公告本

申請日期	90.12.17
案　　號	90131221
類　　別	A61B8/06

（以上各欄由本局填註）

A4
C4

533065

發明 ~~新型~~ 專利說明書

一、發明 ~~新型~~ 名稱	中　文	都卜勒超音波方法及監視血流及偵測血栓之裝置
	英　文	DOPPLER ULTRASOUND METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING BLOOD FLOW AND DETECTING EMBOLI
二、發明 ~~創作~~ 人	姓　名	1.馬克　A.　摩耶林 MARK A. MOEHRING 2.提摩西　R.　馬亞斯－ TIMOTHY R. MYERS
	國　籍	1.-2.均美國
	住、居所	1.美國華聖頓州西雅圖市NW第2大道11609號 2.美國華聖頓州斯諾霍米斯市紐柏格路1010號
三、申請人	姓　名 （名　稱）	美商史賓塔克公司 SPENTECH, INC.
	國　籍	美國
	住、居所 （事務所）	美國華聖頓州西雅圖市第16大道701號
	代表人 姓　名	史考特　M.　斯達爾 SCOTT M. SEIDEL

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝　訂　線

（由本局填寫）

承辦人代碼：
大　　類：
ＩＰＣ分類：

A6
B6

本案已向：

國（地區）　申請專利，申請日期：　　案號：　　，□有　□無主張優先權

美國　　2000 年 12月 06 日　09/731,645　□ 有　☑ 無主張優先權

有關微生物已寄存於：　　寄存日期：　　，寄存號碼：

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝　訂　線

五、發明說明（ 1 ）

相關專利申請案

本案係審查中美國專利申請案，案號 09/190,402，申請日 1998/11/11 的部分連續案。

技術範疇

本發明有關於醫療監視及診斷程序及裝置，且尤其有關於都卜勒超音波方法及監視血流之裝置。

發明背景

都卜勒超音波用於測量血流速度已有多年，已知的都卜勒位移現象是指從移動目標反射回來的超音波信號會有頻移其與超音波束方向平行的目標速度分量成正比。對於任何在已知速度下移動的物體而言頻移是相同的，然而偵測到信號的振幅是反射超音波的移動物體的聲音反射度的函數，脈波都卜勒超音波系統一般會產生偵測到返回信號頻率(即速度)的光譜圖，其係一特別樣本量的時間函數，而醫生用光譜圖來判定病人的血流特徵。

一些都卜勒超音波系統也能偵測及使血流中流動中的血栓特徵化，例如具有血栓偵測功能的都卜勒超音波系統可參考美國專利號 5,348,015，名稱“Method And Apparatus For Ultrasonically Detecting, Counting, and/or Characterizing Emboli”，專利授予日 1994/09/20，所有權者 Moehring 等人，其內容在此併供參考。該超音波系統可較佳的用於診斷(以判定血管疾病或官能不良)及手術時(以指示手術問題以產生血栓或改變/中斷血流)。

通常超音波設備使用者會發現很難正確的將超音波轉送

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 2 ）

器(或探針)定位在病人上，以及沿著超音波束而選擇深度，該超音波束對應要監視血流的期望位置，這在超音波應用如貫頭蓋骨都卜勒成像(TCD)中尤其為真，用 TCD 最常觀看的血管是中，前，及後腦動脈，及脊椎與頭蓋骨底部動脈。必須將都卜勒轉送器定位以便超音波束經由腦動脈的暫時窗及經由脊椎與頭蓋骨底部動脈的大孔而通過頭骨，超音波設備使用者也會發現很難找到這些特別窗或者一旦找到特別窗時將超音波探針正確的定位。

找到超音波窗的複雜因素是決定期望血流位置所在的適當深度，通常使用者不知道其是否在錯誤深度看到正確方向，在正確深度看到錯誤方向，或超音波窗是否根本不足以看到血流。都卜勒超音波探針的適當位置，及深度參數的適當設定一般以重覆測試方式執行。注意，不僅這使得超音波設備的使用變得極不方便且困難，而且也產生未正確的找出期望的樣本量，這是在潛在不正確的對應診斷之下發生。

此外雖然一些都卜勒超音波系統能將血流中的血栓偵測出及特徵化，但這些系統的偵測功能有限，通常習用都卜勒超音波系統依賴在至少一緊密相距的樣本閘位置中取樣的都卜勒記號，而僅限於在這些閘位置的偵測，因此已證明使用習用都卜勒超音波系統分辨血栓信號與外來物信號且正確的找出血栓是件很難的工作。

發明總結

根據本發明，提供一種結合都卜勒超音波血流監視之資

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 3 ）

訊顯示，資訊顯示包括2個同時序對之圖形顯示，一圖形顯示係一血流定位顯示以指示沿著超音波束軸之位置，其中偵測出血流。血流定位顯示包括一位置定位器，如指向一選取位置之指標，另一圖形顯示係一光譜圖以指示在選取位置監視到血流之速度。血流定位顯示包括一彩色對應偵測出血流之位置，彩色強度是依偵測出超音波信號振幅之函數，或依偵測出血流速度之函數而變。

血流定位顯示允許使用者快速的沿著超音波束軸而找出血流。使用血液位置顯示即可藉由使用者調整超音波探針之瞄準微調重血流位置，以便在該重要位置產生更大之顯示強度或空間範圍，接著使用者選擇指標位置以觀察對應光譜圖，使用者也使用2個同時序對之圖形顯示藉由偵測顯示中與血管一致之暫時或其他變化，以找出一特別血管。

提供一種偵測血栓事件之方法，該等血栓事件包括各種演譯法部分，偵測方法包括少於所有之演譯法部分以有效偵測血栓。演譯法部分包括沿著超音波束軸在複數個時間周期及位置之每一者，從編譯之偵測都卜勒超音波功率而減去一個別背景功率位準，從減去之編譯移動資訊去除具有一偵測速度之移動資訊，該速度小於一速度門檻，執行複數個二位元特徵化測試以判定產生之編譯移動資訊是否與一發生之血栓事件一致，及檢查二位元特徵化測試結果及識別血栓事件之偽正身分。也可藉由編譯移動資訊之視覺觀察而執行血栓偵測。

附圖簡單說明

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 4 ）

圖 1 的圖形說明根據本發明實例的第一都卜勒超音波系統顯示模式。

圖 2 的圖形說明用於圖 1 顯示模式準備的速度及信號功率參數。

圖 3 的圖形說明用於圖 1 顯示模式的另一實例準備的速度及信號功率參數。

圖 4 以彩色顯示圖 1 顯示模式的另一實例。

圖 5 的圖形說明圖 4 的顯示模式及其使用以識別肺動脈。

圖 6 的圖形說明根據本發明實例的第二都卜勒超音波系統顯示模式。

圖 7 以彩色顯示圖 6 顯示模式的 2 個視圖。

圖 8 是圖 1 顯示模式的圖形以進一步說明以及分辨血栓信號與外來物信號。

圖 9 的功能方塊圖說明根據本發明實例的都卜勒超音波系統。

圖 10 及 11 的功能方塊圖說明脈波都卜勒信號處理電路的特別細節，該電路包括在圖 9 的都卜勒超音波系統中。

圖 12 到 18 的流程圖說明圖 10 及 11 的脈波都卜勒信號處理電路執行的特別操作。

發明詳細說明

以下說明一種新穎的方法及裝置以提供都卜勒超音波資訊給使用者，如與血流速度測量結合以偵測偏離正常值的血動態明顯差異，及評估微血栓信號發生時之血流。說明一些細節以充分了解本發明，惟，熟於此技術者了解在無

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 5 ）

這些特別細節之下仍可實施本發明，在其他範例中，並未詳細說明習用電路，控制信號，時序協定，及軟體操作以避免不必要的模糊本發明。

圖 1 的圖形說明根據本發明實例的都卜勒超音波資訊的第一顯示模式。在此第一顯示模式(稱為瞄準模式 100)，向使用者提供 2 個不同超音波顯示。深度模式顯示 102 以彩色說明血流沿著超音波束現(垂直軸)及時間函數(水平軸)在各種不同深度下遠離及接近超音波探針時的血流。

深度模式顯示 102 包括彩色區域 104 及 106，區域 104 一般是紅色以表示血流有一朝向探針的速度分量且有一定深度範圍，區域 106 一般是藍色以表示血流有一遠離探針的速度分量且有一定深度範圍。紅及藍色區域並非均一色彩，紅色強度的變化是返回都卜勒超音波信號的偵測強度函數，熟於此技術者了解此一顯示類似於習用彩色 M-模式顯示，其中紅及藍色的變化與偵測到血流速度的變化有關。惟，此一 M-模式顯示未同時與光譜圖使用以及未同時與找出血流的特定應用一起使用，以作為光譜圖的輸入以便作出診斷決定。

瞄準模式 100 也包括顯示的光譜圖 108，而圖 1 所示的速度包線顯示特徵心臟收縮/擴張類型，類似於深度模式顯示 102，光譜圖 108 包括速度包線中的資料點(未示)其彩色的強度變化是返回超音波信號的偵測強度函數。用光譜圖 108 的特別樣本量是在深度模式顯示 102 所示的深度由深度指標或指標 109 表示。依此，超音波系統的使用者能方

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 6 ）

便的看到及選擇特別深度以測量光譜圖 108，深度模式顯示 102 可方便的提供關於適當深度範圍的資訊，在此可得到有意義的光譜圖。

如上所述，區域 104 及 106 的色彩強度的變化最好是返回超音波信號的偵測到強度函數，參考圖 2，該圖形說明如何判定此一色彩強度，為了避免顯示偽資訊，在低速變強的信號(如因其組織移動)可以在圖 1 的深度模式顯示 102 中忽略不顯示。這稱為雜亂濾波，在圖 2 中它作為正及負速度下門檻大小雜亂的截止極限。類似的，與雜訊相關的低功率信號也會在圖 1 的深度模式顯示 102 中忽略不顯示。使用者藉由選擇一功率範圍值而判定色彩強度映射的上功率極限，接著忽略極大功率以上的信號，即另一雜亂濾波其對於監視心臟中的血流特別有助益。熟於此技術者了解可使用其他濾波方法以改善深度模式顯示影像，包括 Δ 調變器或其他適當濾波方法。

雖然深度模式顯示 102 的目前較佳實例使用色彩強度映射作為信號強度函數，且根據血流朝著(或遠離)探針而進一步塗上紅或藍色，熟於此技術者了解或者可使用偵測到速度函數作為色彩強度。在此一例中如圖 3 所示，色彩強度從雜亂截止大小變化到極大速度大小，對應脈波重覆頻率(PRF)的一半，若偵測到信號具有的功率小(或大)於雜訊門檻，則忽略選擇的上功率極限，圖 4 的色彩圖形顯示瞄準模式顯示 100 其中區域 104 及 106 的色彩強度是依偵測到速度的函數而變。深度模式顯示 102 及光譜圖 108 都是

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 7 ）

相對於相同的時間軸而顯示，而深度模式顯示則顯示空間範圍及色彩強度的變化，其周期與心跳相同。熟於此技術者了解若不依信號振幅(或速度)函數而改變色彩強度，則可較佳的依信號振幅及速度的函數而改變色彩強度。

圖 1 特別標示的深度模式顯示 102 顯示單一良好界定的紅色區域 104 及單一良好界定的藍色區域 106 的簡化顯示。熟於此技術者了解彩色區域的數目及特徵是依超音波探針的位置及方向而定。事實上，可提供特徵深度模式顯示的目錄以有助於使用者判定事實上是否已找出一特別期望的血管，一旦使用者找到該期望血管的特徵深度模式顯示，則使用者接著能方便的判定在那一深度測量光譜圖 108。

瞄準模式 100 令使用者能快速的將超音波探針(如通過頭骨而與超音波窗相鄰的)定位，以便能偵測頭蓋骨內的血流。信號振幅的彩色表示的使用尤其利於此目的，因為強信號表示良好的探針位置及方向。血流速度的彩色表示的使用並不好，除了血流速度在血管剖面的變化極大以外。惟，當試著監視接近可感知的移動組織(如雜亂截止速度以上的心臟運動)的血流時，血流速度的彩色表示是較佳的。

參考圖 5，顯示瞄準模式 100 的使用以識別一特別血管如脈波或大腿骨靜脈，在此例中，在深度模式顯示 102 中最好以彩色表示血流速度，因為在這些特別血管中血流速度的變化極大，藉由觀察深度模式顯示 102 中的暫時變化及對應光譜圖 108，使用者能識別肺動脈的最佳位置如以下

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 8 ）

所示：(1)肺動脈的深度模式顯示會是藍的與心跳的周期相同；(2)藍色區域一般是 4 到 9 cm 深；(3)沿著時間軸，藍色信號在心臟收縮中間較強(對應速度的峰值)；及(4)信號在深度模式顯示中具有最大的垂直程度，以指示使用者已定位探針，以便在心臟收縮時複數個的最長部分與超音波束對齊。使用者接著能調整其他參數如顯示光譜圖 108 的閘深及雜亂濾波參數。

瞄準模式 100 也向使用者指示在那裡設定脈波都卜勒樣本閘的深度，以便光譜圖 108 從期望的血流信號中處理都卜勒位移，光譜圖 108 是臨床時的重心，使用者可觀察及測量一特別血流相關的參數，及提供資訊以提示血流中顯著的血動態變化。除了深度模式顯示 102 及對應的選取光譜圖 108，向使用者顯示的資訊一般也包括與光譜圖相關的習用數值參數，如平均峰值心臟收縮速度，平均末端心臟擴張速度，脈動次數，及平均峰值心臟收縮速度相對於時間的變化。熟於此技術者了解也可其他參數及顯示，包括由其他監視裝置如 EKG-或 EEG-相關資訊提供的資料。

圖 1 的瞄準模式 100 在都卜勒超音波定位及定向時特別有用，及在首先選擇測量光譜圖 108 的深度時特別有用，探針位置及定向及範圍閘選擇後，使用者一般喜歡具有一資訊顯示其強調臨床價值高的光譜圖 108。參考圖 6 的第二顯示模式其稱為光譜圖模式 110，在此模式中，光譜圖 108 具有大的顯示面積。提供壓縮深度模式顯示 112 以取代全深度模式顯示 102，在短時間內此壓縮深度模式顯示 112

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 9 ）

提供與樣本量深度有關的資訊其中取得光譜圖 108，及樣本量中血流的狀態是朝向(或者)遠離探針。因此繼續通知使用者關於期望樣本量深度及相關血流的資訊。這可快速的了解及補償相對於血流的期望樣本量位置的任何變化(如因為探針移動)，這也使超音波系統使用者將注意力集中在臨床性重要的光譜圖 108 的同時，也能細調樣本量深度。

圖 7 以彩色顯示分離模式 110 的 2 個不同視圖，在一視圖，在壓縮深度模式顯示 112 中由指標109指示的選擇深度不在血流的位置，因此在顯示光譜圖 108 中無血流信號，在另一視圖，指標 109 所示的選擇深度未與血流重疊，且顯示對應光譜圖108。在圖7所示的該特別實例中，區域 104 的色彩強度是依偵測速度的函數而變，且顯示一特徵色彩變化，其與以下有關：通過血管剖面的血流速度變化，相對於超音波束軸的偵測血流對準深度變化，或二者。

熟於此技術者了解圖 1，4，6，7 所示診斷資訊顯示提供的重要優點，雖然顯示光譜圖 108 本身並不新穎，今日的脈波都卜勒超音波系統不具有 B-模式功能，其缺少一種裝置以成功且可靠的找出及定向超音波探針，及判定適當的樣本量深度以偵測重要部分的血流。而且雖然血流方向及光譜圖(或信號振幅)的彩色表示是習用的，如彩色 M 模式顯示，但該顯示尚未用於以下目的：瞄準超音波探針或選擇特別樣本量深度用於同時光譜圖分析。

參考圖 8，深度模式顯示 102 及光譜圖 108 的同時顯示也

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 10 ）

能提供重要資訊以偵測血栓信號及分辨該信號與非血栓外來物。圖 8 顯示 3 個事件：A，B，及 C，在事件 A，深度模式顯示 102 顯示一特別高強度信號具有一非垂直斜率，即高強度發生在不同時間的不同深度。在事件 A，信號僅存在於彩色血流區域 104 及 106 之一的邊界中，在光譜圖 108，可看到一特別高強度信號具有不同速度(四周是極大血流速度)在心跳周期的短時間區域中，事件 A 是血栓通過接近選擇樣本量的血流區域的強烈證據。

事件 B 是血栓的另一可能候選者，在此例，深度模式顯示 102 中看到的高強度信號是非垂直的，但並不在血流的深度範圍中，雖然此信號夠強及/或具有夠長的後散射性以出現在深度模式顯示 102 的血流邊界外，但光譜圖顯示 108 仍顯示與血栓相關的特性高強度暫態信號，事件 B 是也血栓的證據，但是它是一種本質上與事件 A 不同的血栓。雖然在深度模式顯示中尚未完全揭露各種血栓的特別信號特徵，但事件 A 與 B 之間的不同顯示它們可能是不同的血栓類型，例如事件 A 與顆粒血栓相關，而事件 B 與氣體血栓相關，而氣泡的不同聲音特性而導致特別長的後散射信號及出現發生在所示血流邊界以外。

事件 C 是外來物，與探針移動或某一其他非血栓事件相關，事件 C 是深度模式顯示 102 中的垂直線，這表示在所有的深度位置偵測到高強度信號，其與探針移動(或其他外來物)相關的特徵剛好同時。類似的，光譜圖顯示 108 中的顯示的高強度信號是垂直線以指示剛好同時在廣泛的速度

