

**肆、聲明事項：**

本案係符合專利法第二十條第一項第一款但書或第二款但書規定之期間，其日期為： 年 月 日。

◎本案申請前已向下列國家(地區)申請專利  主張國際優先權：  
【格式請依：受理國家(地區)；申請日；申請案號數 順序註記】

1. 美國；2002/06/13;10/167,448

2.

3.

4.

5.

主張國內優先權(專利法第二十五條之一)：

【格式請依：申請日；申請案號數 順序註記】

1.

2.

主張專利法第二十六條微生物：

國內微生物 【格式請依：寄存機構；日期；號碼 順序註記】

國外微生物 【格式請依：寄存國名；機構；日期；號碼 順序註記】

熟習該項技術者易於獲得，不須寄存。

## 玖、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係關於用以校準一未經校準之測量裝置的系統與方法。

### 【先前技術】

在各種領域中都會使用到感測器(更明確而言係轉換器)來感測一物理現象，並且根據所感測到的物理現象產生一輸出信號。一般而言，必須根據該物理現象之已知的模擬測量結果來校準此等感測器或轉換器。實務上，可利用另一設備所得到之該物理現象的測量結果來校準該感測器或轉換器的輸出信號。一般而言，此第二套設備本身係已經利用已議定的特定方法，針對一特定的實體物體、物理現象及/或標準完成校準。

部份測量類型中，測量裝置的感測器或轉換器並無法直接被耦合至欲利用該感測器或轉換器進行測量的物理現象中。此等間接的測量方式會與該感測器或轉換器耦合至可讓該物理現象被測量之系統的方式有關。此例中，該感測器或轉換器的校準係取決於該感測器或轉換器的測量特性，並且取決於該感測器或轉換器耦合至欲被測量之系統的方式。因此，間接的測量方式通常都必須在將該感測器或轉換器連接至該系統之後，對該感測器或轉換器進行校準，以成為該系統的額外測量結果。

### 【發明內容】

不過當欲對產生間接測量結果的感測器或轉換器進行校準時，即使可能在該系統中相同位置處讓利用必要的感測器或轉換器之校準測量結果同時來校準感測器或轉換器並且產生用以校準此間接測量結果所需要的第二組測量結果，其方法通常會相當困難。大部份係因為該感測器相對於欲被測

量之系統的體積所導致的，以及因為產生欲被測量之系統的測量結果時的實際限制所導致的。

舉例而言，由於該感測器或轉換器的體積、該輔助測量裝置的體積及/或測量人體血壓的實際限制的關係，通常無法利用欲進行校準之感測器或轉換器來測量人體體內血管的血壓，同時利用第二測量裝置於該血管的同一點處產生輔助測量結果(如上面的討論)。舉例而言，已知的血壓測量結果(其係當作用以校準間接測量的「額外測量結果」)通常都係將護套放置在上臂的肱動脈上以便量得人的血壓。相反地，欲進行校準的血壓感測器則會被放置於人的手腕處的橈動脈之上。再者，血壓護套通常都係被放在欲利用該血壓感測器測量人的血壓之手臂之外的另一手臂之上。不過應該可以瞭解的是，由於物理限制的關係而無法在該系統同一位置處進行測量的現象並非僅限於測量人體血壓的情況。

同時應該可以瞭解的是，如果希望該感測器或轉換器的校準結果能夠非常準確的話，通常必須讓欲進行校準的感測器或轉換器曝露於與標準測量裝置所在之物理現象相同程度的物理現象之中。如果該些物理現象無法被欲進行校準的感測器或轉換器測量並且被同一位置處的標準測量裝置測量，而且如果兩個測量位置處所得到的物理現象數值不相同的話，那麼便發生校準錯誤。由於該等兩個測量位置之間該物理現象之傳導時間延遲的關係及/或由於該等兩個測量位置之間該物理現象之失真的關係，都會造成該等兩個測量位置處該物理現象數值的差異。

舉例而言，人體血管系統中血壓之物理現象都會遇到前述錯誤誘發特

性。也就是，血壓脈波在該血管系統中的傳導速度係一有限速度。因此，相對於在該血管系統中第一位置(上方位置)處所測量到的血壓而言，於該血管系統中第二位置(下方位置)處所測量到的血壓已經於時間上產生延遲。同時，當血壓脈波在該血管系統中進行傳導時，人體血管系統的生理特徵會在該血壓脈波中產生失真，而使得第一與第二測量位置處的血壓脈波波形不盡相同。

本發明提供一種用以校準被間接耦合至系統內所發生之現象的感測器或轉換器的系統及方法。

本發明可分別提供用以校準被間接耦合至一系統的感測器或轉換器的系統及方法，其中該系統中會在不同於利用欲進行校準之感測器或轉換器來取得測量結果之位置的位置處進行輔助測量。

本發明可分別提供用以校準與一失真物理現象相關的的感測器或轉換器的系統及方法，該物理現象與一已知校準裝置所獲得的物理現象測量結果之間已經發生失真。

本發明分別提供用以校準被間接耦合至人體內所發生之物理現象的感測器或轉換器的系統及方法。

本發明分別提供用以校準能夠從人體內所發生之血壓信號產生一電氣信號之血壓轉換器的系統及方法。

本發明分別提供用以校準能夠相對於在與該欲進行校準之血壓感測器或轉換器的位置不同的位置點處所取得的人體內之血壓信號之不同測量結果來感測該人體內之血壓信號之血壓感測器或轉換器的系統及方法。

本發明分別提供能夠利用欲以一未經校準裝置進行感測之系統之自然變化的頻率分析果，在原處決定該未經校準裝置之校準參數的系統及方法。

於本發明系統及方法的各種示範具體實施例中，會定義出第一轉換函數，用以定義第一位置與第二位置之間的物理現象轉換方式。接著便會決定出該轉換函數在一特殊頻率處的數值。以獨立方式定義第二轉換函數，用以定義如何響應該物理現象的測量結果將該輸入物理現象轉換成欲進行校準之感測器或轉換器所產生的輸出信號。另外還會定義出該第一轉換函數與該第二轉換函數之間的關係。該等兩個轉換函數之間的關係係用以校準該未經校準之感測器或轉換器所需要之校準係數的倒數。藉由取得該等兩個轉換函數中每一個於一特殊時間處、一特殊頻率處或類似位置處的數值，便可獲得該校準係數。

互不相關的是，該未經校準之感測器或轉換器的輸出係以該校準係數、該輸入物理現象及一校準常數為基礎。因為校準係數係為已知，而且因為可以決定或推導出該等輸入及輸出信號值，因此便可決定出該校準常數。利用該系統之自然變化的頻率分析果，在原處決定該未經校準感測器或轉換器之校準係數及校準常數，便可減少(甚至更理想的係可完全消除)因為使用既有的時域校準方法所導致的不正確情形。

下文中，根據本發明之系統與方法之各種示範具體實施例的詳細說明中，將會說明而且亦會更清楚顯示本發明的所有特點與優點。

### 【實施方式】

如上所述，當於兩個位置處所測量到的現象具有不同的特性時，

本發明提供利用於該系統第二位置處所取得的已知校準第二信號來校準於該系統第一位置處所取得的第一信號的系統及方法。再者，本發明提供用以調整該校準方程式之係數的系統及方法，用以補償該等第一與第二位置之間的現象失真。由於該等第一與第二測量位置處所發生的物理現象差異的關係，這些失真可能會使得每個信號中同時測量到的數值不盡相同。

應該瞭解的是，在下面詳細的討論中，會針對利用一充氣式閉塞護套之經過校準之非入侵式血壓監視器來校準一動脈血壓計，用以說明本發明之系統及方法。不過，應該瞭解的是，本發明之系統及方法並不受限於利用先前校準過之閉塞護套血壓監視器來校準一未經校準之動脈血壓計。確切而言，當於校準過程中所使用的已校準裝置於與該未經校準之感測器或轉換器於該系統中進行測量的位置不同的位置處來測量該系統時，便可使用本發明之系統及方法針對欲被測量之系統來校準任何未經校準之感測器或轉換器。

利用第一裝置來測量一系統之特定現象之後所產生的信號，通常都必須藉由比較代表第一裝置與第二裝置(先前校準過的裝置)同時得到之該現象測量值的信號來進行校準。實際上，通常會利用一已校準之測量裝置來測量一物理現象來校準一未經校準之裝置，以便產生一校準信號，而該已校準之測量裝置則係已經利用已議定的方法，針對一特定的標準完成校準。接著便會將該已校準裝置針對該現象所產生的校準信號與一未經校準之測量裝置針對相同現象所產生的未經校準之測量信號進行比較。

會發生變化。應該瞭解的是，只要該等兩次測量係在該欲被測量之系統維持穩定的時間間隔內所進行的，那麼該等兩次測量便可稱為「幾乎同時」進行。

接著便可產生該未經校準之測量裝置所得到之測量信號位準與該已校準之測量裝置所得到之測量信號位準之間的數學關係。針對利用縮放與移動等方式將輸入信號轉換成輸出信號的未經校準之測量裝置而言，此項轉換關係可以表示成：

$$O = KI + O_0, \quad (1)$$

其中：

$O$  為所得到的輸出信號；

$K$  為一比例常數；

$I$  為輸入信號；及

$O_0$  為當輸入信號具有零值時等於該輸出信號的常數。

第一圖為用以實現方程式(1)之概略圖，其中輸入信號  $I$  代表壓力，而輸出信號  $O$  代表電壓。於各種示範的具體實施例中，舉例而言，輸入信號可能是血管中的血壓，而輸出信號則代表響應該血管內血壓由人體皮膚施加於壓電式感測器或轉換器之上的力量或壓力。

可以使用線性方程式來校準此未經校準之測量裝置。其中一種線性方程式為：

$$I = C_C O + I_0, \quad (2)$$

其中：

$I$  為輸出信號欲進行校準之輸入信號；

$C_C$  為一校準係數；

$O$  為欲針對該輸入信號進行校準之輸出信號；及

$I_0$  為一校準常數。

如第二圖所示(其對應的係方程式(2))，於壓電式轉換器中，校準常數  $I_0$  係一補償壓力  $P_0$ 。於各種示範的具體實施例中，當輸入信號係血管內的血壓  $P$  時，該補償壓力  $P_0$  的數值便係於測量電氣信號  $E$  為零時所得到之血壓值。

可以利用能夠監視該輸入信號的已校準裝置來測量該輸入信號。

可以利用能夠將該輸入信號轉換成該輸出信號的未經校準之轉換器來產生該輸出信號。於此例中，如果針對兩個不同的輸入信號數值同時測量該輸入信號與該輸出信號的話，那麼校準係數  $C_C$  便可表示成：

$$C_C = \frac{1}{K} = \frac{I_B - I_A}{O_B - O_A}, \quad (3)$$

其中：

$K$  為比例常數(源自方程式(1))；

$I_A$  為第一校準輸入測量值；

$I_B$  為第二校準輸入測量值；

$O_A$  為對應該第一校準輸入測量值  $I_A$  之第一未經校準輸出測量值；及

$O_B$  為對應該第二校準輸入測量值  $I_B$  之第二未經校準輸出測量值。

接著便可利用該校準常數  $C_C$ 、該等經過測量的輸入信號及該等經過測

量的輸出信號來決定該校準常數  $I_0$ 。詳言之，假設該校準常數  $C_C$  的數值已知的話(利用方程式(3)以及方程式(3)中的輸入信號數值及輸出信號數值來決定)，則方程式(2)便可改寫成：

$$I_0 = I_A - C_C O_A = I_B - C_C O_B. \quad (4)$$

部份情形中，當無法輕易地調整該未經校準之測量裝置與該系統的耦合方式時，便必須在該未經校準之測量裝置被耦合至該系統之後才進行校準。在此等用以測量時變現象(例如血壓)的系統中，可以利用被測量現象中的時間變化達到校準的目的。藉由感測時變現象(例如血壓)所得到的輸入信號包括一不變的平均值成份以及一時變成份。因此整個被測量的輸入信號數值可表示成：

$$I(t) = \bar{I} + i(t), \quad (5)$$

其中：

$I(t)$ 為整個被測量的輸入信號數值；

$\bar{I}$  為該輸入信號之不變的平均值成份；及

$i(t)$ 為該輸入信號數之時變成份。

就用以將輸入信號轉換成輸出信號的轉換器而言，響應一時變輸入信號所產生的時變輸出信號亦可以一不變的平均值輸出成份以及一時變輸出成份來表示。因此，以方程式(5)為基礎，可將方程式(2)改寫成：

$$I(t) = C_C O(t) + I_0 = C_C \bar{O} + C_C o(t) + I_0. \quad (6)$$

其中：

$I(t)$ 為整個被測量的輸入信號數值；

$C_C$  為校準係數；

$O(t)$  為整個被測量的輸出信號數值；

$\bar{O}$  為該輸出信號之不變的平均值成份；及

$o(t)$  為該輸出信號數之時變成份。

如果  $I(t)$  及  $O(t)$  為具有相同週期之週期性函數的話，則該輸入信號之不變的平均值成份便可表示成：

$$\bar{I} = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0 + kT} I(t) dt, \quad (7)$$

