



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I436800 B

(45)公告日：中華民國 103 (2014) 年 05 月 11 日

(21)申請案號：101104067

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 02 月 08 日

(51)Int. Cl. : A63B21/002 (2006.01)

G06F17/15 (2006.01)

(71)申請人：國立交通大學(中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市大學路 1001 號

(72)發明人：蕭子健 HSIAO, TZU CHIEN (TW)；林冠威 LIN, GUAN WEI (TW)

(74)代理人：吳冠賜；林志鴻；蘇建太

(56)參考文獻：

TW 201125536A

TW 201125554A

Hassan Amoud, Hichem Snoussi, David Hewson, and Jacques Duchêne,

"Univariate and Bivariate Empirical Mode Decomposition for

Postural Stability Analysis", EURASIP Journal on Advances in

Signal Processing, Volume 2008, Article ID 657391, 2008/03/23

審查人員：吳冬立

申請專利範圍項數：30 項 圖式數：20 共 0 頁

(54)名稱

身體姿態檢測方法及身體姿態檢測系統

METHOD FOR DETECTING THE BODY POSTURE AND A SYSTEM USING THE SAME

(57)摘要

本發明係關於一種可運算出待測者之身體姿態穩定度判斷結果的身體姿態穩定度檢測方法、一種可運算出待測者之肌肉使用狀態判斷結果的肌肉使用狀態檢測方法以及一種應用此肌肉使用狀態檢測方法的肌肉使用狀態檢測系統。本發明之身體姿態穩定度檢測方法係應用一經驗模態分析程序，由待測者之壓力中心位置的時變訊號得出複數個正頻率內在模態函數及複數個負頻率內在模態函數，以形成複數個壓力中心複數平面時變圖。接著，依據這些壓力中心複數平面時變圖所具有的半徑特徵值與相對應之複數個半徑特徵值範圍的比較結果，輸出一穩定度判斷結果。

A method for detecting the body posture of a person under test, a method for discriminating the applying muscles of the person under test for maintaining the body posture, and a system using the method for discriminating the applying muscles of the person under test for maintaining the body posture are disclosed. The method for detecting the body posture of the present invention computes and outputs a homeostasis result of the body posture of the person under test, by executing an empirical mode decomposition process on the time-varying COP signals of the person under test. A plurality of positive and negative frequency intrinsic mode functions are obtained, for forming plural complex-plane time-varying maps of the COP signals. Then, each of the characteristic radius values of these complex-plane time-varying maps of the COP signals is respectively compared with the corresponding threshold range, for outputting the homeostasis result of the body posture.

(該圖為一流程圖故無  
元件代表符號)

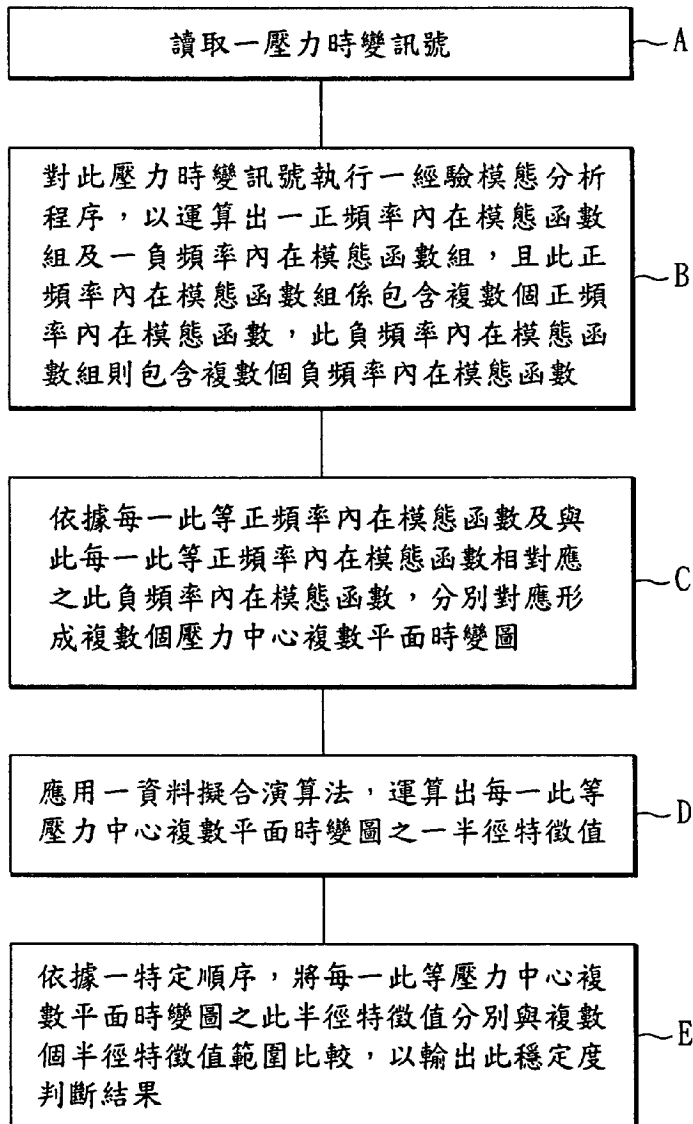


圖1

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 101104067  
 ※ 申請日： 101. 2. 08 ※IPC 分類： A63B 24/002 (2006.01)  
 一、發明名稱： (中文/英文) G06F 17/15 (2006.01)

身體姿態檢測方法及身體姿態檢測系統

METHOD FOR DETECTING THE BODY POSTURE AND A  
SYSTEM USING THE SAME

## 二、中文發明摘要：

本發明係關於一種可運算出待測者之身體姿態穩定度判斷結果的身體姿態穩定度檢測方法、一種可運算出待測者之肌肉使用狀態判斷結果的肌肉使用狀態檢測方法以及一種應用此肌肉使用狀態檢測方法的肌肉使用狀態檢測系統。本發明之身體姿態穩定度檢測方法係應用一經驗模態分析程序，由待測者之壓力中心位置的時變訊號得出複數個正頻率內在模態函數及複數個負頻率內在模態函數，以形成複數個壓力中心複數平面時變圖。接著，依據這些壓力中心複數平面時變圖所具有的半徑特徵值與相對應之複數個半徑特徵值範圍的比較結果，輸出一穩定度判斷結果。

### 三、英文發明摘要：

A method for detecting the body posture of a person under test, a method for discriminating the applying muscles of the person under test for maintaining the body posture, and a system using the method for discriminating the applying muscles of the person under test for maintaining the body posture are disclosed. The method for detecting the body posture of the present invention computes and outputs a homeostasis result of the body posture of the person under test, by executing an empirical mode decomposition process on the time-varying COP signals of the person under test. A plurality of positive and negative frequency intrinsic mode functions are obtained, for forming plural complex-plane time-varying maps of the COP signals. Then, each of the characteristic radius values of these complex-plane time-varying maps of the COP signals is respectively compared with the corresponding threshold range, for outputting the homeostasis result of the body posture.

**四、指定代表圖：**

(一)本案指定代表圖為：圖 ( 1 ) 。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

(該圖為一流程圖故無元件代表符號)

**五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：**

「無」

## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種身體姿態穩定度檢測方法、一種肌肉使用狀態檢測方法及一種肌肉使用狀態檢測系統，尤指一種可由待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出此待測者之身體姿態穩定度判斷結果的身體姿態穩定度檢測方法，以及一種可由待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出此待測者之肌肉使用狀態判斷結果的肌肉使用狀態檢測方法與一種應用此肌肉使用狀態檢測方法的肌肉使用狀態檢測系統。

### 【先前技術】

在各種運動相關領域中，例如運動訓練領域，當需要檢測一運動員維持某一特定身體姿態(如滑雪運動之跳台滑雪)之穩定度時，目前僅能倚靠在一旁指導之教練的感官來判斷接受訓練之運動員的身體姿態是否足夠穩定，導致目前某些運動項目的訓練成效仍無法有效提昇。所以，運動訓練界需要一種可量化的檢測方式，以協助教練能有效地判斷接受訓練之運動員的身體姿態是否足夠穩定，進而找出此運動員的身體姿態是否存有需要調整之處(如調整運動員半蹲於滑雪板上的角度)，以提昇運動員之訓練成效。

另一方面，目前對於運動員在運動時之肌肉使用狀態的檢測，訓練人員僅能以侵入式的抽血檢測法或非侵入式

的肌電圖檢測法或肌音圖檢測法等方式，檢測出運動員是否使用正確的肌肉群組來維持某一特定身體姿態。但是，這些目前所使用的檢測方式均存有各自的缺點。例如，抽血檢測法需不斷地以針刺的方式採集血液，且檢測出來的結果(如血液中之乳酸濃度數據)並無法對應至特定的肌肉群組。另一方面，非侵入式的肌電圖檢測法或肌音圖檢測法均需要將為數不少的感測訊號線連接至運動員的身體上，使得接受檢測/訓練的運動員在接受檢測時，很容易因運動的動作而把這些感測訊號線互相纏繞。況且，如果某一條感測訊號線在運動員運動的過程中不慎自運動員的身體上掉落，整個檢測程序便需要重新來過一次。如此，整個檢測時間將被迫拉長，更會消耗到運動員之體力。

因此，業界需要一種可由待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出此待測者之身體姿態穩定度判斷結果的身體姿態穩定度檢測方法，一種可由待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出此待測者之肌肉使用狀態判斷結果的肌肉使用狀態檢測方法，以及一種應用此肌肉使用狀態檢測方法的肌肉使用狀態檢測系統。

### 【發明內容】

本發明之主要目的係在提供一種身體姿態穩定度檢測方法，俾能由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號分

析、檢測及運算出此待測者所維持之一特定身體姿態之一穩定度判斷結果。

本發明之另一目的係在提供一種肌肉使用狀態檢測方法，俾能藉由非侵入式的檢測方式，直接地由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出一肌肉使用狀態判斷結果，以顯示此待測者是否以正確的肌肉群組，維持一特定身體姿態。

本發明之又一目的係在提供一種肌肉使用狀態檢測系統，俾能藉由非侵入式的檢測方式，直接地由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號分析、檢測及運算出一肌肉使用狀態判斷結果，以顯示此待測者是否以正確的肌肉群組，維持一特定身體姿態。

為達成上述目的，本發明之身體姿態穩定度檢測方法，係用於檢測並輸出一待測者之一身體姿態之一穩定度判斷結果，包括下列步驟：讀取一壓力時變訊號；對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組，且此正頻率內在模態函數組係包含複數個正頻率內在模態函數，此負頻率內在模態函數組則包含複數個負頻率內在模態函數；依據每一此等正頻率內在模態函數及與此每一此等正頻率內在模態函數相對應之此負頻率內在模態函數，分別對應形成複數個壓力中心複數平面時變圖；以及應用一資料擬合演算法，運算出每一此等壓力中心複數平面時變圖之一半徑特徵值；以及依據一特定順序，將每一此等壓力中心



複數平面時變圖之此半徑特徵值分別與複數個半徑特徵值範圍比較，以輸出此穩定度判斷結果。

為達成上述目的，本發明之肌肉使用狀態檢測方法，係用於當一待測者維持一特定身體姿態時，檢測並輸出此待測者之一肌肉使用狀態判斷結果，包括下列步驟：讀取一壓力時變訊號；對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且此至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；依據此等內在模態函數及對此等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一此等內在模態函數所分別具有之一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；依據一特定順序，由每一此等內在模態函數所分別具有之此瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持此特定身體姿態時之一肌肉使用狀態特徵函數；以及將此肌肉使用狀態特徵函數與至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以輸出此肌肉使用狀態判斷結果。

為達成上述目的，本發明之肌肉使用狀態檢測系統，係用於當一待測者維持一特定身體姿態時，檢測並輸出此待測者之一肌肉使用狀態判斷結果，包括：一壓力感測模組，係用於感測出一壓力時變訊號；一資料庫模組，係用於儲存至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍；一運算模組，係耦合至此壓力感測模組及此資料庫模組，以依據此壓力時變訊號與此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍的比較結果，運算出此肌肉使用狀態判斷結果；以及一輸出模組，

係耦合至此運算模組，以輸出此肌肉使用狀態判斷結果；其中，此運算模組係藉由執行一肌肉使用狀態檢測方法的方式，從此壓力時變訊號運算出此肌肉使用狀態判斷結果，而此肌肉使用狀態檢測方法則包含下列步驟：讀取此壓力時變訊號；對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且此至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；依據此等內在模態函數及對此等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一此等內在模態函數所分別具有的一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；依據一特定順序，由每一此等內在模態函數所分別具有之此瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持此特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數；以及將此肌肉使用狀態特徵函數與此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以運算出此肌肉使用狀態判斷結果。

由於本發明之身體姿態穩定度檢測方法可由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號，透過執行一經驗模態分析程序而得出複數個正頻率內在模態函數及複數個負頻率內在模態函數。接著，再依序由這些正頻率內在模態函數與相對應之負頻率內在模態函數，形成複數個壓力中心複數平面時變圖，且應用一資料擬合演算法分別運算出每一個壓力中心複數平面時變圖所具有的一半徑特徵值。最後，再將這些半徑特徵值分別與複數個半徑特徵值範圍比較而輸出一穩定度判斷結果。所以，本發明之身體姿態穩定度

