



(21)申請案號：112137060

(22)申請日：中華民國 112 (2023) 年 09 月 27 日

(51)Int. Cl. : A61B5/25 (2021.01)

(30)優先權：2022/10/05 美國 63/413,294

(71)申請人：財團法人工業技術研究院(中華民國) INDUSTRIAL TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE (TW)

新竹縣竹東鎮中興路4段195號

(72)發明人：黃筠貽 HUANG, YUN-YI (TW)；蔡宇喬 TSAI, YU-CHIAO (TW)；劉窩 LIU, CHUN (TW)；陳恒殷 CHEN, HENG-YIN (TW)

(74)代理人：祁明輝；林素華；涂綺玲

(56)參考文獻：

TW 201422204A

TW 201707644A

CN 112957036A

CN 113613553A

網路文獻 Health Research Institute Healthcare unwired: New business models delivering care anywhere. Strategic_Applications_Agenda_v2 20100823 https://grow.tecnico.ulisboa.pt/wp-content/uploads/2016/08/Strategic_Applications_Agenda_v2.pdf

審查人員：王仁佑

申請專利範圍項數：23 項 圖式數：25 共 58 頁

(54)名稱

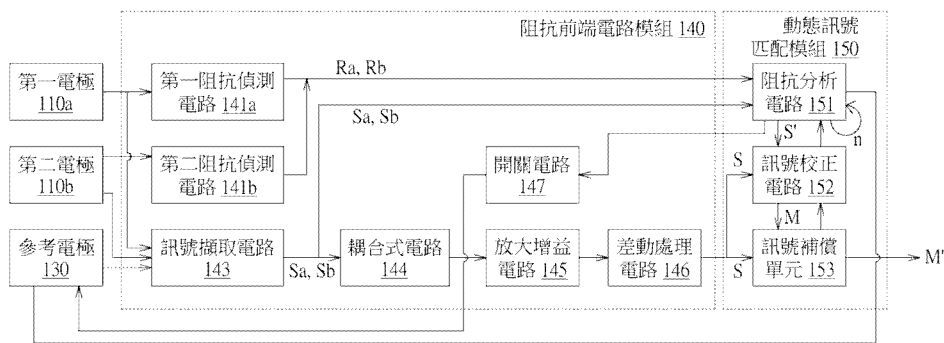
生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼

(57)摘要

生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼。生理訊號量測系統包括一第一電極、一第二電極、一參考電極、一阻抗前端電路模組及一動態訊號匹配模組。第一電極及參考電極用以獲得一第一感測訊號。第二電極及參考電極用以獲得一第二感測訊號。阻抗前端電路模組用以偵測第一電極之一第一阻抗及第二電極之一第二阻抗，並依據第一感測訊號及第二感測訊號，獲得一原始差動訊號。動態訊號匹配模組用以依據第一阻抗、第二阻抗及原始差動訊號，獲得一校正序列，並依據校正序列及原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

A physiological signal measurement system, a physiological signal measurement method, and a mobile device protective case are provided. The physiological signal measurement system includes a first electrode, a second electrode, a reference electrode, an impedance front-end circuit module and a dynamic signal matching module. The first electrode and the reference electrode are used to obtain a first sensing signal. The second electrode and the reference electrode are used to obtain a second sensing signal. The impedance front-end circuit module is used to detect a first impedance of the first electrode and a second impedance of the second electrode, and obtain an original differential signal according to the first sensing signal and the second sensing signal. The dynamic signal matching module is used to obtain a correction sequence according to the first impedance, the second impedance and the original differential signal, and obtain a compensated correction sequence according to the correction sequence and the original differential signal.

指定代表圖：



第 2 圖

符號簡單說明：

100

100:生理訊號量測系統

110a:第一電極

110b:第二電極

130:參考電極

140:阻抗前端電路模組

141a:第一阻抗偵測電路

141b:第二阻抗偵測電路

143:訊號擷取電路

144:耦合式電路

145:放大增益電路

146:差動處理電路

147:開關電路

150:動態訊號匹配模組

151:阻抗分析電路

152:訊號校正電路

153:訊號補償單元

M:校正序列

M':補償後校正序列

n:倍率差異

Ra:第一阻抗

Rb:第二阻抗

S:原始差動訊號

S':差動校正訊號

Sa:第一感測訊號

Sb:第二感測訊號



公告本

I862189

【發明摘要】

【中文發明名稱】生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼

【英文發明名稱】PHYSIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT SYSTEM, PHYSIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT METHOD, AND MOBILE DEVICE PROTECTIVE CASE

【中文】

生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼。生理訊號量測系統包括一第一電極、一第二電極、一參考電極、一阻抗前端電路模組及一動態訊號匹配模組。第一電極及參考電極用以獲得一第一感測訊號。第二電極及參考電極用以獲得一第二感測訊號。阻抗前端電路模組用以偵測第一電極之一第一阻抗及第二電極之一第二阻抗，並依據第一感測訊號及第二感測訊號，獲得一原始差動訊號。動態訊號匹配模組用以依據第一阻抗、第二阻抗及原始差動訊號，獲得一校正序列，並依據校正序列及原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【英文】

A physiological signal measurement system, a physiological signal measurement method, and a mobile device protective case are provided. The physiological signal measurement system includes a first electrode, a

second electrode, a reference electrode, an impedance front-end circuit module and a dynamic signal matching module. The first electrode and the reference electrode are used to obtain a first sensing signal. The second electrode and the reference electrode are used to obtain a second sensing signal. The impedance front-end circuit module is used to detect a first impedance of the first electrode and a second impedance of the second electrode, and obtain an original differential signal according to the first sensing signal and the second sensing signal. The dynamic signal matching module is used to obtain a correction sequence according to the first impedance, the second impedance and the original differential signal, and obtain a compensated correction sequence according to the correction sequence and the original differential signal.

【指定代表圖】第2圖。

【代表圖之符號簡單說明】

100: 生理訊號量測系統

110a: 第一電極

110b: 第二電極

130: 參考電極

140: 阻抗前端電路模組

- 141a: 第一阻抗偵測電路
- 141b: 第二阻抗偵測電路
- 143: 訊號擷取電路
- 144: 耦合式電路
- 145: 放大增益電路
- 146: 差動處理電路
- 147: 開關電路
- 150: 動態訊號匹配模組
- 151: 阻抗分析電路
- 152: 訊號校正電路
- 153: 訊號補償單元
- M: 校正序列
- M': 補償後校正序列
- n: 倍率差異
- R a: 第一阻抗
- R b: 第二阻抗
- S: 原始差動訊號
- S': 差動校正訊號
- S a: 第一感測訊號
- S b: 第二感測訊號

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼

【英文發明名稱】PHYSIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT SYSTEM, PHYSIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT METHOD, AND MOBILE DEVICE PROTECTIVE CASE

【技術領域】

【0001】本揭露是有關於一種訊號量測系統、訊號量測方法及保護殼，且是有關於一種生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼。

【先前技術】

【0002】為了做好健康管理，生理訊號量測技術逐漸推廣到隨身電子裝置或穿戴裝置。然而，生理訊號量測技術實現在隨身電子裝置或穿戴裝置會面臨到塑膠材質具有高絕緣阻抗，或者不同材質有阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應的問題。

【0003】尤其是若欲在隨身電子裝置或穿戴裝置實現雙手量測，甚至是單手量測，則容易面臨到接觸點材質差異過大，導致差動訊號變異過大，而無法量測的問題。

【發明內容】

【0004】本揭露實施例係有關於一種生理訊號量測系統、生理訊號量測方法及行動裝置保護殼，其利用阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術，即使電極之接觸點的材質差異過大，或者即使是採用了絕緣材質作為接觸點，仍可順利進行量測，並經過補償後獲得正確的生理訊號。如此一來，電極可以任意設置於某一電子裝置之各個位置。由於電子裝置之各個位置皆可用來設置電極，故可以依據使用者的通常使用習慣，在各種電子裝置上實現單手量測、或雙手量測。

【0005】根據本揭露之一方面，提出一種生理訊號量測系統。生理訊號量測系統包括一第一電極、一第二電極、一參考電極、一阻抗前端電路模組及一動態訊號匹配模組。第一電極及參考電極用以獲得一第一感測訊號。第二電極及參考電極用以獲得一第二感測訊號。阻抗前端電路模組用以偵測第一電極之一第一阻抗及第二電極之一第二阻抗，並依據第一感測訊號及第二感測訊號，獲得一原始差動訊號。動態訊號匹配模組用以依據第一阻抗、第二阻抗及原始差動訊號，獲得一校正序列，並依據校正序列及原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【0006】根據本揭露之另一方面，提出一種生理訊號量測方法。生理訊號量測方法包括以下步驟。偵測第一電極之一第一阻抗。偵測第二電極之一第二阻抗。獲得一第一感測訊號。獲得一第二感測訊號。依據第一感測訊號及第二感測訊號獲得一原始差動訊號。依據第一阻抗、第二阻抗及原始差動訊號，獲得一校正序列。依據校正序列及原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【0007】 根據本揭露之再一方面，提出一種行動裝置保護殼。行動裝置保護殼包括一殼體、一第一電極、一第二電極、一參考電極及一處理系統。第一電極設置於殼體之內側。第二電極設置於殼體之內側。參考電極設置於殼體之內側。第一電極及參考電極用以獲得一第一感測訊號，第二電極及參考電極用以獲得一第二感測訊號。處理系統設置於殼體之內部。處理系統耦接第一電極、第二電極及參考電極。處理系統包括一阻抗前端電路模組及一動態訊號匹配模組。阻抗前端電路模組用以偵測第一電極之一第一阻抗及第二電極之一第二阻抗，並依據第一感測訊號及一第二感測訊號獲得一原始差動訊號。動態訊號匹配模組用以依據第一阻抗、第二阻抗及原始差動訊號，獲得一校正序列，並以校正序列及原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【0008】 為了對本揭露之上述及其他方面有更佳的瞭解，下文特舉實施例，並配合所附圖式詳細說明如下：

【圖式簡單說明】

【0009】

第1A圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之行動裝置之示意圖。

第1B圖繪示第1A圖之行動裝置的側面透視圖。

第2圖繪示根據一實施例之生理訊號量測系統之方塊圖。

第3圖繪示根據一實施例之耦合式電路的細部方塊圖。

第4圖繪示根據一實施例之生理訊號量測方法的流程圖。

第5圖示例說明生理訊號量測方法之各步驟的訊號處理動作。

第6A圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之行動裝置的示意圖。

第6B圖繪示第6A圖之行動裝置的側面透視圖。

第7A圖繪示根據另一實施例之可量測生理訊號之行動裝置的示意圖。

第7B圖繪示第7A圖之行動裝置的側面透視圖。

第8圖繪示根據另一實施例之可量測生理訊號之行動裝置的示意圖。

第9A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置的示意圖。

第9B圖繪示第9A圖之行動裝置的側面透視圖。

第10A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置的示意圖。

第10B圖繪示第10A圖之行動裝置的側面透視圖。

第11A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置保護殼的示意圖。

第11B圖繪示第11A圖之行動裝置保護殼與行動裝置的側面透視圖。

第12A圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之筆記型電腦的示意圖。

第12B圖繪示第12A圖之筆記型電腦的側面透視圖。

第13A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之筆記型電腦的示

意圖。

第13B圖繪示第13A圖之筆記型電腦的側面透視圖。

第14圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之觸控板的示意圖。

第15圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之鍵盤的示意圖。

第16圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之滑鼠的示意圖。

第17圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之滑鼠的示意圖。

第18圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之智慧手錶的示意圖。

第19圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之智慧手錶的示意圖。

第20圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之智慧手錶的示意圖。

第21圖繪示根據另一實施例之生理訊號量測系統之方塊圖。

第22圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之方向盤的示意圖。

第23A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之方向盤的正面示意圖。

第23B圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之方向盤的背面示意圖。

第24圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之座椅的示意圖。

第25A圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之排檔桿的左側示意圖。

第25B圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之排檔桿的右側示意圖。

【實施方式】

【0010】 請參照第1A圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之行動裝置（mobile device）210之示意圖。生理訊號例如是一心電圖訊號（Electrocardiography signal, ECG signal）或一肌電圖訊號（Electromyography signal, EMG signal）。可量測生理訊號之行動裝置210例如是一行動電話、一平板電腦、一筆記型電腦、一電子閱讀器或一掌上型遊戲機。可量測生理訊號之行動裝置210具有一第一電極110a、一第二電極110b及一參考電極130。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130例如是片狀結構或點狀結構。第一電極110a可以設置於行動裝置210之一螢幕玻璃板、一側邊框或一背板，第二電極110b可以設置於行動裝置210之螢幕玻璃板、側邊框或背板，參考電極130可以設置於行動裝置210之螢幕玻璃板、側邊框或背板。倘若第一電極110a、第二電極110b及參考電極130鄰近設置，則須相互隔離。