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 11 ）

範圍(包括大於極大血流速度的正及負速度)偵測到高強度信號。事件C接著特性化為本質上的外來物信號而不是血栓。

熟於此技術者了解深度模式顯示 102 及光譜圖 108 的同時序對不僅提供一種找出期望樣本量的方便方法，而且提供一種特別有用的技術以分辨血栓信號與外來物信號，甚至能使不同血栓信號特性化。操作者可容易的看到血栓偵測及特性化，但是超音波裝置也能自動的執行及記錄。

同時觀察血流中至少 2 個樣本閘的活動即可自動偵測血栓，系統在 2 個不同偵測假設之間作區分：

(1) 若信號是血栓，則它會在連續不同時間於多重樣本閘中顯示其本身。

(2) 若信號是探針移動外來物，則它會同時在多重樣本閘中顯示其本身。

這2個假設是互斥的，而宣告事件是血栓是在以下事件之後發生：通過都卜勒微血栓信號的基本識別標準(參考Stroke, vol. 26, p. 1123, 1995)及鑑定不同樣本閘中血栓信號的連續偵測(藉由一連串時間的分析(或其他適當方法)發生在不同時間點，而且時間延遲與血流方向一致。血栓與外來物信號的區分也可藉由在血流外的至少一樣本閘中觀察活動而進一步加以確認。

圖 9 的功能方塊圖敘述根據本發明實例的超音波系統150，超音波系統150配合圖1到8在積體平面顯示器152(或其他期望的顯示格式)上經由顯示介面接頭154而產生上述

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 12 ）

的各種顯示模式。超音波系統 150 的信號處理核心是主脈波都卜勒電路 156 及從脈波都卜勒電路 158，都卜勒探針 160 藉由探針切換電路 162 而與其他系統元件連接，探針切換電路 162 提供存在偵測功能及分辨各種探針的功能，如藉由偵測探針電線中使用的編碼電阻或藉由其他習用探針式偵測。藉由提供主及從脈波都卜勒電路 156 及 158，即可使用 2 個不同超音波探針 160，以提供單向(或雙向)的超音波感測功能(如在腦部的基礎動脈中血流速度的雙向貫穿頭蓋骨測量)，主及從脈波都卜勒電路 156 及 158 接收各探針 160 偵測到的超音波信號及執行信號及資料處理操作，詳如以下所述。接著將資料傳送到一般目的主電腦 164 以提供資料儲存及顯示，適合的主電腦 164 是含 200 MHz Pentium 處理器的系統，具有顯示幕，鍵盤，內部硬碟及外部儲存控制器，雖然也可使用任一種適合的電腦系統。

超音波系統 150 也提供經由喇叭 166 的聲音輸出信號，及經由音訊線 168 而儲存或是經由其他媒體而輸出。超音波系統 150 也包括麥克風 170 以接收使用者的聲音資訊輸入，此資訊接著輸出到外部儲存器或音訊線 172 而播出，使用者與超音波系統 150 的介面主要是經由鍵盤或與主電腦 164 連接的其他遙控輸入單元 174。

圖 10 及 11 顯示主及從脈波都卜勒電路 156 及 158 的細節，而圖 10 及圖 11 中的類似電路結構及連線，只會將相同參考數字的元件說明一次，圖 10 也說明聲音資訊經由麥克風 170，喇叭 166，及聲音輸出線 168 及 172 而輸出到超

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 13 ）

音波系統 150，及經由相同者從超音波系統 150 輸入，而這些操作是由主脈波都卜勒電路 156 控制。

在轉送器輸入輸出級，各脈波都卜勒電路 156 及 158 包括傳送/接收切換電路 175 在時序及控制電路 176 的控制下操作(中主脈波都卜勒電路 156 的時序及控制電路 176 控制操作的特別時序)，時序及控制電路 176 也控制傳送電路 178 的操作以提供輸出驅動信號使都卜勒探針 160(圖 9)發出超音波。時序及控制電路 176 也藉由接收電路 182 而控制與傳送/接收開關 175 連接的類比-數位轉換器 180，電路 175 到 182 的功能及操作是習用的因此不必詳述。

由 4 個數位信號處理器 P1-P4 執行脈波都卜勒電路 156 及 158 的主要信號處理功能，P1 在前端且經由類比數位轉換電路 180 及資料緩衝電路(或 FIFO)186 而從接收器 182 接收數位轉送器資料，P4 在後端以執行高階工作如最後顯示準備，適當的 P1 型數位信號處理器是德州儀器的 TMS320LC549 整數處理器，而適的 P2-P4 型數位信號處理器是德州儀器的 TMS320C31 浮點處理器，雖然根據本發明也可使用其他數位信號處理電路以執行大致相同的功能。

收到的超音波信號先由數位信號處理器 P1 處理，接著通過數位信號處理器 P2，P3 及 P4 的信號處理管線，詳如以下所述，數位信號處理器 P1 從收到的數位資料建立求積向量，執行濾波操作，及操作都卜勒位移信號其與 33 個不同範圍的閘位置相關。數位信號處理器 P2 在所有的閘深執行雜亂取消，數位信號處理器 P3 執行各種計算包括自動相

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 14 ）

關，相位，及功率計算，P3也提供立體音輸出的求積資料準備，數位信號處理器P4執行與光譜圖顯示相關的許多計算，包括計算光譜圖包線，心臟收縮偵測，而且也準備與瞄準顯示準備相關的最後計算。

數位信號處理器P1-P4的每一者經由主匯流排187及控制資料緩衝電路(如對應的FIFO 188(1)-188(4))而與主電腦164連接(圖9)，此緩衝電路能執行數位信號處理器P1-P4的設定及程式載入，以及數位信號處理器P1-P4與主電腦之間的其他操作通訊，數位信號處理器P2-P4的每一者與相關的高速記憶體或SRAM 190(2)-190(4)連接，其作為相關信號處理器的程式及資料記憶體，在圖10或11的信號處理鏈中，數位信號處理器P1具有足夠的內部記憶體，因而不必提供外部程式及資料記憶體。藉由介入資料緩衝或FIFO電路192(2)-192(4)而提供從一數位信號處理器到次一者的資料傳送，經由資料緩衝電路(如雙埠SRAM 194)而提供由數位信號處理器P4處理的超音波資料給主電腦164。

參考圖10，主脈波都卜勒電路156的數位信號處理器P4也經由麥克風170而處理音訊輸入，及控制音訊輸出信號傳送到喇叭166及音訊輸出線168，172。P4藉由控制音訊控制電路196而控制音訊輸出信號，該電路196由主及從脈波都卜勒電路156及158接收音訊信號。

參考圖12到16的流程圖，以詳細說明包括在主及從脈波都卜勒電路156及158中的各數位信號處理器P1-P4執

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 15 ）

行的操作，提供特別的詳細計算及數字資訊以揭示本發明的目前實例，但熟於此技術者了解它只是範例因而不必包括在本發明的其他實例中。

參考圖 12，數位信號處理器 P1 的操作如以下所述：

1. 原始資料的數位化，從輸入A/D讀取一序列N 14-位元值，A(1:N)，這些值在4X都卜勒載波頻率(8MHz)作轉換，而且與發射脈衝的開始時步，若都卜勒脈波重覆頻率(PRF)在8kHz，則N=1000，若都卜勒PRF是6.25kHz，則N=1280，若都卜勒PRF是5kHz則N=1600。
2. 求積向量建構，根據以下規則而用N/4點建構2個向量：Br(1:N/4)=A(1:4:N-3)-A(3:4:N-1)及Bi(1:N/4)=A(2:4:N-2)-A(4:4:N)，其中Br及Bi是一序列N/4不同閘深的數位解調變求積都卜勒值，用減法去除資料的DC偏壓。
3. 低通濾波係數，Br及Bi包含(等於載波頻率的)頻寬中的頻率且以DC為中心，因而不必再濾波以去除都卜勒發射脈衝的頻寬以外的雜訊。達成實例電通濾波的係數是藉由用標準數位濾波設計軟體如MATLAB在35低通FIR濾波階上決定的，此濾波的常態截止是2/(T*fs)，其中T是發射脈衝的時間，而fs是Br及Bi中資料的樣本率(2MHz)，呼叫此濾波C(1:35)，此濾波的係數會依使用者改變發射脈衝長度而變化，且濾波係數的一排數個不同組因而儲存在記憶體。
4. 指數陣列，要處理33個範圍閘位置的資料及送入P2，為

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 16 ）

了易於圖形顯示，將這些範圍閘位置選取為分離2 mm，惟，求積向量Br及Bi不包含分離2 mm在元件，它們是分離.385mm，因此Br及Bi陣列的指數用以對應與2 mm倍數最接近的值，以作為一種方法將Br及Bi分多個1 mm取樣增量，這是由具有預儲存的指數陣列D1(1:33)，對應8kHz PRF的深度22:86 mm，及指數D2(1:33)及D3(1:33)對應或是比6.25kHz及5kHz PRF的深度範圍更深。

5. 低通濾波及求積資料的細分，Br及Bi陣列作低通濾波且藉由以下規則而分成33個閘(注意<a,b>是向量a及b的32位元累加整數點乘積)：

8kHz PRF:

Er(j)= < C, Br(D1(j)+(-10:10))>

Ei(j)= < C, Bi(D1(j)+(-10:10))>, 且 j=1:33。

6.25kHz PRF:

Er(j)= < C, Br(D2(j)+(-10:10))>

Ei(j)= < C, Bi(D2(j)+(-10:10))>, 且 j=1:33。

5kHz PRF:

Er(j)= < C, Br(D3(j)+(-10:10))>

Ei(j)= < C, Bi(D3(j)+(-10:10))>, 且 j=1:33。

6. 結果送入P2，Er及Ei，66個值加在一起，包括1脈波重覆周期的都卜勒位移資料，這是在約分離2 mm的一組64個不同樣本閘上，這些陣列送入P2且具有新的發射脈衝。

參考圖 13，數位信號處理器 P2 在的操作如以下所述：

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 17 ）

1. 累加輸入資料，在8ms周期從P1收集M Er及Ei向量的緩衝區，而成為浮點矩陣Fr及Fi，在[8,6.25,5]kHz的PRF，矩陣Fr及Fi各分別包含M=[64,50,40]個向量，在其各目的地的第j個Er及Ei向量以Fr(1:33,j)及Fi(1:33,j)表示(這些是行向量)，跨過M個收集向量的第k個閘深的指數由Fr(k,1:M)及Fi(k,1:M)所示(這些是列向量)。
2. 在選擇的閘深顯示原始資料，在不同緩衝區中保留原始資料在使用者選擇的閘深k，在此處理都卜勒光譜圖，該列向量資料Gr(1:M)=Fr(k,1:M)及Gi(1:M)=Fi(k,1:M)送入P3，最後到達主電腦以記錄目的。
3. 取消雜亂，將4階取消雜亂濾波送入Fr及Fi的各列，Hr(1:33,1:M) 及 Hi(1:33,1:M) 是濾波Fr(1:33,1:M)及Fi(1:33,1:M)資料的目的矩陣，繼續作此濾波需要維持狀態變數及一些先前的Fr及Fi值，雜亂濾波的係數是依截止頻率(從0到600 Hz每次增加25 Hz)的使用者選擇而定，由處理器RAM中的查詢表而得到這些係數，這是在使用者從上述選項中作選擇之下。
4. 將結果送入P3，將Gr,Gi,Hr,Hi送入P3作進一步處理。

參考圖14，數位信號處理器P3的操作如以下所述：

1. 累加輸入資料，從P2接收Gr,Gi,Hr,Hi。
2. 計算自相關，在各閘根據時間而計算資料的自相關的第一遲滯，在此計算中使用各閘的所有M個值，這會在各閘產生含33個複數值的陣列，對於第k個閘深，令P=Hr(k,1:M)+jHi(k,1:M)，接著此深度的第一遲滯自相關

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 19 ）

8. 計算帶通濾波用於音訊輸出準備，從光譜圖的使用者特定光譜圖揭示而產生的極小及極大頻率用以決定複帶通濾波以使音訊輸出音與光譜圖顯示上所示的一致，例如若揭示發生在[-1,7]kHz，則音訊複帶通濾波在-1kHz及+7kHz具有邊，離線產生一排含數組複帶通係數(對應不同揭示範圍)且送入記憶體，各係數組對應使用者能選擇的揭示，令濾波係數的操作組稱為UWa(1:O)及UWb(1:O)，其中O是濾波階加一。

9. 音訊輸出準備：再取樣，在使用者選擇的閘深k，都卜勒位移信號要從音訊喇叭播出，如此作之前，音訊信號的某一準備與使用者選擇的光譜圖揭示匹配是重要的，將音訊信號Hr(k,1:M)及Hi(k,1:M)再取樣成為2倍的PRF，方法是將各陣列與0多工：Qr(k,1:2M)={Hr(k,1),0,Hr(k,2),0,Hr(k,3),0,...,Hr(k,M),0}及Qi(k,1:2M)={Hi(k,1),0,Hi(k,2),0,Hi(k,3),0,...,Hi(k,M),0}。

10. 音訊輸出準備：複帶通，將複帶通濾波送入Qr+jQi以去除多出的影像(其因資料與0多工而導入)：

$$R(n)=UWb(1)*Q(n)+UWb(2)*Q(n-1)+...+UWb(O)*Q(n-O+1)-Uwa(2)*R(n-1)-Uwa(3)*R(n-2)-...-Uwa(O)*R(n-O+1)$$

其中 $Q(k)=Qr(k)+jQi(k)$

11. 音訊輸出準備：HILBERT轉換，序列R(n)中的音訊資料是在求積格式中且需要轉成左及右立體聲以播給操作者聽，這是由Hilbert轉換達成，而95點轉換H(1:95)則在

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 20 ）

此件事中使用，用文獻中的公式(或標準信號處理軟體如MATLAB)而得到係數，將資料序列作Hilbert轉換是由FIR濾波達成，根據[RL=Hilbert(Rr)+Delay(Ri), RR=Hilbert(Rr)-Delay(Ri)]而從R(n)建立立體聲分離信號RL及RR，其中延遲是R的虛擬部分的(Nh+1)/2步驟延遲，而Nh是Hilbert濾波的大小(95)。

12. 將Gr,Gi,ANGLE,POWERd,POWER_TRACE1,POWER_TRACE2, POWER_TRACE3,POWER_TRACE4, Rr,Ri,RL,RR送入P4作進一步處理。

參考圖15，數位信號處理器P4的的操作如以下所述：

1. 累加輸入資料，從P3接收Gr, Gi, ANGLE, POWERd, POWER_TRACE1, POWER_TRACE2, POWER_TRACE3, POWER_TRACE4, Rr, Ri, RL,和RR。
2. 計算光譜圖，經由以下步驟而計算功率光譜圖：a)將Rr+jRi序列中的新點與舊點串併以形成128個點，b)將128點序列乘上128點Hanning窗，c)計算128點序列的P，FFT，d)計算Pd = 10*log10(P)，及e)FFTSHIFT(位移)Pd序列以便DC在其中心。
3. 包線，計算極大頻率追隨者或包線函數E(j)，其指示光譜圖中血流信號的上緣，這是0與63之間的整數，由FFT計算求出指數，即對於每一光譜圖線計算有一個E的值，熟於此技術者了解可使用多個不同演譯法作此計算。
4. 心臟收縮偵測，根據極大頻率追隨者，而偵測心臟收縮

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 22 ）

音訊輸出)到喇叭。

8. 輸入麥克風，從麥克風埠取樣M個值成為MIC向量(M是8ms周期中的暫態脈波重覆數目)。

9. 血栓偵測：功率軌跡中的背景功率，對於4個功率軌跡的每一者，POWER_TRACE1...POWER_TRACE4，計算一背景功率位準，回想POWER_TRACEn包含M個值，其中M是8ms周期中的暫態脈波重覆數目)，由各軌跡的Δ追隨者得到背景功率值，由δ1，δ2，δ3及δ4表示。

δ1new=δ1old+Δ，

Δ=sign(δ1old-mean(POWER_TRACE1))*0.1dB。

δ2new=δ2old+Δ，

Δ=sign(δ2old-mean(POWER_TRACE2))*0.1dB。

δ3new=δ3old+Δ，

Δ=sign(δ3old-mean(POWER_TRACE3))*0.1dB。

δ4new=δ4old+Δ，

Δ=sign(δ4old-mean(POWER_TRACE4))*0.1dB。

在每一M功率值(或每8ms)中作背景值的更新。

10. 血栓偵測：拋物線適合，在功率追蹤各閘中應用拋物線適合演譯法以判定在8ms周期中是否發生一事件，此適合必須應用在連續資料窗其分離至多1ms，若拋物線適合是向下凹的，且具有大於閘深的背景功率的峰值(大於6dB這是隨意門檻)，則偵測到一事件。

11. 血栓偵測：時間判定，對於任何單一閘事件，分析事件的峰值的任一側上-6dB點之間的功率軌跡而計算出

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 23 ）

準確的事件時間，記錄事件結果及次數以便目前事件能與過去相比。

12. 血栓偵測：高階計算，若以下情況為真，則設定DETECTION=TRUE：a)血流附的3個閘的至少2個相鄰者顯示40ms時間窗中的事件，b)血流外的閘未顯示到偵測，及c)事件時序顯示在血流方向的連續進展(即血栓不是向上游動)。

13. 將 Gr,Gi,POWERd5,Pd5,SYSTOLE_FLAG,VEND,VMEAN,VPEAK,MIC,DETECTION送入主電腦作進一步處理。

參考圖 16，數位信號處理器 P3 的血栓特徵副程式如以下所述：

4A. 計算Hr+jHi的矩陣元素大小：Hmag(1:64,1:M)=10*log10(Hr.^2+Hi.^2) 。

4B. 計算參考背景功率位準Pb。Hmean=sum(sum(Hmag(1:64,1:M)))/(64*M) ，若 PdOLD>Hmean ，則Pb=PbOLD-0.1dB，否則Pb=PbOLD+0.1dB(這是背景功率位準的Δ追隨者)。