檢測方法可由此待測者之壓力中心之位置的時變訊號運算並輸出一穩定度判斷結果，以顯示出此待測者維持某一特定身體姿態時的穩定度。

由於本發明之肌肉使用狀態檢測方法可由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號，透過執行一經驗模態分析程序而得出複數個內在模態函數。接著，再依序由這些內在模態函數及對這些內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一個內在模態函數所分別具有之一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數。隨後，再依據一特定順序，由每一個內在模態函數所分別具有之瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持某一特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數。最後，再將此肌肉使用狀態特徵函數與至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較而輸出一肌肉使用狀態判斷結果。所以，本發明之肌肉使用狀態檢測方法可由此待測者之壓力中心之位置的時變訊號運算並輸出一肌肉使用狀態判斷結果，以顯示出此待測者維持某一特定身體姿態時之肌肉使用狀態。

由於本發明之肌肉使用狀態檢測系統包括：一壓力感測模組、一資料庫模組、一運算模組及一輸出模組，且壓力感測模組及資料庫模組係分別耦合至運算模組，輸出模組則耦合至運算模組，而運算模組係藉由執行一肌肉使用狀態檢測方法的方式，由一待測者之壓力中心之位置的時變訊號運算並輸出一出此待測者肌肉使用狀態判斷結果。

所以，本發明之肌肉使用狀態檢測系統可由此待測者之壓力中心之位置的時變訊號運算並輸出一肌肉使用狀態判斷結果，以顯示出此待測者維持某一特定身體姿態時之肌肉使用狀態。

本發明之其餘目的、優點及創新之特徵，將可從後續之詳細說明及相關的圖式中被突顯出來。

### 【實施方式】

請參閱圖1，其係本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法的流程示意圖。其中，本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法係用於檢測並輸出一待測者(圖中未示)之一身體姿態之一穩定度判斷結果，且包括下列步驟：

(A) 讀取一壓力時變訊號；

(B) 對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組，且此正頻率內在模態函數組係包含複數個正頻率內在模態函數，此負頻率內在模態函數組則包含複數個負頻率內在模態函數；

(C) 依據每一此等正頻率內在模態函數及與此每一此等正頻率內在模態函數相對應之此負頻率內在模態函數，分別對應形成複數個壓力中心複數平面時變圖；以及

(D) 應用一資料擬合演算法，運算出每一此等壓力中心複數平面時變圖之一半徑特徵值；以及

(E) 依據一特定順序，將每一此等壓力中心複數平面時變圖之此半徑特徵值分別與複數個半徑特徵值範圍比較，以輸出此穩定度判斷結果。

以下，將配合圖式，詳細敘述本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法所包括之各步驟的實施流程。

首先，在本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(A)中，所讀取之壓力時變訊號係為一由此待測者(圖中未示)之一壓力中心(center of pressure, COP)在一特定方向上的投影位置，隨著時間變化而改變所得出的時變訊號。其中，此特定方向可為相對於待測者而言，身體正面所面對之前後方向(即AP方向，anterior-posterior direction)或身體側邊所朝向之左右方向(即ML方向，mediolateral direction)，端看由此待測者(圖中未示)所維持之身體姿態而定(如坐姿或站姿)。

在本實施例中，係藉由使此待測者(圖中未示)坐於一壓力感測模組(圖中未示)的方式，感測出前述之壓力時變訊號，且此壓力時變訊號係由此待測者(圖中未示)之一壓力中心於一前後方向上之投影位置，隨著時間變化而改變而得出。此外，在本實施例中，此壓力感測模組(圖中未示)係設置於一椅狀承載模組(圖中未示)上，而此椅狀承載模組(圖中未示)並具有一傾斜角度，例如110度。至於一座椅之傾斜角度的定義，由於已經廣為業界所熟悉，在此便不再贅述。

接著，在本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(B)中，對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序(empirical mode decomposition process, EMD process)，以運算出一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組，且此正頻率內在模態函數組係包含複數個正頻率內在模態函數(intrinsic mode function, IMF)，此負頻率內在模態函數組則包含複數個負頻率內在模態函數。

而在本實施例中，前述之壓力時變訊號係如圖2A所示，其係為一包含一正頻率訊號(positive frequency)部分及一負頻率訊號(negative frequency)部分的複數型訊號，分別如圖2B及圖2C所示。此外，前述之經驗模態分析程序係為一複數型經驗模態分析程序(complex-EMD)，以將前述之壓力時變訊號解構出前述之正頻率內在模態函數組及負頻率內在模態函數組，分別如圖2D及圖2E所示。

而如圖2D及圖2E所示，在本實施例中，前述之正頻率內在模態函數組係包含12個正頻率內在模態函數，且每一個正頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率。此外，前述之負頻率內在模態函數組亦包含12個負頻率內在模態函數，且每一個負頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率。但需注意的是，從前述之壓力時變訊號(不論是從正頻率訊號部分或從負頻率訊號部分)所能解構出之內在模態函數的數目並非以此為限，此數目亦可能為8或18，端看前述之壓力時變訊號的本質特徵(intrinsic characteristic)而定。

隨後，在本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(C)中，依據每一此等正頻率內在模態函數及與此每一此等正頻率內在模態函數相對應之此負頻率內在模態函數，分別對應形成複數個壓力中心複數平面時變圖。

如前所述，前述之壓力時變訊號一共可解構出12個正頻率內在模態函數與12個負頻率內在模態函數。如此，便得出12個壓力中心複數平面時變圖。其中，每一個壓力中心複數平面時變圖均包含複數個數據點(data points)，且這些數據點之x軸的數值係依序為形成此壓力中心複數平面時變圖之此正頻率內在模態函數的時變數值。另一方面，這些數據點之y軸的數值則為形成同一壓力中心複數平面時變圖之此負頻率內在模態函數的時變數值。

例如，如圖2F所示，其係顯示4個分別由前4個正頻率內在模態函數(即將這12個正頻率內在模態函數依據它們所分別具有之特徵頻率的數值，依序由一具有最高特徵頻率數值之正頻率內在模態函數，排列至具有較低特徵頻率數值之正頻率內在模態函數後，排序在前4個的正頻率內在模態函數)，與4個分別與這4個正頻率內在模態函數相對應之負頻率內在模態函數而形成的4個壓力中心複數平面時變圖。其中，在具有"IMF<sub>1</sub>"標示之壓力中心複數平面時變圖中，這些數據點之x軸的數值係為第一正頻率內在模態函數(IMF<sub>1</sub> of positive frequency)的時變數值。此外，這些數據點之y軸的數值則為第一負頻率內在模態函數(IMF<sub>1</sub> of negative frequency)的時變數值。需注意的是，這些被挑選

出而被顯示於圖2F之4個壓力中心複數平面時變圖，係從前述之12個壓力中心複數平面時變圖隨意選取出來的。而且，此處所應用之挑選方式(依據它們所對應之正頻率內在模態函數之特徵頻率的數值)不應該被用於限制本發明所能主張之範圍。

隨後，在本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(D)中，應用一資料擬合(data fitting)演算法，運算出每一此等壓力中心複數平面時變圖之一半徑特徵值(r-IMF)。

在本實施例中，當本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(C)執行完畢後，一共得出12個壓力中心複數平面時變圖，且前述之資料擬合(data fitting)演算法係為一球狀擬合(sphere fitting)演算法。如此，當本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(D)執行完畢後，一共可得出12個一半徑特徵值(r-IMF)，即每一個壓力中心複數平面時變圖均具有一相對應之一半徑特徵值(r-IMF)。由於狀擬合演算法的詳細運算步驟均已廣為業界所熟悉，在此便不再贅述。

因此，圖2F所示之4個壓力中心複數平面時變圖便分別具有一半徑特徵值(r-IMF)，而它們的數值分別為： $r-IMF_1 = 0.4$ 、 $r-IMF_2 = 0.41$ 、 $r-IMF_3 = 0.43$ 、 $r-IMF_4 = 0.5$ 。

最後，在本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(E)中，便依據一特定順序，將每一此等壓力中心



複數平面時變圖之此半徑特徵值(r-IMF)分別與複數個半徑特徵值範圍(threshold)比較，以輸出此穩定度判斷結果。

在本實施例中，此特定順序係從一由一具有較高特徵頻率數值之正頻率內在模態函數與相對應之負頻率內在模態函數形成之壓力中心複數平面時變圖，排列至另一由一具有較低特徵頻率數值之正頻率內在模態函數與相對應之負頻率內在模態函數形成之壓力中心複數平面時變圖。例如，在圖2F所示之4個壓力中心複數平面時變圖的例子中，係先將具有"IMF<sub>1</sub>"標示之壓力中心複數平面時變圖的半徑特徵值(r-IMF<sub>1</sub>)與相對應之半徑特徵值範圍比較。接著，再將具有"IMF<sub>2</sub>"標示之壓力中心複數平面時變圖的半徑特徵值(r-IMF<sub>2</sub>)與相對應之半徑特徵值範圍比較，直到所有的壓力中心複數平面時變圖之半徑特徵值均與相對應之半徑特徵值範圍比較過為止。

如此，本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(E)便依序執行各壓力中心複數平面時變圖之半徑特徵值與相對應之半徑特徵值範圍的比較程序，以得出下列結果：

(1)比較出某一個壓力中心複數平面時變圖之半徑特徵值係位於相對應之半徑特徵值範圍之外的結果；或

(2)前述之壓力時變訊號經過運算所得出之12個壓力中心複數平面時變圖的半徑特徵值都與相對應之半徑特徵值範圍比較過，且得出這些壓力中心複數平面時變圖的半徑特徵值均位於相對應之半徑特徵值範圍之內的結果。

在本實施例中，當比較出前述之第(1)點的結果時，本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法便輸出一「身體姿態穩定度不足」的判斷結果。另一方面，當比較出前述之第(2)點的結果時，本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法便輸出一「身體姿態穩定度足夠」的判斷結果。

如前所述，圖2F所示之4個壓力中心複數平面時變圖所分別具有之半徑特徵值(r-IMF)分別為： $r\text{-IMF}_1 = 0.4$ 、 $r\text{-IMF}_2 = 0.41$ 、 $r\text{-IMF}_3 = 0.43$ 、 $r\text{-IMF}_4 = 0.5$ ，而分別對應至這4個壓力中心複數平面時變圖的4個半徑特徵值範圍(threshold)的數值則分別為： $\text{threshold-IMF}_1 = 0.35\sim 0.41$ 、 $\text{threshold-IMF}_2 = 0.38\sim 0.42$ 、 $\text{threshold-IMF}_3 = 0.4\sim 0.42$ 、 $\text{threshold-IMF}_4 = 0.42\sim 0.45$ 。

因此，本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法之步驟(E)便在將具有"IMF<sub>3</sub>"標示之壓力中心複數平面時變圖之半徑特徵值( $r\text{-IMF}_3$ )與相對應之半徑特徵值範圍比較時，得出此半徑特徵值( $r\text{-IMF}_3$ )係位於此半徑特徵值範圍( $\text{threshold-IMF}_3$ )之外的結果，故本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法便輸出一「身體姿態穩定度不足」的判斷結果。

請參閱圖3，其係本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法的流程示意圖。其中，本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法係用於當一待測者(圖中未示)維持一特定身體姿態時，檢測並輸出此待測者(圖中未示)的一肌肉使用狀態判斷結果，且包括下列步驟：

(A) 讀取一壓力時變訊號；

(B) 對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且此至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；

(C) 依據此等內在模態函數及對此等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一此等內在模態函數所分別具有之一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；

(D) 依據一特定順序，由每一此等內在模態函數所分別具有之此瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持此特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數；以及

(E) 將此肌肉使用狀態特徵函數與至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以輸出此肌肉使用狀態判斷結果。

以下，將配合圖式，詳細敘述本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法所包括之各步驟的實施流程。

首先，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(A)中，所讀取之壓力時變訊號係為一由此待測者(圖中未示)之一壓力中心在一特定方向上的投影位置，隨著時間變化而改變所得出的時變訊號。其中，此特定方向可為相對於待測者而言，身體正面所面對之前後方向或身體側邊所朝向之左右方向，端看由此待測者(圖中未示)所維持之身體姿態而定(如坐姿或站姿)。

在本實施例中，係藉由使此待測者(圖中未示)坐於一壓力感測模組(圖中未示)的方式，感測出前述之壓力時變訊號，且此壓力時變訊號係由此待測者(圖中未示)之一壓力中心於一前後方向上之投影位置，隨著時間變化而改變而得出。此外，在本實施例中，此壓力感測模組(圖中未示)係設置於一椅狀承載模組(圖中未示)上，而此椅狀承載模組(圖中未示)並具有一傾斜角度，例如110度。至於一座椅之傾斜角度的定義，由於已經廣為業界所熟悉，在此便不再贅述。

接著，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(B)中，對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且此內在模態函數組係包含複數個內在模態函數。

而在本實施例中，前述之壓力時變訊號係如圖4A所示，其係為一包含一正頻率訊號部分及一負頻率訊號部分的複數型訊號，且前述之至少一內在模態函數組係包含一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組，分別如圖4B及圖4C所示。此外，前述之經驗模態分析程序係為一複數型經驗模態分析程序，故可將前述之壓力時變訊號解構出前述之正頻率內在模態函數組及負頻率內在模態函數組，分別如圖4B及圖4C所示。