【0011】 在第1A圖之實施例中，第一電極110a係設置於行動裝置210之螢幕玻璃板，第二電極110b係設置於行動裝置210之側邊框，參考電極130係設置於行動裝置210之另一側邊框。如第1A圖所示，使用者可以單手握持行動裝置210。使用者之拇指可以接觸到有設置第一電極110a之螢幕玻璃板，使用者之中指可以接觸到有設置第二電極110b之側邊框，使用者之手掌內側可以接觸到有設置參考電極130之側邊框。如此一來，即可以單手在行動裝置210實現生理訊號的量測。

【0012】請參照第1B圖，其繪示第1A圖之行動裝置210的側面透視圖。第二電極110b與參考電極130分別設置於行動裝置210之相對側邊框之內。第一電極110a則是設置於行動裝置210之螢幕玻璃板之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指/手掌與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著螢幕玻璃板或側邊框。側邊框之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨螢幕玻璃板與塑膠側邊框都具有高阻抗的情況，或螢幕玻璃板與合金側邊框兩者的阻抗差異過大的情況。為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來解決上述問題，詳細技術內容說明如後。

【0013】請參照第2圖，其繪示根據一實施例之生理訊號量測系統100之方塊圖。生理訊號量測系統100包括上述之第一電極110a、上述之第二電極110b、上述之參考電極130、一阻抗前端電路模組140及一動態訊號匹配模組150。第一電極110a及參考電極130用以獲得一第一感測訊號 S_a ，第二電極110b及參考電極130用以獲得一第二感測訊號 S_b 。

【0014】阻抗前端電路模組140包括一第一阻抗偵測電路141a、一第二阻抗偵測電路141b、一訊號擷取電路143、一耦合式電路144、一放大增益電路145、一差動處理電路146及一開關電路147。第一阻抗偵測電路141a連接於第一電極110a。第二阻抗偵測電路141b連接於第二電極110b。訊號擷取電路143連接於第一電極110a、第二電極110b

及參考電極130。耦合式電路144連接於訊號擷取電路143。放大增益電路145連接於耦合式電路144。差動處理電路146連接於放大增益電路145。

【0015】請參照第3圖，其繪示根據一實施例之耦合式電路144的細部方塊圖。耦合式電路144包括一第一負阻抗電路1441a、一第一高阻抗電路1442a、一第二負阻抗電路1441b及一第二高阻抗電路1442b。第一負阻抗電路1441a連接於第一電極110a。第一高阻抗電路1442a連接於第一負阻抗電路1441a。第二負阻抗電路1441b連接於第二電極110b。第二高阻抗電路1442b連接於第二負阻抗電路1441b。第一電極110a與第二電極110b隔著絕緣物IS對皮膚表層SK1與皮膚真皮SK2進行偵測。在本實施例中，透過第一負阻抗電路1441a、第一高阻抗電路1442a、第二負阻抗電路1441b及第二高阻抗電路1442b的設計，可以減少雜訊干擾、提高訊號信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)、改善輸入阻抗頻率響應並降低共模電壓。

【0016】動態訊號匹配模組150包括一阻抗分析電路151、一訊號校正電路152及一訊號補償單元153。訊號補償單元153例如是一電路、一晶片、一電路板或儲存程式碼之儲存裝置。阻抗分析電路151連接於第一阻抗偵測電路141a與第二阻抗偵測電路141b。訊號校正電路152連接於阻抗分析電路151與差動處理電路146。訊號補償單元153連接於訊號校正電路152與差動處理電路146。

【0017】在本實施例中，透過阻抗前端電路模組140之各項元件進行阻抗或訊號的偵測與轉換，再透過動態訊號匹配模組150之各項元

件進行訊號的校正與補償，使得阻抗過高與阻抗差異過高所造成耦合電容效應無法產生與差動訊號變異過大的問題，能夠有效獲得解決。以下搭配一流程圖詳細說明上述各項元件之運作。

【0018】請參照第4圖及第5圖，第4圖繪示根據一實施例之生理訊號量測方法的流程圖，第5圖示例說明生理訊號量測方法之各步驟的訊號處理動作。在步驟S310中，第一阻抗偵測電路141a偵測第一電極110a之一第一阻抗Ra。

【0019】在步驟S320中，第二阻抗偵測電路141b偵測第二電極110b之一第二阻抗Rb。

【0020】在步驟S330中，訊號擷取電路143透過第一電極110a及參考電極130獲得第一感測訊號Sa。

【0021】在步驟S340中，訊號擷取電路143透過第二電極110b及參考電極130獲得第二感測訊號Sb。上述步驟S310~S340之順序並非用以侷限本發明，例如步驟S310~S340可以同時執行。其中，當第一阻抗偵測電路141a與第二阻抗偵測電路141b偵測阻抗差異值大於某一預設值，則透過開關電路147開啟參考電極130。

【0022】接著，在步驟S350中，耦合式電路144、放大增益電路145、差動處理電路146依據第一感測訊號Sa及第二感測訊號Sb獲得一原始差動訊號S。在此步驟中，先透過耦合式電路144提高第一感測訊號Sa及第二感測訊號Sb的信噪比，再利用放大增益電路145放大第一感測訊號Sa及第二感測訊號Sb，然後再利用差動處理電路146獲得原始差動訊號S。如第5圖所示，原始差動訊號S可能會包含可代表生理訊號的

高振幅區段與雜訊所產生的低振幅區段。在某些情況下，高振幅區段與低振幅區段難以區分，而會影響生理訊號判讀的準確度。本實施例可以透過下述之步驟進行補償與校正，以提高生理訊號判讀的準確度。

【0023】 然後，在步驟S360中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150依據第一阻抗 R_a 、第二阻抗 R_b 及原始差動訊號 S ，獲得一校正序列 M 。步驟S360包括步驟S361～S363。

【0024】 在步驟S361中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150之阻抗分析電路151分析第一阻抗 R_a 及第二阻抗 R_b 之一倍率差異 n 。當第一電極110a與第二電極110b設置於不同材質上，第一阻抗 R_a 及第二阻抗 R_b 的倍率差異 n 則會相當的大，而容易導致差動訊號變異過大。後續的動作可以補償不同材質所導致的差動訊號變異情況。

【0025】 接著，在步驟S362中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150之阻抗分析電路151依據第一感測訊號 S_a 、第二感測訊號 S_b 及倍率差異 n ，獲得一差動校正訊號 S' 。

【0026】 然後，在步驟S363中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150之訊號補償單元153依據原始差動訊號 S 及差動校正訊號 S' ，獲得校正序列 M 。如第5圖所示，校正序列 M 中，僅在生理訊號的部分有明顯的振幅，生理訊號以外的部份（即雜訊）幾乎不會有振幅。利用校正序列 M 可以正確的判讀出生理訊號的範圍。

【0027】 接著，在步驟S370中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150依據校正序列 M 及原始差動訊號 S ，獲得一補償後校正序列 M' 。步驟S370包括步驟S371～S372。

【0028】在步驟S371中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150之訊號補償單元153依據校正序列M，獲得一第一校正索引點m1及一第二校正索引點m2。第一校正索引點m1係為生理訊號之起始點，第二校正索引點m2係為生理訊號之結束點。在此步驟中，動態訊號匹配模組150之訊號補償單元153可以依據校正序列M之振幅變化識別出第一校正索引點m1及第二校正索引點m2。舉例來說，振幅變化大幅增加之處可以識別為第一校正索引點m1，振幅變化大幅減少之處可以識別為第二校正索引點m2。

【0029】接著，在步驟S372中，如第5圖所示，動態訊號匹配模組150之訊號補償單元153將原始差動訊號S補償於校正序列M之第一校正索引點m1及第二校正索引點m2之間，以獲得補償後校正序列M'。校正序列M主要用以區別出生理訊號與雜訊，但生理訊號在校正序列M可能被過度削減，故需要將原始差動訊號S補償回第一校正索引點m1及第二校正索引點m2之間，以獲得正確的生理訊號。

【0030】透過上述步驟，即使第一電極110a、第二電極110b、參考電極130之接觸點的材質差異過大，或者即使是採用了絕緣材質作為接觸點，仍可順利進行量測，並經過補償後獲得正確的生理訊號。如此一來，第一電極110a、第二電極110b與參考電極130可以任意設置於某一電子裝置之各個位置。由於電子裝置之各個位置皆可用來設置第一電極110a、第二電極110b與參考電極130，在電子裝置上可以依據使用者的通常使用習慣，實現單手量測、或雙手量測。以下進一步舉例

說明第一電極110a、第二電極110b與參考電極130設置於各種電子裝置的示例情況。

【0031】請參照第6A圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之行動裝置220的示意圖。第一電極110a例如是設置於行動裝置220之螢幕玻璃板，第二電極110b例如是設置於行動裝置220之側邊框，參考電極130例如是設置於行動裝置220之另一側邊框。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第6A圖所示，使用者可以單手握持行動裝置210。使用者之一手的食指可以接觸到設有第一電極110a之螢幕玻璃板，使用者之另一手的拇指與食指可以分別接觸到設有第二電極110b與參考電極130之兩個對向側邊框。如此一來，即可以雙手在行動裝置220實現生理訊號的量測。

【0032】請參照第6B圖，其繪示第6A圖之行動裝置220的側面透視圖。第一電極110a設置於行動裝置220之螢幕玻璃板之內，第二電極110b與參考電極130分別設置於行動裝置210之相對側邊框之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著螢幕玻璃板或側邊框。側邊框之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨螢幕玻璃板與塑膠側邊框都具有高阻抗的情況，或螢幕玻璃板與合金側邊框具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0033】請參照第7A圖，其繪示根據另一實施例之可量測生理訊號之行動裝置230的示意圖。第一電極110a例如是設置於行動裝置230之螢幕玻璃板的右半部，第二電極110b例如是設置於行動裝置230之螢幕玻璃板的左半部，參考電極130例如是設置於行動裝置230之背板。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第7A圖所示，使用者可以雙手握持行動裝置230。使用者之一手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之螢幕玻璃板的右半部，使用者之另一手的拇指可以接觸到設有第二電極110b之螢幕玻璃板的左半部，使用者之其他手指可以接觸到設有參考電極130之背板。如此一來，即可以雙手在行動裝置230實現生理訊號的量測。

【0034】請參照第7B圖，其繪示第7A圖之行動裝置230的側面透視圖。第一電極110a與第二電極110b設置於行動裝置230之螢幕玻璃板之內，參考電極130設置於行動裝置230之背板之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著螢幕玻璃板或背板。背板之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨螢幕玻璃板與塑膠背板具有高阻抗的情況，或螢幕玻璃板與合金背板具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0035】請參照第8圖，其繪示根據另一實施例之可量測生理訊號之行動裝置240的示意圖。第一電極110a例如是設置於行動裝置240之螢幕玻璃板，第二電極110b例如是設置於行動裝置240之兩側邊框的上半部，參考電極130例如是設置於行動裝置230之兩側邊框的下半部。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第8圖所示，使用者可以單手握持行動裝置240。使用者之單手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之螢幕玻璃板，使用者之單手的中指可以接觸到設有第二電極110b之側邊框的上半部，使用者之手掌內側可以接觸到設有參考電極130之側邊框的下半部。如此一來，即可以單手在行動裝置240實現生理訊號的量測。

