



(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 201738573 A

(43)公開日：中華民國 106 (2017) 年 11 月 01 日

(21)申請案號：106108126

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 03 月 13 日

(51)Int. Cl. : *G01R1/28 (2006.01)* *G01R13/02 (2006.01)*

(30)優先權：2016/04/28 日本 特願 2016-090079

2016/08/16 日本 特願 2016-159758

2016/11/18 日本 特願 2016-225514

(71)申請人：太陽誘電股份有限公司 (日本) TAIYO YUDEN CO., LTD. (JP)
日本

(72)發明人：小林啓一 KOBAYASHI, KEIICHI (JP)；石黒隆 ISHIGURO, TAKASHI (JP)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：19 項 圖式數：11 共 46 頁

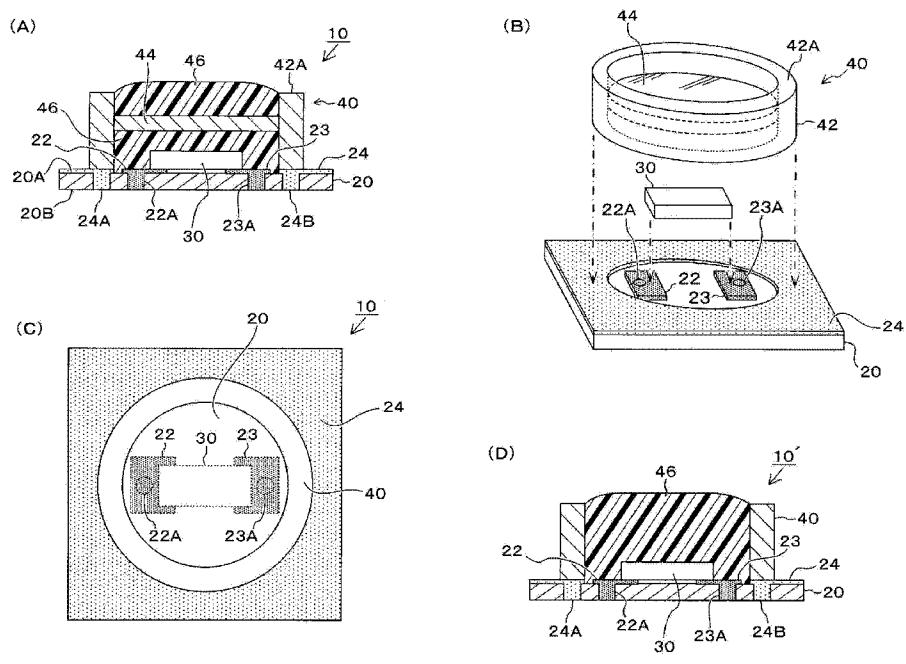
(54)名稱

振動波形感測器及脈波檢測裝置

(57)摘要

本發明之課題為於使用壓電元件之高感度之振動波形感測器中，不發生短路地抑制交流雜訊之產生，且謀求可靠性之提高。本發明於基板 20 上設置一對導電墊 22、23、及將端子電極連接於該等之壓電元件 30，且以具有導電性之環狀之間隔物 40 包圍該等之周圍。於上述間隔物 40 之內側，以覆蓋上述一對導電墊 22、23 及上述壓電元件 30 之方式設置有大致圓板狀之被覆部 44。間隔物 40 與基板 20 正交之剖面形狀為大致 H 型。於上述間隔物 40 之內側根據需要填充有矽樹脂 46。由於上述被覆部 44 以連續之面阻斷來自壓電元件 30 上表面之交流雜訊，故交流雜訊降低。於上述基板 20 上且由上述間隔物 40 包圍之區域以外設置有導電膜 24。

指定代表圖：



【圖1】

符號簡單說明：

- 10 . . . 振動波形感測器
- 10' . . . 振動波形感測器
- 20 . . . 基板
- 20A . . . 主面
- 20B . . . 主面
- 22 . . . 導電墊
- 22A . . . 貫通孔
- 23 . . . 導電墊
- 23A . . . 貫通孔
- 24 . . . 導電膜
- 24A . . . 貫通孔
- 24B . . . 貫通孔
- 30 . . . 壓電元件
- 40 . . . 間隔物
- 42 . . . 環部
- 42A . . . 端部
- 44 . . . 被覆部
- 46 . . . 矽樹脂

【發明摘要】

【中文發明名稱】

振動波形感測器及脈波檢測裝置

【中文】

本發明之課題為於使用壓電元件之高感度之振動波形感測器中，不發生短路地抑制交流雜訊之產生，且謀求可靠性之提高。

本發明於基板20上設置一對導電墊22、23、及將端子電極連接於該等之壓電元件30，且以具有導電性之環狀之間隔物40包圍該等之周圍。於上述間隔物40之內側，以覆蓋上述一對導電墊22、23及上述壓電元件30之方式設置有大致圓板狀之被覆部44。間隔物40與基板20正交之剖面形狀為大致H型。於上述間隔物40之內側根據需要填充有矽樹脂46。由於上述被覆部44以連續之面阻斷來自壓電元件30上表面之交流雜訊，故交流雜訊降低。於上述基板20上且由上述間隔物40包圍之區域以外設置有導電膜24。

【指定代表圖】

圖1

【代表圖之符號簡單說明】

10	振動波形感測器
10'	振動波形感測器
20	基板
20A	主面
20B	主面
22	導電墊

22A	貫通孔
23	導電墊
23A	貫通孔
24	導電膜
24A	貫通孔
24B	貫通孔
30	壓電元件
40	間隔物
42	環部
42A	端部
44	被覆部
46	矽樹脂

【發明說明書】

【中文發明名稱】

振動波形感測器及脈波檢測裝置

【技術領域】

本發明係關於計測脈搏等各種振動之波形之振動波形感測器與利用其之脈波檢測裝置，更具體而言，係關於利用壓電元件之感測器之交流雜訊對策、及脈波檢測裝置之測定之容易化者。

【先前技術】

於以連續測定脈波之健康管理為宣傳標語之感測器器件中，研究一種利用壓電元件之振動波形感測器者。作為利用壓電元件之振動波形感測器，有例如下述專利文獻1所記載之動脈硬化評估裝置。於上述專利文獻1，揭示有一種動脈硬化評估裝置，其具備：第1檢測機構，其檢測於生物體之1個部位中於動脈傳遞之脈波；第2檢測機構，其測定上述生物體之動脈之血流速度；第1波形特定機構，其基於以上述第2檢測機構獲得之血流速度而特定第1波形；第2波形決定機構，其自藉由上述第1檢測機構檢測出之脈波減去上述第1波形而獲得第2波形；及評估機構，其根據上述第1波形及第2波形之振幅強度而評估動脈硬化度。且，揭示有使用壓電換能器作為上述第1檢測機構。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

專利文獻1：國際公開第2010/024417號手冊

【發明內容】

[發明所欲解決之問題]

然而，於使用壓電元件之方式中，雖有易於探測脈波且可獲得解析度較高之波形等特點，但亦有易於拾取來自電燈線之交流雜訊(引起交流電源之頻率之雜訊)之課題。該交流雜訊之產生係只要有交流電源即無法避免，又，既然使用高感度之壓電感測器則亦無法避免受到該影響。

因此，作為用以避免產生交流雜訊之對策，先前實施導電屏蔽。具體而言，藉由將導電性之片材貼附於感測器周圍而作出對策。但，於該方法中，由於無法對壓電元件之上表面在構造上貼附片材，故無法實現充分之交流雜訊對策。無法對壓電元件之上表面實施導電屏蔽之理由在於：該部分係為了維持感測器之耐濕性或防水性，或為了使受試者不因直接與手指碰觸捕捉脈波振動而感到疼痛，必須以樹脂進行塗佈，又，壓電元件之周圍係為了防止電路之短路而要求絕緣性。即，於先前構造中，壓電元件之上表面必須由絕緣性之樹脂進行塗佈，換言之，無法對該部分實施導電屏蔽。

另一方面，於以使用壓電元件之方式之感測器，檢測來自動脈壁之脈波振動時，必須將該微弱之振動與其他雜訊等切離而檢測，因此對施加於感測器模組整體之重量之制約較大。具體而言，模組整體必須抑制為5 g以下程度。又，於測定時，必須以膠帶捲繞於指尖等而設為「懸掛」狀態。此種測定方法就測定作業之繁瑣度而言會對測定造成困難。

本發明係著眼於如以上之方面者，其目的為於使用壓電元件之高感度之振動波形感測器中，抑制交流雜訊之產生，且謀求不易受損並提高可靠性。

其他目的為提供一種可使用上述振動波形感測器而更簡便地測定脈波之脈波檢測裝置。

[解決問題之技術手段]

本發明之振動波形感測器之特徵在於具備：基板；一對導電墊，其形成於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；及具有導電性之間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；且上述間隔物於低於與上述基板相反側之緣部之位置，具有連續覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊上方之被覆部。

主要形態之一之特徵在於：上述間隔物與上述基板正交之剖面之形狀為H型或M型。其他形態之一之特徵在於：上述間隔物以包圍上述壓電元件及上述一對導電墊周圍之方式形成。進而其他形態之特徵在於：上述間隔物係框狀或環狀，且於框或環之內周面具有上述被覆部。或，特徵在於：於由上述間隔物包圍之區域內填充矽樹脂。

進而其他形態之一之特徵在於：上述間隔物包含：一對間隔物構件，其以夾著上述壓電元件及上述一對導電墊之方式配置；及上述被覆部，其架設於該一對間隔物構件。進而其他形態之一之特徵在於：於由上述間隔物所夾之區域內填充矽樹脂。進而其他形態之一之特徵在於：於上述基板上之設置有上述間隔物及被覆部之部分以外之區域形成有導電膜。

其他發明之振動波形感測器之特徵在於具備：基板；一對導電墊，其形成於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；間隔物，其位

於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；絕緣性樹脂，其以覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊之方式形成於上述基板上；及導電層，其以覆蓋上述絕緣性樹脂之方式形成。

主要形態之一之特徵在於：上述間隔物以包圍上述壓電元件及上述一對導電墊周圍之方式形成。其他形態之一之特徵在於：上述間隔物為框狀或環狀。進而其他形態之一之特徵在於：上述絕緣性樹脂及上述導電層形成於由上述間隔物包圍之區域內。進而其他形態之一之特徵在於：於上述基板上之設置有上述間隔物及上述絕緣性樹脂之區域以外之區域形成有導電膜。

進而其他形態之一之特徵在於：上述導電層係包含導電性粒子之樹脂。進而其他形態之一之特徵在於：上述間隔物之外表面由導電體形成。

本發明之脈波檢測裝置之特徵在於具備：如上述任一者之振動波形感測器；殼體，其具有配置有該振動波形感測器之承受部；及支持機構，其設置於上述振動波形感測器與上述承受部之間，且具有於上述殼體之承受部上支持上述振動波形感測器之彈性。

主要形態之一之特徵在於：上述支持機構於上述基板之側面支持上述振動波形感測器。其他形態之一之特徵在於：上述支持構件支持上述基板之側面整周。進而其他形態之一之特徵在於：上述支持機構於複數個部位支持上述基板之側面。本發明之上述及其他目的、特徵、優勢係自以下詳細之說明及隨附圖式而予以明瞭。

[發明之效果]

根據本發明之振動波形感測器，具備：基板；一對導電墊，其形成

於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；及具有導電性之間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；且上述間隔物於低於與上述基板相反側之緣部之位置，具有連續覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊上方之被覆部。因此，可更確實地阻斷交流雜訊，且不易受損並提高可靠性。