而該輸出信號之不變的平均值成份則可表示成：

$$\bar{O} = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0 + kT} O(t) dt, \quad (8)$$

其中：

$t_0$  為一任意時間；

$k$  為一非零的整數；及

$T$  為該時變週期性函數  $I(t)$  及  $O(t)$  的週期。

方程式(6)可以兩種方式就該輸入信號來校準該輸出信號。首先，可於不同的時間週期中測量出兩個時變輸入信號  $I_1(t)$  及  $I_2(t)$ ，及其相應的時變輸出信號  $O_1(t)$  及  $O_2(t)$ 。接著假設該等兩個時變輸入信號  $I_1(t)$  及  $I_2(t)$  具有不同的平均值成份，因此校準係數  $C_C$  便可表示成：

$$C_C = \frac{\bar{I}_2 - \bar{I}_1}{\bar{O}_2 - \bar{O}_1}, \quad (9)$$

其中：

$\bar{I}_1$  為該第一時變輸入信號  $I_1(t)$  之不變的平均值成份；

$\bar{I}_2$  為該第二時變輸入信號  $I_2(t)$  之不變的平均值成份，而且  $\bar{I}_1 \neq \bar{I}_2$ ；

$\bar{O}_1$  為以該第一輸入信號  $I_1(t)$  為基礎所取得之第一輸出信號  $O_1(t)$  之不變的平均值成份；及

$\bar{O}_2$  為以該第二輸入信號  $I_2(t)$  為基礎所取得之第二輸出信號  $O_2(t)$  之不變的平均值成份，而且  $\bar{O}_1 \neq \bar{O}_2$ 。

或者，可於兩個不同的時間  $t_1$  與  $t_2$  處來測量該時變輸入信號  $I(t)$  及其相應的輸出信號  $O(t)$ 。接著，假設該時變輸出信號  $O(t)$  於該等兩個時間  $t_1$  與  $t_2$  處具有不同的時變成份值  $o(t)$ ，因此校準係數  $C_c$  便可表示成：

$$C_c = \frac{I(t_2) - I(t_1)}{O(t_2) - O(t_1)} = \frac{\bar{I} + i(t_2) - \bar{I} - i(t_1)}{\bar{O} + o(t_2) - \bar{O} - o(t_1)} = \frac{i(t_2) - i(t_1)}{o(t_2) - o(t_1)}, \quad (10)$$

其中：

$I(t_1)$  及  $I(t_2)$  為該時變輸入信號  $I(t)$  於第一與第二時間  $t_1$  與  $t_2$  處的數值；

$O(t_1)$  及  $O(t_2)$  為該時變輸出信號  $O(t)$  於第一與第二時間  $t_1$  與  $t_2$  處的數值；

$\bar{I}$  為該時變輸入信號  $I(t)$  之不變的平均值成份；

$\bar{O}$  為以該輸入信號  $I(t)$  為基礎所取得之電氣信號  $O(t)$  之不變的平均值成份；

$i(t_1)$  及  $i(t_2)$  為該時變輸入信號  $I(t)$  於第一與第二時間  $t_1$  與  $t_2$  處的時變成份數值；及

$o(t_1)$  及  $o(t_2)$  為該時變輸出信號  $O(t)$  於第一與第二時間  $t_1$  與  $t_2$  處的時變成份數值，而且  $o(t_1) \neq o(t_2)$ 。

有時候，並無法於與一未經校準之感測器或轉換器(其可將一現象的數值轉換成一輸出信號)所在的相同位置處使用一已校準之裝置來測量一現

象的數值。舉例而言，通常並無法在與放置一電氣轉換器(其可將被感測到的血壓轉換成一電氣信號)之相同的人體結構位置處使用一已校準之血壓監視器來測量該人體的血壓。一般而言，可將一充氣式閉塞護套放置在該人體前臂的肱動脈之上，並且將一未經校準之血壓計(其可響應壓力的變化產生電氣信號)放置在靠近該人體前臂末端的橈動脈之上，來進行該已校準之血壓測量。大部份時候，該血壓護套係被放置在與該血壓計所在不同的前臂之上。

吾人希望的係，如果欲精確地進行校準，則該未經校準之裝置便應該與該已校準之裝置測量相同的現象。當該已校準之裝置與該未經校準之裝置係位於兩個分離的空間位置之中時(例如該未經校準之血壓測量裝置與該已校準之血壓測量裝置便無法於相同的結構位置處進行測量)，則當在該等兩個位置處所感測到的現象(例如血壓)如果不同的話，便會發生校準錯誤。如果在該等兩個位置之間所發生的現象有時間延遲的話，或是於該未經校準之裝置所在位置除所發生的現象與該已校準之裝置所在位置除所發生的現象之間有失真情形的話，甚至兩者皆發生的話，那麼該現象的兩個測量結果便不會相同。

舉例而言，如第三圖所示，於人體中，血液會從心臟流至該人體血管系統之較細微的動脈微血管之中。由心臟收縮關係所產生的血壓脈波會以有限的速度流經該血管系統。因此，在橈動脈處所感測到的血壓脈波的波形相對於在肱動脈處所感測到的血壓脈波的波形便會產生延遲。另外，如第三圖所示，當血壓脈波流經該動脈微血管之中時，便會在該脈衝波形中產

生失真，其會使得在肱動脈處所測量到的血壓脈波波形與在橈動脈處所測量到的血壓脈波波形不同。

當在人體另一位置處測量該人體的血壓時，便可忽略於該些位置處該等脈衝波形形狀中所產生的失真，甚至不會發生失真。接著便可假設除了有時間延遲之外，該些位置處之血壓脈衝波形皆具有相同的形狀。不過任何的時間延遲都會使得無法利用壓力測量結果  $P(t_1)$ 、 $P(t_2)$  以及所取得的電氣信號測量結果  $E(t_1)$ 、 $E(t_2)$  作為輸入信號  $I(t)$  及輸出信號  $O(t)$  來決定方程式(10)中的校準係數。當在測量該現象的測量位置之間存在時間延遲時(如同在其它測量位置的情形一般)，該等時變信號便可能會互相偏移，因而可以使用該時變信號的特徵數值(例如最大值與最小值)來決定方程式(10)中的校準係數。

被置放在人體橈動脈之上的血壓計已經在失真可忽略的前提下進行校準。第四圖中實線所示的係一已校準之血壓監視器所測量到的肱動脈血壓脈波波形。虛線所示的則係橈動脈血壓脈波波形，其係利用將該兩個波形之最大值與最小值進行匹配而予以校準之血壓計所測量到的結果。不過，第四圖中兩個波形形狀中明顯的差異所代表的係於該橈動脈處所測量到的失真情形並無法被忽略。

如第三圖所示，由於血管系統之脈衝傳送特徵的關係，橈動脈位置處與肱動脈位置處的血壓信號之時變(AC)成份的振幅大不相同。如第四圖所示，失真(也就是，橈動脈相對於肱動脈的血壓信號形狀變化)便是血壓脈衝傳送的一項特徵。僅利用將該等兩個血壓信號的特徵值(例如第四圖中所示

的校準過程中所使用的峰值振幅)進行匹配的技術並不足以達到精確校準的目的。

在該系統第一測量位置「a」與第二測量位置「b」之間的物理現象變化可以頻域轉換函數  $\hat{H}(f)$  來描述：

$$\hat{H}_{ab}(f) = \frac{\hat{I}_2(f)}{\hat{I}_1(f)}, \quad (11)$$

其中：

$\hat{H}_{ab}(f)$  為第一測量位置「a」與第二測量位置「b」之間的輸入信號之頻域轉換函數；

$\hat{I}_1(f)$  為在第一測量位置「a」所測量到的第一時變輸入信號  $I_1(t)$  之傅立葉轉換函數；及

$\hat{I}_2(f)$  為在第二測量位置「b」所測量到的第二時變輸入信號  $I_2(t)$  之傅立葉轉換函數。

當血壓脈波從人體的肱動脈移動至人體的橈動脈時，方程式(11)經過重新整理之後便可表示人體血壓脈波中的變化情形。明確地說，可以下面的動脈壓轉換函數來描述該等變化情形：

$$\hat{H}_{br}(f) = \frac{\hat{P}_b(f)}{\hat{P}_r(f)}, \quad (11a)$$

其中：

$\hat{H}_{br}(f)$  為肱動脈測量位置與橈動脈測量位置之間該輸入信號的動脈壓轉換函數；

$\hat{P}_b(f)$  為肱動脈測量位置處肱動脈時變血壓脈波波形  $P_b(t)$  的傅立葉轉換

函數；及

$\hat{P}_r(f)$ 係橈動脈測量位置處橈動脈時變血壓脈波波形  $P_r(t)$ 的傳立葉轉換函數。

第五圖為可將一已知物理現象轉換成一未知物理現象之物理系統，以及一用以測量該未知物理現象之未經校準裝置的概略圖。明確地說，第五圖中係以血壓脈波作為該物理現象。已知的物理現象為肱動脈血壓脈波  $P_b(t)$ ，利用一已校準之測量裝置(例如閉塞護套)便可測出。方程式(11a)所示的係肱動脈至橈動脈轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$ ，其可將該已知的肱動脈血壓脈波  $P_b(t)$  轉換成未知的橈動脈血壓脈波  $P_r(t)$ 。該未經校準之測量裝置可根據方程式(1)所定義的一未知比例常數  $K$  及一未知校準補償  $E_0$  將該未知的橈動脈血壓脈波  $P_r(t)$  轉換成未經校準之測量信號  $E_r(T)$ 。

應該瞭解的是，除非知道該等第一與第二測量位置之間的轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$ (例如肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$ )的至少一個頻率值，否則並無法決定出方程式(2)中的校準係數  $C_c$  及校準常數  $I_0$ 。

第六圖所示的係經過實驗所決定的肱動脈血壓脈波與橈動脈血壓脈波之間的肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  的頻率響應。如第六圖所示，該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  透露出該血壓脈波的傳導特徵係一共振系統。於共振系統中，相較於其它頻率處的其它頻率成份，接近共振頻率(也就是，接近該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  的峰值)的血壓脈波頻率成份會被放大。第六圖所示的肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  閣述的係在橈動脈測量位置處所測得之血壓脈波的各種頻率成份相對於在肱動

脈測量位置處所測得之血壓脈波的頻率成份的失真情形。

此外，第六圖所示的肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  還描繪出該系統其中一項有用的特徵。此項有用的特徵係，當頻率接近零值時，該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  會趨近於 1，以下面的方程式可以描述此情形：

$$\hat{H}_{br}(0) = \frac{\hat{P}_r(0)}{\hat{P}_b(0)} = \frac{\bar{P}_r}{\bar{P}_b} = 1 \text{ 或 } \bar{P}_b \approx \bar{P}_r \quad (12)$$

其中：

$\hat{H}_{br}(0)$  係頻率為零時該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $H_a(f)$  的數值；  
 $\hat{P}_b(0)$  係頻率為零時該時變肱動脈血壓脈波信號  $P_b(t)$  的傅立葉轉換函數的數值；  
 $\bar{P}_b$  係  $P_b(t)$  的平均值；  
 $\hat{P}_r(0)$  係頻率為零時該時變橈動脈血壓脈波信號  $P_r(t)$  的傅立葉轉換函數的數值；及  
 $\bar{P}_r$  係  $P_r(t)$  的平均值。

基本上，方程式(11a)及(12)意謂著橈動脈與肱動脈血壓脈波的平均血壓或 DC 成份相同。此聲明適用於本發明系統與方法的示範具體實施例所使用之人體大動脈(例如肱動脈及橈動脈)中。雖然通常無法知道該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$ ，不過大部份的情形中，當血壓脈衝經由該血管系統被傳送一段距離時，便可以方程式(12)提供接近零頻率時之血壓信號的頻率成份的振幅數值。根據本發明系統與方法的各種示範具體實施例會使用此資訊來校準一未經校準之血壓測量裝置。