【0036】請參照第9A圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置250的示意圖。第一電極110a例如是設置於行動裝置250之螢幕玻璃板，第二電極110b例如是設置於行動裝置250之背板，參考電極130例如是設置於行動裝置250之兩個側邊框。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第9A圖所示，使用者可以單手握持行動裝置250。使用者之單手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之螢幕玻璃板，使用者之單手的其他手指可以接觸到設有第二電極110b之背板，使用者之手掌內側可以接觸到設有參考電極130之側邊框。如此一來，即可以單手在行動裝置250實現生理訊號的量測。

【0037】請參照第9B圖，其繪示第9A圖之行動裝置250的側面透視圖。第一電極110a設置於行動裝置250之螢幕玻璃板之內，第二電極110b設置於行動裝置250之背板之內，參考電極130設置於行動裝置

210之側邊框之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指或手掌與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著螢幕玻璃板、背板或側邊框。背板與側邊框之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨螢幕玻璃板、塑膠背板與塑膠側邊框都具有高阻抗的情況，或螢幕玻璃板、合金背板與合金側邊框具有阻抗差異過大的情況為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0038】 請參照第10A圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置260的示意圖。第一電極110a例如是設置於行動裝置260之一側邊框，第二電極110b例如是設置於行動裝置260之另一側邊框，參考電極130例如是設置於行動裝置260之背板。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第10A圖所示，使用者可以單手握持行動裝置260。使用者之單手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之側邊框，使用者之單手的中指可以接觸到設有第二電極110b之另一側邊框，使用者之手掌內側可以接觸到設有參考電極130之背板。如此一來，即可以單手在行動裝置260實現生理訊號的量測。

【0039】 請參照第10B圖，其繪示第10A圖之行動裝置260的側面透視圖。第一電極110a設置於行動裝置260之側邊框之內，第二電極110b設置於行動裝置260之另一側邊框之內，參考電極130設置於行動裝置260之背板之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手

指/手掌與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著側邊框或背板。側邊框與背板之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨塑膠背板與塑膠側邊框都具有高阻抗的情況，或合金背板與塑膠側邊框具有阻抗差異過大的情況，或塑膠背板與合金側邊框具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0040】 上述第1A～1B、6A～6B、7A～7B、8、9A～9B、10A～10B圖的實施例並不用以侷限本技術在行動裝置的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於行動裝置之螢幕玻璃板、側邊框或背板，第二電極110b可以設置於行動裝置之螢幕玻璃板、側邊框或背板，參考電極130可以設置於行動裝置之螢幕玻璃板、側邊框或背板。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0041】 請參照第11A圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之行動裝置保護殼310的示意圖。行動裝置保護殼310包括一殼體350、上述之第一電極110a、上述之第二電極110b、上述之參考電極130及一處理系統360。殼體350具有一鏡頭孔HL。第一電極110a設置於殼體350之內側。第二電極110b設置於殼體350之內側。參考電極130設置於殼體350之內側。處理系統360設置於殼體350之內部。處理系統360耦接第一電極110a、第二電極110b及參考電極130。處理系統360

包括上述之阻抗前端電路模組140及上述之動態訊號匹配模組150。處理系統360例如是晶片、電路或電路板。第一電極110a例如是設置於行動裝置保護殼310之殼體350的側邊框，第二電極110b例如是設置於行動裝置保護殼310之殼體350的另一側邊框，參考電極130例如是設置於行動裝置保護殼310之殼體350的背板。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。

【0042】 請參照第11B圖，其繪示第11A圖之行動裝置保護殼310與行動裝置200的側面透視圖。第一電極110a設置於行動裝置保護殼310之殼體350的側邊框之內，第二電極110b設置於行動裝置保護殼310之殼體350的另一側邊框之內，參考電極130設置於行動裝置保護殼310之殼體350的背板之內。行動裝置200可以被行動裝置保護殼310包覆。行動裝置保護殼310之殼體350的材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨塑膠之殼體350具有高阻抗的情況，或部分殼體350採用合金材質與部分殼體350採用塑膠而具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0043】 上述第11A～11B圖的實施例並不用以侷限本技術在行動裝置保護殼的實現方式。舉例來說，第一電極110a、第二電極110b及參考電極130可以設置於行動裝置保護殼之殼體之內

側的任意位置。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0044】請參照第12A圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之筆記型電腦410的示意圖。第一電極110a例如是設置於筆記型電腦410之螢幕玻璃板的右半部，第二電極110b例如是設置於筆記型電腦410之螢幕玻璃板的左半部，參考電極130例如是設置於筆記型電腦410之螢幕背板。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第12A圖所示，使用者可以雙手握持筆記型電腦410。使用者之一手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之螢幕玻璃板的右半部，使用者之另一手的拇指可以接觸到設有第二電極110b之螢幕玻璃板的左半部，使用者之其他手指可以接觸到設有參考電極130之螢幕背板。如此一來，即可以雙手在筆記型電腦410實現生理訊號的量測。

【0045】請參照第12B圖，其繪示第12A圖之筆記型電腦410的側面透視圖。第一電極110a與第二電極110b設置於筆記型電腦410之螢幕玻璃板之內，參考電極130設置於筆記型電腦410之螢幕背板之內。也就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著螢幕玻璃板或螢幕背板。螢幕背板之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨螢幕玻璃板與塑膠螢幕背板都具有高阻抗的情況，或螢幕玻璃板與合金螢幕背板具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異

過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0046】 上述第12A～12B圖的實施例並不用以侷限本技術在筆記型電腦的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於筆記型電腦之螢幕玻璃板、螢幕背板或螢幕側邊框，第二電極110b可以設置於筆記型電腦之螢幕玻璃板、螢幕背板或螢幕側邊框，參考電極130可以設置於筆記型電腦之螢幕玻璃板、螢幕背板或螢幕側邊框。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0047】 請參照第13A圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之筆記型電腦420的示意圖。第一電極110a例如是設置於筆記型電腦420之主機側邊框，第二電極110b例如是設置於筆記型電腦420之另一主機側邊框，參考電極130例如是設置於筆記型電腦420之主機表板。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第13A圖所示，使用者可以雙手握持筆記型電腦420。使用者之一手的拇指可以接觸到設有第一電極110a之主機側邊框，使用者之另一手的拇指可以接觸到設有第二電極110b之另一主機側邊框，使用者之其他手指可以接觸到設有參考電極130之主機表板。如此一來，即可以雙手在筆記型電腦420實現生理訊號的量測。

【0048】 請參照第13B圖，其繪示第13A圖之筆記型電腦420的側面透視圖。第一電極110a與第二電極110b設置於筆記型電腦420之主機側邊框之內，參考電極130設置於筆記型電腦420之主機表板之內。也

就是說，在進行生理訊號量測時，使用者的手指與第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之間會隔著主機側邊框或主機表板。主機側邊框或主機表板之材質例如是高阻抗之塑膠或低阻抗之合金。面臨主機側邊框與主機表板都具有高阻抗的情況，或合金主機側邊框與塑膠主機表板具有阻抗差異過大的情況，或塑膠主機側邊框與合金主機表板具有阻抗差異過大的情況，為了避免採用了高阻抗材質作為接觸點，或者接觸點材質阻抗差異過大，而無法產生耦合電容效應與差動訊號變異過大的問題，本實施例利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術仍可順利進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0049】上述第13A～13B圖的實施例並不用以侷限本技術在筆記型電腦的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於筆記型電腦之主機背板、主機表板或主機側邊框，第二電極110b可以設置於筆記型電腦之主機背板、主機表板或主機側邊框，參考電極130可以設置於筆記型電腦之主機背板、主機表板或主機側邊框。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0050】請參照第14圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之觸控板431的示意圖。第一電極110a例如是設置於觸控板431之觸控板右鍵，第二電極110b例如是設置於觸控板431之觸控板左鍵，參考電極130例如是設置於觸控板431之觸控板主區域。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第14圖所示，使用者可以雙手接觸觸控板431。使用者之一手的拇指與食指可以分別接觸到設有第二電極

110b及參考電極130之觸控板右鍵與觸控板主區域，使用者之另一手的食指可以接觸到設有第一電極110a之觸控板左鍵。如此一來，即可以雙手在觸控板431實現生理訊號的量測。

【0051】 上述第14圖的實施例並不用以侷限本技術在觸控板的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於觸控板之觸控板主區域、觸控板左鍵或觸控板右鍵，第二電極110b可以設置於觸控板之觸控板主區域、觸控板左鍵或觸控板右鍵，參考電極130可以設置於觸控板觸控板主區域、觸控板左鍵或觸控板右鍵。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0052】 請參照第15圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之鍵盤432的示意圖。第一電極110a例如是設置於鍵盤432之一第一按鍵，第二電極110b設置於鍵盤432之一第二按鍵，參考電極130設置於鍵盤432之一第三按鍵。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。如第15圖所示，使用者可以雙手接觸鍵盤432。使用者之手指可以分別接觸到設有第一電極110a、第二電極110b及參考電極130之三個按鍵。如此一來，即可以雙手在鍵盤432實現生理訊號的量測。

【0053】 請參照第16圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之滑鼠510的示意圖。第一電極110a設置於滑鼠510之一右鍵，第二電極110b設置於滑鼠510之左鍵，參考電極130設置於滑鼠510之本體。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手接觸滑鼠510。使用者之食指可以接觸到設有第二電極110b的左鍵，使

用者之中指可以接觸到設有第一電極110a的右鍵，使用者之手掌內側可以接觸到設有參考電極130之本體。如此一來，即可以單手在滑鼠510實現生理訊號的量測。

【0054】 上述第16圖的實施例並不用以侷限本技術在滑鼠的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於滑鼠之左鍵、右鍵或本體，第二電極110b可以設置於滑鼠之左鍵、右鍵或本體，參考電極130可以設置於滑鼠之左鍵、右鍵或本體。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0055】 請參照第17圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之滑鼠520的示意圖。第一電極110a設置於滑鼠520之一右側殼體的上半部，第二電極110b設置於滑鼠520之左側殼體，參考電極130設置於滑鼠520之右側殼體的下半部。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手接觸滑鼠520。使用者之拇指可以接觸到設有第二電極110b的左側殼體，使用者之小指可以接觸到設有一電極110a的右側殼體的上半部，使用者之手掌內側可以接觸到設有參考電極130之右側殼體的下半部。如此一來，即可以單手在滑鼠520實現生理訊號的量測。

【0056】 上述第17圖的實施例並不用以侷限本技術在滑鼠的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於滑鼠之左側殼體或右側殼體，第二電極110b可以設置於滑鼠之左側殼體或右側殼體，參考電極130可以設置於滑鼠之左側殼體或右側殼體。各種實

施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0057】請參照第18圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之智慧手錶610的示意圖。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130設置於智慧手錶610之一錶帶611。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手的手腕接觸錶帶611。如此一來，即可以單手在智慧手錶610實現生理訊號的量測。

【0058】請參照第19圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之智慧手錶620的示意圖。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130設置於智慧手錶620之一機體。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手的手腕接觸智慧手錶620之機體。如此一來，即可以單手在智慧手錶620實現生理訊號的量測。

【0059】請參照第20圖，其繪示根據另一實施例可量測生理訊號之智慧手錶630的示意圖。第一電極110a設置於智慧手錶630之一錶帶，第二電極110b設置於智慧手錶630之另一錶帶，參考電極130設置於智慧手錶630之機體。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手的手腕接觸智慧手錶630之機體及錶帶。如此一來，即可以單手在智慧手錶630實現生理訊號的量測。

【0060】上述第18～20圖的實施例並不用以侷限本技術在智慧手錶的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於智慧手錶之機體或錶帶，第二電極110b可以設置於智慧手錶之機體或錶帶，參考電極130可以設置於智慧手錶之機體或錶帶。各種實施方

式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0061】請參照第21圖，其繪示根據另一實施例之生理訊號量測系統100'之方塊圖。在另一實施例中，生理訊號量測系統100'亦可應用於車輛上。生理訊號量測系統100'之阻抗前端電路模組140'更包括一抗雜訊干擾電路148。抗雜訊干擾電路148用以濾除因震動所產生之雜訊，以提高生理訊號之量測精準度。舉例來說，生理訊號量測系統100'例如是可以應用於方向盤、座椅、或排檔桿上。