而如圖4D及圖4E所示，在本實施例中，前述之正頻率內在模態函數組係包含12個正頻率內在模態函數，且每一個正頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率。此

外，前述之負頻率內在模態函數組亦包含12個負頻率內在模態函數，且每一個負頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率。但需注意的是，從前述之壓力時變訊號(不論是從正頻率訊號部分或從負頻率訊號部分)所能解構出之內在模態函數的數目並非以此為限，此數目亦可能為8或18，端看前述之壓力時變訊號的本質特徵而定。

隨後，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(C)中，依據此等內在模態函數及對此等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換(Hilbert transform)後所得之結果，運算出每一此等內在模態函數所分別具有之一瞬時頻率時變函數(instantaneous frequency function,  $\omega$ )及一瞬時相位時變函數(instantaneous phase function)。

在本實施例中，每一此等內在模態函數所分別具有之瞬時頻率時變函數係藉由將每一此等內在模態函數所分別具有之一尤拉角函數對時間進行偏微分的方式運算而出，而每一個內在模態函數所分別具有之一尤拉角函數(Euler angle function)則依據此內在模態函數及對此內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果而被運算出來。而如前所述，前述之壓力時變訊號所解構出之正頻率內在模態函數組係包含12個正頻率內在模態函數，而同時被解構出之負頻率內在模態函數組亦包含12個負頻率內在模態函數。

以下，將以正頻率內在模態函數組所包含之12個正頻率內在模態函數為例子，繼續說明如何運算出這12個正頻

率內在模態函數所分別具有的一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數。需注意的是，雖然此處僅以12個正頻率內在模態函數為例子，但以下所述之各運算步驟均可應用於12個負頻率內在模態函數，以得出這12個負頻率內在模態函數所分別具有的一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數。

在本實施例中，由於有12個正頻率內在模態函數，故經過對這12個正頻率內在模態函數執行希爾伯特轉換後可得到12個結果，即12個尤拉角函數。而由於對於一函數執行一希爾伯特轉換的詳細步驟已經廣為業界所熟悉，故關於希爾伯特轉換之執行步驟的詳細說明，在此便不再贅述。

在本實施例中，尤拉角函數係為一用於描述在一尤拉式(Euler formula)中，一尤拉角(Euler angle)與時間之間關係的函數，且此尤拉式可表示為：

$$re^{j\theta} = r(\cos\theta + j\sin\theta) \quad \text{式(1)}$$

其中， $r$ 係為強度(magnitude)， $\theta$ 則為尤拉角。

因此，由於尤拉角函數係依據一正頻率內在模態函數及一對此正頻率內在模態函數執行一希爾伯特轉換後所得之結果而被運算出來，所以尤拉角函數可表示為：

$$r_a e^{j\theta_a} = IMFS_a + jH(IMFS_a) \quad \text{式(2)}$$

其中， $r_a$ 係為第 $a$ 個正頻率內在模態函數(ath intrinsic mode function)的強度， $\theta_a$ 係為第 $a$ 個正頻率內在模態函數的尤拉角， $H$ 則代表希爾伯特轉換。

接著，藉由將每一個正頻率內在模態函數所具之尤拉角函數對時間偏微分的方式，運算出每一個正頻率內在模態函數所具有之一瞬時頻率時變函數 (instantaneous frequency function)。而此瞬時頻率時變函數可表示為：

$$\omega_a = \frac{d\theta_a}{dt} \quad \text{式(3)}$$

其中， $\omega_a$ 係為第a個正頻率內在模態函數的瞬時頻率時變函數， $\theta_a$ 係為第a個正頻率內在模態函數的尤拉角。

如此，便可得出這12個正頻率內在模態函數所分別具有的瞬時頻率時變函數。接著，再分別將這12個瞬時頻率時變函數對時間進行積分，便可運算出12個分別與這12個瞬時頻率時變函數相對應之瞬時相位時變函數。隨後，將這12個瞬時相位時變函數依序繪製於一時間-相位圖 (time-phase map)上，便得到如圖4F所示之具有12條數據線的圖形。

之後，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(D)中，依據一特定順序，由每一此等內在模態函數所分別具有之此瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持此特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數。

在本實施例中，此特定順序係指一由一具有較高特徵頻率數值的內在模態函數，排列至另一具有較低特徵頻率數值的內在模態函數的順序。意即，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(D)中，係先運算出第一正

頻率內在模態函數( $IMF_1$  of positive frequency)所具有之瞬時相位時變函數於圖4F所示之時間-相位圖上的斜率值( $S_1$ )。接著，再運算出第二正頻率內在模態函數( $IMF_2$  of positive frequency)所具有之瞬時相位時變函數於圖4F所示之時間-相位圖上的斜率值( $S_2$ )，在依據前述之順序持續運算下去，直到運算出第十二正頻率內在模態函數( $IMF_{12}$  of positive frequency)所具有之瞬時相位時變函數於圖4F所示之時間-相位圖上的斜率值( $S_{12}$ )為止。此時，將這12個斜率值( $S_1 \sim S_{12}$ )依序繪製於一內在模態函數-斜率圖，便得到如圖4G所示之圖形。此時，圖4G所示之數據線即為此待測者維持此特定身體姿態(坐於一設置於一椅狀承載模組上之壓力感測模組，且此椅狀承載模組具有一110度的傾斜角度)時的一肌肉使用狀態特徵函數。

而在圖4G中，代表此肌肉使用狀態特徵函數的數據線係包含複數個數據點，且這些數據點之x軸的數值係為這些正頻率內在模態函數依據前述之特定順序而得出之編號(從 $IMF_1$ 依序編號至 $IMF_{12}$ )。此外，這些數據點的y軸數值則為這些正頻率內在模態函數( $IMF_1 \sim IMF_{12}$ )於圖4F所示之時間-相位圖上所分別具有的斜率值( $S_1 \sim S_{12}$ )。

另一方面，此肌肉使用狀態特徵函數於圖4G所示之內在模態函數-斜率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值，係由這些數據點之x軸數值與對應之y軸數值透過應用一曲線擬合(curve fitting)演算法的方式運算而出。而在本實施例中，此處所應用之曲線擬合(curve fitting)演算法係為最小



平方法。除此之外，此肌肉使用狀態特徵函數於圖4G所示之內在模態函數-斜率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值(如在對應至 $IMF_1$ 之x軸位置上所具有的斜率值或對應至 $IMF_2$ 之x軸位置上所具有的斜率值)係分別對應至此待測者維持此特定身體姿態時，所使用之一包含複數條肌肉的肌肉群組。在本實施例中，此特定身體姿態係指此待測者(圖中未示)坐於一設置於一椅狀承載模組(圖中未示)上之壓力感測模組(圖中未示)時的身體姿態，且此椅狀承載模組(圖中未示)具有一110度的傾斜角度。此外，圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數於對應至 $IMF_1$ 之x軸位置上所具有的斜率值則對應至一包含一腹橫肌群及一腰椎多裂肌群的肌肉群組。

最後，在本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法之步驟(E)中，將此肌肉使用狀態特徵函數與至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以輸出此肌肉使用狀態判斷結果。

在本實施例中，此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍係此肌肉使用狀態特徵函數於此內在模態函數-斜率圖具有一特定x軸數值(對應至特定編號之正頻率內在模態函數)時，所應具有之y軸數值範圍(此特定編號之正頻率內在模態函數在一時間-相位圖上應具有之斜率值範圍)。除此之外，此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍係對應至此待測者(圖中未示)維持此特定身體姿態時，所應使用之一包含複數條肌肉的肌肉群組。

接著，便將圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數與此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較。在本實施例中，此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍係包含：

- (1)在 $x=1$ 的情況下， $y$ 值範圍係介於2至2.5之間；
  - (2)在 $x=2$ 的情況下， $y$ 值範圍係介於1.8至2之間；
  - (3)在 $x=3$ 的情況下， $y$ 值範圍係介於1至1.3之間；以及
  - (4)在 $x=4$ 的情況下， $y$ 值範圍係介於0.6至0.8之間；
- 一共4個肌肉使用狀態特徵函數範圍。

而且，在將圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數依序與前述之4個肌肉使用狀態特徵函數範圍比較的過程中，一旦比較出圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數之 $y$ 軸數值位於任何一個肌肉使用狀態特徵函數範圍所對應之 $y$ 軸數值範圍之外時，本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法便輸出一肌肉使用狀態不正確的判斷結果。

另一方面，由於在圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數中，在 $x=5$ 及 $x=6$ 兩處之 $y$ 軸數值係主要來自於呼吸相關肌肉群組的貢獻，故僅一小部分的數值是來自所謂「身體姿態維持之肌肉群組」的貢獻。因此，在本實施例中，只要在將圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數與前述之4個肌肉使用狀態特徵函數範圍比較的過程中，都沒有比較出圖4G所示之肌肉使用狀態特徵函數之 $y$ 軸數值位於任何一個肌肉使用狀態特徵函數範圍所對應之 $y$ 軸數值範圍之外的結果時，本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法便輸出一肌肉使用狀態正確的判斷結果。

圖5係顯示當一待測者(圖中未示)坐於一設置於一可調整其傾斜角度之椅狀承載模組(圖中未示)上之壓力感測模組(圖中未示)時，在椅狀承載模組分別處於不同之傾斜角度的4種情況下(100度至130度)，本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法所運算出之4條肌肉使用狀態特徵函數的示意圖。其中，每一條肌肉使用狀態特徵函數在各x軸位置(分別對應至不同編號之正頻率內在模態函數)上分別具有一斜率值，而這些斜率值分別對應至此待測者維持各特定身體姿態(因坐於具有不同傾斜角度之椅狀承載模組所致)時所使用的不同肌肉群組。

而從圖5中可看出，在椅狀承載模組處於不同之傾斜角度的情況下，待測者顯然需使用不同的肌肉群組，以維持其身體處於一可安坐於椅狀承載模組上的身體姿態。以 $x=2$ 為例(對應至第二正頻率內在模態函數， $IMF_2$ )，每一條肌肉使用狀態特徵函數所具有的y值(斜率值)均不同，這代表即使在椅狀承載模組之不同之傾斜角度的情況下，維持同一身體姿態所需使用的肌肉群組並不相同(因每條肌肉使用狀態特徵函數於 $x=2$ 位置所對應出之y值均有所差異，並非完全相同)。

請參閱圖6，其係本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統的系統架構示意圖。其中，本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統係用於當一待測者(圖中未示)維持一特定身體姿態時，檢測並輸出此待測者(圖中未示)的一肌肉使用狀態判斷結果，包括：一壓力感測模組61、一資料庫

模組62、一運算模組63及一輸出模組64，其中壓力感測模組61及資料庫模組62係分別耦合至運算模組63，輸出模組64則耦合至運算模組63。

在本實施例中，壓力感測模組61係包含一壓電單元611及一類比數位轉換單元612，以藉由壓電單元611的壓電特性將此待測者(圖中未示)之壓力中心位置變化轉換為對應的類比電子訊號，再藉由類比數位轉換單元612將此類比電子訊號轉換為對應的數位電子訊號。如次，壓力感測模組61便可感測出此待測者(圖中未示)的一壓力時變訊號。

此外，資料庫模組62係用於儲存至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍於其中，且可由任何形式的資料儲存單元構成。另一方面，運算模組63係依據壓力感測模組61所感測出之壓力時變訊號與儲存於資料庫模組62之至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍的比較結果，運算出此待測者(圖中未示)的一肌肉使用狀態判斷結果。最後，輸出模組64便輸出此肌肉使用狀態判斷結果，如將此肌肉使用狀態判斷結果顯示於一顯示單元(圖中未示)或以無線傳輸的方式將此肌肉使用狀態判斷結果傳輸至一位於遠端的伺服器(圖中未示)。

另一方面，在本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統中，運算模組63係為一系統單晶片(System on Chip, SoC)，且藉由執行一肌肉使用狀態檢測方法的方式，從壓力感測模組61所感測出之壓力時變訊號，配合儲存於資料庫模組62之至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍，運算出前

述之肌肉使用狀態判斷結果。而如圖7所示，此肌肉使用狀態檢測方法係包含下列步驟：

(A) 讀取此壓力時變訊號；

(B) 對此壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且此至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；

(C) 依據此等內在模態函數及對此等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一此等內在模態函數所分別具有的一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；

(D) 依據一特定順序，由每一此等內在模態函數所分別具有之此瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當此待測者維持此特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數；以及

(E) 將此肌肉使用狀態特徵函數與此至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以運算出此肌肉使用狀態判斷結果。

而由於在本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統中，運算模組63所執行之肌肉使用狀態檢測方法係與本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法相同，故關於本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統中，運算模組63所執行之肌肉使用狀態檢測方法之各步驟的詳細說明，在此便不再贅述，以簡化關於本實施例之說明內容。