4C. 決定R1及R2，在特徵中要使用的常數，T1=發射脈衝長度(微秒)，T2=脈波重覆周期(微秒)，已知Hk(1:64)的元素的深度增量是1mm，接著R1=mm=c*T1/2中的軸解析度，其中c=1.54mm/微秒，而R2=2*R1，例如在2MHz載波頻率的20周期發射脈衝具有R1=7.2mm，其餘R2=14.4mm。

4D. 檢查Hmag(1:64,1:M)的各行及判定資料的最長連續段

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 24 ）

而偵測血栓存在，以便連續段中的各元素大於Pb+XdB(X=3)，明確而言，令Hk(1:64)=Hmag(1:64,k)，找出Hk中的最長序列，以開始及結束指數Hk(i1:i2)表示，以便若il<=i<=i2則Hk(i)>Pb+X，將Hk(i1:i2)的前3個點與拋物線配合而接著判定此序列的長度，且找出橫座標z1上的最左點，其中拋物線與Pb的縱座標交叉。如果拋物線未與線y=Pb交叉，則z1=i1。類似的，Hk(i1:i2)的最後3個點與拋物線配合且找出z2，若拋物線未與線y=Pb交叉，則z2=i2，Hk(i1:i2)的長度是z2-z1，若z2-z1<R1，則未出現任何血栓，若R1<z2-z1<R2，則出現一顆粒，若z2-z1>R2，則出現氣泡。

4E. 將此資訊傳送到P4，若P4同意，則偵測到血栓，接著結合特徵資訊。

除了上述的血栓偵測方法及特徵外，都卜勒超音波系統可設計成執行另一種血栓偵測方法如以下圖17及18所述。

如上所述，習用都卜勒超音波裝置中的血栓偵測一般依賴至少一深度閘中取樣的都卜勒存在，因此血栓偵測功能極為有限，惟，在本發明的實例中，可以在深度模式顯示102的深度範圍中追蹤血栓，且可根據隨著時間其在深度的存在範圍而加以計數及記錄，結果，本發明的血栓偵測方法提供使用者更佳的技術以有限的分辨血栓存在與外來物信號。

圖17，18所示的血栓偵測方法大致可以在4個演譯法部

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 25 ）

分中說明，雖然以下說明的圖 17，18 包括所有 4 個演譯法部分，但詳如以下所述，有效的血栓偵測也可藉由具有少於 4 個演譯法部分的血栓偵測方法而達成。此外，可藉由軟體程式或都卜勒超音波系統設計，或者藉由顯示資訊的觀察而自問題血栓偵測。血栓偵測演譯法的第一部分去除非暫態信號以便在各閘深顯示一定的都卜勒功率。這類信號的範例是腦部血流信號其在 7 過頭蓋骨都卜勒應用中偵測到，非暫態信號經由以下過程而去除：在包括 m 模式影像的各深度追蹤背景功率，及減去此背景位準，以便僅有暫態變動維持著，這些剩下的暫態信號一般是血栓事件的表示，或未預期的雜亂或移動外來物的表示。

第二部分去除深度模式顯示 102 的低速雜亂信號，低速雜亂外來物信號的範例會使都卜勒超音波系統(其具有根據單一閘脈波都卜勒的血栓偵測)中產生偽正識別，而頭部的 2 個側面接觸都卜勒轉送器，頭部接觸頭的前及後面，且下巴緊閉。惟，在本發明的實例中，藉由濾波信號(其具有小於速度門檻的速度)而去除移動外來物信號如上所述的，移動外來物與微血栓不同，易於具有廣泛的帶都卜勒頻率存在，其包括正及負都卜勒位移速度，這導致 0 或非 0(低於速度門檻)平均速度，因此濾波信號其具有小於速度門檻的速度，能有效的從測試血栓特性的信號組中去除外來物，因此多數部分的移動外來物會轉成黑色背景，然而事件出現著高度對比，雖然用以去除信號的速度門檻可設定成各種值，將速度門檻設定成 7 cm/s(約 200Hz 都卜勒位

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 26 ）

移)或更少即足以提供結果用於跨過頭蓋骨都卜勒。

血栓偵測演譯法的第三部分由以下組成：檢查一連串問題，其目的是從對於微血栓的先前實體了解而判定候選事件是否與血栓的動作一致，該測試的範例包括：(1)血栓的移動增量是否在每 4 ms 中未超過 8 mm(2 m/s 或更小的速度)(即血栓與較高的已知血流速度接近且依此未跳到地圖外)及(2)在任何群(其含有血栓的 3 個連續出現者)，血栓是否均一的朝向或遠離轉送器而移動，若整組測試是正的，則將事件標示為血栓，可了解許多不同的問題可包括在一連串問題中，因此上述或稍後包括(或遺漏)的測試不該限制本發明的範圍。

藉由執行額外操作以執行第四演譯法部分以便用高度明確性標示血栓事件，以去除外來物信號，一些包括去除信號的範例其時間大於 200ms，且忽略與接近一已知外來物中偵測到的候選事件，因為血栓及外來物易於是不常出現的事件，所以其在時間極接近時發生的機率較小。若通過這些額外測試，則將候選事件標示為血栓事件且向使用者報告。

現在詳細說明上述 4 個步驟，第一及第二步驟在圖 17 中說明而第三及第四步驟在圖 18 中說明。熟於此技術者了解雖然該說明利用 8 kHz 的脈波重覆頻率，但也可使用其他 PRF，在任何血栓偵測動作之前，於血栓偵測的準備步驟中計算出在所有深度及在所有深度下都卜勒位移頻率(即速度)的都卜勒功率。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 27 ）

雖然在此實例中使用 0 及第一遲滯自動相關方法以計算功率及速度，熟於此技術者了解也可使用它種方法，如在資料上施以高階自動遞迴移動平均(ARMA)參數模型，高階 ARMA 模型適用於使雜亂，血栓及血流信號互相分離，在跨過頭蓋骨都卜勒中會產生某些流動情況其中 m模式顯示會在上述自動相關設計中變成黑色，例如沿著光束的某些位置對應一些樣本量位置，其中可同時看到腦內動脈及頸內動脈，在此雙流情況下，平均速度接近 0 而且當藉由上述速度門檻濾波時，流動情況會呈現黑色背景，在此情況下，使用者更容易看到斑點狀的藍及紅色背景，與自動相關不同(或是作為另一種)的方法是在此情況下於各閘深應用 Hilbert 轉換成為都卜勒求積時間串資料，以產生立體分離信號，散射器遠離探針時產生一信號而散射器接近探針時產生另一信號。接著能在各閘深作分析以判定：(1)是否各立體分離信號具有暫態元素(這表示外來物，(2)是否僅有一個立體分離信號具有暫態元素(這表示血栓)，或(3)是否一(或二)立體分離信號具有真的血流，在後者情況及無血栓(或外來物)之下，判定是否要在相關深度將 m-模式顯示塗上藍色(或紅色，斑點，第三種顏色)，以及強度大小。

使用在所有深度的功率及速度以產生深度模式顯示，而計算則如以下所述，雖然已參考圖_12 到 15 說明類似步驟，以下仍重覆數個步驟如圖 17 及 18 所示以達成說明其他血栓偵測方法的目的。與各步驟相關的特別處理器則如上所述的標示成 P1 到 P4。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 28 ）

1. 血栓偵測準備：在深度模式顯示中使用的所有閘深上計算功率及速度

a. 原始資料的數位化(P1)，在超音波脈波之後及在次一超音波脈波之前，於整個周期中將回音振幅載入數位記憶體，在4倍載波頻率之下取樣資料的N個值以便快速的解調成為求積基帶信號，這是熟於此技術者了解的，明確而言從輸入A/D讀取含N個14-位元值的序列A(1:N)，在4倍都卜勒載波頻率(8 MHz)之下轉換該值，而且在發射脈衝開始時同步開始，若N=1000則都卜勒脈波重覆頻率(PRF)是8 kHz。

b. 求積向量建立(P1)，在相位(I)及求積(Q)從4倍載波頻率取樣的回音中建立都卜勒位移信號的基帶樣本，這在與回音取樣周期相同的時間(但是在載波頻率下取樣)產生一序列(I, Q)對，在樣本的各連續象限中取第一及第三樣本(以產生(I))與第二及第四樣本(以產生(Q))間的差而建立(I, Q)對，明確而言，根據以下規則而用N/4點建立2個向量Br(同相)及Bi(求積)：Br(1:N/4)=A(1:4:N-3)-A(3:4:N-1)及Bi(1:N/4)=A(2:4:N-2)-A(4:4:N)，Br及Bi是一序列N/4個不同閘深中的數位解調求積都卜勒值。

c. 低通濾波器設計，將基帶(I, Q)信號分成數個取樣深度用以作深度模式顯示，在不次取樣基帶(I, Q)信號及不保留全頻寬(其等於載波頻率)的雜訊之下，使用FIR低通濾波器(其頻寬等於發射脈衝的頻寬)以建立新且較小的(I, Q)信號組，新的(I, Q)信號組沿著都卜勒脈波重覆周期的次範圍

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 29 ）

而平均分布，明確而言，達成此低通濾波的係數是藉由標準數位濾波設計軟體如 MATLAB 以產生 35 低通 FIR 濾波的方式決定的。此濾波器的常態截止頻率是 2/(T*fs)，其中 T 是發射脈衝的時間長短，而 fs 是 Br 及 Bi(2 MHz)中的資料取樣率，呼叫此濾波器 C(1:35)，此濾波器的係數會依使用者改變發射脈衝長度而變化，因而將一排(其含濾波係數的數個不同組)儲存在記憶體。

d. 指數陣列，上述的濾波分割是在各期望的閘深執行用以建立深度模式功率及速度資料，在此實例中要處理 33 個範圍閘位置的資料，為了易於圖形顯示，將這些範圍閘位置選擇成分開 2 mm，明確而言，此處理級的輸入求積向量 Br 及 Bi 並不含有分開 2 mm(其分開 .385 mm)的元素，因此在 Br 及 Bi 陣列的位置中執行 FIR 分割低通濾波器，以對應與 2 mm 倍數最接近的值，藉由具有含指數 D1(1:33)的預存陣列(其對應深度 22:2:86 mm(在 8 kHz PRF 之下))即可達成。

e. 低通濾波器及求積資料的分割(P1)，上述分割濾波器的實際應用是在已知濾波係數及沿著肺動脈重覆周期的時間位置(其中作濾波)之下達成。明確而言，Br 及 Bi 陣列是低通濾波的且藉由以下規則而分成 33 個閘(注意<a,b>是向量 a 及 b 的 36 位元累加實個點乘積)：

Er(j) = <C,Br(D1(j+(-17:17))>

Ei(j) = <C,Bi(D1(j+(-17:17))>, j=1:33

Er 及Ei(共有66個值)包括一脈波重覆周期(在相距約 2 mm

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 30 ）

的一組含33個不同樣本閘)的都卜勒位移資料。

f. 累加輸入資料(P2)，已得到沿著一脈波重覆周期的原始資料(都卜勒位移信號樣本)，在此實例中，會使用32個這種脈波周期資料(共4ms)以計算在33個閘深的每一者的功率值及速度值，明確而言，在4 ms周期中收集含32個Er及Ei向量的緩衝區以存入浮點矩陣Fr及Fi，將第j個Er及Ei行向量存入Fr(1:33,j)及Fi(1:33,j)，跨過M=32個收集向量的第k個閘深標示成Fr(k,1:M)及Fi(k,1:M)(列向量)，注意儲存及後續的計算是浮點的。

g. 雜亂消除(P2)，將收集到的資料在各不同的深度濾波以去除雜亂信號，注意這不會將大的雜亂信號從仍在資料的雜亂信號完全去除，而且會在以下的血栓偵測步驟中消除，明確而言，在Fr及Fi的各列作第四階雜亂消除濾波，Hr(1:33,1:M)及Hi(1:33,1:M)是濾波過的Fr(1:33,1:M)及Fi(1:33,1:M)資料的目的矩陣，而M=32(即4 ms)，此連續濾波的及時應用需要維持狀態變數及一些先前的Fr及Fi值，雜亂濾波係數會依濾波截止頻率的使用者選擇而變，即25 Hz到600 Hz每次增量為25 Hz，由處理器RAM的查詢表中可得知這些係數，這是已知使用者從上述選項作選擇的情況下。

h. 在各深度計算速度(P3)，步驟1，在各閘深執行資料自動相關的第一遲滯而在此實例中計算速度，明確而言，在4 ms的總時間增量於各閘計算資料自動相關的第一能第量，對於k個閘深，令P=Hr(k,1:M) + jHi(k,1:M)，接著此

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 32 ）

EWINDOW 20,20*4=80 ms 緩衝區長，必須是偶數，

FCLUTTER, 0.05*3.1415926，雜亂截止其中 nyquist=pi，

ABSTHRESH 100，外來物的門檻，

DBTHRESH 6.0，包括拋物線適應中資料的門檻，

EMARGIN 25，相同血栓中記號間允許的邊界 (25*4=100 ms)，

AMARGIN 50，相同外來物中記號間允許的邊界，

POWER_THRESH 40，在拋物線適應區域下整合功率的門檻以標示候選血栓事件，--

CLUT_THRESH 27，m-模式位置的數目，其中未超過雜亂速度，且暫時中止血栓偵測，

Ngate=33，

陣列：

Msum[1..EWINDOW]，--各值是一特別 m 模式線的絕對(背景去除)去雜亂功率的總和，

Mwork[1..EWINDOW]，--實用陣列，80 ms 長，

ClutCount，在目前 m-模式線中的值數目，其速度在雜亂速度門檻 CLUT_THRESH 之下，

MEPosition[1..EWINDOW]，--各值是一特別 m-模式線的血栓位置，

MPLocal[1..EWINDOW]，--各值是一特別 m-模式線的血栓附近的功率，

MQ[1..EWINDOW]，--各值是 m-模式線的血栓位置，且具有血栓候選信號的狀態，

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 33 ）

DELTA[1..ngates]，--各值是已知閘深中信號功率的Δ追隨者，

MsumA[1..AWINDOW]，--各值是 Msum 陣列中先前 EWINDOW 值的總和，此值在外來物信號出現時會明顯上升。

b. 去除相關常數信號(P4)，由以下組成：在各深度追蹤背景功率位準且在各深度將它從目前看到的功率中減去，該減法的輸出儲存在另一緩衝區而成為執行血栓偵測的主要資料緩衝區，明確而言，在各深度對於Δ追隨作分貝功率追蹤，同時產生背景去除的向量 SIGMA(k)，其中閘深用 k=1:33 作編號：

```
IF POWERd(k)>DELTA(k)
    THEN DELTA(k)=DELTA(k)+0.1dB
    ELSE if POWERd(k)<DELTA(k)
        THEN DELTA(k)=DELTA(k)-0.1dB
    SIGMA(k)=POWER(k)-DELTA(k)。
```

3. 血栓偵測第二部：去除雜亂信號(P4)

a. 當發生雜亂時即使用雜亂去除的事實，它會以極低平均速度出現，在光譜圖中，雜亂會垂直線高強度特性(寬帶)其直覺上具有 0 的平均速度(0 表示都卜勒位移頻率)，因為第一遲滯自動相關方法以計算速度會產生平均速度，接著雜亂拒絕計畫是將 m 模式線中所有的功率位準去除，其中速度降到門檻以下，明確而言，用常式 DeClutter:DeClutter (VELOC,SIGMA)處理一組4 ms的功率及速度資料，此常式

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 34 ）

DeClutter(VELOC,sigma)執行以下操作：

i. Mwork[I]=abs(VELOC[I]), I={1..ngates}。

ii. ClutCount=Mwork[I]<FCLUTTER 時的發生次數，I={1..ngates}。

iii. 若 Mwork[I]<FCLUTTER，則 SIGMA[I]=0，I={1..ngates}

4. 血栓偵測第三部：檢查剩下的信號及判定血栓是否存在(P4)

a. 上述去雜亂演譯法的呼叫後，即作以下分析以判定血栓是否存在，先假設有血栓，計算它在 M-模式線中的位置，及血栓附近的相關功率，以數個問題(其係根據對於在血流中移動血栓的先前了解)檢查資料，明確而言，呼叫常式 Detect(VELOC,SIGMA)以處理一組 4 ms 的資料，此常式 Detect(VELOC,sigma)在上述整體變數中執行以下操作：

i. 總和絕對背景去除雜亂去除的功率，當此值大於時間的保持周期，即出現外來物，明確而言，Msum[Acounter]=sum(abs(sigma[I])), I={1..ngates}，計數器是環狀緩衝區計數器其在 AWINDOW 具有極大值，而且會在偵測常式結束時增加。

ii. m-模式線中極大背景去除雜亂去除的功率的值及位置，明確而言，[Y,Imax]=max[sigma[J]), J={1..ngates}，亦即 Y 是緩衝區信號的極大值且位於指數 Imax。

iii. 在極大功率位置開始，向較淺深度移動且判定背景去除雜亂去除的功率是否降到 6 dB 以下，此設定邊界以整合假設血栓信號附近中的功率，明確而言，在 Imax-1 開始