一般而言，如果一般轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$  中有一個以上頻率成份( $f_1, f_2, \dots$ )具有已知或可決定之關係的話(如第六圖所示之肱動脈至橈動脈血壓脈波轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  於第五圖所示之系統中零值頻率成份的情形般)，那麼該些一個以上頻率成份( $f_1, f_2, \dots$ )便可使用方程式(12)決定出該轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$  中一個以上頻率成份( $f_1, f_2, \dots$ )之振幅數值。

針對第一測量位置「a」之已校準測量裝置所測得之輸入信號及第二測量位置「b」之未經校準之轉換器所產生之輸出信號，吾人可定義出一輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f) = K \hat{H}_{ab}(f)$ 。

對於具有一已知或可決定數值之轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$  的輸入信號及輸出信號的該等一個以上的頻率成份而言，例如「 $f_1$ 」頻率成份，該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f_1)$  的數值等於：

$$\hat{H}_{IO}(f_1) = K \hat{H}_{ab}(f_1). \quad (13)$$

其中：

$\hat{H}_{IO}(f_1)$  係該轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  在頻率  $f_1$  時的數值；

$K$  係比例常數(源自方程式(1))；及

$\hat{H}_{ab}(f_1)$  係該轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$  在頻率  $f_1$  時的數值。

就第五圖所示的系統而言，該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  則係壓電信號轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$ 。如上所述，就此系統而言，第一位置至第二位置轉換函數  $\hat{H}_{ab}(f)$  則係肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$ 。如第六圖及方程式(12)所示， $\bar{P}_r = \bar{P}_b$ 。因此就該肱動脈血壓脈波的 DC 成份及所產生的電氣信號而言，可將方程式(13)改寫成：

$$\hat{H}_{pv}(0) = K \hat{H}_{br}(0) = K. \quad (13a)$$

其中：

$\hat{H}_{pv}(0)$ 係頻率為零時該壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  的數值；

$K$  係比例常數(源自方程式(1))；及

$\hat{H}_{br}(0)$ 係頻率為零時該肱動脈至橈動脈血壓轉換函數  $\hat{H}_{br}(f)$  的數值。

如果用以預估該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  的技術無法預估相位角的話，那麼便必須從資料中指定  $K$  值的符號。大部份的情形中， $K$  值的符號都是正號，因為所測得的輸出信號  $O_2(t)$  係與已校準之輸入信號  $I_1(t)$  同相位。因此，當  $O_2(t)$  與  $I_1(t)$  同相位時：

$$K = \frac{|\hat{H}_{IO}(f_1)|}{|\hat{H}_{AB}(f_1)|}. \quad (14)$$

當  $O_2(t)$  相對已校準之輸入信號  $I_1(t)$  為反相時， $K$  便是負值。也就是：

$$K = \frac{|\hat{H}_{IO}(f_1)|}{|\hat{H}_{AB}(f_1)|}. \quad (15)$$

因為  $O_2(t)$  與時變成份  $o_2(t)$  及未知的零值頻率成份  $O_0$  有關，因此對於具有已知或可決定數值的頻率  $f$  而言，並無法從  $O_2(t)$  及  $I_1(t)$  之中決定出  $\hat{H}_{IO}(f_1)$ 。不過如果  $\hat{H}_{IO}(f)$  係一行為規律的頻率函數的話，便可以利用此項優點。針對接近具有已知或可決定數值之一個以上頻率成份( $f_1, f_2, \dots$ )的頻率而言，可以實驗方式決定出該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$ 。舉例而言，就壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  而言，可以實驗方式針對接近零值的頻率決定出該轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  的數值。就輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  而言，可藉由決定出接近  $f_1$  的頻率來預估該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f_1)$  的

$f_1$  頻率值。舉例而言，就壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  而言，可從該決定結果中預估零值頻率值。就壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  而言，或是就使用該零值頻率成份的任何其它轉換函數而言，加入  $O_0$  並不會對該信號的 AC 成份產生任何作用。所以第八圖係第七圖重繪之後的結果，其僅針對 AC 部份的分析結果。

從  $O_2(t)$  及  $I_1(t)$  之中決定出該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  係系統識別問題，其可利用各種技術來解決。一旦從該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  在  $f \approx f_1$  位置處預估值的絕對值中決定出  $K$  值之後，如方程式(3)所示，該校準係數  $C_c$  便等於  $K$  值的倒數。

取得校準係數  $C_c$  之後，如下面所述般，可利用該等被測得輸入信號平均值的預估值取得該補償輸入信號數值  $I_0$  的校準常數。就滿足方程式(12)的轉換函數(例如轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$ )而言，可將方程式(12)改寫成：

$$\bar{I}_1 = \bar{I}_2. \quad (16)$$

同樣地，可針對  $I_2$  及  $O_2$  將方程式(2)改寫成：

$$I_2 = C_C O_2 + I_0. \quad (17)$$

結合方程式(16)及(17)，並解出  $I_0$  可得到：

$$I_0 = \bar{I} - C_C \bar{O}_2. \quad (18)$$

因此就滿足方程式(12)的轉換函數(例如轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$ )而言，可以利用推導出來的校準係數  $C_c$ ，以及用以決定校準係數  $C_c$  的輸入信號平均值  $\bar{H}_1$  及  $\bar{H}_2$ ，來決定該補償輸入信號數值  $I_0$  的校準常數。

一般而言，利用頻率接近零的輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  為特徵所取得的實驗資料最容易以方程式(13)-(17)為基礎來決定校準係數  $C_c$ 。

目前有各種技術可從一輸入及輸出資料取樣中來特徵化轉換函數。一般而言，此等技術可能是參數型或非參數型轉換函數預估法。第九圖為該已校準之肱動脈血壓信號之時變成份  $p_1(t)$  的實驗資料關係圖。於第九圖所示的關係圖中，已經移除其平均值 DC 成份  $\hat{H}_1$ ，該成份等於 70mmHg。第十圖為該未經校準之橈動脈血壓信號之時變成份  $e_2(t)$  的關係圖。同樣地，於第十圖所示的關係圖中，已經移除其平均值 DC 成份  $\hat{H}_2$ ，該成份等於 0.33mV。第九圖與第十圖所示的信號係以每秒 250 次取樣的取樣速率所得到之數位化連續信號取樣結果。

非參數型技術一般都係基於將該等輸入與輸出時間函數轉換成頻域函數。經過數位化的資料最常用的轉換方式便是離散傅立葉轉換(DFT)。當該信號的時間長度等於 2 的乘幕時，便可利用快速傅立葉轉換(FFT)演算法有效地實現該離散傅立葉轉換。用以決定該預估輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  時，最常用的離散傅立葉轉換方法為：

$$\hat{H}_{IO}(f) = \frac{\text{DFT}\{E[o_2(t)o_2(t+\tau)]W(\tau)\}}{\text{DFT}\{E[o_2(t)i_1(t+\tau)]W(\tau)\}}, \quad (19)$$

其中：

$E[\dots]$  為統計期望值運算子；及

$W(\tau)$  為一視窗函數，舉例而言，漢明窗。

於此示範的具體實施例中，函數  $E[o_2(t)o_2(t+\tau)]$  係  $O_2(t)$  的自相關函數，而  $E[o_2(t)i_1(t+\tau)]$  則係  $o_2(t)$  與  $i_1(t)$  的交互相關函數。於方程式(19)中，以視窗函數  $W(\tau)$  乘以該等自相關及交互相關函數的作用係平坦化該等頻率預估值，其中頻率平坦程度係與該視窗函數的寬度成反比。

第十一圖所示的係利用第九圖與第十圖中的資料所取得之預估壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$  之絕對值。利用第十一圖中資料所提供的預估壓電轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$ ，可利用方程式(13a)推導出  $K$  值為 0.0172 伏/mmHg。當決定出  $K$  值之後，便可利用方程式(3)得出校準係數  $C_c$  為 58.1 mmHg/伏。當決定出校準係數  $C_c$  之後，便可利用方程式(4)或(18)得出校準常數  $I_0$  為 69.98mmHg。第十二圖所示的係該已校準之肱動脈血壓脈波  $P_1(t)$  的關係圖以及利用上述的校準係數  $C_c=58.1$  mmHg/伏來校準之後的橈動脈血壓脈波  $P_2(t)$  的關係圖。

其中一種用以決定轉換函數  $H(f)$  的參數型技術便係自回歸(AR)技術。於該自回歸技術中，可在複數  $z$  域中決定出由分數多項式所組成的轉換函數  $H(z)$ 。如下所示，該  $z$  域轉換函數  $H(z)$  的多項式分子的次方為  $N_b-1$ ，而多項式分母的次方為  $N_a$ ：

$$\hat{H}_{IO}(z) = \frac{\sum_{n=1}^{N_b} b_n z^{-(n-1)}}{1 + \sum_{n=1}^{N_a} a_n z^{-n}}. \quad (20)$$

根據最小平方法決定出該等係數  $a_n$  及  $b_n$  之後，該預估輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(z)$  便係最佳的多項式轉換函數。

$z$  轉換的特性係，僅需要利用減法便可從  $z$  轉換中找出傅立葉轉換。

$$z = e^{j2\pi f}. \quad (21)$$

第十三圖所示的便係利用減法運算，以方程式(20)中所述的自回歸模型為基礎(其中  $N_a = 2$  而  $N_b = 1$ )，以第九圖及 10 中的資料來決定該預估壓電轉換函數之絕對值  $|\hat{H}_{pv}(f)|$ 。針對  $\hat{H}_{pv}(f)$  改寫之後，可將方程式(21)及方程式(14)結合之後產生：

$$K = \hat{H}_{pv}(f=0) = \hat{H}_{pv}(z=1) = \frac{\sum_{n=1}^{N_b} b_n}{1 + \sum_{n=1}^{N_a} a_n}. \quad (22)$$

如第十三圖所示，當以方程式(22)為基礎(其中  $N_a = 2$  而  $N_b = 1$ )，利用該自回歸技術決定出該預估輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(z)$  之後， $K$  值便等於 0.0164 伏/mmHg。

在根據本發明之系統與方法的各種示範具體實施例中，可以利用參數型技術或非參數型技術決定出一預估轉換函數，用以校準該未經校準之感測器或轉換器。究竟應實現何種特殊技術主要係取決於應用範圍及欲校準之測量裝置。非參數型技術通常具有較多的運算，不過其比較適用於不非常明白該轉換函數本質的系統中。如果已經知道該系統之轉換函數的一般本質而且可以較低階的分數多項式來模型化該轉換函數的話，那麼參數型技術的運算效率會比較好。舉例而言，當利用第九圖與第十圖的資料為基礎來校準被放置在橈動脈上方的電子血壓計時，那麼利用二階的多項式函數(即  $N_a = 2$  而  $N_b = 1$ )便可以對該壓電轉換函數  $H_{pv}(f)$  在零值附近的頻率產生極佳的近似效果。

至此已經針對利用一示波型血壓護套監視器作為校準標準來校準一電子血壓計來說明根據本發明之系統與方法的一示範具體實施例。於各種其它示範具體實施例中，則可使用欲進行校準之其它體積式或壓力式轉換器來測量血壓，並且亦可使用該已校準之示波型血壓護套之外的已校準裝置。舉例而言，可將該電子血壓計放置在人體的腕部，其中該血壓計將會產生與該橈動脈血壓信號  $P_2(t)$  成正比的電氣信號  $E_2(t)$ 。電氣信號  $E_2(t)$  可能

是連續信號或離散信號。該血壓計所輸出的血壓信號具有一不變的平均值成份 $E_2$ ，其與該血壓計之電路、該平均測量橈動脈血壓以及該欲測量之動脈之平均全壁式壓力構成函數關係。

如上所述，於各種示範具體實施例中，該已校準之示波型血壓監視器係一充氣式閉塞護套，其可決定出肱動脈的最大血壓(收縮壓)、平均血壓以及最小血壓(舒張壓)。該些血壓測量結果都是利用動脈中全壁式血壓的時變變化所產生的。接著，該全壁式血壓中的該等時變變化便會造成該動脈的體積變化，並且經由上層組織傳送至皮膚表層，此處的充氣式閉塞護套便可藉由於其中產生壓力變動來響應該等體積變化。該充氣式閉塞護套中的壓力變動振幅以及該示波型血壓監視器的壓力信號都會與該充氣式閉塞護套的體積、該護套壓力與該動脈壓力(全壁式壓力)之間的差異、該動脈護壁的彈性、示波型血壓監視器的電氣特徵、該充氣式閉塞護套的頻率響應、該等上層組織、以及該充氣式連接器管材等因素有關。該示波型血壓監視器可以連續方式或離散方式來測量血壓。