如此，本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統之運算模組確實可藉由執行圖7所示之肌肉使用狀態檢測方法的方式，從壓力感測模組所感測出之壓力時變訊號運算出一肌肉使用狀態判斷結果(肌肉使用狀態不正確的判斷結果或肌肉使用狀態正確的判斷結果)。接著，本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統之輸出模組便將此肌肉使用狀態判斷結果顯示於一顯示單元(圖中未示)或以無線傳輸的方式將此肌肉使用狀態判斷結果傳輸至一位於遠端的伺服器(圖中未示)。

請參閱圖8，其係本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統的示意圖，其中本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統係用於當一待測者(圖中未示)維持一特定身體姿態(坐於一設置於一椅狀承載模組上之壓力感測模組，且此椅狀承載模組具有一特定的傾斜角度)時，檢測並輸出此待測者(圖中未示)的一肌肉使用狀態判斷結果，包括：一壓力感測模組81、一資料庫模組(圖中未示)、一運算模組(圖中未示)、一輸出模組(圖中未示)、一椅狀承載模組82及一傾斜角度調整模組83，其中資料庫模組(圖中未示)、運算模組(圖中未示)及輸出模組(圖中未示)均整合至一控制模組84，且壓力感測模組81、資料庫模組(圖中未示)、運算模組(圖中未示)及輸出模組(圖中未示)之間的連接關係與它們所分別包含之元件均與本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統相同，在此便不再贅述。

在本實施例中，壓力感測模組係設置於椅狀承載模組82上，待測者(圖中未示)則坐於壓力感測模組81上，以感測出運算此待測者(圖中未示)之一肌肉使用狀態判斷結果所需的壓力時變訊號。此外，傾斜角度調整模組83係耦合至運算模組(圖中未示)，以接受運算模組(圖中未示)的控制而調整椅狀承載模組82所具之傾斜角度 $\theta$ 。在本實施例中，此傾斜角度較佳介於100度至130度之間，而椅狀承載模組(如一按摩椅)之傾斜角度 $\theta$ 的定義，則如圖8所示。

而如前所述，本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統確實可從其壓力感測模組(81所感測出之壓力時變訊號)運算出一肌肉使用狀態判斷結果(肌肉使用狀態不正確的判斷結果或肌肉使用狀態正確的判斷結果)，而其輸出模組(圖中未示)則將此肌肉使用狀態判斷結果顯示於控制模組84的一顯示單元841。而且，本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統更可依據此肌肉使用狀態判斷結果調整其椅狀承載模組82所具之傾斜角度 $\theta$ ，以讓此待測者(圖中未示)處於一較為舒適的身體姿態，或依據此肌肉使用狀態判斷結果控制其按摩單元(圖中未示)，對此待測者(圖中未示)之某一身體部位(如下腰部)進行按摩，以抒解此待測者(圖中未示)的身體緊張狀態。

除此之外，本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統亦可在對此待測者(圖中未示)進行前述之按摩後，再次從其壓力感測模組(圖中未示)所感測出之壓力時變訊號運算出另一肌肉使用狀態判斷結果(肌肉使用狀態不正確的判

斷結果或肌肉使用狀態正確的判斷結果)，再據以對此待測者(圖中未示)之同一身體部位或另一身體部位進行按摩，以進一步抒解此待測者(圖中未示)的身體緊張狀態。

請參閱圖9，其係本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統的示意圖，其中本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統係用於當一待測者(圖中未示)維持一特定身體姿態時，檢測並輸出此待測者(圖中未示)之一肌肉使用狀態判斷結果，包括：一壓力感測模組(圖中未示)、一資料庫模組(圖中未示)、一運算模組(圖中未示)、一輸出模組(圖中未示)及一地墊承載模組91，其中資料庫模組(圖中未示)、運算模組(圖中未示)及輸出模組(圖中未示)均整合至一控制模組92，且壓力感測模組(圖中未示)、資料庫模組(圖中未示)、運算模組(圖中未示)及輸出模組(圖中未示)之間的連接關係與它們所分別包含之元件均與本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統相同，在此便不再贅述。

此外，在本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統中，其壓力感測模組(圖中未示)係與地墊狀承載模組91整合為一體，此待測者(圖中未示)則躺臥於此壓力感測模組(圖中未示)上，以感測出運算此待測者(圖中未示)之一肌肉使用狀態判斷結果所需的壓力時變訊號。

而如前所述，本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統確實可從其壓力感測模組(圖中未示)所感測出之壓力時變訊號運算出一肌肉使用狀態判斷結果(肌肉使用狀態不正確的判斷結果或肌肉使用狀態正確的判斷結果)，而其



輸出模組(圖中未示)則將此肌肉使用狀態判斷結果顯示於控制模組92的一顯示單元921。而且,本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統更可依據此肌肉使用狀態判斷結果顯示不同種類的訊息於顯示單元921,以讓此待測者(圖中未示)於地墊承載模組91上進行一身體舒展運動(瑜珈或皮拉提斯等)時,可輕易得知他/她是否正使用正確的肌肉群組來維持前述之特定身體姿態,以提昇身體舒展運動的運動效果。

上述實施例僅係為了方便說明而舉例而已,本發明所主張之權利範圍自應以申請專利範圍所述為準,而非僅限於上述實施例。

#### 【圖式簡單說明】

圖1係本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法的流程示意圖。

圖2A係顯示本發明第一實施例之身體姿態穩定度檢測方法所讀取之一壓力時變訊號的示意圖。

圖2B及圖2C係分別顯示圖2A之壓力時變訊號所包含之正頻率訊號部分及負頻率訊號部分的示意圖。

圖2D係顯示一由圖2B之壓力時變訊號之正頻率訊號部分,透過一經驗模態分析程序而解構出之一正頻率內在模態函數組的示意圖。

圖 2E 係顯示一由圖 2C 之壓力時變訊號之負頻率訊號部分，透過一經驗模態分析程序而解構出之一負頻率內在模態函數組的示意圖。

圖 2F 係顯示 4 個分別由前 4 個正頻率內在模態函數與 4 個分別與這 4 個正頻率內在模態函數相對應之負頻率內在模態函數而形成之 4 個壓力中心複數平面時變圖的示意圖。

圖 3 係本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法的流程圖 4A 係顯示本發明第二實施例之肌肉使用狀態檢測方法所讀取之一壓力時變訊號的示意圖。

圖 4B 及圖 4C 係分別顯示圖 4A 之壓力時變訊號所包含之正頻率訊號部分及負頻率訊號部分的示意圖。

圖 4D 係顯示一由圖 4B 之壓力時變訊號之正頻率訊號部分，透過一經驗模態分析程序而解構出之一正頻率內在模態函數組的示意圖。

圖 4E 係顯示一由圖 4C 之壓力時變訊號之負頻率訊號部分，透過一經驗模態分析程序而解構出之一負頻率內在模態函數組的示意圖。

圖 4F 係顯示一具有 12 條瞬時相位時變函數之時間-相位圖的示意圖。

圖 4G 係顯示一內在模態函數-斜率圖的示意圖。

圖 5 係顯示當一待測者坐於一設置於一可調整其傾斜角度之椅狀承載模組上之壓力感測模組時，在椅狀承載模組之不同傾斜角度的情況下，本發明第二實施例之肌肉使用狀

態檢測方法所運算出之4條肌肉使用狀態特徵函數的示意圖。

圖6係本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統的系統架構示意圖。

圖7係本發明第三實施例之肌肉使用狀態檢測系統之運算模組所執行之肌肉使用狀態檢測方法的流程示意圖。

圖8係本發明第四實施例之肌肉使用狀態檢測系統的示意圖。

圖9係本發明第五實施例之肌肉使用狀態檢測系統的示意圖。

#### 【主要元件符號說明】

61、81 壓力感測模組	62 資料庫模組
63 運算模組	64 輸出模組
611 壓電單元	612 類比數位轉換單元
82 椅狀承載模組	83 傾斜角度調整模組
84 控制模組	841 顯示單元
91 地墊承載模組	92 控制模組
921 顯示單元	

## 七、申請專利範圍：

1. 一種身體姿態穩定度檢測方法，係用於檢測並輸出一待測者之一身體姿態之一穩定度判斷結果，包括下列步驟：

讀取一壓力時變訊號；

對該壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組，且該正頻率內在模態函數組係包含複數個正頻率內在模態函數，該負頻率內在模態函數組則包含複數個負頻率內在模態函數；

依據每一該等正頻率內在模態函數及與該每一該等正頻率內在模態函數相對應之該負頻率內在模態函數，分別對應形成複數個壓力中心複數平面時變圖；以及

應用一資料擬合演算法，運算出每一該等壓力中心複數平面時變圖之一半徑特徵值；以及

依據一特定順序，將每一該等壓力中心複數平面時變圖之該半徑特徵值分別與複數個半徑特徵值範圍比較，以輸出該穩定度判斷結果；

其中每一該等壓力中心複數平面時變圖係包含複數個數據點，且該等數據點之x軸的數值係依序為形成該壓力中心複數平面時變圖之該正頻率內在模態函數的時變數值，而該等數據點之y軸的數值則為形成同一該壓力中心複數平面時變圖之該負頻率內在模態函數的時變數值。

2. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該壓力時變訊號係為一由該待測者之一壓力中心在一特定方向上的投影位置，隨著時間變化而改變所得出的時變訊號。

3. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該經驗模態分析程序係為一複數型經驗模態分析程序。

4. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該等正頻率內在模態函數的數目係介於1至12之間，且每一該等正頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率；該等負頻率內在模態函數的數目係介於1至12之間，且每一該等負頻率內在模態函數分別具有不同數值之特徵頻率。

5. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該資料擬合演算法係為一球狀擬合演算法。

6. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該等半徑特徵值範圍係分別對應至該等壓力中心複數平面時變圖，且在將每一該等壓力中心複數平面時變圖之該半徑特徵值被依據該特定順序而與該等半徑特徵值範圍比較的過程中，一旦比較出其中之一該等半徑特徵值係位於相對應之該半徑特徵值範圍之外時，便輸出一身體姿態穩定度不足的判斷結果。

7. 如申請專利範圍第1項所述之身體姿態穩定度檢測方法，其中該特定順序係從一由一具有較高特徵頻率數值

之正頻率內在模態函數與相對應之負頻率內在模態函數形成之壓力中心複數平面時變圖，排列至另一由一具有較低特徵頻率數值之正頻率內在模態函數與相對應之負頻率內在模態函數形成之壓力中心複數平面時變圖。

8. 一種肌肉使用狀態檢測方法，係用於當一待測者維持一特定身體姿態時，檢測並輸出該待測者之一肌肉使用狀態判斷結果，包括下列步驟：

讀取一壓力時變訊號；

對該壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且該至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；

依據該等內在模態函數及對該等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一該等內在模態函數所分別具有之一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；

依據一特定順序，由每一該等內在模態函數所分別具有之該瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當該待測者維持該特定身體姿態時之一肌肉使用狀態特徵函數；以及

將該肌肉使用狀態特徵函數與至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以輸出該肌肉使用狀態判斷結果。

9. 如申請專利範圍第8項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該壓力時變訊號係為一由該待測者之一壓力中心

在一特定方向上的投影位置，隨著時間變化而改變所得出的時變訊號。

10. 如申請專利範圍第8項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該經驗模態分析程序係為一複數型經驗模態分析程序，且該至少一內在模態函數組係包含一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組。

11. 如申請專利範圍第8項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中每一該等內在模態函數所分別具有之該瞬時頻率時變函數係藉由將每一該等內在模態函數所分別具有之一尤拉角函數對時間進行偏微分的方式運算而出，而該瞬時相位時變函數則藉由將該瞬時頻率時變函數對時間進行積分的方式運算而出。

12. 如申請專利範圍第8項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該特定順序係指一由一具有較高特徵頻率數值的內在模態函數，排列至另一具有較低特徵頻率數值的內在模態函數的順序。

13. 如申請專利範圍第12項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該肌肉使用狀態特徵函數於一內在模態函數-斜率圖係包含複數個數據點，且該等數據點之x軸的數值係為該等內在模態函數依據該特定順序而得出之編號，而該等數據點之y軸數值則為該等內在模態函數於該時間-相位圖上所分別具有的斜率值。

14. 如申請專利範圍第13項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜

率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值係由該等數據點之x軸數值與對應之y軸數值，應用一曲線擬合演算法運算而出，且該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值係對應至該待測者維持該特定身體姿態時，所分別使用之一包含複數條肌肉的肌肉群組。

15. 如申請專利範圍第14項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中當該特定身體姿態係為該待測者坐於一椅子之身體姿態，該肌肉群組則至少包含一腹橫肌群及一腰椎多裂肌群。

16. 如申請專利範圍第13項所述之肌肉使用狀態檢測方法，其中該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍係該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜率圖具有一特定x軸數值時，所應具有之y軸數值範圍，且在將該肌肉使用狀態特徵函數與該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較的過程中，一旦比較出該肌肉使用狀態特徵函數之y軸數值位於該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍所對應之y軸數值範圍之外時，便輸出一肌肉使用狀態不正確的判斷結果。

17. 一種肌肉使用狀態檢測系統，係用於當一待測者維持一特定身體姿態時，檢測並輸出該待測者的一肌肉使用狀態判斷結果，包括：

一壓力感測模組，係用於感測出一壓力時變訊號；

一資料庫模組，係用於儲存至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍；



一 運算模組，係耦合至該壓力感測模組及該資料庫模組，以依據該壓力時變訊號與該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍的比較結果，運算出該肌肉使用狀態判斷結果；以及