【0062】請參照第22圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之方向盤710的示意圖。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130設置於方向盤710之一正面。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以雙手接觸方向盤710。如此一來，即可以雙手在方向盤710實現生理訊號的量測。

【0063】請參照第23A~23B圖，第23A圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之方向盤720的正面示意圖，第23B圖繪示根據另一實施例可量測生理訊號之方向盤720的背面示意圖。第一電極110a與第二電極110b設置於方向盤720之正面，參考電極130設置於方向盤720之背面。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以雙手接觸方向盤720。如此一來，即可以雙手在方向盤720實現生理訊號的量測。

【0064】上述第22~23圖的實施例並不用以侷限本技術在方向盤的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於方向盤之

正面或背面，第二電極110b可以設置於方向盤之正面或背面，參考電極130可以設置於方向盤之正面或背面。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0065】請參照第24圖，其繪示根據一實施例可量測生理訊號之座椅810的示意圖。第一電極110a與第二電極110b設置於座椅810之椅背，參考電極130設置於座椅810之底座。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以身體接觸座椅810。如此一來，即可以在座椅810實現生理訊號的量測。

【0066】上述第24圖的實施例並不用以侷限本技術在座椅的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於座椅之椅背或底座，第二電極110b可以設置於座椅之椅背或底座，參考電極130可以設置於座椅之椅背或底座。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0067】請參照第25A~25B圖，第25A圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之排檔桿910的左側示意圖，第25B圖繪示根據一實施例可量測生理訊號之排檔桿910的右側示意圖。第一電極110a及參考電極130設置於排檔桿910之一右側表面，第二電極110b設置於排檔桿910之一左側表面。第一電極110a、第二電極110b及參考電極130相互隔離。使用者可以單手接觸排檔桿910。如此一來，即可以單手在排檔桿910實現生理訊號的量測。

【0068】 上述第25A～25B圖的實施例並不用以侷限本技術在排檔桿的實現方式。舉例來說，第一電極110a可以設置於排檔桿之左側表面或右側表面，第二電極110b可以設置於排檔桿之左側表面或右側表面，參考電極130可以設置於排檔桿之左側表面或右側表面。各種實施方式皆可利用上述阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術來進行量測，並可在補償後獲得正確的生理訊號。

【0069】 根據上述實施例，其利用阻抗前端電路技術與動態訊號匹配技術，即使第一電極110a、第二電極110b、參考電極130之接觸點的材質差異過大，或者即使是採用了絕緣材質作為接觸點，仍可順利進行量測，並經過補償後獲得正確的生理訊號。如此一來，第一電極110a、第二電極110b與參考電極130可以任意設置於某一電子裝置之各個位置。由於電子裝置之各個位置皆可用來設置第一電極110a、第二電極110b與參考電極130，在電子裝置上可以依據使用者的通常使用習慣，實現單手量測、或雙手量測。

【0070】 綜上所述，雖然本揭露已以實施例揭露如上，然其並非用以限定本揭露。本揭露所屬技術領域中具有通常知識者，在不脫離本揭露之精神和範圍內，當可作各種之更動與潤飾。因此，本揭露之保護範圍當視後附之申請專利範圍所界定者為準。

【符號說明】

【0071】

100, 100': 生理訊號量測系統

第 26 頁，共 29 頁(發明說明書)

- 110a: 第一電極
- 110b: 第二電極
- 130: 參考電極
- 140, 140': 阻抗前端電路模組
- 141a: 第一阻抗偵測電路
- 141b: 第二阻抗偵測電路
- 143: 訊號擷取電路
- 144: 耦合式電路
- 1441a: 第一負阻抗電路
- 1442a: 第一高阻抗電路
- 1441b: 第二負阻抗電路
- 1442b: 第二高阻抗電路
- 145: 放大增益電路
- 146: 差動處理電路
- 147: 開關電路
- 148: 抗雜訊干擾電路
- 150: 動態訊號匹配模組
- 151: 阻抗分析電路
- 152: 訊號校正電路
- 153: 訊號補償單元
- 200, 210, 220, 230, 240, 250, 260: 行動裝置
- 310: 行動裝置保護殼
- 350: 殼體
- 360: 處理系統

410, 420: 筆記型電腦

431: 觸控板

432: 鍵盤

510, 520: 滑鼠

610, 620, 630: 智慧手錶

611: 錶帶

710, 720: 方向盤

810: 座椅

910: 排檔桿

HL: 鏡頭孔

IS: 絕緣物

M: 校正序列

M': 補償後校正序列

m1: 第一校正索引點

m2: 第二校正索引點

n: 倍率差異

Ra: 第一阻抗

Rb: 第二阻抗

S: 原始差動訊號

S': 差動校正訊號

S310, S320, S330, S340, S350, S361, S362, S363, S371,

S372: 步驟

Sa: 第一感測訊號

Sb: 第二感測訊號

SK1: 皮膚表層

SK2: 皮膚真皮

【發明申請專利範圍】

【請求項 1】一種生理訊號量測系統，包括：

一第一電極；

一第二電極；

一參考電極，該第一電極及該參考電極用以獲得一第一感測訊號，該第二電極及該參考電極用以獲得一第二感測訊號；

一阻抗前端電路模組，用以偵測該第一電極之一第一阻抗及該第二電極之一第二阻抗，並依據該第一感測訊號及該第二感測訊號，獲得一原始差動訊號；以及

一動態訊號匹配模組，用以依據該第一阻抗、該第二阻抗及該原始差動訊號，獲得一校正序列，並依據該校正序列及該原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【請求項 2】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該阻抗前端電路模組包括：

一訊號擷取電路，連接於該第一電極、該第二電極及該參考電極，該訊號擷取電路用以擷取該第一感測訊號及該第二感測訊號；

一耦合式電路，連接於該訊號擷取電路，該耦合式電路用以提高該第一感測訊號及該第二感測訊號之信噪比；

一放大增益電路，連接於該耦合式電路，該放大增益電路用以放大該第一感測訊號及該第二感測訊號；以及

一差動處理電路，連接於該放大增益電路，該差動處理電路用以依據該第一感測訊號及該第二感測訊號，獲得一原始差動訊號。

【請求項 3】如請求項 2 所述之生理訊號量測系統，其中該耦合式電路包括：

- 一第一負阻抗電路，連接於該第一電極；
- 一第一高阻抗電路，連接於該第一負阻抗電路；
- 一第二負阻抗電路，連接於該第二電極；以及
- 一第二高阻抗電路，連接於該第二負阻抗電路。

【請求項 4】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該動態訊號匹配模組包括：

一阻抗分析電路，用以分析該第一阻抗及該第二阻抗之一倍率差異，並依據該第一感測訊號、該第二感測訊號及該倍率差異，獲得一差動校正訊號；

一訊號校正電路，用以依據該原始差動訊號及該差動校正訊號，獲得該校正序列；以及

一訊號補償單元，用以依據該校正序列，獲得一第一校正索引點及一第二校正索引點，並將該原始差動訊號補償於該校正序列之該第一校正索引點及該第二校正索引點之間，以獲得該補償後校正序列。

【請求項 5】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一行動裝置之一螢幕玻璃板、一側邊框或一背板，該第二電極設置於該行動裝置之該螢幕玻璃板、該側邊框或該背板，該參考電極設置於該行動裝置之該螢幕玻璃板、該側邊框或該背板。

【請求項 6】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極、該第二電極及該參考電極相互隔離。

【請求項 7】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一筆記型電腦之一螢幕玻璃板、一螢幕背板或一螢幕側邊框，該第二電極設置於該筆記型電腦之該螢幕玻璃板、該螢幕背板或該螢幕側邊框，該參考電極設置於該筆記型電腦之該螢幕玻璃板、該螢幕背板或該螢幕側邊框。

【請求項 8】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一筆記型電腦之一主機背板、一主機表板或一主機側邊框，該第二電極設置於該筆記型電腦之該主機背板、該主機表板或該主機側邊框，該參考電極設置於該筆記型電腦之該主機背板、該主機表板或該主機側邊框。

【請求項 9】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一筆記型電腦之一觸控板的一觸控板主區域、一觸控板左鍵或一觸控板右鍵，該第二電極設置於該觸控板的之該

觸控板主區域、該觸控板左鍵或該觸控板右鍵，該參考電極設置於該觸控板的之該觸控板主區域、該觸控板左鍵或該觸控板右鍵。

【請求項 10】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一筆記型電腦之一鍵盤之一第一按鍵，該第二電極設置於該鍵盤之一第二按鍵，該參考電極設置於該鍵盤之一第三按鍵。

【請求項 11】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一滑鼠之一左鍵、一右鍵或一本體，該第二電極設置於該滑鼠之該左鍵、該右鍵或該本體，該參考電極設置於該滑鼠之該左鍵、該右鍵或該本體。

【請求項 12】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一滑鼠之一左側殼體或一右側殼體，該第二電極設置於該滑鼠之該左側殼體或該右側殼體，該參考電極設置於該滑鼠之該左側殼體或該右側殼體。

【請求項 13】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極、該第二電極及該參考電極設置於一智慧手錶之一錶帶。

【請求項 14】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極、該第二電極及該參考電極設置於一智慧手錶之一機體。

【請求項 15】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一智慧手錶之一機體或一錶帶，該第二電極設置於該智慧手錶之該機體或該錶帶，該參考電極設置於該智慧手錶之該機體或該錶帶。

【請求項 16】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極、該第二電極及該參考電極設置於一方向盤之一正面。

【請求項 17】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一方向盤之一正面或一背面，該第二電極設置於該方向盤之該正面或該背面，該參考電極設置於該方向盤之該正面或該背面。

【請求項 18】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一座椅之一椅背或一底座，該第二電極設置於該座椅之該椅背或該底座，該參考電極設置於該座椅之該椅背或該底座。

【請求項 19】如請求項 1 所述之生理訊號量測系統，其中該第一電極設置於一排檔桿之一左側表面或一右側表面，該第二電

極設置於該排檔桿之該左側表面或該右側表面，該參考電極設置於該排檔桿之該左側表面或該右側表面。

【請求項 20】一種生理訊號量測方法，包括：

偵測一第一電極之一第一阻抗；

偵測一第二電極之一第二阻抗；

獲得一第一感測訊號；

獲得一第二感測訊號；

依據該第一感測訊號及該第二感測訊號獲得一原始差動訊號；

依據該第一阻抗、該第二阻抗及該原始差動訊號，獲得一校正序列；以及

依據該校正序列及該原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

【請求項 21】如請求項 20 所述之生理訊號量測方法，其中依據該第一阻抗、該第二阻抗及該原始差動訊號，獲得該校正序列之步驟包括：

分析該第一阻抗及該第二阻抗之一倍率差異；

依據該第一感測訊號、該第二感測訊號及該倍率差異，獲得一差動校正訊號；以及

依據該原始差動訊號及該差動校正訊號，獲得該校正序列。

【請求項 22】如請求項 20 所述之生理訊號量測方法，其中依據該校正序列及該原始差動訊號，獲得該補償後校正序列之步驟包括：

依據該校正序列，獲得一第一校正索引點及一第二校正索引點；以及

將該原始差動訊號補償於該校正序列之該第一校正索引點及該第二校正索引點之間，以獲得該補償後校正序列。

【請求項 23】一種行動裝置保護殼，包括：

一殼體；

一第一電極，設置於該殼體之內側；

一第二電極，設置於該殼體之內側；

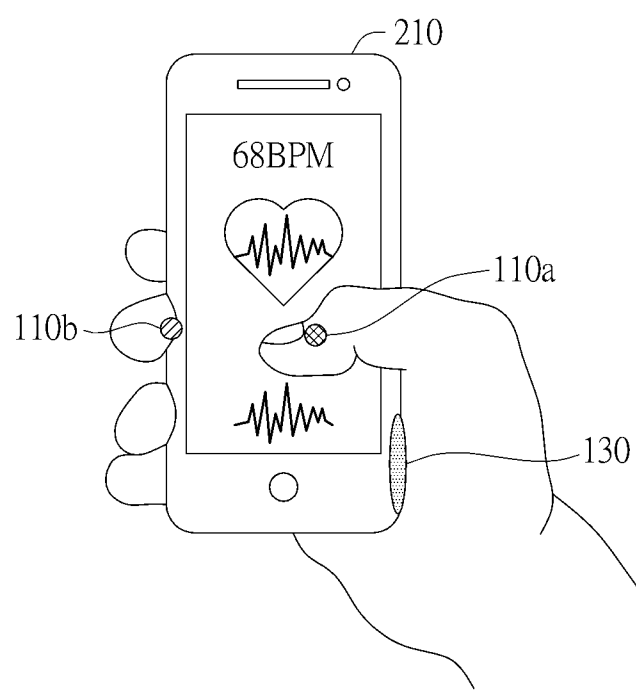
一參考電極，設置於該殼體之內側，該第一電極及該參考電極用以獲得一第一感測訊號，該第二電極及該參考電極用以獲得一第二感測訊號；以及

