

【0062】 若將式 (5) 加以變形，則導出式 (6)。

【0063】 [數式 6]

$$DBP = \frac{QR}{m} \quad (6)$$

【0064】 此處，平均血流量 Q 亦可利用平均血流速度 V 及動脈半徑 r ，表示為式 (7)。

【0065】 [數式 7]

$$Q \propto V \times \pi r^2 \quad (7)$$

【0066】 又，血管阻力 R 根據帕穗法則，利用血液的黏度 μ 、動脈半徑 r 及血管長 L ，表示為式 (8)。

【0067】 [數式 8]

$$R = \frac{8 \mu L}{\pi r^4} \quad (8)$$

【0068】 若將式 (1)、式 (7) 及式 (8) 加以變形，則得出以下的式 (9)。

【0069】 [數式 9]

$$\begin{aligned} P &= Q \times R \propto V \times \pi r^2 \times \frac{8 \mu L}{\pi r^4} \\ &= V \times \frac{8 \mu L \pi}{\pi r^2} \\ &= C \times \frac{V}{S} \end{aligned} \quad (9)$$

【0070】 式 (9) 中，S 為動脈剖面積 πr^2 ，是與動脈血紅蛋白量成比例的值。又，C 是表示 $8\mu L\pi$ 的常數。由式 (9) 導出式 (10)。

【0071】 [數式 10]

$$Q \times R \propto \frac{V}{S} \quad (10)$$

【0072】 由式 (6) 及式 (10)，導出下述式 (11)。

【0073】 [數式 11]

$$D B P \propto \frac{1}{u} \times \frac{V}{S} \quad (11)$$

【0074】 如上所述，S 為動脈剖面積，與動脈血紅蛋白量成比例。在一實施形態中，測定裝置 100 將作為穿透型感測器 170 所獲取的生物體測定輸出的吸光度用作表示動脈血紅蛋白量的值。在以下的說明中為了使說明易於理解，將表示動脈剖面積的 S 亦記作動脈血紅蛋白

量。因此，在任意的時間 i 的舒張期血壓 DBP_i 在利用初始的動脈血紅蛋白量 S_0 及在任意的時間 i 的動脈血紅蛋白量 S_i ，將式 (11) 的 S 置換為 S_0 至 S_i 的變化率時，表示為以下的式 (12)。再者，初始的動脈血紅蛋白量 S_0 是在控制部 180 算出修正係數時控制部 180 基於穿透型感測器 170 所獲取的生物體測定輸出 (吸光度) 而算出的動脈血紅蛋白量。又，在任意的時間 i 的動脈血紅蛋白量 S_i 是在時間 i 的控制部 180 基於穿透型感測器 170 所獲取的生物體測定輸出 (吸光度) 而算出的動脈血紅蛋白量。

【0075】 [數式 12]

$$DBP_i \propto \frac{V}{n} \times \frac{S_0}{S_i} \quad (12)$$

【0076】 此處，根據血流速度 V 的定義 $V=Q/S$ ，平均血流速度 V 與平均血流量 Q 成比例，故而式 (12) 可變形為下述式 (13)。

【0077】 [數式 13]

$$DBP_i \propto \frac{Q}{n} \times \frac{S_0}{S_i} \quad (13)$$

【0078】 在所述式 (13) 中，計算修正係數時，即 $S_i=S_0$ 時的常數 m 所對應者為 m' 。常數 m' 是基於記憶部 190 中所記憶的基準血壓值的舒張期血壓 DBP 及控制部 180 所算出的平均血流量 Q ，由式 (13) 來確定。因此，在任意的時間 i 的舒張期血壓 DBP_i 可利用所算出的常數 m' 表示為下述式 (14)。

【0079】 [數式 14]

$$D B P i = \frac{Q}{m'} \times \frac{S C}{S i} \quad (14)$$

【0080】 [關於收縮期血壓 SBP_i 的測定]

其次，說明用以計算在任意的時間 i 的收縮期血壓 SBP_i 的修正係數（常數） θ' 的計算方法。所謂修正係數 θ' ，如下述式（24）所示，是指表示時間 i 的收縮期血壓 SBP 時的相對於脈動血流波高 qpp 的比例係數（常數）。即，由於個人差或感測器的各別的狀況等各種主要因素，若直接使用脈動血流波高 qpp ，則存在未準確地表示收縮期血壓 SBP_i 的情況。因此，首先，藉由利用環帶測定收縮期血壓 SBP，利用本實施形態的測定裝置 100 測定所述測定時的基準血壓值的舒張期血壓 DBP、常數 m' 及脈動血流波高 qpp ，來確定修正係數 θ' 。即，所述修正係數 θ' 有可能因每個人或每個測定裝置 100 等的各種條件而不同，因此需要在測定起初的時點進行用以確定 θ' 的處理。

【0081】 控制部 180 計算常數 θ' 時所使用的數式是以下的式（15）至式（18）。

【0082】 [數式 15]

$$Q = S V \times H R \quad (15)$$

【0083】 [數式 16]

$$q p p = \frac{Q}{H R} - R o f f \quad (16)$$

【0084】 [數式 17]

$$P P = S B P - D B P = E (S V - R o f f) \quad (17)$$

【0085】 [數式 18]

$$M B P = D B P + \frac{1}{3}(S B P - D B P) = Q R \quad (18)$$

【0086】 在式 (15) 至式 (18) 中， qpp 、 PP 及 MBP 分別為脈動血流波高、脈壓及平均脈壓。再者，所謂脈壓，是指收縮期血壓（最大血壓）與舒張期血壓（最小血壓）的差。所謂平均血壓，是指自收縮時血壓（最高血壓）及舒張期血壓（最低血壓）求出的對動脈施加的血壓的平均值。關於脈動血流波高 qpp ，作為一例，如圖 7 中示意性表示的，是一次脈搏時的血流量的最大的差分。脈動血流波高 qpp 是自血流量導出，所述血流量是控制部 180 基於自反射型感測器 160 獲取的生物體測定輸出而算出。 SV 是一次脈搏時的心動搏出量（Stroke Volume）。 HR 為心率（Heart Rate）， R_{off} 為在血管的收縮期自動脈流出的血流量（Run off in systole）。 E 為脈搏彈性率。

【0087】 由式 (15) 及式 (16)，導出式 (19)。

【0088】 [數式 19]

$$q p p = S V - R o f f \quad (19)$$

【0089】 由式 (17) 及式 (19)，導出式 (20)。

【0090】 [數式 20]

$$D B P = S B P - E \times q p p \quad (20)$$

【0091】 又，若將式 (18) 加以變形，則表示為式 (21)。

【0092】 [數式 21]

$$\frac{2}{3} \text{DBP} \cdot \frac{1}{3} \text{SBP} = \text{QR} \quad (21)$$

【0093】 若將式(20)代入至式(21)並進行整理，則導出式(22)。

【0094】 [數式 22]

$$\text{SBP} = \text{QR} + 2\text{E} \times \frac{\text{qpp}}{3} \quad (22)$$

【0095】 自式(6)及式(22)，若設為 $\theta = 2\text{E}/3$ ，則導出式(23)。

【0096】 [數式 23]

$$\text{SBP} \propto m' \times \text{DBP} \cdot \theta \times \text{qpp} \quad (23)$$