當該等全壁式壓力的差異非常小的時候，該示波型血壓監視器所測得之血壓信號的形狀將會非常趨近於該動脈的內部血壓信號。當該等全壁式壓力的差異非常小的時候，用以測量血壓信號的技術便係熟知的體積描記測量法。如第十四圖所示，體積描記測量法係在示波型血壓測量循環結束之後才進行測量。如果將該等體積描記測量值數位化之後，便可利用各種裝置(舉例而言，一般用途電腦、個人電腦、微處理器、數位信號處理器、或任何等效的裝置或電路)於可能的縮放之後直接使用該等測量值來決定該校

準係數及該校準常數。如果該等體積描記測量值係類比數值的話，那麼便必須先利用類比數位轉換器將該等測量值數位化，方能使用該等經過數位化的測量值。藉由電子血壓計所測出的電氣信號  $E(t)$ ，便可以下面的方程式得出血壓  $P(t)$ ：

$$P(t) = C_{pv}E(t) + P_0 \quad (23)$$

其中：

$P(t)$  為人體之時變血壓；

$C_{pv}$  為一血壓至電壓轉換器之校準係數；

$E(t)$  為藉由感測該人體之時變血壓所產生的時變電氣信號；及

$P_0$  為該血壓至電壓轉換器之校準常數。

如上面就充氣式閉塞護套的說明般，利用非入侵式血壓(NIBP)監視器所測得的平均血壓、舒張壓及收縮壓便可取得該血壓至電壓校準係數  $C_{pv}$  以及血壓校準常數  $P_0$ 。

就體積描記測量法而言，如果平均血壓為  $\bar{P}$  的話，那麼該校準係數  $C_{pv}$  便是：

$$C_{pv} = \frac{P_s - P_d}{E_s - E_d}, \quad (24)$$

其中：

$P_s$  為人體的收縮血壓；

$P_d$  為人體的舒張血壓；

$E_s$  為對應於人體的收縮血壓  $P_s$  之時變電氣信號數值；及

$E_d$  為對應於人體的舒張血壓  $P_d$  之時變電氣信號數值。

因此利用方程式(23)便可得到校準常數  $P_0$ ：

$$P_0 = \bar{P} - C_{pv}\bar{E}. \quad (25)$$

第十五圖為根據本發明用以校準一未經校準感測器或轉換器之方法的示範具體實施例之流程圖。明確地說，在第十五圖所示的流程圖中，該未經校準之轉換器係位於欲感測之系統的第二位置 B 處，其係與位於欲感測之系統中先前已校準之校準感測器所在的第一位置 A 處分離。

如第十五圖所示，本方法的運作從步驟 S100 開始，一直進行到步驟 S110，其中會利用位於第一位置 A 處的已校準感測器，在欲利用該等已校準及未經校準之感測器進行感測之系統的週期性物理現象的至少一個完整循環中取得該物理現象的輸入數值  $I_1(t)$ 。接著在步驟 S120 中，可利用位於第二位置 B 處的未經校準之感測器，針對該系統的物理現象的至少一個完整循環中取得輸出信號  $O_2(t)$ 。一般而言，步驟 S110 及 S120 經常會同時進行，以便讓該欲被感測的系統在兩次的測量過程中處於相同的狀態。不過應該瞭解的係，步驟 S110 及 S120 未必非同時進行，只要在進行步驟 S110 及 S120 的時候，該欲被感測的系統能夠處於實質相同的狀態即可。接著該項運作便進入步驟 S130。

在步驟 S130 中會決定出輸入信號  $I_1(t)$  的平均值  $\bar{I}$  及輸出信號  $O_2(t)$  的平均值  $\bar{O}$ 。接著在步驟 S140 中，便會預估該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$ 。應該瞭解的係，可以利用參數型或非參數型方法來預估該預估輸入信號至輸出信號轉換函數。明確地說，可以使用任何已知或後來開發出來的方法來預估該預估輸入信號至輸出信號轉換函數。接著，在步驟 S150 中，

便可利用該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  的零頻率數值決定出 K 值。接著該項運作便進入步驟 S160。

在步驟 S160 中會決定出 K 值的符號。如上所述，如果所測得的輸出信號  $O_2(t)$  追隨輸入信號  $I_1(t)$  的話，K 值的符號便是正號。相反地，如果輸出信號  $O_2(t)$  與輸入信號  $I_1(t)$  反向的話，K 值的符號便是負號。如果知道該輸入信號至輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{IO}(f)$  的相位的話，便可輕易地決定出 K 值的符號。如果不知道該轉換函數的相位的話，那麼便必須先決定該輸入信號至輸出信號轉換函數的相位，方能決定出 K 值的符號。接著該項運作便進入步驟 S170。

在步驟 S170 中會對 K 值進行倒數運算以決定該校準係數  $C_c$ 。接著，在步驟 S180 中，便會根據已決定的校準係數  $C_c$ 、已決定的輸入信號平均值  $\bar{I}$  及輸出信號平均值  $\bar{O}$  來決定校準常數  $O_0$ 。接著便進入步驟 S190 結束該方法的運作。

第十六圖為用以確保針對該欲被感測的系統正確地校準位於該欲被感測的系統的第一位置 A 的已校準之第一感測器的方法之示範具體實施例的流程圖。如上所述，第十五圖所述的流程圖假設已針對該欲被感測的系統正確地校準該已校準之感測器。第十六圖中的方法可用以校準一感測器，因而可利用該感測器作為第十五圖所述方法中的已校準之感測器。

如第十六圖所示，本方法的運作從步驟 S200 開始，一直進行到步驟 S210，其中會利用位於該欲被感測的系統之第一位置 A 處的第一感測器，在至少第一時間  $t_1$  與第二時間  $t_2$  中取得欲於位置 A 處進行感測的物理現象

的輸入數值  $I_1(t)$ 。接著在步驟 S220 中，利用該第一感測器響應於該欲被感測的系統中該第一位置 A 處欲被感測的物理現象並且在至少第一時間  $t_1$  與第二時間  $t_2$  中從該第一感測器中產生或取得輸出信號  $O_1(t)$ 。接著在步驟 S230 中，可根據該欲被感測的物理現象的輸入數值  $I_1(t_1)$  及  $I_1(t_2)$  以及從位於該欲被感測的系統中該第一位置 A 處的感測器裝置中相應產生的輸出信號  $O_1(t_1)$  及  $O_1(t_2)$  來決定該第一感測器的校準係數  $C_c$ 。接著該項運作便進入步驟 S240。

在步驟 S240 中，可至少部份根據於步驟 S210 及 S220 中所決定的輸入數值  $I_1(t)$  及輸出信號  $O_1(t)$  分別決定出輸入信號  $I_1(t)$  的平均值  $\bar{I}$  及輸出信號  $O_1(t)$  的平均值  $\bar{O}$ 。接著，在步驟 S250 中，便會根據已決定的校準係數  $C_1$ 、已決定的輸入信號平均值  $\bar{I}$  及輸出信號平均值  $\bar{O}$  來決定校準常數  $O_1$ 。接著，在步驟 S260 中，便可以該等已決定的校準參數為基礎，針對該等輸入數值來縮放該等輸出數值。接著便進入步驟 S270 結束該方法的運作。

第十七圖為運用上面第十五圖與第十六圖所述之方法之示範具體實施例的流程圖，該方法可利用被放置在人體上的閉塞護套血壓感測器來校準一橈動脈血壓感測器(例如橈動脈血壓計)，以便感測肱動脈的血壓。明確地說，如第十七圖所示，本方法的運作從步驟 S300 開始，一直進行到步驟 S310，其中該閉塞護套本身會針對人體進行校準，以便利用本發明的系統及方法來校準該橈動脈血壓計。接著該項運作便進入步驟 S320。

應該瞭解的係，在步驟 S310 中可以使用任何已知或後來開發出來的方法或技術針對人體來校準該閉塞護套。因此，應該瞭解的係，如果已經針

對人體校準過該閉塞護套的話，或是如果已經藉由決定出此人體可運用的一般化校準參數而對該閉塞護套進行過一般性校準之後的話，便可省略步驟 S310。舉例而言，如果大部份的人體實質上皆具有相同的閉塞護套校準參數的話，那麼便可決定出任何人體皆可使用的一般化校準參數用以校準該閉塞護套，並且使用於本發明的系統與方法中，用以校準未經校準之橈動脈血壓計。

於步驟 S320 中，可膨脹收縮該閉塞護套，對環繞在人體上臂的閉塞護套進行加壓，使其壓力最高處於該人體肱動脈內舒張血壓之下。應該瞭解的係，該閉塞護套內的壓力未必非得接近該舒張壓。接著，在步驟 S330 中，可分別從該閉塞護套及該未經校準之肱動脈血壓感測器針對該血壓脈波的至少一個完整循環取得信號  $P_1(t)$  及  $E_2(t)$ 。接著，在步驟 S340 中，可分別決定出信號  $P_1(t)$  的平均值  $\bar{P}_1$  及  $E_2(t)$  的平均值  $\bar{E}_2$ 。接著該項運作便進入步驟 S350。

在步驟 S350 中，可以使用任何已知或後來開發出來可用以於頻域中預估轉換函數的參數型或非參數型技術來預估該血壓脈波至橈動脈感測器輸出信號轉換函數  $\hat{H}_{pv}(f)$ 。接著，在步驟 S360 中，可根據該血壓脈波至橈動脈感測器輸出信號轉換函數的零頻率值  $\hat{H}_{pv}(0)$  決定出 K 值。接著，在步驟 S370 中，可如步驟 S160 所述的方式決定出 K 值的符號。接著該項運作便進入步驟 S380。

在步驟 S380 中，會對 K 值進行倒數運算以決定該未經校準之橈動脈感測器的校準係數  $C_c$ 。接著，在步驟 S390 中，便會根據已決定的校準係數

Cc、已決定的肱動脈血壓平均值  $\bar{P}_1$  及橈動脈感測器輸出信號平均值  $\bar{E}_2$  來決定該未經校準之橈動脈感測器的校準常數  $P_0$ 。接著便進入步驟 S400 結束該方法的運作。

第十八圖為根據本發明之感測器校準系統的示範具體實施例之方塊圖。如第十八圖所示，該感測器校準系統 100 係透過連接線 210 被連接至一已校準輸入信號感測器 200，並且透過連接線 310 被連接至一未經校準之輸入信號感測器 300。每個該等已校準之輸入信號感測器 200 及未經校準之輸入信號感測器 300 都會被黏貼至一具有欲感測之物理現象的系統之上。明確地說，該已校準之輸入信號感測器 200 係被連接至第一位置 A 處的系統之上，而該未經校準之輸入信號感測器 300 則係被黏貼至第二位置 B(其與第一位置 A 係分開的)處的系統之上。

該感測器校準系統 100 包括一輸入輸出介面 110，用以在連接線 210 及 310 之上輸入該等信號；一控制器 120；一記憶體 130；一平均值決定電路或例行程式 140；一預估轉換函數決定電路或例行程式 150；以及一校準參數決定電路或例行程式 160，各部份都係利用一控制及/或資料匯流排 170 相互連接。記憶體 130 包括一信號部 132、一平均值部 134、一預估轉換函數部 136 以及一校準參數部 138。

該信號部 132 會儲存每個該等已校準之輸入信號感測器 200 及未經校準之輸入信號感測器 300 所輸出之該欲被感測之週期性物理現象的一個以上完整循環。該平均值部 134 會儲存該平均值決定電路或例行程式從接收自該已校準之輸入信號感測器 200 及/或該未經校準之輸入信號感測器 300 的

信號中所決定的平均值。該預估轉換函數部 136 會儲存該預估轉換函數決定電路或例行程式 150 所產生的預估轉換函數。該校準參數部 138 會儲存該未經校準之輸入信號感測器 300 之校準參數決定電路或例行程式所決定的校準係數及校準常數。該校準參數部 138 亦會儲存該已校準之輸入信號感測器 200 之感測器校準系統所決定的校準參數。或者，該校準參數部 138 亦可儲存該已校準之輸入信號感測器 200 之預設的校準參數。

一般而言，在該感測器校準系統 100 的控制器 120 之控制下，一個以上的已校準之輸入信號感測器 200 及未經校準之輸入信號感測器 300 會從該欲被感測之系統的已感測物理現象中產生輸出信號。該些輸出信號會由該等一個以上的已校準之輸入信號感測器 200 及/或未經校準之輸入信號感測器 300 分別透過連接線 210 及/或 310 提供給輸入輸出介面 110。輸入輸出介面 110 會在控制器 120 的控制下將該等信號儲存在記憶體 130 的信號部 132 之中。接著，在控制器 120 的控制下，便可將被儲存於信號部 132 之中的信號輸出給平均值決定電路或例行程式 140。該平均值決定電路或例行程式 140 則會決定出源自每個該等已校準之輸入信號感測器 200 及未經校準之輸入信號感測器 300 之信號的平均值。接著，在控制器 120 的控制下，便可將該平均值決定電路或例行程式所決定的平均值儲存在平均值部 134 之中。