一處理系統，設置於該殼體之內部，該處理系統耦接該第一電極、該第二電極及該參考電極，該處理系統包括：

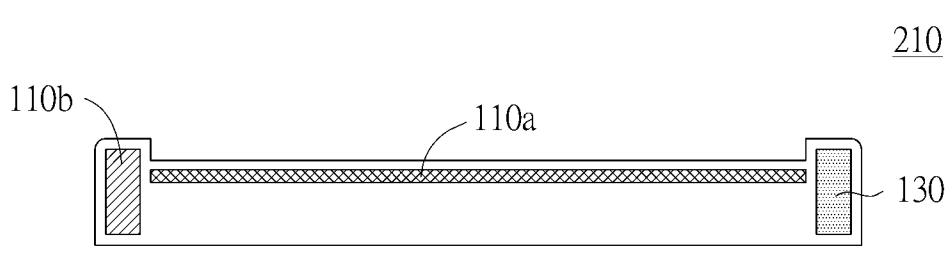
一阻抗前端電路模組，用以偵測該第一電極之一第一阻抗及該第二電極之一第二阻抗，並依據該第一感測訊號及一第二感測訊號獲得一原始差動訊號；及

一動態訊號匹配模組，用以依據該第一阻抗、該第二阻抗及該原始差動訊號，獲得一校正序列，並以該校正序列及該原始差動訊號，獲得一補償後校正序列。

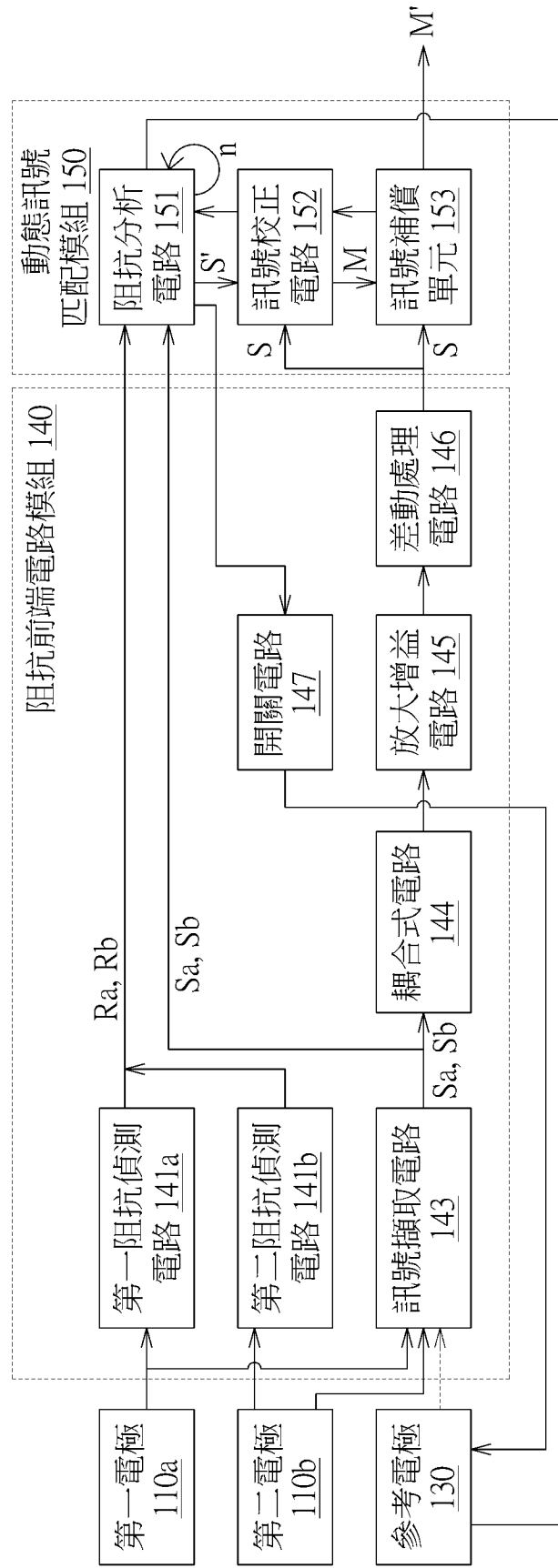
【發明圖式】



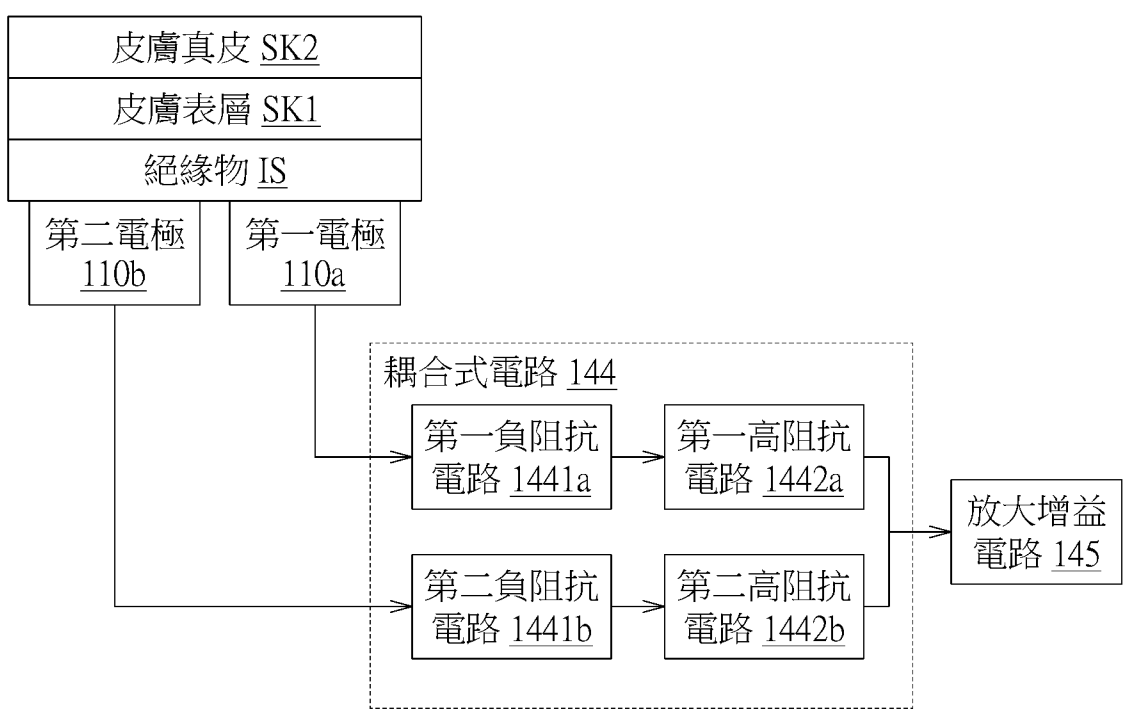
第 1A 圖



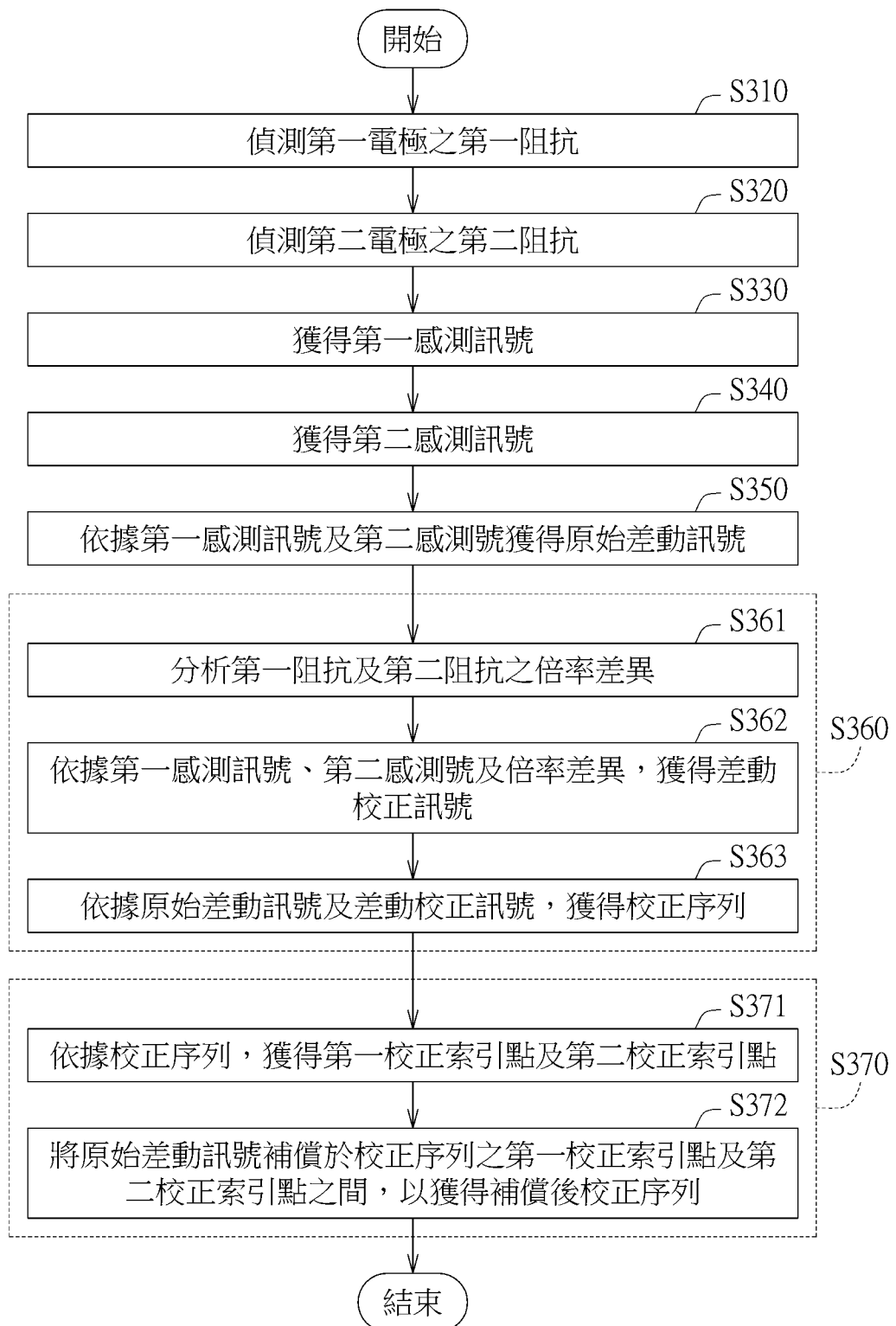
第 1B 圖



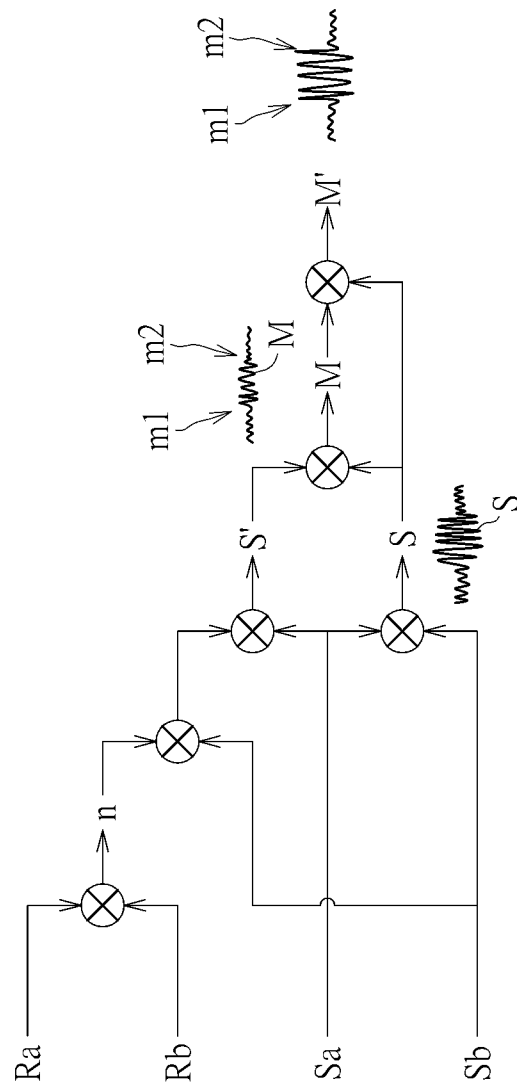
第 2 圖



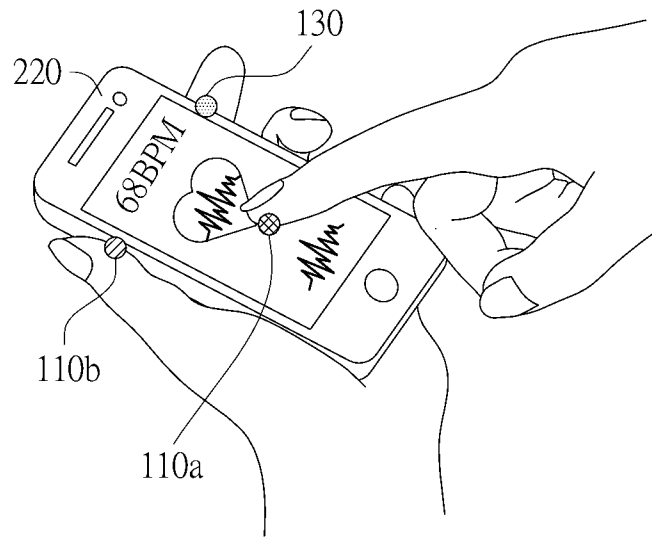
第 3 圖