【0097】 在式(23)中，代入基準血壓值的舒張期血壓 DBP 及收縮期血壓 SBP、所述算出的 m' 及脈動血流波高 qpp 而算出時的 θ 所對應者為修正係數 θ' 。脈動血流波高 qpp 是根據血流量來計算，所述血流量是控制部 180 基於自反射型感測器 160 獲取的生物體測定輸出而算出。利用如上所述而算出的常數 θ' ，在任意的時間 i 的收縮期血壓 SBP_i 表示為以下的式(24)。再者，式(24)中， qppi 為在時間 i 的脈動血流波高。

【0098】 [數式 24]

$$\text{SBP}_i = m' \times \text{DBP}_i + \theta' \times \text{qppi} \quad (24)$$

【0099】 控制部 180 利用所算出的修正係數 m' 及 θ' ，基於式(14)及式(24)，計算在任意的時間 i 的受檢者的舒張期血壓 DBP_i 及收縮期血壓 SBP_i 。

【0100】 [血壓的計算處理的一例]

其次，參照圖 8 所示的流程圖對控制部 180 的受檢者的血壓的計

算處理的一例進行說明。控制部 180 可基於任意搏動次數的生物體測定輸出，進行血壓的計算處理。控制部 180 例如基於 5 次搏動的生物體測定輸出，藉由圖 8 所示的流程來進行血壓的計算處理。控制部 180 例如基於所算出的血流量的週期，確定 5 次脈搏。

【0101】 首先，控制部 180 以與圖 6 的步驟 S102 及步驟 S103 同樣的方式，自反射型感測器 160 獲取 5 次搏動的生物體測定輸出（步驟 S201），並基於生物體測定輸出計算血流量（步驟 S202）。

【0102】 控制部 180 以與圖 6 的步驟 S104 及步驟 S105 同樣的方式，自穿透型感測器 170 獲取 5 次搏動的生物體測定輸出（步驟 S203），並基於生物體測定輸出計算動脈血紅蛋白量（步驟 S204）。

【0103】 然後，控制部 180 以與圖 6 的步驟 S106 同樣的方式，判斷自反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 分別獲取到的生物體測定輸出中是否含有雜訊（步驟 S205）。

【0104】 控制部 180 在判斷為生物體測定輸出中含有雜訊時（步驟 S205 的是），廢棄（刪除）所獲取到的生物體測定輸出的資料（步驟 S206）。然後，控制部 180 再次執行步驟 S201 至步驟 S204。

【0105】 控制部 180 在判斷為生物體測定輸出中不含雜訊時（步驟 S205 的否），利用所算出的修正係數 m' 及修正係數 θ' ，基於式（14）及式（24），計算受檢者的血壓（步驟 S207）。

【0106】 控制部 180 藉由使所算出的受檢者的血壓記憶於記憶部 190 來加以保存（步驟 S208）。

【0107】 控制部 180 藉由反覆執行圖 8 所示的流程，來積累受檢者

的血壓的相關資料。藉由所積累的資料，受檢者及醫生等可瞭解受檢者的血壓的變化。

【0108】 如以上說明，根據一實施形態的測定裝置 100，在受檢者安裝著測定裝置 100 時，藉由按壓部 122 對耳甲向後頭部側施壓，其結果使得耳珠朝向頭部的外側。因此，根據測定裝置 100，無論受檢者的耳朵的形狀如何，均容易藉由接觸部 123 來夾住耳珠。如此一來，測定裝置 100 的有用性得到提高。

【0109】 又，測定裝置 100 的接觸部 123 與按壓部 122 經由包含可動構件的連接部 124 而連接。藉由連接部 124，接觸部 123 相對於框架部 125 進行位移，藉此按壓部 122 與接觸部 123 的相對位置關係產生變化。因此，無論受檢者的耳朵的形狀如何，接觸部 123 均容易與耳珠接觸。

【0110】 又，測定裝置 100 包括可自左右夾住受檢者的頭部的拱形的保持部 110。因此，在受檢者安裝著測定裝置 100 時，測定裝置 100 是對受檢者的頭部自左右施加側壓來加以保持。由此，容易將接觸部 123 固定於耳珠。

【0111】 又，在測定裝置 100 中，電源保持部 130 設置於與測定機構 120 為相反側的第 2 端 102 側。由此，受檢者安裝著測定裝置 100 時的左右的重量容易達到均衡，從而容易穩定地維持安裝狀態。

【0112】 又，測定裝置 100 基於眾所周知的數式以及受檢者所輸入的受檢者的基準血壓值計算修正係數，且基於所算出的修正係數以及自感測器獲取的生物體測定輸出計算生物體資訊。因此，測定裝置 100

與現有的測定裝置相比，所算出的生物體資訊的可靠性及測定精度提高。

【0113】 又，測定裝置 100 基於反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 分別所獲取的生物體測定輸出，判斷所獲取到的生物體測定輸出中是否含有雜訊。測定裝置 100 在判斷為生物體測定輸出中含有雜訊時，不使用所述生物體測定輸出，而再次重新獲取生物體測定輸出，故而所測定的生物體資訊的可靠性及測定精度提高。

【0114】 又，測定裝置 100 在穿透型感測器 170 中，將兩種不同波長的雷射光照射至受檢部位。因此，藉由對受光部 172 所接收到的穿透光的受光強度進行比較，而根據其差分，可推測動脈血紅蛋白量。藉由如上所述推測動脈血紅蛋白量，而使得測定裝置 100 與現有的測定裝置相比，動脈血紅蛋白量的推測精度提高。

【0115】 再者，本發明並非僅限於所述實施形態，而可進行許多變形或變更。例如，可以各構成部、各步驟等中所含的功能等在邏輯上不矛盾的方式進行重新配置，可將多個構成部或步驟等組合成一個或加以分割。

【0116】 例如，如圖 9 所示，測定裝置 100 亦可在接觸部 123 的突出部 123b 具備罩體 901。圖 9 是表示在圖 1 所示的測定裝置 100 上安裝有罩體 901 的狀態的變形例的概略構成圖。罩體 901 亦可由可使自穿透型感測器 170 射出的光線穿透的材料構成，以便不妨礙穿透型感測器 170 獲取生物體測定輸出。罩體 901 可設為可拆裝於突出部 123b。

【0117】 參照圖 10 (a) 及圖 10 (b)，對圖 9 所示的罩體 901 加以

進一步說明。圖 10(a) 是圖 9 所示的罩體 901 的概略圖。如圖 10(a) 所示，所述罩體 1001 可設為具有插入至突出部 123b 的孔部 1003，例如，由樹脂、塑膠等材料所形成。測定裝置 100 藉由罩體 1001 拆裝於突出部 123b，而使突出部 123b 的厚度發生變化。藉由如上所述使突出部 123b 的厚度發生變化，可使受檢者配合耳珠的形狀及厚度，調整接觸部 123 相對於耳珠的接觸強度。特別是當存在多種罩體 1001 時，受檢者可選擇罩體 1001，以對自身的耳珠的形狀及厚度而言最佳的接觸強度使接觸部 123 與耳珠接觸。再者，適當的接觸強度例如是指生物體資訊的測定精度提高的接觸強度、受檢者不易對測定裝置 100 的安裝狀態感到不諧調的接觸強度、及耳珠與接觸部 123 的位置關係不易改變的接觸強度等。

