



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201028126 A1

(43)公開日：中華民國 99 (2010) 年 08 月 01 日

(21)申請案號：098101798

(22)申請日：中華民國 98 (2009) 年 01 月 17 日

(51)Int. Cl. : *A61B5/0205 (2006.01)*

(71)申請人：義守大學(中華民國) I-SHOU UNIVERSITY (TW)

高雄縣大樹鄉學城路 1 段 1 號

(72)發明人：王家鍾(TW)；蘇弘賢(TW)

(74)代理人：高玉駿；楊祺雄

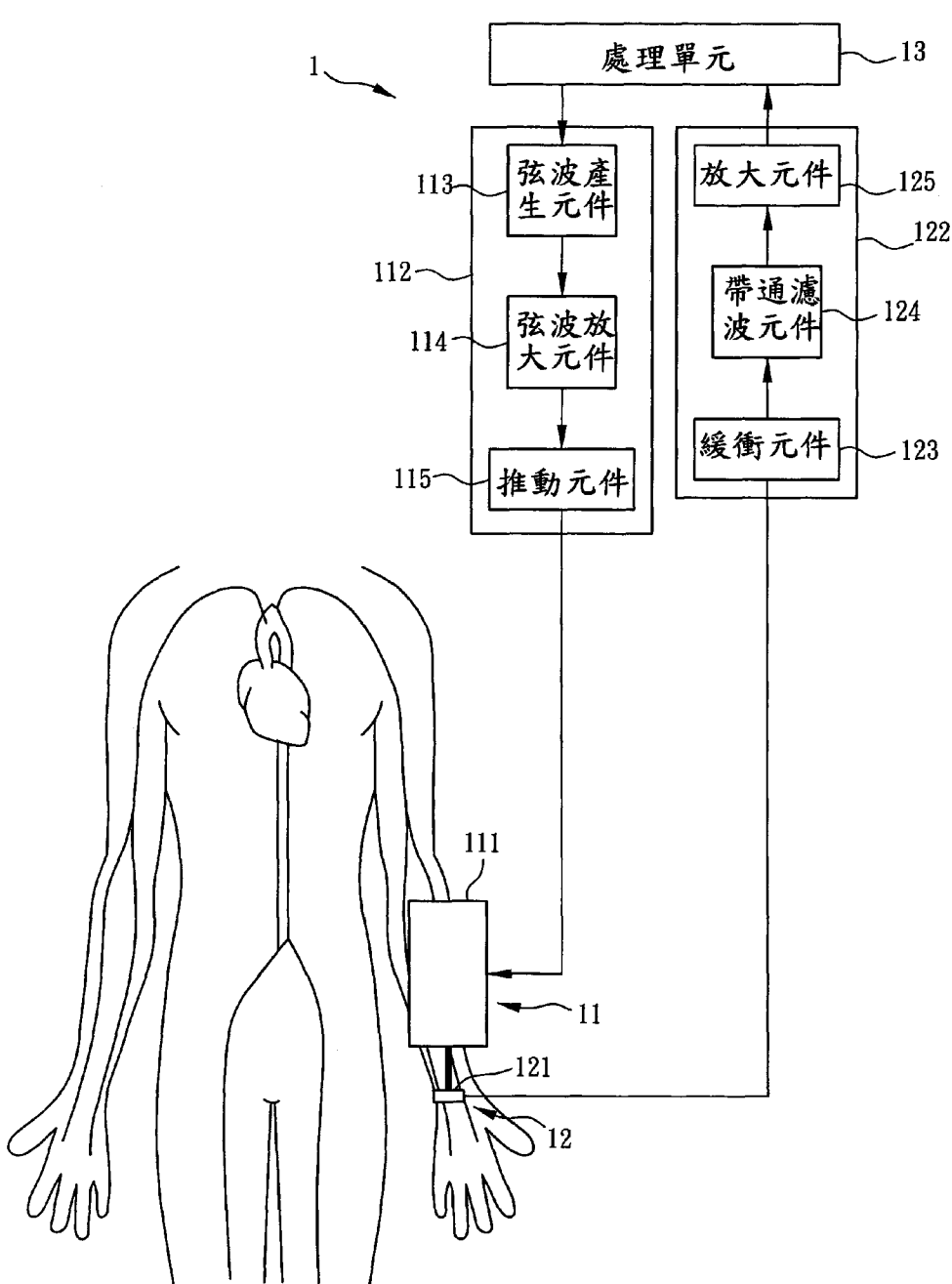
申請實體審查：有 申請專利範圍項數：13 項 圖式數：6 共 27 頁

(54)名稱

血管硬度之測量方法及其裝置

(57)摘要

一種血管硬度之測量方法及其裝置，主要係利用一振動器對一受測者之表淺血管在數個心週期期間內，分別施予不同頻率但相同最大振幅的弦波位移；再利用一力感測器來測得受測者之表淺血管反應該弦波位移的反作用力；經過不同心週期的特定時間點所測得在最大弦波位移振幅時的反作用力後，以所測得的反作用力和最大弦波位移振幅的比值作為縱軸，以角頻率平方值作為橫軸的二維對應分佈圖中，利用線性回歸方式找出一條負斜率的關係式，該關係式與該縱軸相交的截距，即代表受測者於該心週期特定時間點之血管硬度的大小。



- 1：血管硬度之測量裝置
- 11：振動器
- 12：力感測器
- 13：處理單元
- 111：激發探棒
- 112：觸發單元
- 113：弦波產生元件
- 114：弦波放大元件
- 115：推動元件
- 121：力感測元件
- 122：接收單元
- 123：緩衝元件
- 124：帶通濾波元件
- 125：放大元件

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於一種血管硬度之測量方法及其裝置，特別是指一種用來得知受測者之表淺血管硬度之測量方法及其裝置。