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 35 ）

且沿著陣列 sigma[1..Imax-1]在較淺深度方向移動，以判定 IShallow=index 是否成立其中 sigma[index]降到 6 dB 以下。

iv. 在極大功率位置開始，向較淺深度移動且判定背景去除雜亂去除的功率是否降到 6 dB 以下，此設定邊界以整合假設血栓信號附近中的功率，明確而言，在 Imax+1 開始且沿著陣列 sigma[Imax+1..ngates]在較淺深度方向移動，以判定 IDeep=index 是否成立其中 sigma[index]降到 6 dB 以下。

v. 在 6 dB 點之間加入拋物線到功率資料以判定峰功率的更正確位置，明確而言，藉由陣列-sigma[]中的 npts=Ideep-Ishallow+1值判定最佳拋物線適應係數[MP2,MP1,MP0](最少平方差)，其中MP2是第二階係數。

vi. 使用拋物線適應係數以計算已知 m-模式線中背景去除雜亂去除的功率的極大值的更正確位置，若有血栓則這成為血栓位置的最佳預測，明確而言，MEPosition[Ecounter]=28+2*IShallow-MP1/MP2，使用2的共因子因為各閘增量對應2 mm深度變化，若MP2=0或者若拋物線適應的npts小於3，則預設的MEPosition[Ecounter]=BUST=0，Ecounter是環狀緩衝計數器在EWINDOW具有最大值，而且會在偵測常式結束時加一。

vii. 將峰值的 6 dB 點中 m 模式線的背景去除雜亂去除的功率整合，這產生一區域功率其會在從背景血流分辨血栓時使用，其易於具有高的區域部分，明確而言，MPLocal[Ecounter]=sum(sigma[j]), j={Ishallow..Ideep}。

viii. 作某一額外基礎工作以便將血栓信號與外來物(如

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 36 ）

探針或病人移動)分離，在各m-模式線中查詢整合絕對背景去除雜亂去除的功率的記錄，即可達成該目的，且看它是否顯示維持增加。明確而言，判定 Msum[]陣列的先前 50 個(200 ms)值的中間值，這在判定是否有外來物時使用的測量，即大量的層變化是否持續一段不尋常的長時間。通常血栓信號是暫時的且在腦動脈中維持數十微秒，取整個 Msum 陣列的中間值即可得到平均值，因為它的設計長是 200 ms(50 個值)，MsumA[Acounter]=median[Msum]。

ix. 執行一串二位元測試以判定是否發生血栓事件，若這些測試的結果為真(TRUE)，則血栓位置會寫入 MQ[]陣列，明確而言，從設定 MQ[Ecounter]=0 開始，為了易於參考環狀緩衝區中的舊值，令 Tminus1=Ecounter-1, Tminus2=Ecounter-2, Tminus3=Ecounter-3, Tminus4=Ecounter-4，若任何這些實用值是 0(或更小)，則跳到緩衝區的另一端：若 TminusXX<=0，則 TminusXX=TminusXX+EWINDOW，而且在作測試前將預設測試結果變成負：T0=T1=T2=T3=T4=T5=T6=T7=T8=0。

01. TEST1:在背景功率中有大的變化(其與血栓一致)？明確而言若 MPLocal[Ecounter]>POWER_THRESH 則 T0=1。

02. TEST2:在 4 ms 的目前時間周期中，血栓的移動與極高的末端血流速度(2 m/s)的速度一致？明確而言，若 abs(MEPosition[Ecounter]-MEPosition[Tminus1])<4mm 則 T1=1。

03. TEST3:在 4 ms 的倒數第二的時間周期中，血栓的移動與極高的末端血流速度(2 m/s)的速度一致？明確而言，若 abs(MEPosition[Tminus1]-MEPosition[Tminus2])<4 mm 則

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 37 ）

T2=1(在前一時間周期血栓的前進速度小於 2 m/s)。

04. TEST4:目前時間周期的拋物線適應顯示血栓位置與二顯示端都未接近到 5 mm？明確而言，若 MEPosition[Ecounter]>27 mm 且 MEPosition[Ecounter]<81 mm，則 T3=1。

05. TEST 5:前一時間周期的拋物線適應顯示血栓位置與二顯示端都未接近到 5 mm？明確而言，若 MEPosition[Tminus1]>27 mm 且 MEPosition[Tminus1]<81 mm，則 T4=1。

06. TEST 6:2 個時間周期以前的拋物線適應顯示血栓位置與二顯示端都未接近到 5 mm？明確而言，若 MEPosition[Tminus2]>27 mm 且 MEPosition[Tminus2]<81 mm，則 T5=1。

07. TEST 7:3 個時間周期以前的拋物線適應顯示血栓位置與二顯示端都未接近到 5 mm？明確而言，若 MEPosition[Tminus3]>27 mm 且 MEPosition[Tminus3]<81 mm，則 T8=1。

08. TEST 8:在目前及前 2 個時間周期中血栓顯示以一致方向遠離轉送器？，明確而言若(MEPosition[Tminus2]<= MEPosition[Tminus1])且(MEPosition[Tminus1]<= MEPosition[Tminus1])，則 T6=1。

09. TEST 9:在目前及前 2 個時間周期中血栓顯示以一致方向接近轉送器？，明確而言若(MEPosition[Tminus2]>= MEPosition[Tminus1])且(MEPosition[Tminus1]>=

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 38 ）

MEPosition[Ecounter])，則T7=1。

10. 若(Test1=TRUE, Test2=TRUE, Test3=TRUE, Test4=TRUE, Test5=TRUE, Test8=TRUE 且(Test6=TRUE 或 Test7=TRUE)，則將候選事件視為血栓。明確而言若(T0=1，T1=1，T2=1，T3=1，T4=1，T5=1，T8=1 且(T6=1 或 T7=1))，則｛MQ[Ecounter]=MEPosition[Ecounter], MQ[Tminus1]=MEPosition[Tminus1]，且 MQ[Tminus2]=MEPosition[Tminus2]｝。

x. 檢查上述計算及測試結果以判定是否已識別出一外來物信號，及需要排除正的血栓偵測結果，或者血栓信號是否正在前進且在通知主電腦系統血栓已通過光束之前，應該及時完成處理。明確而言，此部分的目的是判定是否分別設定 Edetect 或 Adetect 以告知主電腦是否血栓(或外來物)已發生。

01. 外來物狀態的第一次檢查資料，若外來物狀態是進行中(或一外來物中斷血栓信號)則將血栓從標示中排除，明確而言判定是否偵測到外來物信號的2個主要因子是：MsumA 長期能量偵測器是否已超過門檻，或者不正常數目的信號已產生極低速(這在探針被接聽(或病人行動不便時發生)：

若(MSumA[ACounter]>ABSTHRESH 或 ClutCount>CLUT_THRESH)則

{

若此外來物偵測是新的外來物，則設定適當的旗號

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 39 ）

為初始值，

若(AFlag=FALSE(偽))

{

EFlag=FALSE　覆蓋任何血栓偵測

AFlag=TRUE　開始外來物指定

}

ADownCount=0　設定後外來物邊界計數器

}

else {若我們到達此點，外來物信號即離去，我們在外來物後的邊界中？

若(AFlag==TRUE 且 ADownCount<AMARGIN)

{

開始邊界計數器

ADownCount=ADownCount+1

}

else {若我們到達此點，外來物信號即離去且已完成外來物後的邊界，

若(AFlag==TRUE) {

AFlag=FALSE　關閉外來物旗號，告知主電腦我們看到外來物，已將不重設此旗號的訊息傳送到主電腦，

ADetect=TRUE

}

}

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 40 ）

}

02. 血栓狀態的第二次檢查資料，若外來物不將血栓旗號排除，則檢查證據以判定是否要將事件以血栓旗號表示，明確而言，血栓的主要指示者是：MQ[Ecounter]是否已設定為有效深度(非 0 值，在 27 與 81 mm 之間)而且外來物不是進行中(Aflag 為偽)，已在上述檢查後者需求，所以進行中的外來物會使現存血栓事件(上述)不發生且排除血栓事件的進一步宣告(以下所述)：

若(MQ[ECounter]>0 且 AFlag==FALSE){

若血栓事件是新的，則設定適當值，

若(EFlag==FALSE){

EFlag=TRUE　宣告血栓事件正在進行

}

雖然血栓事件正在進行，將後血栓邊界計數器的長度設為 0，

EDownCount=0

}

else{若我們到達此點，即已完成血栓事件而且我們需要延遲 100ms 的後血栓邊界(EMARGIN)的進一步偵測，

若(EFlag==TRUE 且 EDownCount<EMARGIN)

{

開始邊界計數器

EDownCount=EDownCount+1

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 41 ）

```
        }
        else {若我們到達此點，血栓即離去且已完成血栓
        後的邊界，
          若(EFlag==TRUE) {
            EFlag=FALSE  關閉血栓事件旗號，告知主電腦
            我們看到外來物，已將不重設此旗號的訊息傳
            送到主電腦，
           EDetect=TRUE
          }
       }
    }
```

03. 將增量 Acounter 及 Ecounter 加一，若 Acounter 大於 AWINDOW，則將 Acounter 重設為 1，若 Ecounter 大於 EWINDOW，則將 Ecounter 重設為 1。

04. 更新使用者的血栓計數器且適當的標示顯示。

熟於此技術者了解本發明可以用上述圖 9 到 11 所述以外的電路來實作，這些圖形只表示根據本發明都卜勒超音波系統的許多種可能實例之一，同理，本發明可以用上述圖 12 到 18 所示以外的處理步驟來實作。

此外，可了解能使用一種血栓偵測方法(包括少於上述所有 4 個演譯法部分)而達成有效的血栓偵測，例如血栓偵測可用以下達成：使用血栓偵測演譯法以便將都卜勒系統編譯的資料從非暫態信號中去除，以表示在各閘深的較一定的都卜勒功率，且接著作電池或二位元特徵測試以判定剩

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 42 ）

下資料是否與血栓事件的動作一致。雖然在偵測演譯法中使用的演譯法部分比 4 個少，仍可作血栓偵測，用此一偵測演譯法會影響該偵測的正確度，惟，正確度的效應不會大到使血栓偵測演譯法的整體有效性減少，但是具有減少處理時間或偵測演譯法複雜性的優點，這是仍可期望的。因此可了解偵測演譯法，其具有多於(或少於)上述 4 個演譯法部分，仍屬於本發明的範圍。

雖然已藉由自動血栓偵測實例來說明偵測演譯法，但是也可用上述演譯法的一部分(或所有的)作血栓偵測，以顯示最後資訊在顯示裝置上，且使用者能用看的以偵測血栓事件的發生。藉由上述都卜勒超音波系統的實例即可用看的以偵測血栓事件，惟，可了解的是血栓偵測方法的實例不限於特定的都卜勒超音波系統，除了後附申請專利範圍所述的以外。

熟於此技術者也了解圖 9 到 11 所述電路其功能及連接是習用的，因此熟於此技術者能夠將該電路作合併以實施本發明，這些電路的特別細節對於本發明並非重要，因而不提供內部電路操作的詳細說明。類似的，圖 12 到 18 所述的各處理步驟可為熟於此技術者了解，而其本身是一序列操作因此不必依序詳細說明供熟於此技術者實施本發明。

可了解雖然為了說明目的而敘述本發明的特定實例，但是在不違反本發明的精神及範圍下仍可作各種改良，例如可以用顯示器以外的裝置(如印表機或其他顯示裝置)而提供根據本發明的使用者介面，熟於此技術者也可了解可藉

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 43 ）

由其他電路配置及過程而提供上述這些電路及過程的許多優點，因此本發明不限於上述特別揭示的，而是由以下申請專利範圍來決定本發明的範圍。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

A5
B5

四、中文發明摘要（發明之名稱：都卜勒超音波方法及監視血流及偵測血栓之裝置）

敘述一種脈波系統及相關方法以監視血流及偵測血栓，圖形資訊顯示包括同時序對深度模式顯示及光譜圖顯示，深度模式顯示指示沿著超音波束軸之各個不同位置其中偵測到血流，將這些位置以至少一彩色區域表示，而指示血流方向及強度變化之彩色偵測到都卜勒超音波信號振幅或偵測到血流速度之函數。深度模式顯示也包括一指標其位置可由使用者選擇，顯示之光譜圖對應指標所指位置，也提供血栓偵測。

英文發明摘要（發明之名稱：DOPPLER ULTRASOUND METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING BLOOD FLOW AND DETECTING EMBOLI）

A pulse Doppler ultrasound system and associated methods are described for monitoring blood flow and detecting emboli. A graphical information display includes simultaneously displayed depth-mode and spectrogram displays. The depth-mode display indicates the various positions along the ultrasound beam axis at which blood flow is detected. These positions are indicated as one or more colored regions, with the color indicating direction of blood flow and varying in intensity as a function of detected Doppler ultrasound signal amplitude or detected blood flow velocity. The depth-mode display also includes a pointer whose position may be selected by a user. The spectrogram displayed corresponds to the location identified by the pointer. Embolus detection is also provided.

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

六、申請專利範圍

1. 一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，該方法包括：

編譯沿著超音波束複數個位置之移動資訊，移動資訊包括在具有複數個時間周期之時間長度中之偵測到都卜勒位移信號功率及相關速度；及

從各時間周期之編譯移動資訊而判定一血栓事件之發生。

2. 如申請專利範圍第1項之方法，其中判定一血栓事件之發生包括：

從複數個位置之每一者之編譯移動資訊減少一個別背景功率位準；及

執行複數個二位元特徵化測試以判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示。

3. 如申請專利範圍第2項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括從產生之編譯移動資訊識別血栓事件位置。

4. 如申請專利範圍第3項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

5. 如申請專利範圍第3項之方法，其中識別血栓事件位置包括找出沿著超音波束極大偵測功率之深度。

6. 如申請專利範圍第2項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

7. 如申請專利範圍第6項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

六、申請專利範圍

8. 如申請專利範圍第2項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

9. 如申請專利範圍第2項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

10. 如申請專利範圍第1項之方法，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

11. 如申請專利範圍第10項之方法，其中判定一血栓事件之發生係由使用者以目視達成。

12. 一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，該方法包括：

編譯沿著超音波束複數個位置之複數個時間周期移動資訊，移動資訊包括偵測到都卜勒位移信號功率及相關速度；

從各時間周期及複數個位置之每一者之編譯移動資訊減少一個別背景功率位準；

在一顯示裝置上顯示產生之編譯移動資訊；及

從顯示之編譯移動資訊目視判定一血栓事件之發生。

13. 如申請專利範圍第12項之方法，其中顯示產生之編譯移動資訊包括沿著時間，位置及功率軸顯示產生之編譯移動資訊。

14. 如申請專利範圍第13項之方法，其中目視判定一血栓事

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

六、申請專利範圍

件之發生包括識別血栓事件位置。

15.如申請專利範圍第14項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

16.如申請專利範圍第14項之方法，其中識別血栓事件位置包括在至少一時間周期找出沿著超音波束極大偵測功率之深度。

17.如申請專利範圍第13項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括判定血栓事件速度是否超過一高端血流速度。

18.如申請專利範圍第17項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

19.如申請專利範圍第13項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括判定在一時距中血栓事件是否具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

20.如申請專利範圍第13項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括判定血栓事件是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

21.一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，該方法包括：

在複數個時間周期編譯沿著超音波束複數個位置之移動資訊，移動資訊包括在偵測到都卜勒位移信號功率及相關速度；

在各時間周期，從編譯移動資訊去除移動資訊其具有小於一速度門檻之偵測速度；

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

在一顯示裝置上沿著時間及位置軸而顯示產生之編譯移動資訊；及

從顯示之產生編譯移動資訊而目視判定一血栓事件之發生。

22.如申請專利範圍第21項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括識別血栓事件位置。

23.如申請專利範圍第22項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

24.如申請專利範圍第21項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括判定血栓事件速度是否超過一高端血流速度。

25.如申請專利範圍第24項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

26.如申請專利範圍第21項之方法，其中目視判定一血栓事件之發生包括判定在一時距中血栓事件是否具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

27.一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，超音波系統沿著超音波束編譯複數個時間周期移動資訊，包括偵測到都卜勒位移信號功率及複數個位置之相關速度，該方法包括：

從各時間周期之編譯移動資訊去除移動資訊其具有小於一速度門檻之偵測速度；及

在各時間周期執行複數個二位元特徵化測試以判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

28.如申請專利範圍第27項之方法，其中速度門檻約等於7 cm/s。

29.如申請專利範圍第27項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括從產生之編譯移動資訊而識別血栓事件位置。

30.如申請專利範圍第29項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

31.如申請專利範圍第29項之方法，其中識別血栓事件位置包括沿著超音波束找出極大偵測超音波功率。

32.如申請專利範圍第27項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

33.如申請專利範圍第32項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

34.如申請專利範圍第27項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

35.如申請專利範圍第27項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

36.如申請專利範圍第27項之方法，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

37.如申請專利範圍第27項之方法，更包括檢查二位元特徵

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

化測試結果及拒絕一血栓事件之偽正身分。

38.如申請專利範圍第37項之方法，更包括當產生之編譯移動資訊判定為與一血栓事件特徵一致時，自動將一記數器加一。

39.一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，超音波系統沿著超音波束編譯複數個時間周期移動資訊，包括偵測到都卜勒位移信號功率及複數個位置之相關速度，該方法包括：

從各時間周期及複數個位置之每一者之編譯移動資訊減少一個別背景功率位準；

對於各時間周期，從減少之編譯移動資訊去除移動資訊其具有小於一速度門檻之偵測速度；及

在各時間周期執行複數個二位元特徵化測試以判定產生之編譯移動資訊是否與一血栓事件之發生一致。

40.如申請專利範圍第39項之方法，其中速度門檻約等於7 cm/s。

41.如申請專利範圍第39項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括從產生之編譯移動資訊識別血栓事件位置。