【0118】 如圖 10(b) 所示，所述罩體 1005 亦可在安裝於接觸部 123 的狀態下，使穿透型感測器 170 露出於外部，以不妨礙穿透型感測器 170 獲取生物體測定輸出。即，罩體 1005 亦可設為在耳珠側具有使穿透型感測器 170 露出的開口部 1007。

【0119】 如圖 11 所示，插入部 121 亦可包含在插入至外耳道的狀態下，覆蓋外耳道的蓋部 1101。圖 11 是圖 1 所示的測定裝置 100 的變形例的概略圖。藉由包含蓋部 1101，插入部 121 的蓋部與外耳道的表面接觸，從而可實現插入部 121 更穩定地插入至外耳道的狀態。再者，蓋部 1101 亦可例如由海綿、橡膠、布、塑膠、樹脂等容易使聲音通過的原材料構成，以不阻礙受檢者聽到的來自周圍的聲音。

【0120】 測定裝置 100 亦可包含在接觸部 123 與耳珠接觸的狀態

下，遮擋入射至感測器的外部光的遮光部。圖 12 是圖 1 所示的測定裝置 100 的變形例的概略立體圖。例如，如圖 12 所示，遮光部 1201 可以是與插入部 121、接觸部 123 的反射型感測器 160、穿透型感測器 170 一併覆蓋整個耳甲的由布、塑膠或樹脂等材料形成的耳套。

【0121】 圖 13 (a) 及圖 13 (b) 是圖 1 所示的測定裝置 100 的變形例的概略圖，是表示與圖 12 所示的遮光部 1201 不同的形態的遮光部的圖。例如，如圖 13 (a) 所示，遮光部 1301 亦可形成於接觸部 123 的頭部前面方向（臉方向）側，以遮擋自頭部前面方向（臉方向）入射至反射型感測器 160 及穿透型感測器 170 的光。遮光部 1303 例如亦可如圖 13 (b) 所示，形成於接觸部 123 的頭部上方向側，以遮擋自接觸部 123 的頭部上方向入射至反射型感測器 160、穿透型感測器 170 的光。遮光部 1301 及 1303 可以是例如由塑膠或樹脂等形成的屏蔽板。

【0122】 測定裝置 100 藉由具有遮光部 1201、遮光部 1301 或遮光部 1303，可遮擋入射至感測器的外部光，故而容易去除可能因外部光而產生的獲取生物體測定輸出時的雜訊。再者，遮光部亦可為使圖 12 及圖 13 (a) 及圖 13 (b) 所示的遮光部 1201、遮光部 1301 及遮光部 1303 任意組合而成者。

【0123】 測定裝置 100 亦可設為調整測定裝置 100 的重量，以使得在使第 1 端 101 及第 2 端 102 朝向重力方向下方的狀態下，施加至第 1 端 101 及第 2 端 102 的重力方向下方的力大致相等。如此一來，當將測定裝置 100 安裝於人的頭部時朝向第 1 端 101 及第 2 端 102 的重力方向下方的力會變得大致相等，從而測定裝置 100 的朝向頭部的安

裝性能得到提高。

【0124】 所述實施形態的測定裝置 100 設為包括自左右夾住受檢者的頭部的拱形的保持部 110、配置於第 1 端 101 側的測定機構 120、以及配置於與第 1 端 101 側相反的第 2 端 102 側的電源保持部 130。但是，本發明的實施方式並不限定於此。例如，亦可設為如下的測定裝置：藉由設為具有僅安裝於左右任一耳朵中的一者的耳甲部分的安裝部的測定機構 120，而安裝於頭部。即，亦可為不存在所述實施形態的測定裝置 100 中的如圖 1 所示的保持部 110 的構造。在如上所述的構造的情況下，藉由不存在如圖 1 所示的保持部 110，而使得整個裝置的重量減輕，並且不會弄壞使用者的髮型，故而方便性得到提高。

【0125】 又，在所述實施形態的測定裝置 100 中，測定機構 120、電源保持部 130 或控制機構保持部 140 亦可設為防水構造或防塵構造。此時，可提高測定裝置 100 的使用機會，例如即使在雨天亦可使用測定裝置 100 等，從而方便性得到提高。

【0126】 在所述實施形態的測定裝置 100 中，亦可設為具有藉由有線或無線或該些的組合而實現的通信功能。作為有線的通信功能，可以是通用序列匯流排（universal serial bus，USB）或區域網路（Local Area Network，LAN）等。作為無線的通信功能，可以是長期演進技術（Long Term Evolution，LTE）、無線 LAN（Local Area Network）或紅外線通信等。藉由搭載如上所述的通信功能，測定裝置 100 例如可自外部的操作終端進行操作或控制，或可將所測定的各種資訊發送至外部的裝置。

【0127】 所述實施形態的測定裝置 100 是測定血流量或動脈血紅蛋白量作為生物體資訊，但亦可設為測定該些生物體資訊以外的生物體資訊。根據測定裝置 100 所獲取的生物體資訊，測定裝置 100 例如亦可將體溫感測器、脈波感測器、振動感測器、聲音感測器、濕度感測器、高度感測器、方位感測器、位置感測器、亮度感測器等各種感測器適當組合起來加以搭載。

【0128】 在所述實施形態的測定裝置 100 中，包含經內裝的電源保持部 130。但是，作為測定裝置 100 的電源，亦可設為在與測定裝置 100 不同的框體上另外設置電源，且藉由有線或無線而將來自電源的電力供給至測定裝置 100 的各部。

【0129】 在所述實施形態中，已說明測定裝置 100 所具備的控制部 180 基於感測器所獲取的生物體測定輸出而生成生物體資訊，但生物體資訊的生成並不限於測定裝置 100 所具備的控制部 180 所進行的情況。例如，藉由有線或無線或由該些的組合構成的網路而與測定裝置 100 連接的伺服裝置亦可具備相當於控制部 180 的功能部，生物體資訊的生成亦可藉由具有所述功能部的伺服裝置來進行。此時，測定裝置 100 將感測器所獲取的生物體測定輸出，自另外具備的通信部發送至伺服裝置。伺服裝置基於生物體資訊輸出計算生物體資訊，且將所算出的生物體資訊記憶於記憶部。如上所述，當伺服裝置計算生物體資訊，且記憶生物體資訊時，與在一個測定裝置 100 上實現圖 1 所示的所有功能部的情況相比，可實現測定裝置 100 的小型化等。

【符號說明】

【0130】

- 100：測定裝置
- 101：第1端
- 102：第2端
- 110：保持部
- 120：測定機構
- 121：插入部
- 122：按壓部
- 123：接觸部
- 123a、123b：突出部
- 124：連接部
- 125：框架部
- 125a：平面部
- 125b：相反面
- 130：電源保持部
- 140：控制機構保持部
- 150：抵接部
- 160：反射型感測器
- 161、171：發光部
- 162、172：受光部
- 170：穿透型感測器
- 180：控制部