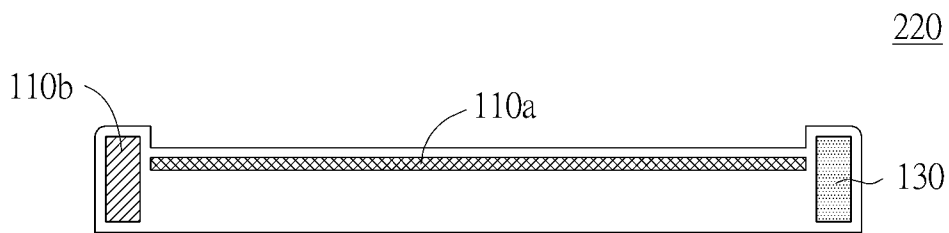
第 4 圖



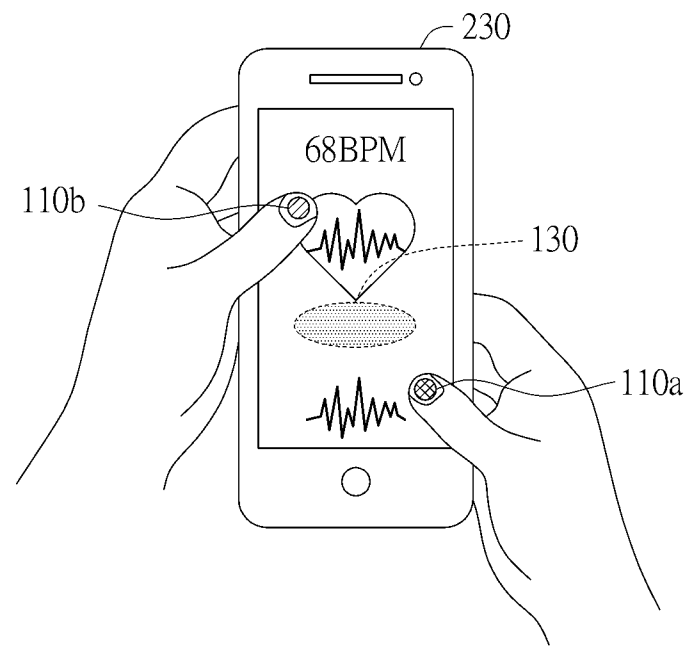
第 5 圖



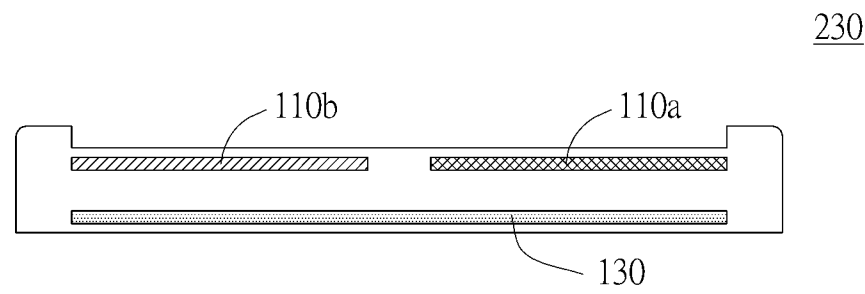
第 6A 圖



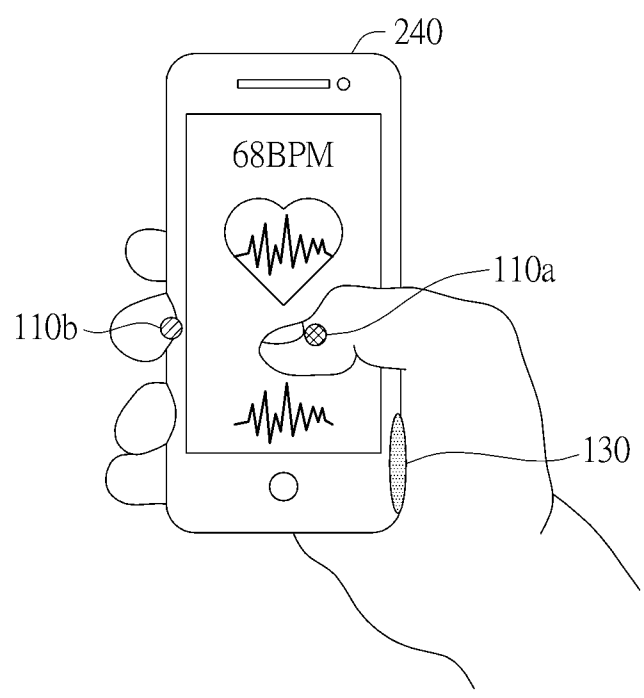
第 6B 圖



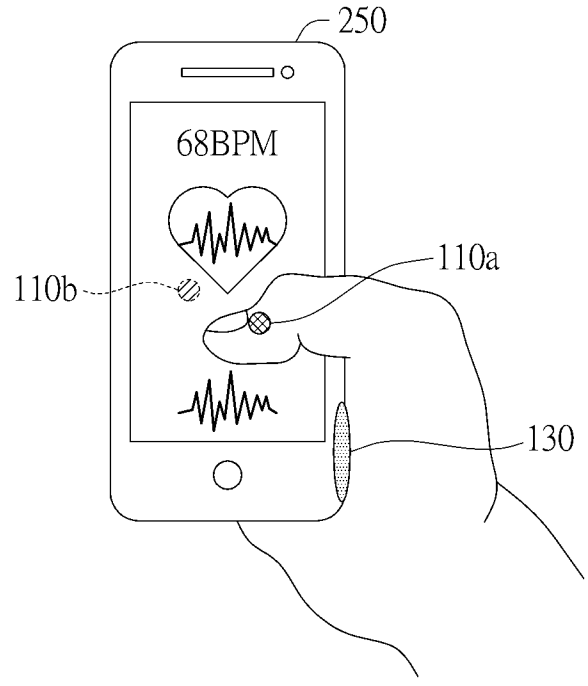
第 7A 圖



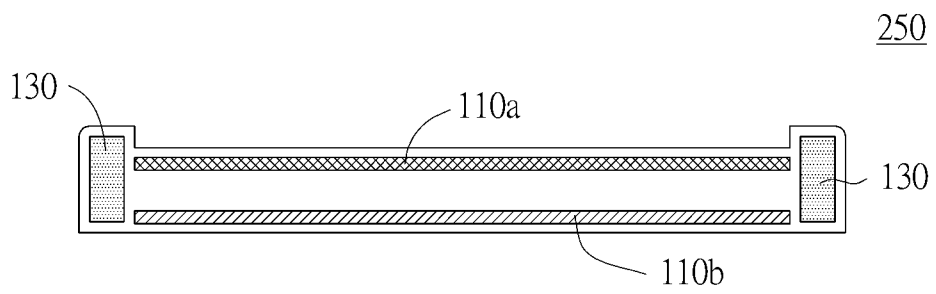
第 7B 圖



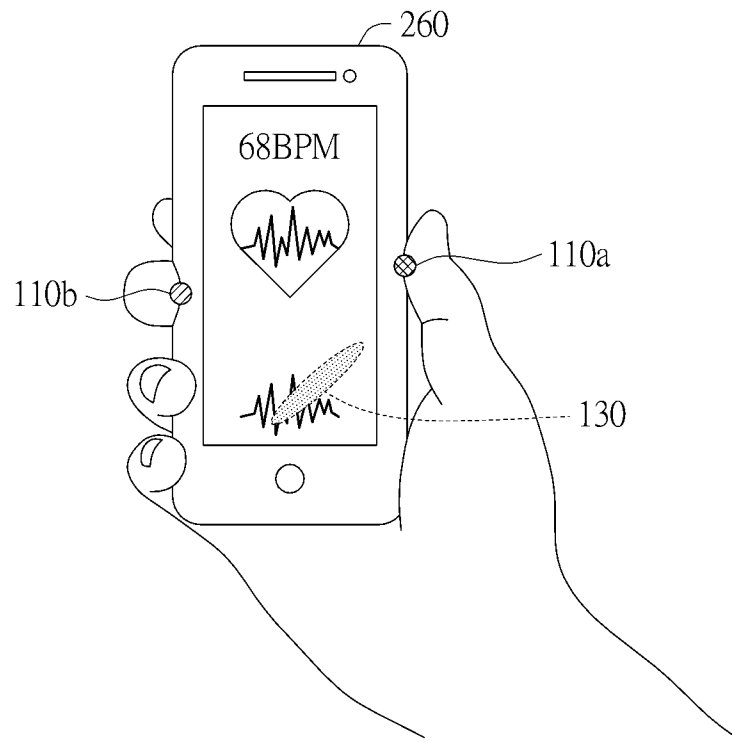
第 8 圖



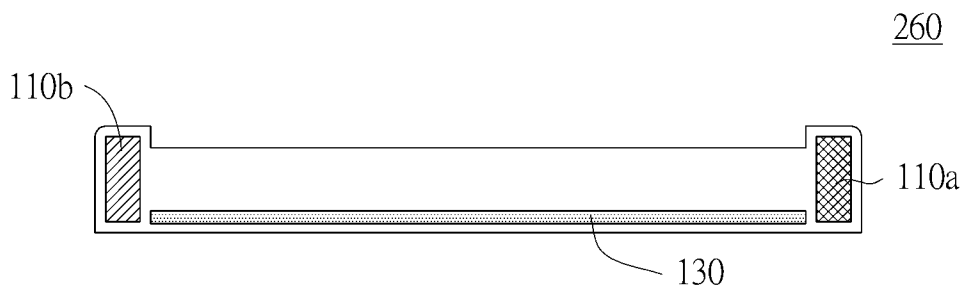
第 9A 圖



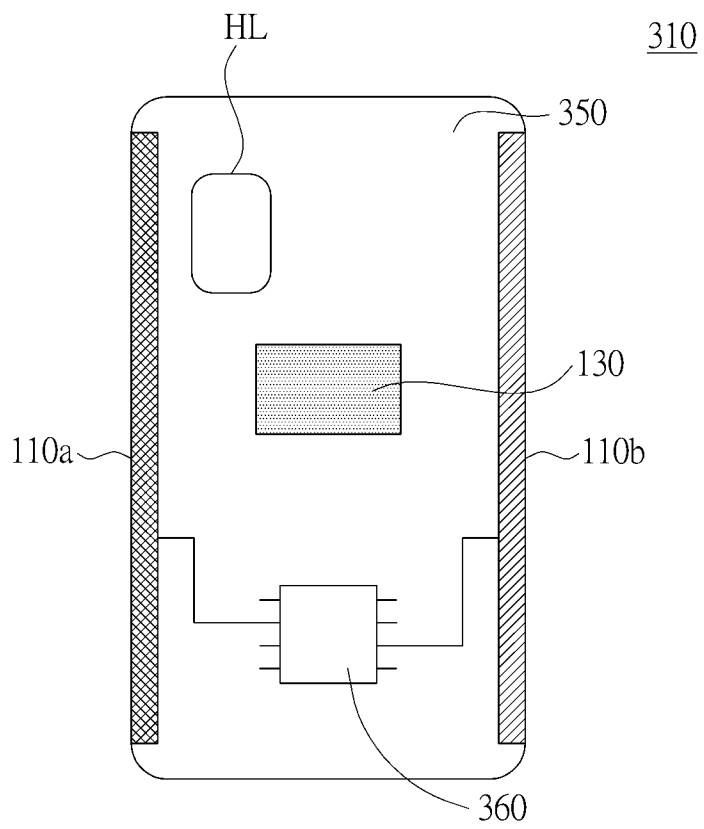
第 9B 圖



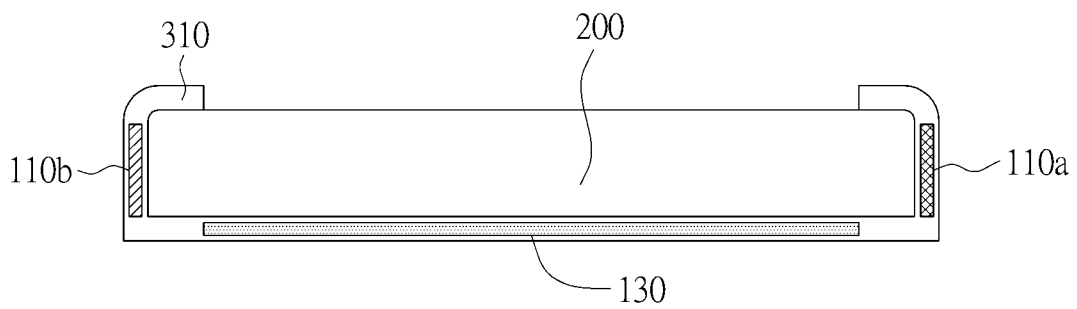
第 10A 圖