42.如申請專利範圍第41項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

43.如申請專利範圍第41項之方法，其中識別血栓事件位置包括沿著超音波束找出極大偵測超音波功率。

44.如申請專利範圍第39項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

指示，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

45.如申請專利範圍第44項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

46.如申請專利範圍第39項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

47.如申請專利範圍第39項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

48.如申請專利範圍第39項之方法，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

49.如申請專利範圍第39項之方法，更包括檢查二位元特徵化測試結果及拒絕一血栓事件之偽正身分。

50.如申請專利範圍第39項之方法，更包括當產生之編譯移動資訊判定為與一血栓事件特徵一致時，自動將一記數器加一。

51.一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，超音波系統沿著超音波束編譯複數個時間周期移動資訊，包括偵測到都卜勒位移信號功率及複數個位置之相關速度，該方法包括：

在各時間周期在編譯移動資訊上執行血栓事件之複數個二位元特徵化測試指示，以識別一血栓事件之發生；及

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

拒絕偽正血栓事件。

52.如申請專利範圍第51項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括從產生之編譯移動資訊識別血栓事件位置。

53.如申請專利範圍第52項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

54.如申請專利範圍第52項之方法，其中識別血栓事件位置包括沿著超音波束找出極大偵測超音波功率。

55.如申請專利範圍第51項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

56.如申請專利範圍第55項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

57.如申請專利範圍第51項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

58.如申請專利範圍第51項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

59.如申請專利範圍第51項之方法，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

60.如申請專利範圍第51項之方法，更包括當產生之編譯移動資訊判定為與一血栓事件特徵一致時，自動將一記數器加一。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

61.一種在都卜勒超音波系統中用以偵測血栓事件之方法，以感測沿著一超音波束之移動，超音波系統沿著超音波束編譯複數個時間周期移動資訊，包括偵測到都卜勒位移信號功率及複數個位置之相關速度，該方法包括：

從各時間周期及複數個位置之每一者之編譯移動資訊減少一個別背景功率位準；

在各時間周期在產生之編譯移動資訊上執行血栓事件之複數個二位元特徵化測試指示，以識別一血栓事件之發生；及

拒絕偽正血栓事件。

62.如申請專利範圍第61項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括從產生之編譯移動資訊識別血栓事件位置。

63.如申請專利範圍第62項之方法，更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

64.如申請專利範圍第62項之方法，其中識別血栓事件位置包括沿著超音波束找出極大偵測超音波功率。

65.如申請專利範圍第61項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

66.如申請專利範圍第65項之方法，其中高端血流速度約為每秒2米。

67.如申請專利範圍第61項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

音波束源之均一移動。

68.如申請專利範圍第61項之方法，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

69.如申請專利範圍第61項之方法，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

70.如申請專利範圍第61項之方法，更包括當產生之編譯移動資訊判定為與一血栓事件特徵一致時，自動將一記數器加一。

71.一種用以感測沿著超音波束之移動及偵測血栓事件之都卜勒超音波系統，該系統包括：

一超音波轉送器，可操作以偵測超音波信號及回應地產生對應之電信號；

信號處理電路，與轉送器連接以接收電信號及沿著超音波束編譯複數個時間周期移動資訊，包括偵測到都卜勒位移信號功率及複數個位置之相關速度；及

偵測電路連接以接收信號處理電路之編譯移動資訊，且可操作俾在各時間周期執行複數個二位元特徵化測試，以判定編譯移動資訊是否與一血栓事件之發生一致。

72.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中偵測電路更可操作俾在複數個位置之每一者及各時間周期從編譯移動資訊減少一個別背景功率位準。

73.如申請專利範圍第72項之都卜勒超音波系統，其中在各時間周期偵測電路更可操作俾從減去之編譯移動資訊去

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

除移動資訊其具有小於一速度門檻之偵測速度。

74.如申請專利範圍第73項之都卜勒超音波系統，其中速度門檻約等於7 cm/s。

75.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中偵測電路更可操作以檢查複數個二位元特徵化測試結果及拒絕血栓事件之偽正身分。

76.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，更包括一顯示裝置與信號處理電路及偵測電路連接俾向一使用者顯示編譯移動資訊。

77.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中偵測電路更可操作以計算判定為血栓之事件數目。

78.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中複數個二位元特徵化測試包括藉由沿著超音波束找出複數個位置之每一者之極大功率以判定血栓事件位置。

79.如申請專利範圍第78項之都卜勒超音波系統，其中複數個二位元特徵化測試更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

80.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中複數個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否與一血栓事件一致，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

81.如申請專利範圍第80項之都卜勒超音波系統，其中高端血流速度約為每秒2米。

82.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中複數

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

個二位元特徵化測試包括判定產生之編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

83.如申請專利範圍第71項之都卜勒超音波系統，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之產生編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

84.一種電腦讀取媒體，具有一電腦執行程式用以偵測血栓事件，電腦程式包括指令，當由一都卜勒超音波系統執行指令時，可感測沿著一超音波束之移動，該電腦讀取媒體執行以下步驟：

沿著超音波束之複數個位置編譯複數個時間周期移動資訊，移動資訊包括偵測到都卜勒位移信號功率及相關速度；及

在各時間周期執行複數個二位元特徵化測試以判定編譯移動資訊是否為一血栓事件發生之指示。

85.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，更包括在複數個位置之每一者及各時間周期從編譯偵測都卜勒超音波功率減少一個別背景功率位準。

86.如申請專利範圍第85項之電腦讀取媒體，更包括在各時間周期，將移動資訊從減去之編譯移動資訊去除，該移動資訊具有小於一速度門檻之偵測到速度。

87.如申請專利範圍第86項之電腦讀取媒體，其中速度門檻約等於7 cm/s。

88.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，更包括檢查二

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

六、申請專利範圍

位元特徵化測試結果及拒絕一血栓事件之偽正身分。

89.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，其中複數個二位元特徵化測試包括從編譯移動資訊識別血栓事件位置。

90.如申請專利範圍第89項之電腦讀取媒體，其中複數個二位元特徵化測試更包括判定血栓事件位置是否發生在一第一深度與一第二深度之間。

91.如申請專利範圍第89項之電腦讀取媒體，其中識別血栓事件位置包括在複數個時段沿著超音波束找出極大偵測超音波功率之深度。

92.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，其中複數個二位元特徵化測試包括判定編譯移動資訊是否與一血栓事件一致，該血栓事件具有不超過高端血流速度之速度。

93.如申請專利範圍第92項之電腦讀取媒體，其中高端血流速度約為每秒2米。

94.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，其中複數個二位元特徵化測試包括判定編譯移動資訊是否為一血栓事件指示，該血栓事件在極小數目時距中具有遠離或朝著超音波束源之均一移動。

95.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，其中複數個二位元特徵化測試包括判定一可能血栓事件之編譯移動資訊是否從背景功率位準具有足夠之功率變動。

96.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，更包括顯示編譯移動資訊供一使用者觀看。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

六、申請專利範圍

97.如申請專利範圍第84項之電腦讀取媒體，更包括當編譯移動資訊判定為一血栓事件發生之指示時，自動將一記數器加一。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

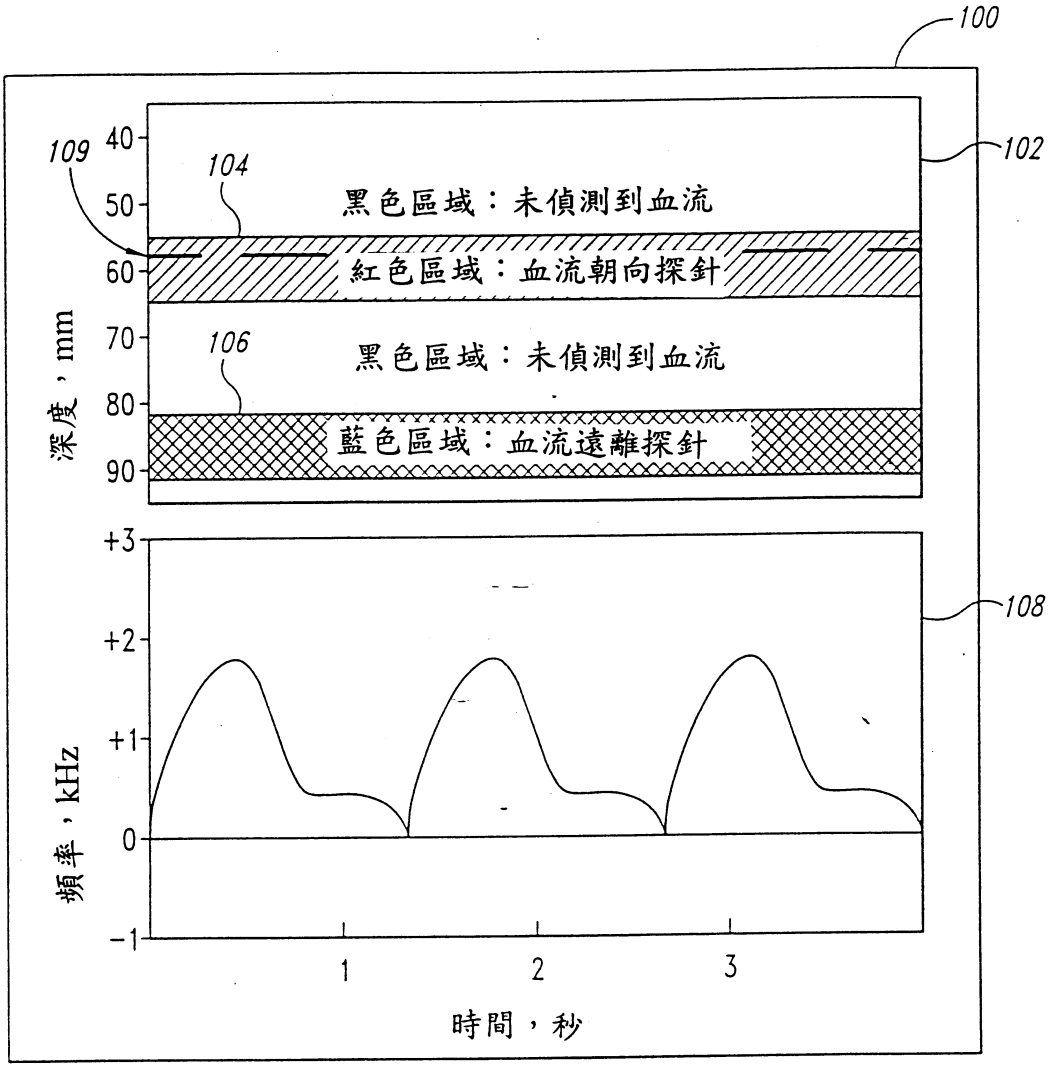

100
102
104
106
108
109
黑色區域：未偵測到血流
紅色區域：血流朝向探針
黑色區域：未偵測到血流
藍色區域：血流遠離探針
深度，mm
40
50
60
70
80
90
頻率，kHz
+3
+2
+1
0
−1
1
2
3
時間，秒

圖 1

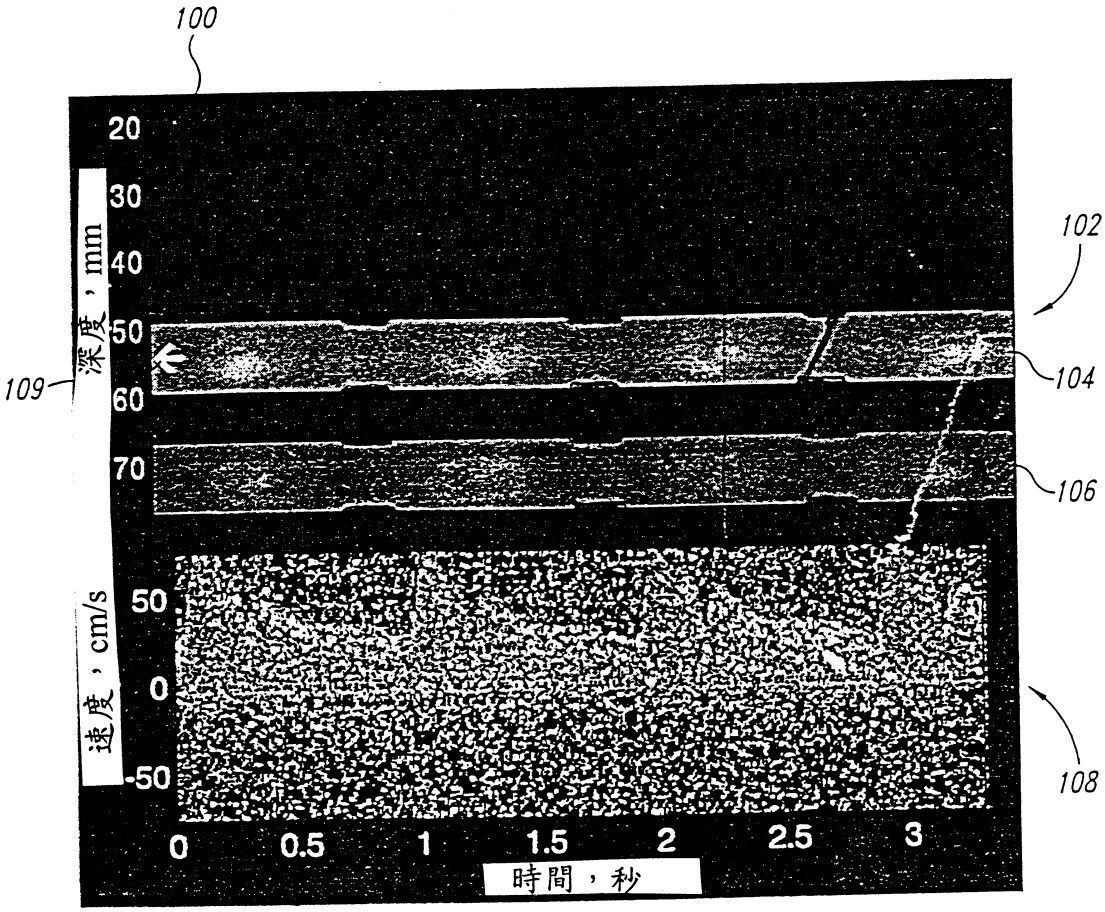

100
20
30
40
50
60
70
深度，mm
109
102
104
106
50
0
-50
速度，cm/s
108
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
時間，秒

圖 4

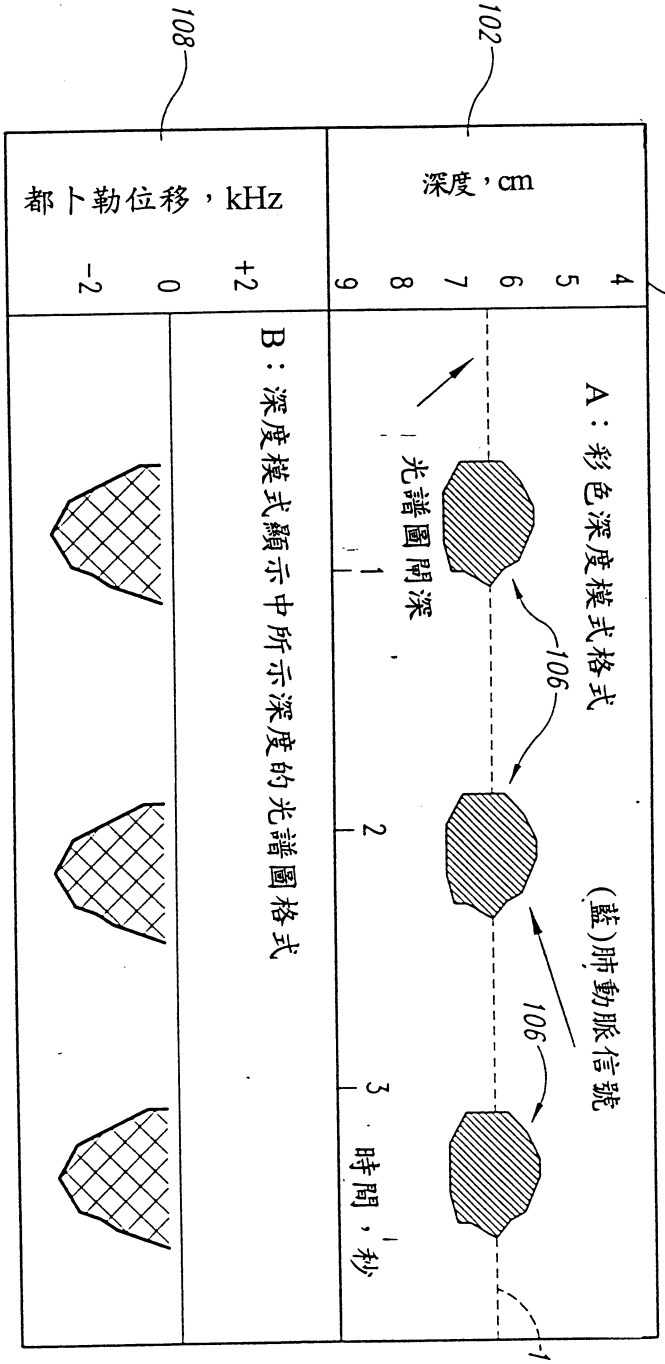

100
102
108
深度，cm
4
5
6
7
8
9
都卜勒位移，kHz
+2
0
-2
A：彩色深度模式格式
(藍)肺動脈信號
106
106
光譜圖開深
1
2
3
時間，秒
109
B：深度模式顯示中所示深度的光譜圖格式

