



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 新型說明書公告本

(11) 證書號數：TW M657804 U

(45) 公告日：中華民國 113 (2024) 年 07 月 11 日

(21) 申請案號：113201508

(22) 申請日：中華民國 113 (2024) 年 02 月 07 日

(51) Int. Cl. : A61B5/03 (2006.01)

(71) 申請人：心流智醫股份有限公司(中華民國) (TW)

臺北市南港區三重路 19-13 號 4 樓

劉佳星(中華民國) (TW)

臺北市大安區安和路一段 113 號 6 樓之 3

(72) 新型創作人：劉佳星 (TW)

(74) 代理人：張耀暉；呂昆餘；莊志強

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：12 共 32 頁

(54) 名稱

骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組

(57) 摘要

本創作提供一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組，骨傳導式經顱腦壓監測裝置包含一保持裝置及一監測模組。監測模組包括至少一加速度感測器、可通訊地連接加速度感測器的一輸出裝置、及可對至少一加速度感測器及輸出裝置進行供電之一供電裝置。至少一加速度感測器用於接觸顱骨外側皮膚，以感測使用者的經顱腦壓加速度波以供輸出裝置輸出。

The present invention provides a bone-conduction transcranial cerebral pressure monitoring device and a monitoring module. The bone-conduction transcranial cerebral pressure monitoring device includes a holding device and a monitoring module. The monitoring module comprises at least one capacitive accelerometer, an output device communicatively connected to the at least one capacitive accelerometer, and a power supply device for powering the capacitive accelerometer and the output device. The at least one capacitive accelerometer is used to contact the outer skin of the skull to sense the user's transcranial cerebral pressure acceleration wave for output by the output device.

指定代表圖：

符號簡單說明：

10:骨傳導式經顱腦壓
監測模組

2:加速度感測器

3:輸出裝置

4:供電裝置

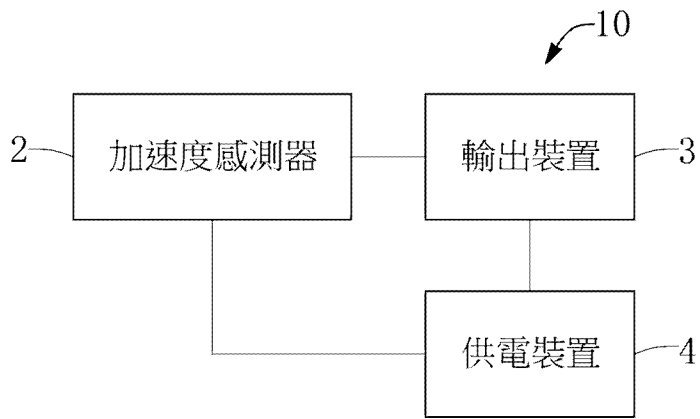


圖1



公告本

【新型摘要】

M657804

【中文新型名稱】骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組

【英文新型名稱】BONE-CONDUCTION TRANSCRANIAL CEREBRAL

PRESSURE MONITORING DEVICE AND MONITORING MODULE

【中文】

本創作提供一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組，骨傳導式經顱腦壓監測裝置包含一保持裝置及一監測模組。監測模組包括至少一加速度感測器、可通訊地連接加速度感測器的一輸出裝置、及可對至少一加速度感測器及輸出裝置進行供電之一供電裝置。至少一加速度感測器用於接觸顱骨外側皮膚，以感測使用者的經顱腦壓加速度波以供輸出裝置輸出。

【英文】

The present invention provides a bone-conduction transcranial cerebral pressure monitoring device and a monitoring module. The bone-conduction transcranial cerebral pressure monitoring device includes a holding device and a monitoring module. The monitoring module comprises at least one capacitive accelerometer, an output device communicatively connected to the at least one capacitive accelerometer, and a power supply device for powering the capacitive accelerometer and the output device. The at least one capacitive accelerometer is used to contact the outer skin of the skull to sense the user's transcranial cerebral pressure acceleration wave for output by the output device.

【指定代表圖】圖1。

【代表圖之符號簡單說明】

10:骨傳導式經顱腦壓監測模組

2:加速度感測器

3:輸出裝置

4:供電裝置

【新型說明書】

【中文新型名稱】骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組

【英文新型名稱】BONE-CONDUCTION TRANSCRANIAL CEREBRAL
PRESSURE MONITORING DEVICE AND MONITORING MODULE

【技術領域】

【0001】一種經顱腦壓監測裝置及經顱腦壓監測模組，尤指一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置及骨傳導式經顱腦壓監測模組。

【先前技術】

【0002】人的頭顱是由顱骨包覆著腦組織、血液和腦脊髓液，正常狀況下，顱腔的內部容積維持穩定與平衡，腔內容積會產生均勻分布的正壓即顱內壓(Intracranial pressure，簡稱ICP)。顱內壓用於評估受損腦部的健康狀況。這項技術通常用於重症護理單位，特別是對於頭部創傷、中風、腦腫瘤和神經外科手術後的病人。

【0003】傳統侵入式顱內壓(ICP)監測器為現行主流且最為精確的感測方式。侵入式顱內壓監測器的裝設係及在患者頭骨上開孔，將監測器的導管插入腦內，連接到外部的監測設備，從而實時追蹤並記錄顱內壓力的變化。然而，除了侵入性手術本身應用成本高且具有危險性外，使用侵入式顱內壓監測器常見的併發症有感染、出血、阻塞、故障、位置不正確等問題。此外，還有腦室內導管若放置一星期以上感染的機會大增，無法長期使用等問題。

【0004】現有的非侵入式顱內壓監測裝置可舉例有耳鼓室壓感測、磁感應方式、光傳導式及機械位移波式。非侵入式顱內壓監測裝置可以有效解決上述侵入式手術造成的問題，然而，相較於侵入式顱內壓監測器，非侵入性顱內壓監測器感測方式較為間接，有些需要經過合成、濾波、放大及轉換等

多重訊號處理，最後輸出的訊號容易失真，病理上特徵不明顯，對於診斷上運用有限。此外，由於需要另外設置訊號處理器，也會導致整體裝置無法微型化且無法降低成本，仍有許多改善空間。

【新型內容】

【0005】本創作所要解決的技術問題在於，針對現有技術的不足提供一種成本低廉、小型化、構造簡單、訊號清晰易讀的可連續監測大腦脈動(The Pulsating Brain)相關生理數據的骨傳導式經顱腦壓監測裝置及骨傳導式經顱腦壓監測模組。

【0006】為了解決上述的技術問題，本創作所採用的其中一技術方案是，提供一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其包括：一保持裝置；一加速度感測器，其係以露出於所述保持裝置表面的方式設置於所述保持裝置，用以接觸一使用者的顱骨外側皮膚，以感測所述使用者的經顱腦壓加速度波形成一第一監測訊號；一輸出裝置，其係設置於所述保持裝置，通訊連接於所述加速度感測器，用以輸出所述第一監測訊號；以及一供電裝置，其係設置於所述保持裝置，電性連接於所述加速度感測器及所述輸出裝置，以對所述加速度感測器及所述輸出裝置供電。所述使用者穿戴所述骨傳導式經顱腦壓監測裝置時，所述保持裝置可將所述加速度感測器以接觸使用者顱骨外側皮膚的方式貼合設置於所述使用者之顱骨外側皮膚。

【0007】為了解決上述的技術問題，本創作所採用的另外一技術方案是，提供一種骨傳導式經顱腦壓監測模組，其包括：一加速度感測器，其係用於接觸顱骨外側皮膚，以感測使用者的經顱腦壓加速度波形成第一監測訊號；一輸出裝置，其係通訊連接於所述加速度感測器，用以輸出所述第一監測訊號；以及一供電裝置，其係電性連接於所述加速度感測器及所述輸出裝置，以對所述加速度感測器及所述輸出裝置供電。