190：記憶部

200：輸入部

210：顯示部

901、1001、1005：單體

1003：孔部

1007：開口部

1101：蓋部

1201、1301、1303：遮光部

qpp：脈動血流波高

S101～S107、S201～S208：步驟

【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種測定裝置，包括：

插入部，可插入至外耳道；

按壓部，在將所述插入部插入至所述外耳道的狀態下，對耳甲進行施壓；

接觸部，在所述耳甲受到所述按壓部施壓的狀態下，以夾住耳珠的方式與耳珠接觸；

感測器，搭載於所述接觸部，在所述接觸部與所述耳珠接觸的狀態下在所述耳珠上獲取生物體測定輸出；以及

控制部，基於所述感測器所獲取的生物體測定輸出測定生物體資訊。

【第2項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中

所述接觸部與所述按壓部經由可使所述接觸部與所述按壓部的相對位置關係發生變化的可動構件而連接。

【第3項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中

所述接觸部包括可拆裝的罩體。

【第4項】 如申請專利範圍第3項所述的測定裝置，其中

所述罩體由可使自所述感測器射出的光線穿透的材料構成。

【第5項】 如申請專利範圍第3項所述的測定裝置，其中

所述罩體包括用以使所述感測器露出的開口部。

【第6項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中更包括：

保持部，自左右夾住頭部。

【第7項】 如申請專利範圍第6項所述的測定裝置，其中

所述保持部在一端側具備所述接觸部，在與所述一端側相反的另一端側具備對所述感測器供電的電源。

【第8項】 如申請專利範圍第6項所述的測定裝置，其中