【先前技術】

根據文獻報導，動脈血管硬化(Arterial Hardening)現象不僅和年齡增長有關，同時許多疾病也會造成動脈血管硬化的現象，例如腦血管疾病(Cerebral Vessel Disease)、心臟病(Cardiac Disease)、糖尿病(Diabetes Mellitus)、高血壓(Hypertension)以及相當比例的腎臟病(Renal Disease)等，而且動脈血管硬化本身更可以作為許多病變的主要預測因子，例如在心血管系統方面的動脈粥狀硬化(Atherosclerosis)、心室肥大(Ventricular Hypertrophy)、阻塞性心衰竭(Congestive Heart Failure)、冠狀動脈疾病(Coronary Arterial Disease)、心率不整(Arrhythmia)、心瓣膜病變(Valvular Disease)等，都與動脈硬化有著極密切的關聯性。

因此，如何預防血管硬化，以減少上述疾病之發生率(Morbidity)及死亡率(Mortality)，是值得大家重視的問題；但是如何又可靠且準確地的測出受試者的動脈硬化程度，發揮「早期診斷，早期治療」之效果，達到「預防保健」之目標，將是關鍵所在。

目前已有許多的技術被用來估測血管硬化的程度，其中之一即為脈波傳遞時間(Pulse Transit Time)分析技術，利

用脈波速度(Pulse Wave Velocity, PWV)、血管管徑大小(r)、血管管壁厚度(h)，及血液密度(ρ)之間的關係式， $PWV^2 = Eh / 2rp$ ，來間接地粗估血管管壁的抗彈性係數(E)。

另外也有利用超音波技術者(Ultrasound Echo Tracking)，例如我國公告第 I227665 號發明專利案所揭露之內容，即是利用超音波影像掃描裝置來同步血壓與血管管徑實驗量測系統，藉由影像處理技術取得同時間的管徑與血壓資料，進而建立血壓、血管管徑與管壁組織應變量之動態特性參數，例如血管管徑或血管內中層組織厚度(Intima-Media Thickness)之應力-應變關係曲線、動態楊氏係數，以及黏彈能量耗損率(Energy Dissipation Ratio)。

然而，超音波影像擷取技術的準確與否，勢必取決於影像的解析度是否夠高，而這也牽涉到影像擷取設備的成本高低，而且這種量測及分析方式都較為複雜，對於在臨床上的實際應用還是有欠完備；再者，該專利案只以應力-應變關係曲線就去計算動態楊氏係數，顯然就只是將血管視為單一個彈性材料來計算彈力，完全忽略了血液、血管壁質量等阻力的影響，實際上並未正確反映出血管本身的機械特性。

【發明內容】

因此，本發明之目的，即在提供一種血管硬度之測量方法，並不使用超音波影像擷取技術而且又容易量測分析，準確度又高。

於是，本發明血管硬度之測量方法，包含一振動步驟

、一量測步驟、一取樣步驟，及一線性回歸步驟。

首先進行該振動步驟，在數個心週期的期間內，以一振動器對一受測者之表淺血管分別施予各個不同頻率 f 但相同最大振幅 D 的弦波位移 $X(t)$ ，其中，每一頻率 f 會產生各自相對應的角頻率 $\omega = 2\pi f$ ；再進行該量測步驟，受測者之表淺血管會因各個弦波位移之施予而隨之產生對應的反作用力 $F(t)$ ，並利用一力感測器來測得所述反作用力 $F(t)$ 。

接著進行該取樣步驟，取得單一個特定時間點 t 於不同頻率 f 的狀況下，反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 的對應分佈；最後進行該線性回歸步驟，將特定時間點 t 的狀況下且對應不同頻率 f 的反作用力與最大位移振幅的比值 F/D 作為縱軸，不同頻率 f 所產生的角頻率平方值 ω^2 作為橫軸，求出在該特定時間點 t 所對應的二維分佈，並以線性回歸方式找出一條負斜率的關係式，該關係式與縱軸相交而得出一截距 E ，該截距 E 即代表受測者於該取樣步驟所設定之特定時間點 t 的血管硬度。

本發明之另一目的，即在提供一種血管硬度之測量裝置，其設置成本較低，而且亦具有易於量測分析、準確度高的優點。

於是，本發明血管硬度之測量裝置，包含一振動器、一設置於該振動器上的力感測器，及一與該振動器與力感測器相連接的處理單元，其中，該振動器是用以對一受測者之表淺血管，在數個心週期的期間內，分別施予不同頻率但相同最大振幅的弦波位移，該力感測器則是用來量測

受測者之表淺血管反應該振動器所施予的弦波位移而產生的反作用力，該處理單元是在單一個特定時間點的狀況下，得到各個不同頻率但相同最大位移振幅時的反作用力，再以各個反作用力和最大弦波位移振幅之比值，配合各個不同頻率所產生的角頻率平方值，以線性回歸方式來獲得該特定時間點下受測者的血管硬度。

本發明之功效在於，藉由該振動器進行該振動步驟對受測者之表淺血管施予不同頻率的微小弦波位移量，再藉由該力感測器進行該量測步驟來測得血管反作用力，最後再利用該處理單元進行該取樣步驟與線性回歸步驟，將反作用力／最大位移振幅之比值與施加弦波位移之角頻率平方值予以回歸計算出線性關係，便能得到受測者的血管硬度，此一技術不需使用到超音波影像擷取技術，所以不會有追求高解度、高設置成本的缺點，而且是依據血管的機械特性建構出一線性回歸關係式，將血液、血管壁質量等阻力的影響都列入考慮，不僅容易量測分析，而且準確度又高。

【實施方式】

有關本發明之前述及其他技術內容、特點與功效，在以下配合參考圖式之多個較佳實施例的詳細說明中，將可清楚的呈現。

參閱圖 1、2，本發明血管硬度之測量裝置 1 的較佳實施例，包含一振動器 11、一設置於該振動器 11 上的力感測器 12，及一與該振動器 11 與力感測器 12 相連接的處理單

元 13，其中，該振動器 11 具有一激發探棒 111，及一驅動該激發探棒 111 的觸發單元 112，該觸發單元 112 具有互相連接的一弦波產生元件 113、一弦波放大元件 114，及一推動元件 115，以產生一種弦波位移，並藉由該推動元件 115 連接該激發探棒 111，而使該激發探棒 111 能以弦波型態上下移動，該力感測器 12 則具有一設於該激發探棒 111 之端點且貼觸於受測者之皮膚上而與受測血管相接觸的力感測元件 121，及一連接該力感測元件 121 的接收單元 122，該接收單元 122 具有一緩衝元件 123、一帶通濾波元件 124，及一放大元件 125，而將該力感測元件 121 所量測得知的反作用力予以濾波及放大。