一 輸出模組，係耦合至該運算模組，以輸出該肌肉使用狀態判斷結果；

其中，該運算模組係藉由執行一肌肉使用狀態檢測方法的方式，從該壓力時變訊號運算出該肌肉使用狀態判斷結果，而該肌肉使用狀態檢測方法則包含下列步驟：

讀取該壓力時變訊號；

對該壓力時變訊號執行一經驗模態分析程序，以運算出至少一內在模態函數組，且該至少一內在模態函數組係包含複數個內在模態函數；

依據該等內在模態函數及對該等內在模態函數分別執行一希爾伯特轉換後所得之結果，運算出每一該等內在模態函數所分別具有的一瞬時頻率時變函數及一瞬時相位時變函數；

依據一特定順序，由每一該等內在模態函數所分別具有之該瞬時相位時變函數於一時間-相位圖上的斜率值，運算出當該待測者維持該特定身體姿態時的一肌肉使用狀態特徵函數；以及

將該肌肉使用狀態特徵函數與該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較，以運算出該肌肉使用狀態判斷結果。

18. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該壓力感測模組係包含一壓電單元及一類比數位轉換單元。

19. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該運算模組係為一系統單晶片。

20. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該壓力時變訊號係為一由該待測者之一壓力中心在一特定方向上的投影位置，隨著時間變化而改變所得出的時變訊號。

21. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該經驗模態分析程序係為一複數型經驗模態分析程序，且該至少一內在模態函數組係包含一正頻率內在模態函數組及一負頻率內在模態函數組。

22. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中每一該等內在模態函數所分別具有之該瞬時頻率時變函數係藉由將每一該等內在模態函數所分別具有之一尤拉角函數對時間進行偏微分的方式運算而出，而該瞬時相位時變函數則藉由將該瞬時頻率時變函數對時間進行積分的方式運算而出。

23. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該特定順序係指一由一具有較高特徵頻率數值的內在模態函數，排列至另一具有較低特徵頻率數值的內在模態函數的順序。

24. 如申請專利範圍第23項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該肌肉使用狀態特徵函數於一內在模態函數-斜率圖係包含複數個數據點，且該等數據點之x軸的數值係為該等內在模態函數依據該特定順序而得出之編號，而該等數據點之y軸數值則為該等內在模態函數於該時間-相位圖上所分別具有的斜率值。

25. 如申請專利範圍第24項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值係由該等數據點之x軸數值與對應之y軸數值，應用一曲線擬合演算法運算而出，且該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜率圖之x軸上各點所分別具有的斜率值係對應至該待測者維持該特定身體姿態時，所分別使用之一包含複數條肌肉的肌肉群組。

26. 如申請專利範圍第25項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該當該特定身體姿態係為該待測者坐於一椅子之身體姿態，該肌肉群組則至少包含一腹橫肌群及一腰椎多裂肌群。

27. 如申請專利範圍第24項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍係該肌肉使用狀態特徵函數於該內在模態函數-斜率圖具有一特定x軸數值時，所應具有之y軸數值範圍，且在將該肌肉使用狀態特徵函數與該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍比較的過程中，一旦比較出該肌肉使用狀態特徵函數之y軸數值位

於該至少一肌肉使用狀態特徵函數範圍所對應之y軸數值範圍之外時，便輸出一肌肉使用狀態不正確的判斷結果。

28. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，更包括一椅狀承載模組及一傾斜角度調整模組，且該傾斜角度調整模組分別耦合至該運算模組；該壓力感測模組係設置於該椅狀承載模組上，該待測者則坐於該壓力感測模組上，以感測出該壓力時變訊號。

29. 如申請專利範圍第28項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該運算模組依據該肌肉使用狀態判斷結果，控制該傾斜角度調整模組調整該椅狀承載模組之一傾斜角度。

30. 如申請專利範圍第17項所述之肌肉使用狀態檢測系統，其中該壓力感測模組係與一地墊狀承載模組整合為一體，該待測者則躺臥於該壓力感測模組上，以感測出該壓力時變訊號。

八、圖式 (請見下頁):