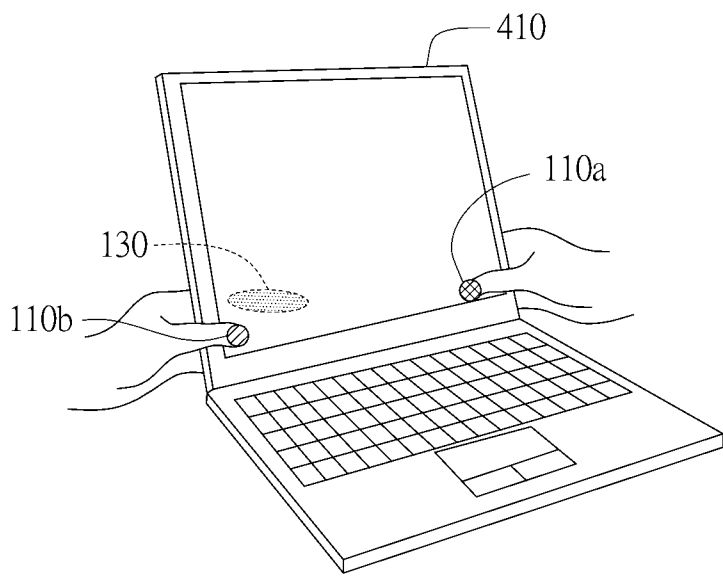
第 10B 圖



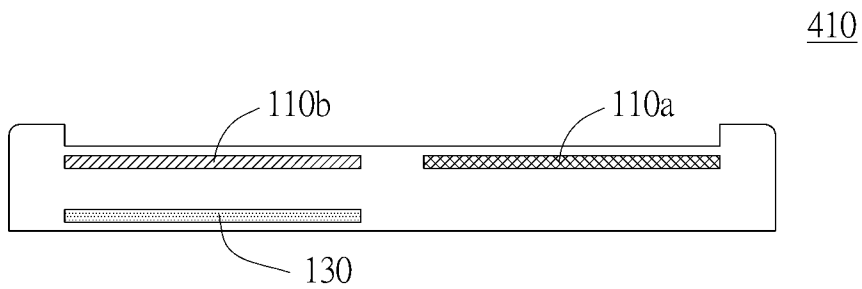
第 11A 圖



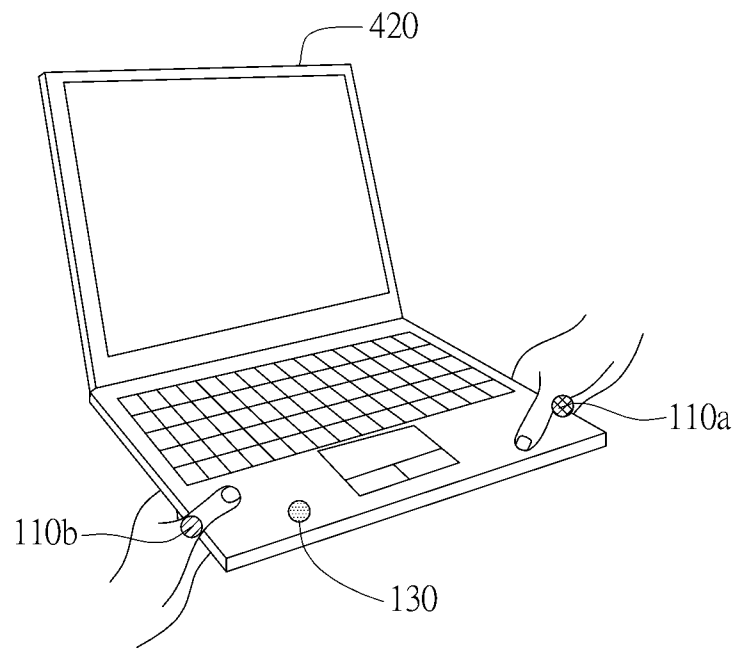
第 11B 圖



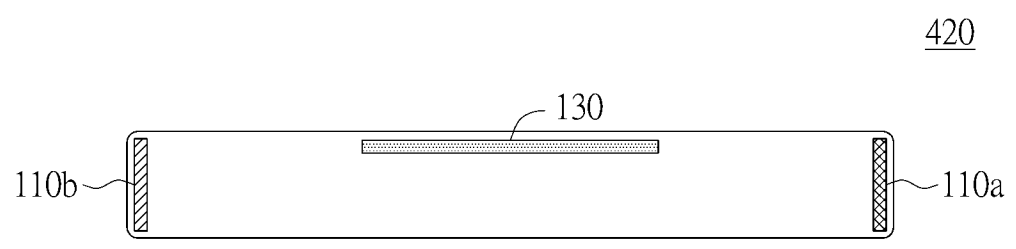
第 12A 圖



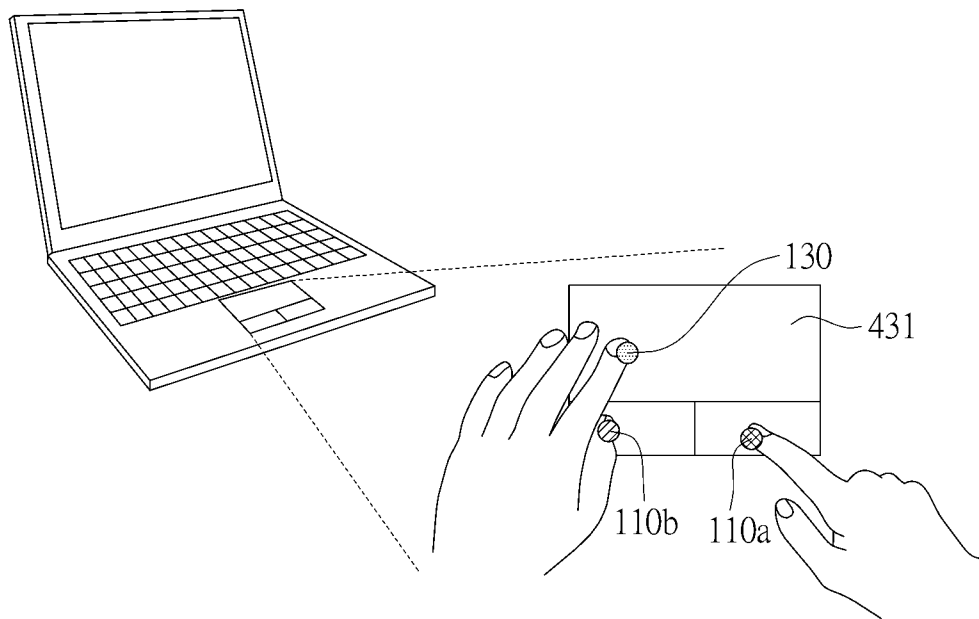
第 12B 圖



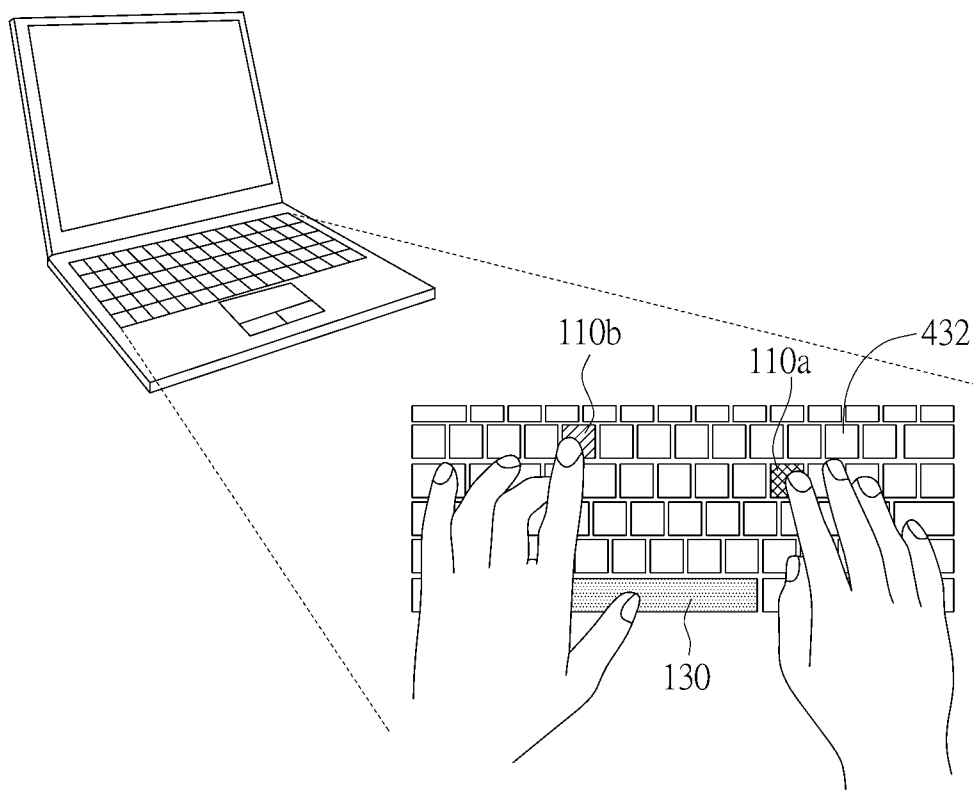
第 13A 圖



第 13B 圖

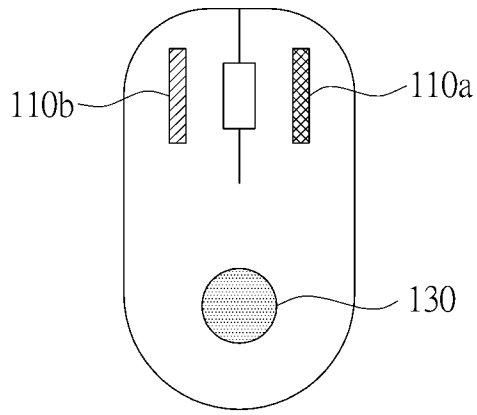


第 14 圖



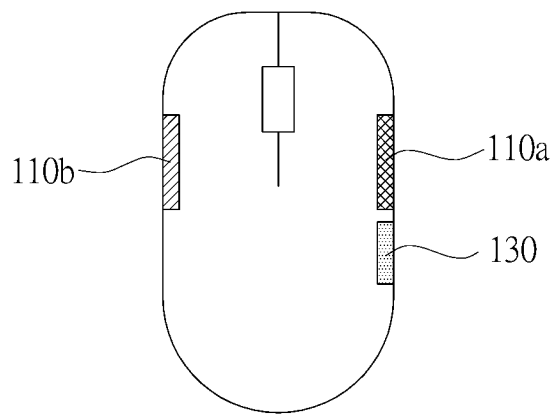
第 15 圖

510

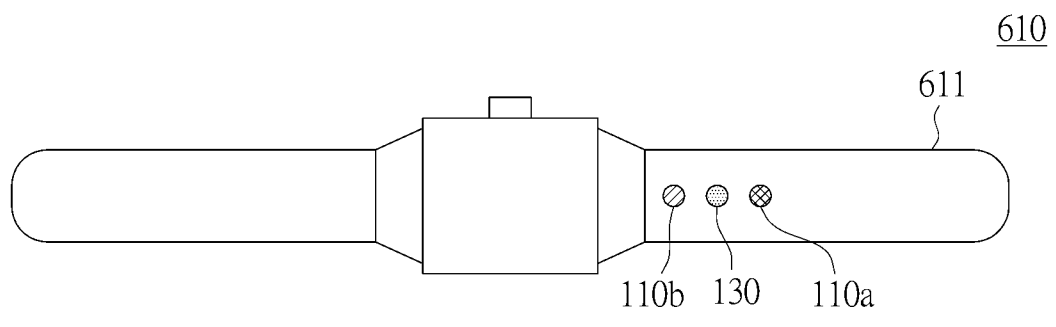


第 16 圖

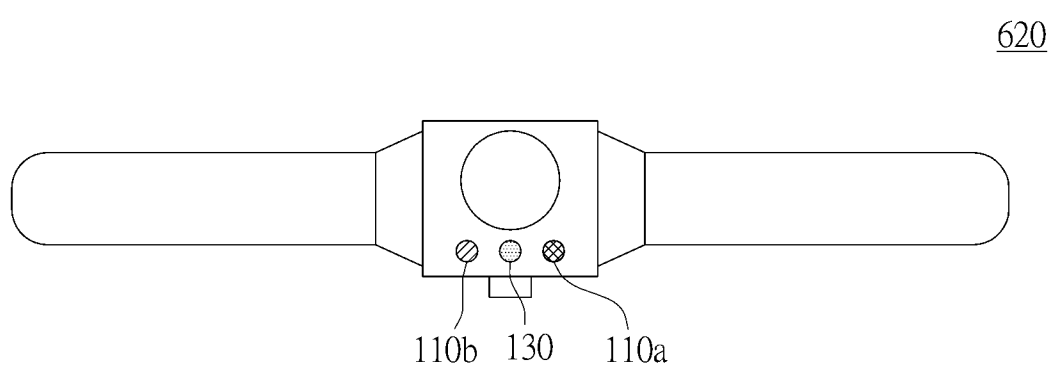