根據其他發明之振動波形感測器，具備：基板；一對導電墊，其形成於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；絕緣性樹脂，其以覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊之方式形成於上述基板上；及導電層，其以覆蓋上述絕緣性樹脂之方式形成。因此，可獲得如下之振動波形感測器：由於一面由導電層阻斷來自壓電元件上表面之交流雜訊，一面可獲得壓電元件周圍之電路之絕緣性，故可不破壞電路(短路)地降低交流雜訊。

再者，根據本發明之脈波檢測裝置，由於將上述任一項所記載之振動波形感測器經由具有彈性之支持機構支持於殼體之承受部，故以被測定者將指尖按壓於振動波形感測器之簡便動作，一面為懸掛之狀態一面將指尖密接於感測器，故而有可簡單地檢測脈波之效果。

【圖式簡單說明】

圖1係顯示本發明之實施例1及先前例之振動波形感測器之圖，(A)係

實施例1之剖視圖，(B)係實施例1之組裝圖，(C)係自基板之安裝面側觀察實施例1之俯視圖，(D)係比較例之振動波形感測器之剖視圖。

圖2係顯示使用上述實施例1之振動波形感測器之系統構成之圖，(A)顯示整體之裝置構成，(B)及(C)係顯示電路構成之圖。

圖3(A)～(C)係顯示脈之跳動與皮膚之振動之情況之圖。

圖4(A)、(B)係顯示先前例之振動波形感測器與實施例1之振動波形感測器之交流雜訊之一例之圖。

圖5係顯示上述實施例1之變化例之圖，(A)～(E)顯示振動波形感測器之其他構成例，(F)顯示振動波形感測器之安裝例。

圖6係顯示本發明實施例2之振動波形感測器之圖，(A)係剖視圖，(B)係組裝圖，(C)係自基板之安裝面側觀察之俯視圖。

圖7(A)、(B)係顯示先前例之振動波形感測器與實施例2之振動波形感測器之交流雜訊之一例之圖。

圖8(A)～(C)係顯示上述實施例2之變化例之圖。

圖9係顯示本發明之實施例3之圖，(A)係振動波形感測器(感測器模組)之剖視圖，(B)係振動波形感測器之組裝圖，(C)係自主面側觀察振動波形感測器之俯視圖，(D)係將上述(B)沿著#A-#A線切斷並自箭頭方向觀察之脈波檢測裝置之剖視圖。

圖10係顯示上述實施例3與先前技術之脈波檢測裝置之整體構成之圖，(A)顯示實施例3之脈波檢測裝置，(B)顯示先前之脈波檢測裝置。

圖11(A)～(D)係顯示上述實施例3之變化例之圖。

【實施方式】

以下，基於實施例詳細地說明用以實施本發明之最佳形態。

實施例1

首先，一面參照圖1～圖4一面說明本發明之實施例1。本實施例係將本發明之振動波形感測器應用於脈波感測器之例。圖1(A)～(C)係顯示本實施例之圖，(A)係振動波形感測器之剖視圖，(B)係分解圖，(C)係自基板之安裝面側觀察之俯視圖。圖1(D)係先前例之振動波形感測器之剖視圖。圖2係顯示使用本實施例之振動波形感測器之系統構成之圖，(A)係顯示整體之裝置構成之圖，(B)及(C)係顯示電路構成之圖。圖3係顯示脈之跳動與皮膚之振動之情況之圖。圖4係顯示先前例之振動波形感測器與本實施例之振動波形感測器之交流雜訊之一例之圖。於該等圖中，振動波形感測器10為如下之構成：於基板20之主面20A上配置有壓電元件30，並由間隔物40覆蓋該壓電元件30之周圍。

於本實施例中，間隔物40係大致環狀，且具有：環部42；及大致圓板狀之被覆部44，其設置於該環部42之高度方向之大致中央部。即，間隔物40於與基板20正交之剖面中如圖1(A)所示為大致H型。於圖示之例中，於由上述基板20、環部42及被覆部44包圍之空間，以覆蓋壓電元件30之方式填充有矽樹脂46。又，於以上述環部42之緣部側與被覆部44形成之空間，亦設置有矽樹脂46。

以上各部中之上述基板20係用以固定支持壓電元件30且進行其電極之引出或信號放大者，藉由玻璃環氧樹脂或陶瓷等形成。若顯示上述基板20之尺寸之一例，則為12 mm之四方形且厚度1 mm左右。於上述基板20之一主面，於中央附近以適當間隔配置有一對導電墊22、23，且於其周圍形成有導電膜24。於上述導電墊22、23兩者，連接有壓電元件30。上述導電墊22、23係藉由將上述基板20於厚度方向貫通之貫通孔22A、

23A，而被引出至上述基板20之另一主面20B，並與未圖示之一對外部導體連接。上述壓電元件30於圖示之例中設為長方形，且具有壓電體與形成於該壓電體之一對未圖示之端子電極。且，上述一對端子電極各自藉由焊料等接合於上述一對導電墊22、23，並安裝於上述基板20之一主面20A上。

如此，藉由導電墊22、23、貫通孔22A、23A、及未圖示之外部導體，將設置於基板20之另一主面20B側之放大器(後述)等與壓電元件30連接。作為壓電元件30，例如使用PZT(銻鈦酸鉛)，但並未特別限定材質，而可使用具有適當之感度(壓電常數、電容)者。例如，於上述基板20為12 mm之四方形之大小之情形時，作為上述壓電元件30，若為0.6×0.3 mm～3.2×1.6 mm左右者，則可為任意者。

接著，於上述壓電元件30之周圍，以包圍該壓電元件30與上述一對導電墊22、23之周圍之方式，設置有環狀之間隔物40，該間隔物40與上述導電膜24電性接合。又，導電膜24係藉由貫通孔24A、24B而被引出至基板20之另一主面20B側。上述間隔物40例如由不鏽鋼形成而具有導電性，並作為如下之振動導入體發揮功能：於與所接觸之人體之皮膚等之間使接地電位共通，且導入上述皮膚等之振動，進而導入至上述基板20。

皮膚之振動係傳遞至上述間隔物40，且自間隔物40傳遞至基板20。基板20亦作為振動體發揮功能，且自間隔物40傳遞之振動被傳遞至壓電元件30。若上述間隔物40為硬質且具有導電性者，則並非限定於金屬者，例如亦可為於硬質塑膠之表面實施金屬鍍覆者。藉由如此夾著硬質且具有導電性之間隔物40，可確實地傳遞脈波振動，且將電性雜訊釋放至地面，因此可獲得品質更高之脈波信號。此為振動波形感測器之基本構造，

振動脈波係如圖3中簡化顯示般，通過具有導電性之間隔物40並經過基板20而傳遞至壓電元件30。上述壓電元件30檢測該振動並轉換為電壓，且作為脈波信號而輸出至解析裝置等。

振動波形感測器10之基本構造係如以上所述，但於本實施例中，為了應對空氣中之濕度或來自體內之出汗，將壓電體30與間隔物40之被覆部44之間、環部42之端部42A側與被覆部44之間，分別由絕緣性較高之矽樹脂46填埋。此時，只要上述端部42A露出，則不限制填埋之矽樹脂46之量。使用矽樹脂46之理由在於，當然必須使塗層之零件間(壓電元件及導電墊與間隔物)不發生短路。又，為了避免設置有間隔物40之環部42與被覆部44之部分以外之區域受到交流雜訊之影響，而如圖1(A)~(C)所示，設置導電膜24進行電磁屏蔽，從而抑制交流雜訊之產生。

另，將上述矽樹脂46填充至上述端部42A側之量係只要上述端部42A露出即可，但若如圖1(A)所示，將上述矽樹脂46設為堆積成凸狀之形狀，則由於受試者於安裝感測器時不會感到疼痛，且不會對脈波之取得造成影響故而較佳。

如以上所述之振動波形感測器10係如圖2(A)所示，利用醫療用固定膠帶12等，以上述間隔物40碰觸於人體之皮膚BD之方式安裝於人體之手指等之適當位置。另，安裝振動波形感測器10之部位亦可為手臂，安裝方法亦可利用黏扣帶捲繞。

接著，參照圖3，說明振動波形感測器10之基本動作。圖3(A)~(C)顯示在人體中之血管BV傳遞脈波之情況。所謂脈波，係指將因血液隨著心臟之跳動而流入至身體組織之某部分所產生之容積變化自體表面作為波形而捕捉者。另，於圖3中，為了易於理解，簡化顯示振動波形感測器10

之構造。於上述圖3中，將血管BV之容積較大之部分顯示為HP，且自左側朝右側傳遞脈波。上述脈波係經由皮膚BD而傳遞至振動波形感測器10之間隔物40。間隔物40之振動進而使基板20振動，並將該振動傳遞至壓電元件30。如此一來，壓電元件30變位，並將脈波之振動轉換為電性信號。此係藉由基板20之放大器而放大並輸出。另，輸出之波形信號係主要基於壓電元件30之長邊方向(長邊方向)之變位者。於圖4(B)顯示本實施例之振動波形感測器之交流雜訊之一例。

於圖2(A)～(C)顯示使用本實施例之振動波形感測器10之波形解析系統之一例。於圖2(A)顯示整體之構成，上述振動波形感測器10與主板50連接，主板50係經由無線通信用之USB(Universal Serial Bus：通用串列匯流排)硬體鎖60而與波形解析裝置100連接。

於圖2(B)顯示各部之電路構成。振動波形感測器10將上述之壓電元件30之輸出側與設置於基板20之背面(主面20B)側之儀表放大器(高輸入阻抗之作動放大器)26之輸入側連接，該儀表放大器26之輸出成為振動波形感測器10之輸出，且與主板50之輸入側連接。

於主板50之輸入側設置有可程式化放大器52，其輸出側經由A/D轉換器53與發送模組54連接。即，以A/D轉換器53將藉由可程式化放大器52放大之脈波之波形信號轉換為數位信號，並自發送模組發送。作為發送模組54，可利用與利用電波或紅外線之周知之各種近距離無線通信之規格對應者。例如，利用能以如BLE(Bluetooth(註冊商標) Low Energy：藍牙低功耗)之低電力通信之規格。於主板50設置有鈕扣電池等電源58，自其向主板50之各部供給驅動用之電力，且亦向振動波形感測器10供給驅動電力。

USB硬體鎖60係用以供波形解析裝置100提取自上述主板50發送之信號者，具備接收模組62與USB介面64。另，若波形解析裝置100可直接接收自上述主板50發送之信號，則不需要USB硬體鎖60。另，USB硬體鎖60亦被利用於波形解析裝置100之主板50之動作控制。

接著，波形解析裝置100由PC(電腦)、智慧型手機、平板型PC等構成，如圖2(C)所示，具備CPU102、資料記憶體110、程式記憶體120、顯示器104。儲存於程式記憶體120之程式係由CPU102執行。此時，參照儲存於資料記憶體110之資料。運算結果儲存於資料記憶體110，且顯示於顯示器104。此種基本動作係一般者任一者皆廣為人知。

於資料記憶體110儲存有以USB硬體鎖60接收之波形資料112。又，亦儲存有CPU102之運算結果即運算資料114。於程式記憶體120準備有雜訊去除程式122、波形解析程式124、心律不整檢測程式126、警報程式128。於智慧型手機之情形時該等程式係作為應用而準備。