圖 5

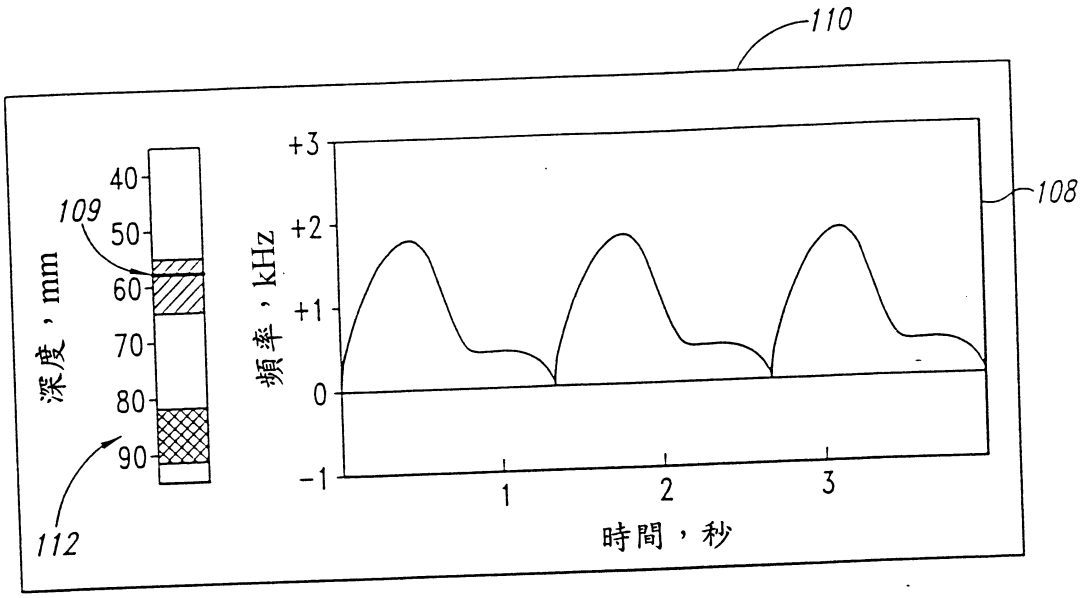

110
108
109
112
深度，mm
40
50
60
70
80
90
頻率，kHz
+3
+2
+1
0
-1
1
2
3
時間，秒

圖 6

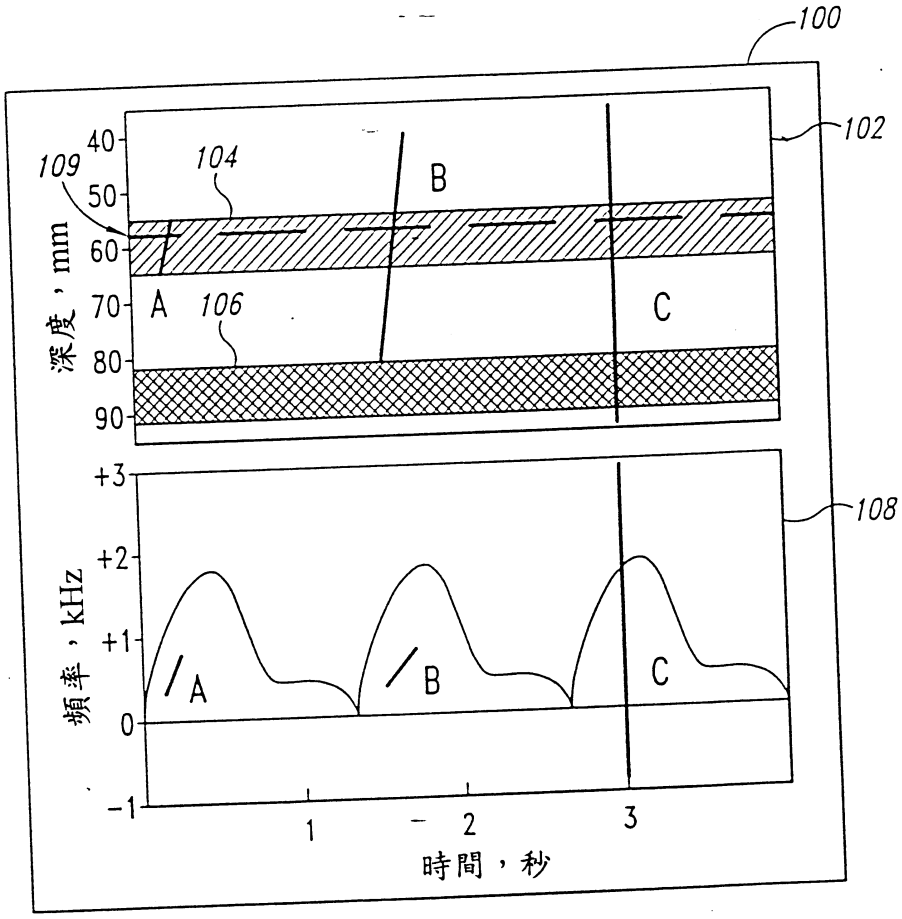

100
102
104
106
108
109
深度，mm
40
50
60
70
80
90
A
B
C
頻率，kHz
+3
+2
+1
0
-1
1
2
3
時間，秒

圖 8

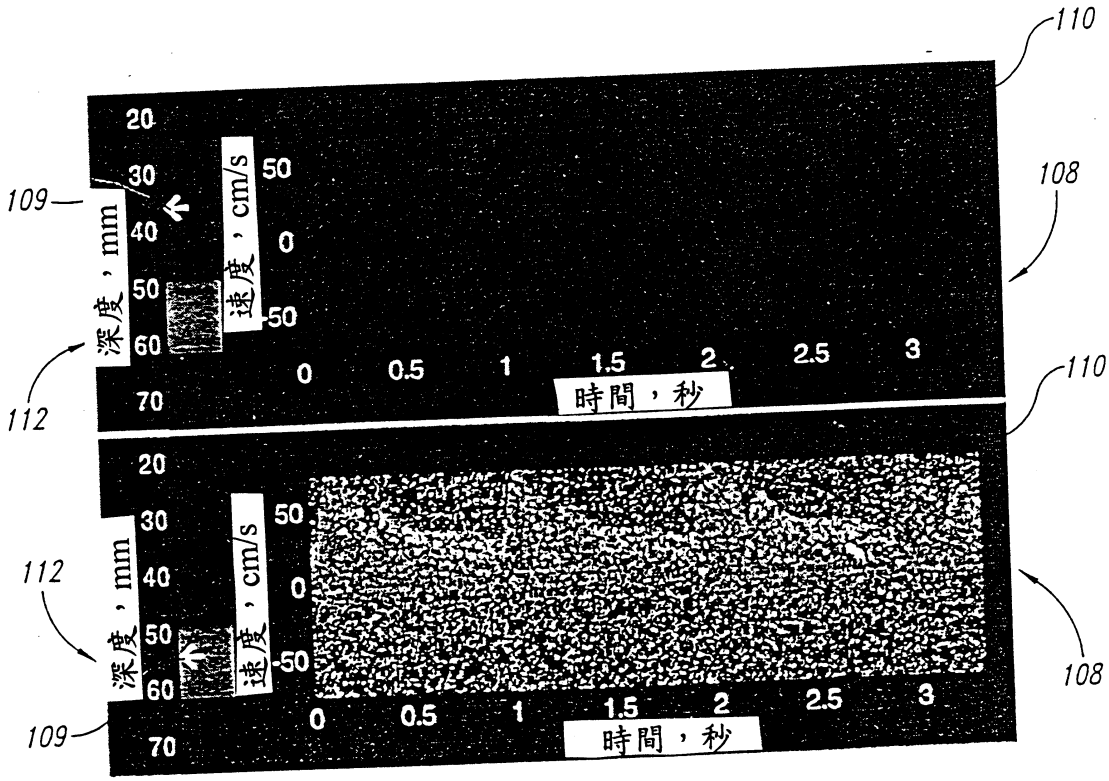

110
108
109
112
深度，mm
速度，cm/s
時間，秒
20
30
40
50
60
70
50
0
-50
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3

圖 7

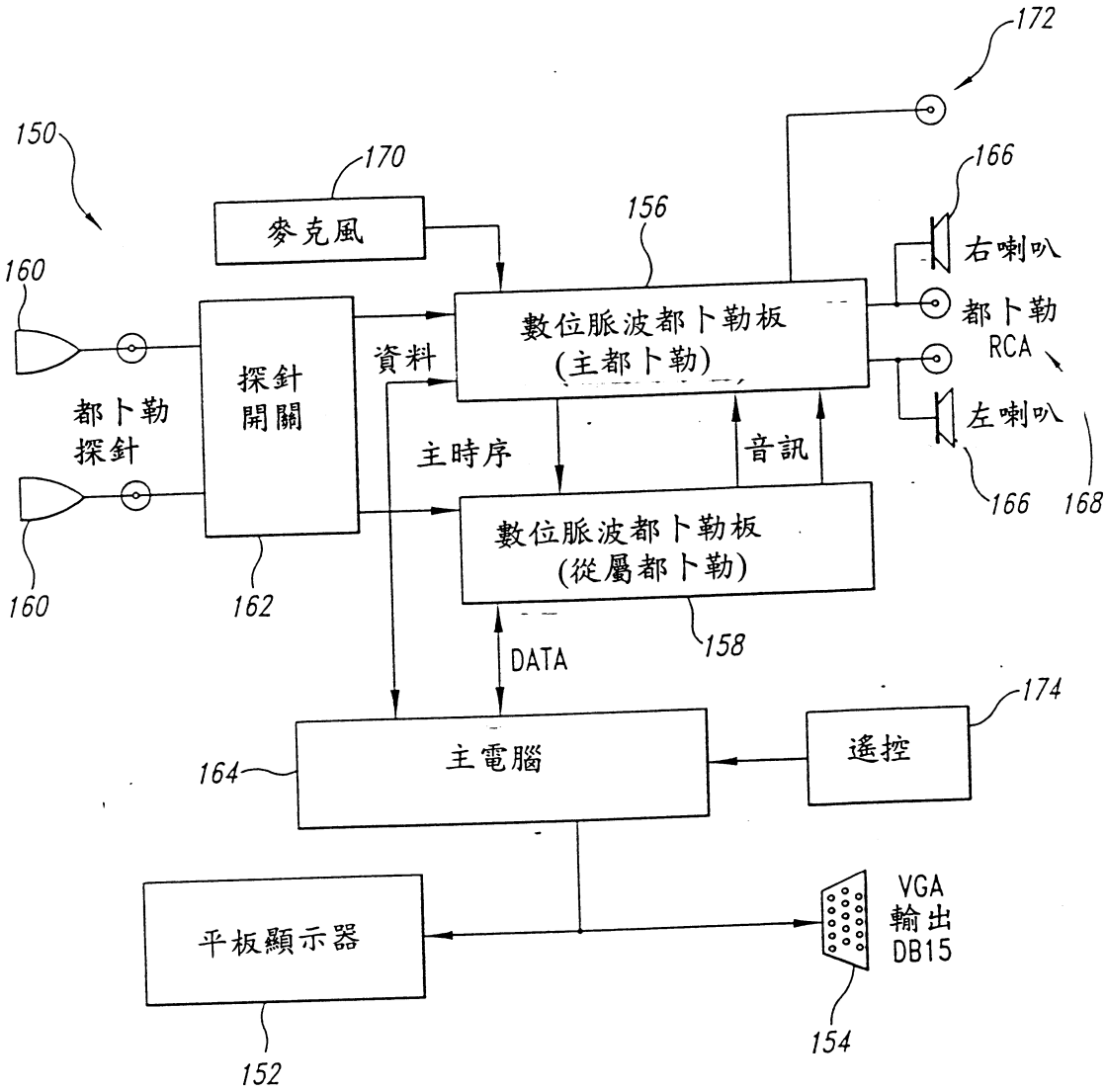

150
170
麥克風
156
172
166
右喇叭
160
都卜勒
RCA
資料
數位脈波都卜勒板
(主都卜勒)
探針
開關
都卜勒
探針
左喇叭
主時序
音訊
166
168
數位脈波都卜勒板
(從屬都卜勒)
160
162
158
DATA
174
164
主電腦
遙控
VGA
輸出
DB15
平板顯示器
154
152

圖 9

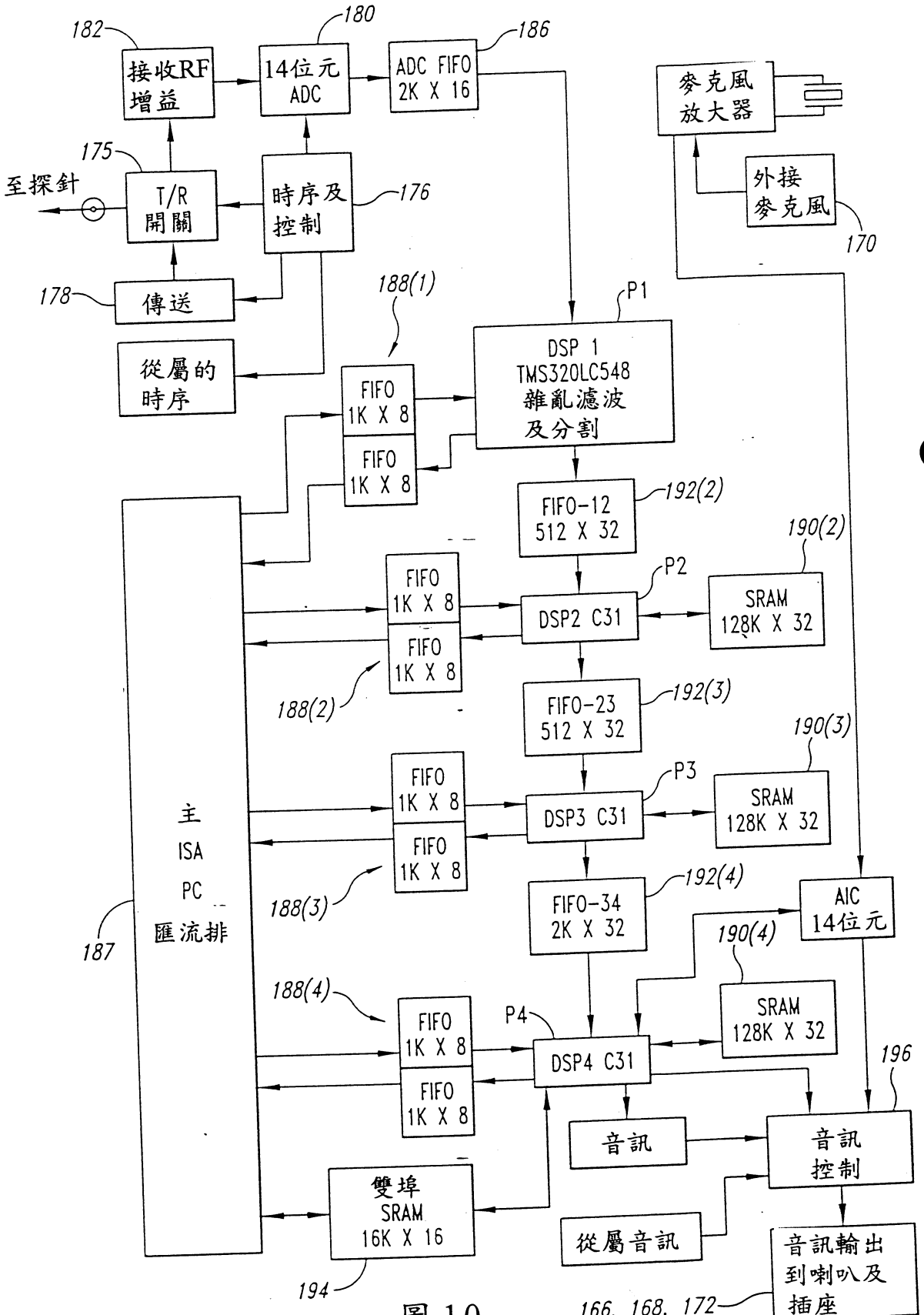

182
接收RF
增益
180
14位元
ADC
186
ADC FIFO
2K X 16
麥克風
放大器
外接
麥克風
170
175
至探針
T/R
開關
時序及
控制
176
178
傳送
從屬的
時序
188(1)
P1
DSP 1
TMS320LC548
雜亂濾波
及分割
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
FIFO-12
512 X 32
192(2)
190(2)
P2
SRAM
128K X 32
DSP2 C31
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
188(2)
FIFO-23
512 X 32
192(3)
190(3)
P3
SRAM
128K X 32
DSP3 C31
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
188(3)
主
ISA
PC
匯流排
187
FIFO-34
2K X 32
192(4)
AIC
14位元
190(4)
188(4)
P4
SRAM
128K X 32
DSP4 C31
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
196
音訊
音訊
控制
雙埠
SRAM
16K X 16
從屬音訊
音訊輸出
到喇叭及
插座
194
166, 168, 172