【0008】 本創作提供的骨傳導式經顱腦壓監測裝置及骨傳導式經顱腦壓監測模組，其能通過“一加速度感測器，其係用於接觸顱骨外側皮膚，以感測使用者的經顱腦壓加速度波形成一第一監測訊號”的技術方案，為非侵入式腦內壓相關生理數據監測提供一種新的選擇。不僅可提供一種低成本、微型化的穿戴感測裝置，而且在非侵入的狀況下能提供高度精確的TCCP波形。TCCP波形的最大特點在於其輸出振幅較大（以伏特為單位），使得波形的細節更加鮮明，易於識別。與其他傳統的非侵入式腦內壓波形相比，TCCP波形在視覺上更加清晰，從而大幅提高了對各種腦內壓相關生理狀況的辨識能力，不僅使得診斷過程更為直觀，也極大地提高了對腦內壓異常狀況的識別精度。因此，不論是細微的壓力變化還是重要的生理信號，都能被更精確地捕捉和分析。

【0009】 為使能更進一步瞭解本創作的特徵及技術內容，請參閱以下有關本創作的詳細說明與圖式，然而所提供的圖式僅用於提供參考與說明，並非用來對本創作加以限制。

【圖式簡單說明】

【0010】 圖1為本創作第一實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測模組的功能方塊圖。

【0011】 圖2為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置的使用狀態說明示意圖。

【0012】 圖3A為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置的本體(中空殼體)外觀立體示意圖。

【0013】 圖3B為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置的本體(中空殼體)外觀立體示意圖。

【0014】圖4為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置的本體(中空殼體)外觀剖面示意圖。

【0015】圖5為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置的部分擴大剖面示意圖。

【0016】圖6為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測方法的流程圖。

【0017】圖7為用以說明本創作第一監測訊號之實例的示意圖。

【0018】圖8A為用以說明本創作第一監測訊號之實例的示意圖。

【0019】圖8B為用以說明本創作第一監測訊號之實例的示意圖。

【0020】圖9係用以顯示同時監測使用者時左腦側及右腦側的經顱腦壓之波形的示意圖。

【0021】圖10為本創作第二實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測裝置的功能方塊圖。

【0022】圖11為用以說明本創作第二監測訊號之實例的示意圖。

【0023】圖12為本創作第二實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測方法的流程圖。

【實施方式】

【0024】以下是通過特定的具體實施例來說明本創作所公開有關“骨傳導式經顱腦壓監測裝置及監測模組”的實施方式，本領域技術人員可由本說明書所公開的內容瞭解本創作的優點與效果。本創作可通過其他不同的具體實施例加以施行或應用，本說明書中的各項細節也可基於不同觀點與應用，在不悖離本創作的構思下進行各種修改與變更。另外，本創作的附圖僅為簡單示意說明，並非依實際尺寸的描繪，事先聲明。以下的實施方式將進一步詳細說明本創作的相關技術內容，但所公開的內容並非用以限制本創作的保護

範圍。

【0025】 應當可以理解的是，雖然本文中可能會使用到“第一”、“第二”、“第三”等術語來描述各種元件或者信號，但這些元件或者信號不應受這些術語的限制。這些術語主要是用以區分一元件與另一元件，或者一信號與另一信號。另外，本文中所使用的術語“或”，應視實際情況可能包括相關聯的列出項目中的任一個或者多個的組合。

【0026】 [第一實施型態]

【0027】 請參閱圖1～圖5，圖1為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測模組10的方塊圖。圖2為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100的使用狀態說明示意圖。圖3A及圖3B為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100的本體12的外觀立體示意圖。圖4為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100的本體12的外觀剖面示意圖。圖5為本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100的部分擴大剖面示意圖。

【0028】 如圖1所示，本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測模組10包含至少一加速度感測器2、一輸出裝置3、及一供電裝置4。

【0029】 加速度感測器2用於以接觸使用者顱骨外側皮膚的方式，經骨傳導方式感測使用者的經顱腦壓加速度波(第一監測訊號L1)。

【0030】 將加速度感測器2貼合於使用者(待測者)顱骨外皮膚而連續感測經顱腦壓加速度波可形成一經顱腦壓(TCCP)。經顱腦壓(TCCP)為傳統ICP波形的LoG(Laplacian of Gaussian)型態波形，是一種新穎的腦動力學評估方法，後續將詳細說明。

【0031】 輸出裝置3係用以將加速度感測器2的感測結果輸出以供判讀者存取或辨識。

【0032】本實施型態中輸出裝置3為一無線傳輸模組，可將加速度感測器2的感測結果透過無線方式傳輸至其他可接收裝置，例如，可將為感測結果的第一監測訊號或其他監測訊號傳送至印表機、電腦、平板電腦、手機、醫療顯示器等。例如，輸出裝置3可將加速度感測器2的感測結果傳送至判讀者的手機、電腦或是具有無線接收功能的顯示螢幕、具有無線接收功能的揚聲器等，以供判讀者運用。無線傳輸模組可採用任何可達成上述目的的構造及傳輸方式，例如透過藍牙、ZigBee、Wi-Fi或任何其他遠端通訊方式實現，由於無線傳輸模組的實施方式並非本案重點，在此不加贅述。此外，輸出裝置3亦可為有線傳輸模組、或者為設置在保持裝置1的顯示器或揚聲器等。

【0033】供電裝置4可為有線供電電源、無線供電電源、電池等現有各種供電裝置，由於供電裝置的實施方式並非本案重點，在此不加贅述。

【0034】參考圖3A、3B、圖4及圖5本創作第一實施型態的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100包括一保持裝置1、至少一加速度感測器2、一輸出裝置3、及一供電裝置4。換言之，骨傳導式經顱腦壓監測裝置100包含骨傳導式經顱腦壓監測模組10及保持裝置1。骨傳導式經顱腦壓監測裝置100可固定於使用者U頭部，並使加速度感測器2接觸貼合於使用者U顱骨外側皮膚，藉此以非侵入的方式監測使用者的經顱腦壓相關生理數據。其中，至少一加速度感測器2、輸出裝置3及供電裝置4設置於保持裝置1。

【0035】參考圖2，保持裝置1係用以將加速度感測器2以貼合並且接觸使用者顱骨外側皮膚的方式設置於使用者的頭部。

【0036】在本實施型態中，保持裝置1包含頭帶11及本體12。頭帶11用以將本體12固定於使用者U的頭部，可為無彈性束帶、可調式束帶或彈性束帶等，本創作不加以限制。本實施型態雖以頭帶11來將本體12固定於使用者U的頭部，但本創作不以此為限。例如在其他未繪製的其他實施型態中，亦可使

用頭罩、耳掛、黏貼甚至人工施壓等方式將本體12固定於使用者U的頭部。

【0037】本實施型態中，頭帶11除了將本體12固定於使用者頭部的功能以外，亦有對本體12施予朝向使用者頭部之偏壓的功能時可做為一偏壓裝置。偏壓裝置可使裝設在本體12之加速度感測器2更貼近使用者顱骨，以加強骨傳導訊號的強度及清晰度。然而，偏壓裝置不以頭帶11的實施型態為限制，例如，可為收縮性黏著劑等，只要可以對本體12(加速度感測器2)施予朝向使用者頭部的偏壓即可。

【0038】參考圖3A~3D，本實施型態中，本體12為一中空殼體，且開設有通孔14，通孔14可使加速度感測器2設置於本體12內並且露出於本體12表面，然而本創作不以此為限。例如，在其他未繪製的實施型態中，本體12可為基板或貼片等，加速度感測器2亦可設置成完全切齊或甚至突出於本體12表面，只要可以承載加速度感測器2、輸出裝置3及供電裝置4，並使加速度感測器2露出於本體12表面即可。

【0039】為持續監測使用者的經顱腦壓加速度波，加速度感測器2可透過保持裝置1，以貼合並且接觸使用者顱骨外側皮膚的方式設置於使用者的頭部。

【0040】輸出裝置3設置於保持裝置1，且通訊連接於加速度感測器2。供電裝置4設置於保持裝置1，連接於用以對加速度感測器2及輸出裝置3供電。

【0041】要強調的是，本創作的核心部分是包含加速度感測器2、輸出裝置3及供電裝置4的骨傳導式經顱腦壓監測模組10。換言之，保持裝置1的實現方式並非本案技術核心，只要可使加速度感測器2接觸貼合於使用者U顱骨外皮膚，並由輸出裝置3輸出第一監測訊號L1即可達到本案特有技術功效。