該等中之雜訊去除程式122係用以去除波形資料112所包含之雜訊之程式，於脈波之峰值超出預先設定之臨限值時，作為產生干擾而將波形進行峰值保持，藉此進行降低干擾影響之信號處理。波形解析程式124對脈波之波形中所包含之 $P_a \sim P_e$ 波，進行 P_b/P_a 、 P_c/P_a 、 P_d/P_a 、 P_e/P_a 、 $(P_b - P_c - P_d - P_e)/P_a$ (Aging Index：時效指數)等解析值之運算。心律不整檢測程式126自脈波中之脈衝間隔將脈衝之缺失作為心律不整檢測。警報程式128於上述波形解析程式124之解析結果超出預先設定之臨限值時，於藉由上述心律不整檢測程式126檢測出心律不整時等將該意旨作為警報輸出。

將藉由本實施例之壓電元件30檢測出之脈波(速度脈波)進行1次微分

時獲得加速度脈波，於將該加速度脈波之振幅設為縱軸，並將橫軸設為時間而表示之脈衝波形包含有Pa～Pe波。上述波形解析程式124進行基於上述1次微分、或上述Pa～Pe波之運算。另，上述Pa～Pe波之意義係如下所示。

Pa波：收縮初期陽性波(指突容積脈波之收縮期前方成分)

Pb波：收縮初期陰性波(同上)

Pc波：收縮中期再上升波(指突容積脈波之收縮期後方成分)

Pd波：收縮後期再下降波(同上)

Pe波：擴張初期陽性波(指突容積脈波之擴張期成分)

又，於波形解析程式124中，算出加速度脈波之平均波形，使用加速度脈波所包含之複數個波形之波高成分，進行波高比Pb/Pa、Pc/Pa、Pd/Pa、Pe/Pa、或(Pb-Pc-Pd-Pe)/Pa等運算。上述運算結果之意義係例如記載於以下之文獻。

a：Takazawa 等人，「Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform」Hypertension.，1998年8月

b：Junichiro Hashimoto 等人，「Pulse wave velocity and the second derivative of the finger photoplethysmogram in treated hypertensive patients: their relationship and associating factors」Journal of Hypertention 2002，第20卷第12期

心律不整檢測程式126觀察脈衝間隔，於應存在之位置不存在脈衝時判斷為心律不整。又，於圖2(A)之智慧型手機顯示器、或波形解析裝置100之顯示器104，例如顯示檢測脈波、或將其以上述波形解析裝置進行

解析之結果等。

接著，說明本實施例之整體動作。自壓電元件30輸出之脈波信號由儀表放大器26放大後，輸入至主板50。於主板50中，以可程式化放大器52進一步將信號放大後，於以A/D轉換器53轉換為數位信號後自發送模組54發送。發送之脈波信號由USB硬體鎖60之接收模組62接收，並自USB介面64輸入至波形解析裝置100。

於波形解析裝置100中，將輸入資料作為波形資料112儲存於資料記憶體110。於由CPU102執行雜訊去除程式122時，對於波形資料112，有超出預先設定之臨限值之干擾時，將波形進行峰值保持並去除雜訊。於由CPU102執行波形解析程式124時，自波形檢測Pa～Pe波，且進行上述之Pb/Pa、Pc/Pa、Pd/Pa、Pe/Pa、(Pb-Pc-Pd-Pe)/Pa等運算，並將運算結果作為運算資料114儲存於資料記憶體110，且顯示於顯示器104。又，由CPU102執行心律不整檢測程式126，檢測心律不整。再者，於上述運算結果超出臨限值、或檢測出心律不整時，由警報程式128將該意旨之警報輸出為光或聲音。

於圖4，顯示先前產品與本發明產品之振動波形感測器之交流雜訊。圖4之橫軸係時間，縱軸係交流雜訊位準(輸出電壓)。先前產品之構造係如圖1(D)所示，振動波形感測器10'係未於間隔物40設置被覆部44之構造，於圖4(A)顯示該先前產品之交流雜訊。圖4(B)係本實施例之振動波形感測器之交流雜訊。若比較該等交流雜訊，則於本實施例之振動波形感測器10中，由於在間隔物40之內側設置被覆部44，並由連續之導電性之面覆蓋壓電元件30之上表面，故可確認良好地阻斷了來自壓電元件30上表面之交流雜訊。

如此，根據實施例1，有如下之效果。

(1)由具有導電性之間隔物40包圍設置於基板20上之一對導電墊22、23、與將端子電極連接於該等之壓電元件30之周圍，且於上述間隔物40之環部42之內側，以覆蓋上述一對導電墊22、23及上述壓電元件30之上方之方式設置圓板狀之被覆部44。因此，由於上述被覆部44可更確實地阻斷來自壓電元件30上表面之交流雜訊，且可獲得壓電元件30周圍之電路之絕緣性，故不破壞電路(短路)地降低交流雜訊。又，由於以導電膜24覆蓋基板20上之上述間隔物40及被覆部44以外之部分，故可實現更確實之電磁屏蔽。

(2)由於以金屬形成上述間隔物40，故可將電性雜訊釋放至地面，可獲得品質更高之脈波信號。

(3)由於將矽樹脂46填充至以上述間隔物40包圍之區域內，故可保護壓電元件30，且降低感測器使用時之刺激。又，亦提高耐濕性或耐水性。再者，由於可使用未調配碳等粉體之純粹之矽樹脂作為上述矽樹脂46，故即便與手指等多次接觸亦不易受損，可靠性較高。

<變化例> 接著，參照圖5說明本實施例之變化例。於上述之實施例中，於間隔物40之內側，於被覆部44之上下填充矽樹脂46，但此亦為一例，例如亦可如圖5(A)所示之振動波形感測器10A般，省略被覆部44與壓電元件30之間之空間之矽樹脂46之填充。又，亦可如圖5(B)所示之振動波形感測器10B般，省略被覆部44與環部42之端部42A側之矽樹脂46之填充，又可如圖5(C)所示之振動波形感測器10C般，於間隔物40之內側完全不填充矽樹脂46。於本實施例中，由於藉由被覆部44不僅電磁性亦物理性遮蔽壓電元件30之上表面，故未必需要矽樹脂之塗層。因此，設為何種

形態係根據設想之使用環境等而適當設計即可。再者，亦可如圖5(D)所示之振動波形感測器10D般，剖面未必為完全之H型，而能以形成自環部42側朝向中央變深之凹口之方式設為被覆部48之外周側彎曲之形狀即剖面大致M字型。於該情形時亦然，可根據需要適當設計變更而決定是否於被覆部48之兩側設置矽樹脂。

再者，於上述之實施例中，使用環狀之間隔物40，但此亦為一例，亦可設為方形框狀之間隔物，且若採用直接與皮膚等接觸之構造則亦可為僅使對向之2邊接著之角柱。於圖5(E)所示之振動波形感測器200中，於基板20上以夾著一對導電墊22、23及壓電元件30之方式立設有一對板狀之間隔物202、204，且於該等之間設置長方形之被覆部206，被覆壓電元件30及導電墊22、23之上方。於圖示之例中，於壓電元件30與被覆部206之間、及被覆部206與一對間隔物202、204之端部側，分別填充有矽樹脂46，但此係亦與圖5(A)～(C)所示之例相同，矽樹脂有無填充係可根據需要而適當變更。本例之振動波形感測器200亦於正交於基板20及一對間隔物202、204之剖面上，藉由間隔物202、204及被覆部206而形成H型。

圖5(F)之振動波形感測器220係設置於智慧型手機或平板PC等電子機器之例。振動波形感測器220以基板230上之環狀之間隔物232自電子機器之框體222露出之方式，藉由防水、防塵密封材料234固定。上述基板230係相對於電子機器之母板224，藉由焊料凸塊226可振動地支持。振動波形感測器220之波動波形信號被提取至母板224上之電路。

實施例2

接著，一面參照圖6及圖7一面說明本發明之實施例2。本實施例亦為將本發明之振動波形感測器應用於脈波感測器之例。圖6係顯示本實施例

之圖，(A)係振動波形感測器之剖視圖，(B)係分解圖，(C)係自基板之安裝面側觀察之俯視圖。另，對與上述之實施例1相同或對應之構成要素使用相同之符號(對於以下之實施例亦相同)。圖7係顯示先前例之振動波形感測器與本實施例之振動波形感測器之交流雜訊之一例之圖。於該等圖中，振動波形感測器70為如下之構成：於基板20之主面20A上配置有壓電元件30，以間隔物72覆蓋該壓電元件30之周圍，且於形成於該間隔物72內側之腔室74內，設置絕緣性樹脂76與導電性樹脂78。

以上各部中之上述基板20係用以固定支持壓電元件30且進行其電極之引出或信號放大者，藉由玻璃環氧樹脂或陶瓷等形成。若顯示上述基板20之尺寸之一例，則為12 mm之四方形且厚度1 mm左右。於上述基板20之一主面，於中央附近以適當間隔配置有一對導電墊22、23，且於其周圍形成有導電膜24。於上述導電墊22、23兩者，連接有壓電元件30。上述導電墊22、23係藉由將上述基板20於厚度方向貫通之貫通孔22A、23A，而被引出至上述基板20之另一主面20B，並與未圖示之一對外部導體連接。上述壓電元件30於圖示之例中設為長方形，且具有壓電體與形成於該壓電體之一對未圖示之端子電極。且，上述一對端子電極各自藉由焊料等接合於上述一對導電墊22、23，並安裝於上述基板20之一主面20A上。

如此，藉由導電墊22、23、貫通孔22A、23A、及未圖示之外部導體，將設置於基板20之另一主面20B側之放大器(後述)等與壓電元件30連接。作為壓電元件30，例如使用PZT(銻鈦酸鉛)，但並未特別限定材質，而可使用具有適當之感度(壓電常數、電容)者。例如，於上述基板20為12 mm之四方形之大小之情形時，作為上述壓電元件30，若為0.6×0.3 mm～

3.2×1.6 mm左右者，則可為任意者。

接著，於上述壓電元件30之周圍，以包圍該壓電元件30與上述一對導電墊22、23之周圍之方式，設置有環狀之間隔物72，該間隔物72與上述導電膜24電性接合。又，導電膜24係藉由貫通孔24A、24B(參照圖1(A))而被引出至基板20之另一主面20B側。上述間隔物72例如由不鏽鋼形成而具有導電性，並作為如下之振動導入體發揮功能：於與所接觸之人體之皮膚等之間使接地電位共通，且導入上述皮膚等之振動，進而導入至上述基板20。

皮膚之振動係傳遞至上述間隔物72，且自間隔物72傳遞至基板20。基板20亦作為振動體發揮功能，且自間隔物72傳遞之振動被傳遞至壓電元件30。藉由該間隔物72，如圖6(C)所示，形成有腔室74。若上述間隔物72為硬質且具有導電性者，則並非限定於金屬者，例如亦可為於硬質塑膠之表面實施金屬鍍覆者。藉由如此夾著硬質且具有導電性之間隔物72，可確實地傳遞脈波振動，且將電性雜訊釋放至地面，因此可獲得品質更高之脈波信號。振動脈波係如上述實施例1中圖3所示，通過具有導電性之間隔物72並經過基板20而傳遞至壓電元件30。上述壓電元件30檢測該振動並轉換為電壓，且作為脈波信號而輸出至解析裝置等。

振動波形感測器70之基本構造係如以上所述，但為了應對空氣中之濕度或來自體內之出汗，將壓電體30與間隔物72之間，由矽等絕緣性樹脂76填埋。此時，只要上述間隔物72之端部露出，則不限制填埋之絕緣性樹脂76之量。上述絕緣性樹脂76係通常使用絕緣性較高之矽等物質。其理由在於，當然必須使塗層之零件間(壓電元件及導電墊與間隔物)不發生短路。又，由於在此種構成中受到交流雜訊之影響，故如圖6(A)~(C)