另外要說明的是，由於該測量裝置 1 是用來量測受測者之表淺血管 3（例如橈動脈血管，介於皮膚 31 與骨頭 32 之間），所以該力感測元件 121 與受測者皮膚 31 的接觸面積 ≤ 0.4 平方公分，才可符合一般人橈動脈血管的口徑大小，而能準確感測其接觸時的反作用力。

針對圖 2 中所示的表淺血管 3，本發明主要是先建構出符合表淺血管 3 之特性的機械模型（如圖 3 所示），分別以一阻尼(Inertia)元件 M 、一黏滯(Viscosity)元件 η 、一抗彈性力(Elastance)元件 E 所串聯構成，其中，阻尼元件 M 所產生的阻力是與加速度 $(\frac{d^2X}{dt^2})$ 成正比，黏滯元件 η 所產生的阻力是與速度 $(\frac{dX}{dt})$ 成正比，抗彈性力元件 E 所產生的

阻力是與位移 (X) 成正比，因此，若對該機械模型施予一隨時間變動的弦波位移 $X(t)$ ，該機械模型就會隨之產生一反作用力 $F(t)$ 為上述三項阻力之總和，如下式所示：

$$F(t) = M \frac{d^2 X(t)}{dt^2} + \eta \frac{dX(t)}{dt} + EX(t) \dots\dots\dots (1)$$

參閱圖 4，本發明血管硬度之測量方法 2 的較佳實施例就是根基於上述機械模型的結構設計，並配合圖 1 所示之測量裝置 1 來進行，該測量方法 2 包含一振動步驟 21、一量測步驟 22、一取樣步驟 23、一線性回歸步驟 24，及一動態分析步驟 25。

一併參閱圖 3、4，首先進行該振動步驟 21，將圖 1 所示之振動器 11 對一受測者之皮膚下的表淺血管（其機械特性等同於圖 3 所示的機械模型所能達成者）在相同大小之心週期期間內，施予一特定頻率 f 的弦波位移 $X(t)$ ，其中，該特定頻率 f 會產生一角頻率 $\omega = 2\pi f$ ；本實施例主要是令該弦波位移 $X(t)$ 是一正弦函數的波型，也就是說， $X(t) = D\sin(\omega t)$ ， D 是最大的位移振幅。

因此，將 $X(t)$ 微分一次與微分兩次之後分別可得：

$$\frac{dX(t)}{dt} = D\omega \cos(\omega t) \dots\dots\dots (2)$$

$$\text{及 } \frac{d^2 X(t)}{dt^2} = -D\omega^2 \sin(\omega t) \dots\dots\dots (3)$$

將公式(2)及(3)代入公式(1)中可得：

$$F(t) = -MD\omega^2 \sin(\omega t) + \eta D\omega \cos(\omega t) + ED \sin(\omega t) \dots (4)$$

將上式等號右邊的 D 移項至左邊及整併後可得：

$$\frac{F(t)}{D} = (-M\omega^2 + E) \sin(\omega t) + \eta\omega \cos(\omega t) \dots \dots \dots (5)$$

當 $X(t)$ 有最大位移振幅的時候，也就是 $X(t)=D$ ，此時， $\sin(\omega t)$ 即為最大值 1，而 $\cos(\omega t)$ 即為最小值 0，故在 $X(t)$ 形成最大位移振幅時，可將公式(5)化簡成：

$$\frac{F}{D} = (-M\omega^2 + E) \dots \dots \dots (6)$$

若是令該弦波位移 $X(t)$ 是一餘弦函數的波型，也就是說， $X(t)=D\cos(\omega t)$ ，經過兩次微分與移項整理之後，便會得到下列公式：

$$\frac{F(t)}{D} = (-M\omega^2 + E) \cos(\omega t) - \eta\omega \sin(\omega t) \dots \dots \dots (5')$$

同樣地，當 $X(t)$ 有最大位移振幅的時候，也就是 $X(t)=D$ ，此時， $\cos(\omega t)$ 即為最大值 1，而 $\sin(\omega t)$ 即為最小值 0，故在 $X(t)$ 形成最大位移振幅時，可將公式(5')化簡成與公式(6)相同，因此，本發明確實可以選擇使用正弦或餘弦這兩種弦波位移 $X(t)$ ，所以不應侷限於本實施例對於正弦形態的限制。

由公式(6)可得知，當 $X(t)$ 有最大位移振幅 D 時，反作

用力 F 除以最大位移振幅 D 的比值 (F/D) 與角頻率的平方值 (ω^2) 成線性關係，又由於反作用力 F 是可以量測得知的，所以本實施例接著再進行該量測步驟 22，受測者之血管會因該弦波位移 $X(t)$ 的施予而隨之產生在各個特定時間點 t 的反作用力 F ，並利用圖 1 所示之力感測器 12 來測得反作用力 F 的數值大小。

接著同樣利用圖 1 所示之處理單元 13 來進行該取樣步驟 23，以具有不同頻率 f 的弦波位移 $X(t)$ 來重複進行該振動步驟 21 與量測步驟 22，以取得各個頻率 f 在各心週期期間的特定時間點 t 下之最大弦波位移振幅時的反作用力，最後取得反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 的對應分佈；詳細地說，由於各個特定頻率 f 與位移振幅 D 所構成的弦波型態已知，各個特定時間點 t 也已知，所以可以依據 $\omega = 2\pi f$ 、 $X(t) = D \sin(\omega t)$ 等公式，來得知反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 ，在各心週期期間的特定時間點 t 之對應分佈。

最後也是以圖 1 所示之處理單元 13 來進行該線性回歸步驟 24，以角頻率平方值 ω^2 作為橫軸，反作用力與最大位移振幅的比值 F/D 作為縱軸，再將該取樣步驟 23 中所得知的反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 代入，並線性回歸出一條負斜率的關係式，該關係式與縱軸相交而得出一截距 E ，該截距 E 即代表受測者於該取樣步驟 23 所設定之特定時間點 t 的血管硬度，詳細地說，該截距 E 係指垂直於血管軸向之血管管壁的一維抗彈性係