【0042】加速度感測器2可以是電容式加速度感測器、壓電式加速度感測器、壓阻式加速度感測器、光學式加速度感測器和MEMS（微機電系統）式

加速度感測器等。電容式加速度感測器具有高靈敏度和低功耗，適合於需要長期穩定性的應用。壓電式加速度感測器具有廣泛的動態範圍和高頻響應，常用於高振動環境。壓阻式加速度感測器結構簡單且製造成本低，然而可能受溫度變化影響。光學式加速度感測器提供較高精度和不易受干擾的優點，但成本較高。MEMS型加速度感測器因其小型化、低功耗和低成本而廣泛應用於消費性電子產品中。加速度感測器2係透過骨傳導以感測經顱腦壓相關生理數據，因此優選電容式加速度感測器、或MEMS型加速度感測器。

【0043】詳言之，電容式加速度感測器優點在於高靈敏度和穩定性，設置於穿戴裝置中藉此測量透過骨傳導等固體傳導的加速度波時，電容式感測器能夠精確檢測微小的加速度變化。此外，電容式加速度感測器通常具有較好的長期穩定性，對於長期佩戴的穿戴裝置來說非常關鍵，並且低能耗的特性有助於延長裝置的電池壽命。

【0044】另一方面，MEMS型加速度感測器在穿戴裝置中具有小型化、低成本和低功耗等優勢。MEMS型加速度感測器的體積小，非常適合體積有限的穿戴裝置，並且在生產上的成本效益使其成為大規模生產的理想選擇。低功耗特性確保了長時間運作的可行性，同時它們也易於與其他電子元件整合，使穿戴裝置能夠實現多功能性。

【0045】參考圖6，就利用本實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測裝置100或骨傳導式經顱腦壓監測模組10所實現之本實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測方法加以說明。

【0046】步驟S601，將骨傳導式經顱腦壓監測裝置100或骨傳導式經顱腦壓監測模組10中的加速度感測器2(本實施型態中為本體12的通孔14處)接觸且貼合於使用者U的顱骨外側皮膚；

【0047】步驟S602，透過加速度感測器2獲得受監測者(使用者U)的經顱

腦壓加速度波(經顱腦壓TCCP)以作為第一監測訊號L1；

【0048】 步驟S603，設置所述輸出裝置3以輸出所述第一監測訊號L1。

【0049】 依上述骨傳導式經顱腦壓監測方法，可得到用以監測使用者U的經顱腦壓TCCP。

【0050】 以下，參考圖7、8A及8B，就本實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測方法所得到之經顱腦壓TCCP(第一監測訊號L1)在經顱腦壓相關生理現象的運用加以說明。

【0051】 經顱腦壓TCCP是一種新穎的腦動力學評估方法，如圖7的示意圖所示，經顱腦壓TCCP為一連續波形，每個周期包括有六個拐點，分別為第一拐點710a、第二拐點720 a、第三拐點730 a、第四拐點740 a、第五拐點750 a及第六拐點760 a。在經顱腦壓 (Transcranial Cerebral Pressure, TCCP) 測量中，觀察到的連續波形展現出伏特 (V) 量級的振幅。這一特點與微伏 (μV) 或毫伏 (mV) 量級的信號相區別，明確顯示了經顱腦壓TCCP信號的強度位於一個較高的電壓等級。透過觀察經顱腦壓TCCP所表現各週期中每個拐點的變化，判讀者可更容易觀察被監測者(使用者U)的經顱腦壓相關生理數據，而更精確地判別該被監測者可能出現的病理問題。要說明的是在此判讀者係指對於腦壓波型及診斷有經驗或相關知識，可根據經顱腦壓相關生理數據做出病理判斷者。

【0052】 如上述，經顱腦壓TCCP可用來監測腦壓的細微變化，進而反映關於顱內壓可能異常的狀況。詳言之，根據門羅-凱利假說(Monro-Kellie Doctrine)顱內液體總體積的變化伴隨著顱內壓ICP高低產生變化，腦灌注壓是透過從平均動脈壓中減去顱內壓來計算，公式為 $CPP = MAP - ICP$ 。ICP的相對恆定對於維持腦灌注壓 (CPP) 至關重要，而腦灌注壓又決定了整體腦血流量 (CBF)。如果顱骨內某一組成部分的體積增加，則不同組成部分的體積必須減

少以維持這種平衡並維持正常的ICP。腦灌注壓(CPP)，即流向大腦的血流壓力，由於自動調節，通常相當恆定，但對於異常平均動脈壓(MAP)或異常ICP，ICP升高的主要危險之一是會由於身體自動調節機制使CPP降低進而導致整體腦血流量降低而缺血，換言之，ICP若因異常而接近MAP水平，腦灌注就會下降。身體對CPP下降的反應是升高全身血壓並擴張腦血管。這將導致腦血容量再次增加，進而增加ICP，進一步降低CPP，造成惡性循環。這導致腦流量和灌注廣泛減少，最終導致缺血和腦梗塞。而這樣CPP的異常增減可反映在大腦的即時壓力脈動，即為經顱腦壓TCCP。經顱腦壓TCCP透過連續監測大腦內壓力波動所形成的大腦脈壓可用於評估受損腦部的健康狀況。經顱腦壓波監測的核心是測量和分析腦脊液壓力的變化，這有助於識別潛在的危險情況，如腦水腫、腦出血或顱內高壓。

【0053】 關於本實施型態所形成經顱腦壓TCCP在實際產業上的利用方式，透過圖8A、8B來加以說明，利用經顱腦壓TCCP來判別各種可能發生病理問題的例子。

【0054】 如圖8A的例子中，受監測者為年輕男性，過去有服用抗焦慮藥的紀錄，其自述監測過程有感到恐慌的暫態情緒，而在監測過程中，對應該恐慌的暫態情緒的時間點可觀察到經顱腦壓TCCP出現一週期第二拐點702a明顯下降。

【0055】 如圖8B的例子中，受監測者長期為睡眠障礙困擾，無心臟病史經診斷右頸動脈狹窄，在其經顱腦壓TCCP的波形中可觀察到出現明顯壓力湍流的現象(多個紅圈處)。

【0056】 由上述例子可知，經顱腦壓TCCP監測技術能夠有效地用於識別和評估各種腦部狀況和相關病理問題。圖8A展示的例子中，年輕男性受監測者在經歷恐慌情緒時，TCCP波形明顯反映出這種心理狀態的變化，顯示出該

技術在感知和記錄情緒導致的生理反應方面的潛力。而在圖8B的案例中，對於長期受睡眠障礙困擾且診斷出頸動脈狹窄的受監測者，TCCP波形顯示出明顯的壓力湍流現象，這進一步證明了該技術在監測更複雜腦部病理條件方面的有效性。由此可知，經顱腦壓TCCP監測技術不僅能提供對腦內壓相關生理狀態的深入洞察，還能成為診斷和監測腦部健康狀況的重要工具。

【0057】此外，圖9顯示同時監測該使用者U的左腦側及右腦側的經顱腦壓TCCP的數據應用方式。為感測圖9中左腦側及右腦側的經顱腦壓TCCP，在未圖式的實施型態中，加速度感測器2數量可設置至少兩個，且以互相間隔一預定距離的方式設置於保持裝置1。藉此，使用者U穿戴所述保持裝置1時，至少兩個加速度感測器2的至少其中一個可接觸貼合於所述使用者的左側顱骨外側皮膚，而至少兩個加速度感測器2的至少其中另一個可接觸貼合於使用者U的右側顱骨外側皮膚，而可同時監測該使用者U的左腦側及右腦側的經顱腦壓TCCP。

【0058】圖9中可見兩個加速度感測器2所獲得的左腦監測訊號Left TCCP及右腦監測訊號Right TCCP的波形。圖9中，受監測者為年輕女性有左靜脈狹窄症狀，可明顯看到經顱腦壓TCCP對應左靜脈狹窄症狀的病理狀態提供了即時的腦壓生理數據變化，波形震動代表異常處(虛線橢圓框處)可看出，由於右腦灌注壓下降相較於左腦更多，代表了右腦的經顱腦壓高於左腦的灌注壓不足的自主調節不足。

【0059】相較於左腦監測訊號Left TCCP及右腦監測訊號Right TCCP，僅從左右波形比較即可非常明顯辨認出異常，圖9中其他非侵入性測試設備所感測的波形例如TCD(顱內音波)及ABP(手指血壓計)則無法明顯看出左右腦波形差異。