所示，設置導電膜24進行電磁屏蔽，從而抑制交流雜訊之產生。

於本發明中，為了進而抑制交流雜訊之產生，將上述腔室74內之樹脂部之構成如圖6(A)所示般設為雙重構造。即，成為於上述絕緣性樹脂76上設置導電性樹脂78之構造。上述導電性樹脂78例如使用信越矽酮製之KE3494等。上述KE3493係將導電性之碳分散於通常之矽中者，且於硬化後電性地顯示導電性。另，此處所示之導電性樹脂78係一例，若為可形成軟質之導電膜者，則可使用周知之各種材料。另，將上述導電性樹脂78填埋於上述腔室74之量係只要上述間隔物72之端部露出即可，但若如圖6(A)所示，於設置於上述絕緣性樹脂76上時，將導電性樹脂78設為堆積成凸狀之形狀，則由於受試者於安裝感測器時不會感到疼痛，且不會對脈波之取得造成影響故而較佳。

如以上所述之振動波形感測器70係以與上述實施例1相同之方法，以間隔物72碰觸於人體之皮膚BD之方式安裝。振動波形感測器70之基本動作係如上述實施例1中使用圖3(A)~(C)說明。使用本實施例之振動波形感測器70之波形解析系統之構造或電路構成、整體動作亦與上述之實施例1相同。

於圖7，顯示先前產品與本發明產品之振動波形感測器之交流雜訊。圖7之橫軸係時間，縱軸係交流雜訊位準。先前產品之構造係自圖6(A)所示之振動波形感測器70去除絕緣性樹脂76與導電性樹脂78之構造，於圖7(A)顯示該先前產品之交流雜訊。圖7(B)係本實施例之振動波形感測器之交流雜訊。若比較該等交流雜訊，則於本實施例之振動波形感測器70中，由於在間隔物72之內側設置絕緣性樹脂76與導電性樹脂78，覆蓋壓電元件之上表面，故可確認良好地阻斷了來自壓電元件30上表面之交流雜訊。

如此，根據實施例2，有如下之效果。

(1)由具有導電性之間隔物72包圍設置於基板20上之一對導電墊22、23、與將端子電極連接於該等之壓電元件30之周圍，且於上述間隔物72內側之腔室74，以覆蓋上述一對導電墊22、23及上述壓電元件30之方式設置絕緣性樹脂76，進而以覆蓋絕緣性樹脂76之方式設置導電性樹脂78。因此，由於上述導電性樹脂78可阻斷來自壓電元件30上表面之交流雜訊，且可獲得壓電元件30周圍之電路之絕緣性，故不破壞電路(短路)地降低交流雜訊。

(2)由於以金屬形成上述間隔物72，故可將電性雜訊釋放至地面，可獲得品質更高之脈波信號。

<變化例>接著，參照圖8說明本實施例之變化例。於上述圖6及圖7所示之實施形態中，使用環狀之間隔物72，但此亦為一例，亦可設為方形框狀之間隔物，且若採用直接與皮膚等接觸之構造則亦可為僅將對向之2邊接著之角柱。於圖8(A)所示之振動波形感測器300中，於基板20上以夾著一對導電墊22、23及壓電元件30之方式立設有一對板狀之間隔物302、304，且於該等之間設置絕緣性樹脂76與導電性樹脂78，覆蓋上述導電墊22、23及壓電元件30。又，亦可如圖8(B)所示之振動波形感測器310般如下構成：將板狀或棒狀之間隔物312立設於基板20，且於其附近配置壓電元件30，並由絕緣性樹脂76覆蓋導電墊22、23與壓電元件30，進而，由導電性樹脂78覆蓋絕緣性樹脂76。如此，只要間隔物與對象物接觸並將其振動傳遞至基板20，則間隔物可為任意形狀。

於上述實施例中，由絕緣性樹脂76與導電性樹脂78之2層樹脂覆蓋導電墊22、23及壓電元件30，但例如亦可如圖8(C)所示之振動波形感測器

70A般設為3層構造，以進而覆蓋上述導電性樹脂78之方式，設置矽等絕緣性樹脂80。於該情形時，上述導電性樹脂78係由於不會直接接觸，故即便為含金屬粒子者，亦可為金屬過敏之人所使用。本實施例之振動波形感測器亦可如上述實施例1中圖5(F)所示般，設置於智慧型手機或平板PC等電子機器。

實施例3

接著，一面參照圖9及圖10一面說明本發明之實施例3。圖9(A)係振動波形感測器(感測器模組)之剖視圖，圖9(B)係振動波形感測器之組裝部，圖9(C)係自振動波形感測器之主面側觀察之俯視圖，圖9(D)係將上述(B)沿著#A-#A線切斷並自箭頭方向觀察之脈波檢測裝置之剖視圖。圖10係顯示實施例3與先前技術之脈波檢測裝置之整體構成之圖，(A)顯示實施例3之脈波檢測裝置，(B)顯示先前之脈波檢測裝置。

於該等圖中，使用上述實施例1之振動波形感測器10作為脈波檢測裝置400之感測器模組。由於振動波形感測器10之構造如實施例1般故省略說明。如以上所述之振動波形感測器10先前係如圖10(B)所示，利用醫療用固定膠帶12等，以上述間隔物40碰觸於指尖之皮膚BD之方式安裝於人體之手指等之適當位置。且，如圖10(B)所示於「懸掛之狀態」進行測定。然而，於此種計測中，將振動波形感測器10安裝為懸掛狀態較花費工夫，而無法簡易地測定脈波。又，即便假定將振動波形感測器10放置於桌子上等，而按壓指尖，振動波形感測器10亦拾取重量更重者(於該情形時為桌子)之振動，而無法正確地檢測脈波。

因此，於本發明中，如圖9(D)及圖10(A)所示，於設置於脈波檢測裝置400之殼體402之承受部404，夾著具有彈性之支持機構406，將振動波

形感測器10安裝為懸空狀態。於本實施例中，於正方形之基板20之側面20C~20F之整周，例如將包含彈性體即橡膠之支持機構406利用接著劑接合，進而將上述支持機構406利用接著劑接合於上述殼體402之承受部404。上述支持機構406係由於具有彈性故作為減震構件發揮功能，即便於將殼體402放置於載台而將指尖按壓於振動波形感測器10時，振動波形感測器10亦不會拾取載台之振動，而可自指尖檢測脈波。

即，藉由被測定者將食指強烈地按壓於搭在該殼體402上之振動波形感測器10，雖振動波形感測器10為懸掛狀態，但於與間隔物40之間亦可獲得充足之密接力。如此獲得之脈波波形與圖10(B)所示之先前之計測方法等效。作為上述支持機構406使用之構件，係即便為橡膠以外者但只要為具有彈性力者則亦可使用。較佳而言，彈簧常數(彈性係數)為0.5~7.0 N/mm即可，但即便為脫離該範圍者，只要為可發揮同樣效果者，則亦可作為本發明之支持機構而利用。例如，可使用素材本身具有彈力性之片材，亦可使用藉由形狀而作為彈性體發揮功能之金屬彈簧等。如以上所述之振動波形感測器10之基本動作、使用脈波檢測裝置400之波形解析系統之整體構成或各部之電路構成與上述之實施例1相同。

接著，說明本實施例之整體動作。當被測定者如圖10(A)所示般將手指抵壓於設置於載台上之脈波檢測裝置400之振動波形感測器10時，脈波經由間隔物40及基板20傳遞至壓電元件30。此時，由於振動波形感測器10藉由包含彈性體之支持體406而支持於殼體402之承受部404，故振動波形感測器10不會拾取設置台等之振動，而檢測自被按壓之指尖傳遞之脈波。壓電元件30將傳遞之振動作為脈波信號輸出後之波形解析處理順序係與上述之實施例1相同。

如此根據實施例3，有如下之效果。

(1)將包含基板20、壓電元件30及間隔物40之振動波形感測器10，經由包含彈性材料之支持機構406而以懸空狀態支持於脈波檢測裝置400之殼體402之承受部404。因此，以被測定者將指尖按壓於振動波形感測器10之簡便動作，一面為懸掛之狀態一面將指尖密接於感測器，故有可簡單地檢測脈波之效果。

(2)由於藉由支持機構406支持基板20之側面部分，故不對基板20施加重量，而不易拾取與振動波形感測器10接觸者以外之振動，可確實地檢測脈波。

(3)由於以金屬形成上述間隔物40，故可將電性雜訊釋放至地面，可獲得品質更高之脈波信號。

<變化例>接著，參照圖11說明實施例3之變化例。上述之形態使用實施例1之振動波形感測器10作為感測器模組，但此亦為一例，亦可如圖11(A)所示之脈波檢測裝置400A般，利用實施例2之振動波形感測器70。又，於圖9及圖10之例中，支持機構406支持基板20之側面20C～20F整周，但此亦為一例，於發揮同樣效果之範圍內可適當設計變更。例如，亦可如圖11(B)所示之脈波檢測裝置400B般，藉由支持機構430於3個點支持振動波形感測器410之圓形之基板420之側緣。又，支持之位置或數量亦可於發揮同樣效果之範圍內根據需要而進行變更、增減。

又，於上述實施形態中，由支持機構406支持振動波形感測器10之基板20之側面，但此亦為一例，可如圖11(C)所示之脈波檢測裝置400C般，藉由支持機構406支持基板20之主面20B之緣部分，亦可如圖11(D)所示之脈波檢測裝置400D般，於基板20之主面20B與殼體102之底面403之間設

置支持機構440，而支持上述振動波形感測器10。

另，本發明並非限定於上述之實施例者，於不脫離本發明主旨之範圍內可施加各種變更。例如，亦包含以下者。

(1)於上述實施例1及實施例2中，將脈波作為測定對象，但本發明之振動波形感測器之測定對象並非限定於脈波者，亦可將呼吸或其他周知之各種波形作為對象。例如，解析引擎或馬達之振動波形之情況。

(2)於上述實施例1中，將振動波形感測器10與主板50分開，但亦可將兩者設為一體，進而波形解析裝置100亦可設為一體之構成。又，於上述實施例中，使用USB硬體鎖進行BLE之收發，但若波形解析裝置具備於與主板之間可收發信號之功能，則無需USB硬體鎖。又，信號之收發未限定於BLE，而可應用各種規格。

(3)上述實施例所示之波形解析之運算式亦為一例，亦可根據需要而進行各種運算。

(4)於上述實施例1中，使用金屬製之間隔物40，但此亦為一例，若間隔物為硬質且具有導電性者，則亦可不為金屬製。例如，亦可為於樹脂或陶瓷等絕緣體之表面設置導電膜者。對於實施例2及實施例3亦相同。

(5)於上述實施例中，壓電體使用一般之PZT，但並非限定於此者，只要為具有發揮同樣效果之適當之感度(壓電常數、電容)者即可。又，上述壓電元件30之形狀或尺寸亦可根據用途等而適當變更。

(6)於上述實施例中，利用玻璃環氧樹脂作為基板20，但此亦為一例，亦可為如陶瓷之進而硬質者。

(7)於上述實施例1中，將矽樹脂46填充至環狀之間隔物40之內側，但其厚度可適當變更，亦可為如被膜之形態。

(8)於上述實施例2中，使用導電性之碳分散於矽中者作為導電性樹脂78，但此亦為一例，只要為具有導電性且軟質者，則可使用其他周知之各種導電性材料。另，若考慮金屬過敏等，則較佳為使用非金屬之導電性之碳者。