數。

以下則介紹該測量方法 2 與測量裝置 1 的實際使用方式：

在本實施例中，首先將該測量裝置 1 與受試者的橈動脈接觸，每次以 1~2 個心週期的時間間隔逐次增加測量裝置 1 之振動位移頻率 f ，並連續記錄反作用力 F 的訊號。

而所謂的心週期係依據心電圖波形、脈波波形、血壓波形，以及濾除高頻訊號後之血管反作用力波形，由上述其中之一波形予以定義者，本實施例主要是以脈波（脈搏）波形予以定義出來，而以受試者的脈搏速度為每分鐘 75 下來算，每次脈搏約為 0.8 秒，因此，本實施例是以 0.8 秒 (800 毫秒 ms) 為一個心週期，一般而言，只要有 5 個以上特定時間點，2 種以上不同頻率 f ，即可進行測量，而為了提高測量準確性，因此，本實施例選取了高達 10 個不同的特定時間點 ($t_1, t_2, \dots, \text{和 } t_{10}$) 以及 10 個頻率 f (40、45、50、55、60、65、70、75、80 及 85Hz) 來對橈血管產生弦波位移 $X(t)$ ，並記錄各個頻率 f 、不同的特定時間點所量測得到的橈血管反作用力 F ，計得在最大位移振幅 D (≤ 0.3 公分) 時之反作用力 F 的大小，再計算而得到反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 ，在同一特定時間點下的對應分佈。

請參閱圖 5，在以心週期的起始點為一特定時間點 0ms 時為例，當頻率 $f=40\text{Hz}$ ，其角頻率 $\omega=251.328$ ，角頻率平方值 $\omega^2=63165.76 \doteq 6.32 \times 10^4$ ，以此方式類推其餘 9 個角頻

率平方值，便可以訂出橫軸【角頻率平方值 ω^2 】的座標格線，每一個頻率在 0ms 時可以得到不同的反作用力 F ，再除以最大位移振幅 D ，便可以在各個相對應橫軸座標格線上訂出縱軸【反作用力 F / 最大位移振幅 D 】所對應的位置。

此時再作線性迴歸分析，可得到一線性方程式，其型態即為公式(6)所載，縱軸之截距 EI 即為此特定時間點 0ms 的血管抗彈性力(Elastance)或稱為血管硬度，其單位型態等同於反作用力 F / 最大位移振幅 D 所呈現者，亦類似一般彈性係數的單位型態，即為達因/公分，至於斜率的絕對值 M 則可以視為有效質量，代表血液、血管壁等物質之有效質量總和，圖 5 即顯現出該線性方程式，縱軸的截距 $EI=1.342$ ，斜率的絕對值 $M=0.796$ ，線性回歸係數 $R=0.992$ ，相當接近 1，可見該線性方程式的線性度相當高，另外，由於有效質量並無關乎本發明所欲討論的血管硬度，所以在此不再詳述其數學模型特性。

上述量測分析計算過程只會得到單一特定時間點下的血管硬度，若是要得到一個心週期內的動態血管硬度，則必須進行下述之過程：

進行圖 4 所示的動態分析步驟 25，以圖 1 所示之處理單元 13 來重複進行該取樣步驟 23，取得各個頻率 f 在各別心週期內的多數個特定時間點 $t1, t2, \dots$, 和 $t10$ ，所產生各別特定時間點的反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 的各自對應分佈，且經由該線性回歸步驟 24 而得出各自的負斜率關係式，所以各別特定時間點 $t1, t2,$

...,和 t_{10} 也會隨之產生各自的截距 $E_1, E_2, \dots,$ 和 E_{10} ，再以時間作為橫軸，血管硬度作為縱軸，將各別特定時間點 $t_1, t_2, \dots,$ 和 t_{10} ，與相對應的截距 $E_1, E_2, \dots,$ 和 E_{10} 的分佈描繪出來，並以曲線逼近方式獲得一條隨著時間而變動的動態血管硬度關係式。

參閱圖 6，每一個特定時間點 t (0、50、100、200、300、400、500、600、700、800ms) 所計算而得的對應截距 E 便可以在相對應【時間】橫軸上訂出縱軸【血管硬度】所對應的位置，例如 (t_1, E_1) 、 (t_2, E_2) 、.....、 (t_{10}, E_{10}) ，此時再進行曲線逼近(Curve Fitting)的工作，本實施例以下列方程式來逼近：

$$Y = Y_0 + ae^{\left[-0.5\left(\frac{X-X_0}{b}\right)^2\right]} \dots\dots\dots (7)$$

其中， a 、 b 及 Y_0 皆為曲線回歸可得之數值， X_0 則設為 100ms。

藉此方式，便可以將一個心週期內的動態血管硬度波形變化，以一條曲線方程式簡單地呈現出來，圖 6 即顯現出該曲線方程式， $a=0.201$ ， $b=55.34$ ， $Y_0=1.381$ ，曲線回歸係數 $R=0.816$ ，接近於 1，可見該曲線方程式的逼近度相當高，當然這條曲線方程式的型態，並非只有公式(7)而已，也可以另外再設計更平滑、更符合數值分佈、方程式參數型態更複雜的曲線，所以不應以本實施例的說明為限。

因此，藉由前述本發明血管硬度之測量方法 2 及其裝置 1 的較佳實施例，便能產生以下之優點：

(1) 本發明是先依據血管的機械特性建構出一包含有阻力、彈力、黏滯力的機械模型，其中，在最大位移振幅 D 時，可去除黏滯力的影響，所以本發明是將阻力（即血液、血管壁質量受到弦波位移 $X(t)$ 所產生的反作用力），以及彈力（血管本身的硬度受到弦波位移 $X(t)$ 所產生的反作用力）這兩個因素列入考慮，所以才將阻力當作斜率，彈力當作縱軸截距，而得到一條線性回歸關係式；反觀習知技術卻將血管視為單一個彈性材料來計算彈力，完全忽略了血液、血管壁質量等阻力的影響，自然其準確程度並不會如本發明來得更高更佳；