【0060】由上述可知，經顱腦壓TCCP這樣的經顱腦壓相關生理數據可提

供給判讀者(診斷者)更多且更清楚的與被監測者(使用者U)病理相關之可運用的資訊。

【0061】 使用經顱腦壓TCCP來做為監測經顱腦壓相關生理數據的優勢包括以下方面：

【0062】 優勢一：評估無需侵入性導管置放：經顱腦壓TCCP的測量是非侵入性的，只需要將加速度感測器2貼合於顱部(顱骨外皮膚)，如額骨，基於骨傳導原理即可得到LoG型態的腦壓波型(經顱腦壓波型)。

【0063】 優勢二：優異的訊雜比：經顱腦壓TCCP良好的訊雜比(Signal-to-Noise Ratio)，這意味著經顱腦壓TCCP可以提供更清晰和準確的腦動力學，並更好地抵抗干擾和噪音。這對於準確評估循環狀態和穩定的監測腦部血流和壓力動態變化至關重要。

【0064】 優勢三：高頻響應能力：經顱腦壓TCCP的技術設計使其能夠捕捉到腦壓的高頻成分，這些成分對於評估腦部血液的快速動態變化非常重要。

【0065】 優勢四：裝置微型化且可基於低耗電藍芽傳輸，可實現7/24(每週七天、每天24小時”的不間斷服務或監測)連續腦壓監測。

【0066】 亦即，本實施型態中，只要將加速度感測器2配戴於顱骨外皮膚時可透過骨傳導提供即時的顱內血液動力學參數以供病理判讀或參考，且非侵入性的即時經顱腦壓監測亦有助於識別並量化異常的變動。此外，加速度感測器2之外由於不需要加入其他複雜的濾波、放大訊號轉換等處理器，整體可微型化，便攜性及簡易操作結合用於遠程醫療的應用，即便在離島、偏遠地區，亦能促進監測系統的普及。確認TCCP作為非侵入性腦血流監測工具，旨於提升醫病的照護，並改善治療效果。

【0067】 [第二實施型態]

【0068】 參考圖10就本創作第二實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測模組

10A加以說明。本創作第二實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測模組10A除了增加一處理器5(積分運算器)外其餘與前一實施型態大致相同，對於相同處不另贅述。

【0069】本實施型態中，處理器5係設置於保持裝置1，並且通訊連接加速度感測器2與輸出裝置3。供電裝置4被設置用以對加速度感測器2、輸出裝置3及處理器5供給電能。處理器5係用以將加速度感測器2所輸出的第一監測訊號L1兩次積分以形成第二監測訊號L2。輸出裝置3則將該第二監測訊號L2加以輸出。

【0070】如圖11所示，第二監測訊號L2為經顱腦壓的灌注壓波形，波形類似個體與心跳相關的ICP波形具有P1、P2及P3三個判定值，可提供需要觀測壓力波形的判讀者以供判讀。個體與心跳相關的ICP波形，是一種反映心跳時腦內壓力變化的圖形，具有P1、P2、P3三個主要的波峰，它們各自代表了不同的生理現象。P1 (Percussion Wave) 是波形中的第一個波峰，通常是最高的。P1代表了動脈血流對腦組織和脊髓液 (CSF) 的影響，反映了心輸出量對腦血管的即時壓力效應。P2 (Rebound Wave)：P2是波形中的第二個波峰。高度與P1相比較可能會變化，取決於腦組織的彈性和脊髓液動力學的狀態，通常與腦實質的柔韌性和腦組織對初始血流增加的反應相關。P3(Dicrotic Wave) 是波形中的第三個波峰，通常是最低的。這個波峰與動脈血壓的二尖瓣反彈相關。P3與心跳週期的後半部分相關，反映了心跳後期的血流動力學。這些波峰用於評估腦內壓的狀態，因為它們可以提供有關腦部血流動力學、腦組織的彈性以及腦脊髓液壓力狀態的信息。

【0071】取得ICP波形的方式，侵入式方法提供了最直接和最精確的測量，但風險較高，包括感染和出血的風險。非侵入式方法則風險較低，但通常提供的是間接的或推測性的測量結果，習知技術中所量測的波形難以達到

原始量測訊號即為伏特（V）量級振幅大小，因後續無法省略放大及濾波等訊號處理而容易導致判讀時訊號嚴重失真。相較於此，本實施型態所提供的ICP波形監測方式，可以較少的運算成本及較大的振幅得到類似ICP波形，提供取得ICP波形的一種新選擇。

【0072】這邊要另外說明的是，本實施型態中，輸出裝置3係用以輸出第二監測訊號L2。然而，配合判讀者在判讀上的需求，輸出裝置3亦可輸出第一監測訊號L1、或者輸出第一監測訊號L1及第二監測訊號L2。

【0073】此外，第一實施型態中的骨傳導式經顱腦壓監測裝置100中增加處理器5則成為骨傳導式經顱腦壓監測裝置100A。骨傳導式經顱腦壓監測裝置100A可設置於使用者U的頭部，持續輸出第二監測訊號L2，以供判讀者持續監測使用者U的經顱腦壓相關生理數據。

【0074】圖12係就利用本實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測裝置100A或骨傳導式經顱腦壓監測模組10A所實現之第二實施型態之骨傳導式經顱腦壓監測方法加以說明。

【0075】步驟S1201，將骨傳導式經顱腦壓監測裝置100中的加速度感測器2(本實施型態中為本體12的通孔14處)接觸且貼合於受監測者(使用者U)的顱骨外側皮膚；

【0076】步驟S1202，透過加速度感測器2獲得經顱腦壓加速度波(經顱腦壓TCCP)以作為第一監測訊號L1；

【0077】步驟S1203，藉由處理器5將前一步驟S1102所獲得的第一監測訊號L1兩次積分以第二監測訊號L2；以及

【0078】步驟S1204，設置所述輸出裝置3以輸出所述第二監測訊號L2。

【0079】依上述骨傳導式經顱腦壓監測方法，可得到用以監測使用者U的經顱腦壓的灌注壓波形，即個體與心跳相關的ICP波形。

【0080】 [實施例的有益效果]

【0081】 綜上所述，本創作所提出一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置100中所使用的加速度感測器2可以非侵入的方式監測使用者的經顱腦壓相關生理數據。換言之，本創作所提供之骨傳導式經顱腦壓監測裝置及骨傳導式經顱腦壓監測模組，可提供使用者一種非侵入式腦內壓相關生理數據監測的新選擇。此外，本創作所提供之骨傳導式經顱腦壓監測裝置，為低成本微型穿戴感測裝置，可在非侵入的狀況下，提供使用者關於腦內壓相關生理數據的波形(TCCP波形)，且該波形較其他現行非侵入式腦內壓相關生理數據監測波形，訊號更為清晰易讀，可明顯反映出各式腦內壓相關生理狀況。

【0082】 以上所公開的內容僅為本創作的優選可行實施例，並非因此侷限本創作的申請專利範圍，所以凡是運用本創作說明書及圖式內容所做的等效技術變化，均包含於本創作的申請專利範圍內。

【符號說明】**【0083】**

100、100A：骨傳導式經顱腦壓監測裝置

10、10A：骨傳導式經顱腦壓監測模組

1：保持裝置

11：頭帶

12：本體

14：通孔

2：加速度感測器

3：輸出裝置

4：供電裝置

5：處理器

L1：第一監測訊號

L2：第二監測訊號

【新型申請專利範圍】

【請求項1】 一種骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其包括：

一保持裝置；

至少一加速度感測器，其係以露出於所述保持裝置表面的方式設置於所述保持裝置，用以接觸一使用者的顱骨外側皮膚，以感測所述使用者的經顱腦壓加速度波形成一第一監測訊號；

一輸出裝置，其係設置於所述保持裝置，通訊連接於所述加速度感測器，用以輸出所述第一監測訊號；以及

一供電裝置，其係設置於所述保持裝置，電性連接於所述加速度感測器及所述輸出裝置，以對所述加速度感測器及所述輸出裝置供電，

所述使用者穿戴所述骨傳導式經顱腦壓監測裝置時，所述保持裝置可將所述加速度感測器以接觸使用者顱骨外側皮膚的方式貼合設置於所述使用者之顱骨外側皮膚。

【請求項2】 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述保持裝置更包含一中空殼體，所述加速度感測器、所述輸出裝置及所述供電裝置均設置於所述中空殼體內。