(9)於上述實施例2中，將導電性樹脂78填充至環狀之間隔物72之內側，但其厚度可適當變更，亦可為如被膜之形態。

(10)上述實施例3中所示之形狀、尺寸、材質亦為一例，於發揮同樣效果之範圍內可適當變更。例如，於上述實施例中，將基板20設為四邊形，但亦可設為圓形。

(11)於上述實施例3中，將主板50設置於殼體402之外側，但此亦為一例，亦可設置於殼體402之內部。

(12)於上述實施例3中，將振動波形感測器(感測器模組)設置於置於桌上之殼體，但此亦為一例，例如經由具有彈性之支持機構將上述振動波形感測器設置於被測定者手持之把手，亦可獲得同樣之效果。

(13)於上述實施例3中，使用彈性材料即橡膠作為支持機構406，但此亦為一例，只要為金屬彈簧或彈性體片材等具有彈性者，則可使用橡膠以外者。例如，彈簧常數(彈性係數)較佳設為0.5～7.0 N/mm之範圍，但即便為脫離該範圍者，只要為發揮同樣效果者，則亦可作為本發明之支持機構而利用。

(14)於上述實施例3中，利用接著劑將橡膠製之支持機構406接著於振動波形感測器10之基板20之側面20C～20F、及殼體402之承受部404之內周緣各者，但此亦為一例，例如亦可如螺旋固定般使用周知之各種接合方法。另，基於不對基板20施加重量之觀點而言，利用接著劑之接合較為

適合。

[產業上之可利用性]

根據本發明，具備：基板；一對導電墊，其形成於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；及具有導電性之間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；且上述間隔物於低於與上述基板相反側之緣部之位置，具有連續覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊上方之被覆部。藉此，可更確實地阻斷交流雜訊，且不易受損並提高可靠性，因此可應用於振動波形感測器之用途。尤其較佳適於如與皮膚直接接觸之脈波感測器等用途。

根據其他發明，具備：基板；一對導電墊，其形成於上述基板上；一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；絕緣性樹脂，其以覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊之方式形成於上述基板上；及導電層，其以覆蓋上述絕緣性樹脂之方式形成。

因此，由於一面由導電層阻斷來自壓電元件上表面之交流雜訊，一面可獲得壓電元件周圍之絕緣性，故可不破壞電路(短路)地降低交流雜訊，故而可應用於振動波形感測器之用途。尤其，由於藉由以樹脂塗佈而即便接觸亦不會感到疼痛，故而較佳適於如與皮膚直接接觸之脈波感測器等用途。

進而根據其他發明，由於將包含基板、壓電元件及振動導入體之振動波形感測器，經由由彈性體形成之支持機構以浮動狀態支持於殼體之承受部，故以被測定者將指尖按壓於感測器之簡便動作，一面為懸掛之狀態一面將指尖密接於感測器，因此可簡單地檢測脈波，故而可應用於脈波計測之用途。尤其較佳適於固定型之脈波檢測裝置或解析系統之用途。

【符號說明】

10	振動波形感測器
10'	振動波形感測器
10A～10D	振動波形感測器
12	醫療用固定膠帶
20	基板
20A	主面
20B	主面
20C～20F	側面
22	導電墊
22A	貫通孔
23	導電墊
23A	貫通孔
24	導電膜
24A	貫通孔
24B	貫通孔
26	儀表放大器
30	壓電元件

40	間隔物
42	環部
42A	端部
44	被覆部
46	矽樹脂
48	被覆部
50	主板
52	可程式化放大器
53	A/D轉換器
54	發送模組
58	電源
60	USB硬體鎖
62	接收模組
64	USB介面
70	振動波形感測器
70A	振動波形感測器
72	間隔物
74	腔室
76	絕緣性樹脂
78	導電性樹脂
80	絕緣性樹脂
100	波形解析裝置
102	CPU

104	顯示器
110	資料記憶體
112	波形資料
114	運算資料
120	程式記憶體
122	雜訊去除程式
124	波形解析程式
126	心律不整檢測程式
128	警報程式
200	振動波形感測器
202	間隔物
204	間隔物
206	被覆部
220	振動波形感測器
222	殼體
224	母板
226	焊料凸塊
230	基板
232	間隔物
234	防水、防塵密封材料
300	振動波形感測器
302	間隔物
304	間隔物

310	振動波形感測器
312	間隔物
400	脈波檢測裝置
400A~400D	脈波檢測裝置
402	殼體
402A	殼體
403	底面
404	承受部
404A	承受部
406	支持機構
410	振動波形感測器
420	基板
430	支持機構
440	支持機構
BD	皮膚
BV	血管
HP	脈波
#A-#A	線

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種振動波形感測器，其特徵在於具備：

基板；

一對導電墊，其形成於上述基板上；

一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；

壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；及

具有導電性之間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；且

上述間隔物於低於與上述基板相反側之緣部之位置，具有連續覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊上方之被覆部。