同樣在控制器 120 的控制下，便可將被儲存於信號部 132 之中的信號提供給預估轉換函數決定電路或例行程式，該電路或例行程式可以使用任何已知或後來開發出來的參數型或非參數型轉換函數預估技術或演算法從該

等輸入信號中決定出一預估轉換函數  $\hat{H}_{10}(f)$ 。接著，在控制器 120 的控制下，便可將該預估轉換函數儲存在預估轉換函數部 136 之中。應該瞭解的係，該預估轉換函數決定電路 150 可獨立運作，或是與平均值決定電路 140 同時運作。

接著，在控制器 120 的控制下，校準參數決定電路或例行程式 160 便會輸入被儲存於該預估轉換函數部之中的預估轉換函數部，並且擷取出該預估轉換函數中預期的頻率成份(例如零頻率成份)作為 K 值。接著，該校準參數決定電路或例行程式 160 便會對 K 值進行倒數運算以決定該校準係數  $C_c$  的數值。接著，該校準參數決定電路或例行程式 160 便會根據已決定的校準係數  $C_c$ 、該未經校準之輸入信號感測器 300 所輸出之輸出信號的平均值、以及從該已校準之輸入信號感測器 200 所輸出之輸出信號中所取得之該物理現象的平均值來決定該校準常數  $O_0$ 。由該校準參數決定電路或例行程式 160 所決定的未經校準之感測器 300 的校準參數則會被儲存在校準參數部 138 之中。

應該瞭解的係，如果基於任何其它理由必須針對該系統所在之特殊位置 A 來校準該已校準之輸入信號感測器 200 的話，那麼該校準參數決定電路或例行程式 160 便可執行該項運作。明確地說，在控制器 120 的控制下，該已校準之輸入信號感測器 200 可運作以產生能夠用以校準該已校準之輸入信號感測器(參照第十七圖及其相關說明)的信號值。該些信號係透過輸入/輸出介面 110 進行輸入，並且會在控制器 120 的控制下被儲存於信號部 132 之中。接著該校準參數決定電路或例行程式 160 便會產生該已校準之輸入

信號感測器 200 的校準係數  $C_{CI}$  及該已校準之輸入信號感測器 200 的校準常數  $I_1$ 。

於各種示範具體實施例中，可於一程式化之一般用途電腦之上來實現第十八圖所示的感測器校準系統 100。不過，亦可於下面的裝置之上來實現感測器校準系統 100：一特殊用途電腦、一程式化之微處理器或微控制器、週邊積體電路元件(例如 ASIC 或其它積體電路)、一數位信號處理器、一硬接線式電子電路或邏輯電路(例如離散元件電路)、一可程式化邏輯裝置(例如 PLD、PLA、FPGA 或 PAL)、或類似的裝置。一般而言，可以使用任何的裝置來實現感測器校準系統 100，只要能夠實現一有限狀態機並且進而能夠實現第十五圖至第十七圖中所示的流程圖即可。

應該瞭解的係，第十八圖所示的每個電路都可以實現成一合宜的程式化一般用途電腦。或者，第十八圖所示的每個電路都可以實現成下面的裝置：ASIC 中的實體分離硬體電路、FPGA、PDL、PLA、PAL、或是使用離散邏輯元件或離散電路元件。第十八圖所示的每個電路究竟應該採用何種特殊型式係一項設計選項，對於熟習本技術之人士來說，相當的容易且有跡可循。

再者，可以軟體(其係在一程式化之一般用途電腦、一特殊用途電腦、一微處理器或類似的裝置之中被執行)來實現該感測器校準系統 100。此例中，該感測器校準系統 100 可實現成為一內建於一感測器系統之中的例行程式、實現成為一駐存在伺服器中的資源或類似的型態。該感測器校準系統 100 亦可以實體合併於軟體及/或硬體系統中的方式來實現。

第十八圖中的記憶體 130 可以利用可修改(揮發性或非揮發性)記憶體、不可修改(或固定)記憶體的任何適當組合方式來實現。該可修改(不論是揮發性或非揮發性)記憶體則可利用任何一個以上的靜態或動態 RAM、一磁碟片及磁碟機、一可寫入或可覆寫光碟片及光碟機、一硬碟機、快閃記憶體或類似的記憶體來實現。同樣地，該不可修改(或固定)記憶體則可利用任何一個以上的 ROM、PROM、EPROM、EEPROM、一 ROM 光碟機(例如 CDROM 或 DVD-ROM 光碟片及光碟機)或類似的記憶體來實現。

該等連接線 210 及 310 可能是任何已知或後來開發出來的裝置或系統，用以分別將感測器 200、300 連接至該感測器校準系統 100，其包括公眾交換電話網路連接線、直接式纜線連接線、廣域網路或區域網路連接線、企業內部網路連接線、網際網路連接線、或任何其它分散式處理網路或系統連接線。另外，應該瞭解的係，就用以分別將感測器 200、300 連接至該感測器校準系統 100 的連接線 210 及 310 中每條連接線而言，每個此等連接線中至少其中一部份可能是有線連接或無線連接。一般而言，該等連接線 210 及 310 可能是任何已知或後來開發出來的連接系統，其可用以將掃描器 100 連接至掃描圖像登錄系統 200。

雖然已經配合上述的特定具體實施例對本發明加以說明，不過對於熟習本技術之人士而言，仍然可輕易地進行各種替換、修改或變更。因此，前面所述之本發明的較佳具體實施例僅供解釋用途，而非予以限制。在不脫離下面申請專利範圍所界定之本發明的精神與範疇下，可進行各種變更。

【圖式簡單說明】

第一圖為一用以測量物理現象之未經校準裝置之示範具體實施例之概略圖；

第二圖為一用以校準第一圖之未經校準裝置之系統的示範具體實施例之概略圖；

第三圖所示的係人體血管系統中不同位置之間的血壓信號差異與時間延遲之關係圖；

第四圖為於一系統中其中一位置處測量一物理現象所產生的信號與於該系統中第二位置處測量該物理現象所產生的第二信號之間的關係圖，其中該第二信號的校準方式係將該第二信號的最大值及最小值與該第一信號的最大值及最小值進行匹配；

第五圖為可將一已知物理現象轉換成一未知物理現象之物理系統，以及一用以測量該未知物理現象之未經校準測量裝置之示範具體實施例的概略圖；

第六圖為該肱動脈至橈動脈轉換函數之強度與頻率之函數關係圖；

第七圖為以該已校準裝置所測量到的輸入信號與該未經校準裝置所產生的輸出信號之間的輸入信號/輸出信號轉換函數為基礎之該未經校準測量裝置之示範具體實施例的概略圖；

第八圖為第七圖針對非零值頻率信號成份重繪而成的示意圖；

第九圖為於欲被測量之系統的第一位置處所測量到的校準輸入信號之關係圖，該圖中已經移除零值頻率成份；

第十圖為於欲被測量之系統的第二位置處所測量到的未經校準測量裝置之輸出信號之關係圖，該圖中已經移除零值頻率成份；

第十一圖為以第九圖及第十圖之關係圖為基礎，顯示第七圖及第八圖中所示之輸入信號/輸出信號轉換函數之關係圖；

第十二圖為經過本發明的系統及方法進行校準之後，利用該已校準裝置於該系統的第一位置處所測量到的輸入信號數值與於第二位置處該裝置所測量到的輸入信號值之間的關係圖；

第十三圖為利用低階 ARX 模型所取得之預估輸入信號/輸出信號轉換函數之關係圖；

第十四圖為血壓測量系統所感測到之壓力的血壓與時間，以及動脈血壓脈衝的血壓與時間關係圖；

第十五圖為根據本發明用以校準一未經校準感測器或轉換器之方法的示範具體實施例之流程圖；

第十六圖為一種校準方法的示範具體實施例之流程圖，其可用以確保能夠針對該系統讓第十五圖流程圖中所使用的已校準感測器裝置被正確地校準；

第十七圖為根據本發明之校準方法的示範具體實施例之流程圖，其可用以相對於人體的肱動脈來校準一血壓閉塞護套，並且可利用該經過校準之閉塞護套來校準一未經校準之橈動脈血壓感測器；及

第十八圖為根據本發明用以校準一未經校準之感測器或轉換器的示範系統之方塊圖。

[主要元件符號對照說明]

O…電壓

K…比例常數

I…壓力

$O_0$ …常數

100…感測器校準系統

110…輸入輸出介面

120…控制器

130…記憶體

132…信號部

134…平均值部

136…預估轉換函數部

138…校準參數部

140…平均值決定電路或例行程式

150…預估轉換函數決定電路或例行程式

160…校準參數決定電路或例行程式

170…控制及/或資料匯流排

200…已校準輸入信號感測器

210、310…連接線

300…未經校準之輸入信號感測器

## 伍、中文發明摘要：

本發明提供一種以另一已知校準信號校準失真信號之系統及方法，利用位於與一物理現象相關之第二位置處之已校準感測器來校準位於與一物理現象相關之第一位置處之未經校準感測器(其與該已校準感測器係隔離的)，本發明並且提供一種與第二位置處之物理現象相關的頻域轉換函數給該未經校準感測器的輸出。

## 陸、英文發明摘要：

An uncalibrated sensor located at a first location relative to a physical phenomenon is calibrated using a calibrated sensor spaced away from the uncalibrated sensor at a second location relative to the physical phenomenon and a frequency-domain transfer function that relates the physical phenomenon at the second location to the output of the uncalibrated sensor.

柒、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（一）圖。

(二)本代表圖之元件代表符號簡單說明：

O…電壓

K…比例常數

I…壓力

$O_0$ …常數

捌、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

## 拾、申請專利範圍：

1. 一種用以校準一未經校準之感測器之方法，包括：

利用一已校準之感測器於第一位置處感測一時變物理現象，以便決定出該時變物理現象的輸入波形；

利用一未經校準之感測器於第二位置處感測該時變物理現象，該經校準之感測器會輸出一輸出波形對應該第二位置處的時變物理現象；

根據該等輸入與輸出波形決定出一頻域轉換函數，其係關於該輸出波形至該輸入波形；

根據該已決定之頻域轉換函數決定出該未經校準之感測器的校準係數；及

根據該已決定的校準係數、該輸入波形及該輸出波形決定出該未經校準之感測器的校準常數，其中該已決定之校準係數及該已決定之校準常數可針對第二位置處的時變物理現象校準該未經校準之感測器。

2. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該時變物理現象係血壓。
3. 如申請專利範圍第 2 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該已校準之感測器係一已校準之示波型血壓監視器。
4. 如申請專利範圍第 2 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該未經校準之感測器係一血壓計。
5. 如申請專利範圍第 4 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該血壓計係一電子式血壓計。
6. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該

其中決定該未經校準之感測器的校準常數包括根據該校準係數、該輸入波形的平均值及該輸出波形的平均值來決定該校準常數。

12. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該根據該等輸入與輸出波形決定出一頻域轉換函數用以將該輸出波形與該輸入波形進行關聯包括：

取得每個該等輸入與輸出波形的至少一個完整波形；

在對應該頻域轉換函數的複數  $Z$  域中決定出一預估轉換函數，該預估轉換函數具有複數個參數；

決定出該等參數的數值，讓該預估  $Z$  域轉換函數與針對該等輸入與輸出波形中至少一個完整波形所獲得的轉換函數相稱；及

將該相稱的  $Z$  域轉換函數轉換成頻域轉換函數。

13. 如申請專利範圍第 12 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，進一步包括：

決定出該預估頻域轉換函數具有一可決定數值的頻率；及

將該已決定之頻率轉換成等效的  $Z$  域數值。

14. 如申請專利範圍第 13 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，進一步包括：

根據等效的  $Z$  域數值以及該預估  $Z$  域轉換函數之參數的已決定數值決定出該校準係數。

15. 如申請專利範圍第 12 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中定義該預估  $Z$  域轉換函數包括定義該預估  $Z$  域轉換函數的多項式分子與

18. 一種用以校準一電子式血壓計之方法，包括：

利用一已校準之示波型血壓監視器來測量一肱動脈血壓，以產生一

已校準之示波型血壓信號；

利用一未經校準之電子式血壓計來測量一橈動脈血壓，以產生一電  
壓信號；

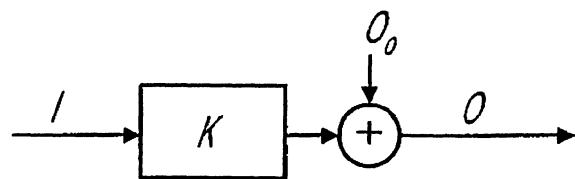
根據該已校準之示波型血壓信號以及該未經校準之電子式血壓計  
的電壓信號決定出一頻域壓電轉換函數；