【請求項3】 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述保持裝置更包含一偏壓結構，用以在所述保持裝置將所述加速度感測器貼合於所述使用者顱骨外側皮膚時，對所述加速度感測器施予朝向所述使用者的偏壓。

【請求項4】 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，更包含一處理器，該處理器設置於所述保持裝置，可對所述加速度感測器所輸出的所述第一監測訊號進行二次積分形成一第二監測訊號，所述輸出裝置輸出所述第二監測訊號及/或所述第一監測訊號。

- 【請求項5】** 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述輸出裝置為訊號傳輸部，包含有線及/或無線傳輸模組，用以傳輸所述第一監測訊號至外部裝置。
- 【請求項6】** 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述輸出裝置為一顯示器及/或一揚聲器。
- 【請求項7】** 如請求項 1 所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述加速度感測器數量至少有兩個，間隔一預定距離地設置於所述保持裝置，以使所述使用者穿戴所述骨傳導式經顱腦壓監測裝置時，所述加速度感測器可同時分別地接觸且貼合於所述使用者的左側顱骨的外側皮膚及右側顱骨的外側皮膚。
- 【請求項8】** 如請求項 1~7 中任一項所述的骨傳導式經顱腦壓監測裝置，其中，所述加速度感測器為電容式加速度感測器、壓電式加速度感測器、或壓阻式加速度感測器。
- 【請求項9】** 一種骨傳導式經顱腦壓監測模組，其包括：
至少一加速度感測器，其係用於接觸顱骨外側皮膚，以感測使用者的經顱腦壓加速度波以形成第一監測訊號；
一輸出裝置，其係通訊連接於所述加速度感測器，用以輸出所述第一監測訊號；以及
一供電裝置，其係電性連接於所述加速度感測器及所述輸出裝置，以對所述加速度感測器及所述輸出裝置供電。
- 【請求項10】** 如請求項 9 所述的骨傳導式經顱腦壓監測模組，更包含一處理器可對所述加速度感測器所輸出的所述第一監測訊號進行二次積分形成一第二監測訊號，所述輸出裝置輸出所述第二監測訊號及/或所述第一監測訊號。