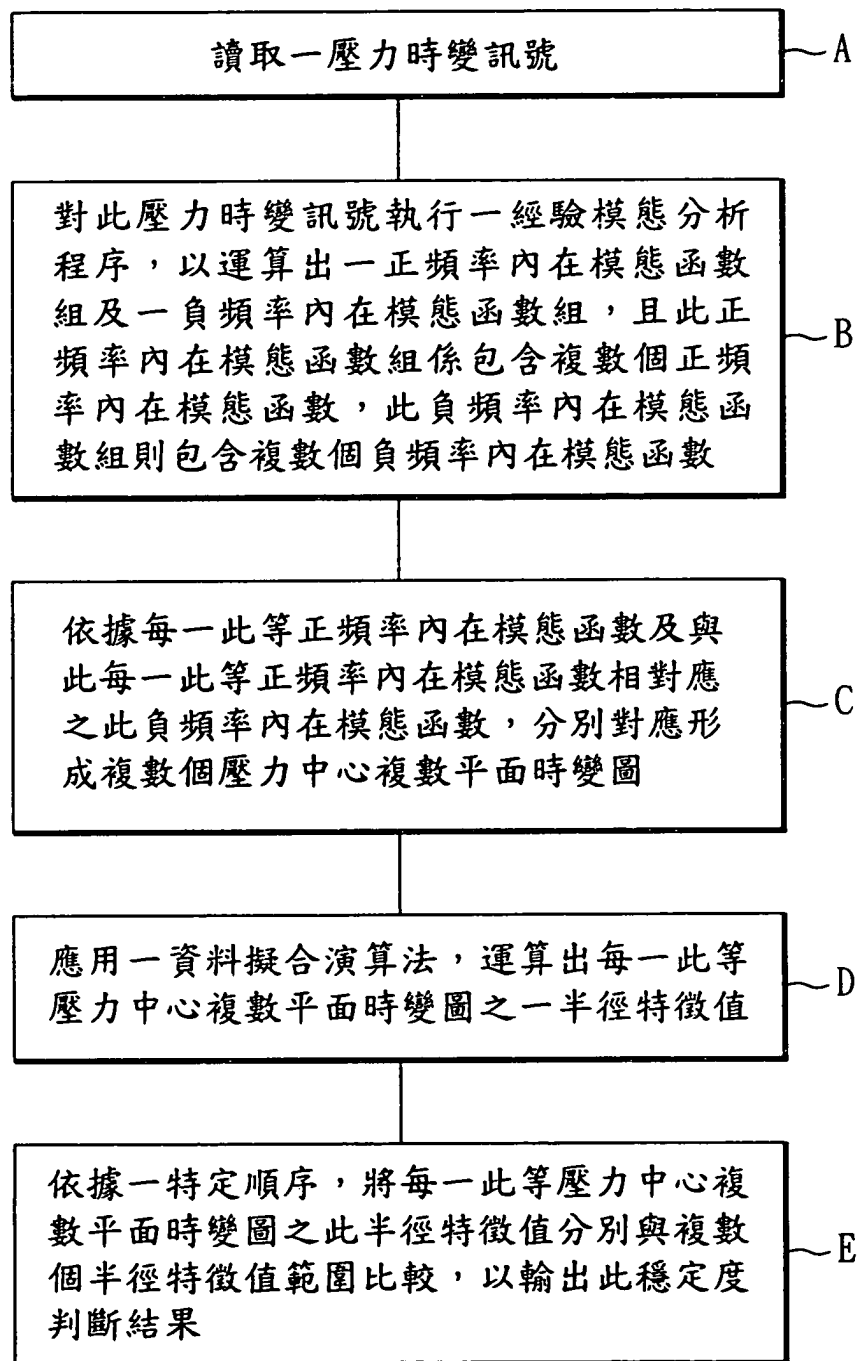


圖1

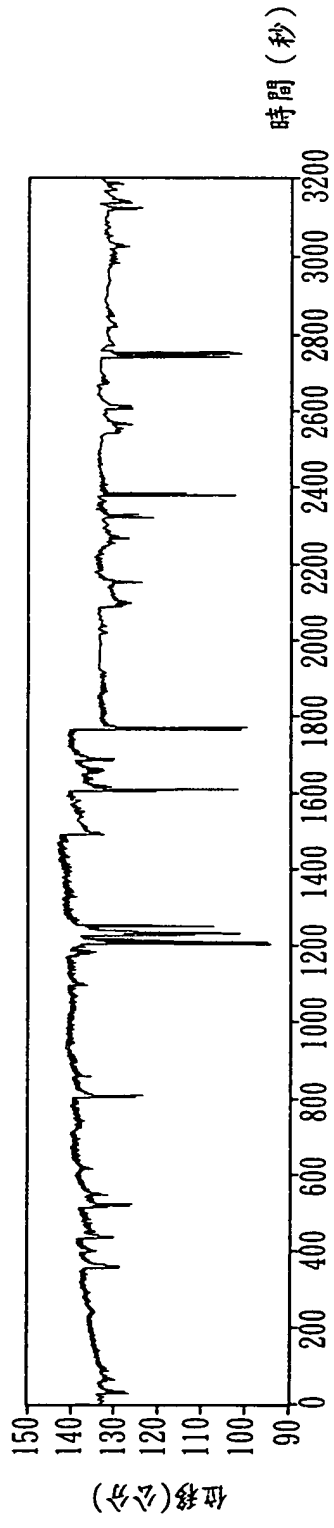


圖2A

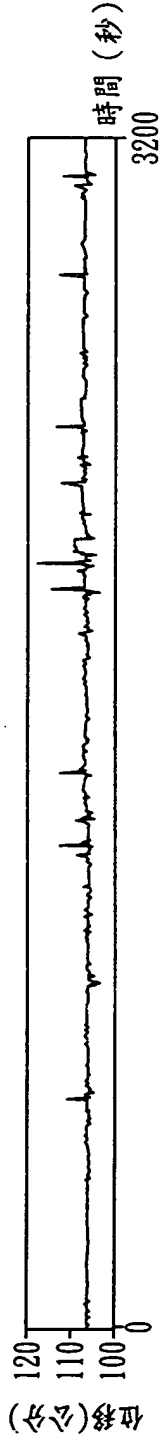


圖2B

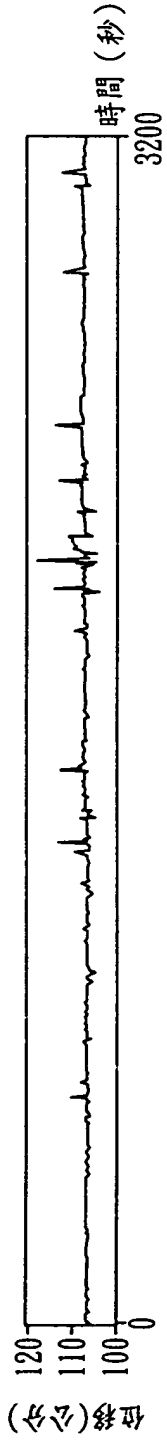


圖2C

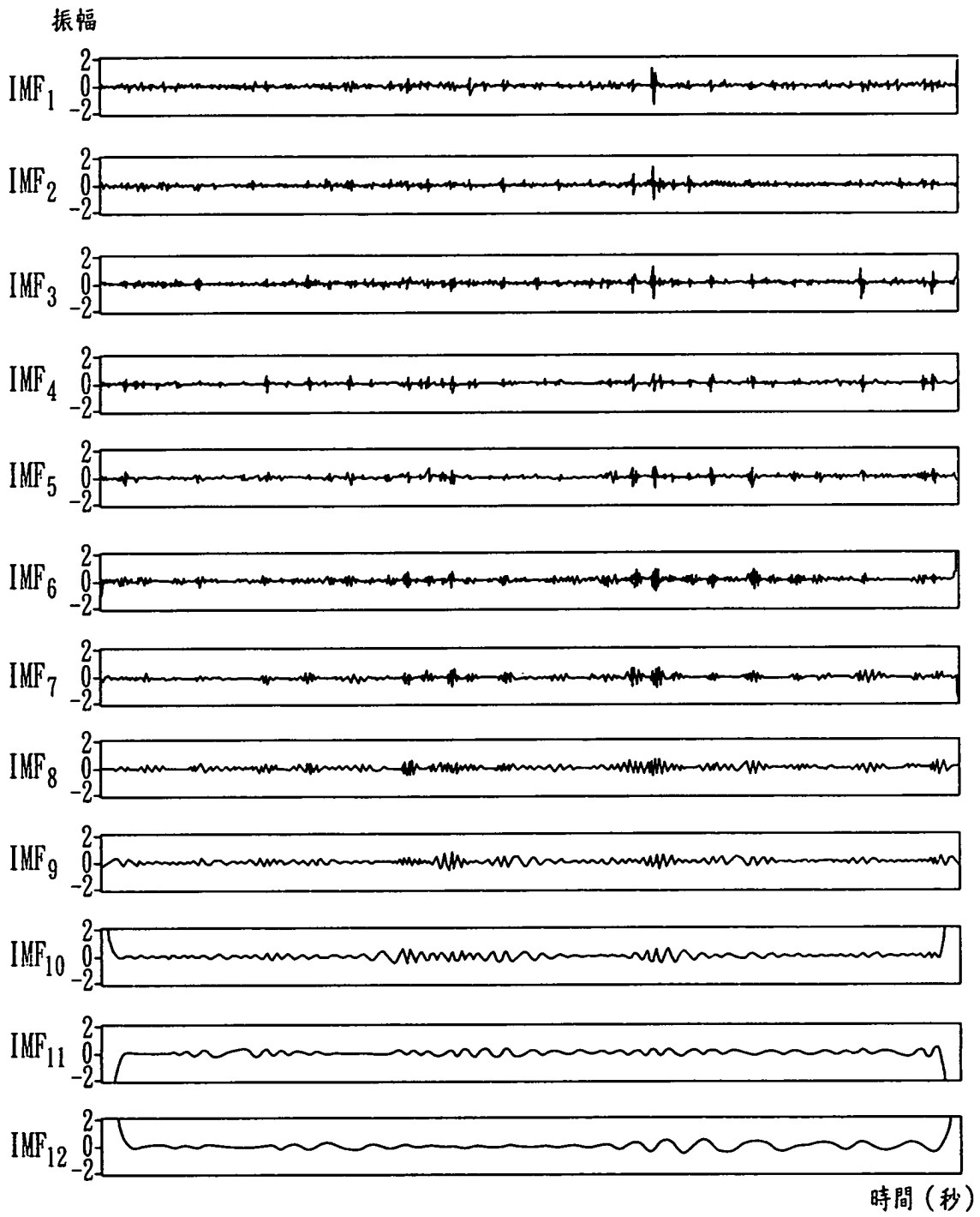
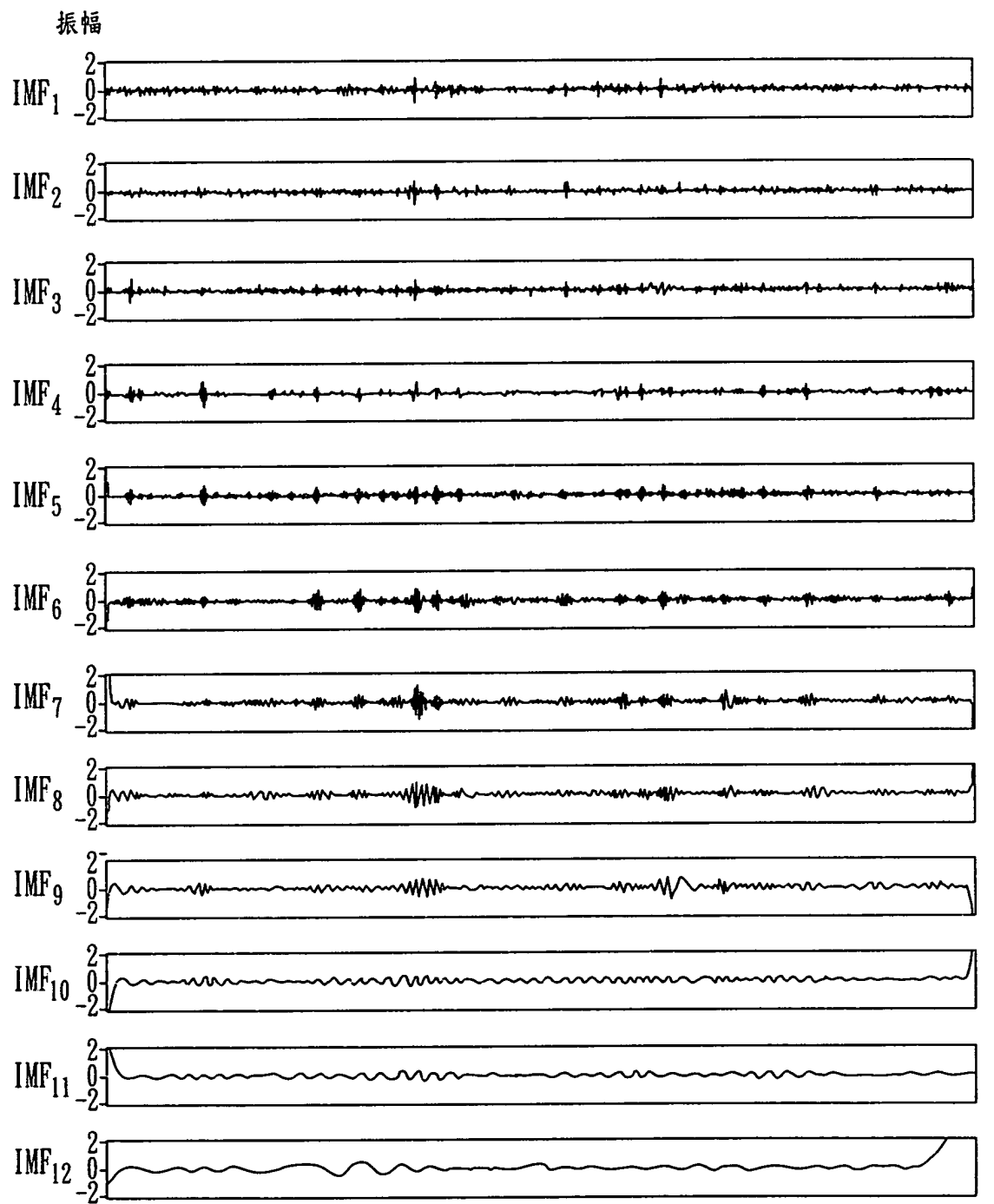


圖2D



時間 (秒)