根據該頻域壓電轉換函數決定出該未經校準之電子式血壓計的校  
準係數；

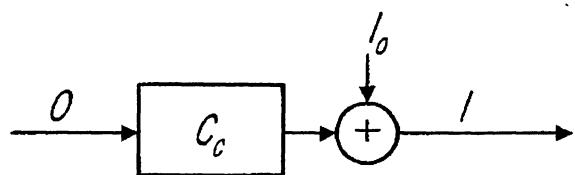
根據該已決定之校準係數、該已校準之示波型血壓信號及該電壓信號決  
定出該未經校準之電子式血壓計的校準常數，其中該已決定之校準係數  
及該已決定之校準常數可針對該橈動脈血壓來校準該未經校準之電子式  
血壓計。

I232290

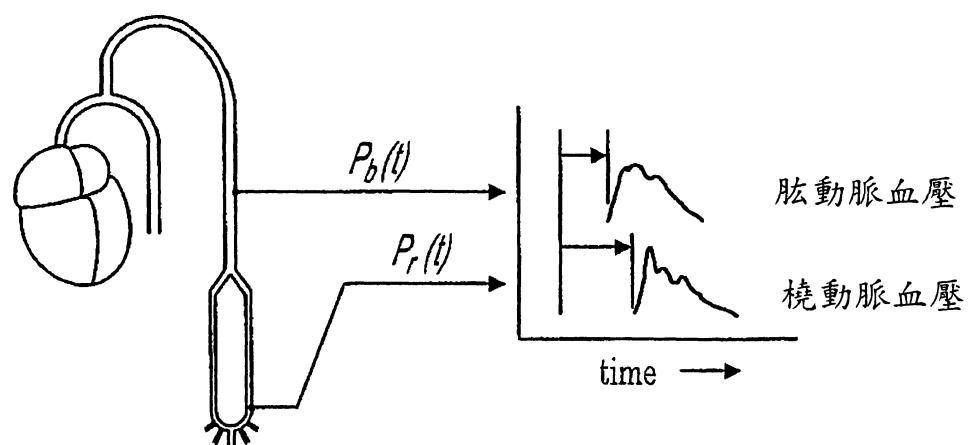
p2104636



第一圖

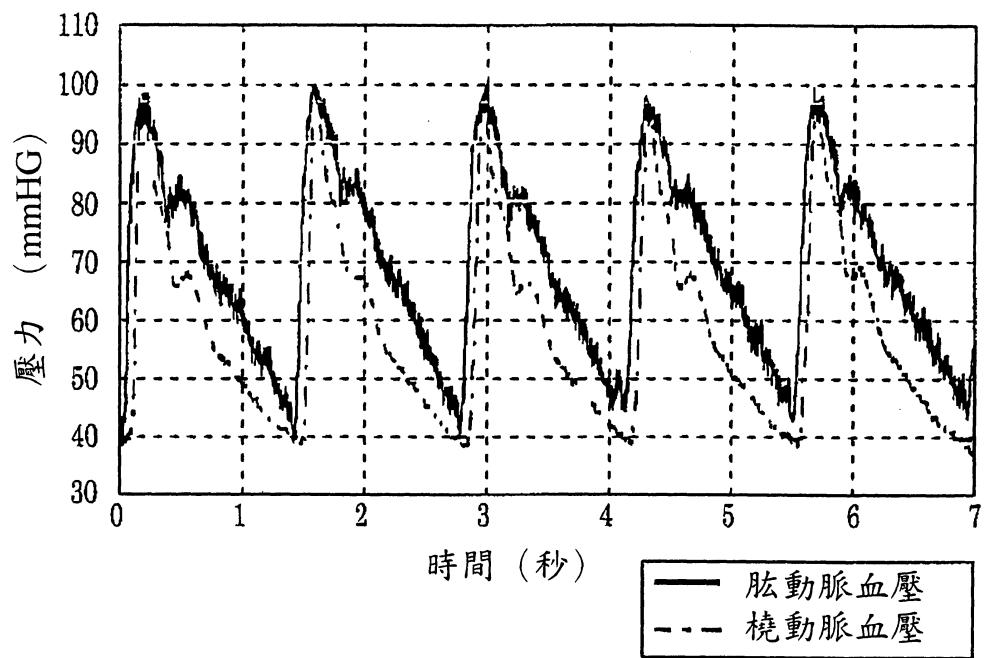


第二圖

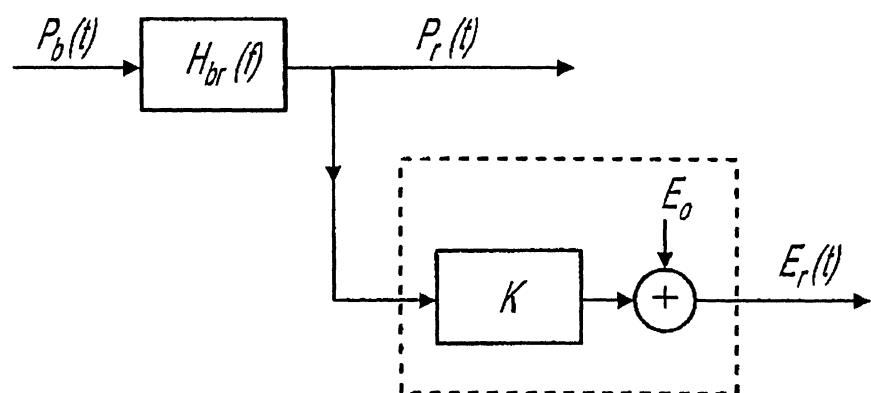


第三圖

I232290

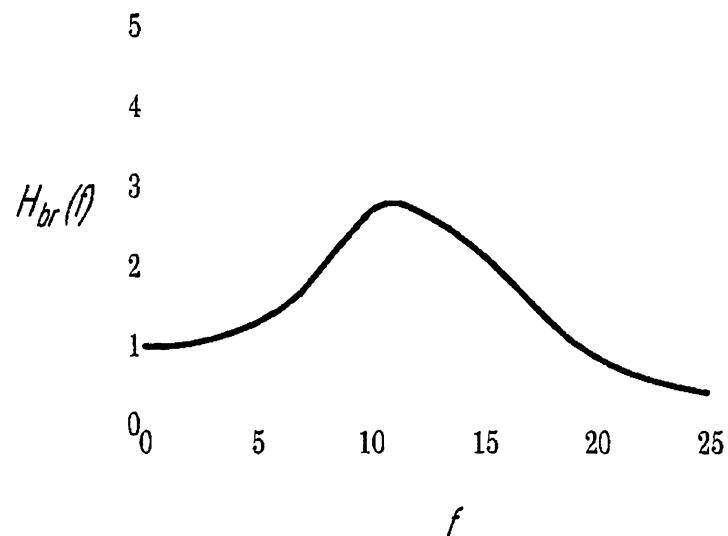


第四圖

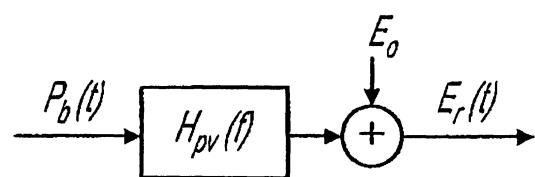


第五圖

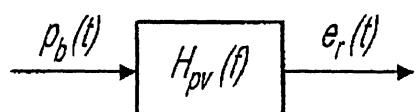
I232290



第六圖

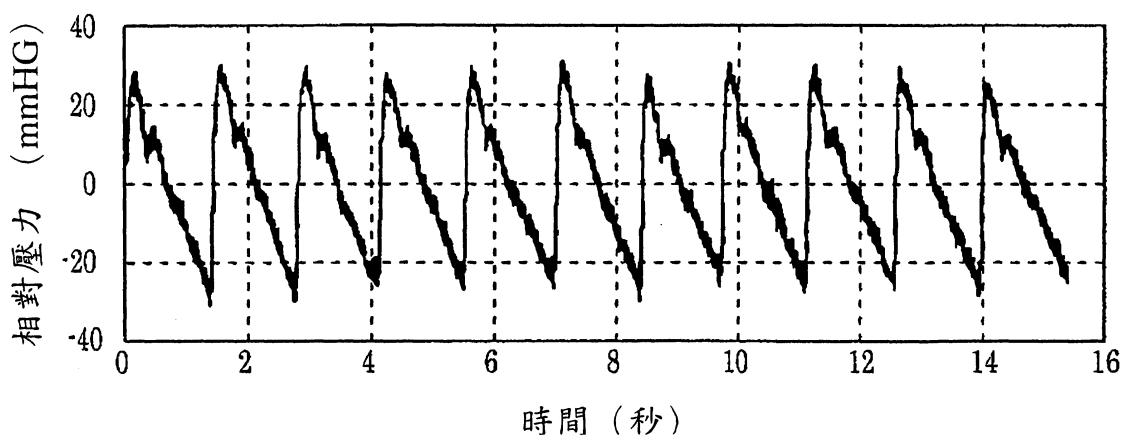


第七圖

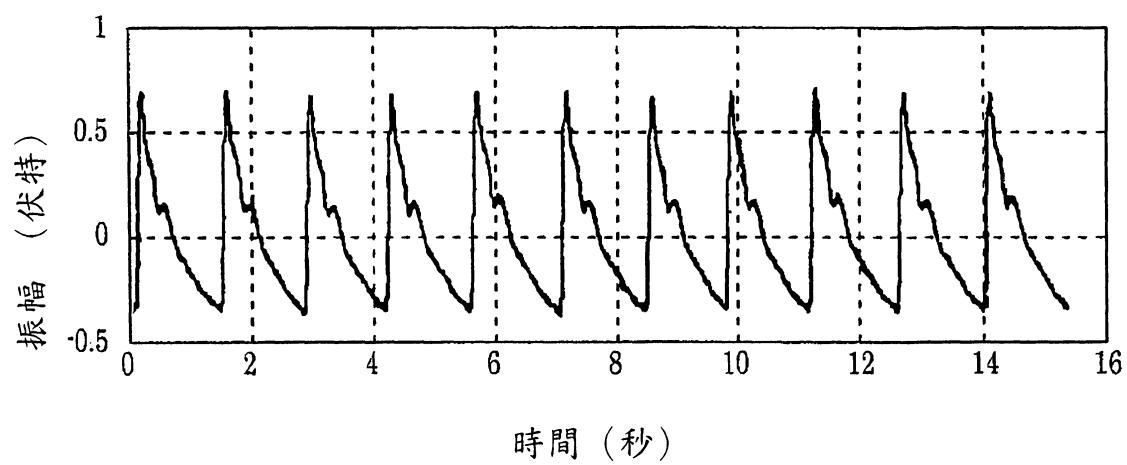


第八圖

I232290

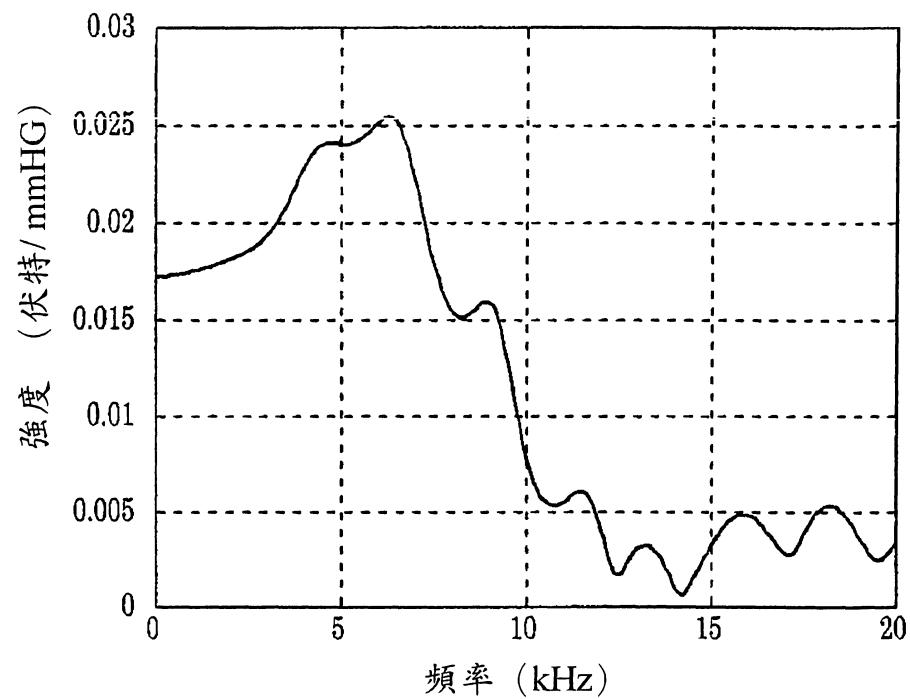


第九圖

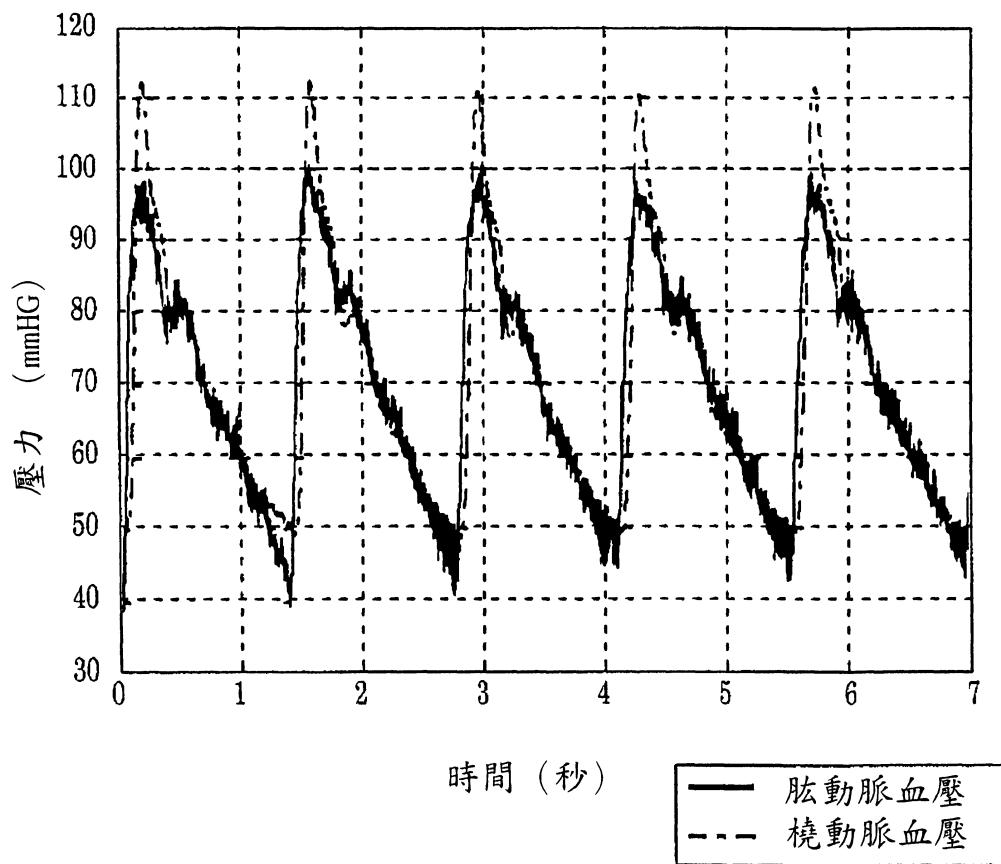


第十圖

I232290

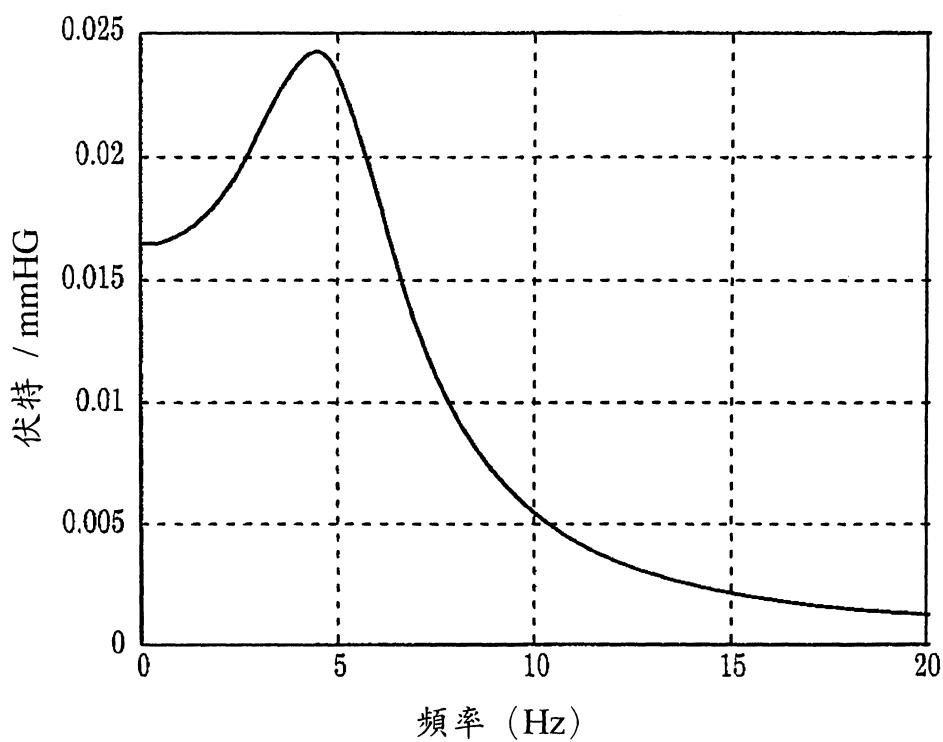


第十一圖

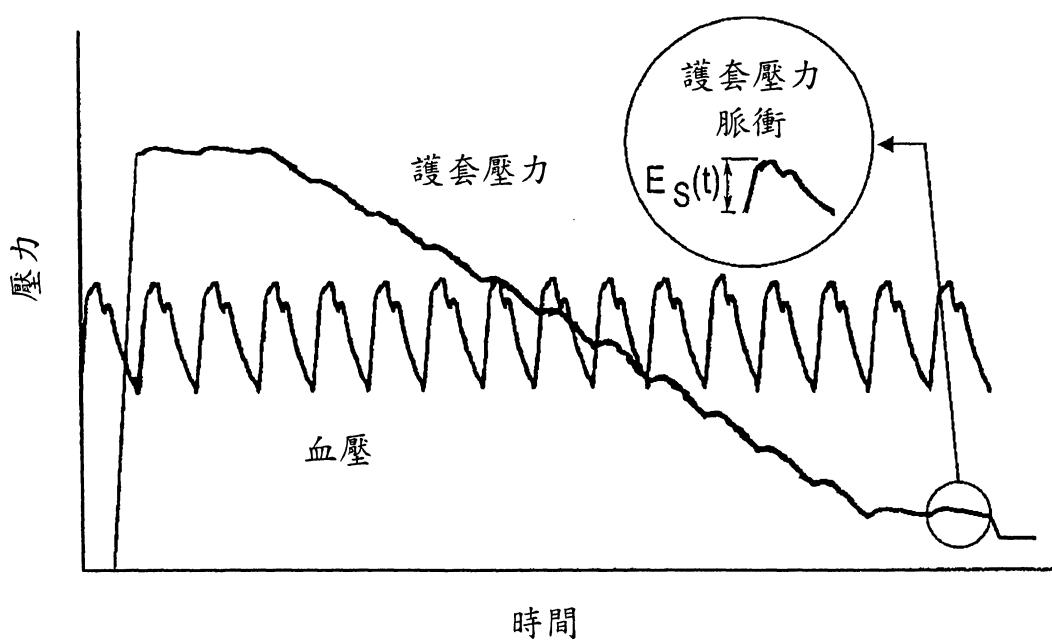


第十二圖

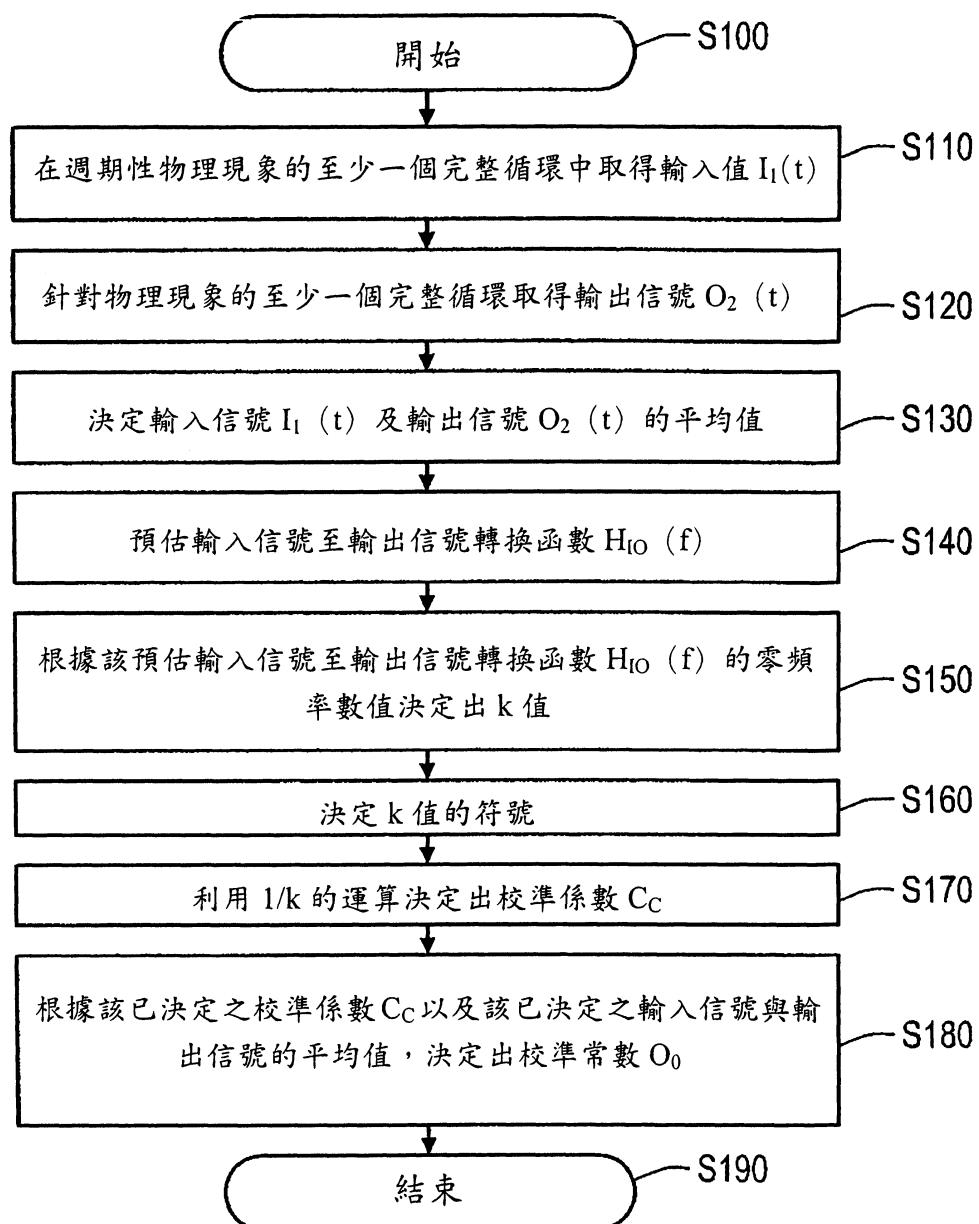
I232290



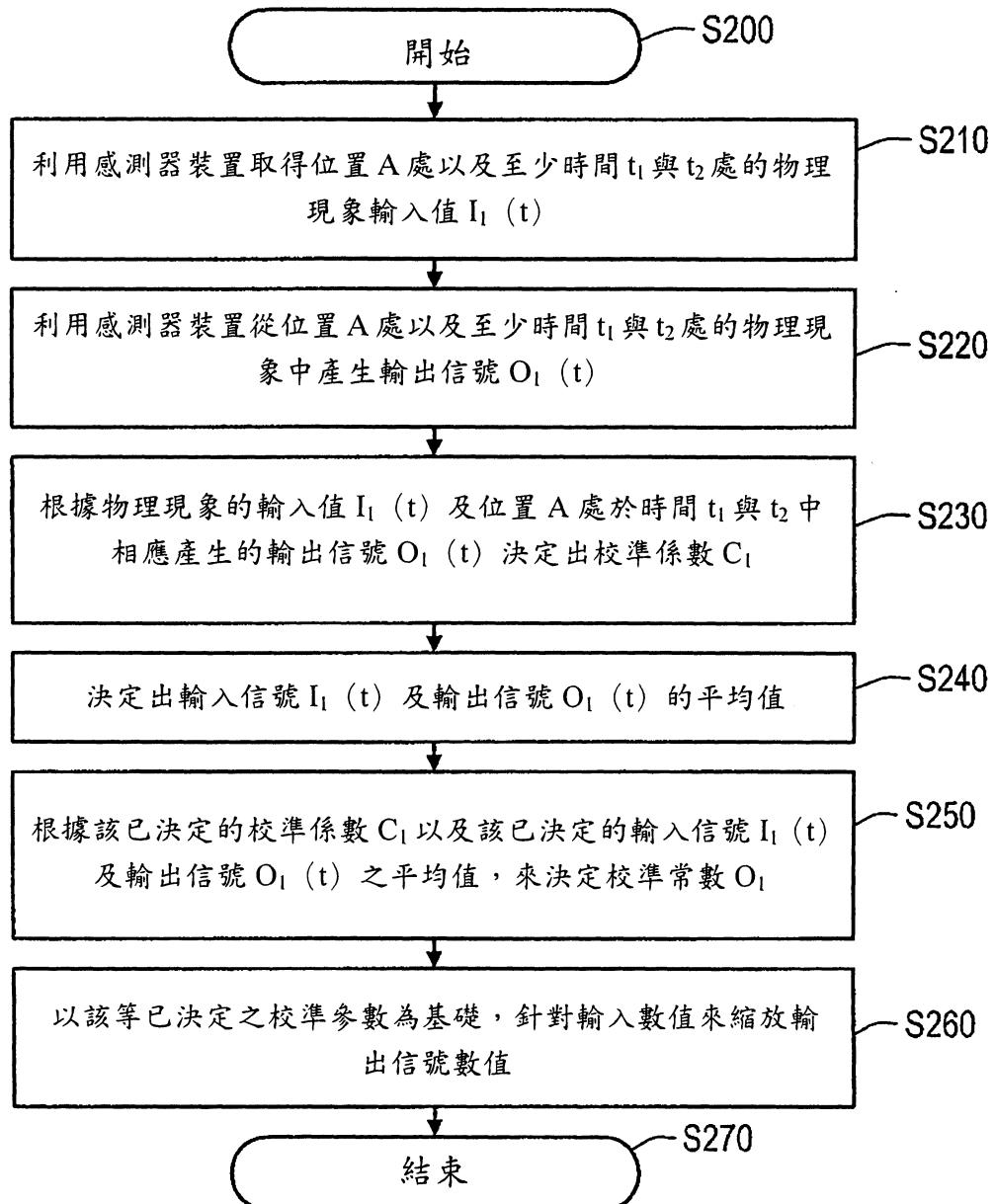
第十三圖



第十四圖



第十五圖

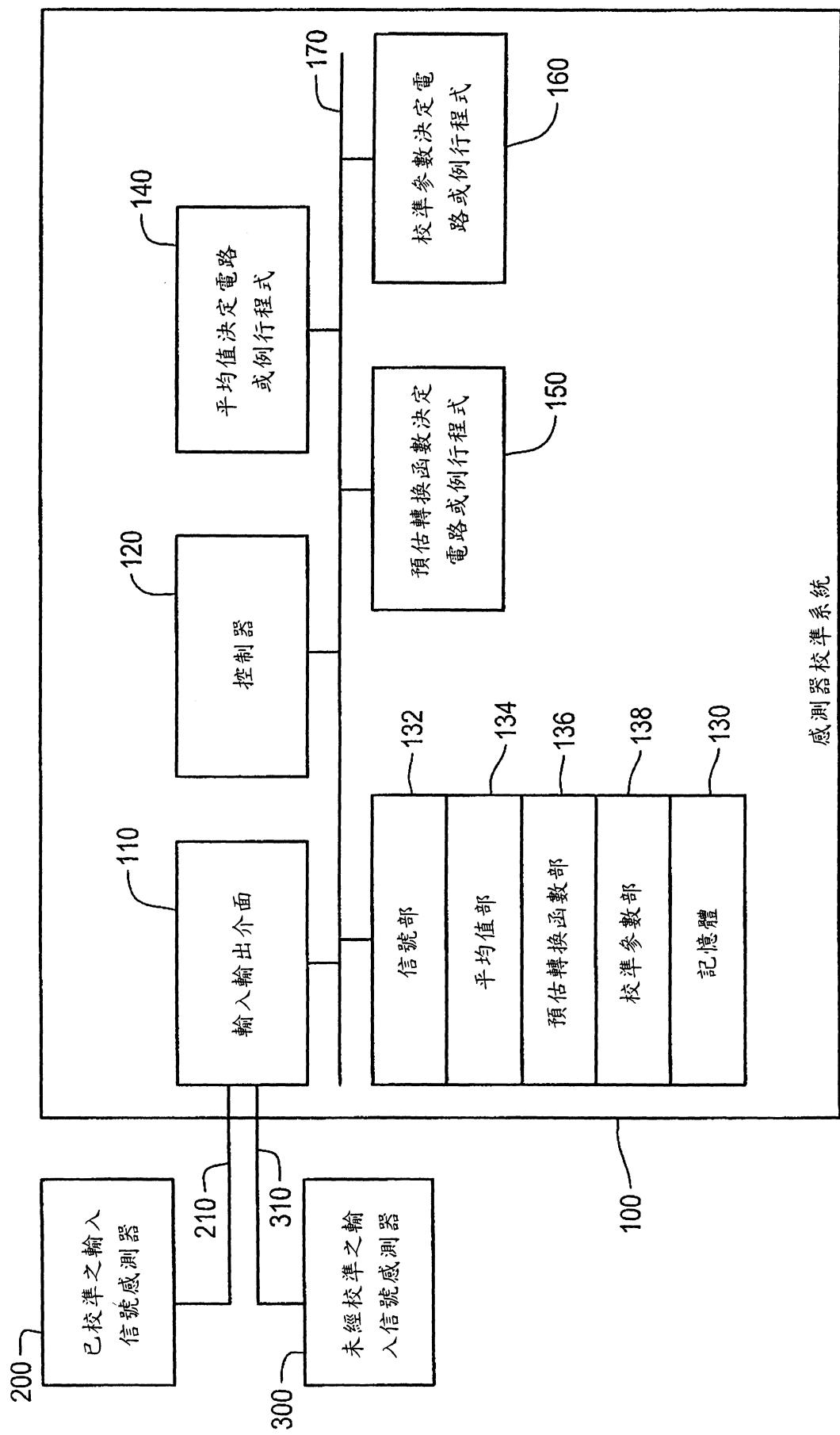


第十六圖



第十七圖

I232290



第十八圖

公告本

修正  
年  
正  
月  
93.  
6.25  
換  
頁  
日

I232290

## 發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：92104636

※申請日期：92-03-05 ※IPC分類：G01D 18/00 A61B 5/021

### 壹、發明名稱：(中文/英文)

以另一已知校準信號校準失真信號之系統及方法/Systems and Methods  
for Calibrating a Distorted Signal with Another Signal of Known  