(2) 本發明的設置成本不高，只會使用到振動器 11、力感測器 12 這種簡單的力學產生及偵測元件，以及一台處理單元 13（通常就是一部電腦）而已，並不會使用到高階、成本昂貴的超音波影像擷取技術，所以本發明不會有追求高解度、高設置成本的缺點；及

(3) 本發明依據橈動脈所量測到之血管硬度波形與血壓裝置所量測的連續血壓波形記錄在時序上具有一致性，在一個心週期中有著很明顯的波形高點，由此可證實本發明不僅可以配合心週期進行量測，而且也可以得到整個心週期之中，隨著時間變化的動態血管硬度，可讓受測者或檢驗人員隨時監控及瞭解血管硬化程度。

綜上所述，應用本發明血管硬度之測量方法 2 及其裝置 1，是依據血管的機械特性建構出一條含有阻力、彈力兩個影響因素的線性回歸關係式，不僅準確程度高，而且整

體建置設計成本也不高；另外還能在一整個心週期中參照多數個時間點與相對應的血管硬度，以曲線逼近的方式來得到整個心週期之中，隨著時間變化的動態血管硬度，所以確實能達成本發明之目的。

惟以上所述者，僅為本發明之較佳實施例而已，當不能以此限定本發明實施之範圍，即大凡依本發明申請專利範圍及發明說明內容所作之簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋之範圍內。

【圖式簡單說明】

圖 1 是一架構示意圖，說明本發明血管硬度之測量裝置的較佳實施例；

圖 2 是一接觸狀態方塊示意圖，說明圖 1 所示的測量裝置與血管之間的接觸量測狀態；

圖 3 是一機械模型架構圖，說明血管由三項機械元件所組成機械模型，用來解釋血管的機械特性；

圖 4 是一步驟方塊圖，說明本發明血管硬度之測量方法的較佳實施例；

圖 5 是一線性回歸圖，說明反作用力 F / 最大位移振幅 D 與角頻率平方值 ω^2 在同一特定時間點的二維對應分佈，以及線性回歸出來的負斜率關係式；及

圖 6 是一曲線逼近圖，說明在一整個心週期之中，各自特定時間點 t 與對應血管硬度 E 的對應分佈，以及以曲線逼近方式所獲得的隨著時間變化的動態血管硬度關係式。

【主要元件符號說明】

1	血管硬度之測量 裝置	125 13	放大元件 處理單元
11	振動器	2	血管硬度之測量 方法
111	激發探棒		
112	觸發單元	21	振動步驟
113	弦波產生元件	22	量測步驟
114	弦波放大元件	23	取樣步驟
115	推動元件	24	線性回歸步驟
12	力感測器	25	動態分析步驟
121	力感測元件	3	表淺血管
122	接收單元	31	皮膚
123	緩衝元件	32	骨頭
124	帶通濾波元件		

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： 98101798

※ 申請日： 98.01.17 ※IPC 分類：A61B 5/0205 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

血管硬度之測量方法及其裝置

二、中文發明摘要：

一種血管硬度之測量方法及其裝置，主要係利用一振動器對一受測者之表淺血管在數個心週期期間內，分別施予不同頻率但相同最大振幅的弦波位移；再利用一力感測器來測得受測者之表淺血管反應該弦波位移的反作用力；經過不同心週期的特定時間點所測得在最大弦波位移振幅時的反作用力後，以所測得的反作用力和最大弦波位移振幅的比值作為縱軸，以角頻率平方值作為橫軸的二維對應分佈圖中，利用線性回歸方式找出一條負斜率的關係式，該關係式與該縱軸相交的截距，即代表受測者於該心週期特定時間點之血管硬度的大小。

三、英文發明摘要：

七、申請專利範圍：

1. 一種血管硬度之測量方法，包含：

一振動步驟，在數個心週期的期間內，以一振動器對一受測者之表淺血管分別施予各個不同頻率 f 但相同最大振幅 D 的弦波位移 $X(t)$ ，其中，每一頻率 f 會產生各自相對應的角頻率 $\omega = 2\pi f$ ；

一量測步驟，受測者之表淺血管會因各個弦波位移之施予而隨之產生對應的反作用力 $F(t)$ ，並利用一力感測器來測得所述反作用力 $F(t)$ ；

一取樣步驟，取得單一個特定時間點 t 於不同頻率 f 的狀況下，反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與角頻率平方值 ω^2 的對應分佈；及

一線性回歸步驟，將特定時間點 t 的狀況下且對應不同頻率 f 的反作用力與最大位移振幅的比值 F/D 作為縱軸，不同頻率 f 所產生的角頻率平方值 ω^2 作為橫軸，求出在該特定時間點 t 所對應的二維分佈，並以線性回歸方式找出一條負斜率的關係式，該關係式與縱軸相交而得出一截距 E ，該截距 E 即代表受測者於該取樣步驟所設定之特定時間點 t 的血管硬度。

2. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，更包含一動態分析步驟，先重複進行該取樣步驟，以取得在不同的心週期內多數個特定時間點 t 之反作用力與最大位移振幅的比值 F/D ，與不同的角頻率平方值 ω^2 的對應分佈，以接著重複進行該線性回歸步驟，而得到每

一個特定時間點 t 所對應的截距 E ，再以時間作為橫軸，血管硬度作為縱軸，求得各別特定時間點 t 與相對應的截距 E 的二維分佈，再以曲線逼近方式可獲得一條隨著時間而變動的動態血管硬度關係式。

3. 依據申請專利範圍第 2 項所述血管硬度之測量方法，其中，該動態分析步驟所設定的多數個特定時間點 t ，其數目 ≥ 5 。
4. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，其中，該振動器係產生有 2 種以上不同頻率 f 但相同最大振幅 D 的弦波位移 $X(t)$ ，而且最大振幅 $D \leq 0.3$ 公分。
5. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，其中，各個不同頻率 f 但相同最大振幅 D 的弦波位移 $X(t)$ ，係為正弦函數波形的形態。
6. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，其中，各個不同頻率 f 但相同最大振幅 D 的弦波位移 $X(t)$ ，係為餘弦函數波形的形態。
7. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，其中，該心週期係依據心電圖波形、脈波波形、血壓波形，以及濾除高頻訊號後之血管反作用力波形，由上述其中之一波形予以界定者。
8. 依據申請專利範圍第 1 項所述血管硬度之測量方法，其中，該截距 E 係指垂直於血管軸向之血管管壁的抗彈性係數。
9. 一種血管硬度之測量裝置，包含：