所述保持部在使一端及另一端朝向重力方向下方的狀態下，對所述一端及所述另一端施加的重力方向下方的力大致相等。

【第9項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中

所述插入部包括在插入至所述外耳道的狀態下，覆蓋所述外耳道的蓋部。

【第10項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中更包括：

遮光部，在所述接觸部與所述耳珠接觸的狀態下，遮擋入射至所述感測器的外部光。

【第11項】 如申請專利範圍第10項所述的測定裝置，其中

所述遮光部是覆蓋整個耳甲的耳套。

【第12項】 如申請專利範圍第10項所述的測定裝置，其中

所述遮光部是形成於所述接觸部的頭部前面方向側的遮光部。

【第13項】 如申請專利範圍第10項所述的測定裝置，其中

所述遮光部是形成於所述接觸部的頭部上方向側的遮光部。

【第14項】 如申請專利範圍第1項所述的測定裝置，其中

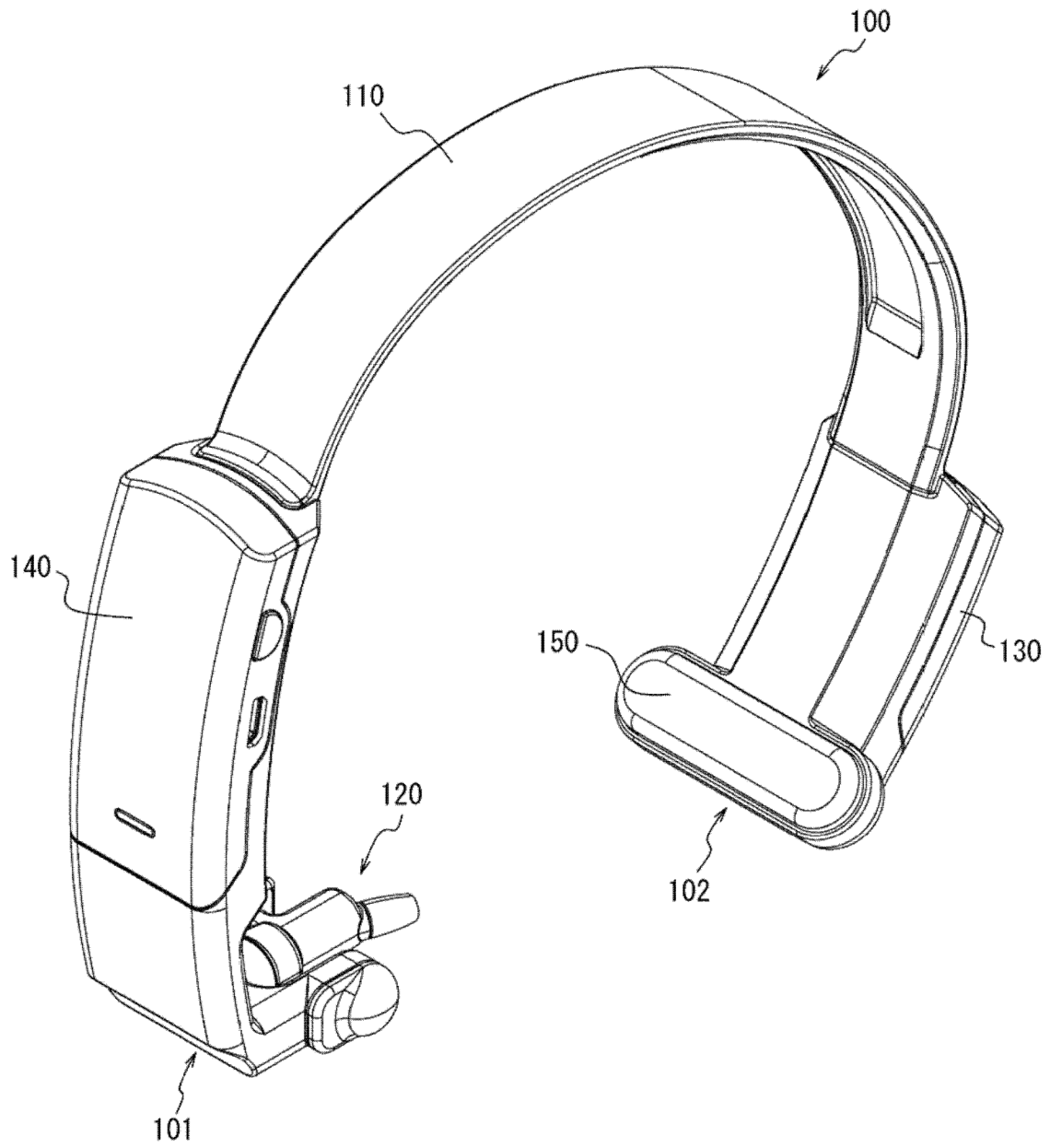
所述按壓部對所述耳甲向後頭部側施壓。

【第15項】 如申請專利範圍第2項所述的測定裝置，其中包括：

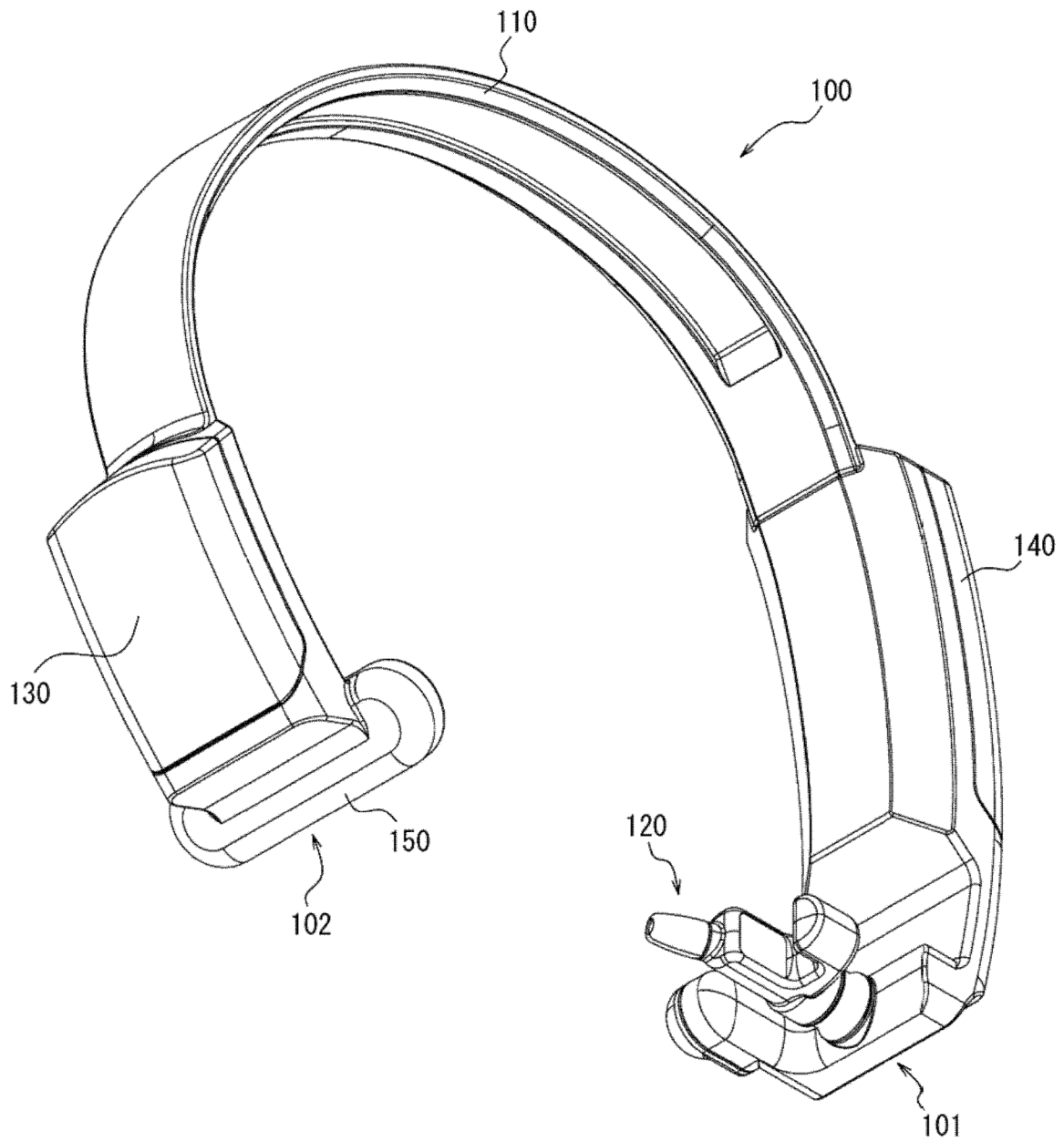
框架部，形成有所述按壓部及所述可動構件；且

所述框架部具有面向外耳道外側方向的平面部，
在所述平面部的相反面側的大致中央形成有所述可動構件。

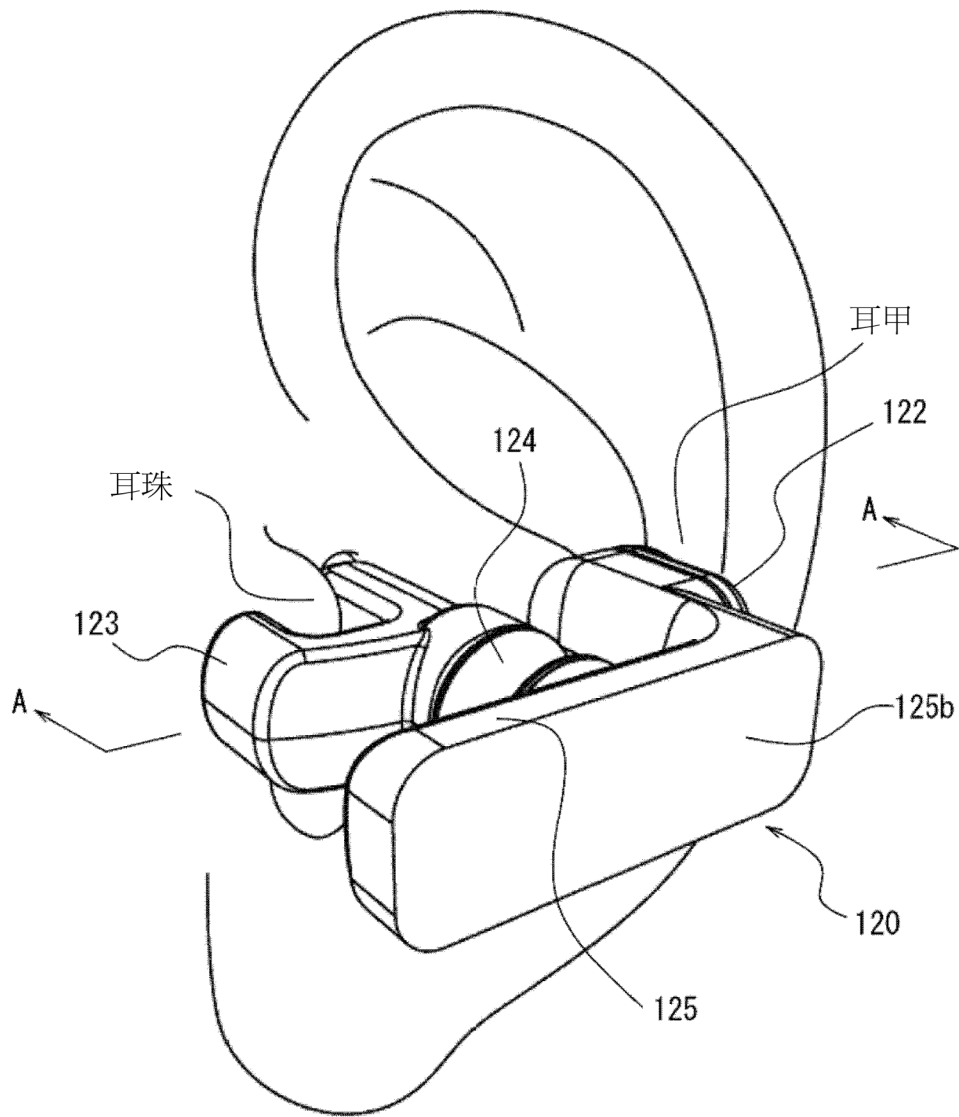
【發明圖式】



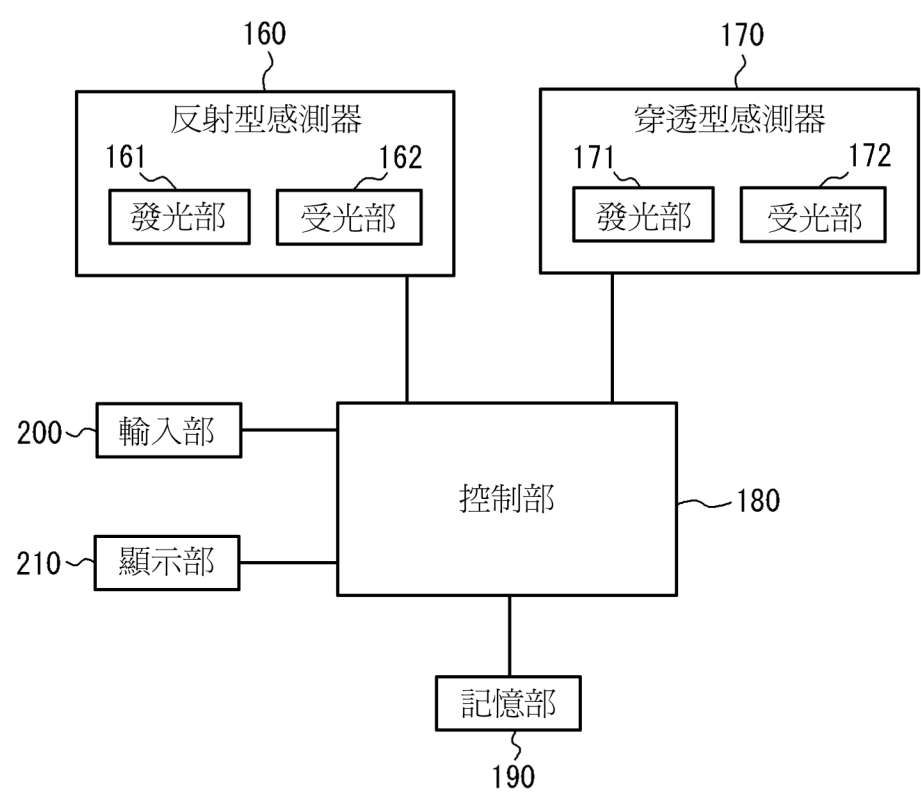
【圖1】



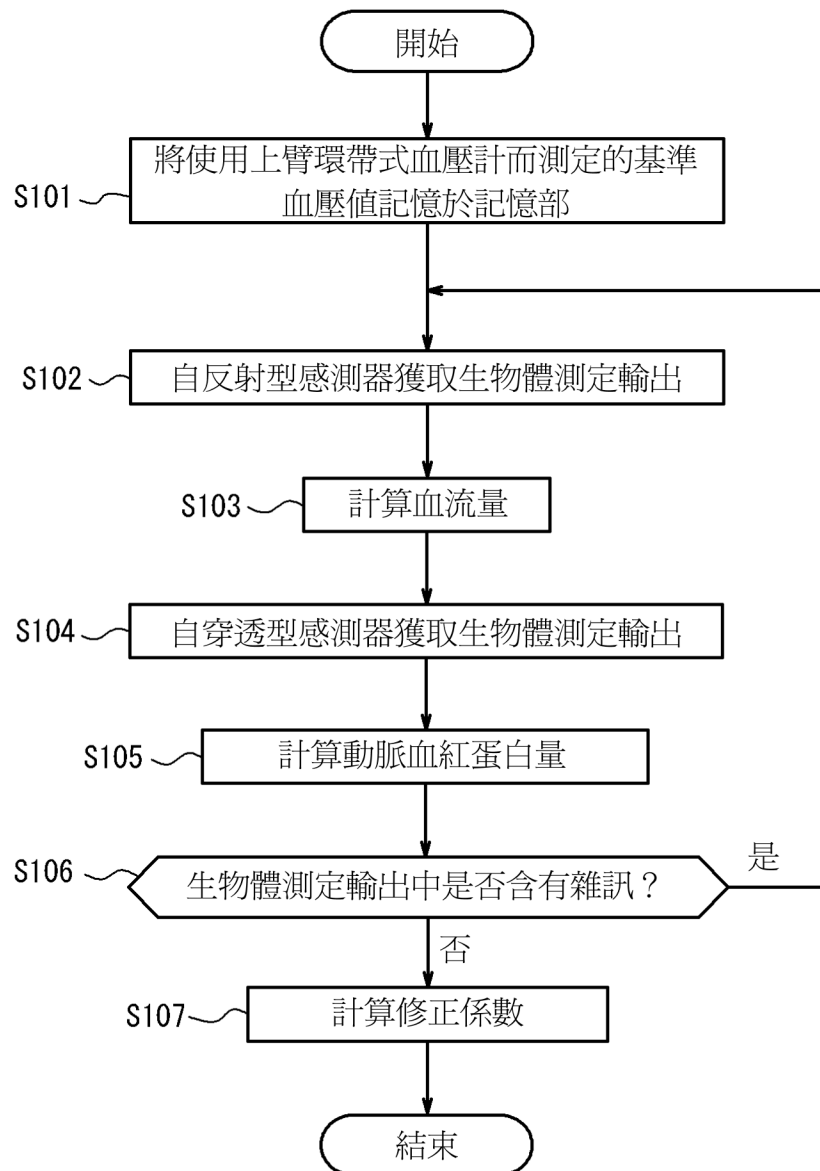
【圖2】



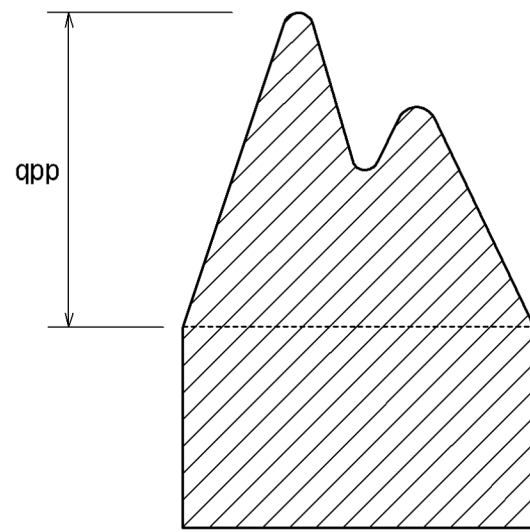
【圖3】