520



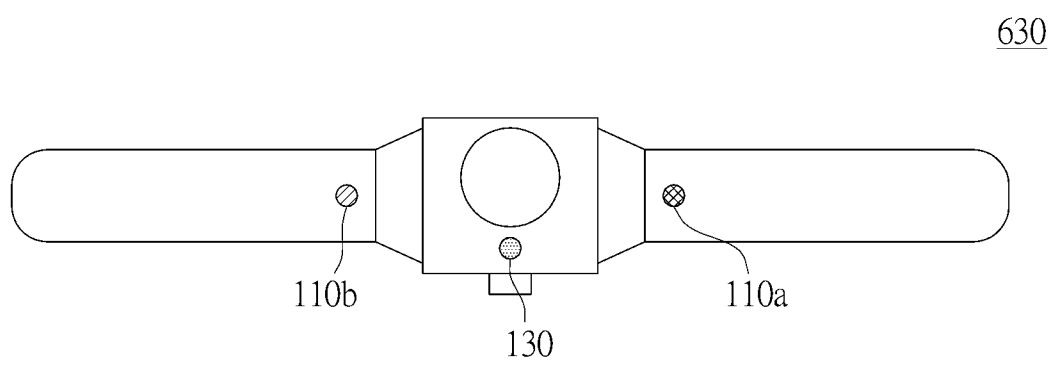
第 17 圖



第 18 圖

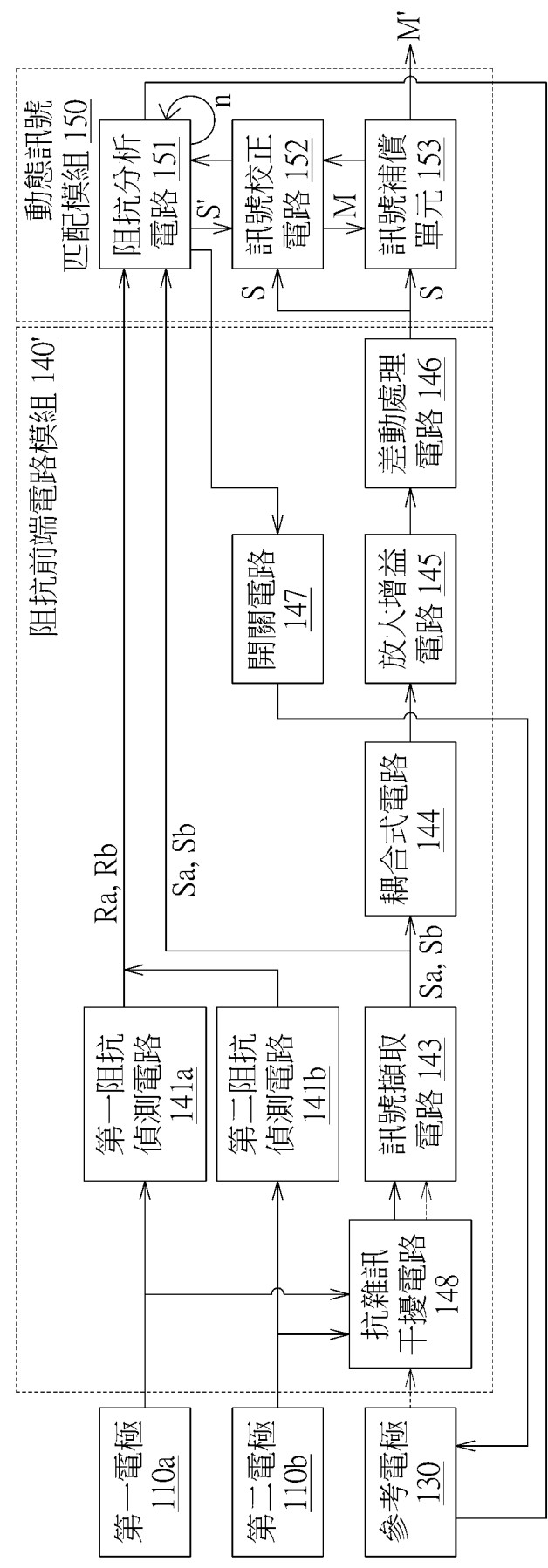


第 19 圖



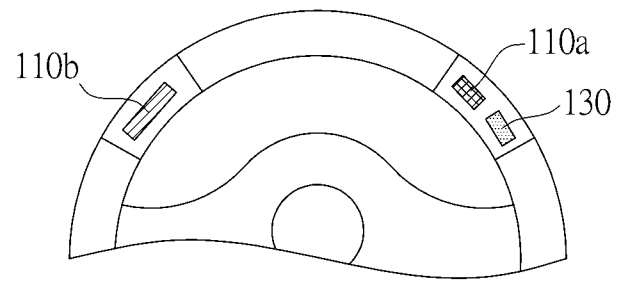
第 20 圖

100'



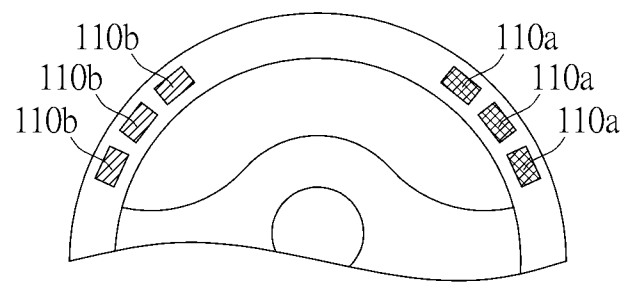
第 21 圖

710



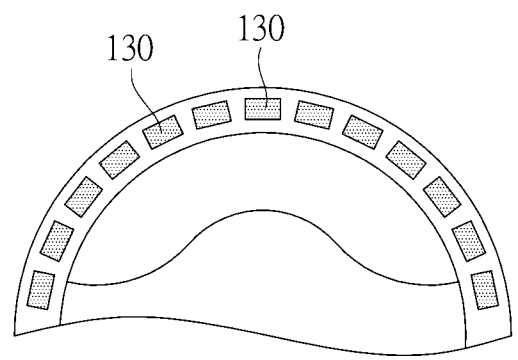
第 22 圖

720



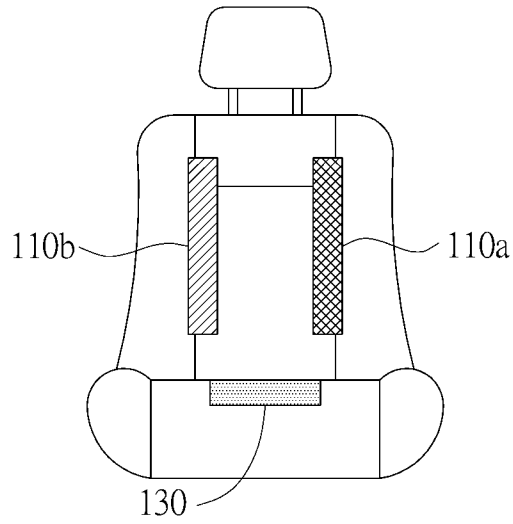
第 23A 圖

720



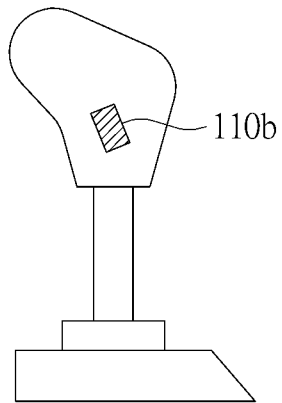
第 23B 圖

810



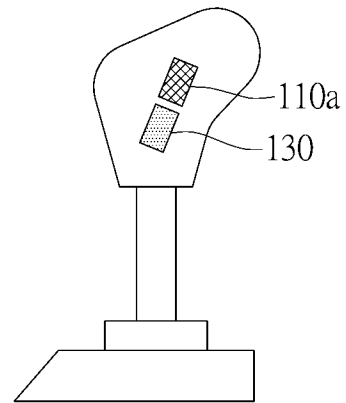
第 24 圖

910



第 25A 圖

910



第 25B 圖