圖 10

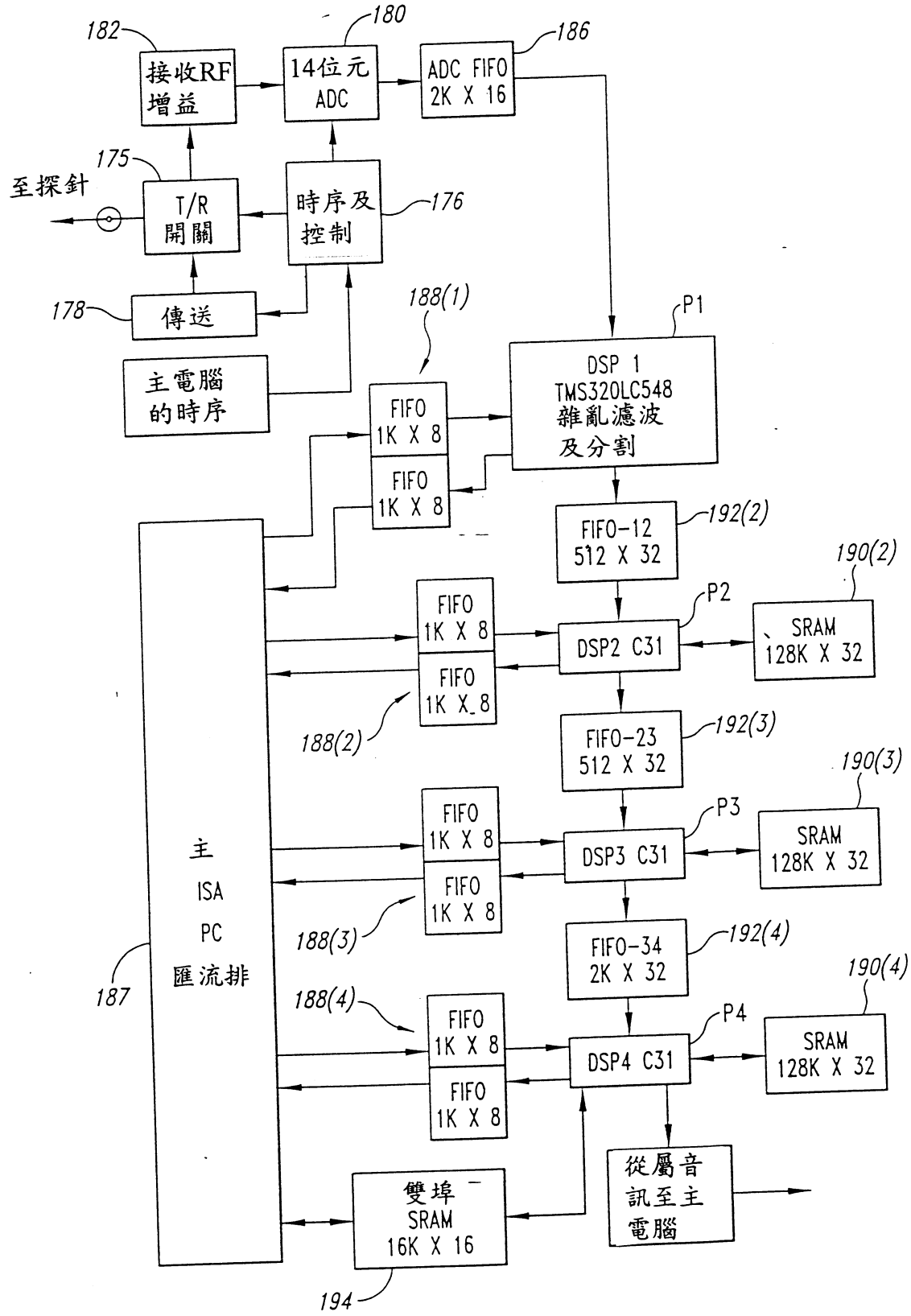
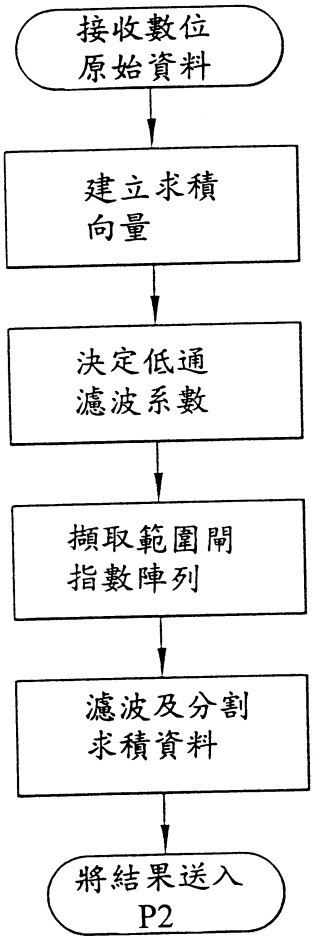
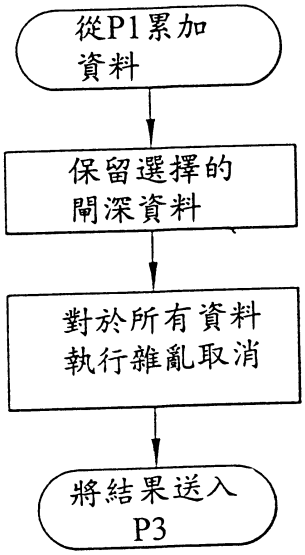

182
接收RF
增益
180
14位元
ADC
186
ADC FIFO
2K X 16
至探針
175
T/R
開關
時序及
控制
176
178
傳送
主電腦
的時序
188(1)
P1
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
DSP 1
TMS320LC548
雜亂濾波
及分割
FIFO-12
512 X 32
192(2)
190(2)
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
DSP2 C31
P2
SRAM
128K X 32
188(2)
FIFO-23
512 X 32
192(3)
190(3)
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
DSP3 C31
P3
SRAM
128K X 32
188(3)
FIFO-34
2K X 32
192(4)
190(4)
188(4)
FIFO
1K X 8
FIFO
1K X 8
DSP4 C31
P4
SRAM
128K X 32
主
ISA
PC
匯流排
187
雙埠
SRAM
16K X 16
194
從屬音
訊至主
電腦

圖 11



P1 操作

圖 12



P2 操作

圖 13

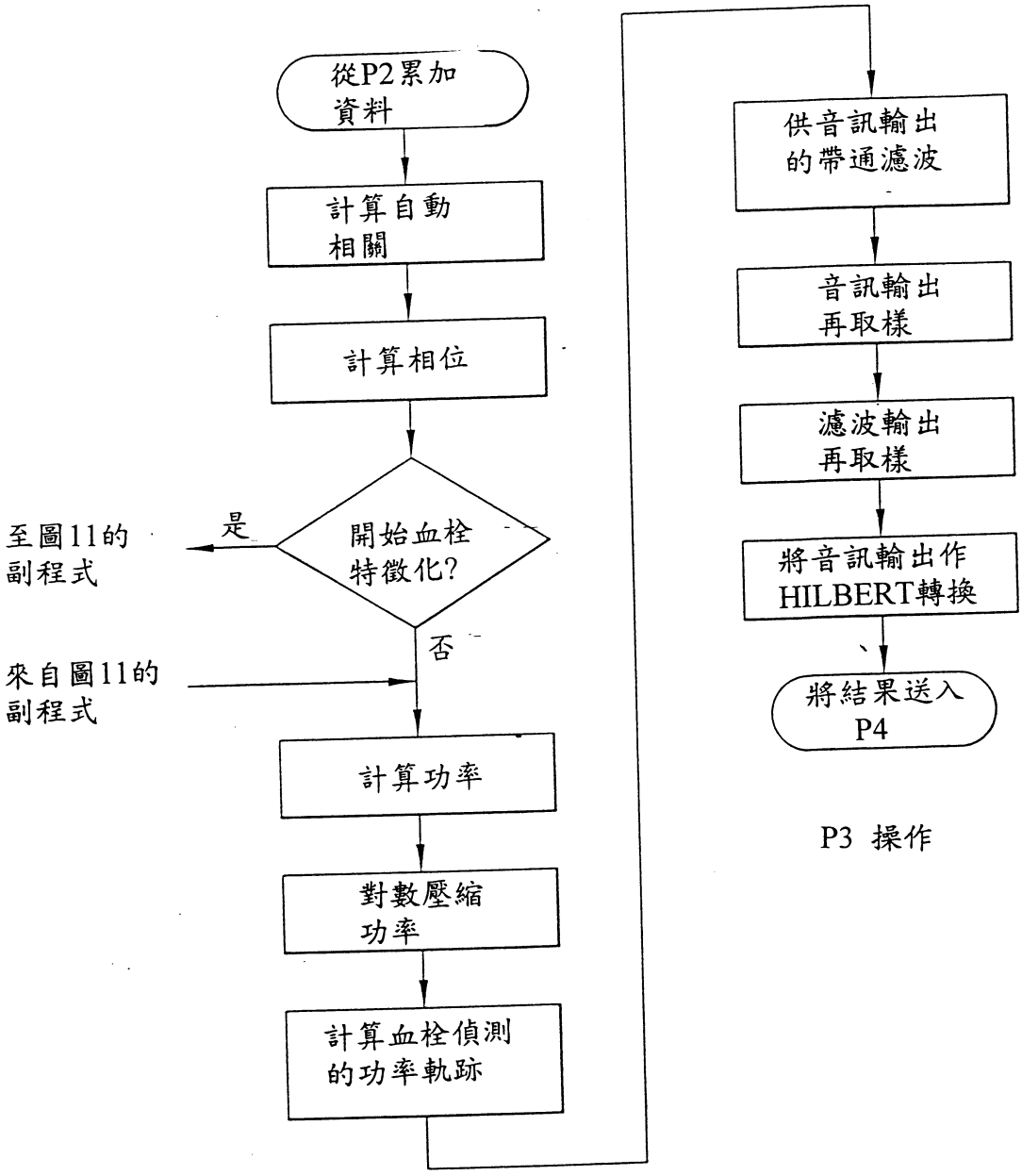

從P2累加資料
計算自動相關
計算相位
開始血栓特徵化?
是
至圖11的副程式
否
來自圖11的副程式
計算功率
對數壓縮功率
計算血栓偵測的功率軌跡
供音訊輸出的帶通濾波
音訊輸出再取樣
濾波輸出再取樣
將音訊輸出作HILBERT轉換
將結果送入P4
P3 操作

圖 14

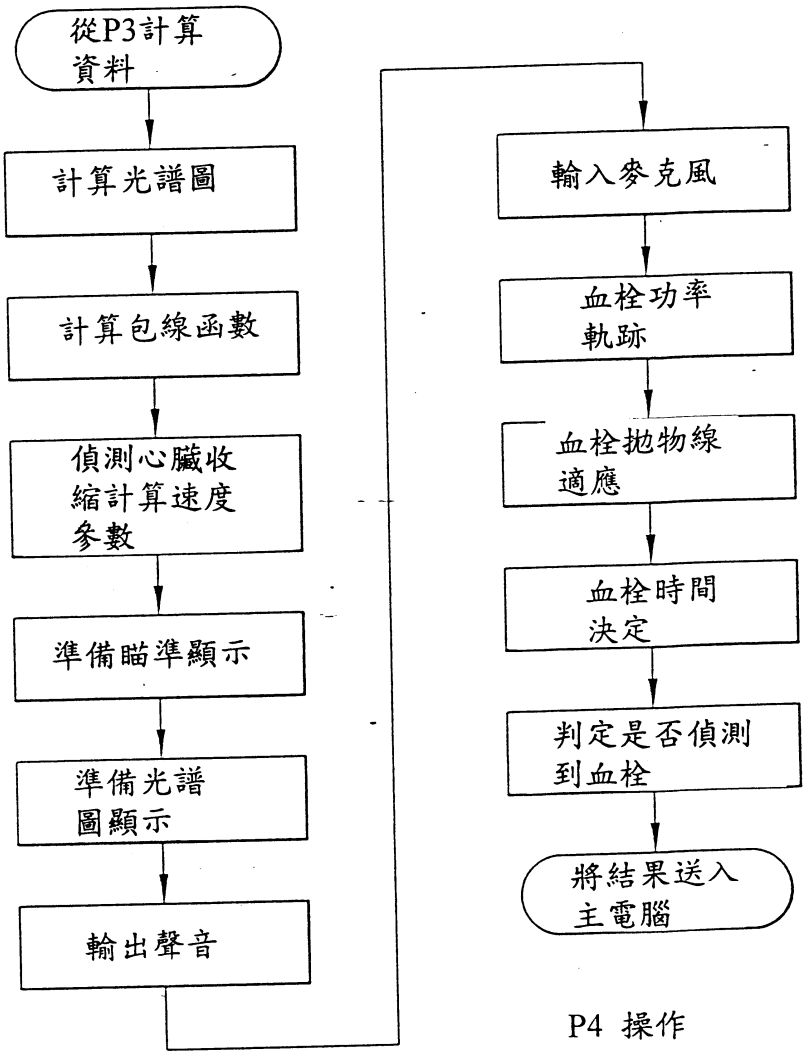
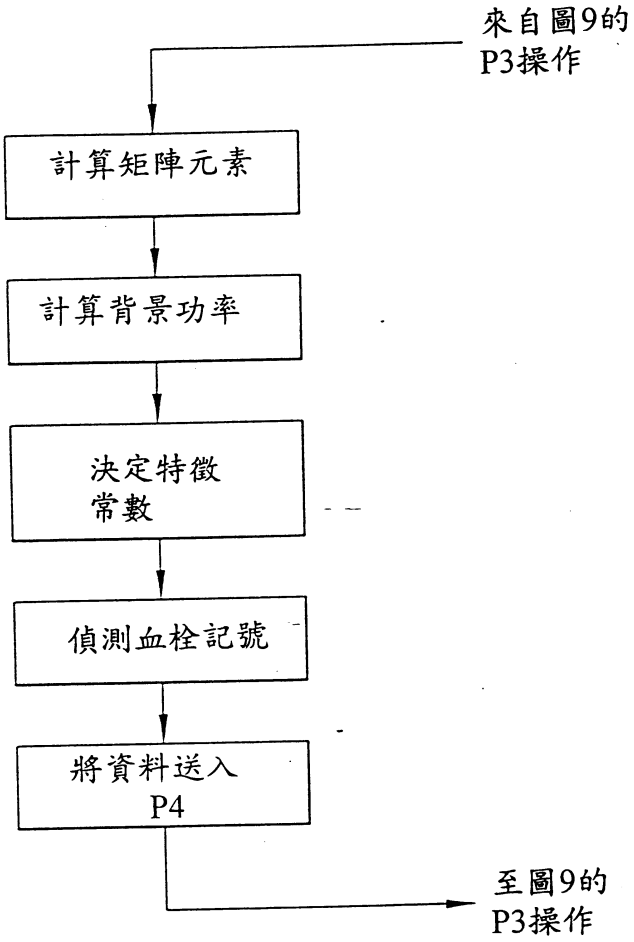

從P3計算資料
計算光譜圖
計算包線函數
偵測心臟收縮計算速度參數
準備瞄準顯示
準備光譜圖顯示
輸出聲音
輸入麥克風
血栓功率軌跡
血栓拋物線適應
血栓時間決定
判定是否偵測到血栓
將結果送入主電腦
P4 操作

圖 15



血栓特徵化副程式

圖 16

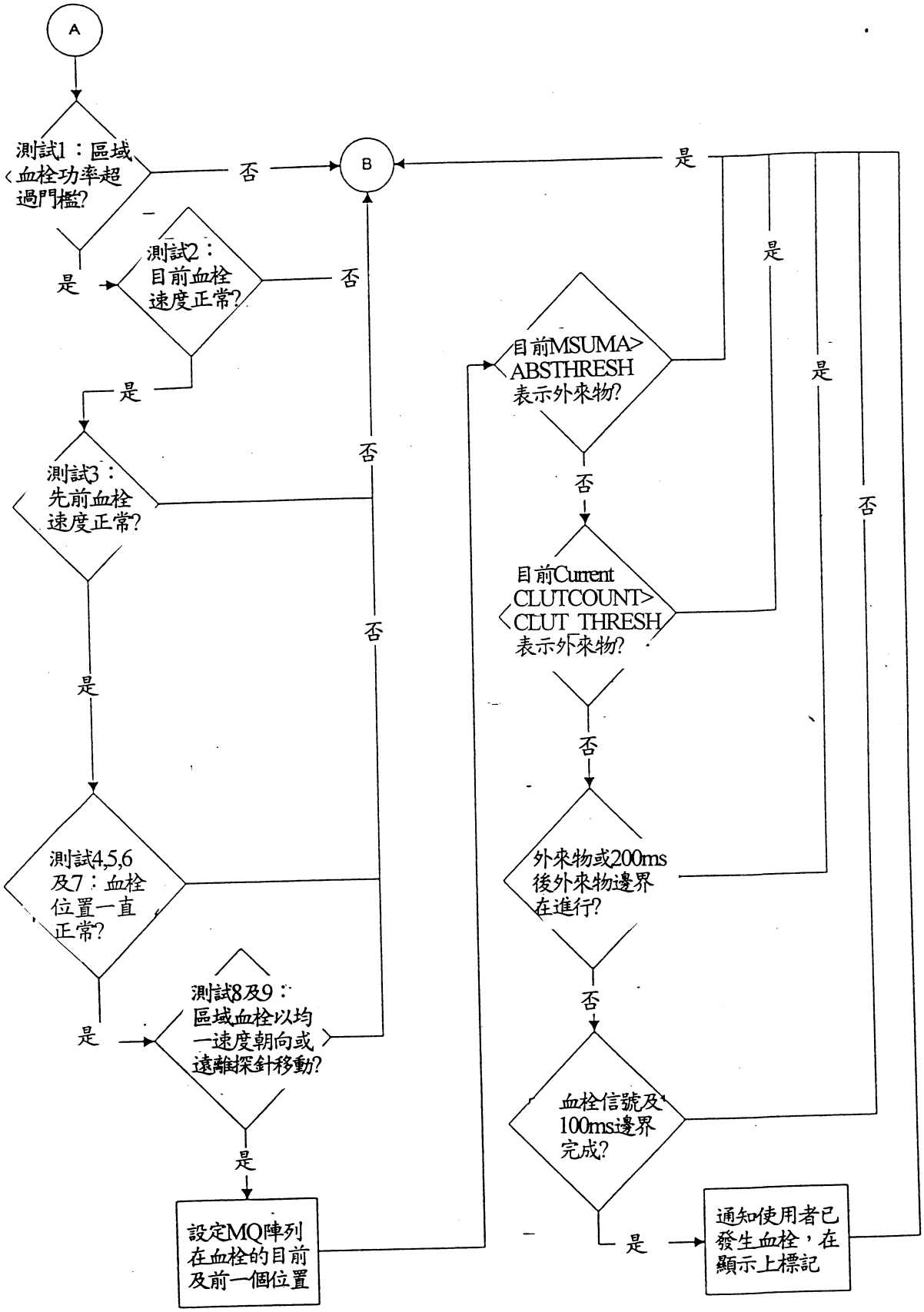

A
測試1：區域血栓功率超過門檻?
否
B
是
測試2：目前血栓速度正常?
否
是
測試3：先前血栓速度正常?
否
是
測試4,5,6及7：血栓位置一直正常?
否
是
測試8及9：區域血栓以均一速度朝向或遠離探針移動?
是
設定MQ陣列在血栓的目前及前一個位置
目前MSUMA>ABSTHRESH表示外來物?
是
否
目前Current CLUTCOUNT>CLUT_THRESH表示外來物?
是
否
外來物或200ms後外來物邊界在進行?
是
否
血栓信號及100ms邊界完成?
是
否
通知使用者已發生血栓，在顯示上標記