一振動器，用以對一受測者之表淺血管，在數個心週期的期間內，分別施予不同頻率但相同最大振幅的弦波位移；

一力感測器，設置於該振動器上，用來量測受測者之表淺血管反應該振動器所施予的弦波位移而產生的反作用力；及

一處理單元，與該振動器與力感測器相連接，在單一個特定時間點的狀況下，得到各個不同頻率但相同最大位移振幅時的反作用力，再以各個反作用力和最大弦波位移振幅之比值，配合各個不同頻率所產生的角頻率平方值，以線性回歸方式來獲得該特定時間點下受測者的血管硬度。

10. 依據申請專利範圍第 9 項所述血管硬度之測量裝置，其中，該處理單元能隨著多數個特定時間點的決定，而以線性回歸方式來獲得對應於每一特定時間點受測者的血管硬度，又針對各個特定時間點所對應的受測者的各別血管硬度，能再以曲線逼近方式獲得一條隨著時間而變動的動態血管硬度關係式。

11. 依據申請專利範圍第 10 項所述血管硬度之測量裝置，其中，該振動器具有一激發探棒，及一驅動該激發探棒的觸發單元，該觸發單元具有互相連接的一弦波產生元件、一弦波放大元件，及一推動元件，以產生一種弦波位移，並藉由該推動元件連接該激發探棒，而使該激發探棒能以弦波型態上下移動。

12. 依據申請專利範圍第 11 項所述血管硬度之測量裝置，其中，該力感測器具有一設於該激發探棒上且貼觸於受測者之皮膚上的力感測元件，及一連接該力感測元件的接收單元，該接收單元具有一緩衝元件、一帶通濾波元件，及一放大元件，而將該力感測元件所量測得知的反作用力予以放大及濾波。
13. 依據申請專利範圍第 12 項所述血管硬度之測量裝置，其中，該力感測器之力感測元件與受測者皮膚的接觸面積 ≤ 0.4 平方公分。