Calibration

### 貳、申請人：(共1人)

#### 姓名或名稱：(中文/英文)

日商柯林醫學科技股份有限公司/Colin Medical Technology Corporation

代表人：(中文/英文) 中山 憲治/NAKAYAMA, KENJI

#### 住居所或營業所地址：(中文/英文)

日本國愛知縣小牧市林 2007 番一/2007-1, Hayashi, Komaki-shi,  
Aichi-ken, Japan

國籍：(中文/英文) 日本/JAPAN

### 參、發明人：(共2人)

#### 姓名：(中文/英文)

1. 哈利·賀伯·皮爾三世 Harry Herbert PEEL, III (死亡) 遺產管理

人：凱彌莎·梅·安潔爾·皮爾

2. 凱士·艾倫·巴特爾斯/Keith Alan BARTELS

#### 住居所地址：(中文/英文)

1. 美國德州 78218 聖安東尼奧市歐克維爾農場路 36 號(遺產管理人之住所)/36 Oakwell Farms Parkway, San Antonio, Texas 78218, U.S.A.

2. 美國德州 78209 聖安東尼奧市派克路 231 號/231 Pike Road, San Antonio, Texas 78209, U.S.A.

#### 國籍：(中文/英文)

1. 2. 美國/U. S. A.

在部份類型的測量方式中，不論使否經過校準，該測量裝置的感測器或轉換器都無法直接測量到欲被測量之現象。舉例而言，吾人並無法藉由測量血管壁之上的壓力直接測量到血管中之全壁式壓力變化。取而代之的是，可能會使用間接的測量方式來測量血管傳送至其上方的皮膚表面的血壓脈波。就間接測量而言，校準一未經校準之裝置時將會取決於該測量裝置之感測器或轉換器的測量特性，並且取決於該測量裝置之感測器或轉換器耦合至欲被測量之現象的方式。因此，進行間接測量時通常都會在該未經校準之測量裝置被間接耦合至欲被測量之現象之後，要求針對一已校準之信號來校準該未經校準之測量裝置。

校準過程可能包括利用一未經校準之測量裝置及一已校準之測量裝置同時測量該現象，以便能夠讓該等兩個裝置針對該現象幾乎同時獲得兩個以上的數值。應該瞭解的是，「幾乎同時」的意義涵蓋在該傳導延遲範圍內於該等兩個位置處同時進行測量，使其具有相同的輸入信號。不過該詞亦涵蓋於兩個不同時間進行測量，該等兩個時間的差異可能相差數分鐘、相差數小時、甚至相差數天，只要其符合數項條件即可。

詳言之，該等兩次測量可以分隔任意的間距，只要欲被測量之系統於該等兩次測量之間並未發生明顯改變即可。舉例而言，現實生活中有許多動態機械式、液壓式、氣動式、電氣式及化學式系統，都會遭遇到會讓此等系統的長時間動態響應發生變化及/或漂移的老化、磨耗及類似問題。此等系統亦會遭遇到會讓此等系統的動態響應發生長時間變化的輸入。也就是，此等系統通常僅能在有限的時間間隔中維持穩定，但是間隔較長時便