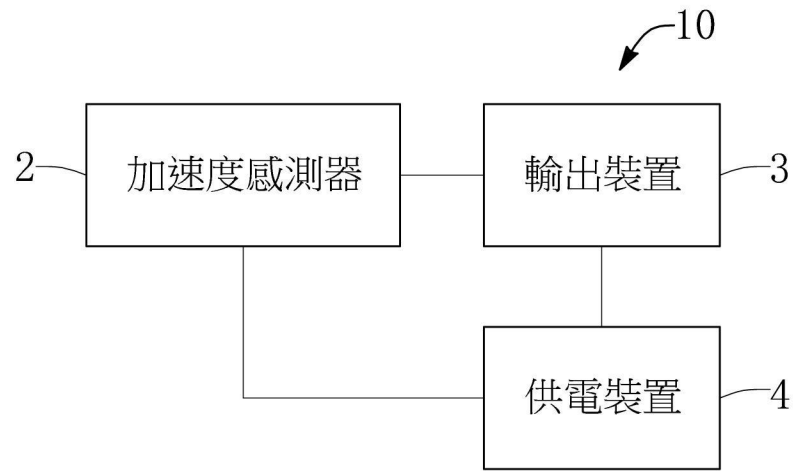


圖1

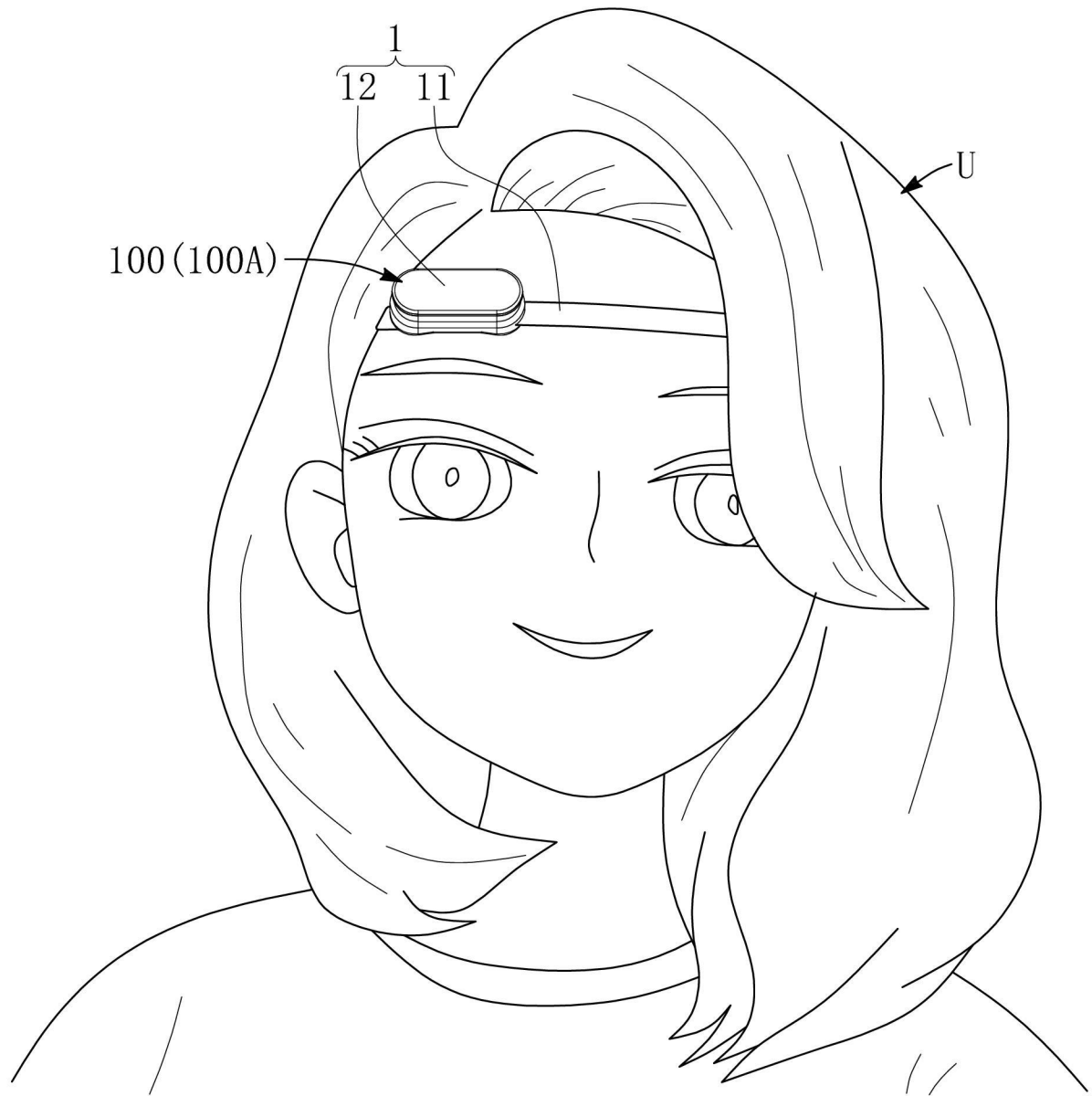


圖2

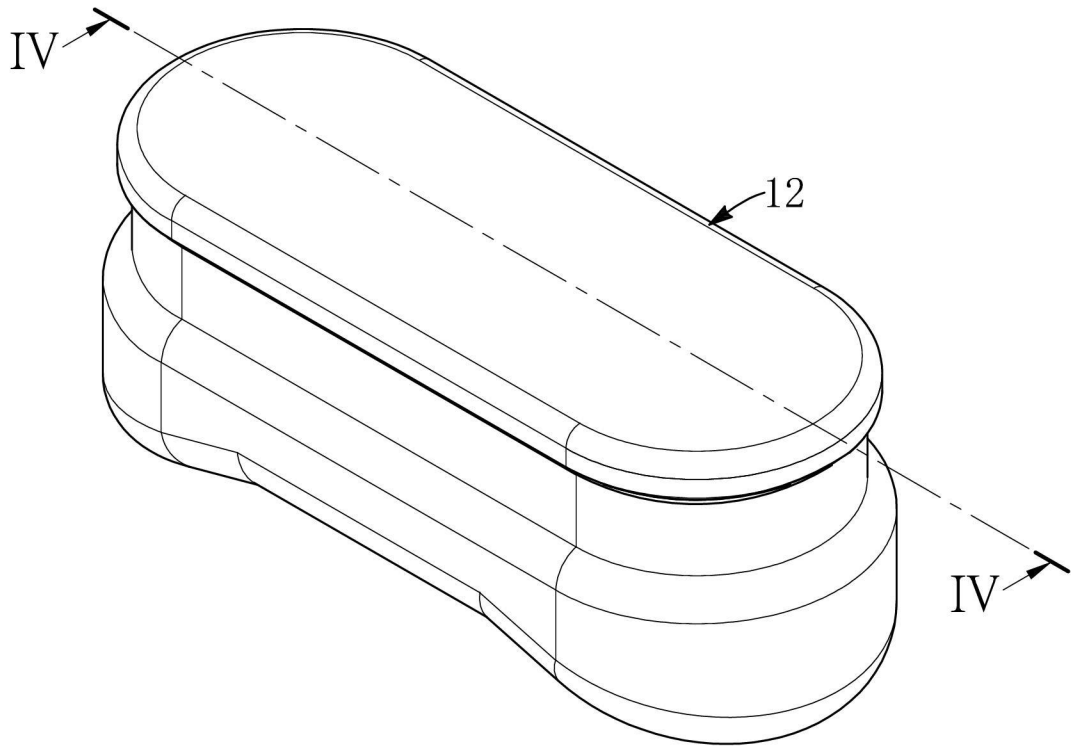


圖3A

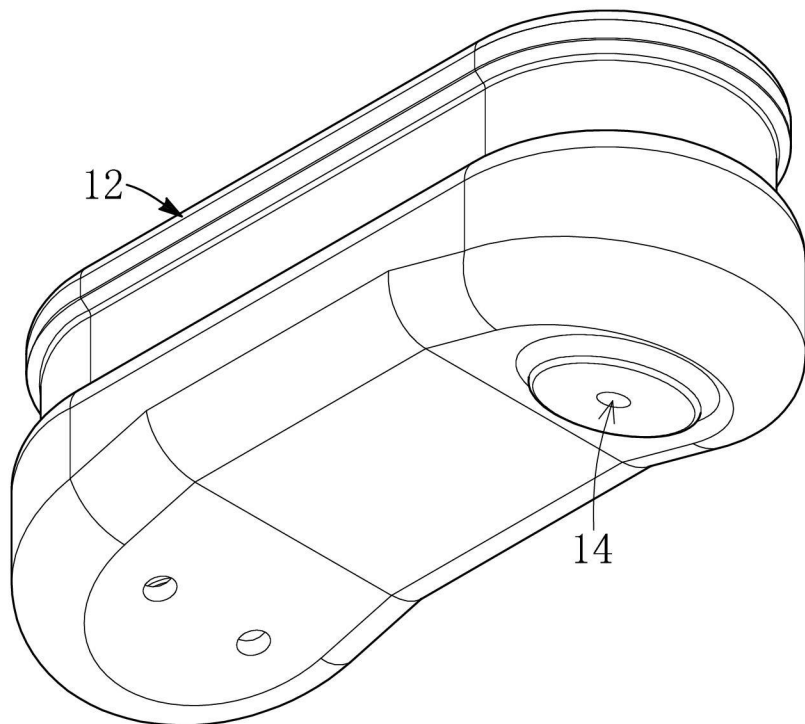


圖3B

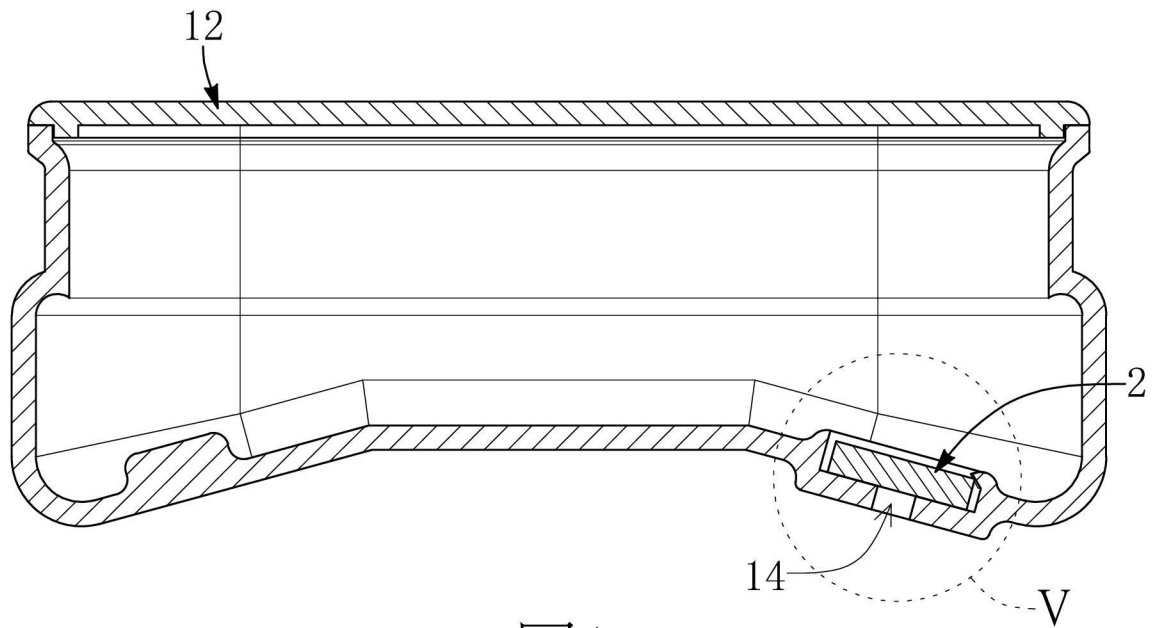