圖2E



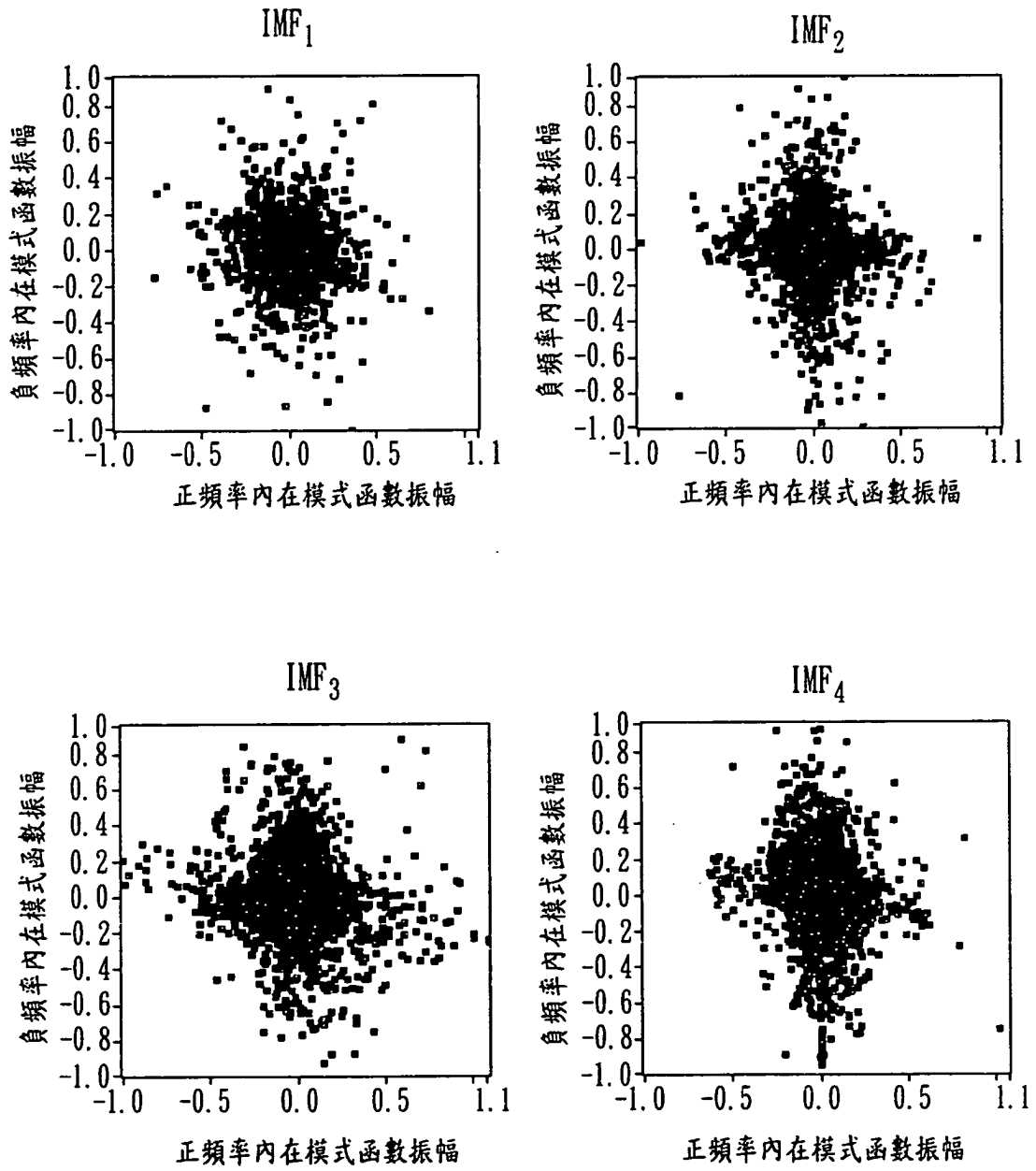


圖 2F

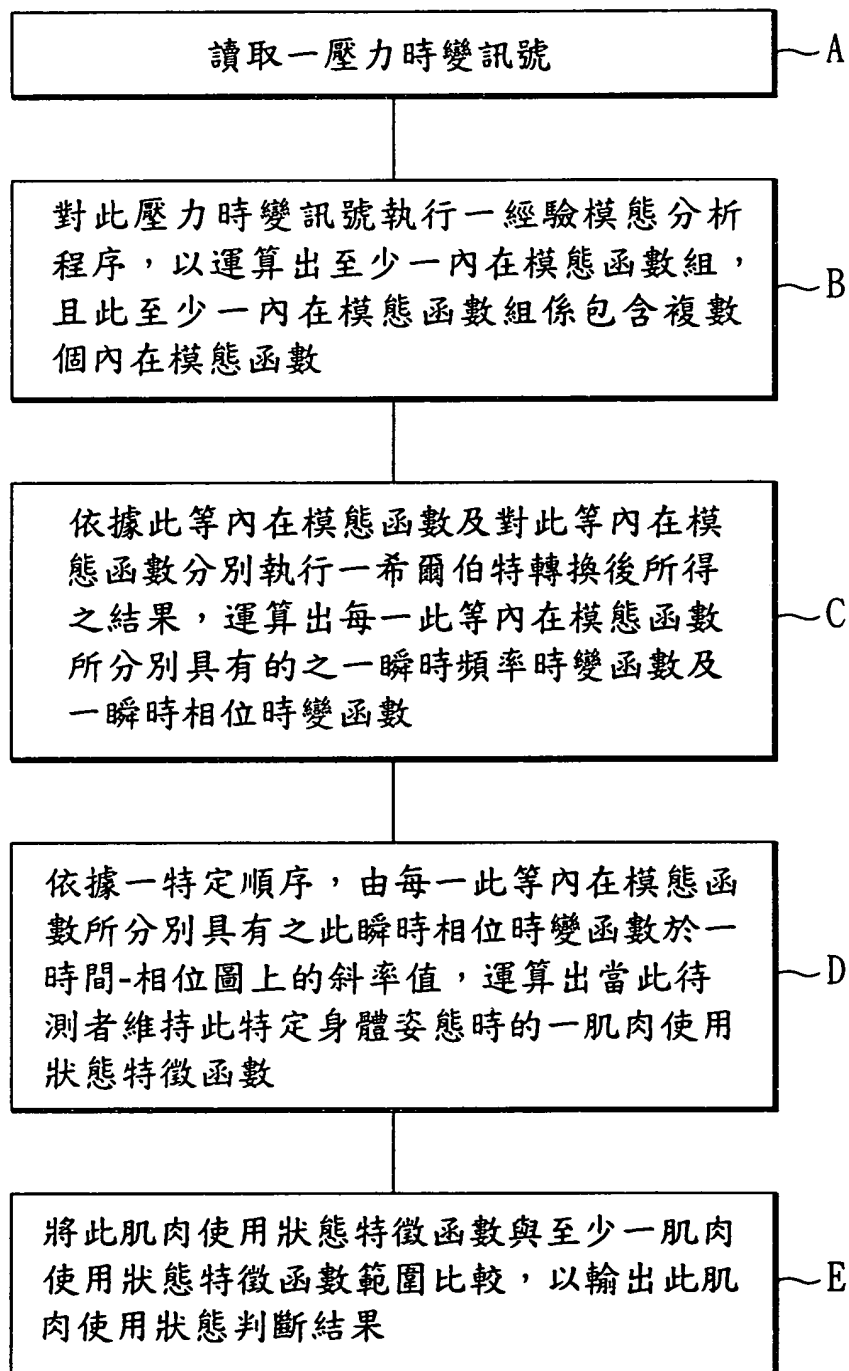


圖3

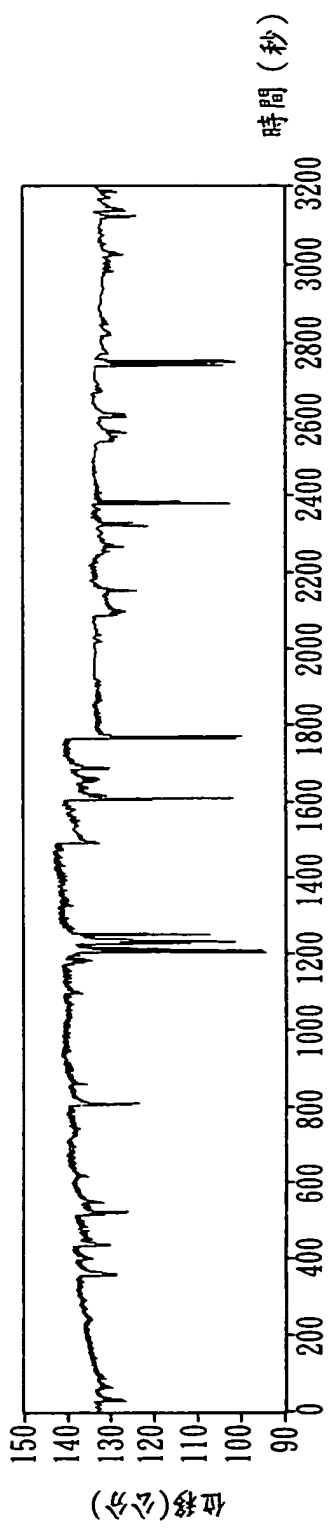


圖4A

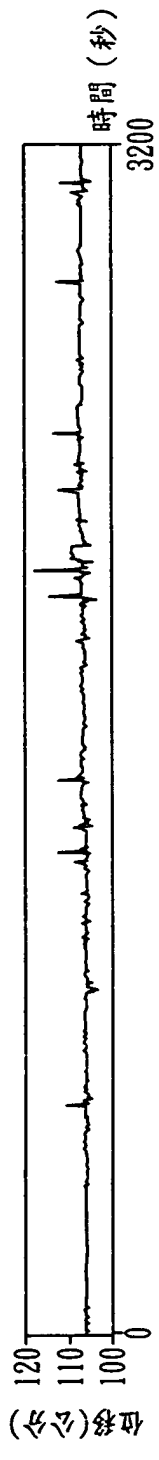


圖4B

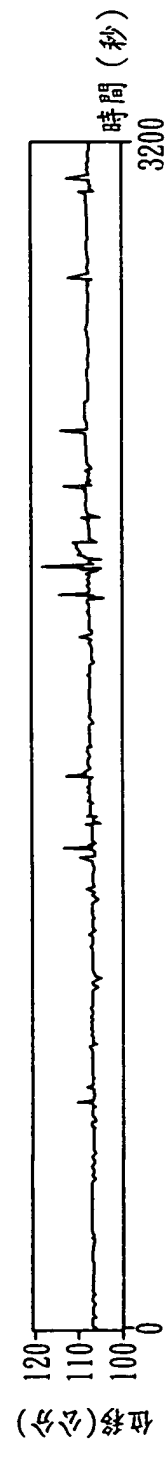


圖4C

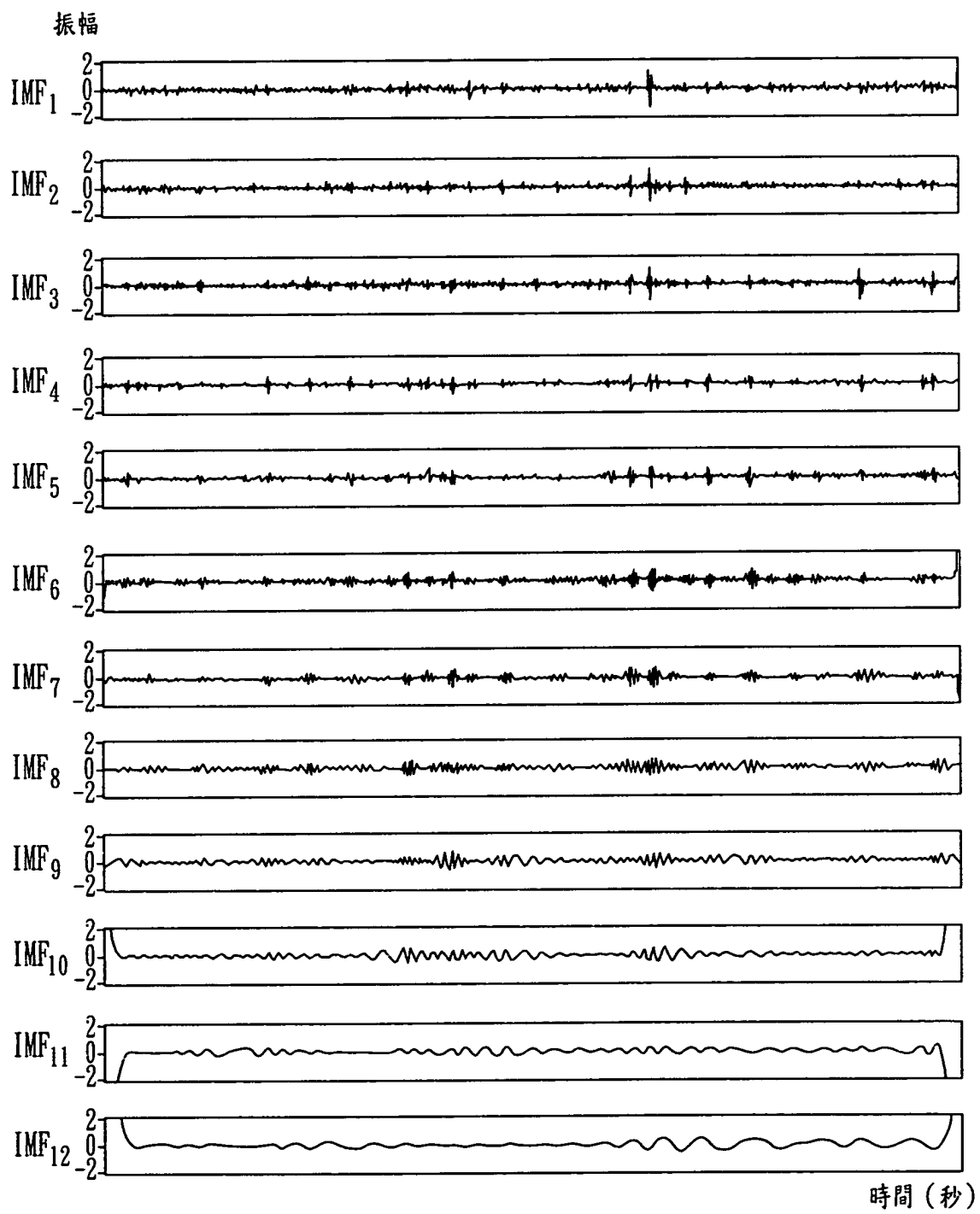


圖 4D

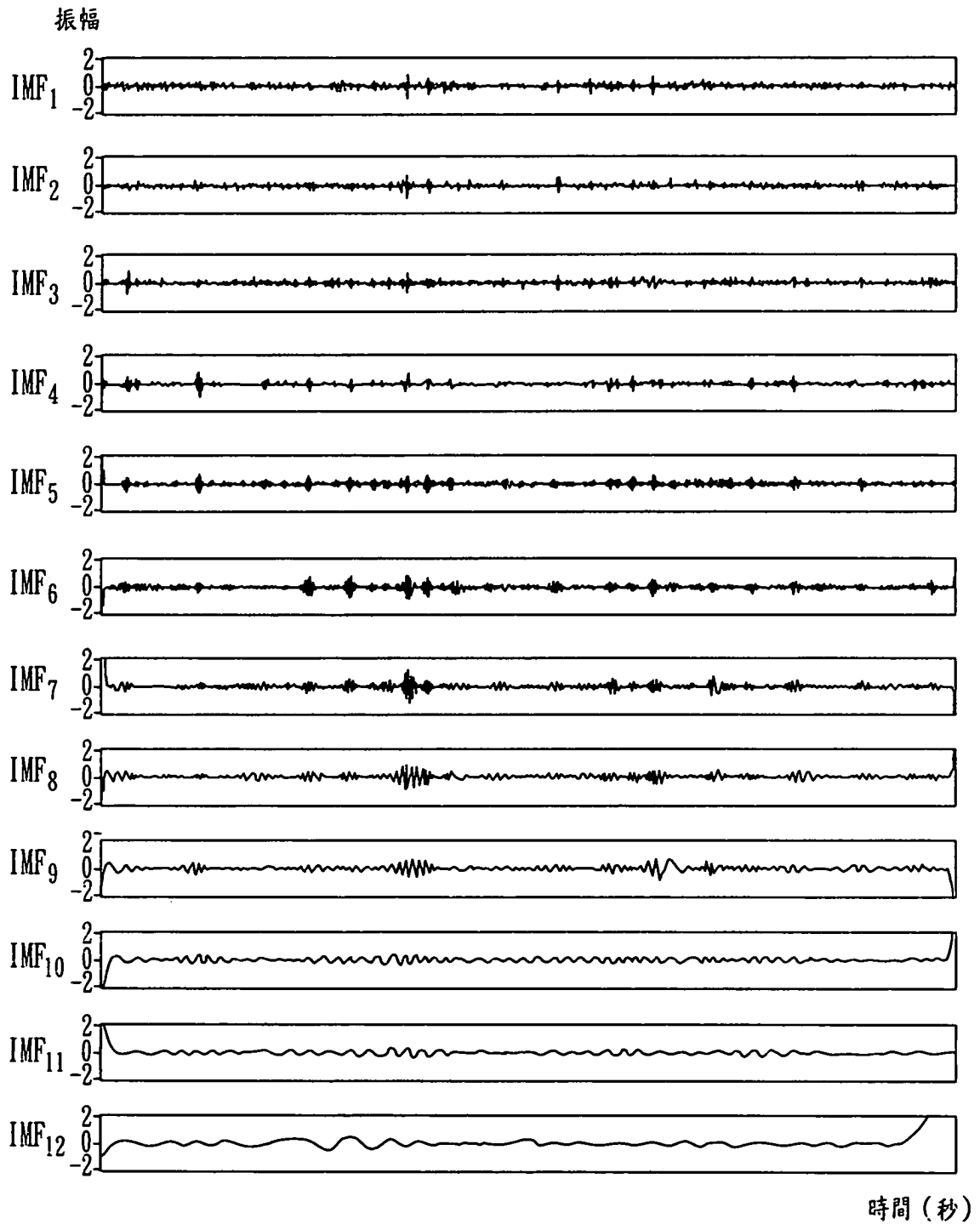