【第2項】

如請求項1之振動波形感測器，其中上述間隔物係

與上述基板正交之剖面之形狀為H型或M型。

【第3項】

如請求項1或2之振動波形感測器，其中上述間隔物係

以包圍上述壓電元件及上述一對導電墊周圍之方式形成。

【第4項】

如請求項3之振動波形感測器，其中上述間隔物係框狀或環狀，且於框或環之內周面具有上述被覆部。

【第5項】

如請求項3之振動波形感測器，其中於由上述間隔物包圍之區域內填

充矽樹脂。

【第6項】

如請求項1或2之振動波形感測器，其中上述間隔物包含：

一對間隔物構件，其以夾著上述壓電元件及上述一對導電墊之方式配置；及

上述被覆部，其架設於該一對間隔物構件。

【第7項】

如請求項6之振動波形感測器，其中於由上述間隔物所夾之區域內填充矽樹脂。

【第8項】

如請求項1或2之振動波形感測器，其中於上述基板上之設置有上述間隔物及被覆部之部分以外之區域形成有導電膜。

【第9項】

一種振動波形感測器，其特徵在於具備：

基板；

一對導電墊，其形成於上述基板上；

一對外部導體，其自上述一對導電墊各者引出；

壓電元件，其具有壓電體與形成於該壓電體之一對端子電極，且上述一對端子電極各者與上述一對導電墊連接，並安裝於上述基板上；

間隔物，其位於上述基板上，於上述壓電元件及上述一對導電墊之周邊，高於上述壓電元件之安裝高度而形成；

絕緣性樹脂，其以覆蓋上述壓電元件及上述一對導電墊之方式形成於上述基板上；及

導電層，其以覆蓋上述絕緣性樹脂之方式形成。

【第10項】

如請求項9之振動波形感測器，其中上述間隔物係以包圍上述壓電元件及上述一對導電墊周圍之方式形成。

【第11項】

如請求項10之振動波形感測器，其中上述間隔物為框狀或環狀。

【第12項】

如請求項10或11之振動波形感測器，其中上述絕緣性樹脂及上述導電層形成於由上述間隔物包圍之區域內。

【第13項】

如請求項9至11中任一項之振動波形感測器，其中於上述基板上之設置有上述間隔物及上述絕緣性樹脂之區域以外之區域，形成有導電膜。

【第14項】

如請求項9至11中任一項之振動波形感測器，其中上述導電層係包含導電性粒子之樹脂。

【第15項】

如請求項1、2、9至11中任一項之振動波形感測器，其中上述間隔物之外表面由導電體形成。

【第16項】

一種脈波檢測裝置，其具備：

如請求項1至15中任一項之振動波形感測器；

殼體，其具有配置有該振動波形感測器之承受部；及

支持機構，其設置於上述振動波形感測器與上述承受部之間，且具

有於上述殼體之承受部上支持上述振動波形感測器之彈性。

【第17項】

如請求項16之脈波檢測裝置，其中上述支持機構於上述基板之側面支持上述振動波形感測器。

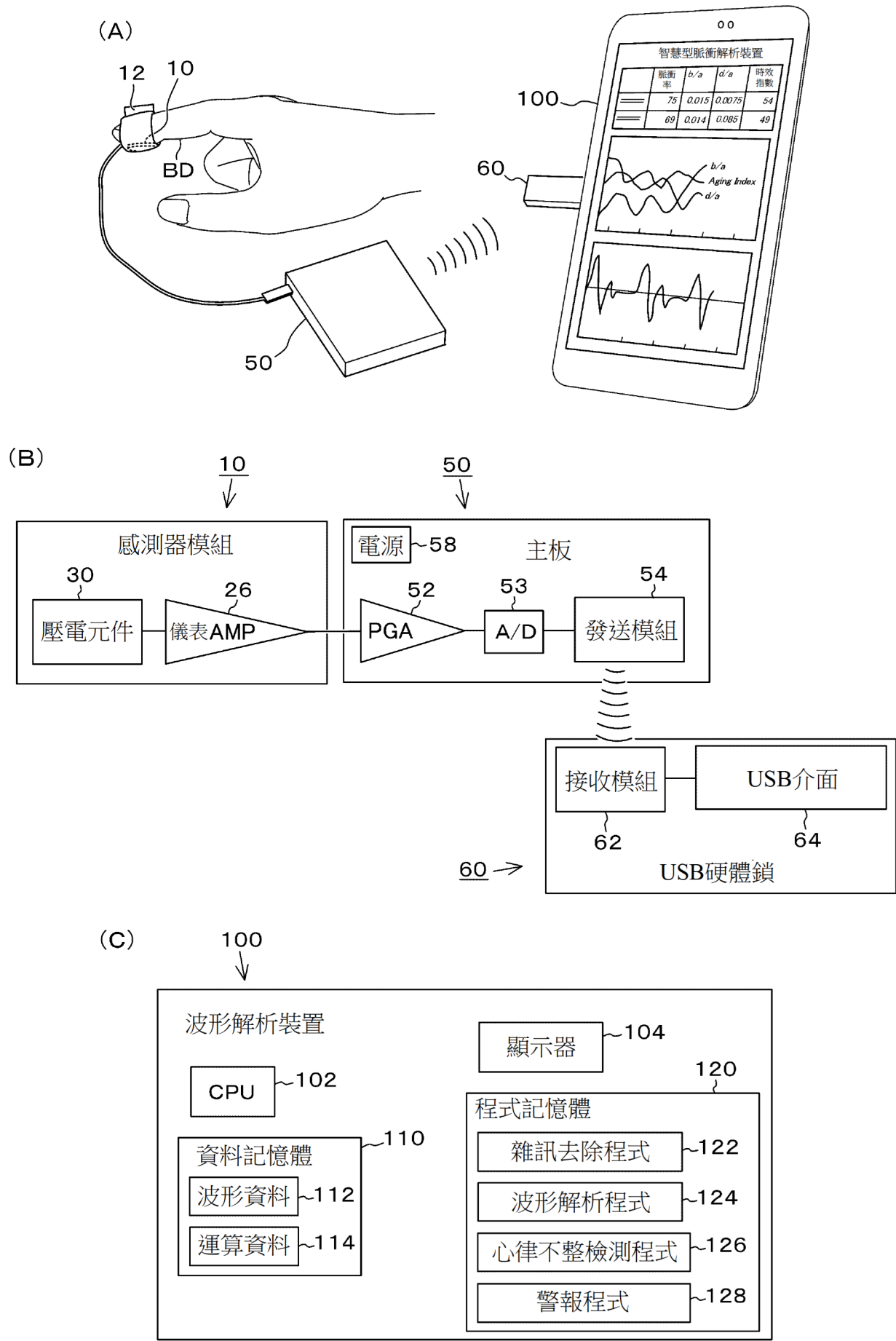
【第18項】

如請求項17之脈波檢測裝置，其中上述支持機構支持上述基板之側面整周。

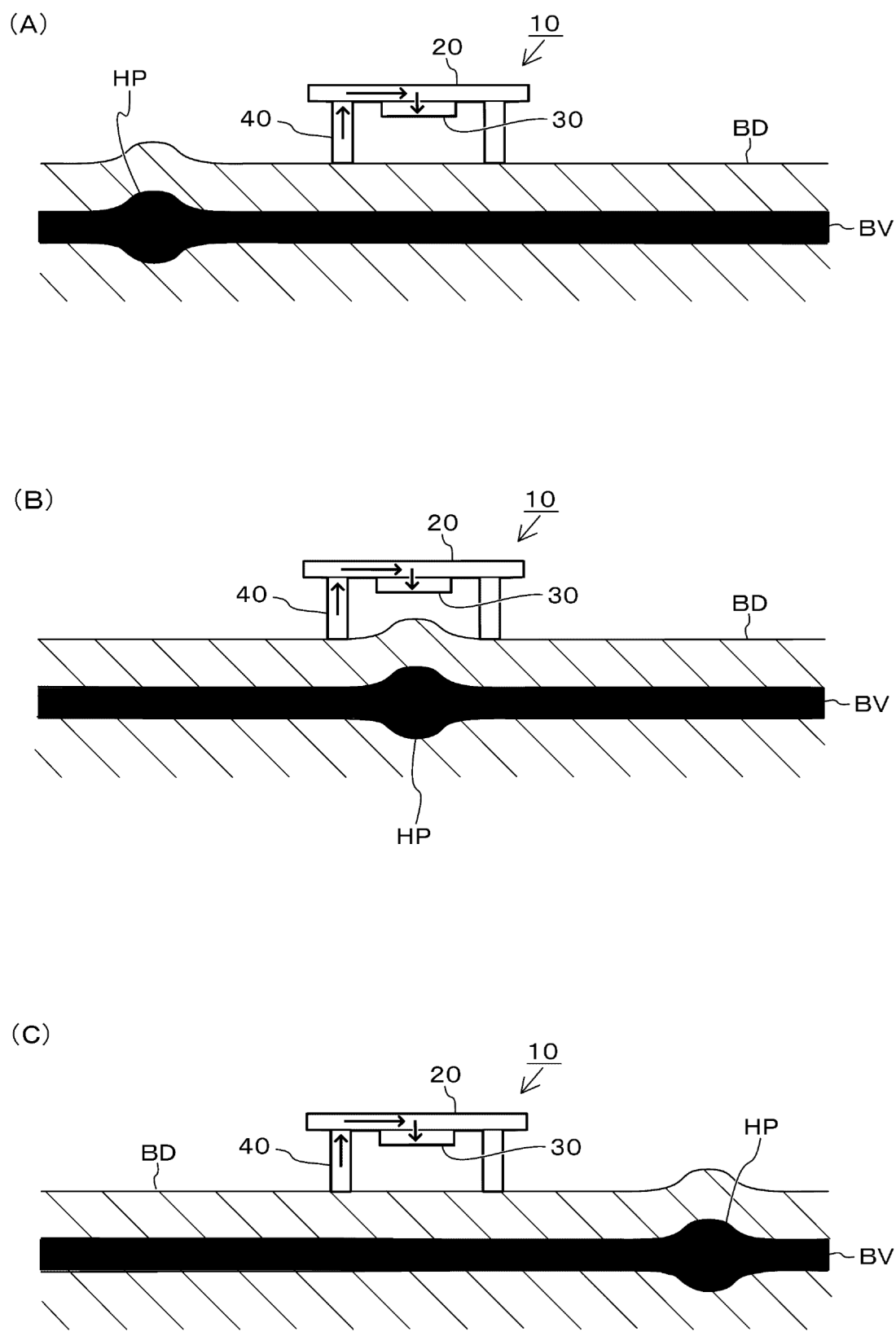
【第19項】

如請求項17之脈波檢測裝置，其中上述支持機構於複數個部位支持上述基板之側面。



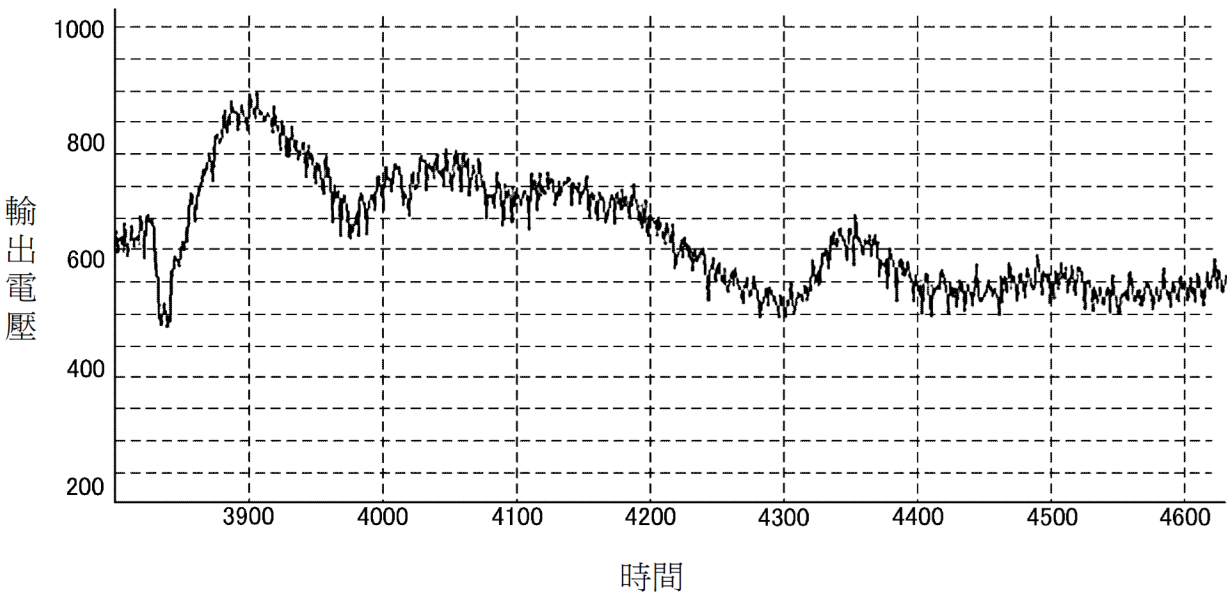


【圖2】

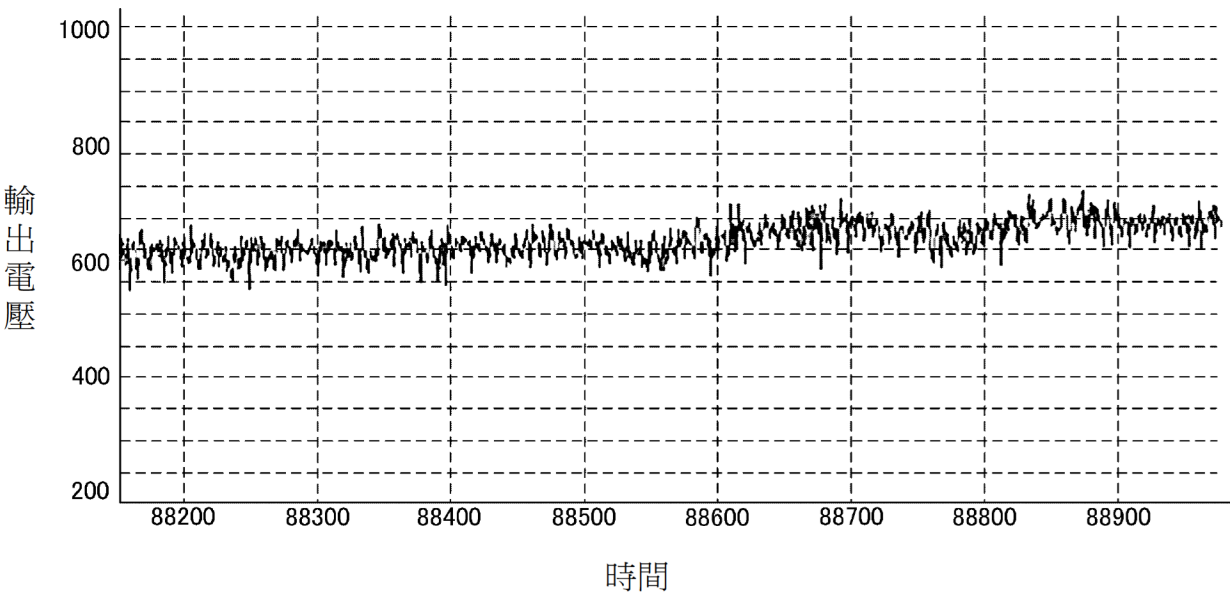


【圖3】

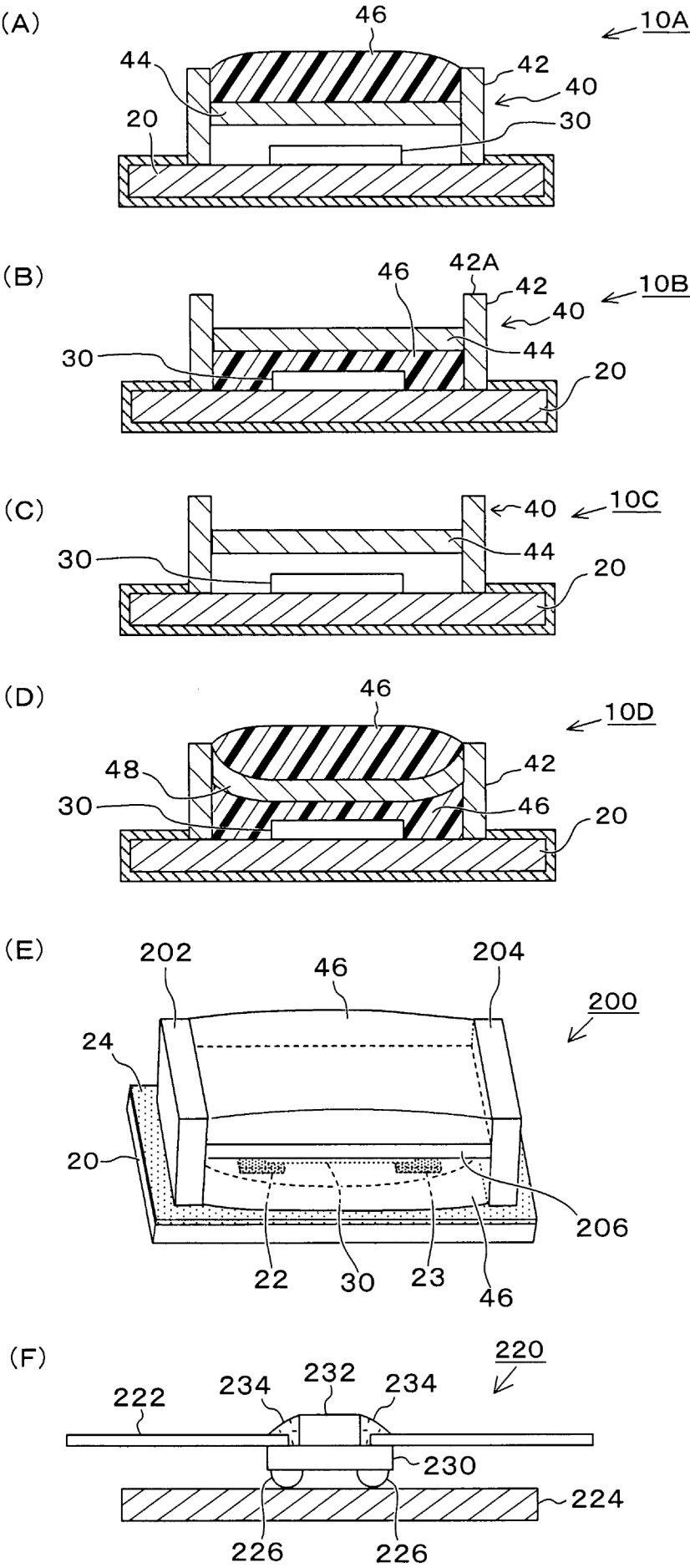
(A)