圖4

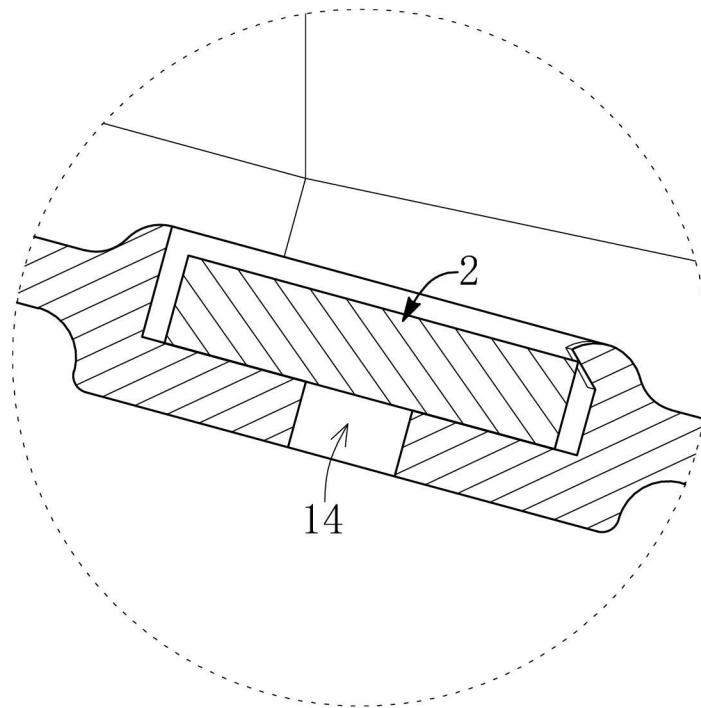


圖5

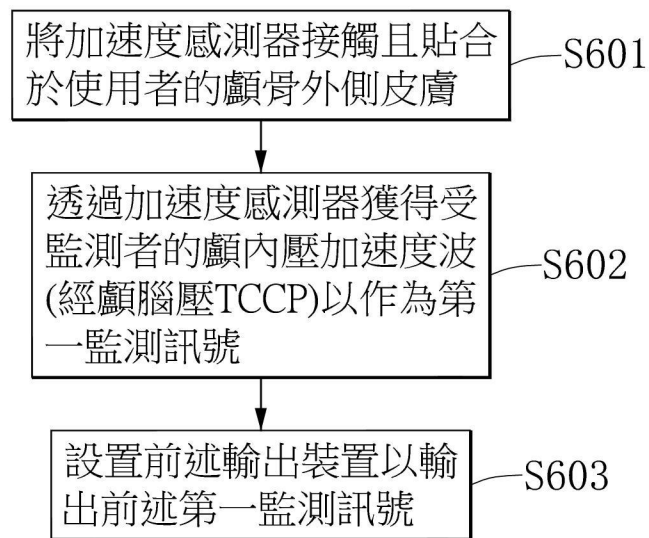


圖6

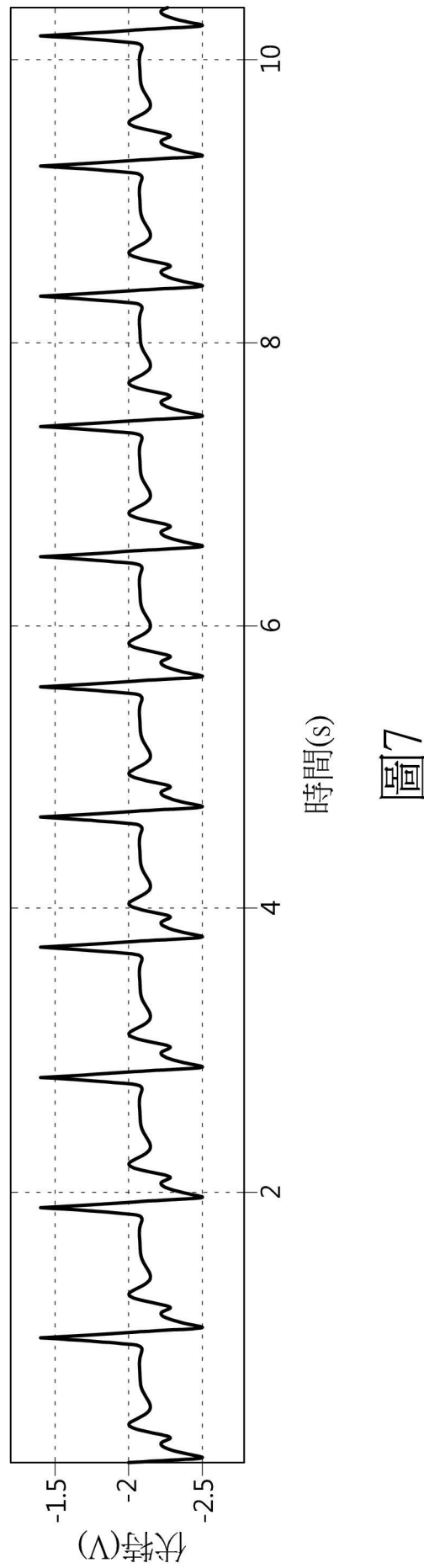
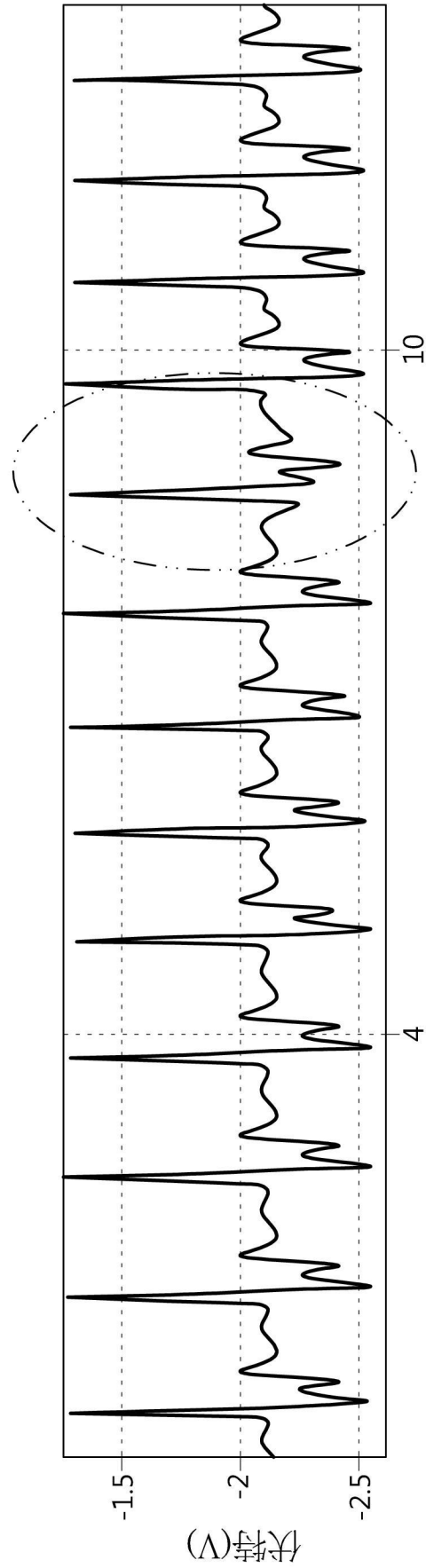


圖7



時間(s)