圖 18

五、發明說明（ 18 ）

是AC(k)= < P(1:M-1),P(2:M)>，(注意在複數的點乘積中第二向量是共軛的，而且要注意在P2,P3或P4中的此及所有點乘積是深點計算)，依此而建立複向量AC(1:33)。

3. 計算各AC值的相位，對於各自相關值，使用4個象限反切線查詢以決定複數值的相位，明確而言，ANGLE(k) = arctan(imag(AC(k)),real(AC(k)))，ANGLE(k)值與閘深k的平均速度成正比。

4. 若血栓特徵(如由氣泡的顆粒分辨)功能啟動，則方法跳到以下如圖16所示的副程式。

5. 計算功率，在此計算中於各閘使用所有M個值，這會在各閘產生含33個實數的陣列，對於第k個閘深，再令P=Hr(k,1:M)+jHi(k,1:M)，接著此深度的功率是POWER(k)= < P(1:M),P(1:M)>(注意在複數的點乘積中，第二向量是共軛)，依此建立實數向量POWER(1:33)。

6. LOG壓縮功率，將功率轉成分貝(dB)：POWERd(1:33)= 10*log10(POWER(1:33))。

7. 計算血栓偵測的功率軌跡，對於4個預設閘深(一個是使用者選擇深度而其他3個是對應計算出來的)，在窗的M個不同位置從60點移動窗計算功率，注意在特定閘深的資料的一些歷史會需要維持此計算，其中對於新資料在每8ms不中斷，明確而言，對於閘n,POWER_TRACEn(i) = < Hr(n,i-59:i) + jHi(n,i-59:i), Hr(n,i-59:i) + jHi(n,i-59:i)>，注意3個功率軌跡是從包括血流內的樣本量的區域中取出，同時從血流外的樣本量取出第4個功率軌跡。

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 21 ）

的開始，當已決定心臟收縮開始時，設定SYSTOLE_FLAG=TRUE(真)。而且計算結束心臟擴張血流值VEND，峰心臟收縮血流值VPEAK，及平均值VMEAN。

5. 瞄準顯示準備，經由以下步驟而準備瞄準顯示：a)由使用者將瞄準雜訊參數值從POWERd陣列中減去：POWERd2=POWERd-aim_noise，b)將POWERd2乘上一因子，它是64(彩色陰影的數目)除以使用者設定的瞄準範圍參數-POWERd3=POWERd2*64/aim_range，c)在低端在0及在高端在63減去產生的功率資料，該值現在對應64-值紅或藍色表中的資料，而且將結果放入陣列POWERd4，及d)將各功率值乘以1,0或-1，這是依相關的ANLGE(角度)值是否大於濾波截止參數，比濾波截止參數的絕對值小，或是比濾波截止參數的負值小。這在[-64,+63]範圍中於每一閘深產生64個值，此改良的瞄準陣列POWERd5會在傳送到主電腦後顯示。

6. 光譜圖顯示準備，經由以下步驟而準備光譜圖顯示：a)從陣列Pd-Pd2=Pd-spectral_noise減去使用者選擇的雜訊樓參數，b)將光譜圖資料再定比例以包含256個色彩以跨過使用者指定動態範圍-Pd3=Pd2*256*spectral_range，c)去除資料其值從0到255-Pd4=min(255,floor(Pd3))，d)去除資料成為8位元-Pd5=8位元去除(Pd4)。

7. 音訊輸出，經由埠寫入而傳送陣列RR及RL(右及左喇叭

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 31 ）

深度的第一遲滯自動相關是 AC(k)= <P(1:M-1),P(2:M)>，(注意在複值的點乘積中，第二向量是共軛的)，依此，建立複向量 AC(1:33)。

i. 在各深度計算速度(P3)，步驟 2，各深度的相位是要擷取的值因為它在該深度與偵測到的速度成正比，明確而言，對於各自動相關值，使用 4 個象限反切線查詢以判定複值的相位，VELOC(k)=(imag(AC(k)), real(AC(k)))，各 VELOC(k)值與閘深 k 的平均流速成正比。

j. 在各深度計算功率(P3)，計算自動相關的第 0 遲滯以得到各深度的都卜勒信號功率，上述速度值及這組深度上的功率值是血栓偵測演譯法的主要輸入，明確而言，計算上述 4 ms 周期的每一者的信號功率，會在各閘深計算信號功率以產生向量 POWER，各具有 33 個值，對於第 k 個閘深，再令 P=Hr(k,1:M) + jHi(k,1:M)，此深度產生的功率值是 POWER(k)= <P(1:M),P(1:M)>(注意在複值的點乘積中，第二向量是共軛的)，依此，建立實數向量 POWER(1:33)。

k. 對數壓縮功率(P3)，將計算出的功率轉成分貝以便能以合理的大小一起觀察到大及小的信號，明確而言，將 POWER 轉成分貝：POWERd(1:33)=10*log10(POWERd(1:33))。

2. 血栓偵測第一部：變數定義及去除非暫態信號

a. 以下是電腦環境中的常數及靜態陣列，其將根據功率及速度資料而修正用於血栓偵測(P4)：

常數：

AWINDOW 50,50*4=200 ms 緩衝區長，必須是偶數，

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 43a ）

圖式元件符號說明

100	定向模式
102	深度模式顯示
104	彩色區域
106	彩色區域
108	光譜圖
109	指標
110	光譜圖模式
112	深度模式顯示
150	超音波系統
152	積體平面顯示器
154	顯示介面接頭
156	主脈波都卜勒電路
158	從脈波都卜勒電路
160	都卜勒探針
162	探針切換電路
164	主電腦
166	音響喇叭
168	音訊線
170	麥克風
172	聲音線
174	遙控輸入控制單元
175	傳送/接收切換電路
176	時序及控制電路

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

五、發明說明（ 43b ）

178	傳送電路
180	類比至數位轉換電路
182	接收器電路
186	FIFO
187	主匯流排
188(1)	FIFO
188(2)	FIFO
188(3)	FIFO
188(4)	FIFO
190(2)	靜態隨機存取記憶體
190(3)	靜態隨機存取記憶體
190(4)	靜態隨機存取記憶體
192(2)	FIFO
192(3)	FIFO
192(4)	FIFO
194	雙埠靜態隨機存取記憶體
196	音響控制電路

本紙張尺度適用中國國家標準(CNS) A4規格(210×297公釐)

裝 訂 線

91 12 11

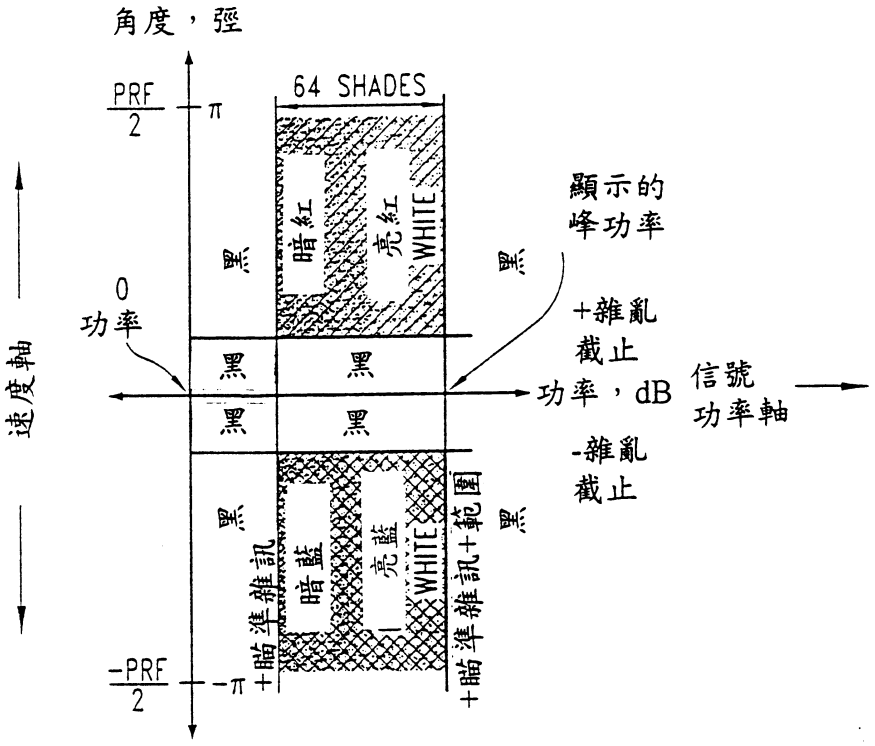

角度，弳
PRF/2
π
64 SHADES
暗紅
亮紅
WHITE
黑
顯示的峰功率
0 功率
+雜亂截止
速度軸
功率，dB
信號功率軸
-雜亂截止
-PRF/2
-π
+腦準雜訊
暗藍
亮藍
+腦準雜訊+範圍

圖 2

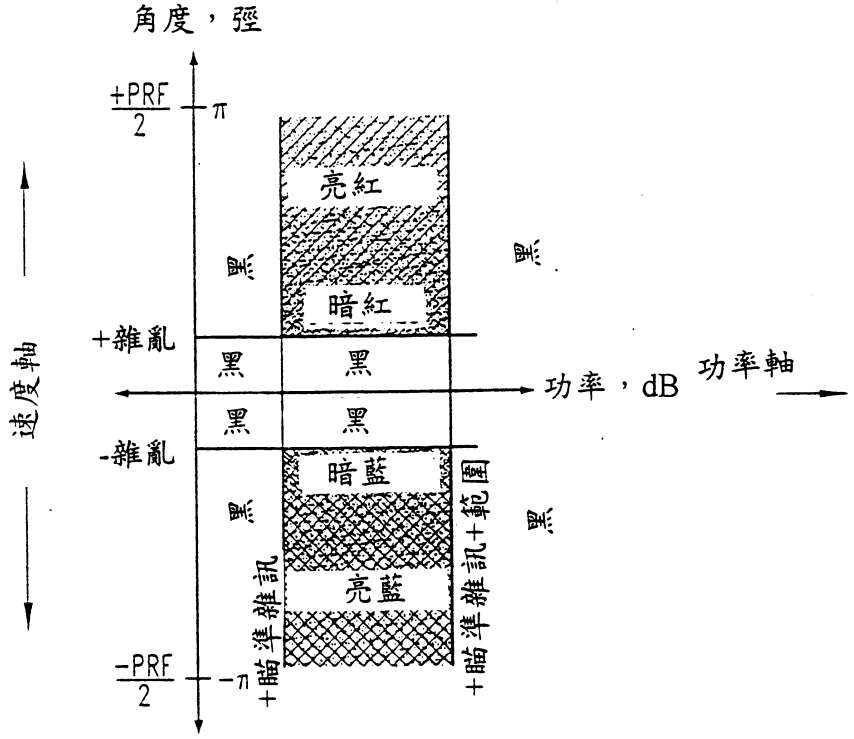

角度，弳
+PRF/2
π
亮紅
暗紅
黑
+雜亂
速度軸
功率，dB
功率軸
-雜亂
暗藍
亮藍
-PRF/2
-π
+腦準雜訊
+腦準雜訊+範圍

圖 3

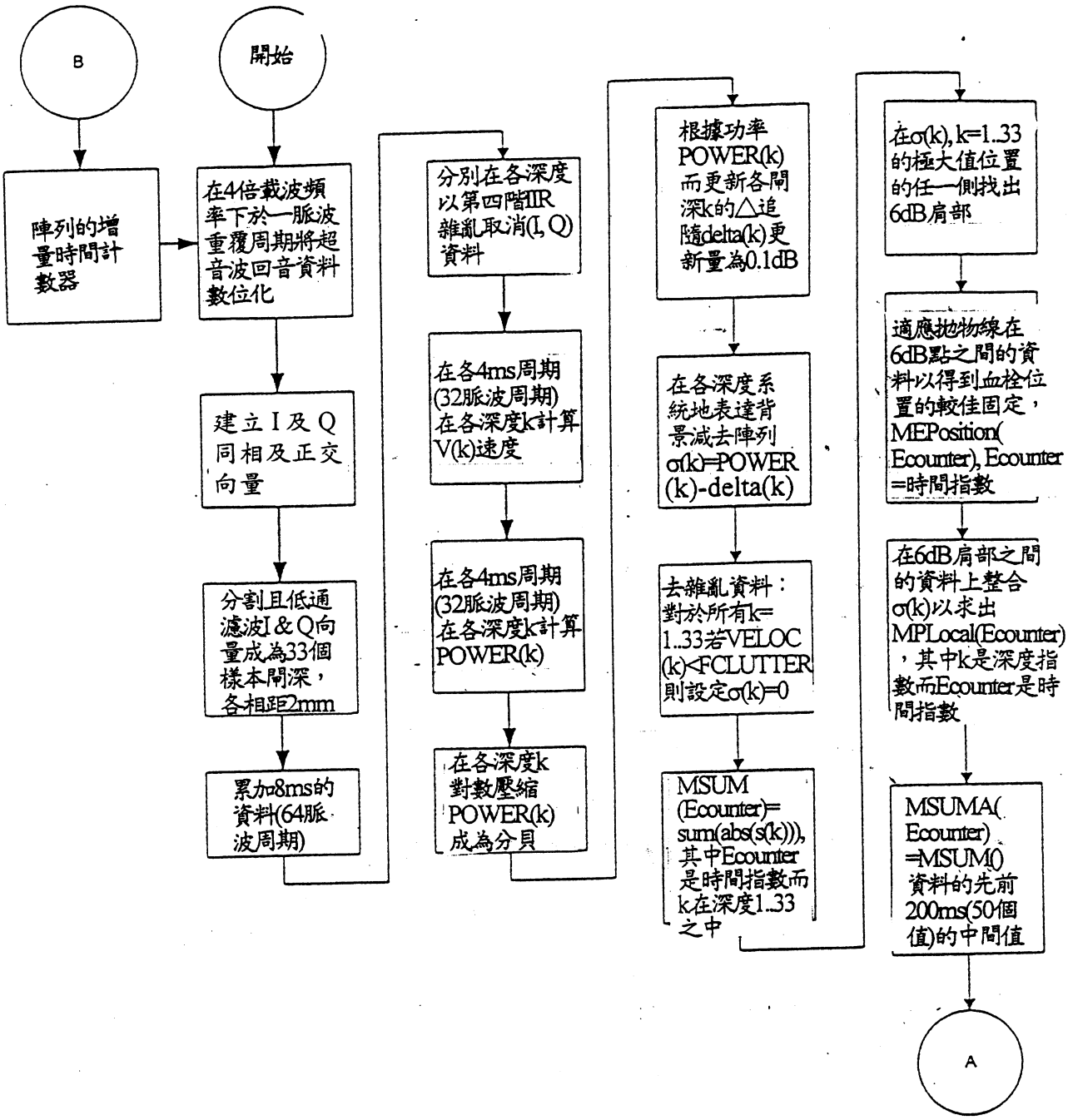

B
陣列的增量時間計數器
開始
在4倍載波頻率下於一脈波重覆周期將超音波回音資料數位化
建立I及Q同相及正交向量
分割且低通濾波I & Q向量成為33個樣本開深，各相距2mm
累加8ms的資料(64脈波周期)
分別在各深度以第四階IIR雜亂取消(I, Q)資料
在各4ms周期(32脈波周期)在各深度k計算V(k)速度
在各4ms周期(32脈波周期)在各深度k計算POWER(k)
在各深度k對數壓縮POWER(k)成為分貝
根據功率POWER(k)而更新各開深k的△追隨delta(k)更新量為0.1dB
在各深度系統地表達背景減去陣列σ(k)=POWER(k)-delta(k)
去雜亂資料：對於所有k=1..33若VELOC(k)<FCLUTTER則設定σ(k)=0
MSUM(Ecounter)=sum(abs(s(k))), 其中Ecounter是時間指數而k在深度1..33之中
在σ(k), k=1..33的極大值位置的任一側找出6dB肩部
適應拋物線在6dB點之間的資料以得到血栓位置的較佳固定，MEPosition(Ecounter), Ecounter=時間指數
在6dB肩部之間的資料上整合σ(k)以求出MPLocal(Ecounter)，其中k是深度指數而Ecounter是時間指數
MSUMA(Ecounter)=MSUM()資料的先前200ms(50個值)的中間值
A

圖 17