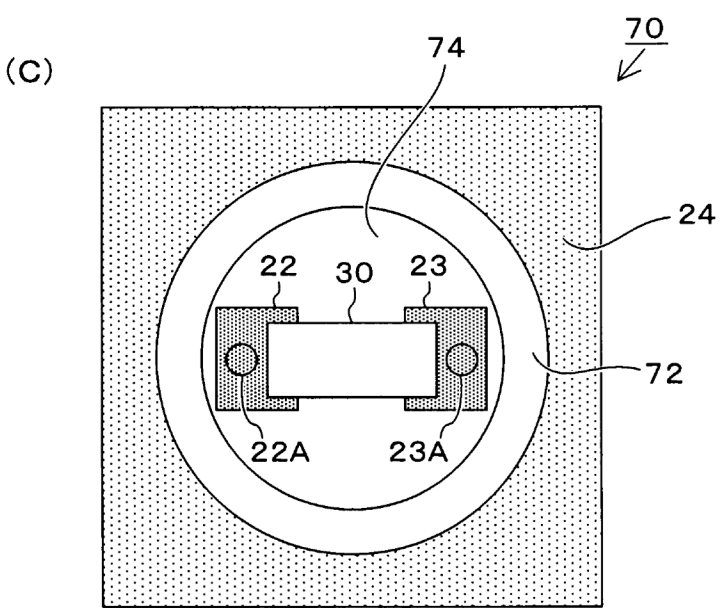
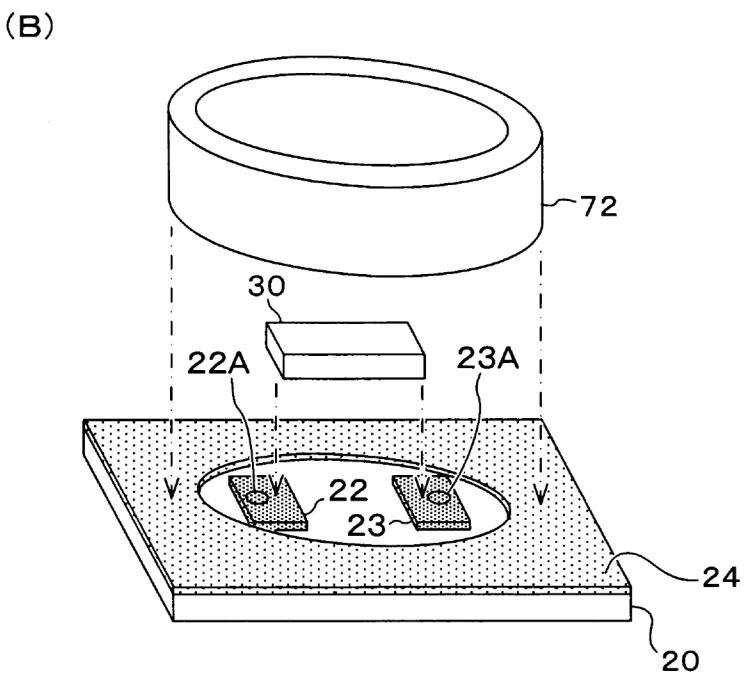
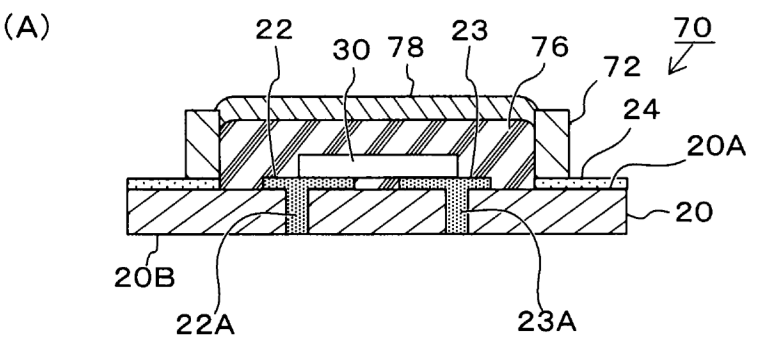
(B)



【圖4】

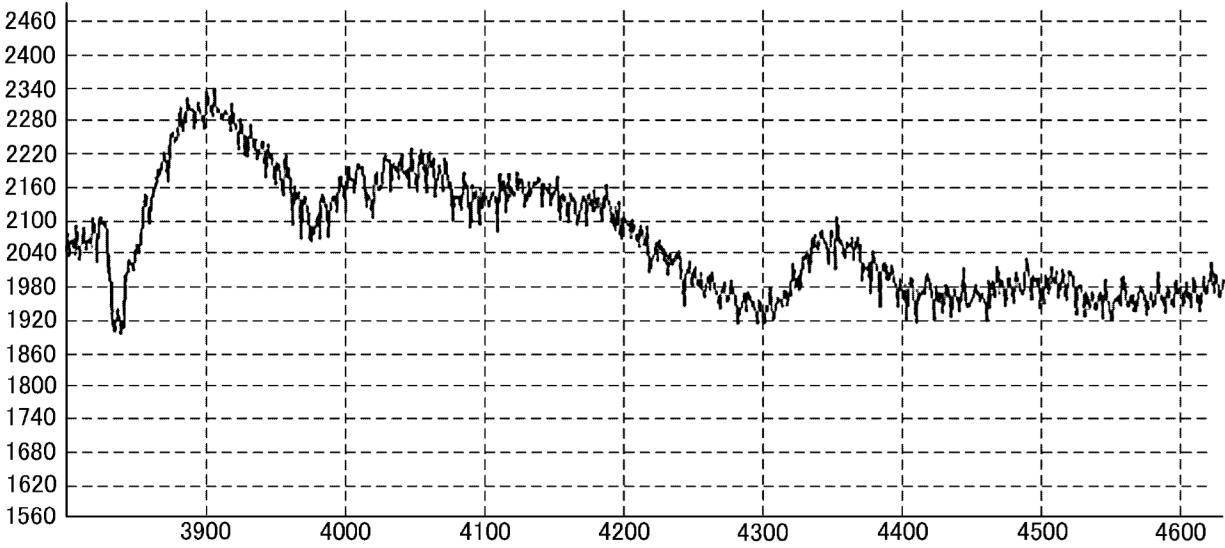


【圖5】

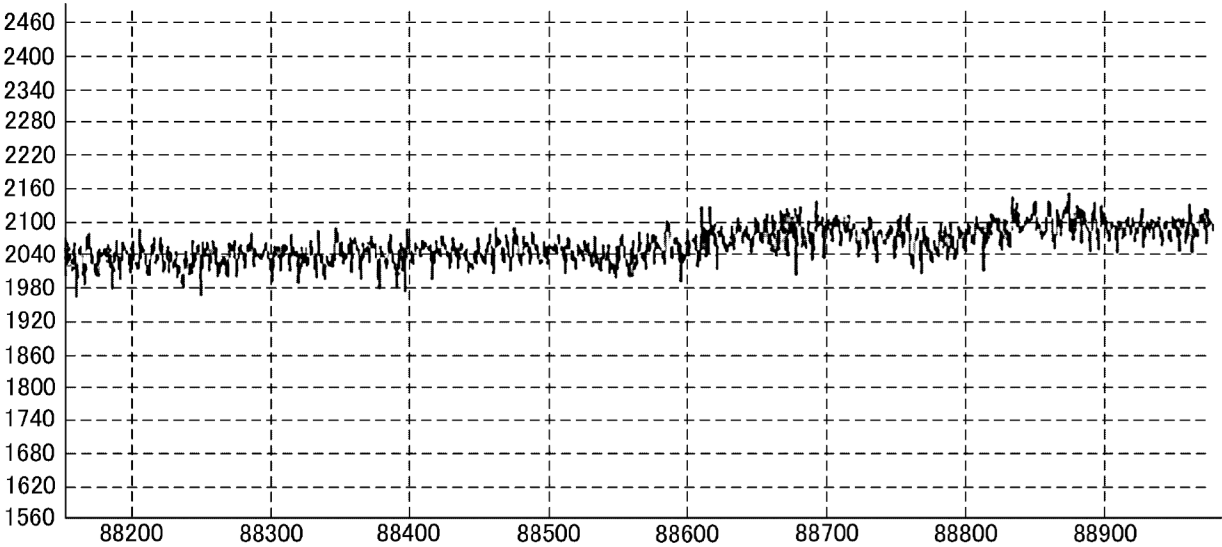


【圖6】

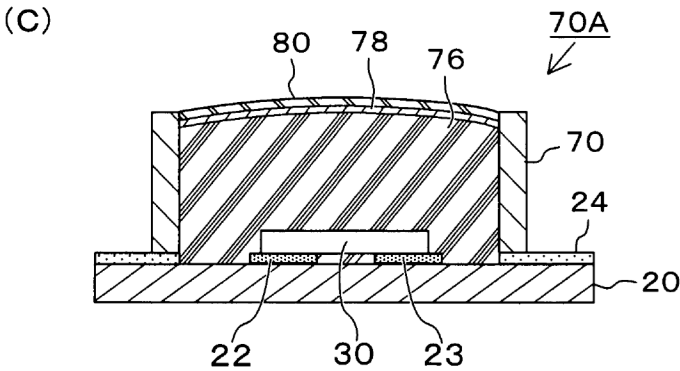
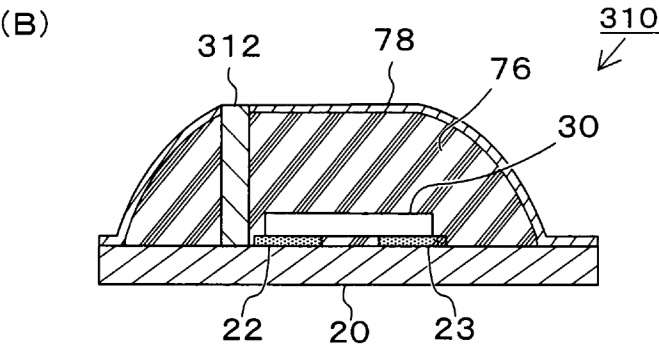
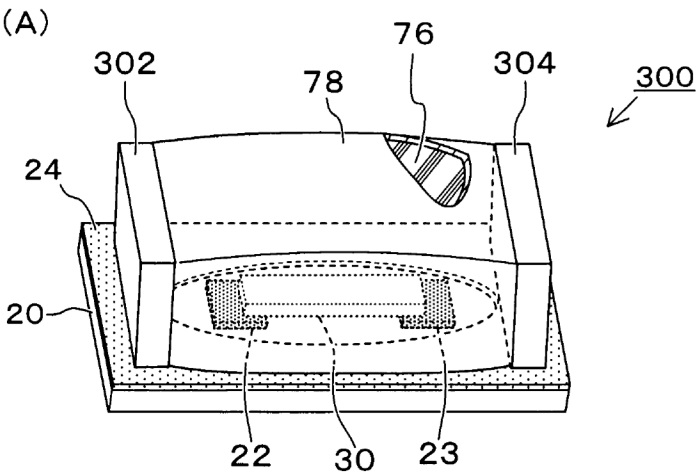
(A)