圖8A

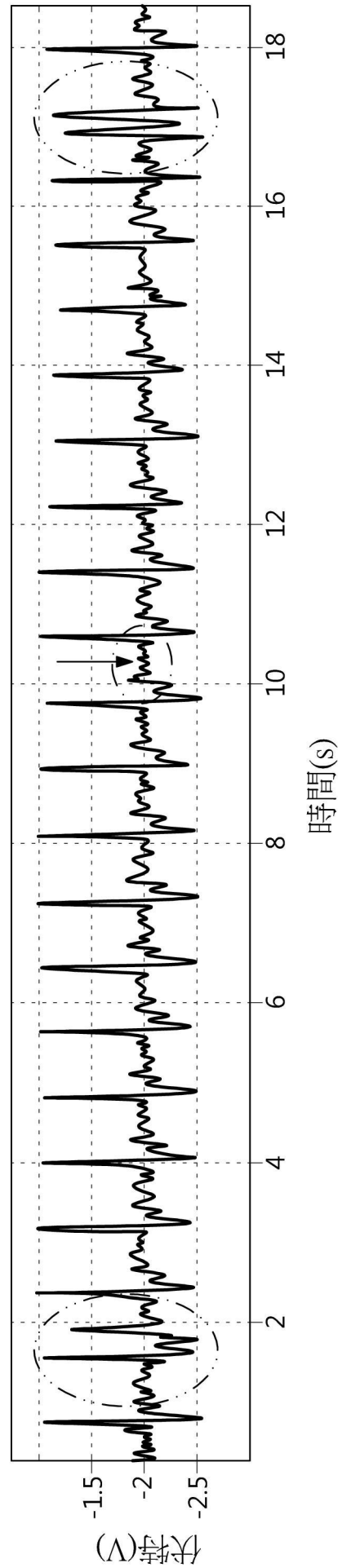


圖8B

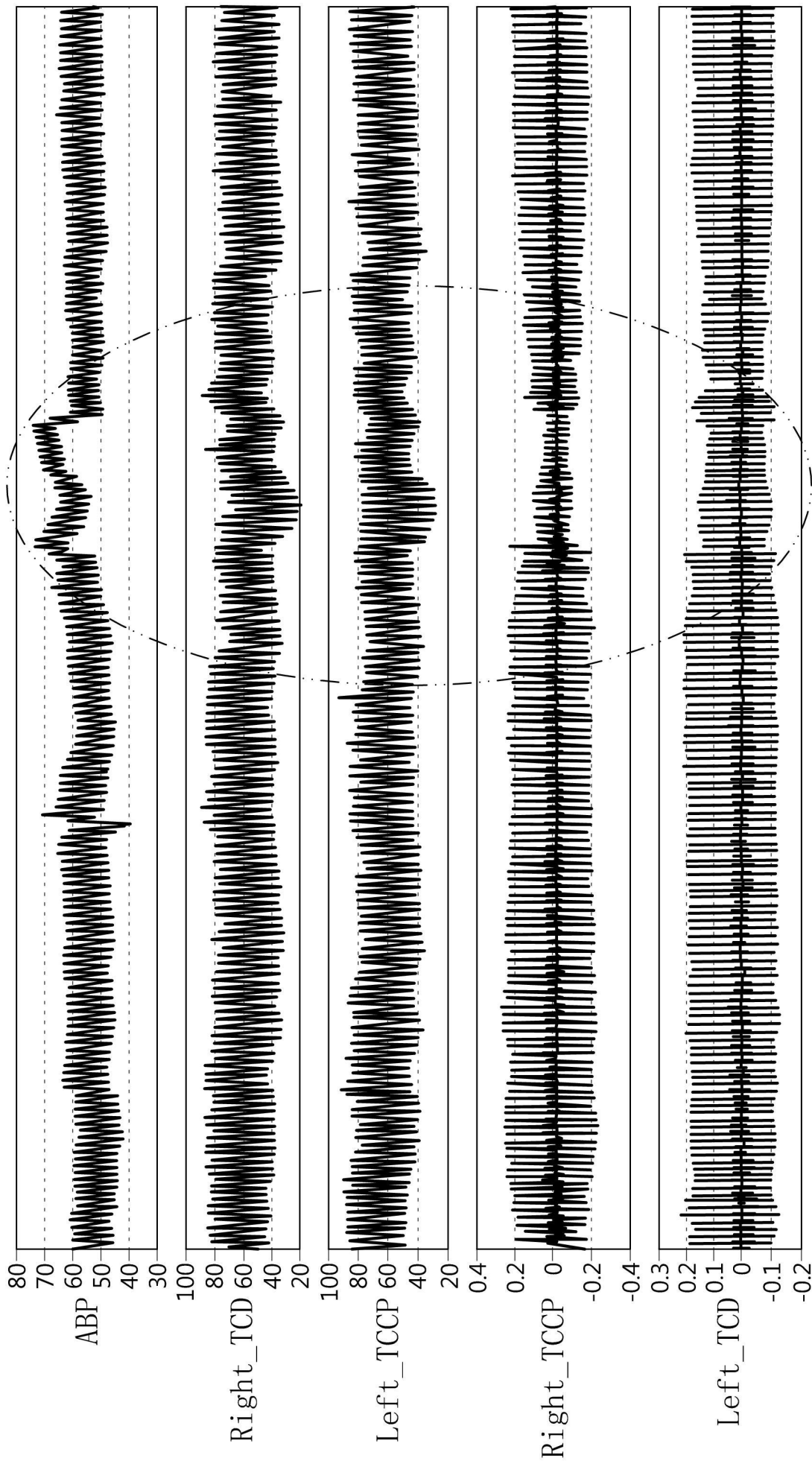


圖9

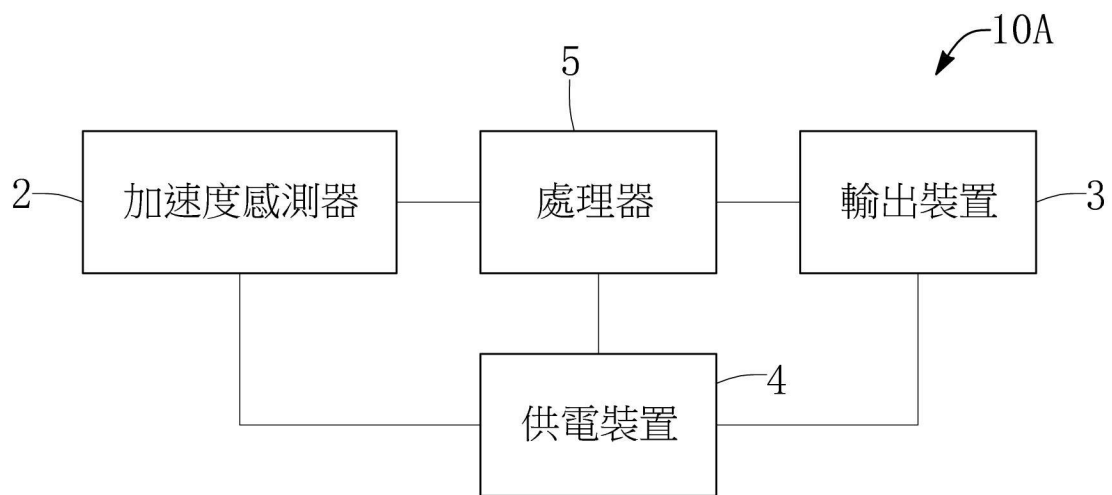


圖10

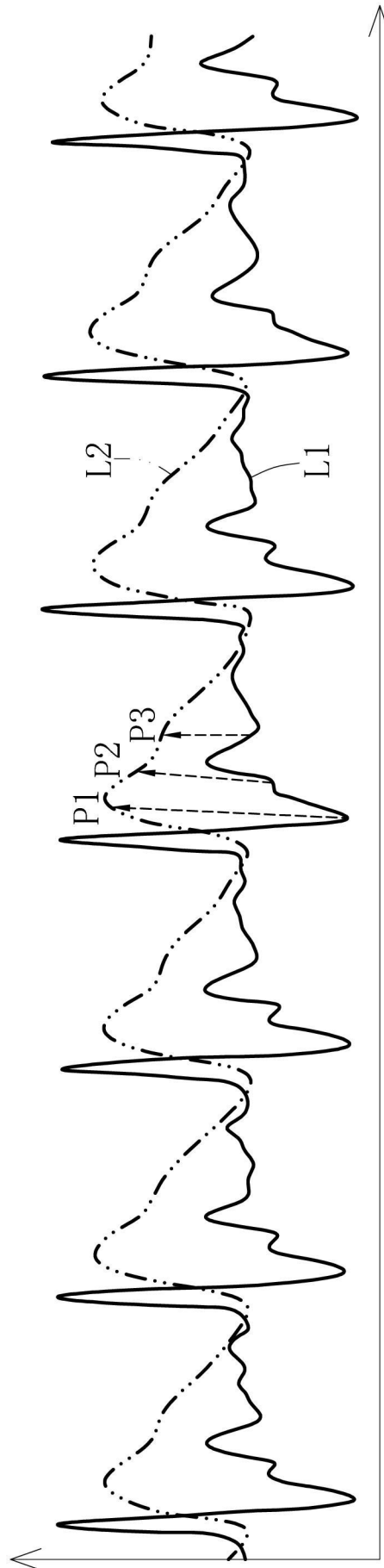


圖11

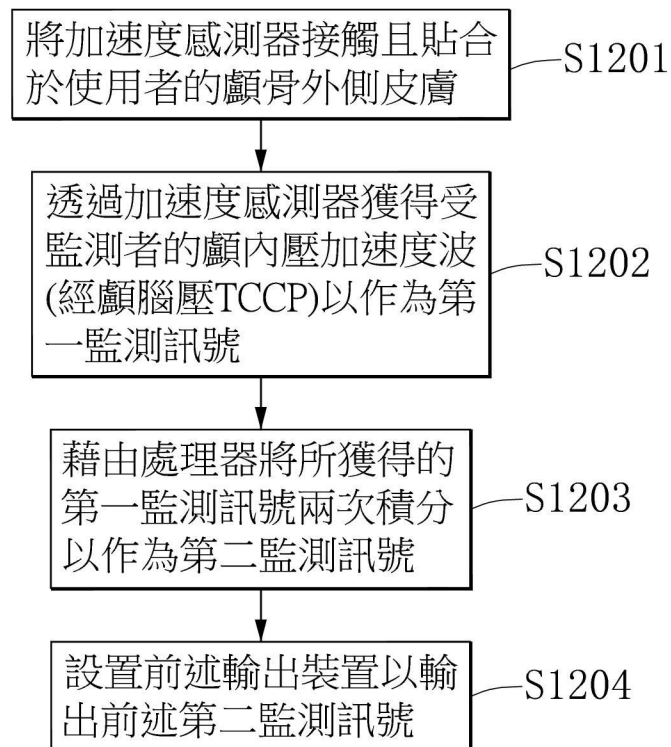


圖12