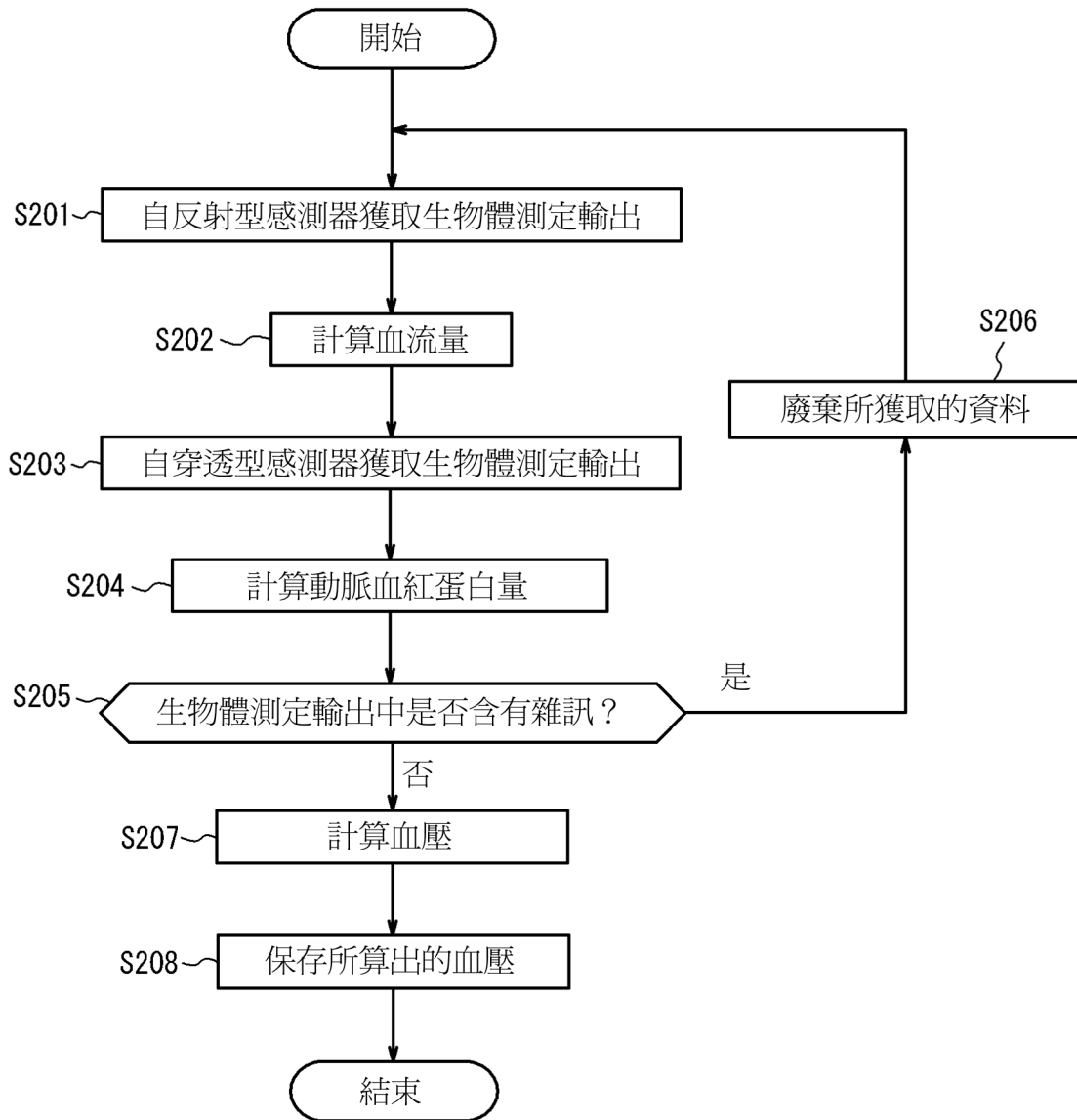
【圖5】



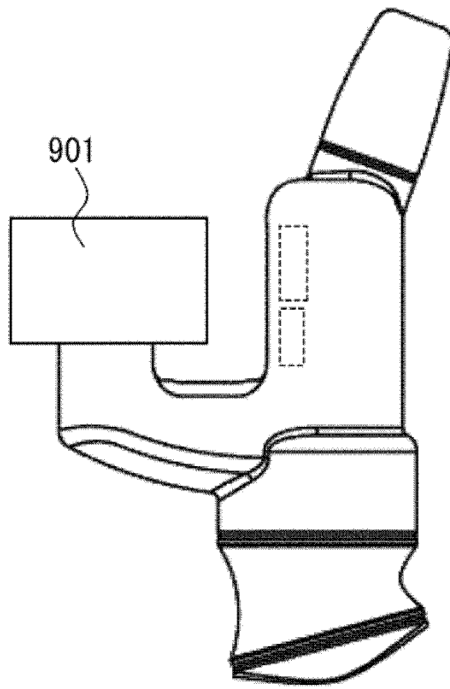
【圖6】



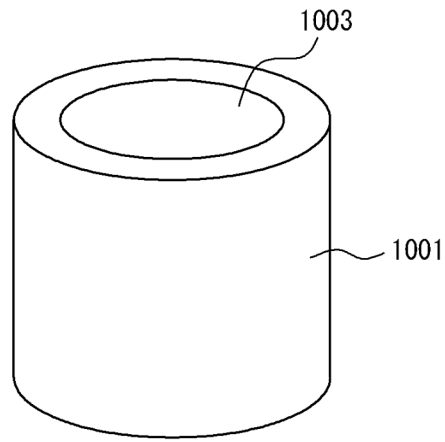
【圖7】



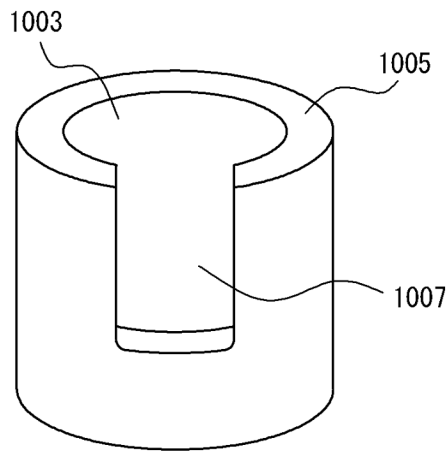
【圖8】



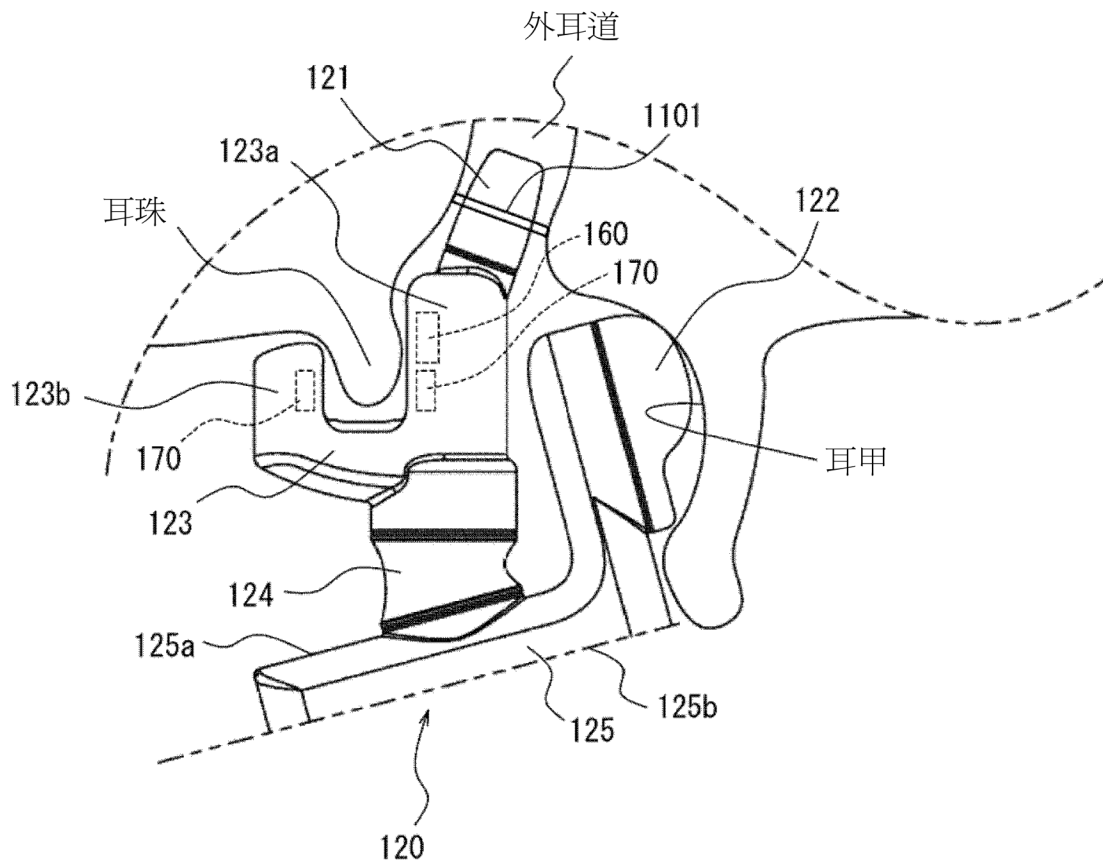
【圖9】



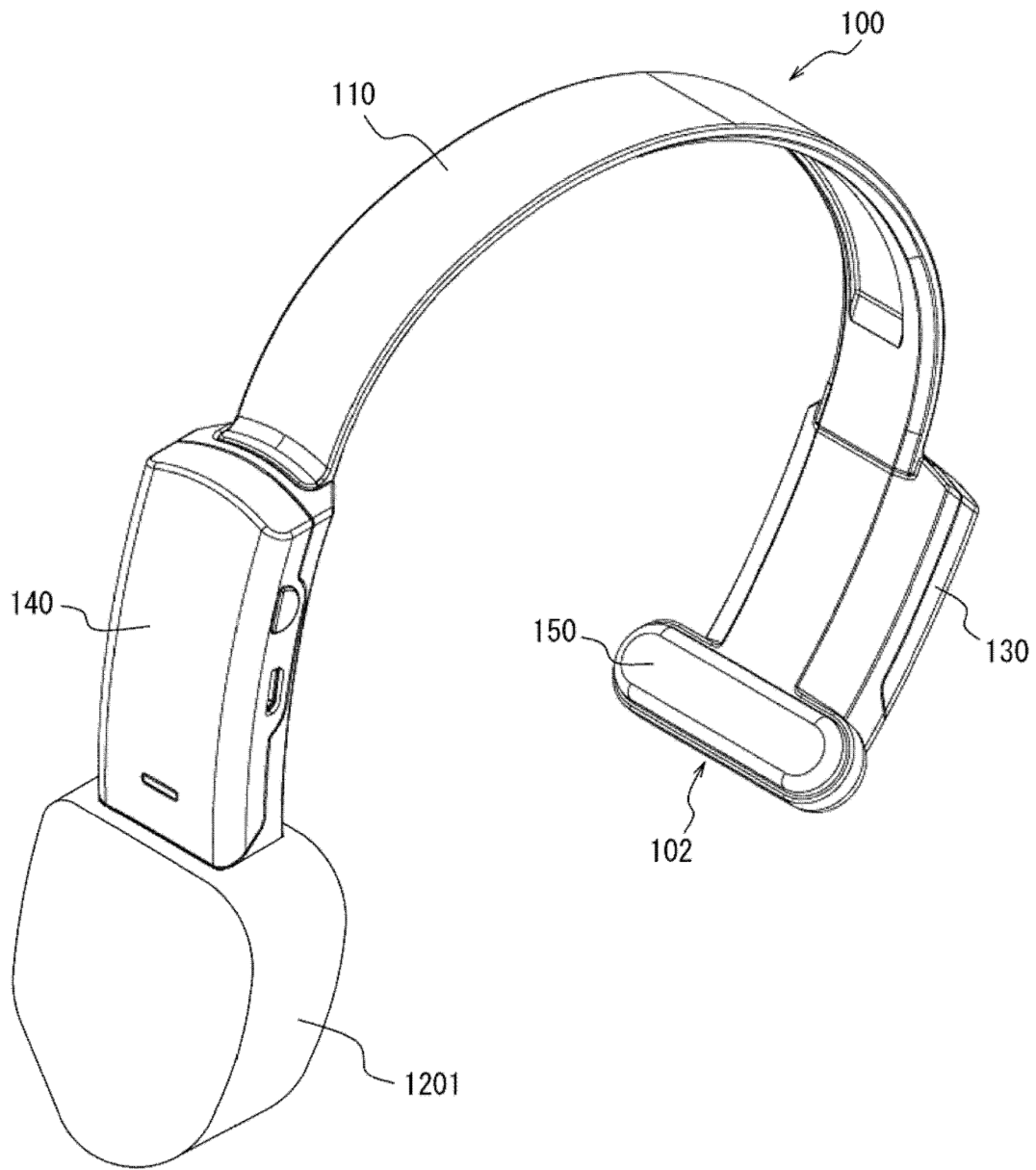
【圖10(a)】



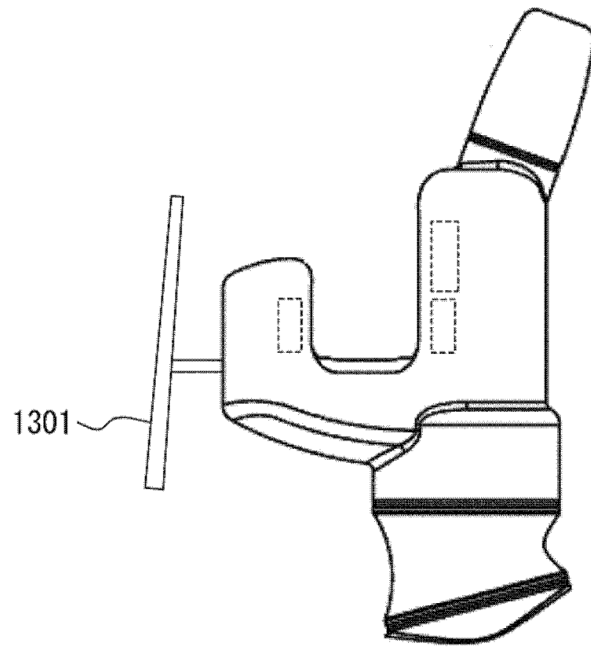
【圖10(b)】



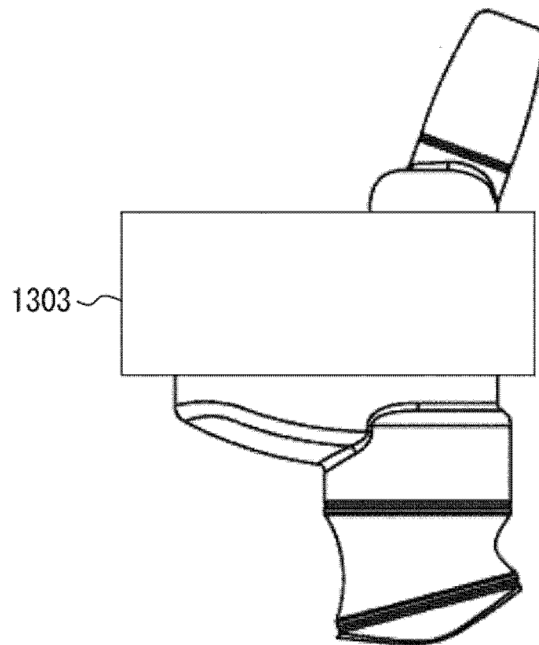
【圖11】



【圖12】



【圖13(a)】



【圖13(b)】