已校準之感測器對於第一位置處的時變物理現象具有一已知的頻率與振幅響應。

7. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中根據該等輸入與輸出波形來決定該頻域轉換函數包括根據該等輸入與輸出波形決定一預估頻域轉換函數。

8. 如申請專利範圍第 7 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中根據該已決定之頻域轉換函數來決定該未經校準之感測器的校準係數包括：

決定出該預估頻域轉換函數在用以將該輸入波形與第二位置處該時變物理現象之第二輸入波形進行關聯的第二頻域轉換函數具有一可決定數值的頻率處的數值；

根據該預估頻域轉換函數在該頻率處的數值以及該第二頻域轉換函數之該可決定數值定出該校準係數。

9. 如申請專利範圍第 8 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該頻率為零。

10. 如申請專利範圍第 9 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中該第二頻域轉換函數在頻率為零時的數值為 1。

11. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，進一步包括：

決定該輸入波形的平均值；及

決定該輸出波形的平均值；

多項式分母，其中該預估  $Z$  域轉換函數具有下面的型式：

$$H_{IO}(z) = \frac{\sum_{n=1}^{N_b} b_n z^{-(n-1)}}{1 + \sum_{n=1}^{N_a} a_n z^{-n}}$$

其中多項式分子的次方為  $N_b - 1$ ，而分母的次方為  $N_a$ ，而該等複數個參數則係該等係數  $a_n$  及  $b_n$ 。

16. 如申請專利範圍第 1 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，進一步包括針對第一位置處的時變物理現象校準第二未經校準之感測器以得到該已校準之感測器，因此一但對該第二未經校準之感測器進行校準之後，便可作為該已校準之感測器。

17. 如申請專利範圍第 16 項之用以校準一未經校準之感測器之方法，其中針對第一位置處的時變物理現象校準該第二未經校準之感測器包括：取得該第一位置處的時變物理現象之輸入波形於至少第一時間與第二時間中的數值；

取得該第二未經校準之感測器對應於該第一位置處的時變物理現象所輸出之第二輸出波形於至少第一時間與第二時間中的數值；根據該等輸入與輸出波形之至少第一時間與第二時間所取得的數值，針對該第一位置處之時變物理現象決定出第二未經校準之感測器的第二校準係數；及

根據該已決定的第二校準係數、該輸入波形及該第二輸出波形決定出該第二未經校準之感測器的校準常數，其中該已決定之第二校準係數及該已決定之第二校準常數可針對第一位置處的時變物理現象來校準該第二未經校準之感測器。