八、圖式：

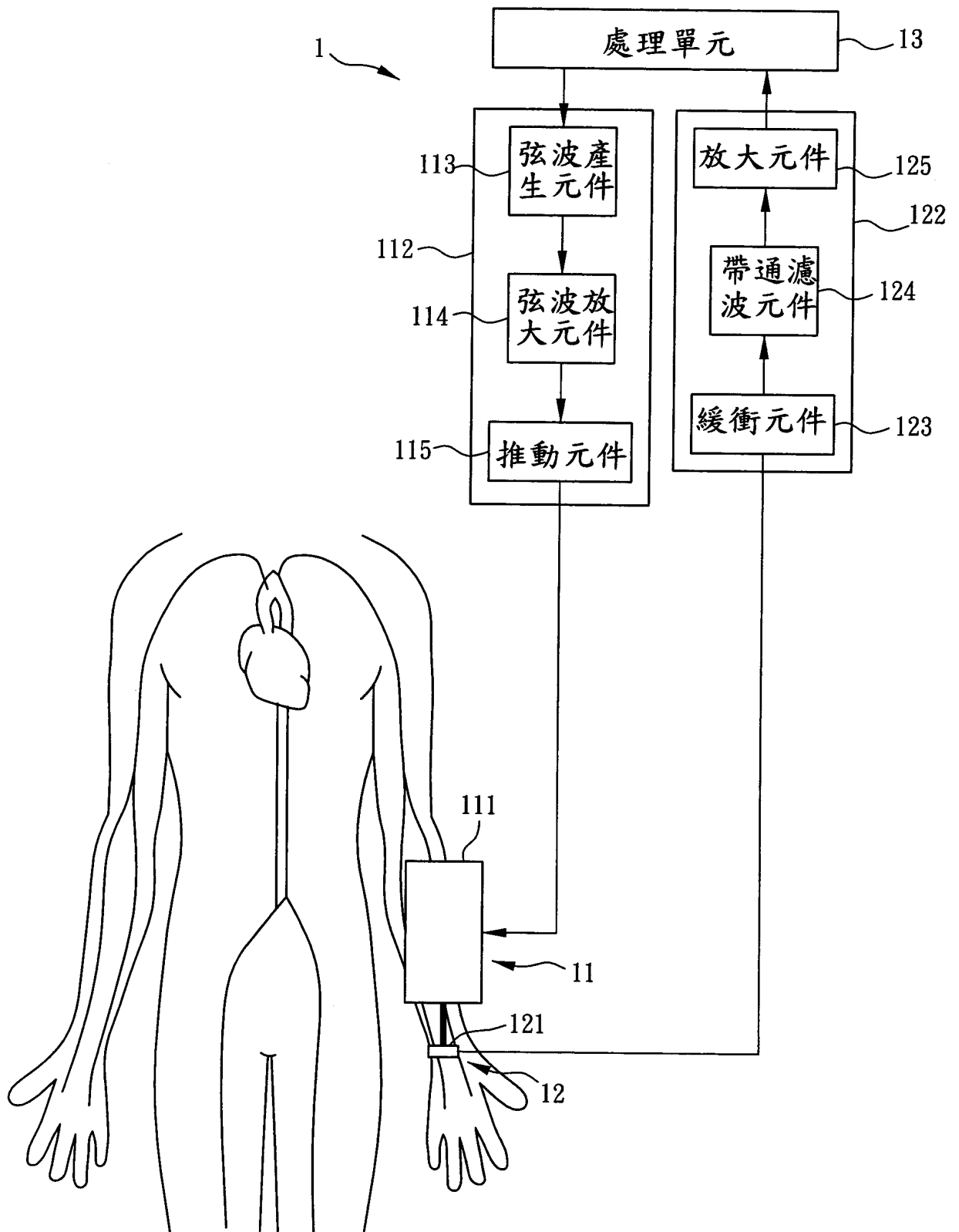


圖 1

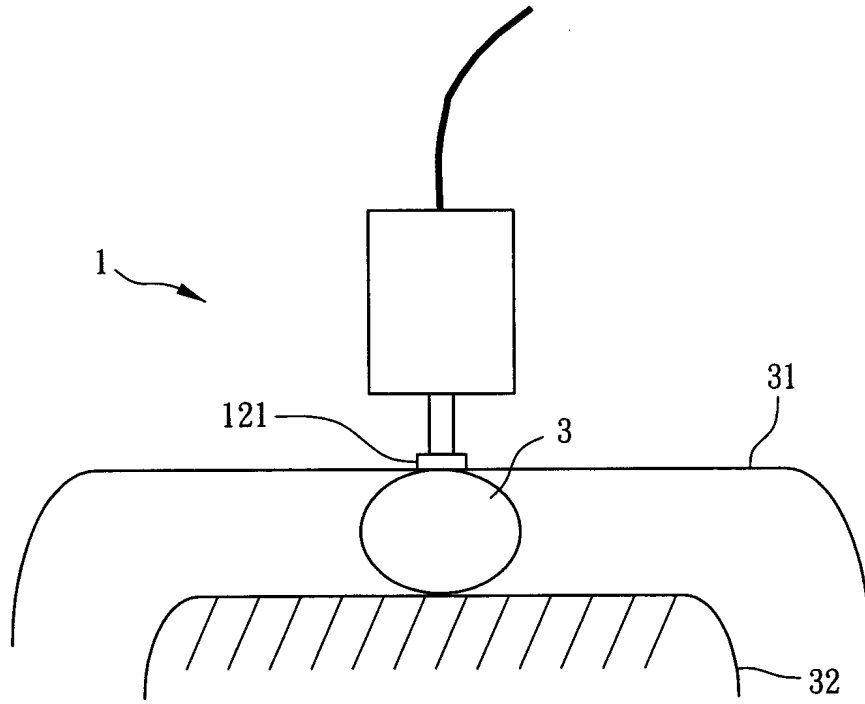


圖 2

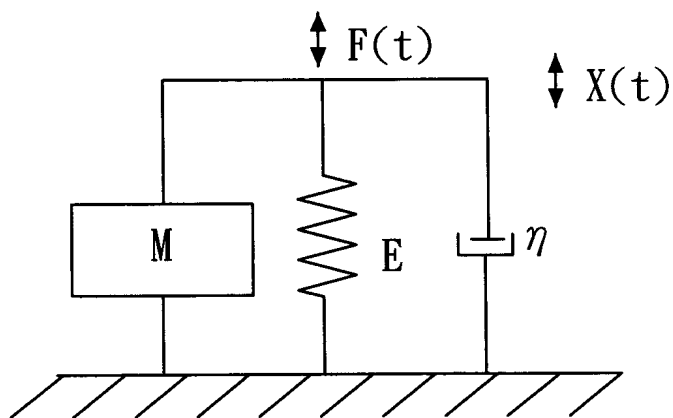


圖 3

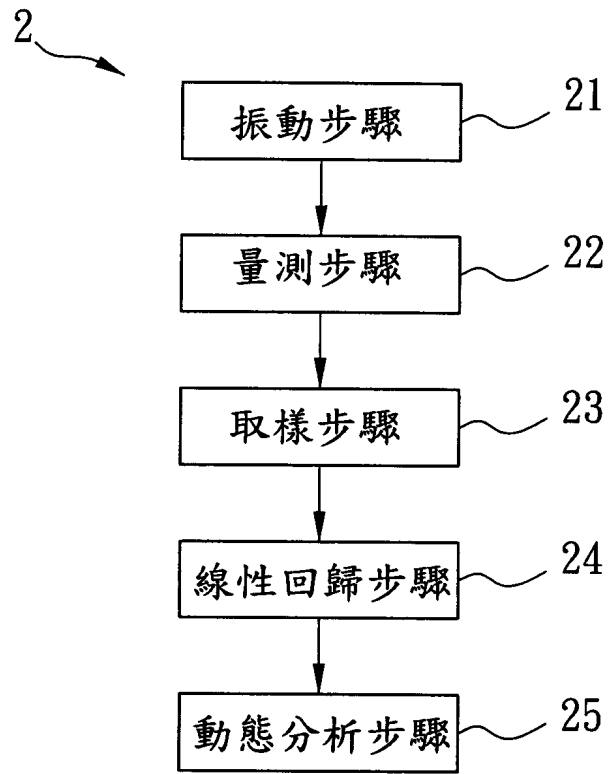


圖 4

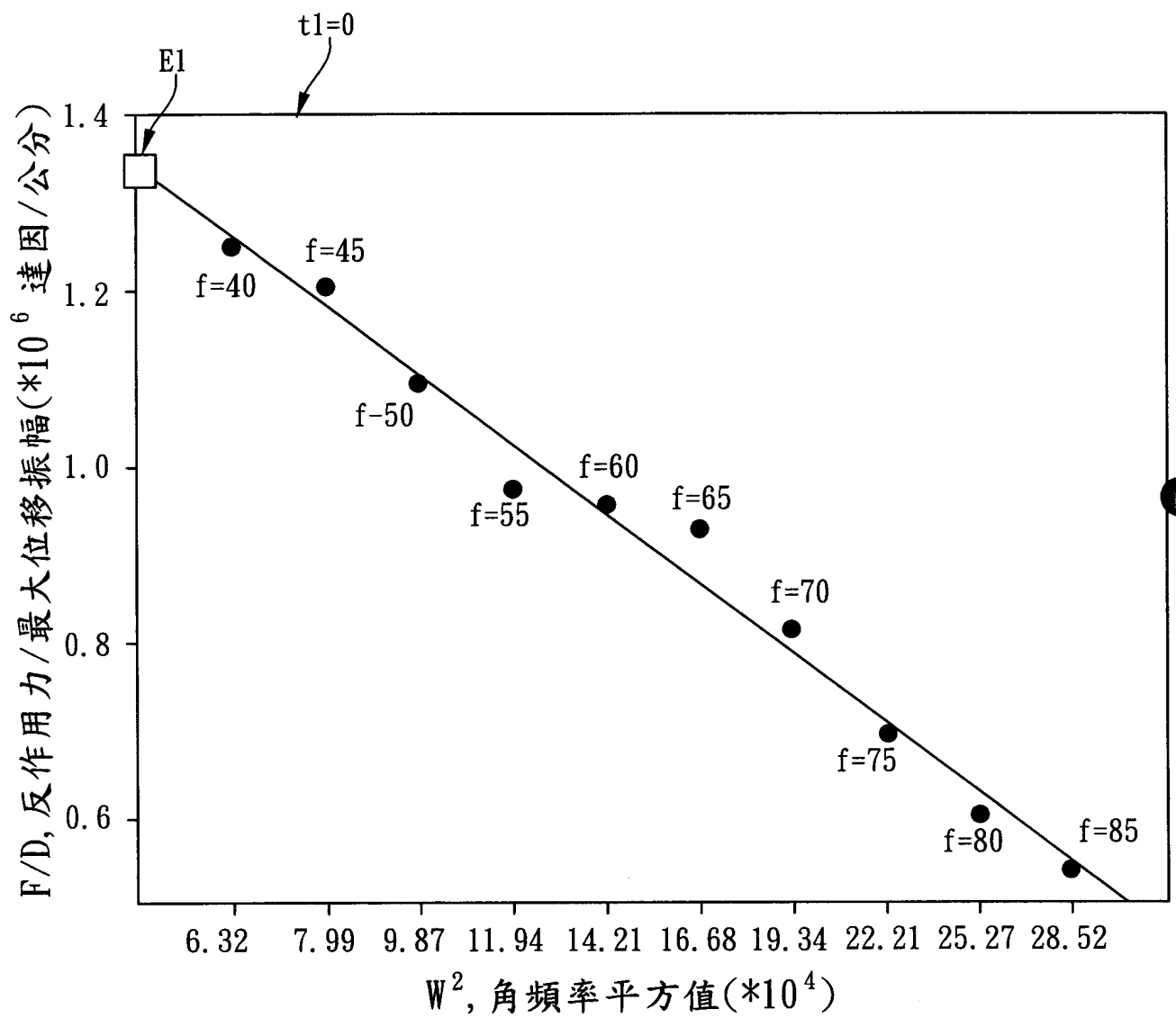


圖 5

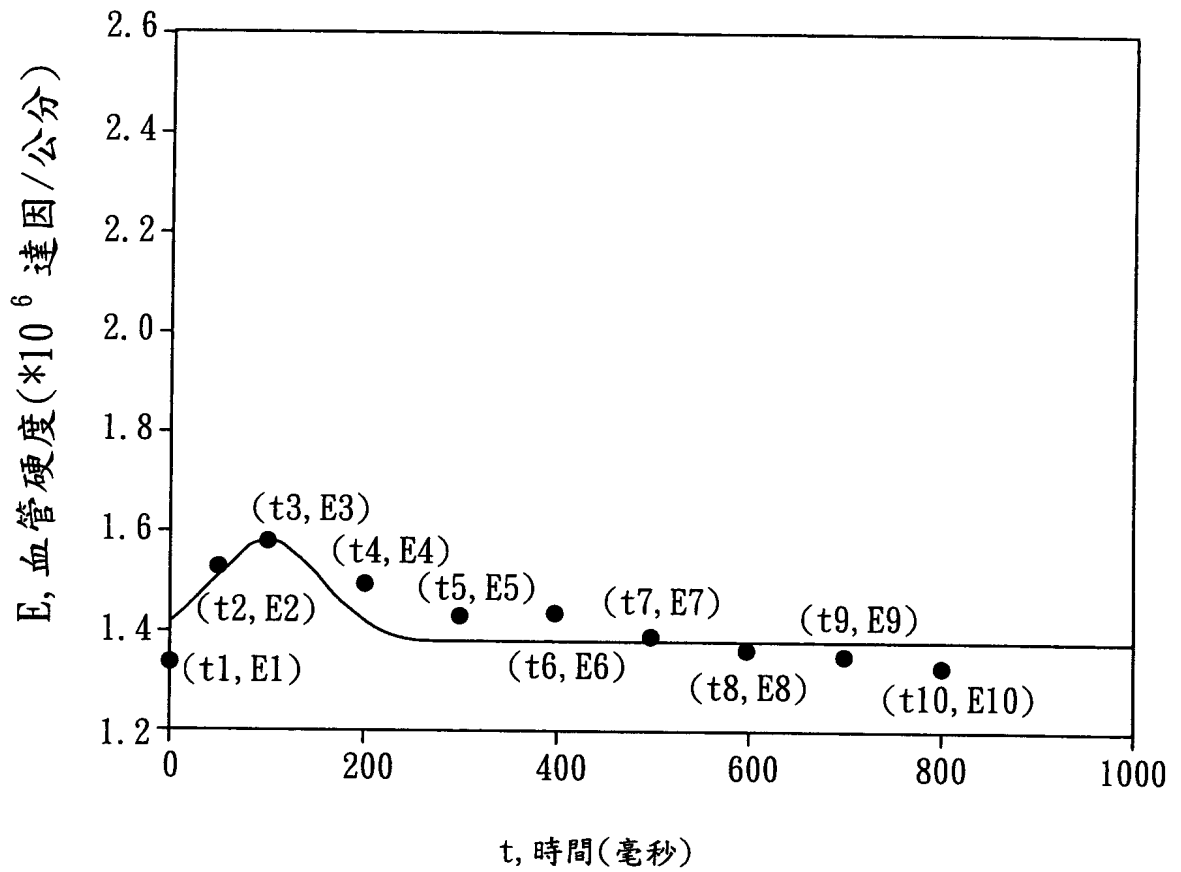


圖 6

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：

1	血管硬度之測量裝置	12	力感測器
		121	力感測元件
11	振動器	122	接收單元
111	激發探棒	123	緩衝元件
112	觸發單元	124	帶通濾波元件
113	弦波產生元件	125	放大元件
114	弦波放大元件	13	處理單元
115	推動元件		

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)