圖4E

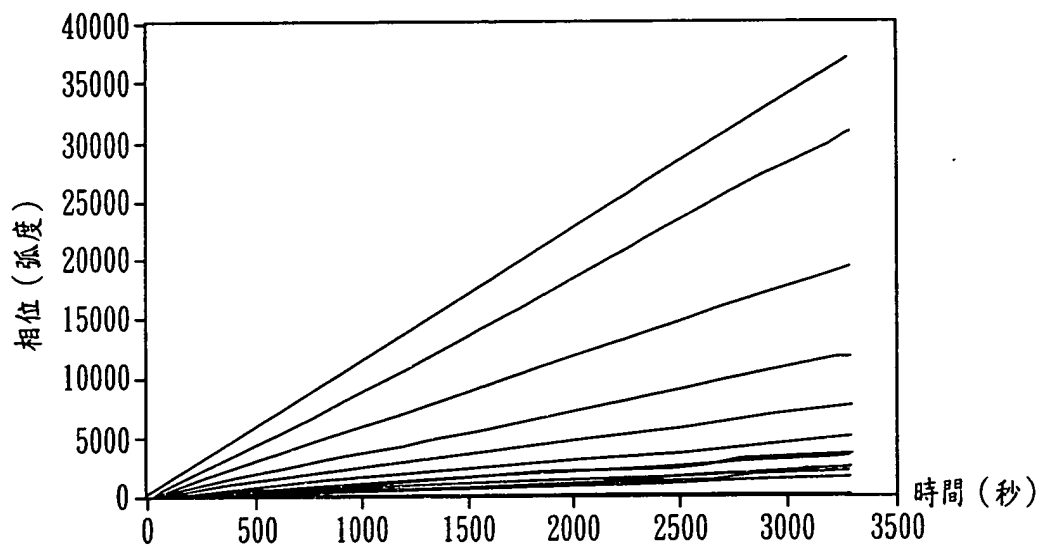


圖 4F

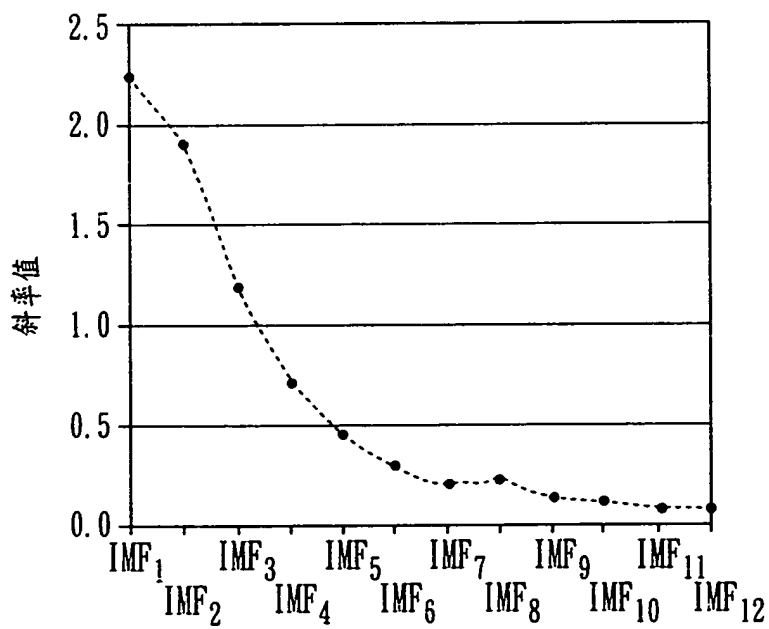


圖 4G

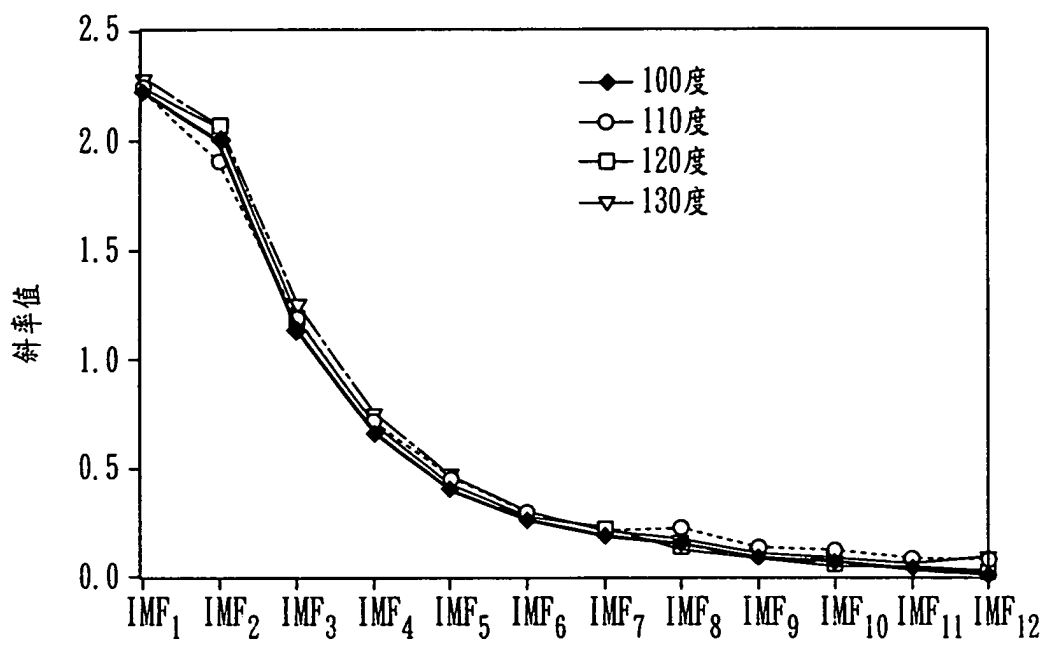


圖5

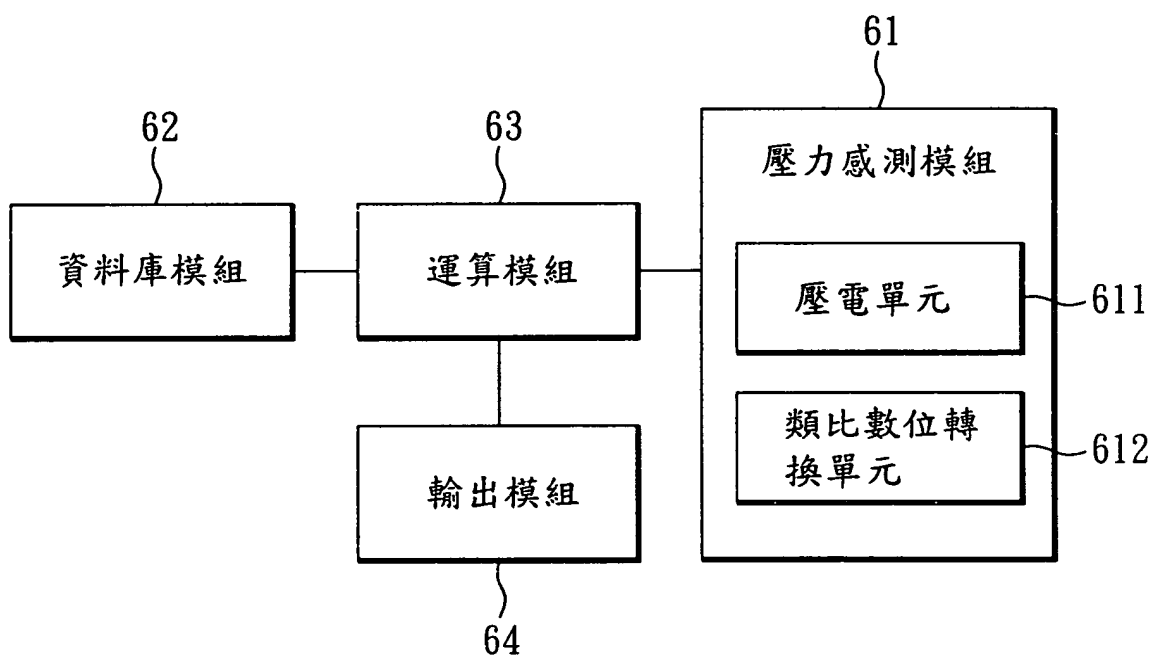


圖6



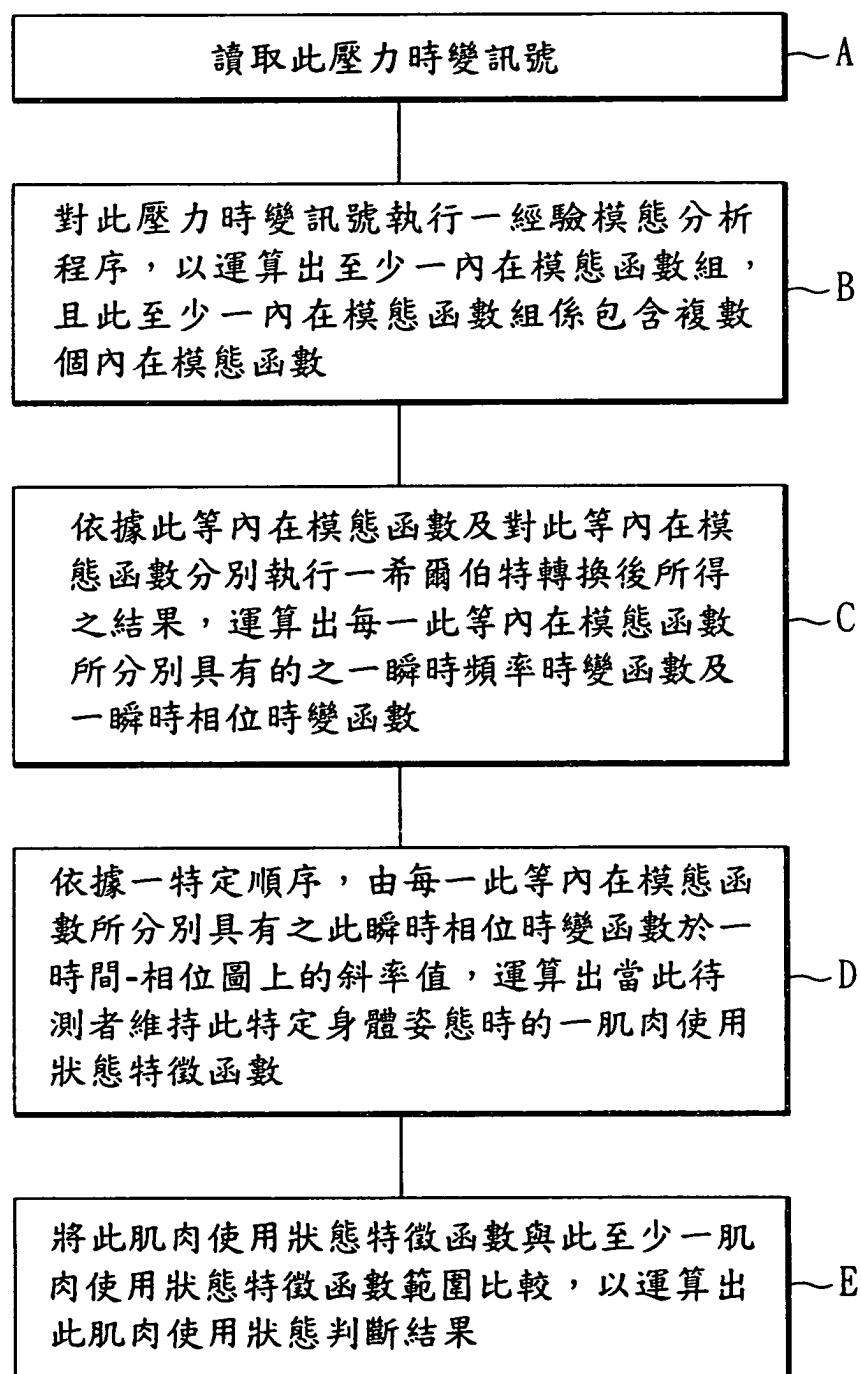


圖7

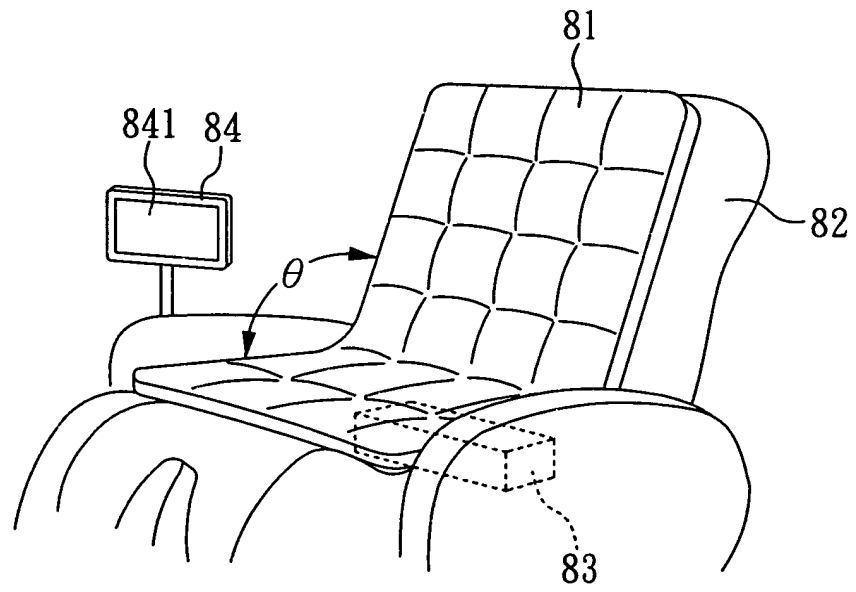


圖8

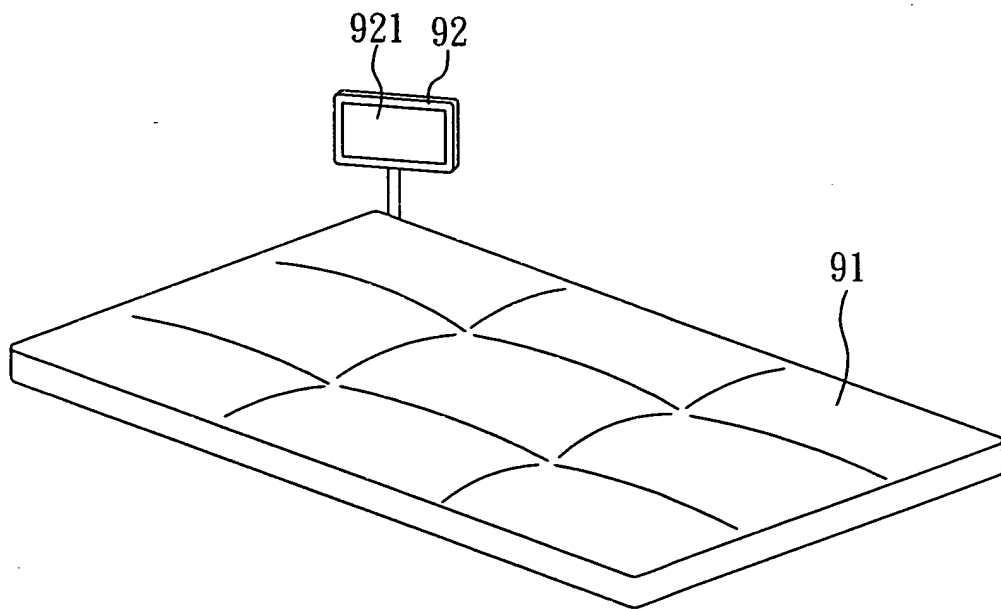


圖9