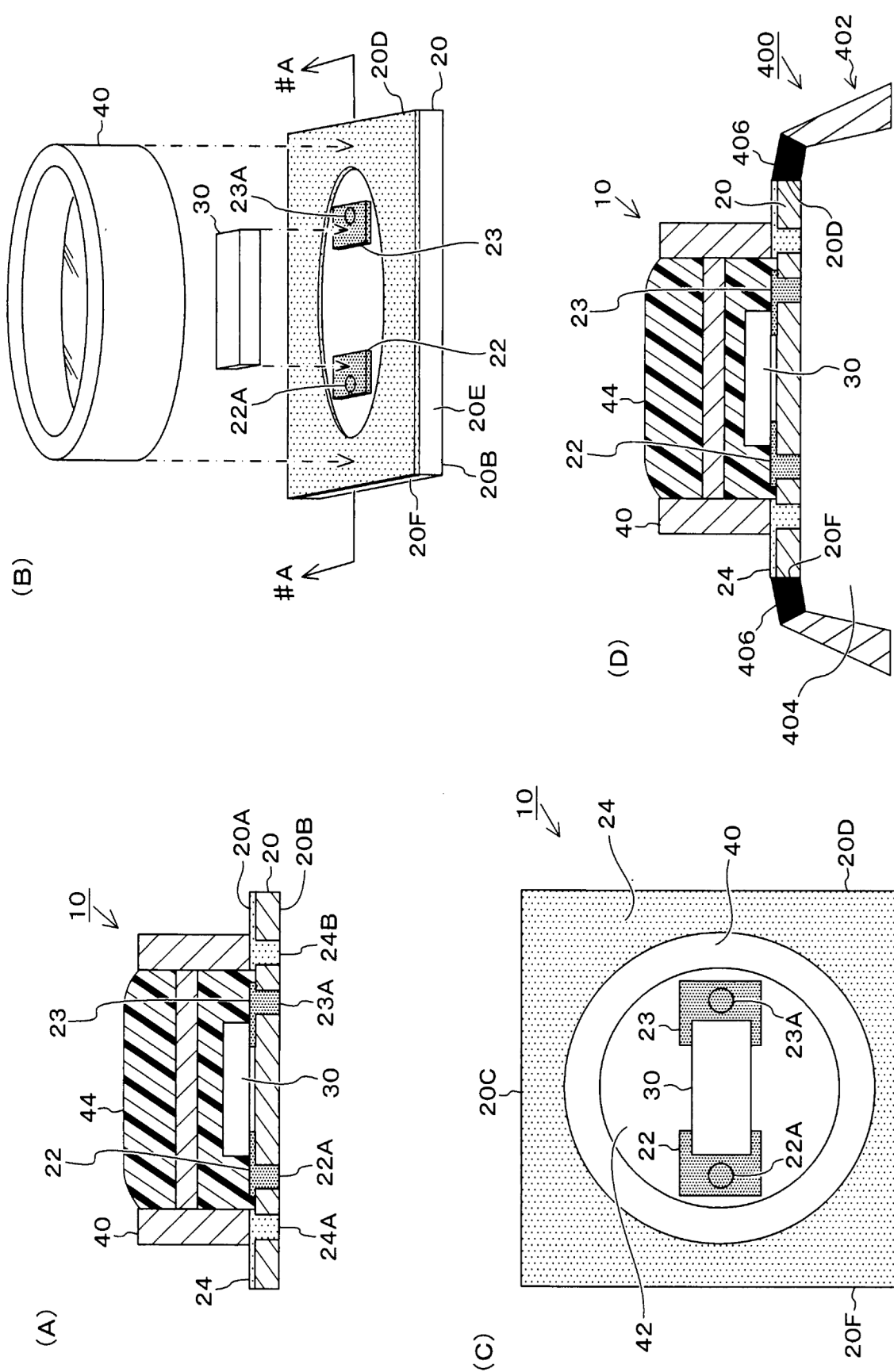
(B)



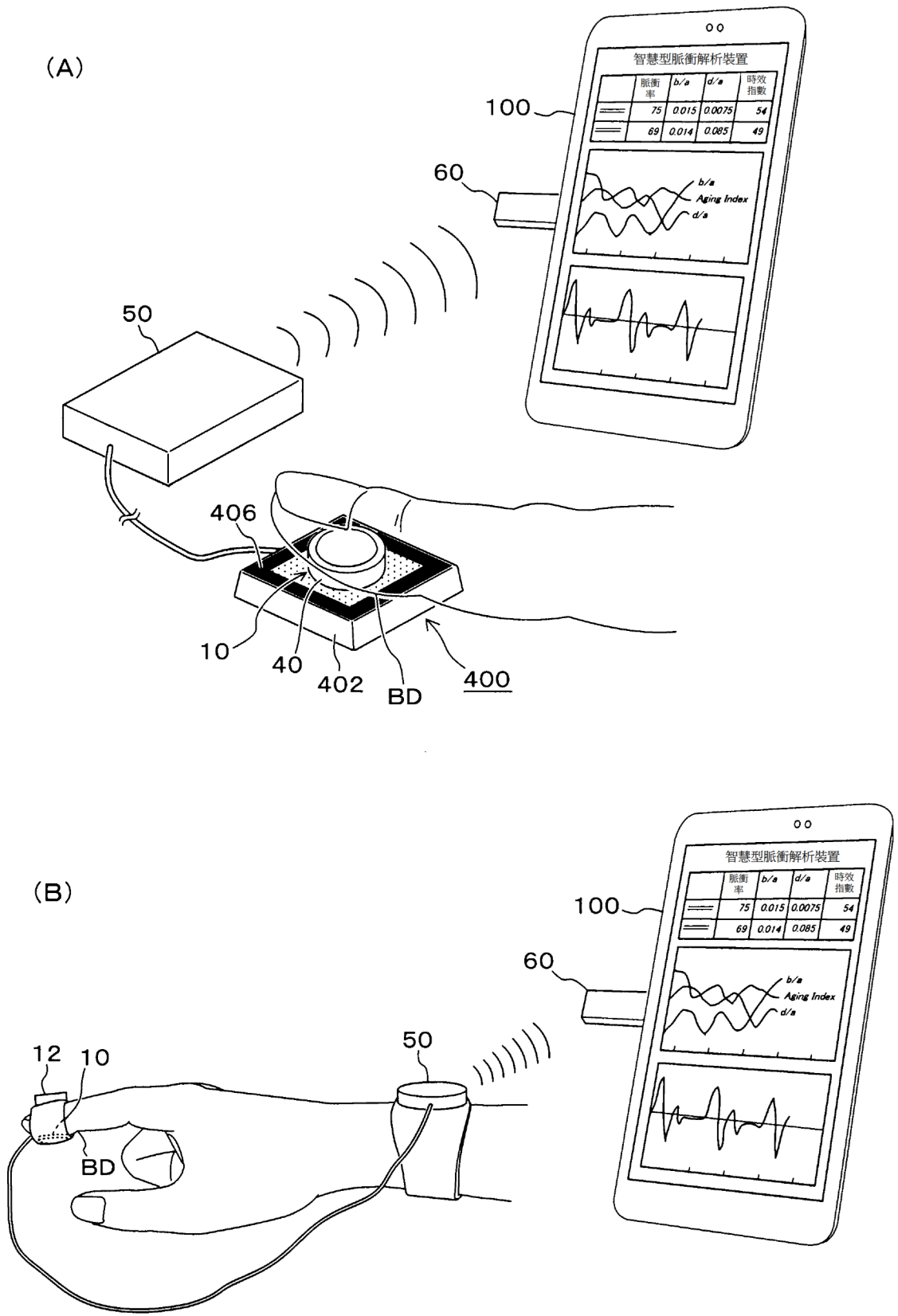
【圖7】



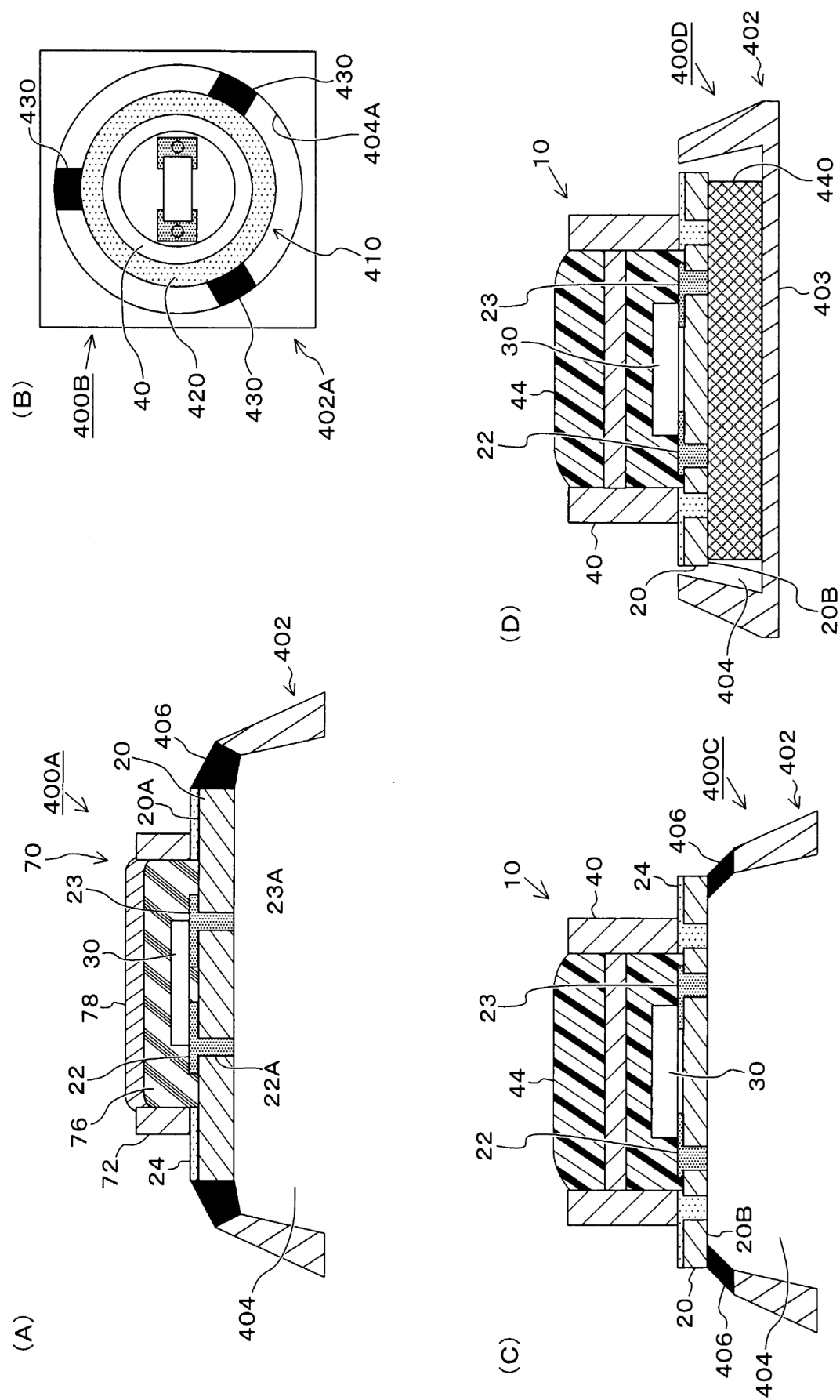
【圖8】



【圖9】



【圖10】



【圖11】